



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104955394 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201480004383. 8

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

(22) 申请日 2014. 01. 21

代理人 舒艳君 李洋

(30) 优先权数据

2013-009410 2013. 01. 22 JP

2014-008913 2014. 01. 21 JP

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 6/12(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 07. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/051147 2014. 01. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/115736 JA 2014. 07. 31

(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 上原久幸 秋山真己 吉田元

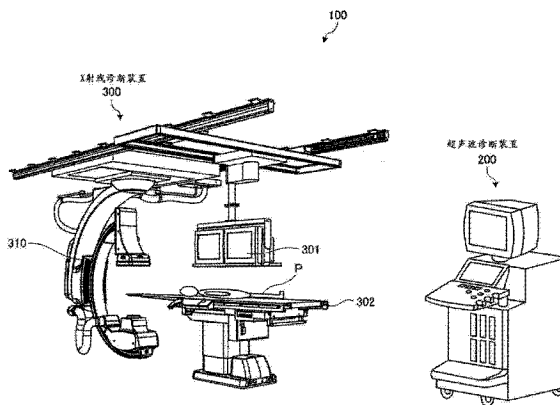
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

X 射线诊断装置以及超声波诊断装置

(57) 摘要

实施方式的 X 射线诊断装置 (300) 具备决定部 (320)、投影图像生成部 (326)、以及显示部 (301)。决定部 (320) 在使用穿刺针进行穿刺的手术中, 根据由超声波诊断装置 (200) 取得的该超声波诊断装置的探头的位置信息, 将与上述探头的扫描面成为水平的角度以及成为垂直的角度的至少一个角度决定为 X 射线的照射方向。投影图像生成部 (326) 根据上述位置信息以及上述 X 射线的照射方向, 生成将上述扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影了的投影图像数据。显示部 (301) 显示在上述 X 射线的照射方向摄影了的包含上述穿刺针的 X 射线图像数据和由上述投影图像生成部 (326) 生成的投影图像数据。



1. 一种 X 射线诊断装置, 其中, 具备:

决定部, 在使用穿刺针进行穿刺的手术中, 该决定部根据由超声波诊断装置取得的该超声波诊断装置的探头的位置信息, 将与上述探头的扫描面成为水平的角度以及成为垂直的角度的至少一个角度决定为 X 射线的照射方向;

投影图像生成部, 其根据上述位置信息以及上述 X 射线的照射方向, 生成将上述扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影了的投影图像数据; 以及

显示部, 其显示在上述 X 射线的照射方向摄影了的包含上述穿刺针的 X 射线图像数据和由上述投影图像生成部生成的投影图像数据。

2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置, 其中,

上述 X 射线诊断装置还具备操作部, 上述操作部从操作者接受选择与扫描面成为水平的角度以及成为垂直的角度的至少一个角度的指示,

上述决定部将上述操作部所接受的角度决定为 X 射线的照射方向。

3. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置, 其中,

上述操作部在进行上述穿刺的手术的过程中, 还从操作者接受变更上述角度的指示,

上述决定部将上述操作部接受变更指示的角度决定为变更后的 X 射线的照射方向,

上述投影图像生成部根据上述位置信息以及上述变更后的 X 射线的照射方向, 重新生成将上述扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影了的投影图像数据,

上述显示部显示在上述变更后的 X 射线的照射方向摄影了的包含上述穿刺针的 X 射线图像数据和由上述投影图像生成部重新生成的投影图像数据。

4. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置, 其中,

上述显示部重叠显示上述 X 射线图像数据和上述投影图像数据。

5. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置, 其中, 还具备:

臂部, 其对产生 X 射线的 X 射线源和检测来自上述 X 射线源的 X 射线的 X 射线检测部进行保持;

操作部, 其进行移动控制上述臂部的操作; 以及

控制部, 其根据上述操作移动控制上述臂部以便成为上述照射方向。

6. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置, 其中,

上述投影图像生成部生成投影图像数据, 上述投影图像数据包括表示上述探头的信息和表示成为上述穿刺针穿刺对象的部位的信息的至少一方。

7. 一种超声波诊断装置, 其中, 具备:

超声波探头, 其对被检体发送接收超声波, 并且在使用穿刺针进行穿刺的手术中能够安装将该穿刺针固定的穿刺适配器;

图像生成部, 其根据由上述超声波探头接收到的反射波来生成图像数据;

控制部, 其控制基于上述超声波探头的超声波的发送接收;

检测部, 其检测上述超声波探头的位置信息;

发送部, 其将上述超声波探头的位置信息和上述图像数据向 X 射线诊断装置发送;

接收部, 由上述 X 射线诊断装置接收 X 射线图像数据和投影图像数据, 上述 X 射线图像数据包含上述穿刺针, 根据上述超声波探头的位置信息, 在由与上述超声波探头的扫描面成为水平的角度以及成为垂直的角度的至少一个角度决定的 X 射线的照射方向, 通过上述

X 射线诊断装置摄影了上述穿刺针,根据上述位置信息以及上述 X 射线的照射方向,将上述扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影来生成上述投影图像数据;以及显示部,其显示包含上述穿刺针的 X 射线图像数据和上述投影图像数据。

X 射线诊断装置以及超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及 X 射线诊断装置以及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 以往,在采取肿瘤等组织的检查或局部投放药剂的治疗中的穿刺手术时,一般使用超声波诊断装置。例如,医师等从业者(以下,称为“操作者”)一边观察写入由超声波诊断装置摄影得到的超声波图像的穿刺针的图像一边使穿刺针前进到穿刺对象部位。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1 :日本特开 2005-80989 号公报

[0006] 专利文献 2 :日本特开平 8-84740 号公报

发明内容

[0007] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够确认穿刺针是否没有从超声波诊断装置的扫描面偏离的 X 射线诊断装置。

[0008] 实施方式的 X 射线诊断装置具备决定部、投影图像生成部、以及显示部。决定部在使用穿刺针进行穿刺的手术中,根据由超声波诊断装置取得的该超声波诊断装置的探头的位置信息,将与上述探头的扫描面成为水平的角度以及成为垂直的角度的至少一个角度决定为 X 射线的照射方向。投影图像生成部根据上述位置信息以及上述 X 射线的照射方向,生成将上述扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影了的投影图像数据。显示部显示在上述 X 射线的照射方向摄影了的包含上述穿刺针的 X 射线图像数据和由上述投影图像生成部生成的投影图像数据。

附图说明

[0009] 图 1 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统的结构例的图。

[0010] 图 2 是表示实施方式所涉及的超声波诊断装置以及实施方式所涉及的 X 射线诊断装置的结构例的功能性框图。

[0011] 图 3 表示超声波诊断装置的扫描面和基于 X 射线诊断装置的 X 射线的照射方向的一个例子的图。

[0012] 图 4 是表示相对于扫描面从水平方向照射 X 射线时的照射范围的一个例子的图。

[0013] 图 5 是表示相对于扫描面从垂直方向照射 X 射线时的照射范围的一个例子的图。

[0014] 图 6A 是表示实施方式所涉及的数据校正部进行的生成投影图像数据的动作的一个例子的图。

[0015] 图 6B 是表示实施方式所涉及的数据校正部进行的生成投影图像数据的动作的一个例子的图。

[0016] 图 6C 是表示基于实施方式所涉及的数据校正部进行的生成投影图像数据的动作

的一个例子的图。

[0017] 图 7 是表示通过实施方式所涉及的图像处理部生成的图像的一个例子的图。

[0018] 图 8 是表示通过实施方式所涉及的图像处理部生成的合成图像数据的一个例子的图。

[0019] 图 9 是表示基于实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤的流程图。

[0020] 图 10 是表示基于实施方式所涉及的 X 射线诊断装置的处理步骤的流程图。

[0021] 图 11A 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0022] 图 11B 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0023] 图 11C 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0024] 图 12A 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0025] 图 12B 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0026] 图 12C 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0027] 图 13A 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0028] 图 13B 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0029] 图 13C 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0030] 图 14 是表示相对于超声波诊断装置的扫描面从水平方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据的变形例的一个例子的图。

[0031] 图 15 是表示相对于超声波诊断装置的扫描面从垂直方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据的变形例的一个例子的图。

具体实施方式

[0032] 以下,参照附图,说明实施方式所涉及的 X 射线诊断装置以及超声波诊断装置。

[0033] 在实施方式中,以包含 X 射线诊断装置的穿刺辅助系统 100 为例进行说明。图 1 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统 100 的结构例的图。如图 1 所示,穿刺辅助系统 100 具有超声波诊断装置 200 和 X 射线诊断装置 300。超声波诊断装置 200 具有未图示的探头。在该探头上有时安装穿刺针插入导向。X 射线诊断装置 300 具备显示部 301、床 302、以及 C 形臂 310。另外,图 1 所示的被检体 P 不包含于穿刺辅助系统 100。这样的穿刺辅助系统 100 中的位置由 X-Y-Z 坐标系来规定。另外,针对超声波诊断装置 200 以及 X 射线诊断装置 300 的详细结构后述。

[0034] 在这样的穿刺辅助系统 100 中,对被检体 P 进行使用超声波诊断装置 200 的穿刺

手术。例如,医师等从业者(以下,称为“操作者”)参照由超声波诊断装置 200 摄影得到的超声波图像,进行穿刺对象部位的确定。并且,操作者例如一边参照由超声波诊断装置 200 摄影得到的穿刺对象部位的超声波图像,一边进行由穿刺针采取肿瘤等组织的检查、从穿刺针的前端局部投放药剂的治疗、或从穿刺针的前端照射微波或无线电波的切除治疗等。

[0035] 在进行这样的穿刺手术时,穿刺针沿着超声波诊断装置的扫描面前进。然而,在穿刺手术时有时穿刺针从扫描面偏离。另外,操作者不能明确地判断作为超声波图像而写入的穿刺针是前端部还是穿刺针的中央部。因此,在以往的超声波诊断装置中,有时不能确认穿刺针是否到达了穿刺对象部位。因此,在实施方式所涉及的穿刺辅助系统 100 中,X 射线诊断装置 300 根据由使用穿刺针进行穿刺的超声波诊断装置 200 取得的超声波诊断装置 200 的探头的扫描面的位置信息,决定以规定的角度与扫描面交叉的 X 射线的照射方向。另外,X 射线诊断装置 300 根据位置信息以及 X 射线的照射方向,生成将扫描面向 X 射线的照射方向投影的投影图像数据。并且,X 射线诊断装置 300 生成合成图像,该合成图像是包含由 X 射线的照射方向进行摄影的穿刺针的 X 射线图像和投影图像重叠的图像。

[0036] 接着,使用图 2,针对超声波诊断装置 200 以及 X 射线诊断装置 300 的详细结构进行说明。图 2 是表示实施方式所涉及的超声波诊断装置 200 以及实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 300 的结构例的功能性框图。

[0037] 如图 2 所示,超声波诊断装置 200 具备探头 201、超声波图像显示部 202、操作部 203、以及装置主体 210。超声波探头 201 为了进行超声波的发送接收而与装置主体 210 连接。超声波探头 201 例如具有多个压电振子。各压电振子根据由后述的装置主体 210 所具有的系统控制部 211 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信号。另外,超声波探头 201 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。

[0038] 如果由超声波探头 201 向被检体 P 发送超声波,则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,由超声波探头 201 所具有的多个压电振子来接收反射波信号。该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,所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接受频移。

[0039] 超声波图像显示部 202 是显示超声波图像数据的显示器等显示设备。操作部 203 将由操作者接受的各种设定要求向装置主体 210 转送。例如,操作部 203 由操作者接受摄影模式的指定。由此,超声波图像输入部 214 以所指定的摄影模式生成超声波图像数据。另外,在摄影模式中,包含对 B 模式图像进行摄像的“B 模式”、对 M 模式图像进行摄像的“M 模式”、对彩色图像进行摄像的“C 模式”、对多普勒波形图像进行摄像的“D 模式”。另外,例如,操作部 203 由操作者接受收集超声波图像的指示。由此,系统控制部 211 对被检体 P 发送超声波。另外,例如,操作部 203 由操作者接受穿刺对象部位的指定。由此,穿刺部位指定部 219 生成在超声波图像中合成表示穿刺对象部位的区域的图像数据。

[0040] 装置主体 210 具备系统控制部 211、超声波图像保存部 212、超声波图像收集部 213、超声波图像输入部 214、超声波图像输出部 215、探头位置检测部 216、扫描面位置计算部 217、扫描面位置送出部 218、穿刺部位指定部 219、以及超声波图像数据送出部 220。

[0041] 系统控制部 211 具有触发发生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器电路等,向超

声波探头 201 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,发送延迟电路对脉冲发生器电路所产生的各速率脉冲赋予将由超声波探头 201 产生的超声波会聚成束状并决定发送指向性所使用的每个压电振子的发送延迟时间。另外,触发发生电路以基于速率脉冲的定时,向超声波探头 201 供给驱动信号。

[0042] 超声波图像保存部 212 存储由超声波图像输入部 214 生成的超声波图像数据。

[0043] 超声波图像收集部 213 具有放大器电路、A/D 转换器、以及加法器等,对超声波探头 201 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放大进行增益校正处理,A/D 转换器对增益校正后反射波信号进行 A/D 转换并赋予决定接收指向性所需的每个接收延迟时间,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,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。

[0044] 超声波图像输入部 214 根据由超声波图像收集部 213 生成的反射波数据,生成超声波图像数据。例如,超声波图像输入部 214 由超声波图像收集部 213 接收反射波数据,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)。并且,超声波图像输入部 214 根据 B 模式数据生成 B 模式图像数据。另外,超声波图像输入部 214 根据由超声波图像收集部 213 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)。并且,超声波图像输入部 214 根据多普勒数据生成平均速度图像、方差图像、能量图像、或作为这些的组合图像的彩色多普勒(Color Doppler)图像数据。另外,超声波图像输入部 214 根据 B 模式数据的时间序列数据,生成利用者所设定的距离门中的 M(Motion) 模式图像数据。另外,超声波图像输入部 214 根据多普勒数据的时间序列数据,生成沿着时间序列绘制出利用者所设定的距离门中的血流或组织的速度信息的多普勒波形图像数据。另外,多普勒波形图像数据根据由连续波(CW:Continuous Wave)多普勒法或脉冲波(PW:Pulsed Wave)多普勒法收集到的多普勒数据来生成。

[0045] 超声波图像输出部 215 使来自超声波图像输入部 214 的超声波图像数据或由超声波图像保存部 212 存储的超声波图像数据显示于超声波图像显示部 202。例如,超声波图像输出部 215 在使用超声波诊断装置 200 进行的超声波检查中,将以各种摄像模式生成的各种超声波图像数据显示于超声波图像显示部 202。

[0046] 探头位置检测部 216 确定探头 201 的位置。在此,探头位置检测部 216 在穿刺辅助系统 100 中的 X-Y-Z 坐标系中确定探头 201 的位置。例如,探头位置检测部 216 利用 GPS 来确定探头 201 的位置。另外,探头位置检测部 216 也可以在床的规定的位置安装探头 201,根据距离该规定的位置的移动量来确定探头 201 的位置。另外,探头位置检测部 216 也可以通过接收来自安装于探头 201 的超声波发送装置的信号来确定探头 201 的位置。

[0047] 扫描面位置计算部 217 根据由探头位置检测部 216 确定的探头的位置,来确定扫描面的位置。例如,扫描面位置计算部 217 根据探头的朝向和探头的位置,来确定扫描面的位置。扫描面位置计算部 217 将所确定的扫描面的位置作为扫描面的位置信息向扫描面位置送出部 218 输出。另外,扫描面的位置信息在 X-Y-Z 坐标系中,例如由 $\Sigma(x, y, z)$ 表示。

[0048] 扫描面位置送出部 218 将由扫描面位置计算部 217 取得的扫描面的位置信息向 X

射线诊断装置 300 送出。

[0049] 当经由操作部 203 接受操作者进行的穿刺对象部位的指定时,穿刺部位指定部 219 生成在超声波图像中合成了表示由操作者指定的穿刺对象部位的区域的图像数据。例如,穿刺部位指定部 219 生成将由矩形或圆形所示的穿刺对象部位与超声波图像数据合成的图像数据。另外,穿刺部位指定部 219 将所生成的超声波图像数据向超声波图像数据送出部 220 输出。另外,穿刺部位指定部 219 使所生成的超声波图像数据显于超声波图像显示部 202。

[0050] 超声波图像数据送出部 220 将由穿刺部位指定部 219 生成的超声波图像数据向 X 射线诊断装置 300 送出。

[0051] 另外,如图 2 所示,X 射线诊断装置 300 具备显示部 301、床 302、操作部 303、C 形臂 310、X 射线高电压发生装置 313、系统控制部 320、C 形臂移动控制部 321、床移动控制部 322、图像保存部 323、图像输出部 324、X 射线图像输入部 325、数据校正部 326、以及图像处理部 327。

[0052] 显示部 301 例如显示由 X 射线诊断装置 300 摄影得到的透视图像等 X 射线图像。床 302 载置被检体 P。例如,床 302 具有载置被检体 P 的顶板,能够向垂直方向以及水平方向移动。另外,床 302 能够使顶板向长度方向或长度方向以及宽度方向移动。床 302 移动本装置或顶板,将被检体 P 向 X 射线诊断装置 300 的摄影区域移动。

[0053] 操作部 303 是触摸面板、脚踏开关、以及操纵杆等,接受操作者进行的相对于 X 射线诊断装置 300 的各种操作的输入。例如,操作部 303 接受操作者进行的相对于用于使被检体 P 内的观察对象向画面中央移动的床 302 的操作。由此,床移动控制部 322 使床 302 根据操作者的操作来移动。另外,操作部 303 接受操作者进行的使 C 形臂 310 旋转的操作。由此,C 形臂移动控制部 321 使 C 形臂 310 根据操作者的操作而旋转。

[0054] 另外,操作部 303 接受操作者进行的摄影条件的设定。例如,操作部 303 由操作者接受 SID(Source-Image Distance)、FOV(Field Of View) 等信息。另外,也可以由 X 射线诊断装置 300 事先保存 SID 或 FOV 等的值。另外,操作部 303 由操作者接受 X 射线图像数据的收集指示。

[0055] 另外,操作部 303 接受操作者进行的超声波诊断装置 200 相对于扫描面照射 X 射线的照射方向的设定。例如,操作部 303 接受对扫描面的水平方向的设定或对扫描面的垂直方向的设定。另外,操作者还能够在扫描中变更 X 射线相对于该扫描面的照射方向的设定。另外,照射方向也可以被设定为相对于扫描面的角度。

[0056] C 形臂 310 使 X 射线源装置 311 以及 X 射线检测器 312 对置地支承。X 射线源装置 311 具有 X 射线管装置 311a 和 X 射线可动光阑 311b,是通过由 X 射线高电压发生装置 313 供给的高电压产生 X 射线的装置。X 射线管装置 311a 照射 X 射线。X 射线可动光阑 311b 将从 X 射线管装置 311a 相对于被检体 P 照射的 X 射线的范围会聚到包含被检体 P 的关心区域的范围。X 射线检测器 312 检测从 X 射线管球 311 照射,并透过被检体 P 的 X 射线。X 射线源装置 311 以及 X 射线检测器 312 的对构成为在几何学的旋转中心(等中心点)的周围旋转。

[0057] X 射线高电压发生装置 313 是产生向 X 射线源装置 311 供给的高电压的装置,通过控制所产生的电压·电流来控制从 X 射线管装置 311 照射的 X 射线的输出。

[0058] C形臂移动控制部 321 在基于系统控制部 320 的控制下,控制 C 形臂 310 的旋转等。例如, C 形臂移动控制部 321 根据来自操作部 303 的输入信号,使 C 形臂 310 在 LA0(Left Anterior Oblique View:第 2 斜位)方向或 RA0(Right Anterior Oblique View:第 1 斜位)方向旋转。

[0059] 床移动控制部 322 在基于系统控制部 320 的控制下,进行床 302 的动作控制。例如,床移动控制部 322 根据来自操作部 303 的输入信号,控制床 302 在垂直方向的移动以及床 302 在水平方向的移动。

[0060] 图像保存部 323 存储 X 射线图像数据等。图像输出部 324 将由图像处理部 327 生成的 X 射线图像数据显示于显示部 301。X 射线图像输入部 325 收集向被检体 P 照射的 X 射线在 X 射线检测器 312 中进行投影的图像。

[0061] 系统控制部 320 根据操作部 303 的指示,进行 X 射线诊断装置 200 的整体控制。例如,当由操作者经由操作部 303 接受 X 射线图像的摄影指示时,系统控制部 320 控制 C 形臂移动控制部 321 和床移动控制部 322,收集被检体 P 的 X 射线图像数据。

[0062] 另外,系统控制部 320 根据由使用穿刺针进行穿刺的超声波诊断装置 200 取得的超声波诊断装置 200 的探头 201 的扫描面的位置信息,决定以规定的角度与扫描面交叉的 X 射线的照射方向。

[0063] 例如,系统控制部 320 经由操作部 303,决定以由操作者接受的规定的角度与超声波诊断装置 200 的扫描面交叉的 X 射线的照射方向。使用图 3,针对超声波诊断装置 200 的扫描面与基于 X 射线诊断装置的 X 射线的照射方向的关系进行说明。图 3 是表示超声波诊断装置 200 的扫描面和基于 X 射线诊断装置 300 的 X 射线的照射方向的一个例子的图。图 3 表示由超声波探头 201 的压电振子发送的超声波以及压电振子接收到的反射波信号的扫描面的一个例子。另外,扫描面 3a 具有与压电振子的宽度对应的厚度。

[0064] 当将 X 射线相对于扫描面 3a 的照射方向设定为水平方向时, X 射线诊断装置 300 从图 3 所示的箭头 3b 的方向来照射 X 射线。另外,当将 X 射线相对于扫描面 3a 的照射方向设定为垂直方向时, X 射线诊断装置 300 从图 3 所示的箭头 3c 的方向来照射 X 射线。

[0065] 接着,使用图 4,针对相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从水平方向照射 X 射线时的照射范围进行说明。图 4 是表示相对于扫描面从水平方向照射 X 射线时的照射范围的一个例子的图。换言之,在该例子中,规定的角度为 0 度。在图 4 中,在床 302 上载置被检体 P。图 4 是在 X-Y 坐标系中,从体轴方向的头部侧观察被检体 P 的图。

[0066] 首先,系统控制部 320 根据由超声波诊断装置 200 取得的扫描面的位置信息,决定扫描面的位置。例如,系统控制部 320 将图 4 所示的区域 4a 决定为扫描面的位置。在此,将该扫描面 4a 的位置记作 $\Sigma(x1, y1, z1)$ 。

[0067] 另外,当相对于该扫描面从水平方向照射 X 射线时,系统控制部 320 使 C 形臂旋转,将 X 射线管球 311 以及 X 射线检测器 312 设置在图 4 所图示的位置。具体而言,系统控制部 320 将包含扫描面 4a 的点 4b、4c 以及 4d 的区域决定为 X 射线的照射方向。另外,将使该扫描面 4a 向 X 射线检测器 312 投影时的扫描面 4a 的位置记作 $\Sigma(x2, y2, z2)$ 。另外,针对将扫描面 4a 进行投影的投影图像数据后述。

[0068] 接着,使用图 5,针对相对于扫描面从垂直方向照射 X 射线时的照射范围进行说明。图 5 是表示相对于扫描面从垂直方向照射 X 射线时的照射范围的一个例子的图。换而

言之,在该例子中,规定的角度是与扫描面垂直地交叉的 90 度。在图 5 中,在床 302 上载置被检体 P。图 5 是在 X-Y 坐标系中,从体轴方向的头部侧来观察被检体 P 的图。

[0069] 首先,系统控制部 320 根据由超声波诊断装置 200 取得的扫描面的位置信息,决定扫描面的位置。例如,系统控制部 320 将图 5 所示的区域 5a 决定在扫描面的位置。在此,将该扫描面 5a 的位置记作 $\Sigma(x_1, y_1, z_1)$ 。另外,图 5 所示的扫描面 5a 是沿着 Z 轴的面,因此由线来表示。

[0070] 另外,当相对于该扫描面 5a 从垂直方向来照射 X 射线时,系统控制部 320 使 C 形臂旋转,将 X 射线管球 311 以及 X 射线检测器 312 设置在图 5 所示的位置。具体而言,系统控制部 320 将包含扫描面 5a 的点 5b、5c 以及 5d 的区域决定为 X 射线的照射方向。另外,将使该扫描面 5a 向 X 射线检测器 312 投影时的扫描面 5a 的位置记作 $\Sigma(x_2, y_2, z_2)$ 。另外,针对将扫描面 5a 进行投影的投影图像数据后述。

[0071] 系统控制部 320 将扫描面的位置信息向数据校正部 326 输出。另外,系统控制部 320 针对决定为照射范围的区域进行 X 射线图像数据的摄影。

[0072] 返回到图 2,数据校正部 326 生成在由系统控制部 320 决定的照射范围内对扫描面进行投影的投影图像数据。例如,数据校正部 326 使用由系统控制部 320 取得的扫描面的位置信息、X 射线的照射方向、以及由超声波诊断装置 200 取得的超声波图像数据,生成投影图像数据。

[0073] 使用图 6A ~ 图 6C,针对实施方式所涉及的数据校正部 326 进行的生成投影图像数据的处理进行说明。图 6A ~ 图 6C 表示实施方式所涉及的数据校正部 326 进行的生成投影图像数据的动作的一个例子的图。图 6A 是由超声波诊断装置 200 摄影得到的超声波图像 6a。在该超声波图像 6a 中显示出穿刺对象部位 6b。当相对于该超声波图像 6a 从水平方向照射 X 射线时,例如,数据校正部 326 生成图 6B 所示的投影图像 6c。具体而言,数据校正部 326 生成投影图像 6c,并且该投影图像 6c 包含对超声波图像 6a 进行投影的扫描面 6d、示意性地表示穿刺对象部位 6b 被投影的位置的 6e、以及示意性地表示探头的 6f。

[0074] 另外,当相对于该超声波图像 6a 由垂直方向照射 X 射线时,例如,数据校正部 326 生成图 6C 所示的投影图像 6g。具体而言,数据校正部 326 生成投影图像 6g,并且该投影图像 6g 包含对超声波图像 6a 进行投影的扫描面 6h、示意性地表示穿刺对象部位 6b 被投影的位置的 6i、以及示意性地表示探头的 6j。

[0075] 返回到图 2,图像处理部 327 生成合成图像数据,上述合成图像数据使在通过系统控制部 320 决定的 X 射线的照射方向进行摄影的包含穿刺针的 X 射线图像数据和由数据校正部 326 生成的投影图像数据重叠。

[0076] 使用图 7 以及图 8,说明由图像处理部 327 生成的合成图像数据的一个例子。在此,使用图 7 针对相对于扫描面从水平方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据进行说明,使用图 8 针对相对于扫描面从垂直方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据进行说明。

[0077] 图 7 是表示由实施方式所涉及的图像处理部 327 生成的图像的一个例子的图。如图 7 所示,图像处理部 327 生成使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据的合成图像数据。具体而言,图像处理部 327 使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据,并且上述投影图像数据包含示意性地表示扫描面的信息 7a、示意性地表示探头的信息 7b、以及示意性地表示穿刺对象部位的信息 7c。另外,在 X 射线图像数据中,对穿刺针 7d 进行投影。由此,操作者能够确

认穿刺针是否没有从扫描面偏离。

[0078] 图 8 是表示由实施方式所涉及的图像处理部 327 生成的合成图像数据的一个例子的图。如图 8 所示,图像处理部 327 生成使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据的合成图像数据。具体而言,图像处理部 327 使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据,并且上述投影图像数据包含超声波图像 8a、示意性地表示探头的信息 8b 以及示意性地表示穿刺对象部位的信息 8c。另外,在 X 射线图像数据中,对穿刺针 8d 进行投影。由此,操作者能够确认穿刺针是否到达穿刺对象部位。

[0079] 另外,图像处理部 327 将生成的 X 射线图像数据向图像输出部 324 输出。另外,图像处理部 327 将收集到的 X 射线图像数据存储于图像保存部 323。

[0080] 接着,使用图 9 以及图 10 说明基于穿刺辅助系统 100 的处理步骤。在图 9 中,说明基于超声波诊断装置 200 的处理步骤,在图 10 中,说明基于 X 射线诊断装置 300 的处理步骤。图 9 是表示基于实施方式所涉及的超声波诊断装置 200 的处理步骤的流程图。如图 9 所示,探头位置检测部 216 检测探头 201 的位置(步骤 S101)。

[0081] 接着,扫描面位置计算部 217 根据由探头位置检测部 216 确定的探头的位置,来确定扫描面的位置(步骤 S102)。并且,扫描面位置送出部 218 将由扫描面位置计算部 217 确定的扫描面的位置向 X 射线诊断装置 300 输出(步骤 S103)。

[0082] 另外,超声波图像收集部 213 收集超声波图像数据(步骤 S104)。并且,穿刺部位指定部 219 由操作者接受穿刺部位的指定(步骤 S105)。接着,穿刺部位指定部 219 生成对超声波图像合成了穿刺部位的图像数据(步骤 S106)。并且,超声波图像数据送出部 220 将由穿刺部位指定部 219 合成的超声波图像数据向 X 射线诊断装置 300 输出(步骤 S107)。

[0083] 图 10 是表示基于实施方式所涉及的 X 射线诊断装置 300 的处理步骤的流程图。如图 10 所示,系统控制部 320 判定是否取得了扫描面的位置信息(步骤 S201)。在此,当判定为取得了扫描面的位置信息时(步骤 S201, Yes),系统控制部 320 决定 X 射线的照射方向(步骤 S202)。并且,臂移动控制部 321 将 C 形臂 310 定位在由系统控制部 320 计算出的位置(步骤 S203)。

[0084] 另外,数据校正部 326 判定是否从超声波诊断装置 200 取得了超声波图像数据(步骤 S204)。在此,当判定为由超声波诊断装置 200 取得了超声波图像数据时(步骤 S204, Yes),数据校正部 326 制成投影图像数据(步骤 S205)。

[0085] 接着,图像处理部 327 由 X 射线图像输入部 325 取得 X 射线图像数据(步骤 S206)。并且,图像处理部 327 生成使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据的合成图像数据(步骤 S207)。

[0086] 如上述那样,实施方式所涉及的穿刺辅助系统 100 生成将由超声波诊断装置 200 摄影得到的超声波图像数据向 X 射线的照射方向投影的投影图像数据,并生成与由 X 射线诊断装置 300 摄影得到的 X 射线图像数据进行合成的合成图像数据。由此,在穿刺辅助系统 100 中,能够确认穿刺针的位置与扫描面的位置。由此,根据穿刺辅助系统 100,能够确认穿刺针是否没有从扫描面偏离。

[0087] 另外,根据穿刺辅助系统 100,在合成图像数据中,示意性地显示探头的位置,因此操作者能够把握由何处来发送超声波。

[0088] 另外,穿刺辅助系统 100 生成相对于由超声波诊断装置 200 摄影得到的超声波图

像数据在垂直方向照射 X 射线并投影的投影图像数据,并生成与由 X 射线诊断装置 300 摄影得到的 X 射线图像数据合成的合成图像。由此,在穿刺辅助系统 100 中,能够确认穿刺针的位置和对超声波图像进行投影的扫描面的位置。由此,根据穿刺辅助系统 100,能够确认穿刺针是否到达穿刺对象部位。

[0089] 在此,使用图 11A ~ 图 13C,针对实施方式所涉及的穿刺辅助系统 100 中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系进行说明。图 11A ~ 图 13C 是表示实施方式所涉及的穿刺辅助系统 100 中的扫描面中的穿刺针与穿刺对象部位的关系的一个例子的图。

[0090] 图 11A 是示意性地表示扫描面 11a 的图。该扫描面 11a 由 x - y - z 坐标系表示。图 11A 示出在扫描面 11a 中,穿刺针 11d 从与探头 201 的接触面 11b 朝向穿刺对象部位 11c 前进。另外,穿刺针 11d 的前端的 x 坐标、 y 坐标以及 z 坐标与穿刺对象部位 11c 相同。即,穿刺针 11d 的前端到达穿刺对象部位 11c。

[0091] 图 11B 表示相对于图 11A 所示的扫描面 11a 从水平方向照射 X 射线并向 x - y 平面投影时的投影图像。如图 11B 所示,当从水平方向 (Z 轴方向) 进行投影时,穿刺针 11d 的前端与穿刺对象部位 11c 被重合地投影。

[0092] 另一方面,图 11C 表示相对于图 11A 所示的扫描面 11a 由垂直方向照射 X 射线并向 z - x 平面进行投影时的投影图像。如图 11C 所示,当从垂直方向 (Y 轴方向) 进行投影时,穿刺针 11d 的前端和穿刺对象部位 11c 也被重合地投影。

[0093] 图 12A 是表示扫描面 12a 的示意图。该扫描面 12a 由 x - y - z 坐标系表示。图 12A 示出在扫描面 12a 中,穿刺针 12d 从与探头 201 的接触面 12b 朝向穿刺对象部位 12c 前进。另外,穿刺针 12d 的前端被定位于 x 坐标以及 z 坐标与穿刺对象部位 12c 相同,但 y 坐标不同的坐标。

[0094] 图 12B 表示相对于图 12A 所示的扫描面 12a 从水平方向照射 X 射线并向 x - y 平面投影时的投影图像。如图 12B 所示,当从水平方向 (Z 轴方向) 进行投影时,保存 y 坐标的信息,因此穿刺针 11d 的前端和穿刺对象部位 11c 被定位在不同的坐标。

[0095] 另一方面,图 12C 表示相对于图 12A 所示的扫描面 12a 从垂直方向照射 X 射线并向 z - x 平面投影时的投影图像。如图 12C 所示,当从垂直方向 (Y 轴方向) 进行投影时,不存在 y 坐标的信息,因此穿刺针 11d 的前端与穿刺对象部位 11c 重合地投影。此时,在穿刺手术时,通过一边与在水平方向进行投影的图像相匹配地确认穿刺针的位置一边使穿刺针前进到穿刺对象部位,从而能够准确地确认穿刺针与穿刺对象部位的位置关系。

[0096] 图 13A 是表示扫描面 13a 的示意图。该扫描面 13a 由 x - y - z 坐标系表示。图 13A 示出在扫描面 13a 中,穿刺针 13d 从与探头 201 的接触面 13b 朝向穿刺对象部位 13c 前进。另外,穿刺针 13d 的前端被定位在 x 坐标以及 y 坐标与穿刺对象部位 13c 相同,但 z 坐标不同的坐标。

[0097] 图 13B 表示相对于图 13A 所示的扫描面 13a 从水平方向照射 X 射线并向 x - y 平面投影时的投影图像。如图 13B 所示,当从水平方向 (Z 轴方向) 进行投影时,不存在 z 坐标的信息,因此穿刺针 13d 的前端和穿刺对象部位 13c 被重合地投影。

[0098] 另一方面,图 13C 表示相对于图 13A 所示的扫描面 13a 从垂直方向照射 X 射线并向 z - x 平面投影时的投影图像。如图 13C 所示,当从垂直方向 (Y 轴方向) 进行投影时,保存 z 坐标的信息,因此,穿刺针 13d 的前端与穿刺对象部位 13c 被定位在不同的坐标。当这

样相对于扫描面 13a 从水平方向照射 X 射线时,即使穿刺针 13d 的前端与穿刺对象部位 13c 重合,但实际上穿刺针 13d 的前端被定位在 x 坐标以及 y 坐标与穿刺对象部位 13c 相同,但 z 坐标不同的坐标。从而,在穿刺辅助系统 100 中,通过由水平方向和垂直方向切换 X 射线相对于扫描面的照射方向,从而能够更准确地确认穿刺针与穿刺对象部位的位置关系。

[0099] (变形例)

[0100] 说明为当相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从水平方向照射 X 射线时,数据校正部 326 生成投影图像数据,并且上述投影图像数据包含示意性地表示扫描面的信息、示意性地表示穿刺对象部位的信息、以及示意性地表示探头的信息,但通过数据校正部 326 生成的投影图像并不限于此。例如,当相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从水平方向照射 X 射线时,数据校正部 326 也可以生成只包含扫描面的投影图像数据。

[0101] 另外,说明为当相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从垂直方向照射 X 射线时,数据校正部 326 生成包含超声波图像的投影图像数据,但也可以生成代替包含超声波图像而包含示意性地表示扫描面的信息的投影图像数据。

[0102] 并且,图像处理部 327 使用由数据校正部 326 生成的投影图像数据,生成合成图像数据。使用图 14 以及图 15,说明由图像处理部 327 生成的合成图像数据的变形例。在此,使用图 14 针对相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从水平方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据的变形例进行说明,使用图 15 针对相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从垂直方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据的变形例进行说明。另外,图 14 以及图 15 表示将由图像处理部 327 生成的合成图像数据显示于显示部 301 的情况。

[0103] 图 14 是表示相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从水平方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据的变形例的一个例子的图。如图 12 所示,图像处理部 327 生成使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据的合成图像数据。具体而言,图像处理部 327 使只包含超声波诊断装置 200 的扫描面的投影图像数据重叠于 X 射线图像数据。另外,在 X 射线图像数据中,对穿刺针 14a 进行投影。由此,操作者能够确认穿刺针是否没有从超声波诊断装置 200 的扫描面偏离。

[0104] 图 15 是表示相对于超声波诊断装置 200 的扫描面从垂直方向照射 X 射线时所生成的合成图像数据的变形例的一个例子的图。如图 15 所示,图像处理部 327 生成使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据的合成图像数据。具体而言,图像处理部 327 使投影图像数据重叠于 X 射线图像数据,并且上述投影图像数据包含示意性地表示扫描面的信息、示意性地表示探头的信息、以及示意性地表示穿刺对象部位的信息。另外,在 X 射线图像数据中,对穿刺针 15a 进行投影。由此,操作者能够确认穿刺针是否到达了穿刺对象部位。另外,图像处理部 327 也可以使只包含扫描面的投影图像数据重叠于 X 射线图像数据。

[0105] 另外,除了示意性地表示扫描面的信息之外,数据校正部 326 也可以生成投影图像数据,并且上述投影图像数据包含表示探头的信息和表示将穿刺针作为穿刺对象的部位的信息的至少一方。

[0106] 在上述的实施方式中,针对在将 X 射线相对于扫描面的照射方向设定为水平方向时或将 X 射线相对于扫描面地照射方向设定为垂直方向时,生成使 X 射线图像数据和投影图像数据重叠的合成图像数据的情况进行了说明。此时,系统控制部 320 将与探头的扫描面成为水平的角度或成为垂直的角度决定为 X 射线的照射方向。在这样设定的 X 射线的照

射方向中,实时生成使 X 射线图像数据和投影图像数据重叠的合成图像数据。由此,超声波诊断装置 200 的操作者能够确认穿刺针前进的样子。其结果,超声波诊断装置 200 的操作者能够确认穿刺针是否没有从超声波诊断装置的扫描面偏离。

[0107] 另外,系统控制部 320 例如控制 C 形臂移动控制部 321,以使得根据探头的位置的变化,以成为所设定的角度的方式决定 X 射线的照射方向,并使 C 形臂 310 在所决定的照射方向旋转。即,C 形臂随着探头的位置的变化而移动,以使得成为设定了 X 射线的照射方向的角度。由此,即使探头的位置发生变化,超声波诊断装置 200 的操作者也能够确认穿刺针前进的样子。

[0108] 另外,在上述的实施方式中,针对将 X 射线相对于扫描面的照射方向设定为成为水平的角度的情况或将 X 射线相对于扫描面的照射方向设定为成为垂直的角度的情况进行了说明,但也可以在正在穿刺手术的过程中切换照射方向。当在正在穿刺手术的过程中切换照射方向时,例如,操作部 303 在正在穿刺手术的过程中,还能够接受操作者进行的变更角度的指示。在此,操作部 303 例如根据操作进行穿刺手术的超声波诊断装置 200 的操作者的信号,由操作 X 射线诊断装置 300 的操作者接受变更角度的指示。并且,系统控制部 320 将操作部 303 接受了变更的指示的角度决定为变更后的 X 射线的照射方向。接着,数据校正部 326 根据位置信息以及变更后的 X 射线的照射方向,重新生成将扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影的投影图像数据。并且,显示部 301 显示在变更后的 X 射线的照射方向进行摄影的包含穿刺针的 X 射线图像数据和由数据校正部 326 重新生成的投影图像数据。另外,即使这样在穿刺手术的过程中切换照射方向,也实时地生成合成图像数据。

[0109] 另外,说明为当在正在穿刺手术的过程中切换照射方向时,根据超声波诊断装置 200 的操作者的信号,X 射线诊断装置 300 的操作者指示角度的变更,但实施方式并不限于此。例如,也可以自动地切换照射方向。更具体而言,系统控制部 320 以规定的时间间隔交替地切换使 X 射线相对于扫描面的照射方向成为水平的角度和成为垂直的角度。并且,数据校正部 326 根据位置信息以及切换了角度后的 X 射线的照射方向,重新生成将扫描面的超声波图像向该 X 射线的照射方向投影的投影图像数据。由此,显示部 301 显示在切换角度后的 X 射线的照射方向进行摄影的包含穿刺针的 X 射线图像数据和由数据校正部 326 重新生成的投影图像数据。另外,规定的时间间隔能够任意地设定。

[0110] 另外,在上述的实施方式中,说明为显示部 301 显示由图像处理部 327 生成的 X 射线图像数据和投影图像数据重叠的合成图像数据,但实施方式并不限于此。例如,显示部 301 也可以使 X 射线图像数据和投影图像数据不重叠而进行显示。此时,图像处理部 327 不会生成使 X 射线图像数据和投影图像数据重叠的合成图像数据,而将 X 射线图像数据和投影图像数据分别向图像输出部 324 发送。由此,显示部 301 例如对显示区域进行分割,在一显示区域显示 X 射线图像数据,在另一显示区域显示投影图像数据。

[0111] 另外,在实施方式中,说明了 X 射线诊断装置 300 具有一个 C 形臂 310 的情况,但 X 射线诊断装置 300 也可以是具有两个 C 形臂 310 的双面型的 X 射线诊断装置。此时,X 射线诊断装置 300 可以不断显示在水平方向和垂直方向进行投影的合成图像数据,另外也可以根据操作者的指示选择性地切换显示在水平方向进行投影的合成图像数据或在垂直方向进行投影的合成图像数据的一方。在此,当双面型的 X 射线诊断装置 300 具有多个显示

部 301 时,也可以在一显示部 301 显示由水平方向进行投影的合成图像数据,在另一显示部 301 显示由垂直方向进行投影的合成图像数据。另外,即使是双面 (bi-plane) 型的 X 射线诊断装置的情况下,显示部 301 也可以分割显示区域,在一显示区域显示 X 射线图像数据,在另一显示区域显示投影图像数据。

[0112] 另外,在上述的实施方式中,针对 X 射线诊断装置 300 将合成图像数据显示于显示部 301 的情况进行了说明,但实施方式并不限于此。例如,超声波诊断装置 200 也可以将合成图像数据显示于超声波图像显示部 202。此时,X 射线诊断装置 300 将由图像处理部 327 生成的合成图像数据、或 X 射线图像数据和投影图像数据向超声波诊断装置 200 发送。并且,超声波诊断装置 200 将由 X 射线诊断装置 300 接收到的合成图像数据、或 X 射线图像数据和投影图像数据显示在超声波图像显示部 202 上。在此,当使 X 射线图像数据和投影图像数据不重叠而分别显示 X 射线图像数据和投影图像数据时,超声波图像显示部 202 例如对显示区域进行分割,在一显示区域显示 X 射线图像数据,在另一显示区域显示投影图像数据。另外,X 射线诊断装置 300 也可以将由图像处理部 327 生成的合成图像数据、X 射线图像数据以及投影图像数据向超声波诊断装置 200 发送。此时,超声波图像显示部 202 例如显示合成图像数据、或 X 射线图像数据和投影图像数据中,由超声波诊断装置 200 的操作者选择的图像数据。

[0113] 另外,例如经由网络与穿刺辅助系统 100 连接的、与 X 射线诊断装置 300 或超声波诊断装置 200 不同的图像处理装置也可以从 X 射线诊断装置 300 或超声波诊断装置 200 来接收合成图像数据或 X 射线图像数据和投影图像数据。此时,图像处理装置可以显示合成图像数据,或者也可以使 X 射线图像数据和投影图像数据不重叠而分别显示。

[0114] 根据以上所述的实施方式的 X 射线诊断装置以及超声波诊断装置,能够确认穿刺针是否没有从超声波诊断装置的扫描面偏离。

[0115] 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。

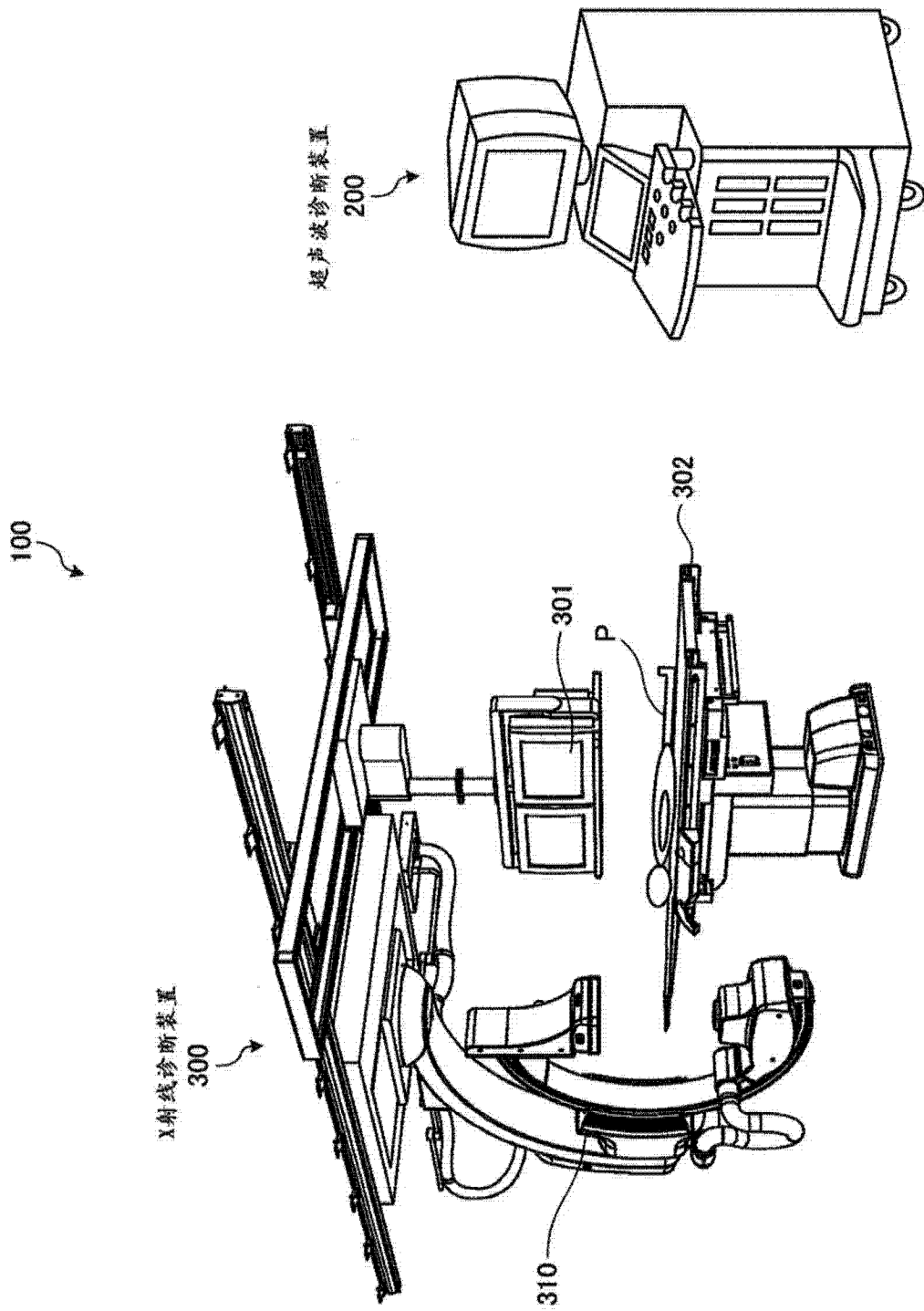


图 1

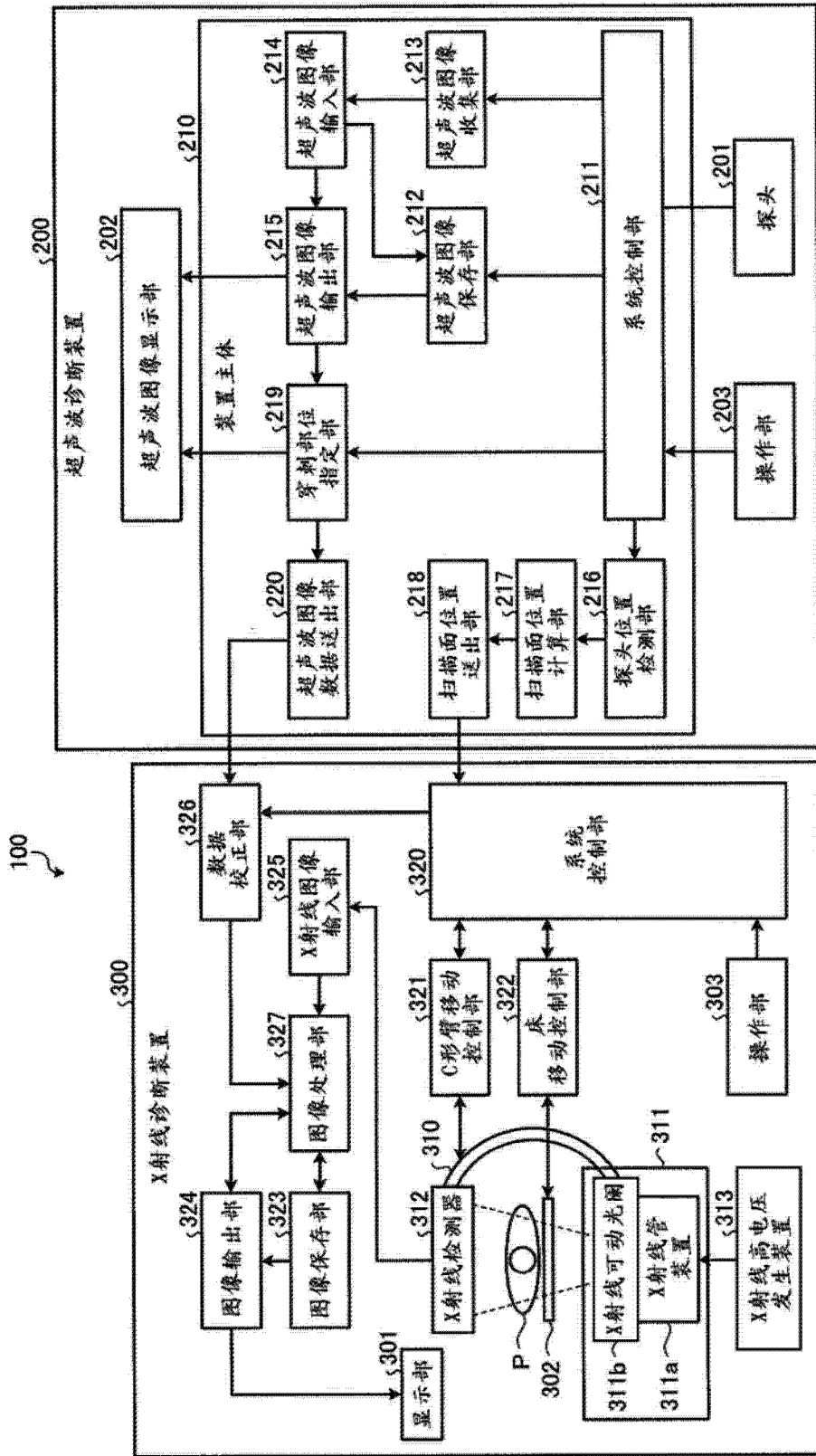


图 2

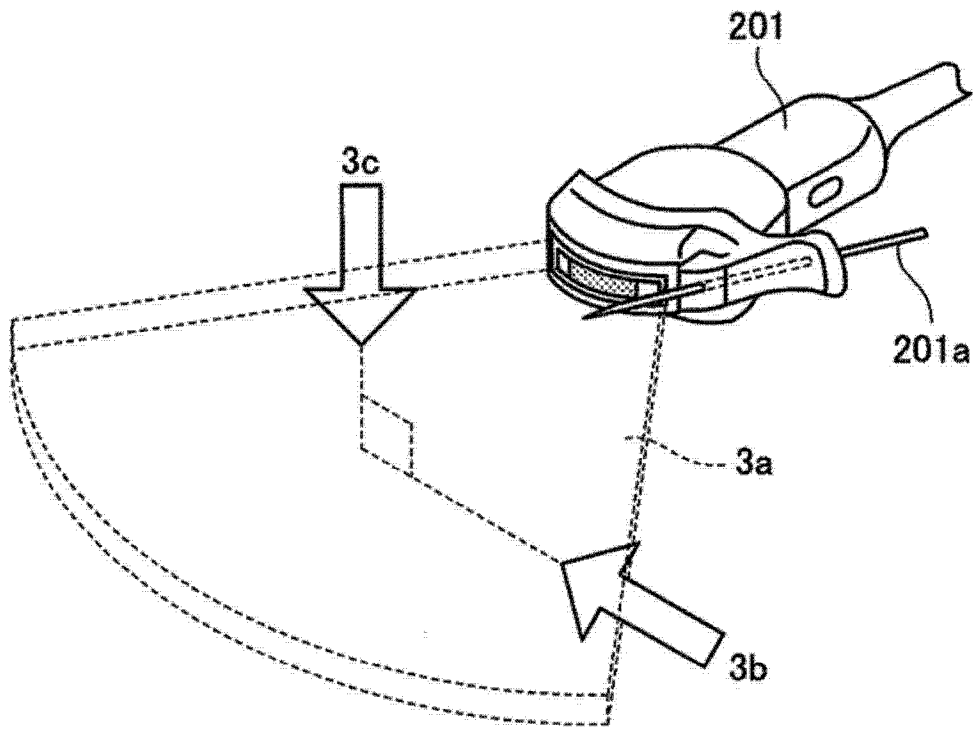


图 3

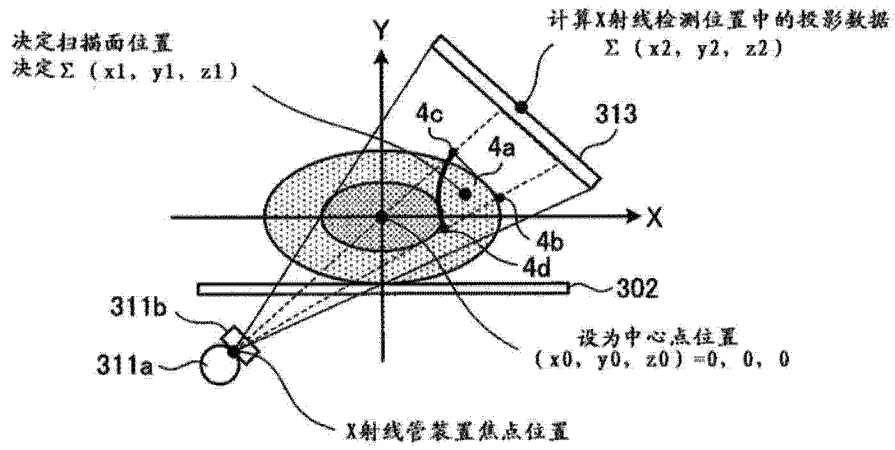


图 4

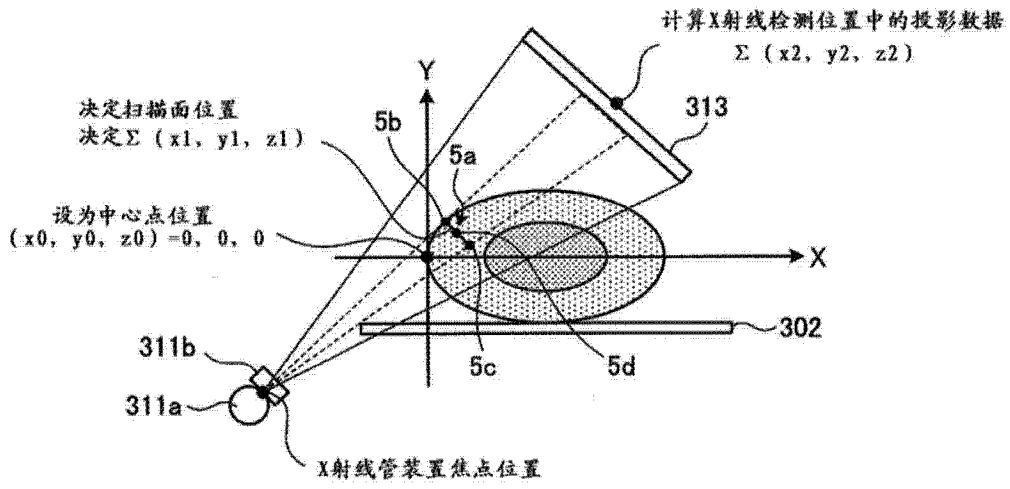


图 5

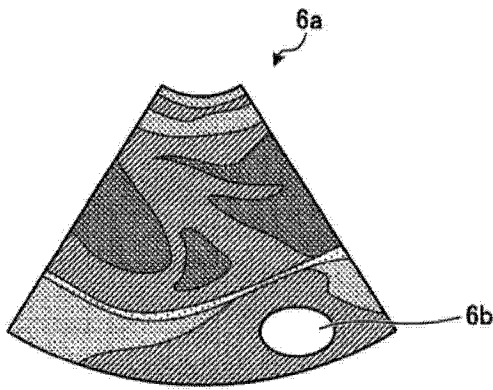


图 6A

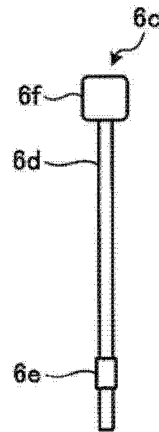


图 6B

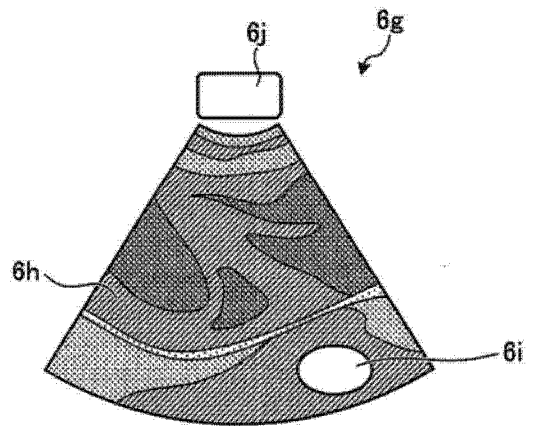


图 6C

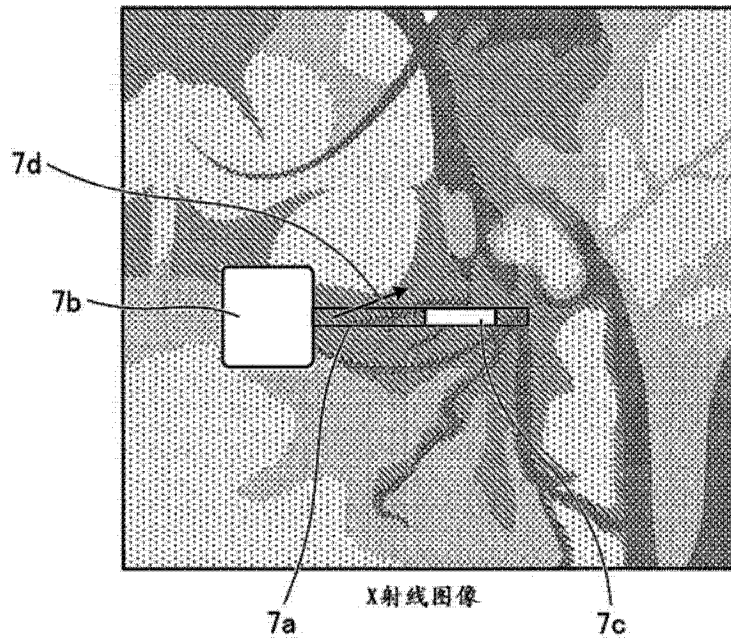


图 7

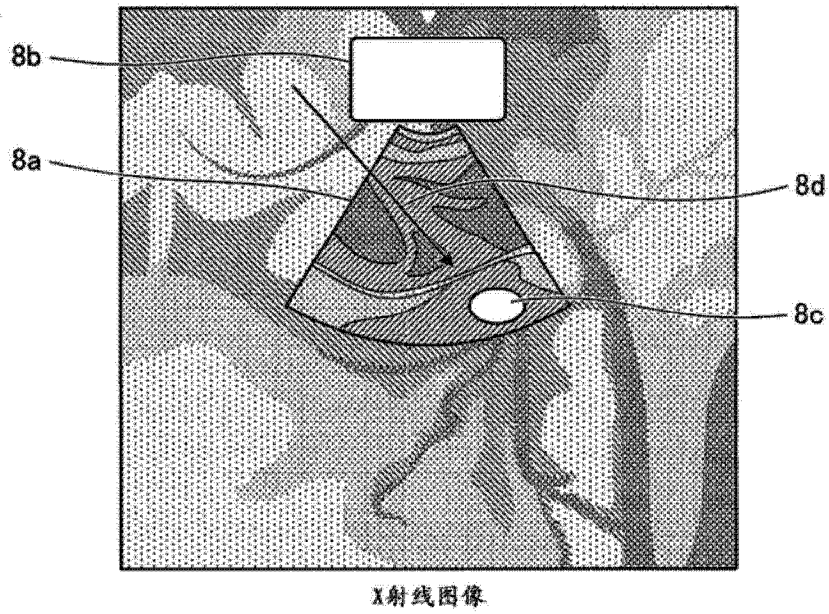


图 8

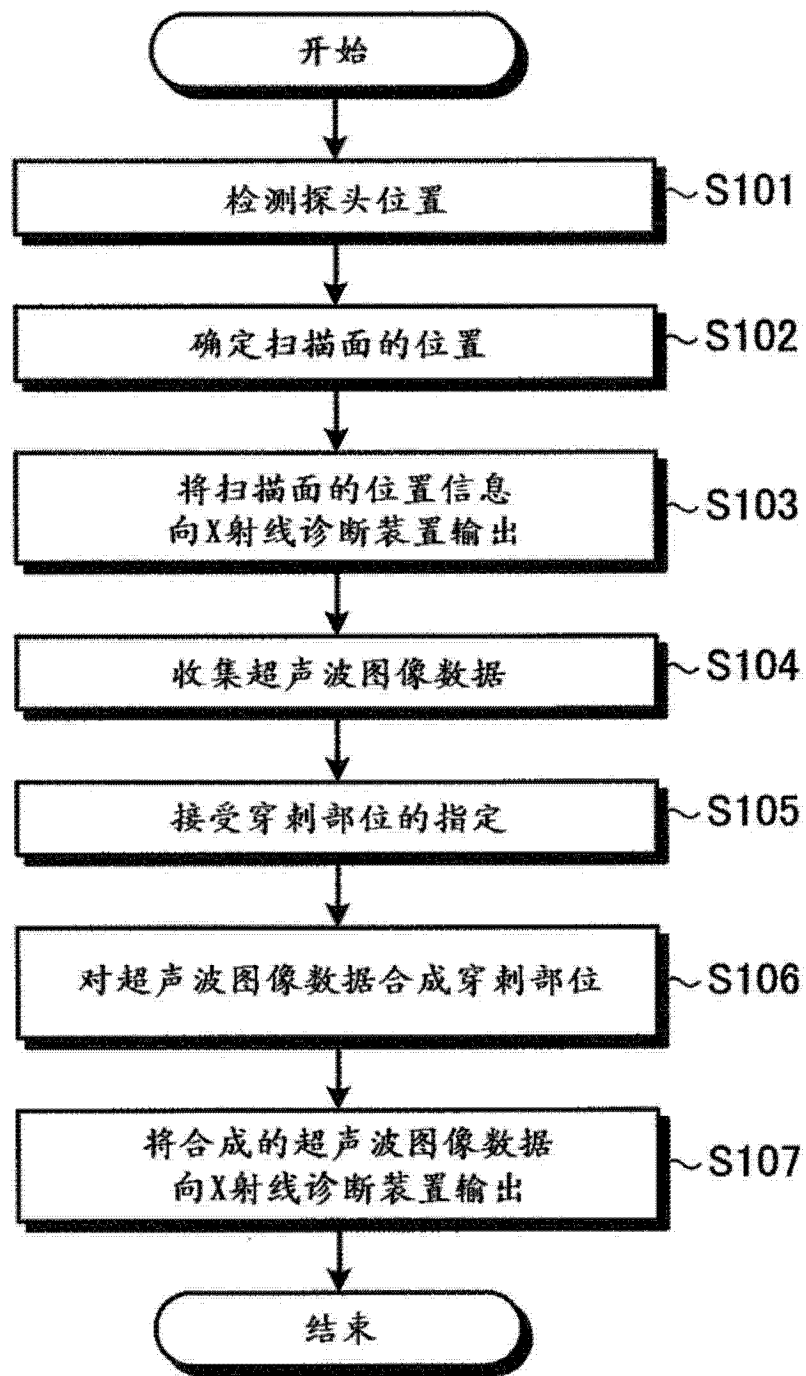


图 9

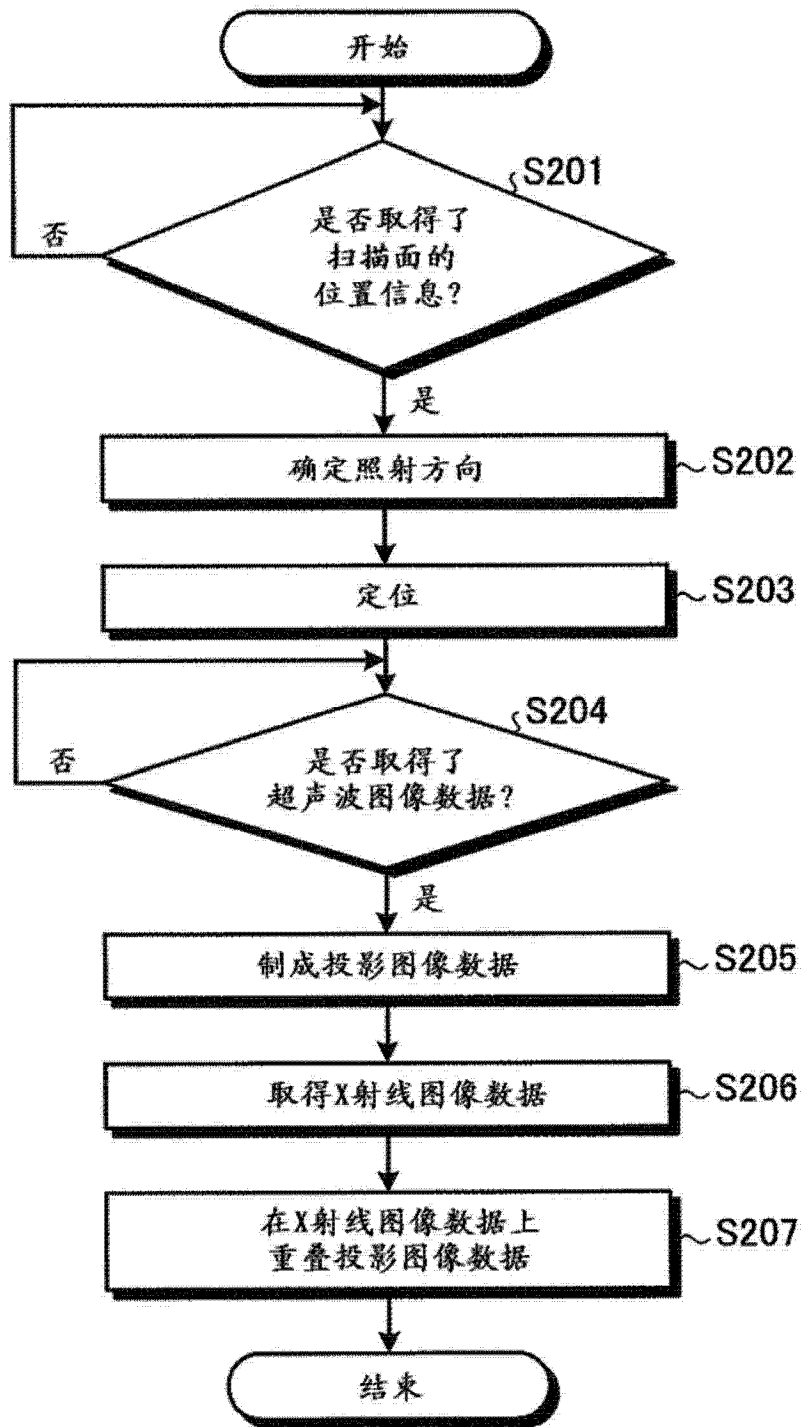


图 10

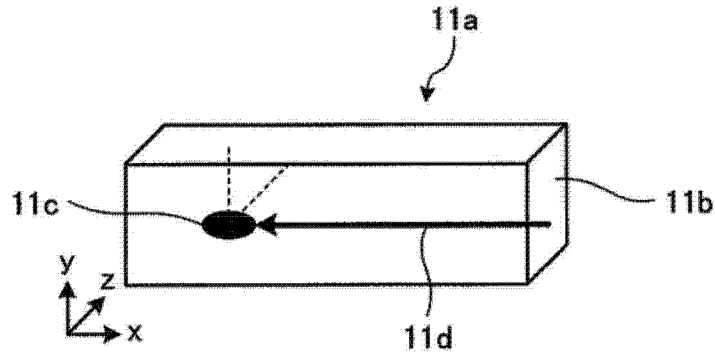


图 11A

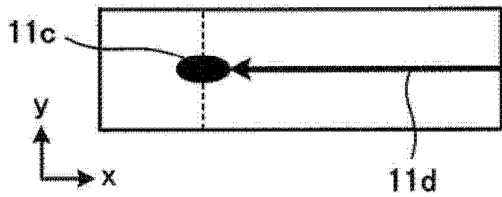


图 11B

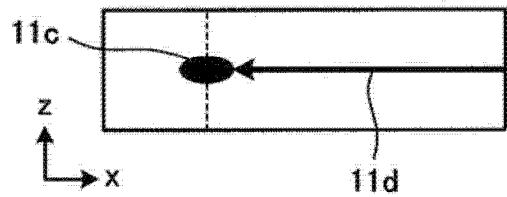


图 11C

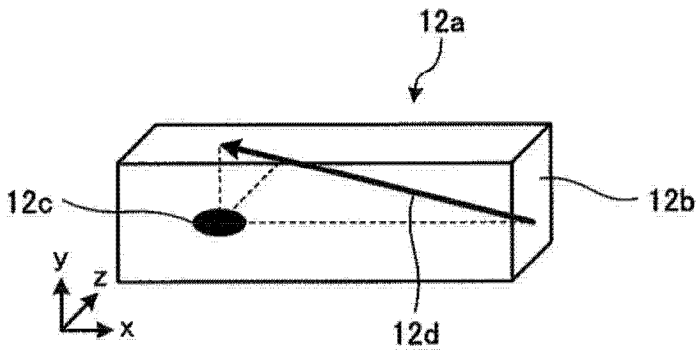


图 12A

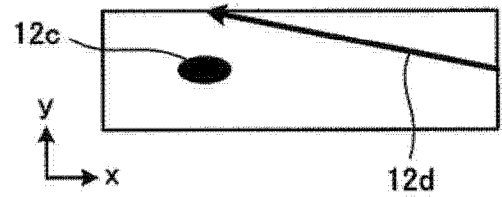


图 12B

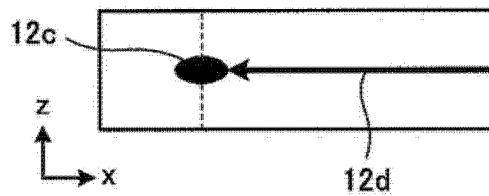


图 12C

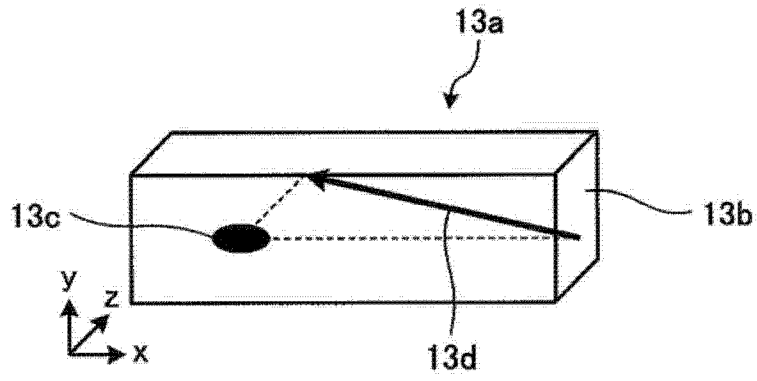


图 13A

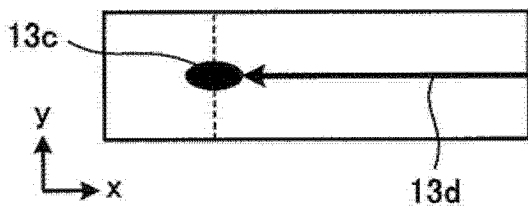


图 13B

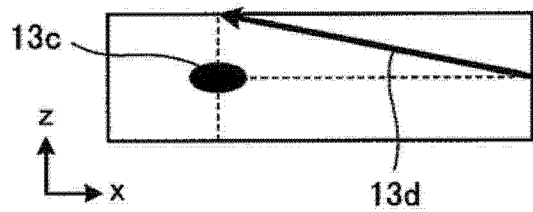


图 13C

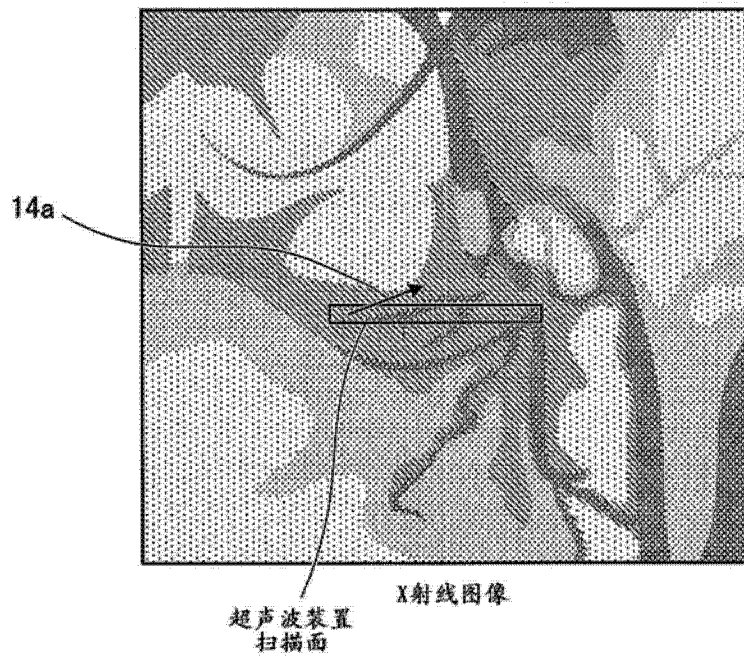


图 14

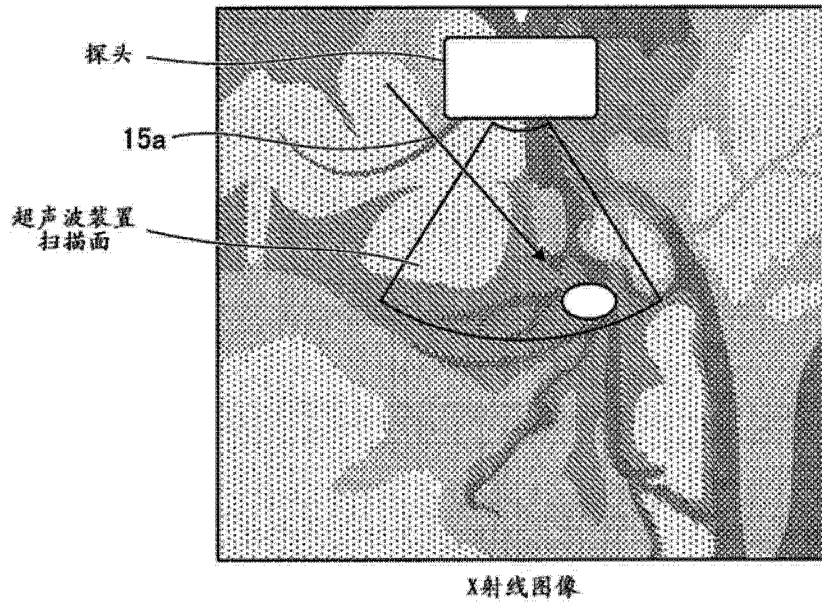


图 15

专利名称(译)	X射线诊断装置以及超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN104955394A	公开(公告)日	2015-09-30
申请号	CN201480004383.8	申请日	2014-01-21
[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	上原久幸 秋山真己 吉田元		
发明人	上原久幸 秋山真己 吉田元		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B6/461 A61B6/5247 A61B6/12 A61B8/4416 A61B6/4441 A61B8/0841 A61B6/4417 A61B6/4464 A61B6/463 A61B8/06 A61B8/4245 A61B8/4444 A61B8/5207 A61B8/5261		
代理人(译)	李洋		
优先权	2013009410 2013-01-22 JP 2014008913 2014-01-21 JP		
其他公开文献	CN104955394B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

实施方式的X射线诊断装置(300)具备决定部(320)、投影图像生成部(326)、以及显示部(301)。决定部(320)在使用穿刺针进行穿刺的手术中,根据由超声波诊断装置(200)取得的该超声波诊断装置的探头的位置信息,将与上述探头的扫描面成为水平的角度以及成为垂直的角度的至少一个角度决定为X射线的照射方向。投影图像生成部(326)根据上述位置信息以及上述X射线的照射方向,生成将上述扫描面的超声波图像向该X射线的照射方向投影了的投影图像数据。显示部(301)显示在上述X射线的照射方向摄影了的包含上述穿刺针的X射线图像数据和由上述投影图像生成部(326)生成的投影图像数据。

