



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107518909 A

(43)申请公布日 2017. 12. 29

(21)申请号 201710468100.0

(22)申请日 2017.06.20

(30)优先权数据

2016-121594 2016.06.20 JP

(71)申请人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 落合理绘 小林由昌 仓富奈央子

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 杨谦 胡建新

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

A61B 6/04(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

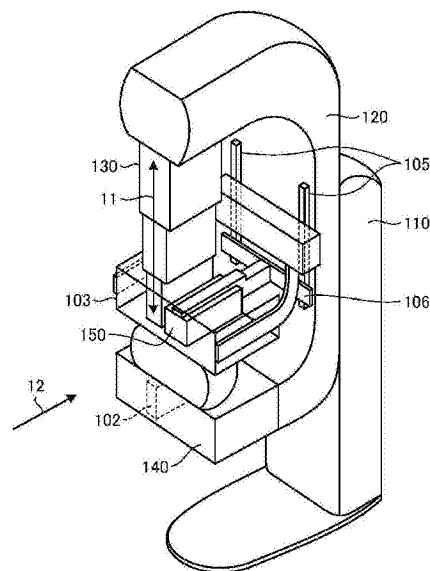
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

医用图像诊断装置

(57)摘要

本发明的实施方式涉及医用图像诊断装置。提供一种能提高阅片效率的医用图像诊断装置。实施方式的医用图像诊断装置包括压迫板、X射线管、臂、X射线检测器和超声波探头。压迫板压迫被检体的乳房。X射线管照射X射线。臂保持所述X射线管,使从所述X射线管照射的X射线的照射区域在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动。X射线检测器对透射所述被检体的乳房的X射线进行检测。超声波探头设置成能够在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动,并收发超声波。



1. 一种医用图像诊断装置,其中,包括:
压迫板,压迫被检体的乳房;
X射线管,照射X射线;
臂,保持所述X射线管,使从所述X射线管照射的X射线的照射区域在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动;
X射线检测器,对透射所述被检体的乳房的X射线进行检测;以及
超声波探头,设置成能够在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动,并收发超声波。
2. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其中,所述X射线检测器与所述X射线的照射区域的移动联动地在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动。
3. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其中,所述X射线检测器是光子计数检测器。
4. 根据权利要求1所述的医用图像诊断装置,其中,进一步具备准直器,所述准直器按照所述X射线检测器的位置调整所述X射线的照射区域。
5. 根据权利要求2所述的医用图像诊断装置,其中,通过保持所述X射线管的臂配合所述X射线检测器的移动进行移动,所述X射线的照射区域被移动。
6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的医用图像诊断装置,其中,所述X射线检测器的一次的移动距离小于等于与所述压迫板的纵深方向正交的方向上的宽度,所述超声波探头的一次的移动距离小于等于与所述压迫板的纵深方向正交的方向上的宽度。
7. 根据权利要求1~5中的任一项所述的医用图像诊断装置,其中,在所述X射线管对所述被检体的乳房进行的X射线的照射之前,所述超声波探头先对所述被检体的乳房收发所述超声波。
8. 根据权利要求1~5中的任一项所述的医用图像诊断装置,其中,进一步具备控制部,所述控制部根据基于所述超声波探头接收到的反射波而生成的超声波图像,变更所述X射线管的X射线的照射条件。
9. 根据权利要求8所述的医用图像诊断装置,其中,所述控制部根据所述超声波图像判断所述被检体的乳房的位置,并根据所判断的位置控制X射线的照射及停止。
10. 根据权利要求2所述的医用图像诊断装置,其中,所述X射线管和所述X射线检测器形成为所述X射线的照射轴通过所述X射线检测器的中心。
11. 根据权利要求1~5中的任一项所述的医用图像诊断装置,其中,所述X射线的照射区域和所述超声波探头从所述被检体的身体的中心轴朝向身体的外侧移动。
12. 一种医用图像诊断装置,其中,包括:
压迫板,压迫被检体的乳房;
X射线管,照射X射线;
X射线检测器,对透射所述被检体的乳房的X射线进行检测;
超声波探头,收发超声波;以及
控制部,根据基于所述超声波探头接收到的反射波而生成的超声波图像,变更所述X射线管的X射线的照射条件。

医用图像诊断装置

[0001] 相关申请的参照

[0002] 本申请要求2016年6月20日提出申请的日本专利申请2016-121594的优先权,在本申请中引用该日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0003] 实施方式涉及一种医用图像诊断装置。

背景技术

[0004] 以往,在乳腺癌诊查中使用乳房X射线照相(mammography)装置或超声波诊断装置。例如,乳房X射线照相装置对微钙化的描绘性能高,能够将乳房整体图像化。此外,例如,超声波诊断装置对肿瘤的描绘性能高,能够进行乳房的定性诊断。像这样,乳房X射线照相装置和超声波诊断装置各自具有不同的优点,通过在乳腺癌诊查中使用这两个装置进行检查,可以提高乳腺癌的检出率。

[0005] 在此,已知一种在上述乳房X射线照相装置中使用光子计数(Photon counting)方式的检测器而成的装置。该光子计数型乳房X射线照相装置配置有例如一行或多行检测器,一边与作为X射线辐射筒的管状物联动地移动,一边对X射线图像进行摄影。通过使用这种光子计数技术,能够取得三维信息,并且利用多个能量分箱(能量bin)进行数据收集,还能进行物质识别。

[0006] 此外,已知一种在上述超声波诊断装置中自动扫描超声波探头的乳房超声波自动检查系统(ABUS:Automated Breast Ultrasound System)。在ABUS中,超声波探头一边自动滑动,一边收发超声波并收集超声波图像。这样,不依靠手术者的技术就能够准确且清晰地描绘出组织。

发明内容

[0007] 本发明所要解决的问题在于,提供一种能够提高阅片效率的医用图像诊断装置。

[0008] 实施方式的医用图像诊断装置包括压迫板、X射线管、臂、X射线检测器和超声波探头。压迫板压迫被检体的乳房。X射线管照射X射线。臂保持所述X射线管,使从所述X射线管照射的X射线的照射区域在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动。X射线检测器对透射了所述被检体的乳房的X射线进行检测。超声波探头设置成能够在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动,并收发超声波。

[0009] 发明效果:

[0010] 根据实施方式的医用图像诊断装置,能够提高阅片效率。

附图说明

[0011] 图1是示出第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置的结构的一个例子的图。

[0012] 图2是用于对第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置中的各部分的动作进行说

明的图。

[0013] 图3是用于说明第一实施方式涉及的X射线管和X射线检测器的动作的图。

[0014] 图4是用于说明第一实施方式涉及的与超声波图像和X射线图像的收集有关的控制的图。

[0015] 图5是用于说明第一实施方式涉及的X射线检测器和超声波探头的移动距离的一个例子的图。

[0016] 图6A是示出第一实施方式涉及的超声波图像的一个例子的图。

[0017] 图6B是示出第一实施方式涉及的X射线的照射条件的一个例子的图。

[0018] 图7是示出第一实施方式涉及的X射线的照射控制的一个例子的图。

[0019] 图8是示出第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置所进行的处理的顺序的流程图。

[0020] 图9是示出第二实施方式涉及的压迫板和滤线器 (bucky) 装置的一个例子的图。

具体实施方式

[0021] (第一实施方式)

[0022] 以下,参照附图,对本申请涉及的医用图像诊断装置进行说明。以下,对本申请涉及的作为医用图像诊断装置的乳房X射线照相装置进行说明。图1是示出第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1的结构的一个例子的图。

[0023] 如图1所示,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1具有摄影装置100、高压发生装置160和控制台200。如图1所示,摄影装置100具有底座部110、臂部120、管状物 (tubes) 130、滤线器装置140和超声波探头150。此外,摄影装置100具有X射线管101、X射线检测器102、压迫板103、支撑部104、上下导轨105、左右导轨106、动作控制电路111和收发电路112。

[0024] 底座部110在铅垂方向上可上下移动地支撑臂部120。此外,底座部110以水平方向为轴可转动地支撑臂部120。臂部120将X射线管101和X射线检测器102分别保持为相对置。此外,臂部120保持用于调整从X射线管101照射的X射线的照射范围的管状物 (照射筒) 130。此外,臂部120保持用于收纳X射线检测器102的滤线器装置140。此外,臂部120通过上下导轨105保持压迫板103,由此,将压迫板103保持为能够相对于X射线检测器102进退移动。此外,臂部120通过左右导轨106保持超声波探头150,由此,将超声波探头150保持为能够与压迫板103的纵深方向 (图中的左右方向) 正交的方向上可移动。

[0025] 管状物130形成为能够在连结X射线管101和X射线检测器102的方向上伸缩,并被保持在对置的X射线管101和X射线检测器102之间的X射线管101一侧。管状物130抑制从X射线管101照射的X射线的展开,形成扇状的X射线束。此外,管状物130具有未图示的准直器,对从X射线管101照射的X射线的照射范围进行调整。此外,管状物130随着X射线管101的旋转而使顶端的朝向在与压迫板103的纵深方向正交的方向上变化。再有,关于朝向的变化以后详细叙述。滤线器装置140收纳X射线检测器102,并且载置有被摄体 (乳房)。此外,滤线器装置140保持用于除去散射线来改善图像对比度的X射线栅格,使X射线栅格在与箔的方向正交的方向上摇动。

[0026] X射线管101基于从高压发生装置160施加的电压产生X射线。此外,X射线管101通过以水平方向为轴进行转动而使X射线的照射方向变化。再有,关于X射线的照射方向的变

化,以后详细叙述。X射线探测器102被X射线管101照射,对透射被摄体的X射线进行检测。在此,X射线探测器102随着X射线管101的旋转移动而使位置在与压迫板103的纵深方向正交的方向上变化。再有,关于位置的变化以后详细叙述。

[0027] 例如,X射线探测器102是光子计数检测器(Photon counting检测器),对入射到一个像素中的X射线光子每一个地进行检测,并计数其数量进行输出。即,X射线光子每次入射时,X射线探测器102就输出能够计量该X射线光子的能量值的信号。在此,X射线光子例如是从X射线管101照射并透射被摄体的X射线光子。

[0028] X射线探测器102具有在X射线光子每次入射时输出一个脉冲的电信号(模拟信号)的多个检测元件。乳房X射线照相装置1计数电信号(脉冲)的数量,从而能够计数入射到各检测元件中的X射线光子的数量。此外,乳房X射线照相装置1对该信号执行运算处理,从而能够计量引起该信号输出的X射线光子的能量值。

[0029] 上述检测元件例如包括闪烁器和光电倍增管等光传感器。该情况下,X射线探测器102成为利用闪烁器将入射的X射线光子转换为闪烁器光,并利用光电倍增管等光传感器将闪烁器光转换成电信号的间接转换型检测器。此外,上述检测元件也可以是例如碲化镉(CdTe)或碲锌镉(CdZnTe)等的半导体元件的情况。该情况下,X射线探测器102成为将入射的X射线光子直接转换为电信号的直接转换型检测器。

[0030] 例如,X射线探测器102是在压迫板103的纵深方向(图中的左右方向)上配置N列检测元件而成的单行检测器。或者,X射线探测器102是在压迫板103的纵深方向上配置N列检测元件并在与纵深方向正交的方向上配置M列检测元件而成的多行检测器。压迫板103是用于在摄影时压迫患者乳房的压迫器具,与上下导轨105相连接,相对于X射线探测器102进行进退移动。支撑部104在两端部分别支撑X射线管101和X射线探测器102。并且,支撑部104利用未图示的电动机的驱动力进行旋转运动。再有,关于该旋转运动,以后详细叙述。

[0031] 超声波探头150配置在压迫板103的内侧,并连接在左右导轨106上,在与压迫板103的纵深方向正交的方向上进行移动。超声波探头150例如具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从后述的收发电路112供给的驱动信号产生超声波。此外,超声波探头150接收来自被摄体的反射波并转换成电信号。此外,超声波探头150具有设置在压电振子上的匹配层和防止从压电振子向后方传播超声波的衬底材料等。再有,超声波探头150可自由装卸地与左右导轨106相连接。即,超声波探头150根据使用状况而被装卸,能够适用各种各样种类的超声波探头。再有,超声波探头150可以是将多个压电振子配置成一行而成的一维阵列探头,也可以是将多个压电振子配置成矩阵状的二维阵列探头。

[0032] 动作控制电路111根据从控制台200传达的指示,控制臂部120的上下移动和转动、压迫板103的进退移动。此外,动作控制电路111根据从控制台200传达的指示,控制X射线管101、X射线探测器102、管状物130和超声波探头150的动作。此外,动作控制电路111根据从控制台200传达的指示,控制管状物130的伸缩和准直器所具有的光阑叶片的动作。

[0033] 收发电路112具有脉冲发生器、发送延迟部、脉冲器(pulsar)等,对超声波探头150供给驱动信号。脉冲发生器以规定的额定频率反复产生用于形成发送超声波的额定脉冲。再有,规定的额定频率只要在进行超声波的收发时刻决定好即可,也可以是在之前的某个定时进行决定的情况。此外,发送延迟部将从超声波探头150产生的超声波聚集成束状,并且对脉冲发生器所产生的各额定脉冲给予决定发送指向性所必需的每个压电振子的延

迟时间。此外,脉冲器在基于额定脉冲的定时对超声波探头150施加驱动信号(驱动脉冲)。即,通过发送延迟部使对各额定脉冲给予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波的发送方向。

[0034] 此外,收发电路112具有前置放大器、A/D(Analog/Digital:模拟/数字)转换器、接收延迟部、加法器等,对超声波探头150接收到的反射波信号进行各种处理并生成反射波数据。前置放大器按照每个通道放大反射波信号。A/D转换器将放大后的反射波信号进行A/D转换。接收延迟部给予决定接收指向性所必需的延迟时间。加法器对由接收延迟部处理后的反射波信号进行加法处理,并生成反射波数据。通过加法器的加法处理,反射波信号的来自与接收指向性相对应的方向的反射成分被加强,根据接收指向性和发送指向性而形成超声波收发的综合波束。

[0035] 高压发生装置160在后述的控制台200的控制下产生高压,并将产生的高压供给到X射线管101。

[0036] 如图1所示,控制台200具有输入电路210、显示器220、存储电路230和处理电路240。

[0037] 输入电路210由用于进行各种设定等的跟踪球、开关按钮、鼠标、键盘等实现。输入电路210与处理电路240相连接,将从操作者受理到的输入操作转换为电信号并输出到处理电路240。显示器220显示用于受理操作者的指示的GUI(Graphical User Interface:图形用户界面)或由处理电路240生成的各种各样的图像。

[0038] 存储电路230受理并存储由处理电路240生成的图像数据。此外,存储电路230存储X射线的照射条件。再有,关于照射条件以后详细叙述。此外,存储电路230存储由图1所示的各电路读出并执行的与各种功能相对应的程序。举出一例,存储电路230存储由处理电路240读出并执行的与控制功能241相对应的程序、与超声波图像生成功能242相对应的程序、与X射线图像生成功能243相对应的程序、以及与显示控制功能244相对应的程序。此外,存储电路230存储由动作控制电路111读出并执行的与动作控制功能相对应的程序、以及由收发电路112读出并执行的与收发功能相对应的程序。

[0039] 处理电路240控制乳房X射线照相装置1整体的动作。具体而言,处理电路240通过从存储电路230读出并执行与用于控制整个装置的控制功能241相对应的程序,来执行各种各样的处理。例如,处理电路240按照从输入电路210传送的操作者的指示控制高压发生装置160,并通过调整供给到X射线管101的电压,由此控制对被摄体照射的X射线量或开/关。此外,例如,处理电路240按照操作者的指示控制动作控制电路111,对臂部120的上下移动或转动、压迫板103的进退移动进行调整。此外,处理电路240按照操作者的指示控制动作控制电路111,对X射线管101、X射线检测器102、管状物130和超声波探头150的动作进行调整。此外,例如,处理电路240按照操作者的指示控制动作控制电路111,通过调整管状物130的伸缩以及准直器所具有的光阑叶片的开度,由此控制对被摄体照射的X射线的照射范围。

[0040] 此外,处理电路240按照操作者的指示控制收发电路112。此外,处理电路240控制X射线图像和超声波图像的生成处理、对所生成的图像进行的图像处理或者分析处理等。此外,处理电路240进行控制,使得在显示器220上显示用于受理操作者的指示的GUI或存储电路230所存储的图像等。

[0041] 例如,处理电路240通过从存储电路230读出并执行与超声波图像生成功能242相

对应的程序而生成各种超声波图像。举出一例,处理电路240根据由收发电路112生成的反射波数据,生成超声波图像。此外,处理电路240通过从存储电路230读出并执行与X射线图像生成功能243相对应的程序而生成各种X射线图像。举出一例,处理电路240使用由X射线检测器102从X射线转换的电信号,生成X射线图像数据。此外,处理电路240通过从存储电路230读出并执行与显示控制功能244相对应的程序,使显示器220显示超声波图像或X射线图像。

[0042] 以上,对第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1的结构进行了说明。根据上述结构,本实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够提高阅片效率。具体而言,乳房X射线照相装置1并行地从摄影中的被检体收集X射线图像与超声波图像,从而没有图像间的被检体姿势的差异(摄影时的被检体状态的差异),使图像间的比较变得容易,并且通过缩短检查所用的时间而提高了阅片效率。

[0043] 如上所述,通过在乳腺癌检查中使用乳房X射线照相装置和超声波诊断装置这两个装置进行检查,能够提高乳腺癌的检出率。但是,因为检查时的被检体姿势的差异(在乳房X射线照相装置中压迫乳房进行摄影,与此相对,在超声波诊断装置中仰面朝天进行扫描,因此,各自中的乳房形状不同),因此在对照各自图像中的病变位置时就会精度降低。因此,在本实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,通过并行地从摄影中的被检体收集X射线图像与超声波图像,由此使收集两种图像时的乳房形状相同,提高了阅片效率。此外,在本实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,由于能够同时收集X射线图像和超声波图像,因此,能够降低接受乳腺癌诊查的就诊者的痛苦(再度的乳房暴露)时,并且能够缩短检查时间。

[0044] 再有,图1所示的压迫板103是权利要求中记载的压迫板的一例。此外,图1所示的X射线管101和管状物130是X射线照射部的一例,X射线管101是权利要求中记载的X射线管的一例。此外,图1所示的X射线检测器102是权利要求中记载的X射线检测器的一例。此外,图1所示的超声波探头150是权利要求中记载的超声波探头的一例。此外,图1所示的控制功能241是权利要求中记载的控制部的一例。再有,本说明书中的控制部也可以通过电路等硬件和软件的混合来实现。此外,图1所示的超声波生成功能242、X射线图像生成功能243和显示控制功能244分别是超声波图像生成部、X射线图像生成部和显示控制部的一例。超声波图像生成部、X射线图像生成部和显示控制部也可以通过电路等硬件和软件的混合来分别实现。

[0045] 在本实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,X射线照射部一边使X射线的照射区域在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动一边照射X射线,X射线检测部与X射线照射部所进行的X射线的照射区域的移动联动地在与压迫板的纵深方向正交的方向上移动,超声波探头一边在与压迫板的纵深方向正交的方向上移动一边收发超声波。

[0046] 图2是用于对第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中的各部分的动作进行说明的图。如图2所示,在乳房X射线照相装置1中,超声波探头150连接在配设于臂部120上的左右导轨106上,并沿着左右导轨106在乳房X射线照相装置1的左右方向上滑行移动。在此,如图2所示,以使压迫板103的纵深方向成为超声波探头150的长度方向的方式形成超声波探头150。即,在超声波探头150中,在压迫板103的纵深方向上配置有多个压电振子,在短边方向(在一维地排列压电振子的情况下,是与压电振子的排列方向正交的方向)上滑行移

动。

[0047] 此外,超声波探头150和压迫板103连接在臂部120上配设的上下导轨105上,并沿着上下导轨105在乳房X射线照相装置1的上下方向上滑行移动。例如,如图2所示,超声波探头150连接在与上下导轨105相连接的左右导轨106上,从而在乳房X射线照相装置1的上下方向和左右方向上滑行移动。

[0048] 此外,如图2所示,乳房X射线照相装置1在臂部120的X射线管101一侧具有管状物130。在图2的箭头11所示的方向上自由伸缩地形成管状物130。在此,管状物130与超声波探头150同样地形成在压迫板103的纵深方向上的长度比在压迫板103的纵深方向所正交的方向上的长度长。另外,管状物130被形成为,以与臂部120连接的连接部分为支点而使顶端在乳房X射线照相装置1的左右方向上摇动(旋转)。

[0049] 此外,在乳房X射线照相装置1中,X射线检测器102与超声波探头150同样地被形成在压迫板103的纵深方向上的长度比在压迫板103的纵深方向所正交的方向上的长度长,在与纵深方向正交的方向(乳房X射线照相装置1中的左右方向)上进行移动。即,在X射线检测器102中,在压迫板103的纵深方向上配置有多个检测元件,在短边方向(在一维地排列检测元件的情况下,是与检测元件的排列方向正交的方向)上移动。在此,X射线检测器102与X射线管101所进行的X射线的照射方向的变化联动地在左右方向上移动。

[0050] 图3是用于说明第一实施方式涉及的X射线管101和X射线检测器102的动作的图。图3示出从图2的箭头12的方向观察乳房X射线照相装置1时的X射线管101和X射线检测器102的动作。第一实施方式涉及的X射线管101和X射线检测器102设置成在乳房X射线照相装置1中能够移动。例如,如图3所示,X射线管101设置成以乳房X射线照相装置1的纵深方向(压迫板103的纵深方向)为轴进行旋转。即,X射线管101进行旋转,以使X射线的照射方向在乳房X射线照相装置1的左右方向上变化。

[0051] 此外,例如如图3所示,X射线检测器102在被支撑部104支撑的状态下在乳房X射线照相装置1的左右方向上移动。例如,支撑部104以X射线管101的连接部分为支点进行旋转,由此X射线检测器102在左右方向上移动。在此,X射线管101和X射线检测器102被控制为进行联动。即,X射线管101的旋转和X射线检测器102的移动被控制成为,从X射线管101照射的X射线总是被X射线检测器102检测到(例如,使X射线的照射轴通过所述X射线检测器102的中心)。此外,管状物130也与X射线管101和X射线检测器102联动。即,管状物130配合来自X射线管101的X射线的照射方向,以与臂部120连接的连接部分为支点,使顶端在乳房X射线照相装置1的左右方向上旋转。这样,管状物130所具有的准直器131就如图3所示地得到与X射线管101和X射线检测器102联动的运动。

[0052] 再有,图3所示的动作只不过是一例,只要对X射线检测器102照射X射线即可,也可以是进行任何动作控制的情况。例如,也可以是由支撑X射线管101的支撑部104配合X射线检测器102的移动进行移动,由此使X射线的照射区域移动的情况。使用图3举出一例,例如,也可以控制成使X射线管101的位置配合X射线检测器102的移动而进行变化,由此使X射线的照射区域移动。此外,X射线管101的旋转方向、X射线检测器102、管状物130和超声波探头150的移动方向被任意决定。例如,也可以控制成使X射线的照射区域和超声波探头150从被检体的身体的中心轴朝向身体外侧进行移动。举出一例,也可以控制成,首先将X射线的照射区域和超声波探头150配置在胸部的中心轴附近,从所配置的位置朝向左右手臂的某个

方向进行移动。

[0053] 以上关于各部分的动作进行了说明。再有,利用动作控制电路111对上述的各部分的动作进行控制。下面,对收集X射线图像和超声波图像时的控制进行说明。图4是用于说明第一实施方式涉及的与超声波图像和X射线图像的收集有关的控制的图。再有,图4中示出从图2的箭头12的方向观察乳房X射线照相装置1的情况。在此,在第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,在X射线图像之前收集超声波图像。具体而言,超声波探头150在X射线照射部对被检体的乳房进行的X射线的照射之前先对被检体的乳房收发超声波。

[0054] 例如,动作控制电路111如图4的第一段图所示地使管状物130移动到压迫板103的一个端部(例如,左端),并且使管状物130收缩,由此在管状物130和压迫板103之间留出空间。然后,动作控制电路111在留出的空间配置超声波探头150。接着,收发电路112开始超声波的收发,并且动作控制电路111使超声波探头150向着另一个端部(例如,右端)滑行移动。

[0055] 当通过超声波探头150移动而在管状物130和压迫板103之间产生空间时,如图4的第二段图所示,动作控制电路111使管状物130伸长,X射线管101开始X射线的照射。然后,动作控制电路111如图4的第三段图所示地使超声波探头150和管状物130向箭头13的方向移动。这时,控制功能241分别控制高压发生装置160和收发电路112,连续地收集X射线图像和超声波图像。例如,在通过动作控制电路111使超声波探头150和X射线检测器102每次移动规定的距离时,控制功能241进行控制,以便收集X射线图像和超声波图像。

[0056] 然后,当超声波探头150到达另一个端部时,动作控制电路111如图4的第四段图所示地使管状物130暂时收缩,在管状物130和压迫板103之间留出空间,使超声波探头150向与此前移动的方向相反的方向(图4的箭头14的方向)移动。之后,动作控制电路111如图4的第五段图所示地使管状物130伸长,并如图4的第六段图所示地使管状物130向箭头15的方向(另一个端部一侧)移动。

[0057] 如上所述,在第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,在X射线图像的收集之前收集超声波图像。在此,将各图像的收集控制为收集整个被摄体的数据。如上所述地一边相对于被摄体进行移动一边收集超声波图像和X射线图像。从而,在收集各图像时,当超声波探头150和X射线检测器102较大地移动时,在移动前收集到的数据与移动后收集到的数据之间出现间隙,在被摄体上产生未收集到图像的区域。

[0058] 因此,在第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,进行控制,以使图像的收集区域中不产生间隙。具体而言,动作控制电路111进行控制,以使X射线检测器102和超声波探头150的一次的移动距离分别成为小于等于与压迫板103的纵深方向正交的方向上的长度。图5是用于说明第一实施方式涉及的X射线检测器102和超声波探头150的移动距离的一个例子的图。再有,图5中示出从图2的箭头12的方向观察乳房X射线照相装置1的情况。例如,如图5所示,动作控制电路111使超声波探头150移动,以使超声波探头150的移动距离“d1”比超声波探头150的宽度(短边方向的长度)“a”短。此外,如图5所示,动作控制电路111使X射线检测器102移动,以使X射线检测器102的移动距离“d2”比X射线检测器102的宽度(短边方向的长度)“b”短。通过这样地进行移动,能够在X射线图像和超声波图像的各个图像中包含相邻的数据间重复的区域,从而能够收集整个被摄体的数据。

[0059] 如上所述,在第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1中,在X射线图像的收集以前收集超声波图像。从而,也能够乳房X射线照相装置1中,根据先收集到的超声波图像的

信息来控制X射线图像的收集。例如,控制功能241可以根据超声波图像的亮度值推断被摄体的组成,并按照推断的组成决定X射线的照射条件。一般而言,在收集X射线图像时,对乳腺和脂肪进行比较,乳腺更容易使X射线减弱。从而,在摄影乳腺较多的区域时,最好使剂量比拍摄脂肪的区域多。

[0060] 于是,控制功能241例如根据超声波图像的亮度值,按照每个区域计算乳腺和脂肪的比率,并根据计算出的比率决定每个区域的照射条件。图6A是示出第一实施方式涉及的超声波图像的一个例子的图。如图6A所示,在超声波图像中,用如区域R1所述的深灰色描绘脂肪的区域,用如区域R2所示的浅灰色描绘乳腺的区域。于是,控制功能241例如按照亮度值的比率对管电流进行调制。

[0061] 图6B是示出第一实施方式涉及的X射线的照射条件的一个例子的图。在此,在图6B中,横轴表示像素值的比率(深灰色/浅灰色),纵轴表示示出管电流值“mAs值”的照射条件。例如,将照射条件如图6B所示地设定为比率(深灰色/浅灰色)越低管电流值越高,设定为比率(深灰色/浅灰色)越高管电流值越低。即,设定乳腺的比率越高越提高管电流值且脂肪的比率越高越降低管电流值的照射条件。存储电路230按照每个乳房厚度存储有如图6B所示的照射条件。控制功能241根据先收集的超声波图像,计算出收集X射线图像的每个区域的像素值的比率。并且,控制功能241读出与被检体的乳房厚度相对应的照射条件,并根据计算出的比率,决定每个区域的管电流值。

[0062] 在此,当如上所述地按照每个区域变更X射线的照射条件时,X射线图像中的亮度值成为基于按照每个区域而不同的照射条件的亮度值。从而,为了使X射线图像看起来如同是在同一照射条件下收集的,X射线图像生成功能243对各区域的亮度值乘以照射条件的比率。由此能够以适当的辐射剂量收集X射线图像。

[0063] 再有,在上述例子中对按照每个区域变更照射条件的情况进行了说明。但是,实施方式不限于此,可以任意地进行照射条件的变更。例如,也可以是根据超声波图像的亮度值的比率的连续变化而使管电流值连续地变更的情况。

[0064] 如上所述,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够根据先行收集的超声波图像来变更X射线的照射条件。另外,乳房X射线照相装置1也可以根据先行收集的超声波图像来控制X射线的照射及停止。具体而言,控制功能241根据超声波图像判断被检体的乳房的位置,根据判断出的位置来控制X射线的照射及停止。

[0065] 图7是示出第一实施方式涉及的X射线的照射控制的一个例子的图。在此,图7中示出从图2的箭头12的方向观察乳房X射线照相装置1的情况的图。例如,控制功能241在如图7的上段图所示地开始了超声波图像的收集后,不从X射线管101照射X射线,而使X射线检测器102和管状物130移动,直到到达所收集到的超声波图像中描绘有乳房的位置为止。然后,在X射线的照射区域到达了超声波图像中描绘有乳房的位置时,控制功能241如图7的中段图所示地从X射线管101照射X射线。然后,当到达超声波图像中不再描绘有乳房的位置时,控制功能241如图7的下段图所示地使来自X射线管101的X射线的照射停止。

[0066] 如上所述,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1在X射线图像的收集以前收集超声波图像。这样,乳房X射线照相装置1能够以同一形状的乳房为对象收集两方的图像,能够提高阅片效率。另外,由于乳房X射线照相装置1能够同时收集超声波图像和X射线图像,从而能够降低接受乳腺癌诊查的就诊者的痛苦(再次的乳房暴露),并且能够缩短检查

时间。

[0067] 在此,当乳房X射线照相装置1收集超声波图像和X射线图像时,将收集到的两方图像显示在显示器220上。例如,显示控制功能244使收集到的超声波图像和X射线图像并列显示在显示器220上。此外,由于乳房X射线照相装置1按同一坐标系收集超声波图像和X射线图像,因此能够容易地进行两方图像的对位。于是,例如,显示控制功能244使收集到的超声波图像和X射线图像重叠显示在显示器220上。该情况下,显示控制功能244例如使X射线图像以灰阶进行显示,使超声波图像以色阶进行显示。

[0068] 下面,对第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1进行的处理的顺序进行说明。图8是示出第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1所进行的处理的顺序的流程图。在此,例如通过由处理电路240从存储电路230调用并执行与控制功能241相对应的程序来实现图8中的步骤S104~S109。此外,例如通过由处理电路240从存储电路230调用并执行与显示控制功能244相对应的程序来实现步骤S110。

[0069] 在步骤S101中,动作控制电路111使管状物130退避到上方,将超声波探头150配置在端部。在步骤S102中,收发电路112开始超声波探头150的扫描。在步骤S103中,动作控制电路111使管状物130向下方伸长,并使X射线的照射区域移动。在步骤S104中,处理电路240判断在超声波图像中是否检测到乳房。

[0070] 在此,在超声波图像中检测到乳房的情况下(步骤S104的肯定),前进到步骤S105,处理电路240根据超声波图像的信息(例如,亮度值的比率)决定照射条件。此外,处理电路240持续进行判断,直到在超声波图像中检测到乳房为止(步骤S104的否定)。然后,在步骤S106中,处理电路240进行控制,使得以所决定的照射条件照射X射线。

[0071] 在步骤S107中,处理电路240判断超声波图像的信息(例如,亮度值的比率)是否变化。例如,处理电路240判断照射X射线的每个区域的超声波图像中的亮度值的比率是否与紧前面的区域中的亮度值的比率相比有变化。在此,在超声波图像的信息变化了的情况下(步骤S107的肯定),处理电路240返回到步骤S105来决定照射条件。

[0072] 另一方面,在超声波图像的信息未变化的情况下(步骤S107的否定),处理电路240前进到步骤S108,判断在超声波图像中是否到达了乳房的端部。在此,在到达了乳房端部的情况下(步骤S108的肯定),处理电路240前进到步骤S109,停止X射线的照射。再有,在未达到乳房端部的情况下(步骤S108的否定),处理电路240继续进行步骤S107和步骤S108的判断。当在步骤S109中停止了X射线的照射时,前进到步骤S110,处理电路240使超声波图像和X射线图像显示在显示器220上。

[0073] 如上所述,根据第一实施方式,压迫板103压迫被检体的乳房。X射线管101和管状物130一边使X射线的照射区域在与压迫板103的纵深方向正交的方向上移动一边照射X射线。X射线检测器102与X射线管101和管状物130所进行的X射线的照射区域的移动联动地在与压迫板103的纵深方向正交的方向上移动。超声波探头150一边在与压迫板103的纵深方向正交的方向上移动一边收发超声波。从而,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够以同一形状的乳房为对象收集两方的图像,能够提高阅片效率。

[0074] 此外,根据第一实施方式,X射线管101、管状物130以及X射线检测器102被形成为X射线的照射轴通过X射线检测器102的中心。从而,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够一边移动一边正确地收集X射线图像。

[0075] 此外,根据第一实施方式,X射线检测器102和超声波探头150的一次的移动距离分别小于等于与压迫板103的纵深方向正交的方向上的长度。从而,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够收集整个被摄体的图像。

[0076] 此外,根据第一实施方式,超声波探头150在X射线管101和管状物130对被检体的乳房进行的X射线的照射之前,先对被检体的乳房收发超声波。从而,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够使用先收集到的超声波图像来进行X射线的控制。

[0077] 此外,根据第一实施方式,控制功能241根据基于由超声波探头150接收到的反射波而生成的超声波图像,来变更X射线的照射条件。从而,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够以适合于被摄体的照射条件来收集X射线图像。

[0078] 此外,根据第一实施方式,控制功能241根据超声波图像来判断被检体的乳房的位置,并根据所判断的位置控制X射线的照射及停止。从而,第一实施方式涉及的乳房X射线照相装置1能够降低不必要的辐射。

[0079] (第二实施方式)

[0080] 此前已经说明了第一实施方式,但除上述的第一实施方式以外,也可以以各种各样不同的方式进行实施。

[0081] 在上述的第一实施方式中,以在X射线的图像收集之前收集超声波图像的情况为例进行了说明,但实施方式不限于于此,例如,也可以是先收集X射线图像的情况。

[0082] 此外,在第一实施方式中,对根据超声波图像中的亮度值的比率来调整管电流值的情况进行了说明,但实施方式不限于于此,也可以是调整其他任意条件的情况。例如,也可以是调整管电压的情况。

[0083] 此外,在第一实施方式中,对根据超声波图像中的亮度值的比率来变更照射条件的情况进行了说明,但实施方式不限于于此,可以使用超声波图像中的任意信息。例如,也可以是使用超声波图像的各区域中的亮度值的平均值的情况。

[0084] 此外,在第一实施方式中说明的乳房X射线照相装置1只不过是一例,装置的结构可以任意构成。例如,在第一实施方式中对压迫板103和滤线器装置140中的水平方向的面是平面的情况进行了说明(参照图7)。但是,实施方式不限于于此,例如,也可以是压迫板103和滤线器装置140中的水平方向的面是曲面的情况。图9是示出第二实施方式涉及的压迫板103和滤线器装置140的一个例子的图。在此,图9中示出从图2的箭头12的方向观察乳房X射线照相装置1的情况的图。例如,第二实施方式涉及的压迫板103和滤线器装置140也可以是如图9所示地以在管状物一侧弯曲的圆弧形形状形成的情况。

[0085] 如上所述,乳房X射线照相装置1中,支撑X射线管101的支撑部104以X射线管101的连接部分为支点进行旋转,由此使X射线的照射方向在左右方向上变化。即,乳房X射线照相装置1中,通过管状物130的顶端一侧在左右方向上摇动的圆弧运动,来使X射线的照射方向变化。从而,通过将压迫板103和滤线器装置140如图9所示地形成成为圆弧状,由此能够将压迫板103和滤线器装置140之间压迫的乳房与管状物130的顶端之间的距离保持为一定,能够收集高画质的X射线图像。

[0086] 再有,在图9中以压迫板103和滤线器装置140中的水平方向的面都是圆弧状的情况为例进行了说明。但是,实施方式不限于于此,例如,也可以是仅压迫板103形成成为圆弧状的情况。

[0087] 此外,在上述实施方式中,对X射线检测器102与X射线的照射区域的移动联动地在与压迫板的纵深方向正交的方向上移动的情况进行了说明。但是,实施方式不限于于此,例如,也可以是X射线检测器102不移动的情况。在该情况下,例如,在滤线器装置140中内置有尺寸足够检测出照射方向在左右方向上变化的X射线的面检测器。

[0088] 此外,在上述实施方式中,对一边使超声波探头150和管状物130移动一边收集超声波图像和X射线图像的乳房X射线照相装置1根据超声波图像决定X射线的照射条件的情况进行了说明。但是,实施方式不限于于此,例如,也可以是乳房X射线照相装置1在收集关心区域的超声波图像和X射线图像时(即,仅对一个区域收集超声波图像和X射线图像时),根据超声波图像决定X射线的照射条件的情况。在该情况下,例如先收集关心区域的超声波图像。控制功能241根据收集到的超声波图像,决定用于收集关心区域的X射线图像的X射线的照射条件。

[0089] 根据以上所述的至少一个实施方式的医用图像诊断装置,能够提高阅片效率。

[0090] 已经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出的,并不是想限定发明范围。这些实施方式可以以其他各种各样的方式实施,可以在不脱离发明主旨的范围内进行各种各样的省略、置换和变更。这些实施方式或其变形包含在发明范围或主旨内,同样也包含在权利要求记载的发明及其等同范围内。

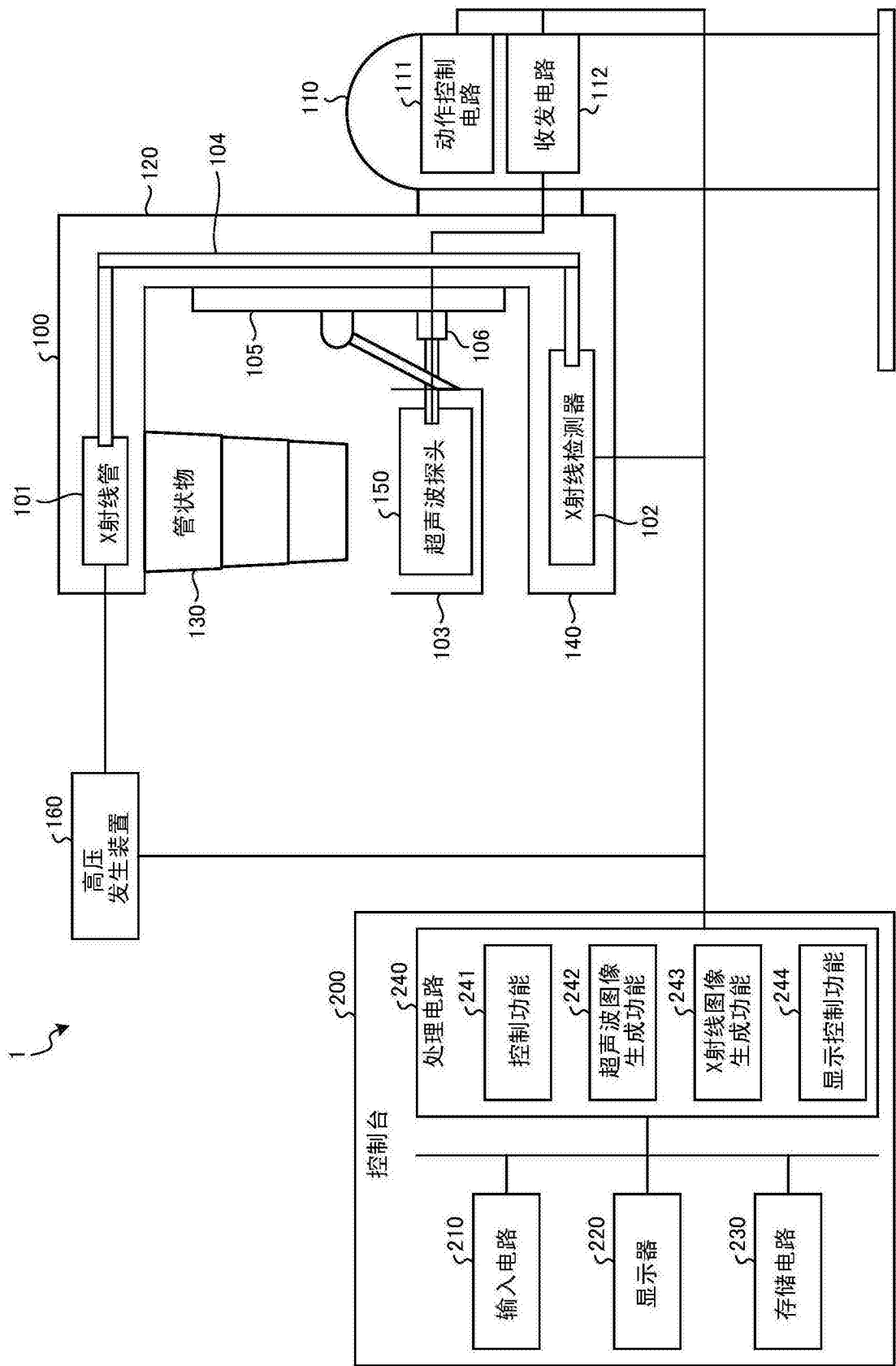


图1

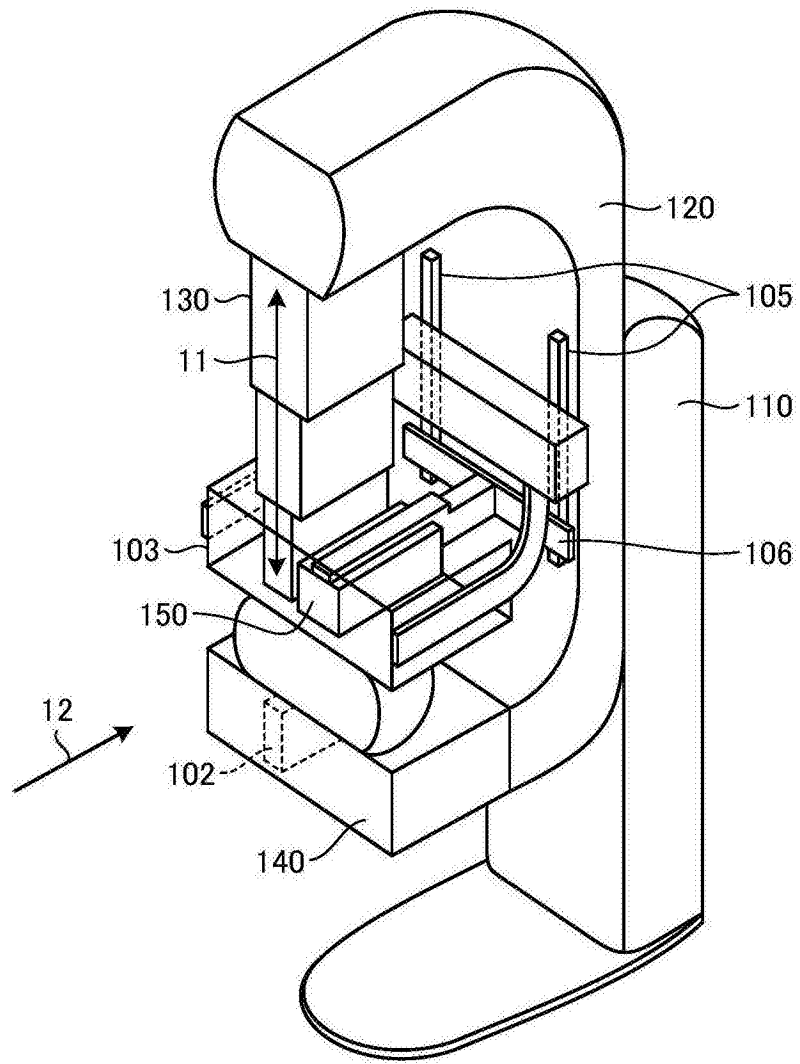


图2

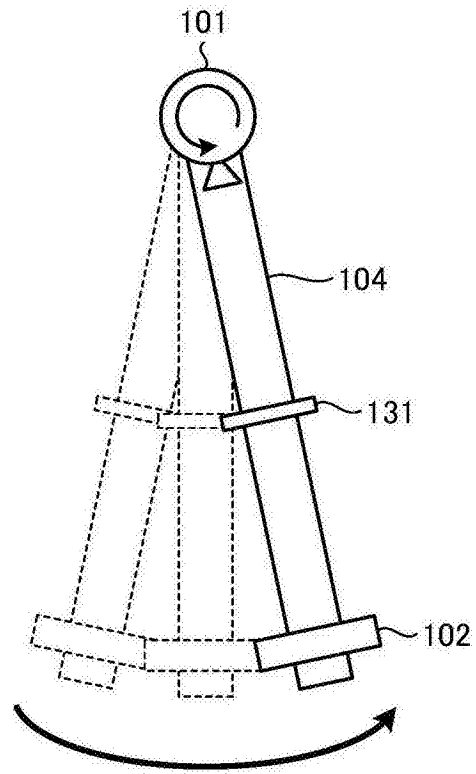


图3

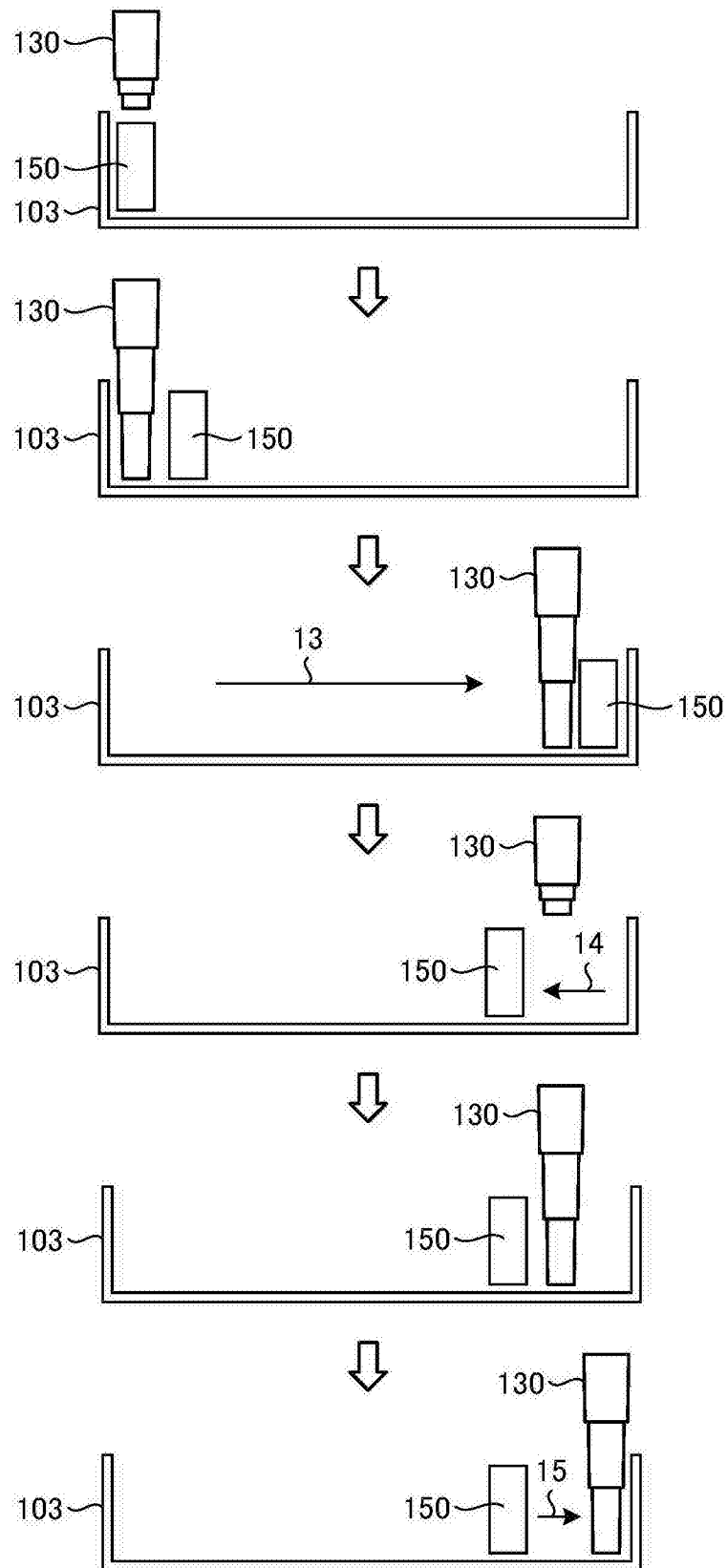


图4

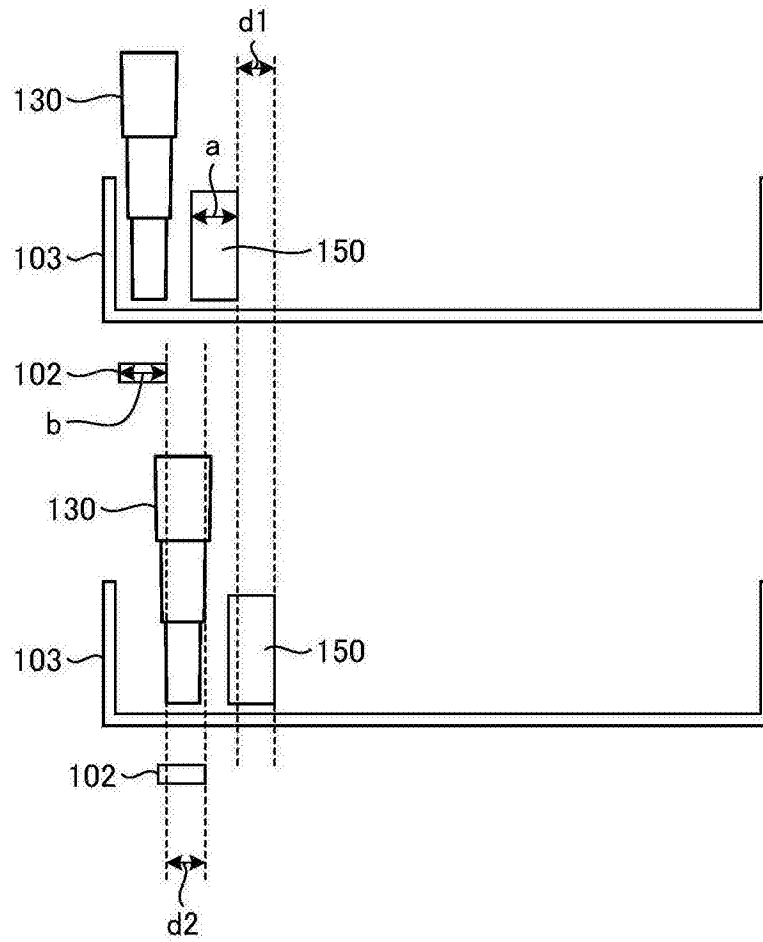


图5

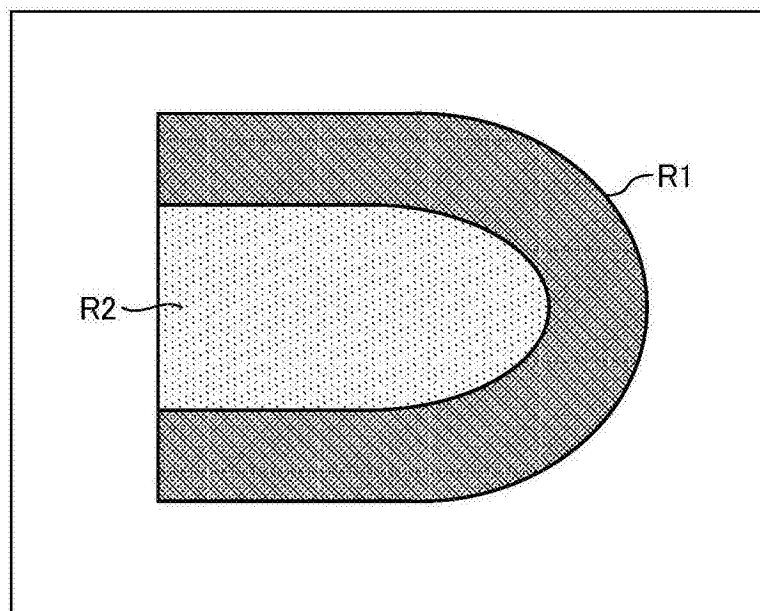


图6A

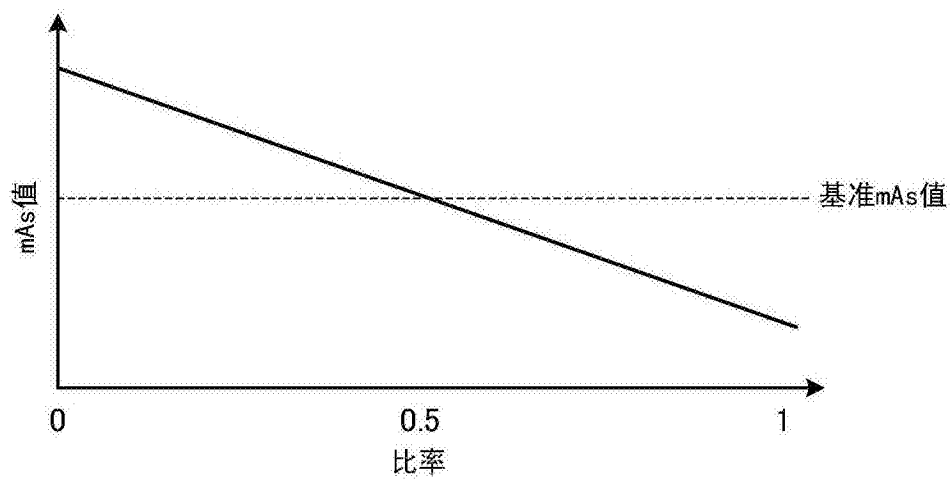


图6B

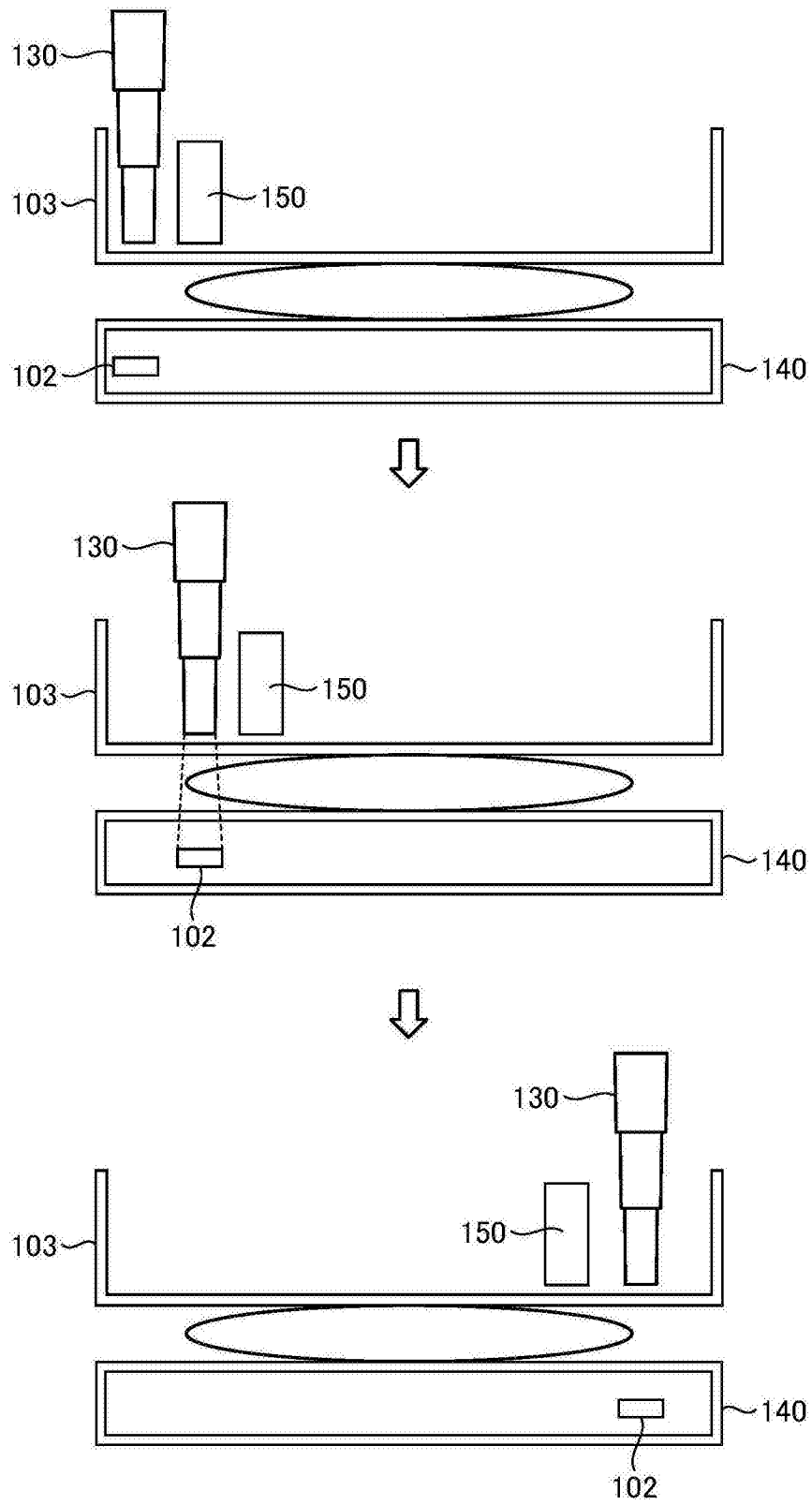


图7

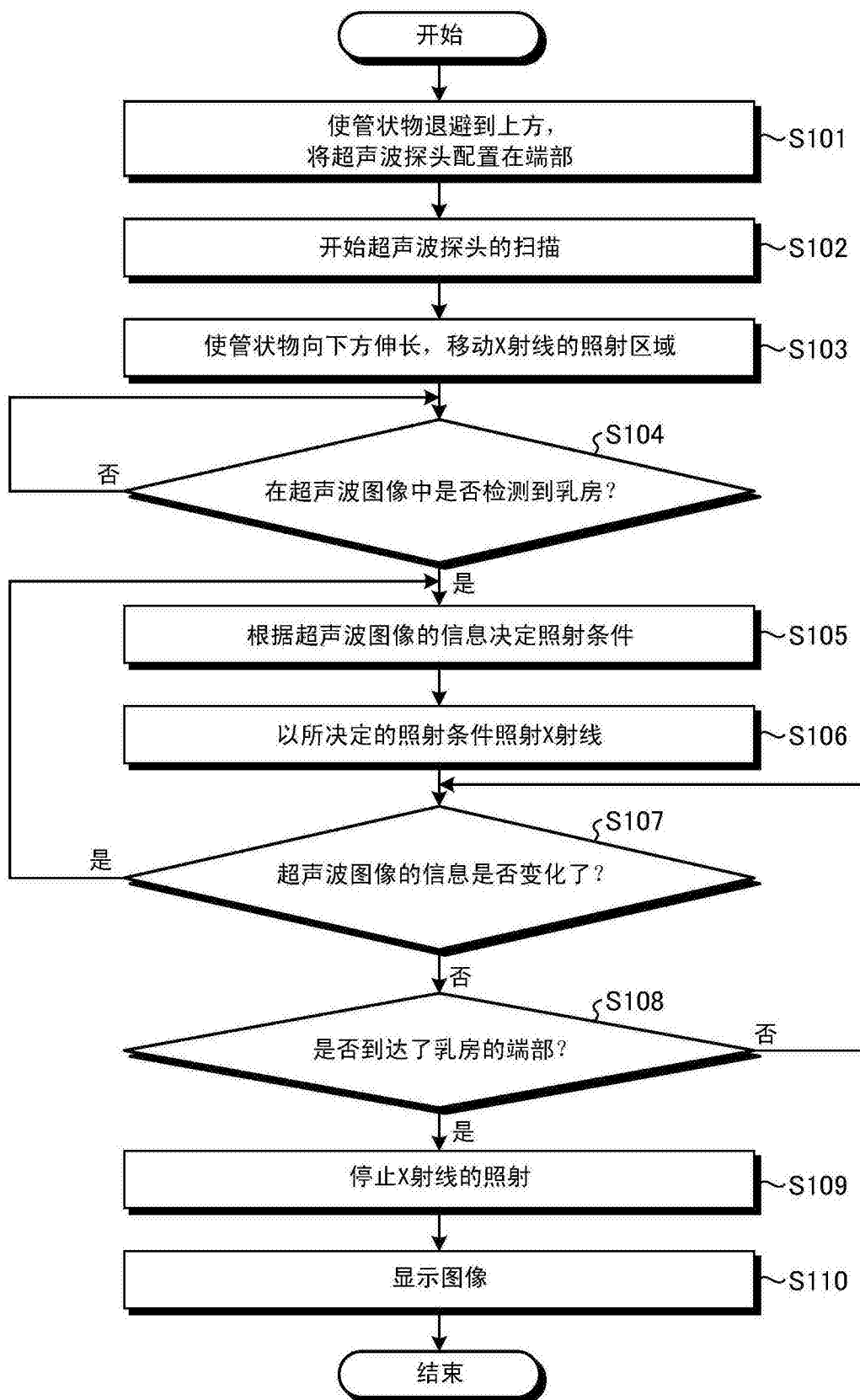


图8

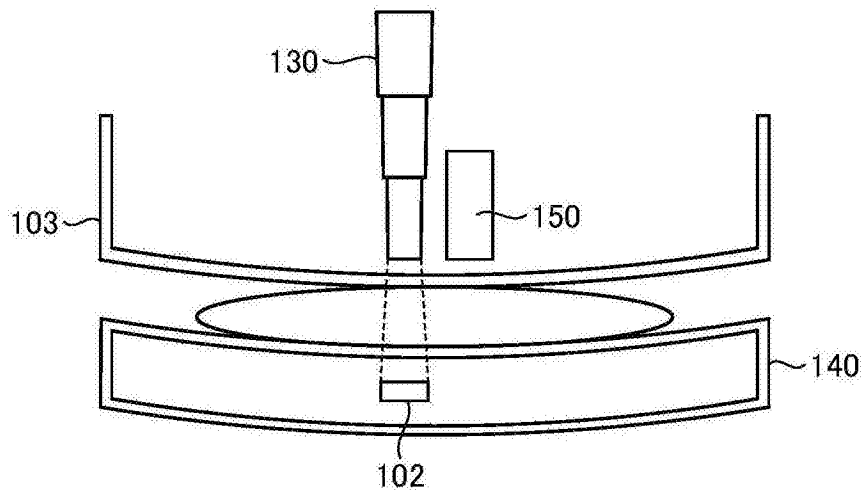


图9

专利名称(译)	医用图像诊断装置		
公开(公告)号	CN107518909A	公开(公告)日	2017-12-29
申请号	CN2017110468100.0	申请日	2017-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	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	落合理绘 小林由昌 仓富奈央子		
发明人	落合理绘 小林由昌 仓富奈央子		
IPC分类号	A61B6/00 A61B6/04 A61B8/08		
CPC分类号	A61B6/00 A61B6/04 A61B6/4429 A61B6/502 A61B6/52 A61B8/0825 A61B8/403 A61B8/44 A61B8/52 A61B6/0414 A61B6/4435 A61B6/5229 A61B6/54		
代理人(译)	杨谦 胡建新		
优先权	2016121594 2016-06-20 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式涉及医用图像诊断装置。提供一种能提高阅片效率的医用图像诊断装置。实施方式的医用图像诊断装置包括压迫板、X射线管、臂、X射线检测器和超声波探头。压迫板压迫被检体的乳房。X射线管照射X射线。臂保持所述X射线管，使从所述X射线管照射的X射线的照射区域在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动。X射线检测器对透射所述被检体的乳房的X射线进行检测。超声波探头设置成能够在与所述压迫板的纵深方向正交的方向上移动，并收发超声波。

