

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101347337 B

(45) 授权公告日 2011. 03. 02

(21) 申请号 200810126577. 1

(22) 申请日 2008. 07. 18

(30) 优先权数据

2007-189992 2007. 07. 20 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京都大田区下丸子 3 丁目 30 番
2 号

(72) 发明人 辻井修 林田真昌 松本和弘
加藤胜志

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 6/02(2006. 01)

A61B 6/04(2006. 01)

(56) 对比文件

US 20070133747 A1, 2007. 06. 14, 说明书第
3 栏第 [0034] 段, 附图 2.

CN 1145674 A, 1997. 03. 19, 全文.

US 20070121782 A1, 2007. 05. 31, 摘要, 说
明书第 2 栏第 [0021] 段、[0022] 段、[0036] 段、
[0039] 段, 附图 1-6.

EP 0417964 A2, 1991. 03. 20, 说明书第 2 栏
第 27 行-第 3 栏第 30 行, 附图 1 和 2.

WO 2006106927 A1, 2006. 10. 12, 说明书第 4
页第 [0027] 段-第 8 页第 [0051] 段, 附图 5.

审查员 邢伟

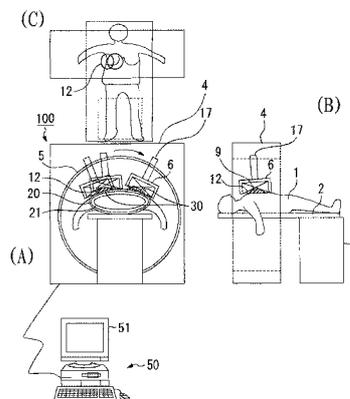
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 11 页

(54) 发明名称

放射线摄影设备

(57) 摘要

一种放射线摄影设备, 用于对被检者的乳房
进行放射线摄影, 其包括平台, 其用于被检者平
躺; 收容部件, 其收容以仰卧姿势躺在平台上的
被检者的乳房; 放射线摄影部件, 其包括放射线
发射单元和放射线检测单元, 该放射线发射单元
和放射线检测单元彼此相对定位, 并且收容在收
容部件中的被检者乳房置于其间; 以及驱动单
元, 其将收容部件移位到适于对被检者的乳房进
行摄影的位置。



1. 一种放射线摄影设备,其适于对被检者的乳房进行放射线摄影,其包括:
平台部件,其用于支撑处于仰卧姿势的被检者;
收容部件,其被构造成收容处于所述仰卧姿势的所述被检者的乳房;
放射线摄影部件,其包括彼此面对设置的放射线发射单元和放射线检测单元,所述放射线发射单元和所述放射线检测单元被配置在所述收容部件内,当所述收容部件收容所述乳房时,所述被检者的乳房置于所述放射线发射单元和所述放射线检测单元之间;以及
驱动部件,其可操作地将所述收容部件移动到适于对所述被检者的所述乳房进行摄影的位置。
2. 根据权利要求1所述的放射线摄影设备,其特征在于,所述驱动部件包括:
具有轴线的轴,所述收容部件可绕所述轴的所述轴线转动,所述轴能够调节所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的乳房的相对位置;
支撑架,其在基本上与处于所述仰卧姿势的所述被检者的纵向轴线垂直的平面内延伸,所述支撑架被设置成经由所述轴可滑动地支撑所述收容部件;以及
调节部件,其被构造成调节下述中的至少一方:所述收容部件在所述支撑架中的滑动位置、所述收容部件相对于所述支撑架的安装角度、以及所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的相对位置。
3. 根据权利要求1或2所述的放射线摄影设备,其特征在于,基于来自所述放射线摄影部件的透过数据,所述驱动部件可操作以移动所述收容部件。
4. 根据权利要求1所述的放射线摄影设备,其特征在于,还包括判断部件,所述判断部件被构造成判断进入所述放射线检测单元的放射线是否已通过所述被检者的高削弱区域,其中,基于这种判断结果所述驱动部件可操作以移动所述收容部件。
5. 根据权利要求1所述的放射线摄影设备,其特征在于,还包括全身摄影设备,所述全身摄影设备能够提供包括所述被检者的乳房的整个胸部的X线断层照片,
其中,基于所述全身摄影设备提供的包括所述被检者的乳房的整个胸部的X线断层照片,所述驱动部件可操作以移动所述收容部件。
6. 根据权利要求2所述的放射线摄影设备,其特征在于,还包括用于通过在不使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动的情况下使所述收容部件在所述支撑架中移位的同时在多个滑动位置进行预扫描来获得图像的部件,
所述调节部件被构造成基于所获得的图像调节下述中的至少一方:所述收容部件在所述支撑架中的滑动位置、所述收容部件相对于所述支撑架的安装角度、以及所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的相对位置。
7. 根据权利要求2所述的放射线摄影设备,其特征在于,还包括用于通过在使所述收容部件在所述支撑架中移位并使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动的同时在多个滑动位置进行预扫描来获得图像的部件,
所述调节部件被构造成基于所获得的图像调节下述中的至少一方:所述收容部件在所述支撑架中的滑动位置、所述收容部件相对于所述支撑架的安装角度、以及所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的相对位置。
8. 根据权利要求1所述的放射线摄影设备,其特征在于,还包括选择部件,所述选择部件被构造成选择是在不使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动的情况下使所述收容部

件在所述支撑架中移位的同时在多个滑动位置执行第一主扫描,还是在使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动并使所述收容部件在所述支撑架中移位的同时在多个滑动位置执行第二主扫描。

9. 根据权利要求 8 所述的放射线摄影设备,其特征在于,所述选择部件被构造成基于由预扫描获得的图像进行选择,或者基于包括所述被检者的乳房的整个胸部的 X 线断层照片进行选择。

10. 根据权利要求 1 所述的放射线摄影设备,其特征在于,所述收容部件还包括放射线束修改部件,所述放射线束修改部件修改从所述放射线发射单元发射的放射线的辐射范围。

放射线摄影设备

技术领域

[0001] 本发明涉及放射线摄影 (radiation imaging) 设备,其摄取被检者乳房的放射线图像 (radiographic image)。

背景技术

[0002] 传统上,已经提议了各种用于获取乳腺和 / 或乳房的 X 射线荧光图像 (X-ray fluoroscopic image) 的乳腺摄影 (mammography) 设备的改进。

[0003] 例如,日本特开 2003-116825 号专利公报公开了一种获得三维数据并计算体积数据从而增加诊断数据量的技术。

[0004] 此外,日本特开 2004-105729 号专利公报公开了一种在无需按压被检者胸部区域的情况下获得包括三维数据的图像并计算体积数据的技术。

[0005] 众所周知,在腋部 (axillae) 附近乳腺癌的发生率高。这是在 X 射线乳腺摄影中采用侧斜位 (medio-lateral oblique, MLO) 作为摄影方向的原因。通过使用能够给被检者全身照 X 线断层照片 (tomogram) 的全身 CT 扫描设备,能够给腋窝部分摄影。然而,全身 CT 扫描设备具有不利点,即与诊断无关的部分暴露于辐射并且重构 (reconstruction) 区域太大,导致令人不满意的分辨率。也就是说,需要胸部 CT 扫描设备在腋窝附近适当的扫描。然而,传统技术不能满足这个要求。

[0006] 当在参考之前拍摄的 CT 图像的同时对乳腺癌部分进行切除手术时,被检者的 CT 图像必须在类似于手术时的姿势 (也就是仰卧姿势) 下拍摄。然而,传统上,除了全身 CT 扫描设备,没有能够在仰卧姿势拍摄图像的 X 射线乳腺摄影技术。

发明内容

[0007] 本发明旨在提供一种能够适当地扫描腋窝附近部分的放射线摄影设备。

[0008] 本发明的第一技术方案提供一种放射线摄影设备,其适于对被检者的乳房进行放射线摄影,其包括:平台部件,其用于支撑处于仰卧姿势的被检者;收容部件,其被构造成收容处于仰卧姿势的被检者的乳房;放射线摄影部件,其包括彼此面对设置的放射线发射单元和放射线检测单元,放射线发射单元和放射线检测单元被配置在收容部件内,当收容部件收容乳房时,被检者的乳房置于放射线发射单元和放射线检测单元之间;以及驱动部件,其可操作地将收容部件移动到适于对被检者的乳房进行摄影的位置。

[0009] 本发明的第二技术方案提供一种根据第一技术方案所述放射线摄影设备,所述驱动部件包括:具有轴线的轴,所述收容部件可绕所述轴的所述轴线转动,所述轴能够调节所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的乳房的相对位置;支撑架,其在基本上与处于所述仰卧姿势的所述被检者的纵向轴线垂直的平面内延伸,所述支撑架被设置成经由所述轴可滑动地支撑所述收容部件;以及调节部件,其被构造成调节下述中的至少一方:所述收容部件在所述支撑架中的滑动位置、所述收容部件相对于所述支撑架的安装角度、以及所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的相对位置。

[0010] 本发明的第三技术方案提供一种根据第一或第二技术方案所述的放射线摄影设备,基于来自所述放射线摄影部件的透过数据,所述驱动部件可操作以移动所述收容部件。

[0011] 本发明的第四技术方案提供一种根据上述任一项技术方案所述的放射线摄影设备,其还包括判断部件,所述判断部件被构造判断进入所述放射线检测单元的放射线是否已通过所述被检者的高削弱区域,其中,基于这种判断结果所述驱动部件可操作以移动所述收容部件。

[0012] 本发明的第五技术方案提供一种根据上述任一项技术方案所述的放射线摄影设备,其还包括全身摄影设备,所述全身摄影设备能够提供包括所述被检者的乳房的整个胸部的 X 线断层照片,其中,基于所述全身摄影设备提供的包括所述被检者的乳房的整个胸部的 X 线断层照片,所述驱动部件可操作以移动所述收容部件。

[0013] 本发明的第六技术方案提供一种根据第二技术方案所述的放射线摄影设备,其还包括用于通过在不使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动的情况下使所述收容部件在所述支撑架中移位的同时在多个滑动位置进行预扫描来获得图像的部件,所述调节部件被构造基于所获得的图像调节下述中的至少一方:所述收容部件在所述支撑架中的滑动位置、所述收容部件相对于所述支撑架的安装角度、以及所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的相对位置。

[0014] 本发明的第七技术方案提供一种根据第二技术方案所述的放射线摄影设备,其还包括用于通过在使所述收容部件在所述支撑架中移位并使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动的同时在多个滑动位置进行预扫描来获得图像的部件,所述调节部件被构造基于所获得的图像调节下述中的至少一方:所述收容部件在所述支撑架中的滑动位置、所述收容部件相对于所述支撑架的安装角度、以及所述收容部件沿所述轴的所述轴线相对于所述被检者的相对位置。

[0015] 本发明的第八技术方案提供一种根据上述任一项技术方案所述的放射线摄影设备,其还包括选择部件,所述选择部件被构造选择是在不使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动的情况下使所述收容部件在所述支撑架中移位的同时在多个滑动位置执行第一主扫描,还是在使所述收容部件绕所述轴的所述轴线转动并使所述收容部件在所述支撑架中移位的同时在多个滑动位置执行第二主扫描。

[0016] 本发明的第九技术方案提供一种根据第八技术方案所述的放射线摄影设备,所述选择部件被构造基于由预扫描获得的图像进行选择,或者基于包括所述被检者的乳房的整个胸部的 X 线断层照片进行选择。

[0017] 本发明的第十技术方案提供一种根据上述任一项技术方案所述的放射线摄影设备,所述收容部件还包括放射线束修改部件,所述放射线束修改部件修改从所述放射线发射单元发射的放射线的辐射范围。

[0018] 从以下参照附图的,对典型实施例的详细说明中,本发明的进一步特征和方面将显而易见。

附图说明

[0019] 被结合在说明书中并构成说明书的一部分的附图示出了本发明的典型实施例、特征、以及方面,并且与说明一起用来说明本发明的原理。

- [0020] 图 1 的 (A) 至图 1 的 (C) 示出了根据本发明的一个典型实施例的放射线摄影设备的整体构造。
- [0021] 图 2 示出了根据本发明的典型实施例的扫描架的详细构造。
- [0022] 图 3 示出了根据本发明的典型实施例的扫描架的详细构造。
- [0023] 图 4A 和图 4B 均示出了由根据本发明的典型实施例的扫描架形成的重构区域。
- [0024] 图 5 示出了重构的乳房区域的二维图像。
- [0025] 图 6A 至 6C 示出了由根据本发明的典型实施例的扫描架获得的透过数据 (transmission data) 的处理。
- [0026] 图 7A 至 7C 示出了根据本发明的典型实施例的基于透过数据的扫描架的位置调整。
- [0027] 图 8A 至 8C 示出了根据本发明的典型实施例的使用柱状图分析的扫描架的位置调整。
- [0028] 图 9A 和 9B 示出了根据本发明的典型实施例的基于全身 CT 数据的扫描计划。
- [0029] 图 10 示出了还包括全身 CT 扫描设备的放射线摄影设备的构造的例子。
- [0030] 图 11A 和 11B 示出了根据本发明的典型实施例的基于扫描计划的标记 (milestone) 设定和所产生的图像的例子。
- [0031] 图 12A 和 12B 示出了利用步进移动和螺旋移动进行的预扫描。
- [0032] 图 13 示出了分割了检查部分并进行若干次扫描的例子。
- [0033] 图 14A 和 14B 示出了设置了用于减小重构区域的 X 射线束修改部的例子。
- [0034] 图 15 示意性地示出了将标准重构区域分割成较小的重构区域并且重复三次扫描的扫描。
- [0035] 图 16A 和 16B 示出了根据本发明的一个变型的放射线摄影设备的整体构造。

具体实施方式

- [0036] 参照附图, 现将详细说明本发明的各典型实施例、特征和方面。
- [0037] 图 1 的 (A) 至图 1 的 (C) 示出了根据本发明的一个典型实施例的放射线摄影设备 100 的整体构造。被检者 1 以仰卧姿势躺在平台 (table) 2 上。支撑平台 2 的平台支撑部 3 具有滑动机构 (图中未示出)。通过使平台 2 滑动, 被检者 1 被移入在机架 (gantry) 4 中形成的贯通穴部。机架 4 设置有圆形的支撑架 5。
- [0038] 参照图 1 的 (A) 至图 1 的 (C), 支撑架 5 覆盖 360 度。然而, 支撑架 5 可以仅在以仰卧姿势躺在平台 2 上的被检者 1 的肩部方向延伸。例如, 支撑架 5 可以被构造成仅为上圆形部分。
- [0039] 支撑架 5 设置有朝向被检者 1 定位的扫描架 6。在扫描架 6 中, 在其前端部分形成有用以收容作为被检者 1 的检查部分 9 的乳房的空间部或空腔。
- [0040] 扫描架 6 设置有 X 射线发生单元 7 和二维 X 射线检测单元 8, X 射线发生单元 7 和二维 X 射线检测单元 8 彼此相对设置并且空间部介于其间 (参照图 2) 使得它们彼此面对。扫描架 6 适于转动以使 X 射线发生单元 7 和二维 X 射线检测单元 8 绕着作为检查部分 9 的乳房转动, 同时 X 射线从 X 射线发生单元 7 发射。因此, 从多个方向 (360 度) 获得 (扫描) 检查部分 9 的 X 射线透过数据。

[0041] 计算机 50 连接到机架 4, 并用作操作控制台和图像处理单元。透过数据经过逆拉冬变换 (inverse Radon transform) 来重构检查部分 9 的断面, 并且重构图像显示在监视器 51 上。

[0042] 图 2 和图 3 详细示出了扫描架 6。图 2 示出了垂直安装在支撑架 5 上的扫描架 6。扫描架 6 罩有罩 10, 以防止转动部分与被检者 1 直接接触。从 X 射线发生单元 7 发射的 X 射线束 (X-ray flux) 11 经由准直器 (collimator) (图中未示出) 重整, 从而仅投射到二维 X 射线检测单元 8 上。

[0043] 图 4A 和图 4B 示出了由扫描架 6 形成的重构区域 12。如图 4A 和 4B 所示, 取决于扇形角 13 确定重构区域 12。如图 2 所示 (箭头 A), 扫描架 6 由支撑架 5 可滑动地支撑, 并且扫描架驱动单元 14 改变扫描架 6 在支撑架 5 中的滑动位置。另外, 支撑架 5 自身能够转动以使扫描架 6 的滑动位置移位。

[0044] 扫描架 6 设置有从其上延伸用作扫描架 6 的转动轴的转动轴或者旋转杆 17。支撑架 5 支撑旋转杆 17。当扫描架转动驱动单元 15 驱动轴 17 转动时, 扫描架 6 被驱动以进行绕轴线的 CT 扫描转动 (箭头 B)。

[0045] 轴 17 设置有常规的进给量调节机构或伸缩机构 (图中未示出) 以沿轴线移动扫描架 6。轴 17 设置有扫描架角度 / 距离调节单元 16, 其安装在轴 17 的端部。扫描架角度 / 距离调节单元 16 调节扫描架 6 在支撑架 5 中的滑动位置、扫描架 6 相对于支撑架 5 的安装角度、以及轴 17 的进给量 (或者缩回量)。作为选择, 扫描架 6 可以适于绕轴 17 转动, 而轴 17 自身不转动。

[0046] 图 3 示出了相对于支撑架 5 安装角倾斜的扫描架 6。扫描架角度 / 距离调节单元 16 调节旋转杆 17 的倾斜角度和旋转杆 17 的进给量 (沿箭头 C 方向)。通过这种设置, 能够调节扫描架 6 和被检者 1 之间的距离。

[0047] 计算机 50 对由二维 X 射线检测单元 8 获得的透过数据进行重构处理, 以将该数据转换成多断面图像, 也就是三维图像 18。利用逆拉冬变换进行重构处理。

[0048] 在过滤透过数据后, 通过朝向 X 射线焦点逆投影该数据来执行逆拉冬变换。逆投影的角度和位置基于获得透过数据时扫描架 6 在支撑架 5 中的滑动位置和角度、轴 17 的进给长度、以及扫描角度而确定。

[0049] 作为逆拉冬变换的例子, 给出了 Feldkamp 算法 (Feldkamp algorithm)。作为逆拉冬变换的参考文献, 已有 Feldkamp 等人的 "Practical Cone Beam Algorithm", J. Opt. Soc. Am. A1, 612-619, 1984。图 5 示出了乳房 30 的重构的三维图像 18 的例子。

[0050] 图 16A 和 16B 示出了在图 1 的 (A) 至图 1 的 (C) 中示出的放射线摄影设备 100 的变型。支撑架 5 由 C 形臂 (C-arm) 19 构成, 并且 C 形臂 19 支撑扫描架 6。扫描架 6 能够在 C 形臂 19 上滑动以改变其位置。相反地, 扫描架 6 可以固定到 C 形臂 19 上, 并且当 C 形臂的进给量改变时扫描架 6 的位置可以改变。此外, 代替调节 C 形臂 19 和扫描架 6 的安装角, 可以基于来自控制单元 161 的控制指令来驱动 C 形臂上 / 下转动单元 162 以使 C 形臂 19 自身倾斜, 从而调节扫描架 6 的角度。

[0051] 通过图 1 的 (A) 至图 1 的 (C) 或者图 16A 和图 16B 示出的构造, 取决于被检者而具有不同曲面形状和尺寸的乳房能被柔和地把持和有效地检测。另外, 上述构造允许被检者以仰卧姿势躺在平台上, 并且双臂在重力方向悬垂。这种构造易于使乳房附近的由胸部

形成的弯曲外形暴露。并且这便于对乳房检查时必不可少的腋窝部分进行检查。此外,上述构造能在被检者处于仰卧姿势状态下对被检者进行乳房检查,并且可以在类似于外科手术期间的姿势的状态下拍摄乳房图像。

[0052] 图 1 的 (A) 是放射线摄影设备 100 的正视图,其中示出了被检者 1 的乳房及其附近区域。乳房 30 属于胸肌 (pectoral muscle) 20 并且胸肌 20 覆盖肋骨 21。根据典型实施例的放射线摄影设备 100 覆盖作为检查部分 9 的乳房和包括胸肌 20 的乳房附近区域。当进行包括肋骨 21 的乳房扫描时,不但被检者 1 暴露于额外的辐射 (excessive radiation) 而且获得的透过数据的信号值较差,这导致重构的图像的信噪比 (S/N) 较差。因此,根据典型实施例,分析来自二维 X 射线检测单元 8 的透过数据,以调节扫描架 6 的角度和轴 17 的进给量。

[0053] 图 6A 是示出一种情况的剖视图,其中扫描架 6 放置的离乳房 30 太近并且进行包括肋骨 21 的扫描。图 6B 示出了上述情况的透过数据。图 6C 示出了透过数据的二进制数据。当 X 射线穿过较大地削弱 X 射线的肋骨 21 时,透过数据的值明显减小。因此,当利用预定的阈值二进制处理透过数据时,可以判断是否进行包括肋骨 21 的扫描,并获得肋骨 21 的面积。

[0054] 图 7A 至图 7C 示出了基于图 6 的二进制数据,扫描架 6 的角度和轴 17 的进给量的调节结果的例子。在扫描架 6 进行转动扫描的同时,实时进行透过数据的分析以及扫描架 6 的角度和轴 17 的进给量的调节。通过同时进行进给量调节和扫描架 6 的转动扫描,能够降低进行 X-射线摄影所需的时间。

[0055] 参照图 6A 至图 6C 和图 7A 至图 7C,控制扫描架 6 使得肋骨 21 不包括在透过数据中。或许有被检者 1 具有厚的胸肌 20 的情况。胸肌 20 极大地削弱了 X 射线。在这种情况下,必须控制扫描架 6 从而细薄地 (thinly) 扫描胸肌 20。为了这个目的,基于柱状图分析,可以将用于二进制处理的预定阈值 22 变为阈值 23,如图 8A 至图 8C 所示。

[0056] 为在断面上获取乳房的 CT 扫描图像,必需尽可能地使扫描架 6 靠近胸壁 (chest wall)。为了使扫描架 6 与胸壁尽可能地靠近,如果使用接触检测装置或者类似装置,其会对被检者 1 施加相当大的负担。然而,如果基于上述透过数据调节扫描架 6 的角度和旋转杆 17 的进给量,则因为没有使用接触检测装置,所以是有益的。

[0057] 现在,基于全身的 CT 数据,给出关于计划调节扫描架 6 在支撑架 5 中的安装角度和滑动位置以及轴 17 的进给量的方法的说明。全身的 CT 数据是被检者的包括乳房的整个胸部的 X 线断层照片。

[0058] 图 9A 和 9B 示出了包括乳房 30 的整个胸部的 X 线断层照片的例子。X 线断层照片是利用全身 CT 扫描设备或者能够给包括被检者乳房的整个胸部拍摄 X 线断层照片的全身核磁共振成像 (MRI) 设备拍摄的。通过利用预定阈值对由全身 CT 获得的 X 线断层照片进行二进制处理,能够确定乳房区域的三维体积。

[0059] 如图 4A 和 4B 所示,由一次扫描所覆盖的区域也三维地确定。因此,当乳房 30 太大时,计划扫描以在每个乳房 30 上进行多次扫描。操作者以下述方式进行扫描架 6 的位置计划。也就是说,二进制处理的图像 (检查部分 9) 显示在计算机 50 的监视器 51 上,并且重构区域 12 被添加 (superimposed) 在其上。

[0060] 计算机 50 可以自动进行上述处理。当计算机 50 自动进行处理时,计算机 50 获得

左、右乳房 30 的体积。然后,计算机 50 判断是否各个乳房 30 的体积、高度和平面面积中的每一方都能被一次扫描的重构区域 12 覆盖。

[0061] 当各个乳房 30 的体积、高度和平面面积中的任一方不能由一次扫描覆盖时,计算机 50 计算出乳房体积相当于多少倍的与一次扫描相当的重构面积。如果如此确定了扫描次数,那么用扫描次数分割乳房体积并计划扫描使得扫描中心与分割区域的重心一致(参照图 13)。

[0062] 扫描操作者通过将扫描架 6 设置在预定的最初扫描位置进行用于扫描计划和扫描架 6 的基准点的调节,其中扫描计划是基于全身 CT 数据制定的,利用放射线摄影设备 100 由扫描架 6 进行 CT 扫描。在此,至于全身的 CT 数据,为扫描计划的目的,仅需要胸部的概略形状。因此,使用低水平放射线进行扫描。

[0063] 图 10 示出了还包括全身 CT 扫描设备 200 的放射线摄影设备构造的例子。全身 CT 扫描设备 200 设置有机架 40,该机架 40 具有用于插入躺在平台 2 上的被检者 1 的中空部分 41。

[0064] 机架 40 设置有 X 射线发生单元 70 和位于与 X 射线发生单元 70 相对的位置的 X 射线检测单元 80,中空部分 41 介于 X 射线发生单元 70 和 X 射线检测单元 80 之间。X 射线发生单元 70 和 X 射线检测单元 80 绕中空部分 41 转动以进行全身扫描。

[0065] 这种构造的优点是放射线摄影设备 100 获得的 CT 数据和全身 CT 扫描设备 200 获得的全身 CT 数据之间的位置关系是已知的。因此,在放射线摄影设备 100 的情况下,不需要基于全身 CT 数据和基准点调节的扫描计划,其中该基准点调节用于进行 CT 扫描的扫描架 6。

[0066] 现在,将说明基于二维或三维荧光图像对扫描架 6 在支撑架 5 中的滑动位置和安装角度以及轴 17 的进给量的调节计划,其中,该荧光图像是通过利用二维 X 射线检测单元 8 进行预扫描而获得的。

[0067] 图 11A 和图 11B 示出了预扫描的方法。如图 11A 所示,被检者 1 以仰卧姿势躺在平台 2 上。操作者使用开关或者类似物(图中未示出)沿着被检者 1 胸部的弯曲外形记录多个基准位置 24。

[0068] 计算机 50 计算通过记录的基准位置 24 的曲线,并且控制扫描架 6 以使其在发射低水平 X 射线的同时连续移动。在移动扫描架 6 的同时,计算机 50 调节扫描架 6 在支撑架 5 中的位置和角度以及轴 17 的进给量。

[0069] 有两种用于进行预扫描的方法。也就是说,在转动扫描架 6 的同时进行预扫描和在不转动扫描架 6 时进行预扫描。

[0070] 当扫描架 6 不转动时,扫描架 6 在支撑架 5 中的滑动位置固定并且在支撑架 5 中的多个滑动位置(例如,在各个基准位置 24 的位置处)获得透过数据。扫描架 6 的这种移位被称为“步进移动”。在以上述步进移动执行预扫描的情况下,获得如图 11B 所示出的二维荧光图像。

[0071] 另一方面,当使扫描架 6 转动时,以下述方式进行预扫描。也就是说,在转动扫描架 6 的同时,沿着支撑架 5 与转动同步地连续移动扫描架 6 以获得透过数据。在这种情况下,X 射线发生单元 7 和二维 X 射线检测单元 8 中的每一方做螺旋移动。因此,该运动被称为“螺旋移动”,并且所获得的透过数据被称为“螺旋数据”。

[0072] 图 12A 示出了在步进移动和螺旋移动时的预扫描。虚线 25 表示螺旋移动的轨迹的例子,而虚线 26 表示步进移动轨迹的例子。使用任何移动方法,当转动扫描架 6 时,获得如图 5 所示出的胸壁上的乳房 30 的三维图像 18。预扫描的目的是为了计划主扫描和确定检查部分 9 的轮廓。因此,可以使用比主扫描低的放射剂量进行预扫描。

[0073] 当扫描架 6 不转动时,使 X 射线发生单元 7 和二维 X 射线检测单元 8 的方向适合于沿被检者 1 身体纵向(沿平台 2 的移动方向)进行乳房区域的摄影。图 12B 示出了二维荧光图像的例子,该荧光图像通过不转动扫描架 6 的步进移动预扫描产生。

[0074] 基于由上述预扫描获得的透过数据,能够计划对扫描架 6 在支撑架 5 中的位置和角度以及轴 17 的进给量的调节。如上所述的,调节计划可以由操作者确定或者由计算机 50 自动进行。

[0075] 以螺旋移动方式获得的透过数据的图像重构处理也是用逆拉冬变换进行的。基于在获得透过数据时扫描架 6 在支撑架 5 中的位置和角度、轴 17 的进给量、以及扫描角度来确定在逆拉冬变换中逆投影的角度和位置。

[0076] 在主扫描中,也可以选择是以步进移动的第一主扫描还是以螺旋移动的第二主扫描进行扫描。螺旋移动的第二主扫描具有扫描架 6 不垂直运动的优点,从而扫描时间短于步进移动的第一主扫描的扫描时间。

[0077] 可以由操作者选择或者可以通过处理图像基于乳房 30 的尺寸自动地选择,是进行步进移动的第一主扫描还是进行螺旋移动的第二主扫描。

[0078] 例如,需要判断单次扫描的重构区域 12 能否覆盖乳房 30 的体积、高度和平面面积。当基于乳房 30 的体积、高度和平面面积确定出如果进行螺旋移动,乳房 30 会与扫描架 6 的罩 10 接触并且乳房 30 会变形时,那么选择步进移动的第一主扫描。更加具体地,当乳房高度超过重构区域 12 的高度或者当乳房平面面积超过扫描架 6 的扫描圆时,选择步进移动的第一主扫描。

[0079] 当检查部分 9 小于重构区域 12 时,或者当进行多次扫描并且所分割的检查部分 9 小于重构区域 12 时,被检者暴露于额外的辐射中。应该尽可能地减少这种额外的辐射。

[0080] 因此,如图 14A 和图 14B 所示,可以在 X 射线发生单元 7 的前方设置 X 射线束修改部 27,以修改从 X 射线发生单元 7 发射的 X 射线的辐射范围。通过这种设置,X 射线束被修改,并且可以形成重构区域 12 被减小的重构区域 29。

[0081] 例如,在扫描计划期间,当确定为产生了这种额外的暴露区域时,可以向 X 射线束修改部 27 发出指令以减小从 X 射线发生单元 7 发射的 X 射线辐射范围。图 15 示意性地示出了这种扫描:标准重构区域 12 被分割成更小的重构区域 29 并且进行三次扫描。

[0082] 虽然参照典型实施例说明了本发明,然而应理解本发明不限于所公开的典型实施例。所附的权利要求的范围符合最宽泛的解释以包含所有的修正、等同结构和功能。

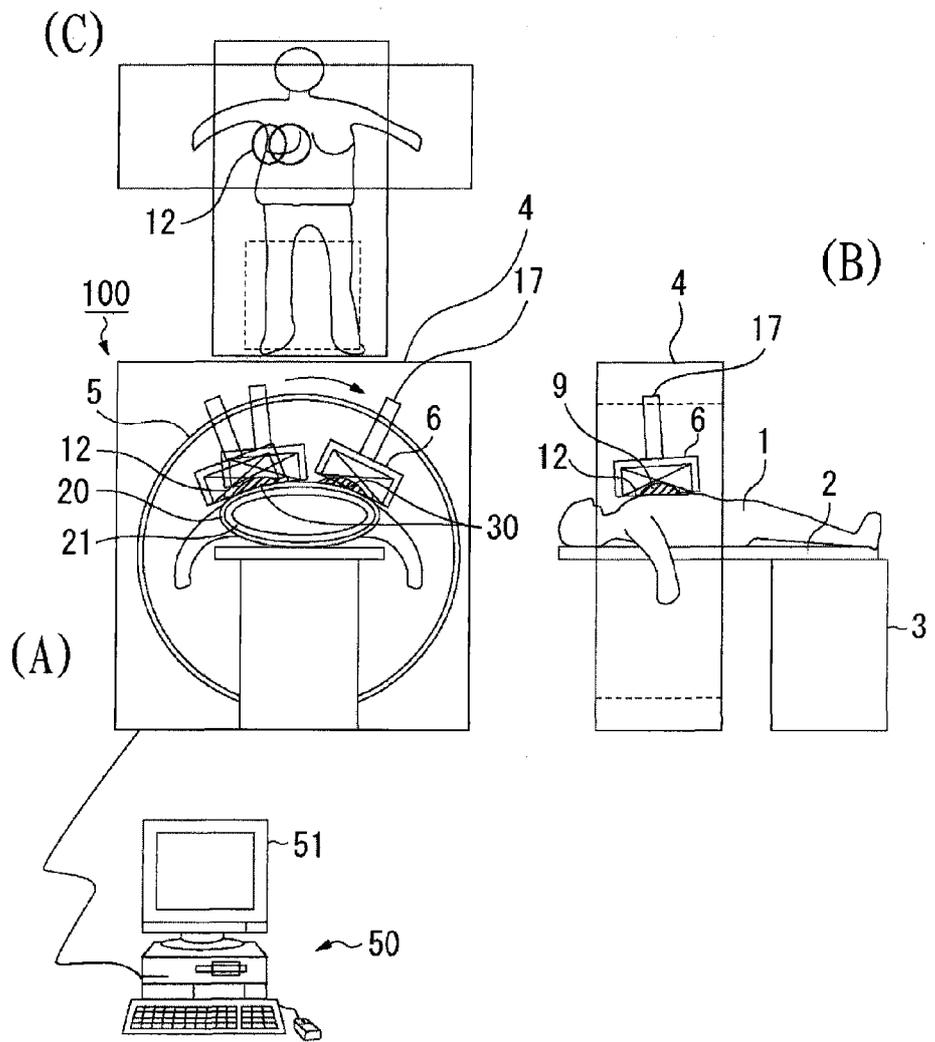


图 1

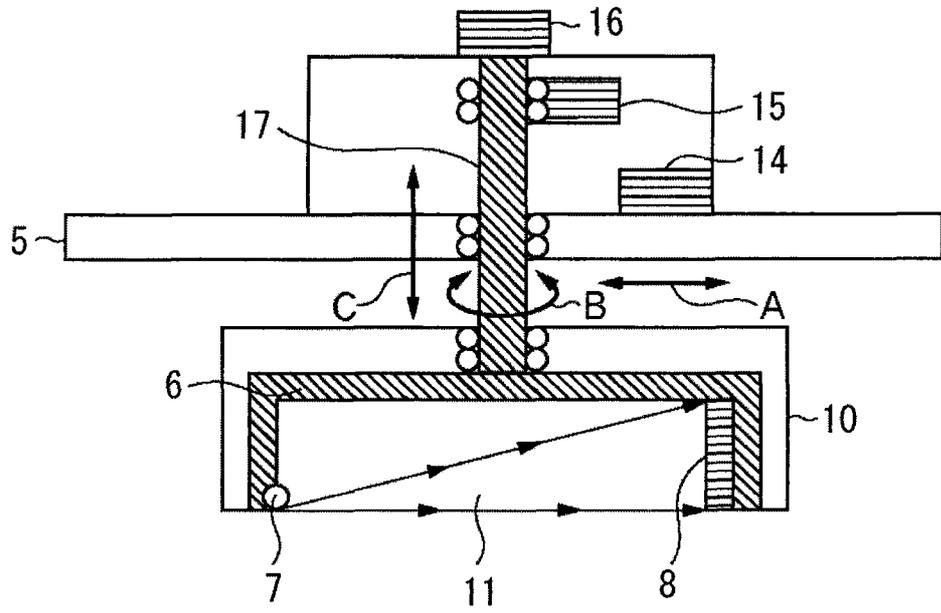


图 2

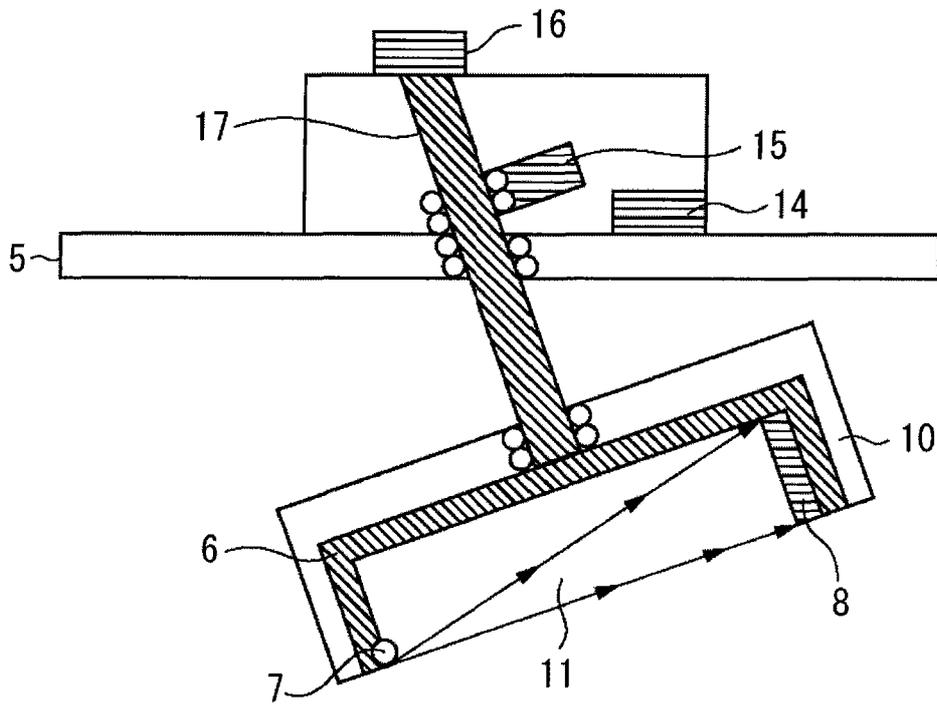


图 3

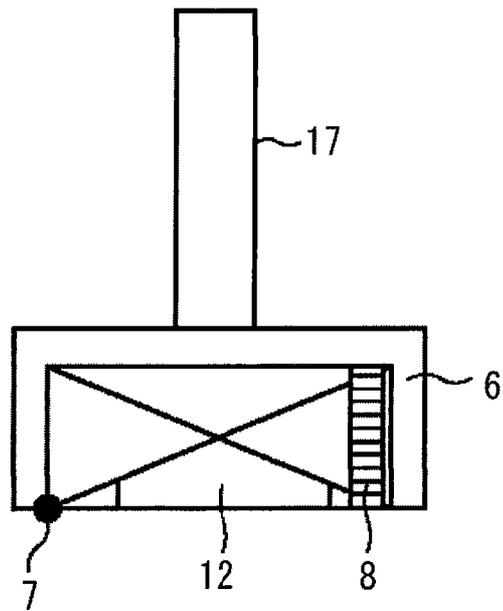


图 4A

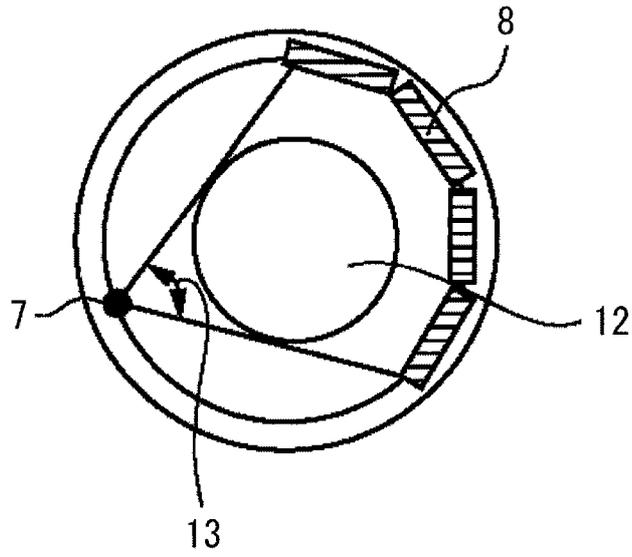


图 4B

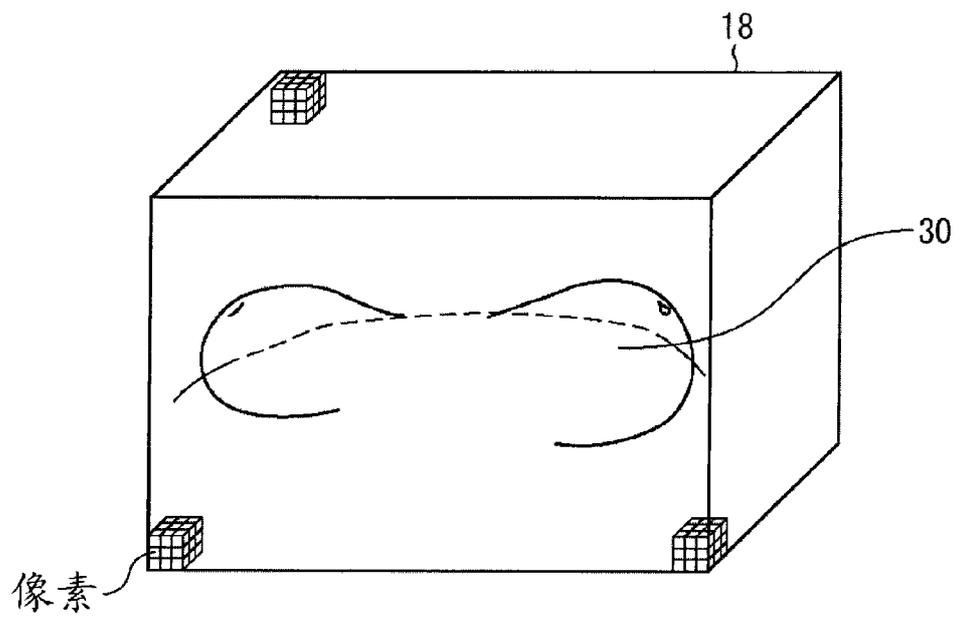


图 5

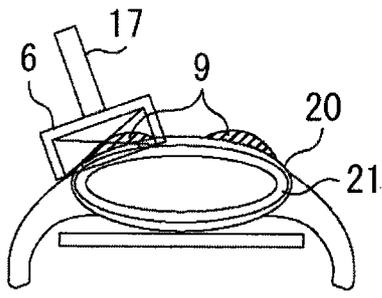


图 6A

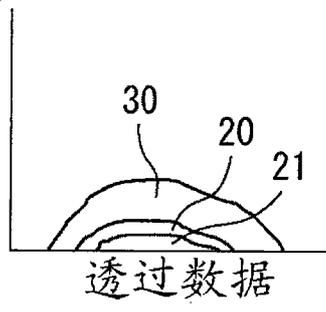


图 6B

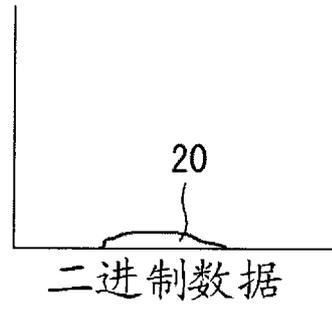


图 6C

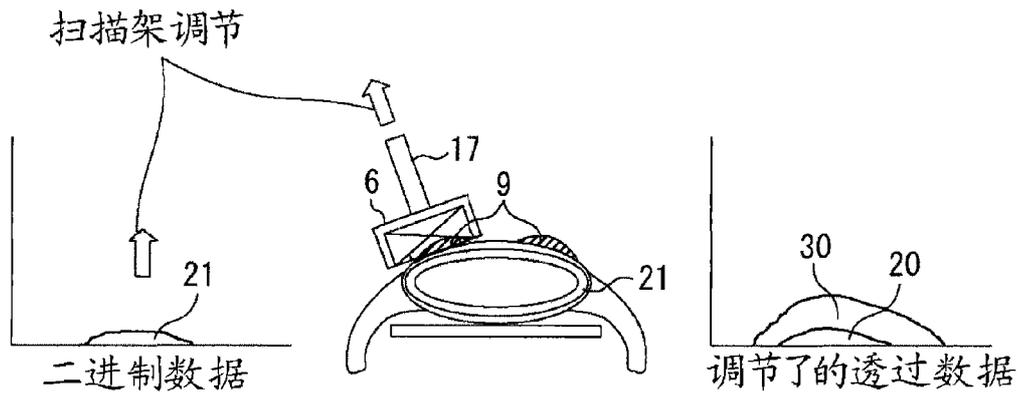


图 7A

图 7B

图 7C

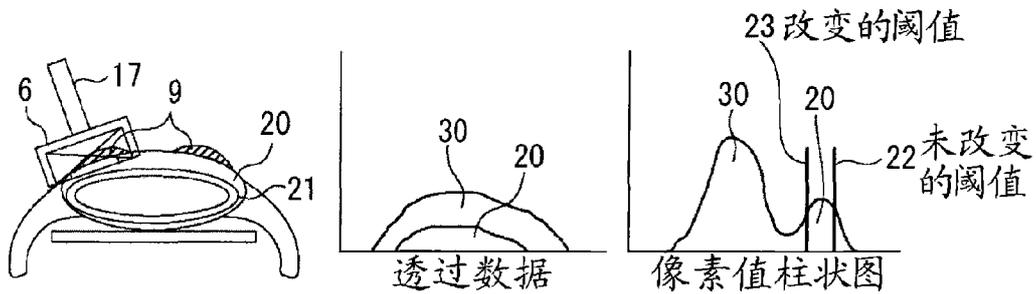


图 8A

图 8B

图 8C

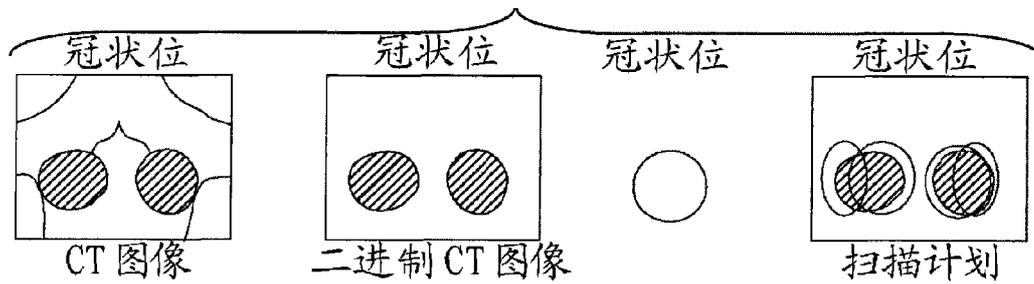


图 9A

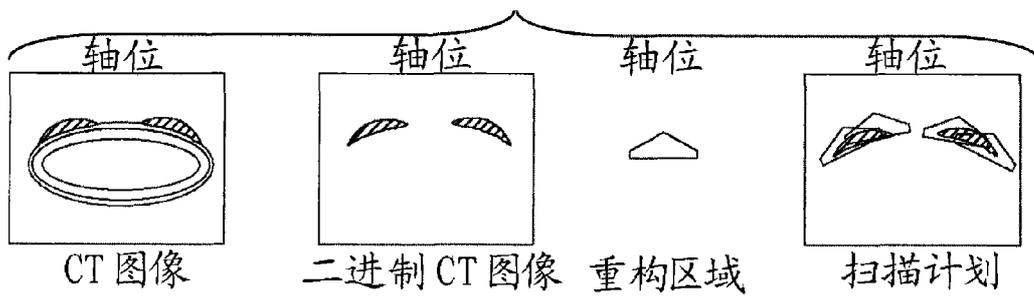


图 9B

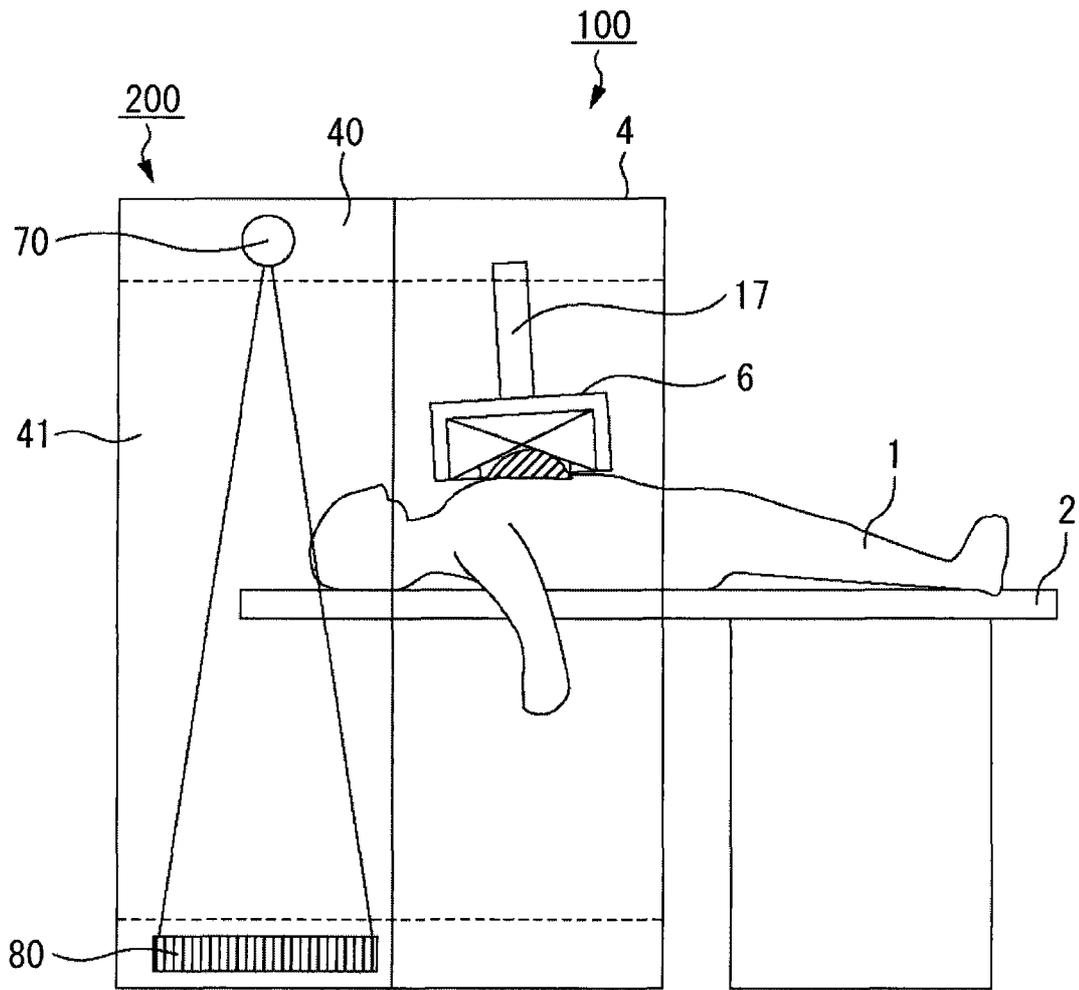


图 10

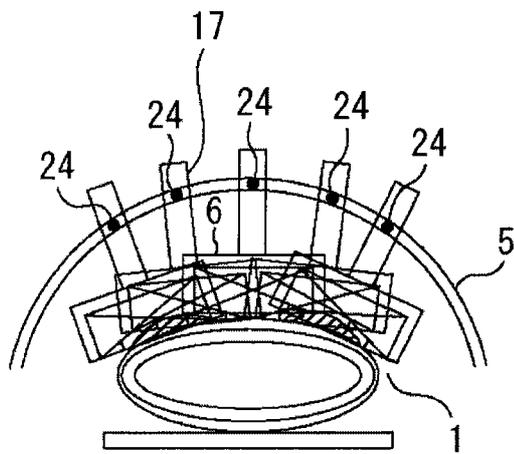


图 11A

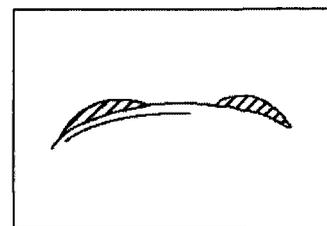


图 11B

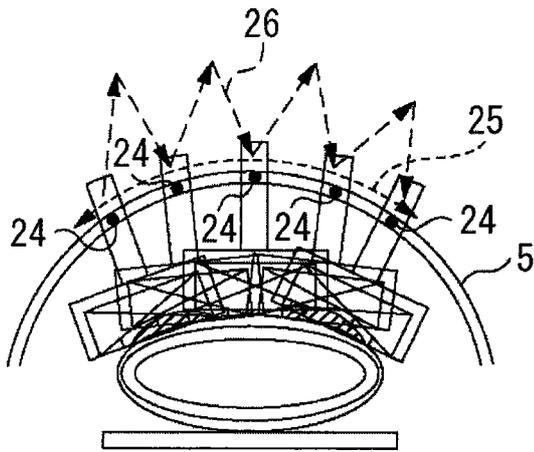


图 12A

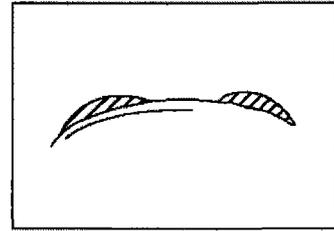


图 12B

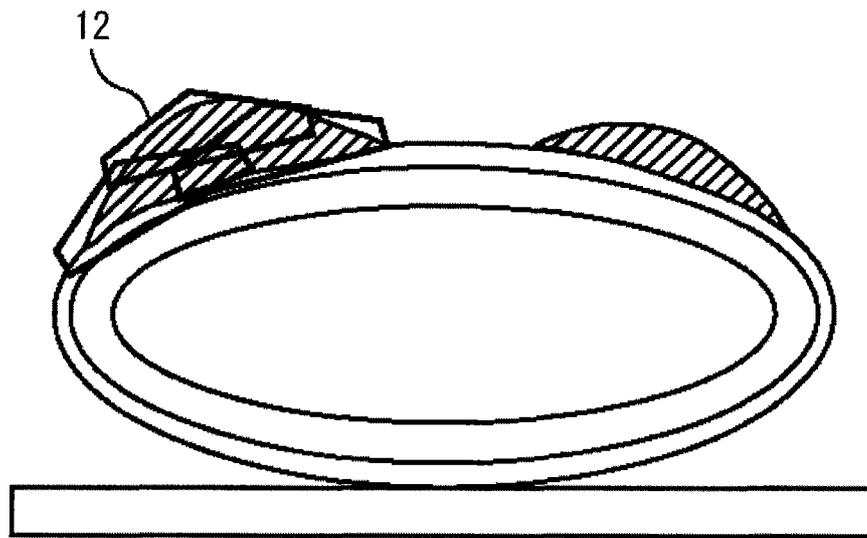


图 13

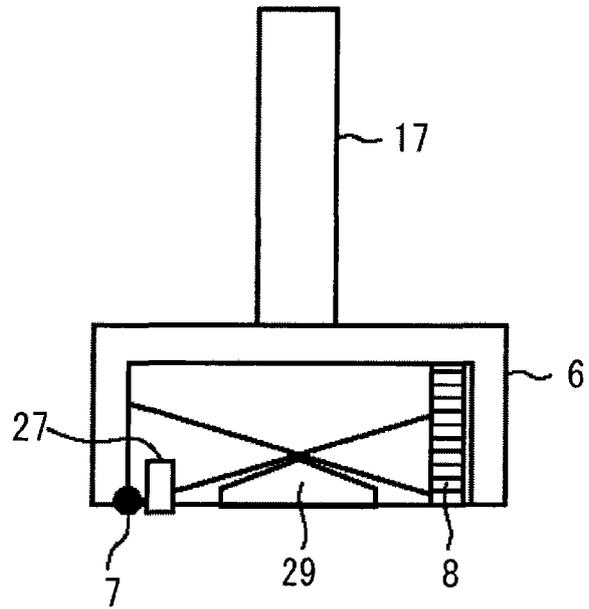


图 14A

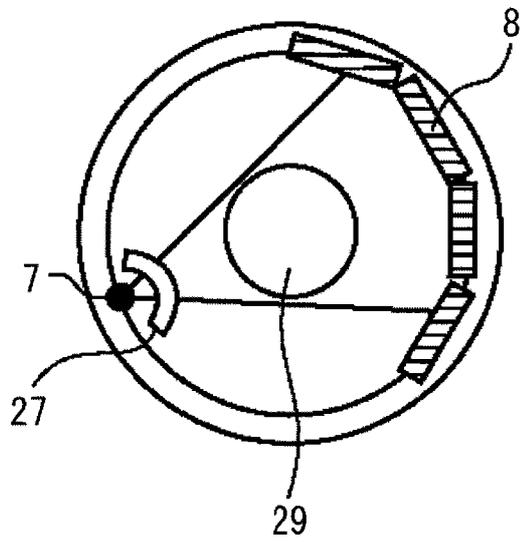


图 14B

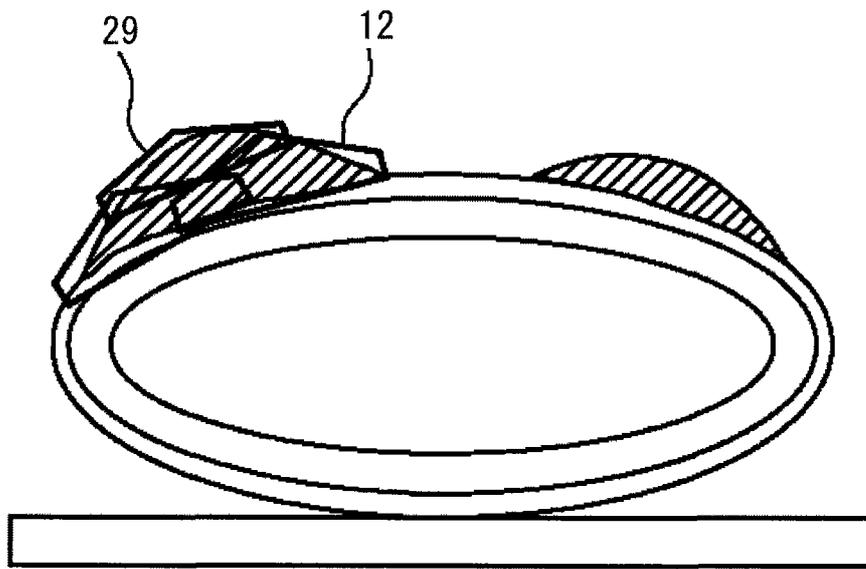


图 15

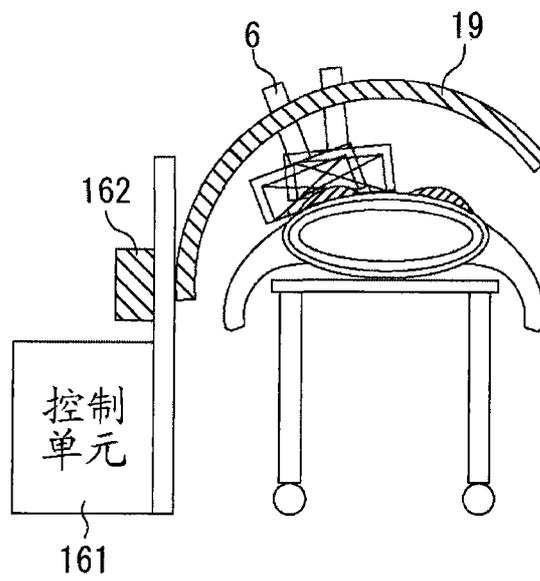


图 16A

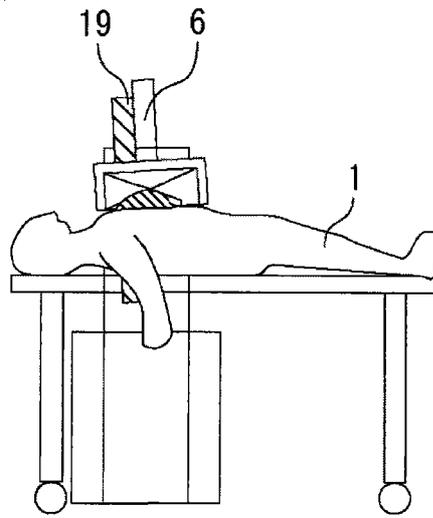


图 16B