(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103458793 B
(45)授权公告日 2018.08.03

(21)申请号 201180068293.1
(22)申请日 2011.12.21
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103458793 A
(43)申请公布日 2013.12.18
(30)优先权数据
61/425867 2010.12.22 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.08.22
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2011/066432 2011.12.21
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2012/088243 EN 2012.06.28
(73)专利权人 特罗菲公司
地址 法国马梅拉瓦利
(72)发明人 J-M.英格尔斯 S.博索雷尔
D.K.兰金-帕罗贝克
(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 张懿 刘春元
(51)Int.Cl.
A61B 6/14(2006.01)
(56)对比文件
US 2008/0063139 A1,2008.03.13,说明书摘要、说明书第37段,第39段,第41段,第45段,第50段,第53段,第64段,第76段,第88段、附图2.
US 2009/0039273 A1,2009.02.12,参见对比文件5说明书第[0040],[0043]-[0051]段、附图6-7.
CN 1897875 A,2007.01.17,说明书第4页第1段,第3段、附图1.
审查员 宋含

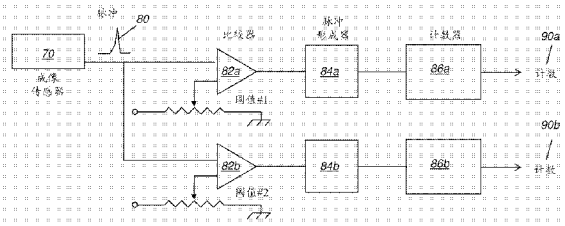
权利要求书2页 说明书12页 附图19页

(54)发明名称

数字检测器

(57)摘要

一种用于从患者处获得图像的口外牙科成像装置具有辐射源和数字成像传感器,所述数字成像传感器根据超过至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字值。支架支撑所述患者的头部的相对侧上的所述辐射源和所述数字成像传感器。可以存在计算机,所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于获取一个或多个二维图像。



CN 103458793 B

1.一种用于从患者处获得图像的口外牙科成像装置,所述装置包括:

辐射源;

数字成像传感器,所述数字成像传感器根据满足至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字值;

支架,所述支架支撑在所述患者的头部的相对侧上的所述辐射源和所述数字成像传感器;

计算机,所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于获取一个或多个二维图像;以及

提供所述患者的头部的对准用于获得所述一个或多个二维图像的对准装置,

其中所述数字成像传感器进一步为所述多个图像像素中的每个提供从具有超过第二阈值的电离辐射能量的光子的计数获得的第二数字值;其中所述数字成像传感器进一步提供上限阈值,其中所述至少第一数字值是根据既超过所述第一能量阈值又小于所述上限阈值的所接收的光子的计数,并且其中所述第二数字值是根据既超过所述第二阈值又小于所述上限阈值的所接收的光子的计数,其中,所述患者的头部的至少一部分的容积图像是仅使用所述多个图像像素的第一与第二数字值来重建的。

2.如权利要求1所述的成像装置,进一步包括:

一个或多个垂直致动器,所述垂直致动器可供给能量用于改变所述数字成像传感器和所述辐射源对于所述患者的头部的相对垂直位置,并且其中所述计算机将两个或更多个图像组合成系列以便形成螺旋计算机断层摄影术容积图像,

其中所述支架联接至旋转致动器上,所述旋转致动器可供给能量以便绕所述患者的头部以扫描图样转动所述数字成像传感器和辐射源;其中所述患者的头部的至少一部分的容积图像是基于所述多个图像像素进行重建的。

3.如权利要求1所述的成像装置,其中所述支架联接至旋转致动器上,所述旋转致动器可供给能量以便绕所述患者的头部以扫描图样转动所述数字成像传感器和辐射源,其中所述患者的头部的至少一部分的二维图像是基于所述多个图像像素进行重建的,并且其中所述二维图像是所述患者的一部分的全景图像或所述二维图像是使用X射线断层造影合成成像技术而生成的。

4.如权利要求1所述的成像装置,进一步包括与所述计算机通信的至少一个高度传感器,其中所述至少第一能量阈值是可选择的,并且其中所述数字成像传感器是直接数字成像传感器。

5.一种用于获得患者的头部的至少一部分的容积图像的成像装置,所述装置包括:

可旋转的支架,所述可旋转的支架包括辐射源和数字成像传感器并且联接至旋转致动器上,所述旋转致动器可供给能量以便绕所述患者的头部转动所述数字成像传感器和辐射源;

一个或多个垂直致动器,所述垂直致动器可供给能量用于改变所述数字成像传感器和所述辐射源对于所述患者的头部的相对垂直位置;以及

计算机,所述计算机与所述旋转和垂直致动器进行信号通信用于执行所述数字成像传感器和所述辐射源绕所述患者的头部的螺旋扫描图样并且进一步与所述数字成像传感器进行信号通信用于在沿所述螺旋扫描图样的连续位置处获取多个二维图像;

提供所述患者的头部的对准用于获得所述多个二维图像的对准装置；

其中所述数字成像传感器根据所接收的电离辐射能量中所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供一个数字值，

其中所述数字成像传感器为多个图像像素中的每个提供从具有超过第一阈值且小于最大阈值的电离辐射能量的光子的计数获得的第一数字值和从具有超过第二阈值且小于最大阈值的电离辐射能量的光子的计数获得的第二数字值。

数字检测器

发明领域

[0001] 本发明总体上涉及牙科成像的领域，并且更具体地说涉及用于从患者的头部获得图像的装置和方法。

[0002] 发明背景

[0003] 计算机化断层摄影术(CT)成像装置通过用旋转成像系综或机架获取多重2D图像来操作，所述旋转成像系综或机架具有x射线源和与所述x射线源相对、相对于患者绕固定轴线旋转的成像传感器。CT成像允许患者的解剖结构的3D或容积图像的重建并且被公认为对于获得用于帮助诊断和治疗的有用信息有特殊价值。

[0004] 关于CT成像在牙科和耳鼻喉科(ENT)应用中的使用以及用于患者的头部的其它成像存在相当大的兴趣。为此目的已经提出了许多容积成像系统设计。在所提出的解决方案之中有组合全景成像与CT成像的混合系统。例如，Arai等人的题为“X-RAY IMAGING APPARATUS”的美国专利号6,118,842公开了支持两种成像模式的X 射线成像装置。所述装置包括X射线源、用于检测已经穿过受试者的X射线的X射线检测器、以及用于支撑所述X射线源和所述X射线检测器以使得它们在空间上彼此相对跨过所述受试者的支撑装置；以及用于在CT模式与全景模式之间切换的模式切换装置。为了检测 X射线，仅使用一个大面积X射线检测器。所述X射线成像装置可以在成像会话期间通过切换模式来获得两种类型的图像。然而，所提出的成像装置要求能够以令人满意的方式进行两种成像功能的昂贵检测器。此外，这种类型的系统通常通过使用所述X射线源与检测器之间的均匀距离来折衷图像质量，尽管不同距离将更为有利。

[0005] 作为举例，图1示出常规CT成像装置40的一个实施方案。柱 18是针对受试者的高度可调整的。以虚线轮廓线示出的患者12或其它受试者被定位在x射线源10与x射线成像传感器面板20(还被称为成像检测器)之间。X射线成像传感器面板20在可旋转的支架30上旋转以便定位用于获得暴露的CT传感器21。CT传感器21相对于x 射线源10定位在受试者的后面。操作员将CT传感器21旋转到这个位置中作为成像设置的部分。随着支架30的旋转，传感器21和源 10绕患者的头部转动，典型地对于全转动的某一部分。其它的牙科成像系统解决方案组合来自单个装置的CT、全景、以及头影测量成像。用这类组合系统，辐射暴露的所要求的量可能是一个担忧，特别是对于CT成像而言，CT成像可能要求众多图像，每个图像均来自单独的暴露。

[0006] 常规的数字射线照相术检测器具有与在单次暴露下的辐射能量的衰减是如何解释相关的一些限制。例如，可能非常困难从单次暴露来辨别成像物体是否具有给定厚度或给定衰减系数。为了解决这个模糊性，一些系统提供单独的、顺序低能量和更高能量暴露并且使用所得到的图像信息中的差异来区分材料的类型。然而，为了提供这一信息，这种类型的成像要求患者经受二次暴露的另外辐射。对于CT成像而言这个问题可能更为严重，其中获得多重图像，绕患者转动的多个角度中的每一个均有一个图像。

[0007] 常规CT成像提供帮助诊断和治疗的有用信息，但是受所述成像传感器装置本身的限制和对用于获得所希望的图像质量所需的暴露水平的担忧的约束。因此，可见对于成像

的改进方法存在长期的需要，所述改进方法可以用降低的暴露且在更有利的成本下实现用于牙科、ENT、以及头部的其它成像的高水平的图像质量。

[0008] 发明概述

[0009] 本发明的实施方案解决用于推进成像领域、特别是对于头部的成像的需求。本发明的实施方案使光子计数及相关成像解决方案适合于用于牙科、ENT、以及相关应用的成像的问题。使用本发明的实施方案，执业医师可以利用降低的暴露水平和光子计数解决方案所提供的其它优点来获得用于患者治疗的有用图像。

[0010] 这些目的仅作为示意性实施例给出，并且这类目的可以是本发明的一个或多个实施方案的示例。由本公开发明固有地实现的其它令人满意的目标和优点可以被本领域的普通技术人员想到或变得显而易见。本发明由所附权利要求书限定。

[0011] 根据本发明的一个方面，本文提供一种用于从患者处获得图像的口外牙科成像装置，所述装置包括：辐射源；数字成像传感器，所述数字成像传感器根据超过至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字值；支架，所述支架支撑在所述患者的头部的相对侧上的所述辐射源和所述数字成像传感器；以及计算机，所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于获取一个或多个二维图像。

[0012] 附图简述

[0013] 本发明的前述和其它目的、特征、以及优点将从以下如在附图中所说明的本发明的实施方案的更具体的描述显而易见。附图的元件不一定是相对于彼此按比例绘制的。

[0014] 图1示出用于牙科或耳鼻喉科(ENT)成像的CT成像装置。

[0015] 图2A是示出在常规数字射线照相成像中使用闪烁体的数字检测器的示意图。

[0016] 图2B是示出在常规数字射线照相成像中使用具有光纤阵列的闪烁体的数字检测器的示意图。

[0017] 图2C是示出在常规数字射线照相成像中使用具有光纤阵列的更厚闪烁体的数字检测器的示意图。

[0018] 图2D是示出在常规数字射线照相成像中使用具有光纤阵列的结构化的闪烁体的数字检测器的示意图。

[0019] 图3是示出用于数字射线照相成像的使用光子计数的数字检测器的示意图。

[0020] 图4是示出当使用光子计数时所述数字检测器的每个像素的图像处理链的示意图。

[0021] 图5是示出当使用光子计数时使用多阈值的数字检测器的每个像素的图像处理链的示意图。

[0022] 图6A是示出两种示例性金属材料在不同能量水平下的线性衰减特性的曲线图。

[0023] 图6B是示出不同类型的骨组织的线性吸收系数的曲线图。

[0024] 图7是示出使用光子计数用于使患者的头部的部分成像的成像装置的示意图。

[0025] 图8是示出用于所述数字传感器和辐射源的螺旋扫描的一部分的示意图。

[0026] 图9A和图9B示出在绕患者转动的过程中通过改变支撑臂的高程来提供螺旋扫描的成像装置。

[0027] 图10A和图10B示出在绕患者转动的过程中通过改变所述数字传感器和辐射源的高程来提供螺旋扫描的成像装置。

[0028] 图11A和图11B示出在绕患者转动的过程中通过改变患者的头部相对于所述数字传感器和辐射源的高程来提供螺旋扫描的成像装置。

[0029] 图12是示出根据本发明的一个实施方案的用于图像获取的步骤的逻辑流程图。

[0030] 图13是示出根据本发明的一个实施方案的用于X射线断层造影合成(tomosynthesis)的图像获取和处理的特征的示意图。

[0031] 图14是示出患者的牙弓内的示例全景层的顶视图。

[0032] 图15是示出凸块结合至硅上的单晶体的图解。

[0033] 图16是示出PbI2或HgI2的多晶体的图解

[0034] 示例性实施方案的描述

[0035] 以下是本发明的示例性实施方案的描述，参见附图，其中相同参考号在几幅图中的每个中识别相同的结构元件。

[0036] 在本公开的上下文中，术语“像素”和“体素”可互换使用来描述个别数字图像数据元，即，表示所测量的图像信号强度的单个值。常规地，个别数字图像数据元对于3-维容积图像而言被称为体素并且对于 2-维图像而言被称为像素。容积图像(如来自CT或CBCT装置的那些) 是通过获得在不同相对角处取得的像素的多重2-D图像、然后组合图像数据以便形成对应3-D体素来形成。出于本文描述的目的，术语体素和像素总体上可以被认为是等同的，其描述能够具有一系列数值的图像元基准。体素和像素具有空间位置和图像数据代码值两者的属性。

[0037] 在本公开的上下文中，术语“代码值”是指与重建的3-D容积图像中的每个容积图像数据元或体素相关联的值。对于CT图像，代码值经常、但并不总是用Hounsfield单位(HU)表示。

[0038] 在本发明的上下文中，术语“数字传感器”和“数字检测器”被认为是等同的。这些描述在数字射线照相术系统中获得图像数据的面板。术语“转动”具有它的常规意义，即以弯曲的路径移动或绕中心点按轨道运行。

[0039] 为了更充分地理解本发明的方面，有益的是考虑在常规实践中用于成像使用的不同方法并且将这些与根据本发明的实施方案的成像的方面进行比较。图2A至图2E示意性地示出放射成像的不同方法。图2A示出使用间接成像方法用于响应于穿过患者或其它受试者的辐射生成图像数据的x射线成像传感器50的元件。在这个模型中，x 射线光子入射在x射线转换元件52上，所述x射线转换元件将来自电离x射线辐射的能量转换成可见光或其它光能量。X射线转换元件 52通常被称为闪烁体。安装在支撑结构56上的能量检测元件54然后检测所转换的能量，如使用光电池的阵列。所述光电池可以是作为半导体芯片以阵列形式形成并且提供对应于每个检测到的图像像素的信号的光敏感的CMOS(互补金属氧化物半导体)部件。未转换的x 射线光子被捕获在光导纤维板中。

[0040] 导致像素之间的串扰及随之发生的某种程度的分辨率损失的散射是图2A中示出的基本方法存在的一个公认问题。图2B的修改通过在闪烁体或x射线转换元件52与能量检测元件54之间加入光纤阵列60来解决这个问题并且减少未转换的x射线光子的数量。图2C示出另一种修改，所述修改可以帮助改进对辐射的敏感度，从而扩大所述闪烁体或x射线转换元件52的宽度；然而，这个解决方案可能导致所获得的图像中锐度的一定损失。

[0041] 图2D示出结构化的闪烁体用作x射线转换元件52的用途。所述结构化的闪烁体可

以使用材料如碘化铯(CsI)，但是这种材料是结构上脆性、昂贵并且对于图像质量具有一些限制。一些人相信更厚层的 CsI更快地衰减光，由此它们产生额外的可见光光子。为了在性能上有一定改进，如图2D中所示可以除光纤阵列60之外还使用这种修改的闪烁体类型。

[0042] 图2A中示出的常规模型和关于图2B、图2C、以及图2D概述的改进对牙科成像应用提供合理水平的成像性能。然而，即使所使用的另外部件和特征有成本增加和复杂性，仅实现在图像质量和整体性能方面的增量改进。

[0043] 在图3中示出使用直接成像方法的图像捕获的替代方法。使用直接检测的成像传感器70具有将入射的x射线光子转换成电子流的直接检测元件72，如半导体或其它感光材料。受激电子然后由电场F 加速并且由用作能量检测元件54的电子敏感的CMOS阵列感测。电子云的总能量代表入射的x射线光子的能量。有利地，用直接检测成像传感器70，每个进入的x射线光子比用间接成像器件更可能被检测到。这样增加了DQE(检测量子效率)-用于成像检测器的性能指标。由于引导电子电荷朝向所述CMOS阵列元件的电场所致的散射的减少使这种方法更有效、提高了分辨率、并且提供更有利的信噪(S/N) 比。作为结果，与用参见图2A至2D描述的更常规的间接器件所需的电离辐射相比，在用直接检测成像传感器70时，更低水平的电离辐射可以用于获得图像。

[0044] 用于直接检测元件72的直接检测半导体可以包括多晶或单晶材料。单晶材料因易于制作和处理而优于多晶的；然而，由单晶材料形成的检测器存在大小约束。单晶体的组织结构引导发送至电场的电子的传输。单晶体通过凸块结合连接至所述电子敏感的CMOS结构上。图15是示出凸块结合至所述电子敏感的CMOS上的直接检测半导体的图解。多晶材料更难以制作和处理，但能够提供更大的检测器。用于这个目的的候选材料包括碲化镉(CdTe或CadTel)、碘化铅(PbI_2)、氧化铅(PbO)、和碘化汞(HgI_2)、以及多种类型的多晶、非定形硒(aSe) 及其它材料。参见图16，多晶体的无规结构造成发送至电场的电子的散射，从而导致所得到的图像的锐度的缺乏。PbI_2或HgI_2的多晶体是呈随机布置的六角平坦结构的形式并且电子从一个六角形到另一个六角形。多晶体可以直接涂覆在所述CMOS的硅上，而不需要凸块接合。

[0045] 另一个区分是在x射线检测器如何记录和报告所接收的能量之间进行。集成x射线传感器是空间上数字化的并且提供模拟输出，所述模拟输出表示在暴露过程中为每个像素接收的累积电荷。高噪声级可能是集成传感器的一个问题。另一种方法通常被称为“光子计数”。在这个替代方法中，每个进入的光子产生电荷，并且对这些事件各自进行报告或计数。光子的实际计数、或根据计数计算的值被提供作为每个像素的图像数据。有利地，光子计数对噪声具有高抗扰性，其条件是脉冲强度超过背景噪声级。图4以图解形式示出光子计数顺序。进入的光子在给定能量水平下产生脉冲80。脉冲80能量与阈值在比较器82处进行比较并且在脉冲形成器84中成形以便形成成形的脉冲 88。计数器86然后记录脉冲事件并且提供数字输出，即脉冲计数值 90。在成像传感器70中为每个像素元获得单独的脉冲计数值90。所述阈值可以是可调整的或可从一定范围的值中选择的，取决于所感兴趣的光子能量。光子计数x射线检测器在低信号电平下提供适合的性能，并且因此允许减少给予患者的x射线剂量。

[0046] 申请人已经认识到这些检测器技术可以进行组合。例如，组合：(1)间接检测与集成，(2)直接检测与集成，(3)间接检测与光子计数，以及(4)直接检测与光子计数。间接检测

与集成提供降低的检测器成本和可扩缩性。直接检测与集成提供减少的剂量和大型检测器。间接检测与光子计数提供减少的剂量。直接检测与光子计数可以提供减少的剂量和/或彩色x射线。

[0047] 脉冲计数的另一个优点涉及它在多阈值下计数脉冲80的能力。参见图5的示意图，两个比较器82a和82b被示出用于测量脉冲能量。在这个具体配置中，比较器82a、脉冲形成器84a、以及计数器86a 对高于第一阈值的所有脉冲提供计数90a值；类似地，比较器82b、脉冲形成器84b、以及计数器86b仅负责高于更高的第二阈值的脉冲并且相应地提供计数90b。简单减法然后识别为每个脉冲实现的不同功率电平。可以理解的是可以使用具有比较器电路的相应安排测量多于两个阈值电平，从而允许在多个阈值中的任一个下的脉冲计数。此外，阈值可以是可选择的，如可调整的以便调整成像传感器70对于不同光子能量水平的响应。因此，例如，操作员可以使用一组预设阈值用于在最终生成的图像中区分较软的组织与更致密的组织。

[0048] 除设定最小阈值外，本发明的实施方案还为光子能量提供使用上限或最大阈值的选择。这种能力可以用于许多功能，包括减少如由金属伪影或直接穿过直接检测材料的x射线产生的过多噪声信号。

[0049] 如参见图5所描述，在不同能量阈值下计数光子的能力允许传感器区分从辐照受试者获得的能量水平并且为作为每次暴露的结果而提供的图像数据提供外加的尺寸。被描述为多光谱或“彩色”x射线成像的这种能力使能获得关于受试者像素的材料组成的信息。如在图 6A的简化曲线图中的典型金属所示，两种材料A和B具有不同的衰减系数μ，所述衰减系数随辐射能量的水平(以暴露E示出)而变化。在给定暴露下，材料A用对应于材料A的能量衰减光子，如在值A1 处所示。类似地，碰撞在材料B上的辐射用对应于材料B的能量衰减光子，如在值B1处所示。当具有这些不同能量值的光子可以彼此区分开时，可能在所获得的图像的相同像素或体素图像元中识别一种或两种材料。响应于辐射的这种相同的基本行为还允许在一定程度上区分组织类型的能力。作为举例，图6B的曲线图示出不同骨密度的相对衰减系数。如图6B表明，不同线性吸收特性允许区分不同组织类型，如区分骨类型。

[0050] 使用光子计数检测器的彩色x射线提供低成本和低剂量彩色x射线成像。多光谱或“彩色”x射线成像的使用对于牙科、ENT、以及头部成像可以具有许多潜在价值利益。这些包括金属伪影的最小化、软组织和硬组织的单独重建、牙齿及骨特征的更有效的分割算法、癌症及其它疾病的改进的病理学检测、以及痕量材料或对比剂的检测。

[0051] 除在图像处理链中得到改进的机会之外，在结构、操作、扫描顺序、尺寸、以及支持硬件方面存在许多差异，需要这些差异以便在本发明的实施方案中提供光子计数的优点。作为与常规大型图像检测的一个显著差异，光子计数架构产生尺寸减少的图像检测器，一般要求扫描顺序，甚至当仅获得2-D图像时也是如此。对于容积成像，如在 CT或锥束CT(CBCT)成像所需要的顺序中，可能必需不仅在同一平面内扫描，而且要提供3-维螺旋扫描。

[0052] 图7的示意图示出用于2-D成像(如全景成像)的成像装置100，其中获得一组连续的两个或更多个2-D图像并且安排具有相邻内容的图像以便形成更大的图像；或用于3-D成像，如在牙科、ENT、以及相关头部成像应用中的断层摄影术、计算机断层摄影术容积成像、或锥束计算机断层摄影术(CBCT)成像。可旋转的支架130提供在柱 118上，优选地在高度上可调整以便适合患者12的大小。支架130 将x射线源110和辐射传感器121保持在患者12的

头部的相对侧上并且，任选地，旋转以便使源110和传感器121以扫描图样绕头部按轨道运行。支架130绕对应于患者的头部的中心部分的轴线Q旋转，以使得它的附接部件绕头部按轨道运行。传感器121、即根据本发明的一个实施方案的光子计数传感器联接至支架130，与发射适合用于 2-D成像、用于X射线断层造影合成成像、或用于CT或CBCT容积成像的辐射图样的x射线源110相对。任选的头部支撑架136，如腮托或咬合元件，在图像获取过程中提供患者的头部的稳定。计算机 106具有操作员界面104和显示器108用于接受操作员命令并且用于显示由成像装置100获得的容积图像。计算机106与用于获得图像数据的传感器121进行信号通信并且提供用于控制源110和任选地用于控制用于支架130部件的旋转致动器112的信号。一个或多个高度传感器134也由计算机106感测以便获得初始高度设定并且在螺旋扫描过程中追踪传感器121相对于患者的头部的相对垂直位移。计算机 106还与用于存储图像数据的存储器132进行信号通信。提供任选的对准装置140以便在成像过程中帮助患者的头部的适当对准。对准装置140包括提供用于根据本发明的一个实施方案进行头部定位的一个或多个参照线的激光。在替代实施方案中，对准装置140包括可见光束或其它标记，或机械的或其它定位装置。成像装置100还可以具有使用x射线源110和传感器121或其它成像传感器进行全景或头影测量成像的能力。

[0053] 根据要求的成像类型可以存在许多可变的扫描图样。例如，X射线断层造影合成通常使用绕患者小于180度的扫描。CBCT扫描可能要求具有绕患者的头部的一个或多个转动的螺旋扫描图样。提供任选的调整机制142用于调整x射线源110与传感器121之间的源至图像 (SID)距离以便使扫描图样适合于不同患者或不同成像类型。

[0054] 典型光子计数图像检测器的一个缺点是它们的相对较小的大小。与具有在高度和宽度方向上带有数百个元件的阵列的常规数字射线照相术成像面板不同，光子计数传感器通常具有更小大小，其具有在尺寸上可能少于100个像素的宽度。这个问题可以通过铺瓦作用 (tiling)来解决，所述铺瓦作用是其中对多重图像检测器进行组合以覆盖更大的检测区域的方法。与如之前提到的常规单晶检测器材料相反，多晶材料的使用还可以帮助提供更大的检测器。

[0055] 对于光子计数图像检测器的大小约束的另一个解决方案是对它们的扫描顺序进行适配以便有效地增加视场。在实践中，这种大小限制要求与用于常规CBCT成像不同的扫描顺序。螺旋扫描可以用于获取用于容积成像所需的图像数据。在操作中，支架130绕患者12的头部旋转多次，从而绕患者12以螺旋轨道扫描传感器121，如在图8 中所示。在图8中，以虚线轮廓线示出相邻成像位置，其中为清楚起见夸大角距离。根据本发明的一个实施方案，在所述源和检测器的转动过程中螺旋的垂直高度h变化(其还可以用螺旋螺矩角P来表示)和连续图像获取之间的角度变化θ是可调整的。

[0056] 为使用光子计数传感器121的CBCT成像所需的螺旋扫描可以根据许多扫描装置模型中的任一个来提供。图9A和图9B示出对于这个问题的第一种方法，其中约束传感器121和源110的支架130本身联接至可移动的移动臂128，所述移动臂在扫描过程中垂直平移、在支架130的旋转过程中由致动器122移位。这种平移改变所述成像传感器和所述辐射源在螺旋扫描过程中对于患者的头部的相对垂直位置。在用于螺旋扫描的一个实施方案中，成像传感器可以是具有被配置成在扫描过程中在垂直于螺旋轴线的方向上延伸的最长尺寸的狭缝状传感器。

[0057] 图10A和图10B示出对于这个问题的第二种方法，其中支架130 本身具有相同高度，而源110和传感器121在螺旋扫描过程中垂直平移，从而改变所述成像传感器和所述辐射源在螺旋扫描过程中对于患者的头部的相对垂直位置。图11A和图11B示出对于这个问题的第三种方法，其中支架130本身具有相同高度，而垂直可调整的平台 138用作致动器以便提供患者的头部与源110和传感器121之间的相对移动用于改变所述成像传感器和所述辐射源在螺旋扫描过程中对于患者的头部的相对垂直位置。

[0058] 如图9A至图11B中所示，支架130内的一个或多个致动器124，或其它高度调整器件在源110和传感器121绕患者的头部转动时提供这种垂直平移功能。计算机106协调并且追踪垂直和旋转或角度移动以及螺旋扫描所需的对应致动器。传感器134提供关于图9A/B、图10A/B以及图11A/B扫描配置的高度的反馈信息。

[0059] 操作顺序

[0060] 图12的逻辑流程图示出用于图7、图9A、图9B、图10A、图 10B、图11A以及图11B中所示的成像装置、根据本发明的一个实施方案的用于头部的CBCT扫描的操作顺序。在接受指令步骤S210中，成像装置接受与待获得的图像的类型相关的操作员指令，所述指令可以包括关于特别感兴趣的组织的类型的信息。在阈值设置步骤S220 中，将适当的阈值组及其它操作参数加载至传感器121的电路上。操作员设置步骤S230允许操作灵调整支架130部件以便适合患者的高度和患者的头部的大小。这寄存提供用于随后螺旋扫描执行的信息的初始高度设定。操作员还可以使用头部支撑架136和对准装置140来调整患者位置。指令进入步骤S240接受所述操作员指令以便开始扫描顺序并且执行扫描和获取步骤S250。在步骤S250期间，在连续旋转和高度位置处获得多重2-D图像用于获取CBCT扫描数据。图像生成步骤S260然后使用图象重建算法(如在容积成像领域中熟知的滤波反投影程序中之一)从所获得的2-D图像形成3-D容积图像。然后显示所得到的图像以供从业者观察并且将图像数据存储在存储器 132(图7)或计算机106可访问的其它存储器电路中。

[0061] 根据本发明的一个实施方案，所感兴趣的组织类型决定最适合用于成像特定患者的那组操作参数。作为举例，并且不是作为限制，表 1列出当操作员选择来生成组织类型A的图像时加载的一组参数。表 2列出用于生成组织类型B的图像的替代示例性参数。如之前关于图 8所描述的，螺旋扫描图样的螺距可以在垂直平移或螺旋螺距角P方面进行规定。螺旋螺距角P可以从0度(即，0的斜率)变化至40度或更大，并且是基于传感器121的相对大小和连续图像之间需要的重叠的程度。

[0062] 可以理解的是参见图12列出和描述的工序的一些修改被类似地用于使用成像装置100的其它类型的成像，其中扫描图样和所获得的图像的数目有适当改变。例如，对于全景或X射线断层造影合成成像，不需要全扫描。仅需要部分扫描，其中扫描轨道限定在单个平面内，而不是如对于CBCT扫描所描述的呈螺旋状的。

[0063] 表1.用于组织类型A的操作参数

[0064]

参数	设定
辐射能量水平	30 kVp
传感器的阈值	+1.23 V +1.41 V
图像获取间隔	每 0.8 度
图像之间的垂直平移	0.1 mm

[0065] 表2.用于组织类型B的操作参数

[0066]

参数	设定
辐射能量水平	40kVp
传感器的阈值	+1.02 V +1.34 V
图像获取间隔	每 0.9 度
图像之间的垂直平移	0.12 mm

[0067] 如之前关于图5提到的，不同类型的材料具有不同光子能量“特征标志(signatures)”，从而使容积扫描能够检测成像受试者体内的两种或更多种不同材料。这个特征使同一成像装置能被用于使用相同扫描图样获得不同信息。根据本发明的一个实施方案，取决于所希望的容积图像的性质，提供不同组的阈值设定。例如，一组阈值设定被优化用于获得关于牙齿的信息，而另一组阈值设定最适合用于成像牙龈和下层支撑结构。又一组阈值设定提供用于喉、耳、或鼻腔通道的成像的最佳条件，其中进行相应高程调整。如参见图12所描述，根据待进行的成像的类型和对于患者的特别感兴趣的组织类型来选择适当的阈值组并且加载至成像传感器的图像获取电路上。

[0068] 已经针对使用口外检测器成像患者的头部和上身的不同区域描述了本发明的实施方案。本发明的装置可以用于，例如，在牙科实践中获得全口系列(FMS)。应当注意的是传感器121(图7)可以将光子计数电路与其它常规成像部件如与之前参见图2A至图2D所描述的间接检测或集成成像部件进行组合。多谱传感器121可以联接在一起以便增加在其上每次x射线暴露时获得图像的面积。光子计数传感器 121可以用于支持不同成像模式，包括CT或CBCT、全景、或头影测量成像。CT和CBCT成像模式从多重2-维(2-D)图像获得容积图像。全景和头影测量成像是2-维成像模式，所述模式可能要求传感器121 在成像过程中在同一成像平面内在一个或两个方向上的扫描以便覆盖全部成像区域。

[0069] 对所使用的硬件和扫描图样进行必要适配，成像装置100(图7) 的实施方案能够进行多种类型的成像，包括2-D成像和全景成像、X 射线断层造影合成成像、以及使用计算机断层摄影术(CT)或锥束计算机断层摄影术(CBCT)的容积成像。

[0070] X射线断层造影合成是利用系统如成像装置100的以下能力的成像类型，所述能力是将焦点定位在弧的某一部分上并且处理所得到的图像数据以便从在沿所述弧的不同角度处获得的一系列个别2-D图像来提供图像，所述图像提供一定量的深度信息。X射线断层造影合成因此提供从一系列二维(2-D)图像形成的一种类型的容积图像。用于牙科X射线断层造影合成的基本原理在例如美国专利号5,677,940 中得以描述。

[0071] 图13的示意图示出X射线断层造影合成如何操作来在不同聚焦层处获得图像。来自源S的辐射直接穿过物体至检测器148，所述物体是在图13中示出为在不同焦平面中的一组几何形状中的一个。这些层被指示为层-1、层0、以及层1。源S或检测器148在图像获取过程中如所示以弧形移动。一个X射线断层造影合成平面或层上的图像与对应图像、与来自其它X射线断层造影合成层的物体图像按顺序进行组合(如通过像素的直接添加)，以便提供组合的容积图像。由于辐射源和传感器被定位在患者的头部的相对侧上，多个骨性结构在获得的个别2-D图像内重叠。例如，可能难以区分门牙与颏棘或磨牙与沿牙弓的其它结构，如图14中所示。用于X射线断层造影合成的重叠图像(其中在不同角度处获得连续图像)允许下层特征的重建以及适当深度信息的检索和表示。这项技术允许在预设位置处和用预设

速度曲线及准直设定获得最佳聚焦层。由于像素是以组合来添加，位于最佳聚焦层的外部的骨性结构倾向于模糊，但不降低位于所感兴趣的区域内的骨性结构的可视化。作为举例，图14示出沿牙弓的多个全景层99。

[0072] 这项技术的一个缺点涉及可能发生在聚焦层与所感兴趣的实际区域(如患者的牙齿)之间的不符。即使当旋转轴线的轨迹针对沿牙弓的给定区域或其它结构预限定时这也是可能发生的。然而，这个缺点可以通过容许选择与预设层不同的最佳聚焦层和通过适配这个最佳聚焦层相对于患者的牙弓的形状的位置来补救。在处理中，进行每个图像内像素的偏移，选择所述偏移的幅度以使得所感兴趣的解剖结构的位置在偏移之后定位在每个图像上的相同位置处。在多个获取的图像的像素至像素添加过程之后，获得最终图像，其中所感兴趣的解剖结构定位在聚焦层中并且其它结构是模糊的(例如，得到横条纹)。通过用其它偏移幅度值重复所述过程，可以获得多个聚焦层并且可以针对所感兴趣的区域选择最佳的一个。这项技术的优点之一可以是图像质量，这仅稍微取决于患者的定位。

[0073] 在替代示例性实施方案中，光子计数传感器用作口内传感器。可以理解的是出于这个目的要求对相关领域的光子计数传感器的一些修改。一个困难涉及用于口内成像的分辨率要求。与用于口内成像需要的分辨率的像素大小相比，口外成像传感器具有相对较大的像素大小。用于口外成像传感器的典型像素大小可以是近似100微米或更大，口内成像要求近似20微米或更小的分辨率。同时，需要8位或更好的深度分辨率，从而要求相当多的支持电路用于与每个像素相关联的数字计数器。为了解决对于口内牙科成像的更高分辨率和/或足够位深度的需求，本文示例性实施方案可以采用一种替代方法/装置用于计数光子事件，通过使用模拟光子计数器件(例如，模拟电荷存储器件)来减少与每个像素相关联的数字计数器中包括的支持电路。在一个实施方案中，所述支持电路(例如，晶体管)可以减少2倍、5 倍或10倍。对于所接收的每个辐射光子(例如，x射线)而言，所得到的电子云可以生成脉中或引起电荷(例如，预设电荷)存储在电容器或其它模拟存储器件中。在一个实施方案中，更低阈值可以用于针对噪声或错误事件(例如，散射)减少或消除所述电容器中的存储电荷。随时间的推移，存储在所述模拟存储器件中的电荷(即，电流、电压)的量指示相应像素所接收的光子的数量。例如，模拟至数字电路感测所存储的电荷并且提供指示像素的光子计数的输出数字值。在一个实施方案中，可以对每个成像像素提供多个模拟光子计数器件以便支持多个阈值来针对多个阈值甚至针对所述口内数字传感器的减少的成像像素大小实施脉冲计数。

[0074] 用于口内使用的其它变化包括直接检测元件72(图3)的变薄。这帮助减少所需要的辐射的量和/或允许使用更低电压电平来吸引电子云朝向能量检测元件54。同时，辐射加固可以用于帮助保护从直接检测元件72感测所得到的电子云的能量检测元件54。此外，因为一些光子可能不与直接检测元件72相互作用而逃逸，另外的上限阈值的使用可以减少或减轻来自这些光子的噪声效应。高于这一上限阈值的电压条件(例如，瞬态)因此不进行计数。下限和上限阈值条件都可以用于有效地验证光子计数。所述下限阈值可以减少噪声效应；所述上限阈值可以减少辐射(例如，光子)直接对检测器电路产生的影响。在一个实施方案中，可以在所述下限阈值与所述上限阈值之间实施多个阈值以便提供患者的头部中具有不同特性的材料的检测。例如，所述多个阈值可以用于区分软组织和骨，和/或识别并且去除或减少患者的牙科成像系统诊断图像中的金属伪影。还在所述口内检测器后面提供另外

的铅屏蔽以便减少任何杂散辐射穿过所述检测器。

[0075] 在用于数字计数器中包括的模拟光子计数器件的一个示例性实施方案中，从辐射电子产生的、由口内传感器成像像素接收的每个电子能量云都可以导致由所述口内传感器成像像素产生的脉冲。所述脉冲可以用于增量计数器。可替代地，所述脉冲可以由所述口内传感器成像像素用于实施预设电荷，所述预设电荷可以用于在辐射间隔内的模拟光子计数。例如，在辐射间隔期间可以将对于每个口内传感器成像像素、对于每个脉冲的预设电荷存储(例如，集成或计数)至模拟存储器件中。然后，可以通过将所述模拟存储器件中辐射间隔内的总存储电荷除以预设电荷来测定光子计数。可以使用用于口内传感器的数字检测器中模拟光子计数的替代实施方案。此外，多个模拟光子计数器件可以包括于每个口内传感器成像像素的数字计数器中以便实施多个阈值或多个范围(例如，第一阈值、第二阈值、第三阈值、响应于第一光子能量范围、响应于第二光子能量范围等)，以便区分牙科诊断图像中的多种材料或在牙科口内光子计数直接传感器成像系统/ 方法中实施低剂量和/或多光谱或“彩色”x射线成像。

[0076] 使用这些光子计数检测器的口内应用可以是2D口内成像和3D 口内成像。2D口内成像包括使用口内检测器的患者的牙齿/口腔的个别图像。3D口内成像包括使用口内检测器的患者的牙齿/口腔的多重图像、并且将这些图像组合成3D表示。这已被称为椅旁锥束CT。椅旁锥束CT允许牙科医师获得3D图像而无需在外科手术期间将患者移动/运送至全3D成像站/设备。

[0077] 应当注意到本发明的口外实施方案还可以提供模拟计数，而不是使用数字计数器安排。针对每个光子每次递增的累积的模拟电荷可以与根据闪烁体中每个像素的相对亮度提供数字值的常规类型的集成辐射检测相区别。

[0078] 与本发明的一个实施方案一致，计算机运行程序，所述程序具有对从电子存储器存取的图像数据执行的所存储的指令。如可以由图像处理领域的技术人员所理解，本发明的一个实施方案的计算机程序可以被适合的、通用计算机系统(如个人计算机或工作站)和被微处理机或其它专用处理机或可编程的逻辑器件所使用。然而，可以使用许多其他类型的计算机系统来运行本发明的计算机程序，包括网络处理机。用于进行本发明的方法的计算机程序可以存储在计算机可读存储介质中。这种介质可以包括，例如：磁存储介质如磁盘(如硬盘驱动器)或磁带或其它便携型磁盘；光存储介质如光盘、光带、或机器可读条形码；固态电子存储器件如随机存取存储器(RAM)、或只读存储器(ROM)；或用于存储计算机程序的任何其它物理器件或介质。用于进行本发明的方法的计算机程序还可以存储在通过因特网或其它通信介质连接至图像处理机的计算机可读存储介质上。本领域的技术人员将容易地认识到这类计算机程序产品的等同物还可以被构建在硬件中。

[0079] 将要理解的是本发明的计算机程序产品可以利用不同图像操作算法和熟知的方法。将进一步理解的是本发明的计算机程序产品实施方案可以包括适用于实施的本文未具体示出或描述的算法和方法。这类算法和方法可以包括在图像处理领域的普通技术内的常规实用程序。这类算法和系统、以及用于产生和以另外方式处理图像或与本发明的计算机程序产品协同操作的硬件和/或软件的另外方面未在本文中具体示出或描述并且可以选自本领域中已知的这类算法、系统、硬件、部件以及元件。

[0080] 应当注意的是在本公开的上下文中术语“存储器”等同于“计算机可存取存储器”，

可以指用于对图像数据进行存储和操作以及计算机系统可存取的任何类型的临时或更持久的数据存储工作区。所述存储器可以是非易失性的，其使用例如长期存储介质如磁或光存储。可替代地，所述存储器可以具有更易失的性质，使用电子电路，如被微处理机或其它控制逻辑处理机器件用作临时缓冲区或工作区的随机存取存储器(RAM)。例如，显示数据典型地存储在临时存储缓冲区中，所述临时存储缓冲区与显示器件直接相关联并且根据需要定期刷新以便提供显示的数据。当这个术语在本公开中使用时，所述临时存储缓冲区还可以被认为是存储器。存储器还用作用于运行过程和用于记录输入值(如种子点)或存储计算及其它处理的中间和最终结果的数据工作区、。计算机可存取存储器可以是易失性的、非易失性的、或易失和非易失类型的混合组合。具有不同类型的计算机可存取存储器被提供在整个系统的不同部件上用于储存或记录、处理、传输、以及显示数据、以及用于其它功能。

[0081] 第一示例性实施方案可以提供一种用于从患者处获得图像的牙科成像装置，所述装置包括：辐射源；数字成像传感器，所述数字成像传感器根据超过至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字值，其中所述成像传感器包括将入射的x射线光子转换成电子流的直接检测材料；支架，所述支架支撑至少所述辐射源；以及计算机，所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于获取一个或多个二维图像。在一个实施例中，所述牙科成像装置可以是口外牙科成像装置或口内牙科成像装置。在一个实施方案中，所述牙科成像装置可以是口外牙科成像装置或口内牙科成像装置。

[0082] 第二示例性实施方案可以提供一种用于从患者处获得图像的牙科成像装置，所述装置包括：辐射源；数字成像传感器，所述数字成像传感器根据超过至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字阈值，其中所述成像传感器包括碘化汞(例如，HgI2)以便将入射的x射线光子转换成电子流；支架，所述支架支撑至少所述辐射源；以及计算机，所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于获取一个或多个二维图像。在一个实施方案中，所述牙科成像装置可以是口外牙科成像装置或口内牙科成像装置。

[0083] 第三示例性实施方案可以提供一种用于从患者处获得图像的口内牙科成像装置，所述装置包括：辐射源；数字成像传感器，所述数字成像传感器根据满足至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字值；以及计算机，所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于获取一个或多个二维图像。所述口内牙科成像装置可以包括对准系统以便将所述辐射源与所述数字成像传感器对准，其中所述对准系统可以是机械的、机电的或光学的。所述口内牙科成像装置可以包括支撑所述辐射源的支架。所述口内牙科成像装置可以包括根据满足第二能量阈值的所接收的光子的计数的针对所述多个图像像素中的每个的第二数字值。

[0084] 第四示例性实施方案可以提供一种操作用于获得患者的头部的至少一部分的图像数据的口内牙科成像系统的方法，所述方法包括提供数字成像传感器，所述数字成像传感器根据满足至少第一能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供至少第一数字值；获得关于一个或多个暴露能量水平的一组值；将辐射源定向至所述数字成像传感器；根据所获得的一组值获取多个数字图像；以及生成并显示由所述多个获取的数字图像形成的诊断图像。

[0085] 第五示例性实施方案可以提供一种用于获得患者的头部的至少一部分的容积图

像的成像装置，所述装置包括：可旋转的支架，所述支架包括辐射源和数字成像传感器并且联接至旋转致动器上，所述旋转致动器是可供给能量的以便以扫描图样绕所述患者的头部转动所述成像传感器和源；以及计算机，所述计算机与所述数字成像传感器进行信号通信用于在沿所述扫描图样的连续位置处获取多个二维图像；其中所述成像传感器根据超过至少一个能量阈值的所接收的光子的计数为多个图像像素中的每个提供一个数字值。所述成像装置可以包括一个或多个垂直致动器，所述垂直致动器可供给能量用于改变所述成像传感器和所述辐射源在转动过程中对于所述患者的头部的相对垂直位置。

[0086] 示例性成像装置实施方案可以包括多晶材料或单晶材料，其中所述多晶材料或单晶材料包括用于所述数字成像传感器的碲化镉(CdTe 或CadTel)、碘化铅(PbI)、氧化铅(PbO)、以及碘化汞(HgI2)。

[0087] 示例性成像装置实施方案可以包括被配置成针对超过所述至少一个能量阈值的每个接收的光子产生一个脉冲的每个成像像素，其中时钟是由所述脉冲来递增的。

[0088] 示例性成像装置实施方案可以包括被配置成提供上限阈值的成像传感器，其中所述每个成像像素针对高于所述第一能量阈值并小于所述上限阈值的所接收的光子输出一个第一脉冲，并且其中所述每个成像像素针对高于第二能量阈值并小于所述上限阈值的所接收的光子输出一个第二脉冲，其中针对所述每个第一和第二脉冲产生规定电荷。可替代地，第一光子计数是通过将响应于所述第一脉冲的第一总电荷除以相对于一个第一脉冲的规定电荷来测定，并且其中第二光子计数是通过将响应于所述第二脉冲的第二总电荷除以相对于一个第二脉冲的规定电荷来测定。在一个实施方案中，所述第一脉冲与第二脉冲是互相排斥的。

[0089] 已经具体参考目前优选的实施方案详细描述了本发明，但应当理解的是变化和修改可以在本发明的精神和范围内实现。例如，传感器 121可以是光子计数传感器或集成图像传感器。此外，虽然本发明的特定特征可能已经关于几个实施/实施方案中的至少一个进行公开，但这个特征可以与对于任何给定或具体功能可能是所希望的和有利的其它实施/实施方案的一个或多个其它特征相组合。术语“...中的至少一个”用于意指可以选择的列举项目中的一个或多个。“示例性”表示描述是用作实施例，而不是意味着它是理想的。目前公开的实施方案因此在所有方面被认为是说明性的而不是限制性的。

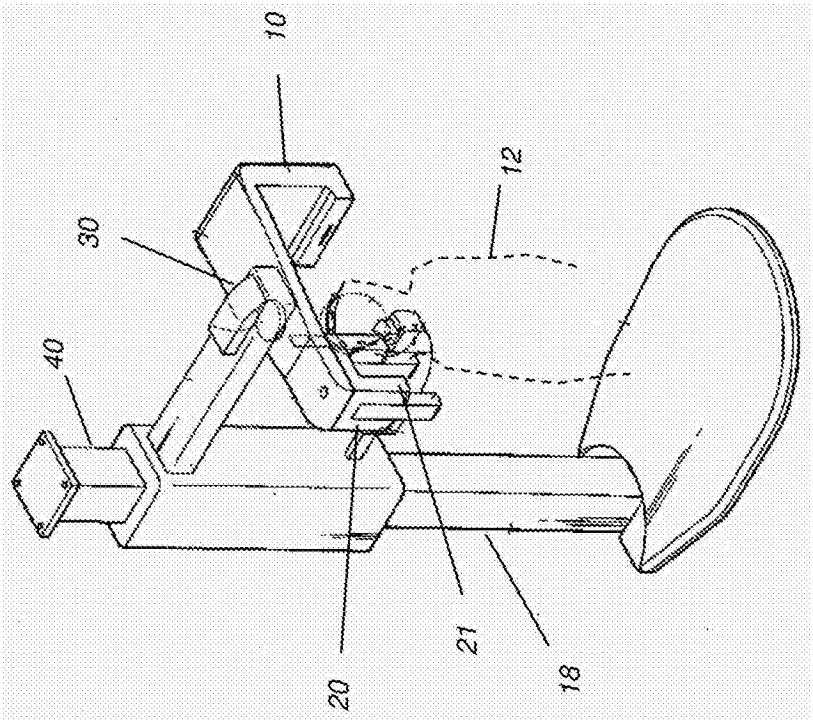


图1(现有技术)

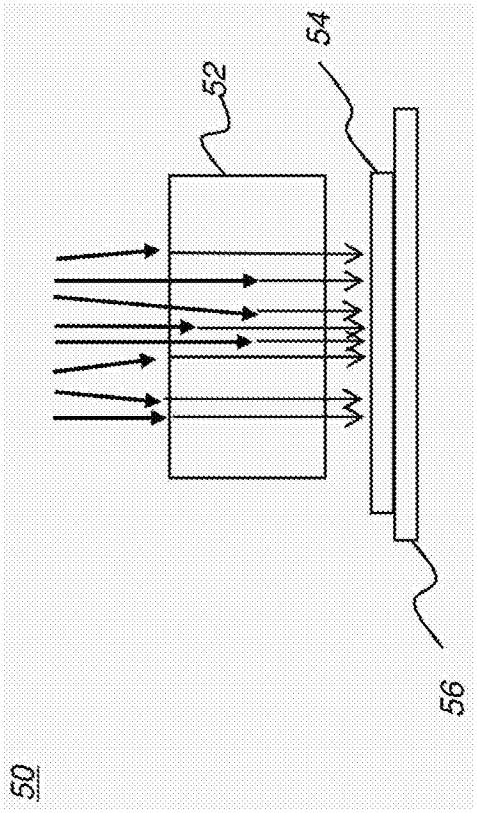


图2A

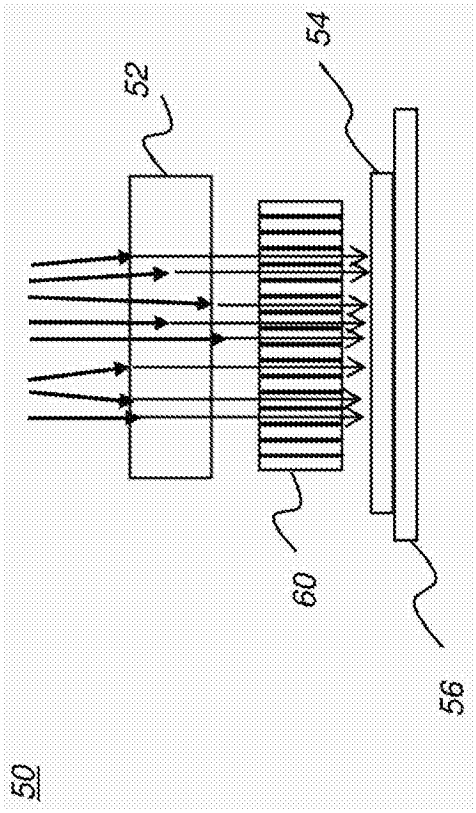


图2B

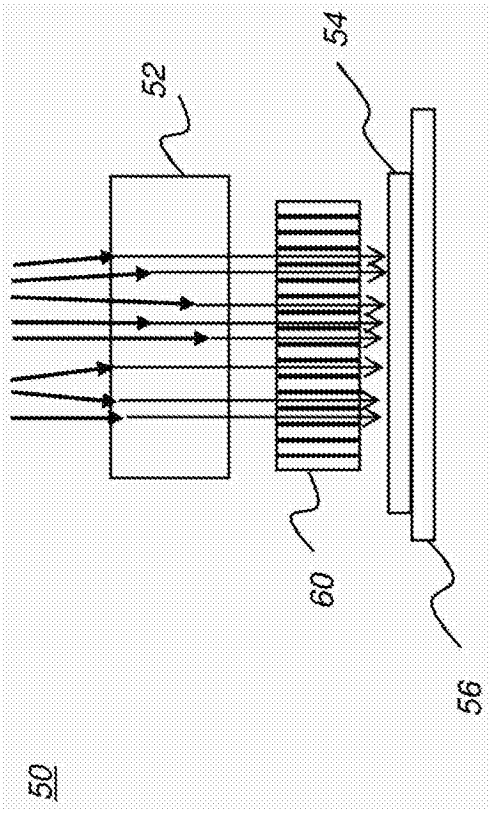


图2C

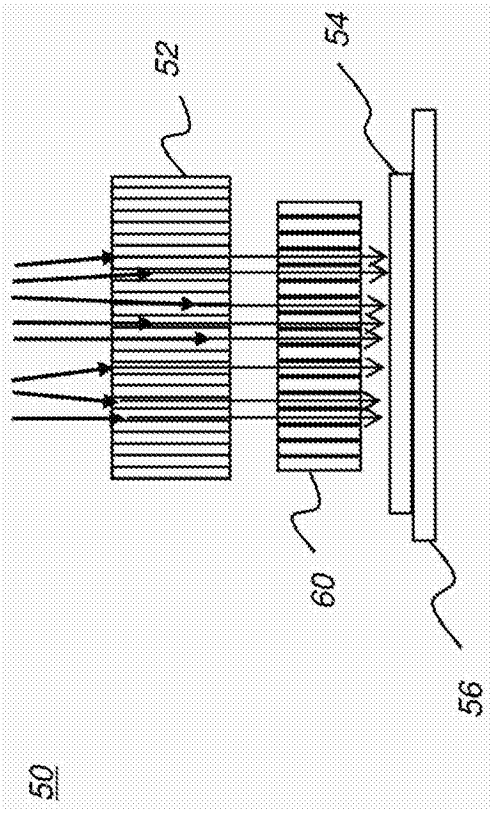


图2D

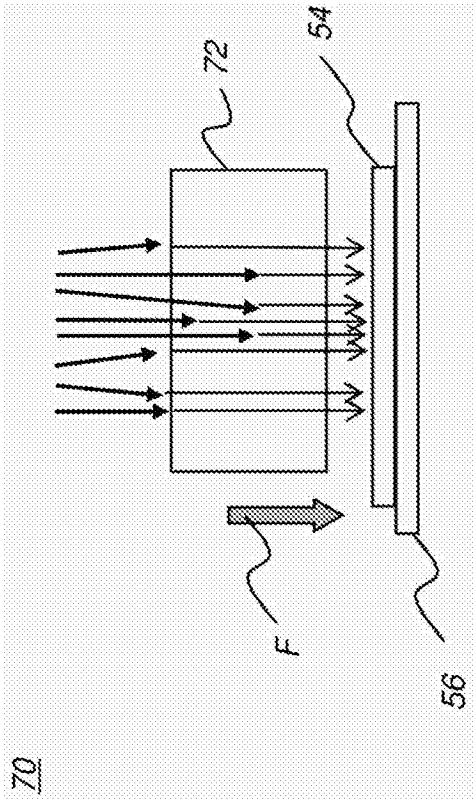


图3

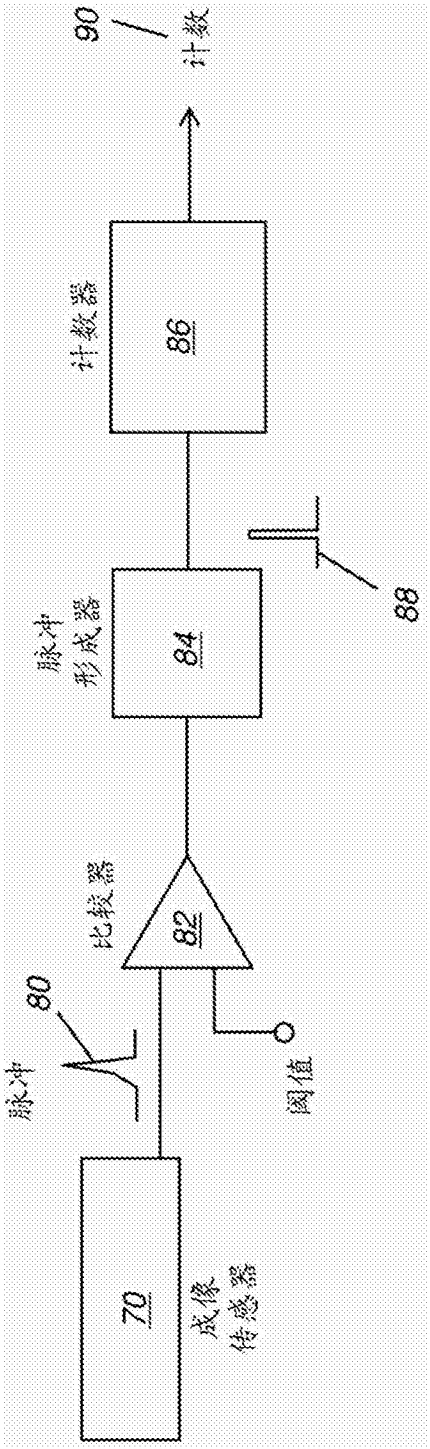


图4

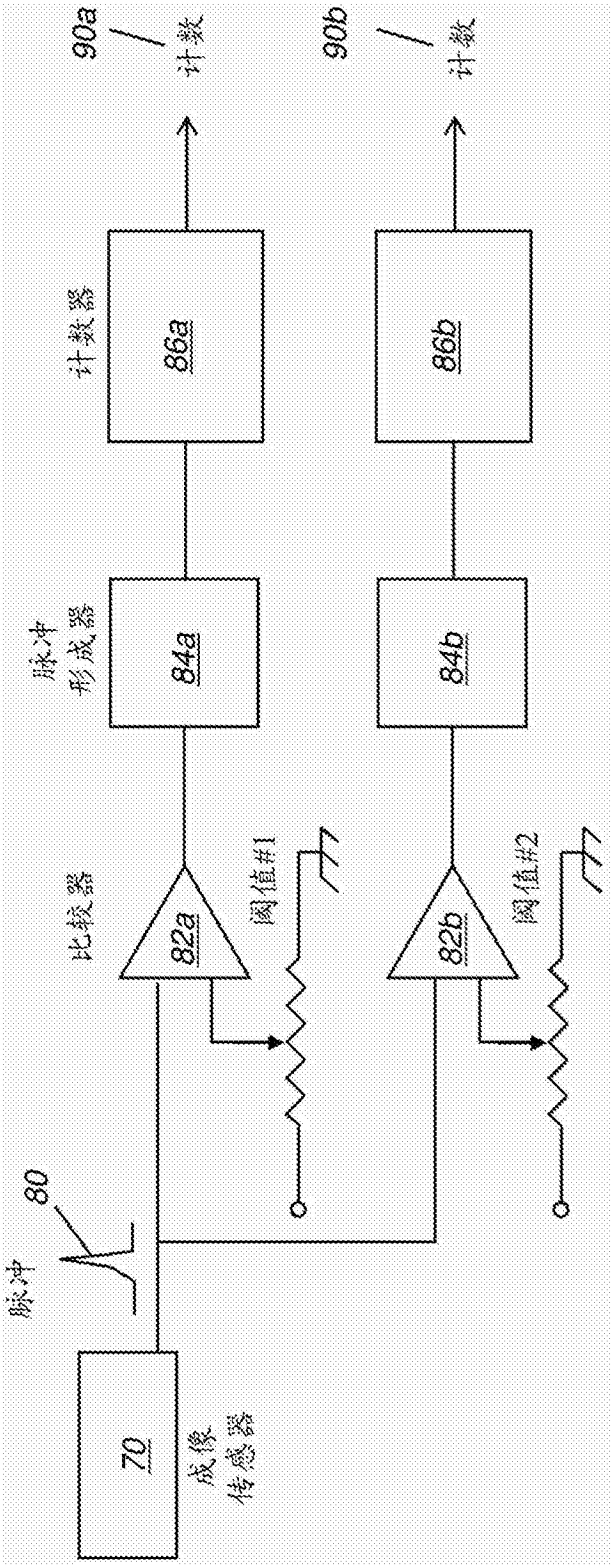

90a
计数
90b
计数
计数器
86a
86b
脉冲
形成器
84a
84b
比较器
82a
82b
阈值#1
阈值#2
80
脉冲
70
成像
传感器

图5

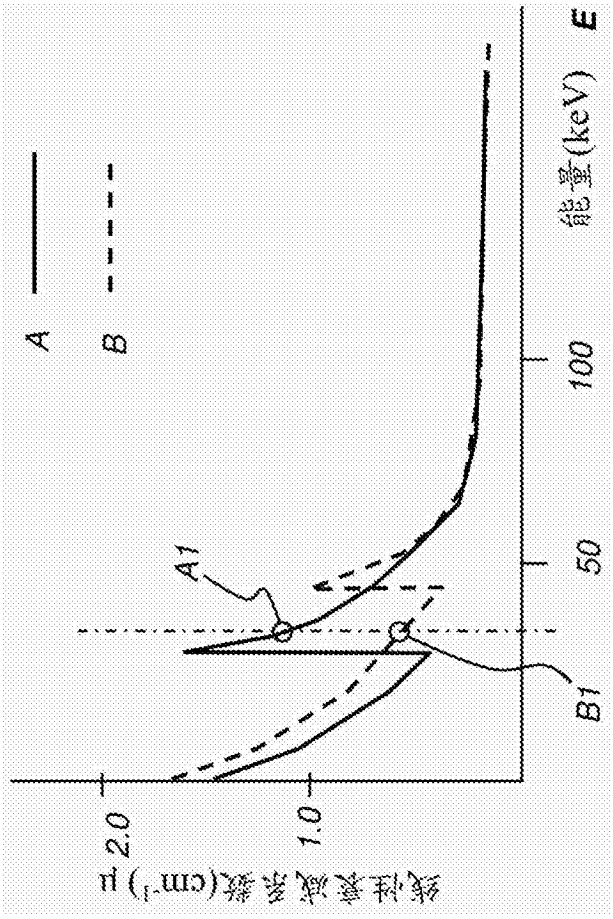


图6A

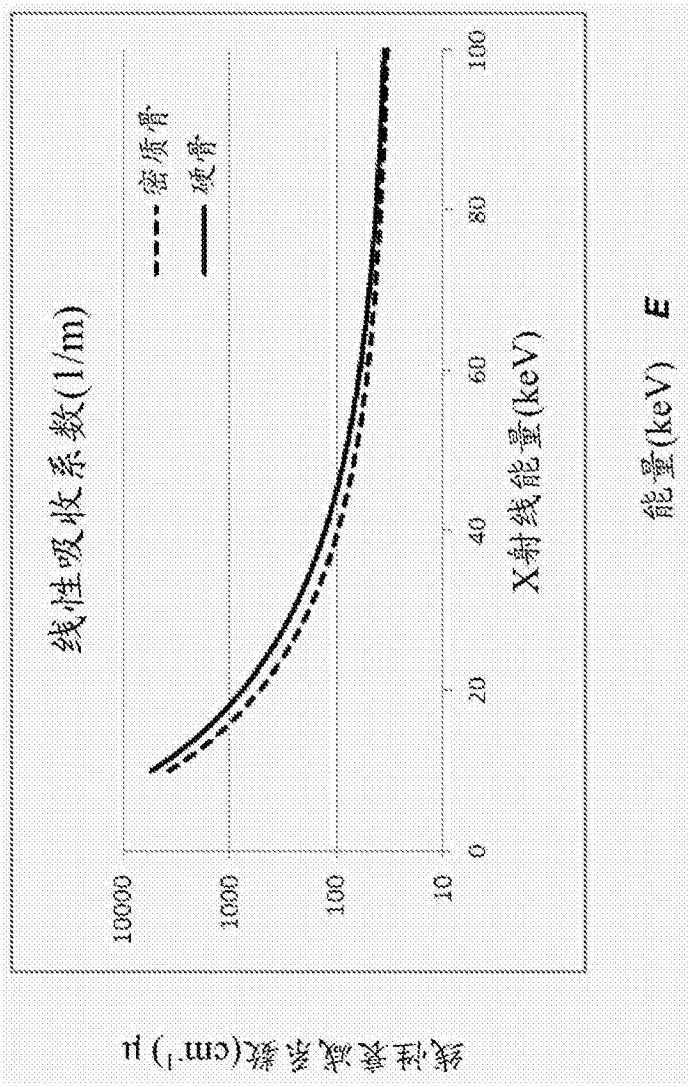

线性吸收系数(1/m)
密质骨
松质骨
10000
1000
100
10
0
20
40
60
80
100
X射线能量(keV)
能量(keV) E
线性衰减系数(cm⁻¹) μ

图6B

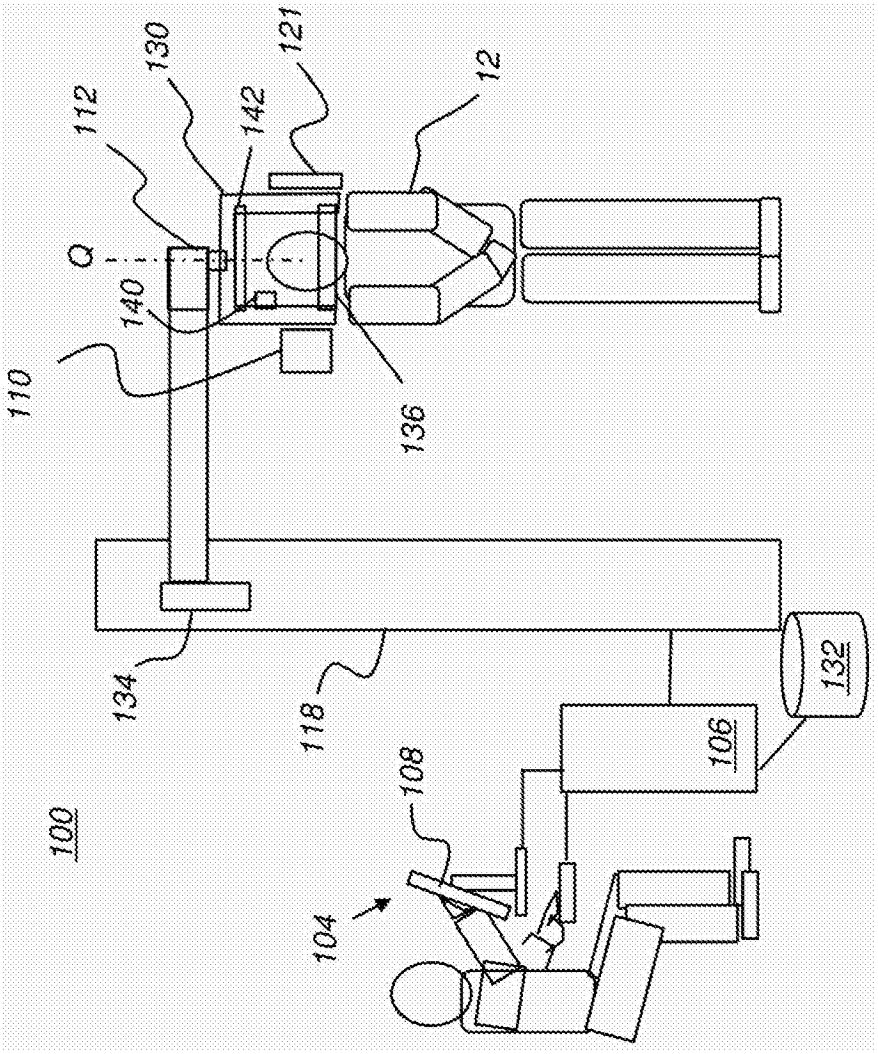


图7

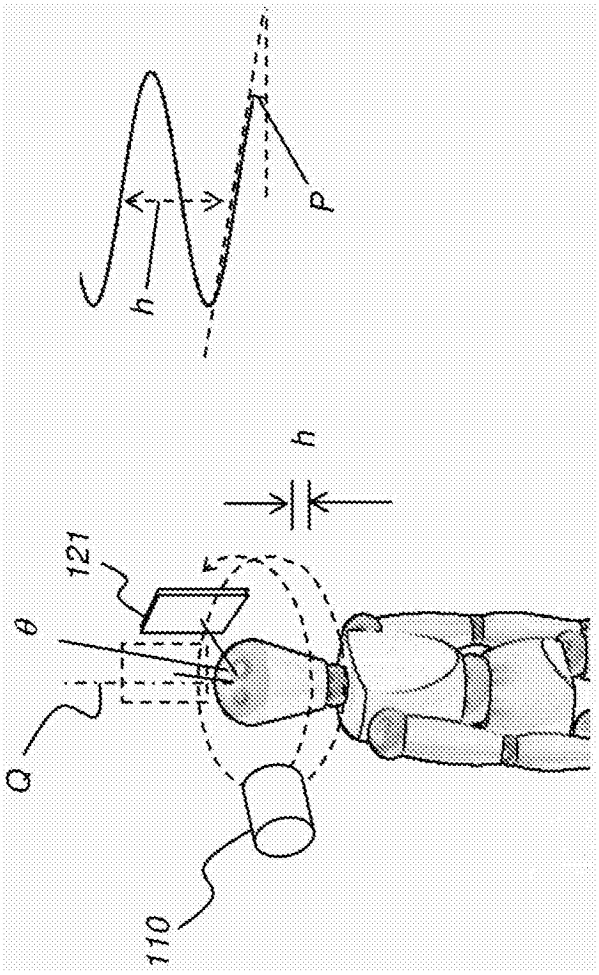


图8

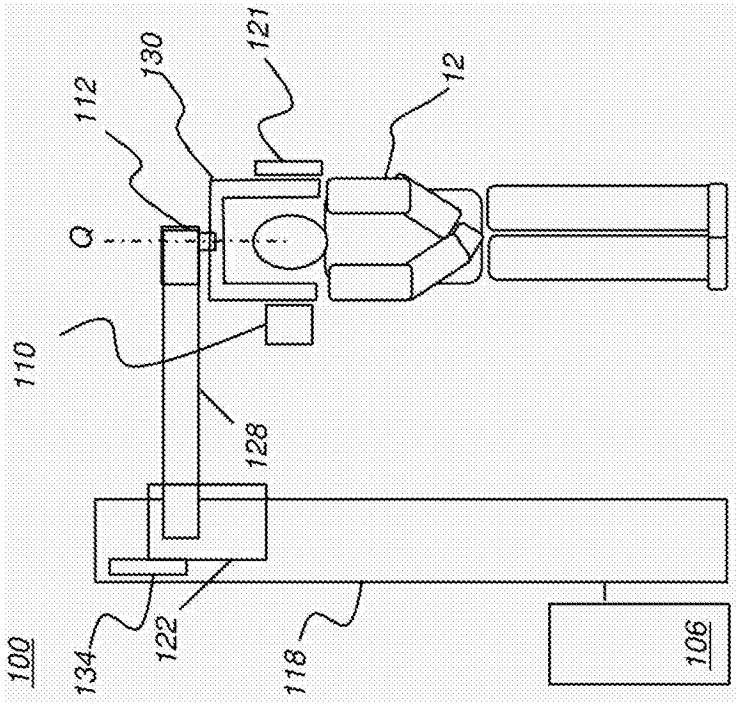

121
130
112
12
Q
110
128
100
134
122
118
106

图9A

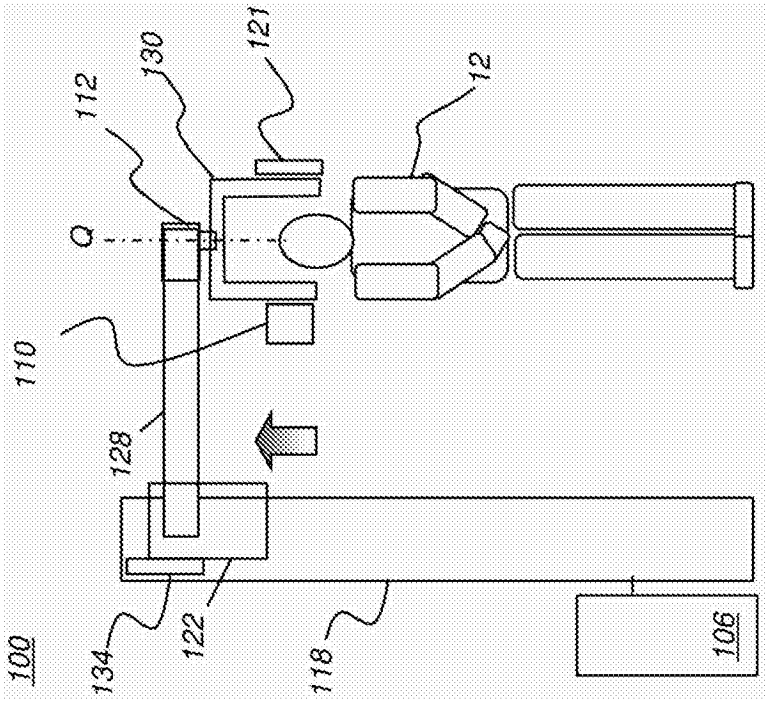

121
130
112
12
Q
110
128
100
134
122
118
106

图9B

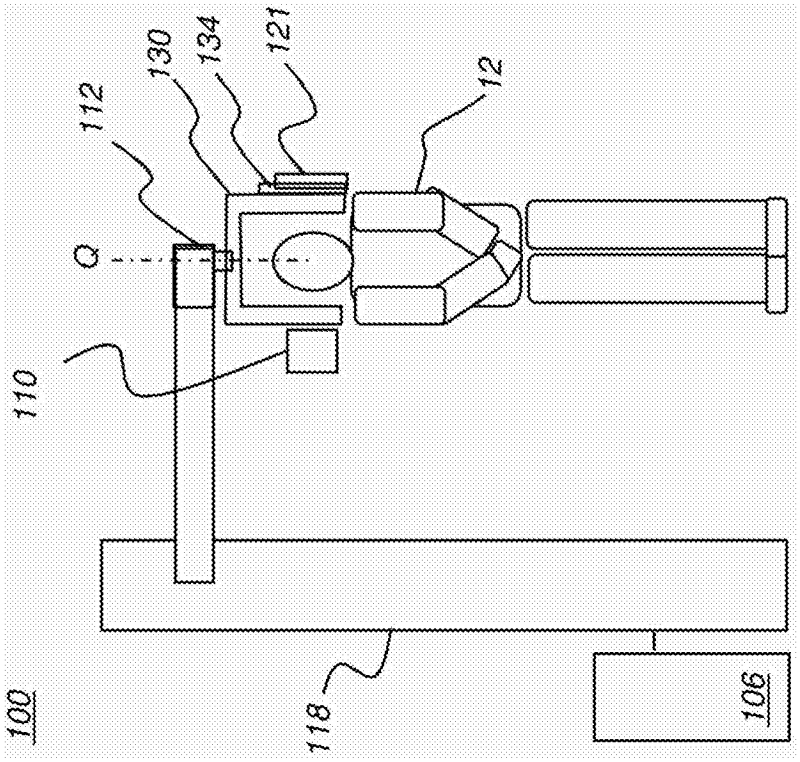

112
130
134
121
12
Q
110
100
118
106

图10A

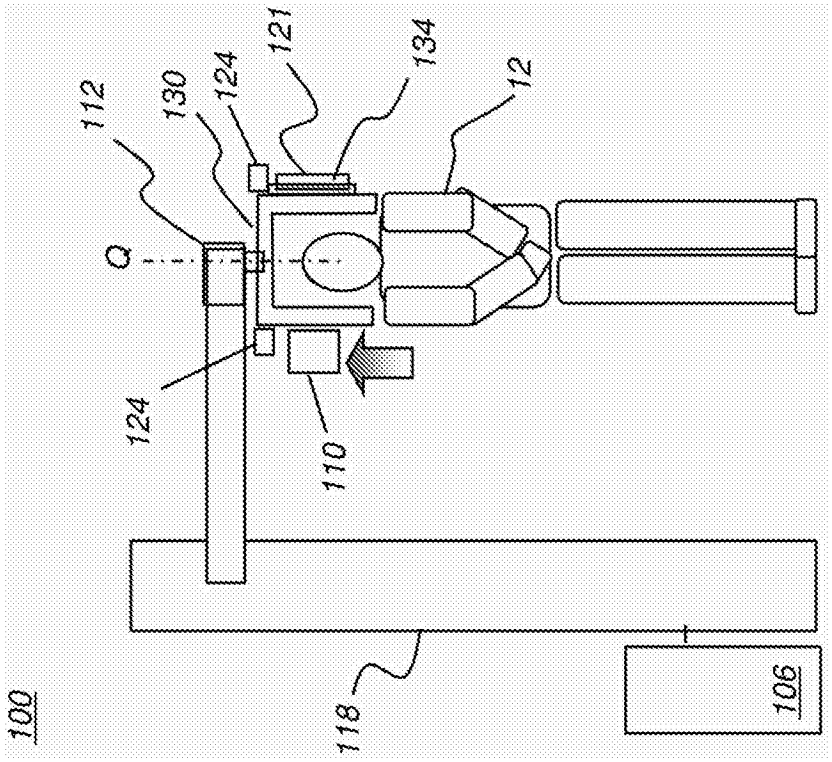

112
130
124
121
134
12
Q
124
110
100
118
106

图10B

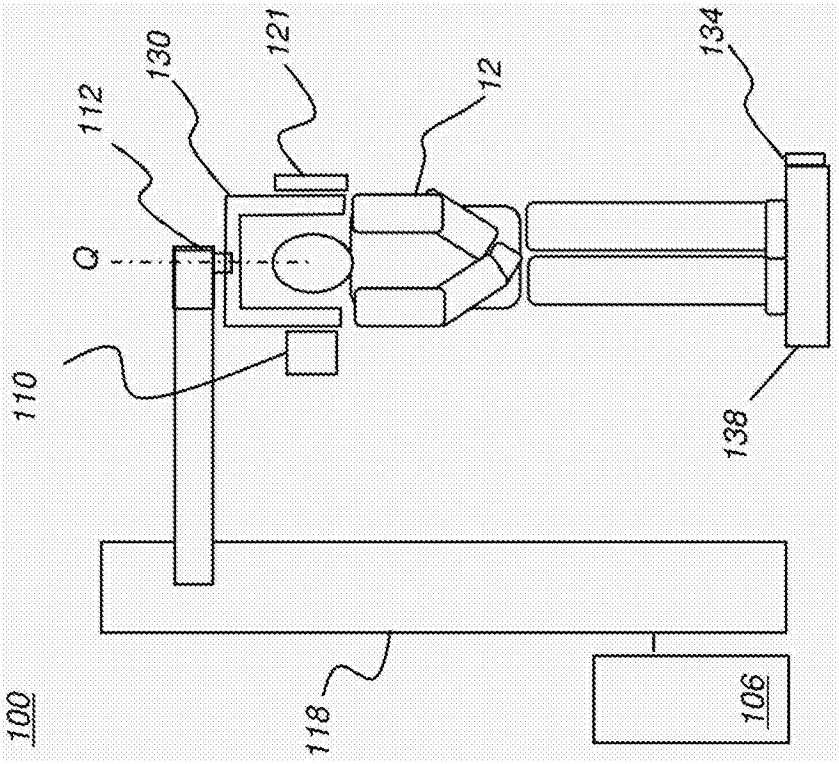

112
130
121
12
134
Q
110
138
100
118
106

图11A

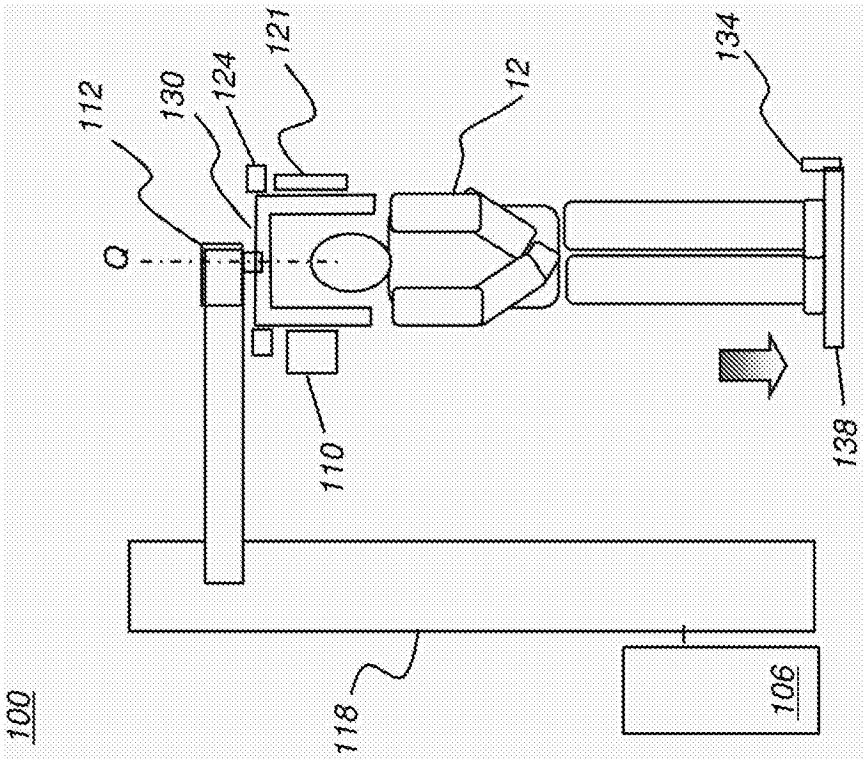

112
130
124
121
12
134
Q
110
138
100
118
106

图11B

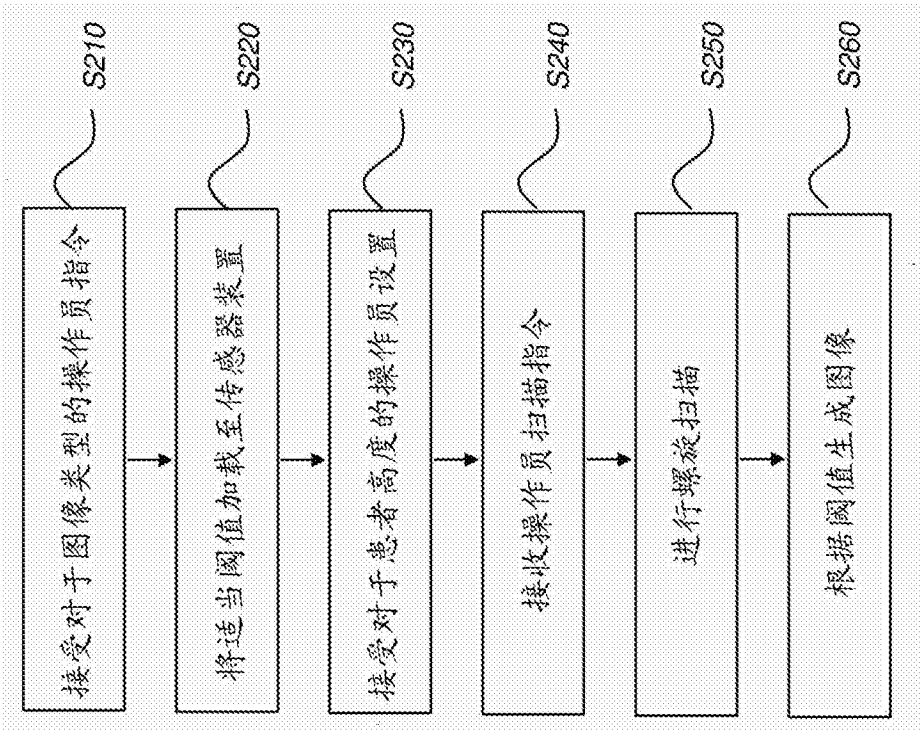

S210
接受对于图像类型的操作员指令
S220
将适当阈值加载至传感器装置
S230
接受对于患者高度的操作员设置
S240
接收操作员扫描指令
S250
进行螺旋扫描
S260
根据阈值生成图像

图12

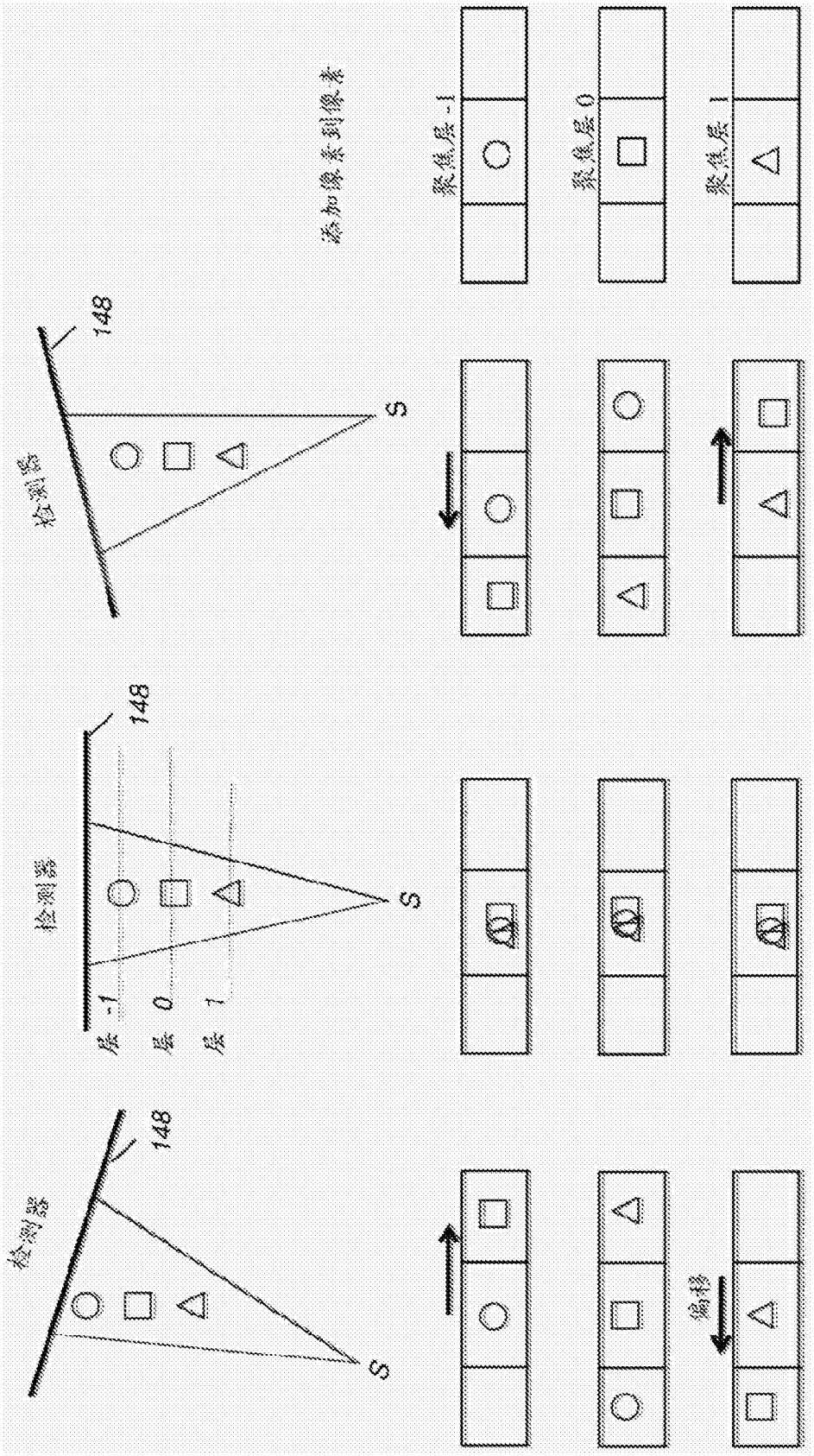


图13

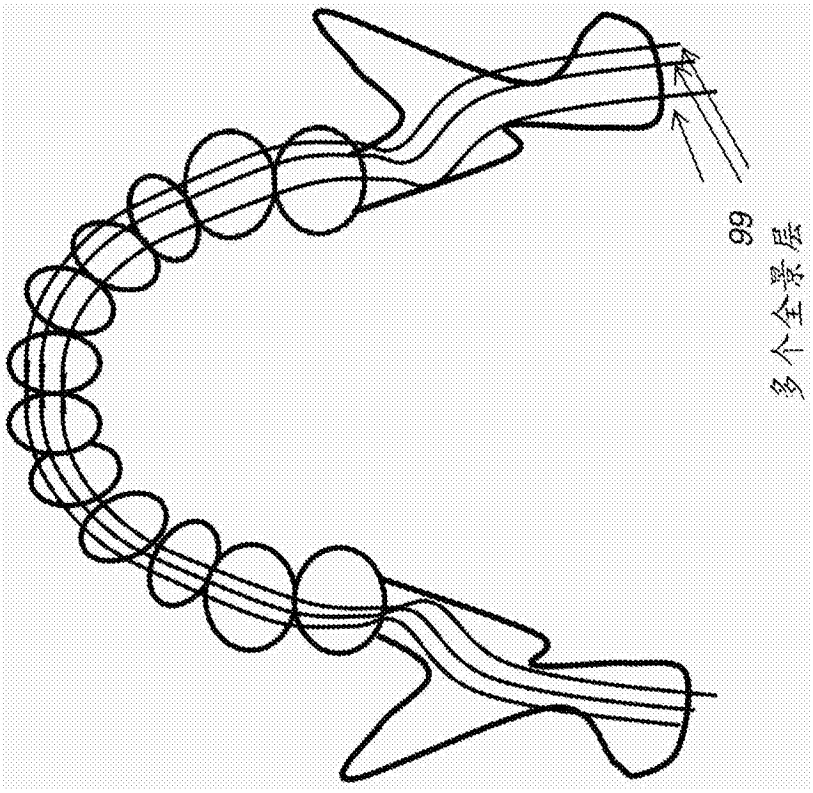


图14

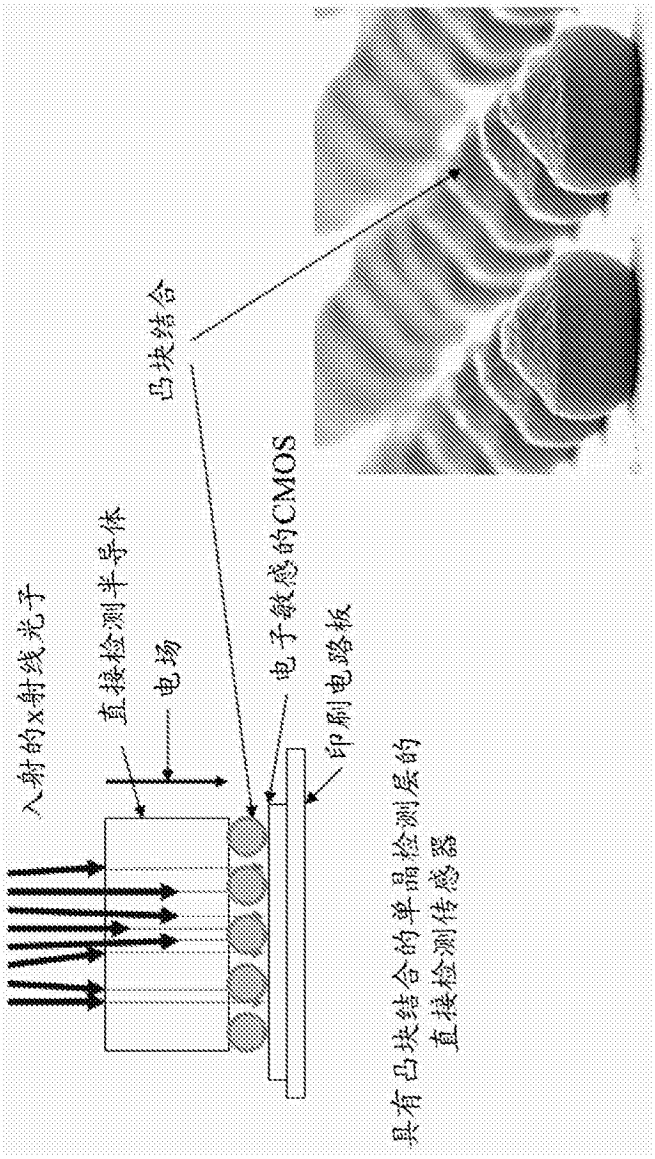

入射的x射线光子
直接检测半导体
电场
凸块结合
电子敏感的CMOS
印刷电路板
具有凸块结合的单晶检测层的
直接检测传感器

图15

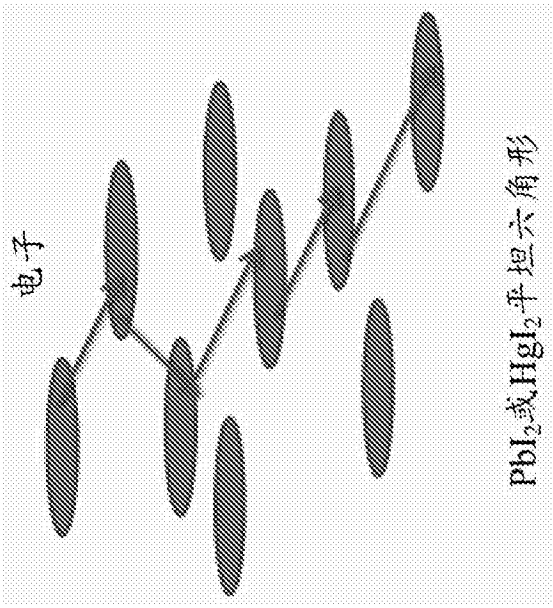


图16