



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 106572826 B

(45) 授权公告日 2021.06.08

(21) 申请号 201580041813.8

(72) 发明人 埃萨·埃罗宁 马库斯·林塔迈基

(22) 申请日 2015.05.27

马丁·卡尔克

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司  
11332

申请公布号 CN 106572826 A

代理人 王小衡 王天鹏

(43) 申请公布日 2017.04.19

(51) Int.CI.

(30) 优先权数据

A61B 6/00 (2006.01)

14/304,378 2014.06.13 US

A61B 6/03 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 6/14 (2006.01)

2017.01.23

A61B 6/08 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/IB2015/001261 2015.05.27

US 2007258559 A1, 2007.11.08

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2007258559 A1, 2007.11.08

W02015/189694 EN 2015.12.17

US 2007076842 A1, 2007.04.05

(73) 专利权人 帕洛代克斯集团有限公司

审查员 孙司宸

地址 芬兰图苏拉

权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54) 发明名称

在X射线成像中的自动化剂量控制的系统和方法

(57) 摘要

用于三维X射线成像中的曝光控制的X射线成像系统和方法包括利用X射线发射器和X射线接收器来获取至少一个图像。从所述至少一个图像确定要被成像的对象的至少一个物理特性。基于要被成像的对象的至少一个物理特性来确定基于的至少一个曝光参数值。X射线发射器和X射线接收器使用至少一个曝光参数值来获取关于要被成像的对象的多个投影图像。从多个投影图像重建三维X射线图像。



1. 一种在三维X射线成像中的剂量控制的方法,所述方法包括:  
利用X射线发射器和X射线接收器来获取对象的至少一个图像;  
利用至少一个计算机处理器从所述至少一个图像确定图像数据,其中所述图像数据是所述至少一个图像中的噪声等级,其中,噪声等级是对象的物理特性和曝光参数的函数;  
利用所述至少一个计算机处理器从所述至少一个图像中的噪声等级和表示三维X射线图像中可接受的噪声等级的剂量参数来自动计算至少一个成像参数值;  
利用所述X射线发射器和X射线接收器使用至少一个成像参数值来获取所述对象的多个投影图像;并且  
利用所述至少一个计算机处理器从所述多个投影图像重建所述三维X射线图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述至少一个成像参数值包括发射器电流。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,所述至少一个图像包括以预定成像参数、预定视场(FOV)尺寸和预定分辨率中的至少一个获取的多个图像。
4. 根据权利要求1或2所述的方法,还包括确定所述至少一个图像中的对象的衰减,其中剂量参数进一步基于所述对象的衰减而确定。
5. 根据权利要求1所述的方法,还包括:  
接收图像分辨率的用户输入;  
利用所述至少一个计算机处理器基于接收到的图像分辨率的用户输入来选择噪声滤波器;并且  
在从获取到的多个投影图像重建所述三维X射线图像之前,利用所述噪声滤波器对所述多个投影图像进行滤波。
6. 根据权利要求5所述的方法,其中,所述至少一个成像参数值还由所述至少一个计算机处理器基于由所述计算机处理器选出的噪声滤波器来确定。
7. 根据权利要求5或6所述的方法,还包括:  
利用所述至少一个计算机处理器确定所述至少一个图像中的对象的衰减值;和  
利用所述至少一个计算机处理器进一步基于所述至少一个图像中的对象的衰减来确定所述至少一个成像参数值。
8. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,以初始发射器电流来获取所述至少一个图像,所述方法还包括  
启动三维成像程序以捕获多个程序图像,其中所述至少一个图像包括多个图像的第一部分,并且所述多个投影图像是所述多个程序图像的第二部分;并且  
将所述成像参数值调整为由所述处理器确定出的所述发射器电流值;  
其中,以由所述计算机处理器确定出的所述发射器电流值来获取所述多个投影图像,并且所述计算机处理器从所述多个程序图像重建所述三维X射线图像。
9. 根据权利要求1或2所述的方法,还包括从所述至少一个图像估计目标体积的至少一个灰度值,其中所述至少一个成像参数还基于所述至少一个灰度值来确定。
10. 一种在三维X射线成像中的曝光控制的方法,所述方法包括:  
利用X射线发射器和X射线接收器来获取对象的至少一个图像,所述X射线发射器以初始发射器电流值来操作;  
利用至少一个计算机处理器确定所述至少一个图像中的噪声等级,其中噪声等级是对

象的物理特性和曝光参数的函数；

接收图像质量的用户输入；

利用所述至少一个计算机处理器至少从所述至少一个图像中的噪声等级和所述图像质量的用户输入来自动计算新的发射器电流值；

利用所述X射线发射器和X射线接收器使用以新的发射器电流值操作的所述X射线发射器来获取所述对象的多个投影图像；并且

利用所述至少一个计算机处理器从捕获到的多个投影图像重建三维X射线图像。

11. 根据权利要求10所述的方法，其中图像质量的用户输入是图像分辨率的用户输入，并且所述方法还包括：

利用所述至少一个计算机处理器基于所述接收到的图像分辨率的用户输入来选择噪声滤波器；并且

在从所述获取到的多个投影图像重建所述三维X射线图像之前，利用所述噪声滤波器对所述多个投影图像进行滤波；

其中，所述新的发射器电流值还由所述至少一个计算机处理器至少基于由所述计算机处理器选出的噪声滤波器来确定。

12. 根据权利要求10或11所述的方法，其中，所述新的发射器电流值还基于所述至少一个图像中的所述对象的衰减来确定。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中，以预定视场(FOV)大小和预定分辨率来获取所述至少一个图像。

14. 一种X射线成像系统，所述系统包括：

X射线发射器，其被配置为产生X射线并将X射线指向对象；

X射线接收器，其被配置为接收来自所述X射线发射器的X射线，其中所述X射线发射器和X射线接收器被配置为获取所述对象的至少一个图像；以及

至少一个计算机处理器，其可通信地连接到所述X射线发射器和所述X射线接收器，所述至少一个计算机处理器被配置为从所述至少一个图像中确定噪声等级，其中噪声等级是对象的物理特性和曝光参数的函数，并且至少从至少一个图像中的所确定的噪声等级和表示三维X射线图像的可接受的噪声等级的剂量参数来自动计算发射器电流值；

其中，所述X射线发射器和X射线接收器还被配置为使用所确定的发射器电流值来获取所述对象的多个投影图像，并且其中所述至少一个计算机处理器还被配置为从所述获取到的多个投影图像重建三维X射线图像。

15. 根据权利要求14所述的X射线成像系统，还包括输入装置，其可通信地连接到所述至少一个计算机处理器并且被配置为接收针对三维X射线图像的噪声等级的用户输入。

16. 根据权利要求15所述的X射线成像系统，其中，所述输入装置还被配置为接收图像分辨率的用户输入，并且所述计算机处理器还被配置为基于所述接收到的图像分辨率的用户输入来选择噪声滤波器，并且在从所述获取到的多个投影图像重建所述三维X射线图像之前，利用所述噪声滤波器对所述多个投影图像进行滤波。

17. 根据权利要求14-16中任一项所述的X射线成像系统，其中，所述发射器电流值还基于所述至少一个图像中的所述对象的衰减来确定，并且其中以预定视场(FOV)尺寸和预定分辨率来获取所述至少一个图像。

## 在X射线成像中的自动化剂量控制的系统和方法

### 技术领域

[0001] 本公开涉及X射线成像系统和方法。

### 背景技术

[0002] PCT专利申请公开No.W02009156943公开了一种具有优化剂量控制的成像生成装置,其包括:噪声确定单元,其用于确定感兴趣区域的投影域中的噪声分布;以及剂量控制单元,其用于通过使用噪声传播算法基于确定的噪声分布来确定所述成像生成装置的辐射源的剂量分布。

[0003] 美国专利申请No.13/409,912公开了一种减少由成像系统递送的辐射剂量的方法。在该方法中,基于要被遮掩的器官的形状来选择虚拟掩膜表示。该虚拟掩膜表示被显示在侦察图像(scout image)上。操纵要被递送的辐射剂量以便修改虚拟掩膜表示以获得最佳衰减分布。

[0004] PCT申请公开号No.W02013049818公开了一种计算机断层扫描(CT)辐射剂量的一致且可验证的优化的方法。数学模型允许基于数字图像数据和放射科医师偏好来估计患者尺寸、图像、特定尺寸辐射剂量和图像质量目标。自动化系统根据数学模型来处理图像和剂量数据并存储和显示信息,使能验证和持续监视一致的剂量优化。优化模型计算以可能的最小辐射剂量获得目标图像质量所需的具体扫描仪设置。

[0005] 美国专利No.7,082,183公开了用于剂量报告的计算机断层扫描剂量指数体模选择。与X射线源和检测器组件通信的控制机构包括适于执行对象的至少一个侦察扫描以产生第一侦察扫描图像的逻辑。基于第一侦察扫描图像而生成椭圆患者模型。该椭圆患者模型与体模直径近似匹配。基于体模直径近似而生成剂量报告。显示该剂量报告。

### 发明内容

[0006] 本公开源于本发明人对改进的X射线成像系统和方法的研究和开发。发明人已经意识到,现有技术的X射线系统和方法(包括上文描述的系统和方法)通常不是用户友好的,并且可能是低效的和无效的。发明人已经认识到,期望提供自动确定成像曝光参数的改进的X射线系统和方法。在实施例中,操作者可以输入指定的质量并且从中确定曝光参数。在额外的实施例中,X射线系统和方法确定要被成像的对象的物理特性和视场,并且从中确定曝光参数。发明人还认识到,期望提供改进的X射线系统和方法,其限制对被成像的患者的过度辐射。发明人已经意识到,X射线系统操作者可以产生具有较高质量(例如较小噪声)的X射线图像的曝光参数对患者成像,导致比图像的预期目的所需的更大的曝光。这可能导致浪费时间并对患者施加过度辐射。

[0007] 本公开提供了克服现有技术中的缺点的X射线系统和方法。

[0008] 在三维X射线成像中的曝光控制的方法的示例性实施例包括利用X射线发射器和X射线接收器来获取至少一个侦察图像。计算机处理器从至少一个侦察图像确定要被成像的对象的至少一个物理特性。计算机处理器基于确定出的要被成像的对象的至少一个物理特

性来确定至少一个曝光参数值。X射线发射器和X射线接收器使用至少一个成像参数值来获取关于要被成像的对象的多个投影图像。计算机处理器从多个投影图像重建三维X射线图像。

[0009] 在三维X射线成像中的曝光控制的方法的额外的示例性实施例中,包括利用X射线发射器和X射线接收器来获取至少一个侦察图像。X射线发射器以初始成像参数值来操作。计算机处理器从至少一个侦察图像确定要被成像的对象的至少一个物理特性。接收图像质量的用户输入。计算机处理器基于确定出的要被成像的对象的至少一个物理特性和图像质量的用户输入来确定新的成像参数值。X射线发射器和X射线接收器使用以新的成像参数值操作的X射线发射器来获取关于要被成像的对象的多个投影图像。计算机处理器从捕获到的多个投影图像重建三维X射线图像。

[0010] X射线成像系统的示例性实施例包括X射线发射器,其被配置为相对于成像参数值产生X射线并且将X射线指向要被成像的对象。X射线接收器被配置为接收来自X射线发射器的X射线。X射线发射器和X射线接收器被配置为获取要被成像的对象的至少一个侦察图像。输入装置被配置为接收图像质量的用户输入。计算机处理器可通信地连接到X射线发射器、X射线接收器和输入装置。计算机处理器被配置为从至少一个侦察图像确定要被成像的对象的物理特性。计算机处理器被配置为从物理特性和图像质量的用户输入确定新的成像参数值。X射线发射器和X射线接收器被配置为使用新的成像参数值来获取关于要被成像的对象的多个投影图像。计算机处理器被配置为从捕获到的多个投影图像重建三维X射线图像。

## 附图说明

- [0011] 图1A是示例性X射线成像设备的透视图。
- [0012] 图1B是示例性X射线成像设备的正视图。
- [0013] 图1C是示例性X射线成像设备的侧视图。
- [0014] 图1D是示例性X射线成像设备的俯视图。
- [0015] 图2是示例性X射线成像系统的部分的示意图。
- [0016] 图3是示例性命令控制部和显示器的透视图。
- [0017] 图4是患者定位面板的视图。
- [0018] 图5A是正中矢状(midsagittal)定位光线的视图。
- [0019] 图5B是水平定位光线的视图。
- [0020] 图6是可以被用作与系统相连的输入装置的图形用户界面(GUI)和方法的示例性实施例。
- [0021] 图7是输入装置的透视图。
- [0022] 图8是被成像的对象的定位图像的显示。
- [0023] 图9是描绘X射线成像设备中的自动剂量控制的方法的一个示例的流程图。
- [0024] 图10是描绘X射线成像设备中的自动剂量控制的方法的另一示例的流程图。
- [0025] 图11是描绘X射线成像设备中的自动剂量控制的方法的另一示例的流程图。
- [0026] 图12是可以被用作与系统相连的输入装置的图形用户界面(GUI)和方法的示例性实施例。

## 具体实施方式

[0027] 在本说明书中,为了简洁、清楚和理解而使用了某些术语。除了现有技术的要求之外,不应当从中暗示不必要的限制,这是因为这样的术语仅用于描述性目的,并且旨在被广义地解释。本文描述的不同系统和方法可以被单独使用或与其他系统和方法组合使用。在所附权利要求的范围内,各种等同物、替代物和修改是可能的。除非术语“用于...的装置”或“用于...的步骤”在相应的限制中被明确地陈述,所附权利要求中的任何限制都不旨在援引根据35U.S.C. §112 (f) 的解释。

[0028] 如本文公开的系统和方法的实施例操作以自动计算在患者的3D成像程序中使用的曝光参数值。如本文更详细地公开的,实施例可以确定最佳曝光参数值,其可以包括但不限于提供给X射线发射器的千伏 (kV) 和毫安 (mA)。实施例可以通过确定患者的物理特性(例如头部尺寸和/或密度)来实现这一点。尺寸和/或密度的物理特性影响要被成像的对象的X射线的总衰减。在另外的实施例中,还可以自动地确定最佳噪声滤波。一些实施例获取用于患者定位和视场 (FOV) 识别目的的侦察图像,并且那些侦察图像也可以被用作用于成像参数值的自动确定的输入。因此,可能不需要获取额外的侦察图像来用于曝光参数的确定。

[0029] 图1A-图1D描绘了用于获取对象的X射线图像的示例性X射线成像设备20,包括例如牙科或医疗患者P(参见例如图5A和5B)。在示出的特定示例中,成像设备20被配置为用于人类头骨的牙颌面复合体的3-D成像;然而用于对对象的其他部分成像的设备的其他配置可以替代地与本公开的概念一起被采用。X射线成像设备20可以可选地被配置为执行不同类型的成像程序,例如全景成像(例如标准、儿科、邻区、宽弓、正交和/或类似)、头部测量成像(例如头部儿科侧向投影、头部侧向投影、头后侧前额和/或类似)。在当前使用的示例性实施例中,X射线成像设备20被用于3D成像,示例性地锥形束计算机断层扫描 (CBCT) 3D成像。附图仅描绘了与本公开中的概念一起使用的X射线成像设备的一个示例。还可以采用X射线成像设备的其他示例。

[0030] 示例性成像设备20具有可移动地支撑在支撑柱24上的壳体22。壳体22可以经由常规引导电机(未示出)在垂直方向V上上下移动,该常规引导电机被配置为沿着沿支撑柱24延伸的轨道26垂直地上下移动壳体22。壳体22包括布置在支撑柱24上的大致垂直延伸的引导部28和从引导部28大致水平延伸的大致水平延伸的支撑部30。如图1D中的箭头34处示出的,支撑部30支撑可相对于固定支撑部30在水平面H中旋转的旋转部32(有时被称为“台架”)。如箭头34处示出的,支撑部30和/或旋转部32包含被配置为使旋转部32旋转的常规引导电机(未示出)。在替代示例中,代替或除了由柱支撑之外,该设备可以被安装到包括例如壁的支撑结构。

[0031] X射线发射器壳体36和X射线接收器壳体38彼此相对并且从旋转部32大致垂直地延伸。发射器壳体36包含大致位于40处并且被支撑在发射器壳体36中的发射器,并且其被定位成发射X射线通过被成像的对象(例如,患者P)到位于42处并且被支撑在X射线接收器壳体38中的接收器。一般来说,发射器包括具有阴极和阳极的X射线。电源(未被描绘)产生示例性地以千伏 (kV) 为单位跨阴极和阳极的以将电子从阴极加速到阳极(未被描绘)的电压。在阴极和阳极之间示例性地以毫安 (mA) 为单位的电流大致确定从阴极发射的电子的量。阳极包括靶,其可以示例性地由钨制成,该钨大致成角度使得来自阴极的撞击靶的电子将产生大致在从发射器朝向接收器的方向上的X射线。

[0032] 患者定位壳体44从引导部28延伸并且包括用于将患者P的头部定位在相对的发射器40和接收器42之间的下巴支撑件48。头部支撑件46从支撑部30延伸通过旋转部32。下巴支撑件48和头部支撑件46是可选的，并且可以采用用于定位患者的其他装置。患者定位面板68位于患者定位壳体44上，并且接收用于调整成像设备20的各种部件的位置的用户输入，如下文将进一步讨论的那样。

[0033] 控制面板50被附接到壳体22并且被配置为接收用于控制成像设备20的用户输入并且提供成像设备20的功能的显示，如下文将进一步描述的那样。可选地，控制面板50可以由臂49支撑，该臂49围绕成像设备20枢转，以分别定位在图1A和图1B-图1D中示出的位置。

[0034] 图2示意性地描绘了包括X射线成像设备20的X射线成像系统52的示例性实施例的部分。除其他外，系统52包括控制电路59，该控制电路59包括设备控制部54和命令控制部56。在实施例中，控制电路59是一个或多个计算机处理器。一个或多个计算机处理器可以包括集成存储器或被可通信地连接到存储计算机可读代码的存储器，由一个或多个计算机处理器进行的代码执行致使计算机处理器执行如本文公开的功能。设备控制部54和命令控制部56每个分别包括存储器58a、58b。此外，设备控制部54和命令控制部56两者都是可编程的，并且可以经由有线或无线链路发送和接收计算机命令，包括例如图2中以实线格式示出的链路。命令控制部56可以向设备控制部54发送电子信号/命令，并且可以接收来自设备控制部54的电子信号/命令。类似地，设备控制部54可以向命令控制部56发送计算机电子信号/命令，并且可以接收来自命令控制部56的电子信号/命令。尽管图2中示出的示例描绘了一起工作的两个控制部54、56，但是替代布置可以包括仅一个控制部或多于两个控制部（其分别通过彼此发送和/或接收命令来一起工作）。控制部54、56可以是在单个计算机处理器上操作的软件模块，或者可以是分别执行命令和/或设备控制计算机可读代码的分离的计算机处理器。本公开中描述的示例不限于图2中描绘的特定系统52布置和配置。

[0035] 在图2中的示例性实施例中，设备控制部54与X射线成像设备20并置，并控制X射线成像设备20的各种功能。例如，设备控制部54经由电子信号/命令与存储器58a通信；与引导部电机60通信，用于致使引导部28沿着支撑柱24的移动；与支撑部电机62通信，用于致使旋转部32的旋转移动；与下巴支撑电机61通信，用于致使下巴支撑件48的移动；并且与触摸屏显示器50通信，用于显示设备特性和功能以及用于接收用户输入，如下文将进一步讨论的那样。可选地，还可以包括头部支撑电机（未示出），用于致使头部支撑件46的移动。此外，设备控制部54可以接收来自用户输入装置74的命令，该用户输入装置74包括例如图2和图7中示出的成像按钮66以及图4中示出的患者定位面板68。在下文中将进一步描述用户输入装置74和患者定位面板68的操作。

[0036] 设备控制部54还与发射器40和接收器42发送和接收电子信号/命令，以控制发射器40和接收器42，并获得可以被转换为被成像的对象（例如，患者P）的一个或多个X射线图像的成像数据。在使用中，设备控制部54接收来自患者定位面板68的患者定位输入，并且将对应的命令信号发送到引导部电机60、支撑部电机62和下巴支撑电机61，以相对于患者P来定位设备20。系统20可以包括比示出和描述的更多或更少的电机和可移动部分，并且在一些示例中，可以提供设备20相对于患者P的完全三维移动。在另一个示例中，设备控制部54可以接收来自患者定位面板68的患者定位输入，并且经由例如可由常规椅子引导电机（未示出）移动的椅子发送对应的命令信号以相对于设备20移动患者P。在另一示例中，设备控

制部54可以控制设备20和椅子引导电机两者的相对定位,以实现用户所期位置。为了便于设备20相对于被成像的对象更容易的定位,设备控制部54还可以被配置为控制定位光线70(参见例如图2、图5A和图5B),用于在被成像的对象上识别用于成像所需的视场,如将在下文进一步描述的那样。在额外的实施例中,患者和/或设备20可以相对于彼此手动地定位。

[0037] 设备控制部54还被配置为与命令控制部56通信,以接收来自命令控制部56的电子信号/命令,并且将从接收器42接收到的图像数据提供给命令控制部56。参考图3,示例性命令控制部56可以是具有用户输入装置74(其在示出的示例中为键盘)以及具有显示器76(其在示出的示例中为计算机监视器)的个人计算机72。命令控制部、用户输入装置和显示器的其他类型被预期并且在本公开的范围内。例如,显示器76和输入装置74可以替代地或者还可以包括触摸屏装置、鼠标、和/或手持计算机装置等。

[0038] 参考图1A-图1D、图4、图5A和图5B,患者P最初被定位在发射器40和接收器42之间的设备20中。在示出的示例中,患者P将下巴定位在下巴支撑件48上并且将头部定位在头部支撑件46上。接下来,手动操作患者定位面板68以指示设备控制部54控制设备20并将设备20定位到大体适合于对患者P进行X射线成像的位置中。如上面描述的,这可以通过例如引导部电机60、下巴支撑电机61和/或支撑部电机62来完成。在图4中示出的示例中,如图5A和5B所示,按压输入键86打开定位光线70,以帮助上述患者P的定位。图5A和5B描绘示例性定位光线70,分别包括正中矢状光线51和水平顶部和底部光线53、55,描绘了用于X射线过程的所期视场。可以采用额外的患者定位光线70。定位光线70的使用是可选的,并且除了示出以外的可以使用用于定位的其他配置。按压患者定位面板68上的输入键88向设备控制部54发信号通知用户将要输入定位指令,并致使设备旋转到用于进一步患者定位的位置中。

[0039] 在患者定位面板68上按压箭头78、80指示设备控制部54分别上下移动设备20。因此,用户可以观看定位光线70并使用箭头78、80和82、84来将光线70(以及因此的设备)定位在患者P上的适当位置中。按压输入键78、80指示设备控制部54控制相应的支撑部电机62移动设备20。按压箭头82、84指示设备控制部54控制下巴支撑电机61以分别上下移动下巴支撑件48。如上所述,还认识到的是,代替移动X射线设备20,可以利用不同的配置,其中例如代替或除了上面描述的配置(其中设备20相对于患者P移动)之外,患者P相对于设备20移动。在成像之后按下输入键90致使设备20旋转到患者可以容易地离开设备20的位置。

[0040] 参考图6,一旦患者P大致相对于设备20定位,以便大致实现用于成像过程(例如3-D成像)的所期视场,命令控制部56就控制显示器76以可视地呈现包括对象的初始视图92的呈现的图形用户界面(GUI)77,初始视图92在该示例中表示要被成像的患者P的解剖结构。包括初始视图92的GUI 77还可以或替代地在如由设备控制部54控制的触摸屏显示器50上显示或在另一个图形显示装置(例如手持装置、电视屏幕和/或类似)上显示。在图6中示出的示例中,初始视图92包括患者P的通用模型94。在额外的示例中,初始视图92可以包括对象的图片或X射线图像,例如患者P的特定解剖结构。在该额外示例的仅仅示例性实施例中,初始X射线可以是利用X射线成像设备20拍摄以生成用于由用户观看的初始视图92。

[0041] 在图6中示出的示例中,在GUI 77中示出了位置标记96。图6中示出的位置标记96具有圆形形状和十字线;然而,可以利用位置标记的其他配置。位置标记96指示成像所需的特定3-D体积。在实施例中,位置标记96指示要被成像的体积的中心。位置标记96与初始视图92重叠,并且可相对于初始视图92在GUI 77中移动。在额外的实施例中,位置标记96还可

以被调整大小以传达要被成像的区域的体积。在替代示例中,初始视图92可以相对于位置标记96移动。在另一示例中,初始视图92和位置标记96两者都可以相对于彼此移动。如上面描述的,初始视图92和位置标记96的相对移动可以经由输入装置74和/或经由触摸屏配置(例如触摸屏显示器50)上的定位键来请求,该定位键包括例如上下箭头91、93和左右箭头95、97。可以例如通过语音命令、鼠标垫、和/或拖放触摸屏命令等来利用用于修改GUI 77中的初始视图92的呈现的其他配置。

[0042] 在GUI 77上还提供输入键,用于在全景、3-D和头部测量成像模式之间进行选择。本示例涉及3-D成像,其可以在输入键99处被选择;然而,本文公开的原理可以被应用于如上面描述的其他成像模式。

[0043] 参考图6和图7,包括初始视图92的GUI 77因此可以由用户修改以识别用户期望3-D图像的初始视图92上的特定感兴趣区域。用户通过将位置标记96移动到初始视图92上的感兴趣区域来修改GUI 77,并且在额外的实施例中,可以调整位置标记96的尺寸以包含要被成像的所期体积。然后,用户可以通过按压成像按钮66来操作输入装置64,该成像按钮66指示设备控制部54控制成像设备20(包括例如引导部28、支撑部30和旋转部32)移动到与初始视图92上的位置标记96相称的相对于患者P的位置中。因此,设备20被定位,其中发射器40和接收器42操作以获得对应于GUI 77上的位置标记96和初始视图92的相对定位的患者P的一个或多个侦察图像。

[0044] 在一个实施例中,控制电路59被编程为根据在92处对初始视图的用户修改来操作发射器和接收器,以便获取患者的至少一个侦察图像,其在图8中被示例性地描绘。图8描绘了呈现可以根据上面描述的用户输入来拍摄的侦察图像的图形显示101。在实施例中,一个或多个侦察图像可以被获取并且被用于患者定位。侦察图像102包括第一侦察图像104和第二侦察图像106,但是本领域普通技术人员将认识到的是,在替代实施例中,可以获取更多或更少的侦察图像。还认识到的是,虽然在一些实施例中,侦察图像可以被限于患者牙颌面区域的一部分,但是在其他实施例中,患者的更大部分(包括但不限于患者的整个头部)可以在侦察图像中被成像。侦察图像102示例性地从不同角度对患者拍摄,在示出的示例中为正交视图104和切向视图106。如本文公开的一些示例性实施例使用已出于如本文描述的患者定位目的而获取到的至少一个侦察图像,以进一步自动地确定至少一个曝光参数值。在其他实施例中,至少一个侦察图像可以仅出于处理目的而被使用并且不呈现给用户。

[0045] 返回参考图6,在如本文进一步详细描述的实施例中,可以操作X射线成像系统以提供自动剂量控制(ADC)。如本文进一步详细描述的ADC的系统和方法提供了从至少一个侦察图像自动确定用于3D X射线成像的至少一个曝光参数值的功能和益处。在如本文公开的实施例中,可以优化对患者的X射线剂量,同时依靠较少的技术用户输入。在实施例中,用户通过在GUI 77中呈现初始视图的同时选择“A”按钮118来选择自动剂量控制特征或操作模式。在实施例中,成像系统还可以以手动模式(通过选择“M”按钮130)或以测试模式(通过选择办公室“T”按钮132)来操作。在手动模式的示例中,手动选择曝光设置。在测试模式的示例中,选择曝光设置的特定预定组合。在ADC模式启动时,提示用户在GUI 120中输入所期图像质量。应当认识到的是,GUI 120可以改变以呈现被配置为接收专门针对所选操作模式的输入的接口。在示例性实施例中,用户通过选择低按钮122、中按钮124或高按钮126来输入所期图像质量,以便在要被获取的低、中和高质量图像之间进行选择。

[0046] 示例性地,如本文使用的所期图像质量表示在获取到的X射线投影图像中发现的噪声或者替代地表示获取到的X射线投影图像的信噪比。在另外的实施例中,用户输入用于得到的3D图像重建的所期质量/噪声等级。如本文进一步详细描述的,X射线投影图像中的噪声是要被成像的对象/患者的物理特性(例如,尺寸、密度或衰减)和用于操作X射线成像设备的曝光参数(例如,mA、kV、曝光时间、占空比、投影图像的数量、体素尺寸以及重建系统和/或软件)的函数。在一些实施例中,还可以提示用户示例性地通过选择或不选择“滤波”按钮128来输入是否要在3D重建过程中使用图像降噪软件过滤。在另外的示例性实施例中,用户可以提供表示滤波量的输入,示例性的高、中或低滤波要被使用。一般来说,将认识到的是,图像降噪软件过滤导致具有与利用较大X射线曝光拍摄的那些相同的噪声等级或质量的图像,但是可能以降低的分辨率为代价。因此,图像降噪软件过滤的添加或较高过滤的使用可以导致实现合适的图像质量,同时减少对患者的X射线曝光。将认识到的是,取决于成像的目的,用户可以仅根据需要选择适当的质量等级和/或分辨率/滤波,以达到实现要被拍摄的图像的目的。

[0047] 在示例性和非限制性实施例中,可以取决于图像质量并基于“mA补偿”来执行自动剂量控制(ADC)。在这样的实施例中,mA补偿可以是其中当用户减少发射器电流(mA)时系统增加投影图像过滤的强度。当操作者评估较少的发射器电流对于特定任务(例如愿意接受得到的对图像质量的妥协)足够时,这样的实施例可以应用于成年患者。在这样的实施例中,自动选择过滤,使得图像噪声等级保持恒定或利用其他发射器电流值来部分补偿,或减少由降低的发射器电流引起的噪声的增加。

[0048] 图9-图11是描绘X射线成像设备中的自动剂量控制的方法的示例性实施例的流程图。

[0049] 图9描绘了X射线成像设备中的自动曝光控制的方法200的示例性实施例。当获取至少一个侦察图像时方法200在202处开始。如上面描述的,至少一个侦察图像的获取可以在用于成像的广义区域或初始视图被选择之后发生。在另外的实施例中,至少一个侦察图像可以是先前获取到的图像,包括但不限于患者的CBCT图像、全景或头部测量图像。可替换地或另外地,可以如上面描述的在患者已经在X射线成像设备中适当地定位之后获取侦察图像,并且用户示例性地选择在X射线成像设备上的3D X射线成像和视场(FOV)尺寸。然而,本领域普通技术人员将认识到的是,在202处获取至少一个侦察图像之前可以采取各种准备步骤。在实施例中,至少一个侦察图像可以是能够如本文描述的被使用的任何图像,包括但不限于出于患者定位的目的而获取的至少一个投影图像、出于自动剂量控制的特定目的而获取的至少一个图像、或者在成像程序的过程中获取的至少一个图像。因此,如本文公开的系统和方法可以使用多种图像中的任一种作为侦察图像,而与最初获得图像的目的无关,只要该图像适合于自动剂量控制目的。在一个实施例中,只要使用的参数的曝光值是已知的并且可以如本文进一步详细公开的那样使用,就以上面识别的曝光参数的默认值获取至少一个侦察图像。在实施例中,获取到的侦察图像可以被用于定位患者和/或选择用于3D成像的精制FOV。

[0050] 接下来,在204处,基于至少一个侦察图像的一个或多个特性以及被用于拍摄侦察图像的一个或多个曝光参数来确定要被成像的对象或要被成像的对象的一部分的至少一个物理特性(例如,非限制的,亮度、对比度、噪声等级和/或可见解剖特征)。本文将使用仅

示例性的比较示例来突出如本文描述的方法的区别和特征,在儿童患者的头部的3D成像与成年患者的头部的3D成像之间进行比较。在示例性的额外实施例中,确定图像中可能由对象的至少一个物理特性引起的噪声等级。在示例性实施例中,在204处确定的物理特性是要被成像的对象的尺寸、密度或衰减中的至少一个。将认识到的是,当以相同的曝光参数值来获取至少一个侦察图像时,与成人患者的头部的至少一个侦察图像相比,儿童患者的头部通常将更小、密度更小,并且在至少一个侦察图像中展示出更小的衰减。如上所述,如果被用于获得至少一个侦察图像的曝光参数值是已知的,则可以在204处确定侦察图像中被成像的对象的尺寸、密度或衰减。

[0051] 接下来,在206处确定至少一个曝光参数值。如上面描述的,曝光参数可以包括各种参数,包括但不限于发射器电压、发射器电流、投影图像的数量、体素尺寸、重建系统或软件、曝光时间和/或占空比。这些曝光参数中的一个或多个的值可以至少部分地根据来自204的确定出的物理特性来确定。在示例性实施例中,发射器电压、投影图像的数量和体素尺寸可以是固定的或者利用与ADC操作相关联使用的值来预定义。在这些曝光参数被预定的情况下,(如由噪声等级限定的)患者剂量和X射线图像质量两者都是206处的发射器电流(mA)的函数。因此,发射器电流的值可以至少部分地基于在204处确定出的物理特性来确定。要被成像的更大、更致密的对象将导致更多的衰减,这需要更大的发射器电流来实现X射线图像的目的。因此,要被成像的对象的增加的尺寸、密度或衰减导致至少一个曝光参数的增加的值。

[0052] 在208处,在206处确定的至少一个曝光参数值被用于获取多个投影图像。当在曝光参数值下操作X射线成像系统的发射器或其他部分时,通过围绕患者的头部递增地旋转X射线发射器和接收器、同时以这些旋转间隔捕获一系列X射线投影图像来在曝光参数值下示例性地获取多个投影图像。

[0053] 最后,在210处,从获取到的多个投影图像重建3D图像。可以使用各种重建技术来实现3D图像的重建。在示例性实施例中,可以使用迭代重建技术,例如代数重建技术(ART),其以初始重建开始并且基于来自投影图像的额外信息来迭代地精炼重建。在额外的实施例中,可以使用非迭代重建技术,例如滤波反投影(FBP)。应认识到的是,如上面描述的方法200的实施例以及如本文进一步详细描述的方法300和400的示例性实施例可以在没有如本文公开的每个步骤的情况下执行,或者可以与这些附图的具体流程图中未描绘的额外步骤相结合地执行,同时保持在本公开的范围内。更进一步的实施例可以以可替换的顺序进行如本文公开的操作和功能,同时保持在本公开的范围内。

[0054] 图10是X射线成像设备中的自动剂量控制的方法300的额外示例性实施例的流程图。更具体地,方法300的示例性实施例描绘了一个实施例,其中提示用户或提供用于进一步精炼自动剂量控制特征的用户输入。

[0055] 类似于上面关于方法200描述的,方法300开始于在302处的至少一个侦察图像的获取。在302处获取至少一个侦察图像之后,一些可选实施例可接收如上面关于图6和图8描述的视场(FOV)的选择。继续方法300,在304处,通过分析至少一个侦察图像、并且特别是至少一个侦察图像中的所选视场来确定至少一个物理特性值。如上面关于方法200所述,可以从侦察图像确定至少一个物理特性以包括对象尺寸、密度或衰减的值,并且在实施例中可以促进在304处的该物理特性值的确定,其中至少一个侦察图像以默认或已知的曝光参数

值被获取,然后可以被用于示例性地确定在至少一个侦察图像中经历的衰减量。在额外的实施例中,分离的侦察图像被用于患者定位和ADC计算。在仅仅示例性实施例中,如本文进一步详细公开的,可能需要额外侦察图像或来自一个或多个特定角度的侦察图像用于衰减计算。

[0056] 在304处确定物理特性的实施例中,来自至少一个侦察图像的所需侦察图像的数量可取决于物理结构或被成像的结构的具体应用。在一个实施例中,分析足够数量的侦察图像,使得侦察图像覆盖要被成像的全部对象,并且可以进行对象衰减的可靠估计。在示例性实施例中,确定出的物理特性可以是平均噪声等级(例如像素标准偏差值)或平均密度(例如像素平均值)。在实施例中,如果以已知或参考的曝光参数值获取至少一个侦察图像,则促进在304处的物理特性的确定。在示例性实施例中,在参考发射器电流处获取至少一个侦察图像,该参考发射器电流被选择以导致在已知参考对象尺寸的重建体积中的已知噪声等级。与该参考发射器电流和得到的噪声等级相比,如本文进一步详细解释的确定出的较低发射器电流将导致更具噪声的重建图像,并且较高的发射器电流将导致具有较少噪声的重建图像。类似地,如本文在实施例中进一步详细描述的曝光参数的确定取决于在重建的图像质量(例如,噪声等级)与在304处从侦察图像确定出的至少一个物理特性之间建立连接,其可以包括侦察图像的噪声等级。如果用于获取至少一个侦察图像的发射器电流跨不同患者之间的侦察图像是恒定的,则要被成像的对象的尺寸、密度和衰减是后来获取到的投影图像和重建的3D图像的质量的重要因素。在其中使用多个侦察图像的实施例中,跨多个侦察图像保持恒定的更多曝光参数值(包括发射器电流、发射器电压、视场尺寸和图像分辨率)使物理特性的确定更直接并因此将需要较少的校准和/或补偿,以便进行物理特性的确定。

[0057] 在306处,接收所期图像质量的用户输入。如前所述,本文公开的某些实施例的一个潜在优点是减少用户对技术知识和经验的依赖性,以便选择适当的成像曝光参数值。因此,在一个实施例中,并且如图6的用户界面中描绘的,用户取决于使用3D重建的目的和/或图像质量需要而输入所期的低、中或高质量3D重建的选择。在一些实施例中,图像质量可完全或部分地表示多个投影图像或得到的3D重建中的可接受的噪声等级。例如,在306处的所期质量的用户输入可以包括高、中或低噪声等级的选择或对于用户可接受的特定信噪比。

[0058] 在308处,确定至少一个曝光参数值。可以在308处以各种方式确定至少一个曝光参数值。在一个实施例中,可以基于在304处确定的总衰减的物理特性和视场尺寸来确定曝光参数值,以便生成具有预定可接受噪声等级的投影图像或重建3D图像。在另一个实施例中,所期质量的用户输入/选择被用于限定可接受的噪声等级。该实施例向用户提供对自动确定的至少一个曝光参数值的额外控制。在示例性实施例中,至少一个曝光参数值是发射器电流。在示例性可选实施例中,在310处接收所期分辨率的用户输入。重建图像中的噪声等级也可以通过降噪软件过滤的使用来影响。降噪软件过滤“软化”或模糊重建的图像,从而通过跨像素值进行平均来减小分辨率。通过减小像素之间的差异的幅度,并因此减少图像中的总体噪声,降噪软件过滤使能具有减少的发射器电流和患者剂量的相同噪声等级的实现,尽管通常具有降低的分辨率。因此,如果通过在310处输入所期分辨率,用户指示降低的分辨率是可接受的,则发射器电流和总体患者剂量可以比单独从物理特性和所期图像质量确定出的进一步减少。

[0059] 在示例性实施例中,所期分辨率的用户输入可以是高分辨率、正常分辨率或低分辨率的用户选择。由于在这些实施例的上下文中的分辨率可以受到降噪软件过滤的影响,因此在额外的实施例中,所期分辨率的用户输入可以是是否使用降噪软件滤波的指示,如在图6的用户输入控制中示例性地示出的那样。在另外的实施例中,还可以接收低、中或高等级软件滤波的用户输入。

[0060] 在310处接收到所期分辨率的用户输入之后,确定适当的噪声滤波。示例性地,如上面公开的,低、中和高度的降噪软件滤波可以是可用的,并且这些选项中的一个或多个可以由用户来选择。在额外的实施例中,如304处确定出的测量的总衰减可以被用于自动确定合适的噪声滤波。在大多数情况下,重建图像将通过更强的投影图像降噪软件滤波比通过较低等级的降噪软件滤波更被模糊。更强的噪声滤波对降低噪声等级也将具有最大的影响。因此,在大多数情况下,较低的总衰减(例如来自儿童的头部)将导致较低降噪软件滤波的选择,而具有更多总衰减的图像(例如成人头部的图像)可以利用较高等级的降噪软件滤波来处理以实现类似的图像曝光值。

[0061] 图12描绘了被配置为接收图像质量的用户输入选择的图形用户界面150的一部分的示例性实施例。在示例性实施例中,GUI 150是上面参照图6描述的所期图像质量GUI 120的额外实施例。在GUI 150中,示例性的五个选项以实际成像参数值的“有效”术语而不是“技术”术语呈现给用户。这些选项包括“最小噪声,高细节”152、“减少的剂量,高细节”154、“标准图像质量”156、“最小噪声,减少的细节”158和“减少的剂量,减少的细节”160。在实施例中,如上所述,上面呈现的五个选项表示剂量的降序和图像过滤的升序。选项152和154提供较低的噪声过滤,导致“高细节”指示,而选项158和160提供由“减少的细节”指示的增加的噪声过滤。相比之下,选项152和158使用比选项154和160(分别地,“减少剂量”)更高的发射器电流(“最小噪声”)。“标准图像质量”选项156表示剂量和细节之间的平衡。

[0062] 返回参考图10,如上所述,在系统中使用降噪软件滤波的实施例可以采用减少的发射器电流,从而导致较低的患者剂量。因此,在308处的实施例中可以进一步使用降噪软件滤波的使用和强度,以确定至少一个曝光参数值。在一些实施例中,曝光参数值可以在312处示例性地在图形显示器上呈现,并且进一步示例性地在GUI 77中呈现为在308处被确定并且此后由成像设备使用的实际数值。在替代实施例中,可以以相关项向用户指示曝光参数值。在非限制性示例中,如果曝光参数是发射器电流,则可以向用户呈现指示是否已经确定低、中或高发射器电流以用于在投影图像的获取中使用的信息。

[0063] 在一些实施例中,接下来在314处,将确定出的至少一个曝光参数值和确定出的降噪软件滤波(如果有的话)呈现给用户以进行确认。在一些实施例中,可能期望向用户呈现确定出的曝光参数值和/或降噪软件滤波的使用。这不仅给予用户确认这些功能的使用以实现剂量控制的机会,而且还可以用于教育用户,使得随着时间的推移,用户变得对降噪软件滤波选择和曝光参数值更有经验,以实现用于当前物理特性的患者的所期图像质量和/或所期分辨率的用户输入。

[0064] 在316处,操作成像设备以使用确定出的至少一个曝光参数来获取多个投影图像。在示例性实施例中,至少一个曝光参数是发射器电流,并且成像装置利用确定出的发射器电流值来操作发射器,以便获得多个投影图像。

[0065] 在已经确定使用降噪软件滤波的实施例中,然后在318处,确定出的噪声滤波器被

用于对投影图像进行滤波。如上所述,投影图像的滤波跨获取到的图像对像素值进行平均或平滑,通常降低分辨率但提高噪声等级。最后,在320处,从多个投影图像重建3D图像。如上所述,关于图9,各种3D图像重建技术是可用的,并且可以在方法300的示例性实施例中使用。

[0066] 在额外的示例性实施例中,在302处获取至少一个侦察图像之后,如上面描述的,可以对目标体积的灰度值进行粗略估计。灰度值可以通过在投影图像的实际获取之前反投影侦察图像来估计。在又一额外的实施例中,可以在反向投影侦察图像之前首先对侦察图像进行下采样(和/或平均)。在又一额外的实施例中,可以处理(例如,下采样和/或平均)侦察图像和/或反投影图像。接下来,可以从反投影侦察图像计算诸如灰度值的最小值、最大值、差值、平均值或中值估计的二次估计。在308处使用灰度值的二次估计来确定用于投影图像的实际获取的至少一个成像参数(例如,发射器电流(mA)、图像数量或KVS)和/或图像处理参数(例如预处理滤波器MAR)。在实施例中,来自322的灰度值的这些估计可以被用作确定出的物理特性,或者被用作在308处的至少一个成像参数的确定中使用的独立值。

[0067] 图11是X射线成像设备中的自动剂量控制的方法400的示例性实施例的流程图。

[0068] 将注意到的是,方法400的部分类似于如上面描述的那些,并且特别是关于方法200和300。一般来说,方法400公开了一种方法的示例性实施例,其中在成像程序的过程中获取侦察图像以捕获多个投影图像。在此上下文中,侦察图像可以为在可在3-D重建中使用的成像程序期间获取到的投影图像。在一些非限制性实施例中,自动剂量控制的方法可以在一些非限制性实施例中的成像程序期间执行,自动剂量控制的方法可以在成像程序中除去在成像程序开始时执行的任何自动剂量控制的其他时间或者除了其之外还在其他时间执行。在方法400中,在402处接收所期图像质量的用户输入。如关于图6描述的并且如关于图10进一步详细描述的,所期图像质量的用户输入可以示例性地通过GUI来接收。此外,在404处,如上面关于图10描述的,方法400的一些实施例还可以接收所期分辨率的用户输入。在已经接收到所期图像质量和/或所期分辨率的用户输入之后,3D成像程序在406处被启动。3D成像程序包括多个投影图像的获取。如将关于本文的方法400描述的,在示例性实施例中,在两个部分中获取多个投影图像。在408处,成像设备获取至少一个侦察图像作为多个投影图像的第一部分。以相对于表示要被成像的对象的物理特性的要被成像的对象(例如,患者的头部)的角度获取至少一个侦察图像。在实施例中,获取两个或更多个侦察图像,并且在另一个实施例中,获取到的侦察图像中的至少两个大致彼此正交。

[0069] 在410处分析作为多个投影图像的第一部分获取到的至少一个侦察图像,以确定要被成像的对象的至少一个物理特性。如上面描述的,至少一个物理特性可以是要被成像的对象的尺寸、密度和/或衰减。在410处,至少一个物理特性的确定通过在408处以已知的曝光参数值获取到的至少一个侦察图像来促进并且可以通过已知曝光参数值的校准来进一步促进,例如通过将一个或多个实际侦察图像与来自具有已知物理特性的对象的预期图像结果进行比较。这些校准和关系可以通过实验确定或建模并存储在计算机处理器或可通信地连接到计算机处理器的存储器处。

[0070] 一旦在410处确定了至少一个物理特性,就可以在412处确定至少一个曝光参数值。上面已经解释了从至少一个物理特性确定至少一个曝光参数值。在实施例中,可以仅从至少一个物理特性或者与额外信息的结合(在实施例中可以包括在402处接收到的所期图

像质量的用户输入)来确定至少一个曝光参数值。在另外的实施例中,如果在404处接收到所期分辨率的用户输入,则在414处确定将实现所期分辨率的用户输入的噪声滤波的等级。如上所述,如果使用噪声滤波,则这可以进一步使能患者剂量的减少,并且因此在412处可以导致小于如果不使用噪声滤波的曝光参数值的确定。

[0071] 在412处确定至少一个曝光参数值之后,控制电路操作成像设备以将至少一个曝光参数调整为在412处确定出的值。在416处调整至少一个曝光参数值之后,成像设备在418处操作以获取多个投影图像的第二部分。多个投影图像的第二部分完成了要在3D重建中使用的多个投影图像的获取。在实施例中,尽管多个投影图像的第一部分可以可选地是相对小的数量,但是在示例性实施例中,利用调整的至少一个曝光参数值获取到的多个投影图像的第二部分可以是100个或更多个投影图像。

[0072] 在已经(例如,由用户)选择了噪声滤波的实施例中,在420处对多个投影图像进行滤波,以便改善投影图像中的噪声等级并且改善得到的3D重建中的噪声等级。最后,无论多个投影图像是否被滤波,在422处示例性地通过已知的重建技术从多个投影图像创建3D图像。

[0073] 如本领域普通技术人员将理解的,本公开因此提供了包括成像设备的X射线成像系统的示例,该成像设备具有:发射器,其发射X射线穿过对象;以及接收器,其接收X射线;以及控制电路,其控制发射器并处理由接收器接收到的X射线以生成对象的X射线图像。参考附图描述成像设备和控制电路的具体示例。这些示例不是限制性的,并且本公开的概念适用于具有控制电路的不同配置的其他类型的成像设备。在本文讨论的示例中,控制电路确定至少一个曝光参数值。在一些实施例中,这是通过基于对至少一个侦察图像的分析的对所期质量和物理特性的用户选择来实现的。在额外的示例性实施例中,这可以在成像程序期间执行。

[0074] 发明人已经观察到,X射线曝光参数值的选择有时可能需要相当多的操作者经验以实现所期图像质量,同时避免对患者的过度X射线曝光。不经常执行特定类型的X射线成像的操作者可能没有这种操作者经验。不必要的高发射器电流选择增加了患者剂量,而过低的发射器电流选择可能导致不足的图像质量(例如,过度的图像噪声)。此外,如果图像质量不足,则操作者可能需要进行额外的成像会话,导致额外的患者剂量。本文公开的系统和方法的某些实施例可以执行自动剂量控制(ADC),其基于从至少一个侦察图像确定出的至少一个物理特性来自动计算至少一个最佳曝光参数值。在实施例中,系统和方法可以结合至少一个曝光值进一步确定噪声滤波的最佳等级,这可以导致患者剂量的进一步减少。

[0075] 在附图中提供的功能框图、操作序列和流程图表示用于执行本公开的新颖方面的示例性架构、环境和方法。虽然出于简化说明的目的,本文包括的方法可以是以功能图、操作序列或流程图的形式,并且可以被描述为一系列步骤,但是应当理解和认识到,该方法不受步骤顺序的限制,这是因为一些步骤可以据此以不同的顺序发生和/或与本文示出和描述的其他步骤同时发生。例如,本领域技术人员将理解和领会的是,方法也可以被表示为诸如在状态图中的一系列相关状态或事件。此外,在一些实施方式中,不是所有示出的动作或步骤都是必需的。

[0076] 本书面描述使用示例来公开本发明,包括最佳模式,并且还使得本领域任何技术人员能够实现和使用本发明。本发明的可专利范围由权利要求限定,并且可以包括本领域

技术人员想到的其他示例。如果这些其他示例具有与权利要求的字面语言没有区别的元件,或者如果它们具有等同元件,则这些其他示例旨在在权利要求的范围内。

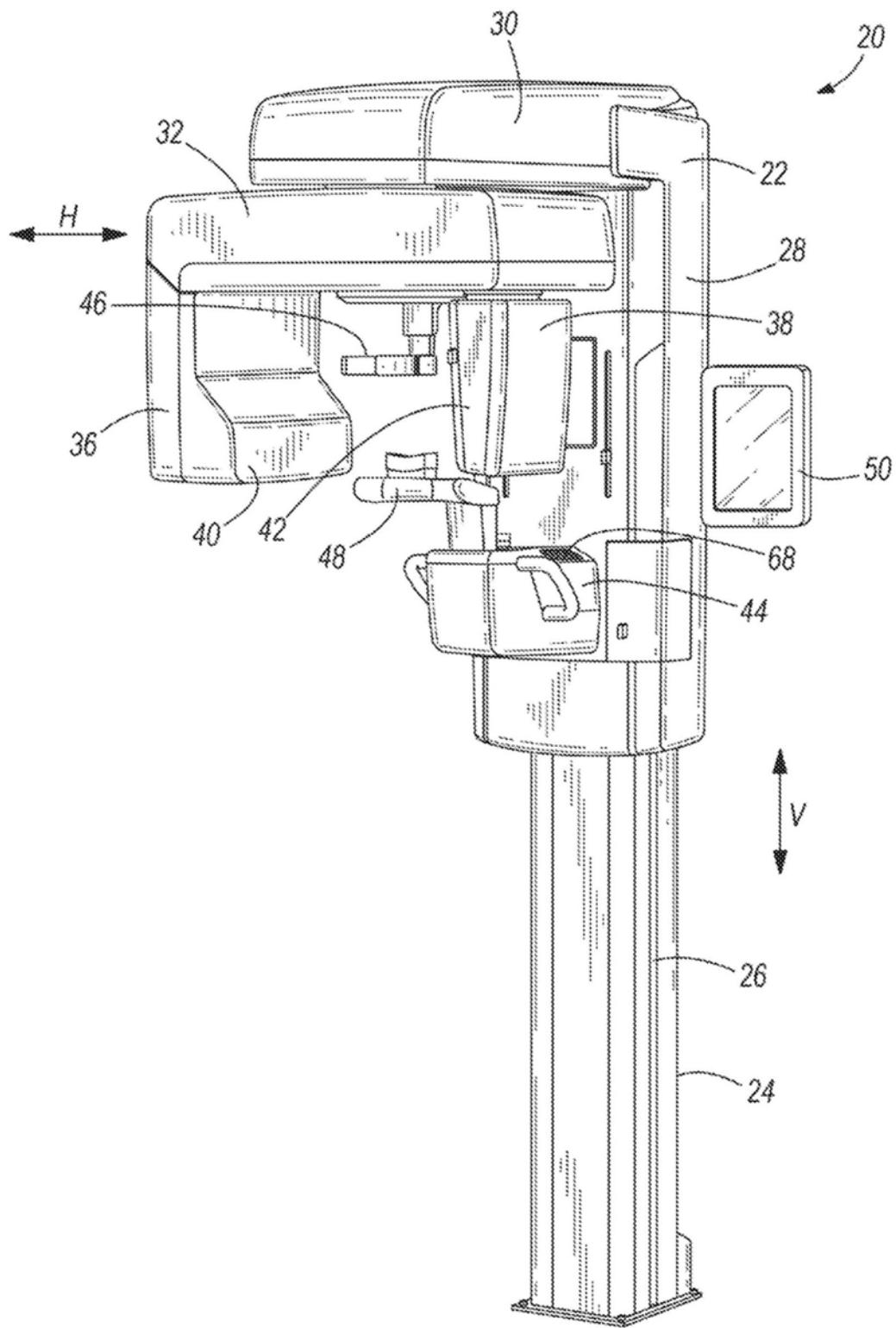


图1A

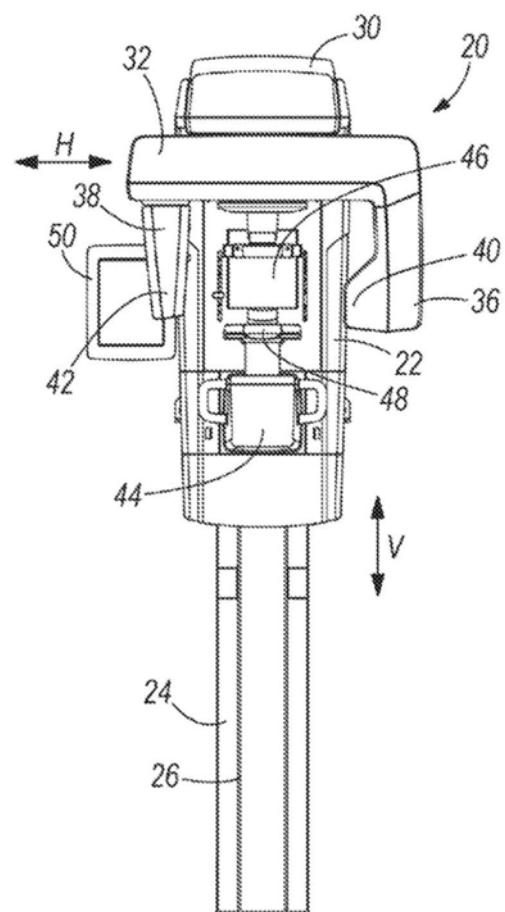


图1B

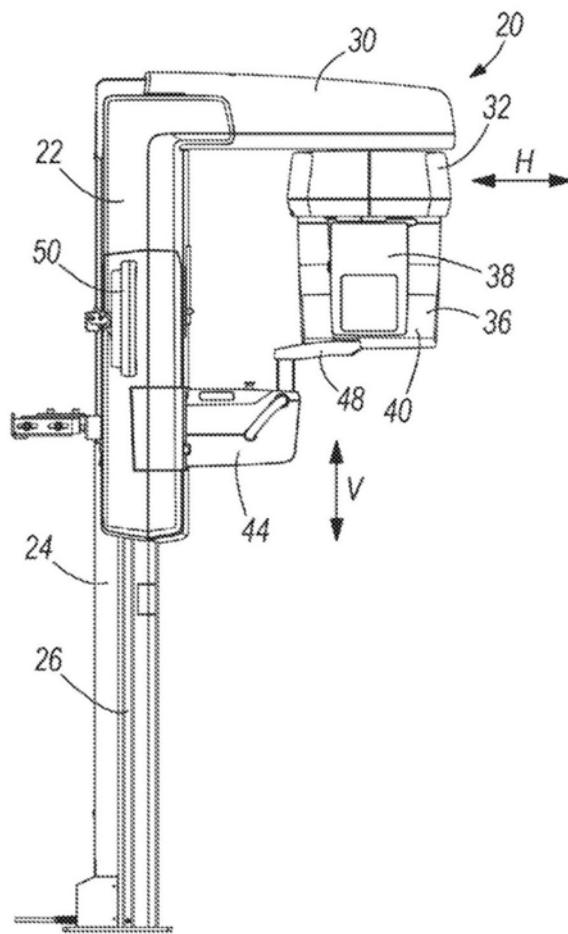


图1C

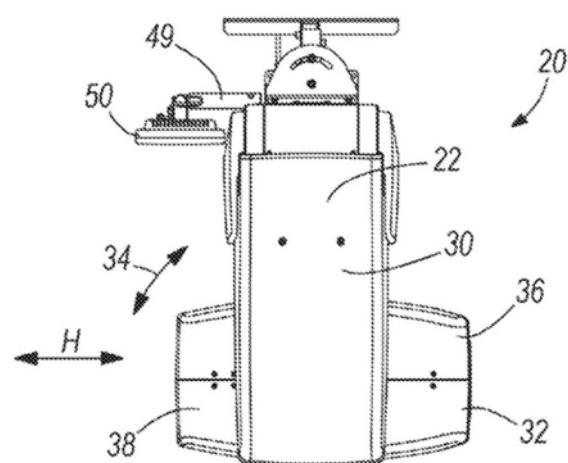


图1D

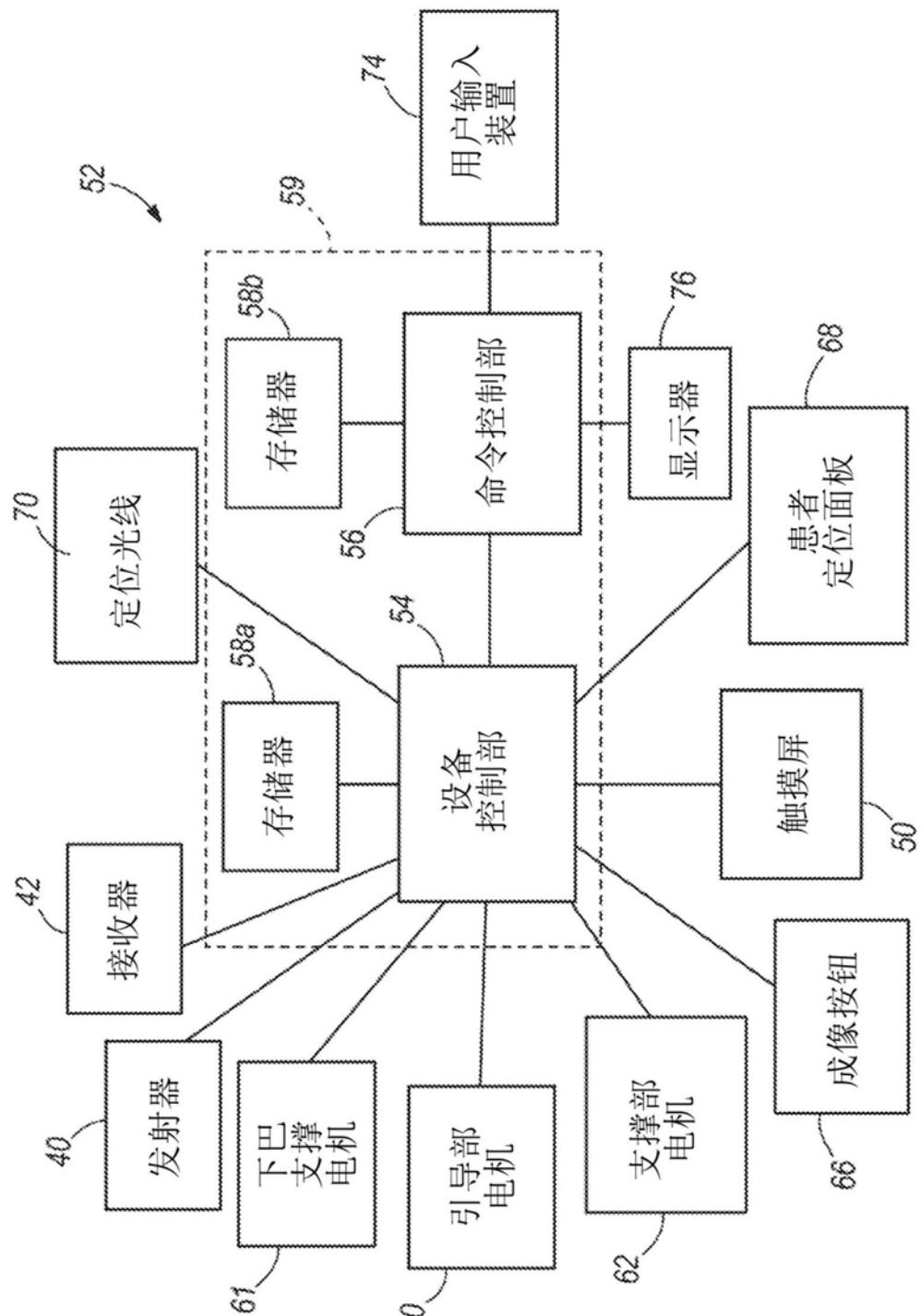


图2

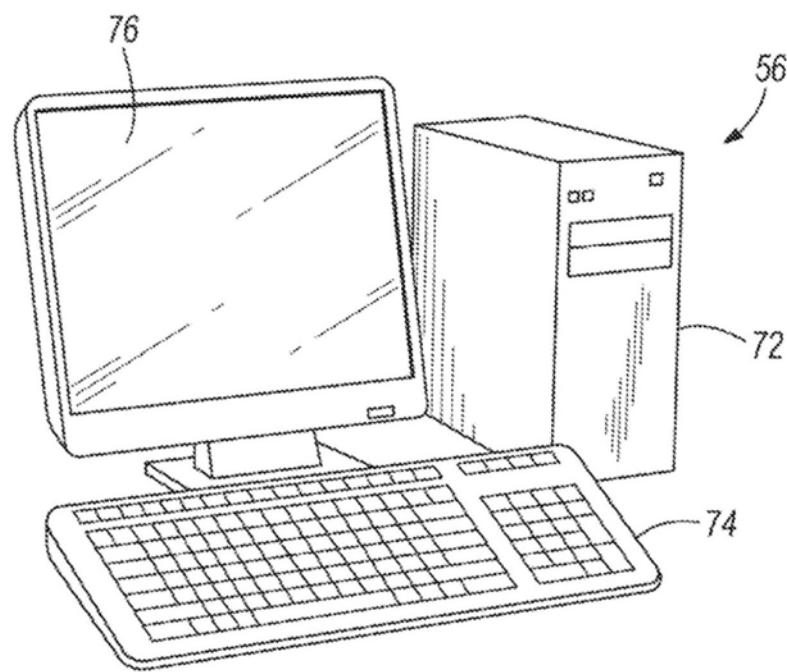


图3

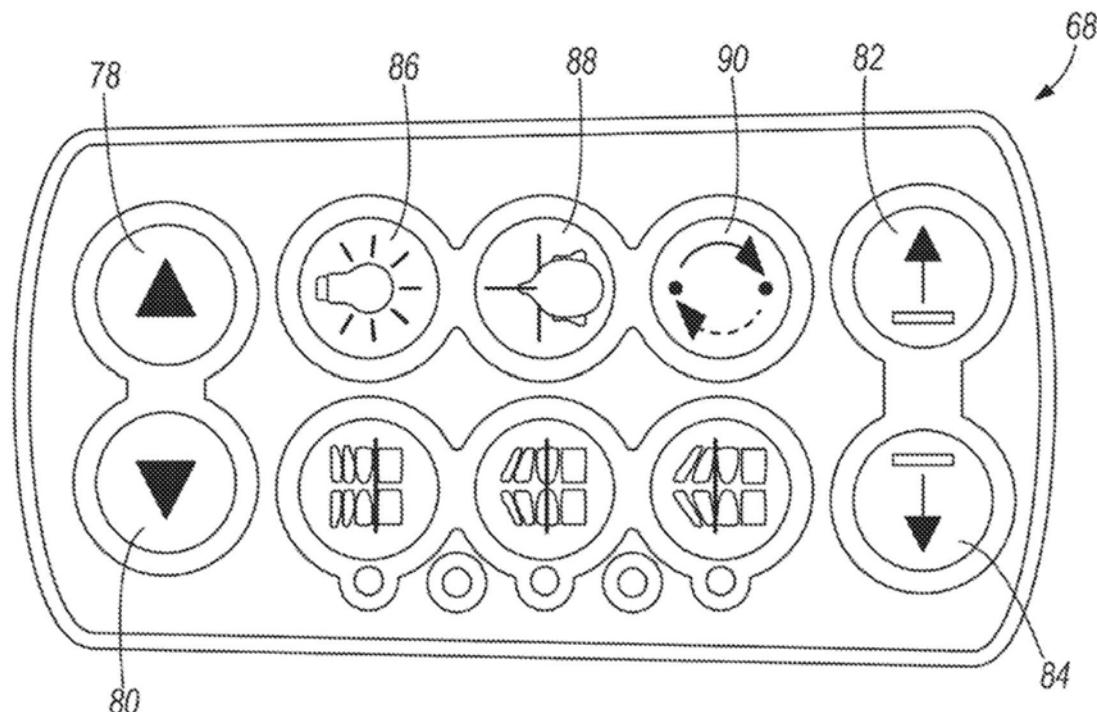


图4

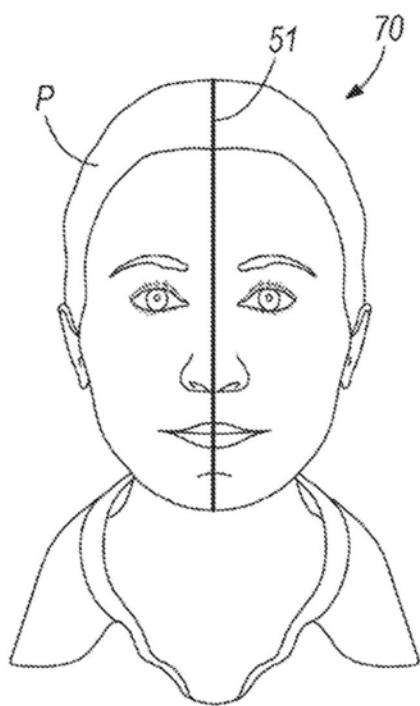


图5A

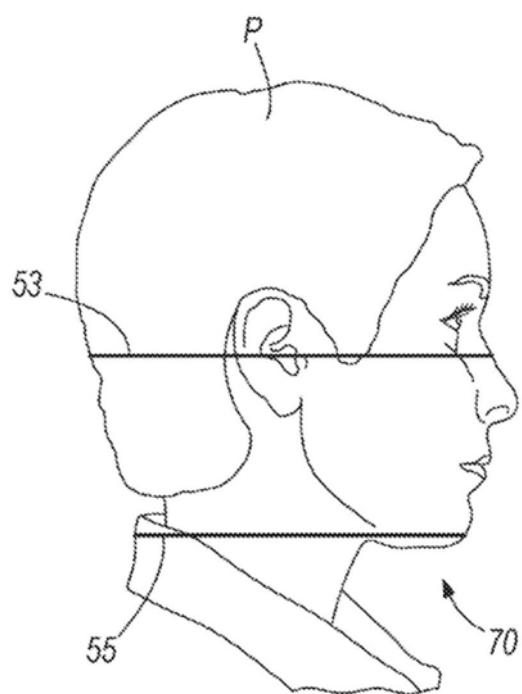


图5B

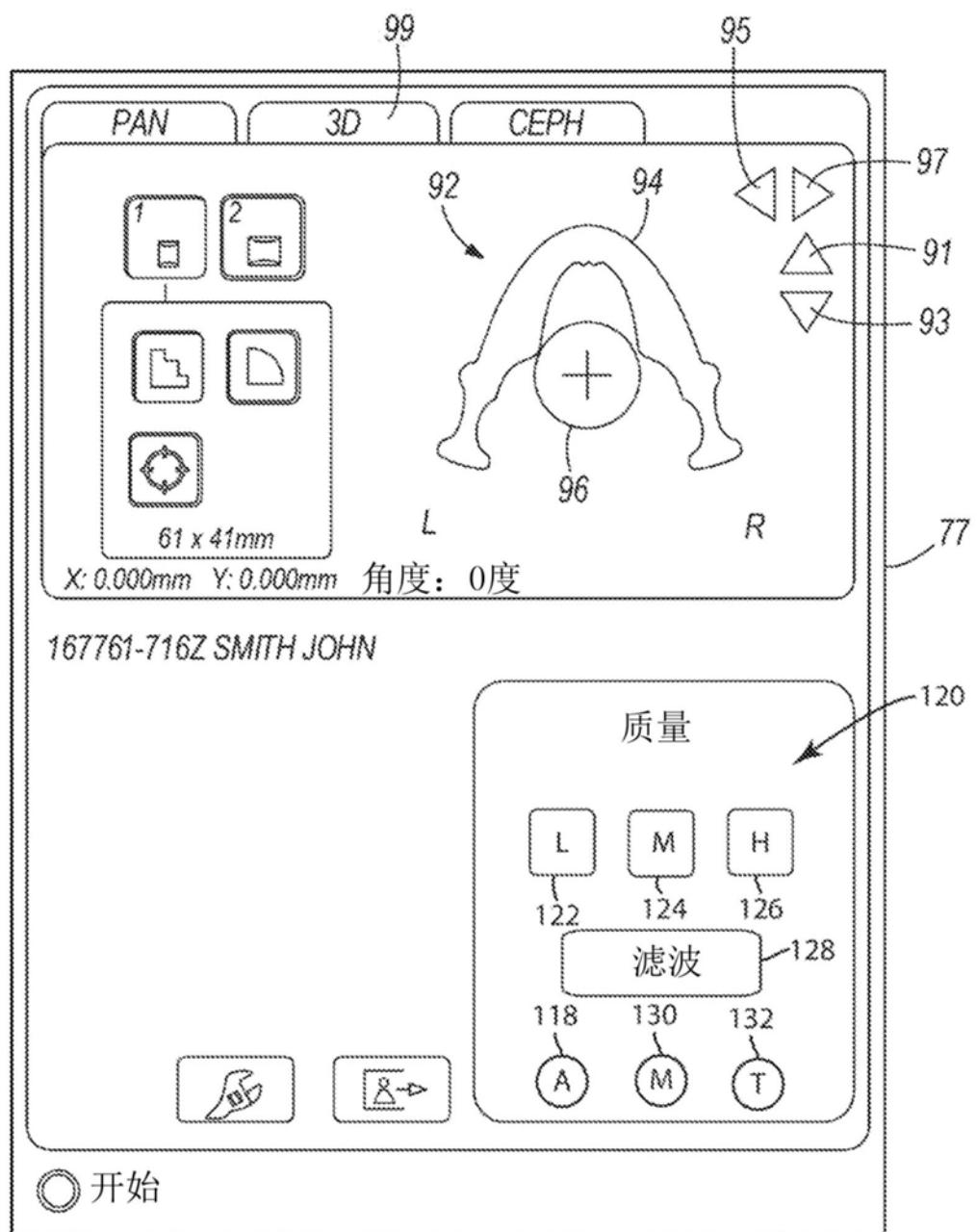


图6

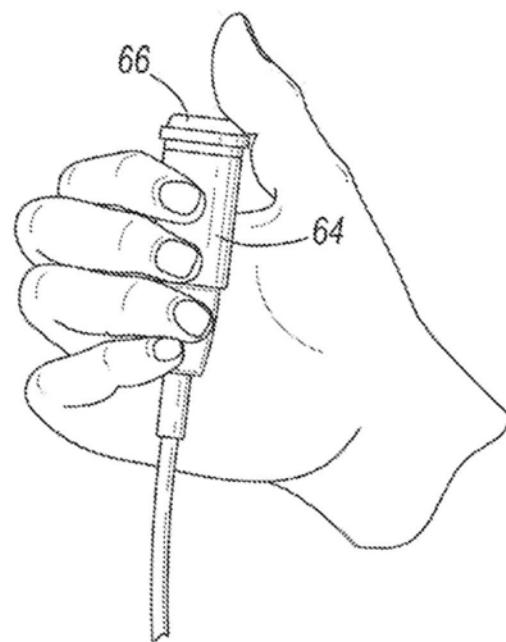


图7

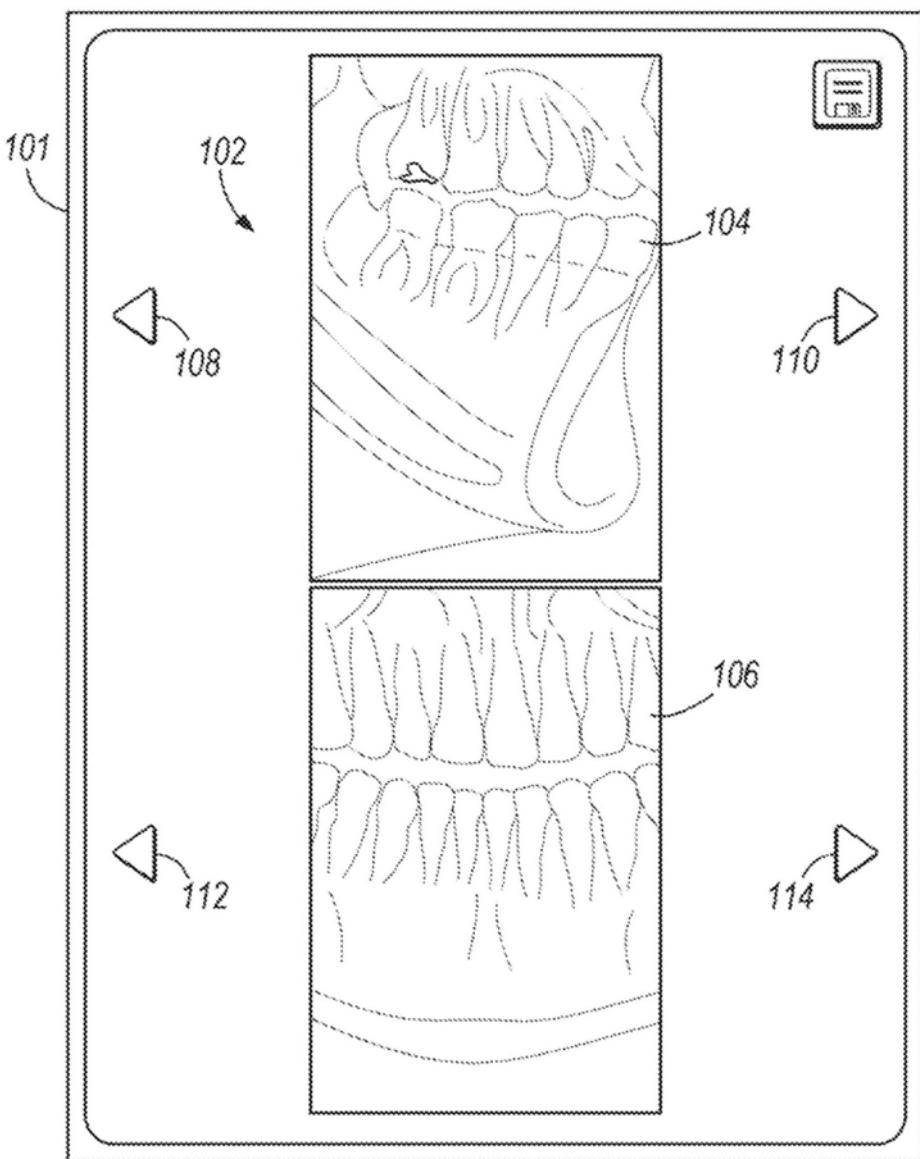


图8

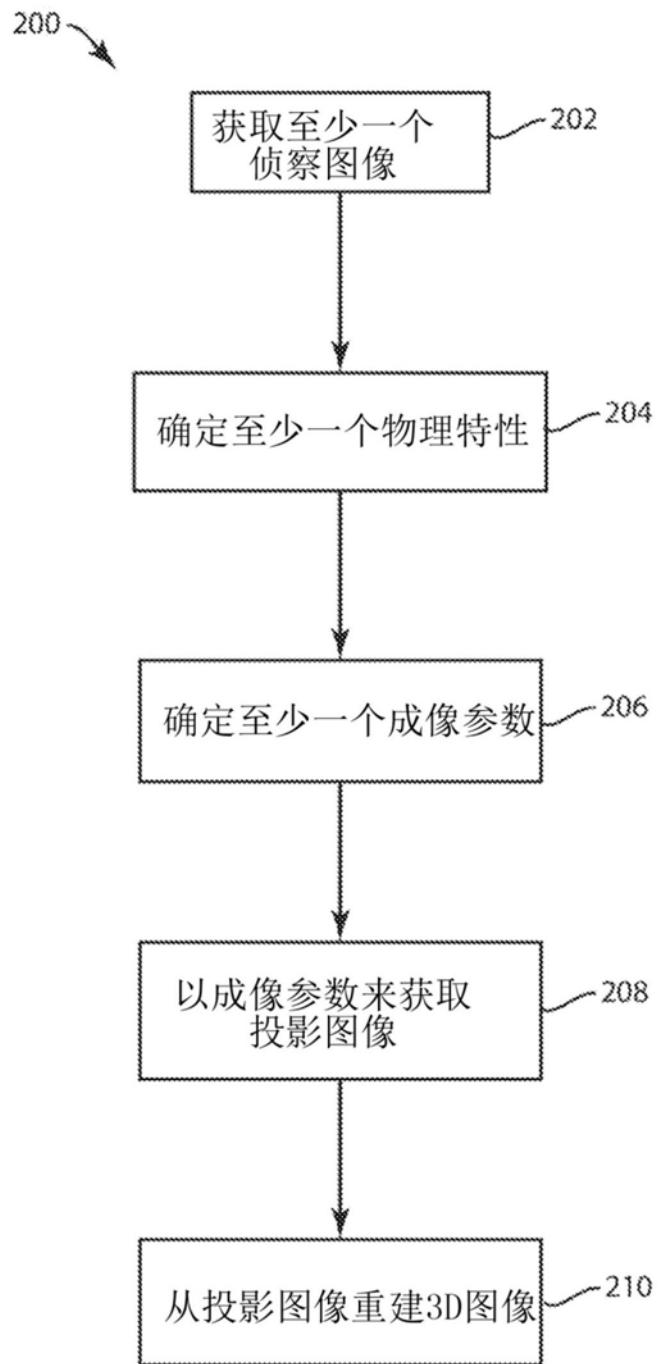


图9

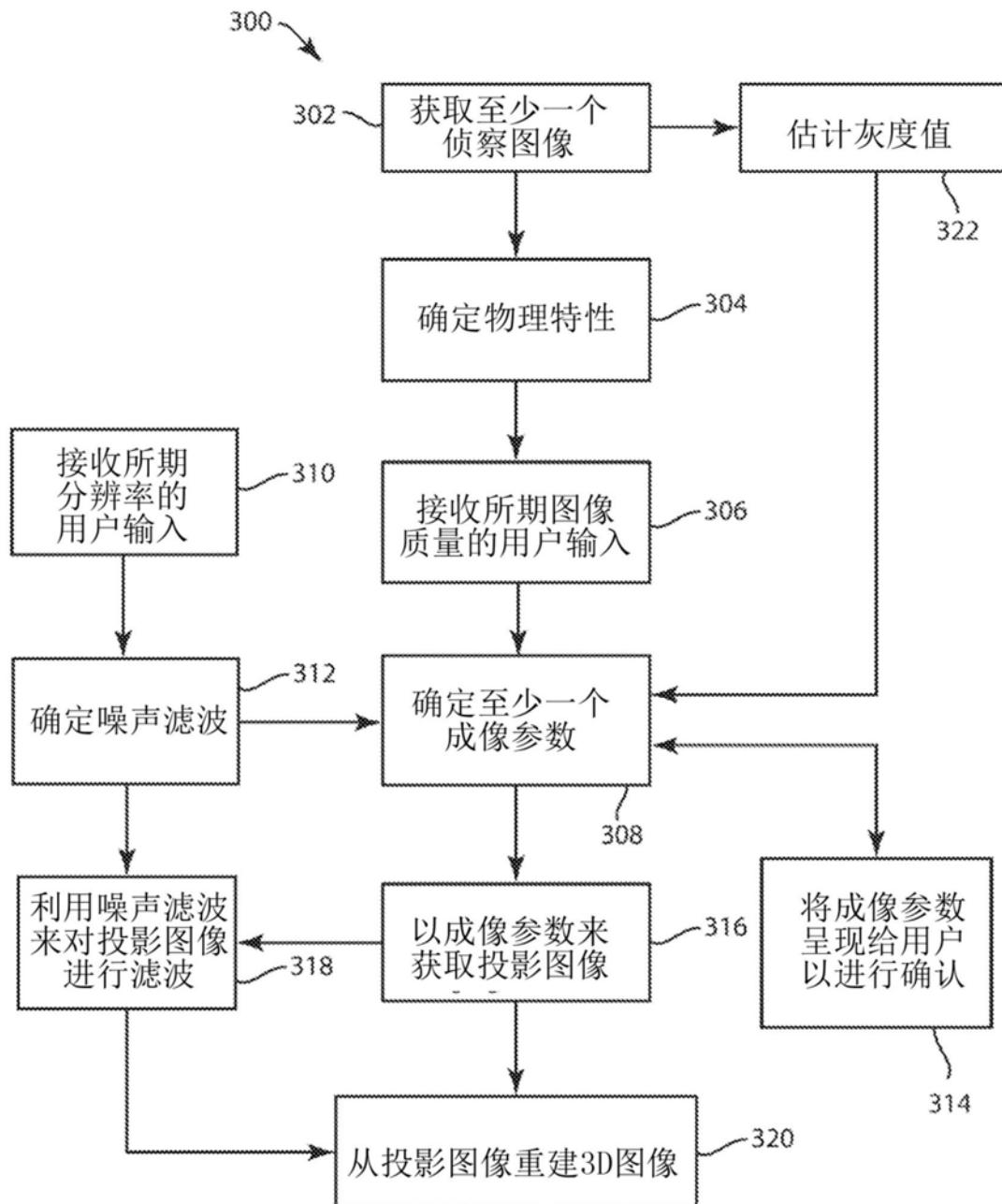


图10

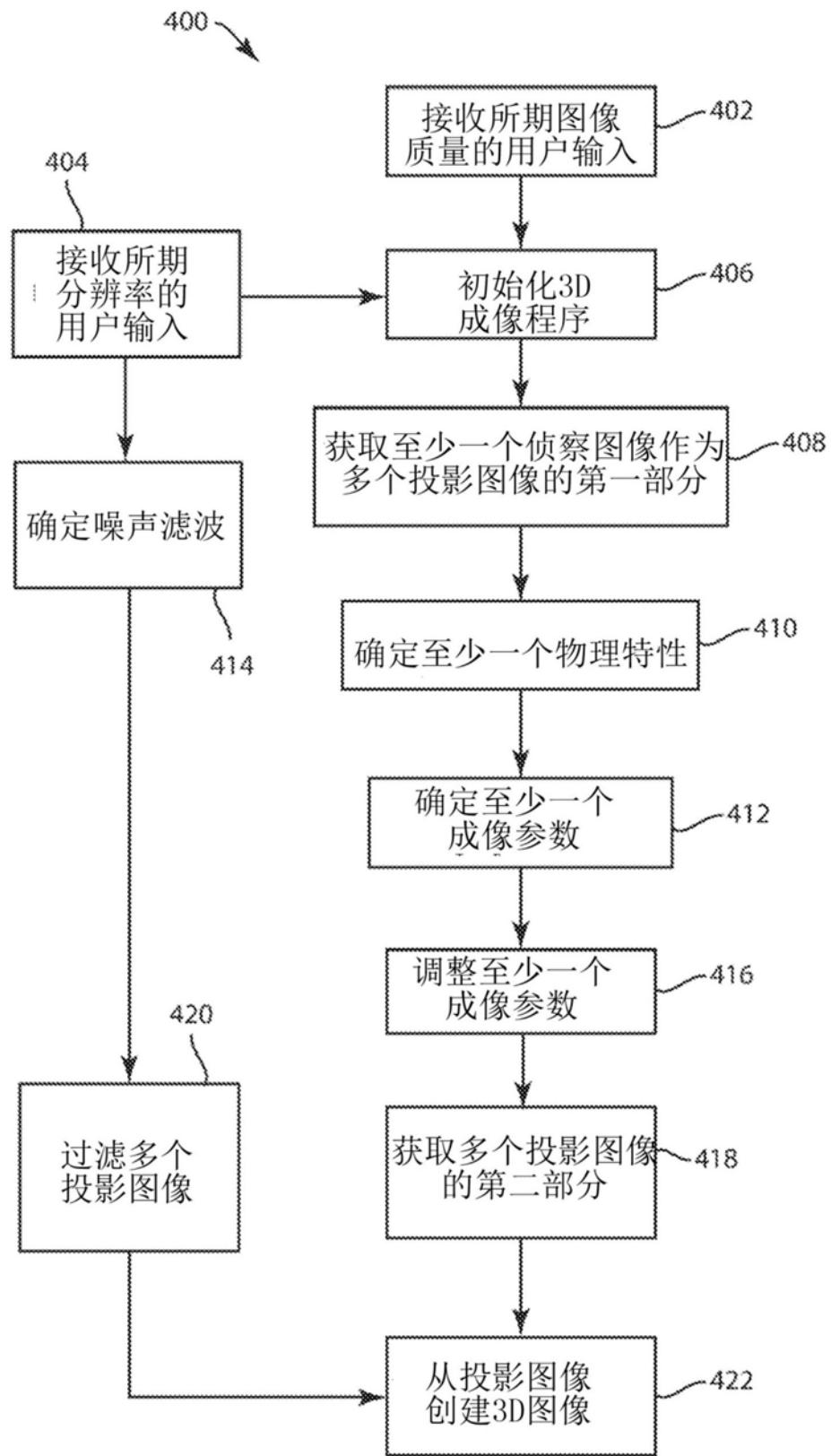


图11

## 图像质量 (IQ) 选择器 (IQS) GUI 的示例

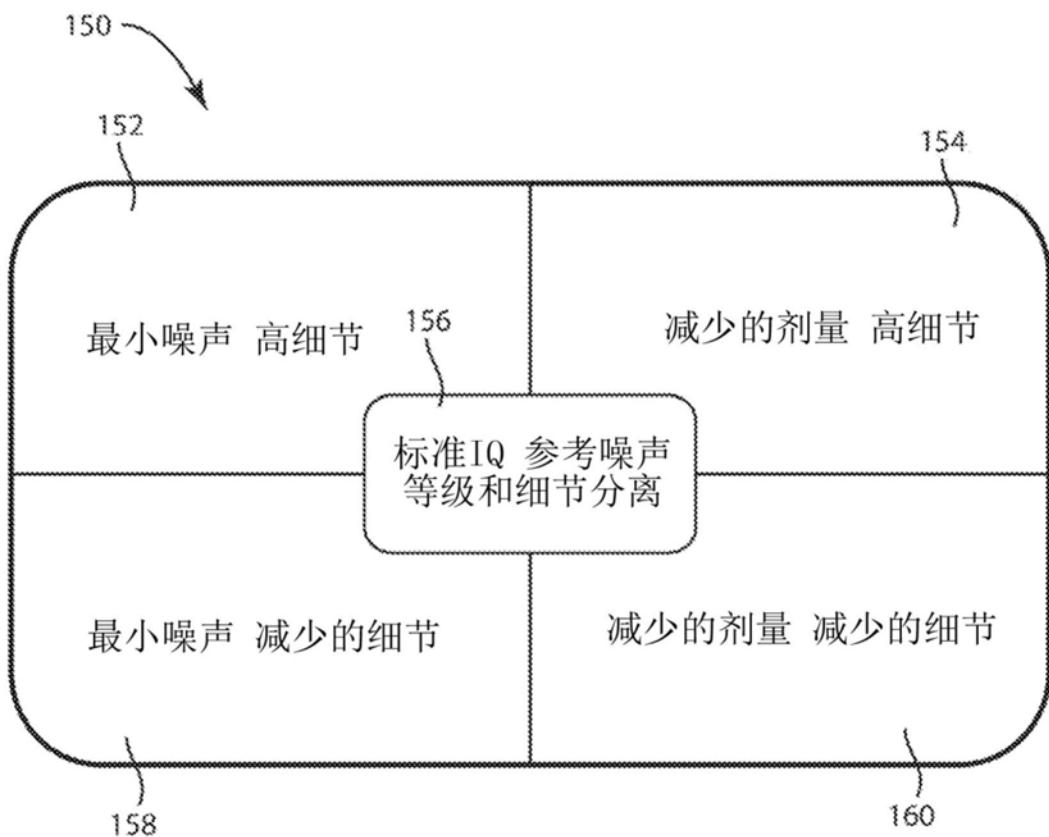


图12