



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106572829 B

(45)授权公告日 2020.11.10

(21)申请号 201580045063.1

(22)申请日 2015.08.13

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106572829 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(30)优先权数据
102014216718.3 2014.08.22 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.02.21

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/068627 2015.08.13

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/026758 DE 2016.02.25

(73)专利权人 西门子医疗有限公司
地址 德国埃朗根

(72)发明人 J·雨布勒 B·维耶曼
T·哈内曼 S·库尔特

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256
代理人 王茂华 郑振

(51)Int.Cl.
A61B 6/00(2006.01)

审查员 洪虹

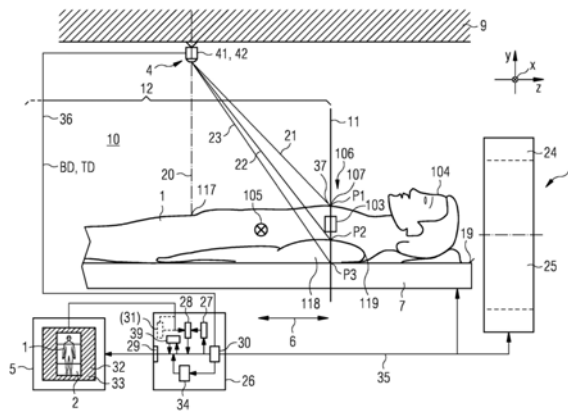
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54)发明名称

医学成像系统的扫描区域的定位的控制

(57)摘要

本发明涉及一种用于控制医学成像系统(8)的扫描区域(15)以用于后续记录检查对象(1)的关注区域(103)的方法和装置。检查对象(1)的深度图像数据(TD)被捕获。另外,可选地,检查对象(1)的至少一个2D图像(2)的2D图像数据(BD)被创建,并且2D图像(2)被显示。在变型的情况下,检查对象(1)的2D图像数据(BD)和深度图像数据(TD)至少在一些区域中彼此配准。通过使用2D图像(2),然后确定扫描区域(15)的至少一个极限位置(37、38)。最后,基于深度图像数据(TD)和检查对象(1)的2D图像中的极限位置(37、38),确定延伸穿过极限位置(37、38)的极限轮廓线(14、16),极限轮廓线(14、16)以光学可见的方式被显示为使得极限轮廓线叠加在检查对象(1)的2D图像上。



1. 一种用于控制医学成像系统 (8) 的扫描区域 (15、55、56) 的定位以用于后续记录检查对象 (1) 的关注区域 (103) 的方法, 其中:

- 捕获所述检查对象 (1) 的深度图像数据 (TD),
- 创建所述检查对象 (1) 的至少一个 2D 图像 (2) 的 2D 图像数据 (BD),

并且其中:

- 所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像数据 (BD) 和所述深度图像数据 (TD) 至少在一些区域彼此配准,

- 显示所述 2D 图像 (2), 并且通过使用所述 2D 图像 (2) 来确定所述扫描区域 (15) 的至少一个极限位置 (37、38), 并且

- 基于所述检查对象 (1) 的所述深度图像数据 (TD) 和所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像 (2) 中的所述极限位置 (37、38) 来确定延伸穿过所述极限位置 (37、38) 的极限轮廓线 (14、16), 所述极限轮廓线叠加地显示在所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像 (2) 上;

其中所述极限轮廓线是指适应于所述检查对象 (1) 的化身的轮廓的极限线。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 进一步地, 基于所述 2D 图像数据 (BD) 来确定所述检查对象 (1) 的数据, 所述 2D 图像数据被用于所述检查对象 (1) 的所述化身 (50) 的单独创建。

3. 根据权利要求 2 所述的方法, 其中所述检查对象 (1) 的数据是生物特征数据。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中所述极限轮廓线 (14、16) 对应于虚拟地投影到所述检查对象 (1) 上的光标记。

5. 根据权利要求 4 所述的方法, 其中所述光标记是激光标记。

6. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的方法, 其中, 所述扫描区域 (15、55、56) 的至少两个极限轮廓线 (14、16) 和/或其他极限线 (51、52) 以起始线 (14、51) 或结束线 (16、52) 的形式显示, 在所述起始线 (14、51) 与所述结束线 (16、52) 之间限定所述扫描区域 (15、55、56), 其中所述极限轮廓线 (14、16) 和/或其他极限线 (51、52) 横向于其上布置有所述检查对象 (1) 的对象台 (7) 的移动方向进行延伸, 所述其他极限线是指限制或限定所述扫描区域的与所述极限轮廓线不同的线。

7. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的方法, 其中, 在光学波长范围内捕获所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像数据 (BD), 并且将所述 2D 图像 (2) 显示为彩色图像。

8. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的方法, 其中, 在红外波长范围内捕获所述检查对象 (1) 的所述深度图像数据 (TD)。

9. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的方法, 其中, 从同一视角捕获所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像数据 (BD) 和所述深度图像数据 (TD)。

10. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的方法, 其中, 从大致位于规划的设想的扫描区域 (15) 的几何中心上方的位置和/或在布置有所述检查对象 (1) 的对象台 (7) 的几何中心上方的区域中的位置来捕获所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像数据 (BD) 和/或所述深度图像数据 (TD)。

11. 根据权利要求 1 至 2 中任一项所述的方法, 其中, 所述检查对象 (1) 的所述 2D 图像数据 (BD) 和所述深度图像数据 (TD) 被同时地或准同时地创建。

12. 根据权利要求 2 所述的方法, 其中, 在包括图像显示单元 (33) 和极限定位捕获单元

(32)的显示单元(5)上显示所述2D图像(2)和/或所述化身、以及所述扫描区域(15、55、56)的至少两个极限轮廓线(14、16)和/或其他极限线(51、52),其中所述极限定位捕获单元(32)通过使用所述2D图像(2)和/或所显示的所述检查对象(1)的化身(50)来捕获所述扫描区域(15、55、56)的至少一个极限位置(37、38、51、52),其中所述其他极限线是指限制或限定所述扫描区域的与所述极限轮廓线不同的线。

13.根据权利要求12所述的方法,其中,所述显示单元(5)的所述极限定位捕获单元(32)被实施为使得其检测指针物在所述显示单元(5)上和/或前方的移动,并且其中随着指针物相对于在所述图像显示单元(33)上显示的所述2D图像(2)的移动,同步地改变极限轮廓线(14、16)和/或其他极限线(51、52、53、54)。

14.根据权利要求13所述的方法,其中所述极限轮廓线(14、16)和/或其他极限线(51、52、53、54)在布置有所述检查对象(1)的对象台(7)的移动方向上移位。

15.一种用于控制医学成像系统(8)的扫描区域(15)的定位以用于后续记录检查对象(1)的关注区域(103)的装置,其中所述装置包括:

- 捕获所述检查对象(1)的深度图像数据(TD)的深度图像数据传感器(42),
- 2D相机(41),所述2D相机(41)创建所述检查对象(1)的至少一个2D图像(2)的2D图像数据(BD),
- 配准单元(27),所述配准单元(27)至少在一些区域中将所述检查对象(1)的所述2D图像数据(BD)和所述深度图像数据(TD)彼此配准,
- 图像显示单元(33),所述图像显示单元(33)显示所述检查对象(1)的所述2D图像(2),
- 极限定位捕获单元(32),所述极限定位捕获单元(32)通过使用所述2D图像(2)和/或显示的所述检查对象(1)的化身(50)来捕获所述扫描区域(15、55、56)的至少一个极限位置(37、38、51、52),以及
- 极限轮廓线确定单元(28),所述极限轮廓线确定单元(28)基于所述深度图像数据(TD)和所述2D图像(2)中的所述扫描区域(15)的所述极限位置(37、38)来确定延伸穿过所述极限位置(37、38)的所述扫描区域(15)的极限轮廓线(14、16),所述极限轮廓线被叠加地显示在所述图像显示单元(33)中的所述2D图像(2)上。

16.根据权利要求15所述的装置,其中,所述2D相机(41)和所述深度图像数据传感器(42)以及所述配准单元(27)被组合以形成相机单元(4)。

17.根据权利要求15或16所述的装置,其中,所述图像显示单元(33)和所述极限定位捕获单元(32)被包括在显示单元(5)中。

18.根据权利要求17所述的装置,其中包括所述图像显示单元(33)和所述极限定位捕获单元(32)的所述显示单元(5)是触摸屏监视器。

19.一种医学成像系统(8),包含根据权利要求15至18中任一项所述的装置。

20.根据权利要求19所述的医学成像系统(8),所述医学成像系统(8)是计算机断层扫描装置。

医学成像系统的扫描区域的定位的控制

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于控制医学成像系统的扫描区域的定位或选择的方法和装置,所述医学成像系统尤其是放射成像系统,例如计算机断层扫描系统(CT)或C臂X射线装置。

背景技术

[0002] 在成像扫描之前,通常首先需要定义所谓的“扫描区域”(也可以称为视场= FoV),即在“扫描过程”期间,从其记录图像数据或获取原始数据的区域,以便从其产生期望的图像数据。在许多情况下,扫描区域借助于在简单初级扫描中产生的至少一个定位片(topogram)来定义。该定位片(也称为定位图像或概览图像)例如是包含用于“诊断”成像的关注区域(例如,心脏和肺)的检查对象(例如患者的胸部)的检查区域的简单投影,由此,能够用于后续诊断的图像数据被这样依次生成,以便能够自动地或手动地执行关注区域的精确定位。在CT系统的情况下,定位片例如通常是简单的X射线投影,其可以在利用相对于旋转角度固定的X射线源的扫描过程中产生。这之后是用于在顺序或螺旋扫描中产生三维图像数据或切片图像的实际扫描过程。在不限制一般性的情况下,下面假设:检查对象是患者,最通常是人。然而,患者原则上也可以是动物。因此,在下文中,两个术语“检查对象”和“患者”同义地使用。

[0003] 特别是对于CT装置,必须避免使患者暴露于不必要的辐射。因此,无论要求是首先仅确定用于定位片的记录的扫描区域还是确定直接用于诊断成像的扫描区域,所述区域都应当选择为尽可能小。然而,显然也有必要完全覆盖关注区域(ROI)。此外,系统的用户或操作者必须能够精确地识别要通过当前设置捕获患者的哪些解剖区域,即ROI是否完全位于扫描区域中。错误的设置导致患者暴露于不必要的辐射,并且确切地说,为在扫描区域显著大于ROI的情况下以及在扫描区域小于ROI的情况下,由于在后一种情况下ROI没有被充分描绘,因此需要重复扫描过程。

[0004] 目前,扫描区域的定位可以通过手动选择扫描区域的起始线和结束线来进行,所述起始线和结束线借助于光瞄准器通过患者或检查对象上的激光标记线来标记,其中患者或检查对象躺在成像系统的对象台(患者检查台)上,对象台能够相对于扫描器(例如CT系统的台架)在纵向方向(z方向)上移动。在这种情况下,患者的纵轴通常平行于对象台的纵向方向,并且同时,对象台通常位于扫描器外部。在这种情况下,起始线和结束线在对象台的宽度方向(x方向)上延伸,从而在患者的纵向方向上限定扫描区域。然而,借助于激光瞄准装置的设置是相对耗时的。还有必要确保患者不会觉得激光标记线令人烦恼。

[0005] 用户仅仅在对象台进给的方向上设置扫描区域。例如在CT扫描的情况下,用于从三维体积中捕获图像数据的扫描区域的起始点和结束点对应于图像重建中的切片,该切片由空间中的大体垂直于扫描期间对象台的移动方向的平面表示。

[0006] 有利的是,用户还能够识别垂直于对象台进给的扫描区域的尺寸,即使它们不能被调整,因为它们由CT扫描仪的结构决定,特别是由X射线源与检测器之间的距离以及检测器的尺寸决定。这里,需要在定位片的记录与实际CT扫描的记录之间进行区分。

[0007] 定位片的记录(在垂直于对象台进给的方向上)对应于常规X射线记录的记录。光学模拟器是针孔相机,其中相机的光圈位于X射线源的焦点中。视场受检测器的尺寸限制。尽管在对象台进给的方向上,扫描区域由两个彼此平行的平面限制,而在与其垂直的方向上,其被两个相交平面限制。它们的交线平行于对象台进给方向,并且包含X射线管的焦点。两个平面的开口角被定义为在于它们在每种情况下都与检测器的相反端相交。

[0008] 在实际CT扫描的记录期间,X射线源和检测器围绕患者旋转。所有定位片扫描区域的切割集产生圆形区域,该圆形区域被称为“视场”(FoV)。在断层扫描重建期间以算法的方式产生与FoV不同的显示区域。在这种情况下,如果可能的话,将所有相关对象定位在FoV内部是非常有利的,因为FoV之外的对象只能非常不精确地重建,并且产生图像伪像,图像伪像也可以影响FoV内的对象。

[0009] 原则上,可以利用相机记录躺在对象台上的患者的图像,并将其描绘在系统的控制终端等的显示器上,其中,扫描区域的当前起始位置和结束位置可以通过重叠线在图像中描绘。然而,不幸的是,通过图像中的线描绘扫描区域的起始点和结束点是不正确的。即,相机中的图像的形成可以通过针孔相机模型来近似,因为所有的视线光束在一个点(光圈板)彼此相交。相机的每个像素(即图像点)被分配一个视线束,视线束包含可能在该像素上描绘的空间中的那些点。相机图像中的每个像素对应于在延伸通过像素和光圈板的视线束与对象相交的点处的对象的灰度或颜色值。因此,所有像素的视线束形成发散的视线集束。

[0010] 这不对应于CT扫描的成像几何形状。如上所述,在对象的移动方向上,扫描区域被两个平行的平面限制。对应于该平面的相机图像中的像素在相当特定的条件下形成直线,所述特定的条件也即在远心图像的情况下,即相机与针孔相机模型中的对象之间的(虚拟)无限距离的情况下,或者当相机的“光圈板”实际上位于要描绘的空间平面中时,即,在起始或结束位置的正上方时。远心图像在结构上难以实现,因为相机的入射光学器件必须至少具有对象的尺寸。另一方面,位于待显示的空间平面中的相机显然只能精确地针对空间平面的一个选择来实现,因此原则上不能同时适用于起始和结束位置。

[0011] 由于结构的几何形状,特别是相机需要大的光圈角以便能够从其位置(例如在房间的天花板上或在CT系统的台架的顶部上)捕获整个患者的事实,所产生的误差是不显著的,因此不再可能精确地设置扫描区域。

[0012] 对于定位片,垂直于对象的运动方向的方向存在非常类似的问题,差别在于限制平面不平行,而是彼此相交。在相机的图像中,当相机的光圈位于两个限制平面的交线上时,侧向限制将仅被正确地描绘为线。这是不切实际的,因为这将要求相机非常靠近地位于患者上方。

[0013] 在记录CT扫描的情况下,如上所述,FoV由圆柱体体积限定。这在针孔相机模型中没有等效物,但是必须通过在三维空间中的计算来描绘。

发明内容

[0014] 因此,本发明的目的是提供一种用于定位医学成像系统的扫描区域的方法和装置,以使得能够尽可能精确和快速地设置扫描区域,同时使对患者的可能的不便和困扰减至最低。

[0015] 该目的通过根据权利要求1所述的方法和根据权利要求12所述的装置来实现。

- [0016] 根据本发明的方法的一个基本的方法步骤是始终捕获检查对象的深度图像数据。
- [0017] 此外,可选地创建检查对象的至少一个二维图像(2D图像)的2D图像数据。
- [0018] 为了利用该数据,即一方面是检查对象的深度图像数据,另一方面是可选2D图像数据,存在根据本发明的方法的基本上两个基本变型。
- [0019] 在第一变型中,对于系统的操作者,2D图像例如在显示单元、优选地在触摸屏监视器上被可视化。因此,对于该变型,必须捕获2D图像数据。
- [0020] 在本文的上下文中,至少在一些区域中(即,例如至少在稍后生成的扫描区域的假定极限轮廓线的一个区域中和/或在特定的易于识别的解剖标志处),检查对象的2D图像数据和深度图像数据彼此配准。在这种情况下,将深度图像数据配准到2D图像数据,使得实际的2D图像尽可能保持不变或不失真。然而,原则上,如果这在特定应用中是期望的,则2D图像数据也可以被配准到深度图像数据。类似地,还可以存在深度图像数据和2D图像数据彼此的相互部分配准,使得2D图像可以被显示为稍微失真,但是如果可能的话,不显示在扫描区域中或检查区域中,特别是不显示在检查对象的实际关注区域中。因此,增强的或在物理几何形状方面正确的扫描区域的起始线和结束线的显示不需要使患者图像进行任何扭曲。然而,患者图像由于其他原因仍然可能扭曲,例如为了校正由于光学器件造成的像差。
- [0021] 显示的2D图像用于确定以扫描区域的一个或多个点或一个或多个线的形式的至少一个极限位置。
- [0022] 如下所述,为此,在本发明的一个优选变型中,操作者可以针对开始后续扫描过程的极限轮廓线(以下也称为扫描区域的“起始线”)敲击触摸屏监视器至少一次,并且针对结束后续扫描过程(以下称为扫描区域的“结束线”)的极限轮廓线敲击触摸屏监视器一次。这使得能够在监视器上的接触点处限定扫描区域的起始线和结束线的极限位置。随后确定的、特别是计算出的在监视器上可视化的扫描区域的极限的路线然后通过这些点。
- [0023] 然后,基于检查对象的深度图像数据(配准到2D图像数据)和检查对象的2D图像中的极限位置,确定延伸通过极限位置的极限轮廓线,所述极限轮廓线(虚拟地)在检查对象的表面(即外轮廓)上延伸。该极限轮廓线被可视化地叠加在检查对象的2D图像上,例如叠加在所述显示单元上。
- [0024] 此外,关于扫描区域的尺寸的信息可以垂直于对象台进给而叠加。这可以例如以侧向极限线的形式进行。可替代地,类似于数字相机中的曝光警告,也可以设想,以彩色或通过闪光突出显示不在随后被可视化在定位片/CT扫描中的患者区域。
- [0025] 在根据本发明的方法的第二变型中,基于检查对象的深度图像数据创建用于所创建的检查对象的单独的三维化身,并且特别是代替第一变型中的2D图像,使该三维化身以远心正确的方式对系统的操作者光学地可视化,例如可视化在显示单元上,优选地可视化在触摸屏监视器上。如下面将解释的,化身的显示然后可以限定极限位置,优选地是极限线,特别优选地是限制或限定扫描区域的极限轮廓线(即,适应于化身的轮廓的极限线)。
- [0026] 化身的对应于患者的身体部位的那些随后不完全包含在定位片/CT扫描中的部分可以垂直于对象台进给方向被标记。
- [0027] 在本文的上下文中,化身应当被理解为患者的图形表示或人工虚拟图像。可以基于已知的患者数据单独地计算该化身。优选地,以下信息的至少一部分、特别优选的是全部将被用于创建化身。

- [0028] -用于化身缩放的解剖标志(腿长度、臂长度、胸腹部),
- [0029] -性别,
- [0030] -种族特征,
- [0031] -身体轮廓(形状),
- [0032] -身体体积,
- [0033] -患者位置,
- [0034] -患者体重—如果已知的话。

[0035] 可以从确定的深度图像数据确定该信息的最重要部分,例如解剖标志、身体轮廓、身体体积和患者位置。还可以从患者电子文件中检索某些类型的信息,例如年龄和性别。然而,至少部分地,也可以仅特别地借助于检查对象的(可选地生成的)2D图像数据获得该信息的一部分。这特别适用于另外的解剖标志、种族特征(其通常可从脸部识别)、身体轮廓(至少从一侧观看)以及在一定程度上适用于患者位置。因此,优选地,进一步,基于2D图像数据确定检查对象的数据(例如皮肤颜色),特别是生物特征数据,并且该数据用于检查对象的化身的单独生成。

[0036] 根据本发明的用于执行该方法的装置应当包括至少以下部件:

[0037] -深度图像数据传感器,其捕获所捕获的检查对象的深度图像数据。

[0038] -可选地(当使用第一方法变型时,强制地),2D相机,其中这可以是2D拍照相机或2D视频相机,其创建检查对象的2D图像的2D图像数据。

[0039] -配准单元和/或化身创建单元,配准单元被实施为至少在一些区域中将如上所述的2D图像数据和深度图像数据彼此配准,化身创建单元被实施为优选地使用检查对象的2D图像数据,基于深度图像数据创建检查对象的三维化身。例如,配准单元和/或化身创建单元可以集成在医学成像系统的控制单元中或者集成在相机单元中,例如以软件的形式集成,如下面将说明的。

[0040] -图像显示单元,例如显示单元,用于显示检查对象的2D图像和/或化身。

[0041] -极限定位捕获单元,其被实施为通过使用2D图像和/或化身来捕获扫描区域的至少一个极限位置,如结合根据本发明的方法所描述的。

[0042] -至少在使用该装置执行该方法的第一变型时的极限轮廓线确定单元,其被实施为确定扫描区域的极限轮廓线,该极限轮廓线延伸穿过基于深度图像数据的极限位置和2D图像中的极限位置,所述极限轮廓线在检查对象的表面上延伸,优选地使得所述极限轮廓线对应于投影到所述患者上的光或激光标记的几何路线。该极限轮廓线确定单元例如还可以被实现为软件模块,特别是在医学成像系统的控制单元中的软件模块。根据本发明的装置然后还被实施为使得所确定的扫描区域的极限轮廓线被叠加地显示在图像显示单元中的2D图像上。

[0043] 可选地,所述装置还可以在每种情况下都包括极限定位确定单元,该极限定位确定单元例如可以布置在成像系统的控制单元中,特别是还布置在极限定位捕获单元或显示单元中。该极限定位确定单元可以基于在极限定位捕获单元之前捕获的极限位置的位置数据来确定扫描区域的实际极限位置,并且可选地将其存储在存储器中。在这种情况下,捕获的位置数据仅是图像显示单元的屏幕上的传感器数据。与此相反,可选地进一步处理所确定的极限位置数据,特别地以便校正误差,例如由于手指宽度或者多个手指在非常短的时间

间间隔内的多个不期望的输入引起的分辨率误差。

[0044] 此外,本发明包括一种医学成像系统,特别是包含根据本发明的装置的CT系统。

[0045] 根据本发明的第一变型方案利用了3D深度图像数据来用于扫描区域的透视法上的正确显示,其在于生成已经被计算机校正的极限轮廓线,使得它们优选在几何上与虚拟地投影到患者上的光或激光标记对应而没有对2D患者图像的任何失真,这尤其实现了以下优点:

[0046] -考虑患者的当前位置的扫描区域的非常精确的选择是可能的。

[0047] -与光瞄准装置规划具有“兼容性”,因为图形定位线的显示类似于光瞄准装置。在本文的上下文中,“可兼容”是指用户或操作者在使用本发明时不应该经历任何困难,因为这导致起始线和结束线比较类似于当前最常用的方法,即用激光标记定位扫描区域。

[0048] -患者图像中的由用户选择的每个“定向点”可以选择用于图形位置规划。“定向点”是患者上的特定点,用户使用这些特定点用于定向,以限定扫描区域(例如肘、下巴、带扣等)。“图形位置规划”是通过选择扫描区域的至少一个起始线和至少一个结束线来进行检查装置的扫描区域的定位。

[0049] -计算机生成的位置规划以用户可理解的方式(例如基于关于检查区域和解剖标志(生物特征数据)或解剖模型的扫描协议信息)正确显示。

[0050] -更精确的计划而不使患者暴露于辐射是可能的。

[0051] -在显示器上的患者图像的描绘尽可能逼真并且吸引人,因为在患者图像上不需要失真的图像操作。

[0052] -台的来回笨重的运动对于规划不再是必需的。

[0053] 根据本发明的用于化身的使用或显示的第二变型尤其实现了以下优点:

[0054] -由操作者在具有化身的显示的图像中所选择的每个定向点可以针对图形位置规划进行选择。这使得能够在没有透视失真的情况下考虑患者的当前位置来精确选择扫描区域。

[0055] -化身是有吸引力的显示,没有任何遗漏信息或失真,即在这里,还是不需要对患者图像进行失真的图像操作。

[0056] -可以屏蔽破坏性物体,例如在活体图像上可见的输液瓶或监测装置。

[0057] -化身是患者的(广泛地)匿名化的视图,因此增加了数据安全性。患者不必担心相机图像存储在系统中。

[0058] -部分地或完全地裸露地躺在台上的患者可以总是由化身适当地表示。

[0059] -避免了如果需要在触摸屏上的实时图像上“利用手指”工作时在操作者的一部分上的任何“接触恐惧”。

[0060] -化身可以被显示在不同的位置,特别是从侧面观察的病人视图是可能的,例如这对于设置扫描高度可能是令人关注的。

[0061] 此外,变型的组合也是可能的,以便根据操作者在每种情况下的偏好对于特定应用而组合变型的特别令人感兴趣的优点。例如,与第一变型一样,也可以创建极限轮廓线并将其叠加在用第二变型显示的化身上。在特别优选的组合变型中,2D图像数据例如用于向化身提供真实面部。也就是说,仅将患者的身体显示为化身,并且面部例如是活体图像。

[0062] 此外,对于所有变型,也可以使患者的总应力(可能尤其是辐射暴露量)而且还有

检查的持续时间最小化,因为用户发现所述方法和装置处理起来更简单、更快和精确,并且患者在台架中花费的时间最小化。此外,操作者和制造商发现该装置生产、操作、维护和修理起来很经济。

[0063] 另外的从属权利要求和下面的描述包括本发明的特别有利的改进和实施方式,其中特别地,一个类别的权利要求可以类似于另一个权利要求类别的从属权利要求来形成。也可以组合不同变型的特征。

[0064] 扫描区域的极限轮廓线的位置数据可以通过借助于算法的计算或通过从内部或外部数据库中读出表格值来确定。此外,也可以从两种方法的组合确定扫描区域的极限轮廓线的位置数据。这里,优选借助于计算规范进行确定,该计算规范将极限轮廓线的位置数据分配给“虚拟界面”的光或激光标记的几何路线,该“虚拟界面”垂直于虚拟地投影到患者上的对象台的表面进行延伸,因为这些对于来自现有技术的大多数操作者来说是熟悉的。

[0065] 扫描区域的极限线或极限轮廓线优选以连续或反复中断的起始线或结束线的形式显示。然后,虚拟地投影到患者身上的这些线的光或激光标记可以说在垂直于对象台的表面和患者的纵轴延伸的“虚拟切割平面”中在患者的表面上延伸。非常特别优选地,如上所述,创建起始线和结束线,在它们之间限定扫描区域。起始线或结束线至少显示在患者的横向轮廓内(即至少在患者上)。然而,为了简化的目的,起始线或结束线优选地在患者的具有对象台的整个2D图像上描绘。在这种情况下,极限(轮廓)线优选横向于其上布置检查对象的对象台的移动方向延伸。

[0066] 在本发明的一个优选实施方式中,利用在光学波长范围内、例如在380nm至780nm之间的光创建检查对象的2D图像数据。特别优选地,2D图像被可视化为彩色图像。可替代地,作为具有多个(例如256个)灰度值的黑白图像的显示是有用的。然而,2D图像数据也可以在上述光学波长范围之外、例如在780nm和1000nm之间的红外波长范围内被记录。

[0067] 在本发明的另一优选实施方式中,在红外波长范围内,例如在780nm和1000nm之间创建检查对象的深度图像数据,从而使得能够实现深度图像数据的特别鲁棒的确定。然而,其他波长范围也可以用于确定深度图像数据。

[0068] 2D图像数据或2D图像可以是静止图像或是具有例如每秒12、24、50或60个图像的图像序列。这同样适用于深度图像数据,深度图像数据也可以是静止图像数据或顺序图像数据。

[0069] 优选地,在每种情况下,同时地或准同时地(即,在大致相同的时间,仅有很小的时间间隔,例如最大1秒或更短的时间间隔)创建检查对象的要进行配准的2D图像和相关联的深度图像数据。这确保了患者的不期望的运动不被反映在图像数据中,而这种反映会导致检查对象的2D图像数据和深度图像数据彼此错误配准。

[0070] 在本发明的一个特别优选的实施方式中,从所创建的相同或几乎相同的视角创建检查对象的2D图像数据和深度图像数据。例如,2D图像相机的光轴和深度图像传感器的光轴优选地具有扫描区域的最大尺寸的大约 $\pm 1\%$ 的最大偏差。例如,如果扫描区域在z方向上具有0.5m的长度,则2D图像相机的光轴和深度图像传感器的光轴的最大偏差约为5mm。相机单元和检查对象或其几何中心之间的优选距离例如为 $2\text{m} \pm 50\%$,即1m至3m之间。这使得能够降低由于检查对象的自遮蔽而导致检查对象的深度图像数据包含错误数据的风险。因此,这使得能够完全确定扫描区域,而没有深度图像数据的任何可能的伪造内插或外推。这

使得更简单地防止特别是在深度图像数据中的像素的分辨率太低并且因此防止像素的数量太低。

[0071] 为此,在本发明的一个优选实施方式中,2D相机和深度图像数据传感器—特别优选地还有配准单元—在结构上和逻辑上组合在公共(即空间上联合)相机单元中。在这种情况下,相机单元特别优选地被实施为TOF相机(“飞行时间”相机),其例如具有光子混合检测器(PMD),该光子混合检测器(PMD)借助于飞行时间方法用光学可见光或红外光操作。这种单元相对便宜。可替代地,相机还可以通过立体图像方法或通过使用结构光的照明或这两者的组合来使3D数据可用。相机单元可以简单地安装在房间的天花板上或医学成像系统的框架上,并且以信号传导方式(有线或无线)耦合到系统中的控制单元。

[0072] 在本发明的一个特别优选的实施方式中,从一个视角创建检查对象的2D图像数据和深度图像数据,该视角至少在z方向上并且可选地还在x方向上大致布置在规划的预期扫描区域的几何中心上。因此,2D相机和/或深度图像传感器相应地布置在该区域上或者可以移动到该区域上。其结果是,扫描区域至少在z方向上并且可选地还在x方向上大致细分为两个相同的子区域。结果,一方面,2D图像较少失真,并且另一方面,减小了检查对象的自遮蔽,并且因此在每种情况下与2D图像相机和深度图像传感器的偏心定位相比,深度图像数据具有较少量的待校正数据。这使得能够更精确地控制扫描区域的定位。

[0073] 可替代地,在特别优选的实施方式中,然后至少在x方向上并且可选地还在z方向上从在检查对象位于其上的对象台的几何中心上方的区域中的视角、即从大致在实际检查对象的几何中心上方的视角创建2D图像数据和/或深度图像数据。如果要限定多个扫描区域—在此期间检查对象不相对于相机单元移动,则这是特别有利的。

[0074] 在本发明的一个特别优选的实施方式中,检查对象的2D图像和/或化身以及扫描区域的极限线或极限轮廓线在具有图像显示单元和线定位捕获单元的显示单元上被可视化给操作者,特别是可视化在触摸屏监视器上(即,在触敏屏幕上)。这使得操作者能够特别简单和直观地改变扫描区域的极限(轮廓)线,如下所述。特别可能的是,已经存在于CT系统中的触摸屏监视器被用于显示检查对象的2D图像和扫描区域的极限轮廓线。

[0075] 在这种情况下,显示单元的线定位捕获单元被实施为使得其检测在显示单元前面或显示单元上的指针物的运动(例如,操作者的手指运动或触笔运动)。然后可以伴随指针物相对于显示在图像显示单元上的2D图像的移动,例如在对象台的移动方向上部分地进行扭曲或优选地进行移位,同步地改变极限轮廓线。在这种情况下,优选地,对于这种改变总是激活极限(轮廓)线,例如指针物最接近的那个极限(轮廓)线。在这种情况下,扫描区域的极限(轮廓线)相对于检查对象的2D图像的位置的变化可以有利地通过操作者在显示单元前面的手指运动来改变。特别地,操作者可以通过用手指触摸线定位捕获单元并在线定位捕获单元上移动手指来直观地改变扫描区域的极限(轮廓)线相对于检查对象的2D图像的位置。

[0076] 在这种情况下,线定位捕获单元也可以被实施为使得其改变扫描区域的极限轮廓线相对于检查对象的2D图像的位置而无需接触—仅借助于在距离线定位捕获单元一定距离处的操作者的身体部位的姿势和/或模拟运动来进行。在这种情况下,上述选项(与线定位捕获单元接触和不接触)的组合也可以用于改变扫描区域的极限(轮廓)线相对于检查对象的2D图像的位置。

附图说明

[0077] 下面将参照示例性实施方式结合附图再次更详细地描述本发明。在这种情况下，在不同附图中，相同的组件被给予相同的附图标记。附图通常不是按比例绘制的，其中：

[0078] 图1示出了同时从相同的视角记录的两个患者的图像，即左侧的2D图像和右侧的深度图像；

[0079] 图2示出了来自图1的患者的x方向上的侧视图的风格化表示，其示出了TOF相机及其在相对于床的不同高度处的视线；

[0080] 图3示出了基于患者的来自前侧的深度图像数据所创建的化身的表示；

[0081] 图4示出了基于来自侧面的深度图像数据创建的患者的化身的表示。

具体实施方式

[0082] 图1示出了患者1的两个图像，如图2所示，患者1躺在常规的CT装置8中的对象台7（以下简称为“床”）上，这里仅以粗略的草图示出了CT装置8。床7可以在行进方向6（沿z方向）上移动并且被引入CT装置8的台架24（也称为扫描仪）的检查室25中。

[0083] 这里，图1的左手侧示出了实际2D图像2，例如照片或视频图像，而右手侧示出了同一患者1的深度图像3。在深度图像3中，高度与灰度值的变化相关联。这里，灰度值在患者1的高点处较高，例如在胸部区域106中、在腹部区域110中、在面部111中、在脚趾区域112中或在腹部区域110上手113和手臂114所放置的位置中。灰度值在患者1的低点处较低，例如在颈部区域115中、在肘部区域116中或在下腿109处。2D图像2的2D图像数据BD和深度图像3的深度图像数据通过TOF相机4从相同的视角大致同时创建。

[0084] 在本发明的第一变型中，在触摸屏监视器5上仅示出2D图像2。在实际显示中，患者的面部也是可识别的，并且没有为了匿名的目的而像这里那样被像素化。另一方面，深度图像3仅在图1中显示。以提供对本发明的更好理解。

[0085] 在床7上方约2.5m处，TOF相机4例如布置在CT装置8所在的检查室10的天花板9上。相机4包括数字2D相机41、数字深度图像数据传感器42和可选的配准单元27（在这种情况下可以在下面描述的控制单元26中省略），其中这三个部件41、42和27在结构上集成在相机4的壳体中。利用2D相机41在光波长范围（380-780nm）内记录2D图像2的2D图像数据BD，并且在红外波长范围（780-1000nm）内记录深度图像3的深度图像数据TD。

[0086] 在左手侧2D图像2中，略微地在患者1的胸部高度101以上和膝关节102以下绘制具有低的线宽（例如在1至10毫米之间）并且在宽度方向（x方向）上延伸的平行的上和下起始或结束“直”线11、13。实际扫描区域沿着患者1的长度，即沿着检查装置的z方向延伸。扫描区域12的起始直线11或结束直线13仅在图2中示出，以更好地图示本发明。实际上，它们优选地未示出在监视器5上。类似地，仅仅为了更好地阐明，图1中的“直”起始线11和结束线13在y方向上以相同的高度延伸穿过患者1的右手侧深度图像3。

[0087] 然而，“直”线11和13都在监视器5上指示扫描区域12的极限，如下所述，由于由相机产生的患者1的透视失真，这些极限并不是在所有情况下都对应于患者身体上的扫描区域极限的实际位置。为此，在患者1的左手侧2D图像2中，在每种情况下，实际扫描区域15的根据本发明的相应的正确确定的起始线14和结束线16被叠加在触摸屏监视器5上。

[0088] 在这种情况下，上起始线14和下结束线16位于操作者例如使用手指触摸触摸屏监

视器5来设置相应的极限线的位置处,即位于上极限位置37处和下极限位置38处。上起始线14被引导通过上极限位置37,并且下结束线16被引导通过下极限位置38。

[0089] 基于配准到2D图像2的2D图像数据BD的深度图像数据TD,通过计算确定正确的上起始线14和下结束线16,使得它们各自尽可能精确地对应于虚拟地投影到患者1上的光或激光标记的几何路线,所述光或激光标记在与患者纵轴(y轴)垂直的的竖直切割平面内延伸。

[0090] 如图1中清楚可见,与直起始线11相比,正确的上起始线14在患者1的头部104的方向上弯曲地延伸。在这种情况下,起始线14在患者1的宽度方向(x方向)上向患者1的几何中心105延伸得越远,在z方向上到直起始线11的局部距离则越大,因为这是患者1的胸部区域106的最大高度(在y方向上)发生的位置。这里,仅在上起始线14中存在凸起17,凸起17在患者1的胸骨107上的胸部中心处具有最大值。

[0091] 与直结束线13相比,正确的下结束线16在患者1的脚108的方向上弯曲地延伸,其中结束线16在患者1的宽度方向(x方向)上朝患者1的相应下腿109的几何中心105延伸得越远,在z方向上到直结束线13的距离则越大,因为这是患者1具有下腿109的两个最大高度(在y方向上)的位置。因此,这里在下结束线16中存在两个凸起18,在患者1的两个下腿109中的每一个上各有一个凸起18,其中最大值大约在患者1的下腿109的中心处。

[0092] 在床7与患者1的外轮廓的区域中,直的和正确的起始线11、14和结束线13、16重合,这是因为高度为零或仅略微大于零,其中床7的高度被定义为高度方向(y方向)上的基“零”。因此,深度图像3中的缓冲床7虚拟上被均匀地着色为白色或浅灰色,因为床7的所有区域都位于大致相同的高度水平,并且只有床7的缓冲由位于床7上的患者1稍微变形。

[0093] 如直线11、13与正确的极限线14、16的比较所揭示的,患者的一些区域实际上属于扫描区域15;而根据直线11、13,这些区域不被示出为属于扫描区域。

[0094] 这里,扫描区域15的前面限定的起始线14和结束线16是任意选择的,并且显然可以互换,使得扫描过程可以从患者1的头部104到脚部108进行,或者可替代地,沿z方向从患者1的脚部108到头部104进行,并且如果需要,在两个方向上进行两次扫描。

[0095] 顺便提及,仅仅为了实现对该问题的更清楚的描述的目的,在图2的侧视图中,相机4不是布置在患者1的几何中心105(而是在z方向在朝患者1的骨盆区域117的方向偏离该中心)的上方,其中相机4的光轴20垂直于患者1的该骨盆区域117。然而,相机4的x方向的坐标大致对应于几何中心105的x坐标。另一方面,图1示出了相机4的优选定位,其中相机4的光轴20在x方向上以及还在z方向上垂直地布置在患者1的腹部区域110中的几何中心105上方。

[0096] 此外,在图2中,起始平面11仅象征性地标记在胸部区域106中沿z方向的纵向延伸上与患者1相交的扫描区域12的开始。这里没有示出结束平面13、16。也可以省去结束平面或起始平面的手动定位,其中这些平面然后在z方向上在趾部112后面或者在患者1的头部104后面自动地叠加,使得患者1从起始平面11、14被扫描,或者被扫描至结束平面。

[0097] 这里,直起始平面11与患者1的胸骨107和左上臂118以及床7相交,其中为此示出了三个交点P1、P2和P3。交点P1被分配给胸骨107,交点P2被分配给左上臂118的表面,并且交点P3被分配给床7的表面19,其中所有三个交点P1、P2和P3都位于距离相机4相同距离的该起始平面11中。然而,由于点P1、P2和P3在y方向上的不同高度,这些和所分配的视线21、

22、23出现在2D图像2和深度图像数据TD上的不同z位置处。点P1看上去比点P2和P3在患者1的头部104的方向更远,可能在患者1的肩部119的(在z方向上的)延伸上,其实际上大致位于与患者1的上臂118的中心(沿z方向上的)相同延伸上。因此,根据本发明,2D图像2中扫描区域15的正确起始平面14的表示在胸部区域106上需要在患者1的头部104的方向上成拱形,如上所述,从而产生图1所示的扫描区域15的起始平面14和结束平面16。

[0098] 在根据本发明的方法的第二变型中,代替如图1左侧所示的完整2D图像,患者1的化身50显示在触摸屏监视器5上。然后,化身50的显示可以如图3和图4所示用于限定限制扫描区域55、56的极限线51、52、53、54。基于深度图像数据TD和可以基于所确定的2D图像数据BD部分地确定的其他已知的患者数据,为患者1单独计算该化身50。在这种情况下,关于患者1的解剖尺寸比、性别、种族特征、身体轮廓等的信息用于使化身50尽可能地与患者1相似。然后,如下面将描述的,操作者能够在所示出的化身50上设置期望的任何极限线(例如起始线51和结束线52)(参见图3和4),所述极限线限制z方向上的扫描区域55、56。

[0099] 除了如图3所示的来自前面的视图之外,还可以旋转这种化身50并且将其显示在不同的位置,使得操作者还可以获得来自监视器5上的“患者”(化身)侧面的显示(参见图4)。以这种方式,可以不仅在z方向上而且还在y方向上限定扫描区域56的扫描高度。

[0100] 与第一变型一样,在每种情况下,极限线51、52、53、54都可以被实施或显示为极限轮廓线,即,它们在切割平面(例如垂直或平行于床7)中适应于化身50的轮廓。

[0101] 图2所示的CT系统8(也称为CT装置)尤其包括下面描述的部件或组件。在这种情况下,仅通过示例的方式假定CT系统8被实施为使得其包括适于使其能够用于根据本发明的方法的所有上述变型的部件。

[0102] 具有中央检查室25的环形台架24以及用于患者1的床7可以沿行进方向6移动到检查室25中并返回。

[0103] 台架24包括至少一个(未示出的)X射线源和相对于台架24的等中心(isocenter)位于其相对侧的X射线检测器装置,其中X射线源和检测器装置可以围绕台架24的等中心联合旋转。可替代地,同样利用可旋转的X射线源,检测器装置可以被固定并且大致360°地布置在台架24的中心周围。X射线源可以发射X射线穿过躺在检查室25中的床7上的患者1到检测器装置,检测器装置然后检测作为CT原始数据或投影数据的穿过患者1的身体的路径上的X射线的空间解析的吸收或衰减。

[0104] 床7的移动以及具有X射线源和检测器装置的台架24都可以由控制装置26的处理器30经由相应的信号线35来控制。借助于检测器装置捕获的CT原始数据然后在控制装置26的CT图像处理单元34中被重建,以形成CT图像数据,并且经由接口29被路由到显示单元5,显示单元5例如是将患者1的相应的CT图像可视化的触摸屏监视器的形式。

[0105] 如上所述,根据本发明的用于控制扫描区域15的几何路线的定位的装置包括TOF相机形式的相机单元4,相机单元4包括用于捕获2D图像2的2D图像数据BD的2D相机41以及用于捕获深度图像数据TD的深度图像数据传感器42。

[0106] 根据本发明的装置还包括配准单元27、极限轮廓线确定单元28、化身创建单元39和可选的极限定位确定单元31,它们都位于控制装置26中。如上所述,代替容纳在控制装置26中,配准单元27还可以容纳在相机单元4,以及可选的极限定位确定单元31容纳在极限定位捕获单元32中或显示单元5中。

[0107] 最后,根据本发明的装置包括在控制装置26的外部极限定位捕获单元32和图像显示单元33,极限定位捕获单元32和图像显示单元33都容纳在显示单元5中,显示单元5例如被实施为触摸屏监视器5。根据本发明的装置的部件或组件以合适的方式以信号传导的方式彼此连接,以便根据该方法进行协作。在这种情况下,“以信号传导的方式”应当理解为不仅指导电连接,而且还指任何种类的无线连接。特别地,部件或组件也可以经由总线系统彼此连接。

[0108] 根据本发明的具有第一变型的装置的功能如下:

[0109] 操作者开始根据本发明的方法的功能,用于控制CT装置8的扫描区域15的几何路线到CT装置8的(未示出)控制台的定位。首先,躺在床7上的患者1的2D图像数据BD通过TOF相机4的2D相机41创建,并且该2D图像数据BD经由信号线36被路由到控制单元26的处理器30,该处理器30可选地重新加工该图像数据BD,并且一方面将其存储在配准单元27中,而另一方面经由输出接口29将其路由到显示单元5的图像显示单元33;在该显示单元5处,该2D图像数据BD以2D图像2的形式对操作者显示。

[0110] 与2D图像数据BD同时地,创建躺在床7上的患者1的深度图像数据TD,并且该深度图像数据TD经由信号线36被路由到控制单元26的处理器30,在处理器30处,该深度图像数据然后可选地被再加工并被路由到配准单元27。在那里,深度图像数据TD被配准到存储的2D图像数据BD寄存器。

[0111] 当例如用操作者的手指敲击显示单元5时,极限定位捕获单元32捕获对应的极限位置数据,并且为了确定扫描区域16的起始线14和结束线16,其可选地经由极限定位确定单元31路由到极限轮廓线确定单元28。

[0112] 深度图像数据TD然后从配准单元27路由到极限轮廓线确定单元28,其中至少一个虚拟地反映实际投射光或激光标记的算法被存储在极限轮廓线确定单元28中。然后,该算法用于基于极限定位捕获单元32的极限位置数据和深度图像数据TD来计算极限轮廓线数据(这里例如是起始线14和结束线16的形式),极限位置数据也可选地经由极限定位确定单元31被路由到极限轮廓线确定单元28。操作者能够通过进一步敲击线14、16以及在触摸显示器上在纵向方向(z方向)上拉动它们来改变线14、16的位置,直到操作者已经最终限定了线14、16之间的适于后续扫描过程的扫描区域15。

[0113] 然后,扫描区域15的起始线14和结束线16的极限轮廓线数据可以以常规方式(类似于光瞄准装置的位置数据)使用,以在后续扫描期间控制CT装置。

[0114] 利用第二变型,在开始之后,操作者通过TOF相机4创建躺在床7上的患者1的深度图像数据TD和可选的2D图像数据BD,并将其路由到化身创建单元39,创建单元39使用该数据来创建检查对象1的三维化身50。然后将其显示在显示单元5上。

[0115] 如前面针对第一变型所描述的,在这里再次通过例如用手指敲击显示单元5,操作者能够确保相应的极限位置数据或扫描区域55、56的极限线51、52、53、54被确定。这里,操作者再次可以通过进一步敲击极限线51、52、53、54和拉动来改变极限线51、52、53、54的位置,直到操作者最终限定了极限线51、52、53、54之间的适于后续扫描过程的扫描区域55、56。此外,这里操作者可以激活显示单元5上的化身50,使其在任何方向上旋转。

[0116] 再次参考如下事实,即:上文详细描述的方法和所示的装置仅是示例性实施方式,本领域技术人员可以在不脱离本发明的范围的情况下以各种各样的方式修改这些实施方

式。虽然通过示例的方式描述了本发明用于计算机断层扫描系统,但这并不排除在其他医学成像系统上的有利使用,例如:

[0117] -其他基于X射线的系统,例如用于创建常规X射线图像或荧光透视图像;

[0118] -磁共振成像(MRI)设备;

[0119] -用于基于放射性核素创建图像的系统,例如闪烁扫描、正电子发射断层扫描(PET)、单光子发射计算机断层扫描(SPECT);

[0120] -用于基于超声波创建图像的系统,例如超声波检查、彩色多普勒;

[0121] -用于基于红外辐射创建图像的系统,例如诊断热成像;

[0122] -用于基于电阻或阻抗产生图像的系统,例如电阻抗断层扫描(EIT);

[0123] -用于基于可见光创建图像的系统,例如内窥镜检查、光学层析成像。

[0124] 此外,检查区域原则上可以具有期望的任何形状,即在其他实施方式中,检查区域可以在患者的2D图像上被限定为例如2D矩形或2D多边形或2D自由形式表面,而不是通过简单的起始线和结束线来限定。此外,不定冠词“一”或“一个”的使用不排除所讨论的特征也可以在多个基础上呈现的可能性。类似地,术语“单元”和“模块”不排除单元包括也可以在空间上分布的多个部件的可能性。

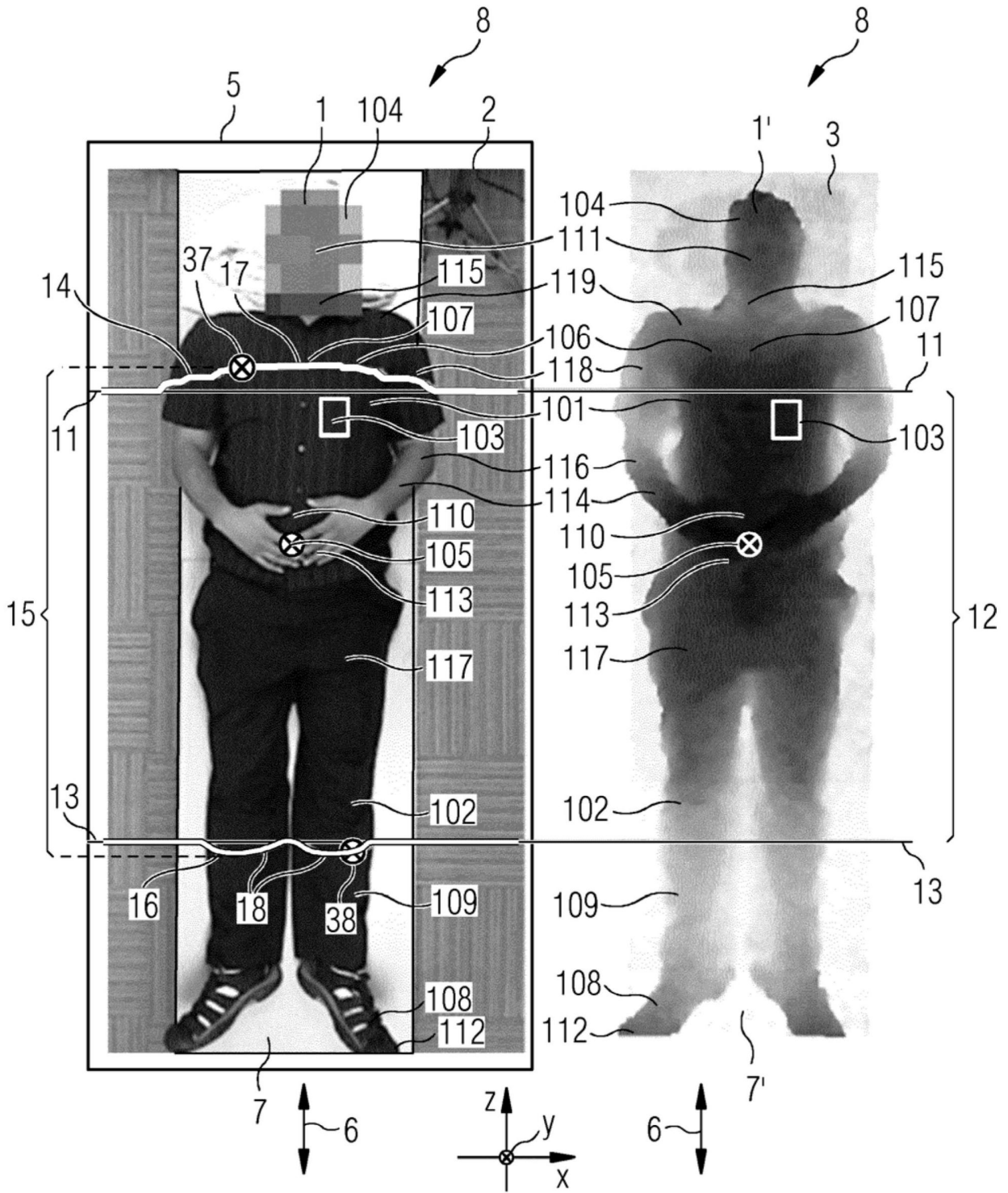


图1

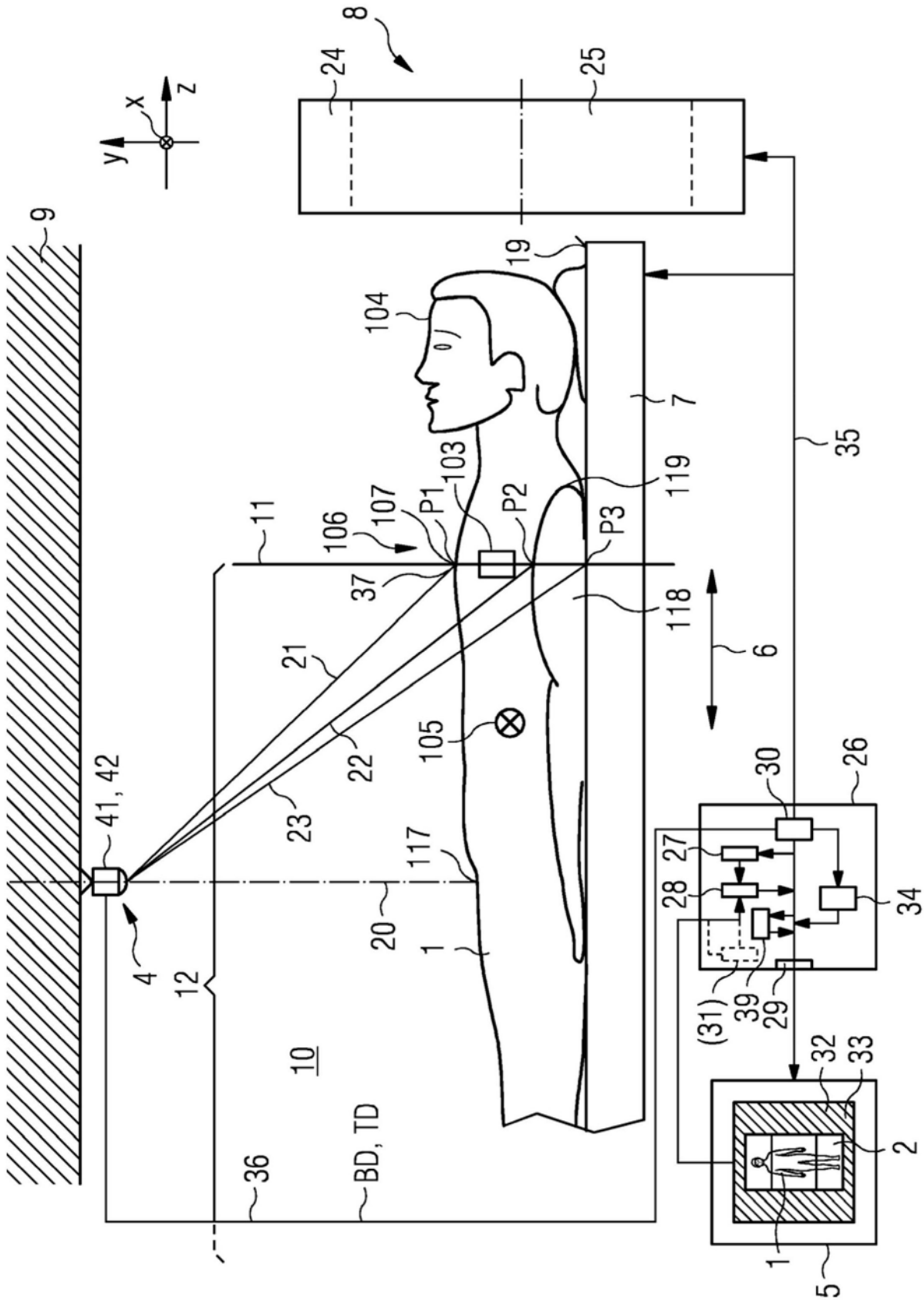


图2

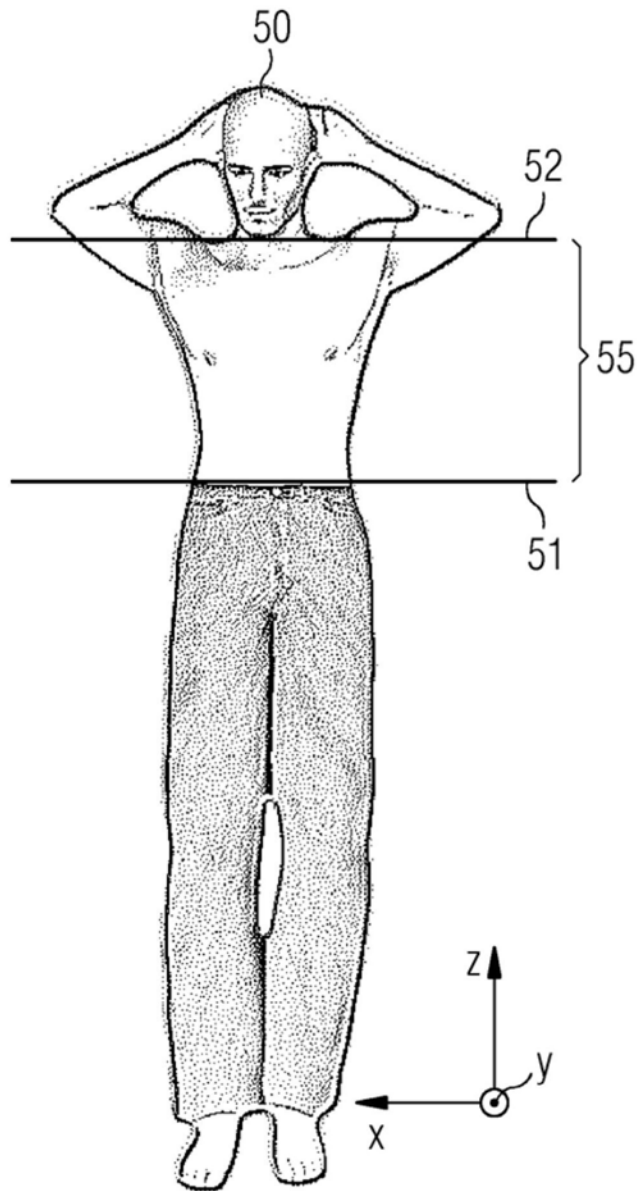


图3

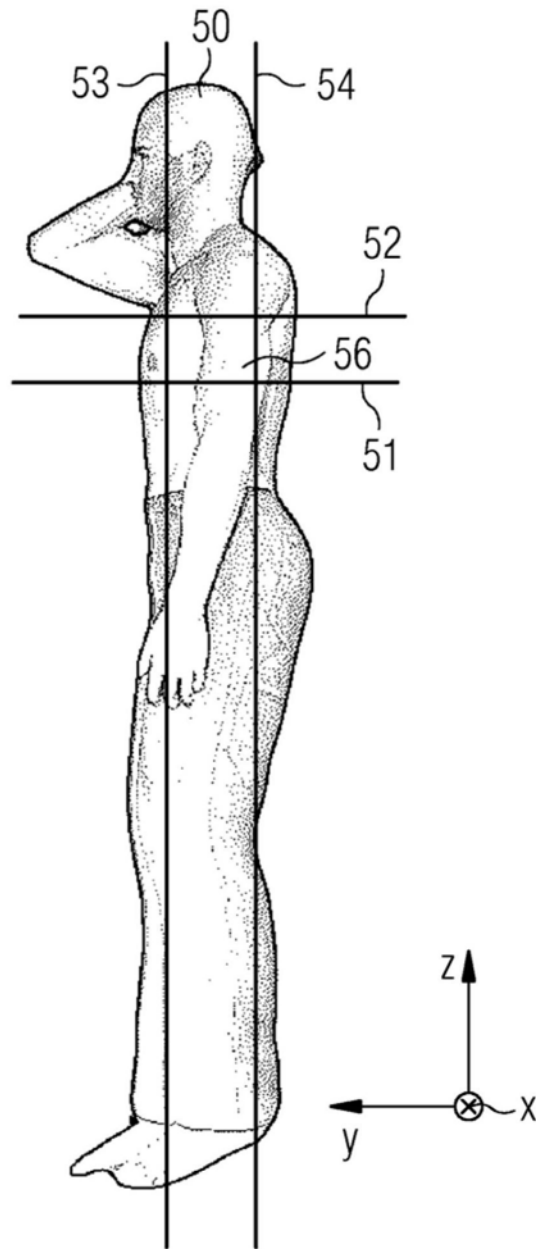


图4