



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105473181 B

(45)授权公告日 2019.03.05

(21)申请号 201480040129.3

N·史密斯 R·贺维

(22)申请日 2014.07.11

(74)专利代理机构 北京金阙华进专利事务所

(65)同一申请的已公布的文献号

(普通合伙) 11224

申请公布号 CN 105473181 A

代理人 陈建春

(43)申请公布日 2016.04.06

(51)Int.Cl.

A61N 5/10(2006.01)

(30)优先权数据

A61B 6/00(2006.01)

1312808.7 2013.07.17 GB

G06T 7/80(2017.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.01.14

(56)对比文件

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2014/052125 2014.07.11

Zachary Grelewicz et al.《An EPID based method for performing high accuracy calibration between an optical external marker tracking device and the LINAC reference frame》.《Medical Physics》.2012, 第39卷(第5期),2771-2779.

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/008040 EN 2015.01.22

审查员 邱恬

(73)专利权人 维申RT有限公司

地址 英国伦敦

权利要求书3页 说明书9页 附图2页

(72)发明人 I·玫尔 M·艾伦 G·哈利

等中心的坐标系。

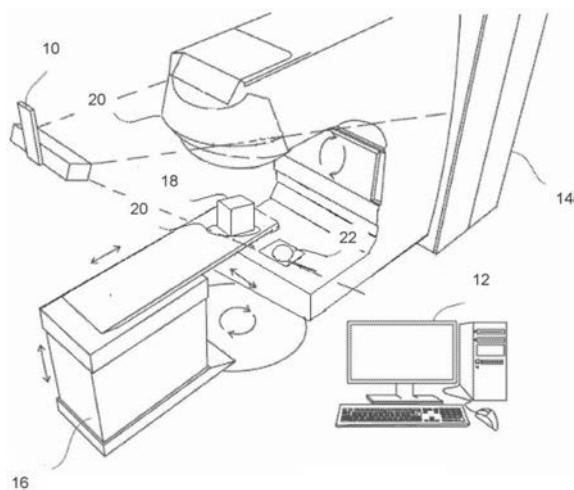
(54)发明名称

用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法

(57)摘要

一种用于与放射疗法治疗装置(14)一起使用的立体摄像系统(10、12)的校准方法。首先将校准体模(18)定位在机械床(16)表面上的可调节台(20)上,体模的中心位于针对放射疗法治疗装置(14)的等中心的预估位置处。然后使用放射疗法治疗装置(14)辐射校准体模(18),以及通过分析校准体模(18)的辐射的图像来确定校准体模的中心和放射疗法治疗的等中心的相对位置。然后通过机械床(16)将与所确定的校准体模的中心和放射疗法治疗装置(14)的等中心的相对位置相对应的偏移应用至校准体模(18)来重新定位校准体模(18)。然后立体摄像系统(10,12)继续获取已经应用偏移的重新定位的校准体模(18)的图像,并处理已获取的图像以设置立体摄像系统(10、12)相对于放射疗法治疗装置(14)的

B CN 105473181 B



1. 一种用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法,该方法包括:  
将校准体模定位为体模的中心位于针对放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处;  
使用所述放射疗法治疗装置辐射所述校准体模,并通过分析所述校准体模的辐射的图像来确定所述校准体模的中心和所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置;  
将与所确定的所述校准体模的中心和所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至所述校准体模;  
利用立体摄像系统获取已经应用偏移的重新定位的校准体模的图像;  
处理所获取的图像以设置所述立体摄像系统相对于所述放射疗法治疗装置的等中心的坐标系。

2. 根据权利要求1所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法还包括:

处理所获取的重新定位的校准体模的图像,其中已经将偏移应用至重新定位的校准体模以生成重新定位的校准体模的表面的3D计算机模型;以及

将所生成的重新定位的校准体模的表面的3D计算机模型与定位在治疗装置的等中心处的校准体模的表面的3D计算机模型对比。

3. 根据权利要求2所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法还包括通过如下生成定位在治疗装置等中心处定位的校准体模的表面的3D计算机模型:

利用所述立体摄像系统来获取定位在所述放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处的校准体模的图像;

处理所获取的定位在所述放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处的校准体模的图像来生成定位在所述放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处的校准体模的表面的3D计算机模型;

将与所确定的所述校准体模的中心与所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至定位在所述放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处的校准体模的表面的3D计算机模型。

4. 根据前述权利要求中任一项所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法,其中将校准体模定位为体模的中心位于针对放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处包括将所述校准体模置于机械床上,以及其中将与所确定的所述校准体模的中心和所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至所述校准体模包括命令所述机械床以对应所述偏移的方式来重新定位。

5. 根据权利要求4所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法,其中将所述校准体模置于机械床上包括:

将可调节台置于所述机械床上;

将所述校准体模固定在所述可调节台上;以及

调平所述可调节台。

6. 根据权利要求5所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法,其中所述可调节台包括水平仪以及其中调平所述可调节台包括调节所述可调节台直至所述水平仪指示所述调节台是水平的。

7. 根据权利要求1-3中任一项所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系

统的校准方法,其中所述校准体模包括包含一个或多个校准靶标的校准体模,以及分析所述校准体模的辐射的图像包括通过比较在多个不同位置的用治疗装置辐射的被辐射校准体模的图像中的一个或多个靶标的位置,确定所述辐射体模的中心和所述放射疗法治疗装置的相对位置。

8.根据权利要求1-3中任一项所述的用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法还包括:

使用放射疗法治疗装置辐射已经施加偏移的重新定位的校准体模,并通过分析所述重新定位的校准体模的辐射的图像来确定所述重新定位的校准体模的中心与所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置;以及

将与所确定的所述重新定位的校准体模的中心与所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至所述重新定位的校准体模;

其中,处理所获取的图像以设置所述立体摄像系统相对于所述放射疗法治疗装置的等中心的坐标系包括利用立体摄像系统来获取已经应用偏移的重新定位的校准体模的图像;以及处理所获取的图像来设置所述立体摄像系统的坐标系。

9.根据权利要求5或6所述的校准方法,其中所述校准体模包含多个靶标,该方法还包括:

以包含单个靶标的第二校准体模替换固定至所述可调节台的包含多个靶标的校准体模;

使用所述放射疗法治疗装置辐射固定至所述可调节台的所述第二校准体模,以及通过分析所述第二校准体模的辐射的图像确定所述第二校准体模的中心和所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置;

使得机械床将与所确定的所述第二校准体模的中心和所述放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至所述第二校准体模;

其中,处理所获取的图像以设置所述立体摄像系统相对于所述放射疗法治疗装置的等中心的坐标系包括利用立体摄像系统来获取已经应用偏移的重新定位的第二校准体模的图像;以及处理所获取的图像来设置所述立体摄像系统的坐标系。

10.一种校准与放射疗法治疗装置一起使用的摄像系统的方法,该方法包括:

i) 存储参考校准体模的参考表面的参考3D计算机模型,其中所述参考校准体模配置成相对于所述摄像系统的坐标系具有已知表面、已知位置和已知定向;

ii) 将物理校准体模(18)定位在所述放射疗法治疗装置(14)中,具有形成放射疗法治疗装置坐标系的原点的等中心;

iii) 利用所述摄像系统(10)来获取所述物理校准体模(18)的图像;

iv) 使用所述放射疗法治疗装置(14)辐射被定位的物理校准体模(18)以获得被定位的物理校准体模的辐射图像;

v) 通过分析步骤iv)中获得的辐射图像,确定将被定位的物理校准体模(18)的位置和定向变换到所述放射疗法治疗装置(14)的坐标系内所需要的第一变换;

vi) 处理步骤iii)中通过所述摄像系统(10)获取的图像以产生被定位的物理校准体模(18)的表面的3D计算机模型;

vii) 确定将被定位的物理校准体模(18)的表面的、所产生的3D计算机模型变换为与所

述参考校准体模的所述参考表面一致所需要的第二变换；及

viii) 应用第一和第二变换以将通过所述摄像系统(10)获得的、所产生的3D计算机模型变换到所述放射疗法治疗装置的坐标系中的对应位置和定向。

## 用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种立体摄像系统的校准方法。特别地,本发明的实施方式涉及一种用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法。

### 背景技术

[0002] 放射疗法包括将辐射光束投射至患者身体的预定区域上,从而破坏或消除存在于其中的肿瘤。通常定期并反复地实施这种治疗。在每一次医疗干预中,必须相对于患者定位辐射源,从而以尽可能最高的精度辐射选定的区域以避免辐射到辐射光束将对其有害的邻近组织。

[0003] 放射治疗的基本问题是在获取诊断图像时和之后每次给患者身体施加辐射时,需要将患者定位在相同位置。为了实现该目标,维申(Vision)RT已经开发了用于监视和定位患者的图像处理系统,其在美国专利US7348974、US7889906、US8135201及正在审查的美国专利申请US2009/187112中描述。

[0004] 在使用中,在维申RT系统中,通过一组立体摄像机获取机械床上的患者图像,然后该图像被处理以生成正被监测的患者的表面的3D丝网模型。该3D丝网模型与治疗规划期间产生的参考表面对比。对比模型和参考表面的相对位置并用于生成针对机械床的指令,以垂直地、横向地和旋转地定位床,从而匹配表面并因此将患者可靠地定位在相对于治疗装置的等中心的相同位置。随后在治疗期间,继续监测患者的位置,并且如果因为任何原因患者移动或重新定位他们自己,这能够被检测到并且在必要时采取合适的动作。

[0005] 在放射疗法治疗系统中具有许多不确定性来源,诸如患者定位、靶标定位、和剂量输送的误差。主要由于系统中若干几何误差的存在,实际上不能够实现完美地对准。放射疗法治疗中的关键几何误差中的一个定位射线场中心的不确定性,其直接影响剂量准确性并导致不准确的肿瘤靶标,这会导致不足的剂量输送至病变和/或对健康的邻近组织的严重损害。因此,需要开发一种通过广泛和有效的质量保证程序减少该误差的可能性的方法以确保治疗的高水平几何精度。

[0006] 最初,用于放射治疗中等中心确认的主要方法是测量安装于治疗装置的机架头上的机械指示器的顶端和安装于治疗台上的固定点之间的距离。该方法是手动的、费力且费时的。该方法的精度基于人类观察者并且还受所使用的指示器的顶端尺寸的限制。

[0007] 一种改进的技术由Lutz、Winston和Maleki于1988年在哈佛医学院引入,其在Lutz W、Winston KR、Maleki N.的“*A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator*”(Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1988;14(2):373-81)中描述。在Winston-Lutz系统中,包括由钢、钛或钨制成的小金属球的校准体模通过锁定该机构固定在治疗台上。体模位置通过千分尺工具在三个方向上可调节。用于放射疗法的准直仪附接至机架头并且通过将体模上的标记对准治疗室激光器以将球放置为尽可能地靠近等中心。准直光束用于将垂直于光束方向安装在球后的台架上的射线照相试验胶片曝光。球形阴影的中心和

场中心之间的差异确定实际等中心和由治疗室激光器所指示的等中心之间的差异。使用透明模板导引标尺或扫描胶片和软件分析来在每个胶片上读出偏移。

[0008] 开发了用于分析Winston Lutz图像的数学方法并且在Low DA、Li Z、Drzymala RE.的“Minimization of target positioning error in accelerator-based radiosurgery”(Med Phys.1995;22 (4) :443-48)中描述,其使用针对八个机架角度和床设置的胶片测量的等中心位置误差,以找出针对体模台架的合适偏移,从而最小化治疗装置等中心和靶标之间的距离。Grimm等人遵循了类似目标,他们开发了算法以从在一定的床和机架角度处获取的二维胶片图像重建三维的Wnston-Lutz体模球轨迹并将它们与由数字摄像机获得的激光图像组合。该方法在Grimm J、Grimm SL、Das IJ等人的“A quality assurance method with sub-millimetre accuracy for stereotactic linear accelerators”(J Appl Clin Med Phys.2011;12 (1) :182-98)中描述。

[0009] 体模图像的自动化处理的另一示例在E Schrieemann、E Elder和T Fox的“Automated Quality Assurance for Image-Guided Radiation Therapy”(J Appl Clin Med Phys.2009;10 (1) :71-79)中描述,其论述了质量保证方法的自动控制以确保兆伏(MV)治疗束与集成的千伏(kV)或容积锥束CT一致。在论文中,校准立方体被描述为使用激光标记被定位在治疗室的等中心的估计位置处。然后获得并处理立方体的辐射图像以确定定位的立方体从由MV、kV和容积锥束确定的等中心偏离的程度。

[0010] 开发了与识别治疗装置的等中心的方法一起的用于治疗室内使用的立体摄像系统的校准。用于校准维申RT患者监视系统的校准技术在US7348974和US7889906中描述。

[0011] 如US7348974和US7889906中描述的,提供了包括40\*40cm的诸如铝或钢的平面刚性材料片的校准片,在片的表面上的已知位置处提供呈现20\*20圆形矩阵的图案。另外,朝向校准片的中心的是邻近四个圆的四个较小标记,四个圆的中心共同确定已知尺寸的正方形的四个角。

[0012] 获取并处理校准片的图像以在图像内识别图像中四个标记的位置和它们的相关圆。根据由图像中的标记识别的圆的相对位置,确定投影变换,其说明所识别圆的预估中心,所识别的圆限定了图像中的平行四边形的角,其由校准片和获取图像的摄像机的相对方向引起。然后依次将所计算的变换应用于每个识别的圆,依次变换圆的椭圆形状。然后通过识别变换的圆的中心以及使用逆变换确定原始图像中预估的圆中心的相应位置,来确定四个圆心位置的更精确预估。

[0013] 在针对图像已经计算了校准片上的每个圆的表示的所有中心的坐标时,能够根据图像中这些点的相对位置和校准片表面上这些圆的已知相对位置计算不同摄像机的相对定向,如在Roger Tsai的“A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off the Shelf TV Cameras and Lenses”(IEEE Journal of Robotics and Automation,Vol.Ra-3, No.4, August 1987)中详细描述的。此外通过单独图像中各点的相对位置,还能够确定摄像图像中诸如焦距和径向畸变的内部摄像参数。

[0014] 如果确定了立体摄像机的位置,以及摄像图像中存在的任意径向畸变,就确定了摄像机相对于治疗装置的等中心的定位。这通过对已知尺寸的校准立方体成像来实现,校准立方体定位在治疗装置上,其中心位于治疗装置的等中心处,该等中心由立方体的外部

上的标记与相交在等中心处的激光十字准线的投影的一致性所指示。

[0015] 利用先前获取的摄像机相对位置的测量值和关于图像中存在的任意畸变的数据来处理校准立方体的图像,以生成立方体表面的3D计算机模型。由于立方体具有已知尺寸且处于已知位置并且处于相对于由激光十字准线指示的治疗装置的等中心的已知方向,所生成3D模型和针对校准立方体的尺寸和位置的已知参数之间的对比使得在建模软件的坐标系中做出的测量值能够被转换为治疗室相对于治疗等中心的现实世界测量值。

[0016] 尽管校准与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的传统方法是高度精确的,但是仍期望精度上的进一步改进。

## 发明内容

[0017] 根据本发明的一个方面,提供了一种用于与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法。

[0018] 在该方法中,首先将校准体模定位为体模的中心在针对放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处。然后使用放射疗法治疗装置辐射校准体模。然后通过分析校准体模的辐射的图像来确定校准体模的中心和放射疗法治疗的等中心的相对位置。然后重新定位校准体模,将与所确定的校准体模的中心和放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至校准体模。然后立体摄像系统继续获取已经应用偏移的重新定位的校准体模的图像,处理该图像以设置立体摄像系统相对于放射疗法治疗装置的等中心的坐标系。

[0019] 因此以该方式,直接基于校准体模的定位来建立针对立体摄像系统的坐标系,其中校准体模的位置直接连接关联治疗装置的等中心的确定。

[0020] 在一些实施方式中,可另外地利用立体摄像系统来监视校准体模的重新定位。这可以包括处理重新定位的校准体模的图像,并将所生成的重新定位的校准体模的表面的3D计算机模型与定位在治疗装置的等中心处的校准体模的预期表面的3D计算机模型对比。

[0021] 在该实施方式中,定位在治疗装置的等中心处的校准体模的预期表面的3D计算机模型可包括所存储的校准体模的表面的3D计算机模型。

[0022] 可替代地,可利用立体摄像系统来生成定位在治疗装置的等中心处的校准体模的预期表面的3D计算机模型。在该系统中,首先可通过处理定位在放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处的校准体模的图像来生成体模表面的模型。然后可通过将与所确定的校准体模的中心与放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至所生成的模型,来生成校准体模的预期表面的模型。

[0023] 在一些实施方式中,校准体模可通过被置于机械床上而定位在治疗装置的等中心的预估位置处。在该实施方式中,通过命令机械床将校准体模的当前位置偏移与所确定的校准体模的中心与放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移,来实现校准体模的重新定位。

[0024] 在一些实施方式中,可使用可调节台来调平校准体模。可调节台可置于机械床的表面上。在该实施方式中,校准体模可以被固定在可调节台上,其中调平可调节台进而调平校准体模。在该实施方式中,可调节台可包括水平仪以通过调节可调节台来促进校准体模的调平。

[0025] 在所要求保护的本发明的实施方式中,校准体模可包括包含一个或多个校准靶标

的校准体模。在校准体模包含多个校准靶标的实施方式中,优选地,校准靶标在校准体模内不对称地配置,从而辅助被辐射体模的图像的分析。

[0026] 分析校准体模的辐射图像可包括通过比较在多个不同位置的用治疗装置辐射的被辐射校准体模的图像中的一个或多个靶标的位置,确定辐射体模的中心和放射疗法治疗装置的相对位置。

[0027] 在一些实施方式中,校准体模的重新定位可反复进行。也就是说,如果重新定位了校准体模,重新定位的校准体模可在其新的位置被辐射并成像。然后可通过分析重新定位的校准体模的辐射图像来确定重新定位的校准体模的中心与放射疗法治疗装置的等中心的相对位置。然后可通过将与所确定重新定位的校准体模的中心与放射疗法治疗装置的等中心的相对位置相对应的偏移应用至重新定位的校准体模来进一步重新定位校准体模。然后可通过随着重新定位处理所获取的校准体模的图像来设置立体摄像系统的坐标系。

[0028] 在一些实施方式中,可使用多个校准体模。更加具体而言,可通过辐射第一校准体模以及基于被辐射校准体模的图像的分析来定位校准体模来获取治疗装置的等中心的位置的初始预估。然后能够利用第二校准体模替换第一校准体模并确定位置的进一步调节。

[0029] 在该系统中,首先使用含有多个校准靶标的第一体模。如果这些靶标在校准体模体内不对称地配置,处理被辐射体模的图像能够识别用于定位体模的中心以与治疗装置的等中心一致的平移和旋转。

[0030] 这样做以后,然后可基于第二校准体模的使用来进行精密调节,第二校准体模通过使用包含定位在校准体模的中心处的单个小靶标来改进精度。

[0031] 根据本发明的另一方面,提供了一种与放射疗法治疗装置一起使用的立体摄像系统的校准方法,该方法包括:将校准体模定位为体模的中心在针对放射疗法治疗装置的等中心的预估位置处;利用立体摄像系统来获取体模的图像并处理该图像以生成体模表面的3D计算机模型;使用放射疗法治疗装置辐射校准体模并通过分析校准体模的辐射图像确定校准体模的中心和放射疗法治疗装置的等中心的相对位置;以及基于所确定的校准体模的中心和放射疗法治疗装置的等中心的相对位置与所确定的建模体模的中心的位置来设置立体摄像系统的坐标系。

[0032] 在该实施方式中,设置立体摄像系统的坐标系可包括:确定建模体模的中心相对于针对3D计算机模型的坐标系的当前原点的位置,以及通过将使得针对3D计算机模型的坐标系的当前原点和所确定的建模体模的中心位置一致所需的变换与使得校准体模的中心的位置与放射疗法治疗装置的等中心一致所需的变换求和来调节针对3D计算机模型的坐标系。

[0033] 在一些实施方式中,针对3D计算机模型的坐标系的当前原点和所确定的建模体模的中心的位置一致所需的变换的确定可以通过存储校准模型的中心与校准体模的中心一致的校准体模的表面的3D计算机模型来确定;以及基于以通过立体摄像机获取的图像为基础生成的体模的建模表面与所存储模型的对比,确定针对3D计算机模型的坐标系的当前原点与建模体模的中心的所确定位置一致所需的变换。

[0034] 上面所述的校准系统相比用于校准与放射治疗装置一起使用的立体摄像系统的传统系统具有多个优点。

[0035] 通常,使用诸如Winston Lutz所建议的方法来确定治疗装置的等中心。该位置然

后通常使用激光系统来标记,从而使得将在所确定等中心处一致的激光的平面相交,并且然后利用激光系统来定位用于校准立体摄像系统的校准立方体。然而,激光系统的使用可能会为校准引来另外的误差,并因此将误差引入患者定位系统的精度。此外,激光系统的使用还要求识别治疗装置的等中心的激光的精度在其随时间变化的情形中重复地检查并确认。然而根据所要求保护的发明,立体摄像系统的校准直接通过对校准体模成像并辐射来实现而无需依赖使用激光对体模定位。这增加了校准的精度并且也避免了校准定位激光器的需求,从而它们随时间准确地确定等中心的位置。

## 附图说明

[0036] 本发明的更多细节将通过参照下面描述和附图而变得显而易见,其中:

[0037] 图1是立体摄像系统和治疗装置的示意透视图;以及

[0038] 图2是根据本发明的立体摄像系统的校准方法的流程图。

## 具体实施方式

[0039] 图1是治疗系统的示意透视图。治疗系统包括一组立体摄像机10,其通过配线(未示出)连接至计算机12。计算机12还连接至施加放射疗法的治疗装置14,例如线性加速器。机械床16作为治疗装置的一部分。治疗装置14和机械床16被配置为使得在计算机12的控制下,机械床16和治疗装置14的相对位置可以横向地、垂直地、纵向地和旋转地变化,如在附图中床附近的箭头所指示的。另外,治疗装置14也能够绕轴旋转,如附图中装置中心的箭头所指示的。

[0040] 计算机12被配置为处理由立体摄像机10获取的图像,以生成躺在机械床16上的对象和人的表面的3D丝网计算机模型。在被合适地校准时,躺在床16上的患者的表面与治疗规划阶段生成的同一患者的参考表面的对比能够使得计算机12确定一个变换以匹配两个表面并生成一组指令以重新定位机械床16,从而最小化表面之间的差异。在重新定位时,可以在知道患者处于与用于确定治疗规划的位置相同的位置情况下,使用治疗装置14来治疗患者。

[0041] 为了最小化施加放射疗法和患者定位时的误差,立体摄像系统10和计算机12被校准至最高精度是至关重要的。特别地,用于生成患者表面的3D丝网模型的坐标系与治疗装置14的等中心和机械床16的运动轴都匹配是必要的。在多数实施方式中,治疗装置14的等中心将是针对建模系统的零坐标的位置,而针对建模系统的坐标系的轴将被选择为对应机械床16的运动的轴(即,运动的横向、纵向、和水平轴)。这由此简化了变换以通过指令来匹配模型空间中的模型表面,用于重新定位机械床16以匹配患者的位置,从而使得能够使用治疗装置14来治疗患者。

[0042] 图2是用于校准图1的治疗系统的方法的流程图。

[0043] 为了校准系统,首先(s1)通过对诸如US7348974和US7889906中描绘的校准片成像来确定立体摄像系统10中立体摄像机的相对位置。也就是说,例如诸如铝或钢材料的70\*70cm的片的平坦刚性校准片被置于机械床上并由立体摄像机10成像,在片的表面上已知位置处提供呈现圆形矩阵的图案。在片上,除了圆形图案之外四个更小的标记靠近四个圆,四个圆的中心共同识别已知尺寸的正方形的四个角。

[0044] 然后通过计算机12处理通过摄像机获取的片的图像以在图像中识别图像中四个标记的位置。从由图像中的标记识别的圆的相对位置,针对每幅图像确定第一投影变换,该第一投影变换说明(account for)所识别的圆的预估中心,该预估中心限定了由校准片和获取图像的摄像机的相对方向引起的图像中的投影的畸变正方形的角。

[0045] 所计算的变换然后用于确定由标记识别的每个圆的预估三维坐标中心。然后,这些计算的坐标识别对应于校准片表面的平面相对于获得图像的位置的预估位置和方向。

[0046] 然后依次处理由摄像机10获取的图像中的每个像素以确定每个像素在包含圆中心的预估位置的平面中所对应的位置。然后依次处理所预估的圆中心,以及随后识别图像中的对应于与所计算的平面中的每个圆中心间隔预定距离之内的点的像素。然后利用每一组中每个像素的灰度值来确定针对圆中心的坐标的改进的预估值。确定该组中每个像素所代表的包括校准片的表面的预估平面中的点的位置的x和y坐标。然后利用所计算的x和y坐标使用如下公式来预估圆中心的x,y坐标的改进预估值:

$$[0047] \quad x = \frac{\sum gx}{\sum g} \quad y = \frac{\sum gy}{\sum g}$$

[0048] 其中 $\sum g$ 是针对特定圆中心识别的组中的所有像素值的和, $\sum gx$ 是像素的灰度像素值乘以这些像素的x坐标的和,以及 $\sum gy$ 是像素的灰度像素值乘以这些像素的y坐标的和,以及其中圆的颜色与高灰度值相关,且对应于校准片的背景颜色与低灰度值相关。

[0049] 然后从这些x,y坐标来确定图像内与新预估的圆中心对应的点的坐标,然后利用所标记的圆的中心的这些更新的预估值来确定更加精确的预估变换,从而说明校准片的位置和方向。然后重复上述过程直至做出实际圆中心位置的精确预估并且确定用于说明校准片的相对方向所需要的实际变换。

[0050] 然后使用最终确定的变换,计算图像中呈现的片上所有圆的期望位置,然后以与上述相同的方式单独地处理每个预估的圆中心附近的图像部分。针对每个圆,识别对应于距圆中心预设距离内的点的一组像素,然后使用上述的灰度值和坐标值计算改进的圆中心坐标。

[0051] 在针对一幅图像已经计算了校准片上每个圆的表示的所有中心的坐标时,就能够从图像中这些点的相对位置和校准片表面上这些圆的已知相对位置来计算立体摄像系统10内不同摄像机的相对方向,如在Roger Tsai的“*A Versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off the Shelf TV Cameras and Lenses*”(IEEE Journal of Robotics and Automation, Vol.Ra-3, No. 4, August 1987)中所详细描述的。此外从单独图像中各点的相对位置,还能够确定摄像图像内的诸如焦距和径向畸变的内部摄像参数。

[0052] 因此,通过执行该初始校准步骤,计算机12被提供使得计算机能够将由立体摄像系统10获取的立体图像转换为被成像的对象表面的3D计算机丝网模型的数据。此外,由于执行关于已知尺寸的校准片的初始校准,计算机还被提供识别计算机模型和真实世界测量值的距离之间的关系的数据。然而,在该阶段,计算机12没有办法将该测量值与治疗室的等中心的位置或机械床的运动轴关联。

[0053] 已经确定了立体摄像系统10的摄像机的相对位置和相关内部参数,然后在治疗室的预估等中心处放置校准体模18(s2)。在该实施方式中,体模18包括已知尺寸的低密度材

料的加工立方体,该材料具有与水相当的射线衰减及与人体组织相当的密度。在该实施方式中,这通过如下来实现:体模18是加工的聚苯乙烯立方体,该立方体的精修表面被涂布以针对立体摄像系统10的成像提供最佳图像。在其他实施方式中,能够使用其他材料。然而在任意实施方式中,所使用的材料应该被选择为促进使用诸如kV、立体X射线、MV或射野影像、锥束CT、以及常规轴位和螺旋CT的成像技术来成像。

[0054] 在体模18的主体内的固定方向上提供已知的非对称配置的靶标。这些靶标可包括小的金属或陶瓷球。这些球可以由钢、钛、或钨制成或可由陶瓷材料或在对体模成像时提供与形成体模18主体的材料的良好对比的任意其他材料制成。多数合适材料将是具有良好辐射稳定性的材料,其能够在经历实质变化前承受相当大的辐射剂量,其中在体模18的主体内提供的靶标的相对密度和射线衰减被选择为辅助体模18的后续成像。优选的是,任意体模18包含非对称配置的靶标,这是因为靶标的非对称性使得能够从体模18的图像来确定体模18的方向,使得能够在已经知道时确定或确认体模18关于治疗坐标系的方向。

[0055] 具有非对称配置的成像靶标的合适体模18将包括Penta-Guide体模(加拿大伦敦市安大略的Modus Medical Devices),其构成为16cm尺寸的、具有以特定模式定向的五个内部空气袋的丙烯酸立方体。

[0056] 体模18通过被置于安装于机械床16上的可调节台20上被定位于等中心的预估位置处。除了将体模18的位置固定在机械床16上之外,可调节台20还被配置为具有可调节脚,从而使得能够对体模方向进行微调整。由于典型的机械床16的运动轴被限制为旋转和横向、垂直和水平运动,并因此机械床16的运动仅能够以例如倾斜或翻滚地近似变化,这是理想的。在一些实施方式中,可调节台20可包括水平仪,其能够为使用者指示台20以及由此的体模18为水平的时刻。

[0057] 为了不使任意潜在的X射线/光子束散射影响射线图像的质量,可调节台20由具有低密度/射线衰减的材料构造。另外,在该实施方式中,台20具有在垂直治疗光束路径上的通光孔径,从而不会不利地影响辐射体模18时所获取的射线图像的质量。

[0058] 在一些实施方式中,可调节台20可以被配置为使得它仅在多个固定位置处和相对于机械床16的表面上的固定方向上附接至机械床16。类似地,可调节台20还被配置为使得体模18仅置于在一个或多个固定方向上的台20上。因此,例如可调节台20可包括在特定方向上容纳体模18的凹槽。可调节台20与机械床16的附接以及体模18相对于可调节台20的位置和方向的固定辅助固定体模相对于治疗室的等中心和坐标系的定位和方向。在任意情形中,可调节台20应该被构造为不在机械床16的表面上滑动或运动。

[0059] 在一些实施方式中,可调节台可包含千分尺定位工具,用于精确地横向、纵向和垂直移动体模。该定位工具的优点是:使用该工具而不是机械床16对体模的位置做出精密修正更为容易,这是由于重新定位将仅涉及体模的运动而不是整个床16的运动。

[0060] 在一些实施方式中,可利用包含这种工具的体模替代单独的体模18和可调节台20。这种体模的示例是Varian Exact T Look-Bar(美国爱荷华州奥兰治城的MedTec),其包含嵌入在组织等效材料中的五个标记,它们通过包含千分尺工具的凸轮锁紧机构安装在床上。

[0061] 如果已经将体模18定位为体模18的中心点处于预估的治疗室等中心处,并且在必要时通过调节可调节台20的脚来调平体模18,则使用立体摄像机10获取体模18的图像

(s3)。然后通过计算机12使用先前获取的关于立体摄像系统10的摄像机的相对位置和内部参数的信息来处理这些图像,从而生成在当前3D模型空间内的体模18的表面的3D计算机模型。

[0062] 然后使用治疗装置14从多个角度辐射体模18(s4),并以类似于传统Winston-Lutz测试方式的传统方式,使用被配置在辐射体模18的治疗装置14的机架头对面的固定点处的数字摄像机22,来获取所投射辐射的图像。然后在治疗装置14的机架头被定向在不同位置时由计算机12以传统方式处理由数字摄像机22获取的图像,从而确定图像中体模18的显现以及尤其是包含在体模18内的靶标阴影的显现与假设体模18准确地置于等中心处时体模内靶标的期望阴影位置对比之间的差异。通过该处理,计算机12确定体模的中心从治疗装置14的真实等中心偏移的程度。

[0063] 然后计算机12继续给体模18的建模表面施加确定的偏移(s5),从而生成体模18的正确定位的参考表面。做完这些之后,计算机命令机械床16横向地、垂直地、纵向地、和旋转地重新定位自身,从而将体模18重新定位至真实等中心的位置。如果在成像之前准确地调平体模18,那么仅通过横向、垂直、纵向和旋转变换就能够实现体模18的精确的重新对准。

[0064] 随着体模18被重新定位,使用立体摄像系统10监视体模18的位置(s6),其中计算机12处理体模18的图像以在其重新定位时生成体模18表面的丝网模型。能够在计算机12的屏幕上显示建模表面和原始表面之间的任何差异,其用于重新定位体模18所需的偏移,以提供所剩误差的视觉反馈。

[0065] 体模18的运动的监视提供了用于确认用于生成丝网模型的坐标系的轴对应于机械床16的坐标系的轴的机会。更加具体而言,由数字摄像机22获取的图像的分析将提供偏移,该偏移是用于将体模18重新定位在治疗室的真实等中心的偏移。命令机械床16以与偏移对应的方式重新定位体模18会导致对应引起体模18准确定位的运动。另外,由于床16的重新定位引起的体模18的运动还对应由立体摄像系统10所监视的体模18的表面的等效重新定位。另外,体模18的表面的监视能够突出对体模18的位置或方向的任意进一步的微调整的存在,诸如在体模18已经通过机械床16重新定位后可通过调节可调节台20来实现进一步的微调整。

[0066] 当体模18被定位为其中心点位于等中心的预估位置时,立体摄像系统10则能够使用处于已知位置的已知尺寸的体模18的图像与立体摄像系统10的摄像机的已知相对位置一起来相对于等中心的实际位置校准由计算机12生成的3D表面模型的坐标系。这通常通过重新定义计算机模型的坐标系来实现,从而使得计算机模型坐标系的原点与从处于新位置的体模18的建模表面确定的体模18的中心一致。

[0067] 在本发明的各实施方式中,在需要时,步骤S3-S6能够被重复以获取对体模18与等中心的相对位置的进一步确认。也就是说,在已经基于以由数字摄像机22获取的图像为基础的所确定的偏移重新定位机械床16并使用立体摄像系统10监视体模18已经准确重新定位后,重新定位的体模18然后能够再被辐射,并且之后能够获取被辐射体模18的进一步的图像以确认体模18确实被定位在等中心处,并且如果不是该情形,就对体模18的位置的进行进一步调节。

[0068] 为了第二轮中的额外精度,能够利用包括单个靶标的体模18,其中体模18包括已知尺寸的立方体,单个球体靶标嵌入在立方体中,其中球位于立方体的中心处。该体模18然

后能够被成像并基于辐射体模时由数字摄像机22获取的图像的分析来做出调节。该体模18的优点是靶标球体能够做的非常小并进而辅助以更高精度定位等中心。该体模18的缺点是仅存在单个靶标球体,所获得球体18的图像将缺少关于体模18的方向的信息,当体模18包含非对称配置的靶标时能够得到关于体模18的方向的信息。

[0069] 包含嵌入在组织等效材料中的一个中心的2mm不透辐射线标记的合适测试体模是Varian立方体(美国加利福尼亚州帕洛阿尔托的Varian Medical Systems)。

[0070] 在利用多个体模18的实施方式中,有利的是使用可调节台20,其允许以单一方向的体模18的附接。在该系统中,初始地,含有多个靶标的体模18能够用于识别治疗装置的等中心的位置。使用多靶标体模将具有优势,这是因为非对称配置的靶标球体是显而易见的,当它出现在由数字摄像机22获取的图像中时,可以确定体模18的方向。如果已经这样做并已经基于图像分析重新定位了体模18,那么多靶标体模18能够用单靶标体模18替换并且能够使用该单靶标体模对校准做出最终微调节。在改变体模18时,能够利用立体摄像系统10来确保在更换体模18时没有发生位置变化。在该实施方式中,有利的是能够以使得各个体模18很容易地彼此区分的方式(例如,颜色编码)来标记多个体模18。

[0071] 在上述实施方式中,已经基于已经定位至治疗室的等中心的体模18的成像描述了摄像系统的校准。应该理解的是,在一些实施方式中,不通过物理地重新定位体模18也能够实现校准。更加具体而言,如上所述,能够将体模18定位在等中心的预估位置并使用立体摄像系统18成像,然后使用数字摄像机22获取的图像辐射。然后能够处理由数字摄像机22获取的图像以确定体模相对于治疗室实际等中心的偏移。类似的,能够处理由立体摄像系统10获取的体模18的图像以生成处于其当前位置的体模的3D计算机模型。然后能够通过将通过处理3D模型以重新定位体模18的模型的中心计算的变换加上计算机模型的轴的原点以及由通过处理数字摄像机22获取的图像确定的偏离,来计算立体摄像机10的坐标系的调节。

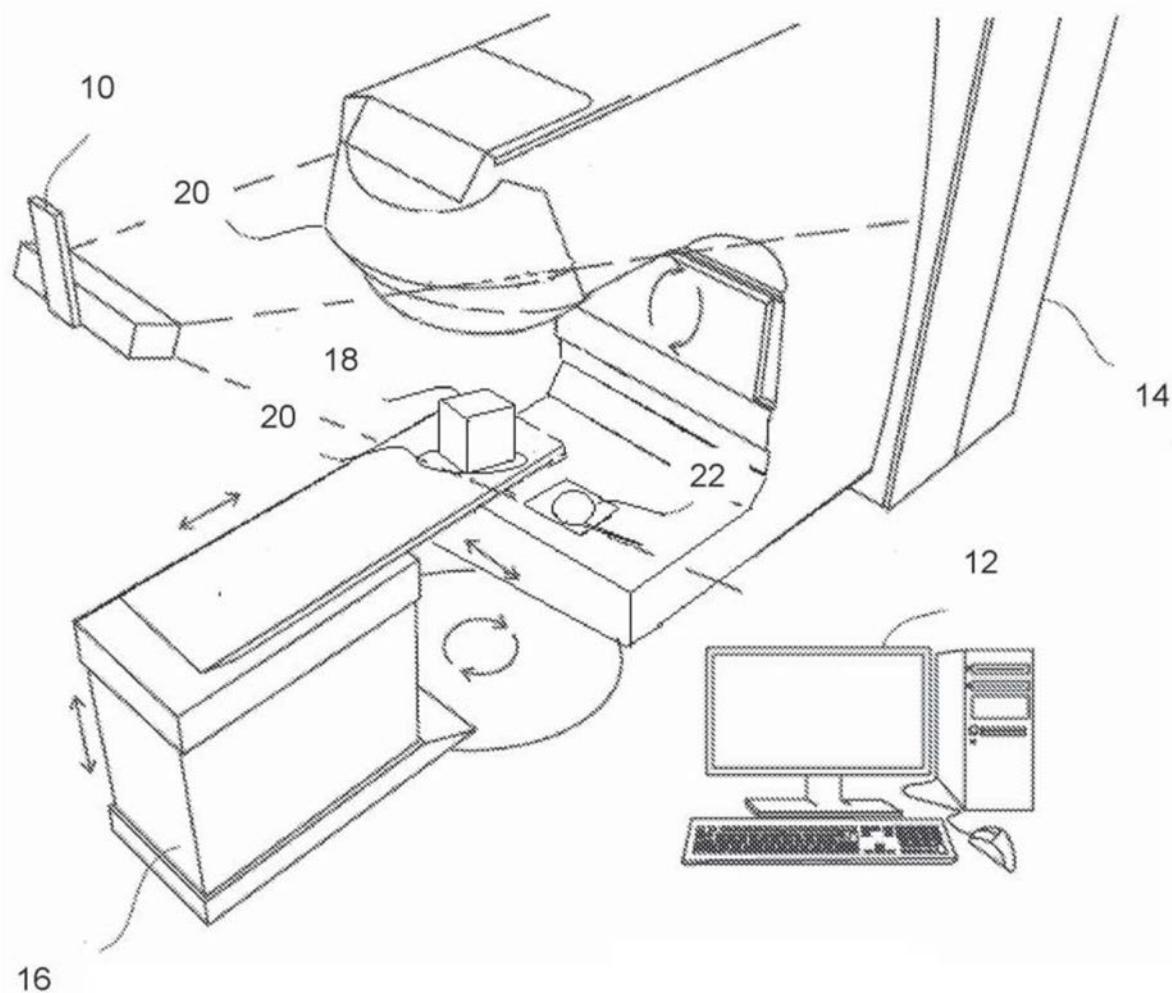


图1

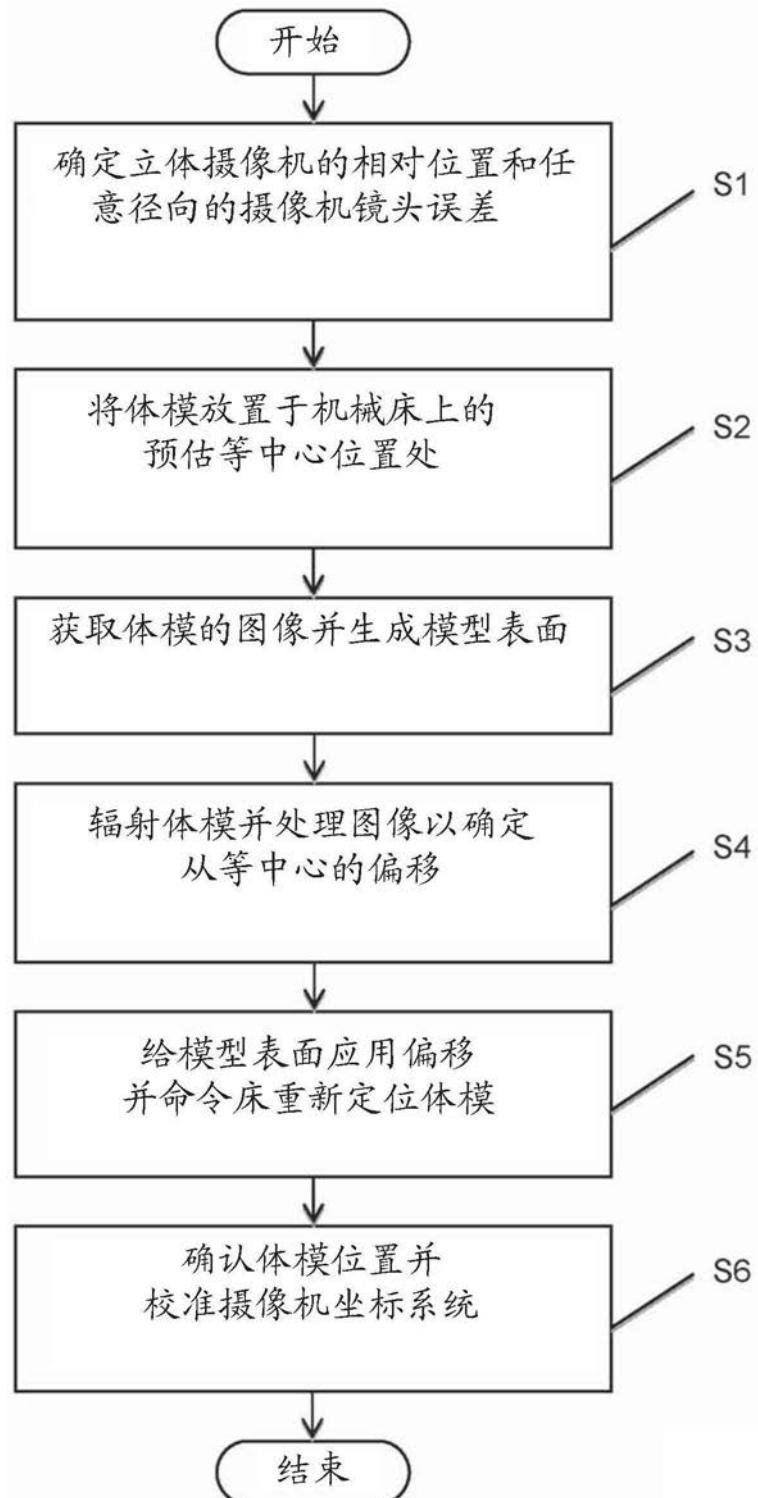


图2