



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109908497 A

(43)申请公布日 2019.06.21

(21)申请号 201910256465.6

(22)申请日 2019.04.01

(71)申请人 上海联影医疗科技有限公司
地址 201807 上海市嘉定区城北路2258号

(72)发明人 吴玄 杨宏成

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.
A61N 5/10(2006.01)

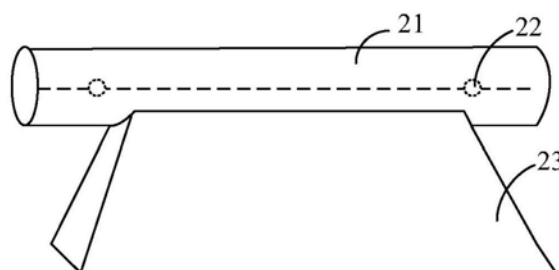
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

坐标校准装置、系统、方法及介质

(57)摘要

本发明实施例公开了一种坐标校准装置、系统、方法及介质，该装置包括：本体和对应每个成像设备的校准点组；校准点组设置于所述本体上，每个校准点组至少包括位于所对应成像设备的扫描范围的一个校准点，且不同校准点组之间的校准点的空间位置关系固定。解决了现有技术无法准确地检测出定位CT与引导CT的等中心之间的坐标转换关系的问题，以提高二者等中心检测的准确性。



1. 一种坐标校准装置,其特征在于,用于至少两个成像设备间的坐标的校准,包括:
本体;
对应每个成像设备的校准点组,设置于所述本体上,每个校准点组至少包括位于所对应成像设备的扫描范围的一个校准点,且不同校准点组之间的校准点的空间位置关系固定。
2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,还包括:
固定架,所述固定架用于支撑所述本体以使所述本体位置固定。
3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述本体由刚性材料制成。
4. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,所述本体由柔性材料制成,所述柔性材料的本体通过所述固定架保持不同校准点组的校准点之间的空间位置关系不变。
5. 根据权利要求1-4任一所述的装置,其特征在于,不同校准点组所包含的校准点呈线性分布。
6. 一种坐标校准系统,其特征在于,基于权利要求1-5任一所述的坐标校准装置,包括:
获取模块,用于获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;
输出模块,用于根据所述目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。
7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述待校准的成像设备有两台,相应的,所述输出模块包括:
基准图像确定单元,用于将其中一成像设备作为基准成像设备,将该基准成像设备的图像作为基准图像;
虚拟校准点确定单元,用于根据目标校准点之间的空间位置关系,以及所述基准图像中的目标校准点的位置信息,在所述基准图像所在的坐标系中确定对应于另一成像设备的虚拟校准点的位置信息;
坐标转换矩阵确定单元,用于根据所述虚拟校准点的位置信息和所述另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。
8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于,如果每个成像设备的校准点组包括至少两个目标校准点,所述坐标转换矩阵确定单元用于根据每个目标校准点对应的虚拟校准点的位置信息和所述另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备之间的初始坐标转换矩阵,并根据两成像设备之间的初始坐标转换矩阵确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。
9. 根据权利要求6-8任一所述的系统,其特征在于,所述图像为CT图像或是两个正交平面的平片。
10. 一种坐标校准方法,其特征在于,与权利要求1-5任一所述的坐标校准装置配合使用,包括:
获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;
根据所述目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。

11. 一种坐标校准方法,其特征在于,与权利要求1-5任一所述的坐标校准装置配合使用,包括:

对坐标校准装置进行摆位,使所述校准线同时出现在待校准的成像设备的扫描范围内,且每个成像设备的扫描范围至少对应一个用于坐标计算的目标校准点;

获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;

根据所述目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。

12. 一种包含计算机可执行指令的存储介质,其特征在于,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于实现如权利要求10所述的坐标校准方法。

坐标校准装置、系统、方法及介质

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及医疗设备技术领域,尤其涉及一种坐标校准装置、系统、方法及介质。

背景技术

[0002] 一体化放疗系统通常包含一台定位CT (Computed Tomography, 计算机断层成像, 简称CT) 11和一台RT (Radiation Therapy, 放射治疗, 简称RT) 121, 参见图1所示。通常情况下, 定位CT 11与RT 121共用一个治疗床13, 且RT设置于朝向治疗床13一侧的CT机架上。为了便于实施图像引导放疗, 在定位CT 11的机架上还设置有朝向RT 121的探测平板122, 从而构成能够旋转扫描的引导CT 12。

[0003] 为了提高放疗的准确性, 需要定期对定位CT坐标与引导CT (或RT) 坐标的一致性进行检测。现有技术常采用激光辅助检测, 具体为: 在定位CT的机架旋转中心架设平行于z轴发射的激光灯011, 并在RT一侧的固定位置安置平板012, 通过投影检测定位CT的旋转等中心落于RT已知平板012的(x, y)坐标, 从而计算出定位CT与引导CT之间的相对坐标。在目前使用环境中, 此种方法存在较大的局限性, 首先, 激光灯011的安装难以保证激光束绝对垂直于RT的x-y平面; 其次, RT系统与CT的旋转平面相距超过2m, 常用直径1mm激光束在此距离下难以保证聚焦, 使其光斑直径过大, 降低检测精度; 最后, 该方法无法测量出二者在z方向上的等中心间的关系, 因此在实际使用中, 该值常用机械安装保证, 误差较大。

[0004] 综上, 现有技术无法准确地检测出定位CT与引导CT的等中心之间的坐标关系, 需要提供一种坐标校准装置, 通过该装置检测出定位CT与RT之间的坐标转换矩阵, 并基于该坐标转换矩阵调整二者的空间关系, 从而保证二者坐标的一致性。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供了一种坐标校准装置、系统、方法及介质, 以解决现有技术无法准确地检测出定位CT与引导CT的等中心之间的坐标关系的问题, 以提高二者等中心检测的准确性。

[0006] 第一方面, 本发明实施例提供了一种坐标校准装置, 用于至少两个成像设备间的坐标的校准, 包括:

[0007] 本体;

[0008] 对应每个成像设备的校准点组, 设置于所述本体上, 每个校准点组至少包括位于所对应成像设备的扫描范围的一个校准点, 且不同校准点组之间的校准点的空间位置关系固定。

[0009] 第二方面, 本发明实施例还提供了一种坐标校准系统, 基于第一方面所述的坐标校准装置, 包括:

[0010] 获取模块, 用于获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像, 且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;

[0011] 输出模块,用于根据所述目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0012] 第三方面,本发明实施例还提供了一种坐标校准方法,与第一方面所述的坐标校准装置配合使用,包括:

[0013] 获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;

[0014] 根据所述目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0015] 第四方面,本发明实施例还提供了一种坐标校准方法,与第一方面所述的坐标校准装置配合使用,包括:

[0016] 对坐标校准装置进行摆位,使所述校准线同时出现在待校准的成像设备的扫描范围内,且每个成像设备的扫描范围至少对应一个用于坐标计算的目标校准点;

[0017] 获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;

[0018] 根据所述目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0019] 第五方面,本发明实施例还提供了一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时用于实现如第三方面所述的坐标校准方法。

[0020] 本发明实施例提供的坐标校准装置的技术方案,包括本体,以及设于本体上对应于每个成像设备的校准点组,每个校准点组至少包括位于所对应成像设备的扫描范围的一个校准点,且不同校准点组之间的校准点的空间位置关系固定,从而使每个成像设备对其扫描范围内的部分坐标校准装置进行图像扫描时,不同校准点组之间的校准点的空间位置关系不变,那么即可根据用于坐标计算的目标校准点在实际空间位置关系与在图像中的位置信息,确定成像设备间的坐标转换矩阵,而且该装置结构简单,易于实现。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图做一简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0022] 图1是本发明背景技术提供的一体化放疗系统的结构示意图;

[0023] 图2A是本发明实施例一提供的坐标校准装置的结构示意图;

[0024] 图2B是本发明实施例一提供的又一坐标校准装置的结构示意图;

[0025] 图2C是本发明实施例一提供的又一坐标校准装置的结构示意图;

[0026] 图2D是本发明实施例一提供的定位CT拍摄的部分坐标校准装置的示意图;

[0027] 图2E是本发明实施例一提供的引导CT拍摄的部分坐标校准装置的示意图;

[0028] 图3是本发明实施例二提供的坐标校准系统的框图示意图;

[0029] 图4是本发明实施例二提供的坐标校准系统的又一示意图;

[0030] 图5是本发明实施例三提供的坐标校准方法的流程图;

[0031] 图6是本发明实施例四提供的坐标校准方法的流程图。

具体实施方式

[0032] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,以下将参照本发明实施例中的附图,通过实施方式清楚、完整地描述本发明的技术方案,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0033] 实施例一

[0034] 本发明实施例提了一种坐标校准装置。该装置可用于至少两个成像设备间的坐标的校准,如图2A、2B和2C所示,包括本体21和对应每个成像设备的校准点组,其中校准点组设置于本体21上,每个校准点组至少包括位于所对应成像设备的扫描范围的一个校准点22,且不同校准点组之间的校准点22的空间位置关系固定。

[0035] 其中,本实施例的成像设备通常为射线成像设备,比如X射线成像设备,本实施例以一体化放疗系统(参见图1)中的定位CT和引导CT为例进行说明。由于CT所成图像通常为三维CT图像或是某一平面的平片,而且通过坐标校准装置的两个正交平面的平片可以确定坐标校准装置中的校准点的空间位置关系,因此本实施例所述的图像为每个成像设备所扫描的部分坐标校准装置的三维CT图像或是至少两正交平面的平片。其中,本实施例的平片是指使CT设备仅沿z轴运动获取的坐标校准装置的二维图像,比如CT球管保持在0度位置,且治疗床仅沿z轴运动扫描得到坐标校准装置在x-z平面的图像,CT球管保持在90度或270度位置,且治疗床仅沿z轴运动扫描得到的坐标校准装置在y-z平面的图像。再比如,对于锥形束CT,平片指CT球管分别位于0度位置和90度(或270度)位置时扫描得到的坐标校准装置在x-z平面和y-z平面的图像。

[0036] 为了提高成像设备间的坐标校准的准确性,本实施例还包括用于支撑和固定本体21的固定架23,以使本体21在图像扫描过程中不会发生形变,从而保证不同校准点组之间的校准点的空间位置关系不会发生相对变化。在一些实施例中,固定架23不限于图2A、2B和2C所示的形状,只要其可以稳定支撑本体21即可。例如,由于成像设备通常具备基座和/或机架等部件,为了使得固定架23与成像设备的基座和/或机架不产生干涉,固定架23可以仅支撑本体21的两个端部,从而避开成像设备的基座和/或机架。

[0037] 其中,本体优选由刚性材料制成,刚性材料可以简单方便地保持不同校准点组之间的校准点的空间位置关系固定;当然,本体也可以由柔性材料制成,只要固定架23能够保持不同校准点组的校准点之间的空间位置关系不变即可。

[0038] 优选地,不同校准点组的校准点呈线性排列(参见图2A和图2B),以简化坐标校准点之间的空间位置关系,从而减少根据不同校准点组的校准点在图像中的空间位置关系确定成像设备之间的坐标转换矩阵的运算量。

[0039] 为了使不同校准点组的校准点呈线性排列,本实施例不同校准点组的校准点可以设置于本体的同一特征线上(参见图2A和图2C),或是设于同一标识线(参见图2B)上,且该标识线位于本体的内部或表面上。其中,特征线为本体的边线或轴心线等携带本体自身特征信息的线,标识线可以为设置于本体内的任一条线。可选的,标识线对射线的衰减系数通常与本体对射线的衰减系数不同,从而能够使标识线在图像上显示出来。

[0040] 可以理解的是,如果每个校准点组包括多个校准点,那么在通过图像中的校准点的位置信息确定成像设备之间的坐标转换矩阵时,需要确定用于坐标计算的目标校准点的对应关系。为了便于该对应关系的确定,本实施例的校准点组中的各个校准点22的形状(参见图2B)或对射线的衰减系数不同,以使校准点在图像上的形状或灰度值不同,从而可以根据校准点在图像上的形状或灰度值确定不同校准点组中用于坐标计算的目标校准点。

[0041] 本实施例中,校准点22与本体21由不同的材料组成,以使得校准点22可以在对应的成像设备扫描获取的图像中被识别。例如,对于射线成像设备而言,校准点22与本体21对射线的衰减不同。可选的,校准点22可以为设置于本体21内的金属球,或校准点22可以为形成在本体21内的孔。

[0042] 本发明实施例提供的坐标校准装置的技术方案,包括本体,以及设于本体上对应于每个成像设备的校准点组,每个校准点组至少包括位于所对应成像设备的扫描范围的一个校准点,且不同校准点组之间的校准点的空间位置关系固定,从而使每个成像设备对其扫描范围内的部分坐标校准装置进行图像扫描时,不同校准点组之间的校准点的空间位置关系不变,那么即可根据用于坐标计算的目标校准点在实际空间位置关系与在图像中的位置信息,确定成像设备间的坐标转换矩阵,而且该装置结构简单,易于实现。

[0043] 实施例二

[0044] 图3是本发明实施例二提供的坐标校准系统的结构框图。该坐标校准系统与前述实施例所述的坐标校准装置配合使用,包括获取模块31和输出模块32,获取模块31用于获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;输出模块32用于根据目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定成像设备之间的坐标转换矩阵。目标校准点之间的空间位置关系可以事先确定并存储于坐标校准系统的存储器中。

[0045] 其中,本实施例的成像设备通常为射线成像设备,比如X射线成像设备,以成像设备为CT成像设备为例进行说明,可以理解的是,CT成像设备对应的图像通常为三维CT图像或是某一平面的平片,而且通过坐标校准装置两个正交平面的平片可以确定任一校准点的空间位置关系,因此本实施例所述的图像为部分坐标校准装置的三维CT图像或是至少两正交平面的平片。其中,本实施例的平片是指使CT设备仅沿z轴运动获取的坐标校准装置的二维图像,比如CT球管保持在0度位置,且治疗床仅沿z轴运动扫描得到坐标校准装置在x-z平面的图像,CT球管保持在90度或270度位置,且治疗床仅沿z轴运动扫描得到的坐标校准装置在y-z平面的图像。再比如,对于锥形束CT,平片指CT球管分别位于0度位置和90度(或270度)位置时扫描得到的坐标校准装置在x-z平面和y-z平面的图像。

[0046] 可以理解的是,如果可以实现两台成像设备之间的坐标校准,则可以实现任意数量的成像设备之间的坐标校准,为了便于技术方案的阐述,本实施例以校正两台成像设备的坐标为例进行说明。

[0047] 如果成像设备有两台,本实施例的输出模块32包括:基准图像确定单元321、虚拟校准点确定单元322和坐标转换矩阵确定单元323,基准图像确定单元321用于将其中一成像设备作为基准成像设备,将该基准成像设备的图像作为基准图像;虚拟校准点确定单元322用于根据已存储的目标校准点之间的空间位置关系,以及基准图像中的目标校准点的位置信息,在基准图像所在的坐标系中确定对应于另一成像设备的虚拟校准点的位置信息;

坐标转换矩阵确定单元323用于根据虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0048] 示例性的,如图2D和图2E所示,坐标校准装置的本体为柱形结构,其轴心设置有标识线,该标识线上设置有校准点P1和校准点P2,两成像设备分别为一体化放疗系统的定位CT和引导CT(参见图1)。设定校准点P1对应定位CT,且该定位CT对应的图像为FBCT(fan beam CT)图像(参见图2D),校准点P2对应引导CT,且该引导CT对应的图像为CBCT(cone beam CT)图像(参见图2E)。以CBCT图像为基准图像,根据校准点P1和校准点P2的实际空间位置关系,在CBCT图像的坐标系中确定对应于P1的虚拟校准点P21(参见图2E中CBCT图像外的虚线部分),假设定位CT相对于引导CT的坐标转换矩阵为TCR,则定位CT与引导CT的坐标满足: $P_{21}(x,y) = TCR P_1(x,y)$ 。

[0049] 前式中P1的坐标 $P_1(x,y)$ 为已知,P21的坐标可以根据P2的坐标以及P2与P1两坐标之间的空间位置关系确定,因此P1和P21的坐标以及坐标转换矩阵可以计算出来。坐标转换矩阵计算出来之后,定位CT和引导CT之间即建立起坐标系之间的全部联系,从而可以应用于图像引导等工作流。例如,以定位CT为基准设备,根据坐标转换矩阵调整引导CT中心坐标至定位CT的坐标系即可。通过CBCT图像和FBCT图像确定P1和P21的坐标,可使所确定的坐标精度达到亚像素级别,因此相较于现有技术仅能对两成像设备旋转中心在x-y平面进行粗略校准,本实施例可以对两成像设备的等中心点的三维坐标进行精确校准。

[0050] 可以理解的是,为了提高成像设备之间的坐标校准的准确性,每个成像设备可以对应多个校准点,即每个成像设备的图像中包括多个用于坐标计算的目标校准点,此时,坐标转换矩阵确定单元可以根据每个目标校准点对应的虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备之间的初始坐标转换矩阵,并根据两成像设备之间的初始坐标转换矩阵确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0051] 可以理解的是,坐标转换矩阵确定单元在根据成像设备之间的初始坐标转换矩阵确定两成像设备之间的坐标转换矩阵时,可以提前确定并存储每个目标校准点的权重系数,然后根据成像设备之间的初始坐标转换矩阵和每个目标校准点的权重系数确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。比如,当每个成像设备对应两个目标校准点时,各个目标校准点的权重系数为0.5,即取两个目标校准点所对应的坐标转换矩阵的均值。

[0052] 为了便于技术方案的描述,本实施例中的定位CT和引导CT的坐标方向一致(参见图1),但可以理解的是,即便二者的坐标方向不一致,比如定位CT的治疗床沿z轴移动,引导CT的治疗床沿y轴移动,基于本发明任意实施例也可以得到二者的坐标转换矩阵。

[0053] 可选地,如图4所示,该系统还包括处理器201、存储器202、输入装置203以及输出装置204;设备中处理器201的数量可以是一个或多个,图4中以一个处理器201为例;设备中的处理器201、存储器202、输入装置203以及输出装置204可以通过总线或其他方式连接,图4中以通过总线连接为例。

[0054] 存储器202作为一种计算机可读存储介质,可用于存储软件程序、计算机可执行程序以及模块,处理器201通过运行存储在存储器202中的软件程序、指令以及模块,从而执行设备的各种功能应用以及数据处理,即实现上述坐标校准系统的功能。

[0055] 存储器202可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据终端的使用所创建的数据等。此

外,存储器202可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在一些实例中,存储器202可进一步包括相对于处理器201远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至设备。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0056] 输入装置203可用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与设备的用户设置以及功能控制有关的键信号输入。

[0057] 输出装置204可包括显示屏等显示设备,例如,用户终端的显示屏。

[0058] 本发明实施例提供的坐标校准系统的技术方案,包括获取模块和输出模块,获取模块用于获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;输出模块用于根据目标校准点的位置信息以及已存储的目标校准点之间的空间位置关系,确定成像设备之间的坐标转换矩阵。相较于现有技术,该系统可以简单快捷地确定成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0059] 实施例三

[0060] 图5是本发明实施例三提供的坐标校准方法的流程图。本发明实施例与前述实施例所述的坐标校准系统对应,该方法包括:

[0061] S101、获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息。

[0062] 以一体化放疗系统为例,通常包括定位CT和引导CT,坐标校准装置摆位完成后,控制定位CT采集其扫描范围内的部分坐标校准装置的FBCT图像,控制引导CT采集其扫描范围内的部分坐标校准装置的CBCT图像。由于定位CT和引导CT的扫描范围至少对应一个校准点组,因此FBCT图像和CBCT图像均包含可用作坐标计算的目标校准点,由于FBCT图像和CBCT图像均为三维图像,因此它们包含目标校准点的空间位置信息。

[0063] S102、根据目标校准点的位置信息以及已存储的目标校准点之间的空间位置关系,确定成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0064] 在获取到两成像设备拍摄的坐标校准装置的图像之后,即可以根据两图像中的目标校准点的位置信息以及已存储的目标校准点之间的空间位置关系,确定成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0065] 优选地,将其中一成像设备作为基准成像设备,将该基准成像设备的图像作为基准图像;根据已存储的目标校准点之间的空间位置关系,以及基准图像中的目标校准点的位置信息,在基准图像所在的坐标系中确定对应于另一成像设备的虚拟校准点的位置信息;然后根据虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备等中心之间的坐标转换矩阵。

[0066] 示例性的,如图2D和图2E所示,坐标校准装置的本体为柱形结构,其轴心设置有标识线,该标识线上设置有校准点P1和校准点P2,两成像设备分别为一体化放疗系统的定位CT和引导CT(参见图1)。设定校准点P1对应定位CT,且该定位CT对应的图像为FBCT(fan beam CT)图像(参见图2D),校准点P2对应引导CT,且该引导CT对应的图像为CBCT(cone beam CT)图像(参见图2E)。以CBCT图像为基准图像,根据校准点P1和校准点P2的实际空间位置关系,在CBCT图像的坐标系中确定对应于P1的虚拟校准点P21(参见图2E中CBCT图像外的虚线部分),假设定位CT相对于引导CT的坐标转换矩阵为TCR,则定位CT与引导CT的坐标

满足： $P_{21}(x, y) = TCRP_1(x, y)$ 。

[0067] 前式中P1的坐标 $P_1(x, y)$ 为已知，P21的坐标可以根据P2的坐标以及P2与P1两坐标之间的空间位置关系确定，因此P1和P21的坐标以及坐标转换矩阵可以计算出来。坐标转换矩阵计算出来之后，定位CT和引导CT之间即建立起坐标系之间的全部联系，从而可以应用于图像引导等工作流。例如，以定位CT为基准设备，根据坐标转换矩阵调整引导CT中心坐标至定位CT的坐标系即可。通过CBCT图像和FBCT图像确定P1和P21的坐标，可使所确定的坐标精度达到亚像素级别，因此相较于现有技术仅能对两成像设备旋转中心在x-y平面进行粗略校准，本实施例可以对两成像设备的等中心点的三维坐标进行精确校准。

[0068] 可以理解的是，为了提高成像设备之间的坐标校准的准确性，每个成像设备可以对应多个校准点，即每个成像设备的图像中包括多个用于坐标计算的目标校准点，此时，坐标转换矩阵确定单元可以根据每个目标校准点对应的虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息，确定两成像设备之间的初始坐标转换矩阵，并根据两成像设备之间的初始坐标转换矩阵确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0069] 可以理解的是，通过CT除了可以获取坐标转换装置的三维CT图像之外，还可以获取坐标转换装置的某个平面的平片，而且两正交面的平片可以确定目标校准点的空间位置关系，因此本实施例的图像为坐标校准装置的三维CT图像或是坐标校准装置两正交平面的平片。

[0070] 相较于现有技术的坐标校准方法，本实施例利用现有的定位CT和引导CT获取坐标校准装置的图像，不需要增加额外机械精度检测装置，实现难度低，成本低，可以达到亚像素级别的检测精度，高于普通的机械检测精度，而且减少了定位CT和引导CT的相关工作流的系统误差影响。

[0071] 实施例四

[0072] 图6是本发明实施例四提供的坐标校准方法的流程图。本发明实施例提供的坐标校准方法用于采用前述实施例所述的坐标校准装置和坐标校准系统对至少两个成像设备进行坐标校准，该方法包括：

[0073] S201、对坐标校准装置进行摆位，使校准线同时出现在待校准的成像设备的扫描范围内，且每个成像设备的扫描范围至少对应一个用于坐标计算的目标校准点。

[0074] 在采用前述实施例所述的坐标校准装置和坐标校准系统对至少两个成像设备进行坐标校准时，需要先对坐标校准装置进行摆位，使坐标校准装置的本体同时位于两成像设备的扫描范围内，并使每个成像设备的扫描范围内至少出现一个校准点组。其中，每个校准点组至少包括一个校准点。

[0075] 可以理解的是，为了提高成像设备之间的坐标校准的准确性，每个成像设备可以对应多个校准点，即每个成像设备的图像中包括多个用于坐标计算的目标校准点，此时，坐标转换矩阵确定单元可以根据每个目标校准点对应的虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息，确定两成像设备之间的初始坐标转换矩阵，并根据两成像设备之间的初始坐标转换矩阵确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0076] S202、获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像，且每个成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息。

[0077] 以一体化放疗系统为例，成像设备通常为定位CT和引导CT，坐标校准装置摆位完

成后,控制定位CT采集其扫描范围内的部分坐标校准装置的FBCT图像,控制引导CT采集其扫描范围内的部分坐标校准装置的CBCT图像。由于定位CT和引导CT的扫描范围至少对应一个校准点组,因此FBCT图像和CBCT图像均包含可用作坐标计算的目标校准点,由于FBCT图像和CBCT图像均为三维图像,因此它们包含目标校准点的空间位置信息。

[0078] S203、根据目标校准点的位置信息以及目标校准点之间的空间位置关系,确定成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0079] 在获取到两成像设备拍摄的坐标校准装置的图像之后,即可以根据两图像中的目标校准点的位置信息以及已存储的目标校准点之间的空间位置关系,确定成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0080] 优选地,将其中一成像设备作为基准成像设备,将该基准成像设备的图像作为基准图像;根据已存储的目标校准点之间的空间位置关系,以及基准图像中的目标校准点的位置信息,在基准图像所在的坐标系中确定对应于另一成像设备的虚拟校准点的位置信息;然后根据虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备等中心之间的坐标转换矩阵。

[0081] 示例性的,如图2D和图2E所示,坐标校准装置的本体为柱形结构,其轴心设置有标识线,该标识线上设置有校准点P1和校准点P2,两成像设备分别为一体化放疗系统的定位CT和引导CT(参见图1)。设定校准点P1对应定位CT,且该定位CT对应的图像为FBCT(fan beam CT)图像(参见图2D),校准点P2对应引导CT,且该引导CT对应的图像为CBCT(cone beam CT)图像(参见图2E)。以CBCT图像为基准图像,根据校准点P1和校准点P2的实际空间位置关系,在CBCT图像的坐标系中确定对应于P1的虚拟校准点P21(参见图2E中CBCT图像外的虚线部分),假设定位CT相对于引导CT的坐标转换矩阵为TCR,则定位CT与引导CT的坐标满足: $P_{21}(x,y) = TCR P_1(x,y)$ 。

[0082] 前式中P1的坐标 $P_1(x,y)$ 为已知,P21的坐标可以根据P2的坐标以及P2与P1两坐标之间的空间位置关系确定,因此P1和P21的坐标以及坐标转换矩阵可以计算出来。坐标转换矩阵计算出来之后,定位CT和引导CT之间即建立起坐标系之间的全部联系,从而可以应用于图像引导等工作流。例如,以定位CT为基准设备,根据坐标转换矩阵调整引导CT中心坐标至定位CT的坐标系即可。通过CBCT图像和FBCT图像确定P1和P21的坐标,可使所确定的坐标精度达到亚像素级别,因此相较于现有技术仅能对两成像设备旋转中心在x-y平面进行粗略校准,本实施例可以对两成像设备的等中心点的三维坐标进行精确校准。

[0083] 可以理解的是,为了提高成像设备之间的等中心点校准的准确性,每个成像设备可以对应多个校准点,即每个成像设备的图像中包括多个用于坐标计算的目标校准点,此时,坐标转换矩阵确定单元可以根据每个目标校准点对应的虚拟校准点的位置信息和另一成像设备的目标校准点的位置信息,确定两成像设备之间的初始坐标转换矩阵,并根据两成像设备之间的初始坐标转换矩阵确定两成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0084] 可以理解的是,通过CT除了可以获取坐标转换装置的三维CT图像之外,还可以获取坐标转换装置的某个平面的平片,而且两正交面的平片可以确定目标校准点的空间位置关系,因此本实施例的图像为坐标校准装置的三维CT图像或是坐标校准装置两正交平面的平片。

[0085] 相较于现有技术的坐标校准方法,本实施例坐标校准装置的摆位简单,而且仅需

要定位CT和引导CT获取坐标校准装置的图像,不需要增加额外机械精度检测装置,实现难度低,成本低,可以达到亚像素级别的检测精度,高于普通的机械检测精度,而且减少了定位CT和引导CT相关工作流的系统误差影响。

[0086] 实施例五

[0087] 本发明实施例五还提供一种包含计算机可执行指令的存储介质,所述计算机可执行指令在由计算机处理器执行时实现前述实施例所述的坐标校准方法,该方法包括:

[0088] 获取待校准的成像设备的扫描范围所对应的部分坐标校准装置的图像,且每个所述成像设备的图像均包含用作坐标计算的目标校准点的位置信息;

[0089] 根据所述目标校准点的位置信息以及已存储的目标校准点之间的空间位置关系,确定所述成像设备之间的坐标转换矩阵。

[0090] 通过以上关于实施方式的描述,所属领域的技术人员可以清楚地了解到,本发明可借助软件及必需的通用硬件来实现,当然也可以通过硬件实现,但很多情况下前者是更佳的实施方式。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在计算机可读存储介质中,如计算机的软盘、只读存储器(Read-Only Memory,简称ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,简称RAM)、闪存(FLASH)、硬盘或光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)实现坐标校准系统对应的技术效果。

[0091] 值得注意的是,上述坐标校准系统的实施例中,所包括的各个单元和模块只是按照功能逻辑进行划分的,但并不局限于上述的划分,只要能够实现相应的功能即可;另外,各功能单元的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本发明的保护范围。

[0092] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

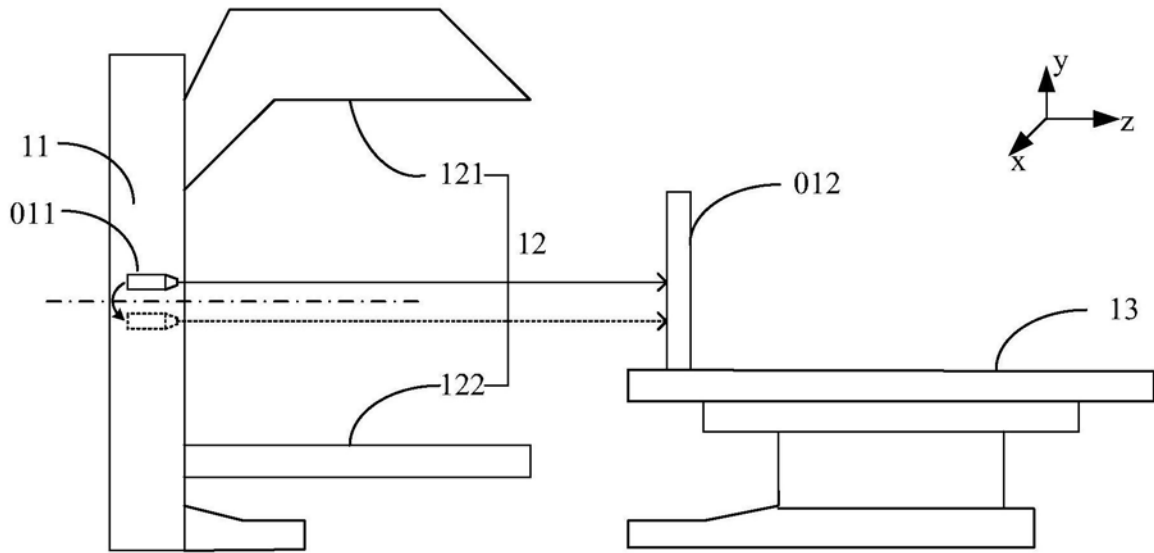


图1

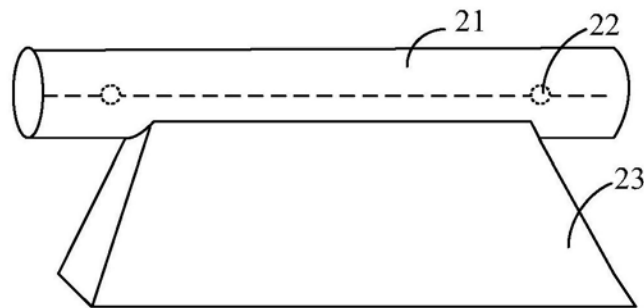


图2A

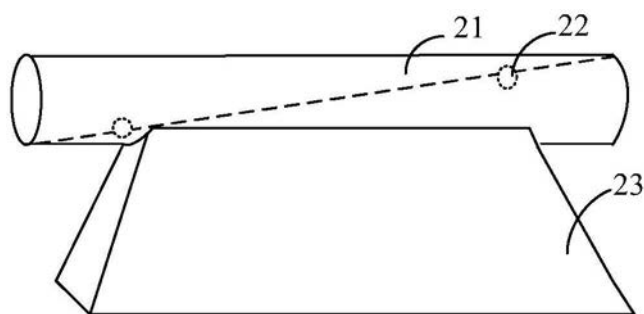


图 2B

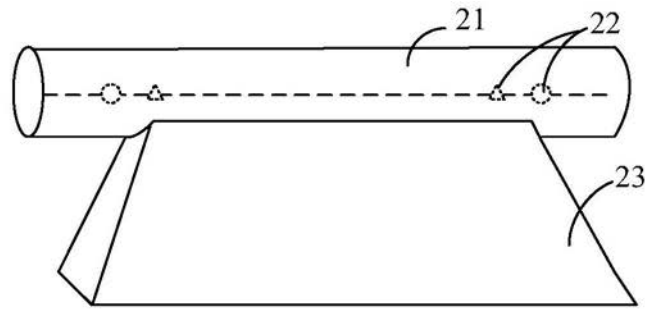


图 2C

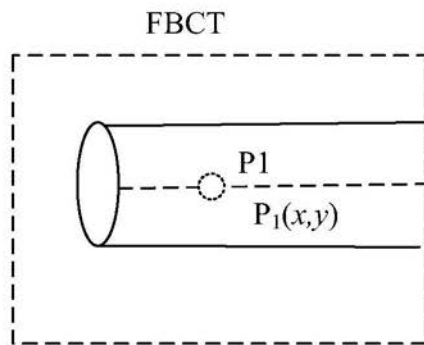


图 2D

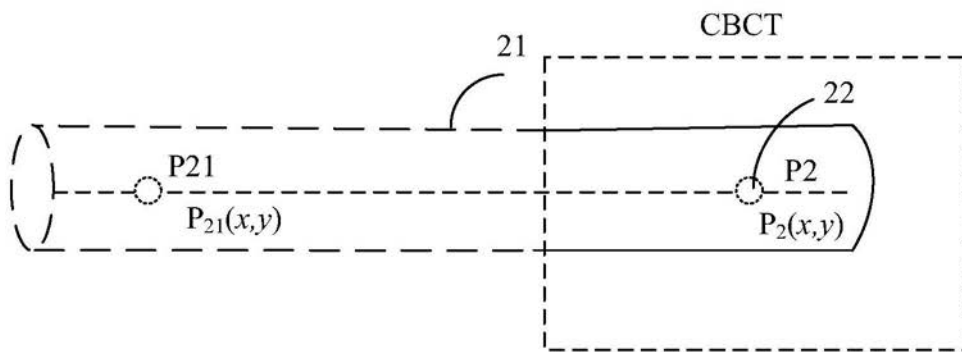


图 2E

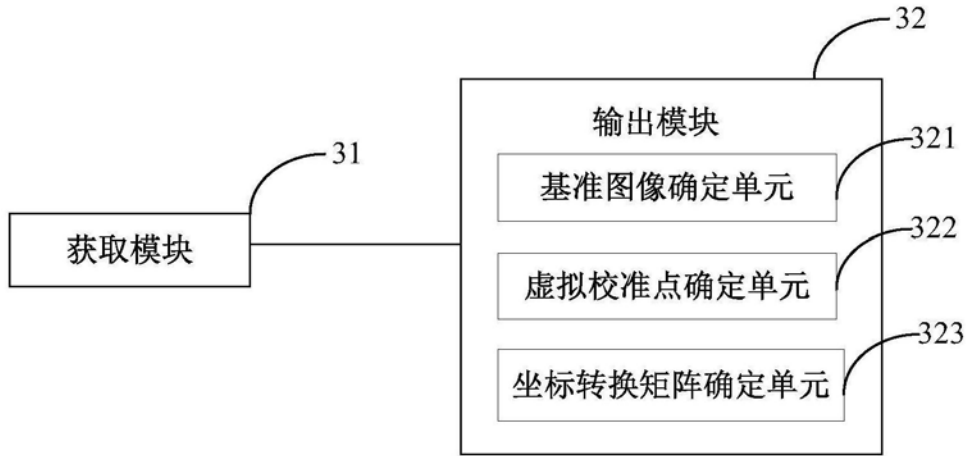


图3

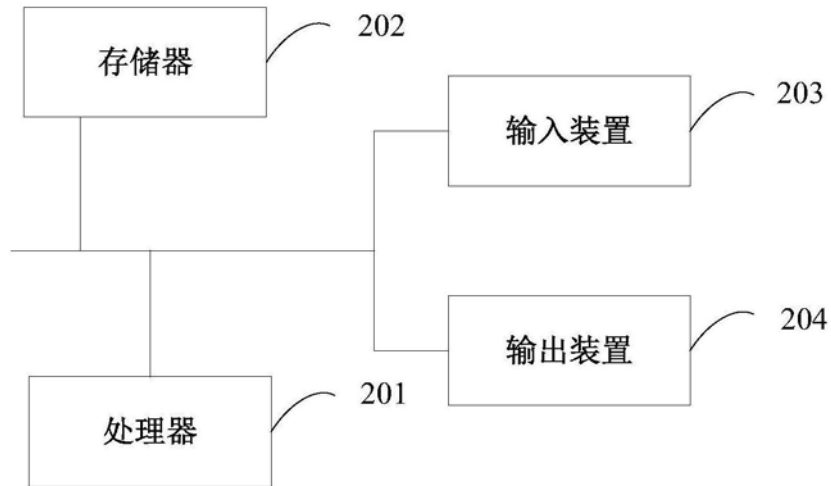


图4

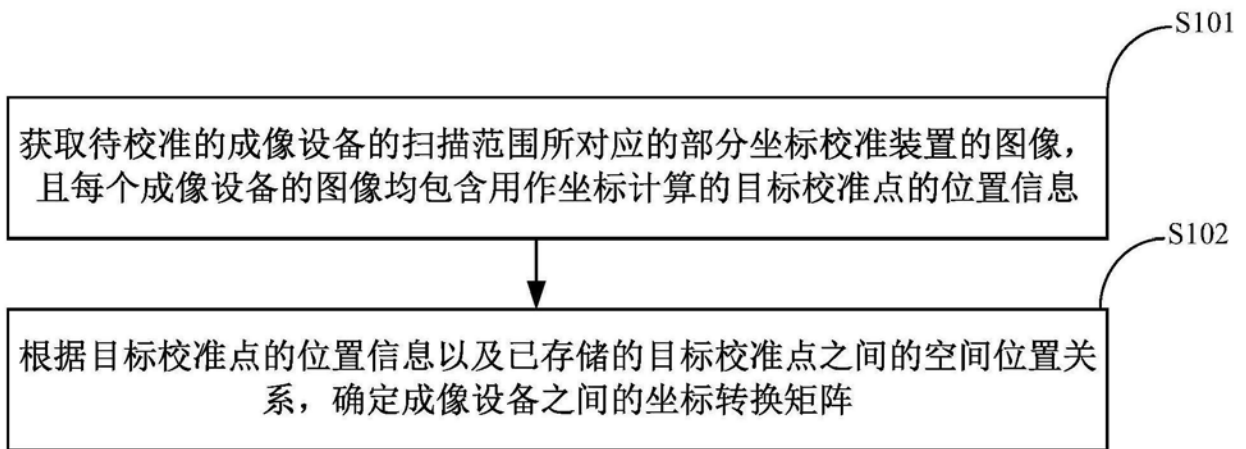


图5

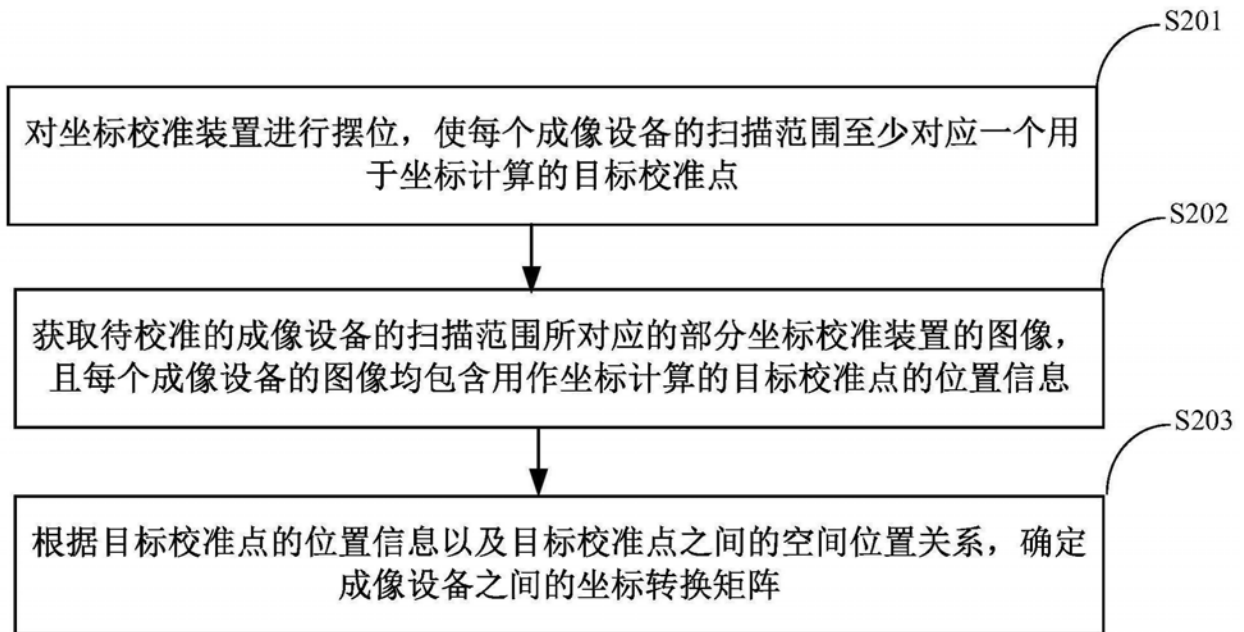


图6