

基于双靶X线球管的双束X射线的金标成像实时跟踪可行性

胡咪¹, 胡逸民², 全红¹

1. 武汉大学物理与科学技术学院, 湖北 武汉 430000; 2. 中国医学科学院中国协和医科大学肿瘤医院放疗科, 北京 100021

【摘要】目的:探究新型双靶X线球管的最优靶间距并建立一种基于此球管的双束X射线的金标记成像实时跟踪算法, 实现实时CBCT图像引导放疗。**方法:**将植入金标记的模体置于医科达Synergy加速器治疗床的床面上, 利用该加速器配置的CBCT获取金标记的kV-X射线零度投影图像。在同一机架角, 平移模体在床面上的位置, 使其处于间距为2~12 mm的等差对称位置, 分别得到金标记的两次kV-X射线零度投影图像。然后从叠加的金标投影图像中提取模体两个位置处的金标记的2D投影位置。将相应的2D金标投影位置反向投影至模拟的双靶靶点位置。利用两条投影线相交的几何原理, 重建出金标记在模体中的3D坐标, 实现靶区内金标记位置的跟踪。**结果:**模体位于床面上间距在2~12 mm的对称位置时, 对应于靶间距为2~12 mm的双靶X线球管的双束平行X射线。当模体位置相距7 mm及以下时, 无法成功从叠加投影图像中检测出金标记的2D投影坐标, 无法重建金标记的3D位置; 仅当模体位于8 mm及以上对称位置时, 金标记2D投影坐标才得以检测到, 检测精度为($\pm 0.176, \pm 0.140$) mm, 此时重建3D坐标的检测精度平均可以达到($\pm 0.242, \pm 0.392, \pm 1.036$) mm。**结论:**当双靶的靶间距大于等于8 mm时, 根据金标记投影图像能较精确地重建出金标记的3D坐标。

【关键词】双靶点X线球管; 坐标重建; 金标记; 实时跟踪

【中图分类号】R812

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)09-1094-07

Feasibility of real-time gold markers tracking by a double-anode-target X-ray tube CBCT

HU Mi¹, HU Yimin², QUAN Hong¹

1. School of Physics and Technology, Wuhan University, Wuhan 430000, China; 2. Department of Radiotherapy, Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

Abstract: Objective To explore the optimal target spacing of a novel double-anode-target X-ray tube, and to realize real-time CBCT image-guided radiotherapy by proposing an algorithm for real-time gold markers tracking based on this innovated tube. **Methods** The phantom with pre-implanted gold markers was put on the treatment couch of Elekta Synergy linear accelerator, and the kV-X-ray zero-degree projection images of the gold markers were obtained by the CBCT configured by the accelerator. At the same gantry angle, the phantom on the treatment couch was translated, so that it is in an equidistant symmetrical position with a spacing of 2 to 12 mm, and two kV-X-ray zero-degree projection images of the gold marks were obtained. Then the 2D projected coordinates of the gold markers were extracted from the overlaid projection images, and the corresponding 2D projected coordinates of the markers were backprojected to the simulated double-anode-target positions. Finally, the geometric principle of the intersection of two projection lines was used to reconstruct the 3D coordinates of the gold markers in the phantom for realizing the tracking of the gold markers in the target area. **Results** When the phantom was located at a symmetrical position with a spacing of 2 to 12 mm on the couch, it corresponded to two parallel X-rays of a double-anode-target X-ray tube with a target spacing of 2 to 12 mm. When the symmetrical distance of the phantom was no more than 7 mm, the 2D projected coordinates of the gold markers could not be successfully read out from the overlaid projection images, and there was no way to reconstruct their 3D coordinates. Only when the phantom was in a symmetrical position with a spacing of 8 mm or larger than 8 mm, the 2D projected coordinates of the gold markers were detectable, with a detection precision of ($\pm 0.176, \pm 0.140$) mm, and the precision of reconstructed 3D coordinates reached ($\pm 0.242, \pm 0.392, \pm 1.036$) mm. **Conclusion** The 3D coordinates of the gold markers can be accurately reconstructed according to the double-anode-target X ray tube images, when the double-anode-target spacing was equal to or larger than 8 mm.

Keywords: double-anode-target X-ray tube; coordinate reconstruction; gold marker; real-time tracking

【收稿日期】2021-09-19

【作者简介】胡咪, 硕士, 研究方向: 双靶点X线球管成像, E-mail: coooooolhum@foxmail.com

【通信作者】胡逸民, 博士, 教授, 研究方向: 肿瘤放射物理, E-mail: yiminhu888@163.com

前言

X射线三维适形(Three-Dimension Conformal Radiotherapy, 3DCRT)和调强适形(Intensity-Modulated Radiotherapy, IMRT)技术已成为现代放疗的基本技术。图像引导放疗(Image-Guided Radiotherapy, IGRT)是保证3DCRT和IMRT得以精确执行的一种必要技术;在执行(体部)立体定向放疗(Stereotactic (Body) Radiotherapy, SRT/SBRT)中,实施IGRT尤为重要^[1-4]。自1995年以来,通过千伏(kV)和兆伏(MV)成像引导常规直线加速器的技术已广泛应用于临床放疗^[5]。目前实现IGRT的摆位时刻及实时图像引导方式主要有:(1)皮肤标记-3D激光灯近红外跟随技术;(2)体内标记加kV-X射线;(3)体内标记加MV-X射线;(4)超声;(5)CT/MRI/PET实现摆位时刻引导等,其中技术(1)~(3),特别是技术(1)和(2)目前最为常用。

瓦里安、医科达公司等利用单束随治疗机架转动的kV-X线束实现摆位时刻验证,称为CBCT技术^[6-7]。将X射线球管安装在治疗加速器机架上,利用机架旋转到不同两个角度,获取金属标记点的位置(图1a),从而实现摆位时刻的位置引导;目前CBCT技术已成为加速器生产厂家的标准配置。利用kV-X线跟踪体内金属标记时,需要机架转动角度才能获得体内金属标记物的位置(即肿瘤位置),而在kV-X线获取金标记影像时,不能进行照射,故该技术只能实现治疗摆位时刻的图像引导。中国深圳科瑞特公司最早使用双束交角MV-X线,以及安科瑞和博依莱公司最早使用双束交角kV-X线实现金球标记下的IGRT^[8-10]。该技术需要双X线球管交角布置,kV-X线装置(包括球管和影像平板)与加速器分开安装,具有一定的局限性^[11-12]。实时跟踪系统与加速器治疗系统的坐标系是分开的,两者等中心的一致性需要频繁校准,且不能灵活调整成像方向,故有可能被六维移动的机械治疗臂或治疗床遮挡成像视野,但两个交角布置的球管可以实现实时图像引导。还有一些其他的创新,包括光学表面扫描仪Catalyst HD(C-RAD AB)、超声引导^[13]、MV锥形束计算机断层成像(MV-CBCT)、计算机断层成像(CT)、磁共振成像(MRI)^[14-15]和正电子发射断层成像(PET)等。

本研究利用双靶点X射线球管产生的平行双锥形X射线,通过一次成像获得靶区内金标记的一组对应的2D投影坐标(图1b),对此投影坐标进行反向重建就可以得到金标记在靶区(肿瘤内)的位置。安装在治疗机架上的这种双靶球管可以与治疗加速器的出束照射同步进行,可实现金标记的实时追踪。该

球管的两个阳极靶之间的距离必须保证同一金标记在探测器上的两个投影位置都能被识别。本研究对此靶间距进行探究,并提出此靶间距下双靶成像的金标记投影实时快速检测算法。

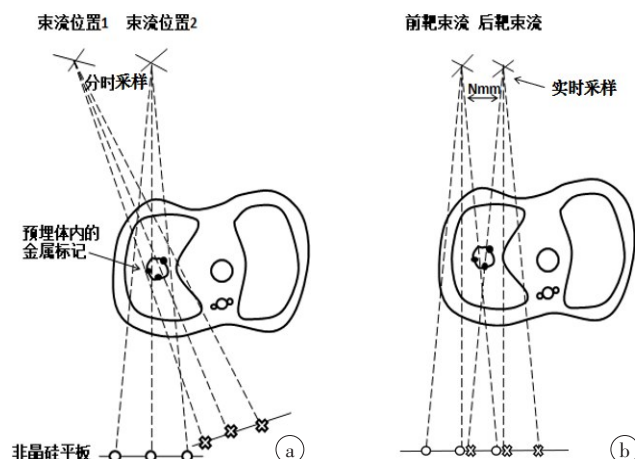


图1 现行CBCT(a)与采取双球管的CBCT(b)读取金标记点投影示意图

Figure 1 Schematic diagrams of obtaining the projections of the gold markers using the current CBCT (a) or double-anode-target X-ray (b)

1 材料与方法

1.1 双靶点X线球管

图2a为本研究使用的一种新型的双靶面阳极X射线球管的结构示意图,包括阴极部分和阳极部分,阳极部分设有旋转阳极体,旋转阳极体的端面为朝向阴极部分外凸的圆弧面,在端面上的距旋转轴线一定距离处围绕旋转轴线的环形区域上镀覆靶面材料形成环形的靶面。如图2b所示,在该环形的靶面上沿圆周方向等间距形成多个相同的沿旋转轴线方向的盲孔,在环形的靶面上的未开盲孔区域形成多个相同的第一阳极靶面;每个盲孔的底部形成圆环链形的第二阳极靶面,第一阳极靶面和第二阳极靶面的数量相同且面积、直径相等,距离阳极体旋转轴线的距离相等,并且彼此之间等距离地交替设置^[16]。当阳极体旋转时,由阴极部分发射的电子轮流轰击第一阳极靶面和第二阳极靶面,产生平行双锥形X射线束。如图2c、图1b所示,利用该双靶球管产生双束平行的锥形束,在对侧平板上同时出现同一金标记(球)的两个投影,反向重建得到金标记(球)在体内的位置。

1.2 实验设计

本研究实验设计见图3。将一组3个直径为3 mm的金球标记随机预埋到Alderson Rando模体的盆腔部位模体内,金球标记的位置限制在模体中心周围

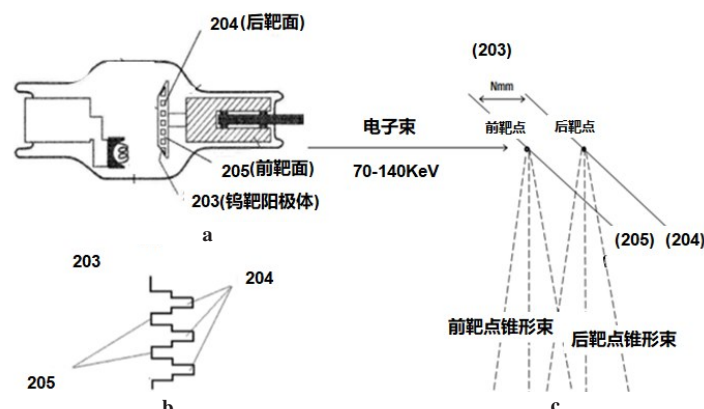


图2 双靶面阳极X射线球管结构图(a, b)及其产生的平行双束锥束X射线(c)
Figure 2 Structure diagrams of double-anode-target X-ray tube (a, b) and the produced parallel double cone-beam X-ray (c)

10 cm×10 cm×10 cm的虚拟立方体内。将模体放置在医科达 Synergy 医用直线加速器治疗床(PPS)的床面上,需大致将模体摆位在使金标记位于等中心点周围的位置,通过深度千分尺沿床板纵向微移特定间隔使其位于对称位置,并进行3D-CBCT扫描,测量出3枚金标记在模体中的实际位置(3D坐标),记录为参考坐标值 P_{ref} 。将加速器机架角度设置为 270° ,对模体进行kV-X线的零度投影成像,出束获得一帧模体零度锥形束投影图像在距离等中心点40 cm的探测器平板上。之后沿床面水平轴线以特定间隔微移模体,获得第二帧模体投影图像在相同的探测器平板上。本实验中预设间隔为距离等中心点2~12 mm的等差对称位移,每个对称位置的两次曝光为一组实验,进行11组等间距对称位移共计22次实验,将对侧非晶硅平板上一组两次曝光的金球标记投影图像相叠加,用自建的软件对金标记投影坐标进行识别与分析。若识别成功,记录此时模体的间距,并从这些能识别的间距中找到最小间距值,即为双靶X射线球管的最短双靶间距。然后利用本算法反向投影重建,得到金标记在模体中的实际位置(3D坐标),并与参考3D坐标值(P_{ref})进行比较,通过计算每组的坐标值与参考坐标值的偏差来估计算法的精确度。为避免引进额外的模体微移误差,使用精度为 $\pm 3\text{ }\mu\text{m}$ 的深度千分尺(型号为128-104,苏州量子仪器有限公司)控制模体移动。X射线源(靶)到模体中心距离为100 cm,到非晶硅平板距离为140 cm。

1.3 金标记投影2D坐标检测

多位作者已建立了读取kV级X线检测金标记投影成像2D坐标的算法,精确度高且重建时间短^[17-23]。本研究将采取类似此种金标记2D投影坐标检测的方法,利用医科达 Synergy 加速器上的CBCT对植入金标记的模体进行kV-X线零机架角度投影成像,之后

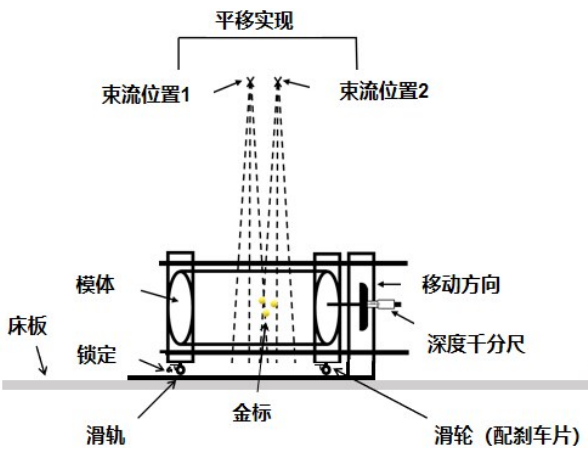


图3 实验布置
Figure 3 Arrangement of the experiment

采用如下步骤和算法从投影图像中提取金标记2D投影坐标(图4)^[24]: (1)依据金标记在图像上的大致位置对原始图像进行剪裁,突出带有金标记投影的图像。(2)对图像进行高斯平滑,因原始投影图像中伴有噪声,包括多叶准直器的边、床板的栅栏以及骨骼等,消去带有明显不连续的假信号;然后再利用拉普拉斯算子对图像进行锐化,强化突出金标记投影点位置。(3)将平滑图与锐化图相叠加,获得最终LoG处理图像。(4)通过在灰度值图上设置合适的阈值将候选金标记点坐标从背景噪声中提取出来,并对候选金标记点进行圆曲率筛选,得到最终的金标记点投影2D坐标。

1.4 金标记3D位置坐标重建

通过上述方法从投影图像提取出金标记的投影2D坐标之后,将采集到的所有金标记2D坐标反向投影到模拟的双靶点,读出这些反向投影线所有可能的交点值,对交点值进行适当的筛选就可以得到金标记在模体中的3D坐标(图5)。

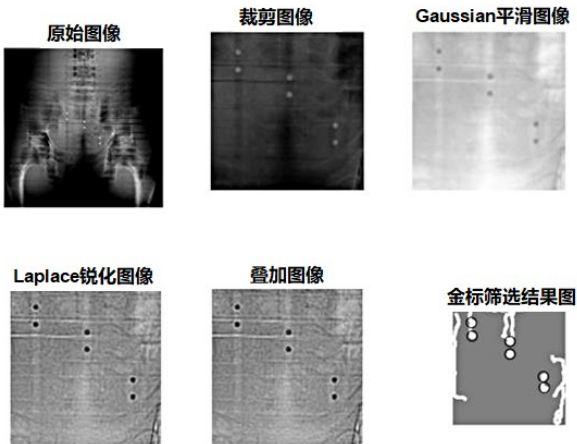


图4 金标记2D投影坐标读取

Figure 4 Readout of the 2D projected coordinates of gold markers

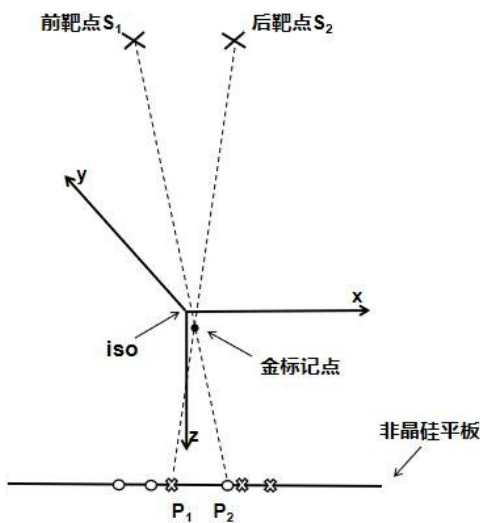


图5 金标记3D坐标系

Figure 5 Golden marker 3D coordinate system

x 、 y 、 z 方向依次为头脚、左右和前后方向

对靶区内金标记进行成像获得金标记的11组22幅对称位置投影图像,首先将组内对称位置的图像相叠加,利用上述方法提取到每幅叠加图像中金标记的6个2D坐标 (x,y) 之后,将每个金标记投影点2D坐标对应到金标记3D坐标系当中 $P_{1-6}(x_{1-6},y_{1-6},z_{1-6})$ (因投影图像均在成像探测器平面,故 z 为探测器距原点中心的距离,本实验为140 cm)。在此3D坐标系中,已知双靶面放射源前靶点坐标 $S_1(x_{s1},y_{s1},z_{s1})$ 及后靶点坐标 $S_2(x_{s2},y_{s2},z_{s2})$ (设双靶点距离 n 从2~12 mm等间距增加,则 x_{s1} 、 x_{s2} 分别为 $\pm\frac{n}{2}$, y_{s1} 、 y_{s2} 均为0, z_{s1} 、 z_{s2} 为放射源到等中心的距离,本实验为100 cm)。任取金标记两个投影3D坐标 $P_1(x_1,y_1,z_1)$, $P_2(x_2,y_2,z_2)$,用向量代数的方法求此两投影点与双靶面两放射源靶点对应连线是否存在交点。

两个投影点与两个放射源靶点对应的连线参

数方程分别为:

$$L_1 = S_1 + \omega_1(P_1 - S_1) \tag{1}$$
$$L_2 = S_2 + \omega_2(P_2 - S_2) \tag{2}$$

当这两个金标记投影点对应的是同一个金标记时,则这两条射线参数方程存在交点,意味着有 ω_1 、 ω_2 使得 $L_1=L_2$ 。

找到 ω 使得:

$$xs_1 + \omega_1(x_1 - xs_1) = xs_2 + \omega_2(x_2 - xs_2) \tag{3}$$
$$ys_1 + \omega_1(y_1 - ys_1) = ys_2 + \omega_2(y_2 - ys_2) \tag{4}$$
$$zs_1 + \omega_1(z_1 - zs_1) = zs_2 + \omega_2(z_2 - zs_2) \tag{5}$$

则金标记的3D坐标为:

$$S_{inters} = S_1 + \omega_1(P_1 - S_1) \tag{6}$$

若 S_{inters} 存在,则为一个金标记的3D坐标;若不存在,则换下一组金标记投影2D坐标,如此循环直至找到全部3个金标记的3D坐标。这种只需要金标记的两个投影点的2D坐标就可以重建出该金标记3D坐标的算法结合一次照射即获得两幅投影图像的双靶点X线球管可以实现实时成像。

金标记3D坐标的重建流程见图6,将提取到的3个金标记投影点2D坐标写入 $P_1\sim P_6$,不断交叉计算与 S_1 、 S_2 是否存在交点。

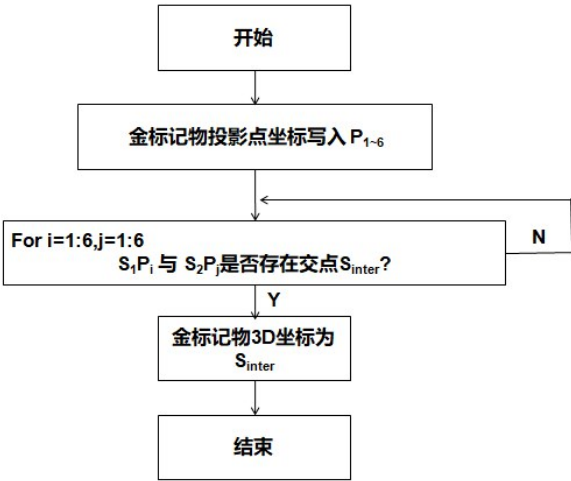


图6 坐标重建流程图

Figure 6 Flowchart of coordinates reconstruction

2 结果

本实验提取的2D坐标结果见图7。当等中心点到射线源距离为100 cm且到探测器的距离为40 cm,金标记位于2~7 mm的间距时,金标记间的投影相互交叠,不能成功被检测到;仅当金标记间距大于等于8 mm时,金标记的位置才能被准确地检测提取到。本实验中,3枚金标记的2D投影坐标的读取误差为

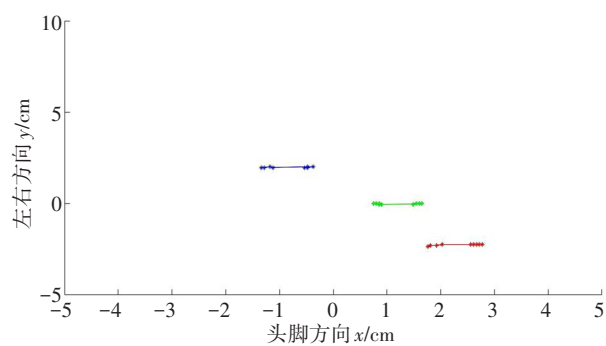


图7 金标记的2D坐标提取结果
Figure 7 Extracted 2D coordinates of gold markers

(± 0.176 、 ± 0.140) mm。应用本算法反投影出的金标记3D坐标的结果见表1和图8。图8的坐标依次为头脚、左右和前后方向,提取结果总体非常稳定。

当金标记间距为8 mm及以上时,3枚预埋入模体的金标记重建3D坐标误差见图9。三维坐标重建误差为(± 0.242 、 ± 0.392 、 ± 1.036) mm。

由于双靶点X线球管暂无产品,无法真正应用于本实验中,因此本实验是以加速器室内激光灯比对深度千分尺手动推进平移模体,使其位于对称位置的方法来等效模拟实现双靶点X线球管成像。激光

表 1 3D 金点坐标重建结果
Table 1 Reconstructed 3D coordinates of golden markers

双靶间/mm	3D 坐标/cm		
2~7	不能成功被检测到		
8	(2.061 5, -2.087 0, 9.752 6)	(1.118 0, -0.049 7, 6.352 6)	(-0.770 2, 1.838 5, 4.731 5)
9	(2.074 1, -2.072 9, 9.888 9)	(1.086 4, -0.049 4, 6.363 6)	(-0.790 1, 1.876 6, 4.700 2)
10	(2.109 1, -2.036 4, 9.754 4)	(1.104 3, 0.000 0, 6.363 0)	(-0.800 0, 1.842 5, 4.961 7)
11	(2.024 1, -2.024 1, 9.735 8)	(1.090 9, 0.000 0, 6.541 1)	(-0.800 0, 1.793 9, 4.719 0)
12	(2.011 8, -2.088 2, 9.928 6)	(1.077 9, 0.000 0, 6.231 5)	(-0.761 9, 1.809 6, 4.713 3)

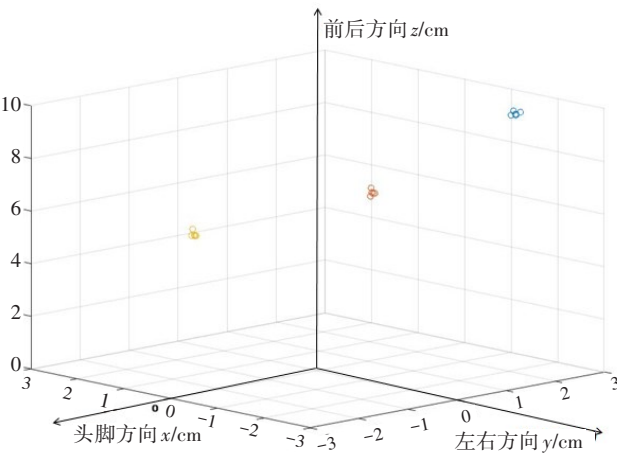


图8 金标记的3D坐标提取结果
Figure 8 Extracted 3D coordinates of golden markers

灯束本身有一定的大小,实验观测者的判断和估计读数上的变动性等会出现一系列的随机误差。为评估误差,同一观测者对打入一个金标记的模体重复进行3次手动推进平移特定距离,并在Synergy加速器上施行3D-CBCT确定模体中金标记的实际3D坐标(x_i, y_i, z_i),与金标记3个坐标的平均值作为坐标的理想值3D坐标(u, v, w)代入公式来计算实验的精确度^[25]。

$$x \text{ 方向误差: } dx_i = x_i - u$$

(7)

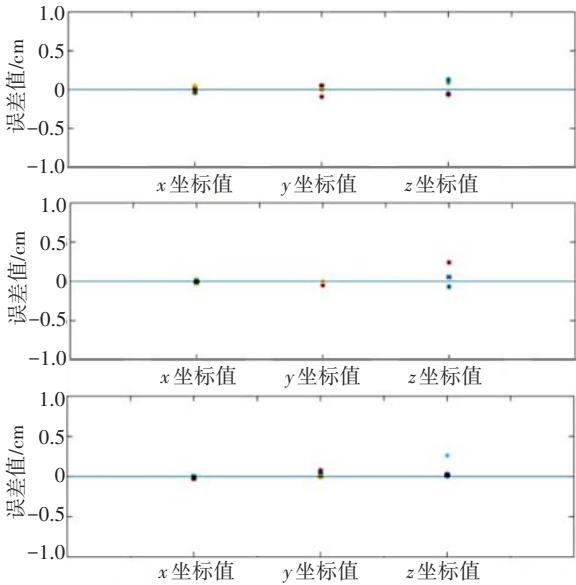


图9 3D坐标重建误差
Figure 9 Deviations of 3D coordinates reconstruction
从上至下为3枚金标记的3D坐标值误差图

$$x \text{ 方向准确度: } dx = \sum_{i=1}^n dx_i/n$$

(8)

$$x \text{ 方向精度: } S_x = \sqrt{\sum (dx_i - dx)^2 / (n - 1)}$$

(9)

其中, n 为平移的次数,本实验中为3。

y 、 z 方向准确度、精度与 x 方向对应参数计算公

式相同。得到各个方向准确度为(0.203, 0.097, 0.233) mm,精度为(±0.084, ±0.084, ±0.067) mm。获得的金标记3个坐标的平均值作为坐标的理想值即真值,计算得到金标记坐标的误差棒见图10。

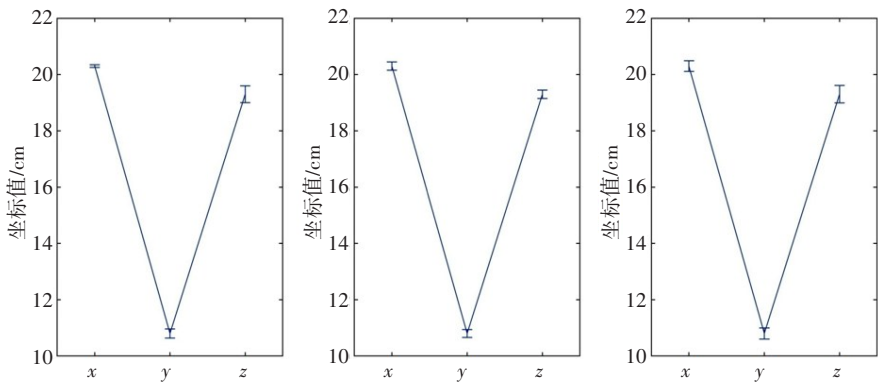


图10 3次平移金标记坐标误差棒

Figure 10 Error bars after triple translations of golden markers

*从左至右依次为3枚金标记的坐标误差棒

3 结 论

本实验共用了3枚金标记,从它们成像之后得到的kV-X射线零度投影图像中提取到的2D坐标值较为稳定,当金标记处于合理间距的对称位置时,2D坐标投影值易被读出(图7)。如图8中3D坐标的重建值所示,坐标读取重建的重复性较好。将3D坐标的重建值与标准值进行比对,两者误差计算结果如图9所示,显然,总体上可以获得较好的3D坐标重建精度,在实验中所使用个人电脑的配置为i5-4210U的CPU,从获取金标记2D坐标到重建金标记空间3D坐标只需要毫秒级别的处理时间。

同时,本实验发现2D坐标的微小位移会对3D坐标的前后方向重建坐标数值(z)产生较大影响,这就意味着如果容许3D坐标前后方向有误差产生,那么使用圆柱形(如2 mm×3 mm)的金柱是比较理想的。

实验预设定中心点Iso到探测器的距离为40 cm,随着此距离的缩短,理论上需要更远的靶间距才能成功分辨探测器上金标记的投影点,本实验仅探究了放射源到探测器距离设定为定值140 cm的一种情况,其它非140 cm的情况仍需进一步实验。

为了模拟双靶点X线球管进行金标记成像的效果,本实验采用将打入金标记的模体进行前后对称平移采集零度投影图像的方法来进行成像,这样会引入人为的误差,并且理想情况应当是将两次对称位置的投影图像采集到同一张胶片上,以此来探究最佳的可分辨3 mm金标记的双靶间距,但由于kV-X线单次成像的剂量较低,能得到满意成像清晰度的适配胶片难寻,故本实验选择直接用CBCT的成像装置来采集图像,之后再将对称位置采集的投影图像

进行叠加,在此叠加后图像上检测金标记坐标算法实验的方法,但这样的方法引入了额外的误差,且算法无法排除。后续工作拟通过应用灵敏胶片来同时采集加速器成像下的金标记的投影来重建坐标的实验方法,以避免额外误差的引入。

【参考文献】

[1] Grégoire V, Guckenberger M, Haustermans K, et al. Image guidance in radiation therapy for better cure of cancer[J]. Mol Oncol, 2020, 14 (7): 1470-1491.

[2] Grills IS, Hugo G, Kestin LL, et al. Image-guided radiotherapy via daily online cone-beam CT substantially reduces margin requirements for stereotactic lung radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 70(4): 1045-1056.

[3] Boda-Heggemann J, Lohr F, Wenz F, et al. kV cone-beam CT-based IGRT: a clinical review[J]. Strahlenther Onkol, 2011, 187(5): 284-291.

[4] De Crevoisier R, Lafond C, Mervoyer A, et al. Image-guided radiotherapy[J]. Cancer Radiother, 2022, 26(1-2): 34-49.

[5] Simpson DR, Lawson JD, Nath SK, et al. A survey of image-guided radiation therapy use in the United States[J]. Cancer, 2010, 116(16): 3953-3960.

[6] Weide LV, Admiraal MA, Rosario TS. PO-0889: intra-fraction re-setup with triggered imaging allows for margin reduction in prostate treatments[J]. Radiother Oncol, 2016, 119: S427.

[7] Arumugam S, Sidhom M, Xing A, et al. An online X-ray based position validation system for prostate hypofractionated radiotherapy[J]. Med Phys, 2016, 43(2): 961-974.

[8] 戴建荣, 胡逸民. X线立体定向治疗靶点位置精确度分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 1996, 2: 37-40.

[9] Dai JR, Hu YM. The precision and accuracy analysis of target position in X ray stereotactic radiotherapy[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 1996, 2: 37-40.

[10] Kilby W, Dooley JR, Kuduvalli G, et al. The CyberKnife robotic radiosurgery system in 2010[J]. Technol Cancer Res T, 2010, 9(5): 433-452.

[11] Kamino Y, Takayama K, Kokubo M, et al. Development of a four-dimensional image-guided radiotherapy system with a gimbaled X-ray head[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 66(1): 271-278.

[12] Jaffray DA. Image-guided radiotherapy: from current concept to future perspectives[J]. Nat Rev Clin Oncol, 2012, 9(12): 688-699.

[13] Marcu L, Bezak E, Allen B. Biomedical physics in radiotherapy for cancer[M]. Berlin: Springer, 2012: 155-181.

- [13] O'shea T, Bamber J, Fontanarosa D, et al. Review of ultrasound image guidance in external beam radiotherapy part II: intra-fraction motion management and novel applications[J]. Phys Med Biol, 2016, 61(8): R90-R137.
- [14] Fallone BG. The rotating biplanar linac-magnetic resonance imaging system[J]. Semin Radiat Oncol, 2014, 24(3): 200-202.
- [15] Mutic S, Dempsey JF. The ViewRay system: magnetic resonance-guided and controlled radiotherapy[J]. Semin Radiat Oncol, 2014, 24(3): 196-199.
- [16] 胡逸民. 双靶面阳极X射线球管[P]. No.2018111381363.
Hu YM. Dual-target X ray tube imaging[P]. No.2018111381363.
- [17] Cao M, Takaoka A, Zhang HB, et al. An automatic method of detecting and tracking fiducial markers for alignment in electron tomography[J]. Electron Microsc (Tokyo), 2011, 60(1): 39-46.
- [18] Nederveen A, Lagendijk J, Hofman P. Detection of fiducial gold markers for automatic on-line megavoltage position verification using a marker extraction kernel (MEK)[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000, 47(5): 1435-1442.
- [19] Nederveen A, Lagendijk J, Hofman P. Feasibility of automatic marker detection with an a-Si flat-panel imager[J]. Phys Med Biol, 2001, 46(4): 1219-1230.
- [20] Mao W, Wiersma RD, Xing L. Fast internal marker tracking algorithm for onboard MV and kV imaging systems[J]. Med Phys, 2008, 35(5): 1942-1949.
- [21] Mao W, Riaz N, Lee L, et al. A fiducial detection algorithm for real-time image guided IMRT based on simultaneous MV and kV imaging[J]. Med Phys, 2008, 35(8): 3554-3564.
- [22] Buck D, Alber M, Nüsslin F. Potential and limitations of the automatic detection of fiducial markers using an amorphous silicon flat-panel imager[J]. Phys Med Biol, 2003, 48(6): 763-774.
- [23] Happersett L, Wang P, Zhang P, et al. Developing a MLC modifier program to improve fiducial detection for MV/kV imaging during hypofractionated prostate volumetric modulated arc therapy[J]. Appl Clin Med Phys, 2019, 20(6): 120-124.
- [24] 田龙, 席强, 宋晓. 膀胱CBCT图像中标记物选取的研究[J]. 癌症进展, 2016, 14(10): 4.
Tian L, Xi Q, Song X. Study on the extraction of markers in bladder CBCT images[J]. Oncology Progress, 2016, 14(10): 4.
- [25] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 591-592.
Hu YM. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 591-592.

(编辑:谭斯允)