

## 基于加速器的锥形束CT系统机械精度的精确测量方法及其实现

郑立夫<sup>1</sup>, 张羽祺<sup>2</sup>, 方川<sup>2</sup>, 葛云<sup>2</sup>, 陈颖<sup>2</sup>, 黄晓林<sup>2</sup>

1. 北京市医疗器械检验所, 北京 101111; 2. 南京大学电子科学与工程学院, 江苏 南京 210023

**【摘要】目的:**设计并实现一种锥形束CT(CBCT)机械精度的检测方法,可对CBCT的机械性能参数进行精确测量和分析(重复性在0.5 mm以内,测量误差在0.5 mm内,耗时数分钟)。**方法:**系统硬件包括双目红外相机、定位小球、注册笔和水平注册仪。双目红外相机可输出定位小球中心的空间坐标,利用定位小球中心位置坐标可计算出加速器机械等中心坐标,利用CBCT拍出的定位小球图像可计算出CBCT影像中心等中心与加速器机械等中心的偏差,利用注册笔可计算出CBCT平板角度偏差。**结果:**在某医院加速器配备的CBCT上运用本方法进行3次测试和分析,得到加速器机械等中心坐标、CBCT影像等中心坐标、两等中心距离误差和CBCT平板打开垂直度等数据。**结论:**本研究提出的检测CBCT机械精度的方法操作过程较简单,结果精准,可重复性高,将复杂的质控过程数字化、自动化和简单化,给CBCT的日常质量检测带来非常大的便利,也为相关技术人员以及医护人员在临床上安全应用CBCT提供指导。

**【关键词】**锥形束CT;红外双目相机;定位小球;机械等中心;影像等中心

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)02-0168-06

### Method for detecting the mechanical precision of cone-beam computed tomography device based on accelerator and its implementation

ZHENG Lifu<sup>1</sup>, ZHANG Yuqi<sup>2</sup>, FANG Chuan<sup>2</sup>, GE Yun<sup>2</sup>, CHEN Ying<sup>2</sup>, HUANG Xiaolin<sup>2</sup>

1. Beijing Institute of Medical Device Testing, Beijing 101111, China; 2. School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210023, China

**Abstract: Objective** To design and implement a mechanical precision detection method for measuring and analyzing the mechanical parameters of cone-beam computed tomography (CBCT) device, with the repeatability within 0.5 mm, measurement error within 0.5 mm and time consumption of a few minutes. **Methods** The system hardware included infrared binocular camera, positioning ball, registration pen and horizontal registered instrument. The infrared binocular camera output the central spatial coordinates of the positioning ball. According to the coordinates, the mechanical isocenter coordinate of accelerator was calculated. Moreover, the deviation between the mechanical isocenter of accelerator and the imaging isocenter of CBCT device was calculated based on the CBCT image of positioning point; and then registration pen was used to calculate CBCT flat angle errors. **Results** The proposed method was used to conduct 3 experiments on a CBCT device in a hospital to obtain the mechanical isocenter coordinate of accelerator, CBCT imaging isocenter coordinate, distance deviation between two isocenters, and CBCT flat angle errors, etc. **Conclusion** This proposed method for detecting the mechanical precision of CBCT device has the advantages of simple operation, accurate results and high repeatability, digitizing, automating and simplifying complicated quality control processes, which bring great convenience to daily quality inspection of CBCT device and provide guidance for relevant technical personnel and medical staff in the safe application of CBCT in clinic.

**Keywords:** cone-beam computed tomography; infrared binocular camera; positioning ball; mechanical isocenter; imaging isocenter

### 前言

锥形束CT(CBCT)原主要用于口腔和头颅快速

成像,现常用于图像引导放疗摆位,给放疗临床摆位技术带来了重要影响。目前CBCT的应用仍在不断扩大,在放疗中发挥越来越重要的作用<sup>[1-3]</sup>。

CBCT机械精度在安装时已经满足了临床使用标准,但由于日常使用、机械器件老化、设备故障维修等原因,都可能会导致CBCT的机械精度下降,机械精度下降必然会带来误差,CBCT的误差会影响放疗摆位、加速器质量控制和剂量验证的结果<sup>[4-6]</sup>。因

**【收稿日期】**2019-09-15

**【基金项目】**北京市医疗器械检验所科研发展基金

**【作者简介】**郑立夫,高级工程师,研究方向:放射诊断与治疗类产品检测,E-mail: zhenglifu@bimt.org.cn

此,本研究提出一种全新的检测和校准CBCT机械精度的方法。

1 概述

1.1 CBCT的基本原理

CBCT是由X线发生器发射X射线,发射的X射线发散成锥形,以较低的射线量(通常球管电流在10 mA左右)围绕被投照物体做环形DR(数字式投照),然后将围绕被投照物体多次(180~360次,按实际情况所需)数字投照后“交集”中所获得的数据在计算机中重组,重建后获得三维图像<sup>[7]</sup>。CBCT与传统扇形扫描CT的成像原理有所差异,CBCT的投影数据是二维的,二维图像重建后直接得到三维图像。在成像结构上来看,CBCT用三维锥形束X线扫描,而传统CT是用二维扇形束进行扫描。显然,CBCT面状探测器采集投影图像数据可以加快采集数据的速度<sup>[8-9]</sup>。

CBCT与传统的CT比较,具有一定的优势:(1)在成像方面,CBCT的图像空间分辨率高,对于高分辨率区域(如下颌骨、下颌神经管等)成像质量更高,速度更快;(2)与传统多排螺旋CT相比,CBCT的射线剂量相对较低,CBCT的一次投照量只有传统CT投照量的1/40~1/30;(3)CBCT的使用操作较为简单,操作人员或者普通放射人员都可以操作<sup>[10-11]</sup>。

1.2 CBCT的质量保证

精准摆位是开展精准放疗的重要保证,摆位误差会导致靶区剂量的变化,CBCT作为一种摆位验证系统在精准摆位中起到日趋重要的作用。由于CBCT的广泛运用,由体位固定和摆位操作所引起的摆位误差对剂量分布的影像也渐渐减小,大大提高了病人放疗的摆位几何精度<sup>[7]</sup>。CBCT系统的机械性能和精度对放疗有着直接的影响,为保证CBCT系统正常使用,临床上需要对CBCT中心与加速器的机械等中心进行校准以及图像质量检测等<sup>[8]</sup>。CBCT图像引导的主要目的,就是将病人的靶区中心准确地摆位在加速器的机械等中心。因此正确测量和校准CBCT的影像等中心与加速器的机械等中心精度,对病人放疗摆位的精度至关重要<sup>[12-13]</sup>。

2 材料与方法

2.1 硬件部分

硬件部分主要由红外双目相机及相关配套用具组成,包括定位小球、注册笔、水平注册仪。

2.1.1 红外双目相机 本系统使用的红外双目相机为加拿大Northern Digital Incorporated(NDI)公司生产

的Ploaris系列光学测量相机(图1)。该系列相机内部发射850 nm红外光,反射物会反射红外光,在图像中形成明亮的圆斑,利用空间三角关系计算反射物的空间坐标,从而实现跟踪定位的目的。

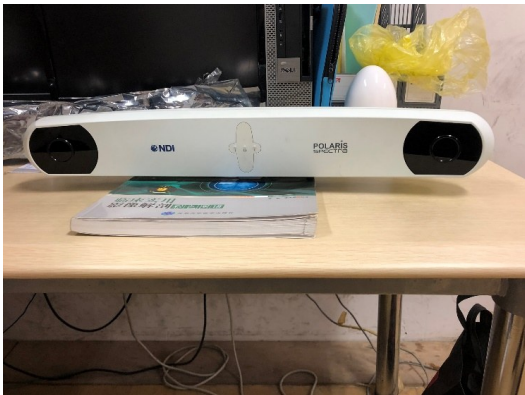


图1 红外双目相机  
Fig.1 Infrared binocular camera

2.1.2 定位小球 定位小球(图2)为球状标记物,用于检测和校准过程中作为特征点在被测物体上进行标记。定位小球是由小球和底座两个部分组成。定位小球表面是由大量微小的“全反射镜”构成,在红外双目相机发射的红外光源的照射下,小球表面可反射光线,表面上的“全反射镜颗粒”可以大大提高光线的反射率,很大程度上提高成像质量及定位精度。小球下方固定一个黑色底座,底座上附着的黏性材料可以将小球非常稳定地固定在各种被测物体上,如本次测试对象加速器机架、治疗床和CBCT面板等。



图2 定位小球  
Fig.2 Positioning ball

2.1.3 注册笔 注册笔(图3)是用于测定空间中点的位置坐标。它由黑色支架、3个定位小球以及金属笔尖组成,3个定位小球和笔尖均固定于黑色支架上。定位小球即为上文所述定位球,3个小球的球心与笔

尖位于同一直线上,他们之间的相对位置关系是固定的。通过测定小球的三维坐标,即可精确计算出注册笔笔尖的空间位置坐标。



图3 注册笔  
Fig.3 Registration pen

**2.1.4 水平注册仪** 水平注册仪(图4)是用于确定加速器系统的水平面。在水平注册仪外侧圆的圆周上固定3个定位小球,测定3个小球中心的位置坐标,利用不共线的3点可以确定一个平面的原理,即可确定水平注册仪所在水平面,即为加速器系统的水平面,从而计算出相机坐标系到加速器坐标系的齐次变换矩阵。需要注意的是,红外双目相机和水平仪摆放好后,变换矩阵是唯一确定的,后续操作过程中,不得移动相机,否则需要重新注册水平面。



图4 水平注册仪  
Fig.4 Horizontal registered instrument

红外双目相机根据自身位置自动建立相机坐标系,3个小球的中心在相机坐标系下的坐标分别为 $P_A$ 、 $P_B$ 、 $P_C$ 。加速器坐标系建立方法如下:3个定位小球中心顺次连接,形成直角三角形,此直角三角形的斜边与水平仪的横轴刻度线在一条直线上,该直线为x轴;另一小球到此直线的垂线为z轴,x轴与z轴的交点即为原点,过原点垂直于水平仪的直线即为y轴。3个小球中心在加速器坐标系下的坐标分别为 $Q_A=(-a, 0, 0)$ 、 $Q_B=(b, 0, 0)$ 、 $Q_C=(0, 0, -c)$ 。

从相机坐标系转换到加速器坐标系是三维空间中三维坐标的变化,其可拆分为一个平移操作和一个旋转操作:

$$\begin{bmatrix} Q_x \\ Q_y \\ Q_z \end{bmatrix} = T \begin{bmatrix} P_x & C_x \\ P_y & C_y \\ P_z & C_z \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中, $T$ 表示旋转矩阵, $P_x$ 、 $P_y$ 、 $P_z$ 表示相机坐标系下小球中心的三维坐标, $C_x$ 、 $C_y$ 、 $C_z$ 表示加速器坐标系原点在相机坐标系下的坐标, $Q_x$ 、 $Q_y$ 、 $Q_z$ 表示加速器坐标系下小球中心的三维坐标。

## 2.2 软件模块

软件模块的设计主要分为4部分:相机驱动模块、界面显示模块、用户交互模块以及算法逻辑模块。(1)双目红外相机是本系统正常工作的基础,该部分是独立于软件逻辑层运用的,相机软件开发工具包必须良好封装。启用本系统时会自动检测相机连接情况,如若未连接相机,必须重新连接相机,方可进行测量操作。(2)界面显示模块共有3D显示、图表显示、报告显示3个显示面板。3D显示面板可渲染和显示三维模型(图5a);图表显示面板可以记录和显示加速器各部件的历史运动参数(图5b),而且用户可导出图表进行进一步分析;报告显示面板是在用户点击“生成报告”后,各指标条目会自动计算并显示在报告上,用户可导出报告(图5c)。(3)用户交互模块即为控制面板,用户按照步骤进行测量工作,点击生成报告后在报告显示面板就可以看到报告内容。(4)算法逻辑模块为每个部件创建一个Handler类,负责该部件的逻辑业务处理。这些逻辑模块是独立于图形界面的,只做对应的逻辑业务处理。

## 2.3 测量方法

**2.3.1 测量加速器机械等中心坐标的方法** 将定位小球固定于加速器机架( $G$ )上,旋转机架至任意角度,利用红外双目相机获取小球中心的实时三维坐标,旋转机架 $N$ 次,每次旋转的角度均不同,纪录 $N$ 次小球中心的三维位置坐标。得到一组小球坐标:

$$G = \{G_i = (x_{Gi}, y_{Gi}, z_{Gi}) | i = 1, 2, 3, \dots, N\} \quad (2)$$

其中, $G$ 表示随机架旋转而变化的小球中心三维位置坐标的集合, $i$ 表示机架的第 $i$ 次旋转,软件根据这些三维坐标可以拟合出机架运动的平面圆方程。

再将小球固定于治疗床( $T$ )上,旋转治疗床至任意角度,利用红外双目相机获取小球中心的实时三维坐标。旋转治疗床 $M$ 次,每次旋转的角度均不同,纪录 $M$ 次小球中心的三维位置坐标。得到另一组小



疗床旋转轴的交点。根据“集合中空间点到旋转轴的距离之差最小”原则,可以根据以上两组数据,优化拟合出机架旋转轴 $l_A$ 及治疗床旋转轴 $l_B$ ,即可得到加速器机械等中心。但在实际测量中,由于机械误差、计算误差等原因,且机架旋转轴与治疗床旋转轴均为三维空间中的轴线,故两轴不一定交于一点。在这种情况下,我们采用的方法是:将两条轴线间公

垂线的两垂足记作  $A$ 、 $B$  (图6),  $A$ 、 $B$  两点的三维空间坐标为  $S_A = (x_A, y_A, z_A)$  及  $S_B = (x_B, y_B, z_B)$ , 则加速器机械等中心坐标为:

$$O_1 = S_A + \lambda(S_B - S_A), \lambda \in [0, 1] \quad (4)$$

参数  $\lambda$  是比例系数, 取值由操作者定义, 默认取值为 0.5, 即加速器机械等中心坐标为两垂足的中点坐标。

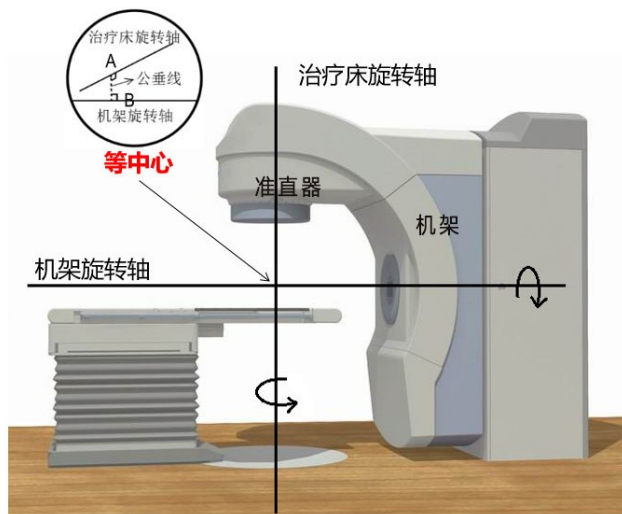


图6 加速器机械等中心示意图

Fig.6 Diagram of mechanical isocenter of accelerator

### 2.3.2 测量CBCT影像等中心与加速器机械等中心偏差的方法

在治疗床上靠近加速器方向任一位置固定一个定位小球, 利用红外双目相机获取定位小球的实时坐标, 移动治疗床, 使得小球坐标与上式计算出的加速器机械等中心坐标重合, 坐标重合后不再移动治疗床。

打开 CBCT 面板, 旋转面板使其与治疗床平行, 此时 CBCT 面板位于定位小球正上方, 采集小球此时的 CBCT 图像, 得到此时小球在 CBCT 图像中  $x$  方向和  $y$  方向的位置坐标  $W_q = (x_q, y_q)$ , CBCT 影像中心  $x$  方向和  $y$  方向的位置坐标  $U_p = (x_p, y_p)$ 。将 CBCT 面板旋转  $90^\circ$ , 使其与治疗床垂直, 此时 CBCT 面板位于定位小球的正侧方, 采集小球此时的 CBCT 图像, 得到此时小球在 CBCT 图像中  $y$  方向和  $z$  方向的位置坐标  $D_q = (y_q, z_q)$ , CBCT 影像中心  $y$  方向和  $z$  方向的位置坐标  $V_p = (y_p, z_p)$ 。

根据以上位置坐标信息得到 CBCT 影像等中心和加速器机械等中心的偏差  $G_d$ :

$$G_d = (x_p - x_q, y_p - y_q, z_p - z_q) \quad (5)$$

### 2.3.3 测量CBCT平板角度偏差的方法

旋转 CBCT 面板至水平方向, 将注册笔笔尖分别放在 CBCT 平板的左前、右前、左后边缘的任意 3 点 (由于注册笔在使用过程中与 CBCT 面板之间几乎不产生相互作用力,

所以不会导致 CBCT 面板因受力产生形变或角度变化), 利用注册笔测量出 3 个点的位置坐标, 分别记为  $H_1$ 、 $H_2$  和  $H_3$ , 根据 3 点确定一个平面的原理, 即可确定 CBCT 所在平面的法向量  $\vec{n}$ :

$$\vec{n} = \overrightarrow{H_1 H_2} \times \overrightarrow{H_1 H_3} = \begin{vmatrix} i & j & k \\ x_2 - x_1 & y_2 - y_1 & z_2 - z_1 \\ x_3 - x_1 & y_3 - y_1 & z_3 - z_1 \end{vmatrix} = (a_1, b_1, c_1) \quad (6)$$

加速器坐标系下竖直方向法向量:

$$\vec{m} = (0, 1, 0) = (a_2, b_2, c_2) \quad (7)$$

从而计算两向量的夹角  $\theta$ :

$$\theta = \arccos \left( \frac{\vec{n} \cdot \vec{m}}{|\vec{n}| |\vec{m}|} \right) = \arccos \left( \frac{a_1 a_2 + b_1 b_2 + c_1 c_2}{\sqrt{a_1^2 + b_1^2 + c_1^2} \sqrt{a_2^2 + b_2^2 + c_2^2}} \right) \quad (8)$$

## 3 结果

本系统在某家医院进行了测试, 重复试验 3 次。每次试验记录加速器机械等中心坐标、CBCT 影像等中心坐标、CBCT 平板角度等。第一次、第二次、第三次试验结果分别如表 1~表 3 所示。3 次 CBCT 影像等中心和加速器机械等中心偏差测试的均值、方差及可重复性结果如表 4 所示。

表1 第1次CBCT测试数据

Tab.1 The first test results of CBCT

关键指标	坐标/mm	平均误差/mm	垂直度或水平度/ $^\circ$
加速器机械等中心	(-27.01, -54.49, -28.12)	-	-
CBCT影像等中心坐标	(-26.66, -53.57, -28.26)	-	-
偏差	-	0.99	-
CBCT平板角度	-	-	89.50

## 4 讨论

本研究对某医院某台 CBCT 进行 3 次机械精度检测, 得到加速器机械等中心坐标、CBCT 影像等中心坐标、两等中心距离误差和 CBCT 平板打开垂直度等数据, 实验结果显示该医院配备的 CBCT 机械性能参数良好: 重复性在 0.5 mm 以内、测量误差在 0.5 mm 内、每次测量时间均在 15 min 以内。

目前, CBCT 在放射治疗中有着越来越广泛的应用, 利用 CBCT 在治疗前对病人进行 CT 扫描, 并将扫描结

表2 第2次CBCT测试数据  
Tab.2 The second test results of CBCT

关键指标	坐标/mm	平均误差/mm	垂直度或水平度/°
加速器机械等中心	(-41.85, -53.43, -33.67)	-	-
CBCT影像等中心坐标	(-41.84, -52.36, -33.05)	-	-
偏差	-	1.24	-
CBCT平板角度	-	-	89.50

表3 第3次CBCT测试数据  
Tab.3 The third test results of CBCT

关键指标	坐标/mm	平均误差/mm	垂直度或水平度/°
加速器机械等中心	(-35.92, -53.06, -69.97)	-	-
CBCT影像等中心坐标	(-36.08, -52.22, -69.31)	-	-
偏差	-	1.08	-
CBCT平板角度	-	-	89.54

表4 3次测试数据的均值、方差及可重复性统计  
Tab.4 Mean, variance and repeatability of 3 tests

指标	统计数据
偏差均值	1.1 mm
方差	0.01 mm <sup>2</sup>
第1次偏差-均值	0.11 mm
第2次偏差-均值	0.14 mm
第3次偏差-均值	0.02 mm

果与治疗计划使用的CT图像进行配准,可以很大程度地提高放疗摆位的精度。CBCT结构复杂,因此从安装、调试、验收到应用、维修、质检过程都需要非常严格的质量保证和可靠性测试,以确保CBCT能满足放射治疗精度的要求<sup>[14-17]</sup>。物理师熟悉设备原理和操作方法的基础上,定期对CBCT进行质量保证和质量控制是不可或缺的一个环节<sup>[18-20]</sup>。本研究提出的检测和校准CBCT机械精度的方法操作过程较简单,结果精准,可重复性高,将复杂的质控过程数字化、自动化,可以给CBCT的日常质量检测带来非常大的便利,也为相关技术人员以及医护人员在临床上安全应用CBCT提供指导。

【参考文献】

[1] SCHULZE R, HEIL U, GROB D, et al. Artefacts in CBCT: a review [J]. Dentomaxillofac Rad, 2011, 40(5): 265-273.  
[2] 许峰, 柏森, 王瑾, 等. 用锥形束CT图像测量放疗摆位误差[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2007, 16(6): 461-464.  
XU F, BAI S, WANG J, et al. Setup errors with image guided

radiotherapy technique[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2007, 16(6): 461-464.  
[3] VOS W D, CASSELMAN J, SWENNEN G R. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature[J]. Int J Oral Maxillofac Surg, 2009, 38(6): 609-625.  
[4] KIM G Y, PAWLICKI T, LE Q T, et al. Linac-based on-board imaging feasibility and the dosimetric consequences of head roll in head-and-neck IMRT plans[J]. Med Dosim, 2009, 33(1): 93-99.  
[5] ELSTR M U, OLSEN S R, MUREN L P, et al. The impact of CBCT reconstruction and calibration for radiotherapy planning in the head and neck region-a phantom study[J]. Acta Oncol, 2014, 53(8): 1114-1124.  
[6] BISSONNETTE J P, MOSELEY D J, JAFFRAY D A. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy[J]. Med Phys, 2008, 35(5): 1807-1815.  
[7] LIANG X, JACOBS R, HASSAN B, et al. A comparative evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) and multi-slice CT (MSCT): part I. On subjective image quality[J]. Eur J Radiother, 2010, 75(2): 265-269.  
[8] LETOURNEAU D, WONG R, MOSELEY D, et al. Online planning and delivery technique for radiotherapy of spinal metastases using cone-beam CT: image quality and system performance[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007, 67(4): 1229-1237.  
[9] SIEWERDSEN J H, MOSELEY D J, BAKHTIAR B, et al. The influence of antiscatter grids on soft-tissue detectability in cone-beam computed tomography with flat-panel detectors[J]. Med Phys, 2004, 31(12): 3506-3520.  
[10] 管秋, 李楠, 杨波, 等. CBCT图像质量质控体系建立及结果分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2014, 23(2): 161-164.  
GUAN Q, LI N, YANG B, et al. Cone beam CT quality procedure and the analysis of results[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2014, 23(2): 161-164.  
[11] MAXIM P, HSU A, HRISTOV D. SU-GG-J-45: CBCT based quality assurance for optically guided patient positioning and monitoring[J]. Med Phys, 2008, 35(Part 6): 2689.  
[12] LEHMANN J, PERKS J, SEMON S, et al. Commissioning experience with cone beam CT for image guided radiation therapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2007, 8(3): 2354.  
[13] KUBO H D, HILL B C. Respiration gated radiotherapy treatment: a technical study[J]. Phys Med Biol, 1996, 41(1): 83-91.  
[14] 吴伟伟, 张群贵. 锥形束CT的常规检测方法和质量保证[J]. 临床医学工程, 2014, 21(11): 11-13.  
WU W W, ZHANG Q G. Routine measurement method and quality assurance procedure on cone-beam computed tomography[J]. Clinical Medical & Engineering, 2014, 21(11): 11-13.  
[15] VERELLEN D, DE RIDDER M, TOURNEL K, et al. An overview of volumetric imaging technologies and their quality assurance for IGRT [J]. Acta Oncol, 2008, 47(7): 1271-1278.  
[16] DU W, YANG J N, CHANG E L, et al. A quality assurance procedure to evaluate cone-beam CT image center congruence with the radiation isocenter of a linear accelerator[J]. J Appl Clin Med Phys, 2010, 11(4): 3297.  
[17] BISSONNETTE J P, MOSELEY D J, JAFFRAY D A. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy[J]. Med Phys, 2008, 35(5): 1807.  
[18] 刘均, 陈宏, 王永刚, 等. 图像引导鼻咽癌调强放疗技术和质量保证[J]. 现代肿瘤医学, 2010, 18(7): 39-43.  
LIU J, CHEN H, WANG Y G, et al. Quality assurance and methods based on the image guided intensity modulated radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma[J]. Journal of Modern Oncology, 2010, 18(7): 39-43.  
[19] 庞学利, 肖红, 李建军, 等. kV-X线CBCT用于鼻咽癌调强放疗精度保证的探讨[J]. 重庆医学, 2007, 36(20): 2055-2056.  
PANG X L, XIAO H, LI J J, et al. Role of kV-X CBCT on the geometrical accuracy of IMRT of nasopharyngeal carcinoma [J]. Chongqing Medicine, 2007, 36(20): 2055-2056.  
[20] 尹勇, 袁双虎, 刘同海, 等. 加速器附加锥形束CT图像质量评价[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2007, 16(3): 225-228.  
YIN Y, YUAN S H, LIU T H, et al. Evaluation of Varian kV X-ray cone beam CT image[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2007, 16(3): 225-228.

(编辑:陈丽霞)