

## 一种医用直线加速器多叶光栅的位置检测系统

祖重阳<sup>1</sup>, 虞刚<sup>1</sup>, 张传义<sup>1</sup>, 路玉昆<sup>1</sup>, 仇清涛<sup>1</sup>, 侯勇<sup>2</sup>, 李登旺<sup>1</sup>

1. 山东师范大学物理与电子科学学院; 山东省医学物理图像处理技术重点实验室, 山东 济南 250000; 2. 山东省千佛山医院放疗科, 山东 济南 250000

**【摘要】**针对医用直线加速器多叶光栅提出一种直接的位置检测设计方案。首先,对光栅叶片前端使用标记物进行标记,将摄像机固定于多叶光栅下等中心位置并对相机进行标定;其次,使用摄像机获取多叶光栅运动的视频图像,并通过通用串行总线传输到个人计算机端;然后,利用相机的标定参数对图像进行矫正,并计算叶片实际位移与图像像素移动个数的比例,最终通过该比例以及像素移动个数来计算标记点的实际位移量。在仿真实验中,使用该方法对38个感兴趣点分别移动2、4、7、11 cm位置进行测试,摄像机可以准确捕捉到38个测试点,结果显示感兴趣测试点位置测算准确,误差均在1 mm以内,满足系统要求。本研究有望为放疗临床治疗过程中多叶光栅自检提供一定的指导。

**【关键词】**加速器;多叶光栅;开源计算机视觉库;位置检测;相机标定

**【中图分类号】**R812;TP751

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)04-0378-06

### A position detection system for multi-leaf collimator on medical linear accelerator

ZU Chongyang<sup>1</sup>, YU Gang<sup>1</sup>, ZHANG Chuanyi<sup>1</sup>, LU Yukun<sup>1</sup>, QIU Qingtao<sup>1</sup>, HOU Yong<sup>2</sup>, LI Dengwang<sup>1</sup>

1. Shandong Province Key Laboratory of Medical Physics and Image Processing Technology; School of Physics and Electronics, Shandong Normal University, Ji'nan 250000, China; 2. Department of Radiotherapy, Qianfo Mountain Hospital of Shandong Province, Ji'nan 250000, China

**Abstract:** A direct design proposal is proposed for the position detection system of multi-leaf collimator on medical linear accelerator. Firstly, appropriate markers are made at the front end of the grating blade, and the vidicon is fixed on the center of the multi-leaf collimator, and the camera is calibrated. Then, use the vidicon to obtain the video images of multi-leaf collimator movement, and send them to the PC end through USB 2.0. Subsequently, the obtained images are corrected using the calibration parameters, and the ratio of the actual displacement of blade and the number of image pixels moved is calculated. Finally, the actual displacement of the marked points is determined based on the calculated ratio and number of image pixels moved. During the simulation test, 38 interested points are moved over an distance of 2, 4, 7 and 11 cm, respectively, and the test results showed that the vidicon accurately capture the 38 test points. The position calculation of the interested points utilizing this method is accurate with the error less than 1 mm, which meets the requirements of the system. This research is expected to provide some guidance for the self-inspection of multi-leaf collimator in the radiotherapy.

**Keywords:** accelerator; multi-leaf collimator; open source computer vision library; position detection; camera calibration

### 前言

多叶光栅具备高度适形度、透射半影小、漏射低

等优良特性,因而被广泛使用于放射治疗<sup>[1-2]</sup>。放疗过程中多叶光栅到位精度对靶区照射剂量的精确性和正常组织器官的保护具有重要意义<sup>[3-4]</sup>。因此,多叶光栅叶片的到位准确性成为决定放疗效果的重要因素之一<sup>[5-6]</sup>。目前对多叶光栅叶片到位检测方法主要分为两类:多叶光栅系统内部监测方法和多叶光栅系统外部监测方法<sup>[7]</sup>。内部监测比较常用的方法是使用高精度的线性电位器,把它作为线性编码器,通过累计反馈脉冲个数和脉冲与叶片位移关系得到叶片的位置<sup>[8-9]</sup>。但该方法接线太多,且占据空间大,如果电位器出现故障,查找故障较为困难。外部监

**【收稿日期】**2017-11-30

**【基金项目】**国家自然科学基金(61471226);山东省自然科学基金杰出青年基金(JQ201516);山东省自然科学基金(ZR2017BF005)

**【作者简介】**祖重阳,硕士研究生,研究方向:医学图像处理, E-mail: chongyang\_zu@163.com

**【通信作者】**李登旺,教授,博士生导师,研究方向:医学图像处理技术及临床应用、光医学信号处理技术, E-mail: lidengwang@sdsu.edu.cn

测比较常用的方法主要有剂量胶片法、平面探测器阵列法、电子射野影像系统<sup>[10-11]</sup>。然而外部监测方法都是通过对射野的测量进而推算光栅叶片位置<sup>[12]</sup>,不是直接测量光栅叶片位置,均属间接测量,而且无法在治疗中实现实时检测。为了克服上述方法的不足,本文提出一种直接的医用直线加速器多叶光栅位置实时检测方法,该方法通过对相机采集到的视频进行图像处理,获得多叶光栅实际运动状态及位置,与治疗计划的多叶光栅运动状态及位置比较,从而实现多叶光栅的到位精度检测。

## 1 方法

系统实现包含两部分,一部分为硬件实现,即图像采集模块的实现,其功能是实现高质量的叶片运动图像的采集。除了选取符合条件的相机之外,考虑到放射治疗的工作环境,在实验中需要采用特殊的光源和标记物;另一部分为图像处理软件模块的实现,该模块可以实现感兴趣点的识别,获取感兴趣点位置坐标,并计算获得叶片的实际运动距离。

### 1.1 硬件模块

图像采集硬件模块的核心部件,主要由相机、标记物和光源3部分构成,其质量直接影响到后续的检测质量<sup>[13]</sup>。

对于相机的选择,主要考虑感光元件、分辨率、帧速、计算机接口焦距等因素。考虑到应用环境及

经济因素,感光元件选择互补金属氧化物半导体传感器<sup>[14]</sup>。根据多叶光栅位置检测系统的要求,叶片运动范围为300 mm×210 mm的区域,精度为1 mm。实际应用中采用2个像素代表1个精度值计算,相机像素至少为25.2万才能满足系统要求,所以本研究选择640×480≈30万像素摄像机以满足分辨率的需求<sup>[15]</sup>。在相机的实际运用中,使用透镜可以解决曝光不足的问题,但是引入透镜的同时,也引入了透镜畸变<sup>[16]</sup>。透镜的畸变主要来自于透镜形状的径向畸变和整个摄像机组装过程中透镜与感光元件不能做到绝对平行引起的切向畸变<sup>[17]</sup>。为处理产生的畸变,需要对相机进行标定处理<sup>[18]</sup>。通过本研究采用方法处理所得标定参数如下:

内参矩阵为:

$$I = \begin{bmatrix} 952.5593 & 0.0000 & 395.2833 \\ 0.0000 & 948.7332 & 207.0336 \\ 0.0000 & 0.0000 & 1.0000 \end{bmatrix} \quad (1)$$

畸变向量为:

$$R = [-0.1239 \quad -0.1351 \quad -0.0095 \quad 0.0119] \quad (2)$$

利用所得标定参数可对图像进行矫正。使用棋盘格图像对矫正效果进行测试,效果如图1所示。以图1a中棋盘格后面的衣橱为参照进行观察,衣橱边缘是直的,但是照片中由于图像发生畸变衣橱边缘发生弯曲(弯曲方向为沿纸板平面向外),通过对图像进行矫正后衣橱已恢复成直的(图1b)。

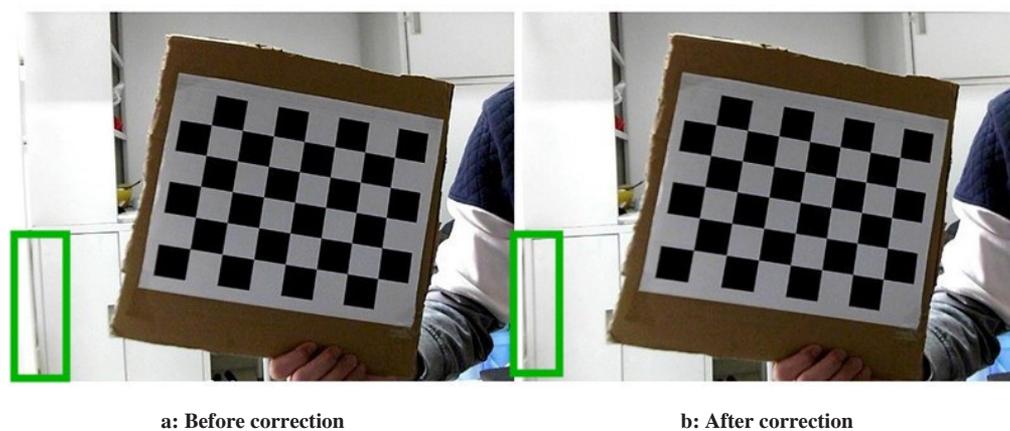


图1 矫正效果图  
Fig.1 Correction rendering

在多叶光栅位置检测系统中,叶片运动速度约为20 mm/s,叶片位置测量误差范围为1 mm,则20帧/s已可以满足系统的精度要求。因此本系统所需带宽为210.94 Mb/s。除接口带宽外,还需要考虑传输距离。通用串行总线(USB)在带宽与传输距离上均满足系统要求,所以本系统采用USB 2.0传输数据。考虑到本系

统应用环境为隔离室且光线明暗可调、光栅叶片处光线不足、对叶片识别困难等因素,选用夜光材料可以克服以上缺陷,本系统选用蓄光型夜光漆作为标记物<sup>[19]</sup>。光源的选择对图像采集十分重要,设计适用于系统的光源来照明,会使图像中的目标信息突出显示,保证图像的稳定性<sup>[20]</sup>,从而降低后续软件处理的难度,在一定

程度上节约软件处理时间的开销。通过筛选,选择紫光灯作为光源<sup>[21]</sup>。

通过采集硬件进行组合搭配,由USB摄像机、紫光灯光源以及夜光漆标记物组成,形成本系统的核心硬件结构。在系统设计中,将夜光漆均匀涂抹在多叶光栅叶片的顶端,摄像机放置于多叶光栅下斜下方,视野边缘与光栅叶片边缘平行。使用紫光灯照射,以使夜光漆充分吸收能量,最后撤去紫光灯,采集视频。

### 1.2 软件模块

软件模块具体实现为:对采集所得图像进行矫正处理,获得矫正后图像,进行标记点识别和标记点重心坐标计算,对位移像素比例进行测算,使用比例系数最终获取标记点位移,并与计划的位移量进行比较,以判定多叶光栅是否准确到位。软件实现流程如图2所示。

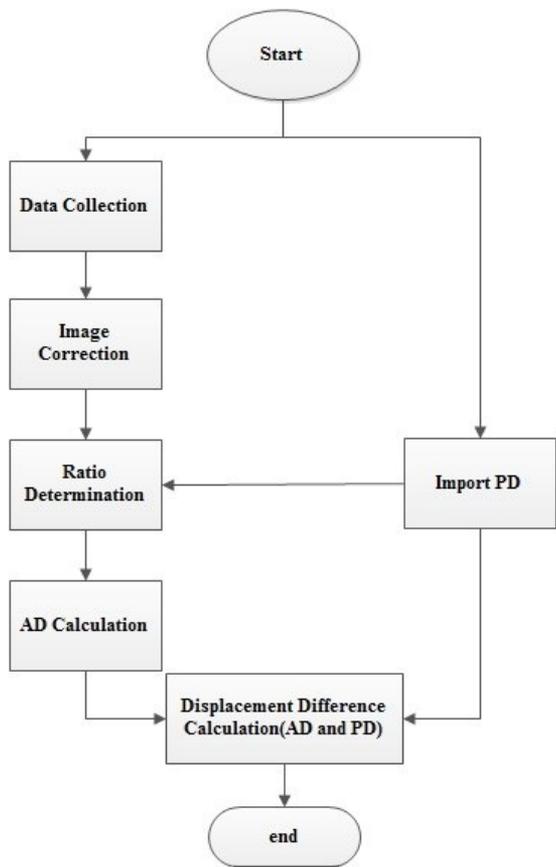


图2 软件实现流程图

Fig.2 Flow chart of software implementation

PD: Planned displacement; AD: Actual displacement

使用开源计算机视觉库设计程序,通过USB摄像机采集视频图像,处理后获得采集图像。利用所得标定参数对图像进行矫正,然后对矫正后图像进行阈值化操作,最终可获得感兴趣点。获取感兴趣

区域的轮廓后计算每个轮廓的重心坐标,从而进行比例测定(比例测定为夜光标点实际运动位移与图像上像素移动个数的比值,比例测定的流程见图3),进而利用所得比例系数进行位移计算。

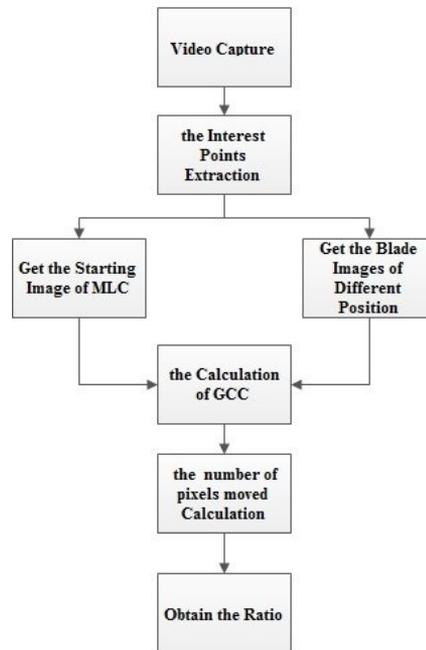


图3 比例测定流程图

Fig.3 Flow chart of proportional measurement

MLC: Multi-leaf collimator; GCC: Coordinates for the center of gravity

位移计算具体过程如下:(1)将多叶光栅全部叶片完全打开时的位置设为起始位置,即0位移位置,叶片运动到中间位置为末位置,控制全部叶片从起始位置每次移动1 cm直到运动到末位置,采集运动过程视频;(2)将视频传输至个人计算机(PC)端,获取每次移动停止后的图像,使用软件获取图像中每片叶片上感兴趣点(标记点)的重心坐标,将每次移动后点的坐标值与0位移时坐标值作差获得感兴趣点移动的像素点数;(3)叶片的实际位移结合多叶光栅手册与计划数据来确定,比例系数通过计算像素点总移动个数和实际位移总量的比值得到;(4)获得比例系数后,使用像素点移动个数除以比例系数可获得实际位移量,像素点移动个数为初始时刻感兴趣点位置与该时刻感兴趣点位置之差。

## 2 仿真实验及结果

由于加速器和多叶光栅是医院放疗科的重要设备,本实验设计中诸多操作例如多叶光栅上涂抹夜光漆等不被院方允许,因此需要借助仿真实验对系

统效果进行验证。具体操作为:在多叶光栅等高度的位置放置一A4纸,并将其固定在一带有刻度的专用器材(自主设计一帶有刻度尺小车)上;将夜光漆均匀涂抹于A4纸设计的圆点上(圆点位置模拟等效叶片顶端位置),作为待测标记点,对标记点进行照射,使夜光漆充分吸收能量;调整摄像头与A4纸页面间距离使整个A4纸在视野范围内,调节焦距使图像达到最清晰状态;在黑暗的环境中,撤去紫光灯,开始采集图像,并通过USB数据线传输至PC端,进行软件的图像处理。

在仿真实验中,由于A4纸板上标记点位置一旦确定就无法变化,移动纸板标记点会整体平移,部分标记点会移出相机视野之外,相当于光栅叶片移动到初始位置,此时这些点位移可视为0,不具有采集价值,因此仿真时只对单侧38个点进行采集,始终保证38个点在视野范围内。使用紫光灯对这38个标记点进行照射。由于手动移动小车使纸板运动,无法实现匀速运动,实际位移量无法实时测得,根据像素差与比例计算所得的位移不能与实际位移进行对比,因此控制相机采集纸板缓慢移动2、4、7、11 cm的

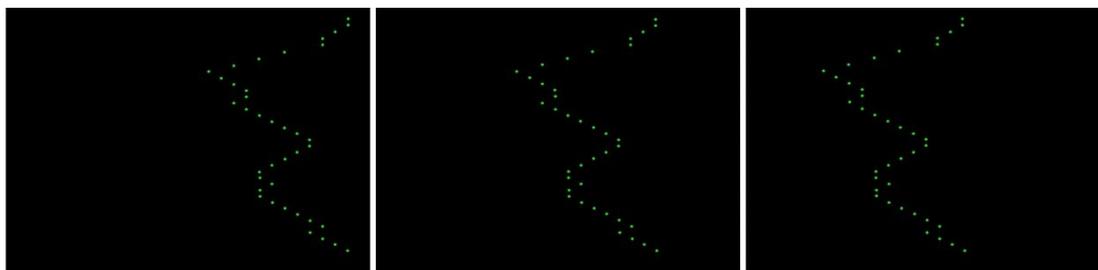
视频图像,将其作为原始图像(图4为原始图像之一)进行软件处理。



图4 原始图像

Fig.4 Original image

通过图像矫正、阈值化和提取感兴趣点等一系列图像处理操作后,通过计算获取起始重心位置,以及重心左移2、4、7和11 cm的重心坐标。为展示重心移动效果,图5是将移动距离设置为5和10 cm后效果图。



a: Initial position of GC (Center of gravity)

b: GC after being moved 5 cm

c: GC after being moved 10 cm

图5 重心移动效果

Fig.5 Rendering of gravity moving

由于轮廓是按照Y轴方向由大到小排列,设计之初为方便计算感兴趣点,使运动方向与Y轴垂直,因此运动前后两点Y值基本相同,只是在X方向上有位移。分别计算相同或相近Y坐标下X方向上移动不同距离时像素移动个数之和,计算实际位移之和,使两者相除,获得该Y坐标下的比例系数。依次计算所有Y坐标下的比例系数,结果如表1所示。实际应用中,表1中38个点的比例系数对应多叶光栅中的38组叶片的比例系数。由于多叶光栅各组叶片与相机距离不一致,从而导致各点比例系数会存在差别。因此本系统设计分别使用各点比例系数去计算各自位移,从而使结果更加准确。

根据比例系数计算位移,与实际位移做比较,观

察误差。表2选取第1、19和38点观察,误差均不足1 mm,3点误差平均值小于0.1 mm,方差小于0.001。数据说明系统检测准确性比较高且稳定,能够满足实际应用要求。

### 3 讨论

目前临床上用于多叶光栅自检的方法主要有剂量胶片法、电离室矩阵、电子射野影像系统。但是这3种方法都是通过对射线及相关数据的获取、分析等处理间接得到叶片位置信息,检测效果取决于对射线及相关数据的测量,而非直接、独立地对多叶光栅进行测量,因此测量结果受到不定因素影响较多。相比较而言,本研究所设计的适用于自检的光栅叶

表1 各点比例测量值

Tab.1 Proportional measurement of all points

No.	Ratio
1	21.925 93
2	21.925 93
3	21.888 89
4	21.888 89
5	22.000 00
6	21.925 93
7	22.000 00
8	22.000 00
9	22.037 04
10	22.037 04
11	22.037 04
12	21.962 96
13	22.185 19
14	22.000 00
15	22.000 00
16	22.185 19
17	22.000 00
18	22.000 00
19	22.037 04
20	22.000 00
21	22.148 15
22	22.222 22
23	22.259 26
24	22.074 07
25	22.111 11
26	22.074 07
27	22.185 19
28	22.222 22
29	22.296 30
30	22.370 37
31	22.333 33
32	22.222 22
33	22.370 37
34	22.407 41
35	22.407 41
36	22.333 33
37	22.518 52
38	22.518 52

表2 第1、19和38点误差

Tab.2 Errors of point 1, 19 and 38

No.	[IP, EP]	PD	AD/cm	CD/cm	Error/cm
1	[603, 559]	44	2	2.006 757	-0.006 757
	[603, 515]	88	4	4.013 514	-0.013 514
	[603, 450]	153	7	6.978 041	0.021 959
	[603, 363]	240	11	10.945 946	0.054 054
19	[536, 492]	44	2	2.000 000	0
	[536, 484]	88	4	4.000 000	0
	[536, 382]	154	7	7.000 000	0
	[536, 294]	242	11	11.000 000	0
38	[604, 585]	46	2	2.042 763	-0.042 763
	[604, 514]	90	4	3.996 711	0.003 289
	[604, 474]	157	7	6.972 039	0.027 961
	[604, 358]	246	11	10.924 342	0.075 658

IP: Initial point; EP: End point; PD: Pixel difference; AD: Actual displacement; CD: Calculated displacement

进行位置检测的功能,从而有效规避了其他检测方法的缺陷。虽然仿真实验结果充分证明了该方法的可行性,但是该系统仍然存在几点不足之处:(1)系统检测实时性有待提高,虽然在图像处理中已经尽量简单,但从视频采集到结果输出依然有延时;(2)在模拟实验中发现,如果相机与纸板不能保证平行放置,比例测算及位移计算会有较大误差,由于人工手动调节,很难准确使两者平行放置,因此,安装调试时的操作要求较为严格。

针对以上不足,下一步工作计划通过使用一些加速手段,如GPU技术等,提高图像处理速度;使用一些调平设备或方法,使设备的安装更加简单,同时还可降低误差等。在未来的计划中,期望在最后通过改变标记点特性、相机安装位置,可以在有光照的情况下,在病人放射治疗过程中,对多叶光栅位置进行实时检测。

#### 4 总结

本研究设计一种直接、独立、实时且对元器件伤害最小的位置检测系统,经仿真实验证实,系统的准确性比较高,能够满足实际应用需求。但是系统研究仍处于初级阶段,通过后期完善优化可为临床应用提供一定的指导。

片位置检测系统,实现了以直接的方式对多叶光栅

## 【参考文献】

- [1] JORDAN T J, WILLIAMS P C. The design and performance characteristics of a multileaf collimator[J]. *Phys Med Biol*, 1994, 39(2): 231.
- [2] CHANG J, OBCEMEA C H, SILLANPAA J, et al. Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment[J]. *Med Phys*, 2004, 31(7): 2091-2096.
- [3] 刘富博, 李光俊, 沈九零, 等. 基于动态多叶光栅的肿瘤追踪放射治疗技术的研究进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2017, 34(1): 145-149.
- LIU F B, LI G J, SHEN J L, et al. A review of progress of real-time tumor tracking radiotherapy technology based on dynamic multi-leaf collimator[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2017, 34(1): 145-149.
- [4] TATSUMI D, HOSONO M N, NAKADA R, et al. Direct impact analysis of multi-leaf collimator leaf position errors on dose distributions in volumetric modulated arc therapy: a pass rate calculation between measured planar doses with and without the position errors[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(20): N237.
- [5] 张旭, 毛凯. 铅适形挡块与手动多叶光栅在临床适形放疗中的比较[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2006, 15(4): 311-312.
- ZHANG X, MAO K. The comparison of lead and manual multi leaf collimator in the clinical conformal radiotherapy[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2006, 15(4): 311-312.
- [6] THILMANN C, NILL S, TÜCKING T, et al. Correction of patient positioning errors based on in-line cone beam CTs: clinical implementation and first experiences[J]. *Radiat Oncol*, 2006, 1(1): 16.
- [7] 白瞳, 朱健, 尹勇. 静态调强放疗中多叶光栅到位精度数字化分析[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2014, 34(11): 837-840.
- BAI T, ZHU J, YIN Y. The digital analysis of the accuracy of multileaf grating in static intensity modulated radiotherapy[J]. *Chinese Journal of Radiology and Protection*, 2014, 34(11): 837-840.
- [8] 李国洪, 李鑫. 电动助力系统控制单元的设计及实现[J]. *计算机技术与发展*, 2013, 23(5): 177-183.
- LI G H, LI X. Design and realization of electric power steering system controller[J]. *Computer Technology and Development*, 2013, 23(5): 177-183.
- [9] 付庆国, 杨超凤, 杨海明. 3种方法验证多叶光栅到位精度的比较[J]. *中国癌症防治杂志*, 2011, 3(3): 248-251.
- FU Q G, YANG C F, YANG H M. Three methods to verify the positioning accuracy of multi-leaf collimator[J]. *Chinese Journal of Oncology Prevention and Treatment*, 2010, 3(3): 248-251.
- [10] 卢耀振, 黄显实, 叶楨开, 等. 30例复发鼻咽癌陀螺旋转式<sup>60</sup>Co放射治疗系统放疗的疗效[J]. *中国癌症防治杂志*, 2011, 3(3): 246-248.
- LU Y Z, HUANG X S, YE Z K, et al. The therapeutic effect of gyro rotating <sup>60</sup>Co radiotherapy system for 30 nasopharyngeal carcinoma patients[J]. *Chinese Journal of Oncology Prevention and Treatment*, 2011, 3(3): 246-248.
- [11] 欧宗瑛, 秦绪佳, 纪凤欣, 等. 多叶光栅适形放射治疗系统图像图形处理软件研究与开发[J]. *大连理工大学学报*, 2001, 41(6): 711-715.
- OU Z Y, QIN X J, JI F X, et al. Research and development of image processing software for multileaf grating conformal radiotherapy system[J]. *Journal of Dalian University of Technology*, 2001, 41(6): 711-715.
- [12] 罗素明, 吴昊, 何志坚, 等. 调强放射治疗多叶光栅小野输出因子测量方法研究[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2015, 35(10): 775-779.
- LUO S M, WU H, HE Z J, et al. Study on the measurement method of small field output factor of multileaf grating with intensity modulation[J]. *Chinese Journal of Radiology and Protection*, 2015, 35(10): 775-779.
- [13] 李娟, 刘艳滢. 基于FPGA的图像采集模块的设计[J]. *仪表技术与传感器*, 2012(10): 27-30.
- LI J, LIU Y Y. Design of image acquisition module based on FPGA[J]. *Instrumentation Technology and Sensors*, 2012(10): 27-30.
- [14] 侯雨石, 何玉青. 数码相机CMOS图像传感器的特性参数与选择[J]. *光学技术*, 2003, 29(2): 174-176.
- HOU Y S, HE Y Q. Specific parameters and selection of CMOS image sensor for DSC designing[J]. *Optical Technology*, 2003, 29(2): 174-176.
- [15] 张五一, 张继超, 侯远韶, 等. 机器视觉系统中镜头的选择[J]. *中原工学院学报*, 2011, 22(6): 18-21.
- ZHANG W Y, ZHANG J C, HOU Y S, et al. Choice of lens in machine vision system[J]. *Journal of Zhongyuan University of Technology*, 2011, 22(6): 18-21.
- [16] 李芳芳. 透镜畸变校正算法比较分析[J]. *测绘*, 2010, 33(5): 225-228.
- LI F F. Comparative analysis of lens distortion correction algorithm[J]. *Surveying and Mapping*, 2010, 33(5): 225-228.
- [17] 袁利, 刘海华, 陆雪松. 基于OpenCV的双目摄像机标定[J]. *现代科学仪器*, 2013(2): 78-81.
- YUAN L, LIU H H, LU X S. Calibration of binocular camera based on OpenCV[J]. *Modern Scientific Instruments*, 2013(2): 78-81.
- [18] 姜大志, 孙闯, 刘森, 等. 数码相机标定方法研究[J]. *南京航空航天大学学报*, 2001, 33(1): 55-59.
- JIANG D Z, SUN M, LIU M, et al. Research on digital camera calibration method[J]. *Journal of Nanjing University of Aeronautics & Astronautics*, 2001, 33(1): 55-59.
- [19] 邓明山, 杨宏, 黄海. 夜光漆的研制[J]. *安徽化工*, 2010, 36(b10): 27-28.
- DENG M S, YANG H, HUANG H. The development of luminous paint[J]. *Anhui Chemical*, 2010, 36(b10): 27-28.
- [20] 浦昭邦, 屈玉福, 王亚爱. 视觉检测系统中照明光源的研究[J]. *仪器仪表学报*, 2003, 24(4): 437-439.
- PU Z B, QU Y F, WANG Y A, et al. Study of illumination in vision measuring system[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2003, 24(4): 437-439.
- [21] 林兴旺, 任德均. 机器视觉中的LED光源控制器[J]. *微型电脑应用*, 2012, 28(1): 51-54.
- LIN X W, REN D J. LED light source controller in machine vision[J]. *Microcomputer Applications*, 2012, 28(1): 51-54.

(编辑:陈丽霞)