

## 一种自动确定放疗原始等中心的新方法

程龙<sup>1</sup>, 吴昊天<sup>2</sup>, 魏晓为<sup>3</sup>, 秦航<sup>1</sup>, 蒋红兵<sup>1,4</sup>, 时飞跃<sup>3</sup>

1. 南京医科大学附属南京医院(南京市第一医院)临床医学工程处, 江苏 南京 210006; 2. 安徽慧软科技有限公司, 安徽 合肥 230000;  
3. 南京医科大学附属南京医院(南京市第一医院)肿瘤放疗中心, 江苏 南京 210006; 4. 南京市急救中心, 江苏 南京 210003

**【摘要】目的:**提出一种通过勾画标记点结构自动确定放疗原始等中心的方法(以下简称新方法),通过与常规方法作比较分析测试新方法的应用价值。**方法:**选取40例接受放射治疗的腹部肿瘤患者的定位CT图像,其中标记点出现在1层、2层CT层面各20例。使用常规方法(通过Eclipse计划系统的十字定位工具手动确定原始等中心),然后使用新方法(通过自动勾画标记点结构并进行位置计算自动确定放疗原始等中心),分析两种方法确定的原始等中心之间坐标的差异。此外,还手动勾画了标记点结构。**结果:**与手动勾画标记点结构相比,自动勾画20例2层CT图像中标记点的Dice相似性指数(DSC)值为 $(0.79 \pm 0.06)$ ,40例左右方向(x轴)偏差绝对值、腹背方向(y轴)偏差绝对值的均值分别为0.04、0.05 cm。标记点出现在2层CT图像的20例中,头脚方向(z轴)偏差绝对值的平均值、标准差、最大值、最小值分别为0.22、0.03、0.26、0.16 cm。**结论:**本文提出的新方法可以快速、精确地计算出放疗原始等中心坐标,特别是当标记点出现在2层CT图像时,可以有效弥补常规方法的缺陷。

**【关键词】**放射治疗;原始等中心;标记点;CT图像;泛洪算法;阈值分割

**【中图分类号】**R318;R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2022)09-1057-06

## A new method for automatically determining the original isocenter in radiotherapy

CHENG Long<sup>1</sup>, WU Haotian<sup>2</sup>, WEI Xiaowei<sup>3</sup>, QIN Hang<sup>1</sup>, JIANG Hongbing<sup>1,4</sup>, SHI Feiyue<sup>3</sup>

1. Department of Clinical Medical Equipment, Nanjing First Hospital, Nanjing Medical University, Nanjing 210006, China; 2. Anhui Wisdom Technology Co., Ltd, Hefei 230000, China; 3. Radiation Therapy Center, Nanjing First Hospital, Nanjing Medical University, Nanjing 210006, China; 4. Nanjing Emergency Medical Center, Nanjing 210003, China

**Abstract: Objective** To propose a method for automatically determining the original isocenter in radiotherapy by delineating the structure of marked points (hereinafter referred to as the new method), and to test its application value by comparing it with the conventional method. **Methods** The CT images of 40 patients with abdominal tumors who received radiotherapy were selected, in which the marked points appeared in the first or second CT slices, 20 cases in each. The original isocenter was manually determined by conventional method through the cross positioning tool of Eclipse planning system, and then the new method was used to automatically determine the original isocenter by automatically delineating the structure of marked points and calculating the position. The difference of coordinates between the original isocenters determined by the two methods was analyzed. In addition, the structure of marked points was manually delineated. **Results** Compared with manually delineated structure of marked points, the Dice similarity index (DSC) value of marked points automatically delineated in the second CT slice in 20 cases was  $(0.79 \pm 0.06)$ . The mean values of the absolute values of the deviations in 40 cases were 0.04 cm and 0.05 cm in the left-right direction (x-axis) and ventral-dorsal direction (y-axis), respectively. In the 20 cases with marked points appearing in the second CT slice, the mean, standard deviation, maximum and minimum values of the absolute values of z-axial (head-foot directional) deviations were 0.22, 0.03, 0.26 and 0.16 cm, respectively. **Conclusion** The proposed method can quickly and accurately calculate the original isocenter coordinates in radiotherapy. Especially when the marked points appear in the second CT slice, it can effectively make up for the defects of conventional methods.

**Keywords:** radiotherapy; original isocenter; marked point; CT image; flooding algorithm; threshold segmentation

**【收稿日期】**2022-04-19

**【基金项目】**国家自然科学基金(81773240);南京市医学科技发展资金“青年工程”人才培养专项经费资助项目(QRX11033)

**【作者简介】**程龙,硕士研究生,研究方向:医学图像处理,E-mail: 1346708199@qq.com

**【通信作者】**时飞跃,博士,副研究员,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail: shifeiyue2013@126.com;蒋红兵,研究员级高级工程师,研究方向:生物医学工程,E-mail: cmdjhb@126.com

前言

近年来,随着计算机技术与医学影像技术的快速发展,放射治疗已经步入精确定位、精确计划、精确治疗的“三精”治疗时代,精准定位作为开展放疗的基础显得尤为重要<sup>[1-2]</sup>。有文献指出,放疗体位偏移大小与疗效成正相关,过大的偏移量不仅使靶区得不到足够的剂量照射,还会加大对正常组织器官的照射<sup>[3-4]</sup>,开展精确放疗前通常会利用可移动式激光灯在患者的体表贴3个金属标记点(通常称为铅标记点)作为体位参考标记,从而在治疗计划系统中确定放疗的原始等中心<sup>[5]</sup>,该等中心将患者坐标系与治疗机射野坐标系联系起来,原始等中心的准确与否是开展精准放疗的关键基础。由于金属标记点的部分容积效应,标记点会出现在多层CT图像上,干扰物理师选择CT参考层面,造成原始等中心的位置偏差。本研究提出一种基于泛洪填充<sup>[6-7]</sup>与阈值分割<sup>[8]</sup>的图像算法,并移植到软件中,可以快速精确自动分割放疗标记点并精确计算放疗原始等中心的位置坐标,助力于精确放疗。

1 资料与方法

1.1 资料  
1.1.1 临床资料 选取南京医科大学附属南京医院40例接受放射治疗的胸腹部肿瘤患者,所有患者均为仰卧位,一般使用体部热塑模将患者固定在碳素纤

维底板上。CT定位扫描:采取与制作固定装置相同的体位,在患者热塑膜表面用记号笔标出激光灯的投影交点,通常用“+”字在患者的正面与侧面分别标记,在标记的中心点分别贴一个直径1.5 mm的金属标记点,行CT定位扫描。层厚层间距为5 mm。40例患者中,标记点出现在1层和2层CT图像上的例数各20例。

1.1.2 仪器设备 西门子 SOMATOM Sensation Open CT的CT模拟定位机,配备平板床、主机、辅机以及Vsim工作站。LAP DORADD 3的可移动激光定位系统,机架两侧与上方共有3支激光灯,可实现激光灯沿患者腹背和左右方向移动。瓦里安 Eclipse治疗计划系统,金属标记点(通常称为铅标记点),直径为1.5 mm。

1.2 方法  
1.2.1 确定放疗原始等中心的常规方法 实施CT扫描后,将CT图像传输至瓦里安 Eclipse 治疗计划系统,物理师选取标记点所在CT层面,若标记点出现在多层CT图像上,选取标记点较为清晰的一层作为参考层面;利用Eclipse等中心定位十字工具手动移至参考层面3个标记点的中心,水平交线与竖直交线的交点即为原始等中心。图1为3个标记点都出现在两层连续CT层面上的情况,两层标记点同样清晰,给物理师的判断带来干扰。

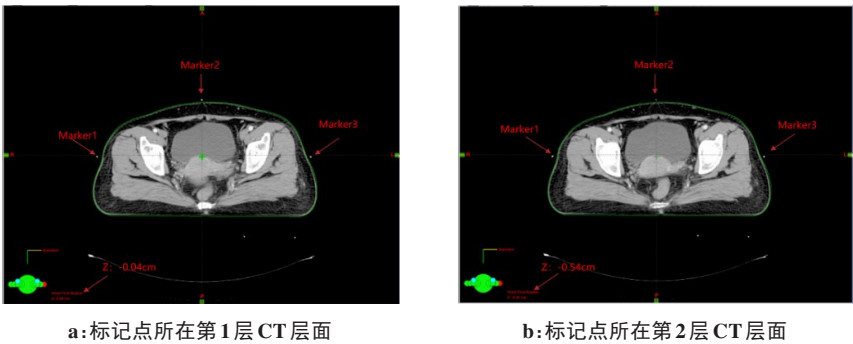


图1 3个标记点出现在两层连续CT层面,层厚5 mm  
Figure 1 Three marked points appearing in two consecutive CT slices, with a slice thickness of 5 mm

1.2.2 泛洪填充算法基本流程 泛洪填充是一种模拟流体扩散过程的算法,该算法被广泛应用在多维空间中确定连通区域的图像处理中,其基本原理是从一个选定的种子点出发,根据种子点与周围像素点灰度值的差值判断周围目标像素点是否与种子点灰度相似,以确定目标点是否属于可填充区域。满足判断,则对该点进行填充,并将该目标点作为新的种

子点进行下一轮填充过程。泛洪填充有四连通和八连通两种算法,本文采用四连通算法,在CT图像上,由于3个标记点位于体表附近且体表轮廓(Body)与周围空气的像素点灰度值存在突变,本文利用泛洪填充算法提取Body,泛洪算法的实施基于OpenCV开源库,使用Python语言编写。泛洪填充算法的递归函数 $F(x,y)$ 如式(1)<sup>[9]</sup>所示:

$$F(x,y)=\begin{cases} f_1(x,y)+\sum_{i=-1}^1 F(x+1,y+i)+F(x-1,y)+\\ \sum_{i=-1}^1 F(x-1,y+i), I(x,y)\in[\xi_1,\xi_2] \\ f_2(x,y), I(x,y)\notin[\xi_1,\xi_2] \end{cases} \quad (1)$$

为了减少泛洪带来图像中过多的连通域<sup>[10]</sup>, 首先对图像进行预处理, 将CT值低于-150 HU的像素点置为-150 HU, 接着令CT图像原点的CT值即 $F(0,0)$ 为-201 HU,  $f_1(x,y)$ 表示 $(x,y)$ 处的像素点被认为位于Body或标记点内, 将该点灰度值填充为255;  $f_2(x,y)$ 表示 $(x,y)$ 在Body或标记点之外, 将该点灰度值填充为0。  $I(x,y)$ 表示填充条件, 通过比较当前像素点与其邻域内种子像素点的灰度值之差来判断是否填充当前像素点;  $\xi_1$ 表示当前像素点与其邻域内种子像素点的灰度值之负差的最大值;  $\xi_2$ 表示当前像素点与其邻域内种子像素点的灰度值之正差的

最大值。平面、三维保留最大连通域Body, 进一步对Body外扩、内缩、相减操作获取含标记点在内的外扩环形带(即Body外扩减去Body内缩), 对外扩环形带以200 HU做阈值分割(大部分金属标记点的CT值皆大于200 HU), 此时外扩环形带不仅包含标记点在内, 也可能包含人体的表皮组织, 通过将低于200 HU值的区域置0, 可以过滤此部分干扰。 阈值分割后, 基本会得到比标记点数量多的连通域, 只有极少数情况能够直接得到3个连通域(即3个标记点)。 标记点的特征有两个, 一是3个标记点在z轴上的坐标基本一致且连续(其z轴误差小于2), 二是体积基本相同且很小。 因此, 将所有连通域中心位置按照z轴的坐标排序, 取连续3个z轴误差不超过2与体积基本相同的连通域, 即左中右3个标记点, 分别将其命名为Marker1、Marker2、Marker3。 图2a~图2h展示了本研究算法对某位患者CT图像中标记点所在层面的处理流程。

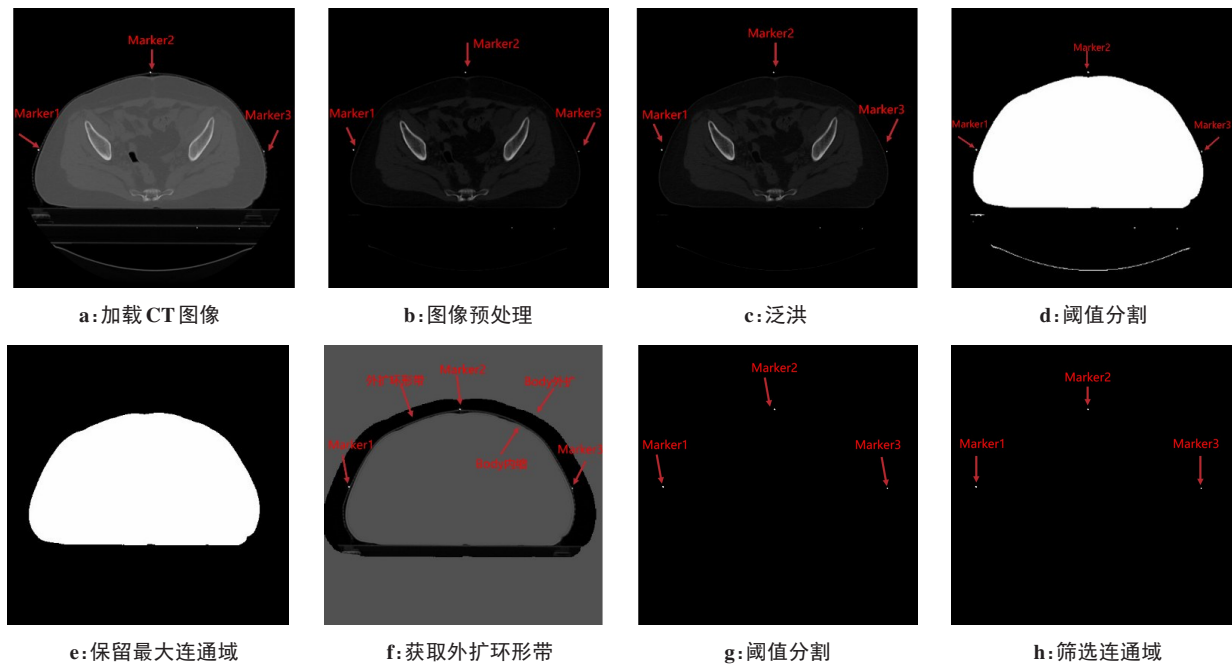


图2 算法处理流程  
Figure 2 Algorithm processing

**1.2.3 确定放疗原始等中心坐标** 计算3个标记点Marker1、Marker2、Marker3的三维质心坐标 $(x_1, y_1, z_1)$ 、 $(x_2, y_2, z_2)$ 、 $(x_3, y_3, z_3)$ , 本研究方法确定的原始等中心坐标为 $(x_{\text{自动}}, y_{\text{自动}}, z_{\text{自动}})$ , 根据几何关系, 3个坐标计算公式如下:

$$x_{\text{自动}}=x_2 \tag{2}$$

$$y_{\text{自动}}=\frac{y_1+y_3}{2} \tag{3}$$

$$z_{\text{自动}}=\frac{z_1+z_2+z_3}{3} \tag{4}$$

其中, x轴坐标为左右方向, y轴坐标为腹背方向, z轴坐标为头脚方向。记常规方法确定的原始等中心坐标为 $(x_{\text{手动}}, y_{\text{手动}}, z_{\text{手动}})$ , 两种方法确定的原始等中心之间的差异, 分别记为 $\Delta x$ 、 $\Delta y$ 、 $\Delta z$ 。其中,  $\Delta x=|x_{\text{自动}}-x_{\text{手动}}|$ ,  $\Delta y=|y_{\text{自动}}-y_{\text{手动}}|$ ,  $\Delta z=|z_{\text{自动}}-z_{\text{手动}}|$ 。

**1.2.4 手动勾画标记点结构** 通过Eclipse计划系统新

建3个新结构,分别将其命名为Marker1、Marker2、Marker3。其中Marker1代表左侧标记点,Marker2代表中间标记点,Marker3代表右侧标记点,选择计划系统中High Resolution Segment(高分辨率分割)菜单工具手动勾画Marker1、Marker2、Marker3左中右3个标记点的结构。

**1.2.5 自动勾画评价参数** 为了评估本研究提出的标记点自动分割算法效果,以手动勾画标记点结构为参考数据,以自动勾画标记点结构为测试数据,计算两种勾画结构的形状相似性指数DSC值:

$$DSC = \frac{2|V_{\text{手动}} \cap V_{\text{自动}}|}{V_{\text{手动}} + V_{\text{自动}}} \quad (5)$$

其中, $V_{\text{手动}}$ 为手动勾画的结构体积, $V_{\text{自动}}$ 为自动勾画的

结构体积。DSC的值越大表示两个轮廓形状的相似性越高,当两种勾画结果完全重合时DSC=1。在图像重合度研究中,DSC>0.7表示为两个结构重合度较好。

## 2 结果

### 2.1 两种方法勾画标记点结果

20例标记点出现在2层CT图像中,Marker1、Marker2、Marker3的DSC值分别为(0.81±0.07)、(0.81±0.06)、(0.76±0.05)。20例中所有标记点的DSC值为(0.79±0.06)。本研究方法实现了标记点的自动分割,与手工勾画相比,结构重合性较好。图3表示手动勾画与自动勾画在某标记点所在CT层面的勾画效果。

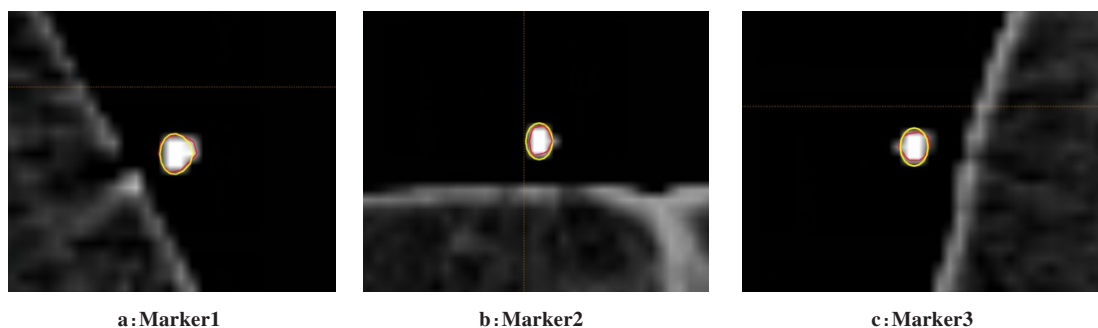


图3 标记点所在CT层面(红色为手动勾画,黄色为自动勾画)

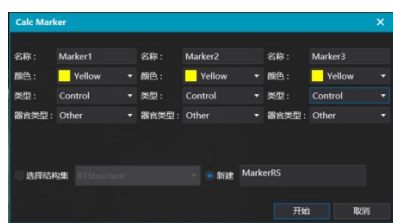
Figure 3 CT slices with marked points (the red represents manual delineation, and the yellow represents automatic delineation)

### 2.2 位置差异结果

常规方法与自动方法确定的40例原始等中心的x轴坐标分别为(0.05±0.19)、(0.02±0.18) cm,y轴坐标分别为(-21.21±1.41)、(-21.16±1.42) cm。 $\Delta x$ 、 $\Delta y$ 的均值分别为0.04、0.05 cm。对于标记点出现在2层CT图像中的20例,常规方法只能选择其中1层作为参考层面设置原始等中心,不可避免导致其z轴坐标产生一定的误差,本研究实现标记点的自动勾画后,根据式(3)精确计算原始等中心的z轴坐标与 $\Delta z$ 。 $\Delta z$ 的平均值、标准差、最大值、最小值分别为0.22、0.03、0.26、0.16 cm。

### 2.3 自动确定放疗原始等中心的软件界面

本研究使用的软件为DeepViewer医学图像处理软件,DeepViewer软件是由安徽慧软科技有限公司开发的一种基于人工智能与传统图像算法的器官勾画系统。算法通过Pyinstaller库打包成可供软件调用的exe(可执行程序),软件通过进程间调用的方式访问exe,两者之间的数据交互则通过共享内存的方式进行。本算法在软件使用界面增加了一键计算放疗原始等中心的功能,点击“计算标记点”功能键,可以快速方便获取原始等中心的坐标。40例原始等中心平均计算时间为6.5 s,操作界面如图4所示。



a: 自动勾画设置界面



b: 查询结果界面

图4 软件展示界面

Figure 4 Software display interfaces



### 3 讨论

在如今的“精确放疗”时代,精确定位与精确计划对精确治疗起着至关重要的作用,国家癌症中心指南指出,开展精确放疗时,等中心精度的质控应该控制在 $\pm 1\text{ mm}$ <sup>[11]</sup>。在临床上常用的用于定位的金属标记点,受到射线硬化<sup>[12]</sup>、散射<sup>[13]</sup>、部分容积效应<sup>[14]</sup>的影响,会在CT图像中产生伪影,甚至会出现现在多层CT图像中,影响图像质量。当标记点出现在多层CT图像时,会给后续治疗计划系统中原始等中心位置的确定造成一定的干扰。此前陈成等<sup>[15]</sup>提出一种使用Control Scan和位置数据计算,精确确定含标记点的CT层面位置并进行扫描的方法,减少标记点出现在多层CT图像中的频率。

确定原始等中心的常规方法是利用治疗计划系统中的等中心定位十字工具,通过左右、上下平移至标记点的几何中心来实现的。当标记点只出现在1层CT图像上时,此方法受到不同物理师主观经验和操作习惯的影响,仅使得原始等中心在x轴、y轴方向产生一定的偏差,本研究结果显示,常规方法确定的原始等中心在x轴与y轴上的平均误差小于1 mm,但是当标记点出现在2层CT图像上时,无论物理师制作计划时选择哪一层作为参考层面确定原始等中心,都不可避免的会在z轴上产生较大的偏差。本研究方法计算出当标记点完整出现在2层CT图像上时,常规方法在z轴上产生了平均2.2 mm的偏差。我国现行的国家标准规定,医用加速器的等中心点应该限制在半径为2 mm的球体内<sup>[16]</sup>。金孙均等<sup>[17]</sup>结合现行标准下允许的等中心误差,得到了相对等中心位置处的剂量学测量误差为-0.3%~+0.5%,而2.2 mm的平均偏差超过了现行标准。朱志鹏等<sup>[18]</sup>通过移动30例宫颈癌等中心沿原始z轴 $\pm 3\text{ mm}$ 模拟头脚方向系统误差对剂量分布的影响,得出CTV的 $D_{95}$ 与PTV的 $V_{95}$ 下降平均偏差分别为0.16%与1.72%的结论。Liao等<sup>[19]</sup>对乳腺切除术后放疗患者采用容积旋转调强的一项研究显示,等中心z轴偏移3 mm对心脏 $V_{20}$ 与肺 $V_{25}$ 分别增加2.6%与1.6%。赵永亮等<sup>[20]</sup>一项研究显示随着定位参考点与肿瘤中心点的空间距离增大,摆位误差也会随之增大。2.2 mm与上述的2、3 mm同属于mm量级。原始等中心的偏差是摆位误差的来源之一,当标记点出现在2层CT图像时,本研究提出的新方法可以有效减少使用常规方法时由于原始等中心z轴坐标不准确而带来的摆位误差。

此前提出一种在Eclipse计划系统中通过手动勾画标记点结构,利用坐标关系确定原始等中心的方法,

但手动勾画标记点的时间太长,降低了物理师制作计划的效率<sup>[21]</sup>。本研究根据先前研究的基础,提出一种基于泛洪填充与阈值分割的算法,实现标记点的自动勾画,接近手动勾画的精度,且节约了大量时间,将算法移植到了DeepViewer软件中,实现一键计算原始等中心的功能,平均花费时间为6.5 s。

目前市面上现有的一些商业软件诸如iPlan<sup>[22]</sup>、QnQ<sup>[23]</sup>、rtStation<sup>[24]</sup>、AccuContour<sup>[25]</sup>等只能勾画危及器官,并不能勾画标记点,由于标记点的直径只有1~2 mm,实现如此小的目标识别有一定难度,本算法实现了自动勾画的效果。但本算法也存在不足之处,对于乳腺肿瘤等患者,由于金属标记点的CT值与铅丝CT值较为接近,会给自动分割带来干扰导致标记点自动勾画的准确率下降,还需要进一步研究。

综上所述,使用常规方法时,当标记点出现在1层CT图像上,受物理师主观经验影响会导致原始等中心在x轴与y轴上产生一定的偏差。当标记点出现在多层CT图像上时,原始等中心会在z轴上产生较大偏差,本研究提出的通过自动分割标记点并精确计算放疗原始等中心的算法,弥补了以上缺陷,准确率高且耗时达到了令人满意的水平,为实现精准放疗时确定放疗原始等中心提供了有益的参考。

### 【参考文献】

- [1] Bourhis J, Montay-Gruel P, Gonçalves Jorge P, et al. Clinical translation of FLASH radiotherapy: why and how? [J]. Radiother Oncol, 2019, 139: 11-17.
- [2] Caudell JJ, Torres-Roca JF, Gillies RJ, et al. The future of personalised radiotherapy for head and neck cancer [J]. Lancet Oncol, 2017, 18(5): e266-e273.
- [3] He DC, Zhu ZJ, Zhang XY, et al. Positioning error analysis of the fraction localization system in the intracranial stereotactic radiotherapy of tumors [J]. Clin Transl Oncol, 2021, 23(1): 43-47.
- [4] 李鹏, 李长龙, 张明涛, 等. 六点标记法对提高盆腔肿瘤摆位精度的临床价值 [J]. 中国医疗设备, 2015, 30(8): 116-119.  
Li P, Li CL, Zhang MT, et al. Clinical effectiveness of application of six-point marking in improvement of placement accuracy for pelvic cancers [J]. China Medical Equipment, 2015, 30(8): 116-119.
- [5] Cui T, Zhou Y, Yue NJ, et al. Optimization of treatment isocenter location in single-isocenter LINAC-based stereotactic radiosurgery for management of multiple brain metastases [J]. Med Phys, 2021, 48(12): 7632-7640.
- [6] Eithun M, Larson J, Lang G, et al. Isolating phyllotactic patterns embedded in the secondary growth of sweet cherry (*Prunus avium* L.) using magnetic resonance imaging [J]. Plant Methods, 2019, 15: 111.
- [7] Januszewski M, Kornfeld J, Li PH, et al. High-precision automated reconstruction of neurons with flood-filling networks [J]. Nat Methods, 2018, 15(8): 605-610.
- [8] Tamal M. Intensity threshold based solid tumour segmentation method for Positron Emission Tomography (PET) images: a review [J]. Heliyon, 2020, 6(10): e05267.
- [9] 倪彤元, 周若虚, 杨杨, 等. 基于智能手机APP的图像法检测混凝土表面裂缝研究 [J]. 计量学报, 2021, 42(2): 163-170.  
Ni TY, Zhou RX, Yang Y, et al. Research on detection of concrete surface cracks by image processing based on smart phone APP [J]. Acta Metrologica Sinica, 2021, 42 (2): 163-170.
- [10] Choi J, Lee S, Son Y, et al. Design of an always-on image sensor using an analog lightweight convolutional neural network [J]. Sensors

- (Basel), 2020, 20(11): 3101.
- [11] 国家癌症中心/国家肿瘤质控中心. 医用电子直线加速器质量控制指南[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2020, 29(4): 241-258.  
National Cancer Center / National Cancer Quality Control Center. Quality control guidelines for medical electron linac [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2020, 29 (4): 241-258.
- [12] Yang Q, Fullagar WK, Myers GR, et al. X-ray attenuation models to account for beam hardening in computed tomography [J]. Appl Opt, 2020, 59(29): 9126-9136.
- [13] Gao H, Zhang L, Grimmer R, et al. Physics-based spectral compensation algorithm for X-ray CT with primary modulator [J]. Phys Med Biol, 2019, 64(12): 125006.
- [14] Cysouw MC, Golla SV, Frings V, et al. Partial-volume correction in dynamic PET-CT: effect on tumor kinetic parameter estimation and validation of simplified metrics [J]. EJNMMI Res, 2019, 9(1): 12.
- [15] 陈成, 王敏, 赵紫婷, 等. 一种精确扫描含标记点CT层面的方法及应用分析[J]. 中国医疗设备, 2021, 36(4): 21-23.  
Chen C, Wang M, Zhao ZT, et al. Method and application analysis of accurately CT scanning with marked points [J]. China Medical Equipment, 2021, 36(4): 21-23.
- [16] GB 15213-2016, 医用电子加速器性能和试验方法[S]. 北京: 中国标准出版社, 2016.  
GB 15213-2016, Medical electron accelerators-functional performance characteristics and test methods[S]. Beijing: China Standard Press, 2016.
- [17] 金孙均, 王坤, 宋明哲, 等. 医用加速器等中心性能的剂量学实验研究[J]. 核电子学与探测技术, 2015, 35(9): 913-916.  
Jin SJ, Wang K, Song MZ, et al. Dosimetric experimental study on the performance of medical accelerator and other centers [J]. Nuclear Electronics and Detection Technology, 2015, 35(9): 913-916.
- [18] 朱志鹏, 刘文其, 朱蕙君, 等. 宫颈癌术后调强计划稳健性研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(1): 22-28.  
Zhu ZP, Liu WQ, Zhu HJ, et al. Robustness of post-operative intensity modulation program for cervical cancer [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2020, 37(1): 22-28.
- [19] Liao X, Wu F, Wu J, et al. Impact of positioning errors in the dosimetry of VMAT left-sided post mastectomy irradiation [J]. Radiat Oncol, 2020, 15(1): 103.
- [20] 赵永亮, 储开岳, 吴建亭, 等. 胸腹部肿瘤患者放疗体位固定参考等中心与治疗等中心空间距离与后续治疗时摆位误差关系[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2015, 24(1): 53-54.  
Zhao YL, Chu KY, Wu JT, et al. Relationship between the spatial distance between reference and treatment isocentric position fixation and the positioning error during subsequent treatment in patients with thoracic and abdominal tumor [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2015, 24(1): 53-54.
- [21] 程龙, 时飞跃, 王敏, 等. 一种根据标记点结构精确确定放疗原始等中心的方法[J]. 中国医疗设备, 2022, 37(4): 90-93.  
Cheng L, Shi FY, Wang M, et al. A method to accurately determine the original isocentric of radiotherapy based on the structure of marker points [J]. China Medical Equipment, 2022, 37(4): 90-93.
- [22] Geraghty JP, Grogan G, Ebert MA. Automatic segmentation of male pelvic anatomy on computed tomography images: a comparison with multiple observers in the context of a multicentre clinical trial [J]. Radiat Oncol, 2013, 8: 106.
- [23] 孙宇晨, 张晓智, 李毅. 自动轮廓勾画软件构建图谱库在宫颈癌放疗中应用探讨[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(10): 1167-1172.  
Sun YC, Zhang XZ, Li Y. Clinical feasibility of atlas-based auto-segmentation software in radiotherapy for cervical cancer [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(10): 1167-1172.
- [24] 时飞跃, 王敏, 秦伟, 等. 三款国产软件自动勾画腹部肿瘤患者肝脏结构的比较[J]. 中华肿瘤防治杂志, 2022, 29(9): 644-649.  
Shi FY, Wang M, Qin W, et al. Comparison of three domestic softwares for automatic drawing of liver structure in patients with abdominal tumors [J]. Chinese Journal of Cancer Prevention and Treatment, 2022, 29(9): 644-649.
- [25] 秦伟, 庄洁颖, 时飞跃, 等. AccuContour软件自动勾画胸腹部肿瘤患者两种胃结构比较[J]. 中国辐射卫生, 2021, 30(3): 264-268.  
Qin W, Zhuang JY, Shi FY, et al. Comparison of two gastric structures in patients with thoracic and abdominal tumors automatically delineated by AccuContour software [J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2021, 30(3): 264-268.

(编辑:陈丽霞)