

# 一种改进型放射外科准直器的设计和研究

周云<sup>1,2</sup> 陈蔚海<sup>4</sup> 刘永彪<sup>5,6</sup> 严南<sup>1,2</sup> 孙向上<sup>7</sup> 廖文涛<sup>1,2</sup> 刘俊雅<sup>1,2</sup> 蒲越虎<sup>3</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院上海应用物理研究所 上海 201800)

<sup>2</sup>(中国科学院大学 北京 100049)

<sup>3</sup>(四川大学华西医院医学装备创新研究中心 成都 610041)

<sup>4</sup>(太从信息科技(上海)有限公司 上海 200233)

<sup>5</sup>(南京迈从医疗科技有限公司 南京 210023)

<sup>6</sup>(江苏省人民医院肿瘤放射治疗科 南京 210029)

<sup>7</sup>(湖南省肿瘤医院放射物理技术部 长沙 410013)

**摘要** 本文基于Hygeia公司GMX-1型钴(<sup>60</sup>Co)放射外科系统,采用蒙特卡罗模拟程序GEANT4设计了一款新型准直器并进行了实测分析。该准直器在锥形通孔内置锥形环孔聚焦结构。EBT3胶片测量结果表明,在放射源活度、源轴距、射野尺寸等保持不变的条件下,该改进型准直器的射野半影比原来减小17.6%,吸收剂量率是原来的2.12倍。该改进型准直器在中心点吸收剂量率、射野半影两个关键技术参数上具有显著优势。

**关键词** 放射治疗, 准直器, 剂量率, 射野半影

中图分类号 TL99

DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0142

引用该文:

周云,陈蔚海,刘永彪,等.一种改进型放射外科准直器的设计和研究[J].辐射研究与辐射工艺学报,2023,41(03):030304. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0142.

ZHOU Yun, CHEN Weihai, LIU Yongbiao, *et al.* Design and research of an improved radiosurgical collimator[J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2023, 41(03): 030304. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0142.



## Design and research of an improved radiosurgical collimator

ZHOU Yun<sup>1,2</sup> CHEN Weihai<sup>4</sup> LIU Yongbiao<sup>5,6</sup> YAN Nan<sup>1,2</sup> SUN Xiangshang<sup>7</sup>

LIAO Wentao<sup>1,2</sup> LIU Junya<sup>1,2</sup> PU Yuehu<sup>3</sup>

<sup>1</sup>(Shanghai Institute of Applied Physics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China)

<sup>2</sup>(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

<sup>3</sup>(Medical Equipment Innovation Research Center, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China)

<sup>4</sup>(Techtron information technology (Shanghai) Co., Ltd., Shanghai 200233, China)

基金资助: 国家重点研发计划项目(2016YFC0105408)资助

第一作者: 周云,男,1984年6月出生,2008年硕士毕业于中国矿业大学,目前为中国科学院博士研究生在读

通信作者: 蒲越虎,教授, E-mail: puyuehu@163.com

收稿日期: 初稿 2022-12-28; 修回 2022-02-17

Supported by National Key Research and Development Program (2016 YFC0105408)

First author: ZHOU Yun (male) was born in June 1984, and graduated from China University of Mining and Technology with a master's degree in 2008. Now he is studying at University of Chinese Academy of Sciences as a doctoral student

Corresponding author: PU Yuehu, professor, E-mail: puyuehu@163.com

Received 28 December 2022; accepted 17 February 2023

<sup>5</sup>(Nanjing Maicong Medical Technology Co., Ltd., Nanjing 210023, China)<sup>6</sup>(Department of Radiation Physics and Technology, Jiangsu Province Hospital, Nanjing 210029, China)<sup>7</sup>(Department of Radiation Physics and Technology, Hunan Cancer Hospital, Changsha 410013, China)

**ABSTRACT** In this paper, a new collimator based on Hygeia GMX-1 cobalt ( $^{60}\text{Co}$ ) radiosurgery system was designed and analyzed using the Monte Carlo simulation program GEANT4. The results of EBT3 film measurements showed that the field penumbra of the improved collimator was reduced by 17.6% and the absorbed dose rate was 2.12 times higher, while the source activity, source axis distance and field size remained unchanged. The collimator has significant advantages in the two key technical parameters of absorbed dose rate and penumbra.

**KEYWORDS** Radiotherapy, Collimator, Dose rate, Penumbra

**CLC** TL99

放射治疗是肿瘤治疗的重要手段。临床上通常采用较低分次剂量 (1.8~2.2 Gy/次)、多分次 (15~30次) 来进行照射治疗。立体定向放射外科 (Stereotactic radiosurgery, SRS) 通过对病变部位给予单次大剂量照射以达到类似外科手术的效果<sup>[1-3]</sup>。相较于常规放射治疗 (1.8~2.2 Gy/次), SRS的单次剂量高 (15~25 Gy/次), 在实施治疗计划时存在更大的潜在安全风险。小靶体积的SRS治疗对靶区的剂量投照和靶区周边器官组织保护的要求更为严格<sup>[4-5]</sup>, 临床操作中表现为对射野尺寸、中心点吸收剂量率和射野半影等指标的要求。

常规放射外科治疗设备如电子直线加速器、 $\gamma$ 射线放射外科治疗设备等, 都使用特殊设计的准直器来对射线进行准直 (图 (1)), 以达到限定射野尺寸、减小射野半影等临床要求。

目前, 临床使用的放射外科准直器为锥形通孔式结构<sup>[6-7]</sup>。准直器本体为圆柱形, 上端对应射线源。以Hygeia公司GMX-1型钴( $^{60}\text{Co}$ )放射外科系统为例, 该设备采用多源聚焦照射方式, 准直器本体的端面上加工有多个锥形通孔 (图2(a)、(c)、(d)), 以准直器本体的端面圆心为中心按一定规律排布, 其分布与准直器上方的 $^{60}\text{Co}$ 放射源位置相对应。从准直器本体的上端面至下端面锥形通孔的直径逐渐变小。每个锥形通孔的中心轴线均与准直器本体的中心轴线成一定角度的夹角 (图2(b))。各锥形通孔的中心轴线聚焦于准直器下方的设备中心点处。

锥形通孔准直器的性能主要受到准直器材料及准直器孔几何形状等因素影响, 如形状、长度和上下端面孔径等。该类型准直器很好地平衡了设计复杂度、加工难度及物理特性 (即射野中心点处的吸收剂量率、射野半影、射野尺寸等), 可

以满足临床中大部分需要。

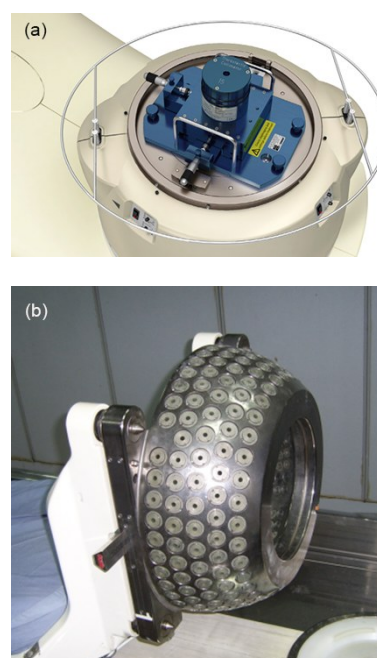


图1 SRS准直器:(a)医科达加速器放射外科准直器;  
(b)医科达 $\gamma$ 刀准直器

Fig.1 SRS collimator: (a) collimator of Elekta Linac;  
(b) collimator of Elekta Gammaknife

随着肿瘤放射治疗技术的演进, 相关标准规范要求放射外科治疗设备在较小射野尺寸下应具有更小的射野半影和更高的吸收剂量率<sup>[8-10]</sup>, 如行业标准YY0831《 $\gamma$ 射束立体定向放射治疗系统》(以下简称“YY0831标准”)<sup>[9-10]</sup>中提出头部 $\gamma$ 射线立体定向放射治疗系统最小射野与最大射野的剂量率比值不应低于0.7, 体部 $\gamma$ 射线立体定向放射治疗系统最小射野与最大射野的剂量率比值不应低于0.6。

钴( $^{60}\text{Co}$ )放射外科治疗设备的放射源尺寸、装源活度、源轴距等参数通常是固定的。射野大小、中心点吸收剂量率及射野半影三者相互关联,通常减小射野尺寸会降低中心点吸收剂量率,同时会减小射野半影;增大射野尺寸会提高剂量率,同时会增大射野半影<sup>[11]</sup>。小野照射时为控制射野半影,锥形通孔准直器上下端面的孔径尺寸都比较小,导致中心点的吸收剂量率较低。因此,常规锥形通孔结构准直器无法满足临床上在小野照射时对射野尺寸、中心点吸收剂量率和射野半影三方面的要求。目前,临床上通过分别使用头部

专用 $\gamma$ 射线立体定向放射外科系统和体部专用 $\gamma$ 射线立体定向放射外科系统两套设备或两套准直器系统来避开该问题。因此,在保证射野尺寸大小和射野半影的同时提高中心点吸收剂量率在放射治疗领域具有实际应用价值。

本研究基于GMX-1型 $^{60}\text{Co}$ 放射外科系统,采用蒙特卡罗模拟程序GEANT4设计了一款新型准直器并进行了实测分析。与该治疗系统目前使用的锥形通孔准直器相比,该新型准直器能较好地同时满足射野尺寸、吸收剂量率和射野半影3个方面的要求。

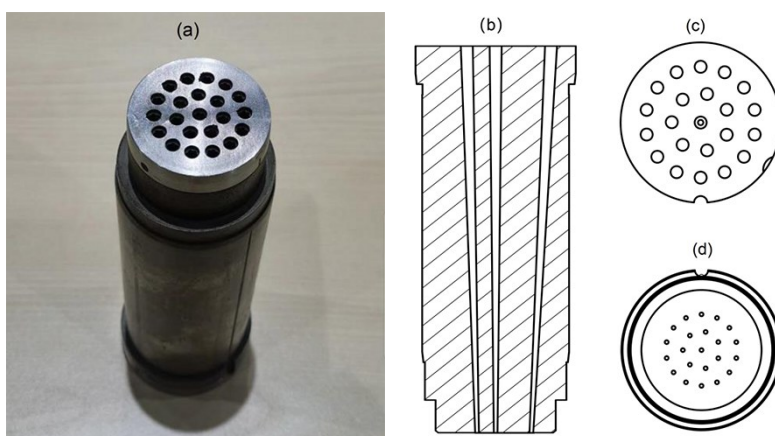


图2 锥形通孔式准直器:(a)实物图;(b)结构侧视图;(c)顶端面图;(d)底端面图  
Fig.2 Conical through-hole collimator: (a) physical photo of collimator; (b) side view; (c) top view; (d) bottom view

## 1 材料与方法

### 1.1 定义

吸收剂量通常定义为电离辐射在每单位质量的介质中所沉积的能量,定义公式见(1)式。

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (1)$$

式中: $dm$ 为介质的质量,kg; $d\bar{E}$ 为电离辐射在介质中沉积的能量,J。

吸收剂量的单位是戈瑞(Gy), $1\text{ Gy}=1\text{ J/kg}$ 。数值上吸收剂量可表示为公式(2)。

$$D = \psi(\mu_{\text{en}}/\rho) \quad (2)$$

式中: $\psi$ 为能量注量(Energy fluence),是以进入辐射场内某点处单位截面积球体的粒子总动能描述辐射场性质的一个量; $\mu_{\text{en}}/\rho$ 为介质的质能吸收系数。

在实际测量中,吸收剂量率通常采用测量点

处每分钟平均吸收剂量来评价。

射野半影定义:以射野中心为参考点,在射野中心轴线的一侧,沿 $X$ 方向取参考点剂量率的80%处设为点 $X_{80}$ ,取同一方向上参考点剂量率的20%处设为点 $X_{20}$ (图3(a)),则点 $X_{80}$ 与点 $X_{20}$ 之间在 $X$ 方向上的距离为射野半影。

射野尺寸定义:以射野中心为参考点,沿 $X$ 负方向取参考点剂量率的50%处设为点 $X_0$ ,沿 $X$ 正方向取参考点剂量率的50%处的横坐标值设为点 $X_2$ (图3(b)),则点 $X_0$ 与点 $X_2$ 之间在 $X$ 方向上的距离为射野尺寸<sup>[12]</sup>。

对放射治疗设备进行吸收剂量、射野半影和射野尺寸测量时,测量点一般设置在水下特定深度处。例如,依据YY0831标准, $\gamma$ 射束头部立体定向放射治疗系统的标称吸收剂量率为最大射野在球形水等效模体中80 mm深度处进行测量,射野半影和射野尺寸也在该深度进行测量。

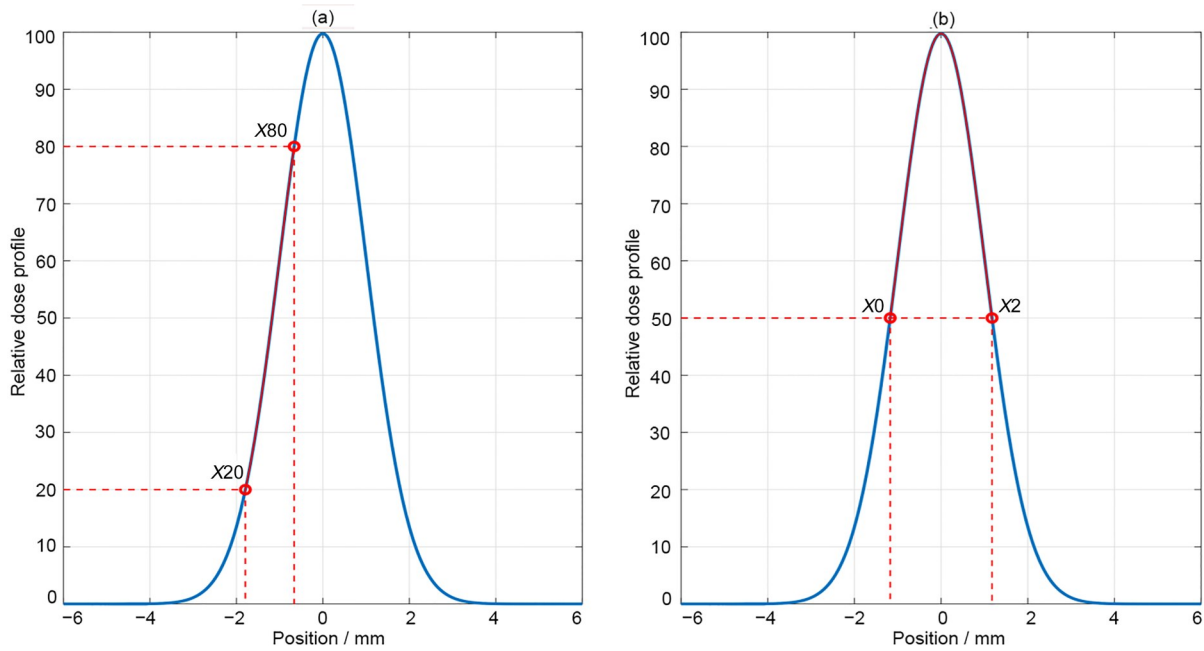


图3 (a)射野半影示意图;(b)射野尺寸示意图  
Fig.3 (a) Schematic diagram of penumbra; (b) schematic diagram of field size

### 1.2 仪器

GMX-1型<sup>60</sup>Co放射外科系统(放射源数量22个,柱状源,总放射性活度为284.2 TBq,准直器4组;最大射野等中心处剂量率3.06 Gy/min,最小射野尺寸6 mm,源轴距535 mm),Hygeia公司;GEANT软件(系统环境64位Linux, GCC/G++编译器, GEANT4版本号10.3,所用物理模型为G4EmStandardPhysics);GAFCHROMIC EBT3胶片,美国ASHLAND公司;扫描仪,EPSON10000 XL,日本EPSON公司;球形模体(材料为聚苯乙烯,直径160 mm,含胶片夹板,符合YY0831标准要求);基于Matlab自主开发的胶片分析软件。

### 1.3 样品方案

本研究中准直器采用钨金属材料,准直器本体的上端面上开设有规格一致的多个锥孔(图4(b)),其尺寸和位置与准直器上方的射线源相对应。从准直器本体的上端面至下端面锥孔的直径逐渐变小(图4(c))。该锥形通孔内嵌一锥形环状聚焦结构,该结构的中心轴线与所在的锥形通孔的中心轴线重合,每个锥孔的中心轴线均与准直器本体的中心轴线成一定角度的夹角分布(图4(a)),锥孔的中心轴线聚焦于准直器下方的设备中心

点处。

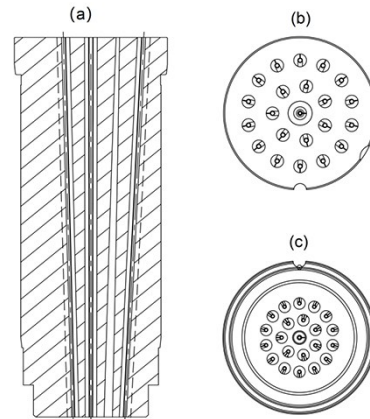


图4 锥形环孔式准直器:(a)结构侧视图;(b)顶端面图;  
(c)底端面图

Fig.4 Conical pipe-embedded collimator: (a) side view;  
(b) top view; (c) bottom view;

### 1.4 蒙特卡罗模拟

在蒙特卡罗模拟程序GEANT4中对锥形通孔准直器和锥形环孔式准直器分别进行建模和模拟(图5)。建模部分包括:(1)<sup>60</sup>Co射线源;(2)准直器结构;(3)球形模体。建模的过程中需要考虑各个结构的实际材料成分,并且在GEANT4中正确设置<sup>60</sup>Co射线源的射线物理参数<sup>[13-15]</sup>,如放射性活度、形状等。



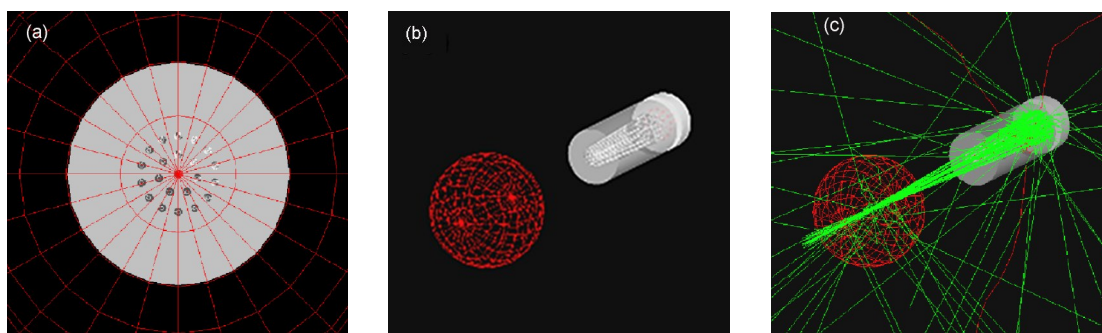


图5 锥形环孔式准直器的GEANT4模拟:(a)锥形环孔式准直器的结构;(b)准直器(白色部分)及球形水等效模体(红色部分)在GENT4中的建模;(c)GEANT4中的准直器与射线作用的蒙特卡罗模拟,绿色部分为模拟的 $\gamma$ 射线轨迹(彩色见网络版)

Fig.5 Monte Carlo simulation of conical pipe-embedded collimator in GEANT4: (a) structure of the conical pipe-embedded collimator; (b) the model of collimator (white) and spherical water-equivalent phantom; (c) Monte Carlo simulation of the reaction of collimator and gamma ray, green lines are the simulated trace of  $\gamma$  ray (color online)

### 1.5 样品加工

根据GEANT4中模拟设计的参数,采用慢走丝线割工艺,加工一套锥形环孔准直器样品(图6),并安装在GMX-1型 $^{60}\text{Co}$ 放射外科系统上进行测试。



图6 锥形环孔式准直器实物图  
Fig.6 Physical photo of conical pipe-embedded collimator

### 1.6 胶片测量

依据YY0831标准,使用球形模体(图7)和EBT3自显影胶片,在两种准直器射野中心点处进行剂量场实测分析<sup>[16-18]</sup>。

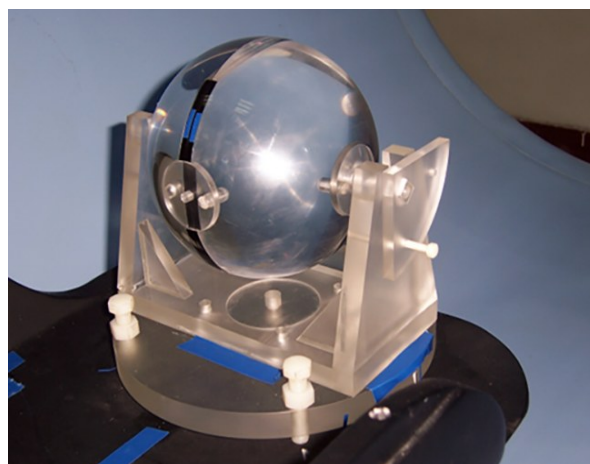


图7 球形水等效模体  
Fig.7 spherical water-equivalent phantom

胶片测量中采用“剂量-灰度”刻度方法,从0~120 s按照30 s时间间隔(即按照不同剂量)使用GMX-1型 $^{60}\text{Co}$ 放射外科系统最大射野分别照射5张胶片作为刻度片(图8),将锥形通孔准直器和锥形环孔式准直器分别安装在GMX-1型 $^{60}\text{Co}$ 放射外科系统上,分别照射120 s,得到两种准直器的剂量分布胶片(图9)。胶片在照射完成后静置30 min,使用EPSON10000XL扫描仪对胶片进行扫描,扫描时保持各胶片长边/短边方向一致、正反面一致,关闭扫描仪的图像校正功能。使用基于Matlab自主开发的程序进行分析,建立剂量-灰度关系曲线(图10),分析两种准直器的胶片剂量分布。

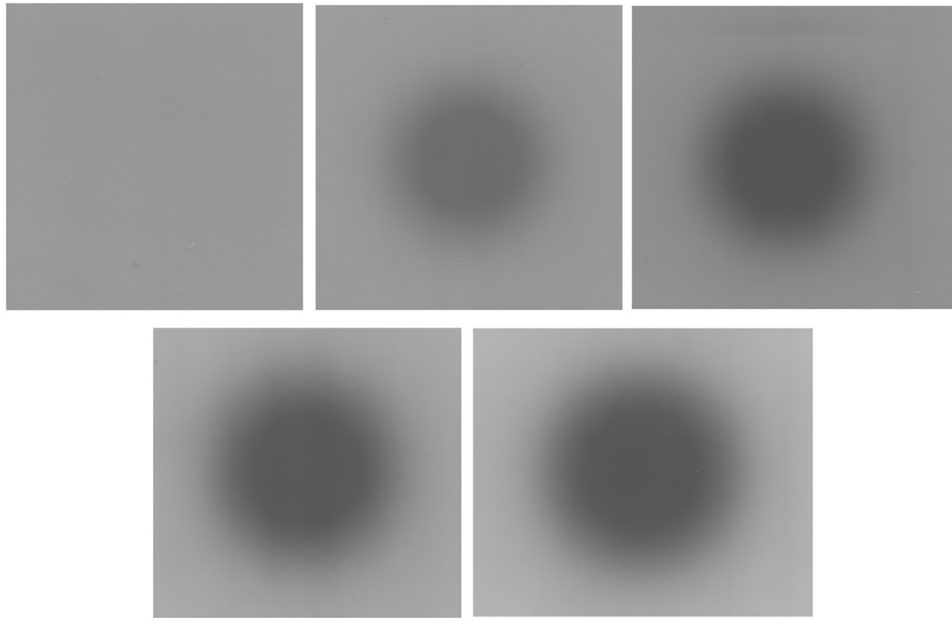


图8 剂量刻度胶片  
Fig.8 Dose calibration film

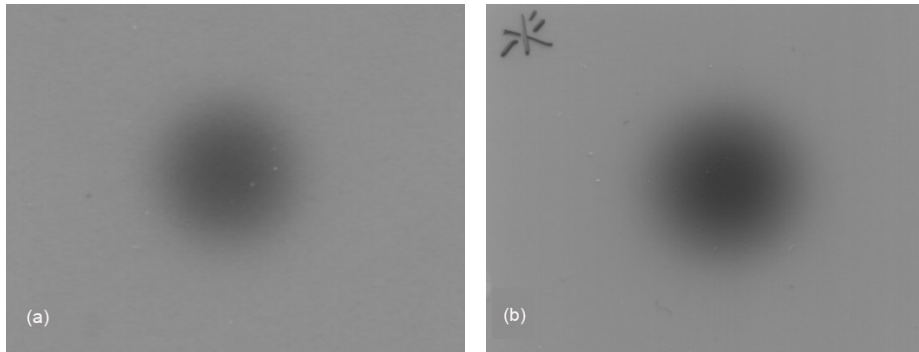


图9 (a)锥形通孔式准直器射野的检测胶片;(b)锥形环孔式准直器射野的检测胶片  
Fig.9 (a) Film of conical through-hole collimator; (b) film of conical pipe-embedded collimator

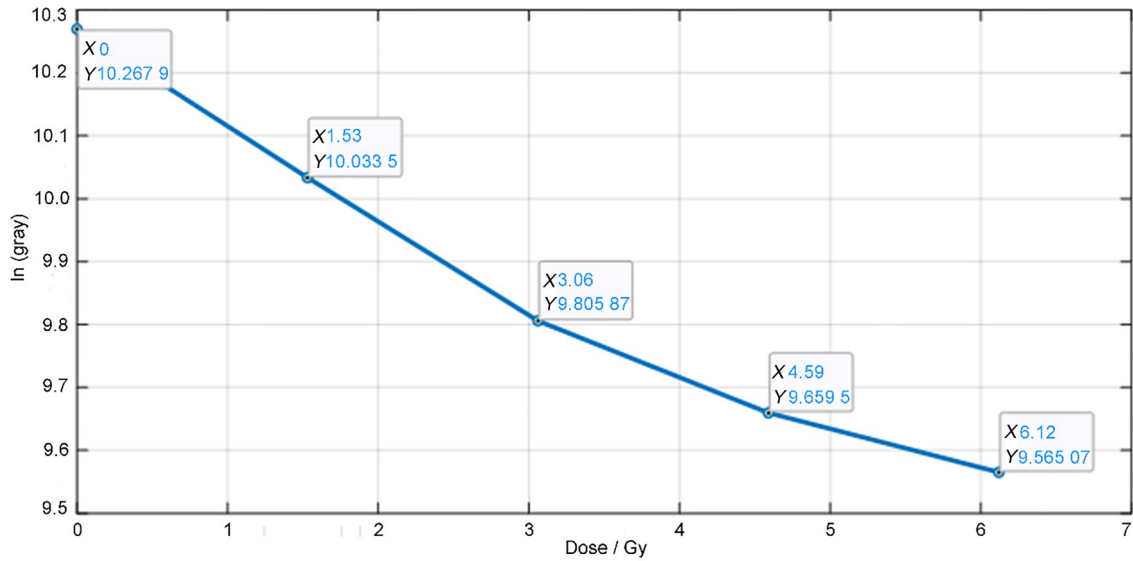


图10 剂量-灰度关系刻度曲线  
Fig.10 Dose-gray calibration curve

## 2 结果与讨论

基于GEANT4模型中放射源的总放射性活度等参数，通过GEANT4蒙特卡罗模拟，得到两种准直器的中心点处在球形模体中的剂量分布，如

图(11)所示，其中红色代表高剂量区域，蓝色代表低剂量区域。两种准直器在中心高剂量区域差异较明显，锥形环孔准直器射野中心的高剂量区域更大。两种准直器在中心点位置的离轴剂量曲线如图(12)所示。

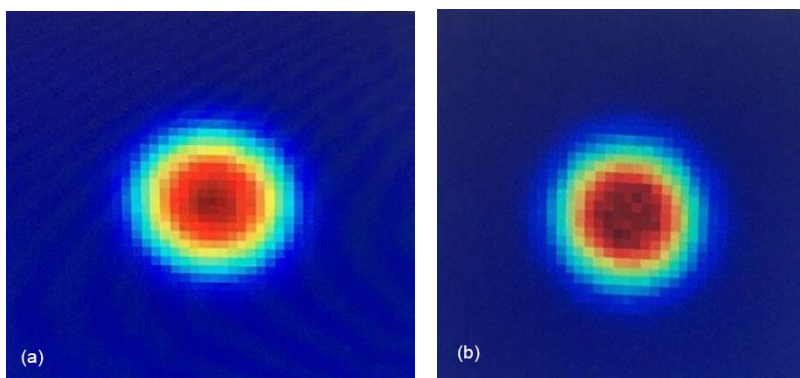


图11 蒙特卡罗模拟结果:(a)锥形通孔式准直器在中心点处剂量分布;(b)锥形环孔式聚焦准直器在中心点处剂量分布(彩色见网络版)

Fig.11 Monte Carlo simulation: (a) dose distribution at isocenter of conical through-hole collimator; (b) dose distribution at isocenter of conical pipe-embedded collimator (color online)

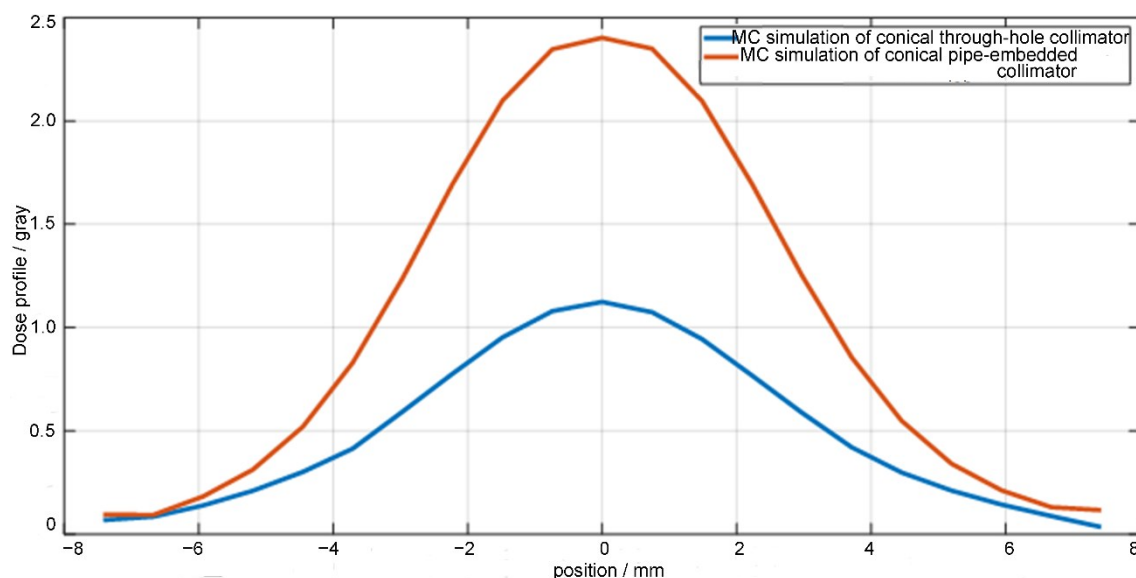


图12 蒙特卡罗模拟的两种准直器在等中心的离轴剂量曲线(彩色见网络版)

Fig.12 Off-axis dose line comparison of two kinds of collimator via Monte Carlo simulation at isocenter (color online)

GEANT4中蒙特卡罗模拟的结果显示，在不明显改变辐射野尺寸的条件下，锥形环孔准直器的中心点吸收剂量率是锥形通孔结构准直器的2.12倍，同时射野半影减小了16.23%。

表1为蒙特卡罗模拟所得的两种准直器的中心点吸收剂量率、辐射半影和辐射野尺寸的比较。

表2为使用基于Matlab自主开发的程序对EBT3自显影胶片进行分析所得的两种准直器的中心点吸收剂量率、辐射半影和辐射野尺寸参数。与锥形通孔结构准直器相比，锥形环孔结构准直

器射野尺寸接近，射野半影减小了17.6%，吸收剂量率是锥形通孔结构准直器的2.12倍，其离轴剂量曲线如图(13)所示。

在图(13)中，照射时间是120 s，因此，两种准直器的离轴剂量曲线差异显著。在距离中心点6 mm处，两种准直器的离轴剂量趋于相同。

在图(14)中，对两种准直器的离轴剂量曲线的GEANT4蒙特卡罗模拟和EBT3自显影胶片检测分析的结果做了归一化对比分析。与锥形通孔结构准直器相比，锥形环孔结构准直器的离轴剂

量曲线在10%~30%的区域剂量更低，在75%~95% 的区域剂量更高。

表1 锥形通孔准直器与锥形环孔准直器的参数蒙特卡罗模拟结果比较

Table 1 Comparison of Monte Carlo simulation of conical through-hole collimator and conical pipe-embedded collimator

	中心点吸收剂量率/(Gy·min <sup>-1</sup> ) Dose rate @isocenter	射野半影/mm Penumbra	射野尺寸/mm Field size
锥形通孔准直器 Conical through-hole collimator	1.09	3.45	6.21
锥形环孔准直器 Conical pipe-embedded collimator	2.31	2.89	6.13

表2 锥形通孔准直器与锥形环孔准直器的胶片检测结果比较

Table 2 Comparison of film test of conical through-hole collimator and conical pipe-embedded collimator

	中心点吸收剂量率/(Gy·min <sup>-1</sup> ) Dose rate @isocenter	射野半影/mm Penumbra	射野尺寸/mm Field size
锥形通孔准直器 conical through-hole collimator	1.05	3.53	6.12
锥形环孔准直器 conical pipe-embedded collimator	2.23	2.91	6.06

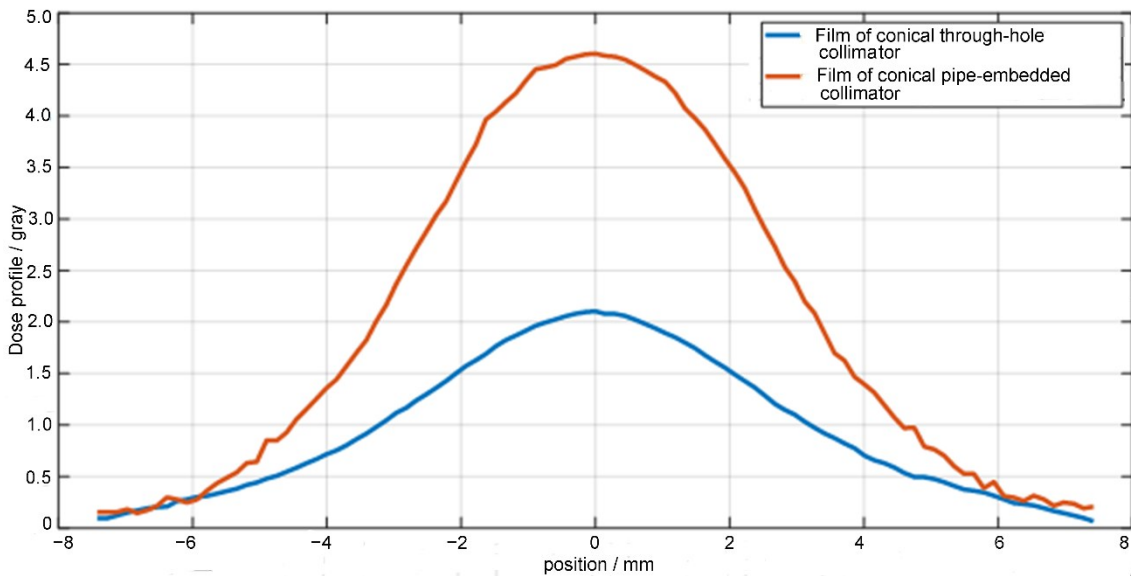


图13 在中心点处胶片测量的两种准直器的离轴剂量曲线对比(彩色见网络版)  
Fig.13 Off-axis dose line comparison of two kinds of collimator via film measurement (color online)

上述蒙特卡罗模拟和胶片检测结果显示，该改进型锥形环孔准直器的射野半影比常规锥形通孔准直器更小，中心点吸收剂量率更高，这在临床上会带来一定的优势。射野半影更小表明剂量梯度更陡峭，使放射外科治疗更容易达到类似“手术刀”的效果。同时离轴剂量曲线在10%~30%的区域剂量更低，表明射野外的器官在治疗中可以得到更好的保护。

<sup>60</sup>Co放射外科系统的射野半影按照形成因素可

分为穿射半影、散射半影和几何半影。其中穿射半影主要是由于射野边缘区域的射线在穿透准直器边缘端口时在各处穿透厚度不一致，造成剂量渐变分布从而形成半影。本研究中两种准直器的端面结构和材料均相同，因此，穿射半影对两种准直器的影响可视为相同，不会造成射野半影的显著差异。此外，<sup>60</sup>Co放射源发射的γ射线平均能量为1.25 MeV，在模体中的散射主要是向前散射，因此散射半影不会造成射野半影的显著差异。



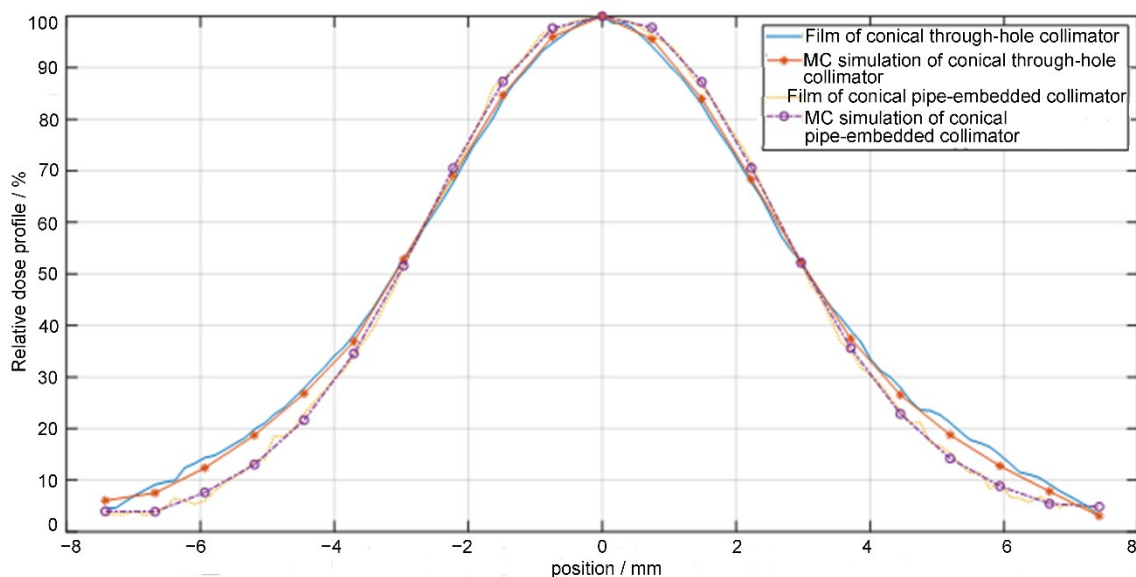


图14 两种准直器射野离轴剂量曲线的蒙特卡洛模拟及胶片检测的结果对比(彩色见网络版)

Fig.14 Off-axis dose line comparison of film measurement and Monte Carlo simulation of two kinds of collimator (color online)

本研究中的改进型锥形环孔准直器，其内嵌的锥形环状聚焦结构，可视为将 $^{60}\text{Co}$ 射线源分割为内部小圆和外部圆环两部分，即射线源的几何尺寸变得更小，因此几何半影更小。可以认为，该改进型锥形环孔准直器中的锥形环状聚焦结构，减小了射线源的几何半影，是最终射野半影减小的关键。

除减小射野半影外，该改进型锥形环孔准直器中内嵌的锥形环状聚焦结构也会对射野中的光子注量分布产生影响。调节并优化锥形环状聚焦结构的参数，如厚度、锥角的角度、位置等，同时改变准直器上下端面孔径尺寸，可以改变光子注量的分布，使得中心点处的光子注量更高，因此得到更高的中心点吸收剂量率。

在图(14)中，蒙特卡罗模拟和胶片检测结果显示，改进型锥形环孔准直器的离轴剂量曲线在75%~95%的区域更高，即中心点附近区域的剂量更高，其原因为周围区域对中心点的模体散射更强。这也是中心点吸收剂量率提高的一个重要因素。

该改进型锥形环孔准直器的创新点在于其准直孔内的锥形环状聚焦结构。该结构方案的准直器主要适用于需要对射线进行聚焦的小野照射。在大野照射时，不再需要对射线进行聚焦，因此，该准直器在大野照射时可能与常规锥形通孔准直器的剂量场结果相近。具体定量数据还需要后续

进一步研究。

本研究在准直器孔径内使用锥形环状聚焦结构来提高相关物理剂量学参数，其前提为 $^{60}\text{Co}$ 射线源具有空间各向同性的特性，且具有一定的几何尺寸。医用电子直线加速器由于其射线源（即射线靶）不具备各向同性的特点，然而，同时具有一定的几何尺寸（通常2~3 mm之间），因此，本研究中的锥形环孔准直器的结构方案在医用电子直线加速器上应用的结果尚不明确，需后续再进一步研究探讨。

值得注意的是，本研究中的改进型锥形环孔准直器的参数是基于GMX-1型 $^{60}\text{Co}$ 放射外科系统的结构和尺寸，如射野大小、源轴距、放射源形状、安装方式等。不同的设备结构和尺寸对准直器的要求也不同，因此，本研究中的参数对于其他放射治疗系统来说并不适用，需要另行设计和模拟。

该锥形环孔式准直器中的环孔结构通过单臂与准直器通孔内壁相连，后续研究可采用多臂连接以增加环结构的稳定性，同时进一步优化中心点处的射野半影和射野尺寸。

设计和模拟数据表明，该新型准直器中锥形环孔的位置和长度对剂量场分布也有影响。本方案的设计是一个多参数优化问题。后续研究可以对锥形环孔的孔径、材料、角度、壁厚、位置、长度等因素进行进一步优化，以期得到最优方案。

### 3 结论

本研究中对锥形通孔结构准直器和锥形环孔结构准直器的胶片实测分析结果与GEANT4蒙特卡罗模拟结果具有良好的一致性,交叉验证了本研究的可靠性。与常规的锥形通孔结构准直器相比,该锥形环孔结构准直器在中心点吸收剂量率、射野半影两个关键技术参数上具有显著优势。

射野尺寸、中心点剂量率和射野半影等指标的平衡是放射外科准直器设计的难点。与常规锥形通孔式准直器设计相比,本研究中的锥形环孔式准直器设计解决了准直器孔径尺寸过小导致剂量率偏低等问题,结构设计合理,在保证射野尺寸同时提高了中心点的吸收剂量率,减小了射野半影。同时也需要注意到,本研究中的锥形环孔结构也增加了准直器的加工难度和成本。

**作者贡献声明** 周云负责文献检索和分析,完成论文初稿的写作;严南、孙向上、廖文涛、刘俊雅负责文献资料的归纳与讨论;陈蔚海参与了实验和程序设计;蒲越虎和刘永彪设计了实验思路,并提供了重要的实验指导和文章修改指导。全体作者都阅读并同意最终的文本。

### 参考文献

- Flickinger J C, Maesawa S, Kondziolka D, *et al.* An analysis of the clinical radiobiology of arteriovenous malformation obliteration by radiosurgery[J]. *International Journal of Radiation Oncology \*Biology\*Physics*, 2000, **48**(3): 255. DOI: 10.1016/s0360-3016(00)80308-9.
- Hayashi M, Izawa M, Hiyama H, *et al.* Gamma knife radiosurgery for pituitary adenomas[J]. *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 1999, **72**(1): 111-118. DOI: 10.1159/000056446.
- Stafford S L, Pollock B E, Foote R L, *et al.* Meningioma radiosurgery: tumor control, outcomes, and complications among 190 consecutive patients[J]. *Neurosurgery*, 2001, **49**(5): 1029-1038. DOI: 10.1097/00006123-200111000-00001.
- Pollock B E, Phuong L K, Gorman D A, *et al.* Stereotactic radiosurgery for idiopathic trigeminal neuralgia[J]. *Journal of Neurosurgery*, 2002, **97**(2): 347-353. DOI: 10.3171/jns.2002.97.2.0347.
- Young R F, Shumway-Cook A, Vermeulen S S, *et al.* Gamma knife radiosurgery as a lesioning technique in movement disorder surgery[J]. *Journal of Neurosurgery*, 1998, **89**(2): 183-193. DOI: 10.3171/jns.1998.89.2.0183.
- Chandra R A, Keane F K, Voncken F E M, *et al.* Contemporary radiotherapy: present and future[J]. *Lancet (London, England)*, 2021, **398**(10295): 171-184. DOI: 10.1016/S0140-6736(21)00233-6.
- Mehrens H, Nguyen T, Edward S, *et al.* The Current status and shortcomings of stereotactic radiosurgery[J]. *Neuro-Oncology Advances*, 2022, **4**(1): v058. DOI: 10.1093/naojnl/v058.
- Ma L J, Wang L, Tseng C L, *et al.* Emerging technologies in stereotactic body radiotherapy[J]. *Chinese Clinical Oncology*, 2017, **6**(Suppl 2): S12. DOI: 10.21037/cco.2017.06.19.
- 全国医用电器标准化技术委员会放射治疗分技术委员会.  $\gamma$ 射束立体定向放射治疗系统第1部分:头部多源 $\gamma$ 射束立体定向放射治疗系统[M]. 北京: 中国标准出版社, 2013.  
National Medical Electrical Standardization Technical Committee Radiation Therapy Sub-Technical Committee. Stereotactic radiotherapy system with gamma beam—Part 1: multi-source stereotactic radiotherapy system with gamma beam for head lesion[M]. Beijing: Standard Press of China, 2013.
- 全国医用电器标准化技术委员会放射治疗分技术委员会.  $\gamma$ 射束立体定向放射治疗系统第2部分:体部多源 $\gamma$ 射束立体定向放射治疗系统[M]. 北京: 中国标准出版社, 2017.  
National Medical Electrical Standardization Technical Committee Radiation Therapy Sub-Technical Committee. Stereotactic radiotherapy system with gamma beam—Part 2: multi-source stereotactic radiotherapy system with gamma beam for body lesion[M]. Beijing: Standard Press of China, 2017.
- Wang J H, Wang L, Maxim P G, *et al.* An automated optimization strategy to design collimator geometry for small field radiation therapy systems[J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2021, **66**(7): 075016. DOI: 10.1088/1361-6560/abeba9.
- 廖浪, 宋瑞英, 程鹏. 6 MeV 医用电子直线加速器中束斑尺寸的计算与测量[J]. *核技术*, 2016, **39**(6): 060203. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2016.hjs.39.060203.  
LIAO Lang, SONG Ruiying, CHENG Peng. Beam spot size calculation and measurement of 6-MeV medical linear accelerator[J]. *Nuclear Techniques*, 2016, **39**(6):

060203. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2016.hjs.39.060203.
- 13 Hermida-López M, Sánchez-Artuñedo D, Rodríguez M, *et al.* Monte Carlo simulation of conical collimators for stereotactic radiosurgery with a 6 MV flattening-filter-free photon beam[J]. *Medical Physics*, 2021, **48**(6): 3160-3171. DOI: 10.1002/mp.14837.
- 14 蒋海青, 何伟荣, 蔡锡明, 等. 钴源与加速器辐照效应及辐照加工试验综合平台[J]. *辐射研究与辐射工艺学报*, 2022, **40**(1): 011301. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0007.
- JIANG Haiqing, HE Weirong, CAI Ximing, *et al.* Integrated  $^{60}\text{Co}$  and electron accelerator platform for irradiation effect and irradiation processing tests[J]. *Journal of Radiation Research and Radiation Processing*, 2022, **40**(1): 011301. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0007.
- 15 贾文宝, 陈奕泽, 黑大千, 等. 基于多编码板准直器的瞬发 $\gamma$ 射线活化成像[J]. *核技术*, 2022, **45**(10): 100201. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2022.hjs.45.100201.
- JIA Wenbao, CHEN Yize, HEI Daqian, *et al.* Prompt gamma-ray activation imaging based on multi coded-aperture collimators[J]. *Nuclear Techniques*, 2022, **45**(10): 100201. DOI: 10.11889/j.0253-3219.2022.hjs.45.100201.
- 16 Natesan P, Palaniappan S M, M M, *et al.* Determination of collimator helmet factors for leksell gamma knife 4C unit using GAF chromic EBT3 film and ImageJ software [J]. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention: APJCP*, 2021, **22**(12): 4031-4035. DOI: 10.31557/APJCP.2021.22.12.4031.
- 17 Bhatnagar J P, Novotny J, Huq M S. Dosimetric characteristics and quality control tests for the collimator sectors of the Leksell Gamma Knife(®) Perfexion(TM) [J]. *Medical Physics*, 2012, **39**(1): 231-236. DOI: 10.1118/1.3668057.
- 18 Lim S B, Kuo L C, Li T F, *et al.* Comparative study of SRS end-to-end QA processes of a diode array device and an anthropomorphic phantom loaded with GafChromic XD film[J]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2022, **23**(9): e13747. DOI: 10.1002/acm2.13747.
- 19 Ma L J, Kjäll P, Novotny J, *et al.* A simple and effective method for validation and measurement of collimator output factors for Leksell Gamma Knife Perfexion[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2009, **54**(12): 3897-3907. DOI: 10.1088/0031-9155/54/12/019.
- 20 Zeverino M, Jaccard M, Patin D, *et al.* Commissioning of the leksell gamma knife® icon™ [J]. *Medical Physics*, 2017, **44**(2): 355-363. DOI: 10.1002/mp.12052.