

## 可调式多路平行束准直器性能研究

杨雯渊, 崔浩川, 苏为宁, 赵经武  
南京大学物理学院, 江苏 南京 210093

**【摘要】**设计一种可以改变 $\gamma$ 射线通道宽度的可调式多路平行束(MPB)准直器, $\gamma$ 射线通过该准直器后形成1个平行束和8个倾斜平行束组成多路平行束,8个倾斜平行束的灵敏度补偿使得可调式MPB准直器能获得更高的灵敏度。本文在两种可调方式下计算和模拟点源和面源的投影性能,可调式MPB准直器对点源的响应具有平行束(PB)准直器的特性,可以看作9个PB准直器的叠加,接受更多的 $\gamma$ 光子;而面源的计算和模拟表明,MPB准直器投影随孔长的变化与PB准直器有明显的不同,MPB投影可以分为3个层次:PB方向投影、OPBA方向投影和OPBQ方向投影。OPBA方向投影和OPBQ方向投影随孔长拉伸,有一个凹下、水平和凸起的变化过程,该变化过程为研究在MPB准直器下获取数据的方式提供了基础。与PB准直器相比,MPB准直器具有接收 $\gamma$ 光子多、灵敏度高和信噪比高的优势。

**【关键词】**单光子发射断层成像技术;可调式多路平行束准直器;灵敏度;GATE程序;蒙特卡洛模拟

**【中图分类号】**R815

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2016)05-0481-10

## Performance of adjustable multiplexing parallel beam collimator

YANG Wen-yuan, CUI Hao-chuan, SU Wei-ning, ZHAO Jing-wu  
School of Physics, Nanjing University, Nanjing 210093, China

**Abstract:** An adjustable multiplexing parallel beam (MPB) collimator capable of changing the width of  $\gamma$ -ray channel was designed. After passing through the collimator,  $\gamma$ -ray formed the MPB containing one parallel beam and eight oblique parallel beams. The sensitivity compensation of eight oblique parallel beams made the adjustable MPB collimator achieve higher sensitivity. Based on two adjustable ways, the projection performance of point source and plane source were calculated and simulated. The responses of adjustable MPB collimator to the point source had the characteristics of parallel beam (PB) collimator. Adjustable MPB collimator could be regarded as the superposition of nine parallel beam collimators, receiving more  $\gamma$  photons. The calculation and simulation of plane source indicated that the projection of MPB collimator changing with  $l$  was obviously different from that of PB collimator. The MPB projection was divided into three components, including PB projection, oblique parallel beam in axis (OPBA) projection and oblique parallel beam in quadrant (OPBQ) projection. While stretching  $l$ , projections of OPBA and OPBQ showed a changing process of concave, horizontal and convex. And the changing process provided the foundation for data acquisition of MPB collimator. Compared with PB collimator, the MPB collimator receives more  $\gamma$  photons and has higher sensitivity and signal noise ratio.

**Key words:** single photon emission computed tomography; adjustable multiplexing parallel beam collimator; sensitivity; GATE program; Monte Carlo simulation

## 前言

单光子发射断层成像技术(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT)是对放射性药物在体内分布的成像,作为一种核医学成像技术被广泛应用于

肿瘤、心脏疾病等的临床诊断<sup>[1]</sup>。准直器是SPECT成像系统的核心组件,准直器的结构、尺寸、形状等多方面均会影响SPECT的成像性能,如灵敏度、空间分辨率、信噪比等,准直器的设计就是对这些性能进行优化和平衡。常用的准直器为平行束(Parallel Beam, PB)准直器,具有视野大的优点,广泛应用在临床诊断中,但灵敏度偏低限制了其临床效果。本课题组的前期工作在PB准直器断层内打开了一个倾斜 $\gamma$ 射线通道,形成多路平行束(Multiplexing Parallel Beam, MPB)准直器<sup>[2-5]</sup>,前期工作指出MPB保留了PB准直器的特性,并在提高

**【收稿日期】**2015-11-30

**【基金项目】**江苏高校优势学科建设工程

**【作者简介】**杨雯渊(1988-),在读研究生,研究方向:放射治疗和核医学成像, Tel: 15751863282; E-mail: 874620449@qq.com。

**【通信作者】**赵以武,教授, E-mail: jwzhao@nju.edu.cn。

灵敏度下仍获得高的空间分辨率;前期工作还指出PB和倾斜平行束之间没有相互影响,这为进一步增加倾斜 $\gamma$ 射线通道提供支持的基础。PB准直器是一次性制造完成的高精度精密仪器,加工完成后不可改变其性能参数,前期提出的断层内打开一个倾斜 $\gamma$ 射线通道的MPB准直器也是如此。在临床成像时,通常是通过更换不同的PB准直器来满足成像对不同性能准直器的需要。本文在前期工作基础上,设计一种可调节倾斜 $\gamma$ 射线通道宽度的MPB,具有1个平行束和8个倾斜平行束,其灵敏度比前期断层内打开 $\gamma$ 射线通道的MPB进一步提高,而调节 $\gamma$ 射线通道宽度可以改变准直器的某些性能,满足临床不同成像情况的需要,同时减少频繁更换准直器<sup>[6-12]</sup>。

## 1 材料和方法

### 1.1 可调式MPB准直器模型

图1所示为可调节倾斜 $\gamma$ 射线通道宽度 $w$ 的MPB准直器示意图,图2为该MPB准直器横截面示意图。当在O点上方距离准直器表面 $h$ 处放置点源,在 $u$ 轴和 $v$ 轴方向都有图2所示的倾斜平行束,在探测器单元上的投影均为 $W \times d$ ;而在 $u$ 轴和 $v$ 轴的 $45^\circ$ 夹角方向(象限部分)也有4个倾斜平行束,在探测器

单元上的投影均为 $W \times W$ ,而PB在探测器单元上的投影均为 $d \times d$ ,所以有9个平行束。同理,每个探测器单元可以接收来自9个方向的 $\gamma$ 射线。

MPB准直器几何参数见表1,准直器孔径 $d$ 为0.12 cm,屏蔽体厚度 $t$ 为0.025 cm,初始孔长 $l_0$ 为2.2 cm,准直器上下表面面积为 $7.5 \text{ cm} \times 7.5 \text{ cm}$ ,从准直器侧面正中间切开一个 $\gamma$ 射线通道,把原准直器从中分为尺寸相等的两个较小准直器,整体构成一个可调节式准直器。 $\gamma$ 射线通道宽度 $w$ 从0 cm开始增长,一直增长到准直器几何参数允许的最大值1.72 cm。

根据本课题组的前期工作,如果只在MPB准直器内部打开了 $\gamma$ 射线在 $v$ 轴方向的倾斜平行束通道,MPB准直器的点源扩展函数(Point Spread Function, PSF)可以写成一个PB准直器和左右两个倾斜PB准直器的和<sup>[13]</sup>:

$$PSF_{MPB(POINT)}(v) = \frac{1}{4\pi r^2} \left[ d^2 \left( 1 - \frac{lv}{dr} \right) + dW \cos \theta \left( 1 - \frac{l_c |v - v_\theta|}{Wr} \right) + dW \cos \theta \left( 1 - \frac{l_c |v + v_\theta|}{Wr} \right) \right] \quad (1)$$

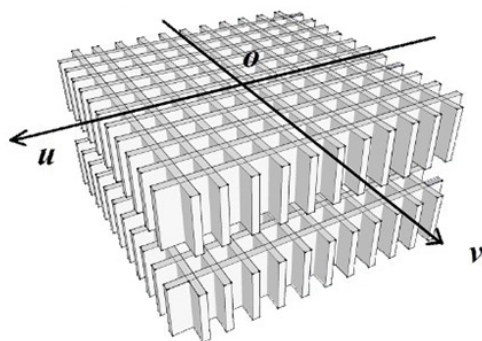


图1 可调式MPB准直器示意图

Fig.1 Adjustable MPB collimator

MPB: Multiplexing parallel beam

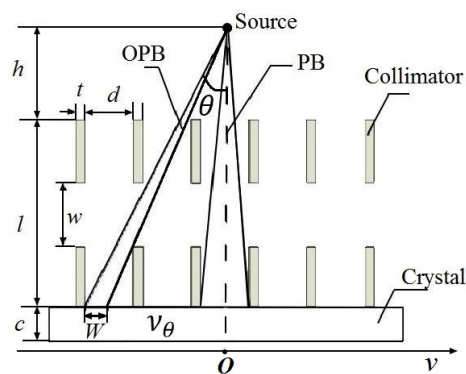


图2 可调式MPB准直器横截面示意图

Fig.2 Cross-section of adjustable MPB collimator

表1 MPB准直器几何参数(cm)

Tab.1 Geometric parameters of MPB collimator (cm)

Parameter	HSPB	MPB <sub>2.43</sub>	MPB <sub>2.73</sub>	MPB <sub>3.03</sub>	MPB <sub>3.33</sub>	MPB <sub>3.63</sub>	MPB <sub>3.92</sub>
Hole diameter	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12	0.12
Thickness of shield	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025	0.025
Hole length	2.2	2.43	2.73	3.03	3.33	3.63	3.92
Width of $\gamma$ -ray channel	0	0.23	0.53	0.83	1.13	1.43	1.72
Thickness of crystal	1	1	1	1	1	1	1

HSPB: High sensitivity parallel beam

本文中的可调式MPB准直器从中间打开了一个 $\gamma$ 射线通过的平面,相对上述MPB准直器增加了沿 $u$ 轴方向的倾斜平行束通道,可调式MPB准直器的PSF函数由 $u$ 轴和 $v$ 轴两个方向的PSF函数相乘得到:

$$PSF_{MPB(POINT)}(v, u) = \frac{1}{4\pi r^2} \left[ d \left( 1 - \frac{lv}{dr} \right) + W \cos \theta \left( 1 - \frac{l_e |v - v_\theta|}{Wr} \right) + W \cos \theta \left( 1 - \frac{l_e |v + v_\theta|}{Wr} \right) \right] \times \left[ d \left( 1 - \frac{lu}{dr} \right) + W \cos \theta \left( 1 - \frac{l_e |v - v_\theta|}{Wr} \right) + W \cos \theta \left( 1 - \frac{l_e |v + v_\theta|}{Wr} \right) \right] \quad (2)$$

公式(2)表示PSF函数在 $v, u$ 坐标轴平面的分布情况,式内各分量分别相乘,可得PSF函数3个组成部分:平行束分量(Parallel Beam, PB),倾斜平行束分量(Oblique Parallel Beam, OPB)沿坐标轴方向的部分(OPB in axis, OPBA),以及倾斜平行束分量在4个象限的部分(OPB in quadrant, OPBQ)。分别加上探测器晶体厚度在PB和OPB部分的修正 $1 - \exp(-\mu c)$ 和 $1 - \exp(-\frac{\mu c}{\cos \theta})$ ,可以得到PSF函数的PB部分为:

$$\frac{1}{4\pi r^2} d^2 \left( 1 - \frac{lv}{dr} \right) \left( 1 - \frac{lu}{dr} \right) (1 - \exp(-\mu c)) \quad (3)$$

OPBA部分为:

$$\frac{1}{4\pi r^2} \left[ d \left( 1 - \frac{lv}{dr} \right) W \cos \theta \left( 1 - \frac{l_e |u \pm v_\theta|}{Wr} \right) + d \left( 1 - \frac{lu}{dr} \right) W \cos \theta \left( 1 - \frac{l_e |v \pm v_\theta|}{Wr} \right) \right] \left[ 1 - \exp(-\frac{\mu c}{\cos \theta}) \right] \quad (4)$$

OPBQ部分为:

$$\frac{1}{4\pi r^2} \left[ W^2 \cos^2 \theta \left( 1 - \frac{l_e |u \pm v_\theta|}{Wr} \right) + \left( 1 - \frac{l_e |v \pm v_\theta|}{Wr} \right) \right] \left[ 1 - \exp(-\frac{\mu c}{\cos \theta}) \right] \quad (5)$$

其中 $d$ 为孔径, $t$ 为屏蔽体厚度, $w$ 为 $\gamma$ 射线通宽度, $|u \pm v_\theta|$ 和 $|v \pm v_\theta|$ 分别表示 $v, u$ 坐标轴正负方向, $l$ 为准直器孔长, $l_e$ 为倾斜平行束等效孔长, $r = \sqrt{h^2 + l^2}$ , $W$ 为倾斜平行束在探测器晶体上的投影宽度, $\mu$ 、 $c$ 和 $\theta$ 分别为探测器晶体 $\gamma$ 射线的线性衰减系数、探测器晶体厚度和倾斜平行束倾斜角。

由(2)式可知,平行束点源扩展函数在O点为最

大值 $\frac{d^2}{4\pi r^2}$ ,在 $v, u$ 坐标轴方向的截断条件为 $v_M = \frac{d}{l}(h + l)$ ;倾斜平行束在点 $(\pm v_\theta, 0)$ 、 $(0, \pm v_\theta)$ 处有极值 $\frac{dW}{4\pi r^2} \cos \theta$ ,在点 $(\pm v_\theta, \pm v_\theta)$ 处有极值 $\frac{W^2}{4\pi r^2} \cos \theta$ ,其中 $v_\theta = \frac{2(h+l)(d+t)}{l+w}$ ;当 $|v|$ 或 $|u| > |v_\theta|$ 时,倾斜平行束的截断条件为: $v_{\max} = \frac{l+h}{l}(2d+t)$ ,等效孔长为: $l_{e,\max} = \sqrt{l^2 + (2d+t)^2}$ ,当 $|v|$ 或 $|u| < |v_\theta|$ 时,倾斜平行束的截断条件为: $v_{\min} = \pm \frac{l}{w}(h+l)$ ,等效孔长为: $l_{e,\max} = w$ 。当 $w=0$ ,MPB准直器回归为高灵敏度平行束(High Sensitivity Parallel Beam, HSPB)准直器,孔长为 $l_0$ ,随着 $w > w_{\min} = \frac{t}{2 \cdot d+t} \cdot l_0$ 逐渐拉伸,孔长为: $l = w + l_0$ ,本文从 $l_0 = 2.2$  cm开始拉伸研究MPB投影成像的特性。

## 1.2 Monte Carlo模拟

可调节式MPB准直器具有9个 $\gamma$ 射线束,倾斜 $\gamma$ 射线通道宽度的改变使得成像具有多样性。本文采用欧洲核子中心开发的GATE程序包,对可调节MPB准直器进行Monte Carlo模拟计算,研究可调节式MPB准直器的一些特性,特别是投影产生的与PB准直器性质的不同之处。GATE是一款基于Monte Carlo模拟软件包Geant4的PET/SPECT设备专用仿真软件<sup>[14-15]</sup>,能够准确地对SPECT成像过程进行模拟。由于GATE程序是一款针对SPECT而开发的专用模拟软件,可以在程序内直接设置SPECT成像系统中各个组件的参数,如入射源的强度和形状,准直器的形状、参数及组成材料的种类,探测器晶体的材料、面积、厚度等多种参数,能够建立一个数字化SPECT成像系统,准确模拟SPECT成像的效果,并且记录入射 $\gamma$ 光子的运动轨迹,因此GATE模拟得到的数据准确性非常高,可以将模拟数据作为实际医疗过程中记录的数据。Monte Carlo同样采用表1的MPB准直器几何参数,选择 $^{99m}\text{Te}$ 的特征能量为140 keV的 $\gamma$ 射线点源,源强度为100 MBq,模拟数据采集时间为10 s,总出射 $\gamma$ 光子数为 $10^9$ 个,探测器晶体材质为NaI。当进行点源模拟时,设定 $\gamma$ 射线从准直器正上方一定高度某一点源发出;进行面源模拟时,设定 $\gamma$ 射线从准直器正上方一定高度某一面源发出,面源的面积分别设定为 $1.45 \text{ cm} \times 1.45 \text{ cm}$ , $2.9 \text{ cm} \times 2.9 \text{ cm}$ , $4.35 \text{ cm} \times 4.35 \text{ cm}$ 和 $5.8 \text{ cm} \times 5.8 \text{ cm}$ ,点源模拟和面源模拟情况下出射光子数相同。

## 1.3 点源和面源出射 $\gamma$ 射线

针对点源和面源出射 $\gamma$ 射线,分别进行理论计算和



Monte Carlo模拟对比。点源计算和模拟的结果进行3个横截面对比,用来验证理论公式的准确性。如果理论公式正确,可以推广到面源情况。在面源条件下,设计两种拉伸MPB准直器方式:一种是固定 $h$ 调节 $l$ 的长度;二是固定 $h+l$ 的总长调节 $l$ 长度,通过对比两种调节方式下结果,可以进一步了解MPB准直器的性质。当调节 $h$ 和 $l$ 值,面源的PSF函数图像会有一个凹下、水平和凸起的变化过程。本文研究了这个过程,并找到使PSF函数图像最为光滑平整(成像效果最清晰) $h-l$ 组合数值,该变化过程为研究在MPB准直器下获取最佳数据的方式提供了一定基础。

#### 1.4 灵敏度

灵敏度是衡量SPECT成像效果的一个重要参数,灵敏度越高,准直器性能越好。本文以一定深度的点源在特定准直器模型中通过探测器平面的光子总数作为灵敏度,并加入HSPB用于与MPB准直器进行比较。对于固定形状和参数的MPB准直器,灵敏度也是固定的,因此使用点源模拟和面源模拟能得到相同的灵敏度结果,但因为使用面源模拟计算时间过长并且统计

涨落较大,为简单起见,本文采用点源进行灵敏度模拟。

#### 1.5 准直器接收光子数和信噪比

探测器晶体接收到的光子数影响SPECT系统图像重建的质量,信噪比影响SPECT系统图像重建的清晰度。信噪比(Signal Noise Ratio, SNR)公式为:  $SNR = \frac{\bar{S}}{\sigma}$ , 其中 $\bar{S}$ 为平均值,  $\sigma$ 为均方根误差。在实际医疗过程中都是面源条件下出射的 $\gamma$ 射线,面源情况下统计的接收光子数和SNR更具有实际意义,因此本文采用面源模拟的结果讨论以上两个数据。

## 2 结果

### 2.1 点源模拟

图3所示为选取 $l=3.33$  cm( $w=1.13$  cm)、 $h=8$  cm时根据(1)式计算和通过GATE模拟的PSF图像,概率(Probability)定义为探测器接收到的 $\gamma$ 光子数和总出射光子数的比值。图3指出可调节式MPB有9个极值点,最大极值点在PB方向,次极值点在OPBA方向,最小极值点在OPBQ方向,这是因为OPB在探测器晶体上的投影宽度 $W$ 小于孔径 $d$ ,PB在探测器单

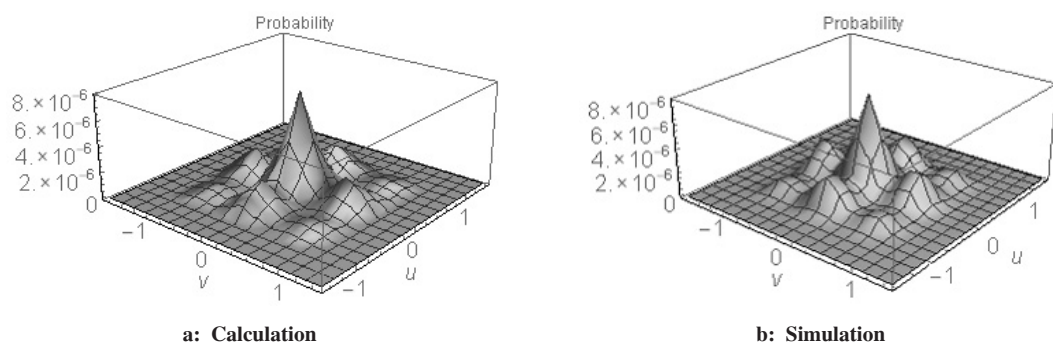


图3 点源PSF函数的计算和模拟图像

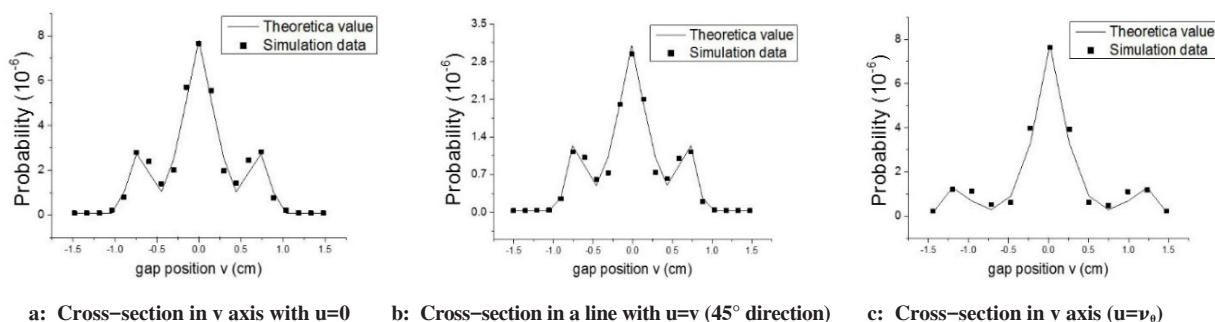
Fig.3 Calculation and simulation of PSF

PSF: Point spread function

元上的投影为 $d \times d$ ,而OPBA上的投影为 $W \times d$ ,OPBQ上的投影为 $W \times W$ 。

图4分别为PSF函数在 $v$ 轴上( $u=0$ )(图4a)、 $u=v$ (45°方向)(图4b)、 $v$ 轴上( $u=v_\theta$ )(图4c)的横截面图

像,实线为根据(2)式得到的计算结果,实验点为GATE程序模拟得到的数据。由图4可看出,公式(2)与模拟数据基本吻合,可以在此基础上把点源PSF函数进一步拓展为面源PSF函数。



a: Cross-section in  $v$  axis with  $u=0$

b: Cross-section in a line with  $u=v$  (45° direction)

c: Cross-section in  $v$  axis ( $u=v_\theta$ )

图4 PSF函数在3个位置的横截面比较

Fig.4 Cross-section of PSF in three directions

## 2.2 面源模拟

面源投影有助于了解 MPB 准直器的投影特性<sup>[16]</sup>,在可调 MPB 准直器的面源投影中,同样可以分解为 3 部分投影的叠加:PB 方向投影、OPBA 方向投影和 OPBQ 方向投影。

面光源的投影可以首先对一个  $(d+t) \times (d+t)$  的子面源进行点光源积分,而后在  $v, u$  轴方向各进行  $n$  次叠加,模拟计算  $n \times n$  的面光源投影:

$$PSF_{MPB(PLANE)}(v, u) =$$

$$\sum_{i=-\frac{n}{2}}^{\frac{n}{2}} \sum_{j=-\frac{n}{2}}^{\frac{n}{2}} (v - i \times (d+t), u - j \times (d+t)) \iint_{-\frac{d+t}{2}}^{\frac{d+t}{2}} PSF_{MPB(POINT)} dv du$$

**2.2.1 两种调节方式下的 MPB 投影** 为了清晰表达 PB 方向投影、OPBA 方向投影和 OPBQ 方向投影,首先通过计算给出 3 个方向的投影,再把 3 个部分叠加起来得出 MPB 投影。对于可调节式 MPB 准直器可以有 2 种调节方式:一是固定  $h$  调节  $l$  长度,本文选取  $h=11$  cm 保持不变( $l$  取值 2.43~3.92 cm);二是固定  $h+l$  的总长调节  $l$  长度,本文选取  $h+l=14$  cm( $l$  取值 2.43~3.92 cm)保持不变。本文针对上述两种情况分别选取  $n \times (d+t) \times n \times (d+t)$  ( $n=40, 30, 20, 10$ ) 的面源,进行计算和 GATE 模拟。图 5 和图 6 分别显示两种调节方式下的计算和模拟结果,第 1 行选择了  $l$  的 3 个典型值,第 2 行为 PB 方向投影,第 3 行为 OPBA 方向投影,第 4 行为 OPBQ 方向投影,第 5 行为 3 个部分叠加的 MPB 投影,第 6 行为 GATE 模拟的 MPB 投影。

图 5 和图 6 指出,随着  $l$  的增加, PB 的空间分辨率得到提高,而 OPBA 方向投影和 OPBQ 方向投影在  $l$  拉伸的初期是凹下,而在  $l$  较大时是凸起,在  $l$  的中间区域可以达到水平,两种调节方式下投影都出现相似的变化规律,只是两种调节方式下达到水平投影的  $l$  位置不同。该现象指出, OPB 的面源投影随  $l$  的变化比 PB 有明显的不同;并且随着  $l$  增加,总的入射强度上升,而 PB 分量所占比例从 55% 下降到 30% 左右, OPBA 分量从 37% 上升到 50% 左右, OPBQ 分量从 8% 上升到 20% 左右。

### 2.2.2 到准直器表面距离 $h$ 变化对 MPB 投影的影响

固定  $l$  和  $w$ , 随着面源到准直器表面距离  $h$  从小到大的改变,如图 7 所示, OPBA 和 OPBQ 的投影图像也会产生凹凸不平的起伏,对于每一个  $l$  和  $w$ , 有相应的一个  $h$  值,使得 OPBA 和 OPBQ 的投影图像形成平面的投影。

通过计算和 GATE 模拟,对于不同的  $l$  和  $w$ , OPBA 形成平面的投影  $h$  和 OPBQ 形成平面的投影  $h$  非常接近,但考虑到 OPBA 投影强度数倍于 OPBQ 峰投

影强度,可优先选择 OPBA,其次考虑 OPBQ。图 8 所示为在不同  $l$  和  $w$  下, OPBA 形成平面投影的  $h$  值及其投影、OPBQ 和 MPB 形成平面的投影,以及 GATE 模拟的结果。

图 7 和图 8 的结果指出,不同深度的平面源在 MPB 准直器下的投影有明显变化,该变化与  $l$  和  $w$  的取值有关,该现象一是有助于通过调节  $l$  和  $w$  来获取投影数据重建图像,二是在对不同深度感兴趣区域(如肿瘤)可调节  $l$  和  $w$  来获取直观的投影图像。

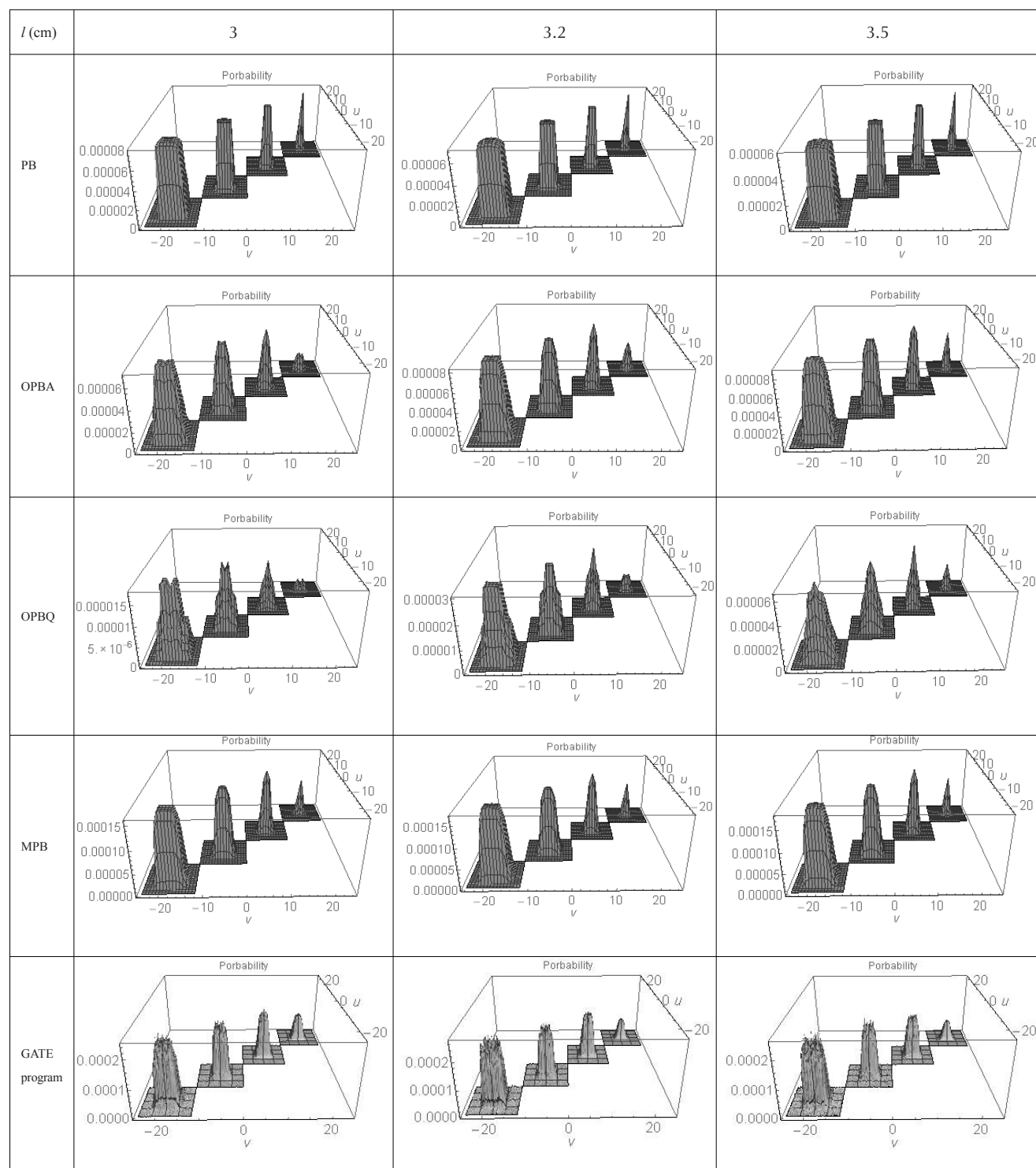
## 2.3 灵敏度

可调式 MPB 准直器在远场条件下的灵敏度 ( $S$ )<sup>[13]</sup>:

$$S = \frac{d^4}{4\pi l^2 (d+t)^2} \times (1 - \exp(-\mu c)) + \frac{d \cos \theta}{2\pi l} \times \left( \frac{2d+t}{l} - \frac{t}{w} \right) \times \frac{dW}{(d+t)^2} \times \left( 1 - \exp\left(-\frac{\mu c}{\cos \theta}\right) \right) + \frac{\cos^2 \theta}{4\pi} \times \left( \frac{2d+t}{l} - \frac{t}{w} \right)^2 \times \left( \frac{W}{d+t} \right)^2 \times \left( 1 - \exp\left(-\frac{\mu c}{\cos \theta}\right) \right) \quad (6)$$

从图 9 可以看出, MPB 随  $h$  变化趋势与 HSPB 的变化趋势完全一样,当  $h > 8.0$  cm, 灵敏度趋向于常数。在远场情况下,随着  $w$  增大, MPB 灵敏度增大,当  $l > 2.73$  cm ( $w > 0.53$  cm) 时, MPB 的灵敏度好于 HSPB; 当  $l > 3.03$  cm ( $w > 0.83$  cm) 以后, MPB 的灵敏度近似趋近于同一个值。同时可以看出,对于不同准直器孔长,灵敏度随  $h$  增大时都会有一个极小值,然后回升到一个恒定值。出现极小值的原因是,当  $h=0$  cm 时,光源贴近准直器表面,出射光子到达探测器晶体的数目最多,由于准直器几何结构和屏蔽体有一定厚度  $t$ , 会在准直器内部阻挡和吸收  $\gamma$  射线。当  $h$  从 0 cm 开始增大,  $\gamma$  射线被阻挡和吸收的量增加,并且  $\gamma$  射线从周边孔入射到探测器的光子数不足以补充被阻挡和吸收的量,灵敏度降低。当  $h$  增大到一定值时,  $\gamma$  射线从周边孔入射到探测器的光子数足以补充被准直器内部屏蔽体阻挡和吸收的量,灵敏度开始增加。因此灵敏度随  $h$  增大会有一个极小值,然后回升到一个恒定值。

图 10 所示为远场条件下灵敏度随准直器孔长的变化,与 (6) 式在远场给出的灵敏度表达式完全吻合,实线为 (6) 式计算,实验点为图 9 的常数值。图 10 指出灵敏度随  $l$  变化存在一个最小值,是由于准直器在拉伸的初期 OPB 在探测器晶体上的投影宽度  $W=0$  所致,而  $l$  拉伸导致灵敏度的下降,当  $w=0.285\ 779$  cm 时,出现极小值  $S(w)_{\min}=0.000\ 115\ 88$ 。当  $l$  继续拉伸, OPB 入射的  $\gamma$  光子补偿并大于  $l$  拉伸导致灵敏度下降, MPB 灵敏度开始增加,直到极大值处  $w=1.29\ 595$  cm,其后  $l$  的拉伸, OPB

图5 固定 $h=11$  cm时的投影Fig.5 Projection while fixing  $h=11$  cm

PB: Parallel beam; OPB: Oblique parallel beam; OPBA: Oblique parallel beam in axis; OPBQ: Oblique parallel beam in quadrant

c: Cross-section in  $v$  axis ( $u=v_0$ )

入射的 $\gamma$ 光子补偿小于 $l$ 拉伸导致灵敏度的下降。

#### 2.4 MPB准直器的接收光子数和SNR

图11和图12显示3.1节两种方式下接受到的总的 $\gamma$ 光子数,图13和图14显示对应的SNR,图中所有数据均为Monte Carlo模拟得到的实验数据,PB表示

与MPB准直器具有同等孔长 $l$ 的PB准直器。由图可知,随着 $l$ 增加,PB准直器接受的 $\gamma$ 光子数相应减少,SNR也随之降低,而MPB准直器由于OPB的补偿作用,接受的 $\gamma$ 光子数和SNR维持在一个较高水平,有利于在图像重建中控制统计误差的传递。



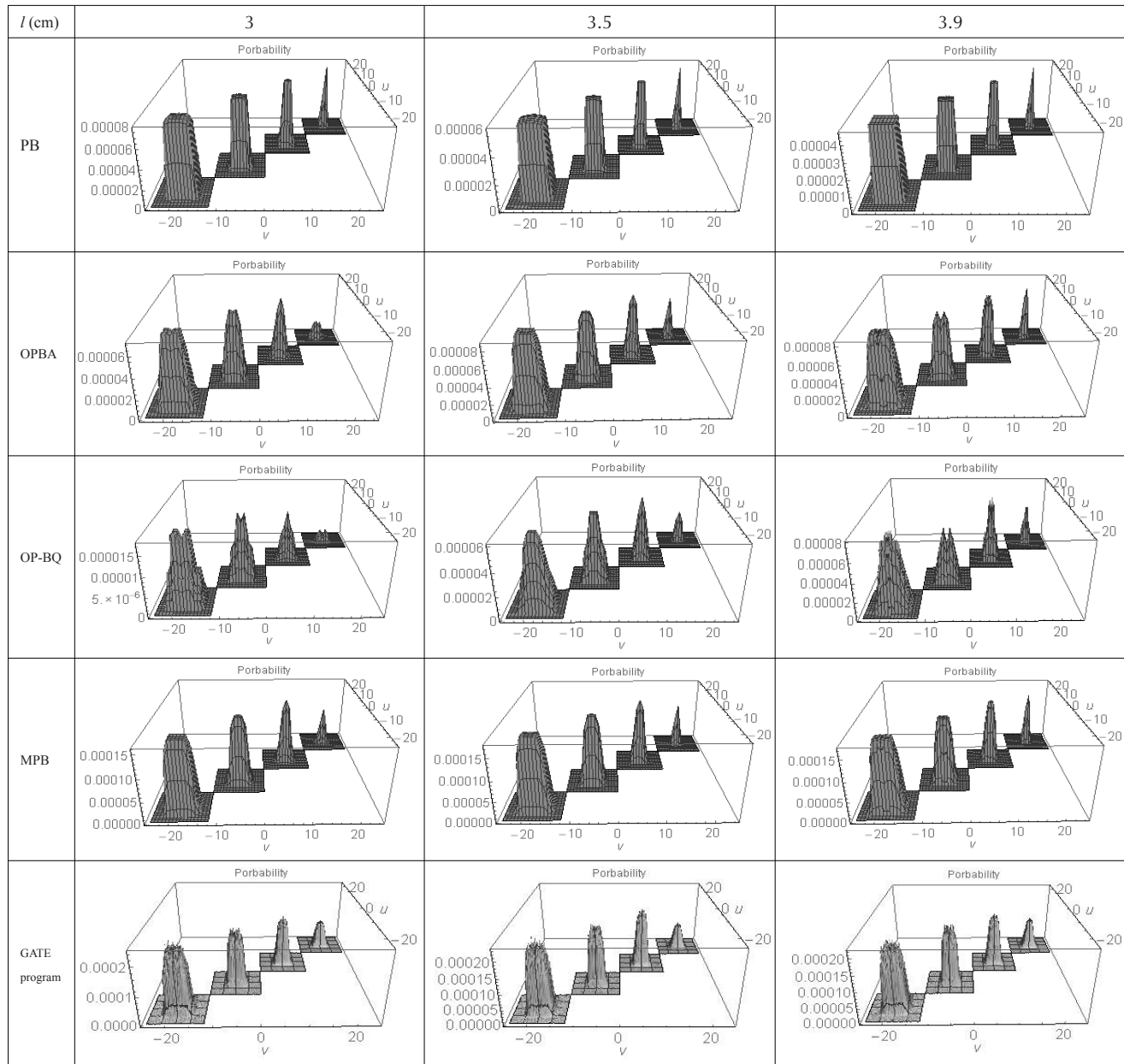


图6 固定 $h+l=14$  cm时的投影

Fig.6 Projection while fixing  $h+l=14$  cm

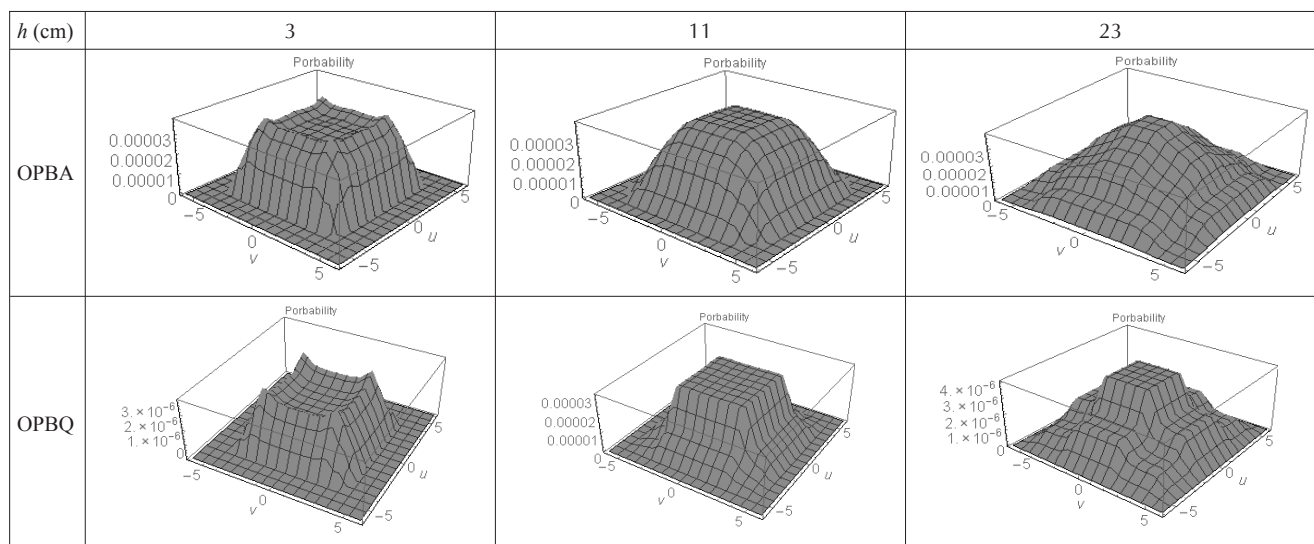
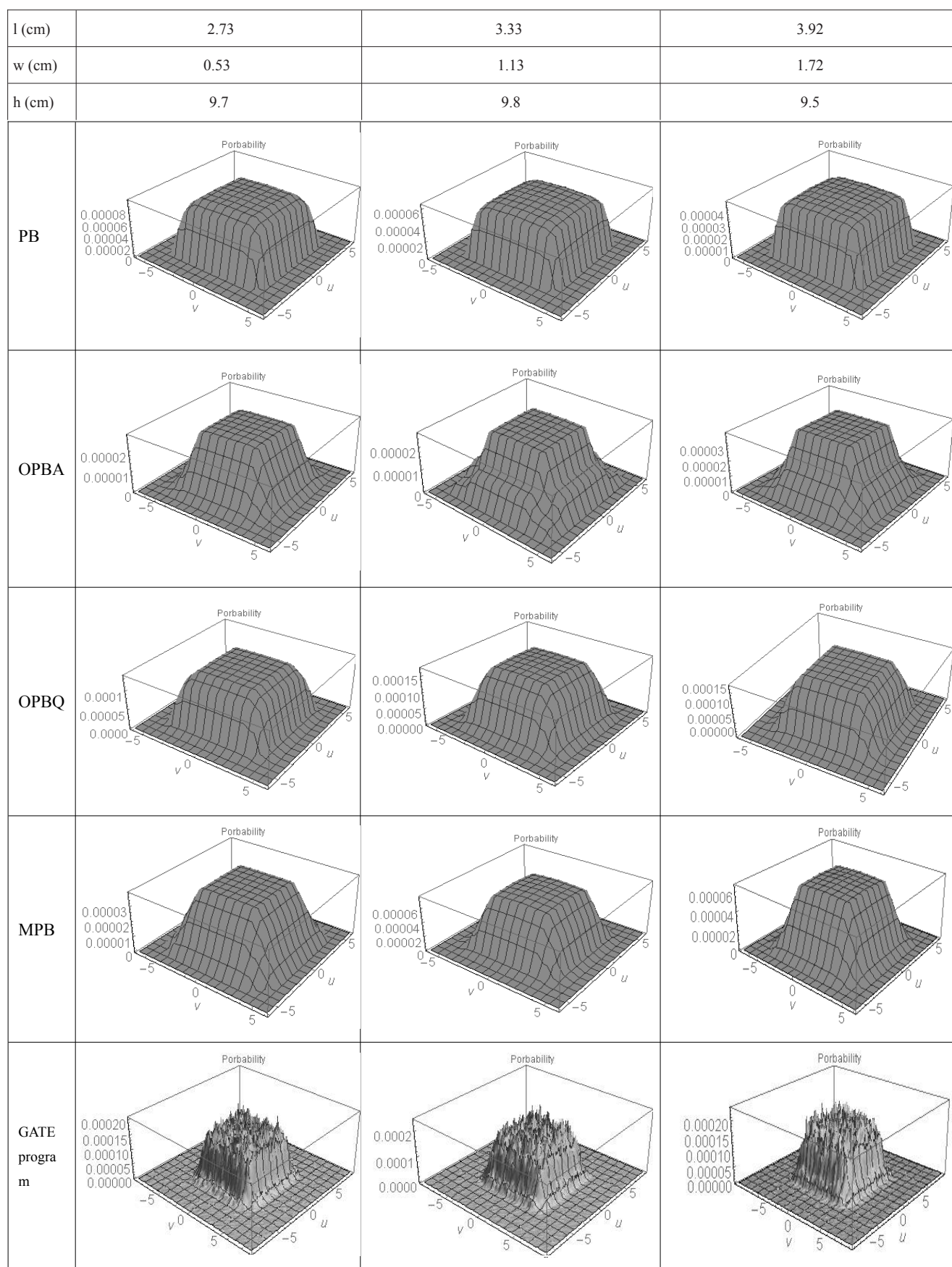
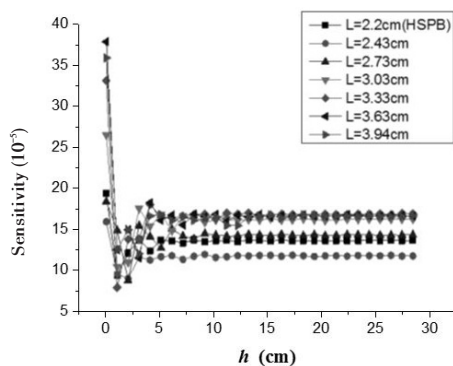
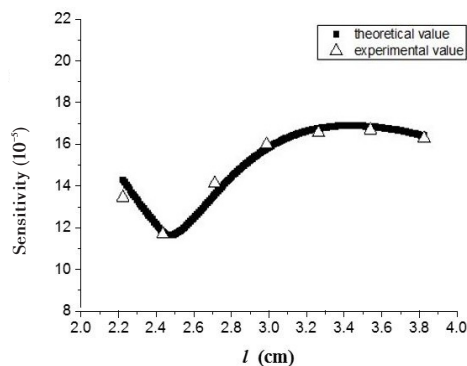
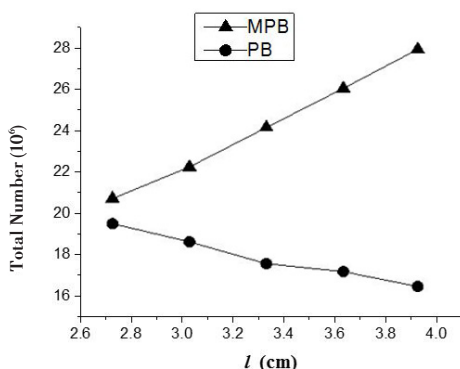
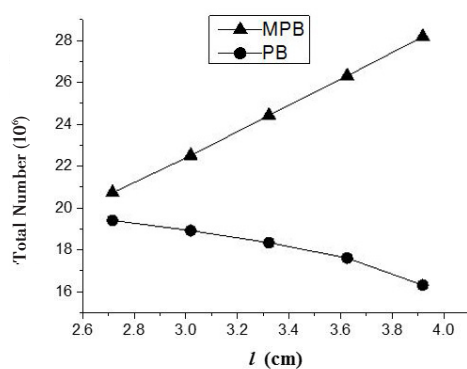
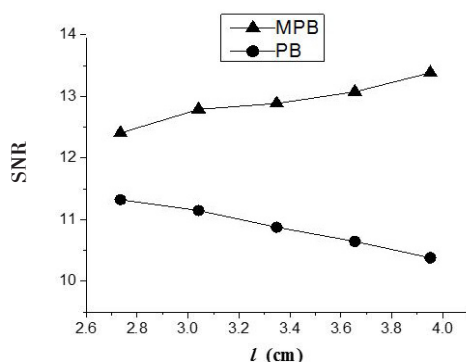


图7  $l=2.73$  cm( $w=0.53$  cm)时OPBA和OPBQ随 $h$ 变化的投影变化

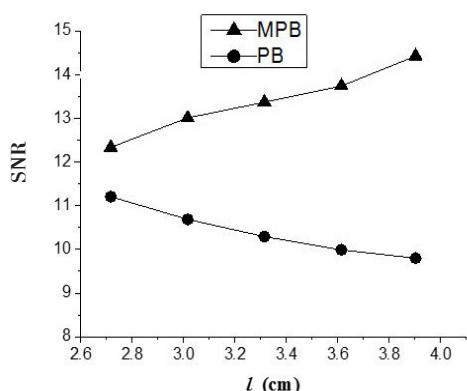
Fig.7 Projection changes of OPBA and OPBQ changing with  $h$  while  $l=2.73$  cm and  $w=0.53$  cm

图8 产生最佳投影的 $l$ 、 $w$ - $h$ 对应值Fig.8 Corresponding values of  $l$ ,  $w$ - $h$  for producing best projection



图9 灵敏度随 $h$ 变化Fig.9 Sensitivity changing with  $h$  (simulation)图10 远场条件下灵敏度随 $l$ 变化Fig.10 Sensitivity changing with  $l$  in far field图11 固定 $h=11$  cm时接收到的 $\gamma$ 光子总数Fig.11 Total number of received  $\gamma$  photons while fixing  $h=11$  cm图12 固定 $h+l=14$  cm时接收到的 $\gamma$ 光子总数Fig.12 Total number of received  $\gamma$  photons while fixing  $h+l=14$  cm图13 固定 $h=11$  cm时的信噪比Fig.13 SNR while fixing  $h=11$  cm

SNR: Signal noise ratio

图14 固定 $h+l=14$  cm时的信噪比Fig.14 SNR while fixing  $h+l=14$  cm

### 3 结论

本文在前期工作基础上,设计了可调节式MPB准直器,可以获得比前期工作更高的灵敏度,在实际工作中可以通过机械装置方便地调节 $\gamma$ 射线通道宽度,以适应不同的医疗需求。本文设想了两种调节方式,并进行了计算和GATE模拟,指出理论模型和模拟结果能够很好地吻合。本文通过在点源和面源条件下进行计算和GATE模拟指出,可调式MPB准

直器对点源的响应具有PB准直器的特性,可以看作9个PB准直器的叠加,可以接受更多的 $\gamma$ 光子;而面源的计算和模拟指出,MPB与PB两种准直器模型中投影随 $l$ 的变化有明显的不同,MPB的投影可以分为三个层次组成:PB方向投影、OPBA方向投影和OP-BQ方向投影。OPBA方向投影和OPBQ方向投影随 $l$ 拉伸,有一个凹下、水平和凸起的变化过程。计算和模拟也指出,OPBQ的贡献很小,在投影中不能充分

显示出来,但OPBA的贡献随着 $l$ 的拉伸可以超过PB的贡献,因此可以找到OPB投影效果最佳,以及最佳 $h$ - $l$ - $w$ 相应值,这有利于提高投影图像清晰度和准确性。研究发现通过可调式MPB准直器可以提高灵敏度,接收更多的 $\gamma$ 光子,提高信噪比,这些优势说明该准直器具有良好的应用优势,能够提高SPECT系统的成像效果。进一步的工作将研究OPBA方向投影和OPBQ方向投影的凹凸变化对图像重建的作用,并找出MPB准直器几何参数之间的规律。

## 【参考文献】

- [1] GROCH M W, ERWIN W D. SPECT in the year 2000: basic principles[J]. J Nucl Med Technol, 2000, 28(4): 233-244.
- [2] MA J Y, ZHAO J W, SHI X D, et al. A feasibility study of multiplexing parallel beam[J]. Int J Rad Appl Instrum A, 2013, 75: 1-5.
- [3] MA J Y, ZHAO J W, SHI X D, et al. A new multi-parallel-beam collimators with improved sensitivity for SPECT [J]. Nucl Sci Tech, 2012, 23(2): 90-96.
- [4] 吴应宇, 崔浩川, 杨雯渊, 等. 多通道平行束准直器灵敏度补偿性能[J]. 核电子学与探测技术, 2015, 2: 141-145.  
WU Y Y, CUI H C, YANG W Y, et al. A compensation performance of multiplexing parallel beam collimator sensitivity [J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 2015, 2: 141-145.
- [5] 赵经武, 马加一, 史晓东, 等. 多平行束准直器模拟研究[J]. 原子能科学技术, 2012, 46(10): 1264-1269.  
ZHAO J W, MA J Y, SHI X D, et al. Simulation study of multi-parallel beam collimator[J]. Atomic Energy Science and Technology, 2012, 46(10): 1264-1269.
- [6] NUYTS J, VUNCKX K, DEFRISE M. Small animal imaging with multi-pinhole SPECT[J]. Methods, 2009, 48: 83-91.
- [7] CAO Z, BAL G, ACCORSI R. Optimal number of pinholes in multi-pinhole SPECT for mouse brain imaging: a simulation study [J]. Phys Med Biol, 2005, 50: 4609-4624.
- [8] KHALIL M M, TREMOLEDA J L, BAYOMY T B, et al. Molecular SPECT imaging: an overview[J]. Int J Mol Imaging, 2011(2011): 796025.
- [9] LODGE M A, WEBB S, FLOWER M A, et al. A prototype rotating slat collimator for single photon emission computed tomography[J]. IEEE Trans Med Imaging, 1996, 15(4): 500-511.
- [10] MOK S P, TSUI B M, WANG Y. Development and validation of a Monte Carlo simulation tool for multipinhole micro SPECT [C]. IEEE Nucl Sci Symp Conf, 2004: 3440-3444.
- [11] STEFAAN V, ROEL V H, STEVEN S, et al. System characteristics of SPECT with a slat collimated strip detector[J]. Phys Med Biol, 2006, 51(2): 391-405.
- [12] ZHANG B, ZENG G L. High-resolution versus high-sensitivity SPECT imaging with geometric blurring compensation for various parallel-hole collimation geometries[J]. IEEE Trans Inform Technol Biomed, 2010, 14(4): 1121-1127.
- [13] 马加一. SPECT成像的多路平行束准直器研究[D]. 南京: 南京大学, 2013.  
MA J Y. SPECT imaging using multiplexing parallel beam collimator[D]. Nanjing: Nanjing University, 2013.
- [14] SANTIN G, STRUL D, LAZARO D, et al. Gate, a geant4 based simulation platform for pet integration movement and time management[J]. IEEE Trans Nucl Sci, 2003, 50(5): 1516-1521.
- [15] 高留刚, 赵经武, 吴应宇, 等. GATE在核医学成像和放射治疗中的蒙特卡洛模拟[J]. 中国医学物理学杂志, 2013, 30(4): 4248-4252.  
GAO L G, ZHAO J W, WU Y Y, et al. Monte Carlo simulation in nuclear medicine imaging and radiation therapy with GATE [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2013, 30(4): 4248-4252.
- [16] ATSURO S, WATARU T, TAKAFUMI I, et al. A four-pixel matched collimator for high-sensitivity SPECT imaging[J]. Phys Med Biol, 2013, 58(7): 2199.

(编辑:黄开颜)