

高能质子照相中基于角度准直器设计的理论研究

陈锋 许海波 郑娜 贾清刚 余若谷 李兴娥

Theoretical study of angle-cut collimator based design in high-energy proton radiography

Chen Feng Xu Hai-Bo Zheng Na Jia Qing-Gang She Ruo-Gu Li Xing-E

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 69, 032901 (2020) DOI: 10.7498/aps.69.20191691

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191691>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

质子照相中基于能量损失的密度重建

Density reconstruction based on energy loss in proton radiography

物理学报. 2018, 67(20): 206101 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181039>

铁电存储器中高能质子引发的单粒子功能中断效应实验研究

Experimental study about single event functional interrupt of ferroelectric random access memory induced by 30–90 MeV proton

物理学报. 2018, 67(23): 237803 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181225>

基于前冲康普顿电子高能伽马能谱测量系统设计

Optimization design of a Gamma-to-electron spectrometer for high energy gammas induced by fusion

物理学报. 2017, 66(1): 010703 <https://doi.org/10.7498/aps.66.010703>

基于3.5 MeV射频四极质子加速器硼中子俘获治疗装置的束流整形体设计

Design of beam shaping assembly based on 3.5 MeV radio-frequency quadrupole proton accelerator for boron neutron capture therapy

物理学报. 2018, 67(14): 142801 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20180380>

激光高能X射线成像中探测器表征与电子影响研究

Detector characterization and electron effect for laser-driven high energy X-ray imaging

物理学报. 2017, 66(24): 245201 <https://doi.org/10.7498/aps.66.245201>

基于带电粒子活化法开展的SG II-U皮秒激光质子加速实验研究

Picosecond laser-driven proton acceleration study of SG II-U device based on charged particle activation method

物理学报. 2018, 67(22): 225202 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20181504>

高能质子照相中基于角度准直器设计的理论研究*

陈锋¹⁾²⁾ 许海波^{2)†} 郑娜²⁾ 贾清刚²⁾ 余若谷²⁾ 李兴娥²⁾

1) (中国工程物理研究院研究生院, 北京 100088)

2) (北京应用物理与计算数学研究所, 北京 100094)

(2019年11月4日收到; 2019年11月28日收到修改稿)

角度准直器在高能质子照相中有着重要作用, 既可以利用准直器提高图像对比度, 又能通过二次成像实现材料诊断及密度重建, 因此减小通过准直器后通量值的误差具有重要意义. 本文通过理论分析, 提出了一种高能质子照相中准直器设计的方法, 通过 Geant4 程序建立了 1.6 GeV 的质子成像系统, 该系统分别使用理想准直器、拉伸型准直器和利用该方法设计的准直器, 并对比通过客体后的通量分布. 结果表明, 在使用理想准直器和该方法设计的角度准直器时, 二者得到的客体的通量分布符合较好, 而使用拉伸型准直器时, 与使用理想准直器得到的结果相差较大. 因此利用理想准直器方法设计的准直器可以很好地减小通量误差.

关键词: 高能质子成像, 角度准直器, 密度重建, Geant4 程序

PACS: 29.27.Eg

DOI: 10.7498/aps.69.20191691

1 引言

高能质子照相是 1995 年由美国洛斯·阿拉莫斯国家实验室 (LANL) 的科学家 Chris Morris 提出的辐射成像方法^[1], 与 X 射线成像相比, 质子照相在穿透能力、空间分辨率、密度分辨率和多次成像等方面有着明显优势^[2,3]. 最近十年, 美国 LANL 通过洛斯·阿拉莫斯中子科学中心 (LANSCE) 800 MeV 的质子加速器和布鲁克·海文国家实验室 (BNL) 24 GeV 的质子加速器验证了质子照相技术的连续成像能力及空间分辨能力^[4-6]. 俄罗斯科学院利用 70 GeV 的 U70 加速器和 800 MeV 的 TWAC 加速器设计的质子照相系统, 展开了一系列流体动力学诊断研究^[7,8]. 德国重离子研究中心 (GSI) 利用反质子和离子研究装置 (FAIR) 的 4.5 GeV 质子加速器进行了质子照相研究^[9]. 中国原子能研究院设计了 100 MeV 的质子成像系统^[10],

兰州近代物理研究所在重离子加速器 (HIRFL) 设计了 600 MeV/u 的碳离子照相装置^[11,12], 中国工程物理研究院流体物理研究所设计了 11 MeV 的质子成像装置^[13].

高能质子成像装置由两组四极磁透镜对和准直器组成, 如图 1 所示. 该系统的中心平面是傅里叶平面 (准直平面), 到达该平面的质子位置仅与库仑散射角有关, 而与初始位置无关, 库仑散射角越大, 离轴越远. 这样可以在准直平面处放置角度准直器来阻挡库仑散射角较大的质子. 因此可以通过角度准直调节图像的对比度, 而且, 如果串联两组成像系统, 并使用不同的角度准直器, 则可实现二次成像进行材料诊断^[14]. 由此可见, 角度准直器在质子成像中有着重要作用.

理想的角度准直器是没有厚度的, 但是在实际中要有效阻挡高能质子, 必须有一定的厚度. 目前, 实际的角度准直器一般以给定截断角时, 得到准直平面处的半径 ($R = m_{12}\theta_c$, 其中 m_{12} 为传输矩阵

* 国家自然科学基金 (批准号: 11675021) 和自然科学基金青年科学基金 (批准号: 11805018) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: 13641017929@163.com

元, θ_c 为截断角值), 并以此半径拉伸一定厚度, 将其设计成圆柱形或椭圆柱形的 (拉伸型), 有极少数设计成针尖孔状的. 2005 年, LANL 利用 MCNP5 模拟质子成像系统, 使用了厚度为 24 英尺 (1 in = 2.54 cm)、材料为钨的圆柱形准直器 [15]. 2011 年, LANL 设计了 800 MeV 的放大型质子成像系统, 使用的准直器形状为椭圆柱形 [16], 设计的 24 GeV 成像系统中使用了厚度为 1.2 m 的钨材料圆柱形准直器 [6]. 2013 年, 俄罗斯高能所在 50 GeV 的质子成像系统中使用了圆柱形准直器 [17], Varentsov 等 [18] 首次将高能质子系统用于生物学成像, 其中使用了圆柱形准直器. 2014 年, 中国工程物理研究院设计的 11 MeV 质子成像系统获得视场 40 mm, 并使用圆柱孔准直器 [13]. 2015 年, 兰州近代物理研究所利用 Geant4 模拟 2.6 GeV 的质子成像系统时, 使用了理想准直器 [19]. 2016 年, 中国原子能物理研究院设计 100 MeV 的质子成像系统时, 将准直器设计成针尖孔状的 [10]. 2018 年, Kantsyrev 等 [20] 利用 Geant4 模拟 247 MeV 的放大型质子成像系统时, 准直器设计为椭圆柱形.

若将准直器设计成圆柱形, 则截断角以内的部分质子也将被阻挡, 这将造成通量误差, 从而影响密度重建和材料诊断. 本文通过理论分析, 建立了高能质子照相中设计角准直器的模型, 并基于能量

为 1.6 GeV 的质子成像系统进行了数值模拟, 得出利用该模型设计的准直器和使用理想准直器时的结果相吻合, 准直器的厚度将不影响截断角以内的质子通量.

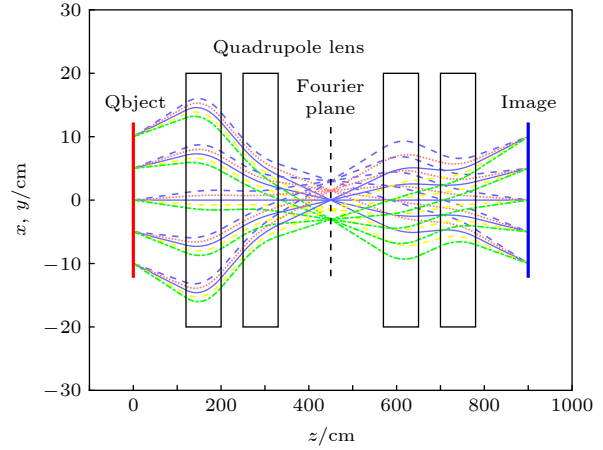


图 1 质子成像系统示意图

Fig. 1. Schematic diagram of proton radiography system.

2 角度准直器模型

通过数值模拟可以看出截断角以内质子束团的形状在放置角度准直器的漂移空间 (准直空间) 内是沿漂移位置变化的椭圆, 如图 2 所示. 如果准直器孔径的形状与该质子束团的形状相匹配, 此时准直器的厚度将不影响截断角内质子束团的

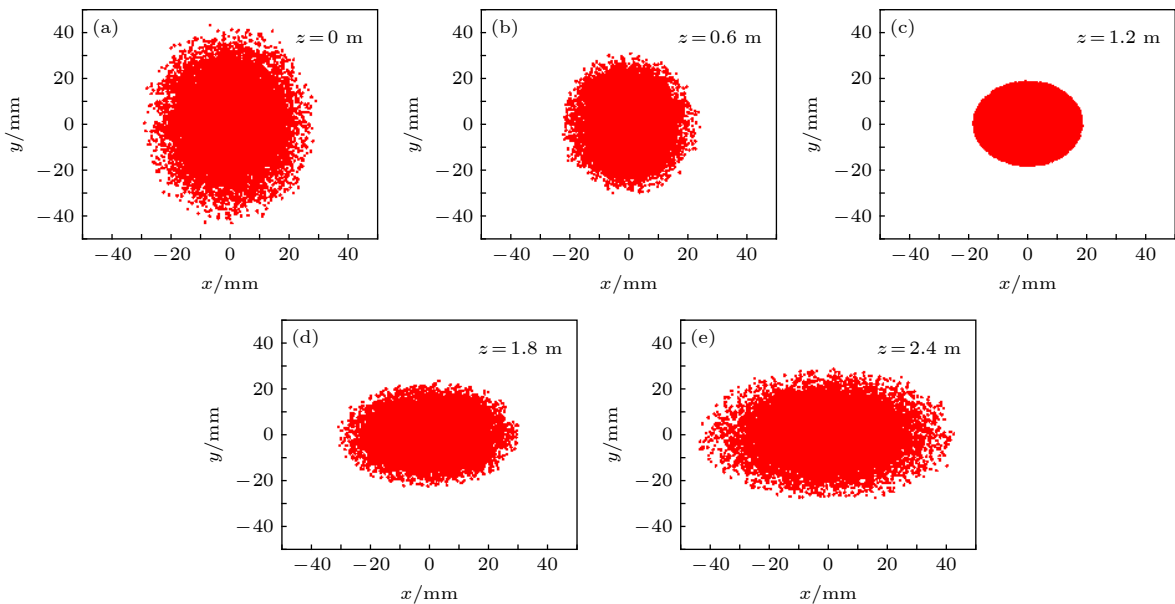


图 2 一定截断角以内的质子束团在通过准直空间时的形状变化 (a) $z = 0$ m; (b) $z = 0.6$ m; (c) $z = 1.2$ m; (d) $z = 1.8$ m; (e) $z = 2.4$ m

Fig. 2. Shape changed of proton bunch within certain angle-cuts as it passes through the collimation space: (a) $z = 0$ m; (b) $z = 0.6$ m; (c) $z = 1.2$ m; (d) $z = 1.8$ m; (e) $z = 2.4$ m.

通量, 因此, 设计角度准直器即为求该截断角内质子束团在准直空间的半轴 (边界线) 分布. 做以下假设: 1) 恰好离开客体的质子束团近似为圆 (初始束团); 2) 一定截断角以内的初始束团 (目标束团) 相图为理想相图.

根据质子成像系统结构, x 和 y 方向传输矩阵形式一致, 因此将相空间 (x, x') 和 (y, y') 记为 (u, u') , 在相空间内质子初始坐标用 (u_0, u'_0) 表示, 多次库仑散射角以 θ 表示, 根据点对点成像要求坐标应满足:

$$u'_0 = w_u u_0 + \theta, \quad (1)$$

其中 w_u 是 u 方向成像系统的匹配参数, 由传输矩阵决定.

束团通过传输矩阵 \mathbf{R} 后的坐标记为 (u, u') , 则有

$$\begin{pmatrix} u \\ u' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} \\ R_{21} & R_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_0 \\ u'_0 \end{pmatrix}, \text{ 且 } \det(\mathbf{R}) = 1. \quad (2)$$

将 (1) 式代入 (2) 式, 并整理可得

$$\begin{pmatrix} u \\ u' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} (R_{11} + w_u R_{12}) u_0 + R_{12} \theta \\ (R_{21} + w_u R_{22}) u_0 + R_{22} \theta \end{pmatrix}, \quad (3)$$

设初始束团尺寸为 r_c , 截断角为 θ_c , 则有

$$u_0 \in [-r_c, r_c], \quad \theta \in [-\theta_c, \theta_c]. \quad (4)$$

求目标束团在准直空间的边界线即求 u 的最值, 求一阶导数:

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial u_0} = R_{11} + w_u R_{12}, \\ \frac{\partial u}{\partial \theta} = R_{12}, \end{cases} \quad (5)$$

令

$$\begin{cases} \frac{\partial u}{\partial u_0} = 0, \\ \frac{\partial u}{\partial \theta} = 0, \end{cases} \quad (6)$$

根据 (5) 和 (6) 式可得

$$\begin{cases} R_{11} = 0 \\ R_{12} = 0 \end{cases} \Rightarrow \det(\mathbf{R}) = 0. \quad (7)$$

由 (2) 式可知, 该结果不符合传输矩阵条件, 因而驻点不存在, 所以 u 的最值在边界上求得

$$u_m = \{u(r_c, \theta_c), u(-r_c, \theta_c), u(r_c, -\theta_c), u(-r_c, -\theta_c)\}_{\max(\min)}. \quad (8)$$

通过上述分析, 如果已知成像系统传输矩阵、

客体或视场半径和截断角值即可得到准直器参数. x 和 y 方向传输矩阵的具体形式如下:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_x &= \begin{pmatrix} 1 & z \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cosh kl & \frac{1}{k} \sinh kl \\ k \sinh kl & \cosh kl \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\ &\times \begin{pmatrix} \cos kl & \frac{1}{k} \sin kl \\ -k \sin kl & \cos kl \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & s \\ 0 & 1 \end{pmatrix}, \\ \mathbf{R}_y &= \begin{pmatrix} 1 & z \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos kl & \frac{1}{k} \sin kl \\ -k \sin kl & \cos kl \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & t \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\ &\times \begin{pmatrix} \cosh kl & \frac{1}{k} \sinh kl \\ k \sinh kl & \cosh kl \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & s \\ 0 & 1 \end{pmatrix}, \quad (9) \end{aligned}$$

其中 z 是准直空间的漂移距离, l 是磁透镜厚度, t 是磁透镜对之间的内漂移距离, s 是客体平面到第一个磁透镜的外漂移距离, 如图 3 所示. $k = \sqrt{G/(B\rho)}$, G 是磁场梯度, $B\rho$ 为粒子磁刚度. 通过 (8) 和 (9) 式可以得到目标束团在准直空间的边界线, 以 1.6 GeV 质子成像系统进行数值计算, 表 1 列出该系统的具体参数.

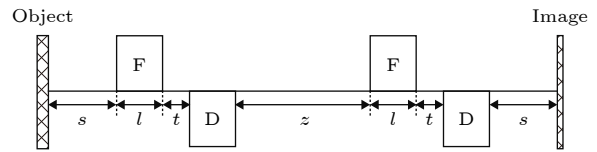


图 3 质子成像系统参数示意图

Fig. 3. Diagram of parameters of proton radiography system.

表 1 1.6 GeV 质子成像系统参数

Table 1. Parameters of the proton radiography system of 1.6 GeV.

s/m	l/m	$G/\text{T}\cdot\text{m}^{-1}$	t/m
1.2	0.8	8.09	0.5

3 数值计算与模拟

3.1 数值计算

图 4 是截断角为 2 mrad、客体尺寸为 5 cm 时的目标束团边界线 (半轴分布). 中间位置即为准直平面, 此时 x 和 y 方向的半轴相等, 即束团形状在 x - y 平面为圆形, 而其他位置均不相等, 此时束团形状为椭圆形, 因此可以看出目标束团在准直空间形成的形状是一系列变化的椭圆. 选择一段包含准

直平面在内的边界线可以作为准直器的孔径参数, 本文以 $z = 20$ cm (前端) 到 $z = 120$ cm (后端) 之间的部分作为准直器, 即准直器厚度为 1 m.

图 5 给出了客体尺寸为 5 cm、截断角变化时的孔径值曲线, 可以看出孔径值与截断角大小成正比. 其中, 图 5(a) 是前端口孔径值的变化曲线, 可

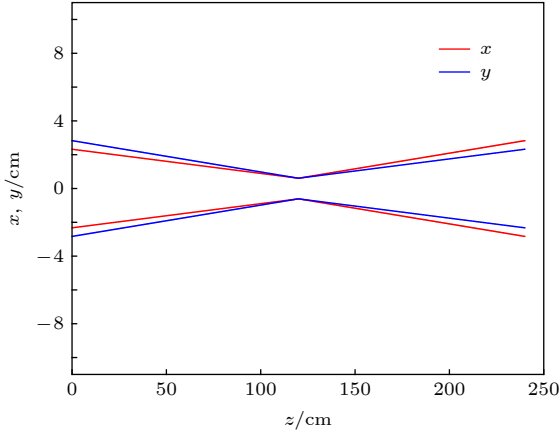


图 4 截断角为 2 mrad、客体尺寸为 5 cm 时的目标束团边界线

Fig. 4. Boundary lines of the target bunch when the angle-cut is 2 mrad and the object size is 5 cm.

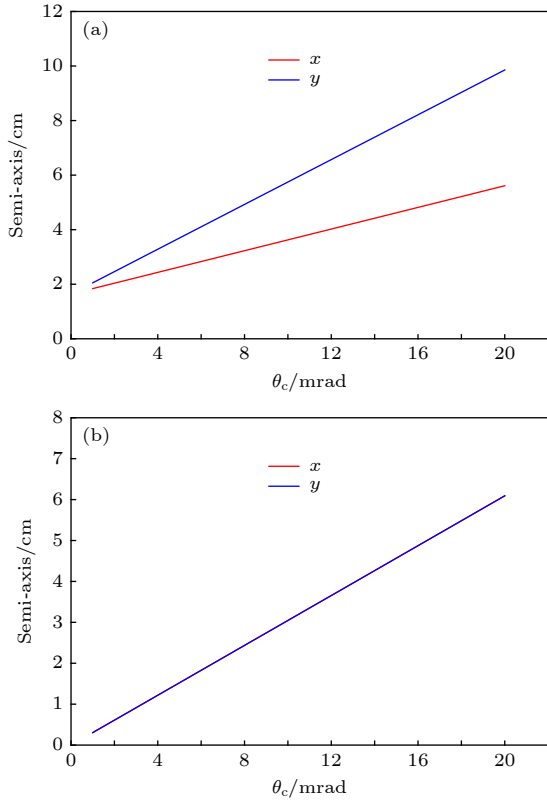


图 5 端口处的孔径值随截断角的变化 (a) $z = 20$ cm; (b) $z = 120$ cm

Fig. 5. Aperture size varies with the angle-cut at the ports: (a) $z = 20$ cm; (b) $z = 120$ cm.

以得出 x 和 y 方向的半轴不相等, 所以端口形状为椭圆形; 图 5(b) 是后端口孔径值的变化曲线, 可以得出端口形状为圆形, 此时准直器孔径的整体结构是椭圆台状的. 图 6 是客体半径为 5 cm, 截断角为 2 mrad 时的准直器形状.

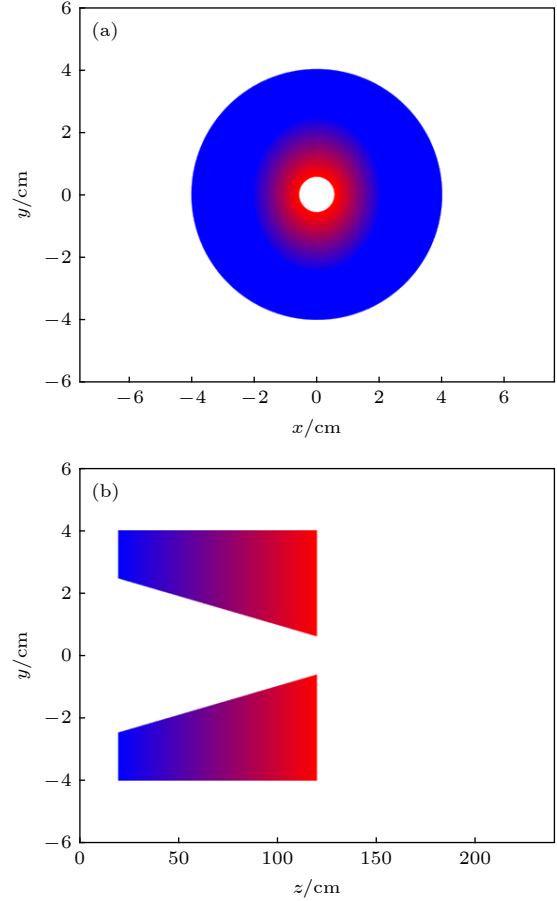


图 6 准直器孔径的形状 (a) x - y 平面; (b) y - z 平面

Fig. 6. Shape of aperture of the collimator: (a) x - y plane; (b) y - z plane.

3.2 蒙特卡罗模拟

利用 Geant4^[21,22] 软件, 设计了 1.6 GeV 的质子成像系统. 该系统中探测器使用薄层介质板, 质子束流为单能质子. 模拟中分别使用理想型、拉伸型和利用本文模型设计的准直器称之为设计型, 并对比通过客体后的通量分布. 客体结构如图 7 所示, 图 7(a) 是厚度为 1 mm、半径为 5 cm 的铜板. 图 7(b) 由一组同心球层组成, 中心区是空区, 空球半径为 1 cm, 第二层和第三层分别是锂和钠, 球半径分别是 4 cm 和 5 cm. 准直器分别以客体尺寸为 5 cm, 截断角为 2 和 3.5 mrad 设计, 表 2 列出三类准直器的孔径参数.

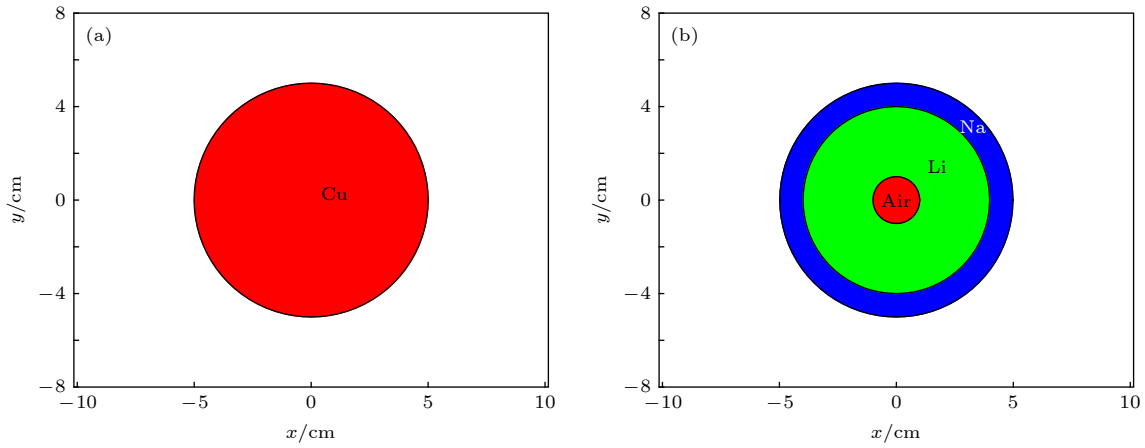


图 7 客体示意图 (a) 铜板; (b) 同心球体

Fig. 7. Diagram of the object: (a) The round copper plate; (b) the concentric spheres.

表 2 准直器的孔径参数

Table 2. Aperture parameters of the collimator.

截断角/mrad	准直器类型	前端/cm		后端/cm		厚度/m	外半径/m	材料
		<i>x</i>	<i>y</i>	<i>x</i>	<i>y</i>			
2	理想型	—		0.61		10^{-7}	3	Al
	拉伸型	0.61		0.61		1 & 0.4	3	W
	设计型	2.04	2.46	0.61		1	3	W
3.5	理想型	—		1.07		10^{-7}	3	Al
	拉伸型	1.07		1.07		1 & 0.4	3	W
	设计型	2.34	3.08	1.07		1	3	W

使用不同的准直器时, 质子束流通过客体后的通量分布如图 7 和图 8 所示. 图 8(a) 和图 8(b) 分别是截断角为 2 和 3.5 mrad 时质子束流通过铜板的结果. 图 9(a) 和图 9(b) 分别是截断角为 2 和 3.5 mrad 时质子束流通过同心球客体的结果. 在使用该模型设计的准直器时, *x* 和 *y* 方向的通量均与使用理想准直器时的结果相吻合, 使用拉伸型准

直器且厚度为 1 m 时, 通量分布与使用理想准直器时的结果相差较大, 越靠近边缘, 相差越大; 当厚度为 0.4 m 时, 整体误差比 1 m 厚时的较小; 当截断角为 3.5 mrad, 位置范围在 (-10, 10) mm 时, 0.4 m 厚的拉伸型准直器造成的误差较小. 因此拉伸型准直器对于客体尺寸较小、截断角较大的情况下造成的通量误差较小, 反之误差较大. 准直器足

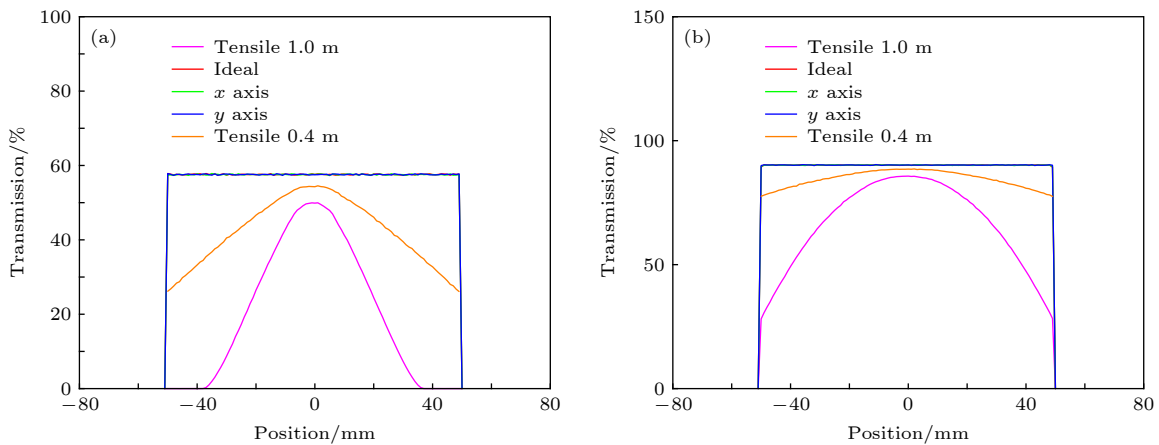


图 8 通过铜板的通量分布 (a) 截断角为 2 mrad; (b) 截断角为 3.5 mrad

Fig. 8. Flux distribution after passing the round copper plate: (a) Angle-cut of 2 mrad; (b) angle-cut of 3.5 mrad.

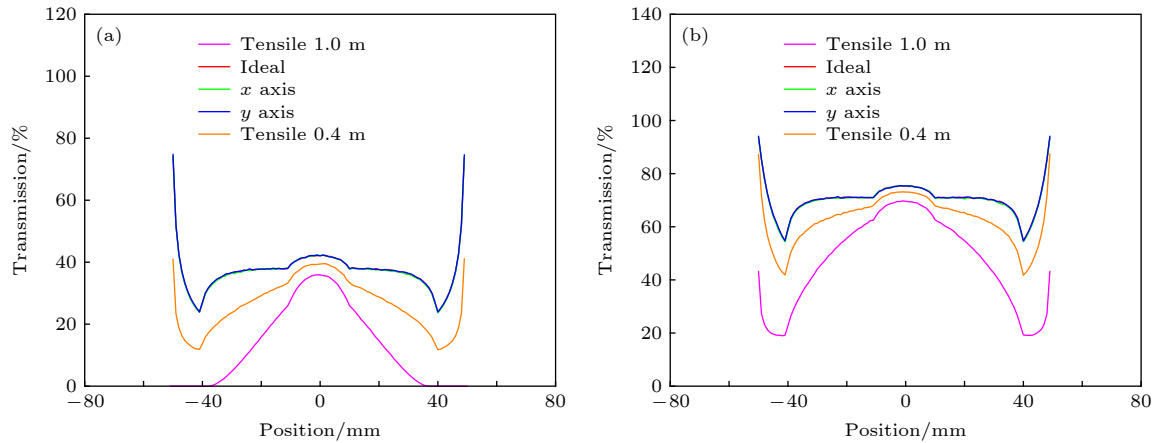


图9 通过同心球的通量分布 (a) 截断角为 2 mrad; (b) 截断角为 3.5 mrad

Fig. 9. Flux distribution after passing the concentric spheres: (a) Angle-cut of 2 mrad; (b) angle-cut of 3.5 mrad.

够厚时, 利用该模型设计的准直器对客体的通量分布影响较小, 这有利于减小密度重建的误差, 提高材料诊断的准确性.

4 结 论

通过建立模型和理论分析, 给出了高能质子照相中角度准直器的设计方法. 利用该方法设计的角度准直器, 孔径结构是椭圆台状的, 它的厚度将不影响目标束团的通量. 基于 Geant4 程序模拟了 1.6 GeV 的质子成像系统, 系统中分别使用了理想型、拉伸型和该方法设计的准直器, 通过对比不同准直器下客体的通量分布, 得出在使用拉伸型时, 当客体尺寸小、截断角较大时, 通量差异较小, 反之误差较大. 在使用设计型准直器时, 与理想条件下的结果相吻合, 表明使用该方法设计的角度准直器时, 厚度将不影响目标束团的通量. 高能质子照相的能量一般在 GeV 量级以上, 需要更厚的准直器才能有效阻挡质子, 使用该方法设计的准直器有更大的优势. 这对于减小密度重建的误差和提高材料诊断的准确性有重要意义.

参考文献

[1] Gavton A, Morris C L, Ziock H J, et al. 1996 *Los Alamos National Report* **96** 420
 [2] Mottershead C T, Zumbro J D 1997 *Proceedings of the 1997 Particle Accelerator Conference* Vancouver B C, Canada, May 12–16, 1997 p1397
 [3] Jason A J, Barlow D B, Blind B, Kelley J P, Lysenko W P, Neri F, Walstrom P L, Waynert J, Schulze M 2001 *Proceedings of the 2001 Particle Accelerator Conference* Chicago, USA, June 18–22, 2001 p3374
 [4] King N S P, Ables E, Adams K, et al. 1999 *Nucl. Instrum.*

Meth. Phys. Res., Sect. A **424** 84
 [5] Rigg P A, Schwartz C L, Hixson R S, Hogan G E, Kwiatkowski K K, Mariam F G, Marr-Lyon M, Merrill F E, Morris C L, Rightly P, Saunders A, Tupa D 2008 *Phys. Rev. B* **77** 220101
 [6] Morris C L, Ables E, Alrick K R, et al. 2011 *J. Appl. Phys.* **109** 104905
 [7] Antipov Y M, Afonin A G, Vasilevskii A V, et al. 2010 *Instrum. Exp. Tech.* **53** 319
 [8] Golubev A A, Demidov V S, Demidova E V, Dudin S V, Kantsyrev A V, Kolesnikov S A, Mintsev V B, Smirnov G N, Turtikov V I, Utikin A V, Fortov V E, Sharkov B Y 2010 *Tech. Phys. Lett.* **36** 177
 [9] Varentsov D, Antonov O, Bakhmutova A, et al. 2016 *Rev. Sci. Instrum.* **87** 023303
 [10] Yang J J, Zhen X, Wei S M, Lv Y L, Wang F, Zhang Y W, Wen L P, Liu J Y, Cai H R, Ge T, Zhang S P, Cao L, Zhang T J, Li Z G 2016 *CYC2016 Proceedings of the 21st International Conference on Cyclotrons and their Applications* Zurich, Switzerland, September 11–16, 2016 p401
 [11] Merrill F E 2015 *Rev. Accel. Sci. Technol.* **8** 165
 [12] Sheng L N, Zhao Y T, Yang G J, Wei T 2014 *Laser Part. Beams* **32** 651
 [13] Wei T, Yang G J, Li Y D, et al. 2014 *Chin. Phys. C* **38** 087003
 [14] Aufderheide M B, Park H, Hartoumi E P 1999 *AIP Conference Proceedings* Sydney, Australia, June 28–July 2, 1999 p497
 [15] Zumbro J D, Acuff A, Bull J S, et al. 2005 *Radiat. Prot. Dosim.* **117** 447
 [16] Fesseha G, Mariam, John P 2011 *2011 High-Energy-Proton Microscopy Workshop Summary Report* New Mexico, USA, October 27–28, 2011 p54
 [17] Antipov Y M, Afonin A G, Gusev I A, et al. 2013 *At. Energ.* **114** 359
 [18] Varentsov D, Bogdanov A, Demidov V S 2013 *Phys. Medica* **29** 208
 [19] Yan Y, Sheng L N, Huang Z W, et al. 2015 *Laser Part. Beams* **33** 439
 [20] Kantsyrev A V, Skoblyakov A V, Bogdanov A V 2018 *J. Phys.: Conf. Ser.* **946** 012019
 [21] Agostinelli S, Allison J, Amako K A, et al. 2003 *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. Sect. A* **506** 250
 [22] Allison J, Amako K, Apostolakis J, et al. 2006 *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **53** 270

Theoretical study of angle-cut collimator based design in high-energy proton radiography*

Chen Feng¹⁾²⁾ Xu Hai-Bo^{2)†} Zheng Na²⁾ Jia Qing-Gang²⁾
She Ruo-Gu²⁾ Li Xing-E²⁾

1) (*Graduate school of China Academy Of Engineering Physics, Beijing 100088, China*)

2) (*Institute of Applied Physics and Computational Mathematics, Beijing 100094, China*)

(Received 4 November 2019; revised manuscript received 28 November 2019)

Abstract

The angle-cut collimator plays an important role in high-energy proton radiography. By using the collimator, the image contrast can be improved, and the material diagnosis and density reconstruction can be realized through secondary imaging. As all these techniques depend on the flux value, it is of great significance to reduce the error of the detected flux value. The ideal collimator is a much thin surface, but thick enough to block protons outside the collimation region. It is designed by stretching the aperture of the collimation plane. The shape is cylindrical, and it will increase the error of the flux value with the angle truncation. The initial bunch is defined and the phase diagram of the bunch within the angle-cut is ideal in the theoretical model. The equation of designing the collimator is given by theoretical analysis. It is given by the transfer matrix, the radius of the object and the angle-cut. The pore structure is oval-shaped by calculating and simulating. The proton imaging system of 1.6 GeV is established by Geant4 program, and the detector is ideal. The round copper plate and the concentric spheres are chosen as objects respectively. The parameters of the designed collimator is given by this method. The ideal collimator, tensile collimator and designed collimator are used in simulation, the radius of object is 5 cm and the angle-cut is 2 mrad and 3.5 mrad. The results show that when using the ideal and the designed angle-cut collimator, the flux distributions are in good agreement, while when using the tensile collimator, the result is quite different from that obtained by using the ideal collimator. Therefore, the collimator designed by this method can effectively reduce the error of the detected flux value.

Keywords: high-energy proton radiography, angle-cut collimator, density reconstruction, Geant4 code

PACS: 29.27.Eg

DOI: [10.7498/aps.69.20191691](https://doi.org/10.7498/aps.69.20191691)

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11675021) and the Young Scientists Fund of the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11805018).

† Corresponding author. E-mail: 13641017929@163.com