

康普顿相机的成像分辨分析与模拟

宋张勇 于得洋 蔡晓红

Analysis and simulation for Compton camera's imaging resolution

Song Zhang-Yong Yu De-Yang Cai Xiao-Hong

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 68, 118701 (2019) DOI: 10.7498/aps.68.20182245

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.68.20182245>

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

NO与C2H2的康普顿轮廓研究

Investigation of Compton profiles of NO and C2H2

物理学报. 2015, 64(15): 153302 <https://doi.org/10.7498/aps.64.153302>

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>

螺旋锥束计算机断层成像倾斜扇束反投影滤波局部重建算法

Tilting fan beam back-projection filtration algorithm for local reconstruction in helical cone-beam computed tomography

物理学报. 2019, 68(8): 088701 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190055>

基于压缩感知的窄带高速自旋目标超分辨成像物理机理分析

Analysis on the compressive sensing based narrow-band radar super resolution imaging mechanism of rapidly spinning targets

物理学报. 2017, 66(3): 038401 <https://doi.org/10.7498/aps.66.038401>

中子散射成像探测角分辨研究

Angular resolution of a neutron scatter imaging system

物理学报. 2015, 64(4): 042801 <https://doi.org/10.7498/aps.64.042801>

Fresnel波带片编码成像的高分辨重建

High-resolution reconstruction of Fresnel zone plate coded imaging

物理学报. 2017, 66(5): 054203 <https://doi.org/10.7498/aps.66.054203>

康普顿相机的成像分辨分析与模拟*

宋张勇^{1)2)†} 于得洋¹⁾²⁾ 蔡晓红^{1)2)‡}

1) (中国科学院近代物理研究所, 兰州 730000)

2) (中国科学院大学核科学与技术学院, 北京 100049)

(2018年12月21日收到; 2019年3月15日收到修改稿)

相较于传统的 γ 射线的成像系统, 康普顿相机的高效率优势使其在重离子放疗的实时监测中极具潜力. 中科院近代物理研究所已经建成一座具有完全知识产权的重离子治癌示范装置, 且正在进行全国范围的推广. 鉴于重离子治癌的广阔前景, 本工作对康普顿相机的成像分辨本领进行了分析和 Geant 4 模拟, 并根据反投影算法进行了图像重建. 分析及模拟结果显示, 当探测单元的位置分辨为 2 mm, 其导致的成像分辨与能量分辨为 5% 时导致的成像分辨相差约 10%. 对于几百 keV 的 γ 射线, 探测器的相对能量分辨很容易好于 1.0%. 因此, 相较于能量分辨, 探测晶体单元的位置分辨本领对重建图像的质量起主导作用.

关键词: 康普顿相机, 重离子治癌, Geant 4 模拟, 反投影成像**PACS:** 87.57.U-, 87.15.ak**DOI:** 10.7498/aps.68.20182245

1 引言

重离子放疗即重离子束治疗肿瘤, 是一种快速发展的新兴技术^[1]. 它基于重离子的 Bragg 效应, 即重离子的绝大部分能量沉积在其射程的末端, 且其径迹几乎是一条直线. 与传统的 X 射线放疗相比, 重离子的优点是能够使剂量集中在肿瘤体上, 而周围的正常组织仅仅接受很小的剂量. 这意味着, 对于生长在人体重要器官上的肿瘤, 重离子放疗具有其他放疗手段所不具备的独特优势——肿瘤接受足够的剂量, 而正常的重要器官接受的剂量却非常少.

重离子放疗中的一个非常重要的课题是对 Bragg 峰位或重离子射程的实时监测. 在放疗中, 若对 Bragg 峰位的监测不准确, 则可能导致正常组织接受很高的剂量, 从而引起核医学安全问题. 实际上, 对于重离子治疗生长在人体重要器官附近的

肿瘤, 必须匹配实时、准确的监测方法和工具.

对重离子射程的监测一般是基于重离子核反应中产生的各类二次辐射. 一种已证明了其临床适用性的方法是正电子发射断层扫描技术 (positron emission computed tomography), 它通过探测正电子湮灭时一对 511 keV 的光子的发射位置, 对离子束的射程进行监测^[2-4]. 另一种可能的方法是追踪带电的轻碎片来重建初次碰撞的位置^[5-8]. 除此之外, 入射重离子束与有机组织的非弹性核反应通常伴随着大量的高能 γ 射线辐射. 这些高能 γ 射线 (< 10 MeV) 的产生速率与重离子的射程紧密相关.

传统上, 对高能 γ 射线的成像系统都需要使用机械准直装置——或者使用刀刃型的准直器或者使用平行放置的多狭缝准直器^[9,10], 例如单光子发射计算机断层扫描技术 (single-photon emission computed tomography, SPECT). 从 21 世纪伊始, 国际上许多研究课题试图把 SPECT 技术应用在

* 国家自然科学基金 (批准号: 11675279) 和“西部之光”项目资助的课题.

† 通信作者. E-mail: songzhy@impcas.ac.cn

‡ 通信作者. E-mail: caixh@impcas.ac.cn

质子放疗的实时监测上. 但是 SPECT 技术必须借助于机械准直装置才能成像, 这将限制成像的效率和空间分辨本领.

相较于带有机械准直装置的成像系统, 目前国际上还在发展一种较为新颖的康普顿相机技术^[11-16]. 由于该技术利用康普顿散射原理, 不需要对 γ 射线进行机械准直处理, 因此天然具有高效率的优势. 在重离子放疗的临床应用中, 特别是对于 1 MeV 左右的 γ 射线成像, 康普顿相机将可能替代被动准直类成像系统. 实际上, 康普顿相机的概念在 20 世纪 70 年代就被提出, 其原理基于康普顿散射角 θ 与方位角 ϕ 无关, 因此 γ 射线的发射位置必定处于一个圆锥表面的某一点上^[17,18].

总的说来, 相较于准直类的成像系统, 康普顿相机不需要机械准直就能够重建 γ 射线的位置, 而且为三维成像. 这不仅大大提高了成像效率, 而且提高了成像品质, 这在放射性治疗中有着特别重要的意义. 但是, 康普顿相机的实际制作工艺比准直类成像系统要难得多——对于探测器的位置分辨、时间分辨和能量分辨均有极高的要求. 由于涉及时间符合和能量符合, 康普顿相机还包含了复杂的电子学获取系统, 这进一步增大了制作的成本, 除此之外, 康普顿相机图像重建的算法较为复杂, 而在重离子放疗过程中需要实时成像, 这考验着算法的设计及计算机的速度. 时至今日, 虽然国际上一些研究机构一直致力于这项极富挑战性的研究, 不过仍然没有适合深层重离子治癌的康普顿相机问世.

目前, 中国科学院近代物理研究所已经在甘肃武威建成重离子深层治癌医院, 且正在设计兴建多个治癌装置. 本研究基于未来重离子治癌的广阔前景, 对用来监测重离子射程的康普顿相机的成像分辨本领进行了详细的分析和模拟, 期望为将来实际制作康普顿相机提供有价值的分析数据.

2 康普顿相机的原理

康普顿相机一般由两层探测器组成, 靠近待测 γ 源的探测器称为散射探测器, 另一层探测器称为吸收探测器, 如图 1 所示. 若 γ 源发射的 γ 射线在散射探测器 r_1 处发生康普顿散射, 沉积部分能量 E_1 , 散射的 γ 射线在 r_2 处被吸收探测器完全吸收, 沉积剩余的能量 E_2 , 则根据康普顿散射公式, 散射角满足条件

$$\cos \theta = 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_0} \right), \quad (1)$$

其中 $E_0 = E_1 + E_2$ 为 γ 光子的初始能量. 该散射公式表明, γ 源的位置一定处于一个圆锥表面上: 这个圆锥的顶点为 r_1 , 中轴线为 $r_1 r_2$, 半角为 θ . 实际中, 若得到满足 (1) 式的大量事件, 则放射源所在的位置即所有圆锥交汇的部分.

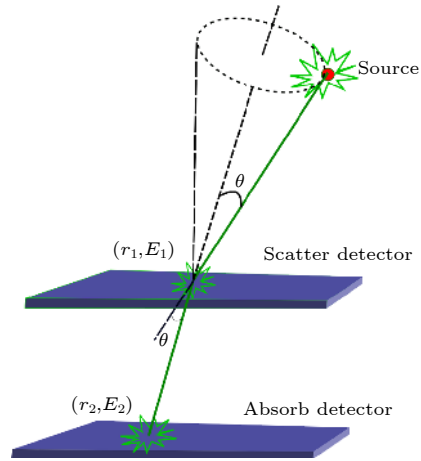


图 1 康普顿相机成像原理示意图
Fig. 1. Sketch of imaging principle of a Compton camera.

根据上述原理, 散射探测器和吸收探测器需要同时对 γ 射线的能量和位置灵敏, 即能同时测量沉积的能量和相互作用时的位置, 因此康普顿相机一般由阵列式探测器组成. 例如散射探测器一般由双面 Si 条晶体交叉构成, 吸收探测器由规则排列的多块 Ge 晶体、锗酸铋 (BGO) 或者硅酸镧 (LSO)、碲锌镉 (CZT) 等化合物材料构成. 由于阵列式探测器所包含的探测单元较多, 与其相应的电子学线路也较复杂, 因此对电子学系统的要求较高.

另一方面, 只有当 γ 射线在散射探测中发生一次康普顿散射且散射光子完全沉积在吸收探测器中的事件才满足康普顿相机的原理, 这样的事件称为“有效事件”. 因此要求在康普顿相机的数据获取中引入“时间符合”和“能量甄别”功能. “时间符合”用于判断在散射和吸收探测器中的能量沉积是否属于同一个光子, “能量甄别”用于判断入射 γ 射线的能量是否完全沉积在探测器中. 这进一步增加了数据获取电子学的复杂性. 在获取了大量的“有效事件”后, 根据康普顿相机的成像反演算法进行成像.

3 对康普顿相机成像分辨本领的分析和 Geant 4 模拟

在重离子放疗中,对重离子 Bragg 峰位的检测极其重要,它关乎患者的生命健康.因此,作为其眼睛的康普顿相机,首要考虑的因素即是成像分辨本领.由康普顿相机的工作原理, γ 射线必定处于中轴线为 r_1r_2 ,半角为 θ 的圆锥面上,因此,对 (r_1, E_1) 和 (r_2, E_2) 的测量精度决定了散射角 θ 的误差,从而影响了康普顿相机的分辨本领.

3.1 影响康普顿相机成像分辨本领的误差源

根据康普顿散射公式,由散射探测器的能量测量误差(能量分辨)导致的散射角的不确定度 $\Delta\theta_E$ 为

$$\Delta\theta_E = \frac{m_e c^2 \Delta E_1}{\sin\theta (E_0 - E_1)^2}, \quad (2)$$

其中 ΔE_1 表示散射探测器的能量分辨本领.(2)式表明, $\Delta\theta_E$ 与 ΔE_1 成正比例关系;对于小散射角情形, $\sin\theta$ 项将导致非常大的散射角不确定度.因此,为了提高相机的分辨,应该剔除真实事件中的小散射角情形;分母中的 $(E_0 - E_1)^2$ 项表明随 γ 射线能量的升高 $\Delta\theta_E$ 降低,即康普顿相机更适合对高能 γ 射线成像.

除了探测器的能量分辨,由于晶体具有一定的大小和厚度(探测器的位置分辨),这将引起圆锥中轴线 r_1r_2 的误差,从而导致散射角不确定度 $\Delta\theta_P$:

$$\Delta\theta_P = \arctan \frac{2\Delta x}{d}, \quad (3)$$

其中 Δx 表示晶体的大小, d 代表散射探测器与吸收探测器的距离.(3)式表明,在一定性价比的情况下,应尽量减小阵列探测器中每块晶体的大小;在保持一定的探测效率的前提下,应增大散射探测器与吸收探测器间的距离.

除此之外,散射体(散射探测器)原子中电子的运动,将使散射光子的能量发生多普勒展宽,这种展宽的谱线轮廓,称为康普顿轮廓.实际上,在非相干散射中,康普顿散射公式(1)式的导出,前提是假设散射体原子中电子为自由电子且动量为零,而真实情形是散射体中电子为束缚电子、动量不为零且动量方向为任意方向.因此,由康普顿相机真实测量的 (r_1, E_1) , (r_2, E_2) 以及(1)式得出的散射角 θ ,即使假设 (r_1, E_1) , (r_2, E_2) 的测量无限

精确,也与真实的散射角有一定偏差,称该偏差为 $\Delta\theta_C$,其与散射材料本身及其所处的外界条件(温度、压强等)相关,为一内禀误差.

3.2 影响康普顿相机成像分辨本领误差源的 Geant 4 模拟

根据第2节的分析,康普顿相机的成像需要足够数目的有效事件.因此,为了定量研究影响康普顿相机成像分辨的每个源项,应该观察其在大量有效事件中的分布曲线.为此,本工作用 Geant 4 软件包对各个源项进行了模拟.

为了能够模拟单一源项引起的误差,即考虑某一源项时其他源项为一精确值,建模如下:康普顿相机的散射探测器由一整块 Si 晶体构成,其尺寸为 $20\text{ mm} \times 200\text{ mm} \times 200\text{ mm}$,吸收探测器由一整块 Ge 晶体构成,尺寸也为 $20\text{ mm} \times 200\text{ mm} \times 200\text{ mm}$,两者相距 100 mm .放射源为各向同性点源,辐射的 γ 射线能量为 $100\text{--}1000\text{ keV}$,放置在散射探测器正上方 30 mm 处.模拟中选用的物理模型为 penelope 包.对于一次有效事件,该简化的探测器排布可精确模拟得到 (r_1, E_1) 和 (r_2, E_2) ,再由(1)式得到散射角 θ .

对于探测器的能量分辨导致的散射角不确定度 $\Delta\theta_E$,模拟中,以精确值 E_1 为中心, ΔE_1 为半高全宽(FWHM),随机产生一个能量值用 E^{rand} 代替(1)式中的 E_1 ,计算得到 θ_E ,从而 $\Delta\theta_E = |\theta - \theta_E|$.在以上条件下,本工作模拟了相对能量分辨从 $0.3\%\text{--}5\%$ 时 $\Delta\theta_E$ 的分布曲线,如图2所示.可以看出, $\Delta\theta_E$ 的分布为指数衰减函数,且随探测器能量分辨本领的提高,指数衰减因子变大.当相对分辨本领为 0.3% 时, $\Delta\theta_E$ 集中分布在非常窄的范围内(最大几十 mrad).模拟结果与(2)式预测的“ $\Delta\theta_E$ 与 ΔE_1 成正比例关系”一致.考虑到实际制作工艺,要求制作的探测器的能量分辨本领达到 1% 的水平.对于不同能量的 γ 射线,随着射线能量的升高, $\Delta\theta_E$ 分布的指数衰减因子增大,如图3所示.这与(2)式的预测结果一致.

对于探测器的位置分辨引起的不确定度 $\Delta\theta_P$ 分布,由模拟中精确得到的 (r_1, r_2) 以及 γ 射线的初始位置 r_0 ,根据三角关系得到散射角 θ .另外,以精确值 r_1, r_2 为中心, Δx 为 FWHM,分别随机产生随机值 r_1^{rand} 和 r_2^{rand} ,再结合 r_0 三点求得同一事件的 θ_P ,从而 $\Delta\theta_P = |\theta - \theta_P|$.模拟结果如图4所示.

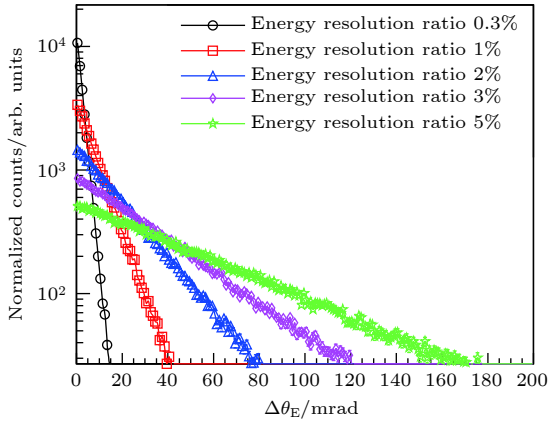


图 2 康普顿相机的能量分辨本领引起的康普顿散射角不确定度 $\Delta\theta_E$ 分布的模拟结果, 相对能量分辨 $\Delta E/E$ 取值从 0.3% 至 5%, 初始 γ 射线能量为 600 keV

Fig. 2. Simulated distribution of the uncertainty of Compton scattering angle caused by the resolving power of Compton camera. The value of $\Delta E/E$ is from 0.3% to 5%. The initial γ -ray energy is 600 keV.

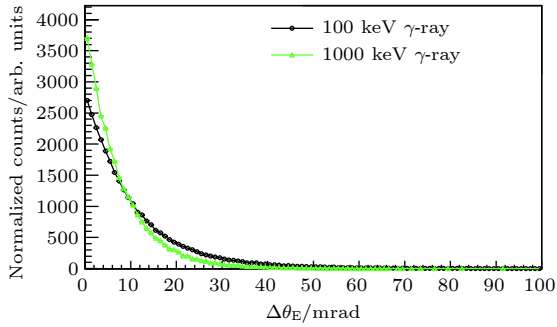


图 3 康普顿散射角不确定度 $\Delta\theta_E$ 分布的模拟结果, 相对能量分辨为 1.0%, 初始 γ 射线能量分别为 100 和 1000 keV

Fig. 3. Simulated distribution of $\Delta\theta_E$. The relative energy resolution is fitted to 1.0%, the initial γ -ray energy is 100 and 1000 keV, respectively.

由图可知, $\Delta\theta_P$ 也呈指数衰减分布, 且随着 Δx 的减小, 指数衰减因子迅速增大. 这意味着实际制作探测器时, 探测单元尺寸应该尽可能做小. 对比图 2 的结果, 当 $\Delta x = 2.0$ mm 时, 引起的散射角误差接近 $\Delta E/E = 5\%$ 时导致的误差. 考虑到实际制作工艺、 γ 射线在探测器中的多次响应及后续电子学读取系统的复杂性, 散射晶体单元尺寸 $\Delta x = 2.0$ mm 是实际可行的, 这时候只要能量分辨本领小于 5%, 位置分辨导致的散射角不确定性即为主要因素.

图 5 展示了不同散射材料导致的散射角不确定度分布的模拟结果. 模拟中, 由精确的 (r_1, E_1) 和 (r_2, E_2) 及康普顿散射公式 (1) 得到 θ_1 , 由 (r_1, r_2) 以及 γ 射线的初始位置 r_0 得到 θ_2 , 从而 $\Delta\theta_C = |\theta_1 - \theta_2|$. 模拟结果显示, 随着散射晶体原子序数的

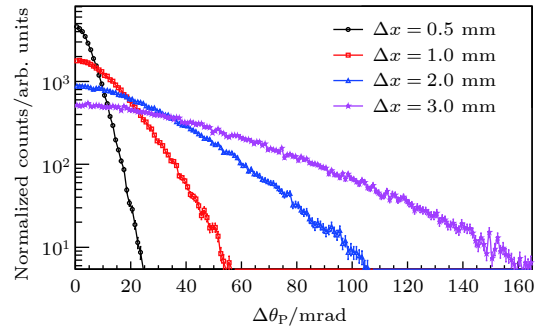


图 4 康普顿相机的位置分辨本领引起的康普顿散射角不确定度 $\Delta\theta_P$ 分布的模拟结果, 位置分辨 Δx 取值范围为 0.5—3.0 mm. 初始 γ 射线能量为 600 keV

Fig. 4. Simulated distribution of the uncertainty of Compton scattering angle caused by the position resolving power of Compton camera. The value of Δx is from 0.5 mm to 3.0 mm. The initial γ -ray energy is 600 keV.

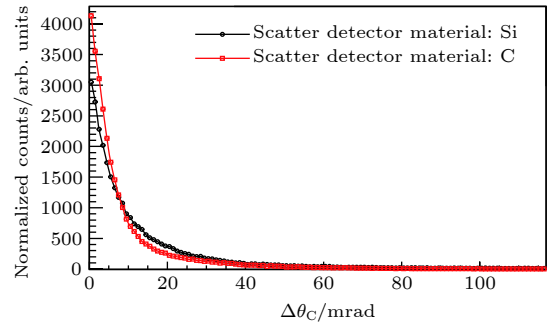


图 5 康普顿散射角不确定度 $\Delta\theta_C$ 分布的模拟结果, 初始 γ 射线能量为 600 keV, 散射材料分别为 C 和 Si

Fig. 5. Simulated distribution of $\Delta\theta_C$. The initial γ ray energy is 600 keV. The material of scattering detector is C and Si, respectively.

减小, 指数衰减因子增大. 这是由于 C 晶体中电子的平均动量及束缚能小于 Si 晶体中的电子. 注意到该内禀误差的值也在几十 mrad 的范围, 即该内禀误差与 $\Delta x = 2.0$ mm 或 $\Delta E/E = 5\%$ 时引起的误差相当.

4 模拟结果的反投影成像

针对上节探测器结构, 定义坐标系如下: 散射探测器靠近放射源的一面为 XY 平面, 其中心为原点, Z 轴方向指向吸收探测器. 这样, 放射源的位置为 $(0, 0, -30$ mm), 散射探测器和吸收探测器的中心位置分别为 $(0, 0, 0)$, $(0, 0, 100$ mm). 对以上探测器测量的 (r_1, E_1) , (r_2, E_2) 进行图像重建, 评价探测器的能量分辨以及位置分辨对重建图像的影响, 这里直观发采用反投影重建算法. 关于反投影

图像重建算法, 文献中已有详细的描述, 这里不再赘述.

康普顿相机对 γ 源的图像重建, 首先对 γ 源所在空间进行网格化分割. 这里, 根据放射源的位置, 在 Z 轴方向 $-45 \sim -15$ mm, X 轴与 Y 轴方向均为 $-15 \sim 15$ mm 的空间内, 等间距地分成 $30 \times 30 \times 30$ 个体素. 应用反投影成像算法, 对测量的 (r_1, E_1) , (r_2, E_2) 进行图像重建的典型结果如图 6 和图 7 所示. 图 6 是当散射探测器能量分辨 1.0% 时, 对 γ 点源的反投影重建图像. 其中左上图为 $Z = -30$ mm 时 XY 平面的二维图像; 右上图为 $Y = 0$ mm 时 XZ 平面的二维图像; 左下图为 $Y = 0$ mm, $Z = -30$ mm 时沿 X 方向的剖面图, 其 FWHM 约为 4.3 mm; 右下图为 $X = 0$ mm, $Y = 0$ mm 时沿 Z 方向的剖面图, 其 FWHM 约为 3.6 mm. 图 7 是当散射探测器位置分辨为 2 mm 时的成像结果, 沿 X 方向剖面图的 FWHM 约为 4.4 mm, 这与能量

分辨为 1.0% 时相当; 沿 Z 方向的 FWHM 为 6.2 mm, 远大于能量分辨为 1.0% 时的结果.

图 8 展示了重建图像沿 X 及 Z 方向剖面图的半高全宽随散射探测器分辨本领的变化. 其中图 8(a) 为相对能量分辨为 0.3%—5.0% 时剖面图的 FWHM, 沿 X 方向的 FWHM 缓慢减小直到逐渐稳定至 4.0 mm 左右, 沿 Z 方向的 FWHM 当能量分辨大于 1.0% 时迅速增大; 图 8(b) 为位置分辨为 0.5—3.0 mm 时剖面图的 FWHM, 沿 X 方向与沿 Z 方向的 FWHM 均迅速增大. Z 方向的成像质量直接关系到重离子治疗中对 Bragg 峰位的监测, 通过比较图 8(a) 与图 8(b) 中 Z 方向上的半高全宽 FWHM, 可以看出, 当位置分辨为 2 mm 时导致的图像 FWHM 与相对能量分辨为 5.0% 时的 FWHM 差别只有 10% 左右. 反投影算法没有对成像结果做任何的优化, 表明两者引起的成像分辨接近, 这也进一步印证了第三节对散射角不确定度的

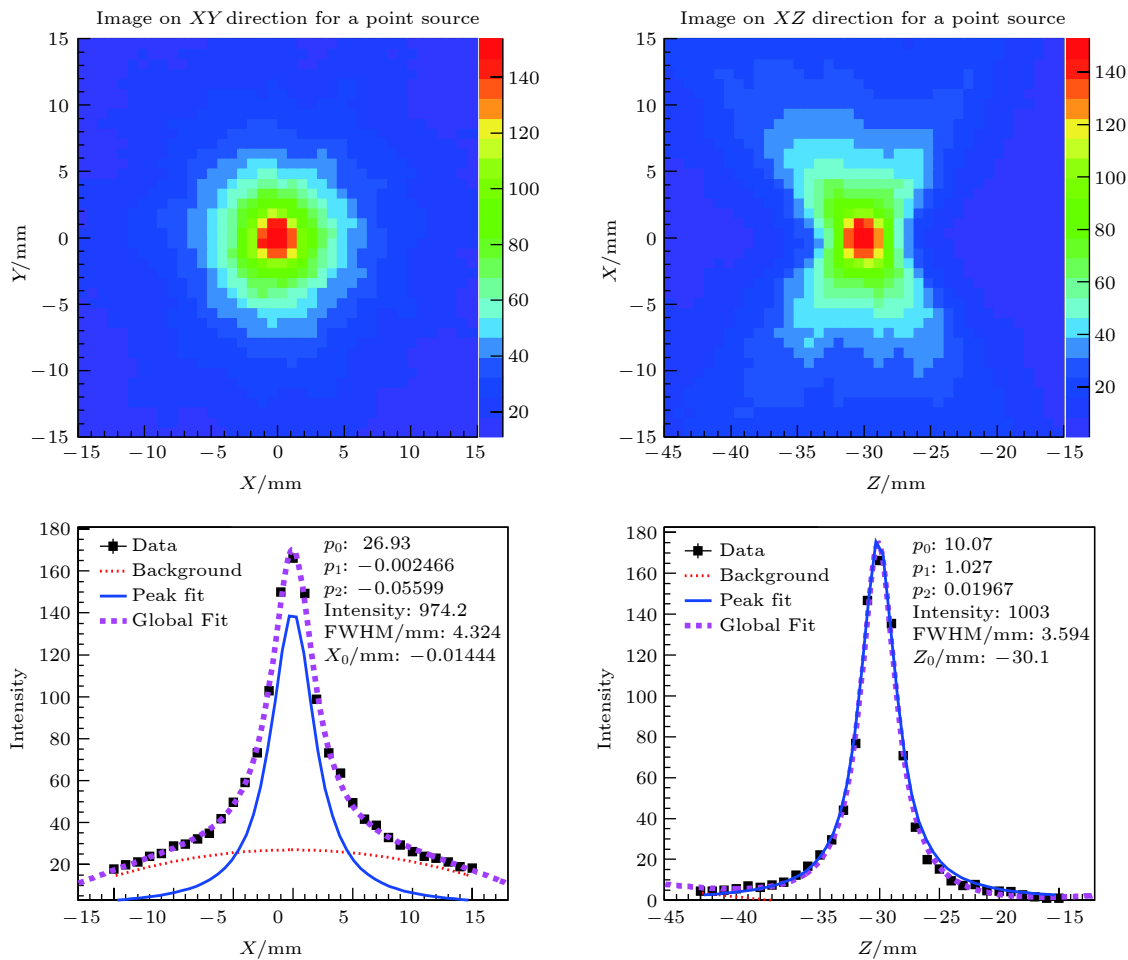


图 6 当散射探测器的相对能量分辨为 1.0% 时, 对 γ 点源的反投影重建图像

Fig. 6. Image of point-like gamma source reconstructed by back-projection algorithm as relative energy resolution of scatter detector is 1.0%.

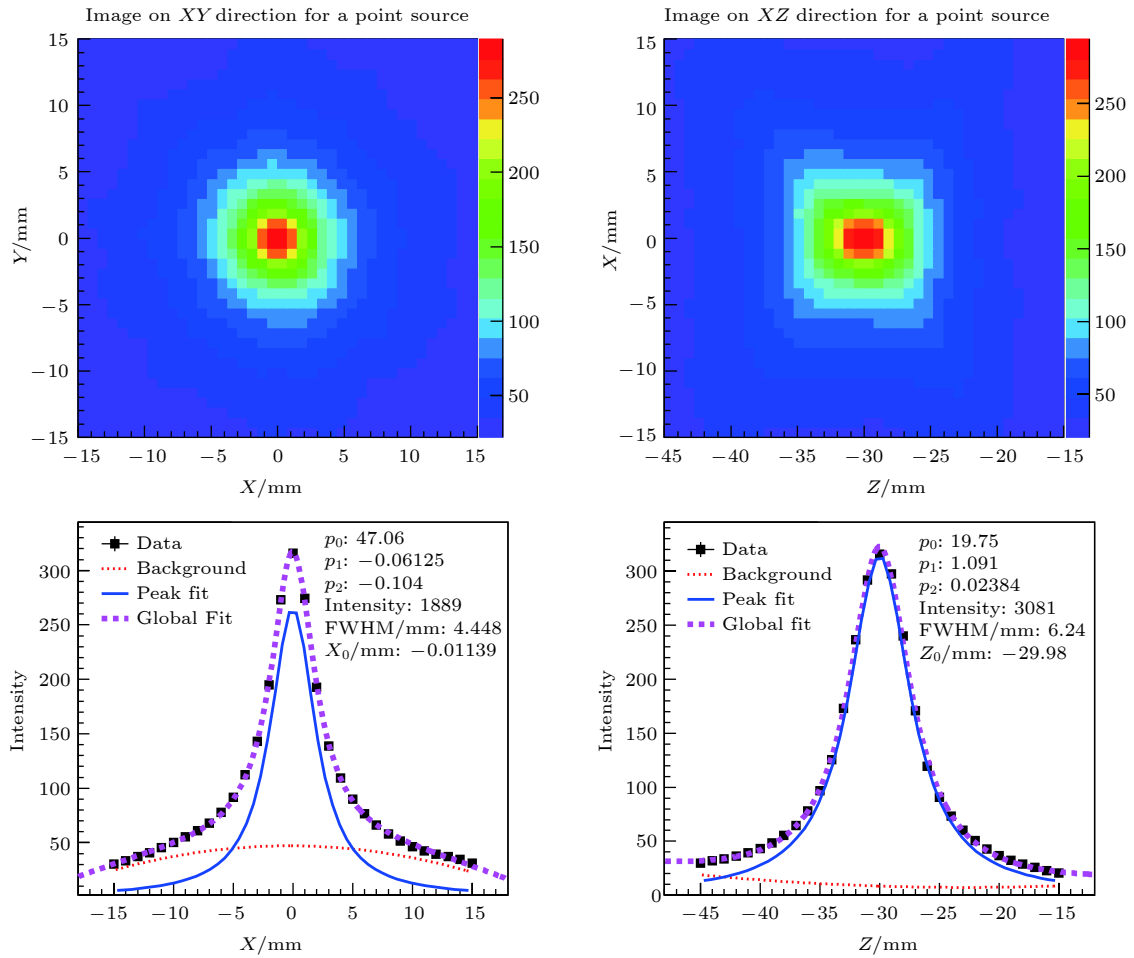


图 7 当散射探测器的位置分辨为 2.0 mm 时, 对 γ 点源的反投影重建图像

Fig. 7. Image of point-like gamma source reconstructed by back-projection algorithm as position resolution of scatter detector is 2.0 mm.

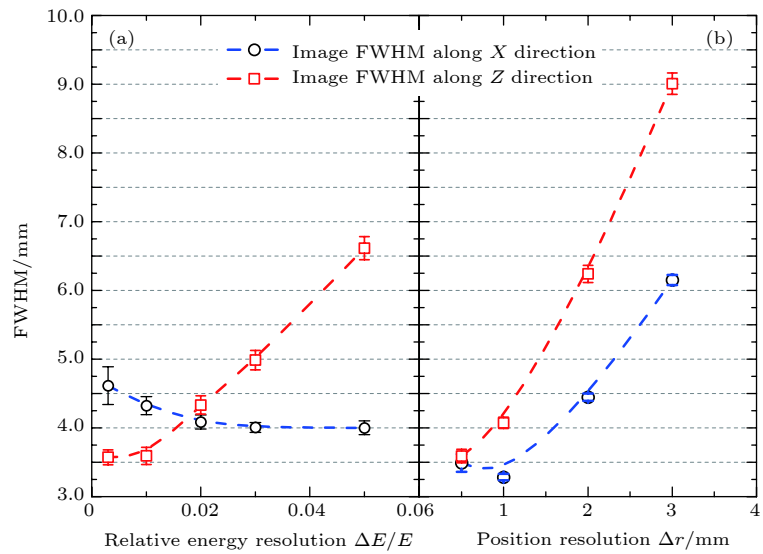


图 8 反投影法重建图像的 FWHM 随散射探测器分辨本领的变化 (a) 随相对能量分辨; (b) 随位置分辨

Fig. 8. FWHM for γ image reconstructed by back-projection algorithm vs. (a) relative energy and (b) position resolution of scatter detector.

分析结果. 在实际制作康普顿相机时, 对于几百 keV 的 γ 射线, Si 晶探测器的相对能量分辨小于 1% 很容易实现, 而当 Si 晶单元小于 2 mm 时, 不仅制作工艺要求较高, 而且几百 keV 的 γ 射线在阵列晶体中很容易引起多个单元的同时响应, 从而降低探测效率. 因此, 本文的分析模拟及图像重建结果显示, 相对于探测器的能量分辨, 探测器的位置分辨是影响图像 FWHM 即图像质量的主导因素.

图 9 给出的反投影重建图像只包括了晶体本身的多普勒效应. 这时, 沿 X 方向剖面的 FWHM 为 4.0 mm, 沿 Z 方向剖面图的 FWHM 约为 5.8 mm. 通过与图 6、图 7 和图 8 比较可知, 多普勒效应引起的 FWHM 差不多与相对能量分辨 5.0% 或者位置分辨 2.0 mm 时引起的 FWHM 相当. 因此, 考虑到此内禀效应, 实际探测器的位置分辨本领不应该大于 2.0 mm, 能量分辨约为 1.0% (实际中容易做到). 最后需要指出的是, 以上反投影图像还可经

过极大似然法进行优化, 进而分辨可达到 1 mm. 由于篇幅所限, 对图像的极大似然优化将在后继工作中展示.

5 结 论

由于康普顿相机高效率的优势, 使得其在重离子治疗的监测过程中极具潜力. 因此, 本文分析了影响康普顿相机成像分辨的源项, 使用 Geant 4 软件模拟了各个源项的分布曲线, 并基于反投影算法对模拟结果重建了 γ 射线的图像. 分析表明, 影响康普顿相机成像分辨的有三个重要因素: 探测器的能量分辨, 位置分辨以及散射探测器的材料本身. 康普顿相机的 Geant 4 模拟及反投影图像重建结果显示, 对于 600 keV 的 γ 射线, 探测器位置分辨为 2 mm 时所导致的纵向成像分辨 (6.2 mm) 与探测器能量分辨为 5.0% 时所导致的成像分辨接近

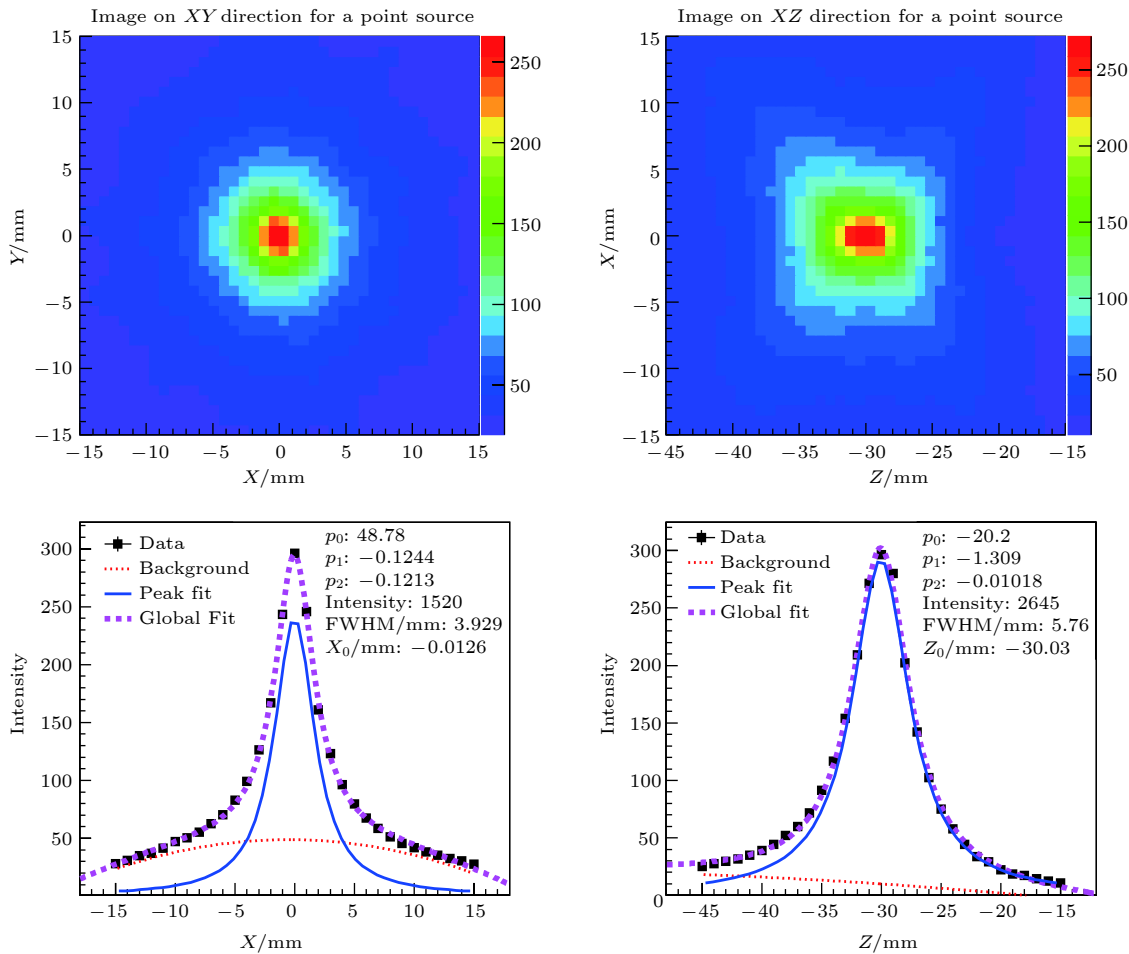


图 9 只包含散射材料 (Si 晶体) 的多普勒效应时, 对 γ 点源的反投影重建图像

Fig. 9. Image of point-like gamma source reconstructed by back-projection algorithm only including the Doppler effect of electrons bounded in scatter material.

(6.6 mm), 表明探测器的位置分辨是影响康普顿相机成像质量的主导因素. 这要求康普顿相机的位置分辨尽可能提高, 但晶体单元太小的话, 一个始发 γ 射线将有极大几率在多个晶体单元内发生散射, 造成探测器在一次事件中有多个输出, 严重影响探测效率, 因此探测器的晶体单元又不能太小. 据第 4 节的讨论, 晶体的多普勒效应导致的图像分辨为 5.8 mm, 与位置分辨为 2 mm 时导致的图像分辨差别仅约 6%, 因此, 过于提高位置分辨也没有太大意义. 综合考虑, 本工作建议实际制作探测器的位置分辨 (散射晶体大小) 为 2 mm, 能量分辨为 1.0%.

参考文献

- [1] Parodi K 2016 *Nucl. Instrum. Meth. A* **809** 113
- [2] Shakirin G, Braess H, Fiedler F, et al. 2011 *Phys. Med. Biol.* **56** 1281
- [3] Enghardt W, Crespo P, Fiedler F, et al. 2004 *Nucl. Instrum. Meth. A* **525** 284
- [4] Nishio T, Ogino T, Nomura K, et al. 2006 *Med. Phys.* **33** 4190
- [5] Amaldi U, Hajdas W, Iliescu S, et al. 2010 *Nucl. Instrum. Meth. A* **617** 248
- [6] Henriquet P, Testa E, Chevallier M, et al. 2012 *Phys. Med. Biol.* **57** 4655
- [7] Agodi C, Battistoni G, Bellini F, et al. 2012 *Phys. Med. Biol.* **57** 5667
- [8] Gwosch K, Hartmann B, Jakubek J, et al. 2013 *Phys. Med. Biol.* **58** 3755
- [9] Borm V, Joulaeizadeh L, Beekman F, et al. 2012 *Phys. Med. Biol.* **57** 297
- [10] Testa M, Bajard M, Chevallier M, et al. 2010 *Radiat. Environ. Biophys.* **49** 337
- [11] Krimmer J, Ley J L, Abellan C, et al. 2015 *Nucl. Instrum. Meth. A* **787** 98
- [12] Peterson S W, Robertson D, Polf J, et al. 2010 *Phys. Med. Biol.* **55** 6841
- [13] Seo H, Park J H, Ushakov A, et al. 2011 *J. Instrum.* **6** C01024
- [14] Kurosawa S, Kubo H, Ueno K, et al. 2012 *Curr. Appl. Phys.* **12** 364
- [15] Kormoll T, Fiedler F, Schone S, et al. 2011 *Nucl. Instrum. Meth. A* **626–627** 114
- [16] Llosa G, Cabello J, Callier S, et al. 2013 *Nucl. Instrum. Meth. A* **718** 130
- [17] Schoenfelder V, Himer A, Schneider K, et al. 1973 *Nucl. Instrum. Meth.* **107** 385
- [18] Todd R W, Nightingale J M, Everett D B, et al. 1974 *Nature* **251** 132

Analysis and simulation for Compton camera's imaging resolution*

Song Zhang-Yong^{1)2)†} Yu De-Yang¹⁾²⁾ Cai Xiao-Hong^{1)2)‡}

1) (*Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences, Lanzhou 730000, China*)

2) (*School of Nuclear Science and Technology, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China*)

(Received 21 December 2018; revised manuscript received 15 March 2019)

Abstract

Compared with traditional gamma-ray imaging equipment, the Compton camera is a very promising imaging device in nuclear medicine and molecular imaging, and has a strong potential application in monitoring beams in heavy-ion-therapy because of its high efficiency feature. A demonstration device for heavy ion cancer treatment with complete intellectual property right has been built at Institute of Modern Physics, Chinese Academy of Sciences in Wuwei city of Gansu Province. At present the device is being up-graded, and the heavy ion cancer treatment is being generalized in national wide. In view of the broad prospects of heavy ion cancer treatment, the imaging resolution of Compton camera is analyzed theoretically, and three errors effecting the imaging resolution, which are energy resolution, position resolution of detector and the Doppler effect, are determined. Then the three errors are simulated by using the Geant 4 packages. The physical process in simulation is selected as the G4EMPenelopePhysics model, which makes the atomic shell cross section data for low energy physical process used directly. The Compton camera geometry consists of two layers of detectors. The layer close to γ source is called detector and the other one is called absorption detector. The material of scatter detector is selected as low- Z silicon and carbon, and the absorb detector is high- Z germanium. The thickness value of scatter detector and absorb detector are both 20 mm. The spacing between the two layers is 100 mm. The simulation results by Geant 4 are used to reconstruct the image of point-like γ source through using the back-projection algorithm. The simulation results and the re-constructed images indicate that the difference between the image full width at half maximum induced by 2 mm position resolution and that induced by 5.0% relative energy resolution of scatter detector is about 10%, and amount to that by the Doppler effect of Silicon. For the γ ray with energies of several hundred keV, the energy resolution of Si detectors is easily better than 1.0% in practice. Therefore, the detector's position resolution dominates the image quality of the Compton camera. Considering the Doppler effect, manufacturing techniques and imaging efficiency, 2.0 mm-sized crystal unit and 1.0% energy resolution power is suggested for practically manufacturing the Compton camera.

Keywords: Compton camera, heavy ion therapy, Geant 4 simulation, back-projection imaging

PACS: 87.57.U-, 87.15.ak

DOI: 10.7498/aps.68.20182245

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11675279) and the Program of "Light of the West", China.

† Corresponding author. E-mail: songzhy@impcas.ac.cn

‡ Corresponding author. E-mail: caixh@impcas.ac.cn