

电子和光子剂量点核和吸收剂量分布的 蒙特卡罗计算

陈少文¹ 黄龙¹ 吴木营¹ 唐强² 刘小伟² 张纯祥²

1 (东莞理工学院 东莞 523808)

2 (中山大学物理科学与技术学院 广州 510275)

摘要 用EGSnrc蒙特卡罗程序计算能量为1 MeV的电子和³²P、⁹⁰Y和¹³¹I放射性核素的刻度剂量点核, 计算能量为0.2 MeV、4 MeV的电子和³²P、⁹⁰Y放射性核素均匀分布在质量为 10^{-2} – 10^3 g的水球体中的吸收分数, 计算活度为1 MBq/cm³的³²P、⁹⁰Y、¹³¹I放射性核素以及15 keV、30 keV、100 keV单能光子均匀分布在水(肿瘤)球壳($0.22 < r < 0.66$ cm)时的径向剂量率分布, 并与国内外其它计算结果相比较。结果可为放射性核素治疗剂量计算提供参考。

关键词 放射性核素, 剂量点核, 吸收分数, 蒙特卡罗

中图分类号 TL72, O571.33

准确确定人体内照射剂量分布, 是放射性核素治疗剂量学的关键问题之一^[1-3]。目前, 内照射吸收剂量的计算方法主要可分为三类^[4]: (1) 美国医学内照射剂量委员会方法, 即MIRD (Medical Internal Radiation Dose) 剂量算法^[5], 它的优点是公式简单, 吸收分数或S值(S-values)数据已有表可查, 容易计算。但该方法以放射性核素在标准人器官的均匀分布为前提, 对非均匀分布源的剂量分布不能准确计算; 只给出标准人源和靶器官的剂量平均值, 器官大小和形状不能因人而异。MIRD还给出了基于体素(Voxel)的S值计算方法和部分放射性核素的S值^[6], 但S值表庞大且目前不够完善^[4], 而且低能 β 辐射在宽度3 mm或6 mm体素内的分布也不能完全视为均匀。(2) 剂量点核(Dose Point Kernel)卷积计算方法, 其关键是先确定剂量点核^[7], 然后对放射源的形状进行积分, 得到所需计算的剂量。(3) 蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)方法, 通过模拟能量沉积的物理过程, 可用于计算剂量点核和吸收分数^[8-9], 并能计算不同大小非均匀分布源器官和不同密度介质靶器官的剂量分布。文献[10]报道了¹⁵³Sm-EDTMP吸收剂量的EGS4 MC计算结果, 并和MIRD算法比较。结果表明, MC方法能准确计算病灶、骨髓和其他靶器官的内照射吸收剂量, 并可指导核素临床治疗, 而MIRD方法仅能大致评估

¹⁵³Sm-EDTMP的骨髓毒性。文献[11]也用EGS4 MC方法研究了介质成分和物理密度对基于体素的¹⁵³Sm S值的影响。

点源放射性核素在无限大水介质中的径向剂量分布是许多人体内照射剂量计算的基础。本文采用EGSnrc^[12] MC程序计算1 MeV单能电子和³²P、⁹⁰Y、¹³¹I放射性核素在水球型体模内的刻度剂量点核, 计算0.2、4 MeV单能电子和³²P、⁹⁰Y放射性核素均匀分布于不同水球体时的吸收分数, 计算³²P、⁹⁰Y、¹³¹I放射性核素以及15、30、100 keV单能光子均匀分布在球状肿瘤(水)中的径向剂量率分布, 并与其它计算结果相比较。

1 计算方法和程序

剂量点核为点源在各向同性介质中的吸收剂量与径向距离的关系。在球体内各向同性单能电子点源的刻度剂量点核(scaled dose point kernels)为^[7-8]:

$$F(r/r_0) = \frac{\delta E(r)/E_0}{\delta r/r_0} \quad (1)$$

式中, $\delta E(r)$ 是半径为 r 厚度为 δr 的球壳内吸收的能量; E_0 是电子的初始动能; r_0 是电子的CSDA(Continuous Slowing Down Approximation)射程; r/r_0 为刻度距离(scaled distance)。而放射性核素 β 衰变在介质中的刻度剂量点核可用下式计算:

第一作者: 陈少文, 男, 1967年出生, 2010年于中山大学获博士学位, 高级工程师, 粒子物理与原子核物理专业

收稿日期: 2013-01-09, 修回日期: 2013-04-26

$$F(r/X_{90}) = \frac{\delta E(r)/E_0}{\delta r/X_{90}} \quad (2)$$

式中, X_{90} 为 β 射线在介质中沉积 90% 能量所穿过的路程。

而吸收分数 $\phi(r)$ 是指放射源一次衰变时, 距离源 r 处感兴趣体积内吸收的能量 $\delta E(r)$ 与衰变发射的总能量 E_0 的比值, 可表示为:

$$\phi(r) = \frac{\delta E(r)}{E_0} \quad (3)$$

用 MC 方法模拟得到不同的 $\delta E(r)$, 便可计算刻度剂量点核 $F(r/r_0)$ 或 $F(r/X_{90})$ 和吸收分数 $\phi(r)$ 。

计算程序采用 EGSnrc 系统^[11]的程序 EDKnrc^[9], 根据具体需要修改输入文件或重新编写源抽样代码。计算时电子的截止能量设为 0.512 MeV, 光子为 1 keV。输运参数中 Boundary crossing algorithm 为 EXACT, Electron-step algorithm 为 PRESTA-II, ESTEPE 为 0.1, 方差减少技术中 Electron Range Rejection 的 ESAVEIN 设为 1.0 MeV, 而 Spin effects、Bound Compton scattering、Photoelectron angular sampling、Rayleigh scattering 和 Atomic relaxations 均打开, 其它输运参数为缺省配置。光子和电子在水中的反应截面由 PEGS4 代码产生, 水的密度为 1 g/cm³。

放射性核素能谱采用 RADAR (Radiation Dose Assessment Resource) 的 β 射线谱, 每个能谱分成 20 个能量区间, ^{32}P 、 ^{90}Y 和 ^{131}I β 射线平均能量分别为 0.6952、0.9348 和 0.1822 MeV。

模拟计算时用 DELL VOSTRO 笔记本电脑, 处理器为 Intel(R) Core(TM) i3-2350M CPU @2.30GHz, 操作系统为 Windows XP。计算刻度剂量点核时在 $r < r_0$ (或 X_{90}) 的区域, 计算吸收分数时在球中, 计算径向剂量率分布时在 $0.22 < r < 0.66$ cm 区间内, 吸收剂量(能量)的计算误差均小于 1%。在 $\delta r = 10 \mu\text{m}$ 的情况下, 要达到上述计算精度, 计算 1 MeV 单能电子和 ^{32}P 、 ^{90}Y 和 ^{131}I 放射性核素的刻度剂量点核所需 CPU 时间分别约为 1.5 和 0.5、0.7、0.1 h。

2 结果和讨论

2.1 刻度剂量点核的计算结果比较

图 1 给出了用 EGSnrc 计算的 1 MeV 单能电子在水为吸收球体中的刻度剂量点核与刻度距离的关

系, 并与 Simpkin^[8] 的 EGS4 计算结果和 Berger^[13] 的 ETRAN 计算结果相比较。从图 1 可看出三者符合得比较好, 但与本文的计算结果相比, Berger^[13] 的结果有一个向刻度距离增加方向的系统漂移, 刻度距离较大处刻度剂量点核偏大, 而 Simpkin^[8] 的结果则刚好相反, 这与 Mainegra-Hing^[9] 得到的结果相似。

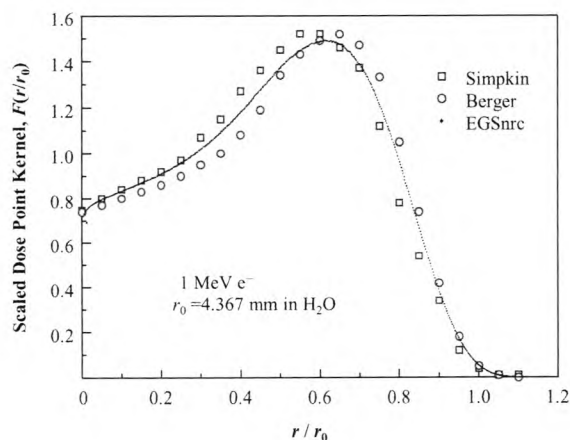


图 1 1 MeV 单能电子的刻度剂量点核
Fig.1 Scaled dose point kernels for 1 MeV monoenergetic electrons.

图 2、图 3 和图 4 分别给出了 ^{32}P 、 ^{90}Y 和 ^{131}I 放射性核素在水为吸收球体中的刻度剂量点核与刻度距离的关系, 并与 Berger^[13] 的 ETRAN 计算结果相比较。从图可看出结果都符合得很好, 但接近源点处 Berger^[13] 的结果比本文用 EGSnrc 的计算结果大。

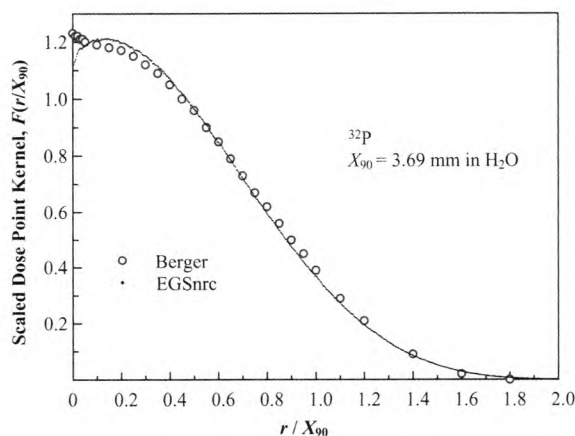


图 2 ^{32}P β 射线的刻度剂量点核
Fig.2 Scaled dose point kernels for ^{32}P β -rays.

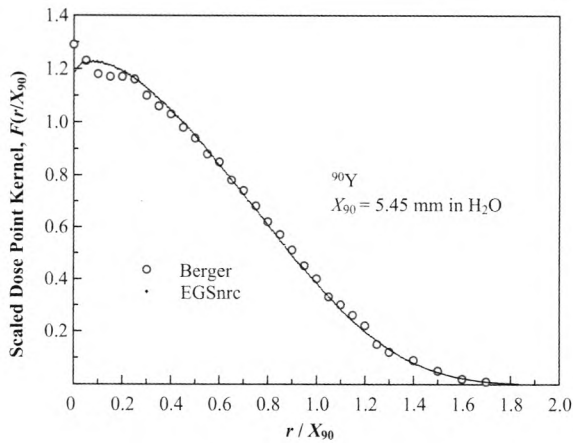


图3 ^{90}Y β 射线的刻度剂量点核
Fig.3 Scaled dose point kernels for ^{90}Y β -rays.

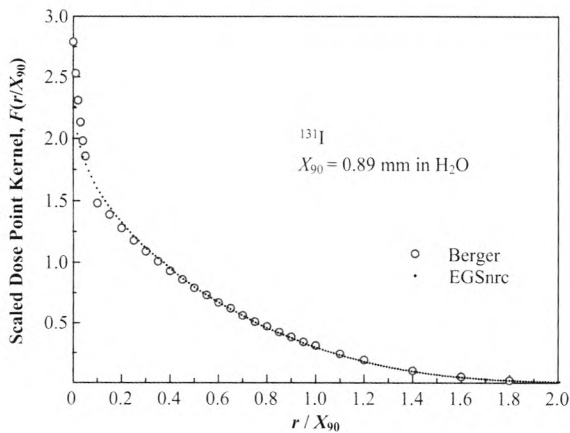


图4 ^{131}I β 射线的刻度剂量点核
Fig.4 Scaled dose point kernels for ^{131}I β -rays.

2.2 电子(β 射线)在均匀水球体中的吸收分数

Siegal^[14]用 Berger 给出的刻度剂量点核函数计算了均匀分布在水球体中的电子和 β 射线的吸收分数。图 5 给出了用 EGSnrc 计算的均匀分布在质量为 10^{-2} – 10^3 g 水球体中的 0.2 和 4 MeV 单能电子、以及 ^{32}P 和 ^{90}Y β 射线的吸收分数，并与 Siegal^[14] 的计算结果相比较。从图 5 可看出结果符合得很好，本文的结果略小一些，但彼此之间的最大差异仅为约 2%。

2.3 水球壳内吸收剂量率分布

Kwok^[15]用 Loevinger 点源剂量函数卷积方法计算了 β 和 γ 放射性核素在球状肿瘤中的径向吸收剂量率分布，肿瘤的形状为球体，外壳半径 $r=0.66$ cm，中心有坏死部分 $r<0.22$ cm，球壳中 ($0.22<r<0.66$ cm) 注入活度为 1 MBq/cm^3 的放射性核素 ^{32}P 、 ^{131}I (或 ^{90}Y)，或均匀分布的 15、30 和 100 keV 单能光子。图 6 给出了用 EGSnrc 计算的结果(曲线)，并与 Kwok^[15] 和 Howell^[16] 的结果相比较。

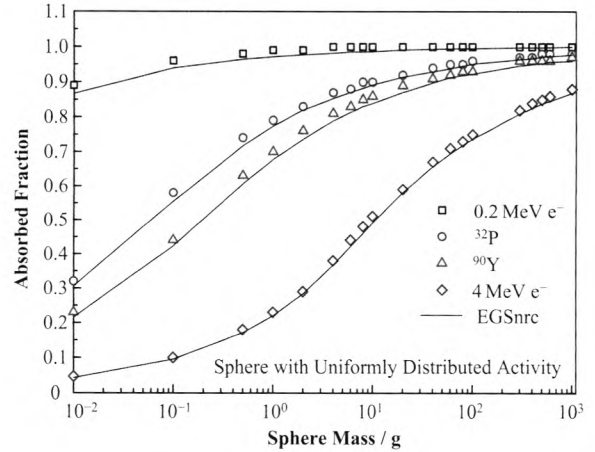


图5 不同质量水球体中的吸收分数
Fig.5 Absorbed fractions in water spheres of various mass.

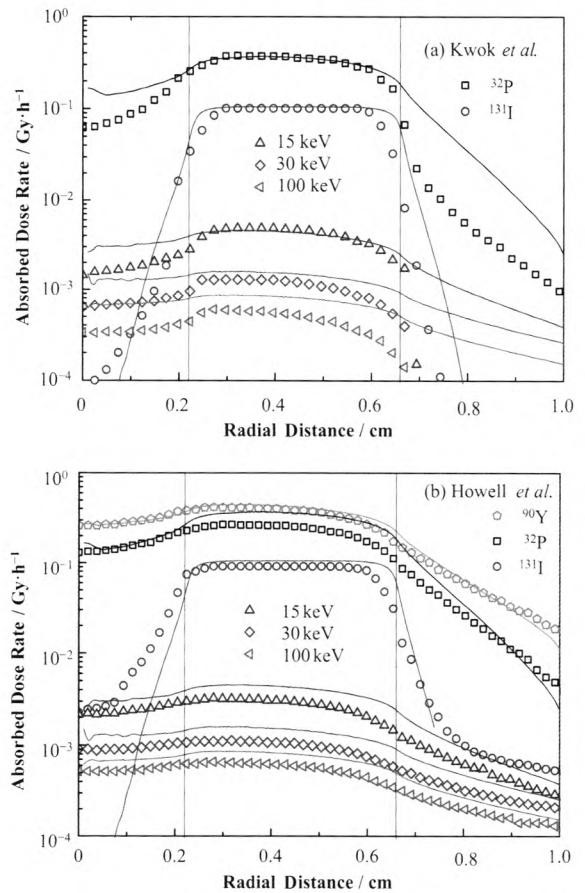


图6 水球壳内均匀分布活度为 1 MBq/cm^3 的 ^{32}P 、 ^{131}I 、 ^{90}Y 核素和 15、30、100 keV 光子的径向剂量率
Fig.6 Radial distributions of absorbed dose rates for ^{32}P , ^{131}I , ^{90}Y nuclides and 15, 30, 100 keV photons which uniformly distributed in a water spherical shell with an activity of 1 MBq/cm^3 .

图 6(a)为本文结果与 Kwok^[15] 结果的比较。对于 ^{32}P 和 ^{131}I β 衰变放射性核素在 $0.22<r<0.66$ cm 区间内，结果符合较好，但在上述区间外，即 r 较小或 r 较大时，两种计算结果之间有较大的偏离。

这主要原因是 Loewinger 点源剂量函数在上述 r 值内不能给出合理的结果。除了 15 keV 外, 30 和 100 keV 单能光子甚至在球壳内的剂量率分布 Kwok^[15] 的结果与本文结果都符合得很不好。Kwok^[15] 的结果显示在外部区域($r > 0.66$ cm) 单能光子的剂量率很快下降为 0, 但 15 keV、30 keV 和 100 keV 光子的平均自由程约为 0.8 cm、7 cm 和 40 cm^[16], 剂量率分布不应该下降那么快。

图 6(b)为本文结果与 Howell^[16] 结果的比较。两种计算给出的 β 放射性核素剂量率分布符合较好, 只是对于 ^{131}I 核素在外围区域($r > 0.66$ cm), 两种计算结果存在一定差异。对于单能光子, 两种计算结果给出的剂量率变化趋势基本相同, 但本文的结果比 Howell^[16] 的结果要大, 差异可达 30%。

从图 6 还可看出: (1) 放射性核素的 β 剂量率远大于低能光子的剂量率, 差异至少达到一到两个数量级。(2) 虽然在放射源区间内($0.22 < r < 0.66$ cm) 放射性核素分布均匀, 但放射性核素的径向吸收剂量率分布并不是很均匀。(3) 在内部区域($r < 0.22$ cm), 除 β 射程较短的 ^{131}I 外其他剂量率变化较慢, 而在外部区域($r > 0.66$ cm) 剂量率下降较快, 且 β 剂量率变化大于光子剂量率的变化, 其主要原因是相应光子的平均自由程比电子的射程大。

3 结语

蒙特卡罗方法是放射性核素治疗剂量计算中较为精确的方法, 但过去被认为复杂费时, 主要用于一些剂量学基本参数的计算和验证, 国内在放射性核素治疗剂量计算方面的应用很少。随着计算机硬件性能的不提高和算法的不断改善, 蒙特卡罗计算所需时间已大大缩短。本文用 EGSnrc 蒙特卡罗程序计算了单能电子和 ^{32}P 、 ^{90}Y 、 ^{131}I 放射性核素作为点源或均匀分布于球体中的刻度剂量点核和吸收分数, 计算了单能光子以及 ^{32}P 、 ^{90}Y 、 ^{131}I 放射性核素在球状肿瘤(水)中的径向剂量率分布, 并与其它计算结果相比较, 花费不长的 CPU 时间即可得到比较满意的结果, 可为放射性核素治疗剂量计算提供参考。

参考文献

- 1 Stabin M G, Tagesson M, Thomas S R, *et al.* Radiation dosimetry in nuclear medicine[J]. Applied Radiation and Isotopes, 1999, 50(1): 73-87
- 2 Strand S E, Jönsson B A, Ljungberg M, *et al.* Radioimmunotherapy dosimetry - a review[J]. Acta Oncologica, 1993, 32(7-8): 807-817
- 3 徐志勇. 冠状动脉腔内近距离放疗的剂量点核函数算法[J]. 国外医学·放射医学核医学分册, 2002, 26(3): 130-133
- 4 耿建华, 陈英茂, 陈盛祖. β 放射性核素辐射源的吸收剂量点核函数[J]. 核技术, 2003, 26(10): 789-794
- 5 GENG Jianhua, CHEN Yingmao, CHEN Shengzu. Absorbed dose point kernels of beta ray sources[J]. Nuclear Techniques, 2003, 26(10): 789-794
- 6 Howell R W. The MIRD schema: from organ to cellular dimensions[J]. The Journal of Nuclear Medicine, 1994, 35(3): 531-533
- 7 Bolch W E, Bouchet L G, Robertson J S, *et al.* MIRD Pamphlet No. 17: the dosimetry of nonuniform activity distributions-radionuclide S values at the voxel level[J]. The Journal of Nuclear Medicine, 1999, 40(1): 11S-36S
- 8 Prestwich W V, Nunes J, Kwok C S. Beta dose point kernels for radionuclides of potential use in radioimmunotherapy[J]. The Journal of Nuclear Medicine, 1989, 30(6): 1036-1046
- 9 Simpkin D J, Mackie T R. EGS4 Monte Carlo determination of the beta dose kernel in water[J]. Medical Physics, 1990, 17(2): 179-186
- 10 Mainegra-Hing E, Rogers D W O, Kawrakow I. Calculation of photon energy deposition kernels and electron dose point kernels in water[J]. Medical Physics, 2005, 32(3): 685-699
- 11 樊卫, 陈立新, 刘小伟, 等. ^{153}Sm -EDTMP 吸收剂量的 Monte Carlo 和 MIRD 算法比较[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2006, 26(3): 280-282
- 12 FAN Wei, CHEN Lixin, LIU Xiaowei, *et al.* Comparison of Monte Carlo simulation and MIRD methods for absorption dose calculation of ^{153}Sm -EDTMP[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2006, 26(3): 280-282
- 13 陈立新, 游日安, 樊卫, 等. 核素 ^{153}Sm 体素 S 因子特性的研究[J]. 核技术, 2006, 29(11): 845-849
- 14 CHEN Lixin, YOU Rian, FAN Wei, *et al.* Characteristics of the voxel S values of nuclide ^{153}Sm [J]. Nuclear Techniques, 2006, 29(11): 845-849
- 15 Kawrakow I, Rogers D W O. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport

- [R]. NRCC Technical Report PIRS-701, 2003
- 13 Berger M J. Improved point kernels for electron and beta ray dosimetry[R]. NBS Report NBSIR 73-107, 1973
- 14 Siegel J A, Stabin M G. Absorbed fractions for electrons and beta particles in spheres of various sizes[J]. The Journal of Nuclear Medicine, 1994, 35(1): 152–156
- 15 Kwok C S, Prestwich W V, Wilson B C. Calculation of radiation doses for nonuniformly distributed β and γ radionuclides in soft tissue[J]. Medical Physics, 1985, 12(4): 405–412
- 16 Howell R W, Rao D V, Sastry K S R. Macroscopic dosimetry for radioimmunotherapy: nonuniform activity distributions in solid tumors[J]. Medical Physics, 1989, 16(1): 66–74

Monte Carlo calculation of dose point kernel and absorbed dose distribution for electrons and photons

CHEN Shaowen¹ HUANG Long¹ WU Muying¹ TANG Qiang² LIU Xiaowei² ZHANG Chunxiang²

1(Dongguan University of Technology, Dongguan 523808, China)

2(School of Physics Science and Technology, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510275, China)

Abstract Background: The dose point kernel and the absorbed fraction are essential in the absorbed dose calculation for radionuclide therapy. **Purpose:** To calculate the scaled dose point kernels for 1 MeV monoenergetic electrons and ^{32}P , ^{90}Y , ^{131}I radionuclides, the absorbed fractions for 0.2 MeV and 4 MeV monoenergetic electrons and ^{32}P , ^{90}Y radionuclides which uniformly distributed in water spheres of various mass ranging from 10^{-2} to 10^3 g, and the radial distributions of absorbed dose rates for ^{32}P , ^{131}I , ^{90}Y nuclides and 15 keV, 30 keV, 100 keV photons which uniformly distributed in a water (tumor) spherical shell ($0.22 < r < 0.66$ cm) with an activity of 1 MBq/cm^3 . **Methods:** EGSnrc Monte Carlo programs were used for simulation. **Results:** The calculation results were compared with those of other works. **Conclusions:** The results could give some help to absorbed dose calculations for radionuclide therapy. **Key words** Radionuclide, Dose point kernel, Absorbed fraction, Monte Carlo

CLC TL72, O571.33