

^{131}Cs , ^{125}I 和 ^{103}Pd 近距离治疗源的 径向剂量函数研究

王建华¹, 邱小平², 刘卫¹, 许浚江¹

(1. 中国科学院上海应用物理研究所, 上海 201800;

2. 南华大学核科学技术学院, 衡阳 421001)

摘要: 临床使用新粒子源近距离治疗之前, 需要对粒子源的剂量学参数进行严格确定。本文依照美国医学物理家协会 TG43U1 推荐的剂量计算公式来研究 ^{131}Cs , ^{125}I 和 ^{103}Pd 等近距离治疗粒子源的径向剂量函数。计算中, 采用 MCNP 和 EGSnrc 两种蒙特卡罗方法; 并采用液态水和固体水 (Solid Water, WT1) 两种材料, 粒子源径向研究范围为 0.5cm~8cm。在同种粒子源计算结果与前研究的比较中, 本研究中在液态和固体水中计算的结果与报道中采用蒙特卡罗计算和 TLD 测量的结果相当一致。

关键词: MCNP; EGSnrc; 径向剂量函数; 近距离治疗

中图分类号: R144 **文献标识码:** A **文章编号:** 0258-0934(2007)06-1223-04

低能放射粒子近距离治疗源 ^{125}I 和 ^{103}Pd , 以及最近发展起来的 ^{131}Cs 是治疗前列腺癌最常用的几种放射源; 粒子源近距离治疗与普通放疗比, 具有能持续治疗、疗效较好、副作用轻、费用较低肿瘤患者痛苦少, 提高病人生存质量和延长生存时间等优点^[1]。目前 ^{103}Pd 和 ^{125}I 是最常用的两种永久性近距离治疗源; ^{103}Pd 的半衰期 17 天, 而 ^{125}I 的为 60 天; ^{131}Cs 是目前新发展起来的一种低能粒子源, 能量 29 keV ~ 34 keV; 其能谱和 ^{125}I 的能谱非常相似, 但是半衰期只有 9.7 天。对治疗癌细胞有效剂量 ^{131}Cs 需要 39—48 天, ^{103}Pd 需要 68—85 天, 而 ^{125}I 需要 240—300 天, 从治疗前列腺癌角度讲, ^{131}Cs 要比 ^{103}Pd 和 ^{125}I 具有物理和放射学方面的优势^[2-3]。本研究中分别计算的该 3 种粒子源在固体水和液态水中的径向剂量函数, 并与同类研究进行比较。

收稿日期: 2006-01-11

作者简介: 王建华 (1981—), 男, 汉族, 福建福安人, 实习研究员, 辐射防护专业。

1 ^{131}Cs , ^{103}Pd 和 ^{125}I 粒子源特征

^{131}Cs 几何形状是一个圆柱体, 其长为 4.5mm, 直径为 0.8mm。粒子两端是 0.1mm 的钛激光封口; 粒子源中心是一个直径为 0.25mm, 长度为 4.1mm 的纯金; 放射性物质 ^{131}Cs 溶解在内径为 0.30mm, 外径为 0.62mm, 长为 4.1mm 的陶瓷材料里。主要放射能谱为: 29.7keV (100%), 33.60 keV (20.1%), 34.4keV (5.0%)^[2-3]。

^{103}Pd 的模型有很多种, 本次模拟中采用 (模型 200) ^{103}Pd 源; 其几何长度为 4.5mm。外径为 0.81mm; 粒子源外层为 0.056mm 钛包壳, ^{103}Pd 溶解在两个圆柱形石墨外部, 厚度为 2 μm , ^{103}Pd 密度为 12.02g/cm³; 石墨中间为铅隔开。其中一块石墨高为 1.09mm, 直径为 0.51mm, 另一块高为 0.89mm, 直径为 0.56mm。用于蒙特卡罗模拟的 ^{103}Pd 能谱分布为: 20.74keV (0.224), 20.216keV (0.423), 22.717keV (0.104), 23.312keV (0.0194), 39.755keV (0.000683), 6.251keV (0.0000104), 294.95keV (0.000028),

357.46keV (0.000221), 497.054keV (0.0000401)^[4]。

¹²⁵I 模型也很多,本次计算中采用模型 BT-125,其长为 4.5mm,外径为 0.8mm 的粒子源,外形呈圆柱体。外层钛包壳厚度为 0.06mm,两端为 0.5mm 的钛封口;在粒子源内部是一个长为 3.25mm,直径为 0.5mm 的圆柱体形状金属钯核;在金属钯核表面均匀地涂有 0.5mm 厚的 ¹²⁵I。计算能谱分布为:22.1 keV (14%), 25.0 keV (4%), 27.4 keV (64%), 31.1 keV (14%), 35.5 keV (4%)^[4]。

2 径向函数计算公式

美国医学物理家协会 AAPM TG-43U1^[1]推荐用于剂量计算径向剂量函数 $g(r)$,它描述粒子源在组织中放射光子随径向衰减的变化规律,用方程^[4]表示为:

$$g(r) = \dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0) / \dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0) \quad (1)$$

$G(r, \theta)$ 为几何因子,对线性源 $G(r, \theta) = \beta / (L * r * \sin \theta)$; 粒子放射源长 L 为已知数,角度 β 和 θ 以及径向距离 r 是变量, $G(r, \theta)$ 可以用数学计算软件得到。只要用蒙特卡罗方法算出剂量率 $\dot{D}(r, \theta)$, 即可得到径向剂量函数 $g(r)$ 的值。

3 Monte Carlo 方法

MCNP^[7] 几何处理能力很强,对复杂的粒子源处理非常方便。本研究用液态水和固体水分别计算三种粒子源的径向剂量函数,计算中计数体栅元采用环状旋转体,它的好处是在相同粒子计数下可以大大减小计算误差。计算范围都取 0.5~8.0cm;为了保证有效的背景散射,计算模型采用直径 100cm 球。

EGS(Electron-Gamma-Shower)^[8] 是一套模拟电子和光子在物质中输运过程的蒙特卡罗程序,被广泛应用在低能物理领域和医学物理领域。EGSnrc 系统能够计算的能量从几 keV 到几百 GeV。介质与光子、正负电子相互作用的数据可通过 PEGS4 程序计算得到。EGSnrc 程序系统包括对平面、圆柱、锥、球等几何模块描述的子程序,此外,也可在 HOWFAR 子程序中按特定的要求定义粒子的输运环境。粒子源 ¹³¹Cs 几何结构相对比较简单,用 EGS 计算比较方便。计算范围 0.5~8.0cm。

1224

4 计算结果

表 1 中给出 MCNP 和 EGSnrc 计算得到了 ¹²⁵I, ¹⁰³Pd 和 ¹³¹Cs 径向剂量函数,这些计算全部依照公式 1 得到。¹²⁵I 的平均能量为 28.4keV, ¹⁰³Pd 的平均能量在 20.7keV 左右, ¹³¹Cs 的为 29keV; ¹⁰³Pd 由于能量小,随径向方向 r 的衰减要比 ¹²⁵I 和 ¹³¹Cs 快,在径向函数在 $r < 1\text{cm}$ 时,其数值要比 ¹²⁵I 和 ¹³¹Cs 大;而 $r > 1\text{cm}$ 时,由于迅速衰减,其数值要比 ¹²⁵I 和 ¹³¹Cs 小。¹²⁵I 和 ¹³¹Cs 能谱相近,平均能量 ¹³¹Cs 稍微比 ¹²⁵I 大一些,它们的径向函数比较接近;在 $r < 1\text{cm}$ 时, ¹³¹Cs 比 ¹²⁵I 小一些; $r > 1\text{cm}$ 时, ¹³¹Cs 比 ¹²⁵I 大一些。

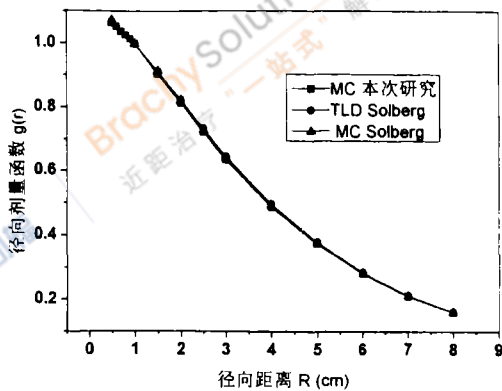
表 1 蒙特卡罗模拟 ¹²⁵I, ¹⁰³Pd 和 ¹³¹Cs 径向剂量函数

R(cm)	¹²⁵ I		¹⁰³ Pd		¹³¹ Cs	
	WT1 ^a	Water ^a	WT1 ^a	WT1 ^a	WT1 ^b	WT1 ^b
0.5	1.065	1.250	1.273	1.019	1.031	1.031
0.6	1.040	1.205	1.222	1.015	1.020	1.020
0.7	1.025	1.156	1.168	1.015	1.011	1.011
0.8	1.012	1.104	1.112	1.012	1.009	1.009
0.9	1.005	1.051	1.055	1.006	1.003	1.003
1.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
1.5	0.904	0.765	0.750	0.949	0.942	0.942
2.0	0.813	0.573	0.552	0.884	0.880	0.880
2.5	0.724	0.425	0.401	0.813	0.812	0.812
3.0	0.637	0.311	0.289	0.740	0.740	0.740
4.0	0.491	0.167	0.149	0.594	0.597	0.597
5.0	0.374	0.0880	0.0772	0.468	0.471	0.471
6.0	0.281	0.0461	0.0384	0.363	0.367	0.367
7.0	0.210	0.0238	0.0200	0.278	0.282	0.282
8.0	0.159	0.0114	0.0098	0.211	0.212	0.212

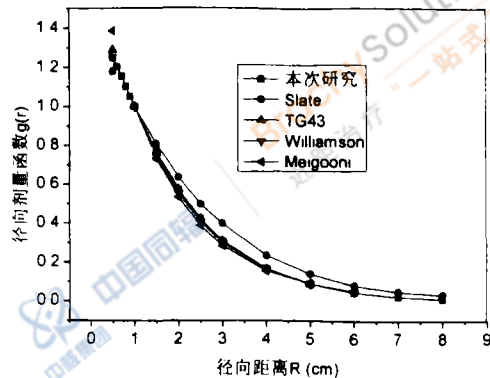
a: 采用 MCNP 计算; b: 采用 EGSnrc 计算

5 结论

图 1a ¹²⁵I(模型 BT-125) 径向剂量函数研究同类比较,本次计算的结果与 Soberg^[5] 等用 TLD 和蒙特卡罗研究的结果非常一致。图 1b 是 ¹⁰³Pd(模型 200) 本次计算与 Slate^[9], TG43^[1], Williamson^[4] 和 Meigooni^[5] 等的研究比较。图中可以看出,本次研究数据与 TG43 推荐值,以及 Williamson 和 Meigooni 等的研究非常一致;而 Slate 等的研究数据偏大。



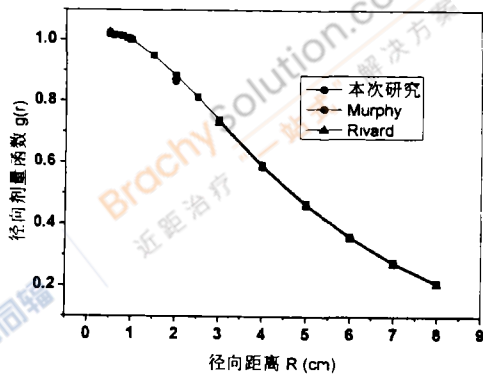
(a)



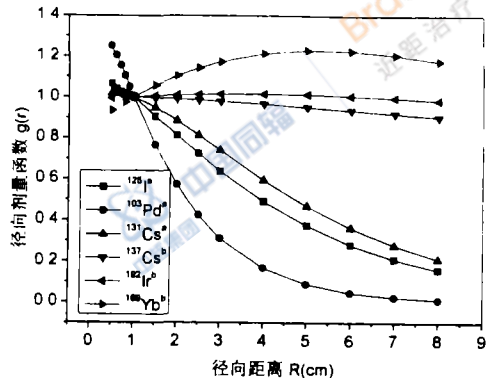
(b)

图 1(a) ^{125}I (模型 BT-125)径向剂量函数本次研究与同类报道的比较;

(b) ^{103}Pd (模型 200)径向剂量函数与其它同类报道的比较。



(a)



(b)

图 2(a) ^{131}Cs 径向剂量函数本研究与其它报道的比较。

(b) ^{125}I , ^{103}Pd , ^{131}Cs , ^{137}Cs , ^{192}Ir 和 ^{169}Yb 径向剂量函数比较,

图中上标 a 是本次计算数据,上标 b 是 melhus^[10] 等的报道数据。

图 2a 是 ^{131}Cs 径向剂量函数在介质固体水中的同类研究比较,图 2a 中可看出本次计算结果与 Rivard^[3] 和 Murphy^[2] 等的报道数据吻合非常好。图 2b 是几种常用放射治疗源的径向剂量函数的比较。 ^{103}Pd 平均能量(约 20keV)最小,衰减最快, ^{125}I 和 ^{131}Cs 平均能量约 30keV,径向衰减曲线较为接近,这是能谱相似的缘故。 ^{137}Cs , ^{192}Ir 和 ^{169}Yb 平均能量都大于 90keV;径向衰减比较缓慢。因此从放射治疗角度讲, ^{125}I , ^{103}Pd 和 ^{131}Cs 由于能量低,非常适合做永久性植入治疗; ^{137}Cs , ^{192}Ir 和 ^{169}Yb 能量大,比较适合做短期植入治疗。

参考文献:

[1] Rivard M. J. et al., Update of AAPM Task Group

No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations [J], Med. Phys. 2004, 31(3) 633-674.

[2] Murphy, M. K., et al., Evaluation of the New Cesium-131 Seed for Use in Low-Energy X-Ray Brachytherapy[J], Med. Phys. 2004, 31, 1529-1538.

[3] Mark Rivard, Brachytherapy dosimetry parameters calculated for a ^{131}Cs source [J], Med. Phys. 2007, 34(2), 754-762.

[4] Williamson, J. F. Monte Carlo modeling of the transverse-axis dose distribution of the Model 200 ^{103}Pd interstitial brachytherapy source[J]. Med. Phys. 2000, 27:643 - 54.

[5] T. D. Solberg, et al., Dosimetric parameters of three new solid core I-125 brachytherapy sources,

- J. Appl. Clin. Med. Phys. 2002,3, 119 - 134.
- [6] 王建华,等;近距离放射治疗剂量计算固体水模型的设计与实现[J]. 核电子学与探测技术,2006, 26 (2), 215-218.
- [7] X-5 Monte Carlo team, MCNP-A General Monte Carlo N-particle Transport code, version 5[R], Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM (2003).
- [8] KawrakowI, et al. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport[R], NROC Report PRIS-701,2000.
- [9] L. J. Slate et al. A Monte Carlo brachytherapy study for dose distribution prediction in an inhomogeneous medium[J]. Medical Dosimetry, 2003, 52 (4), 271-278.
- [10] C. S. Melhus et al. Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for ^{137}Cs , ^{125}I , ^{192}Ir , ^{103}Pd , and ^{169}Yb sources[J], Med. Phys. 2006,33, 1729.

Study for the radial dose function of ^{131}Cs , ^{125}I and ^{103}Pd brachytherapy seeds sources

WANG Jian-hua¹, QIU Xiao-ping², LIU Wei², XU Xun-jiang¹

(1. Shanghai Institute of Applied Physics, CAS, Shanghai, 201800, China;
2. School of the Nuclear Science and Technology, Nanhua University, Hengyang, 421001, China)

Abstract: Before clinical application of a new source, the dosimetric parameters of the source should be accurately determined. This work is dedicated to calculate radial dose function as recommended by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG43U1, for new seed ^{131}Cs , ^{125}I and ^{103}Pd used for brachytherapy applications. The MCNP and EGSnrc Monte Carlo method have been used to perform radial dose function in liquid water and Solid WaterTM. The radial dose functions are calculated at distances ranging from 0.5 cm to 8cm. The comparison with the published data shows that our results of radial dose are excellent agreement with those measured and calculated by previous authors for the same sources in liquid water and Solid WaterTM.

Key words: MCNP, EGSnrc, radial dose function, brachytherapy