

## <sup>125</sup>I 粒子源径向剂量的模拟测量研究

马蕊,苑淑渝,孔令海,张良安

中图分类号: R144 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2011)01-0026-02

**【摘要】** 目的 研究放射性<sup>125</sup>I 粒子源在肌肉组织等效材料模体中的剂量分布。方法 研制肌肉组织等效模体,应用热释光剂量学方法和美国医学物理学家协会 43 报告工作组(AAPM TG-43)推荐的理论计算公式(理论计算法)对<sup>125</sup>I 粒子源进行二维径向的剂量分布研究。结果 在 0.5 cm 处,TLD 在 0°、45°、90°、135°、180°、225°、270°、315° 时测得的剂量率分布为 9.61、5.72、9.33、5.05、10.65、5.15、10.7、5.74 cGy h<sup>-1</sup>,理论计算值为 3.94 cGy h<sup>-1</sup>。结论 <sup>125</sup>I 粒子源的径向剂量率随距离增加快速下降。

**【关键词】** 近距离放射治疗;热释光剂量学;前列腺肿瘤;模体

Study of Analog Measurement Dose Distribution of <sup>125</sup>I Seed Source. MA Rui, YUAN Shu-yu, KONG Ling-hai, et al. *Institute of Radiation Medicine Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Tianjin 300192 China*

**【Abstract】 Objective** To study the dose distribution of <sup>125</sup>I seed source in the muscle tissue equivalent materials model. **Methods** Developing muscular tissue equivalent model, and studying radiation dose distribution of <sup>125</sup>I seed source in two-dimensional radial with the method of thermoluminescence dosimetry and the theoretical formula (calculation method) recommended by American Association of Physicists in Medicine Report of Working Group 43 (AAPM TG-43). **Results** At 0.5 cm point, When the angle is 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315°, TLD measured dose rate is 9.61, 5.72, 9.33, 5.05, 10.65, 5.15, 10.7, 5.74 cGy h<sup>-1</sup>, Theoretical calculation is 3.94 cGy h<sup>-1</sup>. There is a good agreement between The TLD measured and theoretically calculated result. **Conclusions** The radial dose of <sup>125</sup>I seed is attenuated very rapidly with radial distance.

**【Key words】** Brachytherapy; Thermoluminescence Dosimetry; Prostate Cancer; Model

<sup>125</sup>I 粒子源是人工放射性同位素,衰变时会产生两条 X 射线(能量分别为 27.4 keV 和 31.4 keV)和 γ 射线(能量为 35.5 keV),半衰期为 59.4 d。<sup>125</sup>I 的生物物理学特性适用于组织间放疗,在国外早已被广泛地直用于恶性肿瘤的治疗,尤其是前列腺癌、肺癌和脑癌的治疗<sup>[1]</sup>。国内近年来临床应用也越来越广泛<sup>[2-4]</sup>。由于粒子源的剂量学参数(空气比释动能强度、剂量率常数等)会直接影响了治疗效果,因此在临床使用粒子源近距离治疗之前,应当对粒子源的剂量学参数进行严格确定,而目前对这方面的研究较少。本研究<sup>125</sup>I 粒子源植入人体组织模体,并用热释光剂量计(TLD)测量和理论计算方法对其径向剂量分布进行分析。

### 1 材料与方法

**1.1 材料** 研究中自制了肌肉组织等效模体,选用国际辐射单位与测量委员会 ICRU 44 号报告中建议的肌肉组织等效材料,其主要成分为有机玻璃,由本所自行研制。在模拟评价实验中使用了热释光测量方法,其探测元件是由本所研制生产的 TLD 玻璃管(直径为 1 mm × 5.3 mm)(简称玻璃管)。测读仪器是北京核仪器厂生产的 FJ-427A1 热释光测量仪。<sup>125</sup>I 粒子源是北京赛德生物制药有限公司生产的 BT-125-1,其尺寸为直径 0.8 mm × 4.5 mm,外壳用 0.05 mm 钛合金包裹,两边有焊点,出厂活度为 1.37 × 10<sup>7</sup> Bq (±5%)。

### 1.2 方法

**1.2.1 热释光剂量学方法<sup>[5,6]</sup>** 在模体中心加工一圆孔(直径 0.1 cm,高 0.5 cm)。以横截面径向为准,分别在与其的夹角为 0°、45°、90°、135°、180°、225°、270° 和 315° 方向上等距离

(0.5 cm)各加工 4 个圆孔(直径 0.1 cm,高 0.6 cm)备放玻璃管 TLD 用。实验时,先将玻璃管 TLD 插入孔中,再将<sup>125</sup>I 粒子源插入中心孔照射 1 h,取出粒子源,按不同角度的顺序测量玻璃管 TLD。由公式(1)获得不同距离处的测量点的吸收剂量(D)。

$$D = \frac{X}{K} \cdot f \quad (1)$$

式中:D 为吸收剂量,单位为 Gy;玻璃管或方片探测元件实测值(X)的单位为计数。K 是刻度系数(单位:计数·C·kg<sup>-1</sup>)。f 是吸收剂量转换因子(36 Gy·C·kg<sup>-1</sup>)。

**1.2.2 理论计算方法** 采用 AAPM TG-43 推荐的二维平面计算公式(2),计算<sup>125</sup>I 粒子源剂量分布:

$$D(\gamma, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(\gamma, \theta)}{G_L(\gamma_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(\gamma, \theta) \quad (2)$$

$S_k$  为粒子源空气比释动能强度(air kerma strength),在近距离放射治疗中,指在自由空气中,源的长轴的中垂线上距源长轴中点距离为 d 处的空气比释动能率与 d 平方的乘积,单位为戈瑞平方米每小时(Gy·m<sup>2</sup>h<sup>-1</sup>)。在临床上习惯使用的空气比释动能强度单位是 U,1U = 1 cGy·cm<sup>2</sup>/h,在 1 m 处的 AAPM TG-43 报告推荐  $S_k = 1.27U/1mCi$ ,即  $S_k = 1.27U/37MBq$ 。

$\Lambda$  为剂量率常数,定义为在水模中每单位空气比释动能强度的粒子源授予参考点处的剂量率( $D(r_0, \theta_0)$ ),用公式(3)计算。

$$\Lambda = \frac{D(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (3)$$

在 AAPM TG-43 报告中, $\Lambda$  的推荐值为 0.88 cGy h<sup>-1</sup> U<sup>-1</sup>。

$G_L(r, \theta)$  为几何因子。 $G_L(r, \theta)$  和  $G_L(r_0, \theta_0)$  分别代表计算点 P(r, θ) 和参考点 P(r<sub>0</sub>, θ<sub>0</sub>) 的几何因子。剂量分布只与源形状有关(点、线)。当径向距离 r 大于源活性长 L(r) 时,<sup>125</sup>I 粒子源可近为点源,点源时利用公式(4):

$$G_L(r,\theta)=1/r^2 \tag{4}$$

$g_L(r)$  为径向剂量函数。该因子考虑了光子在源包壳和介质(水或者组织)中的吸收和散射对粒子源中垂线方向剂量的影响。定义为公式(5):

$$g_L(r)=\frac{D(r,\theta_0)\cdot G_L(r_0,\theta_0)}{D(r_0,\theta_0)\cdot G_L(r,\theta_0)} \tag{5}$$

表 1 AAMP TG-43 报告中,推荐的<sup>125</sup>I 粒子径向剂量函数  $g_L(r)$

径向距离( cm)	径向剂量函数 $g_L(r)$
0.5	1.04
1.0	1.00
1.5	0.926
2.0	0.832

为各向异性因子表示在距离  $r$  相同,方位  $\theta$  不同的情况下,粒子源包壳,周围介质(液态水或组织)对光子的吸收,散射程度的差异。其值表示偏离粒子源中垂线( $r,\theta$  不等于  $90^\circ$ )的剂量相对于中垂线处( $r,\theta$  等于  $90^\circ$ )剂量的份额。可以近似用一个与距离无关的常数来代替,在 AAMP TG-43 推荐为 0.95。

2 结果

当 <sup>125</sup>I 粒子源活度为  $1.37\times10^7\text{Bq}(\pm5\%)$  时,用 TLD 法测得的 <sup>125</sup>I 粒子源不同角度、不同距离的径向剂量分布结果见表 2 结果表明,粒子源在  $0^\circ,90^\circ,180^\circ,270^\circ$  时剂量率较大,在  $45^\circ,135^\circ,225^\circ,315^\circ$  时剂量率较小;而理论计算结果与  $45^\circ,135^\circ,225^\circ,315^\circ$  测量的 <sup>125</sup>I 粒子源的剂量率十分接近,而  $0^\circ,90^\circ,180^\circ,270^\circ$  的剂量率与理论计算相差很大,约为理论计算的一倍以上。所有粒子源均随距离增加而剂量快速减少。均匀性分布不十分理想。

表 2 TLD 法测量<sup>125</sup>I 粒子源在不同距离不同角度的剂量率分布( cGyh<sup>-1</sup>)

径向 距离 ( cm)	角度								理论 计算
	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°	315°	
0.5	9.61	5.72	9.33	5.05	10.65	5.15	10.7	5.74	3.94
1	2.68	1.44	2.60	1.28	2.73	1.33	2.65	1.35	0.911
1.5	1.04	0.55	1.06	0.49	1.14	0.49	1.11	0.51	0.368
2	0.53	0.24	0.55	0.21	0.57	0.25	0.52	0.23	0.168

3 讨论

作为目前临床应用的剂量学基础,必须研究单个粒子源在均匀材料中的剂量分布计算。针对当前临床粒子源治疗技术上存在的不足,本研究围绕准确计算粒子源植入后的剂量分布,在建立和验证剂量计算参数确定模体的基础上,重点解决临床实践中遇到的粒子源之间的剂量扰动影响,组织异常情况下剂量计算修正等难点问题。

针对粒子源研究剂量扰动影响,定量给出组织内粒子源不同分布模式下影响的程度和范围。扰动影响除了与射线能量、粒子源介质组成、结构以及核素在源内的分布形式等粒子源本身特性有关外,还与实践中植入组织后各个粒子源的相对位置密切相关。

实验时,由于 TLD 法存在系统测量误差,<sup>125</sup>I 粒子源与 TLD 之间的照射位置难以重复,造成 TLD 结果与理论计算结果有些差异。理论计算<sup>125</sup>I 粒子源时,假设<sup>125</sup>I 粒子源为点源(条件:径向距离必须大于粒籽源的活性长度,介质为水,可采用 AAMP TG-43 号报告推荐的理想剂量参数),而且也未考虑植入粒子角度上的差异。由于自制组织等效材料的差异不能完全达到水介质的状态,也使最后两者结果存在一定差异。综上所述,TLD 法和理论计算结果虽然存在差异,但差异随距离增加而减少,所以一致性较好。

此实验对<sup>125</sup>I 粒子源的进行了径向方面的剂量研究,在临床上对优化治疗系统提供了理论计算及大量的实验数据。

由表 2 结果可知,<sup>125</sup>I 粒子源径向剂量分布主要集中在距粒子 0.5 cm 周围,剂量率随距离增加而快速减少。为了保证临床治疗质量,建议植入<sup>125</sup>I 粒子源的间距应小于 1 cm。由于厂家制作<sup>125</sup>I 粒子源的方法不同,<sup>125</sup>I 粒子源根据型号的不同,剂量分布不同,在临床上应用时应该着重考虑。当前临床常用<sup>125</sup>I 粒子源发射的光子能量比较低,对源内结构和材料组成非常敏感,可能一些小的变化就会导致剂量分布的显著改变,即便对于同种核素不同型号的源亦是如此。因此,有必要通过计算粒子源的剂量计算参数,同时,这也是临床粒子源剂量计算标准化的要求和进行以下研究的基础。当前,国内研究主要偏重粒子源治疗技术的借鉴和临床实施,缺乏物理实测和理论计算。

在 AAPM TG-43 报告中推荐的剂量计算参数全部是以均匀液态水作为组织等效材料的。低能光子,光电效应占相当大的份额,而在光电效应中光子对物质的能量授予和粒子源周围介质的元素组成关系密切。实践中粒子源植入常常面临的是复杂的人体组织,因此有必要评价与均匀液态水相比,当周围组织为均匀的软组织,脂肪甚至骨骼时低能粒子源剂量分布的变化。更进一步,当植入部位的各组织类型、性质不同时,对 AAPM 推荐公式进行修正公式以随后的验证无疑是重要的。

本研究为临床植入后的剂量验证提供参考和依据。选择均匀的其他组织取代液态水,定量评价在面临实际人体组织情况下,粒子源的实际剂量分布和当前粒子源治疗计划系统给出的剂量分布之间的差异,提供了理论基础和修正。

参考文献:

[1] 王俊杰,黄毅,冉维强.放射性粒子组织间粒子植入治疗肿瘤临床应用的可行性[J].中国微创外科杂志,2003,3(2):148-149.

[2] 王俊杰.放射性粒子立体植入治疗肿瘤[J].中国肿瘤,2000,9(10):457-458.

[3] 胡逸民.肿瘤放射物理学[M].北京:原子能出版社,1999:13-16.

[4] 申文江.前列腺粒子植入近距离治疗[J].现代临床医学生物医学杂志,2002,8(5):327-330.

[5] 胡逸民主编.肿瘤放射物理学[M].北京:原子能出版社,1999:178-179,165-167.

[6] 张绍刚.放射治疗中常规剂量的测算(之二)-临床处方剂量的计算[J].医疗装备,2009,22(5):1-10.

(收稿日期:2010-08-24)