

# 电子比能和细胞 $S$ 值的 Monte-Carlo 计算

耿金鹏<sup>1,2</sup>, 马云志<sup>3</sup>, 曹天光<sup>2</sup>, 李玉晓<sup>1</sup>, 卓益忠<sup>2</sup>

(1. 郑州大学 物理工程学院, 河南 郑州 450052; 2. 中国原子能科学研究院 核物理研究所, 北京 102413;  
3. 北京大学 医学物理和工程北京市重点实验室, 北京 100871)

**摘要:** 电离辐射通过它们产生的次级电子将能量传递给生物介质。在核医学以及 BNCT 等放射诊断和治疗中, 放射性核素在细胞尺度上的分布是不均匀的。为了解电离辐射与生物介质的直接作用, 需对电子的细胞微剂量学进行研究。本文运用 Monte-Carlo 方法的几种不同程序计算电子的细胞  $S$  值和单次事件比能分布。 $S$  值的计算结果与 MIRD 委员会以及其它的理论计算结果基本一致, 单次事件比能分布的计算结果与 PENELOPE 的结果符合很好。

**关键词:** 微剂量学;  $S$  值; 比能; Monte-Carlo 方法

中图分类号: R144.1 文献标识码: A 文章编号: 1000-6931(2007)01-0014-06

## Monte-Carlo Simulation of Cellular $S$ Value and Specific Energy for Electrons

GENG Jin-peng<sup>1,2</sup>, MA Yun-zhi<sup>3</sup>, CAO Tian-guang<sup>2</sup>, LI Yu-xiao<sup>1</sup>, ZHUO Yi-zhong<sup>2</sup>

(1. School of Physical Science and Technology, Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China;

2. China Institute of Atomic Energy, P. O. Box 275-18, Beijing 102413, China;

3. Key Laboratory of Medical Physics and Engineering, Peking University, Beijing 100871, China)

**Abstract:** Various ionizing radiations transfer their energy to biological media by producing secondary electrons. In the diagnosis and therapy of nuclear medicine and BNCT, the radionuclides distribute heterogeneously at cellular scale. In order to understand the interaction between ionizing radiation and biological medium, the study of cellular microdosimetry for electrons is needed.  $S$  value and the single event specific energy distribution are simulated by several codes, which include different Monte-Carlo methods. The result for  $S$  value is in agreement basically with the result of the MIRD committee and other simulations. The single-event specific energy distribution in cell is agreed well with the result of the PENELOPE code.

**Key words:** microdosimetry;  $S$  value; specific energy; Monte-Carlo method

电离辐射通过与生物介质的相互作用引起 多种生物效应。除吸收剂量小于 0.2 Gy 时旁

观者效应<sup>[1]</sup>显著外,一般的理论认为,生物效应的类型和频率取决于单位质量生物体系所吸收的辐射能量——吸收剂量。其公式定义为:

$$D = \lim_{m \rightarrow 0} \frac{\bar{\varepsilon}}{m} = \lim_{m \rightarrow 0} \bar{\varepsilon} \quad (1)$$

这个定义包含了辐射场的均匀性假设<sup>[2]</sup>。基于该定义的理论,在研究由外照射引起的组织和肌体等宏观生物体的吸收剂量和生物效应时是合理的,也是目前国际辐射防护委员会 ICRP 评估辐射危害和制定防护标准的理论基础。

但当运用此理论解释细胞、亚细胞等微观尺度生物靶的剂量-效应曲线和内照射导致的吸收剂量和生物效应时遇到了新问题。一方面,电离辐射在生物介质中的输运过程是一典型的随机过程,能量转移点的位置、能量转移量的多少、发生反应的类型以及次级粒子的类型、能量、方向等均是随机的,其在细胞或分子等微观生物靶中引起的能量沉积往往不是单一的数值,而是服从很宽的分布<sup>[3]</sup>。另一方面,在内照射和 BNCT 等临床实践中使用的放射性核素(化学合成在放射药物分子中)通常局部浓集在亚细胞结构上<sup>[4,5]</sup>,如细胞膜、细胞质等。也就是说,放射源在细胞尺度的微观空间中呈不均匀分布。不均匀分布的放射性核素衰变产生一些射程很短(与细胞尺度相当)的衰变粒子,例如,俄歇电子、 $\alpha$  粒子以及锂离子等。这些粒子的有限射程导致其在细胞水平上的吸收剂量也呈现不均匀分布。

对这些,式(1)所定义的吸收剂量并不适合,因为在这里所关心的问题尺度上,放射源以及能量的空间分布是不均匀的,这违反了辐射场的均匀性假设<sup>[6]</sup>。相反,在描述细胞、亚细胞等微观尺度生物靶的吸收剂量和辐射效应时,需要面对源和能量的不均匀性,研究特定源靶组合情况下的吸收剂量和单次事件比能分布  $f_1(z)$ 。为此,采用美国医学内照射剂量委员会(MIRD)提出了 MIRD 计划(MIRD Scheme)<sup>[7]</sup>。因为 MIRD 计划提出的计算理论没有暗含均匀性的假设,适合于微观非均匀辐射场的剂量学研究。在 MIRD 计划里,用来表示单位放射性条件下特定源靶组合情况下的吸收剂量的物理量是 S 值,它是一不依赖于放射

性活度、辐照时间的量。MIRD 委员会运用 Monte-Carlo 方法对细胞 S 值做了计算<sup>[8,9]</sup>,其他学者针对细胞 S 值分别运用解析方法<sup>[10]</sup>和半解析方法<sup>[11]</sup>做了计算。

本文运用不同 Monte-Carlo 方法的程序 MOCA15<sup>[12]</sup>、TRAX<sup>[13]</sup>和 Geant4<sup>[14]</sup>,在同一细胞模型情况下,计算电子细胞 S 值和单次事件比能  $f_1(z)$  分布。计算过程考虑影响这两个微剂量学量的部分  $\delta$  粒子平衡、韧致辐射和能量损失歧离等因素,以得到不同源靶组合情况下的 S 值和单次事件比能分布的结果,并将电子细胞 S 值的计算结果与 MIRD 委员会和 Tung<sup>[11]</sup>的结果进行比较,分析各种因素和算法对细胞 S 值的影响。将单次事件比能分布  $f_1(z)$  的计算结果与 PENELOPE<sup>[15]</sup>的结果进行比较,并对比较的结果进行分析。

## 1 理论方法

### 1.1 MIRD 计划

在 MIRD 计划中,平均吸收剂量及相关量 S 值的计算不仅适用于组织和器官的宏观计算,还适用于有合理精确的数学描述的、能够得到分布和滞留状态数据的任何源靶组合。在 MIRD 计划中,从均匀分布的源区域  $r_h$  到靶区域  $r_k$  的平均吸收剂量  $\bar{D}(r_k \leftarrow r_h)$  为:

$$\bar{D}(r_k \leftarrow r_h) = \frac{\tilde{A}_h}{m_k} \sum_i \Delta_i \varphi_i(r_k \leftarrow r_h) = \tilde{A}_h \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \quad (2)$$

其中: $\tilde{A}_h$  是源区域  $r_h$  发出的累计比活度; $m_k$  是靶区域  $r_k$  的质量; $\Delta_i$  是特定能量和类型的粒子  $i$  的平衡剂量常数; $\varphi_i(r_k \leftarrow r_h)$  和  $\Phi_i(r_k \leftarrow r_h)$  分别表示从源区域  $r_h$  发出的粒子  $i$  对靶区域  $r_k$  的能量的吸收部分和比吸收部分。

源区域的累计源辐射量  $\tilde{A}_h = \int_{t_1}^{t_2} A_h(t) dt$ 。在模型中,辐射源发射的是单能电子。所以,在特定的时间内累计的辐射量是一常量。在辐射量恒定的条件下,式(2)剩余的部分是一包含生物相关数据的时间无量纲。所以,得到 S 值的表达式为:

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h) \quad (3)$$

MIRD 提出的计算方案未对源、靶的形状

和大小作出限制,能够很好应用于细胞尺度的剂量计算。根据式(1)中吸收剂量的定义,在靶质量很小( $m_k \rightarrow 0$ )时,可以找到 MIRD 计划与微量剂量学量之间的理论联系,平均吸收剂量  $\bar{D}$  和吸收剂量  $D$  可近似地认为是相等的,即:

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \Delta_i \Phi_i(r_k \leftarrow r_h) = \lim_{m \rightarrow 0} \bar{z} \quad (4)$$

按照式(4),首先计算源对靶的单击事件比能分布  $f_1(z)$ ,然后,计算频率平均比能,有:

$$\bar{z} = z_F = \int z f_1(z) dz \quad (5)$$

## 1.2 细胞模型

在有关细胞  $S$  值计算的文献中,通常选用同心球、同心椭球和非同心椭球等简单几何形状作为细胞模型的几何描述。本文选取由两个同心球组成的简单细胞模型,内球为细胞核(N),球壳为细胞质(Cy),最外层的球面是细胞膜(Cs)(图1)。一般细胞膜的厚度约为 7.5 nm,而正常组织细胞直径范围为 20~30  $\mu\text{m}$ ,肿瘤细胞的尺寸比正常细胞大一些。所以,细胞膜的厚度在细胞模型中忽略不计。在细胞模型的模拟介质上,使用单位密度(1 g/cm<sup>3</sup>)的水作为组织等效物。因为水是生物细胞的主要物质,约为细胞鲜重的 80%~90%。

由于放射性药物分子的选择特异性以及药物分子在组织中的吸收、代谢和扩散,放射性核素在细胞尺度上呈不均匀分布,而且随时间发生变化。本文考察不同细胞组成部分间的源靶组合情况,放射性核素在源的内部是均匀分布的,且粒子是各向同性发射。当细胞膜作为辐射源时,抽样在对应的球面上进行,称之为面源;当细胞核与细胞质作为辐射源时,抽样在对应的球和球壳中进行,称之为体源。图1所示

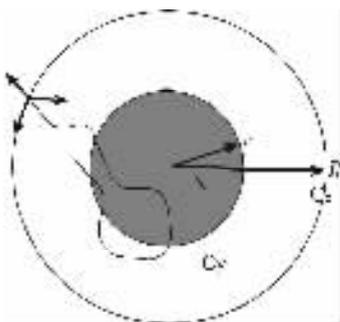


图1 简单的细胞模型

Fig. 1 A simple cell model

的随机曲线代表 1 个从细胞膜发射的电子的径迹,电子的径迹是弯曲的,这主要是由弹性散射引起,特别是复合的小角度的弹性散射<sup>[16,17]</sup>。

## 1.3 Monte-Carlo 模拟

Monte-Carlo 方法是从已知分布抽取样本的数学方法。随着计算机的发展,这一方法被应用于各种领域。粒子在介质中的输运过程是典型的随机过程<sup>[18]</sup>,只要过程在物理上的规律清楚,粒子输运过程完全能够用 Monte-Carlo 方法正确地模拟,从而得到所需要的结果<sup>[19]</sup>。

根据对带电粒子处理方法的不同,Monte-Carlo 方法在粒子输运问题中的应用可大致分为以下两类。

1) 以 MOCA15 和 TRAX 为代表的事件跟踪算法(analog algorithm)。它仅以产生、输运、直到终止的逻辑来跟踪粒子输运中的每一次碰撞,并记录相应的位置、时间、反应类型、损失的能量以及是否产生次级粒子和这些次级粒子的方向、能量等信息,完全从离散的角度看待电离辐射径迹。整个径迹中所有的反应事件均被平等一致处理,且任何 2 个碰撞之间的粒子飞行被看作是“自由的”和无能量损失的。这种方法的应用范围很小,主要是因为它需要耗费很长的时间。

2) 以 Geant4 和 PENELOPE 为代表的历史凝聚算法(condensed-history simulation)。该算法可把能量转移小于某个预先选定值的碰撞事件看作是 1 种连续的能量损失过程(即凝聚的含义),不单独跟踪它们的径迹,而是通过多重散射理论的方法给出大量“软”碰撞的综合作用(能量损失,角度偏转);对能量转移大于预先选定值的“硬”碰撞,进行模拟式的单独跟踪。这样,既可给出辐射径迹的主要特征,又能避免大量软碰撞带来的计算量。

本文基于以上算法的理论,通过求解单次事件比能进而计算细胞  $S$  值。

## 2 计算结果

表 1 列出电子的细胞  $S$  值,且与 MIRD、Tung 的结果作了比较。源区域和靶区域有 5 种不同的组合:从细胞膜到细胞( $C \leftarrow Cs$ )、从细胞膜到细胞核( $N \leftarrow Cs$ )、从细胞到细胞( $C \leftarrow C$ )、从细胞质到细胞核( $N \leftarrow Cy$ )、从细胞核到

表 1 电子的细胞 S 值  
Table 1 S value of electron

源区与靶区的组合	计算程序	电子的细胞 S 值/(Gy · Bq <sup>-1</sup> · s <sup>-1</sup> )			
		E <sub>e</sub> =1 keV	E <sub>e</sub> =10 keV	E <sub>e</sub> =100 keV	E <sub>e</sub> =1 000 keV
面源 C←Cs	MOCA15	1.90×10 <sup>-5</sup> (1.68×10 <sup>-5</sup> )	1.78×10 <sup>-4</sup> (1.70×10 <sup>-4</sup> )	9.07×10 <sup>-5</sup> (1.45×10 <sup>-4</sup> )	
	MIRD	1.91×10 <sup>-5</sup>	1.76×10 <sup>-4</sup>	8.01×10 <sup>-5</sup>	3.31×10 <sup>-5</sup>
	Tung	1.91×10 <sup>-5</sup> (4.38×10 <sup>-7</sup> )	1.75×10 <sup>-4</sup> (1.65×10 <sup>-5</sup> )	8.04×10 <sup>-5</sup> (1.26×10 <sup>-4</sup> )	3.32×10 <sup>-5</sup> (1.26×10 <sup>-4</sup> )
	TRAX	1.56×10 <sup>-5</sup> (1.20×10 <sup>-5</sup> )	1.48×10 <sup>-4</sup> (1.13×10 <sup>-4</sup> )	1.23×10 <sup>-5</sup> (1.14×10 <sup>-4</sup> )	2.33×10 <sup>-5</sup> (6.35×10 <sup>-5</sup> )
	Geant4	1.90×10 <sup>-5</sup>	1.71×10 <sup>-4</sup>	8.1×10 <sup>-5</sup>	3.29×10 <sup>-5</sup>
面源 N←Cs	MOCA15	0	0	6.98×10 <sup>-5</sup> (3.44×10 <sup>-4</sup> )	
	MIRD	0	0	5.71×10 <sup>-5</sup>	2.34×10 <sup>-5</sup>
	Tung	0	0	5.66×10 <sup>-5</sup> (5.03×10 <sup>-4</sup> )	2.32×10 <sup>-5</sup> (5.05×10 <sup>-4</sup> )
	TRAX	0	0	4.57×10 <sup>-5</sup> (5.98×10 <sup>-4</sup> )	1.74×10 <sup>-5</sup> (6.35×10 <sup>-5</sup> )
	Geant4	0	0	5.60×10 <sup>-5</sup>	2.33×10 <sup>-5</sup>
体源 C←C	MOCA15	3.81×10 <sup>-5</sup> (1.71×10 <sup>-6</sup> )	3.36×10 <sup>-4</sup> (1.05×10 <sup>-4</sup> )	1.25×10 <sup>-4</sup> (1.35×10 <sup>-4</sup> )	
	MIRD	3.82×10 <sup>-5</sup>	3.35×10 <sup>-4</sup>	1.20×10 <sup>-4</sup>	4.96×10 <sup>-5</sup>
	Tung	3.81×10 <sup>-5</sup> (7.73×10 <sup>-7</sup> )	3.34×10 <sup>-4</sup> (2.84×10 <sup>-5</sup> )	1.20×10 <sup>-4</sup> (1.54×10 <sup>-4</sup> )	4.98×10 <sup>-5</sup> (1.54×10 <sup>-4</sup> )
	TRAX	3.13×10 <sup>-5</sup> (1.45×10 <sup>-6</sup> )	2.83×10 <sup>-4</sup> (8.19×10 <sup>-5</sup> )	8.61×10 <sup>-5</sup> (9.89×10 <sup>-5</sup> )	3.32×10 <sup>-5</sup> (5.00×10 <sup>-5</sup> )
	Geant4	3.82×10 <sup>-5</sup>	3.38×10 <sup>-4</sup>	1.20×10 <sup>-4</sup>	5.04×10 <sup>-5</sup>
体源 N←N	MOCA15	3.04×10 <sup>-4</sup> (1.73×10 <sup>-5</sup> )	2.42×10 <sup>-3</sup> (1.03×10 <sup>-3</sup> )	5.50×10 <sup>-4</sup> (5.99×10 <sup>-4</sup> )	
	MIRD	3.04×10 <sup>-4</sup>	2.30×10 <sup>-3</sup>	4.75×10 <sup>-4</sup>	1.98×10 <sup>-4</sup>
	Tung	3.04×10 <sup>-4</sup> (8.69×10 <sup>-6</sup> )	2.29×10 <sup>-3</sup> (3.17×10 <sup>-4</sup> )	4.78×10 <sup>-4</sup> (8.71×10 <sup>-4</sup> )	1.99×10 <sup>-4</sup> (8.73×10 <sup>-4</sup> )
	TRAX	7.49×10 <sup>-4</sup> (1.39×10 <sup>-5</sup> )	2.06×10 <sup>-3</sup> (8.19×10 <sup>-4</sup> )	3.50×10 <sup>-4</sup> (4.40×10 <sup>-4</sup> )	1.33×10 <sup>-4</sup> (2.43×10 <sup>-4</sup> )
	Geant4	3.00×10 <sup>-4</sup>	2.27×10 <sup>-3</sup>	4.77×10 <sup>-4</sup>	1.90×10 <sup>-4</sup>
体源 N←Cy	MOCA15	1.58×10 <sup>-7</sup> (5.81×10 <sup>-6</sup> )	9.13×10 <sup>-5</sup> (4.39×10 <sup>-4</sup> )	1.18×10 <sup>-4</sup> (4.17×10 <sup>-4</sup> )	
	MIRD	2.55×10 <sup>-7</sup>	1.10×10 <sup>-4</sup>	1.05×10 <sup>-4</sup>	4.35×10 <sup>-5</sup>
	Tung	2.43×10 <sup>-7</sup> (3.31×10 <sup>-6</sup> )	1.09×10 <sup>-4</sup> (1.24×10 <sup>-4</sup> )	1.05×10 <sup>-4</sup> (5.70×10 <sup>-4</sup> )	4.35×10 <sup>-5</sup> (5.72×10 <sup>-4</sup> )
	TRAX	1.65×10 <sup>-7</sup> (6.29×10 <sup>-5</sup> )	1.44×10 <sup>-4</sup> (7.49×10 <sup>-4</sup> )	7.49×10 <sup>-5</sup> (5.24×10 <sup>-4</sup> )	3.07×10 <sup>-5</sup> (3.65×10 <sup>-4</sup> )
	Geant4	2.45×10 <sup>-7</sup>	1.06×10 <sup>-4</sup>	1.08×10 <sup>-4</sup>	4.33×10 <sup>-5</sup>

细胞核(N←N)。前 2 种是面源情况,后 3 种是体源情况。在 S 值的计算过程中,细胞半径为 10 μm,细胞核半径为 5 μm。

在表 1 中,源靶组合为细胞膜到细胞核的情况,电子能量为 1 keV 和 10 keV 的 S 值为

零。这是因为,电子的射程小于从源区域到靶区域的距离。在 1 000 keV 对应的 MOCA15 中没有数据,主要是因为 MOCA15 考虑的电子能量低于 100 keV。表 1 中的括号内是细胞 S 值的标准差,主要来自部分 δ 粒子平衡、韧致

辐射和能量损失歧离。MIRD 给出的  $S$  值是医学内照射剂量委员会给出的参考值,可以作为核医学标准,为核医学应用提供定量依据;MOCA15 程序采用了事件跟踪算法的 Monte-Carlo 方法,所以,该程序给出的径迹结构被称作是“模拟的”,除了受到所采用的物理模型的限制外,未采用任何人为的近似,被认为是 1 种理论上的实验,以它计算的  $S$  值可作为 1 个物理的标准。这 2 个标准的差别是很小的,在误差允许的范围内符合很好,这为其他的结果提供了参照数据。表中的 Tung 使用半解析的方法计算的结果与它们符合很好,Geant4 的结果也有很好的符合。然而,TRAX 的结果与 2 个标准的结果相差 10%~20%。对比表 1 数据,在同一能量、同一靶区域情况下,面源的细胞  $S$  值小于体源的细胞  $S$  值。这说明,在相同条件下,内照射对粒子能量的吸收比外部的照射有较好的效果。

微剂量学因素对  $S$  值的影响是重要的,主要有部分  $\delta$  粒子平衡、韧致辐射和能量损失歧离。部分  $\delta$  粒子平衡是因为入射的电子与介质原子碰撞而释放出较高能量的  $\delta$  粒子,这种  $\delta$  粒子能够得到的初始动能可能等于入射粒子动能的一半,还能继续进行碰撞。所以,那些由入射电子释出的、初始动能小于某一特定值  $\Delta$  的次级电子存在平衡,而把初始动能大于特定值  $\Delta$  的粒子列为初级粒子。Tung 的半解析模型在细胞内部能很好的解决部分  $\delta$  粒子平衡,但当初级粒子在细胞表面和边缘穿过时,它不能很好解释这一问题,而是简单地认为没有这个平衡存在。韧致辐射是快速电子通过物质时在原子核电场作用下急剧减低速度,电子的一部分或全部动能转化为连续能量的 X 射线发射出来,其强度与靶区域的物质相关,也与电子的能量相关,且随电子能量增加而增大。能量损失歧离主要出现在电子径迹片段短时,也就是说,电子的动能和 LET 值几乎没有改变的情况,主要是解释特定区域的电子能量的沉积。所以,电子的径迹和细胞的小体积均适合这种情况。在这里,需要考虑能量损失歧离对  $S$  值的影响。

每 1 个程序的截断能量在计算过程中也对  $S$  值产生影响。程序认为,低于截断能量的电

子不能再产生次级的粒子。这里,MOCA15 的截断能量是 10 eV, TRAX 的截断能量是 100 eV, Geant4 的截断能量是 250 eV, MIRD 和 Tung 截断能量未给出。

图 2 所示为单次事件比能分布  $f_1(z)$ 。这里,细胞的直径为 10  $\mu\text{m}$ , 细胞核的直径为 7.5  $\mu\text{m}$ , 对应于各向同性的 100 keV 电子从细胞膜发出到靶区域细胞核的情况 ( $N \leftarrow Cs$ )。由图 2 可见,各条曲线峰值的横坐标几乎在同一能量点上,而使用相同的 Monte-Carlo 算法的程序结果是完全符合的,不同算法的 MOCA15 和 TRAX 的结果与 Geant4 和 PENELOPE 的结果峰值上有微小差别,可能是历史凝聚算法中低于某个能量值的粒子被看成是连续的能量损失的结果。影响分布的还有对  $S$  值有影响的部分  $\delta$  粒子平衡、韧致辐射和能量损失歧离等微剂量学因素。

### 3 结论

本文运用径迹结构的方法研究了电子在细胞中的微剂量学问题,并与文献中的一些结果进行了比较,本文结果与文献结果很好符合。

仅对电子的研究并不能满足实验和临床上的需要,只能简单说明电离辐射产生的次级电子对生物介质的作用效果,不能直接给出电离辐射对生物体的影响,还需进一步计算一般电离辐射直接导致的细胞的微剂量学量。

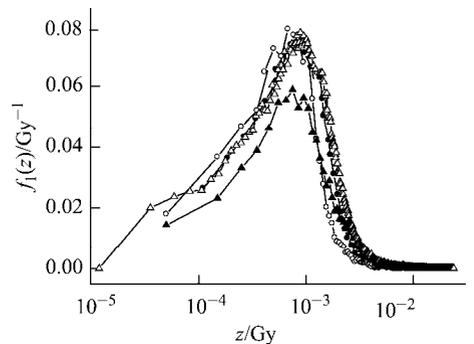


图 2 从细胞膜发出的 100 keV 的单能电子到细胞核的单次事件比能分布  $f_1(z)$

Fig. 2 Single-event specific energy distribution  $f_1(z)$  of 100 keV electron from cell surface to cell nucleus  
 ▲—MOCA15; ●—PENELOPE;  
 ○—TRAX; △—Geant4

感谢德国 GSF 的 H. G. Paretzke 教授提供 MOCA15 模拟程序,感谢中国原子能科学研究院赵葵研究员有益的讨论和建议,以及北京凯佰特科技有限公司的资金支持。

### 参考文献:

- [1] OSTERREICHER J, PRISE K M, MICHAEL B D, et al. Radiation-induced bystander effects: Mechanisms, biological implications, and current investigations at the Leipzig LIPSION facility [J]. *Strahlentherapie und Onkologie*, 2003, 179 (2): 69-77.
- [2] 田德祥. 电离辐射量及其单位[M]. 北京: 原子能出版社, 1993: 25-27.
- [3] ROSSI H H, ZAIDER M. Microdosimetry and its application[M]. Berlin, Germany: Springer, 1996.
- [4] HINDIE E, COLAS-LINHART N, PETIET A, et al. Microautoradiographic study of  $^{99}\text{Tc}$  colloid uptake by the rat liver[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 1988, 29 (6): 1 118-1 121.
- [5] PUNCHER M R B, BLOWER P J. Radionuclide targeting and dosimetry at the microscopic level: The role of microautoradiography[J]. *European Journal of Nuclear Medicine*, 1994, 21: 1 347-1 365.
- [6] GOODHEAD D. Report of the Committee Examining Radiation Risks of Internal Emitters (CERRIE) [R]. London: Committee Examining Radiation Risks of Internal Emitters, 2004.
- [7] SNYDER W S, FORD M R, WARNER G G, et al. MIRD Pamphlet No. 11: Absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs[R]. New York: Society of Nuclear Medicine, 1975.
- [8] STABIN M G, KONIJNENBERG M W. Re-evaluation of absorbed fractions for photons and electrons in spheres of various sizes[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2000, 41(1): 149-160.
- [9] BICE A N, LINKS J M, WONG D F, et al. Absorbed fractions for dose calculations of neuro-receptor PET studies [J]. *Eur J Nucl Med*, 1985, 11: 127-131.
- [10] FARAGGI M, GARDIN I, STIEVENART J L, et al. Comparison of cellular and conventional dosimetry in assessing self-dose and cross-dose delivered to the cell nucleus by electron emissions of  $^{99}\text{Tc}^m$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{67}\text{Ga}$  and  $^{201}\text{Tl}$ [J]. *Eur J Nucl Med*, 1998, 25(3): 205-214.
- [11] TUNG C J, LIU C S, WANG J P, et al. Calculations of cellular microdosimetry parameters for alpha particles and electrons[J]. *Applied Radiation and Isotopes*, 2004, 61: 739-743.
- [12] WILSON W E, NIKJOO H. A Monte-Carlo code for positive ion track simulation [J]. *Radiat Environ Biophys*, 1999, 38: 97-104.
- [13] KRAMER M, KRAFT G. Calculations of heavy-ion track structure[J]. *Radiat Environ Biophys*, 1994, 33: 91-109.
- [14] AGOSTINELLI S, ALLISON J, AMAKO K, et al. Geant4[J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section*, 2003, A506 (3): 250-303.
- [15] STEWART R D, WILSON W E, MCDONALD J C, et al. Microdosimetric properties of ionizing electrons in water[J]. *Phys Med Biol*, 2002, 47 (1): 79-88.
- [16] CHEN Y F, KWEI C M, SU P. Angular distribution of electrons elastically backscattered from non-crystalline solid surfaces[J]. *J Phys D: Appl Phys*, 1995, 28(10): 2 163-2 169.
- [17] CHEN Y F, KWEI C M, TUNG C J. Electron inelastic mean free paths versus attenuation lengths in solids [J]. *J Phys D: Appl Phys*, 1992, 25(2): 262-268.
- [18] 裴鹿成,张孝泽. 蒙特卡罗方法及其在粒子输运问题中的应用[M]. 北京: 科学出版社, 1986: 18-20.
- [19] MA Yunzhi. Theoretical investigation of the biological effects of ionizing radiation[D]. Beijing: Beijing Normal University, 2005.