

文章编号: 1001-4322(2012)12-2970-05

基于蒙特卡罗方法的 α 粒子细胞 S 值计算*

谢 芹^{1,2}, 耿长冉², 陈飞达², 汤晓斌², 姚泽恩¹

(1. 兰州大学 核科学与技术学院, 兰州 730000; 2. 南京航空航天大学 材料科学与技术学院, 南京 211106)

摘 要: 在放射性免疫治疗以及硼中子俘获治疗(BNCT)等放射性治疗过程中, α 粒子通过与人体组织材料相互作用产生次级 δ 电子将能量传递给人体组织, 放射性核素在细胞尺度分布的不均匀性将严重影响靶区剂量分布。为深入了解放射性核素在细胞中不同位置分布对靶区剂量影响, 采用基于历史凝聚算法的 Monte Carlo 工具包 Geant4 编写了细胞 S 值计算程序。计算了 2 种细胞尺寸, 12 种 α 粒子能量, 3 种源分布方式的细胞 S 值, 与医学内照射剂量(MIRD)委员会解析算法的计算结果进行对比, 发现两者差异在 1% 以内。证明了 Geant4 在 μm 尺度下细胞剂量计算的可行性, 并对 BNCT 治疗过程中产生的 α 粒子(1.47 MeV 与 1.78 MeV)的细胞 S 值进行计算。

关键词: 微剂量; 蒙特卡罗方法; α 粒子; S 值; 硼中子俘获治疗

中图分类号: R144.1 **文献标志码:** A **doi:** 10.3788/HPLPB20122412.2970

α 粒子具有高传能线密度(LET)、射程短等优点(在水中的射程为 20~90 μm), 因而被广泛地应用于放射性免疫治疗^[1-3]。但运载这些放射性核素的药物通常局部富集在亚细胞结构上, 如细胞表面、细胞质、细胞核等, 即 α 放射性核素在细胞尺度范围内分布并不均匀, 这使得衰变产生的 α 粒子在细胞尺度区域内传递能量产生严重歧离。考虑细胞内的放射性核素分布计算十分复杂, 绝大多数 α 粒子细胞剂量计算都是基于 α 放射性核素在细胞尺度下均匀分布这一假设条件^[4-6], 显然在这种假设条件下得到的结果存在较大误差。为了研究 α 放射性核素在细胞表面、细胞质、细胞核等不同区域分布时对靶区剂量的影响, 本文采用基于历史凝聚算法的 Monte Carlo 工具包 Geant4 编写细胞比能计算程序, 考虑 δ 电子产生、强子相互作用等物理过程, 得到细胞单位放射性条件下、特定源靶组合情况的吸收剂量(细胞 S 值), 将所得到的细胞 S 值与医学内照射剂量(MIRD)委员会所提供的解析算法得到结果进行比较, 并对计算结果进行了分析讨论。

1 材料与方 法

1.1 MIRD 计算方法

计算人体体内剂量一般采用美国核医学学会所发展的 MIRD 公式。其假设放射性药物均匀分布在器官或组织内, 并且射线由源器官向靶器官各向同性发射^[7]。MIRD 计算方法对放射源及靶区域大小、组织成分均未作任何限制, 所以其可以使用在任何人体器官模型中。同理这一方法可以用于计算细胞靶区剂量。据此 MIRD 委员会于 1997 年发表了基于解析算法的 MIRD 细胞 S 值^[8], 其主要计算了细胞表面、细胞质、细胞核中发射单能电子、 α 粒子的细胞 S 值。MIRD 计算公式中, 平均吸收剂量 \bar{D} 为

$$\bar{D} = \tilde{A}S \quad (1)$$

式中: \tilde{A} 为累积活度; S 为靶区 S 值。则源区域内 r_h 放射性核素在靶区域内 r_k 产生的平均吸收剂量为

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

式中: \tilde{A}_h 为源区域的放射性核素的累积活度; Δ_i 为每次衰变的平均辐射能量; ϕ_i 为靶区吸收分数; i 为衰变源物质衰变过程中释放的第 i 种粒子。

S 值定义为每次衰变粒子对靶区域的剂量贡献, 则 S 值为

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \sum_i \frac{\Delta_i \phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_k} \quad (3)$$

在细胞尺寸范围内, 细胞靶区 S 值与平均比能 $\bar{\varepsilon}$ 相等, 即

* 收稿日期: 2012-06-20; 修订日期: 2012-07-24

基金项目: 江苏省博士后科研计划项目(1002012C)

作者简介: 谢 芹(1986-), 男, 硕士, 从事蒙特卡罗计算及辐射剂量学研究; chenda@nuaa.edu.cn.

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \bar{z} = \frac{\bar{\epsilon}}{m} \quad (4)$$

单次事件比能 z_1 定义为单次事件电离辐射授予能和考察对象的质量比值^[9], 即

$$z_1 = \epsilon_1 / m \quad (5)$$

式中: ϵ_1 为源粒子单次事件传递给考察对象的能量; m 为考察对象的质量。

由此, 则比能的平均值为^[9]

$$\bar{z} = \int_0^{\infty} f_1(s) s ds \quad (6)$$

式中: $f_1(s)$ 为比能 s 的概率。由于单次传递能量 ϵ_1 为离散量, 则由公式(4), (6)可知细胞靶区 S 值为

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \bar{z} = \sum_{i=1}^n \frac{\epsilon_i}{m} = \frac{\bar{\epsilon}}{\frac{4}{3}\pi R^3 \rho} \quad (7)$$

式中: $\bar{\epsilon}$ 为 n 次事件中的平均授予能; R 为考察对象的半径; ρ 为考察对象的密度。

1.2 蒙特卡罗模拟工具

对于细胞尺度剂量学平均值计算, 主要有两种方法: 解析算法与计算径迹结构蒙特卡罗方法^[10]。计算径迹结构的蒙特卡罗方法, 根据对电子碰撞处理方式不同又分为精细径迹结构算法和历史凝聚算法。精细径迹结构算法的实现受电子与介质相互作用截面限制, 且计算量巨大需要消耗大量的计算时间。如对于典型的中高能电子与物质相互作用, 每次事件将发生约 10^5 碰撞。历史凝聚算法采用多重散射理论, 模拟固定路径长度内, 径迹段产生的大量事件的整体效应, 可以减少大量的计算时间。在采用历史凝聚算法的蒙特卡罗程序中具有代表性的是 Geant4 工具包。Geant4 工具包由欧洲核子研究委员会(CERN)开发, 最初是用于高能物理计算的软件包, 近些年 CERN 拓展其在低能物理上的应用, 添加了大量的低能物理过程^[11], 增加了电子、光子、正电子从 250 eV 到 100 GeV 能量范围的模拟能力, 拓宽了其使用范围。本文采用此工具包编写了 α 粒子细胞 S 值计算程序。

1.3 细胞计算模型

本文中使用的细胞模型是 MIRD 建议使用的双球均质模型。模型由两均质同心球构成, 其密度为 1 g/cm^3 , 细胞半径与细胞核半径分别用 R_c 与 R_n 表示^[8], 如图 1 所示。

在细胞中源分布共有 4 种模式: 整个细胞(C)、细胞质(Cy)、细胞表面(CS)、细胞核(N)。靶区分为细胞核(N)或整个细胞(C)。MIRD 委员会所发表的细胞 S 值, 共有 5 种源靶组合方式: 从细胞到细胞($C \leftarrow C$), 从细胞表面到细胞($C \leftarrow CS$), 从细胞质到细胞($N \leftarrow Cy$), 从细胞核到细胞核($N \leftarrow N$)与从细胞表面到细胞核($N \leftarrow CS$), 细胞核半径为 $3 \mu\text{m}$ 与 $5 \mu\text{m}$ 相对应的细胞半径为 $6 \mu\text{m}$ 与 $10 \mu\text{m}$ 。计算 α 粒子在细胞内靶区能量沉积时, 视细胞内材料均为水质组成, 对细胞非球体、源在亚细胞结构内放射性活度不均匀分布, 以及在细胞周期中细胞核大小不断变化等情况暂不考虑。

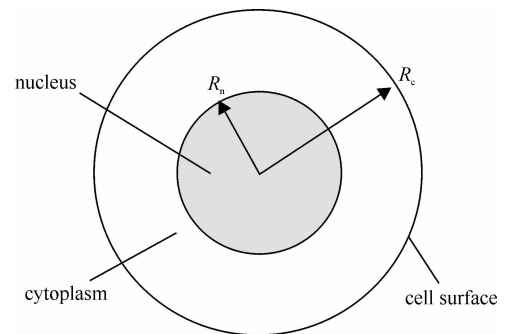
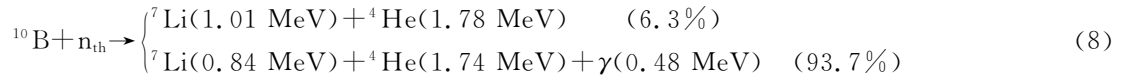


Fig. 1 Cell model

图 1 细胞模型

2 计算结果

表 1、表 2 列出了细胞 $10 \mu\text{m}$ 、细胞核 $5 \mu\text{m}$ 时与细胞 $6 \mu\text{m}$ 、细胞核 $3 \mu\text{m}$ 时, α 粒子细胞 S 值的 Geant4 计算结果, 同时列出 MIRD 给出的数值。本文计算参照了 MIRD 委员会 α 粒子细胞 S 值的 5 种不同源靶组合方式, 分为从细胞到细胞($C \leftarrow C$)、从细胞表面到细胞($C \leftarrow CS$)、从细胞质到细胞($N \leftarrow Cy$)、从细胞核到细胞核($N \leftarrow N$), 以及从细胞表面到细胞核($N \leftarrow CS$)。但 MIRD 给出的 α 粒子能量范围为 $3 \sim 10 \text{ MeV}$, 此能量范围的 α 粒子只适用于大多数的 α 放射性核素放射性免疫治疗, 对于硼中子俘获治疗(BNCT)过程中产生的能量低于 2 MeV (如式(8)所示)的 α 粒子并未给出; 而本文对 $1 \sim 10 \text{ MeV}$ 能量范围内的 α 粒子细胞 S 值均进行了计算^[12]。

表 1 α 粒子细胞 S 值表 ($R_c=10 \mu\text{m}, R_n=5 \mu\text{m}$)Table 1 Cellular S values for α particle ($R_c=10 \mu\text{m}, R_n=5 \mu\text{m}$)

energy /MeV	$S_{(C<-C)}$		$S_{(C<-CS)}$		$S_{(N<-N)}$		$S_{(N<-Cy)}$		$S_{(N<-CS)}$	
	/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)	
	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4
1.00	—	3.147×10^{-2}	—	1.685×10^{-2}	—	2.012×10^{-1}	—	1.488×10^{-2}	—	4.384×10^{-4}
1.47	—	4.159×10^{-2}	—	2.313×10^{-2}	—	2.315×10^{-1}	—	2.961×10^{-2}	—	4.573×10^{-3}
1.78	—	4.596×10^{-2}	—	2.641×10^{-2}	—	2.271×10^{-1}	—	3.953×10^{-2}	—	1.102×10^{-2}
2.00	—	4.781×10^{-2}	—	2.827×10^{-2}	—	2.158×10^{-1}	—	4.484×10^{-2}	—	1.669×10^{-2}
3.00	4.400×10^{-2}	4.426×10^{-2}	3.020×10^{-2}	3.037×10^{-2}	1.570×10^{-1}	1.575×10^{-1}	4.060×10^{-2}	4.073×10^{-2}	2.510×10^{-2}	2.523×10^{-2}
4.00	3.340×10^{-2}	3.358×10^{-2}	2.330×10^{-2}	2.335×10^{-2}	1.250×10^{-1}	1.250×10^{-1}	2.990×10^{-2}	2.993×10^{-2}	1.740×10^{-2}	1.734×10^{-2}
5.00	2.740×10^{-2}	2.747×10^{-2}	1.870×10^{-2}	1.875×10^{-2}	1.050×10^{-1}	1.052×10^{-1}	2.440×10^{-2}	2.435×10^{-2}	1.370×10^{-2}	1.370×10^{-2}
6.00	2.350×10^{-2}	2.356×10^{-2}	1.590×10^{-2}	1.596×10^{-2}	9.110×10^{-2}	9.141×10^{-2}	2.080×10^{-2}	2.081×10^{-2}	1.160×10^{-2}	1.157×10^{-2}
7.00	2.070×10^{-2}	2.079×10^{-2}	1.400×10^{-2}	1.402×10^{-2}	8.100×10^{-2}	8.133×10^{-2}	1.830×10^{-2}	1.833×10^{-2}	1.010×10^{-2}	1.009×10^{-2}
8.00	1.860×10^{-2}	1.867×10^{-2}	1.250×10^{-2}	1.256×10^{-2}	7.340×10^{-2}	7.343×10^{-2}	1.640×10^{-2}	1.641×10^{-2}	9.000×10^{-3}	8.988×10^{-3}
9.00	1.690×10^{-2}	1.699×10^{-2}	1.140×10^{-2}	1.142×10^{-2}	6.680×10^{-2}	6.700×10^{-2}	1.490×10^{-2}	1.493×10^{-2}	8.150×10^{-3}	8.149×10^{-3}
10.00	1.560×10^{-2}	1.562×10^{-2}	1.050×10^{-2}	1.048×10^{-2}	6.160×10^{-2}	6.176×10^{-2}	1.370×10^{-2}	1.370×10^{-2}	7.480×10^{-3}	7.471×10^{-3}

表 2 α 粒子细胞 S 值表 ($R_c=6 \mu\text{m}, R_n=3 \mu\text{m}$)Table 2 Cellular S values for α particle ($R_c=6 \mu\text{m}, R_n=3 \mu\text{m}$)

energy /MeV	$S_{(C<-C)}$		$S_{(C<-CS)}$		$S_{(N<-N)}$		$S_{(N<-Cy)}$		$S_{(N<-CS)}$	
	/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)		/(Gy · Bq ⁻¹ · s ⁻¹)	
	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4	MIRD	Geant4
1.00	—	1.258×10^{-1}	—	7.091×10^{-2}	—	6.761×10^{-1}	—	9.339×10^{-2}	—	2.186×10^{-2}
1.47	—	1.519×10^{-1}	—	9.164×10^{-2}	—	6.677×10^{-1}	—	1.395×10^{-1}	—	5.992×10^{-2}
1.78	—	1.548×10^{-1}	—	9.872×10^{-2}	—	6.101×10^{-1}	—	1.461×10^{-1}	—	7.785×10^{-2}
2.00	—	1.509×10^{-1}	—	1.000×10^{-1}	—	5.664×10^{-1}	—	1.406×10^{-1}	—	8.081×10^{-2}
3.00	1.110×10^{-1}	1.120×10^{-1}	7.700×10^{-2}	7.739×10^{-2}	4.180×10^{-1}	4.204×10^{-1}	9.960×10^{-2}	9.975×10^{-2}	5.730×10^{-2}	5.741×10^{-2}
4.00	8.770×10^{-2}	8.794×10^{-2}	5.960×10^{-2}	5.975×10^{-2}	3.390×10^{-1}	3.397×10^{-1}	7.790×10^{-2}	7.787×10^{-2}	4.350×10^{-2}	4.352×10^{-2}
5.00	7.340×10^{-2}	7.365×10^{-2}	4.960×10^{-2}	4.970×10^{-2}	2.870×10^{-1}	2.878×10^{-1}	6.490×10^{-2}	6.500×10^{-2}	3.580×10^{-2}	3.575×10^{-2}
6.00	6.360×10^{-2}	6.385×10^{-2}	4.280×10^{-2}	4.293×10^{-2}	2.500×10^{-1}	2.511×10^{-1}	5.620×10^{-2}	5.620×10^{-2}	3.080×10^{-2}	3.075×10^{-2}
7.00	5.650×10^{-2}	5.671×10^{-2}	3.790×10^{-2}	3.803×10^{-2}	2.230×10^{-1}	2.239×10^{-1}	4.980×10^{-2}	4.980×10^{-2}	2.710×10^{-2}	2.708×10^{-2}
8.00	5.090×10^{-2}	5.115×10^{-2}	3.420×10^{-2}	3.425×10^{-2}	2.020×10^{-1}	2.025×10^{-1}	4.490×10^{-2}	4.480×10^{-2}	2.440×10^{-2}	2.431×10^{-2}
9.00	4.650×10^{-2}	4.662×10^{-2}	3.120×10^{-2}	3.123×10^{-2}	1.850×10^{-1}	1.849×10^{-1}	4.090×10^{-2}	4.078×10^{-2}	2.220×10^{-2}	2.214×10^{-2}
10.00	4.290×10^{-2}	4.295×10^{-2}	2.870×10^{-2}	2.874×10^{-2}	1.700×10^{-1}	1.706×10^{-1}	3.770×10^{-2}	3.761×10^{-2}	2.040×10^{-2}	2.035×10^{-2}

比较通过 Geant4 计算所得的 α 粒子细胞 S 值数值与 MIRD 给出的数值,两者之间误差小于 1%。这说明 Geant4 适合于 μm 尺寸 α 粒子细胞 S 值的计算。同时,本文将 α 粒子细胞 S 值的能量计算下限推广到 1.00 MeV,并计算了 BNCT 产生的 1.47 MeV 与 1.78 MeV 两种特定能量的 α 粒子的细胞 S 值。

分析两种细胞尺寸条件下的相同能量 α 粒子细胞 S 值,如图 2、图 3 所示, S 值的最大值均出现在 ($N < -N$) 情况。由式(7)可知,细胞 S 值与平均授予能和关注区域半径有关。由于靶区半径变化带来源粒子能量沉积的影响,远不如靶区半径变化对靶区质量的影响;且随着区半径的增加细胞 S 值逐渐变小,所以较其他几种源靶组合而言,细胞 S 值在从细胞核到细胞核 ($N < -N$) 情况下最大。对于从细胞表面到细胞核 ($N < -CS$) 情况,源粒子分布于细胞表面, α 粒子在达到细胞核前将在细胞质中损失大部分的能量,最终传递给细胞核的能量十分有限。例如 1.00 MeV 的 α 粒子在水中的射程仅为 $5.9 \mu\text{m}$,略大于 $R_c=10 \mu\text{m}, R_n=5 \mu\text{m}$ 情况下细胞质的厚度,在此种情况下,细胞 S 值不一定随细胞核半径减少而增加。

图 2、图 3 中 α 粒子细胞 S 值随着 α 能量先上升后下降,中间存在一个最大值。能量损失率 ($-dE/dx$) 的理论公式是

$$\left(-\frac{dE}{dx}\right)_e = \frac{4\pi z^2 e^4 N Z}{m_0 v^2} \ln\left(\frac{2m_0 v^2}{I}\right)^{1/2} \quad (9)$$

式中: m_0 为源粒子的质量; v 为源粒子的飞行速度; ze 为源粒子电荷; N 为靶区域单位体积内靶物质原子数; Z 为靶材料的质子数; I 为平均激发能^[13]。由式(9)可知,当靶区材料不发生变化时阻止能量(传递能量)只与源粒子的速度 ($1/v^2$) 有关,且随着源粒子能量的增加而减少,相对的靶区能量沉积相应减少,细胞 S 值也相应的变小。相反,当源粒子能量减小,相对应的其在靶区域的能量将会增加,细胞 S 值随之变大。但是,如果源粒子能量减小到其射程小于源与靶区距离时,就无法对靶产生剂量贡献;如果源区在靶区内,当能量减小到其

射程小于靶区直径时, 单次事件中能量完全沉积概率占主导时, 则细胞 S 值随源粒子能量减小而减小。

比较图 2 与图 3 中 $(N < -N)$, $(N < -C_y)$, $(N < -C_s)$ 三种情况下的 α 粒子细胞 S 值, 可以发现 $S_{(N < -N)} > S_{(N < -C_y)} > S_{(N < -C_s)}$, 这主要是与靶区的击中概率有关, 源区离靶区距离越小, 则源区发射的 α 粒子更加容易击中靶区, 并在其中产生能量沉积。如 $(N < -N)$ 情况下源区与靶区为同一区域, 则每个模拟事件中任意出射方向的 α 粒子均在靶区产生能量沉积, 且 α 粒子很有可能在此区域内能量全部沉积, 即细胞 S 值在上述三种情况中值最大。而对于 $(N < -C_s)$ 情况下源、靶距离最远, 源区产生的 α 粒子将以很小的概率入射到靶区, 且这部分 α 粒子能传递给靶区的能量十分有限, 产生的细胞 S 值在上述三种情况中最小。同理可以发现 $S_{(C < -C)} > S_{(C < -C_s)}$ 。

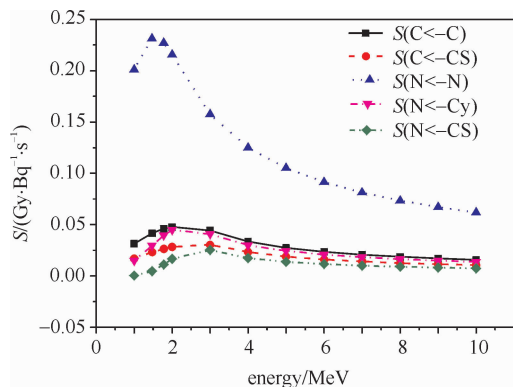


Fig. 2 Cellular S values for α particle ($R_c=10 \mu\text{m}$, $R_n=5 \mu\text{m}$)

图 2 α 粒子细胞 S 值 ($R_c=10 \mu\text{m}$, $R_n=5 \mu\text{m}$)

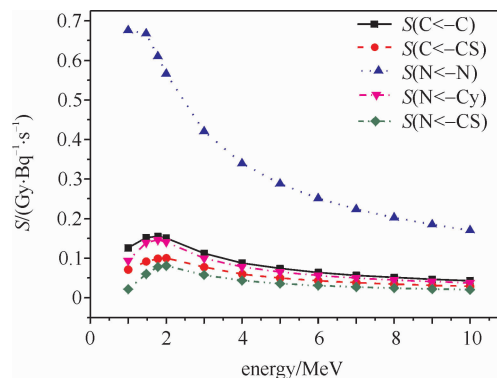


Fig. 3 Cellular S values for α particle ($R_c=6 \mu\text{m}$, $R_n=3 \mu\text{m}$)

图 3 α 粒子细胞 S 值 ($R_c=6 \mu\text{m}$, $R_n=3 \mu\text{m}$)

3 结 论

本文采用基于历史凝聚算法的蒙特卡罗工具包 Geant4 编写了细胞剂量计算程序, 进行了 α 粒子细胞 S 值的计算, 并将计算结果与 MIRD 的结果进行比较, 两者的误差小于 1%, 证明了 Geant4 在 μm 尺度下细胞剂量计算的可行性。同时, 本文对 MIRD 未给出的能量范围 (1.00~3.00 MeV) 内 α 粒子细胞 S 值进行了研究探讨, 特别是针对 BNCT 治疗过程中产生的 1.47 MeV 和 1.78 MeV α 粒子细胞 S 值进行了计算, 此研究结果可为今后 BNCT 的临床治疗使用提供重要的技术参考。

参考文献:

- [1] Hall E J, Giaccia A J. Radiobiology for the radiologist[M]. Philadelphia: Harper and Row, 1978.
- [2] Jurcic J G, Larson S M, Sgouros G, et al. Targeted α -particle immunotherapy for myeloid leukemia[J]. *Blood*, 2002, **100**(4): 1233-1239.
- [3] Li Y, Tian Z, Rizvi S M, et al. In vitro and preclinical targeted alpha therapy of human prostate cancer with Bi-213 labeled J591 antibody against the prostate specific membrane antigen[J]. *Prostate Cancer and Prostatic Diseases*, 2002, **5**(1): 36-46.
- [4] Hamacher K A, Den R B, Den E I, et al. Cellular dose conversion factors for alpha-particle-emitting radionuclides of interest in radionuclide therapy[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2001, **42**(8): 1216-1221.
- [5] Santa C G, Palmer M R, Matatagui E, et al. A theoretical model for event statistics in microdosimetry. I: Uniform distribution of heavy ion tracks[J]. *Medical Physics*, 2001, **28**(6): 988-996.
- [6] Santa C G, Palmer M R, Matatagui E I, et al. A theoretical model for event statistics in microdosimetry. II: Nonuniform distribution of heavy ion tracks[J]. *Medical Physics*, 2001, **28**(6): 997-1005.
- [7] Wilson W E, Nikjoo H. A Monte carlo code for positive ion track simulation[J]. *Radiation and Environmental Biophysics*, 1999, **38**(2): 97-104.
- [8] Goddu S M, Howell R W, Bouchet L G, et al. MIRD cellular S values: Self-absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and monoenergetic electron and alpha particle emitters incorporated into different cell compartments[M]. Virginia: Society of Nuclear Medicine Reston, 1997.
- [9] Griffiths H. Microdosimetry, ICRU report 36[R]. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1983.
- [10] Evans T M. The measurement and calculation of nanodosimetric energy distributions for electrons and photons[D]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 1997: 223-234.
- [11] Cern. Geant4 User's guide for application developers version: geant4 9.5.0[M/OL]. 2011; http://www.ge.infn.it/geant4/training/ptb_2009/literature/Book ForAppliDev.pdf

- [12] Wu C S, Amols H I, Kliuga P, et al. Microdosimetry for boron neutron capture therapy[J]. *Radiation Research*, 1992, **130**(3): 355-359.
- [13] 吴治华, 赵国庆, 陆福全, 等. 原子核物理实验方法[M]. 北京: 原子能出版社, 1997. (Wu Yehua, Zhao Guoqing, Lu Fuquan, et al. Nuclear physics experiment method. Beijing: Atomic Energy Press, 1997)

Calculation of cellular S values for α particle based on Monte Carlo simulation

Xie Qin^{1,2}, Geng Changran², Chen Feida², Tang Xiaobin², Yao Ze'en¹

(1. *College of Nuclear Science and Technology, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China;*

2. *College of Material Science and Technology, Nanjing University
of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 211106, China*)

Abstract: In the case of radiation therapy and BNCT, alpha particles transport the energy to human tissue by second electrons. However, in cellular scale alpha sources do not have a uniform distribution. In order to get the target dosimetry discrepancy by different source locations, a computational application to calculate the S value with Monte Carlo toolkit Geant4 was programmed. S values of two dimensions, twelve energies, and three source locations were calculated. Compared with MIRD results, the difference between both is within 1%. Geant4 toolkit to calculate the cell dosimetry was proved to be believable and flexible. A couple of S values of alpha particles produced in BNCT with 1.47 MeV and 1.78 MeV were calculated. To some extent these values can become reference values in clinical therapy.

Key words: microdosimetry; Monte Carlo method; alpha particle; S value; BNCT