

球水模体中辐射剂量密度分布的模拟研究

唐 瑜 吴孝义 阴泽杰

(中国科学技术大学近代物理系 安徽 230027)

摘要 利用欧洲粒子物理实验室开发的一个包容大量探测器描述和模拟工具的软件系统(GEANT3)模拟计算、分析球状水模体模型中 γ 射线的辐射剂量密度分布与病灶大小及放射源特性的关系。

关键词 GEANT3, 水模体, 病灶, 辐射剂量密度分布

中图分类号 TL82, 0571.1

在放射治疗中,射线对病灶作用的过程中对周围健康机体具有不良影响。如图 1 所示, A 区域为病灶(待辐照区域), B 区域是健康机体,射线入射穿透 B 区域后进入 A 区域,透射粒子和病灶作用时产生的次级粒子都会影响到 B 区域。但准直聚焦到 A 区域的射线束对周围区域产生的辐射剂量密度的分布规律需要研究和解决。本文介绍利用欧洲粒子物理实验室开发的一个包容大量探测器描述和模拟工具的软件系统(GEANT3)模拟球状水模体中辐射剂量密度分布的特性,并分析了这种分布规律与放射源特性、焦斑大小的关系。

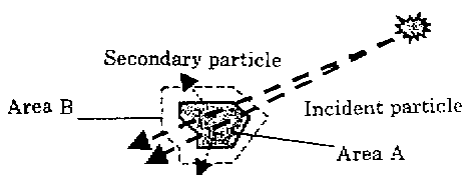


图 1 射线对病灶周围区域的影响示意图

Fig.1 Effect of radiation on the area around focus

1 模型的建立

模拟计算模型的探测器几何形状为球体,其构成材料是水(H_2O)。在模型中将源的准直特性和病灶体积作为主要的变化参量,研究其对水球体中辐射剂量密度分布的影响。为此,我们建立了 3 组计算模型,在实际模拟计算时,3 种模型水球探测器的半径均取 $R = 15.0\text{cm}$ 。

1.1 绝对准直的点放射源(模型 1)

放射源选 ^{60}Co γ 源,双能 γ 粒子的能量为 1.33MeV ,放射源截面直径为 0(点源),完全对心入射。水球探测器的半径为 R ,按照径向划分成若干层(n),每一层球壳的厚度 $d = R/n$,内层球心可以看成病灶。模型的几何剖面见图 2。

1.2 有一定张角的点放射源(模型 2)

放射源选 ^{60}Co γ 源,双能 γ 粒子的能量为 1.33MeV ,放射源截面直径为 0(点源),对水球体保持一定张角 β 。水球探测器的半径为 R ,球心处放置一半径为 R_c 的球核(即病灶,材料是水),其余部分按径向划分成若干层(n),每一层球壳的厚度 $d = (R - R_c)/n$ 。设源到球心的距离为 L ,限定 β 满足 $\sin(\beta) = R_c/L$ 。模型的几何剖面见图 3。

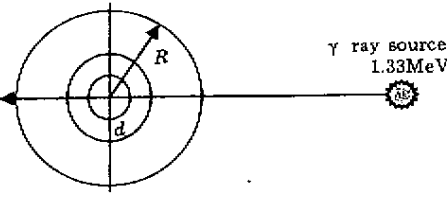


图 2 模型 1 几何剖面图

Fig.2 Geometric section of model 1

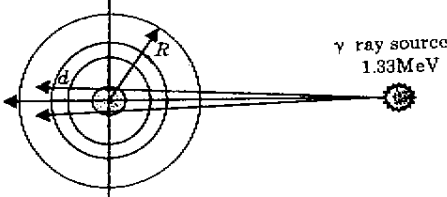


图 3 模型 2 几何剖面图

Fig.3 Geometric section of model 2

1.3 有一定分布面积的准直放射源(模型 3)

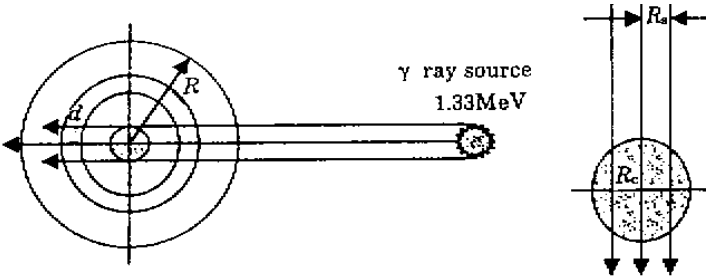


图 4 模型 3 几何剖面图

Fig.4 Geometric section of model 3

放射源为⁶⁰Co γ 源,双能 γ 粒子的能量为 1.33MeV,放射源截面半径为 R_s (面源),射线保持在以面源为底的圆柱体范围内,与轴平行。水球探测器的半径(亦称对心距离)为 R ,球心处放置一半径为 R_c 的球核(即病灶,材料是水),其余部分按径向划分成若干层(n),每一层球壳的厚度 $d = (R - R_c)/n$ 。模型的几何剖面见图 4。

2 模拟结果和分析

模拟计算结果得到不同半径处的球壳上所沉积的能量(GeV),以及各个球壳中能量的平均分布密度(GeV/cm³)。由于我们考察的是密度的相对变化规律,所以在计算密度时舍弃了球体积公式的常量 $4\pi/3$,在模型 1 中更舍弃了半径常量 R^3 。模型 1 的计算结果见表 1。表中,与病灶中心的距离的单位为 cm(下同)。

表 1 模型 1 的计算结果($R = 15.0\text{cm}$)

Table 1 Calculation results of model 1

R_c/cm	n	$\epsilon \cdot E_0$				$\epsilon \cdot E_0(15\text{cm})$
		(1/10)	(1/100)	(1/1000)	(1/10000)	
0.015	1000	0.035	0.1	0.3	0.93	1/1916000
0.025	600	0.062	0.152	0.47	1.59	1/713000
0.03	500	0.074	0.19	0.58	1.98	1/470400
0.0375	400	0.091	0.244	0.73	2.5	1/293000
0.05	300	0.12	0.32	1.0	3.6	1/165340
0.075	200	0.18	0.48	1.54	5.66	1/68900
0.15	100	0.35	0.95	3.4	12.15	1/16600

通过考察 ϵ/E_0 值随水球半径及球心大小(球心可看作是病灶, E_0 是病灶上的平均能量密度)的变化关系,可以看出随病灶体积的增加,辐照剂量密度随半径的减小趋势不断减缓。对于 0.03cm 直径的病灶,能量密度在距病灶中心 0.93cm 处已经降到 1/10000 以下;然而对于 0.

3cm 直径的病灶,能量密度在距病灶中心 $\sim 1\text{cm}$ 处仅仅降到 1% 左右,到 12cm 以远才降至 1/10000。也就是说,对大尺寸病灶的辐照治疗,对周围组织的损伤程度、损伤范围都要大得多。

表 2 为模型 2 的计算结果。由表 2 可见,考察 ϵ/E_0 值随半径及病灶大小的变化关系,可以看出随病灶体积的增加,辐照剂量密度随半径的减小趋势不断减缓。对于 0.1cm 直径的病灶,能量密度在距病灶中心 0.35cm 处已经降到 1% 以下;对于 2.0cm 直径的病灶,能量密度在距病灶中心 8.6cm 处才降到 1% 左右,到 15cm 以远才降至 1/300。同样,在对大尺寸病灶的辐照治疗情况下,对周围组织的损伤程度、损伤范围都要大得多。而且我们可以注意到,病灶半径在 0.5cm 以上时,整个球体中各处的能量密度都在病灶处能量密度的 1‰ 以上。

表 2 模型 2 的计算结果

Table 2 Calculation results of model 2

R_c/cm	n	$\epsilon \cdot E_0$				$\epsilon \cdot E_0(15\text{cm})$
		(1/10)	(1/100)	(1/1000)	(1/10000)	
1.0	100	2.3	8.6			1/300
1.0	1000	2.3	8.6			1/366
0.9	100	2.16	7.75			1/379
0.8	100	1.87	6.7			1/487
0.7	100	1.65	5.85			1/617
0.6	100	1.43	4.9			1/819
0.5	100	1.18	4.03	14.2		1/1200
0.5	1000	1.1	3.9	14.2		1/1440
0.4	100	0.95	3.1	11.35		1/1825
0.3	100	0.74	2.3	8.3		1/3300
0.2	100	0.49	1.5	5.2		1/7500
0.1	100	0.26	0.75	2.4	8.9	1/30000
0.05	300	0.1	0.35	1.1	3.95	< 1/100000

表 3、4 是模型 3 的两种计算结果。由表 3 可见,在模型 3 中,固定放射源的半径,病灶半径的影响,规律与上述两种情形相同。

由表 4 可见,在 1/10、1/100、1/1000 的剂量密度变化率情况下,源半径越大其趋势越缓慢,其影响很小(R_s 变化 10 倍,相同变化率的对心距离变化不超过 15%)。

表 3 模型 3 的计算结果($R_s = 0.01\text{cm}, n = 100$)

Table 3 Calculation results of model 3 ($R_s = 0.01\text{cm}, n = 100$)

R_c/cm	$\epsilon \cdot E_0$				$\epsilon \cdot E_0(15\text{cm})$
	(1/10)	(1/100)	(1/1000)	(1/10000)	
1.0	2.07	7.55			1/390
0.9	1.88	6.74			1/480
0.8	1.65	5.85			1/600
0.7	1.45	5.13			1/790
0.6	1.23	4.23	14.8		1/1080
0.5	1.04	3.54	12.6		1/1490
0.4	0.82	2.71	9.9		1/2330
0.3	0.65	2.03	7.3		1/4140
0.2	0.46	1.33	4.6		1/9400
0.1	0.27	0.69	2.2	7.8	1/39200

表 4 模型 3 的计算结果($R_s = 0.5\text{cm}, n = 100$)

Table 3 Calculation results of model 3 ($R_s = 0.5\text{cm}, n = 100$)

R_s/cm	ε/E_0				$\varepsilon/E_0(15\text{cm})$
	(1/10)	(1/100)	(1/1000)	(1/10000)	
0.50	1.19	4.04	14.2		1/1190
0.45	1.14	3.84	13.6		1/1270
0.40	1.12	3.79	13.5		1/1310
0.35	1.08	3.64	13.0		1/1390
0.30	1.08	3.61	12.9		1/1410
0.25	1.06	3.61	12.8		1/1460
0.20	1.05	3.57	12.6		1/1500
0.15	1.05	3.52	12.6		1/1500
0.10	1.05	3.54	12.7		1/1490
0.05	1.04	3.53	12.5		1/1490

上面的数据分析是固定 ε/E_0 来考察其相应对心距离与病灶半径的关系,结果显然是给出了线性关系。现在考察在固定对心距离的情况下, ε/E_0 与病灶半径的关系。表 5 和表 6 中给出了固定对心距离 $R = 1、5、10、15\text{cm}$ 时,不同病灶半径情况下的 ε/E_0 值。

表 5 $\varepsilon/E_0(\%)$ 与病灶半径的关系(模型 2 的结果)

Table 5 $\varepsilon/E_0(\%)$ vs radius of malignant region (model 2)

R/cm	R_c/cm									
	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
1	0.559	2.23	5.10	9.22	14.4	21.0	29.3	41.2	65.2	100
5	0.0282	0.110	0.250	0.436	0.684	0.972	1.32	1.69	2.14	2.67
10	0.00817	0.0315	0.0712	0.126	0.197	0.279	0.374	0.485	0.629	0.771
15	0.00333	0.0133	0.0303	0.0548	0.0833	0.122	0.162	0.205	0.263	0.333

表 6 $\varepsilon/E_0(\%)$ 与病灶半径的关系(模型 3 的结果)

Table 5 $\varepsilon/E_0(\%)$ vs radius of malignant region (model 3)

R/cm	R_c/cm									
	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0
1	0.456	1.77	4.00	6.73	10.8	14.9	20.7	26.9	51.8	100
5	0.0225	0.0872	0.196	0.343	0.538	0.754	1.04	1.34	1.71	2.05
10	0.00646	0.0250	0.057	0.0985	0.156	0.218	0.298	0.386	0.483	0.603
15	0.00255	0.0106	0.0242	0.0429	0.0671	0.0926	0.127	0.167	0.208	0.256

对于表 5 和表 6 中每一组固定 R 值的 ε/E_0 数据与 R_c 的拟合结果均为二次关系。令 $Y = \varepsilon/E_0, X = R_c$, 则有 $Y = AX^2 + B$ 的关系成立。

3 ^{60}Co 放射源中 β 粒子的影响

模拟计算中我们选择了 ^{60}Co 为放射源。 ^{60}Co 的衰变特性见表 7。

表 7 ^{60}Co 的放射性特性
Table 7 Characteristics of radiation of ^{60}Co

半衰期(测定年份) Half - life (Date of measurement)	衰变类型及 β 射线能量 Decay scheme and β - ray energy/MeV	衰变类型及 γ 射线能量 Decay scheme and γ - ray energy/MeV	主要生产方式 Ways of production
5.263A(1963)	β^- 0.318(99.9%)	γ 1.173(99.86%)	$^{60}\text{Co}(n,\gamma)$
	1.491(0.1%)	1.3331(99.98%)	$^{60}\text{Co}(d,p)$

在模型中我们设计了用单能量 1.33MeV 的 γ 射线来替代双能量的 γ 源,经过计算,与使用 1.25MeV 的平均能量 γ 射线来替代的结果一致。

对于电子,研究中常用铝作为其参考吸收物质。单能量的电子在铝中的射程 $R_e(\text{mg}/\text{cm}^2)$ 与入射电子的能量 $E_e(\text{MeV})$ 的关系可以表示为

$$R_e = 412 E_e^{1.265-0.095\ln E_0} \quad (0.01\text{MeV} < E_e \leq 2.5\text{MeV})$$
$$R_e = 530 E_0 - 106 \quad (2.5\text{MeV} \leq E_e \leq 20\text{MeV}) \tag{1}$$

通过式(1)就可以用 ^{60}Co 的 β 粒子能量0.318MeV来估算 R_e

$$R_e = 412 \times 0.318^{1.265-0.095\ln 1.9} = 103.71$$

考虑到计算中使用水来模拟人体组织,水的质量密度 $\rho_w = 1000\text{mg}/\text{cm}^3$,这样可以大致估算 β 粒子在水模体中的射程 $R_L(\text{cm})$ 为

$$R_L = R_e/\rho_w = 103.71/1000 \approx 0.104$$

可以看出,在我们模拟计算的模型中, ^{60}Co 的 β 射线对计算结果基本没有影响,因为 β 射线只能深入到0.1cm左右。按照 β 射线在水中射程的算法,用空气的质量密度 $1.29\text{mg}/\text{cm}^3$ 来计算, β 射线在空气中的射程大约是80.4cm。模拟计算的结果也表明,在钴源距离水模体1m左右时,空气对 β 射线的阻挡作用非常显著,在水模体处基本上没有 β 射线的能量沉积,在没有空气阻挡(其余空间为真空)时,该能量(0.318MeV)的电子能量沉积的深度不会超过0.2mm。

β 射线的模拟计算模型如图5所示。在模拟计算过程中,通过变化 L (β 源到水模体的距离)来考察 β 射线对水模体作用的深度,分析 β 射线是否对 γ 的深层放射治疗具有显著影响。对于0.318MeV β 源的模拟计算结果显示:当 $L \geq 30\text{cm}$ 时,在水模体各层均探测不到 β 射线的能量沉积;当 $L = 0\text{cm}$ 时,只在最上一层中有 β 射线的能量沉积($H = 20\text{cm}$, $n = 1000$,水模体在水平面上的截面大小为 $20\text{cm} \times 20\text{cm}$),即其作用深度不超过 $H/n = 0.02\text{cm} = 0.2\text{mm}$ 。随着 β 粒子能量的增加,其对水模体的作用深度有所增加,但是即使到了1MeV能量的 β 射线,其作用深度也不超过5mm。

总之,可以认为在我们计算的模型中, ^{60}Co 的0.318MeV能量的 β 射线对病灶及其邻近区域不产生辐射能量贡献。对于浅部癌治疗,由于病灶在浅层组织或者表皮,不采用 γ 射线辐照,只使用 β 放射源,由于 β 粒子穿透性差,也只会表层发生作用,不影响到更深范围的肌体组织。

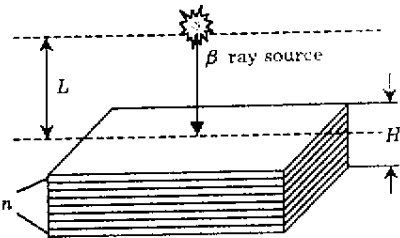


图 5 β 射线对水模体的模拟计算模型
Fig.5 Simulated calculation model of β ray interaction with water ball

4 结 论

模拟计算结果得到了不同半径处的球壳上能量沉积(GeV)的分布,以及放射源的几何特性对该分布的影响。在 γ 射线对病灶的照射过程中,对其周围组织也造成了一定的损伤。病灶越大,辐照对周围组织的影响范围也就越大。放射源准直特性越好,聚焦范围越小,辐照对周围组织的影响范围也就越小。但是在周围组织中累计的剂量主要是由病灶的大小决定的,也就是说,治疗更大的病灶必然会对周围组织造成更大范围、更深程度的辐照损伤。通过模拟分析,我们认为在结合大量实验的基础上,完全可以给出详实的医用参考数据表,对于放射治疗的临床应用具有重要的意义。

参 考 文 献

- 1 American Institute of Physics. Particle physics booklet, 1994. 225
- 2 GEANT3 用户手册, BASE040
GEANT3 user menu, BASE040
- 3 HBook user Guide, Version 3, CERN
- 4 PAW - Physics Analysis Workstation. The Complete Reference, Version 1.07, CERN

Simulation of the distribution of radiation dosage density in water ball

TANG Yu WU Xiaoyi YIN Zejie

(Department of Modern Physics, University of Science and Technology of China, Hefei 230027)

Abstract

This article analyzed the distribution of radiation dosage density in water ball, the size of malignant region and the characteristics of radiation source were concerned as main factors. All works were based on the numeric simulation by GEANT3 system.

Key words GEANT3, Water ball, Focus, Distribution of radiation dosage density

CLC TL82, 0571.1