

基于 Monte Carlo 模拟法快速计算电子束放射治疗的剂量分布

翁学军, 罗立民, 汪家旺

(东南大学生物科学与医学工程系, 江苏南京 210096)

摘要: 本文运用 MC(Monte Carlo) 方法来计算电子束放疗的三维剂量分布, 以 EGS4 和 PENELOPE 为基础编制了专门计算电子束剂量分布的 MC 模拟程序 LISTMC, 以克服目前临床上采用的算法在处理人体复杂几何结构和不均匀介质时误差较大的问题. 针对 EGS4 计算时间过长的缺陷, 采取了取消体元边界对电子步长限制和代码优化等措施来提高计算速度, 当入射电子能量为 6MeV 时, 用时只有 EGS4PRESTA 的 1/10 左右; 其计算精度和 EGS4 相近.

关键词: Monte Carlo 方法; 剂量计算; 放射治疗; 电子束

中图分类号: R1441.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2002) 032045-03

Calculation of Dose Distribution in Electron Beam Radiotherapy Using a Monte Carlo Simulation Based Algorithm

WENG Xuejun, LUO Li2min, WANG Jia2wang

(Department of Biology and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing, Jiangsu 210096, China)

Abstract: In this article we present a Monte Carlo simulation based method to calculate electron beam dose distribution in radiotherapy, for MC method is good at solving particles transport issue. A MC code, LISTMC, has been developed based on EGS4 and PENELOPE to accomplish the task. In dealing with the inhomogeneous tissue and the complex geometry of human body, its results are more accurate than the methods used in practice. To reduce the lengthy computation time we used some techniques, such as reducing the limitation of boundary of voxel to the path of electron and code optimization etc. In many cases a good coincidence has been observed between EGS4 and LISTMC, but the computation time of LISTMC for 6 MeV electron beams is only 1/10 of EGS4PRESTA.

Key words: Monte Carlo method; dose calculation; radiotherapy; electron beam

1 引言

放射治疗是治疗恶性肿瘤的重要方法, 肿瘤组织和正常组织的吸收剂量比越高疗效越好. 实现高剂量比的前提是治疗前必须准确地计算出病人被照部位的剂量分布, 计算允许误差在 2%~3% 之间, 计算时间不能超过临床应用所能接受的范围(10 分钟以内). 计算剂量分布的本质是求解粒子的 Boltzmann 迁移方程:

$$\nabla \cdot \mathbf{v} n + v E_{\gamma} n = \int \mathbf{E}_s(\mathbf{v} \cdot \mathbf{y} - v) n(\mathbf{r}, \mathbf{v}) d\mathbf{v} + s \quad (1)$$

目前应用中的计算模型主要有基于实测数据的经验模型、陈化扩散方程模型和笔形束模型三类, 由于都采用了不少近似处理, 如忽略电子横向散射和背向散射, 假设介质横向无穷大等, 计算误差较大, 特别是不同组织交界处的误差可达 10% 以上. Monte Carlo 方法^[1] (MC) 擅长处理粒子的输运问题, 它从物理模型出发, 采用统计抽样技巧直接模拟粒子在人体组织中的输运过程, 间接解出 Boltzmann 方程来计算剂量分布, 具有精度高、和维度无关、可以处理任意复杂的几何结构等特点; 缺点是误差为统计误差 $xR/\sqrt{N}$, 收敛速度较慢 $O(N^{-1/2})$, 统计精度提高一个数量级, 模拟的粒子数要增加两

个数量级^[1], 计算时间过长一直阻碍着它在医学临床上的应用. 基于 MC 方法计算剂量分布的研究在国外已经开展了十多年^[5~7], 有些系统已接近临床使用的要求(如美国的 PEREGRINE 系统); 目前国内在这方面还是一片空白. 我们结合国际上的最新研究成果, 以通用的 MC 模拟软件 EGS4^[2] 和 PENELOPE^[3] 为基础, 用 VC++ 开发了专门计算电子束剂量分布的 MC 模拟程序 LISTMC, 精度介于 EGS4PRESTA 和 EGS4 (PRESTA 选项关闭) 之间, 计算速度有了大幅度提高.

2 计算方法

EGS4 是医学物理领域中使用最广泛的模拟电子和光子输运过程的 MC 模拟程序, 其计算精度为大量实验所证实, 但计算速度较慢, 远远无法满足临床要求. 和 EGS4 优先考虑计算精度相比 LISTMC 把速度放在第一位, 且 LISTMC 专门计算电子束放疗剂量分布, 考虑的介质主要为低原子序数的人体组织, 电子能量范围也从 EGS4 的几十 KeV~ 几千 GeV 缩小为 100keV~ 30MeV, 省略了对高能和低能电子的校正处理, 并采用了以下措施进一步提高速度.

21.1 对电子步传输算法的改进

LISIMC 和 EGS4 一样采用混合压缩历史记录方法处理电子和介质之间的相互作用, 在一个人为定义电子步中考虑多次散射的总体效果以减少模拟时间。在目前的几种电子步传输算法中 EGS4 标准版采用的是最简单的, 忽略了电子在一步之中的横向偏移, 采用 FermiEyes 理论处理电子运行的直线距离和曲线距离之间的关系, 相对误差较大为 $O(N^0)$ [4], 如:

$$\frac{\langle X_V + Y_V \rangle_{\text{simple}} - \langle X_V + Y_V \rangle}{\langle X_V + Y_V \rangle} = -1 \quad (2)$$

1998 年 Kawrakow 等人比较了目前存在的电子传输算法 [4], 发现 PENELOPE 采用的随机链式算法 [3] 在速度和精度之间的平衡上做得很好, 不仅远远优于

EGS4 中的方法, 也优于 EGS4 PRESTA.

所以在 LISIMC 中我们采用了随机链式算法, 从图 1 中可以看到该方法将步长 t 分成两部分:

$$t_A = tG, t_B = t - t_A \quad (3)$$

G 是 0 到 1 之间的随机数, 电子先沿初始方向传输 t_A 距离, 再依据多重散射定理和步长 t 计算出偏转角 H , 电子偏转角 H 后传输剩下的 t_B . 这样电子在该步结束时坐标值为:

$$\begin{aligned} x &= tG \sin H \cos \phi \\ y &= tG \sin H \sin \phi \\ z &= t(1 - G + G \cos H) \end{aligned} \quad (4)$$

21.2 取消体元边界对电子步的限制

计算放疗剂量分布时病人的组织结构来自 CT 扫描数据, 采用立方体体元, 边长在 1mm~5mm 之间。在 EGS4 中, 电子在一步之中是不能越过体元边界的, 体元尺寸较小时它成了限制电子传输模拟速度的主要原因。目前国外新发展的 MC 代码都突破了这一限制, 如 VMC [5] 和 SMC [7] 等都没有影响精度。LISIMC 也进行了类似处理, 电子越过体元边界后介质可能会改变, 所以电子的实际步长要重新计算: 首先根据电子当前所在体元的介质属性计算出电子步长 t 和能量损失 $\$E$, 再根据式 (3) 计算出 t_A 和 t_B , 电子运行完 t_A 后的偏转角 H 仍然根据 Moliere 理论求取, 由于不同介质的散射本领是不同的, H 角要进行如下校正:

$$H = H \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (T)_i t_i} \quad (5)$$

其中, N 是电子该步中经过的体元数目, $(T)_i$ 是第 i 个体元的散射本领和水的比值, t_i 是电子在此体元中运行的曲线距离。假设电子在 t_A 段经过 m 个体元, 在 t_B 段经过 n 个体元, 先根据电子的初始运动方向和体元的边界计算出电子在此体元中运行的直线距离 s_i , 并根据下式求出电子在此体元中实际运行的曲线距离 t_i 来:

$$t_i = \frac{2s_i}{1 + \sqrt{1 - 4s_i/t_s(E)}}, \quad i = 1, \dots, n \quad (6)$$

这里 $t_s(E) = X_0 \left(\frac{2EB^2}{E_s} \right)^2$, X_0 为介质的放射长度, $E_s =$

211.2 MeV, E 是电子的总能量。同样可以得到 $t_2, t_3, \dots, t_{m-1}$ 和 $t_{m+1}, t_{m+2}, \dots, t_{m+n-1}$, 而第 m 和 $m+n$ 个体元中运行的实际曲线距离由下面两式计算:

$$\sum_{i=1}^m t_i (S_c^i + S_r^i) = t_A (S_c^1 + S_r^1) \quad (7)$$

$$\sum_{i=m}^{m+n} t_i (S_c^i + S_r^i) = t_B (S_c^1 + S_r^1) \quad (8)$$

这里 S_c^i 和 S_r^i 表示电子该步中所经过的第 i 个体元的限制碰撞阻止本领和限制辐射阻止本领, 此式子的意义是保证电子在 $m+n$ 个体元中实际损失的能量和等于 $\$E$ 。由于既使取 $AP = 10 \text{ keV}$, S_r^i 的值也很小, 所以我们在程序中将它去掉了。而 S_m 和 S_{m+n} 的值根据公式得到:

$$s_i = t_i [1 - t_i/t_s(E)] \quad (9)$$

那么电子在每个体元中沉积的能量即为:

$$\$E_i = t_i S_c^i \quad (10)$$

21.3 电子步长上限的选取

EGS4 采用了 Moliere 散射理论来推导电子的偏转角分布, 该理论不如 PENELOPE 采用的 Goudsmid Saunders 理论精确, 但容易编程, 执行速度快, 所以 LISIMC 仍然采用它。Moliere 理论对电子步长有限制, $(b_c)/B^2 E_{20}$ 是步长的下限, 使得不同介质交界处的计算精度下降, 但对计算剂量分布的影响不大。限制步长上限 t_B 的因素主要有 [2]:

(1) $x_c^2 B < 1$, 即电子步长不能大到使 $(H = x_c \sqrt{B})$ 超过 1 个弧度, 则电子的最大步长为:

$$t_B = \frac{(E_{MS} B^2 / x_c)^2}{\ln [b_c (E_{MS} B / x_c)^2]} \quad (11)$$

(2) 根据电子步的直线距离和曲线距离的关系有:

$$(t - s) < tE \quad (12)$$

EGS4 取 $E = 0.13$ 。对多重散射步长上限的选取必须具体问题具体分析, 当入射电子能量较低和传输介质为高原子序数材料时, 对步长上限的选取要求很严格; 但放疗中涉及的是低原子序数的人体组织, 入射电子能量在 6 MeV~30 MeV 之间, 采用较小的步长上限对精度不会有太大帮助, 当电子能量较低时如 $E = 0.15 \text{ MeV}$, 式 (11) 计算出的 $t_B = 0.1011 \text{ cm}$, 而 LISIMC 中体元尺寸最小为 0.1 cm, 入射电子的射程 R_P 一般在 10 cm 左右, 取这么小的步长没有什么意义。所以我们对步长上限再加一个限制:

$$t_B = \text{Max} \{ t_B, \frac{R_P}{50} \} \quad (13)$$

21.4 代码优化

LISIMC 利用 Pentium III 处理器的 SSE 指令集进行了代码优化, SSE 指令允许一次操作同时处理四个单精度浮点数, 浮点运算速度得以提高。借助于 SSE 指令 LISIMC 实现了一次同时模拟四个电子输运, 而 EGS4 只能一个电子接一个电子地模拟。实际上四个电子各发生什么作用是随机的, 这里我们假

设它们是相同的以利用 SSE 指令进行并行计算,只要这四个电子的位置足够远就不会带来过大的误差^[5],这和 VMC 中采用的历史记录重复方法在道理上是类似的。

3 验证结果与讨论

为了验证 LISTMC 的计算精度,将其和 EGS4、EGS2PRESTA 进行了比较,分别计算均匀介质中和不同介质交界处的剂量分布,这里只考虑单能点源和人为定义的体模,以去除其它因素对结果的影响。均匀介质用水($Q=110\text{g}/\text{cm}^3$)代表,不均匀介质分别采用肺($Q=0130\text{g}/\text{cm}^3$)和骨($Q=1192\text{g}/\text{cm}^3$)两种极端情况,体模大小为 $16\text{cm}@16\text{cm}@16\text{cm}$,体模由立方体体元组成,体元边长为 014cm ,入射电子取自单能点源,能量为 10MeV , $\text{SSD}=100\text{cm}$,射野为 $5\text{cm}@5\text{cm}$ 。EGS4 和 LISTMC 的参数分别选取如下: $\text{AE}=01611\text{MeV}$, $\text{AP}=0101\text{MeV}$, $\text{ECUT}=01611\text{MeV}$, $\text{PCUT}=0101\text{MeV}$, $\text{ESTEPE}=0104$,模拟的初始入射电子数为 5 百万,以保证高剂量区的相对误差在 1% 以内。计算的软硬件为:PII450, 64M 内存, Windows98 操作系统。

图 2 是均匀水模体中的深度剂量曲线, LISTMC 计算的结果比 EGS2PRESTA 要低一些,这是采用了较大步长的结果,由于采用了 PENELOPE 的电子传输算法, LISTMC 比 EGS4 要更接近于 EGS2PRESTA。

图 3 是在均匀水模体中距表面 018 厘米处插入 116 厘米厚的肺组织后的中心轴深度剂量曲线,可以看到 LISTMC 计算的水2肺交界处剂量的误差比均匀介质中要大。

图 4 中在水体模中距表面 112 厘米深度处放置一个长方体骨头($2@2@16\text{cm}^3$),射野扩大为 $10@10\text{cm}^2$,图 4 右边

是距表面 316 厘米深度 Y 坐标为 8 厘米沿 X 轴方向上的离轴比曲线, LISTMC 计算的结果和 EGS2PRESTA 的误差在 2% 以内。

在计算图 2 中数据时,比较了两种入射能量下三个代码的计算速度,电子入射能量为 6MeV 时, LISTMC 计算时间为 EGS4 的 $1/5$,只有 EGS2PRESTA 的 $1/10$ 左右。当入射电子能

量为 20MeV 时, LISTMC 的计算时间则为 EGS4 的 $1/3$, EGS2PRESTA 的 $1/6$ 。在计算速度上 LISTMC 向临床应用前进了一大步,但还有待进一步提高。由于 X 射线和 C 射线的能量沉积最后也归结为次级电子的能量沉积,该方法也有助于提高 C 射线和 X 射线剂量分布的计算速度。

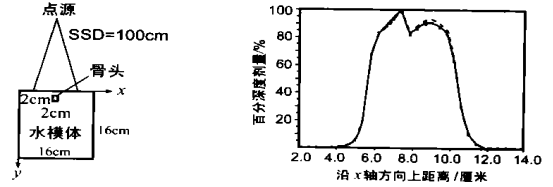


图 4 嵌入骨头的水模体中距表面 316 厘米处的离轴比曲线,直线表示 EGS2PRESTA 的结果,圆点表示 LISTMC 的结果,虚线表示 EGS4 的结果

参考文献:

- [1] 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, 1980.
- [2] W R Nelson, Hideo Hirayama, D W O Rogers. The EGS4 Code System [R]. SLAC2Repor2265, 1985.
- [3] F Salvat, J Baro, J Sempau. PENELOPE, An Algorithm and Computer Code for Monte Carlo Simulation of Electron2Photon Showers [R]. 1996.
- [4] Iwan Kawrakow, Alex F Bielajew. On the condensed history technique for electron transport [J]. Nucl. Instrum. Methods, 1998, 142: 253 - 280.
- [5] Iwan Kawrakow, Matthias Fippel, Klaus Friedrich. 3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC) [J]. Med. Phys, 1996, 23(4): 445 - 457.
- [6] Lu Wang, Cher2Shou Chui, Michael Lovelock. A patient2specific Monte Carlo dose2calculation method for photon beams [J]. Med. Phys, 1998, 25(6): 867 - 878.
- [7] P J Keall. A 3D electron beam dose calculation algorithm [J]. Med. Phys, 1996, 23(12): 2023 - 2034.

作者简介:



翁学军 男. 1969 年 3 月生于南京. 现于东南大学生物医学工程系生物电子学专业攻读博士学位, 主攻方向为放射治疗剂量计算和蒙特卡罗模拟。

罗立民 男. 1956 年出生, 1986 年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位. 现为东南大学博士生导师, 法国国家健康与医学研究院客座教授、中国电子学会生物医学电子学会副主任委员、IEEE 高级会员、国际核心刊物 IEEE 生物医学工程杂志 (EMB) 编委等. 长期从事医学图象处理和生物医学工程研究, 在国内外核心刊物发表论文 70 余篇, 主持科研开发 20 多项。