

蒙特卡罗方法在放疗计划中的应用

陈朝斌 黄群英 吴宜灿 林 辉

(中国科学院等离子体物理研究所 合肥 230031)

摘要 本文就蒙特卡罗方法在放射外科治疗计划中的应用做了初步的研究和分析。首先利用 Beam 程序模拟了 Varian 公司 Clinac 2100C 6MV X 射线加速器治疗头, 得到源皮距为 100 cm、射野大小为 5 cm×5 cm 的开放野治疗平面上的粒子相-空间信息, 并与文献进行了比较。然后把粒子相-空间信息作为输入, 利用 Dosxyz 程序计算了体模中吸收剂量的空间分布, 并与一基于解析剂量计算方法的商用治疗计划软件的结果进行了比较, 两种结果基本一致。另外, 本文还重点介绍了由患者的医学 CT 图像建立蒙特卡罗输运几何的方法和过程。

关键词 放射治疗计划, 蒙特卡罗方法, CT 图像, 剂量计算, 精确放疗计划系统 (ARTS)

中图分类号 R730.55

人体组织剂量分布计算方法基本上可以分为两大类, 即半经验解析方法和蒙特卡罗方法。

半经验解析方法包括基于离轴比 (OAR, Off Axis Ratio) 经验公式的方法, 以及基于笔束核和点核的卷积/叠加 (Convolution/Superposition) 方法等。

目前规则靶区常规放疗仍占大多数, 多叶准直器 (MLC) 在接近规则野情况下仍可使用半经验解析剂量计算方法。这些方法使用的绝大部分数据都是针对具体治疗机的实测数据, 靶区内任一点 $r(x, y, z)$ 处的吸收剂量 $D(x, y, z)$ 可表达为:

$$D(x, y, z) = \text{Mu} \cdot S_t(s) \cdot \text{TMR}(d, s) \cdot \text{OAR}(s, r) \cdot F^2 \cdot F_w \cdot F_{\text{SAD}} \cdot F_s \cdot C_p \cdot C_c \quad (1)$$

式中参数都是针对某一种能量下某一类型射线的, 都是能量的函数, s 是射野面积, d 为深度, r 为离轴半径; Mu 是治疗机剂量监测器的计数 (Monitor Unit); $S_t(s)$ 是总的散射修正因子; TMR 为组织最大比; OAR 为离轴比; F^2 为反平方修正因子; F_w 为楔形因子; F_{SAD} 为源轴距 (Source Axis Distance) 因子; F_s 为防护托盘的透射因子; C_p 为非均匀组织密度修正因子; C_c 为人体曲面修正因子。

对于复杂射野剂量分布的计算, 尤其是适形、调强放疗技术的应用, 一般采用笔束核 (Pencil Beam Kernel) 或点核 (Point Kernel) 来进行组织剂量分布的计算。在电子处于平衡状态条件下, 组织内任意点 r 的剂量 $D(r)$ 可以表示为能量注量分布和能量沉积核的卷积。实际上, 在组织密度变化较大的区域、并不满足电子平衡条件, 这时可以使用比释总能 (Terma) 和点分布函数 (Point Spread Function) 概念进行剂量计算, 点 r 处的剂量表示为:

$$D(r) = \int_E \iint_V T_E(s) h(E, r-s) d^3 s dE \quad (2)$$

其中, h 为点分布函数, T 为微分比释总能 (Terma)。

半解析剂量计算算法的精确性和适用范围是有限的, 基于测量数据的面核模型 (即离轴比公式) 只适用于开放野治疗情况, 而不适用于调强、适形放疗, 而且必须修正组织不均匀性对剂量分布的影响。笔束核可以由测量的面核通过微分运算获得, 或由蒙特卡罗粒子输运方法求解。它可以用于调强、适形放疗剂量分布的计算, 速度较快且适合射野强度分布的优化运算 (用在逆向计划中), 但其适用的前提是要求满足电子平衡条件, 且对于直接使用测量的数据进行剂量分布计算时, 因为实际很难得到微束 (细的窄束, 亦称为笔形束) 的准确放射测定数据, 因而进一步引入了剂量计算的不确定性^[1]。点核模型可以处理电子失衡区域的剂量分布计算问题, 但计算费用与优化蒙特卡罗方法 (VMC++ 等)^[2]接近。另外, 半解析剂量计算方法还需要在积分核中考虑射线污染问题, 即在计算过程中引入相关的修正。

而蒙特卡罗方法, 因为其处理复杂问题 (复杂

第一作者: 陈朝斌, 男, 1974 年出生, 1999 年毕业于西安交通大学, 核工程与核技术专业

收稿日期: 2003-11-14, 修回日期: 2005-05-15

几何、复杂的放射源布置等)的能力而成为一种不可替代的方法。蒙特卡罗方法可以精确地对放射治疗过程所涉及到的物理过程进行建模,而使用较少的近似。蒙特卡罗方法的最大不足之处在于计算强度较大,耗时较长。然而,随着计算机处理速度的大幅提升和成本的持续降低以及在蒙特卡罗方法中引入新的方差减小技巧,一些蒙特卡罗程序系统已经开始在临床中应用开来。例如,PEREGRINE 程序就是在劳伦斯利弗莫尔国家实验室专为放射治疗而开发的多粒子蒙特卡罗程序,可以作为治疗计划系统的剂量计算模块使用。Hartmann 等^[3]使用该程序计算了肺、头和脖子等位置的病灶的剂量分布,计算结果比使用笔束半经验的方法精确许多。

本文首先对 Varian Clinac 2100C 6MV X 射线治疗头进行了模拟,得到治疗平面上粒子的相空间信息,并把计算结果与文献计算结果进行了比较。然后利用我们自己开发的基于蒙特卡罗方法的精确放疗计划系统(ARTS, the Advanced/Accurate Radio-Therapy System)对一个头部实例进行了分析研究,并与 Varian 公司基于常规剂量计算方法的放疗计划软件 CADPlan6.2 计算得到的结果做了比较分析,两种结果基本一致。另外,本文还重点介绍了由患者的医学 CT 图像建立蒙特卡罗输运几何的方法和过程。

1 医用直线加速器治疗头的蒙特卡罗模拟

OMEGA 项目是加拿大国家研究委员会(NRCC)和位于 Madison 的威斯康星大学(University of Wisconsin)的合作项目,其目的是开发基于 EGSnrc 程序系统的软件包使用户能快速地建立模拟直线加速器及患者模体的应用程序。其所开发的 BEAM 程序^[4]是目前治疗机模拟方面最优秀的工具之一。BEAM 程序可用来模拟各类治疗机产生的射线束,包括直线加速器产生的高能电子束和光子束、⁶⁰Co 光子束以及深部 X 线治疗机产生的 X 线束。其主要的输出是粒子相空间(Phase space)信息数据,它记录了所有粒子到达或穿过用户所定义的几何空间时的相关信息,其中包括粒子所带电荷、能量、位置、方向和粒子的历程标记等。相空间数据通常作为继续模拟的源项输入,也可用于分析放射源的特性建立放射源模型。

蒙特卡罗粒子输运方法需要输入射野内粒子能谱分布、角分布和空间分布等有关治疗射线束特性的详细信息。按照获得这些信息的不同方式可将目前这方面的研究分为两大类:一类是用蒙特卡罗方法模拟大量粒子穿过治疗机头的输运过程,获得粒

子在模体表面的相空间数据,直接利用相空间数据作为蒙特卡罗剂量算法的输入;另一类是通过模拟得到的相空间数据进行分析,建立治疗机源模型,并以源模型为基础用蒙特卡罗方法计算模体或病人几何的剂量分布。本文使用 BEAM 程序对 Varian Clinac 2100C(图 1,钨靶,均整器为不锈钢)加速器治疗头进行模拟的主要步骤如下:1. 建立模拟加速器治疗头的用户程序和所需的光子-电子与介质相互作用的截面数据;2. 完成用户的输入,主要包括加速器治疗头各部件模块的几何定义,入射粒子束定义以及程序运行控制参数的选择;3. 进行模拟计算和分析计算的结果,并把模拟计算结果作为体模吸收剂量计算的源项输入。图 2 是模拟 Varian Clinac 2100C 6 MV X 射线(开放野,源皮距为 100 cm,射野大小为 5 cm×5 cm)得到粒子能量注量的离轴分布。能量注量在射野内分布平坦,平坦度小于 3%,次级电子和正电子的能量注量与光子能量注量相差 3 个数量级。图 3 为光子和电子与正电子能谱分布,统计区域半径为 $0 < r < 2$ cm,能量间隔为 0.1 MeV,由图中可以看出粒子的能谱在 0—6 MeV 能量范围内呈连续分布,能谱的峰值出现在 0.6 MeV 附近,射野内光子的平均能量为 1.75 MeV;电子和正电子总的能谱分布在数值上与

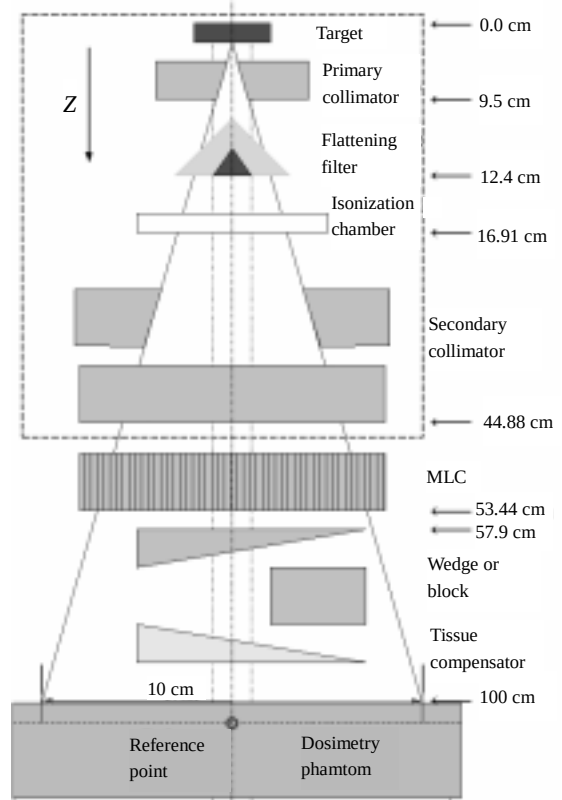


图 1 加速器治疗头建模示意图

Fig.1 The model for simulating a linac in radiosurgery

光子能谱分布相差 3 个量级左右。图 2 和图 3 说明电子和正电子污染相当小。图 4 为粒子的角分布(与射线束中心轴的夹角),主要集中在 2° 以下,峰值出现在 1.3° 附近,在治疗平面上的离轴距离为 2.27 cm,由图 2 可以看出能量注量在此处稍稍“隆起”。图 5 显示了到达治疗平面的粒子产生位置(或最后作用位置)到参考点(靶上端面, $Z=0.0$ cm 处)的相对数目分布,从图上可以看出由加速器治疗机

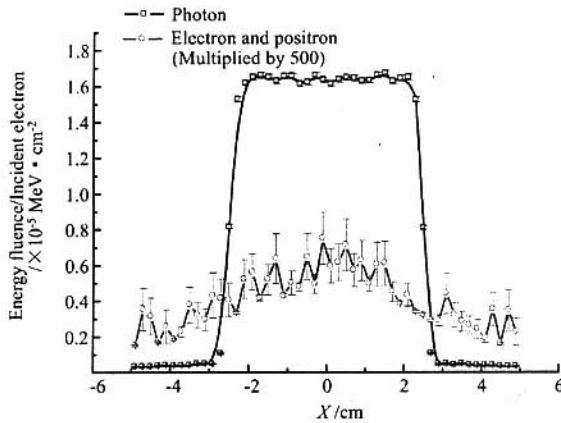


图 2 粒子能量注量离轴分布

Fig.2 Energy fluence distributions of off-axis particles

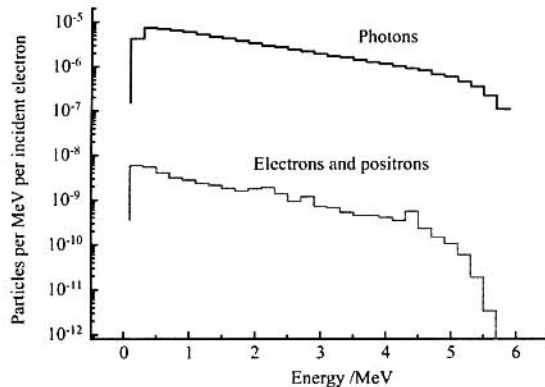


图 3 粒子能谱分布

Fig.3 Energy spectra of particles

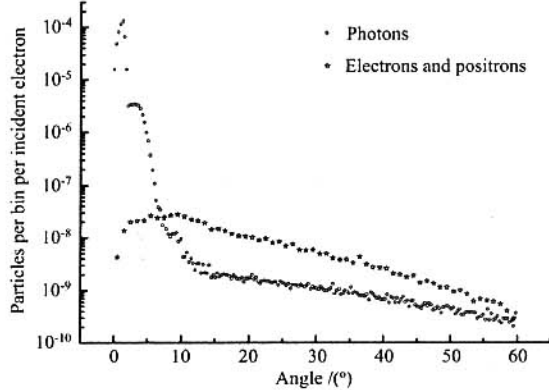


图 4 粒子角分布

Fig.4 Angular distributions of particles

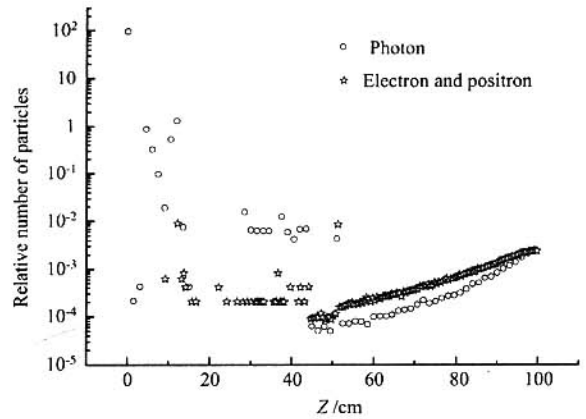


图 5 次级粒子产生或最后作用位置分布

Fig.5 Position distributions of produced or scattered secondary particles

头的各个不同部件所产生的光子以及电子和正电子的相对数目(统计区域限于照射野内)。次级电子和正电子的总产额约为光子总产额的千分之一,均整器电子产额约占电子总产额的 9.1%,二级准直器 ($Z=27.35$ cm— 44.88 cm) 的电子产额约 5.0%,电子产额的 83.0%以上来自射线束与二级准直器下面的空气相互作用。

图 6 显示了加速器各部件的光子能量注量贡献。图中给出了总光子能量注量谱、产生于靶而未经过其他部件散射的光子能量注量谱,以及最后分别被一级准直器、均整器和二级准直器散射的光子能量注量谱。经过靶产生的光子能量注量的份额为 95.43%,最后经过一级准直器散射的光子能量注量份额为 1.9%,经均整器散射的量约为 2.6%,经二级准直器散射的量略高于 0.2%。光子能量注量谱射野内平均值和 Sheikh 等^[5] (2001 年) 对同一款加速器同一能量 X 射线治疗机头模拟计算结果比较如表 1 所示。

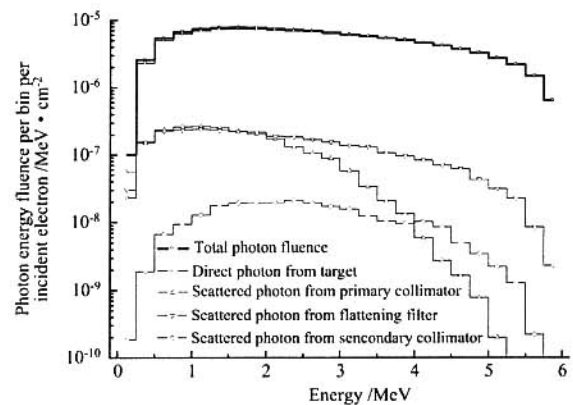


图 6 加速器治疗机头各部件光子注量分布

Fig.6 Photon fluences from different parts of the accelerator head

表 1 加速器治疗机头各部件光子能量注量贡献野内平均值所占份额 /%

Table 1 Mean photon fluence in the field from different parts of the accelerator head

	靶 Target	一级准直器 Primary collimator	均整器 Flattening filter	二级准直器 Secondary collimator
Ref.[5]	94.97±0.07	2.14±0.01	2.61±0.01	0.213±0.0
本文模拟结果 This work	95.43±0.43	1.91±0.04	2.58±0.06	0.206±0.02

图 3 已经给出了本文模拟计算得出的光子和电子与正电子能谱分布，为了与文献计算结果进行比较，本文把 Mohan^[6]等和 Sheikh 等分别模拟计算的能谱数据按各自的最大值（光子能量为 0.625 MeV）进行了归一处理，如图 7，其中统计区域半径为 0<r<2.5 cm，能量间隔为 0.25 MeV。可以看出本文的模拟计算结果 Sheikh 等的结果更接近一些。

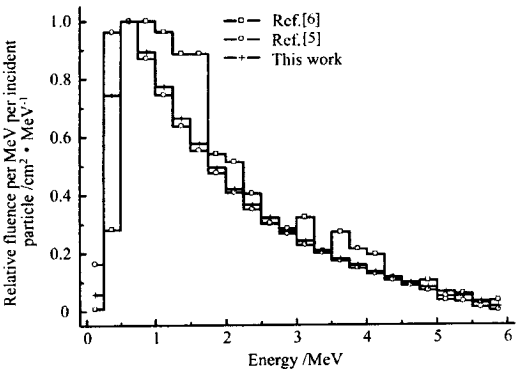


图 7 本文计算的 X 射线能谱分布与文献结果比较

Fig.7 Comparison of the photon spectra calculated here with those previously published

2 由 CT 图像数据建立病人几何

目前大部分放疗计划系统（TPS）基于测量数据采用水体模方法（即利用放射线测定水箱中测量的值作为剂量计算的依据）作为人体吸收剂量计算的几何模型，所以需要对该方法的计算结果进行修正。通常的做法是利用医学影像（如 CT 图像）上的信息获得组织修正因子，修正采用水体模计算得到的吸收剂量值，以减小或消除因几何模型材质的偏差所引入的剂量计算误差。

在实际应用当中通常认为 CT 值与组织的电子密度（即介质单位体积内电子的数目）、组织的物理密度或光子能量阻止本领成线性关系，对 CT 值的标定一般采用两段线性公式，即空气对应 CT 值为-1000，水所对应的 CT 值为 0，骨头对应的 CT 值为 1000，其他某一 CT 值所对应的物理参数通过线性插值得到。这样处理得到的组织质量密度（Mass density）分布或电子密度（Electron density）

分布不够精确，而且对于蒙特卡罗粒子输运方法而言组织的成分的精确性也很重要，所以针对人体某一部分组织的成分特点对相应 CT 值区间进行仔细地标定是必要的。

2.1 CT 值标定曲线的建立

一张 CT 图像代表了体素平均光子线性衰减系数的空间分布，CT 值的定义为：

$$H = 1000 \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w}$$
 (3)

其中， μ_m 为靶材料的光子线性衰减系数， μ_w 为标准材料（通常为水）的光子线性衰减系数。在考虑光子能谱分布 $\Omega(E)$ 时 μ_m 表示为：

$$\mu_m = \frac{\int \Omega(E) \mu_m(E) dE}{\int \Omega(E) dE}$$
 (4)

由体素的 CT 值得到体素质量密度或电子密度等信息的过程称为“CT 值标定”（CT calibration）。在常规的剂量算法中，将 CT 值转换为组织的电子密度或光子能量阻止本领计算非均匀组织修正因子一般采用两段线性公式，而蒙特卡罗粒子输运程序对输运几何的细节（如组织材料成分、密度等信息）的准确性要求非常高，主要是为准确计算光子-电子与介质相互作用的截面数据。本文采用由 Schneider 等^[7]建立的一种由已知介质的质量密度和元素组成比例计算 CT 值的化学计量刻度方法（Stoichiometric calibration），确定 CT 值对应的人体组织物理密度（图 8），精确度较高。

2.2 CT 值域分段

关于各体素所代表的元素组成（如质量百分比）的确定，文献通常是在 CT 值域区间取几个阈值而把 CT 值分成若干段，在每一个段内，元素的组成比例固定不变。例如，Ma 等^[8]（2002 年）使用空气、组织和骨头三种介质来描述人体元素成分分布。Schneider 等^[9]（2000 年）经过对不同 CT 值所对应元素组成进行插值后把 CT 值域

(-1000—1500) 等效成 24 组具有不同元素组成的介质。

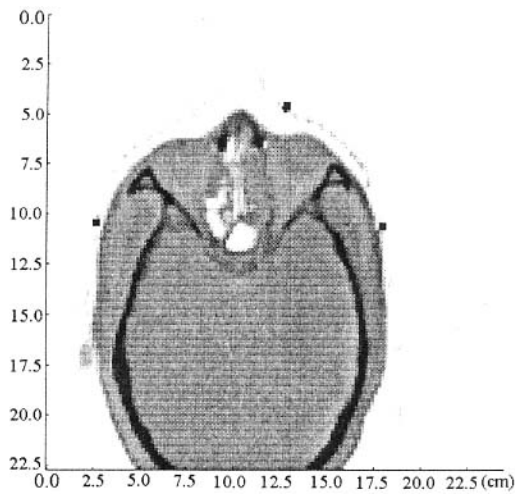


图 8 密度分布图像

Fig.8 An image showing the density distribution

通过大量的实例计算,我们发现针对 X 射线和电子线放射治疗,在由 CT 图像数据确定体模元素组成分布时,将 CT 值域划分成空气(-1000—950)、肺组织(-951—120)、脂肪组织(-121—20)、肌肉组织(-21—100)、软骨组织(101—450)和硬骨组织(451—1500)等几段就能满足剂量计算精度要求。在本文实例计算中我们采用了八段线性公式实现 CT 数与组织成分之间的转换(密度分布是由前面介绍的 CT 值标定过程得来的)。第一段代表“空气和腔组织”,由 H、C、N、O 等元素组成,CT 数范围 0—360,密度范围 0.0012—0.36 g/cm³;第二段代表“部分充气组织”,属过渡段,其成分类似于肺部组织,由 H、C、N、O、P、Na、S、Cl、K 等元素组成,CT 值范围 360—900,密度范围 0.36—0.90 g/cm³;第三段代表“脂肪组织”,由 H、C、N、O、Na、Mg、S、Cl 等元素组成,CT 数范围 900—995,密度范围 0.90—0.99 g/cm³;第四段代表“与水近似的组织”,属过渡段,成分为水,CT 值范围 995—1005,密度范围为 0.99—1.01 g/cm³;第五段代表“大脑组织”,由 H、C、N、O、P、Na、S、Cl、K 等元素组成,CT 数范围 1005—1060,密度范围 1.01—1.07 g/cm³;第六段代表“皮肤组织”,由 H、C、N、O、P、Na、S、Cl、K 等元素组成,CT 数范围 1060—1100,密度范围 1.07—1.10 g/cm³;第七段代表“软骨和骨松质”,由 H、C、N、O、Ca、P、Na、Mg、S、Cl、K、Fe 等元素组成,CT 数范围 1100—1300,密度范围 1.10—1.33 g/cm³;第八段代表“头盖骨结构”,由 H、C、N、O、P、Na、S 等元素组成,

CT 数范围 1300—2250,密度范围 1.33—1.92 g/cm³。最后生成的人体头部体模的密度范围是:0.0012—1.92 g/cm³。

图 8 为一患者头部的一张 CT 切片经过上述方法处理后密度分布的灰度图像,颜色由浅到深的变化对应密度由小到大(0.0012—1.92 g/cm³)的变化。在蒙特卡罗计算过程中考虑计算机存储容量问题,从图像的左上角开始把相邻 4×4 个体素合并成为一个体素,合并后体素的 CT 值为相邻 4 个体素 CT 值的平均值。图 9 为其对应的材料分布图(128×128 体素),共包括八种(白色背景为第一种材料,即空气)具有不同元素组成的材料,与前面介绍的 CT 分段一一对应。已知材料组成成分和材料密度,即可生成蒙特卡罗粒子输运程序所需的光子-电子与介质相互作用的截面数据,在计算碰撞阻止能时利用 ICRU 第 37 号报告公布的密度效应修正数据做了修正。

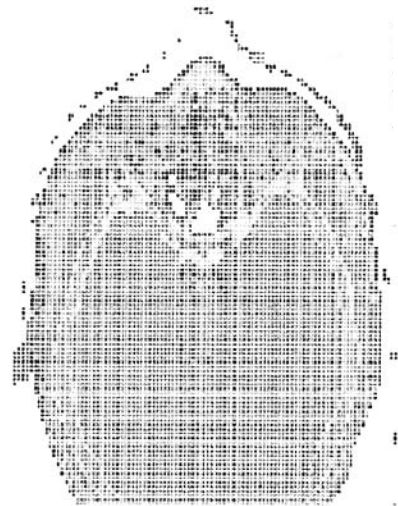


图 9 体元材料分布图像

Fig.9 An image showing the material distribution

3 剂量分布计算与讨论

DOSXYZ 程序^[10]采用的坐标系固定在体模上,X-Y 平面与 CT 图像所在平面重合,向右为 X 轴正方向,向下为 Y 轴正方向,Z 轴垂直进入 CT 图像所在平面。图 10a 为该头部实例一 CT 切片图像(反色显示)中有一个假想的病灶区域(见图中的标记),在蒙特卡罗模拟中采用 5 cm×5 cm 开放野,6 MV 光子,即采用前面 BEAM 模拟的粒子相空间数据作为放射源输入。图 10a 为使用蒙特卡罗方法计算得到的剂量分布情况;图 10b 为 CADPlan6.2 治疗计划软件计算得到的剂量分布情况。该治疗计划系统采用基于测量数据的离轴比(OAR)剂量计算公式计

算体模的剂量分布, 该程序在计算过程中修正了体模轮廓和组织不均匀的影响, 其中组织不均匀修正采用了 Batho Power Law (TAR) 修正算法。图中显示了按“靶区”最大值剂量归一后的 60%、70%、80%、90% 和 100% 等剂量线分布曲线。在进行了组织修正后, 图 10b 中 100% 等剂量线左边部分有明显的向下“凸出”, 这是因为在射线经过的区域有较多的腔组织, 组织平均密度小, 对 X 射线的衰减相对较小。图 10a 中射野边缘的剂量分布衰减很快,

而 10b 中的衰减要缓一些, 这主要两方面的原因造成的: 1、基于测量数据的离轴比计算方法采用不同开放野下测量数据插值得出的 5 cm×5 cm 射野所对应的数据; 2、放射性测定所采用的探测器具有一定的体积而造成的测量偏差。图 11 分别显示了靶区和整个头部的积分剂量-体积直方图 (DVH)。两种计算方法中靶区的 DVH 图比较接近, 整个头部的 DVH 有一些差别。总的来说, 两种方法计算得到的剂量分布符合较好。

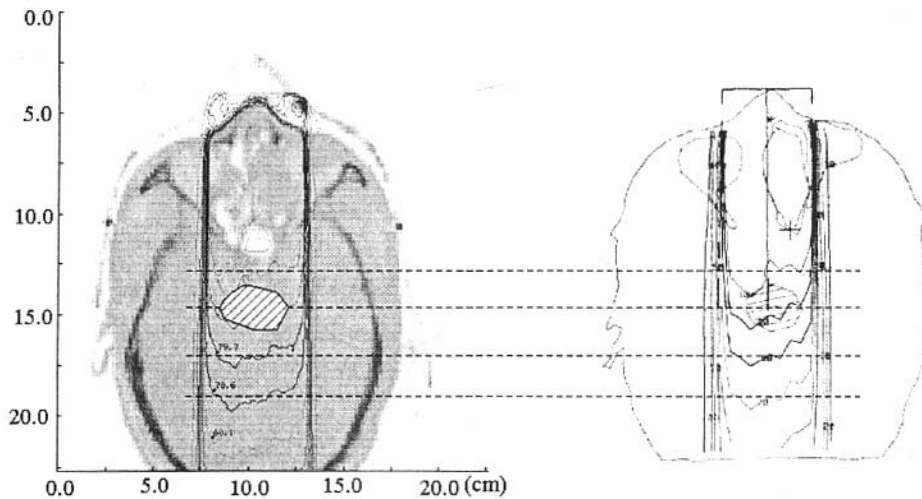


图 10 (a) 蒙特卡罗方法计算的体模剂量分布; (b) 离轴比方法计算的体模剂量分布

Fig.10 (a) Isodose distribution in the phantom calculated by Monte Carlo method; (b) The dose distribution calculated by OAR method

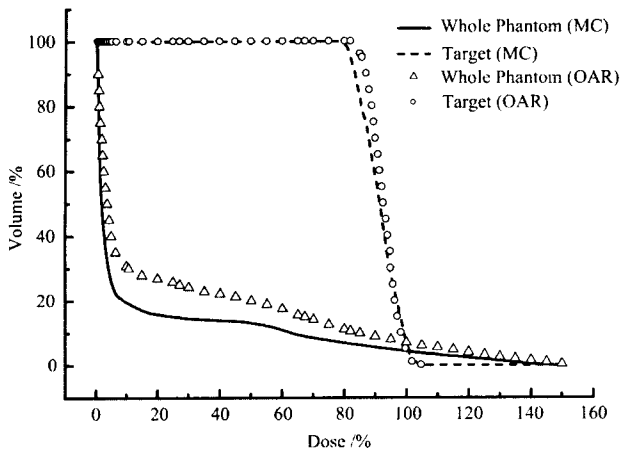


图 11 靶区和整个头部的积分 DVH 图比较

Fig.11 Dose volume histogram for target and the head

通过比较分析, 蒙特卡罗粒子输运方法和半经验解析方法 (OAR) 求解体模吸收剂量分布都能满足一定计算精度, 在 OAR 方法做了人体轮廓修正和组织非均匀修正后, 两种方法的计算结果符合较好。很明显常规剂量计算方法的计算精度依赖于细

致的组织修正算法, 而修正算法中普遍采用各种近似处理将导致剂量分布上的误差, 尤其是在靠近不同组织界面附近误差就更大。

Rogers^[11]撰文指出, 半经验解析方法在病人非均匀组织区域的偏差会很大, 可导致 10%—20% 的剂量计算偏差。相对来说, 蒙特卡罗采用直接模拟粒子在非介质中的输运过程而采用较少的近似处理, 这些优点使得蒙特卡罗方法成为目前求解粒子输运的最精确的方法, 尤其在处理复杂输运几何和复杂照射方案的情况下, 蒙特卡罗方法具有更大的优势。但是蒙特卡罗方法计算费用高昂, 目前计算条件下适合于作为校准工具为快速的剂量计算方法提供基本数据。

4 结论

蒙特卡罗方法与常规的基于离轴比的剂量计算方法相比, 在采用了基于 CT 图像的 TAR 组织不均匀修正后, 病人几何剂量分布和靶区积分 DVH 图符合得不错。在局部区域的两种方法得到的剂量分

布有一定的差异,这主要是因为常规剂量计算方法中组织不均匀性的修正算法没有考虑次级电子的输运过程以及测量数据的精度等因素。

放射线治疗设备的研究和分析一直是蒙特卡罗方法在医疗领域中应用的一个重点,也是应用蒙特卡罗方法进行剂量计算的一个重要环节。本文对 Varian 公司的 Clinac 2100C 加速器治疗头进行了模拟,结果与国外的研究人员计算的结果接近或一致,证明了加速器治疗机头的模拟计算结果的准确性,这也保证了体模剂量分布计算的准确性。

不均匀组织或不同组织界面处在放射过程中电子处于非平衡状态,这些区域的剂量分布特点以及对常规剂量计算方法的影响将是进一步研究的重点内容。

参考文献

- 1 Komanduri M A, Steve B J. *Med Dosim*, 1998, **23**(3): 161—167
- 2 Kawrakow I. *Proceedings of the Monte Carlo 2000 Conference*, Berlin: Springer, 2001
- 3 Hartmann Siantar C L, Bergstrom P M, Daly T P, *et al.* PREPRINT for the 11th International Congress of Radiation Research Dublin, Ireland, 1999
- 4 Rogers D W O, Faddegon B A, Ding G X, *et al.* *Med Phys*, 1995, **22**: 503—524
- 5 Sheikh B D, Rogers D W O. *Med Phys*, 2002, **29**: 391—402
- 6 Mohan R, Chui C, Lidofsky L. *Med Phys*, 1985, **12**: 592—597
- 7 Schneider U, Pedroni E, Lomax A. *Phys Med Biol*, 1996, **41**: 111—121
- 8 Ma C M, Li J S, Pawlicki T, *et al.* *Phys Med Biol*, 2002, **47**: 1671—1690
- 9 Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W. *Phys Med Biol*, 2000, **45**: 459—464
- 10 Walters B R B, Rogers D W O. *DOSXYZnrc Users Manual*, NRCC Report PIRS-794, 2002
- 11 Rogers D W O. *Med Phys*, 2002, **58**(2): 63—70

Application of Monte Carlo techniques in radiation treatment planning

CHEN Chaobin HUANG Qunying WU Yican LIN Hui

(*Institute of Plasma Physics, the Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031*)

Abstract Application of Monte Carlo techniques in radiation treatment planning is described in the paper. The Monte Carlo code BEAM is used to model Varian Clinic 6 MV X-ray treatment head and also a CT based HEAD phantom is simulated with DOSXYZ code using the BEAM output phase space data as the incident radiation source. Results of the simulations are presented, and compared with the Off-Axis Ratio (OAR) based method with tissue-air ratio algorithm for inhomogeneity corrections in photon beam dose calculations. The isodose lines and the cumulative dose-volume histogram of the TARGET in the two kinds of methods are in good accordance, with just slight deviation in some regions. In addition, the method of how to build a Monte Carlo geometry from the CT images of a patient is discussed in the paper.

Key words Radiation treatment planning, Monte Carlo techniques, CT image, Dose calculation, the Advanced/Accurate RadioTherapy System (ARTS)

CLC R730.55