

## 电子束全身皮肤照射剂量测定和分析

黎杰, 李建, 祁国海, 万斌, 赵艳群, 徐珂, 窦绍宇

中图分类号: R144 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2009)03-0277-03

**【摘要】** 目的 对电子束全身皮肤照射进行剂量学参数的测量。方法 在 Varian23EX加速器上采用双机架六野照射技术, 使用平行板电离室、胶片、热释光元件等对源皮距 400 cm 处 6 MeV 电子束的剂量学参数进行测量。结果 治疗平面的剂量场均匀性到达  $\pm 5\%$ 。单照射野体表剂量 80% 以上, 最大深度 0.6 cm, 80% 和 50% 剂量深度分别为 1.10 cm 和 1.42 cm。双机架六野最大剂量深度接近皮肤表面, 80% 和 50% 剂量深度分别为 0.40 cm 和 1.00 cm 处。X 射线污染为 2.2%。累积因子平均值 3.05。结论 全身电子束照射条件下电子束剂量特性与常规条件下特性有很大不同, 必须通过实际测量来为临床照射提供依据。

**【关键词】** 电子束; 全身皮肤照射; 剂量学

The Measurement and Analysis of the Dosimetry of Total Skin Electron Irradiation LI Jie, LI Jian, QI Guo-hai et al  
Department of Radiation Oncology, Sichuan Tumor Hospital, Chengdu 610041, China

**【Abstract】** Objective To measure the dosimetry of Total Skin Electron Irradiation. Methods Varian23EX linear accelerator was used to produce electron. Dosimetric characteristics in SSD 400 cm were measured with Parallel-Plate chamber, TLD by using the six-field technique. Results A uniformity of  $\pm 5\%$  of the treatment plane is achievable. In single field, the skin dose was more than 80%, depth of the max dose was 0.6 cm, depth of 80% and 50% dose were 1.10 cm and 1.42 cm. For six-field, depth of the max dose was nearly on the skin, depth of 80% and 50% dose were 0.40 cm and 1.00 cm. The X-ray contamination was less than 2.2%. Multiplication factor was 3.05. Conclusion The dosimetric characteristics in TSET were much different from the general single beam. The measurement before the treatment is necessary.

**【Key words】** Electron; Total Skin Irradiation; Dosimetry

电子束全身照射 (Total Skin Electron Irradiation, TSET) 在临床上主要用于治疗皮肤浅表恶性肿瘤, 如蕈样霉菌病等<sup>[1]</sup>。采用的照射技术有双机架角多野照射, 旋转机架弧形照射, 患者旋转照射, 单野远距离照射等。本次测量将采用 AAPM23号报告推荐的, 由斯坦福大学医学院创立的双机架六野照射技术。由于电子线全身照射治疗距离远大于常规照射采用的源皮距 100 cm, 且旋转机架多野照射, 因此必须单独实测剂量参数, 如百分深度量、射野内剂量均匀性等。

### 1 材料和方法

1.1 照射条件 测量在 Varian23EX 加速器 6 MeV 电子束的高剂量率 (1000 MU/m<sup>2</sup>/min) 模式下进行。准直器 0°, 无限光筒, 等中心处射野大小为 34 cm × 34 cm, 有机玻璃散射屏尺寸为 200 cm × 100 cm × 0.5 cm, 置于测量平面前 20 cm 处。

1.2 剂量测量设备 PTW UNIDOS 剂量仪, PTW 0.6 cc 指形电离室, PTW Markus2343 平行板电离室, WELLHOFER 片状固体水模, 四川大学仿真人体体模, GAFCHROMIC EBT 免冲洗胶片, R1113 胶片分析系统, BR2000 系列热释光剂量测量系统。

### 1.3 剂量学参数测量方法

1.3.1 双机架角度的确定 在 AAPM23号报告中要求在治疗平面, 160 cm × 60 cm 的范围内, 垂直方向剂量均匀度不超过  $\pm 8\%$ , 水平方向剂量均匀度不超过  $\pm 4\%$ 。根据本单位加速器和机房的实际情况, 单一照射野无法到达此要求, 因此机架角必须在水平方向上下各旋转一定角度, 两个射野叠加起来形成满足临床需要的照射野。具体机架角度可以采用理论计算<sup>[2]</sup>和实测的方法来确定。我们将 TLD 元件和胶片同时置于治疗平面的长轴和短轴方向离中心不同距离的位置, 分别测量机架沿水平方向旋转  $\pm 10^\circ$  至  $\pm 20^\circ$  时的剂量分布。根据结果选择均匀性最好的角度。

1.3.2 测量实际治疗条件下的百分深度曲线和 X 射线污染 百分深度曲线的测量采用平行板电离室和胶片同时进行。据相关文献中<sup>[3]</sup>的数据得知, 机架处于水平位置时单野照射所测量得到的 PDD 与双机架角单野照射所测的 PDD 数据基本没有区别, 因此我们使用平行板电离室测量单野时的 HDD 曲线, 用胶片测量双机架单野照射和双机架 6 野照射的 PDD 曲线。将平行板电离室垂直放置于固体水模中, 固体水表面固定源皮距 400 cm, 通过改变深度测量出 0.1 cm 至 2.0 cm 深度的电离量得到 PDD 曲线。将 EBT 胶片置于固体水所在野的中心层面, 分别测量双机架单野照射和双机架 6 野照射的 PDD 曲线。胶片通过 R1113 系统处理后得出所需参数。相关参数计算公式<sup>[4]</sup>:

$$\text{表面最大能量 } E_{p0} = 1.95R_p + 0.48 \quad (1)$$

$$\text{表面平均能量 } E_0 = 2.33R_0 \quad (2)$$

$$\text{深度 } z \text{ 处平均剂量 } E_z = E_0(1 - Z/R_p) \quad (3)$$

其中,  $R_p$  为电子束的射程,  $R_0$  为半峰值深度。

双机架单野下使用电离室在模体中测量 X 射线污染, 计算公式为:

$$\text{X射线污染} = D_{10}/D_{\max} \quad (4)$$

其中  $D_{10}$  为模体中 10 cm 深度的剂量,  $D_{\max}$  为最大剂量点剂量。

1.3.3 实际照射条件下绝对剂量的校准和累积因子的确定 选择电子束 6 MeV, 剂量率 1000 MU/m<sup>2</sup>/min, SSD 100 cm,  $d_{\max}$  处用平行板电离室校准 100 MU = 100 cGy。再换至实际照射条件, 即将体模置于治疗位置, 在深度 0.6 cm 处测量绝对剂量。公式为:

$$D_w(P_{\text{eff}}) = M_u \cdot N_D \cdot (S_{w, \text{air}})_u \cdot P_u \quad (5)$$

其中,  $D_w(P_{\text{eff}})$  为某深度的吸收剂量,  $M_u$  为剂量仪读数,  $N_D$  为电离室空气吸收剂量校准因子,  $(S_{w, \text{air}})_u$  为水与空气的阻止本领比值,  $P_u$  为总的扰动因子<sup>[5]</sup>。需要注意的是, 由于在治疗平面上电子束的实际能量会发生变化, 因此在实际照射条件下测量时, 式中各因子应按实际能量计算。在仿真体模上选取肩、

胸、腹、大腿平面, 将热释光剂量计分别贴于这几个层面的表面, 按照实际条件进行双机架 6野照射, 测定剂量累积因子 MF (Multiplication Factor)<sup>[6]</sup>, 计算公式:

MF=6野累加剂量 /单前野剂量

(6)

2 结果

2.1 双机架角度及照射野剂量均匀性 通过多组角度测量, 我们确定了在源皮距 400cm的条件下, 机架角采用 270°±16°的方式可以在治疗平面中心轴垂直方向 ±100cm的范围内得到 ±5%的剂量分布, 完全满足治疗的需要, 见图 1、图 2。

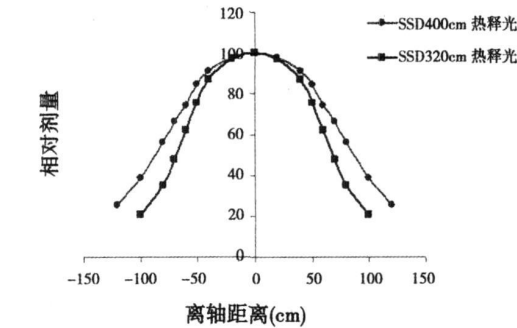


图1 不同源皮距下治疗平面相对剂量分布

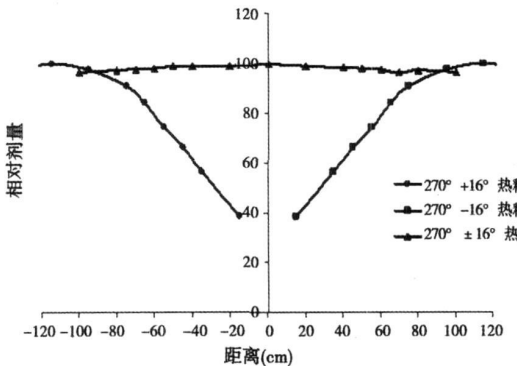


图2 双机架条件下相对剂量合成分布

2.2 百分深度剂量分布 使用平行板电离室在单野情况下测得 6MeV电子线在治疗平面的实际剂量参数, 模体表面平均剂量为 3.26MeV, 最大剂量深度 0.6cm, 见表 1。图 3 可以看到, 在有散射屏的情况下, 表面剂量明显提高, 从 60%到 84%, 剂量最大深度从 1.2cm提高到了 0.6cm, 80%剂量深度提高至 1.10cm。单机架角单野和双机架角单野条件下的 PDD分布基本一致, 见图 4。但是双机架 6野的 PDD分布较其他条件下 PDD曲线有较大区别, 最大剂量在模体表面, 这与常规 PDD分布有很大不同, 临床剂量计算应特别注意见图 5。使用电离室在模体中测量得到 X射线污染为 1.8%。

表 1 6MeV电子束在治疗平面的实际剂量参数

6MeV电子束剂量参数	实际值
表面最大能量	$E_0=4.13\text{ MeV}$
表面平均能量	$E_0=3.31\text{ MeV}$
R50深度处能量	$E_z=0.80\text{ MeV}$
电子射程	$R_p=1.87\text{ cm}$
最大剂量深度	$d_{max}=0.60\text{ cm}$
80%剂量深度	$R_{80}=1.10\text{ cm}$
50%剂量深度	$R_{50}=1.42\text{ cm}$
X射线污染	1.8%

2.3 绝对剂量的校准和累积因子 用电子线平行板电离室在常规标准条件下的高剂量率 (1000MU/min)模式校准 6MeV电子束, 1000MU=1000cGy。在实际治疗条件下, 将源皮距延长至 400cm, 在治疗平面射束中心点测得的绝对剂量为 48.8

cGy。热释光测得的仿真体模肩、胸、腹、大腿平面表面累积因子分别为 3.12、3.05、2.92、3.11, 取平均值 MF=3.05。在患者治疗时根据临床要求选取了腹部、腋窝等 9个测量点, 采用热释光元件进行了实时监测, 表 2给出了测量结果。

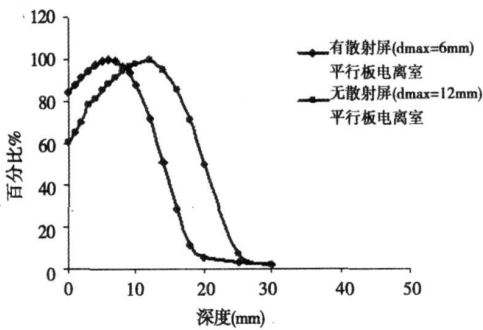


图3 单机架角单野条件下的 PDD 分布

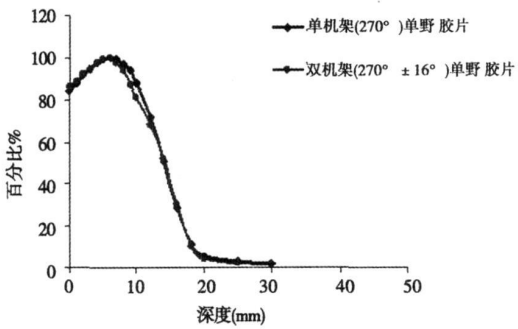


图4 单机架角单野/双机架角单野条件下的 PDD 分布

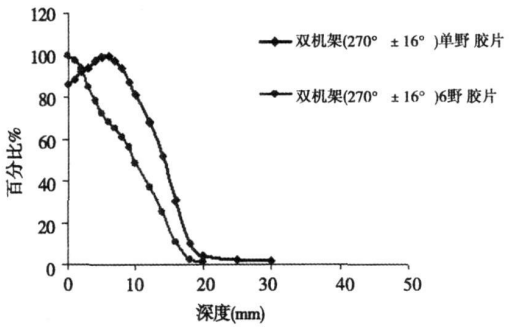


图5 双机架角单野/6野条件下的 PDD 分布

表 2 患者治疗实时剂量监测结果

头	左前臂	左腋窝	胸	腹脐	左大腿内侧	左小腿内侧	左踝内侧	左眼
0.603	0.821	1.045	1.023	1.000	0.548	0.991	0.872	0.040

注: 以腹脐为剂量归一点。

3 讨论

电子束全身照射没有固定的剂量学参数可以直接利用, 必须根据各单位机房和加速器的实际情况进行测量和设置。其中最重要的一点就是要找到合适的治疗距离和均匀剂量场, 且保证患者全身要在包括在此剂量场中。测量中发现当源皮距增加后, 由于电子束的散射和扩散作用, 单野射野均匀性变差, 射野边界不明显, 与灯光野出现分离。经多组数据测试比较, 治疗平面选择 400cm的距离, 机架角 270°±16°的情况下得到符合要求的剂量场。但是从相关文献报道<sup>[7]</sup>和照射中检测的情况来看, 患者体表实际剂量分布均匀性要超过 ±10%, 特别是足底、大腿内侧、会阴等特定区域剂量很小, 这就要求临床上考虑是否需要局部补量。同时, 在远距离大射野的条件下, 剂量的衰减并不遵循距离平方反比定律, 必须以实测数据为依据来确定处方剂量。

实际测量时仅测量单野条件下的百分深度剂量是不够的,特别双机架 6野照射的百分深度和单野形成的百分深度很不一样,前者没有单野照射时的剂量坪区,最大深度剂量几乎就在模体表面<sup>[8]</sup>。这是由于 6野百分深度量主要来自对中心轴横截面垂直照射野和相邻两野的贡献。因此计算机量时不能采用单野百分深度剂量参数来选择治疗深度和相应得百分深度量。对于 X射线污染不能忽视,是在单野条件下我们测量的污染是 1.8%,但从一些相关研究中<sup>[9]</sup>可看到实际照射条件下患者体中线产生的 X射线污染大约是单野的 2倍,因此做好对患者重要器官的防护是必要的。通常情况下剂量累积因子 MF是在模体表面测量的,有文献报道<sup>[10]</sup> MF随深度的改变会有所不同,这需要根据临床需要测量合适深度的 MF因子。

另外,由于电子线剂量的复杂性,很难仅采用单一仪器设备就能完成测量任务,实际中需要指形电离室、平行板电离室、多通道半导体电离室、胶片、热释光等相互配合,根据实际情况选用方可测得最佳结果。总之,电子线全身照射技术需要以 AAPM23号报告等为参考,各单位根据自身条件对剂量学特性进行调整和实际测量,就能保证临床治疗准确有效的执行。

参考文献:

[ 1 ] Chen Z, Agostinelli AG, Wilson LD, et al. Matching the dosimetry characteristics of a dual— fields Stanford technique to a customized single— field Stanford technique for total skin electron therapy [ J ]. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2004 59(3): 872—885

[ 2 ] John A, Antolak Kenneth R, Hogstrom. Multiple scattering

theory for total skin electron beam design [ J ]. Medical Physics 1998 25(6): 851—859

[ 3 ] A Piemattei G, Rossi L, Azarop et al. Dosimetria di fascie di elettroni per la total skin electron therapy( TEST) [ J ]. Rad iol Med 2004 108: 549—559

[ 4 ] AAPM Task Group Report 23. Total skin electron therapy technique and dosimetry [ R ]. New York: American Institute of Physics 1988: 4—9

[ 5 ] IAEA Technical report series No 277. Absorbed dose determination photon and electron beams an international code of practice [ R ]. Vienna: International Atomic Energy Agency 1997: 37.

[ 6 ] 胡逸民, 张红志, 戴建荣. 肿瘤放射物理学 [ M ]. 北京: 原子能出版社, 1999: 81.

[ 7 ] Weaver RD, Gerbi RJ, Dusenbery KE. Evaluation of dose variation during total skin electron irradiation using thermoluminescent dosimeters [ J ]. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1995 33: 475—478

[ 8 ] Jacob Van Dyk. The modern technology of radiation oncology [ R ]. Wisconsin: Medical Physics Publishing 2000: 670—674

[ 9 ] Holt JG, Perry DJ. Some physical considerations in whole skin electron beam therapy [ J ]. Med Phys 1982 9: 769—776

[ 10 ] 陈立新, 卢杰, 梁建, 等. 全身皮肤电子束照射剂量学参数的测量和讨论 [ J ]. 中华放射肿瘤学杂志, 2005 14(4): 331—334

(收稿日期: 2009—03—13)

(上接第 276页) 为了避免 SPF级动物由于较少接触免疫原导致免疫功能低下的缺陷, 我们进行了脾脏系数的比较, 脾脏是生物体内重要的免疫器官, 脾脏系数能反映了机体的免疫功能水平, 在机体免疫功能低下时, 脾脏系数会减小。我们分析表明 SPF级大鼠的脾脏系数值相对较低, 统计学分析二者无明显差别, 但仍从一定程度上说明 SPF级大鼠在微生物刺激程度上相对 CV级大鼠较低。FCM显示虽然 SPF级大鼠外周血成熟淋巴细胞 CD<sub>3</sub><sup>+</sup>、CD<sub>4</sub><sup>+</sup> 和 CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 淋巴细胞亚群均较 CV级大鼠少, 但统计学分析 CD<sub>3</sub><sup>+</sup>、CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 没有明显的区别。并且两种大鼠 CD<sub>4</sub><sup>+</sup>/CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 比值相同, 均为 2.9左右, 差别无统计学意义。与其他学者研究正常大鼠 CD<sub>4</sub><sup>+</sup>/CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 比值一致, 说明两种大鼠未接受照射时免疫功能都是正常的<sup>[10]</sup>。

不同剂量照射后, CV级大鼠外周血 T淋巴细胞总数、CD<sub>4</sub><sup>+</sup> 淋巴细胞均明显减少, CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 淋巴细胞上升, 组间有明显差异 (P<0.01或 0.05) 与辐射剂量有效应关系, CD<sub>4</sub><sup>+</sup>/CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 比值呈明显下降趋势, 组间差异明显 (P<0.01), 提示 CV级大鼠机体免疫功能在辐射因素下明显损伤。而 SPF级大鼠在电离辐射后外周血 T淋巴细胞总数、CD<sub>4</sub><sup>+</sup> 和 CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 淋巴细胞亚群辐射后无明显下降趋势, T淋巴细胞总数组间无差异, CD<sub>4</sub><sup>+</sup>/CD<sub>8</sub><sup>+</sup> 比值随剂量虽有下降, 但下降趋势比较 CV级大鼠程度较轻, 统计学组间分析无明显差异, 提示 SPF级大鼠放射性机体免疫损伤和 CV级大鼠有所不同。

我们选取的两种动物在品系、性别和体重上均尽量保持相同, 放射前其全身免疫状态均为正常, 两者区别在于微生物级别的不同。SPF级动物由于其体内微生物较少, 口咽部细菌无致病菌, 咽部照射后全身免疫功能紊乱的影响程度较低, 提示菌群因素在辐射损伤中起着一定的作用。

本研究旨在对放射导致机体免疫功能改变的机体菌群因素作初步探讨, 随着实验动物学条件的成熟, 今后利用无菌动物, 使其感染人体常见细菌(悉生动物), 在此基础上进行研究,

将更有助于了解机体菌群对于放射导致的机体免疫功能影响的作用, 同时对免疫指标的检测将进一步丰富。

参考文献:

[ 1 ] Busch DB. Radiation and chemotherapy injury: pathophysiology, diagnosis and treatment [ J ]. Crit Rev Oncol Hematol 1993 15(1): 49—89

[ 2 ] Anderson RE. Ionizing radiation and the immune response [ J ]. Adv Immunol 1976, 24: 215—235

[ 3 ] 吕志新、冯宪勋、徐西桥, 等. 放射工作者 T淋巴细胞亚群测定 [ J ]. 中国辐射卫生, 1999 8(4): 241—242

[ 4 ] 周决、曹世龙、邱杏仙等. 放疗后肿瘤患者机体免疫功能改变初探 [ J ]. 上海免疫学杂志, 1996 16(1): 22—25

[ 5 ] 李虹、马莉、杨洁. 鼻咽癌患者外周血 T细胞亚群及活化 T淋巴细胞的检测及放疗后对其变化的影响 [ J ]. 微量元素与健康研究, 2006 23(3): 10—12

[ 6 ] Noverr MC. Does the microflora regulate immune responses outside the gut? [ J ]. Trend in Microbiol 2004 12 (12): 562—568

[ 7 ] McLaughlin MM, Dacquisto MP, Jacobus DP, et al. Effects of the germfree state on responses of mice to whole— body irradiation [ J ]. Rad iat Res 1964 23: 333—349

[ 8 ] Matsuzawa T. Survival time in germfree mice after lethal whole body X— irradiation [ J ]. Tohoku J Exp Med 1965 85: 257—263

[ 9 ] 郝光荣. 实验动物学 [ M ]. 上海: 第二军医大学出版社, 2版 2004

[ 10 ] 陈华、乔伯英、李春海, 等. SPF 清洁及普通级大鼠部分生物学特性的比较 [ J ]. 中国实验动物学杂志, 1999 9(1): 28—33

(收稿日期: 2009—03—03)