

P-型半导体探测器在放射治疗中的剂量特性研究*

吴爱东¹, 陈义学¹, 吴宜灿¹, 刘 磊²

(1 中国科学院等离子物理研究所, 安徽 合肥 230031;

2 安徽省立医院, 安徽 合肥 230001)

摘要: 电子束半导体探测器的测量精度易受到射线的能量、剂量率、入射方向和环境温度等条件的影响。此外, 电子束测量射野中半导体探测器的存在将干扰均匀射野剂量场的正常分布。通过对 P-型电子束半导体探测器在不同的电子束照射条件下的实际剂量测量, 定量地评估了不同照射条件下电子束半导体探测器的剂量特性, 以及它对电子束均匀照射野扰动的影响。

关键词: 电子束; 半导体探测器; 剂量测量; 扰动效应

中图分类号: R730.55 **文献标识码:** A

1 引言

半导体剂量仪主要用于放射治疗的高能 X(γ) 射线和电子束治疗的实时剂量监测和剂量验证, 是一种方便可靠的质量保证工具。半导体剂量仪的探测器实际上是一种特殊的 P-N 型硅晶体二极管, 它与空气电离室相比, 具有极高的灵敏度和极小的灵敏体积、空间分辨率高、操作简单、易于固定和剂量实时可读性等优点。而且在小野照射条件下, 测量较低能量的电子束剂量分布, 也优于平行板电离室。因此, 它被越来越广泛地用于放射治疗的剂量测量和剂量验证。但是, 半导体探测器的测量精确度易受到辐射能量、入射角度、剂量率、射野大小、源皮距(SSD)以及环境温度等固有或几何特性的影响^[1, 2]。此外, 在电子束放疗时, 病人射野中因体表半导体探测器的存在, 将对射野产生扰动效应和阴影效应, 导致射野的均匀剂量场以及百分深度剂量发生改变^[3]。该研究是本课题组发展的“精确放射治疗计划与质量保证系统”(Accurate Radiotherapy System, 简称 ARTS)^[4]框架内, 开展的剂量测量和验证工作。具体是利用 P-型电子束半导体探测器对电子直线加速器产生的不同能量电子束进行模拟测量, 定量地评估不同照射条件下半导体探测器的剂量特性, 以及探测器的扰动效应和阴影效应对

电子束均匀射野的影响。

2 实验方案

使用 P-型电子束硅半导体探测器(美国 Sun nuclear 公司, ISORAD-P 圆柱形, 外部直径 5.5 mm, 长度 28 mm)、德国 PTW MULTIDOS 多通道剂量计、UNIDOS 标准剂量计、0.6 cc 指形电离室、30 cm × 30 cm × 30 cm 水箱、美国 Multidata 三维水箱测量系统和不同厚度的 30 cm × 30 cm 的有机玻璃模板若干块, 对 SIEMENS KD-2 电子直线加速器产生的 6, 9, 12 和 15 MeV 电子束进行模拟测量。

半导体探测器在使用前, 须用标准电离室进行校准。校准时将半导体探测器固定于有机玻璃模体表面射野中心处, 并将探头标示的十字线标记(测量敏感点)朝着射线入射方向, 探头的长轴与加速器机架旋转轴一致, 电离室置于所测射线能量的最大剂量深度处(以下测量中两测量仪设置相同、加速器输出量为 200 MU), 在标准源皮距(SSD 的值为 100 cm)下, 利用校准因子对半导体剂量仪进行刻度, 使其读数 M_d 与标准电离室吸收剂量 M_e 一致, 这样半导体剂量仪的测量值即为被测电子束的最大剂量深度处的吸收剂量。本文主要从以下几方面对 P-型电子束半导体探测器剂量特性进行了测

收稿日期: 2005-11-20; 修改日期: 2006-01-12

* 基金项目: 中国科学院知识创新工程资助项目; 安徽省自然科学基金资助项目(01043601)

作者简介: 吴爱东(1972-), 男(汉族), 安徽人, 博士研究生, 工程师, 从事精确放射治疗研究; E-mail: aidongwu@ipp.ac.cn

量和研究:

(1) 剂量率的依赖性

因为改变电子限光筒末端与模体表面之间距离即不同 SSD 可得到不同的剂量率, 所以用两种剂量仪分别测量 10 cm × 10 cm 限光筒、不同 SSD (100—150 cm) 条件下, 不同能量的电子束的输出剂量值, 研究半导体探测器的剂量率信赖性。

(2) 射野大小的影响

标准 SSD 下, 用半导体剂量仪测量不同限光筒射野的输出量, 并将所测结果分别归一至 10 cm × 10 cm 射野的测量值, 得到不同射野的输出因子 (OUF)。

(3) 射束的方向性效应

半导体探头的辐射灵敏区域是一个近似最大直径为 2 mm 的六边形, 射线入射方向的不同将影响探头的测量响应性。加速器机架角度在 ±60° 范围内, 每隔 10° 用半导体剂量仪测量 10 cm × 10 cm 射野的输出量, 最后将所有测量值归一至机架为 0° 时的测量值。

(4) 温度效应

半导体探头测量的灵敏度受温度的影响较大, 为使探头易于达到热平衡, 测量时将半导体探头浸于水下 1 cm 处, 并使水温逐渐从 40° 下降至 20° (用水银温度计测量), 在标准 SSD 下, 测量 9 MeV 电子束、10 cm × 10 cm 射野的输出量。

(5) 电子束射野扰动的影响

将半导体探头用自制支架置于三维水箱水表面的射野中心轴处, 沿垂直于探头长轴的方向从水表面到水下 5 cm 深度内每隔 1 cm 深度分别测量有、无半导体探头时, 6 和 12 MeV 电子束 10 cm × 10 cm 射野离轴比 (OAR) 和中心轴的百分深度剂量 (PDD) 曲线, 最后进行相应的归一化处理, 得到不同深度的剂量离轴比和中心轴的百分深度剂量曲线。

3 实验结果

(1) 电子束 SSD 的改变对半导体探测器测量精度影响较大, 与电离室测量值相比, 所有测量值都偏小, 并且随 SSD 的增加而增大, 此外, 测量偏差大小还与能量相关。图 1(上) 显示了不同 SSD 的半导体剂量仪与电离室射野影响较大的读数之比, 考虑电离室与半导体探头测量位置的不同 (模体表面

与最大剂量深度差别), 在对电离室的测量结果进行了距离平方修正后, 6, 9, 12 和 15 MeV 电子束的测量偏差分别为 6.5%, 4.3%, 10.4% 和 10.4%, 其中 9 MeV 电子束偏差最小。

(2) 电子束输出因子随限光筒射野的不同而不同, 如图 1(下) 所示, 半导体剂量仪测量结果和电离室相比, 在射野小于 10 cm × 10 cm 时, 测量结果除 12 MeV 电子束外都偏小, 而在大于 10 cm × 10 cm 时, 测量结果相反。在所有的测量结果中, 采用 6 和 15 MeV 电子束, 其 25 cm × 25 cm 限光筒的最大偏差分别为 2.8% 和 2.3%, 所有能量中影响最小的是 12 MeV 电子束, 最大偏差仅为 0.6%。

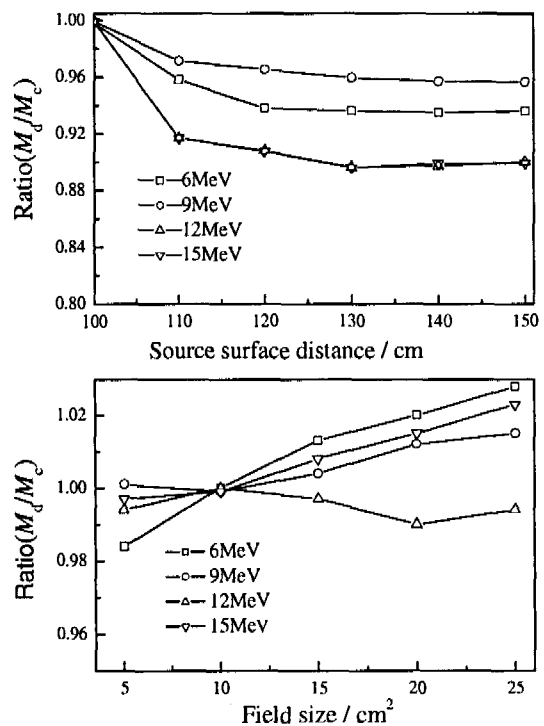


图 1 (上) 剂量率与 SSD 的依赖性关系和(下)射野大小与输出因子的关系

(3) 不同能量电子束的 10 cm × 10 cm 射野、入射方向 ±60° 范围内半导体探测器角度响应特性见图 2(上)。归一后的结果是以机架零度方向呈对称分布, 并随角度的增加偏差逐渐增大, ±60° 时偏差达到最大, 6, 9, 12 和 15 MeV 电子束分别为 13.8%, 10.4%, 9.5% 和 8.1%, 在临床测量常用的 ±30° 范围内, 偏差均不超过 2%。

(4) 9 MeV 电子束半导体探测器测量灵敏度随温度变化的关系曲线见图 2(下), 探测器测量的灵

灵敏度随温度增加而增加。经线性拟合后可知，温度每升高 1℃ 灵敏度增加 0.293%。

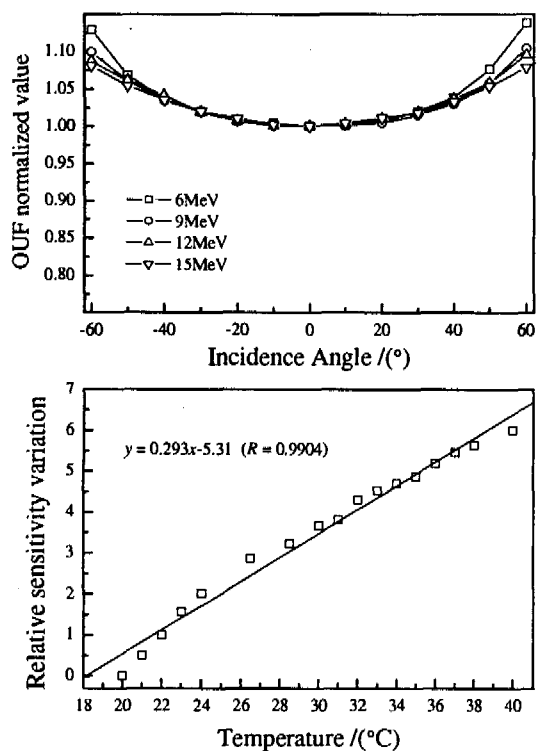


图 2 (上) 探头灵敏度与射束入射角度的关系和(下) 探头灵敏度随温度的变化关系

(5) 半导体探头的扰动效应对电子束均匀射野表浅深度的平坦度影响较大、对射野的对称性影响较小，而且扰动效应的影响随着深度的增加先增加然后再逐渐减弱。由图 3、图 4 中所示曲线相比可以看出，1, 2 和 5 cm 深度处射野的平坦度分别由 1.88%，1.11% 和 10.03% 变成 22.6%，12.45% 和

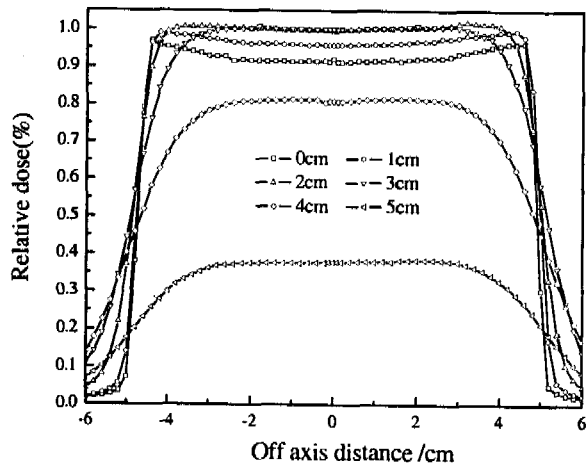


图 3 12 MeV 电子束开野离轴比曲线

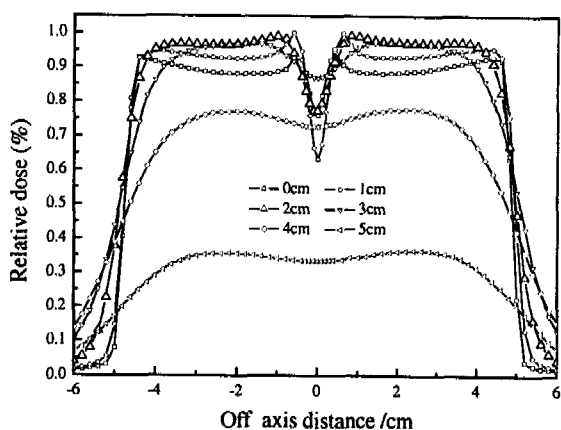


图 4 12 MeV 电子束射野中有探头时的离轴比曲线

10.97%，具体的影响情况见表 1。阴影效应对射野中心轴百分深度剂量有较大影响并随深度的不同而不同(见图 5)，在小于最大剂量深度时，剂量随水

表 1 有、无探头存在时射野平坦度和对称性对比

| 深度 /cm | 开野 | | 射野中心轴有半导体探头 | |
|--------|---------|---------|-------------|---------|
| | 平坦度 (%) | 对称性 (%) | 平坦度 (%) | 对称性 (%) |
| 0 | 2.37 | 0.18 | 10.77 | 0.42 |
| 1 | 1.88 | 0.26 | 22.6 | 0.8 |
| 2 | 1.11 | 0.19 | 12.45 | 0.6 |
| 3 | 4.91 | 0.19 | 5.69 | 0.37 |
| 4 | 8.82 | 0.39 | 9.51 | 0.41 |
| 5 | 10.03 | 0.78 | 10.97 | 0.81 |

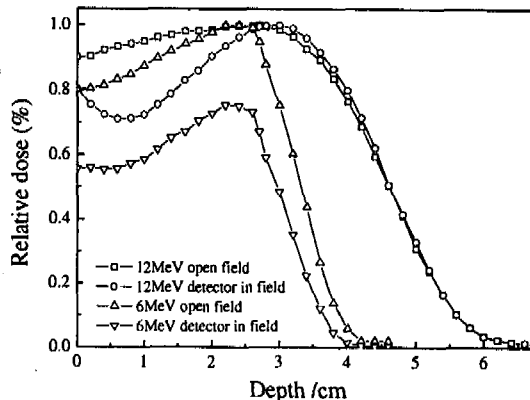


图 5 有、无探头存在时射野百分深度剂量曲线

深的增加先逐渐减小然后再增大至最大值，这种现象随着能量的增加表现更为明显。而且阴影效应对低能电子束的影响较大，它使 6 和 12 MeV 电子束

表面剂量分别减少 24% 和 18%，对 6 MeV 电子束的最大剂量深度影响不大，仅使最大剂量减少 27%，而使 12 MeV 电子束最大剂量深度由原来的 2.7 cm 变为 3 cm，最大剂量减少量约为 20%。

4 讨论与结论

P-型电子束半导体探测器对射线的 SSD 依赖性较大，不同 SSD 条件下，半导体剂量仪测量值都小于电离室测量值，而且测量偏差大小还与射线能量有关，其中 12 和 15 MeV 电子束的最大偏差达 10.4%，这可能是因 SSD 不同引起的电子束脉冲剂量率 (MU/min) 的变化，或者因半导体探测器置于模体表面而电离室在模体中 D_{\max} 深度处而引起电子束散射条件差异而引起测量结果的差别。

电子束输出因子因限光筒射野的不同而不同，当 SSD 相同，不同的能量和限光筒将产生不同输出量^[5]。另外，因半导体探头表面建成材料对不同能量电子束透射和衰减的影响，致使半导体剂量仪测出的射野输出因子和电离室值相比，在小于 10 cm × 10 cm 时，测量结果除 12 MeV 电子束外都偏小，而大于 10 cm × 10 cm 时，测量结果相反。12 MeV 电子束受射野影响最小，最大偏差仅为 0.6%，影响最大的是 6 和 15 MeV 电子束的 25 cm × 25 cm 限光筒射野，最大偏差分别为 2.8% 和 2.3%。

半导体探头的辐射灵敏区域的六边形结构，使其测量灵敏度具有方向效应，这种效应在 ±60° 角度范围内，以机架 0° 为中心呈对称分布，并随入射角度的增加偏差逐渐增大，对于 6—15 MeV 电子束，60° 时偏差达到 8.1%—13.8%，而在 ±30° 范围内，测量偏差均不超过 2%。这一特性在临床应用中十分重要，在进行实际测量时，除保证探头特定的位置设定外，尽量使射束入射角度不超过 ±30°。半导体探头灵敏度随温度变化大约按每摄

氏度 0.293% 的幅度改变，当探头在室温 (20 °C 左右) 下刻度而置于病人皮肤表面测量，探头在 2—3 min 与病人体表温度达到热平衡 (约 32 °C)，故测量读数偏高大于 3%，故需考虑对测量结果进行修正。

电子束半导体探测器测量灵敏体积外包有一层 1 mm 厚的圆柱形的铝建成 (buildup) 帽，它对电子束具有吸收和衰减作用，使均匀射野产生阴影效应和扰动效应，导致射野的平坦度变大和相应深度剂量减小^[6,7]。由于电子束的能量越高穿透力越强、散射线变小的特点，故这两种效应对电子束射野的影响一般随能量的增大而变小。探头对均匀射野的扰动效应，主要是影响射野平坦度，而且这种影响在射野内是呈中心对称分布的，所以对射野的对称性影响较小；又因电子束具有一定的射程，所以对相同能量的电子束，扰动效应主要影响射野内表浅深度的离轴比剂量分布，并随着深度增加而减弱。由于电子束穿透力差和易于散射的特点以及剂量建成效应的影响，阴影效应对低能电子束的表面剂量和最大剂量的衰减影响更大。另外，探头的阴影效应对射野中心轴百分深度剂量的影响随深度的变化而变化，出现了在小于最大剂量深度时，相对剂量随水深的增加逐渐减小，然后再增大至最大剂量，并随着射束能量的增加表现更为明显。

综上所述，在使用半导体探测器时，除进行定期校验外还需根据实际照射条件进行诸多因素的修正，确保剂量测量的准确性。另外，因高能电子束主要用于治疗表浅部肿瘤，而探头的扰动效应和阴影效应恰恰是影响电子束射野表浅部深度的剂量分布，使得所治疗肿瘤得不到应有的处方剂量照射，最终影响肿瘤的治疗疗效。因此，半导体探头作为电子束的实时剂量验证不宜多次使用，仅推荐在病人电子束治疗的整个治疗过程中，在每个射野只能使用 1—2 次。

参考文献:

- [1] Essers M, Mijnheer B J. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1999, 43 (2): 245.
- [2] Ikner G, Grusell E. *Phys Med Biol*, 1987, 32: 1 109.
- [3] Rodica Alecu, John J Feldmeier, Marks Alecu. *Radiotherapy and Oncology*, 1997, 42: 289.
- [4] 吴宜灿, 李国丽, 陶声祥等. *中国医学物理学杂志*, 2005, 22 (6): 683.
- [5] Wolff T, Carter S, Langmack K A, *et al.* *The British Journal of Radiological*, 1998, 71: 1 168.
- [6] Ravindra Yaparpalvi, Doracy P Fontenla, Bhadrasain Vikran. *Int*

J Radiation Oncol Biol Phys, 2000, 48(4): 1 259.

Phys, 1996, 36(1): 205.

[7] Sen A, Parsai E I, Meneeley S W, *et al.* Int J Radiat Oncol Biol

Study on Dosimetry Characteristics of P-type Semiconductor Detector in Radiotherapy*

WU Ai-dong¹, CHEN Yi-xue¹, WU Yi-can¹, LIU Lei²

(1 *Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;*

2 *Anhui Provincial Hospital, Hefei 230001, China*)

Abstract: The measurement accuracy of electron beam by using semiconductor detector is easily affected by beam energy, dose rate, beam incidence direction, environment temperature etc. Furthermore, the presence of the detectors on the patient surface perturbs the distribution of the radiation field. In the paper, the dose characteristics of semiconductor detector are quantitatively discussed. The perturbation of the symmetrical radiation field is investigated based on the measured results of P-type electron beam detector under different clinical conditions.

Key words: electron beam; semiconductor detector; dosimetry; perturbation effect

* **Foundation item:** Knowledge Innovation Project of Chinese Academy of Sciences; Natural Science Foundation of Anhui Province(01043601)