

- [6] Oqawa K, Shikamav, Toita T, et al. Long-term results of radiotherapy for intracranial germinoma: a multi-institutional retrospective review of 126 patients[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2004, 58(3): 705-713.
- [7] Shirato H, Aoyama H, Ikeda J, et al. Impact of margin for target volume in low dose involved field radiotherapy after induction chemotherapy for intracranial germinoma[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2004, 60(1): 214-217.
- [8] Schoenfeld GO, Amdur RJ, Schmalfuss IM, et al. Low-dose prophylactic craniospinal radiotherapy for intracranial germinoma[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006, 65(2): 481-485.
- [9] Maity A, Shu HK, Janss A, et al. Craniospinal radiation in the treatment of biopsy-proven intracranial germinomas: twenty-five years' experience in a single center[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2004, 58(4): 1165-1170.
- [10] Haas-Kogan DA, Missett BT, Wara WM, et al. Radiation therapy for intracranial germ cell tumors[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2003, 56(2): 511-518.

(收稿日期: 2007-08-20)

金属氧化物半导体场效应晶体管剂量探测器的 工作原理及在放射治疗中的应用

倪园园 涂彧

【摘要】金属氧化物半导体场效应晶体管(MOSFET)探测器原用于空间系统的辐射测量,近几年才引入到医学领域。由于该探测器具有普通探测设备无法比拟的优点,因此在临床有广泛的应用前景。通过概述MOSFET 20探测器的基本工作原理、剂量探测原理及其相关特性,介绍了MOSFET探测器在放射治疗中的应用。

【关键词】辐射监测;放射疗法;辐射剂量;金属氧化物半导体场效应晶体管

The principle and application of metal oxide semiconductor field effect transistor detector during radiotherapy

NI Yuan-yuan, TU Yu

(Department of Radiation Hygiene, College of Radiation Medicine and Public Health, Soochow University, Suzhou 215123, China)

【Abstract】 Metal oxide semiconductor field effect transistor(MOSFET) detector was used to measure radiation dose in space initially, and it was applied to medical domain in recent years. MOSFET detector had extent prospect in clinical field because it had the advantages that other normal detectors couldn't compare with. This article introduced the application of MOSFET detector in radiotherapy by summarizing its basic principle, the principle of measuring dose and the relative characteristics.

【Key words】 Radiation monitoring; Radiotherapy; Dosage; Metal oxide semiconductor field effect transistor

目前,应用于临床肿瘤放射治疗剂量测量的绝大部分检测仪器仅适用于体外模体中的剂量测量,剂量测量的目的主要局限于对治疗计划剂量计算准确性的物理验证^[1]。由于在治疗计划实施过程中器官的运动等诸多因素均会增大靶区剂量的不确定性,因此剂量监测的最佳途径是直接测量患者体表

或体内的实际吸收剂量。热释光剂量计(thermoluminescent dosimeter, TLD)、半导体探测器(双极管)最常用于人体的放射性测量,然而,这些探测器均存在各自缺点:TLD不是立刻响应的,而且使用费时间;双极管是联机的,并且需要在有持续电流的情况下工作,临床应用时,如果在身上同时使用多个双极管会很麻烦。金属氧化物半导体场效应晶体管(metal oxide semiconductor field effect transistor, MOSFET)探测器原用于空间系统,近几年才引入到临床领域。由于该探测器的探头体积小

作者单位: 215123, 苏州大学放射医学与公共卫生学院放射卫生教研室

通讯作者: 涂彧(E-mail: tuyu163@163.com)

(剂量灵敏面积约 0.04 mm^2)、灵敏度高、剂量重复性好、测量中不受剂量率及温度气压效应的影响、测值即时读取等优点^[2], 十分适合临床实时放疗剂量监测。现以应用于临床领域的 MOSFET 20 探测器为例, 将 MOSFET 探测器的剂量探测原理、相关特性及其在放射治疗中的应用介绍如下。

1 MOSFET 20 探测器的剂量探测原理

MOSFET 20 探测器由输入极、输出极和金属门控极构成。如图 1 所示, 在一个 N 型半导体材料制成的基底座浅表嵌有两个 P 型区域, 形成输入极、输出极。基底座表面两级之间附有二氧化硅绝缘薄层, 使之与金属门控极隔开。当门控极加一负电压且足够大时, 一些来自基底座、输入极和输出极的正电荷(空穴)会被电场吸引积聚在二氧化硅界面, 形成导电通道, 允许一定电流由输入极流向输出极。将导电通道中一定电流通过的最小门控电压定义为阈值电压。

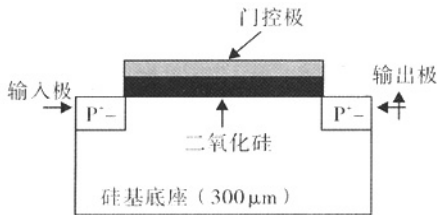


图 1 MOSFET 20 探测器的结构示意图

当 MOSFET 探测器受到电离辐射时, 电离辐射会导致二氧化硅薄层内产生电子-空穴对。其中, 电离生成的自由电子会迅速移向阳极(金属门控极)。空穴在电场力的作用下向二氧化硅-硅基底座交界处移动, 部分空穴被交界附近的陷阱俘获, 造成一定的正电荷积累。此时如果 MOSFET 通道内的电流恒定, 门控极上的阈值电压会发生相应的负向偏移, 门控极电压偏移程度与氧化层内俘获的电荷电量成正比。因此, 测量其在接受辐射照射前后的门控极阈值电压偏移程度即可反映出辐射吸收剂量的大小。在实际应用中, 常常在接受照射时将 MOSFET 金属门控极电压改为正电压, 以减少测量过程中二氧化硅薄层内电子与空穴的重新复合。

2 MOSFET 20 探测器的特性

MOSFET 20 探测器由 4 个独立的部分组成:

① MOSFET 探头; ② 偏置电压支持电源; ③ 剂量

读取器; ④ 打印机。

MOSFET 20 剂量探测系统的基本特性归结起来就是: 该探测器有相当好的同轴剂量响应性, 其在 360° 转动范围内剂量响应值偏差为 $\pm 2\%$ ^[2]; 剂量灵敏面积相当小, 约 0.04 mm^2 ^[3], 并配以极小巧的平衡帽; 同一探头对各能级 X 射线、电子线有很好的能量响应性, 约 $\pm 3\%$; 标定刻度方法简便, 灵敏度高, 剂量重复性好, 测量中不受剂量率及温度气压效应的影响; 一个读取器可同时连接 4 个偏压盒, 最多一次可同时测取 20 个点剂量, 测值即时读取等。因此, 十分适合进行临床实时放疗剂量监测。

3 MOSFET 探测器在放射治疗中的应用

MOSFET 作为辐射剂量探测的用途早已被报道^[4], 但是其在临床剂量学中的用途却因为极少有文献报道而被限制, 尤其在国内外。有人运用治疗计划系统(treatment planning system, TPS) 计算全身放疗的三维剂量分布, 同时使用 MOSFET 探测器和 TLD 进行实体测量来验证 TPS 计算出的剂量分布, 结果: MOSFET 探测器和 TLD 测得的剂量相差不到 3.0%, MOSFET 和 TPS 数据相差不到 0.5%^[5]。因此, 当选择使用正确的转换因子后, MOSFET 探测器适合于全身放疗中的放射性监测。

Chuang 等^[2] 进行了 MOSFET 探测器在调强放疗中的可行性研究, 他们设计了一系列复杂的实验, 研究了 MOSFET 探测器的稳定性、线性、能量以及角度依赖性, 结果显示: 在标准测量条件下, 对于 1.0 Gy 的平均剂量, 使用 MOSFET 测量的标准差为 $\pm 0.015 \text{ Gy}$; 在 0.3 Gy 至 4.2 Gy 的剂量范围内, MOSFET 显示出线性响应, 线性系数为 0.988; 在 $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 的照射野下, $0^\circ \sim 180^\circ$ 的角度范围内, MOSFET 探测器每隔 10° 的测量变化为 $\pm 2.5\%$; 百分深度剂量的测量值用于验证能量依赖性, 使用 MOSFET 测量百分深度剂量在 0.5~34 cm 之间, 与电离室测量结果的一致性在 $\pm 3\%$ 以内。调强放疗的剂量验证结果显示, 使用 MOSFET 测量的剂量与通过 Corvus 计算的剂量, 两者误差在 5% 以内, 而电离室的测量结果与计算所得结果的误差为 3%, 这表明 MOSFET 探测器适合进行调强放疗的剂量验证。戈伟强等^[6] 应用 MOSFET 20 探测器在调强及适形放疗中进行患者皮肤表面剂量的

实时监测, 并与同一区域剂量计算输出值比较(见表1), 实际剂量与 TPS 输出值平均偏差 3.5%,

较为客观地反映了 TPS 的计算精度, 表明 MOSFET 探测器适用于调强放射治疗的剂量验证。

表 1 不同肿瘤患者体表 MOSFET 20 探测器实测结果与治疗计划系统测值比较(处方分割剂量 200 cGy)

病例	病变部位	实测部位	MOSFET 测量值(cGy)	预测值(cGy)	偏差率(%)
A	右下颌肿块	肿块下沿体表	170	165	+3
B	左下颌甲状腺肿块	左下颈等中心体表	168	172	-2
C	肺癌 L1L3L4 骨	L3 等中心体表	164	158	+4
D	直肠癌术后盆底	下腹等中心体表	75	72	+4
E	右肺下叶背段鳞癌	右胸部等中心体表	62	66	-4.5

Consorti 等^[7]进行了 MOSFET 探测器用于电子束高剂量率术中放射治疗的研究, 并报道了第一例术中放疗的临床结果。他们同样研究了 MOSFET 系统的重复性、能量响应、剂量率以及温度依赖性、1~25 Gy 的剂量线性和角度响应, 并且利用专门用于术中放疗的可移动加速器产生的 6~9 MeV 电子束进行剂量干扰分析, 并与普通加速器产生的 6 和 9 MeV 电子束对比。结果显示, MOSFET 响应的整个不确定度在 3.5% (2 个标准差) 以内, 电子束的能量没有明显影响 MOSFET 的校准因子, 剂量干扰可以忽略, 实体测量结果与预测值的一致性在 $\pm 5\%$ 以内。由于 MOSFET 的整个不确定度在投射到靶剂量所需要的精确度之内, 所以 MOSFET 探测器适用于术中放疗的实体放射性测量。

Qi 等^[8]报道了 MOSFET 探测器对高剂量率近距离治疗的剂量验证, 结果表明: MOSFET 探测器具有较好的重复性 ($< 3\%$)、很小的角度响应 ($< 2\%$) 以及相当好的剂量线性 ($R^2=1$); MOSFET 探测器在体模中的测量结果与 TPS 计算的结果相比, 在离源 1cm 处的平均相对偏差为 $(2.2 \pm 0.2)\%$, 离源 2 cm 处的平均相对偏差为 $(2.0 \pm 0.1)\%$, 全部测量结果与 TPS 算得的剂量偏差在 5% 以内。因此, 体积小和即时监测使 MOSFET 探测器成为高剂量率近距离治疗的可靠质量保证工具。

Kurjewicz 等^[9]使用 MOSFET 探测器和 TLD 测量了伽玛刀头盔因子, 虽然两种测量设备的偏差率均在 3% 以内, 但是 MOSFET 探测器显示出更高的准确度和精确度, 并且比 TLD 节省了大量时间。因此, MOSFET 探测器可以代替 TLD 进行伽玛刀头盔因子的测量。

MOSFET 在临床放射性剂量测定中的使用具有几个优点: 简便的校准法、可直接读取数据、较少维修和设备易操作等。与 TLD 相比, 其剂量测定的精确度和可重复性毫不逊色, 而且个人 MOSFET

与个人 TLD 的应答曲线相比具有更高的可重复性。相反, TLD 体积小优点被其繁琐的操作所掩盖, 而且, TLD 对杂质和环境变化度敏感, 因此在对患者使用时, 要求将其包装严密。当然, MOSFET 使用时被其自带的导线所限制, 但是导线非常小且柔韧, 可被患者接受。综上所述, 加快对 MOSFET 系统的研究显得尤为重要与迫切。

参 考 文 献

- [1] 祈振宇, 邓小武, 黄劲敏, 等. 新型金属氧化物半导体场效应晶体管探测器在放疗剂量监控中的应用[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2006, 15(4): 329-334.
- [2] Chuang CF, Verhey LJ, Xia P. Investigation of the use of MOSFET for clinical IMRT dosimetric verification[J]. Med Phys, 2002, 29(6): 1109-1115.
- [3] Jornet N, Carrasco P, Jurado D, et al. Comparison study of MOSFET detectors and diodes for entrance in vivo dosimetry in 18 MV X-ray beams[J]. Med Phys, 2004, 31(9): 2534-2542.
- [4] Hughes RC, Huffman D, Snelling JV, et al. Miniature radiation dosimeter for in vivo measurements[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 1988, 14(5): 963-967.
- [5] Bloemen-van Gurp EJ, Mijnheer BJ, Verschueren TA, et al. Total body irradiation, toward optimal individual delivery: dose evaluation with metal oxide field effect transistors, thermoluminescence detectors, and a treatment planning system[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2007, 69(4): 1297-1304.
- [6] 戈伟强, 王国民, 方庆亮, 等. 用 MOSFET 探测器进行 IMRT 实时剂量监测[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2006, 26(2): 170-171.
- [7] Consorti R, Petrucci A, Fortunato F, et al. In vivo dosimetry with MOSFETs: dosimetric characterization and first clinical results in intraoperative radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2005, 63(3): 952-960.
- [8] Qi ZY, Deng XW, Huang SM, et al. Verification of the plan dosimetry for high dose rate brachytherapy using metal-oxide-semiconductor field effect transistor detectors[J]. Med Phys, 2007, 34(6): 2007-2013.
- [9] Kurjewicz L, Berndt A. Measurement of gamma knife helmet factors using MOSFETs[J]. Med Phys, 2007, 34(3): 1007-1012.

(收稿日期: 2007-09-20)