

## 病人皮肤剂量监测仪在放射治疗的临床应用

董晓庆<sup>1</sup>, 林清<sup>1</sup>, 胡杰<sup>1</sup>, 黄亮<sup>3</sup>, 张佳斐<sup>1</sup>, 陆春花<sup>1</sup>, 岳堃<sup>2</sup>

1. 同济大学附属第十人民医院肿瘤放射治疗科, 上海 200072; 2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院(北院)放疗科, 上海 201999; 3. 同济大学附属第十人民医院医疗设备和材料管理处, 上海 200072

**【摘要】目的:**对病人皮肤剂量监测仪(PSD)进行放射治疗临床前性能测试及评价。**方法:**在标准定标条件下(SSD=100 cm, 照射野 10 cm×10 cm), 通过PTW 剂量仪、0.6 cc 电离室和水箱测量将加速器各档X线和电子线定标到最大剂量点处 100 MU 对应为 100 cGy。以 6 MV X 射线为射线源, 在加速器分别开机 100 和 200 MU 条件下, 对 PSD 进行重复性测量并根据贝塞尔公式计算重复性指数 S。在 6 MV、6 MeV、9 MeV、12 MeV、15 MeV 条件下, 对 PSD 进行线性检测并建立剂量与 PSD 读数的线性关系, 通过最小二乘法拟合线性方程。以 6 MV X 射线为射线源, 测量有无 PSD 探头时, 组织不同深度吸收剂量的差异并测得 PDD 曲线。**结果:**经 PSD 重复性计算, 在 100 和 200 MU 条件下, 对于黑探头, 重复性指数分别为 0.029%、0.025%; 对于红探头, 重复性指数分别为 0.040%、0.043%。对于 PSD 的线性偏差, 在 15 MeV 条件下, 黑探头和红探头线性偏差分别为 1.08%、1.10%, 其余各档能量的线性偏差均小于 1.00%。在 6 MV、6 MeV、9 MeV、12 MeV、15 MeV 条件下, 对 PSD 两个探头, 均拟合得出线性方程, 方便 PSD 读数转化为实际剂量。比较有无 PSD 探头组织不同深度吸收剂量以及 PDD 曲线的差异, 当加 PSD 探头后, 最大剂量点往组织表面迁移, 最大剂量点约在组织深度 1.1 cm 处。加 PSD 探头后, 最大剂量深度处前, 组织吸收剂量有所增加; 最大剂量深度处后, 组织吸收剂量有所减少。其中, 对于黑探头和红探头, 在组织表面加探头后组织吸收剂量分别增加 39.76%、43.77%; 在 0.5 cm 深度处吸收剂量分别增加 4.62%、4.91%; 在 3.0 cm 处剂量分别减少 0.92%、1.09%。由于该探头尺寸是 0.4 cm×1.5 cm×1.5 cm, 对于临床射野大小而言, 实际剂量影响很小。**结论:**PSD 的各项性能指标均满足国际国内通用标准, 并且 PSD 对病人真实剂量影响很小, 可以用于放射治疗临床病人皮肤测量。

**【关键词】**病人皮肤剂量监测仪; 直线加速器; 放射治疗; 剂量

**【中图分类号】**R730.55; R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)04-0363-08

## Application of patient skin dosimeter in radiotherapy: a preclinical assessment

DONG Xiaoping<sup>1</sup>, LIN Qing<sup>1</sup>, HU Jie<sup>1</sup>, HUANG Liang<sup>3</sup>, ZHANG Jiafei<sup>1</sup>, LU Chunhua<sup>1</sup>, YUE Kun<sup>2</sup>

1. Department of Radiation Oncology, Tenth People's Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai 200072, China; 2. Department of Radiation Oncology, Ninth People's Hospital (Northern) Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 201999, China 3. Department of Medical Equipment and Data Management, Tenth People's Hospital Affiliated to Tongji University, Shanghai, 200072, China

**Abstract: Objective** To evaluate the performance of patient skin dosimeter (PSD) for potential clinical application in radiotherapy. **Methods** Under the condition of standard calibration (SSD=100 cm with a radiation field of 10 cm×10 cm) and using the PTW dosimeter, 0.6 cc ionization chamber, and the water tank, the X-ray and electron beam at each level of the accelerator was calibrated to the maximum dose point of 100 MU (corresponding to 100 cGy). With 6 MV X-ray as the radiation source, the repeatability of PSD was assessed at the levels of 100 MU and 200 MU of the accelerator, and the repeatability index S was calculated according to the Bessel formula. At the energy levels of 6 MV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, and 15 MeV, the linearity of the PSD was measured to establish a linear relationship between the dose and PSD readings, and the linear equations were fitted using the least squares method. The differences in the absorbed dose at different tissue depths and the PDD curves were measured with 6 MV X-ray as the radiation source either in the presence or absence of the PSD probes. **Results** At 100 MU and 200 MU, the repeatability index of the black probe was 0.029% and 0.025%, and that of the red probe was 0.040% and 0.043%, respectively. At the energy level of 15 MeV, the linear deviations of PSD were 1.08% and 1.10% for the black probe and the red probe,

**【收稿日期】**2016-12-11

**【基金项目】**院内攀登人才计划项目

**【作者简介】**董晓庆, 女, 硕士, 肿瘤放射物理师, 研究方向: 医学物理学, E-mail: dxq\_xiaoqing@163.com

**【通信作者】**林清, 女, 博士, 副主任医师, 研究方向: 肿瘤放射治疗学, E-mail: linqing.linda@163.com

respectively, and the linear deviations were less than 1.00% at other energy levels. At the energy levels of 6 MV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, and 15 MeV, the linear equations were fitted to translate the PSD readings into the actual dose. Measurement of the absorbed dose and PDD curves showed that in the presence of the PSD probe, the maximum dose point shifted toward the tissue surface to the tissue depth of 1.1 cm; the absorbed dose at the depth before the maximum dose point increased and that after the maximum dose point decreased. For the black and red probe, the absorbed doses increased by 39.76% and 43.77% at the tissue surface and by 4.62% and 4.91% at the depth of 0.5 cm, and decreased by 0.92% and 1.09% at the depth of 3.0 cm, respectively. Considering the small size of the probe (0.4 cm×1.5 cm×1.5 cm) relative to the radiation field, the effect of the PSD probe was only trivial on the actual dose delivered. **Conclusion** All the performance indexes of PSD meet the international and domestic standards. PSD produces trivial effect on the actual dose delivered and therefore can be used for clinical skin dose measurement in radiotherapy.

**Keywords:** patient skin dosimeter; linear accelerator; radiotherapy; dose

## 前言

随着计算机与放射物理在医疗方面应用技术的不断进步,现代放射治疗技术提倡精准治疗,设备的质量控制是保障放射治疗精确执行、提高放射治疗临床效果和防止放射治疗事故的重要手段。为了提高放射治疗质量,每一台设备在投入临床使用之前,应做一系列的性能测试<sup>[1-3]</sup>。在放射治疗的临床实践中,由于放射治疗计划系统(TPS)在采集数据时,大部分医院采用0.125 cc电离室采集,电离室走位的稍许误差及其水模表面的水纹波动对表面剂量的测量会造成较大的影响,因此TPS计算的表面剂量与实际照射的剂量存在较大误差。为此我们引进病人皮肤剂量监测仪(Patient Skin Dosimeter, PSD),对病人皮肤剂量进行实时测量,为临床工作提供参考。

目前,有关放射治疗皮肤剂量测量的文献有很多,采用的仪器也各有不同,如TLD<sup>[4-6]</sup>、EBT<sup>[7-10]</sup>胶片、MOSFET<sup>[11]</sup>探测器、Markus平板电离室等<sup>[12-13]</sup>。但PSD应用于放射治疗病人皮肤剂量测量未有相关报道,而目前报道PSD主要用于在诊断X线摄片<sup>[14-16]</sup>和CT检查时<sup>[17-18]</sup>的患者皮肤剂量监测。PSD是否能应用于放射治疗时皮肤剂量的监测,以及其剂量稳定性如何,没有相关的数据报道。本文探讨在放射治疗时,PSD的读数重复性、剂量线性,以及PSD在测量过程中对病人组织不同深度处实际吸收剂量的影响,以保证PSD能够精确、真实地测量病人皮肤的剂量,为后续放射治疗临床应用奠定理论基础。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料

Synergy旋转容积调强直线加速器(医科达,瑞典),UNIDOS剂量仪(PTW,德国),0.6 cc指型电离室(PTW,德国),RW3固体水(PTW,德国),平板电离室(PTW,德国)。

PSD是美国Unfors公司出品,由南加州大学Kai Lee教授惠赠,它由两个大小为0.4 cm(厚)×1.5 cm(长)×1.5 cm(宽)半导体探头组成,分别是黑色探头和红色探头,可以同时测量两个点的剂量,剂量响应范围为1 μGy~9 999 Gy(图1)。



图1 PSD示意图

Fig.1 A patient skin dosimeter (PSD)

### 1.2 方法

**1.2.1 加速器标定和PSD重复性检测** 首先在标准定标条件(SSD=100 cm,照射野10 cm×10 cm)下<sup>[19]</sup>,通过PTW剂量仪、0.6 cc电离室和水箱将加速器各档X线和电子线定标到最大剂量深度处100 MU对应为100 cGy。在机架0°、SSD=100 cm、10 cm×10 cm照射野下,以6 MV X射线为射线源,将PSD探头置于10 cm固体水表面,探头上方放置1.5 cm建成材料,以使探头处于最大剂量深度处,如图2所示。将加速器开机量分别设定为100和200 MU,每次重复10次,记录PSD读数,通过贝赛尔方程计算重复性指数S。

**1.2.2 PSD线性检测** 对于6 MV、6 MeV、9 MeV、12 MeV、15 MeV能量条件下,将加速器开机设定为40、80、100、120、150、180、200、220、250 MU共9个档,记录PSD读数。两个探头分别测3次,取平均值。建立实际剂量与PSD读数的线性关系,并使用最小二乘

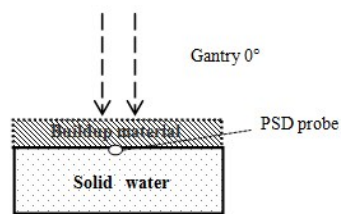


图2 PSD重复性检测示意图

Fig.2 Repeatability detection for PSD

法,拟合线性方程,建立数学模型。

**1.2.3 PSD探头对组织不同深度处剂量的影响** 以6 MV X射线为射线源在机架0°、SSD=100 cm、10 cm×10 cm照射野下,加速器开机50 MU,平板电离室置于10 cm固体水表面,放置射野等中心处,上方分别加不同厚度的固体水,模拟组织不同深度的情况下,将探头放在固体水上表面,测量加PSD探头和不加PSD探头时平板电离室测得的剂量,以此判定PSD探头对组织不同深度剂量的影响,如图3所示。同时测量有无PSD探头的情况下,0~5 cm不同深度处的剂量,得出PDD曲线。

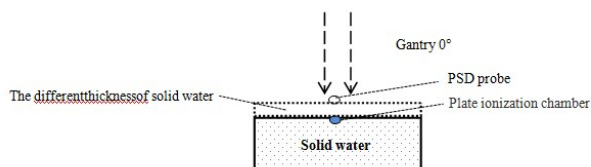


图3 有无PSD探头测量组织不同深度处剂量示意图

Fig.3 Dose measurement at different depths with or without PSD probe

### 1.3 数据分析

重复性是加速器剂量监测系统的最基本性能,根据贝塞尔公式,医用电子加速器剂量监测系统的重复性可表示为<sup>[20]</sup>:

$$s = \frac{100}{\bar{R}} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{R} - R_i)^2}{n-1}} \% \quad (1)$$

式中,  $R_i$  为第  $i$  次测量时,剂量监测系统的计数值与吸收剂量测量值的比值,无量纲;  $\bar{R}$  为  $R_i$  的平均值;  $n$  为测量次数。  $\bar{R}$  可表示为:

$$\bar{R} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n R_i \quad (2)$$

线性是加速器剂量监测系统的最基本性能,剂量监测系统的测量值与实际吸收剂量之间的关系是线性的:

$$D = a \times U \quad (3)$$

式中,  $D$  为吸收剂量,  $a$  为比例因子,  $U$  为剂量监测系统的测量值。

$$D_i = \frac{1}{j} \sum_{j=1}^j \frac{1}{n} \sum_{n=1}^n D_{ijn} \quad (4)$$

式中,  $D_{ijn}$  为在第  $i$  个吸收剂量预置值和第  $j$  个吸收剂量率下第  $n$  次辐照的吸收剂量测量结果,  $D_i$  为在第  $i$  个吸收剂量预置值下,  $j$  个吸收剂量率的平均值。对各个  $D_i$  数据用最小二乘拟合法求出下列线性关系式:

$$D_c = aU + b \quad (5)$$

式中,  $U$  为吸收剂量预置值,  $D_c$  为用最小二乘拟合法求出的吸收剂量计算值,  $a$  为比例因子,  $b$  为直线与纵坐标轴的截距,  $D_{ci}$  为用最小二乘法求出的吸收剂量计算值,  $U_i$  为第  $i$  个吸收剂量预置值。比较测量平均值  $D_i$  与用最小二乘拟合法计算值  $D_{ci}$  的偏差,与  $U_i$  相比,用百分数表示其最大偏差:

$$\frac{(D_i - D_{ci})_{\max} \times 100}{U_i} \% \leq \pm 2 \% \quad (6)$$

PSD探头对组织不同深度剂量的影响计算公式如下:

$$\Delta = \frac{\text{读数1 (加PSD探头)} - \text{读数2 (不加PSD探头)}}{\text{读数2 (不加PSD探头)}} \times 100\% \quad (7)$$

## 2 结果

### 2.1 PSD重复性

对于PSD两个探头,设定能量为6 MV X射线,分别出束100和200 MU,得出的重复性如表1所示。出束100 MU时,对于黑探头,重复性指数是0.029%;对于红探头,重复性指数是0.040%。出束200 MU时,对于黑探头,重复性指数是0.025%;对于红探头,重复性指数是0.043%。均满足IEC977规定最大不超过0.5%的标准。

### 2.2 PSD线性

测量临床常用能量6 MV、6 MeV、9 MeV、12 MeV、15 MeV条件下,PSD的黑探头和红探头读数与剂量的线性关系及偏差,如表2~表6所示。对于6 MV,黑探头剂量最大偏差是0.30%,红探头剂量最大偏差是0.28%;对于6 MeV,黑探头剂量最大偏差是-0.45%,红探头剂量最大偏差是-0.42%;对于9 MeV,黑探头剂量最大偏差是0.73%,红探头剂量最大偏差是0.89%;对于12 MeV,黑探头剂量最大偏差是-0.90%,红探头剂量最大偏差是-0.98%;对于15 MeV,黑探头剂量最大偏差是1.08%,红探头剂量最大偏差是1.10%。对临床常用能量,PSD的读数线性偏差均未超过国标规定±2%,可以应用于临床。

### 2.3 加速器预设剂量与PSD读数的关系

在能量6 MV、6 MeV、9 MeV、12 MeV、15 MeV

表1 不同剂量下的PSD重复性测试  
Tab.1 Repeatability test of PSD with different doses

Delivery/MU	Probe	Repetitions (n)										Repeatability index S/%
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
100	1 (Black)/mGy	177.5	177.5	177.6	177.6	177.6	177.5	177.5	177.6	177.5	177.6	0.029
	2 (Red)/mGy	181.3	181.4	181.4	181.5	181.5	181.4	181.4	181.3	181.5	181.4	0.040
200	1 (Black)/mGy	354.6	354.8	354.8	354.7	354.8	354.8	354.9	354.7	354.9	354.8	0.025
	2 (Red)/mGy	363.0	362.8	362.8	363.1	363.0	363.0	362.7	363.1	362.7	363.0	0.043

表2 6 MV 条件下的PSD读数线性  
Tab.2 Linearity of PSD readings at the energy level of 6 MV

Parameter	Delivery/MU								
	40	80	100	120	150	180	200	220	250
Count (Black)/mGy	68.55	137.00	171.30	205.70	257.20	308.60	343.10	377.30	428.80
Linear deviations/%	0.30	-0.09	-0.09	-0.01	0.01	-0.04	0.05	0.00	0.00
Count (Red)/mGy	70.53	141.30	176.70	212.00	265.10	318.30	353.50	389.30	442.50
Linear deviations/%	0.28	0.06	0.03	-0.07	-0.08	-0.02	-0.13	0.06	0.08

表3 6 MeV 条件下的PSD读数线性  
Tab.3 Linearity of PSD readings at the energy level of 6 MeV

Parameter	Delivery/MU								
	40	80	100	120	150	180	200	220	250
Count (Black)/mGy	59.72	119.20	149.10	178.80	223.30	267.80	297.40	327.10	371.50
Linear deviations/%	-0.45	-0.10	0.13	0.12	0.07	0.04	-0.01	-0.01	-0.06
Count (Red)/mGy	61.65	123.10	153.90	184.60	230.60	276.60	307.20	337.90	383.60
Linear deviations/%	-0.42	-0.07	0.07	0.09	0.07	0.05	0.01	0.03	-0.10

表4 9 MeV 条件下的PSD读数线性  
Tab.4 Linearity of PSD readings at the energy level of 9 MeV

Parameter	Delivery/MU								
	40	80	100	120	150	180	200	220	250
Count (Black)/mGy	58.61	117.00	146.3	175.60	219.60	263.70	293.00	322.60	366.80
Linear deviations/%	0.73	-0.03	-0.08	-0.11	-0.11	-0.05	-0.08	0.04	0.11
Count (Red)/mGy	60.58	120.90	151.20	181.50	227.00	272.50	303.00	333.50	379.30
Linear deviations/%	0.89	-0.05	-0.09	-0.12	-0.12	-0.12	-0.04	0.03	0.13

条件下,加速器预设剂量与PSD读数的关系如图4~图8所示。6 MV条件下,对于黑探头拟合的线性方程是 $y=1.716x-0.211$ ,对于红探头拟合的线性方程是 $y=1.771x-0.416$ ;6 MeV条件下,对于黑探头拟合的线

性方程是 $y=1.485x+0.519$ ,对于红探头拟合的线性方程是 $y=1.533x+0.481$ ;9 MeV条件下,对于黑探头拟合的线性方程是 $y=1.468x-0.392$ ,对于红探头拟合的线性方程是 $y=1.518x-0.490$ ;12 MeV条件下,对于黑



表5 12 MeV 条件下的PSD读数线性

Tab.5 Linearity of PSD readings at the energy level of 12 MeV

Parameter	Delivery/MU								
	40	80	100	120	150	180	200	220	250
Count (Black)/mGy	58.12	116.10	145.20	174.10	217.40	261.00	289.50	318.10	361.10
Linear deviations/%	-0.90	-0.13	0.13	0.14	0.11	0.26	0.06	-0.07	-0.18
Count (Red)/mGy	59.88	119.70	149.50	179.30	223.80	268.80	298.10	327.60	371.80
Linear deviations/%	-0.98	0.00	0.08	0.14	0.06	0.29	0.05	-0.05	-0.19

表6 15 MeV 条件下的PSD读数线性

Tab.6 Linearity of PSD readings at the energy level of 15 MeV

Parameter	Delivery/MU								
	40	80	100	120	150	180	200	220	250
Count (Black)/mGy	57.66	115.30	144.10	173.00	216.40	259.90	289.10	318.30	362.20
Linear deviations/%	1.08	0.10	-0.12	-0.18	-0.21	-0.18	-0.06	0.04	0.20
Count (Red)/mGy	59.77	119.60	149.50	179.50	224.40	269.60	299.80	330.30	375.80
Linear deviations/%	1.10	0.12	-0.09	-0.15	-0.28	-0.19	-0.12	0.08	0.22

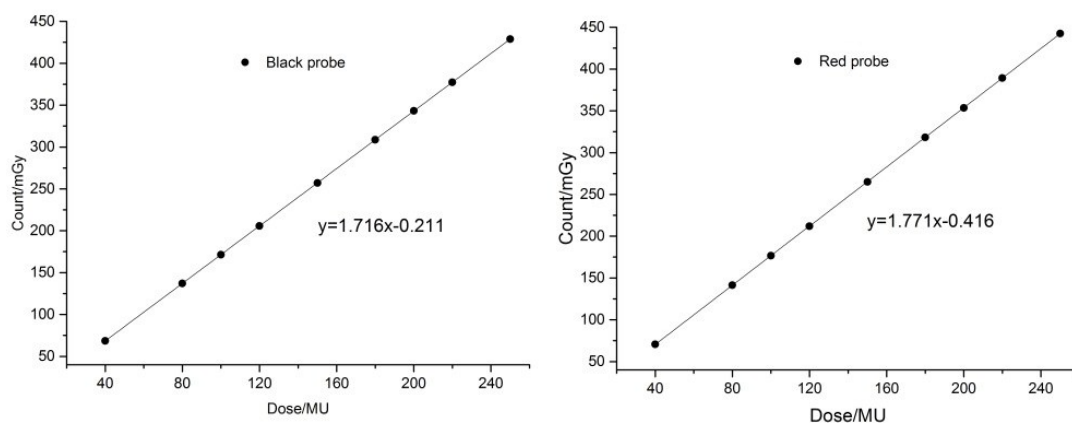


图4 6 MV 条件下黑探头和红探头的拟合线性方程

Fig.4 Linear equation of the black and red probe at the energy level of 6 MV

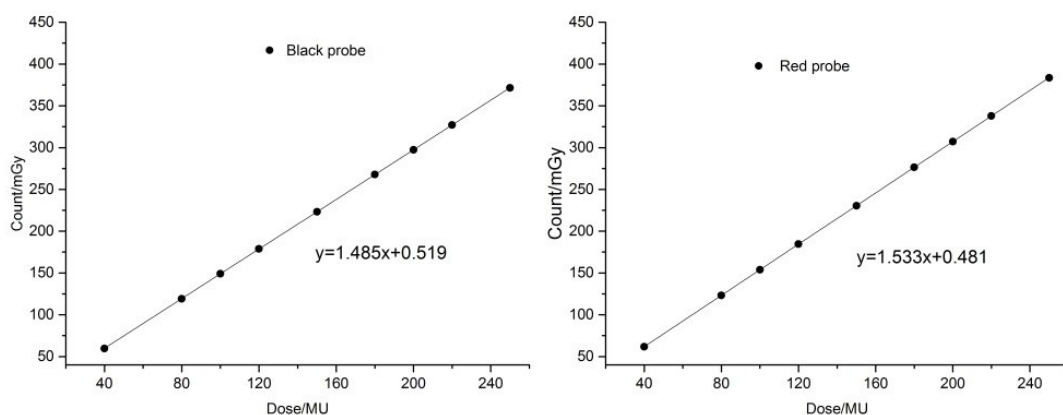


图5 6 MeV 条件下黑探头和红探头的拟合线性方程

Fig.5 Linear equation of the black and red probe at the energy level of 6 MeV

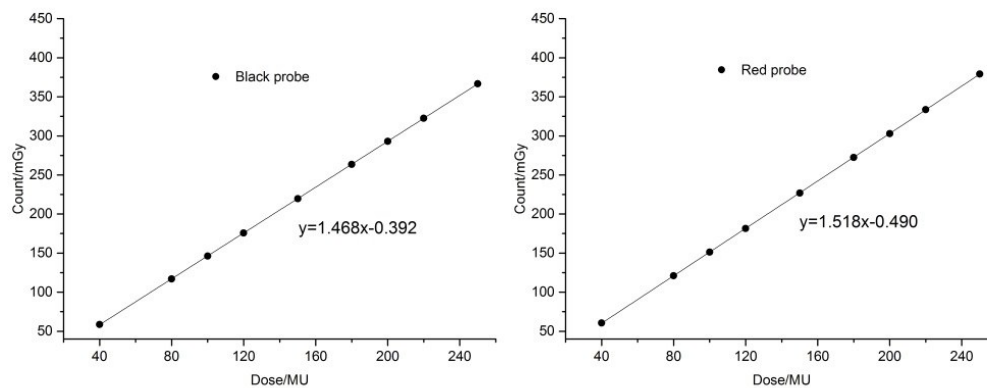


图6 9 MeV条件下黑探头和红探头的拟合线性方程

Fig.6 Linear equation of the black and red probe at the energy level of 9 MeV

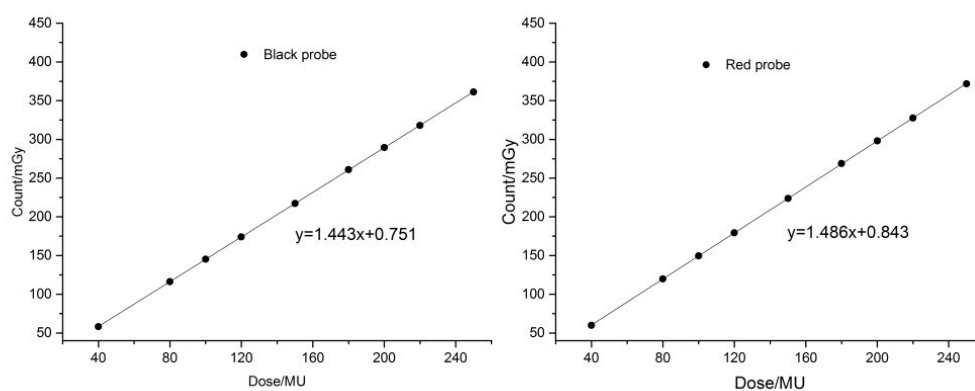


图7 12 MeV条件下黑探头和红探头的拟合线性方程

Fig.7 Linear equation of the black and red probe at the energy level of 12 MeV

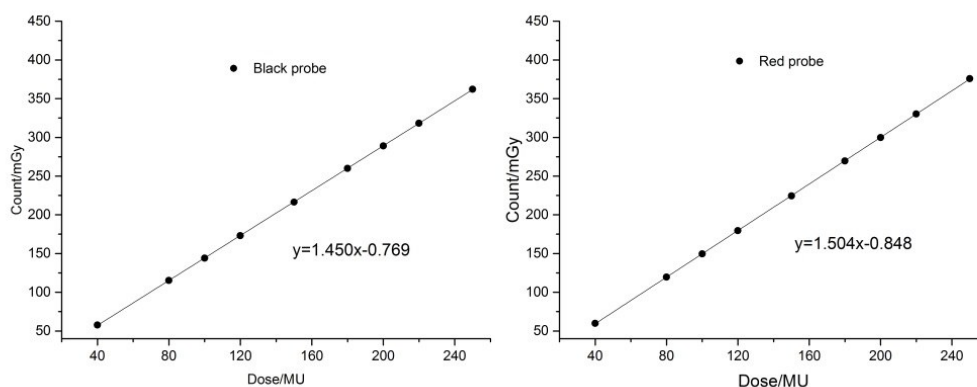


图8 15 MeV条件下黑探头和红探头的拟合线性方程

Fig.8 Linear equation of the black and red probe at the energy level of 15 MeV

探头拟合的线性方程是 $y=1.443x+0.751$ ,对于红探头拟合的线性方程是 $y=1.486x+0.843$ ;15 MeV条件下,对于黑探头拟合的线性方程是 $y=1.450x-0.769$ ,对于红探头拟合的线性方程是 $y=1.504x-0.848$ 。通过以上的线性方程,可以将PSD读数转化成病人实际受照剂量。

#### 2.4 PSD探头对组织不同深度吸收剂量的影响

在6 MV条件下,用平板电离室测量探头下不同深度处有无探头的剂量偏差(表7)。对于黑探头和红探头,当平板电离室上方不加固体水时,吸收剂量分别增加39.76%、43.77%;当平板电离室上方加0.5 cm固体水时,吸收剂量分别增加4.62%、4.91%,

当平板电离室上方加 1.1 cm 固体水时,吸收剂量分别增加 0.00%、-0.06%;当平板电离室上方加 3.0 cm 固体水时,吸收剂量分别减少 0.92%、1.09%。同时测量 0~5 cm 深度处,有无 PSD 探头的 PDD 曲线,从图 9 可以看出,在无 PSD 探头时,也就是 6 MV 的实际 PDD 曲线,最大剂量点在固体水下 1.5 cm 深度处。加 PSD 探头时,最大剂量点约在组织深度 1.1 cm 处,在最大

剂量深度处前,加 PSD 探头的剂量比无探头时偏高;在最大剂量深度处后,加 PSD 探头的剂量比无探头时偏低,但差别不大,约在 1.00% 左右。由于该探头厚度只有 0.4 cm,对直线加速器射野大小而言,PSD 探头大小可以忽略不计,对病人肿瘤照射区域的实际剂量影响很小。

表 7 有无 PSD 探头对组织不同深度吸收剂量的影响

Tab.7 Absorbed dose at different tissue depths with or without PSD

Parameter	Filler/cm													
	0.0	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	1.0	1.1	1.2	1.3	1.7	2.0	3.0	5.0
No probe/mGy	236.9	309.9	360.0	400.4	430.1	452.4	512.2	517.4	521.0	523.4	525.6	524.3	512.2	484.4
Black/mGy	331.1	372.7	411.7	437.3	456.3	473.3	514.3	517.4	519.7	521.5	522.5	520.2	507.5	480.2
Red/mGy	340.6	382.6	414.2	439.2	458.4	474.6	513.6	517.1	519.3	521.1	521.4	519.1	506.6	479.0
$\Delta_{\text{Black}}/\%$	39.76	20.26	14.36	9.22	6.09	4.62	0.41	0.00	-0.25	-0.36	-0.59	-0.78	-0.92	-0.87
$\Delta_{\text{Red}}/\%$	43.77	23.46	15.06	9.69	6.58	4.91	0.27	-0.06	-0.33	-0.44	-0.80	-0.99	-1.09	-1.11

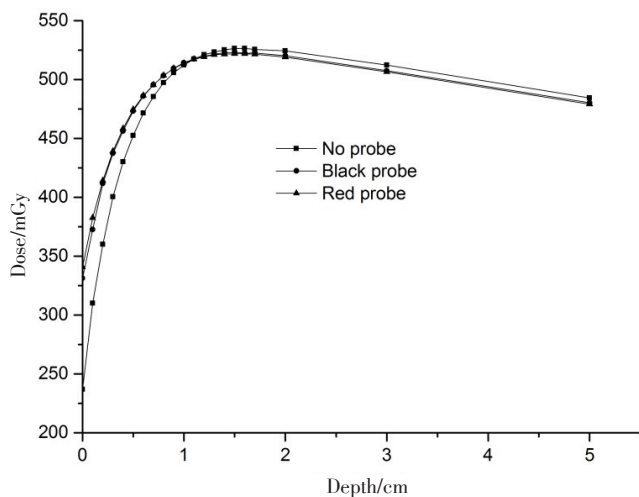


图 9 6 MV 下有无 PSD 探头的 PDD 曲线

Fig.9 PDD curve of 6 MV with or without PSD probe

### 3 讨论

在放射治疗的日常 QA 过程中,加速器的剂量监测系统的重复性即变异系数,国家标准规定的最大偏差不超过 0.7%,而 IEC977 标准规定最大偏差不超过 0.5%,而 PSD 如需应用于临床试验,也必须满足以上条件。对于 6 MV 光子线,100 和 200 MU 剂量条件下,PSD 的探头重复性指数最大是 0.043%,不超过 0.500%,满足国家标准和 IEC977 标准。PSD 的稳定性很好,可用于临床测量,加速器的剂量监测系统的

线性偏差国标规定 $\leq \pm 2\%$ 。从表 2~表 6 可以看出,对加速器能量 6 MV、6 MeV、9 MeV、12 MeV、15 MeV 条件下,无论是黑探头还是红探头,线性偏差值均不超过 $\pm 2\%$ 。从图 4~图 8 可以看出,对加速器不同能量条件下,加速器预设剂量与 PSD 读数呈线性关系,并拟合出线性方程。将 PSD 读数转换成实际剂量,用于临床测量病人皮肤剂量。通过 PSD 的重复性和线性结果可以看出,PSD 可以应用于肿瘤放射治疗中病人皮肤的剂量测量。同时得出 PSD 读数与加速器预设剂量的线性方程,方便后期 PSD 读数转换成病人实际剂量。

PSD 探头下组织不同深度有无探头的吸收剂量偏差如表 7 所示,当深度为 0 cm 时,对于黑探头和红探头,吸收剂量偏差都是最大,随着深度增加剂量偏差越来越小;当深度为 1.1 cm 时,黑探头吸收剂量偏差为 0.00%,红探头吸收剂量偏差为 -0.06%;当深度大于 1.1 cm 后,吸收剂量偏差随着深度增加慢慢变大;当深度为 5.0 cm 时,实际吸收剂量减少 1.11%。从图 9 可以看出,加上 PSD 探头以后,最大剂量点约在 1.1 cm 深度处,而 6 MV 条件下的最大剂量点是 1.5 cm,这主要是由于加上 PSD 探头测量时,相当于在原有组织上方附加 0.4 cm 填充物。在射线的剂量建成区范围内,吸收剂量随深度增加而增加,此区域内梯度很大,附加 0.4 cm 厚度的填充物对临近表浅组织的吸收剂量造成很大的差异。而在剂量跌落区,吸

收剂量缓慢下降,0.4 cm对剂量影响相对较小。同时由于该探头尺寸为0.4 cm×1.5 cm×1.5 cm,对临床射野大小而言,剂量影响范围很小,且临床监测次数有限,一般小于5次。综合而言,PSD测量病人皮肤剂量,对病人肿瘤照射区域的实际剂量影响很小,可以用于放射治疗临床测量。

总之,通过对PSD重复性、线性、PDD曲线的讨论,以及加速器预置剂量与PSD读数的线性关系得出,PSD能够应用于放射治疗临床病人皮肤测量。后续,我们将对放射治疗临床病人的皮肤进行测量。

## 【参考文献】

- [1] 姜秀英. 剂量监测系统的质量保证与控制[J]. 医疗卫生装备, 2011, 32(6): 110-111.  
JIANG X Y. Quality assurance and control of dose monitoring system [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2011, 32(6): 110-111.
- [2] 陈智维, 姚升宇, 张铁宁, 等. MosFET用作临床X射线剂量测量的研究[J]. 中国医疗装备, 2011, 26(5): 63-68.  
CHEN Z W, YAO S Y, ZHANG T N, et al. MosFET used for clinical X-ray doses measured exploration [J]. China Medical Equipment, 2011, 26(5): 63-68.
- [3] 董晓庆, 胡杰, 岳望, 等. 医用直线加速器物理楔形板的质控方法研究[J]. 医疗卫生装备, 2015, 36(4): 94-97.  
DONG X Q, HU J, YUE K, et al. Study on the quality control method of the wedge filed for the linear accelerator in the radio therapy [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2015, 36(4): 94-97.
- [4] LI M S, HUANG C J, CHEN H Y, et al. Evaluating the consistency of location of the most severe acute skin reaction and highest skin dose measured by thermoluminescent dosimeter during radiotherapy for breast cancer[J]. Med Dosim, 2016, 41(3): 216-220.
- [5] LISA C, HEATHER W, MARC M K, et al. Skin-sparing helical tomotherapy vs 3D-conformal radiotherapy for adjuvant breast radiotherapy: *in vivo* skin dosimetry study [J]. Int J Radiation Oncol Biol Phys, 2012, 83(5): 583-590.
- [6] WONG S, BACK M, TAN P W, et al. Can radiation therapy treatment planning system accurately predict surface doses in postmastectomy radiation therapy patients?[J]. Med Dosim, 2012, 37(2): 163-169.
- [7] PUYSELEYR A D, NEVE W D, WAGTER C D. A patient immobilization device for prone breast radiotherapy: dosimetric effects and inclusion in the treatment planning system [J]. Phys Med, 2016, 32(6): 758-766.
- [8] AKINO Y C, DAS I J, GREGORY K B, et al. Evaluation of superficial dosimetry between treatment planning system and measurement for several breast cancer treatment techniques[J]. Med Phys, 2013, 40(1): 1-6.
- [9] SHIAU A C, CHIU M C, CHEN T H, et al. Surface and superficial dose dosimetric verification for post mastectomy radiotherapy[J]. Med Dosim, 2012, 37(4): 417-424.
- [10] AKBAS U, NAZMIYE D K, KOKSAL C, et al. Surface and buildup region dose measurements with markus parallel-plate ionization chamber, Gafchromic EBT3 film, and MOSFET detector for high-energy photon beams[J]. Adv High Energy Phys, 2016, 1(1): 1-10.
- [11] JONG W L, UNG N M, WONG J H, et al. *In vivo* skin dose measurement using MOSkin detectors in tangential breast radiotherapy [J]. Phys Med, 2016, 32(11): 1466-1474.
- [12] FUNDAGUL A, ORS Y, DAVUTOGLU R, et al. Evaluation of skin dose associated with different frequencies of bolus applications in post-mastectomy three-dimensional conformal radiotherapy[J]. J Exp Clin Canc Res, 2009, 28(1): 1-7.
- [13] SANCHISA G, LUISB G, JOSEL S, et al. Evaluation of acute skin toxicity in breast radiotherapy with a new quantitative approach[J]. Radiother Oncol, 2017, 122(1): 54-59.
- [14] SATORU U, HAJIME M, MAMI A, et al. A feasibility study on reduction of the entrance-surface dose to neonates by use of a new digital mobile X-ray system[J]. Radiol Phys Technol, 2013, 6(1): 157-161.
- [15] SAEMAN M R, LORRIE S B, TIMOTHY J B, et al. Radiation exposure and safety practices during pediatric central line placement [J]. J Pediatr Surg, 2015, 50(6): 992-995.
- [16] FUJIBUCHI T, KATO H, HASHIMOTO M, et al. Characteristic evaluation of a real-time silicon dosimeter and measurement of entrance surface dose at radiography[J]. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2006, 62(7): 997-1004.
- [17] YOSHIKI M, YOSHIKI K, HIROO C, et al. Evaluation of characteristics of a novel real-time dosimeter for patient's skin exposure[J]. Rinsho Hoshasen, 2011, 56(6): 779-785.
- [18] COLLETTI P M, MICHELI O A, LEE K H. To shield or not to shield: application of bismuth breast shields[J]. Am J Roentgenol, 2013, 200(3): 503-507.
- [19] 冯宁远, 谢虎臣, 史荣, 等. 实用放射治疗物理学[M]. 北京: 北京医科大学中国协和医科大学联合出版社, 1998.  
FENG N Y, XIE H C, SHI R, et al. Practical radiation therapy physics [M]. Beijing: Beijing Union Medical University Beijing Medical University, 1998.
- [20] 顾本广. 医用加速器[M]. 北京: 科学出版社, 2003: 613-616.  
GU B G. Medical accelerator[M]. Beijing: The Science Publishing Company, 2003: 613-616.

(编辑:陈丽霞)