

全身皮肤电子线放疗中快速确定机架角度的方法

嵇卫星, 张玉洁, 李婷婷, 张建英
复旦大学附属中山医院放疗科, 上海 200032

【摘要】目的:为双机架角多野全身皮肤电子线放疗技术提供一种快速确定机架角度的方法。**方法:**引入一个与治疗时辐射场几何条件关联的新因子 F , F 与机架角度、准直器大小和源皮距相关。查阅以往相关文献, 归纳总结出不同几何条件下因子 F 的规律, 然后建立根据 F 快速推算机架角度的方法, 再用两组试验验证该方法的有效性。**结果:**分析以往文献中的数据后发现, 因子 F 的值稳定在一个固定值左右, F 的平均值为0.79, 标准差为0.05。新建立的快速计算方法可将机架角度搜索范围从一般方法推荐的 15° 缩小到 5° 左右。在两组试验中, 最佳照射时的机架角度均能快速而准确地确定。**结论:**在双机架角多野全身皮肤电子线放疗技术中, 因子 F 的引入和新的计算方法能够有效提高确定照射机架角度的效率。

【关键词】全身皮肤电子线放疗; 双机架角多野照射技术; 机架角度

【中图分类号】R811

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)09-1089-05

A rapid method for gantry angle determination in total skin electron therapy

Ji Weixing, ZHANG Yujie, LI Tingting, ZHANG Jianying

Department of Radiation Oncology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China

Abstract: Objective To provide a method for rapidly determining the gantry angle in six-dual-field total skin electron therapy. **Methods** A new factor F which was related to the geometric conditions of radiation field such as gantry angle, collimator size and source-skin-distance was introduced. According to the rules of F under different geometric conditions which were summarized by referring the previous literatures, a rapid method for gantry angle determination was proposed. The effectiveness of the method was verified by two groups of experiments. **Results** The analysis of the data from the previous literatures showed that F was stable at a fixed value, with mean value of 0.79 and standard deviation of 0.05. The proposed method narrowed the search range of gantry angle from the generally recommended 15° to about 5° . In the two groups of experiments, the optimal gantry angle could be determined quickly and accurately. **Conclusion** The introduction of F and the novel calculation method improve the efficiency for the determination of the gantry angle in six-dual-field total skin electron therapy.

Keywords: total skin electron therapy; six-dual-field technique; gantry angle

前言

蕈样霉菌病是皮肤T细胞淋巴瘤的最常见形式, 而双机架角多野全身皮肤电子线放疗(six-dual field TSET, SDF-TSET)是治疗蕈样霉菌病的一种重要而完善的技术^[1-2]。相比于光子束, 低能量且高剂量率的电子束可以很好地将均匀的剂量照射到患者皮肤上, 同时避免危及器官(OAR)受到过多辐射^[3]。

SDF-TSET形成于20世纪80年代中期, 由斯坦福六野技术和斯隆-凯特林散射板技术结合而成^[4]。

在这项技术的标准程序中, 通常使用患者前、后和4个倾斜方向的6对双野对病人进行电子线照射, 照射时间为2 d内实施1个分次。每对射野角度相对于水平轴对称, 水平轴上方是上分野, 下方是下分野(图1)。建立SDF-TSET规程的详细信息见AAPM TG30报告^[5], 该流程包含多个复杂过程, 诸如剂量校准、计划设计及执行、质量控制等^[6]。

SDF-TSET技术中一对射野的几何结构如图1所示, 治疗区域的长度取决于射线质、源皮距(SSD)、准直器大小和机架角度。图1中的参数 X 、 α 和 θ 分别与SSD、准直器大小和机架角度有关。很明显, 越大的 X 和 α 可以形成越大的治疗面积。然而 X 受治疗室长度限制, α 则受电子线最大射野的限制, 所以对于已完成装机的直线加速器来说, 这两个因素的最大值通常都是确定的。

【收稿日期】2022-04-26

【作者简介】嵇卫星, 硕士, 工程师, 研究方向: 人工智能在放射治疗中的应用, E-mail: ji.weixing@zs-hospital.sh.cn

【通信作者】张建英, 硕士, 高级工程师, E-mail: zhang.jianying@zs-hospital.sh.cn

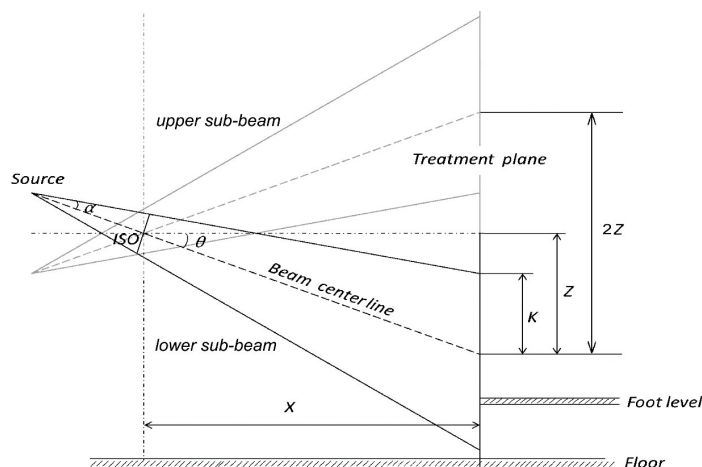


图1 SDF-TSET技术中一对射野的几何构造

Figure 1 Geometry of one-dual-field in SDF-TSET technique

AAPM TG30 报告中建议,对于剂量均匀性,矩形治疗区域要求垂直方向控制在 $\pm 8\%$ 之内,水平方向控制在 $\pm 4\%$ 之内,当然剂量越均匀越好^[5]。为了达到剂量均匀性的最优化,对于每一组给定的几何参数,需要使用放置在治疗平面的电离室、热释光片(TLD)或者胶片阵列来测量治疗平面的相对剂量分布,以选取最合适的机架角度或参数组合^[3]。对于较小的治疗机房(对应较小的 X),有可能任何机架角度都无法给予治疗平面恰当的相对剂量分布,也就是说不能恰当地实施SDF-TSET技术。

AAPM TG30 报告虽然给出了实施要求,但是机架角度的搜索范围较大(一般为 $10^\circ \sim 25^\circ$),确定合适的照射角度是相当耗时的工作。由于覃样霉菌病的发病率极低,通常直线加速器在机房建设、设备采购和安装的时候不会关注SD-TSET技术的实施需求,而只是在出现临床病例的时候才会分析实现SD-TSET的可行性,并同时建立相应的剂量规程。在这个时候,临床医生和物理师面临的两个主要问题是:现有的机器、机房几何条件是否可能在病人身高的范围内形成符合AAPM TG30要求的均匀剂量场,能否快速地找到最优的机架角度设置,建立相应的剂量规程,缩短患者的等待时间、减轻物理师的工作量。

进一步考虑,尽管AAPM TG30 报告中建议治疗区域长度为160 cm,但是直接决定这一长度的其实是患者的身高。例如对于一个非常高的病人,报告中建议的 (160×60) cm²的治疗区域面积可能还不够大;而如果患者是儿童,治疗长度则不需要160 cm。换言之,SDF-TSET协议是一个与患者身高紧密相关的个性化问题,如果能够针对逐个病例进行评估,则可以提供更加个性化的治疗方案。但是,对每个病例具体情况进行评估,相当于对每个病例建立一次

耗时极大的SDF-TSET治疗规程,这也体现出快速验证治疗机架角度的重要性。

本工作中,笔者通过对文献报道的SDF-TSET技术进行几何分析,引入一个参数 F 来缩小机架角度的不确定范围,为SDF-TSET技术提供一种快速有效确定机架角度的方法,也为SDF-TSET规程的建立提供可行的高效方案。

1 材料与方法

1.1 SDF-TSET技术的几何分析

当电子束离开出射窗口时,它的分布很窄,然后经过散射箔、电离室、空气,电子束最终到达患者皮肤表面。在这一过程中,集中的光束将被散射和扩散,最终上分野和下分野共同形成治疗区域,而且在皮肤及皮下几毫米处提供均匀分布的剂量。

SDF-TSET技术的示意图见图1,其中源(Source)表示电子束离开出射窗口的位置,ISO是加速器等中心, X 表示ISO和治疗平面之间的距离。 θ 是水平面上方或下方的机架角度。 α 是与准直器打开长度相关的度数,可按下式计算:

$$\alpha = \arctan\left(\frac{FS}{2 \times SAD}\right) \quad (1)$$

其中,FS表示等中心处的射野大小,SAD是源到等中心的距离,通常情况下是100 cm。

Z 是等中心水平面与光束几何中心在治疗平面相交上的距离。 Z 可由公式得出:

$$Z = X \times \tan \theta \quad (2)$$

K 是射野中心线与靠近水平线的光束边缘在治疗平面上的距离,公式如下:

$$K = \frac{\left(\frac{X}{\cos \theta} + 1\right) \times \sin \alpha}{\sin(90 + \theta - \alpha)} \quad (3)$$

以上均为SDF-TSET技术中既有的几何参数,作为本工作的创新,笔者通过以下定义引入一个新参数 F :

$$F = \frac{K}{Z}$$

(4)

其中, Z 和 K 定义在式(2)和式(3)中,由此可推断, F 可由参数 X 、 α 和 θ 得出,而当 X 和 α 固定时, θ 可由 F 计算。

1.2 分析 θ 与 F 的关系

笔者在PubMed等数据库中检索相关文献,检索关键词为“全身皮肤电子线治疗(total skin electron therapy)”、“全身皮肤电子线照射(total skin electron irradiation)”、“TSET”等,筛选出射野大小、机架角度、SSD等设置参数齐全的论文。考虑到国内大多数单位加速器都具备6 MeV的电子线,笔者排除了电子能量不等于6 MeV或设备为旋转准直器的文献。笔者根据每篇论文中的设置参数,计算出 F ,并对 F 进行统计,得到参数 F 的规律。为了验证这些论文中计算出来的 F 值是否服从正态分布,对这些数据进行Shapiro-Wilk检验,这是一种适用于少数样本的正态分布检验。根据 F 的统计结果,确定搜索角度的上限、下限,以及中心值,结合测量出的剂量分布情况,利用二分法,搜索剂量分布符合均匀性要求的机架角度。

1.3 方法可行性的验证

为了验证该方法的性能,笔者进行了测试试验。本放疗中心配备了西门子ONCOR直线加速器,选择标称能量为6 MeV的电子束进行试验,不使用电子线光筒,等中心处射野大小为30 cm×30 cm。根据本单位治疗室的情况,选择了两组参数 X 进行试验,分别为206和247 cm。为了减少因SSD延长而增加的治疗时间,减少患者的运动和疲劳,剂量率设置为900 MU/min,即高剂量率模式。

笔者采用固定笼式装置作为支架,在1 cm厚的PMMA面板背面粘贴了一组EDR2胶片,以测量纵向均匀性。治疗室激光线用于校准处理平面的坐标系,Vidar扫描仪(Dosimetry Pro Advantage RED)用于对胶片进行数字化,然后使用RIT113软件对胶片进行分析,每个点的剂量以其周围2 cm×2 cm范围的平均剂量表示。

2 结果

2.1 参数 F 的统计特性

根据式(1)~式(4)及相关文献资料,不同文献中的几何参数及计算出的 Z 、 K 、 F 列于表1。不同放疗中心的参数设置差别很大,准直器的开启角度为9.37°~11.31°,等中心与治疗平面距离为100~341 cm。如表1所示, θ 、 α 和 X 之间没有明显的关系,但计算所得的参数 F 却趋于相似。

表1 已发表论文中SDF-TSET技术各几何参数的总结
Table 1 Summary of geometrical parameters for SDF-TSET technique from the previous literatures

文献	$\alpha/^{\circ}$	$\theta/^{\circ}$	X/cm	Z/cm	K/cm	F
Schiapparelli P, et al. 2010 ^[7]	10.20	19.00	253.00	87.11	65.89	0.76
Platoni K, et al. 2012 ^[8]	10.20	17.50	280.00	88.28	70.29	0.80
黎杰, 等. 2009 ^[9]	9.65	16.00	300.00	86.02	69.49	0.81
Licona I, et al. 2017 ^[10]	10.20	17.20	250.00	77.39	64.56	0.83
Park SY, et al. 2014 ^[11]	9.65	18.00	280.00	90.98	66.81	0.73
Andreozzi JM, et al. 2016 ^[12]	10.20	17.50	341.00	107.52	81.72	0.76
Chen Z, et al. 2004 ^[13]	10.20	17.50	280.00	88.28	70.29	0.80
Lučić F, et al. 2013 ^[14]	11.31	27.00	100.00	50.95	43.23	0.85
Hensley FW, et al. 2014 ^[15]	9.37	18.00	270.00	87.73	63.21	0.72
Nevelsky A, et al. 2016 ^[16]	11.31	17.00	300.00	91.72	81.54	0.89
Peters VG. 2000 ^[17]	10.20	20.00	260.00	94.63	67.72	0.72
Rechner KN, et al. 2011 ^[18]	10.20	25.00	113.50	52.93	41.27	0.78

Shapiro-Wilk检验验证了 F 值的正态性。统计结果 $W=0.954$,对应的 P 值为0.689($P>0.05$),表明 F 服从正态分布。 F 的平均值为0.79,标准差为0.05。由此可见,尽管不同放疗中心的准直器大小、SSD和机

架角度相差很大,但是参数 F 仍保持一定的稳定性。

2.2 利用 F 缩小机架角度 θ 的不确定范围

由式(3)和式(4)可知, F 与几何参数准直器大小、SSD以及机架角度(即 α 、 X 和 θ)相关。由于前两个

因素的最大值由治疗室大小和加速器类型决定,基本上是确定的,可以变化的只有 θ 。当 X 和 α 固定时, θ 可由 F 计算,因此可以通过分析 θ 与 F 值之间的关系得到 θ 的范围。为了清晰地说明这一关系,笔者以文献[7]中的数据为例。在这一案例中,当其他参数固定时, θ 与 F 值之间的关系如图2所示。该函数是光滑单调递减的,结合上一小节中所确定的 F 值均值和标准差(σ),可以得到对应的 θ 范围。在正态分布中, F 值在均值 $\pm 1\sigma$ 、均值 $\pm 2\sigma$ 和均值 $\pm 3\sigma$ 这3个范围,计算出的 θ 范围覆盖所有机架角度概率分别是0.683、0.954和0.997。也就是说,当使用均值 $\pm 2\sigma$ 确定搜索范围时,已经可以覆盖95.4%的机架角度,而使用均值 $\pm 3\sigma$ 确定搜索范围时,就可以覆盖99.7%的机架角度。将这3个 F 值范围代入 θ ,可以得到3个 θ 的范围,分别是 $17.2^\circ \sim 19.7^\circ$ (均值 $\pm 1\sigma$)、 $16.1^\circ \sim 21.1^\circ$ (均值 $\pm 2\sigma$)和 $15.2^\circ \sim 23.0^\circ$ (均值 $\pm 3\sigma$),范围大小分别为 2.5° (均值 $\pm 1\sigma$)、 5.0° (均值 $\pm 2\sigma$)和 7.8° (均值 $\pm 3\sigma$),文献[7]中实际使用的机架角为 19° 。由此可见,与一般的 θ 搜索范围 15° 相比,用 F 均值和标准差计算出来的搜索区域明显缩小了很多。

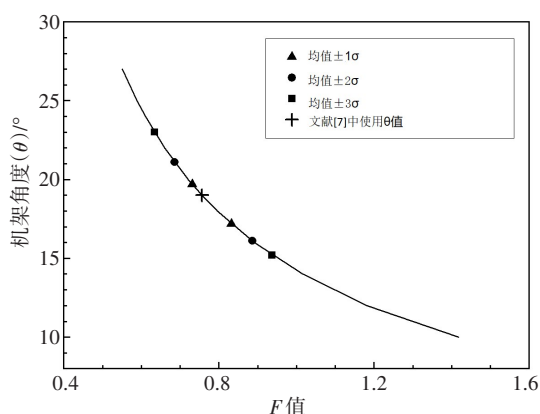


图2 文献[7]中案例的机架角度 θ 和参数 F 的关系
Figure 2 Relationship between gantry angle θ and F in one case reported in literature[7]

为了进一步了解标准差对 θ 搜索范围的影响,笔者将表1中所有文献对应的 θ 搜索范围和实际选择角度画在图3中。如图3所示,每条竖线表示 θ 值搜索范围,竖线上的圆点是文献中实际采取的 θ 值,而两条水平线分别对应一般范围的两个边界值 10° 和 25° 。我们发现,在12个案例中,有8个案例的 θ 值落在均值 $\pm 1\sigma$ 的范围内,11个落在均值 $\pm 2\sigma$ 范围内,而所有的 θ 值均落在了均值 $\pm 3\sigma$ 范围内。值得注意的是,有一篇论文选择的机架角度为 27° ,这个角度超出了一般搜索范围 $10^\circ \sim 25^\circ$,而用本文方法依然可以有效地定位到这个角度。从兼顾效率和有效性的角度考

虑,本文建议使用两个标准差对应的范围为机架角度搜索范围,如果以此为标准,12篇文献中 θ 搜索范围的平均值为 $5.4^\circ \pm 1.3^\circ$,相比于一般方法中 15° 的搜索范围,本文方法将搜索范围缩小了 10° 左右。

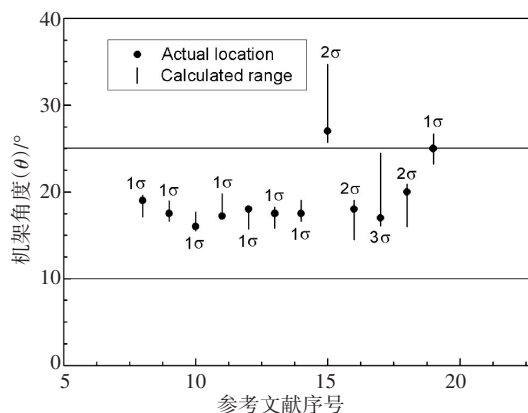


图3 表1所列举文献中案例的角度搜索范围和实际机架角度 θ 值

Figure 3 Search range and the actual gantry angle θ in the cases reported in the literatures listed in table 1

2.3 方法的有效性验证

X 为206和247 cm时,水平轴两侧的上分野($y > 0$)和下分野($y < 0$)组合成的相对剂量分布见图4,其中剂量以治疗平面中间点归一,曲线上少量点的缺失是因为它们位于两张胶片的间隙处。结合前述结果, X 为206和247 cm时,机架角度搜索范围分别为 $14.3^\circ \sim 18.8^\circ$ 和 $13.5^\circ \sim 17.7^\circ$ 。笔者首先测量了边界角度的剂量均匀性,下界对应的剂量曲线呈现单峰特征,上界对应的剂量曲线具有双峰特征,然后应用二分法寻找合适的 θ 值, X 为206和247 cm时, θ 值分别为 15° 和 14.5° 。当 $X=206$ cm时,在135 cm长度范围内(y 为 $-70 \sim 65$ cm),最大和最小相对剂量分别为1.06和0.93;而 $X=247$ cm时,在145 cm长度范围内(y 为 $-75 \sim 70$ cm),其最大和最小相对剂量分别为1.04和0.92。这两个结果均比AAPM TG30报告中推荐的160 cm治疗长度要短。但值得注意的是,当 X 增加了41 cm后,可接受的治疗长度增加了10 cm,这说明随着 X 的增加,满足AAPM TG30报告要求的160 cm的治疗长度是有可能的。

3 讨论

虽然SDF-TSET技术已经被普遍认可并受到重视,AAPM TG30报告[5]中也提出了该技术的执行标准,但是这项技术的实施过程相当复杂,尤其是机架角度的确定这一步相当费时费力,AAPM TG30报告中也没有如何选择合适角度的说明,而笔者的工作

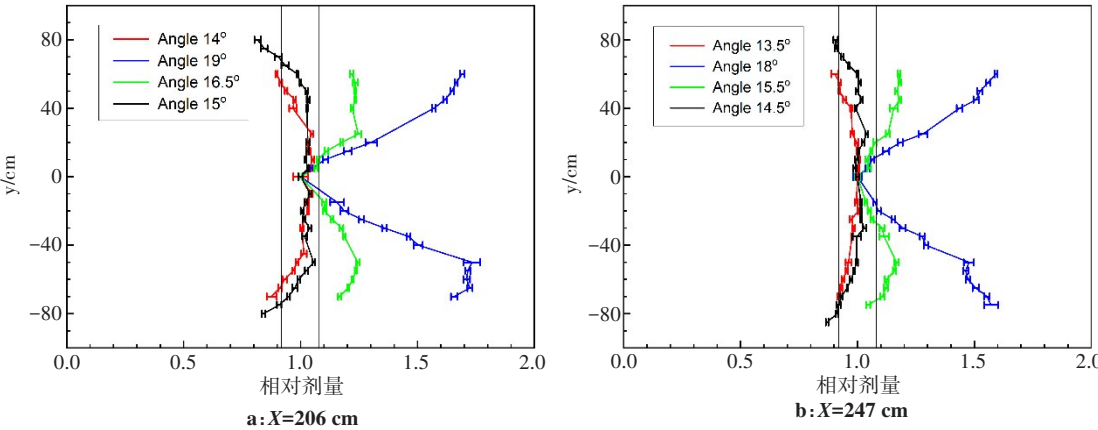


图4 垂直方向的相对剂量分布
Figure 4 Relative dose profiles in vertical direction

填补了这一空白,为 SDF-TSET 技术中最为耗时的一步提供了有用而高效的方法。

本研究中所介绍的方法也可以作为一种预评估工具,来验证某个放疗中心在现有条件下,对于某个身高的病人,是否能否在特定机房、特定加速器上实施 SDF-TSET 技术。有报道称,皮肤 T 细胞淋巴瘤每年的发病率为 0.54 人/10 万人^[19]。由于蕈样霉菌病的发病率极低,在建立一个放疗中心的过程中可能不会建立 SDF-TSET 规程。另一方面,不同的病人身高可能会导致对治疗时间的需求有很大的不同,因此需要进行个案评估。而我们的方法可以提供的一种快速的预评估方案。

另一个需要考虑的问题是 X 线污染,理想的 X 线污染剂量应当小于电子线剂量的 1%~4%。AAPM TG30 报告建议将光束中心轴对准站立患者的上方和下方,以减少 X 射线对患者的辐射剂量,本文工作中的两个实验样本不符合这一要求,只有当 ISO 点与患者之间距离较大时才能满足这一要求,本文工作中的试验所用治疗室不够大。不过这只是一个建议,而不是一个标准,而且重叠野的 X 射线污染比单野更小,产生的 X 线污染在临床上也是可以接受的。在建立 SDF-TSET 技术协议时,如何尽可能地避免 X 线污染,需要结合临床需要和实际情况。

4 结 论

笔者提供了一种方法使 SDF-TSET 技术更方便地实现,将机架角度搜索范围由 15°减小至 5°左右。此外,该方法即使在最佳机架角度超出常范围 (10°~25°) 时也能很好定位出合适的机架角度。

【参考文献】

[1] Hoppe RT. Mycosis fungoides: radiation therapy[J]. Dermatol Ther, 2003, 16(4): 347-354.

[2] Jones G, Wilson LD, Foxgoguen L. Total skin electron beam radiotherapy for patients who have mycosis fungoides[J]. Hematol Clin North Am, 2003, 17(6): 1421-1434.

[3] Diamantopoulos S, Platoni K, Dilvoi M, et al. Clinical implementation of total skin electron beam (TSEB) therapy: a review of the relevant literature[J]. Phys Med, 2011, 27(2): 62-68.

[4] Hogstrom KR, Almond PR. Review of electron beam therapy physics [J]. Phys Med Biol, 2006, 51(13): 455-489.

[5] Karzmack CJ, Anderson J, Fessenden P, et al. Total skin electron therapy: technique and dosimetry. Report of Task Group 30. Radiation therapy Committee AAPM[R]. 1987.

[6] Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, et al. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice[M]. London: Taylor & Francis, 2007.

[7] Schiapparelli P, Zefiro D, Massone F, et al. Total skin electron therapy (TSET): a reimplementation using radiochromic films and IAEA TRS-398 code of practice[J]. Med Phys, 2010, 37(7): 3510-3517.

[8] Platoni K, Diamantopoulos S, Panayiotakis G, et al. First application of total skin electron beam irradiation in Greece: setup, measurements and dosimetry[J]. Phys Med, 2012, 28(2): 174-182.

[9] 黎杰, 李建, 祁国海, 等. 电子束全身皮肤照射剂量测定和分析[J]. 中国辐射卫生, 2009, 18(3): 277-279.

Li J, Li J, Qi GH, et al. The measurement and analysis of the dosimetry of total skin electron irradiation[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2009, 18(3): 277-279.

[10] Licon I, Figueroa-Medina E, Gamboa-Debuen I. Dose distributions and percentage depth dose measurements for a total skin electron therapy[J]. Radiat Meas, 2017, 106: 365-372.

[11] Park SY, Ahn BS, Park JM, et al. Dosimetric comparison of 4 MeV and 6 MeV electron beams for total skin irradiation[J]. Radiat Oncol, 2014, 9: 197.

[12] Andreozzi JM, Zhang R, Gladstone DJ, et al. Cherenkov imaging method for rapid optimization of clinical treatment geometry in total skin electron beam therapy[J]. Med Phys, 2016, 43(2): 993-1002.

[13] Chen Z, Agostinelli AG, Wilson LD, et al. Matching the dosimetry characteristics of a dual-field 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.

[14] Lučić F, Sáncheznieto B, Caprile P, et al. Dosimetric characterization and optimization of a customized Stanford total skin electron irradiation (TSEI) technique[J]. J Appl Clin Med Phys, 2013, 14(5): 231-242.

[15] Hensley FW, Major G, Edel C, et al. Technical and dosimetric aspects of the total skin electron beam technique implemented at Heidelberg University Hospital[J]. Rep Pract Oncol Radiother, 2014, 19: 135-143.

[16] Nevelsky A, Borzov E, Daniel S, et al. Validation of total skin electron irradiation (TSEI) technique dosimetry data by Monte Carlo simulation [J]. J Appl Clin Med Phys, 2016, 17(4): 418-429.

[17] Peters VG. Use of an electron reflector to improve dose uniformity at the vertex during total skin electron therapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2000, 46(4): 1065-1069.

[18] Rechner KN, Weeks KJ, Pruitt AF. Total skin electron therapy technique for the canine patient[J]. Vet Radiol Ultrasound, 2011, 52 (3): 345-352.

[19] Wang SS, Vose JM. Epidemiology and prognosis of T-Cell lymphoma [M]. Totowa: Humana Press, 2013.

(编辑:薛泽玲)