

## 立体定向放射治疗小射野探测器研究进展

李坚<sup>1</sup>, 汪洋<sup>2</sup>, 王业伟<sup>3</sup>, 鲁海玲<sup>4</sup>, 曹剑钊<sup>5</sup>, 徐丽丽<sup>5</sup>, 陈子印<sup>5</sup>

1. 北大荒集团总医院放射治疗科, 黑龙江 哈尔滨 150088; 2. 哈尔滨市胸科医院加速器室, 黑龙江 哈尔滨 150056; 3. 哈尔滨医科大学附属肿瘤医院放射物理科, 黑龙江 哈尔滨 150081; 4. 哈尔滨医科大学附属第一医院肿瘤科, 黑龙江 哈尔滨 150001; 5. 哈尔滨医科大学附属第一医院肿瘤放射治疗中心, 黑龙江 哈尔滨 150001

**【摘要】**由于侧向带电粒子平衡的缺失、主光子源的遮挡,以及在小射野测量中可以选择的探测器有限,对现代放射治疗技术进行小野剂量学测定提出诸多挑战,这些挑战极大影响了剂量学的准确性。过量辐射事故表明对小野剂量学测定的适当方法了解不足。本综述介绍了目前适合在小野剂量学测量中应用的各类型探测器,包括微型电离室、半导体探测器、金刚石探测器、塑料闪烁体探测器、放射变色胶片、热释光探测器、放射光致发光玻璃探测器、光受激发光探测器、聚合物凝胶剂量计,为物理师在选择小野探测器时提供参考。

**【关键词】**立体定向放射治疗;侧向带电粒子平衡;小射野探测器;综述

**【中图分类号】**R318;R811.1

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2024)04-0404-09

### Review on small field detectors for stereotactic radiotherapy

LI Jian<sup>1</sup>, WANG Yang<sup>2</sup>, WANG Yewei<sup>3</sup>, LU Hailing<sup>4</sup>, CAO Jianzhao<sup>5</sup>, XU Lili<sup>5</sup>, CHEN Ziyin<sup>5</sup>

1. Department of Radiation Therapy, Beidahuang Group General Hospital, Harbin 150088, China; 2. Accelerator Room, Harbin Chest Hospital, Harbin 150056, China; 3. Department of Radiation Physics, Harbin Medical University Cancer Hospital, Harbin 150081, China; 4. Department of Oncology, the First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, China; 5. Department of Radiation Therapy, the First Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, China

**Abstract:** The lack of lateral charged particle equilibrium, the obstruction of the primary photon source, and limited detectors available for small field measurements challenged the modern radiotherapy technology for small field dosimetric measurement, greatly affecting the accuracy of dosimetry. The excessive radiation accidents indicate a lack of understanding of appropriate methods for small field dosimetric measurement. Herein an overview on various types of detectors that are suitable for small field dosimetric measurement, including micro-ionization chamber, semiconductor detector, diamond detector, plastic scintillator, radiochromic film, thermoluminescent detector, radio-photoluminescent glass, optically stimulated luminescent detector, polymer gel dosimeter is provided for offering a reference for physicists in selecting small field detectors.

**Keywords:** stereotactic radiotherapy; lateral charged particle equilibrium; small field detector; review

### 前言

现代放射治疗技术和设备快速发展,与传统放射治疗中通常使用的(4×4) cm<sup>2</sup>至(40×40) cm<sup>2</sup>的常规射野尺寸相比,随着精准放射治疗技术的实施,小

光子野的使用迅速增长<sup>[1]</sup>。提供指导和实施立体定向放射治疗(Stereotactic Radiotherapy, SRT)、立体定向放射外科(Stereotactic Radiosurgery, SRS)<sup>[2-3]</sup>和体部立体定向治疗(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT)<sup>[4]</sup>的文件已经发布,但对小野剂量测定的报道有限。国际辐射单位和测量委员会(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)发布了91号报告,关于小野光子束立体定向治疗的处方、记录和报告,其中涵盖了小野剂量学原理和小野治疗计划剂量计算算法<sup>[5]</sup>。在基于直线加速器的SRS、SRT和SBRT中,射野大小由二级/三级准直器定义。圆形准直器直径是不同

**【收稿日期】**2023-12-18

**【基金项目】**国家自然科学基金青年项目(81602717H1612);哈医大一院科研创新基金(2021M15)

**【作者简介】**李坚,主管技师,研究方向:肿瘤放射物理学、放射治疗技术、辐射剂量学,E-mail: li\_jian007vip@126.com

**【通信作者】**陈子印,高级工程师,研究方向:肿瘤放射物理学、辐射剂量学,E-mail: chenzyin1020@126.com

的,用于定义直径通常在0.5~4.0 cm间变化的圆形射野<sup>[6]</sup>。SRS/SRT专用系统的详细信息可以在各种参考资料中找到<sup>[2-3,7]</sup>。在调强放射治疗(Intensity-Modulated Radiotherapy, IMRT)中,辐射束的强度通过多个静态MLC子野(步进投照技术)或MLC叶片随着辐射的传递不断移动(滑窗技术)而变化<sup>[8-9]</sup>。容积旋转调强技术用于更有效地提供高度适形的剂量分布,作为滑窗和步进投照IMRT的替代方案<sup>[10-13]</sup>。这些技术总是使用大量小照射野的组合。在小野的背景下,侧向带电粒子平衡(Lateral Charged Particle Equilibrium, LCPE)在辐射探测器的区域中不成立<sup>[14]</sup>。LCPE的不成立表明从该区域侧向移出的电子没有被侧向移入该区域的电子所取代<sup>[15-17]</sup>。LCPE的缺失发生在半影区,小野的内部以及具有不同密度介质(低密度和界面衔接区)的区域<sup>[18-20]</sup>。当LCPE丢失时,探测器的灵敏体积、密度和原子组成会影响剂量测量的准确性。在非常窄的射野中[如(1×5) cm<sup>2</sup>],即使在中心轴上也没有建立LCPE。因此,即使在使用具有非常小的敏感体积和1~2 mm宽度的探测器时,这些射野中也存在小野条件。在小射野条件下,LCPE同轴度和输出因子随着射野大小的减小而迅速降低<sup>[21-22]</sup>。随着光束准直系统开始遮挡主要辐射源,光束输出进一步降低<sup>[23-24]</sup>。次级电子在肺和空气等低密度介质中传播更远的距离,导致LCPE无法建立并使剂量测定进一步复杂化<sup>[25-26]</sup>。在小射野内进行精确的剂量测量需要合适尺寸、成分和结构的探测器。许多探测器太大,无法分辨射野截面的半影宽度。探测器元素组成对小野响应的影响小于密度<sup>[27-30]</sup>。小野调试的探测器选择对于准确测量小野剂量学数据至关重要,本研究综述了目前适合小野测量与调试的探测器情况,以供放射物理学家参考。

## 1 探测器简介

在现代SRT技术的背景下,小野的辐射剂量学数据是否被准确采集是保证精准放疗的前提,而探测器的选择是最重要的基础条件。由于在小野的条件下,LCPE缺失,极大地限制了探测器的物理尺寸,1~2 mm宽度的探测器被认为是适合进行小野数据采集的小野探测器。这些探测器可用于实验确定小野剂量学参数,例如射野输出因子( $\Omega_s$ )、射束截面剂量、PDD、TMR或TPR<sup>[31-34]</sup>。当专用探测器用于小野测量时,必须针对由探测器物理尺寸、灵敏体积密度、周围组件和剂量计的非水等效性引起的粒子注量扰动调整探测器的读数<sup>[35-37]</sup>。2009年美国医学物理学家协会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)的会议录包括对各种辐射探测器

的全面讨论,然而这些并不是小野测量所特有的<sup>[38]</sup>。医学物理与工程研究所103号报告<sup>[23]</sup>中提供有关选择用于小野剂量测定的探测器的具体指南。另外AAPM TG-120<sup>[39]</sup>和ICRU-91<sup>[5]</sup>包括一系列探测器及其在小野和IMRT剂量测定中的特性。国际原子能机构(IAEA)TRS-483号报告中包含了适用于小野参考和相对剂量测定的探测器综合总结<sup>[40]</sup>。

作为临床条件的函数,探测器的特性包括 $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{lin}, f_{msr}}$ 的值及其接近统一的恒定性是可取的,但这很难实现。只有少数探测器(塑料闪烁体、微型金刚石、半导体和Gafchromic胶片)适用于小野剂量测定并具有接近统一的 $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{lin}, f_{msr}}$ 因子。这些探测器的特性已在文献[41-43]中进行总结。本综述概述了当前和未来应用中最相关的探测器和凝胶剂量计。电离室具有良好的特性(高精度、线性、稳定性),是辐射剂量测定中最常用的探测器。然而小体积电离室的信噪比低,在某些情况下会产生高极性效应。半导体和金属氧化物半导体野效应晶体管等固态剂量计具有较小的敏感体积。然而这些剂量计不是水等效的,并且表现出相对于水的不同能量依赖性。因此,必须考虑它们对射野大小的响应以及测量深度处光束硬化的可能影响。文献[44-47]表明对于小野探测器敏感体积吸收的剂量取决于其密度。高密度探测器响应过度,而低密度探测器响应不足<sup>[48]</sup>。通常需要校正因子将测量到的探测器信号转换为吸收剂量。由于没有单个探测器可以确保对(0.4×0.4) cm<sup>2</sup>~(3×3) cm<sup>2</sup>内的射野进行准确的剂量(±2%)确定,目前的共识建议使用至少两种可接受的探测器进行仔细比较<sup>[44-45]</sup>。

## 2 实时探测器

### 2.1 电离室探测器

充气电离室是最常用于剂量测量的探测器,因为它们具有高灵敏度、长期稳定性、重现性和稳健性。这些特性使电离室具有可溯源至国家标准的校准系数。但是应区分两种类型的电离室:圆柱形(称为“指型”电离室)和平板电离室。充气电离室的灵敏度与其敏感体积成正比,体积非常小的电离室会产生非常小的电离电流。尽管有此限制,小体积电离室已成功用于剂量测量,对<(1×1) cm<sup>2</sup>的射野,文献[33-49]具有丰富的校正因子。小体积电离室为了提高测量的空间分辨率,中心电极(直径为0.16~0.55 mm)有时由高原子序数(Z)材料(例如钢)的电极构成,以增加来自其小腔的信号。Monte Carlo在大野和水深20 cm处进行的模拟表明,与具有由低Z材料制成的中心电极的探测器相比,腔室中的高Z材料会产生高

达3%的扰动<sup>[50]</sup>。在窄野的情况下,这种扰动已被证明是显著的。出于这个原因,在小野剂量测量中,应避免使用具有高Z材料的电离室,而具有铝中心电极的电离室不会表现出大的扰动效应<sup>[49]</sup>。

由于小体积电离室的灵敏度低,不考虑泄漏的测量可能导致吸收剂量的误差高达16%,具体取决于照射技术<sup>[51]</sup>。电离室-静电计组合的泄漏量可以进行测量,假设漏电流是恒定的,并且在射野照射时不发生变化。然而当使用如Sarkar等<sup>[52]</sup>所示的微型电离室时,光束照射时的背景信号可能是一个问题。对于小体积微型电离室,在照射时间的同时收集的背景读数应该减去。在大多数电离室中,外机信号随着受辐照电缆的长度而增加<sup>[49]</sup>。电缆、连接器和静电计引入的漏电流对小体积电离室的影响更大,因为它们的信噪比比大体积Farmer电离室低。另一种克服低信噪比挑战并提高小体积电离室灵敏度的方法是用介电液体代替空气腔。充液电离室由于介电液体的近水等效性而具有较低的扰动效应<sup>[53-54]</sup>。这些能够获得更高空间分辨率(<0.1 mm)的测量数据集。然而,对离子复合效应的校正是重要的,并且校正电离复合的标准方法不适用于充满液体的腔,因为收集的电荷不会随电压线性增加,仅在电压过高时饱和,探测器中使用的绝缘体是合适的<sup>[55-58]</sup>。Chung等<sup>[59]</sup>提出一种准确的方法来校正该探测器中的基本复合效应,然而尽管液体电离室有希望用于小野剂量的测定,但已不再商业化<sup>[60-61]</sup>。

根据射野大小和电离室的尺寸,可能需要针对体积平均效应校正探测器的信号,可以使用辐射场中测量点处的光束截面剂量曲线来计算校正值。治疗计划系统调试获取的配置文件应针对体积平均进行校正,或者最好使用具有最小扰动的足够小的探测器,这样就不需要进行体积平均效应修正了。

## 2.2 半导体探测器

半导体的高灵敏度使其结构尺寸非常小,这是用于小野剂量测定的有利特性。半导体可能需要对以下特性进行额外校正:剂量率依赖性、响应随累积剂量的变化、温度依赖性、接触材料、能量和角度依赖性<sup>[62]</sup>。

硅的原子序数和密度与水的原子序数和密度不同,因此极大地影响了由于光电相互作用而产生的部分响应<sup>[63]</sup>。这种效应在大野中很突出,因为低能光子散射对光谱有很大贡献,但这与小野剂量测定射野输出因子相关,因为探测器读数被归一化为参考(大)射野中的读数。在小野中,额外的相反效应是由于硅的存在,它在小野中由于不可忽略的注量

扰动而引起过度响应<sup>[64-65]</sup>。一个可能的解决方案是使用中间野的方法,有时也称为菊花链技术(半导体在中间野中与电离室交叉校准,以将大野中的测量值连接到小野)来测量射野输出因子归一化到(10×10) cm<sup>2</sup>的射野<sup>[66-68]</sup>。尽管该技术考虑了大野的能量依赖性,但由于小野中硅的高密度,它没有考虑电子注量扰动。日本多机构对高精度MLC小野剂量学的调查表明,5 mm方野的剂量学参数变化很大,这归因于探测器选择引起的测量误差<sup>[69]</sup>。应该注意的是,即使使用了中间射野的方法,过程中涉及的每个探测器都必须选择适当的射野输出校正因子来进行校正。

Mobit等<sup>[64]</sup>表明Spencer-Attix空腔理论低估了高密度腔中的剂量,并提供探测器腔中半导体能量响应的Monte Carlo建模,其中包括一个能量相关因子,以补偿局部带电粒子平衡的缺乏,用于半导体的深度和射野大小依赖性。Scott等<sup>[35]</sup>用Monte Carlo方法证明半导体可用于小至(1×1) cm<sup>2</sup>小野的剂量学参数。模拟和测量结果显示,<(1×1) cm<sup>2</sup>的射野存在高达4.5%的差异,这归因于源遮挡和对焦斑进行精确建模的难度。

市面上有3种常见的硅半导体探测器设计类型:第一种半导体探测器通常推荐的是非屏蔽半导体(例如PTW-60017);第二种是屏蔽半导体探测器(例如PTW-60016),包含一个钨环氧树脂过滤器以减少低能量光子的通量;第三种是非屏蔽立体定向光子半导体探测器(例如IBA SFD),专门用于测量立体定向光子束。TRS-483<sup>[40]</sup>和IPEM 103<sup>[23]</sup>号报告中提供有关推荐半导体探测器特性的详细信息。许多出版物建议不要将屏蔽半导体探测器用于小野测量,因为屏蔽会引入额外的散射并增加方向依赖性<sup>[64-65,70]</sup>。相比之下,其他一些研究报告了小野中屏蔽半导体的校正系数<1%<sup>[71-73]</sup>。由于关于在小野测量中使用屏蔽半导体的公开信息相互矛盾,本报告建议使用立体定向或非屏蔽半导体探测器,因为后者在小野测量中产生类似的结果(参见TRS-483的数据)<sup>[40]</sup>。在任何情况下,当大多数半导体测量的野很小时,都需要校正因子。

最近推出一种新的非屏蔽硅半导体探测器(PTW-60023),称为微型半导体探测器,具有非常小的尺寸(0.032 mm<sup>3</sup>,直径1.5 mm),环氧树脂密度为1.15 g/cm<sup>3</sup>,被发现具有非常适合小野特性的直线加速器和射波刀的剂量测定<sup>[74-77]</sup>。即使是新的屏蔽二极管(PTW-60022)在非常小的光子野中也表现出非常好的特性和卓越的结果<sup>[78]</sup>。



## 2.3 宝石探测器

宝石探测器的特性已在文献[79-85]中进行了很好的阐述。天然金刚石探测器用于小野测量的主要优点之一是由于其原子序数较低,  $Z=6$ , 接近于组织等效, 接近于水的原子序数  $Z=7.4$ , 它以高灵敏度提供相对较高的空间分辨率。阻碍其广泛使用的考虑因素是:(1)金刚石的质量密度为  $3.5 \text{ g/cm}^3$ , 高于水的质量密度;(2)探测器尺寸(包括活跃层周围的材料)可能比较大;(3)天然钻石探测器非常昂贵;(4)金刚石探测器具有剂量率依赖性响应<sup>[82-84]</sup>;(5)同类型探测器的活跃层尺寸差异较大;(6)校正因子取决于样品<sup>[81, 86]</sup>。因此, 不能建议对所有相同类型的宝石探测器进行单一的、通用的校正。随着合成化学气相沉积金刚石探测器(Chemical Vapor Deposited, CVD)的引入, 上述问题似乎得到克服<sup>[87]</sup>。然而与固态探测器的情况一样, 在小野尺寸 [ $<(1 \times 1) \text{ cm}^2$ ] 中, CVD 也会由于其质量密度与水的质量密度不同而引入光子注量扰动, 并且需要适当的校正。使用天然金刚石的早期设计的探测器应仅用于适当的蒙特卡罗模拟或已发布和相互比较的  $K_{\text{Qclin, Qmsr}}^{\text{fclin, fmsr}}$  因子。

随着晶体设计的进步, 单晶金刚石探测器(称为微金刚石探测器)已上市。由于其组织等效性和尺寸小, 对于非常小的射野尺寸, 该探测器已被证明可以测量其剂量, 同时只有很小的扰动。有研究表明  $K_{\text{Qclin, Qmsr}}^{\text{fclin, fmsr}}$  可以被视为小野内是统一的<sup>[88-89]</sup>。De Coste 等<sup>[90]</sup>系统地描述了 PTW 微型金刚石电离室射野输出因子, 为了更好地了解其在小野内的响应并研究其对参考剂量测定的适用性, 在  $\text{Co}^{60}$  辐照下校准了 10 颗微金刚石。射野输出因子测量是在来自不同制造商(CyberKnife、Varian、Elekta)直线加速器的 6 MV 光子束中进行的。研究证明对于  $>(1 \times 1) \text{ cm}^2$  射野尺寸的探测器响应不需要校正, 因为  $K_{\text{Qclin, Qmsr}}^{\text{fclin, fmsr}}$  在 1% 以内。Das 等<sup>[91]</sup>指出对于非常小的射野(照射野直径小于  $0.75 \text{ cm}$ ),  $K_{\text{Qclin, Qmsr}}^{\text{fclin, fmsr}}$  可能与 TRS-483 中采用的公布值不同。Casar 等<sup>[92]</sup>测量了微型金刚石电离室探测器和其他 6 个半导体探测器的射野输出因子, 并报告了微型金刚石探测器对射野  $<(1 \times 1) \text{ cm}^2$  的系统过度响应, 这与 TRS-483 中提供的数据不同。该探测器的校正因子取决于直线加速器的类型、光束能量和准直系统的使用。微型金刚石探测器在非常小的射野尺寸 [ $<(1 \times 1) \text{ cm}^2$ ] 中校正因子的行为被证明取决于探测器材料中体积平均和扰动效应的组合。这两种相关效应在微型金刚石剂量计中相互补偿得很好, 导致整体输出校正因子相对较小。因此, 对于所有直线加速器中小至  $5 \text{ mm}$  的光束尺寸, 都评估了低于 1.5% 的校正系数<sup>[90]</sup>。因为在本研究中使用的 3 个不同的直线加速器观察到了相似的  $K_{\text{Qclin, Qmsr}}^{\text{fclin, fmsr}}$  曲线, 因此计算了一个单一

的经验函数, 该函数提供了从所有 3 个直线加速器得出的 MC 值的 0.5% 以内的射野输出校正因子, 低到小至  $4.6 \text{ mm}$  的射野尺寸。该最大偏差被证明与使用铅门和/或 MLC 的直线加速器获得的非常小的射野尺寸的固有重复性相当。由于数据存在冲突, 鼓励微型金刚石剂量计的用户评估探测器性能, 并将其与新发布的数据进行比较, 这些数据可能与 TRS-483 的数据不同<sup>[93-96]</sup>。此外, 如 TRS-483 中所推荐的, 至少有一组其他数据, 应使用合适的小野探测器与微型金刚石剂量计测量值进行比较。

## 2.4 塑料闪烁体探测器

塑料闪烁体探测器对于小野剂量学测定具有许多有利的剂量测定特性, 例如它们的相对组织等效性、角度无关性、稳定的光子能量响应、小尺寸、类似于水的密度和高灵敏度<sup>[97-103]</sup>。Morin 等<sup>[102]</sup>使用塑料闪烁体和各种半导体对射波刀的小野测量进行比较, 研究显示闪烁体测量和蒙特卡罗计算之间具有良好一致性。由于其独特的特性, 该剂量计可用于小野剂量测定, 无需任何校正因子<sup>[104]</sup>。然而, 塑料闪烁体探测器的开发和临床应用仍在进行中。单一制造商(Standard Imaging, Middleton, WI)有一种这样的探测器(PSD-W1), 它的使用不像其他探测器系统那样简单, 需要在实体模型中具有一定的辐射几何形状, 使用特定类型的读出系统, 并进行校正以解释系统本身产生的附加信号(光)(光纤中的切伦科夫辐射)<sup>[105]</sup>。尽管 TRS-483 中报告的大多数射野大小的  $K_{\text{Qclin, Qmsr}}^{\text{fclin, fmsr}}$  为 1.0, 但关于 W1 探测器的特性还有待进一步研究, 这是因为在 W1 探测器中由于光纤在照射时会产生切伦科夫辐射的原因。因为校准程序涉及光纤的特定辐射几何形状, 不一定适用于小野应用。切伦科夫辐射在小野中的特定角度分布, 探测器垂直定向, 导致对最小射野中的数据产生系统影响, 这种特性妨碍了使用 W1 进行扫描测量<sup>[103]</sup>。为了克服与 W1 相关的一些问题, Standard Imaging 在 2019 年推出 PSD-W2, 增加了在扫描系统中使用它的功能, PSD-W2 具有更好的系统来抵消和减轻切伦科夫辐射。正如 Galavis 等<sup>[106]</sup>报道的那样, W2 的特征与 W1 的特征相同。除了 W1 和 W2 塑料闪烁体之外, Debnath 等<sup>[107]</sup>正在研究直径约  $200 \mu\text{m}$  的无机闪烁体探测器, 可用于超高分辨率剂量测定。

## 3 被动探测器

### 3.1 二维被动探测器

放射变色胶片提供二维剂量信息, 在辐照后无法立即获得, 因此它们被称为二维被动探测器<sup>[108-111]</sup>。由于与其他探测器相比, 它们具有出色的空间分辨

率,因此它们可以为射野截面分布和FWHM测量提供无与伦比的结果。放射变色胶片也可用于射野输出因子测量。放射变色胶片具有与水相似的有效原子序数和密度,它表现出近似线性的剂量响应,不需要化学处理<sup>[108]</sup>。有关放射变色胶片的详细信息可在Das等<sup>[42]</sup>研究中获得。光密度在照射后随时间变化,其空间不均匀性可在其辐射响应中产生位置相关的变化<sup>[112]</sup>。读出系统可能相对昂贵,但可以使用廉价的平板彩色扫描仪,只要在读出过程中遵循严格的协议<sup>[108]</sup>。许多出版物都报道了小野内 $\pm(2\%\sim 3\%)$ 的剂量准确度<sup>[113-115]</sup>。但是,当制造商对乳液配方进行重大更改并成为新产品时,必须评估剂量学特性。这种重新描述对于临床使用可能是耗时的。对于小野,对其处理和使用仍有许多有争议的声明<sup>[116-120]</sup>。鉴于这一争议,建议严格采取放射变色胶片剂量测定所需的所有预防措施<sup>[111]</sup>。

### 3.2 荧光剂量学测定

热释光探测器(Thermoluminescent Detectors, TLD)、放射光致发光玻璃探测器(Radio-Photoluminescent Glass, RPG)和光受激发光探测器(Optically Stimulated Luminescent Detectors, OSLD)是只能用于点剂量测量的被动探测器<sup>[121]</sup>。TLD有各种尺寸和形状,例如粉末、芯片、棒和微型立方体。根据TLD的组成,它们的剂量范围很广,几乎与水等效<sup>[122]</sup>。对于兆伏级光子和电子,它们的响应与能量相对无关,并且它们仅表现出很小的角度依赖性。但是除非确定个体探测器的灵敏度,否则它们的不确定性相对较大,约为 $\pm 3\%$ ,并且测量是劳动密集型的工作<sup>[123]</sup>。通过在均匀辐射场中校准个体相对灵敏度并保持读出方法的良好质量控制,可以将相对测量的不确定性降低到 $1\%$ <sup>[124-125]</sup>。无论如何,TLD已用于小野测量<sup>[112]</sup>。Massillon等<sup>[115]</sup>研究表明,只要小心谨慎,TLD可用于小野剂量测量。已发表的研究报告称TLD尤其是 $(1\times 1\times 1)\text{ mm}^3$ 微型立方体,可以使用大约 $1\%$ 的校正因子来处理 $<(0.6\times 0.6)\text{ cm}^2$ 的射野尺寸<sup>[126]</sup>。RPG<sup>[127-129]</sup>和OSLD<sup>[130-131]</sup>等探测器对于兆伏级光子和电子辐射具有类似于TLD的剂量学特性,不同之处在于使用光而不是热来排出被捕获的电子。RPG和OSLD具有相似的线性剂量反应,并且与TLD相比更易于处理,它们可以被重新读取,因为RPG的放射光致发光中心保持不变,并且OSLD探测器的每次读取过程仅将信号降低约 $0.05\%$ 。然而,与TLD不同的是,OSLD的光学漂白并不能消除所有辐射诱发的影响。对于大于 $20\text{ Gy}$ 的累积剂量,探测器灵敏度和背景信号会增加。与TLD一样,响应相对独立于兆伏级光子和电子束能量,并且仅表现出很

小的角度依赖性<sup>[132-133]</sup>。它们可以在辐照后 $10\text{ min}$ 读出。使用 $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ 的市售OSLD可以在水中放置长达 $3\text{ h}$ ,而不会降低其性能。但是它必须避光,这会减少辐射诱发的信号。这些类型的剂量计及其专门的读出系统最近已经面世,它们的剂量学特性似乎有望用于小野剂量学<sup>[130]</sup>。与TLD一样,应确定个体相对灵敏度,以将测量不确定度降低至 $\pm 2.0\%$ 。由于质量碰撞阻止本领和质量能力吸收系数比,水与LiF或 $\text{Al}_2\text{O}_3$ 对 $0.1\sim 10.0\text{ MeV}$ 间的能量相对恒定,因此预计小型探测器的扰动效应可以忽略不计。然而,这些探测器的密度较高,尤其是OSLD,会导致小野中的电子注量扰动。AAPM TG-191<sup>[121]</sup>已编制了有关这些探测器临床使用的指南和建议,包括它们在小野剂量测定中的潜在用途。TLD微立方体和芯片的校正因子也在TRS-483报告中提供<sup>[40]</sup>。

### 3.3 聚合物凝胶剂量测定

凝胶可能对小野剂量测定有用,因为可以消除或减少以下常见的误差源:将小探测器与所有深度的小野对齐、体积平均和方向依赖性引起的误差。此外,不需要考虑介质变化的复杂校正。然而迄今为止,这种技术的使用在很大程度上仅限于学术机构。本研究描述了3D剂量测定系统的两个主要类别。由于临床用户数量有限,此类探测器在最近的国际报告中没有描述<sup>[5, 40, 134]</sup>。

聚合物凝胶剂量计由掺有单体化合物的坚固明胶凝胶组成,它们通过聚合反应对辐射做出响应,聚合反应形成与输出剂量成比例的聚合物微粒<sup>[135]</sup>。聚合物微粒在凝胶基质内保持固定位置,颗粒的分布可以通过MRI、光学计算机断层扫描(Optical-CT)或X射线CT成像,以提供有关输出剂量的信息<sup>[136-137]</sup>。对于小野剂量测定,与MRI读数相比,光学技术具有空间分辨率高和信噪比更好的优势<sup>[138]</sup>。Z为 $7.4$ 且密度为 $1.02\text{ g/cm}^3$ 的聚合物凝胶剂量计(MGS Research Inc., Madison, CT)为水当量测量提供了极好的介质。聚合物凝胶用于放射治疗中的各种剂量测定,包括小野剂量测定<sup>[139-140]</sup>。需要仔细注意Baldock等<sup>[137]</sup>概述的读出和校准程序,各向同性 $1\text{ mm}$  3D剂量测定在 $\pm 3\%$ 的不确定度内是可行的。

目前使用两种类型的放射变色3D剂量计:放射变色塑料(PRESAGE®, Heuris Pharma, Skillman, NJ)<sup>[141-143]</sup>和放射变色凝胶(例如Fricke或Fricke Xylenol-Orange, FBX凝胶)<sup>[144-145]</sup>。这两种材料都具有良好的组织等效性,对辐射提供线性光学响应,并且可以使用光学CT技术读出。与以前的凝胶配方相比,这些材料导致的散射光更少,可以实现更准确和更快的读数<sup>[136]</sup>。由于亚铁或三价铁离子在凝胶中



的时间依赖性扩散,FBX凝胶的一个关键问题是显著褪色(1~20 h)。因此,需要在捕获信号后不久对FBX凝胶中的剂量分布进行成像。Fricke凝胶被认为相对容易制造并成功使用。PRESAGE®材料不会受到扩散的影响,但在专业实验室之外不容易制造。PRESAGE®对氧气和暴露在大气中不敏感,其硬塑料基材不需要外部容器(从而减少边缘伪影)并有助于各种尺寸和形状的剂量计的成型。一些研究已经证明使用放射致变色凝胶和放射变色塑料测量小野输出因子、PDD和剂量分布是可行的<sup>[141-145]</sup>。对于尺寸超过5 mm的小方型野,这些模式在 $\pm(1\%\sim 3\%)$ 的水平上具有良好的一致性。据报道,对于<1 mm的超小视野,一致性在4%以内<sup>[146]</sup>。

目前的3D剂量测定方法被认为是相对的,需要校准程序将测量参数转换为剂量,尽管已广泛报道了聚合物和放射变色凝胶以及放射变色塑料剂量计的线性关系。充分了解扫描系统(MRI或光学CT)的性能和特性对于使用上述所有方法获得准确结果也至关重要<sup>[147]</sup>。对于小野调试测量,可以定制提供给剂量计的绝对剂量,以最大限度地提高扫描仪的信噪比和动态范围<sup>[148]</sup>。由于凝胶剂量测定仍然是一个活跃的研究领域并且需要专门的读出设备,因此需要进一步验证以确定其适用于小野剂量测定。

#### 4 探测器选择和测量注意事项

小野被定义为不能建立侧向带电粒子平衡的野,小野的定义取决于光束能量。对于大多数光子能量来说,<(3×3) cm<sup>2</sup>的野可以被视为小野。据报道,在确定野>(1.5×1.5) cm<sup>2</sup>或直径>1.5 cm的输出因子时,可以使用一些无需校正因子的微型电离室,此类探测器可以使杆轴平行或垂直于光束轴方向使用。对于<1.5 cm<sup>2</sup>的射野,建议将它们放置在与光束轴平行的位置,并使用特定的校正因子将读数转换为剂量,如TRS-483所示<sup>[40]</sup>。

探测器选择注意事项:(1)对于<(1×1) cm<sup>2</sup>的野,源遮挡和探测器尺寸的相互作用需要仔细选择探测器;(2)选择能量、剂量和剂量率依赖性最小的小体积探测器;(3)应选择已知 $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ 的探测器,最好选择接近1的因子,并使用适当的测量方法,各种探测器的 $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ 值在TRS-483<sup>[40]</sup>中提供,除非最近文献中的修订值可用,如微型金刚石电离室参考值所示,可以使用这些值;(4)非屏蔽立体定向半导体和电子半导体、塑料闪烁体、微型金刚石和微型硅探测器是适合在小野内进行测量的探测器;(5)塑料闪烁体探测器(W1和W2)的优点是体积小、组织等效、角度独立和与水相似的密度;(6)对于<(1×1) cm<sup>2</sup>的射野,建

议使用非屏蔽立体定向半导体、电子半导体、塑料闪烁体和单晶微型金刚石;(7)对于>(1×1) cm<sup>2</sup>的射野,非常小的电离室(微型电离室)(不包括具有高Z电极的那些)是合适的,与半导体相比,电离室的响应受低能光子注量变化的影响较小,应评估所选的探测器的信噪比,并针对任何极性效应和体积平均来校正测量值<sup>[149]</sup>;(8)要将放射变色胶片用作剂量计之一,应调试平板扫描仪进行剂量测定应用,并按照TG-235<sup>[111]</sup>中所述的有关胶片处理和制定一个稳健的程序。

测量注意事项:(1)对于<(1×1) cm<sup>2</sup>的野,源遮挡和探测器选择的相互作用要求探测器精确定位;(2)扫描测量的分辨率应尽可能小到设备的极限,通常为0.1 mm;(3)剂量测量应使用多个探测器系统进行;(4)应采用测试,利用和共享的策略将用户测量间的差异最小化;(5)菊花链方法可用于确定临床所需的整个射野大小范围的输出因子<sup>[150]</sup>。然而这种方法标准化了大野中的响应增加,它没有考虑可能需要校正的注量扰动效应。需要强调的是,如果有更好的探测器可用,则应该购买和使用它们,这样就不需要过度依赖菊花链方法。在这种情况下,非屏蔽立体定向半导体可用于测量<(3×3) cm<sup>2</sup>的野大小的输出,而小型电离室可用于测量从(3×3) cm<sup>2</sup>到(10×10) cm<sup>2</sup>参考野的输出;(6)虽然能量谱的变化对于小野可能很显著,但对质量阻止本领比变化的影响可以忽略不计(<0.5%),因此对 $K_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ 有贡献的实际因素是各种扰动因素;(7)静电计和三轴电缆以及任何连接器和附加电缆需要具有高质量才能测量10<sup>-13</sup>~10<sup>-12</sup> C内的信号,应评估泄漏电流的影响,然后在必要时在测量中进行校正。

#### 5 结论

综上所述,目前有许多与小野剂量学相关的指南和建议,在进行小野剂量学数据采集时,建议使用非屏蔽立体定向半导体、电子半导体、塑料闪烁体和单晶微型金刚石,并至少应用两种探测器进行数据采集和数据比对工作,尽量保证调试数据的精确度,提升放射治疗的剂量准确性和安全性。

#### 【参考文献】

- [1] Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM[J]. Med Phys, 2008, 35(9): 4186-4215.
- [2] Schell MC, Bova FJ, Larson DA, et al. Stereotactic radiosurgery: report of the task group 42, radiation therapy committee, AAPM report No. 54[C]. 1995.
- [3] Petti PL, Rivard MJ, Alvarez PE, et al. Recommendations on the

- practice of calibration, dosimetry, and quality assurance for gamma stereotactic radiosurgery: report of AAPM task group 178[J]. *Med Phys*, 2021, 48(7): e733-e770.
- [4] Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM task group 101[J]. *Med Phys*, 2010, 37(8): 4078-4101.
  - [5] Wilke L, Andratschke N, Blanck O, et al. ICRU report 91 on prescribing, recording, and reporting of stereotactic treatments with small photon beams: statement from the DEGRO/DGMP working group stereotactic radiotherapy and radiosurgery[J]. *Strahlenther Onkol*, 2019, 195(3): 193-198.
  - [6] Das IJ, Downes MB, Corn BW, et al. Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery-radiotherapy unit[J]. *Radiother Oncol*, 1996, 38(1): 61-68.
  - [7] Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery[J]. *Med Phys*, 2011, 38(6): 2914-2936.
  - [8] Intensity Modulated Radiation Therapy Collaborative Working Group. Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2001, 51(4): 880-914.
  - [9] Ezzell GA, Galvin JM, Low D, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee[J]. *Med Phys*, 2003, 30(8): 2089-2115.
  - [10] Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, et al. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2009, 74(1): 252-259.
  - [11] Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc[J]. *Med Phys*, 2008, 35(1): 310-317.
  - [12] Ling CC, Zhang PP, Archambault Y, et al. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 72(2): 575-581.
  - [13] Palma D, Vollans E, James K, et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 72(4): 996-1001.
  - [14] Li XA, Soubra M, Szanto J, et al. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps[J]. *Med Phys*, 1995, 22(7): 1167-1170.
  - [15] Attix FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry[M]. New York: Wiley, 1986.
  - [16] Zhu TC, Bjärngard BE, Shackford H. X-ray source and the output factor[J]. *Med Phys*, 1995, 22(6): 793-798.
  - [17] Bouchard H, Seuntjens J, Palmans H. On charged particle equilibrium violation in external photon fields[J]. *Med Phys*, 2012, 39(3): 1473-1480.
  - [18] Kumar S, Fenwick JD, Underwood TS, et al. Breakdown of Bragg-Gray behaviour for low-density detectors under electronic disequilibrium conditions in small megavoltage photon fields[J]. *Phys Med Biol*, 2015, 60(20): 8187-8212.
  - [19] Fenwick JD, Kumar S, Scott AJ, et al. Using cavity theory to describe the dependence on detector density of dosimeter response in non-equilibrium small fields[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(9): 2901-2923.
  - [20] Bouchard H. A theoretical re-examination of Spencer-Attix cavity theory[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(11): 3333-3358.
  - [21] Nyholm T, Olofsson J, Ahnesjö A, et al. Photon pencil kernel parameterisation based on beam quality index[J]. *Radiother Oncol*, 2006, 78(3): 347-351.
  - [22] Nyholm T, Olofsson J, Ahnesjö A, et al. Modelling lateral beam quality variations in pencil kernel based photon dose calculations[J]. *Phys Med Biol*, 2006, 51(16): 4111-4118.
  - [23] Aspradakis MM, Byrne JP, Palmans H, et al. Report 103: small field mv photon dosimetry[M]. England: Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2010.
  - [24] Charles PH, Cranmer-Sargison G, Thwaites DI, et al. A practical and theoretical definition of very small field size for radiotherapy output factor measurements[J]. *Med Phys*, 2014, 41(4): 041707.
  - [25] Bouchard H, Kamio Y, Palmans H, et al. Detector dose response in megavoltage small photon beams. II. Pencil beam perturbation effects[J]. *Med Phys*, 2015, 42(10): 6048-6061.
  - [26] Bouchard H, Seuntjens J, Duane S, et al. Detector dose response in megavoltage small photon beams. I. Theoretical concepts[J]. *Med Phys*, 2015, 42(10): 6033-6047.
  - [27] Das IJ, Downes MB, Kassae A, et al. Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery-radiotherapy[J]. *J radiosurg*, 2000, 3(4): 177-186.
  - [28] De Vlamynck K, Palmans H, Verhaegen F, et al. Dose measurements compared with Monte Carlo simulations of narrow 6 MV multileaf collimator shaped photon beams[J]. *Med Phys*, 1999, 26(9): 1874-1882.
  - [29] Araki F. Monte Carlo study of a cyberknife stereotactic radiosurgery system[J]. *Med Phys*, 2006, 33(8): 2955-2963.
  - [30] Andreo P. Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry[J]. *Radiat Oncol*, 2018, 13(1): 121.
  - [31] Wilcox EE, Daskalov GM. Evaluation of GAFCHROMIC® EBT film for CyberKnife® dosimetry[J]. *Med Phys*, 2007, 34(6): 1967-1974.
  - [32] Wu A, Zwicker RD, Kalend AM, et al. Comments on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery[J]. *Med Phys*, 1993, 20(3): 777-779.
  - [33] Stasi M, Baiotto B, Barboni G, et al. The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields[J]. *Med Phys*, 2004, 31(10): 2792-2795.
  - [34] Westermark M, Arndt J, Nilsson B, et al. Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams[J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(3): 685-702.
  - [35] Scott AJ, Kumar S, Nahum AE, et al. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields[J]. *Phys Med Biol*, 2012, 57(14): 4461-4476.
  - [36] Underwood TS, Winter HC, Hill MA, et al. Detector density and small field dosimetry: integral versus point dose measurement schemes[J]. *Med Phys*, 2013, 40(8): 082102.
  - [37] Underwood TS, Winter HC, Hill MA, et al. Mass-density compensation can improve the performance of a range of different detectors under non-equilibrium conditions[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(23): 8295-8310.
  - [38] Mijnheer B, Beddar S, Izewska J, et al. *In vivo* dosimetry in external beam radiotherapy[J]. *Med Phys*, 2013, 40(7): 070903.
  - [39] Low DA, Moran JM, Dempsey JF, et al. Dosimetry tools and techniques for IMRT[J]. *Med Phys*, 2011, 38(3): 1313-1338.
  - [40] IAEA. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an international code of practice for reference and relative dose determination [EB/OL]. [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf).
  - [41] Das IJ. Radiochromic film role and applications in radiation dosimetry[M]. Boca Raton: CRC Press, 2017.
  - [42] Das IJ, Morales J, Francescon P. Small field dosimetry: what have we learnt?[J]. *AIP Conf Proc*, 2016, 1747(1): 060001.
  - [43] Zhu TC. Small field: dosimetry in electron disequilibrium region[J]. *J Phys Conf Ser*, 2010, 250(1): 012056.
  - [44] Francescon P, Cora S, Cavedon C. Total scatter factors of small beams: a multidetector and Monte Carlo study[J]. *Med Phys*, 2008, 35(2): 504-513.
  - [45] Francescon P, Cora S, Cavedon C, et al. Application of a Monte Carlo-based method for total scatter factors of small beams to new solid state micro-detectors[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2009, 10(1): 147-152.
  - [46] Yin FF, Zhu JG, Yan H, et al. Dosimetric characteristics of Novalis shaped beam surgery unit[J]. *Med Phys*, 2002, 29(8): 1729-1738.
  - [47] Scott AJ, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields[J]. *Med Phys*, 2008, 35(10): 4671-4684.
  - [48] Benmakhlouf H, Andreo P. Spectral distribution of particle fluence in small field detectors and its implication on small field dosimetry[J]. *Med Phys*, 2017, 44(2): 713-724.
  - [49] Martens C, De Wagter C, De Neve W. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy[J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(9): 2519-2530.
  - [50] Muir BR, Rogers DW. The central electrode correction factor for high-Z electrodes in small ionization chambers[J]. *Med Phys*, 2011, 38(2): 1081-1088.
  - [51] Leybovich LB, Sethi A, Dogan N. Comparison of ionization chambers of various volumes for IMRT absolute dose verification[J]. *Med Phys*, 2003, 30(2): 119-123.
  - [52] Sarkar V, Wang B, Zhao H, et al. Percent depth-dose distribution discrepancies from very small volume ion chambers[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2015, 16(2): 5230.
  - [53] Wickman G. A liquid ionization chamber with high spatial resolution[J]. *Phys Med Biol*, 1974, 19(1): 66-72.
  - [54] Wickman G, Nyström H. The use of liquids in ionization chambers for high precision radiotherapy dosimetry[J]. *Phys Med Biol*, 1992, 37(9): 1789-1812.
  - [55] Johansson B, Wickman G. General collection efficiency for liquid iso-octane and tetramethylsilane used as sensitive media in a parallel-plate ionization chamber[J]. *Phys Med Biol*, 1997, 42(1): 133-145.

- [56] Andersson J, Johansson E, Tölle H. On the property of measurements with the PTW microLion chamber in continuous beams[J]. *Med Phys*, 2012, 39(8): 4775-4787.
- [57] Andersson J, Tölle H. Application of the two-dose-rate method for general recombination correction for liquid ionization chambers in continuous beams[J]. *Phys Med Biol*, 2011, 56(2): 299-314.
- [58] Tölle H, Sjögren R, Wendelsten M. A two-dose-rate method for general recombination correction for liquid ionization chambers in pulsed beams[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(15): 4247-4260.
- [59] Chung E, Davis S, Seuntjens J. Experimental analysis of general ion recombination in a liquid-filled ionization chamber in high-energy photon beams[J]. *Med Phys*, 2013, 40(6): 062104.
- [60] Daşu A, Löfth PO, Wickman G. Liquid ionization chamber measurements of dose distributions in small 6 MV photon beams[J]. *Phys Med Biol*, 1998, 43(1): 21-36.
- [61] Wagner A, Crop F, Lacornerie T, et al. Use of a liquid ionization chamber for stereotactic radiotherapy dosimetry[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(8): 2445-2459.
- [62] Jursinic PA. Angular dependence of dose sensitivity of surface diodes [J]. *Med Phys*, 2009, 36(6): 2165-2171.
- [63] Sánchez-Doblado F, Andreo P, Capote R, et al. Ionization chamber dosimetry of small photon fields: a Monte Carlo study on stopping-power ratios for radiosurgery and IMRT beams[J]. *Phys Med Biol*, 2003, 48(14): 2081-2099.
- [64] Mobit P, Sandison G. A Monte Carlo based development of a cavity theory for solid state detectors irradiated in electron beams[J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2002, 101(1/4): 427-429.
- [65] Mobit PN, Sandison GA, Nahum AE. Electron fluence perturbation correction factors for solid state detectors irradiated in megavoltage electron beams[J]. *Phys Med Biol*, 2000, 45(2): 255-265.
- [66] Dieterich S, Sherouse GW. Experimental comparison of seven commercial dosimetry diodes for measurement of stereotactic radiosurgery cone factors[J]. *Med Phys*, 2011, 38(7): 4166-4173.
- [67] Sharma DS, Chaudhary RK, Sharma SD, et al. Experimental determination of stereotactic cone size and detector specific output correction factor[J]. *Br J Radiol*, 2016, 90(1077): 20160918.
- [68] Lam SE, Bradley DA, Khandaker MU. Small-field radiotherapy photon beam output evaluation: detectors reviewed[J]. *Radiat Phys Chem*, 2021, 178: 108950.
- [69] Akino Y, Mizuno H, Tanaka Y, et al. Inter-institutional variability of small-field-dosimetry beams among HD120TM multileaf collimators: a multi-institutional analysis[J]. *Phys Med Biol*, 2018, 63(20): 205018.
- [70] Eklund K, Ahnesjö A. Spectral perturbations from silicon diode detector encapsulation and shielding in photon fields[J]. *Med Phys*, 2010, 37(11): 6055-6060.
- [71] Saini AS, Zhu TC. Temperature dependence of commercially available diode detectors[J]. *Med Phys*, 2002, 29(4): 622-630.
- [72] Saini AS, Zhu TC. Dose rate and SDD dependence of commercially available diode detectors[J]. *Med Phys*, 2004, 31(4): 914-924.
- [73] Rikner G, Grusell E. Effects of radiation damage on p-type silicon detectors[J]. *Phys Med Biol*, 1983, 28(11): 1261-1267.
- [74] Schönfeld AB, Poppinga D, Kranzer R, et al. Technical note: characterization of the new microSilicon diode detector[J]. *Med Phys*, 2019, 46(9): 4257-4262.
- [75] Francescon P, Kilby W, Noll JM, et al. Small field dosimetry correction factors for circular and MLC shaped fields with the CyberKnife M6 system: evaluation of the PTW 60023 microSilicon detector[J]. *Phys Med Biol*, 2020, 65(1): 01NT01.
- [76] Akino Y, Fujiwara M, Okamura K, et al. Characterization of a microSilicon diode detector for small-field photon beam dosimetry[J]. *J Radiat Res*, 2020, 61(3): 410-418.
- [77] Weber C, Kranzer R, Weidner J, et al. Small field output correction factors of the microSilicon detector and a deeper understanding of their origin by quantifying perturbation factors[J]. *Med Phys*, 2020, 47(7): 3165-3173.
- [78] Akino Y, Okamura K, Das JJ, et al. Technical note: characteristics of a microSilicon X shielded diode detector for photon beam dosimetry [J]. *Med Phys*, 2021, 48(4): 2004-2009.
- [79] Hoban PW, Heydarian M, Beckham WA, et al. Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam [J]. *Phys Med Biol*, 1994, 39(8): 1219-1229.
- [80] De Angelis C, Onori S, Pacilio M, et al. An investigation of the operating characteristics of two PTW diamond detectors in photon and electron beams[J]. *Med Phys*, 2002, 29(2): 248-254.
- [81] Heydarian M, Hoban PW, Beckham WA, et al. Evaluation of a PTW diamond detector for electron beam measurements[J]. *Phys Med Biol*, 1993, 38(8): 1035-1042.
- [82] Laub WU, Kaulich TW, Nüsslin F. A diamond detector in the dosimetry of high-energy electron and photon beams [J]. *Phys Med Biol*, 1999, 44(9): 2183-2192.
- [83] Planskoy B. Evaluation of diamond radiation dosimeters[J]. *Phys Med Biol*, 1980, 25(3): 519-532.
- [84] Vatnitsky S, Järvinen H. Application of a natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy [J]. *Phys Med Biol*, 1993, 38(1): 173-184.
- [85] Das JJ. Diamond detector [M]//Cyglar R. *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 2009: 891-912.
- [86] Mobit PN, Sandison GA. A Monte Carlo comparison of the response of the PTW-diamond and the TL-diamond detectors in megavoltage photon beams[J]. *Med Phys*, 1999, 26(11): 2503-2507.
- [87] De Angelis C, Casati M, Bruzzi M, et al. Present limitations of CVD diamond detectors for IMRT applications[J]. *Nucl Instrum Methods Phys Res Sect A*, 2007, 583(1): 195-203.
- [88] Ciancaglini I, Marinelli M, Milani E, et al. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams[J]. *Med Phys*, 2012, 39(7): 4493-4501.
- [89] Marsolat F, Tromson D, Tranchant N, et al. A new single crystal diamond dosimeter for small beam: comparison with different commercial active detectors[J]. *Phys Med Biol*, 2013, 58(21): 7647-7660.
- [90] De Coste V, Francescon P, Marinelli M, et al. Is the PTW 60019 microDiamond a suitable candidate for small field reference dosimetry? [J]. *Phys Med Biol*, 2017, 62(17): 7036-7055.
- [91] Das JJ, Francescon P. Comments on the TRS-483 protocol on small field dosimetry[J]. *Med Phys*, 2018, 45(12): 5666-5668.
- [92] Casar B, Gershkevitch E, Mendez I, et al. A novel method for the determination of field output factors and output correction factors for small static fields for six diodes and a microdiamond detector in megavoltage photon beams[J]. *Med Phys*, 2019, 46(2): 944-963.
- [93] Mancosu P, Reggiori G, Stravato A, et al. Evaluation of a synthetic single-crystal diamond detector for relative dosimetry on the leksell gamma knife perfexion radiosurgery system[J]. *Med Phys*, 2015, 42(9): 5035-5041.
- [94] Veselsky T, Novotny JJ, Pastykova V, et al. Determination of small field synthetic single-crystal diamond detector correction factors for CyberKnife, leksell gamma knife perfexion and linear accelerator [J]. *Phys Med*, 2017, 44: 66-71.
- [95] Alhakeem E, Zavgorodni S. Output and ([formula: see text]) correction factors measured and calculated in very small circular fields for microDiamond and EFD-3G detectors[J]. *Phys Med Biol*, 2018, 63(15): 155002.
- [96] Looe HK, Poppinga D, Kranzer R, et al. The role of radiation-induced charge imbalance on the dose-response of a commercial synthetic diamond detector in small field dosimetry[J]. *Med Phys*, 2019, 46(6): 2752-2759.
- [97] Beddar AS, Mackie TR, Attix FH. Water-equivalent plastic scintillation detectors for high-energy beam dosimetry: II. Properties and measurements[J]. *Phys Med Biol*, 1992, 37(10): 1901-1913.
- [98] Beddar AS, Mason DJ, O'Brien PF. Absorbed dose perturbation caused by diodes for small field photon dosimetry[J]. *Med Phys*, 1994, 21(7): 1075-1079.
- [99] Gagnon JC, Thériault D, Guillot M, et al. Dosimetric performance and array assessment of plastic scintillation detectors for stereotactic radiosurgery quality assurance[J]. *Med Phys*, 2012, 39(1): 429-436.
- [100] Wang LL, Beddar S. Study of the response of plastic scintillation detectors in small-field 6 MV photon beams by Monte Carlo simulations[J]. *Med Phys*, 2011, 38(3): 1596-1599.
- [101] Beddar AS, Briere TM. Plastic scintillation detectors [M]//Rogers DW, Cygler JE. *Clinical dosimetry measurements in radiotherapy*. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 2009: 891-912.
- [102] Morin J, Beliveau-Nadeau D, Chung E, et al. A comparative study of small field total scatter factors and dose profiles using plastic scintillation detectors and other stereotactic dosimeters: the case of the CyberKnife[J]. *Med Phys*, 2013, 40(1): 011719.
- [103] Pasquino M, Cutaia C, Radici L, et al. Dosimetric characterization and behaviour in small X-ray fields of a microchamber and a plastic scintillator detector[J]. *Br J Radiol*, 2017, 90(1069): 20160596.
- [104] Francescon P, Kilby W, Satariano N. Monte Carlo simulated correction factors for output factor measurement with the CyberKnife system: results for new detectors and correction factor dependence on measurement distance and detector orientation[J]. *Phys Med Biol*, 2014, 59(6): N11-N17.



- [105] Carrasco P, Jornet N, Jordi O, et al. Characterization of the Exradin W1 scintillator for use in radiotherapy[J]. *Med Phys*, 2015, 42(1): 297-304.
- [106] Galavis PE, Hu L, Holmes S, et al. Characterization of the plastic scintillation detector Exradin W2 for small field dosimetry[J]. *Med Phys*, 2019, 46(5): 2468-2476.
- [107] Debnath SB, Fauquet C, Tallet A, et al. High spatial resolution inorganic scintillator detector for high-energy X-ray beam at small field irradiation[J]. *Med Phys*, 2020, 47(3): 1364-1371.
- [108] Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee task group 55. American Association of Physicists in Medicine[J]. *Med Phys*, 1998, 25(11): 2093-2115.
- [109] Das IJ. Radiographic film [M]//Rogers DW, Cyglar J. Clinical dosimetry measurements in radiotherapy. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 2009: 865-890.
- [110] Pai S, Das IJ, Dempsey JF, et al. TG-69: radiographic film for megavoltage beam dosimetry[J]. *Med Phys*, 2007, 34(6): 2228-2258.
- [111] Niroomand-Rad A, Chiu-Tsao ST, Grams MP, et al. Report of AAPM task group 235 radiochromic film dosimetry: an update to TG-55[J]. *Med Phys*, 2020, 47(12): 5986-6025.
- [112] Mack A, Scheib SG, Major J, et al. Precision dosimetry for narrow photon beams used in radiosurgery-determination of gamma knife output factors[J]. *Med Phys*, 2002, 29(9): 2080-2089.
- [113] Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, et al. Dosimetric properties of improved Gafchromic films for seven different digitizers[J]. *Med Phys*, 2004, 31(9): 2392-2401.
- [114] Devic S, Vuong T, Moftah B. Advantages of inflatable multichannel endorectal applicator in the neo-adjuvant treatment of patients with locally advanced rectal cancer with HDR brachytherapy[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2005, 6(2): 44-49.
- [115] Massillon JL, Cueva-Prócel D, Díaz-Aguirre P, et al. Dosimetry for small fields in stereotactic radiosurgery using gafchromic MD-V2-55 film, TLD-100 and alanine dosimeters[J]. *PLoS One*, 2013, 8(5): e63418.
- [116] Lárraga-Gutiérrez JM, García-Hernández D, García-Garduño OA, et al. Evaluation of the Gafchromic® EBT2 film for the dosimetry of radiosurgical beams[J]. *Med Phys*, 2012, 39(10): 6111-6117.
- [117] Gonzalez-Lopez A, Vera-Sanchez JA, Lago-Martin JD. Small fields measurements with radiochromic films[J]. *J Med Phys*, 2015, 40(2): 61-67.
- [118] García-Garduño OA, Lárraga-Gutiérrez JM, Rodríguez-Villafuerte M, et al. Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom[J]. *Radiother Oncol*, 2010, 96(2): 250-253.
- [119] Morales JE, Butson M, Crowe SB, et al. An experimental extrapolation technique using the Gafchromic EBT3 film for relative output factor measurements in small X-ray fields[J]. *Med Phys*, 2016, 43(8): 4687.
- [120] McCaw TJ, Micka JA, DeWerd LA. Development and characterization of a three-dimensional radiochromic film stack dosimeter for megavoltage photon beam dosimetry[J]. *Med Phys*, 2014, 41(5): 052104.
- [121] Kry SF, Alvarez P, Cygler JE, et al. AAPM TG 191: clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs[J]. *Med Phys*, 2020, 47(2): e19-e51.
- [122] Horowitz YS. The theoretical and microdosimetric basis of thermoluminescence and applications to dosimetry[J]. *Phys Med Biol*, 1981, 26(5): 765-824.
- [123] Alvarez P, Kry SF, Stingo F, et al. TLD and OSLD dosimetry systems for remote audits of radiotherapy external beam calibration[J]. *Radiat Meas*, 2017, 106: 412-415.
- [124] Davis SD, Ross CK, Mobit PN, et al. The response of lif thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to <sup>60</sup>Co gamma rays[J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2003, 106(1): 33-43.
- [125] Kirby TH, Hanson WF, Johnston DA. Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters[J]. *Med Phys*, 1992, 19(6): 1427-1433.
- [126] Moignier C, Huet C, Makovicka L. Determination of the KQclinclin, Qmsr fmsr correction factors for detectors used with an 800 MU/min CyberKnife® system equipped with fixed collimators and a study of detector response to small photon beams using a Monte Carlo method [J]. *Med Phys*, 2014, 41(7): 071702.
- [127] Aaki F, Ishidoya T, Ikegami T, et al. Application of a radiophotoluminescent glass plate dosimeter for small field dosimetry [J]. *Med Phys*, 2005, 32(6): 1548-1554.
- [128] Arakia F, Moribe N, Shimonobou T, et al. Dosimetric properties of radiophotoluminescent glass rod detector in high-energy photon beams from a linear accelerator and Cyber-Knife[J]. *Med Phys*, 2004, 31(7): 1980-1986.
- [129] Perks J, Gao M, Smith V, et al. Glass rod detectors for small field, stereotactic radiosurgery dosimetric audit[J]. *Med Phys*, 2005, 32(3): 726-732.
- [130] Yukihiro EG, McKeever SW. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in medicine[J]. *Phys Med Biol*, 2008, 53(20): R351-R379.
- [131] Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements[J]. *Med Phys*, 2007, 34(12): 4594-4604.
- [132] Kerns JR, Kry SF, Sahoo N, et al. Angular dependence of the nanoDot OSL dosimeter[J]. *Med Phys*, 2011, 38(7): 3955-3962.
- [133] Kim DW, Chung WK, Shin DO, et al. Dose response of commercially available optically stimulated luminescent detector, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: C for megavoltage photons and electrons[J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2012, 149(2): 101-108.
- [134] Palmans H, Andreo P, Huq MS, et al. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international code of practice for reference and relative dose determination[J]. *Med Phys*, 2018, 45(11): e1123-e1145.
- [135] McJury M, Oldham M, Cosgrove VP, et al. Radiation dosimetry using polymer gels: methods and applications[J]. *Br J Radiol*, 2000, 73(873): 919-929.
- [136] Oldham M. 3D dosimetry by optical-CT scanning[J]. *J Phys Conf Ser*, 2006, 56: 58-71.
- [137] Baldock C, De Deene Y, Doran S, et al. Polymer gel dosimetry[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(5): R1-R63.
- [138] Oldham M, Siewerdsen JH, Shetty A, et al. High resolution gel-dosimetry by optical-CT and MR scanning[J]. *Med Phys*, 2001, 28(7): 1436-1445.
- [139] Pantelis E, Antypas C, Petrokokinos L, et al. Dosimetric characterization of CyberKnife radiosurgical photon beams using polymer gels[J]. *Med Phys*, 2008, 35(6): 2312-2320.
- [140] Pappas E, Maris TG, Papadakis A, et al. Experimental determination of the effect of detector size on profile measurements in narrow photon beams[J]. *Med Phys*, 2006, 33(10): 3700-3710.
- [141] Clift C, Thomas A, Adamovics J, et al. Toward acquiring comprehensive radiosurgery field commissioning data using the PRESAGE®/ optical-CT 3D dosimetry system[J]. *Phys Med Biol*, 2010, 55(5): 1279-1293.
- [142] Adamovics J, Maryanski MJ. Characterisation of PRESAGE: a new 3-D radiochromic solid polymer dosemeter for ionising radiation[J]. *Radiat Prot Dosimetry*, 2006, 120(1/4): 107-112.
- [143] Sakthalkar H, Sterling D, Adamovics J, et al. Investigation of the feasibility of relative 3D dosimetry in the radiologic physics center head and neck IMRT phantom using presage/optical-CT [J]. *Med Phys*, 2009, 36(7): 3371-3377.
- [144] Kelly RG, Jordan KJ, Battista JJ. Optical CT reconstruction of 3D dose distributions using the ferrous-benzoic-xyleneol (FBX) gel dosimeter[J]. *Med Phys*, 1998, 25(9): 1741-1750.
- [145] Babic S, McNiven A, Battista J, et al. Three-dimensional dosimetry of small megavoltage radiation fields using radiochromic gels and optical CT scanning[J]. *Phys Med Biol*, 2009, 54(8): 2463-2481.
- [146] Newton J, Oldham M, Thomas A, et al. Commissioning a small-field biological irradiator using point, 2D, and 3D dosimetry techniques[J]. *Med Phys*, 2011, 38(12): 6754-6762.
- [147] Thomas A, Newton J, Adamovics J, et al. Commissioning and benchmarking a 3D dosimetry system for clinical use[J]. *Med Phys*, 2011, 38(8): 4846-4857.
- [148] Xua Y, Wu CS, Maryanski MJ. Determining optimal gel sensitivity in optical CT scanning of gel dosimeters[J]. *Med Phys*, 2003, 30(8): 2257-2263.
- [149] Looe HK, Büsing I, Tekin T, et al. The polarity effect of compact ionization chambers used for small field dosimetry[J]. *Med Phys*, 2018, 45(12): 5608-5621.
- [150] Lárraga-Gutiérrez JM. Experimental determination of field factors (Omega(fclin, fmsr)(Qclin, Qmsr)) for small radiotherapy beams using the daisy chain correction method[J]. *Phys Med Biol*, 2015, 60(15): 5813-5831.

(编辑:陈丽霞)