

半影区剂量测量方法及在调强放疗中的临床意义

梁志文, 李 勤, 韩 军

中图分类号: R815 文献标识码: A 文章编号: 1004-714X(2008)04-0502-03

调强放疗技术的精确性体现在靶区内剂量的准确性和剂量分布的适形性。在调强治疗技术所需要建立的质量保证方法中, 射野半影宽度的确定是一个不可忽视的重要因素。由于半影宽度纳入了调强剂量计算模型的考虑, 其准确性直接影响剂量计算结果的客观性, 从而影响对邻近危及器官的临床评估和对验证结果的分析判断, 因此半影区的剂量测量及半影宽度的准确性在调强放疗中具有重要的临床意义。半影区的剂量主要是由 X射线的边缘散射所造成的, 半影宽度通常用 80% 和 20% 等剂量线间的测向距离表示, 半影宽度除了受射线能量、源皮距、射野大小、测量深度影响外, 还与测量方法有关。笔者主要介绍了近些年来半影区剂量测量的相关研究, 分析了指型电离室和胶片剂量仪对半影区测量的特点, 并提出了处理方法。

1 半影区的常用测量方法及特点

剂量测量常用的工具有指型电离室和胶片剂量仪。指型电离室在测量点吸收剂量前, 需要对它做出一定修正。指型电离室具有一定的外形尺寸, 在平方反比定律和射线随深度衰减的影响下, 在探头内会形成剂量梯度。消除影响的方法有两种: 一种是乘以一个梯度校正因子 P_d , 使探头所处的位置为测量点的位置, 另一种方法是确定一个有效测量点, 探头测的就是有效测量点处的吸收剂量。另外, 把指型电离室放入均匀的水模体中测量时, 由于两者的材料不同, 会对电子注量产生扰动影响, 在瞬时电子平衡 (transient charged particle equilibrium) 存在的区域, 电子注量与物体的密度无关, 电离室不影响电子注量, 但在建成区和半影区里这些瞬时电子平衡不满足的区域就要引入注量校正因子 P_d 以抵消电离室产生的扰动影响。

在临床应用中, 半影区内是缺乏侧向电子平衡的。但在测量射野离轴剂量分布时, 为方便起见, 测射野外区域剂量时电离室所做的修正与测量射野内时所做的修正一样, 这就导致了测量误差的产生。并由于电离室具有一定的体积, 空间分辨率

不高, 通过移动电离室所测出的半影宽度通常比真实的半影宽度要宽, 用不同尺寸的电离室测出的半影宽度也不同, 有学者把这种由电离室自身体积引起的半影宽度测不准的现象被称为电离室的空间效应 (spatial effect)^[1]。

对于传统的三维适形计划, 电离室的空间效应影响不大, 因为 PTV 一般都被 95% 的等剂量线包绕着, 适形时射野的边缘是在 PTV 的基础上外放一定的 margin, margin 的宽度至少与野的半影宽度相等。这时半影区在 PTV 的外面, 受到电离室空间效应的影响只是使计划系统高估了 PTV 外正常组织的剂量。对调强计划则不一样, 调强可以做出与靶区高度适形的剂量曲线, 在提高肿瘤靶区受量的同时降低周围正常组织的损伤, 这使靶区的边缘剂量梯度加大。而且在静态调强中, 一个大野里面常常包含许多小子野, 这些小子野的边缘常在 PTV 内, 不准确的半影宽度将会影响 PTV 内的实际剂量, 因而得不到靶区内真实的剂量分布。

另一种测量方法是采用胶片剂量仪, 它可以避免电离室空间效应的影响, 具有很高的空间分辨率, 能比较准确的测量半影区的宽度, 但它也有两个需要注意的地方, 一是胶片的线性响应范围, 二是胶片对射线能量的依耐性。射线的能谱是随离中心轴的距离变化的, 在半影区及半影区以外的区域能谱变化较大, 胶片可能会发生“超敏反应”, 使测量结果不准。用胶片做调强剂量验证时, 受到胶片超敏反应的影响, 会影响胶片分析的结果。

2 电离室准确测量半影宽度

为了消除电离室体积的影响得到真实的半影宽度, 一般有两种方法来进行处理: 一种是由测得的电离室的半影外推出电离室体积大小为零时的半影宽度, 从而消除空间效应的影响, 第二种是通过对测量响应方程去卷积, 来得到真实的半影宽度。

2.1 外推法 最初 C. H. Sbard^[2] 用不同尺寸的电离室采用二次多项式模型外推出零体积电离室测得的半影宽度。W. U. Laub^[2] 用钻石半导体探头和不同体积的指型电离室测量了射野半影区的剂量分布, 分析了测量小野时电离室的空间效应对剂量测量的影响。如图 1 所示。

作者单位: 武汉协和医院肿瘤诊疗与研究中心 湖北 武汉 430023
作者简介: 梁志文 (1981-), 男, 技师, 从事肿瘤放疗工作。

- [8] 雷尊成, 高子和, 王岩. 酒泉地区水源中镭-90 铯-137 含量调查及所致居民内照射剂量估算[J]. 中国辐射卫生, 1994 3(1): 36-38
- [9] 张淑蓉, 潘京全, 徐翠华, 等. 土壤放射性核素水平及分布调查中的质量保证工作[J]. 中华放射医学与防护杂志, 1988 8 (增刊 2): 122-124
- [10] 张淑蓉, 潘京全, 李允兴, 等. 我国土壤中放射性核素水平及分布[J]. 中华放射医学与防护杂志, 1988 8 (增刊 2): 1-15
- [11] GB-11743-89 土壤中放射性核素的 γ 能谱分析方法[S].
- [12] 王尹, 刘星, 郭从彭, 等. 甘肃省土壤中放射性核素含量[J]. 中华放射医学与防护杂志, 1988 8 (增刊 2): 113-114
- [13] BEIR Health Risk from Exposure to Low Level of Ionizing

Radiation [J]. BEIR VII-Phase 2 2005

- [14] 周永增. 辐射防护的生物学基础[J]. 辐射防护通讯, 2006 26 (4): 1-7
- [15] ICRP Draft Recommendation of the International Commission on Radiological Protection For Consultations 2006
- [16] 魏履新主编. 中国阳江高本底辐射研究[M]. 北京: 原子能出版社, 1996
- [17] 雷红玉, 郭桂枝, 张荣, 等. 酒泉市 1987~2000 年农村恶性肿瘤死亡调查[J]. 癌情监测, 2004 13 (11): 704-706
- [18] 任晓岚, 格鹏飞, 魏志真, 等. 甘肃省疾病监测系统肿瘤死亡情况分析[J]. 疾病监测, 2005 20 (9): 492-494
- [19] 雷红玉, 张守志. 核试验落下灰照射的致癌效应[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2004 25 (2): 173-175

(收稿日期: 2008-07-28)

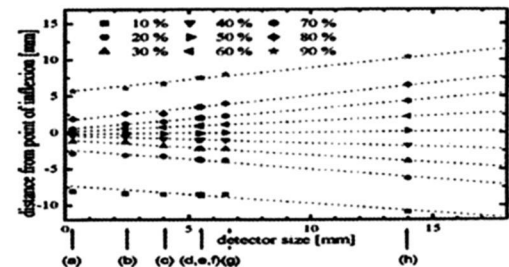


FIG. 4. The lateral distance between the 50% dose value and various other dose values (ranging from 10% to 90%) detector size. The x axis reflects both detector size and orientation: (a) the diamond with its axis in the scan direction, (b) the diamond with its axis perpendicular to the water surface, (c) the linear array LA, the 0.125 cm² rigid stem chamber with its detector axis (d) in the scan direction and (e) perpendicular to the scan direction, the 0.3 cm² rigid stem chamber with its detector axis (f) in the scan direction and (g) perpendicular to the scan direction, and (h) the Markus chamber. For each relative dose value, linear fits are plotted.

图 1 探头大小与横向距离的关系示意图

图中显示的横坐标表示探头的大小, 纵坐标以 50% 剂量点所处的位置为零点, 其他剂量点与 50% 剂量点所处位置的横向距离来表示纵坐标的大小 (下文统称为横向距离)。随着探头尺寸的减小, 半影宽度也在减小, 拟合的曲线表明横向距离与探头的尺寸大小存在明显的线性关系, 只是在钻石型半导体探头 (a) 的 10% 和 20% 剂量点, (b) 的 10% 与 90% 剂量点所处的位置可以看出与拟合曲线的差别。图中还可以看到在半影区的高剂量处与低剂量处的剂量梯度是比较低的, 这就导致很小的剂量变化会在横向距离上有较大的位移, 而在 50% 剂量点附近的剂量梯度大, 很小的横向距离导致较大的剂量变化, 使完整的剂量曲线呈两头平缓中间陡峭的状态。所以, 如果有两个半径不同的电离室探头, 就可以用这种线性外推的方法推出比较真实的半影区的剂量分布图。

2.2 去卷积法 如果一个电离室测量系统对测量结果的影响可以用核函数 $K(x)$ 表示, 那么实际测量的结果就可以用下面的卷积表达式表示出来:

$$D_m(x) = D(x) \otimes K(x) \tag{1}$$

其中 $D(x)$ 是所测量的野的真实的剂量分布, $D_m(x)$ 是实际所测得的剂量分布。把它做傅立叶变换, 在傅立叶空间卷积运算转化为乘法, 表达式变为 (2) 这样使计算变得更加方便。

$$d_m(w) = F[D_m(x)] = F[D(x) \otimes K(x)] = d(w)k(w) \tag{2}$$

根据公式 (1) 知道 $D_m(x)$ 和 $K(x)$ 就可以求出真实的剂量分布 $D(x)$, 同样, 知道 $D(x)$ 和 $K(x)$ 可以算出实际测量的剂量分布 $D_m(x)$ 。其中, 一个关键的问题就是确定测量系统的核函数 $K(x)$ 。当电离室的核函数确定下来后, 就可以用它来修正这个电离室测量所得的剂量分布。

确定核函数的一个办法是由前面介绍的外推法得到真实的剂量分布 $D(x)$, 用电离室测到 $D_m(x)$, 用公式 (1) 去卷积后可以求得核函数。Heung—Rae Lee^[4] 用一种微型平行板电离室 (Parallel Plate microchamber PPMC) 很精确的测得了 $D(x)$, D Hernu^[11] 等在 Lee 的基础上用一个轴向对称的电离室带上不同半径 (0.297 0.556 0.714 cm) 的平衡帽, 研究了在去卷积的计算中产生的高频噪声, 并且加入了一个 Wiener 滤波器, 用高斯截断函数 (公式 3a 3b) 表示了核函数。重建出的 $D(x)$ 与用 PPMC 测得的 $D(x)$ 符合的很好, 在半影区只有 ± 0.5 mm 的差异。

$$K(x) = e^{-x^2/2\sigma^2}, \quad |x| < 1.75\sigma, \tag{3a}$$

$$K(x) = 0, \quad |x| > 1.75\sigma \tag{3b}$$

$\sigma = (h + \frac{\pi^2}{4}) / (r + h)$ 这里 h 为电离室圆柱体部分的高度。

3 胶片测量半影区宽度

与电离室相比, 胶片测量具有很多优点^[5, 6], 在临床上被广泛应用于二维剂量分布的验证。由于半影区的剂量主要是由

散射光子所贡献, 特别是射野外的周边区域 (Peripheral region) 散射光子的能量很低, 而胶片对能量有一定的依耐性, 低能量的光子在胶片上主要产生光电效应, 使胶片的响应过大, 可能造成较大的测量误差。

Sang Gyu Ju^[7] 用 XV 胶片 (radiographic film 线性响应范围 0.04 ~ 1 Gy 饱和剂量 2 Gy) 对两个调强野 (如图 2) 进行研究, 并与 0.125 cm² 的点电离室测得的结果进行比较。他在胶片平行射野中心轴放置时, 主要做了两个研究, 分析了胶片测量误差的来源: 首先, 他测了 1.5 cm, 5 cm, 10 cm 三个深度处的剂量分布, 结果显示, 对射野外的区域, 胶片测得的结果与电离室测得的结果相比有显著差异; 对射野内的区域, 随着深度的增加, 低能散射光子的数目增加, 两者的差异会逐渐明显, 表明了测量的误差主要是由低能量的光子引起的。然后他们还分别对两个调强野的每个小子野在 5 cm, 10 cm 深度处的剂量分布做了研究, 结果显示子野越大, 测量的深度越深, 半影区的低能光子越多, 胶片测量误差越大; 并且对于金字塔型的调强野, 当一个小子野的半影区被另一个小子野的照射区所覆盖时, 低能量光子在整个能谱中所占的比例不显著, 胶片测量的结果不会有很大差异, 只有最接近于大野边缘的子野才对大野的半影区有较大的影响; 对于逆金字塔的调强野, 中间的低剂量区和大野的半影区都处在子野的半影区外, 测量结果都有较高的误差, 这就表明测量的误差还与低能量光子占整个能谱的比例大小有关, 只有在低能量光子在能谱中占主要地位时才会引起较大的误差。最后他用 0.25 mm 厚的铅制滤过片, 按图 3 的安装方法, 重新进行了测量, 结果表明在使用了滤过片后能够明显提高测量的准确性。

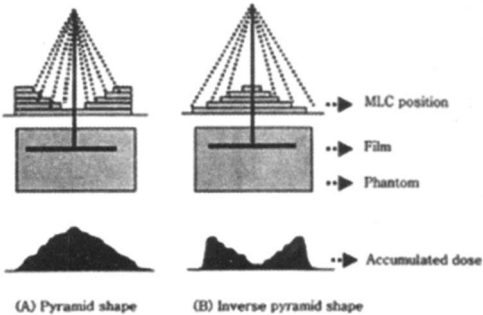


图 2 研究用的两个调强野

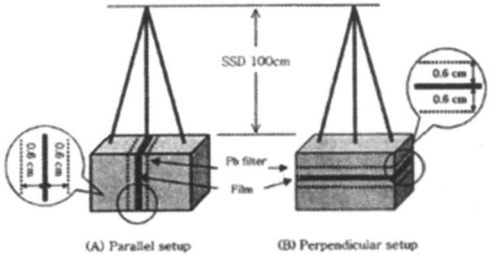


图 3 胶片剂量测量的两种安装方式

EDR2 胶片 (radiographic film 线性响应范围 0.25 ~ 4 Gy 饱和剂量 7 Gy) 是近年才应用于调强验证的, 它扩展了 XV 的线性响应范围, 而且含有的溴化银晶体的个数比 XV 的要少, 溴化银晶体的大小也比 XV 的小, 所以 EDR2 的能量依耐性比 XV 的要好。J J Yed^[8] 用 EDR2 和 0.15 mm 的铅制滤过片重复了 Sang Gyu Ju^[7] 的研究, 结果表明 EDR2 还是表现出了较大的能量依耐性。胶片在平行于射野中心轴放置时, 虽然低能量光子的数目随着深度的增加而增加, 但低能量光子在整个光子能谱中所占的比例依然要受到高能光子部分的影响, 低能量光子起不了决定性的作用, 加上 EDR2 的能量依耐性比 XV 低, 所以测量结果比 XV 准确。胶片在垂直射野中心轴放置时, 他测了模体下 10 cm 深度处的剂量分布, 测量的结果与 XV 相似, 也就是说

EDR2的设计尽管做过改进,但在测量离轴剂量分布时,还是不能提高胶片剂量测量的准确性,这可能是因为低能量的光子在半影区占主导地位,而且在测量离轴剂量分布时,胶片对半影区里低能量光子的响应更加显著所致。同样,在加了滤过片后可以明显的提高两种摆放方式测量结果的准确性,使之与点电离室(0.125 cm^3)的差异缩小在 $\pm 3\%$ 以内。

还有一种胶片被设计专门用来研究射野的半影区, Gafchrom[®] EBT (radiochromic film)。radiochromic胶片是一种免冲洗的胶片,它对可见光线不敏感,在射线或紫外线照射后颜色由无色转变成蓝色等颜色,颜色深度与受照剂量有关,利用黑度计通过测量颜色深度即可确定受照剂量,不需进行定影显影等化学处理,EBT除了radiochromic胶片普遍的优点外,还具有很低能量依耐性和高分辨率。有研究表明在 $50\text{ kVp} \sim 6\text{ MV}$ 的能量范围内,它的能量依耐性小于 10% ^[9]。Tsang Cheung^[10]用这种胶片在 6 MV 的光子束下测量了不同大小的射野的半影区,并与用电离室外推出的半影宽度进行比较,误差在 $\pm 0.3\text{ mm}$ 内。

除了半影区外,周边剂量区域也成了考虑的对象。Robin L. Stem^[11]用 XV EDR2 HPL(快反应胶片,线性响应范围 $0.0025 \sim 0.05\text{ Gy}$ 饱和剂量 0.1 Gy)胶片研究了射野周边区域的剂量并与 0.14 cm^3 的电离室比较,在标准情况下($\text{SSD}=100\text{ cm}$, $\text{FS}=10 \times 10\text{ cm}^2$),在深度 10 cm 处,离射野边缘 2.5 cm 、 4.5 cm 、 7.5 cm 、 11.5 cm 的地方分别做剂量刻度,得到了4条特征曲线,然后在离射野 1 cm 外化分了5个区域: $1 \sim 2.5\text{ cm}$ 、 $2.5 \sim 4.5\text{ cm}$ 、 $4.5 \sim 7.5\text{ cm}$ 、 $7.5 \sim 11.5\text{ cm}$ 、 11.5 cm 外,计算的点落在其中的某个区域时就用这个区域的两条特征曲线用加权平均的方式做剂量计算。落在 $1 \sim 2.5\text{ cm}$ 和 11.5 cm 外的区域时分别使用 2.5 cm 和 11.5 cm 处刻度的特征曲线计算剂量。用这种方法可以修正以前只用一条在射野内得到的刻度曲线进行剂量换算所引起的误差,大大提高了周边剂量测量的准确性。

4 小结

调强放射治疗的精度要求比较高,半影宽度准确与否对调强的剂量计算及计划的评估都起着重要的作用。我们知道,调强是以小野组合为基础的放射治疗技术,相对于其他技术来说其最大的优点就是具有更加适形的剂量分布,这就使靶区与它附近的危机器官之间的剂量梯度更加陡峭,再加上射野边缘的半影区缺乏侧向电子平衡,就对半影区的测量造成了一定的困难。

用指型电离室测量半影区时,半影宽度除受到射野大小和测量深度的影响外还受到电离室大小的影响,而且电离室的大小与横向距离呈线性关系,也就是说,电离室体积越小对半影宽度的测量就越准确。但就算使用最小的电离室,它的有效体积也不会等于零,我们可以用外推法和去卷积法模拟零体积的电离室来测量半影宽度。使用胶片来进行半影区的测量时,受到低能量光子的影响,胶片的响应会增大,测量的准确性与所测部位的低能量光子占整个能谱的比例大小有关,在低能量光

子为主的区域,测量的结果是不准确的。

临床中,指型电离室对射线响应呈很好的线性关系,具有较高的稳定性、较好的方向性和能量响应等诸多优点,是最常用的测量工具。为了获得比较准确的机器数据,提高剂量计算的准确性,可以使用指型电离室测量射野的离轴分布,在半影区用外推法和去卷积法处理。做调强的相对剂量验证时,采用胶片剂量仪则更加方便,但由于胶片对能量的依耐性使射野边缘部分响应过度,无法正确评价验证结果。可以尝试使用铅制滤过片的方法过滤掉低能量的散射光子或采用能量依耐性更低的胶片,提高验证的 γ 因子与NAT的通过率,但是零点几毫米的铅制滤过片在制作上比较困难,如果增加它的厚度又会影响整个剂量分布,因此我们期待有更好的方法来降低胶片对能量的依耐性。

参考文献:

- [1] Hemup D, Chu J, Cheung H. Determination of penumbral widths from ion chamber measurements [J]. Med Phys 2005 32 3 636—3 640
- [2] Wolfram U, Laub. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in MRT [J]. Med Phys 2003 30 341—347.
- [3] C H Sbaq. Influence of detector size in photon beam profile measurements [J]. Phys Med Biol 1991 136(5): 631.
- [4] Heung Rae Lee, Mike Pankuch and James C. Chu. Evaluation characterization of parallel plate microchamber s functionalities in small beam dosimetry [J]. Med Phys 2002 29 2 489—2 496
- [5] Burch SE. A new approach to film dosimetry for high energy photon beam Lateral scatter filtering [J]. Med Phys 1997 24 775—783
- [6] Yeo I J. A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy [J]. Med Phys 1997 24 1 943—1 953
- [7] Sang Gyu Ju. Film dosimetry for intensify modulated radiation therapy Dosimetric evaluation [J]. Med Phys 2002 29 351—355
- [8] Inhywan Jason Yeo. EDR2 film dosimetry for MRT verification using low—energy photon filters [J]. Med Phys 2004 31 1 960—1 963
- [9] Butson M. Weak energy dependence of EBT Gafchromic[®] film dose response in the $50\text{ kVp} \sim 10\text{ MV}$ X—ray range [J]. Appl Radiat Isot 2006 64 60—62
- [10] Cheung Tsang. Measurement of high energy X—ray beam penumbra with Gafchromic[®] EBT radiochromic film [J]. Med Phys 2006 33 2 912—2 914
- [11] Stem R L. Film dosimetry in the peripheral region using multiple sensitometric curves [J]. Med Phys 2004 31 327—332

(收稿日期: 2008—04—14)

关于参考文献

关于文中参考文献,请按《文后参考文献著录规则》(GB 7714)采用顺序编码著录制,即按照参考文献在文中出现的先后顺序用阿拉伯数字加方括号标出,并按其在文中出现的先后顺序全部列于文章末尾。参考文献中的作者,若在3名以内,则全部列出,若超出3名,则列出前3名,若中文名则其后加“等”,英文名则其后加“et al”。著录作者姓名时,一律姓前名后,外文名用缩写。中文期刊名称用全名,外文期刊名称可用缩写,缩写以 Index Medicus 中的格式为准。每条参考文献均著录起始页,并经作者核实无误。