

对于一系列有效或标称的**楔形板角度**(如由通常使用的最大楔形角度 60° 生成的 15° 、 30° 和 45° 楔形板角度):

- 1) 检查剂量分布。通过对开野和楔形野剂量恰当的相对加权运算得出等效楔形板角度预期的剂量分布。测量使用**楔形板**允许的最大射野。比较在标准的SSD条件下(推荐使用90 cm)的深度剂量(中心轴上)以及在楔形方向及垂直于楔形方向上 $d=d_{\max}$ 、10 cm深度处**截面剂量线**的测量值和计算值。
- 2) 对于所使用的最大射野,比较各个有效**楔形板**在中心轴上点($d=10$ cm)和离轴点($d=10$ cm, 离轴7 cm)处的电离室测量值和RTPS预测值。

9.4.3.12 光子束测试 9: 动态(虚拟)楔形板

目的:验证使用动态(虚拟)**楔形板**(通过移动准直器实现)的**相对剂量**计算的正确性。

方法:动态楔形野的输出量随着射野大小的方位改变会明显改变(例如,一个 $20\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 大小的楔形野和 $10\text{ cm}\times 20\text{ cm}$ 的楔形野结果就有很大的不同)(也可以参考不对称野的测试,因为不对称野也会显著地影响到结果)。因此对于每个**动态楔形板**角度需要进行以下的测试:

- a) 对于射野 $5\text{ cm}\times 5\text{ cm}$ 、 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 、**楔形板**允许的最大射野大小、 $5\text{ cm}\times 20\text{ cm}$ 以及 $20\text{ cm}\times 5\text{ cm}$ 。比较在标准的SSD条件下(推荐使用90 cm)的深度剂量(中心轴上)和在楔形方向及垂直于楔形方向上 $d=d_{\max}$ 、10 cm深度处**截面剂量线**的测量值和计算值。
- b) 比较SSD=80 cm时射野大小为 $20\text{ cm}\times 20\text{ cm}$ 或最大射野时的**截面剂量线**和深度剂量分布的测量值和计算值。

对于一系列有效或标称**楔形板角度**(如由通常使用的最大楔形角度 60° 生成的 15° 、 30° 和 45° 楔形板角度):

- 1) 检查剂量分布。通过对开野和楔形野剂量恰当的相对加权运算得出等效楔形板角度预期的剂量分布。测量使用**楔形板**允许的最大射野。比较在标准的SSD条件下(推荐使用90 cm)的深度剂量(中心轴上)以及在楔形方向和垂直于楔形方向上 $d=d_{\max}$ 、10 cm深度处**截面剂量线**。验证RTPS的剂量计算是否具有合理性。
- 2) 对于所使用的最大射野,比较各个等效**楔形板**在中心轴上点($d=10$ cm)和离轴点($d=10$ cm, 离轴7 cm)处的电离室测量值和RTPS预测值。另一种点剂量测量的选择是使用一个线性探测器阵列或胶片来做更加复杂的测试。

对于使用**动态楔形板**的不对称射野(在楔形方向不对称),对于同样系列的等效或名义常用楔形板角度还应测试:

- 1) 对于 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 大小的最大不对称射野(也就是离名义中心轴的距离最大),使用电离室测量不对称射野中心 $d=10$ cm处一点和沿楔形方向偏离中心点3 cm的一点的剂量,与 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 大小的对称射野中心轴处点剂量相比较。同时比较测量值和RTPS的预测(计算)值。
- 2) 对于一个 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 大小的射野,它的一边在中心轴处,移动准直器偏离中心轴,使用电离室测量不对称射野中心 $d=10$ cm处一点和沿楔形方向偏离中心点各3 cm的两点的剂量,与 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 大小的对称射野中心轴处点剂量相比较。比较测量值和RTPS的预测(计算)值。

9.4.3.13 光子束测试 10: 斜入射

目的:验证当射束斜入射患者**体表**时,RTPS剂量计算的准确性。

方法:

- a) 对于一个标准摆位(如SSD=90 cm,AP方向摆位,在一个平面**模体**上), $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 大小的

射野,测量当机架为 30° 时的二维横断面剂量分布。

- b) 如果可能,做一张等剂量分布表,或者就同相应的 RTPS 输出比较截面剂量线分布或是所选择的一系列点的剂量。

9.4.3.14 光子束测试 11: 散射缺失

目的:验证当部分射束照射到患者体外,造成散射丢失时,RTPS 预测(计算)剂量改变的正确性。

方法:使用一个 $20\text{ cm}\times 20\text{ cm}$ 大小的射野入射立方体模体,同时伴有大量的散射丢失。射野从 AP 方向入射到立方体模体的不同位置,计算剂量,包括当射线中心轴偏离模体边缘的情况, $d=10\text{ cm}$ 。这一测试存在三种可能:

- RTPS 计算并且确认算法是否将散射丢失考虑到剂量计算中。
- 将测量值和计算值做比较。
- 将最终结果和基准数据^[23]相比较(见附录里的数据)。

9.4.3.15 光子束测试 12: 建成区效应

目的:验证 RTPS 在建成区剂量计算的准确性。

方法:

- 依赖于使用的 RTPS,它可能会产生明确的深度剂量曲线,或是通过使用剂量计算网格矩阵获得数据。
- 选择一个分辨率最佳的方法(如使用小的计算网格)。
- 比较建成区的深度剂量曲线。如果可以使用平行板电离室或是其他合适的测量仪,可在较浅的深度(0.2 cm)做精确的测量。如果仅仅可以使用一个圆柱形电离室,只能精确测量大于 0.5 cm 深度的数据。

然而这个测试目的并不在于精确地反映出体表剂量计算的表现,因为体表剂量测量需要使用平行板电离室、外准电离室或是其他合适的测量仪等,这仅仅只是为了说明表面剂量测量通常可以达到的精确性。

注意通常 RTPS 并不能高精度地计算建成区的剂量,这是由于剂量算法的局限性和需要在计算网格点间插入数据。因此,5.3.3 对建成区给出了较大的容差。

研究建成区剂量随着射野大小和其他附件装置(如托盘和楔形板)的变化。(注意表面剂量也随着 SSD 和离轴距离、倾斜度等变化,但是这些在这儿就不测量了。)

比较中心轴上的计算值和测量值:

- 射野大小: $5\text{ cm}\times 5\text{ cm}$, $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$, $30\text{ cm}\times 30\text{ cm}$ 。
- 有挡块托盘或没有时的情况。
- 没有楔形板或是装有最大物理楔形板时的情况。

9.4.3.16 光子束测试 13: 密度修正

目的:验证 RTPS 不均匀组织修正算法的准确度。

方法:如果使用者有一个合适的板状模体,通过试验可以测量出模体内的剂量分布,这时将模体在 CT 中扫描,然后将 CT 影像传输到 RTPS 中,最后比较计算的剂量和测量的剂量值。或者,也可以将同样几何情况下,将 RTPS 输出与 IAEA 1540 号技术报告^[59]中的基准数据相比较。参考文献[20]的数据是光子射线在 4MV 和 15MV 情况下的。虽然这些能量值和使用者的实际射线能量可能不一致,它仍然可以用来核实测试。

类似地,对于肺内的截面剂量线分布和组织分界面中心轴剂量,可以获得测试数据,或者也可使用参考文献[24]中 6MV 和 18MV 下的基准数据。同样的,即使使用者的射线能量不同,该比较也可以说

明 RTPS 是否能计算出射野边缘和组织分界处的电子不平衡性效应。对每一能量使用两个测试例,在 $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ (大野)和 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ (小野)射野情况下,使用一个肺组织的板状模体,比较中心轴处的剂量数据。

与参考文献[20](见附录中的数据)中图 2 中的基准数据相比较。

使用者应可以计算出非均匀组织或是哪些可以反映侧向散射电子不平衡的其他模体中的截面剂量线分布。参考文献[24]中的基准数据可用于 6 MV 和 18 MV 的 X 线(见附录中的数据)。

患者内外有非常低的密度(如有肺气肿的患者)和会产生 CT 伪影的高密度物质(骨、移植入的金属、牙齿填充物、高对比造影剂),可能会引起剂量计算的错误。第 11 章再讨论这方面的问题。

9.4.3.17 光子束测试 14:补偿

本标准不包括详细地测试 RTPS 是否能准确地计算在有补偿器情况下的剂量。然而,一些简单的测试就可以说明是否能通过计算得到均匀的剂量;比如说,当射束在机架角 30° 时入射一个板状模体,设计一个补偿器,使水平面的剂量均匀。制造这一补偿器,在相同几何条件下使用水箱或是胶片,检查剂量的均匀性。引发剂量差异的最大可能是剂量计算算法和(或)补偿器算法的不足,但是也有可能是补偿器制造的误差。

9.4.3.18 光子束测试 15:正向设计的调强放射治疗

本标准不包括 RTPS 是否能正确地处理正向 IMRT 的详细测试。然而,通过一些简单的测试可以显示是否计算并得到均匀的剂量;比如说,当射线在机架角 30° 时入射一个板状模体,产生一个 MLC 的叶片序列(或是任何合适的射束剂量传输系统),使在模体水平面产生均匀的剂量分布。输出 MLC 的叶片序列,使用水箱或是胶片在相同的几何条件下检查剂量的均匀性。造成剂量差异的最大的可能是由于剂量计算和(或)叶片序列算法的不足,但也有可能是由于射野执行的错误,比如叶片位置校准不准确。

9.4.3.19 光子议题 1:逆向设计的调强放射治疗

见射束论题 1。

9.4.3.20 光子议题 2:放射外科

见射束论题 2。

9.4.3.21 光子议题 3:大野技术

见射束论题 3。

9.4.4 电子束的调试

9.4.4.1 研究的问题

本届主要表述不同类型电子束剂量计算的系列分级测试,这些测试可作为指南引导任何一个机构建立个性化测试。首先确定所有能输入 RTPS 且投入临床使用的电子束特性,然后执行有关这些电子束特性的验证测试。那些未被验证的电子束特性是不应当投入临床使用的。

算法调试所要求的广度和深度直接取决于不同的 RTPS 系统不同性能。本标准在表 31 中描述了可能在具体临床中使用的各种基本性能。使用者应当确认表 31 中列出的那些项目在 RTPS 中可用而且即将应用于临床。因此,这里并没有给出单独的表,以列出实际要求验证的基本计划技术。表 31 描述了不同复杂水平的情况(如射野形状,摆位等),这些也应有额外的测试。

对于下面详述的各个实验,测试方法要有数据的描述和计算的比较(即,深度剂量、截面剂量线、输出因子等等),这些需要比较 RTPS 计算结果和测量所得的数据。

表 31 电子束计划技术要求的验证检查

功能	复杂程度	测试	是否每一射束都要测试?
射野形状	方形和矩形射野	电子束测试 1	是
	不规则射野	电子束测试 2	是
	屏蔽和皮肤准直	电子束测试 3	仅限于低能
摆位	SSD 的依赖关系	电子束测试 4	是
填充物	片状组织填充物	电子束测试 5	某一能量的电子束
	适形组织填充物	电子束测试 6	低能和高能的电子束
患者体形	斜入射	电子束测试 7	低能和高能的电子束
	复杂体表形状	电子束测试 8	是
不均匀组织	大块不均匀组织	电子束测试 9	是
	基于 CT	电子束测试 10	是
弧形	弧形旋转	电子束测试 11	是

9.4.4.2 测试程序

大多数的电子束基本数据是在 SSD 为 100 cm 时测量所得。其他的标准电子束数据集测试方法在表 32 中列出。

表 32 电子束数据集测量方法

测量条件	要求	详细
基本数据测量所用的 SSD	SSD=100 cm	除非制造商推荐其他条件,否则使用标准治疗的 SSD
模体材料	水	水模体应当满足全散射(小的水模体仅仅在小野的情况下使用)
	固体水	如果确认固体水中得到的结果与水模体中得到的结果一致,可在某些情况下使用固体水模体,应确认固体水中没有空洞
探测器	半导体探测器	电子半导体用于大多数情况的深度剂量和截面剂量线的测量,并且通常不需要像电离室那样进行复杂的校正
	电离室	平行板电离室常常用于测量深度剂量 所有的电离室都应做电离剂量修正
	胶片	放射图像胶片可做二维的(垂直于射线轴线) 剂量分布测量(柯达 XV, ECL 或辐射变色胶片) ^[7]
	探测器矩阵	可以使用半导体矩阵 可使用电离室矩阵,需做电离-剂量校正修正
射束稳定性	稳定	扫描需要长时间的照射时间,应确定对应于扫描时间的射束稳定性

9.4.4.3 测试例

为了评估剂量计算的准确性,并记录结果的临床分析情况,应执行以下测试例并记录比较的结果。

9.4.4.4 电子束测试 1:方形和矩形野

目的:检查对方形和矩形射野,RTPS 计算的剂量分布和测量数据的一致性。

方法:

- 使用电子限光筒和标准嵌入器生成方形和矩形的射野,使用一维(深度剂量和垂直射线的截面剂量线)或二维剂量分布比较测量值和计算值。
- 检查使用者机器所使用的正方形限光筒的大小形状,比如说 $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$, $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$, $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$, $25\text{ cm} \times 25\text{ cm}$ (或是最大射野)。如果可以的话,使用矩形限光筒。
- 在以下的不同深度测量等剂量分布表或是垂直轴线的截面剂量线分布:比如 0.5 cm 、 1 cm 、 d_{\max} 、 d_{90} 、 d_{50} 、 d_{20} 、 d_{10} 、 R_p , 过 $R_p/5\text{ cm}$ 处(d_{90} 是 90%剂量处的深度等等, R_p 是射程)。

在垂直中心轴(在 d_{\max} 深度处)的二维平面内的比较是有效的。测试应当在标准 SSD 下进行(一般 SSD 为 100 cm 时)。

9.4.4.5 电子束测试 2:畸形野

目的:验证畸形射野下 RTPS 计算的剂量分布和测量数据的一致性。

方法:使用常规的电子束射野畸形技术(比如说将低熔点铅挡块插入到限光筒中)。这些测试是针对一般的射线和特定的算法。测试记录了使用者所定义的临床应用的局限。这些局限常常随着临床应用变化而变化。测试例中的配置也可以在参考文献[25]中找到。

将以下临床用到的射野大小范围、能量等用括号包括起来。测量中心轴百分深度剂量(PDD)以及垂直于射线中心轴处在 d_{\max} 深度曝光胶片。对于以下从 2—5 的射野形状,选择与临床最相关的射线能量:

- 形状 1:凸形。通常是椭圆形,不对称射野。每一能量。
- 形状 2:凹形。C 形状,中心轴在挡块下。同时测量射野下没被挡住处的 PDD。
- 形状 3:小的不对称的椭圆形或圆形。
- 形状 4:三角形比如 $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ 射野,射野的一半即对角线的某一侧被挡块挡住。
- 形状 5:细长型矩形射野(长边大小接近最大限光筒的最长边),例如 $4\text{ cm} \times 25\text{ cm}$ (例如在脊柱照射时)。

9.4.4.6 电子束测试 3:体表准直

目的:验证 RTPS 计算的体表限束射野和测量数据的一致性。

方法:这对于很多 RTPS 而言是一个比较难的情况。如果在临床上应用了体表限束器,那么就需要为这种临床应用开发计划的应用。对于使用体表限束的特殊情况,使用 RTPS 计算并测量数据。测量中心轴处的 PDD 并且将胶片放置在垂直于射线轴 d_{\max} 深度处曝光。

9.4.4.7 电子束测试 4:源皮距的依赖性

目的:量化射束特性随 SSD 的变化。

方法:检查以下临床应用的最大范围的 SSD。通常,选择三种 SSD,如下所例:

- 标准 SSD(如 100 cm);

- b) 延伸 SSD(如 105 cm);
- c) 最大 SSD(如 110 cm);

对于这些 SSD,比较计算值和测量值:

- 1) 深度剂量(对于每一个限光筒)。注意测量值受限光筒、射线能量和加速器的光子准直器设置的影响,即使 RTPS 并没有考虑限光筒作用。
- 2) 输出因子(对于每一个限光筒)。
- 3) 二维的等剂量图表或至少在 d_{max} 深度处截面剂量线。检查射野形状和半影。在以上的测试分别使用一个小的和大的射野(通过限光筒生成)。
- 4) 一个不规则射野。检查正确的投影、深度剂量和截面剂量线。检查射野形状和半影。同时可以参考 9.4.4.5。

9.4.4.8 电子束测试 5:片状组织填充物

目的:了解 RTPS 处理固定厚度的组织填充物的能力。

方法:在有填充物情况下,电子束的剂量计算决定于计算所用的算法和执行算法过程的细节。因此整个过程(包括患者摆位, MU 计算和其他细节)都应考虑在内。

一些临床条件(SSD 和射野大小的不同组合)都应当被测试,比较在组织填充效应的情况下 RTPS 剂量分布的计算值和人工计算值。检查:

- a) 中心轴的深度剂量(相对剂量)。
- b) 中心轴归一点($d=d_{\text{max}}$)输出因子(绝对剂量;该检查可能需要进行 MU 的计算)。
- c) 摆位 SSD:它是否考虑了组织填充物。

9.4.4.9 电子束测试 6:适形的填充物

目的:调查 RTPS 是否能处理适形的填充物并检测它处理的能力。

方法:与使用片状组织填充物的情况类似,在有填充物情况下,电子束的剂量计算决定于计算算法和执行算法过程的细节。因此整个过程(包括患者摆位, MU 计算和其他这样的细节)都应考虑在内。

这儿包括三项检查的内容:

- a) 适形的填充物的设计工具。
- b) 对适形的填充物的基本计算能力的支持。
- c) 通过实际测量验证实际填充物的执行过程。
 - 1) 如果有特殊的适形填充物的设计工具,那么要对这些工具做特殊的测试。
 - 2) 适形的填充物计算的测试。计算试验:在患者的模体上添加一整块 30° 的楔形等密度的填充物,将模体自水平面倾斜 30° ,使射线在 SSD 为 100 cm 时垂直入射(即,重新建立标准 SSD 条件)。比较这种情况下的等剂量分布与标准 SSD 垂直入射的结果。比较有填充物时和标准摆位时的 MU 计算。
 - 3) 实际填充物的检查。生成一个测试案例。使用 RTPS 为模体设计一个填充物,在制作完成以后,照射模体。确定深度剂量、截面剂量线和绝对剂量。

9.4.4.10 电子束测试 7:斜入射

目的:验证斜入射时 RTPS 计算和实际测量值的一致性。

方法:

- a) 对于一个大面积射野($20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$)的标准摆位(比如水平模体, SSD=100 cm),测量机架角为 30° 时的二维横断面剂量分布。
- b) 测量值和 RTPS 的计算值相比较。

9.4.4.11 电子束测试 8:复杂的体表形状

目的:验证阶梯状**体表** RTPS 计算和测量值之间的一致性。

方法:例如,构造一个 2 cm 步长的**体表阶梯状模体**,然后将垂直于中心轴(d_{\max} 处)的二维计算剂量分布和胶片的测量相比较。

9.4.4.12 电子束测试 9:指定不均匀组织密度修正

目的:验证对于不同密度的板状**模体**,RTPS 的计算值和**基准数据**的一致性。

方法:

- 对照**基准数据**(ECWG 报告)参考文献[25]进行不均匀组织的检查;
- 对照**数据检查算法**;
- 在片状几何条件下以及三维不均匀密度条件下(L形)计算肺和骨密度修正。

9.4.4.13 电子束测试 10:基于 CT 的不均匀性修正

目的:验证在不均匀**模体**下,基于 CT 修正后 RTPS 的计算和**基准数据**的一致性。

方法:考虑到连贯性,该比较应当使用各个机构自己的**密度模体**。

- 对于相同的带大块不均匀**结构的模体**,比较基于 CT 的计算。
- 仅核对一致性。

9.4.4.14 电子束测试 11:弧形照射

临床很少使用电子束弧形旋转治疗,很少有 RTPS 能支持这一技术。然而,如果开展了这一技术,那么就需要测试以下内容:

- 弧形限光筒:通常,电子束弧形照射需要使用特定的电子束限光筒;因此应测试这种弧形旋转限光筒的基本特性,类似于电子束测试 1。
- 确认剂量的分布:使用圆柱状**模体**测量。进行电子束的弧形旋转治疗。比较轴向**层面**剂量分布的测量值和计算值(可以将胶片夹在**模体轴层面**测量)。
- 绝对剂量**:对一定弧度范围内旋转治疗,使用电离室在圆柱状**模体**中测量,并计算**绝对剂量**,确认其正确性。这一测试可以包括 MU 的计算和(或)人工计算。

注意以上的测试仅仅是一系列有限的基本测试内容。对于该技术的临床应用,还需要很多重要的测试(离轴特性,随着表面**轮廓**和(或)SSD 的变化而不同的变化,等等)。

9.4.5 操作性问题

与剂量计算相关的操作性问题,如计算网格大小等,对总体的剂量计算精度和**算法**的有效性都很重要,因此应进行测试。在表 33 中总结了操作性问题,同样那些使用只有基本设计功能的 RTPS 的用户也应执行。

表 33 外照射算法的操作性问题

算法功能	测试	描述
算法选择	操作性测试 1	为每一射束选择合适的 算法
不均匀修正	操作性测试 2	是否做 密度修正
计算有效性	操作性测试 3	如果影响剂量计算的参数改变,验证 RTPS 执行了新的计算
计算网格和窗口	操作性测试 4	改变计算网格或窗口应强制重新计算

9.4.5.1 操作性测试 1:算法选择

目的:记录日常使用者是对每个射束只有一种算法选择,还是直接接受计算使用算法的反馈。

方法:

- a) 为各个不同的射束和射束所用的算法生成一个单野计划。注意,因为对相同的射野存在多种对均匀介质的剂量计算算法和多种对不均匀介质的修正算法,所以应测试许多不同的算法组合。对于每一种组合进行剂量计算。从计算过程中的结果、信息和 RTPS 提供的其他信息(包括剂量分布结果),确定每一计算中使用了正确的剂量计算模型。
- b) 生成一个包含很多射野的多射野计划,(如果可能)将使用不止一种算法。执行剂量计算并且确定使用合适的算法,然后运用 RTPS 功能改变一个或多个射束的算法。新算法的选择将会引起现行计算结果的不合理性。应重新计算新的剂量。确认那些算法改变了的射束已使用新的算法。这一测试应当包括一系列不同射野和操作的组合,以检测出能使计算结果失败的操作组合。

注意这些测试对于所有使用者并不都能简单执行。

9.4.5.2 操作性测试 2:不均匀修正

目的:确定开启或关闭不均匀组织修正的功能正常工作。

方法:

- a) 生成有肺不均匀组织的单野计划。当不均匀组织修正功能关闭时执行剂量计算。证实计算结果的剂量并没有显示出密度修正的效应。
- b) 启动密度修正功能。核实先进行的剂量计算是不合理的。重新进行剂量计算并且确定现行的计算执行了密度修正。
- c) 关闭剂量计算密度修正后重复计算。证实控制不均匀组织修正的逻辑元件正常工作。
- d) 对于每一步,证实当密度修正功能开启和关闭时,计划硬拷贝输出正确。

9.4.5.3 操作性测试 3:计算有效性

目的:验证当剂量计算的相关参数改变时,原先合理的剂量计算结果被设定为不合理,并且如果需要的话,将重新执行新的合适的计算。

方法:对此要进行广泛的测试,尤其是当 RTPS 中包含复杂的计算有效性判断的逻辑控制时。

在这里列出一组有限的测试例;并不是一个完整的证据。这些测试例可以帮助说明一些重要的变化将会引起大的问题。错误可以产生于改变了哪种射线、改变了哪一参数、在哪一应用中做了改变、执行步骤的顺序和其他许多事情。然而,这些有限的测试说明应当被阐述的概念。

生成一个包括楔形板、挡块和不均匀组织的多野计划。进行以下测试:

- a) 进行剂量计算。
- b) 做一些改变(如移除楔形板、修改挡块、改变表面轮廓、改变不均匀性组织、移动一射束或是改变其他一些计划的关键部分)。
- c) 计算是否有效(如应当是不能再显示出剂量分布)?
- d) 执行新的剂量计算并且证实剂量分布相应的改变。
- e) 证明计划输出的正确性(包括 MU 的计算)。

9.4.5.4 操作性测试 4:计算网格和计算窗

目的:验证 RTPS 设置计算网格和计算窗的功能。

方法:

- a) 对同样的射线进行计算,但这时改变了计算窗大小和(或)在改变计算网格中心的同时改变了网格大小。
- b) 比较计算结果:除了由于计算网格大小改变所造成分辨率的改变,它们应当是一致的。

9.4.6 绝对剂量和相对剂量

大多数 RTPS 都能以**绝对剂量**(计划的总剂量或分次剂量)和**相对剂量**(相对于某个计划归一剂量的百分比)的形式计算和显示剂量分布。尤其重要的是,要确定 RTPS 所有的剂量分布显示方法的正确性,同时应确定使用者明白如何解释结果。关键问题包括:

- a) 计划归一化和计划的剂量处方(9.4.6.1 和 9.4.6.2);
- b) MU 的计算(9.4.6.3)

9.4.6.1 射束和计划归一化以及 MU 计算的过程描述

临床上和不同的 RTPS 有许多进行计划归一化、射束权重和 MU 计算的不同方式,因此详细地描述出所有的方法是不合适的。然而,可描述这一过程的基本轮廓(见图 6)。

图 6 表示出产生最终剂量分布的一些确切的步骤:

- a) 计算每一射束的剂量。首先,计算各个射束各自的剂量分布。在这一步,典型的情况为,各个射束的剂量分布为与相对于射束某个标准权重的**相对剂量**。
- b) **射束权重**或射束的归一化。第二步就是将这些单个射束的剂量乘上**射束权重**,各个射束的相对强度比。对于某些 RTPS 这种权重仅仅是一个分次权重(即所有权重的和等于 1)。另一些 RTPS 的**射束权重**可能是各个射束实施的 MU。还有一些 RTPS 使用正式的射野归一化步骤,这时的**射束权重**定义为射束实施到某一特定点,即射束归一点[这点可以自动定义(比如中心轴上 d_{max} 深度处的点或射束的等中心)或由用户定义]。
- c) 剂量分布的叠加。当射束乘上权重后,将所有的(各个射束的)剂量叠加起来,得到总的剂量分布。然而,使用这种剂量分布以前,通常需要将其转化为正确的单位,再刻度或归一。
- d) 计划归一化。通常,总的剂量分布应要转换、刻度或归一,以使其适合显示。使用者常常希望能显示出和某一特定点(称为**计划归一点**或等剂量参考点)剂量相关的剂量。这一点可以由使用者选择或自动选为计划的等中心。另外,使用者能选择计划归一点处显示哪一剂量。该值称做计划参考剂量或计划归一剂量,可能非常不同:它可选择为 100%,计划的**绝对剂量**(如 60 Gy)或计划的分次剂量,例如 1.8 Gy/次、180 cGy/次或其他合适的值。要归一计划,总的剂量分布应当乘上 F 因子:

$$F = \frac{\text{计划参考剂量}}{\text{在计划归一点处的总剂量}} \dots\dots\dots (4)$$

- e) MU 计算。最后,当剂量分布显示完成以后,进行 MU 的计算(除非 MU 值已经在以上过程中确定)。计划的归一化(或刻度)和**射束权重**是 MU 计算的关键部分,因为 MU 计算的目的是确定实施计划剂量分布的各个射束的 MU 值。

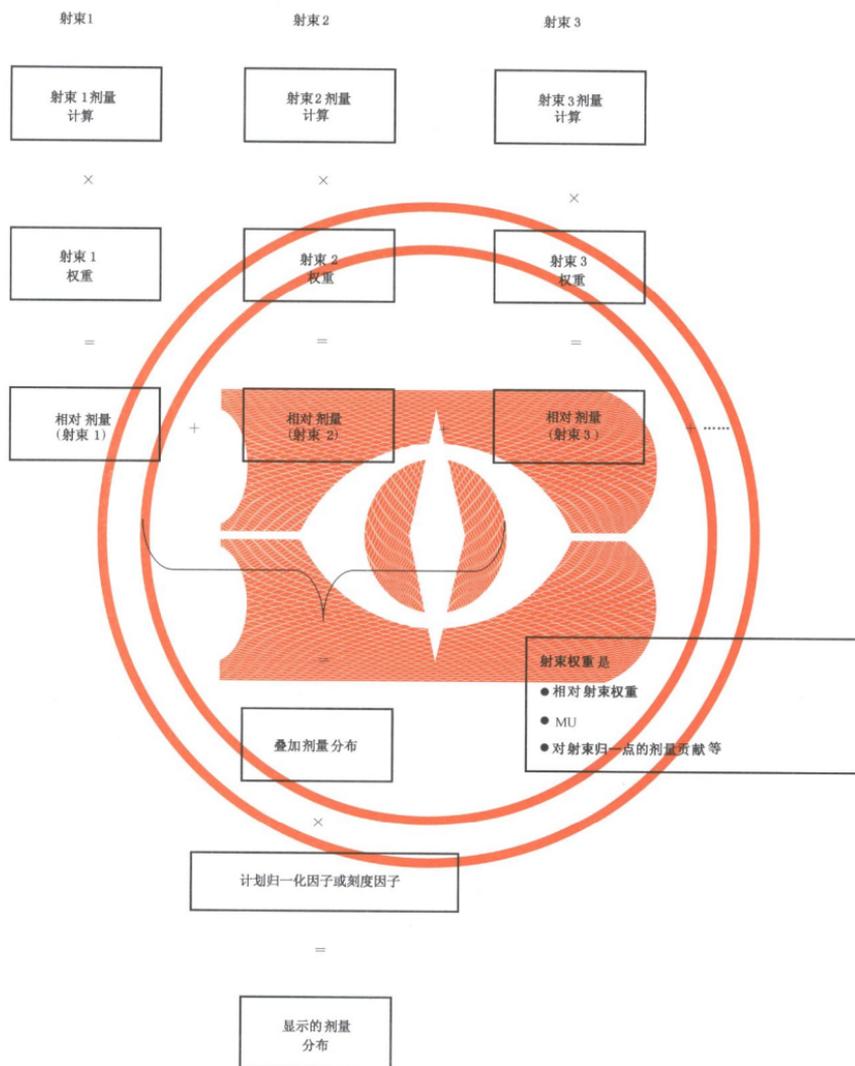


图6 射束权重和计划归一化的描述

9.4.6.2 处方剂量和计划归一化

包括剂量处方和计划归一化的 RTPS 功能的质量保证测试是十分重要的,因为如果这一性能不正确,治疗计划的剂量显示可能会出现错误。因此,计划归一化的所有可能方法都应通过验证。以下的测试非常概括,应根据所测量的 RTPS 性能而修改。

目的:确认每种计划归一方式正常工作(并且能被理解)。

方法:

- 列出计划归一的不同方式和获取计划剂量不同值的各个方法;举例,在计划的等中心采用以下值归一计划:100%,60 Gy,1.8 Gy/次,等等。
- 为测试生成一个多野计划。这个计划应当包括不规则射野(由挡块或 MLC 形成)和不均匀组织(如果使用者对不均匀组织做修正)。
- 对于 a) 中列出的各个计划归一化方式,使用 RTPS 计算剂量分布。
- 检查计划相关的等剂量线(如 100%、95%、10% 等剂量线)的形状和位置,并且确定各种计划归一化方式的剂量线在相同位置。

9.4.6.3 监测单位(MU)和治疗时间的计算

大多数外照射治疗计划设计采用计划相关的归一化方式,因此计划的剂量分布描述为相对某一定点(称为等剂量参考点;见上所述)100%剂量的分布。然而,要执行计划,应决定各个射束分别实施多少剂量,以及为各个射束传输正确的剂量所需的机器 MU 或治疗时间,从而给予处方剂量点以整个处方剂量。

治疗计划设计过程的很多重要方面都影响着计算 MU/时间的方法,而 MU/时间是用于执行计划的。即使 MU/时间的计算是由 RTPS 完成的,在 RTPS 中如何处理和记录这些问题会影响对给定计划的 MU/时间的计算。因此应当对整个计划和 MU/时间计算过程进行详细检查。表 34 列出了一些应当被详细核查的相关问题,并且简略地说明那些能帮助验证整个计划和 MU/时间计算过程的不同类型的测试。只有基本计划设计功能的 RTPS 只需做除与 MLC 使用相关之外的测试。

表 34 MU/时间计算过程的问题

测试内容	问题	测试
开放野	基本的 MU/时间计算 平方反比定律	MU 测试 1
切线野	散射缺失 轮廓修正	MU 测试 2
楔形野	楔形因子 楔形板(射束能谱)硬化修正 楔形野离轴比	MU 测试 3
挡块野	面积等效方法 各个形状部分积分 其他方法 区分机头和模体散射	MU 测试 4
MLC 适形野	面积等效方法或各个射野积分 计算是否包括准直器(光阑)效应和机头散射因子? 小 MLC 适形和多子野的 IMRT 的射野	MU 测试 5

表 34 (续)

测试内容	问题	测试
射束归一点被挡住	当 MLC 或挡块屏蔽射束归一点时,如何处理射束权重和 MU/时间的计算?	MU 测试 4a MU 测试 5a
不均匀性修正	当 RTPS 使用不均匀性修正时,如何计算 MU/时间? 计划中的绝对剂量和射束归一点剂量差异的处理和记录的方式有什么不同?	MU 测试 6
离轴计算	在离轴计算中有什么近似?	MU 测试 7
剂量处方	RTPS 计划的处方怎样用于 MU/时间的计算? 允许的处方中有局限吗?	MU 测试 8
剂量分布单位	用于 RTPS 剂量分布显示的不同剂量单位是如何影响 MU/时间计算的?	MU 测试 9
治疗单的记录	核对 MU/时间计算的整个输出结果和 RTPS 的输出和机器使用是一致的	MU 论述项 1
临床检查程序	验证对复杂的临床计划,用于 MU/时间计算核对的临床检查方法是足够的	MU 论述项 2
注:在这些测试的条件下,比较 MU/时间的人工计算和使用 RTPS 的 MU/时间计算。多射束计划的 MU/时间计算测试将在全面临床测试这一章(9.8)中叙述。		

9.4.6.4 MU 测试 1:开放野

目的:验证矩形开放野的基本 MU/时间计算方法(包括平方反比定律)的正确性。

方法:

- 在长方形模体上生成 4 野等中心箱式计划,射野分别为 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 、 $30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$ 和 $10\text{ cm} \times 30\text{ cm}$ 。
- 计算 MU/时间。要求给计划等中心 2 Gy/次,其中 AP 和 PA 方向的射束权重为 0.3(每个射野),而侧野的射束权重为 0.2。
- 分别对 MU/时间进行人工和 RTPS 计算。
- 在标准 SSD(100 cm)下设计 4 野箱式计划。
- 人工计算的 MU/时间值和 RTPS 计算值之间误差应当小于 2%。

9.4.6.5 MU 测试 2:切线野

目的:确认切线野基本的 MU/时间计算方法的正确性。

方法:

- 使用正方体或长方体模体并生成一个切线野。
- 将射束中心放在模体角落附近,这样部分射束就会“飞跃”出模体的边缘。
- 对 $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ 的切线野,分别手动和使用 RTPS 计算 MU/时间。
- 比较人工和 RTPS 计算的 MU/时间。

9.4.6.6 MU 测试 3:楔形野

目的:确定在多野计划下正确地使用楔形因子、楔形板硬化修正、楔形离轴比(OAR)和其他与

MU/时间计算相关的楔形特性。

方法:

- a) 在长方形模体中生成一个三野(AP方向射野和两个侧野)偏心的计划,射野分别为 $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ 、 $10\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ 和 $20\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ (或对于楔形板最大的射野)。每个射野使用不同的楔形板。
- b) 对每个射野,分别手动计算和使用 RTPS 计算 MU/时间,比较结果。
- c) 修改计划来旋转楔形板(改变射野大小和各个楔形板对应的深度),分别人工和使用 RTPS 计算 MU/时间,然后比较。

9.4.6.7 MU 测试 4: 挡块野

目的:识别和检查挡块射野的 MU/时间计算方法,包括等效面积方法、对射野形状积分的算法以及其他的方法。检查用于将机头和模体散射分开的方法。

方法:

- a) 研究的挡块应当包括角挡块、适形挡块(完全环绕一个靶区体积来形成一个特定形状)、复杂形状的挡块和其他临床使用的标准挡块。
- b) 对于每一个挡块射野,设计治疗计划,用两种方法计算 MU/时间(其中之一应当包括常用的临床方法):
 - 1) 使用标准的等效面积方法人工计算挡块射野的 MU/时间值;
 - 2) 使用 RTPS 计算,考虑挡块的所有影响因素。使用临床常用的各种方法输入挡块形状,比如说,通过数字化仪、鼠标和 BEV、基于三维靶区的自动成形。挡块输入模式的任何改变都应当通过那种方式的测试所确认。对以上两种方法的比较,确认计算的 MU 或时间在小的容差范围内(3%)一致。
- c) 记录 RTPS 和人工 MU/时间计算中所有可能使用的方法。

9.4.6.8 MU 测试 4a: 中心轴被遮挡

目的:识别和检查计划归一点(或射野中心轴)被遮挡的不规则射野的 MU/时间计算的方法。

方法:

- a) 对于挡块遮挡住射野归一点的射野例子,设计治疗计划,并采用两种方法计算 MU/时间(其中之一应当包括常用的临床方法):
 - 1) 使用一个标准的等效面积方法手动计算挡块射野的 MU/时间值;
 - 2) 使用 RTPS 计算,考虑挡块的所有影响因素。比较以上两种方法,确认计算的 MU 或时间相差在 3%之内。
- b) 记录 RTPS 和人工 MU/时间计算中所有可能使用的方法。

9.4.6.9 MU 测试 5: 多叶准直器射野

目的:识别和检查 MLC 形成射野的 MU 计算方法,包括等效面积方法、对射野形状积分的算法以及其他的方法。检查用于将机头和模体散射分开的方法。

方法:

- a) 研究的 MLC 射野形状应当包括角落被挡住、适形(完全环绕一个靶区体积来形成一个特定形状)、复杂形状和其他临床应用的标准形状。
- b) 对于每一个 MLC 形成的不规则射野,设计治疗计划并用两种方法计算 MU(其中之一应当包括常用的临床方法):
 - 1) 使用标准的等效面积方法手动计算不规则射野的 MU 值;

2) 使用 RTPS 计算,考虑所有的形状影响因素。使用临床一般用的各种方法输入射野的形状,比如说,通过数字化仪,使用鼠标、BEV 和基于三维靶区的自动适形。输入模型的任何改变都应当通过这种方式的测试所确认。对以上两种方法比较,确认计算的 MU 在小的容差范围内(3%)一致。

c) 记录 RTPS 和人工 MU 计算中所有可能使用的方法。

9.4.6.10 MU 测试 5a:多叶准直器遮挡中心轴

目的:识别和检查计划归一点(或射野中心轴)被遮挡的不规则射野下 MU 计算的方法。

方法:

a) 对于 MLC 遮挡住射野参考点的射野例子,设计治疗计划,并采用两种方法计算 MU(其中之一应当包括常用的临床方法):

1) 使用一个标准的等效面积方法手动计算不规则射野的 MU 值;

2) 使用 RTPS 计算,考虑 MLC 遮挡的所有影响因素。比较以上两种方法,保证射野计算的 MU 相差在一个小的容差范围内(3%)。

b) 记录 RTPS 和人工 MU 计算中所有可能使用的方法。

9.4.6.11 MU 测试 6:不均匀性修正

目的:验证当 RTPS 计划设计中包含不均匀性修正时进行 MU/时间计算的方法。确定计划中的绝对剂量和射束归一点剂量差异的处理和记录的方式。

方法:

a) 对一系列基于包含明显不均匀组织的模体的计划,设计治疗计划,采用和不采用密度修正计算 MU/时间。

b) 比较这两种情况下计划的相对剂量分布和 MU/时间的计算结果。

c) 确定不均匀修正处理的一致性(也就是说,当包含不均匀组织修正时,RTPS 和 MU/时间计算的组合给出计划归一点的正确剂量)。

d) 记录每一个测试例 RTPS 和 MU/时间计算所使用的每一种方法,并且确认计算的 MU/时间值在容差范围内。使用每一种计划归一化的方法。

9.4.6.12 MU 测试 7:离轴点

目的:验证计算离轴点剂量的方法。

方法:

a) 产生一个模拟离轴点计算(如斗篷野治疗)所需的模体。

b) 设计测试的治疗射野和定义离轴计算点的位置。

c) 进行离轴点人工和 RTPS 的剂量计算,包括 MU/时间的计算。

d) 比较两种方法离轴点剂量计算的结果。

e) 使用不同的射野形状(如窄长型矩形野)重复以上步骤。

9.4.6.13 MU 测试 8:处方剂量

目的:验证 RTPS 计划和 MU/时间计算对方剂剂量使用上的一致性。确定是否对方剂剂量的设置范围存在限值。

方法:

a) 对于一系列不同的情况,定义计划的处方剂量,然后计算治疗中所需的 MU/时间值。确认处方变化时 MU/时间有相应的改变。

- b) 指定范例,例如“将 50Gy 的剂量分 25 次给计划 95% 的等剂量线,剂量归一到等中心点。”改变剂量、单位(Gy 或 cGy)、分次照射的次数、等剂量线的值以及其他任何处方情况。

9.4.6.14 MU 测试 9: 剂量分布单位

目的:依赖于 RTPS 显示的剂量分布所选择的单位,确认 MU/时间计算中显示剂量的一致性。

方法:

- a) 选择一个多射野的计划并且改变剂量分布显示的方法[以百分比、以 Gy 为单位的总剂量、以 cGy 为单位的总剂量(如果使用的话)、以 Gy 或 cGy 为单位的剂量/次]。
- b) 选择相同的处方等剂量线(相对于计划归一点)。
- c) 计算每个射野的 MU/时间值。
- d) 比较每种方法的 MU/时间值;MU/时间应当是一致的,与剂量分布显示方式不相关。

9.4.6.15 MU 议题 1: 治疗单的记录

目的:核对所有 MU/时间计算输出和 RTPS 输出以及加速器使用的数据一致。

方法:

- a) 对以上测试的检查计算(或至少所有独立的方法),证实 RTPS 的硬拷贝输出和患者治疗使用的任何电子版或纸质的处方一致。
- b) 记录制做表格的方法,并确认对临床工作人员在如何使用和解释这些资料方面做了恰当的培训。

9.4.6.16 MU 议题 2: 临床监测单位(MU)计算核对程序

目的:针对计划允许的复杂程度,验证 MU/时间计算核对的临床程序是充足的。

方法:正如定期 QC(章节 10 和 11)的章节所描述的,对于好的 QA 程序而言,核对治疗计划和 MU/时间计算的规范方法是关键:

- a) 回顾不同类型的计划和 MU/时间计算方法以及在治疗机器上治疗执行的方法。
- b) 确认用于核对表格、治疗计划和 MU/时间计算的方法应当可以发现任何可能的错误、转录错误或其他任何可能在患者治疗中出现的错误。

9.5 近距离治疗调试

9.5.1 近距离治疗调试概要

9.5.1.1 基本原理

对于近距离治疗来说,许多调试的问题都和外照射相对应。近距离治疗的很多方面都能直接和外照射治疗计划的相似部分相比较(如外照射射束特性、位置以及权重的描述和近距离治疗中的源描述类似,且两种治疗形式都采用了患者解剖结构的描述并且两种类型的治疗都产生需要用特定工具来显示和分析的一个剂量分布)。

本标准前面的章条中已经叙述了一些在近距离治疗中特有的问题[包括剂量计算算法的描述(4.5)和需要输入 RTPS 的源参数(9.2.11)]。本章讨论与近距离治疗计划剂量计算直接相关的系统方面的测试问题。

9.5.1.2 剂量计算调试的方法

原理上,临床 RTPS 中近距离剂量算法比外照射剂量算法要简单得多。它们应足够灵活以适应不同的放射性核素、不同的源设计和不同的治疗技术。正确的表格或系数的选择(见 9.2)是得到有效结

果的关键。从报道结果看,大多数近距离治疗计划设计事故都源于所使用的表格中数据或其单位和实际源的特性(见表1)不一致。在某些情况下,有些特定的软件只能用于某种给定的源或技术。对于这种情况,要确保软件只被用于其所设计的情况。任何情况下,以下讨论的这些细致的调试,是避免大多数错误风险的最好的安全措施。

外照射和近距离剂量计算调试的一个主要区别是:对于外照射,推荐用户测量自己的治疗机射束基本特性。这也使得用户必须拟合相应的剂量算法,使得计算和测量的剂量相匹配。近距离治疗的放射源类型和剂量算法的数目相当有限,并且大多数 RTPS 使用较简单的剂量算法。此外,这些算法的参数对于绝大多数源来说都是已知的,它们通常可见于出版的科学文献中。这样就大大地降低了调试的难度,同时也减少了个别使用者可能出现误操作的步骤。当然,如下所述,确定所有临床使用的剂量计算精度的正确性仍然是至关重要的。

9.5.1.3 调试计划的生成(创建)

创建近距离治疗临床剂量计算的调试计划通常较简单。首先,使用者应当确定临床将会使用的所有近距离治疗的步骤,然后从列出的步骤中确定将要使用的所有不同类型的源和源的分布。应得到用于剂量计算和算法核对的单个放射源的参考数据(如下述)。然后要针对特定的技术和源选择相适应的测试步骤(见9.5.3和9.5.4)进行测试,给出评估结果。任何(放射)源的类型、分布或其他临床方式的改变都需要慎重评估,以确认是否需要执行新的(额外的)调试测试。

9.5.1.4 参考数据

准确测量近距离治疗放射源周围的剂量分布很困难。因此一般通过与参考文献中的数据比较来确认剂量计算的有效性。由于文献中的参考数据通常是通过蒙特卡罗计算获得,或通过与其他相似放射源的测量或计算结果相比较而获得,因为蒙特卡罗计算近距离治疗剂量的过程很复杂并且容易得出错误的结果,因此在共同使用这些数据以及文献中没有的其他结果时应当慎重。然而,对于大多数标准类型的放射源,已出版的结果可用于:

- a) 作为 RTPS 剂量计算的参数化输入(9.2.11);
- b) 作为计算核对的参考数据。

本标准不可能给出所有可用的参考文献,但一些基本的参考文献可以在出版物(如参考文献[26,27])中找到。如1995年,AAPM TG 43^[28]提供了¹⁹²Ir、¹²⁵I和¹⁰³Pd的推荐剂量学数据。这对于数据比对具有较好的参考价值,并且和TG 43公式相一致(4.5.2)。但自1995年开始发生了很多变化,包括新的源设计(如,参考文献[29])的出现和空气比释动能校准协议^[30,31]的修正。这些变化主要影响低能放射源(如¹²⁵I和¹⁰³Pd),因此在应用中必须要考虑到。使用者必须向放射源供应商索取新的参考数据和临床使用的源模型的相关文献资料。对于高能放射源(如¹⁹²Ir、¹³⁷Cs、¹⁹⁸Au和⁶⁰Co),放射源设计不再显得那么关键,这些可以见参考文献[32]。任何情况下,使用者都应确保计算模型中所定义的源类型(放射性核素的种类和结构设计)与实际用于患者治疗^[33]的源的相应数据完全一致。

将 RTPS 计算结果与参考数据相比较时,应特别注意获取参考数据的源的强度,包括强度描述的数量和单位,是否可追溯到标准实验室以及数据是否包括自吸收^[34]。

9.5.1.5 剂量计算测试和比较

剂量计算测试和比较很简单。剂量计算时的计算网格、通常的源强度定义方式和其他计算参数必须在临床常用的范围内。比如计算时的网格太小或太大都能导致错误的结果。测试者应当用单个源的测试来确定基本的算法,然后用一系列临床相关的源排列测试单个源的剂量叠加的正确性及其他的问题。

9.5.2 临床情况和测试

这一条列出不同的一般治疗技术(9.5.2.1)和一些近距离治疗算法处理问题(9.5.2.2)的不同方式,总结了近距离治疗调试所要求的测试方法,以帮助测试者定义需要考虑的问题,并列出了近距离治疗调试的内容,包括剂量测试(9.5.3)和几何测试(9.5.4)。

9.5.2.1 常用技术

近距离治疗使用多种治疗技术和多种放射性核素。同外照射治疗技术类似,近距离治疗计算调试受限于临床实际应用的情况,但要确保任何新的同位素或技术在付诸临床实践之前,都要先经过相应的调试。表35总结了世界上通常使用的多种技术和放射性核素。

由于治疗技术和核素的多样性,设计出覆盖所有可能情况的详细调试步骤显然是不可能的。但可以描述出对于所有技术都必不可少的测试。对特定的临床情况,这些测试可能需要作适当调整。

对于那些此处没有包括的情况,我们希望通过全面临床测试(见9.5.3)发现隐含的潜在问题。

表35 近距离治疗的常用技术和放射性核素

常用技术	临床部位	典型的放射性核素	时间和分次	描述
LDR腔内照射	大多数为妇科肿瘤	^{137}Cs 和 ^{192}Ir *	连续照射,1 d到几天	刚性(管型)、弹性(线型)或在施源管内的一系列源粒;插入到腔内施源器中(有时是部分屏蔽的)
LDR组织间插植	乳腺、头颈和皮肤	^{137}Cs 和 ^{192}Ir *	连续照射,1 d到几天	刚性(针型)、弹性(线型)或在施源管内的一系列源粒;插入到组织(或施源器)
HDR	妇科腔内、支气管和其他管道	^{192}Ir 和 ^{60}Co	几次,可达几天为一间隔,每次持续几分钟	单个源,沿一个或多个事先固定在患者体内的管道步进
脉冲剂量率(PDR)	妇科肿瘤、乳腺、头颈	^{192}Ir	重复整个过程(通常1 d一次);治疗持续1 d或几天,以达到和LDR相似的生物效应	单个源,沿一个或多个事先插入到患者体内的管道步进
永久性插植	大多数为前列腺肿瘤	^{125}I 、 ^{103}Pd 和 ^{198}Au	永久	很多籽粒种植到组织内(最好和实时影像相配合)
敷贴	大多数为眼科肿瘤	^{125}I 、 ^{106}Ru 和 ^{90}Sr	敷贴放在肿瘤附近(如贴着巩膜)几天	籽粒或线粒放在由模板制作的刚性贴膜上; β 放射源敷贴通常不用RTPS处理
立体定向插植	脑	^{192}Ir 和 ^{125}I	暂时或永久	籽粒或线粒通过立体定向插植到脑内
脉管插植	血管狭窄	^{192}Ir 、 ^{90}Sr 和 ^{32}P	几分钟	γ 或 β 放射源插到血管; β 放射源通常不用RTPS处理

* 镭-226已经不再推荐在临床使用,现有的应用也应当被终止。

9.5.2.2 与算法相关的决策

无论使用何种技术和放射性核素(除了 β 放射源,这里不考虑),剂量计算都很相似。然而,它们常常有很多可开启或关闭的选项,见表36。

在进行任何剂量测试前,清楚地区分这些不同的选项并决定哪些会在临床实践中使用是很必要的。测试应对所有选项和所有使用的核素重复进行。

表 36 剂量算法的典型选项

选项	内容
放射活度的几何分布说明(如线源或点源)	对于小尺度的源(籽源),可将其当作线源或点源(即只用到中心的几何距离做平方反比修正)
平均的各向异性修正, $A(r)$	单个(点)源周围的等剂量面是球形,但这包含了一个在所有方向取平均的修正因子;如果源的方向不知,这个近似的结果还更可靠些;各向异性因子也可以在所有距离内取平均
局部各向异性修正, $F(r, \theta)$	包括一个各向异性的修正(如斜过滤),它依赖于计算点相对于源的位置
组织衰减和散射的修正	通常包括在系统性修正中,并且通过一个径向函数来描述
源衰减的修正	如果考虑源在使用过程中的衰减,剂量就要减少,相反,如果包含这个衰减修正,达到要求剂量的时间就得增加
屏蔽修正	针对不同的施源器,使用者可以采用一些额外的修正,这些修正中也可能已经包含了(反向)散射修正

表 37 近距离治疗剂量测试

测试内容	内容	测试
源描述	所有的源	近距离治疗剂量测试 1
单源周围的剂量率	所有治疗技术和放射性核素	近距离治疗剂量测试 2
可变长度的源的剂量率	可变长度的源	近距离治疗剂量测试 3
使用前的强度衰减	有源目录的源	近距离治疗剂量测试 4
治疗时间的计算	由 RTPS 软件计算的时间	近距离治疗剂量测试 5
使用过程中的强度衰减	短半衰期的放射性核素	近距离治疗剂量测试 6
永久插值的剂量	永久性插值	近距离治疗剂量测试 7
步进源的剂量	HDR 和 PDR	近距离治疗剂量测试 8
某种源排列方式的剂量	所有的技术	近距离治疗剂量论题 1
源特性的编辑	所有治疗技术和放射性核素	近距离治疗剂量论题 2

9.5.3 剂量计算测试

大多数剂量计算测试都要求 RTPS 软件能够精确地定义源和计算点的位置。也要能显示(或打印)相应的剂量。如果这些无法实现,可用几何重建的工具定义源的位置(见 9.5.4),用所选平面等剂量线的打印输出来评估剂量,当然这种方法的精度可能会低一些。建议的测试列在表 37。对于一个只有基本计划设计功能的 RTPS(见表 11),使用者需要修改列出的测试以适应特定的 RTPS 和治疗

技术。

9.5.3.1 近距离治疗剂量测试 1:源描述、参数化和参考数据

临床情况:所有技术和放射性核素。

目的:确定事先输入 RTPS 的所有系数和基本数据与临床计划设计中使用的源的特性和剂量特性一致。这个测试只针对源的强度和使用时间都归一化了的简化情况。它有助于理解选择相应选项时剂量算法中的各种假定和局限性。

这个测试应对每一种放射性核素和源设计重复进行。对于粒子链或步进源的情况,只需对单个源粒考虑。对于可变长度的源(如线型铱源),应当对一两种典型的源尺寸进行测试。

虽然有不同的剂量计算公式,不过当其与相应的源强度定义方法结合后,(见 4.5.2),这些公式实际上都是一样的。

步骤:

- 确定合适的**参考数据**(科学出版物、源生产商提供的数据、从 RTPS 供应商得到的有效数据等等)并且确定它们适用于实际的源。
- 找一个典型的一维或二维剂量分布并且确定可以得到计算此剂量分布需要的所有相关数据(见表 38)。

注 1:也可以使用公认的基本数据和算法在距离不同距离下,通过人工剂量计算来建立自己的**参考数据**。使用这种方法时,请参考表 38 来确保使用正确的量和单位。

注 2:以表 38 为模板,检查将要临床实际使用的量和单位。确定 RTPS 能支持这些量和单位。如果不能,则需要调整测试方法或要求 RTPS 供应商调整软件。

表 38 源附近剂量分布相关数据核对列表

数据名称	选择的项目	注 释
源强度	空气比释动能率 S_k (或 K_R) 显活度, A_s 内活度, A_i	推荐使用空气比释动能率
源强度的单位	$\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{m}^2$ (或 U) Ci 或 mCi MBq 毫克镭当量	单位的选择与上述数值直接相关;强烈反对使用活度单位或毫克镭当量
线型源强度	U 或 U/cm MBq 或 MBq/cm	对于线源,强度通常指每单位长度的强度(见 近距离治疗剂量测试 2)
强度的数值	单位强度 其他(10 或 100 或...)	使用较大的强度单位可以增加打印输出的有效数字的位数
滤过特性	mmPt 透射系数	强度表达为内活度时,这一点就很重要(不推荐使用内活度)
剂量(或剂量率)的单位	Gy, Gy/h 或 Gy/d cGy, cGy/h 或 cGy/d	对于总剂量,应知道使用时间;清楚打印出所使用的单位
距离(如果使用表格)单位	cm 或 mm(x, y) 二维坐标系(i, j) 极坐标系(r, θ)	有时表示为相对于源尺寸的数值

表 38 (续)

数据名称	选择的项目	注 释
轴或平面相对于源的位置	原点位于源的中心 其他情况?	使用一维数据(1D→3D)时,要确定其是否是等方位分布;原理上,对于二维数据,平面包括源轴并且剂量分布(2D→3D)应是对称的
剂量评估的基本假设(或选项)	见表 36	应清楚地知道剂量计算中的假设或简化以正确解释与 RTPS 剂量分布的比较结果

9.5.3.2 近距离治疗剂量测试 2: 单源剂量分布

步骤:

- a) 在 RTPS 中定义一个与临床通常使用源特性相同的源。如果必要,调整源强度使它和参考剂量分布已知的某个源一致。如果源的特性(特别是源的强度)是在源目录(见 9.2)中定义的,使用时要将强度定义日期设定为与目录数据(见 9.5.3.1 近距离治疗剂量测试 3)中的一致。在一些可以获得参考数据的位置处计算这些点的剂量率(对于 LDR 通常用每小时的剂量,而对于 HDR 则用每分钟的剂量)这些点的位置及距源的距离各不相同。
- b) 举例,如果源轴是沿着 y 轴并且它的中心在原点,计算以下点(决定于参考数据)的剂量:
 - (i) $y=z=0$ 且 $x=1\text{ cm}, 2\text{ cm}, 5\text{ cm}$ 和 10 cm ;
 - (ii) $y=x=0$ 且 $z=5\text{ cm}$ (应得到同 $y=z=0$ 和 $x=5\text{ cm}$ 相同的结果);
 - (iii) $z=0, y=L/2$ 且 $x=1\text{ cm}, 2\text{ cm}$ 和 5 cm (L 是源的长度);
 - (iv) $x=z=0$ 且 $y=1\text{ cm}, 2\text{ cm}, 5\text{ cm}$ 和 10 cm (忽略 $y < L/2$ 的点)。
- a) 比较各点的计算剂量率和参考数据。误差应不超过 5%。
- b) 在平面如 $x-y, y-z$ 和 $z-x$ 绘制等剂量线,确定可以清楚地打印出各单位,并且这些图形和前面计算的数值一致。

注意:

- 1) 为使结果有意义,计算剂量应显示到与约 1% 的精度相应的有效数字(通常至少要三位有效数字)。如果精度不够,使用者可以改变源强度(如乘以 10,最后结果剂量率再除以 10)来获得一个更好的分辨率。为避免衰变修正(见 9.5.3.1 近距离治疗剂量测试 4)的变化,请不要改变使用时间(使用时间与放射性核素半衰期相比应当是一个较小的数)。
- 2) 如果没有各向异性的修正,当点到源的距离大于源的最大维度的 3 倍时,等剂量表面一般是球型。假设所有的活度集中在源的中心并且考虑平方反比定律和径向函数(见 4.5),这样一个球型剂量分布可以容易地由人工计算得出。作为一级近似,可以通过忽略径向函数来检查结果的数量级是否正确。
- 3) 如果 RTPS 算法是基于平均的各向异性修正,有可能出现大于 5% 剂量的误差——特别是在源轴上($x=z=0$)。这个误差通常可接受。
- 4) 如果出现不明原因的系统误差(通常小于 10%),则其可能源于“强度”到剂量(即剂量率常数)的转换因子。如果不能改变这个转换因子,有可能要系统地修正输入到 RTPS 中的临床使用的源强度来包含这个修正。这种情况一般发生在源的强度表达为内活度(A_s)或毫克镭当量并且软件中没有自吸收修正时,然而,本标准并不推荐这种方法。使用者应当停止使用这样的数值,转而使用在整个过程中都一致的数值。

9.5.3.3 近距离治疗剂量测试 3: 可变量度源的剂量率

临床情况: 可变量度的源(如线型铱源或源粒串)。

目的: 检查剂量分布随源长度的变化情况。

步骤:

- 用近距离治疗剂量测试 1 中所描述的方法计算一个单源(线源或点源)周围的剂量分布。保持源的强度和使用时间不变并通过一个因子(如, $\times 2$ 或 $\times 5$)修整源的长度。对于源粒串, 需要用足够的籽源来得到需要的等效长度。
- 计算参考点处的剂量并在所选择的平面显示等剂量线。
- 比较源长度改变前和改变后的剂量。
- 核对在远距离处(2 倍或 3 倍源的长度)的剂量是否大约乘上了与源长度相同的因子。如果是这样, 就可确定源强度是表达为每长度单位的值(U/cm) (对于线源) 或每籽源的值(U) (对于源粒串)。确认这些和临床使用的源的特性一致。如果远距离处的剂量并没有随长度改变而明显改变, 这表示源的强度被指定到一个线型整体, 应当清楚认识此问题。

9.5.3.4 近距离治疗剂量测试 4: 使用前的源强度衰变修正

临床情况: 输入 RTPS 的源强度通常在使用前应重新进行人工核算。这个必要性对于常用的短半衰期(几天)放射性核素是很明显的, 但同时对于铯¹³⁷Cs(半衰期为 30 年)那样能持续使用很多年的放射性核素也不可忽略。对于这种情况, 使用者需要定期(如每 6 个月)更新使用的源的强度。

此外, RTPS 软件可以利用源目录保存一系列源在参考标定日期时的强度(见 9.2)。近距离治疗剂量测试 4 仅适用于这种情况。

目的: 核对源强度(是当前日期的函数)是否被正确的计算和使用。

步骤:

- 计算一个点(比如, 用近距离剂量测试 1 的配置)的剂量并且认真地记录参考强度和标定日期(这应和开始使用的日期一致);
- 改变使用日期, 如使它比参考日期晚一个半衰期;
- 检查计算的剂量率也有相应的改变(如果使用日期加上了一个半衰期, 则结果应除以二)。

注 1: 确保日期输入格式完全正确。注意美国格式常常和欧洲格式不同(如 2001 年 1 月 12 号在美国写成 01/12/01 而在欧洲写成 12/01/01)。在模棱两可的情况下, 可以尝试使用大于 12 的月份数字。同时检查软件的错误日期输入保护功能。

注 2: 推荐在每次源目录改变之后进行这一测试。

9.5.3.5 近距离治疗剂量测试 5: 治疗时间的计算

临床情况: 对于所有可以计算治疗时间的 RTPS 软件。

目的: 确认计算源使用时间的算法的有效性。

步骤: 使用近距离治疗剂量测试 2 中计算的剂量分布为处方剂量, 核对人工计算的时间和 RTPS 计算的时间(参见近距离治疗剂量测试 6)一致。

9.5.3.6 近距离治疗剂量测试 6: 使用过程中源强度衰变的修正

临床情况: 这个测试仅对半衰期相对于使用时间来说较短的放射性核素(如, ¹⁰²Ir, ¹²⁵I 和 ¹⁰³Pd)有意义。它对于半衰期超过一年的放射性核素(如, ¹³⁷Cs, ⁶⁰Co 和 ²²⁶Ra)和 HDR 则不那么重要。

目的: 在相应的选项已被选择的情况下, 核对在剂量分布和(或)治疗时间计算中是否考虑了源衰变的修正。

步骤:

- 计算一个点(如,在近距离治疗剂量测试 2 的条件下)在两个不同使用时间 t_1 和 t_2 的剂量,使用时间表达为放射性核素半衰期 T 的一个分数; $t_1 = k_1 \times T$ 和 $t_2 = k_2 \times T$ 。记录相应的剂量 D_1 和 D_2 。
- 根据 k_1 和 k_2 选择计算 D_1/D_2 将结果和表 39 中的数据进行比较。

如果软件被设计为计算给定参考剂量时的使用时间,进行以下步骤:将步骤 a) 中计算的结果中较大使用时间所对应的剂量分布为处方剂量(即 D_1 位于参考点)。计算相应使用时间并且确认它和步骤 a) 中相应使用时间(如 t_1)相等且比没有衰减修正时计算得到的时间要长(即 D_1 除以参考点的初始剂量率)。

表 39 在使用过程中衰减修正测试的建议值及相应结果

数值名称	建议值 1	建议值 2	建议值 3	建议值 4
k_1	0.1	0.2	0.5	2
k_2	0.05	0.1	0.1	1
k_1/k_2 (=没有衰减修正的 D_1/D_2)	2	2	5	2
预期的 D_1/D_2^* (包括衰减修正)	1.97	1.93	4.37	1.50
衰减修正因子	-2%	3%	-13%	-25%

* $D_1/D_2 = (1 - \exp(-0.693 \times k_1)) / (1 - \exp(-0.693 \times k_2))$

9.5.3.7 近距离治疗剂量测试 7: 永久性插植的剂量累积

临床情况:永久性插植(如,前列腺)。

目的:检查源在患者体内时的剂量计算。

步骤:

- 计算近距离治疗剂量测试 2 中描述的永久性插植源周围的剂量分布(注意对于专门的永久性插植软件,使用时间通常不用指定并且被假定为无限大)。
- 清楚地区分参考剂量(剂量率)分布的单位(通常为 Gy/h 或 cGy/h)并且确认相应的时间 t_{ref} 小于放射性核素半衰期 T 的 1%。
- 通过乘以 $1.44 \times T/t_{ref}$ (无量纲)来修正参考的剂量分布。最后得到的剂量分布应和计算值相同。

9.5.3.8 近距离治疗剂量测试 8: 步进源的剂量分布

临床情况:HDR 或 PDR 中使用的步进源及优化过程。

目的:确认计算的驻留时间、源位置和计算剂量分布的一致性。驻留时间和源位置通常由 RTPS 软件根据剂量处方自动生成。

步骤:

- 用一个参考剂量分布(如一个类似于近距离治疗剂量测试 2 所描述的)为处方剂量。
- 计算相应的源位置和驻留时间。位置和时间应当与参考剂量分布一致。

注意这个测试可能比较难执行,这决定于软件的特性。也可以通过对比远距离处(几何影响小)的剂量大小来进行一个比较粗糙的一致性检查,此时可以假设步进源等效于一个位于所有源位置的几何中心的相同活度的单源,并且其驻留时间等效于每个驻留位上驻留时间的总和。

9.5.3.9 近距离治疗剂量测试议题 1:源排列(和施源器)周围的剂量分布

临床情况:任何技术。

目的:确认所有源的剂量贡献都被考虑。源之间的相互影响(衰减)通常被忽略并且没有测试。如果施源器有屏蔽并且软件已经考虑了此效果,就需要对此进行确认——虽然目前没有建议的相关测试。但可以通过检查剂量分布及剂量是否包括了预期的衰减修正来对这个问题作一个定性的确认。

步骤:复制一个近距离治疗剂量测试 2 中使用的源并且确认剂量是否为原来的两倍。本测试并不包括对几何因子的验证——它已在近距离剂量测试 3 中叙述。

9.5.3.10 近距离治疗剂量测试议题 2:改变选项和编辑源特性

临床情况:任何放射性核素和技术。

目的:确认剂量计算选项和(或)源特性改变时剂量分布也相应被更新。确认计划标识也相应被改变。

步骤:

- 从近距离剂量测试 2 的条件开始。独立改变每个可能使用的选项和各个源的特性(放射性核素、源强度、使用时间、源位置等等),检查这些变化在剂量分布上的适时表达。
- 确认计划里的这些标识是如何被打印在不同的表格上(版本或编辑序列号、时间标志、等等),以此将选项、源特性和剂量分布清晰地联系起来。
- 确定这些标识会输出到所有相关的文档中。

9.5.4 几何测试

9.5.4.1 源重建方法

先前的剂量测试都假设源位置已经准确知道。在临床实践中,源位于患者体内,其位置需要通过基于一系列(至少两张)二维影像重建的三维虚体计算得出。源固定在某类施源器的已知位置上(如,眼敷贴器)是一个例外的情况。这就是所谓的模板方式。

熟悉某种源排列方式周围的剂量分布有助于给出等剂量面尺寸。当源位于靶区体积的恰当位置时,这种知识足够用于评估近距离治疗计划的质量。然而,推荐将源的位置和解剖结构(靶区体积和危及器官)联系起来,这种方法实际也在变得越来越普遍。解剖描述可以有多种不同的层次。所有源重建的方法都能计算某些特定解剖结构点的剂量,但是只有基于一系列二维层面影像(CT、MRI 和超声)的方法才能得到类似于外照射技术的完整的三维解剖结构重建。主要的源重建方法列在表 40 中。

源重建的质量对于剂量计算的准确性很重要。对于一个点源,剂量随着到计算点的距离依平方反比定律变化;比如,当两点源相距 1 cm 时,1 mm 的距离误差会引起中点处 20% 的剂量误差。

表 40 源几何重建的主要方法

重建方法	描述	内容
模板	源与施源器刚性连接	源位置可从键盘输入或从预定义表中获得 如果要计算解剖结构处的剂量,需要用其他的方法辅助
立体平移胶片	X 射线源在与胶片平面平行的两个位置上分别拍摄的两张胶片	位移距离要足够大并且准确已知,以准确重建源位置 如果在解剖结构上有定义得很好的可见标记,则解剖结构能被重建

表 40 (续)

重建方法	描述	内容
正交胶片	以正交方式拍摄的两张胶片	使用带标记的框架提高源重建精度 如果在解剖结构上有定义得很好的可见标记,则解剖结构能被重建
基于 CT 的重建	用一系列平行相邻的薄层面进行三维重建	影像可以直接传输到 RTPS(见 9.3),源的交点能自动推测或很容易地分辨 决定于层面厚度,源端点处可能重建得不准确
基于 MRI 和超声的重建	类似于 CT 重建,但是基于 MRI 或超声图像层面	有畸变的危险 难以准确地识别源的交叉点 可提供有用的解剖结构信息 可与 CT 结合使用

9.5.4.2 源重建测试

要描述一个能包含所有临床情况和源重建方式的方法是不实际的。一种在很多个样本测试中准确而令人满意的源重建方法也常会在某些临床实际的源排列中出错。表 41 给出一些在调试步骤中需要开展的测试举例。这些测试同时也说明了对于每个患者的临床计划需要考虑些什么因素。在测试只有基本计划功能的 RTPS 时,可以忽略表 41 的最后两项测试。

表 41 近距离治疗源几何重建测试

测试内容	内容	测试
重建质量	除了模板以外的所有方法	近距离治疗几何测试 1
源的人工识别	除了模板以外的所有方法	近距离治疗几何测试 2
源的自动识别	所有带自动识别的方法	近距离治疗几何测试 3
总长度与活性长度	源只有部分有活性的情况	近距离治疗几何测试 4

9.5.4.3 近距离治疗几何测试 1:几何重建的质量

重建方法:除了模板以外的所有方法。

目的:证实用于源几何重建的基本数据和算法对于临床计划设计而言足够精确。

步骤:

- 用一个(尺寸)可以代表临床典型情况且尺寸已知、内置放射性标记点[和(或)标记线]的模体。大多数情况下,RTPS 用户能用简单的材料(可以用木质的或塑料的物体,在其内部嵌入或在表面贴上放射标记)设计出这样一个模体。
- 用与临床一致的方式进行放射学的处理及源重建。
- 检查软件输出(图像输出、坐标打印等等)来获得关于影像重建(一般形状)的一致性、标记点间距、源长度等几何信息。

- d) 对比重建的与实际的几何尺寸差别。二者的差别在短距离($<2\text{ cm}$)时不应超过 1 mm ,长距离时不应超过 2 mm 。

注 1: 如果模体的几何设计精度不能好于 1 mm ,容差范围可以稍微大一些。

注 2: 对于线源(直线或曲线源),将源的预期长度与重建长度进行比较是十分有用的。

9.5.4.4 近距离治疗几何测试 2: 源的(人工)识别

重建方法: 对于所有这样的方法,只能在每一层用于重建的影像上,人工识别源位置。

目的: 辨别及降低由于在各种影像视图上错误的源指定而导致的错误重建的风险。

步骤:

- 采用类似于近距离治疗几何测试 1 中所描述的模体和放射学方法。
- 有意地将影像上显示的几个源的识别混淆。
- 进行重建。
- 检查软件是否有相关保护或警告被激活。
- 检查输出(数字或图形化的)来熟悉这类错误在临床实践中的发现过程(见近距离治疗几何测试 3 中的注意事项)。

9.5.4.5 近距离治疗几何测试 3: 源的(自动)识别

重建方法: 在重建影像上自动识别源的所有方法。

目的: 确认源识别算法工作正常。

步骤:

- 采用类似于近距离治疗几何测试 1 中所描述的模体和放射学的方法。
- 进行自动识别和重建。
- 检查输出(数字或图形化的)来证实在源识别和(或)重建过程中是否错误。

在模体中进行这个测试会很困难而且可能没有实际意义。需要在临床情况下才会有意义,因为此时的影像质量会与在模体中很不相同。然而,更重要的是要认识到这样的识别算法是可能失败的。有些系统可能会提供用于评估识别和(或)重建质量的辅助工具。但多数情况下,还是由使用者在对输出图形进行仔细检查来决定接受或拒绝重建结果。

9.5.4.6 近距离治疗几何测试 4: 总长度与活性长度

重建方法: 对于在胶片影像上看到的实际源或假源的长度与其活性长度不相等的情况。

目的: 验证软件如何区分总长度与活性长度之间的不同。

步骤:

- 采用类似于近距离治疗几何测试 1 中所描述的放射学方法或设计一个包含已知长度的单假源的特定模体。
- 根据所使用的软件,定义两个计划,一个计划的源只有部分具有活性,另一个计划中源的全部长度都具有活性。
- 对两个计划进行源重建和剂量计算,最好在包含源的平面内进行。
- 检查数字输出出来对比预期的及计算的总长度(即活性长度——如果此数据也能输出)。
- 比较两个计划的等剂量线,并确认二者的变化反映了活性长度的变化。

9.6 计划评估工具

计划评估工具包括直接在二维轮廓上的等剂量曲线、DVH、NTCP 和三维等剂量面,它在不同的 RTPS 之间变化很大。计划评估工具是临床医生和计划设计师交流计划结果的主要方法,对它的 QA

测试十分重要。

这一节的测试再次说明,在调试过程中的 QA 测试能暴露出 RTPS 中的计划评估信息在临床实际理解中的任何问题或错误。

9.6.1 剂量显示

表 42 总结出对那些只有基本计划设计功能的 RTPS,在剂量显示方面需要测试的内容。

表 42 剂量显示内容

测试内容	内容	测试
计划归一化	绝对和相对剂量的正确显示	剂量显示测试 1
等剂量线和面	正确的插值(二维和三维)	剂量显示测试 2
剂量冷点和热点	正确地自动显示热点(最大剂量)和冷点	剂量显示测试 3
相关点	等剂量线和面与点剂量的一致性	剂量显示测试 4

9.6.1.1 剂量显示测试 1:计划归一化

目的:确认不同计划归一化方式下剂量显示的正确性。

步骤:

- 对于标准的临床情况,计算剂量分布并显示横断面、冠状面、矢状面和(或)三维模式下的等剂量线或等剂量面;
- 标记(以某种形式)不同等剂量线和(或)面的位置;
- 变换计划归一化方式(如,从百分剂量到总剂量),例如,100%的剂量变成 80 Gy;
- 确定新的总剂量线相对于先前显示结果的正确性;
- 测试在每种不同计划归一化方式下的变化情况。

9.6.1.2 剂量显示测试 2:等剂量线和等剂量面

目的:确认不同等剂量面和等剂量线显示的一致性。

步骤:

- 计算标准计划的三维剂量分布;
- 建立不同几何结构(如,多层横断面、正交平面和三维体积中的任意平面)下的混合显示;
- 确认剂量显示的一致性。

9.6.1.3 剂量显示测试 3:剂量冷点和热点

目的:对于能够自动确定或记录计划最大剂量点或其他此类信息的系统,确认此功能工作正常。

步骤:测试方法依赖于系统功能。通常的做法是证实数种不同计划类型下确定最大剂量区域的正确性。

9.6.1.4 剂量显示测试 4:点剂量显示

目的:确认点剂量显示和其他显示方式的一致性。

步骤:与剂量显示测试 3 相同。用测试来确定一致性。

9.6.2 剂量体积直方图(DVH)

目前 RTPS 使用 DVH 来总结特定器官或感兴趣区的剂量分布。表 43 总结了各方面的问题。

注 1: 鉴别假象。特别对基于网格的解剖结构体积计算;由于混淆现象和其他问题,规则的几何形状会由于对网格敏感而得到错误的结果。对于像长方体或立方体等的简单结构,(DVH 中使用)体积计算时可能会产生大的百分误差。

注 2: 有的 RTPS 可能不支持本节测试的部分 DVH 功能;例如计算网格的大小有可能是不可调节的;此时可以忽略相应的测试,但是理解一个特定的系统如何计算 DVH 是很重要的,这有助于认识到它的局限性。可以根据提供的文献或向 RTPS 供应商要求相关的资料来确定计算网格大小、采样频率等参数。

表 43 剂量-体积直方图问题

测试内容	内容	测试
类型	直接、积分和微分 DVH	DVH 测试 1
计划归一化	计划和单个射束归一化的正确性	DVH 测试 2
相对剂量和绝对剂量	绝对和相对比较	DVH 测试 3
体积确定	体积确定	DVH 测试 4
直方图剂量分辨率	不同剂量分辨率的直方图可以得出不同的结果	DVH 测试 5
结构	在直方图体积中区分、排除和包括不同结构	DVH 测试 6
一致性	DVH 和等剂量显示的一致性	DVH 测试 7
网格大小和点分布的计算	几何分辨率	DVH 测试 8
DVH 比较指南	计划和(或)患者间 DVHs 比较的操作指南	DVH 测试 9
剂量统计	测试参数统计的功能如最小剂量、最大剂量、平均剂量、体积统计等等	DVH 测试 10

9.6.2.1 DVH 测试 1:剂量-体积直方图的类型

目的:测试生成不同类型 DVH (如直接、积分或微分)的功能。确认不同类型 DVH 自身的一致性。
步骤:

- 生成一个简单模型,使其内含体积已知的简单结构(包括靶区和正常组织)。比如一个中心有简单靶区体积(如立方体)的患者。
- 计算在靶区上有一个简单易懂的计划时的剂量分布。比如一个四野盒式照射计划或者单楔形野计划。如果 RTPS 有相应功能,生成直接、积分和微分 DVH[每个 DVH 都显示同样的基本数据,只是以不同的形式显示(见 4.4.4)]。
- 确认三种 DVH 中的每一个都和计算的剂量分布一致。
- 硬拷贝输出 DVH,确定硬拷贝结果和显示结果的一致性。

9.6.2.2 DVH 测试 2:计划归一化

目的:确认当计划归一化方式改变时 DVH 和剂量分布的一致性。

步骤:

- 采用一个简单的测试用解剖结构和计划(类似于 DVH 测试 1)。
- 计算在测试结构上生成易理解的剂量分布的简单计划。
- 如果 RTPS 有相应功能,生成每种计划归一方式(通常在等中心处、或在总剂量值上(如 50 Gy)、或在分次剂量值上(如 2 Gy/次)归一为 100%)下的直接、积分和微分 DVH。

- d) 证实每个 DVH 都与以不同方式归一后的剂量分布一致。
- e) 如果可以在不重新计算剂量分布的情况下改变计划归一化类型,执行这些改变,然后重新生成 DVH 并确认它们的准确性。
- f) 打印 DVH 并确认在硬拷贝输出中的剂量显示正确性。

9.6.2.3 DVH 测试 3:相对和绝对剂量比较

目的:尽管计划可能用其他的归一化方式进行计算,DVH 常用相对或绝对剂量(在水平轴线上)的方式显示。确认基于相对或绝对剂量方式时 DVH 计算都是正确的。

步骤:

- a) 使用相同的简单测试例(具有一个简单靶区体积的解剖结构)和四野盒式照射计划(DVH 测试 1);
- b) 如果 RTPS 有相应功能,切换相对剂量(100%)和绝对剂量(总剂量或分次剂量)时的 DVH 显示;
- c) 确认显示的一致性;
- d) 打印结果并确认一致性。

9.6.2.4 DVH 测试 4:相对和绝对体积

目的:DVH 图上的体积可以用相对体积(所分析结构的体积分数)或绝对体积(将体积分数乘以总体积)。本测试用于证实这些模式之间的转换是正确的。

步骤:由于 DVH 中的体积计算对很多因子很敏感,包括结构的大小和形状、计算方法(随机采样或基于网格)等等,所以应测试多种不同类型的结构。

- a) 生成一系列不同大小和形状的结构(不能所有结构都是正方形);
- b) 用一种独立的方法计算这些结构的体积;
- c) 比较 DVH 中的绝对体积和独立计算结果的差别;
- d) 如果 RTPS 有相应功能,将 DVH 转换为相对体积(百分体积);
- e) 比较绝对和相对体积时的 DVH 并且确认二者的一致性;
- f) 打印输出各个 DVH 并确认输出也是正确的。

注意可使用特别设计的模体辅助这种体积的确定^[16]。

9.6.2.5 DVH 测试 5:直方图中剂量计算步长

目的:直方图的剂量计算步长是一个重要的参数。剂量分段常常用于计算微分 DVH,对其积分后可得积分 DVH。如果 DVH 是剂量-体积分布的方式计算,此时剂量的值只是被简单地列出并以一个不变的间隔分布,就不一定需要剂量分段来计算积分 DVH。剂量分段就仅用于导出微分 DVH。不论何种情况,如果剂量步长太大,结果可能会不准确而且也无法进行 DVH 比较。

步骤:

- a) 如果 RTPS 有相应功能,用以上简单测试模体(DVH 测试 1),计算至少两个不同剂量步长(一个是另一个的倍数的) DVH。
- b) 比较直接、积分和微分 DVH 的结果。
- c) 通过手动计算确认直接 DVH 和积分 DVH 在两次计算中的一致性。
- d) 比较微分 DVH 并且确认它们一致。

9.6.2.6 DVH 测试 6:复合结构

目的:确认 DVH 模块中灵活处理各种结构的子功能模块的正确性。要特别测试应用布尔逻辑运算定义复合结构的功能。(右肺+左肺、肝-靶区等等)。

步骤:定义复合结构的功能依赖于 RTPS 功能。一般包括:

- a) 生成结构 1 或(OR)结构 2,指包含结构 1 和结构 2 所有部分的体素。
- b) 生成结构 1 减(-)结构 2,指包含在结构 1 中,但不包含在结构 2 中的部分。
- c) 生成结构 1 与(AND)结构 2,指结构 1 和结构 2 的重叠部分。
- d) 其他的类似组合。

对以上各个功能,进行以下的测试:

- 1) 生成一个内含数个已知三维结构的测试模体,其中有部分结构相互重叠(如,靶区和正常结构之间重叠)。
- 2) 分别生成“或”、“减”和“与”的复合区域。
- 3) 生成一个简单的多野计划使以上结构接受简单剂量,进行三维剂量计算。
- 4) 生成复合结构并计算 DVH。
- 5) 比较复合结构的 DVH 和相应原结构的 DVH 来确定新 DVH 的正确性。可以通过绝对体积的比较来确认在复合结构的 DVH 计算中是否使用了正确的体素。

9.6.2.7 DVH 测试 7:剂量显示的一致性

目的:确认表现相同剂量分布的两种手段的正确性。这是由于计算和显示方法的不同,分析 DVH 和显示剂量分布的一致性通常较困难。

步骤:显示剂量分布与 DVH 之间一致性的确认依赖于剂量计算网格、等剂量面的显示方法(对于二维方式则为等剂量曲线)、DVH 计算网格、DVH 剂量步长、剂量显示分辨率以及其他的类似因素。因而可能要对测试过程的细节作适当的调整来考虑这些因素。

通常的原理是在结构中产生一个剂量分布,此分布的剂量梯度、最大和(或)最小剂量可控且能在剂量显示和 DVH 上对其进行核对;比如生成一个适形度很好的计划(95%的等剂量面紧紧包围靶区)。计算靶区的 DVH,然后使用任何可用的二维或三维剂量显示功能比较 95%的等剂量面和显示的靶区。如果 DVH 靶区的最小剂量是 95%,则 95%的等剂量面应当完全包围靶区,同时会有部分靶区表面延伸出 96%的等剂量面。

解释这几类显示测试结果时,应当注意以上列出的影响因素;DVH 的剂量步长、几何分辨率与剂量计算及显示网格、以及其他类似因素。要检查两种分析方法之间的不一致并理解剂量显示和 DVH 功能的误差分布情况。

9.6.2.8 DVH 测试 8:计算点采样

目的:记录及理解 DVH 的几何分辨率和剂量计算过程。

步骤:

- a) 用与 DVH 测试 7 中同样的计划。
- b) 用不同计算网格和不同的随机点采样计算剂量和 DVH 并比较。
- c) 如果 RTPS 有相应功能,选择 DVH 解剖结构的不同分辨率(网格或点密度),计算 DVH 并比较。

分析以上结果的差别来决定 DVH 结果对网格采样位置及分辨率的敏感性。此分析需要在高、低剂量梯度区分别进行。

9.6.2.9 DVH 测试 9:剂量-体积直方图比较原则

目的:表述出解释 DVH 的指导原则。

步骤:DVH 描述计算剂量分布的精确性或分辨率决定于:

- a) 剂量评估点(随机点或网格点)的几何分辨率,也潜在地依赖于原始剂量计算点的几何分辨率;
- b) 用于直方图计算的剂量步长的大小;

c) DVH 算法如何处理边界上被不同结构所共同拥有的体素,以及其他类似的问题。

使用者需要进行一系列的对比来理解由这些效果导致的 DVH 误差分布。如果 RTPS 有相应功能,对于一个给定的剂量分布和一系列感兴趣区,计算不同点密度和剂量步长时的 DVH。然后可以按照那些需要解读剂量步长及 DVH 关系的临床医生的期望水平,来选择临床使用的剂量计算步长。可以比较每个感兴趣区的总体积计算 DVH 以及不同点取样密度时的取样 DVH,来建立达到预期 DVH 信息分辨率的一般规则。需要分别对小的、大的和复杂形状的结构进行这样的计算。

9.6.2.10 DVH 测试 10: 剂量和体积的统计

目的:确认剂量统计参数(最小、平均或最大剂量)和体积统计参数[总体积、 V_{60} (受照剂量不大于 5% 的体积)、 V_{60Gy} (受照剂量不小于 60 Gy 的体积)等等]计算的正确性。

步骤:

- 使用平野和对穿的楔形野(或其他简单射野组合)生成简单剂量分布;
- 使用 DVH 软件计算感兴趣区的剂量统计并且通过人工分析剂量分布来确认其正确性(有点繁琐但很直观);
- 对于 DVH 测试 9 中所描述的不同的点采样方法,估测这些值的潜在错误。

9.6.3 生物效应

现在的许多 RTPS 将生物效应的内容结合到计划评估工具中。其中包括众所周知的剂量/分次问题,也可能包括生物等效剂量(BED)的计算或其他几个类似参数,以及 Lyman 的 NTCP 模型^[35,36]和各种 TCP 模型^[7]。当这些功能可用时,要注意不能像检查剂量或距离等物理参数那样检查这些生物效应参数的结果。测试的目的就是确认 RTPS 给出的结果与模型是否符合。

9.6.3.1 生物效应测试 1: 正常组织并发症概率(NTCP)

最常用的生物效应评估工具是 Lyman NTCP 模型(或其他类似模型)。这个模型依赖于:

- 待评估结构的 DVH;
- 结构的 NTCP 模型参数;
- 用于生成 NTCP 值的实际计算程序代码;

目的:验证 NTCP 模型计算的过程和结果。

步骤:

- 确认每一个要被建模的结构的模型参数;
- 为每个感兴趣的生成或导入一个临床实际形状或临床相关形状;
- 生成计划以给予结构相对均匀的剂量;
- 生成一系列具有渐增的处方剂量值的治疗计划,然后计算每个结构的 DVH 及 NTCP。
- 对以上各个结果,验证 NTCP 的计算值与均匀照射时的值是否一致(假设各个结构受到均匀的剂量,人工计算此时的 NTCP)。

9.6.3.2 生物效应测试 2: 肿瘤控制概率(TCP)

对于 TCP 模型的计算,用 TCP 代替 NTCP 以重复生物效应测试 1,确认靶区的 TCP 计算值。

9.6.3.3 生物效应测试 3: 分次和其他生物效应结果

如果在临床治疗计划中使用线性二次模型或任何相关的生物模型,设计并开展测试来确认这些结果或其修正在临床使用范围内的效果。

9.7 计划输出和数据传输

治疗计划信息的输出以及将其传输到患者记录表和/或治疗机是计划设计和实施过程中很重要的

一部分,需要合适的 QA。正确传输至关重要,因为从 RTPS 到治疗机器(或患者记录表)的信息传输过程中,任何错误的传输或错误的信息解释都会导致在所有治疗分次中出现系统性的错误。

通常有两种传输方法:

- a) 人工传输,人工将 RTPS 输出结果输入到患者记录表(纸面的或电子的)或治疗机控制系统;
- b) 自动从 RTPS 传输到治疗机控制系统或其他自动实施系统(例如, DICOM-RT)。

对于人工传输系统,QA 验证应考虑到那些在人工输入中可能经常发生的随机性错误,也要考虑系统错误或对 RTPS 信息错误解释的可能。对于自动传输方法,大多数错误是系统错误。不幸的是,自动传输会让使用者产生一种错误的信任感。有些系统错误常常很难发现。因而,对这两个过程,详细 QA 都很重要。

每个治疗中心都应建立一个由 RTPS 传输信息到治疗机的标准操作规程,其中要包括过程审查跟踪系统以记录是谁进行了哪一个传输过程,以此保证传输到治疗机的信息的正确性。这个规程必须同时能发现、记录和解决传输过程中的任何意外情况。

9.7.1 计划输出

硬拷贝输出应包括所有治疗计划制定中涉及的相关参数的细节,以及必要的对于这些参数的说明信息。AAPM TG 53 号报告^[3](见表 44)要求的信息是对输出信息的一个不错的总结。对计划输出的验证应当包括一个或多个测试计划。

表 44 硬拷贝输出要求,修改采用 AAPM TG 53,表 3-21^[3]

信 息	内 容
文本打印输出	软件版本 患者识别信息(姓名、病历号等等) 解剖数据的数据源识别信息(如 CT 检查号和日期等等) 每个射野的治疗机、射线类型和能量 每个射野在机器坐标系下的射束参数(如,射野尺寸和机架角) 每个射野的三维等中心位置 每个射野的摆位 SSD(或 SAD 和深度) 每个射野的附件(如挡块,楔形板,补偿器和填充物)使用情况及附件的方向 使用的计算算法 是否采用不均匀性修正和患者组织不均匀描述的来源 剂量计算网格大小 计算点的剂量和位置 计划归一化 MU/时间(有的系统不计算) 怎样将计划的射野权重转变为射野 MU/治疗时间(对于那些不计算 MU/时间的系统) 计划和射野版本号、计算的日期和时间 用户注释
二维剂量图	显示平面的位置和方向 比例因子 射野的相交(在射野上注明) 射束附件按正确的方向显示 患者轮廓和灰阶信息 剂量信息(如,等剂量线) 计算点的位置

表 44 (续)

信 息	内 容
BEV 或 DRR	SSD 或 SAD 比例因子 关联射野 观测方向 准直信息,包括挡块形状和(或)MLC 形状 患者的解剖信息 中心轴位置
DVH	图例 刻度和单位 病例、计划和其他说明的信息 关联的解剖结构
三维显示	比例因子 观测方向 射束位置和方向 解剖和剂量识别信息 等剂量面

每页打印文档(文本或图表)应能无歧义地表达如下信息:

- a) 患者识别信息。
 - b) 机器识别信息。
 - c) 计划识别信息(计划编号、日期和时间)。
- 这是唯一确保单个记录属于相应计划的方法。

9.7.2 标准的计划传输问题

人工和自动传输的基本内容是一样的。即 RTPS 中决定治疗如何被实施的各个参数应传输到患者记录表(电子版或纸质)和(或)治疗机控制系统。对**计划传输过程的调试**必须确认信息从 RTPS 传输到机器的正确性,如表 45 中所列。对于只有基本计划设计功能的 RTPS,如果表中所列选项没有(MLC、组织补偿器等等),使用者可以忽略相应的测试。

注意:

- a) 以下所有测试需要对每个机器和使用的每个能量分别进行。
- b) 可以将其中的多个测试合并成为一个计划,然后传输、实施并对测量结果进行分析。

表 45 计划传输问题

测试项目	内 容	测 试
RTPS 坐标系和刻度	RTPS 可使用它自己的坐标系和刻度系统或根据机器的坐标系显示机器的参数	传输测试 1
机器坐标系和刻度转换	每个治疗机使用什么坐标系和刻度系统? 它们是否和 RTPS 的一致?	传输测试 2
角坐标	是否定义了正确的默认位置和方向	传输测试 3
床坐标	绝对或相对移动、方向、分辨率、单位和刻度	传输测试 4

表 45 (续)

测试项目	内容	测试
准直器(光阑)	X线光阑和射野大小	传输测试 5
机器描述	概括的机器定义	传输测试 6
机器运动	机器的功能、移动速度和极限	传输测试 7
楔形板	楔形板定义、标识和方向	传输测试 8
挡块	挡块托架标识和其他参数	传输测试 9
MLC	MLC 文件的标识、叶片定义及标识	传输测试 10
电子限光筒	使用的限光筒和相应的光阑位置	传输测试 11
唯一性	部门、机器和射束标识	传输测试 12
各种附件	补偿器和填充物	传输测试 13
剂量处方	剂量和 MU/时间信息	传输测试 14
近距离治疗	源的位置和驻留时间	传输测试 15

9.7.2.1 传输测试 1: 治疗计划系统坐标系和刻度

目的: 确定 RTPS 使用自己的系统还是机器特定系统来表示机器的坐标系和刻度。

步骤:

- a) 阅读 RTPS 文档。
- b) 确定运动显示(如, 机架角)是否总是用 RTPS 的刻度系统或是可以通过适当转换来达到与物理机器的刻度系统相同。

9.7.2.2 传输测试 2: 治疗计划系统和设备的坐标系和刻度体系

目的: 确认 RTPS 和(或)设备的一般坐标系和刻度体系。

步骤:

- a) 确定将要被建模的各个机器所使用的一般坐标体系(如, IEC)。
- b) 确认 RTPS 是否能正确地表述相应的机器的坐标体系。此坐标体系也应当与模拟机的坐标体系相比较。

9.7.2.3 传输测试 3: 角度读数

目的: 确认每个角度读数传输的准确性。

步骤:

- a) 对于机架角度数、准直器角度数、床角度数和其他角参数, 确认以下处理的正确性: 零度的位置(如, 机架指向地面)、方向(顺时针或逆时针)、单位和分辨率(度数、十倍度数)。
- b) 使用多野测试计划来检查所允许的整个角度范围, 将计划传输到治疗机并确认机器的位置和 RTPS 所表示的一致。

9.7.2.4 传输测试 4: 床坐标

目的: 确认各个床坐标传输的正确性。

步骤:

- a) 床的移动(如果在 RTPS 中处理)可以是绝对模式或相对模式(相对于某些参考位置),同时可能会基于某种非线性刻度(如,IEC)。
- b) 对于床的 x 、 y 、 z ,确定以下特性已被正确处理:零点位置(如,在等中心)、方向、单位(mm 或 cm)和分辨率。
- c) 使用多野的测试计划来检查所允许的整个床移动的范围,将计划传输到机器上并确认机器的位置和 RTPS 所表示的一致。

9.7.2.5 传输测试 5:准直器(光阑)

目的:确认射野大小和光阑位置信息的正确传输。

步骤:

- a) 设计计划来确认准直器(光阑)整个范围的位置,包括小野、大野、 X 方向不对称光阑的使用、 Y 方向不对称光阑的使用以及 X 和 Y 方向都不对称的光阑的使用;
- b) 将计划传输到治疗机;
- c) 确认正确的准直器(光阑)位置。

9.7.2.6 传输测试 6:机器定义

目的:确认在 RTPS 中使用的机器定义和治疗机参数的一致性。

步骤:

确认每一个输入到 RTPS 数据库中用于描述各个机器的参数的准确性。例如机器等中心距离、射野尺寸定义的位置和机器配置(有无 MLC、光阑运动允许范围等)。这个测试也应当在一个 SSD 不等于机器 SAD 的条件下以及准直器位置不在零度时进行。

9.7.2.7 传输测试 7:机器运动

目的:确认机器数据正确地从 RTPS 传输。

步骤:一些 RTPS 对机器的描述中包括了机器的运动特性,例如,运动范围限制和速度。对于各个参数,确认 RTPS 的参数和机器的特性一致。设计计划来测试这些传输限制。包括:

- a) 机架角:最小、最大,分辨率和速度。
- b) 准直器角:最小、最大,分辨率和速度。
- c) 床角:最小、最大,分辨率和移动速度。
- d) 床 x 、 y 、 z 坐标:最小、最大,分辨率和速度。

9.7.2.8 传输测试 8:楔形板

目的:确认各个楔形板信息的正确传输。

步骤:大多数治疗机配备一个或多个楔形板,并且可能包括动态(虚拟)楔形板(移动光阑)功能。

- a) 生成包括每个楔形板在每个允许位置的计划,传输到治疗机,详细地记录所使用的准直器旋转。
- b) 确认楔形板在机器中正确的方向。动态楔形板或自动楔形板(在机头内)可能需要采用剂量学方法来确认机器产生正确的楔形剂量分布。确认 RTPS 不允许楔形板使用超出允许尺寸范围的射野,并且禁止将它们传输到机器上。
- c) 确定楔形板的识别信息(代码等)也是正确的。

9.7.2.9 传输测试 9:挡块

目的:确认挡块信息从 RTPS 到挡块切割机和(或)治疗机的正确传输。

步骤:挡块可以通过人工在 BEV 视图上绘制形状生成、通过在模拟机胶片上绘制形状生成或通过可接收挡块传输的机器自动生成。对实际所使用的方法,生成一系列包括不同挡块形状的计划,比如简单的不对称挡块(用来检查方向性)、适形挡块和很复杂的挡块等,以测试挡块生成的准确性和分辨率。

- a) 从 RTPS 输出挡块的形状,制作挡块,将其安装到挡块托架上并在机器上测试;
- b) 在空气中,将胶片置于等中心距离,在胶片上标记中心轴及十字叉丝位置(便于对齐),照射适当 MU 数(为了使影像锐利,可以不用建成或只用很小的建成);
- c) 通过检查照射在胶片上生成的形状来确定挡块生成过程的准确度;
- d) 如果治疗机具有挡块托架编码识别系统,用以上测试挡块来确认编码识别系统工作正常。

9.7.2.10 传输测试 10:多叶准直器

目的:确认 MLC 参数到机器的正确传输。

步骤:

- a) 对于每个配置有 MLC 的机器,生成一系列 MLC 形状,包括大野、小野和各种不同的形状,包括非常不对称的照射野(为了检查穿越中线的行为)。
- b) 将各个形状传输到机器上。
- c) 确认 MLC 叶片坐标在机器控制系统中的正确性。
- d) 在空气中位于等中心位置放置胶片,用 MLC 射野照射。
- e) 通过照射后的胶片来确定照射形状并且确认它和计划设计形状的一致性。一些 MLC 系统有特定的运动限制,例如,禁止叶片交叉或叶片打开程度的限制。对于每一个限制,确定 RTPS 能禁止超出限制的行为或在传输过程中给出相关提示并且帮助用户解决问题。

9.7.2.11 传输测试 11:电子限光筒

目的:确认每个电子限光筒的准确传输。

步骤:大多数治疗机器都配置有一个或多个电子限光筒。

- a) 生成使用各个限光筒(如果 RTPS 允许)和各个能量的计划,将其传输到治疗机;
- b) 确认限光筒和 X 线准直器(光阑)位置的正确性。

9.7.2.12 传输测试 12:唯一性

目的:确认所有为机器、射束或其他辅助设备所定义的参数都是唯一的。

步骤:

- a) 在 RTPS 中为每个机器生成使用到机器所有描述功能的一系列测试计划。
- b) 将以上计划传输到合适的机器上。
- c) 确认传输的过程中没有歧义;每种不同类型的挡块、楔形板和组织补偿器都应核对。

9.7.2.13 传输测试 13:其他多样化的装置

目的:检查其他附件。

步骤:

- a) 对于在 RTPS 中建模的任何其他附件,例如补偿器和组织填充物,都需要生成测试计划来测试它们功能的局限;
- b) 将各个计划传输到治疗机器并确认所有相关参数被正确设置。

9.7.2.14 传输测试 14:处方剂量

目的:确认剂量和 MU 信息的正确传输。

步骤:

- a) 生成一系列常规的治疗测试计划,使用常规的处方剂量。
- b) 将这些计划传输到相应的治疗机上,包括所有的剂量和处方信息。
- c) 确认所有信息在治疗机控制系统内被正确地合成为治疗记录(或图表)。需要检查分次剂量、分次数、处方点、处方总剂量、MU/出束时间、后备计时器时间和其他相关信息。也需要测试包括模板板的情况。

9.7.2.15 传输测试 15:近距离治疗

目的:确认 RTPS 确定的源位置或驻留时间被正确传输到**近距离治疗机**并且按计划顺序执行。

步骤:此处仅以一种普遍的方式来描述测试方法。具体实施细节会相当依赖于特定的 RTPS、部门的**近距离治疗设备**及可用的传输方法。

- a) 选取一组适于临床的典型例子,将计划设计的源布局传输到治疗机。对于 LDR 设备来说,可能需要人工传输,即需要通过治疗机的控制面板将一序列活性源及假源输入。也可能是自动传输(对于部分 LDR 和大多数 HDR),即通过可移动的电子介质或**网络**来传输治疗计划。
- b) 证实治疗设备可以正确接收序列并能够无误地执行。这可以通过比较 RTPS 的**硬拷贝**和**近距离治疗单元的硬拷贝**或屏幕显示来完成。
- c) 通过计划实施过程(对于 HDR)或用假源试运行来确认计划的可行性。

注意本测试中没有包含实际受照剂量的验证。实际受照剂量决定于与治疗实施相关的一系列因素,例如施源器几何结构和源运动速度,也需要专门的测量技术。当然这些在**近距离治疗调试**中也是需要考虑的,不过它已经超出了本标准的范围。

9.7.2.16 传输议题 1:额外的安全要求

RTPS 到机器和治疗机信息系统间的治疗计划自动传输大大减少了通常与人工信息译方式相关的随机性错误。然而,这比人工方法有更大的系统错误的**可能性**,因此应调整对电子系统的 QA 来强化对它的完整性和正确性的测试。相关的内容包括:

- a) 计算机和**网络**的安全和完整性(第 6 章)。
- b) 周期性的传输测试(第 10 章)。作为验证的一部分,应当用 9.7.2 的一部分测试例作周期性的传输测试。

9.8 总体临床测试

前面章节给出了验收和验证 RTPS 各种特定部件所需要的过程及测试例的详细描述。在开始临床应用之前,进行一系列临床典型(包括剂量分布计算和 MU/出束时间计算)治疗过程的测试是很重要的。其后,这些**临床调试测试例**的子集可用于后续 QA(应用过程中周期性的 QA)中的重复性测试。对于**调试**而言,这些测试应在**模体**中进行,因为**模体**中一点或数点的剂量可以直接测量。

对于外照射,这些检查的首要目的是通过测量值来确认**模体**接受的**绝对剂量**是正确的。因此应使用校准过的电离室或校准过的热释光剂量仪等可确定**绝对剂量**的探测器来进行测量。测量可以应用于单野或多野技术。表 46 总结了基于这个目的需要考虑的**临床测试**。对于一个只有基本计划设计功能的 RTPS,使用者只需进行那些与医院放射治疗中临床实际使用相关的测试。

近距离治疗临床总体测试的目标是检查整个实施过程并比较实际剂量分布和期望分布。因为**绝对剂量**的测量比较困难,因而可以通过人工计算或查表等独立评估方法来替代以上比较过程。

目的:

- a) 选择一个特定的临床情况考虑整个计划过程;
- b) 实施治疗;

c) 确认实施的**绝对剂量**在预期的**容差**允许范围内。

步骤(外照射):

- 1) 在 RTPS 中输入一个**模体**的描述。
- 2) 在 RTPS 中输入射野。
- 3) 计算治疗计划;给予处方点 2 Gy 的剂量。
- 4) 计算计划的 MU/照射时间。
- 5) 在模体上实施计划并以上述的方法测量实际剂量。
- 6) 分析测量剂量与预期剂量。
- 7) 确定它们之间的差值是否在**容差**范围内。

因所实施的测试依赖于系统在特定临床情况下的应用方式,这些测试没有必要全部进行。但至少需要实施其中的一个测试子集,也可能还要增加一些额外的测试,这依赖于部门中应用的设备类型及所开展的治疗技术。只使用基本治疗技术的部门只需进行简单计划的测试。如果使用了 CT 扫描或 CT 模拟,也需要对这个过程进行评估。对于已经开展 IMRT 技术的部门,需要设计完整的 IMRT 计划并对其进行测试。

表 46 评价整个治疗计划设计过程的临床测试样例

测试项目	描述	测试
平野	四野箱式及平野	临床测试 1
挡块	相同的四野箱式并且角落大部分被铅挡的射野	临床测试 2
楔形野	一对楔形野	临床测试 3
CT 计划	前后对穿野计划治疗非均匀性组织(仿真 模体 或 塑料模体)	临床测试 4
适形野	六野轴向适形的前列腺计划	临床测试 5
非轴向或非共面野	适形非共面脑计划	临床测试 6
电子束	光子-电子混合计划	临床测试 7
近距离治疗施源器	妇科:直排式或卵圆形施源器	临床测试 8
多平面插值	两平面乳腺插值	临床测试 9
体积插值	前列腺插值	临床测试 10
HDR	HDR 测试例	临床测试 11

对于每个建议的测试,需要对最终实施的剂量进行一些测量或人工估算来确保在全部治疗过程完成后,患者受到的**绝对剂量**是正确的。以下是一些可供参考的测试例。虽然不必严格执行这些特定的测试例,但对那些典型的临床情况的整个过程进行测试以评估**绝对剂量**却是很重要的。这对于一个新的 RTPS 尤其如此。而当**软件**发生变化时,只需开展测试中的一部分即可。

9.8.1 临床测试 1:平野箱式

四野箱式是两野对穿的扩展。可使用一个矩形**模体**。前后野间隔(**模体**尺寸)应大约为 20 cm~25 cm,横向间隔约为 30 cm。使用每次 2 Gy 的典型剂量处方。计算 MU(或⁶⁰CO 的照射时间)。用一个校准过的电离室或热释光剂量仪在**模体**内的处方点进行剂量测量。目标**绝对剂量**和测量剂量间的差别应在 2%以内(或在探测器的准确性以内)。

9.8.2 临床测试 2:相同的四野箱式,角落大部分遮挡

这和临床测试 1 相同,但是应当在射野的角上使用较大面积的挡铅,也可能需要让铅块将射野中心

也挡住——如果这种情况可能在临床应用。发生在巴拿马^[38]的一系列严重错误,就是这种大部分被遮挡的射野,使得治疗时间的计算错误导致患者接受了几乎为处方剂量两倍的剂量。

9.8.3 临床测试 3: 一对楔形野

为测试楔形野计算的准确性,特别是 MU 或治疗时间的计算,可以在一个长方体或平行六面体模体上设计两个同轴带楔形板的射野。给予绝对剂量 2.00 Gy 的处方并测量参考点的绝对剂量。

9.8.4 临床测试 4: 计算机断层图像(CT)计划

设计一个简单计划,例如在一组骨盆 CT 影像上设计四野箱式计划。理想情况下,这应当在一个仿真模体上完成,并且相应的测量在给予典型处方剂量(如,2.00 Gy)时的参考点剂量。或者,也可以使用临床测试 1 中的长方形模体,并且也应当得到与临床测试 1 相同的结果。

9.8.5 临床测试 5: 多野共面前列腺适形计划

对于开展 3D CRT 的部门,应当使用部门中典型的一个计划来进行评估。理想情况下,这应当使用轮廓经修正的仿真模体及对于临床来说典型的射野形状。如果临床使用了低熔点铅或 MLC,在这个测试中也相应使用。如果六野技术在部门很典型,测试就应当使用这个技术。或者,使用部门标准的适形技术。同时,应当给予常规的分次剂量。这对于六野或多野技术来说更重要,因为此时每个射野的剂量会很小。测量应当在处方点处进行。

9.8.6 临床测试 6: 适形非共面脑计划

如果临床使用非共面野,也需要对此进行测试;例如,经常用两侧野与一个头顶前斜方射野相结合的非共面技术治疗脑垂体瘤。这可以通过侧野用楔形野结合适当的准直器旋转和一个头顶前斜方射野在长方形模体上测试。同样地,计算和测量应当使用典型的分次剂量。应用模体的 CT 扫描数据输入 RTPS 进行测试——如果是患者计划设计的方式。

9.8.7 临床测试 7: 光子-电子混合计划

当使用光子和电子混合照射时,可以生成一个在给定点处 50%光子和 50%电子的测试计划;例如,如果计划包括标称能量为 6 MV 光子和 9 MeV 电子,应当选 1.5 cm 深度处为处方点。光子和电子都在 1.5 cm 深度处给予 1.00 Gy 的剂量,测量也在此点进行。

有时同时使用光子和电子治疗胸壁,但有各自不同的参考深度。此时两个射野间可以有适当的间隔。可以使用胶片剂量仪(记住在使用胶片剂量仪时,应恰当的考虑剂量非线性)测量相对剂量分布。重点是通过评估胶片剂量确保 RTPS 正确处理了两野的相对权重以及衔接处的剂量分布。

9.8.8 临床测试 8: 妇科应用

一种典型的妇科治疗是使用一个宫内施源器(串联型)或两个阴道施源器(卵圆形或阴道塞子)。使用模体和(或)放射影像(经放大倍率校正后的)叠影来确定源的位置。可以通过一个独立的经简化的人工计算,例如采用线源的 Patterson-Parker 系统,来验证剂量计算。

9.8.9 临床测试 9: 双平面乳腺插值

生成一个两平面的乳腺加量插值计划。验证源的标识、位置、剂量计算、剂量处方和计划评价。

9.8.10 临床测试 10: 碘-125 前列腺植入

生成一个¹²⁵I 体积植入的治疗计划(如前列腺插值)。验证源的标识、位置、剂量计算、剂量处方和

计划评估。

9.8.11 临床测试 11:高剂量率或脉冲剂量率测试例

对于 HDR 后装机应进行如下测试:

- a) 定义的源轨迹。
- b) 证实优化和驻留时间算法工作正常。
- c) 输出源位置和驻留时间的数据。
- d) 将源位置和驻留时间数据传输到后装治疗机。
- e) HDR 源的特殊计算模型。
- f) 例行换源时特殊的重新调试要求;确保患者分次间源强度变化被正确地处理。

10 定期质量保证

10.1 介绍

RTPS 系统的临床调试过程完成后,还应始终进行质量保证。维护和执行一个质量保证规范至关重要。这一规范必须具有可行性(即应使患者受照剂量产生严重错误的风险最小),但这一规范又不能太繁琐,以至于耗费过多的资源和时间。

应定期检查软件、硬件和数据传输系统是否完好。质量保证规范应具备足够的灵活性,能随情况变化而变化。应建立涵盖软件升级、外围设备更换、数据传输方法更改、射束参数修正等情况的质量保证规程。人员培训、系统管理和安全也是质量保证的重要组成部分。

10.2 治疗计划系统

QC 的各项内容在下文中逐一列出(表 47),此外,如何执行各项检查的说明以及建议的检查频率也一并列出。对于只有基本计划设计功能的 RTPS,某些测试项目无法执行,用户应根据 RTPS 的特点调整检查内容。

表 47 质量控制检查实例和相关检测频度

测试项目	测试内容	特定患者	每周测试	每月测试	每季度测试	每年测试	软、硬件升级后测试
硬件							
CPU	QC 测试第 1 项	—	—	是	—	—	是
数字化仪	QC 测试第 2 项	—	是 ^a	是 ^b	—	—	是
绘图仪	QC 测试第 3 项	—	—	—	是	—	是
备份恢复	QC 测试第 4 项	—	—	—	是	—	是
解剖信息							
CT(或其他扫描传输)	QC 测试第 5 项	是	—	—	—	—	是
CT 几何及密度检查	QC 测试第 6 项	—	—	—	是	—	是
患者解剖结构	QC 测试第 7 项	是	—	—	—	—	是
外照射软件(用于光子和电子束)							
重新验证(包括 MU/时间)	QC 测试第 8 项	是	—	—	—	是	是

表 47 (续)

测试项目	测试内容	特定患者	每周测试	每月测试	每季度测试	每年测试	软、硬件升级后测试
MU/时间	QC 测试第 9 项	是	—	—	—	—	—
计划细节	QC 测试第 10 项	是	—	是	—	—	—
计划的网络传输	QC 测试第 11 项	是	—	是	—	是	是
近距离治疗							
重新验证	QC 测试第 12 项	—	—	—	—	是	是
计划细节	QC 测试第 13 项	是	—	—	—	—	—
独立剂量和时间检查	QC 测试第 14 项	是	—	—	—	—	—
计划传输	QC 测试第 15 项	是	—	是	—	是	是
RTPS 软件重新调试	10.3	—	—	—	—	—	—
* 声波数字化仪。 b 电磁数字化仪。							

10.2.1 QC 测试第 1 项:中央处理器

目的:检查 CPU、内存、文件系统和操作系统是否运转正常。

过程:

- a) 按照供应商说明或正确方法重新启动计算机(重启尤其对 UNIX 重要);
- b) 观察重新启动过程中屏幕上的信息,检测可能的系统错误。

10.2.2 QC 测试第 2 项:数字化仪

目的:检查数字化仪灵敏度是否发生漂移。

过程:

- a) 按通常方法将一参数已知的曲线轮廓输入 RTPS。
- b) 用 RTPS 提供的虚拟尺测量尺寸。容许误差小于 0.2 cm。

10.2.3 QC 测试第 3 项:绘图仪

目的:检查绘图仪标度是否发生漂移。

过程:

- a) 绘制 QC 测试第 2 项中的曲线轮廓。
- b) 比较输入曲线和以前的绘图。容许误差小于 0.2 cm。

10.2.4 QC 测试第 4 项:备份恢复

目的:确保已备份数据可恢复。

过程:

- a) 恢复近期备份的数据(不要覆盖当前数据)。
- b) 检查恢复数据是否完整。RTPS 的备份功能不尽相同,需要分别检查患者数据、射束数据及可执行程序。

10.2.5 QC 测试第 5 项:CT 数据传输

目的:检查 CT 传输协议是否改变。

过程:传输四组常规的患者图像(俯卧位、仰卧位、头先进和脚先进)。这些图像可以来自**模体**,也可以来自患者,在**体表**的上下左右方向放置合适的标记。如果没有进行这些常规的测试,对于用非标准 CT 协议进行扫描(见 11.7)的患者就需要采取额外的标记措施(如左一右,上一下)。

10.2.6 QC 测试第 6 项:CT 图像密度和几何形状

目的:检查 CT 值、图像密度以及几何形状之间的关系是否改变。

过程:与 9.3.3 中的解剖结构测试 9 类似。

- 用标准协议扫描一个**模体**(至少扫描已知插件密度和几何形状的一层)。
- 把图像传输至 RTPS,用 RTPS 中的工具测量密度和距离。允许的距离误差在 0.2 cm 以内。允许的**相对电子密度**误差在 0.02 以内(即某一物体 CT 值的变化不应超过 ± 20 HU)。如果 CT 值误差过大且不能通过重新校准 CT 消除误差,则需将新的 CT 值与电子密度数据输入 RTPS 中。如果从胶片上读入 CT 数据,则要检查各点的缩放比例和失真情况。失真可能来自冲洗处理过程,也可能来自数字化转化过程。
- 把测试**模体**成像在胶片上,确保图像对比度(窗宽和窗位)和以前一致。
- 按通常方式输入胶片数据[例如用电荷耦合器(CCD)照相机或数字化扫描仪]。如果胶片数字化处理之后用于**不均匀性修正**,通常人工指定大块组织的密度(见参考文献[39]的平均肺密度)。如果 RTPS 自动把数字矩阵影射为密度,检查密度是否正确。

10.2.7 QC 测试第 7 项:患者解剖结构

目的:检查患者的解剖图像是否改变。

过程:

- 使用的**模体**与 9.3.3 中解剖结构测试 2 中使用的**模体**相同。
- 重复 9.3.3 中解剖结构测试 2 和 3。就解剖结构测试 3 而言,检查其与**调试结果**应符合。如果 QC 测试第 3 项先前已完成,则将胶片重叠进行比较是最简单的方法。容许误差在 0.2 cm 以内。

10.2.8 QC 测试第 8 项:外照射射束的重新验证

目的:检查外照射剂量计算的一致性,防止意外改动或数据损坏。

过程:检查所有数据文件的校验和看是否有改动。如果不能检查总数,替代性的方法就是检查包含数据的目录。检查文件的创建时间,确保没有文件被无意间改动。若**输入数据**被参数化或处理过,则必须检查最新数据。虽然原始数据重要性相对较低,也应对其进行维护。数据通常可以直接检查。显示并打印出 RTPS 配置和计算模型的参数,并与**调试**的数据比较。

由于现代 RTPS 系统的复杂性,不可能通过检查每个程序的所有路径来确认系统是否崩溃,同时这种故障也基本不可能发生。然而,最好制定一整套适用于各种软件的标准测试计划。目前已有文献(如参考文献[40])给出了进行这种测试的例子,部分例子在第 9 章中列出,可供使用。建议各单位根据本单位使用的技术,依据以下宽泛原则,设计自己的测试计划。

- 寻求可重复性,而不是精确性;每次测试结果应与原始**调试**结果严格一致。软件**算法更新**或升级后,应以新版本的输出结果为基准。
- 测试计划不一定必须是好的治疗计划;它的目标是在短时间内尽量测试**软件**;例如,在一个多射野计划中,同时包含物理和**动态楔形板**,挡块和 MLC,对称和非对称射野,有无**不均匀性修**

正等。只有当检测到不一致时,才需要分别检查。

- c) 注意不同选项;如果调用了多个算法或使用条件明显不同,则所有出现的情况都要测试。
- d) 确保从零开始重复测试计划,如果条件许可应包括图像传输过程。这样就检查了整个过程,而不仅仅是剂量计算。

示例:

- 1) 对胸部进行CT扫描,启动不均匀性修正算法。
- 2) 前方:低能,宽15 cm,对称,无楔形板,无挡块。
- 3) 右侧:低能,不对称(2 cm,8 cm),60°物理楔形板,MLC。
- 4) 后方:高能,宽8 cm,对称,两个挡块。
- 5) 左侧:高能,不对称(0 cm,10 cm),30°动态楔形板,无挡块。

如果单位使用电子束,可设计类似的计划,计划中应包括不同能量条件下有无填充物的情况。

10.2.9 QC 测试第 9 项:监测单位(MU)/时间

目的:检查 RTPS 的 MU/时间计算是否改变。

过程:用 RTPS 计算 QC 测试第 8 项中的 MU/时间,检查是否与以前的数据严格相符。

10.2.10 QC 测试第 10 项:计划细节

目的:检查硬拷贝清单上的计划信息是否改变。

过程:就 QC 测试第 8 项中的测试计划而言,打印出等中心坐标、射野大小、SSD、楔形板、挡块等信息,检查是否与以前的信息符合。

10.2.11 QC 测试第 11 项:计划传输

目的:检查计划传输协议和传输的数据是否改变。

过程:准备一整套包含标准设置的测试实例,测试传送过程中最常用的环节。可使用 QC 测试第 8 项中的测试实例或 9.7.2 中的实例。当修改或升级数据文件、代码、系统软件或 RTPS 的其他部分和(或)机器控制系统时,应运行这一整套传输测试实例。作为调试的一部分,可挑选 9.7.2 中的部分实例用于定期数据传输测试。

10.2.12 QC 测试第 12 项:近距离治疗的再验证

目的:检查近距离治疗的剂量分布和时间的计算是否改变。

方法:根据采用的同位素和(治疗)技术,重复 9.5.2 中近距离治疗测试第 2,6,7 和(或)8 项,检查近距离治疗的剂量分布是否与调试结果一致,治疗时间是否与当前活度和空气比释动能率一致。

10.2.13 QC 测试第 13 项:计划细节

目的:检查硬拷贝清单上显示的计划信息是否改变。

方法:就 QC 测试第 12 项的测试计划而言,打印出源坐标、剂量率、驻留时间等内容,检查是否与以前的结果相符。

10.2.14 QC 测试第 14 项:独立检查剂量和时间

目的:检查 RTPS 对剂量和时间的计算是否保持不变。

方法:根据采用同位素的不同,重复执行 9.5.2 中近距离治疗测试第 3,4,5 项的部分内容,尤其要检查同位素的活度和空气比释动能率是否处理正确。

10.2.15 QC 测试第 15 项:计划的传输

目的:检查传输协议和数据是否改变。

方法:应周期性执行一整套标准的传输测试实例。当修改或更新数据文件、代码、系统软件或 RTPS 的其他部分以及近距离治疗单元控制系统时,也要执行这些测试项目。调试过程中的部分测试实例(见 9.7.2)也用于计划传输。

10.3 升级后的重新调试

10.3.1 硬件

硬件的升级可能影响到 RTPS 的性能。硬件改动或更换新部件后可执行特定测试来对硬件进行测试。使用 RTPS 中可用的自动检查功能检测计算情况。可使用标准计划(例如 QC 测试第 8 项中的计划)进行计算,但这不能保证不出问题。硬件改动更有可能间接地产生错误,而非直接地产生错误;例如,新增一个硬盘后,如果没有正确地修改目录路径或连接,则有可能影响射束或计划的数据。对于多平台系统这点尤其重要,应确保数据的正确获取和保存。

10.3.2 操作系统软件和参数设置

操作系统的升级或参数重新设置与硬件的改动一样重要。改变操作系统的版本前应得到 RTPS 供应商许可、可行性证明以及更改通知。即使微小的系统升级和补丁都可能影响 RTPS 的性能。安装第三方软件应得到供应商许可,并在安装前备份整个系统。

10.3.3 治疗设备数据:重新调试或新增数据

如果安装了新机器,或者由于机器增加了新功能(如 MLC)或执行 QA 计划而新测了数据,则需要改动或更新 RTPS 数据。这种更新要小心处理。一种方法是新建一个用于测试的目录,或者停用一个工作站,直到新数据准备好然后引入新数据。确保原来的数据已备份且在改动数据前可重新恢复。计划系统对改动的机器数据的敏感性不同。有些会无法调用以前保存的治疗计划,另一些会产生警告信息,还有一些不执行命令。即使改动很微小,也要确保改动日期记录在案,并让用户了解这些改动。

10.3.4 治疗计划系统软件的更新和升级

如果条件许可,最好独立评估和测试软件当前版本。备份软件并确保这些软件可恢复。如果安装过程要求立即覆盖,就没有时间进行详细测试,这样就要对临床计划进行比平时更仔细的检查。供应商通常会提供发布的文件来指导软件的改进,如果供应商没提供,可向他们索要。要注意可能影响剂量计算的改动,并对此进行研究。如果新增或改动了算法,需要测试并记录在一组典型射野大小、形状、射束调制器、斜入射等情况下新老版本软件的不同之处。一般来说,软件升级是解决存在的问题,只引入微小的改动,有些升级会增加新功能。应测试新增内容,确保工作正常。如果新功能(如一个立体定向放射治疗选项)涉及新的剂量计算组件,则要进行全面、仔细的调试。对程序缺陷修正后也应进行测试。随着产品的成熟,问题将会逐渐消失,尽管有时会出现相反情况,可能有一些别人不常用到而对你却很重要的功能会不再存在的情况。因此还要进行测试,检查那些未向供应商通报或未得到供应商认可的问题是否仍然存在。

医院的相关文档应及时更新,如实反映软件的新版本。

仅检查已知的更新是不够的。应按照 QC 测试第 8 项的描述检查一整套标准计划。把新旧版本软件执行的结果进行比较。执行一些简单的(单野)检查,比较等剂量线和(或)特殊点。然后比较使用了全部功能的复杂计划。如果没有算法改变,确认计算结果与改动前的计算结果保持一致。如果算法已改动,可观察到变化,确认这些变化是否由改动导致。

有时应采取措施检查整个系统,包括从数据输入到打印清单输出(包括 MU 和时间计算)的整个过程。从一个版本升级到另一个版本往往是很棘手的,除非有详细明确的升级规程可用。因此,设计一个转换规程并按方案执行很重要。

11 针对患者的个性化质量保证

11.1 概述

前面的章节描述的过程能确保 RTPS 及相关操作和数据传输不会出错。然而,正如第 6 章所述,这仅仅是治疗计划 QA 的一部分。另一个重要部分是采取措施确保每个患者的治疗计划符合已确立的规则且如实得到执行。

图 7 总结了计划设计的关键步骤。阴影方格表示需要进行冗余校验。不同的部门使用的方法、时间序列、个性化内容可能不同,但是把所有这些检查整合到整个过程中是非常重要的。

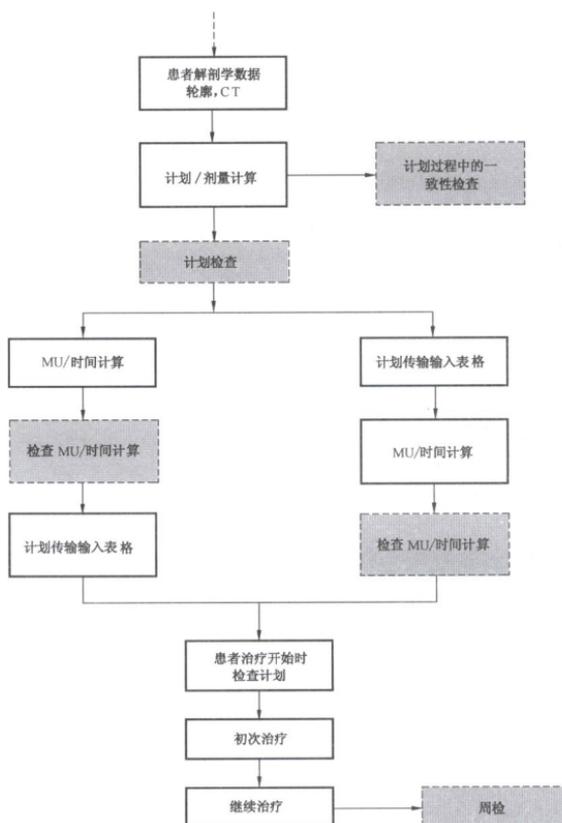


图 7 治疗计划设计和执行的 QA 流程图

检查人员在检查结束后,要记录检查结果并通过签字确认。

11.2 计划中的一致性

计划设计过程中所进行的测试项目会有所不同,这是因为测试项目可能由设计计划的人而非其他人来执行。例如,通常需要验证的是图像和结构的合理性,射束的几何参数(SSD、楔形板、射野大小等),等中心位置是否可行,与相同解剖部位的其他计划是否一致,与放射肿瘤医师的要求是否一致。工作人员应建立明确的方法设计计划和分析异常现象。

11.3 计划检查

每个治疗计划都应由计划设计师以外的人检查。此项独立检查应由一名放疗物理师专门负责。某些情况下,可由高年资计划设计师来进行检查,但所有情况下都要求检查人员应同时有计划设计和从 RTPS 中输出数据的经验。按照输出清单检查每个计划是有效的。检查内容取决于所使用的设备,实践经验以及治疗计划本身。下面给出的示例,不必全部执行。通常需要检查治疗计划在机器设备上的显示信息,尽管有时也需要借助于 RTPS 工作站检查一些计划细节。

治疗计划的检查清单:

- a) 图像和轮廓数据输入是否正确?(方向、层面范围,仅对三维而言)
- b) 靶区和其他结构的轮廓是否合理?
- c) 计划是否满足放射肿瘤医师的处方要求?
- d) 计划是否合理?是否和相同部位的其他计划一致?
- e) 等中心和体表解剖结构(参考标记)的关系怎样?
- f) 射束几何参数是否合理?是否能在直线加速器或⁶⁰Co机上实现?
- g) 是否使用了非对称准直器?(如果常规不使用,则在使用时应引起注意)
- h) 射野权重是否合适?
- i) 射束是否充分地覆盖了靶区?(靶区内剂量变化是否可接受?)
- j) 计划归一点和归一点剂量是否正确?
- k) 剂量约束是否满足?(DVH,结构最大剂量)
- l) 是否使用第三级遮挡?如果自动传输到挡块切割机上,要确认传输的挡块形状是否正确。挡块方向是否描述清楚(例如,通过 BEV 图)。
- m) 对 MLC(包括动态的)以及补偿过滤器做如上的检查。
- n) 是否使用了楔形板?如果用了,是否恰当?方向是否正确?
- o) 是否所有清单都已打印且校对过?
- p) 治疗参数是否已传到记录和验证系统?(如果可行,这可能是自动的,也可能是手动完成)。
- q) 确定并评估计划中的最大剂量。

由于各个解剖部位都采用相对标准的治疗技术,因此可将大部分治疗计划归为几大类。对这些计划而言,可相对容易地发现任何异常迹象。然而有些计划比较特殊,需要进行仔细检查,既要找出计划中的人为错误,又要确保不寻常或先前未使用过的射野仍能产生有意义的剂量分布。这种计划及其特殊之处应加以标记,例如,在验证单上做个脚注,以便治疗人员为这个计划做特别准备。

11.4 监测单位(MU)/时间检查

如果使用 RTPS 计算跳数监测单位(MU)或治疗时间,应检查打印出的 MU/时间信息中出现的的所有因子,看其是否在正常范围内。对算出的 MU/时间应进行某种形式的独立(冗余)检查。可通过使用独立的计算程序或进行人工计算来进行。第二次计算比较简单,忽略一些次级效应,如挡块所致的散射线损失,楔形板造成的百分深度剂量变化,这些都不会对 MU/时间造成大的影响。对于复杂的或需

要进行不均匀性修正的计划,独立计算所有因子或许比较困难,但二次检查能确认 MU/时间是否合理。二次计算 MU/时间的目的是防止计算出的 MU 或治疗时间出现重大偏差。

有些部门倾向于采用独立的计算程序(不同于 RTPS)计算 MU/时间。这种情况下,应确保正确输入从 RTPS 中获取的所有因子。

RTPS 的 MU/时间计算可用于独立程序的冗余校验。如果 RTPS 不能计算 MU/时间,则应进行 MU/时间的初次和二次计算。

11.5 输出和处理患者个体化数据:治疗前检查

从 RTPS 中输出的信息应包含以下内容:

- 平面等剂量分布的**硬拷贝**;
- 射束参数和 MU/时间的计算结果**硬拷贝**;
- 所有 **BEV**、**DRR**、**限束装置形状硬拷贝**;
- 通过网络传输到挡块切割机或 MLC 上的文本文件。

应建立并遵守硬拷贝输出的命名规则和存储规则。这些内容应由当地的实践经验决定,具体细节则超出了本标准的范围。然而,这些规则应包含以下内容:

- 应在计划通过之前还是之后生成清单;怎样标记最终的计划?
- 明确标记射束,限束装置和 MLC 的形状,确认清楚这些信息属于哪位患者、射束方向,以及初始和追加射野。
- 如果文件通过网络传输,应能查出谁传送了文件,计划应在完成并得到核准后方能传送。尽管直接传送到患者管理系统会很有效,但如果在治疗前没有充分地检查数据,有可能存在潜在的危险,因此应确保进行冗余校验。

患者的首次治疗前,由治疗人员检查所有的治疗参数。如果数据已传输到和直线加速器或⁶⁰Co 机连接的患者管理系统,则应依次调出各个射野,按照治疗计划全面检查各个参数(准直器设置、机架角度、MLC 形状、MU 时间等)。对于动态治疗(移动准直器、叶片或机架),应在治疗前(无患者条件下)执行一遍治疗计划确保无误。

11.6 治疗过程中的检查(每周进行)

许多治疗计划需要在疗程中做各种改动。比如改变射野设置(如从前后位改为侧位),改变锥形束或增大体积,移动相邻射野的衔接位置,改变只在部分疗程中使用的**填充物**,改变分次剂量或分次计划,改变治疗间隔。QA 计划应包括对治疗进程的常规检查(每周一次),确保所有改动都正确及时地执行。

另外,每周一次的检查应考虑一些意外的改动(如出于机器故障而未实施的治疗)。

11.7 其他患者相关事项

其他患者相关事项包括:

- 涉及**填充物**的计划应仔细检查,因为各种 RTPS 处理**填充物**的方式不同。**填充物**可能与射束关联,也可能与解剖**结构**关联;可能部分疗程用到**填充物**,部分用不到。可将剂量归一到加**填充物**的几何位置或不加**填充物**的几何位置。
- 非标准 CT 扫描协议(如患者俯卧,从脚开始扫描或放大到仅显示一条腿)可能产生**错误**治疗,甚至混淆左右。这些计划应进行更仔细的检查。图像上的额外标记可用于方向的冗余检查。
- 金属假体会造成一个双重的问**题**^[41~44],一是 CT 图像失真,导致**靶区轮廓**的勾画不可靠,二是用 CT 值进行基于像素的**不均匀性修正**时,结果不可靠,导致**电子密度**出错。甚至 RTPS 可能无法处理这个量级的**电子密度**。可采取的措施包括调整射束排列,或根据实验结果人工调整计算剂量,或告知**放射肿瘤医师**,此时的剂量**不确定度**会远大于通常的情况。

- d) 很重要的一点是要意识到**算法**的局限,以及由此产生的剂量分布的**不确定度**和(或)**错误**。对于引入了多个**算法**的 RTPS,以及使用者根据不同应用选择**算法**的 RTPS,需进行额外的检查,确保使用了恰当的**算法**。

11.8 反常行为

反常表现往往指对日常 QA 中没有发现的问题给出的警告信息。所有这些事件,即使看起来微不足道,也应记录下来并找出原因。不这样做会导致 4.1 中所描述的大部分(并且持续的)**错误**。

使用 RTPS 时,有时会出现意外的现象。程序可能没有给出警告信息就终止,或屏幕上出现了奇怪的**错误**信息。建立一个所有工作站都可访问的**错误**日志或计算机日志系统,用于记录问题,是一种好的办法。应详细记录特殊**错误**及产生此**错误**的环境,包括显示的任何**错误**信息。

RTPS 管理员应定期查看**错误**日志,弄清日志内容。这个问题是否可重复?这仅是个简单问题,还是会影响到治疗计划?如果问题在研究后不能得到令人满意的解释,则应将其报告给**供应商**。

11.9 离体和在体剂量学和成像

通过恰当的剂量学测量可确认治疗计划。在人形**模体**中装入热释光剂量仪或其他小体积探测器离体测量剂量,能检查**新软件**或**新治疗技术**的有效性。这种方法最好用于某类计划的通用检查,而不是患者的个性化检查。因为用一个草率的实验重复个别的计划很可能会导致一个歧义性的状态:无法确定是计划的**错误**,还是测量的**错误**。

在体剂量学测量很有用,但需认识到这种测量存在很大不确定性。如果根据患者**体表**的热释光剂量元件或半导体探测器的结果去估计**体表**以下某一深度的剂量,测量射野衔接处和边缘位置的剂量会受摆位误差的影响;单个热释光剂量仪或半导体探测器读数的**随机不确定度**,也需要仔细解释。最好把**在体**剂量测量作为治疗计划的**冗余校验**,而不是用于确定计划的准确性(即直到测量结果满足要求或测量的剂量误差在**容差**范围内,才接受计划,这不是好的做法)。有些机构在治疗开始时把**在体**测量作为初始 QA 的一部分。将热释光剂量元件和半导体探测器放在射野中心附近且远离剂量梯度大的地方不失为一个好的做法。

验证片和电子射野**影像**能确保射束形状和方向正确。不管有没有模拟机验证片,把射野图像与 DRR 比较是一项非常有用的检查,因为射野形状和位置的差错会使期望剂量分布和实际的剂量分布产生重大偏离。

12 总结

对计算机化的放疗计划进行**调试**和 QA 是很复杂的。描述这样一个复杂过程的报告既要详细透彻,又要简单易懂,本标准在两者之间进行了权衡。计划设计是放疗过程的一个枢纽,其本身也是一个多步骤的过程。治疗计划涉及许多信息,包括患者的各种医学图像,医生确定的**靶区**和临床区域,计算准确剂量分布所需的射线数据以及对所用放射治疗机或放射性同位素的准确描述。正是因为 RTPS 中汇集了各种信息,才使**调试**和 QA 过程变得复杂。与此相反的是,模拟机和兆伏级治疗机的**调试**和 QA 很简单,因为它们已存在多年了。此外,不同**供应商**的 RTPS 功能有很大不同,使用的**算法**互不相同,各有优缺点,性能也不一样。

因为上述种种复杂性,本标准没有给出一个简单、具体的方法,用来对所有 RTPS 进行**调试**和 QA,而只是指导 RTPS 使用者应考虑哪些测试和流程。测试和流程的特殊实例已给出;但是用户需根据他们使用的 RTPS、放疗设备或使用的治疗技术对这些测试项目和流程进行调整。

一种普遍而危险的做法是直接使用计算机的输出结果,而不考虑总的准确度。RTPS 用户应充分明白他们能从全局角度检验计划,确定生成的计划和算出的 MU 是否有意义和是否合理。4.1 总结了

和治疗计划设计相关的各种**错误**,这些内容已有公开报导。正如前面已指出的那样,和这些**错误**相关的主要内容可用以下四个词概括:

- a) 教育;
- b) 验证;
- c) 文档;
- d) 交流。

这些关键字也概括了放射治疗中一个架构合理的放疗计划的程序,应实现的目标和最后的结果。因此本标准第9章中所描述的各种**调试**的思路就是教育、验证和**文档**。而交流状况取决于放疗计划设计过程中工作人员的意愿和技巧。交流需得到来自从管理人员到基层员工,从一线工作者到辅助人员所有人的鼓励。

计算机的运算速度变得越来越快,越来越精确,与之相应,治疗计划**算法**也变得更复杂,更精确。现在的趋势是更多的患者采用逆向设计的**IMRT**技术治疗。由于**IMRT**和**逆向计划**设计涉及许多详细的内容和步骤,对它们进行**调试**和**QA**需要积累更多的经验,本标准对此部分内容仅是简单提及。实际上,此思路可被推广应用于与放射治疗相关的任何过程。

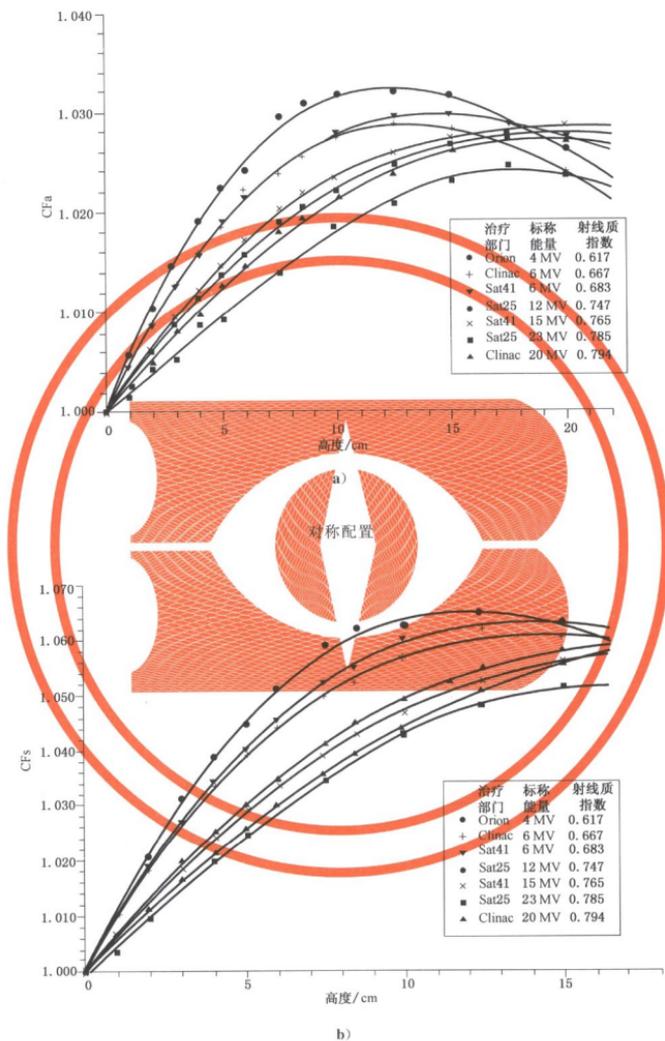
在这部分总结中,着重指出一些广泛的建议:

- 1) 必须有适当的资源(人员、计算机和射线测量装置)来执行成功的**调试**和**QA**过程。
- 2) 人员应具备参与放射治疗工作的资格[如**医学物理师**、**医师**、**剂量师**和**放射治疗人员**(**放射线技师**和**放射治疗技师**)应接受必要的专业培训和认证。]
- 3) 一个**医学物理师**应承担起对**RTPS**进行**调试**和执行**QA**程序以确保其性能的责任。
- 4) 尽管负责责任的**医学物理师**应把本标准当作**调试**和**QA**的指导性文件,但需强调一点的是,本标准没有描述需要做的全部工作。本标准可用来做为指导性文件,但必须依据实际的情况(例如所用放射治疗装置的类型、部门采用的技术类型、**RTPS**的类型、采用的成像技术类型)进行修改。
- 5) 为保证计算过程的精确性,进行第9章描述的**调试**是必要的。另外这些测试对于培训用户,让他们了解**RTPS**的功能,性能和缺点有巨大帮助。**调试**过程中开发的测试实例可用于常规**QA**。
- 6) 第10章描述的**QA**过程可用于确认数据库、软件和硬件自**调试**或**再调试**后没有被改动,这些过程至关重要。
- 7) 安装新版软件后必须对**RTPS**进行**重新调试**。
- 8) 应建立一个数据日志,描述所遇到的**错误**信息和计算异常现象。当发生显著**错误**,或有较大发生显著**错误**可能性时,并已明确是由**软件**而非用户造成的,应立即向**供应商**报告。
- 9) 每个部门都应建立有记录的、患者个体化的**QA**流程。流程应包括对最终剂量分布进行独立检查和对每一射束的**MU/时间**计算进行独立检查。
- 10) 应为参与治疗计划设计的每个员工提供内部培训。还应进行周期性的继续培训,确保日常临床治疗计划设计过程中不产生**错误**或**偏差**。

现代放射治疗技术依然在快速发展。用于治疗计划设计的蒙特卡罗技术已在临床中应用^[45~48]。

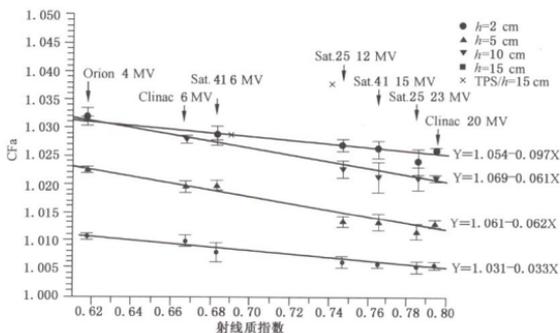
逆向计划设计是**IMRT**所必需的^[49]。螺旋断层治疗的发展,以及如何将它和用于患者摆位校正和自适应放疗的实时**CT**成像结合起来,体现了另一项技术发展^[21]。把**生物模型**应用于治疗计划的评估正得到快速的临床应用^[37,50,35,35,51],尽管目前使用这种方法仍需格外小心。为减少治疗过程中的器官运动,呼吸门控技术已得到应用^[52~55]。显然,伴随着这些进步和发展,与放射治疗计划设计、**调试**和**QA**有关的问题也相应出现。由于治疗计划设计过程本身的复杂性和技术的快速**更新**,本标准仅做为放疗物理师在开发**调试**项目和**QA**流程中的参考。期望通过仔细考虑本标准所描述的一般流程,可使治疗**错误**的出现概率降到最低,患者得到最大化的收益。毕竟,放射治疗的最终目标是通过安全、合理的优化过程,使患者的肿瘤得到高剂量照射,从而大大提高癌症患者的生活质量。

非对称配置

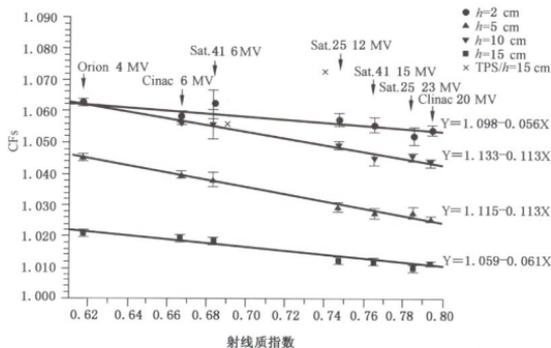


注：每条曲线因测量仪器、标称能量和射线质的不同而有差别。可从参考文献[56]中读出。

图 A.2 非对称(a)和对称(b)校正因子是模体侧向高度的函数

非对称配置
校正因子和射线质指数

a)

对称配置
校正因子和射线质指数

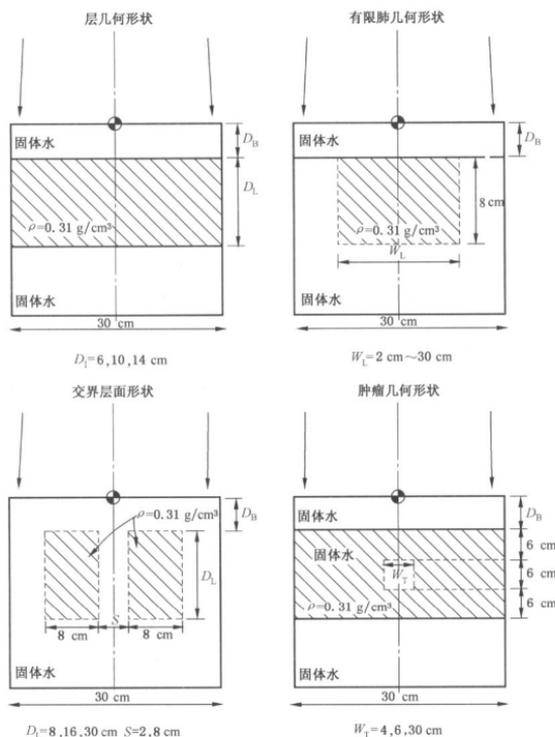
b)

注：对于对称配置和非对称配置，校正因子是射线质指数的函数。对于每一个高度 h ，校正因子都是由两次独立测量得到的数值的算术平均值得到。误差由实验误差和重复性误差的均方根得到。为了在非标准情况 ($h=15$ cm) 下也能使用此结果对治疗计划系统剂量进行验证，对数据作了线性拟合。校正因子可以通过插值得到。十字交叉线是典型的治疗计划系统计算的 10 MV 能量射线束的结果。

图 A.3 对称配置和非对称配置的校正因子随射线质的变化关系

图 A.4~图 A.7 摘自参考文献[57],该文献提供了图 A.4 所示四种几何条件下,4 MV 和 15 MV 光子束的测量基准数据。图 A.5 和图 A.6 提供了图 A.4 所示层状几何机构的数据。图 A.5 提供了对于三个射野大小下,一个密度为 0.31 g/cm^3 厚平板的数据,而图 A.6 提供了三个不同密度的厚平板在 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ 的射野下的数据。在这些图中,虚曲线表示了计算的校正因子(CFp),它基于剂量中原射线成分(即忽略散射)指数衰减的简单原则。这些数据说明了这个近似有多差。图 A.7 提供了图 A.4 所示交界层面几何结构的数据,说明了当原射线没有穿过不均匀物质时散射的效应。其他几何结构的数据见参考文献[57]。

与参考文献[56]所示数据不同,参考文献[57]所示数据不能被直接使用,因为测量中 4 MV 和 15 MV 的射线质与 RTPS 用户的射线质相匹配的可能性是不大的。然而,它可以用来估计相似能量下非均匀物质存在时扰动大小的数量级。



D_b —— 固体水建成层的厚度;

D_L —— 低密度层的厚度;

W_L —— 是肺的宽度;

S —— 两个肺之间的间隔;

W_T —— 肿瘤的宽度。

图 A.4 四种几何尺寸研究示意图

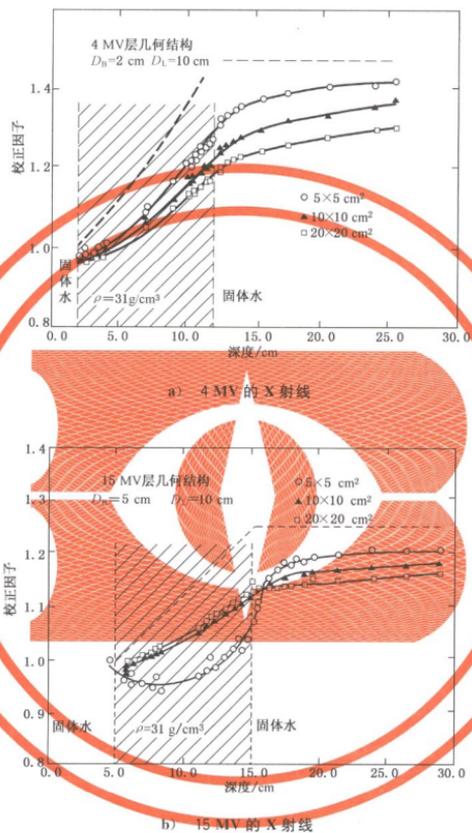


图 A.5 三种不同射野尺寸时校正因子随深度的变化

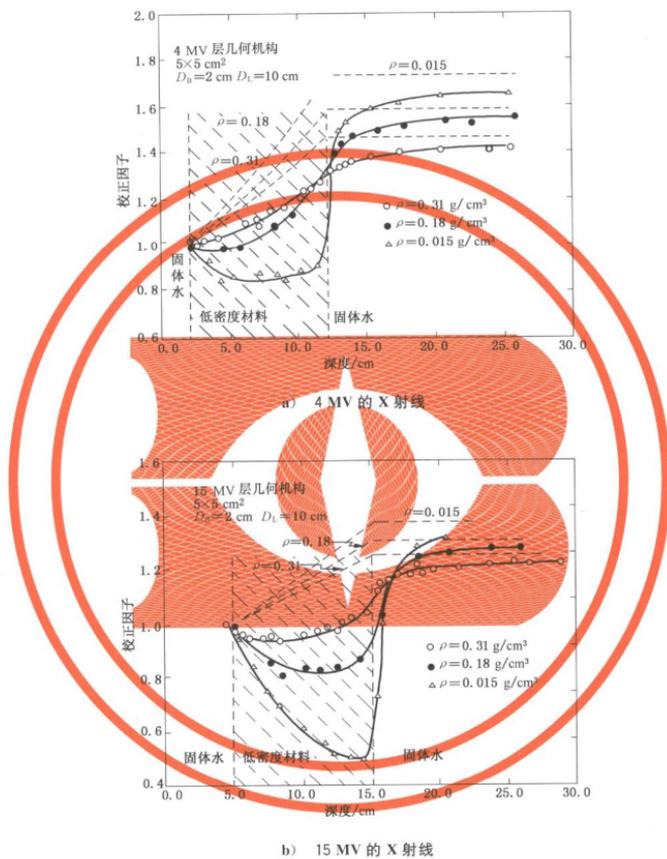
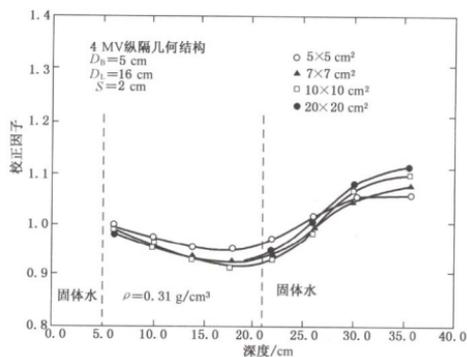
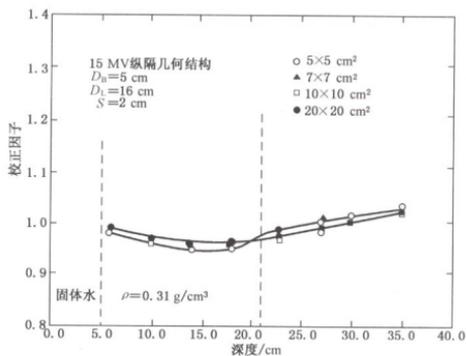


图 A.6 肺密度为 0.015 g/cm^3 、 0.18 g/cm^3 和 0.31 g/cm^3 时，
 $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$ 射野的校正因子随深度的变化



a) 4 MV 的 X 射线



b) 15 MV 的 X 射线

图 A.7 两个肺间距离是 2 cm 时,沿射野中心轴测量的,不同射野的校正因子随深度的变化

图 A.8 和图 A.11 和表 A.1 摘自于参考文献[58]。表 A.1 和图 A.10、图 A.11 中的数据对应于与图 A.8 和图 A.9 所示的几何结构下的胶片测量结果。曲线所示的半影加宽是由于当射野穿过一个模拟肺的低密度介质时,射野边缘未达到电子平衡。存在和不存在不均匀介质时的截面剂量线都被归一到射野中心轴。因此,应对绝对剂量的扰动(或者是 MU 数)做单独的评价。更多的数据参见参考文献[58]。

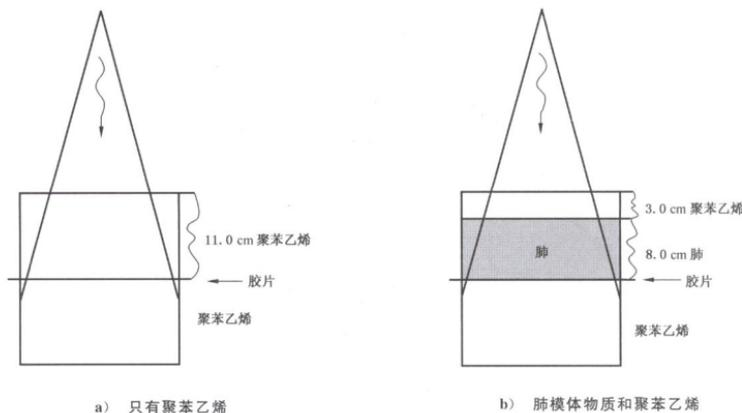


图 A.8 单野照射时的模体摆位。胶片放在等中心平面

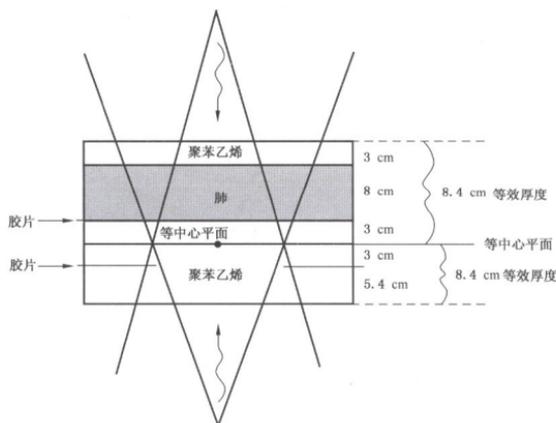


图 A.9 平行对穿照射时的模体摆位。胶片放在距离等中心平面 3 cm 处。实际测量时,模体在两次照射之间要翻转,而机架角保持不变,这样可以避免机械变形带来的影响

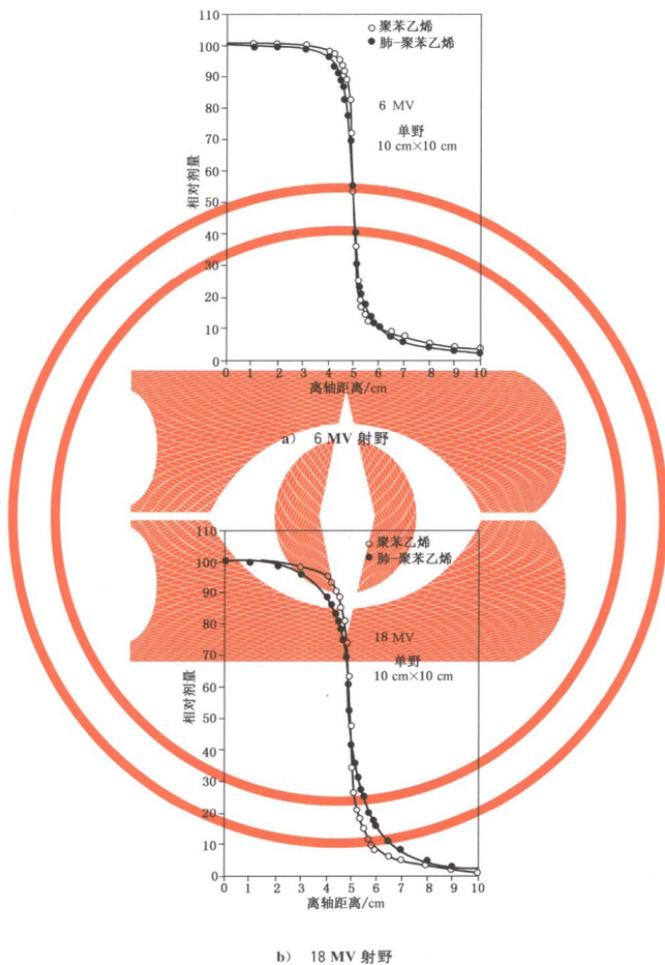
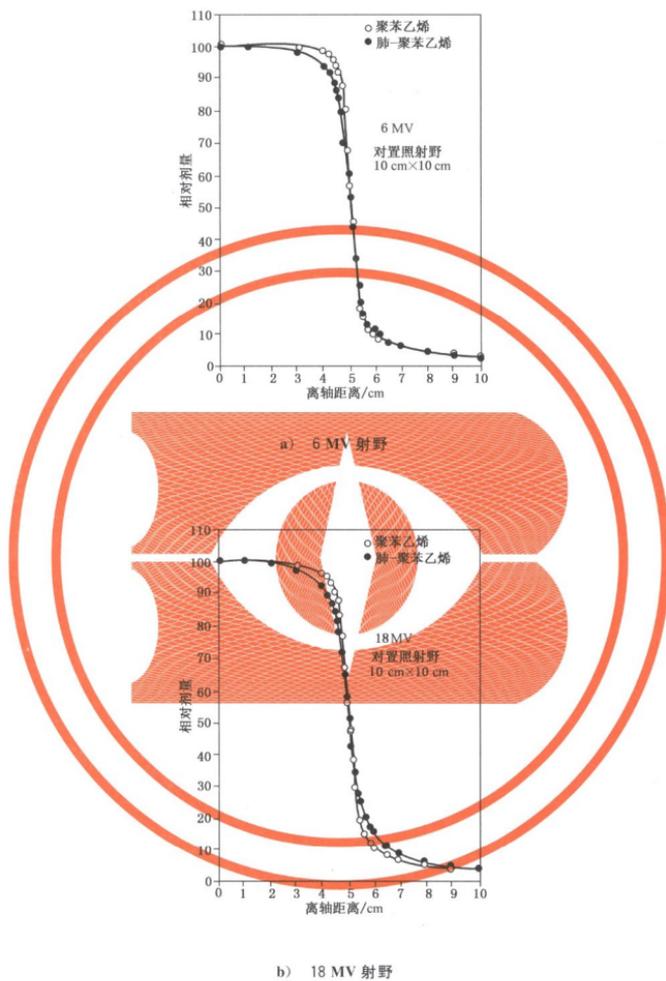


图 A.10 单野照射的半野截面剂量线



注：空心圆：只有聚苯乙烯；实心圆：肺-聚苯乙烯界面。

图 A.11 平行对穿照射的半野截面剂量线

表 A.1 电子协作工作组(ECWG)测试

测试项目	试验内容		
1. 基本的标准几何测试	试验 1-4 是标准的基准测试;在 SSD=100 cm 时,射野大小为 6×6 和 15×15。附加测试 5-8 采用相同的射野大小和能量而 SSD=110 cm。这 8 个试验阐述了剂量计算和测量之间的基本吻合。 ECWG 1-1 9 MeV 15×15 100SSD ECWG 2-1 9 MeV 6×6 100SSD ECWG 3-1 20 MeV 15×15 100SSD ECWG 4-1 20 MeV 6×6 100SSD ECWG 5-2 9 MeV 15×15 110SSD ECWG 6-2 9 MeV 6×6 110SSD ECWG 7-2 20 MeV 15×15 110SSD ECWG 8-2 20 MeV 6×6 110SSD		
2. 射野适形	试验 9-12 研究不同射野形状的剂量 ECWG 9-3 9 MeV 15×15 射野挡块遮挡至 3×12 ECWG 10-3 20 MeV 15×15 射野挡块遮挡至 3×12 ECWG 11-4 9 MeV 标准挡块 ECWG 12-4 20 MeV 标准挡块		
3. 脑-脊髓治疗野	试验 13 模拟脑-脊髓治疗 ECWG 13-5 20 MeV 25×25 射野挡块遮挡至 5×30 对角线,SSD=110 cm		
4. 护眼挡块	试验 14 测试小的圆形辐射野(直径=5 cm),有直径 1 cm 的护眼小挡块,一般用来治疗眼眶病变 ECWG 14-6 20 MeV 5 cm 直径的圆形射野加护眼挡块		
5. 斜入射和患者的不规则体表	试验 15-20 检查非垂直位置入射行为;斜入射,阶梯状模体和“鼻”状模体 ECWG 15-7 9 MeV 斜入射 ECWG 16-7 20 MeV 斜入射 ECWG 17-8 9 MeV 阶梯模体 ECWG 18-8 20 MeV 阶梯模体 ECWG 19-9 9 MeV “鼻”状模体 ECWG 20-9 20 MeV “鼻”状模体		
6. 非均匀模体	试验 21-22 测试了板状非均匀性(比如胸壁);试验 23-24 测试了长而薄的空气非均匀性(如颈部和鼻窦);试验 25~26 测试了骨类非均匀性(肋骨、面部骨);试验 27-28 则研究了三维(L形)骨的非均匀性。 ECWG 21-10 9 MeV 板状非均匀性 ECWG 22-11 20 MeV 1/2 板状非均匀性 ECWG 23-12 9 MeV 线性骨组织非均匀性 ECWG 24-12 20 MeV 线性骨组织非均匀性 ECWG 25-13 9 MeV 线性空气非均匀性 ECWG 26-13 20 MeV 线性空气非均匀性 ECWG 27-14 9 MeV L 形骨非均匀性 ECWG 28-14 20 MeV L 形骨非均匀性		

对于参考文献[58],这些数据不能直接应用。然而,通过 6MV 和 18MV 得到的结果,可以指导预计在非均匀性存在时半影区的变化趋势。

附录 B
(资料性附录)

治疗计划系统调试需执行的测试

如 9.2 所描述的,系统设置和机器、源参数设置完成后,应执行一系列测试项目,这些测试在表 B.1~表 B.7 中详细列出。并不是所有的测试项目都要执行,具体情况根据所采用的技术和协议而定。设计这些测试项目的初衷并不仅仅是检查结果的有效性和准确性,还可帮助用户熟悉 RTPS,在临床应用前了解它的性能和局限。

表 B.1 治疗计划系统调试中执行的一般测试项目

标准章节	测试项目	基本	完整	特殊事项
9.3 患者数据		二维,无 CT	CT 二维或三维	其他形式
	患者数据采集	1	1	—
	患者数据输入	2	2	2
	解剖结构	7	13	1
	合计	10	16	3
9.4 外照射射束	测试项目	二维,只有挡块, 无不均匀性修正	三维,MLC,不均 匀性修正,非共面	特殊技术
	机器射束设置	10	15	4
	剂量(X线)	5	10	3
	剂量(电子束)	4	7	—
	剂量(操作性)	3	1	—
	剂量(MU)	5	4	2
	合计	27	36	9
9.5 近距离治疗(源)	测试项目	全部技术和源	特殊的技术和源	可操作性
	近距离治疗(剂量)	4	4	2
	近距离治疗(几何设置)	2	2	—
	合计	6	6	2
9.6 评估	测试项目	二维计划	3D CRT	—
	剂量显示	4	—	—
	DVHs	—	10	—
	生物效应	—	3	—
	合计	4	13	—
9.7 输出和数据传输(人 工或自动)	测试项目	简单共面技术	非共面适形野	安全管理
	输出	1	—	—
	计划传输	9	5	1
	合计	10	5	1
9.8 临床测试	测试项目	简单非适形	适形或特殊技术	—
	临床	6	5	—
	合计	63	81	15

表 B.2 治疗计划系统调试中执行的患者数据测试

测 试	基本检测(二维计划,无 CT)	完整检测[CT和(或)3D CRT]	特殊事项
9.3.1 获取患者信息			
采集测试 1	人工获取患者轮廓	—	—
采集测试 2	—	获取 CT 数据	—
9.3.2 数据输入或传输导入的解剖数据			
输入测试 1	数字化仪校准	—	—
输入测试 2	人工轮廓输入	—	—
输入测试 3	—	CT 数据和方向	—
输入测试 4	—	RTPS 中的 CT 工具	—
输入论题 1	—	—	其他成像模态
输入论题 2	—	—	患者数据库
9.3.3 解剖模型			
解剖结构测试 1	轮廓的显示	—	—
解剖结构测试 2	—	依据 CT 的人工勾画	—
解剖结构测试 3	—	自动勾画	—
解剖结构测试 4	轮廓编辑	—	—
解剖结构测试 5	—	生成二维目标显示	—
解剖结构测试 6	—	生成新的轮廓	—
解剖结构测试 7	—	目标扩展	—
解剖结构测试 8	设置人工勾画轮廓的密度	—	—
解剖结构测试 9	—	生成 CT 图像的密度	—
解剖结构测试 10	—	生成解剖结构的填充物	—
解剖结构测试 11	—	编辑 CT 密度值	—
解剖结构测试 12	定义点、线、标记	—	—
解剖结构测试 13	—	二维图像显示	—
解剖结构测试 14	—	二维图像显示工具	—
解剖结构测试 15	—	生成二维重建图像	—
解剖结构测试 16	—	三维显示和相关工具	—
解剖结构测试 17	操作解剖数据的工具	—	—
解剖结构测试 18	测量工具(几何)	—	—
解剖结构测试 19	基本的坐标系	—	—
解剖结构测试 20	—	三维坐标读数	—
解剖结构论题 1	—	—	多套图像数据集的使用

表 B.3 计划系统调试中需执行的外照射测试

测 试	基本检测(二维计划、无 MLC、对称光阑、无不均匀性修正)	完整检测(三维、MLC、非共面)	特殊事项(特殊技术)
9.4.2 机器性能和射束			
射束测试 1	机器描述和性能	—	—
射束测试 2	机器读数的约定及刻度	—	—
射束测试 3	机器参数限制	—	—
射束测试 4	准直器(光阑)设置	—	—
射束测试 5	—	不对称光阑	—
射束测试 6	挡块(和托盘)	—	—
射束测试 7	—	MLC 形状	—
射束测试 8	—	自动生成射野形状	—
射束测试 9	射束设置(SSD 或 SAD)	—	—
射束测试 10	射束位置(x, y, z)	—	—
射束测试 11	机架和准直器	—	—
射束测试 12	—	旋转治疗	—
射束测试 13	楔形板	—	—
射束测试 14	—	补偿器	—
射束测试 15	—	电子束限光筒	—
射束测试 16	—	组织填充物	—
射束测试 17	轴向平面	—	—
射束测试 18	—	非轴向平面	—
射束测试 19	—	三维显示	—
射束测试 20	—	射线束和解剖结构的 BEV	—
射束测试 21	—	DRR 计算和显示	—
射束测试 22	—	射野影像的显示	—
射束测试 23	处理多个射野等中心的功能	—	—
射束测试 24	—	射野匹配	—
射束测试 25	—	组织缺损和剂量	—
射束论题 1	—	—	逆向计划设计 IMRT
射束论题 2	—	—	放射外科
射束论题 3	—	—	大野技术
射束论题 4	—	—	治疗床复杂移动
9.4.3 光子束			
光子束测试 1	射野形状(矩形和方形)	—	—
光子束测试 2	—	非对称射野	—
光子束测试 3	适形射野	—	—

表 B.3 (续)

测 试	基本检测(二维计划、无 MLC、 对称光阑、无不均匀性修正)	完整检测(三维、 MLC、非共面)	特殊事项(特殊技术)
光子束测试 4	射束方向(固定野)	—	—
光子束测试 5	弧形旋转	—	—
光子束测试 6	SSD 依赖性	—	—
光子束测试 7	物理(硬)模形板	—	—
光子束测试 8	—	自动模形板	—
光子束测试 9	—	动态模形板	—
光子束测试 10	斜入射	—	—
光子束测试 11	散射线损失	—	—
光子束测试 12	建成区行为	—	—
光子束测试 13	密度修正	—	—
光子束测试 14	—	组织缺损和剂量补偿	—
光子束测试 15	—	正向计划 IMRT	—
光子论题 1	—	—	逆向计划 IMRT
光子论题 2	—	—	放射外科
光子论题 3	—	—	大野技术(TBI, HBI 等)
9.4.4 电子束	—	—	—
电子束测试 1	射野形状(方形和矩形)	—	—
电子束测试 2	适形射野	—	—
电子束测试 3	屏蔽和皮肤准直	—	—
电子束测试 4	SSD 依赖性	—	—
电子束测试 5	片状组织填充物	—	—
电子束测试 6	—	适形的填充物	—
电子束测试 7	斜入射	—	—
电子束测试 8	—	复杂的体表形状	—
电子束测试 9	大体积不均匀性修正	—	—
电子束测试 10	—	基于 CT 图像的不均匀性修正	—
电子束测试 11	—	弧形旋转	—
9.4.5 操作事项	—	—	—
操作性测试 1	算法选择	—	—
操作性测试 2	—	不均匀性修正	—
操作性测试 3	计算有效性	—	—
操作性测试 4	计算网格和窗	—	—
9.4.6 绝对和相对剂量	—	—	—
MU 测试 1	平野的基本 MU 计算	—	—

表 B.3 (续)

测 试	基本检测(二维计划、无 MLC、 对称光阑、无不均匀性修正)	完整检测(三维、 MLC、非共面)	特殊事项(特殊技术)
MU 测试 2	—	切线野的 MU 计算	—
MU 测试 3	楔形野的 MU 计算	—	—
MU 测试 4 和 4a	挡块形成射野的 MU 计算	—	—
MU 测试 5 和 5a	—	MLC 形成射野的 MU 计算	—
MU 测试 6	—	不均匀性修正的 MU 计算	—
MU 测试 7	—	离轴点的计算	—
MU 测试 8	剂量处方	—	—
MU 测试 9	剂量分布单位	—	—
MU 论题 1	—	—	治疗单的记录
MU 论题 2	—	—	临床检查步骤

表 B.4 治疗计划系统调试中需执行的近距离治疗测试

测 试	基本测试(所有技术和 放射性同位素)	完整测试(特殊 技术或源)	特殊事项(可操作性)
9.5.3 剂量计算			
近距离治疗剂量测试 1	参数化和参考数据	—	—
近距离治疗剂量测试 2	单源的剂量分布	—	—
近距离治疗剂量测试 3	—	长度可变的源的剂量率	—
近距离治疗剂量测试 4	初始时刻衰变的修正	—	—
近距离治疗剂量测试 5	治疗时间的计算	—	—
近距离治疗剂量测试 6	—	应用过程中衰变的修正	—
近距离治疗剂量测试 7	—	永久植入的剂量积分	—
近距离治疗剂量测试 8	—	步进源的剂量分布	—
近距离治疗剂量论题 1	—	—	源的排列和施源器
近距离治疗剂量论题 2	—	—	数据改动后的结果更新
9.5.4 几何			
近距离治疗几何测试 1	几何重建的质量	—	—
近距离治疗几何测试 2	源的人工识别	—	—
近距离治疗几何测试 3	—	源的自动识别	—
近距离治疗几何测试 4	—	总长度与有效长度	—

表 B.5 治疗计划系统调试中需执行的计划评估工具测试

测 试	基本测试(二维计划)	完整测试(三维计划)	特殊事项
9.6.1 剂量显示			
剂量显示测试 1	计划归一化	—	—
剂量显示测试 2	等剂量线和等剂量面	—	—
剂量显示测试 3	冷、热点	—	—
剂量显示测试 4	点剂量显示	—	—
9.6.2 剂量体积直方图			
DVH 测试 1	—	DVH 类型	—
DVH 测试 2	—	计划归一化	—
DVH 测试 3	—	相对和绝对剂量比较	—
DVH 测试 4	—	相对和绝对体积	—
DVH 测试 5	—	直方图测量步长	—
DVH 测试 6	—	复合结构	—
DVH 测试 7	—	剂量显示一致性	—
DVH 测试 8	—	计算点采样	—
DVH 测试 9	—	比较原副	—
DVH 测试 10	—	剂量和体积统计分析	—
9.6.3 生物效应			
生物效应 1	—	NTCP	—
生物效应 2	—	TCP	—
生物效应 3	—	分次及其他	—

表 B.6 治疗计划系统调试中需执行的计划输出测试

测 试	基本测试(简单共面技术)	完整测试(非共面通形野)	特殊事项(安全管理)
9.7.1 计划输出			
计划输出检查	硬拷贝的视觉检查	—	—
9.7.2 计划传输(人工或电子化传输)			
传输测试 1	TPS 刻度规范	—	—
传输测试 2	TPS 和设备的刻度规范	—	—
传输测试 3	角度读数	—	—
传输测试 4	—	治疗床坐标	—
传输测试 5	光阑准直器	—	—
传输测试 6	机器定义	—	—
传输测试 7	—	机器运动	—

表 B.6 (续)

测 试	基本测试(简单共面技术)	完整测试(非共面适形野)	特殊事项(安全管理)
传输测试 8	楔形板	—	—
传输测试 9	—	挡块	—
传输测试 10	—	MLC	—
传输测试 11	电子限光筒	—	—
传输测试 12	唯一性	—	—
传输测试 13	—	其他多样化的装置	—
传输测试 14	剂量处方	—	—
传输论题 1	—	—	额外的安全要求

表 B.7 治疗计划系统调试需执行的临床测试

测 试	基本测试(简单非适形技术)	完整测试(适形或特殊技术)	特殊事项
临床测试 1	平野四野箱式	—	—
临床测试 2	带挡块的四野箱式	—	—
临床测试 3	成对楔形板	—	—
临床测试 4	CT 计划	—	—
临床测试 5	—	前列腺六野共面适形计划	—
临床测试 6	—	脑部适形非共面计划	—
临床测试 7	—	光子-电子联合计划	—
临床测试 8	近距离治疗在妇科肿瘤中的应用	—	—
临床测试 9	乳腺癌双平面插值近距离治疗	—	—
临床测试 10	—	前列腺 ¹²⁵ I 近距离治疗计划	—
临床测试 11	—	HDR 或 PDR 近距离治疗测试实例	—

附 录 C
(资料性附录)
缩 略 词

AAPM	美国医学物理学家协会
AP	前后位
BDAS	射束数据采集系统
BEV	射束方向观
CIPM	国际计量委员会
CPU	中央处理器
CRT	适形放射治疗
CT	计算机断层摄影(设备)
DICOM	医学数字影像与通信(协议)
DRR	数字重建放射影像
DVH	剂量体积直方图
ECWG	电子协作工作组
FTP	文件传输协议
HBI	半身照射
HDR	高剂量率
ICRP	国际辐射防护委员会
ICRU	国际辐射单位与测量委员会
IDL	等剂量线
IEC	国际电工委员会
IMRT	调强放射治疗
LDR	低剂量率
MLC	多叶准直器
MOSFET	金属氧化物半导体场效应晶体管
MR	磁共振
MRI	磁共振成像
MU	监测单位(跳数)
NTCP	正常组织并发症概率
OAR	离轴比
PA	后前位
PDD	百分深度剂量
PDR	脉冲剂量率
PET	正电子发射断层成像装置

表 (续)

QA	质量保证
QC	质量控制
SAD	源轴距
SAR	散射空气比
S_c	准直器散射因子
S_p	模体散射因子
SPECT	单光子发射计算机断层装置
SSD	源皮距
TAR	组织空气比
TBI	全身照射
TCP	肿瘤控制概率
RTPS	放射治疗计划系统
TQM	全面质量管理
TLD	热释光剂量仪
TSEI	全身皮肤电子束照射

参 考 文 献

- [1] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, *guide to the expression of uncertainty in measurement*, ISO, Geneva(1995)
- [2] VAN DYK, J., "Quality assurance", *treatment planning in radiation oncology* (KHAN, F. M., POTISH, R. A., Eds), Williams and Wilkins, Baltimore, MD(1997)
- [3] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 53, *Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*, *Med. Phys.* 25(1998)1773-1829
- [4] VENSELAAR, J., WELLEWEERD, H., MIJNHEER, B., *Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems*, *Radiother. Oncol.* 60(2001)191-201
- [5] VAN DYK, J., PURDY, J. A., "Clinical implementation of technology and the quality assurance process", *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists* (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999) Ch. 2. [33] VAN DYK, J., TAYLOR, J., "CT simulators", *ibid.*, Ch. 5
- [6] PÉREZ, C. A., SVENSSON, H., PURDY, J. A., "Radiation protection in patients treated with radiation therapy", *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*, IAEA, Vienna(2001)291-308
- [7] KRON, T., "Dose measuring tools", *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists* (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI(1999) Ch. 19
- [8] VAN DYK, J., BARNETT, R. B., BATTISTA, J. J., "Computerized radiation treatment planning systems", *The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists* (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999) Ch. 8
- [9] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*, Rep. 50, ICRU, Bethesda, MD(1993)
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy*, *Safety Reports Series No. 17*, IAEA, Vienna(2000)
- [11] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, *Medical electrical equipment—Requirements for the safety of radiotherapy treatment planning systems*, Rep. IEC 62083 (2000-11), IEC, Geneva(2000)
- [12] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, *Use of computers in external beam radiotherapy procedures with High-energy photons and electrons*, Rep. 42, ICRU, Bethesda, MD(1987)
- [13] BATTISTA, J. J., BRONSKILL, M. J., *Compton scatter imaging of transverse sections: An overall appraisal and evaluation for radiotherapy planning*, *Phys. Med. Biol.* 26(1981)81-99
- [14] GEISE, R. A., McCULLOUGH, E. C., *The use of CT scanners in megavoltage photon-beam therapy planning*, *Radiology* 124(1977)133-141
- [15] PARKER, R. P., HOBDAV, P. A., CASSELL, K. J., *The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media*, *Phys. Med. Biol.* 24(1979)802-809
- [16] CRAIG, T., BROCHU, D., VAN DYK, J., *A quality assurance phantom for threedimen-*

- sional radiation treatment planning, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 44(1999)955-966
- [17] LOW, D. A., HARMS, W. B., MUTIC, S., PURDY, J. A., *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*, *Med. Phys.* 25(1998)656-661
- [18] HARMS, W. B., Sr., LOW, D. A., WONG, J. W., PURDY, J. A., *A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms*, *Med. Phys.* 25(1998)1830-1836
- [19] PODGORSK, E. B., PODGORSK, M. B., *"Stereotactic irradiation", the modern technology of radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists* (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI(1999)Ch. 16
- [20] RICE, R. K., MIJNHEER, B. J., CHIN, L. M., *Benchmark measurements for lung dose corrections for X-ray beams*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 15(1988)399-409
- [21] OLIVERA, G. H., et al., *"Tomotherapy"*, *ibid.*, Ch. 15
- [22] KHAN, F., *The physics of radiation therapy*, Williams & Wilkins, Baltimore, MD(1994)
- [23] CANEVA, S., ROSENWALD, J. C., ZEFKILI, S., *A method to check the accuracy of dose computation using quality index: application to scatter contribution in high energy photon beams*, *Med. Phys.* 27(2000)1018-1024
- [24] WHITE, F. J., ZWICKER, R. D., HUANG, D. T., *Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34(1996)1141-1146
- [25] SHIU, A. S., et al., *Verification data for electron beam dose algorithms*, *Med. Phys.*
- [26] DUTREIX, A., WAMBERSIE, A., MARINELLO, G., *Dosimétrie en Curiethérapie*, Masson, Paris(1982)
- [27] GODDEN, T. J., *Physical Aspects of Brachytherapy: Medical Physics Handbook* 19, Adam Hilger, Bristol(1988)
- [28] NATH, R., ANDERSON, I. L., LUXTON, G., WEAVER, K. A., WILLIAMSON, J. F., MEIGOONI, A. S., *Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee task group No. 43*, *Med. Phys.* 22(1995)209-234
- [29] HEINTZ, B. H., WALLACE, R. E., HEVESI, J. M., *Comparison of ^{125}I sources used for permanent interstitial implants*, *Med. Phys.* 28(2001)671-682
- [30] KUBO, H. D., et al., *Report of the ad hoc committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on ^{125}I sealed source dosimetry*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40(1998)697-702
- [31] SELTZER, S., LAMPERTI, P., LOEVINGER, R., SOARES, C., *New NIST airkerma-strength standards for ^{125}I and ^{103}Pd brachytherapy seeds*, *Med. Phys.* 25(1998)A170
- [32] NATH, R., et al., *Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM radiation therapy committee task group No. 56*, *Med. Phys.* 24(1997)1557-1598
- [33] NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY, *Quality control in brachytherapy. Current practice and minimum requirements*, Rep. 13, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, Delft(1993)
- [34] WILLIAMSON, J. F., et al., *On the use of apparent activity (A_{app}) for treatment planning of ^{125}I and ^{103}Pd interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Subcommittee on Low-energy Brachytherapy Source Dosimetry*, *Med. Phys.* 26(1999)2529-2530
- [35] LYMAN, J. T., WOLBARST, A. B., *Optimization of radiation therapy, III: A method of assessing complication probabilities from dose-volume histograms*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*

Phys. 13(1987)103-109

[36] LYMAN, J. T. , *Complication probability as assessed from dose-volume histograms*, *Radiat. Res. Suppl.* 8(1985)S13-S19

[37] NIEMIERKO, A. , GOITEIN, M. , *Implementation of a model for estimating tumor control probability for an inhomogeneously irradiated tumor*, *Radiother. Oncol.* 29(1993)140-147

[38] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama*, IAEA, Vienna(2001)

[39] VAN DYK, J. , KEANE, T. J. , RIDER, W. D. , *Lung density as measured by computerized tomography; implications for radiotherapy*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 8(1982) 1363-1372

[40] MILLER, D. W. , BLOCH, P. H. , CUNNINGHAM, J. R. , *Radiation treatment planning dosimetry verification*, Rep. 55, American Institute of Physics, New York(1995)

[41] ROBERTS, R. , *How accurate is a CT-based dose calculation on a pencil beam RTPS for a patient with a metallic prosthesis?* *Phys. Med. Biol.* 46(2001)N227-N234

[42] SIBATA, C. H. , et al. , *Influence of hip prostheses on high energy photon dose distributions*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18(1990)455-461

[43] REFT, C. , et al. , *Dosimetric considerations for patients with hip prostheses undergoing pelvic irradiation; report of the AAPM radiation therapy committee task group 63*, *Med. Phys.* (in press)

[44] DING, G. X. , YU, C. W. , *A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51(2001)1167-1175

[45] DEMARCO, J. J. , SOLBERG, T. D. , SMATHERS, J. B. , *A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis*, *Med. Phys.* 25(1998)1-11

[46] MA, C. M. , FADDEGON, B. A. , ROGERS, D. W. , MACKIE, T. R. , *Accurate characterization of Monte Carlo calculated electron beams for radiotherapy*, *Med. Phys.* 24(1997)401-416

[47] MA, C. M. , LI, J. S. , PAWLICKI, T. , JIANG, S. B. , DENG, J. , *"MCDOSE—A Monte Carlo dose calculation tool for radiation therapy planning"*, *the use of computers in radiation therapy (Proc. XIIIth Int. Conf. Heidelberg, 2000)* (SCHLEGEL, W. , BORTFELD, T. , Eds), Springer-Verlag, Heidelberg(2000)

[48] KAWRAKOW, I. , FIPPEL, M. , *"VMC++ , a fast MC algorithm for radiation treatment planning"*, *ibid*

[49] BOYER, A. , DIPETRILLO, T. , ENGLER, M. , FRAASS, B. , AL, E. , *Intensity modulated radiotherapy: current status and issues of interest*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51(2001)880-914

[50] KUTCHER, G. J. , BURMAN, C. , *Calculation of complication probability factors for non-uniform normal tissue irradiation; the effective volume method*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 16(1989)1623-1630

[51] NIEMIERKO, A. , *"Current status of TCP and NTCP calculations"*, *3-D conformal and intensity modulated radiation therapy: physics and clinical applications* (PURDY, J. A. , GRANT III, W. H. , PALTA, J. R. , BUTLER, E. B. , PEREZ, C. A. , Eds), Advanced Medical Publishing, Madison, WI(2001)Ch. 8

[52] WONG, J. W. , et al. , *The use of active breathing control (ABC) to reduce margin for breathing motion*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 44(1999)911-919

- [53] STROMBERG, J. S. , et al. , *Active breathing control (ABC) for Hodgkin's disease ; reduction in normal tissue irradiation with deep inspiration and implications for treatment* , *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48(2000)797-806
- [54] MAH, D. , et al. , *Technical aspects of the deep inspiration breath-hold technique in the treatment of thoracic cancer* , *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 48(2000)1175-1185
- [55] KUBO, H. D. , WANG, L. , *Introduction of audio gating to further reduce organ motion in breathing synchronized radiotherapy* , *Med. Phys.* 29(2002)345-350
- [56] CANEVA, S. , ROSENWALD, J. C. , ZEFKILI, S. , *A method to check the accuracy of dose computation using quality index ; Application to scatter contribution in high energy photon beams* , *Med. Phys.* 27 (2000)1018-1024
- [57] RICE, R. K. , MIJNHEER, B. J. , CHIN, L. M. , *Benchmark measurements for lung dose corrections for X-ray beams* , *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 15 (1988)399-409
- [58] WHITE, P. J. , ZWICKER, R. D. , HUANG, D. T. , *Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons* , *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34 (1996)1141-1146
- [59] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems* , *Technical Reports Series No. 1540* , IAEA, Vienna(2007)
-

中华人民共和国医药
行业标准
放射治疗计划系统
质量保证指南
YY/T 0798—2010

*

中国标准出版社出版发行
北京市朝阳区和平里西街甲2号(100013)
北京市西城区三里河北街16号(100045)
网址 www.spc.net.cn
总编室:(010)64275323 发行中心:(010)51780235
读者服务部:(010)68523946
中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷
各地新华书店经销

*

开本 880×1230 1/16 印张 9.25 字数 277 千字
2012年3月第一版 2012年3月第一次印刷

*

书号: 155066·2-22887 定价 104.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换
版权专有 侵权必究
举报电话:(010)68510107



YY/T 0798—2010