



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0973—XXXX

自动控制式近距离治疗后装设备 放射治疗计划系统 性能和试验方法

Radiotherapy treatment planning system for automatically-controlled
brachytherapy afterloading equipment- Characteristics and test methods

(征求意见稿)

XXXX - XX - XX 发布

XXXX - XX - XX 实施

国家药品监督管理局 发布

目次

目次	I
前言	II
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语	1
4 要求	1
4.1 长度重建偏差	1
4.2 体积重建偏差	1
4.3 施源器长度重建几何精度	1
4.4 剂量计算偏差	1
4.5 剂量分布准确性	1
4.6 非均匀模体中的剂量分布准确性	2
4.7 临床用例计划性能和剂量分布准确性	2
4.8 随机文件	2
5 试验方法	2
5.1 长度重建偏差	2
5.2 体积重建偏差	2
5.3 施源器长度重建几何精度	3
5.4 剂量计算偏差	3
5.5 剂量分布准确性	3
5.6 非均匀模体中剂量分布准确性	4
5.7 临床用例计划性能和剂量分布准确性	4
5.8 随机文件	4

前 言

本文件按照GB/T 1.1-2020《标准化工作导则 第1部分：标准化文件的结构和起草规则》的规定起草。

本文件代替YY/T 0973-2016《自动控制式近距离治疗后装设备 放射治疗计划系统 性能和试验方法》。与YY/T 0973-2016相比，除结构调整和编辑性改动外，主要技术变化如下：

- 修改了4.4中剂量计算偏差的要求(见4.4, 2016年版的4.4)
- 修改了4.5中剂量分布准确性的要求(见4.5, 2016年版的4.5)
- 增加了4.6中非均匀模体中的剂量分布准确性的要求(见4.6)
- 增加了4.7中临床用例计划性能和剂量分布准确性的要求(见4.7)
- 修改了4.8中随附文件的要求(见4.5, 2016年版的4.5)
- 修改了5.1中长度重建偏差的试验方法(见5.1, 2016年版的5.1)
- 修改了5.2中体积重建偏差的试验方法(见5.2, 2016年版的5.2)
- 修改了5.4中剂量计算偏差的试验方法(见5.4, 2016年版的5.4)
- 修改了5.5中剂量场分布准确性的试验方法(见5.5, 2016年版的5.5)
- 增加了5.6中非均匀模体内的剂量场分布准确性的试验方法(见5.6)
- 增加了5.7临床用例计划性能和剂量分布准确性的试验方法(见5.4)
- 修改了附录A(见附录A, 2016年版的附录A)
- 修改了附录B(见附录B, 2016年版的附录B)

请注意本标准的某些内容可能涉及专利。本标准的发布机构不承担识别这些专利的责任。

本文件由国家药品监督管理局提出。

本文件由全国医用电器标准化技术委员会放射治疗、核医学和放射剂量学设备分技术委员会(SAC/TC10/SC3)归口。

本文件起草单位：。

本文件主要起草人：。

自动控制式近距离治疗后装设备放射治疗计划系统 性能和试验方法

1 范围

本文件规定了自动控制式近距离治疗后装设备放射治疗计划系统（以下简称治疗计划系统）的性能和试验方法。

本文件适用于使用放射性后装治疗源的治疗计划系统，本文件不适用于X射线、电子线、中子射线等后装设备的治疗计划系统。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件，仅注日期的版本适用于本文件。凡是不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本文件。

GB/T 17857 医用放射学术语(放射治疗、核医学和辐射剂量学设备)

3 术语

GB/T 17857界定的术语和定义适用于本文件。

4 要求

4.1 长度重建偏差

治疗计划系统的长度重建偏差不应大于1mm。

4.2 体积重建偏差

治疗计划系统的体积重建偏差不应大于5%。

4.3 施源器长度重建几何精度

选择不同的施源器，施源器中源运行轨迹符合施源器形状，重建几何精度不应大于±1mm。

4.4 剂量计算偏差

对于每种使用的放射源模型和剂量计算算法：

- (1) 在简单条件下（均匀体模），治疗计划系统的剂量计算值与标称值之间的偏差不应大于5%。
- (2) 在复杂条件下（非均匀体模、不同衰减施源器、有防护材料等），治疗计划系统的剂量计算值与标称值之间的偏差不应大于10%。

4.5 剂量分布准确性

按规定的试验方法测量辐射野的剂量分布,符合±3%/2mm要求的点占参与计算点的百分比不应小于90%;

4.6 非均匀模体中的剂量分布准确性

使用非均匀体模进行测试,在模体规定平面内测量辐射野的剂量分布,按规定的试验方法计算,符合±3%/2mm要求的点占参与计算点的百分比不应小于90%;

4.7 临床用例计划性能和剂量分布准确性

设计临床用例计划,在模体规定平面内测量辐射野的剂量分布,按规定的试验方法计算,符合±3%/2mm要求的点占参与计算点的百分比不应小于90%;

4.8 随机文件

随机文件中应包括支持的后装机机型、技术和适用范围、功能(剂量显示、剂量计算方法)、接口协议(例如DICOM RT)、通道信息参数、头点位置(Head offset)的校准方法等信息。

5 试验方法

5.1 长度重建偏差

治疗计划系统获取图像并进行三维重建,图像应有标记点且标记点之间距离不小于5cm对已知标记点间的距离进行测量,利用公式(1)计算长度重建偏差:

$$\Delta L = |L_1 - L_2| \dots\dots\dots (1)$$

式中:

ΔL ——长度重建偏差, mm;

L_1 ——系统重建长度, mm;

L_2 ——已知长度, mm。

应符合4.1的要求。

5.2 体积重建偏差

治疗计划系统获取图像并进行三维重建,图像应包含已知体积的结构。使用治疗计划系统的体积测量功能,测量重建后结构的体积。

利用公式(2)和公式(3)计算治疗计划系统重建体积与圆柱体已知体积的测量误差及体积重建偏差:

$$\Delta V = |V_1 - V_2| \dots\dots\dots (2)$$

$$\Delta V_{\Delta} = \frac{|\Delta V|}{V_2} \times 100\% \dots\dots\dots (3)$$

式中:

ΔV ——测量误差, mm³;

ΔV_{Δ} ——体积重建偏差, %;

V_1 ——系统重建体积, mm^3 ;

V_2 ——已知体积, mm^3 。

应符合4.2的要求。

5.3 施源器长度重建几何精度

选择两种施源器,分别为直线型和曲线型,在放射治疗计划系统中,描述出施源器,计算出施源器长度,并与施源器实际长度进行比较,应符合4.3的要求。

5.4 剂量计算偏差

对于单个位置处的驻留点,测量、模拟或者计算源不同位置处,应至少包括以放射源中心为原点的笛卡尔坐标系内 $(\pm 1\text{cm}, 0, 0)$; $(\pm 5\text{cm}, 0, 0)$; $(0, \pm 1\text{cm}, 0)$; $(0, \pm 5\text{cm}, 0)$; $(0, 0, \pm 1\text{cm})$; $(0, 0, \pm 5\text{cm})$ 各点的剂量,得到剂量参考值。用放射治疗计划系统计算该点的值,用公式(4)计算剂量计算偏差:

$$\delta = \frac{|D_c - D_r|}{D_r} \times 100\% \dots \dots \dots (4)$$

式中:

δ ——剂量计算偏差;

D_c ——计算值,单位为戈瑞(cGy);

D_r ——参考值,单位为戈瑞(cGy)。

注:参考值可使用均匀水模体中布置放射性粒籽的实测值,或者参照附录A中参考值的获取方法。

注2:使用的不同源模型、模体影像、施源器数据、源驻留位置及驻留时间信息及对应的剂量参考值文件可公开下载获取。

5.5 剂量分布准确性

a) 应选择适合剂量分布测量的胶片,并对所使用的胶片进行灰度-剂量定标。

b) 任选三个串行排列的驻留点,间距1cm,活度为临床常用的活度,距离后装治疗源平面外1cm平行放置一张胶片,驻留点和胶片之间用等效水材料填充,曝光得到胶片的剂量分布。将胶片放置在模体内规定的平面上。

c) 将胶片测量所获得的剂量分布与系统计算的剂量分布进行配准对比,由胶片所获得的测量平面内的剂量分布应归一到使用电离室测量的某点的剂量,该点为在高剂量、低梯度区域内适当的点。通过分析测量平面内符合 $\pm 3\%/2\text{mm}$ 要求的点占参与计算点的百分比来评估系统剂量分布计算的准确性。

d) 在测量平面内,应对感兴趣区域内参与计算的点进行限制,以避免包含剂量过低的区域,这个目的可以通过两种方法达到,第一种是设定一个剂量阈值来确定感兴趣区,应设定到最大剂量的10%。第二种是如果分析软件只支持设定矩形感兴趣区域,该区域设为10%等剂量线的外切矩形。

e) 对测量区域内任意一点,如果该点的测量剂量值与系统的计算剂量值的偏差在 $\pm 3\%$ 以内;或在系统计算的剂量分布平面内以该点为圆心,在半径为 mm 的圆形区域内,如果存在与该点测量剂量相等的点,则视为该点满足 $\pm 3\%/2\text{mm}$ 的误差要求。满足 $\pm 3\%/2\text{mm}$ 的误差要求的点占参与计算点的百分比应符合4.5的要求。

注：如果可以完全满足试验的要求，也可以使用其他测试工具（例如：二维阵列辐射探测器）代替胶片进行试验，测试工具是否完全满足试验的要求，需要根据本文件达成协议的各方研究评估后确定。

5.6 非均匀模体中剂量分布准确性

任选三个串行排列的驻留点，间距1cm，活度为临床常用的活度，距离后装治疗源平面外2cm 平行放置一张胶片，驻留点和胶片之间用两层具有不同密度的模体填充，每层模体层厚应大于0.5cm，曝光得到胶片的剂量分布。

参考5.5中的试验方法，应符合4.6的要求。

5.7 临床用例计划性能和剂量分布准确性

按照下列要求设计

a) 结构：宫颈癌临床病例包括CT影像和结构的DICOM-RT文件。其中CTV和相关的危及器官：直肠、膀胱、小肠，以及各个施源器通道，已经被勾画好，形成了RT-Structure。

b) 剂量目标：设置CTV $V_{prescription}$ 和直肠、膀胱、小肠的 V_{2cc} 剂量目标。测试计划的目标剂量应该达到剂量目标的要求。

c) 剂量分布测量：将相同通道数的施源器放置在2cm厚的等效水模体上，扫描模体及施源器影像，重建施源器通道后，将测试计划加载到模体影像上进行计算获得剂量计算值，在等效水模体下方放置一张胶片，完整执行近距离放疗计划。

参考5.5中的试验方法，应符合4.7的要求。

5.8 随机文件

检查随机文件，应符合4.8的要求。

附录 A (资料性附录) 一种剂量计算模型的计算公式说明

A.1 基本限定

在本文件中，使用了如下的一些限定：

- (1) 源指的是经任意封装并可用作近距离治疗的放射性核素。对封装的尺寸和对称性没有限制。
- (2) 点源是由一个没有几何尺寸的点发出的源，其放射性是球对称的，剂量衰减可以用平方反比定律 $1/r^2$ 来描述。
- (3) 线源指的是放射活性沿纵轴方向均匀分布，长度为L的源。
- (4) 籽源指的是柱形对称封装的源，它的活性长度L不大于0.5cm。
- (5) 柱形对称封装源的横断面指的是与源的纵轴垂直并将放射性分布平分的平面。

A.2 概述

在临床实践中，源的位置和方向通过放射性标记物来标识。一般来说，这些标记物在源的内部对称放置，因此相对于源的对称轴，标记物、放射活性分布和源的包壳具有相同的几何中心。这样，决定放射性同位素的位置就要以识别放射性标记物的位置为基础。本标准中讨论的所有的源都可以通过一个源包壳和关于横断面对称分布的放射性标记物来精确描述，依定义，横断面平分了活性源并定义了剂量计算公式的原点。然而公式A.8也适用于关于横断面不对称的源。对于具有如下特性的源：(I) 放射分布沿中分源包壳或标记的平面明显不对称；(II) 不对称的程度预先已知或可通过影像测量。(III) 源的方位可以通过临床应用情况（如通过CT或透视照相）决定，这样源的坐标原点应该放在放射核素活度分布的几何中心位置（和通过放射显像标记的位置信息确定的一致），而不是放在源包壳或放射显像标记的外表面决定的几何中心。如果临床实际中不能用放射显像标记来识别出源的方位及其非对称性分布，就只能假定源的几何中心一定在放射显像标记物的质心点上，这是实际应用中的通常做法。

公式A.8适用于剂量相对于源纵轴呈轴（柱面）对称分布的源。此外，在一致性数据集也假定剂量分布是关于横断面呈对称分布的，即源的活度分布在横断面的两侧互成镜像。但公式A.4却是一个普遍适用的公式，它也适用于活度分布并不相对于横断面呈对称分布的源。

A.3 空气比释动能率强度

空气比释动能率强度的单位是 $\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$ 。为方便记，用一个符号U来代表这个复合单位，即 $1\text{U} = 1\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = 1\text{cGy cm}^2\text{h}^{-1}$ 。

空气比释动能率强度 S_k 是真空中在距离d处由能量大于 δ 的光子所致的空气比释动能率 $K_\delta(d)$ 与距离d的平方的乘积：

$$S_k = \dot{K}_\delta(d)d^2 \dots\dots\dots (A.1)$$

式中：

d是从源中心到定义 $K_\delta(d)$ 的点的距离（不是必需的，但通常是与测量点联系在一起），这个点应

该是在源的横断面上。距离d要比源活性分布的最大线度要大，以保证 S_k 独立于d。 $K_\delta(d)$ 通常由源横断面上测量的自由空气中的空气比释动能率推导得到，要求测量距离要比探测器的尺度和源的尺度大，通常在1米左右。“在真空中”意指测量时要考虑到空气中的光子衰减和散射及其他处于源与探测器之间

的介质对测量结果的影响，以及光子从测量环境附近的物体如墙壁、地板、天花板的散射的影响，对这些因素进行适当的修正。当然也可以通过计算来得到空气比释动能率以避免实际测量中各种因素的限制。截止能量 δ 是为了除去低能及外界污染光子（例如由钢或钛的源覆层发出的特征X射线），这些光子会增加 $K_\delta(d)$ 的值，但对于距源0.1cm以外的组织剂量却没有贡献。 δ 的取值依赖于实际应用情况，对于低能光子发射近距离治疗而言通常取5keV。

A.4 剂量率常数

水中剂量率常数 Λ 是水中参考位置处的剂量率 $P(r_0, \theta_0)$ 和空气比释动能率强度 S_K 的比值。 Λ 的单位是 $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ ，即 cm^{-2} ，

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \dots\dots\dots (\text{A. 2})$$

式中：

剂量率常数依赖于放射性核素及源模型，并受到源内部设计及初级标准中用于获得 S_K 的实验方法的影响。

1999年， $A_{\text{mD}, \text{PqqS}}$ 被引入，以同时标识用于决定 $D(r_0, \theta_0)$ 的剂量率测量或计算方法和此剂量率所归一到的校准标准。下标“D”指参考剂量率，“nn”指这个参考剂量率所公布的年份（测量值或剂量值），“P”指源强度标准的提供者或来源，“qq”指这个源强度所完成的年份，下标“S”代表Standard。例如， $A_{97\text{D}, \text{N99S}}$ 表示此剂量率常数由剂量学测量获得，于1997年公布并归一得到的 S_K 可追溯到1999年的NIST

标准。也可以使用额外的标记如 ${}^{6702}_{\text{TLD}}\Lambda_{97\text{D}, \text{N85S}}$ 表示一个6702型源的剂量率常数，于1997年用TLD方法测量并公布，可追溯到1985年的NIST标准。这些符号对于比较由不同研究者得到的结果，明显标记源的特性如所采用的校准过程、是否包括钛的K层电子特征X射线的影响等方面都很有用。

A.5 几何函数

对于临床近距离治疗的剂量计算，几何函数可以在对以表格形式提供的剂量率数据进行插值的过程中提高精度。从物理的角度看，几何函数忽略了散射和衰减的影响，基于一个对源内部放射活性空间分布的近似模型提供了有效的平方反比定律修正。因为几何函数仅仅用于对表格数据的插值计算，因此这种高度简化的近似同样可以在治疗计划中得到足够准确的剂量计算结果。本标准中推荐使用的点源及线源模型可以使用如下的几何函数：

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad \text{点源近似}$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \theta \neq 0 \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \theta = 0 \end{cases} \quad \text{线源近似} \dots\dots\dots (\text{A. 3})$$

式中：

β 是以弧度为单位的角，指的是线源的两个端点与计算点 $P(r, \theta)$ 所构成的张角。

原则上，点源或线源都有可能用一维和二维公式一致性地实现。在这种情况下，“一致性”指用于从参数推导剂量率的几何函数应该与用于准备径向剂量函数和二维各向异性函数的数据一致，包括在 $G(r, \theta)$ 中所使用的活性长度 L 。在这些条件下，剂量计算将可以精确地重复测量或用蒙特卡洛方法从 $g(r)$ 和 $F(r, \theta)$ 数据表格中推导的剂量率。

本标准总是推荐使用线源几何函数来评估二维剂量分布，而评估一维剂量分布则可以用点源也可以

用线源几何函数。

因为这些简单函数的作用仅仅是用来从表格列出的数据中插值计算原来的剂量结果，所以它们在剂量计算中的作用是可靠的。

如果放射活性分布在一个标准的圆柱或圆环上，本标准推荐将柱体的长度作为活性长度。对于包括多个均匀分布的放射活性组份的近距离治疗源，L应该是其有效长度 L_{eff} ：

$$L_{eff} = \Delta S \times N \dots\dots\dots (A. 4)$$

式中：

N代表源中包括的籽源的数目， ΔS 为这些籽源的平均中心距离。

如果 L_{eff} 比源包壳的物理长度（通常为4.5mm）大，则应该用最大间距（活性分布最接近的两个末端之间的距离）作活性长度。这个技术可以避免在计算组织中一些位于假想线源上而实际正好在物理源终端处的点时 $G(r, \theta)$ 出现奇异值的情况。

可以用一些形式更复杂的几何函数来计算在近距离处而表格上又没有给出的点的剂量，如可以将 $g(r)$ 和 $F(r, \theta)$ 外推到更小距离。不过绝大多数商用近距离治疗计划系统只支持点源或线源几何函数。因此，本标准中所提供的表格数据都是基于点源或线源近似的，而将这些数据转换为与实际应用的近距离治疗计划系统可用的更复杂的几何函数相兼容的形式则是物理师自己的责任。

A. 6 径向函数

径向剂量函数 $g_x(r)$ 用来表达横断面上由于光子散射和衰减引起的剂量衰减，即包括几何函数没有包括衰落。 $g_x(r)$ 的定义见式（8），它在 $r_0=1\text{cm}$ 时为1。

$$g_x(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) \cdot G_x(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) \cdot G_x(r, \theta_0)} \dots\dots\dots (A. 5)$$

此剂量计算公式在径向剂量函数和几何函数中增加了角标“X”来标识在数据转换中是应用了点源“P”或是线源“L”的几何函数。相应地，本标准不仅提供了 $g_p(r)$ 的表格数据，也提供了 $g_L(r)$ 的表格数据。

因为可以通过线性插值或其他适当的数据模型拟合表格数据来得到 $g_x(r)$ ，一些商用治疗计划系统目前采用了一个5次多项式来对表格提供的 $g(r)$ 数据进行拟合。此等多项式拟合在径向距离远离原始表格数据的地方会得到误差很大的错误数据，而采用如下替代拟合公式则可以得到对这种效果不是那么敏感的结果。

$$g_x(r) = a_0 + a_1 r + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5 \dots\dots\dots (A. 6)$$

式中：

要求参数 a_0 至 a_5 可以达到对数据拟合的误差小于2%。同样，拟合误差能达到此标准的径向范围也需要明确标定。

A. 7 二维各向异性函数

二维各向异性函数 $F(r, \theta)$ 的定义为：

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) \cdot G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) \cdot G_L(r, \theta)} \dots\dots\dots (A. 7)$$

二维各向异性函数用于表述剂量随相对于横断面的极角的变化情况。 $F(r, \theta)$ 在横断面内的值总是1。当离开横断面时， $F(r, \theta)$ 的值通常会因以下原因而降低：(I)当 r 降低时；(II)当 θ 接近 0° 或 180° 时；(III)源包壳厚度增加时；(IV)当光子能量降低时。但对于表面涂有一层低能光子发射核素的标准柱形源，

可能由于朝向横断面的方向上有活性元素的滤过作用而使得 $F(r, \theta)$ 的值在 $|\theta - 90^\circ| > \pm \arcsin(L/2r)$ 时大于1。

前面已经叙述过，在(A.3)式中用于计算 $G_L(r, \theta)$ 的活性长度 L 应该与(A.5)式中用于计算 $g_L(r)$ 和(A.7)式中用于计算 $F(r, \theta)$ 的 L 值一致。否则，会在较近距离处计算剂量时出现较大误差。例如，在 $r=0.5\text{cm}$ 时， L 从3mm改变到5mm将会引起 $G_L(r, \theta)$ 的值变化5%。

A.8 参考剂量计算方法

放射性后装治疗源（线源）二维剂量率 $\dot{D}(r, \theta)$ 按公式(A.8)计算：

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \dots \dots \dots (A.8)$$

式中：

r ——从源中心到测量点P的距离，cm，（见图A.1）；

r_0 ——参考距离，1cm；

θ ——测量点P到源中心连线与源纵轴线的夹角，度或者弧度；

θ_0 ——参考角度， 90° 或 $\pi/2$ ；

S_K ——空气比释动能率强度， $\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$ 。用符号U来代表这个复合单位，即 $1\text{U} = 1 \mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = 1\text{cGy cm}^2\text{h}^{-1}$ ；

Λ ——水中参考点 $P(r_0, \theta_0)$ 的剂量率和空气比释动能率强度 S_K 的比值；

$G_L(r, \theta)$ ——计算点的几何函数值；

$G_L(r_0, \theta_0)$ ——参考点的几何函数值；

$g_L(r)$ ——径向剂量函数，由于光子散射和衰减在横断面上引起的剂量衰减；

$F(r, \theta)$ ——二维各向异性函数，即剂量随横断面极角变化的关系。

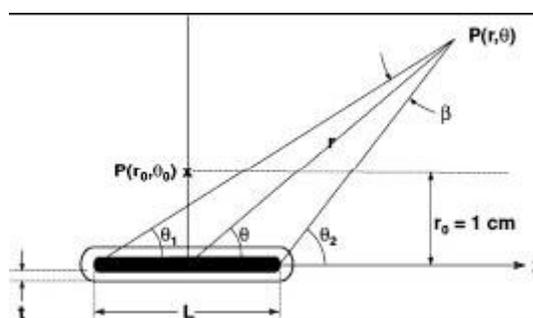


图 A.1 近距离治疗剂量计算坐标系

累计吸收剂量 $D(r, \theta)$ 按公式(A.9)计算：

$$D(r, \theta) = \int_0^t \dot{D}_0(r, \theta) dt \dots \dots \dots (A.9)$$

式中：

$\dot{D}_0(r, \theta)$ ——初始剂量率，按公式(A.8)计算， Gy h^{-1} 。

附录 B(资料性附录)

蒙特卡洛模拟剂量计算偏差测试

B.1 测试例

测试例1

将标准放射源置于一个边长为51.1厘米的立方体水模体中心。标准源的长轴与坐标系的Z轴重合。计算该放射源在水模体内的剂量分布，并与标准计算模型的剂量结果进行比较。

测试例2

将标准放射源置于一个边长为20.1厘米的立方体水模体中心，同时该水模体置于一个边长为51.1厘米的立方体空气模体中心。标准源的轴线与坐标系的Z轴重合。计算该放射源在模体内的剂量分布，并与标准剂量结果进行比较。

差测试例3

标准放射源、水模体及空气模体在参考测试例2所列的空间位置关系的基础上，将放射源沿X方向偏移7厘米。计算该放射源在模体内的剂量分布，并于标准剂量结果进行比较。

测试例4

标准放射源、水模体及空气模体在参考测试例2所列的空间位置关系的基础上，将如下图所示的标准施源器模型置于模体内，使施源器的中心与坐标轴中心重合，同时标准源置于施源器内，且其中心与坐标轴中心重合。计算该放射源在模体内的剂量分布，并于标准剂量结果进行比较。

B.2 剂量计算偏差公式

采用蒙特卡洛模拟的剂量偏差结果都按照以下公式计算：

$$\Delta D_{LOCAL}^{MC} = \frac{D_{TPS,User}(x,y,z) - D_{MC,ref}(x,y,z)}{D_{MC,ref}(x,y,z)} \dots\dots\dots (B.1)$$

$$\Delta D_{GLOBAL}^{MC} = \frac{D_{TPS,User}(x,y,z) - D_{MC,ref}(x,y,z)}{D_{MC,ref}(x_{ref},y_{ref},z_{ref})} \dots\dots\dots (B.2)$$

式中，

ΔD_{LOCAL}^{MC} ：在坐标点(x, y, z)处的TPS剂量计算值相对于该点蒙特卡洛计算参考剂量值的差，按该坐标点的蒙特卡洛计算参考剂量值进行归一化的结果；

$D_{TPS,User}(x, y, z)$ ：TPS在坐标点(x, y, z)处的剂量计算值；

$D_{MC,ref}(x, y, z)$ ：蒙特卡洛计算给出的在坐标点(x, y, z)处的剂量参考值。

ΔD_{GLOBAL}^{MC} ：在坐标点(x, y, z)处的TPS剂量计算值相对于该点蒙特卡洛计算参考剂量值的差，按蒙特卡洛计算结果中指定的全局剂量参考点($x_{ref}, y_{ref}, z_{ref}$)的剂量值进行归一化的结果。

$D_{MC,ref}(x_{ref}, y_{ref}, z_{ref})$ ：蒙特卡洛计算结果中指定的全局剂量参考点($x_{ref}, y_{ref}, z_{ref}$)的剂量值。

B.3 点剂量偏差评估

按照附录B.1中所描述的所有测试例，在TPS内计算以下各点的剂量值：

以放射源中心为原点的笛卡尔坐标系内 $(\pm 1\text{cm}, 0, 0)$; $(\pm 5\text{cm}, 0, 0)$; $(0, \pm 1\text{cm}, 0)$; $(0, \pm 5\text{cm}, 0)$; $(0, 0, \pm 1\text{cm})$; $(0, 0, \pm 5\text{cm})$ 各点的剂量。将上述各点的TPS剂量计算值与蒙特卡洛模拟得到的参考剂量值按公式 (B. 1) 计算剂量偏差。要求该剂量偏差符合4.4的要求。

B.4 剂量分布偏差评估

对于附录B.1的所有测试例，在TPS内计算以放射源为中心的20cm边长的立方体内，1mm步长的各点的剂量值。将各点的剂量计算值与附录D的参考剂量值的结果按公式 (B. 2) 进行比较。对于测试例1、2、3，公式 (8) 中的 x 取 x 轴上距离放射源中心1cm处的点的参考剂量值。对于测试例4，取坐标点 $(-2.3\text{cm}, 0, 0)$ 处的参考剂量值。至少90%的点的剂量计算值与蒙特卡洛模拟得到的参考值之间的偏差满足4.4的要求。

注：进行蒙特卡洛模拟时所用源的模型及剂量学数据可参考AAPM 372号报告。
