



# 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

XXXX-XX-XX发布

XXXX-XX-XX 实施



## 目 次

前言 .....	III
<b>1 范围</b> .....	<b>1</b>
2 规范性引用文件 .....	1
3 术语和定义 .....	1
4 要求 .....	1
4.1 长度重建偏差 .....	1
4.2 体积重建偏差 .....	1
<b>4.3 施源器长度重建几何精度</b> .....	<b>1</b>
<b>4.4 剂量计算偏差</b> .....	<b>1</b>
4.5 剂量分布准确性 .....	1
<b>4.6 随机文件</b> .....	<b>2</b>
5 试验方法.....	2
<b>5.1 长度重建偏差</b> .....	<b>2</b>
<b>5.2 体积重建偏差</b> .....	<b>2</b>
<b>5.3 施源器长度重建几何精度</b> .....	<b>2</b>
<b>5.4 剂量计算偏差</b> .....	<b>2</b>
<b>5.5 剂量分布准确性</b> .....	<b>3</b>
<b>5.6 随机文件</b> .....	<b>4</b>
附录 A (资料性附录) 剂量率计算公式说明 .....	5
附录B (资料性附录) $^{192}\text{Ir}$ 剂量学数据 .....	9



## 前 言

本标准按照GB/T 1.1—2009给出的规则起草。

本标准代替YY/T 0937-2013《放射性粒籽植入治疗计划系统 剂量计算要求和试验方法》。与YY/T 0937-2013相比，主要技术变化如下：

- 修改了5.1中长度计算偏差的试验方法
- 修改了5.2中体积计算偏差的试验方法
- 修改了5.3中剂量计算偏差的试验方法
- 修改了5.4中剂量场分布准确性的计算公式
- 修改了5.4中剂量场分布准确性的试验方法
- 增加了5.5中非均匀模体内的剂量场分布准确性的试验方法
- 增加了5.6临床用例计划性能和剂量分布准确性的试验方法
- 附录B中增加了其他常用粒籽源模型的参数

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

本标准由国家药品监督管理局提出。

本标准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。

本标准起草单位：。

本标准主要起草人：。



# 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

本标准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。

本标准适用于使用 $^{192}\text{Ir}$ 放射性后装治疗源的治疗计划系统。

对于使用其他后装治疗源或者其他封装方式的源,参照使用本标准。

## 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 术语和定义

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2mm。

### 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 $\pm 2\text{mm}$ 。

### 4.4 剂量计算偏差

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%。

#### 4.5 剂量分布准确性

治疗计划系统计算的平面剂量结果与测量值的3%/2mm伽马符合度不小于90%。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于3%，或者在一个点为圆心半径为2mm的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

#### 4.6 非均匀模体中的剂量分布准确性

治疗计划系统计算的平面剂量结果与测量值的3%/2mm伽马符合度不小于90%。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于3%，或者在一个点为圆心半径为2mm的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

#### 4.7 性临床用例计划性能和剂量分布准确性

放疗计划性能，即达到的剂量目标要求，见具体测试用例中的表X。

治疗计划系统计算的平面剂量结果与测量值的3%/2mm伽马符合度不小于90%。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于3%，或者在一个点为圆心半径为2mm的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

#### 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)、通道信息参数等信息。

### 5 试验方法

#### 5.1 长度重建偏差

在模体中标定两个已知距离不小于5 cm 的标记点，将模体进行CT 或其他适合的成像装置扫描。CT 扫描层厚不大于3 mm，治疗计划系统获取图像并进行三维重建，对已知标记点间的距离进行测量，利用式(1)计算长度重建偏差：

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

式中：

$\Delta L$ ——长度重建偏差，单位为毫米(mm)；

$L_1$ ——系统重建长度，单位为毫米(mm)；

$L_2$ ——已知长度，单位为毫米(mm)。

应符合4.1的要求。

#### 5.2 体积重建偏差

将已知尺寸的实体圆柱体，用CT 或其他适合的成像装置扫描。CT 扫描层厚不大于3 mm，重建图像不小于512×512。治疗计划系统获取图像并进行三维重建。使用治疗计划系统的体积测量功能，测量重建后圆柱体的体积。

利用式(2)和式(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：

$$\Delta V=|V_1-V_2| \times 100\% \dots\dots\dots (2)$$

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

式中:

$\Delta V$  ——测量误差;

$\Delta V_{\Delta}$  ——体积重建偏差;

$V_1$  ——系统重建体积, 单位为立方毫米( $\text{mm}^3$ );

$V_2$  ——已知体积, 单位为立方毫米( $\text{mm}^3$ )。

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

#### 5.4.1 参考剂量计算方法

放射性后装治疗源(线源)二维剂量率 $D(r, \theta)$  按式(4)计算:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad \dots\dots\dots (4)$$

式中:

- $r$  ——从源中心到测量点P 的距离, 单位为厘米(cm), (见图1);
- $r_0$  ——参考距离, 1 cm;
- $\theta$  ——测量点P 到源中心连线与源纵轴线的夹角, 单位为度或者弧度;
- $\theta_0$  ——参考角度,  $90^\circ$  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  $1 \text{ U} = 1 \mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = 1 \text{ cGy cm}^2\text{h}^{-1}$ ;
- $A$  ——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;
- $G(r, \theta)$  ——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。

以上参数的详细表述参见附录 A。

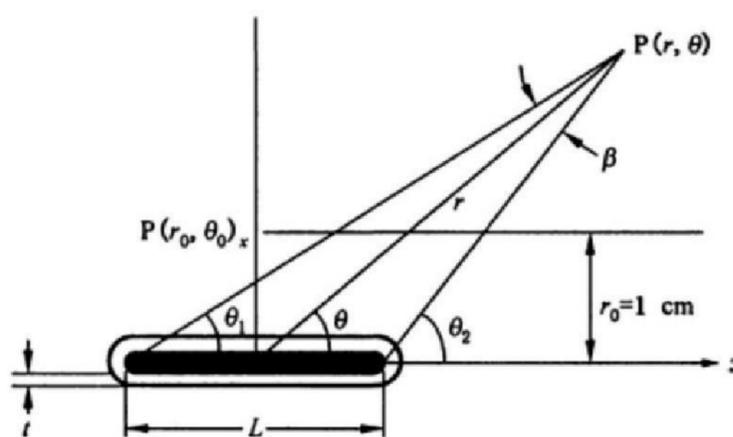


图 1 近距离治疗剂量计算坐标系

累计吸收剂量 $D(r, \theta)$  按式(5)计算:

$$D(r, \theta) = \int_0^t \dot{D}_0(r, \theta) dt \quad \dots\dots\dots (5)$$

式中:

$\dot{D}_0(r, \theta)$ ——初始剂量率, 按式(4)计算, 戈瑞每小时(Gy/h)。

#### 5.4.2 剂量计算偏差

对于单个驻留位, 计算源周围不同位置处的剂量。对于 $^{192}\text{Ir}$  放射性后装治疗源剂量计算时参见附录B。

对于使用其他后装治疗源或者其他封装方式的源, 参照制造商提供的相关资料。

用治疗计划系统计算该点剂量值, 用式(6)计算剂量计算偏差:

$$\Delta D(r, \theta) = \frac{|D_1(r, \theta) - D_0(r, \theta)|}{D_0(r, \theta)} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (6)$$

式中:

$\Delta D(r, \theta)$ ——剂量计算偏差;

$D_1(r, \theta)$ ——计算值, 单位为戈瑞(Gy);

$D_0(r, \theta)$ ——理论值, 单位为戈瑞(Gy)。

应符合4.4的要求。

#### 5.5 剂量分布准确性

用伽马符合度剂量分布准确性。

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。用治疗计划系统计算在相同几何条件下的剂量分布。在测量平面上计算伽马符合度。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于一定百分比，或者在一个点为圆心的一定半径的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

#### 5.6 非均匀模体中剂量分布准确性

用伽马符合度剂量分布准确性。

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1cm，曝光得到胶片的剂量分布。用治疗计划系统计算在相同几何条件下的剂量分布。在测量平面上计算伽马符合度。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于一定百分比，或者在一个点为圆心的一定半径的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

## 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文件可以公开下载。其中CTV和相关的危及器官：直肠、膀胱、小肠，已经被勾画好，形成了RT-Structure。具体结构分布见图XX。
- b) 剂量目标：CTV  $V_{\text{prescription}}$  和直肠、膀胱、小肠的 $V_{2cc}$ 剂量目标见表X。测试计划的目标剂量应该达到或者尽量达到表X的要求。
- c) 剂量分布测量：将施源器放置2cm厚的等效水模体上，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，计算测量平面上的测量和计算剂量分布之间的伽马符合度。

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。用治疗计划系统计算在相同几何条件下的剂量分布。在测量平面上计算伽马符合度。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于一定百分比，或者在一个点为圆心的一定半径的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

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。用治疗计划系统计算在相同几何条件下的剂量分布。在测量平面上计算伽马符合度。也就是平面上每个测量网格点的计算剂量与测量剂量值的相对误差不小于一定百分比，或者在一个点为圆心的一定半径的范围内找得到具有与测量值相同的计算值的点。并且只统计具有如下性质的测量点：测量点的剂量大于该测量平面上最大剂量的10%。

## 5.8 随机文件

检查随机文件，应符合4.6的要求。

**附 录 A**  
**(资料性附录)**  
**剂量率计算公式说明**

### A.1 基本限定

在本标准中，使用了如下的一些限定：

- a) 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。
- b) 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。
- c) 线源指的是放射活性沿纵轴方向均匀分布，长度为L 的源。
- d) 籽源指的是柱形对称封装的源，它的活性长度L 不大于0.5 cm。
- e) 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(4)也适用于关于横断面不对称的源。对于具有如下特性的源：

- a) 放射分布沿中分源包壳或标记的平面明显不对称；
- b) 不对称的程度预先已知或可通过影像测量；
- c) 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(4)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(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 $\delta$  的光子所致的空气比释动能率K。(d) 与距离d 的平方的乘积，见式(A.1):

$$S_x = K_{\delta}(d)d^2 \quad \dots\dots\dots(\text{A.1})$$

式中：

$d$  是从源中心到定义  $K_s(d)$  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  $d$ 。 $K_s(d)$  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 m 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  $\delta$  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  $K_s(d)$  的值,但对于距源0.1 cm 以外的组织剂量却没有贡献。 $\delta$  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5 keV。

#### A.4 剂量率常数

水中剂量率常数  $\Lambda$  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,见式(A.2)。 $\Lambda$  的单位是  $\text{cGy h}^{-1}\text{U}^{-1}$ ,即  $\text{cm}^{-2}$ 。

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

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,  $\text{AmD}, \text{Pqs}$  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(如  $\text{P}=\text{“N”}$  指 NIST,  $\text{P}=\text{“T”}$  指 Theragenics 公司自己的校准标准),“qq”指这个源强度所完成的年份,下标“S”代表 Standard。例如,  $\text{Ag}_7\text{D}, \text{N}_{95}$  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  $\text{73A g}_7\text{D}, \text{N}_{85}$  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地过程中提高精度。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式(A.3) 的几何函数:

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

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

式中：

$\beta$  是以弧度为单位的角度,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  $G(r,0)$  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分的近距离治疗源， $L$  应该是其有效长度  $L$ ，见式(A.4):

$$L_f = \Delta S \times N \quad \dots\dots\dots(A.4)$$

式中:

$N$  代表源中包括的籽源的数目， $\Delta S$  为这些籽源的平均中心距离。

如果  $L$  比源包壳的物理长度(通常为4.5 mm)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(A.5)，它在  $r_0=1$  cm时为1。

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

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，而采用式(A.6)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。

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

式中:

要求参数  $a_0 \sim a_5$  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  $F(r,\theta)$  的定义见式(A.7):

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

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。 $F(r, 0)$  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：

- a) 当  $r$  降低时；
- b) 当  $\theta$  接近 $0^\circ$  或 $180^\circ$  时；
- c) 源包壳厚度增加时；
- d) 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，在式(A.3) 中用于计算 $GL(r, 0)$  的活性长度 $L$  应该与式(A.5) 中用于计算 $gL(r)$  和式(A.7) 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 $r=0.5$  cm时， $L$  从3 mm 改变到5mm 将会引起 $GL(r, 0)$  的值变化5%。

附 录 B  
(资料性附录)  
192Ir 剂量学数据

### B.1 192Ir 放射性后装治疗源的简介

192Ir是由<sup>191</sup>Ir(37% 丰度)吸收一个中子生成的,它的半衰期是73.83天,有<sup>192</sup>Pt 和<sup>192</sup>Os 两种激发态,放出的伽马射线有一定的能量范围(见表B.1),从封闭源发出的光子的平均能量为370 keV(Attix和Goetch认为,考虑到被源及其包壳吸收带来的影响,用于电离室校准因子内插和其他剂量学的适当平均能量为能通量的加权平均值,他们推荐的值是400 keV。

**表 B.1 核素的物理特性**

衰变模式	$\beta$ -衰变到 <sup>192</sup> Pt激发态(95.6%) 电子俘获到 <sup>192</sup> Os激发态(4.4%)
兆电子伏特伽马射线(每次衰变的光子数)	0.29(0.291), 0.308(0.298), 0.317(0.831), 0.468(0.476), 0.608(0.133)
每次衰变伽玛射线的平均数目	2.2
基态半衰期	73.83 d
理想点源的照射量率和空气比释动能率常数	$(F_g)_x=4.69 \text{ R cm}^2 \text{ mCi}^{-1} \text{ h}^{-1}$ $(F_g)_x=0.111 \text{ } \mu\text{Gy m}^2 \text{ MBq}^{-1} \text{ h}^{-1}$ $=4.11 \text{ cGy cm}^2 \text{ mCi}^{-1} \text{ h}^{-1}$ $=1.00 \text{ cGy cm}^2 \text{ U}^{-1} \text{ h}^{-1}$

在美国用于组织间放射治疗的<sup>192</sup>Ir 通常是以小圆柱源或籽粒源的形式,这些源长3 mm,直径0.5 mm。籽粒源在商业中的应用有两种样式: 一个(由弗吉尼亚州斯普林菲尔德的Best Industries制造)由30%铱和70%铂组成的直径为0.1 mm 的芯,芯周围是0.2 mm 厚的不锈钢包壳。另一个(由加利福尼亚Bellflower Alpha-Omega制造)由10%铱和90%铂组成的直径为0.3 mm 的芯,芯外是铂包壳。种子里面有0.8 mm 的尼龙丝外径。源中心到中心的通常距离是1 cm,也可自定义间距。最高活度链长度大约是18 cm。通常的空气比释动能强度在1.4 U~7.2 U范围内(相当于一个毫当量值0.2-1.0 mgRaEq),一些供应商能提供空气比释动能强度可达72 U 的源(相当于一个毫当量值10 mgRaEq)。本标准提供的剂量数据只适用于有不锈包壳的<sup>192</sup>Ir 源,因为目前还没有用于铂封装的<sup>192</sup>Ir 源种子的类似质量数据。

在欧洲<sup>192</sup>Ir 最常用的形式是线状。通常源是由含25%铱和75%铂的芯以及0.1 mm 厚的铂包壳。外径是0.3 mm 和0.55 mm左右。较粗者可以直接植入组织,而被塑料盖包裹的较细者则要后装在植入式导管中。此外,一些制造商生产高剂量率的组织间后装机,是利用单独的<sup>192</sup>Ir 源空气比释动能强度达到29000 U~41000 U(7 Ci~10 Ci)。用于远距离后装的<sup>192</sup>Ir 线源和高活度源的剂量已超过了本标准的范围,这里不再提及。

### B.2 192Ir 放射性后装治疗源的剂量学数据

192Ir放射性后装治疗源的剂量学数据分别见表B.2~表 B.7。

表 B.2 强度转换系数

源	源强度量	单位	照射量率常数 ( $T_g$ ) x 或 过滤曝光率常数 (P) x R $\text{cm}^2 \text{mCi}^{-1} \text{h}^{-1}$	空气比释动能强度转换因子
192 Ir放射性后装治疗源 t=0.2 mm铁	表观活度	mCi	4.60	4.030 U mCi <sup>-1</sup>
192Ir放射性后装治疗源 t=0.05 mm铂铱合金	表观活度	mCi	4.80	4.205 U mCi <sup>-1</sup>

表 B.3 几何因子的例子,  $G(r, \theta)$  乘以  $r^2$  将放射性后装治疗源近似为3.0 mm长的线源用方程A.3 计算

$\theta / (^\circ)$	r=0.5 cm	r=1.0 cm	r=2.0 cm	r=5.0 cm
0	1.099	1.023	1.006	1.001
10	1.094	1.022	1.006	1.001
20	1.081	1.019	1.005	1.001
30	1.062	1.015	1.004	1.001
40	1.039	1.010	1.002	1.001
50	1.018	1.005	1.001	1.000
60	0.9160	0.9999	1.000	1.000
90	0.9715	0.9926	0.9980	1.000

表 B.4 在水介质中建议的剂量率常数

放射性后装治疗源	剂量率常数/[cGy/(h·U)]
192Ir复合铁	1.12*
* Williamson得出的数据。	

表 B.5 径向剂量函数g(r)

水平轴距离/cm	192 Ir
0.5	0.994
1.0	1.00
1.5	1.01
2.0	1.01
2.5	1.01
3.0	1.02
3.5	1.01
4.0	1.01
4.5	1.00
5.0	0.996

表B.5 (续)

水平轴距离/cm	$^{192}\text{Ir}$
5.5	0.985
6.0	0.972
6.5	0.957
7.0	0.942
7.5	0.927
8.0	0.913
8.5	0.900
9.0	0.891

表 B.6  $^{192}\text{Ir}$  源各向异性函数  $F(r, \theta)$ 

$\theta / (^\circ)$	r=0.0	r=10.0 cm	r=20.0 cm	r=30.0 cm	r=40.0 cm	r=50.0 cm	r=60.0 cm	r=70.0 cm	r=80.0 cm	r=90.0 cm
1.0	0.806	0.843	0.947	0.966	1.00	1.02	1.03	1.03	1.02	1.00
2.0	0.788	0.906	0.947	0.941	0.945	0.949	0.953	0.989	0.991	1.00
3.0	0.769	0.813	0.893	0.936	1.03	0.984	0.977	1.03	1.03	1.00
4.0	0.868	0.949	1.01	0.996	1.02	1.03	1.04	1.01	1.01	1.00
5.0	0.831	0.931	0.994	1.03	1.07	1.05	1.03	1.01	1.02	1.00
6.0	0.819	0.899	0.920	0.928	0.973	0.959	0.954	0.996	0.997	1.00
7.0	0.844	0.944	0.985	0.969	0.962	0.967	1.01	1.02	0.979	1.00
8.0	0.824	0.933	0.926	0.958	0.970	0.982	0.970	0.983	0.994	1.00
9.0	0.889	0.962	0.990	0.968	0.996	0.992	1.01	1.02	0.987	1.00

表 B.7 各向异性因子中 ( $r$ ), 各向异性常数中

各向异性因子 $\phi_n(r)$	
距离r/cm	$^{192}\text{Ir}$
1	0.991
2	0.947
3	0.970
4	0.989
5	0.998
6	0.949
7	0.965
8	0.955
9	0.974
各向异性常数 $\Phi_n$	0.98

B.3 包壳厚度为0.2 mm铁的<sup>192</sup>Ir源

前提：<sup>192</sup>Ir放射性后装治疗源按照 $1.85 \times 10^{11}$  Bq 校准活度计算 (<sup>192</sup>Ir放射性后装治疗源 $t=0.2$  mm铁， $3.7 \times 10^7$  Bq=4.030 U)。

数据：取Sk 校准值为 $1.85 \times 10^{11}$  Bq=5 Ci=5000 mCi=5000×4.030 U=20150 U。

表 B.8 指定“驻留时间”为1 min 的理论剂量值

192Ir 径向距离 cm	衰减剂量/Gy			
	0 d	5 d	10 d	20 d
0.5	14.63744	13.96635	13.32602	12.13209
1.0	3.76132	3.58887	3.42433	3.11753
1.5	1.69537	1.61764	1.54347	1.40519
2.0	0.95503	0.91124	0.86946	0.79156
2.5	0.61163	0.58359	0.55683	0.50694
3.0	0.42910	0.40943	0.39066	0.35566
3.5	0.31224	0.29792	0.28426	0.25880
4.0	0.23909	0.22813	0.21767	0.19817
4.5	0.18706	0.17848	0.17030	0.15504
5.0	0.15092	0.14400	0.13740	0.12509
5.5	0.12336	0.11770	0.11231	0.10224
6.0	0.10229	0.09760	0.09313	0.08478
6.5	0.08582	0.08188	0.07813	0.07113
7.0	0.07284	0.06950	0.06631	0.06037

注：径向距离是指源中心连线与源纵轴线的夹角为90° 时的距离。