

CNIC-00754

IAE-0117

CN9400830

中国核科技报告

CHINA NUCLEAR SCIENCE & TECHNOLOGY REPORT

$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ 眼科敷贴器对眼球
各部分的剂量

ABSORBED DOSES TO THE MAIN PARTS
OF EYEBALL DUE TO USE $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$
OPHTHALMIC APPLICATOR

(In Chinese)



原子能出版社

中国核情报中心

China Nuclear Information Centre



陈丽妹：中国原子能科学研究院研究员。1960年毕业于清华大学核物理专业。

Chen Lishu; Professor of China Institute of Atomic Energy. Graduated from Tsinghua University in 1960, majoring in nuclear physics.

CNIC-00754

IAE-0117

$^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ 眼科敷贴器对眼球各部分的剂量

陈丽姝

(中国原子能科学研究院,北京)

摘 要

研究了眼科放疗剂量学,指出了某些影响因素。报道了用组织等效外推电离室测量人的新鲜眼球的主要结构如角膜、巩膜、晶状体和房水对 $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ 放射治疗源的吸收剂量的分布,确定了治疗时不同深度处的剂量值,从而得出了作为放射性敏感区的晶状体所受的剂量,为放射性治疗和辐射防护提供了有用数据。

**ABSORBED DOSES TO THE MAIN PARTS OF
EYEBALL DUE TO USE $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$
OPHTHALMIC APPLICATOR**

(In Chinese)

Chen Lishu

(CHINA INSTITUTE OF ATOMIC ENERGY, BEIJING)

ABSTRACT

The ophthalmic radiotherapy dosimetry and some affecting factors are introduced. The distributions of absorbed doses to the main parts of a fresh eyeball such as the cornea, sclera, lens and anterior chamber, during the radiotherapy by using a $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ ophthalmic applicator are presented. An tissue-equivalent extrapolation ionization chamber was used in the dose measurement. The reasonable doses during ophthalmic radiotherapy for different depths have been obtained. Therefore, the absorbed dose to the lens, the most sensitive organ, can be given. These data are useful for radiation protection in ophthalmic radiotherapy.

引言

放射治疗在治疗恶性肿瘤方面占有重要地位。据统计,国内、外60%~75%的恶性肿瘤病人在其病程的不同阶段的某一时期都接受过放射治疗。采用 β 射线放射源治疗眼科癌症和某些非恶性疾患以及防止术后复发具有特殊疗效^[1-4]。这方面的工作已经做了很多年,其适应的常见疾病有:浅表或深部的新生血管瘤,翼状胬肉的初期治疗和手术后的 β 辐射治疗,睑结膜和角膜的春季卡他性结膜炎、乳头状瘤、血管瘤,基底细胞癌,睑板腺囊肿、结膜囊肿、慢性结膜炎、流行性角膜结膜炎等。

眼科放疗的初期,大都采用天然放射性核素 Ra 和 Rn。由于 Ra 除放射 β 射线外还放出 γ 射线,且价格也较贵;Rn 的半衰期短,使用起来不够方便。RaD+RaE 源 β 射线的能量和半衰期都比较合适,但是同时存在着 γ 射线。天然 β 辐射体中还有 UX₁+UX₂,虽然它们的能量比较合适,但是比放射性活度却很低,也放出 γ 射线。所以在反应堆出现以后,人工 β 放射性核素逐步地替代了用天然放射性核素进行治疗。1946 年开始采用³²P,其后又采用了⁹⁰Sr-⁹⁰Y 和⁹⁰Ru。

用于眼科治疗的放射源应当具有下述特点:

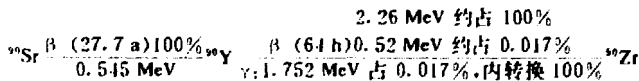
- (1)半衰期要长,以避免经常性的校准、计算及更换。
- (2)能量合适,且比放射性活度要高,这是由于眼球比较小,病变部位相对于其它疾病较集中,治疗时间不宜很长,否则角膜易于干燥。

(3)要求是纯 β 辐射体,不要有 γ 射线存在,整个眼球前后的最大尺寸是24 mm左右,眼部疾病大多位于浅表层,因此治疗时大多是把放射源贴在眼球表面,若并存着 γ 射线,它可能穿透到深部组织。

(4)放化纯度比较高,物理形态或化学形态稳定,且便于制造。

在人工 β 放射性核素中,³²P 和⁹⁰Rb 的能量比较合适,它们不放射 γ 射线,是纯 β 辐射体,但唯一的缺点是半衰期短。⁹⁰Ru+⁹⁰Rh 可以作为高能 β 源,但有 γ 射线,而且从裂变产物中提取时不易大量获得。

最合适的 β 源是⁹⁰Sr+⁹⁰Y,它的能量适中,半衰期长,无 γ 射线。吸收剂量随组织中深度的增加而下降,可以使眼晶体受到的照射最小。⁹⁰Y 的情形也比较平滑(见图1)。其衰变图为:



1 眼科治疗源的特点

眼部疾病治疗成败的关键在于病变部位实际接受的剂量,而剂量随深度的分布取决于治疗源的特性以及源与病变组织的相对几何条件。

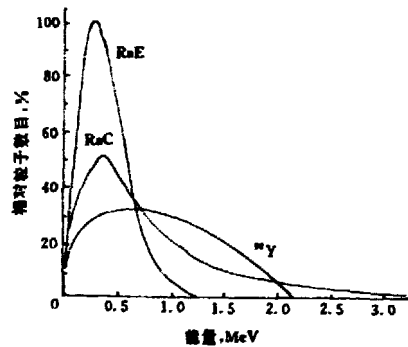


图1 RaC、RaE 和⁹⁰Y 的情形

国外用得最多的是英国放化中心生产的眼科治疗源,有SIA. 1~SIA. 6的几种形状^[20]。帽形源活性区直径18 mm,曲率半径为15 mm。设计治疗源时,必须分析影响该源对人眼造成的剂量分布的诸因素,不仅包括物理学方面的因素而且包括生理学和解剖学因素。表1列出了人眼球前面部分的一般尺寸,尽管晶体的体积和重量近于以相同的速率增长,但研究表明老人组中重量增长大于体积增长,故晶体组织的比重老人比年轻人要大。

研究结果给出眼球曲率半径为12 mm,凸形前投射区中心曲率半径为8 mm。英国帽形治疗源不能完全与眼球接触,只有中心区域接触较好,旁边是空气隙,而源越大这种空气隙越大,因此积累在空气隙中的泪滴的增多,会改变人眼吸收剂量的分布,1 mm厚的泪滴大约使有效剂量减少32%,这个比例随源的尺寸增加而增大。由于眼球角膜的曲率是靠20 mm汞柱的眼压维持的,如果用手拿着治疗源,则稍大于该压力将会使眼球有所变形,因而改善了源与眼球的接触,使用小面积源进行治疗时与角膜表面有良好的接触,而且剂量随组织的深度下降更迅速。

关于放射性活度的选择,当单位面积的活度高时剂量率就大,治疗时间也短,但是治疗剂量的准确度较低,假设剂量率过低,治疗时间就长,此时难以把源固定在眼上,所以合适的治疗时间应在一至几分钟内。

表1 人眼各组织的特征

组织名称	所在深度 (mm) 及特征
眼球:质量18 g,密度1.03 g/cm ³ ,曲率半径为12 mm	
角膜:	
	中央厚度:约0.8 mm(活人裂隙灯测量结果0.583~0.641 mm) ^[21]
	四周厚度:约1.1 mm
	前表面位于:0.0 mm处
	后表面位于:约0.6 mm处
	椭圆形:水平径:约11 mm
	垂直径:约10.6 mm
晶体:轴向厚度因视物而变,一般4~5 mm,质量0.4 g	
	直径:约9~10 mm的双凸面体
	前表面至角膜前缘:3~4 mm,因视物而变
	密度:1.067 g/cm ³ (年轻人);1.09 g/cm ³ (老年人)
	视网膜:位于24.1 mm深处
前房水:水样液体,含少量蛋白质、电解质和非电解质	
	前房轴向深度随个体和年龄变异而变化,20~29岁的人平均为3.63 mm,而70~79岁的人为3.1 mm

目前国内医院大多采用的是中国原子能科学研究院同位素研究所生产的SROB-101⁹⁰Sr-⁹⁰Y眼科治疗源。活性区直径为6 mm,源的外形轮廓为 $\phi 8 \times 12$ mm,标称放射性活度为 3.7×10^4 Bq,制法是将⁹⁰Sr+⁹⁰Y烧结在陶瓷轴中并用氩弧焊封装于不锈钢壳内,源窗厚度为0.1 mm厚的不锈钢,外包装是带有铅套的有机玻璃盒

2 剂量测定

在一些病例中剂量-效应曲线是很陡的(见图2),因此放疗中对靶区剂量准确度的要求是

很高的,已有证据表明,靶区体积内剂量相差7%~10%时可以明显影响肿瘤病的局部控制率,因此ICRU第24号报告指出靶处方剂量的误差不得超过 $\pm 5\%$ 。

目前解决电子或 β 射线在物质中的吸收剂量问题有两条途径:理论计算和实验测量,理论计算有三种办法:即利用洛文格(R. Loevinger)^[10]的半经验点源周围吸收剂量分布公式;运用斯潘塞(L. V. Spencer)^[11]根据连续慢化近似推导出来的单能电子源在几种物质中的点源函数表进行内插或积分;以及运用电子在物质中的迁移方程和年龄扩散方程的解^[12]来求剂量分布。这些方法只适用于均匀介质,不适用于两种介质交界面处的剂量计算。本工作不用这些办法来计算 ^{90}Sr - ^{90}Y 眼科治疗源的表面剂量和深部剂量分布。这是因为理论模式很难计及解剖学因素(如靶区的位置和形状、个体差异及病人的呼吸频率等)和实际的物理学因素(如 ^{90}Sr 和 ^{90}Y 都属于 β 级禁戒跃迁,比处理允许型跃迁核素的剂量学问题要复杂一些,加上治疗源都对 ^{90}Sr - ^{90}Y 原始能谱进行了过滤等)。本工作采用了下述的测量方法。

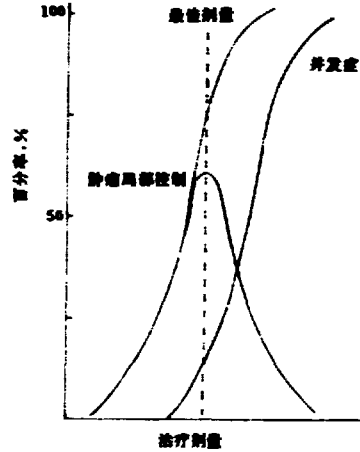


图2 肿瘤治疗的最佳剂量与正常组织损伤的相互关系

2.1 表面剂量率的测量

首先,治疗时要求准确掌握治疗源与眼球接触时之表面剂量,这在理论上属于求解均匀分布着放射性核素的介质与另一均匀介质相接触时交界面处的剂量学问题。洛文格半经验公式或斯潘塞的单能电子点源函数表只能适用于均匀的、没有边界的介质,例如由洛文格公式可以看出,介质表面处的剂量值是发散的。

众所周知,目前测量 β 射线吸收剂量的基准仪器是根据空腔理论和吸收剂量的定义设计的外推电离室^[13],因此一般的 β 剂量学问题都是通过实验测定的^[14]。但是当用它来测量眼科治疗源的剂量率时则需要考虑许多校正因素。首先由于眼科治疗源的活性区面积都比较小,或者有一定的曲率,既不能视为点源,又不能视为很大的面源,所以用外推电离室测量的电离电流值是灵敏体积的平均值,而且与收集极大小有关。电离电流与源半径 R ,收集极半径 r ,源距离 z 之间的关系示于图3,若专门加工一个很小的收集电极(如直径 $\phi 1\sim 2\text{ mm}$),则它与保护环之间绝缘槽沟的不确定度会带来相当大的误差。我们使用的组织等效外推电离室的收集极直径为20.058 mm,当高压极与收集极十分靠近,且源放在高压极上时,假定由源发出的 β 粒子集中在收集极的中心区域,然后用源面积与收集极面积之比对测量值进行修正。当把这对电极看成平板电容器时可以估计出这种近似可能带来的误差:平板电容 $C = K\pi(D/2)^2/d$, d 为平板间距离, D 为极板直径, K 为一常数。用此外推电离室测量这种眼科治疗源并用上述办法进行修正,由此带来的误差估计在10%左右,而且是在偏安全方面。

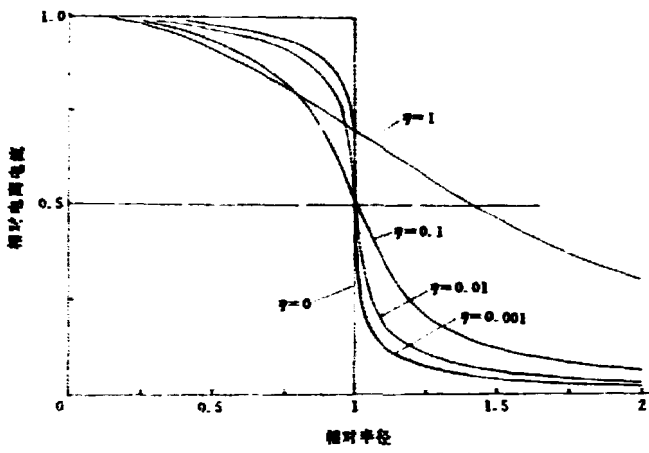


图2 相对电离电流与源半径R,收集极半径r,和源距离d之间的关系

表2 平板电容C与极板直径D和间距d的关系 C: pF

d (mm)	D (mm)				
	1	2	4	10	30
1.0	1.007	0.56	0.24	0.7	4
0.5	2.028	0.24	0.96	28	24
0.1	0.7	8	24	70	500

为了探讨这种处理办法的可行性,做了一个直径110 mm的均匀⁹⁰Sr薄源(半衰期为86.7d,最大β能量为0.167 MeV,无γ射线)然后用φ3, 11, 20, 32, 38, 42, 52, 74 mm等不同孔径的光栅屏蔽住其外沿β射线,这相当于一系列表面放射性活度相同而直径不同的均匀平面源,用外推电离室测量的剂量率如图4所示。源到电离室的窗距为3.75 mm,结果表明在近处测量时,当面源的面积较收集极小时,测量结果与源大小有关,随着源面积的增大,单位体积的电离电流增大,直到饱和,实验结果和图1的理论预计是一致的,当源面积为收集极面积的2倍时,在约4%的误差内测量结果与源大小就无关了,它只决定于表面放射性活度,当源面积进一步增大,或源-窗距离减少时误差将减小。

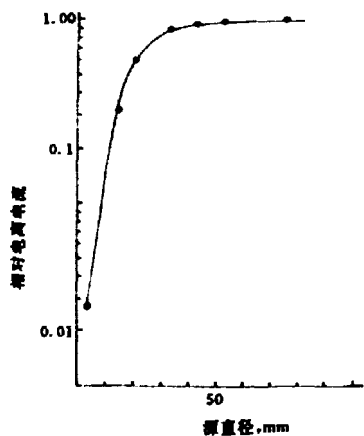


图4 用外推电离室(收集极半径为1.0029 cm)测量单位面积放射性活度相同的不同大小面源时,单位体积的相对电离电流

此外,我们还直接用外推电离室刻度了一个活性区直径为25 mm(大于外推电离室收集极直

径),外形尺寸为 $\phi 30 \times 15$ 的SRSB-101型 $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ 皮肤科治疗源的表面剂量率,它是将 $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ 烧结在瓷片表面的陶瓷轴中,装入铝壳后,液压收口并用环氧树脂密封而成。然后用副品红氰化物(PR-CN)或六段乙基氰化物(HPR-CN)辐射变色薄膜剂量计,对皮肤科和眼科两种治疗源照射以后的光密度变化进行比较,从而得到后者的表面剂量率,其结果为 $5.84 \text{ Gy} \cdot \text{min}^{-1}$ 。

2.2 深部剂量的测量

在已发表的一些文章中,测量眼科治疗源深部剂量分布时大多数采用的参考介质是用有机玻璃之类的化合物来模拟人的软组织^[2]。由于有机玻璃($\text{C}_5\text{H}_8\text{O}_2$)的密度($1.19 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$)与人体软组织密度($1.06 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$)的差别比之软组织与水($1.00 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$)要大;而且在电子密度方面水($3.34 \times 10^{23} \text{ e} \cdot \text{g}^{-1}$)比有机玻璃($3.26 \times 10^{23} \text{ e} \cdot \text{g}^{-1}$)也更接近于软组织($3.36 \times 10^{23} \text{ e} \cdot \text{g}^{-1}$)。所以对于 X_γ 射线以及电子束的剂量测量通常以水作为参考介质^[23-25]。其理由就是辐射对它的作用与对大多数生物软组织类似,况且它的成分恒定,到处都有、获取方便。因此,现有的有关吸收剂量空间分布的大量资料(例如射线束中心轴上深部剂量分布,肿瘤-空气比值等等)几乎都是以水作为参考介质得到的。

一般说来,直接测量 β 射线在水中的深部剂量分布需要一些专门的实验技巧,因为水总是要装在某个容器内,而容器的壁会对 β 射线的谱形引起畸变,并对注量(flucence)引起明显的减弱。在本工作中用 0.9% 的生理盐水来模拟眼球中的房水,为测量 $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ 源在生理盐水中的深度剂量分布,专门设计了一个下无底、上无盖的有机玻璃圆筒,直径与外推电离室的入口窗一样大,在其一端端上一薄层(厚约 $0.8 \text{ mg} \cdot \text{cm}^{-2}$)聚碳酸酯薄膜以构成筒底。用这样的浅盘盛上不同厚度的生理盐水,紧贴在电离室的窗安放,测量透过不同厚度生理盐水后 β 射线的吸收剂量率并对窗和筒底进行了修正,得到 $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ 在生理盐水中的深度剂量分布,实验中用的深度范围在 $0 \sim 6 \text{ mm}$ 。当 β 射线进入电离室的灵敏体积后,正前方有 1 cm 厚的组织等效材料(聚苯乙烯)做的电离室的下电极,能提供饱和反散射条件,即测量值包括了反散射的贡献。 $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ 眼科治疗源在生理盐水中的深度剂量分布如图5所示。

需要指出的是,用化学方法由混合裂变产物中分离出来的 ^{90}Sr 中总有 ^{90}Sr 存在,它除发射 β 射线($E_{\text{max}} = 1.488 \text{ MeV}$)外还放出 0.91 MeV γ 射线($\sim 0.01\%$),其半衰期为 53 d 。 ^{90}Sr 和 ^{90}Sr 值依赖于材料的存放时间,经过 ^{90}Sr 的几个半衰期后, ^{90}Sr 所占的百分比就很小了,可以认为几乎无 γ 射线存在。 ^{90}Sr 和 ^{90}Y 有母子衰变关系,经过 ^{90}Y 的7个半衰期以后, ^{90}Sr 与 ^{90}Y 就达到了 99% 的平衡。从这时起 ^{90}Sr 和 ^{90}Y 各自所造成的剂量值之比就可以认为是不变的了。

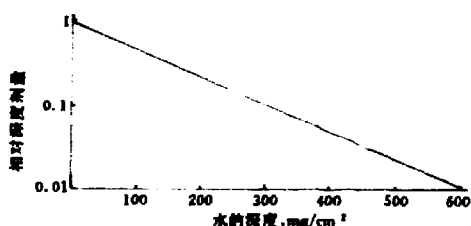


图5 $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ 眼科治疗源在生理盐水中的深度剂量分布

表3 不同深度处⁹⁰Sr-⁹⁰Y各自产生的剂量占总剂量的百分比

深度,mg/cm ²	⁹⁰ Sr	⁹⁰ Y
0	0.55	0.55
3	0.54	0.56
7	0.53	0.67
10	0.52	0.68
20	0.50	0.72
30	0.48	0.75
60	0.43	0.85
70	0.41	0.87
100	0.32	0.93
100	0.16	0.84

⁹⁰Sr-⁹⁰Y源中的⁹⁰Sr和⁹⁰Y在组织的表面或不同深度处各自产生的吸收剂量值并不等于它们在该点共同产生的总剂量值的一半。为了说明这一点,我们根据电子年龄扩散方程得到的在交界面处的剂量和深度剂量分布公式¹,假设内转换电子和韧致辐射产生的剂量很小可以忽略不计,计算了未经过滤的⁹⁰Sr、⁹⁰Y和⁹⁰Sr-⁹⁰Y的深度剂量分布(见图6),在不同深度处,⁹⁰Sr和⁹⁰Y各自产生的剂量占总剂量的百分比列在表3。由表可见,在65 mg/cm²处附近,⁹⁰Sr、⁹⁰Y各占50%。未经过滤的⁹⁰Sr-⁹⁰Y在浅表(例如7 mg/cm²)处的剂量主要是由⁹⁰Sr造成的,但经大于65 mg/cm²过滤(或此深度)后的剂量主要是由⁹⁰Y造成的,且随着深度的进一步增加⁹⁰Y所占的比例继续增大。在65 mg/cm²深度处⁹⁰Sr-⁹⁰Y的剂量已经是表面剂量的70%左右。⁹⁰Sr经过0.1 mm不锈钢源壳过滤后,它在组织表面上的剂量占总剂量的16%。因此治疗时的剂量主要是⁹⁰Y的贡献。⁹⁰Y的β射线最大可以穿透到1 cm深的组织,但是它的能量大部分损失在头2/3的最大射程以内。需要说明的是,表3中的数据仅适用于两介质交界面的线度比最高能量电子的射程大的情况,这在很多实际的情况下是可以得到满足的。例如活性区的半径大于7 mm即可。当治疗源的活性区的线度不满足这一条件,即相对于电子射程来说不能视为无限大介质时,则由于放射性物质的表面线度小于β粒子在该物质中的射程而使逸出介质到外面去的粒子增多,由此计算的浅层剂量值比实测的大。假若表面紧靠的是原子序数较大的物质,则由于反散射而进入介质的粒子数将会增多,因而浅层的剂量值也将会增大。

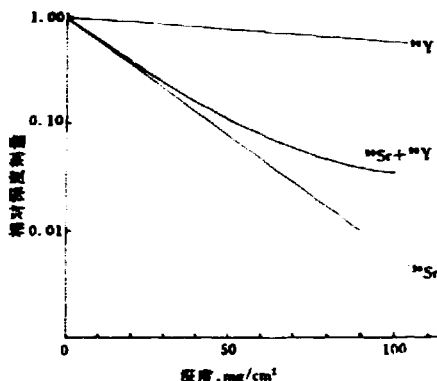


图6 计算的⁹⁰Sr、⁹⁰Y和⁹⁰Sr-⁹⁰Y面源与组织接触时的深度剂量分布

2.3 透过角膜、巩膜和晶状体后剂量的测定

在眼球的各部分结构中,以角膜、巩膜、房水和晶状体比较厚,其他如视网膜、虹膜等都比较薄,对射线吸收不多。在这些结构中,只有晶状体对辐射比较敏感,最容易受到辐射损伤而形成白内障或晶状体粉状混浊(以前的国际放射防护规定中把眼晶体列为第1类敏感器官,后来可能考虑到眼晶体前面有3~4 mm厚的房水,所以改成了第3类敏感器官)。本工作分别对β

射线透过眼球各部分前后的剂量进行了测定,由此估算病变组织接受的剂量并对眼晶体进行保护。

使用外推电离室测量了眼科治疗源在组织中的剂量随空气中距离的变化(如图7所示),为了估计治疗眼疾患时晶体受到的剂量值,实验采用了人的新鲜眼球,解剖后分别对透过角膜、巩膜、房水和晶状体的剂量进行了测量。治疗源很小,它到电离室的距离固定在18 cm,分别将角膜、巩膜和晶体用一层很薄的膜贴在源的底部,测量透过它们前、后的剂量,并对这层托膜进行了修正。

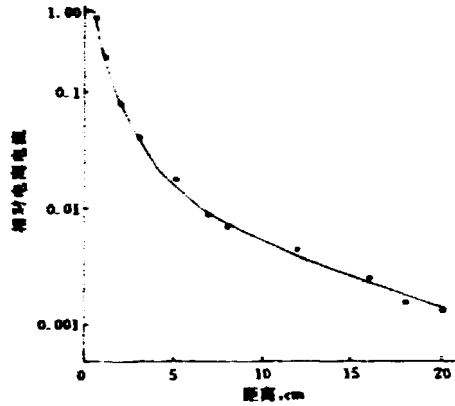


图7 SROB-101 ^{90}Sr - ^{90}Y 源的剂量随空气中距离的变化

3 测量结果和讨论

测量 β 射线吸收剂量的标准仪器是按照空腔理论和吸收剂量定义设计的,以组织等效材料(聚苯乙烯)构成的外推电离室¹¹,采用前述办法实测透过角膜后的剂量为表面剂量的58%,对应的角膜平均厚度为0.72 mm;透过巩膜后的剂量为表面剂量的69%,对应的巩膜平均厚度为0.49 mm;透过晶体后的剂量为晶体表面剂量的22%,相当于晶体的平均厚度为2.5 mm,因为晶状体是双凸面体,中间厚、两边薄,所以此结果表明的是平均厚度,前房水约3~4 mm厚,由这种治疗源在生理盐水中深部剂量分布(表4)可见,当前房水为3 mm厚时,则透过它以后的剂量为表面剂量的10%;当前房水为4 mm厚时,则为4.8%。源放在巩膜外表面进行治疗时,前房水若为3 mm厚,晶体前

表4 SROB-101 ^{90}Sr - ^{90}Y 眼科治疗源在水中的深部剂量分布

深度, mg/cm ²	本工作	相对深部剂量	文献[6]	文献[22]
0	1.00			
3	0.58			
7	0.54			
10	0.52			
20	0.45			
30	0.39			
40	0.34			
50	0.30			
60	0.27			
100	0.16	0.41		0.50
200	0.074	0.19		0.25
300	0.100	0.09		0.15
400	0.048	0.04		0.08
500	0.0224	0.01		0.028
600	0.0105			

表面处的剂量为表面剂量的6.9%,通过晶体后的剂量仅为1.5%;当源放在角膜表面上进行治疗时,晶体前表面处的剂量为表面剂量的5.8%,通过晶体后的剂量仅为1.3%,当前房水为

4 mm 厚时,晶体前表面的剂量对应的上述数据分别为 3.3% 和 2.8%,后表面对应的数据分别为 0.7% 和 0.6%。

由水中的深部剂量分布资料得到的剂量减至一半时所需的厚度约为 90 mg/cm²,质量能量吸收系数为 7.66 cm²/g。眼球各部分对 SROB-101 型 ⁹⁰Sr-⁹⁰Y 眼科治疗源的吸收归纳在表 5 上。

表 5 眼球各部分对 ⁹⁰Sr-⁹⁰Y 眼科治疗源的吸收

部 位	下脚部位时 ⁹⁰ Sr- ⁹⁰ Y 治疗源吸收 (占表面剂量)的百分比	相当的厚度, mm
角 膜	0.42	0.72
巩 膜	0.31	0.48
晶 状 体	0.78	2.5
前房水(3 mm 厚)	0.90	3.0
前房水(4 mm 厚)	0.55	4.0

4 结束语

为了较实际地探讨眼科放疗时角膜、巩膜和晶体所受的剂量,实验用的眼球各部分标本来自白内障手术病人和贯通伤病人,而不是经过福尔马林浸泡过的标本,因为后者的蛋白质已经固化,失去了水分,缺乏弹性,与活体组织相差也甚大,测量结果表明,剂量随深度增大而下降,最大剂量值是在表面,这主要是由 ⁹⁰Sr 造成的;第二个最大剂量值是在 156 mg/cm² 附近^[1],它是由 ⁹⁰Y 造成的,其值比表面剂量要小些,估计这个值位于角膜或巩膜下面,达不到晶体。

放射性敷贴法适宜于治疗浅表病灶,若病变部位在表面以下的某个深度处,最好采用某种能量的 X 射线或电子束,因为它们的最大剂量所在的深度依能量而定,这样使得病灶部位的剂量与浅表层健康组织所受到的剂量之比增大,以达到预期的治疗效果而又能避免健康组织遭受不必要的照射。

根据本实验的测量结果可以认为,利用同产 SROB-101 ⁹⁰Sr-⁹⁰Y 眼科治疗源进行敷贴疗法时,由于个体的差异和视物情况的不同晶状体前表面处的剂量为眼球表面剂量的 30%~70%,而晶状体后面的剂量为 0.6%~1.5%,这个值给医务工作者提供了治疗总剂量的选择,对某种疾病施加多大的总剂量才能达到一定的疗效,这要根据医学经验给出(例如翼状胬肉外科和术后治疗局部剂量为 13~118 Gy;春季卡他性结膜炎局部剂量为 18~169 Gy),另一方面从辐射防护考虑又必须把剂量值控制在发生放射性白内障的阈值(15 Gy)以下,由于放射性照射引起的晶体混浊有一定潜伏期,而潜伏期的长短与射线质和剂量大小有关,因此既要考虑近期的临床效果,也要防止远期后患的发生,赤道带是最易诱发晶体混浊的解剖区域,为了防护之目的,可以认为赤道带位于眼球表面后 3 mm 的地方,文献[7]指出,β 射线治疗法对防止翼状胬肉复发的远期疗效效果显著,但由此而引起的白内障的发生率也增高了,因此,我们认为,为了达到一定程度的疗效而又减少晶状体受到的剂量,⁹⁰Sr-⁹⁰Y 源的窗应尽量做得薄一些,使软成分射出来多一些为好,或者选择能量稍低一些的放射性核素或加速器,以提高表面剂量对深部剂量的比值。

由于实践中有许多因素影响眼球各部分受到的剂量,故不可能以任何确定的准确度估计出剂量分布,本文所列结果仅供使用这种源的医务工作者和防护人员参考。

本工作承蒙中国科学院中关村医院眼科主任刘金玲大夫的协助,取得了新鲜人眼各部分的标本,并进行了组织解剖,在此表示感谢!

参 考 文 献

- [1] Robertson D F. Beta-Ray Therapy with strontium-90 sources. Australian Atomic Energy Symposium, Proceedings of a symposium on the peaceful uses of Atomic Energy in Australia held in Sydney from June 2 to 6, 1958
- [2] 谷新东. 原子能. 1965,5,470
- [3] 郑洪儒. 原子能科学技术. 1964 9;1101
- [4] 阿部泰昭. β 射线治疗翼状胬肉的延期疗效. 医学文摘,第16分册. 眼科学,1965.(2)
- [5] Friedell H L. et al. Amer. J. Roentgenol. Radium Ther. Nucl. Med., 1951 (65);232
- [6] Friedell H L. et al. Amer. J. Roentgenol. Radium Ther. Nucl. Med., 1954 (71); 25
- [7] The Radiochemical centre Ltd. Amersham. Technical bulletin 73/3 strontium-90 beta sources for radiotherapy
- [8] Sinclair W K. et al. The construction and measurement of beta-ray Applicators for use in ophthalmology. Brit. J. R. 1956,29;15
- [9] 毕华德主编. 眼科全书. 第一卷,88,96 页
- [10] 吉林医科大学主编. 放射医学. 240,281 页
- [11] Loevinger R. Radiology. 1956,(66); 55
- [12] Spencer L V. phys. Rev. 1955,(98);1597
- [13] Roesch W C. HW-32121 1954
- [14] Bohm J. The National primary standards of the PTB for Realizing the unit of the Absorbed Dose rate to Tissue for Beta radiation, physikalisch-Technische Bundesanstalt PTB-Bericht issue 0172-1095. PTB-Dos-13 April 1986
- [15] Bohm J. standardization and calibration in beta dosimetry, proceedings of the international beta dosimetry Symposium held at washington. D. C. February 15~18,1983, Report NUREG/CP-0050(Washington, D. C. 20555), 1984
- [16] 中国科学院原子能研究所编. 射线物理测量方法,专业会议资料汇编,第173页. 空腔电离室,原子能出版社,1975年
- [17] Krohmer. J S. Amer. J. Roentgenol. Radium. Ther. Nucl. Med., 1951,(66); 791
- [18] Failla. G. NYO-4523 P96
- [19] Weiter. R I. J. Nucl. Energy. 1958,(66); 331
- [20] Friedell H L. et al. Amer. J. ophthal. 1950,(35); 525
- [21] Metagart W G. et al. Radiology. 1961,(76); 278
- [22] Snaroff. M D. Radiology. 1957,(68); 87
- [23] ICRU Report 14. Radiation Dosimetry; X-Ray and Gamma ray with maximum photon energies between 0.6 and 50MeV. 1969
- [24] ICRU Report 21. Radiation Dosimetry; Electrons with initial Energies between 1 and 50 MeV. 1972
- [25] Grossebacher. K A. Health phys. 1970,(19); 23

C

$^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ 眼科敷贴器对眼球各部分的剂量

原子能出版社出版

(北京 2108 信箱)

中国核情报中心激光照排排版

核科学技术情报研究所印刷

☆

开本 787×1092 1/16·印张 1/2·字数 12 千字

1993 年 5 月北京第一版·1993 年 5 月北京第一次印刷

ISBN 7-5022-0932-8

TL·588

CHINA NUCLEAR SCIENCE & TECHNOLOGY REPORT

This report is subject to copyright. All rights are reserved. Submission of a report for publication implies the transfer of the exclusive publication right from the author(s) to the publisher. No part of this publication, except abstract, may be reproduced, stored in data banks or transmitted in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording or otherwise, without the prior written permission of the publisher, China Nuclear Information Centre, and/or Atomic Energy Press. Violations fall under the prosecution act of the Copyright Law of China. The China Nuclear Information Centre and Atomic Energy Press do not accept any responsibility for loss or damage arising from the use of information contained in any of its reports or in any communication about its test or investigations.

ISBN 7-5022-0932-8
TL • 588

P.O.Box 2103
Beijing, China

China Nuclear Information Centre