

放射性粒子植入技术 临床应用

主编 陈克敏 王忠敏



科学出版社

放射性粒子植入技术 临床应用

主 编 陈克敏 王忠敏

科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

本书作者从临床实践出发,总结了多年来在日常工作中遇到的头颈部、胸部、腹部、盆腔、骨和软组织肿瘤的放射性粒子组织间植入的实践经验。各个章节主要侧重于治疗的适应证、禁忌证、操作过程、并发症的预防和处理等内容介绍,并列举了大量的病例图片,可供介入放射科及肿瘤科医师参考使用。

图书在版编目(CIP)数据

放射性粒子植入技术临床应用 / 陈克敏,王忠敏主编. —北京:科学出版社,2011. 11

ISBN 978-7-03-032535-8

I. 放… II. ①陈… ②王… III. 癌-放射疗法 IV. R730.55

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 206814 号

责任编辑:向小峰 / 责任校对:陈玉凤

责任印制:刘士平 / 封面设计:范璧合

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

科学出版社 出版

北京东黄城根北街 16 号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

中国科学院印刷厂 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2011 年 11 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2011 年 11 月第一次印刷 印张:11 3/4

印数:1—1 500

字数:274 000

定价:69.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

《放射性粒子植入技术临床应用》编写人员

主 编 陈克敏 王忠敏

副主编 严福华 陆 健

编 者 (以姓氏汉语拼音为序)

曹 军 上海大华医院

曹倩倩 山东省医学影像学研究所

陈克敏 上海交通大学医学院附属瑞金医院

陈志瑾 上海交通大学医学院附属瑞金医院卢湾分院

程永德 《介入放射学杂志》编辑部

贡 桔 上海交通大学医学院附属瑞金医院卢湾分院

黄 钢 上海交通大学医学院

李成利 山东省医学影像学研究所

刘 玉 上海交通大学医学院附属第九人民医院

陆 健 上海交通大学医学院附属瑞金医院卢湾分院

罗剑钧 复旦大学医学院附属中山医院

潘自来 上海交通大学医学院附属瑞金医院

宋 琦 上海交通大学医学院附属瑞金医院

王精兵 上海市第一人民医院

王忠敏 上海交通大学医学院附属瑞金医院卢湾分院

吴达明 上海交通大学医学院附属瑞金医院

吴志远 上海交通大学医学院附属瑞金医院

徐志兵 复旦大学医学院附属中山医院

严福华 上海交通大学医学院附属瑞金医院

颜志平 复旦大学医学院附属中山医院

杨继金 上海第二军医大学附属长海医院

张家兴 上海市第十人民医院

张丽云 上海交通大学医学院附属瑞金医院卢湾分院

郑云峰 上海交通大学医学院附属瑞金医院卢湾分院

前 言

随着人类寿命的延长和生存环境的变化,肿瘤已经成为常见病,对其治疗目前已越来越重视综合性治疗和个体化治疗。放射性粒子治疗目前已成为综合性治疗的一个组成部分。

放射性粒子治疗作为近距离的放射治疗已有很长的历史,可追溯到 20 世纪初的镭针植入肿瘤内的近距离治疗。1980 年代以来随着技术和设备的逐渐完善,放射性粒子治疗有了相当的发展。在美国等国放射性粒子近距离治疗已被广泛应用于治疗前列腺癌等领域,取得了很好的效果。放射性粒子植入治疗可分为外科手术中的植入和 CT、超声等影像导向下的植入。近年来随着多排探测器 CT、超声和 MR 等设备的更新和技术的进展,在影像学导向下的放射性粒子治疗,特别是 CT 导向下的粒子治疗得到了很大的发展。CT 检测和引导其检查速度快、空间分辨率高、覆盖范围大,并可做很多的图像后处理,如多平面重建等,导向引导精确、显示范围大、图像清晰、随访方便。与手术植入相比,其植入创伤小,操作相对简单,治疗效果肯定,易于为病人接受,其应用范围不断扩大,已越来越受到大家的重视和欢迎。

近年来我们在影像学导向下粒子植入治疗方面做了一些工作,并进行了相应的临床研究,积累了一些经验,治疗范围包括头颈部、胸部、腹部及骨关节等的各种恶性肿瘤,取得了较好的治疗效果。本书所涉及的内容是我们近年来工作的一些总结和体会,其中也存有某些不够成熟和仍需探讨的部分,谨想通过本书的出版,进一步引起大家对影像导向下粒子植入治疗的关注,进行更多的临床研究和总结,使粒子治疗更加规范并让其在肿瘤综合治疗中发挥更多的作用,取得更好的治疗效果。

陈克敏 王忠敏

2011 年 8 月于上海

目 录

第一章 总论	(1)
第一节 概况	(1)
第二节 放射性粒子组织间近距离治疗肿瘤	(1)
第三节 放射性粒子组织间近距离治疗肿瘤的仪器设备	(7)
第四节 穿刺技术和方法	(13)
第二章 放射性粒子植入治疗颅内肿瘤	(22)
第一节 头部及颌面部相关解剖基础	(22)
第二节 颅内肿瘤内放射植入术	(30)
第三章 放射性粒子植入治疗颈部肿瘤	(37)
第一节 颈部相关解剖	(37)
第二节 颈部淋巴结转移性肿瘤内放射植入术	(40)
第三节 喉、舌部、鼻咽复发性肿瘤内放射植入术	(46)
第四章 放射性粒子植入治疗胸部肿瘤	(50)
第一节 胸部相关解剖	(50)
第二节 胸壁肿瘤内放射植入术	(55)
第三节 肺部肿瘤内放射植入术	(60)
第四节 纵隔肿瘤及淋巴转移癌内放射植入术	(74)
第五节 食管肿瘤内放射植入术	(83)
第五章 放射性粒子植入治疗腹部肿瘤	(90)
第一节 腹部相关解剖基础	(90)
第二节 肝内肿瘤粒子植入治疗术	(100)
第三节 血管内近程放疗治疗门脉主干癌栓	(108)
第四节 胰腺肿瘤粒子植入治疗术	(117)
第五节 肾上腺转移性肿瘤粒子植入	(126)
第六节 腹膜后转移淋巴结内放射治疗术	(129)
第七节 腹壁转移性肿瘤内放射治疗术	(134)
第六章 放射性粒子植入治疗盆腔肿瘤	(141)
第一节 盆腔相关解剖基础	(141)
第二节 放射性粒子组织间种植治疗前列腺癌	(146)
第三节 盆部复发性肿瘤内放射植入术	(152)
第四节 直肠复发性肿瘤内放射植入术	(158)
第七章 放射性粒子植入治疗骨骼与软组织肿瘤	(164)
第一节 相关解剖基础	(164)
第二节 骨骼肿瘤粒子植入治疗术	(170)
第三节 椎体转移瘤粒子植入治疗术	(175)

第一章 总 论

第一节 概 况

放射性粒子组织间近距离治疗肿瘤已有百余年的历史。1901年, Pierre Curie 首先提出近距离治疗术(brachytherapy), 其定义为将具有包壳的放射性核素埋入组织间进行放射治疗。1914年, 法国巴黎镭生物学实验室的 Pasteau 和 Degrais 医生首次报道使用镭管经尿道插入治疗前列腺癌, 开创了组织间近距离治疗的先河。

放射性粒子组织间植入属于放射治疗的范畴, 而放射治疗是治疗恶性肿瘤的主要方法之一。放射治疗是对一定肿瘤体积准确的、剂量均匀的治疗, 而周围正常组织的剂量很小, 因此在正常组织损伤很小的情况下, 对恶性肿瘤进行有效的治疗, 这样既延长了患者的生存时间又保证了患者的生存质量。近年来, 放射性粒子组织间近距离治疗肿瘤以其较好的临床疗效、独特的剂量分布优势和放射生物学特点, 已成为国内外开展的肿瘤综合治疗中的一项热门治疗技术。

美国近距离治疗协会(ABS)先后发表了使用放射性粒子植入后剂量分析法、前列腺癌粒子植入治疗后发生并发症的推荐报告。2003年日本放射治疗和肿瘤学会、日本泌尿学会和日本放射生物学学会联合发布了前列腺癌放射性粒子源永久性植入近距离治疗的安全使用指南。2003年德国发布了永久性组织间近距离治疗局限性前列腺癌的推荐意见。为了规范放射性粒子植入治疗技术的临床应用, 保证医疗质量和医疗安全, 2009年我国颁布了《放射性粒子植入治疗技术管理规范(试行)》。所涵盖的应用范围包括实体肿瘤经皮影像(B超、CT、MRI等)引导下放射性粒子植入, 经内镜(包括腹腔镜、胸腔镜、自然管道内镜等)放射性粒子植入, 手术直视下放射性粒子植入。

国外的粒子植入多限于前列腺癌。我国虽然开展这项技术起步较晚, 但近年来发展迅速, 到目前为止国内已有近百家医院开展了放射性粒子近距离植入治疗肿瘤的工作。从治疗范围来讲, 涵盖了头部的颅内肿瘤、颌面部复发性肿瘤; 颈部的淋巴结转移性肿瘤; 喉、舌、鼻咽部复发性肿瘤; 胸部的肺和胸壁肿瘤、纵隔肿瘤及淋巴结转移; 腹部的肝脏、胰腺、肾上腺肿瘤; 腹膜后转移性淋巴结; 盆腔的复发性肿瘤、前列腺肿瘤、直肠的复发性肿瘤; 骨骼和软组织的椎体转移瘤、骨骼肿瘤、软组织肿瘤等。对各个部位肿瘤的治疗都有相应的适应证、禁忌证和相应的治疗与植入方法。

第二节 放射性粒子组织间近距离治疗肿瘤

放射性核素(radioactive nuclide)的原子核可以自发衰变释放出 α 、 β 等粒子的性质称为放射性, 具有这种特性的核素叫放射性核素。1898年居里夫妇发现了钋-210 和镭-226。1935年小居里夫妇发现了人工放射性核素。到目前为止已发现的放射性核素有 2500 余种, 其中绝大多数是人工放射性核素。

早年由于没有治疗计划系统,缺乏肿瘤内剂量测定,不知道肿瘤内粒子应该怎样排列,致使粒子分布不均,影响了疗效,加之高能量的粒子不易防护等原因,使该技术一度中断。近年来由于影像学及放射物理学的进步,新的微型低剂量率粒子源的研制和治疗计划软件系统的开发,粒子治疗又引起了国内外肿瘤专家们的重视。20世纪80年代中期现代近距离治疗迅速发展起来,以其安全、可靠、易防护,取代了传统的近距离治疗。

一、照射方式

照射方式分为远距离治疗(teletherapy)和近距离治疗(brachytherapy)。

远距离治疗是指外照射,即放射源离开人体一定距离,集中照射某一病变部位,如钴-60远距离治疗、电子直线加速器的高能X射线及电子束治疗等。近距离治疗亦称内照射,将放射源密封直接放入被治疗的组织内或放入人体的天然腔内,包括腔内(intracavitary)、管内(intraluminal)治疗,组织间植入(interstitial)、手术中(intraoperative)治疗及模(mould)治疗等。

1. 腔内或管内治疗 广泛应用于鼻腔、鼻咽、口腔、气管、支气管、食管、肝胆管、阴道、宫颈、宫体、直肠及肛管等部位的治疗。

2. 组织间植入 常用于外照射后;病变体积小;病灶界限清楚,范围局限,对放射线敏感,无转移。

3. 术中照射 术中置管、术后照射,其优点是可以克服术中只照射一次的局限性,可以在术后一定时间内进行分次照射。

4. 模照射 可以制成不同的模(施源器)来照射不同部位的肿瘤。

近距离放疗的模式按剂量率大小分为以下几个区段和类别:低剂量率(LDR)参考点剂量率限定在 $0.4\sim 2\text{Gy/h}$;中剂量率(MDR)为 $2\sim 12\text{Gy/h}$;高剂量率(HDR)大于 12Gy/h ;脉冲剂量率(PDR)剂量率在 $1\sim 3\text{Gy/h}$,照射间隔1小时一次,治疗实施仅10分钟左右。

源的置放方式主要有手工和“后装(afterloading)”两种方式。手工操作大多限于低剂量率和易于防护的放射源。“后装”技术则是指先将施源器(applicator)置放于接近肿瘤的人体天然腔、管道或将空心针管植入瘤体,再导入放射源的技术。后装不但安全,而且保证治疗更准确,剂量分布更合理。因为开始治疗时,仅将施源器放入体内,施源器内置X线定位尺,而后进行摄片及剂量分布计算,剂量分布达不到要求,可以调节施源器的位置,再摄片及计算剂量分布,直到满意为止。

现代近距离植入放射治疗的优点:

- (1) 植入单一高活度放射源,治疗时间短,减少护理工作。
- (2) 剂量分布由计算机进行计算,保证了治疗剂量的准确性和安全性。
- (3) 不需要像外照射治疗那样将放射线从皮肤和正常组织穿达瘤区,近距离植入治疗正常组织损伤轻,所需设备较为简单。

(4) 放射源微型化,可采用微创外科技术进行植入治疗,病人易接受,损伤痛苦小。

缺点:

- (1) 肿瘤区域剂量分布不均匀,离放射源越近照射剂量越大,越远照射剂量越小。
- (2) 放射源作为异物留在体内,有可能移动造成栓塞,取出又较为困难。

二、组织间植入分类

组织间植入根据植入时间分为短暂植入和永久植入两种。短暂植入是指根据治疗计划将放射源植入到肿瘤,经过一定时间达到处方剂量后,将放射源取出。短暂插植使用的放射源主要为初始剂量率高的核素,如铱-192、钴-60 等。永久植入是指根据计划将放射源粒子植入到肿瘤部位,永远保留在体内,不再取出。永久植入使用的放射源为初始剂量率低的核素,如碘-125 和钯-103。目前国内常用的是永久植入,植入的放射源是碘-125。

三、射线作用于物质的效应

1. 特征辐射 入射电子将原子内层轨道上的电子撞击出去,任一外层轨道上的电子,可立即填补这个空穴,其多余能量以光子的形式释放出来而产生特征辐射。

2. 韧致辐射(图 1-1) 入射电子穿过原子核附近,使原子核受激。当它退激发返回稳定状态时,其多余能量以 X(γ)射线的形式放射出来,这种辐射称为韧致辐射。韧致具有以下两个特点:韧致辐射是在核电场作用下的一种能量转换形式,不能用经典理论做简单地解释。韧致辐射所产生的 X 射线是一束波长不等的连续光谱。

3. 光电效应(图 1-2) 光子高速前进,在物质中与电子相撞,光子将全部能量用于击出电子,并赋予电子高速前进的动能,这种现象叫做光电效应。光电效应主要发生在低千伏级的 X 射线,骨吸收高于肌肉和脂肪。

4. 康普顿效应 随着入射光子能量的增加(200kV~2MV),光子与轨道上电子相撞,光子将部分能量转移给电子,使电子快速前进(反冲电子),而光子本身则以减低之能量,改变方向,继续前进(散射光子),这种现象叫做康普顿效应(图 1-3)。

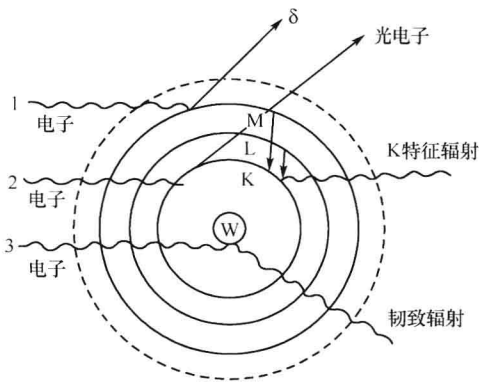


图 1-1 非弹性散射示意图

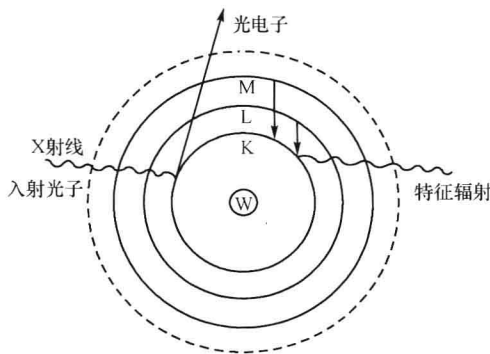


图 1-2 光电效应示意图

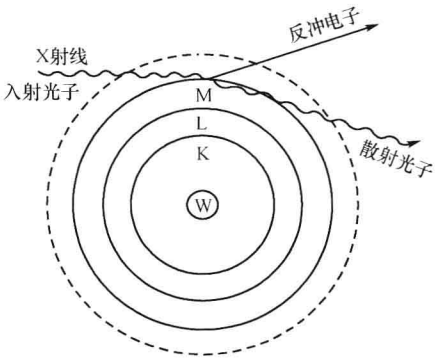


图 1-3 康普顿效应示意图

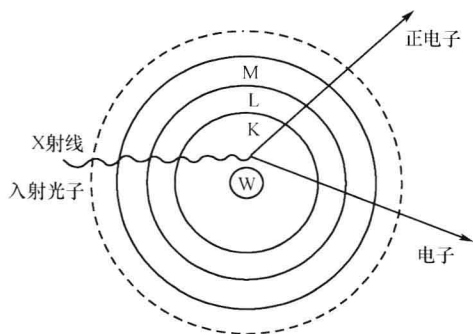


图 1-4 电子对的产生示意图

5. 电子对效应 入射光子能量大于 1.02MV 时,光子可以与原子核相互作用,使入射光子的全部能量转化成为具有一定能量的正电子和负电子,这就是电子对效应(图 1-4)。

四、电离辐射的生物学效应(图 1-5)

在射线作用下,机体内最早发生的变化,首先是分子水平的改变,特别是生物大分子的损伤。在其损伤发生的过程中,既有辐射对这些大分子

的直接作用,又有辐射作用在细胞内水分子后生成的产物引起的间接作用。

直接作用(direct effect):指射线直接作用于具有生物活性的大分子,如核酸、蛋白质等,使其发生电离、激发或化学键的断裂而造成分子结构和性质的改变,从而引起功能和代谢的障碍。实验证明,辐射可引起 DNA 的断裂、解聚、合成障碍等,此外还可引起某些的活性降低或丧失。

间接作用(indirect effect):指射线作用于体液中的水分子,引起水分子的电离和激发,形成化学性质非常活泼的一系列产物,继而作用于生物大分子引起损伤。由于机体的多数细胞含水量很高,一般达 70% 以上,所以细胞内生物大分子存在于含大量水分子的环境之中。因此间接作用在辐射生物学效应的发生上占有十分重要的地位。在与自由基反应的生物大分子损伤的基础上,细胞代谢发生变化,细胞功能及其基本结构遭到破坏,从而引起亚细胞水平的损伤效应,导致组织器官损伤和全身一系列的代谢紊乱、功能障碍和病理形态变化。

有许多研究证据显示,DNA 是引起一系列放射生物学效应(包括细胞死亡、突变和致癌作用)的关键靶。

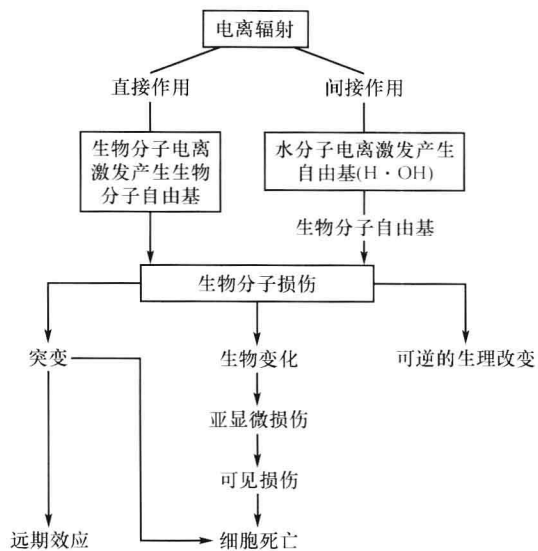


图 1-5 电离辐射的生物学效应

五、有关名词及概念

1. 线性能量传递(linear energy transfer,LET) 是指次级粒子径迹单位长度上的能量传递,即带电粒子传给其径迹物质上的能量。常用单位:keV/ μm 。辐射生物效应与 LET 值有重要关系。在相同吸收剂量下,射线 LET 值越大,其生物效应越大。

LET 分为两类:低 LET 射线(X、 γ 、 β 射线),LET 值 $<10\text{keV}/\mu\text{m}$;高 LET 射线(快中子、负 π 介子、重粒子),LET 值 $>100\text{keV}/\mu\text{m}$ 。

2. 适形放射治疗(conformal radiation therapy,CRT) 通过现代影像技术确定肿瘤的

形状和大小,利用计算机设计出三维的与肿瘤完全重合的照射野的一种立体放射治疗技术。

3. 强调放射治疗(intensity modulated radiation therapy, IMRT) 指不仅照射野形状和大小与肿瘤一致,而且要求被照射区域微剂量学分布也要均匀一致,以求总体上达到更好适形剂量分布,也即在三维适形技术的基础上对机体内不均匀组织的密度、病灶靶体积厚薄不均匀的各点采取逆向计算,使靶体积内剂量均匀分布的放射治疗。

4. 衰变常数(λ) 是一比例常数。放射性衰变在数学上定义为单位时间内衰变的原子数,它遵循指数递减规律, $N=N_0 \exp(-\lambda t)$, λ 为衰变常数,负号表示放射性原子数随时间增长而减少。 N_0 为放射性原子的初始数量, N 是 t 时刻尚存在的原子数。放射性衰变(decay)过程是一种随即现象,尽管人们可以准确预测在给定期限内含有大量原子的物质中有多少原子将发生衰变,但却无法知道某特指的原子会在什么时刻发生衰变。

5. 放射性活度(activity) 指单位时间内原子核衰变的数量。放射性活度的国际单位(SI)为贝可(Bq), $1\text{Bq}=1\text{s}^{-1}$,旧的专用单位是居里(Ci), $1\text{Ci}=3.7\times 10^{10}\text{Bq}$ 。

6. 单位质量活度($\text{Ci}\cdot\text{g}^{-1}$) 不同核素的活度常用单位质量的活度来标识,即 $\text{Ci}\cdot\text{g}^{-1}$,它等于阿佛加德罗常数 $N_A=6.023\times 10^{23}$ (原子数/克)与衰变常数 λ 的乘积再除以原子质量 M 的商。例如 ^{60}Co 的单位质量活度为 200, ^{137}Cs 仅为 10, ^{192}Ir 为 $^{-1}450$, ^{125}I 和 ^{103}Pd 分别高达 1739 和 7448,比其他源都高,这是因为它们的原子质量低、半衰期短,因此可以加工成微型源。

7. 密封源的外观活度(apparent activity A_{app}) 在实际应用中,源的有效活度受源尺寸、结构、壳壁材料的衰减和滤过效应的影响,源在壳内的内含活度(contained activity)即裸活度与有外壳时放射源的活度检测值可能存在很大差异,因此有了外观活度的概念,它是指同种核素、理想点源的活度,它在空气介质中、同一参考点位置上将产生与实际的有壳密度源完全相同的照射量率。目前随着源尺寸的微型化,外壳材料变得更薄,导致外观活度与内含活度的差异日趋减小。

8. 物理半衰期 指放射性活度减少至一半所需要的时间。

9. 照射量(X) 是直接度量 X 射线和 γ 射线对空气电离能力的量,可间接反映 X 射线和 γ 射线辐射场的强度。照射量的单位是 $\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$,常用单位是 R(伦琴), $1\text{R}=2.58\times 10^{-4}\text{C}\cdot\text{kg}^{-1}$ 。

10. 吸收剂量(D) 授予单位物质的任何致电离辐射平均能量。其 SI 单位是 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$,SI 单位名称为 Gy(戈瑞), $1\text{Gy}=1\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 。

11. 比释动能(K) 不带电致电离粒子与物质相互作用时,在单位质量的物质中产生的带电粒子的初始动能的总和。物质中比释动能的大小反映着不带电致电离粒子交给带电粒子能量的多少。比释动能的单位与吸收剂量相同。

12. 剂量当量(H) 用适当的修正因子对吸收剂量加以修正,从而更好地反映不同辐射对机体的危害程度。其 SI 单位是 $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$,SI 单位名称为 Sv(希弗), $1\text{Sv}=1\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 。

13. 有效剂量(H_E) 不同的器官或组织对辐射的敏感程度不同,有效剂量是指全身受到均匀照射或不均匀照射当量剂量(HT,R)的加权平均值。有效剂量和剂量当量一样,也以 Sv 为单位。

14. 剂量当量限值 为工作人员和公众中的成员规定的不应超过的剂量当量值。

15. 随机性效应(stochastic effects) 在放射防护中,发生几率(而非其严重程度)与剂量的大小有关,并被认为不存在剂量阈值的效应。

16. 非随机性效应(deterministic effects) 又称为肯定性效应,射线对人体的损害不存在几率性,只要达到一定量的照射,就都会出现一定程度的损伤,严重程度随剂量而变化,存

在剂量阈值的效应。

六、放射防护

1. 医生手术操作过程中所受碘^[125 I]籽源剂量计算

假设:每次操作总活度 20mCi(1Ci=3. 7×10¹⁰ Bq)若干粒籽源,操作分为两个过程:

- (1) 籽源从玻璃小瓶取出装于金属植入器内。
- (2) 将籽源注入病体。

总活度 A=20mCi 籽源无防护设施情况下用镊子装于植入器。设籽源与医生距离 L=40cm,操作总时间 4min,由于籽源装进植入器内已完全屏蔽,只剩下未装入的籽源有辐射,故平均而言,20mCi 籽源有效照射时间仅为一半,即 T=2min,辐射剂量 D₀=5μSv。

(当用镊子操作距籽源 5cm 时,每次操作手部辐射剂量为 320μSv。)

籽源从全屏蔽的植入器内依次植入病体,通过穿刺针的时间极短,再加上穿刺针本身的屏蔽,在此时间内造成的辐射可忽略,仅需估算籽源植入病体后对医护人员形成的辐射。假设植入 20mCi 籽源的时间为 40min,平均有效照射时间为 20min,加上籽源植入病体后医生观察病人时间 10min,则总的有效照射时间为 30min。

当植入籽源深度 L(cm),医护人员距离病人 S₂(cm)时,所受剂量 D₂ 见表 1-1。

表 1-1 辐照剂量 D₂ 估称值(μSv)

S ₂ (cm)	L(cm)				S ₂ (cm)	L(cm)			
	5	10	15	20		5	10	15	20
30	24	8. 5	3. 0	1. 0	50	10	3. 4	0. 7	0. 4
40	14	5. 1	1. 8	0. 6	100	2. 5	0. 9	0. 2	0. 1

因此,植入手术时医生所受辐射剂量最大约为 24μSv。

据此,医生每次操作时可能受到的最大辐射总剂量约为 29μSv,以年操作 100 次计,年累积剂量约为 2. 9mSv,小于放射性工作人员年剂量限值 20mSv,故属安全操作。手部年剂量为 30mSv,小于公众手部年剂量限值 50mSv,故亦属安全(参考《电离辐射防护与辐射源安全基本标准》GB18871-2002)。

2. 家属看护病人时辐照剂量估算

假设:(1) 活度为 20mCi 籽源植入体内等效为单籽源,植入深度为 L(cm)。

(2) 家属看护病人距离为 S(cm)。

(3) 每天看护时间为 4h。

不同 S、L 情况下家属两年内辐射总剂量 D(mSv)(每天看护时间 4h)见表 1-2。

表 1-2 辐照剂量 D₂ 值(μSv)

S(cm)	L(cm)				S(cm)	L(cm)			
	5	10	15	20		5	10	15	20
50	2	0. 6	0. 1	0. 04	200	0. 1	0. 05	0. 008	0. 003
100	0. 5	0. 2	0. 03	0. 01					

居民每年剂量限值 1mSv,作为主动看护病人,可允许增加限值至 5mSv, 故在表中任何情况下均安全,不必采取任何防护措施(参考《电离辐射防护与辐射源安全基本标准》GB18871-2002)。

若每天看护时间变化,表内剂量相应线性改变。看护距离改变时,剂量按距离平方呈反比例相应变化。

第三节 放射性粒子组织间近距离 治疗肿瘤的仪器设备

放射性粒子组织间植入近距离治疗肿瘤的仪器设备主要包括:①放射源;②三维治疗计划系统;③粒子治疗的辅助设备,如粒子植入引导系统、粒子装载设备、防护设备等。

一、放 射 源

早期应用于近距离治疗的放射性核素有²²⁶Ra、¹⁹¹Ir、⁶⁰Co、¹³⁷Cs、¹⁹⁸Au,后期的有¹²⁵I(图 1-6)、²⁵²Cf、²⁴¹Am、¹⁶⁹Yb、⁷⁵Se、¹⁴⁵Sm 和¹⁰³Pd(图 1-7)。作为永久性植入的放射性核素为¹⁹⁸Au、¹²⁵I 和¹⁰³Pd。近距离治疗常用放射源及其计算参数见表 1-3。

表 1-3 常用放射源及其计算参数

放射源	半衰期 $t_{1/2}$ (d)	粒子类型及能量(MeV)				组织中射 程(cm)	半价层 (铅 mm)	照射量率常数 $R(\text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{mCi}^{-1})$	空气比释动能 率常数 $\text{Gy}(\text{m}^2 \cdot \text{Bq}^{-1} \cdot \text{s}^{-1})$
		α	β	γ	$\bar{n}$				
¹⁹² Ir(铱)	74.2		0.67(max)	0.296~0.316			2.5	4.629	3.15×10^{-17}
¹²⁵ I(碘)	60.2			0.028~0.035		1.7	0.025	1.517	1.64×10^{-17}
¹⁹⁸ Au(金)	2.70		0.961	0.412~1.09		4.5	2.5	2.317	1.51×10^{-17}
¹⁰³ Pd(钯)	16.8			0.020~0.023		1.6	0.008	1.511	6.43×10^{-21}
²⁵² Cf(锎)	2.65×365	6.08		0.80	2.35			1.730×10^{-4}	

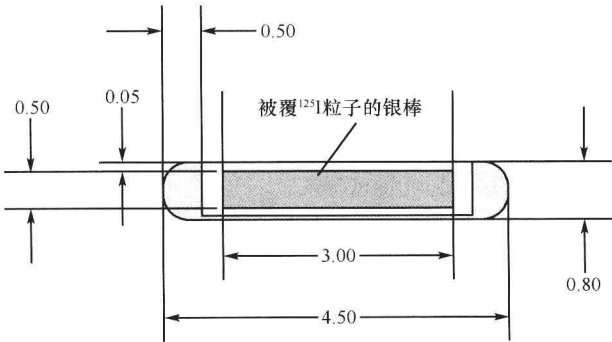


图 1-6 ¹²⁵I 粒子模式图

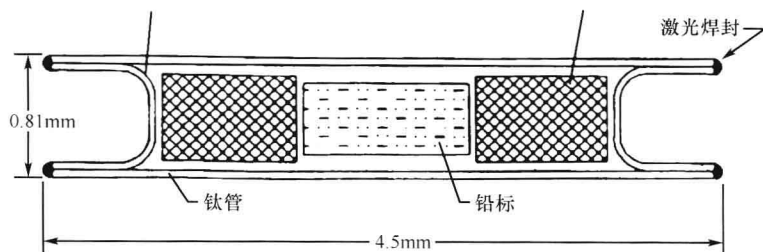


图 1-7 ^{103}Pd 粒子模式图

以上海欣科医药有限公司生产的 ^{125}I 颗粒种子密封放射源(图 1-8)为例,介绍 ^{125}I 粒子的结构和基本参数。

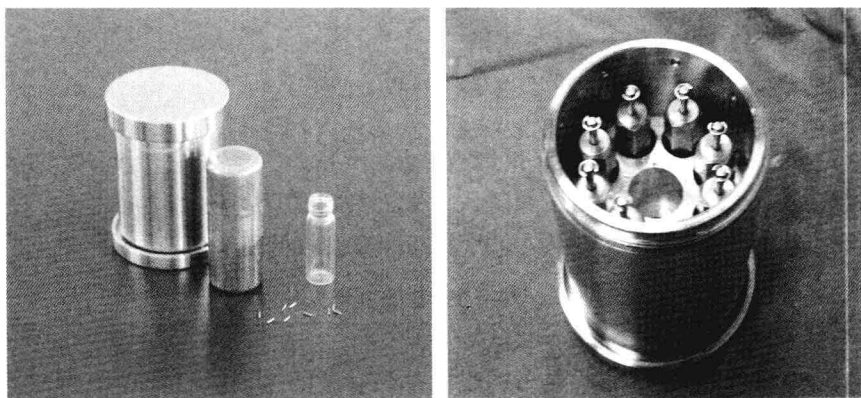


图 1-8 上海欣科医药有限公司生产的 ^{125}I 医用种子源

源的结构:源的编号为 H20041350,源的直径为 0.77~0.96mm,长度为 4.2~4.9mm,外包壳材料是壁厚 0.05mm 的钛管,内装渗过 ^{125}I 的直径为 0.5mm×3mm 的银棒密封焊接而成。

物理参数:永久性插植用 ^{125}I 放射源的半衰期为 59.4 天,两条 X 射线能量分别为 27.4keV 和 31.4keV,及一条衰变 γ 射线能量为 35.5keV。对铅的半值层 0.025mm,对肌肉的半值层为 2cm。

包壳材料:钛的密度与人的骨骼接近,对体内各种有机物不起化学反应,亲和力强,易为人体所容纳,能适应任何消毒方式,是一种理想的医用材料。

^{125}I 的核纯: ^{125}I 的 γ 放射性杂质小于 0.5%。

CIAE-6711 颗粒种子密封放射源的特点:

- (1) 源壳为薄壁钛杯,免去了两头封焊,自然焊接泄漏率降低了 50%。
- (2) 源壳采用超薄材料焊接技术,密封焊接成功率高达 98%以上。源表面受到放射性污染的可能大大降低,焊出的放射源表面无污染,源表面擦拭的剂量标准小于 180Bq。
- (3) 源芯银棒渗碘使用碘离子扩散渗透技术,渗透到银棒上的碘离子分布非常均匀, ^{125}I 种子源各个方向剂量分布均匀。
- (4) 采用显微镜下观察焊口、热液体鼓泡检漏、源表面放射性擦拭法及 24 小时水浸泡

法检漏等各种方法检漏,防止源的泄漏和核源表面放射性玷污。

源的安全性能:

(1) 产品包壳材料采用的是纯钛(TAI),钛的密度与人体骨骼相近,对人体内各种有机物质不起化学反应,材料的杂志中混进过量的 H_2 、 N_2 、 O_2 将会使材料变脆,钛杯有可能出现微裂纹,渗到银棒上的碘有可能泄漏出来造成污染。但源的活度只有 $0.5 \sim 0.8mCi$,对人体不会造成大的伤害。

(2) 源的密封性能按国家标准 GB4075-83/C5311(国际标准化组织标准 ISO-1677)进行温度、压力、撞击实验,后又用四种方法检漏,密封性能可靠。

(3) 放射源的体积只有 $0.00226cm^3$,将其装入一个小塑料瓶内,然后将塑料瓶装入一个内径 20mm、外径 40mm、高 60mm 的铅罐内,再将铅罐装入铁筒内,最后将铁筒装入纸箱内运输,非常安全。

二、三维治疗计划系统

1. 设计计划 设计计划从狭义上来说,通常是指计算机根据输入的患者治疗部位的解剖材料如外轮廓、靶区及重要组织和器官的轮廓及相关组织的密度等,安排合适的射野(如体外照射)或合理布源(如近距离照射),包括使用楔形滤过板、射野挡块或组织补偿器等进行治疗剂量计算。从广义上说,设计计划通常包括确定一个治疗方案的量化的过程,包括 CT、MRI、DSA 等图像的输入及处理;医师对治疗方案包括靶区剂量及其分布、重要器官及其限量、剂量给定方式等的要求及实现;计划确认及计划执行中精度检查和误差分析等。近年来,最新发展的治疗计划系统从哲理上打破了传统的计划设计的概念,除保留传统计划系统进行剂量计算和剂量显示的功能外,更多强调了主管医师通过治疗计划设计对实现治疗方案要求的程度,其先进性在于,剂量显示仍是一种治疗方案的评估工具,但它将实现对治疗方案的要求视为最高的目标,优选治疗条件,对其实施的可行性进行评估,并与治疗验证片进行比较,比较结果反馈给治疗计划系统,对治疗计划进行修改。

2. 三维计划系统 一个完善的三维治疗计划系统(图 1-9)是计划设计者有更多的自由去充分利用已有的治疗技术,得到精确可行的治疗计划。它有多种功能,不仅有患者治疗部位三维图像的显示,而且计划设计者有更多的自由度去选择、观察和设定放射源的位置,利用一维或三维剂量计算模型进行空间体积剂量的计算。对于近距离治疗来说,三维治疗计划系统应具有的基本功能如下:

(1) 治疗部位解剖结构的三维描述(包括患者坐标系的确定)。

(2) 带有立体定位框架标记的 CT、MRI 等影像应成为计划设计的基础。

(3) 照射野或放射源应有三维空间位置



图 1-9 放射性粒子治疗计划系统

的描述,并可在任何方向上显示其位置。

(4) 剂量计算应在三维剂量网格上进行,剂量计算网格应包括靶区及其感兴趣区的范围。

(5) 剂量分布及其评估工具必须用三维方式,如三维剂量分布显示,剂量-体积分析等其他评估方式。

(6) 计算速度必须足够快,便于治疗计划设计时人机交换信息。

(7) 计划系统必须带有计划验证及确认的手段和工具,以便于验证治疗计划的精确性。

(8) 具有射野模拟显示的功能。

(9) 具体逆向治疗计划设计的功能。

3. 临床剂量学原则 根据临床的要求,一个较好的治疗计划应满足下列 4 项条件:

(1) 肿瘤剂量要求准确。放射治疗和手术治疗一样,是一种局部治疗手段。照射野应对准所要求治疗的肿瘤区域,即靶区。一般用临床检查方法就可以查知肿瘤的体积,对那些肿瘤范围不易确定或手术后的患者,在施行根治性放疗时,就必须注意将潜在转移区域也包括在内。

(2) 治疗的肿瘤区域内,剂量分布要均匀,剂量变化梯度不能超过 $\pm 5\%$,即要达到 $\geq 90\%$ 的剂量分布。

(3) 射野设计应尽量提高治疗区域内剂量,降低照射区正常组织受量范围。靶区和治疗区是有区别的。靶区是根据患者的重量分布情况利用解剖截面图形来说明,而不能用剂量分布来确定。因肿瘤形状不规则,靶区当然不规则。常规放疗中,由于技术条件的限制,不可能设计一个治疗方案,使得 90% 等剂量线按靶区形状的要求分布,只能做到使绝大部分靶区位于 90% 等剂量曲线之内。利用适形治疗特别是强调适形治疗技术,可以大大改善治疗区的形状与靶区形状的三维适合度。

(4) 保护肿瘤周围重要器官免受照射,至少不能使它们接受超过其允许耐受量的范围。

三、粒子治疗的辅助设备

1. 植入器 美国公司生产的笔式粒子植入枪(图 1-10),配有 10 个粒子储存仓,每个仓内存有 10 颗粒子,植入枪的前端连接植入针,后端是撞针,通过撞针的推送将粒子植入体内。枪上配有旋钮,控制粒子距离。主要适用于术中治疗和前列腺癌的治疗。

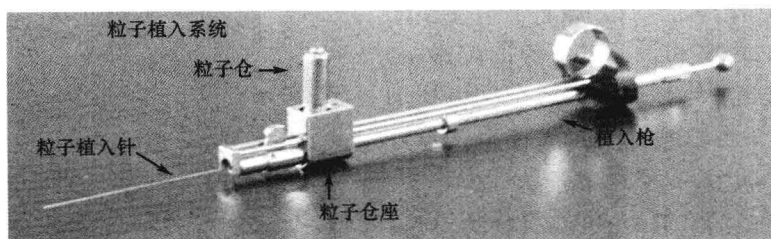


图 1-10 笔式植入器

我国研制开发的植入器有转盘式(图 1-11)和软导管式两种。内装 30 颗粒子,撞针与植

入器分离,通过撞针将转盘内粒子推入瘤体内,适用于除前列腺癌以外的其他系统肿瘤治疗。软导管式植入器适用于各种腔镜引导下粒子植入治疗。

2. 植入针 植入针直径一般为 18G,设计内有针芯,外有套管,针芯略长于套管,确保粒子能够推出,末端根据植入器种类,设计成不同类型,主要是便于连接,治疗时保证不脱落。粒子针套管有的设计有刻度(图 1-12),方便使用。针根据长度分为长、短两种,长针适用于体内深部的肿瘤植入,短针适用于人体浅表的肿瘤治疗。临床使用尖端菱形和带刻度的粒子针更具优势(图 1-13)。

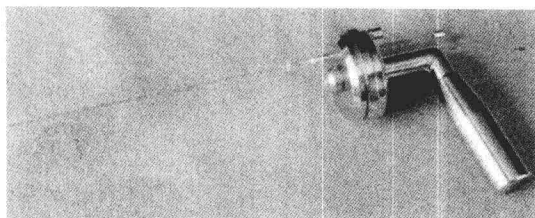


图 1-11 转盘式植入器

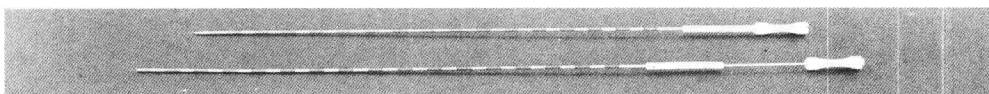


图 1-12 带刻度的粒子植入针

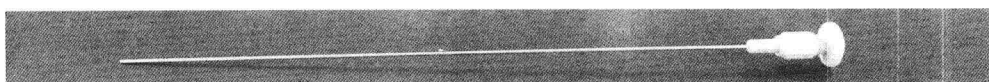


图 1-13 不带刻度的粒子植入针

3. 固定穿刺架

(1) 颅内肿瘤的固定穿刺架。

(2) 前列腺癌固定穿刺架分为万向节式固定架、落地式固定架和联体式固定架三种(图 1-14~图 1-16)。

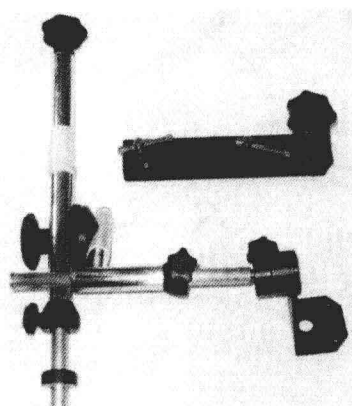


图 1-14 万向节式固定架

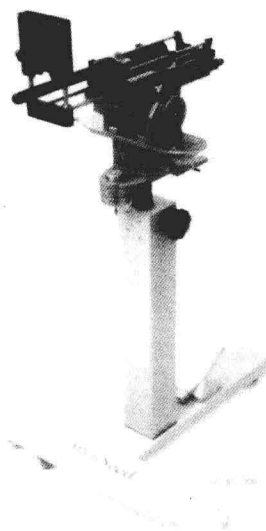


图 1-15 落地式固定架

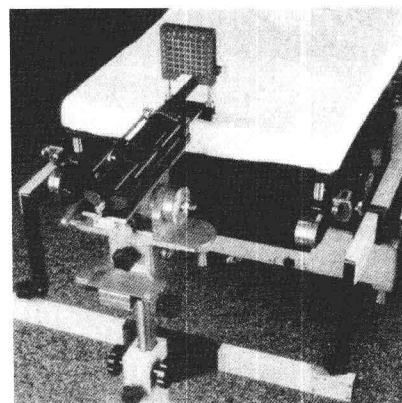


图 1-16 联体式固定架

(3) 前列腺癌粒子治疗床见图 1-17。

4. 粒子仓(图 1-18) 用于装载粒子,每个仓内装有 10 颗粒子。