



普通高等教育“十一五”国家级规划教材

全国高等医学院校本科教材


供医学影像学、医学物理学等专业类用

# 放射治疗

## 剂量学

FANGSHE ZHILIAO JILIANGXUE

主编 王鹏程

 人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS



普通高等教育“十一五”国家级规划教材

全国高等医学院校本科教材

供医学影像学、医学物理学等专业类用

# 放射治疗剂量学

FANGSHE ZHILIAO JILIANGXUE

主 编 王鹏程

副主编 胡洪涛

编 者 (以姓氏笔画为序)

王鹏程 泰山医学院

余光伟 浙江大学医学院附属第二医院

周凌宏 南方医科大学

郝传国 泰山医学院附属泰安医院

胡洪涛 哈尔滨医科大学附属肿瘤医院

章龙珍 徐州医学院附属医院

熊 锐 武汉大学



人民军医出版社

People's Military Medical Press

北 京

图书在版编目(CIP)数据

放射治疗剂量学/王鹏程主编. —北京:人民军医出版社,2007.7

普通高等教育“十一五”国家级规划教材

ISBN 978-7-5091-1005-8

I. 放… II. 王… III. 放射治疗学—辐射剂量—高等学校—教材 IV. R815

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2007)第 105563 号

策划编辑:郝文娜 文字编辑:高磊 责任审读:余满松

出版人:齐学进

出版发行:人民军医出版社 经销:新华书店

通信地址:北京市 100036 信箱 188 分箱 邮编:100036

电话:(010)66882586(发行部)、51927290(总编室)

传真:(010)68222916(发行部)、66882583(办公室)

网址:www.pmp.com.cn

印刷:北京天宇星印刷厂 装订:京兰装订有限公司

开本:787mm×1092mm 1/16

印张:13.25 字数:304千字

版、印次:2007年7月第1版第1次印刷

印数:0001~4000

定价:28.00元

版权所有 侵权必究

购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换

电话:(010)66882585、51927252

---

## 内 容 提 要

本书为 2006 年教育部“十一五”国家级规划教材,是国内首部放射治疗剂量学本科教材。全书共分 12 章,包括医学放射物理学基础、放射治疗设备与方法、放射治疗中 X( $\gamma$ )射线剂量分布与计算、射线束修整、电子线剂量学、放射治疗计划设计方法、近距离治疗剂量学、放射治疗新技术、放射治疗的剂量-时间分次关系及放射治疗质量保证与控制以及 5 项放射治疗剂量学实验。作为医学影像学专业、放射医学专业以及医学物理学专业本科生或研究生教材。

本书既是高校教材,也是放射治疗物理师、放射治疗医师、放射治疗技师的工作手册,上岗资格考试、专业晋升考试参考书。

## 前 言

近年来,随着高新技术的飞速发展,肿瘤放射治疗技术取得了前所未有的进步,特别是精确放射治疗技术的普及应用,使得肿瘤治愈率明显提高。作为肿瘤放射治疗基础的放射治疗剂量学也由于新技术、新方法、新理论的应用,其理论与实践知识体系得以充实与发展。对于临床放疗医师、放射治疗物理师、放射治疗技师等专业技术人员,及时了解放射治疗剂量学知识体系,掌握相关技能,可以适应放射治疗新技术发展的需要,为专业技术进一步提升奠定良好基础。

肿瘤放射治疗学由放射生物学、临床肿瘤放射治疗学、放射治疗剂量学三个学科共同支撑。我国开展放射治疗技术的专业教育已经多年,放射治疗剂量学的教材多采用一些放射治疗物理学专著作为临时性教材。这些教材从知识体系编排、知识内容深度及知识点叙述、讲解上,明显不适用于初入此道的本科生教学的需要。有鉴于此,编者将多年来从事放射治疗剂量学的教学体会与经验,并结合临床实际,融会成此书,作为医学影像学专业、放射医学专业以及医学物理学专业本科生或研究生教材。

本教材共分 12 章,内容涵盖:医学放射物理学基础、放射治疗设备与方法、放射治疗中 X( $\gamma$ ) 射线剂量分布与计算、射线束修整、电子线剂量学、放射治疗计划设计方法、近距离治疗剂量学、放射治疗新技术、放射治疗的剂量-时间分次关系及放射治疗质量保证与控制。本书除作为高校教材使用外,亦可作为放射治疗物理师、放射治疗医师、放射治疗技师工作手册、上岗资格考试、专业晋升考试参考书使用。

本教材于 2006 年由教育部列入“十一五”国家级规划教材。作为国内首部放射治疗剂量学本科教材编者,我们深感任务的艰巨与责任的重大,在没有同类教材参考、借鉴的情况下,泰山医学院、哈尔滨医科大学、浙江大学医学院、南方医科大学、徐州医学院、武汉大学 7 位教授、物理师付出了艰辛努力,终于完成教材编写工作。尽管我们做了最大努力,但仍存在不足之处,恳请国内同行在教材使用过程中,对所发现错误与不足,不吝赐教,以便再版时加以修订。

王鹏程

2007-3-28

# 目 录

放射治疗剂量学概述	(1)
一、放射治疗学的基本概念与发展历史	(1)
二、放射治疗学的学科基础与放射诊疗剂量学	(2)
三、放射治疗的基本原理与方法	(2)
第1章 辐射剂量学的物理基础	(4)
第一节 电离辐射与物质的相互作用	(4)
一、电离辐射	(4)
二、电子与物质的相互作用	(4)
三、X( $\gamma$ )射线与物质的相互作用	(5)
第二节 剂量学中的基本辐射量	(8)
一、能量转移系数和能量吸收系数	(8)
二、粒子注量 $\Phi$ 和能量注量 $\Psi$	(8)
三、照射量 $X$ 、吸收剂量 $D$ 和比释动能 $K$	(9)
四、照射量、吸收剂量、比释动能的相互关系	(10)
第三节 体模	(11)
一、体模的概念	(11)
二、组织替代材料间的转换	(11)
三、体模分类	(13)
第四节 剂量测量	(13)
一、照射量测量	(13)
二、吸收剂量测量	(16)
第2章 放射治疗射线产生原理与设备	(19)
第一节 X射线产生与深部治疗X线机	(19)
一、X线机的基本构造	(19)
二、X线的产生及X线机输出特性	(20)
第二节 $\gamma$ 射线与远距离 $^{60}\text{Co}$ 治疗机	(21)
一、 $\gamma$ 射线与Co源	(21)

二、 $^{60}\text{Co}$ 治疗机的基本构造	(22)
三、 $^{60}\text{Co}$ 治疗机半影	(23)
四、 $^{60}\text{Co}$ 治疗机的临床应用特点	(23)
第三节 医用电子直线加速器	(23)
一、医用电子直线加速器的工作原理	(24)
二、医用电子直线加速器的基本结构	(24)
三、医用电子直线加速器临床应用特点	(26)
第四节 近距离后装治疗机	(26)
第五节 放射治疗模拟定位机	(26)
一、普通模拟定位机的工作原理与结构	(27)
二、CT 模拟机	(28)
第 3 章 放射治疗深度剂量分布	(29)
第一节 放射治疗物理学有关的名词	(29)
第二节 百分深度剂量	(30)
一、百分深度剂量	(30)
二、影响深度剂量分布的因素	(30)
第三节 组织空气比	(34)
一、组织空气比(TAR)	(34)
二、影响组织空气比的因素	(35)
三、组织空气比与百分深度剂量的关系	(36)
四、散射空气比	(38)
第四节 百分深度剂量及组织空气比剂量计算实例	(39)
一、常规外照射治疗剂量计算实例	(40)
二、旋转照射剂量计算实例	(40)
第 4 章 放射治疗剂量计算体系	(42)
第一节 散射线校正剂量学参数	(42)
一、原射线与散射线	(42)
二、准直器散射因子	(43)
三、体模散射因子	(44)
第二节 组织体模比与组织最大剂量比	(45)
一、组织体模比	(46)
二、组织最大剂量比	(46)
三、散射最大剂量比与非规则野剂量计算	(48)
第三节 处方剂量的计算	(49)
一、加速器、 $^{60}\text{Co}$ 治疗机输出剂量校准	(49)
二、加速器剂量计算实例	(49)
三、 $^{60}\text{Co}$ 治疗机剂量计算实例	(51)
第 5 章 等剂量分布与射线束修整	(52)
第一节 等剂量曲线	(52)

(147) 一、等剂量曲线 .....	(52)
(148) 二、等剂量曲线的测量 .....	(52)
(148) 三、影响等剂量曲线的因素 .....	(54)
(149) 第二节 楔形板及其照射技术 .....	(56)
(150) 一、楔形角 .....	(56)
(149) 二、楔形因子 .....	(57)
(149) 三、放射治疗机的楔形板系统 .....	(58)
(150) 第三节 治疗剂量分布的组织体表轮廓及组织非均匀性校正 .....	(59)
(150) 一、照射野内体表轮廓起伏对深度剂量的影响 .....	(59)
(150) 二、组织补偿 .....	(61)
(150) 三、照射野内非均匀组织对深度剂量的影响 .....	(62)
(150) 第四节 射线束的修整 .....	(63)
(150) 一、铅挡块厚度 .....	(63)
(150) 二、铅挡块的制作 .....	(64)
(150) 三、多叶准直器 .....	(65)
<b>第6章 电子线治疗剂量学 .....</b>	<b>(66)</b>
(150) 第一节 电子线的能量表述方法 .....	(66)
(150) 一、最可几能量 .....	(66)
(150) 二、平均能量 .....	(67)
(150) 三、深度能量 .....	(68)
(150) 第二节 电子线的剂量分布特征 .....	(68)
(150) 一、百分深度剂量曲线 .....	(68)
(151) 二、影响电子线深度剂量分布的因素 .....	(69)
(151) 三、电子线源点的确定 .....	(70)
(151) 四、X线污染 .....	(71)
(151) 第三节 电子线治疗的计划设计 .....	(71)
(151) 一、能量及照射野的选择 .....	(71)
(151) 二、电子线的补偿技术 .....	(72)
(151) 三、电子线照射野的成形 .....	(72)
(151) 四、电子线斜入射及空气散射修正 .....	(73)
(151) 五、组织非均匀性校正 .....	(74)
(151) 六、电子线照射野的衔接 .....	(74)
(151) 第四节 电子线的特殊照射技术 .....	(75)
(152) 一、电子线旋转照射技术 .....	(75)
(152) 二、电子线全身照射技术 .....	(78)
(152) 三、术中照射技术 .....	(80)
<b>第7章 治疗计划的设计与执行 .....</b>	<b>(82)</b>
(152) 第一节 治疗计划设计中的几个概念 .....	(82)
(152) 第二节 放射治疗照射野设计原则 .....	(84)



(83) 一、放射治疗照射野设计的剂量学原则 .....	(84)
(84) 二、外照射放射治疗照射野设计的一般方法 .....	(84)
(85) 三、楔形照射野的设计 .....	(88)
(86) 第三节 相邻射野的连接与设计 .....	(91)
(87) 一、共面照射射野相接方法 .....	(92)
(88) 二、两正交野相接的方法 .....	(94)
(89) 三、处理照射野的相接应注意的问题 .....	(96)
(90) 第四节 病人的定位、摆位及等中心点的确定 .....	(97)
(91) 一、病人定位、摆位的一般要求 .....	(97)
(92) 二、等中心点的确定 .....	(98)
(93) 第五节 放射治疗计划设计与执行 .....	(99)
(94) 一、治疗计划设计 .....	(99)
(95) 二、治疗计划的确认 .....	(102)
(96) 三、治疗计划的执行 .....	(103)
(97) 第 8 章 近距离治疗剂量学 .....	(105)
(98) 第一节 近距离治疗放射源 .....	(105)
(99) 第二节 放射源的强度表示及剂量计算 .....	(107)
(100) 一、放射源的强度表示 .....	(107)
(101) 二、放射源的校准 .....	(108)
(102) 三、近距离照射的剂量计算 .....	(108)
(103) 第三节 近距离放射治疗的剂量学系统 .....	(110)
(104) 一、组织间插植剂量系统 .....	(110)
(105) 二、腔内照射剂量学 .....	(113)
(106) 第四节 近距离放疗技术 .....	(116)
(107) 一、靶区、施源器及解剖结构的空间定位 .....	(116)
(108) 二、剂量参考点的设置 .....	(117)
(109) 三、剂量的优化 .....	(118)
(110) 四、后装近距离放疗技术 .....	(118)
(111) 第 9 章 现代放射治疗技术 .....	(119)
(112) 第一节 三维适形放疗技术 .....	(119)
(113) 一、三维适形放疗的形成与发展 .....	(119)
(114) 二、三维适形放疗的设备要求 .....	(119)
(115) 三、三维适形放疗技术的实施 .....	(120)
(116) 第二节 调强适形放疗技术 .....	(122)
(117) 一、调强适形放疗的定义 .....	(122)
(118) 二、IMRT 的临床价值 .....	(123)
(119) 三、IMRT 的实现条件 .....	(124)
(120) 四、调强放疗的实施过程和可能方法 .....	(125)
(121) 五、调强治疗的验证 .....	(125)

六、治疗方案优化与逆向计划设计 .....	(125)
第三节 立体定向放射外科治疗技术 .....	(127)
一、X刀的基本概念 .....	(127)
二、X刀的基本原理 .....	(128)
三、X刀系统的组成与治疗计划设计要求 .....	(130)
四、X刀治疗注意事项 .....	(133)
第四节 血管介入放疗技术 .....	(134)
一、血管腔内近距离治疗的放射性核素源 .....	(135)
二、血管内介入放疗设备 .....	(136)
三、血管内近距离治疗计划系统 .....	(137)
四、放射性支架 .....	(137)
第10章 放射治疗过程中的时间、剂量分次关系 .....	(139)
第一节 影响肿瘤和正常组织放射反应的生物学因素 .....	(139)
一、正常组织的放射反应 .....	(139)
二、影响肿瘤组织放射反应的生物学因素 .....	(141)
三、正常组织与肿瘤组织对射线反应的差异 .....	(143)
第二节 放射治疗过程中的时间、剂量分次关系 .....	(144)
一、分次照射的理论基础—“4R” .....	(144)
二、放射治疗过程中时间、剂量和分次的修饰 .....	(146)
第三节 线性二次模型在临床放射治疗的应用 .....	(148)
一、时间—剂量—分割数学模式 .....	(148)
二、线性二次平方(LQ)模式 .....	(150)
第11章 放射治疗过程的质量保证与放射防护 .....	(154)
第一节 放射治疗质量保证的基本概念 .....	(154)
一、执行质量保证的必要性 .....	(154)
二、放射治疗过程的质量保证与质量控制概念 .....	(154)
三、靶区剂量的准确性的要求 .....	(155)
四、放射治疗过程对剂量准确性的要求 .....	(156)
第二节 放射治疗过程质量保证对医学物理师的要求 .....	(157)
一、医学物理师的技术要求 .....	(157)
二、物理技术人员的资质要求 .....	(158)
三、物理技术人员的工作内容及其在质量保证过程中的职责 .....	(158)
第三节 放射治疗过程质量保证的内容 .....	(160)
一、质量保证的组织与实施 .....	(160)
二、放射治疗质量控制技术 .....	(160)
第四节 放射治疗过程中的辐射防护 .....	(168)
一、辐射防护的基本原则和标准 .....	(168)
二、外照射的辐射防护方法 .....	(170)
三、各类治疗设备治疗过程中的防护 .....	(171)

第 12 章 实验 .....	(174)
(实验一、外照射放射治疗机吸收剂量的校准 .....	(174)
(实验二、铅挡块的制作 .....	(176)
(实验三、内外照射放射治疗计划设计 .....	(177)
(实验四、靶中心的模拟定位 .....	(179)
(实验五、不同射野条件下电子线深度剂量的测量 .....	(182)
附录 .....	(184)
(附表 1 $^{60}\text{Co}$ 百分深度剂量表(SSD=80cm) .....	(184)
(附表 2 $^{60}\text{Co}$ 组织最大剂量比 .....	(185)
(附表 3 4MV X 射线百分深度剂量表 .....	(186)
(附表 4 4MV X 线组织最大剂量比 .....	(187)
(附表 5 4MV X 线散射最大剂量比 .....	(188)
(附表 6 10MV X 射线百分深度剂量 .....	(189)
(附表 7 10MV X 线组织最大剂量比 .....	(190)
(附表 8 10MV X 射线散射最大剂量比 .....	(191)
(附表 9 每周 1 次治疗的 TDF 值 .....	(192)
(附表 10 每周 2 次治疗的 TDF 值 .....	(193)
(附表 11 每周 3 次治疗的 TDF 值 .....	(194)
(附表 12 每周四次治疗的 TDF 值 .....	(195)
(附表 13 每周 5 次治疗的 TDF 值 .....	(196)
(附表 14 分程治疗的衰减系数 .....	(197)
(附表 15 TDF 与 NSD 的对应值 .....	(197)
(附表 16 组织半修复时间 .....	(197)
(附表 17 每天 M 次治疗(MFD)的不完全修复因子 .....	(198)

# 放射治疗剂量学概述

放射治疗剂量学是放射治疗学的重要组成部分。肿瘤的放射治疗涉及电离辐射的使用,放射治疗的效果取决于辐射能量在人体内的转移、沉积、吸收,掌握放射治疗剂量学的知识体系,不仅仅是今后学习肿瘤放射治疗学的需要,对于合理应用辐射进行肿瘤放射治疗,提高肿瘤放射治疗效果也是至关重要的。

## 一、放射治疗学的基本概念与发展历史

放射治疗学又称放射肿瘤学(radiation oncology),它是指利用电离辐射对肿瘤及其侵犯的组织进行一定剂量的照射,以控制肿瘤细胞生长、增殖的物理治疗技术。这种电离辐射可以是放射性核素所产生的 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ 射线,也可以是由X线治疗机、医用加速器产生的X线、电子线、质子束、中子束、介子束,甚至是其他重带电粒子束。放射治疗学与外科肿瘤治疗学、内科肿瘤治疗学(化疗)组成了治疗恶性肿瘤的主要手段,据统计,65%~75%的肿瘤患者在其治疗过程中采用过放射治疗。

肿瘤放射治疗技术经历了100余年发展历程。1895年德国物理学家伦琴发现了X射线,1896年居里夫人、贝克勒尔发现了镭,这两种放射源的发现标志着人类使用放射线进行肿瘤放射治疗的历史开始。20世纪初,Bergonie和Tribondeau建立的细胞放射敏感性法则及有关辐射效应研究,奠定了放射治疗的生物学基础。20世纪中叶,以 $^{60}\text{Co}$ 治疗机、电子直线加速器为代表的高能射线束外照射治疗技术的应用,开创了现代肿瘤放射治疗的新局面。20世纪80年代以后,放射物理学、辐射剂量学、计算机技术以及医学影像技术的发展,极大提高了肿瘤放射治疗的物理精度,改善了正常组织的防护和剂量分布,肿瘤放射治疗作为肿瘤治疗的常规治疗手段,在各级医疗服务机构广泛应用。进入21世纪,精确放射技术成为当今放射治疗发展的标志。适形放疗(conformal radiation therapy, CRT)、立体定向放射治疗(stereotactic radiotherapy, SRT)、三维适形、三维调强放射治疗(three dimensional conformal intensity modulation radiation therapy, IMRT),已经成为21世纪放射治疗学的主流技术。

经过百余年的不懈努力与探索,放射治疗学成为一门具有相关学科群互相交叉、渗透、支撑,充满勃勃生机与活力的成熟而又年轻的学科。追溯放射治疗学的发展可见,放射治疗

学的建立与完善放射生物学与放射物理学、辐射剂量学研究息息相关。

## 二、放射治疗学的学科基础与放射诊疗剂量学

放射治疗和外科治疗手术一样,都是一种局部治疗手段,外科手术是通过介入的方式将病灶直接予以切除,而放射治疗则是利用射线照射肿瘤,并在肿瘤中沉积一定剂量的射线能量从而达到治疗肿瘤的目的。放射治疗时患者痛苦较小,由于射线的长期积累作用,在肿瘤逐渐缩小的同时,射线所照射到的正常组织也会有不同程度的反应,给患者带来一定的痛苦。由于放射治疗学是一种临床物理治疗手段,因此放射治疗学的研究与发展与以下相关学科相互渗透与交叉。

1. 一般临床诊断与治疗学。
2. 肿瘤学。
3. 临床放射生物学。
4. 放射治疗剂量学。

在放射治疗中各种放射线只是一种作用于肿瘤的工具,为了使肿瘤接受正确、合理的照射剂量,放射治疗医师必须在放射源、射线种类、照射方式、照射剂量、照射范围等诸多决定放射治疗最终疗效的因素中做出合理选择、计算、安排,这就是临床放射治疗剂量学的研究范畴。

放射治疗剂量学是研究放射治疗过程中,不同种类射线在人体组织中能量的转移及分布特点;不同种类射线在不同照射方式下射线剂量的计算方法,以及为达到一定的剂量分布所应采取的治疗方式的一种技术方法。在研究放射治疗剂量学中必须掌握以下内容:

1. 射线在人体中的剂量分布特点、散射方式及射线分布的描述方法。
2. 外照射时,不同的治疗技术条件下 X、 $\gamma$  射线治疗剂量的计算方法。
3. 电子线治疗时剂量的描述及计算方法。
4. 内照射治疗时剂量描述及计算方法。
5. 临床放射治疗计划设计的一般原则与方法。
6. 放射治疗过程中的质量保证。
7. 常规放射治疗时射野设计方法。
8. 放射治疗设备原理与方法。
9. 放射治疗中的新技术与方法。

完整的放射治疗过程包含治疗计划的设计与治疗计划的执行。在治疗计划设计阶段,放疗医师、物理师、技师相互合作,根据肿瘤的位置、解剖结构、病理分期等因素,确定照射方式、剂量分布。在治疗阶段,根据事先计划的治疗方案,在治疗机上严格实施治疗。由于肿瘤治疗的疗效取决于所接受的剂量,可见,放射治疗剂量学是放射治疗学的基础,在放射治疗过程中剂量计算的准确与否,照射方式选择的合理与否,靶区确定的正确与否直接影响到患者治疗的最终结果。

## 三、放射治疗的基本原理与方法

肿瘤放射治疗的基本原理基于人体组织的辐射生物学效应。不同组织与器官受到辐射照射后所表现出的生物学效应不同,不同细胞的辐射敏感性具有显著差异,正是由于肿瘤细

胞与正常组织细胞辐射敏感性不同,使得我们可以采取一定的方法、使用相应的射线对肿瘤及其可能侵犯的组织进行一定剂量的照射,从而控制肿瘤细胞的生长、增殖、扩散。

目前放射治疗中广泛使用的放射源主要有三种类型:①能够释放出 $\gamma$ 、 $\beta$ 、 $\alpha$ 等粒子的放射性核素。如 $^{60}\text{Co}$ 、 $^{192}\text{Ir}$ 等放射性核素。②深部治疗X线机或医用加速器产生的X射线源。③由各种加速器产生的高能电子束、质子束、中子束及介子束源。

通常按照放射源位于肿瘤的位置,将放射治疗照射方式分成外照射和内照射两种方法。所谓外照射是指放射源位于患者体外,在体外距体表一定距离处放出射线并穿过人体,通过选择射线能量、射线类型,适当调整射线照射方向和角度,在患者体内局部形成较高的剂量区从而达到肿瘤治疗目的。常规外照射治疗所采用的照射方式有:固定源皮距照射和等中心照射两种方法。现代医学影像学技术及计算机技术的发展,促进了外照射放射治疗技术的发展,精确放射治疗技术已经逐渐代替传统的常规外照射技术,成为放射治疗的主流技术。内照射治疗亦称为近距离治疗,是将封闭的放射源送到腔内、管内、组织间进行照射治疗。由于放射源在近距离对肿瘤组织进行照射,因此,采用近距离治疗可以在局部产生大剂量照射,而减小外照射治疗对正常组织的损伤。现代近距离治疗广泛应用于治疗全身各部位肿瘤,是外照射的重要补充。该项技术主要涉及腔内或血管内治疗;组织间插植、植入以及模治疗,其主要技术特点是放射源后装技术;放射源步进装载及微型化设计;高活性源,高剂量率治疗;治疗计划的计算机设计。

(王鹏程)

## 第一节 电离辐射与物质的相互作用

### 一、电离辐射

物质原子的电离是指物质原子的核外电子在得到一定的能量后,挣脱原子核对它的束缚。原子电离所需要的能量称为电离能。不同原子的电离能不同,例如,钾原子最外层电子的电离能只有几个电子伏特(eV),而氦原子电离能则为 24.5eV。我们把能够使物质电离的带电粒子束或不带电粒子束称为电离辐射。

带电粒子,如电子、质子和 $\alpha$ 粒子等,通过与物质原子的轨道电子发生库仑相互作用直接传递能量给轨道电子,从而导致原子电离,因此,带电粒子的辐射被称为直接电离辐射。不带电粒子与物质的相互作用可分为两个过程,首先,不带电粒子与物质原子发生相互作用产生具有一定能量的带电粒子;其次,所产生的具有一定能量的带电粒子再与物质中的其他原子发生相互作用导致原子电离,因此,不带电粒子的辐射被称为间接电离辐射。

### 二、电子与物质的相互作用

电子与物质的相互作用是指具有一定能量的电子入射到物质中后,通过与物质原子的轨道电子或原子核发生库仑相互作用而损失能量或改变运动方向的过程。如果入射电子发生相互作用后只改变运动方向,没有能量损失,称为弹性碰撞;如果入射电子发生相互作用后既改变运动方向,又有能量损失,称为非弹性碰撞。

入射电子与轨道电子的非弹性碰撞,使得物质原子的轨道电子得到了一定的能量,导致原子的电离或激发。原子激发是指:轨道电子获得的能量不足以引起电离,但导致轨道电子从低能态到激发态的跃迁。处于激发态的原子很不稳定,跃迁到高能级的电子会自发跃迁到低能级而使原子回到基态,同时释放出特征 X 射线或俄歇电子。X 射线或俄歇电子的能量等于高低能级能量的差值。

在与核外电子的非弹性碰撞并导致物质原子电离或激发的过程中,入射电子的能量损

失称为碰撞损失或电离损失。一般用线性碰撞阻止本领  $S_{\text{col}}$  和质量碰撞阻止本领  $S_{\text{col}}/\rho$  来描述电离(碰撞)损失。线性碰撞阻止本领是指入射电子在靶物质中穿行单位长度路程时电离损失的平均能量,单位为  $\text{J} \cdot \text{m}^{-1}$  或  $\text{MeV} \cdot \text{cm}^{-1}$ ;质量阻止本领等于线性碰撞阻止本领除以靶物质的密度,单位为  $\text{J} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$  或  $\text{MeV} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$ 。

入射电子与原子核的库仑相互作用,导致入射电子的散射和入射电子能量的损失,入射电子损失的能量变成具有连续能谱的 X 射线辐射出来,这种辐射称为轫致辐射。用线性辐射阻止本领  $S_{\text{rad}}$  或质量辐射阻止本领  $S_{\text{rad}}/\rho$  来描述辐射能量损失。

总质量阻止本领定义为入射带电粒子在密度为  $\rho$  的介质中穿过路径  $dl$  时,一切形式的能量损失  $dE$  除以  $dl$  而得的商,用符号  $\left(\frac{S}{\rho}\right)$  表示。

对于电子,在常规的能量范围内,总的能量损失可认为就是电离损失和辐射损失之和,其他作用过程的能量损失可以忽略不计,因此:

$$S/\rho = S_{\text{col}}/\rho + S_{\text{rad}}/\rho \quad (1-1)$$

### 三、X( $\gamma$ )射线与物质的相互作用

X( $\gamma$ )射线不能直接引起物质原子的电离或激发,而是首先把能量传递给带电粒子,因此,X( $\gamma$ )射线的辐射属于间接电离辐射。X( $\gamma$ )射线源按其来源可分为以下几种:电子与原子核的相互作用产生的轫致辐射;轨道电子跃迁产生的特征 X 射线;核衰变产生的  $\gamma$  射线;湮灭辐射等。

当一窄束单能的 X( $\gamma$ )射线束入射到物质中时,X( $\gamma$ )射线的强度  $I$  随穿透物质厚度  $x$  近似成指数衰减,即:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1-2)$$

其中, $I_0$ 为射线束未衰减时的强度, $\mu$ 为线性衰减系数,它与光子能量和衰减物的原子系数有关,单位  $\text{m}^{-1}$  或  $\text{cm}^{-1}$ 。

半价层(HVL)定义为 X( $\gamma$ )射线束强度衰减到其初始值一半时所需的某种物质的衰减块厚度,它与线性衰减系数  $\mu$  的关系可表示为:  $\text{HVL} = \ln 2 / \mu = 0.693 / \mu$ 。与  $\mu$  一样,HVL 亦是 X( $\gamma$ )光子能量和衰减物质材料的函数,当指明衰减材料后,HVL 表示该种物质对 X( $\gamma$ )光子的衰减能力。

X( $\gamma$ )光子与物质的相互作用的主要过程有光电效应、康普顿效应和电子对效应等。

#### (一)光电效应(photon electron effect)

光电效应的本质是入射的 X( $\gamma$ )光子与靶原子中的束缚电子发生相互作用。当 X( $\gamma$ )光子与靶原子中的束缚电子发生相互作用时,X( $\gamma$ )光子的全部能量转移给某个束缚电子,使之克服原子核的束缚并以一定的能量发射出来,而原来的 X( $\gamma$ )光子消失,这种过程称为光电效应,光电效应过程中发射出的电子叫光电子。光电效应具有以下特点:

入射 X( $\gamma$ )光子把全部能量转移给靶原子,其中一部分能量消耗在使壳层电子脱离原子核束缚所需的电离能,即电子在原子中的结合能;另一部分转化为出射光电子的动能;还有很少一部分能量用于使靶原子核反冲,但这部分反冲能量比 X( $\gamma$ )射线的能量和光电子的动能小得多,可以忽略不计。即有:  $E_e = h\nu - B_i$ 。其中, $E_e$ 为出射光电子的动能, $B_i$ 电子在原子中的结合能,可见,X( $\gamma$ )光子的能量必须大于壳层电子的结合能时才能发生光电效应。



X( $\gamma$ )光子与自由电子(非束缚电子)不能发生光电效应,这是动量守恒的要求决定的。发生光电效应时,除入射光子和电子外,还需要有第三者参加才能满足作用前后动量守恒,这个第三者就是发射光电子后剩余的整个原子。

靶原子中各个壳层的电子都可以吸收光子能量而被发射出来,成为光电子,电子在原子中束缚得越紧,就越容易使原子核参与相互作用过程,发生光电效应的概率就越大,所以与K壳层电子发生光电效应的概率最大,L层次之,M层更小,以此类推。

光电效应过程伴随着特征X射线或俄歇电子的发射。因为发射光电子后,靶原子由于内壳层出现空位而处于激发态。它可以通过两种方式退激,一种过程是外层电子直接向内层跃迁填补空位,使原子恢复到较低的能量状态,跃迁过程中放出电磁辐射,其能量为两个壳层的结合能之差,这种辐射也就是特征X射线。另一种是壳层电子在跃迁过程中不发射特征X射线,而是把激发能转移给外壳层电子,使它从原子中发射出来,发射出的电子称为俄歇电子。

相对于X( $\gamma$ )光子的入射方向,在沿着入射束方向上不可能出现光电子,光电子产额随出射角有一个分布,在X( $\gamma$ )光子的能量很低时,光电子倾向沿着垂直于入射束方向上发射,随着X( $\gamma$ )光子能量的增加,光电子逐渐倾向于向前方发射,而且发射角对于X( $\gamma$ )光子入射方向是轴对称的。

## (二)康普顿效应(Compton effect)

康普顿效应的本质是X( $\gamma$ )光子与自由电子发生相互作用的结果。当波长为 $\lambda$ 的光子与原子中质量为 $m_0$ 的自由电子(可近似看作静止)碰撞后,在与入射方向成 $\theta$ 角的方向测到波长为 $\lambda'$ 的散射波,电子在碰撞中受到反冲,它以能量 $E$ 在与入射波的方向成 $\phi$ 角的方向上射出(图1-1)。

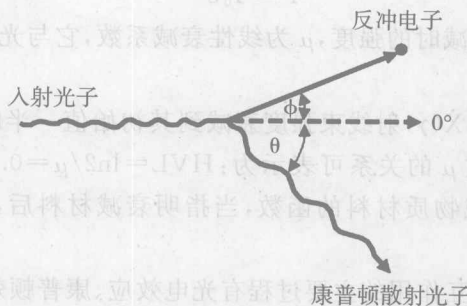


图1-1 康普顿效应

发生康普顿效应后,反射光和入射光关系为:

$$h\nu' = h\nu \frac{1}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad (1-3)$$

反冲电子的动能为:

$$E_k = h\nu \frac{\gamma(1 - \cos\theta)}{1 + \gamma(1 - \cos\theta)} \quad (1-4)$$

其中  $\gamma = \frac{hc/\lambda}{m_0c^2}$