

中华医学会肿瘤放射治疗学会 放射治疗技师培训班
中国癌症研究基金会

肿瘤放射治疗学讲义

中 册

〔放射物理部分〕

放疗技师培训班编写组

一九八七年九月

前 言

肿瘤的放射治疗是肿瘤治疗的一种重要手段之一。最佳的放射治疗决定于放疗医生和其它科技人员组成的队伍的共同努力和协同工作。治疗的成功与否很大程度上依赖于这个队伍中人员的技术素质，因此需要对放疗队伍中的科技人员进行不断地培训和再教育，使其达到和赶上世界上最现代的放疗技术水平。本着这个目的，中华医学会肿瘤放射治疗学会，在总会和中国癌症研究基金会的帮助下，委托中国医学科学院肿瘤医院放疗科开设放射治疗技师培训班，对在职的放射治疗技术员进行分期分批地再教育。

放射治疗技术员在放射治疗的计划设计与执行中起着极其重要作用，是治疗计划的执行者，是医生的得力助手。作为一名放疗技术员，除了一般医学常识外还应该懂得解剖学，肿瘤的发生、发展和转移规律，肿瘤的放射物理和生物学基础，尤其是正常组织和器官的耐受量只有这样才能准确地理解和执行放疗医生的医嘱，正确地执行放射治疗计划；并在执行过程中，发现问题及时向医生反映，对不恰当的治疗计划，应建议医生进行修改；同时放疗技术员还应了解现代治疗设备的简单结构和操作规程，才能充分发挥机器提供的优越性能。

实现上述目标，是本讲义编写的宗旨。讲义基本反映了现代放射治疗对一个合格的放疗技师的要求和应掌握的技术内容。讲义中的一些章节，如肿瘤的放射物理基础，不仅对放疗技师，而且对低年放疗医生和低年物理人员以及物理室的技术员，也是一本很好的教科书。因讲义编写仓促，难免有错误和不足之处，希望同志们即时指正。

谷铨之

胡逸民

1987. 8. 5.

目 录

上册

前言

- 一、肿瘤放射治疗总论
- 二、放疗技术人员的职责及应具备的素质
- 三、放射治疗机及其辅助设备

中册

- 四、肿瘤放射治疗的物理基础
- 五、放射治疗的摆位技术
- 六、放射治疗的模型技术

下册

- 七、肿瘤放射治疗的生物学基础
- 八、常见肿瘤的治疗
- 九、癌治疗结果报告的标准
- 十、放射治疗的质量保证和质量控制

肿瘤放射治疗的物理基础

- 一、放射源的物理性质
- 二、射线与物质相互作用
- 三、放射线的质与量
- 四、射野剂量学
- 五、高能电子束
- 六、计划设计与治疗技术
- 七、腔内组织间治疗剂量学
- 八、临床剂量数据的测量与处理
- 九、放射防护

编写组名单:

指导: 谷铎之

编著者(按文内出现次序排列)

殷蔚伯	杨定宇	李 威	周卫东
胡逸民	冯宁远	王海宽	张冀岗
张 信	李 正	王 争	郭 柔
严洁华	徐国镇	杨宗贻	余子森
顾大中	钱国南	孙建衡	

一、放射源的物理性质

(一)放射源的种类和照射方式 放射治疗(以下简称放疗)使用的放射源主要有三类:(1)放射性同位素 射出 α 、 β 、 γ 、射线;
(2) X线治疗机和各类加速器产生的不同能量的 X线;(3) 各类加速器产生的电子束、质子束、中子束、 π 介子束以及其它重粒子束等。这些放射源以两种照射方式予以应用:(1)体外照射:从距离病人体外取一定距离集中照射某一部位,按照照射距离不同分为近距离(15厘米~40厘米)照射和远距离(60厘米~150厘米)照射两种。
(2)体内照射:将密封的放射源直接放入被治疗的组织内(如舌、皮肤等)或器官腔内(如鼻咽、食管、子宫颈等)等部位进行照射,分别称为组织间照射和腔内照射。另外,利用人体某种器官对某种放射性同位素的选择性吸收,将该种放射性同位素通过肌肉或静脉注入进行治疗,如用 ^{131}I 碘治疗甲状腺瘤。 ^{32}P 磷治疗癌性胸水等,称为内用同位素治疗,此类治疗在放疗中占的比例很少。

第一类放射源可以作体内、外两种照射;第二、三类放射源仅能作体外照射。体内、外照射有三种基本区别:(1)与外照射相比,腔内照射放射源强度较小,在几个毫居里到大约几百毫居里,治疗距离较短,约在5毫米到5厘米之间;

(2)体外照射:大部分放射线的能量被准直器、限束器等屏蔽,

只有少部分能量达到组织。腔内照

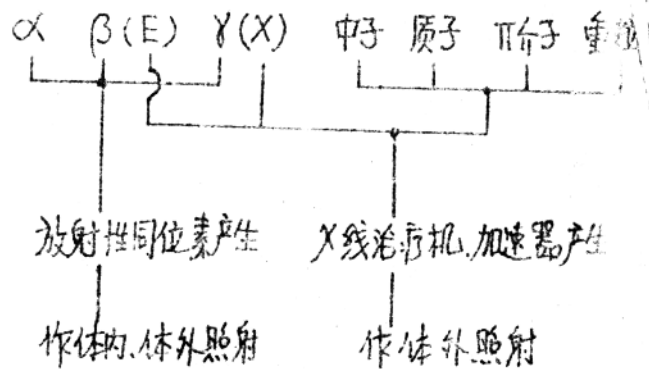


图 1-1 放射源的种类及照射方式

射则相反，大部分能量被组织吸收。(3)外照射：放射线必须经过皮肤、正常组织才能达到肿瘤，肿瘤剂量受到皮肤和正常组织耐受量的限制，需要选择不同能量的放射线和采用多野照射技术。

(二) 几种放射性同位素源

(1) ^{226}Ra 镭源 镭是一种天然放射性同位素，不断衰变为放射性气体氡，后者继续衰变，最后变为稳定的同位素铅。镭的半衰期为1590年，为3.8天。在衰变过程中放出 α 、 β 、 γ 三种射线。临床应用的镭是它的硫酸盐，装在各种形状的铂铱合金封套内。铂铱封套具有密封氡气及滤 α 和 β 射线的作用。镭的 γ 线有很强的穿透力，平均能量为0.83MeV，但由于短距离所形成的剂量衰减，使得它产生的深部剂量很低，与接触 α 线相似。另外，镭获得困难，实际应用的镭量很小，放射性强度低。因此临床上多用于近距离，腔内或组织间放疗。用镭作放射源，在防护方面有三大缺点：A 镭能谱复杂，最高能量达3.6MeV，需要防护层厚；B 半衰期长，衰变过程中产生氡气，操作不小心或其它意外，镭管破损氡气逸出，产生环境污染，短期内不能消除；C 镭的生物半衰期长，进入体内后停留时间长，易使组织特别是骨髓损伤严重，因此在医用上应为禁忌，目前已被 ^{137}Ba 铯源代替。

(2) ^{137}Ba 铯源， ^{137}Ba 铯是从原子反应堆的付产物中经化学提纯加工得到的人工放射性同位素，它的 γ 线的能量是单能，为0.62 MeV，半衰期33年，平均每年衰变2%。 ^{137}Ba 铯在组织内，具有和镭相同的穿透力，同等镭当量的 ^{137}Ba 铯和镭具有类似的剂量分布。从物理学特点或从放射防护的观点上看， ^{137}Ba 铯比镭优越，是取代镭的最好同位素。目前 ^{137}Ba 铯的化学提纯主要存在两个问题：A 放射性比度（单位体积的放射性强度）不可能做得太高。 ^{137}Ba 铯很少

用作远距离治疗机的放射源，多用于腔内照射的放射源；B提纯 ^{132}Ba 过程中混有 ^{134}Ba 同位素。 ^{134}Ba 的能谱比较复杂。同时半衰期比 ^{132}Ba 短得多（2·3年）。若 ^{132}Ba 中含有 ^{134}Ba 钡量太多，使得 ^{132}Ba 钡剂量计算比较困难。因此要求 ^{132}Ba 钡源中含 ^{134}Ba 钡量越少越好。

(3) ^{60}Co 钴源 ^{60}Co 钴源是一种人工放射性同位素，由普通的金属 ^{59}Co 钴在原子反应堆中经热中子照射轰击所成。核内的中子不断衰变为质子并放出能量为0·31 Mev的 β 射线，核中过剩的能量以两种能量为1·17 Mev及1·33 Mev γ 辐射的形式释出，衰变的最终产物是镍的稳定同位素（ ^{60}Ni ）。钴的半衰期为5·24年，即每月衰减1·1%。 ^{60}Co 钴放出的 β 线能量低，易于被容器吸收， γ 射线的平均能量为1·25 Mev，比镭高一点。因此 ^{60}Co 钴也可用作镭的代用品。如制成钴管、钴针等。但因 ^{60}Co 钴半衰期短，作腔内的放射源比 ^{132}Ba 钡差。

(4) ^{192}Au 铱、 ^{192}Ir 铱、 ^{198}Au 金等同位素 γ 源除去 ^{226}Ra 镭、 ^{60}Co 钴、 ^{132}Ba 钡几种同位素外， ^{192}Au 铱、 ^{192}Ir 铱、 ^{198}Au 金等也经常使用。其能量、半衰期、 γ 电离常数列于表2—1中。

由于 ^{198}Au 金的半衰期和空气相近，一般用放射性金代替气使用， ^{192}Ir 铱主要用于膀胱癌的特殊治疗上，有时也用于眼、口腔、颊唇及插植治疗， ^{192}Au 铱的主要特点是能量适中，特别适合作腔内和组织间治疗，例如：高剂量率的铱后装和铱丝组织间治疗是目前代替镭作组织间治疗的主要趋势。

表2—1 六种常用同位素 γ 源的物理常数

同位素	γ 线能量 (Mev)	半衰期	γ 电离常数K (伦/毫居里·小时·厘米)

60 钴	1.17 及 1.13	5.24 年	13.0
226 镭	平均 0.83	1590 年	8.25 (0.5 毫米铂滤过)
137 铯	0.662	33 年	3.20
192 铱	0.296~0.612	74.5 天	5.0
182 铷	0.066~1.29	115 天	6.8
198 金	0.412~1.09	2.7 天	2.3

(5) ^{90}Sr 同位素 β 源镭、钴、铯、铱、铷、金六种同位素均作为 γ 射线源使用。 ^{90}Sr 作为 β 源使用。 ^{90}Sr 以 28 年的半衰期蜕变成 ^{90}Zr (90Y)，后者再以 64 年的半衰期衰变成 ^{90}Zn (90Zn)。 ^{90}Sr β 射线的最高能量为 0.54Mev，而 ^{90}Zr 放出穿透力强，最高能量为 2.27Mev 的 β 线。由于 β 射线在组织中具有一定的射程。 ^{90}Sr β 线施用器的深度剂量曲线分布较好，表面剂量在 100 拉德左右，可以治疗表浅病变（如眼角膜），而对重要器官（如眼球晶体）伤害少。用高强度 ^{90}Sr 放射源做成类似 ^{60}Co 治疗机的 ^{90}Sr β 线治疗机，可获得高达 300~1500 厘米² 照射面积。治疗如草样霉菌病等广泛性表浅恶性或良性病变。 ^{90}Sr β 源的能量特点造成在 0.5 毫米深度（即表层包括敏感的基底层）剂量最高（100%）到 2.5 毫米以后，深度迅速下降。用 ^{90}Sr β 线治疗表浅病变时不会影响皮肤的血液供应。 ^{90}Sr β 线剂量特性比浅部 X 线好。近年来，由于医用直线加速器的普遍使用，大面积低能电子束能提供极好的剂量分布， ^{90}Sr β 线治疗机不再被放疗使用。

(三) X 线治疗机

(1) X 线的产生及 X 线机分类：X 线是由高速运动电子突然受到物体的阻挡而产生的。临床治疗用的 X 线机根据能量高低分为：临

界X线、接触治疗X线(10~60KV),浅层治疗X线(60~160KV),深部治疗X线(180~400KV),高能X线(2MV~50MV),后者主要由各类加速器产生。普通X线机与 ^{60}Co 钴加速器相比,深度剂量低、能量易低于放射、剂量分布差等缺点,因此逐步被后者取代。

高速运动的电子碰击靶产生两种成分的X线:特征X线和韧致X线,前者是单能谱,后者为连续谱。韧致X线是X线的主要成分,从最大能量(最高管电压值)以下,在任一能量光子均有一定的强度,并在一定的能量处强度最大(图2~2)。

(2)滤过板的作用: X线机中产生的X线有从零到最大值(X线管电压)的一系列能量。而低部分对治疗毫无用处,且产生高的皮肤剂量。为了适应治疗的需要,必须对X线的能谱进行改造。将低能部分去掉,保留较高能量的X线。滤过板可以起到这样的作用。适当地选择滤过板可以使低能部分比高能部分去掉得多。显然经过滤过后的X线比原来的X线的平均能量高,即半价层高。

(3)半价层HVT(L)临床上一般用半价层表示射线的能量。所谓半价层表示使入射线强度减弱一半所需的吸收材料的厚度,它相当于一种平均能量的概念。知道了半价层就能了解射线的穿透性质。半价层越大,射线的穿透力越强。一般情况,半价层是受管电压限制的,但若使用不同的滤过板,可以使峰值电压200KV的X线机与峰值电压400KV的X线机的半价层一样。半价层在低能(20~120KV)用铝表示,中能(120~400KV)用铜、铝表示,高能(1MV以上)用铜或铅表示。

(四) ^{60}Co 钴远距离治疗机:自1951年在加拿大第一台建成以来,20多年中得到了迅速发展,广泛的应用。

(1) ^{60}Co 钴 γ 线的特点： ^{60}Co 钴源的物理特点在第2节中已有介绍。临床上最常用的因素是 ^{60}Co 钴源的电离常数 K_R ，即每毫居里每厘米每小时的伦琴数， ^{60}Co 钴的 $K_R = 13.0$ 伦/厘米·小时·毫居里。 K_R 常数有两种常用的变换形式： Rmm/Ci （伦·米·分/居里）、 Rhm/Ci （伦·米·小时/居里）。医用 ^{60}Co 钴治疗机源，由许多圆柱体组成，考虑到 ^{60}Co 钴源本身的自吸收以及准直器的限束， Rmm 、 Rhm 一般取值为： $\text{Rmm} = 0.0218$ ， $\text{Rhm} = 1.0 \sim 1.1$ 。有时临床上习惯用克镭当量（ gRa 当量）表示源强度，1居里 ^{60}Co 钴等于1.6克镭。目前能生产千居里甚至万居里以上的高强度 ^{60}Co 钴源，它的能量高，相当于峰值 $3 \sim 4$ MVX线，适用于远距离体外照射，和深部X线相比。 ^{60}Co 钴主要优点有：A、射线穿透力强，深部剂量高，适于治疗深部肿瘤；B、射线能量高，皮肤量低皮肤反应轻；C、 ^{60}Co 钴 γ 线在骨组织中的吸收量远较一般的X线为低，因而骨损伤小，适用于骨肿瘤及骨旁病变的治疗；D、 ^{60}Co 钴 γ 线的次级射线主要向前散射，旁向散射少，射野边缘以外的正常组织受量减少，降低了全身积分及全身反应轻。

(2) ^{60}Co 钴治疗机种类与结构：目前 ^{60}Co 钴治疗机有固定式和旋转式两种基本类型。相应有两种类型的支持机构。每种类型的治疗机又可以分为“百居里”治疗机和“千居里”治疗机两种。前者治疗距离在40厘米 \sim 60厘米范围，后者一般在75厘米以上。以上划分并不是绝对的，有的几百居里治疗机，尽管照射量低，但治疗距离可以是75厘米。固定型治疗机，要求机头能上、下运动，活动范围一般在135厘米左右，并且机头要能向一个方向转动一定角度，以作切线之类的治疗。旋转型治疗机可以作 300° 旋转。不论固定型还是旋转型治疗机，一般由下列部分组成：A、一个密封的放射源

B、一个源容器及防护机头；C、具有开关遮线器装置；D、具有定向限束的限光筒；E、支持机头的机械系统及其附属电子设备。

(3) ^{60}Co 钴半影问题：由于 ^{60}Co 钴源具有一定大小的体积，存在着 ^{60}Co 钴半影， ^{60}Co 钴的半影有三种：A、几何半影；由于 ^{60}Co 钴源有一定的直径（经常用钴源的直径为 1.5 厘米至 3.0 厘米），被限束器限束后，3、2、1 诸点（图 1—2 a）分别受到面积不等的放射源的照射，产生由高到低的渐变的剂量分布。B、穿射半影：即便是点状源，由于限束器端面与射线边缘不平行，使线束穿透厚度不等（图 1—2 b），也形成渐变的剂量分布。C、散射半影：用点源可以消除几何半影；用端面与射线平行的球形限束器可以消除穿射半影。即使如此，还有半影存在，原因是由于介质内偏离射线方向上存在旁向散射，造成射野外的散射半影（图 1—2 c）。散射半影与射线能

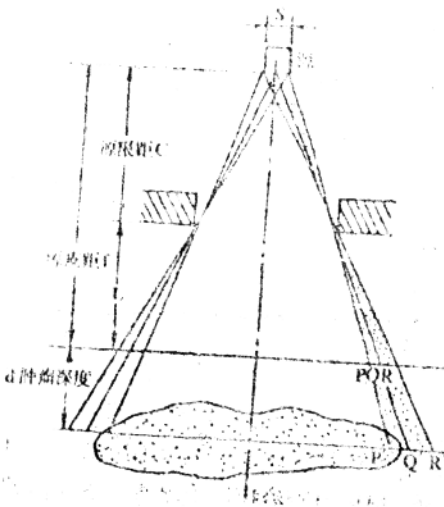


图 1—2 几何半影的计算
4—8

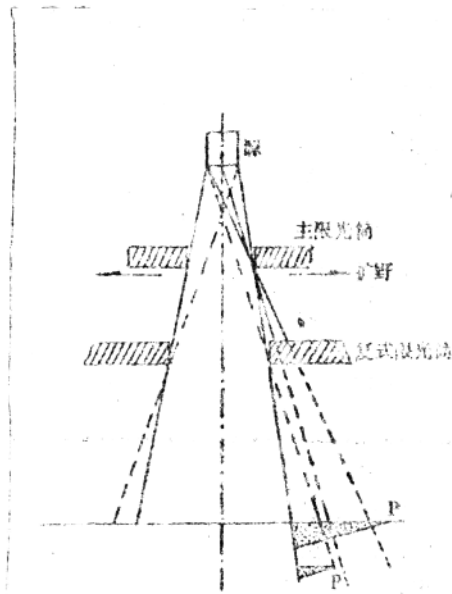


图 1—3 消半影装置

且有关，入射剂量越高，散射半影愈小。 ^{60}Co 钴半影主要是几何半影的问题。几何半影区的大小可用下式计算

$$\frac{PR}{PR} = \frac{S(r-c)}{c} \quad (\text{在皮肤上})$$

$$\frac{PR}{PR} = \frac{S(r+d-c)}{c} \quad (\text{在深度}d\text{处})$$

从上式可以看出，缩小放射源的直径，增加源限距离均可减小几何半影。对放射源直径一定的治疗机，临床实际使用时，用改变源限距离的办法来减少半影（图1-3）。

(五) 医用加速器：现今加速器的种类达数十种，但医疗上使用最多的是电子感应加速器，电子直线加速器及电子回旋加速器三种，它们既可以产生高能电子束，又可以产生高能X线，其能量范围在4~50Mev之间。电子感应加速器是电子在交变的涡旋电场中受到加速而升高到高能装置；电子直线加速器是利用微波电场把电子加速到高能装置；电子回旋加速器是电子在交变的超高频电场中作圆周运动不断得到加速。电子感应加速器的优点是：技术上相对比较简单，制造成本低，能量可以做得高（理想的放疗用的能量为25Mev左右）；对电子线来讲，输出量足够大，而且能量可调范围宽，作电子束治疗较理想，但最大的缺点是X线的输出量比较低，例如20×20厘米²照射野来说，均整后仅能得到20伦/分左右，为此目前用三倍频的办法使其输出量提高三倍，但制造成本相对提高，因此对于X线治疗，由于输出量低或照射野小，电子感应加速器不理想。电子直线加速器克服了这一点，它的电子线和X线均有足够高的输出量，射野也可以做得很大（一般在源皮距1米处可达30×30厘米²）。直

线加速器的主要缺点是：机构复杂，维护要求高，成本高，同时由于受微波功率源的限制，它的能量一般为10MeV左右，放疗使用不够理想。特别是电子线，使用意义较小。现可采用高功率磁控管或速调管后，能量可以做到20MeV或更高，但机构更庞大，成本更昂贵。电子回旋加速器却具有电子感应加速器的经济性，又具有直线加速器输出量高的优点。它的输出量一般比感应加速器高几倍，而能量也很容易做得高（一般为25MeV）电子线和X线的能量均可理想地供放疗使用。从医用加速器在放疗上应用的历史看，最早使用的是电子感应加速器（1951年），然后不久，电子直线加速器投入了临床使用（1953年），电子回旋加速器在医学上的应用则是七十年代初期才开始的。随着科学技术的发展，电子回旋器可能成为今后放疗设备的发展方向。高能加速器产生的X线具有 ^{60}Co γ线的一切优点：能量高、深度量大、皮肤剂量低等。而且克服了 ^{60}Co 半影大，半衰期短和放射防护方面的缺点，是目前放疗常用的主要设备。

（六）高能电子束X线、γ线对细胞的生物作用主要是通过组织中产生的次级电子，因此就生物作用说，X线、γ线的治疗可认为是电子治疗。放疗中使用的高能电子束系指至少能穿过2厘米以上水的电子束，即电子束能量大于或等于4MeV。电子加速器是产生高能电子束的设备，电子束是带电粒子，具有以下临床剂量学特点：

- （1）在组织中具有一定的射程，射程深度与电子能量成正比，因此从加速器中引出的电子能量可以调节，所以可以根据病变的不同深度选择合适电子能量作治疗；
- （2）从表面到一定深度，剂量分布均匀，到达一定深度后，剂量迅速下降。可保护病变后面的正常组织；
- （3）与深部X线不同，不同组织如骨、脂肪、肌肉对电子束的吸收差别不显著，但对组织中空腔应该进行剂量校正；
- （4）等

野并适当采用组织等效物做成的吸收板，可满意地治疗表浅及偏心部位肿瘤。

(七) 高线性能量传递射线 (以下简称高 LET 射线) (1) 几种名词定义: A、LET 沿次级粒子径迹单位长度上的能量转换, 即

$$\text{即 LET} = \frac{\Delta E}{\Delta X} \quad \text{单位为 Kev}/\mu \text{ (仟电子伏/微米)。它是描写}$$

射线质的一种物理量。X 线、 γ 线、 β 线的 LET 值低, 一般小于 $10\text{Kev}/\mu$, 称之为低 LET 射线; 快中子、 π 介子、重粒子的 LET 值高, 一般大于 $10\text{Kev}/\mu$, 称之为高 LET 射线。

B、OER——氧增强比描写某种射线的放射敏感性对细胞含氧状态的依赖关系的物理量。定义为 (图 2—5)

$$\text{OER} = \frac{D \text{ 无氧细胞}}{D \text{ 有氧细胞 相同生物效应}}$$

低 LET 射线, OER 值高 (2.5 ~ 3.0), 高 LET 射线低 (1.0 ~ 1.8)。

C、RBE——相对生物效应描写不同性质射线对同一种细胞的生物效应大小, 即图 (2~6)

$$\text{RBE} = \frac{\text{产生一定生物效应的标准放射线剂量}}{\text{产生同样生物效应的另一种放射线剂量}} = \frac{D \text{ 标准射线}}{D \text{ 另一种射线}} = \frac{D \text{ 200KV X 线}}{D \text{ 钴 } \gamma \text{ 线}}$$

低 LET 射线, RBE 值低 (≤ 1.0)。高 LET 射线, RBE 值高 (≥ 2.0)。

图 (2—7) 示出了 OER、RBE 值随 LET 值的变化。

(2) 高 LET 射线的物理和生物特点: 高 LET 射线系指快中子、

质子、负 π 介子以及氦、碳、氮、氧、氟等重粒子。除去快中子不带电以外，所有其它粒子都带电。因此在组织中具有一定的射程，具有电离吸收峰型剂量曲线（图2—8）。从图2—8可以看出，单一照射野就可以得到较好的剂量分布，简化了照射野设计，提高了肿瘤治疗剂量的准确性。

细胞对高LET射线与低LET射线放射敏感性不同，有两方面原因：一是由于高LET射线的氧增强比（OER）比低LET射线为低，即高LET射线放射敏感性对细胞中含氧程度依赖性较小，二是由于细胞分裂周期的影响，主要是G₀期细胞对高LET射线抗拒性小。因此，高LET射线是克服放疗中乏氧细胞G₀期细胞对放射不敏感的一个重要途径。

（3）快中子：快中子是不带电粒子，在组织水或其它介质中以指数方式衰减，不具有其它高LET射线的物理特点。快中子治疗的优点主要在于生物学方面。放疗用的快中子要求能量至少为14MeV以上，因为14MeV快中子在水中深度量曲线和⁶⁰钴 γ 线近似，同时要求强度在治疗的距离内达到10~15拉德/分以上，两种类型的中子设备可以产生快中子：回旋加速器和D—T中子发生器。前者产生的中子能量、强度都能满足放射治疗的要求，缺点是设备太大。后者体积小、灵活，但中子产额低、靶寿命短，用于放疗比较困难。快中子OER值低，约为1.5~1.6，相对生物效应不仅随能量变化，而且随介质深度变化，是一个比较复杂的问题。应用时要作实际测量。目前快中子已在英、美等国投入临床使用，并取得了可喜的疗效。

（4）质子：质子为带电粒子，具有电离峰型吸收曲线，质子物理特性好，但质子的氧增强比，相对生物效应与X线、 γ 线相同。

（5）负 π 介子治疗：负 π 介子为带电粒子，具有电离峰型吸收

曲线，物理特性好；负 π 介子的OER值比X线低，为1.8，负 π 介子集中了快中子的生物学优点和质子的物理学特点，是比较好的一种放射源。目前美国正在研制医用负 π 介子加速器。严格说质子的LET值 $< 10\text{Kev}/\mu$ ，RBE值 ≈ 1.0 ，不属于高LET射线范围。由于质子的物理特点与负 π 介子相似，仍将它算在高LET射线范围之内。

(6) 重粒子：用于放疗的重粒子主要指元素周期表上18号元素以前的，如氦、碳、氮、氧、氖等原子核离子。这些离子具有质子的物理特性和中子的生物学特点，和负 π 介子相似。由于原子核离子质量比较大，在组织中的穿射距离比相同能量的质子小得多。根据计算，约需单核能量为10亿电子伏才能适应治疗浅部肿瘤，这样的加速器是庞大的。目前只是在一些高能加速器上做生物学试验，将来可能作为综合利用方式，在重粒子加速器上进行放射治疗。

(胡逸民)

二、射线与物质的相互作用

(一) 电子与物质的相互作用

1、电子与物质的作用方式

高速运动的电子受到靶物质的阻击与原子作用主要有以下两种方式

1、弹性散射 不改变原子本身的状态，仅改变入射电子的方向。电子散射的方向决定于入射电子的能量，高能电子所产生的散射主要向前，角分布尖锐。相反，低能电子的角分布比较宽。

2、非弹性散射 在入射电子的作用下，原子本身状态发生一定的变化，同时入射电子的能量和方向发生变化。它有以下三种情况

(图 2-1)：(1) 作用在原子外层电子上。其一，激发：把外层轨道上的电子搬到光学轨道，但未脱离原子。这时原子处于激发状态。原子在退激发时，以光和热的方式释放能量。其二，电离：高速电子把外层电子打出原子之外，形成 δ 电子 (或 δ 射线)，原子本身成为带正电的离子，称为电离。上述二种情况均不释放光子，不产生 X 线。

(2) 作用于内层电子。射线将内层轨道上的电子激发到外层的任一轨道，而外层轨道上的电子会立即来填补，从而释放出光子，称为特征辐射。这种辐射的光子能量取决于靶物质的原子序数和两能级结合能的差：

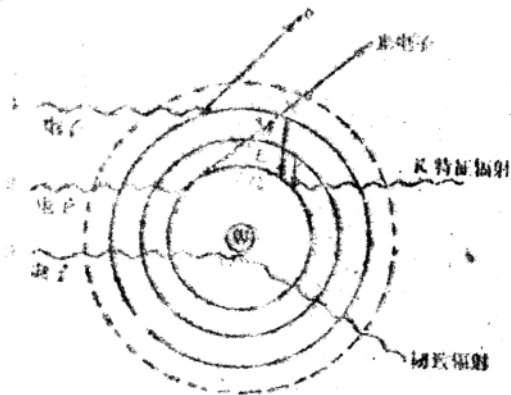


图 2-1-1 电子非弹性散射示意图