

X 射线 防护与管理

栾耀君 季秀芬 林连岩 主编



哈尔滨工程大学出版社

前 言

随着电离辐射应用技术的迅速发展,在医学、工业企业领域,电离辐射应用越来越广泛。X射线防护工作也得到了较快的发展,各地积累了比较丰富的经验,防护器材也不断更新,相继出现了一些新的防护课题。为了总结经验,介绍一些行之有效的防护技术措施,探讨发展的新问题,为适应我国放射卫生防护事业发展和培训科学技术工作者的需要,我们组织从事电离辐射防护工作多年并具有一定实践经验的同志合力编写了本书。本书紧密结合我国电离辐射防护的实际,以我国现行电离辐射防护的法规和技术标准为依据,并吸收国际国内先进经验和管理知识,阐述了电离辐射防护的基本原理、原则、实用技术和管理方法等。书后附有现行防护法规和标准。

由于编者水平有限,书中欠妥之处敬请读者指正。

编者

1997年2月

目 录

第一章 X射线的基本知识	1
第一节 X射线产生的物理基础	1
第二节 X射线的产生	4
第三节 X射线的量与质	7
第四节 X射线的性质	9
第五节 X射线与物质的相互作用	12
第二章 辐射防护中使用的量和单位	17
第一节 照射量	17
第二节 吸收剂量	18
第三节 比释动能	21
第四节 当量剂量	23
第五节 组织权重因子和有效剂量	25
第六节 与群体相关的防护辐射量	27
第三章 X射线防护的基本原理	29
第一节 时间防护	29
第二节 距离防护	30
第三节 屏蔽防护	31
第四章 X射线诊断的合理应用	51
第一节 医用X射线防护的现状	51
第二节 X射线透视中的防护	53
第三节 X射线摄影中的防护	61

第四节	临床医生对 X 射线检查的正当化判断	68
第五节	介入放射学的防护	74
第六节	X 射线机房的防护	78
第七节	牙科 X 射线摄影的防护	88
第八节	骨科整骨的防护	90
第九节	儿童和妇女放射诊断的防护	91
第十节	CT 扫描摄影	104
第五章	医用治疗 X 射线的防护	107
第一节	医用治疗 X 射线机的防护	107
第二节	医用加速器的防护	110
第三节	放射治疗中病人的防护	114
第六章	医用 X 射线诊断的质量保证	118
第一节	质量保证的必要性	118
第二节	国内外开展质量保证工作概况	120
第三节	X 射线诊断的质量管理	122
第四节	透视诊断的质量保证	127
第五节	废片 - 重拍片分析	130
第六节	胶片处理技术的质量保证	132
第七节	X 射线摄影的质量保证	135
第八节	X 射线断层的质量保证	137
第九节	口腔 X 射线摄影的质量保证	140
第十节	乳腺 X 射线摄影的质量保证	141
第十一节	CT 检查的质量保证	143
第七章	工业 X 射线防护	147
第一节	射线装置的防护	147
第二节	固定式探伤的防护	149

第三节	移动式探伤的防护	155
第四节	X 射线衍射仪的防护	161
第五节	粒子加速器的防护	163
第六节	射线探伤常见事故与管理措施	171
第八章	放射工作人员的健康监护	175
第一节	辐射效应	175
第二节	放射工作人员的健康管理	182
第三节	放射性疾病诊断与管理	190
附录 1		206
附录 2		214
附录 3		225
附录 4		234
附录 5		248
附录 6		254
附录 7		263
附录 8		274
附录 9		289
附录 10		296
附录 11		302
附录 12		307
附录 13		319
附录 14		337
附录 15		342
附录 16		345
附录 17		346
附录 18		361

第一章 X 射线的基本知识

第一节 X 射线产生的物理基础

一、原子结构

自然界存在的一切物质都是由分子组成,分子又是由更小微粒——原子所组成。原子是不能用化学方法再分解下去的最小微粒。但是,原子绝不能被看作简单的东西或已知的最小粒子。所有的原子都类似一个小行星系,中心是一个原子核,周围有绕核运转的电子。原子核又由质子和中子组成。质子和中子的质量差不多一样,而电子的质量仅为质子质量的 $1/1840$ 。所以原子的质量几乎全部集中于原子核,可是原子核却只占据整个原子的极小一部分空间,其直径不及原子本身直径的 $1/10000$ 。电子带负电荷,一个电子所带的电荷为 1.6×10^{-19} 库仑,通常用字母 e 表示。中子不带电。质子带一个正 e 电荷。原子中,其电子数目和质子数目相等,因此,原子是中性的。

由于原子核与电子之间相互作用力的制约,原子核周围的每一个绕行电子都有它自己的一定轨道,这些确定的轨道组成一系列壳层,这一个个壳层即能级。最靠近原子核的叫 K 壳层,顺序向外称 L, M, N, O, P, Q 壳层。如图 1-1 所示。

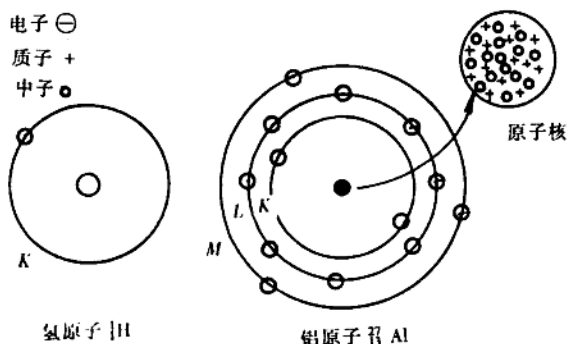


图 1-1 原子结构示意图

在某一轨道上绕行的电子具有与该能级相应的一定能量, K 壳层的电子能量最低。电子可以吸收外来的能量, 从能量较低的轨道跃迁至能量较高的轨道, 这种现象叫激发。反之, 如果能量较低的轨道缺少电子时, 位于能量较高轨道的电子也可以跃迁到这能量较低的轨道, 而该电子多余的能量一般就以电磁波(光子)辐射出来。

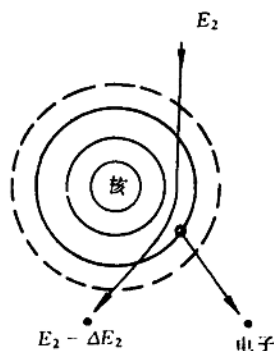


图 1-2 一个原子的电离

如果外来的能量足够大, 可以使得轨道上的电子脱离原子核的吸引力而自由运动, 也可使电子附加到另外的原子上。于是中性的原子变成了带正电或负电的离子。离子所带电荷的多少取决于失去或得到电子的数

目。这种形成正负离子的过程称为电离。图 1-2 形象地表示一个原子在致电离粒子的作用下引起的电离过程。电离作用是射线的基本特性。

二、电磁波

电磁波由光子组成,可视为一种电磁振荡的中性粒子束,又称为电磁辐射。在空气中以光的速度直线传播。它具有波(波动)粒(粒子)二象性。它的波动性主要表现在以一定的波长和频率在空间传播,并在传播中发生反射、干涉、衍射等现象;它的粒子性主要表现在以光子的形式在辐射和吸收时具有能量和质量。(每个光子的能量为 $E = h\gamma$,式中, h 为普朗克常数; γ 为频率。)

电磁波由于波长的不同,其性质和作用也不一样。波长越短,频率就越高,其能量也越大。反之,波长越长,频率就越低,其能量就越小。光子能量为: $E = h\gamma = \frac{hc}{\lambda}$ 。式中 h 为普朗克常数, c 为光速(3×10^8 米/秒), λ 为波长, γ 为频率。长波、短波、无线电波、红外线、可见光、紫外线、X 射线、 γ 射线都属于电磁波,只是波长各不相同。波长的单位的为 $\text{\AA}$,读作“埃”。 $1\text{\AA} = 10^{-10}$ 米。由于光子的能量不同,又将电磁辐射分为电离辐射和非电离辐射。有些辐射如微波、红外线、可见光等,由于光子能量小,不能引起物质电离,称为非电离辐射。而紫外线、X 射线和 γ 射线光子能量大,能使物质产生电离,故称为电离辐射。人体受到一定量的电离辐射照射,可致组织损伤,故应用电离辐射时,必须注意安全防护。

第二节 X 射线的产生

1895 年,德国物理学家伦琴(*W. C. Roengen*)在研究阴极射线时,发现了一种穿透本领很强的辐射,当时称为 X 射线,后来又称为伦琴射线。现在我们知道 X 射线是一种波长比紫外线更短的电磁波,它具有电磁辐射的各种特性。

X 射线是高速运动的电子与物质相互作用而产生的,这个过程通常在 X 射线管内进行。现在所用的 X 射线管多属高真空热阴极电子式。图 1-3 为 X 射线管及其基本电路示意图。

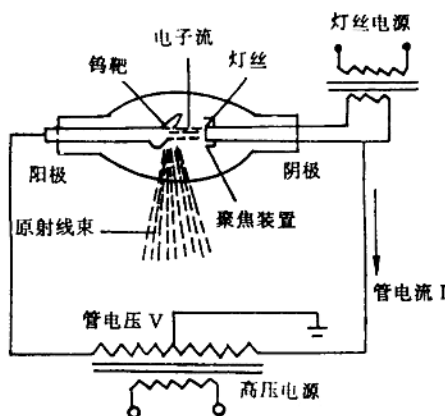


图 1-3 X 射线管及其基本电路示意图

X 射线管有一个阳极和一个阴极,密封于高真空的玻璃

管内。阳极通常是一粗大的铜棒,其端面装有小钨靶。阴极是装于一个浅的聚焦中的钨丝。当灯丝电源接通,灯丝被充分加热,温度可升高到自热的程度,于是发射出足够数量的电子。这时如果以阳极为正极在阳极和阴极间加上高电压,在阳极和阴极间就形成了一个强电场,电子在通过真空管中的强电场时被加速而达到很高速度,这些高速电子到达靶面为靶所突然阻挡便发射出 X 射线。通过 X 射线管的窗口可以得到有用的原射线束。管电压也称为加速电压或激发电压。

综上所述,X 射线管产生 X 射线必须具备下列条件:

1. 能产生足够数量电子的阴极和能经受高速电子撞击而产生 X 射线的阳极靶面。
2. 高真空管。以使电子不受阻碍而降低能量,同时保护灯丝不致氧化而烧毁。
3. 管两端以阳极为正极,阴极为负极的高电压。

X 射线管中高速运动的电子撞击阳极靶面时,仅有小于 1% 的能量转变为 X 射线,绝大部分的能量变为热能。所以 X 射线管工作时,伴随着 X 射线的产生,阳极靶面的温度也急剧升高。

对 X 射线管产生的 X 射线进行光谱分析发现,X 射线分为两类:一类是呈连续能谱的轫致辐射。另一类是具有特定能量的特征 X 射线,也称为标识辐射。图 1-4 是轫致辐射的示意图。能量为 E 的高能电子射到阳极的原子中,电子在原子核库仑场的作用下,受到阻滞作减速运动或改变运动方向,这时电子动能的一部分或全部转化为 X 射线光子并释放出来。由于射到阳极原子中的每个高能电子的能量各不相同,同时与阳极原子相互作用损失的能量也不相同,所以产生具

有连续能量的 X 射线。这种辐射称为轫致辐射。轫致辐射的 X 射线光子的能量从零一直到一个最大值。这个最大值取决于加速电压 V 。 $E_{\text{max}} = eV$ 。

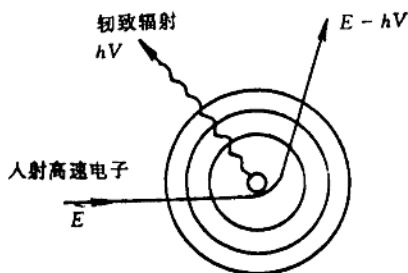


图 1-4 轫致辐射示意图

图 1-5 是特征 X 射线产生示意图。对于某种物质的阳极，当电子的能量超过一定的界限时，高能电子与阳极相互作用，可以把能量转移给靶原子的核外电子，使靶原子激发。激发态原子向基态或低能态跃迁时，可发射特征 X 射线。高能电子与阳极作用时，还可以将靶原子内层的电子击出，入射的高能电子损失的能量一部分用于克服内层电子与原子核的结合能，另一部分即内层电子脱离原子的束缚后具有的能量。由于内壳层上留有一个电子空位，则其他壳层的电子就跃迁来填补空位，多余的能量就以特征 X 射线发射出来。由于壳层间的能级差是一定的，所以特征 X 射线能量完全由靶原子的结构决定，而与管电压无关。

当高能电子与某种材料的阳极相互作用时，如果电子的能量没有超过一定的限度，则只发射连续光谱的 X 射线，当电子能量超过了一定限度，除发射连续光谱的 X 射线外，还

发射线状光谱的特征 X 射线。

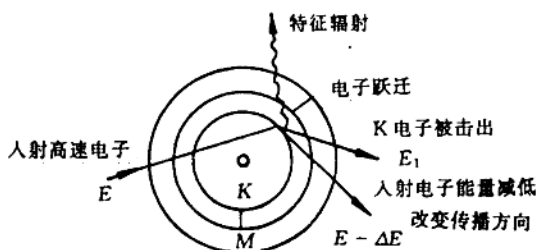


图 1-5 特征 X 射线产生示意图

第三节 X 射线的量与质

一、量与质的概念

X 射线的量: 即 X 射线光子数的多少, 表示的是 X 射线束的强度。

X 射线的质: 即 X 射线光子能量的大小, 表示的是 X 射线的穿透能力。

由于一般 X 射线是连续能谱, 穿透物质后能量分布又有不同的变化, 因而对 X 射线的量与质不能用直接简便的方法测出。实际中, 只能用间接的方法表示。

二、量和质的表达方法

由于 X 射线管的管电流决定于阴极电流, 管电流越大表明阴极电子数越多, 则电子撞击阳极靶产生的 X 射线量就越大。而 X 射线的照射时间 (又称曝光时间) 指的是对 X 射线

管加上高电压产生 X 射线的时间。显然 X 射线的量与这个时间成正比。所以通常用 X 射线管的管电流毫安数与曝光时间秒数的乘积($\text{mA}\cdot\text{s}$)表示 X 射线的量。

X 射线管两极间的管电压即激发电压,它对阴极电子加速使其获得足够的能量撞击阳极靶面而产生 X 射线。当管电压越大,电子获得的能量越多,速度越高,产生的 X 射线的能量就越大,其穿透能力也就越强。所以 X 射线的质可以用管电压(kV)来表示。但是,由于受 X 射线管射出窗口滤过片等因素的影响,因此,管电压只能粗略地反映 X 射线的质,而不能精确地表示 X 射线的穿透能力。

实际工作中,还经常以半值层(HVL)粗略地表示 X 射线的质。半值层就是使一束 X 射线的强度减弱到其初始值的一半时所需要的标准物质的厚度。

X 射线束对不同物质的穿透能力是不一样的,即不同的物质对 X 射线的吸收能力不同。因此,半值层可以用不同标准物质的不同厚度来表示。半值层的单位也必须包括标准物质和厚度两部分。例如,一窄束 X 射线穿过 2 毫米厚的标准铝板之后,其强度减弱了一半,则可称这束 X 射线的半值层为 2 毫米铝。一般对激发电压在 120 千伏以下,属于软 X 射线的线束,常用铝作为表示半值层的物质。对激发电压 120 千伏以上的硬 X 射线,常用铜作为表示半值层的物质。对几兆伏以上激发电压产生的 X 射线,其半值层常用铅的厚度表示。

三、X 射线量与质在实际中的应用

在 X 射线摄影时,要取得理想的照片,必须选择合适 X 射线的量和质。这就需要通过调节 X 射线机管电流 $I(\text{mA})$ 、

照射时间 $t(\text{s})$ 、管电压(kV)、焦片距 D (焦点与胶片的距离)来实现。

当管电压、焦片距不变时,就一定的感光量而言,无论怎样调节管电流和照射时间,只要二者的乘积($I \cdot t$)不变即: $I_1 t_1 = I_2 t_2$ 均可获得质量稳定的照片。

例 原摄影条件中管电流 100mA,照射时间为 0.1s,现管电压、焦片距不变,管电流改为 50mA,要想获得质量稳定的照片,照射时间应为几秒?

将已知条件代入 $I_1 t_1 = I_2 t_2$ 式中得

$$100 \times 0.1 = 50 t_2 \quad \text{则: } t_2 = 0.2(\text{s})$$

照射时间应为 0.2 秒。

X 射线管电压应随被照对象的增厚而增加。实际使用的 X 射线机,一般管电流将随管电压的增加而略增,它们的关系很难用简单的数学公式表达。但是,一般在管电压增高使用时,应略降低毫安秒的数值。

在 X 射线管电压一定的情况下,就某一感光量而言,毫安秒与焦片距的平方成正比。其数学表达式为

$$I_1 t_1 : I_2 t_2 = D_1^2 : D_2^2$$

第四节 X 射线的性质

X 射线与无线电波、红外线、可见光、紫外线及 γ 射线一样,也是一种由光子组成的电磁辐射。同样具有波动性和粒子性。在电磁辐射谱中,它的波长介于紫外线和 γ 射线之间,约为 10^2 埃至 10^{-3} 埃。通常诊断使用的 X 射线波长约 1 埃至

10^{-2} 埃,治疗用 X 射线波长更短。由于它的波长短,所以人的眼睛看不见它。

X 射线的基本性质可概括为物理效应、化学效应和生物效应。

一、物理效应

1. 穿透性

由于 X 射线的波长短,光子能量大,故穿透物质的能力强。X 射线的穿透性不仅与自身的光子能量有关,还与被穿透物质的性质、结构有关。一般高原子序数的物质密度大,吸收 X 射线多,X 射线对这种物质的穿透性就差。如在人体组织中骨骼的密度最大,含钙质近 70%,钙的原子序数又较高,所以 X 射线对骨骼的穿透性较差,骨骼属不透过性组织。其次是软组织以及体液,是由碳、氢、氧、氮等低原子序数的原子组成,它们的比重同水差不多,属中等透过性组织。脂肪组织的原子成分和软组织相似,但排列稀疏,密度比软组织小些,X 射线的透过性较好。肺部、胃肠道、鼻旁窦及乳突内等含有气体,气体虽然也是由氮、氢、氧等原子组成,但排列非常稀疏,密度很小,所以吸收 X 射线最少,穿透性最好。人体组织对 X 射线的透过性分为三类,见表 1-1。

表 1-1 人体组织对 X 射线的透过性

易透性组织	中等透过性组织	不易透过性组织
肺	结缔组织	骨
胃肠道	肌肉组织	钙
副鼻窦	软骨	盐
乳突	血液	
脂肪组织		

X 射线对人体的穿透性差别,就是 X 射线透视和摄影时在荧光屏和胶片上构成不同组织器官影像的基础。

由于 X 射线具有穿透性,人们看不见摸不着,而且穿透人体时又无法感知和察觉,因而人体对其失去本能自我保护能力,这就需要事先采取安全防护措施。

2. 荧光作用

虽然 X 射线是人的肉眼看不见的,但当它照射某些物质时,却能够使这些物质发出荧光,这类物质称为荧光物质。如磷、铂氰化物、硫化锌、钨酸钙、次硫酸钡、次硫酸镧等。荧光物质受到 X 射线照射后,其原子被激发或电离,当恢复到基态时,便释放出波长位于电磁波谱中可见光和紫外线之间的荧光。X 射线机上的荧光屏、增感屏和影像增强器中的输入屏、输出屏就是利用这一特性制成的。

3. 电离作用

具有足够能量的 X 射线光子,不仅能使物质原子的核外电子脱离原子核的束缚成为自由电子使物质电离,而且脱离了原子的电子还能与物质的其他原子相互作用,使其产生电离,称为二次电离。测量 X 射线照射剂量率仪器的电离室就是利用电离作用原理制成的。电离作用也是 X 射线治疗肿瘤和 X 射线损伤的物理基础。

二、化学效应

X 射线与可见光一样,可使摄影用的胶片感光。胶片乳剂中的溴化银受 X 射线照射后感光,经化学显影,还原出黑色的金属银颗粒。胶片的黑度取决于感光程度。X 射线对人体不同组织器官的穿透性不同,在 X 射线胶片上的感光程度就不同,这样就使组织的影像出现在胶片上。而利用 X 射线

的穿透性感光作用,可进行 X 射线摄影。

三、生物效应

当 X 射线照射机体时,由于机体吸收了能量而产生电离作用,导致分子结构的改变,在组织细胞和体液内产生一系列生理、生化代谢改变,使机体细胞受到抑制、损伤、甚至死亡。其损伤的程度取决于机体吸收 X 射线量的大小和细胞的种类等。

可利用 X 射线的生物效应来破坏肿瘤组织进行放射治疗。同样,X 射线对人体的正常组织也有一定的损伤作用,因此必须注意安全防护。

第五节 X 射线与物质的相互作用

X 射线通过物质时,其光子将同时与物质原子的电子、核子、带电粒子的电场相互作用。X 射线光子与物质发生作用时,不象带电粒子那样通过连续碰撞逐渐损失能量,而是趋于在一次碰撞中失掉其大部分或全部能量。另外它不能直接使物质原子电离或激发,而通过所产生的次级电子引起物质原子的电离和激发。X 射线与物质的相互作用有三种主要过程,这三种过程都产生电子,电子又进一步电离或激发物质中的其它原子。这也就是物质对 X 射线吸收的过程。

一、光电效应

当一个光子和原子发生碰撞时,它可能将自己的全部能量交给原子核外某个电子,使它脱离原子核的束缚发射出去,而整个光子被吸收掉,这个效应称为光电效应。光电效应中