

它的图像重建原理与 X-CT 有某些相似之处,所不同的是:X-CT 的 X 射线源位于体外,X 射线透过组织时,根据不同组织对 X 射线的衰减值的不同,重建某断层的 CT 数矩阵,并用灰度来显示断层图像;而 SPECT 是先将示踪核素(如 ^{99m}Tc , ^{131}I , ^{201}Tl 等)注入体内,本身成为一个发射体,再由探测器将示踪核素在机体内的吸收代谢,在器官或组织的分布测出,经计算机处理并重建图像。

3. 正电子发射型计算机断层成像(positron emission tomography, PET) 它的基本原理是利用正电子的湮没辐射特性,将能发生 β^+ 衰变的核素或其标记化合物引入体内某些特定的脏器或病变部位,通过探测正电子湮没时向体外辐射的 γ 光子,获得成像所需的各向投影数据,再由计算机分析处理,实现图像重建。发射正电子的示踪核素有 ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F 等,这些放射性核素半衰期短(^{11}C 为 20 分钟, ^{13}N 为 10 分钟, ^{15}O 为 2 分钟, ^{18}F 为 110 分钟),衰变快对受检者的辐射剂量很小,在短时间内可重复使用,也可大剂量使用以获取清晰影像,其中 C, H, O 是人体组成的基本元素,易于标记各种生命活动所必需的化合物或代谢产物,而不改变他们的生物活性。

目前,随着融合技术的开发及临床应用, PET/CT、SPECT/CT 等融合显像设备大量应用于临床,将解剖、功能、灌注、代谢的图像融合成为核医学的一个重要内容。



本章小结

放射性核素的衰变类型,包括 α 衰变、 β^- 衰变、 β^+ 衰变、电子俘获、 γ 衰变;放射性核素的衰变规律: $N=N_0e^{-\lambda t}$,即按指数规律衰变,半衰期 $T=\frac{\ln 2}{\lambda}$,平均寿命 $\tau=1.44T$,放射性活度 $A=A_0e^{-\lambda t}$;放射性核素的 3 种制备方法:反应堆中子照射生产、放射性核素发生器生产、回旋加速器生产;放射性核素在肿瘤放射治疗中的应用主要有 ^{131}I 治疗、 ^{32}P 治疗、 ^{198}Au 治疗、 ^{60}Co 治疗及放射免疫治疗;放射性核素在核医学检查中的应用主要在示踪诊断及核素成像两方面。

思考题

1. ^{238}U 发出一个 α 粒子衰变为 ^{234}Th 。其后接着发生一连串的 α 衰变或 β 衰变。最后达到一个稳定的核素后再不可能进一步发生衰变。在 ^{206}Pb , ^{207}Pb , ^{208}Pb 和 ^{209}Pb 这些稳定核素中,哪一个是 ^{238}U 放射性衰变链的最后产物?
2. 在 α , β^- , β^+ ,电子俘获衰变中,所产生的子核的原子序数和质量数是怎样变化的?在元素周期表中的位置有何变化?
3. ^{32}P 的半衰期为 14.3 天,求它的衰变常数和平均寿命?
4. 向一人静脉注射含有放射性 ^{24}Na 而活度为 300kBq 的生理盐水。10 小时后其血液活度为 30Bq/cm³。求此人全身血液的总体积。已知 ^{24}Na 的半衰期为 14.97 小时。
5. 分别计算要经过多少个半衰期某种放射性核素可以减少到原来的 1%,0.1%?

(刘东华)



第三章 X射线的产生



学习目标

1. 掌握:X射线的发现、本质与特性;X射线的产生条件与装置;X射线的量与质、X射线的产生效率。
2. 熟悉:电子与物质的相互作用以及两种X射线的产生原理;X射线强度的空间分布。
3. 了解:X射线的发现及用途。

第一节 X射线的发现及用途

一、X射线的发现过程

X射线即伦琴射线,是德国物理学家伦琴(Wilhelm Conrad Rontgen)于1895年发现的。它与放射线和电子的发现并称为“19世纪末20世纪初物理学的三大发现”,是现代物理学兴起的标志。X射线的发现让人类社会,特别是生命科学的研究翻开了崭新的一页。美国时代杂志曾介绍了2000多年来对世界医学作出重大贡献的17位关键人物,其中一位就是伦琴。

1895年11月8日,50岁的伦琴在威尔茨堡大学的实验室(The Physical Institute of the University of Wurzburg)用克鲁克斯管做实验时,偶然发现工作台上的纸屏可以发出荧光,他分别用纸和书本遮住纸屏,纸屏仍能发光。使伦琴更为惊讶的是,当他把手放在纸屏前时,纸屏上留下了手骨的阴影。经过反复的实验,伦琴认为从克鲁克斯管中放出的是一种穿透力极强的射线。他一连多天将自己关在实验室里,集中全部精力进行彻底研究。6周后,伦琴确认这的确是一种新的射线。当时因不详其性质,他将这种射线称之为“X”射线。同年12月22日,伦琴好奇地用这种射线给自己的妻子Ludwig拍摄了一张手部照片,照片清晰地显示出她的左手掌骨骼和无名指上戒指的轮廓,这也是人类历史上第一张人体X射线骨骼照片。12月28日,伦琴向威尔茨堡市物理医学会递交了他的论文《关于一种新射线的初步报告》。1896年1月4日,伦琴的论文和这张X射线照片在柏林大学物理系的“柏林物理学会50周年纪念会”上第一次展出。1月5日,奥地利《维也纳日报》在头版以《耸人听闻的发现》为标题的独家新闻,第一次报道了X射线的发现,引起全球轰动。伦琴也因发现X射线及对其性质的深入研究,荣获了第一届(1901年)诺贝尔物理学奖。1905年,第一届国际放射学会召开,大会正式把X射线命名为伦琴射线,以纪念他为人类进步作出的杰出贡献。但伦琴仍把这种射线称为X射线并延续至今。

在伦琴发现X射线的启示下,人们开始从天然元素中寻找具有放射性的物质。1896年,亨利·贝克勒在发光材料的试验中偶然发现钠盐的放射性,接着居里夫妇又发现了具有放射性的元素钋(Po)和镭(Ra)。1903年,贝克勒和居里夫妇被共同授予诺贝尔物理学奖。



二、X射线的用途

X射线这一重大发现轰动了全世界,并引起科学界、尤其是医学界的高度重视和浓厚兴趣。X射线在医学上的首要用途是用于诊断。在X射线发现的第4天,一位美国医生用伦琴发现的X射线发现了伤员脚上的子弹。不久,一家医院就用伦琴发现的X射线,顺利地取出潜伏在患者手掌中的铁针。从此,对于医学界来说,X射线就成了神奇的医疗手段。

X射线除了被应用到医学诊断上,在发现后的第二年就提出了用于放射治疗的设想,使X射线诊断和治疗在现代医疗工作中占有重要地位。它与后来发展起来的核医学成像、超声成像、X-CT、磁共振成像、热图像、介入性放射学和内镜等技术共同组成现代医学影像学的崭新领域。有关X射线的临床应用将在本书第五章第四节中详述。

X射线除广泛应用于医学诊断和治疗外,还在晶体结构分析、工业探伤、货运集装箱透视检查和科学研究等方面也发挥了巨大作用。被称为“最佳X射线源”的同步加速辐射装置业已问世,由此产生的高能X射线不仅能用来观察分析物质,而且还能对半导体和微型机械进行精细加工。

第二节 X射线的本质与特性

一、X射线的本质

就本质而言,X射线与可见光、红外线、紫外线、 γ 射线完全相同,属于电离辐射,是电磁辐射谱中的一部分,都是电磁波,具有电磁波和光量子的双重特性。X射线的频率很高,为 $3 \times 10^{16} \sim 3 \times 10^{20}$ Hz,波长很短,介于紫外线和 γ 射线之间,为 $10 \sim 10^{-3}$ nm。

1. X射线的波动性 X射线的波动性主要体现在其具有衍射、偏振、反射、折射等现象。X射线波动性主要表现在以一定的波长和频率在空间传播。它是一种横波,其传播速度在真空中与光速相同,可以用波长 λ ,频率 ν 等来描述。

2. X射线的粒子性 虽然上述的X射线波动性可以解释X射线的干涉与衍射现象,但却不能解释X射线的光电效应、荧光作用、电离作用等,这些只能用X射线的另外一个特性——粒子性来解释。所谓粒子性,即把X射线束看作是由单个粒子即X光子组成的,单个光子的能量是

$$E = h\nu \quad (3-1)$$

式(3-1)中, ν 是光的频率, h 是普朗克常数。

按照相对论原理,能量与质量相联系,物质具有某数量的能量,就有相应的一定数量的质量,二者的关系是 $E = mc^2$,这就是经常所说的质能关系,能量 E 的单位为焦耳,质量 m 的单位用千克表示。 c 是光速,单位为米每秒。由此光子具有质量,其数值等于

$$m = \frac{E}{c^2} = \frac{h\nu}{c^2} \quad (3-2)$$

那么光子也有动量,其数值是

$$p = mc = \frac{h\nu}{c} = \frac{h}{\lambda} = h\bar{\nu} \quad (3-3)$$

式中 $\bar{\nu} = \frac{1}{\lambda}$,称为波数,即单位距离中波的数目。

3. X射线的波粒二象性 以上3式同时反映了X射线的波动性和粒子性。左侧表示了光的粒子性,即光子的能量 E 、质量 m 、动量 p ,而右侧又反映了X射线的波动性,即频率 ν 和波长 λ 或波数 $\bar{\nu}$ 。



波动性和微粒性都属于X射线的客观属性,在不同的场合下X射线表现的特性会有所侧重。X射线的波动性突出表现在其传播时,如反射、干涉、衍射、偏振等现象;而X射线的微粒性主要表现在其与物质相互作用时,如光电效应、电离作用、荧光作用。

二、X射线的基本特性

波动性和粒子性是X射线作为一种电磁波的最基本属性,除此之外X射线在物理、化学、生物等方面仍具有一些独特的性质,现把X射线其余的特性归纳如下。

(一) 物理特性

1. X射线属于不可见的电磁波,在均匀的且各向同性的介质中沿直线传播。
2. X射线不带电荷,所以它不受外界磁场或电场的影响,即它在经过电场和磁场时不会发生偏转。
3. 穿透作用 因为X射线的能量很大,波长很短,故能穿透物质的原子间隙,但其穿透程度与物质的性质、结构有关。X射线束进入人体后,一部分被吸收和散射,另一部分透过人体沿原方向传播。透过X射线光子的空间分布与人体结构相对应,这便形成了X射线影像。在这里,透过的光子与被衰减的光子都具有同等重要性,如果全部光子都透过,则胶片呈现均匀黑色,没有任何影像;如果所有光子都被衰减,则胶片呈现一片白色,也没有任何影像。可见,X射线影像是人体不同组织的密度和厚度对射线引起不同衰减的结果。

人体各组织对X射线的衰减按骨骼、肌肉、脂肪、空气的顺序由大变小。一些组织比其他组织能衰减更多的射线,这种差别的大小就形成了X射线影像的对比度。为了扩大X射线的诊断范围,还常用各种人工造影检查技术增加组织间的对比度。在X射线通过人体的衰减中,组织的密度是最重要的因素。在一定厚度中,某一组织的密度影响着阻止射线的能力,与被阻挡的光子数量成正比,而与能透过的光子数量成反比。由于组织密度的差异,形成了X射线影像。

4. 荧光作用 某些物质受到X射线照射时会产生荧光,如磷、铂氰化钡、硫化锌镉等,因而可制成荧光屏和增感屏。①荧光屏:在一块特制的平板上涂上一层荧光物质的荧光屏板,当X射线透视时,被X射线照射会产生荧光。②增感屏:在摄影时,把特制的涂有荧光物质的屏板置于暗盒前后壁,胶片在中间,X射线照射时,胶片对所见荧光的感光可达90%,而无增感屏时,胶片所受X射线直接感光不到10%。增感屏可使被检者受到的照射量大大减少。

5. 电离作用 X射线虽然不带电,但是具有足够能量的X射线光子撞击原子中的轨道电子,使核外电子脱离原子轨道,这种作用叫电离作用。在光电效应和散射研究中,脱离的电子仍有足够能量去电离更多的原子。X射线的电离作用主要是其次级电子的电离作用。X射线在气体中较固体和液体中电荷的电离更容易。许多X射线测量仪器都是根据这种原理制成的,如电离室、盖革弥勒计数管等都是根据这个原理制造的。

6. 热作用 X射线被物质吸收,最终绝大部分都将变为热能,使物体产生温升。测定X射线吸收剂量的量热法就是依据这个原理研究出来的。

另外,X射线物理特性中的波动性,如干涉、衍射、偏振等,可在波长测定、物质结构分析等技术中得到应用。

(二) 化学特性

1. 感光作用 当X射线照射到胶片上时,由于电离作用,使溴化银药膜起化学变化,出现银粒沉淀,这就是X射线的感光作用。银粒沉淀的多少由胶片受X射线的照射量而定,再经化学显影,变成黑色的金属银,组成X射线影像,未感光的溴化银则可以被定影液溶去。X射线摄影就是利用这种X射线化学感光作用,使人体结构影像显现在胶片上。此外,它还被应用于工业无损探伤检查以及照射量(胶片法)测定等技术中。

2. 着色作用 某些物质,如铅玻璃、水晶等经X射线长期大剂量照射后,其晶体脱水,导



致物质渐渐改变颜色,称为着色作用。

(三) 生物特性

X射线对生物组织、细胞(特别是增殖性细胞)具有损伤作用,称为X射线的生物效应。生物效应可分为随机效应和非随机效应(详细内容将在本书第九章详述)。

X射线对人体不同组织的损伤程度是不同的。生长力强、分裂活动快的组织细胞,对X射线特别敏感,也更容易受到损害;X射线停照后,恢复也慢。如神经系统、淋巴系统、生殖系统和肿瘤细胞等对X射线都很敏感。而软组织如皮肤、肌肉、肺和胃等对X射线敏感性较差,破坏性也相对小一些。生物细胞特别是增殖性强的细胞,经一定量X射线照射后,可产生抑制、损伤甚至坏死。在X射线治疗上正是恰当地利用了这种特性。当然,X射线对正常人体组织也可能产生损伤作用,故应注意对非受检部位和非治疗部位的屏蔽防护,同时医护工作者也应注意自身的防护。X射线的生物效应归根结底是X射线的电离作用造成的。

第三节 X射线的产生条件与装置

一、X射线的产生条件

X射线是在伦琴稀薄气体放电和阴极射线的实验中被发现的。每当高速带电粒子撞击某种物质而突然受阻时都能产生X射线。在实际应用中,用于获得X射线的带电粒子都是电子。当前,常用的人工X射线辐射源,都是利用高速电子撞击靶面而产生的。

概括起来,产生X射线应具备3个条件。

1. 要有一个电子源。它能根据需要随时提供足够数量的电子,这些电子在钨丝通过加热后,得到并通过电场的作用力奔向阳极。这些电子在灯丝周围形成空间电荷,也称电子云。

2. 要有一个能经受起高速电子撞击而产生X射线的靶,即阳极。一般都是用高原子序数、高熔点的钨制成阳极。

3. 要有高速电子流。高速电子流的产生本身需具备两个条件,其一是有一个由高压产生的强电场,使电子从中获得高速运动的能量;其二是有一真空度较高的空间,以使电子在运动中不受气体分子的阻挡和电离放电而降低能量,同时,也能保护灯丝不被氧化而被烧毁。

二、X射线的发生装置

根据X射线的产生原理,人们研制出能够将电能转变为X射线能的换能装置,称为X射线机。依据X射线机在医学上的应用功能,将X射线机分诊断机和治疗机两大类。凡用于透视、摄影和各种特殊检查的X射线机统称为诊断X射线机;凡用于疾病治疗的统称为治疗X射线机。X射线机的结构形式随着科技发展及使用要求的不同,其外观和内部结构都有很大差异,但其基本构造相同,都由主机、机械及辅助设备等几部分组成。

X射线主机主要由X射线管、控制台和高压发生器等3部分组成。其中,X射线管是一个高度真空的热阴极二极管,是X射线成像设备的能量源,也是X射线机中的核心部件。X射线管主要是由阴极、阳极组成的管芯和玻璃管套组成,图3-1是X射线管的基本结构示意图。

1. 阴极(cathode) 阴极为电子源,是X射线管的负极,其作用是按需要提供足额数量的电子,经聚焦加速后撞击阳极而产生X射线。如图3-2所示,阴极由灯丝和集射罩组成。灯丝多用高熔点的钨丝绕制而成。接通电源,灯丝加热,当温度升到一定值时,钨原子的轨道电子便脱离原子核

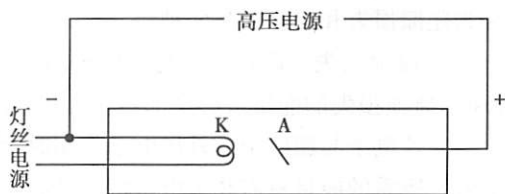


图 3-1 X射线管的基本结构示意图



的束缚而逸出灯丝表面,形成包绕灯丝的电子云。灯丝电压愈高,灯丝温度便愈高,每秒钟蒸发出的电子数目就愈多。当在阴极和阳极之间接通高电压(阴极为负,阳极为正)时,在强电场的作用下,蒸发电子奔向阳极便形成管电流。

管电流以毫安(mA)为单位,其大小受到管电压和灯丝电流的双重影响。对于一个给定的灯丝电流,X射线管的管电流将会随着管电压的升高而增大,当管电压升高到一定值时,管电流达到最大值。管电压进一步增大时管电流将不会增大。超过饱和电压时,只能通过提高灯丝的温度来增大管电流。

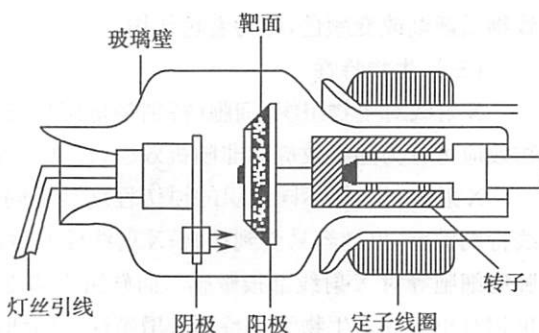


图 3-2 旋转阳极 X 射线管

2. 阳极(anode) 又称阳极靶面,是X射线管的正极,它能使高速电子突然受阻而产生X射线。阳极通常由钨靶面和散热体两部分组成,通常是将阳极靶面焊接在实心或空心铜材料圆柱体上。采用这种结构是因为从阴极飞来的高速电子能,99%以上都在阳极上变为了热能,使阳极产生很高的温升,这就要求阳极材料既要耐高温又要散热性能好,以便能及时将热量传出管外,保护阳极靶面不致因熔化而损坏。钨的原子序数高($Z=74$),有利于提高X射线产生的效率;其熔点高(3370°C),有能经受住高速电子撞击时产生的热量,但导热性能差。铜的原子序数和熔点较低,但导热性能好,结合两者的优点,故将阳极制成将钨靶面镶嵌在铜散热体上的结构。

3. 玻璃管套 此部件是一个高真空度的空间,主要对阳极和阴极起固定作用。对管套的要求比较严格,常采用硬质玻璃制成。玻璃管套具有耐高温、不漏气、绝缘性好及对X射线吸收较少等特性。

第四节 X射线的产生原理

一、电子与物质的相互作用

从X射线管的阴极发出的高速运动电子在与物质的相互作用中产生了X射线,因此电子与物质的相互作用是X射线产生过程中必须要研究的问题。

X射线的产生原理,就是高速电子和钨原子相互作用的结果。高速电子与物质的相互作用过程和运动轨迹都是很复杂的。简单地说,X射线的产生主要利用靶物质的3种性质。即:核电场、轨道电子结合能、原子存在于最低能级的需要。

由于高速电子带负电,它在物质中主要与原子核的正电场发生作用。当高速电子穿过物质时,与它相遇原子的相互作用十分频繁。从微观角度来讲,每一次电子与原子之间的作用损失的能量很有限,而且是非连续的。但从宏观来看,高速电子在物质作用中损失能量却具有连续性。并且,在损失能量的同时电子的运动方向也在发生变化。

依照高速电子与靶原子作用中参与碰撞过程的电子类型以及能量的高低,将能量损失过程分为碰撞损失和辐射损失两种。

1. 碰撞损失 高速电子与靶原子的外层电子作用而损失的能量统称为碰撞损失(collision loss),碰撞损失的能量最后全部转化为热能。碰撞损失只涉及靶原子的外层电子。

高速电子与靶原子的外层电子作用时,可以使原子激发或电离而损失部分能量 ΔE_1 。使原子激发所需的能量只需几个电子伏特,因此入射电子的能量损失 ΔE_1 是很小的。当入射电子的能量损失为 ΔE_2 ,并且大于外层电子的电离能时,则靶原子被电离,其外层电子脱离靶原子并且



具有一定的动能,如果电离出的电子动能大于 100eV,则称此电离出的电子叫 δ 电子。 δ 电子是电离电子中能量较高的那一部分,它与入射电子一样可以使原子激发或电离,也可以与原子核和内层电子相互作用而逐渐损失能量。

2. 辐射损失 高速电子与靶原子的内层电子或原子核相互作用而损失的能量,统称为辐射损失(radiation loss)。辐射损失涉及内层电子和原子核。

高速电子除与原子的外层电子碰撞而逐渐损失能量外,也可能激发原子的内层电子,如 K、L、M 层电子,将内层电子激发为自由电子,并使内层电子具有 $E_{\text{动}}$ 的动能。高速电子损失的能量 $\Delta E_3 = E_{\text{动}} + E_K$ 或 $\Delta E_3 = E_{\text{动}} + E_L$ 等。 E_K 或 E_L 是电子处在 K 层或 L 层时的结合能。高速电子还可能进入到靶原子内部,与靶原子核发生相互作用而损失能量 ΔE_4 。

理论与实验指出,碰撞损失和辐射损失各按一定的几率分布。当电子处于较低能量时,能量损失主要是碰撞损失,靶原子外层电子的激发和电离占相当大的比例,尤其是靶原子的原子序数较低时更是如此。即使高速电子的能量达 100keV,通过辐射损失而使高速电子损失的能量也不足电子能量的 1%,其余 99% 以上的电子能量损失于电子同靶原子的碰撞而最后转变成可见光和热,其中热占绝大部分。当电子被加速到更高能量时,特别是与高原子序数的靶物质如钨、钼等相互作用时,碰撞损失的电子能量比例逐渐减小,辐射损失的电子能量比例逐渐增加。

由上可见,高速入射电子的动能(E),在与物质的作用过程中将变为辐射能($E_{\text{辐射}}$)、电离能($E_{\text{电离}}$)和热能($E_{\text{热}}$),即

$$E = E_{\text{辐射}} + E_{\text{电离}} + E_{\text{热}} \quad (3-4)$$

至于这 3 种能量的分配比例,则随入射电子能量和物质性质不同而不同。

二、两种 X 射线的产生原理

高速电子在钨靶上损失能量时,依靠两种不同的放射方式产生 X 射线,对这两种方式下产生的 X 射线进行光谱分析发现,一种 X 射线的光谱是连续的,称为连续 X 射线;另一种光谱则是线状的,称为特性 X 射线。可见,X 射线是由这两类 X 射线组成的混合射线。

(一) 连续 X 射线的产生原理

1. 物理过程 轫致辐射是高速电子与靶原子核发生相互作用的结果,是辐射损失的一种方式,它是连续 X 射线的产生机制。

按照电磁学理论的相关知识,当一个带电体在外电场中速度变化时,带电体将向外辐射电磁波。高速电子进入到原子核附近的强电场区域,然后飞离强电场区域从而完成一次电子与原子核的相互作用时,电子的速度大小和方向必然发生变化。按上述理论,电子将向外辐射电磁波而损失能量 ΔE ,电磁波的频率由 $\Delta E = h\nu$ 确定。电子的这种能量辐射叫轫致辐射,这种辐射所产生的能量为 $h\nu$ 的电磁波称为 X 射线光子。

由于每个高速电子与靶原子作用时的相对位置不同(图 3-3),且每个电子与靶原子作用前具有的能量也不同,所以各次相互作用对应的辐射损失也不同,因而发出的 X 光子能量也互不相同。大量的 X 光子组成了具有频率连续的 X 光谱。图 3-4 是使用钨靶 X 射线管,管电流保持不变,将管电压从 20kV 逐步增加到 50kV,同时测量各波段的相对强度而绘制成的 X 射线谱。

2. 连续 X 射线的最短波长 由图 3-4 中的曲线可见,连续谱的 X 射线强度是随波长的变化而连续变化的。每条曲线都有一个峰值;曲线在波长增加的方向上都无限延展,但强度越来越弱;在波长减小的方向上,曲线都存在一个波长极限,称为最短波长(λ_{min})。随着管电压的升高,辐射强度均相应地增强。同时,各曲线所对应的强度峰值和最短波长极限的位置均向短波方向移动。



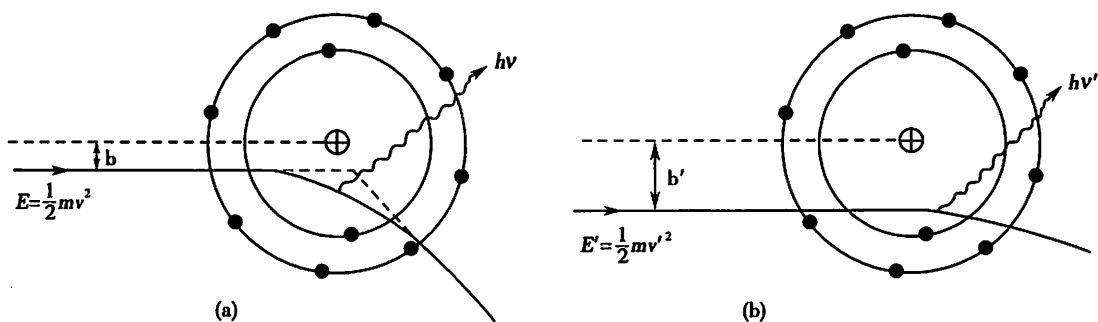


图 3-3 高速电子与靶原子作用时的相对位置

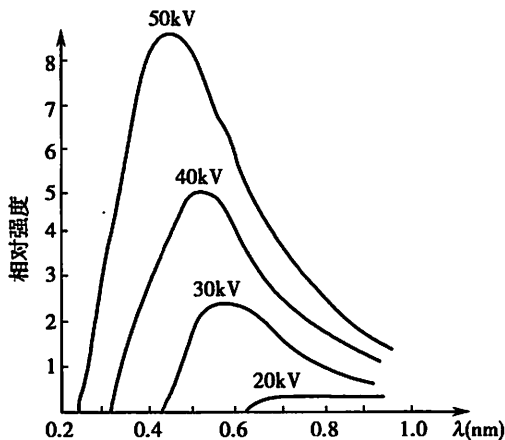


图 3-4 钨在较低管电压下的连续 X 射线谱

根据能量转换和守恒定理,光子能量的最大极限($h\nu_{\max}$)也只能等于入射电子在 X 射线管加速电场中所获得的能量 eU ,即

$$h\nu_{\max} = eU$$

$$h \frac{c}{\lambda_{\min}} = eU$$

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU} \quad (3-5)$$

上述公式中, eU 是电子达到靶子上的动能。若高速电子被阻止,几乎全部能量都转化成了辐射能,则由此发射的单个光子的能量就等于电子的动能。当电子达到阳极靶后,如果其穿透到靶子的内部内,电子的能量就会损失一部分,最后的光子能量就没有刚才那么大,频率也相应小一些,波长就要大一些。我们电子进入靶的深度不同,损失能量的大小就不一样。这个过程中, X 射线波长的变化是连续的。

如果把上述公式中的 λ 和 U 精密地测得,就可以计算出 h 值,这是测定普朗克常数很好的方法。经实验和计算得 $h = 6.626 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$,若取 $c = 3 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ 和 $e = 1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$ 的数值代入式(3-5), U 以伏特(V)或千伏特(kV)为单位,那么公式就可以改列为

$$\lambda_{\min} = \frac{12.4}{U(\text{V})} \times 10^{-7} (\text{m}) = \frac{1.24}{U(\text{kV})} (\text{nm}) \quad (3-6)$$

由式(3-6)可见,连续 X 射线的最短波长 $\lambda_{\min}$ 只与管电压有关,而与其他因素无关。

通常用 kV(kVp)和 keV 两个单位描述 X 射线能量,二者既有区别又有联系。kV 是指 X 射线管阴极和阳极之间管电压的千伏值, kVp 是指峰值管电压的千伏值,而 keV 则表示单个电子或光子能量的千电子伏值。例如电子从 100kV 管电压的电场中获得 100keV 的高速运动能量,在撞击阳极靶物质发生能量转换时,产生的最大光子能量也是 100keV。



由于光子能量($E=h\nu=\frac{hc}{\lambda}$)与频率(ν)成正比,与波长(λ)成反比,故如果波长最短($\lambda_{\min}$),则频率最高($\nu_{\max}$),表明光子的能量最大($h\nu_{\max}$)。X射线的最短波长,对应最大光子能量;最大光子能量的 keV 值,对应管电压的 kV 值。因此,若测得 X 射线谱中最大光子能量的 keV 值,就可推断管电压的 kV 值,反之亦然。

3. 影响连续 X 射线的因素 对连续 X 射线强度造成影响的因素很多,原因也比较复杂,归纳如下。

(1) 阳极靶的物质原子序数的影响:对于连续 X 射线的强度,在管电压 U 、管电流 i 固定时,与阳极靶的原子序数 Z 成正比,即 $I_{\text{连}} \propto Z$ 。阳极靶的原子序数越高, X 射线的强度越大,如图 3-5(a)所示。

(2) 管电流的影响:在管电压 U 、靶材料(原子序数 Z)固定时, X 射线的强度取决于管电流。管电流越大,在 X 射线管中被加速的电子数量越多,产生的 X 射线强度也就越大,即 $I_{\text{连}} \propto i$,如图 3-5(b)所示。

(3) 管电压的影响: X 射线束中光子的最大能量等于被加速电子的动能,而电子的动能 $E_k=eU$,所以改变管电压 U ,光子的最大能量也改变了,整个 X 射线谱曲线的形状也将发生变化。当管电压升高时,曲线向短波方向移动。当管电流、靶材料(原子序数 Z)固定时,随着管电压的升高,连续 X 射线谱的最短波长和最大强度所对应的波长均向短波方向移动。这使得 X 射线的高能成分所占比例增加,同时 X 射线强度提高,即 $I_{\text{连}} \propto U^2$,如图 3-5(c)所示。

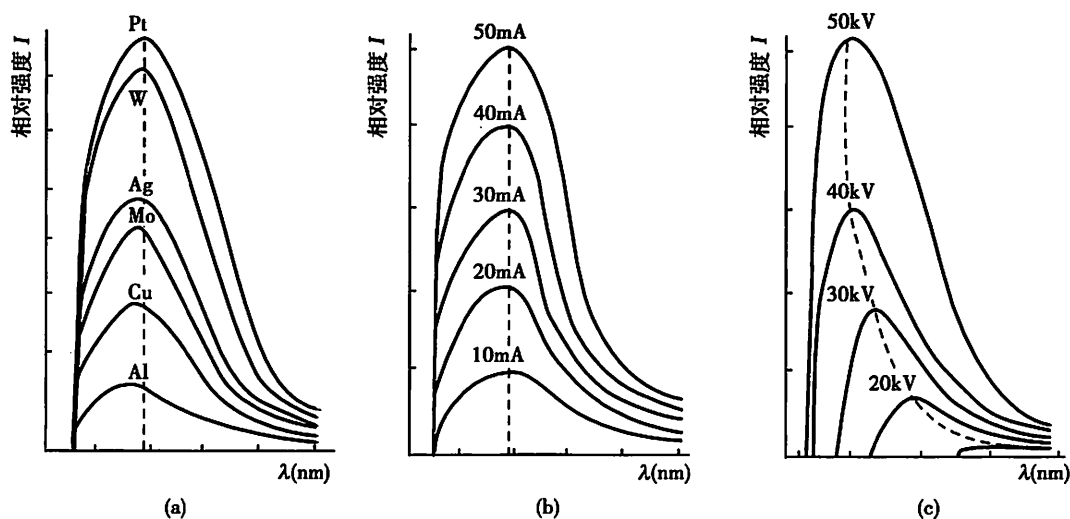


图 3-5 X 射线管电流、电压和靶物质对连续 X 射线的影响

在上述讨论对连续 X 射线的影响中,所涉及的管电压为恒定电压,而实际上 X 射线管上所加的是经交流电整流后的脉动电压。对于脉动电压,产生的 X 射线最短波长只与管电压的峰值有关。当峰值电压与恒定电压相同时,脉动电压产生的 X 射线的平均能量显然要低。在相同管电流时,产生的 X 射线强度也低。

综上所述,连续 X 射线的总强度($I_{\text{连}}$)与管电流(i)、管电压(U)、靶原子序数(Z)的关系可用下面公式近似表示出来

$$I_{\text{连}} = K_1 i Z U^n \quad (3-7)$$

式(3-7)中,常数 $K_1 = 1.1 \times 10^{-9} \sim 1.4 \times 10^{-9}$;对诊断用 X 射线 $n=2$ 。

不同管电压对应不同的连续 X 射线谱,每条谱线都有一个强度最大值,最大强度对应的波长值称为最强波长。根据实验和计算得出,其值约在最短波长的 1.5 倍处,即

$$\lambda_{\text{最强}} = 1.5 \lambda_{\min} \quad (3-8)$$



由于滤过不同,连续 X 射线的平均能量一般为最大能量的 $1/3 \sim 1/2$ 。其平均波长约为最短波长的 2.5 倍。即

$$\lambda_{\text{平均}} = 2.5\lambda_{\text{min}} \quad (3-9)$$

【例 1】当管电压为 100kV 时,求产生连续 X 射线的最短波长、最强波长、平均波长和最大光子能量。

$$\text{解: 产生连续 X 射线的最短波长为 } \lambda_{\text{min}} = \frac{1.24}{V(\text{kV})} = \frac{1.24}{100} = 0.0124 \text{ nm}$$

$$\text{最强波长为 } \lambda_{\text{最强}} = 1.5\lambda_{\text{min}} = 1.5 \times 0.0124 = 0.0186 \text{ nm}$$

$$\text{平均波长为 } \lambda_{\text{平均}} = 2.5\lambda_{\text{min}} = 2.5 \times 0.0124 = 0.031 \text{ nm}$$

最大光子能量为

$$E = h\nu_{\text{max}} = \frac{hc}{\lambda_{\text{min}}} = \frac{6.626 \times 10^{-34} \times 3 \times 10^8}{1.24 \times 10^{-2} \times 10^{-9}} = 1.6 \times 10^{-14} \text{ J}$$

(二) 特征 X 射线的产生原理

1. 物理过程 如果高速的电子没有与靶原子的外层电子作用,而是与内层电子发生作用,就会产生特征辐射,特征辐射的光谱是线状的。图 3-6 是不同管电压的钨靶 X 射线谱。由图可见管电压为 65kV 时,为连续谱;当管电压升至 100kV、150kV 和 200kV 时,则在 3 条连续谱线上叠加了一组能量位置不变、强度很大的线状光谱。可见,线状光谱的能量与管电压无关(对不同靶材料,管电压必须大于某个值才能出现线状光谱),完全由靶的物质材料的性质决定。事实上,不同靶材料都有自己特定的线状光谱,它表征靶物质的原子结构特性,而与其他因素无关。通常把这种辐射称为特征辐射,也称为标识辐射,由此产生的 X 射线称为特征 X 射线。

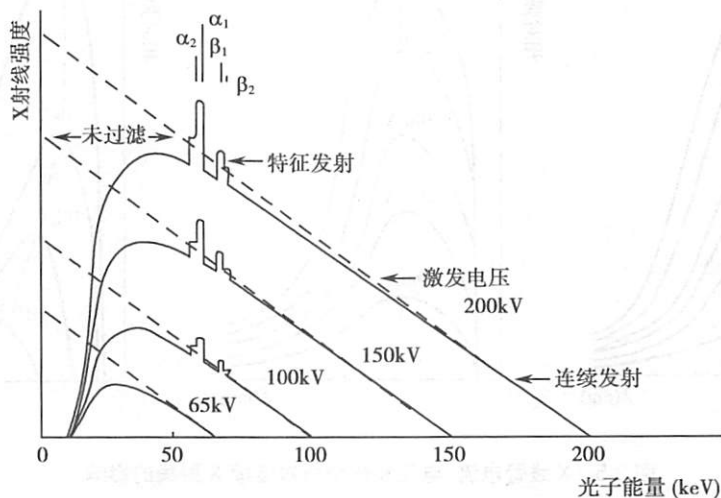


图 3-6 钨靶在较高电压下的 X 射线谱

按照原子物理学理论(见第一章),原子是由原子核及核外电子组成。多电子原子的核外电子分壳层围绕原子核运动,每层的每一个电子与原子核之间存在着大小不同的结合能。越靠近原子核的电子,其结合能越大,电子所处的定态能级就越低;相反,离原子核较远的外壳层电子,由于内层电子的屏蔽作用,外层电子与原子核之间的结合能就比较小,相应所处的定态能级就比内层电子高得多。在连续 X 射线产生的过程中,当在 X 射线管的管电压 U 下加速的电子具有能量 eU 大于内层电子的结合能时,就有一定的概率发生特征 X 射线的辐射损失,即高速电子将内层电子打出(离开原子)使之成为自由电子(称光电子),使原子内电子层出现空位,使原子处于不稳定的激发态。这样,按能量分布最低的原则,处于高能态的外壳层电子必然要向内壳层跃迁填补内壳层电子空位,便释放出能量($h\nu$)等于电子跃迁前(E_2)、后(E_1)两能级之差的特



征 X 射线光子。即

$$h\nu = E_2 - E_1 \quad (3-10)$$

图 3-7 是钨原子轨道电子的能级过渡和特征放射示意图。当钨靶原子的 K 层电子被击脱, 其出现的 K 电子空位可由 L、M、N、O 等能级较高的壳层电子或自由电子跃入填充, 便产生能量不同的 K 系的特征 X 射线; 同样, 当 L 层电子被击脱, 便产生 L 系的特征 X 射线, 依此类推。外层电子由于能级差甚小, 只能产生紫外线或可见光等低能量范围的光子。

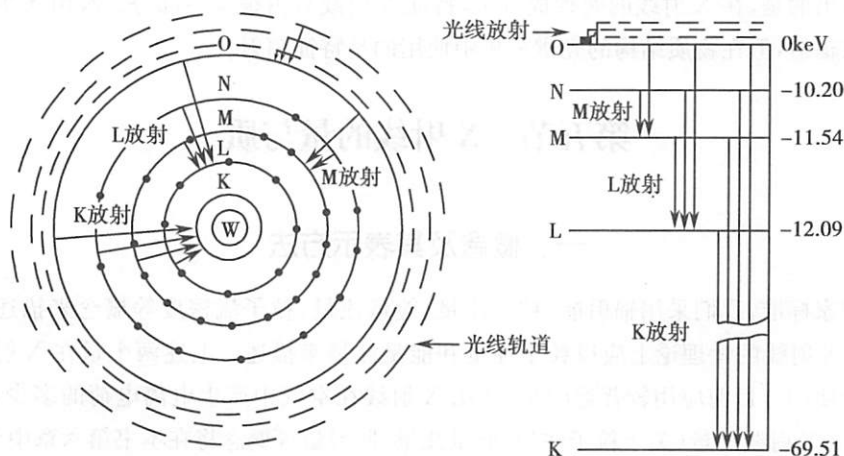


图 3-7 钨靶原子的特征放射示意图

2. 特征 X 射线的激发电压 靶原子的轨道电子在原子中具有确定的结合能(W), 只有当入射高速电子的动能大于其结合能时, 才有可能被击脱而造成电子空位, 产生特征 X 射线。入射电子的动能完全由管电压决定, 因此, 管电压 U 必须满足式(3-11)的关系

$$eU \geq W \quad (3-11)$$

式(3-11)中, W 为脱出能或结合能。当 $eU = W$ 时, $U = \frac{W}{e}$ 为最低激发电压。

对于给定的靶原子, 各线系的最低激发电压大小按其相应的电子空位所产生的壳层内电子结合能大小顺序排列, 即 $U_K > U_L > U_M > U_N$ 。壳层越接近原子核, 最低激发电压越大。若实际管电压低于某激发电压, 则此系的特征 X 射线将不会发生。例如, 钨的 K 电子结合能为 69.51keV, 那么钨的 K 系激发电压就是 69.51kV。显然, 低于此激发电压将不会产生钨的 K 系特征 X 射线, 但可以产生其他各系的特征放射。相反, 在产生 K 系特征 X 射线的同时必定伴随其他各系的激发和辐射, 但由于 L、M、N 等各系的光子能量小、辐射强度弱, 通常被 X 射线管的管壁所吸收而不能射出, 所以在大多数元素的 X 射线谱中只有该元素的 K 系特征 X 射线。表 3-1 列出几种靶物质材料的 K 系和 L 系的激发电压。

表 3-1 几种靶材料产生 K、L 系特征放射的激发电压

靶材料	原子序数	激发电压(kV)	
		K 系	L 系
铝(Al)	13	1.56	0.09
铜(Cu)	29	8.98	0.95
钼(Mo)	42	20.00	2.87
锡(Sn)	50	29.18	4.14
钨(W)	74	69.51	12.09
铅(Pb)	82	88.00	15.86



3. 影响特征 X 射线强度的因素 经过实验证明:K 系特征 X 射线的强度(I_K)可用式(3-12)表示

$$I_K = K_2 i (U - U_K)^n \quad (3-12)$$

式(3-12)中, i 为管电流; U 为管电压; U_K 为 K 系激发电压; K_2 和 n 均为常数, n 等于 1.5~1.7。

由式(3-12)可见,K 系的特征 X 射线的强度与管电流成正比,管电压大于激发电压时才发生 K 系放射,并随着管电压的升高,K 系强度迅速增大。

需要指出的是,在 X 射线的两种成分中,特征 X 射线只占很少一部分。医用 X 射线主要使用的是韧致辐射,但在物质结构的光谱分析中使用的是特征辐射。

第五节 X射线的量与质

一、概念及其表示方法

按照国家标准,我们采用辐射能、粒子注量、能量注量、粒子流密度等概念来描述电离辐射的量与质。X 射线的量理论上应以粒子注量和能量注量来描述。上述两个量在 X 射线实际应用中已很少使用。目前应用较普遍的是,利用 X 射线在空气中产生电离电荷的多少,定义为照射量,来测定 X 射线的量(关于粒子注量、能量注量、照射量等概念将在本书第六章中介绍)。

习惯上常用 X 射线强度来表示 X 射线的量与质。所谓 X 射线强度是指在垂直于 X 射线传播方向单位面积上,在单位时间内通过的光子数量与能量乘积的总和。可见 X 射线强度(I)是由光子数目(N)和光子能量($h\nu$)两个因素决定的。

1. X 射线的量 量就是 X 光子的数目。设在单位时间内通过单位横截面积上的 X 光子数目为 N ,若每个光子的能量为 $h\nu$,则单色 X 射线强度

$$I = Nh\nu \quad (3-13)$$

可见,单色 X 射线强度 I 与光子数目 N 成正比。

对于波长不同的,但能量完全确定的($N_1 h\nu_1$ 、 $N_2 h\nu_2$ 、...)有限种 X 光子组成的复色 X 射线,其强度为:

$$I_{\Sigma} = \sum N_i h\nu_i \quad (3-14)$$

式(3-14)中, $h\nu_1$ 、 $h\nu_2$ 、... $h\nu_n$ 为每秒通过单位横截面积上的光子的能量, N_1 、 N_2 、... N_n 为各单色 X 射线光子的数目。

对于波长由 $\lambda_{\min}$ 到 λ_{∞} 的连续 X 射线谱,对应的 X 射线光子能量由 $h\nu_{\max}$ 到零,其强度:

$$I = \int_0^{E_{\max}} E \cdot N(E) \cdot dE = \int_{\lambda_{\infty}}^{\infty} N(E) \cdot \frac{h^2 c^2}{\lambda^3} \cdot d\lambda \quad (3-15)$$

其中每秒通过单位垂直面积的、能量为 E 的 X 射线光子数 $N(E)$ 是 X 射线光子能量 E 的函数。

在实际放射工作中,为了方便起见,一般用管电流(mA)和照射时间(s)的乘积来反映 X 射线的量,以毫安·秒(mA·s)为单位。

管电压一定时,X 射线管的管电流大小反映了阴极灯丝发射电子的情况。管电流大,表明单位时间撞击阳极靶的电子数多,由此激发出的 X 射线光子数也成正比地增加;照射时间长,X 射线量也成正比地增大。所以管电流和照射时间的乘积能反映 X 射线的量。例如,一次摄片需要的 X 射线的量为 20mA·s,就可选择 200mA×0.1s 或者 50mA×0.4s 等。

2. X 射线的质 X 射线的质又称线质,它表示 X 射线的硬度,即穿透物质本领的大小。X 射线的质完全由光子能量决定,而与光子个数无关。

在实际应用中是以管电压和滤过情况来反映 X 射线的质。这是因为管电压高、激发的 X 射



线光子能量大,即线质硬;过滤板厚,连续谱中低能成分被吸收的多,透过滤板的高能成分增加,使X射线束的线质变硬。在过滤情况一定时,常用管电压的千伏值来描述X射线的质。管电压形成的电场对阴极电子加速,使其获得足够能量撞击阳极靶而产生X射线,管电压愈高,电子从电场中得到的能量愈大,撞击阳极靶面的力量愈强,产生的X射线穿透能力愈大。所以管电压能反映X射线的质。

X射线为连续能谱,精确描述其线质比较复杂,工作中有时还用半价层、有效能量和等值电压等物理量来描述X射线的质。

所谓半价层是指,射线数减弱到初始强度的一半时所需吸收体的厚度。X射线对不同物质的穿透能力不一样,因此对于同一束X射线来讲,描述半价层可用不同标准物质的不同厚度来表示。诊断用X射线通常用铝作为表示半价层的物质,半价层的值愈大,表示X射线的质愈硬。

如果某连续能谱X射线的半价层与某单能X射线的半价层相等时,则可认为两线束等效,就将单能X射线的能量称为连续X射线的有效能量。

二、影响X射线量与质的因素

(一) 影响X射线量的因素

1. 管电流对X射线量的影响 管电压一定时,X射线管的管电流大小反映了阴极灯丝发射电子的情况,管电流越大表明阴极发射的电子越多,因而电子撞击阳极靶产生的X射线的量也越大,发射出的X射线的强度也就越大。因此,在管电压和靶物质的原子序数(材质)相同时,X射线的量与管电流成正比。

图3-8是在管电压和其他条件不变的情况下,管电流对X射线量的影响。图中看到100mA和250mA的两条曲线,其X射线最短波长和最长波长都完全一样,只是曲线下所包围的面积不同。显然,管电流大的X射线量大,反之就小。

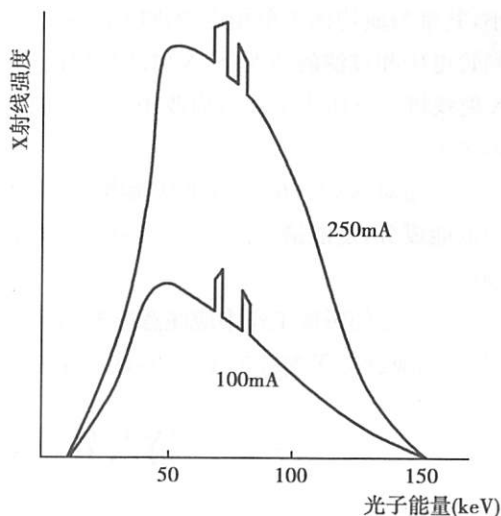


图3-8 管电流对X射线量的影响

2. 管电压对X射线量的影响 由图3-4可知,当管电流不变时,随着管电压从20kV升高到50kV,其辐射的总量增大,图中曲线下所包围的总面积代表X射线的总强度。因此,X射线的强度与管电压的平方成正比。

3. 靶物质的原子序数对X射线量的影响 此影响应该在管电压和管电流一定的条件下讨论。图3-9表示在其他条件都相同的条件下钨和锡的X射线谱,两条曲线下的面积分别表示钨和锡的总强度。从图中可见,曲线的两个端点都重合。其高能端重合,说明了X射线谱的最大光子能量与管电压有关,而与靶物质无关;低能端重合是因为X射线管固有过滤的限制,低能成分被管壁吸收的缘故。射线的最大强度都呈现在相同的光子能量处。实际上若把锡在任何能量时的强度乘以74/50,则

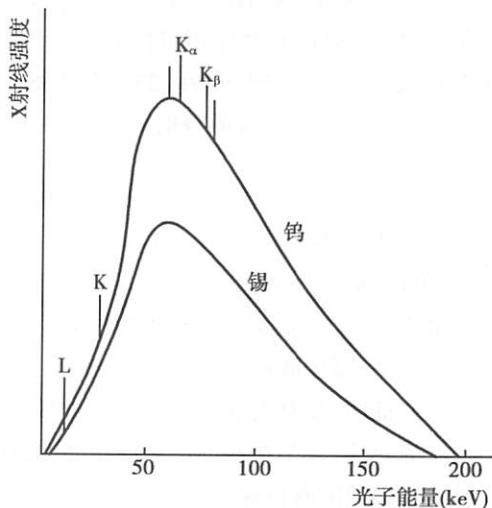


图3-9 钨靶和锡靶的X射线谱



将正好落在钨的曲线上。这是因为 X 射线的强度与靶物质的原子序数成正比,而 74 和 50 正是钨和锡的原子序数。说明用钨作阳极靶产生各种频率的 X 光子数目,比锡产生的相应 X 光子数目要多。

特征 X 射线完全由靶物质的原子结构特性所决定。靶物质的原子序数愈高,轨道电子的结合能愈大,特征 X 射线的量也就愈大,当然也就需要更高的激发电压。例如,原子序数为 50 的锡其 K 系特征 X 射线的能量在 25~29keV;原子序数为 74 的钨在 58~70keV;而铅的原子序数则更高为 82,其特征 X 射线的能量在 72~88keV。因此,在管电压、管电流、投照时间相同的情况下,阳极靶的原子序数愈高,X 射线的量愈大。

综上所述,X 射线的量与管电压平方、管电流及投照时间、靶物质的原子序数成正比,即

$$I \propto U^2 I Z t \quad (3-16)$$

(二) 影响 X 射线质的因素

一般来讲,X 射线的质取决于管电压的大小。无论何种靶物质,在一定管电压下所产生的连续 X 射线谱的最短波长和最长波长是相同的。峰值辐射强度发生在相同能量光子处,光子的最大能量完全由管电压控制。连续 X 射线的质随管电压升高而变硬,但特征 X 射线的质只与靶物质有关。脉动电压产生的 X 射线质比恒定电压下的软。所以管电压波形对 X 射线的质也有影响。三相电源的 6 脉冲和 12 脉冲供电,其管电压更接近恒压,由此产生的 X 射线脉动变化减小,其量与质均优于单相电源供电的情况。一般说来,三相全波整流与单相全波整流相比,在相同管电压和过滤的情况下,X 射线质提高 10%~15%。例如,拍摄头颅侧位片时,单相全波整流 X 射线机管电压为 72kV,而改用三相全波整流方式的 X 射线机只需要 64kV 就可获得相同的摄影效果。

过滤对 X 射线的量与质及能谱构成均有很大影响。增加过滤板厚度,可大量衰减连续谱中的低能成分,使能谱变窄,线质提高,但总的强度降低了。有关过滤的具体内容将在第五章中详细讨论。

在实际的影像工作中应注意影响 X 射线量与质的多种因素,并能根据操作和诊断的实际需要,恰当地选择 X 射线的量与质,这对提高影像质量和降低受检者的受照剂量都会产生一定作用。

第六节 X 射线的产生效率

X 射线的产生效率即在 X 射线管中产生的 X 射线能与加速电子所消耗电能的比值。

在 X 射线管中,加速阴极电子所消耗的电功率(iU)全部变成高速电子的动能。这些高速电子在与物质复杂的相互作用过程中产生 X 射线,同时也产生大量的热能。若将占比例极少的特征 X 射线忽略不计,则 X 射线的辐射功率可视为连续 X 射线的总强度 $I = kiZU^2$ 。因此,X 射线产生效率 η 等于 X 射线的辐射功率(即 X 射线的总强度)与高速电子流功率之比,即

$$\eta = \frac{k i Z U^2}{i U} = k Z U \quad (3-17)$$

式(3-17)中, k 是常数,为 $1.1 \times 10^{-9} \sim 1.4 \times 10^{-9} \text{ V}^{-1}$; Z 是阳极靶物质的原子序数; U 是管电压(单位:V); i 是管电流。

由式(3-17)可见,X 射线的产生效率与管电压和靶物质的原子序数成正比。在其他条件相同的情况下,高压波形愈接近恒压,产生 X 射线的效率也愈高。

研究证明,X 射线管产生 X 射线的效率极低,一般不足 1%,而绝大部分的高速电子能都在阳极变为热能,使阳极靶面的温度很高,此即 X 射线管不能长时间连续工作的原因所在。因此,X 射线管必须配有良好的散热冷却装置。从表 3-2 所列数据可以看出,X 射线的产生效率随着管电压的升高而增大。



表 3-2 钨靶 X 射线管和加速器产生 X 射线的效率

加速电压	占总能量的百分数	
	X 射线能(%)	热能(%)
40kV	0.4	99.6
70kV	0.6	99.4
100kV	0.8	99.2
150kV	1.3	98.7
4MeV	36	64
20MeV	70	30

【例 2】钨($Z=74$)靶 X 射线管,当管电压为 120kV 时 X 射线的产生效率是多少?(此时 k 取 $1.1\times 10^{-9}\sim 1.4\times 10^{-9}\text{V}^{-1}$ 的平均值)

解: $\eta=kZU=1.25\times 10^{-9}\times 74\times 120\times 10^3=1.1\%$ 。

即管电压为 120kV 时,若 X 射线管的输入功率为 1000W,则 X 射线的辐射功率仅为 11W。而由于碰撞损失转变为热能的功率为 989W。

在这需要指出的是 X 射线的另外一个概念即 X 射线的利用率,它是指从 X 射线管发出的、能够用来摄影的 X 射线能量与从阳极靶面产生的 X 射线能量的比值。而能够充分利用的 X 射线不足阳极靶面产生 X 射线总量的 10%,90%以上的 X 射线能都转化为热量被阳极靶、管壳、管壁、绝缘油等吸收了,说明 X 射线的利用率也很低。

第七节 X 射线强度的空间分布

从 X 射线管上产生的 X 射线,在空间各方向上的分布是不均匀的,即在不同方位角上的辐射强度是不同的。这种不均匀的分布称为 X 射线强度空间分布或称辐射场的角分布。X 射线强度的空间分布主要受入射电子的能量、靶物质(原子序数)及靶厚度的影响。

1. 薄靶周围 X 射线强度的空间分布 薄靶产生的 X 射线在周围空间的分布情况如图 3-10 所示。在不同角度上的矢径长度代表在该方向上的 X 射线强度,即从电子束入射的靶点 O 到各曲线的长度,表示 X 射线在该方向上的强度。从图 3-10 中可见,低能电子束冲击薄靶产生的 X 射线强度分布,主要集中在与电子束垂直的方向上,沿着电子束方向上 X 射线强度相对较小,与电子束相反方向上 X 射线强度近似为零;高能电子束冲击薄靶时产生的 X 射线集中向前方,X 射线束变窄。此图为 X 射线强度分布的剖面图,若以电子束入射方向为轴旋转 1 周,可得 X 射线强度在空间的角分布的立体图。

图 3-11 表示一薄靶在不同管电压下产生的 X 射线强度在靶周围分布的变化情况。工作电压在 100kV 左右时,X 射线在各方向上强度基本相等。当管电压升高时,X 射线最大强度方向逐

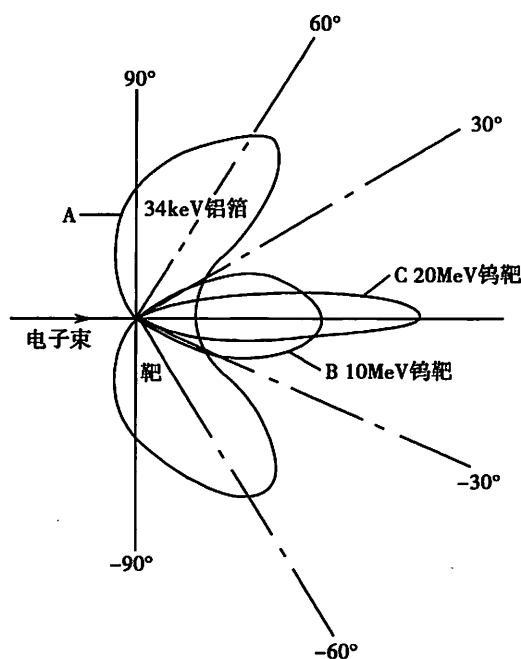


图 3-10 X 射线强度的角度分析



渐趋向电子束的入射方向,其他方向的强度相对减弱,X射线的强度分布趋于集中。这种高能X射线强度的空间分布与电子加速器的实验结果基本一致。

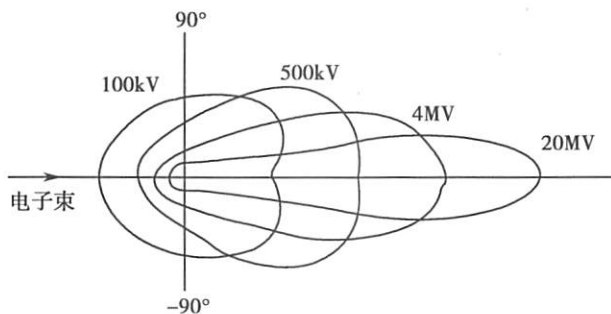


图 3-11 薄靶周围 X 射线强度的角分布

根据薄靶产生 X 射线的空间分布特点,在管电压较低时,利用反射式靶在技术上很有好处;但对使用超高压 X 射线管时,管电压过高,考虑能量分布因素,则须采用穿透式靶,电子从靶的一面射入,X 射线从另一面射出。医用电子直线加速器产生的高能 X 射线,使用的就是穿透式的薄靶。

2. 厚靶周围 X 射线强度的空间分布 用于医疗诊断方面的 X 射线管,其阳极靶较厚,称为厚靶 X 射线管。当高能电子轰击靶面时,由于原子结构的“空虚性”,入射高速电子不仅与靶面原子相互作用辐射 X 射线,而且还穿透到靶物质内部的一定深度(电子每穿过 $50 \times 10^{-12} \text{m}$ 的深度,能量损失 10keV),不断地与靶原子作用,直至将电子的能量耗尽为止。因此,除了靶表面辐射 X 射线外,在靶的深层也能向外辐射 X 射线(如图 3-12 中的 O 点)。为了便于应用方面的研究,仅讨论在投照方向(即 OA、OB、OC)上的 X 射线强度分布。由图 3-12 可见,从 O 点辐射出去的 X 射线,愈靠近 OC 方向,穿过靶的厚度愈厚,靶本身对它的吸收也愈多;愈靠近 OA 方向,穿过靶的厚度愈薄,靶对它吸收也愈少。因此,愈靠近阳极一侧,X 射线的强度下降得愈多,而且靶角 θ 愈小,下降的程度越大。这种愈靠近阳极,X 射线强度下降得愈多的现象,就是所谓的“足跟”效应,也称阳极效应。由于诊断用 X 射线管倾角 θ 小,X 射线能量不高,足跟效应非常显著。因此,要将 X 射线管射出的 X 射线过滤,使 X 射线趋于均匀,投照时还应考虑若被照体厚,且密度大时应置于靠近阴极端。

实验表明,从 X 射线管窗口射出的有用 X 射线束,其强度分布是不均匀的,普遍存在阳极效应现象。在图 3-13 中,若规定与 X 射线管长轴垂直方向中心线(0°)的强度为 100%,从其他不同角度方向上的强度分布情况看,阳极效应十分明显。

在具体的影像操作中,应注意阳极效应的影响,尤其是检查部位的密度和厚度的差别很大时,阳极效应表现最为明显。通常来讲,把密度高、厚度大的被检部位置于阴极一侧,这样会使胶片的感光量比较均匀,得到的图像质量会更高。另外,应尽量使用中心线附近强度较均匀的 X 射线束摄影。例如,在一次摄片中使用的焦片距 a 较小,投照部位横跨中心线左右各 20° ,其两端的强度差为 $95\% - 31\% = 64\%$ 。如

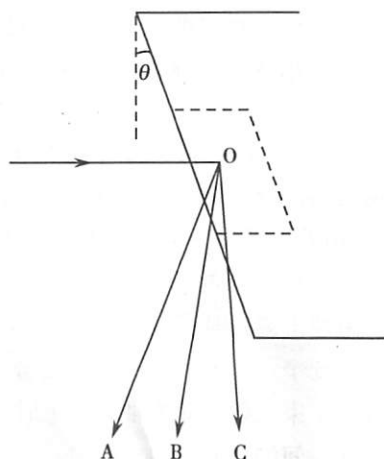


图 3-12 厚靶阳极效应示意图

此大的差别,将使这张照片的阳极效应十分明显。若把焦片距拉大到 b ,则投照部位横跨中心线左右约各在 8° 和 12° 之间,其两端的强度之差约为 $104\% - 80\% = 24\%$ 。显然,焦距为 b 的阳极效应影响比焦距为 a 的情况要小得多。



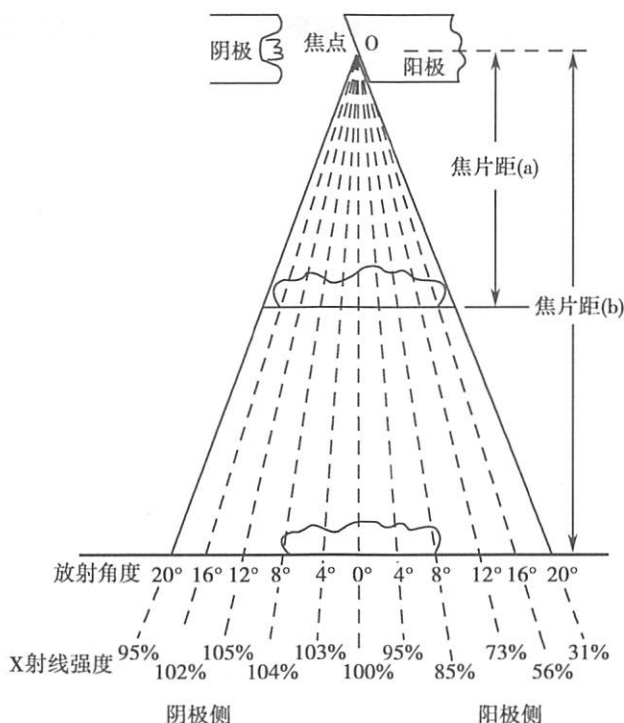


图 3-13 X射线强度的分布

阳极效应的另一个表现就是改变了X射线管有效焦点的大小和形状,在X射线照射野中,靠近阴极一侧的有效焦点比靠近阳极一侧的要大。乳腺摄影设备恰恰是为依据这一特点,调整X射线管的方位,从而在摄影时得到小焦点。

本章小结

X射线是由德国物理学家伦琴于1895年发现的,它是高速电子在真空环境中撞击阳极靶而产生的。就本质而言,X射线具有波粒二象性。通常用X射线的强度来表示X射线的量与质:X射线的量要受到管电压、管电流以及阳极靶材质的影响,而X射线的质主要受管电压的影响。X射线是由两种成分组成的混合射线,包括连续X射线和特征X射线。X射线管中产生的X射线能与加速电子所消耗电能的比值,称为X射线的产生效率。通常,从X射线管焦点发出的X射线,在空间各方向上的分布是不均匀的:薄阳极靶的周围X射线会随着管电压的升高趋向集中,厚阳极靶的周围X射线会出现阳极效应。

思考题

1. 产生X射线有哪些条件? X射线的发生装置(球管)包括哪几个结构?
2. 连续X射线及特征X射线产生的光谱以及物理过程有什么区别?
3. X射线的特性有哪些?
4. 影响连续X射线强度的因素有哪些? 如何影响?
5. 影响X射线的量和X射线的质的因素有哪些?
6. 什么叫阳极效应? 在实际临床工作中,怎样避免阳极效应的影响?
7. X射线的量和X射线的质如何表示?
8. 管电压为100kV时,求产生连续X射线的最短波长、最强波长、平均波长和最大光子能量。



9. 当管电压为 100kV 时,钨靶($Z=74$)和铜靶($Z=29$)两种 X 射线管之下,X 射线的产生效率有什么区别?

(李 伟)

