

Contents

目录

- 第一章 现代医学影像学概述.....1
 - 第一节 现代医学影像学的发展简史和应用范畴.....1
 - 第二节 现代医学影像学的临床应用价值.....4
 - 第三节 现代医学影像学的学习和运用.....6
- 第二章 现代医学影像物理学研究.....8
 - 第一节 X 射线物理.....8
 - 第二节 超声波物理.....18
 - 第三节 磁共振物理.....26
 - 第四节 核医学物理.....31
- 第三章 现代医学影像技术学研究.....36
 - 第一节 X 线普通摄影技术.....36
 - 第二节 CT 检查技术.....54
 - 第三节 MRI 检查技术.....65
- 第四章 X 线临床诊断.....75
 - 第一节 呼吸系统疾病的 X 线诊断.....75
 - 第二节 循环系统疾病 X 线诊断.....111
 - 第三节 消化系统疾病的 X 线诊断.....115

第四节 泌尿系统疾病的 X 线诊断.....	140
第五节 骨骼与关节疾病 X 线诊断.....	144
第五章 CT 临床诊断.....	158
第一节 循环系统疾病 CT 诊断.....	158
第二节 消化系统疾病的 CT 诊断.....	165
第六章 MRI 临床诊断.....	187
第一节 纵隔疾病 MRI 诊断.....	187
第二节 胸部疾病 MRI 诊断.....	192
第三节 腹部疾病 MRI 诊断.....	208
参考文献.....	231

现代医学影像学概述

第一节 现代医学影像学的发展简史和应用范畴

一、影像诊断学

1895 年，德国物理学教授伦琴（Wilhelm Conrad Röntgen）发现了 X 射线，随后，X 射线很快被运用于人体疾病检查，于是便产生了放射诊断学（diagnostic radiology），从而揭开了医学影像诊断的序幕。从 20 世纪 40 年代开始，超声成像用于人体疾病诊断，于是便产生了医学超声影像学。20 世纪 70 年代至 80 年代，又相继出现了一些新的成像技术，如 X 射线计算机体层成像（X-ray computed tomography, X-ray CT, CT）、磁共振成像（magnetic resonance imaging, MR）等。一般的 X 射线成像经过不断的发展，到现在可归纳为三大类：①计算机 X 射线成像（computed radiography, CR）；②数字 X 射线成像（digital radiography, DR）；③数字减影血管造影（digital subtraction angiography, DSA）。这些成像技术的发展将原有放射诊断学的研究和应用领域扩宽很多，形成了包括 X 射线诊断（其又可以分为 CR、DR、DSA 诊断）、超声诊断、CT 诊断和 MRI 诊断在内的影像诊断学体系。

尽管各种成像技术的成像有着不一样的原理和检查方法，对不同系统和部位疾病的诊断有着不同的价值和限度，但都主要是通过影像学检查所获取的不同影像，来显示人体内部组织器官的形态和生理功能状况，以及疾病所造成的病理性形态改变与功能变化，从而达到诊断疾病的目的。需要提醒的是，随着医学影像技术的快速发展，影像诊断技术也发生了变化，从之前单纯依赖形态学变化进行疾病诊断，发展为通过集形态、功能和代谢改变于一体的综合诊断体系进行疾病诊断。

近年来，影像诊断技术发展得十分迅速，一些更加先进的高性能影像检查设备，如



高端多排螺旋 CT、高场强 MR 机、立体成像彩色超声诊断仪以及各种专用机，如数字胃肠机、数字乳腺机、肢体 MR 机和复合手术室专用 MR 机等，先后在临床上被应用，检查技术也在不断创新。例如，CT 能谱成像（CT energy spectrum imaging）、磁敏感加权成像（susceptibility weighted imaging, SWI）和超声弹性成像（US elastography）等成像技术，MRI 肝细胞特异性对比剂、声学造影对比剂等新型成像对比剂，先后在临床上应用，也不断推出各种图像后处理软件。所有这些影像设备和检查技术的不断创新，不但进一步提高了影像诊断学的成像性能和图像质量，也使原来难以发现的组织结构和器官的形态、功能及代谢异常，特别是一些微小病理改变得以清晰显示，从而显著提高了影像诊断水平，拓宽了应用领域。

CR、DR、DSA、CT、MRI 和 US 等，这些都属于数字化成像。数字化成像改变了传统 X 射线成像的显示、保存、传输与利用模式。应用数字信息的图像存档与传输系统（picture archiving and communication system, PACS），不仅给图像资料的保存、调取和传输带来了方便，也给病人就医带来了方便，而且推动了远程放射学（teleradiology）的发展，实现了实时远程会诊。同时，数字化成像还使得计算机辅助检测和计算机辅助诊断（computer-aided diagnosis）得以成为现实。近年来，随着影像大数据时代的到来，放射组学（或称影像组学，radiomics）应运而生，并已成为医学影像学研究的热点。随着人工智能的不断发展，更先进、更准确地人工智能影像诊断系统或设备已经陆续尝试进入临床应用，作为某些特定疾病的筛查和辅助诊断手段。

在我国，以放射科为代表的医学影像学始于 20 世纪中叶，初期仅有少数大城市的医疗单位配备有小型甚或手提式 X 射线机，且从业人员少，资质大多较低。中华人民共和国成立以来，影像诊断学科随着人民卫生保健事业的发展而获得了长足的进步：培养了一大批从事影像检查与诊断的技师和医师；各医疗单位均逐步设立放射科、超声科等医学影像学科并配备相应的成像设备；发行出版了多种不同层次的专业期刊和参考书；成立了中华医学会所属的“中华放射学分会”“中华超声医学分会”和中国医师协会所属的“中国放射医师分会”“中国介入医师分会”等学术团体，及其下设的各省、市放射学分会和超声医学分会等，为影像学科医师的培养和学术交流搭建了重要平台。特别是改革开放以来，随着国家经济腾飞，医学影像学科的发展进一步提升，不仅大中城市的二、三级医院拥有了新型 CR、DR、DSA、CT、MR 和彩色超声诊断仪等影像检查设备，而且在县、乡（镇）级医院也不同程度地配备了这些先进的成像设备。影像学科医师和技师的临床、科研及教学水平也得到迅速提升，并与临床其他学科一样，越来越多地承担国家级各项重大科研项



目或课题，在国内、外重要期刊及国内、国际专业学术大会上发表高水平学术论文。

二、介入放射学

国际上，20 世纪 40 年代开始运用介入放射技术。最初为采用穿刺或切开放动脉方法进行诊断性心血管造影，但由于操作比较复杂，风险也比较高，并没有在临床上广泛运用。20 世纪 50 年代初期，瑞典学者首创在心血管造影中应用套管针、导丝和导管交换、经皮股动脉穿刺并插管的方法，即 Seldinger 技术，简化了操作并显著提高了安全性。此后，这一技术也逐步用于非血管腔道造影检查，如经皮经肝胆管造影和经皮肾盂输尿管造影等。Seldinger 技术已成为介入放射发展史上的重要里程碑。美国放射科医师查尔斯·西奥多·多特（Charles Theodore Dotter）被誉为介入放射学之父，他在诊断性血管造影的同时采用同轴扩张导管，创造性地首次开展了下肢动脉硬化闭塞病人的非外科治疗技术，即经皮经腔血管成形术，从而成为介入放射学发展的又一个重要里程碑，也为介入放射学的发展开创了新纪元。此后，相继出现了一系列介入治疗新技术，如经动脉化疗栓塞术、经导管局部溶栓术、经皮经肝胆道穿刺引流术和经导管胃肠道出血栓塞术等，都获得良好的治疗效果。在这些非外科治疗技术的产生和发展基础上，“介入放射学”于 1967 年被国际提出，并且学术界对此广泛认可。自 20 世纪 80 年代以后，随着具有实时显像功能的血管造影设备，特别是数字减影血管造影（DSA）设备的应用，以及近年来随着具有介入路径图和 CT 功能的平板探测器血管机的推出，以及各种介入治疗的新器材、新材料，如不同用途导管、导丝、管腔内支架、栓塞材料、溶栓药物和化疗药物等的不断创新、优化和完善，介入放射治疗技术获得了迅猛发展，应用领域在不断扩大，治疗效果也获得进一步提高。例如，对实体性肿瘤的治疗、对肝硬化门脉高压消化出血的肝内分流术治疗、动脉导管未闭的封堵器治疗、胸及腹主动脉瘤的覆膜支架治疗、胃肠道狭窄的支架治疗以及胃肠道出血的栓塞治疗等，均获得了较佳的治疗效果。随着介入放射治疗技术的快速发展，国际上相继创建、出版了多种学术期刊，如《心血管介入放射学杂志》《血管介入放射学杂志》等，并相继成立了国际性介入放射学专业学术团体，如亚太心血管介入放射学大会（APCCVIR）、中国介入放射学学术大会（CSIR）等。

我国的介入治疗技术开始得比较晚，但发展很快。在 20 世纪 70 年代末和 80 年代初，国内几位介入放射学先驱，相继开展了肝动脉化疗栓塞术、经皮肾动脉狭窄扩张术等介入治疗研究，并连续举办了多次介入放射治疗技术学习班，初步培养了一批介入放射学医师。20 世纪 90 年代初期，原卫生部颁布了相关文件，确立了介入放射学在临床治疗中的



重要地位。同期,中华放射学分会成立了介入放射学学组,并创办了相应专业期刊,这就为国内介入放射学医师交流临床经验和科研成果提供了重要平台,并使得介入治疗技术逐步普及到许多省、市及部分县级医院。随着介入治疗技术的发展,许多省、市和自治区也相继在医学会的名下创建了介入放射学学组或介入医学分会。全国性和各省(市、自治区)定期召开的介入放射学学术大会不但有力促进了临床经验交流,也极大地推动了介入治疗新技术的开展和介入放射学医师的队伍建设。目前,国内介入放射学的发展已日臻完善、规范,并逐步与国际接轨,各级介入放射学医师经常在国际学术大会和国际专业期刊上发表高水平的学术论文,显著提升了我国在国际介入放射学领域中的地位。

第二节 现代医学影像学的临床应用价值

一、影像诊断学的临床应用价值

随着医学影像设备和检查技术的不断创新与发展,影像学检查在临床疾病诊断中的作用愈发重要。其应用价值主要体现在以下几个方面:①临床上仅据病人的临床表现及实验室检查,难以明确诊断时(如急性脑血管疾病、胸痛三联征等),经常需要借助影像学检查,以明确病变的性质和类型,这对于病人尤其是急诊病人是否能够获得及时有效的治疗至关重要;②临床上疑似或需除外某些疾病时(如创伤后的骨折、肺癌的脑转移等),也常依赖影像学检查;③临床已确诊的疾病(如经实验室检查诊断的急性胰腺炎、经支气管镜活检诊断的中心型肺癌等),影像学检查可以进一步明确病变的范围、类型和分期,以利于制订合理的治疗方案及评估预后;④某些疾病(如骨折、胃癌等)在治疗中或治疗后,影像学检查对于评估疗效、判断肿瘤有无复发和转移,具有重要价值;⑤对于易发某些疾病的高危人群(如肝硬化病人、重度吸烟者、遗传性肾癌综合征的家族成员等),定期影像学检查有助于疾病(如肝细胞癌、肺癌、肾细胞癌等)的早期发现和早期治疗;⑥影像学检查也常用于健康体检,能够早期发现病变尤其是某些恶性肿瘤(如早期肾细胞癌、早期乳腺癌),这对于疾病的及时治疗、改善预后均具有重要的临床意义;⑦影像学检查时,偶可意外发现未曾怀疑且具有重要临床意义的病变(如冠状动脉 CTA 检查时,意外发现周围型肺癌)。



如上所述,影像学诊断具有很高的临床应用价值,然而,还存在一些局限性:①影像学诊断的主要依据是图像上的异常表现,而这些异常表现大多反映的是病变的大体形态改变,并非组织病理学所见,往往缺乏特异性,致使某些疾病(如孤立性肺结节)的诊断和鉴别诊断常发生困难;②一些疾病的发生、发展至产生异常影像学表现,需要一定的时间(如急性骨髓炎),从而使得这部分疾病的早期检出和诊断受到限制;③影像学检查并非适用于所有疾病诊断,某些疾病并不具有确切的异常影像表现(如急性肾小球肾炎);④影像学检查的应用还有一定的禁忌证。例如,孕妇和儿童应慎用或禁用X射线和CT检查,肾功能严重受损者则禁用含碘对比剂检查。随着影像技术和检查方法的不断创新,上述的一些局限性正在不断被克服。例如,MRI的扩散加权成像对超急性期脑梗死的诊断、磁敏感加权成像对脑内小静脉发育畸形的检出、磁共振波谱对前列腺癌的诊断、超声弹性成像对乳腺病变的鉴别诊断等,进一步扩大了影像诊断学的应用领域,显著提升了其临床应用价值。

二、介入放射学的临床应用价值

近年来,介入放射学作为微创诊疗的主要方法,以其创伤小、并发症少、适应证广泛、疗效确切等优势,迅速发展成为继内、外科之后的第三大临床治疗手段,并且在肿瘤及血管与非血管腔道疾病的诊断及治疗中发挥着越来越重要的作用。其主要临床应用价值为:①对于一些已不适合进行手术治疗的疾病或病人(如中晚期肿瘤、患有某些疾病的高龄体弱者等),介入治疗依然可以发挥较好的治疗作用;②对于某些不愿意或不宜接受手术治疗的病人(如某些主动脉夹层、腹主动脉瘤、颈腰椎间盘突出、子宫肌瘤等),介入治疗可作为一种损伤小、疗效确切的有益选择;③某些暂时不适合外科手术治疗的疾病(如中晚期肝癌等),经介入治疗后可为二期外科手术治疗创造良好的条件;④临床应用证实,某些疾病的介入治疗效果已经等同或优于其他治疗方法,如布加综合征、动脉硬化闭塞症、某些脑动脉瘤、颈内动脉海绵窦瘘等,介入治疗已成为这些疾病的首选治疗手段;⑤对于某些急性疾病,如深静脉血栓形成合并肺栓塞、支气管扩张咯血、化脓性胆囊炎/胆管炎等,介入治疗也已经成为首选治疗;⑥穿刺活检作为介入诊断学的重要组成部分,可为一些临床上难以确定性质病变的病理诊断提供确切的组织病理学标本,这对于最终明确诊断和选择治疗方案具有重要意义。

综上所述,介入诊疗与内、外科治疗已经成为三足鼎立的临床重要手段,明显扩大了临床治疗的适应证范围,并显示出很大的临床应用价值。然而,介入放射学作为一门新

兴学科, 依然存在许多亟待完善和解决的问题, 特别是某些疾病介入治疗的中远期疗效尚有一定的限度: ①恶性肿瘤的介入治疗(如原发性肝细胞癌), 尽管有许多介入治疗新技术相继用于临床, 并收到良好的近期临床效果, 但都因存在治疗的不彻底性而于治疗后不同程度地出现复发或转移, 因此, 需要进行反复多次重复治疗; ②某些狭窄、闭塞性血管疾病的介入治疗, 尽管可以收到立竿见影的效果, 但因存在一定程度的“治疗后管腔再狭窄”问题而影响中远期疗效; ③对于某些恶性肿瘤(如食道癌和胆管癌等), 以往的一些介入治疗技术仅仅是改善患者症状的姑息疗法, 而对疾病本身并无治疗作用。

第三节 现代医学影像学的学习和运用

就临床医师培养而言, 认真学习并正确掌握和运用医学影像学对于实现培养目标, 具有十分重要的意义。

一、影像诊断学的学习和运用

与培养从事影像诊断专业的医师不同, 在临床医师培养中, 学习影像诊断学应有如下侧重点: ①熟悉各种成像技术的基本原理及检查方法, 明确其各自的优势和不足, 以便在临床工作中进行合理的选用; ②掌握各种成像技术和检查方法的图像特点, 这是识别图像, 即明确其属于何种成像技术和检查方法的基础; ③熟悉不同成像技术和检查方法所获取图像上的正常所见和异常表现, 这是进行影像诊断的主要依据, 也是临床医师依影像诊断报告在图像上进行比对的关键; ④重点掌握各系统部位的一些常见病和多发病的影像诊断要点, 不但有利于理解影像诊断报告的内容, 而且可依据图像上的表现评估疾病的严重程度和预后治疗, 以便及时与病人和家属进行沟通。

申请影像学检查时, 选择成像技术和检查方法是临床医师运用影像诊断学的首要环节, 进行合理地选择, 无疑能为临床医师及时提供重要的诊断资料, 且可获得最佳经济/诊断效能比, 反之亦然。而这种合理选择, 就需要全面掌握各种成像技术和检查方法的适用范围及限度。如何正确对待影像诊断报告是临床医师运用影像诊断学的另一重要环节, 影像诊断报告的结果可与临床最初拟诊的疾病相同或者相左, 甚至不能做出诊断。这就需要临床医师结合病人临床具体情况参考这一诊断结果, 必要时应及时与影像诊断专业医师



进行沟通，以便在疾病后续临床处理中最大限度地发挥影像诊断的作用。

二、介入放射学的学习和运用

对于临床医师而言，学习介入放射学应该把重点放在对介入放射学所包含的各种诊疗技术的基本概念与基本原理、适应证与禁忌证、常见并发症与临床疗效，以及与其他临床治疗方法相比的优势与特点，进行全面了解和熟悉，从而可以在临床工作中根据不同疾病及其不同病期，科学合理地选择适宜的介入诊疗方法，提出并确定最优治疗方案，使患者获得最佳的治疗效果。

现代医学影像物理学研究

第一节 X 射线物理

一、X 射线的产生

(一) X 射线的基本特性

X 射线是一种电磁波，并且波长比较短，晶体中各原子以一定的规则进行排列就可以使 X 射线发生衍射。X 射线具有波动性。X 射线的波动性主要表现为：以特定波长、特定频率在空间中进行传播，是一种横向波，其在真空中的传播速度等于光速，并且可以用诸如波长和频率之类的物理量进行描述，同时伴随着一些其他的现象，如反射、干涉、衍射等。但是，当 X 射线与物质相互作用时，其粒子特性就会显得很突出。因此，X 射线具有波粒二象性。

X 射线的波长短，能量高，被物质吸收的能力弱，因此，具有很强的穿透性。经过 X 射线照射后，大多数材料会变成全透明的或半透明的。影响 X 射线穿透性的因素为：X 射线的能量、透射材料的结构及其原子特性。相同的 X 射线具有很强的穿透能力，可以穿透由低原子序数元素组成的物体，如空气、纸张、木材、水和肌肉组织等。铝、铜、骨头等的渗透率相对较低。因此，X 射线对人体不同组织有不同的穿透性，这是 X 射线医学成像的基础。

某些材料被 X 射线照射后可以发出荧光，具有此种光学性质的物质叫做荧光物质，如铂氰化钡、钨酸钙、银激活的硫化锌镉等。当这些荧光材料暴露于 X 射线时，材料的原子被激发或离子化，当被激发的原子恢复到基态时，发出荧光。此特性被应用在医学的很



多方面,如荧光屏、增感屏、输入屏、输出屏、闪烁晶体以及荧光玻璃等。

X 射线尽管不带电,但拥有高能量的 X 射线能够将物质原子中的电子撞击而出,使电子从原子中逸出并引起初始电离。拥有高能量的电子从原子中逸出,又作用于其他原子,发生二次电离。利用这种原理可以制成很多种用于测量 X 射线仪器的探头。电离也是 X 射线损伤及治疗的基础。

X 射线被物质吸收,其中大部分最终变成热能,从而增加了物体的温度。基于此原理,开发了用于测量 X 射线吸收剂量的量热法。

X 射线会使胶片乳剂感光,并可能导致许多物质发生光化学反应,因此可将各种感光及分辨性质不同的胶片用于不同的 X 射线照相。另外,X 射线长时间对一些物质进行照射后,其晶体的水分就会慢慢减少,颜色也慢慢发生变化,这一过程叫做着色作用或脱水作用。

X 射线还会在体内引起电离和激发作用,即生物体发生生物作用。生物细胞,尤其是高度增殖的细胞,在经过一定量的 X 射线照射后可能会发生抑制、损坏甚至坏死。人体组织吸收一定量的 X 射线后,会根据其敏感性发生各种反应,此特性完全适用于肿瘤放射治疗,这是放射治疗的基础。当然,X 射线也会损坏正常的人体组织,因此,必须对不被检查的即不是治疗的区域进行保护,同时从事放射线工作的人员也应注意自身的防护。

(二) X 射线管

以很快速度运行的带电粒子,受到阻碍而突然减速时能够产生 X 射线。当前在医学成像中使用的 X 射线辐射源,是通过使用快速电子撞击目标材料而生成的。由此可以看出,只有同时满足三个基本条件,才能产生 X 射线:第一,必须有一个电子源,能够在需要时提供足够数量的电子;第二,必须能够获得高速的电子流(同时需要两个条件:①高压产生强电场,以使电子获得较大的动能;②高真空度的空间,电子不被快速运动的气体分子所阻挡而使能量减少,还可以保护灯丝不因氧化而损坏);第三,承受高速电子轰击而产生 X 射线管中的靶。X 射线管对于上述所有条件都能够满足。

1. 阴极

阴极是 X 射线管的负极,其由灯丝、聚焦罩两部分构成。用高熔点钨丝(熔点 3410°C) 经过缠绕制成灯丝。在钨丝中添加微量元素钍,旨在增加电子的发射率和延长灯丝的寿命。但是,最终金属钨还是会蒸发,并沉积在 X 射线管的内壁上。上述情况一旦发生,将导致 X 射线管发生故障。当灯丝两端加上电压,通过电流后,灯丝表面温度逐渐升

高，待达到白炽后发射电子，灯丝发射电子的数目与温度有关。灯丝电路控制着灯丝电流的大小，所得电流从几安培到几十安培不等。

灯丝发出的电子被高压加速并与靶碰撞，这时在两个电极之间施加的加速电压叫做管电压，电子被加速后形成的束流叫做管电流，其电流变化从几毫安培到几百毫安培不等。在电子从阴极转移到阳极的过程中，电子之间的排斥会增加束斑的大小。为了减小束流的斑点大小，需要一个聚焦电极对电流束斑的大小、电子发射的方向进行调节，并且由于这种聚焦电流的电极具有凹槽形状，故叫做聚焦罩。灯丝埋在聚焦罩里，灯丝的尺寸是决定束流斑点大小的主要因素，一般的 X 射线管都有 2 个或 3 个不同尺寸的灯丝。

灯丝电流和管电流虽是分开的，但又是相关联的，“空间电荷”是它们间的关联因素之一。在管电压较低时，从灯丝逸出的电子数比加速奔向靶的电子数多很多，这样就会在灯丝周围聚集成电子云，即所谓的“空间电荷”。电子云阻止了灯丝中其他电子的发射。任意给定一个灯丝电流，X 射线管电流与管电压呈正相关关系，并达到其最大值。这个时候进一步增加管电压，将不会使管电流增大。当超过饱和电压时，只有通过提高灯丝的温度才能增加管电流。只有选取的灯丝电流较大、管电压合适（40 ~ 140kV），才能得到较大的管电流，X 射线的能量是有用的。

2. 阳极

阳极为 X 射线管的正极，如今有固定阳极、旋转阳极这两种类型的阳极。固定阳极 X 射线管适用于牙科 X 射线成像系统、某些移动成像系统以及不需要大电流、大功率的其他专用系统。旋转阳极通常用于普通 X 射线管中，因为它们需要能够在短时间内产生高强度 X 射线束。在 X 射线管中，阳极具有三个功能：①阳极是一种导体，它可以接收从阴极发射的电子，将其引导到与 X 射线管相连的电缆上，然后返回高压发生器；②阳极为 X 射线靶提供机械支撑；③阳极是一个极好的热量辐射体。从阴极发射出的电子与阳极发生作用时，它们的动能大约有 99% 都转换成热量。在这些热量对阳极造成损伤前，必须很快地将其传导出去。特别是对大容量 X 射线管来说，如何恰当地将热量散去，是大部分工程师都需要克服的困难。

靶是阳极中受电子撞击的部分。在阳极固定的 X 射线管中，靶就是嵌入铜阳极中的钨合金。而在旋转阳极的 X 射线管中，靶就是整个旋转的圆盘。在钨中加入其他金属（通常为铌）能够增加它的机械强度，从而可以承受高速旋转的应力。在普通的摄影中，用钨作为靶材料具有以下三个原因：首先，钨具有较高的序数原子（ $Z = 74$ ），使其能够产生高效率、高能量的 X 射线；其次，钨具有与铜基本完全相同的热传导性，是一种散热性良



好的金属；第三，钨的熔点比较高（相比较而言，铜的熔点为 1100°C ）。因此，在大量的管电流下，钨仍能承受而不会出现伤痕或气泡。

用于乳腺摄影的专用 X 射线管的阳极靶是用钼或铑制成的，这主要是因为它们具有较低的原子序数及由此产生的低能量的 K 系特征 X 射线。

3.X 射线管的焦点

灯丝发射的电子在聚焦和加速后到达阳极靶的面积叫做实际聚焦，这是实际的 X 射线源。X 射线管的实际焦点的投影叫做有效焦点。有效测量焦点仅指实际焦点在 X 射线束中心轴方向上投影的区域。一般情况下，X 射线管的焦点标称值就是指这个时候的有效焦点，而不是指其他方向的有效焦点，更不是实际焦点。

靶表面和 X 射线输出方向所成的夹角叫做靶倾角 θ 。其中，实际焦点的长度为 A ，宽度为 B 。投影后，有效焦点的宽度 b 与实际焦点的宽度依旧相等，而有效焦点的长度 a 则为 $A \sin \theta$ ，短于实际的焦点长度。可以看出，靶倾角 θ 越小，有效焦点的长度越短，有效焦点的面积也就越小。

实际焦点的大小，对 X 射线管的散热以及影像的清晰度能够产生直接的影响。面积越大，散热效果越好。但是，实际焦点越大，有效焦点区域就越大，这必然会对在胶片上形成的图像的清晰度产生一定的影响。当通过减少灯丝的长度或减小靶倾斜角度来降低有效焦点时，单位面积的电子密度必然会增加，实际焦点的温度会迅速升高，而阳极将变得无法承受更大的功率。因此，两种情况都要考虑全面。大多数诊断 X 射线管靶倾斜度在 6° 到 17° 之间变化。

在阳极上设计出两种靶倾角，即双角度靶面能够产生两种尺寸的焦点。将双角度靶面和不同长度的灯丝结合起来就可以产生非常灵活的摄影条件。

通常一个圆形的有效焦点是比较理想的。但是，实际上它的形状特征为双香蕉状的。焦点上 X 射线强度的差别主要是由灯丝、聚焦罩和加在聚焦罩上的电压来决定。

有效焦点的大小用针孔相机测量。具体方法是将针孔相机放在 X 射线管和胶片之间，让 X 射线通过一个很小的针孔后对针孔成像，当针孔的尺寸小到一定程度时（一般为 $75\mu\text{m}$ 左右），由于光的衍射，对物体的分辨率不能再提高。根据胶片上影像的尺寸以及针孔的位置，就可以将 X 射线管有效焦点的大小计算出来。

对大多数 X 射线管来说，焦点的大小不是一个固定的值，会随着管电流和管电压的变化而变化。

(三) X射线的产生机制

1. 电子与物质的相互作用

X射线是由与物质相互作用的快速移动的电子产生的。在X射线管中，从阴极发射出来的电子被阴极和阳极之间的电场加速，并且电子的速度已经很高。例如，在100kV的管电压下，当电子到达靶时，速度可以达到 $0.55c$ （ c 是光速）。当这些电子与X射线管中的靶原子碰撞时，它们的动能被转移到靶原子上。这些相互作用不会在靶表面的深处发生。当发生相互作用时，发射的电子减速并最终完全停止。事实上，这些相互作用十分复杂。通常，电子在失去所有能量之前必须与靶原子进行多次碰撞，而能量损失有碰撞损失和辐射损失两种类型。

碰撞损失仅包括原子外层的电子。当快速运行的电子与原子外层的电子相互作用时，可以激发或电离原子。如果入射电子的能量大于外层电子的结合能，则靶原子被电离，并且外层电子与靶原子分离并具有动能。如果入射电子无法将足够的能量转移到外层电子，它们就无法被电离。反之，外层电子只是上升到激发态之上的能级上。此后，随着红外线的发射，外层电子会立即返回到各自的正常能级上。正是外层电子的连续激发和再复原，在X射线管的阳极上产生了大量的热量。只要是电子与原子外层电子的相互作用而损失的能量全都叫做碰撞损失。

辐射损耗仅与原子的内层电子和原子核有关。快速运行的电子除了与原子外层的电子碰撞而损失能量之外，它们还可以使原子内部的电子电离并将能量转换为特征辐射。此外，快速运行的电子可以与靶原子核相互作用并将能量转换为轫致辐射。将由于电子与原子的内层电子或原子核的作用而损失的能量全部叫做辐射损失。

上述某种作用形式的概率由高速电子的能量和靶物质的原子序数决定。通过计算知道：

$$\frac{\text{碰撞损失}}{\text{辐射损伤}} \approx \frac{816\text{MeV}}{E_k \cdot Z} \quad (2-1)$$

式(2-1)中， E_k 表示快速运行的电子的动能（其单位为MeV）， Z 代表靶物质的原子序数。例如，在管电压为100kV的情况下，电子与钨靶相撞，这将导致99.1%的能量损失，而仅剩下0.9%的能量产生X射线。由此可知，不管X射线管有多先进，它的效率总是非常低的。阳极产生的热量与X射线管电流的增加成正比。管电流的大小对X射线的效率没有任何影响。因此，不论选择的管电流有多大，X射线的效率总是不变的。



2. 连续 X 射线

根据典型的电磁学理论可知：当带电体在外电场的作用下速度发生变化时，带电体将向外辐射出电磁波。当快速运行的电子通过靶原子时，如果它能够完全躲开轨道电子就有极其靠近原子核的机会，电子并对其产生一定的影响。快速运行的电子越接近原子核，原子核的电场就对其产生越大的影响。由于原子核中含有很多质子，质子与快速运行电子间相隔得又很近，因此，这个电场的强度很大。当快速运行的电子穿过原子核时，它会减速并改变之前的轨道。按照上述理论，电子将电磁波辐射到外部并损失能量 ΔE ，由 $\Delta E = h\nu$ 确定电磁波的频率。电子的这种能量辐射叫做轫致辐射，由该辐射产生的能量为 $h\nu$ 的电磁波叫做 X 射线光子。轫致辐射是快速运行的电子与靶原子核相互作用的结果，轫致辐射的能谱是不间断的。

由于任何一个快速运行的电子在与靶原子发生相互作用时具有不一样的相对位置，因此，对应于每个相互作用的辐射损耗也不一样，并且发射出的 X 射线光子也具有不一样的能量。当快速运行的电子几乎不受原子核影响的时候，则会产生相对低能量的 X 射线，此时电子仍将具有较大的动能，并将持续与靶中的其他原子发生相互作用。当快速运行的电子与原子核直接撞击时，电子所具有的全部动能都将失去，并且产生的 X 射线的能量与入射电子的动能相同。通常情况下，产生能量为这两个值之间的轫致 X 射线可能性较大。许多 X 射线光子组成了具有连续频率的 X 射线发射谱。

波长与 X 射线的强度呈倒“U”形曲线。不同电压条件下形成的曲线都有一个最大值；在波长不断增大的方向上，曲线都是无限延展的，但其强度越来越弱；在波长不断减小的方向上，每条曲线都有一个最短波长，叫做短波极限（ $\lambda_{\min}$ ）。

光子能量的最大极限（ $h\nu_{\max}$ ）可以用入射电子在 X 射线管加速电场中所获得的能量 eU 来计算，也就是：

$$h\nu_{\max} = eU \quad (2-2)$$

最大光子能量的光子最短波长的计算公式为：

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU} \quad (2-3)$$

式中的 h 表示普朗克常数， c 表示光速， e 表示电子的电量，将这些常数值代入式(2-3)得出：

$$\lambda_{\min} = \frac{1.24}{U}(\text{nm}) \quad (2-4)$$

式中的 U 表示管电压，单位为“kV”。显然，连续 X 射线的短波极限只与一个因素有