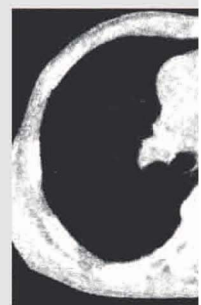
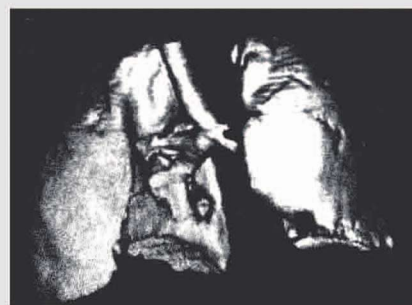

现代医学影像

诊断与鉴别

陈威 等 主编



 江西科学技术出版社

现代医学影像

诊断与鉴别

陈威 等 主编

 江西科学技术出版社

江西·南昌

图书在版编目 (CIP) 数据

现代医学影像诊断与鉴别 / 陈威等主编. — 南昌 :
江西科学技术出版社, 2020.11
ISBN 978-7-5390-7584-6

I . ①现… II . ①陈… III . ①影像诊断 IV .
① R445

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2020) 第 203962 号

选题序号: ZK2020057
图书代码: B20354-101
责任编辑: 宋 涛

现代医学影像诊断与鉴别

XIANDAI YIXUE YINGXIANG ZHENDUAN YU JIANBIE

陈威 等 主编

出版发行 江西科学技术出版社
社 址 南昌市蓼洲街 2 号附 1 号
邮编: 330009 电话: (0791) 86623491 86639342 (传真)
经 销 全国新华书店
印 刷 郑州华之旗数码快印有限公司
开 本 880mm × 1230mm 1/16
字 数 311 千字
印 张 10.5
版 次 2020 年 11 月第 1 版 2020 年 11 月第 1 次印刷
书 号 ISBN 978-7-5390-7584-6
定 价 88.00 元

赣版权登字: -03-2020-383

版权所有, 侵权必究

(赣科版图书凡属印装错误, 可向承印厂调换)

编 委 会

主 编 陈 威 陈晓辉 雷正贤 李小山
赵文瑞 裴 琴 刘 影 岳胜南

副主编 徐春玲 郝 璐 李新华 武晓芳 王金英
张妙贤 夏露花 卢晓雪 杨世彤 常顺利

编 委 (按姓氏笔画排序)

王金英 新疆医科大学第一附属医院
卢晓雪 郑州市第七人民医院
史东星 河南中医药大学第一附属医院
邢 予 中国人民解放军联勤保障部队第九八九医院
刘 影 河南省中医院(河南中医药大学第二附属医院)
李小山 潍坊市第二人民医院
李兆勇 东莞东华医院
李新华 新乡市中心医院
杨世彤 河南中医药大学第一附属医院
张妙贤 中国人民解放军联勤保障部队第九八九医院
陈 威 邢台市人民医院
陈 涛 江西省中西医结合医院
陈晓辉 惠州市第三人民医院(广州医科大学附属惠州医院)
武晓芳 襄阳市中医医院(襄阳市中医药研究所)
罗 珊 河南省洛阳正骨医院(河南省骨科医院)
岳胜南 郑州人民医院
赵文瑞 锡林郭勒盟中心医院
郝 璐 新疆医学大学第二附属医院
夏露花 新疆医科大学第三临床医学院(附属肿瘤医院)
徐春玲 连云港市第一人民医院
常顺利 襄阳市中医医院(襄阳市中医药研究所)
雷正贤 香港大学深圳医院
裴 琴 三峡大学第一临床医学院 宜昌市中心人民医院

前 言

近年来，随着医学科学技术的飞速发展，新理论、新技术、新方法不断在医学影像领域得到广泛推广与应用，医学影像诊断已经成为现代医疗中不可或缺的、最重要的诊断方法。医学影像学在医学诊断领域虽是一门新兴的学科，但对疾病的诊断提供了很大的科学和直观的依据，可以更好地配合临床的症状、化验等方面，为最终准确诊断病情起到不可替代的作用。

医学影像检查技术包含多种影像设备，每一种影像设备又有许多检查方法，其技术含量高，掌握难度较大。因此，我们组织多位经验丰富的专家及临床工作者特编写此书，以供相关医护人员参考借鉴。

本书包含了普通 X 线成像技术、超声诊断技术、CT 成像技术、MRI 成像技术、心脏与大血管超声诊断、骨关节、四肢及脊柱疾病 CT 诊断、胸部疾病 CT 诊断、颅脑疾病 MR 诊断、临床疾病介入放射治疗，以及核医学成像在各系统中的应用。本书选材新颖，内容简明，图文并茂，易于掌握，查阅方便，实用性强。

本书在编写过程中参考了许多相关书籍及文献资料，但由于编校水平有限，书中难免有疏漏及不足之处，恳请广大读者批评指正，以更好的总结经验，共同进步。

编 者
2020 年 11 月

目 录

第一章 普通 X 线成像技术	1
第一节 普通 X 线成像基础	1
第二节 X 线防护	12
第二章 超声诊断技术	19
第一节 实时二维超声	19
第二节 频谱多普勒	25
第三章 CT 成像技术	42
第一节 CT 成像原理	42
第二节 CT 检查的适应证与禁忌证	48
第四章 MRI 成像技术	50
第一节 CT 成像原理	42
第二节 磁共振成像特点与质量控制	57
第五章 心脏与大血管超声诊断	67
第一节 二尖瓣疾病超声诊断	67
第二节 三尖瓣疾病超声诊断	78
第六章 骨关节、四肢及脊柱疾病 CT 诊断	82
第一节 正常骨关节、四肢及脊柱 CT 表现	82
第二节 基本病变 CT 表现	84
第七章 胸部疾病 CT 诊断	88
第一节 气管支气管疾病	88
第二节 肺部感染性疾病	94
第八章 颅脑疾病 MR 诊断	103
第一节 脑血管疾病 MR 诊断	103
第二节 颅脑肿瘤 MR 诊断	108
第九章 临床疾病介入放射治疗	122
第一节 周围动脉闭塞性疾病	122
第二节 下肢深静脉血栓形成	127

第三节 下肢静脉曲张.....	131
第十章 核医学成像在各系统中的应用	134
第一节 核医学在神经系统疾病中的应用	134
第二节 核医学在消化系统疾病中的应用	138
第三节 核医学在循环系统疾病中的应用	145
参考文献	157

第一章

普通 X 线成像技术

第一节 普通 X 线成像基础

本节主要叙述 X 线成像的基本理论，分别介绍了 X 线的产生及其特性，X 线与物质的相互作用，X 线影像的形成及其影响。

一、X 线产生及其特性

(一) X 线的发现

1895 年 11 月 8 日，德国物理学家伦琴（Rontgen）在研究阴极射线管气体放电时，发现附近涂有钡氰化钡的纸板上能发出肉眼可见的荧光，并且将手置于阴极射线管与钡氰化钡板之间，在纸板上显示出手的轮廓及骨骼影像。伦琴推断这是一种特殊的射线，由于当时不清楚这种射线的性质，便借用数学上代表未知数的符号“X”来代替，称之为 X 射线（X-ray），后人又称之为伦琴射线。

(二) X 线产生的条件

在 X 线管中，高速运动的电子撞击到阳极（anode）靶物质金属原子内部，经过与靶原子的多次碰撞，能量逐渐损失，其能量损失分为碰撞损失（collision loss）和辐射损失（radiation loss）。高速运动的电子与原子的外层电子相互作用而损失能量统称为碰撞损失，损失的能量全部转化为热能。当高速运动的电子与原子核或内层电子作用而损失能量统称为辐射损失，其损失的能量大部分以 X 射线的形式辐射出去。

X 线是在真空条件下，高速运动的电子撞击到金属原子内部，使原子核外层轨道电子发生跃迁而放射的一种能。X 线的产生必须具备以下条件：①电子源；②在真空条件下，高电压产生的强电场和高速运动的电子流；③适当的障碍物（靶面）来接受高速运动电子所带的能量，使高速电子所带的动能部分转变为 X 线能。

若靶面物质原子序数较低，其内层电子结合能小，高速电子撞击原子内层电子所产生的 X 线能量小、波长较长；原子序数较高的元素如钨，其原子内层电子结合能大，当高速电子撞击时，便产生波长短、能量大的 X 线。现在用于 X 线诊断与治疗的 X 线管的靶面绝大多数是由原子序数较高的钨制成的。有些具有特殊用途（软组织摄影）的 X 线管靶面是由原子序数较低的金（如钼）制成的，它能产生波长较长的 X 射线，称之软射线。

(三) X 线的本质

X 线属于电磁辐射的一种，和其他光线一样，具有微粒和波动二象性。X 线的波长范围为 $6 \times 10^{-11} \sim 5 \times 10^{-6} \text{ cm}$ ，医学诊断用的 X 线管电压通常在 $40 \sim 150 \text{ kV}$ ，相应的 X 线波长为 $8 \times 10^{-10} \sim 3.1 \times 10^{-9} \text{ cm}$ 。

1. 微粒性

经 X 线照射后, 荧光屏及增感屏上的某些化学物质(如铂氰化钡、钨酸钙、碘化铯等)的原子外层轨道电子发生跃迁现象而产生荧光, 也使气体或某些物质会发生电离。X 线光子与某些金属原子中的轨道电子碰撞, 该原子轨道上的电子得到足够能量而脱出, 物质会失去负电荷而产生光电效应。光子理论把 X 线看作是由一个个的微粒—光子组成, 而这些光子具有一定的能量 ($E = h\nu$) 和动质量 ($m = \frac{h\nu}{c}$) 这些现象说明了 X 线具有微粒性。

2. 波动性

X 线是一种波长很短的电磁波, 实验证实了 X 线具有波的干涉和衍射等现象。X 线是一种横波, 以波动的方式传播, 在真空中的传播速度与光速相同 ($c = 3 \times 10^{10}$ cm/s)。X 线的波长用 λ 表示, 频率用 ν 表示, c 代表其传播速度, 三者的关系为:

$$c = \lambda \nu \text{ 或 } \lambda = \frac{c}{\nu} \nu = \frac{c}{\lambda}$$

3. X 线的二象性及其统一

X 线在与物质相互作用时表现了微粒性, 每个光子具有一定的能量、动量和质量, 能产生光电效应, 能激发荧光物质发出荧光等现象。X 线又和其他光线一样, 在传播的过程中表现了波动性, 具有频率和波长, 并有干涉、衍射、反射和折射等现象。这些都充分说明了 X 线不仅具有微粒性和波动性, 且微粒性和波动性并存。量子力学把 X 线(光波)看作是概率波, 即光子在空间里存在的概率, 它把光的微粒性和波动性统一起来, X 线既呈现微粒性又呈现波动性。干涉、衍射等表现了波动性, 而光电效应等则表现为微粒性。

(四) X 线的质与量

X 线球管靶面发出的 X 线, 在各个方向上的强度分布是不均匀的, 它的分布与靶物质的种类、厚度、靶面倾斜角度等均有一定的关系。所谓 X 线强度(X-ray intensity), 是指在单位时间内垂直于 X 线传播方向的单位面积上所通过的光子数目和能量的总和。X 线管长轴方向上的 X 线强度分布是非对称性的, 近阳极端的 X 线强度小, 近阴极端的 X 线强度大; X 线管短轴方向上的 X 线强度分布是基本对称的。

在实际应用中, 常用质和量来表示 X 线强度。X 线的质(线质), 一般用于表示 X 线硬度(X-ray hardness), 即穿透物质的能力, 它代表光子的能量。X 线的质仅与光子能量有关, 能量越大, X 线的波长越短, 穿透力越强, X 线的质越硬; 反之, X 线的硬度就小。X 线管发出的是波长不等的连续 X 线谱, 很难用一个数值来表示。由于 X 线的光子能量是由管电压决定的, 一般用管电压(kV)数值间接表示 X 线的质, 也可用半价层来表示 X 线质。半价层(half value layer, HVL)是指入射的 X 线强度减弱为原来的一半时某均匀吸收体的厚度, 半价层越厚, 表示 X 线质越硬。

X 线的量是 X 线束中的光子数目, 在实际工作中, 常用 X 线管的管电流与照射时间的乘积毫安秒(mAs)来表示 X 线的量。管电流越大, 代表 X 线管中被加速的电子数目越多, 电子撞击阳极靶面产生的 X 线量越多, 则 X 线强度越大。X 线照射时间是指球管产生 X 线的时间。显然, X 线的量与管电流及照射时间成正比。

(五) X 线效应

X 射线是一种电磁波, 除具有电磁波的共同属性外, 还具有以下的性质:

1. 物理效应

(1) 穿透作用(penetration action): 穿透作用是指 X 线穿过物质时不被吸收的本领, 其穿透性不仅与 X 线的能量有关, 还与被穿透物质的本身结构和原子性质有关。光子能量越大, 产生 X 线波长越短, 对物质的穿透作用越强。物质的原子序数高、密度大, 吸收 X 线量多, X 线穿透力相对较弱; 物质原子序数低、密度小, 吸收 X 线量少, X 线穿透力相对较强。

X 线对人体各组织穿透性的差异是 X 线医学成像的基础。

(2) 荧光作用(fluorescence action): 某些荧光物质, 如碘化铯、钨酸钙、铀氰化钡及某些稀土元素等, 受到 X 线照射时, 物质原子发生电离或被激发处于受激状态。当被激发的原子恢复到基态时, 电子的能

级跃迁辐射出可见光和紫外线光谱,即荧光具有这种特性的物质叫荧光物质,这种物质间的作用称荧光作用。透视用的荧光屏,摄影中用的增感屏,影像增强器的输入屏以及平板探测器的碘化铯等物质都是利用这种特性制成的。

(3) 电离作用 (ionization action): 物质受到 X 线照射,原子核外电子脱离原子轨道,这种作用称为电离作用。虽然 X 线本身不带电,但具有足够能量的 X 线光子撞击物质原子中的轨道电子,使电子脱离原子而产生第一次电离;脱离原子的电子获得较大能量后又与其他原子碰撞,产生二次电离。这种由电离作用产生带电荷的正、负离子,在固体和液体中很快又复合,在气体中可由正负电极吸引此种离子形成电离电流。收集气体中的电离电荷,测定它的强弱,便可知道 X 线的量,X 线剂量测量仪便是根据这种原理制成的。电离作用是 X 线损伤和治疗的基础。

2. 化学效应

(1) 感光作用 (sensitization action): 由于电离作用,X 线照射到胶片,使胶片上的卤化银发生光化学反应,出现银颗粒的沉淀,称为 X 线的感光作用。由于 X 线穿透人体后的强度分布不同,使卤化银的感光度发生差异,经显影后产生一定的黑化度,显示出人体不同密度的影像。如 X 线摄影和工业探伤等。

(2) 着色作用 (pigmentation action): 某些物质,如 CR 的成像板、增感屏、铅玻璃、水晶等,经 X 线长时间照射后,其晶体脱水渐渐改变颜色,发生脱水、着色,称为着色作用(脱水作用)。

3. 生物效应

生物细胞特别是增殖性细胞经一定量的 X 线照射后,可以产生抑制、损伤甚至坏死,即为 X 线的生物效应 (biological effect)。不同的组织细胞对 X 线的敏感性不同,会出现不同的反应。放射治疗就是利用 X 线的生物效应治疗病变,对此,放射线工作者及受检者应该注意 X 线的防护。

(六) X 线产生的效率及其影响

X 线产生的效率是指发生的 X 线能量占全部电子撞击阳极靶面总能量的百分率。电子撞击阳极靶面的全部能量中,碰撞损失的能量最后将全部转化为热能,仅有辐射损失能量的极小部分(约 0.2%)转变为 X 线能。产生 X 线的效率 (η) 通常可用公式计算:

$$\eta = K \cdot Z \cdot kV$$

式中 K 为常数 10^{-9} , Z 为阳极靶面物质的原子序数, kV 为管电压。产生 X 线的效率与靶面物质的原子序数及管电压成正比。大部分低能量的电子在撞击阳极靶面时,只增加了原子热运动,产生大量的热能要通过阳极散出。若焦点的温度过高,阳极会损坏或熔化,这是 X 线管不能长时间连续使用的根本原因,也是用熔点较高的钨作阳极靶面的原因之一。

X 线管阳极靶面允许产热(或能承受热量)的最大负荷量,称为 X 线管的容量,它是球管的重要参数之一。影响 X 线产生效率的因素很多,主要有管电压、阳极靶面物质、管电流等。

1. 管电压的影响

高速电子撞击阳极靶物质的最大能量,取决于管电压的峰值。若改变管电压,即改变了光子的最大能量,必然改变整个 X 线谱的形式。(图 1-1) 是管电流不变时,管电压对连续 X 线谱的影响。随着管电压的升高,曲线所对应的强度峰值和最短波长的位置均向短波方向(高能端)移动,X 线强度相应地增强,产生 X 线的效率越高。

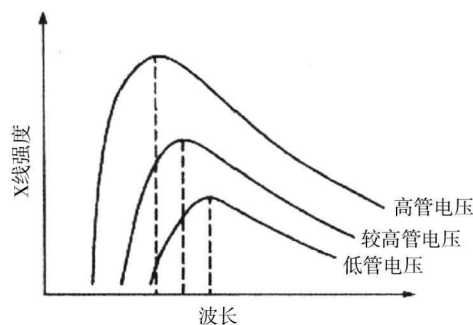


图 1-1 管电压对 X 线谱的影响

2. 阳极靶面物质的影响

连续放射是由高速运动的电子与所撞击的靶原子核相互作用所产生的，其能量与靶物质的原子序数成正比。在其他条件不变时，靶物质的原子序数越高，产生的 X 线强度越大。标识放射由 X 线管阳极靶物质的原子结构特性所决定，靶物质的原子序数越高，轨道电子结合能越大，产生标识放射的能量也越大。（图 1-2）是其他条件相同时，原子序数较高的钨和原子序数较低的锡产生的 X 线谱。可以看出，两条曲线的两个端点重合，最大强度都对应于相同的光子能量处，但钨产生 X 线谱的强度峰值高于锡产生的强度峰值，说明钨产生 X 线强度比锡大，可见原子序数越高，产生 X 线的效率越高。

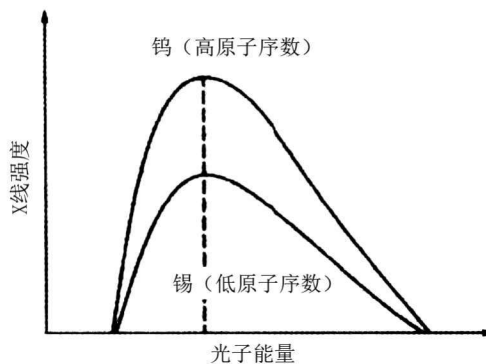


图 1-2 原子序数对 X 线谱的影响

3. 管电流的影响

当管电压固定时，管电流越大，撞击阳极靶面的电子数目越多，产生的 X 线强度越大。（图 1-3）是管电压不变时，管电流对 X 线谱的影响。不同管电流的两条曲线的最短波长一样，但高管电流曲线的强度峰值比低管电流曲线的强度峰值大。说明高管电流的 X 线强度大，产生 X 线的效率高。

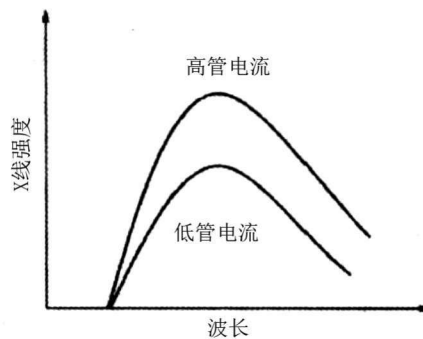


图 1-3 管电流对 X 线谱的影响

此外，高压波形对 X 线的产生也有一定的影响。尽管作用于 X 线管两极间管电压的整流形式都是脉冲电压，但 6 脉冲和 12 脉冲的峰值电压接近于恒定电压，比半波和全波整流峰值电压平均能量要高，X 线的硬线成分相对较多，辐射强度（或输出量）大，产生 X 线的效率也高。

二、X 线与物质的相互作用

（一）光电效应与康普顿效应

1. 光电效应

光电效应又称光电吸收，它是 X 线光子被原子全部吸收的作用过程。当一个能量为 $h\nu$ 的光子通过物质时，它与原子的某壳层中某个轨道上一个电子发生相互作用，把全部能量传递给这个电子，而光子本身则整个被原子吸收，获得能量的电子摆脱原子的束缚而自由运动，这种电子称为光电子，这种现象称为光电效应。

光电效应的实质是物质吸收 X 线使其产生电离的过程。在此过程中产生的次级粒子有：光电子、正离子（产生光电子的原子）、新的光子（特征辐射光子）、俄歇电子。光电效应的发生概率可受以下三方面因素的影响。

(1) 物质原子序数：光电效应的发生概率与物质的原子序数的 4 次方成正比，物质的原子序数越高，光电效应的发生概率就越大。对高原子序数物质由于结合能较大，不仅 K 层，其他壳层电子也较容易发生光电效应。但对低原子序数物质几乎都发生在 K 层。在满足光电效应的能量条件下，内层比外层电子发生光电效应的概率可高出 4 ~ 5 倍。

(2) 入射光子能量：因为光电子的动能 $E_e = h\nu - E_B$ ，所以光电效应发生的能量条件是：入射光子的能量 $h\nu$ 必须等于或大于轨道电子的结合能 E_B ，否则就不会发生光电效应。光电效应的发生概率与入射线波长的 3 次方成正比，与光子能量的 3 次方成反比。

(3) 原子边界吸收：如果测出某一种物体对不同波长射线的光电质量衰减系数，就会得到质量衰减系数随入射光子能量 $h\nu$ 的变化。钡剂和碘剂都是 X 线检查中常用的对比剂，其 K 特征放射都具有较高的能量（钡是 37.4 keV，碘是 33.2 keV），它们都能穿过人体组织到达图像使之产生灰雾。

人体软组织中原子的 K 结合能仅为 0.5 keV，发生光电效应时，其特征放射光子能量不会超过 0.5 keV，如此低能光子，在同一细胞内就可被吸收而变为电子运动能。骨骼中钙的 K 结合能为 4 keV，发生光电效应时其特征放射光子在发生点几毫米之内就被吸收。由此可见，在人体组织内发生的光电效应，其全部能量都将被组织吸收。

诊断放射学中的光电效应有利有弊，一是不产生散射线，减少了图像灰雾，增加人体不同组织和对比剂对射线的吸收差别，产生高对比度的 X 线图像。钼靶软组织 X 线摄影，就是利用低能射线在软组织中，因光电吸收的明显差别而产生高对比的图像。在放疗中，光电效应可增加肿瘤组织的剂量，提高其疗效。二是入射 X 线通过光电效应可全部被人体吸收，增加了受检者的 X 线剂量。

2. 康普顿效应

康普顿效应又称康普顿散射，它是射线光子能量部分吸收而产生散射线的过程。康普顿效应是入射光子与原子中的一个外层“自由”电子相互作用时发生的。康普顿效应的发生概率可受以下两个方面因素的影响。

(1) 物质原子序数：康普顿效应的发生概率与物质的原子序数 Z 成正比。

(2) 入射光子能量：康普顿效应发生概率与入射线波长成正比，与入射光子能量成反比。

康普顿效应是光子和“自由”电子之间的相互作用，在 K 电子结合能以上，随着入射光子能量的增加，由光电效应概率 $\propto I / (h\nu)^3$ 可知，光电效应随能量很快降低，而康普顿效应变得越来越重要。

需要指出，康普顿效应中产生的散射线，是 X 线检查中最大的散射线来源。从被照射部位和其他被照物体上产生的散射线，充满检查室整个空间。这一事实应引起 X 线工作者和防护人员的重视，对此应采取相应的防护措施。

(二) X 线衰减及其影响因素

X (γ) 射线在其传播过程中一般有两种衰减形式，距离所致的衰减和物质吸收的衰减。

1. 距离衰减

X 线以 X 线管焦点为中心在空间向各个方向辐射。在半径不同的各球面上射线强度与该点到球心的距离（即半径）的平方成反比，射线强度的衰减遵循平方反比法则规律。可见，如果距离增加 1 倍，射线强度将衰减为原来的 1/4。这一衰减称为距离所致的衰减，也称为扩散衰减。

人体在元素构成上与空气类似，空气的密度是 0.0013 t/m^3 ，当离开焦点 100 cm 时，对 X 线的衰减仅相当于 0.13 cm 人体厚度所致的衰减。当离开焦点距离为 200 cm 时，相当于 0.26 cm 人体厚度所致的衰减。

根据这一法则，焦点到接收器的距离由 50 cm 分别变为 70 cm、100 cm、140 cm、200 cm 时，X 线强度变为原来强度的 1/2、1/4、1/8、1/16。

2. 物质吸收衰减

当射线通过物质时，由于射线光子与物质的原子、电子或原子核相互作用，致使入射方向上的射线

强度产生衰减，这一衰减称为物质吸收所致的衰减。

X线强度在物质中的衰减规律是X线透视、摄影、造影及各种特殊检查、X—CT检查和放射治疗的基础和基本依据，同时也是进行屏蔽防护设计的理论根据。

从一般的胸部出来的射线平均照射量只有入射线的1/10，从腹部前后位出来的仅为1/100，从腹部侧位出来的仅有1/1000。这是X线与物质发生各种相互作用而造成对X线能量的吸收造成的。

3. 影响因素

(1) X线能量对衰减的影响：射线除了对光电吸收和散射吸收的类型有影响外，它对X线的衰减也有直接影响。实验表明，透过光的百分数随射线能量的增加而增加。对低能射线，绝大部分通过光电效应而衰减；对高能射线，绝大部分通过康普顿效应而衰减。

(2) 吸收物质的原子序数对衰减的影响：物质对X线的吸收一般是随着元素的原子序数的增高而增加。但在某一能量范围内，也出现原子序数低的物质比原子序数高的物质吸收更多的X线的特殊现象，如锡和铅的质量衰减系数在X线能29~88 keV时，锡的吸收系数大于铅的吸收系数，这一点很有实用价值，说明单位质量的锡比单位质量的铅能吸收更多的X线。由于锡比铅要轻得多，所以目前开始采用锡防护代替铅防护。

(3) 物质密度对衰减的影响：物质密度的变化反映了电子数目和质量的变化，吸收物质的密度与X线的衰减成正比关系，如一物质的密度加倍，则它对X线的衰减也要加倍。

人体各组织的密度不同，对X线的吸收量也不等，这就形成了X线影像。密度大的物质对X线的衰减能力强，故多用密度大的物质作为屏蔽防护材料。但复合材料与单质材料比较，有的复合材料密度小而对X线的衰减能力强，这是因为多种元素的吸收不同而造成的结果。

(4) 每克物质的电子数对衰减的影响：每克物质的电子数目叫作每克电子数，单位是e/g。它与密度（单位 g/m^3 ）的乘积为物质的每立方厘米的电子数。

除氢外的所有物质的每克电子数都大致相同。一般地说，有效原子序数高的物质比有效原子序数低的物质每克电子数要少，不少物质的每克电子数基本一样，但单位体积内的电子数却相差很远。

(三) 连续放射与标识放射

X线管产生的X线是由连续放射和标识放射两部分组成的。

1. 连续放射

连续放射又称连续X线或韧致辐射（bremsstrahlung）。在X线管中，阴极电子撞击阳极靶面的动能，取决于加在X线管两极间的管电压，管电压越高，阴极电子获得的动能就越大。一部分具有足够动能且高速运动的电子与所撞击的靶原子核相互作用，将电子的全部能量（动能）转变为光子，产生波长极短的X线。但高速运动的电子并不一定全部直接与靶原子核相撞，有的只是受到核内正电场的作用而失去一部分能量，并且以光子形式放射出来。越接近原子核，失去的能量越多，所放射出的X线波长越短。其他电子因得到的动能较小，产生的X线波长较长。高速电子经过第一次撞击失去一部分能量，再以较低速度继续撞击，直到能量完全耗尽为止。由于单位时间内大量的、能量不等的电子同时撞击靶面，且在与靶原子相互作用中损失的能量也各不相同。所以，X线管放射出的X线是一束波长不等、连续的混合射线，称之为连续放射（韧致辐射）。

光子能量可用 $h\nu$ 或 hc 来表示，其中， h 为普朗克常数， c 为光速， λ 为X线的波长，则：

$$\frac{1}{2}mv^2 = Ve = \frac{hc}{\lambda} \text{ 或 } \lambda = \frac{hc}{Ve}$$

上式中 m 为电子质量， v 为电子的末速度， e 为电子的电量， V 是作用于X线管两端的管电压峰值。通常把求X线管发生的最短波长公式写成：

$$\lambda_{\min} = \frac{1.24}{V} \text{ nm}$$

对于每一个确定的管电压，都有一个最短波长，且数值只与管电压有关，管电压越高，波长越短。

2. 标识放射

标识放射又称标识X线或特征辐射（characteristic radiation），是由高速运动的电子与靶原子的内层

轨道电子相互作用所产生的。X 线管阴极发出的电子，以很大的动能撞击靶面时，原子内层轨道电子被击出而留下一个空位。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填补，产生电子跃迁现象。在跃迁过程中将其多余的能量以光子的形式放射出来，便产生 X 线，跃迁的电子能量差决定了这种 X 线的波长。不同的靶物质，其原子结构不同，发出 X 线的波长也相同。这种由靶物质所决定的 X 线称为标识放射，它与 X 线管的管电流无关。电子撞击靶物质产生标识射线所需要的足够能量是由管电压决定的，管电压与靶物质的原子序数平方成正比，原子序数越高，需要的能量越大，产生的标识 X 线波长越短。

综上所述，在 X 线管内，高速运动的电子撞击阳极靶面时，一部分电子撞击到靶物质的原子核，或受到核内正电场的作用产生连续放射；另一部分电子撞击了靶物质原子的内层电子，出现跃迁现象，产生标识放射。所产生的 X 线谱是由连续放射和标识放射叠加而成，标识射线占很小一部分，是在连续射线谱上出现的几个向上突出的尖端，随着管电压的升高，标识射线的量会增加。（图 1-4）是 X 线管阳极靶面为钨，加在两极间的管电压分别为 200 kV、150 kV、100 kV、65 kV 时，产生连续谱的 X 线强度分布图。

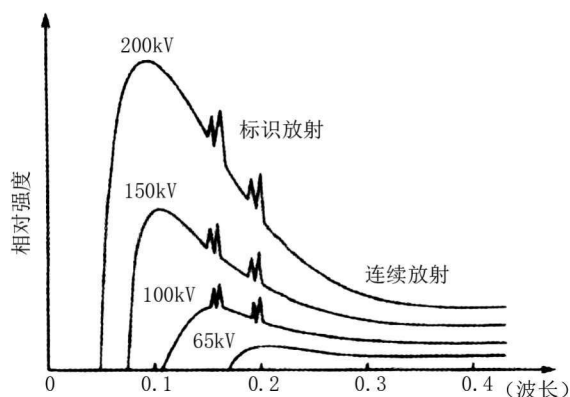


图 1-4 X 线强度曲线分布图

由曲线分布图可以看出，连续谱的 X 线强度是随波长的变化而连续变化的。每一不同数值管电压所对应的曲线，都有一个强度峰值和一个最短波长，且管电压越高，波长越短。最短波长的 X 线强度极小，随着波长的增加，其强度也增加，在未达到最短波长的 2 倍之前，X 线强度已达最大值。之后，X 线强度随波长增加而逐渐减小。

三、X 线影像的形成及其影响

（一）X 线照片影像

被照体的 X 线影像信息作用于增感屏—胶片系统，使胶片中的乳剂感光，经显影后，以光学影像的形式表现出来，将影像信息记录显示在胶片上，成为可见的光密度影像，即 X 线照片影像。

1. 光学密度与照片密度

胶片中的感光乳剂（卤化银）在光（或辐射线）作用下致黑的程度称为照片的密度（density），又称光学密度或黑化度。光学密度是由于胶片上乳剂感光后，光子被卤化银吸收，经过化学处理，使卤化银还原，构成黑色金属银的影像。吸收光线越多，卤化银沉积越多，照片就越黑；反之，卤化银沉积越少，照片越透明。光学密度是形成 X 线影像的基础。密度可以根据透光率和阻光率来测量，入射光线强度为 I ，透射光强度为 I_0 ，则透光率为 I_0/I ，阻光率为透光率的倒数，即 I/I_0 。光学密度通常以 D 表示，其值就是入射光线强度 I 与透射光强度 I_0 之比的对数：

$$D = \lg \frac{I}{I_0}$$

照片上的密度（被还原卤化银的多少）可以直接用光学密度计测量，也可以用人眼的识别能力来判断。人眼对光学密度的识别范围在 0.25 ~ 2.0，它是诊断的密度范围。密度过高或过低均可影响影像质

量,借助强光灯可适当提高识别高密度的能力。通常除了胶片本底灰雾外,密度在 0.3 ~ 1.5 的照片影像,提供的诊断信息较丰富。不同摄影部位的标准 X 线影像,其密度值范围不同。

2. 感光效应及其影响因素

感光效应 (sensitization effect) 是指 X 线对胶片的感光作用,即 X 线穿过人体被检组织后,使感光系统(屏-片系统)感光的效果。X 线对胶片的感光效应 (E) 可用以下公式表示:

$$E=K \cdot \frac{kV^n \cdot I \cdot t \cdot S \cdot F \cdot Z}{R^2 \cdot D \cdot B \cdot Z'} \cdot e^{-\mu d}$$

式中 kV 代表管电压, n 是管电压的指数, I 代表管电流, t 代表曝光时间, S 代表增感屏的增感率, F 代表胶片感光度, Z 代表靶物质原子序数, R 代表焦-片距, D 代表照射野的面积, B 代表滤线栅的曝光倍数, Z' 代表被照体的原子序数, e 代表自然对数的底, μ 代表被照体的 X 线吸收系数, d 代表被照体的厚度, K 是常数。

影响感光效应的因素很多,主要有不变因素和可变因素。不变因素有电源设备,高压发生装置,设备总过滤(包括 X 线管壁、窗口过滤、绝缘油等),滤线器,胶片特性,增感屏及增感屏-胶片组合等。可变因素有照射量 (mAs), 管电压 (kV), 摄影距离 (SID), 被照体的厚度、密度和有效原子序数,照射野面积,照片冲洗因素等。

(二) X 线照片对比度

1. X 线照片对比度

对比度 (contrast) 是构成 X 线影像的基础。X 线穿过被照体后,由于人体组织结构差异,对 X 线的吸收系数不同,透过肢体的 X 线强度分布不均,即产生了 X 线对比度,形成了 X 线信息影像。X 线对比度只有通过胶片或屏-片系统的转换才能识别,胶片对 X 线对比度的放大能力,称为胶片对比度。X 线照片对比度是照片影像上相邻两点的密度差,也称光学对比度或物理对比度,它依存于被照体吸收 X 线的差异所产生的 X 线对比度,以及胶片对 X 线对比度的放大结果。光学对比度 (K) 用数值计算时,等于相邻两点的密度 (D_1 、 D_2) 之差。

由 (图 1-5) 可知:

$$K = D_1 - D_2 = I_g \frac{I_0}{I_1} - I_g \frac{I_0}{I_2} = I_g \frac{I_2}{I_1}$$

式中 I_0 代表入射光强度, I_1 、 I_2 代表透过光强度。显然,照片相邻两处的光学对比度就是透过光之比的对数值。X 线照片影像要有足够的对比度和丰富的层次,对比度过高或过低,会导致影像信息的丢失,影响诊断的准确性。

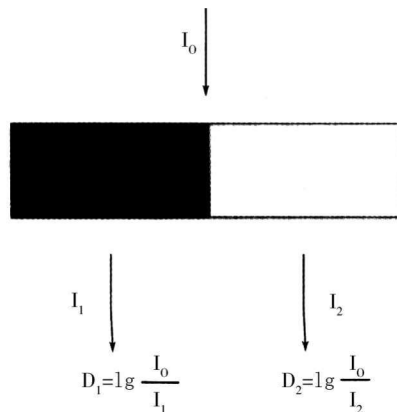


图 1-5 对比度示意图

2. 影响 X 线照片对比度的因素

影响 X 线照片对比度的因素主要有被照体本身、胶片的 γ 值、射线因素等。

(1) 被照体自身: 被照体组织内的有效原子序数越高,光电吸收越多, X 线对比度越高。若被照体

的密度与厚度差异较大，透过肢体后的 X 线强度分布差异明显，则照片影像具有较好的对比度；反之，照片影像对比度差。

(2) 胶片 γ 值：X 线对比度只有通过胶片对比度放大之后才能显示出来。一般用胶片的 γ 值（胶片对比系数）来表示胶片对 X 线对比度反应能力的大小。应用不同 γ 值的胶片摄影时，所得到的照片影像对比度不同。胶片 γ 值越高，表示对 X 线对比度的放大能力越大。一般 X 线胶片的 γ 值范围在 2.7 ~ 3.5。

(3) 射线因素：X 线照片对比度的形成主要是由于被照体自身对 X 线的吸收差异，一般认为管电压控制照片对比度。低千伏摄影时，物质对 X 线的吸收以光电吸收为主，原子序数所造成的吸收差异大，X 线照片对比度高。当管电压增加时，穿透力增强，物质对 X 线的光电吸收递减，康普顿吸收递增，原子序数所造成的吸收差异减小，导致 X 线照片对比度下降。

X 线的量对照片对比度影响不大，但增加 X 线照射量，照片的影像密度值增加，使密度过低的部分对比度明显好转；反之，减少照射量，密度过高部分对比度也得到改善。

(三) X 线几何投影

X 线对物体的几何投影是 X 线摄影位置的基础，利用焦点、被照体和胶片之间的相互位置关系进行摄影，得到符合诊断要求的 X 线照片影像。

1. X 线束

高速运动的电子撞击球管阳极靶面时，由于靶面呈一倾角，从靶面发出的 X 线是以焦点为顶点的圆锥形线束。自靶面射出并垂直于窗口中心的射线称为中心线，它代表 X 线的投照方向，中心线不准确就不能获得正确的几何投影。在 X 线束中，中心线以外的射线均称为斜射线，斜射线与中心线成角，离中心越远，角度越大。某些特殊摄影位置可利用斜射线进行摄影，X 线照射面积的大小称照射野。照射野的大小对 X 线照片的密度、对比度有一定的影响，照射野过大，产生的散射线多，胶片的灰雾度增加，导致照片对比度下降。

2. 焦点、被照体和胶片三者之间的投影关系

中心线对被照体的投射方向，以及被照体与胶片的相对位置关系，决定了被照体在照片上的影像。只有中心线垂直于被照体和胶片，才能使被照体正确投影于胶片上，影像无变形失真。

(1) 有效焦点的大小及射线量的分布：X 线管阳极靶面接受高速运动电子撞击的面积，称为实际焦点，简称焦点（focus）。焦点的大小是 X 线机成像性能的重要参数之一。X 线管焦点对各方向的投影均称为有效焦点，垂直于窗口方向的投影，为 X 线管标称有效焦点。

同一个 X 线管有效焦点的大小，随 X 线投射的方向而不同，X 线量的分布也是不均匀的。在 X 线管的纵轴上，近阴极端的有效焦点大，X 线量分布多；近阳极端的有效焦点小，X 线量分布少。阳极靶面倾角延长线以外部分，因靶面的吸收，其原发射线为零，此为阳极足跟现象。在 X 线管的短轴（纵轴两侧）上，有效焦点对称相等，X 线量分布也是相等的。以上称 X 线管的阳极效应。由于阳极效应的存在，摄影时应注意肢体的长轴与 X 线管的长轴平行，并将被照体密度高、厚度大的部分置于阴极端，使胶片的密度基本趋于均衡。

(2) 影像放大与失真：当 X 线呈平行线束且垂直照射于被照体和胶片时，影像才不会产生放大和变形。X 线束是以焦点为顶点的锥形放射线束，被照体在胶片上的 X 线影像是放大的，放大率（M）为影像与物体的比值，它等于焦—片距与焦—肢距的比值。如（图 1-6）。

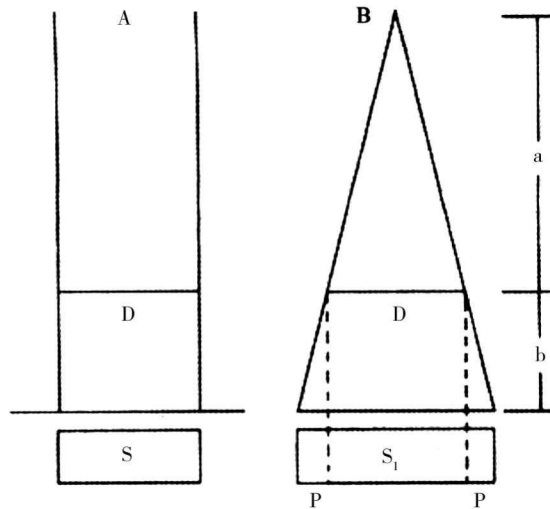


图 1-6 影像放大几何成像示意图

图中 A 代表平行射线，B 代表点光源，S 代表平行光线产生的影像， S_1 代表点光源扩散产生的影像，P 代表 S_1 较 S 放大部分，D 代表被照物体，a 代表焦—肢距，b 代表肢—片距，a+b 代表焦—片距。

$$M = \frac{S_1}{D} = \frac{a+b}{a} \left(1 + \frac{b}{a} \right)$$

为减少肢体影像放大，摄影时应尽量使肢体或病灶靠近胶片，并在机器负荷允许的条件下尽量延长焦—片距。照片影像较原物体大小及形状的改变称失真（distortion），其改变程度称为失真度。X 线束中心线与被照体的中心偏离，造成影像与被照体产生差异，称歪斜失真。摄影中应将焦点置于被照体的正上方，且中心线垂直通过被照体和胶片的中心。摄影时被照体未与胶片平行，导致被照体各部分放大率不一致，称放大失真。近胶片侧放大率小，远离胶片侧放大率大，摄影时应尽量使被照体或病灶平行且靠近胶片。由于组织结构重叠，导致影像的相互重叠，很难把组织器官的病灶全部显示出来，称重叠失真。影像重叠大致有三种情况：

①大物体的密度明显高于小物体的密度，重叠后的影像中小物体不易显示，如胸片中看不到胸骨的影像。

②大物体的密度明显低于小物体的密度，重叠后的影像对比度好，小物体易于显示，如胸片肺野中的肋骨影像。

③大小物体密度较高且相等，重叠后的影像对比度差，小物体隐约可见，如膝关节正位照片中髌骨的影像。

（四）X 线照片模糊

一张优质的 X 线照片，其影像质量除了有较好的对比度，还要具有良好的清晰度。清晰度是指影像边缘的锐利程度，若出现影像边缘不锐利，则称为模糊。可用模糊度来说明清晰度，影像模糊度大，则清晰度差；反之，影像模糊度小，则清晰度好。

影像产生模糊的主要因素有：几何学模糊、运动性模糊、增感屏—胶片系统产生的模糊和散射线性模糊。

1. 几何学模糊

X 线球管靶面不是点光源，其有效焦点具有一定的几何面积。根据光学原理可知，有效焦点面积越小，产生的半影（penumbra）越小，影像越清晰；反之，有效焦点面积越大，产生的半影越大，影像就越模糊，这种模糊称几何学模糊。如（图 1-7）。