

XIAN SHEYING JISHU

X 线 摄 影 技 术

(供医学影像专业内部使用)

湖南电大直属部医学影像教学班印

1997

目 录

第一章 X 线物理与 X 线机	1
第一节 X 线物理	1
X 线的发生	2
X 线性质	5
X 线与物质的相互作用	6
X 线的吸收与减弱	8
第二节 X 线机	9
X 线机种类	9
基本结构	9
电源装置	10
控制装置	11
高压发生装置	12
X 线管	13
第三节 散射线的产生与消除	16
散射线	16
滤线器	16
第二章 X 线影相	21
第一节 X 线影相的形成	22
第二节 密度	23
密度与感光效应	23
影响密度的因素	23
照片的适当密度	25
第三节 照片对比度	25
对比度	25
影响照片对比度因素	25
照片对比度的分析	29
第四节 锐利度	30
锐利度定义	30
影响锐利度的因素	31
密度、对比度、锐利度的关系	34
第五节 影相的放大与变形	35
放大与变形	35
影响放大与变形的因素	35
影相的对称、重叠与切线效果	37
第三章 暗室技术	38

第一节 暗室设备与胶片	39
暗室的位置与结构	39
X线胶片	40
第二节 潜影与特性曲线	44
潜影	44
特性曲线	46
第三节 增感屏	47
增感屏的应用意义	47
增感屏结构与增感率	47
增感屏的使用	49
第四节 显影	50
显影液	50
显影条件	56
显影方法	57
中间处理	58
第五节 定影	59
定影液	59
定影条件	61
定影方法——两桶定影法	61
第六节 水洗	62
第七节 暗室操作故障分析及处理	63
第四章 X线摄影条件	64
第一节 X线摄影条件的选择	64
影响摄影条件的基本因素	64
影响摄影条件的可变因素	70
第二节 摄影条件表的制定	71
第三节 X线照片质量的分析	73
第五章 X线检查法	75
第一节 X线检查意义	75
第二节 X线检查应用原理	75
第三节 X线检查应用范围及限度	76
第四节 X线检查方法	77
第六章 一般摄影概述	78
第一节 摄影体位	79
体位与X线影相	79
体位与方向	80
体表解剖	83
第二节 骨摄影概论	85
骨与关节解剖	85
骨摄影条件选择要	85

第三节 摄影步骤	86
第七章 四肢摄影	87
第一节 四肢骨的X线检查	87
四肢摄影的临床应用	87
解剖	88
四肢摄影原则	88
第二节 上肢骨摄影技术	90
手指骨	90
腕关节	90
尺桡骨	92
肘关节	92
肱骨	95
肩关节	95
肩胛骨	98
锁骨	98
第三节 下肢骨摄影技术	99
足骨	99
踝关节	101
胫腓骨	102
膝关节	102
股骨	106
髌关节	106
第八章 胸廓摄影	109
第一节 胸廓摄影技术	109
解剖	109
肋骨摄影	109
胸骨摄影	111
第二节 摄影位置的选择	113
第九章 躯干摄影	114
第一节 解剖及摄影原则	114
解剖	114
摄影原则	116
第二节 颈椎摄影技术	117
颈椎正位	117
一二颈椎开口位	118
颈椎侧位	118
颈椎斜位	118
颈椎特殊位置摄影法	119
第三节 胸椎摄影技术	120
胸椎正位	120

胸椎侧位	120
胸椎斜位	121
胸腰段摄影法	122
第四节 腰椎、骶椎摄影技术	122
腰椎正位	122
腰椎侧位	122
腰荐关节侧位双曝光法	123
腰椎斜位	123
脊柱功能位	123
骶尾骨侧位	125
骶髂关节正位	126
骶髂关节斜位	126
第五节 骨盆摄影技术	126
第六节 摄影位置选择	127
第十章 头颅摄影	130
第一节 概论	130
解剖与形态	130
摄影原则	133
第二节 颅骨、眶骨与面骨摄影	133
颅骨摄影技术	133
眶骨摄影技术	138
面骨摄影技术	141
第三节 付鼻窦摄影	145
解剖与临床意义	145
摄影技术	145
第四节 颞骨摄影	147
正常解剖	147
颞骨摄影技术	147
第五节 眼内异物定位摄影	152
概论	152
摄影技术	153
摄影位置选择	154
异物的测量	156
第六节 头颅特殊位置摄影	157
茎突摄影	157
颈静脉孔摄影	158
卵圆孔摄影	158
眶下裂摄影	159
舌下神经孔摄影	159
第十一章 胸部摄影	160

第一节 概论	160
临床意义	160
胸部X线检查方法	161
胸部解剖	161
第二节 胸部摄影技术	164
正位摄影	164
侧位摄影	168
前弓位摄影	169
心脏摄影	169
胸部摄影条件的选择	172
第三节 摄影位置的选择	174
气管与支气管疾病	174
肺的疾病	174
胸膜疾病	176
横膈疾病	176
第十二章 腹部摄影	177
第一节 急腹症的X线摄影	177
临床意义	177
急腹症的摄影技术	178
摄影位置的选择	179
第二节 胆道系统的X线摄影	180
临床意义	180
解剖与生理	180
X线检查前的准备	181
一般摄影检查	181
造影检查	182
口服胆囊造影常规及技术	184
静脉胆道造影技术	185
造影技术的选择	186
第三节 泌尿系的X线摄影	187
临床意义	187
解剖与生理	187
泌尿系平片摄影	188
静脉肾盂造影	189
摄影技术的选择	191
第四节 妇产科X线摄影	193
平片摄影	193
骨盆测量	194
第十三章 软组织摄影	197
第一节 概论	197

第二节 软组织摄影技术	198
第三节 摄影位置选择	200

第一章 X线物理与X线机

X线摄影是一门多学科技术。X线摄影的全过程如图 1-1 所示,它涉及着多种因素。本章要讨论的是有关X线物理, X线机使用和散射线的产生与消除等问题。

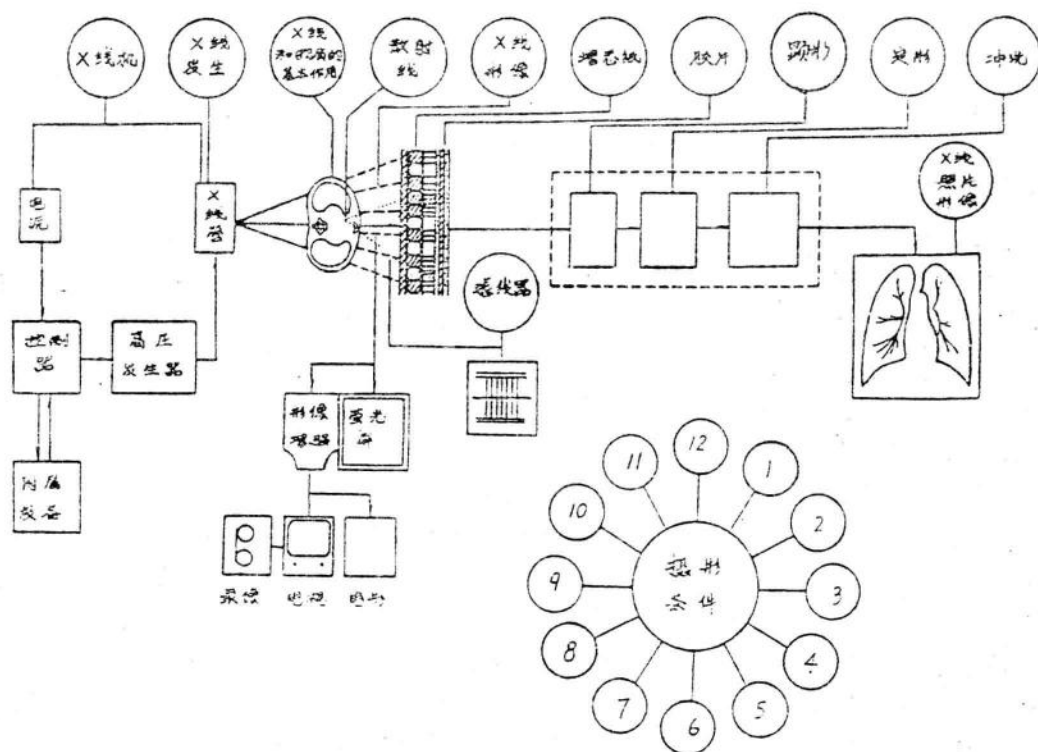


图 1-1 X线摄影全程示意图

• 注 摄影条件影响因素 1-12 见第四章

X线物理与X线机结构原理,属于X线产生的理论部分,但它是X线摄影基础的一部分。在这里我们将着重它们对X线摄影效果的影响加以讨论。

第一节 X线物理

1895年11月8日,德国物理学家伦琴(Roentgen)在试验阴极射线管时,发现X线。阴极射线管是一个真空玻璃管,两端各装一个铂电极,当高压通过管内放电时,残余气体产生微弱的亮光。当时他为了防止光线射出影响试验,把阴极射线管用黑纸包好,又用木板封起来,把整个试验室做为暗室,以观察有无光线从木板露出。结果,在通过管子高压放电时,他发现在一米远的一块氯化铂钡上发出了萤光。因为封闭射线管的木板是不透光的,所以断定是一种新的射线产生了。开始他把一本书、一块木板和一块铝片放在管和氯化铂钡萤光板之间,仍

然看到了不同程度的亮光。最后,伦琴夫人的手放进去,他们惊奇地看到了手的骨骼影像。因为当时不了解这种射线的性质,故以未知数“X”命名,称为“X线”。为了纪念伦琴,后人也称“伦琴射线”。

X线的发生

X线是由能量的转换而产生。产生X线的主要装置是X线管。它是用硬质玻璃做外套,内部真空,有两个相对的电极。一个是产生电子的阴极,也叫灯丝或负极;另一个叫阳极,也叫靶或正极。当X线管两极间有高压时,阴极钨丝放散出的电子,就获得能量,以高速冲向阳极,由于阳极的阻止作用,使电子骤然减速而产生X线。

(X线产生)

1. 产生的条件 X线发生过程如前所述,但是,X线管之所以能产生X线,还必须具备以下三个条件。

(1) 电子源 钨丝通过电流加热后,即放散出电子。这些电子在灯丝周围形成空间电荷,也称电子云(图 1-2a)。

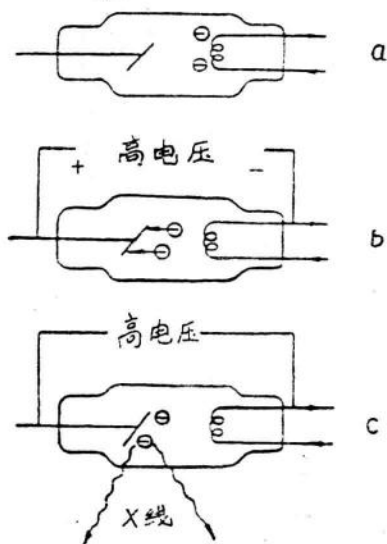


图 1-2 X线的产生

(2) 高速电子的产生 灯丝放散出来的电子,能以高速冲击阳极,还必须有两个条件。第一,必须在X线管的阴极和阳极间加以高电压,两极间的电位差使电子向阳极加速;第二,为防止电子与空气分子冲击而减速,X线管必须保持高度真空(图 1-2b)。

(3) 电子的骤然减速 高速电子的骤然减速,是阳极阻止的结果。此时电子的一部分能量转换为X线。因为阳极需要承受高速电子的冲击,所以靶物质(焦点面),一般都是用高原子序数、高熔点的钨制成。阳极的作用有两个,阻击高速电子;完成高压电路的回路(图 1-2c)。

2. 产生的原理 X线产生的原理,就是高速电子和钨原子相互作用的结果。这是一个比较复杂的过程。简单地说,X线的产生就是利用靶物质的三种性质。即:核电场、轨道电子结合能、原子存在于最低能级的需要。

当X线管的电子束和钨靶相互作用时,每一个电子的能量等于它的电荷乘以X线管电压,即 $E=ev$ 。E=电子能量 e=电子电荷 v=X线管电压(Kvp)

因为电子的电荷不变($e=1.60 \times 10^{-19}$ 库伦)那么增加管电压,将会增加电子的能量(E)。X线管电压用Kvp来表示,它是指给电子加速的最大管电压;而用Kev表示电子的能量。实际上,当管电压为100Kvp时,电子束中只有很少数的电子能得到100Kev的能量,而大多数的电子能量都要比100Kev小。这是因为,X线管电压不是恒定的,而是脉动的。例如:在一个单相全波整流的电路中,电压从0到峰值的变化为100次/秒,这就造成冲击钨靶的电子能量有所不同。

电子在钨靶上因丢失能量,而产生X线时,有两种不同的放射方式,即普通放射和特性放射。

3. 普通放射 当高速电子接近原子核时,电子(带负电荷)由于受核电场(正电荷)的吸引,而偏离原来的方向。在方向改变时,电子因丢失能量而减速。此时电子所丢失的能量,直

接以光子的形式放射出去(见图 1-3)。这样产生的放射叫做普通放射,也叫阻止放射、连续放射。电子在核电场减速,所放射的X线光子的能量,决定于(1)电子接近核的情况(2)电子的能量(3)核电荷

一个高速电子在能量全部丢失之前,要进行多次这样的作用,要穿过许多原子层。每作用一次,就有一部分能量放射出去。此外,冲击钨靶的电子能量也不相同。有时一个电子,可能与原子核相碰,则电子的所有能量就呈现为一个单一X线光子。这样,就造成了普通放射波长分布的广泛性(图 1-4)。这种放射只有不足于1%的能量转换为X线,而绝大部分转换为热。

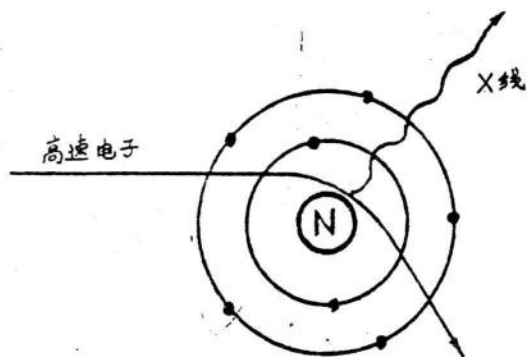


图 1-3 普通放射的产生

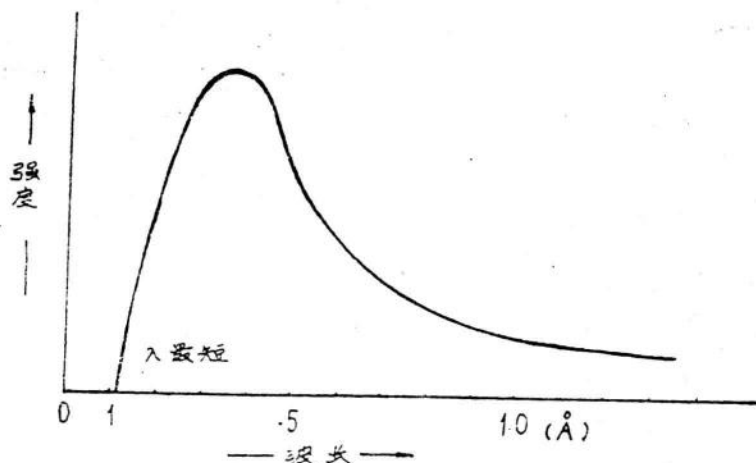


图 1-4 普通放射 X 线的连续线谱

放射的能量就是电子丢失的能量。因此,X线光子能量与电子能量(Kev)有关,而电子的能量又与管电压(Kvp)有关。X线光子能量的大小和它的波长成反比关系。也就是说,X线光子的能量越大,它的波长就越短。如果一个电子与原子核相碰,其全部能量转换为X线光子,即是最短波长。

$$\lambda_{\text{最短}} = \frac{12.4}{Kvp} (\text{\AA})$$

λ = 波长 $\text{\AA}$ = 波长单位 $1\text{\AA} = 10^{-8}$ 厘米

例如,管电压是 100Kvp,电子能获得的最大能量是 100Kev,它所产生的X线光子的最短波长就是 $\lambda_{\text{最短}} = \frac{12.4}{100} = 0.124\text{\AA}$ 。但是,其余大部分X线波长都比这个最短波长要长的多。波长较长的低能量的X线,可利用滤过板从线束中消除。其消除范围,除很低能量的X线是由X线管做原始滤过外,一般在摄影时根据需要做附加滤过。滤过可对X线影像产生实际影响;滤过可减少病人的照射量。

4. 特性放射 (或称标识放射) 这是高速电子击脱钨原子的内层轨道电子而产生的一种放射(图 1-5)。一个常态的原子经常处于最低的能态。这就是说,它永远保持其内层轨道

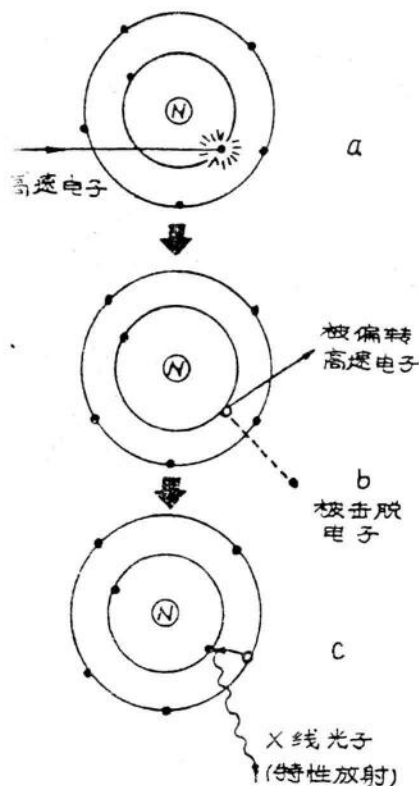


图 1-5 特性放射的产生

电子是满员的(图 1-5a)。如果从钨原子移去一个电子,就会造成这个原子有剩余的正电荷,而成为正离子(图 1-5b)。原子在恢复正常状态时, K 层电子空位常由 L 层电子补充,这是因为 L 层电子比 K 层电子的能量多。当电子从 L 层转换到 K 层时,将把多余的能量作为 X 线光子放出(图 1-5c)。这种放射就称为 K 特性放射。L 层电子空位,可由 M 层电子补充,多余能量的放出,又产生一个 X 线光子,称为 L 特性放射。但其能量要比 K 特性放射小的多。外层轨道电子的跃迁也会产生特性放射,它的能量就会更小,多属于热波或被 X 线管壁吸收掉的长波 X 线。

虽然特性放射中产生的 X 线光子,能量的大小有所不同,但其波长总是属于这个原子的特性,它和高速电子的能量无关。例如,钨原子的 K 层电子结合能为 69.5Kev,在高速电子中具有 70Kev 以上能量的电子,都可以击脱这个电子,而产生 K 特性线。换句话说,不管击脱 K 层电子的高速电子的能量是 70Kev,还是 80Kev,其光子的波长总是属于该原子的特性。

在总的 X 线产生中,特性线产生的几率*和管电压的关系大致为:

压的关系大致为:

70Kvp 以下	不产生 K 特性线;
80~150Kvp	K 特性线占 10~28 %;
150Kvp 以上	特性线减少;
300Kvp 以上	特性放射可忽略不计。

〔X 线强度〕

X 线的强度是线束中的光子数乘以每个电子的能量。有时我们把线束中各种波长能量的射线之和称为量的多少;而把线束中波长不同的射线之间所具有的能量差异,叫作质的区别。因此, X 线的强度又可认为是 X 线量与质的乘积。其强度通常是用伦琴每分来测量。X 线强度随管电压、管电流、靶物质和滤过而变化。

1. 靶物质 在一定的管电压和管电流下,放射量的多少决定于靶物质。靶物质的原子序数越高,产生 X 线的效率就越高。X 线管选用钨或钨合金做为靶物质,即阳极焦点面,是因为它有较高的原子序数($Z = 74$)和相当高的熔点(3370°C)。

另外,还要注意区分,靶物质的原子序数与两种不同放射的关系。对普通放射来说,原子序数决定 X 线量的产生;而对特性放射来说,原子序数决定产生特性 X 线波长的性质。例如,钨 K 特性线的变化从 57Kev 到 69Kev,而锡($Z = 50$)的 K 特性线是 25~29Kev,这就说明钨和锡的 K 特性线的波长性质不同。

2. 管电压(Kvp) X 线光子的能量,取决于冲击电子的能量大小,而电子的能量又由管

* 几率也称概率,即可能性的大小。

电压 Kvp 来确定。所以说,管电压决定产生 X 线最大能量的性质。例如,只有在管电压为 100 Kvp 时,才会有 100Kev 或接近 100Kev 的最大(最短波长)的 X 线光子产生。另外,增加 Kvp 也将增加产生 X 线的量。所以放射强度的增加与管电压的平方成正比:

$$\text{强度} \sim \text{Kvp}^2$$

它是一个近似值。这和 Kvp 作为摄影条件中的因素之一,把 Kvp 的方次用 N 值表示,来说明它与感光效应的关系并不矛盾,因为现在讨论的是射线发生强度和管电压的关系(图 1-6)。

3. 管电流(mA) 产生 X 线的多少,与冲击阳极面的电子数量有关,而冲击电子的数量与管电流又有直接关系。这就是说,电子的数量越多,产生的 X 线就越多(图 1-6)。

总之,靶物质、管电压和管电流是决定 X 线强度的三个因素。X 线摄影时,我们无法改变靶物质,但可通过调整管电压和管电流数值,达到调整 X 线强度的目的。

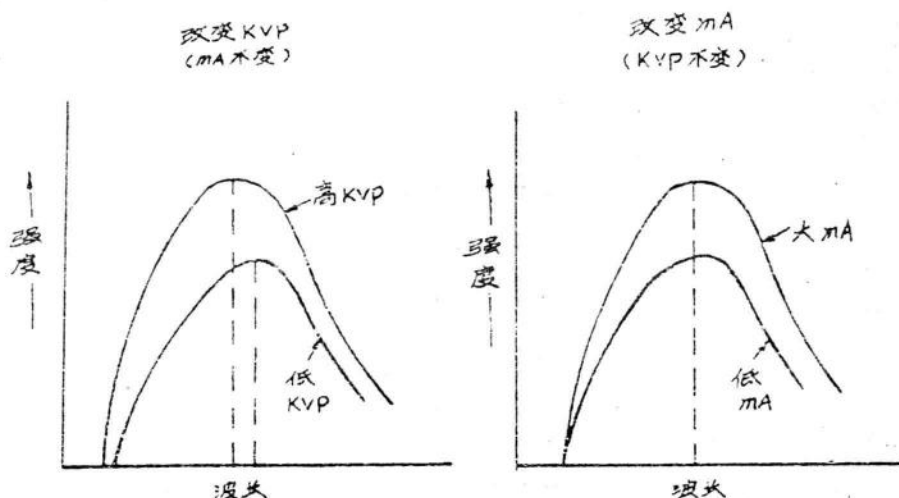


图 1-6 X 线强度与 KVP 和 mA 的关系

X 线性质

X 线光子是具有高能量的粒子,也称为量子或光子,属于电磁放射,在空间是以波动的形式进行的。一般波动都要在介质中进行,如水波、声波等,而电磁放射则无介质,可以在真空中进行,并和光速相同,即 3×10^{10} 厘米/秒。电磁放射包括:无线电波、热波、可见光线、 γ 射线。它们都具有一定的波长和频率。电磁波的波长决定它们的性质。例如,在可见光线的波长范围内,波长为 $7000\text{\AA}$ 是红光,而 $4000\text{\AA}$ 就是蓝光。电磁波谱线如下:

无线电、电视、雷达	3×10^5 厘米 $\sim$ 1 厘米
红外线	0.01 $\sim$ 0.00008 厘米
可见光	$7500\text{\AA} \sim 3900\text{\AA}$
紫外线	$3900\text{\AA} \sim 20\text{\AA}$
软 X 线	$100\text{\AA} \sim 1\text{\AA}$
诊断用 X 线	$1\text{\AA} \sim 0.1\text{\AA}$
治疗用 X 线	$0.1\text{\AA} \sim 10^{-4}\text{\AA}$

X 线的性质,是指 X 线本身所具有的性能,又称为 X 线特性。X 线具有以下几种主要性能:

〔物理性能〕

1. 穿透作用 因为X线的波长很短,光子能量大,所以具有很强的穿透力。
2. 荧光作用 荧光物质(如硫化锌、氰化铂钡、钨酸钙)的原子,经X线照射可产生电离,处于激发状态,当恢复原状时,原子即放出可见光线及紫外线。
3. 电离作用 X线可使气体或其它物质发生电离现象。例如,在X线照射下,气体可产生电离,我们不仅能发现它的存在,而且还可以利用电离电流的多少来表示它的强度。X线的测量就是利用它在空气中所产生的电离作用。
4. 光强度的减弱与距离的关系 是遵守光的物理定律。就是说一定距离平面上的照射强度与照射距离的平方成反比。

〔化学性能〕

感光作用 X线和普通光线一样能使胶片感光。这一现象就是银原子在X线照射下所发生的光化反应。

〔生物作用〕

生物作用 X线对生物细胞,特别是对增生能力较强的生物细胞具有破坏作用。放射生物反应,是以生物体的局部吸收开始的一系列反应中的最后结果。

X 线与物质的相互作用

X线在物质中所引起的各种效应,都发生在原子中,在分子中不会发生。因为原子间结合分子的力很小,不足以阻止X线。X线和物质的相互作用有五种基本方式。

〔不变散射〕

不变散射是一个低能量的光子,冲击在原子上,形成原子的激发状态。而入射光子暂时的消失。原子在恢复其常态时,放出一个和原入射光子同样波长的光子,但方向不同。

不变散射的定义有两个基本概念:所谓“不变”是说原子放出的光子和吸收的光子波长相等,即 $\lambda_2 = \lambda_1$ 。所谓“散射”是指原子所放出的光子方向,不再是入射光子的原来方向。原子在放出光子时,可向任意方向散射。不变散射可以产生胶片灰雾,但因所占光子百分数很小,一般不超过5%,所以对胶片质量的影响不大,可忽略不计。

〔光电效应〕

光电效应,在摄影用X线能量范围内,是和物质相互作用的主要形式之一。它是以光子击脱原子的内层轨道电子而发生(图1-7)。有如特性放射的发生过程,但又不完全一样,其主要差别是击脱电子的方式不同。光电效应可产生三种东西。即:特性放射;光电子(也叫负离子)和正离子(即缺少电子的原子)。

在产生光电效应的过程中,当一个光子在击脱电子时,其大部分能量是用于克服电子的结合能,多余能量作为被击脱电子(光电子、负离子)的动能。由于带电粒子穿透力很小,当这个电子进入空间后,很快就被吸收掉(图1-7a)。失掉电子的原子轨道上的电子空位,很快就有电子来补充。这个电子经常是来自同原子的L层或M层轨道上的电子,有时也可来自其它原子的自由电子。在电子落入K层时放出能量,产生特性放射(图1-7b)。但因其能量很低,在很近的距离内则又被吸收掉。例如,钙是人体内最高原子序数的元素,它的最大能量的特性光子也只有4Kev。这样小的光子能量,从它的发生点几个毫米内即可被吸收。但必须注意,常用造影剂碘和钡,所产生的特性放射,会有足够的能量离开人体,而使胶片产生灰雾。这种特性放射也称为二次线,它和散射线很难区分。总之,都一样是离开原线束的折散光子。

光电效应的几率,是受三种规定控制:(1)一个光子必须有克服电子结合能的足够能量;

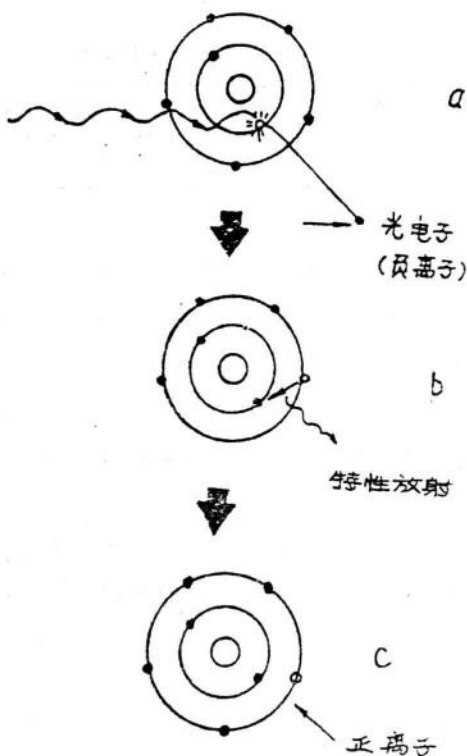


图 1-7 光电效应

(2)光子能量与电子结合能,必须“接近相等”才容易产生光电效应。就是说,光子的能量要稍大于电子的结合能或等于电子的结合能。例如,碘的K层电子结合能为 33.2Kev,若光子能量为 33.0Kev,就不能击脱该层电子。另一方面,一个有 34Kev 能量的光子,又比一个具有 100Kev 能量的光子更容易和碘K层电子发生作用。这就是说,光子能量的增加,反而会使光电作用的几率下降。实际上,光电效应大约和能量的三次方成反比。即:

$$\text{光电效应} \sim \frac{1}{(\text{能量})^3}$$

在实际摄影中,我们通过调整管电压的数值就可以达到调制影像的目的。(3)轨道电子结合的越紧,越容易产生光电效应。高原子序数元素比低原子序数元素的轨道电子结合的紧。在低原子序数元素中,光电效应都产生在K层,因为这一类元素只有K层电子结合的比较紧。对高原子序数的元素,光子能量不足以击脱它的K层电子,光电效应常发生在L层M层,因为这两层轨道电子结合的都比较紧,容易产生光电效应。所以说,光电效应的几率,随原子序

数的增高而很快的增加。其发生几率和原子序数的三次方成正比。光电效应 $\sim (\text{原子序数})^3$ 。它说明摄影中的三个实际问题:不同密度的物质的影像,所以能产生明显对比影像的原因;密度的变化可明显的影响到摄影条件;要根据不同密度的物质,选择适当的射线能量。

光电效应在X线摄影中的实际意义:

(1)光电效应不产生有效的散射,对胶片不产生灰雾。(2)光电效应可增加射线对比度。X线影像的对比,产生于不同组织的吸收差异,这种吸收差别愈大,则对比度愈高。因为光电效应的几率和原子序数的三次方成正比,所以光电效应可扩大不同元素所构成的组织的影像对比。例如,肌肉和脂肪间的对比度很小,如果选用低 Kvp 摄影,就可以利用肌肉和脂肪,在光电效应中所产生的较大的吸收差别,来获得影像。(3)在光电效应中,因光子的能量全部被吸收,这就使病人接受的照射量比任何其它作用都多。为了减少对病人的照射,在适当的情况下,要采用高能量的射线。

〔散射效应〕

散射效应,又称 Compton 散射,是摄影用能量范围内,X线和物质相互作用的另一个主要形式。当一个光子击脱原子外层轨道上的电子时,入射光子就被偏转以新的方向散射出去。光子的能量一部分作为反跳电子的动能,而绝大部分是作为光子散射(图 1-8)。一个光子被偏转以后,能保留多大能量,由它的原始能量和偏转的角度来决定。偏转的角度愈大,能量的损失就愈多。

散射光子的方向是任意的,光子的能量愈大,它的偏转角度就愈小。但是低能量的光子,在散射效应中,向后散射的多。在摄影用(40~150Kvp)能量范围内,散射光子仍保留大部分能量,而只有很少的能量传给电子(表 1-1)。

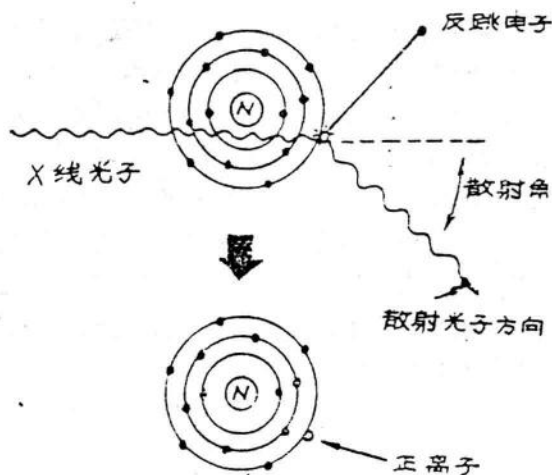


图 1-8 散射效应 (Compton 散射)

表 1-1 散射光子的能量

原始能量 (kev)	光子的偏转角度与保留能量(kev)			
	30°	60°	90°	180°
25	24.9	24.4	24	23
50	49.6	47.8	46	42
75	74.3	70	66	58
109	98.5	91	84	72
150	146	131	116	95

在摄影中所遇到的散射线，几乎都是来自这种散射。因为散射吸收是光子和物质相互作用中主要形式之一，所以在实际工作中我们无法避免散射线的产生，而只能想办法消除或减少它的影响。

〔对子产生和光蜕变〕

对子产生和光蜕变，这两种基本作用形式，在摄影用的能量范围内不会产生。因为对子产生所需要的光子能量是 1.02Mev，而光蜕变所需要的光子能量就更高，要在 7Mev 以上。摄影中所用能量不超过 150Kvp，所以这两种基本作用，对 X 线摄影无实际意义。

〔各种效应的相互比率〕

在 X 线摄影中，只有光电效应和散射效应是重要的。

(1) 对低能量射线和高原子序数的物质，光电效应是主要的，它不产生有效的散射，对胶片不产生灰雾，因而可产生高对比度的 X 线影像。

(2) 散射效应是 X 线和人体组织之间最常发生的一种作用，几乎所有散射线都是由此产生的。它可使影像质量下降，严重时可使我们看不到影像的存在。但它可减少病人的照射量。

(3) 它们之间的相互比率将随能量、物质原子序数等因素的改变而变化。就人体而言脂肪和肌肉的原子序数要低于骨骼，常用造影剂碘和钡属于高原子序数的元素。脂肪和肌肉除在很低的光子能量(20~30Kev)而外，散射作用是主要的；造影剂的原子序数高，以光电效应为主；骨骼的作用形式，在低能量时主要是光电作用，而在高能量时则变为散射作用是主要的。

总之，X 线和物质的各种相互作用都有它的重要性，就 X 线摄影而言，各种作用的结果，都造成了 X 线强度的减弱，这是 X 线影像形成的基本因素。

X 线的吸收与减弱

X 线束是锥形混合射线，它的吸收与减弱过程极为复杂。X 线的减弱有两种形式：扩散与吸收。前者是一种均匀减弱，是和距离的平方成反比关系。它在实际中只有能量的损失，而无任何实用价值。后者是 X 线通过物体时引起的，属于不均匀减弱，是 X 线和物质相互作用的结果，有时又称为衰减。它所反应出来的是物质吸收 X 线能量的差异，这正是我们在摄影中要获得的信息。现在简单说明一下，X 线减弱中的三个问题：

(1) 因为X线的波长范围很广,它包含各种能量光子的全部谱线。

最短波长($\lambda_{最短}$)决定于X线管电压(Kvp),即: $\lambda_{最短} = \frac{12.4}{Kvp} = \text{\AA}$

它的最强范围($\lambda_{最强}$)等于: $\lambda_{最强} = 1.5\lambda_{最短}$

而它的平均能量的波长($\lambda_{平均}$)范围,则是: $\lambda_{平均} = 2.5\lambda_{最短}$

一般说,混合射线的平均能量是它的最大能量的 $1/2 \sim 1/3$ 。例如 100Kvp的射线,平均能量大约是 40Kvp。但由于滤过的不同可能有些改变。

(2) X线通过物质以后,在量与质上都有所改变。这是由于低能量光子比高能量光子,更多的被吸收,使透过射线的平均能量随之提高。如此继续下去,通过物质以后的平均能量,将接近它的最高能量。

(3) X线在通过被照体时,绝大部分能量被吸收,只有很少的能量透过。如何把这种微弱的信号利用起来,将取决于有效的使用影像的转换分质。

第二节 X线机

X线机的作用是发生X线,为X线摄影的主要工具。

X线机种类

根据用途,X线机可分为三大类型,医用X线机、工业和科研用X线机。

医用X线机又分为诊断用与治疗用X线机两种。诊断用X线机中,又有几种不同的划分型式(表 1-2)。某些还设有专用设备,如荧光缩影机、心血管造影用X线机、泌尿和头部摄影X线机等。

表 1-2 诊断用X线机分类

类 型	结构型式	整 流 方 式	容 量	用 途
小 型	携 带 式	自 整 流	60 kvp 10mA	巡回医疗(透视、照相)
	移 动 式		80 kvp 20~30mA	病房或手术室透视、照相
	固 定 式		80~100 kvp 30~50mA	普通照相、透视、或附带简易点片摄影装置
中 型		自 整 流 或 半 波 整 流	100 kvp 100mA	
大 型	移 动 式	全波整流或 电容器放电式	100 kvp 100~300mA	病房或手术室透视、照相、特殊造影
	固 定 式	全 波 整 流	100~125 kvp 200mA	透视、照相、特殊造影和特殊摄影
超 大 型		三 相 整 流	150 kvp 500~1000mA以上	透视、照相、特殊造影和摄影,并附带快速换片、影相增强、电视等设备

基 本 结 构

诊断用X线机,主要是根据透视、摄影及特殊检查而设计的。要求在瞬间摄影时,能有较

大的能量输出、准确的曝光时间、有效的控制曝光、旋转灵活的X线管以及起落方便的电动床等。

X线机的主要结构(图 1-9)

- (1) 发生X线用的X线管;
- (2) 供X线高电压的发生器;
- (3) 控制X线发生及其调节装置;
- (4) 辅助设备。

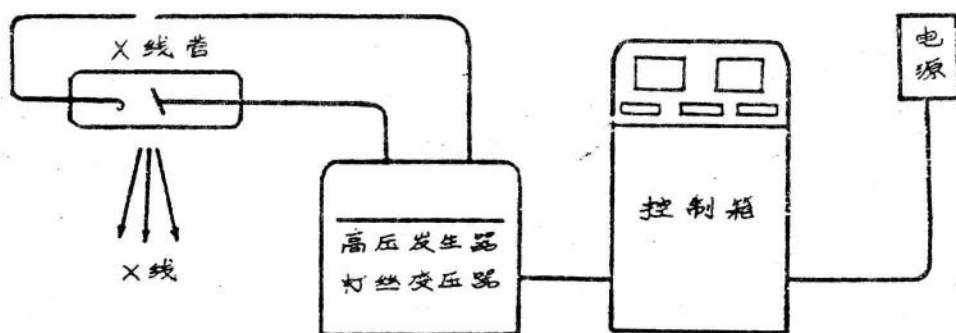


图 1-9 X线机基本结构示意图

电源装置

〔供电方式〕

X线机使用交流电源,电压为 220 伏或 380 伏,频率 50 赫。一般多为单相,超大型X线机为三相供电。供电方式有三种:(1)从高压配电网中,经专用变压器供电。(2)从低压配电网中供电。(3)用发电机供给电源。

〔电源容量与X线机功率〕

X线机的使用性能和寿命,在很大程度上受电源质量的影响。除小型X线机外,中、大型的X线机输出功率大,结构复杂,电器元件多,为了充分利用机器的性能,对电源质量的要求是很严格的。所谓电源质量,主要是指电源频率、电压、容量和电源线。X线机的工作特点常是小功率输出,为连续使用。如透视,60~80 千伏,3~5 毫安,它的消耗功率也只不过数百瓦。而大功率输出时,又常为“瞬时间断”使用。电源变压器具有承受短时间过负载的能力。一般安全过载的限度,可达定额负载的 100%。故常将X线机的最大消耗功率的半数值,作为电源变压器容量的计算,即:

$$P_m = \frac{1}{2} P_z$$

P_m = 电源变压器容量

P_z = X线机最大负载功率

X线机总的消耗功率,应包括:(1)X线管在 1 秒时的最大输出负载(P_{z1})。(2)X线管灯丝负载(P_{z2})。(3)高压整流管灯丝负载(P_{z3})。(4)其它电器元件的消耗(P_{z4})。(5)电源效率按 80% 计算。所以,X线机的总消耗功率就等于:

$$P_z = \frac{P_{z1} + P_{z2} + P_{z3} + P_{z4}}{0.8}$$