



医用诊断X线机设备与维修

顾元华 编

YIYONG
ZHENDUAN
X XIANJISHEBEI
YU
WEIXIU

上海科学技术出版社



医用诊断X线机设备与维修

顾元华 编

上海科学技术出版社

内 容 提 要

本书共分两篇。第一篇介绍X线管、X线机的结构和基本电路以及X线机的安装和维修,包括对各种故障的分析。第二篇介绍常用的附属设备;包括影像增强器、电视、电影及磁带录像装置和CT设备等。全书约有图表300余幅,图文对照,互相印证。可供X线技师、技术人员以及有关医务工作者参考。

医用诊断X线机设备与维修

顾元华 编

上海科学技术出版社出版

(上海瑞金二路450号)

本书在上海发行所发行 上海市印刷三厂印刷

开本 787×1092 1/16 印张 14 字数 337,000

1982年8月第1版 1982年8月第1次印刷

印数: 1—12,300

统一书号: 14119·1531 定价: (科四)1.30元

目 录

第一篇 诊断 X 线机

第一章 概论	1
一、X 线的发生	1
二、X 线的特性	2
穿透性	2
荧光作用	2
三、X 线机的组成	3
第二章 X 线管	4
一、热发射	4
二、热电子 X 线管	5
玻璃管	5
阴极	7
阳极	7
X 线管的制造	10
X 线管的种类	11
X 线管的规格	11
灯丝特性	16
X 线管使用注意事项	18
第三章 高压发生器	19
一、变压器的作用原理和高压变压器	19
二、高压整流管	21
三、高压整流电路	24
自整流	24
逆电压衰减器	25
单相电源整流型式	26
半波整流	26
四管桥式全波整流	26
三相电源整流型式	27
六管全波整流	27
十二管全波整流	27
第四章 灯丝加热变压器	29
第五章 防电击式高压电缆	30
第六章 低压调节电路	32
一、电源调节电路	32
二、X 线的波长与千伏调节	35
三、管电压(千伏)的预示法	38
四、千伏的校正	38
五、电压降落的补偿	39
六、X 线管灯丝加热电压的调节与补偿	42
管电流的调节	42
透视管电流的调节	42
摄影管电流的调节	42
加热电流补偿器及稳压器	43
空间电荷补偿器	45
电阻式	45
变压器式	45
第七章 曝线控制	47
一、高压初级接触器与突波电阻	47
二、曝线时间的控制	48

第八章 电子管限时器	49
一、基本原理	49
二、电容器与电阻的延时	49
电容器的充电	50
电容器的充电与放电	50
电容器与电阻并联时充电与放电	51
三、三极真空管电子限时器的基本电路	52
栅极整流	52
稳定电容器	53
四、闸流管限时器	54
德国西门子 Neo-Heliophos 500 型X线	
机电子管限时器	55
国产 F30-IIB 型X线机电子管限时	
器	55
德国山尼塔斯厂之格罗斯库利兰X线机	
电子限时器	56
比利时 Deman 500 型X线机电子限时	
器	57
德国 Müller 400 型X线机电子限时器	57
瑞典 Skandia 300B 型X线机电子限时	
器	57
第九章 X线管电流的测量	59
一、毫安测量电路	59
二、德国西门子 Pleophos 250, Neo-	
Heliophos 500, Heliophos Super	
500 等型X线机的毫安表和毫安·秒表	
联合接线电路	61
三、电容电流补偿器	62
第十章 X线管旋转阳极启动安全电路	64
一、国产 XG-200 型X线机的旋转阳极启动	
保护电路	64
二、德国西门子 Heliophos Super 500 型X	
线机旋转阳极启动保护电路	65
三、瑞典 Skandia 300 B 型X线机旋转阳极	
启动安全保护电路	65
第十一章 电路分析	67
一、电路图分析的方法	67
二、电路图中常用的符号与注字	68
三、举例说明	69
国产 F78-I 型 300 毫安 100 千伏X线	
机电路分析及说明	69
电源电路和高压预升电路	69
高压初、次级电路	69
诊视床、摄影床切换电路	71
透视控制电路	71
普通摄影控制电路	72
点片摄影控制电路	72
滤线器摄影控制电路	73
断层摄影控制电路	73
容量限制控制电路	73
旋转阳极启动及保护电路	75
限时电路	77
X线管灯丝加热电路	77
诊视床控制电路	79
荷兰 Super 100 型 1000 毫安 150 千伏	
X线机电路分析及说明	79
电源箱 TA 控制电路	80
电源电路	81
电源电压自动调节电路	83
摄影千伏调节电路	85
高压初级电路	88
高压次级电路	90
X线管灯丝加热初级电路	91
自动管负荷闸轮控制电路	93
控制电路	94
旋转阳极启动保护电路	100
三用表电路	101
电子限时器电路	104
毫安·秒(mAs)指示电路	106
双管同时运用电路及简要说明	107

第十二章 X线机的安装112

- 一、X线机的选择与检验112
- 二、X线机房的选择112
- 三、X线机的安装113
 - X线管立柱的安装113
 - 检查床的安装113
 - 高压发生器的安装114
 - X线管及高压电缆的安装114
 - 控制台的安装114
 - 导线的连接114
 - 地线的设置114
 - 电源的连接115
 - 机房照明灯的安装115

第十三章 X线机的通电试验与调整116

- 一、电源调节及控制电路的检查116
- 二、整流管灯丝加热电压的调节116
- 三、管电压的校正117
- 四、X线管灯丝加热电压的预测117
- 五、X线管和整流管的训练117
- 六、管电流的调整118
- 七、空间电荷补偿的调节118
- 八、其他调节118

第十四章 X线机的维护和检修119

- 一、概论119
- 二、常见电气故障的分析和修理120
 - (一) 自耦变压器无嗡嗡声120
 - (二) 高压初级千伏表不指示121
 - (三) 电源电压表或高压初级千伏表指针摆动122
 - (四) X线管灯丝加热初级电压偏高122
 - (五) X线管灯丝加热初级电压降过大123
 - (六) X线管灯丝不亮124
 - (七) 整流管灯丝不亮124
 - (八) 整流管阳极灼热124
 - (九) 高压接触器不工作125
 - (十) 高压接触器闭合不稳定125
 - (十一) 毫安表无指示125
 - (十二) 毫安表指数过低126
 - (十三) 毫安表指示不稳126
 - (十四) 毫安表指针颤动126
 - (十五) 毫安表指针超过刻度128
 - (十六) 毫安表指针倒走130
 - (十七) 电源电压表或千伏表负荷时电压降过大130
 - (十八) 高压发生器有放电声130
 - (十九) 高压连续发生不能切断130
 - (二十) 低压侧出现高压130
 - (二十一) 高压发生器温度太高131
 - (二十二) 摄影结果不佳131

第二篇 附属设备

第一章 诊断X线机的分类133

- 一、一般诊断机133
 - 活动式X线机133
 - 固定式X线机133
- 二、特殊诊断机133
 - 牙科摄影机133
 - 头颅摄影机133
 - 泌尿系摄影机133
 - 断层摄影机133
 - 荧光摄影机133
 - 乳房摄影机133
 - 心血管造影摄影机133
 - 电容充电式移动X线机134
- 三、诊断X线机简便通称大致范围136

第二章 常用附属装置	137
第一节 滤线器	137
一、活动滤线器	137
机械油泵控制式	137
电动凸轮筛动式	138
弹簧减幅振动式	138
二、静止滤线器	138
第二节 心脏记波摄影装置	139
一、X线记波摄影装置	140
阶梯性记波器	140
连续性记波器	140
二、电记波描记装置	142
第三节 断层摄影装置	143
一、纵断层摄影装置	143
横位平行运动型	143
横位圆弧运动型	143
旋转断层摄影装置	145
二、横断层摄影装置	146
三、头颅断层摄影装置	147
四、计算横轴断层扫描(CT)装置	148
计算断层的型式	150
数据的准确度和射线源	153
补偿装置	153
病人照射剂量	153
西门子 Somatom 型 CT 装置主要技术 数据	154
第四节 荧光摄影装置	155
Odelca 100 型结构	155
Odelca 100 型电气性能	155
Odelca 100 型故障	159
Odelca 100 型的维护	160
Odelca 100 型使用注意事项	160
第三章 心血管造影设备	161
一、对X线机的要求	161
二、快速换片器	164
片夹移动式快速换片器	164
手推式	164
电动式	164
胶片移动式快速换片器	164
大型卷片式换片器	164
单片式快速换片器	166
AOT-P PGQ-1P 电路分析	167
电源电路	167
闸流管电动机控制电路	168
栅极控制电路	169
继电器 K_1 和 K_2 的控制电路	169
脉冲曝线	171
回转控制电路	172
三、高压注射器	173
弹簧压力式注射器	173
杠杆加压式注射器	173
自动气体高压(恒温)注射器	173
电动机压力式注射器	174
第四章 X线影像增强器	176
一、影像增强器的发展史	176
二、影像增强管的结构	176
三、影像增强管的工作原理	178
四、影像增强管的亮度增益原理	178
五、影像增强器的影像质量	179
六、影像增强器的优点	180
七、影像增强器与电视、电影的组合	182
八、新型的影像增强管	183
第五章 X线电视	184
第一节 摄像管工作原理简介	184
一、X线电视摄像管	184
二、医用X线电视摄像管的种类和工作原理 简介	185
正析摄像管	185
超正析摄像管	188
视像(摄像)管	190
光导摄像管	193
第二节 显像管的工作原理简介	194

第六章 视频磁带录像装置	197
一、荷兰 OD-X 型视频磁带录像机技术数据	198
二、德国西门子 Sirecord X 型视频录像机技术数据	198
第七章 X 线电影	200
一、结构	200
电影摄影机	200
光学系统	201
二、X 线电影机透镜的选择	202
三、X 线照射量	202
同步	203
脉冲放射	203
亮度控制	204
四、电影检查的监视	204
五、电影胶片	204
帧	204
16 毫米和 35 毫米胶片的对比	205
六、帧频率	205
帧的静止与运动	206
闪烁	206
七、病人的照射量	206
八、点片摄影机	207
分辨率和对比度	207
病人的照射量	207
九、电影放映机	209
第八章 医用诊断 X 线设备的发展简史	211
第一节 诊断 X 线设备的发展目的	211
一、改进影像质量,提高影像的分辨率	211
二、发展特殊摄影技术和专用诊断 X 线设备	212
三、向自动化发展	213
自动调节透视亮度	213
摄影曝线量自动控制	213
透视定位摄影	213
程序控制摄影	213
机械结构的自动化	213
遥控床透视和摄影	213
多软片贮片盒	213
X 线片诊断报告装置	214
四、提高 X 线设备的性能	214
第二节 诊断 X 线设备的发展阶段	214
一、含气 X 线管	214
二、热电子真空 X 线管	214
三、旋转阳极 X 线管	215
四、影像增强器和 X 线电视	215
五、电子计算断层(CT)	215

第一篇 诊断X线机

第一章 概 论

一、X线的发生

1895年德国物理学家伦琴(W. C. Röntgen)研究气体在高度真空下放电现象时,采用一个类似克鲁克斯管(Crookes tube)的仪器,于玻璃外层套一层薄纸板以防光线外泄,在黑暗中竟使一块氰化铂钡溶液浸过的纸屏风于距离仪器两米远处发生显著的荧光。因此,伦琴就认定在仪器中发出一种能透过不透光物质而又看不见的射线,因当时不明其性质,伦琴称之为X射线,简称X线,此名一直沿用到现在。在欧洲为纪念发现者,多称为伦琴射线。

现在已知道,伦琴所发现的X线,是由于阴极所发出的阴极射线(高速电子流)撞击在克鲁克斯管的玻璃壁上而产生的。因为高度真空的玻璃管中的游离电子,受到电场的影响,以高速度打击玻璃原子内部,于轨道上撞走一个电子,而使电子获得多余的能量。当这个原子因失去电子处于不稳定状态时,很快地要从外层及其他地方吸收一个电子来补充,此时又将获得的多余能量转换而放出,这新放出者,就是X线。

当然发生X线不一定只限于克鲁克斯管,任何物质受到阴极射线撞击后,都可放射出X线,唯波长不同而已。

一个电子在电场中,所获得的动能,随电场两极间的电位差而变化,即:

$$\frac{1}{2} mV^2 = Ve = Ee$$

式中:

m 为电子质量 $=9.107 \times 10^{-28}$ 克

V 为电子的速度(厘米/秒)

E 为两极间的电位差(静电单位) $=3.33$ 千伏

e 为电子的电量 $=4.77 \times 10^{-10}$ 静电单位

当电子撞击到原子的内部后,如果与一轨道电子正面撞击,即将全部能量转换为光子。

$$Ee = \frac{hc}{\lambda}$$

h 为普朗克常数 $=6.62 \times 10^{-27}$ 尔格/秒

$$\text{或 } \lambda = \frac{hc}{Ee}$$

如果把数值代入,即可得到新产生的X线波长,为:

$$\lambda = \frac{12.354}{KV} (\text{\AA})$$

由此可知,两极间的电压愈高,电子速度愈大,所产生的X线波长愈短。故在两极间的电压已知,即可求得所产生X线的波长。

图1-1-1是X线管的阳极钨靶面时,加于X线管两极的管电压分别为40、60、80、100、150、200千伏(kv)时的强度分布曲线。由曲线可以看出:每一数值的管电压都绘出一条最短波长,管电压愈高,波长愈短,相对强度愈大,强度最大的波长随管电压的增加而向短波方向移动。

在一般情况下,并非所有的高速电子将获得的动能完全转换为光子。上述情况的X线波长是最短的。其它电子因为不一定正面撞击轨道电子,而只是转换一部分能量,所以与此同时发生的尚有很多波长较长的X线。

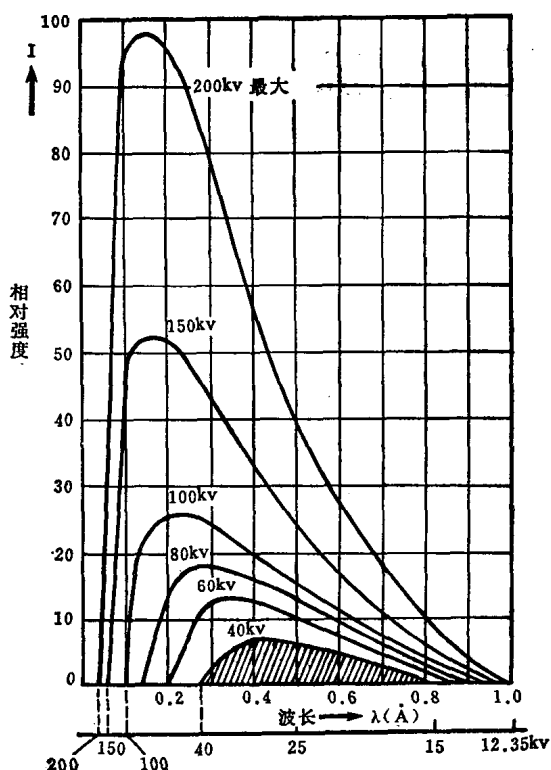


图 1-1-1 千伏与X线相对强度曲线

另一方面,接近原子核的电子,因受核子吸引力较强,要撞走它,则需要大量的能,外层轨道上的电子,撞走它所需要的能量也不相同,也就是说,各层轨道上所释放出的能量也不一样,即各层轨道上所激发出的X线的波长也不同,内层所发生的X线波长短,外层的波长较长,通常将各层所产生的X线以各层命名之,即: K线, L线, M线……这些称为特性线。

原子序数高的物质,轨道层较多,对轨道电子的吸力也较大,因此,在任何一层打走一个电子所需要的能都比原子序数低者要大,于是所发出的特性线的波长也就短。例如:同为K线,钨要比钼的短,铅又比铜的短。

二、X线的特性

X线系属电磁波,除具有一般光线的性能,即直线进行、折射以及反平方定律外,尚具有

如下特性:

穿透性

X线能穿透一般可见光所不能透过的物质,波长越短,穿透力越强。由于X线能穿透人体,才能应用它作医学诊断和治疗。诊断用的X线波长在 $0.3\sim 0.08\text{\AA}$,如图1-1-2所示为电磁波光谱表。

普通光线(可见光)因其波长较长,所具能量甚小,当照射在物质上时,大部分被物质所吸收,一部分反射,不能透过物质。而X线因其波长甚短,所具能量甚大,照射在物质上时,仅一部分被物质所吸收,大部分经由原子间隙而透过,其穿透能力与波长成反比。

X线穿透物质的能力,与该物质密度有关,密度大,对X线吸收多,密度小者吸收少,密度小的物质,如水、铝等X线容易透过,而铜、铅密度大的物质,X线不易透过。

荧光作用

由于X线的波长很短,因此是不可见的,但它照射到某些化合物,如氰化铂钡,钨酸钙,硫化锌镉,碘化铯时,X线辐射能转换为光能,发出波长较长的可见光线,称为荧光,荧光之强弱与X线量成正比,这种作用是应用X线作透视的基础。

感光作用

X线和普通可见光一样,具有光化作用,当X线照射胶片,可使乳剂中的溴化银变成感光的溴化银,放出银离子(Ag^+)形成“隐像”,称为感光作用。这个“隐像”经过显影剂和定影剂的处理,变为黑色的“实像”,定影剂的主要作用是将胶片上未感光的溴化银溶解下来而使黑色影像固定。胶片感光的强弱与X线量成正比。X线通过人体时,因人体各组织的密度不同,能使胶片上所获得的感光度不同,从而获得X线的影像,这就是应用X线作摄片检查的基础。

电离作用

X线照射任何物质而被吸收时,就产生电离作用,使组成物质的分子分解成正负离子。

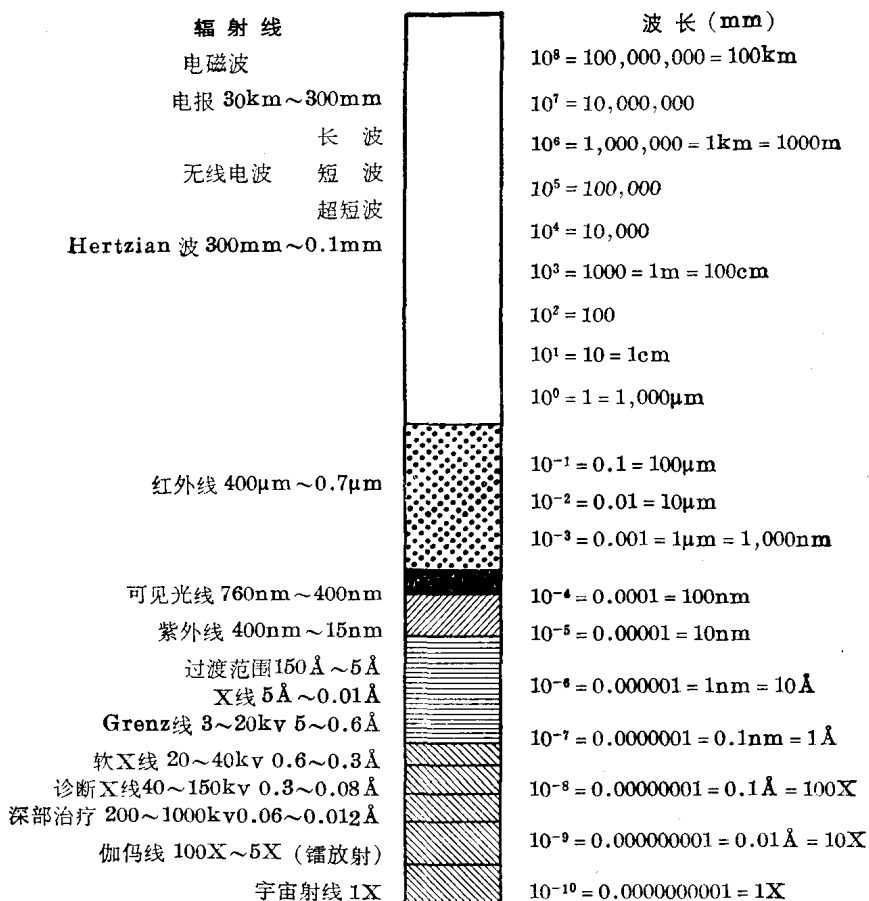


图 1-1-2 电磁波光谱表

X线照射空气可使其产生正负离子而成为导体。因空气的电离程度（即其所产生的正负离子量）与空气所吸收的X线量成正比，故可利用测量电离的程度来计算X线的量。X线剂量单位称为“伦琴”，以“R”表示之。在标准状况下（即气温为摄氏0°，气压为760毫米汞柱）1毫升空气受到X线照射发生电离作用而产生一个静电单位(Ωsu)的电荷时，所用的X线剂量即为一个“R”。

对生物细胞的杀伤作用

X线照射机体而被吸收时，即对体内物质产生作用，由属于物理性质的电离作用开始，随后在体液和细胞内引起一系列的生化作用，而导致机体和细胞的生理和生物方面的变化。X线对机体的生物效应主要是损害作用，其损害程度与吸收的X线量成正比。微量X线对机体可无明显影响，超过一定的剂量

将引起明显但可恢复的变化，大量X线照射则导致严重的不可恢复的损害。X线对机体的生物效应是应用X线作放射治疗的基础。

三、X线机的组成

要发生X线，并能如意地控制其质和量并不简单，必须有一定装置，使之产生高速电子，且在高速进行中遭到急剧的阻止，以激发出X线，要使电子加速，必须有高压发生装置。X线的量和质需要一定的控制系统；这些装置分别称为X线管、高压发生器、控制台。在实用上尚有透视床、摄影床以及X线管和荧光屏的支架、立柱、天轨、地轨等，总称为X线机。一般中、大型X线机可分下列五部分：(1)X线机头(X线管)；(2)高压发生器；(3)控制台；(4)检查床；(5)支架立柱系统。

第二章 X 线 管

X线管是在克鲁克斯管的基础上改进的,它必须具备下列条件:(1)容易产生电子;(2)运动中的电子不受到阻碍;(3)高速进行中的电子(阴极射线)遭受到急剧的阻止。

为达到此目的,现代X线管仍为克鲁克斯管的改良。老式X线管系于长形的玻璃管中间做成一个直径约20cm的球状体,如图1-2-1所示。管内残余0.001mm汞柱以下的微量气体。当加高压于极间两端,则管内气体电离,靠近阴极的电子因受排斥,以垂直阴极面的方向飞去而成阴极射线。同时在管内阴极之对面设有“对阴极”(anti-cathode),用导线与辅助阳极相连,两者电位相同。对阴极承受阴极射线的打击而产生X线。对阴极之面为电子射击的目标,故称为靶(target)。

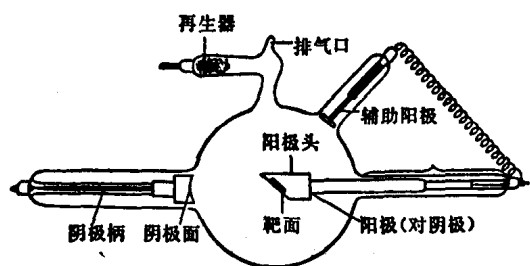


图 1-2-1 含气X线管结构图

此种X线管内部含有少量气体,称为含气X线管(gas x-ray tube)。游离后的气体因电场的影响,常附于管壁,使管内气体日益减少,而使阴极射线产生困难,故于管旁加置一个再生器,其内装有海绵状的铂或钨等稀有金属。此金属常温时含有气体,等管内气体减少后,将再生器稍稍加热,则气体可以逸出,以补充管内气体的不足。

含气X线管除上述的缺点外,它因含有一定气压的气体,阻碍了阴极射线高速进行,且

X线量随千伏增加而增大,不能任意控制,故仅用于实验室中,现代医学上用一种高度真空的热阴极X线管。

一、热 发 射

前面已提到,原子最外层电子因受核的吸引力较小,容易分离。在金属内部,外层电子除受核的吸引力外,也受到邻近原子的吸引力,从而使这些电子处于力的平衡状态。只要稍加外力,它们就在原子间跳来跳去,而成为自由电子,导体电流的产生,也就是这些自由电子的互相传递。

金属表面的电子通常也处于平衡状态,但如果给予它相当的能量,也可以离开表面。

使电子离开母体,可用金属加热的方法,其情况与液体蒸发颇为相似。金属内的电子受母体约束,在常温下具有足够的热能,自表面飞去的电子很少;但在温度升高后,电子运动加速,可使电子动能增加,从而冲破金属的约束,逃至空间,这种现象称为“热发射”。此时金属表面因失去电子呈离子状态而产生一个吸力,克服逃逸电子的初速,使电子又被拉回到金属表面。如果升高金属的温度,结果电子所得到的能量更大,热发射电子被堆集成一层密集的电子云,即称空间电荷,一般电子只能逃出表面约0.1mm就回去了,仅有很少的电子能冲破电子云走得较远,可达1.5mm的距离。

早在1725年杜费(Dofay)就发现在红热金属物的周围空间是一个很好的导体,这个发现直到1883年爱迪生才将其充分利用。

爱迪生在研究白炽灯泡时,发现所有烧断的灯丝都在正极端烧断,他就设计了一个如

图 1-2-2 所示的特殊灯泡。在白热灯泡内另插一个冷电极 P ，引出线串接一个电流表 A ，他发现，当引出线接至电池的正极时，有电流自表中通过，若接至电池负极时，则无电流通过，这种现象称为爱迪生效应。现在称此灯泡为“二极管”，其内部灯丝称为“丝极”，或称“阴极”，冷阴极称为“阳极”，或称“屏极”。

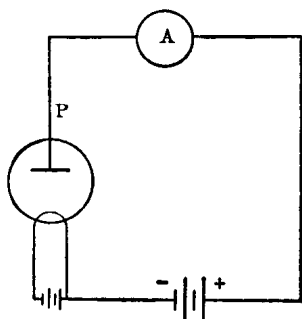


图 1-2-2 二极管电路

因为灯丝加热后，即产生热发射，当阳极为正电位时，则吸引“热电子”(thermionic electron)而产生“热电流”，此电流的大小视单位时间内电子达到屏极数目多少而定，故又称为屏流。

为了使灯丝所发射的电子完全达到屏极，则屏极对阴极须有足够的正电位，可用单独的一组电源供给。当屏极电位逐渐增高时，由阴极飞向阳极的电子也增多，即流过两极管的电流 IP 亦增加，当屏压达到一定值后，灯丝发射的电子完全被屏极所吸收， IP 不再增加，此时的电流值称为饱和电流。既然热发射电子数因金属温度而变，温度高时，热电子愈多，对灯丝单位面积所发射的热电流饱和值可用图 1-2-3 来表示。

由曲线中可知，钨开始发射电子的温度约为 2100°K ，当温度开始增高时，电流变化甚小，逐渐加高温度后，虽温度增加甚微，热电流迅速增加，直至温度超过钨的熔点。这曲线亦可用下列公式表示之：

$$I = Ne = AT^2 \varepsilon - \frac{\phi_0 e}{KT} \text{ 安/厘米}^2$$

式中： I 为加热金属单位面积内所发射出

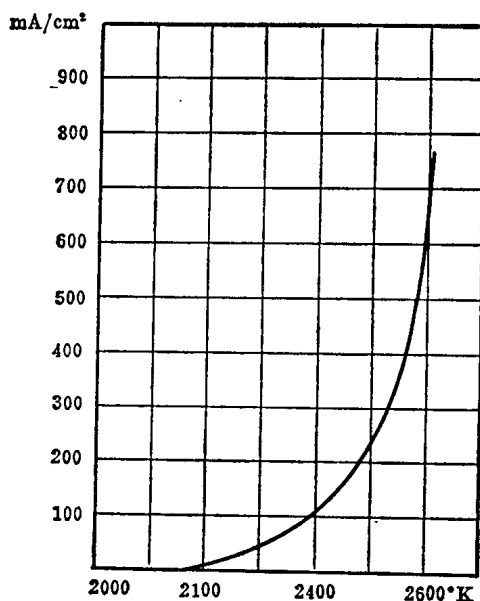


图 1-2-3 灯丝电子发射特性

来的电子流(以每平方厘米安培计)。

N 为每秒钟发射出的电子数。

e 为每个电子的电荷。

ε 为自然对数底(2.71828)。

$\phi_0 A$ 为常数，与发射的物质有关(A 如果为钨，则为 69.3)。

T 为金属的绝对温度。

K 为普朗克常数。

$$b_0 = \frac{\phi_0 e}{K} = 52400 \frac{e}{K} \text{ 之值为 } 1.17 \times 10^4$$

二、热电子 X 线管

1913 年美国 Coolidge 利用热发射原理，将一般两极管改为热电子式 X 线管，为了纪念发明者，故又称柯立支管。此管仍为玻璃管内封入一个阴极(灯丝)和一个阳极。管内阴极射线的产生靠灯丝的热发射，故电子发生容易，且管内真空度可达 10^{-6}mm 汞柱。调节灯丝温度即可改变通过管中之电流，即调节了 X 线量，所以它比含气 X 线管优越得多。

玻璃管

现代的 X 线管都用玻璃来做封罩，因为玻璃是透明的，又是很好的绝缘材料，有相当高

的绝缘性能,高的熔点和吸收X线的性能低。这些性能在X线管设计上和构造上是非常重要的。

X线管的长度视加于两极间的电压而定。

X线管使用时,因产生高温,一般软玻璃在高温时不仅机械强度降低,绝缘度也降低,所以用这种玻璃做成的X线管常有沉长之弊,同时软玻璃熔点低,阳极灼热对它有熔化之虑,所以旧式热电子X线管腹部就做成圆球状,这样既大且长的X线管于装置上,使用维护都不方便,如果再加上防电击之管套(或称管室)更显笨重。近代玻璃工业日益发展,质量已逐步改善,熔点增高,绝缘能力在高温时也不降低,故现代X线管已没有呈圆球状的大腹部。

X线管的两端须封入阳极与阴极,二者都具有相当的重量,管之两臂须有较大的机械强度,通常臂部玻璃均须加厚,在管的中腹部,因欲让X线射出,为减少X线的吸收,材料采用吸收系数较小的玻璃。再于X线出口处,将玻璃磨薄而成一窗口,以使X线吸收达到最低限度。所以有些工厂采用铍来做窗口,因其原子系数低,而熔点高(1284°C),X线吸收少,则放射出来的X线量可大为增加。

阴极的电子受阳极的吸力以高速度飞向阳极,但在撞击阳极后而飞向管壁,这些电子称为散乱电子,也有些在一次电子作用下产生的二次电子也会附着于管壁。这样使管壁带负电与阳极间形成一个很强的静电场。电子密度增加时,电场强度亦增大,可导致管壁破裂,因此必须将管径加大以减少电子密度,降低管壁与阳极间的电位梯度或增厚管壁以增加绝缘强度。如果在玻璃管中部之壁外,包一层金属圆筒,仅于窗口处留一小孔以通过X线,金属壳使之接地,则可以稳住散乱电子,消除这种有害的应力。此金属套用铅做时还可以吸收散乱射线。若管子中部用金属代替的话,便可导走电子,避免电场的形成。此管必须注意两极通地之金属套间有足够大

的距离,以免两极间对地发生火花放电而损坏X线管。

很多的静止阳极管,为了防止散乱电子飞向管壁,在制造时,于阳极前端装上一个铜制的帽,称为防护帽,这样既能阻止散乱电子,又能阻挡散乱射线的射出,如图1-2-4所示:

任何物质在冷却时常含有附着的游气分子,灼热时这些附着的游气分子即可逸出,所以选择玻璃时,应力求附着小者,以避免使用时,气体分子泄出而降低X线管的真空度。

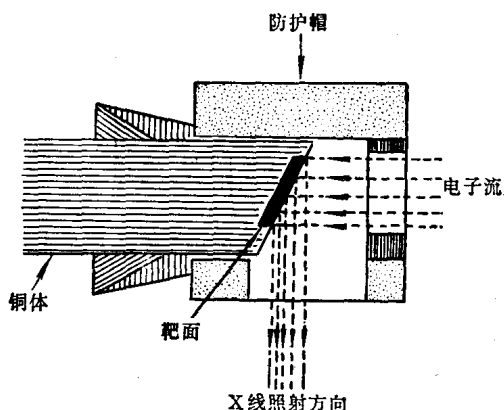


图1-2-4 X线管阳极防护帽示意图

玻璃与金属的膨胀系数很难达到一致,X线管两端封入之金属电极,常因膨胀不均而致裂缝,使管子进气(有时因为震动或焊接不牢而裂缝),这也是制作技术的困难之处。

总之,X线管的玻璃应具有下列优点:容易塑制;熔点高;附着表面的气体容易剥离;绝缘性强;机械力强;透明;对X线吸收少;膨胀系数与焊接金属较接近。

有些工厂用碳酸钠(23号)或用硼硅酸盐(46号)的玻璃来制造X线管管壁。还有些工厂利用特制的铅玻璃或用硼硅酸盐(Bor-Silicate)等玻璃来制造,一般都能达到上述条件。

热电子X线管真空度愈高愈好,否则阴极射线无法控制,管内没有达到应有的真空度,两极间可产生气体放电,就成为一个普通阴极射线管了,不仅X线量大大减少,其波长也很长,这就造成既无X线量(但管电流却很

大), 又无穿透力(X线片常常表现为曝线不足及千伏不够), 这样的X线管已不能使用。

阴极

阴极(即灯丝)是热电子X线管(下称X线管)主要部分之一, 其材料选择条件如下: (1) 容易加工, 容易抽丝及绕成一定的形状; (2) 坚固, 能自身支持, 能耐受电子的冲击, 受强电场的吸引不变形; (3) 电子发射系数高, 加热低而热电子多, 即每瓦特热能发射的电子数目大; (4) 蒸发率低, 高温时不易因蒸发而折断; (5) 价格便宜, 天然资源较多, 容易提炼。

要找到一种材料对上述条件都适合甚为困难。例如要发射系数高, 可选用无线电电子管常用之氧化钍来做灯丝; 但因X线管的两端(即两极间)静电力很高, 氧化物容易被剥离, 寿命很低。一般都采用纯钨, 虽其发射系数较低, 且氧化后发射量急剧降低, 但其优点多于缺点, 故一直为各工厂采用。

阴极射线撞击靶面之处, 亦即X线放射之处, 称为焦点面, 焦点面的大小在诊断上很重要, 它对X线影像的清晰度有很大的关系, 为了减小由于焦点引起的几何模糊度, 要求焦点越小越好。但焦点愈小, X线管的容量越小, 这是一个矛盾。

灯丝做成旋涡状, 阴极射线在靶面成圆形, 称为圆焦点, 一般为治疗管所用, 不宜用于诊断X线管。

灯丝做成螺管状, 阴极射线在靶面成细长方形, 称为线焦点, 多用于诊断X线管。这种焦点的阴极射线呈长方形投射于阳极靶面上, 造成细长的焦点, 此时若增大阳极的倾斜度, 可成正方形的有效焦点, 这种焦点较靶面上电子实际撞击的面积约小三倍, 如图 1-2-5 所示。因而阳极面可避免在局部发生高温, 且发生较多的X线, 线源甚小, 所以, 摄影时影像较为清晰。

近代诊断用的X线管多用线焦点。但欲得大量的X线, 灯丝仍须加粗, 焦点即增大。摄

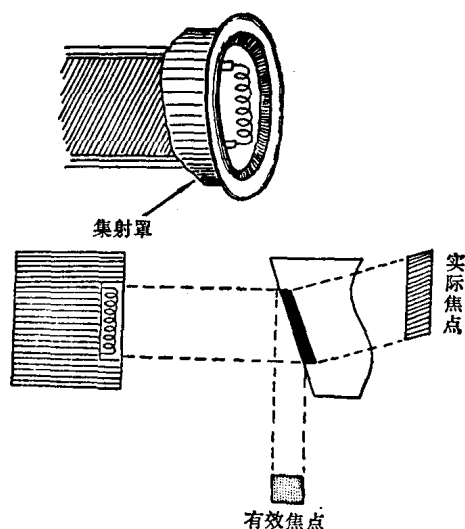


图 1-2-5 X线管焦点示意图

影影像几何模糊度虽较大, 但X线量多, 可缩短曝线时间, 避免投照物的移动, 从而达到减小移动模糊度。目前很多X线管, 在同一阴极上, 配制大小不同的两个灯丝而获得大小两个焦点, 以适应不同的需要, 使用较为方便。此种X线管, 称为双焦点X线管。

线状焦点也有其缺点, 即阳极侧与阴极侧的X线量有明显的差异, 所以使用时X线管必须与病人平行。

阳极

在X线管中, 系用阳极来急剧阻止阴极射线而激发X线。前面已经提及, 阳极的材料决定所发生X线的性能, 为了产生大量的X线, 同时又要求X线穿透力强, 故必须选择原子序数较高的金属, X线量的输出, 又因焦点面积而改变, 也和靶的材料有很大关系。又因阴极射线冲击靶面后, 99.8%以上的能量都变成了热, 只有很少一部分能量转换为X线, 所以靶在使用中温度是很高的, 靶的材料选择更须慎重考虑, 若用熔点低的金属, 使用时会立即熔化。

钨具有原子序数高(74), 熔点也高(3370°C), 导电、导热性能也较好, 蒸发慢且价格便宜等优点, 阳极靶面都选用钨做成。为了产生波长较长的软X线, 可选用钼做靶面

材料(表 1-2-1)。

表 1-2-1 各种靶质的波长及特征
X线的比较

靶质	原子序数	原子量	特征X线(千伏)	波 长(Å)	密 度(克/厘米 ³)
钨	74	183	69.3	0.01~0.20	19.1
钼	42	96	20.0	0.01~0.60	10.2
铜	29	64	8.86	0.01~1.20	8.89
铬	24	52	5.98	0.01~2.00	6.92

为了增加使用时间,不使靶面熔化,靶面的热应当设法散去。早年X线管构造并无特殊的散热结构,一个X线管可做透视、摄影、治疗,故称为“万用管”。其阳极用钨做成马蹄形,成一个圆盘。因当时玻璃工业不发达,与金属焊接非常困难,故阳极轴做成一根很细的金属棒以支持阳极面,兼作导电。工作时靶成白炽,利用辐射作用,任其自己散热,所以玻璃管中部做成圆球形。使用中因两极都很热,成为电子的发源地,若用于交流高压电源上,在负半周时,阳极为负而阴极为正,即有电流自阳极流向阴极,而造成逆电流,可把灯丝打坏,所以必须用直流高压。

由于金属与玻璃的焊接困难逐步被克服,阳极棒就逐渐加粗,且伸出至管外,此时铜质棒不仅用于导电并兼作热的传导,阳极的结构亦加以改进,用钨做成一定形状的小块,作为靶而嵌于导热率比钨好的铜质阳极体上。这种阳极不仅具有X线放射性能较高和良好导热的能力,其所产生的热不再靠辐射散去,而用突出管外的阳极体做成各种不同形状的铜制散热体,阳极的热传至散热体,因散热体与油接触面大,而达到散热之效果,如图 1-2-6 所示。这样在使用时,阳极不再成白炽状态,即使是用于交流电源时,也不会发生逆电流。

铜的导热系数比钨好,热容量也比钨大,两者的特性见表 1-2-2。

油的潜热很高,即是热量多温升很少,故用作X线管冷却的介质,常将X线管浸入盛满

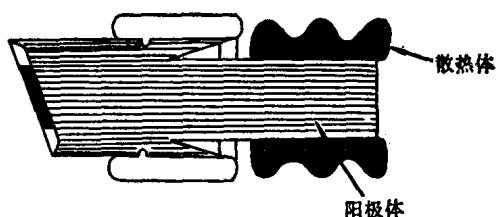


图 1-2-6 阳极散热体示意图

表 1-2-2 钨铜特性对比表

物 质	熔点(℃)	原子序数	导热系数	热容量(卡)
钨	3370	74	0.4	0.7
铜	1083	29	0.9	1.0

油类的铁匣内,而称为油浸(Oil immerse)式X线管。结构如图 1-2-7 所示。管室壳内充满绝缘油(变压器油),既做绝缘,又作冷却之用。

阳极加散热体,以便将阳极靶上的热更迅速地传至油中,同时X线管全部浸在油中,管壁之热亦可被油夺走,这样玻璃管中部之球形可缩小,长径亦可缩短,因为所浸之油为一种耐高压油,它具有高的绝缘力,所以X线管虽然缩短了长度也不致引起管壁之火花放电。

诊断用X线管,常要求大的管电流(目前业已达到 2000 毫安)与小的焦点,虽有上述各种措施,但焦点处局部热量仍很高,线状灯丝已将阴极射线投射到方形靶面以减少局部热量。由于靶面角度之倾斜,仍可获得甚小的有效焦点,但欲使有效焦点更小,仍不免局部过热,而限制了X线管的容量,这是美中不足。

既要焦点小又要功率大,为了解决这个矛盾,于 1915 年柯立支等人就设想阳极移动的问题,并制出了实验性管样,直到 1929 年制成了防护型 Metalix 旋转阳极X线管,实心的铜阳极的顶部带有锥形钨靶,架在石墨的微型轴承上,转速为 1200~2500 转/分(RPM)。于 1933 年又制成了空冷的 Pantix 旋转阳极管,转速为 3000 转/分。后又制成

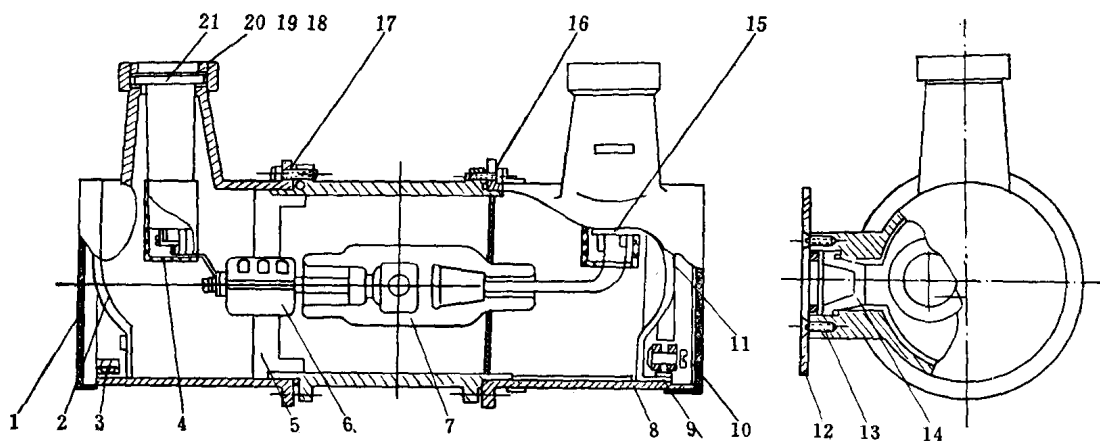


图 1-2-7 油浸静止阳极X线管室结构(根据东方红医疗器械厂转绘)

- 1.阳极盖板; 2.阳极膨胀鼓; 3.密封卡圈; 4.绝缘罩; 5.支板; 6.阳极卡块;
7.静止阳极X线管; 8.X线管套; 9.密封卡圈; 10.阴极端盖; 11.阴极膨胀鼓;
12.窗口栏盘; 13.螺钉; 14.有机玻璃窗口; 15.阴极导线连接; 16.密封圈;
17.内六角螺钉; 18.锁母; 19.接地片; 20.密封垫; 21.阳极电缆插座

9000 转/分的旋转阳极管, 钨盘直径有 50、75、90、125 毫米等规格。0.02 秒转一圈。

旋转阳极管的结构, 是在X线管阳极臂外附一个感应电动机的定子, 阳极体的本身做为电动机的转子, 靶为钨制的圆盘, 用轴连于阳极体上, 如图 1-2-8 和图 1-2-9 所示。当通电于定子时, 转子开始旋转, 靶面亦同时旋转, 因而在阳极靶面没有一处是连续地被电子撞击, 很明显, 被电子撞击面为一圆环, 如图 1-2-10 和图 1-2-11 所示。

旋转阳极亦用线焦点, 靶盘的倾斜角适合阴极射线的大小, 而有效焦点仍为正方形。旋转阳极与静止阳极比较时, 前者靶面所受电子冲击的面积为后者的 6~10 倍。工作时,

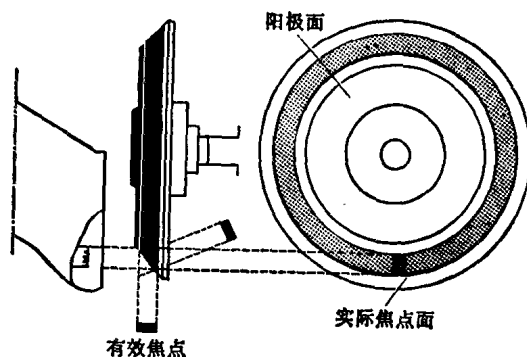


图 1-2-9 旋转阳极X线管靶面和焦点示意图

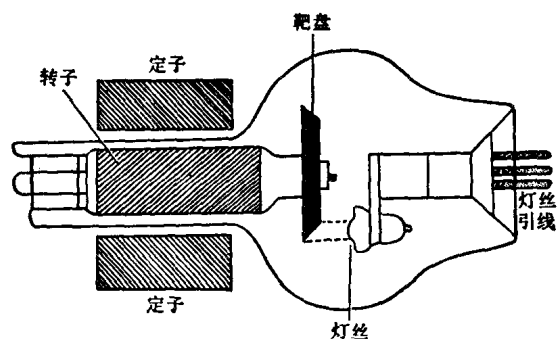


图 1-2-8 旋转阳极X线管结构示意图

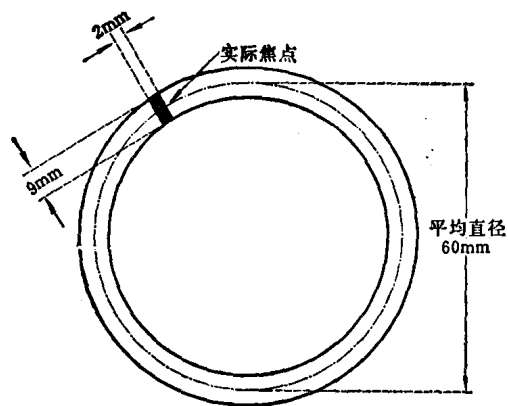


图 1-2-10 焦点轨迹示意图