

X射綫實用技術

中華醫學會總會

一九五三年 北京

X射綫實用技術

王 德 著

上海科學技術出版社

X射綫實用技術

李松年 湯 慧 編 著

中 華 醫 學 會 總 會

一 九 五 三 年 九 月

自 序

自從解放以來，雖然新出版的各科醫學書籍有顯著增加，但放射學科的專門書籍仍很缺乏。我們在工作中亦感到許多技術員、練習生同志們，雖有高度熱情來學習X射綫技術，但因缺乏專門書籍，以致學習技術與理論都有相當困難。因此，我們即決心參考數本專門書籍的實用原理及技術，結合我國實際情況，編寫一本實用的X射綫技術書。在編寫過程中，幸蒙北京醫學院附屬醫院放射學科全體工作同志不吝隨時指教和幫助；汪紹訓教授撥冗審閱全書及陳玉人同志審閱機械常識章。特此向他們和下面提到的諸位同志一併致謝！

本書內容包括X射綫機械常識、X射綫攝影及暗室技術和各標準位置的投照方法。為使讀者易於明瞭、便於實用起見，每一標準位置，均附有說明投照方法的像片（係由范焱同志攝製）及投照後所得X射綫照片的圖解說明，其與診斷有重要關係的解剖部位，亦一一註出。基本的X射綫防禦技術及簡要的護理技術亦分別述及。編者鑒於重要性，特別將有實用價值且不須繁複設備的異物定位技術編為一章，以供讀者應用。書後附有名詞索引，包括書中所用的主要醫學名詞及放射學名詞。目前醫學名詞尚未統一，本書所用名詞大部係根據中華醫學會出版的高氏醫學辭彙（十版），並參考一般技術人員的通用術語、中華新醫學報內發表的文獻及名詞原意酌定。

編者編寫本書時雖曾以最大努力，慎重取材，小心修改，但個人學識經驗不足，錯誤在所難免，尚希熱心讀者、放射學先進同志，多予批評，提出寶貴意見，以便將來修訂。

李松年 湯慧 於北京醫學院附屬醫院

一九五三年十月

目 錄

第一章 X射綫機械常識

X射綫發明簡史·····	(1)
高壓的產生·····	(1)
整流原理·····	(4)
X射綫管的構造·····	(6)
X射綫的特性·····	(10)
X射綫機使用常識·····	(10)

第二章 X射綫攝影技術

X射綫攝影原理·····	(11)
X射綫攝影專用器材·····	(11)
影響X射綫攝影成績的幾個基本因素·····	(15)
一、影響清晰度的基本因素·····	(15)
二、影響對比度的基本因素·····	(18)
曝光條件表·····	(19)
一、影響感光效應的基本因素及實用公式·····	(19)
二、曝光條件表製定法及其應用·····	(20)
三、曝光條件表舉例·····	(21)
四、簡便曝光條件計算法·····	(25)
X射綫攝影步驟·····	(25)
立體攝影·····	(27)
軟組織攝影·····	(29)

第三章 暗室技術

暗室設備·····	(30)
膠片的處理·····	(34)
顯影劑及定影劑·····	(35)
洗像技術·····	(37)

暗室技術的檢討.....	(39)
--------------	--------

第四章 頭部標準位置

專用名詞說明.....	(41)
顱骨的標準平面.....	(42)
頭部標準位置說明.....	(43)
顱骨.....	(51)
乳突.....	(58)
岩骨.....	(61)
副鼻竇.....	(64)
視神經孔.....	(72)
腦造影.....	(73)
松果腺移位.....	(84)
蝶鞍——側位.....	(87)
鼻.....	(89)
下頷骨.....	(92)
顎頷關節——側位.....	(95)

第五章 四肢標準位置

解剖學的變異.....	(97)
手及腕部副骨.....	(97)
足及踝部副骨.....	(99)
手.....	(101)
腕關節.....	(104)
尺骨及橈骨.....	(106)
肘關節.....	(108)
肱骨——內轉位.....	(111)
肩關節.....	(112)
足及踝.....	(115)
跟骨.....	(120)
脛骨及腓骨.....	(122)
膝關節造影.....	(124)

膝關節及股骨下端·····	(126)
髌骨——軸位·····	(129)
股關節及股骨上部——前後位·····	(130)
股關節側位·····	(132)

第六章 軀幹標準位置

頸椎·····	(136)
胸椎·····	(142)
腰椎·····	(145)
腰薦關節·····	(150)
薦椎及尾骨——側位·····	(151)
骨盆及股關節——前後位·····	(153)
恥骨弓——軸位·····	(154)
鎖骨——後前位·····	(155)
胸骨·····	(156)
肋骨·····	(161)
食管造影術·····	(164)
胃腸造影術·····	(165)
胃造影·····	(166)
結腸造影·····	(172)
膽囊造影術·····	(174)
膽囊造影——後前位·····	(176)
腎臟輸尿管及膀胱——前後位·····	(178)
泌尿系造影術·····	(179)
胸部·····	(182)
胸部遠距離後前位X射綫攝影·····	(187)
正影圖·····	(189)
胸部——半軸位（脊柱前凸位）·····	(190)
支氣管造影術·····	(192)
血管心臟造影術·····	(196)
血管造影術·····	(196)
椎管造影術·····	(196)

子宮輸卵管造影術.....	(200)
骨盆——產科各位.....	(201)
乳房攝影.....	(204)
斷層攝影術.....	(205)
膽管造影術.....	(206)
間接攝影術.....	(208)
椎根間距測量法.....	(209)

第七章 異物定位技術

簡單透視法.....	(210)
螢屏固定、X射綫管單方向移動定位法.....	(210)
定視器定位法.....	(212)
定角定位法.....	(213)
三角定位法.....	(214)
定位的記錄方法.....	(216)

第八章 X射綫防禦技術

防禦高電壓.....	(217)
放射能的生物效應及人對X射綫的可耐量.....	(217)
X射綫的防禦方法.....	(219)
附錄：護理技術.....	(223)
索引.....	(225)

第一章 X射綫機械常識

本章目的僅爲介紹一些關於X射綫機械的物理常識，以便讀者易於瞭解後述的一些普通機械理論。這些物理常識，可以說是一個X射綫工作者所應知道的基本知識。讀者若欲進一步地瞭解X射綫機，可另參考其他專門讀物。

X 射 綫 發 明 簡 史

在 1890 年，物理學中的電磁學已發展至相當成熟的階段，許多科學先進者已爲X射綫的發明舖好一條平坦大道。1895 年德國 Würzburg 大學物理系在 Wilhelm Conrad Röntgen 教授領導下研究陰極射綫 (Cathode rays) 的特性。Röntgen 教授所注意者爲陰極射綫產生螢光的試驗；即用一真空管通過高壓電流，並在此陰極管外包緊不透光綫的厚版，以遮去所有肉眼所能看見的光綫及紫外綫。在暗室中，當此陰極管通電後，即發現塗有鉀氯化鋇的紙版上顯出明亮的螢光。當他用手拿這螢光版時，又在版上看見了自己的手指骨。此時他驚奇地確定這必是一種肉眼不能見但能產生螢光及能穿透物體的新射綫；並因不明其特性，故當時即名爲「X射綫」。

自X射綫發明後，世界各國科學家不斷研究，始有了今日這樣靈便的機器。可是產生X射綫的基本條件是什麼呢？是高壓電流通過高度真空的X射綫管，而使其陰極上所產生的電子以高速碰擊陽極，X射綫即產生。

高 壓 的 產 生

我國各大城市中所用的電源，一般多爲 110 或 220 伏特的交流電。這樣低的電壓是不能用於X射綫機的。爲了要產生X射綫必須將電壓改變成理想的高度，這種裝置名變壓器。變壓器是根據感應電流產生的原理製成。當一磁石進出一綫圈時（第 1 圖），在綫圈上可由電流計上看到其所生之感應電流。若用一大一小的兩個綫圈代替磁石及綫圈，如第 2 圖，小綫圈與電源相連；當其進出大綫圈時，同樣也可產生感應電流。依同樣原理，在小綫圈綫路內裝一電閘，則不用移動小綫圈，只須連續啓合電閘，在大綫圈內也可得到感應電流。此小綫圈名初級綫圈，產生感應電流的大綫圈名次級綫圈。其所產生感應電流的電壓，依下列公式即可計算出：

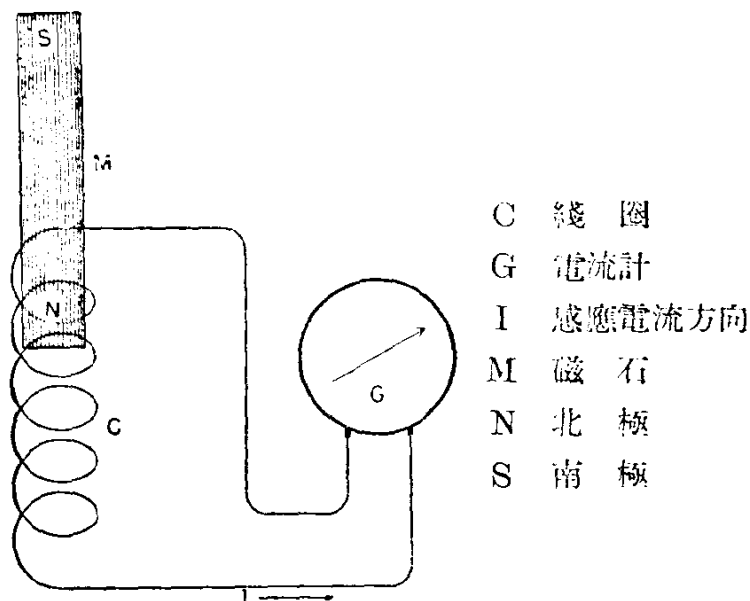
$$\frac{T_p}{T_s} = \frac{V_p}{V_s}$$

T_p 爲初級綫圈圈數， T_s 爲次級綫圈圈數； V_p 爲初級電壓數， V_s 爲次級綫圈所產生感應電流之電壓數。

由上公式可知，若將 T_p 數值減少， T_s 數值增加，則所產生感應電流的電壓變高，反之亦可將感應電流之電壓降低，此即變壓器的基本原理。

若在初級綫圈內通以交流電流以代替帶有連續啓合電閘的直流電流，此時所生

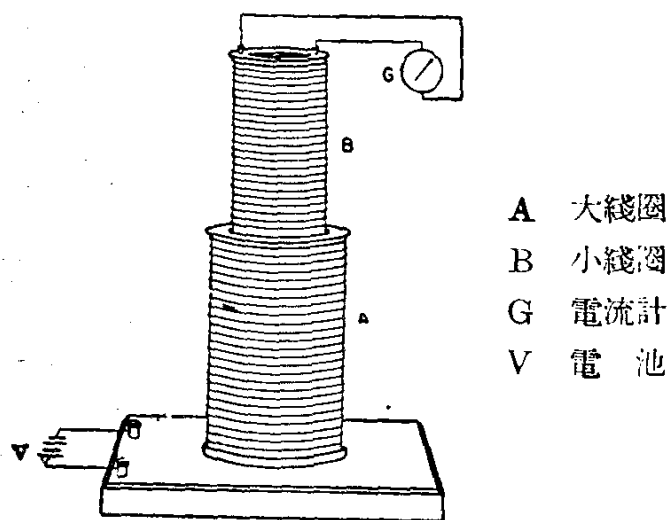
磁場的方向及磁力必依交流電流的週期而自動改變。若在綫圈中心放一軟鐵心，更理想者放多數薄軟鐵片，則磁場磁力更顯著增加。第3圖即X射綫機常用的兩個變壓器，其初級及次級綫圈各繞於一空心方形薄軟鐵片的兩端。此種變壓器有兩種，即升級及降級變壓器。升級變壓器(第3圖A)的初級綫圈爲少數粗綫圈做成，其次級則爲多數細綫圈製成，其比例約爲每一初級綫圈比500—1,000以上的次級綫圈，所以這種變壓器可將110或220伏特的普通電源升高至數萬甚至數十萬伏特。爲了



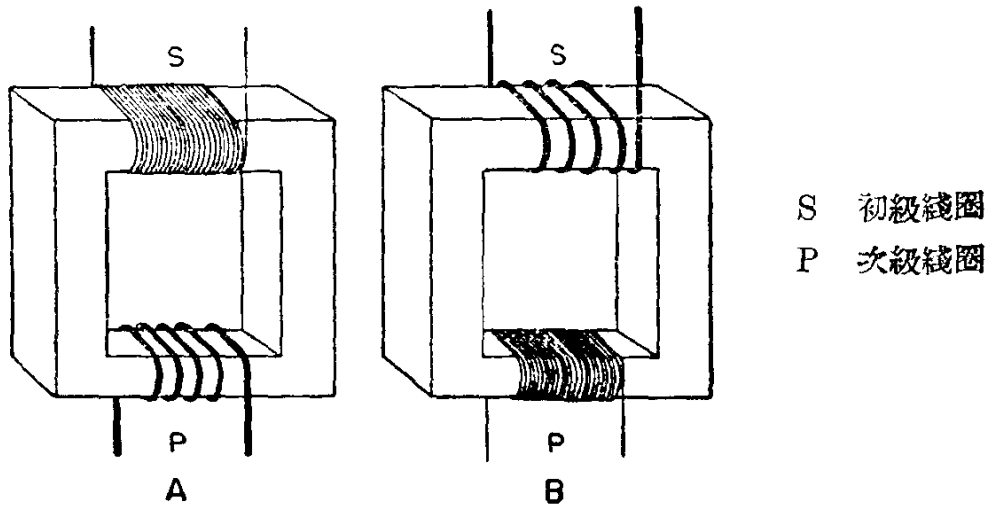
第1圖 磁石進出綫圈時產生感應電流

簡化數字起見，我們將1,000伏特計做一個千伏特(Kilovolt)，以便應用。一個普通診斷用X射綫機之電壓可高達100千伏特。

近代X射綫管的陰極都是以鎢絲作成，通以電流後，鎢絲即灼熱而放射電子，這叫做熱放射作用 (Thermoionic emission)。通過電流愈大燈絲溫度愈增高，則放射電子亦加多，此多數電子停留於燈絲附近的空間成爲空間電子



第2圖 小綫圈進出大綫圈時產生感應電流



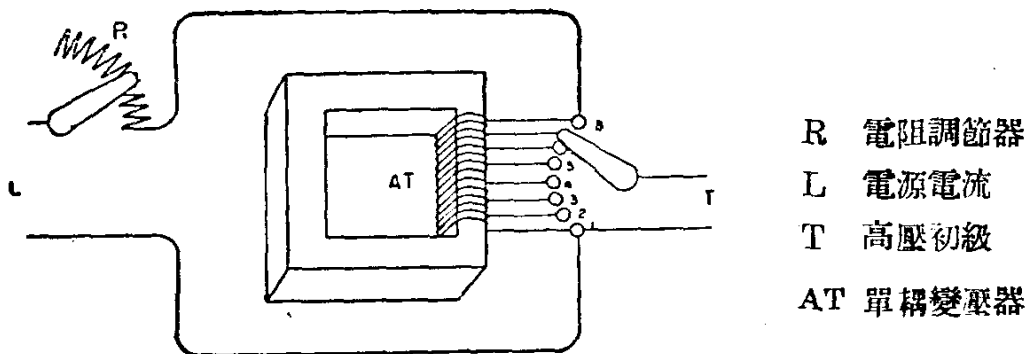
第3圖 升、降級變壓器

(Space charge)。再加以高壓後，此種電子即以高速碰擊陽極即發生X射線了。

X射綫管的陰極要加到白熱必須一強電流，降級變壓器即有此功用。因陰極燈絲很小，電阻很低，所以所需電壓有負荷時絕不可超過 10 伏特，通常負荷電壓約在 5 至 10 伏特左右。

高壓變壓器通常盛於一鐵箱內，而浸於變壓器之絕緣油中。次級綫圈的中心頭通常與地相接，其電壓的一半在地電位以上，一半在地電位以下。

爲了調節高壓變壓器初級綫圈的電壓，另有一種自感變壓器或名單耦變壓器 (Autotransformer) 亦爲X射綫機上所不可少者。單耦變壓器爲單捲綫圈繞於方形中空之鐵心上構成，見第4圖。當電源的交流電經過單耦變壓器時，則綫圈各捲產生一隨時改變的磁場；此隨時改變的磁場在綫圈內所產生的感應電流即名自感應電流。單耦變壓器的一端通過X射綫開閉器與高壓初極相連，其另一端與一調節



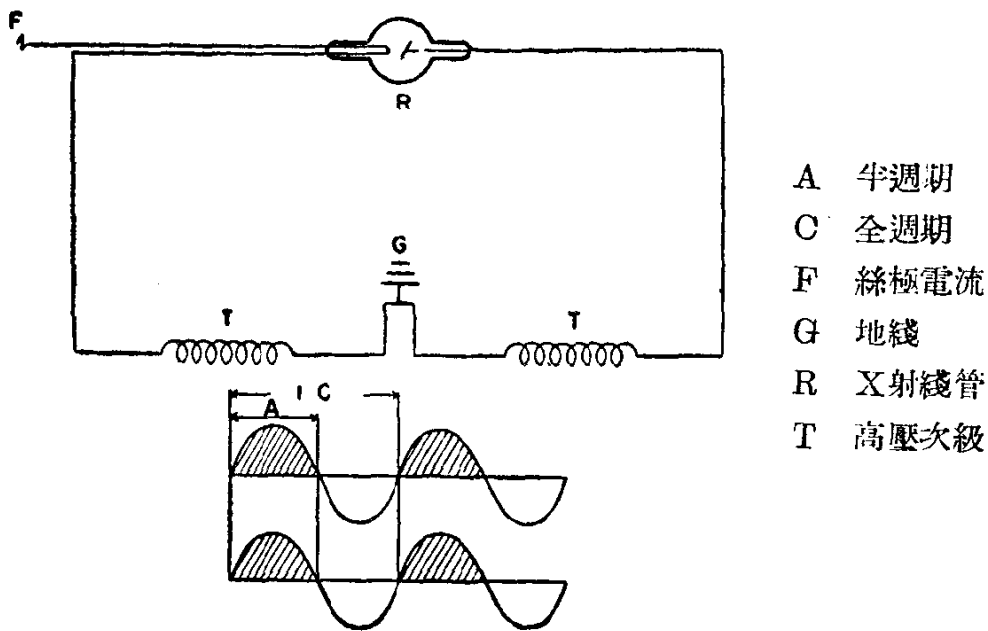
第4圖 單耦變壓器

器相連，以便調節高壓初極的電壓（見第4圖）。X射綫機上一切電源的供給都仰此單耦變壓器。

整 流 原 理

以前已提過X射綫係以高壓吸引熱陰極所放射電子以高速撞擊屏極而產生。此種作用的唯一條件必須使絲極（Filament）永遠爲陰極，屏極永遠爲陽極方可。然在交流電週期內其電流是隨時改變其方向的，設若不能設法統一其方向或抑制其負相期，則X射綫不能產生。此種改變交流電的負相期或抑制其負相期而維持屏極永爲正極，絲極永爲負極的程序，卽爲整流作用。整流方法有下列數種：

1. 自整流：此種整流通常用於小型X射綫機。其原理卽將X射綫管用作整流器。第5圖爲說明此種整流的簡單圖解：

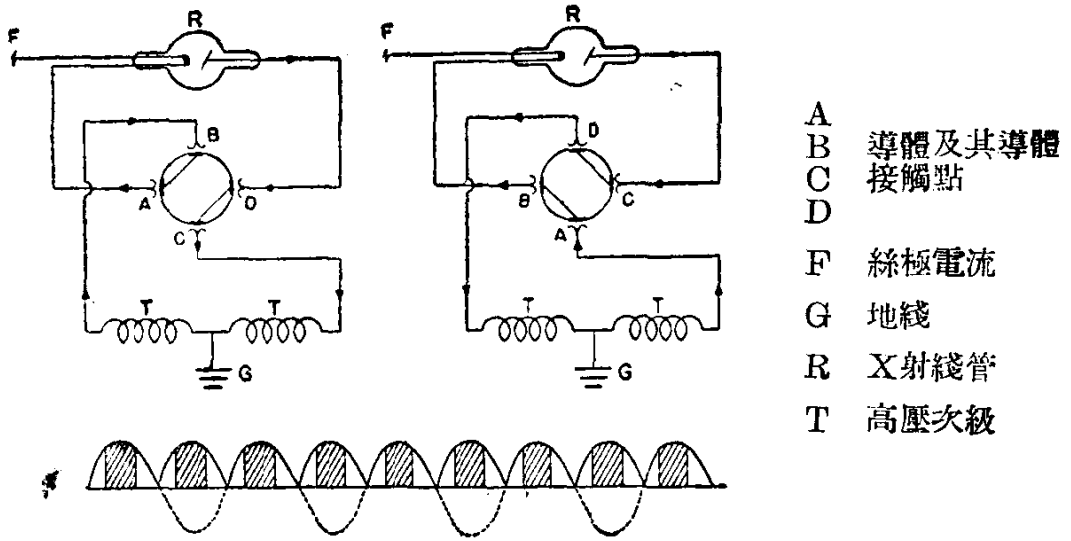


第5圖 自整流綫路

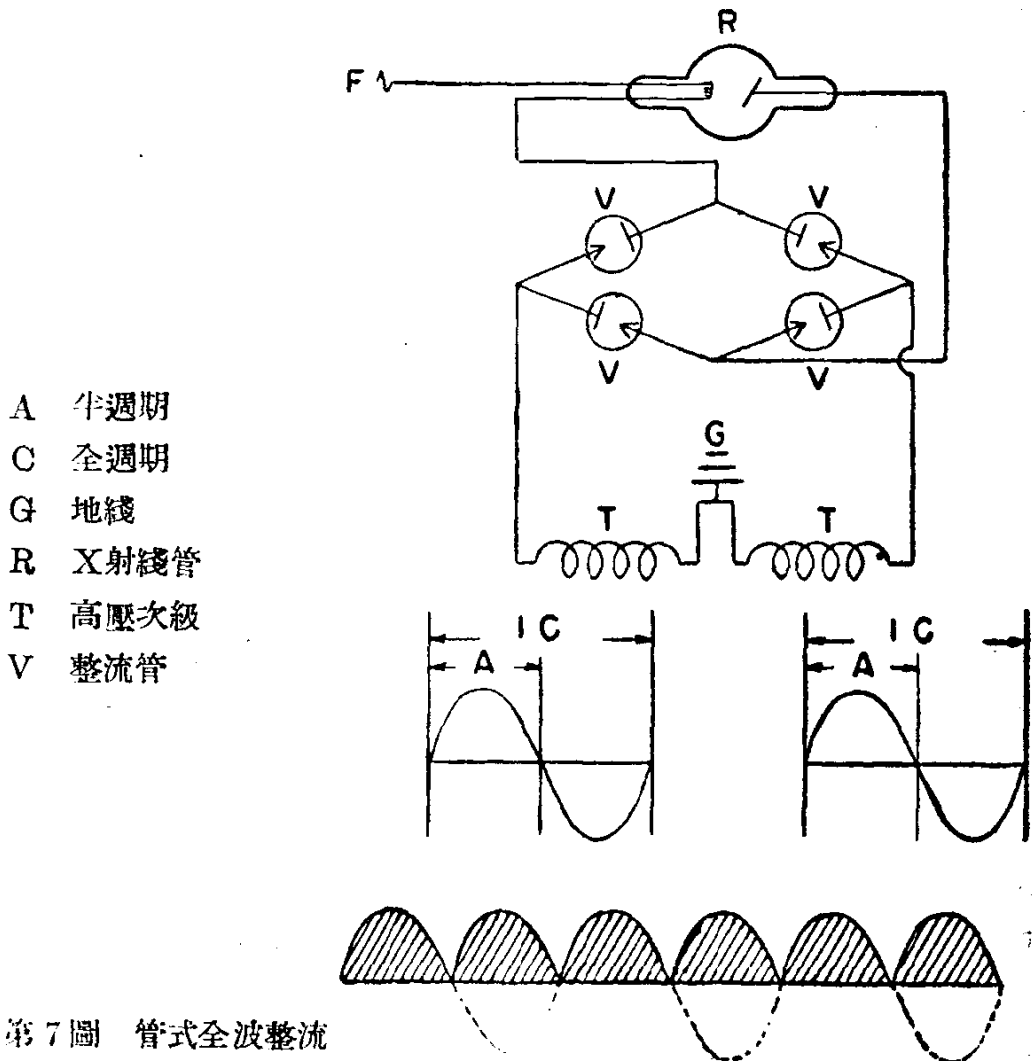
當陽極冷却時，X射綫管自己能抑制交流電的負相期，因此時屏極爲陰極，絲極爲陽極，無電子自後者到達前者，故電流不通，所以負相期電流不通。這是一種半波整流作用。其缺點爲當屏極過熱則由熱游子效應使電子由屏極撞向絲極，而易使燈絲損壞。

2. 機械整流：

此爲全波整流的一種。利用一與交流電同期旋轉的電動機而使一圓形絕緣電盤



第 6 圖 機械整流綫路



第 7 圖 管式全波整流

旋轉，如第6圖。此圓盤在相對位置上有兩個金屬導體，每導體上各有二導體接觸點，如第6圖的A、D及B、C。當接觸點與高壓變壓器的次級相接觸時，則電流傳達至X射綫管。若逢交流電的負相期時，如上圖的右圖，亦可將其電流方向改變成有用電流。上圖下部所示的曲綫上的陰影區即為整流後的電流，這種又名脈搏式整流電流。

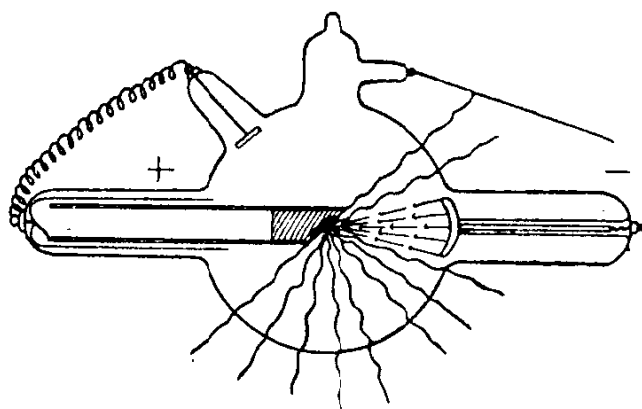
3. 整流管式整流：

整流管的構造如同一X射綫管，即一真空管內含一熱燈絲陰極及一冷陽極。當此管與一高壓交流電流相接時其整流原理如同一X射綫管的自整流。此管在其兩極間僅有極低的電位降落，故其電子不能產生高速撞擊屏極而產生X射綫。第7圖即為管式全波整流的圖解。管式整流較自整流的優點為可保護負相期電流時逆電壓對X射綫管的損害。整流管若與電容器接連可產生各種不同的整流情形，非本書範圍內的事，現不介紹。

X 射 綫 管 的 構 造

過去所用者為氣體管，現在醫學X射綫機上已完全改用熱陰極管。現分別簡單地介紹一下這二種X射綫管的構造及X射綫產生的原理：

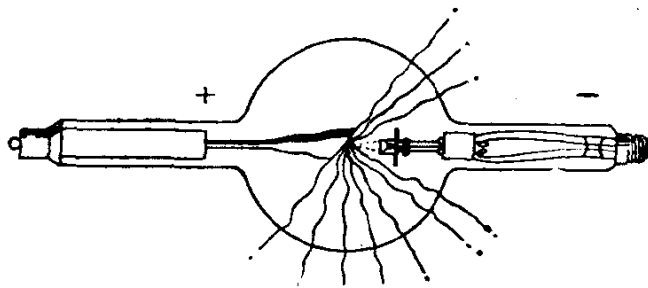
一、氣體管：管內含少量氣體，陰極（見第8圖）為鋁製成，其尖端為一凹



第8圖 氣 體 管

面；陽極與屏極相連。當通以高壓時，則陰極成負極，陽極及屏極成正極，如此高壓電場中則二極間的氣體發生電離作用，即原子外軌上的電子脫離其帶正電荷的核，被吸向屏極而產生X射綫。由以上原理我們知道氣體管的缺點為不能使用交流電流，且因氣體內含不純物質，使管壽命減短，同時其所生X射綫的性質及量不能自由控制或調節，故今在醫學上已不採用。

二、熱陰極管：此為真空的玻璃管內含二極（見第9圖），一為鎢製成的屏極或名陽極，另一為鎢絲製成的陰極或名絲極。在燈絲四周有一鉬（Molybdenum）製成之杯形物，以限制電子向屏極流動的方向。電子以高速撞擊陽極，X射綫即在所撞擊的焦點上產生。爲了使X射綫不散亂而集中於一方向射出，我們必須將屏極面向一方向傾斜一角度；通常爲45度，以便使射入角與射出角相等，見第9圖。最近的趨向是將此傾斜度減少至20度，以便使焦點變小而增加照片的清晰度。



第9圖 熱陰極管

電子自陰極以高速撞擊屏極，除了產生X射綫以外又在屏極上產生大量熱能。事實上只有極少量陰極射綫能變成X射綫，絕大多數者則化爲熱能。下面的公式可用以計算一個X射綫管的X射綫產生效率：

$$\text{X射綫產生效率} = \frac{\text{X射綫能量}}{\text{陰極射綫能量}} = 1.4 \times 10^{-9} Z V$$

Z爲屏極的原子序數，V爲二極間電位差的伏特數。例如屏極爲鎢製成，即Z = 74；若使用100千伏特，則此X射綫管的X射綫產生效率爲1%；即有99%的陰極射綫化爲熱能，由此可知X射綫管的散熱裝置是如何重要！假使二極間電位差是100千伏特，其功率爲500瓦，依這樣情形計算，其陽極的溫度每秒鐘能增高攝氏30度，一分鐘即可使屏極增高至攝氏1,800度，此時陽極已達白熱程度，若無散熱裝置，屏極很快會熔化損壞。

三、散熱裝置：普通散熱裝置有下列數種：

1. 萬能式：此種散熱裝置是將陽極接於一細長的金屬棒上，以便由對流作用及傳導作用同時將陽極的熱散開。此時屏極不易達鎢的熔點攝氏3,370度，亦不會熔化，因爲根據熱的輻射定律：熱的輻射是與其絕對溫度的四次方成正比。

2. 油冷或水冷裝置：在中空之陽極內部通以循環的油或水，如此陽極的熱能被油或水帶走。

3. 金屬片散熱式：此種散熱裝置是將陽極藉一金屬棒與在管外多數金屬薄片

相連，如此可使陽極熱能由此多數金屬薄片以對流作用散佈於空氣中。某些牙科用的X射綫管即爲此種金屬片散熱裝置。

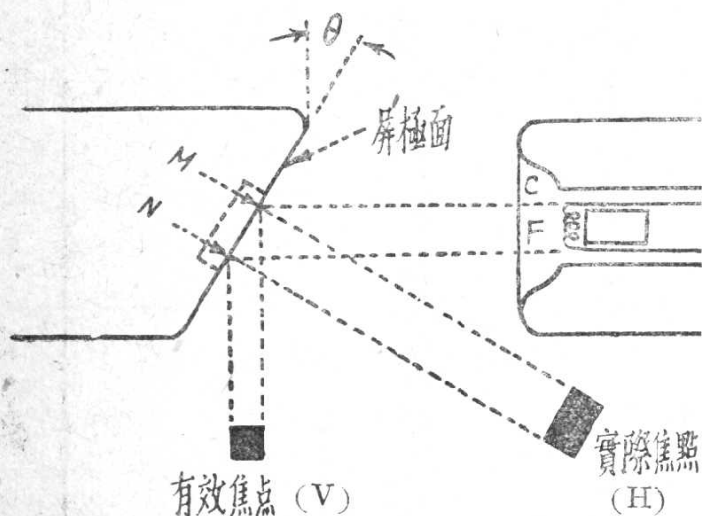
4. 旋轉陽極式：陽極爲一圓形金屬盤與一能以高速旋轉的軸相連，陰極射綫撞擊於此旋轉的陽極盤周圍，因爲陽極在迅速旋轉中，所以焦點在陽極上的位置隨時在改變中。此種冷卻裝置的原理並不在使熱散佈於陽極以外，而在於使所產生的熱能均勻地散佈於陽極各部，以避免其一小面積的過熱現象。

四、焦點面積：

在曝光技術章我們將知道焦點如同光源，越小則所攝影像越清楚；可是焦點面積越小，則能使用的功率也越低，且容易損壞屏極。爲了要照顧這兩方面：就是焦點面積要小，而使用的功率要大，下面二法可達到此目的。

1. 就是剛才介紹過的旋轉陽極X射綫管。

2. 就是採用綫形焦點。此法的原理就是將有效焦點 儘量縮小，而實際焦點却仍相當大。第 10 圖即此種焦點的圖解。其原理爲將屏極面與垂直平面成 θ 17 至 20



第 10 圖 綫形焦點

度的傾斜角。C 爲一凹進的卵圓形杯狀物，燈絲 F 在杯內成一狹長圓柱形綫圈，自燈絲射出的陰極射綫撞於陽極上成一長方形焦點 MN，從垂直於屏極面上看此實際焦點爲 H 大小，而其攝影的有效焦點則甚小，如 V 大小。

以上所談都是用於診斷的X射綫管的焦點，治療用的X射綫管其焦點均甚大，因其需要的不同方如此。

五、屏極的選擇：

選擇屏極質料的要件有四：（1）原子量大的金屬；（2）熔點要高；（3）導熱度要高；及（4）高壓時蒸氣壓力要低。X射綫管在最初發明的時候，其屏極爲鉑做成，因其原子量大，195.4，而鎢則爲 184；但是前者的熔點爲攝氏 1,755 度，而後者却爲攝氏 3,370 度，且較前者價廉，故今日屏極的材料都採用鎢製成。

六、防電擊X射綫管：

防電擊X射綫管的構造就是將管盛入一保護套內。其目的有四：（1）此保護

套與地綫相接，以免電擊；（2）套的材料內含鉛，可減少X射綫的散亂綫；（3）有此套時在X射綫管玻管內的靜電場可得重新分配，而使X射綫管能耐受更高的電壓；及（4）保護套內可裝變壓器油或冷却油，使管浸於油中，以便其迅速冷却，同時亦可供給良好的絕緣作用。

防電擊X射綫管一定應裝置防電擊電纜，否則不能完全絕緣。在有些深部X射綫治療機器，其高壓變壓器與X射綫管裝於同一保護箱內，如此則其外面所有的電纜僅為低壓者即可，這樣使機器更為安全。

七、X射綫管的使用規格及壽命：

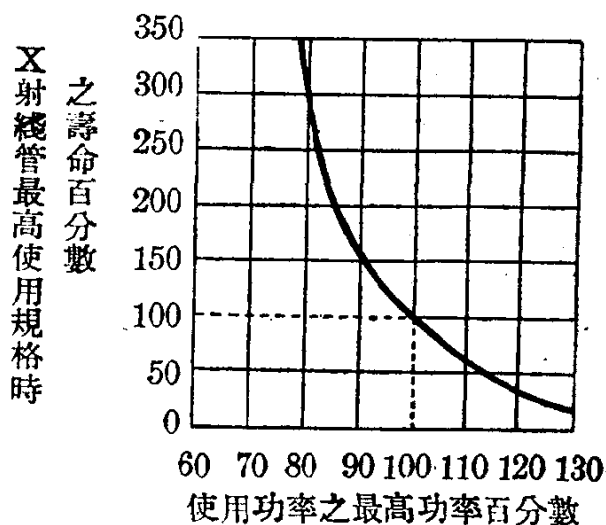
X射綫管的使用規格可分二方面說：

1. 最高使用電壓——影響這方面的因素為X射綫管的長度，絕緣情形，形狀，及保護套的種類等。若一X射綫管最高電壓的使用率為100千伏特，若超過此電壓，則甚易損壞此管，或因靜電而將燈絲燒毀。若在油浸時此管能承受100千伏特，設若不浸於油中，而仍使用至100千伏特，同樣也可毀壞此管。

2. 最高連續使用功率——此點與X射綫管的冷却裝置有直接關係。例如一X射綫管在200千伏特時能連續使用5毫安培而不發生意外；或在100千伏特能連續使用10毫安培也不發生危險；那麼此管的最高連續使用功率即為： $\frac{5}{1000} \times$

$200,000 = 1,000$ 瓦或1仟瓦。但不可應用至極限情形，例如若將此管的電壓，減至5千伏特，而將管內電流加至200毫安培，雖然其功率仍為1仟瓦，燈絲仍會燒毀。但是在極短時間內超過X射綫管的最高使用功率，亦不會影響此管的安全。例如，某種X射綫管的最高使用電壓為100千伏特，能連續使用6毫安培而不發生危險；

我們可將電流增加至10毫安培，使用50秒；或用100千伏特，15毫安培，使用至20秒；甚至可用50千伏特，40毫安培，使用至2 $\frac{1}{4}$ 秒，也不致發生危險。但這不是連續使用，僅在短時間內使用方可。這種超額負擔所產生的熱量，儲於屏極上，在不使用時可散開或傳導出去。若連續使用，屏極來不及冷却，則易將其損壞。在旋轉陽極管，其冷却靠其均勻散佈熱的速度而定，所以其最高連續使用功



第11圖 X射綫管壽命曲綫