

X射綫实用技术

李松年 湯 慧 編著

人民衛生出版社



X射綫實用技術

李松年 湯 慧 編著

人 民 衛 生 出 版 社

一 九 五 九 年 · 北 京

內 容 提 要

本書對X射綫診斷和治療技術都作了必要的討論。全書共十章，包括機械常識、攝影技術、暗室技術、頭部標準位置、四肢標準位置、軀幹標準位置、口腔攝影技術、異物定位技術、治療技術、防禦技術。爲了便於讀者學習起見，每一標準位置，均附有說明投照方法的像片及X射綫照片的圖解，後者並註明各重要解剖部位。治療技術章包括放射治療物理基礎知識、放射治療中的注意事項、常見疾患的照射位置，並利用包括簡單解剖構造的圖解說明各放射野的位置及中心綫射入方向。此外並從多方面介紹了我國先進學者的發明創作與研究成果，以及蘇聯在X射綫技術上的輝煌成就。此書可供X射綫技術工作者和放射學醫師學習參考之用。

X射綫實用技術

開本 850×1168/32 印張 10 3/8 插頁 6 字數 344 千字

李松年 湯 慧 編 著

人 民 衛 生 出 版 社 出 版

(北京書刊出版業營業許可證出字第〇四六號)

• 北京東區錢子胡同三十六號 •

北 京 市 印 刷 一 廠 印 刷

新華書店科技發行所發行 • 各地新華書店經售

統一書號：14048·0734
定 價：1.80 元

1955年12月第1版 第1次印刷
1959年11月第1版 第4次印刷
(北京版) 印數：7,801—8,900

自序

本書是根據一九五三年中華醫學會總會出版的「X射綫實用技術」一書修正、補充、改編而成。整理原書的目的有三：一、根據兩年來讀者對該書所指出的錯誤及缺點，作了修正；尤其使我們感激的是魯宗鐸醫師在一九五四年第一號中華放射學雜誌上對原書所作的書評，更具體地給我們指出了修正的方向。二、原書只介紹了X射綫診斷部分的技術，而對於治療技術却未提及。此外一般醫院的放射科多兼作口腔攝影，所以必須增加治療技術及口腔攝影技術。三、原書雖於一九五三年出版，原稿實於一九五一年動筆，所以在內容上不無陳舊之感，加以最近二年來我國放射學研究工作突飛猛進，許多有價值的論文與創作不斷出現，更使原書在內容上顯得貧乏。這次我們將我國在放射學上的成就於適當地方都作了重點的敘述，以求更能切合我國放射學工作者的需要。此外，我們對蘇聯放射學的初步學習收穫，也作了簡單的介紹。

在整理本書的過程中，承蒙北京醫學院放射學教研組汪紹訓教授、梁鐸教授熱心指導，並分神對於診斷技術和治療技術的稿件分別加以審閱，使我們學到了許多寶貴的知識。北京醫學院附屬醫院放射科范焱先生在百忙中參加了本書各種投照部位的具體修正及補充工作，並代攝製書中全部照相；有關機械物理部分和口腔攝影技術部分，則分別由北京醫學院放射學教研組陳玉人先生和口腔醫學系朱宣鵬先生修正。毫無疑義，本書得以出版，是與以上各位專家的熱心指導分不開的。為此，著者們謹向他們致以衷心的謝意。

著者在編寫本書時雖曾以最大努力，審慎取材，小心修改，但限於學識與經驗的不足，錯誤仍在所難免，尚希讀者及放射學先進同志，本以往愛護本書精神多予批評，提出寶貴意見，以便將來修訂。

李松年 湯 慧

於北京醫學院 一九五五年十月

目 錄

第一章 X射綫機械常識	1
X射綫發明簡史	1
高壓的產生	1
整流原理	3
X射綫管的構造	6
X射綫機基本綫路介紹	10
X射綫的特性	11
X射綫機使用常識	12
X射綫室機器使用 and 技術保險條例	12
第二章 X射綫攝影技術	15
X射綫攝影原理	15
X射綫攝影專用器材	15
影響X射綫攝影成績的幾個基本因素	19
一、影響清晰度的基本因素	19
二、影響對比度的基本因素	21
曝光條件表	22
一、影響感光效應的基本因素及實用公式	22
二、曝光條件表製定法及其應用	23
三、曝光條件表舉例	24
四、簡便曝光條件計算法	27
X射綫攝影步驟	27
立體攝影	28
軟組織攝影	30
第三章 暗室技術	32
暗室建築	32
暗室設備	33
膠片的處理	37
顯影劑及定影劑	38
洗像技術	41
暗室清潔技術	43

暗室技術的檢討	44
第四章 頭部標準位置	45
專用名詞說明	45
顱骨的標準平面	46
顱骨	48
乳突	58
岩骨	62
副鼻竇	72
視神經孔	82
蝶竇——開口位	83
腦造影	84
松果腺移位	98
蝶鞍——側位	100
鼻骨——軸位及殆片	102
顱骨弓——斜軸位及頂額位	105
下頷聯合	107
下頷骨	108
頸頷關節——側位	110
第五章 四肢標準位置	111
解剖學的變異	111
手及腕部副骨	111
足及踝部副骨	113
手	115
腕關節	118
尺骨及橈骨	120
肘關節	122
肱骨——內轉位及側位	125
肩關節	127
足及踝	130
跟骨	135
脛骨及腓骨	137
膝關節造影	139
膝關節及股骨下端	141
髌骨——軸位	143

髖關節及股骨上部——前後位	144
髖關節——後斜位, 謝志光氏位	145
髖關節側位	146
股骨——前後位及側位	150
第六章 軀幹標準位置	152
頸椎	152
胸椎——前後位, 側位, 第一至四胸椎側位及後斜位	160
腰椎	165
腰骶關節	168
骶椎及尾骨——側位	169
骨盆及股關節——前後位	170
恥骨弓——軸位	172
鎖骨——後前位	173
胸骨	174
胸鎖關節攝影	178
肋骨	180
食管造影術	184
胃腸造影術	186
胃造影	188
結腸造影	195
結腸雙重對比造影	195
稀鋇劑高電壓之結腸造影	195
立位腹部平片攝影	198
膽囊造影術	199
膽囊造影——後前位	204
腎臟、輸尿管及膀胱平片——前後位	206
泌尿系造影術	207
胸部	210
胸部遠距離後前位X射綫攝影	218
正影圖	219
胸部——半軸位(脊柱前凸位)	220
支氣管造影術	222
血管心臟造影術	227
血管造影術	227

椎管造影術	228
子宮輸卵管造影術	231
胎盤間接造影術	232
胎盤直接攝影術	232
骨盆——產科各位	233
乳房攝影	236
斷層攝影術	236
膽管造影術	237
間接攝影術	238
椎根間距離測量法	241
第七章 口腔攝影技術	242
口腔攝影條件	242
患者位置及膠片的安放	243
中心綫角度	244
上頷磨牙攝影技術	245
上頷雙尖牙攝影技術	246
上頷單尖牙攝影技術	247
上頷切牙攝影技術	248
下頷磨牙攝影技術	249
下頷雙尖牙攝影技術	250
下頷單尖牙攝影技術	251
下頷切牙攝影技術	252
殆片攝影技術	253
腮腺造影技術	254
第八章 異物定位技術	256
簡單透視法	256
螢屏固定、X射綫管單方向移動定位法	256
定視器定位法	258
定角定位法	259
三角定位法	259
定位的記錄方法	261
第九章 X射綫治療技術	262
X射綫測量技術	262
一、X射綫量的單位——[r]	262

二、X射綫量的測量原理與 r 量計	263
三、空氣量的測量技術	265
四、半價層的測量技術	268
五、皮膚量與深度量的測量技術	270
確定及執行治療計劃	274
治療前的準備工作	281
治療中及治療後注意事項	282
常用治療位置	284
一、皮膚良性疾患(頭癬)	284
二、皮膚惡性疾患	285
三、乳腺癌	286
四、口腔內腫瘤	291
五、咽喉部腫瘤	291
六、鼻咽腔腫瘤	294
七、副鼻竇腫瘤	295
八、頭部及頸部淋巴腺	296
九、中樞神經系統疾患	299
十、消化系統腫瘤(食管癌,直腸癌)	300
十一、呼吸系統腫瘤	305
十二、泌尿系統及男性生殖器疾患(精原細胞瘤,陰莖癌)	309
十三、女性生殖器腫瘤	312
十四、造血及網狀內皮系統疾患	314
第十章 X射綫防禦技術	318
防禦高電壓	318
放射能的生物效應及人對X射綫的可耐量	318
X射綫的防禦方法	320

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射綫的發明鋪好一條平坦大道。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，即發現塗有鉑氰化鉀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？那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（圖1），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，如圖2，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 為初級綫圈圈數， T_s 為次級綫圈圈數； V_p 為初級電壓數， V_s 為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。」？

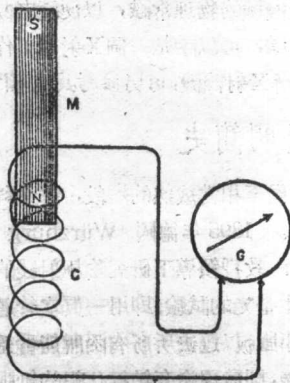


圖 1 磁石進出綫圈時產生感應電流
C. 綫圈 G. 電流計 I. 感應電流方向 M. 磁石 N. 北極 S. 南極

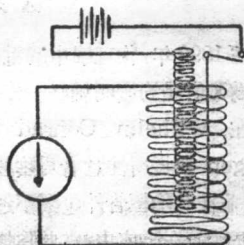


圖 2 小綫圈進出大綫圈時產生感應電流

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。圖 3 即 X 射

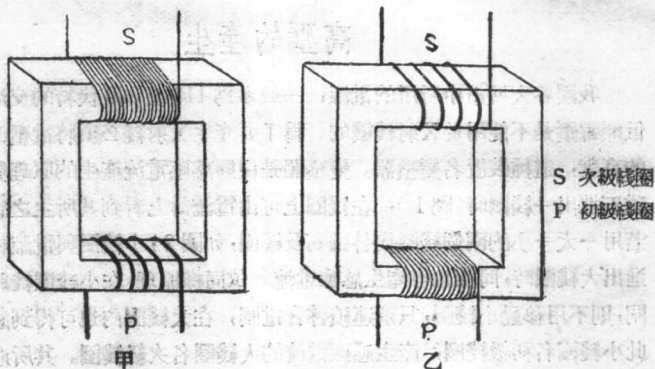


圖 3 升、降級變壓器

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(圖 3 甲)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。爲了簡化數字起見，我們將 1,000 伏特計做一個千伏特，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。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。再加以高壓後，此種電子即以高速碰擊陽極而發生 X 射綫。

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—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自耦或單耦變壓器亦爲 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的鐵心上構成，見圖 4。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，其另一端與一調節器相連，以便調節高壓初極的電壓（見圖 4）。X 射綫機上一切電源的供給都仰此單耦變壓器。

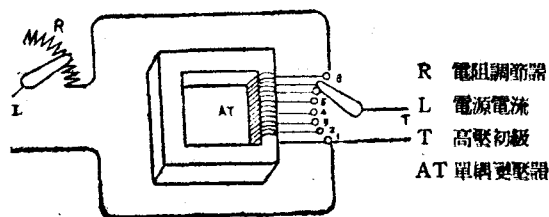


圖 4 單耦變壓器

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為陽極，絲極永為陰極的程序，即為整流作用。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。其原理即將X射綫管用作整流器。圖5為說明此種整流的簡單圖解：當陽極冷卻時，X射綫管自己能抑制交流電的負相期，因此時屏極為陰極，絲極為陽極，無電子自後者到達前

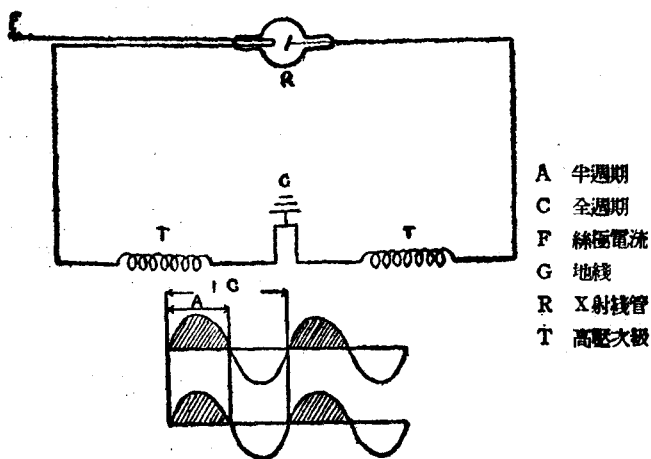


圖5 自整流綫路

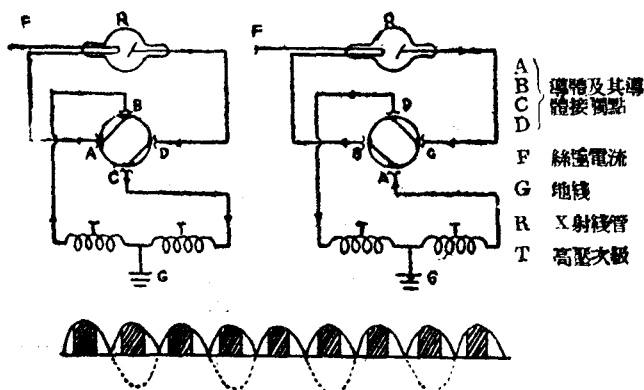


圖6 機械整流綫路

者，故電流通，所以負相期電流通。這是一種半波整流作用。其缺點為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：此為全波整流的一種。利用一與交流電同期旋轉的電動機而使一圓形絕緣電盤旋轉，如圖 6。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，如圖 6 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。上圖下部所示的曲線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：整流管的構造與 X 射綫管相同，即一真空管內含一熱燈絲陰極及一冷陽極。當陰極燈絲加熱發射負電子時則成為負電位，而陽極成為正電位，電子此時從陰極流向陽極，於是電流能通過 X 射綫管。當電位相反則無電子從陰極射出，X 射綫管內亦即無電流通過。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，故在一般情況下其電子不能以高速撞擊屏極而產生 X 射綫，不過若使用不當致其內阻升高且兩極間電位降落過大時，整流管亦可放射 X 射綫。此點在防禦 X 射綫時，應特別注意。

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，故管式整流已為最常用的整流，在醫用 X 射綫機上已代替了機械整流。整流管若採用不同數目及不同接連法可產生各種不同整流情形，現介紹兩種最常用的整流路綫以供參考，更深入及全面的整流管式整流情形讀者應參考 X 射綫機械專門書籍。

(1) 半波整流——在高壓路綫中若採用二整流管(V_1 及 V_2)如圖 7 所示，則 X 射綫管的陰極永不可能成為陽極。我們現分析一下其電子路綫即可看出：若高壓變壓器 T 的 M 極為負極時，則電子通過第一

整流管 V_1 而達 X 射綫管 R 的陰極及屏極，並通過第二整流管 V_2 而回到高壓變壓器之另一極 N。在交流電流的另一半週期內，其電子從相反方向通過

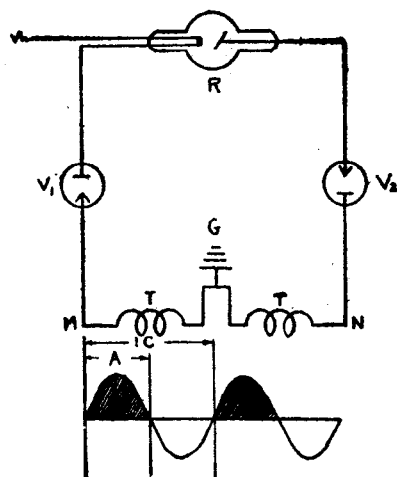


圖 7 半波整流路綫
A. 半週期, C. 全週期, G. 地綫, R. X 射綫管, T. 高壓次級, V_1, V_2 . 整流管, M, N. 高壓次級的兩極。

即自 N 至 V_2 ，因遇到 V_2 的冷陽極而受阻結果在此半週期內就沒有X射綫產生了。很顯然，半波整流後的交流電流結果與自整流者相同，因為只有交流電流的正相期能產生X射綫，而負相期則被抑制。在此綫路中每一整流管負擔一半電壓，因高壓變壓器的次級綫圈的中心頭是與地相接的。

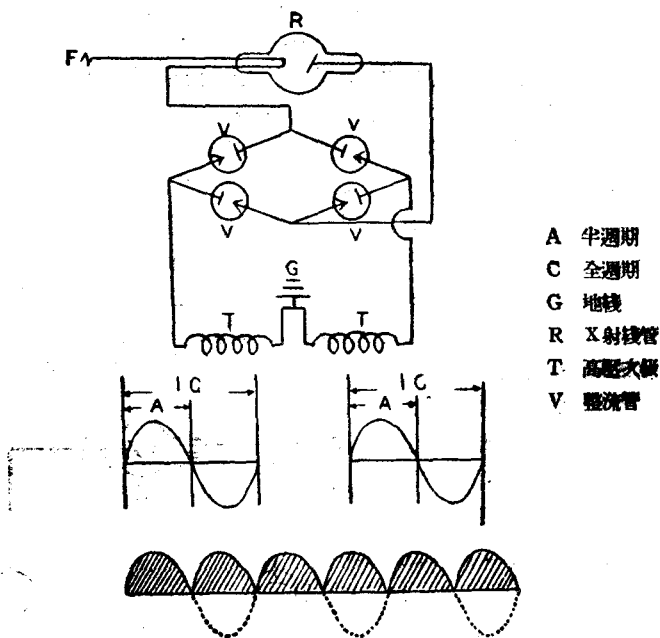


圖 8 管式全波整流

(2) 全波整流——全波整流時使用四整流管，如圖 8 方式連接，在這種情形下不論交流電流的正相期或負相期都可利用，都可產生X射綫。我們若能記住電子只能從熱陽極流向冷陽極，不能從相反方向通過，則我們可照半波整流綫路同法分析圖 8 的管式全波整流綫路。

X 射綫管的構造

過去所用者為氣體管，現在醫用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(見圖 9)為鉛製成，其尖端為一凹面；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（見圖 10），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射綫即在此所撞擊的焦點上產生。為了使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；通常為 45° ，以便使射入角與射出角相等，見

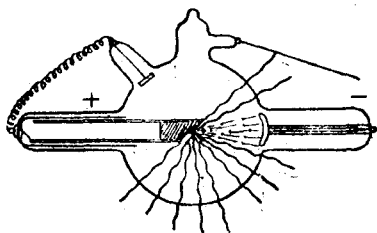


圖 9 氣體管

圖 10。最近的趨向是將此傾斜度減少至 20° ，以便使焦點變小而增加照片的清晰度。

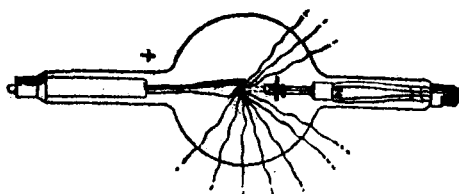


圖 10 熱陰極管

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，絕大多數者則化為熱能。下面的公式可用以計算一個X射綫管的X射綫產生效率：

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

Z 為屏極的原子序數， V 為二極間電位差的伏特數。例如屏極為鎢製成，即 $Z=74$ ；若使用 100 千伏特，則此X射綫管的X射綫產生效率為 1%；即有 99% 的陰極射綫化為熱能，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，其功率為 500 瓦，依這樣情形計算，其陽極的溫度每秒鐘能增高攝氏 30° ，一分鐘即可使屏極增高至攝氏 $1,800^\circ$ ，此時陽極已達白熱程度，若無散熱裝置，屏極很快會熔壞損壞。

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 $3,370^{\circ}$ ，亦不會熔化，因為根據熱的輻射定律：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射綫管即為此種金屬片散熱裝置。

4. 旋轉陽極式：陽極為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，因為陽極在迅速旋轉中，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. 就是採用錢形焦點。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 11 圖即此種焦點的圖解。其原理爲將屏極面與垂直平面成一 $17-20^{\circ}$ 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。

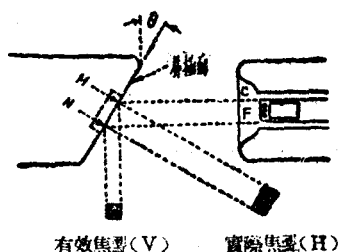


圖 11 錢形焦點

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，其屏極為鉛做成，因其原子量大，195.4，而鋇則爲 184；但是前者的熔點爲攝氏 $1,755^{\circ}$ ，而後者却爲攝氏 $3,370^{\circ}$ ，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