

# 基礎核子醫學

張文成 編譯

華杏出版社發行

# 基礎核子醫學

張文成 編譯

華杏出版社發行

# 自序

國內核子醫學近幾年來不斷蓬勃發展，已使核子醫學成爲臨床醫師從事疾病診療所不可或缺之利器，由於各大醫院之核子醫學部門相繼成立，使核醫從業人員不斷增加，因目前國內有關核子醫學之中文著作甚少，編者有鑑於此，遂將數年來所收集之資料、書籍，編譯成冊，以供核醫從業人員參考之用。

本書所使用之圖表皆自下列參考資料直接轉載，謹此向這些作者致最大的謝意。

1. Computer methods, The fundamentals of digital nuclear medicine(David E. Lieberman. Larson, Ph.D)
2. Computer processing of dynamic images from an Anger scintillation camera(Kenneth B. Larson, Ph.D)
3. Recent advances in nuclear medicine (Vol. 5, Edited by John H. Lawrence Thomas F. Budinger)
4. Nuclear medicine physics, instrumentation, and agents (Edited by F. David Rollo, Mosby)
5. Instrumentation in nuclear medicine (Vol. 1. Edited by Gerald J. Hine., Academic press)
6. Instrumentation in nuclear medicine (Vol. 2. Edited by Gerald J. Hine., Academic press)
7. Quality control in nuclear medicine (Edited by Buck Rhodes, Mosby)
8. Basic science principle of nuclear medicine (Edited by Charles M. Boyd and Lenn V. D)
9. Textbook of nuclear medicine technology (Paul J. Early/Muhammad Abdel Razzak/D. Bruce Sodee, Second edition, Mosby)
10. Mosby's manual of nuclear medicine procedures (D. Bruce Sodee/Paul J. Early, Third edition)
11. Nuclear medicine technology and techniques (Edited by Bernier. Langan. Wells. Mosby)
12. Nuclear medicine (Henry N. Wagner JR., M.D., Editor)
13. Seminars in nuclear medicine, Emission computed tomography (Vol. No. 4, October, 1980. Leonard M. Freeman, M.D. and M. Donald Blafox, M.D. Ph.D., Editors)
14. Mathematics for technologists in radiology, nuclear medicine, and radiation therapy (Edited by Stefano S. Stefani)
15. Nuclear medicine technology review (Sheila D. Rosenfeld/Susan A. White)
16. Radiopharmaceuticals (edited by by Rhodes. Cooper. Sodd)
17. Progress in radiopharmacology (Edited by Peter H. Cox, Elsevier/North. Holland)
18. Fundamentals of nuclear pharmacy (Edited by Gopals B. Saha)
19. Textbook of Nuclear Medicine: Basic Science (Edited by Rocha, Harbert)
20. Radioimmunoassay and related technique (Edited by Jan I Thorell, Steven M. Larson)

本書之能順利完成要特別感謝本院內科、核醫科主任醫師王朝弘，台大醫院主治醫師蘇誠

道，高義哲藥師，榮民總醫院電腦室研究員吳良志先生，長庚醫院核醫科技術主任葉泰亨先生等在百忙之餘先後為本書斧正，同時要感謝本院核醫科技師袁小如，于麗鳳，柯瑞貞等義務為本書繕稿與校對。

編者自愧才學淺薄，況且核子醫學牽涉廣泛，若有遺漏之處，尚祈諸先輩不吝賜教指正，是幸。

編者於馬偕紀念醫院核子醫學科

中華民國 71 年 5 月 1 日

# 基礎核子醫學

## 目 錄

第一章 甲狀腺攝取率偵檢器.....	1
第一節 偵測探頭.....	1
第二節 脈衝處理系統.....	14
第二章 閃爍掃描器.....	21
第一節 偵測探頭.....	21
第二節 數據輸出處理系統.....	33
第三章 直線型掃描器之操作與品質管制.....	38
第一節 掃描器之操作要點.....	38
第二節 直線型掃描器之品質管制.....	41
第四章 閃爍攝影機.....	55
第一節 偵測探頭.....	54
第二節 系統主控單元.....	65
第五章 閃爍攝影機之品質管制.....	70
第一節 品管所需之物質.....	70
第二節 品管測試技術.....	76
第三節 影響閃爍攝影機造影作業之因素.....	79
第六章 伽瑪井形閃爍計數器.....	86
第七章 特殊核子醫學造影設備.....	97
第一節 正子造影設備.....	97
第二節 多晶體伽瑪閃爍攝影機.....	101
第三節 發射式電腦斷層造影設備.....	111
第八章 核子醫學統計學.....	125
第九章 影響影像形成之因素.....	135
第十章 放射性藥物學.....	152
第一節 放射性核種之製造.....	152
第二節 放射核種發生器.....	158
第三節 常用放射性藥物製劑.....	165
第十一章 電腦概論.....	176
第一節 電子計算機之發展.....	176
第二節 電腦之基本結構.....	177
第三節 程式語言與其數字表示法.....	182

第四節	電腦在核子醫學造影技術之應用.....	184
第五節	電腦在臨床放射性免疫分析法之應用.....	204
附錄一	核子醫學造影所使用之放射性核種.....	206
附錄二	閃爍攝影機之品管測試流程圖.....	226
附錄三	直線型掃描器之品管測試技術.....	227

# 第一章 甲狀腺攝取率偵檢器

## 前言

在臨床核子醫學領域中，對於甲狀腺攝取率之測定，常讓病人口服放射性碘（Radioiodine）或注射銨-99m等含伽瑪射線（ $\gamma$ -ray）之放射性同位素（Radioisotope），故其測定用之偵檢器，常使用對於伽瑪線具有高偵測效率之閃爍計數器（Scintillation counter），閃爍計數器主要由二個部份組成，即(A)偵測探頭（Detection probe）(B)脈衝處理系統（Pulse processing system）。

## 第一節 偵測探頭

適用於甲狀腺攝取率之偵測探頭為單一探頭（single probe）可以做X與Y軸移動以減少操作空間。偵測探頭由四個部份組成（如圖1-1）：(1)單孔平直式準直儀（Single hole flat field collimator）。(2)經銨（Thallium）活化之碘化鈉結晶體（ $\text{NaI}(\text{Tl})$  crystal）。(3)光電倍增管（Photomultiplier Tube）。(4)前極擴大器（Preamplifier）。

### 1-1 單孔平直式準直儀

(A)準直儀之物理結構（Physical configuration of collimator）

此準直儀之特性為具有圓錐形之開口，且由鉛構成（ $\text{Pb} : 30 - 60\text{mg} / \text{cm}^2$ ）以便排除直徑為15cm圓形照野外之輻射線進入碘化鈉結晶體（如圖1-2）。

R值可由等劑量曲線（Isoresponse curve）求出。於等劑量曲線上，照野之中心點之計數率為100%，R之計數率為90%—100%，1.2R則計數率分佈在50%—90%，1.4R為5%—50%。（如圖1-3）。

根據國際原子能總署（International Atomic Energy Agency, I.A.E.A）建議

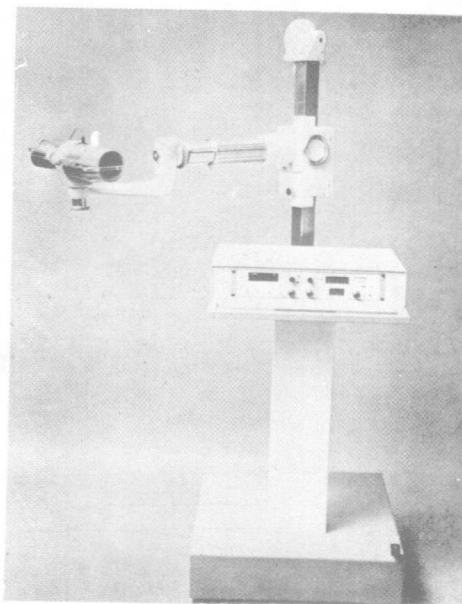


圖1-1 甲狀腺攝取率偵檢器（Picker）

，圓形照野之直徑為 12 — 15 cm ，最適當之操作距離 ( D ) ( optimum working distance ) 為 20 — 30 cm ， $\pi$  ( steradian ) 內之計數率以低於 15 % 為原則，而準直儀之長度 ( L ) 則視結晶體半徑 ( r ) 之大小而定，在製造準直儀時，即需考慮 L, D, r, R 四者之相互關係，其關係如下：

$$L = D ( r / 0.2 R + r )$$

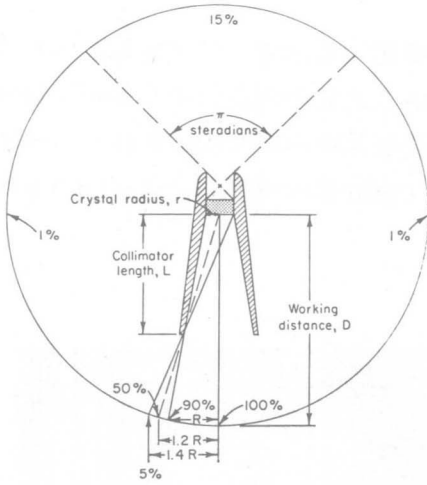


圖 1 — 2 準直儀之幾何結構

因在臨床操作上，已限定 R, D 之值，故此 R, D 為定值，若增加結晶體的半徑 ( r )，L / D 之值即需增大，反之，則 L / D 值縮小，L / D 值泛指準直儀之長度與操作距離之比，若結晶體的半徑增加，L 值不增加時，則無法維持恒定 D 值，D 值改變後，則 R 值亦隨其變化，R 值約 6 ~ 7.5 cm，R 值改變後，閃爍計數器之靈敏度與準確度亦隨之改變，此時用來從事甲狀腺攝取率之測量，其精確度易發生偏差。

對於一部已完成之甲狀腺攝取率測定器而言，在操作上最重要的是尋找最適當之操作距離，此操作

距離即指碘化鈉結晶體與甲狀腺表面之距離，故吾人選定 D 值時，需考慮下列因素：

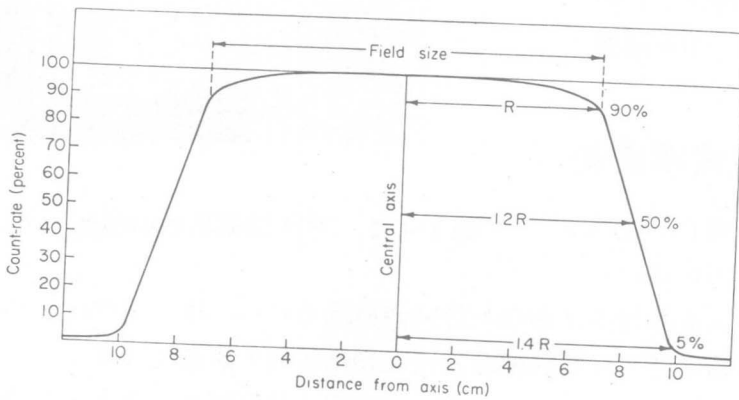


圖 1 — 3 準直儀之照野

1. 準直儀之長度：

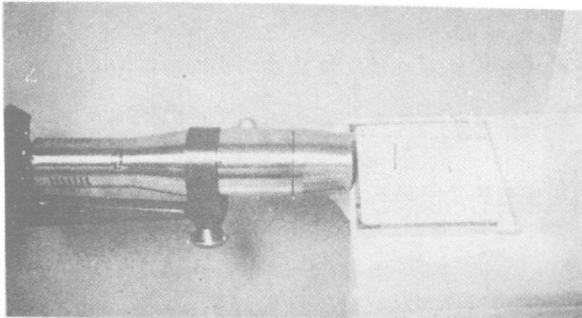


以  $R$  為半徑之圓形照野內之計數率需在  $90\% - 100\%$ ， $1.2R$  在  $50\% - 90\%$ ， $1.4R$  在  $5\% - 50\%$ 。

2. 甲狀腺之大小。
3. 閃爍計數器之靈敏度（泛指結晶體的大小）。
4. 對於小孩子或成年人，則  $D$  值需酌予縮小或加大，然對於甲狀腺腫大者（可能超過  $2R$ ），則需延長  $D$  值以增加照野之面積（field of vision），因閃爍計數器之靈敏度與距離成反比關係，故增加  $D$  值時，以  $2R$  約略等於目標區（泛指病人之頸部寬度，其中心點為喉結）。

(B) 等劑量反應曲線之製作

1. 目的：(一) 求  $R$  值（計數率差在  $90\% - 100\%$ ）及其分佈曲線。  
(二) 根據  $R$  值，求出最適當之操作距離（optimum working distance）
2. 方法：



(一) 將準直儀與線性劃圖紙（linear graphy paper）放在同一平面上，使準直儀之圓錐形開口之中心點與方格紙邊緣之中心點密接，如圖（1-4）。

(二) 用玻璃毛細管（micro capillary tube）裝入  $Tc - 99m$  或  $^{131}I$  溶液，使其垂直於紙上，

圖 1-4 單孔平直式準直儀之等劑量反應曲線製作法

以一定間格先延著  $X$  軸移動，每次移動之距離以其計數率下降  $10\%$  左右，當其最邊緣之計數率在原點計數率  $10\%$  左右，即以同軸線（ $X$ ）向  $Y$  軸移動，間格與  $X$  軸同，即令  $Y$  軸之最遠端（maximal distal edge）之計數率為原點之  $10\%$ 。

(三) 原點計數率至少需  $40000\text{ CPM} \sim 50000\text{ CPM}$ （以  $10$  萬  $\text{CPM}$  較理想）。

(四) 將測得之計數率記錄在線性劃圖紙上，即可得到如圖 1-5。

(五) 將計數率在  $90\%$ ， $80\%$ ， $70\%$ ， $60\%$ ， $50\%$ ， $40\%$ ， $30\%$ ， $20\%$ ， $10\%$  之點分別連成一直線，即可求出等劑量曲線，此時  $X$  軸之寬度需  $15\text{ cm}$ （ $2R$ ），在此範圍內之計數率差在  $5\%$  左右， $Y$  軸之深度至少需  $5\text{ cm}$  左右（約甲狀腺之厚度），其計數率之變化亦應在  $5\%$  以內。

## 1-2 碘化鈉結晶體（Sodium Iodide Crystal）

爲了減少病人體內曝露劑量（Internal Exposure Dose）及增加閃爍偵檢器之靈敏

度，吾人在選用碘化鈉結晶體時，應以其大小在  $2.5\text{ cm} \times 2.5\text{ cm}$  為原則，因結晶體若太小時，為增加靈敏度，則給病人口服或注射之劑量要增加，否則靈敏度不夠，要延長檢查時間。若結晶體太大時會增加二級尖峯 ( secondary photopeak ) 之效應，影響原級尖峯 ( primary photopeak ) 之解析力 ( Resolution ) 。

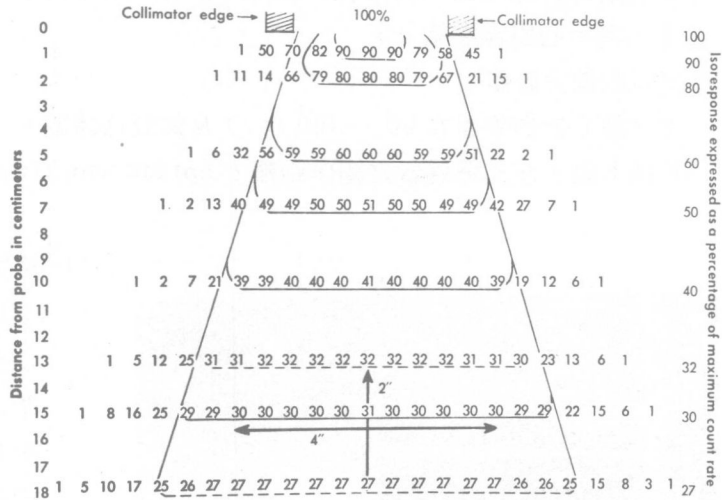


圖 1 - 5 單孔平直式準直儀之等劑量反應曲線

(A) 碘化鈉結晶體與伽碼射線 ( 光子 ) 之相互作用 ( Interaction Between NaI crystal and photon )

當伽碼射線 (  $\gamma$  - ray ) 進入碘化鈉結晶體後，由於其本身能量之差異，可產生三種效應，即①光電效應 ( 能量低於 200Kev ) ②康普吞效應 ( 200Kev ~ 1.02Mev ) ③成對生成效應 ( > 1.02Mev ) 。

(1) 光電效應 ( photoelectric Effect ) :

若入射之伽碼射線能量低於 200Kev 時，其能量大部份轉移給碘化鈉結晶體，藉此引發光電子 ( photoelectron ) ，此時光電子有兩種方式轉移本身之能量，其一為將能量轉移給碘化鈉結晶體內之其他電子 ( 純的碘化鈉結晶體 ) ，其二為碰到發光中心 ( Luminescent Center ) 被吸附，而釋放其能量，回到基態 ( Ground state ) ( 結晶體滲入不純物質如鉍 ) 。因碘的原子序數很高 (  $Z = 53$  ) ，故在 K 層極易發生光電效應，在引發 ( Induce ) 光電子時，亦同時產生 K - X ray ，產生之 K - X ray 若在結晶體表面時，則可脫離碘化鈉結晶體 ( Escape from NaI crystal ) ，伽碼射線之能量在碘化鈉結晶體內之轉移現象如圖 1 - 6 。

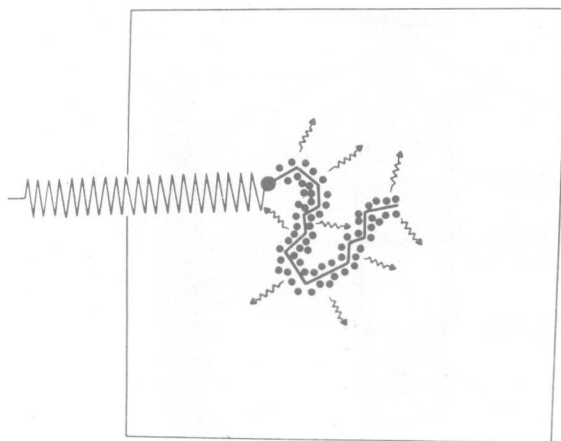


圖 1 - 6 結晶體內能量轉移現象

$\gamma$  - ray 進入碘化鈉結晶體後，其能量之轉移分為兩種：

1. 低能量  $\gamma$  - ray  $\rightarrow$  碘化鈉結晶體  $\rightarrow$  光電效應  $\rightarrow$  光電子  $\rightarrow$  游離作用  $\rightarrow$  二次電子  $\rightarrow$  發光中心  $\rightarrow$  產生可見光子。
2. 高能量  $\gamma$  - ray  $\rightarrow$  碘化鈉結晶體  $\rightarrow$  多次康普吞效應  $\rightarrow$  低能量散射光子  $\rightarrow$  光電效應  $\rightarrow$  光電子  $\rightarrow$  游離作用  $\rightarrow$  二次電子  $\rightarrow$  發光中心  $\rightarrow$  產生可見光子。

(2) 康普吞效應 ( Compton Effect )：

當伽碼射線能量在 200Kev  $\sim$  1.02Mev 時，極易引發康普吞散射光子，( Compton scatter photon )，此時散射光子極易脫離碘化鈉結晶體，若其能量甚低或結晶體很大時，亦可能被碘化鈉結晶體吸收，形成光電吸收 ( Photoelectric Absorption )。

(3) 成對生成效應 ( Pair Production )：

入射之伽碼射線能量大於 1.02Mev 時，可引發成對生成效應，因臨床核子醫學領域中，甚少使用此種具有高能量之核種，故在此不擬討論 ( 除非使用正子掃描器 ( Positron Scanner ) )。

(B) 碘化鈉結晶體之內在計數效率 ( Intrinsic counting Efficiency for NaI Crystal )：

對於伽碼閃爍計數器 ( Gamma scintillation counter ) 而言，當不同能量之伽碼射線進入碘化鈉結晶體後，雖可產生多種效應，如圖 1 - 7，但仍以光電效應 ( 可引發光電子 ) 較具價值。由於碘化鈉結晶體在引發上述三種效應時，隨即產生三種不同之吸收係數，如圖 ( 1 - 8 )。

當我們欲評估總體吸收係數 ( Total absorption coefficient )  $\mu$  時，需考慮上述三種效應之吸收係數，而碘化鈉結晶體之內在計數效率 (  $\epsilon$  ) 極易受總體吸收係數 (  $\mu$  ) 之影響，即

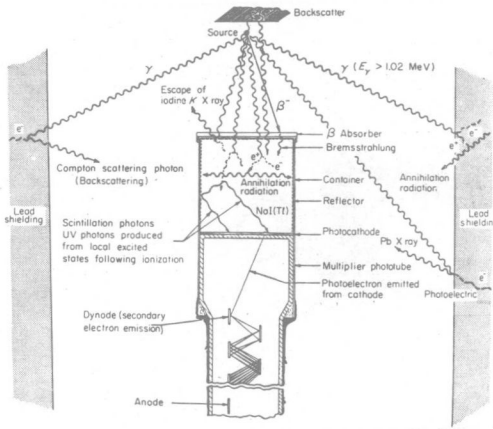


圖 1-7 光子與碘化鈉作用後產生之多種效應

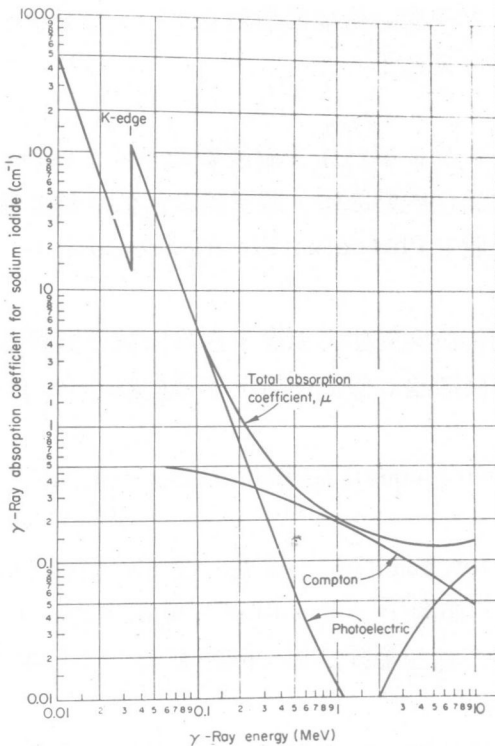


圖 1-8 光子與碘化鈉結晶體作用後產生之三種不同吸收係數

$$\epsilon = 1 - e^{-\mu d}$$

$\epsilon$  : 內在計數效率

$\mu$  : 總體吸收係數

$d$  : 碘化鈉結晶體之厚度

當  $\epsilon$  值很大時 (即  $\mu d > 2.5$ )

), 其對於不同能量之  $\gamma$ -ray 而言, 其  $\epsilon$  值趨於一致 (come to unity), 因其能量很大時 (大於 1 Mev),  $\mu$  為  $0.2 \text{ cm}^{-1}$ , 此時之碘化鈉結晶體至少要 12 cm 厚才能完全吸收該能量, 若能量少時,  $\mu$  即變大, 所需的結晶體厚度即可縮小。

[例]: 若  $^{60}\text{Co}$   $\gamma$ -ray 之平均能量為 1.25 Mev,  $\mu$

$= 0.188 \text{ cm}^{-1}$  (如圖 1-8),  $d = 2.54 \text{ cm}$ ,

求  $\epsilon$  ?

$\epsilon = 1 - e^{-0.188 \times 2.54}$

$= 1 - 0.62$

$= 0.38$

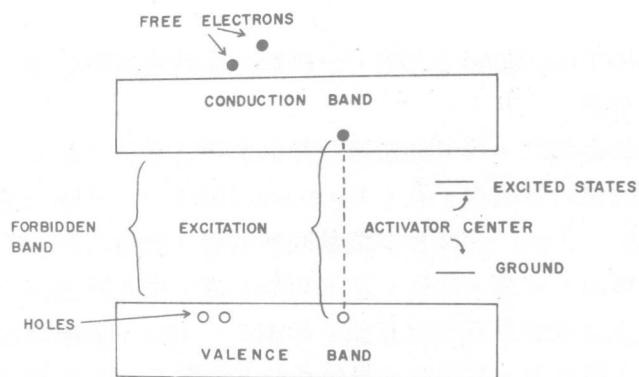


圖 1-9 碘化鈉結晶體內之能階分佈

此時  $\epsilon = 0.38$  表示 1 吋厚之碘化鈉對  $^{60}\text{Co}$  之  $r$ -ray 只有 38% 之內在計數效率 (Intrinsic counting Efficiency)。

不同能量之  $r$ -ray 進入不同厚度之碘化鈉結晶體所產生之內在計數效率如表 1-1。

表 1-1 平行射線進入碘化鈉結晶體後之內在計數效率

r-ray 能 量 (Mev)	計數效率 (%)			
	碘化鈉結晶體之厚度			
	1 英吋	2 英吋	3 英吋	4 英吋
0.122	100	100	100	100
0.140	100	100	100	100
0.279	79	96	100	100
0.364	68	90	97	100
0.412	64	87	95	98
0.511	57	81	92	96
0.662	50	75	87	94
0.840	45	70	83	91
1.17	40	63	78	85
1.33	37	60	75	84
2.62	30	51	65	75
2.75	29	50	64	69

(C) 碘化鈉結晶體之發光效應 (Luminescence Effect for Sodium Iodide Crystal):

當伽碼射線進入未經鉍活化之碘化鈉結晶體時 (Pure NaI Crystal)，無法在室溫產生閃光效應 (Scintillation Effect)，若有液態氮 (Liquid nitrogen) 存在時，可引發良好之閃光效應，因在極低溫時，碘化鈉結晶體具有良好之透光性。若在碘化鈉結晶體中滲入不純物 (Impurities) 如鉍 (Thallium)，則雖在室溫，亦可引發閃光反應，此種不純物可形成發光中心 (Luminescent center)，該發光中心即存於共價帶 (Cova-

lent Bond) 與傳導帶 (Conduction Bond) 之間，一般稱此區為激發帶 (Excitation Bond or forbidden Bond) (如圖 1-9)。

此時若有伽碼射線進入碘化鈉結晶體內，將其能量轉移給共價帶之電子，形成光電子，此光電子進入激發帶後，其原來的位罝形成電子孔 (Electron Hole)，此時光電子若遇到發光中心 (不純物)，即被捕捉 (Trap) 並釋放其能量回到基態，此時所釋放的能量即以 3ev 之光子 (light photon) 釋出，其最大波長，在 420m $\mu$  左右，而此種光譜分佈情形與光陰極 (Photo Cathode) 對光之吸收反應極為相似 (如圖 1-10)，若激發之光電子在激發帶未遇到發光中心，則進入傳導帶，並將其能量轉移給其他電子，使其動能增加，並使整個結晶體發熱，無法發生閃光效應。

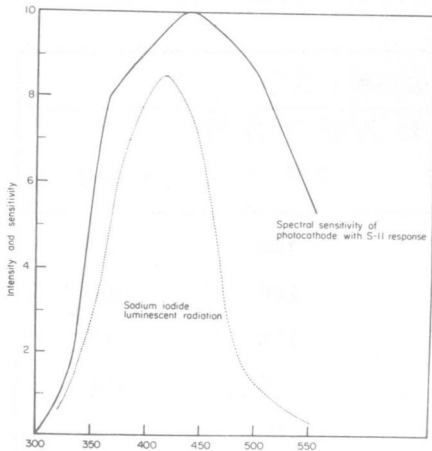


圖-10 可見光子之光譜分佈與光陰極之感度反應

鉍 (Thallium) 在碘化鈉結晶體內之濃度以 0.1 ~ 0.4 mole % 較適當。

#### (D) 光子尖峯分率 (Photopeak fraction)

所謂光子尖峯分率指在尖峯之計數率與整體能譜 (Energy spectrum) 計數率之比。對於低能量之伽碼射線而言，其值趨於一致，若伽碼射線之能量增加時，其值降低，然對於一特定能量之伽碼射線，若結晶體增大時，其值升高，因結晶體增大後，增加吸收康普吞散射光子之機會。(如表 1-2)

$^{131}\text{I}$  之光子尖峯分率 (Photopeak fraction) 為 0.75 (碘化鈉結晶體為  $2'' \times 2''$ )，則表示有 75 % 之  $\gamma$ -ray 被吸收產生脈衝 (Pulse)，佔整個能譜

分佈之 75 %。碘化鈉結晶體之大小與光子尖峯分率之關係 (如圖 1-11)。

表 1-2 碘化鈉結晶體之光子尖峯分率

結晶體之大小		r - ray 能量 (Mev)			
半徑 (英吋)	厚度 (英吋)	0.279	0.662	1.33	2.62
1	1	0.816	0.399	0.233	0.147
1	2	0.855	0.481	0.286	0.199
1	4	0.869	0.530	0.334	0.232
2	2	0.894	0.576	0.385	0.282
2	4	0.913	0.663	0.477	0.361
4	2	0.919	0.631	0.452	0.346
4	4	0.943	0.752	0.592	0.474

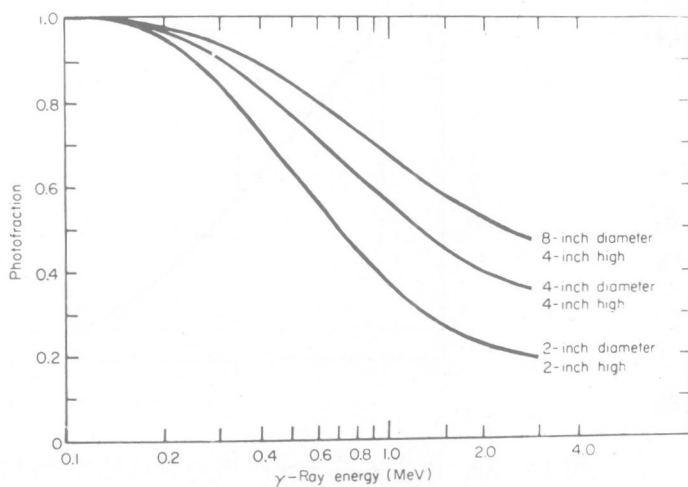
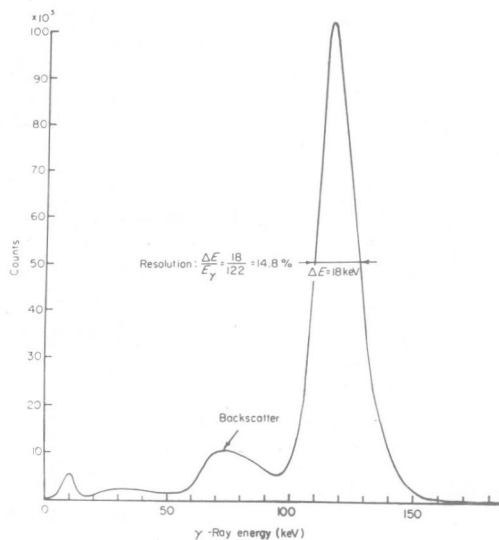


圖 1 - 11 三種不同大小之結晶體對尖峯分率之影響

因一般井式計數器之厚度很少超過 2"，故其尖峯分率之值皆不高。

#### (E) 伽碼射線之能譜分析 ( $\gamma$ -ray Energy Spectrum Analysis )

閃爍偵檢器在評估光子尖峯 ( Photopeak ) 之解析力時，常用 F.W.H.M ( Full Width Half Maximal )，若 C 代表光子尖峯之計數率而 F.W.H.M 即表在光子能譜上 ( Photo Energy Spectrum ) 1 / 2 C 高度之最大能譜寬度，F.W.H.M 之值愈窄，則解析力愈好，( 如圖 1 - 12 )。



F.W.H.M 之值與下列因素有關：

- (1) 伽碼射線進入碘化鈉結晶體後，產生二次電子 ( Secondary Electron ) 之數目有關。
- (2) 光子收集之效率 ( Photon Collection Efficiency ) 與碘化鈉結晶體之大小，光陰極之材料，到達光陰極之可見光子數目有關。
- (3) 到達第一個二次發射極 ( first dyode ) 之光電子數目 ( 8 個光子到達光陰極後，約可產生一個光電

圖 1 - 12  $^{57}\text{Co}$  之伽碼射線能譜

子)。

(4) 在光電倍增管內，對電子之放大係數 (Amplification Coefficient)。

(5) 電壓之穩定性。

對於高能量之伽碼射線，其解析力較高，反之，則降低。(如圖 1-13)。

(F) 二級光子尖峯 (Secondary Photopeak) :

伽碼射線進入碘化鈉結晶體後，除了產生原級尖峯 (Primary Photopeak) 外，尚

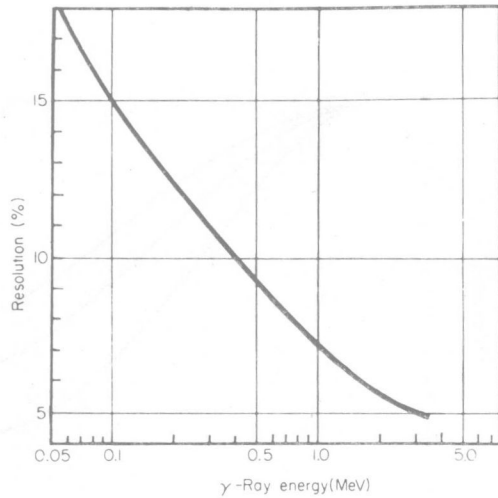


圖 1-13 原級光子尖峯解析力與伽碼射線能量之關係

可產生多種二級尖峯 (Secondary Photopeak) (圖 1-14) 分述如下：

(1) 背景散射尖峯 (Backscatter Peak)

由於射源本身 (器官) 或環繞該器官周圍之組織所產生之背景散射線，到達結晶體後，產生康普吞散射，若散射角度為  $180^\circ$ ，則其能量轉移如下

$$E_{sc} = \frac{E_\gamma}{1 + \frac{2E_\gamma}{m_0c^2}}$$

$$E_{sc} = \frac{E_r}{1 + \frac{E_r}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)}$$

$E_{sc}$  : 散射光子之能量

$E_\gamma$  : 入射伽碼射線之能量

$m_0c^2$ : 電子之動能

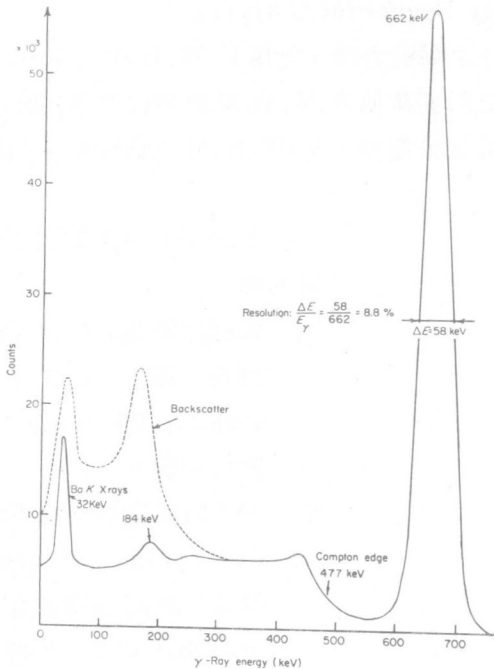


圖 1-14  $^{137}\text{Cs}$  進入碘化鈉結晶體內之光譜分佈

若  $E_\gamma = 0.3 \sim 1.5 \text{ MeV}$  時， $E_{sc}$  為  $0.14 \sim 0.22 \text{ MeV}$  (圖 1-15)。

若散射角度為  $140^\circ \sim 150^\circ$  時，其變化甚少，因  $E_{sc}$  之能量一般皆很小，故到達碘化鈉



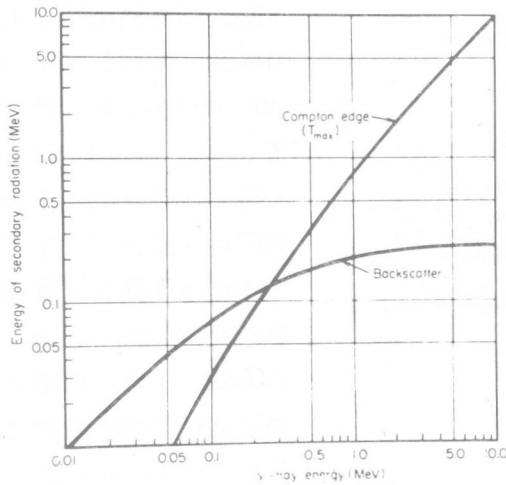


圖 1-15  $\gamma$ -ray 之能量與次級射線能量之關係

，產生之 K-X ray 易脫離結晶體，產生較低能量之尖峯。

### (3) 特性 X-ray 之尖峯 (Characteristic X-ray Peak)

當原子發生內轉變 (Internal Conversion) 或電子捕獲 (Electron Capture) 現象時，K 層產生空位，由外層電子補位，即釋放多餘之能量，產生特性 X-ray。

### (4) 鉛螢光尖峯 (Lead fluorescence)

由於伽碼射線通過鉛 (如準直儀) 時，將其內層軌道之電子激發後，產生電子補位現象，隨即產生 pb K-X ray (73Kev)。

### (G) 碘化鈉結晶體之保護措施

為使在碘化鈉結晶體產生之光子 (3ev) 不易脫離結晶體，常在晶體表面塗一層反光劑 (氧化鋁 (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), 或氧化鎂 (MgO)), 並將該結晶體置於 1/32" 厚之密封鋁容器內 (如圖 1-16)。

[註]: 密封之鋁容器在與光電倍增管之界面有一個開口，即透光窗，於透光窗與光陰極間則塗上矽化脂，避免因反射而損失光子。

使用鋁容器之目的為：1. 減除外界之光線，必免干擾碘化鈉結晶體本身產生之可見光子。

2. 避免潮濕。

3. 避免遭受物理性之破壞。

## 1-3 光電倍增管 (Photomultiplier Tube)

光電倍增管為一特殊之真空玻璃封罩，由三個部份組成：(1) 光陰極 (Photo Cathode) (2) 二次發射極 (dyode) (3) 高壓供給 (High Voltage Supplies) 其結構如圖 1-17。

### (A) 光陰極 (Photo Cathode)

結晶體後，即進行光電吸收 (Photo electric absorption) 產生背景尖峯。

### (2) 脫離碘之光子尖峯 (Iodine Escape Peak)

T<sub>e</sub> 表光子之動能，B<sub>e</sub> 表碘之結合能 (K shell)，E<sub>γ</sub> 為伽碼射線之能量，則 T<sub>e</sub> = E<sub>γ</sub> - B<sub>e</sub>。

因光電效應發生於 K 層軌道之機會為 80%，產生之 K-X ray 能量約 29Kev，此種低能量之 K-X ray 亦在結晶體內進行光電吸收，如 <sup>197</sup>Hg (77Kev)，在結晶體表面時