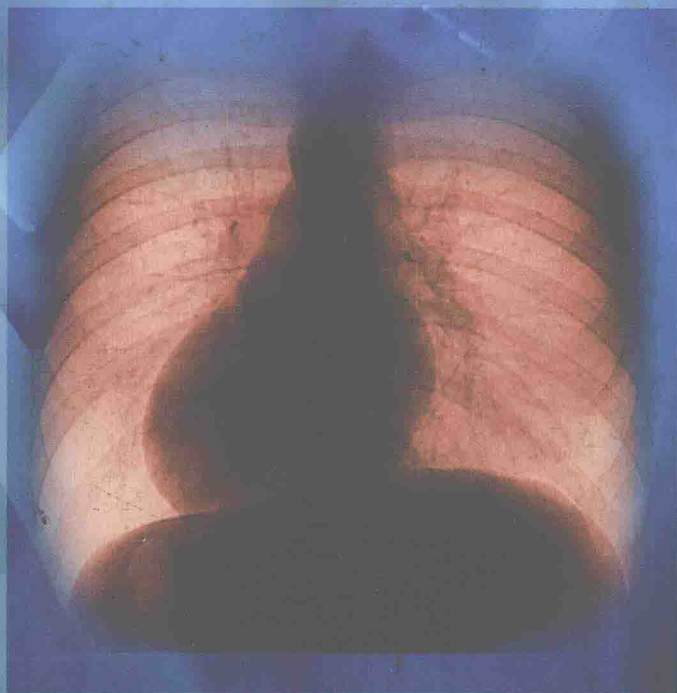


放射治療技術與設備學

試題彙編

第 1 冊

張寶樹 編著



合記圖書出版社 發行

第十三届全国书市样书

放射治療技術與設備學

—— 試題彙編 ——

第一冊

張寶樹 編著



合記圖書出版社 發行

國家圖書館出版品預行編目資料

放射治療技術與設備學試題彙編 / 張寶樹編著.

-- 初版. -- 臺北市：合記，民 90-

冊； 公分

ISBN 957-666-770-4 (第 1 冊：平裝)

1.放射物理學－問題集 2.放射線療法－
問題集

415.216022

90013553

書 名 放射治療技術與設備學試題彙編(第一冊)
編 著 張寶樹
發行人 吳富章
發行所 合記圖書出版社
登記證 局版臺業字第 0698 號
社 址 臺北市內湖區(114)安康路 322-2 號
電 話 (02)27940168
傳 真 (02)27924702

總經銷 合記書局
北醫店 臺北市信義區(110)吳興街 249 號
電 話 (02)27239404
臺大店 臺北市中正區(100)羅斯福路四段 12 巷 7 號
電 話 (02)23651544 (02)23671444
榮總店 臺北市北投區(112)石牌路二段 120 號
電 話 (02)28265375
臺中店 臺中市北區(404)育德路 24 號
電 話 (04)22030795 (04)22032317
高雄店 高雄市三民區(807)北平一街 1 號
電 話 (07)3226177

郵政劃撥 帳號 19197512 戶名 合記書局有限公司

中華民國 九十年八月十日 初版一刷

自序

「放射治療技術與設備學試題彙編」第一冊是以「放射物理學試題彙編」第一、二、三冊與「保健物理學(輻射防護)試題彙編」第一、二冊為基礎所編著，以解題方式撰寫，並儘量不重覆上述既有的試題。「放射治療技術與設備學試題彙編」第一冊分為五章：第一章「放射治療物理概念」，第二章「遠隔治療技術概念」，第三章「遠隔治療設備概念」，第四章「近接治療技術概念」，第五章「近接治療設備概念」。

「放射治療技術與設備學試題彙編」第一冊是因應我國醫事放射師考照的新規定，為想順利考取醫事放射師執照的放射技術學系同學有用的新書，此書的試題取自最近的考照題目，每題均有解題分析，值得熟讀。

「放射治療技術與設備學」與「放射診斷技術與設備學」、「核子醫學技術與設備學」是醫事放射師考照三個臨床科目，本書以近二十年的臨床實務經驗來撰寫放射治療物理學、遠隔治療技術學、遠隔治療設備學、近接治療技術學與近接治療設備學等，因此也值得在放射腫瘤部(科)工作的放射師與放射腫瘤專科醫師的參考與閱讀。

本書的順利出版要感謝的人很多，特別要感謝清華大學翁寶山教授、鍾堅教授、高醫放治科的長官與同仁、高雄長庚醫院放腫部的多位友人等。對於合記書局吳富章先生、黃召凡先生與吳貴惠小姐的協助出版，於此一併致謝。

因自行打字、排版與校對，所以此書共費時二年餘才完成。筆者才疏學淺，疏漏謬誤在所難免，尚祈讀者不吝指正。「放射治療技術與設備學試題彙編」第一冊參考學術國內外放射腫瘤的相關學術期刊，其主要參考書有：

1. H.E. Johns, J.R. Cunningham, *The Physics of Radiology*, 4th ed., Charles C Thomas Publishers, Springfield, 1983.
2. F.M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 2nd ed., William & Wilkins, Baltimore, 1995.
3. C.A. Perez, L.W. Brady, *Principles and Practice of Radiation Oncology*, 3rd ed., Lippincott-Raven, Philadelphia, 1998.
4. K.S.C. Chao, C.A. Perez, L.W. Brady, *Radiation Oncology: Management Decisions*, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1999.
5. S.E. Griffiths, C.A. Short, C.S. Jackson, D. Ash, *Radiotherapy: Principles to Practice*, Churchill Livingstone, New York, 1994.
6. W.R. Hendee, G.S. Ibbott, *Radiation Therapy Physics*, 2nd ed., Mosby, St. Louis, 1996.
7. G.C. Bentel, *Radiation Therapy Planning*, 2nd ed., McGraw-Hill, New York, 1996.
8. C.K. Bomford, I.H. Kunkler, S.B. Sherriff, H. Miller, *Walter and Miller's Textbook of Radiotherapy: Radiation Physics, Therapy and Oncology*, Churchill Living Stone, New York, 1993.
9. 張寶樹，*醫用保健物理學*，國立編譯館部編大學用書，俊傑書局印行，臺北市，2001。

最後要謝謝家人的支持！

張寶樹 謹誌

民國90年7月25日

第一次醫事放射師國考日

於高醫醫技系放射組、附設醫

院放治科、輻委會。

目 錄

自序	i
第一章 放射治療物理概念	1
第二章 遠隔治療技術概念	61
第三章 遠隔治療設備概念	151
第四章 近接治療技術概念	281
第五章 近接治療設備概念	313

第一章 放射治療物理概念

() 1. 下列關於TAR(tissue air ratio)的敘述，何者不正確？

(A)它可作為SAD治療技術時的劑量計算過程 (B)該值的來源必須要利用游離腔在空氣中的測量值 (C)它適用於任何能量的光子射線 (D)它與SSD無關

☞ 答案為(C)。1953年John等人首先使用組織空氣比(TAR)，應用於旋轉治療(rotation therapy)，其原稱為腫瘤空氣比(tumor-air ratio)。在旋轉治療裡，射源繞著病人做圓周運動，旋轉軸是位於腫瘤，而射源至旋轉軸的距離為定值。在此旋轉治療的圓周運動裡，射源-表面距離(source-skin distance, SSD)是依據病人體表輪廓而定，而射源-軸心距離(source-axis distance, SAD)則保持固定。

百分深度劑量(percent depth dose, PDD)依SSD而定，所以PDD隨著SSD的修正會造成臨床使用的麻煩。TAR與SSD無關，如圖1.1所示，TAR的定義為：

$$\text{TAR}(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{fs}}$$

其中， D_d 在深度 d 的假體劑量， D_{fs} 為在自由空間(free space, fs)相同深度的空氣劑量，深度 d 的照野大小(field size)為 r_d 。

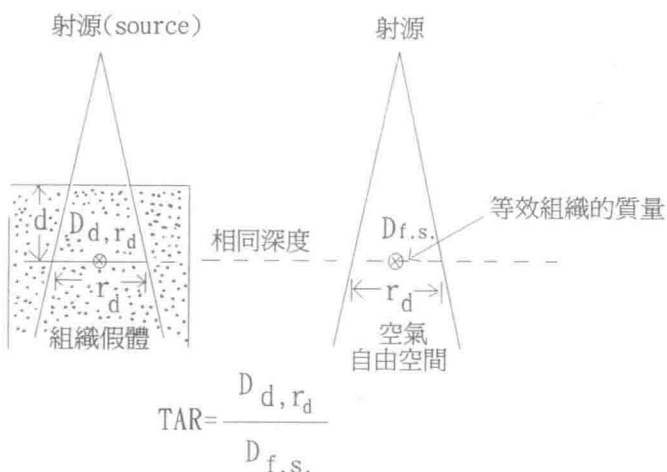


圖 1.1 組織空氣比(TAR)定義的示意圖，其中，"⊗"表示以游離腔測量吸收劑量的位置。

組織空氣比(TAR)是深度 d 、照野大小 r_d 與光子能量 $h\nu$ 的函數。當假體深度 d 為最大劑量深度 d_m 時，組織空氣比(TAR)就是回散射因數(backscatter factor, BSF)。

$$BSF = TAR(d_m, r_{d_m}) = \frac{D_{d_m}}{D_{fs}}$$

組織空氣比(TAR)與射源的距離無關，其為兩個劑量的比值，如圖 1.1 所示，亦即在深度 d 的假體劑量 $D_d(=D_{d,r_d})$ 與在自由空間相同深度的空氣劑量 D_{fs} 的比值，而劑量 D_d 是主射束(primary beam)經過假體的衰減與散射。對主射束而言，射束強度

在假體內呈現指數衰減，TAR為深度 d 的函數，而不是SSD的函數。TAR可作為SAD治療技術時的劑量計算過程， D_d 與 D_{fs} 是以Farmer游離腔分別在假體與空氣中相同深度下所測量的劑量。

第一次介紹組織空氣比(TAR)時，曾經將TAR定義為兩個曝露之比，即在假體裡的曝露除以沒有假體時同一點所接受的曝露劑量。由於當時對於曝露的定義不及現今嚴謹，且曝露不能用於高能輻射。1976年ICRU No.24建議以吸收劑量來定義TAR，亦即TAR不適用於高能量的光子射線。

當射源與軸心(axis)的距離大於50cm時，TAR與散射無關，TAR亦與射源到軸心距離無關，所以某一輻射的組織空氣比表(TAR table)可適用於所有的射源距離。

以假體中的深度 d 為橫座標，TAR的對數值為縱座標，各種照野面積的TAR的對數值在此半對數座標圖(semi-log scale)上幾乎呈現直線，此顯示TAR值隨著深度而成指數變化。

對百萬伏(MV)級的光子射束而言，TAR會從假體表面增建(build-up)至最大劑量深度 d_m 而達最大值，然後TAR值隨著深度而成指數減少。對某一窄射束或一 0×0 cm的照野而言，可以忽略散射輻射對劑量的貢獻，則深度 d 大於 d_m 的TAR為：

$$\text{TAR}(d, 0) = e^{-\bar{\mu}(d-d_m)}$$

其中， $\bar{\mu}$ 為光子射束在某一假體內的平均衰減係數。當 ^{60}Co 照射水假體，則深度 d 大於 $d_m(=0.5\text{cm})$ 的TAR為：

$$\text{TAR}(d, 0) = e^{-\mu(d-0.5)}$$

因為散射輻射會隨著射束的面積增加而增加，且散射輻射也會貢獻在深度 d 的假體劑量 D_d ，所以TAR會隨著射束的面積增加而增加。散射輻射的效應可由計算某一點的總劑量與主輻射在該點所產生的劑量之比而得。如 ^{60}Co 照射水假體，在水假體中深度 $d=20\text{cm}$ 、照野 $0\times 0\text{cm}$ 時，則 $\text{TAR}(20, 0)=0.278$ 。相同水中深度、照野變為 $20\times 20\text{cm}$ ，則 $\text{TAR}(20, 20)=0.502$ 。對照野 $20\times 20\text{cm}$ 而言，主輻射所產生的劑量是0.278倍的 D_{fs} ，而總劑量是0.503倍的 D_{fs} ，所以總劑量與主輻射所產生的劑量之比值會隨著照野的增加而增加，從照野 $0\times 0\text{cm}$ 的 $1.0(=0.278/0.278)$ 增至照野 $20\times 20\text{cm}$ 的 $1.8(=0.502/0.278)$ ，其中 $0\times 0\text{cm}$ 的照野是假設的照野(hypothetical field)。

對於低能光子輻射而言，散射輻射的效應更為顯著。如半值層(HVL)為 1.0mm Cu 的輻射照射水假體，在水中深度 $d=20\text{cm}$ 、圓形照野 0cm^2 時，則 $\text{TAR}(20, 0)=0.027$ 。相同水中深度、圓形照野變為 $400\text{cm}^2(=\pi\times 11.3^2)$ ，則 $\text{TAR}(20, 11.3)=0.254$ 。對照野 $20\times 20\text{cm}$ 而言，主輻射所產生的劑量是0.027倍的 D_{fs} ，而總劑量是0.254倍的 D_{fs} ，所以總劑量與主輻射所產生的劑量之比值會隨著照野大小的增加而增加，從圓形照野 0cm^2 的 $1.0(=0.027/0.027)$ 增至圓形照野 400cm^2 的 $9.4(=0.254/0.027)$ 。對於高能光子輻射而言，散射輻射的效應較低能光子輻射為不顯著。

(89年第2次專技)

() 2. 質子射束照射人體內，在其路徑的末端會產生下列何者的劑量？

- (A)電子平衡區 (B)劑量衰減區 (C)電子增建區
(D)布拉格尖峰區

☞ 答案為(D)。質子治療時，由於質子射束的深度劑量分布曲線(depth-dose distribution curve)具有布拉格尖峰(Bragg peak)的特性，當質子在停止前會釋放大量能量，所以會使腫瘤接受很高的劑量而不會增加週圍正常組織的劑量。布拉格尖峰的特性不僅會出現在質子治療，也會出現在帶電重粒子(重離子)的臨床治療。質子治療或帶電重粒子治療的布拉格尖峰，如圖1.2所示。

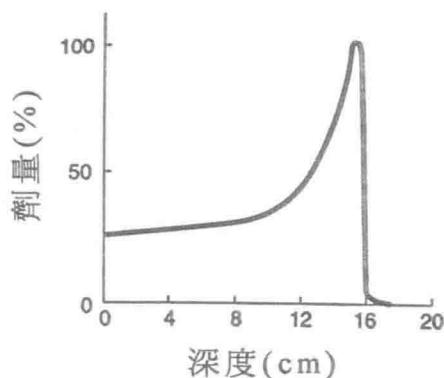


圖1.2 布拉格尖峰。

質子治療或帶電重粒子治療具有下列三項優點：
(1)淺表正常組織的劑量會顯著減少，如質子治療的體內劑量分布很好，使入射劑量低，最高劑量恰好落在腫瘤區，腫瘤底下的深層組織的劑量接

近零。(2)質子或帶電重粒子的能量約有30%會釋放在2cm的小範圍內。(3)質子或帶電重粒子的質量遠比電子為重，散射情況遠較電子為小，所以劑量可以更精確地給予腫瘤，避免週圍正常組織接受過大的劑量。

1950年代，美國勞倫斯柏克萊國家實驗室(Lawrence Berkeley Laboratory, LBL)開始重離子加速器治療的研究計畫，內容包括重離子的輻射生物學、輻射化學、重離子加速器技術、重離子射束傳送系統、重離子治療劑量學、重離子治療學、2-D與3-D治療計畫等。迄今全世界接受質子治療或重離子治療的病例約有二萬名，以質子或重離子治療肺癌的療效已獲肯定。日本於1993年於千葉市設立重離子醫用加速器(Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba, HIMAC)，重離子的能量高達250~800MeV。

在質子加速器與重離子加速器治療的研究發展中，以質子治療的發展最為迅速。質子的輻射生物效應遠比重離子(如氫離子、碳離子)的輻射生物效應弱，質子的輻射性質(LET)類似一般治療用的高能光子，應用上易於控制與預測。質子加速器的價格遠低於重離子加速器，早期的質子治療中心隸屬於高能物理實驗的分支，1990年美國加州Loma Linda醫學中心啓用全世界第一部設在醫院內的質子加速器醫用設備，第二部則設於波士頓麻省總醫院(Massachusetts General Hospital, MGH)的東北質子治療中心(Northeast Proton Therapy Center, NPTC)。

目前所使用醫用質子加速器是以迴旋加速器(cyclotron)與同步加速器(synchrotron)為主。在質子能量為250MeV以內，兩者的價格相似。迴旋加速器所產生的高能質子經減能(degrading)之後，降至可供臨床選用的能量。同步加速器可以方便選擇幾種質子能量，如以70MeV的質子射束做眼疾治療，180~200MeV的質子射束做淺表腫瘤治療，250MeV的質子射束做深部腫瘤治療。

質子治療比傳統的放射治療準確，可以對惡性腫瘤給予更高的劑量而不會增加周圍正常組織的劑量，提高腫瘤的控制率與病患的存活率，以及降低放射治療的副作用。質子治療可以大幅提高腫瘤的控制率，除了眼球與眼眶腫瘤之外，腦瘤、腦下垂體瘤、脊索瘤、頭頸部腫瘤(包括鼻咽癌)、骨肉瘤、前列腺癌、骨盆腔癌、脊髓旁腫瘤、軟組織肉瘤等也是適合質子治療的腫瘤。近年來，更將肺癌、食道癌、子宮頸癌、膀胱癌等也納入質子治療的腫瘤。

以醫院為主的質子加速器必須是安全且高信賴度產生的質子射束，且必須滿足臨床應用的規格與設備規格，如安全性、可用性、劑量的可靠性等。質子治療的全套設備包括加速器、射束傳送系統(beam delivery system)、射束形狀改變系統(beam modulation system)、同心旋轉臂(isocentric gantry)、病人支持系統與電腦控制系統等，而加速器本身的選擇有中型迴旋加速器(compact cyclotron)、同步加速器與低溫超導迴旋加速器(superconducting cyclotron)。

(89年第2次專技)

() 3. 關於細胞週期(cell cycle)的過程，下列何者正確？

(A) $S \rightarrow G_2 \rightarrow M \rightarrow G_1$ (B) $G_2 \rightarrow S \rightarrow G_1 \rightarrow M$

(C) $G_2 \rightarrow S \rightarrow M \rightarrow G_1$ (D) $G_1 \rightarrow M \rightarrow S \rightarrow G_2$

☞ 答案為(A)。當具有分裂能力的細胞生長到一定限度時，就會進行細胞分裂而產生兩個小的相同子細胞，然後成長再行分裂。稱由一分裂期末端至另一分裂期末端所需的時間為一個細胞週期(cell cycle) T_c ，如圖1.3所示。

從細胞有絲分裂的M期與休止的 G_0 期後開始，以準備的 G_1 期為最早期，細胞開始進入循環，經過合成去氧核醣核酸的S期與細胞分裂前準備的 G_2 期，再回到分裂的M期，因此細胞有老化與新生不停地循環，所以細胞週期 T_c 依序為 $G_1 \rightarrow S \rightarrow G_2 \rightarrow M \rightarrow G_0 \rightarrow \dots \rightarrow G_1 \rightarrow S \rightarrow G_2 \rightarrow M \rightarrow G_0 \rightarrow \dots$ 。答案(A)勉強可以接受。

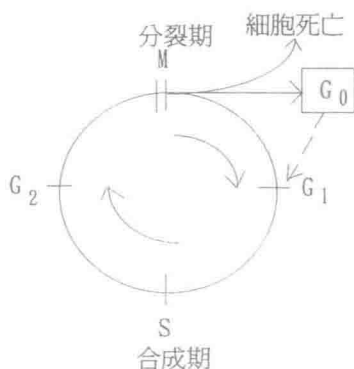


圖1.3 正常細胞的5個生命週期。

一個細胞週期 T_c 可分為 G_0 、 G_1 、 S 、 G_2 及 M 等5期，如圖1.3所示，其中， G_0 、 G_1 與 G_2 間所進行的並不十分瞭解。在細胞的五個生命週期中，對輻射最敏感的為 G_2 及 M 期，其餘各期均較不敏感。 G_0 期為休止期或稱靜止期， G_0 期為細胞在週期外呈現靜止狀態。 G_1 期又稱為第一間期， G_1 期為去氧核糖核酸DNA與一些酵素合成的準備期。 S 期為去氧核糖核酸DNA的合成期。 G_2 期又稱為第二間期， G_2 期為細胞分裂前的準備期。 G 為間隙(gap)的字首， S 代表合成(synthesis)， M 代表有絲分裂(mitosis)。

G_1 期又稱為前合成期(presynthetic phase)， G_2 期稱為後合成期(postsynthetic phase)。 M 期可分為分裂前期(prophase)、分裂中期(metaphase)、分裂後期(anaphase)與分裂末期(telophase)等4期。

G_0 、 G_1 、 S 、 G_2 及 M 期又可視為細胞的年齡期。 G_0 與 G_1 期的年齡期最年輕。不同的期別的細胞對輻射的敏感度各有不同，通常最敏感時期為 G_2 及 M 期， G_1 期次之， S 期的末端最不敏感，其中， S 期的末端是指即將進入 G_2 期。

細胞處於分裂期結束至DNA合成期之前的時期為 G_1 期， G_1 期的細胞合成RNA與各種蛋白質等，有些時候會將為休止期的 G_0 期視為 G_1 期的一部份。 S 期的細胞，DNA與染色體複製為原來的兩倍。 G_2 期是指 S 期結束至 M 期開始之前的時期，當 M 期結束時，母細胞分裂成兩個子細胞，而每個子細胞的染色體數目與母細胞相同。當處於 G_1 期的

細胞由於某些因素，如細胞處於不良的生長環境或因為細胞分化(differentiation)的緣故，會進入靜止的 G_0 期，而生長環境包括溫度、濕度、氧氣與養份等。處於 G_0 期的細胞就稱為未循環的細胞(non-cycling cells)，通常 G_0 期的細胞雖然是處於靜止狀態，但是細胞內仍維持一定的生理、生化作用。當生長環境恢復正常時，未分化且處於休止狀態的 G_0 期細胞又會進入細胞週期而重新循環，如圖1.3所示。

(89年第2次專技)

- () 4. 有關中子(neutrons)的相對生物效應(relative biological effectiveness, RBE)之敘述，對於分次治療(fractionated treatment)而言，下列何者為誤？

(A)每次所給的劑量愈小，RBE愈大 (B)RBE為一個定值，與每次所給劑量大小無關 (C)每次所給的劑量愈大，RBE變小 (D)以上皆非

☞ 答案為(B)。相對生物效能(RBE)在原題目翻譯為等效輻射生物效應是錯誤的。

1940年Zirkle首先提出直線能量轉移(linear energy transfer, LET)的觀念，用以描述帶電粒子在介質中損失能量的情形，其中，帶電粒子可能是原來的帶電粒子輻射，或由光子輻射(X光、 γ 射線)經由光電效應、康普吞散射、成對發生所產生的電子，或由中子輻射經由非彈性碰撞所產生的帶電粒子。直線能量轉移(LET)為每單位距離輻射所釋放的能量，其單位為千電子伏/微米($\text{keV}/\mu\text{m}$)。

1962年國際輻射單位與度量委員會(International Commission on Radiation Units and Measurement, ICRU)的第10號報告(ICRU Report No.10)定義直線能量轉移LET爲：

$$LET = dE/d\ell$$

其中， dE 爲帶電粒子穿過介質時，在單位距離 $d\ell$ 所損失的能量， dE 的單位爲 keV ， $d\ell$ 的單位爲 μm 。例如，中子比X射線更容易誘發白內障， α 粒子比 β 粒子或 γ 射的輻射傷害更大，所以在比較各種輻射所產生的潛在傷害或相對的毒性時，是以等量的能量吸收爲基礎來做比較的。

一般而言，直線能量轉移LET較高的輻射，對生物體會產生較大的輻射傷害。各種輻射的直線能量轉移LET如表1.1所示。

表1.1 各種輻射的直線能量轉移LET

輻射種類	LET(keV/ μm)
光子射束	
鈷60 γ 射線	0.2
250kVp X光	2.0
質子射束	
10MeV	4.7
150MeV	0.5
中子射束	
14MeV	徑跡平均值=12 能量平均值=100
α 射束	
2.5MeV	166