

輻射防護簡訊 46

中華民國89年12月1日

- 出版單位：財團法人中華民國輻射防護協會
- 地 址：新竹市光復路二段406號2樓 ■ 電話：(03)5722224 電傳：(03)5722521
- 編輯委員：王嵩峰、李四海、林友明、邱賜聰、翁寶山、許文林
陳為立、陳宜彬、董傳中、蔡昭明、劉仁賢、蘇明峰 (依筆劃順序)
- 發行人：曾德霖 ■ 主 編：劉代欽 ■ 文 編：李孝華
- 印刷所：大洋實業社 地址：新竹市光復路二段376之9號
行政院新聞局出版事業登記證局版北市誌字第柒伍零號

□ 輻防消息報導

▲ 操作執照考試 (原能會 徐仁溥)

行政院原子能委員會為評定非醫用放射性物質及可發生游離輻射設備工作人員之操作能力和游離輻射防護知識熟悉程度，以保障輻射工作人員安全，並配合輻射防護協會舉辦「非醫用游離輻射防護講習班」之課程段落，委託國立清華大學於

今年九月十六日(星期六下午)舉行「非醫用操作執照鑑定測驗」。本次測驗計有782人報考初級，24人報考中級，及格人數共有初級380人，中級5人，及格率分別為55.3%及23.8%，(詳細統計資料如附表)。

另九十年度第一次測驗預定於90年3月31日，分別於台北(考試院國家考場)、高雄(高雄醫學院)舉行。詳情請參閱考試簡章。

八十九年第二次非醫用操作能力鑑定測驗各類科成績統計表(九月)

類 別	報考人數	實考人數	及格人數	及格率	
密 封 放 射 性 物 質	初 級	249	216	115	53.2%
	中 級	6	5	1	20.0%
非 密 封 放 射 性 物 質	初 級	68	63	21	33.3%
	中 級	5	4	3	75.0%
可發生游離 輻射設備	初 級	451	411	237	57.7%
	中 級	13	12	1	8.3%
動物用 x 光 機 設 備	初 級	14	10	7	70.0%

合 計	初 級	782	700	380	54.3%
	中 級	24	21	5	23.8%

▲為了與公眾有較好的溝通，提議建立
輻射防護分級制

(核研所 葉善宏)

前言

許多輻射防護與游離輻射應用領域的學者疑惑為何要使公眾瞭解『什麼是輻射？』『它的目的是什麼？』『為何有時要採取行動以減少曝露？』『有時卻又不如此做？』『為何存在輻射曝露的耐受值？』『有些情況下，曝露被認為會致命，須減少以保護公眾或個人』等觀念是如此困難。對公眾而言，似乎認為任何的輻射都是壞的，任何輻射都必須竭盡所能加以排除。

更進一步來說，我們科學家疑惑為何當輻射曝露事件被媒體刊登討論時，如此容易就能刺激公眾的焦慮感，不管實際的或假設的曝露值是多麼低，必能引起廣泛的報導。

報紙頭版會報導只有微量或沒有輻射曝露的小事故，卻不報告其他更顯著洩出致癌物質的事件，而且後者通常認為根本不值得報導。此事亦令人覺得驚奇！

為了增進瞭解及與公眾的溝通，提議建立新的輻射防護制度，由此可使游離輻射變得更為透明化，公眾也較易理解。德國與瑞士輻射防護期刊已提出類似的建議，其正面回響鼓舞作者於較大的科學組織中提出此觀念。

問題所在

此種對游離輻射的正面態度已被吹毛求疵所取代。近來，更被認為任何輻射都有害的負面態度所取代，而且不論高劑量

或低劑量都如此，任何的輻射曝露，不管多麼微不足道，都被認為有傷害性。

這個心態，尤其當與公眾不易理解輻射防護術語的事實相結合時，通常產生迷惑或誤導，使得公眾不信任輻防原理及科學家或政府官員的倡導。主要的問題在於輻防有多種單位並使公眾產生混淆。有時是西弗(sieverts)或微西弗(micro-sieverts)，有時是戈雷(gray)或是更令人混淆的貝克(becquerel)。平凡大眾通常甚至無法區分活度與劑量的區別，或劑量與劑量率的差異。

其他的問題是公眾難以區分低、中及高劑量與其可能的涵意，公眾尤其對數字的次方感到混淆，大眾通常還能理解【毫(milli-)】或【千(kilo-)】等術語，因為他們在日常生活中也會用到(如毫米、千克)，但【百萬(Mega)】，【十億(Giga)】或【兆(Tera)】對絕大多數人並不易理解。他們只知道這是很大或非常大的數字。要大眾去區別並不可能，但幾乎所有科學家都見過報紙用了完全錯誤的單位。

更大的問題是通常公眾和媒體不會區別單位和次單位，尤其他們被簡寫時。西弗(Sv)、毫西弗(mSv)或微西弗(μ Sv)聽起來都一樣，平凡大眾很難理解這些區別，基此原因，有知識的記者不用簡寫，而會寫出“milli-sievert”或“micro-sievert”。此外，更常出現把 μ 改為m，例如“ μ Sv”變成“mSv”或m變成M，例如“mBq”變成“MBq”。對公眾而言，此種錯誤在其判斷低劑量的意義時無太大區別，但對專家而言，此將很困擾，因為他無法從媒體的文

章獲得想要的資訊。對大眾中那些對輻射防護有較高基礎知識的意見領袖而言，此現象對他們亦有傷害。

當討論低劑量某一曝露值的危險因數時，需要非常冗長的說明，此舉留給外行人奇怪的感覺，好像他未被告知所有真相，或是仍存在未被告知的危險。這點在沒有時間作充足的討論和解釋的意外事故中尤其常見，此或許歸因於公眾不想接受專家所做的科學性說明。

因此，需要提出一個對一般市民和媒體來說，簡單且易於瞭解的人類輻射防護級數，並且可因此訂出輻射曝露值及其健康後果。

需要什麼？

以往在不同的科學領域有許多刻度來幫助科學家之間和專家與公眾之間的溝通，這些之中最知名的可能是解釋地震大小的芮氏刻度，雖然大多數民眾無法正確瞭解數字的大小，因為他們不瞭解對數，但以級數表示後，他們可以數字區分地震的大小。地震學家也用這種地震級數做為科學上可接受的術語。

另一個例子是國際核能事件級數 (International Nuclear Event Scale, INES)，雖然此 INES 不像芮氏地震級數是個可度量的量，但已證明能幫助科學家與工程師之間的溝通，甚至是科學家與大眾或媒體之間的溝通，後者更是這個新級數的獨特優點。在使用本制度之前，媒體以【大災難】來報導核子設施的意外事故，但有了本分級制度後，媒體的報導將更能適切描述意外事故的實際程度。

INES 級數的最大特徵是事故的級數能在新聞界報導之同時或稍後立即提供給媒體，這點對不受重視或衝擊較小的事故尤為重要，因為通常這類消息不會再被後

續報導，這種提供級數的快速報導對目前的溝通環境是必須的，因為如果不是大事故很少會有第二次的報導。此舉有助於限制媒體適可而止報導意外事故的嚴重性，而不會為了廣泛報導而扯一些不相關的話題。

車諾比爾事故後，許多國家已引進曝露程度的分級制度以和大眾溝通。GIS-國家以 ^{137}Cs 在地表的沉積量來區分落塵導致的劑量，並作為採取適當對策的依據，雖然某些結果因牽涉長期天氣預測而顯得有些問題，但與民眾溝通時，這種分級制被證明為有效的工具。奧地利以四級為未來處理事故要達到的標準。這個分級制可幫助區分事故的程度和結果，並使公眾瞭解為何及要採取多大的對策，為何在其他情況下，並不須有任何對策。這個分級制度採用準對數(quasi-logarithmic)刻度，I 級表示劑量在 0.5-2.5mSv 之間，II 級為 2.5-25mSv，III 級為 25-250 mSv，IV 級為劑量大於 250 mSv。因此，本分級制以劑量值的十倍數分類，每十倍數就可考慮建議不同的對策。0 級(劑量小於 0.5mSv)則不建議採取減少劑量的措施。目前為止，已證明此劑量分級制和緊急事故分級制對輻射防護專家和決策者之間的溝通非常有效。

為了促進較無知識的人民的包容，輻射分級是必須的，它可與其他的分級制相互對應比較。

輻射分級制

提議的輻射分級制應能涵蓋所有可能的曝露範圍，從極小至高而有害的值。此分級制能解釋涵蓋數個數量級的劑量值的效應或可能的潛在危險，因此，最方便的方式是採對數分級制。唯有採取對數分級制，才能包含核能設施或一般輻射源正常

運轉釋出的低劑量、天然輻射或醫用曝露的中度劑量和意外事故或戰爭引起的高劑量。

為了涵括這個大的劑量範圍，提議建立類似芮氏地震級數的制度，以微西弗為單位的有效等值劑量指數可以用來描述曝露程度，為了比較輻射效應，分級制以劑量為參數，不以劑量率或其他活度、污染等為單位，僅使用一個參數可促進不同射源或實踐的劑量比較。為此目的，有效劑

量是最適當的，雖然有效劑量於高劑量區需要更廣泛的定義。

基此，分級制定義如下：

輻射分級制中，已知實踐或曝露情況，或任一曝露於游離輻射的其他型式， n 級的定義為

$$n = \log H_{\text{eff}} \dots \dots \dots (1)$$

式中 H_{eff} = 有效劑量 (μSv)

此分級制中，各級代表之劑量範圍及曝露源特性如表 1.

表 1.用以和公眾溝通的輻射分級制

級數 n	劑量範圍 (有效劑量 H_{eff})	典型的曝露	可觀察到的效應
< 0	0 -1 μSv	人類活動導致的環境和公眾曝露範圍	沒有可觀察到的效應
0 ~1	1 -10 μSv	人類活動導致的環境和公眾曝露範圍	沒有可觀察到的效應
1 ~2	10 -100 μSv		沒有可觀察到的效應
2 ~3	0.1 -1 mSv	醫學檢查範圍	沒有可觀察到的效應
3 ~4	1 -10 mSv	天然輻射、醫學檢查導致的額外曝露範圍	
4 ~5	10 -100 mSv	天然輻射導致的額外曝露範圍	僅在非常大人口群才有統計上測得到的效應
5 ~6	100 -1000 mSv		非常大人口群有統計上可測得的效應
> 6	> 1000 mSv	致死效應範圍	

在此分級制中，0 至 1 mSv 可視為 3 級以下，輻射工作人員正常工作會接受 1 -50 mSv 之曝露，其級數為 3 至 4.7，超過劑量限度時，級數大於 4.7。依據此分級制，大於 5.7 級會有急性效應，大於 7 級會達到致死程度。

天然輻射曝露之級數在 3 與 4 之間，典型的天然曝露級數在 3.5 左右，大多數天然曝露之級數在 3.2 至 3.7 之間。

典型的輻射防護限值為：300 μSv 相當於 2.5 級，1 mSv 相當於 3.0 級，5 mSv 相當於 3.7 級，20 mSv 相當於 4.3 級，50 mSv 相當於 4.7 級

替代的變型

上述分級制可稍作改變，曝露範圍改以整數 0 到 7 代表，一個整數代表 1 個十倍的劑量範圍，並且以 1 μSv 開始，以大於 1 Sv (7 級) 結束。

已知實踐(又稱作業)或運轉之輻射級數以 n 表示，其中，低限級數定義為 $10^{n-1} \mu\text{Sv}$ ，最高限度為 $10^n \mu\text{Sv}$ 。

此分級制示於表 2，雖然看起來很像表 1，主要的差別在於它不允許 1 個已知曝露值換算為一個絲毫不差的數字，而是以一個級數代表一個劑量範圍。

表 2. 用以和公眾溝通的簡化輻射分級制

級數 n	劑量範圍 (有效劑量, H_{eff})	典型的曝露值	可觀察的效應
0	0 -1 μ Sv	人類活動導致的公眾曝露，正常運轉的核能設施產生的曝露	沒有可觀察到的效應
1	1 -10 μ Sv	人類活動導致特定人口群的曝露	沒有可觀察到的效應
2	10 -100 μ Sv	核能設施對平均人口的曝露限度	沒有可觀察到的效應
3	0.1-1 mSv	攝取天然放射核種之曝露	沒有可觀察到的效應
4	1 -10 mSv	天然輻射產生的公眾曝露	
5	10 -100 mSv	天然輻射導致的額外曝露範圍	僅在非常大人口群才有統計上可測得的效應
6	100 -1000 mSv	意外曝露，醫學治療	在非常大人口群才有統計上可測得的效應
7	>1000 mSv	嚴重意外事故	急性效應，致死效應

二個分級制的比較

二個分級制都採用對數架構，建立一個易於瞭解的數字以指出已知曝露的傷害，0 至 7 級中，0-3 級說明低於天然曝露程度的低劑量，1-10 mSv 為 4 級，6 級定為 0.1 至 1Sv，7 級為大於 1Sv。

理論上，二個分級制都不限制只到 7 級，新聞界會說【在無限制分級制的上面】---就如同媒體對芮氏刻度的說法，理論上，7 以上的級數是被允許的，例如 8 或 9 級，但是本分級制是用來描述人類的曝露，7 級已包含致死劑量，再要細分意義不大。

替代分級制的差別在於數字大小可區分曝露的程度，此分級制的術語可明確解釋曝露，就像芮氏分級制中，可區分 5.7

和 5.9 地震的大小。

一個級數代表一個劑量區間，與公眾溝通時有個好處，類似但不完全相同的曝露都在同一級，如此較易瞭解，且避免諸如 2.9 級是否比 2.7 級傷害更大等不必要的討論。

我們認為第二個分級制比第一個理想，它似乎可達到應達到的目標，公眾與媒體也較易瞭解，它可避免討論二個很相近但不同的數字是否會有不同的傷害，然而，我們相信這是個科學團體應討論的議題。

劑量的定義

為了比較不同的曝露，劑量定義如下：

- 劑量值：只有有效劑量，沒有器官劑量
- 只有個人劑量值，沒有集體劑量

• 曝露期間：1年(或更短)

只使用有效劑量值作比較，此可應用於非常不均勻曝露，如甲狀腺劑量或小面積 x 光曝露，任何情況下，器官劑量必須避免以免產生混淆，依據 ICRP 的建議，高劑量值應使用吸收劑量，然而，為了不使公眾因其他術語產生混淆，本分級制應用有效劑量。

相同的道理可應用在集體劑量，雖然有些曝露用集體劑量解釋比用個人劑量好，本分級制仍以個人劑量為依據，應避免使用集體劑量，以免使本制度陷入困境。

輻射分級制是依據劑量值作分界，定義累積劑量的區間是必須的，為了與大多數觀念一致，年劑量似乎是適當的，天然輻射曝露、核設施外釋及工作人員之劑量都用年曝露值，因此，相信年劑量是適當的參數。有時短期間的曝露也可用於本分級制，甚至像 x 光曝露也可以本制度解

釋，如果短期曝露少於一年一次，宜以年均數加權，因此，醫用診斷曝露如果能換算成有效劑量，就可以用本制度表達，此舉可幫助病人與醫生之間對於 x 光檢查產生劑量問題的溝通。

運用年曝露值的缺點是不可能適當描述像天然輻射這種長期且連續曝露，也不可能與諸如醫用曝露等一年一次的曝露相比較。因此，要論證一年一次的曝露或一生中通常至多只發生一次的意外曝露，與一生中連續接受的天然輻射之間的差異事實上是不可能的，相信此缺點並非很大。

本分級制允許進一步說明每一曝露群的危險度，此危險度示於表 3。它可大大幫助與民眾的溝通，證明低量曝露的危險度相當低，但街坊民眾並不完全瞭解這點。依據作者的經驗，當民眾瞭解 10 毫西弗劑量之危險度不大於 0.05%時，民眾通常相當訝異。

表 3. 相關的危險度因數(假定線性劑量—危險度關係)

分級數 n	劑量範圍 (有效劑量, H_{eff})	長期有害效應之危險度因數
0	0 -1 μ Sv	~ 0
1	1 -10 μ Sv	~ 0
2	10 -100 μ Sv	<0.0005 %
3	0.1 -1 mSv	<0.005 %
4	1 -10 mSv	<0.05 %
5	10 -100 mSv	0.05 ~0.5 %
6	100 -1000 mSv	0.5 ~5 %
7	>1000 mSv	>5 %

摘要

提議的輻射分級制是個更易瞭解游離輻射危險度的制度，在目前民眾與媒體認為任何的輻射都絕對危險而且不因劑量大小有差別的环境中，本分級制使不同的曝露程度更為透明。

提議的輻防分級制與民眾和媒體熟知

的芮氏分級制和 INES 分級制類似，因此，它應該易被民眾與媒體接受，相信此分級制的簡易特性相當改進民眾的接受度，並鼓勵媒體使用本制度。此外，以對數的特性使本分級制能涵蓋很大的曝露範圍，但仍使用媒體與民眾易於瞭解的數字來表示。當輔以易於瞭解的【危險度---分

級制】後，作者認為此制度將促進民眾瞭解為何在某一劑量時不考慮採取任何行動以減低劑量，但另一劑量時，提議或考慮減少劑量的措施變得絕對必要。

避免使用平民不完全瞭解的不同單位，能如此，則像車諾比爾事故或其他意外事件所觀察到可能傷害的迷惑，應可避免或大量減少。

本分級制可將分級制度與民眾熟知的危險因數連結，因此，有興趣的平民大眾可估計及瞭解特定曝露的相對危險程度。藉著與社會上其他危險相比較，比起以往，人們可學習將游離輻射放在相對的觀念中看待。

從過去的經驗中，輻射分級制亦將改進輻射防護專家和政府決策者間、政治家和嚴重意外事故緊急處理小組之間的相互瞭解和溝通。它也可顯著幫助決策者向大眾解釋為何某些措施僅施行於國家中的特定地區，而不是全國一體適用；為何措施僅施行於特定人群而不是人人有獎，本分級制應能改善主管當局處理嚴重意外事故的信譽。

譯自：K.Muck, *et.al.*, “A Proposal for a Radiation Protection Scale to Better Communicate with the Public”, Proceedings of IRPA-10 T-15-5, Hiroshima, Japan (2000)

□ 會議訓練報導

▲八十九年度輻協各項訓練班預定時間表

(輻協)

班 別	訓 練 日 期	上 課 地 點	聯 絡 人
輻 防 班 第 5 2 期	90年03月12日至03月16日(第一階段)	高雄	李貞君
	90年04月09日至04月13日(第二階段)		
	90年05月07日至05月11日(第三階段)		
	90年06月04日至06月08日(第四階段)		
輻 防 班 第 5 3 期	90年03月26日至03月30日(第一階段)	清華大學	李貞君
	90年04月23日至04月27日(第二階段)		
	90年05月14日至05月18日(第三階段)		
	90年06月18日至06月22日(第四階段)		
非 醫 用 班	89年12月05日至12月12日(甲組7)	高雄	邱靜宜
"	89年12月19日至12月27日(乙組1)	清華大學	邱靜宜
"	89年12月19日至12月27日(甲組8)	清華大學	邱靜宜
"	90年02月13日至02月20日(甲組1)	清華大學	邱靜宜
"	90年02月14日至02月21日(甲組2)	高雄	邱靜宜
"	90年03月13日至03月20日(甲組3)	清華大學	邱靜宜
"	90年04月17日至04月24日(甲組4)	清華大學	邱靜宜
"	90年05月15日至05月22日(甲組5)	高雄	邱靜宜
"	90年05月22日至05月29日(甲組6)	清華大學	邱靜宜
"	90年06月12日至06月19日(甲組7)	清華大學	邱靜宜
"	90年06月12日至06月19日(乙組1)	清華大學	邱靜宜
鋼 材 班	89年12月28日至29日	新竹	李貞君
	90年04月19日至20日	新竹	李貞君
	90年06月13日至14日	高雄	李貞君

鋼 複 訓 班	90 年 04 月 18 日	清華大學	李貞君
"	90 年 06 月 15 日	高雄	李貞君

以上各項訓練班簡章備索，電話：(03)5722224◎

▲新書介紹

(輻協 翁寶山)

- 保健物理學(輻射防護)試題彙編第二冊。合記圖書出版社(台北市吳興街 249 號)發行。高雄醫學大學醫技系放射技術組張寶樹教授編著。

「保健物理學(輻射防護)試題彙編」第二冊是繼續第一冊所編著，仍以作者十餘年的教學研究與實務經驗為基礎來撰寫，以介紹最新的輻射防護原理、實務與各級輻射防護人員認可測驗試題等，值得放射技術科系所的同學、醫事放射師與研習輻射防護的一般社會人士的閱讀與參考，以利於報考考選部所舉辦的醫事放射師執照考試與原子能委員會所舉辦的各級各類的輻射防護人員認可測驗。

本書仍以解題方式撰寫，並儘量不重複第一冊既有的試題。本書內容共分為 5 章，第一章為輻射防護的基礎概念，第二章為輻射防護的物理計算，第三章為輻射防護的生物效應，第四章為輻射防護的法令規章，第五章為輻射防護的綜合整理。每一章的頁數均為 60 頁，全書計 300 頁。全書係自行打字整理校對，並將字體放大與分段間隔，且添加圖表說明，以利閱讀。

- 國際放射防護委員會 82 號出版品 (ICRP-60)

本書的重點在於強調延長(prolonged)曝露的輻射防護體系，包括輻射作業(實踐)和干預，並建議干預的一般性參考基準。某些關切的問題如：天然輻射源可能導致高劑量、操作或使用放射性物質場所的復原和復居、釋出放射性物質事故後的

恢復正常、含放射性物質公眾消費品的全球銷售等均列入討論。另附錄含有範例、輻射防護的量、輻射誘發的健康效應。以及延長曝露的 ICRP 輻射防護體系。全書 110 頁，售價美金 153 元。

下期新書將介紹「醫院環保導論」。由張寶樹、馮兆康、陳星助、許哲翰、李美文、洪秀芬、陳彥旭集體執筆。

□專題報導

▲最新高能放射劑量量測議定書-AAPM TG-51 Protocol

(彰基 林招膨 林桂華 劉幕台)

早先發展的劑量學，是由國家校正實驗室提供用游離腔在鈷六十射束下照射得到曝露修正因子，使用者再針對其光子射束或電子射束查表，換算出實際劑量值。此種方法並沒有考慮游離腔類型及射束品質(beam quality)之不同，太過簡略。1983 年美國醫學物理學會(AAPM)放射治療委員會工作群公佈了 TG-21 議定書，引入 N_{gas} (cavity-gas calibration factor)此一腔室氣體修正因子，先得到游離腔氣體每單位電荷的吸收劑量，再針對游離腔的腔壁特性進行修正，透過查表計算轉換，最後求得在每監控單位(monitor unit, MU)下對水的吸收劑量。TG-21 考慮不同游離腔的依持性及射束品質不同之影響，所得校正劑量值之準確度較以往的方法為佳，但其劑量校正過程中需要較多的複雜計算式換算。除此之外，AAPM 於 1991 年特別針對臨床電子劑量學發表了一份 TG-25 議定書。根據 David 等人之比較，建議 TG-

25 議定書用於決定相對深度劑量(relative depth dose)，而校正則建議依循 TG-21 議定書較佳。

近來 AAPM(1999 年)發表一份關於高能放射劑量測試方法的議定書：TG-51，此議定書仍然使用游離腔作為量測工具，但是在鈷六十射束照射下得到的是游離腔對水吸收劑量的修正因子(absorbed-dose to water calibration factor, $N_{D,W}^e$)，其參考輸出劑量校正值直接為水的吸收劑量，不用經過如 TG-21 的複雜查表計算。TG-21 議定書的理論基礎是由 N_{gas} 此一空氣克馬校正因子，針對游離腔的腔壁特性進行修正，得到每單位電荷游離腔氣體的吸收劑量，再經過許多的查表計算轉換，帶入公式以求得對水的吸收劑量，這些複雜計算式的本身，便會增加臨床應用的誤差率，而 TG-51 利用 $D_{water}^Q = Mk_Q N_{D,W}^Q$ 的觀念，其參考輸出劑量校正值 $N_{D,W}^{60Co}$ 直接為水的吸收劑量，將能減少因假體材質不同所引起的輸出劑量換算誤差，且不用經過如 TG-21 的複雜查表計算。

TG-21 光子射束：

$$D_{water}^{TG-21} / MU = \bar{M} N_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^{med} P_{ion} P_{repl} P_{wall} \\ = [(M_{raw} / MU) P_{TP} P_{pol} P_{elec}] \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^{med} P_{ion} P_{repl} P_{wall}$$

TG-51 光子射束：

$$D_{water}^{TG-51} / MU = Mk_Q N_{D,W}^{60Co} \\ = [(M_{raw} / MU) P_{ion} P_{TP} P_{pol} P_{elec}] k_Q N_{D,W}^{60Co}$$

TG-21 電子射束：

$$D_{water}^{TG-21} / MU = \bar{M} N_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^{med} P_{ion} P_{repl} P_{wall} \\ = [(M_{raw} / MU) P_{TP} P_{pol} P_{elec}] N_{gas} \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{air}^{med} P_{ion} P_{repl} P_{wall}$$

TG-51 電子射束：

$$D_{water}^{TG-51} / MU = MP_{gr}^Q k'_{R50} k_{ecal} N_{D,W}^{60Co} \\ = [(M_{raw} / MU) P_{ion} P_{TP} P_{pol} P_{elec}] P_{gr}^Q k'_{R50} k_{ecal} N_{D,W}^{60Co}$$

對光子射束而言，TG-21 是以 TPR_{10}^{20} 來決定射束的品質，TG-51 則是以在深度 10 cm 處的百分深度劑量 “%dd(10)_x” 為決定射束品質的依準。相對於量測電子輸出劑量，TG-21 的參考深度為 d_{max} 處，TG-51 則將游離腔之量測參考深度從 d_{max} 改為 $d_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1$ ，因為 TG-21 是從假體表面處之平均能量， \bar{E}_0 ，決定射束品質，此一因子的決定與 R_{50} 相關，但是在 1986 年 Roger 和 Bielajew 的研究指出，因為射束中的散射電子雖然會影響 \bar{E}_0 ，但是對 R_{50} 的影響卻極小，所以 \bar{E}_0 與 R_{50} 間的相關性並不十分正確，Burn 等人則指出，若將游離腔之量測參考深度從 d_{max} 改為 $d_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1$ ，那麼在參考深度處的水對空氣之阻擋本領比僅為 R_{50} 的函數，而且此函數可以對入射電子射束的實際行為作計算，所以 TG-51 議定書乃是以 R_{50} 作為決定電子射束品質的指標，其最大之不同處在於 TG-21 中的阻擋本領比以單能入射電子射束計算，而 TG-51 則使用實際入射之電子能量計算其阻擋本領比。因此 TG-51 與 TG-21 間主要的差別便是在於計算水對空氣阻擋本領比之不同。

自 TG-21 議定書發表以來，輻射劑量學的發展已經過了 16 年，其間有許多進展，其中最重要的莫過於對水吸收劑量量測標準方法之建立，AAPM 的 TG-51 號議定書直接校正對水之吸收劑量，即實際臨床所真正關心的參考劑量，此對臨床量測直線加速器治療機的劑量輸出，建立更準確的劑量學換算，對提升放射治療準確性，是十分重要的一步，雖然國內對於此 TG-51 議定書之實行尚未十分普遍，但是 TG-51 的基礎概念較 TG-21 易瞭

解，相信將比當初推行 TG-21 更快速，困難更少，但是因為 TG-51 議定書的量測一定要在水假體中量測，其整體量測校正所需時間會比 TG-21 議定書直接用壓克力假體來的久，建議可以先用 TG-51 和 TG-21 分別量測在水中的輸出劑量校正值，得到兩者的校正比值關係，然後在平時用 TG-21 壓克力假體進行輸出劑量校正，如此便可兼顧量測效率及精確度。

▲醫學造影的原理與應用(續)

(核能研究所 周冬寶、陳渙東)

組織所發射 rf 訊號在空間上的分布，可利用梯度磁線圈沿著互相垂直的三個軸在組織內所產生的線性磁梯度與 rf 訊號做編碼(encode)結合而得。此種梯度方法亦應用於與血液流動或擴散相關研究等之動態資訊編碼。設計梯度線圈所必須考慮的因數包括幾何形狀、尺寸、欲造影之解剖學區域、要求的梯度強度、效率、電感、渦電流、梯度均勻度對線圈所造成的力與轉矩以及對組織內神經的刺激等。⁹

MRI 雖然仍是一項相當新穎的造影技術，但在臨床醫學上發揮了極大的功能。到目前為止，其主要應用於解剖學上的造影，¹⁰ 而血液流動與擴散的造影亦逐漸被使用。功能性 MRI 是一個新興而快速被開發的領域，在臨床醫學上具有極大的潛力。此技術乃利用紅血球細胞中的去氧血球素(deoxyhemoglobin)當作血管內固有的對比劑，再以 MRI 探測其順磁行為(paramagnetic behavior)。在磁場中，血管內的去氧血球素會使鄰近的磁場扭曲，其扭曲的程度隨著去氧血球素濃度的增加而增強。由於磁場的扭曲會影響其鄰近水中質子的行為，再由這些質子放出磁振訊

號。

大腦中某一區域的神經被活化時，動脈中含氧血液會因受刺激而加速流動，因此該區的去氧血球素濃度反而變低，而使該區附近的磁場受到改變，進而改變了此區磁振訊號的強度。磁振訊號的改變被偵測到後，再以功能性 MRI 的影像顯示。¹¹ 這些影像稱為血氧濃度(blood oxygen level dependent, BOLD)影像，可用於對照神經活動功能與大腦皮質間的關係，並可研究各種不同身體感覺與認知功能的反應。功能性 MRI 具有極吸引人的遠景，若能再加強下列各項技術，則其未來將無可限量：(1)檢測腦波改變所造成肢體或行為反應以及提供補償性治療方法；(2)反應模式以動態描述做特性分析；(3)生理上的雜訊與其影響到功能性 MRI 特性之分析；以及(4)功能性 MRI 影像之大量且即時展示。

2. 磁振譜分析系統

綜合 MRI 及磁振譜分析，可利用非侵入性的方式來獲得人體組織化學組成的活體(in vivo)資訊。通常先檢查 ^1H 所產生的磁振譜，再由化學偏移造影方式，探討組織功能的時空變化。亦可改採檢查其他核種，例如 ^{13}C 、 ^{14}N 、 ^{15}N 、 ^{19}F 、 ^{23}Na 、 ^{31}P 、 ^{35}Cl 、 ^{37}Cl 及 ^{39}K 等，所產生的磁振譜來取代。與 ^1H 比較，其他核種在組織內的含量較少，所產生的磁振訊號較弱，所以不易和雜訊做區別。磁振譜分析目前常被應用於鑑別良性與惡性腫瘤，以及腫瘤經放射治療後所造成的靶組織有否復發再形成腫瘤。本系統亦可在放射治療與化學治療中，監測腫瘤的變化情況。

六、影像網路連結

除了投影式放射攝影與螢光分析外，絕大多數的醫學影像系統(包括 CT、

MRI、超音波及核子醫學)均以數值方式展現其影像數據，不過近日，投影式放射攝影與螢光分析也逐漸轉型成以數值方式展現。最近資訊網路大行其道，使得已數值化的醫學影像系統得以結合網路功能而發揮了更大的應用性。以電子訊號將數值影像系統連結成影像建檔和傳輸系統(Picture Archiving and Communications System,PACS)具有多種好處。如果將此系統與其他資訊網路，例如醫院或臨床資訊系統整合、連結成一個更完整的影像管理、建檔與傳輸系統(Image Management, Archiving and Communications System, IMACS)則不但可以用電子訊號將許多單位所造的影像集中儲存於一處，以利管理，也可以針對同一個病人同時擷取各種由不同方法所獲得的影像，加以對照，以利病情的研判。更進一步說，還可以將影像資料做遠距離的傳送，使病人的訊息完整地呈現在遠近各處能提供協助的專家，給病人更完美的服務品質。IMACS 是一個將來的理想系統，以目前而言，PACS 可減少診斷時間，提升診斷的準確度，各科室間以資訊影像取代 X 光膠片的由人員傳送，不但醫師取得的資訊更正確，也省卻膠片遺失、誤置的困擾，以上種種，已是一項醫界的突破了。許多影像專家均深信，未來放射醫學的操作，IMACS 將是不可或缺的。當然有人站在經濟的觀點，認為花費數百萬美元設置 PACS，至少在最近的將來，對許多部門而言根本都不可行，惶論 IMACS。不過大家都相信，雖然短期內，對於某些應用而言，膠片仍為主流，但逐漸轉型成 PACS 甚至 IMACS 將是指日可待的。

七、醫學影像應用於放射治療計畫

醫學影像可用於多種癌病的偵測、診

斷以及分期，亦可用於設計、指引及監測癌病的治療，甚至用於追蹤治療後的病人，以偵測癌病的復發。癌病的特性是某些細胞做無限制的繁殖。癌病通常用外科手術切除癌細胞，也用化學毒物(稱化學治療)或游離輻射(稱放射治療)來殺死癌細胞。雖然三種療法均借助於醫學影像，但放射治療使用非常多的醫學影像，故為討論重點。

並非所有的癌病，施以放射療法都能見效，而必需是癌病灶侷限於組織內的某一部分，且癌病灶與其延伸滲入正常組織中的癌細胞群，在接受足夠致死的輻射劑量時，必需能使鄰近正常組織所受的輻射劑量，低於引發嚴重併發症的地步。欲達此目的，病人劑量的分布必須小心設計，而且治療程序也需精確周密，也就是說必需有周延的治療計畫。此計畫包括準確描述癌病灶的範圍，並確認對輻射敏感的正常組織之位置所在，因此通常都將 CT 與 MRI 所產生的影像列為治療計畫的重點。CT 與 MRI 的影像不僅提供病人的解剖截面圖形，以顯示癌病灶及其鄰近組織，亦提供包含對輻射特別敏感器官在內的人體形狀。由此造影機器所獲得的數據可直接送達治療計畫的電腦，而擬定的治療計畫亦可重疊於截面影像。治療過程中所獲得的影像可用以監測癌病灶是否縮小，且可於測知病人在解剖學上有所改變時，調整治療計畫用。

在輻射治療時，大多數的做法是以另一台造影機器來獲取截面資料以提供治療計畫用，此時造影機與治療機兩者在座標上如何對準就非常重要了。為了提高造影截面資料與治療時實際幾何位置之間的吻合度，有將 CT 掃描器直接架設在治療用線性加速器的同一旋轉架上。雖然此種

CT 機器的空間解析度較獨立的 CT 機器差，但其可以完全配合治療機運作時的幾何位置，且造影效果亦可被接受，故實用。

一般放射治療多會考慮以射束組合取代單一射束，即以數個方向朝癌病灶集中照射，使輻射劑量儘量集中於癌病灶，而使附近的正常組織接受較少的劑量。另外旋轉治療的方式，以癌病灶為圓心，治療機環繞著病人旋轉照射，使癌病灶一直處於射束中，而可獲得更好的劑量分布。不過癌病灶的形狀並非對稱、規則，所以有時還必須不斷改變照野的大小，以儘可能降低正常組織所受的劑量。若於旋轉時不但隨時調整照野的大小，同時也調整射束的強弱，則更可以改善劑量的分布，此種方法稱為順形治療(conformal therapy)。欲採用順形治療必須先利用醫學造影獲得所欲照射組織詳細的三維解剖資料，而且必須對治療機與病床間的互動做很精確的電腦控制。¹²

誌謝 作者非常感謝翁寶山教授的審閱與指正。

參考文獻

1. U. Neitzel, I. Maack, and S. Guenther-Kohlfahl, *Med. Phys.* 21 (1994) 509.
2. J. Rowlands and S. Kasap, *Phys. Today* 50 (1997) 24.
3. Y. Wang and N. Herron, *Science* 273 (1996) 632.
4. W. Hendee and E. Ritenour, *Medical Imaging Physics* (1992) Mosby-Yearbook, St. Louis.
5. R. Damadian, *Ann. (N.Y.) Acad. Sci.* 222 (1973) 1048.
6. P. Lauterbur, *Nature (London)* 242 (1973) 190.
7. W. Hinshaw, P. Bottomley, and G. Holland, *Nature (London)* 270 (1977) 722.
8. G. Holland, W. Moore, and R. Hawkes, *J. Comput. Assist. Tomogr.* 4 (1980) 1.
9. National Research Council, *Mathematics and Physics of Engineering Biomedical Imaging* (1996) National Academy Press, Washington, D.C.
10. R. Price, *Radiographics* 15 (1995) 175.
11. R. Birn, *Medical College of Wisconsin* (1998) Madison
12. G. Mageras, Z. Fuks, J. O'Brien, L. Brewster, C. Burman, C. Chui, S. Leibel, C. Ling, M. Masterson, and R. Mohan, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 30 (1994) 971.
13. D. Convery and M. Rosenbloom, *Phys. Med. Biol.* 40 (1995) 979.
14. T. Mackie, T. Holmes, S. Swerdloff, P. Reckwerdt, J. Deasy, J. Yang, B. Paliwal, and T. Kinsella, *Med. Phys.* 20 (1993) 1709.

順形治療的進一步發展，將是以 CT 造影與 X 射線治療整合在一個旋轉架上，便於在治療中能不斷提供斷層影像，以利於連續監測治療位置與劑量分布是否正確。醫學物理界已開始投入人力，朝此方向努力研究，^{13,14} 雖然還有很多技術上的問題尚待突破，但長遠來看，放射治療將會因為順形治療技術的開發，而更能造福癌病人。

八、結論

醫學造影至今已超過 100 年的歷史，隨著科技的發展，造影技術也不斷地精進，雖然還不能說已達爐火純青的地步，不過在物理學者、工程師以及醫師等的共同努力下，充分應用尖端科技的醫學造影，對於提升醫療品質，造福人類將會扮演更重要的角色，也會顯現其更重大的貢獻。這也有助於輻射防護的改善。

1. 歡迎賜稿，稿件請寄新竹郵政2-33號信箱或電傳(03)5722521輻防協會編輯組收。來稿一經刊登，略致薄酬(政令宣導文章，恕不給稿酬)。
2. 本刊因篇幅限制，新聞類每則請控制在500字以內，專題類每篇以2000字內為佳。
3. 歡迎訂閱(每年六期180元)。請洽：李孝華小姐 TEL：(03)5722224。