

出國報告(出國類別：其他)

赴美參加第五十一屆美國醫學物理 師學會年會報告

服務機關：行政院原子能委員會

姓名職稱：林貞絢技士

派赴國家：美國

出國期間：98年7月25日至8月1日

報告日期：98年9月29日

摘要

第 51 屆美國醫學物理師學會年會於加州 Anaheim 會議中心舉行，自 7 月 26 日起至 7 月 31 日止，為期 6 天。本次會議內容以影像醫學與放射治療醫療品質與醫療輻射為主，除同時在 8 個演講廳舉辦專題演講與研究成果發表，還有來自全球各地的大型論文壁報展示，以及醫療設備與品保儀器的展覽。本次會議所發表的報告大致可分屬醫學影像、放射治療、分子醫學、輻射安全與醫療劑量等類別。其中，由於醫療輻射的使用普及以及對兒童醫療輻射劑量的關注，會議中特別納入目前最熱門的醫療輻射的現況的相關分析，以及推廣兒童的醫療輻射防護，另外，與提升放射診療的醫療品質、減少輻射劑量，以及與美國醫療品質的認證實務相關的議題也都引起熱烈的回響。

此外，主辦單位於會議期間內，安排於一樓大型展覽場進行新型醫療輻射儀器與品保設備的展式，讓與會人員可以一次瀏覽目前最新設備，並且可與相關廠商進行討論與經驗交流。配合會議進行的空檔，主辦單位也規劃一些社交活動，讓與會人員可以多加認識來自世界各地醫療輻射領域的朋友。利用多角的交流的平台，有助於吸取國際的輻射防護與醫療品保的新知與實務經驗，因應未來業務之所需。

目次

壹、出國目的與行程.....	1
一、出國目的.....	1
二、出國行程.....	1
貳、第五十一屆美國醫學物理師學會年會會議情況報告.....	2
一、美國民眾接收醫療輻射曝露現況，聚焦於電腦斷層掃描檢查.....	2
二、病人輻射防護及 Smart Card 計畫.....	9
三、核子醫學檢查及美國放射線學會的核醫認證.....	11
四、乳房造影的未來展望.....	21
參、心得與建議.....	27
肆、參考文獻.....	31
伍、致謝.....	34

壹、出國目的與行程

一、出國目的

美國對於自身醫療品質的重視，在行之多年的醫學物理師制度的支援下，使其於醫學影像與放射治療的醫療品保領域的發展，一直居於世界領先的地位。美國醫學物理師學會年會為國際上醫學物理領域的重要會議，醫療輻射與醫療曝露品質保證則為會議的重點，來自全球的醫學物理師、廠商、研究人員、學生，以及推動醫療品質的相關單位藉此機會齊聚一堂，利用會議作為學術研究、實務經驗的交流討論，與輻射防護與醫療品質推動的平台。原能會為我國最高的輻射主管機關，為民眾輻射醫療品質把關責無旁貸，因此由 94 年起，積極推動輻射診療儀器的醫療曝露品保，目前國內現有的放射治療設備及乳房 X 光攝影儀均已納入法規定期執行品質保證作業，未來規劃將逐步納入其他放射診斷設備，並精進現有設備的品保作業，提升國內整體輻射醫療品質。此次奉派參加第 51 屆美國醫學物理師學會年會(51th Annual Meeting of the American Association of Physicists in Medicine)，除瞭解各國於輻射醫學領域的最新發展與品質保證現況，更可藉此機會吸收醫療品保推動的實務經驗與各國相關領域的人員進行交流，以為未來我國推動醫療曝露品保作業及研擬相關規範、執行管制作業之參考。

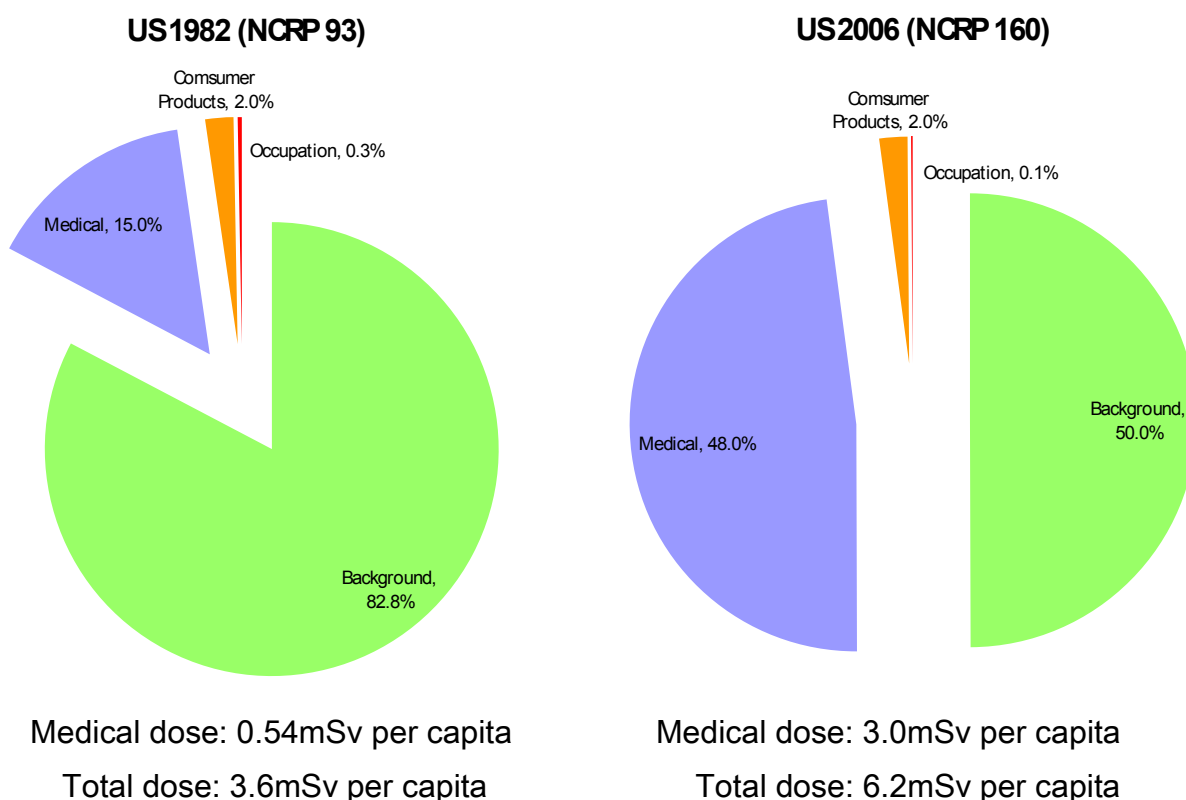
二、出國行程

日期	到達地點	工作內容
98.7.25	Anaheim	路程(台北→Anaheim)
97.7.26-7.30	Anaheim	參加第 51 屆 AAPM 年會
97.7.31-8.01	台北	路程(Anaheim →台北)

貳、第五十一屆美國醫學物理師學會年會會議情況報告

一、美國民眾接收醫療輻射曝露現況，聚焦於電腦斷層掃描檢查

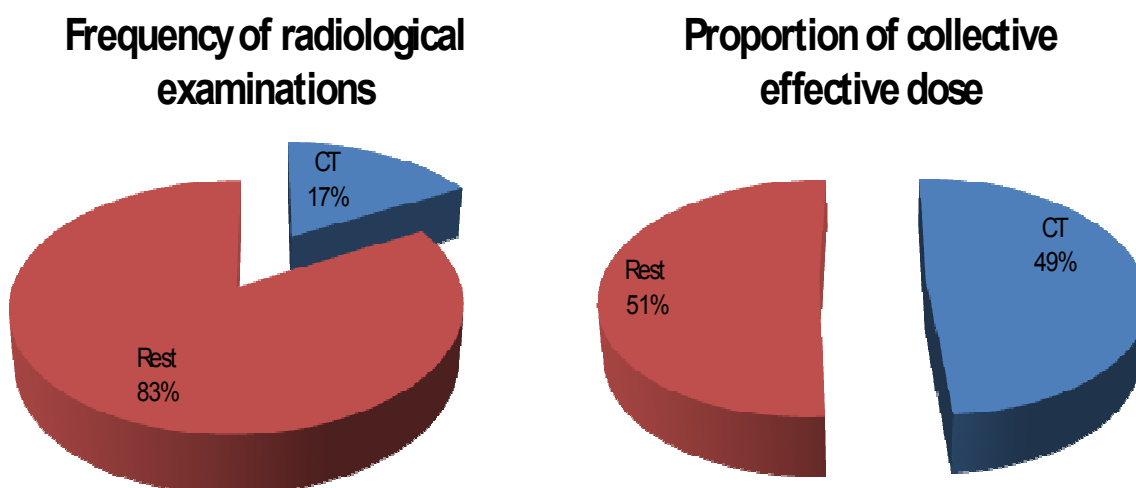
美國輻射防護與度量委員會(National Council on Radiation Protection and Measurements ; NCRP)於去年出版了最新的 NCRP 160 號報告，詳述現今美國民眾接受輻射曝露的現況。與 1980 年代同樣對全美民眾進行大規模的輻射曝露情況調查的 NCRP 93 號報告相比，美國民眾接受輻射曝露的來源比例圖已全然改觀，如圖一。現今美國民眾平均接受的醫療曝露的劑量為 3mSv，較 1980 年代的醫療曝露劑量 0.54mSv 增加了將近 6 倍，因此使民眾平均接受的總劑量大幅增加^{1,2}。其中，貢獻最多劑量的放射診斷檢查項目就是電腦斷層掃描檢查(Computed Tomography ; CT)，如表一。電腦斷層掃描檢查次數僅占整體放射診斷檢查次數的 17%，卻貢獻 49%的醫療曝露劑量，如圖二。



圖一、美國民眾接受輻射曝露來源比例的今(2006 年)與昔(1980 年代)^{1,2}

檢查項目 (Modalities)	檢查次數(百萬次) (Number Procedures (millions))	%	集體劑量(人-西弗) (Collective dose (Person-Sv))	%	個人接受的平均劑量 (毫西弗) (Per Capita(mSv))
電腦斷層掃描 (CT)	67	17	440,000	49	1.5
核子醫學檢查 (Nuclear Medicine)	18	5	231,000	26	0.8
X光照像與透視檢查 (Radiography & Fluoroscopy)	293	74	100,000	11	0.3
X光介入性檢查 (Interventional)	17	4	128,000	14	0.4
Total	~395		899,000		~3

表一、現今美國民眾接受各項放射診斷檢查數量的所佔檢查總數量的比例及其所佔的醫療輻射劑量^{1,2}



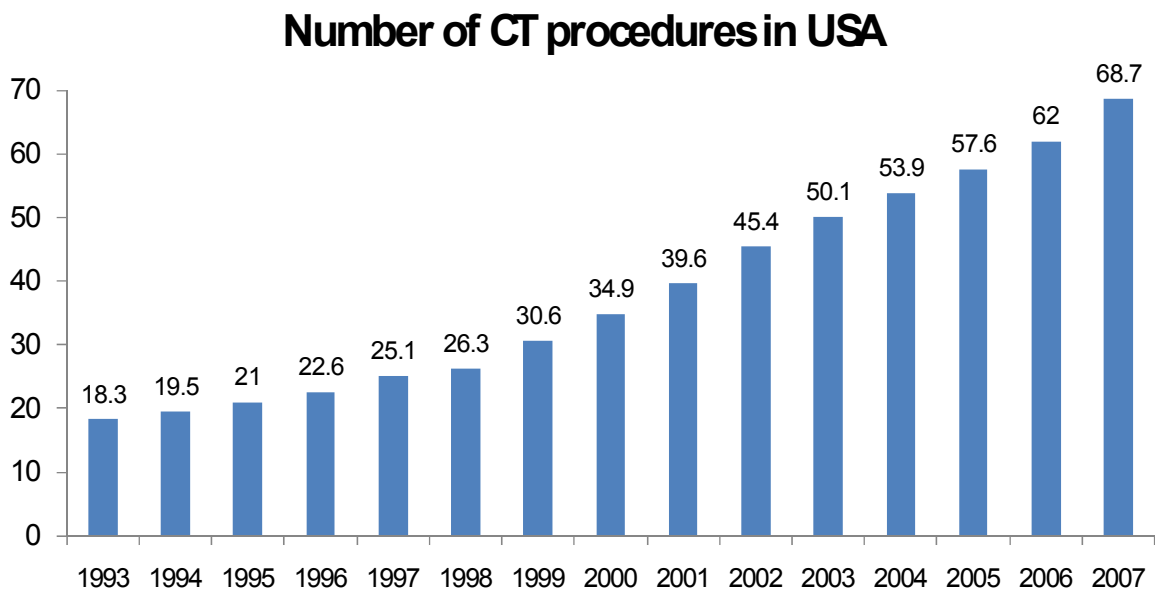
圖二、電腦斷層掃描檢查次數及其所產生的劑量占整體輻射醫療檢查的比例^{1,2}

電腦斷層掃描檢查利用通過單一軸面的 X 光旋轉照射人體，由於不同組織對 X 光的吸收程度不同，可以用電腦技術重組出人體橫斷面的影像，再將各層影像堆疊，就可產生立體影像。由於一次電腦斷層掃描檢查會產生多層的 X 光影像，與其他僅產生一張平面影像的檢查(如胸部、腹部 X 光檢查或乳房攝影檢查)不同，因此病人接受的輻射劑量較高，例如常見的電腦斷層掃描腹部檢查一次檢查的平均劑量達 8mSv，相當於照 400 張胸部 X 光片，也相當於接受 2.7 年的天然背景輻射，如表二^{4,5}。

放射診斷檢查項目 (Diagnostic Procedure)	有效劑量(毫西弗) Typical Effective Dose(mSv)	此項檢查的有效劑量等於多少張胸部X光造影的有效劑量 (Number of Chest X-ray(PA film) for Eauivalent Effective Dose)
胸部X光造影(後前向) (Chest X-ray (PA film))	0.02	1
頭部X光造影 (Skull X-ray)	0.1	5
腰椎X光造影 (Lumbar spine)	1.5	75
靜脈注射尿道攝影 (I.V. urogram)	3	750
上腸胃道透視檢查 (Upper G.I. exam)	6	300
銀劑灌腸攝影 (Barium enema)	8	400
頭部電腦斷層掃描 (CT head)	2	100
腹部電腦斷層掃描 (CT abdomen)	8	400

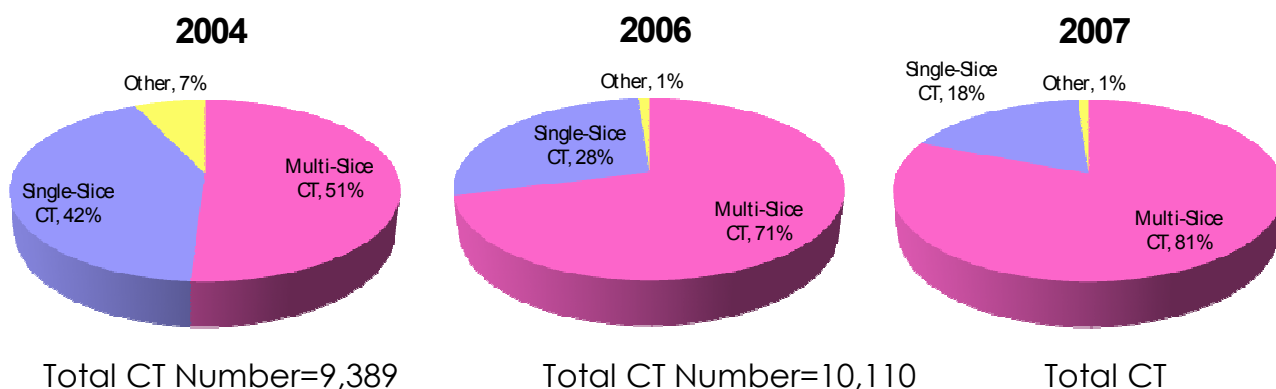
表二、醫療輻射劑量的比較⁴⁵

電腦斷層掃描檢查產生的劑量原本就較其他放射診斷檢查高，加上醫學影像技術的快速發展，電腦斷層掃描影像越來越精細，一次掃描可產生大量的資訊供醫師診斷，同時醫生對於利用醫學影像作診斷的依賴度越來越高，以及電腦斷層掃描儀的普及與使用容易，使得此項檢查的頻率過去十幾年逐年增加，如圖三。現今電腦斷層掃描檢查頻率的年成長率已達 10%，2007 年美國民眾進行此項檢查次數一年內已達 687 萬次，其中的 8~10% 為兒童的檢查³。



圖三、美國民眾接受電腦斷層掃描檢查次數(橫軸為年份、縱軸為檢查次數(百萬次))³

檢查頻率快速的成長與儀器的發展有很大關係，1998 年，多切片電腦斷層掃描儀(Multi-Slice CT)發展問世，使得檢查速度增加，檢查所需的時間縮短，大幅增加檢查頻率，同時醫療院所配置多切片電腦斷層掃描儀越來越普及，2007 年，美國已有 81%的電腦斷層掃描儀屬於此類，如圖四。有時，病人會重複接受相同的電腦斷層掃描檢查，另外，在一次電腦斷層掃描檢查中，也常因檢查目的而進行多次掃描，例如：利用電腦斷層掃描進行肝癌診斷時，會注射顯影劑，並在不同的顯影時間（動脈、靜脈、肝門靜脈期）進行影像擷取，進行多相位掃描（multi-phase scans）；做心臟的電腦斷層掃描檢查時常合併進行心血管造影，及利用顯影劑作心肌血流灌注檢查，這些都是現今電腦斷層掃描檢查會貢獻如此高比例醫療輻射劑量的原因³。



圖四、美國國內用於醫療用途的各種類型電腦斷層掃描儀所佔的比例³

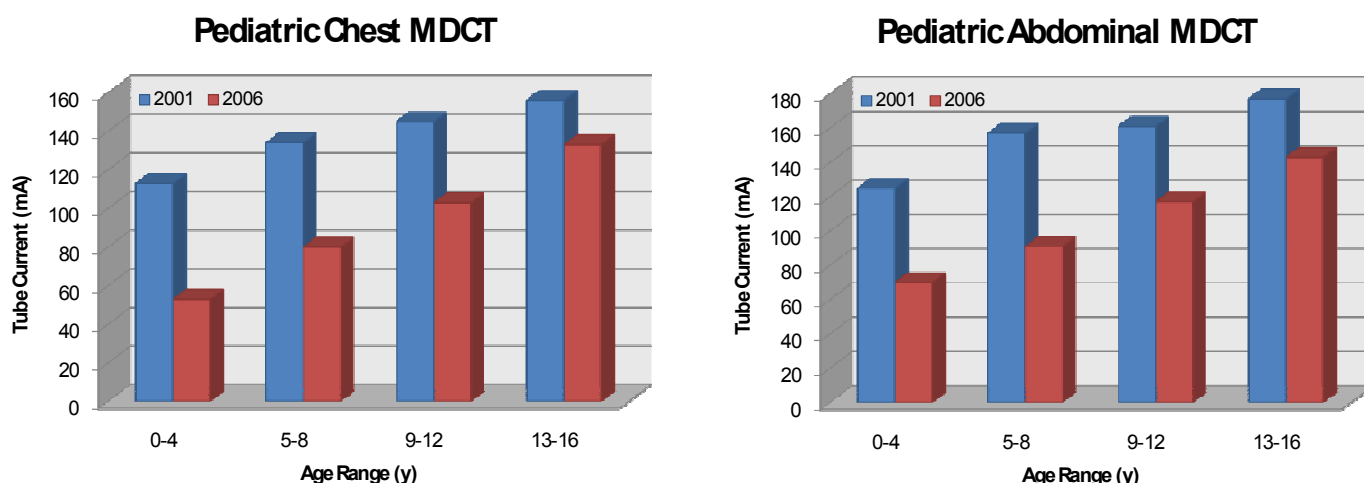
電腦斷層掃描檢查的廣泛使用確實有助於病灶的診斷，但其所貢獻的輻射劑量也增加了致癌的風險。依據美國 FDA 網站公告的資料分析，接受一次 10mSv 有效劑量的電腦斷層掃描檢查可能會增加二千分之一的致癌機率，雖然對個人而言，二千分之一的致癌機率相較於美國民眾的自然癌症發生率(五分之一)是小得多，但考量民眾接受電腦斷層掃描的頻率越來越高，此種致癌機率的增加已成為當今社會關注的一項公共議題⁴。在此議題中，最受注意的就是用於兒童的電腦掃描檢查。由於兒童對於輻射的曝露較成人敏感、兒童相較於成人有較長的壽命期望值，也可能有比較大的機率表現出輻射傷害效應，以及如果將成人所使用的電腦斷層掃描參數直接用於兒童的電腦斷層掃描檢查，將使兒童接受不必要的較

高輻射劑量⁶。

近年來，社會上對電腦斷層掃描檢查的關注，對於推動電腦層掃描檢查的輻射防護是有正向的助益。例如：促使醫界與相關團體積極的發展降低電腦斷層掃描檢查劑量的方法、推動電腦斷層掃描作業品質的認證，以及增進醫療從業人員及病人、病人家屬對檢查的了解，尤其針對兒童的檢查（愛心醫學影像運動）³。以下就針對上述三部份個別介紹：

（一）降低電腦斷層掃描檢查劑量：

近年來，降低電腦斷層掃描檢查的劑量已成為醫療輻射領域最火熱的議題之一，在醫療院所第一線的從業人員，若進行電腦斷層掃描檢查時可依據病人年齡、體型，適當調整檢查使用的參數，例如：適當的降低管電流（mAs）、管電壓（kVp）、增加 Pitch，將可以在維持影像品質的前提下，減低受檢病患的劑量，尤其是兒童受檢者³。一篇 2008 年出版的報告調查現今（2006 年）兒童接受電腦斷層掃描檢查所使用的參數與 5 年前（2001 年）相比，可發現兩個主要決定劑量的參數，管電流及管電壓的設定都有顯著的降低，以管電流為例，進行胸部電腦斷層掃描檢查各年齡層兒童使用的平均管電流值降低了 32 到 61mA、腹部電腦斷層掃描檢查也有 31 到 55mA 的降幅，如圖五⁷，這也顯示醫療院所從業人員對於進行輻射檢查專業知能的提昇及對輻射危險度的警覺。



圖五、2001 年及 2006 年兒童胸部及腹部電腦斷層掃描檢查所使用的掃描參數「管電流值（mA）」之比較⁷

(二) 電腦斷層掃描作業品質的認證

美國放射線學會 (American College of Radiology ; ACR) 從 2002 年開始進行電腦斷層掃描作業品質的認證，由電腦斷層掃描作業從業人員 (醫師、醫學物理師及放射師) 的資格、醫療院所對於品質保證的政策與執行情序、儀器的性能與其品質的管制、臨床診斷影像品質 (包括大人與兒童的臨床影像) 等各方面，藉由書面審查及現場訪視併行，協助醫療院所提升電腦斷層掃描作業之整體品質，也建立一查詢平台，供民眾利用網路查詢通過認證醫院名單。在對儀器品質的要求中也包含對假體劑量的測試，考量現今使用的電腦斷層掃描儀以多切片型較普遍，因此以代表掃描體積內的平均劑量的指標 $CTDI_{vol}$ 為單位，依據電腦斷層掃描作業品質認證開始連續三年收集的劑量資料及影像品質進行分析，分別針對成人頭部、腹部及 5 歲兒童的腹部掃描劑量訂出標準，如表三⁸，其中劑量若超過標準值 (Pass/Fail Criteria)，認證就一定不會通過；若劑量超過參考值 (Reference Level) 但並未高達標準值，假體劑量部份的審查結果屬於合格範圍，但美國放射線學會強烈建議此時醫療院所應諮詢其醫學物理師，討論該如何在維持影像品質前提下，降低檢查劑量，並且一旦 ACR 至醫療院所現場進行檢查，劑量超過參考值的項目是否有採取檢討及相關改善與因應措施也為檢查內容之一⁹。目前全美已有 3600 個醫療機構取得電腦斷層掃描作業品質的認證。

Examination	Pass/Fail Criteria	Reference Levels
	$CTDI_{vol}(mGy)$	$CTDI_{vol}(mGy)$
Adult Head	80	75
Adult Abdomen	30	25
Pediatric Abdomen(5 year old)	25	20

表三、美國放射線學會對認證之電腦斷層掃描儀之劑量規範⁹

(三) 愛心醫學影像運動 (The Image Gently Campaign)

爲了提昇社會大眾對於兒童醫學影像的安全意識，2006 年，美國兒科放射協會 (Society for Pediatric Radiology ; SPR) 成立兒童醫學影像安全委員會 (The

Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging)，更於 2008 年 1 月與美國放射學會（ACR）、美國放射技術協會（American Society of Radiologic Technologists；ASRT）及美國醫學物理師學會（The American Association of Physicists in Medicine；AAPM）等相關醫學團體共同發起愛心醫學影像運動（如圖六），並選擇優先關注兒童電腦斷層掃描檢查，提倡減少兒童的電腦斷層掃描檢查劑量、具體建議如何將成人的檢查參數修改成適合兒童使用，以及推動避免使用 multi-phase scans。愛心醫學影像運動的網站上（網址為 <http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/>），由相關專家學者以淺顯易懂的文字，針對不同對象，包括：父母、兒科醫生、放射科醫生、放射師、醫學物理師及媒體，提供醫療輻射正確知識、兒童電腦斷層掃描檢查應注意事項，並將檢查須知製成不同語言的小冊子，將此活動推向國際，目前已有英文、中文、德文、韓文、泰文、葡萄牙文、西班牙文及土耳其文共 8 種語言。另外也設計醫學影像造影紀錄小卡供父母下載使用，如圖七，可紀錄並追蹤兒童做過的檢查與檢查次數，以便提醒與協助醫療人員於下次進行檢查時，選擇最佳的檢查方式。網站上也收集彙整了許多關於電腦斷層掃描的文獻報告與媒體報導，提供各界瀏覽。此運動發起不過短短 8 個月的時間，已有二千餘位醫療專家宣示加入此運動、網站點閱次數已達十萬次、相關文宣下載次數也達一萬次¹⁰。



圖六、愛心醫學影像運動（The Image Gently Campaign）¹⁰

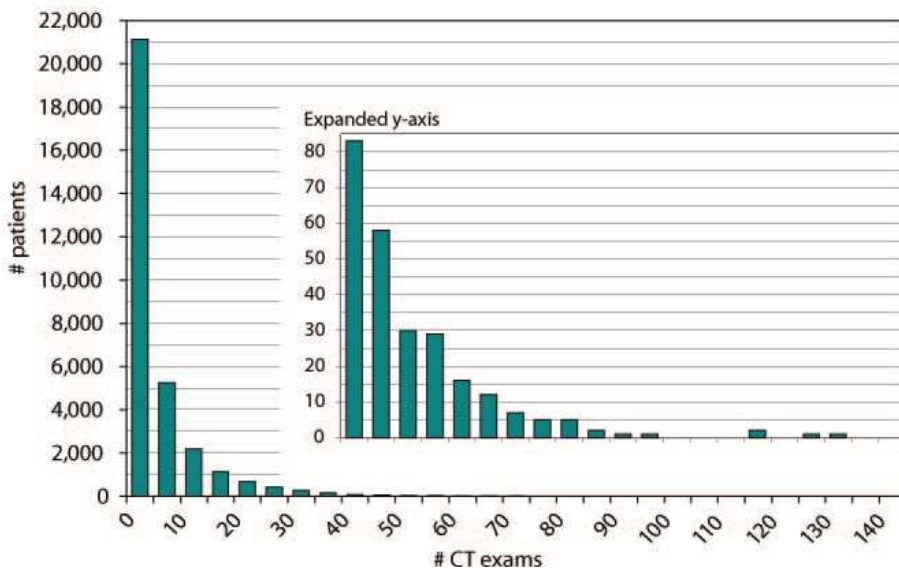


Date	Exam	Where Exam Performed

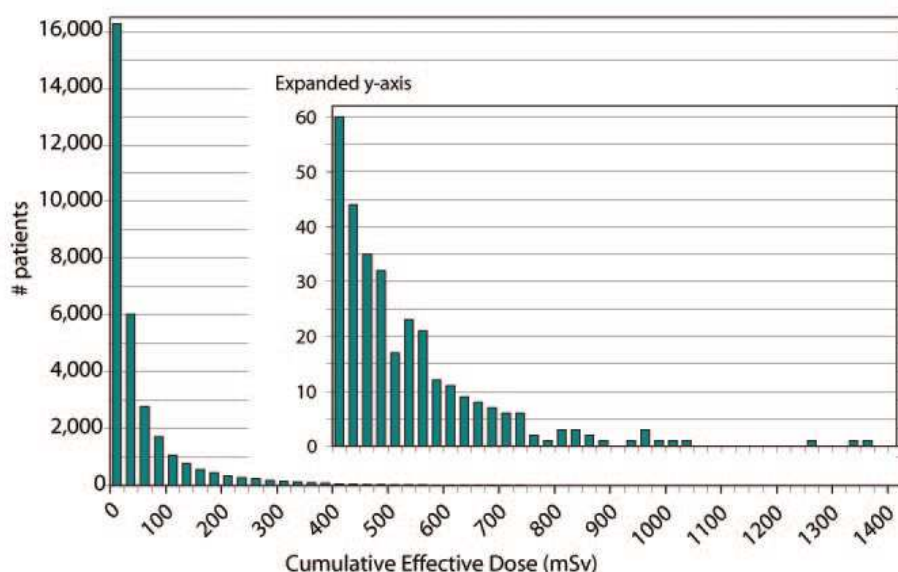
圖七、醫學影像造影紀錄小卡
 (My Child's Medical Imaging Record)¹⁰

二、病人輻射防護及 Smart Card 計畫

十年前，醫療院所中所關注的輻射防護對象主要是輻射工作人員，當時因醫療需要接受輻射照射的病人終其一身可能只接受一次或少數次的輻射照射，但隨著醫療影像技術的快速進展，現今醫療輻射的使用越來越頻繁，因此國際上對醫療曝露的輻射防護越來越重視，尤其是電腦斷層掃描檢查部分。今年出刊的一篇報告分析了 31,463 位在 2007 年當年內曾接受電腦斷層掃描檢查的病人，其中有 33% 的病人在當年及過去 22 年間已進行 5 次以上的電腦斷層掃描檢查、5% 的病人已進行 22 至 132 次的檢查，如圖八；而 15% 的病人接受的累積劑量估計已超過 100mSv、4% 的病人接受的累積劑量估計已達 250 至 1,375 mSv，如圖九¹¹。



圖八、每個病人接受電腦斷層掃描檢查次數統計圖，插圖為橫軸尾端(檢查次數最多)的放大圖¹¹。



圖九、每個病人的
累積劑量統計
圖，插圖為橫軸尾
端(累積劑量最多)
的放大圖¹¹。

雖然輻射醫療影像的廣泛使用對於臨床疾病診斷確有助益，但也增加病人接受的輻射劑量，進而增加致癌的風險。國際原子能總署(International Atomic Energy Agency；IAEA)也關注到醫療輻射劑量的問題，因此在 2001 年起推行「病人輻射防護(Radiation Protection of Patients；RPOP)」，並且結合多個國際組織，包含世界衛生組織(WHO)、聯合國輻射效應科學委員會(UNSCEAR)、國際輻射防護委員會(ICRP)、歐盟委員會(EC)、國際電工委員會(IEC)、國際標準組織(ISO)，以及多個專業團體，如國際放射學會(ISR)、國際醫學物理學會(IOMP)、世界核醫學與生物學聯合會(WFNMB)、國際放射師總會(ISRRT)、國際輻射防護協會(IRPA)、歐洲放射腫瘤學會(ESTRO)，共同推動醫療的輻射防護，藉由教育訓練、提供最新的輻防資訊與指引，促使各界重視病人的輻射防護。由於醫療輻射無劑量限值，因此進行此項醫療輻射行為的正當性與其是否採用最適化的輻防作業更顯重要，為了更積極的找出造成不必要醫療輻射劑量的原因，進而發展出相關的指引，以更有效的降低病人輻射劑量，IAEA 正進行多個國際型以及區域型的計畫，並鼓勵它的會員國參與。目前推動作業已成功引起各界關注，由 IAEA 的 RPOP 網站點閱次數每月均高達 50 萬次即可證明¹²。

有鑒於輻射診斷影像在醫界使用次數日益增加，但目前尚無可追蹤個別病人接受的醫療輻射劑量的系統，因此 IAEA 也著手發展「Smart Card (Smart Access)」

計畫。今年(2009年)4月 IAEA 已在維也納舉辦了第一次的討論會，未來發展出的 Smart Card，必須要可以利用它查詢到個人的醫療輻射劑量史，並希望不論在已執行電子化醫療作業或尚無電子化醫療的國家均可使用 Smart Card 技術追蹤病人所接受的所有醫療輻射相關資訊，因此 Smart Card 可能類似一種數位式密碼，可以進入個人的醫療輻射資訊資料庫。一旦可以追蹤病人曾接受過的醫療輻射曝露資料，將可提供醫師及其他醫護人員參考，評估進行此項醫療輻射作業對該病人的利與弊，規劃出最適合該個別病人的診療方法，避免不必要的醫療輻射曝露。若可以建立 Smart Card 技術及醫療輻射資訊資料庫，除有益於預計接受輻射診療的病人，對於研究低劑量輻射造成的健康效應以及發展或精進醫療輻射作業指引亦將有所幫助¹³⁻¹⁵。

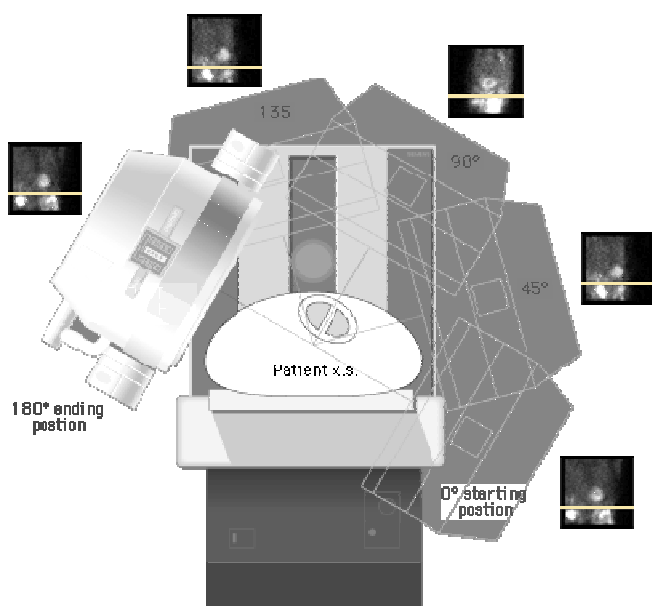
如同其他電子化醫療紀錄，Smart Card 的發展首要注意如何確保病人隱私，在不同軟硬體之間如何傳輸醫療輻射資訊也是一大挑戰，現在許多數位影像系統使用醫療數位影像傳輸協定(Digital imaging and communication in medicine; DICOM)進行醫學影像的處理、儲存、傳輸，未來 DICOM 格式應也將為發展 Smart Card 時採用醫療輻射資料存取與展現的一種重要格式¹⁶。目前輻射安全專家、相關製造廠商，以及資訊工程專家正在規劃設計 Smart Card，下一次 Smart Card 討論會預計於 2010 年舉辦¹³。

三、核子醫學檢查及美國放射線學會的核醫認證

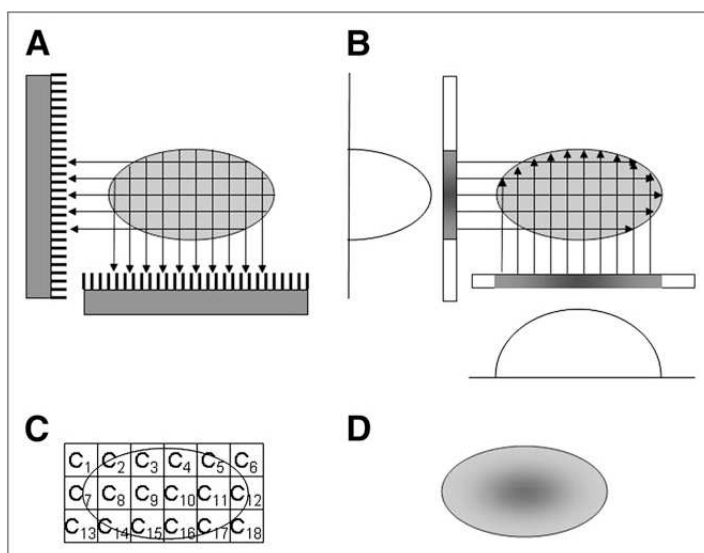
核子醫學檢查是藉由投予病人具微量放射性核種的核醫藥物，不同的藥物會分布到不同的特定器官或組織，再利用輻射偵檢設備觀察藥物在病人體內的分布與代謝狀況，進行病灶生理性、功能性的檢查。目前單光子射出電腦斷層掃描(Single Photon Emission Computed Tomography; SPECT)及正子射出電腦斷層掃描(Positron Emission Tomography; PET)為核醫檢查最常用的利器。

SPECT 是利用平面型的 γ 閃爍晶體偵檢器(偵測頭)，繞著病人軀體進行 360 度或 180 度的旋轉，由多個角度探測病人體內發射出的輻射線，取得核醫藥物活度分佈的 2D 投影影像，再藉由電腦重組出 3D 的斷層影像，如圖十及圖十一^{17,18}。

現在的 SPECT 掃描儀多製成雙偵測頭或多偵測頭，可在較短的時間內收集足夠的資訊，縮短病人造影的時間，減少病人亂動，也提升了影像品質。由於藥物釋出的 γ 射線必須穿過人體組織到達偵檢器，在這過程中，因人體組織造成衰減，在人體深處釋出的射線會比從人體表面釋出的射線衰減得更多，產生的影像並無法代表真正放射性活度分佈的精確位置，傳統的 SPECT 會利用一外加的射源進行人體組織的衰減校正¹⁸。

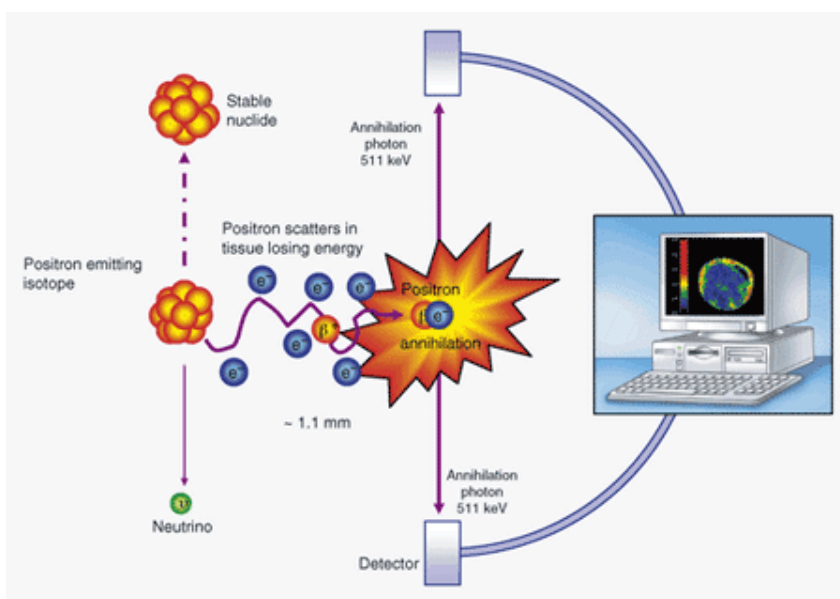


圖十、單光子射出電腦斷層掃描 (SPECT) 造影¹⁷



圖十一、SPECT 造影使用閃爍偵檢器取得病人體內核醫藥物分布的資訊(圖 A)，計數到的放射活度的分布資訊再回推至造影的部位(圖 B)，重建出不同放射活度分布的陣列(圖 C)，得到核醫藥物分部的影像(圖 D)¹⁸。

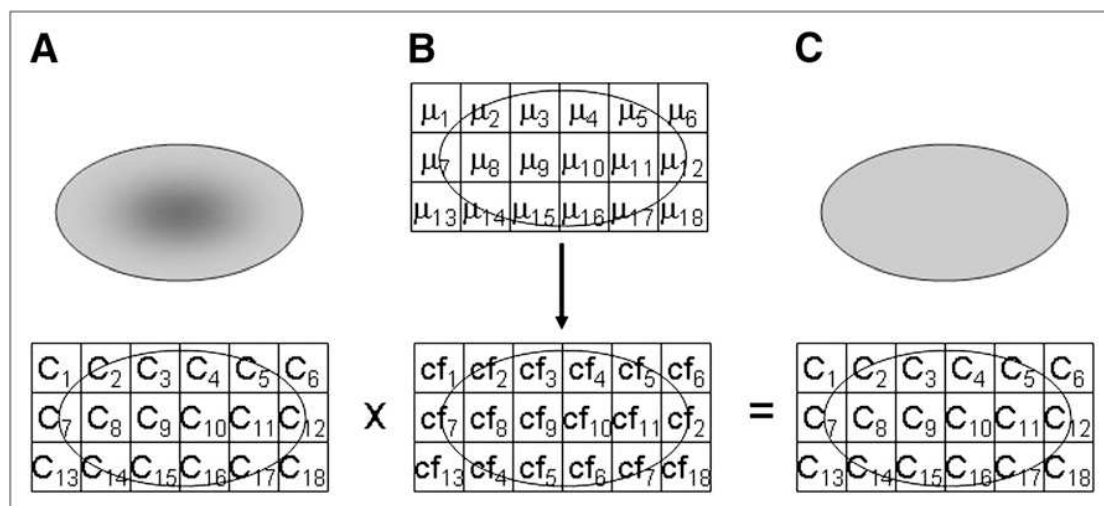
PET 則是建構在偵測正子藥物在病人體內的衰變，重組出斷層影像。正子藥物進入人體後，經過衰變過程產生正電子，正電子在行走極短的距離內就會與周圍的電子相撞造成互毀 (Annihilation)，質能轉換的結果，產生的能量由兩個呈 180 度相反方向的 γ 射線帶走，兩個射線各攜帶 511 keV 能量，藉由 PET 掃描儀可同時偵測這些成對的 γ 射線¹⁹，如圖十二。PET 掃描儀的偵測器呈環狀，由晶體組成，如 BGO (bismuth-germanate)、LSO (lutetium-oxyorthosilicate) 或 GSO (gadolinium-oxyorthosilicate) 晶體。PET 造影除產生生理性與功能性影像，也常常定量分析正子藥物積聚的病灶區域，即放射性活度較高的熱區 (hot spot)，來輔助影像的判讀與疾病的診斷，最常使用的技術就是「標準攝取值 (Standardized Uptake Value; SUV)」，將病灶處的放射活度作注射劑量與體重的修正。人體組織的衰減校正也會影響 SUV 的計算，傳統的 PET 會利用一外加的射源進行衰減校正²⁰。



圖十二、正子射出電腦斷層掃描 (PET) 造影 (資料來源：<http://www.sofie-bio-sciences.com/technology>)

SPECT 與 PET 造影雖可產生功能性影像，但受限於偵檢器晶體的體積，影像的空間解析度並不佳，SPECT 影像的解析度達 10mm，PET 影像較佳，解析度約 2~4mm。另外核醫影像因缺乏身體的解剖指標，比較不易精確的定位病灶，再者，想精確的定位放射活度積聚區域就必須知道所造影各部位的人體組織造成的衰減。以上所述的缺點，都可以藉由結合 CT 的影像獲得改善，CT 可以提供高品質與高空間解析度的解剖影像 (空間解析度達 1mm)，並且 CT 利用高通量的

光子進行穿透性掃描，得到組織各部位的衰減係數，產生 μ map，提供核醫影像作衰減修正，如圖十三¹⁸，利用 CT 作衰減修正也有利於 PET 掃描的 SUV 計算²⁰。因此結合 CT 的 SPECT/CT 或 PET/CT 是目前核醫造影儀器的主流。



圖十三、由 CT 掃描得出各部位組織的衰減修正因子(圖 B)，來修正 SPECT 掃描影像各部位的活度計數值(圖 A)，得到最後經衰減修正的影像 (圖 C)¹⁸。

SPECT/CT 或 PET/CT 就是將兩種不同的掃描儀(SPECT 或 PET，以及電腦斷層掃描儀)裝在同一個機頭，病人躺在相同的檢查床上，進行完核醫造影，就採同樣的姿勢進行電腦斷層掃描掃描。取得的核醫影像與電腦斷層掃描影像進行影像融合(image fusion)，就可以在同一張影像上同時獲得功能性與解剖性的資訊，可改善病灶的定位，也對醫生的診斷多所助益¹⁷⁻²⁰。

目前臨床使用的 SPECT/CT 系統，都使用雙偵檢頭的閃爍偵檢器，但電腦斷層掃描掃描儀有兩種，一種使用低輻射輸出的牙科型 X 光管(2.5 mA)，13.6 秒內可產生 5mm 厚的 4 切片影像，空間解析度達 3 lp/cm，由於掃描速度慢，產生的電腦斷層掃描影像較模糊，但正好可與 SPECT 影像相匹配，進行影像融合，這種系統的產生的輻射劑量一般約小於 5 mGy，GE 公司的 Hawkeye 系統即屬此種；另一種是使用商業型的電腦斷層掃描掃描儀，例如 Siemens 公司的 Symbia T 系統，使用 20~345 mA 的管電流，產生 0.6~10mm 厚 1~6 切的影像，又或 Philips 公司的 Skylight 系統，其 CT 使用 20~500 mA 的管電流，產生 0.6~12mm 厚 16 或 40

切的影像，這種系統的電腦斷層掃描儀，空間解析度可高達 13~15 lp/cm，但是其輻射劑量也為前述 GE Hawkeye 系統的 4~5 倍，達 20 mGy^{17,18}。

對於一般核醫(包括平面及 SPECT 影像)，美國放射線學會建議儀器裝機完成使用前要進行接收測試，確定儀器性能，後續定期的品保測試項目如表四及表五，而 PET 的品保項目則包含假體及劑量校正器(dose calibrator)的測試^{21,22}。對於整合功能性與解剖性影像的 SPECT/CT 及 PET/CT，除了執行一般 SPECT 及 PET 的品保測試項目，也須執行電腦斷層掃描的品保測試項目，惟此時電腦斷層掃描品保測試的標準與程序可能與一般診斷型電腦斷層掃描儀品保測試相較不那麼嚴格²³。由於 SPECT/CT 或 PET/CT 會進行核醫及電腦斷層掃描影像的融合，以及利用電腦斷層掃描資料進行衰減修正，因此需進行這兩部分的品保測試，但因整合不同造影設備的 SPECT/CT 或 PET/CT 仍屬於新發展的設備，確定影像融合及以電腦斷層掃描進行衰減修正結果的正確性的品保測試程序仍在發展中。影像融合部分可以利用有明顯點狀、線狀或一定體積標記的假體，這些標記在 SPECT、PET 或電腦斷層掃描影像上均可見，在標記內可填充非密封放射性核種，如 ^{99m}Tc、¹⁸F 或密封放射性核種 ⁵⁷Co、⁶⁸Ge，以於 SPECT 或 PET 上成像，以及填充不透光的對比劑，可在電腦斷層掃描影像上呈現，這樣就可以評估影像融合的正确性²⁴。

Required Annual Performance Tests
● Intrinsic uniformity
● System uniformity
● Intrinsic or system spatial resolution
● Sensitivity
● Energy resolution
● Counting rate parameters
● Formatter/video display
● Overall system performance for SPECT systems
● System interlocks
● Dose calibrators (accuracy)
● Thyroid uptake and counting systems (energy linearity, energy resolution, and χ^2 test)

表四、年度品保測試項目²¹

Technologist Quality Control Tests	
Procedure	Frequency
Intrinsic or system uniformity	Daily
Intrinsic or system spatial resolution	Weekly
Center of rotation	Monthly
High-count floods for uniformity correction for SPECT systems	As recommended by medical physicist
Overall system performance for SPECT systems	Quarterly
Dose calibrators	
Constancy	Daily
Linearity	Quarterly
Leak test	Semiannually
Thyroid uptake and counting systems	Each day of use

表五、常規性的品保測試項目²¹

美國放射線學會(American College of Radiology; ACR)對核子醫學的認證由

1999 年開始。美國放射線學會是一個由 32,000 名以上的醫學放射專家與臨床研究者組成的組織，目的在提供輻射醫療及相關從業人員繼續教育、增進放射醫學的發展，以促進病人照護與醫療品質。美國放射學會於醫療品質保證以及評估醫療院所的影像品質，進行認證方面，一直以來都居領導地位，從 1987 年進行認證開始至今，已有十種項目納入認證作業，依序為乳房攝影、放射治療、超音波、乳房立體定位檢查、磁振造影、乳房超音波、核子醫學、電腦斷層掃描、PET，目前取得各項認證作業之醫療院所數目如表六²⁵。

Modality	Number of Accredited Facilities
Mammography	8460
Radiation Oncology	246
Ultrasound	3362
Stereotactic Breast Biopsy	609
MRI	5349
Breast Ultrasound	985
Nuclear Medicine	1626
CT	3762
PET	875

表六、取得美國放射線學位各項認證作業之醫療院所數目²⁵

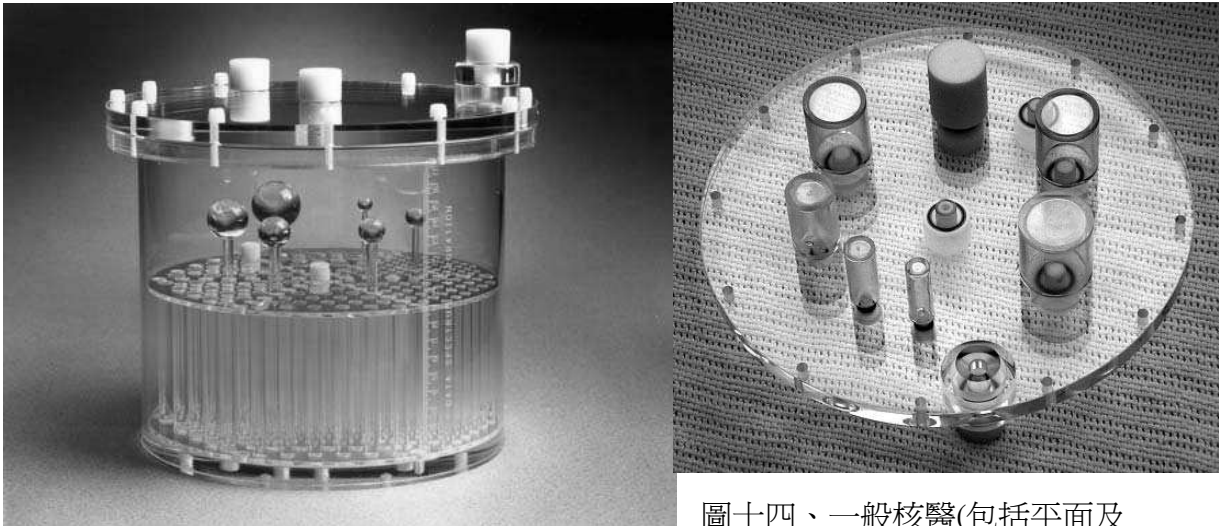
美國放射線學會對於核醫及 PET 的認證目的在提供醫療院所一般核醫及 PET 品質評估的標準，並協助醫療院所持續提升品質，提供病人更佳的醫療照護。認證內容包括醫療人員資格(表七及表八)、臨床影像品質(包括核醫藥物的分布情形、影像的擷取、處理與呈現、臨床報告)、核醫儀器的品保，為了減少不同醫療院所所送出儀器品保影像的差異，多個品保測試項目利用美國放射線學會認可的假體執行(圖十四)，另外還包含核醫檢查及 PET 造影品質控制(quality control procedures)以及品質保證的程序(quality assurance programs)^{21,22,25-27}。臨床影像品質及假體影像品質分別由經過專業委員會認證且完成審查訓練的核醫專家(主要為醫生以及醫學物理師)擔任，一張影像會由兩位專家進行評分，若兩位專家意見相左，影像就會送予第三位專家進行裁定²⁵。

Requirement	Interpreting nuclear medicine physician/ Supervising physician	Non-nuclear medicine physician interpreting cardiovascular nuclear medicine only	PET physician
Initial	Board certification OR ADVME-approved general nuclear medicine program	Board certification and level 2 COCATS training OR (if trained before 1995) board certification and certification and training equivalent to level 2 training OR	Board certification OR ADVME-approved general nuclear medicine program AND of continuing medical education in PET In preceding 3 y, following numbers must be met: for oncologic PET examinations, at least 80 studies must be interpreted or multiread; for brain PET examinations, at least 30 studies must be interpreted or multiread; and for cardiac PET examinations, at least 20 studies must be interpreted or multiread.
Continuing Experience	9 exams/mo averaged over 24 mo	9 exams/mo averaged over 24 mo	9 exams/mo averaged over 24 mo
Continuing Education	150 h every 3 y with 15 h in nuclear medicine	150 h every 3 y with 15 h in cardiovascular nuclear medicine	150 h every 3 y with 15 h in PET
ACGME = Accreditation Council of Graduate Medical Education; COCATS = Core Cardiology Training			

表五、ACR 的核子醫學認證中對醫生的資格要求^{21,22}

Requirement	Nuclear medicine technologists	PET technologists	Medical physicist for nuclear medicine	Medical physicist for PET
Initial	ARRT(N) or NMTCB registered or equivalent state license OR completion of nuclear medicine training program	ARRT(N) or NMTCB registered or equivalent state license OR completion of nuclear medicine training program	Board certification in medical nuclear physics or radiologic physics	Board certification in medical nuclear physics or radiologic physics AND 40 h of on-site practical experience providing physics support
Continuing Education	15 h of continuing education in nuclear medicine in preceding 3 y	15 h of continuing education in PET in preceding 3 y	150 h every 3 y, with 15 h in nuclear medicine	150 h every 3 y, with 15 h in PET

表六、ACR 的核子醫學認證中對放射師及醫學物理師的資格要求^{21,22}

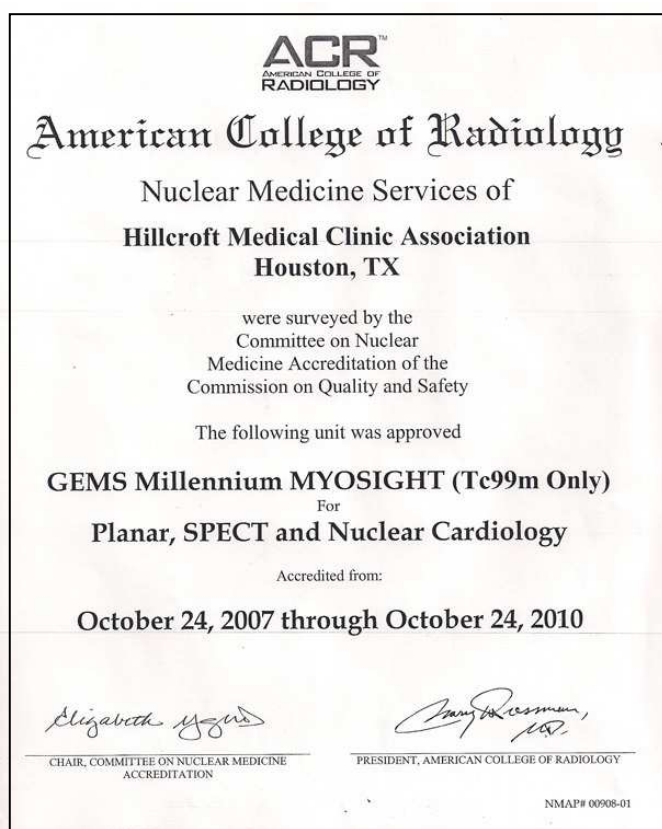


圖十四、一般核醫(包括平面及

SPECT 影像)使用的 ACR 認可假體，Jaszczak Deluxe Flageless ECT phantom，如左圖，為內徑 10.8cm 的圓柱體，圓柱體下部依序排列了 6 組大小不同的棒狀物，直徑分別為 4.8、6.4、7.9、9.5、11.1 及 12.7mm；圓柱體上部則有 6 個直徑分別為 9.5、12.7、15.9、19.1、25.4 及 31.8mm 的固體圓球。執行 PET 品保測試時，則會將 Jaszczak Deluxe Flageless ECT phantom 的上部面板置換成右圖的面板，此面板上設置了 8、12、16 及 25mm 直徑的薄壁圓柱體，可以注入 PET 藥物，另外還有 2 個 25mm 直徑的圓柱體，一個代表空氣，一個代表水(cold water)，以及一個鐵氟龍(Teflon)的圓柱體^{21,22,28}。

爲了簡化認證申請的流程，讓申請作業更有效率，美國放射線學會發展了 Diagnostic Modality Accreditation program，不論是首次申請認證的單位，或已取得部分項目認證的醫療院所要新增其他項目認證，除了乳房攝影及放射治療以外的項目，均可利用此程式進行線上申請²⁵。乳房攝影的認證因爲有聯邦法規的規範，放射治療認證因爲審查的是治療作業，與影像診斷認證審查的是影像品質不同，故此兩項作業未包含於此程式中。申請步驟分爲兩階段，第一階段由申請單位檢附相關資料提出申請並繳交費用，待美國放射學會審查通過後，便會寄予申請單位一組檢測包裹，內含須要繳交的項目與擷取臨床影像與假體影像的操作說明、調查問卷等，申請單位就依照說明繳交相關影像與報告，認證申請的程序大約需要 90 天時間²⁹。

整個認證申請程序結束後，美國放射學會會給予審查總結報告，告訴申請單位那些部分須要改善並提出建議，如果申請單位可通過審查標準，便獲得 3 年的認證，可得到認證證明文件以及貼於該台機器上的認證貼紙，針對不同認證項目，申請單位也可獲得不同顏色的認證標籤，如圖十五，在該單位的網站、檢查報告、檢查說明書等處，均可展示這個標籤，讓受檢民眾、保險公司可以知道該單位的該項檢查有取得美國放射學會的認證。美國放射學會同時將該單位登錄到通過認證醫療院所的查詢系統，供大眾查詢²⁹。



圖十五、認證證書與認證標章

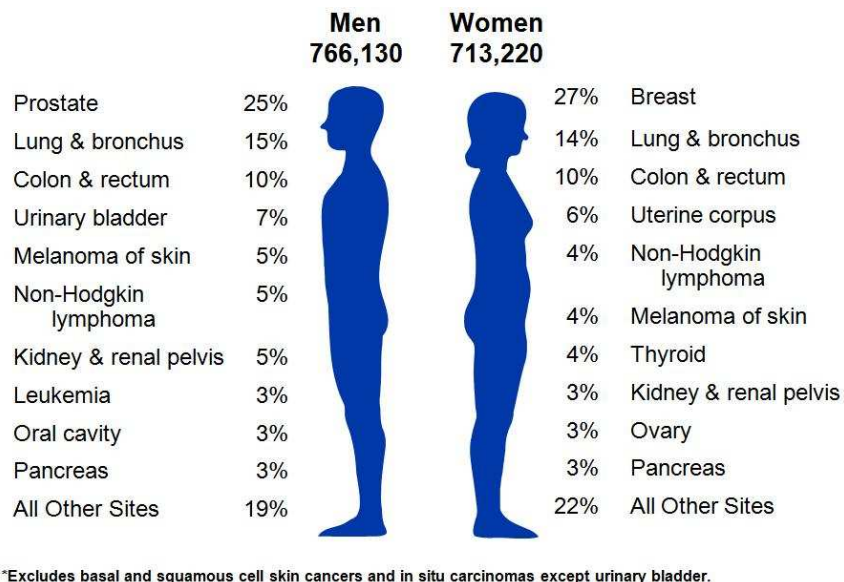
(資料來源：www.hillcroftmed.com

及 www.acr.org)

Diagnostic Modality Accreditation program 線上申請認證，除了方便、易於使用，申請者可以隨時將申請資料進行編輯、存檔、列印，系統還會自動計算需繳交的費用，在申請過程中還可有電子郵件通知，告知申請者申請資料已收到或通知認證審查結果。美國放射學會的認證申請審查程序會繼續以網路為基礎，發展無紙化的審查作業，目前針對影像部分(臨床與假體影像)也正在發展相關網路傳輸的系統²⁵。

四、乳房造影的未來展望

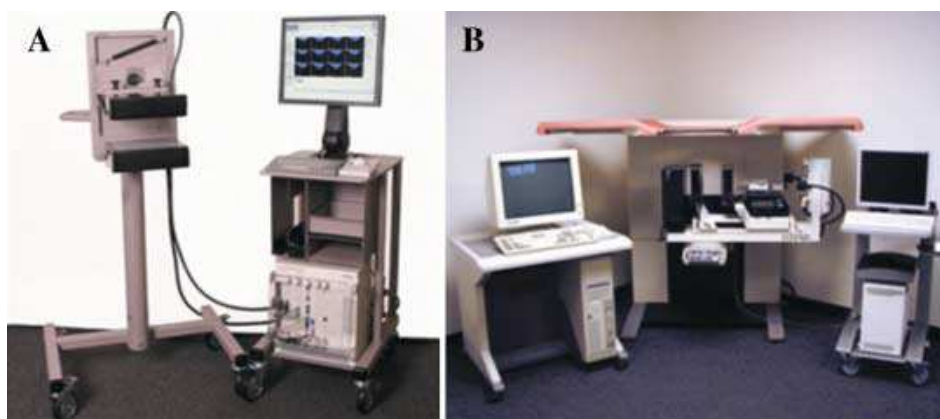
依據美國癌症協會(American Cancer Society)的預估，2009 年的統計資料將有 19 萬婦女正罹患乳癌(占美國婦女總數的 27%)，如圖十六³⁰。乳房 X 光攝影是目前廣泛用於乳癌篩檢的工具，但它對於緻密型乳房(乳腺組織較多的乳房，例如 50 歲以下，更年期前的女性)的病灶篩檢靈敏度有限，也由於產生的是平面影像，要區分同一個 X 光投影位置的組織重疊的影像及定義病灶確切的空間位置也有些困難，另外，乳房 X 光攝影由於使用 X 光，乳房組織會吸收輻射劑量，再者，造影時需要壓迫乳房，因此受檢者常大多會覺得不舒服。早期利用增感屏及傳統底片進行造影，但有動態範圍(dynamic range)窄，影像品質易受洗片環境影像等限制，相較之下，數位式乳房 X 光攝影系統可克服上述缺點，也可利用影像後處理突顯病灶，影像的儲存與傳輸也更方便，目前數位式乳房 X 光攝影系統已廣泛使用於乳房造影，未來它仍為乳房 X 光攝影的主要模式，未來數位乳房 X 光攝影的發展主要在改善 X 光接收器，例如：減少或消除暫時性的殘影(image lag 或 ghost image)及發展低雜訊的接收器等³¹。



圖十六、美國癌症協會預估 2009 年美國男性與女性各種癌症的罹患比例³⁰

除了乳房攝影外，目前臨床使用的乳房造影技術還包含超音波(Ultrasonography)、磁振造影(Magnetic Resonance Image；MRI)及核醫造影。每種技

術都各有其優缺點，常常互相搭配使用，例如：乳房超音波因不具游離輻射，適用於較年輕的受檢者以及乳房攝影篩檢效果有限的緻密型乳房的篩檢，但乳房超音波對於小體積腫瘤的篩檢效果有限，對於已觸摸到腫塊的乳房亦無法利用超音波偵測腫塊的正確位置，超音波射束方向式固定垂直於超音波探頭，因此超音波影像有些死角，造影範圍受限於射束方向，未來乳房超音波的發展主要在改善超音波探頭與超音波訊號處理。磁振造影具有無放射線及良好的軟組織對比度與解析度等優點，也可進行任意切面的檢查，不受組織重疊影響，也常用於乳房填充物的完整性評估，目前臨床上已有乳房專用的磁振造影設備，但進行乳房磁振造影時須搭配專用的乳房表面線圈、注射顯影劑，此外，磁振造影偵測不到鈣化(鈣化可能是早期乳癌的表現)，也較昂貴，因此一般作為輔助乳癌檢查工具，美國癌症協會(American Cancer Society)對於一生中有 20%~25% 以上罹患乳癌風險的女性建議利用磁振造影輔助乳癌篩檢。核醫造影利用核醫藥物進行生理性、功能性的乳房檢查，如 Scintimammography 及 SPECT 利用 ^{99m}Tc -sestamibi 或 ^{99m}Tc -tetrofosmin、PET 利用 ^{18}F -FDG 進行檢查，核醫檢查的特異性佳，對於較大體積腫瘤的敏感度也不錯，但影像的空間解析度差、對 1cm 以下體積較小的腫瘤敏感度、診斷率有限，臨床上不單獨使用進行乳癌篩檢，而是用以作為輔助檢查及觀察乳癌治療成效。為了克服 PET 系統的空間解析度及對小體積乳房腫瘤的敏感度的限制，現在正在發展正子乳房攝影系統(Positron Emission Mammography；PEM)，如圖十六³²，結合壓迫乳房的技術進行針對乳房的正子造影檢查，研究顯示此系統對於小體積乳房腫瘤的具有不錯的診斷正確^{31,33}。



圖十六、正子乳房攝影系統，圖 A 為直立式系統；圖 B 將此系統固定在俯臥式立體定位乳房 X 光攝影台上³²。

除了上述的技術外，目前有許多乳房造影的新技術在研究與發展中，朝向高解析度、高對比度影像，以及可以提供病灶在人體內深度位置資訊的方向發展。其中立體數位乳房 X 光攝影(Stereoscopic digital mammography ; SDM)、數位乳房 X 光影像層析(Digital Breast Tomosynthesis ; DBT)及乳房專用電腦斷層掃描(Dedicated Breast Computed Tomography ; BCT)為目前熱門研究中的造影模式³¹，下面就一一介紹。

(一) 立體數位乳房 X 光攝影(Stereoscopic digital mammography ; SDM)

立體數位乳房 X 光攝影就是利用數位乳房攝影系統擷取兩張間隔小角度的乳房影像，在專門的立體影像工作站，使用特殊的眼鏡觀察影像，如圖十七，左眼與右眼各看一張影像，藉由左右眼的視差，可以產生立體的影像，有研究指出利用立體數位乳房 X 光攝影進行高風險婦女的乳癌篩檢，相較於數位乳房 X 光攝影，可以減少 39%偽陽性及 48%偽陰性檢查結果，但此技術須要產生兩倍的乳房 X 光攝影影像，也就是會增加病人的劑量。此技術若要進一步發展，需要更了解其產生的輻射劑量與更多臨床試驗的支持³¹。

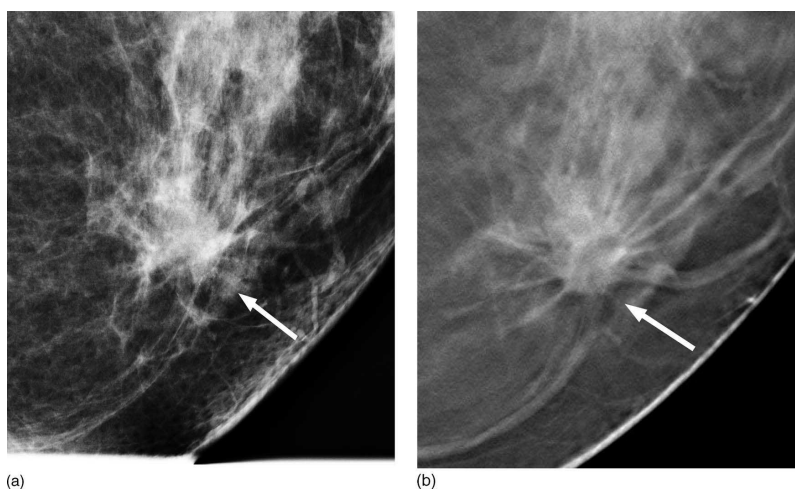


圖十七、放射科醫師在立體數位乳房 X 光攝影影像工作站判讀影像。(資料來源：
http://www.rsna.org/Media/rsna/rsna_newsrelease_target.cfm?id=338)

(二) 數位乳房 X 光斷層造影技術(Digital Breast Tomosynthesis ; DBT)

X 光斷層影像技術是一種存在很久的技術，相對於也可以產生斷層影像的電腦斷層掃描，X 光斷層造影技術所需的費用與產生的劑量都較低。數位乳房 X

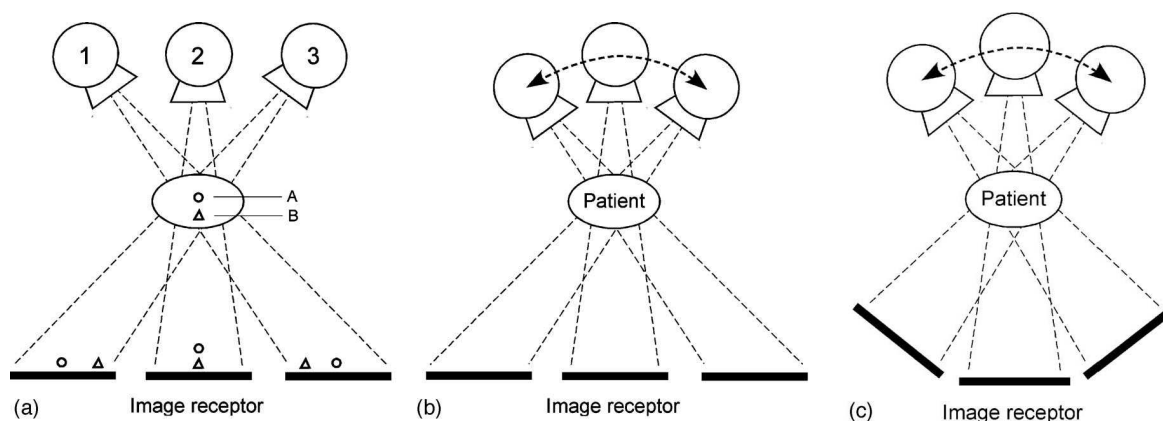
光斷層造影技術就是利用移動數位乳房 X 光攝影儀之 X 光管，在一定角度範圍內(一般移動範圍不超過 40 度)擷取多個影像，形成斷層般多個切面，再利用影像重組技術產生一個體積的影像，可區分平面乳房 X 光影像上重疊的組織，讓乳房病灶更容易被診斷，如圖十八。要產生 X 光斷層影像基本上擷像時要有 X 光管及影像接收器的幾何移動，基本的移動模式有三種，如圖十九，平行路徑的移動(parallel-path motion)指 X 光管的移動與影像接收器的平面平行，影像接收器亦在自己的平面上與 X 光管進行相對移動；局部等中心移動(partial isocentric motion)指 X 光管呈弧狀移動，影像接收器則在自己的平面上與 X 光管進行相對移動；而完全等中心移動(full isocentric motion)的模式，X 光管與影像接收器的相對距離則是固定，繞著病人進行弧狀移動。三種模式中，平行路徑的移動模有最簡單的影像重組數學演算法，在每個位置的影像也可維持均勻的放大率，局部等中心移動則在每個位置會造成影像有不同的放大率，因此在影像重組的時要小心，不然會體積較小的組織影像會扭曲，完全等中心移動模式則可產生絕佳的重組影像，但會使用到較複雜的數學演算法^{31,34}。



圖十八、一個 1.6 cm 的乳腺管原位癌臨床影像，使用數位乳房 X 光斷層造影技術產生的影像(圖 b)較乳房 X 光攝影影像(圖 a)容易觀察到此病灶³¹。

在臨床應用上，數位乳房 X 光斷層造影技術雖是直接採用數位乳房 X 光造影系統，但還須考量到 X 光管的移動必須避免干擾到受檢者的頭以及移動時乳房 X 光機必須盡量維持不振動，另外數位乳房 X 光斷層造影技術是否可成爲最重要的乳癌篩檢技術、造影時需要擷取多少影像(影像數目增加表示病人接受的

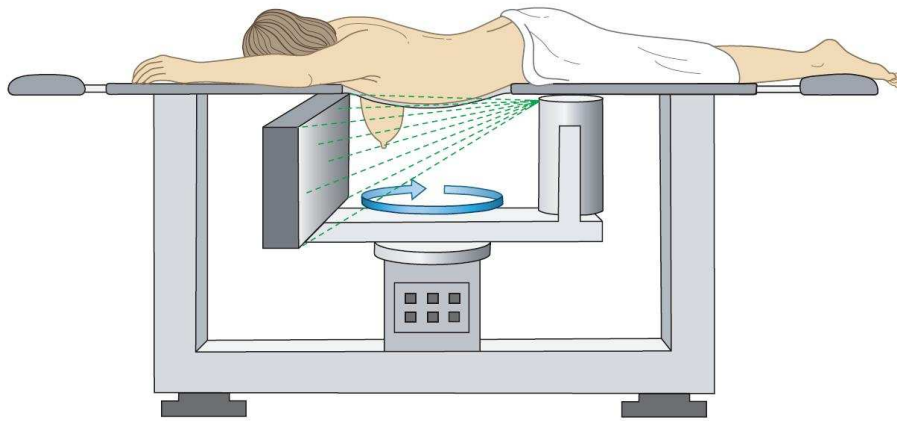
劑量增加，但影像數目過少可能無法有效的診斷出為小的鈣化點)都還是仍在研究中的課題，但目前美國藥物食品管理局(FDA)已核准了兩種 X 光斷層造影儀器可以上市，用於胸部、腹部、肌肉骨骼的造影，而許多儀器廠商也正在研發數位乳房 X 光斷層造影儀器，有一家廠商也已向 FDA 提出臨床乳房造影應用的申請，有可能在 1 年內，美國就會出現 FDA 認可的數位乳房 X 光斷層造影儀器。未來此技術有可能用於乳癌篩檢，尤其是緻密型的乳房³⁴。



圖十九、X 光斷層影像影像擷取時 X 光管與影像接收器的幾何移動模式，圖(a) 平行路徑的移動(parallel-path motion)、圖(b)局部等中心移動(partial isocentric motion)、圖(c) 完全等中心移動(full isocentric motion)，圖(a)描述三角形及圓形兩個物體如何在擷像過程中投影到影像的不同位置³⁴。

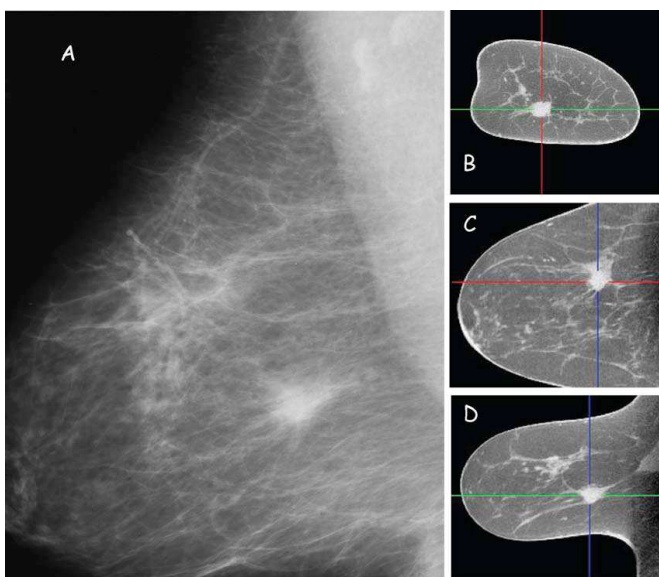
(三) 乳房專用電腦斷層掃描(Dedicated Breast Computed Tomography ; BCT)

電腦斷層掃描也是一種可以克服乳房 X 光攝影影像上組織重疊問題的技術，如果使用全身電腦斷層掃描進行乳房造影可以進行整個胸部的造影，優點是可以觀察局部及遠距離淋巴結是否出現轉移，但 X 光需要穿透整個胸腔，照影時需要較高的輻射劑量，另外，非乳房組織也會受到曝露，因此，就有了乳房專用電腦斷層掃描技術的發展。乳房專用電腦斷層掃描造影時，受檢者是俯臥在有洞的檢查床上，要檢查的乳房由洞口下垂，檢查床下，X 光管及影像接收器繞著乳房旋轉，利用圓錐形 X 光射束擷取乳房影像，無須壓迫乳房，如圖二十，因此受檢者造影時會比接受乳房 X 光攝影檢查舒服許多³⁴⁻³⁷。



圖二十、乳房
專用電腦斷
層掃描³⁶

利用乳房電腦斷層掃描技術取得影像重組後，可得不同平面的重組影像，如圖二十一。研究顯示，乳房電腦斷層影像對於偵測乳房腫塊效果較傳統乳房 X 光影像佳，但偵測微小鈣化點的效果就較傳統乳房 X 光影像差，另外，進行乳房專用電腦斷層掃描時，如何可以含括中間及腋下部位的組織，這兩個議題為乳房專用電腦斷層目前發展所遭遇的最大問題。研究顯示，雜訊可能是限制微小鈣化點偵測度的主要因素，因此發展具高解析度、低雜訊的影像接受器，例如：沒有用於大範圍電腦斷層造影的光子計數偵檢器(photon-counting detector)及電子倍增電荷轉移偵檢器(electron-multiplying CCDs)，可能是改善微小鈣化點偵測度的方法之一。而乳房專用電腦斷層掃描儀造影時涵蓋的組織的問題，可能可以由改善檢查床的設計、X 光管造影的軌跡以及適當的病人擺位來改善。目前這些議題都還持續研究發展中³¹。



圖二十一、使用數位乳房 X 光造影技術(圖 A)及乳房專用電腦斷層掃描技術進行多平面影像重組(圖 B：冠狀面(coronal view)、圖 C：軸狀面(axial view)、圖 D：矢狀面(sagittal view))觀察乳房病灶³¹。

乳房專用電腦斷層掃描技術所產生的輻射劑量並不會比一般臨床乳房 X 光攝影的劑量高，即與頭尾向(Cranio-Caudal view：CC view)與斜側位向(Medio-Lateral-Obloque viwe；MLO view)2 張乳房 X 光攝影影像加總劑量，研發團隊在發展乳房專用電腦斷層掃描技術時，會限制進行乳房專用電腦斷層造影時產生的平均乳腺劑量必須要可以符合美國 FDA 對於乳癌篩檢技術的輻射劑量要求

36-37。

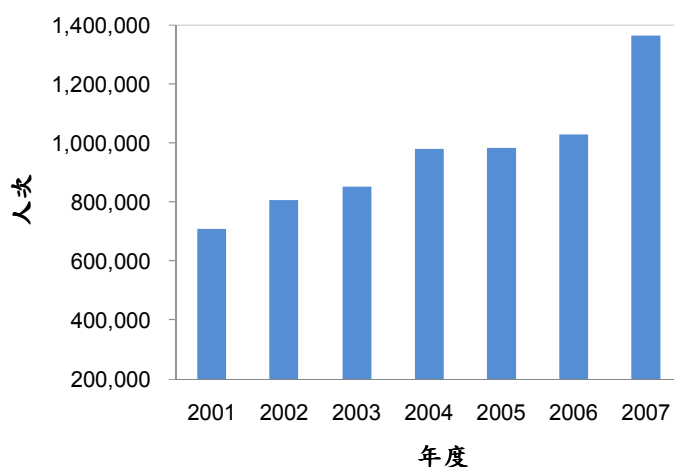
叁、心得與建議

一、 美國醫學物理師學會年會為全美最重要的醫學物理與醫療輻射會議之一，也為世界各地相關人員可進行資訊交流與經驗分享的重要平台，與會人員來自全世界各地的醫學物理師、輻射醫療從業人員、放射醫學研究與研發人員。參加本會議除可一次擷取大量醫療輻射新知與寶貴的臨床實務及品質保證推動經驗、瞭解國際輻射防護的最新脈動，也充實自我專業素養，對於爾後推動我國輻射醫療品質保證與醫療輻射防護作業、規劃研擬相關政策與指引，增進國內整體輻射醫療品質，乃至提升國際醫療形象，促進國內醫療觀光產業的發展均有所助益。

二、 隨著 NCRP 160 號報告問世，醫療輻射劑量與其輻射防護已然成為現今輻射領域最火熱的議題之一，其中又以貢獻劑量比例最大、臨床使用檢查數目成長快速的電腦斷層掃描作業獲得最多的關注。目前我國並無類似美國 NCRP 大型的劑量普查報告，但為了推動電腦斷層掃描的醫療曝露品保作業，以及了解國內現有電腦斷層掃描的執行現況，原能會正與相關專業學會合作進行我國電腦斷層掃描作業的普查，也包含電腦斷層掃描劑量的調查，初步結果顯示，我國臨床使用的電腦斷層掃描檢查劑量似乎與國際文獻所示相當。再結合

衛生署的統計資料，我國接受電腦斷層掃描檢查人次的成長也相當快速，如圖二十二，2007 年一年的成長率甚至高達 30%，因此也可推估我國電腦斷層掃描檢查所貢

我國電腦斷層掃描儀使用人次統計圖



圖二十二、我國電腦斷層掃描使用人次統計圖

(資料來源：衛生署)

獻的醫療輻射劑量在整體醫療輻射劑量中應也占重要的比例，即有可能與美國類似，為最重要的醫療輻射劑量來源。

三、 醫療輻射為依據醫療診斷與治療需求，而故意為之的輻射曝露，因此沒有劑量限制，相對的輻射防護中的正當化與最適化就更顯重要，尤其針對受曝露的兒童。推廣醫療輻射防護的對象，應包含全體人民，由醫療輻射從業人員、其它臨床人員到病人本身及病人家屬，目前國際上對於醫療輻射防護的推廣也如火如荼的進行中，除了持續研究發展降低醫療劑量的技術與設備，也有愛心醫學影像運動及 Smart Card 計畫，都顯示了國際對醫療輻射防護的重視。愛心醫學影像運動的網站針對不同對象，利用鮮艷的色彩與簡短的說明喚起大眾對兒童輻射防護的重視，利用適當文字，傳達兒童醫療輻射防護的觀念與注意事項，值得向國內廣為宣傳。另外，這樣的宣導方式藉由現今最方便也最普及的傳播媒介「網路」進行宣導，也值得國內學習。對於不同對象，教育宣導的重點應不同，針對臨床從業人員的教育宣導，應加強其專業素養及對輻射風險的警覺，以電腦斷層掃描為例，適當的調整照影參數，對降低病人劑量有一定的幫助，這部分需仰賴專業學會的協助。而近年來，電腦斷層掃描的致癌風險在各國都有報導，雖喚起大眾對醫療輻射的關注，但經過媒體的放大渲染會造成民眾過度的恐慌，若因此而耽誤了疾病的診斷與治療就不好了，針對媒體及一般大眾的教育宣導，也值得參考愛心醫學影像運動的網站，以淺顯的文字，提供媒體及一般大眾一個可獲得正確醫療輻射觀念的公開查詢平台。

四、 IAEA 所發展中的 Smart Card 計畫，目的在建立個人醫療曝露資料庫，查詢個人的醫療輻射劑量史，若可納入醫療診斷影像資訊，或許也可減少病人接受相同重複的影像檢查，並提供醫師個別病人影像的基準值，協助醫師可依據病人個別狀況進行最佳的診療。目前這個計畫還在起步的階段，有許多的困難仍待克服，建議我國可以持續觀察 Smart Card 計畫的發展，一旦國際上有了先例，由原能會及衛生署共同考量發展適合國內民眾的

Smart Card 或類似的計畫。

五、 美國由於醫療保險制度以及對於醫療品質的重視，加上有較為完備的醫學物理師制度，醫療院所及相關從業人員也有需定期對於放射診療儀器執行醫療曝露品質保證作業確保其品質的觀念。各州政府也都對輻射醫療品質有基礎的規定，大多是與安全有關以及重要又容易執行的項目。另外，許多醫療院所的各項影像診斷與放射治療作業也參加美國放射學會認證，以追求提供病人更高品質的輻射醫療。美國放射學會是一個非常專業又具有公信力的認證單位，其各項認證採取比較嚴格的品質標準，認證由於包含整體醫療作業，因此相關醫療從業人員的資格、臨床影像與儀器品保作業都有納入，爲了要有一個單一的比較基準，申請美國放射學會認證作業一定要使用美國放射學會認可的假體執行假體測試，而這樣的測試常常包含較高階較複雜的測試。反觀國內，放射診斷儀器的品質保證才屬於推動的初階段，目前僅有乳房 X 光攝影儀已於去年納入法規，全面執行輻射醫療曝露品保作業，其餘放射診斷儀器的品保醫療院所執行的並不普遍，醫療院所及放射診斷部門從業人員對於醫療曝露品質保證作業的觀念也需再提升，爲了穩健務實的推動下一波電腦斷層掃描儀的醫療曝露品保作業，建議未來不管初步採用鼓勵方式或制定成法規強制執行，應採循序漸進的方式，參考美國州政府法規，以簡單、重要、易執行的項目著手，並考量使用電腦斷層掃描儀器原廠配置的電腦斷層掃描假體可執行的項目爲主，先建立起國內醫療院所電腦斷層掃描品保作業的執行，維持一定品質，保障受檢民眾的健康安全。

六、 在美國，目前除乳房攝影有 MQSA 法規的強制規定一定要取得美國放射學會或州政府的認證，其餘醫學影像與放射治療項目，醫療院所均可自由參加美國放射學會認證，醫療保險也不一定將該項診療作業通過認證與否納入給付保險與否的條件。但從 2012 年起就不一樣了，美國已通過 Medicare Improvements for Patients and Providers Act of 2008，從 2012 年 1 月

1 日起，如果需要使用醫療保險給付的 MRI、CT、核子醫學及 PET 就一定要取得認證。我國的健康保險制度雖然與美國的醫療保險制度不同，但初期可建請衛生署將輻射診療儀器的品保作業納入認證範疇，並將認證列入醫療院所的評鑑項目，以鼓勵醫療院所提升輻射醫療品質。未來，待時機成熟，即可考量將認證與我國健康保險制度結合。

七、 乳癌，目前仍居我國婦女罹患癌症的第一名。國內醫療院所對於女性的醫療照護與乳房醫療越來越重視，由各醫院競相設置獨立的乳房醫學中心，提供受檢女性一個安心放心的檢查環境即可證明。再者，我國是屬於醫療儀器很先進的國家，國內醫療院所常競相採買最先進的輻射醫療儀器，目前這些還在發展中的乳房造影儀器一旦上市，說不定國內很快就會出現在臨床使用，因此建議本會適時的參加這種國際大型會議，吸收這些最新的科學知識與發展現況，以因應未來可能管制之所需。

肆、参考文献

1. Ionizing Radiation Exposure of the Population of United States. NCRP publication 160, 2009.
2. Ionizing Radiation Exposure of the Population of United States. NCRP publication 93, 1987.
3. Mahesh M. Magnitude of Medical Radiation Exposures to US Population with Focus on CT. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
4. How Does FDA Regulate CT Systems?
<http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationEmittingProductsandProcedures/MedicalImaging/MedicalX-Rays/ucm115317.htm>
5. Mettler FA, Huda W, Youshizumi TT, et al. Effective Doses in Radiology and Diagnostic Nuclear Medicine: A Catalog. Radiology 2008; 248(1): 254-263.
6. Radiation Risks and Pediatric Computed Tomography(CT) : A Guide for Health Care Providers. <http://www.cancer.gov/cancertopics/causes/radiation-risks-pediatric-CT>
7. Arch ME, Frush DP. Pediatric Body MDCT : A 5-Year Follow-Up Survey of Scanning Parameters Used by Pediatric Radiologists.
8. CT Accreditation. <http://www.acr.org/accreditation/computed.aspx>
9. CT Accreditation Program Requirements.
http://www.acr.org/accreditation/computed/ct_reqs.aspx
10. Image Gently Campaign. <http://www.pedrad.org/associations/5364/ig/>
11. Sodickson A, Baeyens PF, Andriole KP, et al. Recurrent CT, Cumulative Radiation Exposure, and Associated Radiation-induced Cancer Risks from CT of Adults. Radiology 2009; 251(1): 175-194.
12. IAEA Calls for Enhanced Radiation Protection of Patients.
<http://www.iaea.org/NewsCenter/PressReleases/2009/prn200907.html>
13. Summary of the first meeting of the Smart Card(Smart Access) Project of the IAEA held in VIC, IAEA, Vienna on 27-29 April 2009.
<http://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/smart-card-minutes.pdf>

14. When the III Need Protection from the Cure.
<http://www.iaea.org/NewsCenter/News/2008/needprotection.html>
15. Smart Protection.
<http://www.iaea.org/Publications/Magazines/Bulletin/Bull502/50205813137.html>
16. Balter S, Blendinger H, ODonnell K. Digital Dose Repoeting. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
17. Kappadath SC. SPECT/CT : Basics, Technology Updates, Quality Assurance, and Application. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
18. Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT Physical Principles and Attenuation Correction. J Nucl Med Technol 2008; 36: 1-10.
19. Mawlawi O. PET/CT Instrumentation : Review and Updates. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
20. Poeppel TD, Krause BJ, Heusner TA, et al. PET/CT for the staging and follow-up of patients with malignancies. Eur J Radiol 2009; 70: 382-392.
21. MacFairlane CR. ACR Accreditation of Nuclear Medicine and PET Imaging Departments. J Nucl Med Technol 2006; 34(1): 18-24.
22. Nuclear Medicine/PET Accreditation Program Requirements.
http://www.acr.org/accreditation/nuclear/nuc_med_reqs.aspx
23. ACR Practice Guideline For Performing FDG-PET/CT in Oncology.
http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/guidelines/nuc_med/fdg_pet_ct.aspx
24. Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation : A Brief Review. J Nucl Med 2008; 49: 1114-1131.
25. MacFarlane C. ACR Accreditation. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
26. Harkness BA. Accreditaion of Nuclear Medicine Facilities. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
27. Esser PD. Practical Aspects of ACR PET Accreditation. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
28. PET Phantom Instructions for Evaluation of PET Image Quality.
http://www.acr.org/accreditation/nuclear/qc_forms/FeaturedCategories/qc_forms/PET_Phantom_Instructions.aspx

29. ACR website. <http://www.acr.org/>
30. Guierrez R. Digital Mammography: A Radiologist's Perspective. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
31. Karellas A, Vedantham S. Breast Cancer Imaging: A Perspective for the Next Decade. *Med Phys* 2008; 35(11): 4878-4897.
32. Berg WA, Weinberg IN, Narayanan D, et al. High-Resolution Fluorodeoxyglucose Positron Emission Tomography with Compression ("Positron Emission Mammography") is Highly Accurate in Depicting Primary Breast Cancer. *Breast J* 2006; 12(4): 309-323.
33. Singh V. Saunders C, Wylie L, et al. New Diagnostic Techniques for Breast Cancer Detection. *Future Oncol* 2008; 4(4): 501-513.
34. Dobbins JT. Tomosynthesis Imaging: At a Translation Crossroads. *Med Phys* 2009; 36(6): 1956-1967.
35. Boone JM, Prionas N, Burkett GW. Breast CT as a Platform for Image-Guided Therapies of Breast Cancer. Anaheim, CA, AAPM Annual Meeting, 2009.
36. Glick SJ. Breast CT. *Annu Rev Biomed Eng* 2007; 9: 501-206.
37. Boon JM, Lindfors KK. Breast CT: Potential for Breast Cancer Screening and Diagnosis. *Future Oncol* 2006; 2(3): 351-356.

伍、致謝

感謝 AAPM 年會多位講者提供相關的摘要與講稿，本份報告才可順利完成，並向曾指導幫助我的長官與同仁致意，感謝各位的大力支持與協助，使得此次出國順利圓滿。