

出國報告(出國類別：其他)

赴加參加 2011 年美國醫學物理師學  
會年會暨  
BC Cancer Centre- Abbotsford Centre  
參訪報告

服務機關：行政院原子能委員會

姓名職稱：王雅玲技士

派赴國家：加拿大

出國期間：100 年 7 月 28 日至 8 月 6 日

報告日期：100 年 10 月 14 日

## 摘要

本次奉派赴加拿大主要參加於卑詩省（British Columbia，簡稱 B.C.）溫哥華市 Vancouver Convention Centre 國際會議中心舉辦的 2011 年美國醫學物理師學會年會。會議為期 5 天，期間內有九個會議室於同一時段依照不同主題同時進行專題演講或口頭論文報告，另外有論文壁報展示區及醫療設備展覽場地，供廠商展示最新之相關醫療設備產品並有專人解說。本次會議所發表之報告大約可分為：放射治療及醫學影像之教育課程、放射治療及醫學影像之專題演講、醫學影像應用於治療技術之專題、醫學物理臨床應用、超音波研討會及其他等。其中部分專題報告內容與病人之劑量計算、輻射防護及更新放射治療設備之品質保證項目有關引起與會人員熱烈的討論與回響。

本次會議於卑詩省溫哥華市舉行，因此藉此機會安排於會議前順道至卑詩省阿波斯福市立醫院（Abbotsford Regional Hospital）附屬的卑詩癌症中心（BC Cancer Centre）參訪，了解輻射醫療曝露品質保證於放射治療相關設備在加拿大的作法與經驗，供我國現行推行輻射醫療曝露品質保證之方式及輻射安全管制之參考。

# 目次

壹、出國目的與行程	1
一、出國目的	1
二、出國行程	1
貳、2011 年美國醫學物理師學會年會暨 BC Cancer Centre 參訪情況	2
一、現場參訪	2
二、美國放射線學會將擬定數位式乳房攝影之品質保證	14
三、電腦斷層掃描儀之劑量為熱門討論話題	28
四、美國醫學物理師學會第一百四十二號報告為放射治療領域最新的話題	36
參、心得與建議	52
肆、附錄	57

## 壹、出國目的與行程

### 一、出國目的

隨著輻射醫療科技的進步、輻射診療設備日新月異，其診療概念、輻射劑量及風檢、品質保證方法及設備也隨之精進，美國醫學物理師學會年會每年皆有來自全球各地之醫學物理師、研究人員、學生及相關廠商共襄盛舉，一起討論並精進，會議議程及議題如附錄一所示。自 94 年起迄今，國內現有的所有放射治療設備、乳房 X 光攝影機及電腦斷層掃描儀均已納入法規中執行，未來將持續精進現有設備的品保作業，並逐步將放射診斷設備納入，提升國內的輻射醫療曝露品質。此次奉派赴加參加 2011 年美國醫學物理師學會年會，學習重點在吸取國外的品質保證經驗與最新發展，以因應未來本會管制之所需。

### 二、出國行程

日期	到達地點	工作內容
100.07.28	溫哥華	路程(台北→溫哥華)
100.07.29-07.30	溫哥華	BC Cancer Centre 參訪
100.07.31-08.04	溫哥華	參加 2011 年美國醫學物理師學會年會
100.08.05-08.06	溫哥華-台北	路程(溫哥華→台北)

## 貳、2011 年美國醫學物理師學會年會暨 BC Cancer Centre 參訪情況

### 一、現場參訪

#### (一) 美國醫學物理師學會年會

2011 年美國醫學物理師學會 (The American Association of Physicists in Medicine, 簡稱 AAPM) 年會於卑詩省 (British Columbia, 簡稱 B.C.) 溫哥華市 Vancouver Convention Centre 國際會議中心舉辦, 會議期間內有九個會議室於同一時段依照不同主題同時進行專題演講或口頭論文報告, 另外有論文壁報展示區及醫療設備展覽場地, 供廠商展示最新之相關醫療設備產品並有專人解說。

1、論文壁報展示區主要分為放射治療 (Therapy)、放射影像/治療 (Joint Image/Therapy) 及醫學影像 (Image) 3 大類, 我國大約有投稿 7 餘篇, 其中 2 篇醫學影像類之論文壁報為「Comparison of the AEC thickness tracking using the signal-difference-to-noise ratio in 113 flat-panel digital mammography units」及「Improvement of mammography quality after the enforcement of quality assurance in Taiwan」(如圖 1), 主要為依據國科會/原能會研究計畫之近三年全國乳房攝影檢測之數據做分析, 並涵蓋台灣九成以上醫院之檢測數據, 其中包含很多新型數位式乳房攝影機之數據, 可提供國際做為全國性檢測及數位式乳房攝影機功能表現之參考。

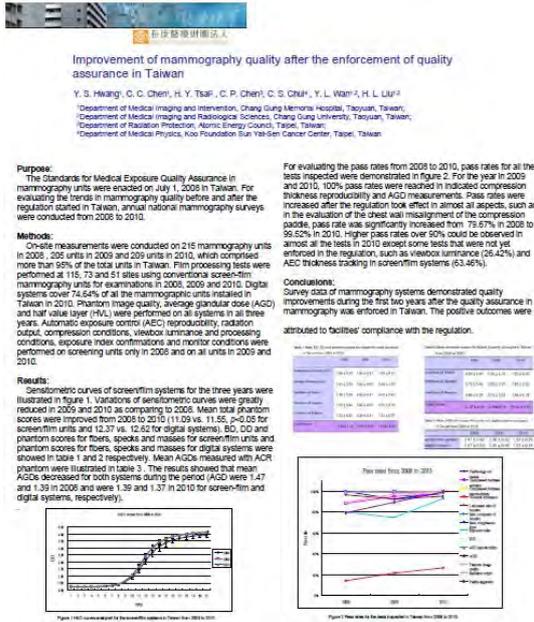


圖 1：「Comparison of the AEC thickness rates tracking using the signal-difference-to-noise ratio in 113 flat-panel digital mammography units」及「Improvement of mammography quality after the enforcement of quality assurance in Taiwan」2 篇論文壁報。

2、醫療設備展覽場地中有許多廠商展示最新的科技或設備（如圖 2-7）。

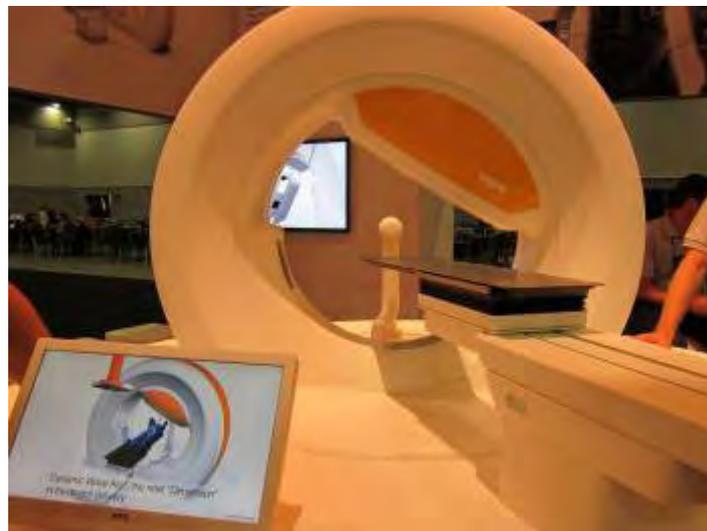


圖 2：BrainLab 及 Toshiba 共同開發的 Vero，內部設有 6MV 光子射束、一組成 90 度角之 kV X 光影像定位系統（可支援透視（fluoroscopy）及錐狀射束電腦斷層掃描（Cone-beam Computer Tomography, CBCT），最大輻射照野為 15×15 公分（0.5 公分之 MLC），機架可非共平面，治療床具 6 個自由度，並可即時以影像系統追蹤腫瘤位置以進行放射線治療。主要應用於立體放射線治療技術（stereotactic body radiation therapy, SBRT），目前全球僅約 10 餘家醫院裝設，以日本為大宗，我國尚未引進。



圖 3：無射束整平濾片（flattening filter free，FFF）之直線加速器，目前我國尚未引進。



圖 4：質子治療技術之補償濾器



圖 5：因應各式新技術而發展出的品質保證測量工具

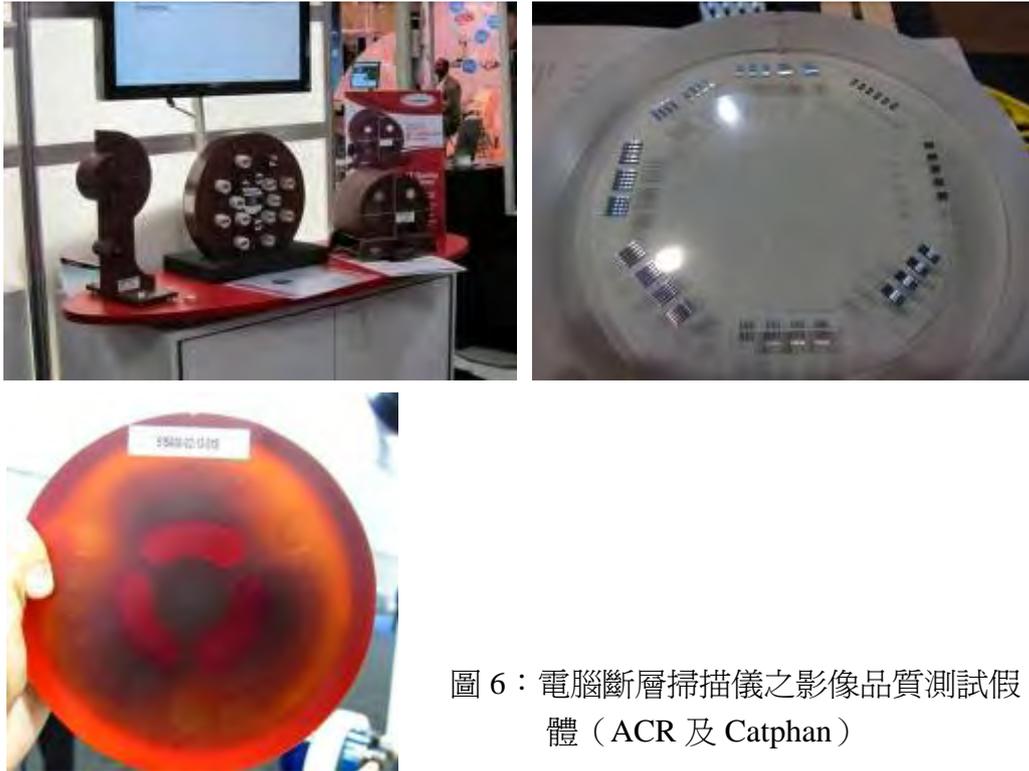


圖 6：電腦斷層掃描儀之影像品質測試假體（ACR 及 Catphan）



圖 7：新的屏蔽材質（VeriShield™），可使用於高能量之光子射束及粒子射束。密度  $4\text{-}5\text{g/cm}^3$ ，每一塊尺寸約為  $5''\times 5''\times 10''$ 。

## （二）卑詩癌症中心（BC Cancer Centre-Abbotsford Centre）參訪情況

此次至加拿大主要為參加美國醫學物理師學會年會，順道至卑詩省阿波斯福市立醫院（Abbotsford Regional Hospital）附屬的卑詩癌症中心（BC Cancer Centre）參訪。加拿大的國民健保制度是具有社會福利性質的公醫制度，其醫療費用則由各省自負盈虧並徹底落實家庭醫師及轉診制度，因此市立醫院及其附屬癌症中心皆無門診，必須藉由家庭醫師轉介。



<p>“Class II prescribed equipment” means</p> <p>(a) an irradiator that uses more than <math>10^{15}</math> Bq of a nuclear substance;</p> <p>(b) an irradiator that requires shielding which is not part of the irradiator and that is designed to deliver a dose of radiation at a rate exceeding 1 cGy/min at a distance of 1 m;</p> <p>(c) a radioactive source teletherapy machine;</p>	<p>(d) a particle accelerator that is capable of producing nuclear energy and has a beam energy of less than 50 MeV for beams of particles with a mass equal to or less than 4 atomic mass units;</p> <p>(e) a particle accelerator that is capable of producing nuclear energy and has a beam energy of no more than 15 MeV per atomic mass unit for beams of particles with a mass greater than 4 atomic mass units; or</p> <p>(f) a brachytherapy remote afterloader. (<i>équipement réglementé de catégorie II</i>)</p>
---	---

圖 9：二級核子設備（Class II nuclear facility）於加拿大司法部門 SOR/2000-205 第 1 節中明訂。

CAPCA 提出「Standards for Quality Control at Canadian Radiation Treatment Centres」（如圖 10），建議加國放射治療中心應將表 1 所列之設備或技術納入執行品質保證流程。

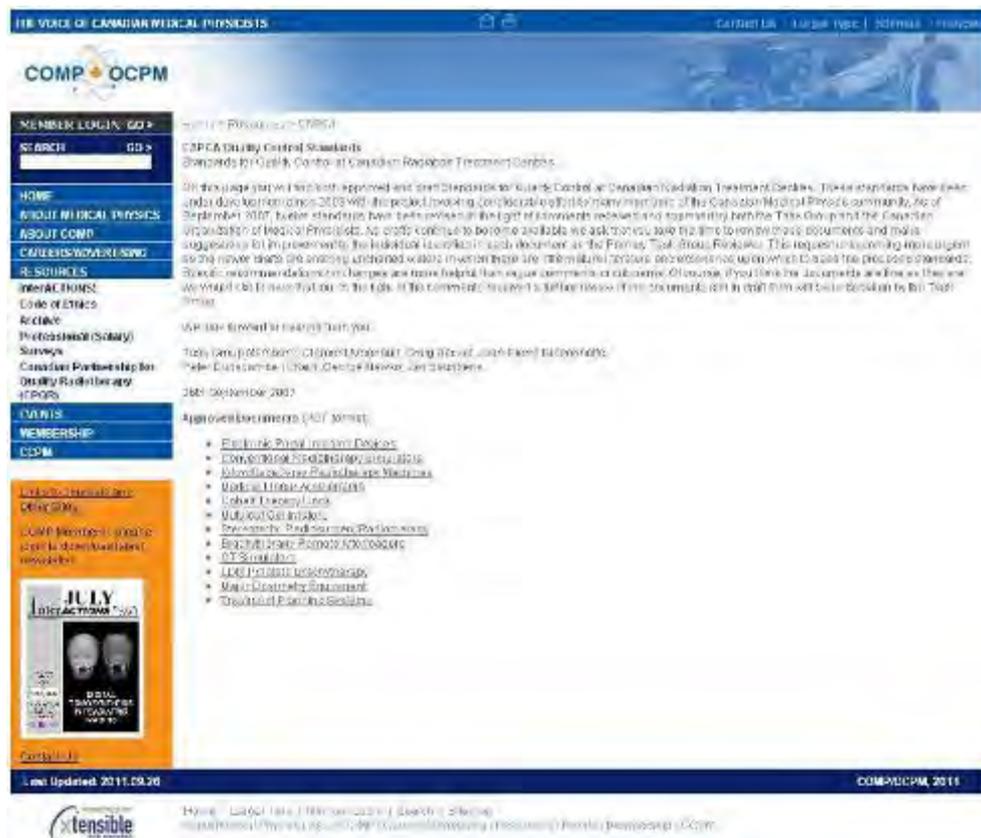


圖 10：CAPCA 對於加拿大放射治療中心提出建議應納入品質保證作業之設備、技術，並提供相關品質保證作業指引（包含項目及頻次）下載（<http://www.medphys.ca/content.php?doc=58>）

表 1：CAPCA 建議放射治療中心應納入品保之設備及技術，並與我國已納入品保作業之放射治療設備比較表。

項次	項 目	CAPCA	我國
1	電子式影像系統 (electronic portal imaging device, EPID)	●	
2	kV X 光影像系統 (Kilovoltage X-ray Radiotherapy Machines)	●	
3	多葉式準直儀 (Multileaf Collimators, MLC)	●	
4	Co-60 遠隔治療機 (Cobalt Therapy Units)	●	●
5	醫用直線加速器 (Medical Linear Accelerators)	●	●
6	立體放射線治療技術 (Stereotactic Radiosurgery/Radiotherapy)		
	基於醫用直線加速器 (Medical Linear Accelerators-based)	●	●
	加馬刀 (Gamma Knife)	●	●
	電腦刀 (Cyber Knife)		●
7	電腦斷層治療機 (Tomotherapy)		●
8	遙控後荷式近接治療 (Brachytherapy Remote Afterloaders)	●	●
9	電腦斷層模擬定位掃描儀 (CT Simulators)	●	●
10	X 光模擬定位儀 (X-ray simulator)	●	●
11	低劑量率之攝護腺近接治療 (LDR Prostate Brachytherapy)	●	

註：第 1-3 項為本會現階段考量納入品保項目之重點，且國內無執行第 11 項治療技術。

## 2、卑詩癌症中心參訪概況

卑詩癌症中心 (BC Cancer Centre) 設有 4 部直線加速器 (其中 2 台設有 kV X 光影像系統) 及電腦斷層模擬定位儀、Ir-192 遙控後荷式近接治療機各 1 部。參訪概況分述如下：

### (1) 直線加速器治療室 (圖 11-12)

該癌症中心之直線加速器於低能量 (6MV) 時，治療室門是不關閉的，因此於治療室門口及迷宮走道處設有 2 道感應裝置。當最後一名放射師欲走出治療室時，隨手啟動迷宮走道處之感應裝置 1，治療室門

口之感應裝置 2 會開始倒數計時，該名放射師理應餘數秒鐘後，通過感應裝置 2，若無，則無法將放射線開啓（beam on）。若於治療途中，有任何人通過治療室門口之感應裝置 2，直線加速器便會立即停止射束（beam off）。當直線加速器於高能量（15MV）時，則必須關上治療室門後才能執行。



圖 11：左圖為設有 kV X 光影像系統及電子式影像系統（EPID）之直線加速器；右圖大螢幕為顯示病人之基本資料，小螢幕顯示治療相關參數，提供放射師於治療前再次確認，以降低人為失誤的風險。



圖 12：治療室中之警示燈（上：輻射線警示燈，中：關治療室門前之警示燈，下：治療門警示燈）。

## （2）電腦斷層模擬定位掃描儀（圖 13）



圖 13：左圖：模擬定位室門口，並設有輻射警示燈；中圖：電腦斷層模擬定位儀；右圖：供模擬定位用之可移動定位雷射系統

### (3) Ir-192 遙控後荷式近接治療機

遙控後荷式近接治療室於下午 6 點鐘過後，治療室門便上鎖並啓動保全系統連接到院方之警衛室，如有任何人進入，接會觸動保全系統，導致警鈴大作，必須由院方警衛方使解除。

### (4) 所有鑰匙、劑量佩章集中管理（圖 14）



圖 14

(5) 治療計劃是由放射師執行，其治療計劃經放射腫瘤醫師確認後，再交由醫學物理師確認其治療計劃相關參數、治療射束參數、劑量輸出（monitor unit，MU）無誤後，方可執行（如圖 15-18）。



圖 15：治療計劃室之一角

**Physics QA Checklist**  
(for documentation by Physicists only)

	Checked	Not Applicable
<b>Documentation</b> – correct patient name and ID	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Set-up</b> instructions correct	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>DICOM</b> origin correct	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>IMSure</b> – plan imported and correction factor (effective field size and effective depth) applied	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>IMSure plan</b> in Eclipse deleted	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Eclipse calculation</b> – appropriate calculation and algorithm (Version 5.6.15), prescription consistent with RC intent	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Normalization point</b> – appropriate point, plan normalized to this point and correct plan normalization factor	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Correction Factor</b> – appropriate values applied within Eclipse and IMSure	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Bolus</b> – linked to fields, appropriate thickness and placement (consistent with set-up instructions)	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
<b>Wedges</b> – appropriate wedge used and MU is 20 or more	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>DVH</b>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>MLC</b> appropriate	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Laterality</b> verified	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Dosimetry Review</b>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>Prostate IMRT</b> – same beam isocentre for both set-up and treatment plans	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
<b>IMRT QA</b> – performed and plan acceptable to proceed. Images approved & status of QA courses changed to completed	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
<b>QA performed by:</b> _____ at _____		
<b>Plan ID:</b> psrectum1ocboost		

圖 16：治療計劃相關參數

**BC Cancer Agency- Abbotsford Centre**  
**MU Photon Calc Summary**

Patient: \_\_\_\_\_ Patient ID: \_\_\_\_\_  
 Plan Name: \_\_\_\_\_ Mode: 3D Isodose Line: 200%  
 Plan File: RP0905220\_031 rectum1oc boost Machine: AC/Unit3 Rx Total Dose: 180.0

Field	1	2	3	4
Field ID	1 AP	2 PA	3 RL Lat	4 LL Lat
Energy	15k	15k	15k	15k
Commodore	1300009	1300009	1300009	1300009
Block Type	None	None	None	None
Wedge	18 - Out	Open Field	20 - Out	18 - In
Gantry Angle	0.0 deg	180.0 deg	270.0 deg	90.0 deg
Collimator Angle	0.0 deg	90.0 deg	90.0 deg	90.0 deg
Table Angle	0.0 deg	0.0 deg	9.0 deg	9.0 deg
Isocenter (cm)	100.0, 0.0, 0.0	100.0, 0.0, 0.0	100.0, 0.0, 0.0	100.0, 0.0, 0.0
3D/2D (cm/deg)	7.0, 0.0	7.0, 0.0	5.0, 0.0	5.0, 0.0
YD/2D (cm/deg)	7.0, 0.0	7.0, 0.0	7.0, 0.0	7.0, 0.0
RPV's (cm)	143	143	143	143
Exit Pt	None	None	None	None
Dose Field (cGy)	40.1 cGy	41.2 cGy	41.7 cGy	40.8 cGy
CAX SSD (cm)	90.3 cm	92.1 cm	94.0 cm	93.7 cm
User Factor	1.000	0.980	1.000	1.000
Dx Sq. (cm)	16.2 cm	36.3 cm	36.0 cm	16.0 cm
Scalp	1.04, 1.027	1.01, 1.026	1.03, 1.027	1.04, 1.027
In % Core	0.999	1.000	1.000	1.000
OPR 377	1.00, 1.034	0.96, 1.000	0.91, 1.000	1.01, 1.001
TMR	0.971	0.934	0.782	0.768
Tray Factor	--	--	--	--
Wedge Factor	0.900	1.000	0.936	0.936
TP3 MU	40.8	44.9	38.5	38.1
IMSure MU	40.9	44.9	38.9	38.4
MU LDR %	0.2%	0.0%	0.3%	0.3%

圖 17：治療射束參數

BC Cancer Agency- Abbotsford Centre MU Calc Point Report									
Patient:				Patient ID:					
Plan Name:				Dose calculated using: TPS MU					
Plan File: RP.0505220_IM_rectum.dcm									
Calc Point Summary Report									
Calc Pt#	Name	X	Y	Z	TPS Dose	Total Dose	% Diff		
1	norm rectum	0.0	3.5	-0.5	180.0 cGy	179.4 cGy	0.3%		
Individual Calc Point Report									
Calc Pt#	Name	X	Y	Z					
1	norm rectum	0.0	3.5	-0.5					
Field#	Field ID	PSSD	PDepth	EffDepth	OAR X	OAR Y	TPS Dose	Calc Dose	% Diff
1	1 AP	90.5 cm	10.0 cm	10.4 cm	1.000	1.034	43.1 cGy	43.1 cGy	0.0%
2	2 PA	92.2 cm	7.3 cm	7.8 cm	1.036	1.000	45.2 cGy	45.2 cGy	0.0%
3	3 Rt Lat	84.9 cm	15.1 cm	15.9 cm	1.031	1.001	45.7 cGy	45.4 cGy	0.7%
4	4 Lt Lat	84.9 cm	15.1 cm	16.0 cm	1.031	1.001	46.0 cGy	45.7 cGy	0.7%
Total							180.0 cGy	179.4 cGy	0.3%

圖 18：劑量輸出（monitor unit，MU）確認

(6) 品保工具間，備有齊全之品保作業相關工具、劑量計。卑詩癌症中心之品保作業流程除了採用 AAPM 第 46 號報告、CAPCA 之建議外，並亦將 AAPM 最新之第 142 號報告納入執行品保之參考。（圖 19-22）



圖 19：CT 品保作業相關假體。左圖：電子密度假體（CIRS 062）；右圖：CT 劑量假體



圖 20：左為管電壓（kVp）測試儀器，右為核種分析儀

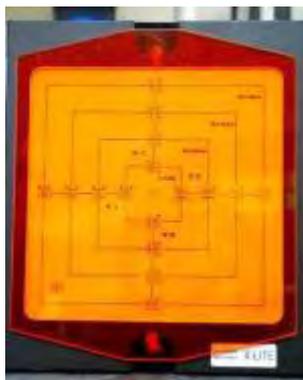


圖 21：螢光式輻射照野測試版

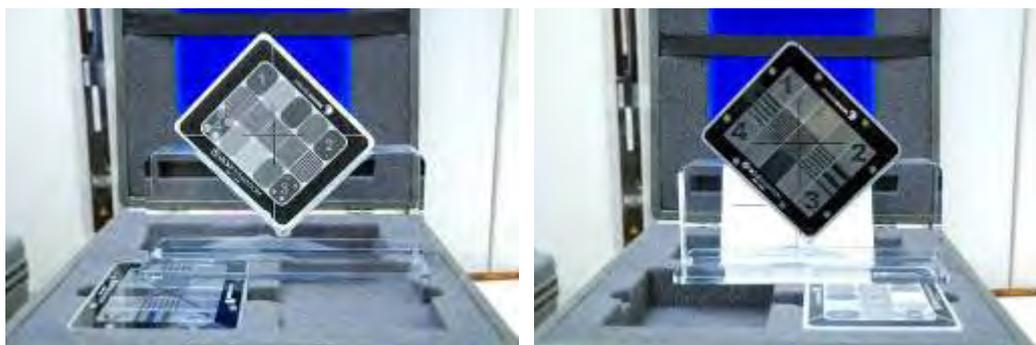


圖 22：影像品質測試假體，可測試高對比解析度、低對比偵測度、影像不均勻度及雜訊（STANDARD IMAGING）。左圖：用於 kV X 光射束；右圖：用於 MV X 光射束

(7) 放射性物質及可發生游離輻射設備之許可（licensee）內容，包含下列

5 項，詳細內容如附錄三，檢查員每 2 年檢查一次。

- a、許可編號（Licence number）
- b、設施經營者及地址（Licensee）
- c、有效期限（Licence period），有效期 8 年
- d、許可範圍及變更（Licensed activities）
- e、附件（Appendix），包含放射性物質及可發生游離輻射設備明細（並詳載其最高能量）、放置前述物質及設備之場所、年度報告表格（每年 4 月 30 日前需回報 CNSC）。

(8) 品保作業表格如附錄四，包含電腦斷層模擬定位掃描儀（CT

simulator）、電子式影像系統（EPID）、kV X 光影像系統、直線加速器、動態多葉式準直儀（Dynamic MLC）。

## 二、美國放射線學會將擬定數位式乳房攝影之品質保證

乳房 X 光攝影儀依底片成像原理方式不同分為傳統式及數位式，其中數位式乳房攝影又稱為全域數位式乳房攝影（Full-Field Digital Mammography，FFDM），FFDM 又分為電腦放射攝影系統（Computed Radiography（CR）System）及數位放射攝影系統（Digital Radiography（DR）System）。CR 系統係利用儲存螢光體成像，以感光屏作為 X 光接收器，將 X 光轉為螢光儲存於感光屏內，再將感光屏以雷射掃描釋出 X 光曝露量的亮度轉換成數位訊號以成像，此感光屏取代傳統底片免去傳統顯影過程，其優點就是不需要置換整個乳房 X 光攝影系統，只需額外採用感光屏及相關雷射讀片機的部分，即可將傳統片變成可在螢幕上讀取的數位底片，價格相對 DR 系統便宜許多。DR

系統則為完全數位化系統，如同數位照相機，利用固態感光原件取代傳統底片，將 X 光轉換為電子訊號，使得電子訊號可在電腦螢幕上呈現影像，也可以利用雷射印片機印在類似傳統乳房攝影的底片上供判讀。

此外，另一種特別的數位式機型為數位式乳房層析 X 光影像組合（Digital Breast Tomosynthesis（DBT）

System），DBT 系統是藉由 X 光管的移動，以些微差異的角度進行乳房攝影，再將影像處理重整，把重疊的乳房組織分開，以利更精準的判讀（如圖 23）。

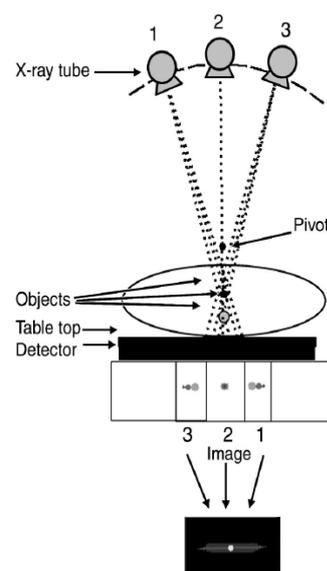


圖 23：Digital Breast Tomosynthesis（DBT）System (Mahesh M. Radiographics 2004; 24(6))

數位式乳房 X 光攝影儀最大的優點就是每個程序都可以單獨處理，以產生最佳的乳房攝影影像。相對於傳統式乳房攝影，其影像的優劣常取決於底片品質及顯影過程，較不容易維持顯影過程之品質而影響成像品質。另外數位式乳房 X

光攝影儀還有動態範圍(Dynamic Range)較寬(如圖 24)、可以進行影像的後處理及影像保存、傳送容易、不佔空間三項優點。

目前有效早期發現乳管內原位癌最有效的方式莫過於乳房 X 光攝影。由美國藥物食品管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 資料顯示, 迄今數位式乳房 X 光攝影儀通過美國 FDA 核准的機型如表 2, 至 2010 年 8 月 1 日為

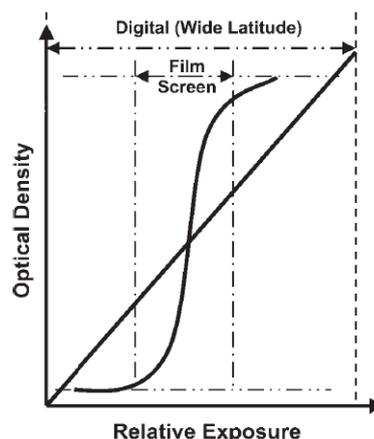


圖 24：傳統及數位式乳房攝影的動態範圍比較 (Mahesh M. Radiographics 2004; 24(6))

止, 全美取得認證單位認證 (FDA 核准 FFMD 或 DBT 認證單位有: American College of Radiology、the State of Arkansas、the State of Iowa 及 the State of Texas), 可使用於臨床造影的乳房 X 光攝影機共 12,445 台 (如圖 25), 至 2011 年 7 月 1 止, 數位式乳房 X 光攝影儀就佔了 79% (共 9,674 台, 如圖 26)。

表 2：FFDM 通過美國 FDA 核准的機型 (資料來源：美國 FDA website)

廠牌	型號	類型
Siemens	Mammomat Inspiration Pure	FFMD
Hologic	Selenia Encore	FFMD
Sectra	MicroDose Mammography L30	FFMD
Hologic	Selenia Dimensions Digital Breast Tomosynthesis	DBT
Siemens	Mammomat Inspiration	FFMD
Carestream	Directview Computed Radiography	CR
Hologic	Selenia Dimensions 2D	FFMD
Hologic	Selenia S	FFMD
Siemens	Mammomat Novation S	FFMD
Hologic	Selenia	FFMD
Fuji	Computed Radiography Mammography Suite	CR
GE	Senographe Essential	FFMD
Siemens	Mammomat Novation DR	FFMD

GE	Senographe DS	FFMD
Lorad/Hologic	Selenia	FFMD
Lorad	Digital Breast Imager	FFMD
Fischer Imaging	SenoScan	FFMD
GE	Senographe 2000D	FFMD

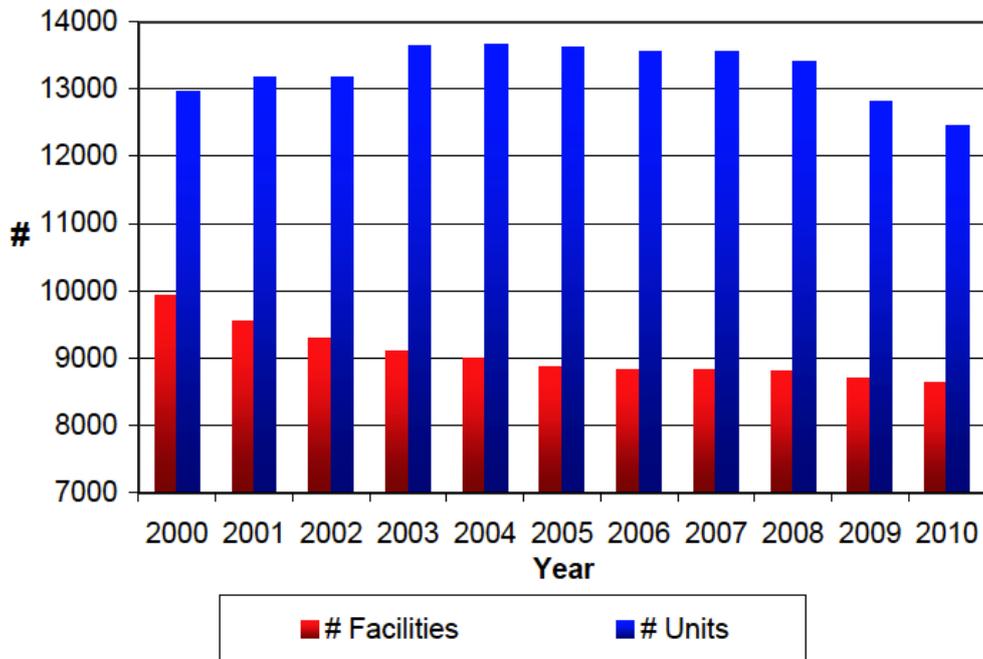


圖 25：2000-2010 年全美取得乳房 X 光攝影儀認證之台數及院所數分布（資料來源：ACR website）

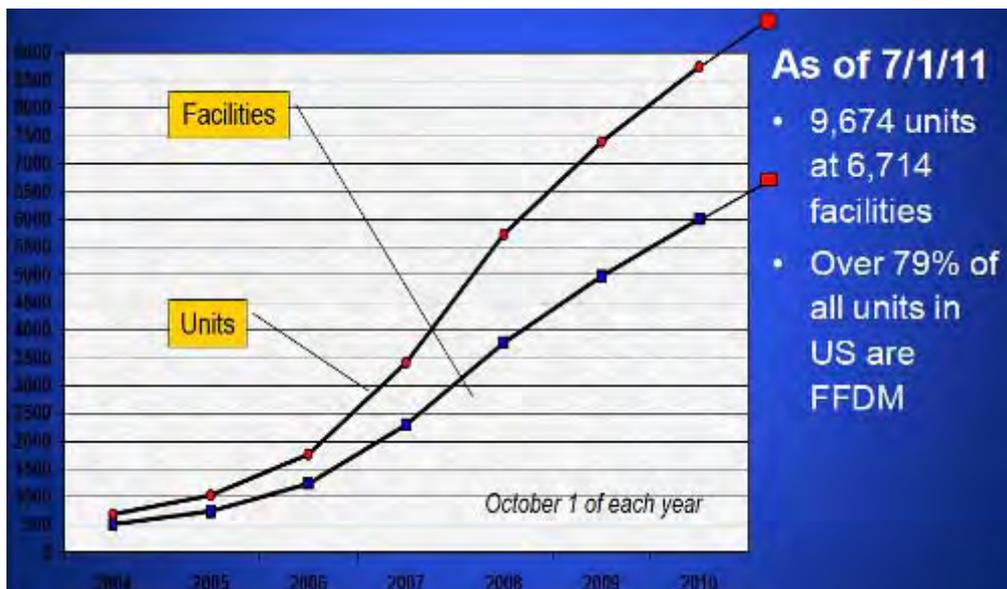


圖 26：至 2004 年至 2011 年 7 月 1 日止，全美 FFMD 之台數及醫院家數，FFMD 台數佔全乳房 X 光攝影儀的 79%（資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD）

美國乳房攝影標準法案（Mammography Quality Standards Act，MQSA）對於 FFDM 的品保要求，依然是依據原廠之品保手冊來進行。美國放射線學會（American College of Radiology，ACR）正在擬定一套統一 FFMD 適用的品保流程，並預定於 2011 年年底發表。

ACR FFMD 品保委員會成員包含臨床代表（9 位）、MITA 代表（5 位）及 ACR 代表（2 位）。一般而言，數位式乳房攝影影像品質較傳統式的佳，故傳統影像假體（Screen-Film Mammography（SFM）Phantom，圖 27）已不敷使用，故 ACR FFMD 品保委員會將設計可用於數位式及傳統式乳房 X 光攝影儀之影像假體，供 ACR 認證之用，並撰寫 FFMD 於 ACR 認證之流程。訂定 FFMD 品保手冊之目標包含：1、標準化所有 FFMD 產品之品保流程，2、訂定執行各品保項目之頻率，3、訂定各品保項目之容許誤差值，4、更新 FFMD 於 ACR 之認證流程，5、可作為未來納入 MQSA 之參考。其品保手冊架構大致上分為放射線醫師（Radiologist Section）、臨床影像品質（Clinical Image Quality Section）、放射技術師（Radiologic Technologist Section）、醫學物理師（Medical Physicist's Section）、繼續教育、導則、疑難排解（Education、Guidance、Troubleshooting Section）、專有名詞（Glossary）、參考文獻（References）及指引（Index），共 8 個章節，其中放射技術師及醫學物理師需執行的品保項目、執行頻次及其容許誤差值如表 3、4。

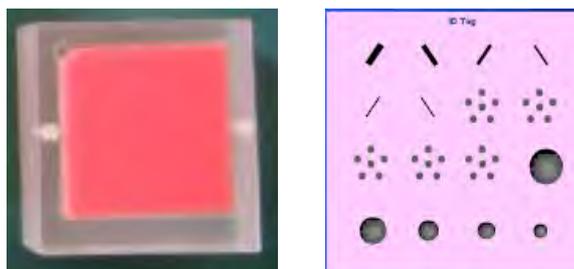


圖 27：SFM 假體，厚度為 4.2 公分，內有模擬乳房攝影影像可能見到之纖維（6 條）、鈣化點群（5 群）及腫塊物（5 塊），每一個大約 2 公分見方

表 3：ACR FFMD 品保委員會擬定 FFMD 品保手冊中，放射技術師需執行之品保項目、頻次及容許誤差值（資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD）

Test #	Test Name	Test Element	Minimum Frequency	Performance Criteria
1	ACR Phantom Image Quality (Acquisition Workstation)	Phantom Average Glandular Dose(AGD) Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Machine reported AGD must be $\leq 3.0$ mGy
		Automatic Exposure Control Consistency	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Machine reported AGD must be within $\pm 0.20$ mGy of Operating Level(OL)
		Artifact Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	No clinically significant artifacts
		Phantom Scoring	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fibers <math>\geq 2.0</math></li> <li>● Masses <math>\geq 3.0</math></li> <li>● Specks <math>\geq 2.0</math></li> </ul>
2	Acquisition Workstation QC	Monitor Cleanliness	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Monitor(s) must be clean
		Test Pattern Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Visual evaluation must pass (SMTPE or TG18)
		Manufacturer's Recommended QC Tests	Per Manufacturer	Per Manufacturer
3	Radiologist Workstation QC	Monitor Cleanliness	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Monitor(s) must be clean
		Test Pattern Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Visual evaluation must pass (SMTPE or TG18)
		Artifact Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	No clinically significant artifacts
		ACR Phantom Scoring	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fibers <math>\geq 2.0</math></li> <li>● Masses <math>\geq 3.0</math></li> <li>● Specks <math>\geq 2.0</math></li> </ul>
		Manufacturer's Recommended QC Tests	Per Manufacturer	Per Manufacturer
4	Laser Printer QC	Artifact Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant</li> </ul>	No clinically significant artifacts

		ACR Phantom Scoring	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fibers <math>\geq 2.0</math></li> <li>● Masses <math>\geq 3.0</math></li> <li>● Specks <math>\geq 2.0</math></li> </ul>
		Background Optical Density Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Background OD must be within $\pm 0.15$ OD of OL
		Contrast Optical Density Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Density difference(DD) must be within 0.05 of OL
		Dmax Optical Density Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	$\geq 3.5$ OD
5	Viewbox Cleanliness Check	Viewbox Clean	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Weekly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Document all cleaning procedures and frequencies
6	Visual Checklist	Visual Checklist	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Monthly</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Must pass all tests
7	Repeat Analysis	Repeat Analysis	Quarterly	If the total repeat changes from previously determined rate by more than 2% of the total images included in the analysis, the reason(s) for the change must be determined
8	Monitor QC For The Radiologist	Imaging Chain Spot Check	Quarterly	Must pass all tests
9	Facility QC Review	QC Review with Lead Interpreting Physician and Facility Manager	Quarterly	QC review signed by lead interpreting physician, facility manger, and QC technologist
10	Compression Force	Compression Force	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Semi-annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Initial power drive max force between 25 and 45 lbs
11	Manufacturer Detector Calibration	Manufacturer Detector Calibration	Per Manufacturer Recommendation	Per Manufacturer Recommendation

表 4：ACR FFMD 品保委員會擬定 FFMD 品保手冊中，醫學物理師需執行之品保項目、頻次及容許誤差值（資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD）

Test #	Test Name	Test Element	Minimum Frequency	Action Limits
1	ACR Phantom Image Quality (Acquisition Workstation)	Artifact Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	No clinically significant artifacts
		Phantom Scoring-Acquisition Workstation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fibers <math>\geq 2.0</math></li> <li>● Masses <math>\geq 3.0</math></li> <li>● Specks <math>\geq 2.0</math></li> </ul>
		Exposure Duration	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Total exposure time for the ACR Phantom must be $\leq 2.0$ seconds
		Signal-to-Noise Ratio Measurement	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	SNR must be $\geq 40$
		Contrast-to-Noise Ratio Verification	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	CNR TBD
		Distance Measurement Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	70 mm $\pm$ 7.0mm
2	Ghost Image Evaluation	Ghost Image Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Ghost Image must be within $\pm 0.3$
3	Spatial Resolution	Bar Pattern Evolution-Contact & Mag Modes	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	See table in QC Forms
4	Automatic Exposure Control System Performance	SNR Thickness Tracking(2,4,6 cm, Large, Mag)	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Must maintain signal value to within $\pm 10\%$ of average
		Density Control Function(If applicable)	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Each step should result in 12% to 15% change in mAs & mean signal value
5	Collimation Assessment	X-ray Field & Detector Alignment	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● X-ray field does not extend beyond IR by more than 2% of SID</li> <li>● X-ray field extends all the way to chest wall</li> </ul>
		Light Field & X-ray Field Alignment	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Light field & X-ray field alignment(Length or Width) must not

				exceed 2% of SID
		Compression Paddle Alignment	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Chest edge of compression paddle must not extend beyond chest-well edge of IR by more than 1% of SID
6	kVp Accuracy and Reproducibility	kVp Accuracy and Reproducibility	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Only upon installation</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Must be accurate within <math>\pm 5\%</math> of the indicated kVp at <ul style="list-style-type: none"> <li>–Lowest clinical kVp that can be measured by a kVp test device</li> <li>–Most commonly used clinical kVp</li> <li>–Highest available clinical kVp</li> </ul> </li> <li>● Coefficient of variation must be <math>\leq 0.02</math></li> </ul>
7	Beam Quality(Half-Value Layer) Assessment	HVL	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Must meet upper and lower criteria in 1999 ACR Mammography QC Manual.
8	Average Glandular Dose	Average Glandular Dose Measurement	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	AGD delivered during a single cranio-caudal view of an attenuator simulation the attenuation of a standard breast must be $\leq 3.0$ mGy per exposure
		Machine Indicated Average Glandular Dose(AGD) Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Machine reported AGD must be within $\pm 25\%$ of measured AGD
9	Unit Checklist	Unit Evaluation	Annually	Must pass all tests
10	Evaluation of Site's Technologist QC Program	Evaluation of Site's QC	Annually	Tech QC tests pass MP review and corrective action documented correctly
11	MQSA Equipment Requirements	MQSA Equipment Requirements	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Upon installation(M EE)</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Must meet MQSA requirements

12	Computed Radiography Tests(If applicable)	SNR Inter-plate Consistency	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Variation in mAs must be within <math>\pm 10</math> of average</li> <li>● Variation in SNR must be within <math>\pm 15\%</math> of average</li> </ul>
		Artifact Evaluation on All Cassettes	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	All plates-no clinically significant artifacts
		CR Reader Scanner Performance	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Edges on must appear smooth with no jagged edges
13	Acquisition Workstation QC	Monitor Screen Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Monitor screen must be free of scratches, defects, fingerprints, dust, or marks that may impede image interpretation
		Defective Pixel Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Monitor must be free of ant defective pixels that may impede image interpretation
		Test Pattern Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Test pattern visual evaluation must pass(TG18-QC or SMPTE)
		Luminance Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Mfr Recommendations</li> <li>● Typically:<math>L_{min} &lt; 1.0 \text{ cd/m}^2</math></li> <li>● Typically:<math>L_{max} \geq 450 \text{ cd/m}^2</math></li> <li>● Lum Ratio <math>&gt; 250</math></li> </ul>
		Luminance Uniformity	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● <math>&lt; 30\%</math> difference from average for CRT Recommendations</li> <li>● <math>&lt; 10\%</math> difference from average for LCD</li> </ul>
		DICOM Gray-Scale Display Function Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Error rate $< \pm 10\%$ of GSDF
		Manufacture's Recommended	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant</li> </ul>	Per Manufacturer

		QC Tests	service	
14	Radiologist Workstation QC	Monitor Screen Evolution	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Screen must be free of scratches, defects, fingerprints, dust, or marks that may impede image interpretation
		Defective Pixel Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Monitors must be free of any defective pixels that may impede image interpretation
		Test Pattern Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Test pattern visual evaluation must pass (TG18-QC)
		ACR Phantom Scoring & Artifact Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fibers <math>\geq 2.0</math></li> <li>● Masses <math>\geq 3.0</math></li> <li>● Specks <math>\geq 2.0</math></li> <li>● No clinically significant artifacts</li> <li>● Distance measured must be 70mm <math>\pm 7.0</math>mm</li> </ul>
		Clinical Image Check(Monitor Comparison)	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	When same clinical image is on each monitor: <ul style="list-style-type: none"> <li>● Background light levels must match</li> <li>● Color tone must match</li> <li>● Contrast must appear the same</li> </ul>
		Ambient Light Conditions	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Ambient light should be <math>&lt; 10</math> lux</li> <li>● Total darkness is not recommended</li> </ul>
		Luminance Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Mfr Recommendations</li> <li>● Typically: <math>L_{min} &lt; 1.0 \text{cd/m}^2</math></li> <li>● Typically: <math>L_{max} \geq 450 \text{cd/m}^2</math></li> <li>● Lum Ratio <math>&gt; 250</math></li> <li>● Right-Left Ratio for <math>L_{min}</math> &amp; <math>L_{max} &lt; 10\%</math> difference</li> </ul>
		Luminance Uniformity	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● <math>&lt; 30\%</math> difference from average for CRT</li> </ul>

			service	<ul style="list-style-type: none"> <li>● &lt;10% difference from average for LCD</li> </ul>
		Gray-Scale Display Function (GSDF) Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Error rate <±10% of GSDF
		Manufacture's Recommended QC Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Per Manufacturer
15	Laser Printer QC	ACR Phantom Artifact Evaluation	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	No clinically significant artifacts
		ACR Phantom Scoring	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Fibers ≥ 2.0</li> <li>● Masses ≥ 3.0</li> <li>● Specks ≥ 2.0</li> </ul>
		ACR Phantom-Background and Optical Density Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Background OD must be &gt; 1.4 OD</li> <li>● Background OD should be within ± 0.30 of 1.9 OD</li> <li>● Background OD should be within ± 0.15 OD of OL(if applicable)</li> </ul>
		ACR Phantom-Contrast Optical Density	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Contrast OD must be ≥ 0.10 OD</li> <li>● Contrast OD must be within 0.05 of OL(if applicable)</li> </ul>
		ACR Phantom-Dmax Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	≥ 3.5 OD
		ACR Phantom-Printer Size Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Distance measured must be 70mm±7.0mm</li> <li>● Size of printed image appears to be correctly sized</li> <li>● Phantom appears to be correctly positioned on the film</li> </ul>
		Test Patter Check	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Annually</li> <li>● After relevant service</li> </ul>	Test pattern must pass visual evaluation (TG-18)

ACR FFMD 品保委員會所設計新假體稱之為 ACR FFMD 假體，其設計原則如下：

- 1、需與現有 ACR 認證假體（SFM 假體）類似。
- 2、可呈現類似於 SFM 假體之影像，並為其影像品質可打分數。
- 3、可適用於數位式及傳統式乳房 X 光攝影儀。
- 4、光子衰減模式於新假體內必須近似於 SFM 假體內，所以新假體之厚度及測量劑量結果必須類似使用 SFM 假體之結果。因此平均乳腺劑量限值亦為 3 毫格雷。
- 5、新假體的尺寸在所有 FFMD 機型中，必須可以涵蓋到「所有」或「絕大部分」的偵測器（detectors），如圖 28。

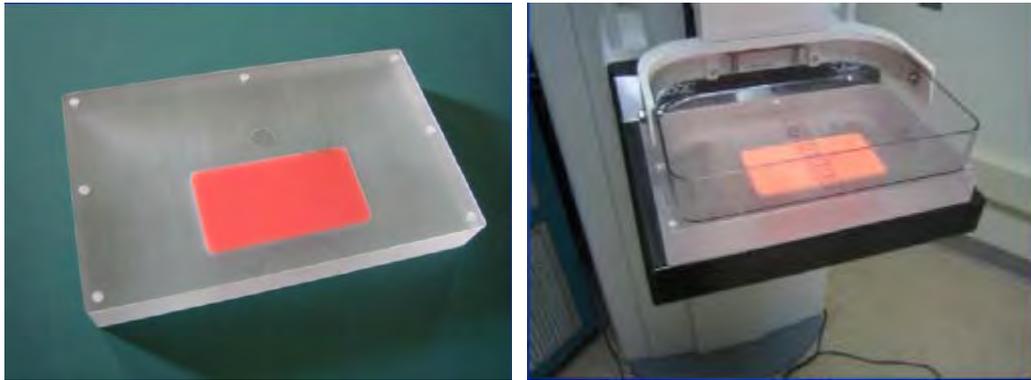


圖 28：ACR FFMD 假體。厚度與 SFM 假體接近，為  $4.1\pm 0.03$  公分，由於 FFMD 偵檢器範圍大多為  $24\times 30$  公分，傳統底片範圍為  $18\times 24$  公分，故新假體之尺寸設計為長度為  $31\pm 0.1$  公分，寬度為  $19\pm 0.1$  公分，以利可以涵蓋全部或大部分的偵檢器（右），並亦適用於傳統式乳房 X 光攝影儀（資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD）

ACR FFMD 假體與 SFM 假體不同之處，由於新假體尺寸可以涵蓋到大部分的偵檢器，故可以判斷是否有因偵檢器故障所產生的假影，並且影像分數限值由 4、3、3 改為 2，3，2，如圖 29、30 及表 5、6。

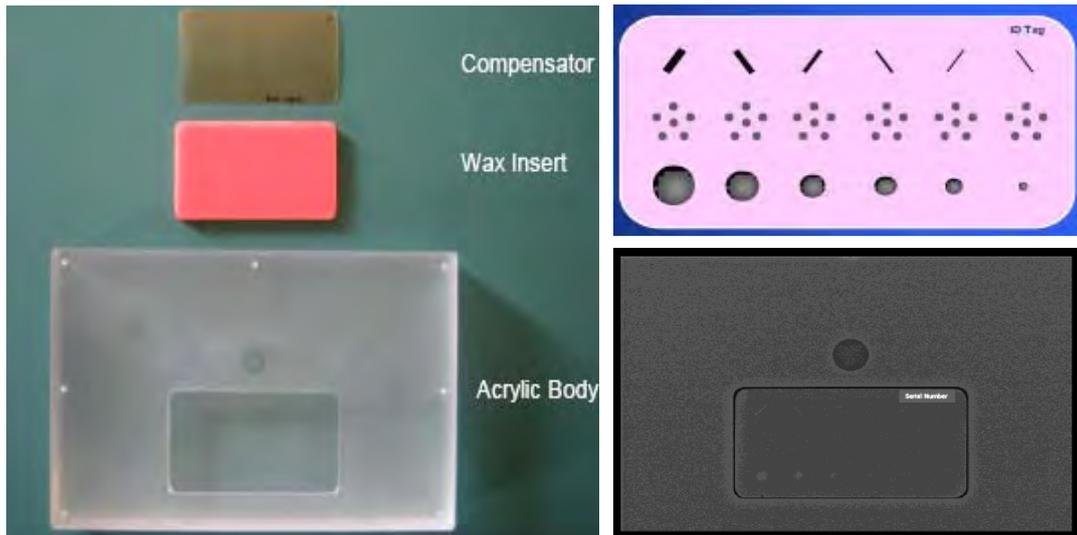


圖 29：左圖為 ACR FFMD 假體之組成。右上圖為 Wax Insert (13.8×7.8 公分) 內有模擬乳房攝影影像可能見到之纖維 (6 條)、鈣化點群 (6 群) 及腫塊物 (6 塊)，每一個大約 2 公分見方，與 SFM 假體相同。右下圖為 18×24 公分之假體影像 (資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD)

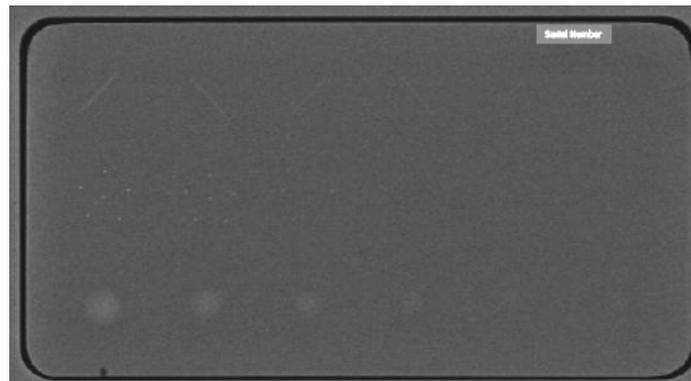


圖 30：ACR FFMD 假體影像 Wax Insert 局部放大 (資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD)

表 5：ACR FFMD 假體內之纖維 (Fibers)、鈣化點群 (Specks) 及腫塊物 (Masses) 尺寸表 (資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD)

Test Object	Fiber Diameter	Speck Diameter (Glass Spheres)	Mass Thickness
	mm	mm	mm
1	0.89±0.05	0.33±0.0100	1.00±0.05
2	0.75±0.03	0.28±0.0083	0.75±0.05
3	0.61±0.03	0.23±0.0069	0.50±0.05
4	0.54±0.03	0.20±0.0059	0.38±0.04
5	0.40±0.03	0.17±0.0084	0.25±0.03
6	0.30±0.03	0.14±0.0070	0.20±0.02

表 6：ACR FFMD 與 SFM 假體內之纖維、鈣化點群及腫塊物尺寸對照表。SFM 假體中之分數 4，3，3 等同於 ACR FFMD 假體中的 2，3，2。由於數位式乳房攝影影像較傳統式為佳，故利用 ACR FFMD 假體判別 FFMD 之影像品質更具鑒別度（資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD）

Test Object	Fibers (mm)		Speck (mm)		Mass (mm)	
	SFM	FFDM	SFM	FFDM	SFM	FFDM
	1.56				2.00	
<b>Fail</b>	1.12		0.54		1.00	1.00
↑ ↓	0.89	0.89	0.40		3 0.75	2 0.75
	4 0.75	2 0.75	3 0.32	0.33	0.50	0.50
<b>Pass</b>		0.61		0.28		0.38
	0.54	0.54	0.24	3 0.23	0.25	0.25
	0.40	0.4		0.20		0.20
		0.30	0.16	0.17		
				0.14		

另外，表 7 為 ACR FFMD 與 SFM 假體，以 AEC 技術測試 四種不同機型之乳房 X 光攝影儀之結果，結果顯示在各方面新、舊假體的測量值都很吻合。

表 7：ACR FFMD 與 SFM 假體，以 AEC 技術測試 四種不同機型之乳房 X 光攝影儀之結果（資料來源：2011 AAPM Meeting，Eric Berns, PhD）

	Lorad – Mo		Lorad - W		Fuji CR 18 x 24 cm		Fischer	
Mode	Auto-Filter		Auto-Filter		AA		Auto-Technique	
Phantom	FFDM	SFM	FFDM	SFM	FFDM	SFM	FFDM	SFM
Compression Thickness (cm)	5.2	5.2	5.2	5.2	4.0	4.0	5.74	4.05
Target/Filter	Mo/Mo	Mo/Mo	W/Rh	W/Rh	Mo/Mo	Mo/Mo	W/Al	W/Al
kVp	29	29	28	28	27	27	31	27
mAs	66.4	65.4	92.5	97.6	90	89	177 mA	158 mA
Machine Reported Dose (mGy)	1.64	1.61	1.03	1.08	**	**	0.954	1.211

ACR FFMD 假體之優勢為：

- 1、可完整評估是否有假影（是否有任一偵檢器故障）。
- 2、測得的平均乳腺劑量及限值皆與 SFM 假體相同。
- 3、僅需取得一張影像即可進行評估（影像分數與假影評估在同一張影像上）。
- 4、受訓時間短（因為新舊假體使用方法上差異不大）。
- 5、DBT 系統可適用。

### 三、電腦斷層掃描儀之劑量為熱門討論話題

依據美國輻射防護與度量委員會（National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP）於 2009 年出版的第 160 號報告顯示，美國民眾接受醫療曝露比率大幅提昇，其中劑量貢獻最多的放射診斷檢查項目就是電腦斷層掃描（Computed Tomography，以下簡稱 CT）檢查，並於 2010 年 6 月及 2011 年 5 月美國紐約時報（The New York Times）報導，幾位病人接受腦部特殊檢查時，由於接受過多的輻射劑量，造成病人檢查部位頭髮掉落（如圖 31），因此電腦斷層掃描檢查所造成的輻射曝露日趨受到重視。



圖 31：美國紐約時報報導（資料來源：The New York Times Website）

美國醫學物理師學會電腦斷層診斷影像第 23 號工作群 (Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee, 簡稱 AAPM TG-23) 於 2008 年出版第 96 號報告 (AAPM Report No.96), 發表電腦斷層輻射劑量的測量方法及報告 (如圖 32)、定義電腦斷層劑量指標 (Computed Tomography Dose Index, CTDI), 並以體積電腦斷層劑量指標 (Volume CTDI, CTDIvol) 作為 CT 之輻射劑量輸出指標。

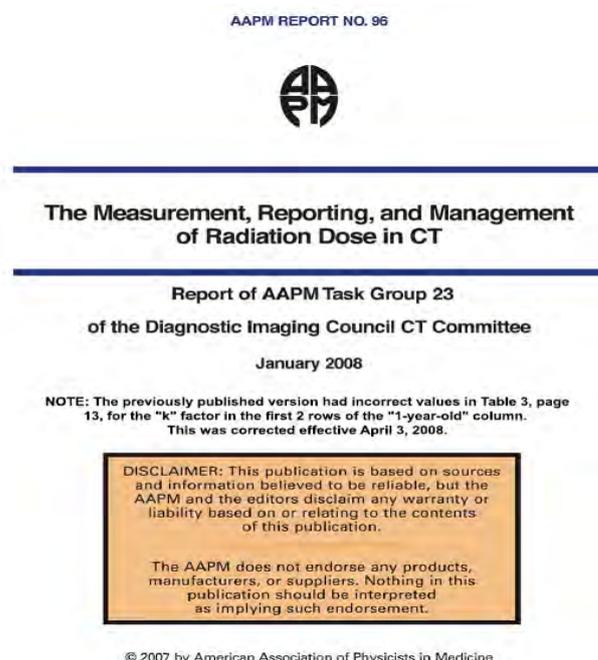


圖 32 : AAPM 第 96 號報告 (2008) 報告封面, 主題為「The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT」

CTDIvol 定義為當掃描單張 CT 影像時所測量到的劑量 (圖 33), 然而大部分的病人接受 CT 檢查時, 幾乎是掃描某一長度的區域, 所以如欲計算有效劑量 (Effective Dose, E), 必須先將 CTDIvol 先乘上實際掃描長度, 成為劑量長度乘積 (Dose-Length Product, DLP, 式 1) 後, 再依據掃描部位及年紀, 乘上 k 值 (如表 8, 式 2)。k 值是假設在標準體重情況下, 成人頭部、頸部及兒童使用頭部 CT 劑量假體 (16 公分), 成人腹部使用身體 CT 劑量假體 (32 公分, 圖 34) 所推算出, 故有效劑量僅能代表標準人之沉狀, 無法代表各別的病人之有效劑量。

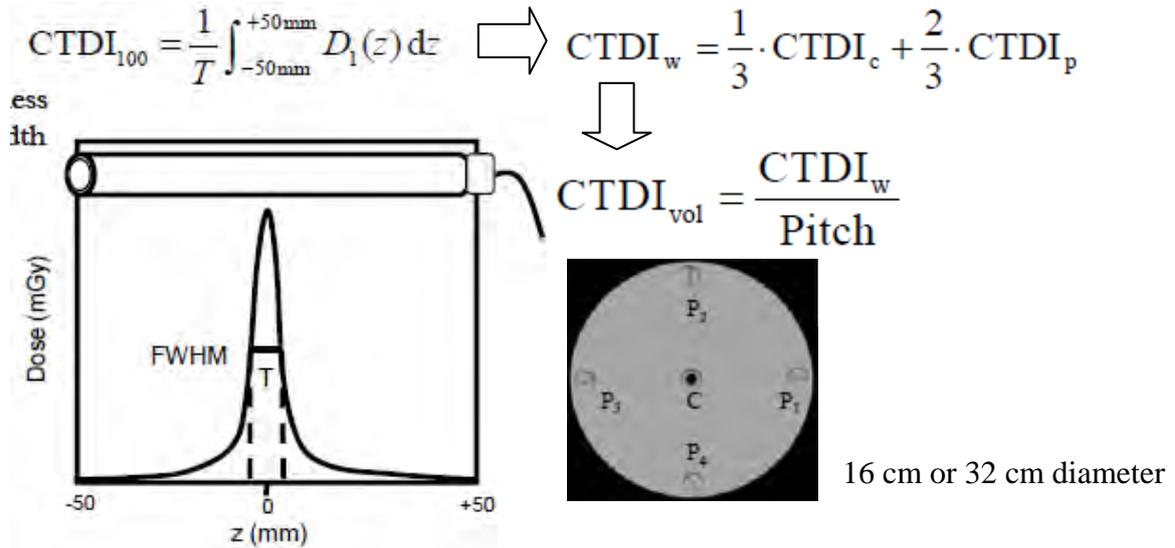


圖 33：CTDIvol 定義為當掃描單張 CT 影像時，於標準假體中所測量到的劑量

$$DLP \text{ (mGy-cm)} = CTDI_{vol} \text{ (mGy)} \times \text{scan length (cm)} \quad (\text{式 1})$$

表 8：k 值（資料來源：AAPM 第 96 號報告）

Region of Body	k (mSv mGy <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup> )				
	0 year old	1 year old	5 year old	10 year old	Adult
Head and neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen & pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Normalized effective dose per dose-length product (DLP) for adults (standard physique) and pediatric patients of various ages over various body regions. Conversion factor for adult head and neck and pediatric patients assume use of the head CT dose phantom(16cm). all other conversion factors assume use of the 32cm diameter CT body phantom.

$$E \text{ (mSv)} = k \text{ (mSvmGy}^{-1}\text{cm}^{-1}) \times DLP \text{ (mGy-cm)} \quad (\text{式 2})$$

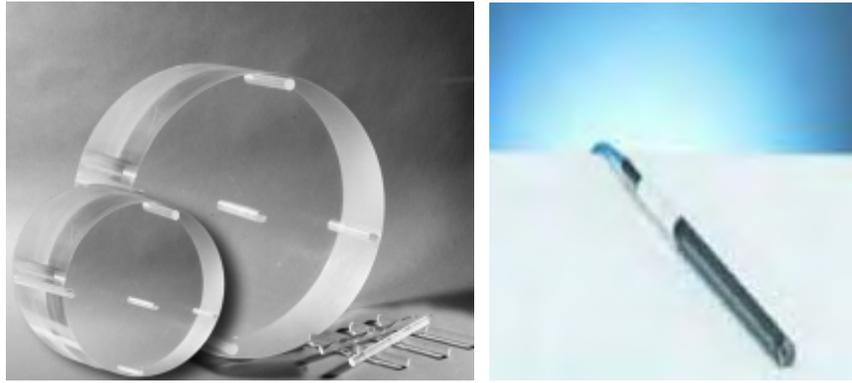


圖 34：CTDIvol 是藉由游離腔放置於壓克力均質假體中，掃描單張 CT 影像時，所量到的輻射曝露，單位為戈雷 (Gy)。假體尺寸分為 2 種，頭部 CT 劑量假體 (直徑 16 公分) 及身體 CT 劑量假體 (直徑 32 公分)，頭部 CT 劑量假體為模擬標準之成人頭部及兒童腹部，身體 CT 劑量假體為模擬成人腹部。左圖為頭部及身體之 CT 劑量假體 (圖片來源：<http://www.capintec.com>)，右圖為 10 公分之筆形游離腔 (圖片來源:PTW)

美國放射線學會從 2002 年開始進行電腦斷層掃描儀的品保認證作業，訂定自從業人員 (醫師、醫學物理師及放射師) 的資格、醫療院所的品保政策、執行情序、儀器的性能及品管、臨床診斷影像品質等各方面的認證內容及流程，並分別對成人頭部、成人腹部及 5 歲兒童腹部掃描劑量 (CTDIvol) 訂出參考值 (Reference Level) 及標準值 (Pass/Fail Criteria)，如表 9。

表 9：ACR 對認證之電腦斷層掃描儀之劑量規範 (CTDIvol)

Examination	Pass/Fail Criteria CTDIvol (mGy)	Reference Levels CTDIvol(mGy)
Adult Head	80	75
Adult Abdomen	30	25
Pediatric Abdomen(5 years old)	25	20

隨著電腦斷層掃描儀的進步，CTDIvol 或 DLP 會 CT 控制螢幕中呈現，供放射診斷醫師、醫學物理師及放射師作為檢查時的參考，但顯示之 CTDIvol 或 DLP 為在標準假體 (16 公分或 32 公分) 情況下推算而得，無法反應出人體結構、體型、年齡、性別及散射之影響，若直接使用螢幕顯示上的 CTDIvol 或 DLP 表示

病人劑量，對於體型較小的病人易低估劑量，而對於體型較大的病人則易高估，使得螢幕上所顯示的 CTDIvol 或 DLP 失去參考價值。美國醫學物理師學會第 204 號工作群（Report of AAPM Task Group 204，簡稱 AAPM TG-204）協同國際輻射單與度量委員會（International Commission on Radiation Units and Measurements，ICRU）及兒童醫學影像安全委員會（Image Gently campaign of the Alliance for Radiation Safety in Pediatric imaging）於 2011 年共同出版第 204 號報告（AAPM Report No.204，如圖 35），利用各種不同尺寸的假體及蒙地卡羅方法模擬（如圖 36），針對體型的不同，依病人寬度（Lateral）、厚度（AP）、寬度加厚度（LAT+AP）及等效直徑（effective diameter）四種方法提供適當之校正因子表做參考（如表 10、11）。

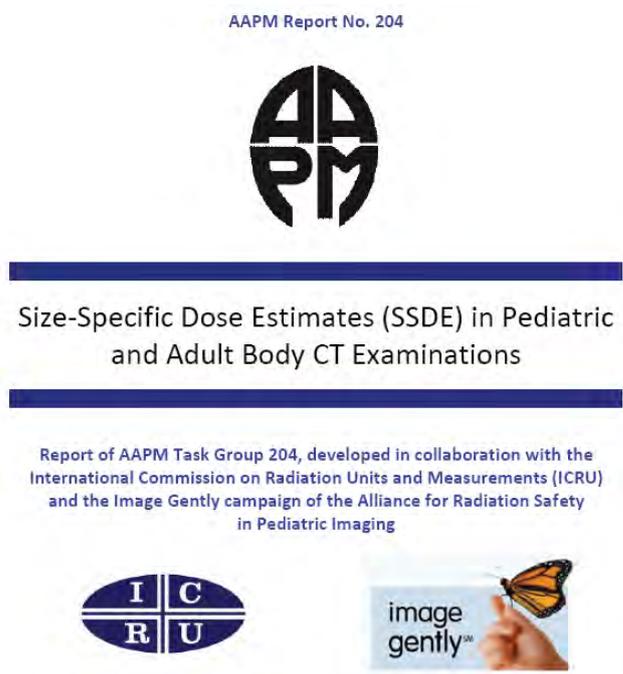


圖 35：AAPM 第 204 號報告封面，主題為「Size-Specific Dose Estimates(SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations」

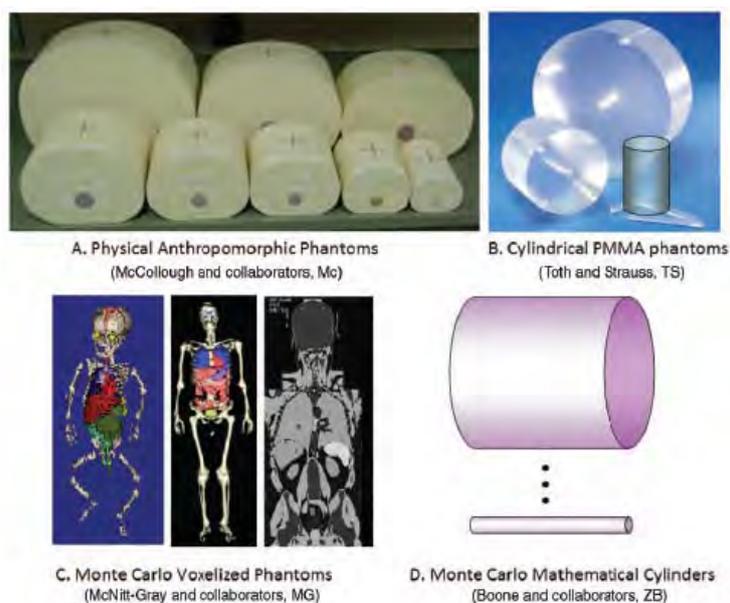


圖 36：AAPM 第 204 號報告採用 4 組數據，針對體型的不同，分析提供適當之校正因子。其中 2 組採用各種不同尺寸之假體實地測量（圖 A、B），另 2 組為利用蒙地卡羅模擬方式（圖 C、D）

表 10：當 CT 螢幕顯示之 CTDIvol 為架構在身體 CT 劑量假體（32 公分）時，轉換成病人體型之校正因子

Table 1A			Table 1B			Table 1C			Table 1D	
Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
16	7.7	2.79	8	9.2	2.65	8	8.8	2.68	8	2.76
18	8.7	2.99	9	9.7	2.60	9	10.2	2.55	9	2.66
20	9.7	2.59	10	10.2	2.55	10	11.6	2.42	10	2.57
22	10.7	2.50	11	10.7	2.50	11	13.0	2.30	11	2.47
24	11.7	2.41	12	11.3	2.45	12	14.4	2.18	12	2.38
26	12.7	2.32	13	11.8	2.40	13	15.7	2.08	13	2.30
28	13.7	2.24	14	12.4	2.35	14	17.0	1.98	14	2.22
30	14.7	2.16	15	13.1	2.29	15	18.3	1.89	15	2.14
32	15.7	2.08	16	13.7	2.24	16	19.6	1.81	16	2.06
34	16.7	2.01	17	14.3	2.19	17	20.8	1.73	17	1.98
36	17.6	1.94	18	15.0	2.13	18	22.0	1.65	18	1.91
38	18.6	1.87	19	15.7	2.08	19	23.2	1.58	19	1.84
40	19.6	1.80	20	16.4	2.03	20	24.3	1.52	20	1.78
42	20.6	1.74	21	17.2	1.97	21	25.5	1.45	21	1.71
44	21.6	1.67	22	17.9	1.92	22	26.6	1.40	22	1.65
46	22.6	1.62	23	18.7	1.86	23	27.6	1.34	23	1.59
48	23.6	1.56	24	19.5	1.81	24	28.7	1.29	24	1.53
50	24.6	1.50	25	20.3	1.76	25	29.7	1.25	25	1.48
52	25.6	1.45	26	21.1	1.70	26	30.7	1.20	26	1.43
54	26.6	1.40	27	22.0	1.65	27	31.6	1.16	27	1.37
56	27.6	1.35	28	22.9	1.60	28	32.8	1.12	28	1.32
58	28.6	1.30	29	23.8	1.55	29	33.5	1.08	29	1.28
60	29.6	1.25	30	24.7	1.50	30	34.4	1.05	30	1.23
62	30.5	1.21	31	25.6	1.45	31	35.2	1.02	31	1.19
64	31.5	1.16	32	26.6	1.40	32	36.0	0.99	32	1.14
66	32.5	1.12	33	27.6	1.35	33	36.8	0.96	33	1.10
68	33.5	1.08	34	28.6	1.30	34	37.6	0.93	34	1.06
70	34.5	1.04	35	29.6	1.25	35	38.4	0.91	35	1.02
72	35.5	1.01	36	30.6	1.20	36	39.1	0.88	36	0.99
74	36.5	0.97	37	31.7	1.16	37	39.8	0.86	37	0.95
76	37.5	0.94	38	32.7	1.11	38	40.4	0.84	38	0.92
78	38.5	0.90	39	33.8	1.07	39	41.1	0.82	39	0.88
80	39.5	0.87	40	34.9	1.03	40	41.7	0.80	40	0.85
82	40.5	0.84	41	36.1	0.98	41	42.3	0.78	41	0.82
84	41.5	0.81	42	37.2	0.94	42	42.8	0.77	42	0.79
86	42.4	0.78	43	38.4	0.90	43	43.4	0.75	43	0.76
88	43.4	0.75	44	39.6	0.87	44	43.9	0.74	44	0.74
90	44.4	0.72	45	40.8	0.83	45	44.4	0.73	45	0.71

This table provides conversion factors based on the use of the 32 cm diameter PMMA phantom for CTDIvol. Table 1A shows the conversion factor as a function of the sum of the lateral and AP dimensions. Table 1B shows conversion factors as a function of the lateral dimension, and Table 1C is for the AP dimension. Table 1D provides conversion factors as a function of effective diameter. It is essential that these data be used when the CTDIvol reported is known to be based on the 32 cm diameter body dosimetry phantom.

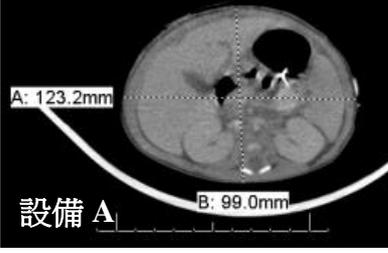
表 11：當 CT 螢幕顯示之 CTDIvol 為架構在頭部 CT 劑量假體（16 公分）時，轉換成病人體型之校正因子

Table 2A			Table 2B			Table 2C			Table 2D	
Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
12	5.7	1.50	6	8.2	1.36	6	5.8	1.50	6	1.49
13	6.2	1.47	7	8.7	1.34	7	7.3	1.41	7	1.43
14	6.7	1.44	8	9.2	1.32	8	8.8	1.33	8	1.38
15	7.2	1.42	9	9.7	1.29	9	10.2	1.26	9	1.32
16	7.7	1.39	10	10.2	1.26	10	11.6	1.19	10	1.27
17	8.2	1.36	11	10.7	1.24	11	13.0	1.13	11	1.22
18	8.7	1.34	12	11.3	1.21	12	14.4	1.07	12	1.18
19	9.2	1.31	13	11.8	1.19	13	15.7	1.02	13	1.13
20	9.7	1.29	14	12.4	1.16	14	17.0	0.97	14	1.09
21	10.2	1.26	15	13.1	1.13	15	18.3	0.92	15	1.05
22	10.7	1.24	16	13.7	1.10	16	19.6	0.88	16	1.01
23	11.2	1.22	17	14.3	1.08	17	20.8	0.84	17	0.97
24	11.7	1.19	18	15.0	1.05	18	22.0	0.80	18	0.93
25	12.2	1.17	19	15.7	1.02	19	23.2	0.76	19	0.90
26	12.7	1.15	20	16.4	0.99	20	24.3	0.73	20	0.86
27	13.2	1.13	21	17.2	0.96	21	25.5	0.70	21	0.83
28	13.7	1.10	22	17.9	0.94	22	26.6	0.67	22	0.80
29	14.2	1.08	23	18.7	0.91	23	27.6	0.64	23	0.77
30	14.7	1.06	24	19.5	0.88	24	28.7	0.62	24	0.74
31	15.2	1.04	25	20.3	0.85	25	29.7	0.59	25	0.71
32	15.7	1.02	26	21.1	0.83	26	30.7	0.57	26	0.69
33	16.2	1.00	27	22.0	0.80	27	31.6	0.55	27	0.66
34	16.7	0.98	28	22.9	0.77	28	32.6	0.53	28	0.63
35	17.2	0.97	29	23.8	0.75	29	33.5	0.51	29	0.61
36	17.6	0.95	30	24.7	0.72	30	34.4	0.50	30	0.59
37	18.1	0.93	31	25.6	0.70	31	35.2	0.48	31	0.56
38	18.6	0.91	32	26.6	0.67	32	36.0	0.46	32	0.54
39	19.1	0.89	33	27.6	0.65	33	36.8	0.45	33	0.52
40	19.6	0.88	34	28.6	0.62	34	37.6	0.44	34	0.50
42	20.6	0.84	35	29.6	0.60	35	38.4	0.42	35	0.49
44	21.6	0.81	36	30.6	0.57	36	39.1	0.41	36	0.47
46	22.6	0.78	37	31.7	0.55	37	39.8	0.40	37	0.45
48	23.6	0.75	38	32.7	0.53	38	40.4	0.39	38	0.43
50	24.6	0.72	39	33.8	0.51	39	41.1	0.38	39	0.41
52	25.6	0.70	40	34.9	0.48	40	41.7	0.37	40	0.40
54	26.6	0.67	41	35.1	0.46	41	42.3	0.36	41	0.38
56	27.6	0.64	42	37.2	0.44	42	42.8	0.36	42	0.37
58	28.6	0.62	43	38.4	0.42	43	43.4	0.35	43	0.35
60	29.6	0.60	44	39.6	0.40	44	43.9	0.34	44	0.34
62	30.5	0.57	45	40.8	0.39	45	44.4	0.34	45	0.33
64	31.5	0.55	46	42.1	0.37	46	44.8	0.33	46	0.32
66	32.5	0.53	47	43.3	0.35	47	45.2	0.33	47	0.30
68	33.5	0.51	48	44.6	0.33	48	45.6	0.32	48	0.29
70	34.5	0.49	49	45.9	0.32	49	46.0	0.32	49	0.28
72	35.5	0.47	50	47.2	0.30	50	46.4	0.31	50	0.27
74	36.5	0.46	51	48.5	0.29	51	46.7	0.31	51	0.26
76	37.5	0.44	52	49.9	0.27	52	47.0	0.30	52	0.25
78	38.5	0.42	53	51.3	0.26	53	47.2	0.30	53	0.24
80	39.5	0.41	54	52.7	0.24	54	47.5	0.30	54	0.23
82	40.5	0.39	55	54.1	0.23	55	47.7	0.30	55	0.22

This table provides conversion factors based on the use of the 16 cm diameter PMMA phantom for CTDIvol. Table 2A shows the conversion factor as a function of the sum of the lateral and AP dimensions. Table 2B shows conversion factors as a function of the lateral dimension, and Table 2C is for the AP dimension. Table 2D provides conversion factors as a function of effective diameter. It is essential that these data be used when the CTDIvol reported is known to be based on the 16 cm diameter body dosimetry phantom.

如何使用表 10、11 呢？舉例如下：

有位兒童病人於昨日以設備 A 進行 CT 檢查。隔日，於同一家醫院以設備 B 進行追蹤掃描，兩設備之螢幕顯示（Dose report）如下。



設備 A :

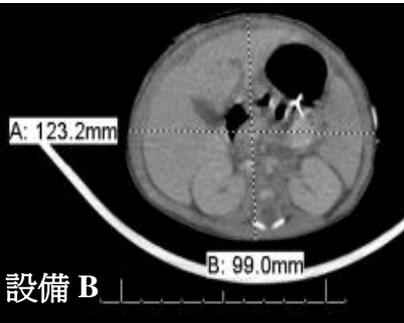
**Dose report**

CTDIvol (mGy)	Phantom (cm)
5.4	Body 32

Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
16	7.7	2.79
18	8.7	2.89
20	9.7	2.50
22	10.7	2.50
24	11.7	2.41
26	12.7	2.32

表 10 (Table 1A)

AP+Lat = 9.9+12.3 =22.2cm 校正因子為 2.50  
 因此 5.4mGy × 2.50 = 13 mGy SSDE



設備 B :

**Dose report**

CTDIvol (mGy)	Phantom (cm)
10.8	Head 16

Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
12	5.7	1.50
13	6.2	1.47
14	6.7	1.44
15	7.2	1.42
16	7.7	1.39
17	8.2	1.36
18	8.7	1.34
19	9.2	1.31
20	9.7	1.29
21	10.2	1.26
22	10.7	1.24
23	11.2	1.22

表 11 (Table 1A)

AP+Lat = 9.9+12.3 =22.2cm 校正因子為 1.24  
 因此 10.8mGy × 1.24 = 13 mGy SSDE

由上述 2 例得知，相同的病人、近似的掃描條件情形下，設備 A 及 B 由於架構在不同尺寸之標準假體下（設備 A：32 公分假體，設備 B：16 公分假體）所推算出來的 CTDIvol 並不相同（設備 A：5.4mGy，設備 B：10.8mGy），乍看之下以為設備 B 會造成病人較多的輻射劑量，但經過體型之校正因子後，其實設備 A 及 B 對同一病人造成的劑量是相近的。因此 AAPM 第 204 號報告建議放射診斷醫師對於劑量報告應記載如圖 37，說明經過體型校正因子之計算後，所推估的 CT 劑量為何。另愛心醫學影像運動（The Image Gently Campaign）也針對兒童的 CT 掃描條件提出降低管電流（mAs）的建議並提供文件下載，以降低兒童的 CT 劑量（如附錄 5）。

The CTDI<sub>vol</sub> value reported on the scanner for the [32 or 16] PMMA phantom was used with correction factors obtained from AAPM Report 204. The correction factor for this patient was based on the patient's [AP, LAT, AP+LAT or effective dimension] This method is thought to produce dose estimates with accuracy to within 20%. **For this patient, the size corrected (SSDE) estimate for this CT scan is \_\_\_\_\_ mGy.**

圖 37

#### 四、美國醫學物理師學會第一百四十二號報告為放射治療領域最新的話題

美國為了保障接受放射治療病人之輻射安全及治療品質，美國醫學物理師學會提出當時臨床最常見之放射治療設備「直線加速器」，應執行哪些輻射醫療曝露品質保證之項目並訂定執行頻次及步驟，美國醫學物理師學會放射治療第40號工作群（Radiation Therapy Committee Task Group #40，簡稱AAPM TG-40）於1994年提出AAPM第46號報告（AAPM Report No.46），美國部分州政府也依據該份報告建立直線加速器輻射醫療曝露品質保證相關法令，我國也不例外，但「直線加速器」本身及其附加硬體之進步及臨床應用技術方法日益精進，AAPM第46號報告早已不敷使用。美國醫學物理師學會放射治療第142號工作群（Radiation Therapy Committee Task Group #142，簡稱AAPM TG-142）於2009年發表AAPM第142號報告（AAPM Report No.142），不僅將直線加速器之附加硬體，例如：「可非對稱性準直儀（Asymmetric jaws）」、「動態的/虛擬的/通用的楔形濾器（Dynamic/virtual/universal wedge）」、「多葉式準直儀（Multileaf Collimators，MLC）」、「放射影像系統（Radiographic imaging）」及「呼吸調控（Respiratory gating）」技術皆納入品質保證項目裡，並將目前放射治療設備最為普遍的直線加速器又細分為可執行「立體放射線治療技術（Stereotactic Radiosurgery，SRS/Stereotactic body radiation therapy，SBRT）」及「強度調控放射線治療（Intensity

Modulated Radiation Therapy, IMRT)」，增訂更為嚴謹之容許誤差值；對於一般的直線加速器（無法執行SRS/SBRT及IMRT），則修訂了部分品質保證項目及容許誤差值，分別詳述如後。

表 12：我國品保法規、AAPM 第 46 號及 AAPM 第 142 號報告之直線加速器「每日」品質保項目及其容許誤差值比較表

每日品保	我國法規	AAPM Report No.46	AAPM Report No.142		
項目	容許值				
<b>Dosimetry</b>			non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
X-ray output constancy (光子輸出劑量)	3%	3%	3%		
Electron output constancy (電子輸出劑量)	3% (至少每週一次)	3% (至少每二週一次)			
<b>Mechanical</b>					
Laser localization (定位雷射)	2mm	2mm	2mm	1.5mm	1mm
Distance indicator(ODI@iso) (光學距離指示器)	2mm	2mm	2mm	2mm	2mm
Collimator size indicator	-	-	2mm	2mm	1mm
<b>Safety</b>					
Door interlock(beam off) (治療室門連鎖)	功能正常	Functional	Functional		
Audiovisual monitor(s) (視聽監視器)	功能正常	Functional	Functional		
Door closing safety	-	-	Functional		
Stereotactic interlocks(lockout)	-	-	NA	NA	Functional
Radiation area monitor (if used)	-	-	Functional		
Beam-on indicator	-	-	Functional		

由表 12 可以看出 AAPM 第 142 號報告於每日品保項目中，新增了數項機械性及安全性品保項目，分述如下：

### 1、機械性部分

新增準直儀指示器準確性（collimator size indicator），其容許誤差值為 2 毫

米，若需執行 SRS/SBRT 之技術，其容許誤差值更加嚴謹，為 1 毫米。

## 2、安全性部分

新增治療門關閉之安全性（door closing safety）、區域監測器（radiation area monitor）及治療中指示器（beam-on indicator），均必須為功能正常，若執行 SRS/SBRT 技術，則其相關連鎖裝置（Stereotactic interlocks）必須功能正常（年度亦需測試，如表 14）。

表 13：我國品保法規、AAPM 第 46 號及 AAPM 第 142 號報告之直線加速器之「每月」品質保項目及其容許誤差值於比較表

每月品保	我國法規	AAPM Report No.46	每月品保	AAPM Report No.142		
項目	容許值		項目	容許值		
Dosimetry			Dosimetry	non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
X-ray output constancy (光子輸出劑量)	2%	2%	X-ray output constancy	2%		
Electron output constancy (電子輸出劑量)	2%	2%	Electron output constancy			
Backup monitor constancy	-	2%	Backup monitor chamber constancy			
X-ray central axis dosimetry parameter(PDD,TAR) constancy (光子射束中心軸於治療深度之劑量參數)	每一點小於百分之二	2%		-		
Electron central axis dosimetry parameter constancy(PDD) (電子射束中心軸於治療深度之劑量參數)	每一點小於百分之二或於治療深度內小於二毫米	2mm at therapeutic depth	Electron beam energy constancy	2%/2mm		
X-ray beam flatness constancy (光子平坦性)	小於基準直百分之二	2%	Photon beam profile constancy	1%		

Electron beam flatness constancy (電子平坦性)	小於基準直百分之三	3%	Electron beam profile constancy	1%		
X-ray and electron symmetry (光子、電子對稱性)	小於百分之三	3%	-			
-			Typical dose rate output constancy	NA	2%(@ IMRT dose rate)	2%(@ stereo dose rate, MU)
<b>Safety</b>			<b>Safety</b>			
Emergency off switches (緊急關閉按鈕)	功能正常	Functional	-			
Wedge, electron cone interlocks (楔形濾器、電子錐連鎖裝置)	功能正常	Functional	-			
<b>Mechanical Checks</b>			<b>Mechanical Checks</b>			
Light/radiation field coincidence (光照野與輻射照野一致性)	小於二毫米	2mm or 1% on a side	Light/radiation field coincidence	2 mm or 1% on a side		
			Light/radiation field coincidence (asymmetric)	1 mm or 1% on a side		
			Distance check device for lasers compared with front pointer	1 mm		
			Localizing lasers	±2 mm	±1 mm	±1 mm
Gantry/collimator angle indicators (旋轉臂及準直儀角度指示器)	數位式小於零點五度；機械式小於一度	1 deg	Gantry/collimator angle indicators(@ cardinal angles)(digital only)	1.0°		
Jaw symmetry (準直儀對稱性)	小於二毫米	2mm	Jaw position indicators (symmetric)	2 mm		
Field size indicators (照野指示器)	小於二毫米	2mm	Jaw position indicators (asymmetric)	1 mm		
Wedge position	-	2mm (or 2% change in transmission factor)	Wedge placement accuracy	2 mm		

	-		Compensator placement accuracy	1 mm		
Tray position	-	2mm	Accessory trays (i.e., port film graticle tray)	2 mm		
Applicator position	-	2mm				
Cross-hair centering (十字交叉線中心位置)	小於直徑二毫米圓形範圍	2mm diameter	Cross-hair centering	1 mm		
Treatment couch position indicators	-	2mm/1deg	Treatment couch position indicators	2 mm/1°	2 mm/1°	1 mm/0.5°
Latching of wedge, blocking tray	-	Functional	Latching of wedges, blocking tray	Functional		
Field light intensity	-	Functional	-			
			<b>Respiratory gating</b>	non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
			Beam output constancy	2%		
			Phase, amplitude beam control	Functional		
			In-room respiratory monitoring system	Functional		
			Gating interlock	Functional		

由表 13 可以看出，AAPM 第 142 號報告於每月品保項目中，劑量、機械性及安全性皆有修訂，分述如下：

### 1、劑量部分

(1)、AAPM 第 142 號報告將「光子射束中心軸於治療深度之劑量參數」

(X-ray beam quality) 執行頻次由每月修正為年度 (請參見表 14)。

(2)、對於有執行 IMRT、SRS/SBRT 之直線加速器，增加劑量率穩定性之測試 (Typical dose rate output constancy)，其容許誤差值為 2%。

(3)、一般之直線加速器為了產生均勻、平坦又對稱的劑量分布，故於機頭 (gantry) 中都會裝設有射束整平濾片 (flattening filter，如圖 38-a)；由於 IMRT 技術發展快速、應用愈來愈廣，近幾年來，加速

器廠商爲了提高劑量率（可縮短治療時間）而發展出無射束整平濾片（flattening filter free, FFF）之直線加速器，僅靠多葉式準直儀即可達到 IMRT 之效果，此類直線加速器之劑量分佈（beam profile）不再像傳統之加速器一樣均勻平坦，而是具對稱性之錐型體（如圖 38-b），所以 AAPM 第 142 號報告對於光子/電子劑量分佈穩定性（X-ray/Electron beam profile constancy）之品保提出新的分析方法及容許誤差值，可適用於傳統及無整平濾片之加速器，公式如式 3（分析點依然爲輻射照野面積 80%範圍內），光子及電子射束之容許誤差值皆應爲 1%以內。

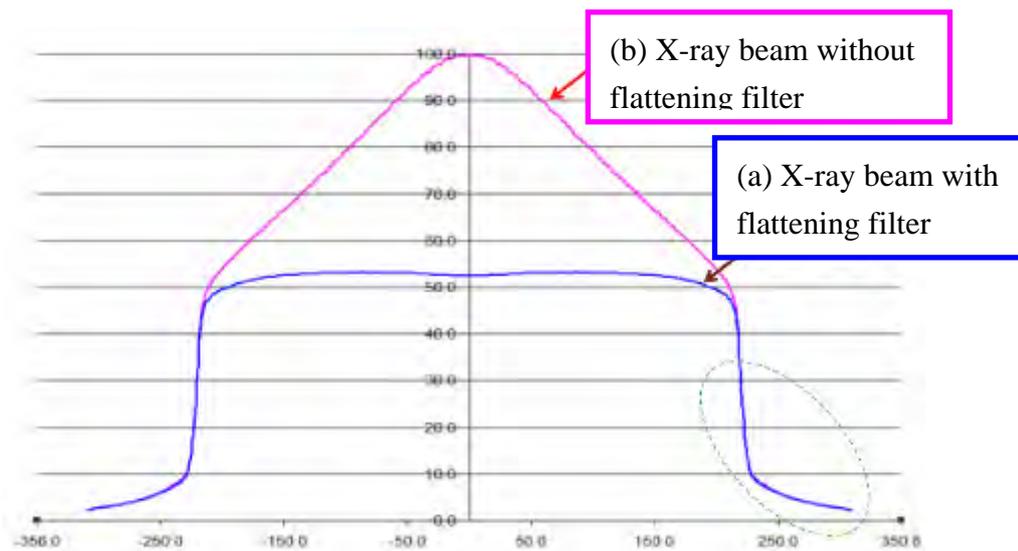


圖38：(a)具射束整平濾片之光子劑量分佈（Beam profile of X-ray beam with flattening filter）。我國法規平坦性之分析方法爲：於假體內參考深度下輻射照野面積百分之八十內，最大劑量（Dmax）和最小劑量（Dmin）之差與其和之百分比值（平坦性= $[(D_{max}-D_{min})/(D_{max} + D_{min})] \times 100\%$ ）；對稱性分析方法爲：於假體內參考深度下輻射照野面積百分之八十範圍內，在照野中心軸兩邊等距離內，分別取其劑量值差異最大D1及D2點之劑量，兩點劑量之差與該兩點任一點劑量之百分比值。對稱性= $[(D1-D2)/ D1 \text{ 或 } D2] \times 100\%$ 。(b)無射束整平濾片之光子劑量分佈（Beam profile of X-ray beam without flattening filter）。

$$\frac{1}{N} \cdot \sum_{L=1}^N \left| \frac{TP_L - BP_L}{BP_L} \right| \cdot 100\% \leq \text{tolerance\%} \quad (\text{式 3})$$

where:  $TP_L$  and  $BP_L$  are off-axis ratios at Test and Baseline Points, respectively, at off axis Point  $L$

\_  $N$  is the number of off-axis points

\_  $TP_L = (MP_L/MP_C)$  where  $M$  represents the measured value, and  $C$  is the central axis measurement.

\_ Similarly, the baseline points are represented by  $BP_L = (MBP_L/MBP_C)$

## 2、安全性部分

取消了緊急關閉按鈕、楔形濾器、電子錐連鎖裝置之安全測試。原因為緊急關閉按鈕之測試容易造成加速器損壞，所以鮮少有醫學物理師會真正在治療中（beam-on）去測試緊急關閉按鈕，另楔形濾器、電子錐連鎖裝置亦鮮少故障，故亦取消此項測試，僅於年度品保作業時，執行廠商所建議之測試項目。

## 3、機械性部分

(1)、增加準直儀不對稱之測試。例如：光照野與輻射照野之一致性

(Light/radiation field coincidence) 為準直儀對稱打開的情況下，檢視光照野與輻射射野是否一致，AAPM 第 142 號報告則增加在不對稱打開的情況下，檢視光照野與輻射照野是否也具一致性

(Light/radiation field coincidence (asymmetric))，並其任一邊照野之誤差不得超過 1 毫米或 1%。另原 AAPM 第 46 號報告建議照野指示器 (field size indicator) 為準直儀對稱打開之情況，誤差不得大於 2 毫米，而 AAPM 第 142 號報告，則將此項測試修訂為準直儀位置指示器 (非對稱打開) (Jaw position indicators(asymmetric))，其誤差應

小於 1 毫米。

(2)、對於定位雷射，除了每日需執行品保外，每月亦需執行。可執行 IMRT 技術之直線加速器，其容許誤差值每日可為 1.5 毫米，但每月之容許誤差值僅可為 1 毫米以下。

(3)、十字交叉線中心位置 (Cross-hair centering) 之誤差值，由 2 毫米修訂為 1 毫米。

(4)、治療床位置指示器之誤差值為每 1 度應小於 2 毫米，可執行 SRS/SBRT 技術之直線加速器應更加嚴謹，為每 0.5 度應小於 1 毫米。

4、為配合呼吸調控 (Respiratory gating) 之技術，增加相關之安全、連鎖裝置之功能性測試。

表 14：我國品保法規、AAPM 第 46 號及 AAPM 第 142 號報告之直線加速器之「年度」品質保項目及其容許誤差值於比較表

每年品保	我國法規	AAPM Report No.46	每年品保	AAPM Report No.142		
項目	容許值		項目	容許值		
Dosimetry			Dosimetry	non-IMRT	IMRT	SRS/SBRT
X-ray/electron output calibration constancy (光子、電子輸出劑量)	小於百分之二	2%	X-ray/electron output calibration(TG-51)	±1%(absolute)		
Field size dependence of X-ray output constancy (光子照野因子)	小於百分之二	2%	Spot check of field size dependent output factors for x ray(two or more FSs)	2% for field size < 4×4 cm <sup>2</sup> , 1% ≥ 4×4 cm <sup>2</sup>		
Output factor constancy for electron applicators (電子錐因子)	小於百分之二	2%	Output factors for electron applicators(spot check of one applicator/energy )	±2% from baseline		

Central axis parameter constancy (PDD, TAR) (光子或電子射束中心軸百分深度劑量比·組織與空氣比)	小於百分之二	2%	-	
光子射束中心軸於治療深度之劑量參數	每一點小於百分之二	-	X-ray beam quality(PDD <sub>10</sub> or TMR <sub>10</sub> <sup>20</sup> )	±1% from baseline
電子射束中心軸於治療深度之劑量參數	每一點小於百分之二或於治療深度內小於二毫米	-	Electron beam quality(R <sub>50</sub> )	±1 mm
Transmission factor constancy for all treatment accessories (穿透因子)	小於百分之二	2%	-	
Wedge transmission factor constancy (楔形濾器穿透因子)	小於百分之二	2%	Physical wedge transmission factor constancy	±2%
Monitor chamber linearity (監測游離腔之線性)	小於百分之二	1%	X-ray monitor unit linearity(output constancy)	±2% ≥ 5 MU
-	-	-	Electron monitor unit linearity(output constancy)	±5%(2-4MU), ±2% ≥ 5 MU
-	-	-	-	±5%(2-4MU), ±2% ≥ 5 MU
X-ray output constancy vs gantry angle	-	2%	X-ray output constancy vs gantry angle	±2% ≥ 5 MU
Electron output constancy vs gantry angle	-	2%	Electron output constancy vs gantry angle	±2% ≥ 5 MU
Off-axis factor constancy vs gantry angle	-	2%	Electron and X-ray off-axis factor constancy vs gantry angle	±2% ≥ 5 MU
-	-	-	X-ray output constancy vs dose rate	±2% from baseline
off-axis factor constancy	-	2%	-	-
光子平坦性	小於基準直百分之二	-	X-ray flatness change from baseline	1%

電子平坦性	小於基準直百分之三	-	Electron flatness change from baseline	1%
光子、電子對稱性	小於百分之三	-	X-ray、electron symmetry change from baseline	±1%
	-		SRS arc rotation mode(range: 0.5–10 MU/deg )	NA NA Monitor units set vs delivered:1.0 MU or 2%(whichever is greater) Gantry arc set vs delivered:1.0° or 2%(whichever is greater )
Arc mode	-	Mfrs. specs.	Arc mode(expected MU, degrees)	1% from baseline
	-		TBI/TSET mode	Functional
	-		PDD or TMR and OAF constancy	1%(TBI) or 1 mm PDD shift(TSET) from baseline
	-		TBI/TSET output calibration	2% from baseline
	-		TBI/TSET accessories	2% from baseline
<b>Safety Interlocks</b>			<b>Safety Interlocks</b>	
Follow manufacturers test procedures	-	Functional	Follow manufacturer's test procedures	Functional
緊急關閉按鈕	功能正常	-		-
楔形濾器、電子錐連鎖裝置	功能正常		Electron applicator interlocks	Functional
區域監測器	功能正常			-
安全連鎖(含門、緊急停止與臨時中斷)	功能正常			-
<b>Mechanical Checks</b>			<b>Mechanical Checks</b>	
Collimator rotation isocenter (準直儀機械旋轉中心)	小於直徑二毫米圓形範圍	2 mm diameter	Collimator rotation isocenter	±1 mm from baseline

Gantry rotation isocenter (旋轉臂機械旋轉中心)	小於直徑二毫米圓形範圍	2 mm diameter	Gantry rotation isocenter	±1 mm from baseline		
Couch rotation isocenter (治療床機械旋轉中心)	小於直徑二毫米圓形範圍	2 mm diameter	Couch rotation isocenter	±1 mm from baseline		
Coincidence of collimator, gantry, couch axes with isocenter	-	2 mm diameter	-			
Coincidence of radiation and mechanical isocenter	-	2 mm diameter	Coincidence of radiation and mechanical isocenter	±2 mm from baseline	±2 mm from baseline	±1 mm from baseline
準直儀/旋轉臂/輻射旋轉中心	小於直徑二毫米圓形範圍	-	-			
治療床輻射旋轉中心	小於直徑三毫米圓形範圍	-	-			
Table top sag	-	2mm	Table top sag	±2 mm from baseline		
-			Table angle	1°		
Vertical travel of table (治療床垂直升降之線性)	小於百分之二	2mm	Table travel maximum range movement in all directions	±2 mm		
光照野與輻射照野一致性	小於二毫米或靶至量測距離之百分之一	-	-			
旋轉臂及準直儀角度指示器	數位式小於零點五度；機械式小於一度	-				
十字交叉線中心位置	小於直徑二毫米圓形範圍	-				
照野指示器	小於二毫米	-				
準直儀對稱性	小於二毫米	-				
-			Stereotactic accessories, lockouts, etc.	NA	NA	Functional
			<b>Respiratory gating</b>			
			Beam energy constancy	2%		
			Temporal accuracy	100 ms of expected of phase/amplitude		

	gate on	
	Calibration of surrogate for respiratory phase/amplitude	100 ms of expected
	Interlock testing	Functional

由表 14 可以看出 AAPM 第 142 號相較於第 46 號報告，於年度品保項目中之劑量及機械性皆有修訂，分述如下：

### 1、劑量部分

(1)、光子 / 電子劑量輸出準確性 (X-ray/electron output calibration)，其準確性之誤差由原應小於 2% 修訂為 1%，並改採用 AAPM TG-51 報告 (AAPM Report No.67) 之劑量計算方法。

(2)、光子照野因子穩定性 (Field size dependence of X-ray output constancy)、電子錐因子穩定性 (Output factor constancy for electron applicators) 之測試，建議只要選取 2 個或數個照野大小來進行確認即可。AAPM 第 46 號報告建議，無論照野大小，其光子照野因子穩定性/電子錐因子穩定性之誤差值皆應小於 2%，但 AAPM 第 142 號 報告建議光子照野因子穩定性在大照野情況下，應有較嚴格之容許誤差值 (當照野不超過  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  時，誤差應小於 2%；當照野大於  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  時，誤差應小於 1%)。

(3)、光子/電子射束中心軸於治療深度之劑量參數測試，由百分深度劑量 (Percentage depth dose, PDD) 檢視光子 / 電子之射束品質 (beam quality) 是否改變，第 142 號報告建議直接檢視某一特定治療深度即可。建議檢視光子射束之百分深度劑量於 10 公分 ( $\text{PDD}_{10}$ ) 處，與基

準值比較其誤差不可大於 1%；建議檢視電子射束 50%劑量之深度變化，其誤差不可大於 1 毫米。

- (4)、穿透因子 (Transmission factor constancy for all treatment accessories)，由於變化不大，故第 142 號報告取消該項測試。
- (5)、修訂監測游離腔線性度 (Monitor chamber linearity) 之容許誤差值。  
一般光子/電子射束在大於 5 監測單位 (HU) 情況下，其線性度誤差應小於 2%；IMRT 及 SRS/SBRT 技術情況下，應測試 2 至 4 監測單位 (HU) 的情況下，其線性度誤差可至 5%。
- (6)、光子/電子劑量輸出、劑量分佈隨直線加速器機頭角度改變之變化 (Electron /X-ray output constancy and off-axis factor constancy vs gantry angle)，誤差值由 2% 改為與基準值差異 1% 以內。
- (7)、新增光子射束穩定性隨劑量率改變之變化 (X-ray output constancy vs dose rate)，其誤差值為與基準值差異 2% 以內。
- (8)、對於射束劑量分佈 (beam profile)，第 46 號僅提到可對劑量分佈的某幾個點做確認 (off-axis factor constancy)，第 142 號則是建議將照野盡量開大 (例如：30×30cm<sup>2</sup>)，以平坦、對稱性之方法確認整個劑量分佈，應為基準值的 1% 以內。
- (9)、如有執行全身放射治療 (total body irradiation, TBI) 或全身體表電子射束治療 (total skin electron therapy, TSET) 之技術，應於年度執行一次的相關測試，例如：劑量確認、及其相關設備之功能正常。

## 2、機械性部分

(1)、準直儀/旋轉臂/治療床機械旋轉中心 (Collimator/Gantry/Couch rotation isocenter) 之容許誤差值，由原應小於直徑 2 毫米圓形範圍，修訂為與基準值差異應小於 1 毫米。

(2)、輻射旋轉中心與機械旋轉中心之一致性 (Coincidence of radiation and mechanical isocenter) 之容許誤差值，由原應小於直徑 2 毫米圓形範圍，修訂為與基準值差異應小於 2 毫米，如有執行 SRS/SBRT 技術，此項測試之誤差與基準值比較應小於 1 毫米。

(3)、治療床頭之水平 (table top sag) 由 2 毫米修訂為與基準值差異 2 毫米以內；新增治療床角度顯示器 (table angle)，其容許誤差值應為 1 度以內。

3、為配合呼吸調控 (Respiratory gating) 之技術，增加相關之安全、連鎖裝置之功能性測試。

AAPM 第 142 號報告不同於第 46 號，還將附加於直線加速器上的「動態的/虛擬的/通用的楔形濾器 (Dynamic/virtual/universal wedge)」、「多葉式準直儀」及「放射影像系統 (Radiographic imaging)」之硬體設備都納入品質保證之項目裡，如表 15 至 17。

表 15：動態的/虛擬的/通用的楔形濾器（Dynamic/virtual/universal wedge）於每日、每月及年度建議應執行之品保項目（資料來源：AAPM Report No.142）

Dynamic-including EDW (Varian), virtual (Siemens), universal (Elekta) wedge quality assurance				
Frequency	Procedure	Tolerance		
		Dynamic	Universal	Virtual
Daily	Morning check-out run for one angle		Functional	
Monthly	Wedge factor for all energies	C.A. axis 45° or 60° WF (within 2%) <sup>1</sup>	C.A. axis 45° or 60° WF (within 2%) <sup>2</sup>	5% from unity, otherwise 2%
Annual	Check of wedge angle for 60°, full field and spot check for intermediate angle, field size	Check of off-center ratios @ 80% field width @ 10 cm to be within 2%		

<sup>1</sup>Recommendation to check 45° if angles other than 60° are used.

表 16：多葉式準直儀（又分爲一般及可執行 IMRT 技術之直線加速器）於每週、每月及年度建議應執行之品保項目，更詳細之敘述，請見 AAPM TG-50 報告（AAPM Report No.72）（資料來源：AAPM Report No.142）

Procedure	Tolerance
	Weekly (IMRT machines)
Qualitative test (i.e., matched segments, aka "picket fence")	Visual inspection for discernable deviations such as an increase in interleaf transmission
	Monthly
Setting vs radiation field for two patterns (non-IMRT)	2 mm
Backup diaphragm settings (Elekta only)	2 mm
Travel speed (IMRT)	Loss of leaf speed >0.5 cm/s
Leaf position accuracy (IMRT)	1 mm for leaf positions of an IMRT field for four cardinal gantry angles. (Picket fence test may be used, test depends on clinical planning-segment size)
	Annually
MLC transmission (average of leaf and interleaf transmission), all energies	±0.5% from baseline
Leaf position repeatability	±1.0 mm
MLC spoke shot	≤1.0 mm radius
Coincidence of light field and x-ray field (all energies)	±2.0 mm
Segmental IMRT (step and shoot) test	<0.35 cm max. error RMS, 95% of error counts <0.35 cm
Moving window IMRT (four cardinal gantry angles)	<0.35 cm max. error RMS, 95% of error counts <0.35 cm

表 17：放射影像系統包含 kV 及 MV X 光影像系統兩部分（又分爲一般及可執行 SRS/SBRT 技術之直線加速器），表中列出於每日、每月及年度建議應執行之品保項目，更詳細之敘述，請見 AAPM TG-58( AAPM Report No.75) 及 TG-104( AAPM Report No.104) 報告( 資料來源：AAPM Report No.142)

Procedure	Application-type tolerance	
	non-SRS/SBRT	SRS/SBRT
<b>Daily<sup>a</sup></b>		
<b>Planar kV and MV (EPID) imaging</b>		
Collision interlocks	Functional	Functional
Positioning/repositioning	≤2 mm	≤1 mm
Imaging and treatment coordinate coincidence (single gantry angle)	≤2 mm	≤1 mm
<b>Cone-beam CT (kV and MV)</b>		
Collision interlocks	Functional	Functional
Imaging and treatment coordinate coincidence	≤2 mm	≤1 mm
Positioning/repositioning	≤1 mm	≤1 mm
<b>Monthly</b>		
<b>Planar MV imaging (EPID)</b>		
Imaging and treatment coordinate coincidence (four cardinal angles)	≤2 mm	≤1 mm
Scaling <sup>b</sup>	≤2 mm	≤2 mm
Spatial resolution	Baseline <sup>c</sup>	Baseline
Contrast	Baseline	Baseline
Uniformity and noise	Baseline	Baseline
<b>Planar kV imaging<sup>d</sup></b>		
Imaging and treatment coordinate coincidence (four cardinal angles)	≤2 mm	≤1 mm
Scaling	≤2 mm	≤1 mm
Spatial resolution	Baseline	Baseline
Contrast	Baseline	Baseline
Uniformity and noise	Baseline	Baseline
<b>Cone-beam CT (kV and MV)</b>		
Geometric distortion	≤2 mm	≤1 mm
Spatial resolution	Baseline	Baseline
Contrast	Baseline	Baseline
HU constancy	Baseline	Baseline
Uniformity and noise	Baseline	Baseline
<b>Annual (A)</b>		
<b>Planar MV imaging (EPID)</b>		
Full range of travel SDD	±5 mm	±5 mm
Imaging dose <sup>e</sup>	Baseline	Baseline
<b>Planar kV imaging</b>		
Beam quality/energy	Baseline	Baseline
Imaging dose	Baseline	Baseline
<b>Cone-beam CT (kV and MV)</b>		
Imaging dose	Baseline	Baseline

<sup>a</sup>Or at a minimum when devices are to be used during treatment day.

<sup>b</sup>Scaling measured at SSD typically used for imaging.

<sup>c</sup>Baseline means that the measured data are consistent with or better than ATP data.

<sup>d</sup>kV imaging refers to both 2D fluoroscopic and radiographic imaging.

<sup>e</sup>Imaging dose to be reported as effective dose for measured doses per TG 75<sup>M</sup>.

## 參、心得與建議

- 一、隨著輻射醫療科技的進步、輻射診療設備日新月異，其診療概念、輻射劑量及風檢、品質保證方法及設備也隨之精進，美國醫學物理師學會年會每年皆有來自全球各地之醫學物理師、研究人員、學生及相關廠商共襄盛舉，有機會應盡量參與類似會議，吸取國外的品質保證經驗與最新發展，以因應未來本會管制之所需。
- 二、加拿大輻射安全主管機關加拿大核子安全委員會（Canadian Nuclear Safety Commission，CNSC）於 RD/GD-120 中明訂放射線治療的輻射安全指引，但對於應實施之品保設備、項目、頻次建議則採用美國醫學物理師學會（The American Association of Physicists in Medicine，AAPM）第 46 號 及 CAPCA（Canadian Association of Provincial Cancer Agencies）所發表的品質保證指引。此作法之優點為隨著放射治療設備技術的日新月異，AAPM 及 CAPCA 會適時地發表更新、調整其品保作業項目、頻次、容許誤差值並建議應納入品保作業之新設備或新技術，如此一來，加國的品保作業較能跟上設備與技術精進的腳步，富有彈性。相較於我國，本會將應納入品保之設備及品保項目、頻次明訂於「輻射醫療曝露品質保證標準」，如遇我國引進新的放射治療設備，本會勢必需積極修訂輻射醫療曝露品質保證標準，修訂本標準之流程較為緩慢費時，相較於加國，我國作法的缺點是更新腳步較為緩慢，但優點為除參考國外作法外，可依據國內使用狀況調整而訂定適用於我國的品質保證作業標準。
- 三、全域數位式乳房 X 光攝影儀（Full-Field Digital Mammography，FFMD）雖然較傳統式昂貴，但數位式影像較傳統為佳，故全美之乳房 X 光攝影儀依

然向朝向數位化邁進，至 2011 年 7 月，FFMD 已佔全乳房 X 光攝影儀 79%，而我國數位式乳房 X 光攝影儀之市有率亦高達 89.5%，如表 18、圖 39（至 100 年 9 月）。現階段美國乳房攝影標準法案(Mammography Quality Standard Act, MQSA) 對於數位式乳房 X 光攝影儀依然採用應符合原廠品保手冊要求，並沒有統一的作法，顯然美國放射線學會（American College of Radiology, ACR）數位式乳房攝影品保委員會將於 2011 年底發表的品保流程手冊對於 MQSA 極具有參考價值，其中的重點為：1、採用 ACR FFMD 新假體，2、需確認顯示之平均乳腺劑量數值之一致性，3、除 ACR 假體外，同時需測量 2、4 及 6 公分假體之平均乳腺劑量，4、放射技術師與醫學物理師互相檢視其品保記錄。ACR 即將發表的數位式乳房 X 光攝影儀品保手冊對於我國未來修正數位式乳房 X 攝影儀之品質保證作業極具參考價值。

表 18：我國 97 年至 100 年 9 月傳統式及數位式乳房 X 光攝影儀之比例

	97 年		98 年		99 年		100 年 9 月	
	台數	所占比例	台數	所占比例	台數	所占比例	台數	所占比例
傳統式	94	58.4%	72	36.9%	45	19.2%	28	10.5%
數位式	67	41.6%	123	63.1%	189	80.8%	239	89.5%
總台數	161		195		234		267	

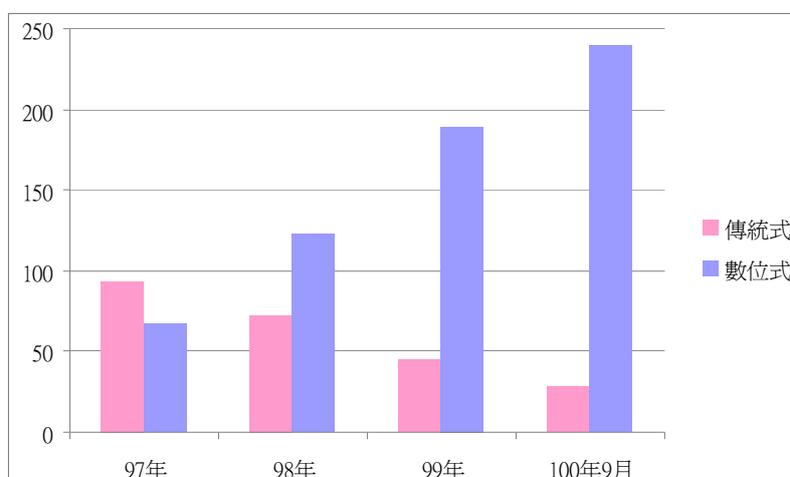


圖 39：我國 97 年至 100 年 9 月傳統式及數位式乳房攝影儀之比例直方圖

四、隨著民眾接受醫療曝露比率大幅提昇，其中劑量貢獻最多的放射診斷檢查項目就是電腦斷層掃描（Computed Tomography，CT）檢查，因而大家越來越重視電腦斷層掃描儀之輻射劑量。美國放射線學會自 2002 年開始進行電腦斷層掃描儀的品保認證作業，我國也於去年委請國內相關學者專家，參考國外 CT 品保相關文獻，研擬國內 CT 應執行的品保項目，並考量國內實際使用情況，將電腦斷層掃描儀分為診斷用電腦斷層掃描儀、核子醫學用電腦斷層掃描儀及電腦斷層模擬定位掃描儀三類，並於 2011 年 7 月 29 日公告，將其納入應實施醫療曝露品質保證設備之一。其中必須要注意的是，美國放射線學會採用成人頭部、成人腹部及兒童腹部體積電腦斷層劑量指標（Volume Computed Tomography Dose Index，CTDIvol）之劑量限值，指的是於標準假體中所測量到的劑量，並不能代表病人的個別劑量，要表示各別的病人劑量，較常使用蒙地卡羅的模擬方式，搭配不同的數學人形假體，此為目前研究之熱門課題。AAPM 第 204 號報告中提出的 SSDE（Size-Specific Dose Estimates），也不能直接乘上 AAPM 第 96 號報告中 k 值當作有效劑量使用，僅能作為放射診斷醫師、放射師及醫學物理師之參考用。另 CT 設備日新月異，於寬射束（約大於 4~5 公分以上）之使用下，現行 CTDI 之測量方式會造成劑量評估之低估，因此在 AAPM 第 111 號報告（2010 年）及即將發表的第 200 號報告內提及新的測量方式及其適用的假體規格與掃描條件，將來可供我國 CT 品保操作程序書中之劑量評估及調查國內 CTDIvol 分佈之測量方法做為修正參考。

五、依據「輻射醫療曝露品質保證標準」，我國現行「醫用直線加速器」之品質保證項目主要為依據 AAPM 第 46 號報告所訂定，但隨著直線加速器本身及

其附加硬體之進步及臨床應用技術方法日益精進，現行法規已逐漸跟不上設備、技術精進的步伐，例如最常見的多葉式準直儀、動態的/虛擬的/通用的楔形濾器及 kV、MV X 光影像系統，皆未納入品保範圍內，但卻被廣泛應用於臨床。有關於品保作業之建議如下：

- (一)、本會於 99 年，針對「多葉式準直儀」品保訪查結果初估，具可執行強度調控放射線治療 (Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT) 技術的醫院，大都直接以臨床病例來執行品保作業，並未單獨對多葉式準直儀進行品保作業；另未具 IMRT 技術的醫院，會進行多葉式準直儀品保作業的更少之又少。IMRT 技術在我國屬於廣泛應用技術之一，考量接受放射線治療病人之權益，未來可考量將「多葉式準直儀」納入品保法規項目之一。
- (二)、我國大約有 3 至 4 成之直線加速備有 X 光影像系統，利用其 kV/MV 影像取得二維或三維影像進行治療部位之準確對位，以提升治療位置準確性，故 X 光影像系統之品保作業極具重要性。本會已於今年委請中華民國醫學物理學會擬定相關之品質保證項目，以供未來本會修訂品保法規之參考。
- (三)、參考 AAPM 第 142 號報告並視我國國情及現狀，考量將「動態的/虛擬的/通用的楔形濾器」、「呼吸調控」技術、「全身放射治療/全身體表點子射束治療」技術納入品保範圍。
- (四)、參考 AAPM 第 142 號報告之建議並考量國內現狀，適時修正我國「醫用直線加速器」之品保項目及其容許誤差值，尤其是「光子/電子劑量分佈穩定性 (X-ray/Electron beam profile constancy)」之品保，其分析

方法及容許誤差值可適用於有/無射束整平濾片之直線加速器，以因應未來我國醫療院所可能會引進無射束整平濾片之直線加速器。另亦可考慮是否將直線加速器分為一般、可執行 IMRT 及立體放射線治療技術，分別訂定其品保項目及容許誤差值，以因應臨床所需。

## 肆、附錄

附錄一、2011 年美國醫學物理師學會年會會議流程

附錄二、Canadian Nuclear Safety Commission - RD/GD-120 (Licence  
Application Guide-Radiotherapy)

附錄三、BC Cancer Centre Licensee

附錄四、BC Cancer Centre QA Form

附錄五、愛心醫學影像運動 (The Image Gently Campaign) 對於兒童  
的 CT 掃描條件所提出之建議：「如何建立兒童的電腦斷層掃  
描規範」