

X光電腦斷層系統之物理測試彙整建議：中華民國醫學物理學會電腦斷層工作群報告

蔡惠予¹ 陳建全² 黃怡璇³ 劉鶴齡^{1,2}

長庚大學 醫學影像暨放射科學系所¹

林口長庚紀念醫院 影像診療科部²

辜公亮基金會和信治癌中心醫院 醫學物理科³

中華民國醫學物理學會電腦斷層工作群匯集相關文獻，歸納「X光電腦斷層系統之物理測試彙整建議」報告，報告內容涵括十二項電腦斷層系統之物理測試，每個測試項目單列出測試目的、所需設備、測試步驟、效能判定準則與修正措施。所有項目可區分為五類，第一類為系統安全評估；第二類為機械幾何評估，包含檢查床與機頭之對位、切片位置準確性及機頭傾斜準確性測試；第三類為影像品質評估，包含切片厚度準確性、CT值準確度與線性度、水假體影像評估、空間解析度及低對比偵測度測試；第四類為劑量評估，包含劑量評估及輻射寬度測試；第五類為影像顯示器評估。

電腦斷層掃描自1970年代引入臨床應用，所得的切片影像對臨床診斷有極大的助益。其間歷經了硬體與技術的演進與發展，主要目的是為了縮短檢查時間、提升影像品質與降低病人輻射劑量（以下簡稱劑量）。近年來，電腦斷層掃描儀的重要進展之一則為邁入多切片電腦斷層掃描，期以能在每圈掃描中涵蓋更廣的範圍。此外，相較於其他診斷檢查，電腦斷層掃描所造成的劑量是較高的，且因硬體與技術的進步，大大縮短檢查時間，導致電腦斷層掃描的人次或頻次逐年增加。此兩因素導致電腦斷層掃描對群體的集體劑產生很大的貢獻，根據2009年美國輻射防護與測量委員會（National Council on Radiation Protection, NCRP）所發佈的第160號報告[1]，美國人民的醫療輻射集體劑量，其中50%來自電腦斷層掃描。因此此議題逐漸受國際學術團體重視，而美國放射學院（American College of Radiology, ACR）自2002年開始發展電腦斷層掃描系統認證[2, 3]，並持續修正其認證標準，以符合現行儀器發展與臨床使用狀況。

為使醫療設備維持在最佳狀況，品質保證作業與相關物理測試是不可或缺的。台灣自游離輻射防護法通過後，其中第十七條明令：「醫療院所使用經主管機關公告應實施醫療曝露品質保證之放射性物質、可發生游離輻射設備或相關設施，應擬訂醫療曝露品質保證計畫，報請主管機關核准後始得為之」，因此主管機關已逐步規範數種醫療設備於「輻射醫療曝露品質保證標準」「輻射醫療曝露品質保證組織與專業人員設置及委託相關機構管理辦法」中。目前已實施六項放射治療之醫療曝露品保，且於2008年7月開始實施放射診斷的乳房攝影儀之醫療曝露品保。

中華民國醫學物理學會因應國內對於放射診斷品質保證作業之重視及需求，於2006年10月成立乳房攝影工作群，完成「傳統暨數位乳房攝影系統之物理測試彙整建議」工作報告[4]。接下來於2009年2月成立電腦斷層工作群，針對電腦斷層品質保證作業之物理測試提

抽印本索取者：蔡惠予

長庚大學 醫學影像暨放射科學系

桃園縣龜山鄉 333 文化一路 259 號

出具體建議，撰寫為本工作報告。

本報告共彙整出十二項電腦斷層系統之物理測試，並可區分為五類。第一類為系統安全評估；第二類為機械幾何評估，包含檢查床與機頭之對位、切片位置準確性及機頭傾斜準確性測試；第三類為影像品質評估，包含切片厚度準確性、CT 值準確度與線性度、水假體影像評估、空間解析度及低對比偵測度測試；第四類為劑量評估，包含劑量評估及輻射寬度測試；第五類為影像顯示器評估。

各項物理測試的目的、所需設備、測試步驟、效能判定準則與修正措施，皆在報告中詳述。內容主要參考歐美專業組織針對電腦斷層系統物理測試所提的相關報告，如歐盟組織 [5]、英國電腦斷層掃描儀的成像性能評估 (Imaging Performance Assessment of CT scanners, ImPACT) [6,7]、英國醫學物理與工程學會 (Institute of Physics and Engineering in Medicine, IPEM) [8]、美國醫學物理學會 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) [9-12] 等，與美國放射學院電腦斷層掃描系統認證的相關文件 [2, 3, 13-15]。各項測試的限值與效能判定準則則是參酌國內相關法規 [16] 與國際最新的相關文獻 [2, 3, 5, 8, 11, 13, 15, 17, 18]。期望此報告所提供完整的物理測試，能做為國內推動電腦斷層品質保證作業之參考。

一、系統安全評估

(一)目的：

確認所有的裝置與組件之機械部份為正確運作、監控與指示病人的設備之功能正常。

(二)測試所需設備：

輻射偵檢器

(三)測試步驟：

- (1) 確認整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的。
- (2) 確認所有可動的部分都能平穩動作，沒有過度摩擦，在整個動作範圍內沒有任何阻礙。
- (3) 確認在正常操作下，病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或受到危害，例如觸電的危害。
- (4) 確認所有定位雷射燈功能正常。
- (5) 確認所有指示燈皆功能正常，例如輻射使用中。
- (6) 確認指示病人的對講裝置功能正常。
- (7) 確認監控病人的攝影機與顯示器功能正常。
- (8) 張貼警告標示於合適位置，例如注意輻射、懷孕婦女等。

孕婦女等。

- (9) 張貼原能會認可文件，例如設備登記證等。
- (10) 確認有適當的輻射屏蔽。針對模擬人體散射物 (如電腦斷層劑量假體)，使用臨床檢查條件進行掃描，在檢查室門外、鉛玻璃窗外、檢查室牆外的管制區與非管制區等，使用輻射偵檢器度量散射輻射。

(四)效能判定準則與修正措施：

- (1) 具傷害性、無法使用或無法適當操作的項目應請適當的維修人員修復。
- (2) 散射輻射的度量值應與背景值相近，且應符合相關法規限值 [16]。

二、檢查床與機頭之對位

(一)目的：

確認檢查床的長軸與掃描儀的旋轉中心左右對齊。

(二)測試所需設備：

捲尺及膠帶。

(三)測試步驟：

- (1) 在檢查床左右中心附近貼上膠帶，以尺決定中心位置並在膠帶上作記號。
- (2) 將檢查床貼膠帶處移至機頭內。
- (3) 用捲尺在機頭內橫向最長距離處決定左右中心位置，並在檢查床上作記號。
- (4) 測量上述兩個記號間的距離。

(四)效能判定準則：

機頭的中心線應在檢查床中心線的 ± 5 公釐內 [11]，或符合廠商規格標準。

三、切片位置準確性

(一)目的：

確認切片定位雷射的準確性、使用定位投影影像對位切片位置的準確性以及檢查床進出移動的準確性。

(二)測試所需設備：

- (1) 可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備：如放射治療位置驗證底片、自顯像底片 (如 Gafchromic 電腦斷層用底片)、電腦放射攝影影像板。
- (2) 大頭針、硬幣或其它適當之標示物。
- (3) 可於影像中辨識切片位置之假體，如美國放射學院的電腦斷層認證假體。

- (4) 10 至 30 公分長的直尺或捲尺，精確度至公釐。
- (5) 一端折直的迴紋針作為位置指標。

- (6) 重覆步驟 (4) 與 (5)，但分三次移動，移動總距離為 300 至 500 公釐，再移回原處。
- (7) 於相反方向重覆步驟 (4) 至 (6)。

(三) 測試步驟：

切片定位雷射的準確性

- (1) 將可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備平放於檢查床上，置於掃描儀旋轉中心的高度（必要時可用紙箱或保麗龍塊墊高）。
- (2) 將切片定位雷射打開，於所用顯現射束範圍設備上，以大頭針、硬幣或其它適當物品標示雷射位置，如：
 - (a) 使用大頭針直接在放射治療位置驗證底片封套上壓刺，或
 - (b) 使用硬幣置於電腦放射攝影影像板表面。
- (3) 使用最小的射束寬度，以適當之管電壓及管電流時間乘積進行曝露（曝露條件與所用顯現射束範圍設備有關），但使用電腦放射攝影影像板時，射束寬度不可太小，以確保在電腦放射攝影影像中可見標示物（如硬幣）的位置。
- (4) 測量步驟 (3) 所得的射束中心與標示物所指示的雷射位置間之距離。
- (5) 若另有外部參考雷射，則外部參考雷射之定位準確性也應以上述方式測量。

定位投影影像對位切片位置的準確性

- (1) 將適當的假體（如美國放射學院的電腦斷層認證假體）置於檢查床上，進行定位投影影像掃描，確認切片位置指示物出現在影像中。
- (2) 將切片位置定於該指示物上，以適當的切片厚度進行軸狀掃描。於影像中決定對位誤差。
- (3) 若該假體設計無法於單張影像中決定對位誤差，則進行多張連續的軸狀掃描，切片間距設定為 1 公釐。由假體中切片位置指示物出現於切片影像的第幾張與設定的差異，可決定對位誤差。

檢查床進出移動的準確性

- (1) 放置可模擬病人體重（約 70 至 80 公斤）之物體於檢查床上或一自願者躺臥於檢查床上。
- (2) 將尺貼在檢查床的邊緣，迴紋針貼在檢查床上，並使其折直的尾端指向尺的約略中間處。
- (3) 將檢查床歸零，讀出迴紋針尾端於尺上的位置。
- (4) 將檢查床向進入機頭方向移動 300 至 500 公釐，記錄尺上的位置與掃描儀顯示的位置。
- (5) 再移回原處，記錄迴紋針尾端指示的誤差。

(四) 效能判定準則：

- (1) 切片定位雷射的準確性：射束中心與雷射位置之誤差應在 2 公釐內 [11]，或符合廠商規格標準。
- (2) 定位投影影像對位切片位置的準確性：誤差應在 2 公釐內 [8]，或符合廠商規格標準。
- (3) 檢查床進出移動的準確性：所有檢查床移動的誤差皆應在 2 公釐內 [8]，或符合廠商規格標準。

四、機頭傾斜準確性

(一) 目的：

評估機頭傾斜之設定與顯示之準確性。

(二) 測試所需設備：

- (1) 可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備：如放射治療位置驗證底片、電腦放射攝影影像板。
- (2) 若上述設備無法直立及固定於檢查床上，則需要保麗龍或壓克力板以協助其直立及固定。

(三) 測試步驟：

- (1) 將可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備直立並平行於檢查床，固定於檢查床上，移至機頭內。
- (2) 試將機頭於向頭與向腳方向皆傾斜至最大角度，確定傾斜範圍內沒有任何阻礙物。
- (3) 於向頭與向腳方向各設定數個傾斜角（包含 0 度及最大角度），使用最小的射束寬度，以適當之管電壓及管電流時間乘積進行曝露（曝露條件與所用顯現射束範圍設備有關）。
- (4) 於顯現射束範圍設備上所產生的影像決定傾斜角誤差。

(四) 效能判定準則：

- (1) 操作台之設定角度與機頭上之顯示角度應一致。
- (2) 操作台之設定角度與測量角度之誤差應在 3 度以內 [11]，或符合廠商規格標準。

五、切片厚度準確性

(一) 目的：

測定切片的實際厚度

(二)測試所需設備：

含有切片厚度測試物的假體，如美國放射學院的電腦斷層認證假體或儀器廠商提供之假體等。

(三)測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體。若常規成人腹部掃描是以軸狀掃描，則直接掃描切片厚度測試物的正中央區段。
- (2) 若常規成人腹部掃描是以螺旋掃描，則將掃描模式改為軸狀掃描，其他參數則維持固定不變。若掃描儀為多切片機型，但不能使用相同的偵檢器組置 ($N \cdot T$ ， T 為一個資料通道在 Z 軸方向上形成影像之切片寬度， N 為該模式下的資料通道數目) 進行軸狀掃描時，則在維持相同的 T 設定下，使用最大的 N 之偵檢器組置，進行軸狀掃描。
- (3) 同上述步驟，但改變切片厚度為高解析度肺部掃描時使用的厚度、3、5 及 7 毫米（若於步驟 (1) 中已有相同厚度，則不需重覆掃描）。若無法達到前述設定，則選取最接近的設定值進行測試。

(四)效能判定準則：

切片厚度之誤差應小於 1.5 公釐 [15]，或符合廠商規格標準。

六、CT值準確度與線性度**(一)目的：**

測定 CT 值準確度與線性度

(二)測試所需設備：

含有各種已知電線性衰減係數（或電子密度）的測試物製成之假體，例如美國放射學院的電腦斷層認證假體、或儀器廠商提供之假體。

(三)測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體。若常規成人腹部掃描是以軸狀掃描，則直接掃描 CT 值測試物的正中央區段。
- (2) 若常規成人腹部掃描是以螺旋掃描，則將掃描模式改為軸狀掃描，其他參數則維持固定不變。若掃描儀為多切片機型，但不能使用相同的偵檢器組置 ($N \cdot T$) 進行軸狀掃描時，則在維持相同的 T 設定下，使用最大的 N 之偵檢

表一 測試物的 CT 值範圍 [15]

材料種類	英文名稱	CT值 (HU) 範圍
空氣	Air	-1005 ~ -970
聚乙烯	Polyethylene	-107 ~ -87
水	Water	-7 ~ +7
壓克力	Acrylic	+110 ~ +130
骨頭	Bone	+850 ~ +970

器組置，進行軸狀掃描。

- (3) 同上述步驟，但改變切片厚度為高解析度肺部掃描時使用的厚度、3、5 及 7 毫米（若於步驟 (1) 中已有相同厚度，則不需重覆掃描）。若無法達到前述設定，則選取最接近的設定值進行測試。
- (4) 使用涵蓋 CT 值測試物 80% 面積之 ROI，測量各測試物的平均 CT 值。

(四)效能判定準則：

- (1) 空氣、聚乙烯、水、壓克力、骨頭等測試物的 CT 值應符合表一所列之範圍 [15]。
- (2) 其他測試物的 CT 值與基準值之差異，應不大於 30HU[8]。

七、水假體影像評估**(一)目的：**

- (1) 在不同掃描與組像參數下，評估水的 CT 值準確度及雜訊之變化
- (2) 確保於均質水假體中，不同位置之 CT 值的均勻度
- (3) 評估影像中之假影程度

(二)測試所需設備：

直徑約 20 公分至 30 公分之均質水（或等效水）假體，例如電腦斷層掃描儀廠商所提供之假體、或美國放射學院電腦斷層認證假體等。

(三)測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體，掃描均質水的正中央區段。
- (2) 將掃描模式改為軸狀掃描，其他參數則維持固定不變，重覆步驟 (1)。若 步驟 (1) 為軸狀掃描，則此步驟省略。若掃描儀為多切片機

型，但不能使用相同的偵檢器組置 ($N \cdot T$) 進行軸狀掃描時，則在維持相同的 T 設定下，使用最大的 N 之偵檢器組置，進行軸狀掃描。

- (3) 改變偵檢器組置，重覆步驟 (2)：(a) 在最小的 T 設定下，選用最大的 N ，影像重組厚度設為 T ；(b) 在最大的射束寬度下，選用最小的 T ，影像重組厚度設為 T 。
- (4) 選用其他臨床使用之管電壓峰值，重覆步驟 (2)。
- (5) 將步驟 (2) 的影像以其他臨床使用之影像重建法組像。
- (6) 對於步驟 (1)、(2)、(4)、(5) 的影像，選取中間影像評估，放置 ROI (約 400 平方公釐) 於所得假體影像正中央，測量其平均值與標準差。
- (7) 對於步驟 (1) 的影像，評估影像均勻度：選取中間影像評估，於影像上分別放置 ROI (約 400 平方公釐) 於中央、三點鐘、六點鐘、九點鐘及十二點鐘之位置，測量平均值。
- (8) 對於步驟 (1) 與 (3) 的影像，評估水的 CT 值與假影：在全部影像上的正中央放置 ROI (約 400 平方公釐)，調整窗寬為 100，窗高為 0，評估所有影像的是否有存在假影，並確定水的 CT 值介於標準之中。

四效能判定準則：

- (1) 水的 CT 值應介於 $-7 \sim +7$ HU[15]，或符合廠商規格標準。
- (2) 雜訊值與其基準值之差異，應不大於 20%[8]，或符合廠商規格標準。
- (3) 影像均勻度：邊緣的四個 ROI 之平均 CT 值與中間 ROI 之平均 CT 值間的差異皆小於 5HU[15]，或符合廠商規格標準。
- (4) 影像中不應存在任何明顯之假影。

八、空間解析度

(一)目的：

測定電腦斷層掃描儀之空間解析度。

(二)測試所需設備：

含有空間解析度測試模版製成之測試假體，例如電腦斷層掃描儀廠商所提供之假體、或美國放射學院電腦斷層認證假體等。

(三)測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描

模式及影像重建法進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體，直接掃描包含有空間解析度測試模版處正中央區段。

- (2) 若使用螺旋掃描模式，則將掃描起點與終點分別設定在空間解析度測試模版前、後位置，應確保可在重組的影像中得到該模版正中央區段的假體影像。
- (3) 同上述步驟，但改變為高解析度肺部掃描模式及影像重建法再次進行測試。
- (4) 將所得影像設定最佳之窗寬 / 窗高進行判讀，如使用美國放射學院的電腦斷層認證假體時，約為 100/1100。必要時可將影像放大判讀。若臨床工作中需要將影像以底片輸出，則另將測試之影像以底片輸出後進行判讀。

四效能判定準則：

以常規成人腹部掃描所得之影像應可清楚分辨 5 線對 / 公分以上 (含)；高解析度肺部掃描所得之影像應可清楚分辨 6 線對 / 公分以上 (含) [15]。

九、低對比偵測度

(一)目的：

測定電腦斷層掃描儀對低對比物體之分辨力。

(二)測試所需設備：

含有低對比物體 (小於 1%，10HU) 分辨力測試模版製成之測試假體，例如電腦斷層掃描儀廠商所提供之假體、或美國放射學院電腦斷層認證假體 (0.6%，6 HU) 等。

(三)測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式及影像重建法進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體，直接掃描包含有低對比物體分辨力測試模版處正中央區段。
- (2) 若使用螺旋掃描模式，則將掃描起點與終點分別設定在低對比物體分辨力測試模版前、後位置，應確保可在重組的影像中得到該模版正中央區段的假體影像。
- (3) 同上述步驟，但改變為常規成人頭部掃描模式及影像重建法再次進行測試。
- (4) 放置 ROI (其大小約佔欲測量物面積之 80%) 於所得影像中最大直徑之低對比物正中央以及相鄰背景區域，測量其平均值並計算兩者之差異。
- (5) 將所得影像設定最佳之窗寬 / 窗高進行判讀，

如使用美國放射學院的電腦斷層認證假體時，約為 100/100。影像中相同直徑之低對比物皆可見時計為一分，並由大至小加總計分。若臨床工作中需要將影像以底片輸出，則另將測試之影像以底片輸出後進行判讀。

- (6) 若假體中含有不同對比度之測試物，則於步驟 (4)、(5) 中選擇最適當者進行判讀。

(四)效能判定準則：

- (1) 所有掃描模式下，低對比物與背景之平均值的差異應在低對比物的對比值之 10% 以內。
- (2) 低對比物之計分與基準值相較，其減少應不超過 1 分。

十、劑量評估

(一)目的：

確保曝露與管電流時間乘積成線性正比、評估曝露的再現性、評估電腦斷層劑量指標、和代表性檢查的病人劑量。

(二)測試所需設備：

- (1) 已校正的電腦斷層專用之筆型游離腔，其靈敏長度為 10 公分。
- (2) 已校正的電量計。
- (3) 電腦斷層劑量假體：
電腦斷層劑量假體一組，含一個頭部假體與一個軀幹假體。假體的材料為壓克力，製成 15 公分高的圓柱型，以直徑 16 公分的圓柱代表頭部假體，直徑 32 公分的圓柱代表軀幹假體。假體含有五個圓柱型的洞（可置入筆型游離腔），一個在圓中心，四個在表面（表面下 1 公分處）且各分隔 90 度。
- (4) 筆型游離腔的支撐器。

(三)測試步驟：

管電流之線性度

- (1) 將頭部假體放置於頭架上（或臨床使用狀況），使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (2) 將筆型游離腔與電量計正確連接後，將筆型游離腔插入頭部假體中間的洞，並確認周圍的四個洞（上下左右的洞）都有插入壓克力棒。
- (3) 使用常規成人頭部檢查（大腦）的掃描參數，如管電壓與 X 光旋轉一圈的曝露時間，在固定射束濾器與焦斑下，改選用最寬的射束寬

度，對頭部假體進行軸狀掃描且檢查床不移動。若常規頭部檢查（大腦）使用螺旋掃描，當測量劑量時，應改用軸狀掃描。

- (4) 在可選擇的管電流範圍內，改變管電流並測量曝露或空氣克馬。記錄管電壓、管電流、曝露時間（秒）、偵檢器組置 ($N \cdot T$)、與測量值。
- (5) 針對其他臨床使用的管電壓，重覆步驟 (4)，並記錄管電流與測量值。

管電流之線性度（另一種做法）

- (1) 將檢查床移開到掃描照野外，並將筆型游離腔的支撐器立於檢查床上。
- (2) 將筆型游離腔架在支撐器上，使游離腔平行於旋轉中軸，置中與對齊掃描照野的中心。應確認掃描範圍內只有游離腔且無其他衰減物。
- (3) 選用最寬的射束寬度、固定的射束濾器，與固定的焦斑，以軸狀掃描進行下列步驟。
- (4) 選用臨床常用的管電壓、管電流、與 X 光旋轉一圈的曝露時間，照射四次，並記錄其曝露值。
- (5) 選用臨床常用的管電壓、與 X 光旋轉一圈的曝露時間，在可用的管電流範圍內，改變管電流並測量曝露量。
- (6) 針對其他臨床會使用到的管電壓，重覆步驟(5)。

再現性、電腦斷層劑量指標、代表性檢查的病人劑量

- (1) 開始實際測量前，記錄代表性檢查之掃描參數：代表性檢查包括常規成人頭部（大腦）檢查、常規成人腹部檢查、與常規小孩腹部檢查（針對 5 歲體型的小孩）；掃描參數包括掃描方式是軸狀式或螺旋式掃描、管電壓、管電流、X 光旋轉一圈的曝露時間、偵檢器組置、掃描長度等，針對軸狀掃描，另須記錄檢查床每圈移動距離，針對螺旋掃描，應記錄檢查床前進速度 (I) 或螺距 (pitch)。
- (2) 將頭部假體放置於頭架上（或臨床使用狀況），使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (3) 使用常規成人頭部檢查（大腦）的掃描參數，若常規檢查是使用螺旋掃描，則測量劑量時應改為軸狀掃描，但其他參數應維持相同。在軸狀掃描下，若無法選擇相對應於螺旋掃描之偵檢器組置，可選擇射束寬度最接近者，或在工程師的協助下進入維修保養模式完成此部份之測量。

注意：電腦斷層劑量指標之測量必須使用軸狀掃描。

- (4) 將筆型游離腔與電量計正確連接後，將筆型游離腔插入假體中間的洞，並確認周圍的四個洞（上下左右的洞）都有插入壓克力棒。進行軸狀掃描並記錄測量值，重覆測量三次。
- (5) 將筆型游離腔依序插入頭部假體上下左右的洞，分別進行測量並記錄之。測量時，應確認除了測量點外的其他四個洞都有插入壓克力棒。
- (6) 針對其他臨床上成人頭部檢查，若其管電壓峰值與偵檢器組置與步驟(3)不同時，則重覆步驟(3)至(5)。
- (7) 將軀幹部假體放置於檢查床上，使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (8) 使用常規成人腹部檢查的掃描參數，若常規檢查是使用螺旋掃描，則測量劑量時應改為軸狀掃描，但其他參數應維持相同。在軸狀掃描下，若無法選擇相對應於螺旋掃描之偵檢器組置，可選擇射束寬度最接近者，或在工程師的協助下進入維修保養模式完成此部份之測量。
- (9) 重覆步驟(4)與(5)。
- (10) 針對其他臨床上成人軀幹檢查，若其管電壓峰值與偵檢器組置與步驟(8)不同時，則重覆步驟(8)至(9)。
- (11) 將頭部假體放置於檢查床上，使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (12) 使用常規小孩腹部檢查（針對5歲體型的小孩）的掃描參數，若常規檢查是使用螺旋掃描，則測量劑量時應改為軸狀掃描，但其他參數應維持相同。在軸狀掃描下，若無法選擇相對應於螺旋掃描之偵檢器組置，可選擇射束寬度最接近者，或在工程師的協助下進入維修保養模式完成此部份之測量。
- (13) 重覆步驟(4)與(5)。
- (14) 針對其他臨床上小孩軀幹檢查，若其管電壓峰值與偵檢器組置與步驟(12)不同時，則重覆步驟(12)至(13)。

四資料分析與詮釋

管電流之線性度：

針對每一管電壓，計算每單位管電流時間乘積之劑量值或曝露值（mGy/mAs 或 mR/mAs），然後計算其平均值、標準差與變異係數（標準差除以平均值）。

再現性、電腦斷層劑量指標、代表性檢查的病人劑量

(1) 再現性

計算三次測量值之平均值、標準差及變異係數（標準差除以平均值），以評估再現性。

(2) 電腦斷層劑量指標

以平均測量值（M）計算電腦斷層劑量指標（CTDI₁₀₀），公式如下：

$$CTDI_{100} = \frac{f \cdot C \cdot M \cdot I}{N \cdot T}, \quad (1)$$

其中 f 為劑量單位轉換因子，將測量值轉換為空氣劑量，因此若測量曝露，而測量值的單位為 R，則 $f = 8.7 \text{ mGy/R}$ ，若測量空氣克馬，則 $f = 1 \text{ mGy/mGy}$ ； C 為筆型游離腔的校正因子； I 為筆型游離腔的靈敏長度，通常為 100 公釐； $N \cdot T$ 為偵檢器組置。

待計算完中軸的電腦斷層劑量指標（CTDI_{100,C}）與表面的電腦斷層劑量指標（CTDI_{100,P}）後，可代入下列公式計算加權電腦斷層劑量指標（CTDI_w）：

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,P} \quad (2)$$

(3) 代表性檢查的病人劑量

(a) 體積電腦斷層劑量指標

體積電腦斷層劑量指標（CTDI_{vol}）須根據臨床掃描條件計算之。

對於螺旋掃描，應先得臨床掃描的螺距設定，若無法直接知道螺距，則可根據下列公式計算螺距：

$$\text{pitch} = \frac{I}{N \cdot T} \quad (3)$$

其中 I 為檢查床移動速度。此狀況下的體積電腦斷層劑量指標之計算公式如下：

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{\text{pitch}} \quad (4)$$

對於軸狀掃描， I 為 X 光旋轉一圈的檢查床移動距離，體積電腦斷層劑量指標之計算公式如下：

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{N \cdot T}{I} \quad (5)$$

(b) 劑量長度乘積

劑量長度乘積（DLP）為體積電腦斷層劑量指標乘與掃描長度（ L ）之乘積：

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (6)$$

掃描長度依據檢查部位而不同，針對成人頭部（大腦）檢查可假設為 17.5 公分，針對成人腹部檢查可假設為 25 公分，針對 5 歲小孩腹部檢查可假設為 15 公分 [13]。

(c) 有效劑量 (E)

可將劑量長度乘積乘以轉換係數 (k) 而得之：

$$E = DLP \cdot k, \quad (7)$$

轉換係數依據檢查部位而不同，針對成人頭部（大腦）檢查為 0.0021 mSv/mGy-cm [10]，針對成人腹部檢查為 0.015 mSv/mGy-cm [5, 10]，針對 5 歲小孩腹部檢查檢查為 0.020 mSv/mGy-cm [10]。

(五)效能判定準則：

- (1) 再現性：再現性的變異係數不可超過 0.05 [11, 13]。
- (2) 加權電腦斷層劑量指標與劑量長度乘積：目前並未有文獻提供 $CTDI_w$ 與劑量長度乘積之限值，但歐盟 16262 號報告 [5] 建議設立參考劑量水平，以合理抑低劑量，其所建議之參考劑量水平列於表二。
- (3) 代表性檢查的病人劑量：表三為 $CTDI_{vol}$ 的參考劑量水平 [2] 與限值 [2, 15]。當 $CTDI_{vol}$ 超過參考劑量水平且低於限值時，應檢討檢查掃描參數，討論如何在不影響影像品質下減低劑量。當 $CTDI_{vol}$ 超過限值時，必須找出劑量過高的原因，並應立即採取修正措施。

十一、輻射寬度

(一)目的：

評估射束準直儀寬度設定的準確性。

(二)測試所需設備：

可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備：如放射治療位置驗證底片、自顯像底片（如 Gafchromic 電腦斷層用底片）、電腦放射攝影影像板。

(三)測試步驟：

- (1) 將可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備平放於檢查床上，置於掃描儀旋轉中心的高度（必要時可以紙箱或保麗龍塊墊高）。
- (2) 使用適當之管電壓及管電流時間乘積進行曝露（曝露條件與所用顯現射束範圍設備有關）。
- (3) 若為單切片系統，所有臨床使用的射束寬度皆需測試。
- (4) 若為多切片系統，所有臨床使用的偵檢器組置皆需測試。
- (5) 若使用放射治療位置驗證底片進行測試，曝露後最大光密度值應介於 1.0 至 2.0 之間，在透光狀態下（如使用閱片箱），由目視估計曝露

表二 加權電腦斷層劑量指標與劑量長度乘積的參考劑量水平 [5]

檢查項目	參考劑量水平	
	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy-cm)
一般頭部檢查	60	1050
臉與鼻竇檢查	35	360
脊椎創傷 檢查	70	460
一般胸部檢查	30	650
高階析度肺臟檢查	35	280
一般腹部檢查	35	780
肝脾檢查	35	900
一般骨盆腔檢查	35	570
骨盆骨檢查	25	520

*目前表中數值乃是歐盟 16262 號報告之資料，待台灣完成第一次的電腦斷層實地訪查後，則會根據台灣的現況提供符合國情的數據。

表三 體積電腦斷層劑量指標的參考劑量水平 [2] 與限值 [2, 15]

檢查項目	$CTDI_{vol}$ (mGy)	
	參考劑量水平*	限值
成人頭部	75	80
成人腹部	25	30
孩童腹部（5歲孩童）	20	25

*目前表中數值乃是美國放射線醫學會公佈之最新資料，待台灣完成第一次的電腦斷層實地訪查後，則會根據台灣的現況提供符合國情的數據。

邊緣半影區中點位置，用尺測得半高全寬。視需要可使用放大鏡，或將底片用微光密度計掃描後測量。

- (6) 若使用電腦放射攝影影像板進行測試，需注意曝露量不可造成影像板訊號飽和（一般而言小於 100 mR）。此外，寬度測量應考慮曝露與像素值為對數線性關係。細節可參照論文：以電腦放射攝影影像板測量電腦斷層輻射曲線 [19].

(四)效能判定準則：

測量值與基準值之差異應不大於 20% 或 1 公釐 [8]，或符合廠商規格標準。

十二、影像顯示器評估

攝像工作站之相關測試

(一)目的：

確保攝像工作站之螢幕的顯示品質符合標準

(二)測試所需設備：

- (1) 光度測量計
- (2) Society of Motion Picture and Television Engineers (SMPTE) 測試圖像或美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 (task group 18) 測試圖像

(三)測試步驟：

- (1) 將 SMPTE 測試圖像顯示在攝像工作站之螢幕，並依廠商建議設定其窗寬 / 窗高。
- (2) 評估下列項目：
 - (a) 0%—5% 及 95%—100% 之低對比方塊需清楚可分辨。若不能辨識 5% 方塊，則將房間光線調暗，再做一次此測試。
 - (b) 0% 至 100% 十一個灰階方塊是否皆清楚可分辨。
 - (c) 肉眼觀察螢幕的性能，找出可見的條紋假影、圖像扭曲與陰影。
 - (d) 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨從最寬至最窄的線對。
- (3) 以光度測量計測量 100% 及 0% 灰階方塊之亮度值（或將螢幕調整至全白及全黑之狀態），以分別表示此螢幕之最大及最小亮度，並進而計算最大及最小亮度比值。
- (4) 若使用美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 測試圖像，則測試步驟與方法請參考美國醫學物理學第 3 號線上報告 [18]。

(四)效能判定準則與修正措施：

- (1) 0%—5% 及 95%—100% 之低對比方塊需清楚可分辨 [15]。
- (2) 0% 至 100% 的所有灰階方塊皆應清楚可分辨。
- (3) 不應有明顯可見的條紋假影、圖像扭曲與陰影。
- (4) 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨 [15]。
- (5) 亮度之標準建議如下 [18]：
 - (a) 最大亮度應至少 100 燭光 / 平方公尺。
 - (b) 最大亮度與最小亮度之比值應至少 100。
- (6) 若使用美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 測試圖像，則參考美國醫學物理學第 3

號線上報告 [18] 之建議標準。

印片機測試

(一)目的：

確保印片機輸出影像之光密度值在標準範圍之內，且灰階顯示和出片控制檯螢幕一致。

(二)測試所需設備：

- (1) 光密度計
- (2) SMPTE 測試圖像

(三)測試步驟：

- (1) 將 SMPTE 測試圖像顯示在出片之控制檯螢幕，並依廠商建議設定其窗寬 / 窗高。
- (2) 於出片之控制檯螢幕上確認於 SMPTE 測試圖像中，0%—5% 和 95%—100% 之低對比方塊及 0% 至 100% 十一個灰階方塊皆清楚可分辨。
- (3) 將此 SMPTE 測試圖像以六分割之影像格式經由印片機輸出。
- (4) 使用光密度計測量最左上方分割之 SMPTE 測試圖像中，0%、10%、40% 及 90% 灰階之光密度值。
- (5) 將輸出底片放置於看片箱上，比較其與控制檯螢幕中之影像灰階顯示是否一致，0%—5% 和 95%—100% 之低對比方塊是否可區分，並觀察是否有假影。

(四)效能判定準則與修正措施：

- (1) 各階光密度值及變動範圍建議如下 [17]：
 - (a) 0% 灰階：2.45 ± 0.15
 - (b) 10% 灰階：2.10 ± 0.15
 - (c) 40% 灰階：1.15 ± 0.15
 - (d) 90% 灰階：0.30 ± 0.08

各階光密度值為參考值，此標準可依各院放射科醫師之偏好訂定。變動範圍亦可更改，但應小於以上建議之變動範圍。
- (2) 0%—5% 及 95%—100% 之低對比方塊需清楚可分辨 [15]。
- (3) 底片之灰階顯示需與控制檯螢幕一致 [17]。
- (4) 不應有明顯假影 [15]。
- (5) 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨 [15]。
- (6) 測試後若發現結果不符效能判定準則，先確認印片機及底片之所有設定正確並重覆本測試，重覆測試後若發現問題仍存在，則需與相關人

員討論並進一步請工程師處理。若在短時間內無法找到問題來源並解決此問題，則應與放射科醫師討論是否此印片機可繼續用於臨床出片。

致 謝

感謝國科會／原能會的整合型原子能合作研究計畫「國內乳房攝影及電腦斷層之輻射曝露與醫療曝露品質保證作業研究」之總計畫、子計畫二與三（NSC 98-2623-E-182-001-NU, NSC 98-2623-E-182-002-NU, NSC98-2623-E-182-003-NU）提供經費，使得此彙整報告得以完成。

參考文獻

1. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP: Report No. 160, 2009
2. ACR. CT Accreditation Program Requirements. 2009. http://www.acr.org/accreditation/computed/ct_reqs.aspx, Accessed by: Jun. 12, 2009
3. ACR. ACR CT Accreditation Program and the Medical Physicist. 2003. www.acmp.org/meetings/lakegeorge_2003/ct_accreditation.ppt, Accessed by: Jun. 14, 2009
4. Hwang YS, Wang HC, Chen CC, Liu HL, Tsai HY. Review and Recommendations for Physics Testing of Conventional and Digital Mammography: CSMPT Mammography Task Group Report. *Chin J Radiol* 2008; 33: 153-179
5. Bongartz G, Golding SJ, Juri AG, et al. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR: 16262EN, 1999
6. CT Scanner Acceptance Testing. ImPACT: Information Leaflet No. 1, London: ImPACT, 2001
7. Edyvean S, Lewis MA, Britten AJ. CT Scanner Dose Survey: Measurement Protocol London: ImPACT, 1997
8. Hiles P, Mackenzie A, Scally A, Wall B. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. IPEM: IPEM Report 91, York, 2005
9. Shepard SJ, Lin P-JP, Boone JM, et al. Quality Control in Diagnostic Radiology. AAPM: Report No. 74, 2002
10. McCollough C, Cody D, Edyvean S, et al. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. AAPM: Report No. 96, 2008
11. Lin P-JP, Beck TJ, Borrás C, et al. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanner. AAPM: Report No. 39 New York, 1993
12. Judy PF, Balter S, Bassano D, McCullough EC, Payne JT, Rothenberg L. Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners. AAPM: Report No. 1, New York, 1977
13. ACR. Instruction Manual for Testing the ACR CT Phantom. 2004. http://www.acr.org/accreditation/computed/qc_forms/Phantom_Testing_Instruction_Final.aspx, Accessed by: Jun. 14, 2009
14. ACR. ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Computed Tomography Equipment. 2007. http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories%2fquality_safety%2fguidelines%2fmed_phys%2fct_equipment.aspx, Accessed by: Jun. 14, 2009
15. ACR. Criteria for Testing the ACR CT Phantom Testing 2008. http://www.acr.org/accreditation/computed/qc_forms/Phantom_Testing_Criteria.aspx, Accessed by: Jun. 14, 2009
16. 游離輻射防護安全標準. In. 2005/12/30 ed. 台北：行政院原子能委員會, 1970
17. Hard Copy Image Quality Control. In: MRI Quality Control Manual: ACR, 2004
18. Samei E, Badano A, Chakraborty D, et al. Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems. AAPM: On-line Report No. 3, 2005
19. Liu HL, Liu RR, Reeve DM, Shepard SJ, Willis CE. Measurement of CT radiation profile width using CR imaging plates. *Medical Physics* 2005; 32: 2881-2887

中英文名詞對照

中文名詞	英文名詞
Gafchromic 電腦斷層用底片	Gafchromic XR-CT dosimetry film
切片	slice
半影區	penumbra
加權電腦斷層劑量指標	weighted computed tomography dose index (CTDI _w)
有效劑量	effective dose (<i>E</i>)
光度測量計	luminance meter
高解析度肺部掃描	high resolution CT (HRCT)
直線衰減係數	linear attenuation coefficient
定位投影影像	scanned projection radiography (SPR), e.g. topogram, scout view, survieview etc.
放射治療位置驗證底片	therapy localization film
美國放射學院	American College of Radiology (ACR)
射束寬度	beam width
射束準直儀	source/pre-patient collimator
筆型游離腔	pencil-type ionization chamber
參考劑量水平	reference dose level
軸狀掃描	axial scan
窗高	window level (WL)
窗寬	window width (WW)
電腦放射攝影影像板	computed radiography imaging plate
電腦斷層掃描儀	computed tomography (CT)
電腦斷層劑量指標	computed tomography dose index (CTDI)
電子密度	electron density
對講裝置	intercom
微光密度計	micro-densitometer
影像重建法	image reconstruction kernel/filter
管電壓峰值	kVp
線對	line pair (lp)
機頭	gantry
輻射偵檢器	survey meter
檢查床	couch / patient table
螺距	pitch
螺旋掃描	spiral/helical scan
劑量長度乘積	dose length product (DLP)
體積電腦斷層劑量指標	volume computed tomography dose index (CTDI _{vol})

Review and Recommendations for Physics Testing of X-ray Computed Tomography: CSMPT CT Task Group Report

HUI-YU TSAI¹ CHIEN-CHUAN CHEN² YI-SHUAN HWANG³ HO-LING LIU^{1,2}

Department of Medical Imaging and Radiological Sciences¹, Chang Gung University

Department of Diagnostic Radiology and Intervention², Chang Gung Memorial Hospital at Linko

Department of Medical Physics³, Koo Foundation Sun Yat-Sen Cancer Center

The purpose of this report is to review and recommend physics testing of x-ray computed tomography (CT) systems, made by the CT task group of the Chinese Society of Medical Physics, Taipei. Twelve testing items were proposed in five categories. For each item, purpose, equipment, procedure and criteria were summarized. The first category is system safety evaluation. The second is mechanical and geometric assessment, including alignment of table to gantry, slice positioning accuracy and gantry tilt accuracy. The third is image quality assessment, including slice thickness accuracy, CT number accuracy and linearity, evaluation of image uniformity, noise, and artifact, spatial resolution and low contrast detectability. The fourth is dose assessment, including dosimetry and radiation width. The final category is image display device evaluation.

X光電腦斷層品保測試： 物理師部份 (每半年或每年)

中華民國醫學物理學會電腦斷層工作群

蔡惠予、陳建全、黃怡璇、劉鶴齡

QA Testing for CT Scanners

- **Establishing a QA program**
 - Radiographer QA program
 - Physicist QA program
- **Physicist' s Testing**
 - Acceptance testing
 - Annual/Semi-annual testing
 - After replacement or repair of a major component

Types of QA Tests

- Mechanical and system checks
- Image quality
- Radiation dose
- Image Display

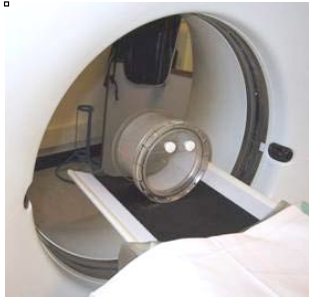
3

General Concepts of CT Image Quality Testing

- **Spatial resolution**
 - Testing w/ high contrast patterns
- **Contrast resolution**
 - Testing w/ low contrast objects
- **Noise**
 - Testing w/ uniform water image
- **Image artifacts**
 - Testing w/ uniform water image

4

Image Quality Phantoms



ImPACT



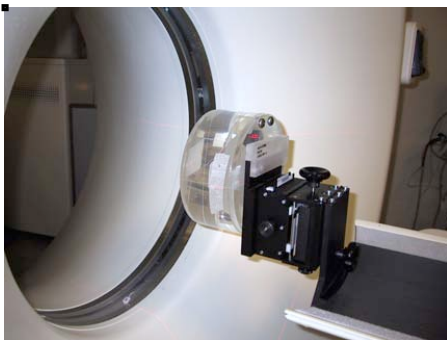
Catphan



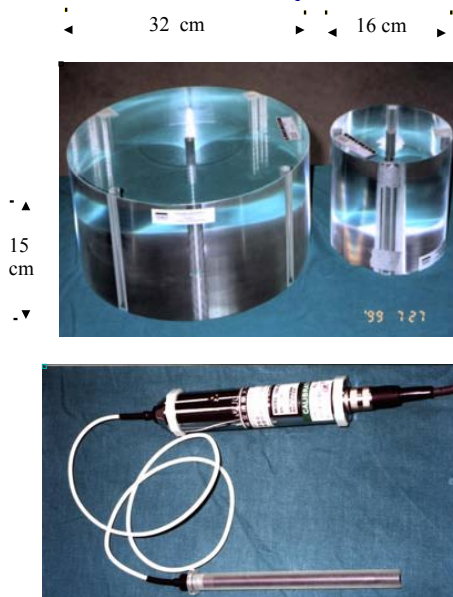
Gammex RMI 464
ACR CT
Accreditation
Phantom

5

Manufacturers' Phantoms



Dosimetry Measurement Tools



- CT phantoms
 - Body phantom
 - Head phantom
- Pencil-type ionization chamber
 - Line integral of dose profile
 - Sensitive length: 100 mm

7

References

1. **AAPM39:** Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, AAPM Report 39, 1993.
2. **AAPM74:** Quality Control in Diagnostic Radiology, AAPM Report 74, 2002.
3. **IPEM91:** Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. IPEM Report 91, 2005.
4. **ACR:** ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of CT Equipment, ACR website.

8

測試項目

項目	名稱	CSMPT	ACR	IPEM91	AAPM74	AAPM39
一	系統安全評估 (System safety evaluation)	V	V			
二	檢查床與機頭之對位(Alignment of table to gantry)	V	V			optional
三	切片位置準確性 (Slice positioning accuracy) a) 切片定位雷射的準確性 (Alignment light accuracy) b) 定位投影影像對位切片位置的準確性 (Slice localization from scanned projection radiograph) c) 檢查床進出移動的準確性 (Table incrementation accuracy)	V	V	V	V	V
四	檢查床 / 機頭傾斜準確性(Table/gantry tilt accuracy)	V	V			optional
五	切片厚度準確性(Slice thickness accuracy)	V	V	V	V	V
六	CT值準確度與線性度 (CT number accuracy and linearity)	V	V	V	V	
七	水假體影像評估 【影像均勻度、雜訊、與假影評估 (Evaluation of image Uniformity, noise, and artifact)】	V	V	V	daily	V
八	空間解析度 (Spatial resolution)	V	V	V	V	V
九	低對比偵測度(Low contrast detectability)	V	V		V	V
十	劑量評估(Dosimetry)	V	V	V	V	V
十一	輻射寬度 (Radiation width)	V		V	V	V
十二	影像顯示器評估(Image display device evaluation) a) 擷像工作站之相關測試 (image display monitors) b) 印片機測試 (Hard-copy display units) Dosimetry of the Digital Survey Radiography Couch Travel Accuracy (Spiral Scan)	V	V		V	V
				V		

項目一：系統安全評估

組件檢查

項目	合格 / 不合格	備註
1. 整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的		
2. 所有可動的部分平穩動作，沒有任何阻礙		
3. 病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或其它包括電的危害		
4. 定位雷射燈功能正常		
5. 所有指示燈功能正常：輻射使用中 ... 等		
6. 指示病人的對講裝置功能正常		
7. 監控病人的攝影機與顯示器等功能正常		
8. 張貼警告標示於合適位置 注意輻射 懷孕婦女		
9. 張貼原能會認可文件：設備、人員		

散射輻射評估

位置	操作台	檢查室門外	鉛玻璃窗外	檢查室牆外
量測值 (μSv/hr)				

項目二：檢查床與機頭之對位

(一) 目的：確認檢查床的長軸與掃描儀旋轉面的左右中心對齊。

(二) 測試所需設備：捲尺及膠帶。

(三) 測試步驟：

1. 在檢查床左右中心附近貼上膠帶，以尺決定中心位置並在膠帶上作記號。
2. 將檢查床貼膠帶處移至機頭內。
3. 用捲尺在機頭內橫向最長距離處決定左右中心位置，並在檢查床上作記號。
4. 測量上述兩個記號間的距離。

(四) 效能判定準則與修正措施：機頭的中心線應在檢查床中心線的 ± 5 公釐內 (AAPM TG39)，或符合廠商規格標準。

11

項目三：切片位置準確性

(一) 目的：確認

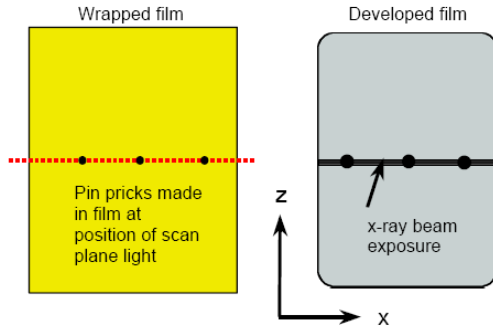
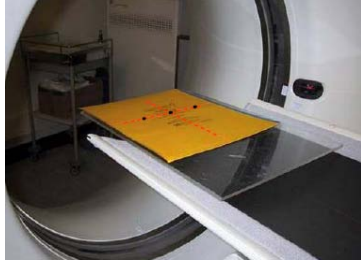
1. 切片定位雷射的準確性
2. 使用掃描放射影像對位切片位置的準確性
3. 檢查床進出切片方向移動的準確性。

(二) 測試所需設備：

1. 放射治療位置驗證膠片、電腦斷層品保Gafchromic膠片、電腦放射攝影影像板或其它可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備。
2. 大頭針、硬幣或其它適當之標示物。

12

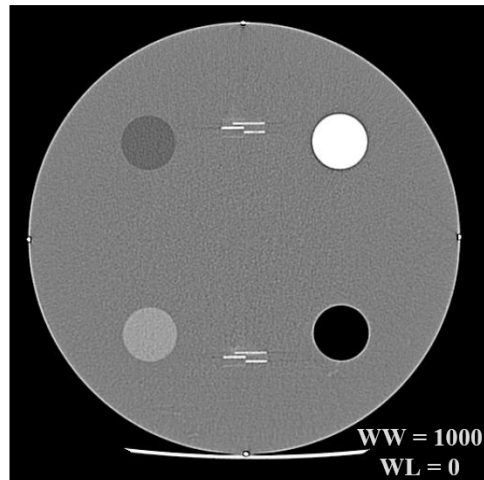
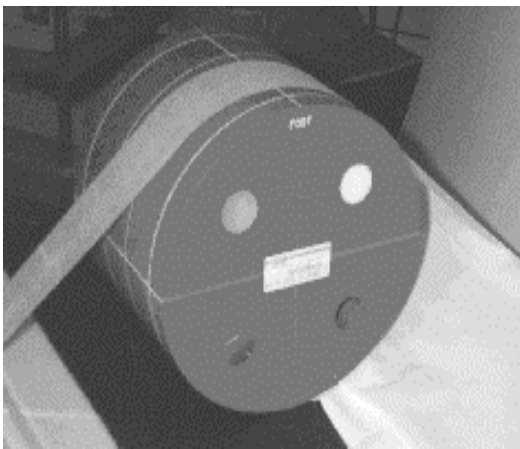
切片定位雷射的準確性



IMPACT Information Leaflet No. 1

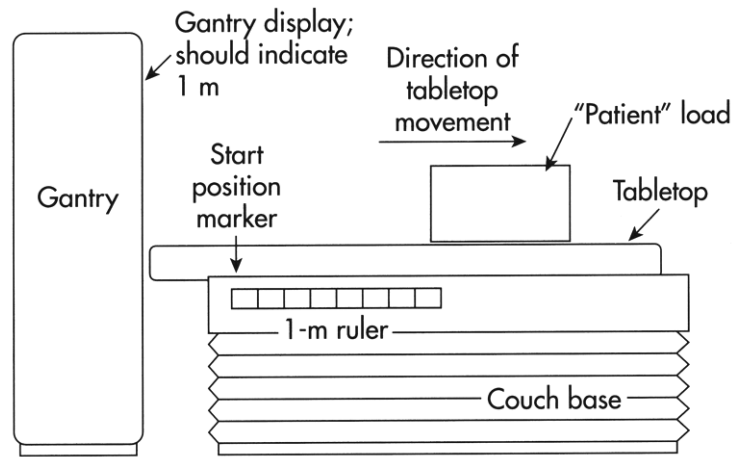
13

使用掃描放射影像對位切片位置的準確性



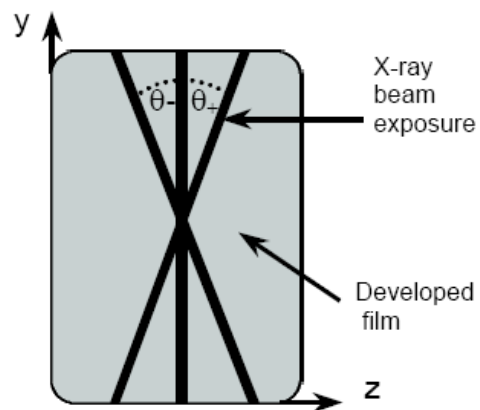
14

檢查床進出切片方向移動的準確性



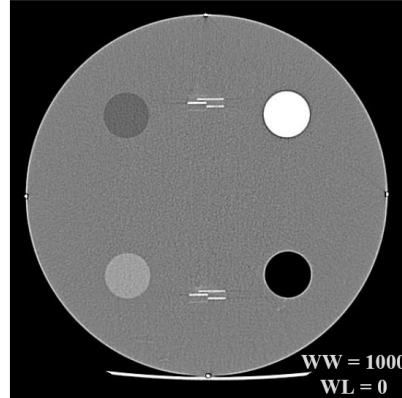
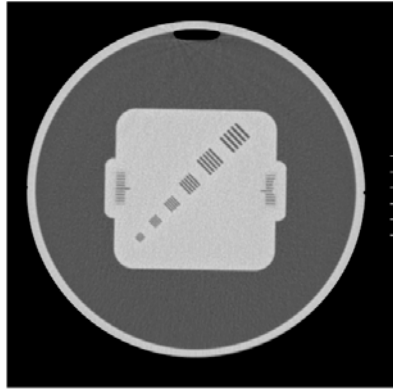
ImPACT Information Leaflet N^o 1

項目四：檢查床 / 機頭傾斜準確性



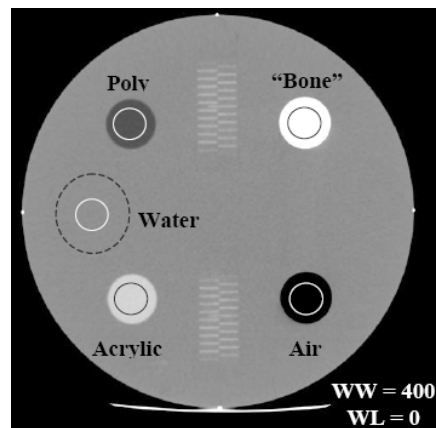
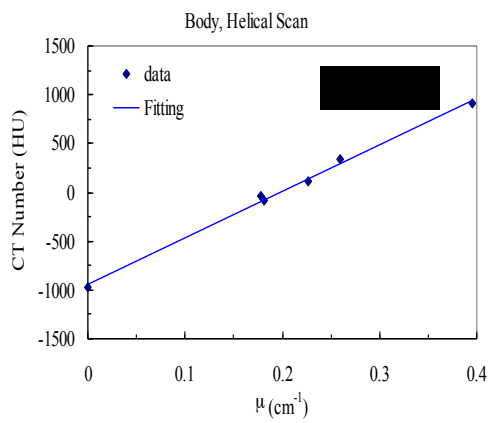
ImPACT Information Leaflet N^o 1

項目五：切片厚度準確性



17

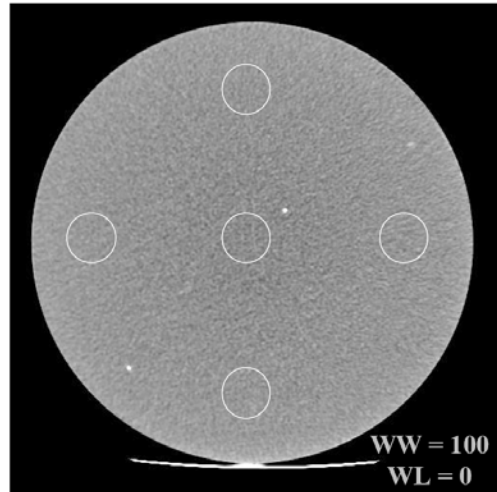
項目六：CT值準確度與線性度



18

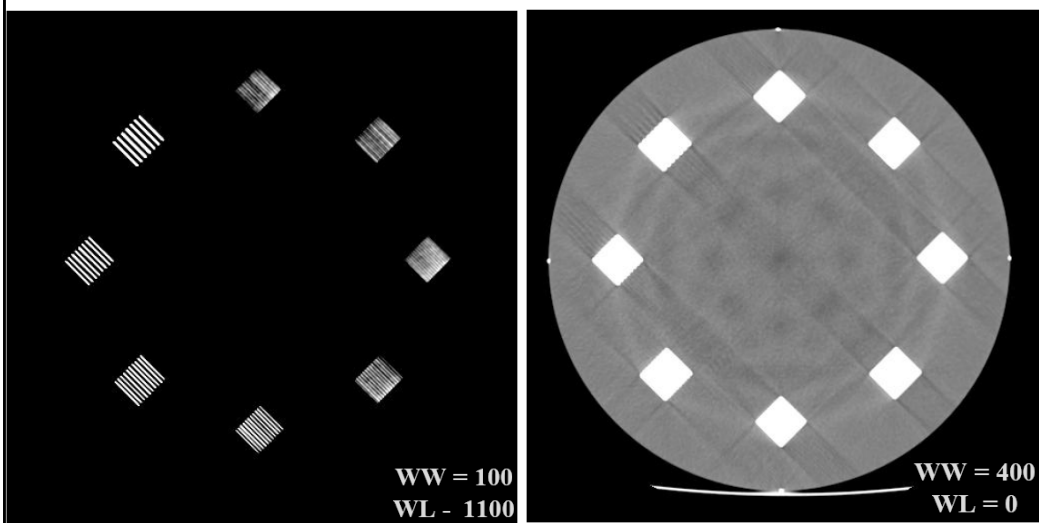
項目七：水假體影像評估

- 水的CT準確度、雜訊、影像均勻度與假影評估
- Scan uniform phantom
- Place ROIs
- Noise: **Standard Deviation of ROI**
- CT# uniformity
 - Diff between means of center and outer ROI

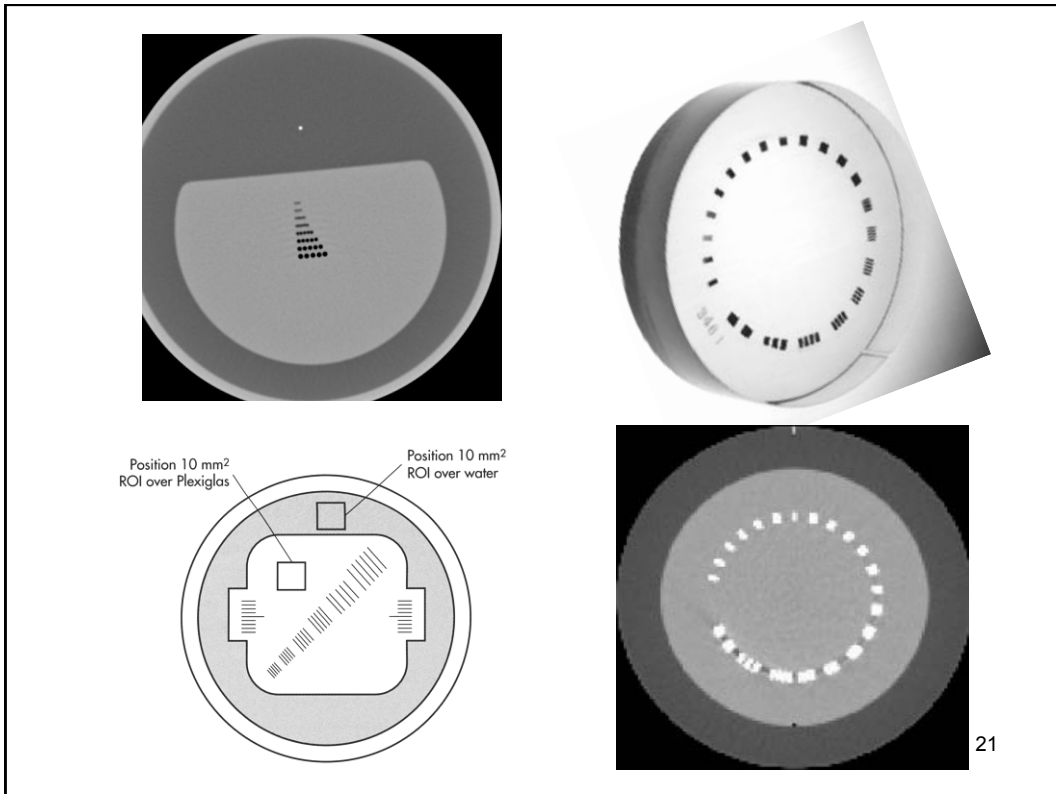


19

項目八：空間解析度

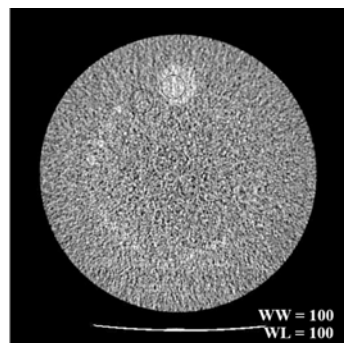
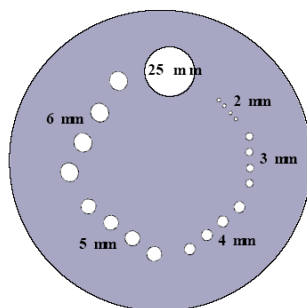


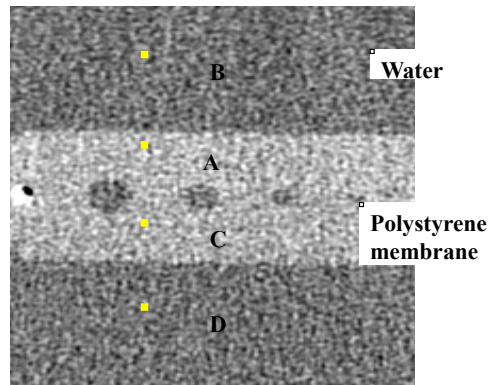
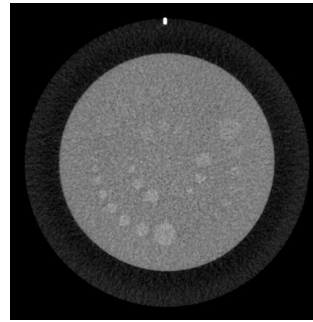
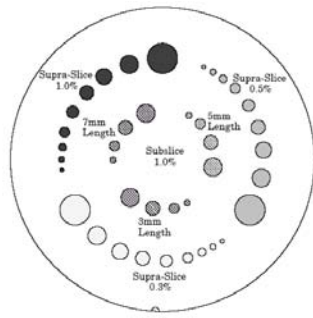
ACR phantom: 8 Al bar patterns- 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 and 12 lp/cm₂₀



項目九：低對比偵測度

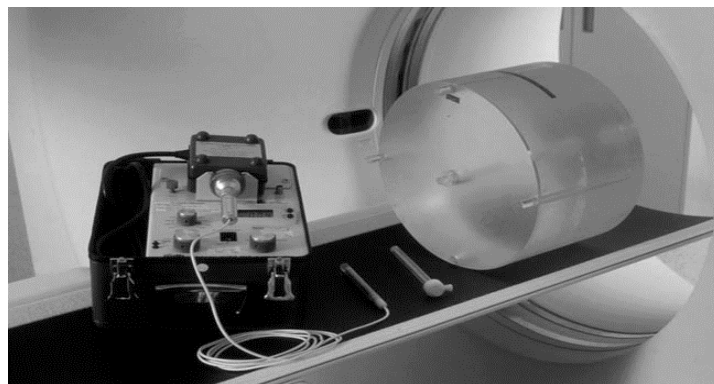
- **Four cylinder groups**
 - 0.6% (6 HU) difference from a background material
 - mean CT number of approximately 90 HU
 - Cylinder-to-background contrast is energy-independent.
 - cylinders diameters and spaces: 2, 3, 4, 5, and 6 mm
- **A 25-mm cylinder**
 - to verify the cylinder-to-background contrast level





23

項目十：劑量評估



24

CTDI

$$CTDI_{100} = \frac{f \cdot C \cdot E \cdot L}{N \cdot T}$$

- $f=8.7$ mGy/R
- C : calibration factor for electrometer (1.0-2.0)
- E : average measured value
- L : active length of pencil ion chamber (100 mm or 160 mm)
- N : actual number of data channels (axial)
- T : nominal slice width (axial)

Example:

- Multi-slice scanner
 - 120 kVp, 400 mA, 0.8-s scan, 4x2.5 mode
 - Reading: 540 mR
- Calculation:

$$CTDI_{100} = \frac{8.7 \times 1.0 \times 0.54 \times 100}{4 \times 2.5} = 47 \text{ mGy}$$

25

Dose Calculation

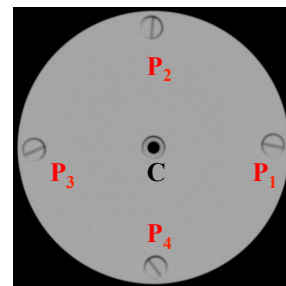
$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_c + \frac{2}{3} \cdot CTDI_p$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \text{total scan length}$$

$$E = k \cdot DLP$$

- $k=0.0021$ (head exam)
- $k=0.020$ (5-year-old abdomen exam)
- $k=0.015$ (abdomen exam)



26

CTDI measured for all clinically used detector configurations

9. Dosimetry of Axial Scans

A. Head Mode :

Phantom: Acrylic head dose phantom
 Technique: 120 kV 240 mA 1 Time Slice Thickness
 512 Matrix Std Algorithm Head SFOV 75 DFOV

Focal Spot	Detector config	Beam Width (mm)	Position	Reading (mR)	CTDI ₁₀₀ (cGy)	CTDI _w (cGy)
	16x1.5	24	center	1049	3.4	4.1
(InnerEarSeq)Sm	2 x 1.0	2	center	78.3	3.1	4.0
(HeadSeq)Lg	12 x 0.75	9	center	469.7	4.1	4.4
(HeadSeq)Lg	12 x 1.5	18	center	804.8	3.5	4.2
Lg	12 x 1.5	18	top	941.4	4.1	
Lg	12 x 1.5	18	right	889.9	3.9	
Lg	12 x 1.5	18	bottom	816.3	3.5	
Lg	12 x 1.5	18	left	895.4	3.9	
	18		avg surface	885.8	3.8	

C. Body Mode :

Phantom: Acrylic body dose phantom
 Technique: 120 kV 240 mA 1 Time Slice Thickness
 512 Matrix Std Algorithm Large SFOV 50 DFOV

Focal Spot	Detector config	Beam Width (mm)	Position	Reading (mR)	CTDI ₁₀₀ (cGy)	CTDI _w (cGy)
(ThorHRSeq)Sm	2 x 1.0	2	center	18.1	0.7	1.5
(AbdomenSeq)Lg	12 x 0.75	9	center	111.5	1.0	1.6
(AbdomenSeq)Lg	12 x 1.5	18	center	194.0	0.8	1.6
(BodyPerfCT)Lg	16 x 1.5	24	center	253.4	0.8	1.5
Lg	12 x 1.5	18	top	380.2	1.6	
Lg	12 x 1.5	18	right	398.6	1.7	
Lg	12 x 1.5	18	bottom	373.5	1.6	
Lg	12 x 1.5	18	left	391.5	1.7	
	18		avg surface	386.0	1.7	

Body dose

Output reproducibility and linearity

REPRODUCIBILITY

	Head: ctr (mR)
1	804.8
2	807.5
3	808.0
4	807.0
5	
Mean	806.8
C.Var.	0.15%

240 mA, 1 sec

mA and scan speed LINEARITY

focus	mA	time	readings (head, center) (pC)	(mR)	mR/mAs	deviation from avg	station to station
Lg	180	1		606.1	3.37	-0.2%	
	240	1		804.8	3.35	-0.6%	-0.4%
	260	1		876.3	3.37	-0.1%	0.5%
	300	1		1016.0	3.39	0.4%	0.5%
	350	1		1187.0	3.39	0.5%	0.1%
	400	1		1359.0	3.40	0.7%	0.2%

average 3.37
 max station-station dev 0.5%

LINEARITY with scan speed

Time	mR	mR/mAs
0.50	402.9	2.98
0.75	605.8	2.99
1.00	804.8	2.98
1.50	1214	3.00

240 mA

Reproducibility acceptable? Yes
 mA linearity acceptable? Yes
 Scan speed linearity acceptable? Yes

Estimates of Effective Dose

$$E = \text{DLP} \cdot E_{\text{DLP}}$$

Routine Examination	E_{DLP} (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)
Head	0.0023
Neck	0.0054
Chest	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

EUR 16262 (1999): European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography

29

Estimates of Effective Dose for Pediatrics

$$E = \text{DLP} \cdot E_{\text{DLP}} \quad (\text{mSv mGy}^{-1} \text{ cm}^{-1})$$

Table 3. 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 (16 cm). All other conversion factors assume use of the 32-cm diameter CT body phantom^{78,79}

Region of Body	k (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)				
	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

AAPM96 (2008): The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT

30

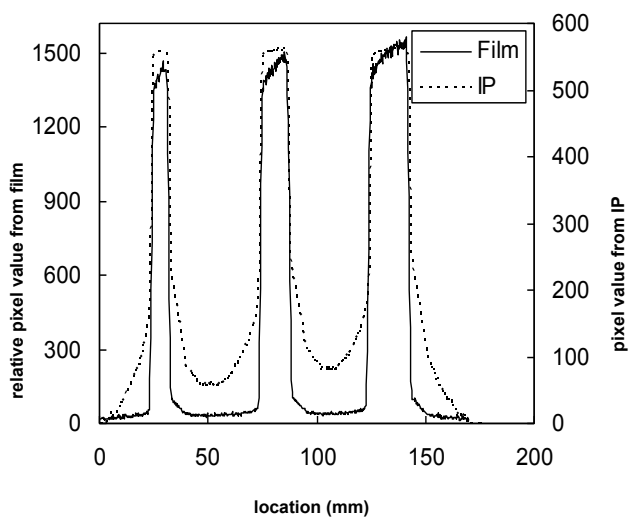
項目十一：輻射寬度

- Using packaged films

- placed at the isocenter surface during scans at the different collimation thicknesses
- The mAs technique is set to provide a maximum film density of between 1.0 and 2.0 OD

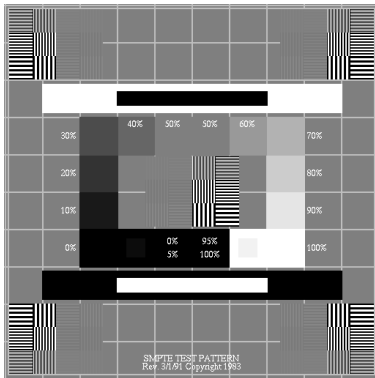


Measurement w/ CR IP

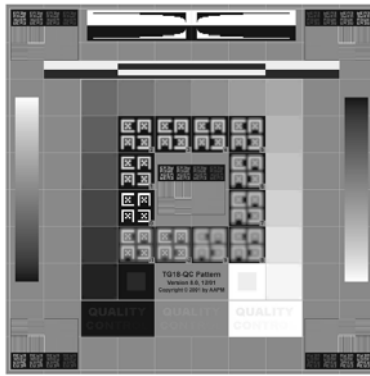


Liu et al., Med Phys, 2005

項目十二：影像顯示器評估



SMPTE



TG 18 QC



謝謝，加油!



電腦斷層掃描儀醫療曝露 年度品質保證操作程序書 (參考範本)

目 錄

前言	3
一、系統安全評估	3
二、檢查床與機架之對位	4
三、切片位置準確性	5
四、切片厚度準確性	7
五、空間解析度	8
七、CT值準確度與線性度	10
八、水假體影像評估	11
九、劑量評估	12
十、輻射寬度	17
十一、擷像工作站與印片機之相關測試	18

前言

本程序書乃依據「輻射醫療曝露品質保證標準」規範電腦斷層掃描儀之年度品保項目，所撰寫出的參考範本，詳列出各項目的目的、測試所需設備、測試步驟、和效能判定準則與修正措施。本程序書部份測試使用美國放射學院的電腦斷層認證假體，可應用於各廠牌及型號的電腦斷層掃描儀。

一、系統安全評估

(一) 目的：

確認所有的裝置與組件之機械部份為正確運作、監控與指示病人的設備之功能正常。

(二) 測試所需設備：無

(三) 測試步驟：

- (1) 確認整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的。
- (2) 確認所有可動的部分都能平穩動作，沒有過度摩擦，在整個動作範圍內沒有任何阻礙。
- (3) 確認在正常操作下，病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或受到危害，例如觸電的危害。
- (4) 確認所有定位雷射燈功能正常。
- (5) 確認所有指示燈皆功能正常，例如輻射使用中。
- (6) 確認指示病人的對講裝置功能正常。
- (7) 確認監控病人的攝影機與顯示器功能正常。
- (8) 張貼警告標示於合適位置，例如注意輻射、懷孕婦女等。
- (9) 張貼原能會認可文件，例如設備登記證等。

(四) 效能判定準則與修正措施：

具傷害性、無法使用或無法適當操作的項目應請適當的維修人員修復。

二、檢查床與機架之對位

(一) 目的：

確認檢查床的長軸與掃描儀的旋轉中心左右對齊。

(二) 測試所需設備：

捲尺及膠帶。

(三) 測試步驟：

- (1) 在檢查床左右中心附近貼上膠帶，以尺決定中心位置並在膠帶上作記號。
- (2) 將檢查床貼膠帶處移至機架內。
- (3) 用捲尺在機架內橫向最長距離處決定左右中心位置，並在檢查床上作記號。
- (4) 測量上述兩個記號間的距離。

(四) 效能判定準則：

機架的中心線應在檢查床中心線的 ± 5 公釐內。

三、切片位置準確性

(一) 目的：

確認切片定位雷射的準確性、使用定位投影影像對位切片位置的準確性以及檢查床進出移動的準確性。

(二) 測試所需設備：

- (1) 可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備：如放射治療位置驗證底片、自顯像底片（如 Gafchromic 電腦斷層用底片）、電腦放射攝影影像板。
- (2) 大頭針、硬幣或其它適當之標示物。
- (3) 美國放射學院的電腦斷層認證假體。
- (4) 10 至 30 公分長的直尺或捲尺，精確度至公釐。
- (5) 一端折直的迴紋針作為位置指標。

(三) 測試步驟：

切片定位雷射的準確性

- (1) 將可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備平放於檢查床上，置於掃描儀旋轉中心的高度（必要時可用紙箱或保麗龍塊墊高）。
- (2) 將切片定位雷射打開，於所用顯現射束範圍設備上，以大頭針、硬幣或其它適當物品標示雷射位置，如：
 - (a) 使用大頭針直接在放射治療位置驗證底片封套上壓刺，或
 - (b) 使用硬幣置於電腦放射攝影影像板表面。
- (3) 使用最小的射束寬度，以適當之管電壓及管電流時間乘積進行曝露(曝露條件與所用顯現射束範圍設備有關)，但使用電腦放射攝影影像板時，射束寬度不可太小，以確保在電腦放射攝影影像中可見標示物(如硬幣)的位置。
- (4) 測量步驟(3)所得的射束中心與標示物所指示的雷射位置間之距離。
- (5) 若另有外部參考雷射，則外部參考雷射之定位準確性也應以上述方式測量。

定位投影影像對位切片位置的準確性

- (1) 將美國放射學院的電腦斷層認證假體置於檢查床上，進行定位投影影像掃描，確認切片位置指示物出現在影像中。
- (2) 將切片位置定於該指示物上，以適當的切片厚度進行軸狀掃描。於影像中決定對位誤差。

檢查床進出移動的準確性

- (1) 放置可模擬病人體重（約 70 至 80 公斤）之物體於檢查床上或一自願者躺臥於檢查床上。
- (2) 將尺貼在檢查床的邊緣，迴紋針貼在檢查床上，並使其折直的尾端指向尺的約略中間處。

- (3) 將檢查床歸零，讀出迴紋針尾端於尺上的位置。
- (4) 將檢查床向進入機架方向移動 300 至 500 公釐，記錄尺上的位置與掃描儀顯示的位置。
- (5) 再移回原處，記錄迴紋針尾端指示的誤差。
- (6) 重複步驟(4)與(5)，但分三次移動，移動總距離為 300 至 500 公釐，再移回原處。
- (7) 於相反方向重複步驟(4)至(6)。

(四) 效能判定準則：

- (1) 切片定位雷射的準確性：射束中心與雷射位置之誤差應在 2 公釐內。
- (2) 定位投影影像對位切片位置的準確性：誤差應在 2 公釐內。
- (3) 檢查床進出移動的準確性：所有檢查床移動的誤差皆應在 2 公釐內。

四、切片厚度準確性

(一) 目的：

測定切片的實際厚度

(二) 測試所需設備：

美國放射學院的電腦斷層認證假體。

(三) 測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定組像範圍為 21 公分。若常規成人腹部掃描是以軸狀掃描，則直接掃描切片厚度測試物的正中央區段。
- (2) 若常規成人腹部掃描是以螺旋掃描，則將掃描模式改為軸狀掃描，其他參數則維持固定不變。若掃描儀為多切片機型，但不能使用相同的偵檢器組置($N \cdot T$ ， T 為一個資料通道在 Z 軸方向上之寬度， N 為該模式下的資料通道數目)進行軸狀掃描時，則在維持相同的 T 設定下，使用最大的 N 之偵檢器組置，進行軸狀掃描。
- (3) 同上述步驟，但改變切片厚度為高解析度肺部掃描時使用的厚度、3、5 及 7 毫米（若於步驟(1)中已有相同厚度，則不需重複掃描）。若無法達到前述設定，則選取最接近的設定值進行測試。

(四) 效能判定準則：

切片厚度之誤差應小於 1.5 公釐。

五、空間解析度(對應於法規的高對比(空間)解析度)

(一) 目的：

測定電腦斷層掃描儀之空間解析度。

(二) 測試所需設備：

美國放射學院電腦斷層認證假體。

(三) 測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式及影像重建法進行測試，設定適當的組像範圍為 21 公分，直接掃描包含有空間解析度測試模版處正中央區段。
- (2) 若使用螺旋掃描模式，則將掃描起點與終點分別設定在空間解析度測試模版前、後位置，應確保可在重組的影像中得到該模版正中央區段的假體影像。
- (3) 同上述步驟，但改變為高解析度肺部掃描模式及影像重建法再次進行測試。
- (4) 將所得影像設定最佳之窗寬/窗高進行判讀，約為 100/1100。必要時可將影像放大判讀。若臨床工作中需要將影像以底片輸出，則另將測試之影像以底片輸出後進行判讀。

(四) 效能判定準則：

以常規成人腹部掃描所得之影像應可清楚分辨 5 線對/公分以上(含)；高解析度肺部掃描所得之影像應可清楚分辨 6 線對/公分以上(含)。

六、低對比偵測度

(一) 目的：

測定電腦斷層掃描儀對低對比物體之分辨力。

(二) 測試所需設備：

美國放射學院電腦斷層認證假體。

(三) 測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式及影像重建法進行測試，設定組像範圍為 21 公分，直接掃描低對比物體分辨力測試模版處正中央區段。
- (2) 若使用螺旋掃描模式，則將掃描起點與終點分別設定在低對比物體分辨力測試模版前、後位置，應確保可在重組的影像中得到該模版正中央區段的假體影像。
- (3) 同上述步驟，但改變為常規成人頭部掃描模式及影像重建法再次進行測試。
- (4) 放置 ROI (其大小約佔欲測量物面積之 80%) 於所得影像中最大直徑(25mm) 之低對比物正中央以及相鄰背景區域，測量其平均值並計算兩者之差異。
- (5) 將所得影像設定最佳之窗寬/窗高進行判讀，即 100/100。影像中相同直徑之低對比物皆可見時計為一分，並由大至小加總計分。判讀影像時，應使用一致之判讀方式 (如：影像放大率、環境照度、與螢幕之距離等)。若臨床工作中需要將影像以底片輸出，則另將測試之影像以底片輸出後進行判讀。

(四) 效能判定準則：

最小可見之低對比物之計分與基準值相較，其直徑增加不可超過 1 mm (即分數減少應不超過 1 分)。

七、CT 值準確度與線性度

(一) 目的：

測定 CT 值準確度與線性度

(二) 測試所需設備：

美國放射學院的電腦斷層認證假體。

(三) 測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定組像範圍為 21 公分。若常規成人腹部掃描是以軸狀掃描，則直接掃描 CT 值測試物的正中央區段。
- (2) 使用涵蓋 CT 值測試物 80%面積之 ROI，測量各測試物的平均 CT 值。

(四) 效能判定準則：

各測試物的 CT 值應符合表一所列之範圍

表一、ACR CT 認證假體標準：測試物的 CT 值範圍(version 3/30/11)

材料種類	英文名稱	CT 值(HU) 範圍
空氣	Air	-1005 ~ -970
聚乙烯	Polyethylene	-107 ~ -84
水	Water	-7 ~ +7
壓克力	Acrylic	+110 ~ +135
骨頭	Bone	+850 ~ +970

八、水假體影像評估

(一) 目的：

- (1) 在不同掃描與組像參數下，評估水的 CT 值準確度及雜訊之變化
- (2) 確保於均質水假體中，不同位置之 CT 值的均勻度
- (3) 評估影像中之假影程度

(二) 測試所需設備：

直徑約 20 公分至 30 公分之均質水（或等效水）假體，例如電腦斷層掃描儀廠商所提供之假體、或美國放射學院電腦斷層認證假體等。

(三) 測試步驟：

- (1) 將假體放置於檢查床上，以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體，掃描均質水的正中央區段。
- (2) 將掃描模式改為軸狀掃描，其他參數則維持固定不變，重複步驟(1)。若步驟(1)為軸狀掃描，則此步驟省略。若掃描儀為多切片機型，但不能使用相同的偵檢器組置(N·T)進行軸狀掃描時，則在維持相同的 T 設定下，使用最大的 N 之偵檢器組置，進行軸狀掃描。
- (3) 將步驟(2)的影像以其他臨床使用之影像重建法組像。
- (4) 選用其他臨床使用之管電壓峰值，重複步驟(2)。
- (5) 改變偵檢器組置，重複步驟(2)：(a)在最小的 T 設定下，選用最大的 N，影像重組厚度設為 T；(b)在最大的射束寬度下，選用最小的影像重組厚度。
- (6) 對於步驟(1)至(4)的影像，選取中間影像評估，放置 ROI（約 400 平方公釐）於所得假體影像正中央，測量其平均值與標準差。
- (7) 對於步驟(1)的影像，評估影像均勻度：選取中間影像評估，於影像上分別放置 ROI（約 400 平方公釐）於中央、三點鐘、六點鐘、九點鐘及十二點鐘之位置，測量平均值。
- (8) 對於步驟(1)與(5)的影像，評估水的 CT 值與假影：在全部影像上的正中央放置 ROI（約 400 平方公釐），調整窗寬為 100，窗高為 0，評估所有影像的是否有存在假影，並確定水的 CT 值介於標準之中。

(四) 效能判定準則：

- (1) 水的 CT 值應介於-7~+7 HU。
- (2) 雜訊值與其基準值之差異，應不大於 20%。
- (3) 影像均勻度：邊緣的四個 ROI 之平均 CT 值與中間 ROI 之平均 CT 值間的差異皆小於 5HU。
- (4) 影像中不應存在任何明顯之假影。

九、劑量評估

(一) 目的：

確保曝露與管電流時間乘積成線性正比、評估曝露的再現性、評估電腦斷層劑量指標、和代表性檢查的病人劑量。

(二) 測試所需設備：

- (1) 已校正的電腦斷層專用之筆型游離腔，其靈敏長度為 10 公分。
- (2) 已校正的電量計。
- (3) 電腦斷層劑量假體：

電腦斷層劑量假體一組，含一個頭部假體與一個軀幹假體。假體的材料為壓克力，製成 15 公分高的圓柱型，以直徑 16 公分的圓柱代表頭部假體，直徑 32 公分的圓柱代表軀幹假體。假體含有五個圓柱型的洞（可置入筆型游離腔），一個在圓中心，四個在表面（表面下 1 公分處）且各分隔 90 度。

(三) 測試步驟：

管電流之線性度

- (1) 將頭部假體放置於頭架上（或臨床使用狀況），使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (2) 將筆型游離腔與電量計正確連接後，將筆型游離腔插入頭部假體中間的洞，並確認周圍的四個洞(上下左右的洞)都有插入壓克力棒。
- (3) 使用常規成人頭部檢查（大腦）的掃描參數，如管電壓與 X 光旋轉一圈的曝露時間，在固定射束濾器與焦斑下，改選用最寬的射束寬度，對頭部假體進行軸狀掃描且檢查床不移動。若常規頭部檢查（大腦）使用螺旋掃描，當測量劑量時，應改用軸狀掃描。
- (4) 在可選擇的管電流範圍內，改變管電流並測量曝露或空氣克馬。記錄管電壓、管電流、曝露時間（秒）、偵檢器組置(N·T)、與測量值。
- (5) 針對其他臨床使用的管電壓，重複步驟(4)，並記錄管電流與測量值。

再現性、電腦斷層劑量指標、代表性檢查的病人劑量

- (1) 開始實際測量前，記錄代表性檢查之掃描參數：
 - (a) 代表性檢查包括常規成人頭部（大腦）檢查、常規成人腹部檢查、與常規小孩腹部檢查（針對 5 歲體型或 18 公斤的小孩）
 - (b) 掃描參數包括掃描方式是軸狀式或螺旋式掃描、管電壓、管電流、X 光旋轉一圈的曝露時間、偵檢器組置、掃描長度等，針對軸狀掃描，另須記錄檢查床每圈移動距離，針對螺旋掃描，應記錄檢查床前進速度(I)或螺距比(pitch)。

- (c) 若電腦斷層掃描時啟動自動管電流調控功能，則查詢代表性檢查的過去影像資料，挑選出中等體型病人的掃描影像，查詢影像上所顯示的管電流(mA)或管電流時間乘積(mAs)，記錄至少 5 位受檢者的結果，取其平均值。註：成人腹部與小兒腹部影像中，請選取肝臟上下中心的影像，所顯示的管電流時間乘積。
- (2) 將頭部假體放置於頭架上（或臨床使用狀況），使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (3) 使用常規成人頭部檢查（大腦）的掃描參數。
- a. 若常規檢查是使用螺旋掃描，則測量劑量時應改為軸狀掃描，但其他參數應維持相同。在軸狀掃描下，若無法選擇相對應於螺旋掃描之偵檢器組置，可選擇射束寬度最接近者，或在工程師的協助下進入維修保養模式完成此部份之測量。
- 注意：電腦斷層劑量指標之測量必須使用軸狀掃描。**
- b. 若常規檢查使用自動管電流調控功能，本測試應關閉該功能，將管電流或管電流時間乘積依步驟(1c)的平均值來設定。
- (4) 將筆型游離腔與電量計正確連接後，將筆型游離腔插入假體中間的洞，並確認周圍的四個洞(上下左右的洞)都有插入壓克力棒。進行軸狀掃描並記錄測量值，重複測量三次。
- (5) 將筆型游離腔依序插入頭部假體上下左右的洞，分別進行測量並記錄之。測量時，應確認除了測量點外的其他四個洞都有插入壓克力棒。
- (6) 針對其他臨床上成人頭部檢查，若其管電壓峰值與偵檢器組置與步驟(3)不同時，則重複步驟(3)至(5)。
- (7) 將軀幹部假體放置於檢查床上，使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (8) 使用常規成人腹部檢查的掃描參數，若常規檢查是使用螺旋掃描，則測量劑量時應改為軸狀掃描，但其他參數應維持相同。在軸狀掃描下，若無法選擇相對應於螺旋掃描之偵檢器組置，可選擇射束寬度最接近者，或在工程師的協助下進入維修保養模式完成此部份之測量。
- (9) 重複步驟(4)與(5)。
- (10) 針對其他臨床上成人軀幹檢查，若其管電壓峰值與偵檢器組置與步驟(8)不同時，則重複步驟(8)至(9)。
- (11) 將頭部假體放置於檢查床上，使假體的中心置於電腦斷層掃描儀之旋轉中軸，並確認軸狀、冠狀與矢狀方向皆正確對齊。
- (12) 使用常規小孩腹部檢查（針對 5 歲或約 18 公斤的小孩）的掃描參數，若常規檢查是使用螺旋掃描，則測量劑量時應改為軸狀掃描，但其他參數應維持相同。在軸狀掃描下，若無法選擇相對應於螺旋掃描之偵檢器組置，可選擇射束寬度最接近者，或在工程師的協助下進入維修保養模式完成此部份之測量。
- (13) 重複步驟(4)與(5)。

(14) 針對其他臨床上小孩軀幹檢查，若其管電壓峰值與偵檢器組置與步驟(12)不同時，則重複步驟(12)至(13)。

(四) 資料分析與詮釋

管電流之線性度：

針對每一管電壓，計算每單位管電流時間乘積之劑量值或曝露值(mGy/mAs 或 mR/mAs)，然後計算其平均值、標準差與變異係數(標準差除以平均值)。

再現性、電腦斷層劑量指標、代表性檢查的病人劑量

(1) 再現性

計算三次測量值之平均值、標準差及變異係數(標準差除以平均值)，以評估再現性。

(2) 電腦斷層劑量指標

以平均測量值(M)計算電腦斷層劑量指標($CTDI_{100}$)，公式如下：

$$CTDI_{100} = \frac{f \cdot C \cdot M \cdot l}{N \cdot T}, \quad (1)$$

其中 f 為劑量單位轉換因子，將測量值轉換為空氣劑量，因此若測量曝露，而測量值的單位為 R，則 $f=8.7$ mGy/R，若測量空氣克馬，則 $f=1$ mGy/mGy； C 為筆型游離腔的校正因子； l 為筆型游離腔的靈敏長度，通常為 100 公釐； $N \cdot T$ 為偵檢器組置。

待計算完中軸的電腦斷層劑量指標($CTDI_{100,C}$)與表面的電腦斷層劑量指標($CTDI_{100,P}$)後，可代入下列公式計算加權電腦斷層劑量指標($CTDI_W$)：

$$CTDI_W = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,P}。 \quad (2)$$

(3) 代表性檢查的病人劑量

(a) 體積電腦斷層劑量指標

體積電腦斷層劑量指標($CTDI_{vol}$)須根據臨床掃描條件計算之。

對於螺旋掃描，應先得臨床掃描的螺距比設定，若無法直接知道螺距比，則可根據下列公式計算螺距比：

$$\text{螺距比 (pitch)} = \frac{I}{N \cdot T}, \quad (3)$$

其中 I 為檢查床移動速度。此狀況下的體積電腦斷層劑量指標之計算公式如下：

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (4)$$

對於軸狀掃描， I 為 X 光旋轉一圈的檢查床移動距離，體積電腦斷層劑量指標之計算公式如下：

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{N \cdot T}{I} \quad (5)$$

(b) 劑量長度乘積

劑量長度乘積(DLP)為體積電腦斷層劑量指標乘與掃描長度(L)之乘積：

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (6)$$

掃描長度依據檢查部位而不同，針對成人頭部（大腦）檢查可假設為 17.5 公分，針對成人腹部檢查可假設為 25 公分，針對 5 歲小孩腹部檢查可假設為 15 公分。

(c) 有效劑量(E)

可將劑量長度乘積乘以轉換係數(k)而得之：

$$E = DLP \cdot k \quad (7)$$

轉換係數依據檢查部位而不同，針對成人頭部（大腦）檢查為 0.0023 mSv/mGy-cm，針對成人腹部檢查為 0.015 mSv/mGy-cm，針對 5 歲小孩腹部檢查為 0.020 mSv/mGy-cm。

(五)效能判定準則：

- (1) 管電流線性度：管電流線性度的變異係數不可超過 0.05。
- (2) 再現性：再現性的變異係數不可超過 0.05。
- (3) 加權電腦斷層劑量指標與劑量長度乘積：
 - a. $CTDI_w$ 或 $CTDI_{vol}$ 與基準值相比，應不大於基準值的 20%。
 - b. 測量結果中的成人頭部與成人腹部的 $CTDI_w$ 或 $CTDI_{vol}$ ，與螢幕顯示值相比時，差異不可超過 20%。
- (4) 代表性檢查的病人劑量： $CTDI_{vol}$ 於成人頭部掃描條件下應不大於 80 mGy，於成人腹部掃描條件下應不大於 30 mGy，於小兒腹部掃描條件下應不大於 25 mGy。若超過上述數值時，應檢討訂定檢查掃描參數，在不影響臨床診斷

及處置下，合理抑低劑量。若檢討後無法將劑量降至上述數值之下，應述明原因備查。

十、輻射寬度

(一) 目的：

評估射束準直儀寬度設定的準確性。

(二) 測試所需設備：

可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備：如放射治療位置驗證底片、自顯像底片（如 Gafchromic 電腦斷層用底片）、電腦放射攝影影像板。

(三) 測試步驟：

- (1) 將可以顯現出電腦斷層射束範圍的設備平放於檢查床上，置於掃描儀旋轉中心的高度(必要時可以紙箱或保麗龍塊墊高)。
- (2) 使用適當之管電壓及管電流時間乘積進行曝露(曝露條件與所用顯現射束範圍設備有關)。
- (3) 若為單切片系統，所有臨床使用的射束寬度皆需測試。
- (4) 若為多切片系統，所有臨床使用的偵檢器組置皆需測試。
- (5) 若使用放射治療位置驗證底片進行測試，曝露後最大光密度值應介於 1.0 至 2.0 之間，在透光狀態下(如使用閱片箱)，由目視估計曝露邊緣半影區中點位置，用尺測得半高全寬。視需要可使用放大鏡，或將底片用微光密度計掃描後測量。
- (6) 若使用電腦放射攝影影像板進行測試，需注意曝露量不可造成影像板訊號飽和(一般而言小於 100 mR)。此外，寬度測量應考慮曝露與像素值為對數線性關係。

(四) 效能判定準則：

測量值與基準值之差異應不大於 20% 或 1 公釐。

十一、擷像工作站與印片機之相關測試 (對應於法規的擷像工作站評估)

擷像工作站

(一)目的：

確保擷像工作站之螢幕的顯示品質符合標準

(二)測試所需設備：

- (1) 光度測量計
- (2) Society of Motion Picture and Television Engineers (SMPTE) 測試圖像或美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 (task group 18) 測試圖像

(三) 測試步驟：

- (1) 將 SMPTE 測試圖像顯示在擷像工作站之螢幕，並依廠商建議設定其窗寬/ 窗高。
- (2) 評估下列項目：
 - (a) 0%—5% 及 95%—100% 之低對比方塊需清楚可分辨。若不能辨識 5% 方塊，則將房間光線調暗，再做一次此測試。
 - (b) 0% 至 100% 十一個灰階方塊是否皆清楚可分辨。
 - (c) 肉眼觀察螢幕的性能，找出可見的條紋假影、圖像扭曲與陰影。
 - (d) 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨從最寬至最窄的線對。
- (3) 以光度測量計測量 100% 及 0% 灰階方塊之亮度值(或開啓全白與全黑的圖片，使螢幕呈現全白及全黑之狀態)，以分別表示此螢幕之最大及最小亮度，並進而計算最大及最小亮度比值。
- (4) 若使用美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 測試圖像，則測試步驟與方法請參考美國醫學物理學第 3 號線上報告。

(四) 效能判定準則與修正措施：

- (1) 0%—5% 及 95%—100% 之低對比方塊需清楚可分辨。
- (2) 0% 至 100% 的所有灰階方塊皆應清楚可分辨。
- (3) 不應有明顯可見的條紋假影、圖像扭曲與陰影。
- (4) 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨。
- (5) 亮度之標準建議如下：
 - (a) 最大亮度應至少 100 燭光 / 平方公尺。
 - (b) 最大亮度與最小亮度之比值應至少 100。
- (6) 若使用美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 測試圖像，則參考美國醫學物理學第 3 號線上報告之建議標準。

印片機測試

(一) 目的：

確保印片機輸出影像之光密度值在標準範圍之內，且灰階顯示和出片控制檯螢幕一致。

(二) 測試所需設備：

- (1) 光密度計
- (2) SMPTE 測試圖像

(三) 測試步驟：

- (1) 將 SMPTE 測試圖像顯示在出片之控制檯螢幕，並依廠商建議設定其窗寬/窗高。
- (2) 於出片之控制檯螢幕上確認於 SMPTE 測試圖像中，0%—5%和 95%—100%之低對比方塊及 0%至 100%十一個灰階方塊皆清楚可分辨。
- (3) 將此 SMPTE 測試圖像以六分割之影像格式經由印片機輸出。
- (4) 使用光密度計測量最左上方分割之 SMPTE 測試圖像中，0%、10%、40%及 90%灰階之光密度值。
- (5) 將輸出底片放置於看片箱上，比較其與控制檯螢幕中之影像灰階顯示是否一致，0%—5%和 95%—100%之低對比方塊是否可區分，並觀察是否有假影。

(四) 效能判定準則與修正措施：

- (1) 各階光密度值及變動範圍建議如下：
 - (a) 0%灰階： 2.45 ± 0.15
 - (b) 10%灰階： 2.10 ± 0.15
 - (c) 40%灰階： 1.15 ± 0.15
 - (d) 90%灰階： 0.30 ± 0.08

各階光密度值為參考值，此標準可依各院放射科醫師之偏好訂定。變動範圍亦可更改，但應小於以上建議之變動範圍。

- (2) 0%—5%及 95%—100%之低對比方塊需清楚可分辨。
- (3) 底片之灰階顯示需與控制檯螢幕一致。
- (4) 不應有明顯假影。
- (5) 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨。
- (6) 測試後若發現結果不符效能判定準則，先確認印片機及底片之所有設定正確並重複本測試，重複測試後若發現問題仍存在，則需與相關人員討論並進一步請工程師處理。若在短時間內無法找到問題來源並解決此問題，則應與放射科醫師討論是否此印片機可繼續用於臨床出片。

電腦斷層系統之年度品保測試總表

電腦斷層掃描儀

測試報告

裝機地點

測試日期：

(醫院／房間)：

裝機日期：

測試人員：

廠牌／型號：

測試人員

簽名：

一、系統安全評估	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
二、檢查床與機頭之對位	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
三、切片位置準確性 切片定位雷射的準確性 定位投影影像對位切片位置的準確性 檢查床進出移動的準確性	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格 <input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格 <input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
四、切片厚度準確性	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
五、空間解析度	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
六、低對比偵測度	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
七、CT 值準確度與線性度	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
八、水假體影像評估 水的 CT 值準確度與雜訊測量 影像均勻度評估 多切片影像水的 CT 值與假影評估	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格 <input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格 <input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
九、劑量評估	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
十、輻射寬度	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格
十一、擷像工作站與印片機之相關測試 擷像工作站之相關測試 印片機測試	<input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格 <input type="checkbox"/> 合格； <input type="checkbox"/> 不合格

註解／說明：

臨床掃描條件表

臨床代表性檢查	成人頭部 檢查	高解析度 肺部檢查	成人腹部 檢查	小兒腹部 檢查 ⁽¹⁾	小兒頭部 檢查 ⁽²⁾
掃描方式 (軸狀/螺旋)					
管電壓 (kVp)					
管電流 (mA)					
曝露時間 (旋轉一圈) (s)					
掃描的 FOV (cm)					
組像的 FOV (cm)					
螺旋：檢查床前進速度, I (mm/rot), 或 軸狀：檢查床每圈移動距離, I (mm)					
偵檢器組置(N · T)					
N: Number of channels used					
T: Z-axis collimation (mm)					
Pitch, 或 $I/(N \cdot T)$					
掃描長度, L (cm)					
影像重組演算法					
影像重組寬度 (mm)					
影像重組間距 (mm)					
自動管電流調控技術之名稱與設定					

⁽¹⁾小兒腹部檢查是指針對 5 歲或 18 公斤的兒童。

⁽²⁾小兒頭部檢查是指針對 1 歲的兒童。

一、系統安全評估

電腦斷層掃描儀：(廠牌) _____ / (型號) _____

組件檢查

項目	合格／不合格	備註
1. 整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的		
2. 所有可動的部分平穩動作，沒有任何阻礙		
3. 病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或其它包括電的危害		
4. 定位雷射燈功能正常		
5. 所有指示燈功能正常：輻射使用中…等		
6. 指示病人的對講裝置功能正常		
7. 監控病人的攝影機與顯示器等功能正常		
8. 張貼警告標示於合適位置		
注意輻射		
懷孕婦女		
9. 張貼原能會認可文件：設備、人員		

建議事項：

二、檢查床與機頭之對位

機頭與檢查床中心線的誤差(mm)	
合格/不合格	

建議：

三、切片位置準確性

(1) 切片定位雷射的準確性

A. 使用偵測設備：

B. 掃描參數：_____ kVp, _____ mAs.

	內部雷射	外部雷射
雷射與射束中心的誤差(mm)		
合格/不合格		

(2) 定位投影影像對位切片位置的準確性

A. 美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：_____

B. 掃描參數：_____ kVp, _____ mAs.

切片位置的誤差(mm)	
合格/不合格	

(3) 檢查床進出移動的準確性

A. 連續移動誤差

	進	出
移動距離(mm)		
顯示距離(mm)		
距離誤差(mm)		
移回原處誤差(mm)		
合格/不合格		

B. 分次移動誤差

	進	出
第一次移動距離(mm)		
顯示距離(mm)		
距離誤差(mm)		
第二次移動距離(mm)		
顯示距離(mm)		
距離誤差(mm)		
第三次移動距離(mm)		
顯示距離(mm)		
距離誤差(mm)		
移回原處誤差(mm)		
合格/不合格		

建議：

四、切片厚度準確性

美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：_____

建議厚度	常規腹部掃描模式	高解析度肺部掃描模式	3 毫米	5 毫米	7 毫米
設定厚度					
測量厚度					
合格/不合格					

判定準則：切片厚度之誤差應小於 1.5 公釐。

五、空間解析度

美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：_____

	可辨識空間解析度 (線對/公分)	效能判定準則	結果判定
常規腹部掃描模式		≥ 5	
高解析度肺部掃描模式		≥ 6	

六、低對比偵測度

美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：_____

	低對比物與背景 之平均值的差異			低對比物本 次測量記分	低對比物計 分基準值	結果判定
	低 對 比 物	背 景	差 異			
常規腹部掃描模式						
常規頭部掃描模式						

*效能判定準則：最小可見之低對比物之計分與基準值相較，其直徑增加不可超過 1 mm (即分數減少應不超過 1 分)。

七、CT 值準確度與線性度

美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：_____

材料	空氣	聚乙烯	水	壓克力	骨頭
判定準則 ⁽¹⁾	- 1005 ~ - 970	- 107 ~ - 84	- 7 ~ +7	+110 ~ +135	+850 ~ +970
量測值					
結果判定					

⁽¹⁾ 判定準則乃依據美國放射學院於2011/3/30公告的數值。

八、水假體影像評估

使用假體廠牌 / 型號 / 序號：_____

A. 水的 CT 值準確度與雜訊測量

掃描設定				測得數據		雜訊 (基準 差)
掃描參數	管電壓峰值 (kVp)	偵檢器組置 (公釐)	影像重建法	測得水之CT值 (平均值)	雜訊 (標準 差)	
常規成人腹部掃描模式						
常規成人腹部掃描模式 (改為 軸狀掃描)						
常規成人腹部 掃描模式 (改 為軸狀 掃描)	改變影像重建法					
	改變管電壓峰值					
		合格 / 不合格				

*** 效能判定準則：**

- (1) 水的 CT 值應介於 $0 \pm 7\text{HU}$ 。
- (2) 雜訊值與基準值之差異，應不大於 20%。

B. 影像均勻度評估：使用常規成人腹部掃描模式

	中央 ROI	三點鐘 ROI	六點鐘 ROI	九點鐘 ROI	十二點鐘 ROI
測得水之 CT 值					
和中央 ROI 所測得水 CT 值之偏差					
合格 / 不合格					

* 效能判定準則：

邊緣的四個 ROI 之平均 CT 值與中間 ROI 之平均 CT 值間的差異皆小於 5HU。

C. 多切片影像水的 CT 值與假影評估

1. 使用常規成人腹部掃描模式

影像排序	測得水之 CT 值 是否合格？	假影 是否存在？	影像排序	測得水之 CT 值 是否合格？	假影 是否存在？
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
整體評估 (合格 / 不合格)		水的 CT 值	假影		

2. 使用常規成人腹部掃描模式（改為軸狀掃描）

偵檢器組置(a)：(在最小的T設定下，選用最大的N，影像重組厚度設為T)

影像排序	測得水之 CT 值 是否合格？	假影 是否存在?	影像排序	測得水之 CT 值 是否合格？	假影 是否存在?
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
整體評估 (合格 / 不合格)		水的 CT 值	假影		

偵檢器組置(b)：(在最大的射束寬度下，選用最小的影像重組厚度)

影像排序	測得水之 CT 值 是否合格 ?	假影 是否存在?	影像排序	測得水之 CT 值 是否合格 ?	假影 是否存在?
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
整體評估 (合格 / 不合格)		水的 CT 值	假影		

* 效能判定準則：

- (1) 水的 CT 值應介於 $0 \pm 7\text{HU}$ 。
- (2) 於影像中不應存在任何明顯之假影。

九、劑量評估

儀器名稱	廠牌／型號	校正日期
筆型游離腔		
電量計		

管電流之線性度

管電壓：-_____ kVp; 偵檢器組置(NT)：_____ mm

管電流	時間	管電流時間乘積	曝露量	比值	與平均值的差異
(mA)	(s)	mAs	(mR)	(mR/mAs)	
平均值					
標準差					
變異係數					

* 判定標準：比值(mR/mAs)的變異係數不應大於 0.05；任一比值與平均值的差異不可超過 0.05。

再現性、電腦斷層劑量指標、代表性檢查的病人劑量

檢查參數			
代表性檢查	成人頭部	成人腹部	小孩腹部
掃描方式 (軸狀/螺旋)			
管電壓 (kVp)			
管電流 (mA)			
曝露時間 (旋轉一圈) (s)			
偵檢器組置, N · T (mm)			
檢查床每圈移動距離, I (mm) 或檢查床前進速度, I (mm/rot)			
Pitch (=I/(N · T))			
掃描長度, L (cm)			
CTDI _{vol} 的螢幕顯示值			
量測結果 (軸狀掃描, 並選用等同於常規檢查的掃描參數)			
電腦斷層劑量假體	直徑 16 公分	直徑 32 公分	直徑 16 公分
	中間位置		
讀值一			
讀值二			
讀值三			
平均值			
標準差			
變異係數(標準差/平均值) ⁽¹⁾			
CTDI _c (mGy) ⁽²⁾			
	周圍位置		
讀值 (上)			
讀值 (下)			
讀值 (左)			
讀值 (右)			
平均值			
CTDI _p (mGy) ⁽²⁾			
CTDI _w (mGy)			
CTDI _{vol} (mGy) (=CTDI _w /pitch)			

⁽¹⁾ 判定標準：再現性的變異係數不應大於 0.05。

⁽²⁾ $CTDI_{100} = f \cdot C \cdot E \cdot L / (N \cdot T)$

f=8.7 mGy/R 或 1 mGy/mGy; C：筆型游離腔的校正因子；E：平均量測值；
L：筆型游離腔的靈敏長度，通常為 100 mm；N · T：偵檢器組置。

病人劑量			
代表性檢查	成人頭部	成人腹部	小孩腹部
CTDI _{vol} 測量值			
CTDI _{vol} 基準值			
測量值與基準值的差異 ⁽³⁾			
測量值與顯示值的差異 ⁽⁴⁾			
CTDI _{vol} 限值 ⁽⁵⁾	80	30	25
DLP (mGy-cm) (=CTDI _{vol} *L)			
有效劑量轉換因子, <i>k</i> (mSv/mGy-cm)	0.0023	0.015	0.020
有效劑量 (mSv) (=DLP*k)			

⁽³⁾ CTDI_{vol}與基準值相比，應不大於基準值的 20%。

⁽⁴⁾測量結果中的成人頭部與成人腹部的 CTDI_w 或 CTDI_{vol}，與螢幕顯示值相比時，差異不可超過 20%。

⁽⁵⁾若超過限值時，應檢討訂定檢查掃描參數，在不影響臨床診斷及處置下，合理抑低劑量。若檢討後無法將劑量降至上列數值之下，應述明原因備查。

十一、擷像工作站與印片機之評估

A. 擷像工作站之相關測試

使用測試圖像：

a. 測試圖評估

評估項目	合格 / 不合格
(1) 0 % — 5 % 低對比方塊清楚可分辨	
(2) 95 % — 100 % 之低對比方塊清楚可分辨	
(3) 0 % 至 100 % 的所有灰階方塊皆清楚可分辨	
(4) 無明顯可見的條紋假影、圖像扭曲、與陰影	
(5) 四個角落之高對比線對皆能分辨	
(6) 中間之高對比線對皆能分辨	
整體結果	

b. 亮度反應測試

最大亮度 (燭光 / 平方公尺)	
最小亮度 (燭光 / 平方公尺)	
最大亮度與最小亮度比值	
整體結果	

建議的亮度標準：(1)最大亮度應至少 100 燭光 /平方公尺。(2)最大亮度與最小亮度之比值應至少 100。

B. 印片機測試

a. SMPTE 測試圖像評估

合格 / 不合格	合格 / 不合格
(1) 0 % — 5 % 低對比方塊清楚可分辨	
(2) 95 % — 100 % 之低對比方塊清楚可分辨	
(3) 0 % 至 100 % 十一個灰階方塊皆清楚可分辨	
(3) 底片之灰階顯示需與控制檯螢幕一致。	
(4) 無明顯假影	
整體結果	

b. 光密度值測量

灰階(%)	測得光密度值	標準光密度值範圍
0		2.45±0.15
10		2.10±0.15
40		1.15±0.15
90		0.30±0.08
整體結果		

*** 效能判定準則與修正措施：**

- (1) 0 % — 5 % 及 95 % — 100 % 低對比方塊清楚可分辨
- (2) 0 % 至 100 % 十一個灰階方塊皆應清楚可分辨
- (3) 底片之灰階顯示需與控制檯螢幕一致
- (4) 不應有明顯假影
- (5) 所測量出之光密度值需介於標準範圍之內