



電腦斷層非年度與年度品保作業

2021-11-13

員林基督教醫院
中華民國醫事放射學會



YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL



- 林佳陽
- 經歷：華濟(94-96)/部彰(96-99)/員生員基(99-110)
- 學歷：中台/中山/元培
- 現職：
員基醫院放射科
醫事放射師

2021/11/9

YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL

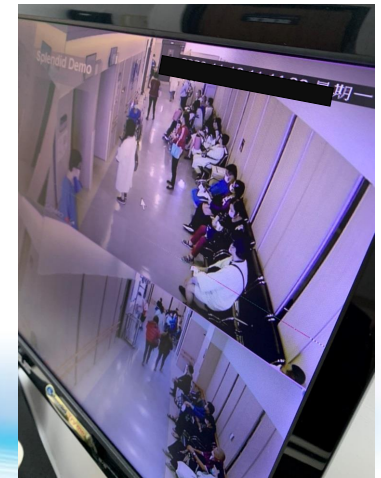


電腦斷層品質保證

- 非年度品保
- 年度品保



QA及QC是什麼?
病人都做不完了
為何做CT前還要做QC!!??



YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL

2021/11/9

YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL

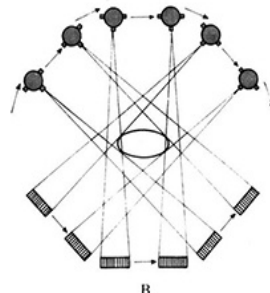
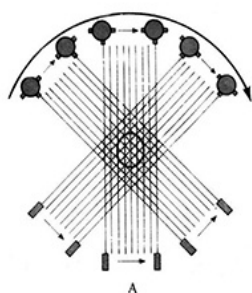
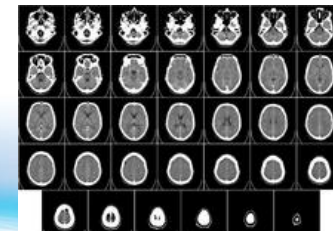


電腦斷層掃描自**1970**年代引入臨床應用，所得的切面影像對臨床診斷有極大的幫助。其間歷經了硬體與技術的演進與發展，**主要目的是為了縮短檢查時間、提升影像品質與降低病人輻射劑量。**

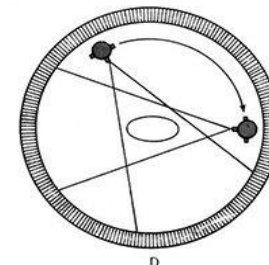
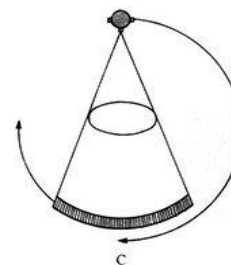


電腦斷層掃描儀的重要進展之一則為演變進入多切電腦斷層掃描，在每圈掃描中涵蓋更廣的範圍更多的診斷資訊。

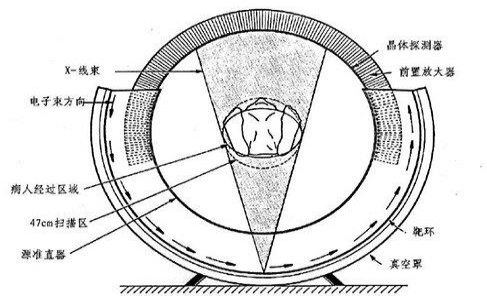
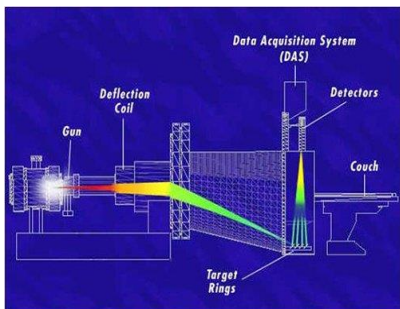
相較於其他診斷檢查，因硬體與技術的進步，大大縮短檢查時間，導致電腦斷層掃描的檢查人次或頻次逐年增加。唯獨電腦斷層掃描所造成的輻射劑量還是相對較高的。



原文網址：<https://read01.com/Ka08j6.html>



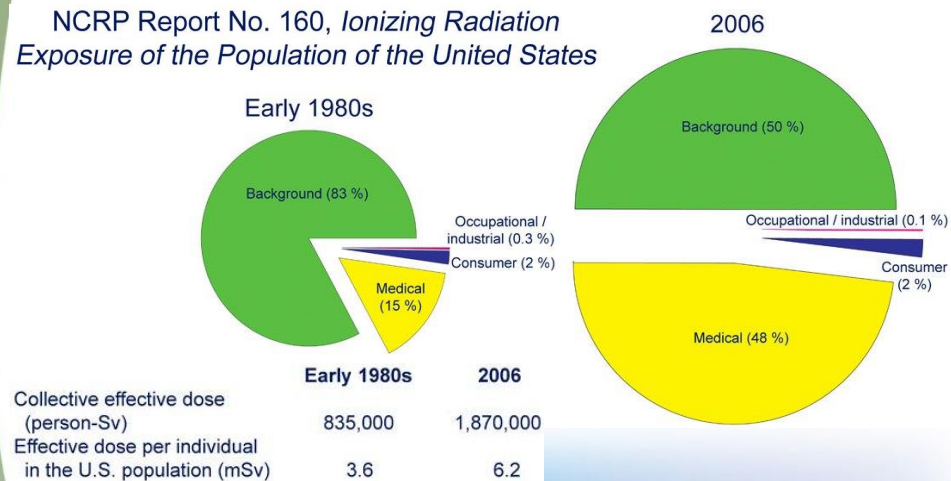
原文網址：<https://read01.com/Ka08j6.html>



原文網址：<https://read01.com/Ka08j6.html>

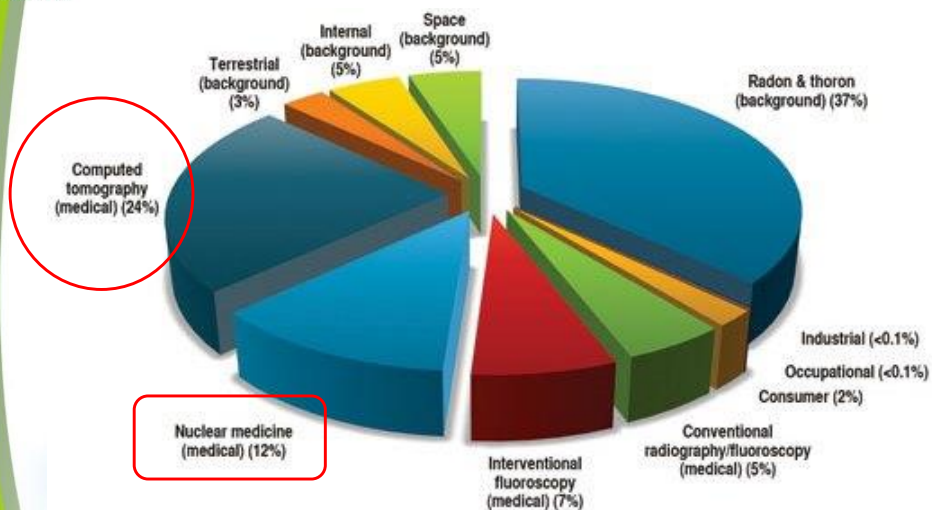
醫療輻射檢查曝露 (1/2)

NCRP Report No. 160, *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*



資料來源：<http://hothardware.com/News/US-Population-Radiation-Exposure-On-The-Rise/>

醫療輻射檢查曝露 (2/2)



資料來源：http://fanaticcook.blogspot.tw/2011_04_01_archive.html

為使醫療設備維持在最佳狀況，品質保證作業QC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」



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**」中已實施放射治療儀(醫用直線加速器、鈷60遠隔治療機、遙控後荷式近接治療機、)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、加馬刀、電腦刀、電腦斷層治療機之醫療曝露品保。

2011年7月29日開始增列診斷用、核醫用電腦斷層掃描儀、電腦斷層模擬定位掃描儀及X光模擬定位儀為應實施醫療曝露品質保證作業之設備



醫療曝露品質保證作業推動歷程



醫療曝露品質相關法規



游離輻射防護法第十七條第三項依據

- 法規名稱：
輻射醫療曝露品質保證標準



- **第 1 條** 本標準依游離輻射防護法第十七條第三項規定訂定之。
- **第 2 條** 醫療機構使用下列放射性物質、可發生游離輻射設備或相關設施時，應擬訂醫療曝露品質保證計畫，報請主管機關核准後實施：
 - 一、醫用直線加速器。
 - 二、含鈷六十放射性物質之遠隔治療機。
 - 三、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備。
 - 四、電腦斷層治療機。
 - 五、電腦刀。
 - 六、加馬刀。
 - 七、乳房 X 光攝影儀。
 - 八、診斷用電腦斷層掃描儀。
 - 九、核醫用電腦斷層掃描儀。
 - 十、電腦斷層模擬定位掃描儀。
 - 十一、X 光模擬定位儀。



- **第 3 條** 醫療曝露品質保證計畫應載明下列事項：
 - 一、醫療曝露品質保證組織。
 - 二、操作程序書。
 - 三、應實施之校驗項目。
 - 四、校驗項目之實施頻次及結果或誤差容許值。
 - 五、偏離誤差容許值時之處理方法及改進措施。
 - 六、品質保證紀錄。
 - 七、人員訓練。
 - 八、定期查核事項。
 - 九、其他經主管機關公告之事項。



- **第 4 條至9-5條**都是針對各儀器的應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值之規定。

(醫用直線加速器、鈷六十放射性物質之遠隔治療機、遙控後荷式近接治療設備、電腦斷層治療機、電腦刀、加馬刀、乳房 X 光攝影儀、診斷用電腦斷層掃描儀、核醫用電腦斷層掃描儀、電腦斷層模擬定位掃描儀、X 光模擬定位儀)



- **第 10 條** 第四條至前條設備校驗結果偏離誤差容許值或功能異常時，醫療曝露品質保證專業人員應即報告醫療曝露品質保證組織主管，並依第三條第五款規定執行必要之改進措施，於完成改善前應停止使用。但經醫療曝露品質保證組織主管召集專業人員及醫療相關人員會商結果，認為不影響醫療曝露品質者，得由該主管決定應否依當日既定療程繼續使用。

□ 前項會商結果，應**作成紀錄備查**。

- **第 11 條** 依本標準作成之校驗紀錄，應載明下列事項：

- 一、校驗人員。
- 二、校驗日期及時間。
- 三、校驗項目。
- 四、校驗儀器。
- 五、校驗結果。
- 六、分析及評估。
- 七、改進或修正措施。

- **第 12 條** 本標準規定之各項紀錄，應保存三年。



□ 法規名稱：

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

修正日期： 民國 100 年 07 月 29 日



- **第 1 條** 本辦法依游離輻射防護法第十七條第三項規定訂定之。
- **第 2 條** 醫療機構使用下列之放射性物質、可發生游離輻射設備或相關設施時，應設置醫療曝露品質保證組織及專業人員或委託符合規定之相關機構，實施醫療曝露品質保證計畫（以下簡稱品質保證計畫）
相關事項：
 - 一、醫用直線加速器。
 - 二、含鈷六十放射性物質之遠隔治療機。
 - 三、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備。
 - 四、電腦斷層治療機。
 - 五、電腦刀。
 - 六、加馬刀。
 - 七、乳房 X 光攝影儀。
 - 八、診斷用電腦斷層掃描儀、核醫用電腦斷層掃描儀及電腦斷層模擬定位掃描儀。
 - 九、X 光模擬定位儀。前項專業人員資格、人數、委託之相關機構及相關事項依附表之規定。



□ **第 3 條** 醫療曝露品質保證組織之職掌如下：

- 一、擬訂品質保證計畫。
- 二、督導品質保證計畫之實施。
- 三、審查操作程序書。
- 四、審查校驗紀錄。
- 五、其他有關品質保證事項。

前項醫療曝露品質保證組織應置主管一人，綜理品質保證計畫相關事項。

第 4 條 醫療曝露品質保證專業人員（以下簡稱專業人員）之職責如下：

- 一、推動執行品質保證計畫。
- 二、執行品質保證計畫所規定之校驗。
- 三、記錄校驗結果。
- 四、執行其他品質保證相關事項。



□ **第 7 條** 委託相關機構辦理品質保證計畫相關事項時，應檢具委託計畫報請主管機關核准後，始得為之。

前項委託計畫應載明下列事項：

- 一、受委託機構名稱及執行品質保證計畫專業人員姓名。
- 二、委託期限。
- 三、執行品質保證計畫之項目、頻次及方式。
- 四、品質保證紀錄之保存。
- 五、其他經主管機關公告之事項。

第一項委託計畫修正時，醫療機構應報請主管機關核准。

- **第 8 條** 醫療曝露品質保證組織應每半年召開會議一次，檢討品質保證計畫執行情形，並作成紀錄備查。
- **第 9 條** 本辦法規定之各項紀錄，應保存三年。



(一) 驗收檢測

- 驗收測試是指設備安裝完成所進行的相對測試。
- 應在安裝交機後立即進行，以便在保固期前告知。
- 所有CT設備在驗收測試未表明機器操作達到最佳效果時，不可使用。
- 安裝驗收時不能正常運行的機器，平時也絕對不能正常運行。



驗收測試

- 應嚴格依據確定的程序進行。
- 測試時，廠商代表應到場，並能提供處理性能測試未達標準的方法。



(二) 狀態檢測

- 指定期對機器進行性能測試。
- 確保機器始終處於最佳狀態。
- 能及時發現儀器性能降低的程度與範圍。



測試一般分為兩大類

- 由檢測部門專業人員定期進行參考測試。
(年度)
- 儀器使用人員在每天機器運行時進行操作檢查。
(非年度)



狀態測試

- 為使日常測試有比照性，每次測試要**保持一致性**。
- 應遵循**清晰定義**的操作規則進行。
- 可適當限定一個可接受範圍的結果及操作步驟，如果超出應**加以標明**。



(三)穩定性檢測

- 為確定使用中的設備性能相對於初始狀態的變化是否符合控制標準而進行的檢測。
- 是一種對穩定性檢測結果需進行確認時，才實施的一種檢測。
- 目的是為了確認CT存在的問題，然後由使用者根據狀態檢測結果做出處理意見。
- **只要保證穩定性檢測結果合格，就不進行狀態檢測**，這是由於CT在國外應用較普遍，使用者已累積豐富的經驗，對CT實施穩定性檢測已成為自覺行為。



CT的穩定性檢測

- 影響測試的一般情況
- 基準值的建立
- 檢測週期
- 儀器、設備和測試條件的簽定
- 所測的性能參數



影響測試的一般情況

- 要仔細考慮選擇與所檢測設備相適應的、標準的測試條件，包括環境參數。
- 下面所描述的穩定性測試的結果，只受到所檢測的參數變化的影響，即參數變化才會影響結果變化，測試設備和裝置的變化應保持在最小。
- 記錄每次測試時X光設備及附屬設施的所有主要**設置條件**。
- 考慮環境變化的影響，特別是供電電源的變化。
- 只要CT設備還在使用中，所有有關測試的記錄都應保留下來，直到設備報廢為止。



基準值的建立

- 當新的CT投入使用或X光設備任一零件以及測試儀器發生變化時，都將可能導致測試結果的變化。
- 在驗收檢測或狀態檢測表明合格後，要立即進行初始穩定性的檢測。
- 初始檢測的目的在於建立所測參數的基準值。



使用測試裝置進行測試時規定

- X光管電壓峰值 (kVp)
- 管電流平均值(mA)
- 曝光時間與管電流的乘積(mAs)
- 切面厚度(Thickness-mm)
- 重組演算法(Algorithm)
- 影像解析度等
- 疊代運算



診斷用電腦斷層品保類別

- 機械及系統 (Mechanical and system)
- 影像品質 (Image quality)
- 輻射劑量 (Radiation dose)
- 影像顯示器 (Image display)



品保項目執行方式

- 非年度品保項目
 - 影像品質
- 年度品保項目
 - 影像品質
 - 劑量監控



非年度品保

- 每日
 - 目視檢查
 - 水CT值準確度與假影評估
- 每月
 - 擷像工作站影像顯示器評估
 - 水假體影像均勻度及雜訊評估



選擇執行項目

核子醫學

- 每月
 - 切片厚度準確度
 - CT值準確度
 - 影像距離準確度測試
 - 空間解析度
 - 低比對偵測度
- 每半年
 - 切片厚度準確度
 - 定位雷射的準確性
 - 定位投影影像對位切片位置的準確性
 - 檢查床移動的準確性
 - 檢查床與機架的對位



非年度品保項目

1. 系統安全評估 system safety evaluation
2. 檢查床與機架之對位 alignment of table to gantry*
3. 切面位置準確性 slice positioning accuracy*
4. 檢查床/機架傾斜準確性 table/gantry tilt accuracy*
5. 切面厚度準確性 slice thickness accuracy*
6. CT值準確度與線性度 CT number accuracy and linearity
7. 影像均勻度、雜訊與假影評估
evaluation of image uniformity, noise and artifact
8. 空間解析度 spatial resolution*
9. 低對比偵測度 low contrast detectability*
10. 影像顯示器評估 image display device evaluation



非年度品保項目

1. 系統安全評估 system safety evaluation
2. 檢查床與機架之對位 alignment of table to gantry*
3. 切面位置準確性 slice positioning accuracy*
4. 檢查床/機架傾斜準確性 table/gantry tilt accuracy*
5. 切面厚度準確性 slice thickness accuracy*
6. CT值準確度與線性度 CT number accuracy and linearity
7. 影像均勻度、雜訊與假影評估
evaluation of image uniformity, noise and artifact
8. 空間解析度 spatial resolution*
9. 低對比偵測度 low contrast detectability*
10. 影像顯示器評估 image display device evaluation



年度品保項目

1. 系統安全評估 system safety evaluation
2. 檢查床與機架之對位 alignment of table to gantry
3. 切面位置準確性 slice positioning accuracy
4. 檢查床/機架傾斜準確性 table/gantry tilt accuracy
5. 切面厚度準確性 slice thickness accuracy
6. CT值準確度與線性度 CT number accuracy and linearity
7. 影像均勻度. 雜訊與假影評估
evaluation of image uniformity, noise and artifact
8. 空間解析度 spatial resolution
9. 低對比偵測度 low contrast detectability
10. 影像顯示器評估 image display device evaluation
11. 輻射寬度 radiation width
12. 劑量評估 dosimetry

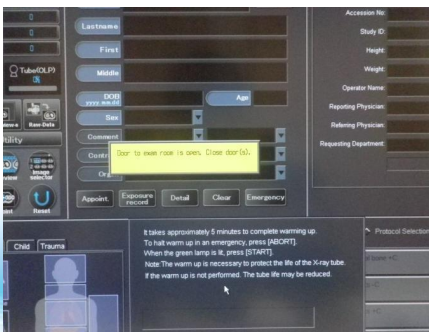


一、系統安全評估

項目	通過	不通過	說明
1. 整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的			
2. 所有可動的部分半穩動作，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. 指示病人的揚聲器功能正常			
7. 監控病人的攝影機、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			



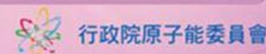
項目	通過	不通過	說明
1. 整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的			
2. 所有可動的部分半穩動作，沒有任何阻礙			
3. 病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣或其它包括電的危害			
4. 定位雷射燈功能正常			
5. 所有指示燈功能正常輻射使用中等			
6. 指示病人的揚聲器功能正常			
7. 監控病人的攝影機、顯示器等功能正常			
8. 張貼警告標示於合適位置(注意輻射、懷孕婦女)			
9. 張貼原能會認可文件：設備、人員			



輻射醫療曝露品質保證標籤

機構代碼：0000000000
 院所名稱：00000 醫院 (診所)
 設備類別：00000000
 證照編號：00000000 號
 設置地點：00 大樓/0 樓/第 00 攝影室

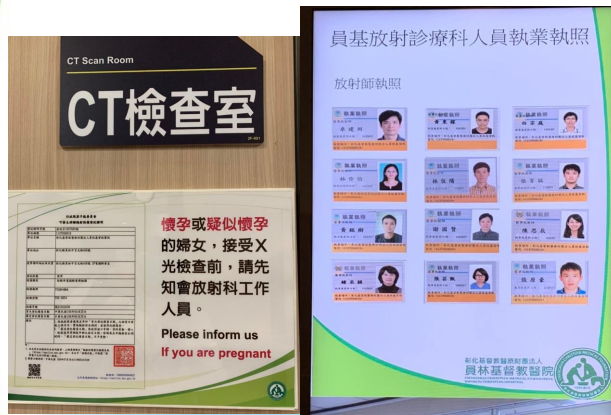
1070101 製發



行政院原子能委員會



二：檢查床與機頭之對位



- 目的：確認檢查床的長軸與掃描儀旋轉面的左右中心對齊。
- 保證床的長軸與經過掃描機架轉軸的垂直線在同一條直線上。
- 若校正不良時，即當病人超出採樣區域時會產生影像假影(或影像向左右偏移)。

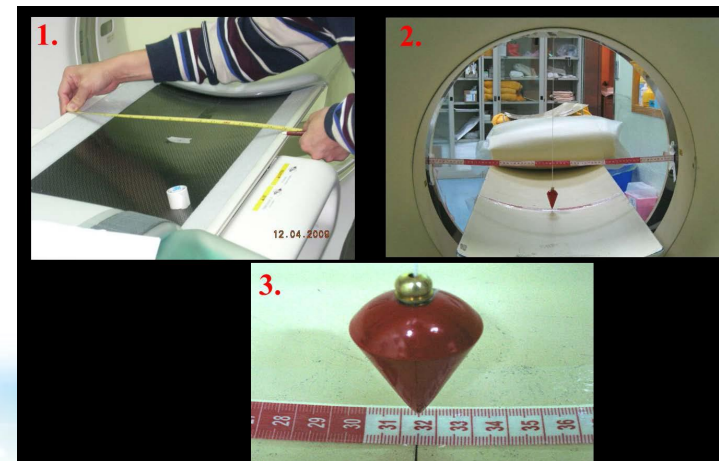


測試方法

- 找出檢查床的中線，並做標記
- 在保證機架不傾斜的情況下，將檢查床升入掃描機架內。
 - 在機架開口的最大直徑上定位其垂直中線，或用鉛錘定位機架開口的垂直中線，在床面的膠帶上標記掃描架中線。在床的頭尾兩端找出中心點再給予連線。
- 測量兩個標記之間的水平誤差。



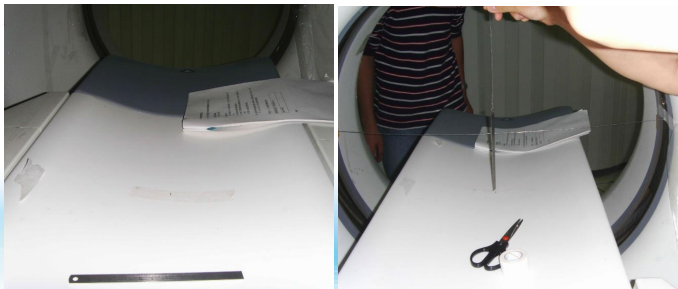
床台標註與鉛錘





結果說明

- 如没有**原廠參數**，機頭的中心線應在檢查床中心線的 ± 5 mm(公釐)內(AAPM TG39)。
- 機架的中心線應在檢查床中心線的 ± 5 mm (或符合原廠規範)



三：切片位置準確性

- 受檢者掃描的解剖位置通常用定位鐳射光來確定
- 內定位鐳射光(位於機架正中的層面)。
- 外定位鐳射光(機架外距離掃描層面有一個參考距離)
- 如没有原廠參數，標準偏差應小於 ± 2 mm(公釐)內
- 對CT導引下的病理層面檢查非常重要

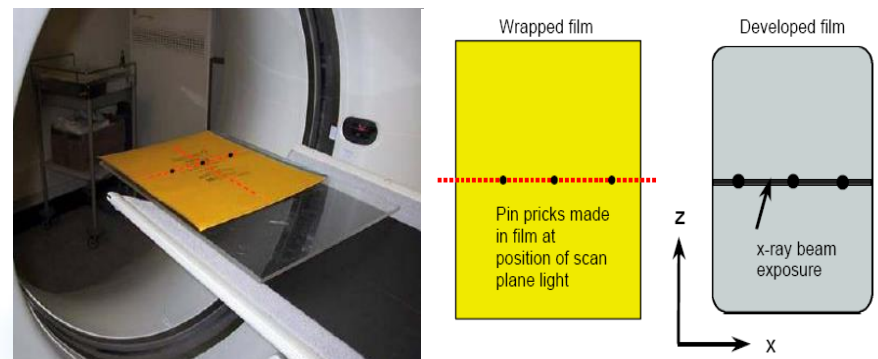


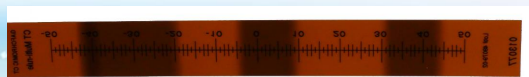
Cassette (底片) 操作法

- 將底片黏在墊板上，底片邊緣與墊板邊緣平行，將墊板固定，其方向與床的長軸(z)垂直，將床升至**頭部掃描**位置
- 打開鐳射定位燈，沿鐳射光線的正中線用針在底片上紮一排針孔，以此來標記其擺設位置
- 設定最窄切面厚度，對底片曝光
- 測量處理後的底片上從針孔至輻射視野中心的校正誤差
- 如没有原廠參數，誤差不應超過 ± 2.0 mm，外部系統的準確性依賴於床升高及床控制移動距離的準確性，並與燈的校正有關

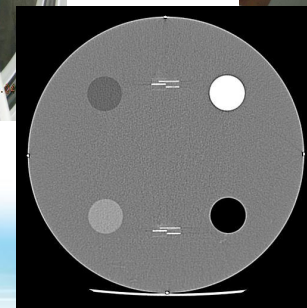
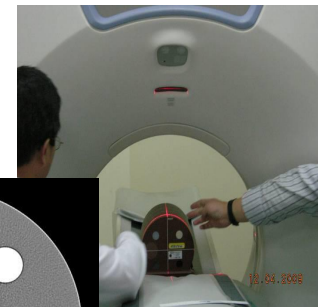
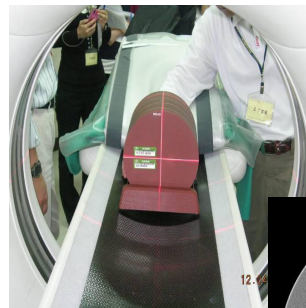


底片法測量定位光線精準度





ACR phantom 攝影法($\pm 2\text{mm}$)



第一層
擺位4個方向金屬小點
圖像可見4小點
使用最小切面(1mm)



檢查床移動距離

- 確定檢查床徑向運動的準確性和穩定性。
- 在操作臺上使床能夠準確達到掃描視野內的特定位置，這對於確定影像面的相對位置很重要。



測試方法

- 將長度100cm的捲尺固定在床緣(非移動的床緣)，接近足側的一端，用迴紋針作指標指針，將其固定在床緣上(會滑動的床體)使其針尖正對著捲尺的中點，將床位數據歸零。
- 床負載為70~80kg；從控制臺來控制床面沿一個方向移動300~500mm，然後回到起始點
- 記錄由指標和捲尺指示的相對於起始位置的距離
- 沿同一方向移動床，測量兩次以上，在相反方向測量3次。



檢查床移動準確性

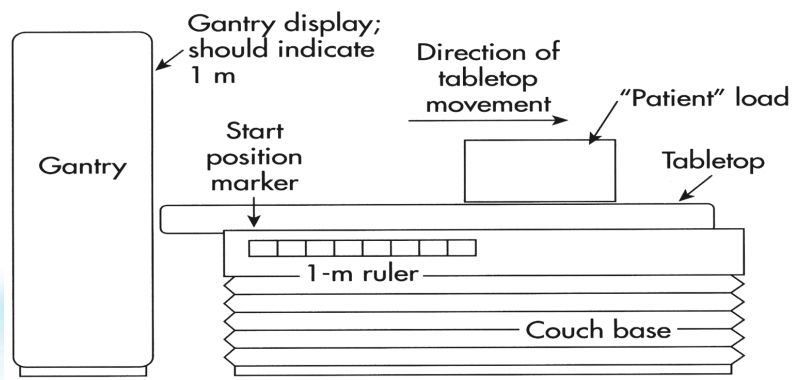
□ 分次移動誤差

分次		移動距離	顯示距離	誤差	合格	不合格
前進	第一次移動					
	第二次移動					
	第三次移動					
	移回原處					
後退	第一次移動					
	第二次移動					
	第三次移動					
	移回原處					



結果說明

- 如沒有原廠參數，標準偏差和平均誤差應小於目前一般CT檢查床的移動距離精準度為 $\pm 2.0\text{mm}$ (AAPM TG39)或符合廠商規格標準。



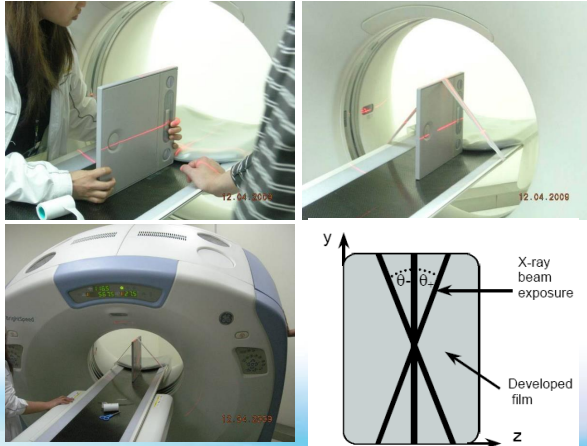
四. 檢查床/機架傾斜準確性

- 方法1—底片攝影法
- 方法2—CR攝影法

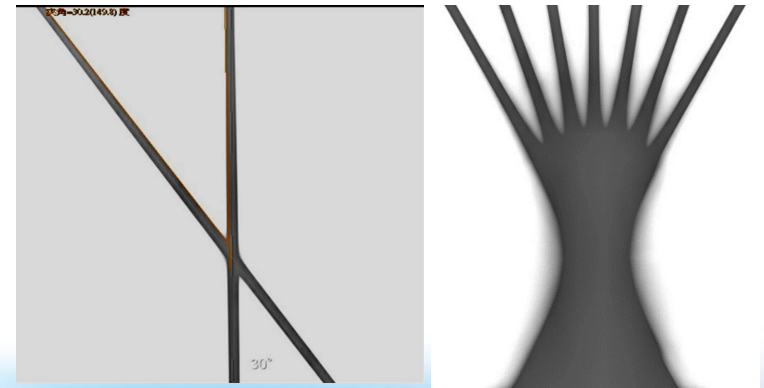




CR攝影法



機架傾斜準確性Gantry tilt accuracy



錯誤的QC 原因:厚度太厚

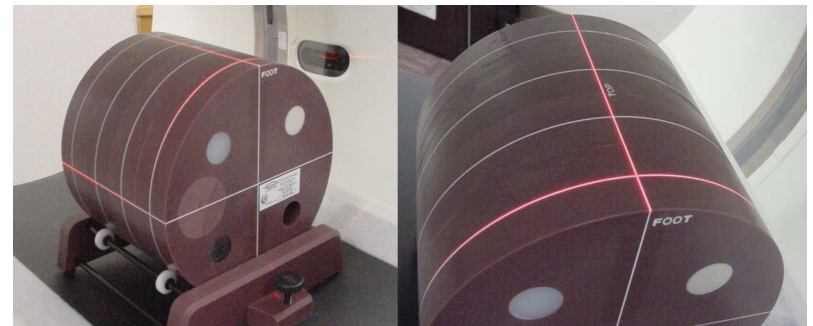


結果說明

- 如沒有原廠參數，傾角誤差應小於 3° ，控制臺與掃描機架的角度指示應一致。

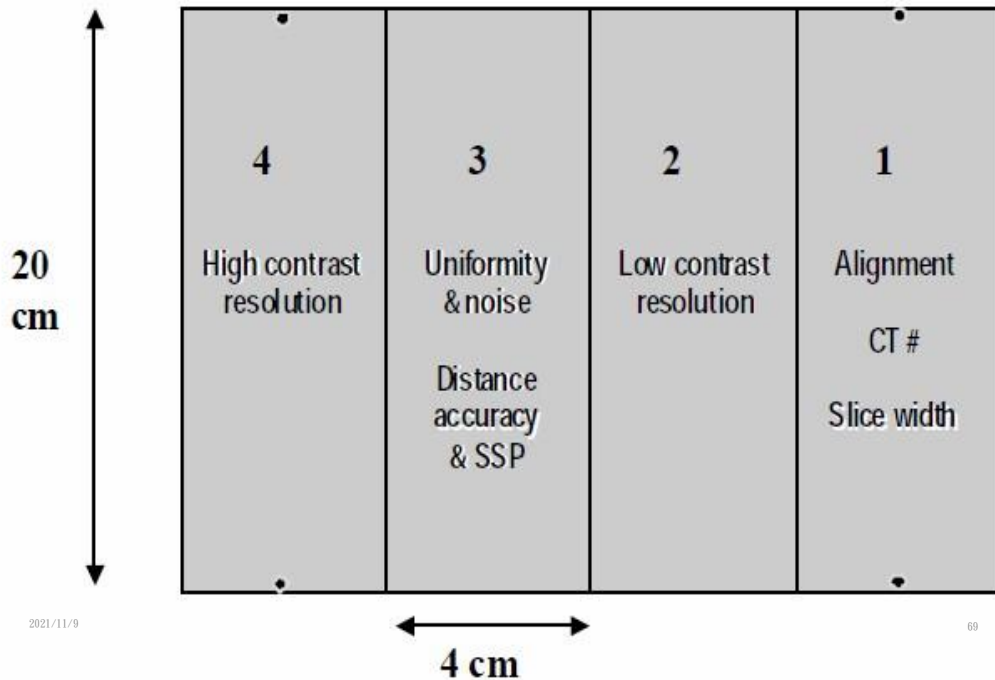


ACR假體



Head

Foot

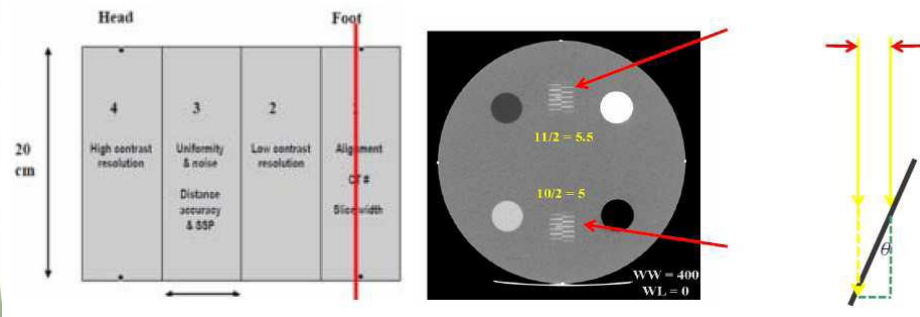


2021/11/9

69



五. 第一層：Alignment & Slice width



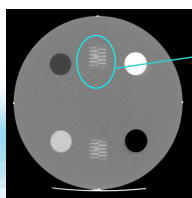
2021/11/9

YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL



切片厚度準確性

- 目的：測重切片的實際厚度。
- 器材：ACR CT測試假體、含有金屬斜坡製成之切面厚度測試假體或儀器廠商提供之類似設備。
- 掃描模式：常規成人腹部掃描、高解析度肺部及特定厚度。
- 效能判定準則：誤差應在± 1.5 mm之間。

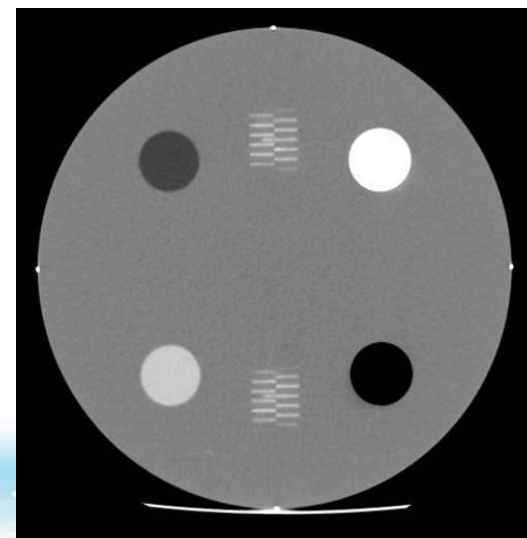


2021/11/9

YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL



11/2 = 5.5



2021/11/9

YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL



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：Gafchromic XR CT 自顯膠片

B. 掃描參數：120 kVp, 400 mAs

	內部雷射	外部雷射
雷射與射束中心的誤差(mm)	0.75mm	0.75mm
合格/不合格	合格	合格



切片厚度準確性 Slice thickness accuracy

使用假體廠牌：

型號：

常規成人腹部掃描參數

誤差應在 ± 1.5 mm 之間或符合廠商規格標準

掃描模式 (軸狀/螺旋)	管電壓 (kVp)	管電流 (mA)	球管轉一圈時間 (Rotation time,sec)	偵檢器組置 (N*T,mm)	重組切片 厚度(mm)	重組參數

高解析度肺部掃描參數

掃描模式 (軸狀/螺旋)	管電壓 (kVp)	管電流 (mA)	球管轉一圈時間 (Rotation time,sec)	偵檢器組置 (N*T,mm)	重組切片 厚度(mm)	重組參數
測試模式			設定厚度	實測厚度	誤差(mm)	合格 不合格
常規成人腹部						
高解析度肺部						
特定厚度測試			3			
			5			
			7			

58



(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：804882-4177 (ACR 464)

B. 掃描參數：120 kVp, 100 mAs

切片位置的誤差(mm)	0.5 mm
合格/不合格	合格

B. 分次移動誤差

	進	出
第一次移動距離(mm)	100	100
顯示距離(mm)	-100	100
距離誤差(mm)	0.0	0.0
第二次移動距離(mm)	200	200
顯示距離(mm)	-300	300
距離誤差(mm)	0.0	0.0
第三次移動距離(mm)	200	200
顯示距離(mm)	-500	500
距離誤差(mm)	0.0	0.0
移回原處誤差(mm)	0.0	0.0
合格/不合格	合格	合格

建議：

(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)	500	500
顯示距離(mm)	-500	500
距離誤差(mm)	0.0	0.0
移回原處誤差(mm)	0.0	0.0
合格/不合格	合格	合格

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：804882-4177 (ACR 464)

建議厚度	常規腹部 掃描模式	高解析度肺部掃描模式			
設定厚度	5mm	1mm	3mm	4mm	6mm
測量厚度	5.25mm	1.25mm	3mm	4mm	6mm
合格/不合格	合格	合格	合格	合格	合格

判定準則：切片厚度之誤差應小於 1.5 公釐。

註解

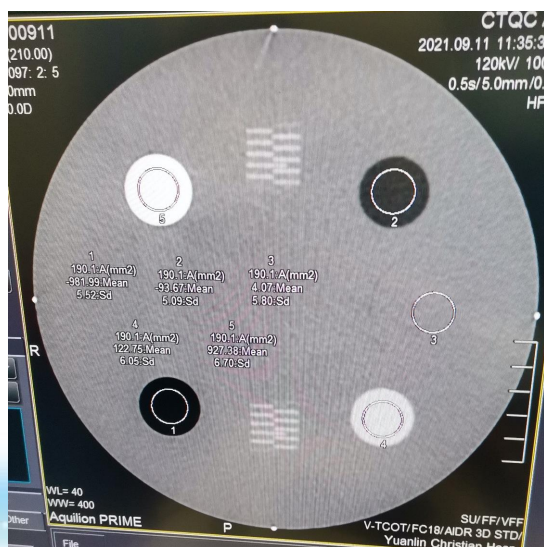
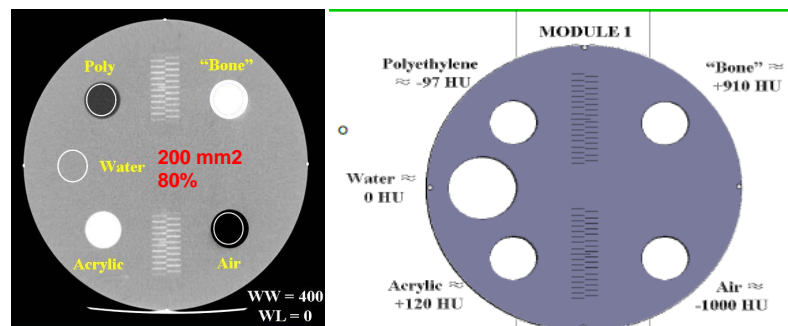
A 120kV 200mA 0.5 x 80 5mm FC18

A 120kV 200mA 0.5 x 80 1, 3, 4, 6mm FC14+U02



六. CT值準確度 CT Number Accuracy

- 測定CT值準確度與線性度。
- 建議實施頻率：每年
- 器材：ACR phantom
- 掃描模式：一般掃描模式(axial scan mode)



效能判定準則

所有物體之CT值應在下列範圍之內：

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

使用美國放射學院的電腦斷層認證假體時，則空氣、聚乙烯、水、壓克力、骨頭等測試物的CT值應符合表列之範圍。



使用假體廠牌：

型號：

測試模式	測試樣本	容許範圍	實測結果	合格	不合格
常規成人腹部	骨頭	+850 ~ +970			
	空氣	-1005 ~ -970			
	壓克力	+110 ~ +130			
	水	-7 ~ +7			
	聚乙烯	-107 ~ -87			
高解析度肺部	骨頭	+850 ~ +970			
	空氣	-1005 ~ -970			
	壓克力	+110 ~ +130			
	水	-7 ~ +7			
	聚乙烯	-107 ~ -87			



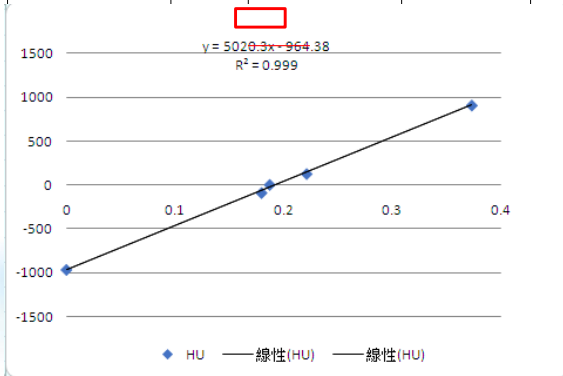
效能判定準則(線性度)

使用其他假體時：

- 水的CT值應介於±7 HU，或符合假體廠商規格標準。
- 回歸分析所得的斜率(a)應不超過5200±5%(5460-4940)，且線性回歸的相關係數(R²)應大於0.99。
- 以測試物的線性衰減係數為橫軸，以測試物的平均CT值為縱軸作圖，並以直線函數(y=ax+b)作回歸分析。



65 keV (120KV)	Water水	Air空氣	Poly聚乙烯	Arcylic壓克力	Bone骨頭
線性衰減係數 m ²	0.187	0	0.1795	0.221	0.173
HU值	6.75	-962.82	-85.78	130.45	911.54



回歸分析所得的斜率(a)應不超過5200的±5%，且線性回歸的相關係數(R²)應大於0.99。



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：804882-4177 (ACR 464)

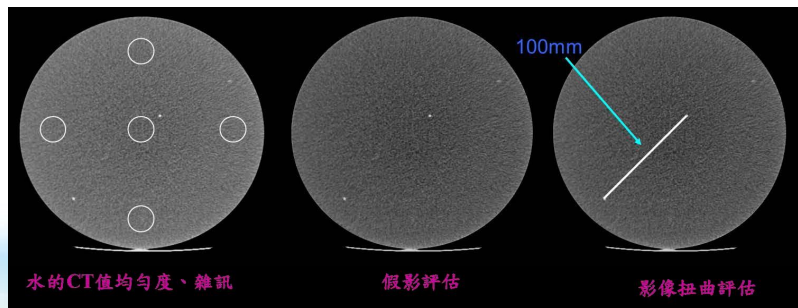
材料	空氣	聚乙烯	水	壓克力	骨頭
判定準則 ⁽¹⁾	-1005 ~ -970	-107 ~ -87	-7 ~ +7	+110 ~ +135	+850 ~ +970
量測值	-982	-93	3.56	123	928
結果判定	合格	合格	合格	合格	合格

⁽¹⁾ 判定準則乃依據美國放射學院於2010/12/10公告的數值。

註解

七. 第三層：Uniformity & noise Distance accuracy

- 實施頻率：每日（水的CT值）每月（均勻度、雜訊及假影）
- 掃描模式：一般掃描模式(axial scan mode)

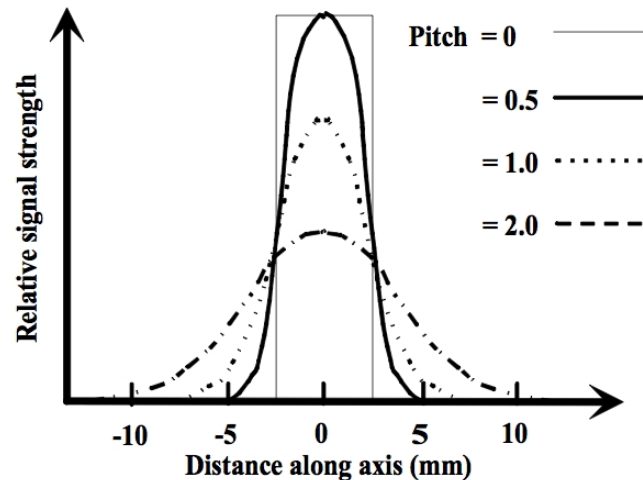


水的CT值均勻度、雜訊

假影評估

影像扭曲評估

slice sensitivity profiles (SSP)



位置	水CT值	與中央ROI偏差	雜訊(標準差)	假影	合格	不合格
中央ROI			基準值：			
三點鐘ROI						
六點鐘ROI						
九點鐘ROI						
十二點鐘ROI						
掃描參數	水CT值	雜訊基準值	測量雜訊	假影	合格	不合格
常規成人頭部						
高解析度肺部						
掃描參數	影像扭曲測試值 (mm)		標準值 (mm)	合格	不合格	
常規成人頭部						
高解析度肺部						

水的CT值應介於 -7~ +7 HU

雜訊值與其基準值之差異，應不大於20%(雜訊值SD-基準值SD/基準值SD)。

八、水假體影像評估

使用假體廠牌 / 型號：ACR / 464 / 804882-4177

A. 水的CT值準確度與雜訊測量

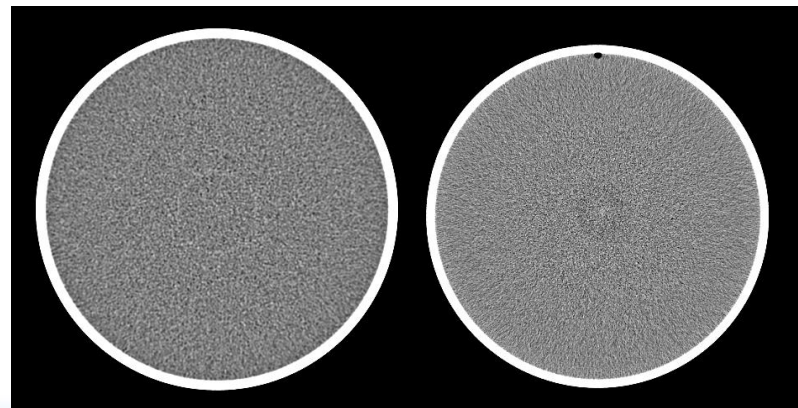
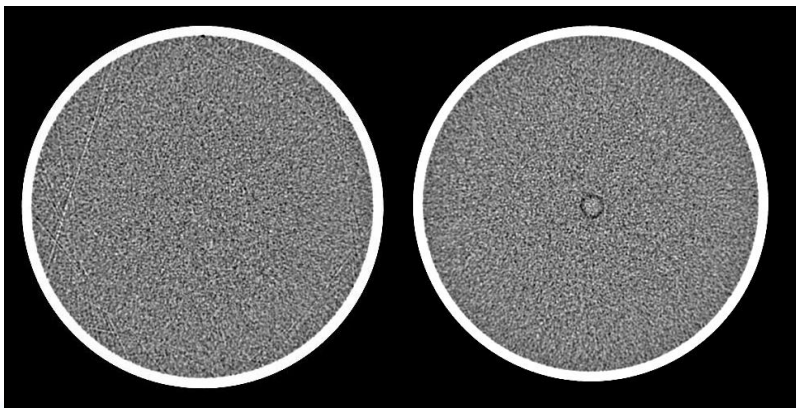
掃描參數	掃描設定			測得數據		雜訊(基準值)
	管電壓峰值 (kVp)	偵檢器組置 (公釐)	影像重建法	測得水之CT值	雜訊	
常規成人腹部掃描模式	120	0.5 x 80	FC18	1.02	5.98	5.6
常規成人腹部掃描模式(改為軸狀掃描)	120	0.5 x 80	FC18	3.12	6.11	6
改變影像重建法	120	0.5 x 80	FC26	2.22	6.14	6.1
	120	0.5 x 80	FC14+U02	3.31	22.32	21.94
改變管電壓峰值	80	0.5 x 80	FC18	0.15	12.21	12.6
	100	0.5 x 80	FC18	0.48	7.92	7.5
	135	0.5 x 80	FC18	0.76	6.14	5.9
			合格 / 不合格	合格	合格	

* 效能判定準則：

(1) 水的CT值應介於 0±7HU

(2) 雜訊值與基準值之差異，應不大於20%

註解

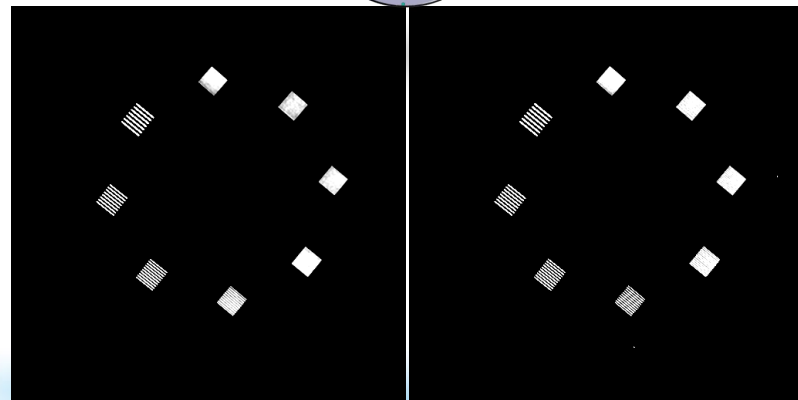
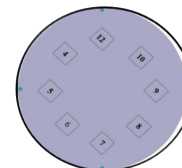
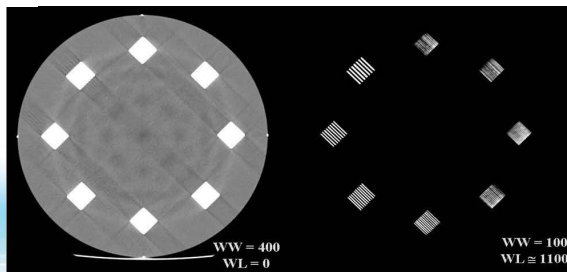
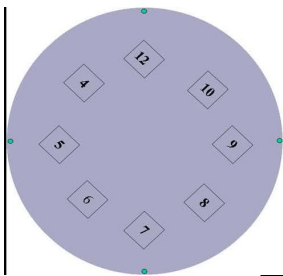


八. 第四層：High contrast resolution

掃描條件為Adult abdomen應可清楚分辨5 lp/cm。

掃描條件為HRCT應可清楚分辨6 lp/cm

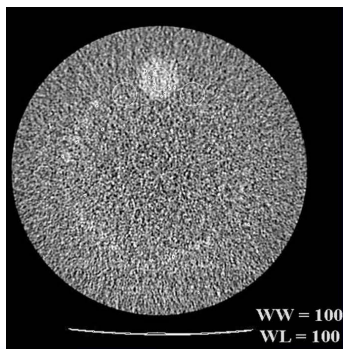
將所得影像設定最佳之窗寬/窗高進行判讀，建議為100/1100



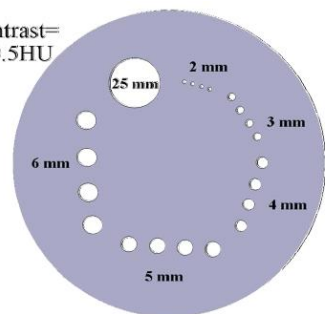
掃描條件為Adult abdomen應可清楚分辨5 lp/cm。

掃描條件為HRCT應可清楚分辨6 lp/cm

九. 第二層：低對比偵測度

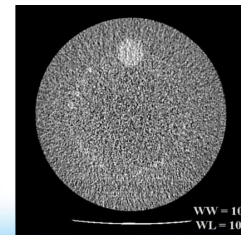


Low contrast=
 $6 \text{ HU} \pm 0.5 \text{ HU}$

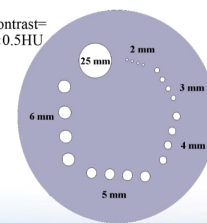


低對比偵測度

- ◎ 目的：測定電腦斷層掃描儀對低對比物體之分辨力。
- ◎ 測試所需設備：
ACR CT測試假體或儀器廠商提供之類似設備，其內含有低對比物體(小於等於1%，10HU)解析度測試模版製成之測試假體。
- ◎ 掃描模式：使用常規成人腹部條件及成人頭部進行軸狀掃描
- ◎ 室內燈光適度調整

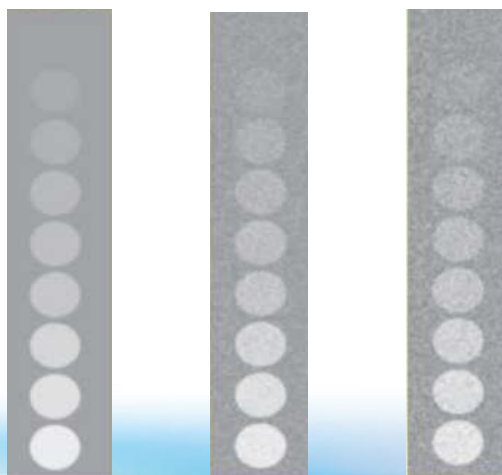


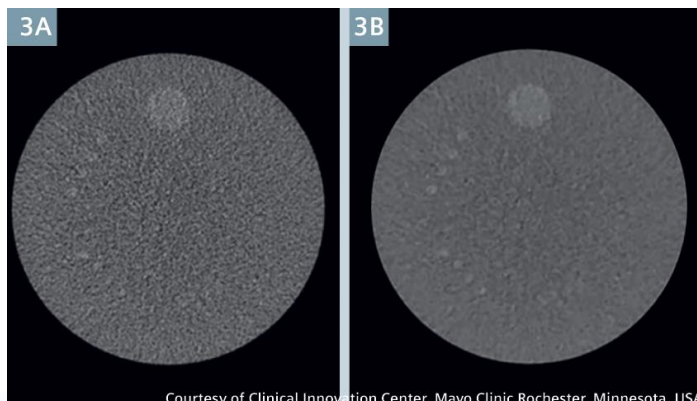
Low contrast=
 $6 \text{ HU} \pm 0.5 \text{ HU}$



- ◎ 效能判定準則：最小可見之低對比物直徑與基準值相較，其直徑增加不可超過一毫米(mm)。

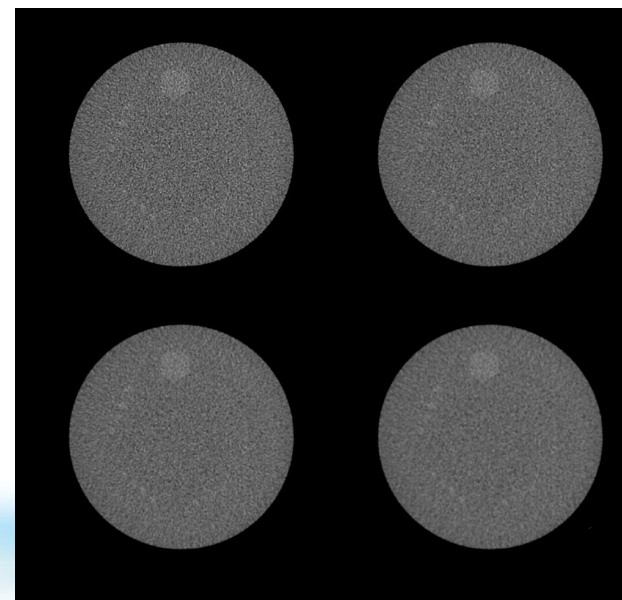
NOISE





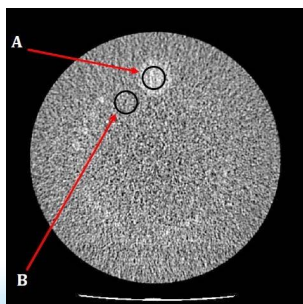
Courtesy of Clinical Innovation Center, Mayo Clinic Rochester, Minnesota, USA

Fig. 3: Low-contrast module of the ACR accreditation phantom, reconstructed using FBP (Fig. 3A) and ADMIRE strength 5 (Fig. 3B). Image noise is reduced and low-contrast detectability is improved. Note the four small cylinders on the bottom left that are barely visible on the FBP image.



效能判定

- 所有模式下，應可清楚分辨6 mm圓盤
- 主圓盤與背景差異值相比於雜訊值大於1



$$CNR = |B - A| / SD$$

成人腹部	Mean	Noise	CNR	CNR Baseline	結果判定
25mm 低對比物	95.5	6.8	1.02	1.0	Passed
背景值	89.1	6.3			

判定準則：成人頭部與腹部CNR值應大於1；小兒腹部CNR值應大於0.4；小兒頭部CNR值應大於0.7

五、空間解析度

美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：804882-4177 (ACR 464)

掃描模式	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	6	≥5	合格
高解析度肺部掃描模式	7	≥6	合格

註解

六、低對比偵測度

美國放射學院的電腦斷層認證假體，序號：804882-4177 (ACR 464)

掃描模式	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	95.83	89.48 (SD 5.67)	6.35	1	1	合格
常規頭部掃描模式	97.21	90.22 (SD 5.98)	6.99	1	1	合格

*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)。



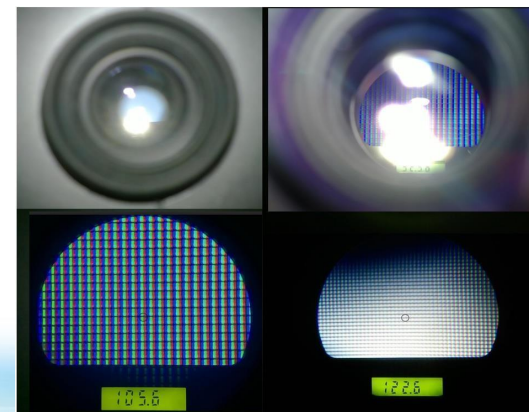
十.影像顯示器評估

- 目的：確保攝像之螢幕的品質符合標準
- 測試所需設備：
 - Society of Motion Picture and Television Engineers (SMPTE)
 - The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG18-QC(task group 18)
 - 光度計(輝度計)



輝度計顯示影像

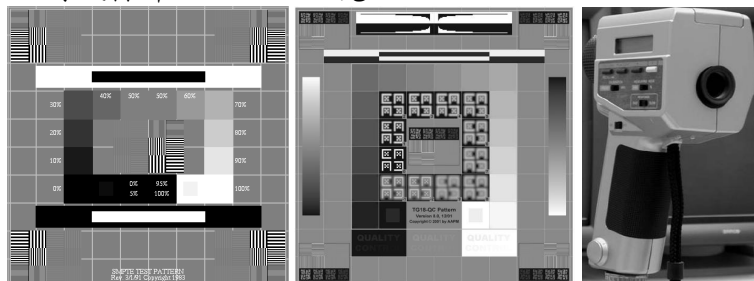
- 測試標準：全白區塊 $>100 \text{ cd/m}^2$



影像顯示器評估

Image display device evaluation

- 測試標準：全白區塊 $>100 \text{ cd/m}^2$



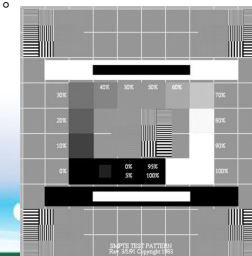
SMPTE

TG 18 QC



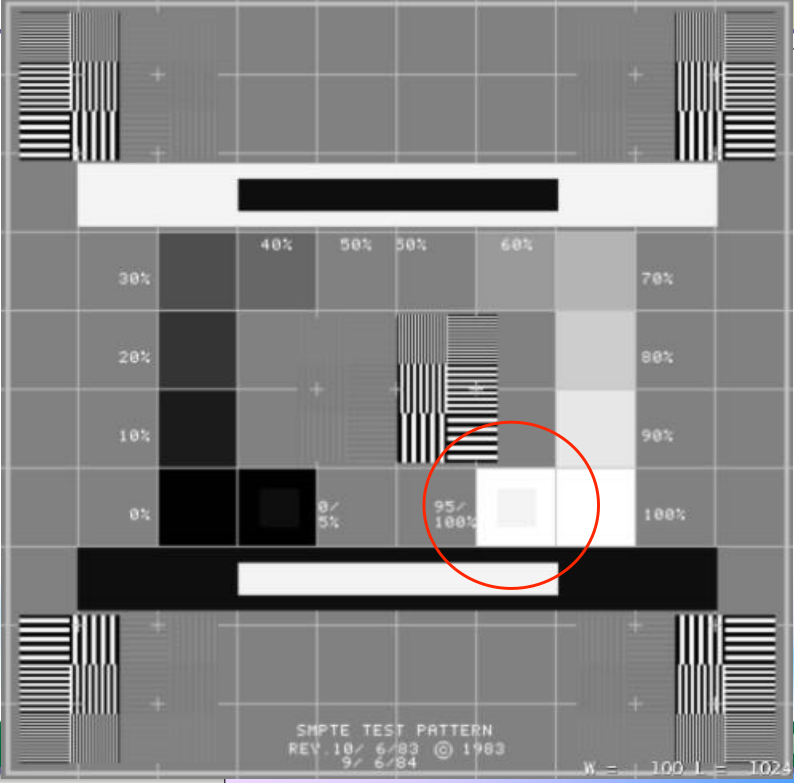
效能判定準則

- SMPTE測試
 - 0%~5%及95%~100%之低對比方塊需清楚可分辨。0%~100%十一個灰階方塊皆應清楚可分辨。
 - 不應有明顯可見的條紋假影、失真、與陰影。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。
 - 亮度之標準建議如下：最大亮度應至少100燭光/平方公尺。
 - 最大亮度與最小亮度之比值應至少100。

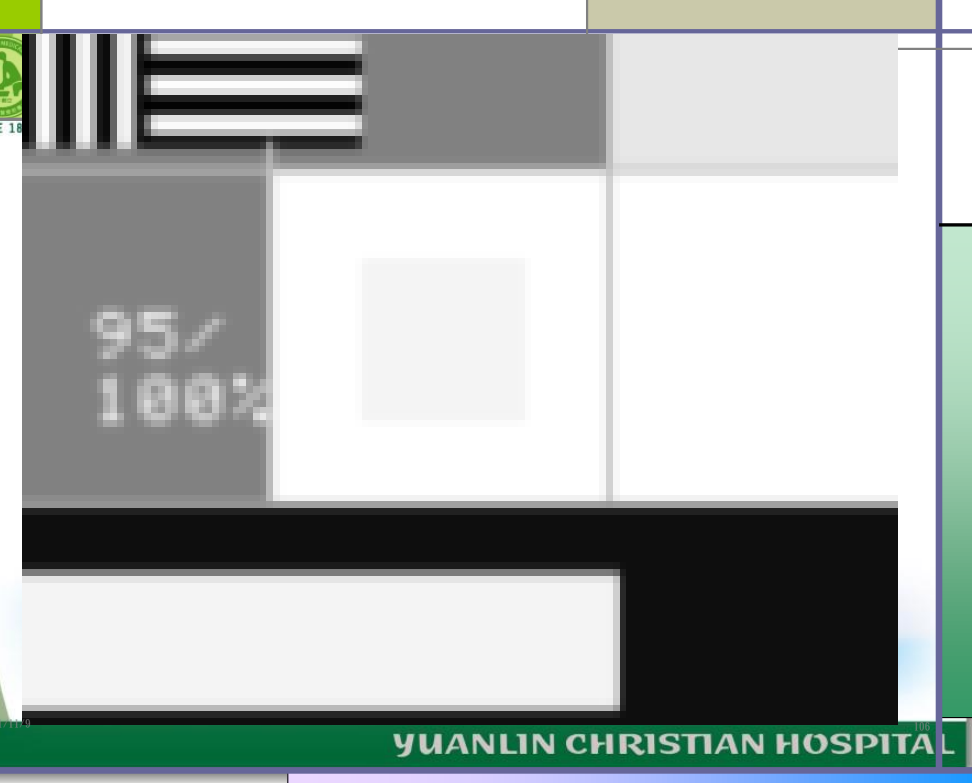




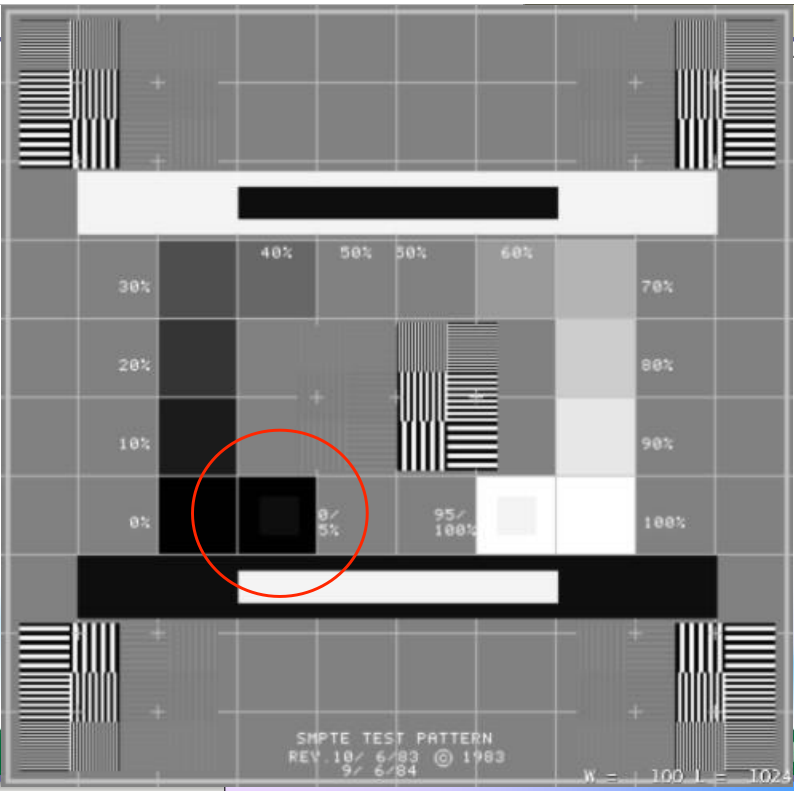
NCE 1896



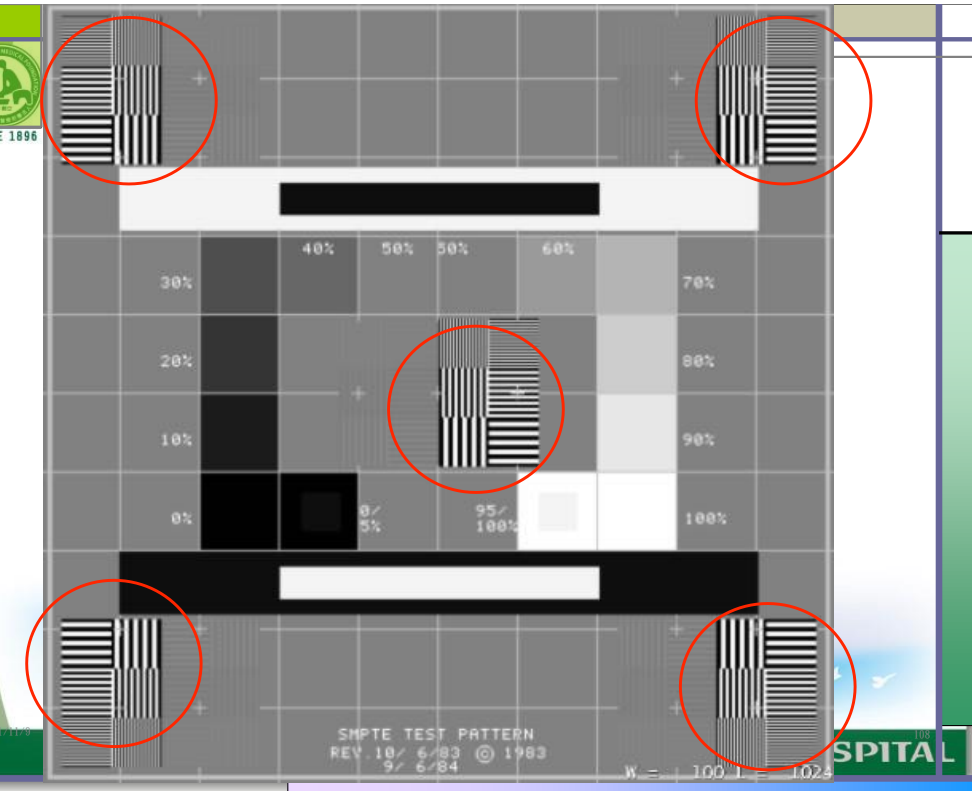
NCE 1896



NCE 1896



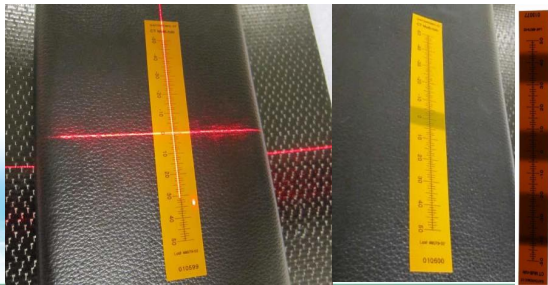
NCE 1896



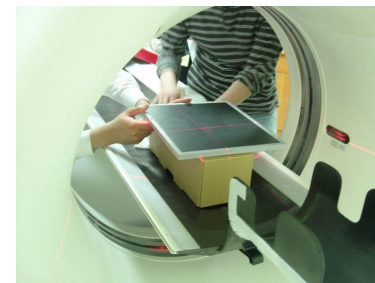
SPITAL

十一. 輻射寬度

- ◎目的：評估射束準直儀寬度設定的準確性。
- ◎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。
- ◎掃描模式：軸狀掃描(臨床最常使用寬度)
- ◎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。



YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL



YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL

十、輻射寬度

A. 使用偵測設備：

B. 掃描參數： 120 kVp, 400 mAs, 1.0 Sec rotation.

偵檢器組寬 (N x T mm)	設定寬度 (mm)	測得寬度 (mm)	誤差 (mm)	基準值 (mm)	與基準值差異 (mm)	合格/不合格
5.0 x 4	20	26	6	25	1	合格
0.5 x 80	40	47	7	45	2	合格

建議：

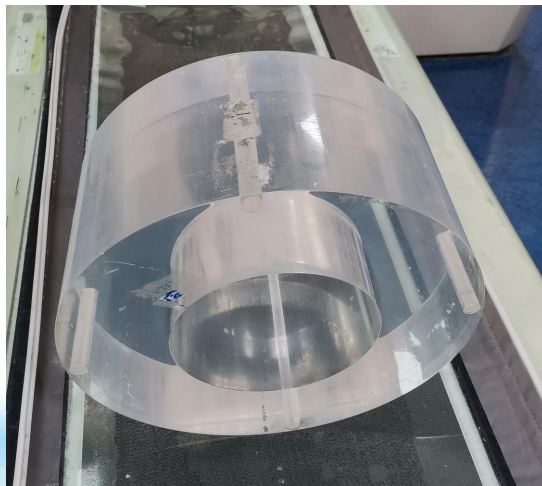
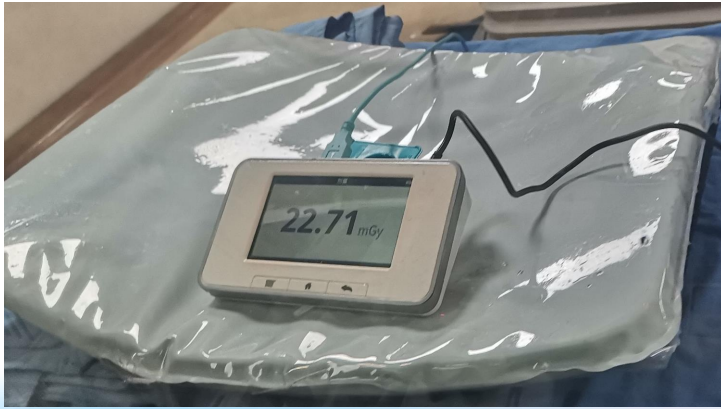
YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL

十二：劑量評估

- 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、電腦斷層劑量指標、和代表性檢查的病人劑量。
- 測試所需設備：
 - 使用16 cm及32 cm的壓克力假體
 - 100 mm筆型劑量計



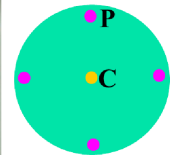
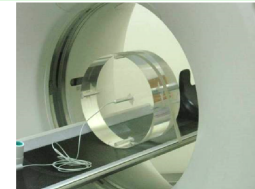
YUANLIN CHRISTIAN HOSPITAL



劑量評估計算式

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

f : 8.7 mGy/R
 C : 游離腔校正因子
 E : 測量值
 L : 游離腔長度(100 mm or 160 mm)



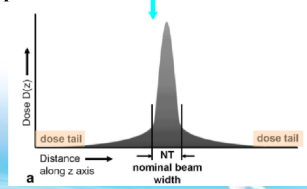
$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100C} + 2/3 CTDI_{100P}$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch$$

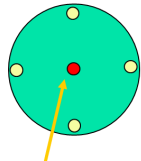
$$DLP = CTDI_{vol} \times total\ scan\ length$$

$$E = k \times DLP$$

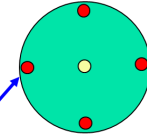
電腦斷層管球旋轉一圈掃描體積所產生的能量尖峰



CTDI_{vol} test



	成人頭部
Scan mode	Axial mode
Kvp	120
mAs	480
Rotation time	2 sec.
NxT (Pitch)	64 x 0.5 (P=1)
Scan length	17.5 cm



中間位置	
CT dose phantom	16 cm
Test 1	16.17 mGy
Test 2	16.14 mGy
Test 3	16.13 mGy
Average	16.146 mGy
CTDI _{100,c}	55.87 mGy

周圍位置	
Test (up)	16.20 mGy
Test (down)	14.97 mGy
Test (left)	15.59 mGy
Test (right)	16.16 mGy
Average	15.73 mGy
CTDI _{100,p}	54.43 mGy

劑量轉換係數

病人劑量	
CTDI _{vol}	54.91 mGy
DLP	54.91 mGy * 17.5 cm
E	54.91 mGy * 17.5 cm * 0.0021

轉換係數

部位	k (mSv mGy ⁻¹ cm ⁻¹)				
	0歲	1歲	5歲	10歲	成人
頭頸部	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
頭部	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
頸部	0.039	0.012	0.011	0.0079	0.0059
胸部	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
腹部及骨盆腔	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
軀幹	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

資料來源：The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT, AAPM report no.96 (2008) .

管電流線性度與再現性

REPRODUCIBILITY

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

240 mA, 1 sec

mA and scan speed LINEARITY

		readings (head, center)					
focus	mA	time	(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

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. CTDIW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CTDIW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30mGy，於小兒腹部掃描條件下應不大於25mGy。



SINCE 1896

管電流之線性度

管電壓：120kVp；偵檢器組置(NT)：80 X 0.5mm

管電流↓ (mA)	時間↓ (s)	管電流時間乘積↓ (mAs)	曝露量↓ (mGy)	比值↓ (mGy/mAs)	與平均值的差異
50	1.0	50	3.784	0.0757	0.0003
100	1.0	100	7.561	0.0756	0.0002
150	1.0	150	11.38	0.0759	0.0005
200	1.0	200	15.01	0.0751	-0.0004
250	1.0	250	18.78	0.0751	-0.0003
300	1.0	300	22.53	0.0751	-0.0003
平均值 AV			0.075		
標準差 SD			0.000355		
變異係數 (SD/AV)			0.005		

*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。



SINCE 1896

管電壓：100kVp；偵檢器組置(NT)：80 X 0.5mm

管電流↓ (mA)	時間↓ (s)	管電流時間乘積↓ (mAs)	曝露量↓ (mGy)	比值↓ (mGy/mAs)	與平均值的差異
50	1.0	50	2.492	0.0498	0.0004
100	1.0	100	4.934	0.0493	-0.0001
150	1.0	150	7.371	0.0491	-0.0003
200	1.0	200	9.843	0.0492	-0.0002
250	1.0	250	12.35	0.0494	0.0000
300	1.0	300	14.84	0.0495	0.0001
平均值 AV			0.049		
標準差 SD			0.000246		
變異係數 (SD/AV)			0.005		

*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。



SINCE 1896

管電壓：80kVp；偵檢器組置(NT)：80 X 0.5mm

管電流↓ (mA)	時間↓ (s)	管電流時間乘積↓ (mAs)	曝露量↓ (mGy)	比值↓ (mGy/mAs)	與平均值的差異
50	1.0	50	1.368	0.0274	0.0001
100	1.0	100	2.731	0.0273	0.0001
150	1.0	150	4.118	0.0275	0.0002
200	1.0	200	5.428	0.0271	-0.0001
250	1.0	250	6.791	0.0272	-0.0001
300	1.0	300	8.135	0.0271	-0.0001
平均值 AV			0.027		
標準差 SD			0.000137		
變異係數 (SD/AV)			0.005		

*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。



SINCE 1896

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	檢查參數		
	成人頭部	成人腹部	小孩腹部(5歲)
代表性檢查	成人頭部	成人腹部	小孩腹部(5歲)
掃描方式(軸狀/螺旋)	AX	Helical	Helical
管電壓(kVp)	120	120	100
管電流(mA)	280	R(200)	R(150)
曝露時間(旋轉一圈)(s)	1	0.5	0.5
偵檢器組置, N·T(mm)	4 X 5.0	80x0.5	80X0.5
Axial: 檢查床每圈移動距離, I(mm)	20	32.50	32.50
Spiral: 檢查床前進速度, I(mm/rot)			
Pitch (=I/(N·T))	1	0.813	0.813
掃描長度, L(cm)	16	42	16.5
CTDIvol 螢幕顯示值	63.2	10.6	4.9
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 32 公分
中間位置			
讀值一	12.580	2.144	0.949
讀值二	12.580	2.144	0.947
讀值三	12.620	2.149	0.951
平均值	12.593	2.146	0.949
標準差	0.019	0.002	0.002
變異係數(標準差/平均值)	0.001	0.001	0.002
CTDIc (mGy)	62.967	5.364	2.373



SINCE 1896

周圍位置 ^①			
讀值(上) ^②	14.680 ^③	4.753 ^③	2.748 ^③
讀值(下) ^②	13.080 ^③	3.648 ^③	1.559 ^③
讀值(左) ^②	13.350 ^③	4.092 ^③	2.001 ^③
讀值(右) ^②	13.720 ^③	4.101 ^③	2.113 ^③
平均值 ^②	13.708 ^③	4.149 ^③	2.105 ^③
CTDI ₁₀ (mGy) ^②	68.538 ^③	10.371 ^③	5.263 ^③
CTDI _w (mGy) ^②	66.681 ^③	8.702 ^③	4.300 ^③
CTDI _{vol} (mGy) (=CTDI _w /pitch) ^②	66.681 ^③	10.704 ^③	5.289 ^③

病人劑量 ^②			
代表性檢查 ^②	成人頭部 ^②	成人腹部 ^②	小孩腹部(5歲) ^②
CTDI _{vol} 測量值 ^②	66.681 ^③	10.704 ^③	5.289 ^③
CTDI _{vol} 基準值 ^②	64.399 ^③	10.993 ^③	5.223 ^③

測量值與基準值的差異 ^②	3.54% ^③	-2.63% ^③	1.25% ^③
測量值與顯示值的差異 ^②	-5.51% ^③	-0.98% ^③	-7.93% ^③
CTDI _{vol} 限值 ^②	80 ^③	30 ^③	25 ^③
DLP (mGy-cm) (=CTDI _{vol} *L) ^②	1066.89 ^③	449.56 ^③	87.26 ^③
有效劑量轉換因子, k(mSv/mGy-cm) ^②	0.0025 ^③	0.015 ^③	0.020 ^③
有效劑量 (mSv) (=DLP*k) ^②	2.667 ^③	6.743 ^③	1.745 ^③

① 判定標準：再現性的變異係數不應大於0.05。

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

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: 偵測器數量。

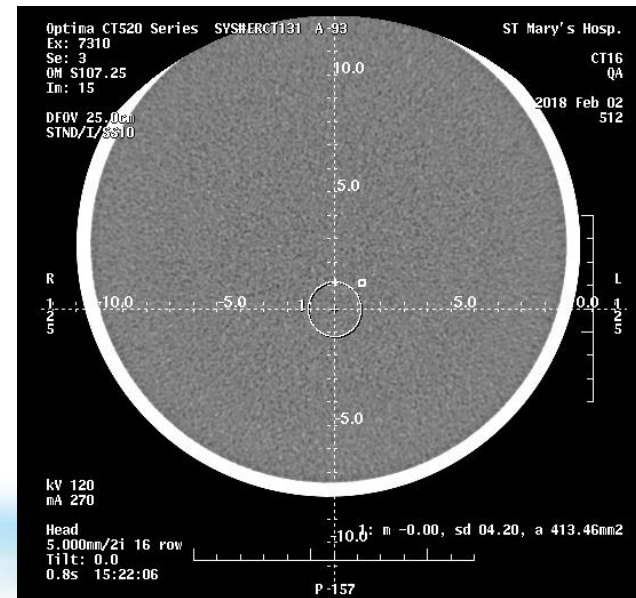
③ CTDI_{vol} 與基準值相比, 應不大於基準值的20%。

④ 測量結果中的成人頭部與成人腹部的CTDI_{vol}或CTDI_w, 與營養顯示值相比時, 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述數值之下, 應說明原因備查。



SINCE 1896



SINCE 1896



如何減少臨臨床工作負擔??

• 建議：

1. 依建議製定相關工具
2. 設置QA protocol
3. 修定設合自己醫院使用的表格
4. ????



SINCE 1896



水CT值穩定性評估

- 需不需要架設ACR或Catpha?
 - 當然不需要, 直接使用原廠假體就好。
 - 一般原廠假體都會有水假體, 放在頭架上雷射對到中間切一張就可以直接使用。
- 要怎樣作才會快?
 - 暖機跟日QA, 電腦斷層開機後就先做穩定性測式, 觀察一下病患或工作人員不會接觸到銳利粗糙邊緣或其他包括電的危害...依序完成, 每日時間應可以控制在10分鐘內。

2021/11/9

2021/11/9



紀錄表設計

- 建議：每日可用直式把一個月的紀錄填成一張，相關參數設置成頁首
- CT值建議填上數值。

