

電腦斷層掃描儀 非年度品質保證測試



陳建全

陳建全

- 學歷
 - 陽明大學醫放系 學士
 - 成功大學醫工所 碩士
- 專業證書
 - 教育部部定講師
 - 醫學物理師證書(放射診斷)
 - 醫事放射師證書
 - 輻射防護師證書
- 研究成果
 - SCI 第一作者1篇
 - SCI 共同作者11篇
 - 研究計畫主持人1件
 - 研究計畫共同主持人6件
- 經歷
 - 台灣醫學物理公司
 - 總經理
 - 長庚大學
 - 兼任講師
 - 林口長庚紀念醫院
 - 磁振造影中心醫學物理師
 - 影像診療部醫學物理師
 - 中華民國醫學物理學會
 - 常務監事
 - 桃園縣醫事放射師公會
 - 理事
 - 總幹事
 - 考試院醫事放射師檢覈考試
 - 命題/審題委員
 - 國健署乳篩計畫
 - 醫學物理組委員
 - 原能會醫療曝露品質保證計畫
 - 講師
 - 命題及口試委員

項目	專業人員資格	專業人員人數	委託之相關機構	相關事項
1.LINAC	放射腫瘤科醫師 醫事放射師 學、公、協會核發證書 繼續教育：3小時/年	2 , +1	醫學中心	需實作經歷一年
2.Co-60	同1.	1 , +1	醫學中心	同1.
3.近接治療機	同1.	1 , +1	醫學中心	同1.
4.CT治療機	同1.	2 , +1	醫學中心	同1.
5.電腦刀	同1.	2 , +1	醫學中心	同1.
6.加馬刀	同1.	2 , +1	醫學中心	同1.
7.乳房攝影儀 (非年度/年度)	放射診斷科醫師 醫事放射師 學、公、協會核發證書 繼續教育：3小時/年	1	醫學中心 專業學（協、公）會 合格廠商	年度需實作經歷 (2 , 2)
8.CT/CT Sim (非年度/年度)	放射診斷科、放射腫瘤科或核子 醫學科醫師 醫事放射師 學、公、協會核發證書 繼續教育：3小時/年	1	醫學中心 專業學（協、公）會 合格廠商	年度需實作經歷 (1 , 1)
9.模擬定位儀	同1.	1	醫學中心	同1.
10.心導管* (非年度/年度)	放射診斷科、神經科或神經外科、 心臟科醫師 醫事放射師 學、公、協會核發證書	1	醫學中心 專業學（協、公）會 合格廠商	年度需實作經歷 (-- , 1)

核安會公告資料

- (附件九)診斷用電腦斷層掃描儀輻射醫療曝露品質保證操作程序書
- (附件九之一)診斷用電腦斷層掃描儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值
- (附件九之二)診斷用電腦斷層掃描儀品質保證校驗紀錄表
- (附件十)核醫用電腦斷層掃描儀輻射醫療曝露品質保證操作程序書
- (附件十之一)核醫用電腦斷層掃描儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值
- (附件十之二)核醫用電腦斷層掃描儀品質保證校驗紀錄表
- (附件十一)電腦斷層模擬定位掃描儀輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
- (附件十一之一)電腦斷層模擬定位掃描儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值
- (附件十一之二)電腦斷層模擬定位掃描儀品質保證校驗紀錄表

(附件九)診斷用電腦斷層掃描儀輻射醫療曝露品質保證操作程序書

-
- 診斷用電腦斷層掃描儀(年度)輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書
 - 診斷用電腦斷層掃描儀(非年度)輻射醫療曝露品質保證操作程序書

電腦斷層掃描儀品保必要知識

- 放射物理學
- 電腦斷層掃描儀的輻射安全與防護
- 醫學影像原理與處理
- 電腦斷層掃描儀成像原理與設備特性
- 電腦斷層掃描儀的臨床應用
- 輻射測量原理與技術
- 統計學
- 文書處理軟體

項目名稱	頻率	診斷	治療	核醫	限值
目視檢查	日	V	V	V	各項檢查功能都正常。
水假體影像CT值準確度及假影評估		V	V	V	無明顯假影；水的CT值在±7 HU。
雷射與影像切面之相對位置一致性			V		三軸定位雷射中心軸位置偏差需在二毫米(mm)以下；影像上需可看到孔洞或金屬記號。
攝像工作站影像顯示評估	月	V	V		依照SMPTE或TG-18測試圖像標準。
檢查床水平檢測			V		縱向水平【基準值】宜為2度以下； 縱向水平角度與其基準值差異為一度以下； 橫向水平角度為零點五度以下。
檢查床垂直與縱向移動位置準確性			V		二毫米(mm)以下
雷射與影像切面之相對軸向關係一致性			V		雷射在水平及垂直軸向方向差異為二毫米(mm)以下； 影像上需可以清楚看到標記。
定位雷射與機架雷射間隔長度準確性		V			1. 機架雷射與定位雷射距離與原廠設定值差異為二毫米(mm)以下。 2. 定位雷射與機架雷射及電腦斷層掃描平面的間隔距離差異為二毫米(mm) 以下。
定位雷射移動的準確性		V			移動誤差需二毫米(mm)以下。
檢查床與影像切面軸向吻合性		V			誤差需二毫米(mm)以下。
水假體影像均勻度及雜訊		V	V		1. 影像不均勻度差異為 5HU 以下。 2. 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下。
CT 值準確性			V		1. 水的 CT 值為介於 -7 至 +7 HU 之間。 2. 除了水以外，其他物質之CT值與基準值差異為 30HU。
SPECT/CT 或 PET/CT 影像融合準確性	半年			V	GE : For PET/CT \leq 5mm 。 For SPECT X,Y,Z軸的 absolute average \leq 3mm 。 Philips : Maximum Distance 必須小於 5mm 。 Siemens : 1. 檢查床之 CT 與 SPECT 位置(translation)誤差吻合性差異應 $\leq \pm 5$ mm 。 2. 檢查床之 CT 與 SPECT 角度(rotation)誤差吻合性差異應 $\leq \pm 1^\circ$ 。 3. 檢查床之 CT 與 PET 位置差吻合性差異應 \leq 5mm

CT非年度品保測試項目

- 每日執行【全部】
 - 目視檢查
 - 水假體影像CT值準確度及假影評估
- 每月執行【診斷、治療】
 - 水假體影像均勻度及雜訊評估
 - 攝像工作站影像顯示器評估

目視檢查

【診斷】

1. 目視定位（機架）雷射燈功能是否正常。
2. 目視所有指示燈及操作電腦功能是否正常，包含輻射使用中、儀表面版…等。
3. 測試指示病人的揚聲器功能是否正常。
4. 目視監控病人的攝影機、監視器等功能正常。
5. 門打開狀況下，安全連鎖裝置應使機器無法照射。

【核醫】

1. 目視定位雷射燈功能是否正常。
2. 目視所有指示燈功能是否正常，包含輻射使用中、儀表面版、PET 與 CT 檢查位置指示…等。
3. 測試指示病人的揚聲器功能是否正常、檢查床可正確移動至 PET 與 CT 檢查位置。
4. 目視監控病人的攝影機、顯示器等功能正常。
5. 測試安全連鎖裝置功能正常。

【治療】

1. 目視定位(機架)雷射燈功能是否正常。
2. 目視所有指示燈及操作電腦功能是否正常，包含輻射使用中、儀表面板等。
3. 打開對講機，發出適當聲量之聲音，聆聽是否訊號正常，檢查室內、外皆需雙向測試。
4. 目視監控病人的攝影機、監視器等功能是否正常。
5. 將檢查室屏蔽門保持開啟狀態。檢視控制台上是否有警示燈號，表明無法啟動射束，並實質確認射束無法輸出。
6. 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。



水假體影像CT值準確度及假影評估

【診斷】

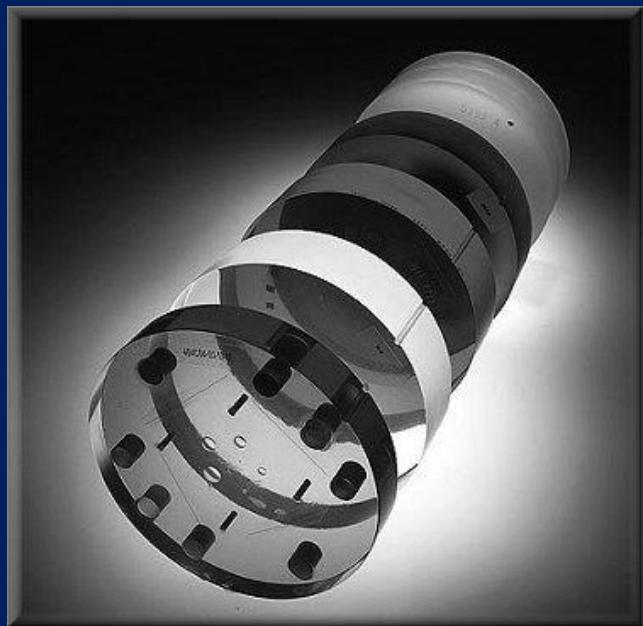
- (一)目的：測定水CT值準確度與檢查是否有假影。
- (二)實施頻率：每日。
- (三)測試所需設備：電腦斷層設備廠商所提供之市售直徑約20公分至30公分之均質水(或等效水)假體。

【核醫】

- (一)目的：測定水假體影像CT值準確度與檢查是否有假影。
- (二)實施頻率：每日或更換零件可能對影像品質有影響時。
- (三)測試所需設備：原廠水假體或可執行同功能測試之假體。

【治療】

- (一)目的：確保水假體掃描影像CT值之準確度與是否有假影。
- (二)測試所需設備：原廠假體或可執行相同功能之測試假體。



GE CT phantom

ACR CT Accreditation Phantom



Philips CT phantom



A 125

Im: 3

DFOV 25.0cm
STND/

R
125

L
125

kV 120
mA 100



1: n 00.07, sd 03.33, a 574.11mm²



P 125

WAV: 400 WBL: 40

水假體影像CT值準確度及假影評估

【診斷】

1. 將假體固定於檢查床上，移動治療床使假體位於機架中心，並將水層厚度一半對準切片位置。
2. 以常規成人腹部掃描條件進行測試：使用軸狀掃描模式(axial scan mode)，設定適當的照野範圍以便將整個測試假體完整包含在內，其大小建議為假體直徑加1公分。
 - (1) 水CT值準確度測試：掃描後使用面積約400平方毫米之圓型區域在影像中心 **Scan #1** 區域內測量平均CT值(多切面機型將取得影像組選取中間影像進行評估)。
 - (2) 假影測試：
Scan #2 (a)單切面機型：使用最大射束寬度，影像重組厚度比照最大射束寬度；多切面機型：在最大的射束寬度設定下，選用最小的切片厚度(T)，影像重組厚度設為T。
(b)在窗寬為100，窗高為0的條件下先確認重組後每張影像是否有假影。

水CT值僅需分析假體中心之影像
每張影像均須分析假影

水假體影像CT值準確度及假影評估

【核醫】

將假體固定於檢查床上，移動治療床使假體位於機架中心，並將水假體厚度一半對準切片位置，若假體無切片位置指示物可自行標記。

1. 以常規成人腹部掃描條件進行測試：

- (1) 設定適當的照野範圍以便將整個測試假體完整包含在內。
- (2) 以常規成人腹部掃描條件掃描。

Scan #1

2. 以自動判讀程式或在窗寬為 100，窗高為 0，且環境背景光線較暗的條件下，先確認重組後每張是否有假影。

每張影像均須分析水CT值
每張影像均須分析假影

【治療】

1. 將均質水假體固定於病患檢查床上，調整位置使假體位於機架中心，並將水層厚度一半對準切片位置。

2. 以常規成人腹部掃描條件進行測試：

- (1) 設定適當的照野範圍以便將整個測試假體完整包含在內，其大小建議為假體直徑加 1 公分。

(2) 以常規成人腹部掃描臨床參數做為掃描模式。 **Scan #1**

(3) 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 2(2)。若步驟 2(2)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. 窗寬(window width)為 100，窗高(window level)為 0 的條件下，檢查重組後每張影像是否有假影。

4. 對步驟 2(1)與 2(2)的所有取得影像，評估水的 CT 值與假影：在全部影像上的正中央放置 ROI(約 400 平方毫米)，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。

Scan #2

每張影像均須分析水CT值
每張影像均須分析假影

5. 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

掃描方式

Scan #1 【全部】

- 選取【常規成人腹部】掃描模式
- 執行掃描

Scan #2 【診斷、治療】

- 改為軸狀掃描模式(診斷、治療)
 - 若不可行，則：
 - 記下：kVp、mAs、掃描範圍(scan FOV)、影像重建法
 - 另選一軸狀掃描protocol，改用上述參數
 - 在最大射束寬度下，選用最小的切片厚度
- 執行掃瞄

水假體影像CT值準確度及假影評估

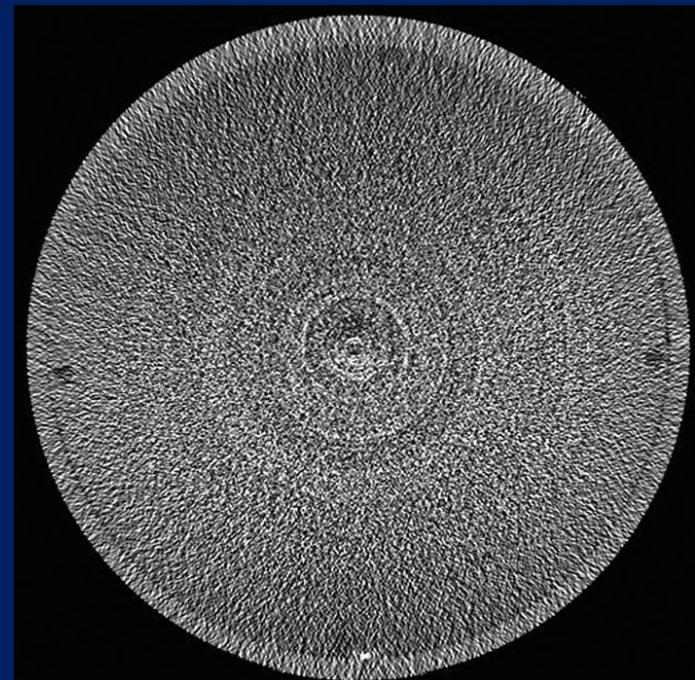
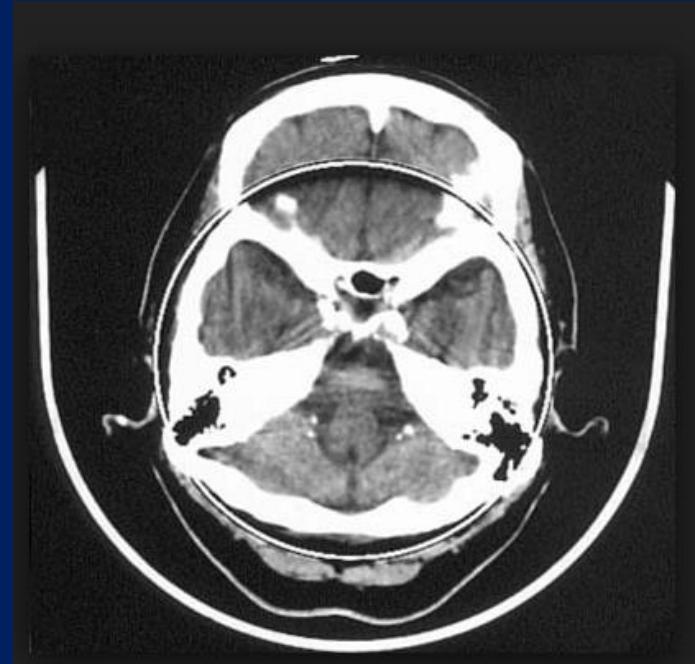
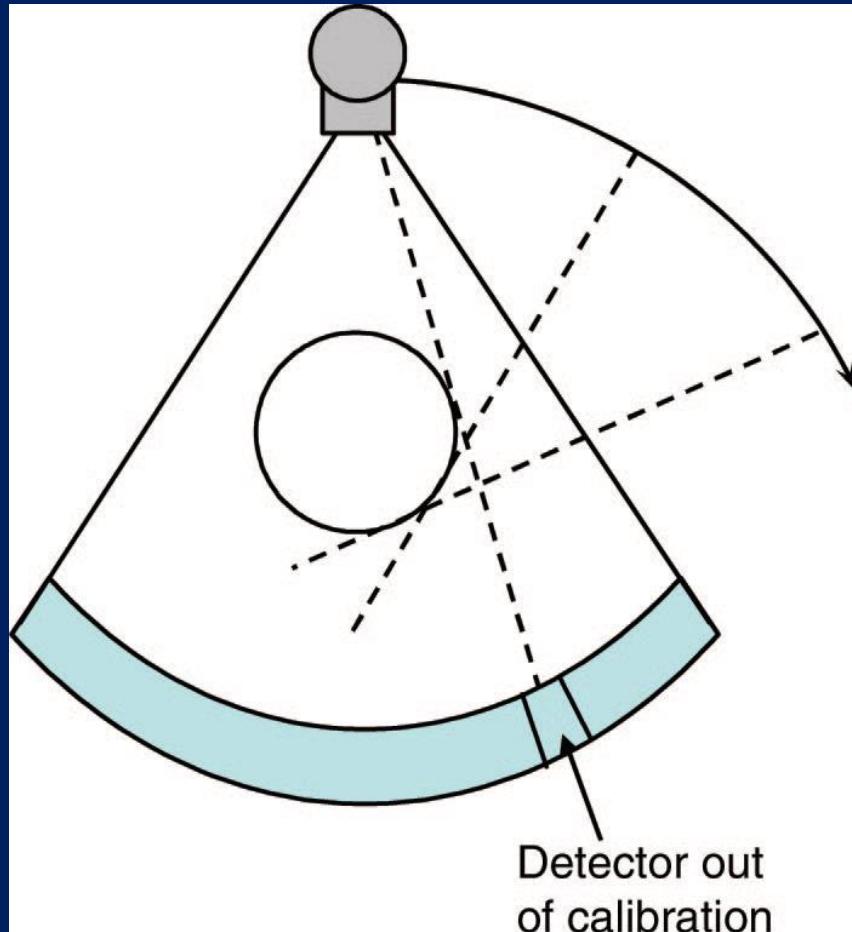
- 理想的測試目的應包括
 - 所有偵檢器功能正常
 - 所有排(column)、列(row)的偵檢器
 - 各種組合($N \times T$)均正常
- 水的CT值在合理範圍內影像中無假影
- 測試前應確認項目
 - 假體內無任何雜質、異物
 - 所有X光掃描範圍內無任何顯影劑或異物
 - 視情況執行空氣/水校正(air/water calibration)

程序中的常見問題

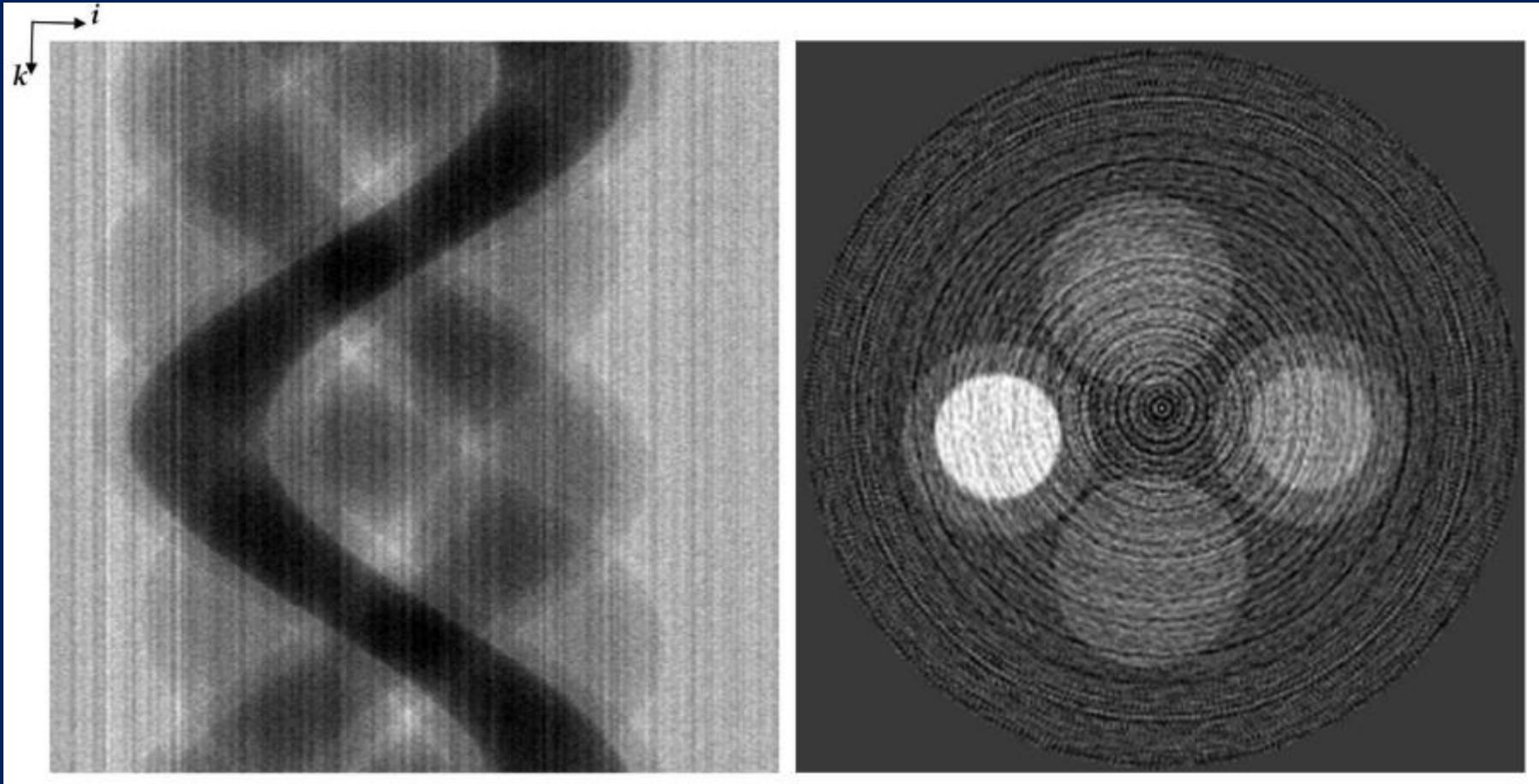
- 常規成人腹部掃描條件
 - 軸狀掃描與螺旋掃描的參數無法完全一致
 - 保持”相同或最接近的切面厚度與偵檢器組置(N x T)”
 - 在軸狀模式下使用相同或最接近的影像重建法
 - 使用自動曝光控制(例如：Auto mA, CareDose...)
 - 挑選一組最常用的管電流(mA)與旋轉時間(s)
- 適當照野範圍(大於假體直徑1公分)
 - 假體不在影像中心
 - 床與機架對位錯誤
 - 矢狀面定位雷射偏移

假影評估

Ring artifacts

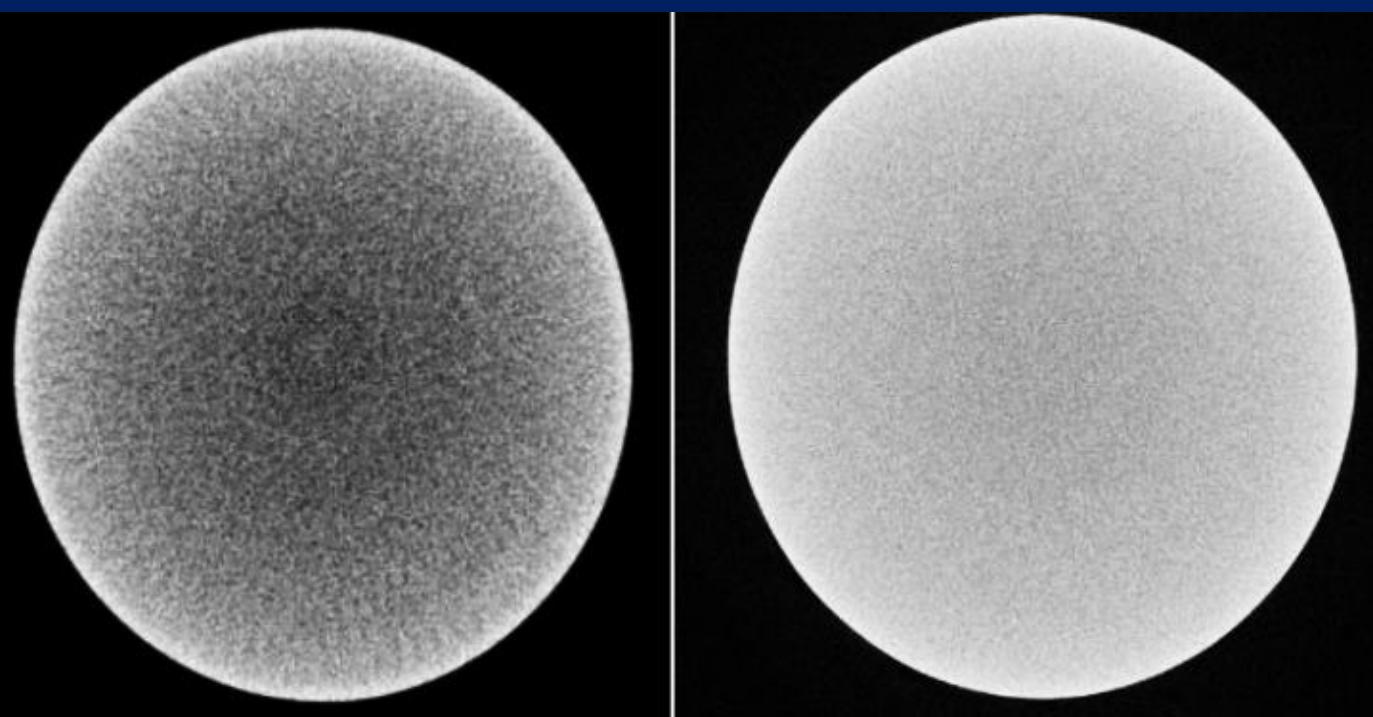
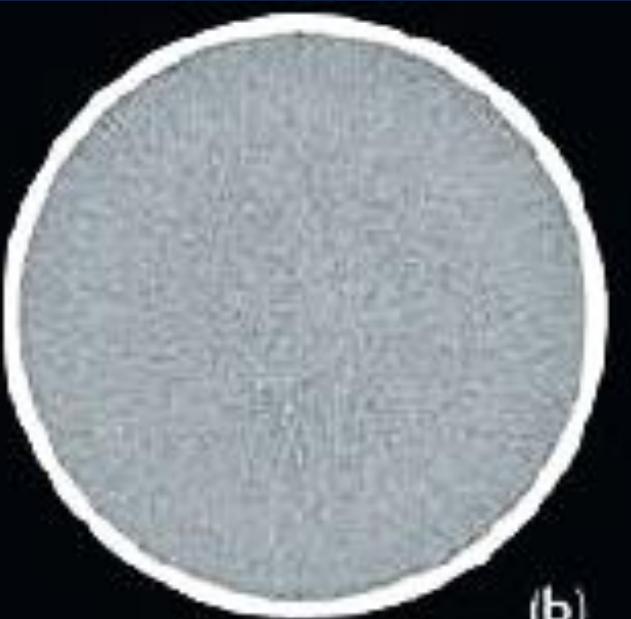


Ring artifact



Sinogram

Reconstructed CT image



水假體影像均勻度及雜訊評估

【診斷】

1. 將假體固定於檢查床上，移動治療床使假體位於機架中心，並將水層厚度一半對準切片位置。
2. 以常規成人腹部掃描條件進行測試：使用軸狀掃描模式(axial scan mode)，設定適當的照野範圍(FOV)以便將整個測試假體完整包含在內，其大小建議為假體直徑加1公分。
3. 影像均勻度：
 - (1) 多切面機型將取得影像組選取中間影像進行評估，分別放置約 400 mm^2 之ROI於假體影像中央、三點鐘、六點鐘、九點鐘及十二點鐘之位置（每次測試每個ROI位置需相同，建議方法：開啟Grid功能由邊緣向內約1/4半徑處）。
 - (2) 比較週邊4個位置ROI所測得各自的平均CT值與中間ROI的平均CT值之差異。
4. 影像雜訊：假體影像正中央ROI，取其標準差以做為雜訊之評估。

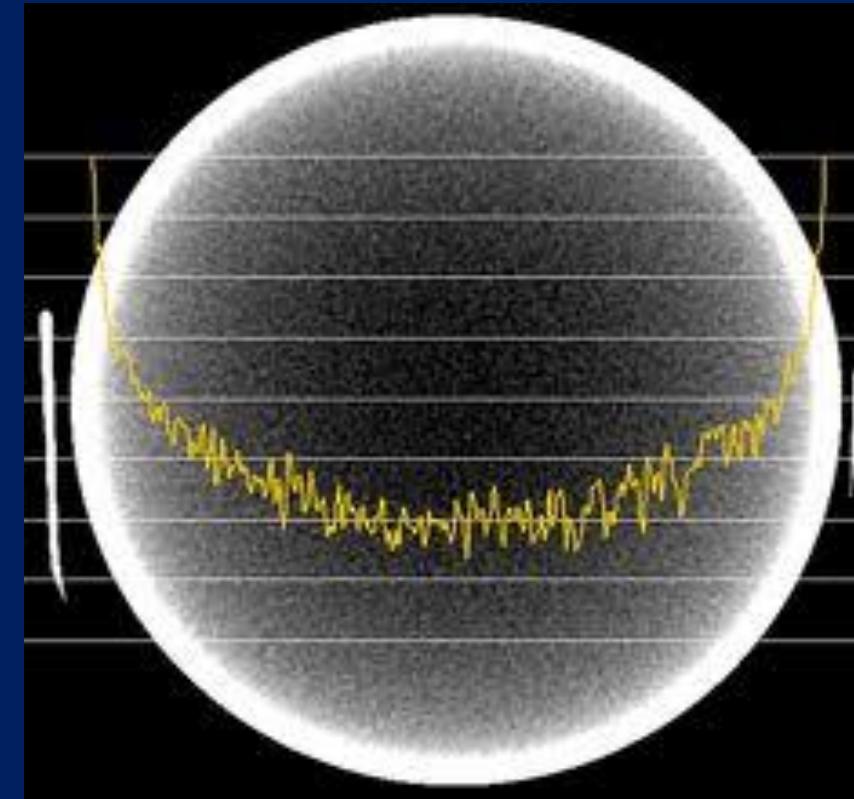
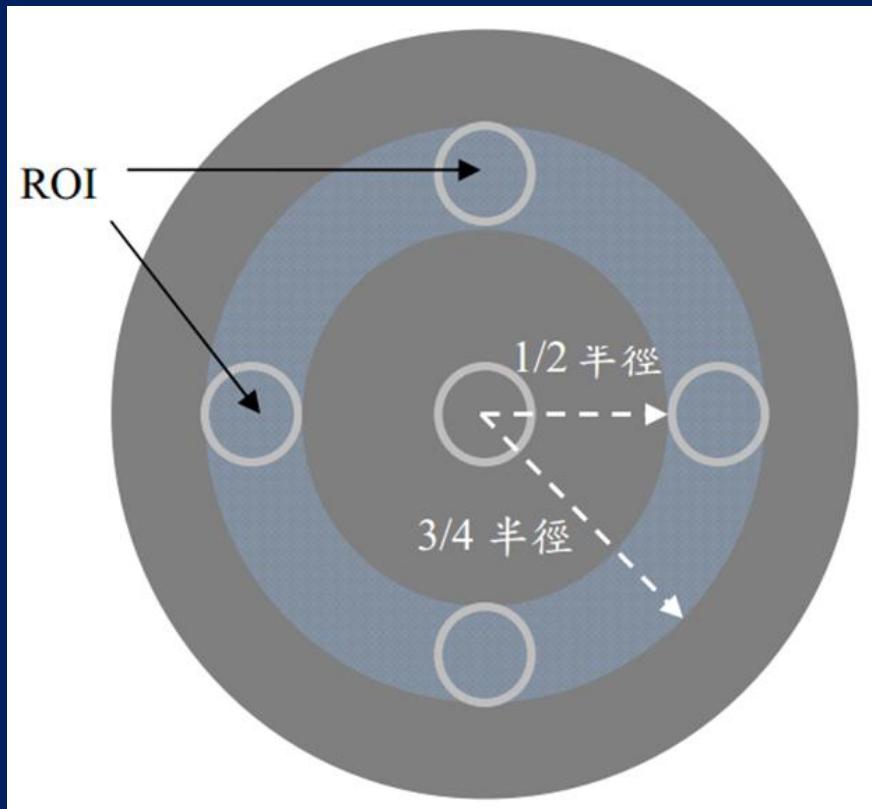
常規成人腹部參數，改用
軸狀掃描模式

【治療】

1. 將假體固定於檢查床上，移動治療床使假體位於機架中心，並將水層厚度一半對準切面雷射。
2. 以常規成人腹部掃描條件進行測試。
3. 設定適當的照野範圍以便將整個測試假體完整包含在內，其大小建議為假體直徑加1公分。
4. 影像均勻度：
 - (1) 將取得影像組選取中間影像進行評估，分別放置面積約400平方毫米之ROI於假體影像中央、三點鐘、六點鐘、九點鐘及十二點鐘之位置（每次測試每個ROI位置需相同，建議方法：開啟Grid功能由邊緣向內約2公分處）（圖十五）。
 - (2) 比較周邊4個位置ROI所測得各自的平均CT值與中間ROI的平均CT值之差異。
5. 影像雜訊：
放置面積約 400 mm^2 之ROI於所得假體影像正中央，測量其CT值之標準差以做為雜訊之評估。
6. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。

常規成人腹部模式

均匀度評估



均匀度評估： $|\Delta \text{Pixel value}| < 5$



影像均勻度評估	GE Phantom	STD+			
ROI位置	中央	上方	下方	左方	右方
測得水之CT值	0.56	0.54	-0.37	-0.57	-1.63
與中央之差異		-0.02	-0.93	-1.13	-2.19
結果判定		合格	合格	合格	合格

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

雜訊評估

水的CT值準確度與雜訊測量

使用假體 / 廠牌型號 / 序號：ACR認證假體 / Gammex 464 / 804882 - 4021

掃描參數	掃描設定			測得數據			
	管電壓峰值 (kV p)	偵檢器組置 (毫米)	影像重建法	測得水之CT值	雜訊	雜訊 基準值	與基準值之差 異(%)
成人腹部 Abd. Routine	120	8 x 5.0	STD	3.39	4.61	4.61	0.00%
改為軸狀掃描				3.85	4.47	4.47	0.00%
改變影像重建法 (軸狀掃描模式)			EDGE	4.04	26.1	26.1	0.00%
			SOFT	3.89	3.68	3.68	0.00%
			BONE+	3.71	21.45	21.45	0.00%
			BONE	4.05	14.04	14.04	0.00%
改變管電壓峰值 (軸狀掃描模式)			STD	3.27	7.95	7.95	0.00%
80				3.84	5.5	5.5	0.00%
100				3.43	3.89	3.89	0.00%
140							
結果判定				合格		合格	

水的CT值應介於0±7HU

雜訊值與基準值之差異，應不大於20%

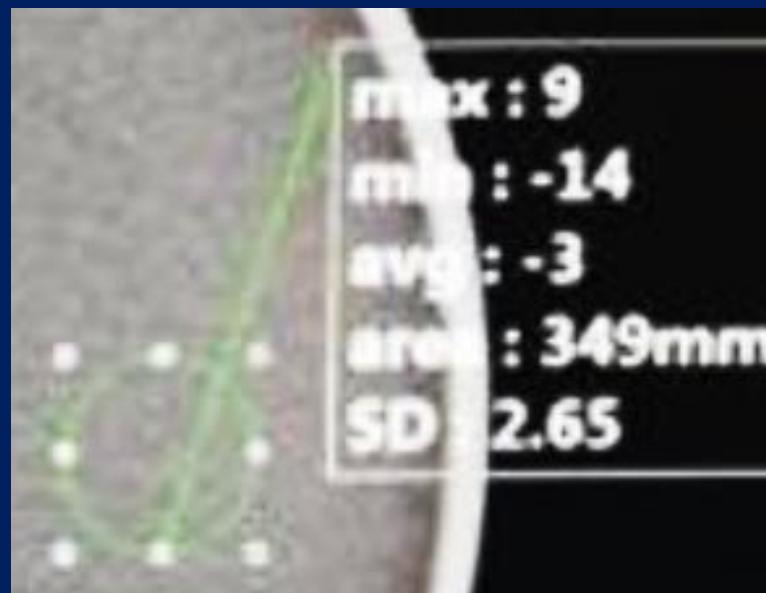
Standard Deviation (noise)

$$s_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

n = The number of data points

\bar{x} = The mean of the x_i

x_i = Each of the values of the data



:Daily QA

max : 8
min : -18
avg : -3
area : 349mm*mm
SD : 2.83

max : 9
min : -16
avg : -2
area : 349mm*mm
SD : 2.65

max : 9
min : -14
avg : -3
area : 349mm*mm
SD : 2.65

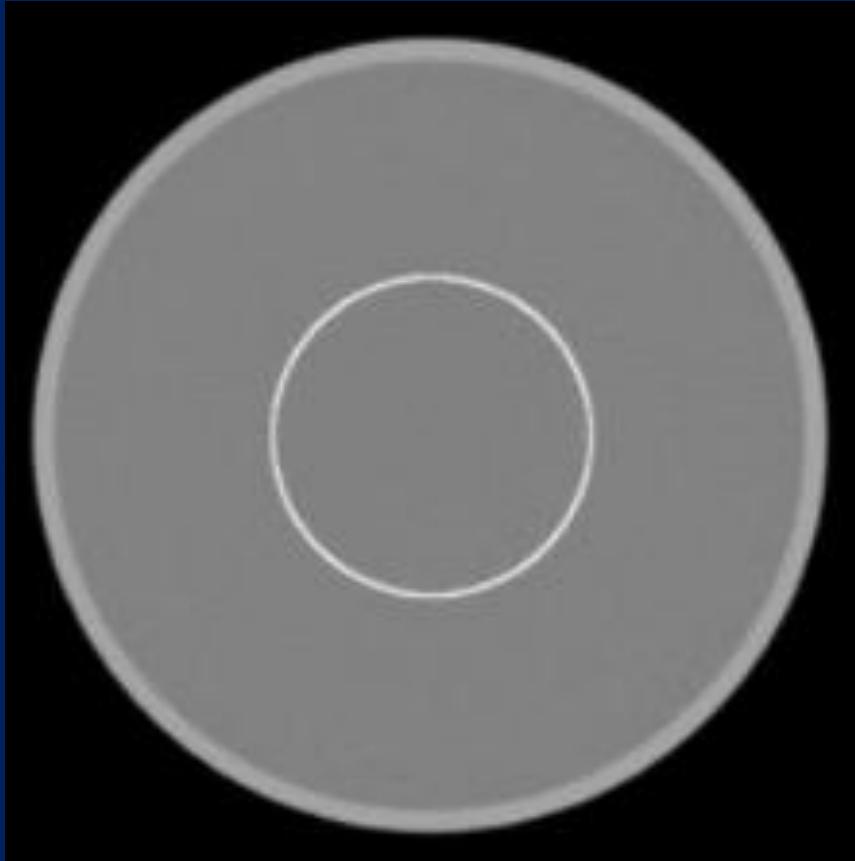
max : 12
min : -13
avg : 0
area : 349mm*mm
SD : 2.24

max : 10
min : -15
avg : -3
area : 349mm*mm
SD : 2.65

00

-180/360

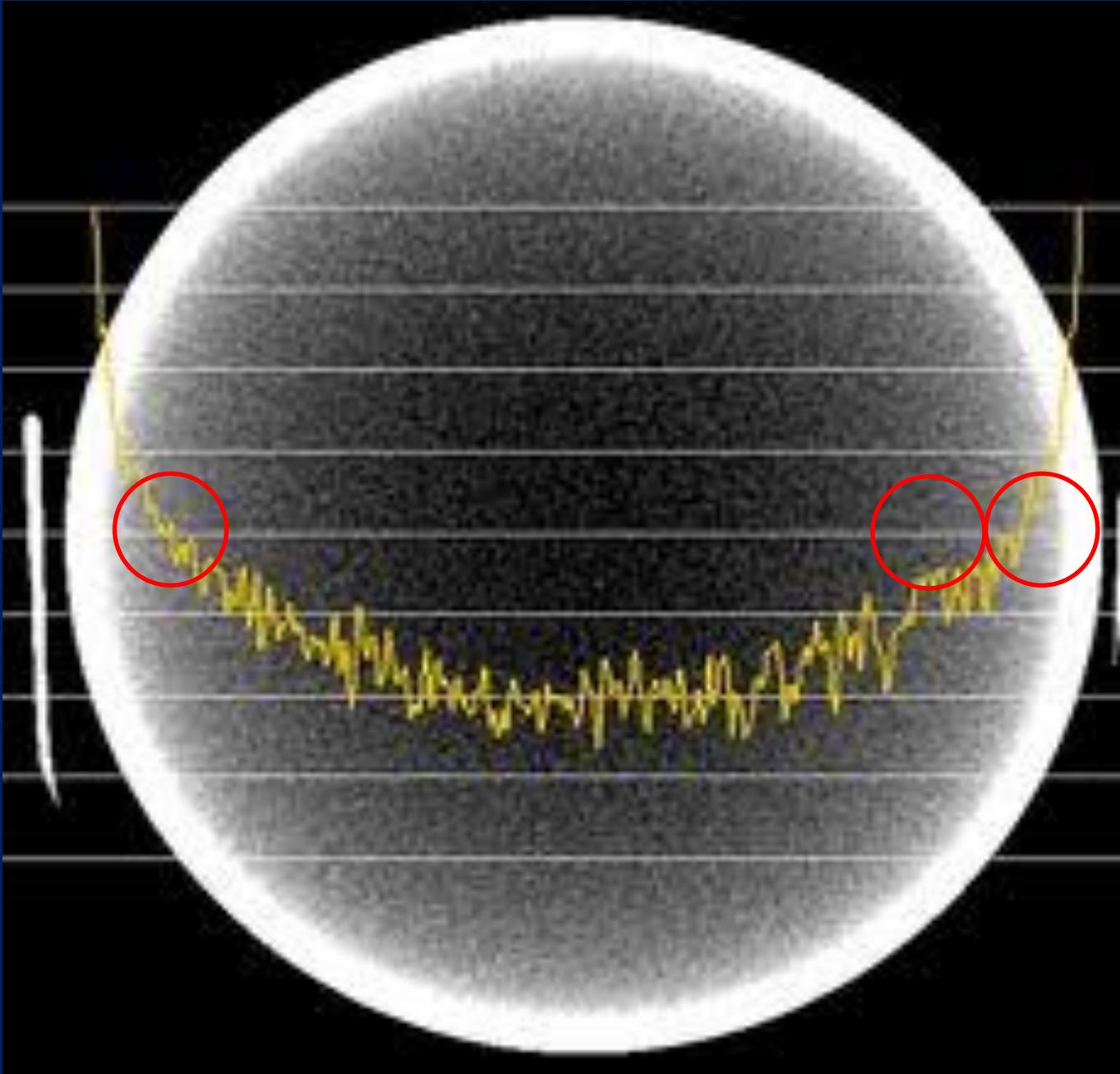
Large ROI vs Small ROI



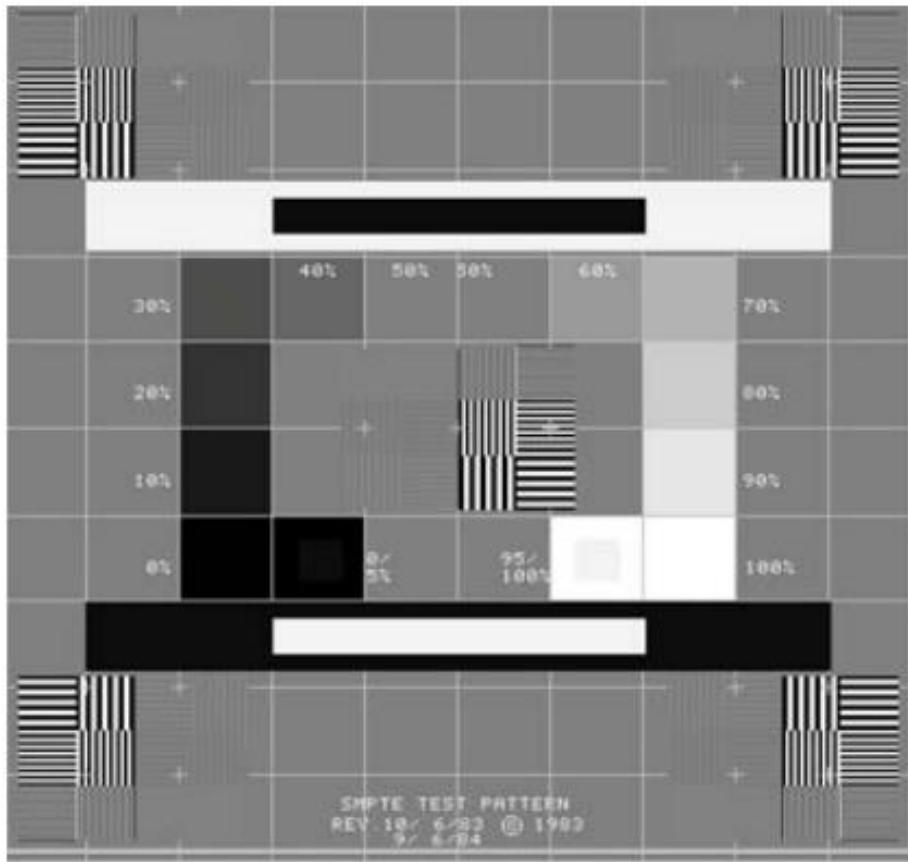
| Standard Deviation_{Today} – Standard Deviation_{Baseline} |
< 20% x Standard Deviation_{Baseline}

程序中的常見問題

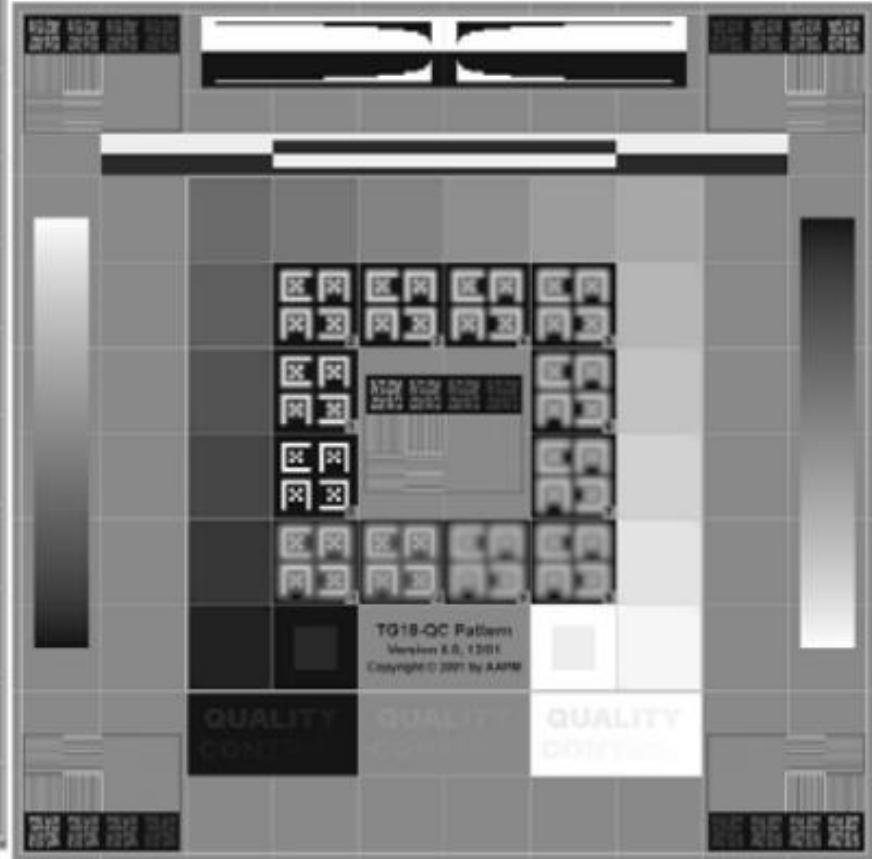
- 雜訊基準值
 - 如何建立?
 - 何時該重建?
 - 超過標準如何處理?
- 均勻度
 - ROI 以外的區域超過標準?
 - 在其他切面是否需要評估?



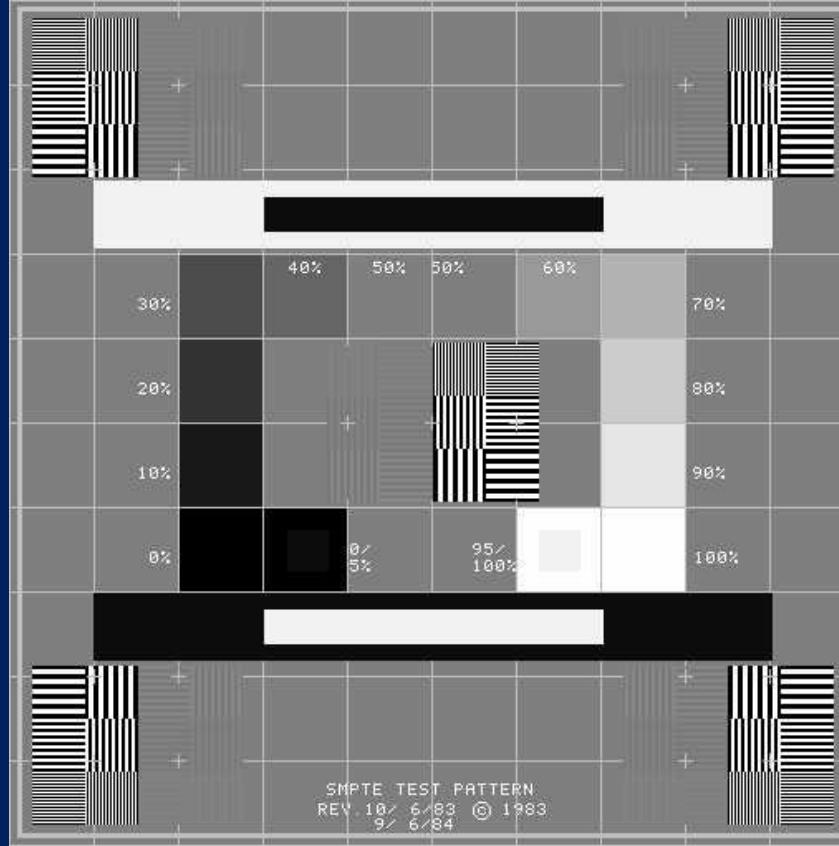
攝像工作站影像顯示器評估



圖一、SMPTE 測試圖



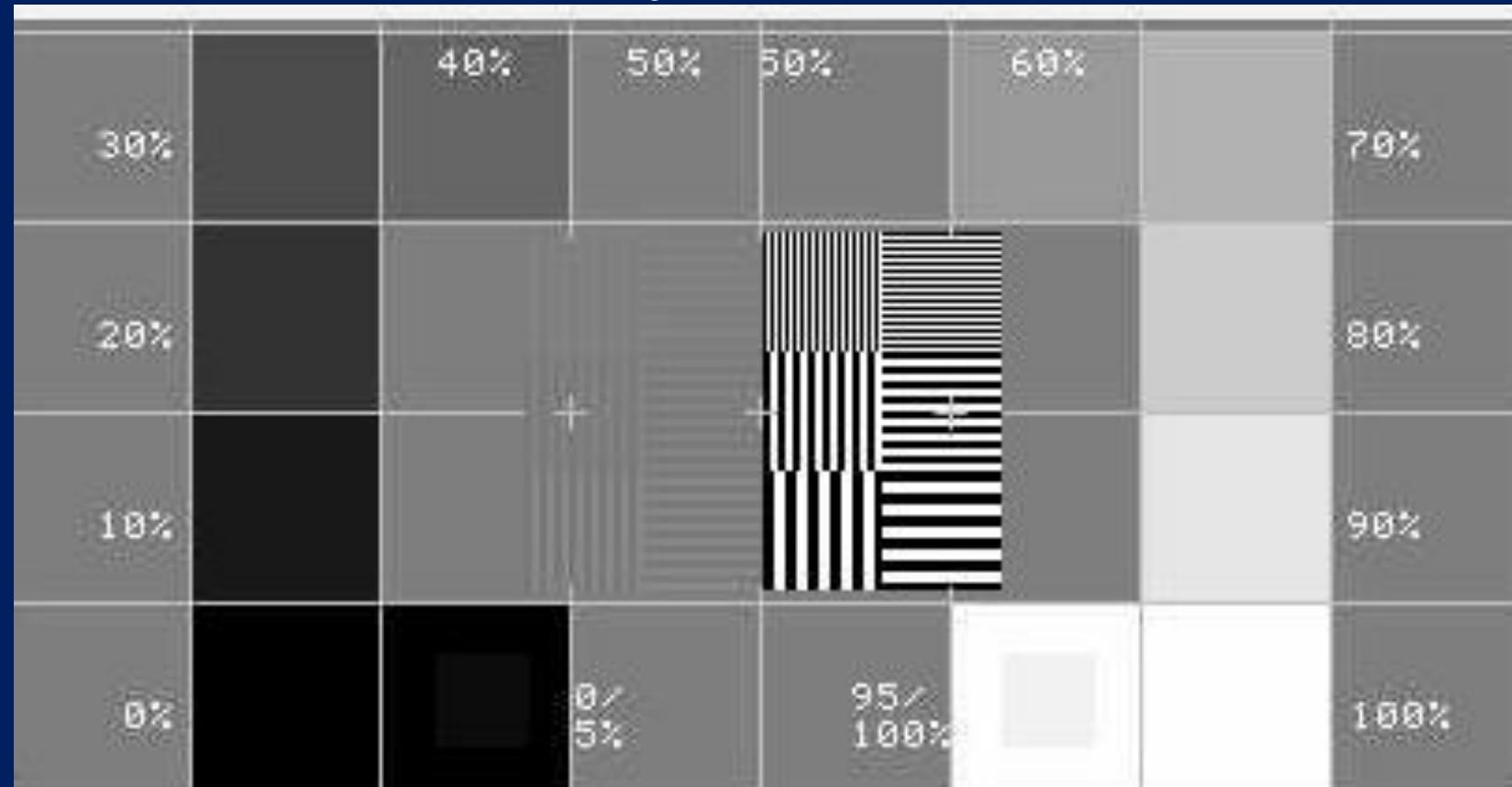
圖二、TG18-QC 測試圖



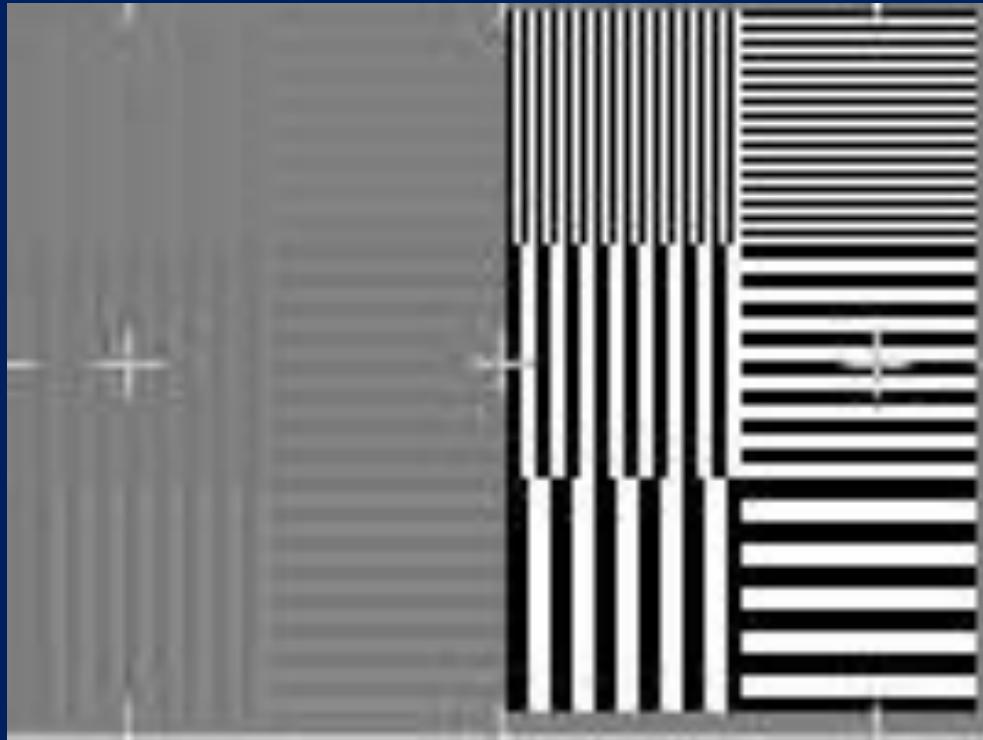
1.擷像工作站之SMPTE測試

- (1) 將SMPTE測試圖顯示在控制檯螢幕，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%之低對比方塊是否清楚可分辨。
 - b.0%至100%十一個灰階方塊是否皆清楚可分辨。
 - c.用肉眼觀察螢幕的性能，是否有可見的條紋假影、失真與陰影。
 - d.於四個角落及中間之高低對比線對，皆能分辨從最寬至最窄的線對。

1024



Display settings: window center(level) = **1024**, window width = **100**



974

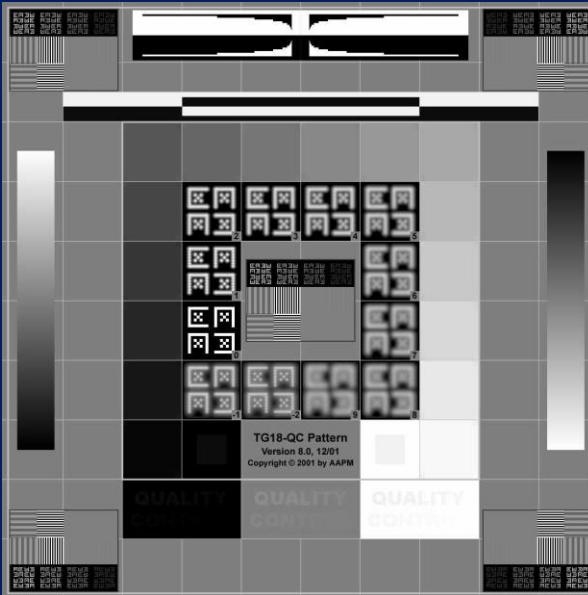
979

1074

1069

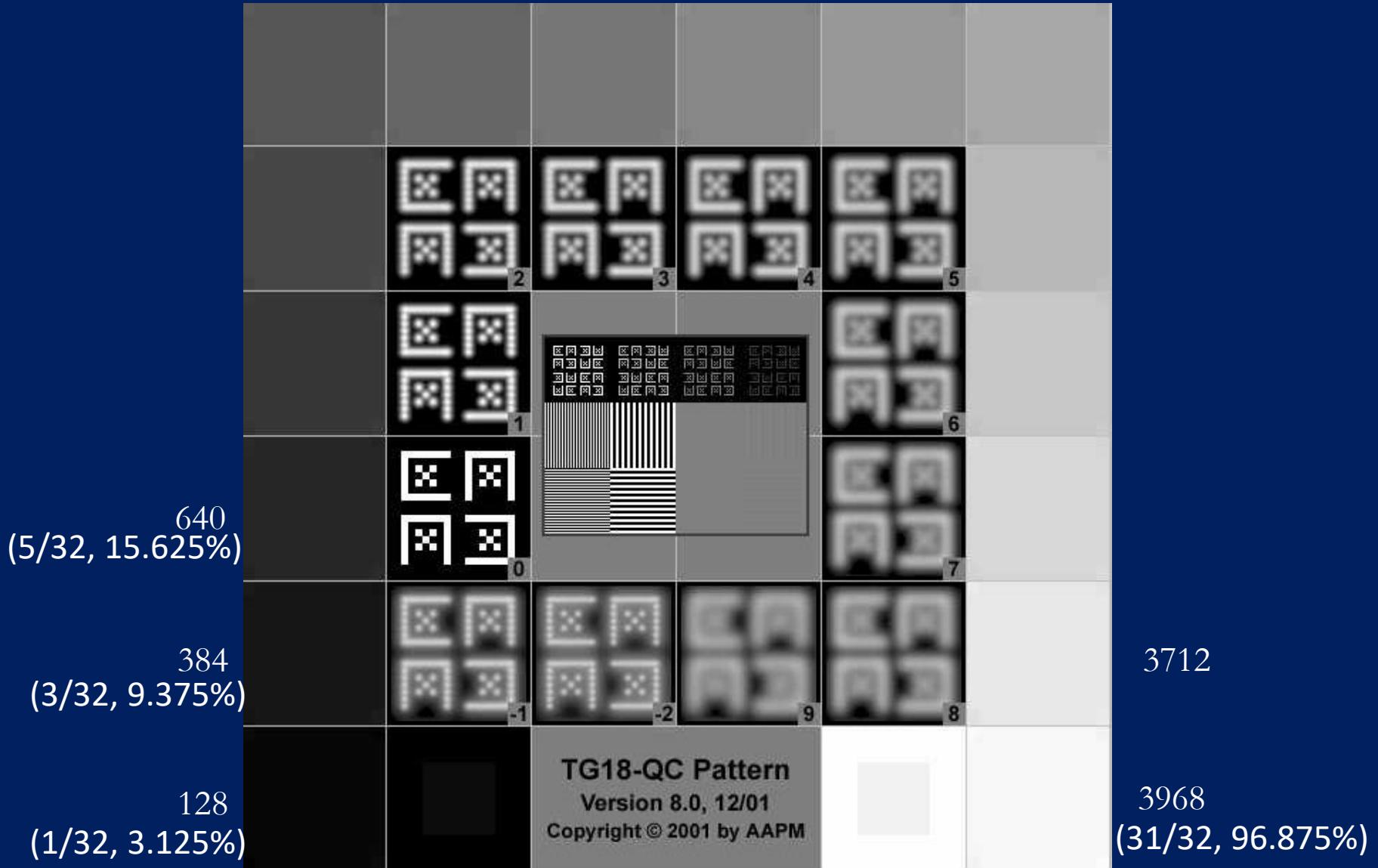


Display settings: window center(level) = 1024, window width = 100



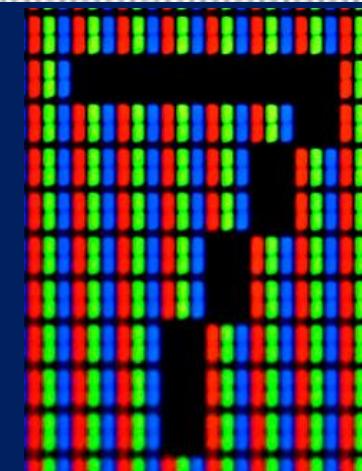
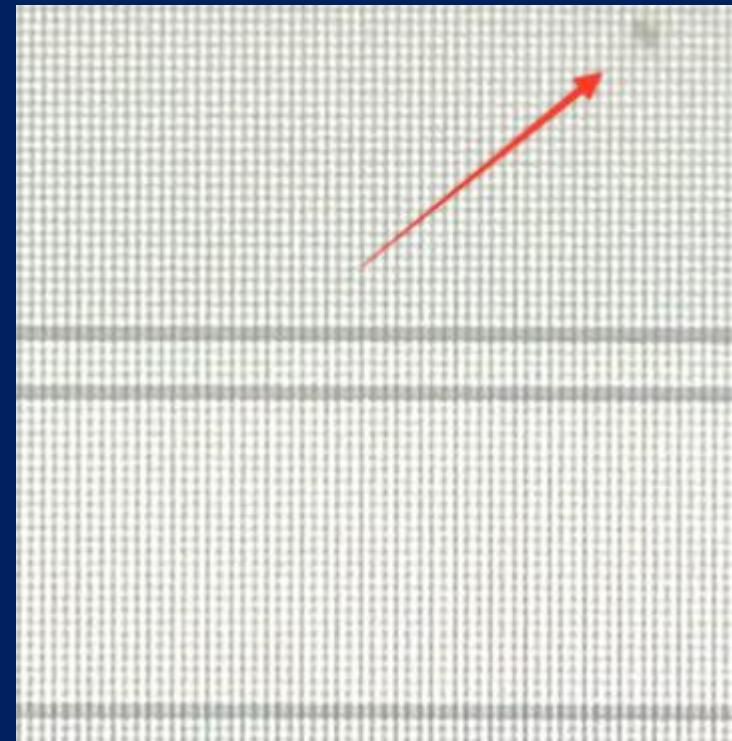
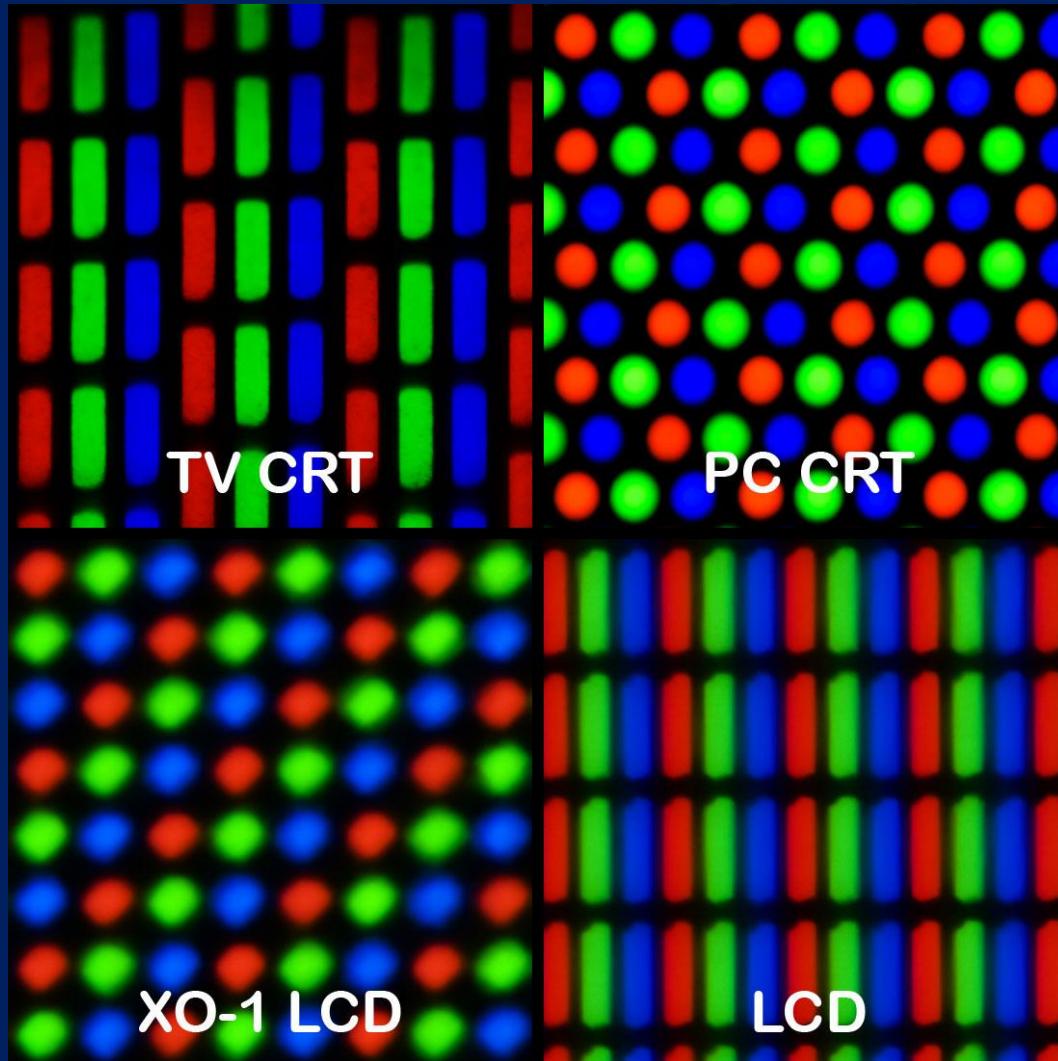
2.擷像工作站之TG 18-QC測試

- (1) 一般影像品質與假影：評估此測試影像的整體呈現。注意任何非均勻亮度之區域或假影，特別是在白至黑或黑至白的轉換，確認漸層條紋顯示為連續、平順，且無任何輪廓線。
- (2) 幾何扭曲：測試影像需位於此螢幕有效區域之中央位置，無傾斜及偏移。測試影像的邊緣與線條清晰可見，平直無扭曲。
- (3) 光度、反射、雜訊與炫光：確認每個相鄰灰階及5%與95%方塊可清楚分辨。分別在臨床操作環境進行測試，確認低對比度之文字及16個灰階方塊，包括角落之灰階方塊，皆要清楚可見。
- (4) 解析度：中心及角落小Cx測試圖與標準Cx參照圖比較。同時確認中央與角落的高低對比線對之可見度。



Display settings: window center(level) = 2048, window width = 4096
每一階層相差 256 pv, 6.25%

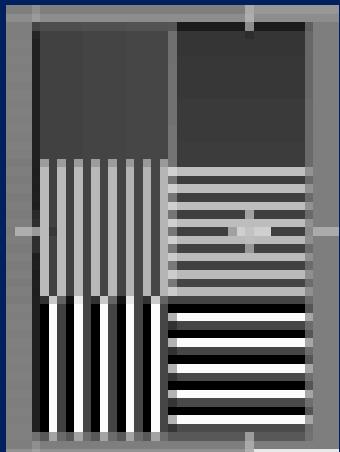
用放大鏡看螢幕



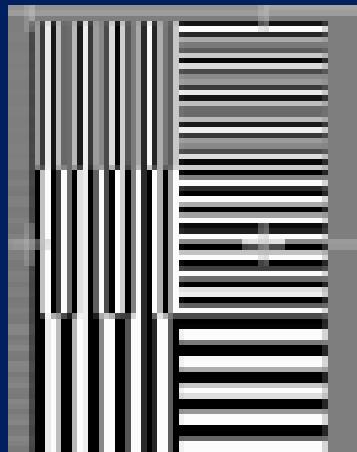
影像→螢幕顯示的縮放比



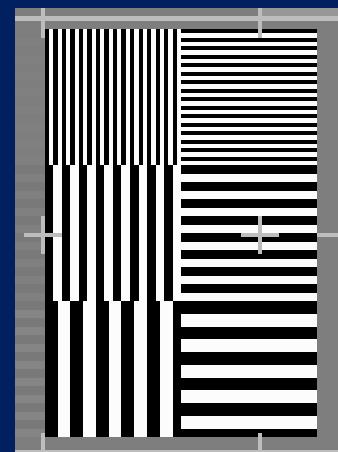
50%



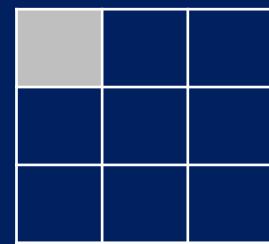
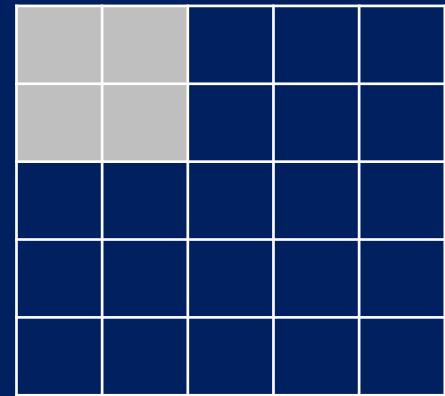
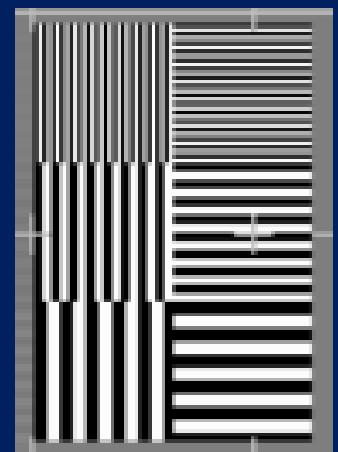
86%



100%



126%



程序中的常見問題

- 找不到標準影像(SMPTE或TG-18)?
- 窗寬(window width)、窗高(window level or center)如何設定?
- 影像是否需要放大或縮小來觀察?
- 可否自行調整螢幕之亮度與對比?

重建<基準值>時機

- 掃描參數變更
 - kVp, mA, time, pitch, collimation, slice thickness, reconstruction kernel
- 品保方式變更
 - 更換假體、變更分析方式
- 系統軟硬體變更
 - Repair, replacement, upgrade
- 系統重新校正
 - Air/water calibration, detail/multiple calibration

Team Work in CT QA

- 建立標準化
 - 掃描方式
 - 掃描參數
 - 假體種類/位置
 - 分析方式
 - 假影評估
 - ROI 位置/大小
 - 環境燈光照度
 - 表單格式
 - 填表內容
 - P/F 或 數值
 - 簽名樣式
- 建立共識
 - 判定準則
 - 假影評估
 - 螢幕功能
 - 處理方式
 - 再做一次
 - 臨床影響程度
- 定期檢視
 - 非年度QA
 - 水CT值、雜訊、均勻度
 - 年度QA
 - CTDI、雜訊、對比度

電腦斷層掃描儀 年度品質保證測試



陳建全

現行CT年度品保項目比較表

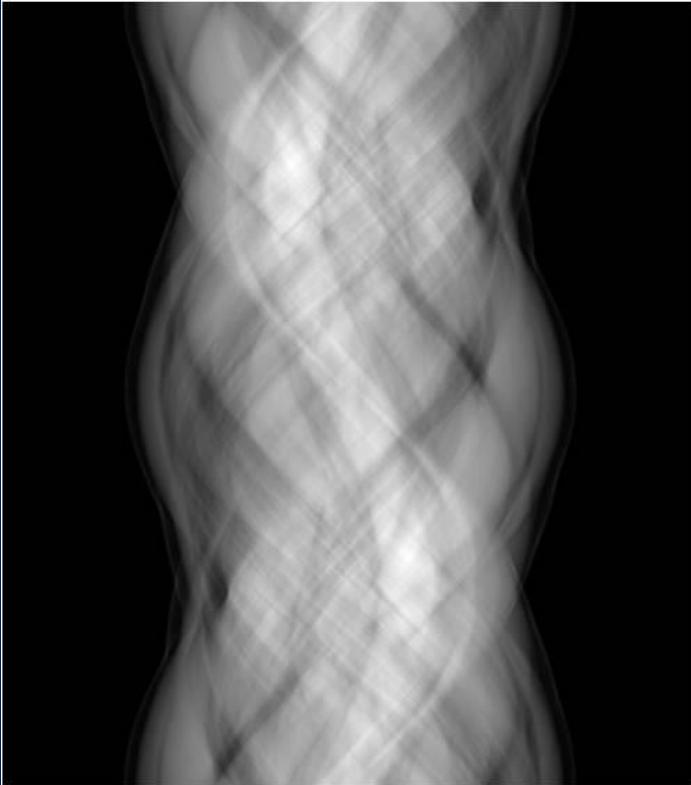
項目名稱	診斷	治療	核醫
系統安全評估			
檢查床與機架之對位	機架中心與檢查床中心的差異為五毫米以下	NA	NA
切片位置準確性	(一)切片定位雷射之誤差為二毫米以下 (二)檢查床進出移動準確性，連續移動與分次移動之誤差為二毫米以下 (三)定位投影影像對位切片位置之誤差為二毫米以下	一毫米以下	與診斷相同
切片厚度準確性	一點五毫米以下	與診斷相同	與診斷相同
高對比(空間)解析度	常規成人腹部：每公分六組線對以上 高解析度肺部：每公分八組線對以上	與診斷相同	NA
低對比偵測度	常規成人頭部、成人腹部：一點零以上 小兒腹部：零點四以上	與診斷相同	NA
CT值準確度與線性度	水的CT值介於-7至7HU之間 其他物質之CT值與其基準值差異30HU以下	與診斷相同	與診斷相同
水假體影像評估	水的CT值介於-7至7HU之間 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下 無明顯之假影 影像不均勻度差異為5HU以下	與診斷相同	與診斷相同
劑量評估	管電流線性度之變異係數為零點零五以下 劑量值再現性之變異係數為零點零五以下 CTDIvol： 成人頭部：不超過八十毫格雷 成人腹部：不超過三十毫格雷 小兒腹部：不超過二十毫格雷 與基準值差異為百分之二十以下 與顯示值差異為百分之二十以下	與基準值差異為百分之二十以下	與診斷相同
輻射寬度	與基準值差異為百分之二十以下或一毫米以下	與診斷相同	與診斷相同
擷像工作站評估		NA	NA

一、系統安全評估

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		

二、檢查床與機頭之對位 【診斷】

Sinogram



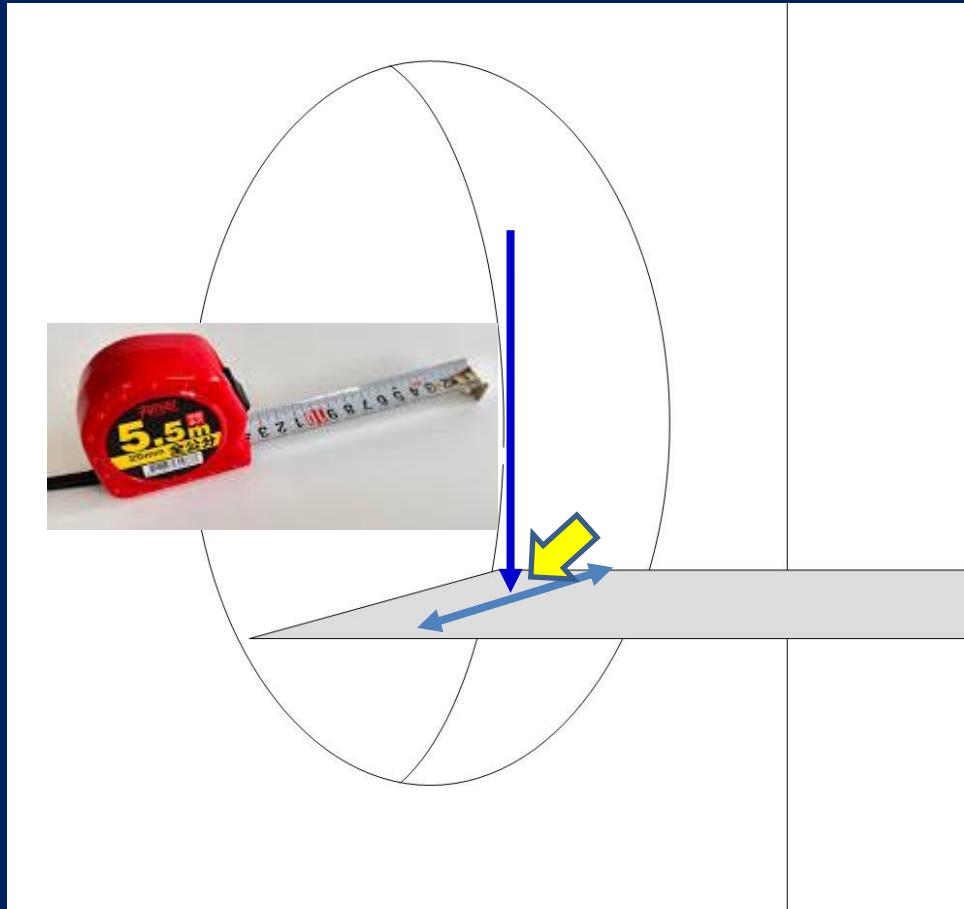
Reconstruct



Off-center : less image quality or higher radiation required

方法一

確認檢查床的長軸與掃描儀旋轉面的左右中心對齊



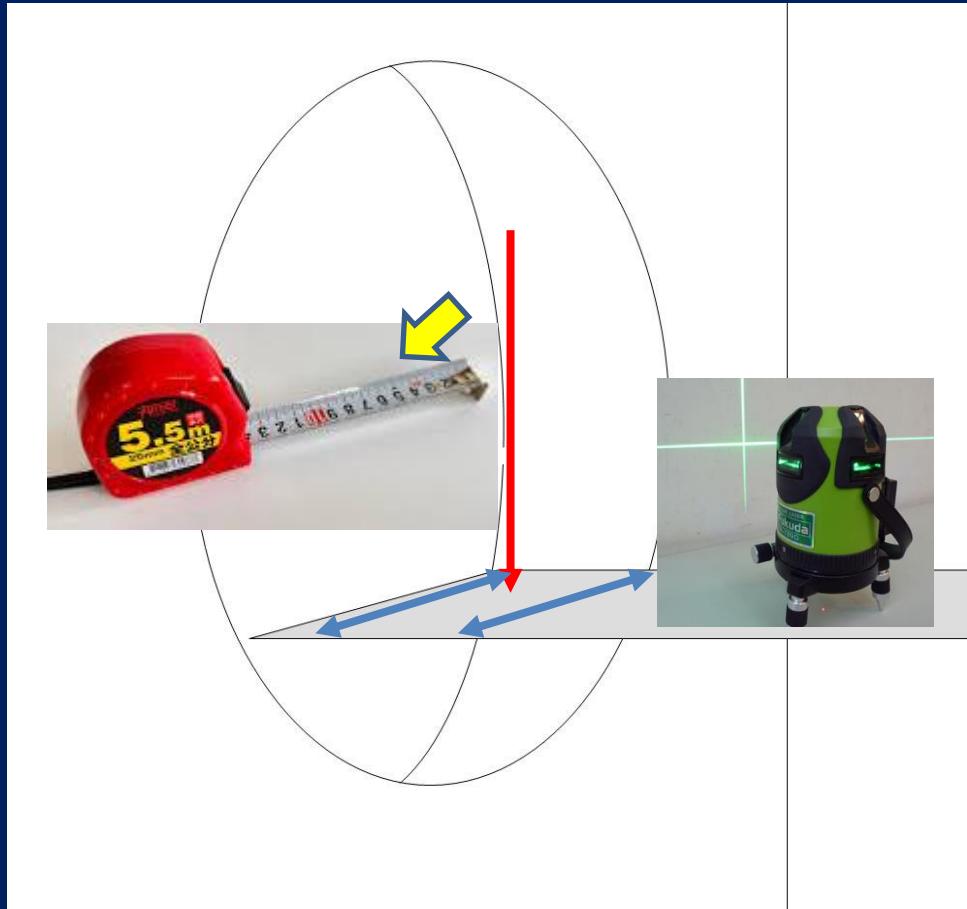
測試步驟：

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。

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 (AAPM TG39)，或符合廠商規格標準。

方法二

確認檢查床的長軸與掃描儀旋轉面的左右中心對齊



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. 在距離20-30公分處，重複步驟1。
3. 放置雷射水平儀于檢查床上，使縱向雷射同時通過步驟1、2標記處。
4. 升高檢查床，並將之移至機頭內。
5. 用捲尺在機頭內橫向最長距離處決定左右中心位置，並在尺上測量左右中心與雷射指示之兩個記號間的距離。

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 (AAPM TG39)，或符合廠商規格標準。

三、切片位置準確性 【診斷】

(一) 目的：確認

1. 定位雷射/光線的準確性

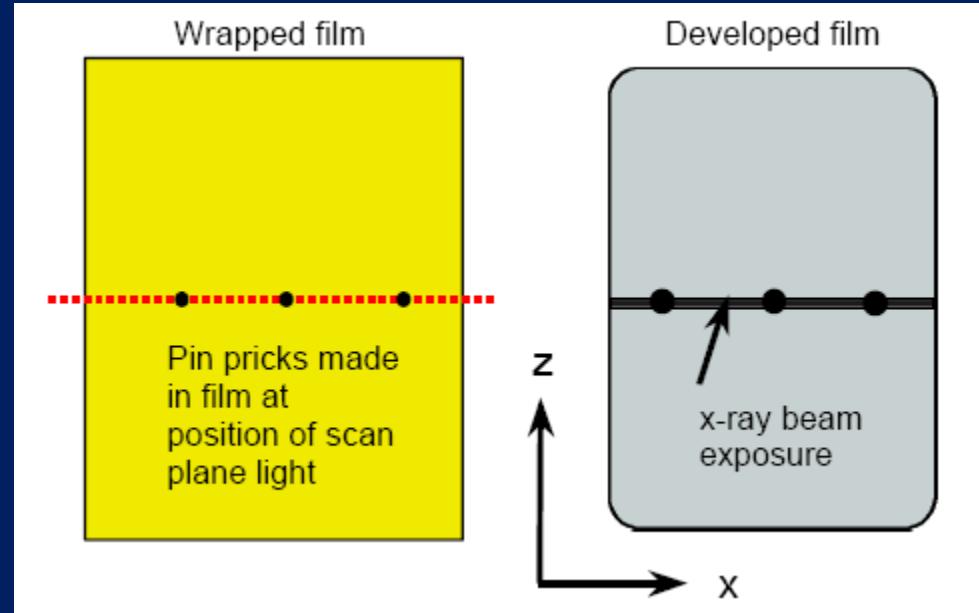
(1) 內部定位雷射/光線

(2) 外部定位雷射/光線

2. 使用掃描放射影像(如：Topo, Scout, Pilot, Survie...)
決定切片位置的準確性

3. 檢查床(Table)進/出方向移動的準確性

三、(1) 切片定位雷射的準確性

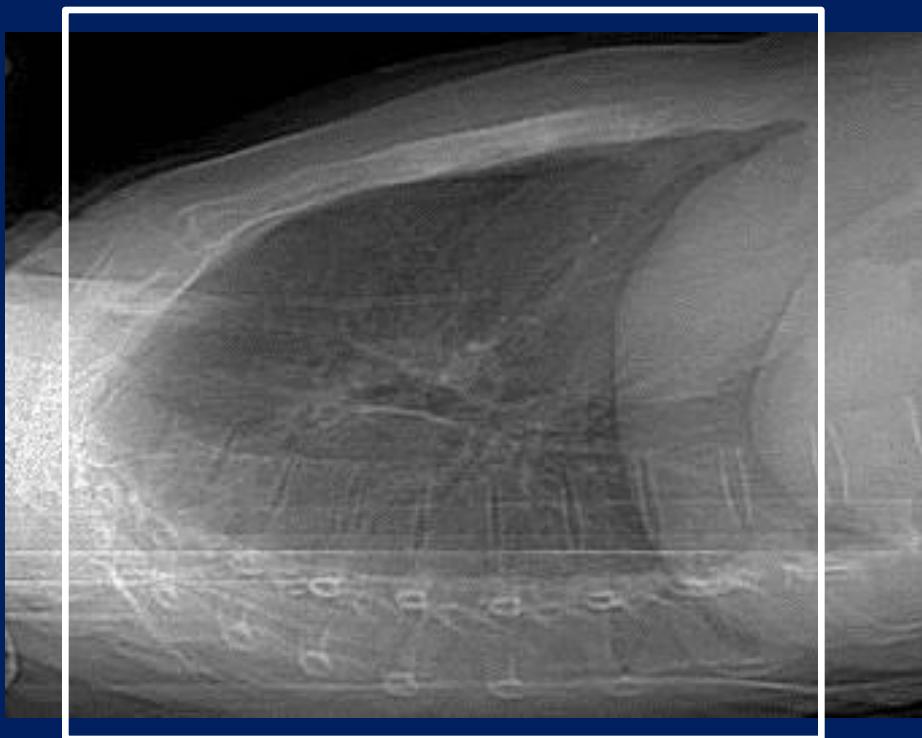


ImPACT Information Leaflet No. 1



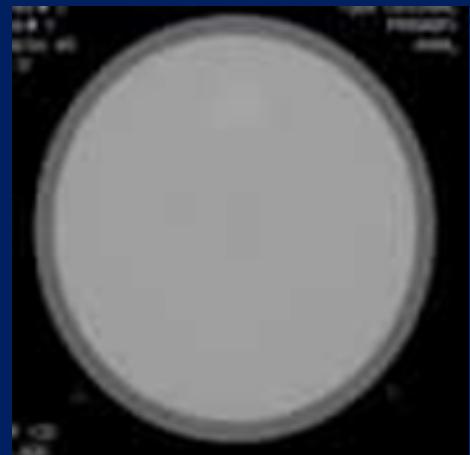
三、(2) 使用掃描放射影像決定切片位置的準確性

【診斷】

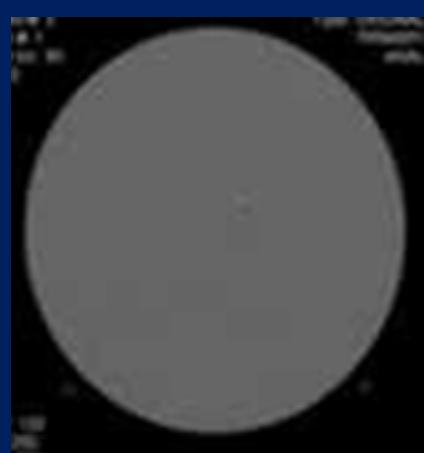




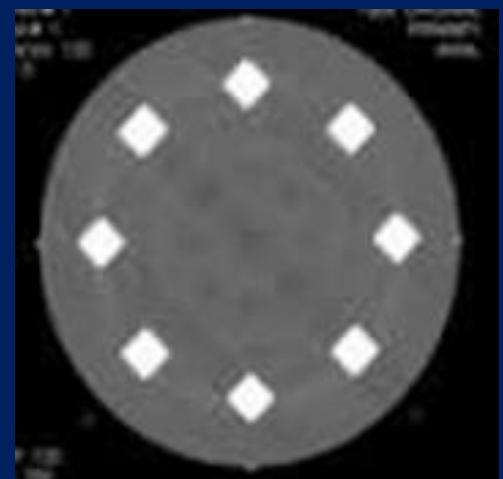
第一段



第二段

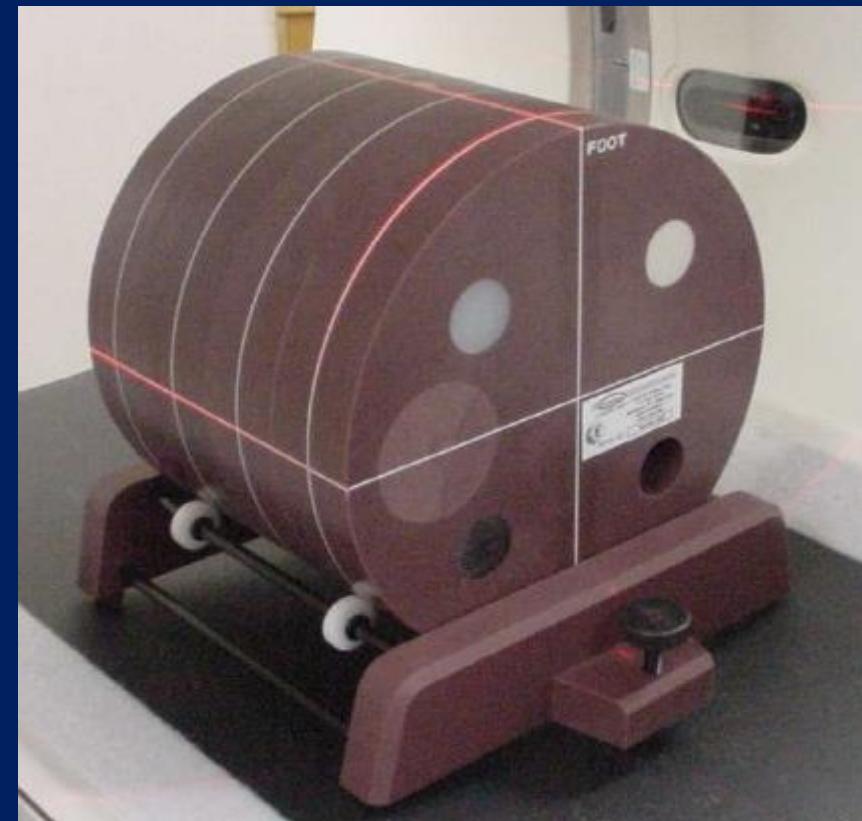
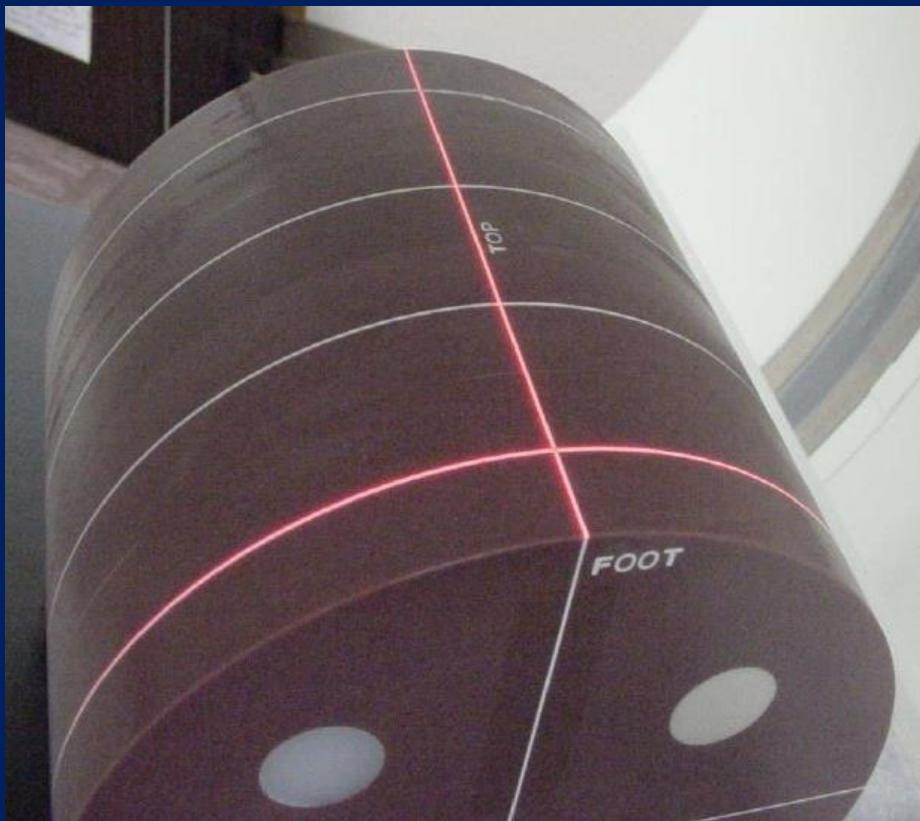


第三段

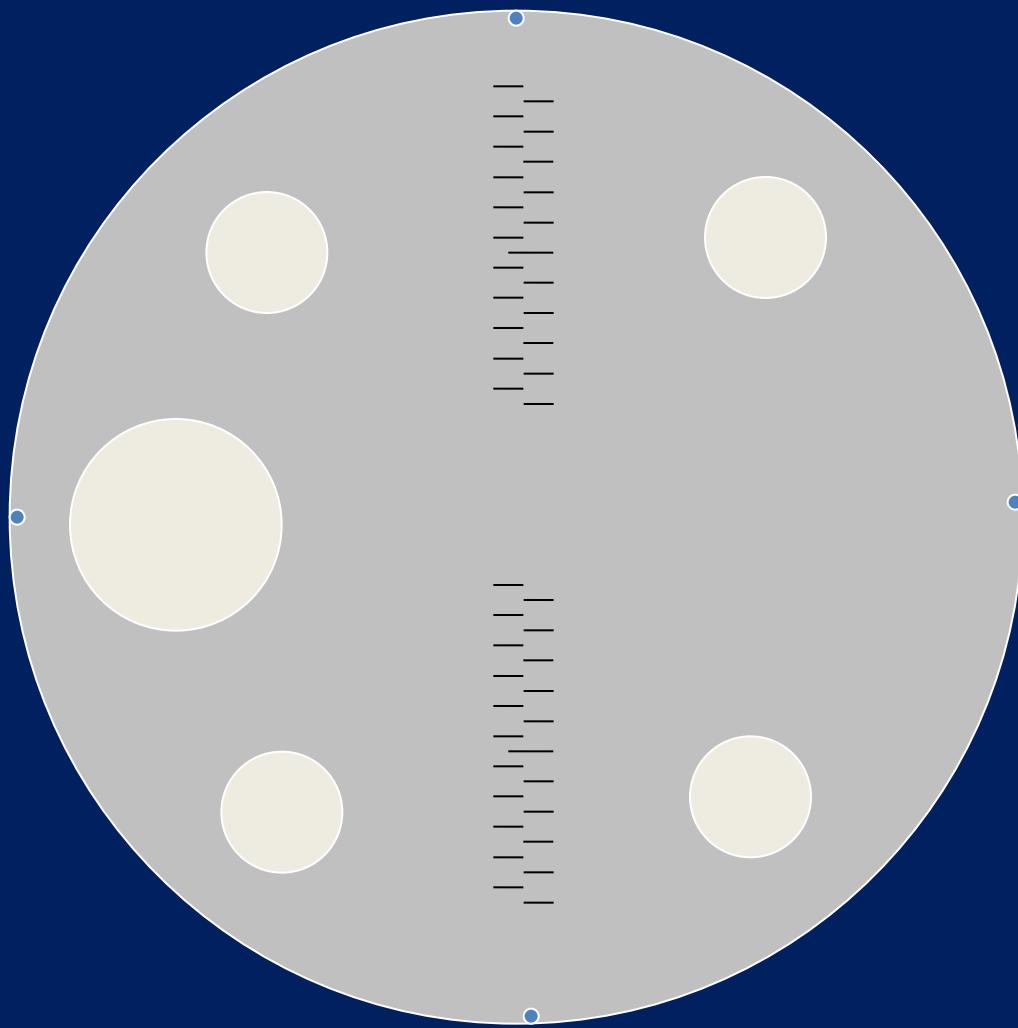


第四段

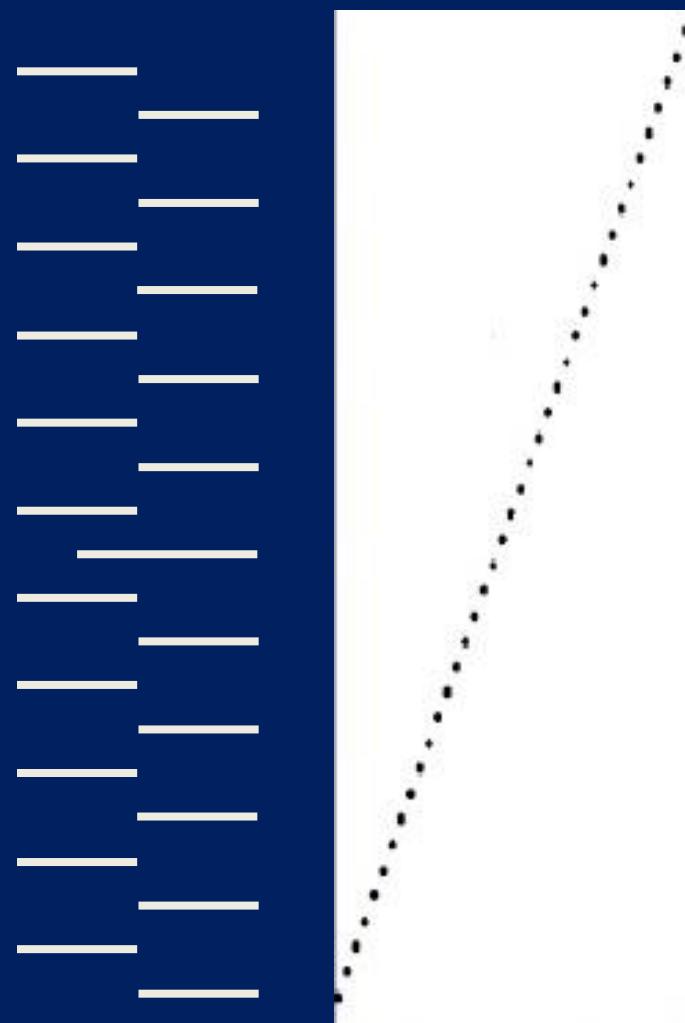
使用ACR CT Phantom的第一段



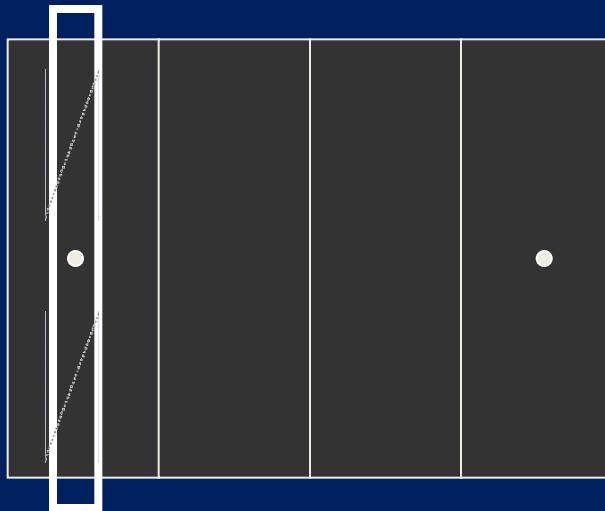
横截面



側面



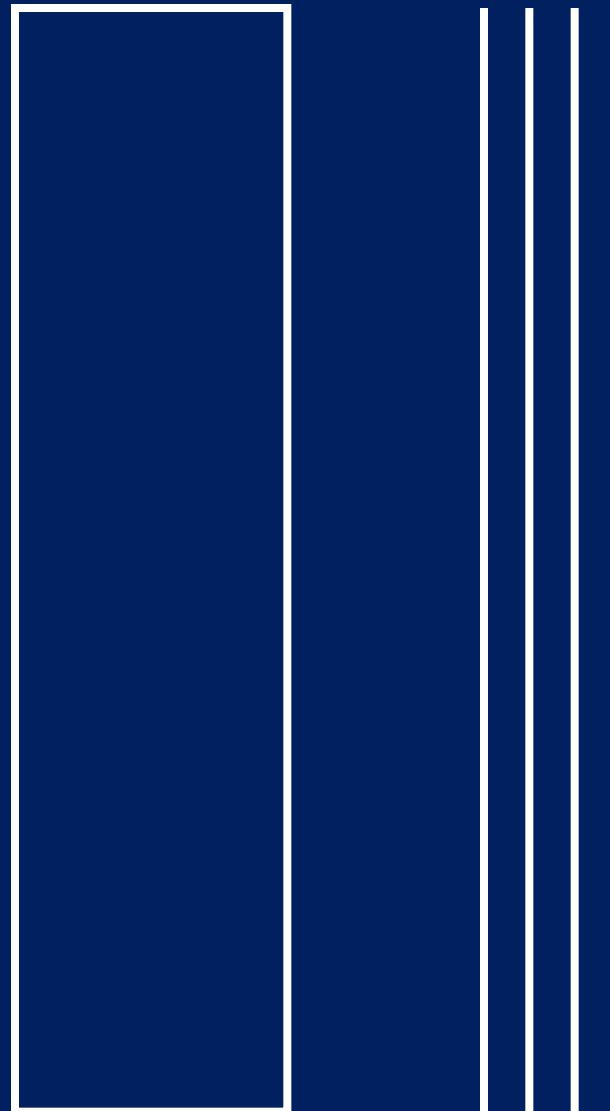
使用掃描放射影像決定切片位置的準確性



Lateral projection of ACR Phantom

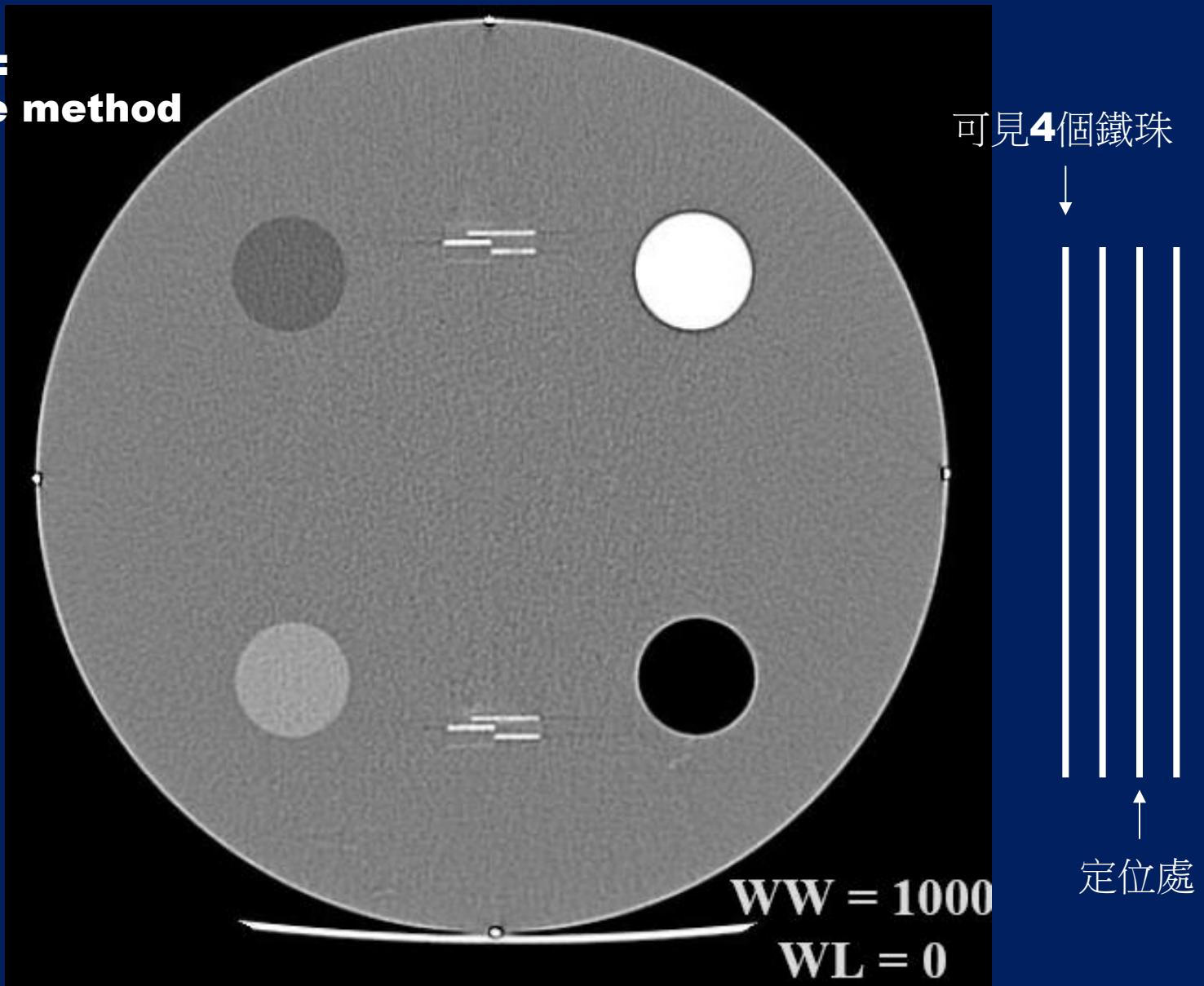
Definitions of slice indicators:

- 1. Start position of slice**
- 2. Center of slice**
- 3. Total coverage of scan**



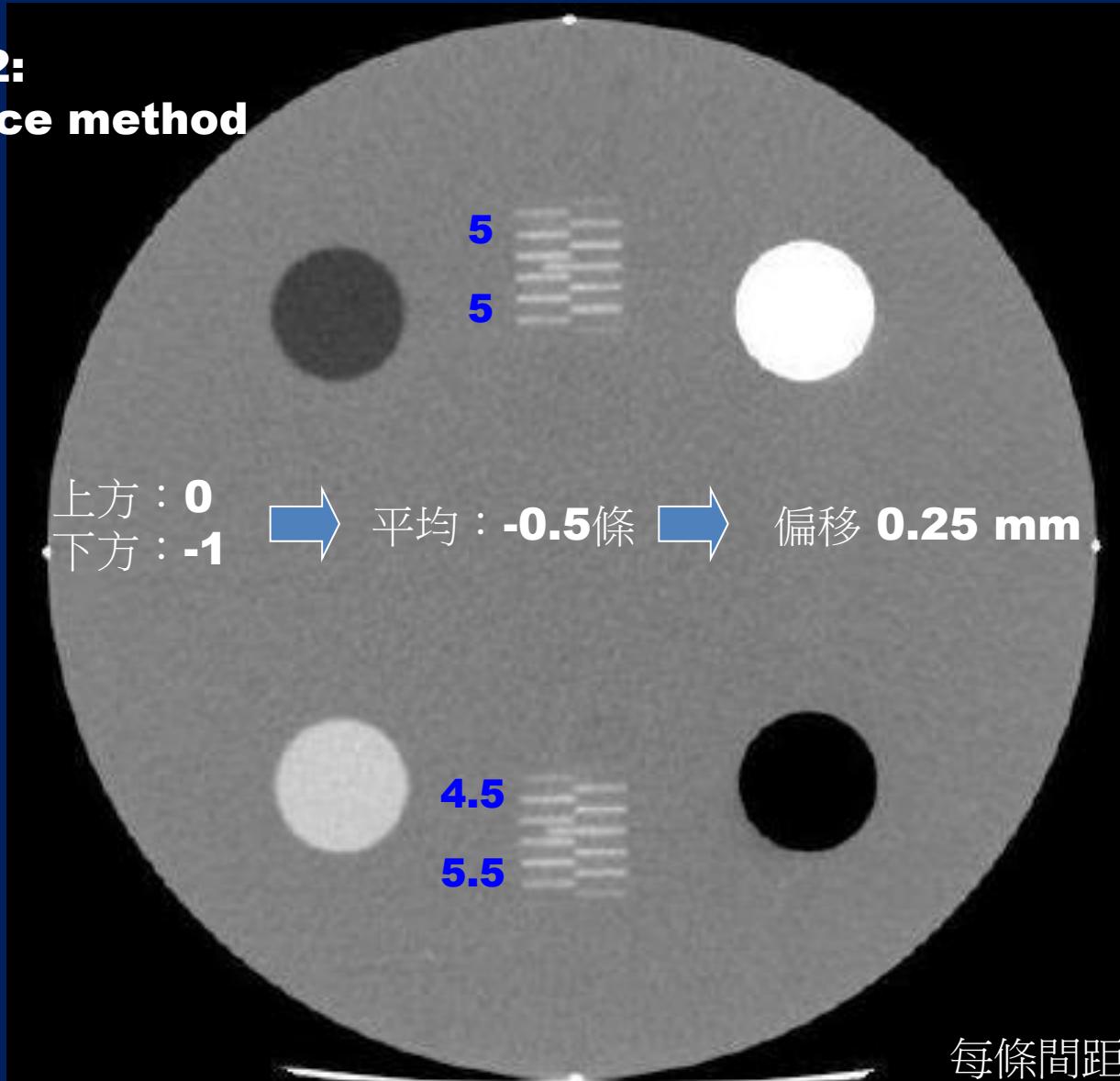
使用掃描放射影像決定切片位置的準確性

Method 1:
Thin slice method



使用掃描放射影像決定切片位置的準確性

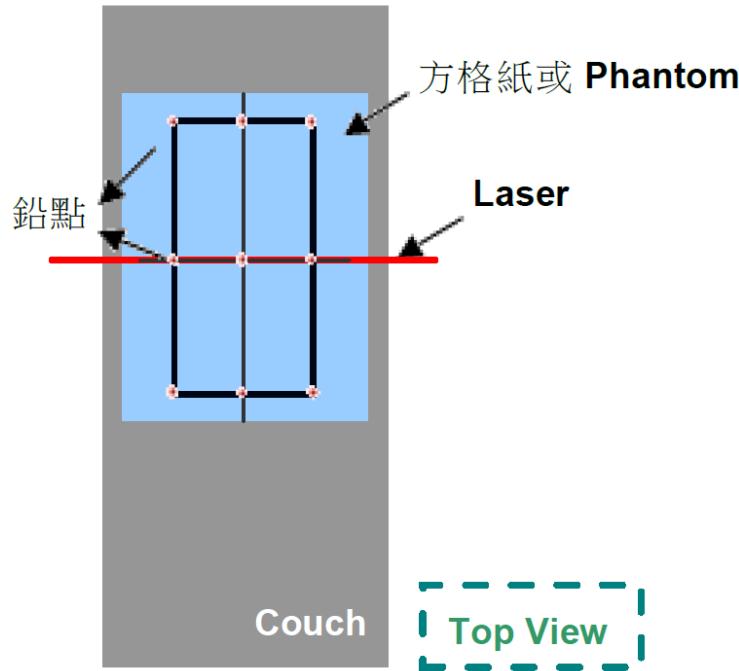
Method 2:
Thick slice method



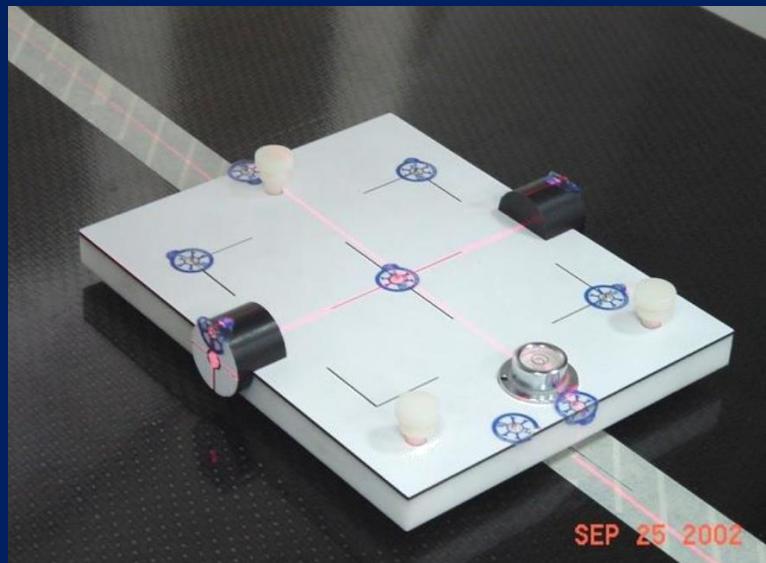
三、(2) 使用掃描放射影像決定切片位置的準確性

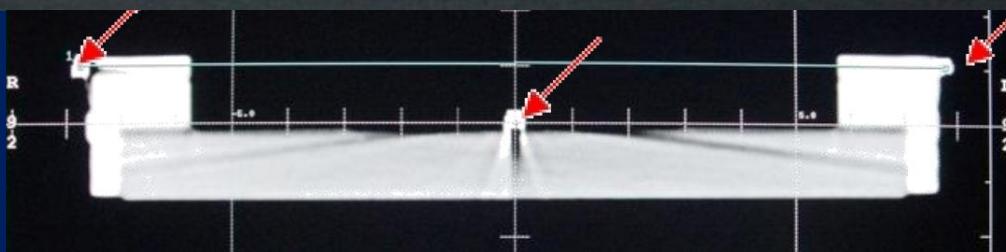
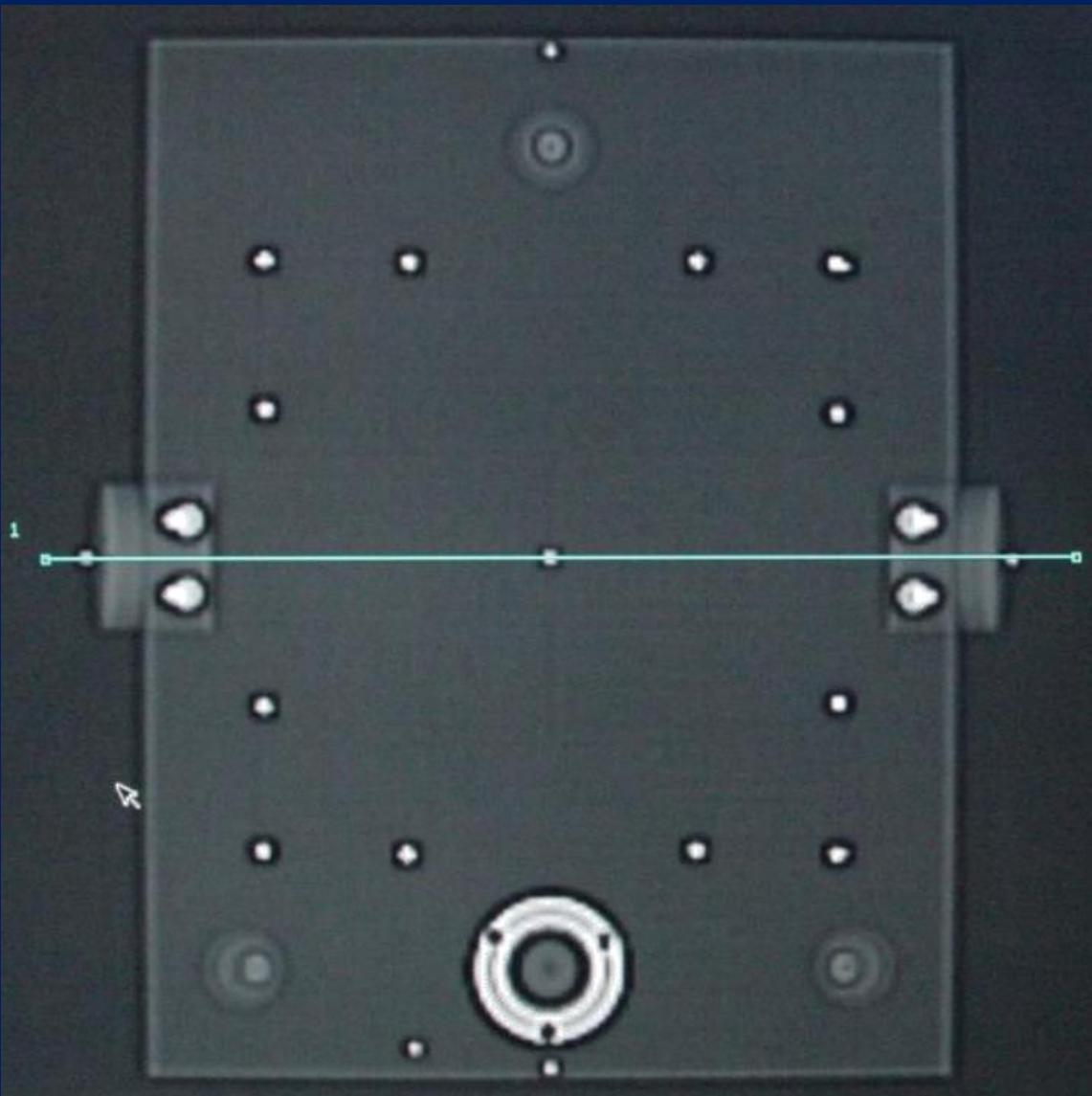
【治療】

CT Gantry



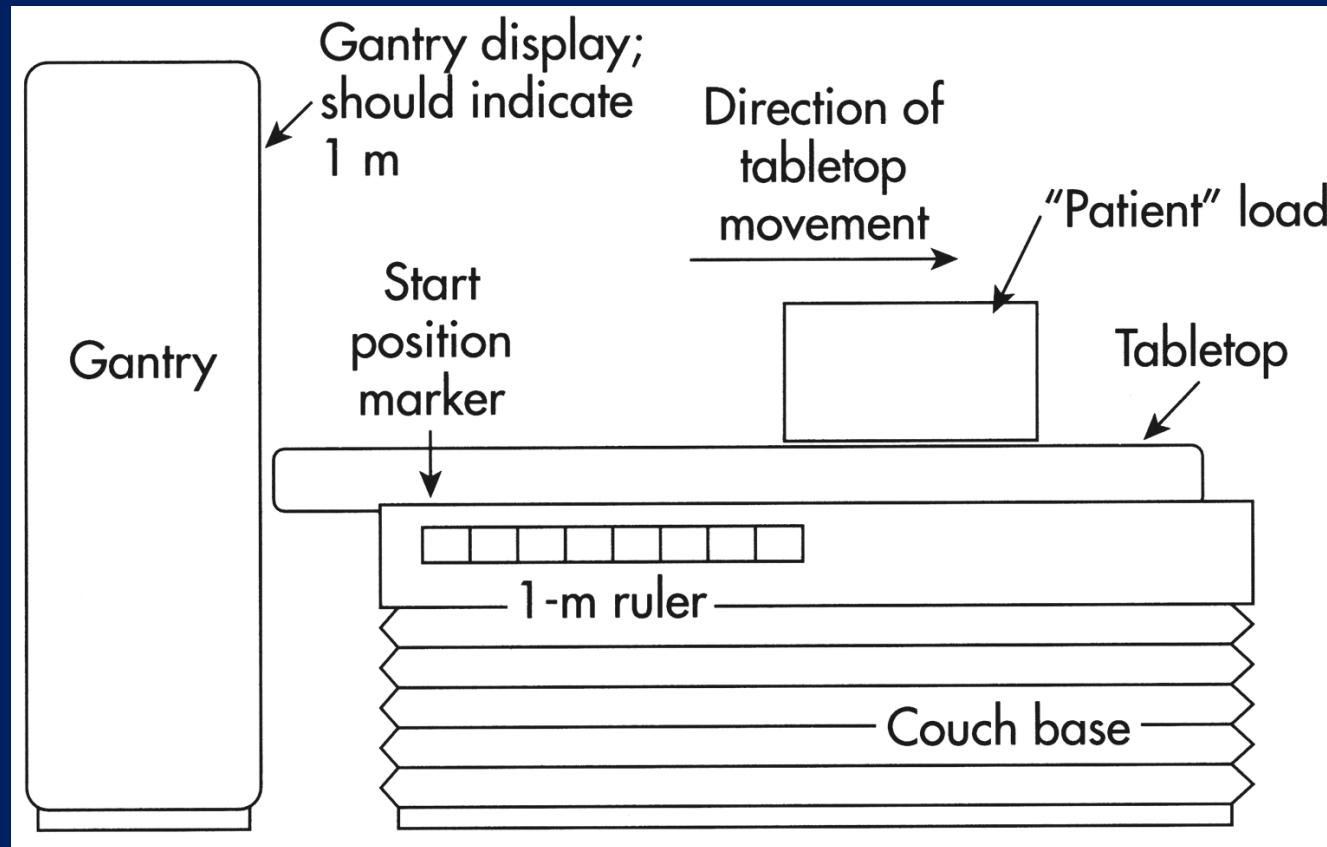
1. 於方格紙或假體上標誌數個直徑小於 2 毫米的金屬點記號（圖十七）。以 3 個横向排列之標誌點為一組，每組標誌點間之距離可自行決定，建議各組間距大於 25 公分，即總距離大於 50 公分。[亦可使用原廠所提供之專用工具或假體進行此品保項目（圖十八）]
2. 將掃描位置歸零於機架雷射通過任一組標誌點處。
3. 設定 Gantry angle 為 0 度，取一張 0 度之 Scout View 影像。
4. 藉由取得之 Scout View 分別定出通過 3 組標誌點之掃描位置，並以 1 毫米之切片厚度進行軸狀掃描。（圖十九）。
5. 評估擷取之切面影像，調整影像縱向位置，各別紀錄影像上清楚顯現 3 個標誌點影像的位置（圖二十）。





檢查床進出切片方向移動的準確性

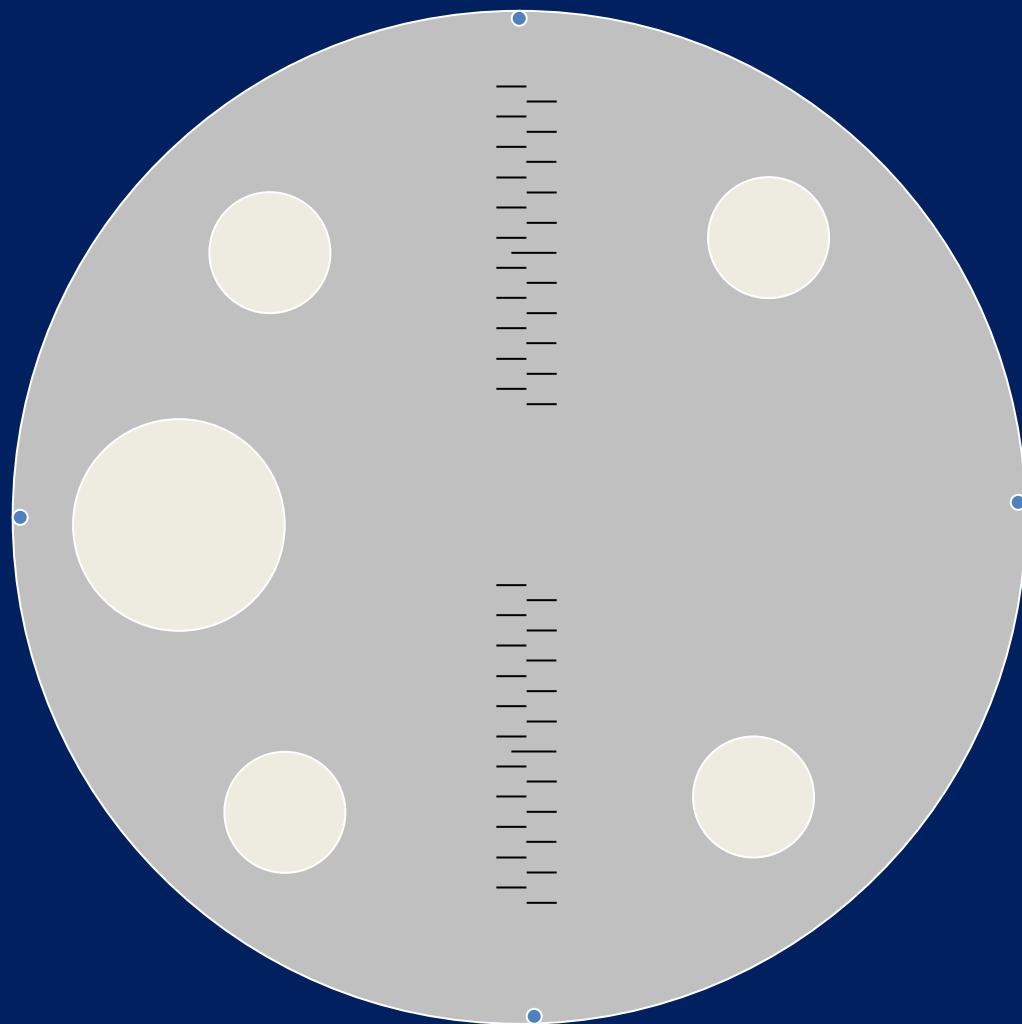
【診斷】



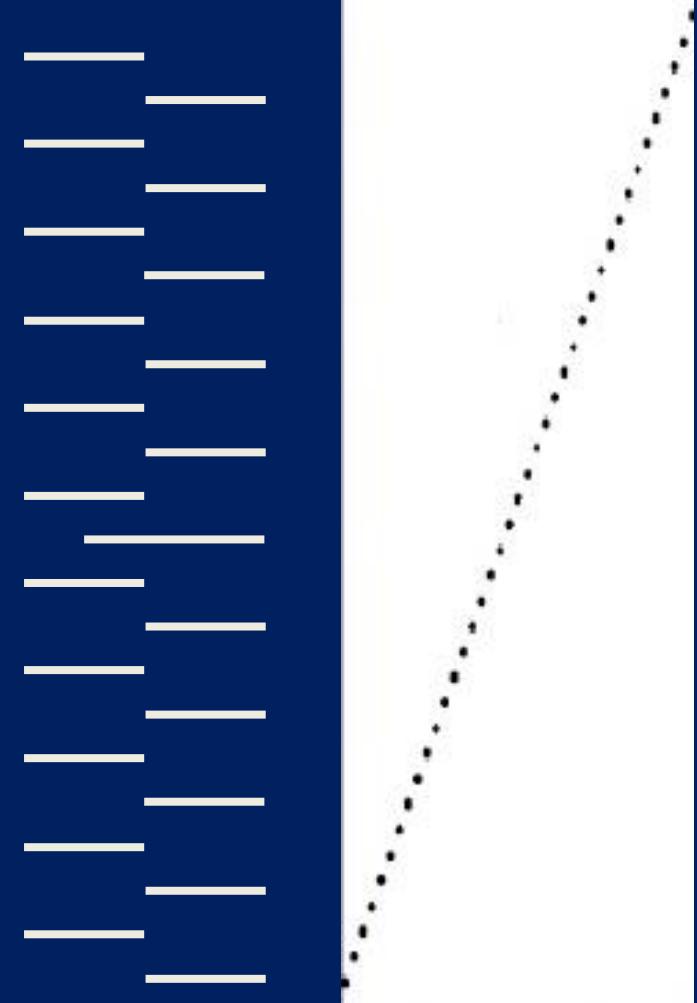
1. 切片定位雷射的準確性：射束中心與雷射位置之誤差應在 $2(治療:1)$ 公釐內，或符合廠商規格標準。
2. 定位投影影像對位切片位置的準確性：誤差應在 $2(治療:1)$ 公釐內，或符合廠商規格標準。
3. 檢查床進出移動的準確性：所有檢查床移動的誤差皆應在2公釐內，或符合廠商規格標準。

四、切片厚度準確性

橫截面



側面



- (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 1 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。

1. 以常規成人腹部掃描條件掃描(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)。
2. 設定適當的照野範圍以便將整個測試假體完整包含在內，其大小建議為假體直徑加 1 公分。
3. 將所得影像設定最佳之窗寬/窗高進行判讀，建議為 400/0，必要時可將影像放大判讀。

N • T

- 一般狀態

範例：

Helical Scan, $N \cdot T = 64 \times 0.625$ ，影像厚度 = 5 mm

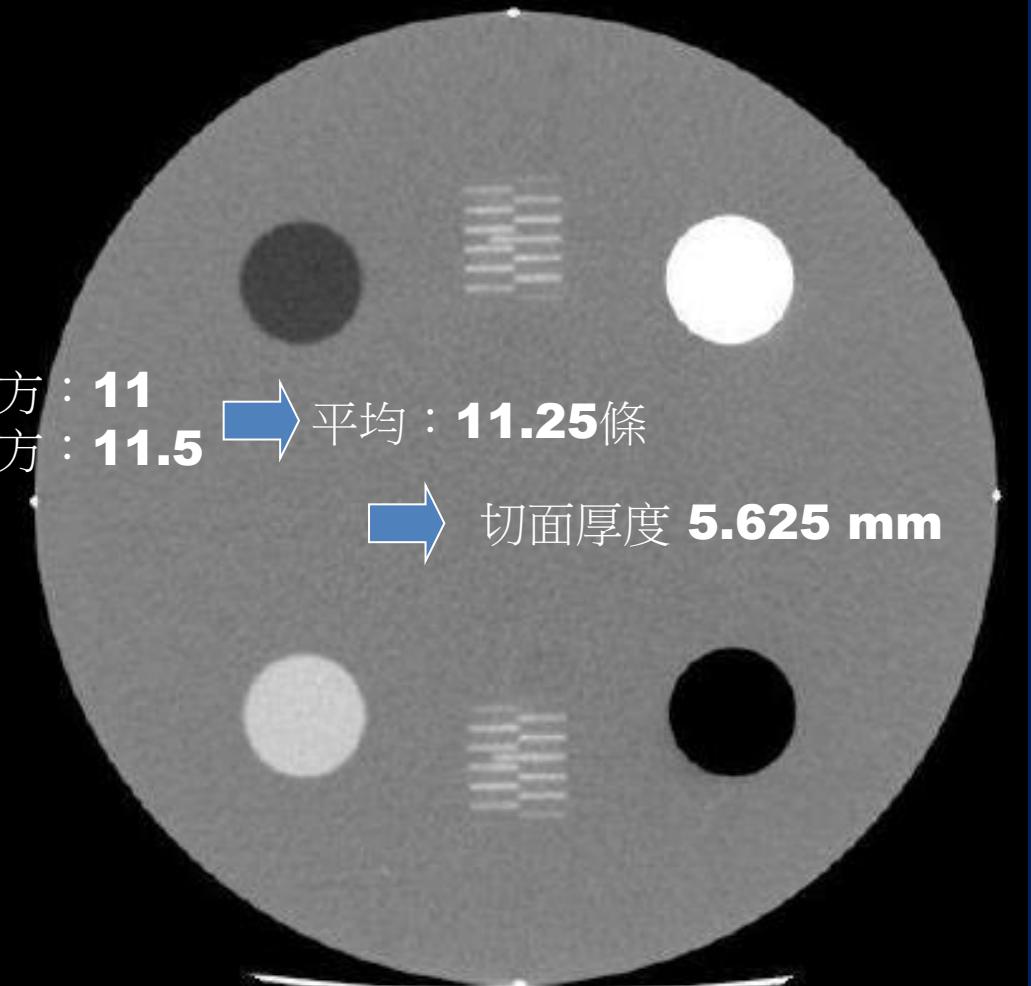
改用Axial Scan, $N \cdot T = 8 \times 5$ ，影像厚度 = 5 mm

- 特殊情況

範例：

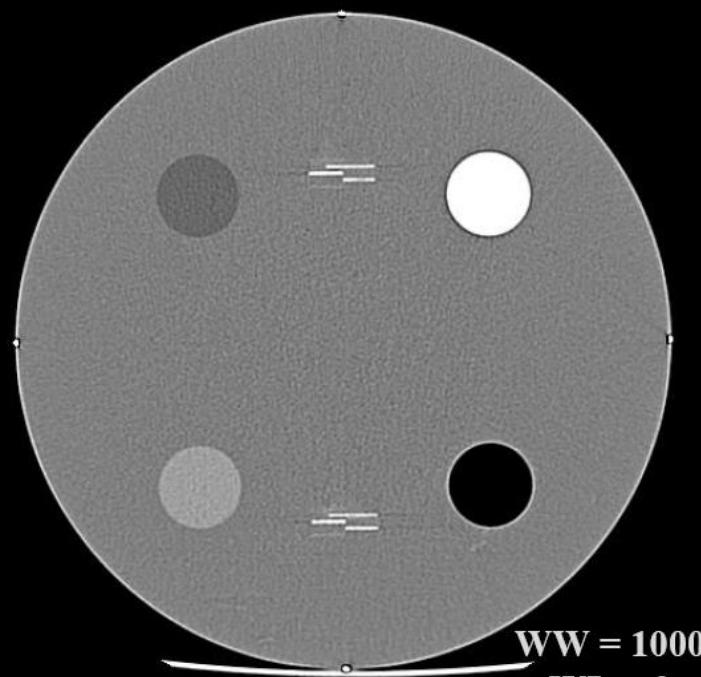
Helical Scan, $N \cdot T = 4 \times 1.0$ ，影像厚度 = 5 mm

改用Axial Scan, $N \cdot T = 4 \times 2.0$ ，影像厚度 = 5 mm



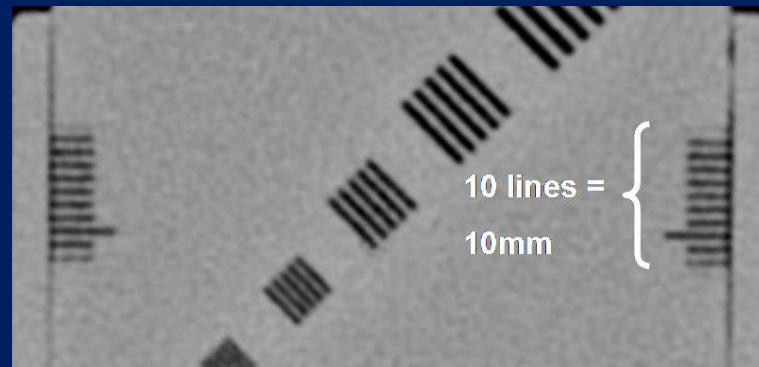
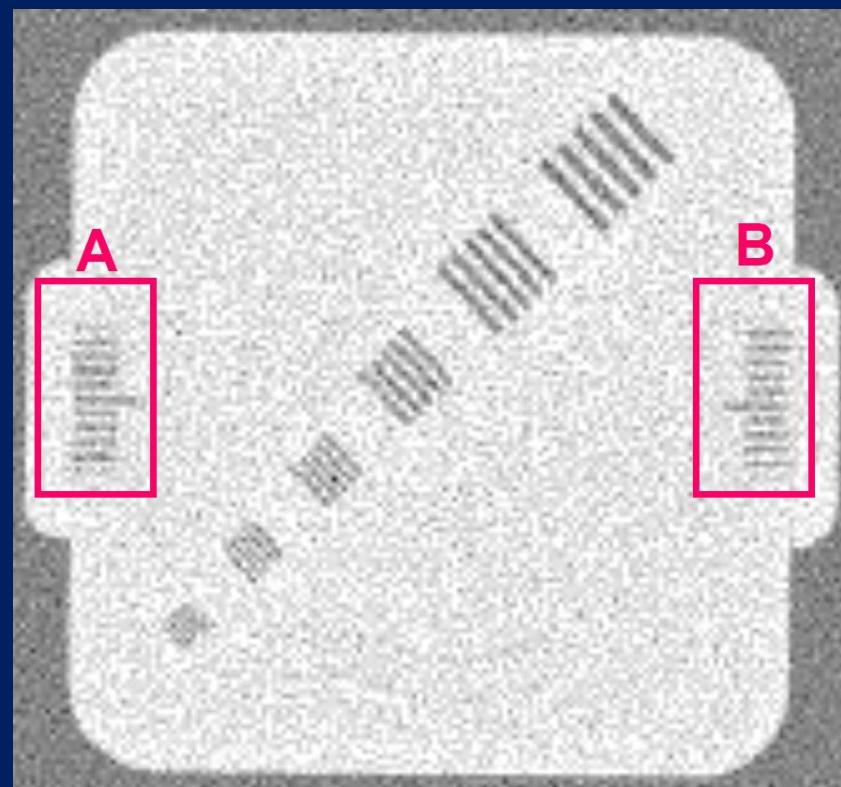
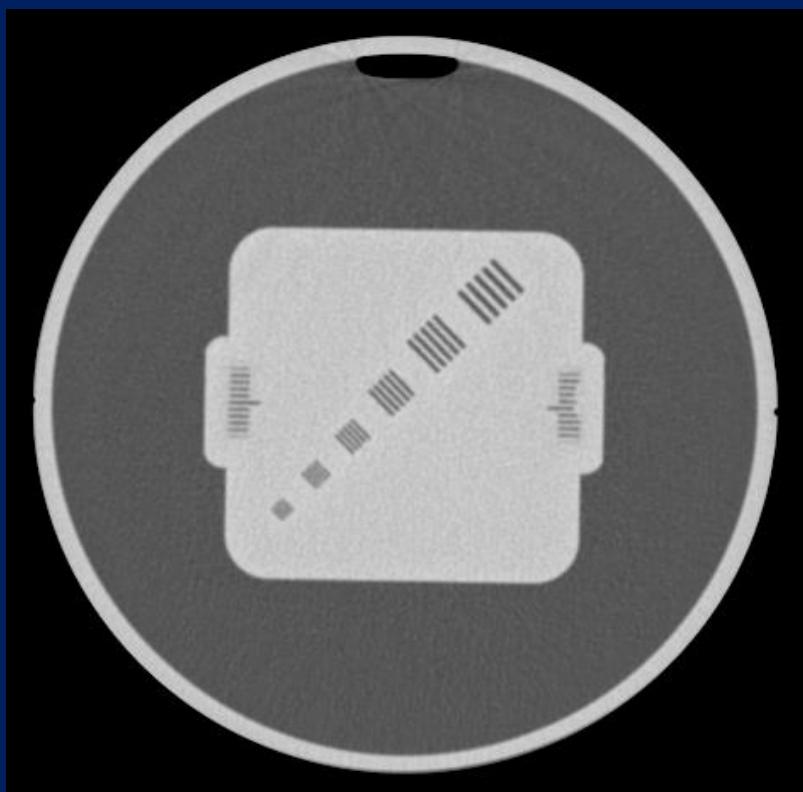
上方 : 11
下方 : 11.5

→ 平均 : 11.25 條
→ 切面厚度 5.625 mm



WW = 1000
WT = 0

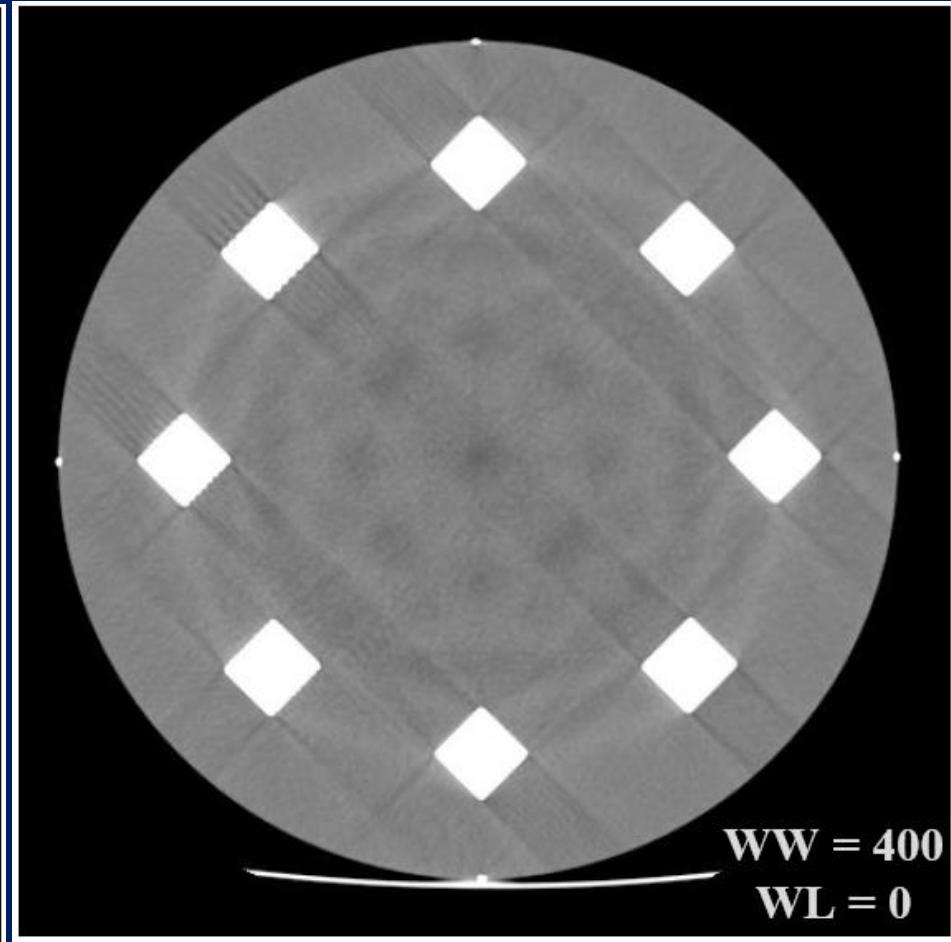
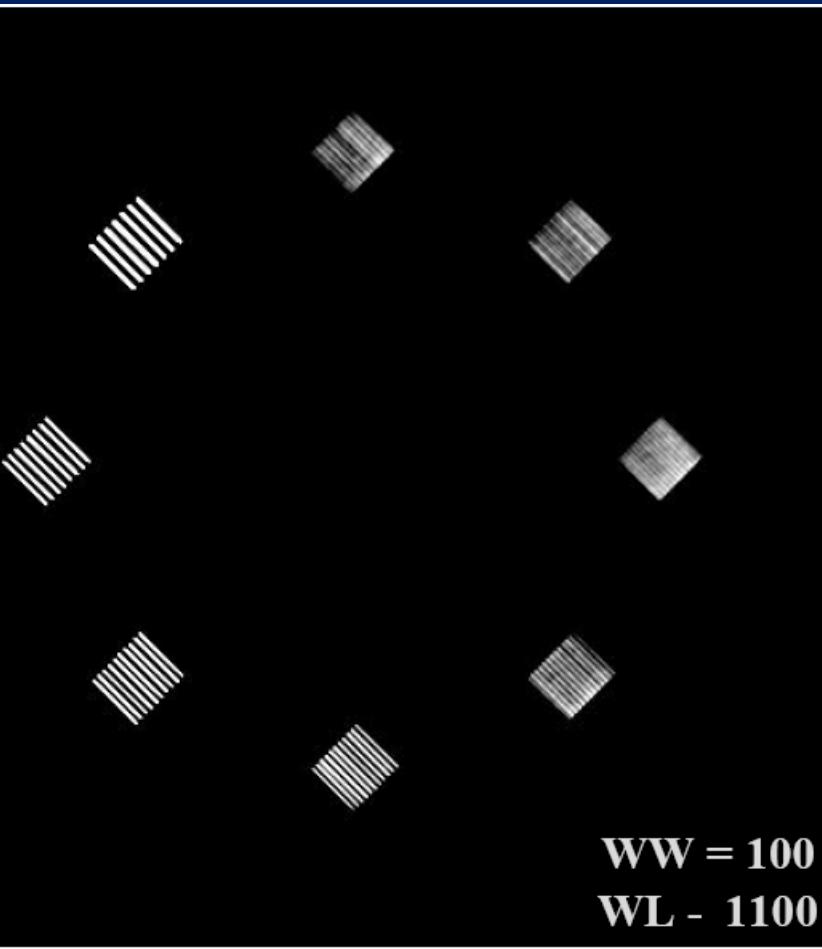
1. 將量測切片厚度專用假體（如美國放射學院的電腦斷層認證假體(ACR phantom)或儀器廠商提供之內含刻度尺假體等）放置於檢查床上，以常規成人腹部掃描模式進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體。若常規成人腹部掃描是以軸狀掃描，則直接掃描切片厚度測試物的正中央區段。
2. 若常規成人腹部掃描是以螺旋掃描，則將掃描模式改為軸狀掃描，其他參數則維持固定不變。若掃描儀為多切片機型，但不能使用相同的偵檢器組置($N \cdot T$ ， T 為一個資料通道在 Z 軸方向上形成影像之切片寬度， N 為該模式下的資料通道數目)進行軸狀掃描時，則在維持相同的 T 設定下，使用最大的 N 之偵檢器組置，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。
4. 分析影像切片厚度（圖二十一）。調整至原廠建議之 Window/Level，或自訂最佳目視條件之 Window/Level，並於日後以相同條件判讀影像。
5. 目視影像兩側之刻度標示，並判別可辨別多少刻度即為此張影像切面厚度。
6. 紀錄量測之切片厚度，其差異必須符合效能判定準則。



切片厚度之誤差應小於1.5公釐，或符合廠商規格標準。

五、高對比(空間)解析度

【診斷、治療】



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

A

CT
Mag: 1.000

R

L

20.00 mm/div

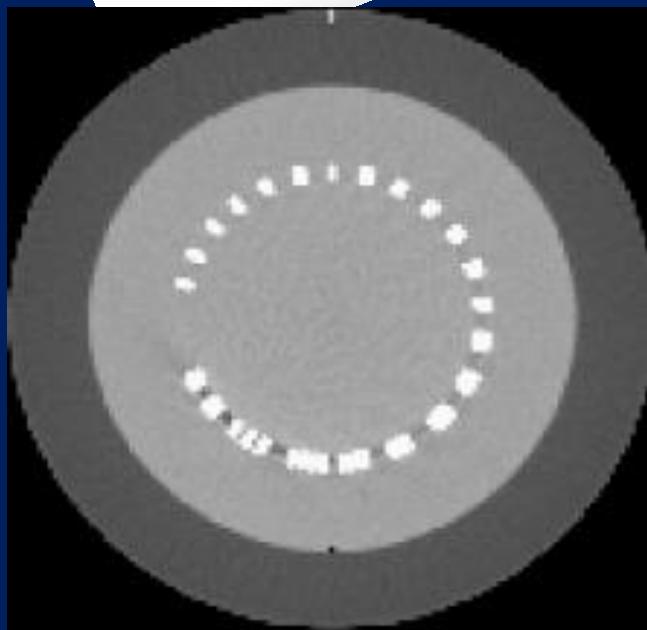
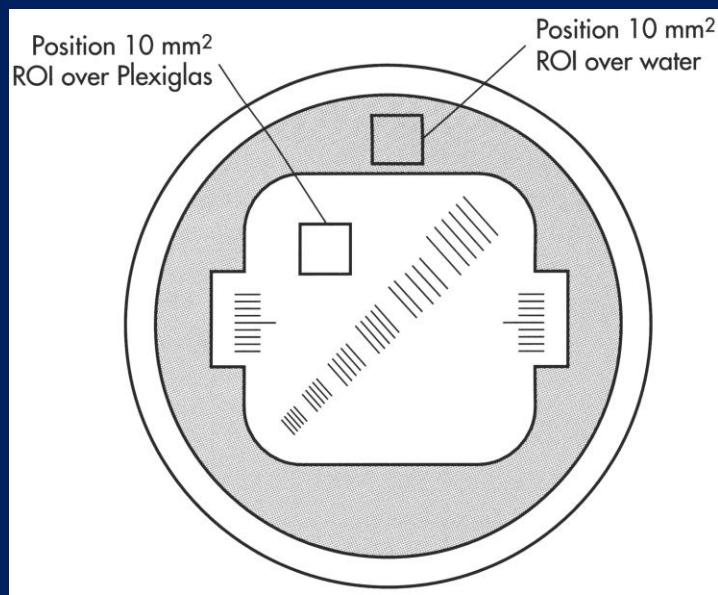
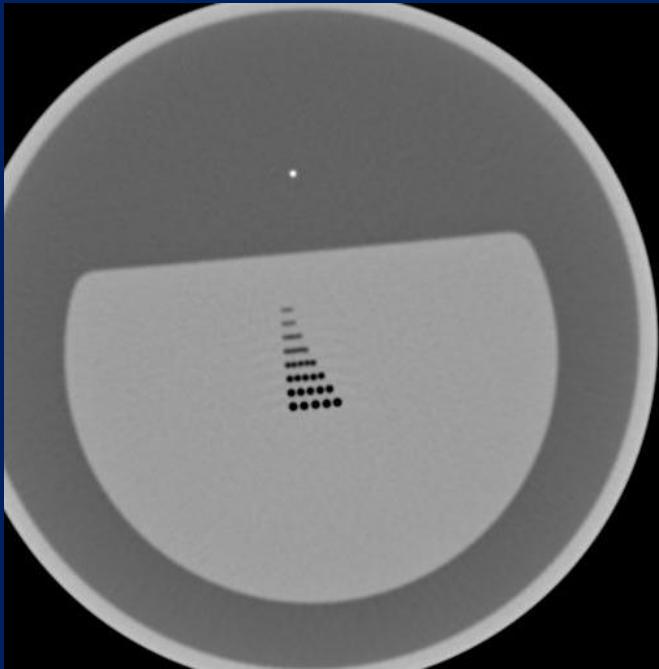
120.000 kV
100 mA
Tilt: 0.000
FOV: 250.000 mm
Thickness: 10.000 mm
Loc: 0.000 mm
Im: 1

P 20.00 mm/div

WW: 373 WL: 84

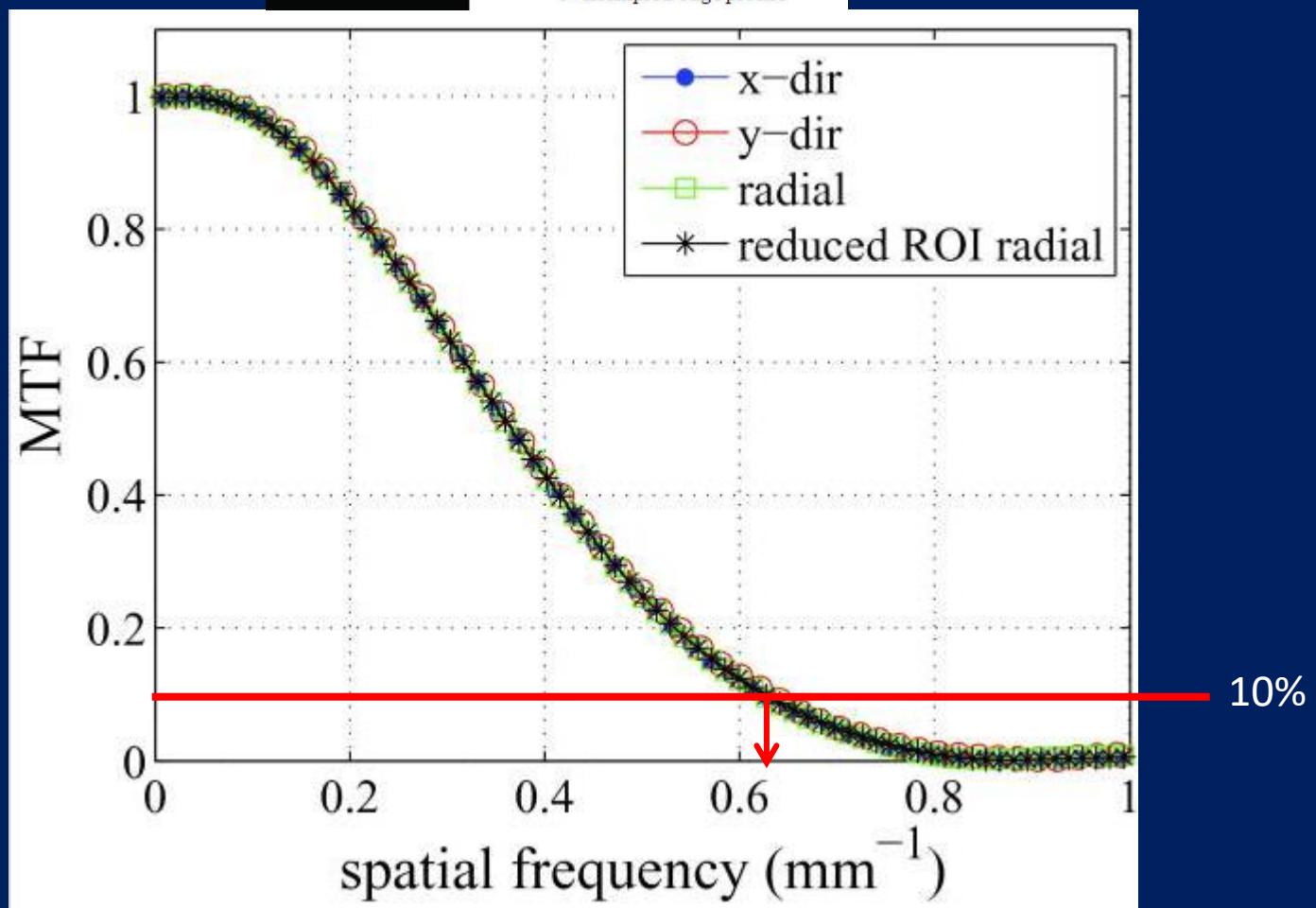
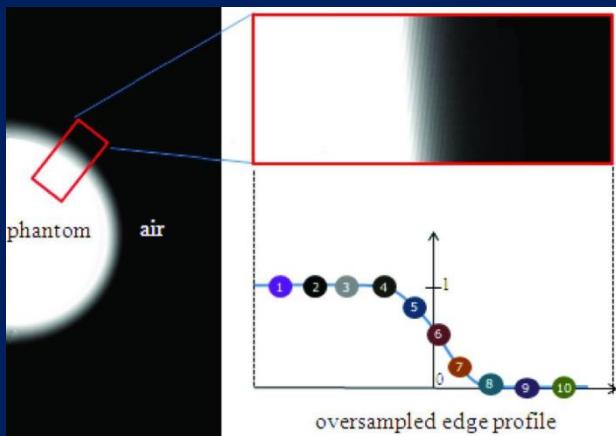
1.6mm
1.3mm
1.0mm
0.8mm
0.6mm
0.5mm

1.6 mm = 3.125 lp/cm
1.3 mm = 3.846 lp/cm
1.0 mm = 5 lp/cm
0.8 mm = 6.25 lp/cm
0.6 mm = 8.33 lp/cm
0.5 mm = 10 lp/cm



判定準則

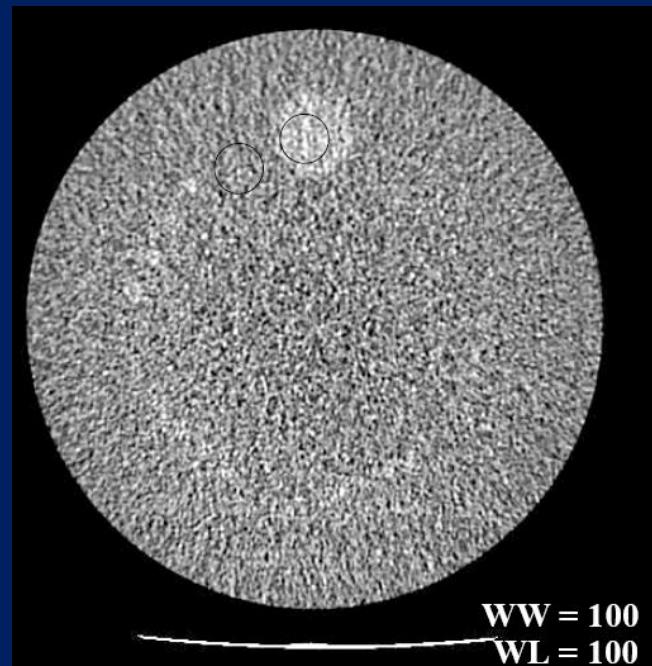
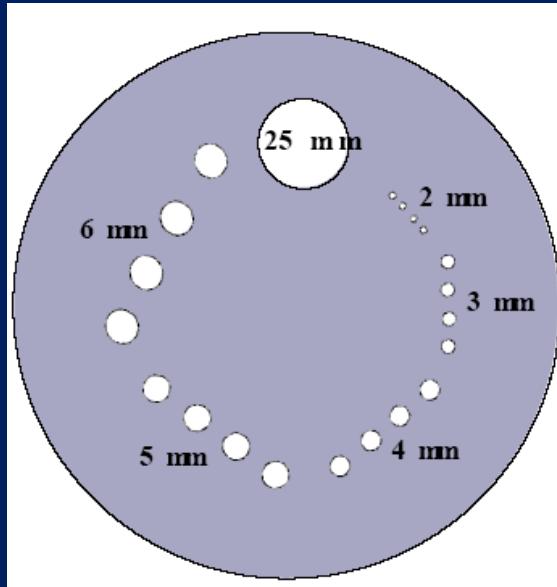
1. 以常規成人腹部掃描所得之影像應可清楚分辨6 線對/公分以上（含）；高解析度肺部掃描所得之影像應可清楚分辨8 線對/公分以上（含） **2023 新規定**
2. 或以常規成人腹部及高解析度肺部掃描模式下，其MTF百分之十之值與 基準值差異為百分之二十以下。



六、低對比偵測度

【診斷、治療】

- 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

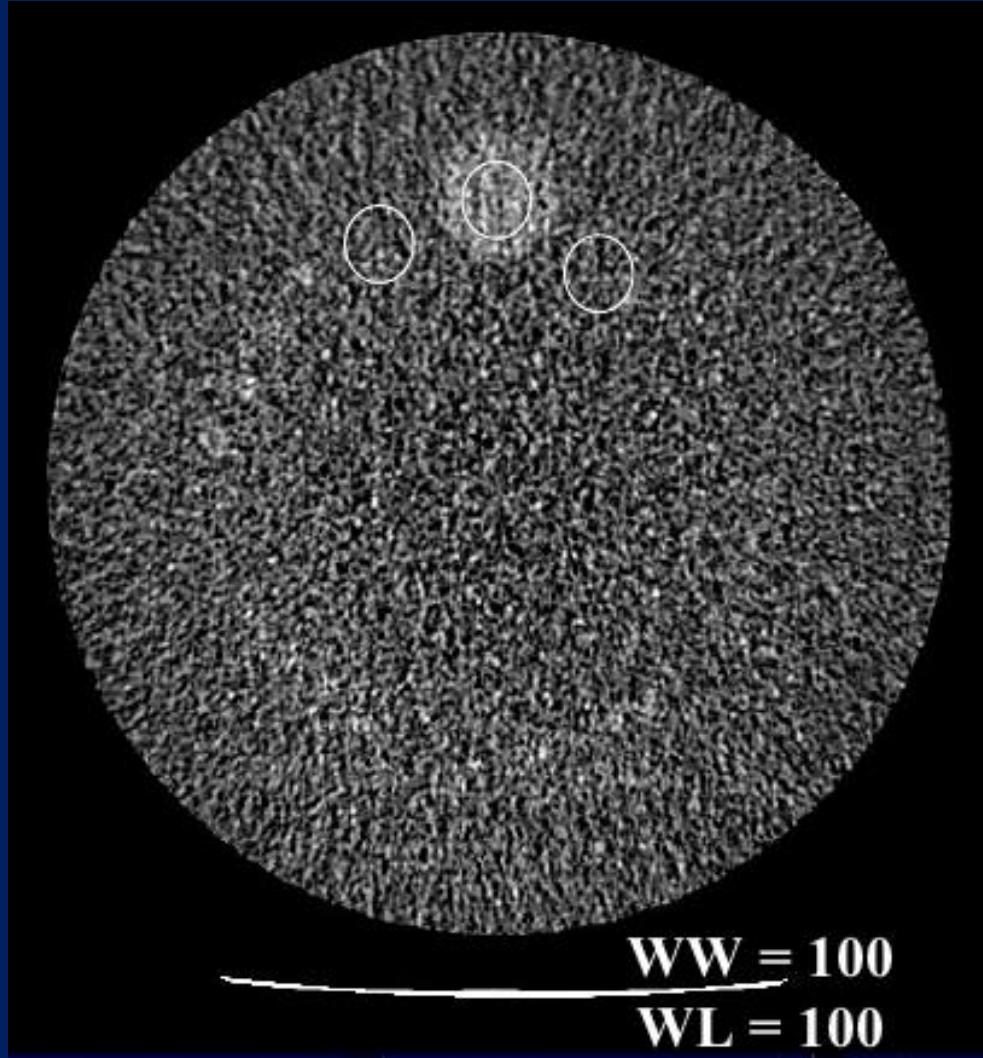


- (1) 將假體放置於檢查床上。以常規成人腹部掃描模式及影像重建法進行測試，設定適當的組像範圍包含整個假體，直接掃描包含有低對比物體分辨力測試模版處正中央區段。若臨床掃描程序是使用自動管電流模式，則須將此功能關閉，改用手動設定管電流，管電流的選擇請依據適用於參考體型的條件。
- (2) 若使用螺旋掃描模式，則將掃描起點與終點分別設定在低對比物體分辨力測試模版前、後位置，應確保可在重組的影像中得到該模版正中央區段的假體影像。
- (3) 同上述步驟，但將掃描模式與影像重建法改變如下，再進行測試：常規成人頭部掃描模式、常規小兒腹部掃描模式。
- (4) 放置 ROI (其大小約佔欲測量物面積之 80%) 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) 計算對比雜訊比(contrast-noise ratio, CNR):

$$\text{CNR} = (\text{對比物平均值} - \text{背景平均值}) / \text{背景標準差}$$

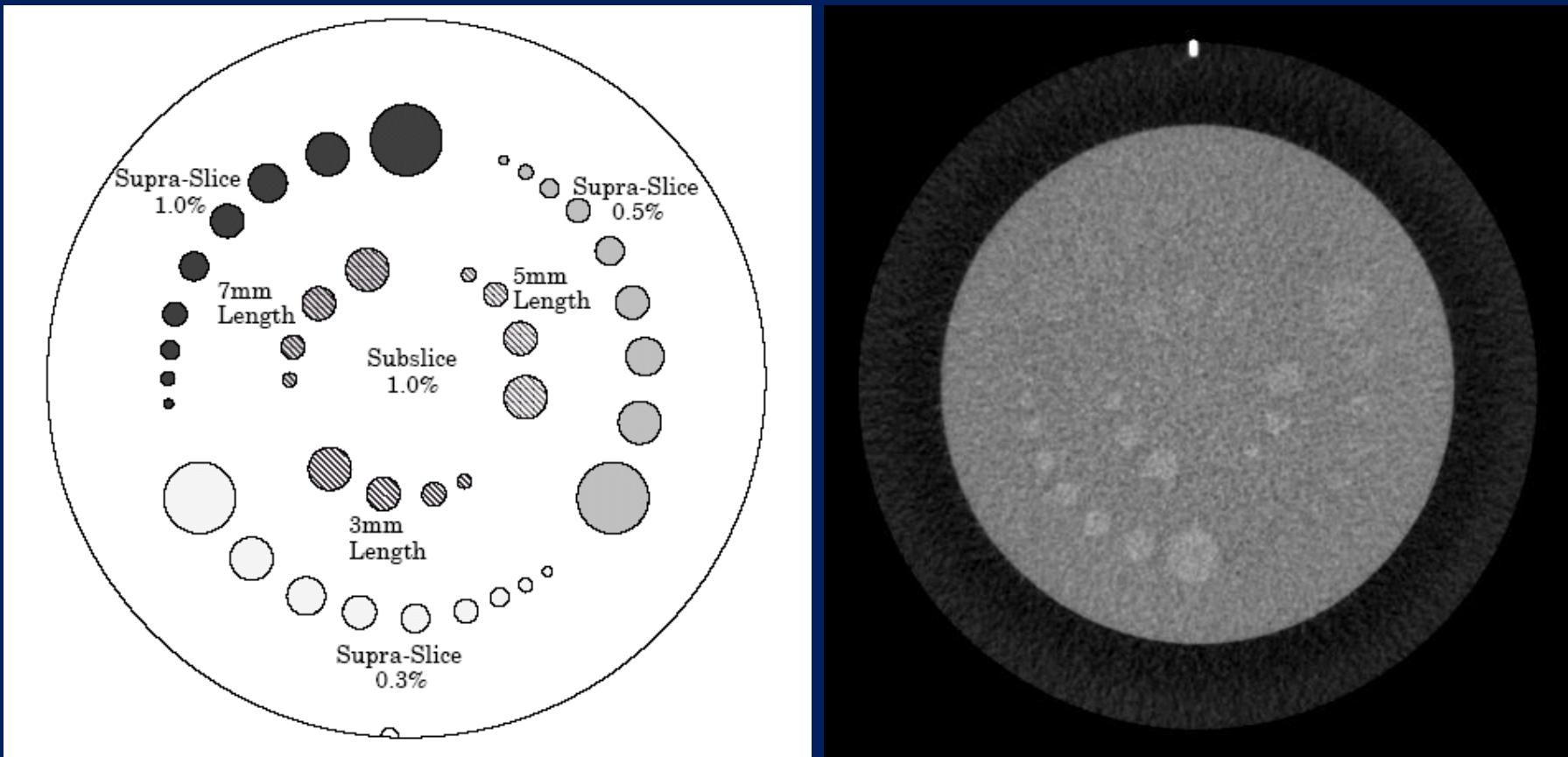
注意事項：CNR 的測量結果極容易受到影像重建法的影響，因此必須依據臨床掃描目的而選用之。

- (6) 若使用 ACR 電腦斷層認證假體以外的假體，則將所得影像設定在最佳之窗寬 / 窗高以進行影像判讀。檢視影像中的低對比物，由大至小依序觀察，低對比物可明顯可見時計為一分，並由大至小加總計分。



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應大於0.7

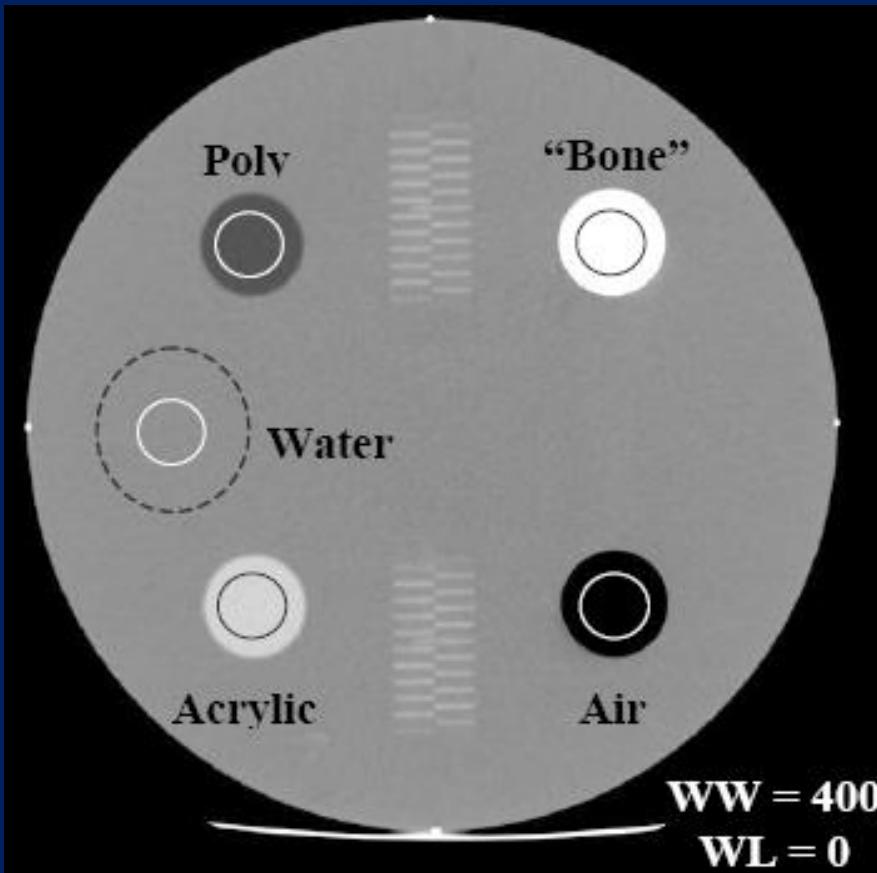


判定準則

1. 採用美國放射學院認證假體，其對比雜訊比需符合：
 1. 常規成人頭部、成人腹部為一點零以上。
 2. 小兒腹部為零點四以上。
2. 採用其他假體，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1毫米(mm)。

七、CT值準確度與線性度 【診斷、核醫】

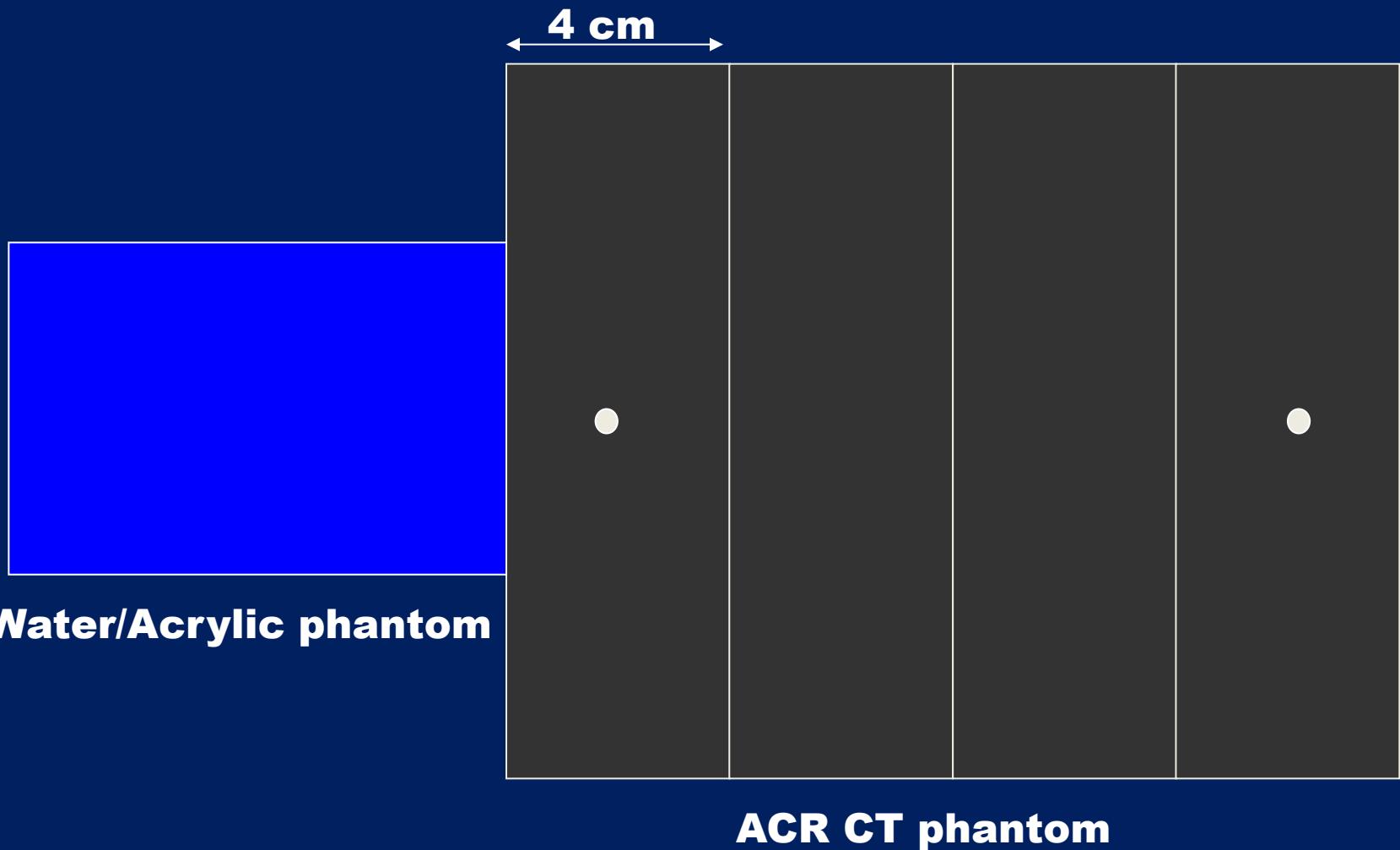
十八、掃描電子密度假體之CT值準確性 【治療】



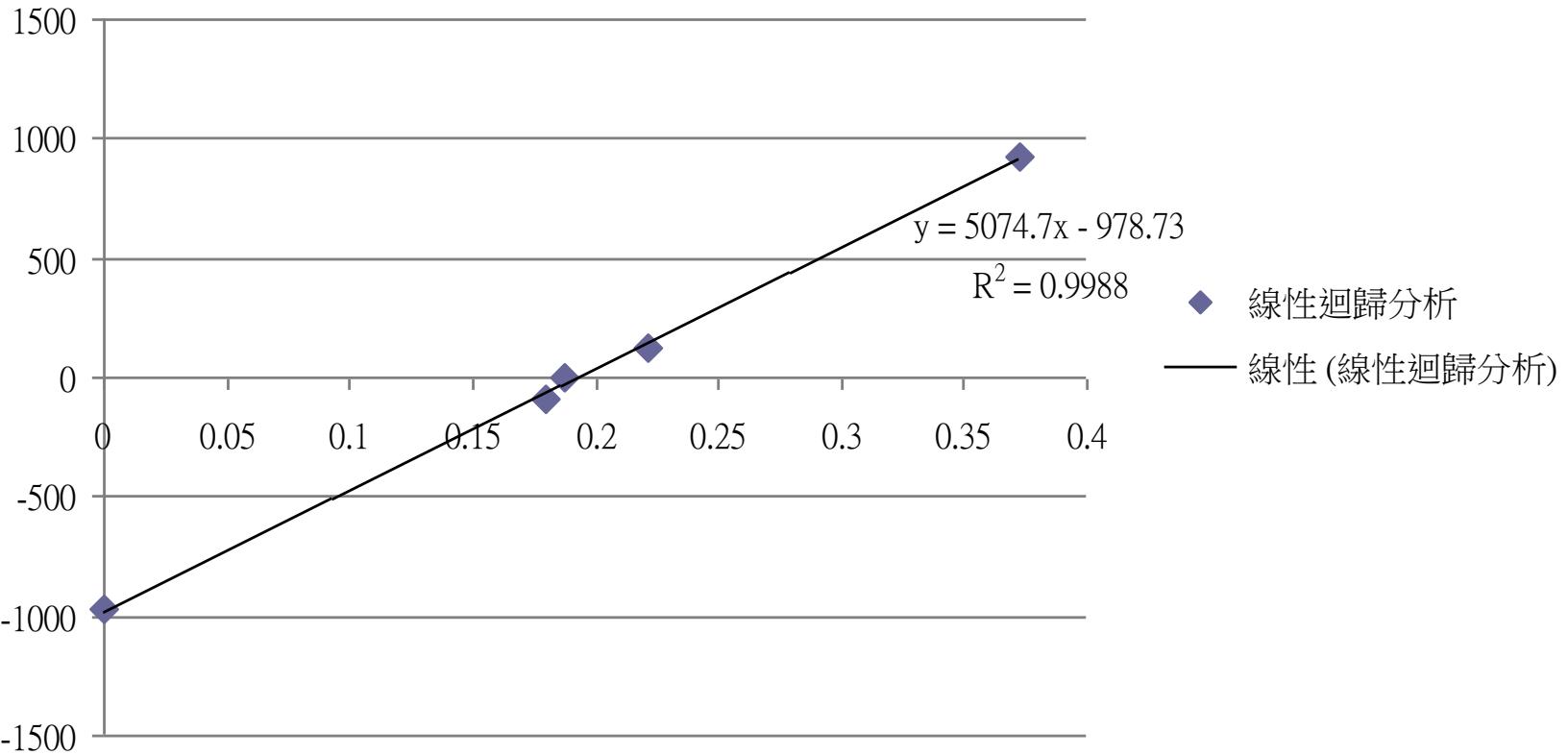
材料種類	英文名稱	CT 值(HU) 範圍
(空氣	Air	-1005 ~ -970
聚乙烯	Polyethylene	-107 ~ -84
水	Water	-7 ~ +7
壓克力	Acrylic	+110 ~ +135
骨頭	Bone	+850 ~ +970

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

$$N \cdot T \sim 4 \text{ cm}$$



線性迴歸分析



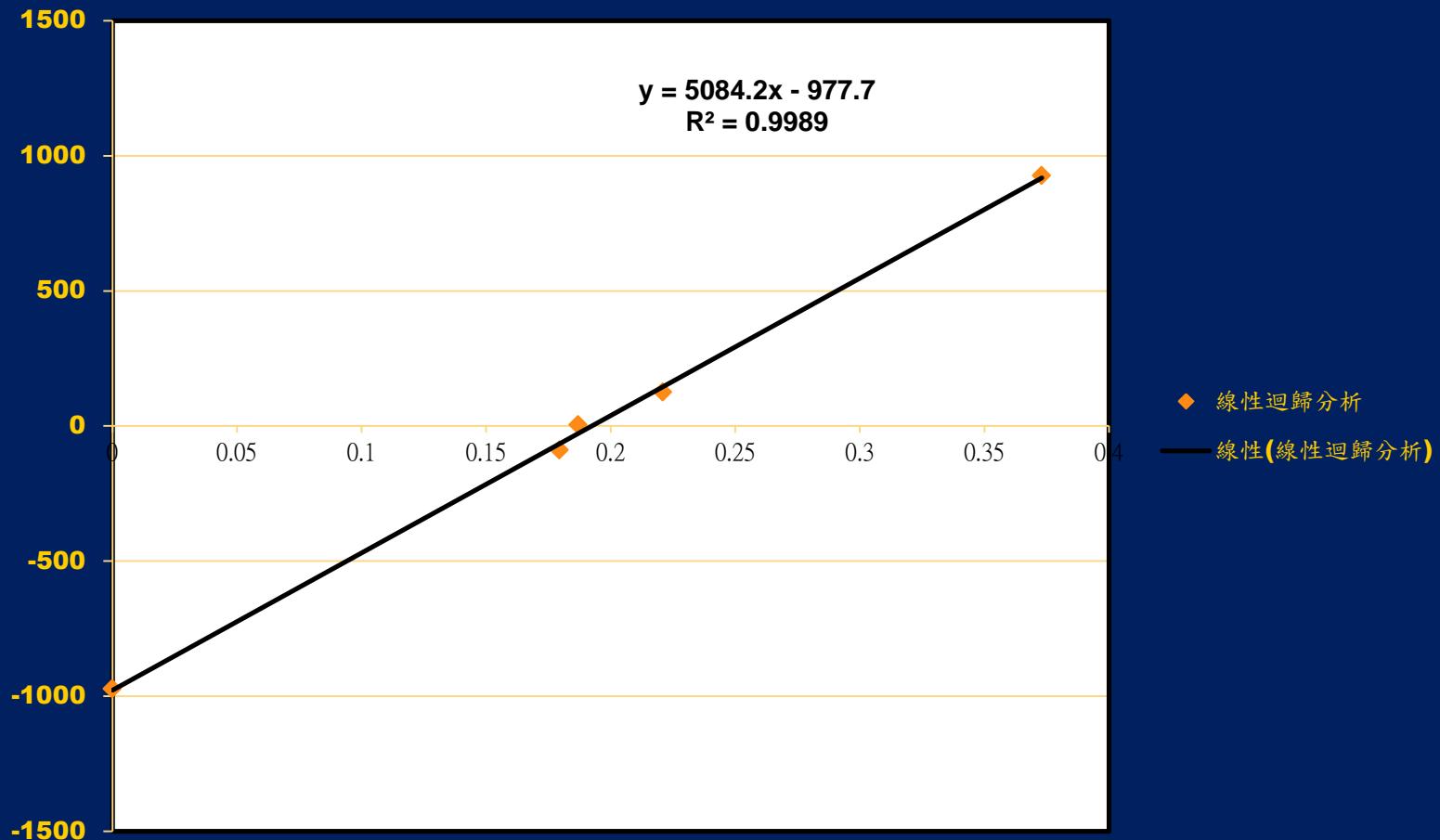
判定準則：

(1) 斜率(y) : 4940 ~ 5460

(2) 線性度(R²) : > 0.99

材料	空氣	聚乙稀	水	壓克力	骨頭
測量值	-972.71	-89.18	4.76	125.47	926.47
Attenuation Coefficient	0	0.1795	0.187	0.221	0.373

線性迴歸分析



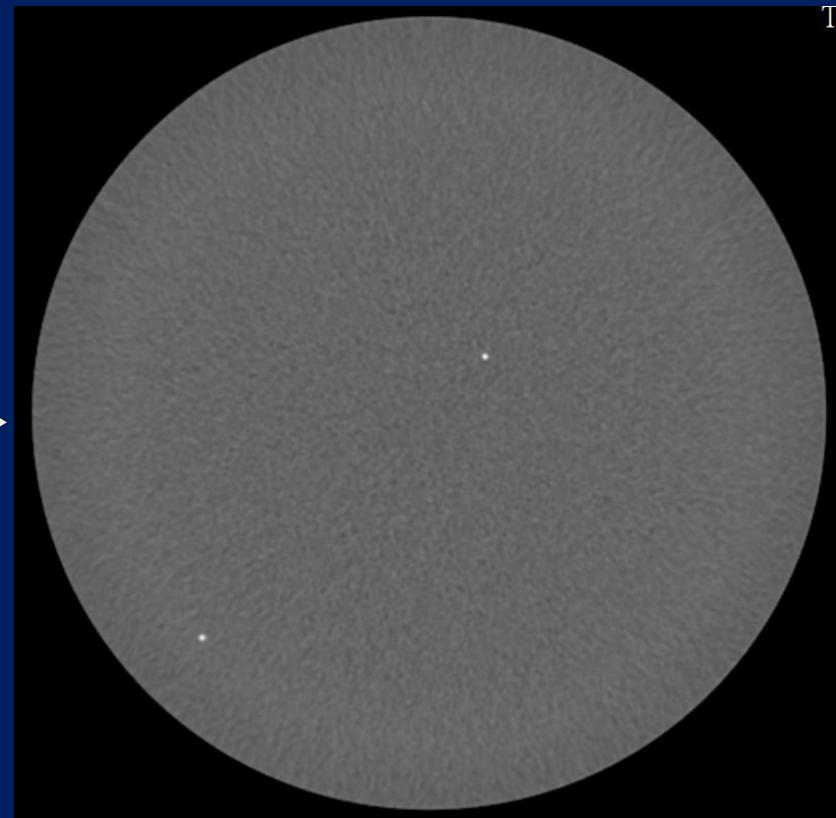
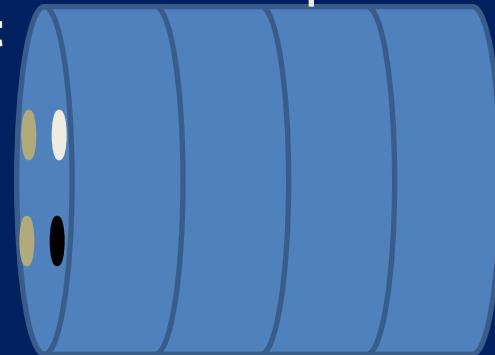
八、水假體影像評估

- (1)水的CT值準確度、(2)雜訊、(3)影像均勻度與(4)假影

Procedures :

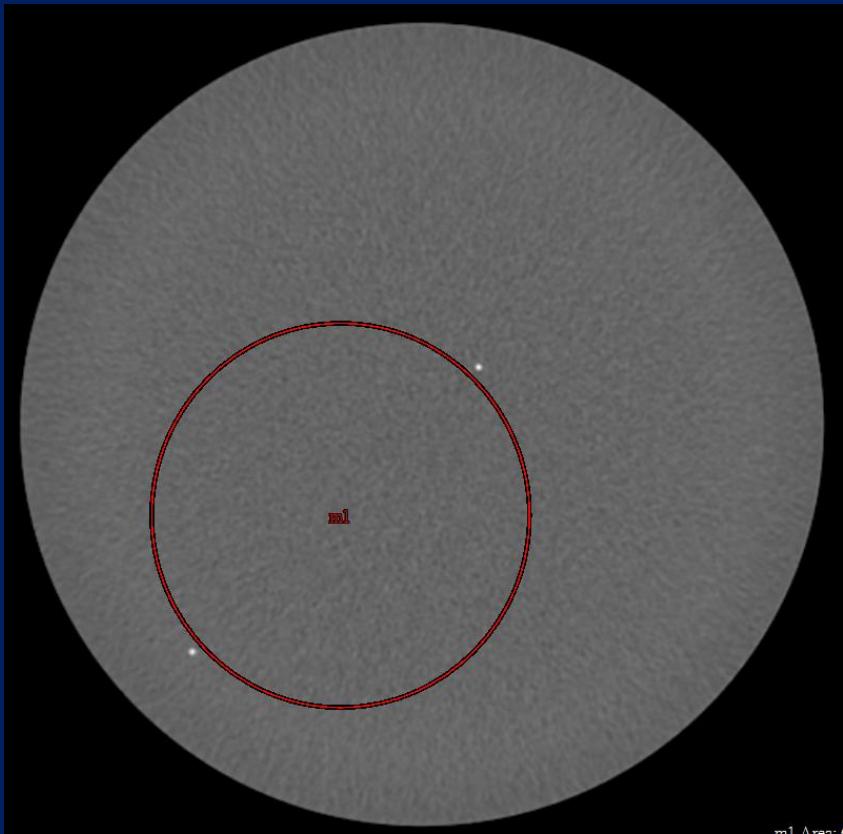
- Scan uniform phantom
- Place ROIs
- Noise: Standard Deviation of ROI
- CT# uniformity
 - Diff between means of center and outer ROI

Foot



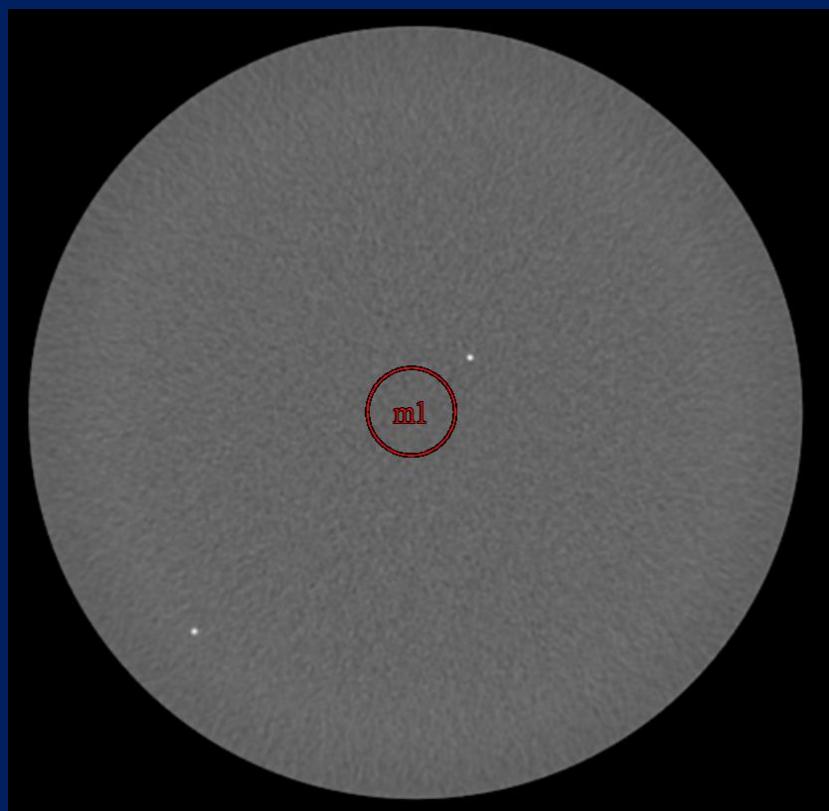
- (1)水的CT值準確度

Large ROI : > 20% total area



Area : 6977.5 mm²
Mean : 0.52
StdDev : 6.99

Small ROI : ~ 400 mm²



Area : 401.5 mm²
Mean : -1.28
StdDev : 7.08

• (2) 雜訊

水的CT值準確度與雜訊測量

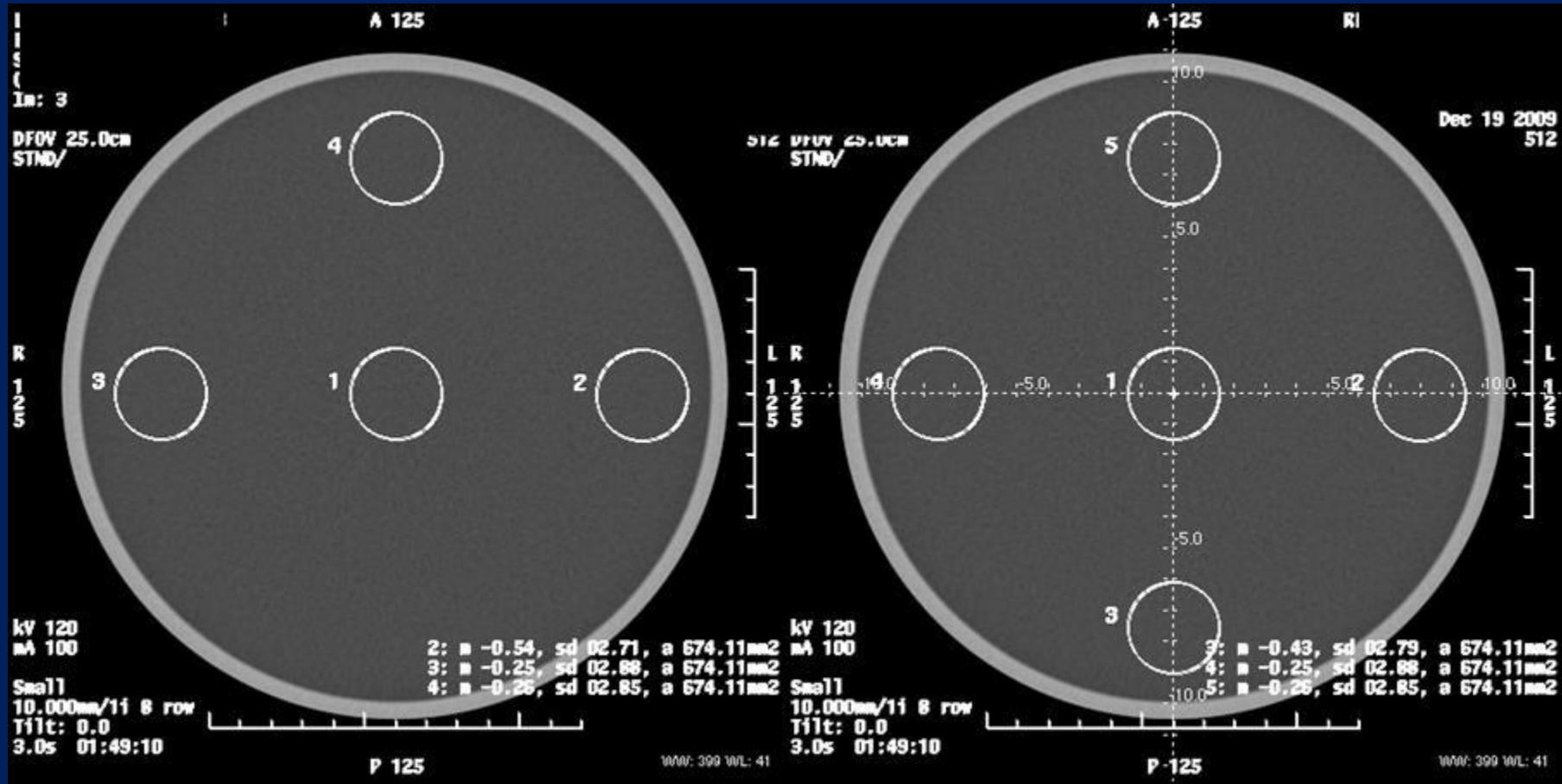
使用假體 / 廠牌型號 / 序號：ACR認證假體 / Gammex 464 / 804882 - 4021

掃描參數	掃描設定			測得數據			
	管電壓峰值 (kV p)	偵檢器組置 (毫米)	影像重建法	測得水之CT值	雜訊	雜訊 基準值	與基準值之差 異(%)
成人腹部 Abd Routine	120	8 x 5.0	STD	3.39	4.61	4.61	0.00%
改為軸狀掃描				3.85	4.47	4.47	0.00%
改變影像重建法 (軸狀掃描模式)			EDGE	4.04	26.1	26.1	0.00%
			SOFT	3.89	3.68	3.68	0.00%
			BONE+	3.71	21.45	21.45	0.00%
			BONE	4.05	14.04	14.04	0.00%
改變管電壓峰值 (軸狀掃描模式)			STD	3.27	7.95	7.95	0.00%
80				3.84	5.5	5.5	0.00%
100				3.43	3.89	3.89	0.00%
140							
結果判定				合格	合格		

水的CT值應介於0±7HU

雜訊值與基準值之差異，應不大於20%

• (3)影像均勻度



影像均勻度評估

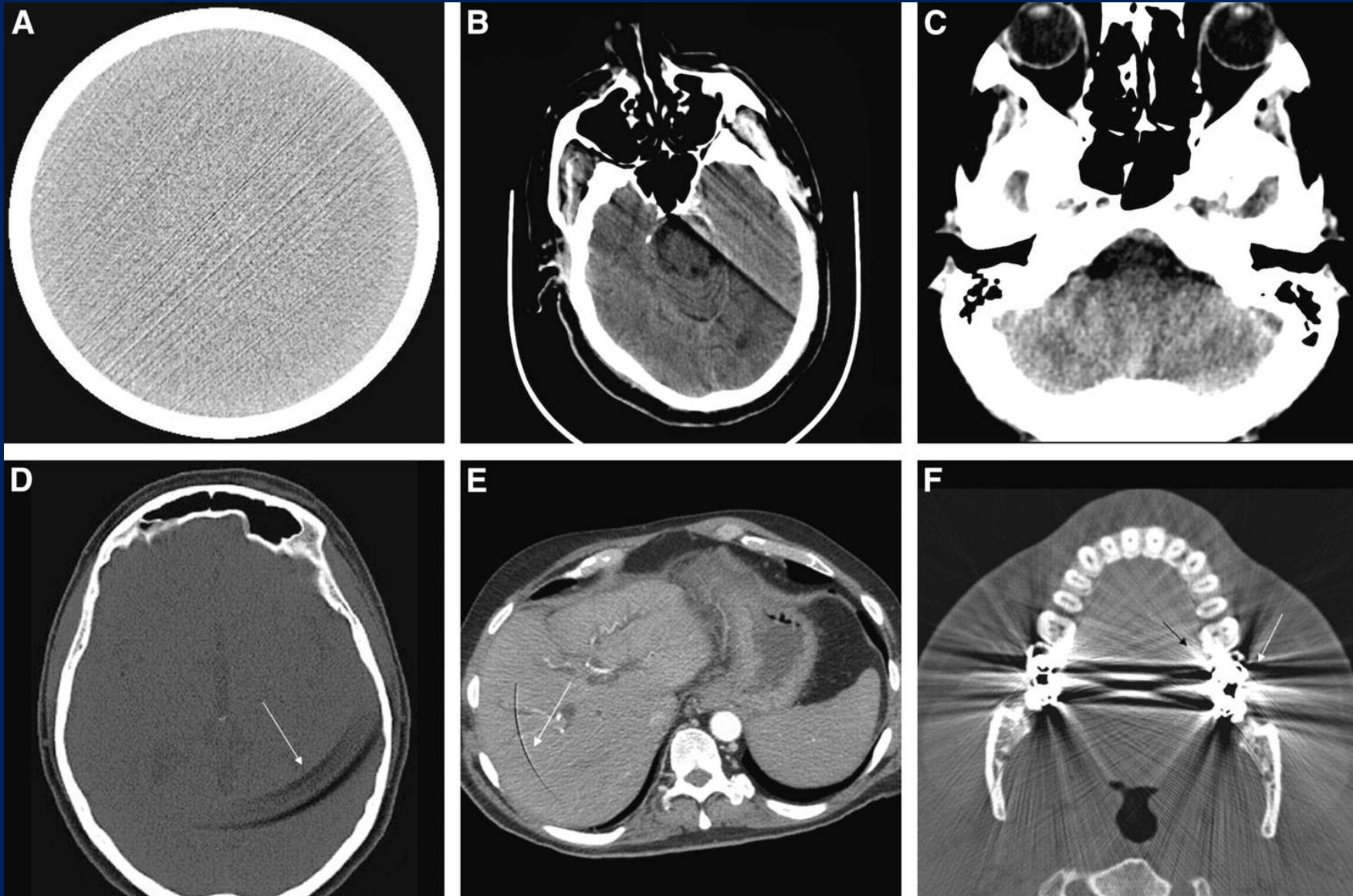
GE Phantom

STD+

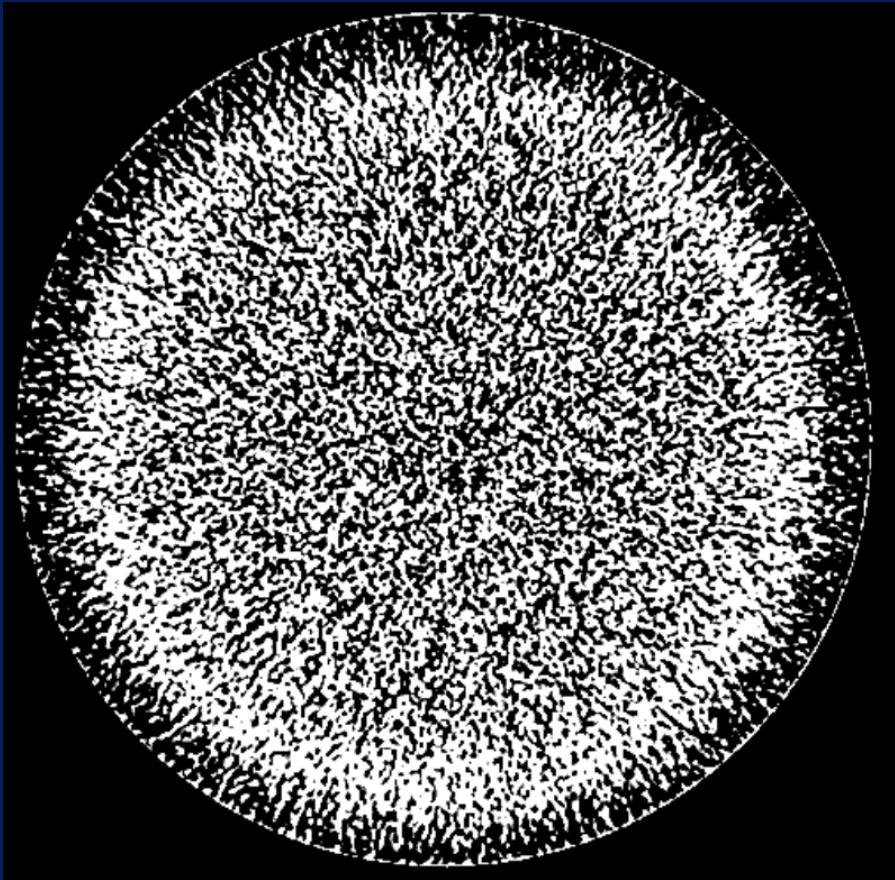
ROI位置	中央	上方	下方	左方	右方
測得水之CT值	0.56	0.54	-0.37	-0.57	-1.63
與中央之差異		-0.02	-0.93	-1.13	-2.19
結果判定		合格	合格	合格	合格

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SHU

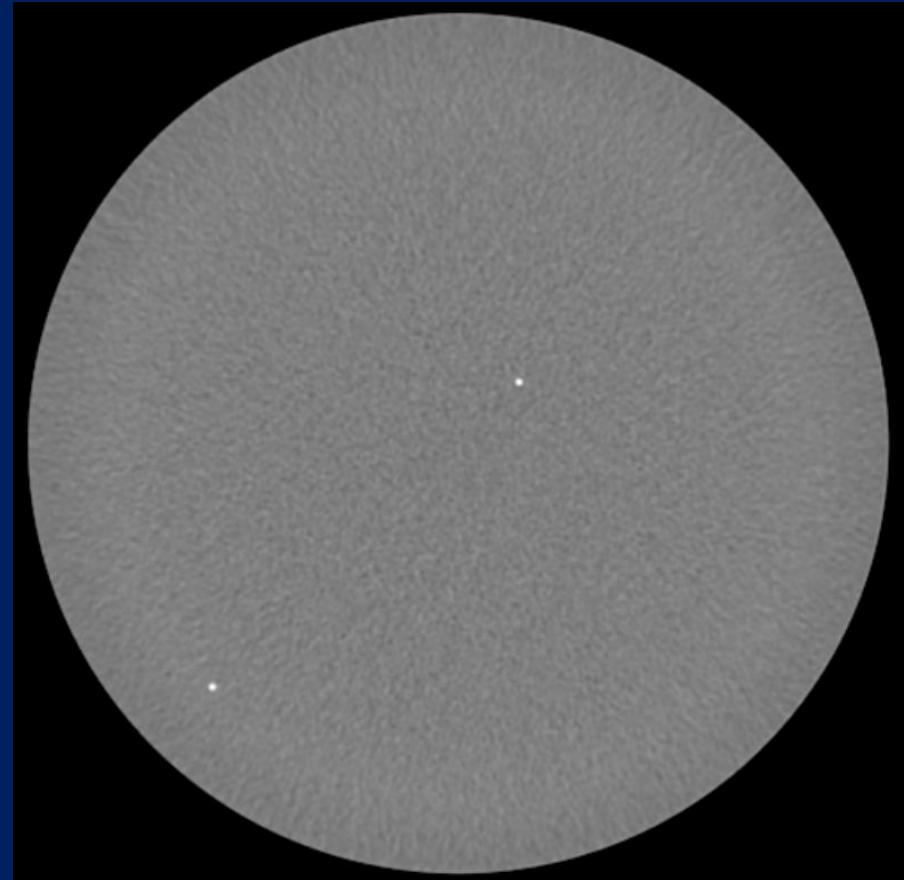
• (4)假影



A. streak B. motion C. beam-hardening D/E. ring F. blooming



WW/WL = -660/0



WW/WL = 350/0

GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed16 CT02_OCO
Ex: 70
Se: 3
Im: 24
SN 15.6
DFOV 36.0cm
STANDARD

A 180

M. D. Anderson Hospital 2
ZZCT2_23DEC03 mdct ARTIFACT

ZZCT2_23DEC03_A
Dec 23 2003
01:33:35 PM
512 X 512

Mag = 1.00
FL:
ROT:

R
1
8
0

L
1
8
0

KV 120
mA 240

SFOV 50.0cm
0.62mm /16i
Tilt: 0.0

1.0 s /AX /1.00

P 180

WW: 400 WL: 40

GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed16 CT02_OCO
Ex: 70
Se: 4
Im: 22
SN 31.9
DFOV 36.0cm
STANDARD

A 180

M. D. Anderson Hospital 2
ZZCT2_23DEC03 mdct ARTIFACT

ZZCT2_23DEC03_A
Dec 23 2003
01:43:42 PM
512 X 512

Mag = 1.00
FL:
ROT:

R
1
8
0

L
1
8
0

KV 120
mA 240

SFOV 50.0cm
0.62mm 5.62mm/rot 0.562:1 /1i
Tilt: 0.0

1.0 s /HE /00.56/1.99

P 180

WW: 400 WL: 40

GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed16 CT02_OCO
Ex: 70
Se: 4
Im: 21
SN 82.5
DFOV 36.0cm
STANDARD

A 180

M. D. Anderson Hospital 2
ZZCT2_23DEC03 mdct ARTIFACT

ZZCT2_23DEC03_A
Dec 23 2003
01:43:42 PM
512 X 512

Mag = 1.00
FL:
ROT:

R
1
8
0

L
1
8
0

KV 120
mA 240

SFOV 50.0cm
0.62mm 5.62mm/rot 0.562:1 /1i
Tilt: 0.0

1.0 s /HE /00.45/1.99

P 180

WW: 400 WL: 40

GE MEDICAL SYSTEMS
LightSpeed16 CT02_OCO
Ex: 70
Se: 4
Im: 23
SN 81.2
DFOV 36.0cm
STANDARD

A 180

M. D. Anderson Hospital 2
ZZCT2_23DEC03 mdct ARTIFACT

ZZCT2_23DEC03_A
Dec 23 2003
01:43:42 PM
512 X 512

Mag = 1.00
FL:
ROT:

R
1
8
0

L
1
8
0

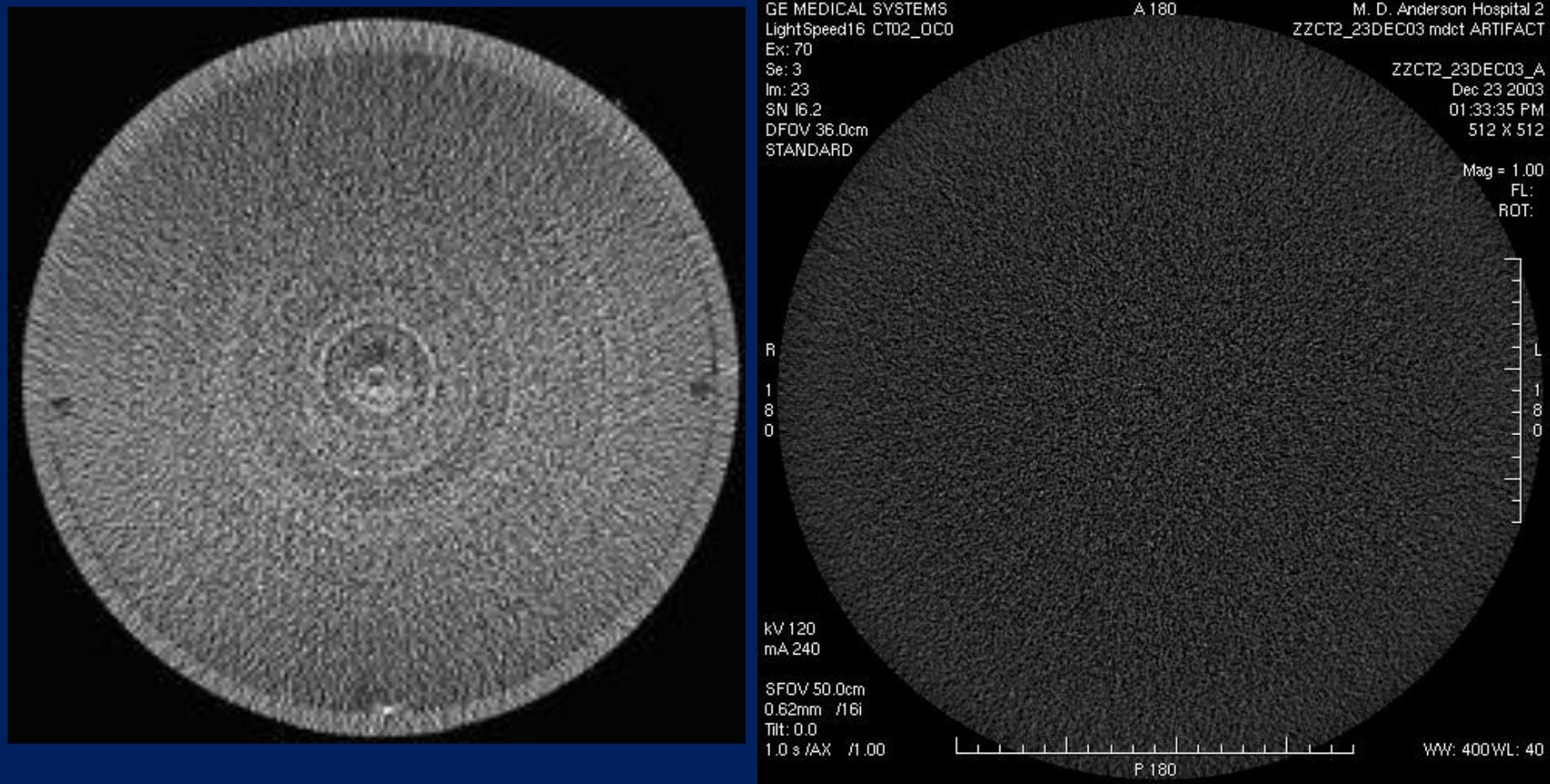
KV 120
mA 240

SFOV 50.0cm
0.62mm 5.62mm/rot 0.562:1 /1i
Tilt: 0.0

1.0 s /HE /00.67/1.99

P 180

WW: 400 WL: 40



1. 水的CT值應介於-7 ~ +7 HU，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%，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，或符合廠商規格標準。
4. 影像中不應存在任何明顯之假影。

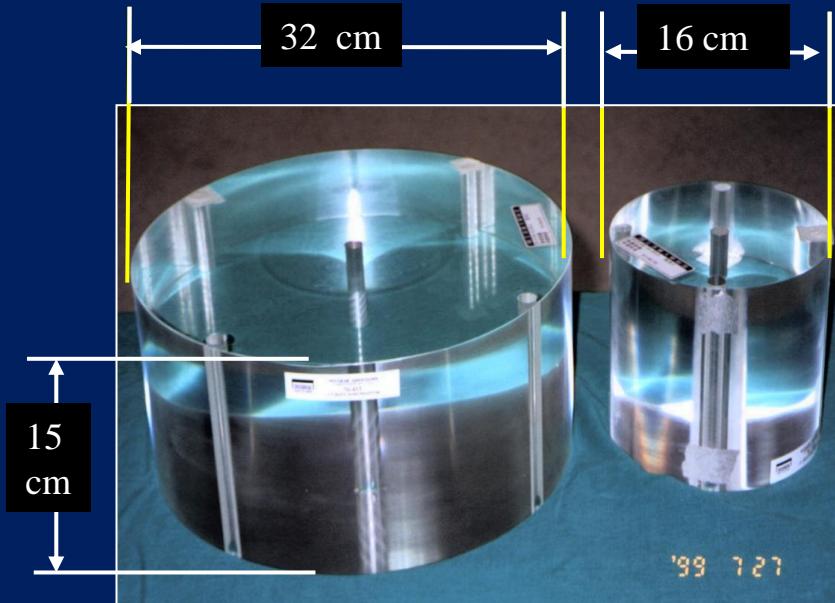
九、劑量評估

1. 管電流之線性度
2. 再現性、電腦斷層劑量指標、代表性檢查的病人劑量

二十、劑量輸出穩定性



Dosimetry Measurement Tools



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

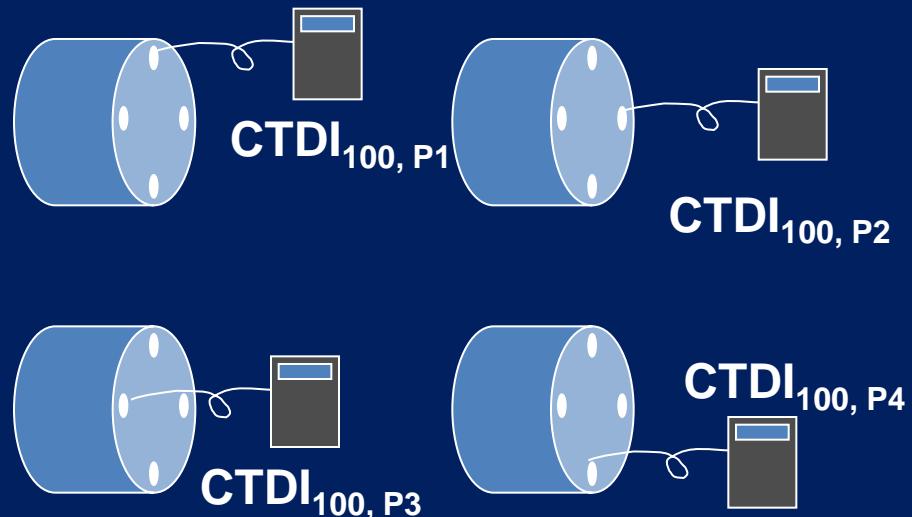
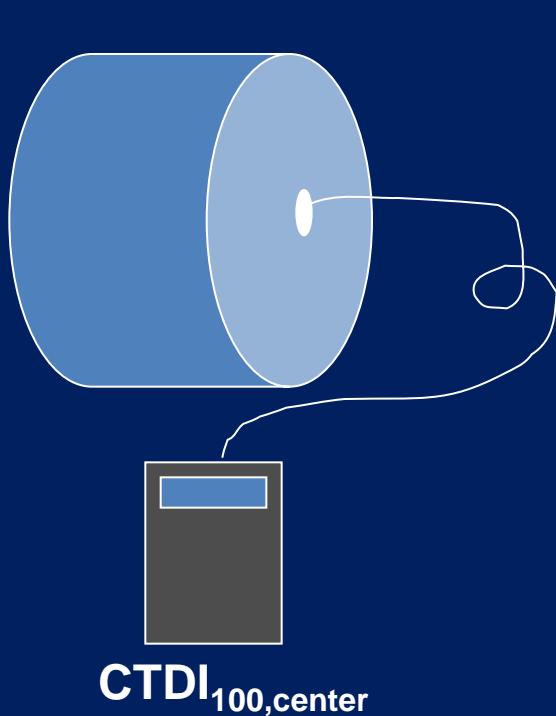
CTDI - CT Dose Index

- 基於 Reference Man 所建立的方法
- 其劑量數值
 - 僅適用於Reference Man
 - 代表此CT的輻射輸出
 - **不能代表該受檢者所接受到的輻射曝露**
- 受檢者的劑量計算
 - Monte Carlo Simulation

Computed Tomography Dose Index

- Weighted CTDI : $CTDI_w$

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,\text{center}} + \frac{2}{3} CTDI_{100,\text{edge}}$$



$$CTDI_{100,\text{edge}} = \frac{CTDI_{100, P1+P2+P3+P4}}{4}$$

CTDI - CT Dose Index

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{f \cdot C \cdot E \cdot L}{N \cdot T}$$

- $f=8.7 \text{ mGy/R}$

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, 4×2.5
mode

- Reading: 540 mR

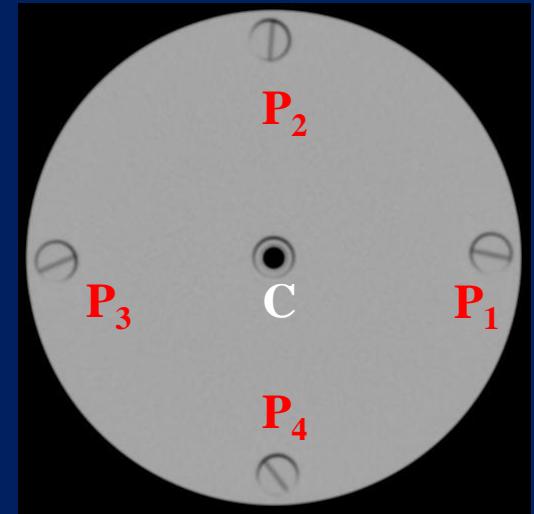
- Calculation:

$$\begin{aligned}\text{CTDI}_{100} &= \frac{8.7 \times 1.0 \times 0.54 \times 100}{4 \times 2.5} \\ &= 47 \text{ mGy}\end{aligned}$$

Dose Calculation

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \cdot \text{CTDI}_c + \frac{2}{3} \cdot \text{CTDI}_p$$

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{\text{CTDI}_w}{\text{Pitch}}$$



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

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

Computed Tomography Dose Index

■ Volume CTDI: $CTDI_{vol}$

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w$$

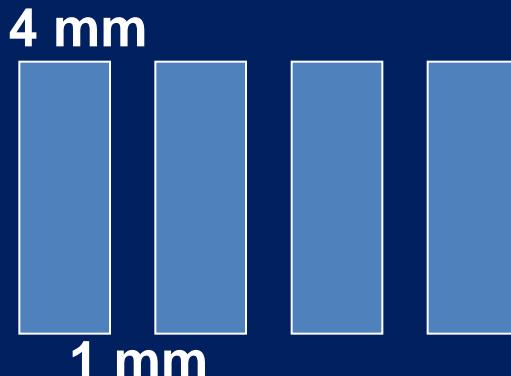
$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

In axial scan :

Example:

Slice thickness = 4 mm

Inter-slice gap = 1 mm



$$\text{Pitch} = (4+1) \div 4 = 1.25$$

CTDI measurement

管電流之線性度

管電壓 : 120 kVp

偵檢器組置 : 128 x 0.625

管電流 (mA)	時間 (sec)	管電流時間乘積 (mAs)	曝露量 (mGy)	比值 (mGy/mAs)	與平均值的差異	結果判定
133	0.75	100	9.55	0.0955	0.003	Passed
200		150	14.31	0.0954	0.002	Passed
267		200	19.02	0.0951	-0.001	Passed
333		250	23.75	0.0950	-0.002	Passed
400		300	28.50	0.0950	-0.002	Passed
467		350	33.38	0.0954	0.002	Passed
533		400	38.02	0.0951	-0.002	Passed
平均值		0.0952				
標準差		0.0002				
變異係數		0.0020				
結果判定		Passed				

代表性檢查	成人頭部 Brain Routine	成人腹部 Abd Routine	小兒腹部 Ped. Abd.
mAs/Slice (eff.mAs)	380	120	100
mAs 設定值	352	111	93
射束寬度 (mm)	40	80	80
讀值一 (mGy)	18.43	3.62	5.24
讀值二 (mGy)	18.47	3.57	5.16
讀值三 (mGy)	18.41	3.63	5.18
校正因子	1.00	1.00	1.00
平均值	18.44	3.60	5.19
標準差	0.027	0.024	0.031
變異係數	0.001	0.007	0.006
結果判定	Passed	Passed	Passed
CTDIc (mGy)	46.09	4.51	6.49
上方讀值 (mGy)	19.87	7.48	6.07
下方讀值 (mGy)	19.68	6.29	5.39
左側讀值 (mGy)	20.09	7.17	5.99
右側讀值 (mGy)	20.11	7.10	6.02
周邊讀值平均值	19.94	7.01	5.87
CTDIp (mGy)	49.85	8.76	7.34
CTDIw (mGy)	48.59	7.34	7.05
CTDIvol (mGy)	52.53	7.94	7.63
CTDIvol 基準值	52.53	7.94	7.63
測量值與基準值的差異	0.00%	0.00%	0.00%
顯示值	52.50	8.10	
測量值與顯示值的差異	0.06%	-1.97%	
結果判定	Passed	Passed	
CTDIvol 限值	80	30	20
DLP (mGy·cm)	840.53	316.82	304.29
有效劑量轉換因子	0.0023	0.015	0.020
有效劑量 (mSv)	1.93	4.75	6.09
結果判定	Passed	Passed	Passed

Output reproducibility and linearity

管電壓 : 120 kVp 曝露時間 : 0.75 s

偵檢器組置	mAs	曝露量 (mGy)	平均值	基準值	差異值(%)	結果判定
16 x 1.5	200	6.59	6.58	6.58	0%	Passed
		6.57				
		6.57				
		6.57				

管電壓 : 120 kVp 曝露時間 : 0.75 s

偵檢器組置	mAs	曝露量 (mGy)	平均值	基準值	差異值(%)	結果判定
16 x 1.5	300	9.76	9.78	9.78	0%	Passed
		9.78				
		9.80				
		9.80				

管電壓 : 140 kVp 曝露時間 : 0.75 s

偵檢器組置	mAs	曝露量 (mGy)	平均值	基準值	差異值(%)	結果判定
1.6 x 1.5	200	9.42	9.45	9.45	0%	Passed
		9.48				
		9.47				
		9.47				

管電壓 : 140 kVp 曝露時間 : 0.75 s

偵檢器組置	mAs	曝露量 (mGy)	平均值	基準值	差異值(%)	結果判定
16 x 1.5	300	14.14	14.14	14.15	0%	Passed
		14.14				
		14.15				
		14.15				

判定準則：與其基準值差異為10%以下。

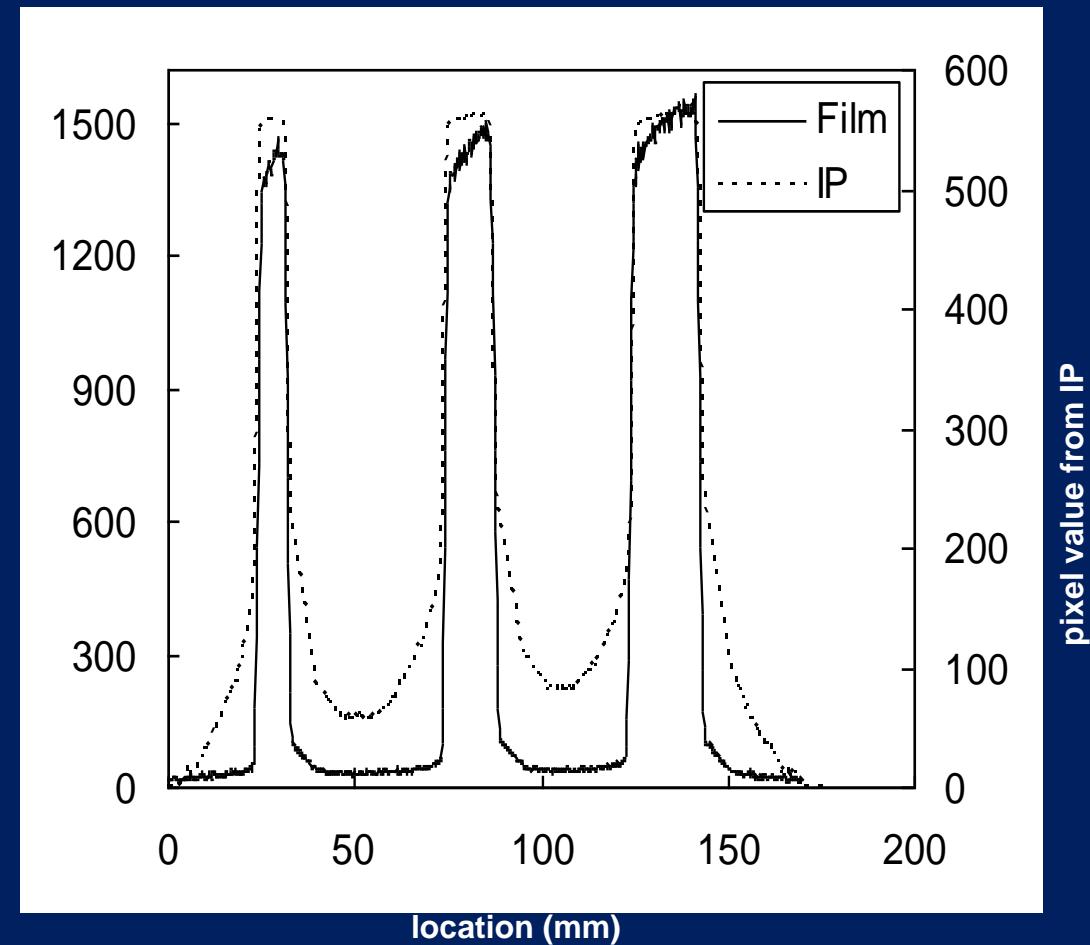
1. 管電流線性度：管電流線性度的變異係數不可超過0.05。
2. 再現性：再現性的變異係數不可超過0.05。
3. 加權電腦斷層劑量指標與劑量長度乘積：
 - a. $CTDI_W$ 或 $CTDI_{vol}$ 與基準值相比，應不大於基準值的20%。
 - b. 測量結果中的成人頭部與成人腹部的 $CTDI_W$ 或 $CTDI_{vol}$ ，與螢幕顯示值相比時，差異不可超過20%。
4. 代表性檢查的病人劑量： $CTDI_{vol}$ 於成人頭部掃描條件下應不大於80 mGy，於成人腹部掃描條件下應不大於30 mGy，於小兒腹部掃描條件下應不大於20 mGy。若超過上述數值時，應檢討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

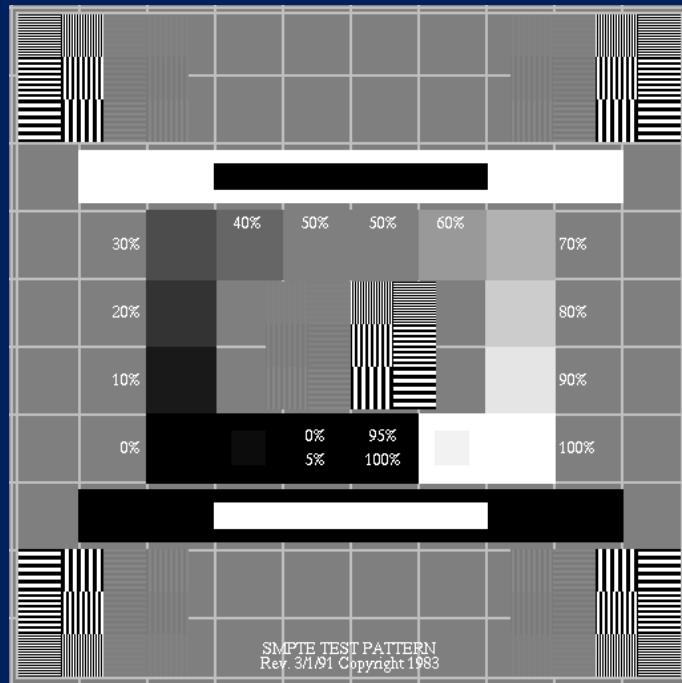
- Using packaged films
 - placed at the isocenter surface during scans at the different collimation thicknesses
 - The mAs technique is set to provide a maximum film density of between 1.0 and 2.0 OD



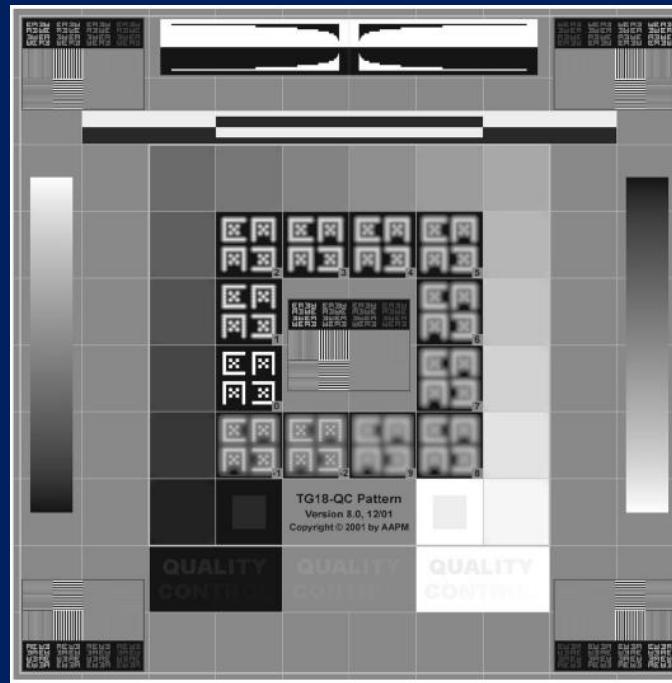
Measurement w/ CR IP



十一、影像顯示器評估



SMPTE



TG 18 QC



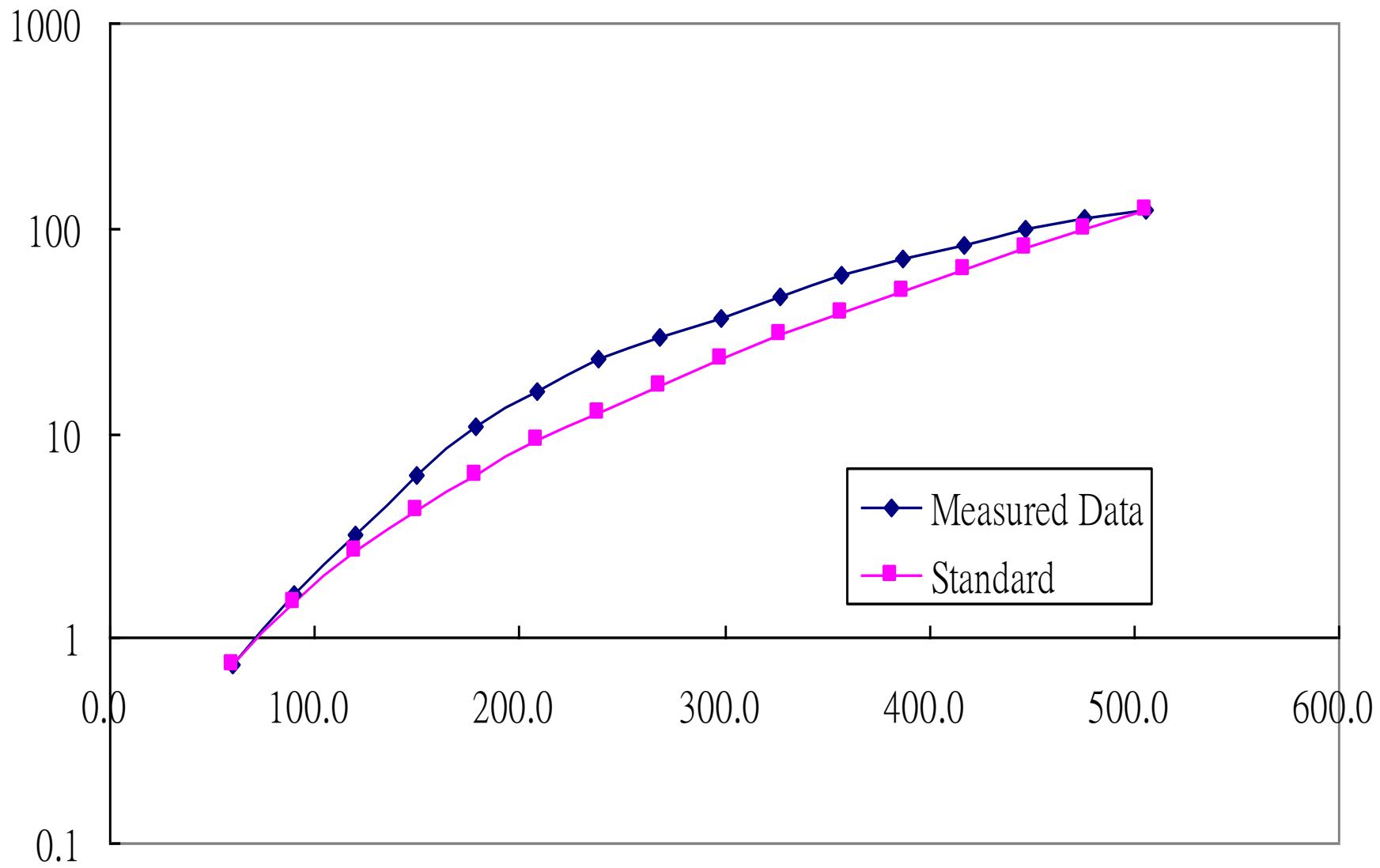
1. 0%—5% 及 95%—100% 之低對比方塊需清楚可分辨。
2. 0% 至 100% 的所有灰階方塊皆應清楚可分辨。
3. 不應有明顯可見的條紋假影、圖像扭曲與陰影。
4. 於四個角落及中間之高對比線對，不論是平行與垂直方向，應皆能分辨。
5. 亮度之標準建議如下：
 1. 最大亮度應至少 100 燭光／平方公尺。
 2. 最大亮度與最小亮度之比值應至少 100。
6. 若使用美國醫學物理學會影像資訊委員會 TG18 測試圖像，則參考美國醫學物理學第 3 號線上報告之建議標準。

GSDF – DICOM 3.14

- Grayscale Standard Display Function

Grayscale Standard Display Function: Luminance versus JND Index							
JND	L[cd/m ²]	JND	L[cd/m ²]	JND	L[cd/m ²]	JND	L[cd/m ²]
1	0.0500	2	0.0547	3	0.0594	4	0.0643
5	0.0696	6	0.0750	7	0.0807	8	0.0866
9	0.0927	10	0.0991	11	0.1056	12	0.1124
13	0.1194	14	0.1267	15	0.1342	16	0.1419
17	0.1498	18	0.1580	19	0.1664	20	0.1750
21	0.1839	22	0.1931	23	0.2025	24	0.2121
25	0.2220	26	0.2321	27	0.2425	28	0.2532
29	0.2641	30	0.2752	31	0.2867	32	0.2984
33	0.3104	34	0.3226	35	0.3351	36	0.3479
37	0.3610	38	0.3744	39	0.3880	40	0.4019
41	0.4161	42	0.4306	43	0.4454	44	0.4605
45	0.4759	46	0.4916	47	0.5076	48	0.5239

JND – just noticeable difference



請多指教