

電腦斷層掃描儀 非年度品質保證測試

陳建全

醫學物理師 醫事放射師



台灣醫學物理公司

www.tmpinc.com.tw

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
 - 磁共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

民國112年原子能委員會 醫療曝露品質保證新規範

112年7月1日開始實施

輻射醫療曝露品質保證相關法規

- **游離輻射防護法**

- 第17條

- 應依醫療曝露品質保證標準擬訂醫療曝露品質保證計畫
- 依規定設醫療曝露品質保證組織、專業人員或委託相關機構

- 第43條

- 處新臺幣十萬元以上五十萬元以下罰鍰，並令其限期改善；屆期未改善者，按次連續處罰，並得令其停止作業

- **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**

- **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

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：

(10種類型儀器，略)

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5條

(刪除)

第6條

(刪除)

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**。

第10條

本辦法自中華民國九十四年七月一日施行。

本辦法修正條文自發布日施行。

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)



關於本會

施政與法規

核能管制

輻射防護

緊急應變

防疫資訊專區

首頁 > 動態訊息 > 即時資訊

動態訊息

即時資訊

新聞稿

公告

活動報導

輿情回應

原能會與衛福部共同發布修正「輻射醫療曝露品質保證標準」，心導管或血管攝影用X光機醫療曝露品保正式上路



更新時間：2023-04-14 11:25

為提供國人更優質輻射醫療曝露品質，原能會於112年4月12日與衛生福利部共同發布修正「輻射醫療曝露品質保證標準」，將執行血管診療專用之心導管或血管攝影用X光機，增列納入為第12項應執行輻射醫療曝露品質保證作業之設備。

心導管或血管攝影用X光機因可準確有效提供血管即時影像，臨床用於診斷或治療各種血管病變，原能會為提昇病患醫療輻射品質與操作人員之輻射安全，修法增列心導管或血管攝影用X光機為應實施品保作業之設備。原能會於立法前期已完成全國359台心導管或血管攝影用X光機的訪視指導作業，另培訓602名專業品保人員且舉辦6場宣導說明會。最後依訪視結果及國際品保文獻，經111年專家學者討論會後，完成品保作業修正。草案預告期間亦進行2場業者說明會，透過雙方有效溝通，後續得以順利推動品保政策。

另配合國內輻射醫療設備精進，原能會同時也增列數位式乳房X光攝影儀品保項目規範及修正電腦斷層掃描儀部分品保項目，以提升影像品質及降低曝露劑量。原能會將持續做好輻射醫療曝露品質的把關，以營造優質、穩定與安全的輻射醫療環境。

相關連結

- 輻射醫療曝露品質保證標準(112年7月1日施行)
- 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(112年4月12日施行)

法規名稱：	輻射醫療曝露品質保證標準
公發布日：	民國 93 年 12 月 08 日
修正日期：	民國 112 年 04 月 12 日 ※本次發布之條文全部或部分尚未施行（實施），施行日期：民國 112 年 07 月 01 日
發文字號：	會輻字第11200037263號；衛部醫字第1121662574號 令
法規體系：	輻射防護
立法理由：	總說明與條文對照表.pdf 行政院公報電子檔(第029卷第065期).pdf

輻射醫療曝露品質保證標準部分條文及第九條之二附表八至第九條之四附表十修正總說明

輻射醫療曝露品質保證標準於九十三年十二月八日與行政院衛生署（現為衛生福利部）會銜發布，九十四年七月一日施行，其後歷經四次修正迄今，已陸續將醫用直線加速器等十一項放射性物質或可發生游離輻射設備納入實施。

血管病變為國人常見疾病，影響民眾健康甚鉅，考量心導管或血管攝影用 X 光機為執行介入性血管診療術專用之輻射醫療設備，為確保醫療工作人員輻射安全及受診民眾醫療曝露品質，本次修正增列心導管或血管攝影用 X 光機為應實施醫療曝露品質保證作業之設備，以降低病人輻射劑量，並提升檢查影像品質，落實輻射醫療曝露使用最適化。

行政院原子能委員會同時持續精進乳房 X 光攝影儀及電腦斷層掃描儀之醫療曝露品質保證作業，考量國內乳房 X 光攝影儀主要以數位式影像呈現，經參考美國放射學院（American College of Radiology, ACR）出版之數位乳房 X 光攝影儀及電腦斷層掃描儀品質保證手冊，並徵詢國內輻射醫療相關專業組織及人員意見，修正增列數位式乳房 X 光攝影儀醫療曝露品質保證作業校驗項目、頻次及結果或誤差容許值，另修正電腦斷層掃描儀結果或誤差容許值，使其作業及規範更加明確精鍊，以確實達到提升輻射安全，監控醫療品質之目的。爰辦理輻射醫療曝露品質保證標準部分條文及第九條之二附表八至第九條之四附表十修正案，修正重點如下：

- 一. **新增心導管或血管攝影用 X 光機**為應實施醫療曝露品質保證作業之設備。（修正條文第二條）
- 二. 明定現行乳房 X 光攝影儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值之適用對象為**傳統式乳房 X 光攝影儀**，**新增數位式乳房 X 光攝影儀**應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值。（修正條文第九條之一及附表七、新增附表七之一）
- 三. 修正診斷用**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**應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值。（修正**第九條之二附表八至第九條之四附表十**）
- 四. 新增心導管或血管攝影用 X 光機應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值。（新增條文第九條之六及附表十二）
- 五. 明定本次修正條文及附表之施行日期。（修正條文第十三條）



關於本會

施政與法規

核能管制

輻射防護

緊急應變

防疫資訊專區

首頁 > 便民專區 > 下載專區 > 輻射安全 > 輻射醫療曝露品質保證計畫之相關表單

便民專區

輻射防護服務

線上報名

含氬廢水專區

專題演講申請服務

輻射醫療曝露品質保證計畫之相關表單

更新時間：2023-05-03 15:10



1

» 輻射醫療曝露品質保證計畫

» 輻射醫療曝露品質保證計畫撰寫綱要

» (附件一) 輻射醫療曝露品質保證組織專業人員表 (DOC) (ODT) (本項申辦請至雲化服務系統辦理)

2

- » (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

新增數位式乳房X光攝影儀

修正條文

第九條之一 乳房 X 光攝影儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值依附表七及附表七之一之規定。

舊版條文

第九條之一 乳房 X 光攝影儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值依附表七之規定。

新增[附表七之一]

第九條之一附表七修正對照表

修正名稱	現行名稱
附表七傳統式乳房 X 光攝影儀 (Conventional Mammography X-ray equipment) 應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值	附表七乳房 X 光攝影儀 (Mammography X-ray equipment) 應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值

註二：本表用詞定義如下：

- (一) 中光密度值 (Mid-Density; MD): 感光度測量片中光密度最接近且不低於一點二之灰階之光密度。

註二：數位乳房 X 光攝影儀及相關設備之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值應符合原製造廠商之規定。

註三：本表用詞定義如下：

刪除原條文中[註二]

數位式乳房 X 光攝影儀 (Digital Mammography X-ray equipment) 應實施之校驗項目

項次	校驗項目	頻次
一	假體影像品質	每週
二	電腦放射攝影片匣除影	每週
三	壓迫厚度顯示準確性	每月
四	目視檢查	每月
五	擷像工作站品管	每月
六	放射科醫師閱片工作站品管	每月
七	印片機品管	每月
八	看片箱清潔	每月
九	壓迫力測試	每半年

項次	校驗項目	頻次
十	乳房攝影單元組件檢查	每年
十一	準直儀狀況評估	每年
十二	影像品質評估	每年
十三	系統空間解析度	每年
十四	訊號雜訊比與對比雜訊比	每年
十五	自動曝露控制功能	每年
十六	平均乳腺劑量	每年
十七	擷像工作站品管	每年
十八	放射科醫師閱片工作站品管	每年
十九	印片機品管	每年
二十	電腦放射攝影	每年
二十一	數位乳房斷層層析Z方向解析度	每年
二十二	數位乳房斷層層析體積涵蓋範圍	每年

註一：移動型數位式乳房 X 光攝影儀於每次移動至定點、病人造影前，應執行假體影像品質校驗項目。

刪除項目：

偵測板校正(非年度)

廢片分析(每季)

管電壓準確性與再現性(每年)

射束品質(每年)

殘影評估(每年)

項次	校 驗 項 目	頻 次	結 果 或 誤 差 容 許 值
一	假體影像品質 (Phantom Image Quality)	每週	(一) 數位乳房假體影像中模擬物分數：纖維為二分以上、鈣化點群為三分以上及腫塊物為二分以上 (二) 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在

數位乳房假體 : 2, 3, 2

ACR Mammography Accreditation Phantoms



Digital systems



S/F systems

電腦斷層掃描儀

項次九：高對比(空間)解析度(High-contrast spatial resolution)

項次十：低對比偵測度(Low contrast resolution)

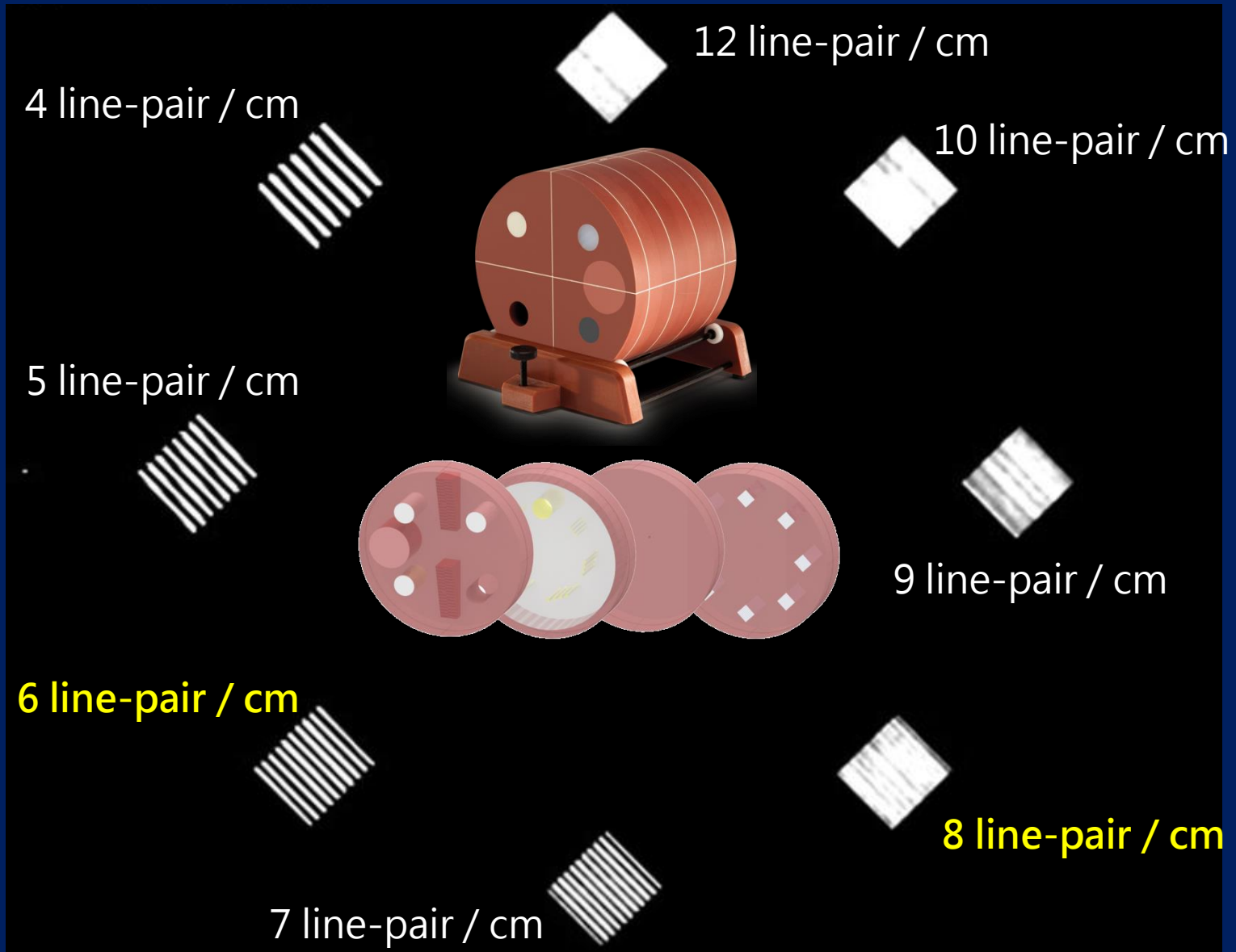
項次十三：劑量評估(Dosimetry)

修正條文

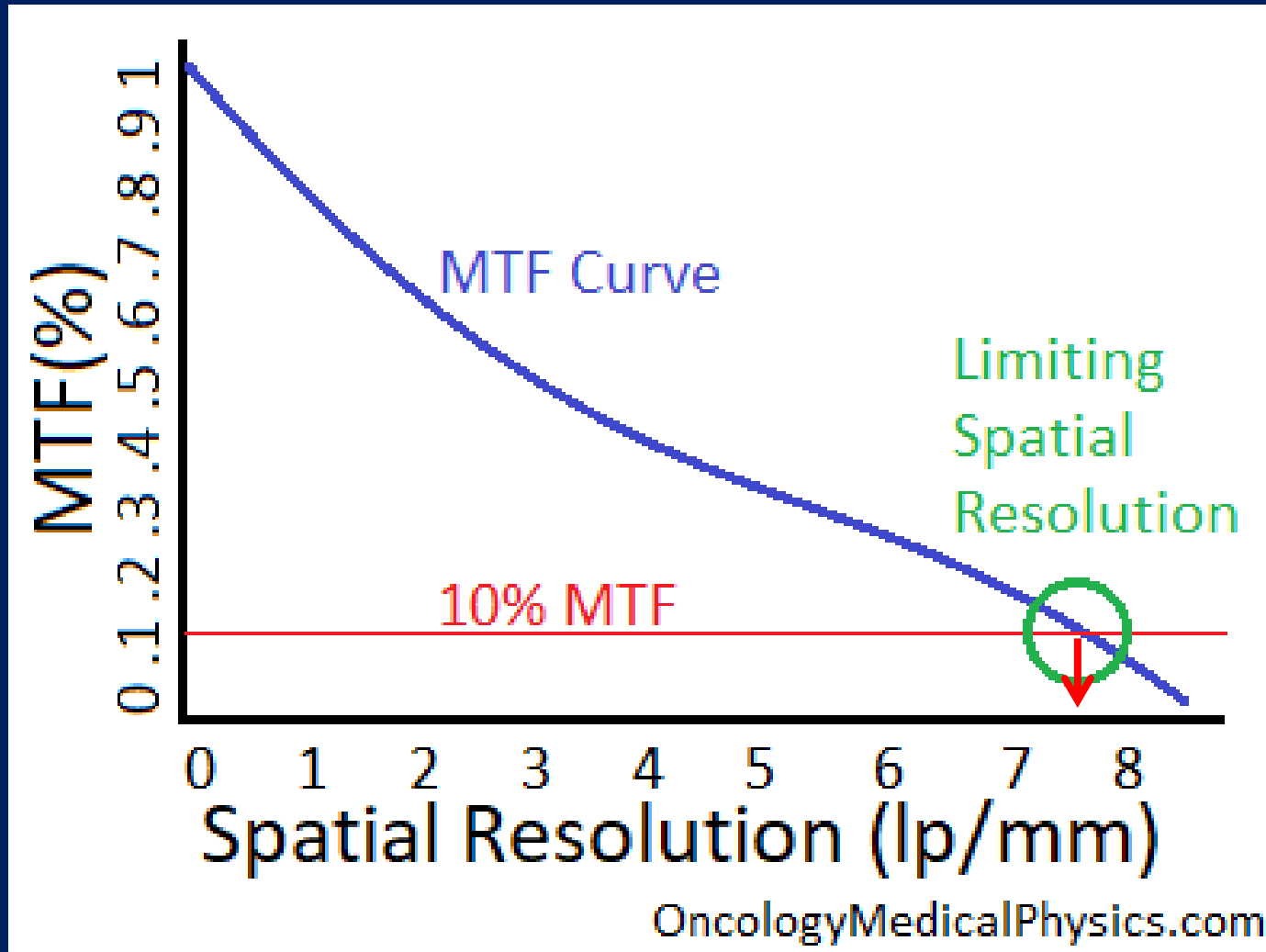
舊版條文

九	高對比(空間)解析度 (High-contrast spatial resolution)	每年	<p>(一) 常規成人腹部掃描模式可清楚分辨每公分<u>六</u>組線對(6 line pair/cm)以上,高解析度肺部掃描模式可清楚分辨每公分<u>八</u>組線對(8 line pair/cm)以上</p> <p>(二) 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</p>	九	高對比(空間)解析度 (High-contrast spatial resolution)	每年	<p>(一) 常規成人腹部掃描模式可清楚分辨每公分<u>五</u>組線對(5 line pair/cm)以上,高解析度肺部掃描模式可清楚分辨每公分<u>六</u>組線對(6 line pair/cm)以上</p> <p>(二) 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</p>
---	--	----	---	---	--	----	---

CT QA – 空間解析度



CT QA – 空間解析度



CT QA – 低對比偵測度

修正條文

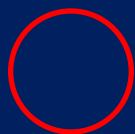
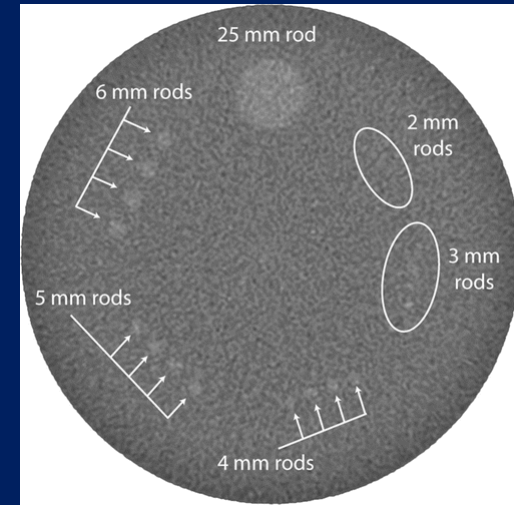
舊版條文

十	低對比偵測度 (Low contrast resolution)	每年	<p>(一)採用美國放射學院 (American College of Radiology, ACR) 認證假體，其對比雜訊比 (Contrast-to-Noise Ratio, CNR) 需符合：</p> <p>1、<u>常規成人頭部、成人腹部為一點零以上</u></p> <p>2、<u>小兒腹部為零點四以上</u></p> <p>(二)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一毫米 (mm)</p>	十	低對比偵測度 (Low contrast resolution)	每年	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)
---	-------------------------------------	----	--	---	-------------------------------------	----	-------------------------------------

量化判定+目視判定

目視判定

CT QA – 低對比偵測度



Target ROI : μ_{target} = mean of pixel values inside ROI,
 σ_{target} = standard deviation of pixel values inside ROI



Background ROI :
 $\mu_{\text{background}}$ = mean of pixel values inside ROI,
 $\sigma_{\text{background}}$ = standard deviation of pixel values inside ROI

$$CNR = \frac{\mu_{\text{background}} - \mu_{\text{target}}}{\text{noise}}$$

$$\text{noise} = \frac{\sigma_{\text{background}} + \sigma_{\text{target}}}{2} \left[(\sigma_{\text{background}}^2 + \sigma_{\text{target}}^2) \div 2 \right]^{0.5}$$

CT QA – 劑量評估

項次十三：劑量評估(Dosimetry)

修正條文

舊版條文

			成人腹部掃描條件下超過三十毫格雷 (mGy) 或小兒腹部 (五歲或約十八公斤) 掃描條件下超過 <u>二十</u> 毫格雷 (mGy) 時，應檢討訂定檢查掃描參數，合理抑低劑量				
--	--	--	--	--	--	--	--

							成人腹部掃描條件下超過三十毫格雷 (mGy) 或小兒腹部 (五歲或約十八公斤) 掃描條件下超過二十五毫格雷 (mGy) 時，應檢討訂定檢查掃描參數，合理抑低劑量
--	--	--	--	--	--	--	--

≤ 20 mGy

醫療曝露品保測試項目

- 影像品質

- 空間解析度
- 對比解析度
- 雜訊
- 假影
- 幾何扭曲
- 影像均勻度

- 其他

- 像素值正確度
- 曝露指標正確度
- 影像顯示設備

- 輻射相關

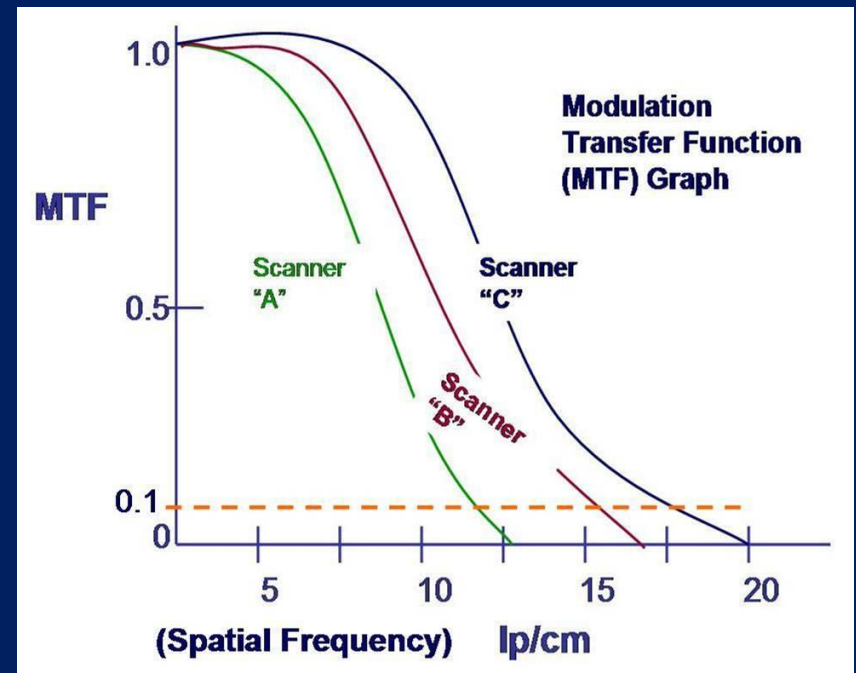
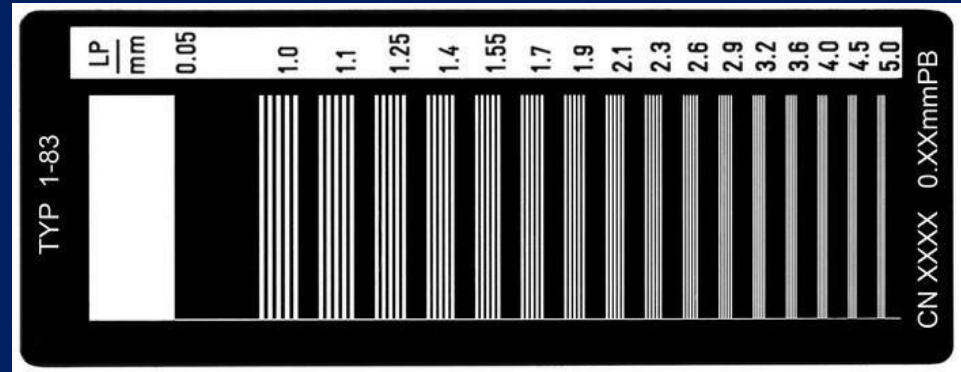
- 管電壓
- 曝露時間
- 常規標準檢查劑量
- 輻射輸出率
- 半值層
- 自動曝露控制

- 組件相關

- 系統功能正常
- 組件完整安全
- 輻射防護設備

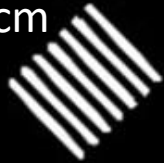
• 影像品質-空間解析度

- High contrast spatial resolution
- 常用單位：
 - Line-pair / cm (or mm)
 - Dpi (dots per inch)
 - mm / pixel
- 影響因素：
 - 焦斑大小
 - 偵測器尺寸
 - 影像重建/後處理方法
 - 管球靶極傾斜角度
 - 測試物之幾何位置
- 另類測試：
 - 調制轉換函數 (MTF – modulation transfer function)



Line-Pair Phantom Standard Filter

4 line-pair / cm



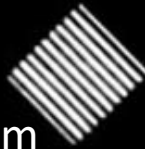
5 line-pair / cm



6 line-pair / cm



7 line-pair / cm



12 line-pair / cm



10 line-pair / cm



9 line-pair / cm



8 line-pair / cm



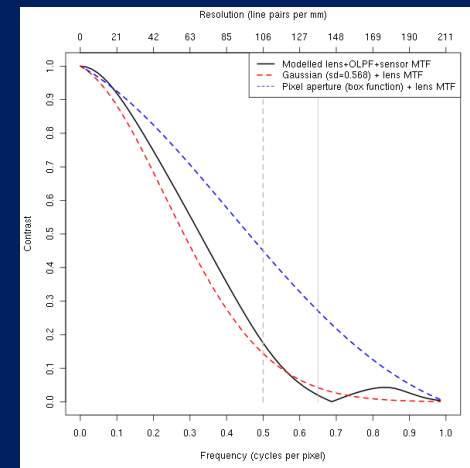
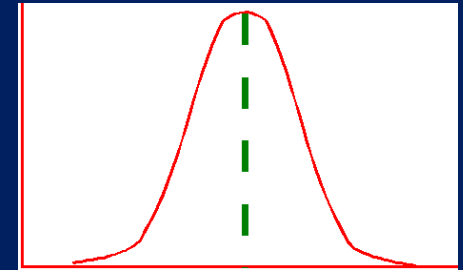
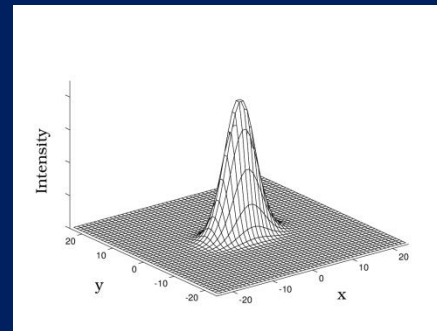
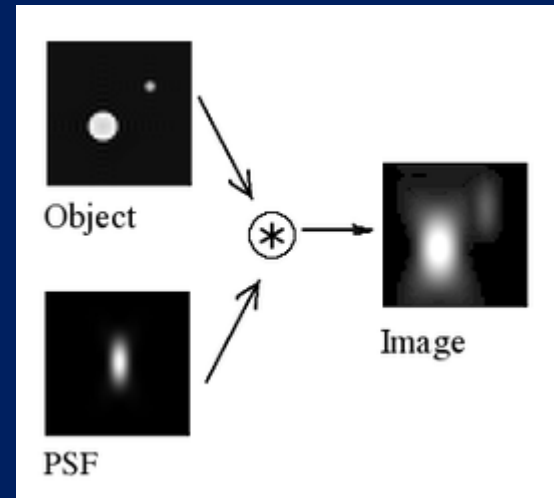
MTF的測量



$$MTF\ 2\ lp/mm = sd2\ lp/mm / (Ms - Mb) * 222$$

測試標準：

MTF2 lp/mm > 58%



Fourier Transform

- 影像品質-低對比偵測度

- Low contrast resolution

- 常用單位：

- mm @ certain contrast

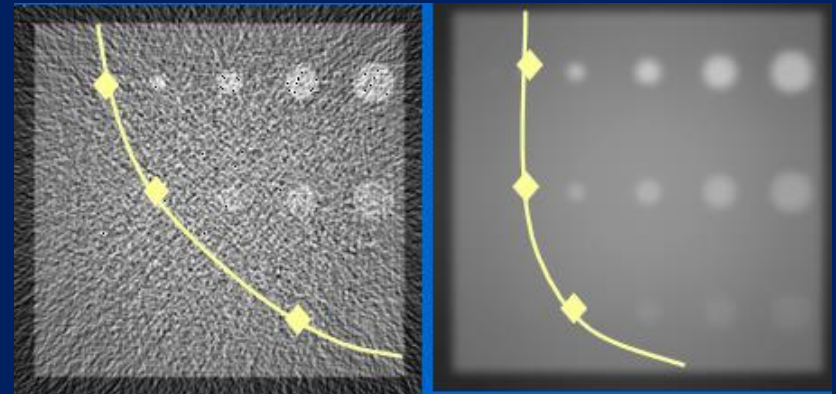
- 影響因素：

- 偵測器尺寸
- 影像重建/後處理方法
- 輻射劑量
- 影像像素尺寸
- 射束品質/半值層

- 另類測試：

- 對比雜訊比(CNR – contrast-to-noise ratio)

$$CNR = \frac{\mu_{background} - \mu_{target}}{noise}$$

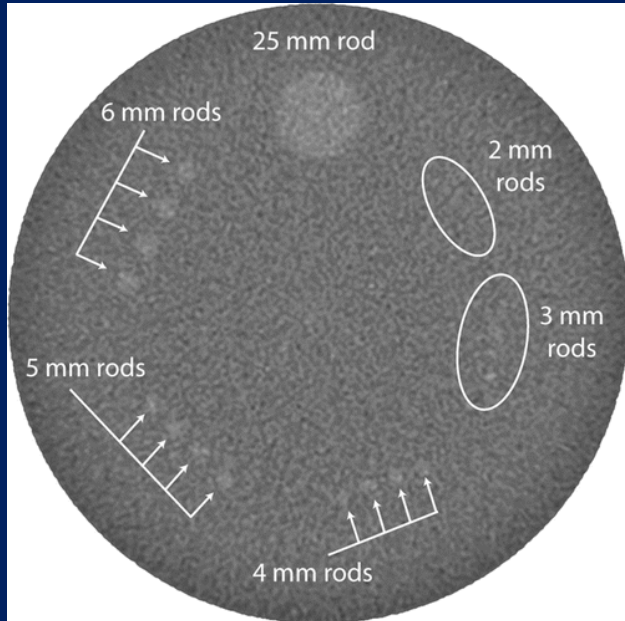
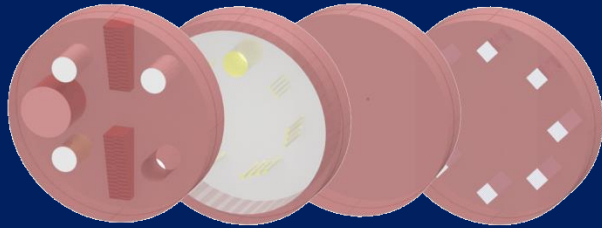
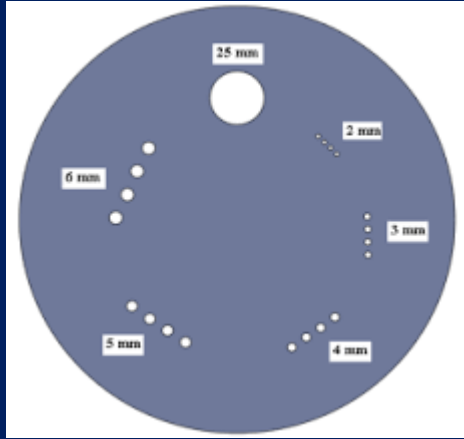


More noise

Lower resolution
(∴ less noise)

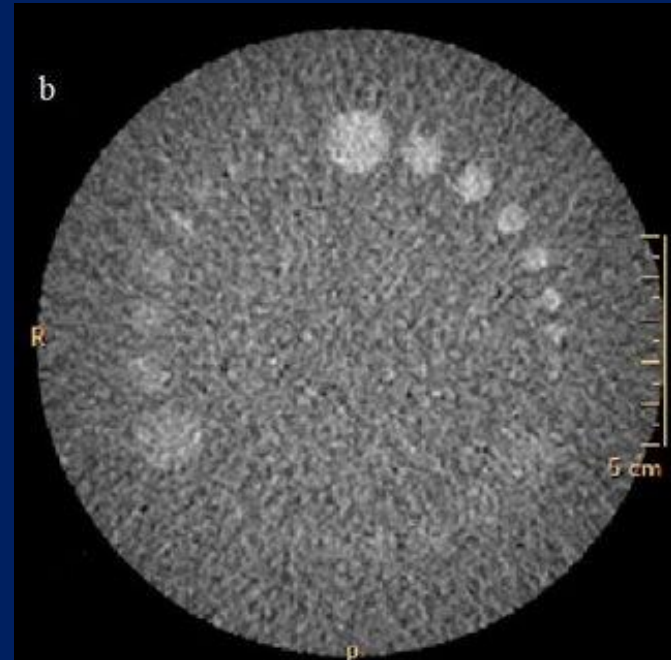
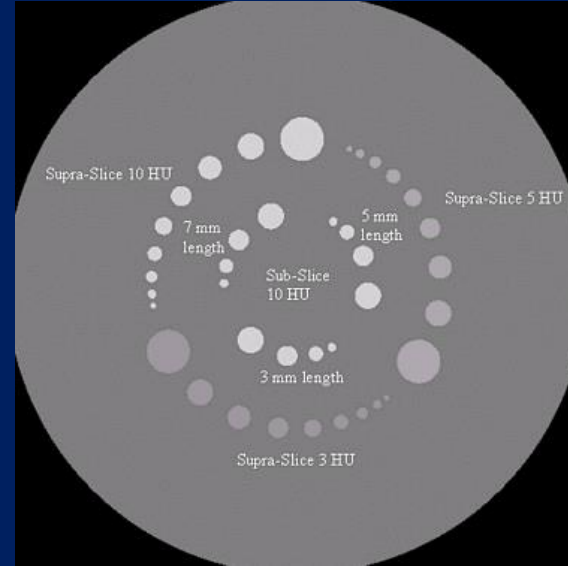


ACR CT Accreditation Phantom



對比解析度

Catphan Phantom



對比訊雜比



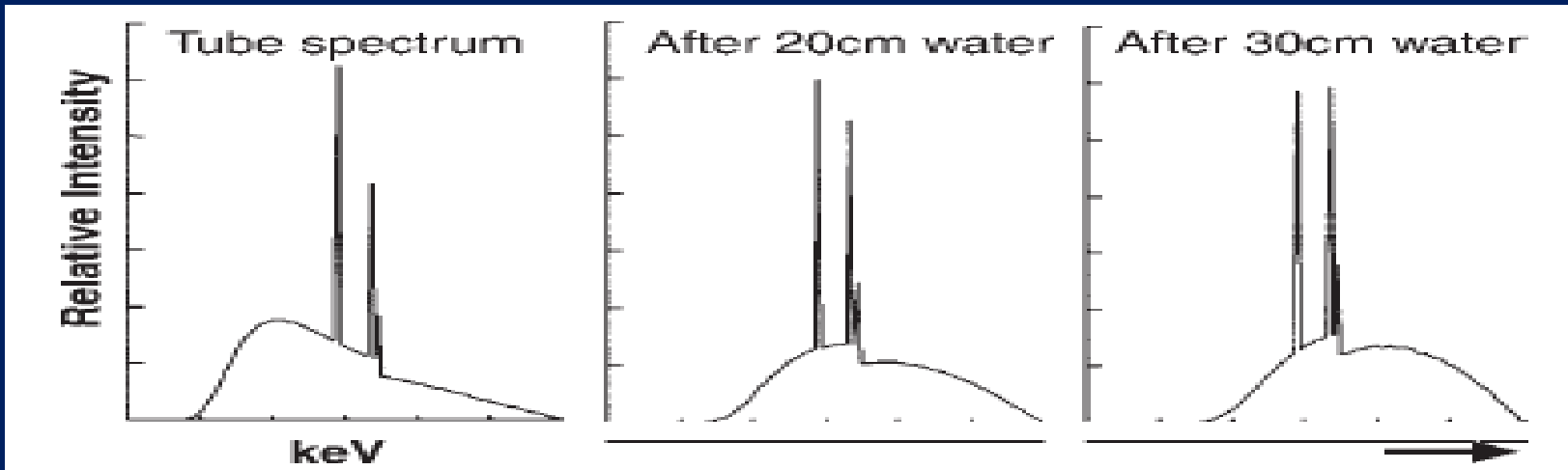
Target ROI : μ_{target} = mean of pixel values inside ROI,
 σ_{target} = standard deviation of pixel values inside ROI

Background ROI :
 $\mu_{\text{background}}$ = mean of pixel values inside ROI,
 $\sigma_{\text{background}}$ = standard deviation of pixel values inside ROI

$$CNR = \frac{\mu_{\text{background}} - \mu_{\text{target}}}{\text{noise}}$$

$$\text{noise} = \frac{\sigma_{\text{background}} + \sigma_{\text{target}}}{2} \\ \left[(\sigma_{\text{background}}^2 + \sigma_{\text{target}}^2) \div 2 \right]^{0.5}$$

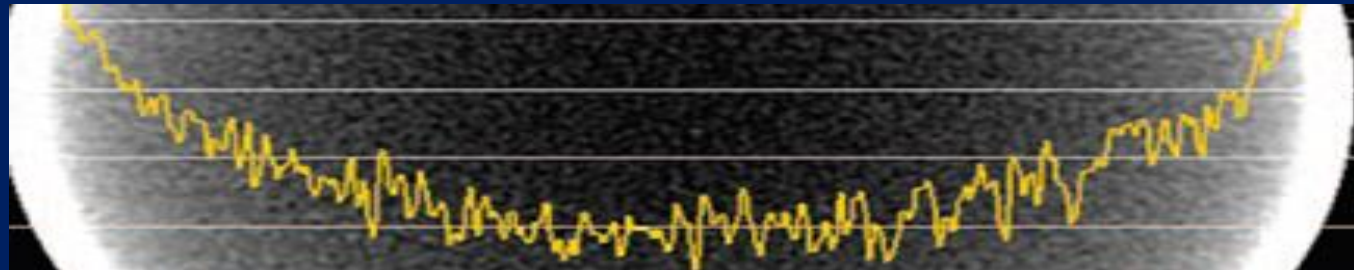
Beam hardening effect



$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

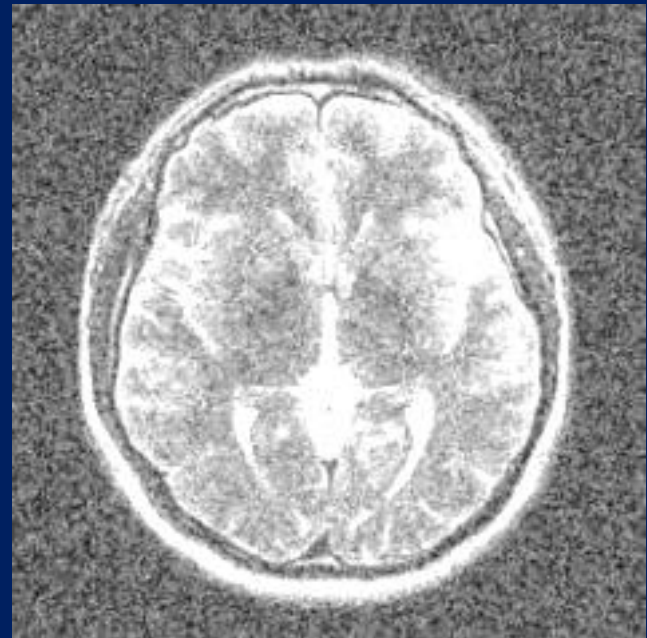
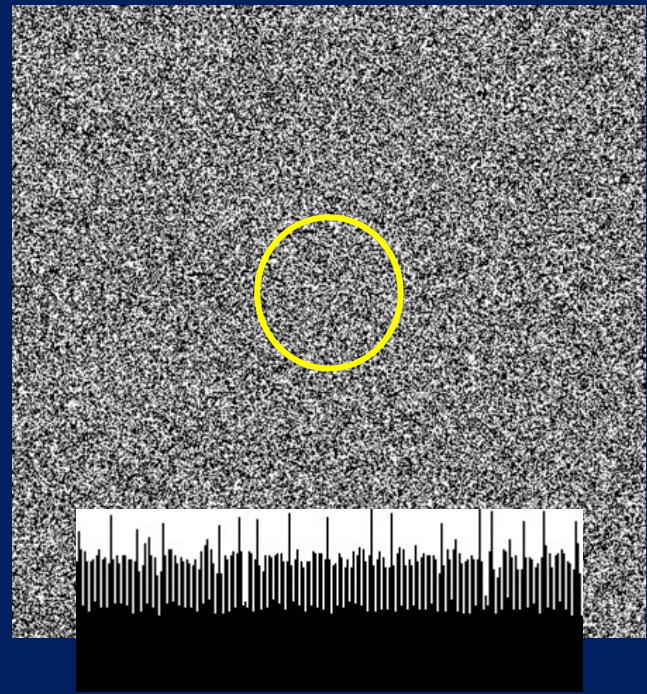
$$\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\mu x$$

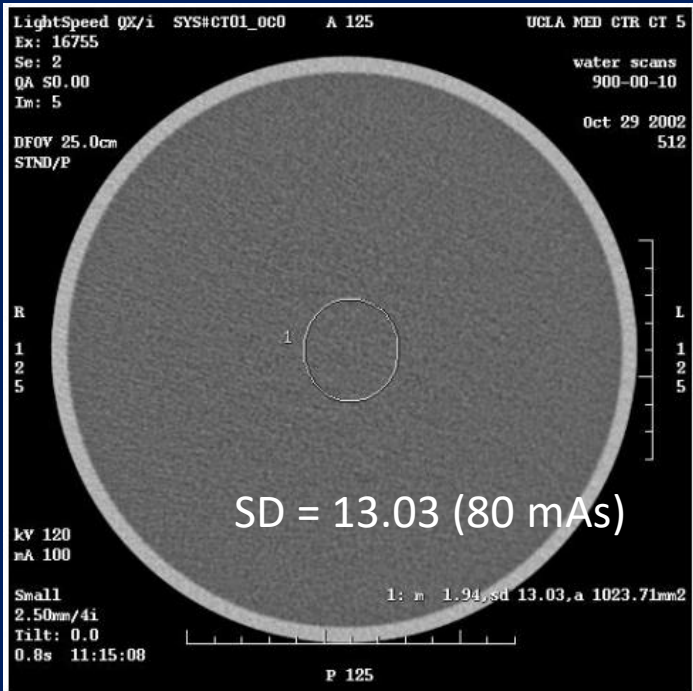
$$CT \text{ number (pixel value)} = \frac{\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}} \times 1000$$



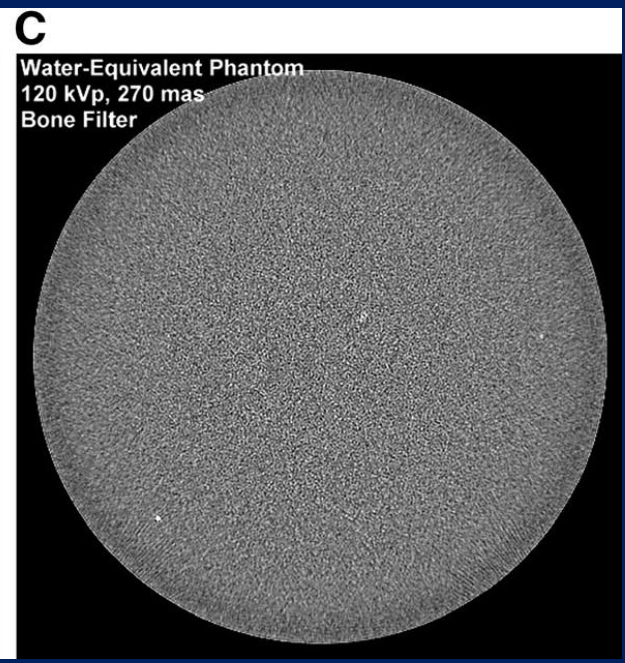
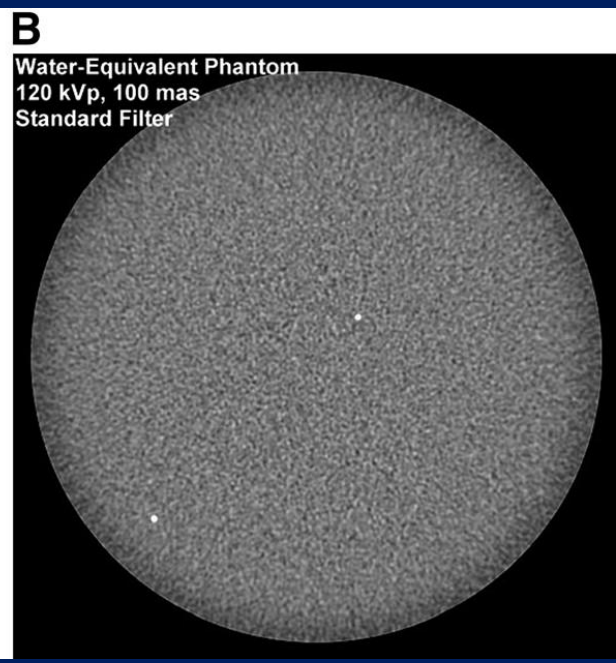
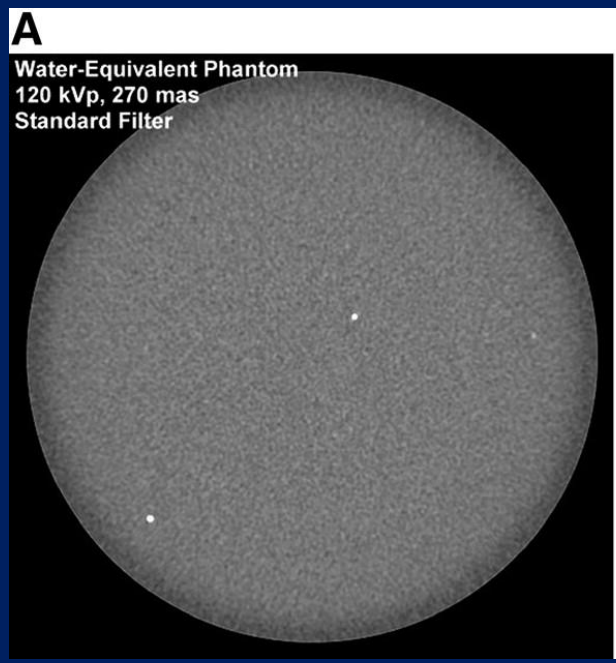
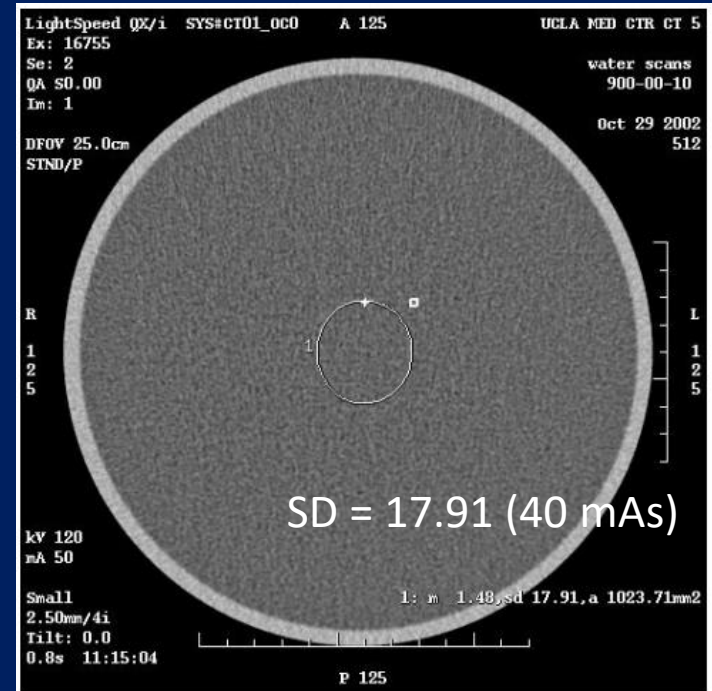
• 影像品質-雜訊

- Noise
- 定義：
 - 區域內所有像素值的標準差(σ)
- 影響因素：
 - kV (photon energy)
 - mAs管球老化程度
 - 輻射劑量計位置
 - 輻射濾片種類厚度
 - 偵檢器校正因子
 - 影像重建模式
 - FBP : filtered back projection
 - IR : iterative reconstruction
 - 影像重建法
 - Standard、bone、soft、detail ...
- 另類測試
 - NPS · noise power spectrum
 - SNR · signal-to-noise ratio





$$\text{noise} \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}}$$



• 影像品質-雜訊

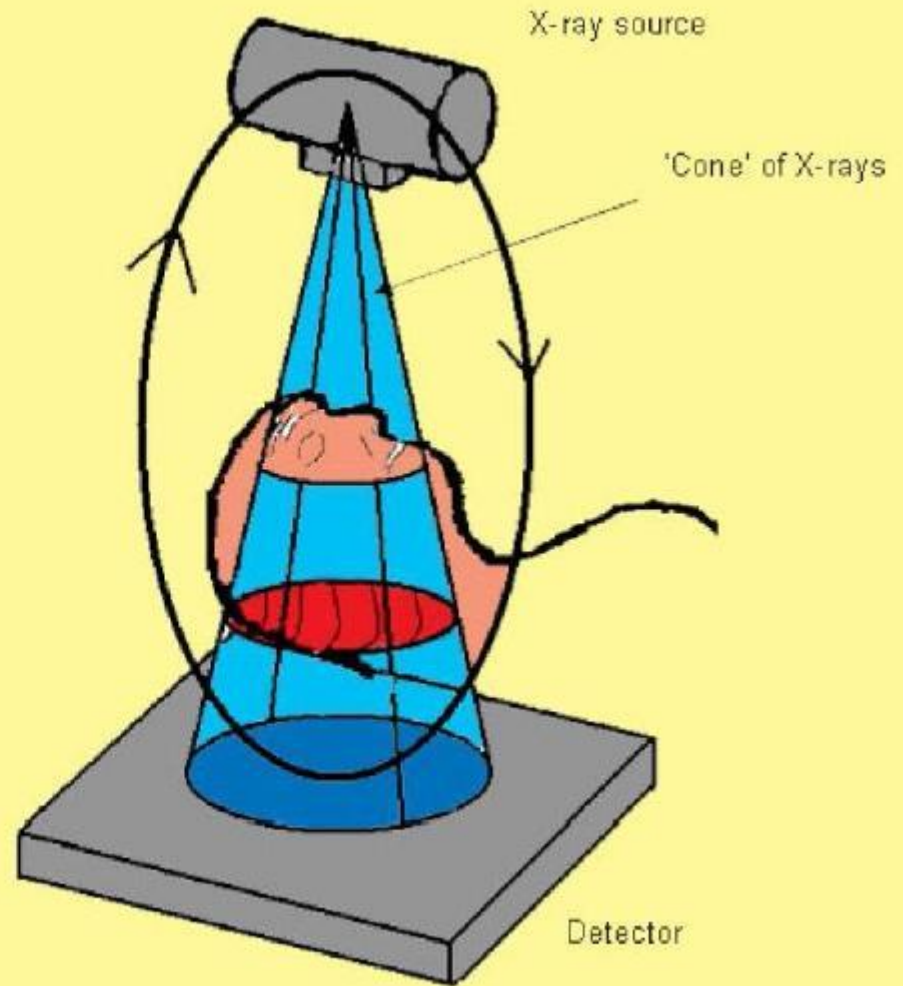
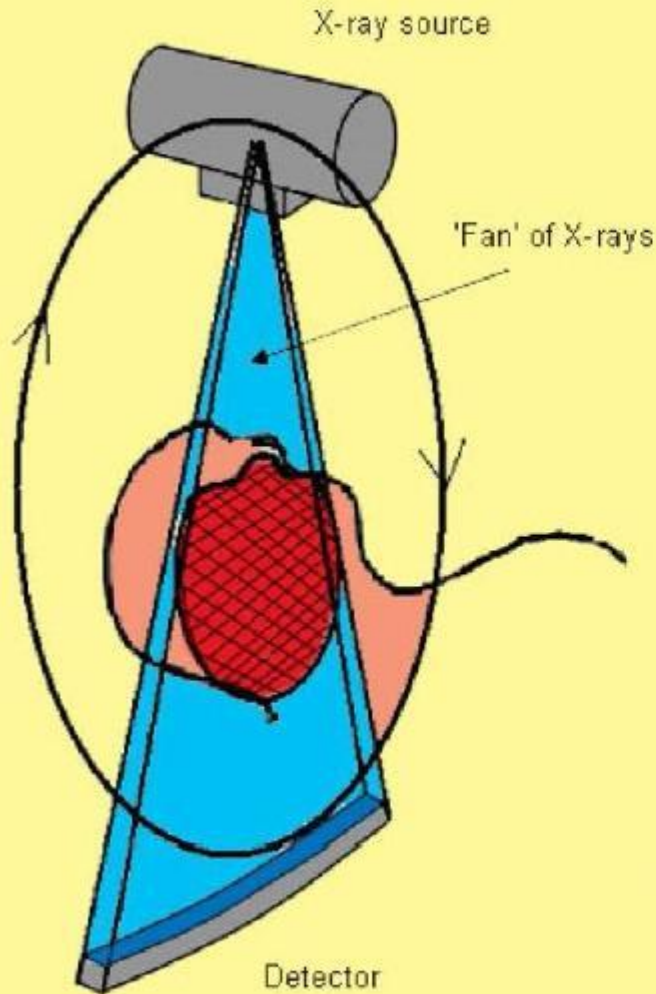
2015

2014

掃描設定				測得數據				
掃描參數	管電壓峰值 (kVp)	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	Soft	2.31	5.18	5.26	1.52%	
改為軸狀掃描				1.28	4.26	4.11	3.65%	
改變影像重建法 (軸狀掃描模式)				Bone	1.3	20.64	20.52	0.58%
				Std	1.21	5.5	5.28	4.17%
				Detail	1.22	6.98	6.78	2.95%
改變管電壓峰值 (軸狀掃描模式)			Lung	2.04	23.67	22.93	3.23%	
			80	Soft	1.68	9.09	8.57	6.07%
			100		1.75	6.04	5.44	11.03%
140	1.61	3.69	3.25		13.54%			
結果判定				Passed	Passed			

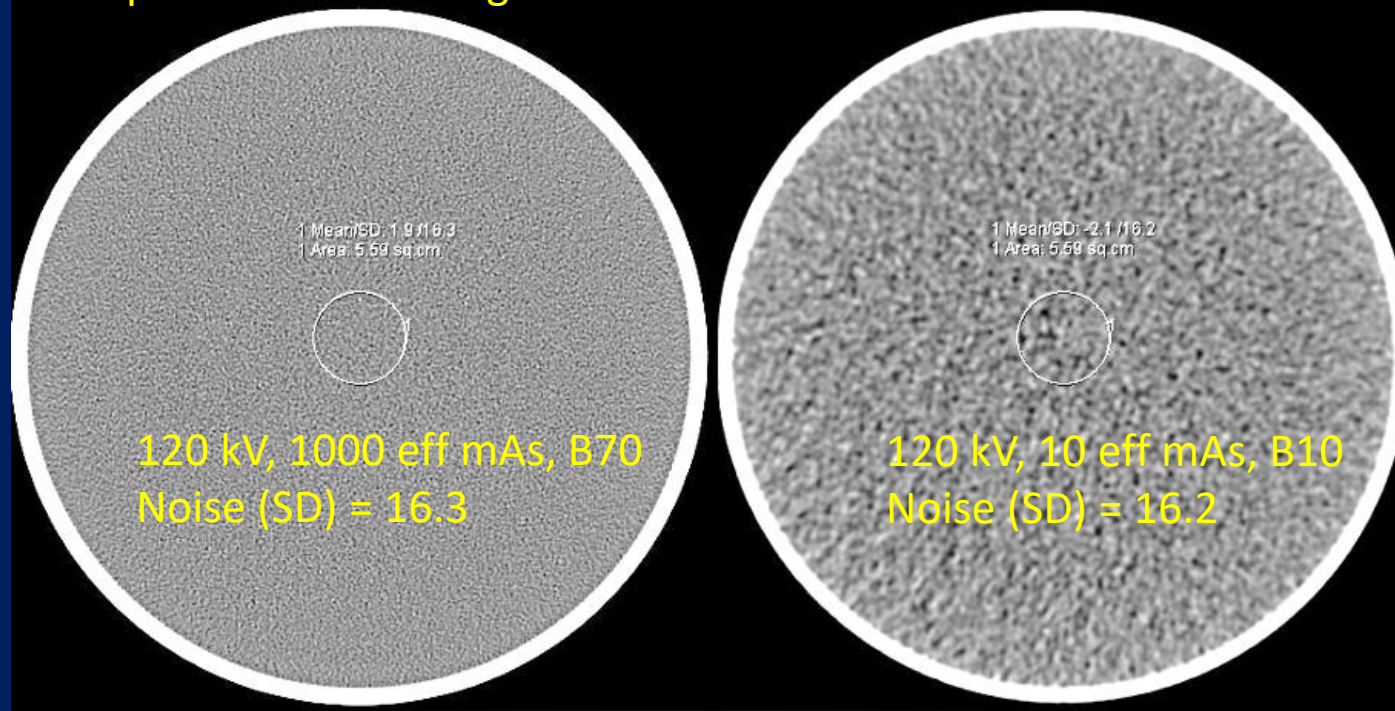
2016 重建基準值

掃描設定				測得數據				
掃描參數	管電壓峰值 (kVp)	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	Soft	2.61	5.24	5.24	0.00%	
改為軸狀掃描				1.78	4.62	4.62	0.00%	
改變影像重建法 (軸狀掃描模式)				Bone	2.07	19.96	19.96	0.00%
				Std	1.76	5.76	5.76	0.00%
				Detail	1.86	7.14	7.14	0.00%
改變管電壓峰值 (軸狀掃描模式)			Chest	1.51	5.76	5.76	0.00%	
			80	Soft	6.97	8.16	8.16	0.00%
			100		6.13	5.65	5.65	0.00%
140	1.84	3.87	3.87		0.00%			
結果判定				Passed	Passed			

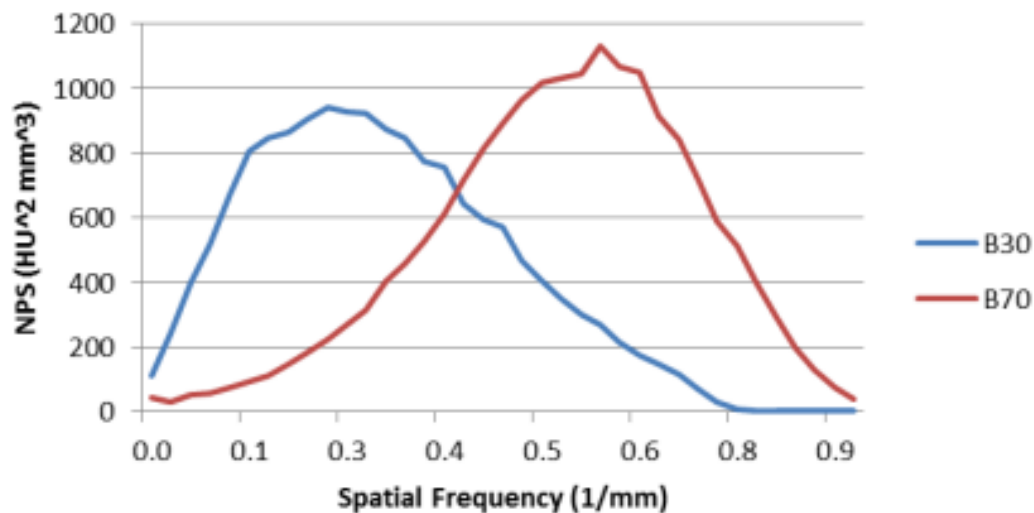


© J Can Dent Assoc 2006; 72(1); 75-80

Noise Power Spectrum of CT images



NPS for B30 and B70 Kernels

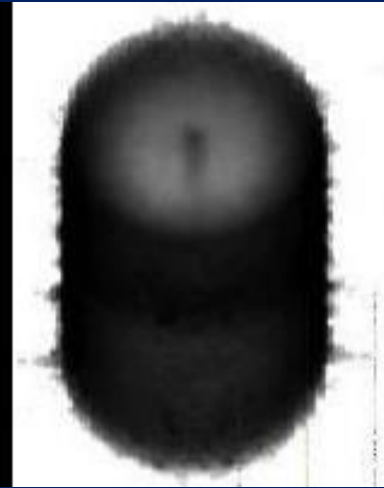


NPS indicates :

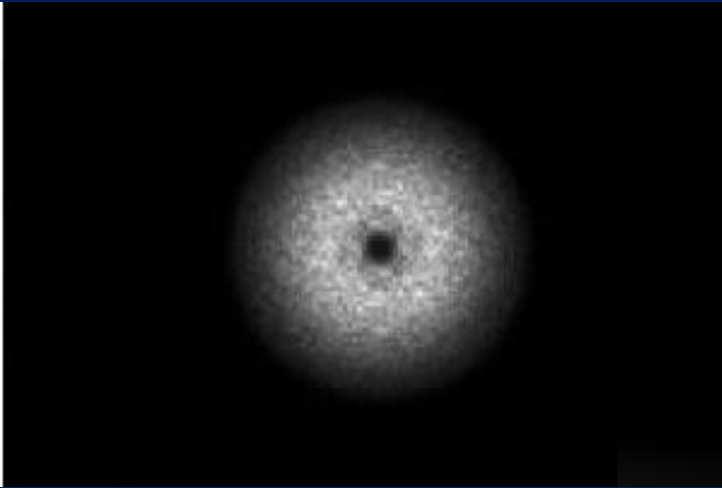
- Area under NPS curve is equal to the square of noise (magnitude)
- Mean and Peak frequencies are related to the noise texture (noise grain size)
- Fine texture usually indicates NPS has higher mean and peak frequencies

Noise Power Spectrum of CT images

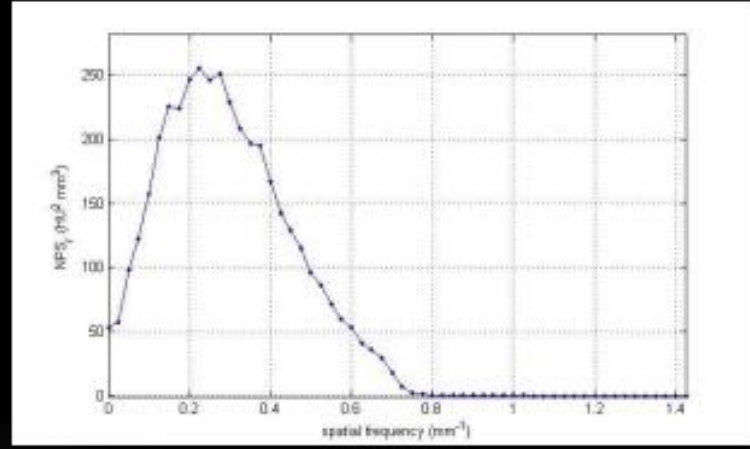
- NPS is determined from the Fourier Transform of the spatial autocorrelation function of a zero-mean noise image
- For volumetric CT image dataset, NPS can be evaluated in 3D, 2D, or 1D (radially-



3D

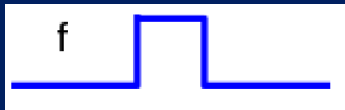
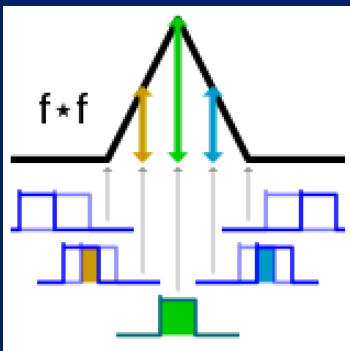


2D



1D (radially-averaged 2D)

autocorrelation



$$3D \text{ NPS: } \text{NPS}_{3D}(f_x, f_y, f_z) = \frac{\Delta x \Delta y \Delta z}{N_x N_y N_z} \langle |DFT_{3D}\{I(x, y, z) - \overline{I(x, y, z)}\}|^2 \rangle$$

$$2D \text{ NPS } f_x f_y \text{-plane: } \text{NPS}_{2D}(f_x, f_y) = \frac{\Delta x \Delta y}{N_x N_y} \langle |DFT_{2D}\{I(x, y) - \overline{I(x, y)}\}|^2 \rangle$$

$$2D \text{ NPS } f_y f_z \text{-plane: } \text{NPS}_{2D}(f_y, f_z) = \frac{\Delta y \Delta z}{N_y N_z} \langle |DFT_{2D}\{I(y, z) - \overline{I(y, z)}\}|^2 \rangle$$

$I(x, y, z)$ is the CT volumetric image data, and $\overline{I(x, y, z)}$ is the averaged image to remove the DC components and/or de-trending

$\langle \dots \rangle$ is the ensemble mean

1D NPS is computed through radially-average of 2D NPS.

• 輻射相關-管電壓 / 曝露時間

– Tube voltage

– 常用單位：

- 準確性 (accuracy) : %
- 再現性 (reproducibility)

– 影響因素：

- 高壓變壓器準確性與穩定性

– 另類測試：

- 介入性測量法

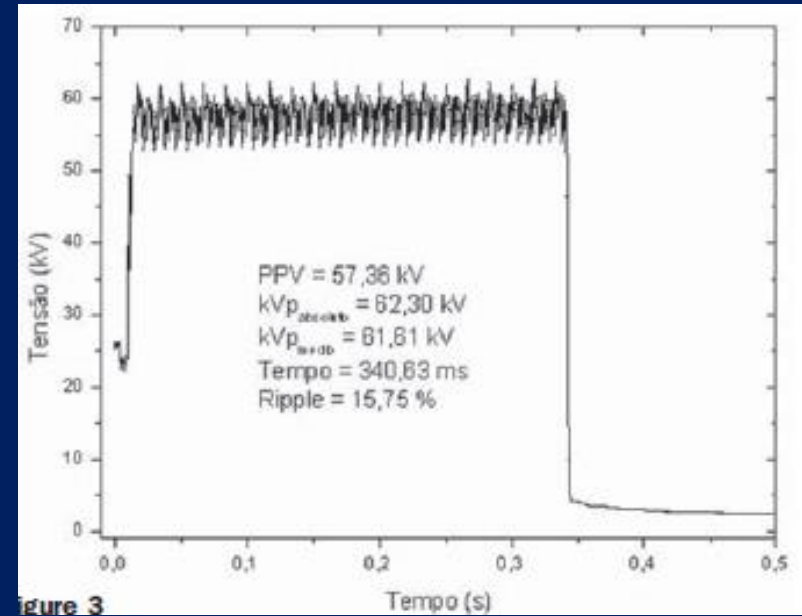


Figure 3



- 輻射相關-常規標準檢查劑量

- Routine exam dose

- 常用單位：

- mSv

- 影響因素：

- kV (photon energy)

- mAs

- 管球老化程度

- 輻射劑量計位置

- 輻射寬度

- 輻射濾片種類厚度

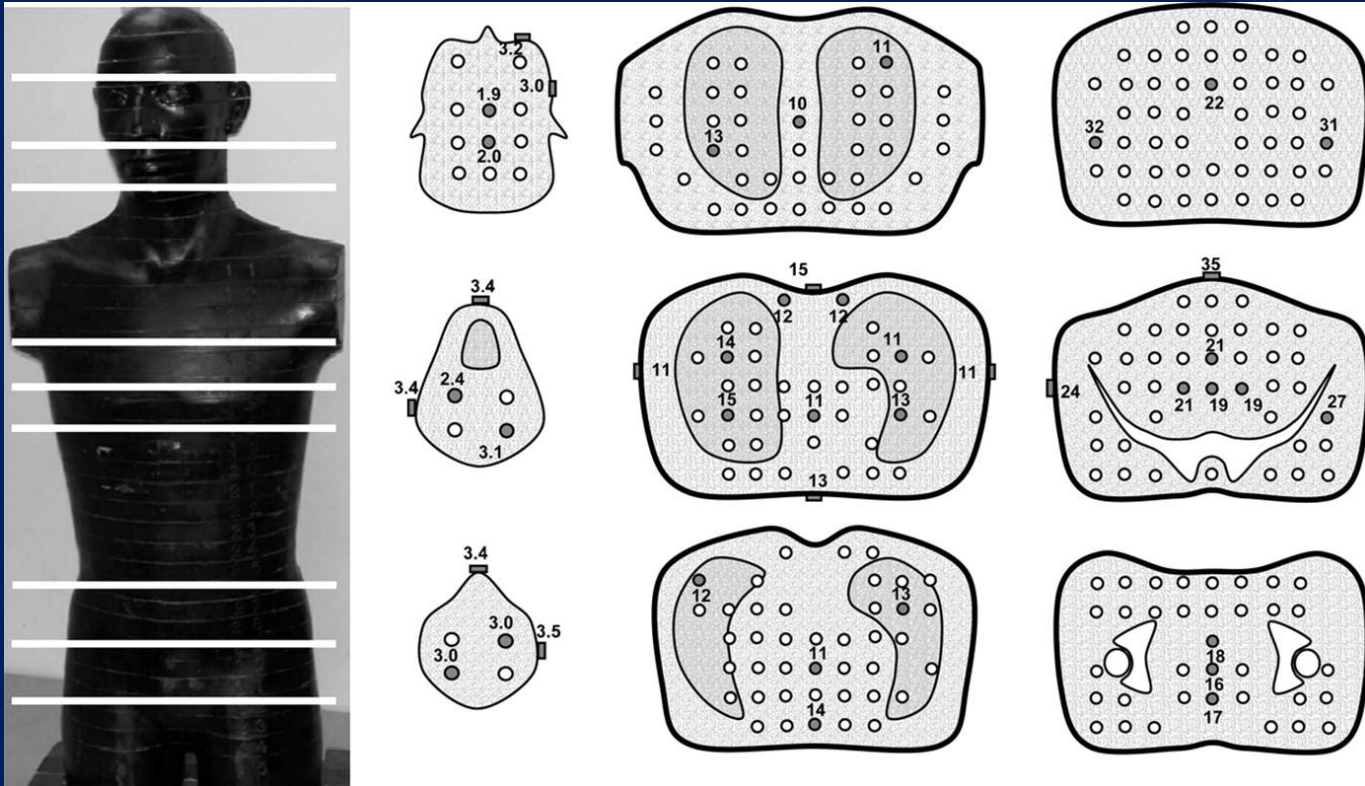
- 影像品質

- 另類測試：

- 熱發光劑量計(TLD)測量法



TLD method



- 輻射相關-輻射輸出率

- Radiation output rate

- 常用單位：

- mR/s, mGy/s

- 影響因素：

- kV (photon energy)

- 管球老化程度

- 輻射劑量計位置

- 輻射寬度

- 輻射濾片種類厚度

- 另類測試：

- 熱發光劑量計(TLD)測量法



- 輻射相關-半值層

- Half value layer (beam quality)

- 常用單位：

- mm-Al

- mm-Pb

- 影響因素：

- kV (photon energy)

- 使用濾片種類

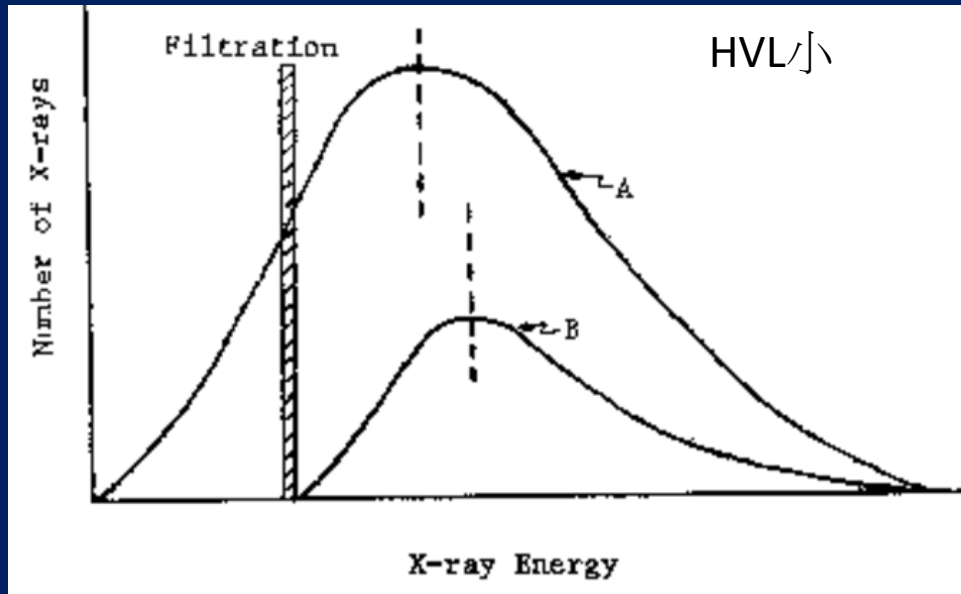
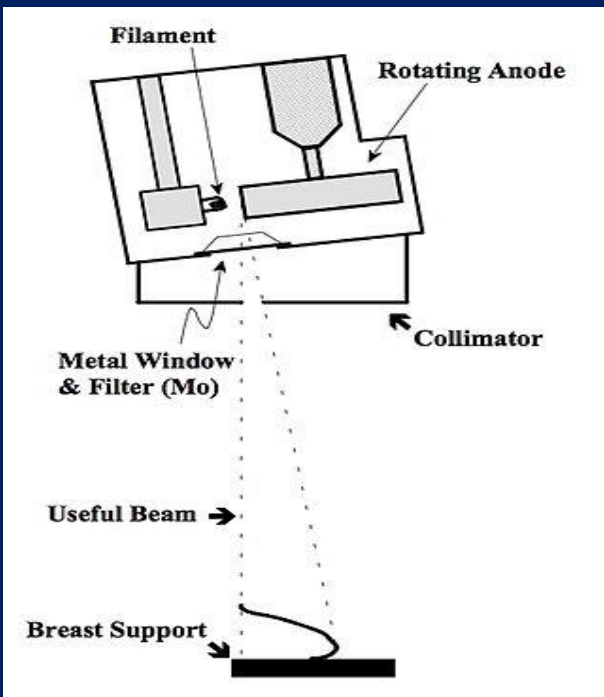
- 射束大小

- 管球老化程度

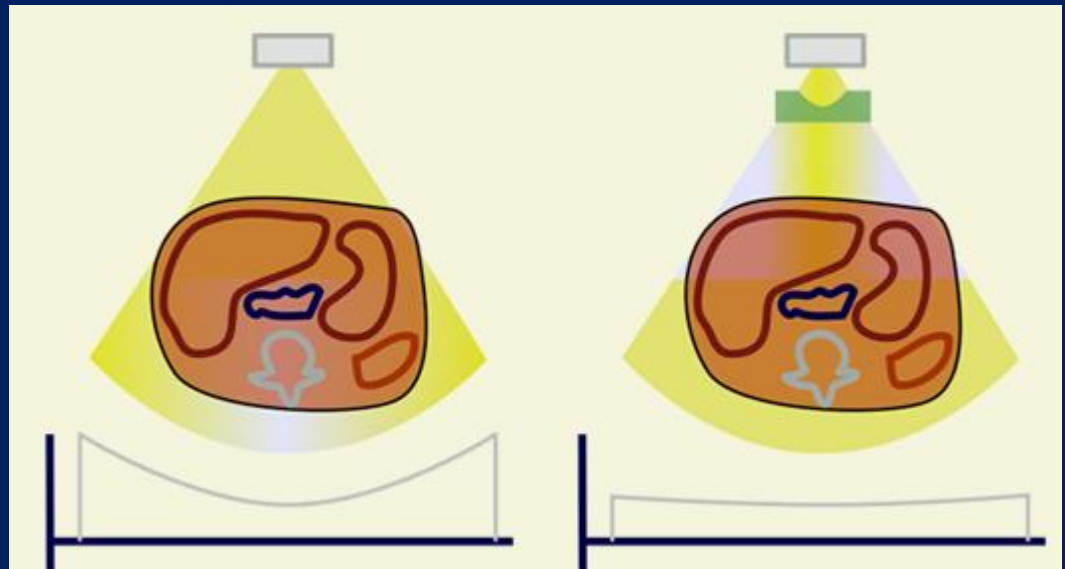
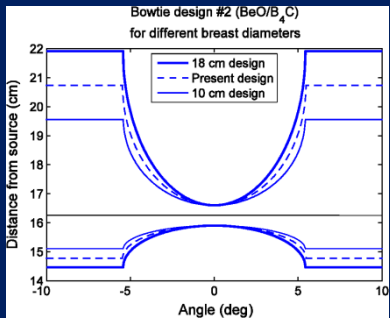


Peak Voltage (kVp)	Half-Value Layer, mm (inch)	
	Lead	Concrete
50	0.06 (0.002)	4.32 (0.170)
100	0.27 (0.010)	15.10 (0.595)
150	0.30 (0.012)	22.32 (0.879)
200	0.52 (0.021)	25.0 (0.984)
250	0.88 (0.035)	28.0 (1.102)
300	1.47 (0.055)	31.21 (1.229)
400	2.5 (0.098)	33.0 (1.299)
1000	7.9 (0.311)	44.45 (1.75)

$$\text{HVL} = \frac{t_b \cdot \ln\left(\frac{E_a}{E_0/2}\right) - t_a \cdot \ln\left(\frac{E_b}{E_0/2}\right)}{\ln\left(\frac{E_a}{E_b}\right)}$$



Anode Heel effect →



Bow Tie filter of CT tube

• 其他-像素正確度

– CT numbers accuracy

– 常用單位：無

– 影響因素：(對同一物質)

- kV (photon energy)

- 管球老化程度

- 輻射劑量計位置

- 輻射濾片種類厚度

- 光子的散射與衰減

- 偵檢器校正因子

- 影像重建模式

 - FBP : filtered back projection

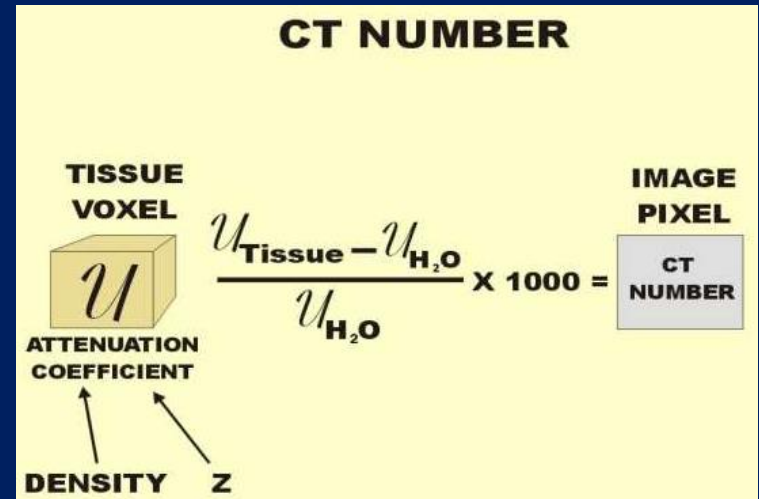
 - IR : iterative reconstruction

- 影像重建法

 - Standard 、 bone 、 soft 、 detail ...

CT number or Hounsfield value

$$= 1000 (\mu_{\text{Tissue}} - \mu_{\text{water}}) / \mu_{\text{water}}$$



項目名稱	頻率	診斷	治療	核醫	限值
目視檢查	日	√	√	√	各項檢查功能都正常。
水假體影像CT值準確度及假影評估		√	√	√	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			√		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。
擷像工作站影像顯示評估	月	√	√		依照SMPTE或TG-18測試圖像標準。
檢查床水平檢測			√		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			√		二毫米(mm)以下
雷射與影像切面之相對軸向關係一致性			√		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			√		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			√		移動誤差需二毫米(mm)以下。
檢查床與影像切面軸向吻合性			√		誤差需二毫米(mm)以下。
水假體影像均勻度及雜訊		√	√		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		√		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			√	GE：For PET/CT ≤5mm。 For SPECT X,Y,Z軸的 absolute average≤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≤±5mm。 2.檢查床之 CT 與 SPECT 角度(rotation)誤差吻合性差異應≤±1°。 3.檢查床之 CT 與 PET 位置差吻合性差異應≤5mm

治療用CT非年度品保測試項目

- 每日執行

- [1]目視檢查
- [2]水假體影像CT值準確度及假影評估
- [3]雷射與影像切面之相對位置一致性

- 每月執行

- [1]擷像工作站影像顯示器評估
- [2]檢查床水平檢測
- [3]檢查床垂直與縱向移動位置準確性
- [4]雷射與影像切面之相對軸向關係一致性
- [5]定位雷射與機架雷射間隔長度準確性
- [6]定位雷射移動的準確性
- [7]檢查床與影像切面軸向吻合性
- [8]水假體影像均勻度及雜訊評估
- [9]CT 值準確性

[每日1]一、目視檢查

(Visual inspection)

(一)目的：以目視方式確認整個電腦斷層系統的安全性。

(二)測試所需設備：無。

(三)測試步驟：

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。

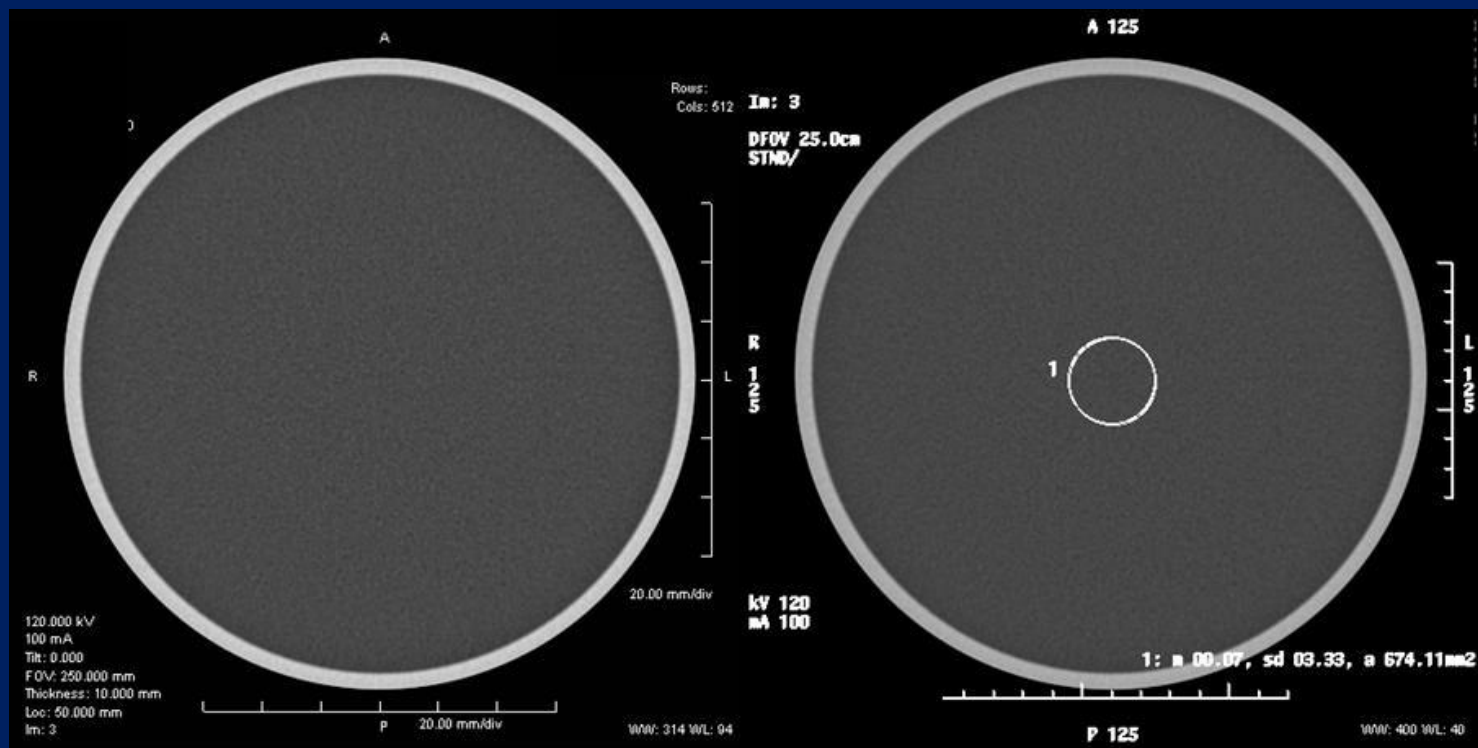


[每日2] 二、水假體影像CT值準確度及假影評估

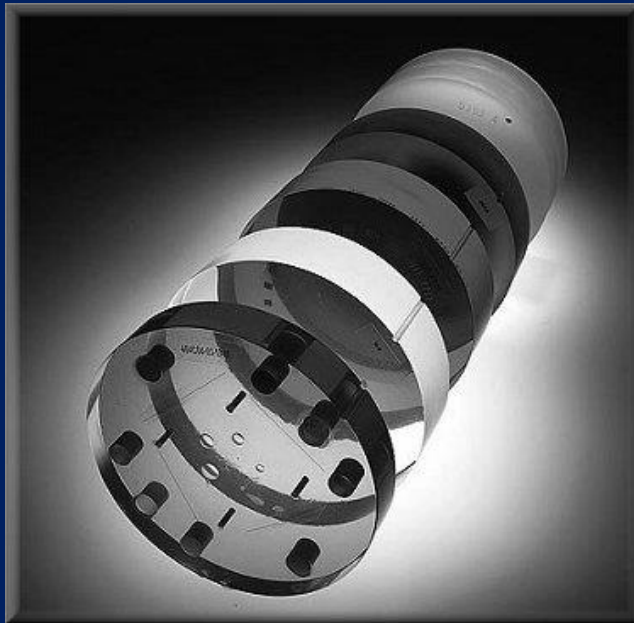
(Water CT number accuracy and artifact evaluation)

(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。



ACR CT Accreditation Phantom



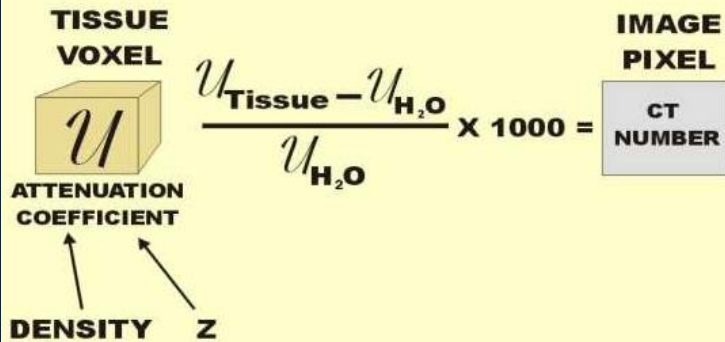
GE CT phantom



Philips CT phantom

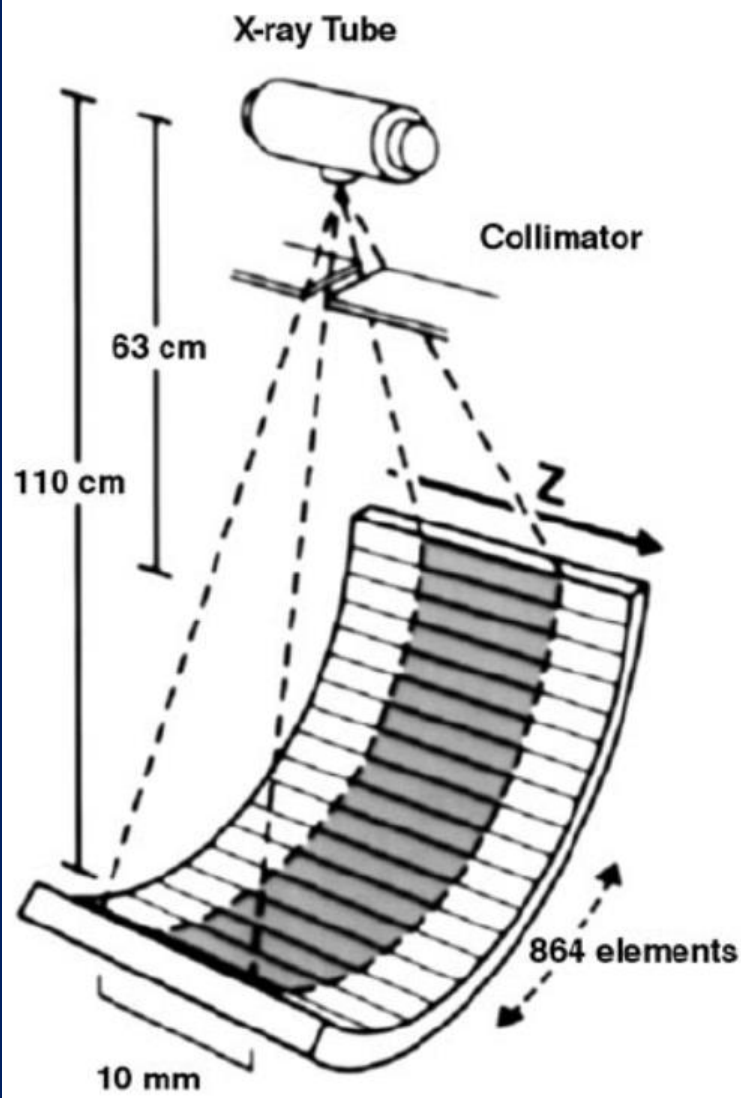


CT NUMBER

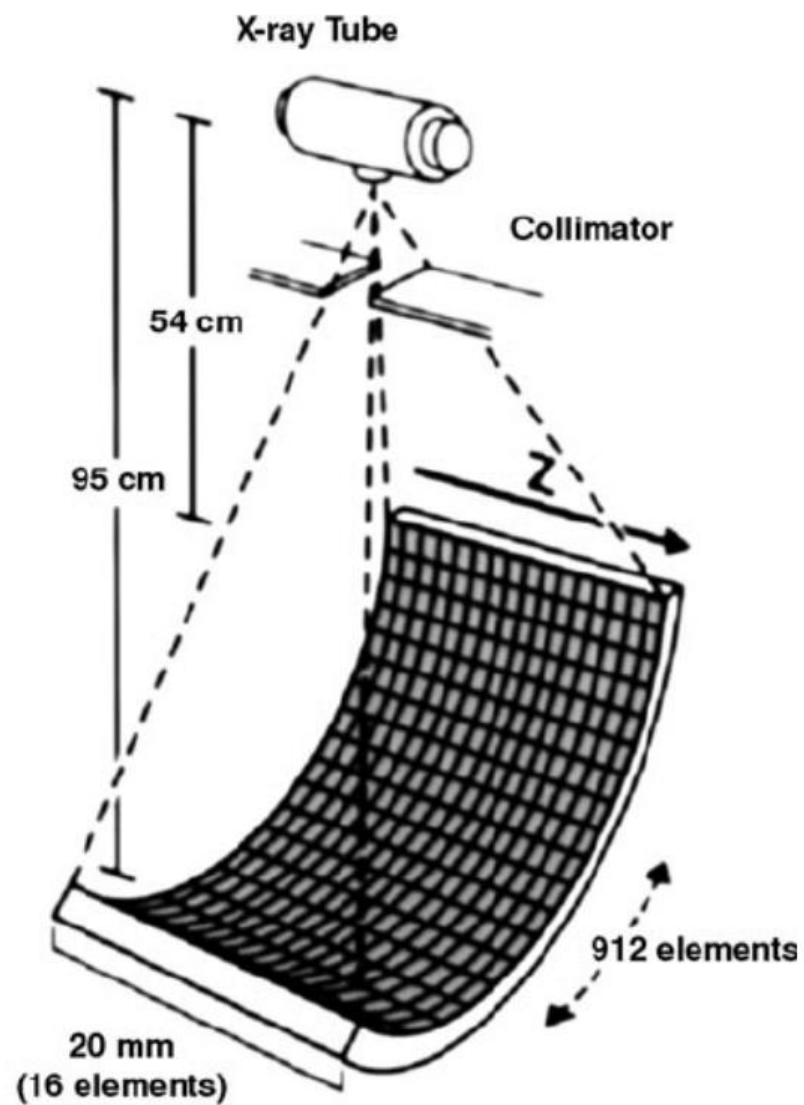


μ/ρ given in cm^2/g	50 keV	100 keV	200 keV
Air $\rho=0,0013 \text{ g/cm}^3$	0,208	0,154	0,122
Water $\rho=1,00 \text{ g/cm}^3$	0,227	0,171	0,137
Adipose tissue $\rho=0,95 \text{ g/cm}^3$	0,212	0,169	0,136
Muscle $\rho=1,05 \text{ g/cm}^3$	0,226	0,169	0,136
Bone $\rho=1,92 \text{ g/cm}^3$	0,424	0,186	0,131
Lead $\rho=11,35 \text{ g/cm}^3$	8,041	5,549	0,999

	50 keV	Pixel value		100 keV	Pixel value		200 keV	Pixel value
Air	0.0002704	-998.8		0.0002002	-998.8		0.0001586	-998.8
Water	0.227	0.0		0.171	0.0		0.137	0.0
Adipose	0.2014	-112.8		0.16055	-61.1		0.1292	-56.9
Muscle	0.2373	45.4		0.17745	37.7		0.1428	42.3
Bone	0.81408	2586.3		0.35712	1088.4		0.25152	835.9
Lead	91.26535	401050.0		62.98115	367310.8		11.33865	81763.9



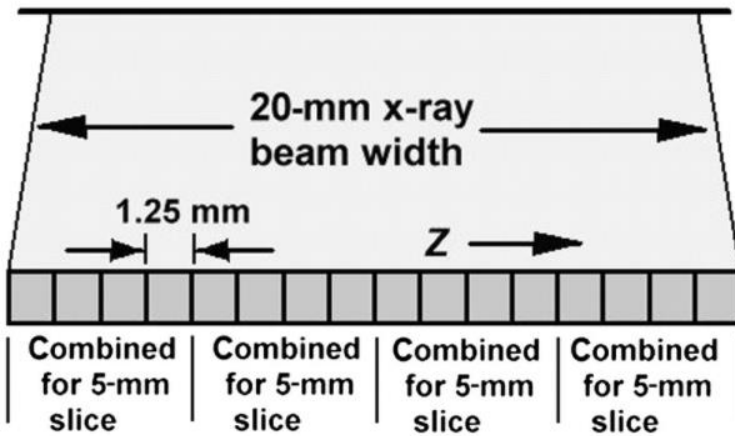
CT/i
HiLight detector



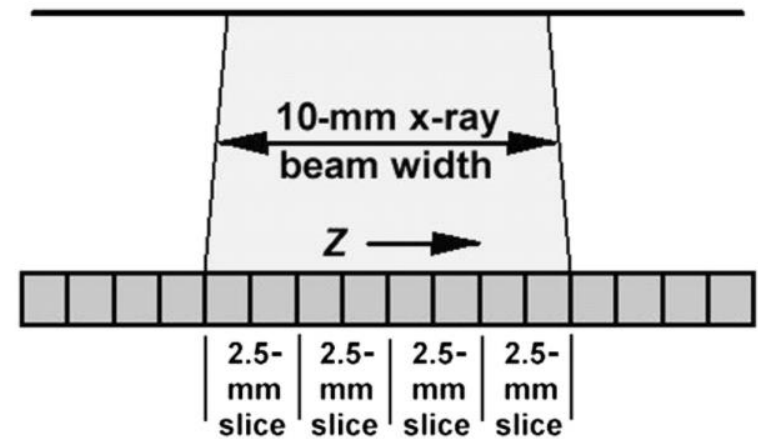
QX/i
Lightspeed detector

Detector configurations

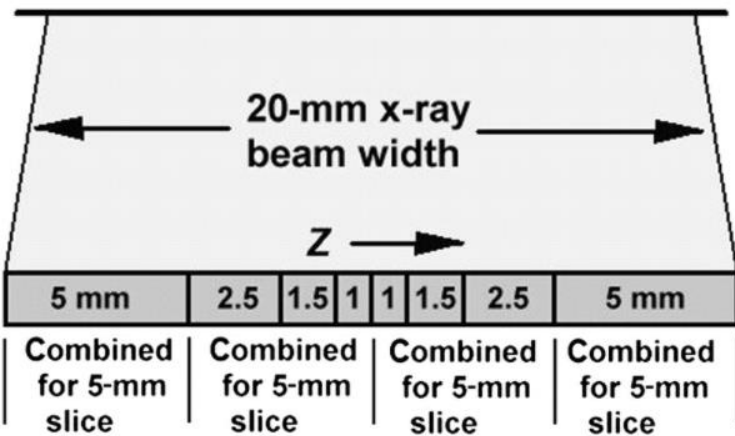
A



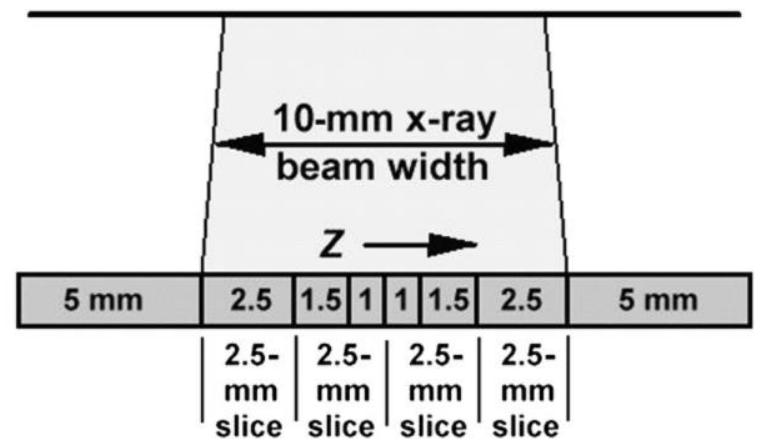
B

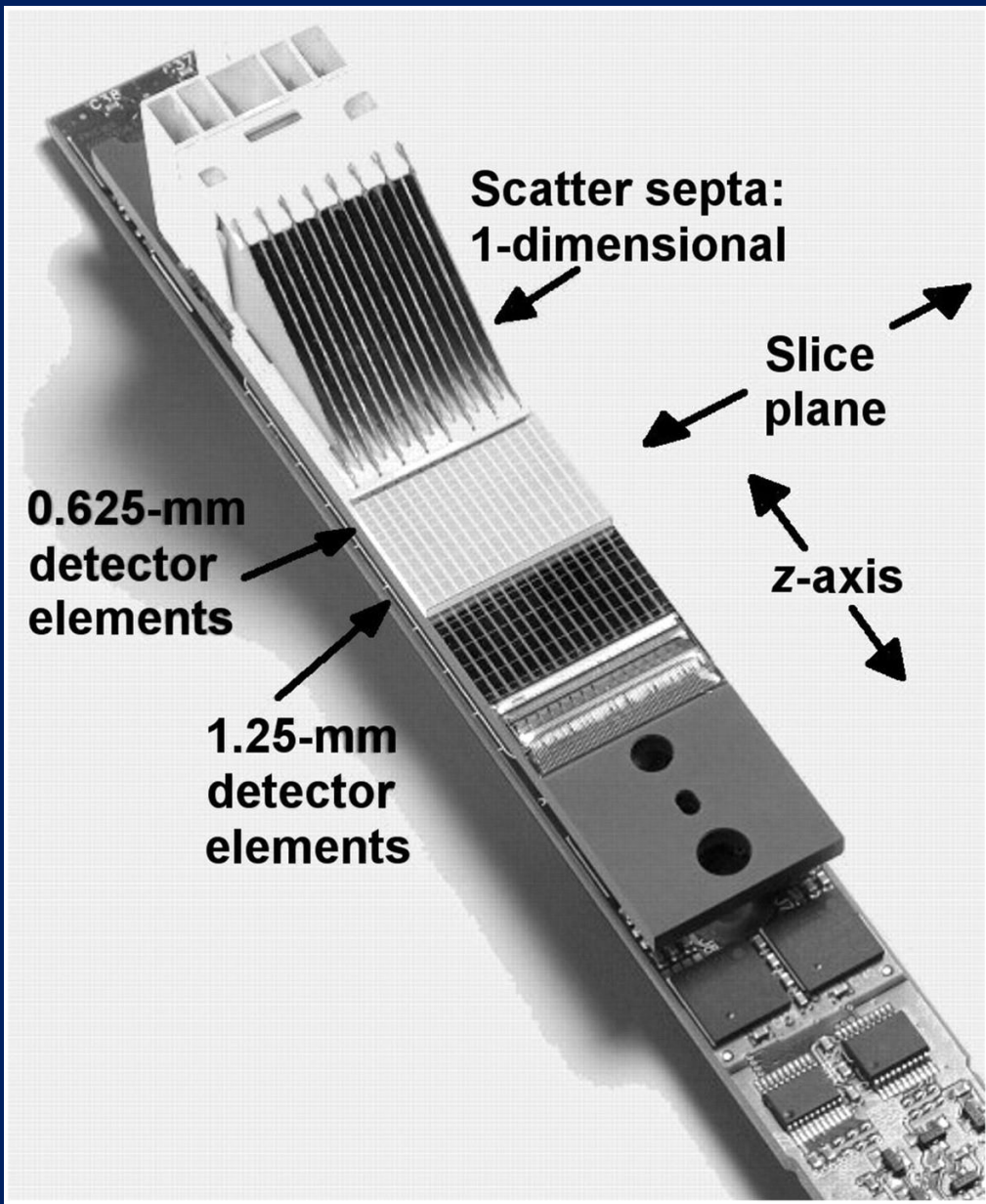


C

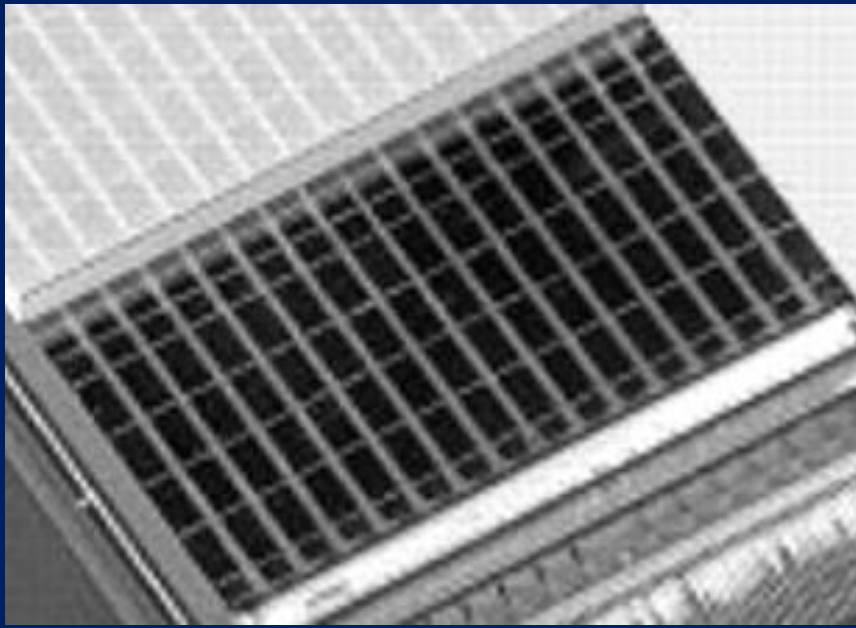


D





内側 : 0.625 mm x 8 排

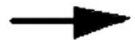
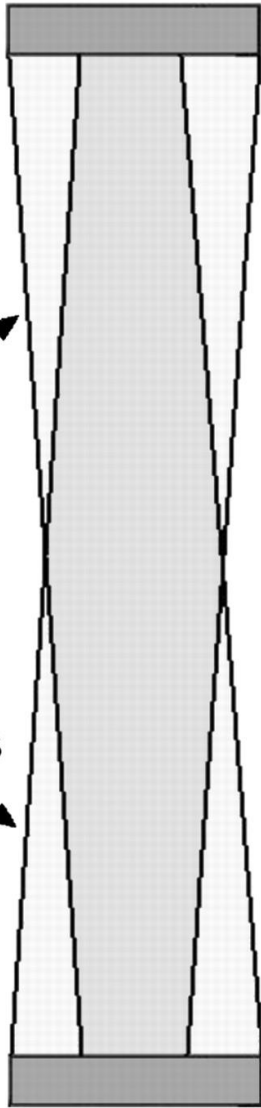


外側 : 1.25 mm x 8 排

ADetectors at 180°

Different
volumes
sampled
by rays
from
opposite
directions

z-axis

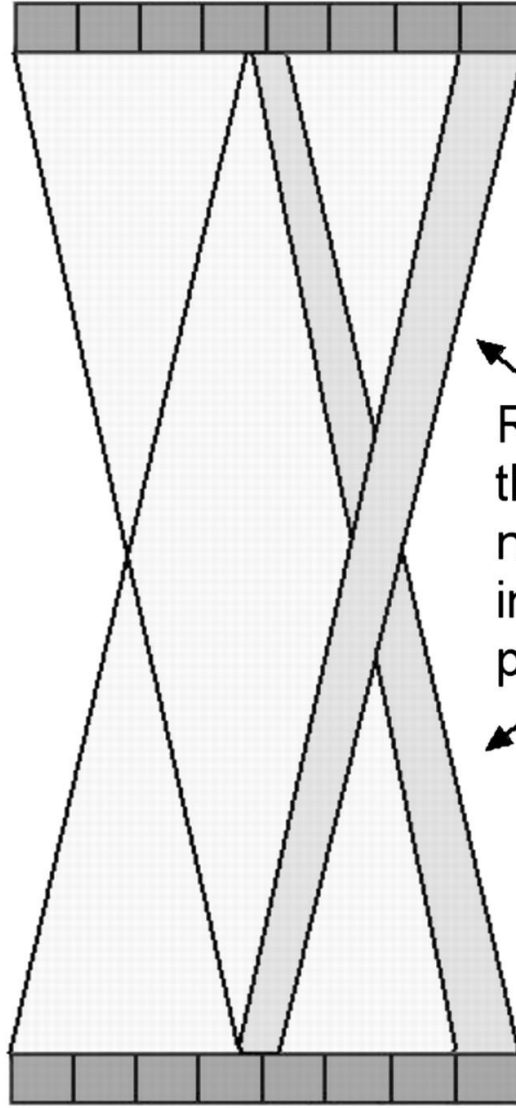
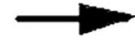
Detectors at 0° **B**Detectors at 180°

Rays for
this slice
not lying
in same
plane!

Cone beam effect
Cone beam artifact

Detectors at 0°

z-axis

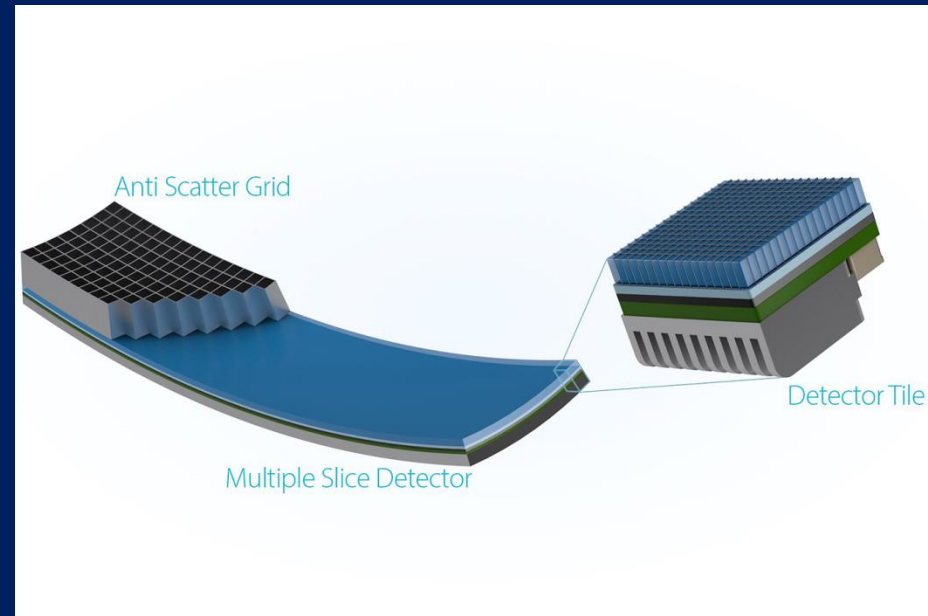
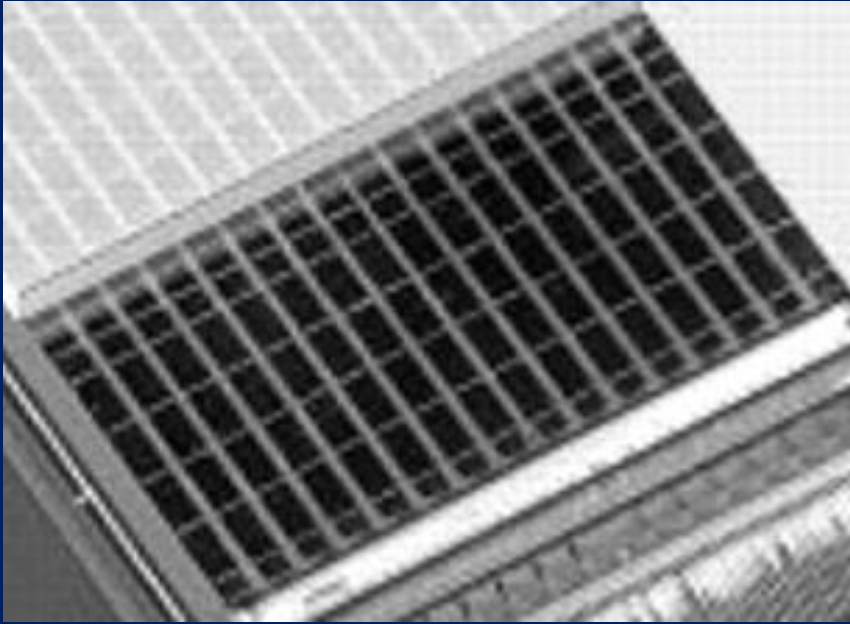


[每日2]二、水假體影像CT值準確度及假影評估

(三) 測試步驟：

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。 使用ACR假體時設為 21 或 22 cm
 - (2) 以常規成人腹部掃描臨床參數做為掃描模式。
 - (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。
5. 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。

N · T



16 切/排 CT 掃描儀
內層：8 x 0.625 mm
外層：8 x 1.25 mm
排列方式：4 + 8 + 4
涵蓋範圍：15 mm

可選用 N · T 模式：
2 x 0.625
4 x 0.625
2 x 1.25
4 x 1.25
8 x 1.25
12 x 1.25

16 切/排 CT 掃描儀
偵測器：16 x 0.625
涵蓋範圍：10 mm

可選用 N · T 模式：
2 x 0.625
4 x 0.625
8 x 0.625
16 x 0.625
2 x 1.25
4 x 1.25
8 x 1.25

在維持相同的 T 的情況下，選用最大的 N

[每日2]二、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

水的CT值在合理範圍內影像中無假影

- 所有偵檢器功能正常

- 所有排(column)、列(row)的偵檢器

- 各種組合(N x T)均正常

- 測試前應確認項目

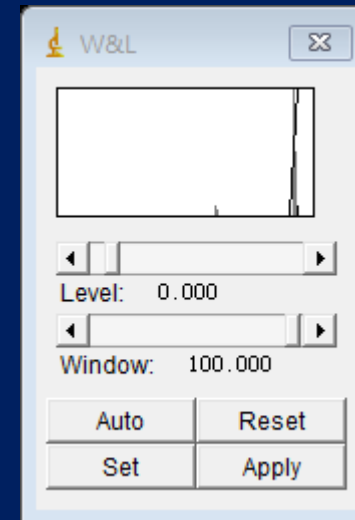
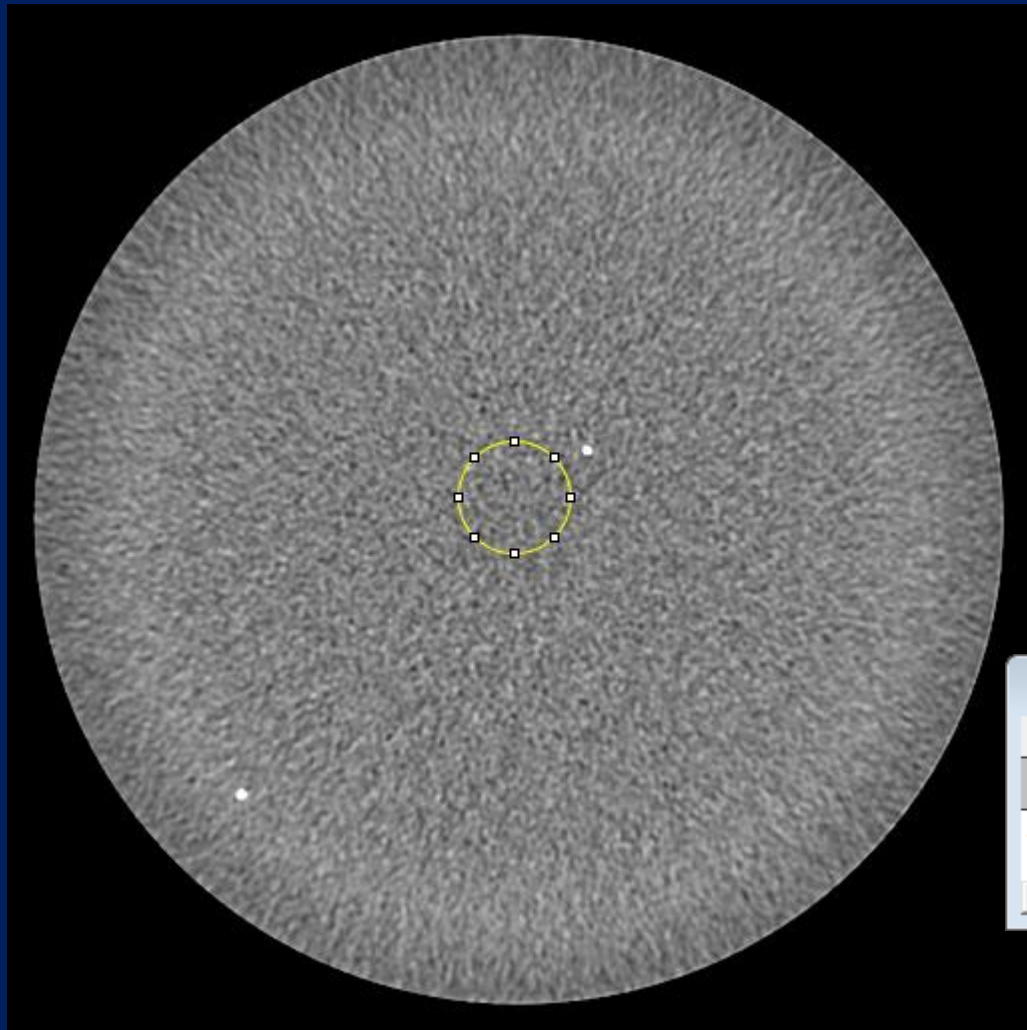
- 假體內無任何雜質、異物

- 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)

[每日2]二、水假體影像CT值準確度及假影評估

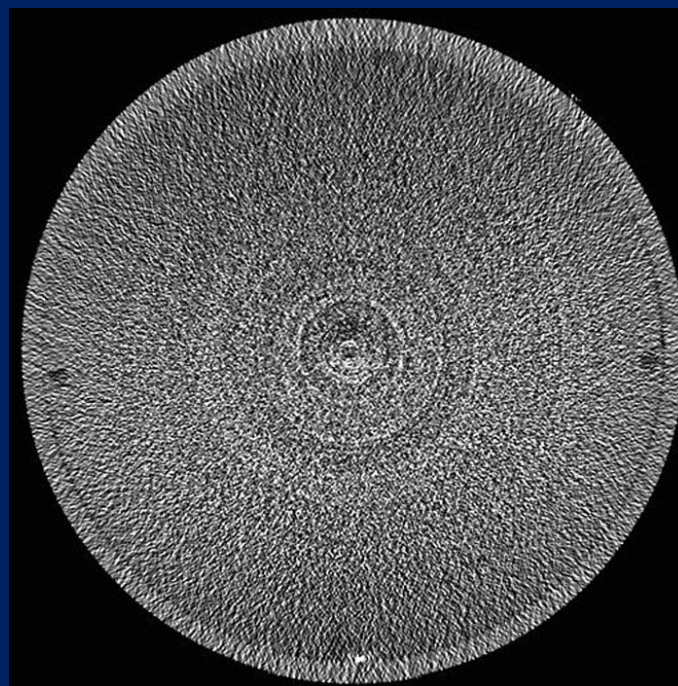
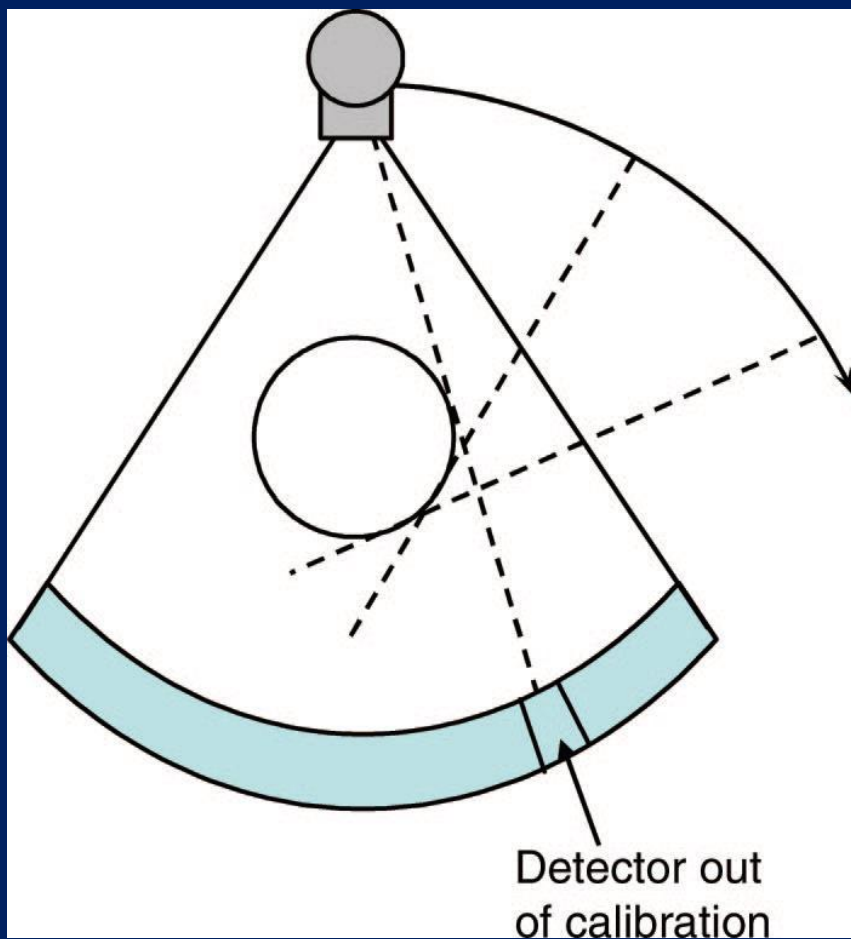
4. 對步驟 2(1)與 2(2) 的所有取得影像，評估水的 CT 值與假影：在全部影像上的正中央放置 ROI(約 400 平方毫米)，調整窗寬為 100，窗高為 0，評估所有影像的是否有存在假影，並確定水的 CT 值介於標準之中。



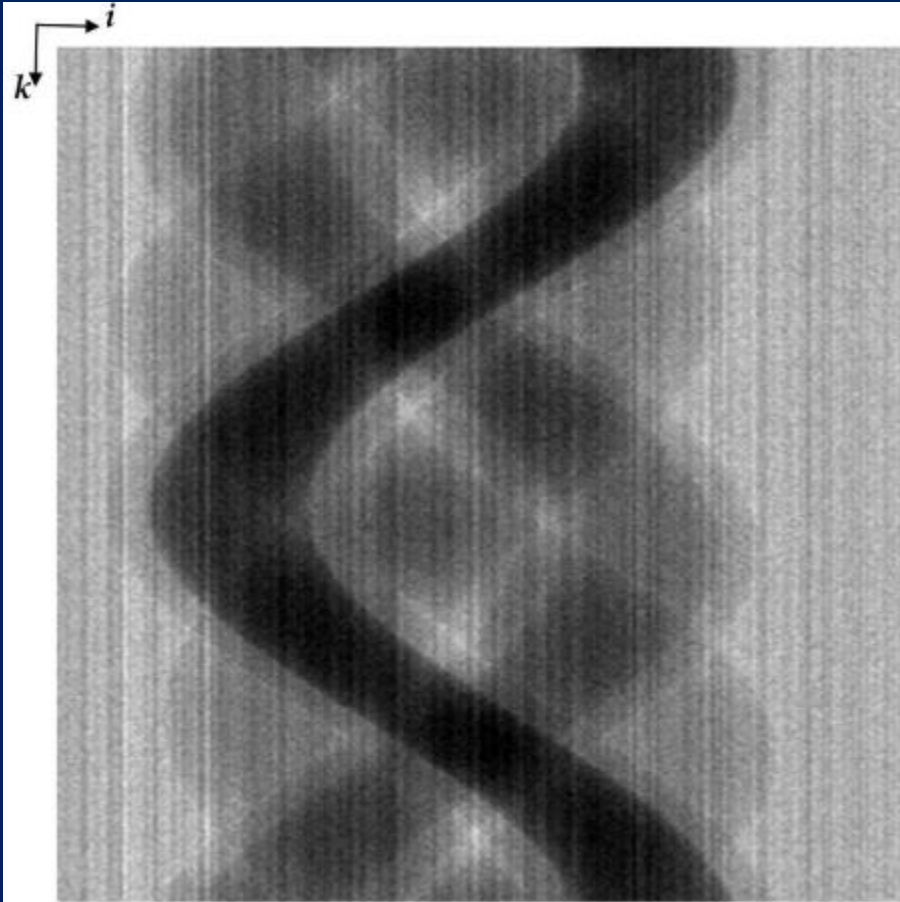
Area	Mean	StdDev	Min	Max
415.859	-0.369	7.116	-27	20

[每日2]二、水假體影像CT值準確度及假影評估

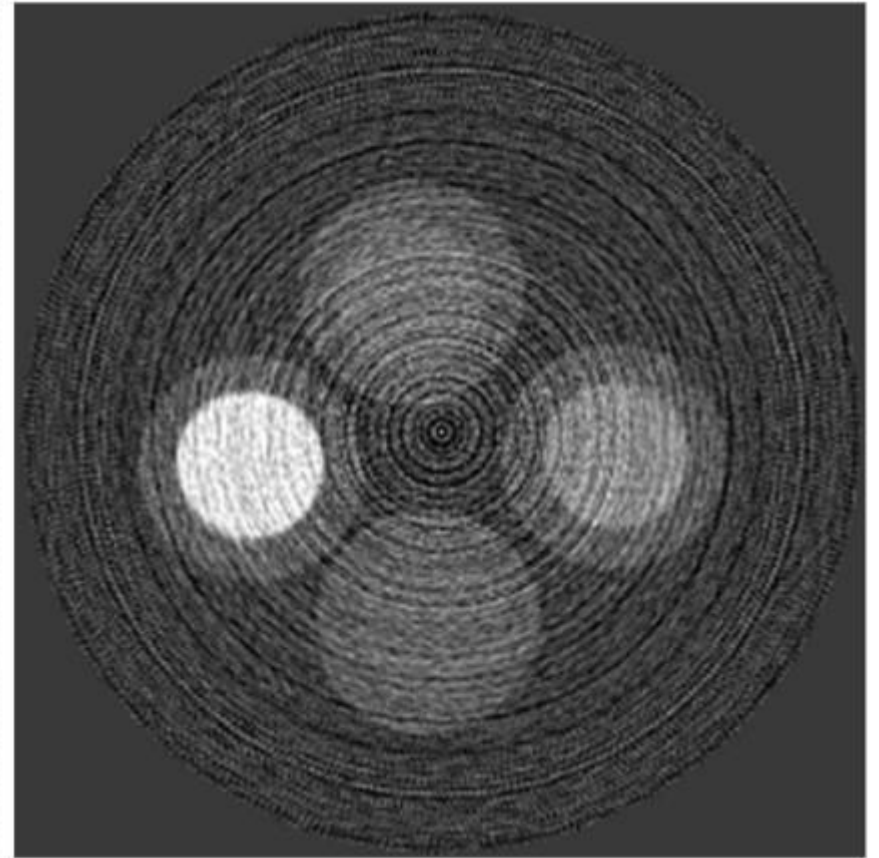
Ring artifacts



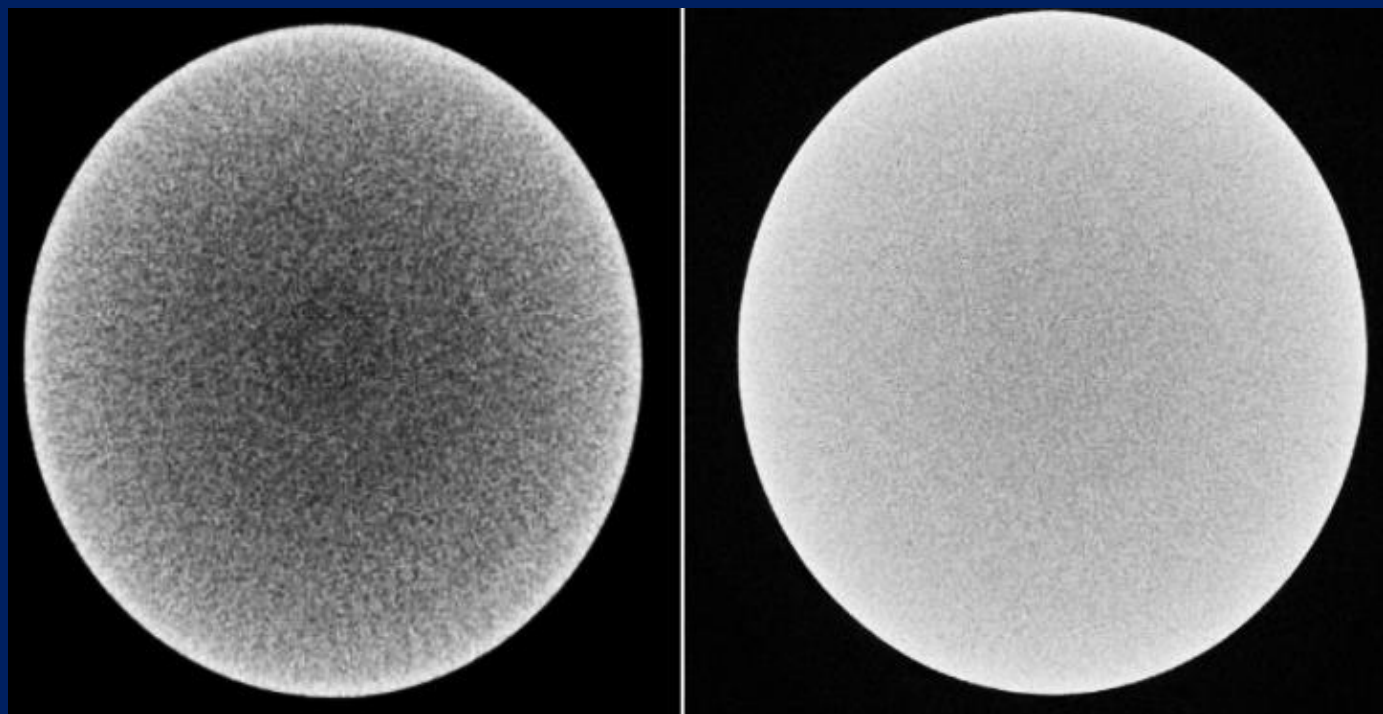
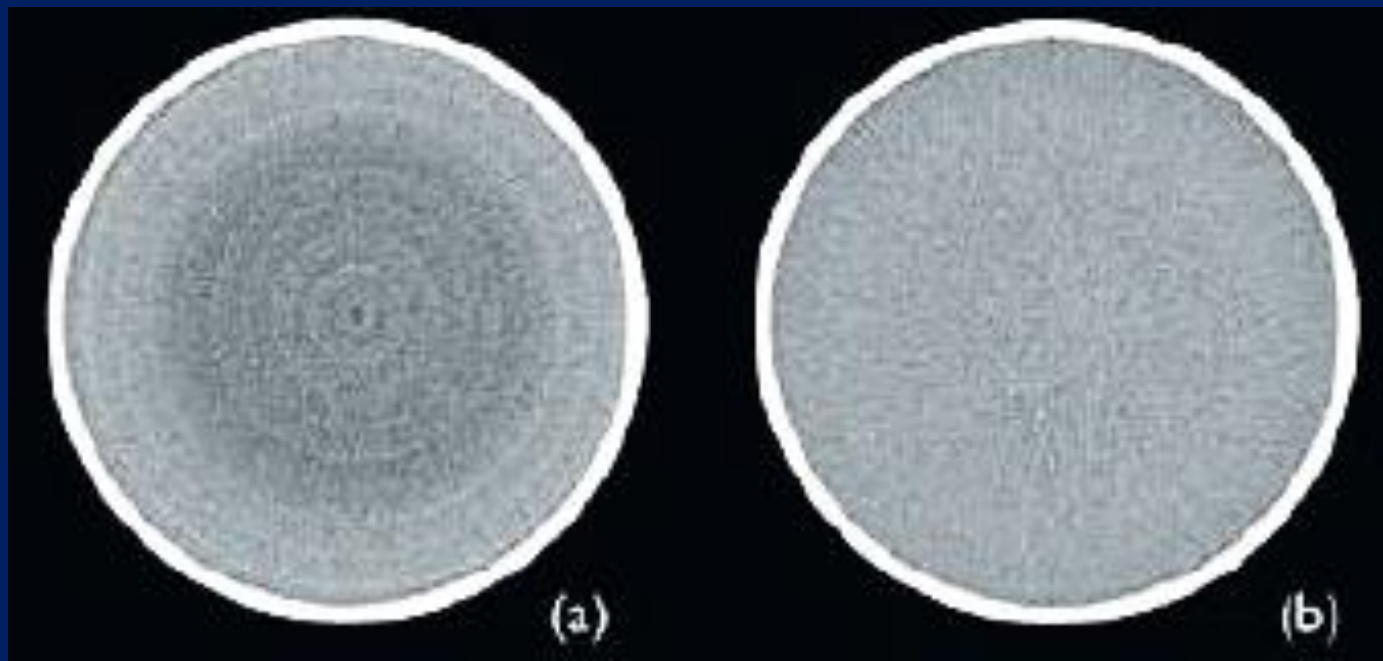
Ring artifact



Sinogram



Reconstructed CT image



[每日3] 三、雷射與影像切面之相對位置一致性

(Alignment of lasers with the center of imaging plane)

(一) 目的：

1. 確認左、右及天花板定位雷射（若以機架雷射執行本項，請自行修正本項程序）在水平及垂直方向的吻合度。
2. 依照臨床程序，確保定位雷射或機架雷射與影像切面相對位置一致。

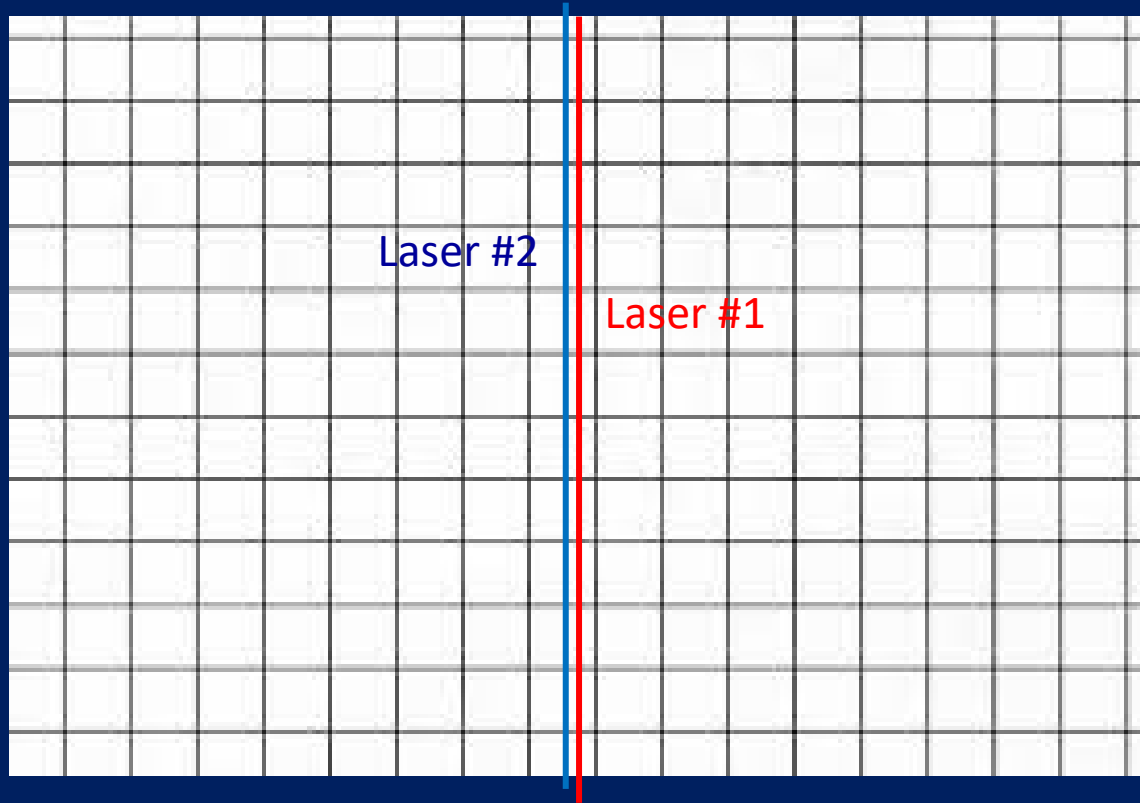
(二) 測試所需設備：方格紙、原廠假體或可執行相同功能之測試假體。



[每日3] 三、雷射與影像切面之相對位置一致性

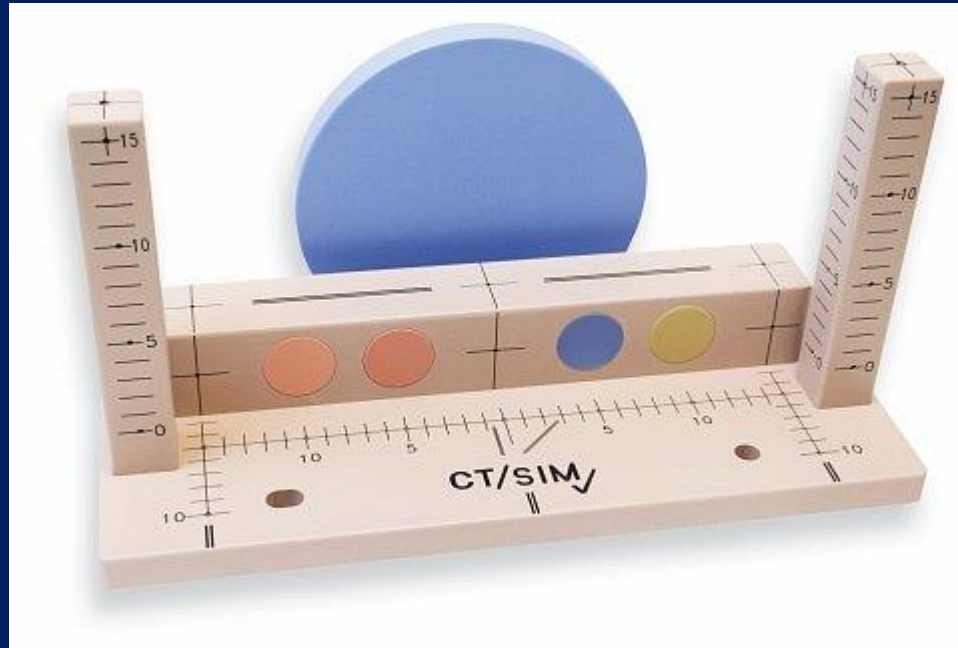
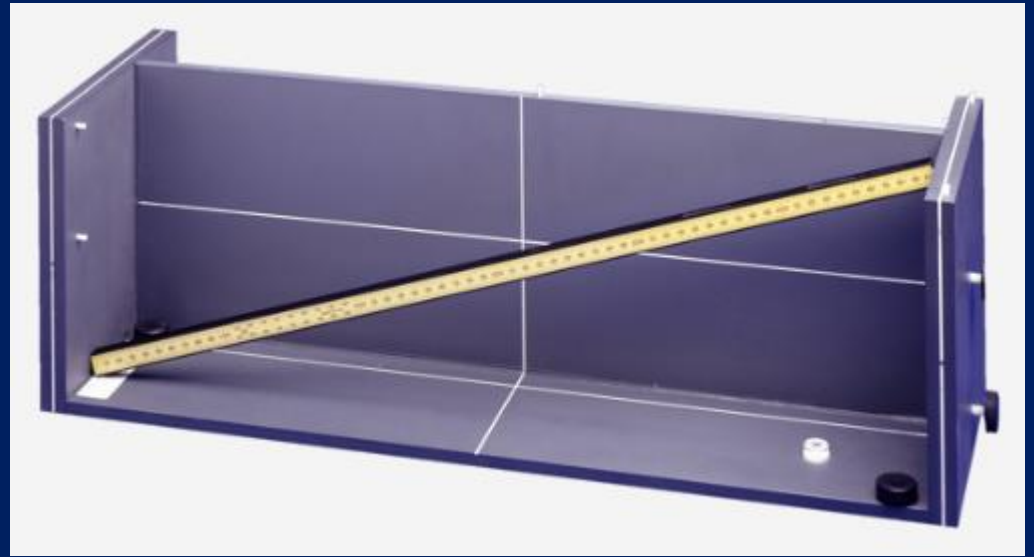
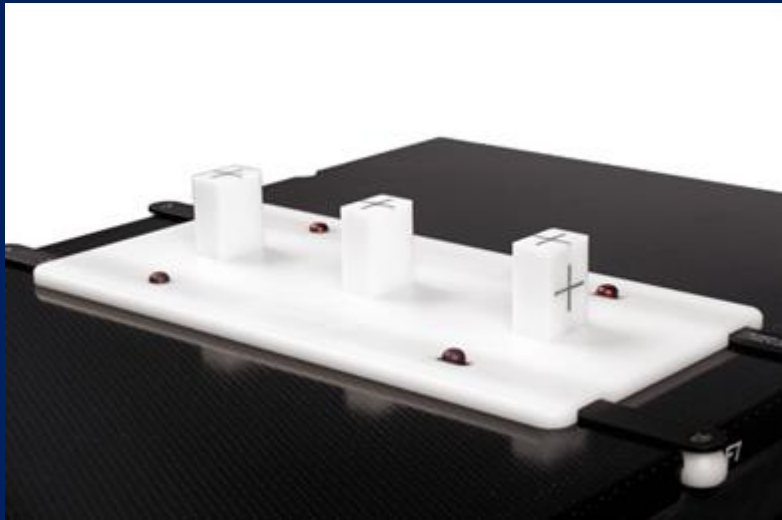
測試步驟：

1. 以方格紙協助確認左、右及天花板**定位雷射**在水平及垂直方向的吻合度，中心軸位置偏差小於容許偏差值。



效能判定準則：

1. 三軸定位雷射中心軸位置偏差需在二毫米以下。

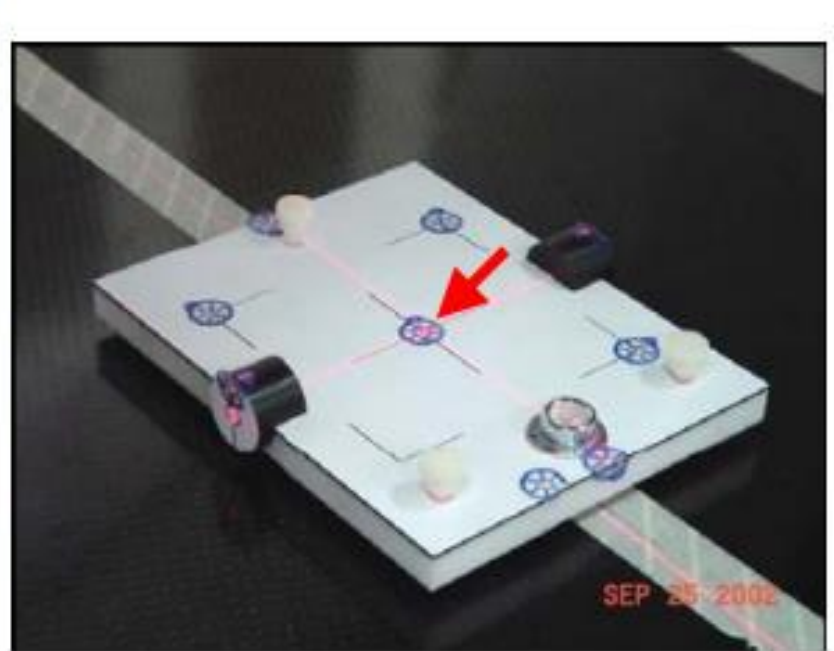


[每日3] 三、雷射與影像切面之相對位置一致性

2. 取含有不大於2毫米孔洞(圖一)或不大於2毫米金屬標記之測試假體(圖二)，將此假體置於**定位雷射**下，調整假體至水平位置，移動檢查床固定距離使**機架雷射**通過標記所在之平面。
3. 使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，執行**軸狀掃描**。範圍以孔洞或金屬中心為準上下各3張。
4. 檢視正中間CT掃描影像是否可以清楚的從螢幕上辨識出標記物。
5. 記錄分析結果，確認符合效能判定準則。



圖一、原廠假體



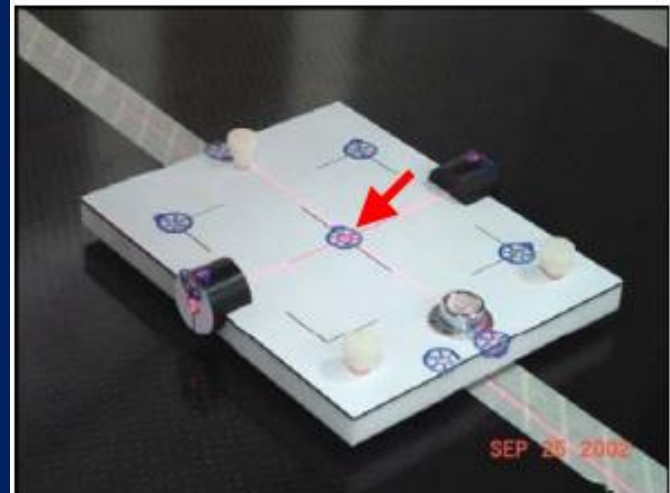
圖二、測試假體



圖一、原廠假體



圖三、原廠假體CT影像

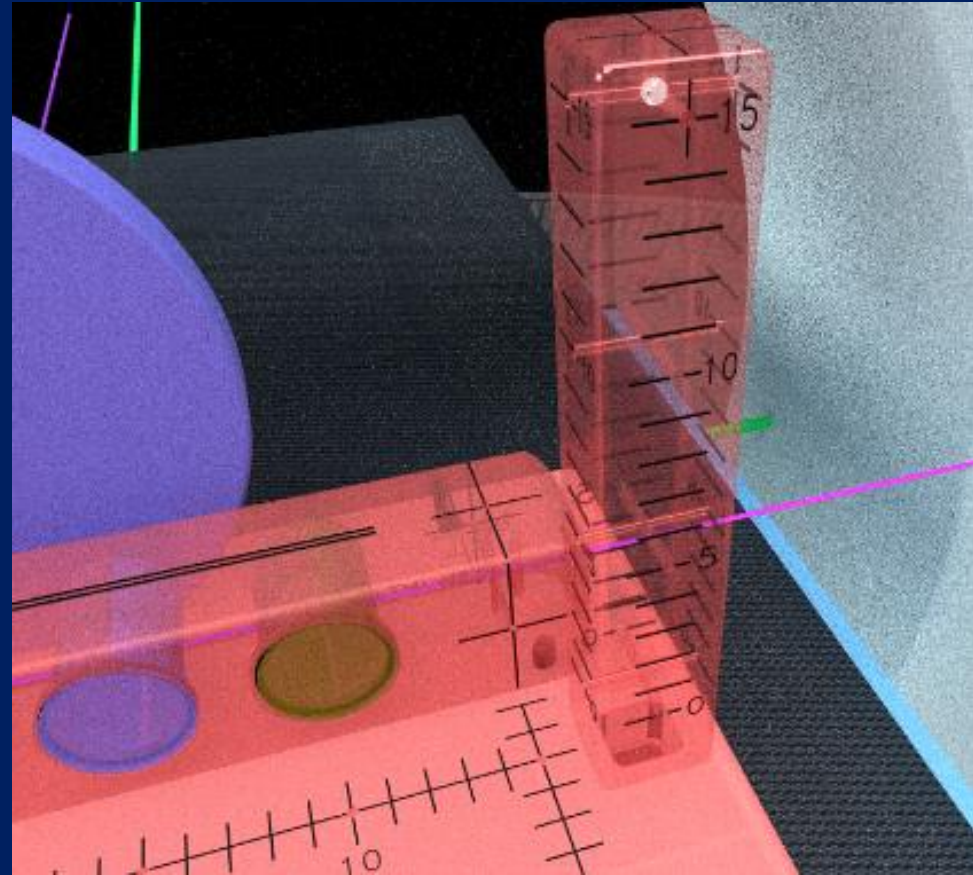
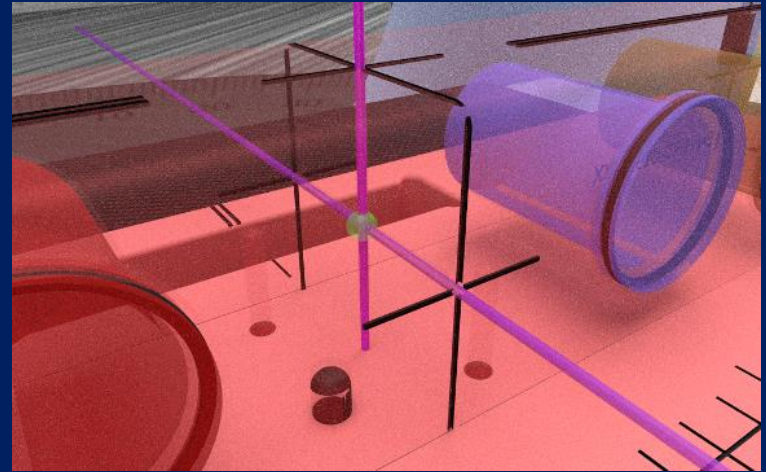
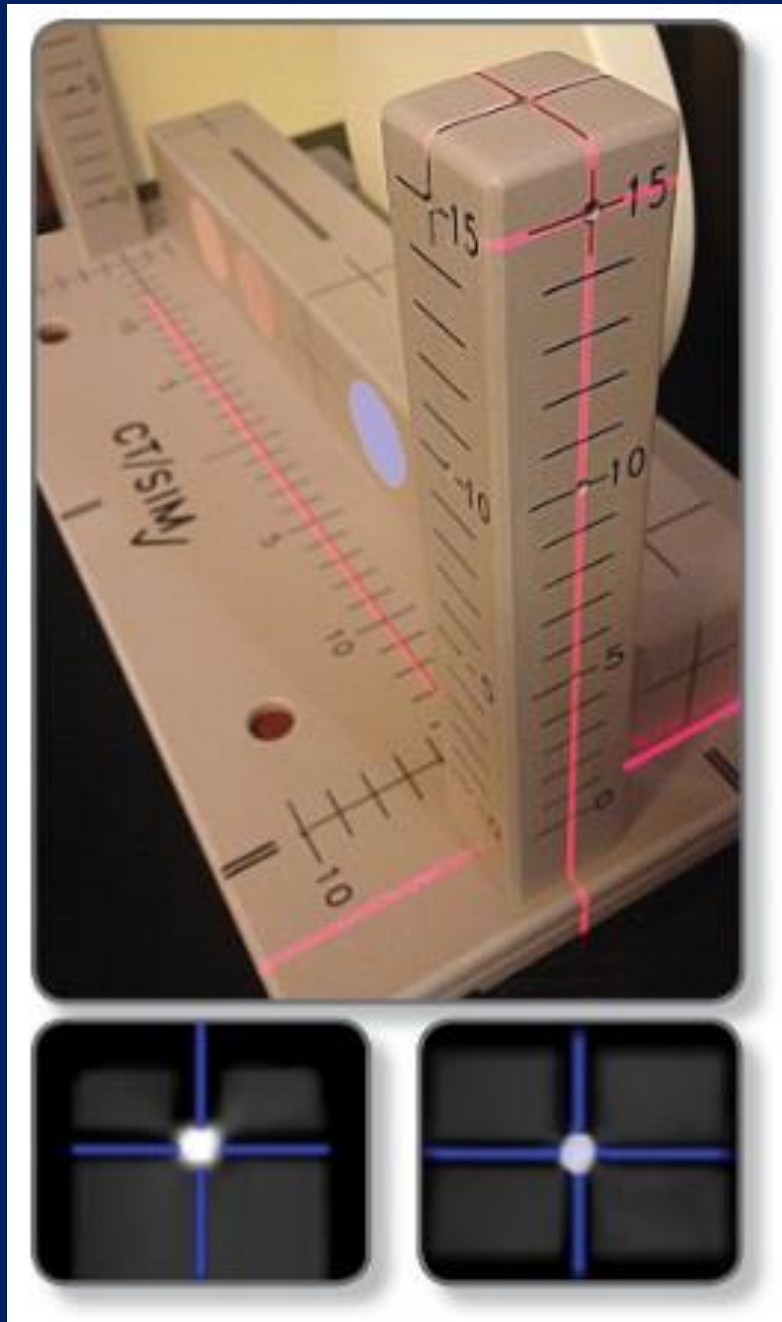


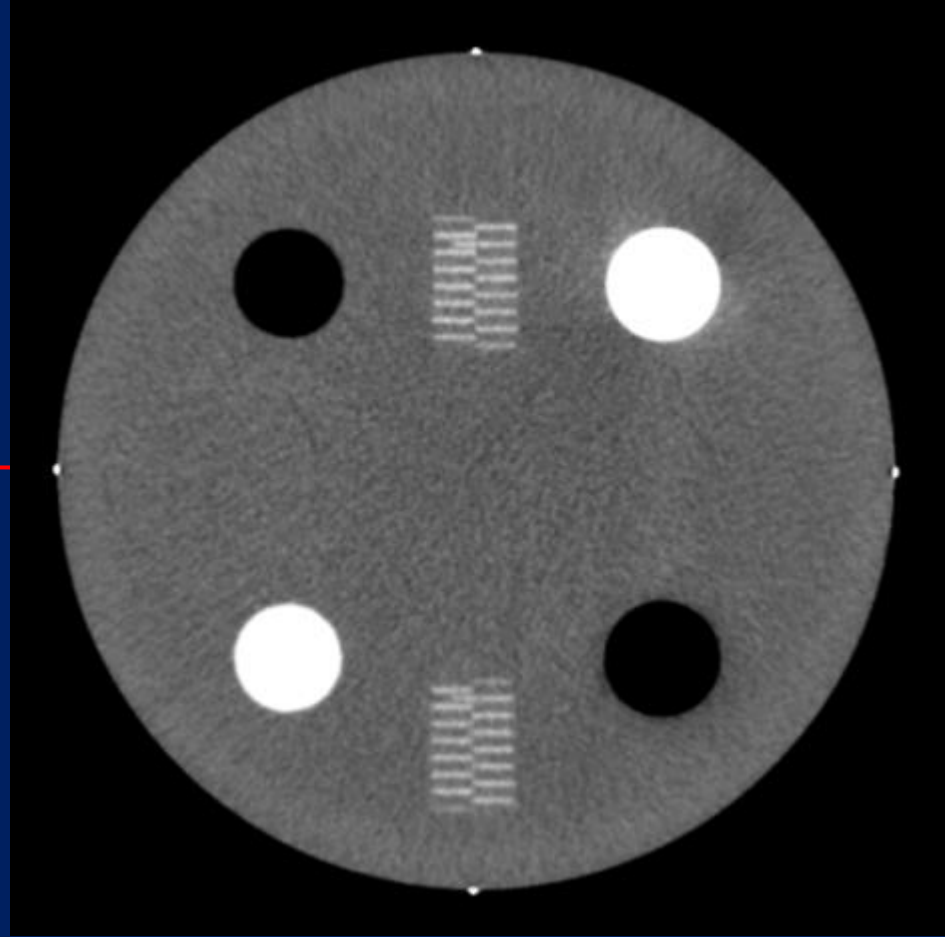
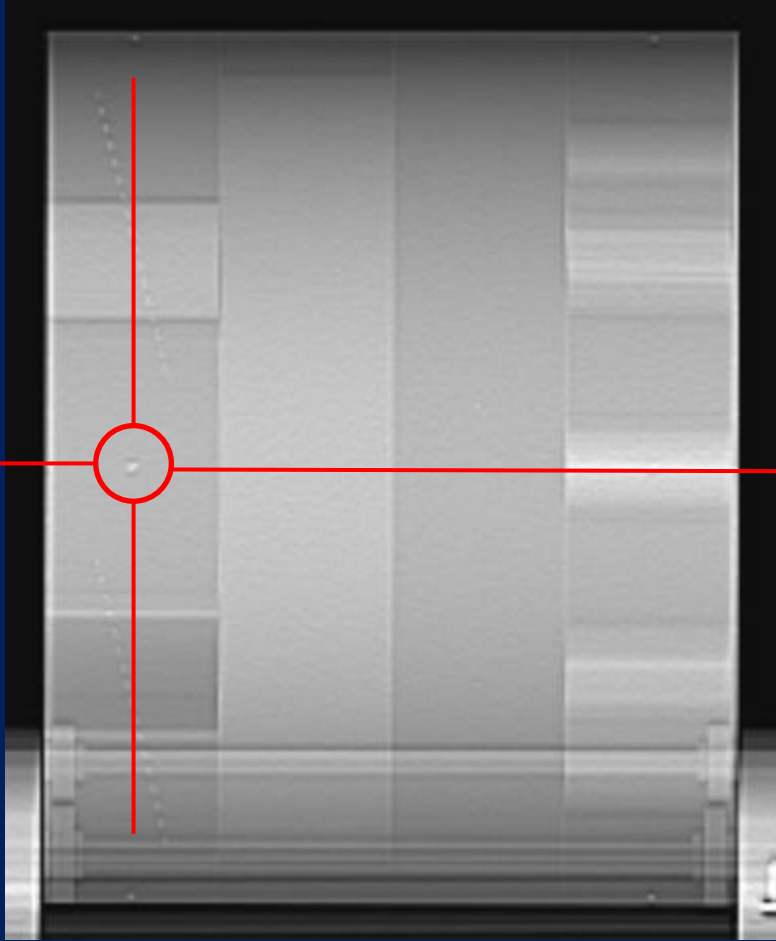
圖二、測試假體



圖四、測試假體CT影像

2. 影像上需可看到孔洞 (圖三) 或金屬記號 (圖四)。



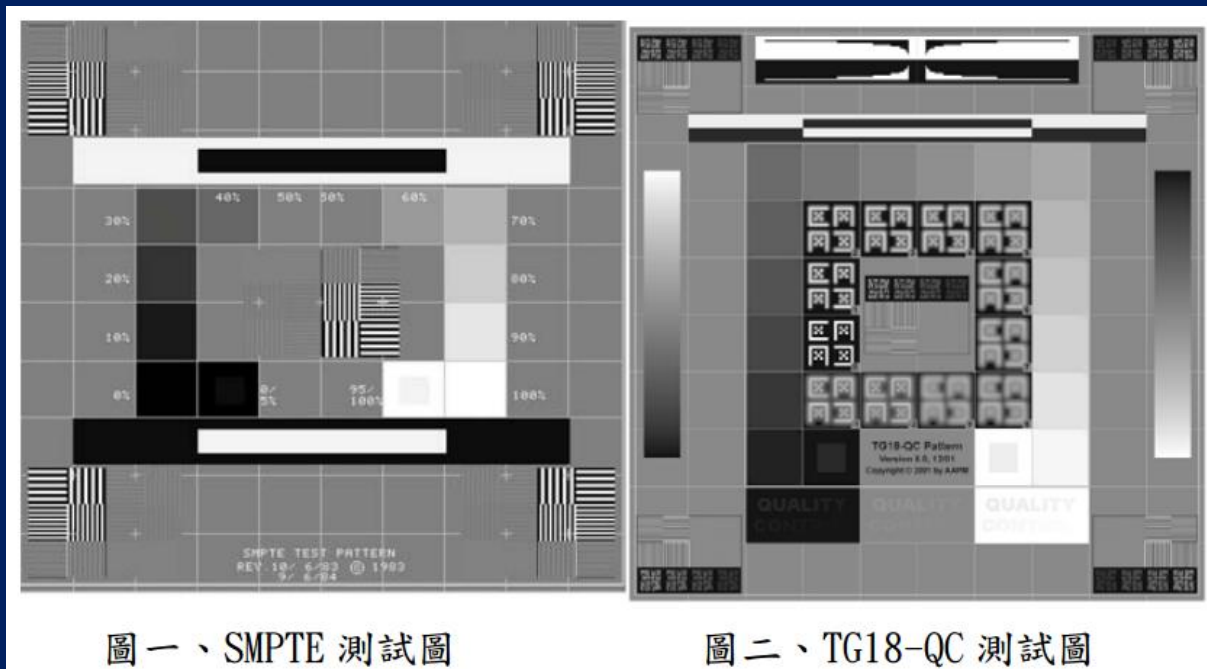


[每月1]四、擷像工作站影像顯示器評估 (Acquisition display devices evaluation)

(一) 目的：確保擷像工作站之螢幕的品質符合標準

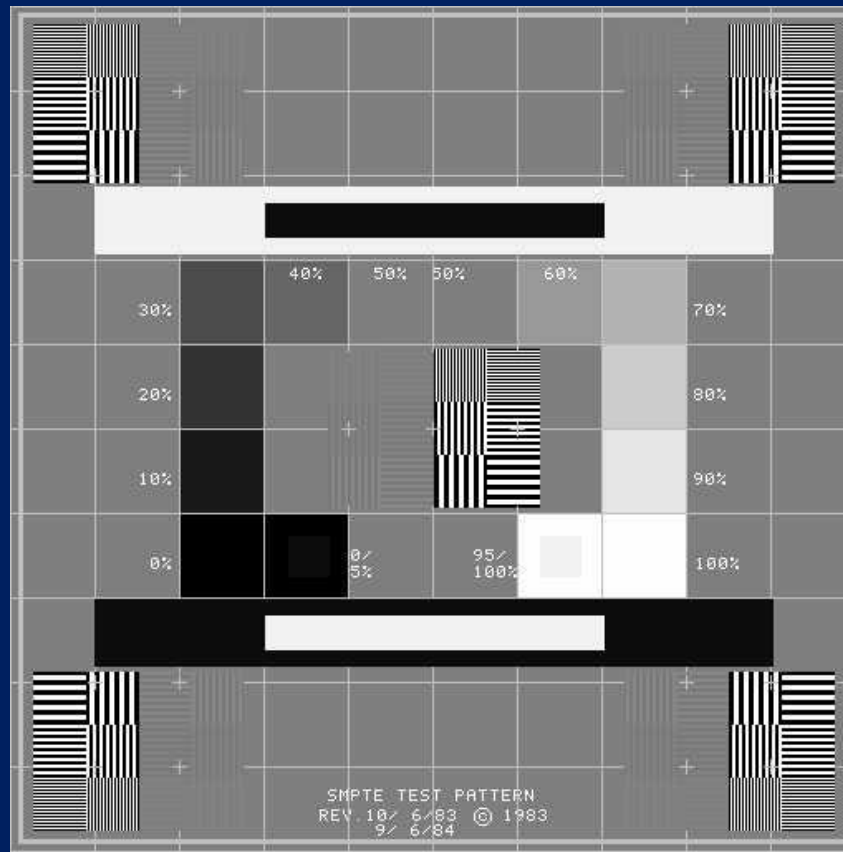
(二) 測試所需設備：

1. Society of Motion Picture and Television Engineers (SMPTE)測試圖 (圖五)
2. The American Association of Physicists in Medicine(AAPM) TG 18-QC (Task Group 18)測試圖 (圖六)。



圖一、SMPTE 測試圖

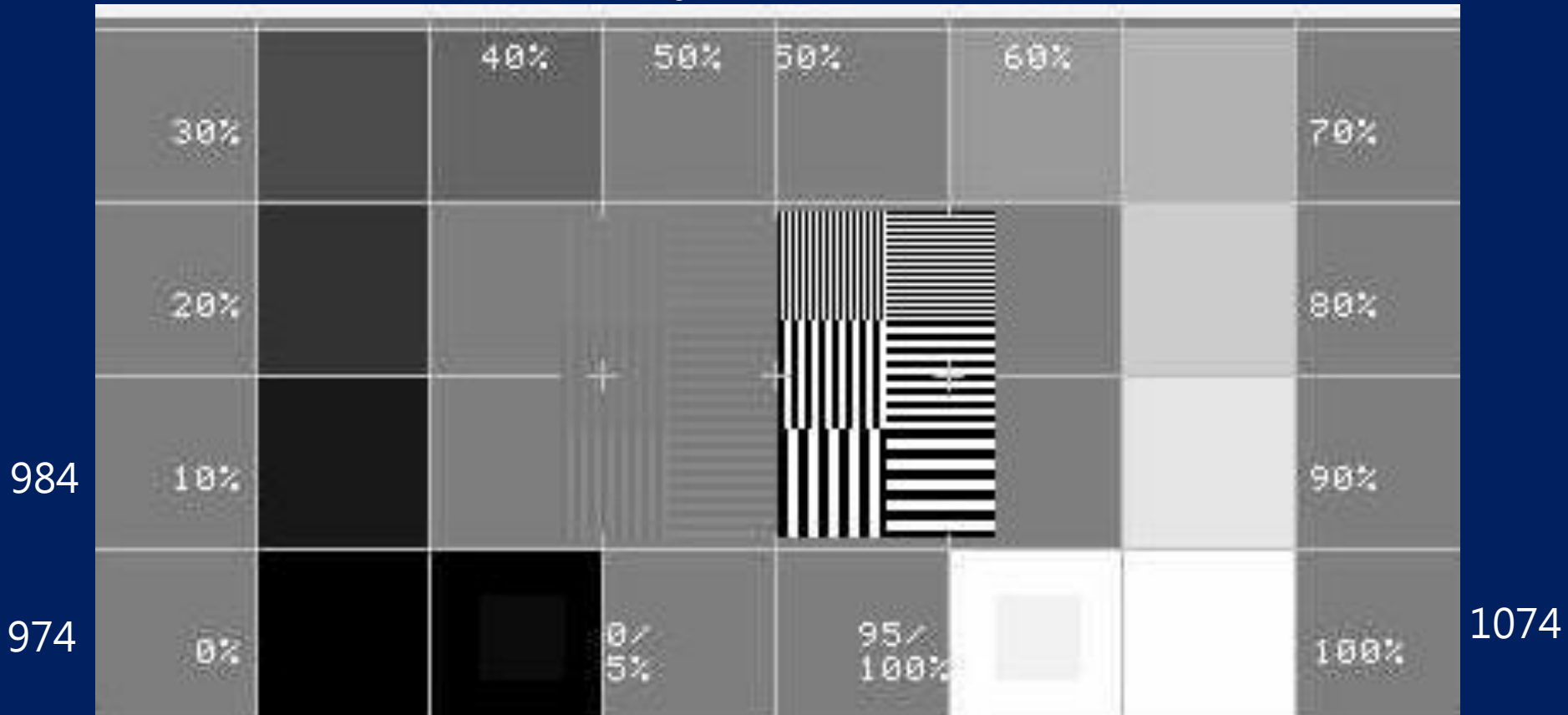
圖二、TG18-QC 測試圖



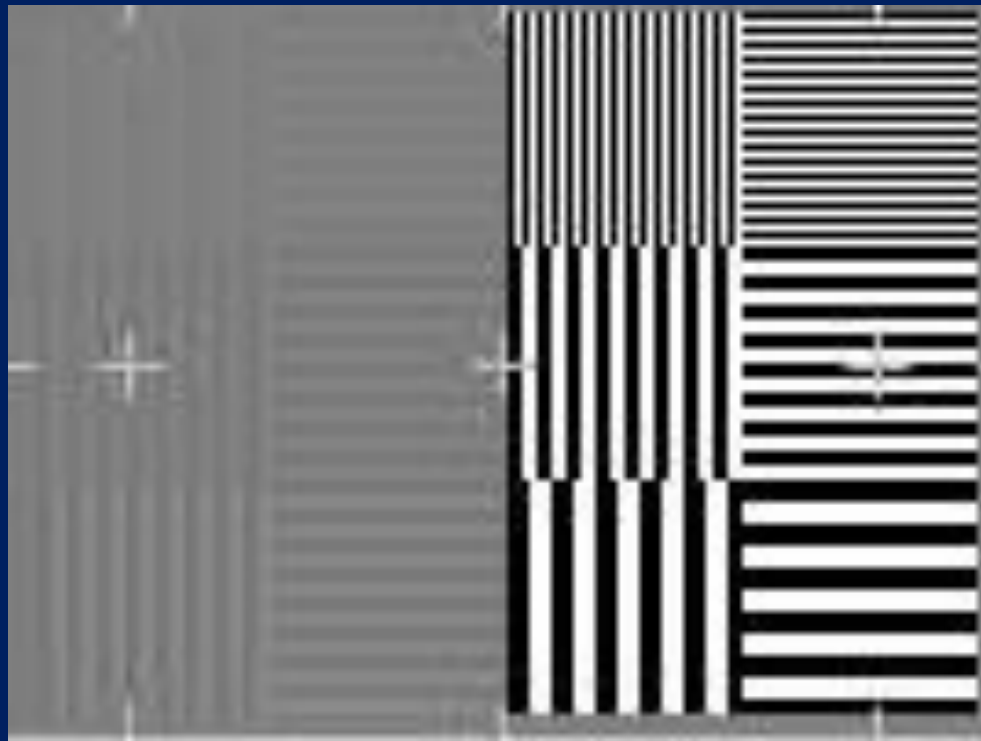
1. 攝像工作站之SMPTE測試

- (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

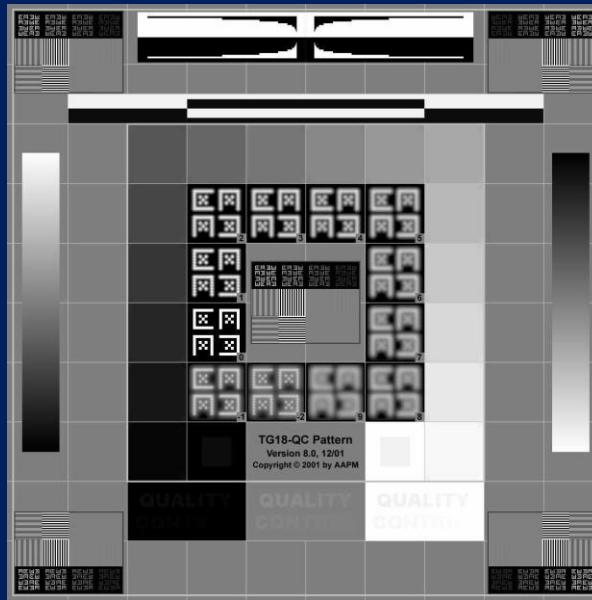
0%
5%

95%
100%

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。

(四) 效能判定準則：

1. SMPTE 測試

- (1) 0%~5%及 95%~100%之低對比方塊需清楚可分辨。
- (2) 0%~100%十一個灰階方塊皆應清楚可分辨。
- (3) 不應有明顯可見的條紋假影、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。

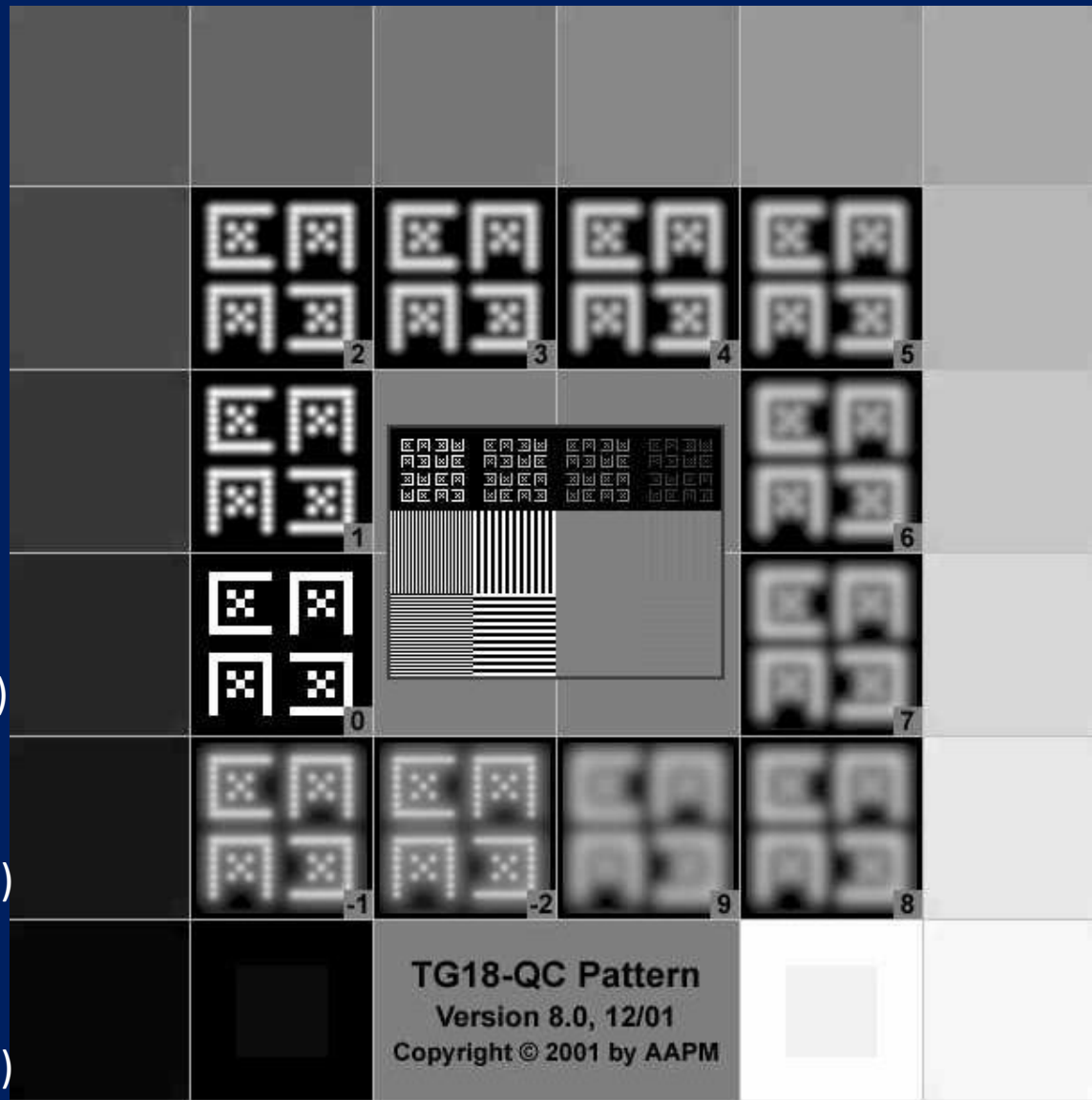
2. TGI8-QC 測試

- (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) 十六個灰階方塊及角落之灰階方塊皆清楚可分辨。
- (4) 低對比度之文字清楚可分辨。
- (5) 無任何非均勻亮度之區域或假影，且漸層條紋顯示為連續而平順。
- (6) 測試影像的邊緣與線條清晰可見，平直無扭曲。
- (7) 測試影像位於此螢幕有效區域之中央位置。
- (8) 中心及角落的 Cx 測試物之給分介於 0~4 之間。
- (9) 中央與角落的高對比線對皆能分辨。

640
(5/32, 15.625%)

384
(3/32, 9.375%)

128
(1/32, 3.125%)



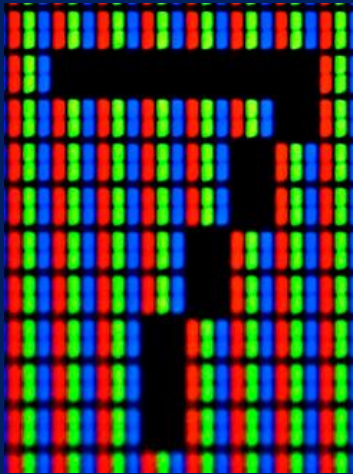
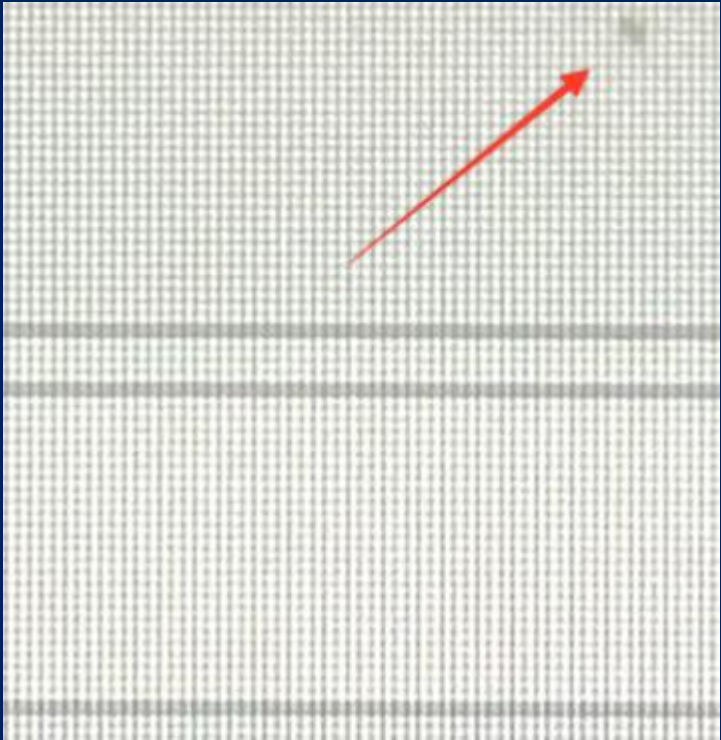
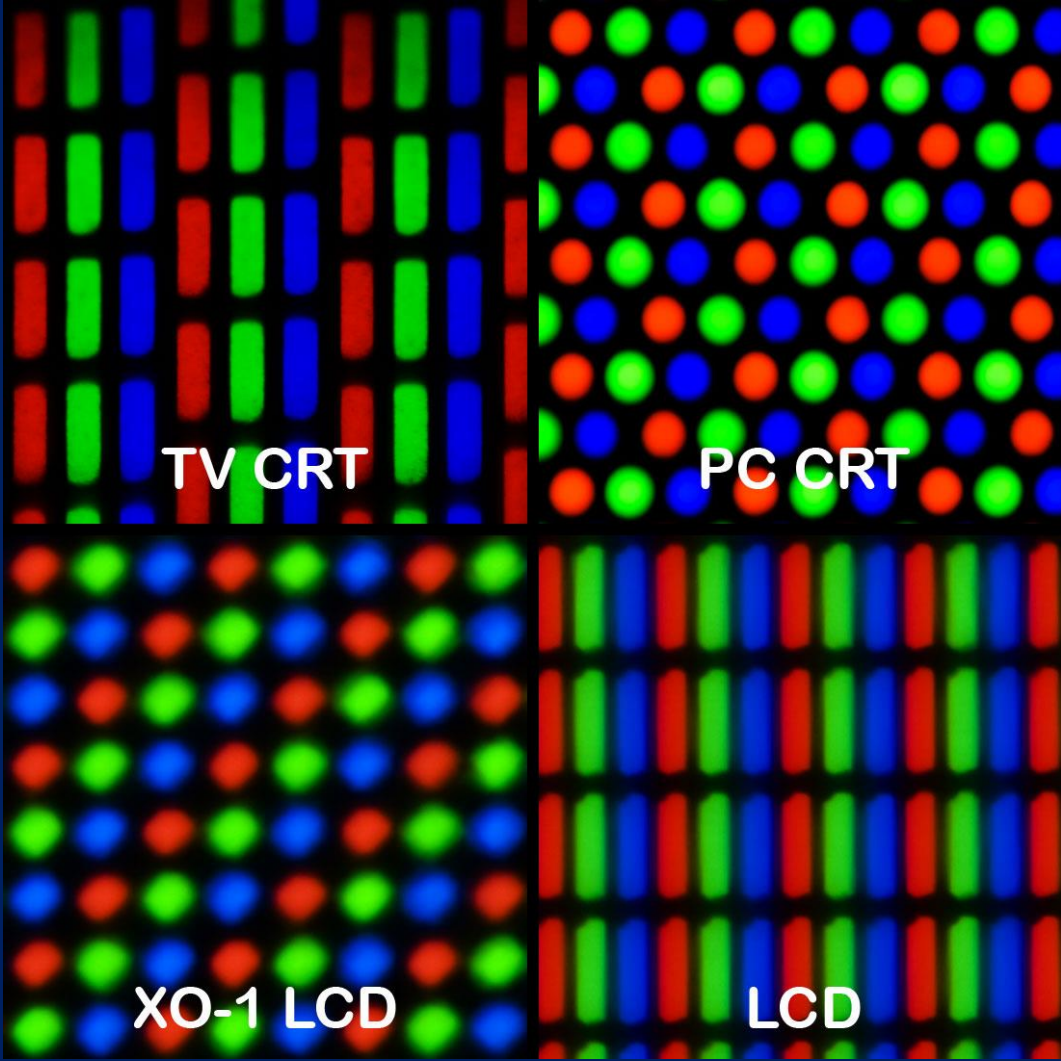
3712

3968
(31/32, 96.875%)

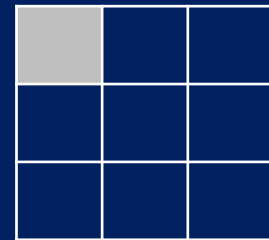
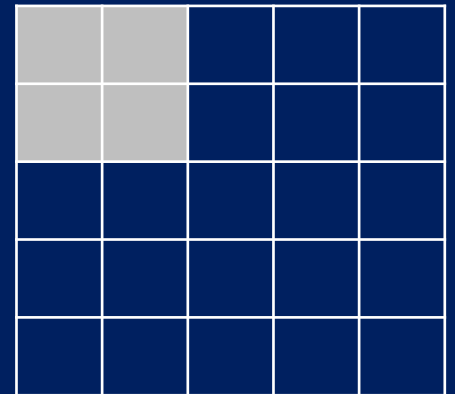
Display settings: window center(level) = **2048**, window width = **4096**

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

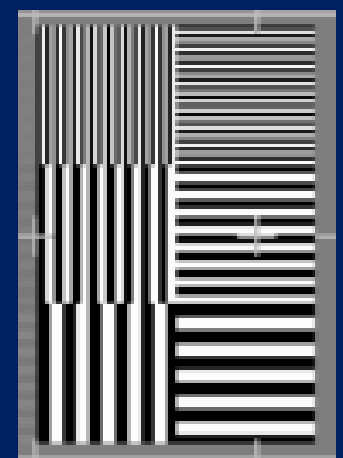
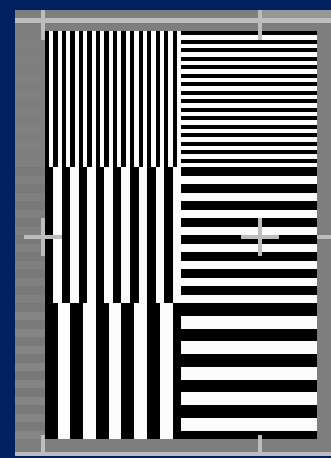
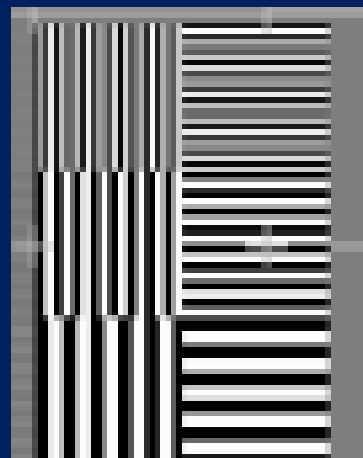
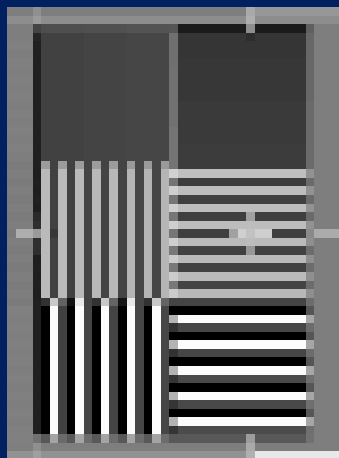


50%

86%

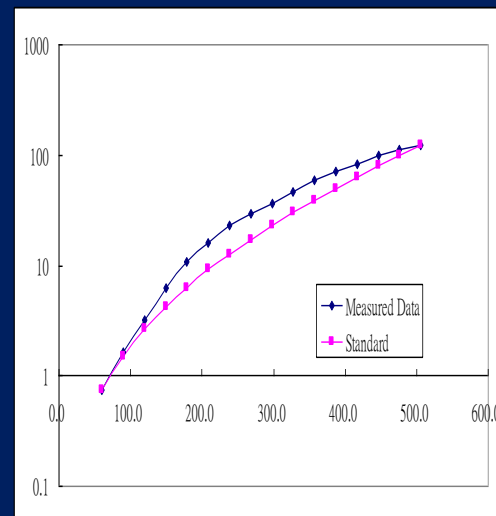
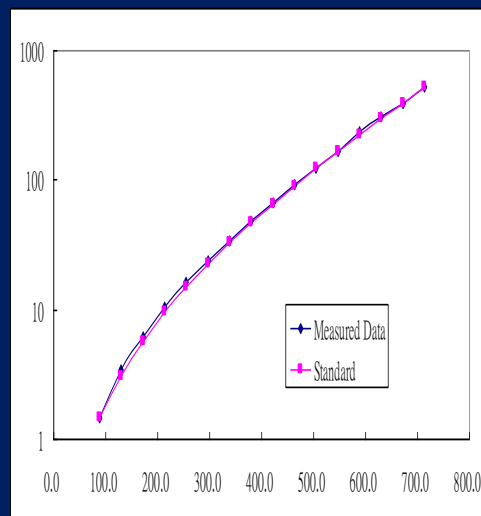
100%

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



[每月2] 五、檢查床水平檢測

(Leveling of CT-scanner tabletop)

(一) 目的：確保檢查床水平。

(二) 測試所需設備：水平儀。



數位水平儀

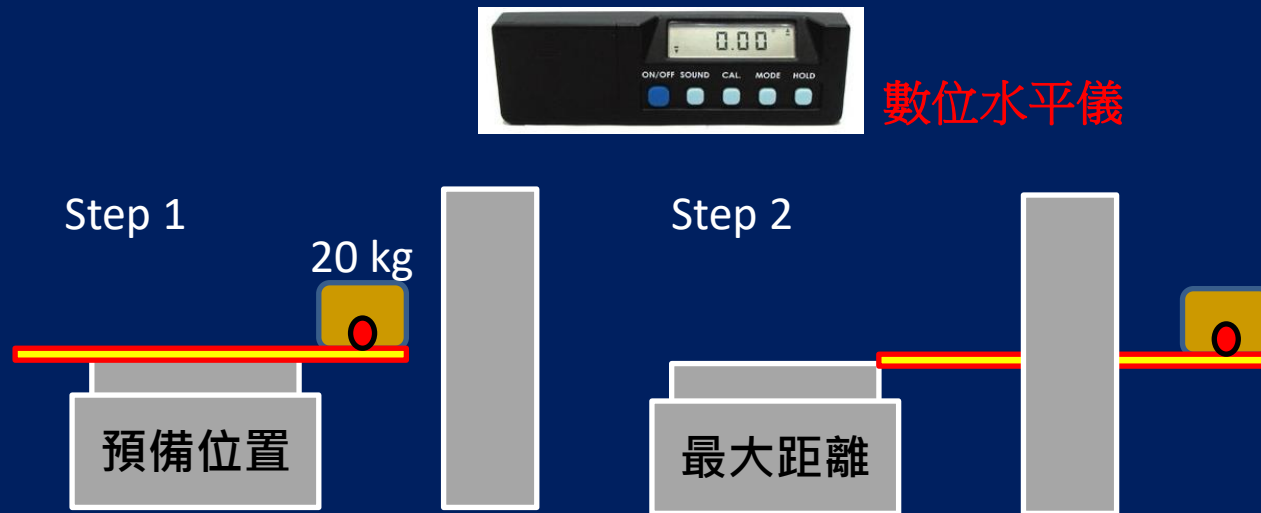
測試步驟：

1. 檢查床位於**預備位置**，放置約20 kg重之物體於檢查床前緣，將水平儀**縱向擺放**於重物旁，紀錄水平儀顯示值。
2. 將床往機架方向延伸至**最大距離**，紀錄水平儀顯示值。



[每月2] 五、檢查床水平檢測

3. 計算水平儀讀值之差異，若為**初次校驗**，依校驗值建立基準值，縱向水平下垂角度宜為**2度以下**(縱向水平基準值)。若為**例行校驗**，應依據建立之基準值，維持檢查床之縱向水平與基準值差異為**1度以下**之要求。



數位水平儀

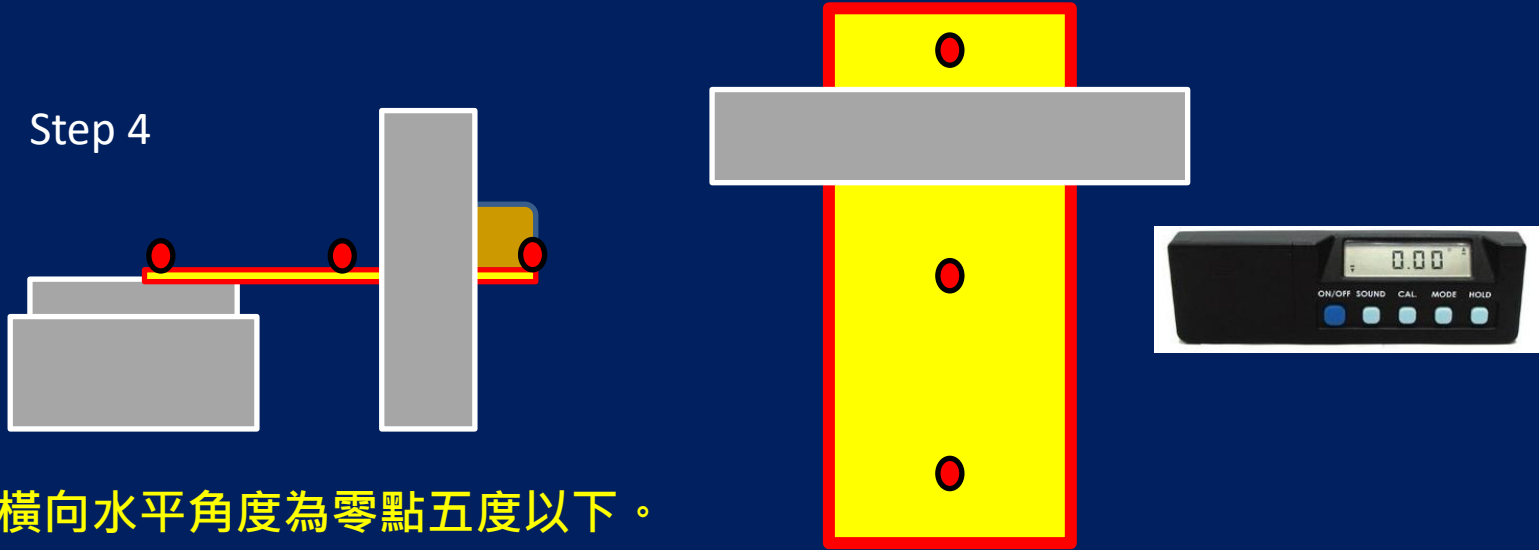
初次校驗：縱向水平角度 2 度以下

例行校驗：縱向水平角度與其基準值差異為 1 度以下

[每月2] 五、檢查床水平檢測

4. 將檢查床調整至臨床使用之位置。將水平儀**橫向擺放**在檢查床前、中、後三個位置，測量記錄水平儀讀值。

Step 4



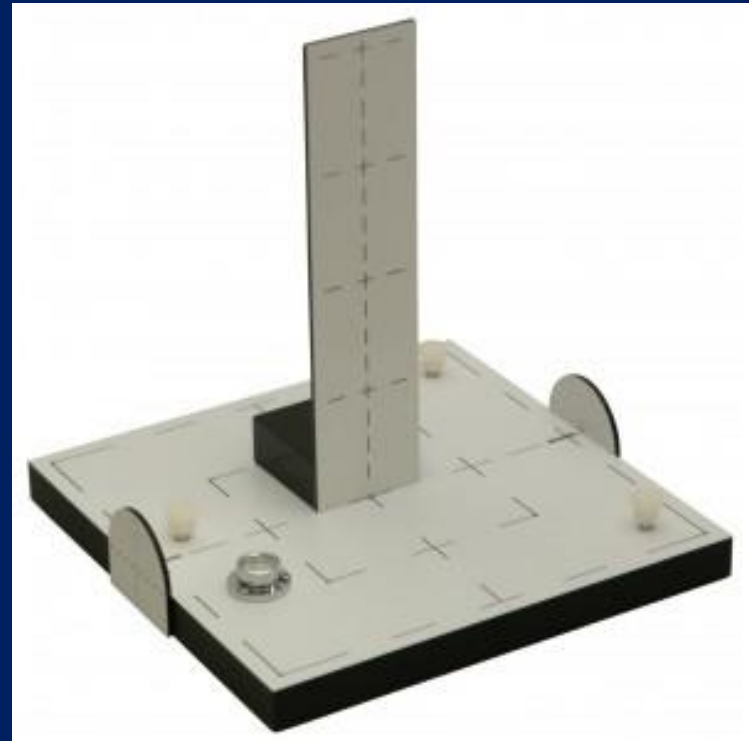
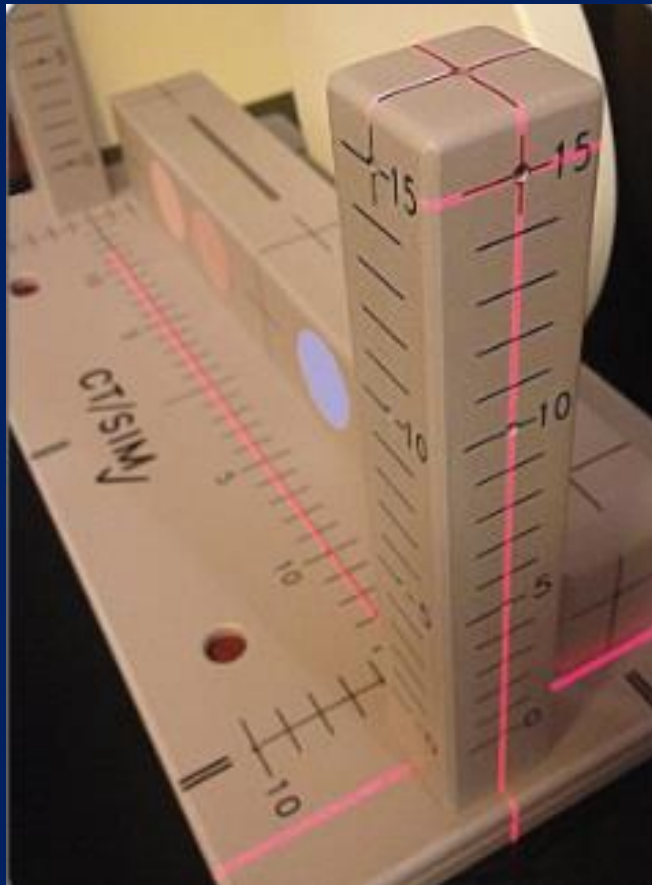
橫向水平角度為零點五度以下。

5. 記錄分析結果，確認符合效能判定準則。

[每月3] 六、檢查床垂直與縱向移動位置準確性

(Table vertical and longitudinal motion)

- (一) 目的：確認檢查床的垂直與縱向移動位置之準確性。
- (二) 測試所需設備：經使用單位確認長度準確性之長直尺。

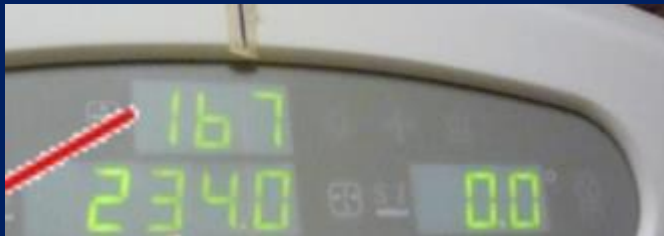


[每月3] 六、檢查床垂直與縱向移動位置準確性

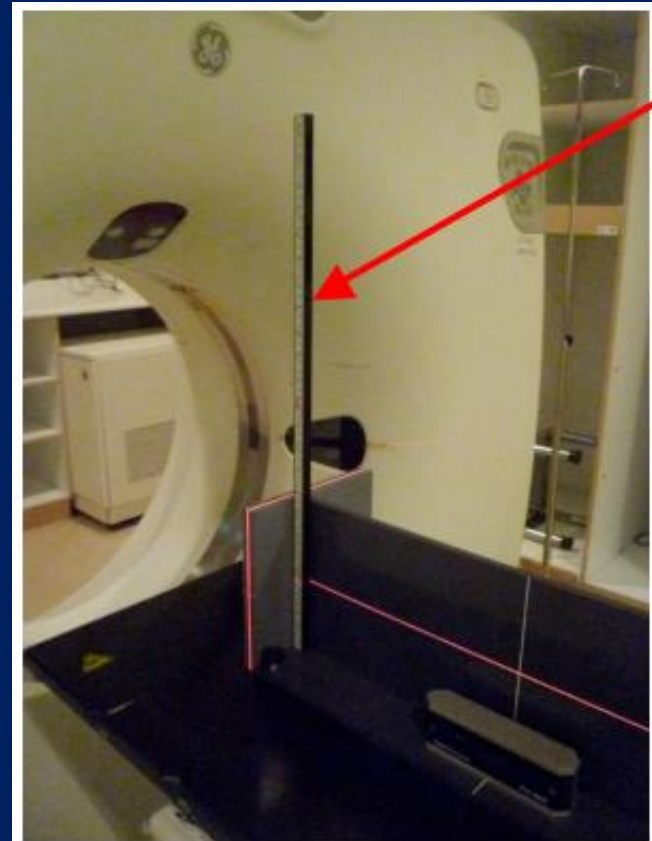
測試步驟：

1. 將檢查床昇至適當位置，打開兩側**定位雷射**，在檢查床上垂直方向黏貼固定一長尺，使其垂直於床面，其原點與左右兩側定位雷射水平切齊（圖七）。
2. 將檢查床垂直**移動 30 公分**，檢視**[長尺]**與數位顯示**[機架]**讀值之移動距離差異。

垂直移動距離



判定準則：二毫米以下



圖七、在檢查床上垂直方向黏貼固定一長尺，使其垂直於床面站立，其原點與兩側定位雷射水平切齊。

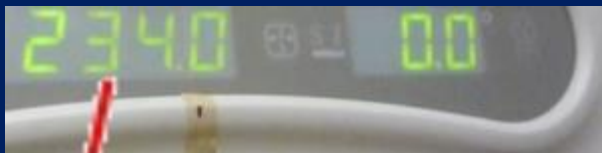
<定位雷射上在長尺上的移動距離 – 機台顯示/控制面板的移動距離>

[每月3] 六、檢查床垂直與縱向移動位置準確性

3. 將檢查床昇至適當位置，打開兩側定位雷射，在檢查床上縱向方向黏貼固定一長尺，使其平躺，其原點與兩側定位雷射垂直切齊（圖八）。
4. 將檢查床縱向移動 80 公分，檢視[長尺]與數位顯示[機架]讀值之移動距離差異。
5. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。



圖八、在檢查床上縱向方向黏貼固定一長尺，使其平躺，其原點與兩側定位雷射垂直切齊。



縱向移動距離

判定準則：二毫米以下

<定位雷射上在長尺上的移動距離 – 機台顯示/控制面板的移動距離>

[每月4] 七、雷射與影像切面之相對軸向關係一致性 (Orientation of lasers with respect to the imaging plane)

- (一) 目的：確保定位雷射及與機架雷射在水平及垂直軸向方向的一致性。同時確認雷射系統與影像切面軸向方向的一致性。(若僅以機架雷射執行本項，請自行修正本項測試步驟)
- (二) 測試所需設備：方格紙、原廠假體或可執行相同測試目的之假體。

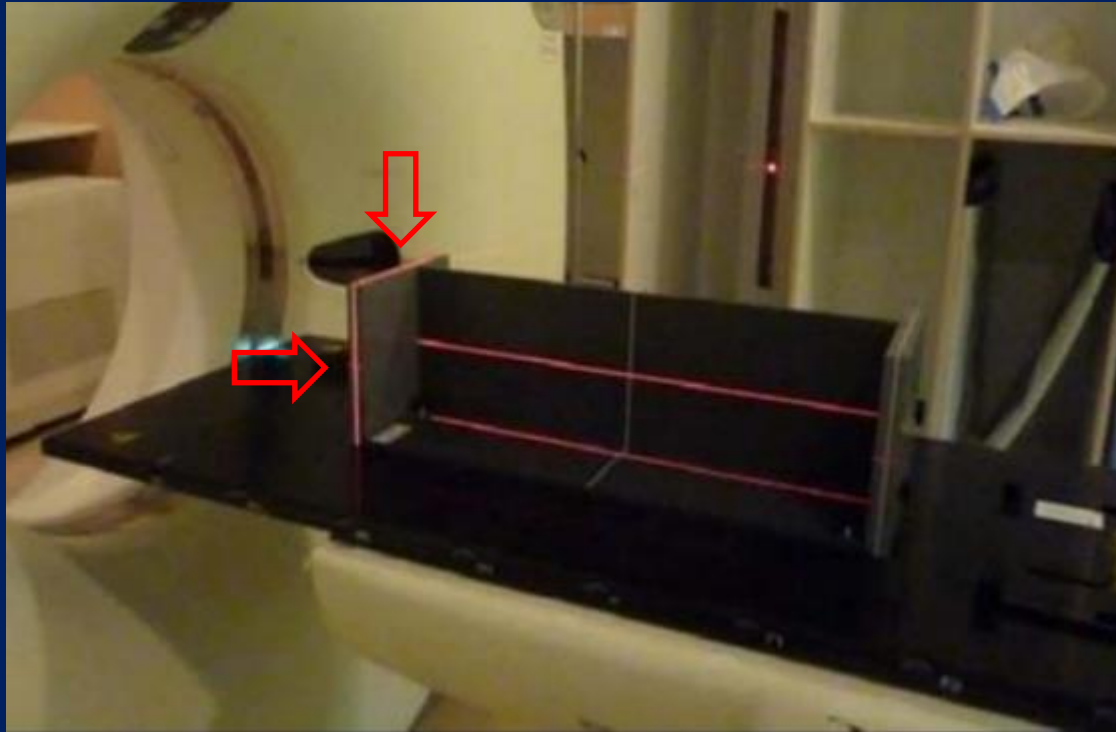
測試步驟：

1. 以方格紙或可執行相同測試目的之假體協助確認在射束能清晰辨識的涵蓋範圍內，**定位雷射**與**機架雷射**在水平及垂直軸向方向的吻合性。
2. 取一在平面的不同位置內含兩個以上直徑 2 毫米圓形孔洞或標記之測試假體，孔洞外緣延伸標示孔洞中心軸位置（圖九）。將此假體置於檢查床上，調整假體位置使**水平及垂直軸向定位雷射**通過圓形孔洞中心。



圖九、在多平面的不同位置皆內含兩個以上直徑 2 毫米圓形孔洞的測試假體。

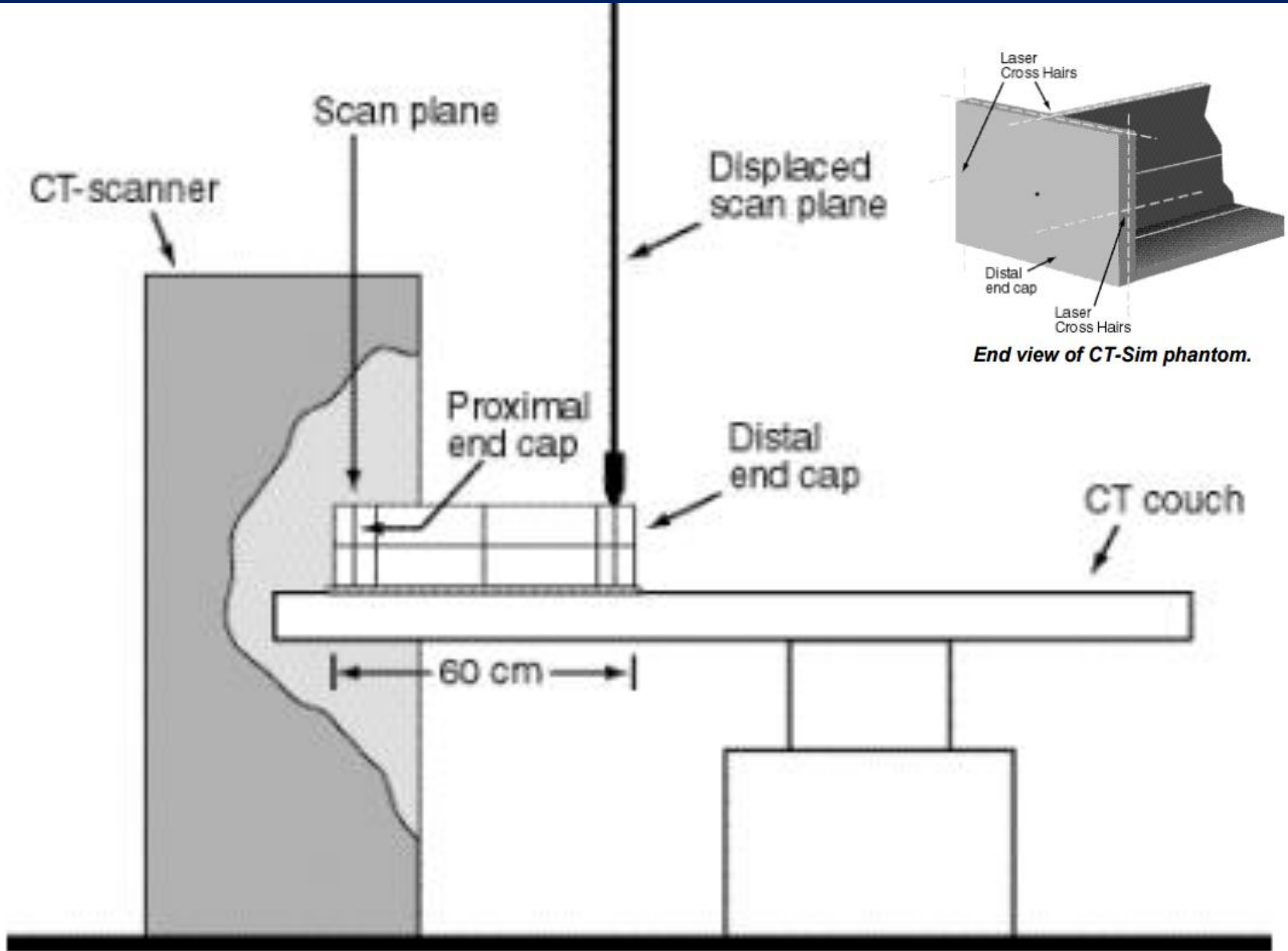
調整假體位置使水平及垂直軸向定位雷射通過圓形孔洞中心。



移動檢查床固定距離使機架雷射通過圓形孔洞中心之標記，
將檢查床縱向位置顯示值歸零。

P.S :

1. 檢查床移動固定距離後，正常情況下應該會使機架雷射通過圓形孔洞中心
2. 如果沒有通過孔洞，則不管他，繼續將檢查床縱向位置歸零

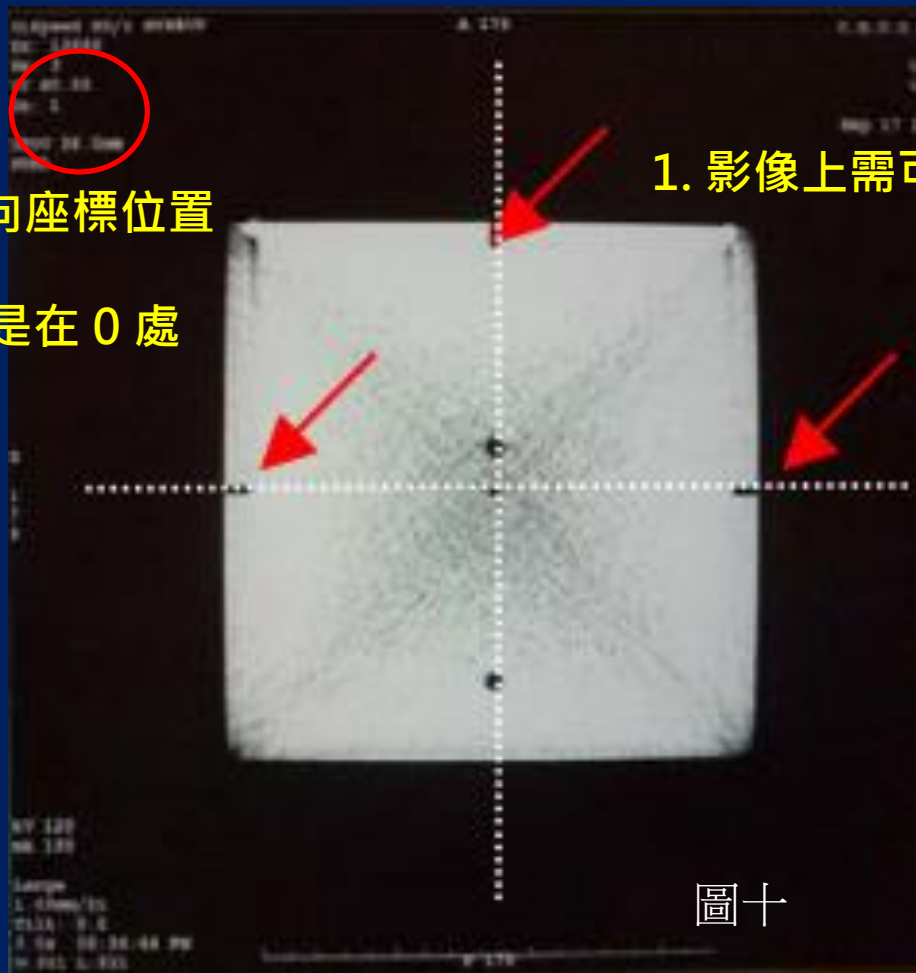


3. 使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，設定掃描範圍 (FOV) 完整包括測試假體之圓形孔洞位置，執行軸狀掃描。**(前後多掃描幾張影像)**
4. 檢視 CT 掃描影像，選取圓形孔洞可以清楚的在螢幕上辨識的影像 (圖十)。紀錄該影像縱向座標位置。

2. 紀錄該影像縱向座標位置

P.S : 理論上應該是在 0 處

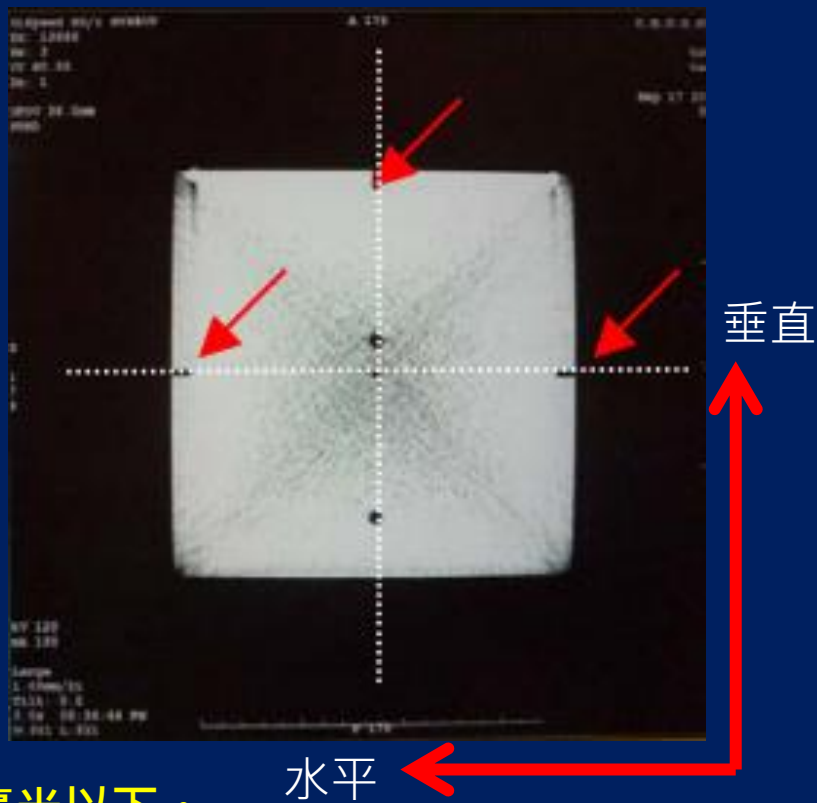
1. 影像上需可以清楚看到標記



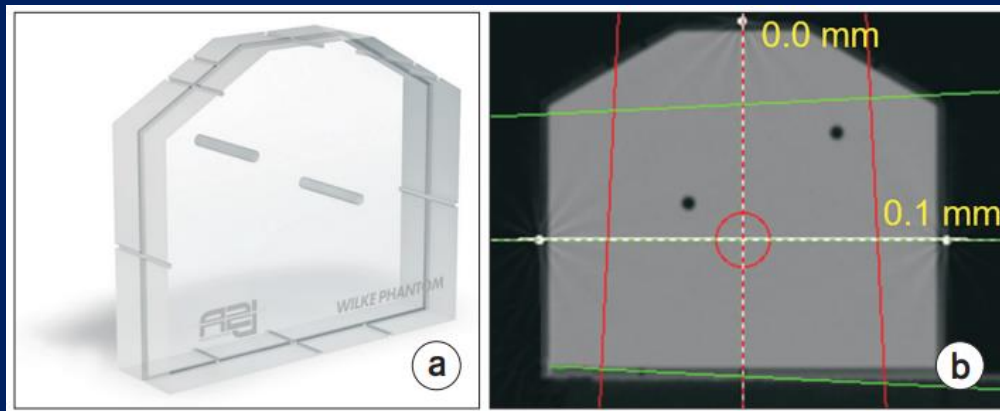
圖十

[每月4] 七、雷射與影像切面之相對軸向關係一致性

5. 開啟 CT-Simulator CT 影像座標軸顯示功能，將座標軸顯示於螢幕。
6. 分析影像縱向座標位置及座標軸原點座標值與圓形孔洞之差異。確認影像中心參考座標與雷射系統座標之差異。
7. 紀錄分析結果，確認符合效能判定準則。



雷射在(1)水平及(2)垂直(3)軸向方向差異為二毫米以下。



[每月5] 八、定位雷射與機架雷射間隔長度準確性

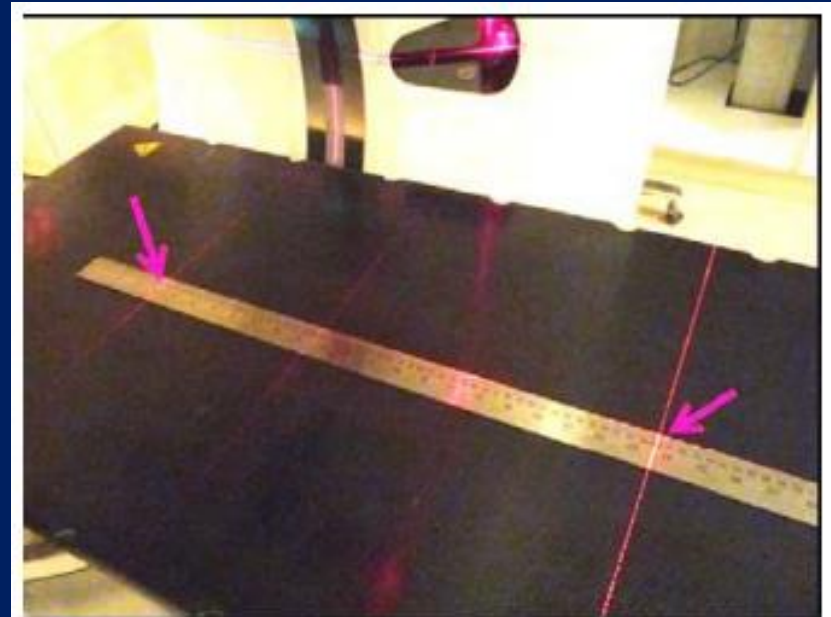
(Spacing of lateral wall lasers with respect to lateral gantry lasers and scan plane)

(一) 目的：確認定位雷射與機架雷射在垂直軸向的平面間隔距離維持穩定準確的關係。

(二) 測試所需設備：經確認長度準確性之長直尺。

測試步驟：

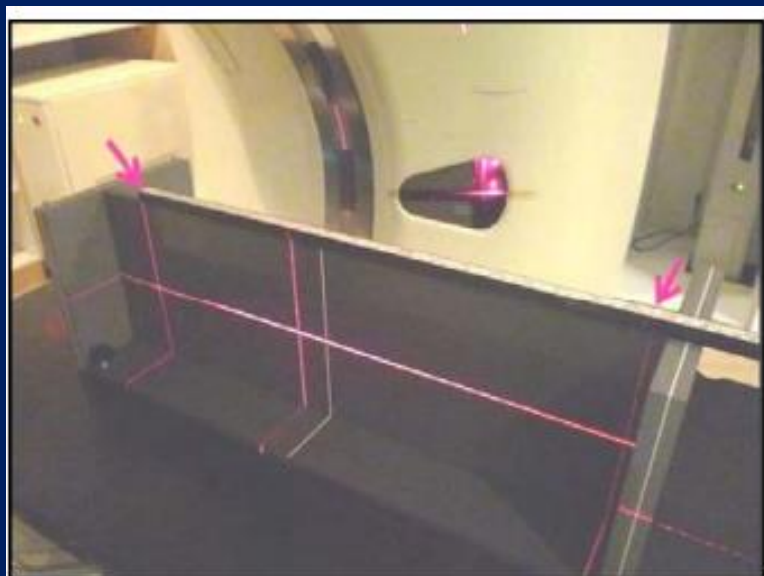
1. 於檢查床上平貼直尺，長度大於原廠設定的定位雷射與機架雷射的間隔距離（例如 60公分）。目視檢查機架雷射與定位雷射距離是否為設定值（圖十一）。



圖十一、紀錄機架雷射在直尺之位置，依據直尺之刻度，計算機架雷射與定位雷射之距離。

[每月5] 八、定位雷射與機架雷射間隔長度準確性

2. 使用測試假體或專用假體（圖十二），調整假體位置使定位雷射通過圓形孔洞中心所在之平面。



圖十二、確認定位雷射與機架雷射及 CT 掃描平面的間隔距離差異小於容許值。

3. 檢查床往機架移動原廠設定的間隔距離。使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，設定掃描範圍（FOV）完整包括測試假體之圓形孔洞位置，執行軸狀掃描。

[每月5] 八、定位雷射與機架雷射間隔長度準確性

4. 檢視 CT 掃描影像，圓形孔洞所在位置之影像是否可以清楚的從螢幕上辨識出每個圓形孔洞的外觀，確認定位雷射與機架雷射及 CT 掃描平面的間隔距離差異。
5. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。

效能判定準則：

1. 機架雷射與定位雷射距離與原廠設定值差異為二毫米以下。
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以下。

三、雷射與影像切面之相對位置一致性

1. 以方格紙協助確認左、右及天花板**定位雷射在水平及垂直方向的吻合度**，中心軸位置偏差小於容許偏差值。
2. 取含有不大於2毫米孔洞(圖一)或不大於2毫米金屬標記之測試假體(圖二)，將此假體置於定位雷射下，調整假體至水平位置，移動檢查床固定距離使機架雷射通過標記所在之平面。
3. 使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，執行軸狀掃描。範圍以孔洞或金屬中心為準上下各3張。
4. 檢視**正中中間CT掃描影像是否可以清楚的從螢幕上辨識出標記物**。
5. 記錄分析結果，確認符合效能判定準則。

效能判定準則：

1. 三軸定位雷射中心軸位置偏差需在二毫米以下。
2. 影像上需可看到孔洞或金屬記號。

七、雷射與影像切面之相對軸向關係一致性

1. 以方格紙或可執行相同測試目的之假體協助確認在射束能清晰辨識的涵蓋範圍內，**定位雷射與機架雷射在水平及垂直軸向方向的吻合性**。
2. 取一在平面的不同位置內含兩個以上直徑2毫米圓形孔洞或標記之測試假體，孔洞外緣延伸標示孔洞中心軸位置(圖九)。將此假體置於檢查床上，調整假體位置使水平及垂直軸向定位雷射通過圓形孔洞中心。移動檢查床固定距離使機架雷射通過圓形孔洞中心之標記，將檢查床縱向位置顯示值歸零。
3. 使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，設定掃描範圍(FOV)完整包括測試假體之圓形孔洞位置，執行軸狀掃描。(前後多掃描幾張影像)
4. 檢視CT掃描影像，選取圓形孔洞可以清楚的在螢幕上辨識的影像(圖十)。紀錄該影像縱向座標位置。
5. 開啟CT-Simulator CT影像座標軸顯示功能，將座標軸顯示於螢幕。
6. 分析**影像縱向座標位置及座標軸原點座標值與圓形孔洞之差異**。確認影像中心參考座標與雷射系統座標之差異。

效能判定準則：

1. 雷射在水平及垂直軸向方向差異為二毫米以下。
2. 影像上需可清楚看到標記。

八、定位雷射與機架雷射間隔長度準確性

1. 於檢查床上平貼直尺，長度大於原廠設定的定位雷射與機架雷射的間隔距離(例如60公分)。目視檢查**機架雷射與定位雷射距離是否為設定值(圖十一)**。
2. 使用測試假體或專用假體(圖十二)，調整假體位置使定位雷射通過圓形孔洞中心所在之平面。
3. 檢查床往機架移動原廠設定的間隔距離。使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，設定掃描範圍(FOV)完整包括測試假體之圓形孔洞位置，執行軸狀掃描。
4. 檢視CT掃描影像，圓形孔洞所在位置之影像是否可以清楚的從螢幕上**辨識出每個圓形孔洞的外觀，確認定位雷射與機架雷射及CT掃描平面的間隔距離差異**。
5. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。

效能判定準則：

1. 機架雷射與定位雷射距離與原廠設定值差異為二毫米以下。
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以下。

[每月6] 九、定位雷射移動的準確性

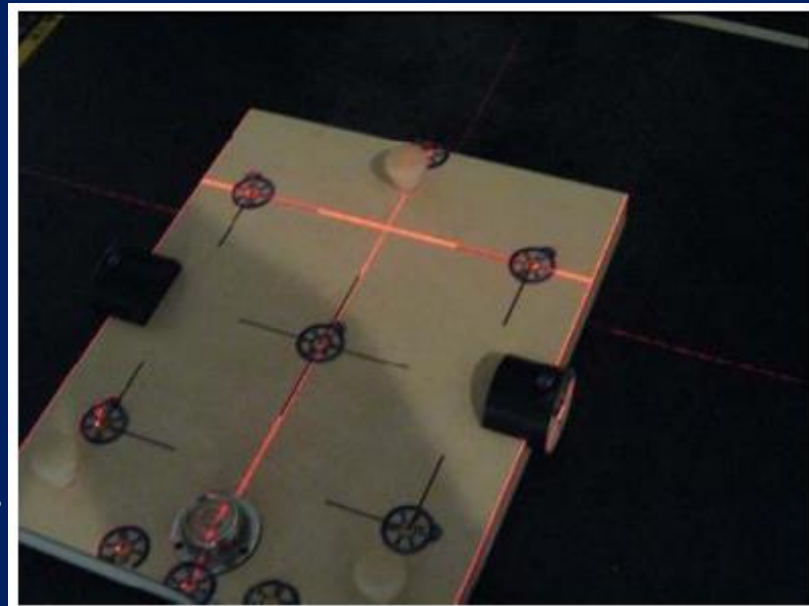
(一) 目的：確保定位雷射移動位置的準確性。

(二) 測試所需設備：尺、方格紙或可執行同功能測試之假體。

測試步驟：

1. 將方格紙或可執行同功能測試之假體置於檢查床上（圖十三），調整假體位置使水平及垂直軸向定位雷射通過假體參考點中心。設定天花板雷射向左及向右各移動若干固定距離（例如 ± 5 ， ± 10 及 ± 15 公分。建議總移動距離不小於 20 公分），檢查並記錄移動位置準確性。

移動誤差需二毫米以下。



圖十三、天花板雷射向左及向右偏移邊至標記。

[每月6] 九、定位雷射移動的準確性

2. 將尺直立於檢查床上（圖十四），設定兩側雷射向上及向下各移動若干固定距離（例如 ± 5 及 ± 10 公分。建議總移動距離不小於10公分），檢查並記錄移動位置準確性。
3. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。

移動誤差需二毫米以下。



圖十四、尺直立於檢查床上，設定兩側雷射向上及向下各移動固定距離。

[每月7] 十、檢查床與影像切面軸向吻合性

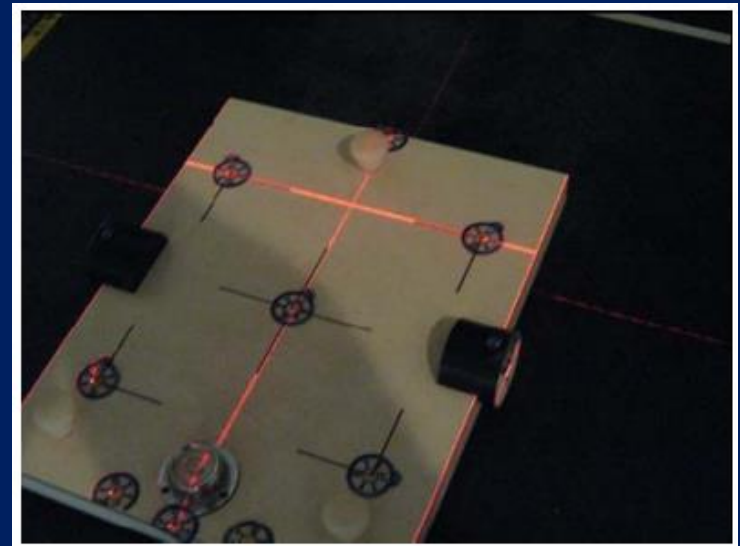
(Orientation of the CT-scanner tabletop with respect to the imaging plane)

- (一) 目的：確認檢查床與 CT 掃描平面的的軸向是否對齊吻合，需注意檢查床在可作業運用的範圍內是否平整。
- (二) 測試所需設備：含直徑 2 毫米圓形孔洞之測試假體或可執行同功能測試之假體。

測試步驟：

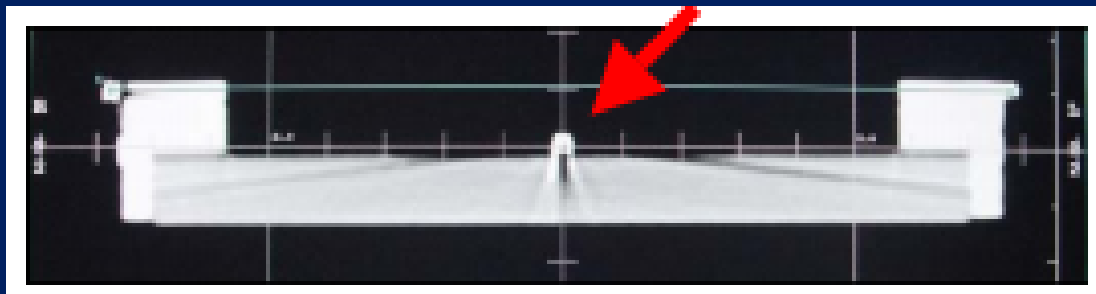
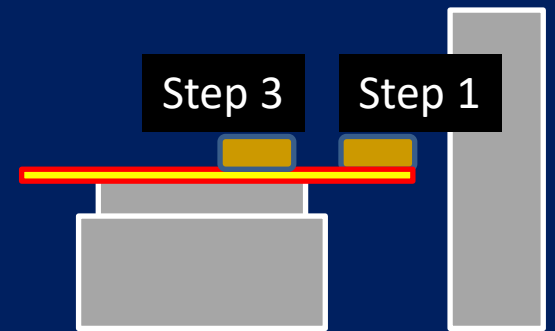
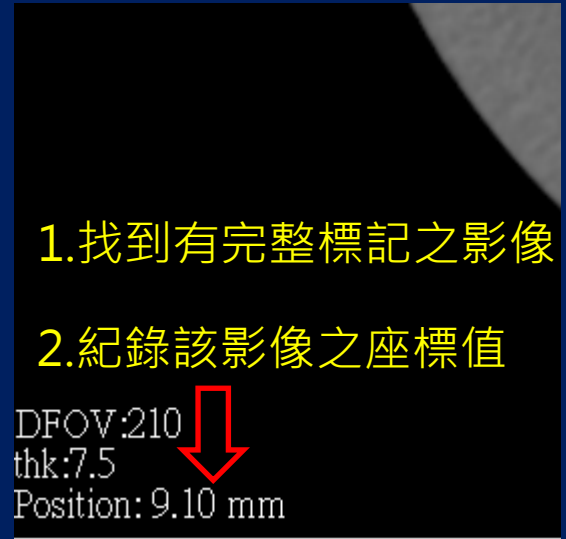
1. 在檢查床最前端位置，放置一內含直徑 2 毫米圓形孔洞或標誌之測試假體，調整測試假體位置，使圓形孔洞或標誌中心位於檢查床寬度正中央的位置。打開天花板(定位)雷射，紀錄雷射與標記的位置差異。

誤差需在二毫米以下。



[每月7] 十、檢查床與影像切面軸向吻合性

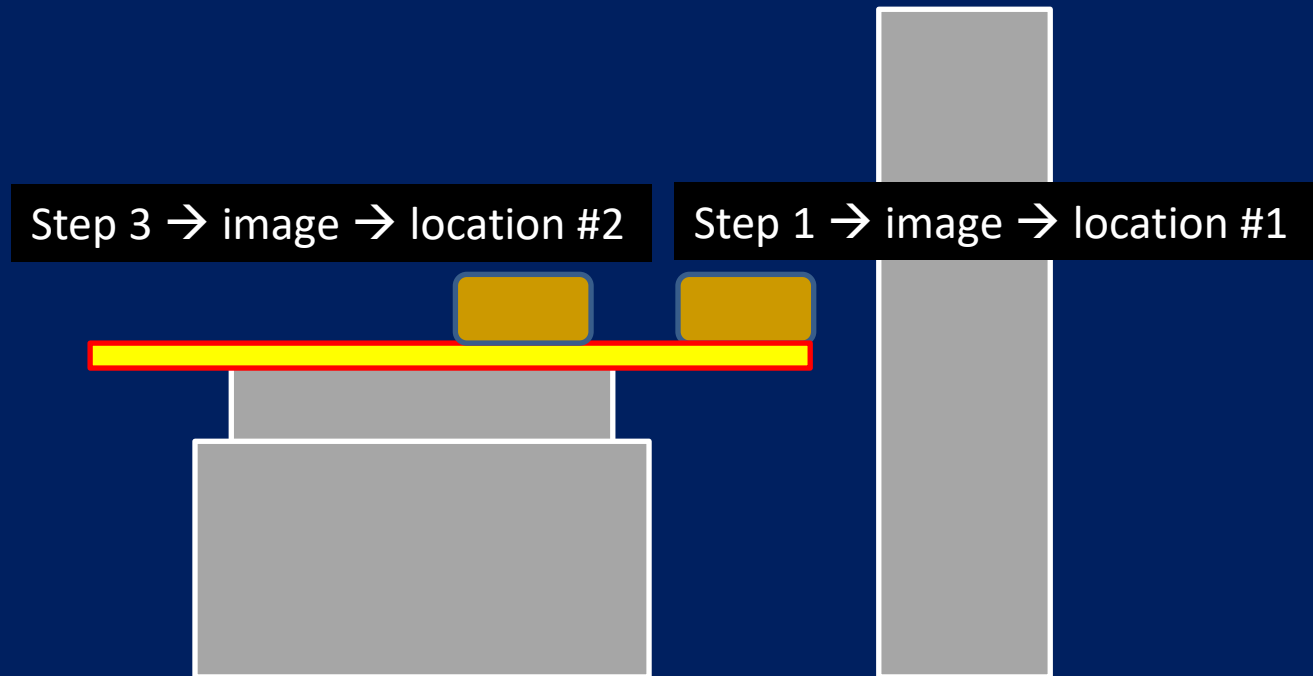
2. 將檢查床移至影像切面之位置，並將縱向座標歸零。使用最小射束寬度，以適當管電壓及管電流乘積進行曝露，設定掃描範圍（FOV）完整包括測試假體之圓形孔洞位置，執行軸狀掃描，並讀取影像中標記之座標值。
3. 相對步驟 1 之標記位置，在相距 60公分處，再放置另一直徑 2 毫米之金屬記號，置於檢查床寬度正中央的位置，紀錄天花板雷射與標記的位置差異。
4. 參考步驟 2 執行軸狀掃描，並讀取影像中標記之座標值。



[每月7] 十、檢查床與影像切面軸向吻合性

5. 記錄兩金屬座標並計算其差值，紀錄分析前後兩標記與天花板雷射及影像中座標值之差異，其結果需符合效能判定準則。

效能判定準則：
誤差需在二毫米以下。



[每月8] 十一、水假體影像均勻度及雜訊評估

(Evaluation of water phantom image uniformity, and noise)

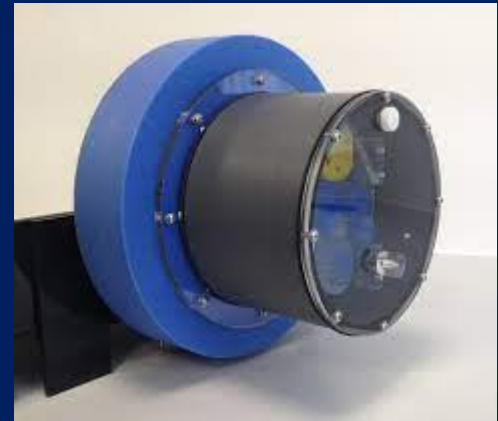
(一) 目的：

1. 確保均質水假體中，不同位置之 CT 值均勻度。
2. 評估常規成人腹部描參數下，影像雜訊之變化。

(二) 測試所需設備：電腦斷層設備廠商所提供或其他市售直徑約 20 公分至 30 公分之均質水(或等效水)假體。

測試步驟：

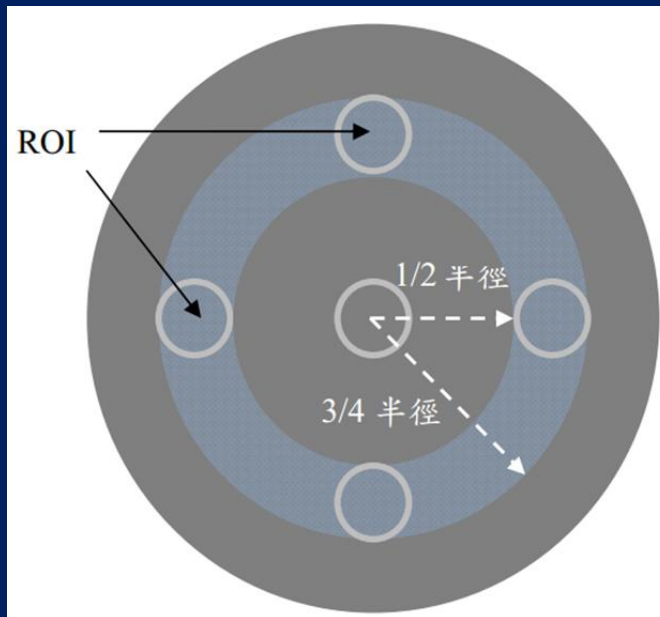
1. 將假體固定於檢查床上，移動治療床使假體位於機架中心，並將水層厚度一半對準切片位置。
2. 以**常規成人腹部**掃描條件進行測試：
3. 設定適當的照野範圍(FOV)以便將整個測試假體完整包含在內，其大小建議為假體直徑加1公分。



[每月8] 十一、水假體影像均勻度及雜訊評估

4. 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平方毫米之 ROI 於假體中央、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。



效能判定準則：
影像不均勻度差異為 5HU 以下。

均勻度評估： $|\Delta\text{Pixel value}| < 5$



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	X	-0.02	-0.93	-1.13	-2.19
結果判定		合格	合格	合格	合格

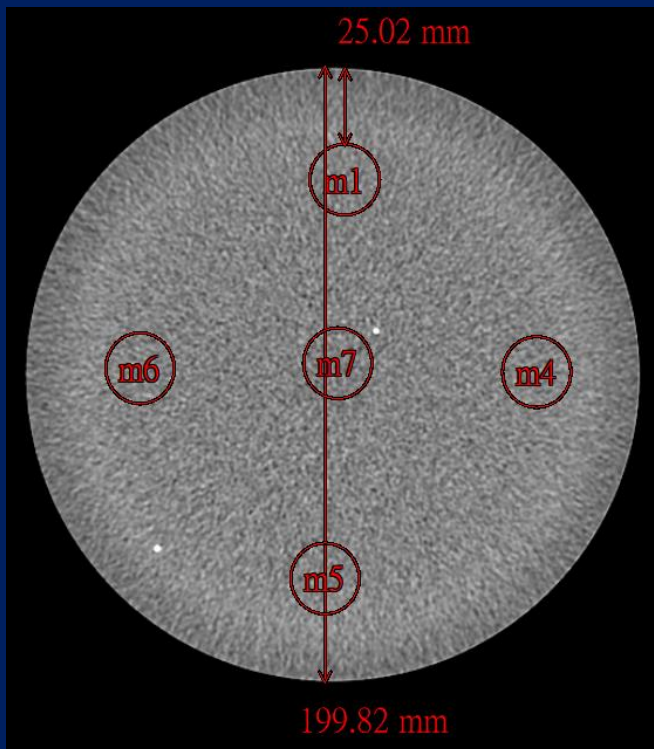
邊緣的四個ROI之平均CT值與中間ROI之平均CT值間的差異皆小於5HU

[每月8] 十一、水假體影像均勻度及雜訊評估

5. 影像雜訊：

放置面積約 400 平方毫米之 ROI 於所得假體影像正中央，測量其 CT 值之標準差以作為雜訊之評估。

6. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。



效能判定準則：

雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下。

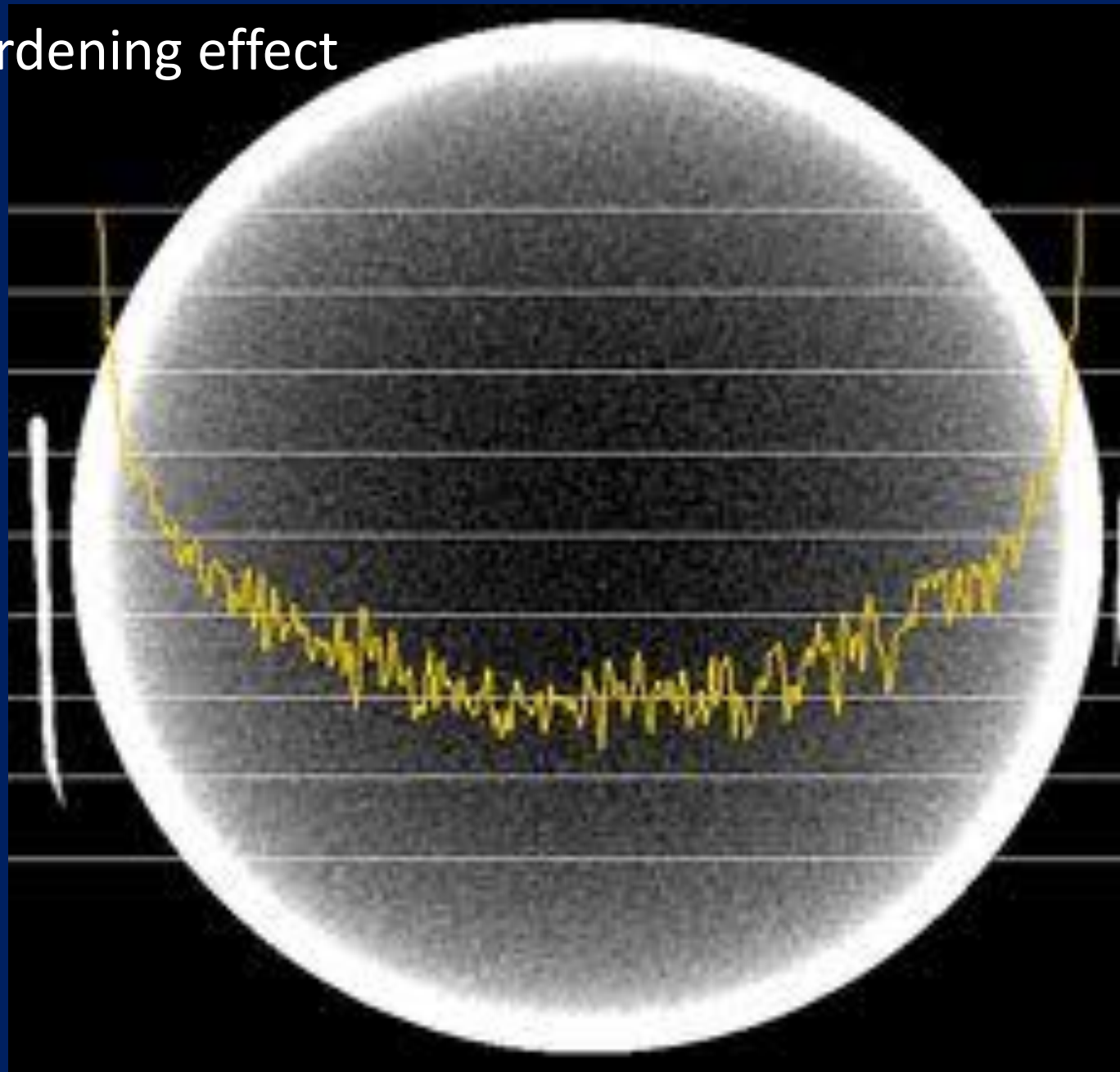
[每月8] 十一、水假體影像均勻度及雜訊評估

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				
掃描設定			測得數據					
掃描參數	管電壓峰值 (kVp)	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	339	4.61	4.61	0.00%	
改為軸狀掃描				385	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)			80	STD	3.27	7.95	7.95	0.00%
			100		3.84	5.5	5.5	0.00%
			140		3.43	3.89	3.89	0.00%
結果判定				合格	合格			

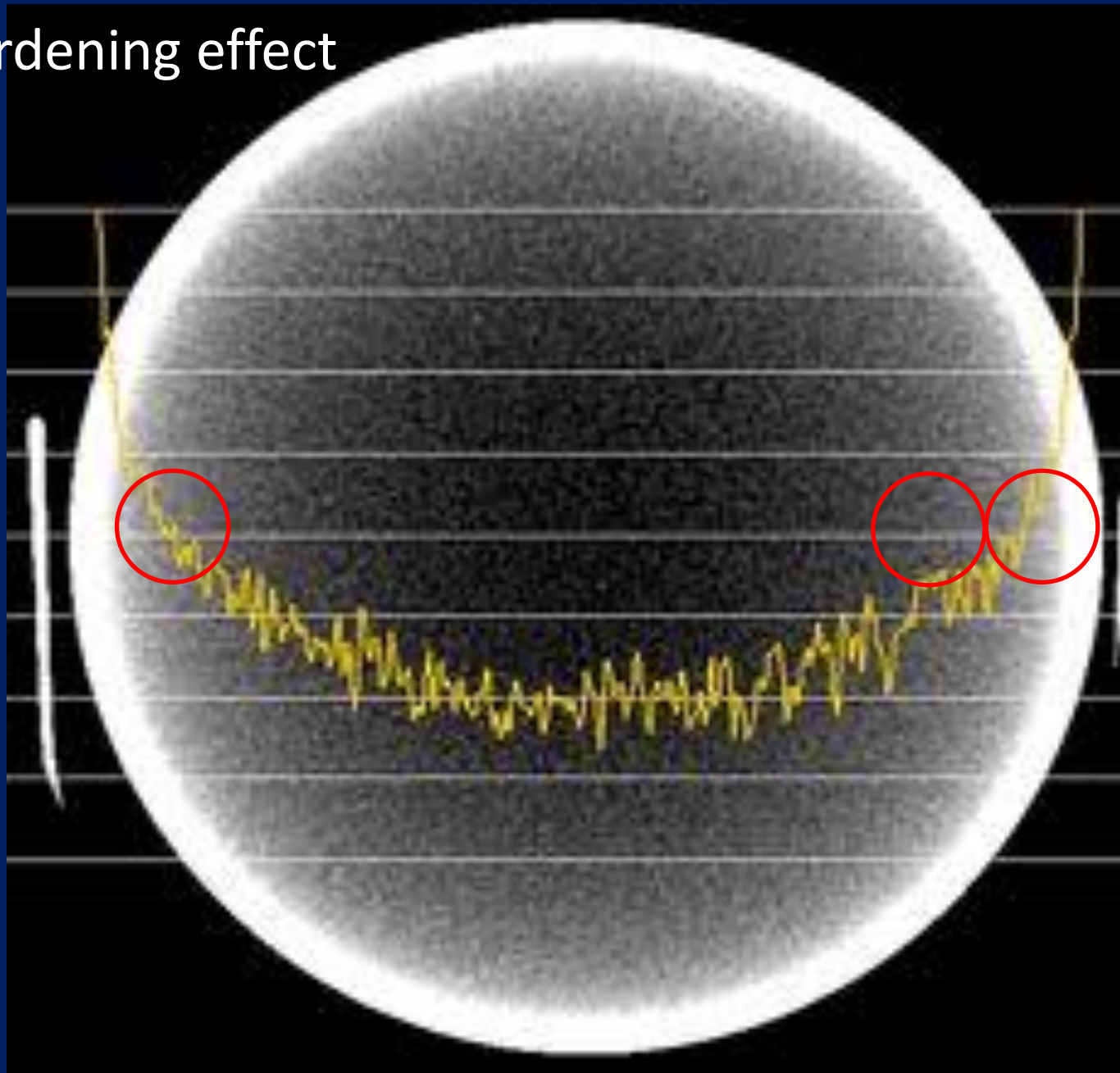
水的CT 值應介於 0 ± 7 HU
 雜訊值與基準值之差異，應不大於20%

$$| \text{Standard Deviation}_{\text{Today}} - \text{Standard Deviation}_{\text{Baseline}} | < 20\% \times \text{Standard Deviation}_{\text{Baseline}}$$

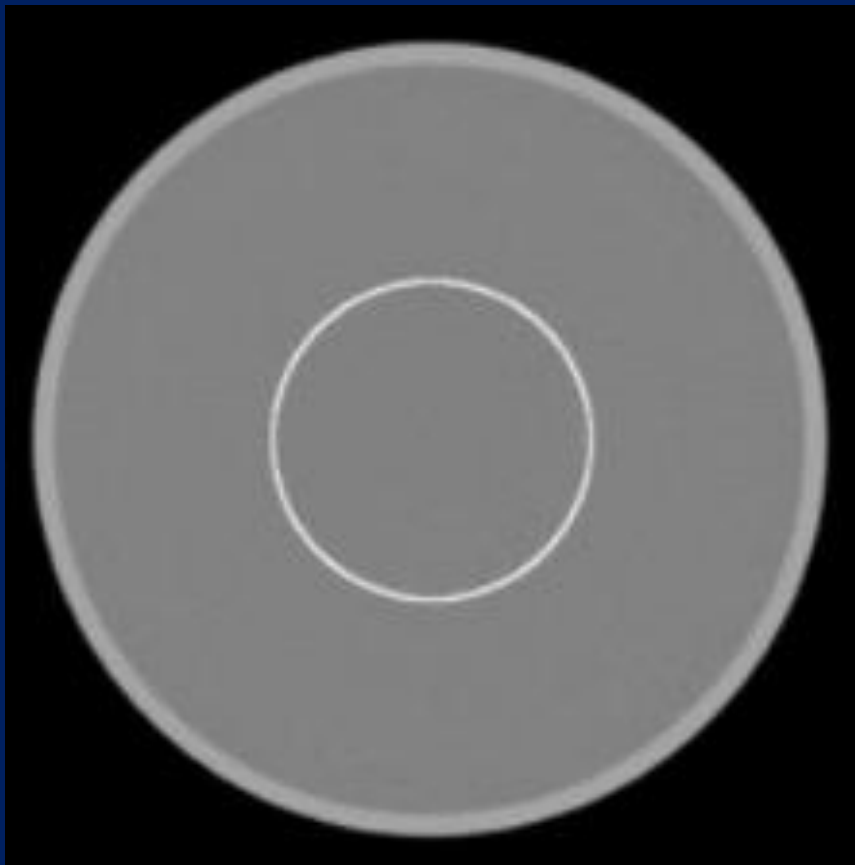
Beam hardening effect



Beam hardening effect



Large ROI vs Small ROI



程序中的常見問題

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

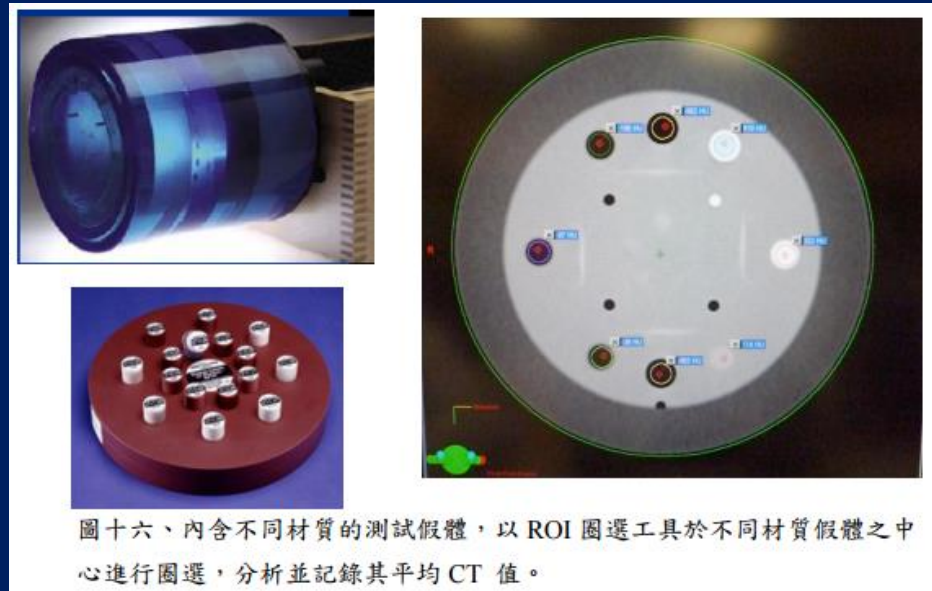
[每月9] 十二、CT 值準確性

(CT number accuracy)

- (一) 目的：測定除了水之外，其他至少 4 種不同材質的掃描 CT 值準確度。
- (二) 測試所需設備：含有各種已知密度物體製成之測試假體或儀器廠商提供之類似設備。這些假體必須包含至少五種測試物，且至少應有能代表空氣、水、與 CT 值 800 以上的測試物。

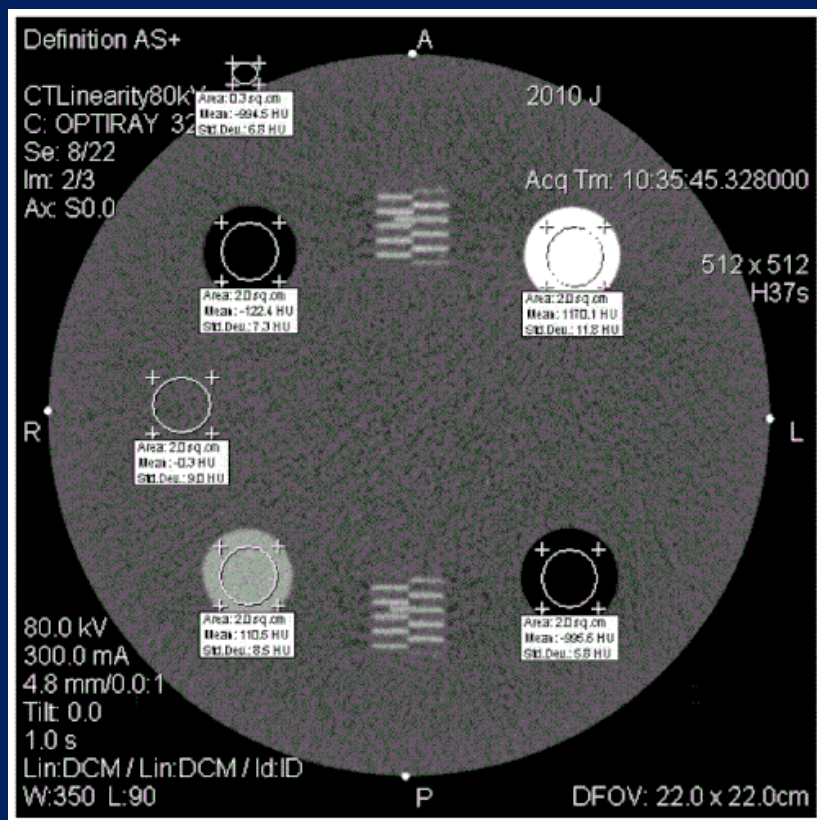
測試步驟：

1. 選擇 4 至 5 種不同材質 (如：鐵、氟龍、Polyethylene、Lexan 等) 或商品化之測試假體，採適當間隔放置於檢查台上 (圖十六)，以**常規成人腹部**掃描條件進行軸狀掃描。



圖十六、內含不同材質的測試假體，以 ROI 圈選工具於不同材質假體之中心進行圈選，分析並記錄其平均 CT 值。

2. 使用每一 ROI 需包含至少 25 個以上之像素 (Pixel) 或直徑至少需 1 公分以上或包含測試物質 80% 的截面積之圓形區域在各特定物質內**測量平均 CT 值**。
3. 分析並記錄其平均 CT 值。此數值與接收測試或更換管球時相同材質建立的基準值作比較。
4. 紀錄分析之結果，確認符合效能判定準則。



效能判定準則：

1. 水的 CT 值介於 -7 至 +7 之間。
2. 除了水以外，其他物質之 CT 值與其基準值差異為 30HU 以下。
3. 若使用 ACR 假體進行測試時，則各測試物的 CT 值應符合表一所列之範圍。

[每月9] 十二、CT 值準確性

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

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

請多指教