Quality Control

陳建全

台灣醫學物理公司

www.tmpinc.com.tw

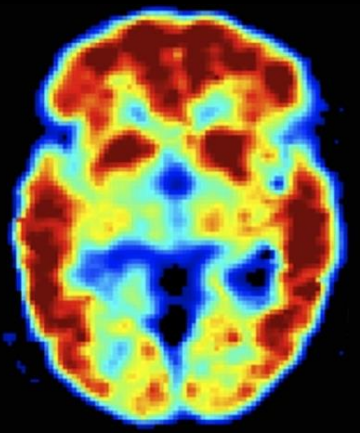
陳建全

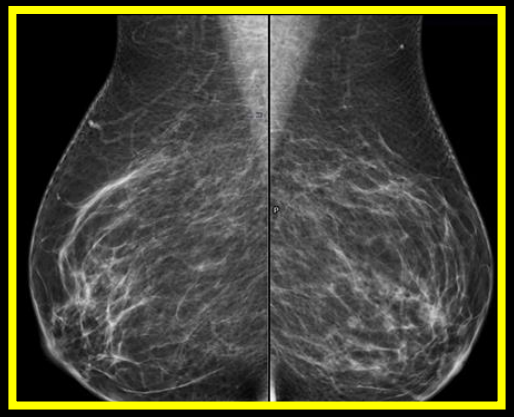
- 學歷
  - 陽明大學醫放系 學士
  - 成功大學醫工所 碩士
- 專業證書
  - 輻射防護師證書
  - 教育部部定講師
  - 醫學物理師證書(放射診斷)
  - 醫事放射師證書
- 研究成果
  - SCI 第一作者1篇
  - SCI 共同作者11篇
  - 研究計畫主持人1件
  - 研究計畫共同主持人6件
- 經歷
  - 台灣醫學物理公司
    - 總經理
  - 長庚大學
    - 兼任講師
  - 林口長庚紀念醫院
    - 磁振造影中心醫學物理師
    - 影像診療部醫學物理師
  - 中華民國醫學物理學會
    - 常務監事
  - 桃園縣醫事放射師公會
    - 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

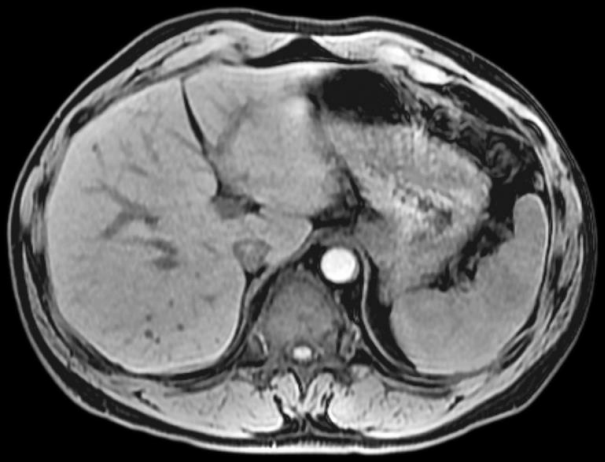
醫學影像

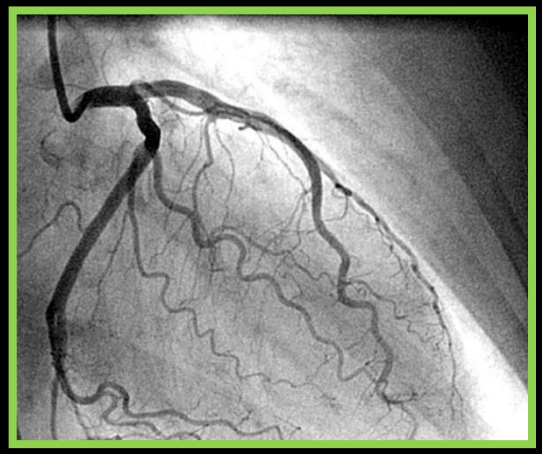




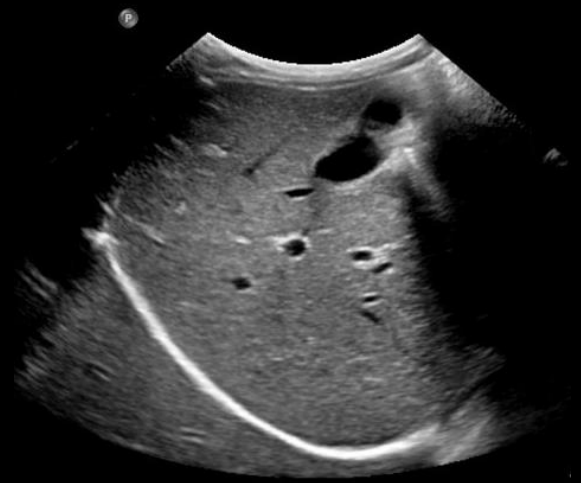












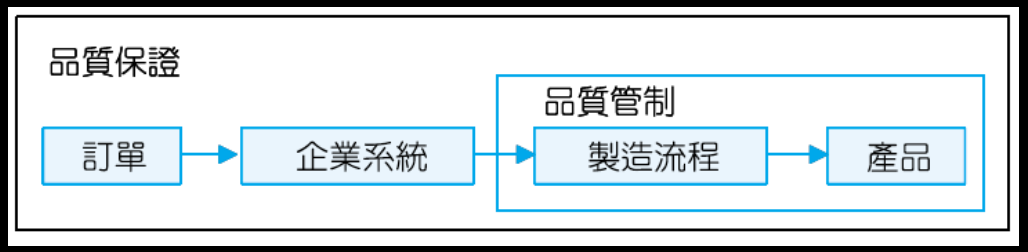


重要基本概念

品質保證與品質控制

Quality Assurance and Quality Control

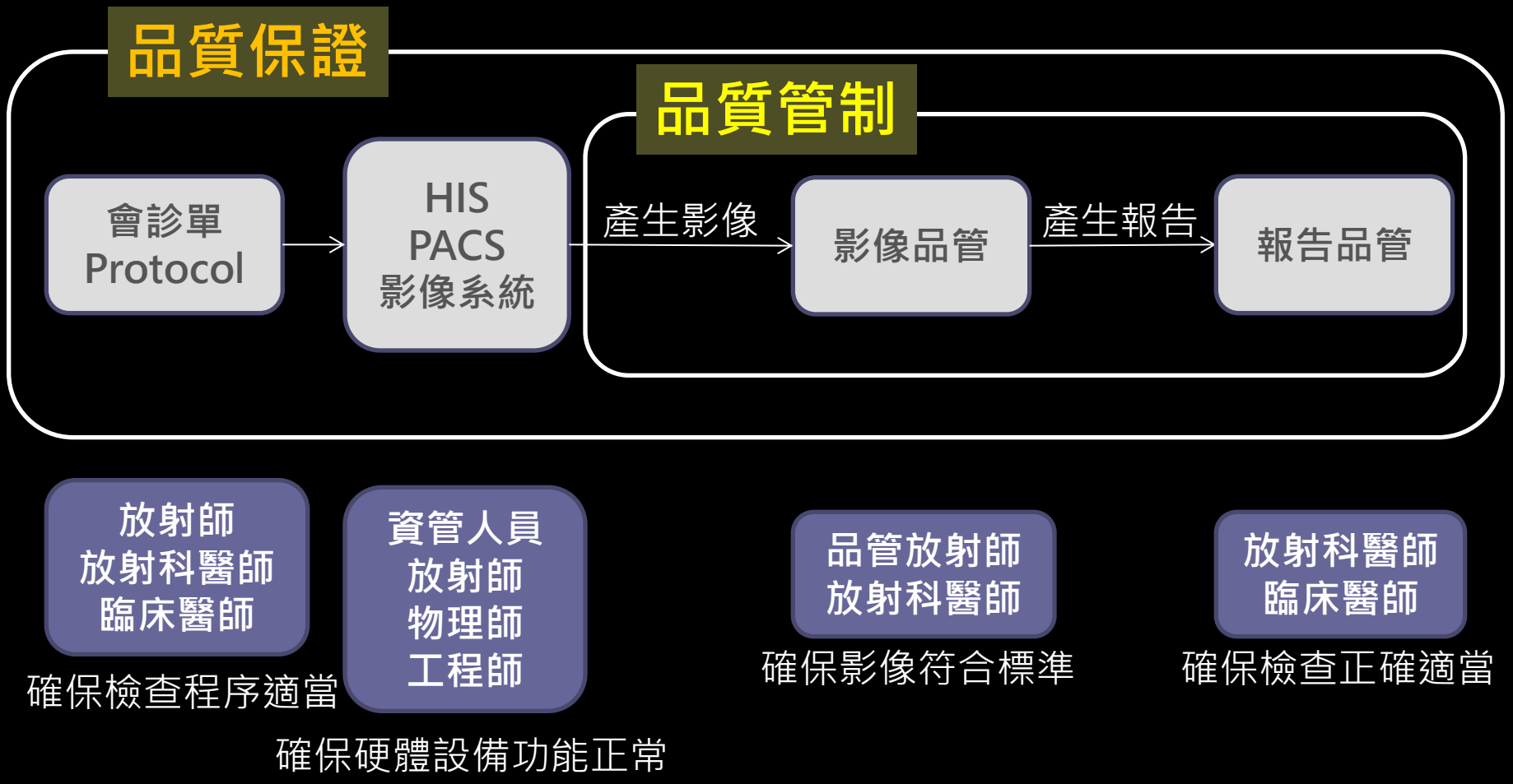
- **品質保證**
  - 是指所有計畫性或系統性的行動，用來對產品或服務能夠滿足品質需求，提供足夠之信心。



  - 工作範疇包括：設計、開發、生產、分送、安裝、服務與文件系統。

- **品質管制**
  - 可定義為一組程序或步驟，應用在產品的生產過程中（或服務提供過程），用來衡量產品/服務之品質特性，並與規格或標準比較，若發現有任何差異則採取適當之行動使其合乎標準及規格。

醫療曝露品質保證的完整計畫



醫療曝露之品質保證與品質控制

品質保證

一、系統組件及動作

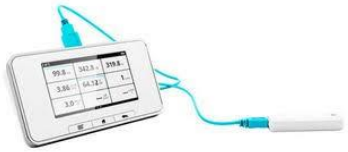
二、X光管球與高壓系統
1.管電壓準確性與再現性
2.曝露時間準確性與再現性
3.曝露再現性及線性度
4.射束品質
80 kV之HVL：4.7 mmAl

三、檯式影像接收器
1.空間解析度
2.對比解析度
3.典型的入射曝露(率)
4.低對比偵測度
5.準直儀
輻射照野與光照野一致性
輻射照野與影像接收裝置一致性
6.假影
7.曝露調控功能

四、立式影像接收器
1.空間解析度
2.對比解析度
3.典型的入射曝露(率)
4.準直儀

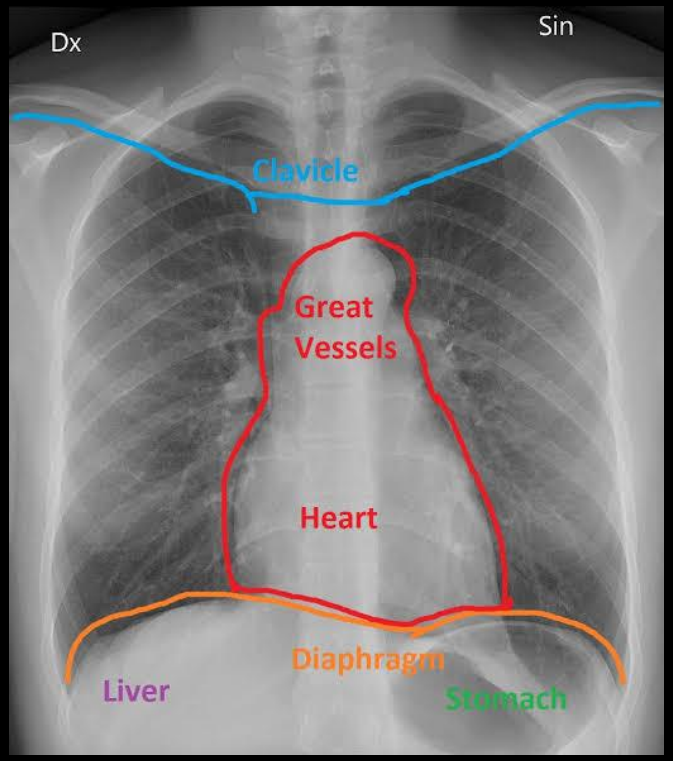


五、移動式影像接收器
空間解析度
對比解析度



六、影像顯示器
1.影像品質分析
2.亮度反應測試

品質管制



品質標準：

一、涵蓋範圍
二、擺位與姿勢
三、吸氣程度
四、曝光適當度

醫療曝露之品質保證與品質控制

- **品質保證**
  - 人員教育、訓練
    - 醫師、放射師、護理師...
  - 儀器設備
    - 保養、維修
      - 廠商自訂測試
    - **品保測試**
      - **接收測試**
      - **年度測試**
      - **非年度測試**
  - 標準化流程
    - 外部客戶
      - 患者、家屬
    - 內部客戶

- **品質管制**
  - 外部客戶
    - 溝通、衛教
    - 排程、檢查效率
    - 病患安全、舒適度
    - 輻射劑量合理抑低
    - 報告效率、正確性
  - 內部客戶
    - 排程、檢查效率
    - 檢查正確性
    - 影像品質
    - 輻射劑量合理抑低
    - 報告效率、正確性

執行品保測試的效益

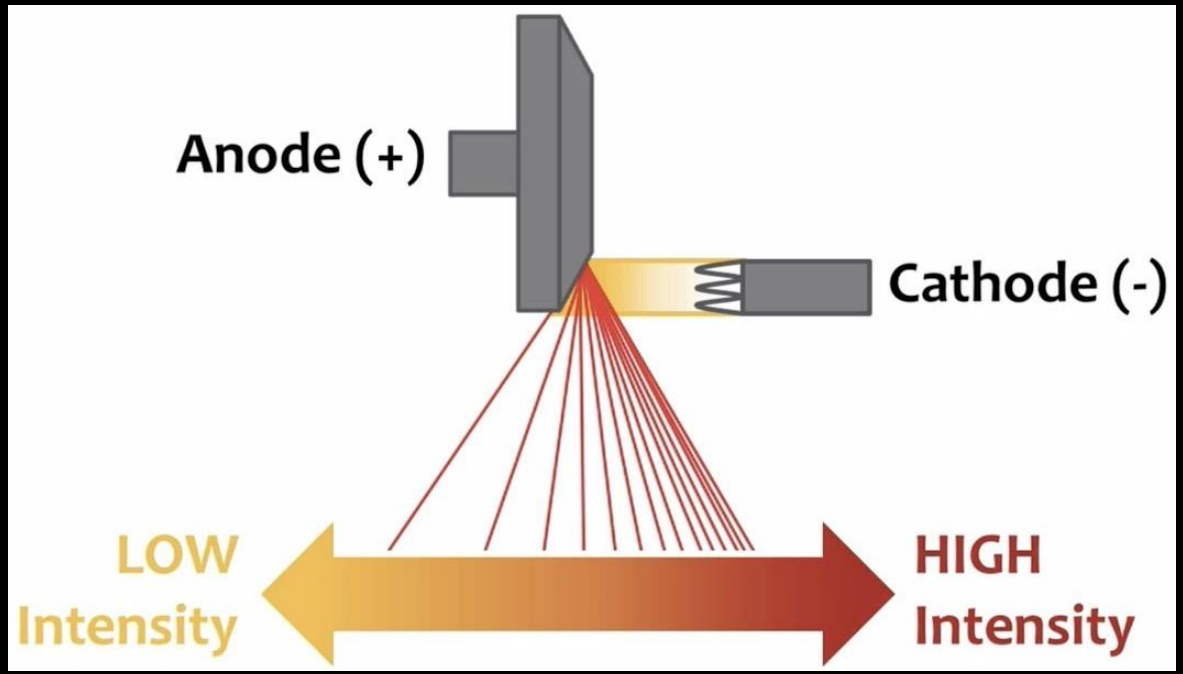
- 內部客戶
  - 提供正確的影像
    - 無假影的影像
    - 無扭曲變形的影像
  - 保證儀器功能正常
    - 以量化數據佐證
      - 影像品質
      - 輻射劑量
  - 確保檢查正確執行
    - 檢查位置正確

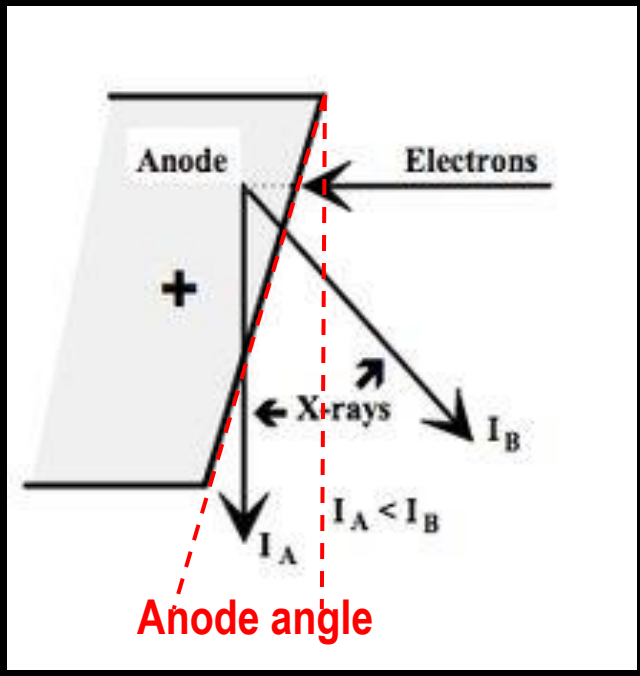
防患於未然

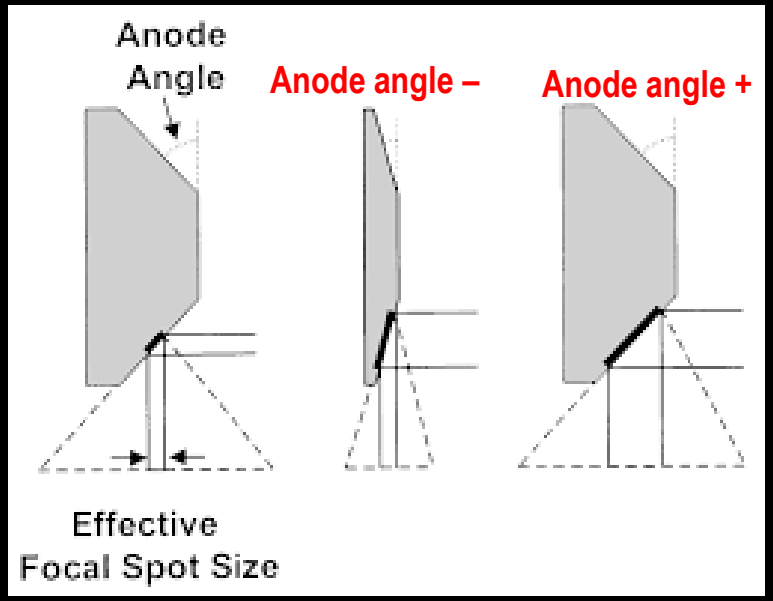
- 外部客戶
  - 縮短檢查時間
    - 減少病患不適程度
  - 減少重複曝露
    - 減少病患輻射劑量
    - 降低重照機率
    - 降低再次檢查機率
  - 增進醫病關係
    - 提升醫院、部門形象
    - 提升專業形象
    - 減少醫病糾紛

獲利於品保

陽極跟效應 – Anode heel effect



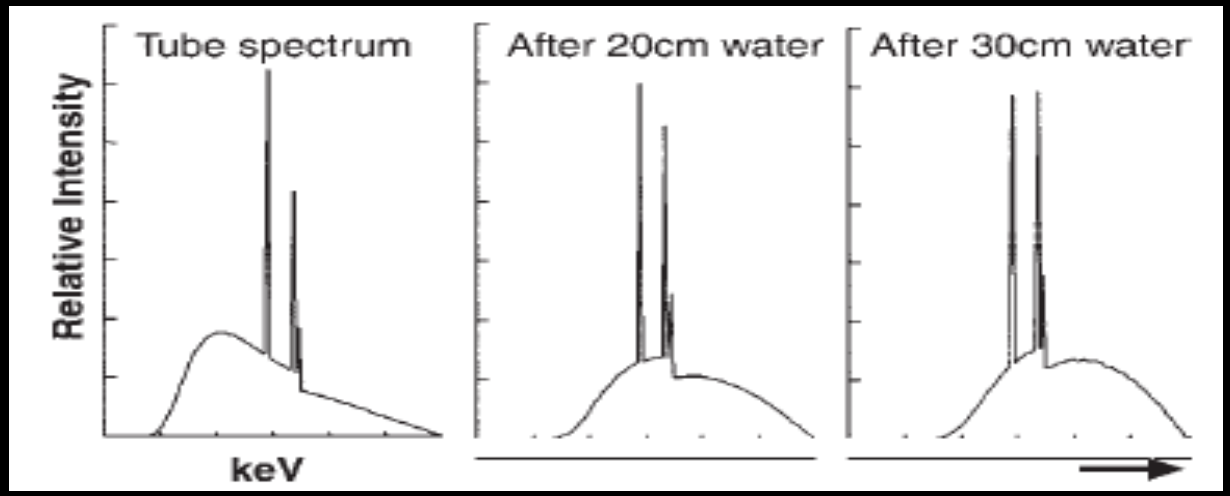




	Anode angle +	Anode angle -
Small focal spot	Higher resolution Less heel effect Less heat loss	Highest resolution Least heel effect Least heat loss
Large focal spot	Lowest resolution Most heel effect Most heat loss	Lower resolution More heel effect More heat loss

射束硬化效應 – Beam hardening effect

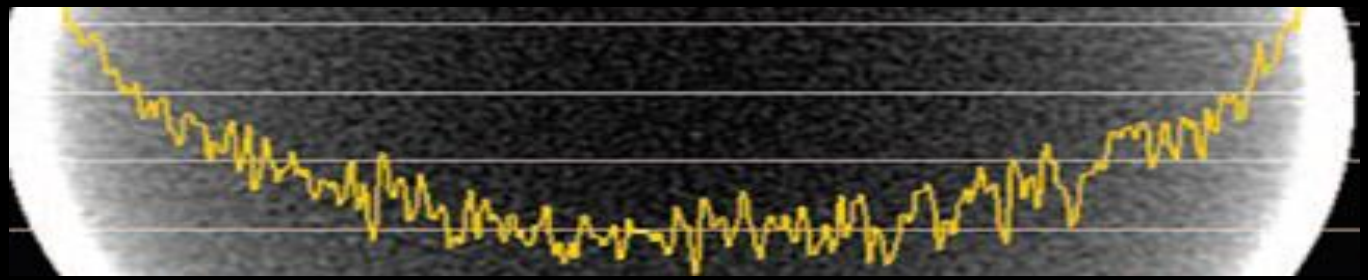




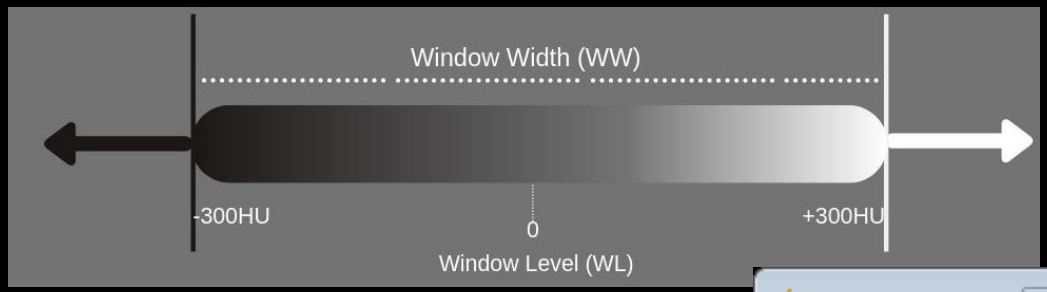
$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

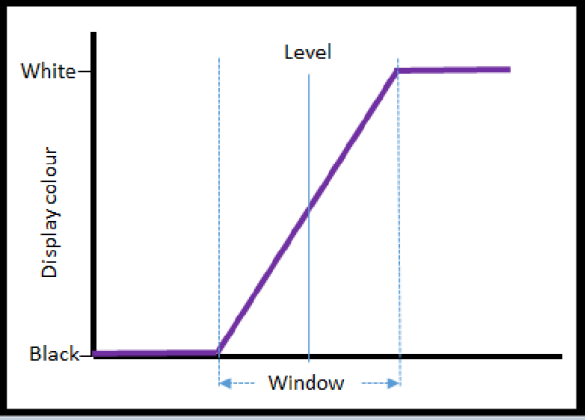
$$ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -\mu x$$

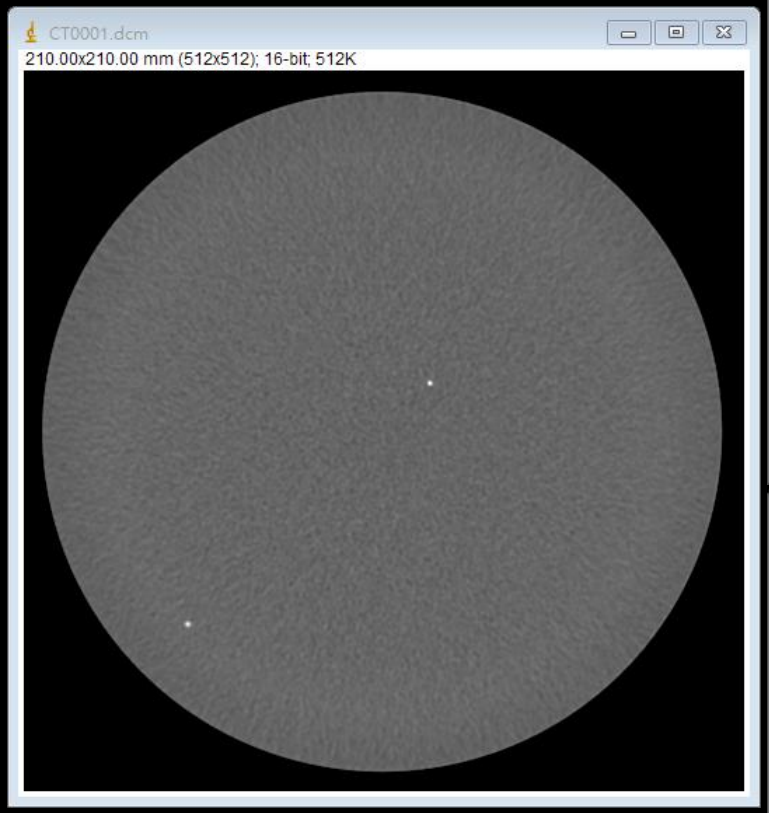
$$CT\ number\ (pixel\ value) = \frac{\mu_{tissue} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000$$

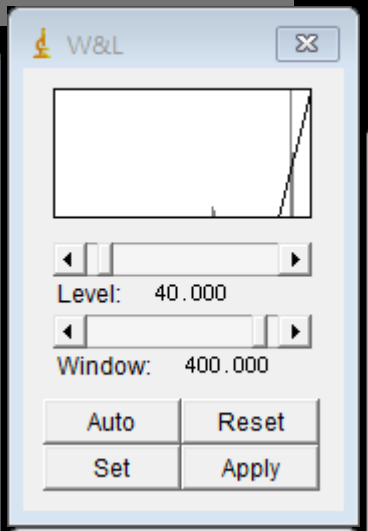


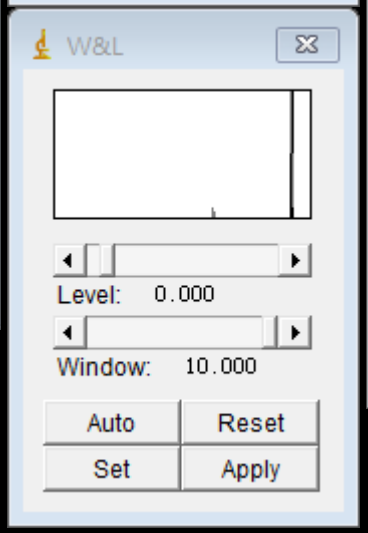
窗寬/窗高 – window **W**idth / window **L**evel (center)

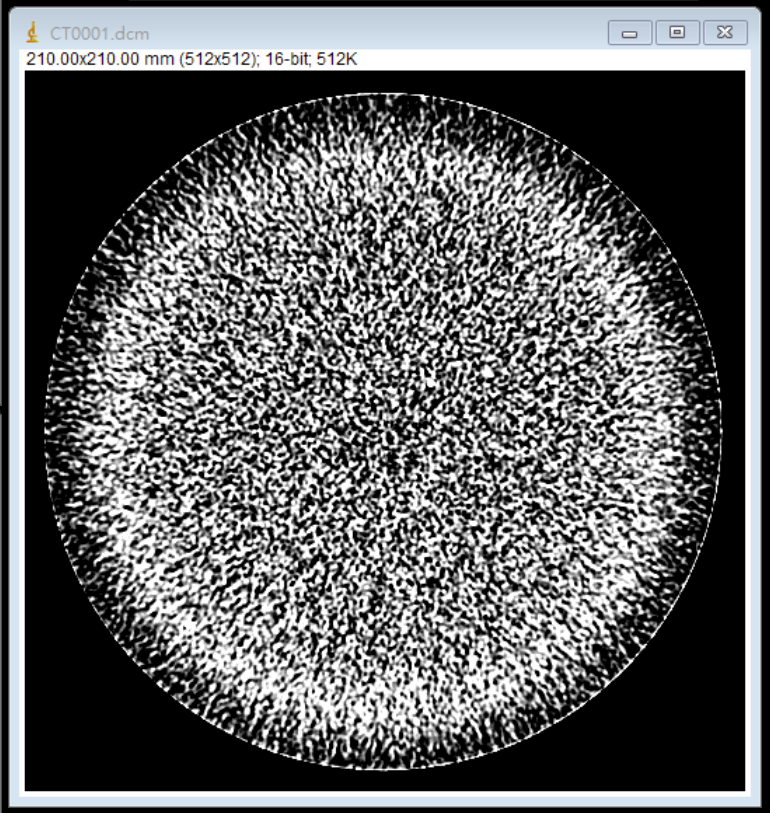






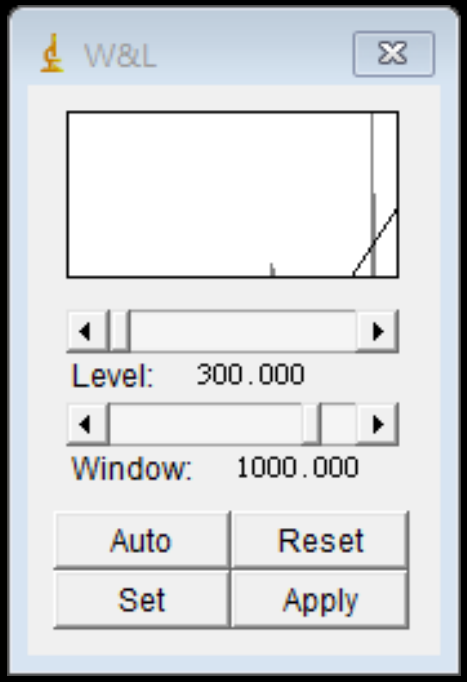






窗寬/窗高 – window **W**idth / window **L**evel (center)





Max/min pixel values：-200 / 800

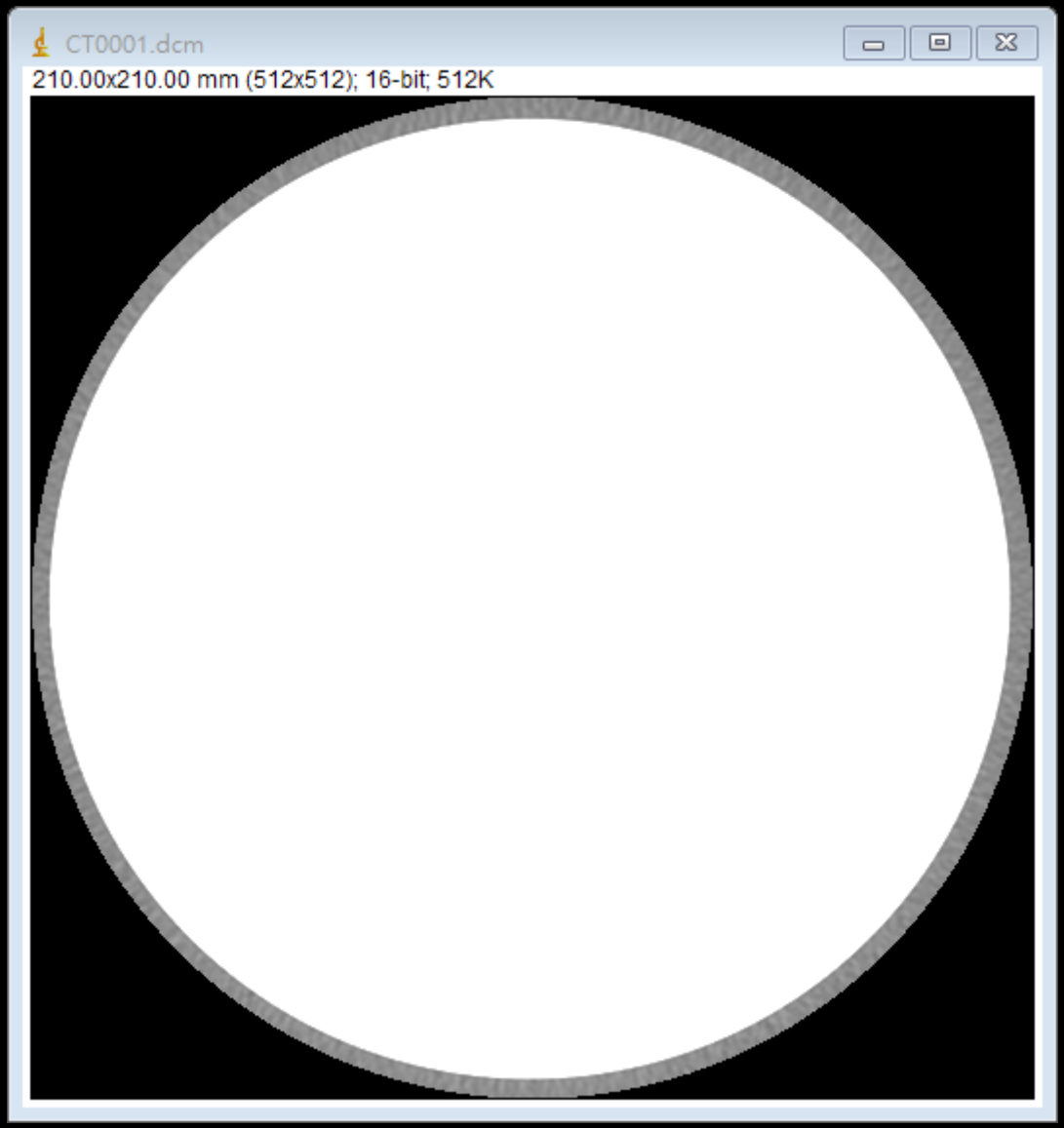
Pixel values over 800 displayed at most brightness color

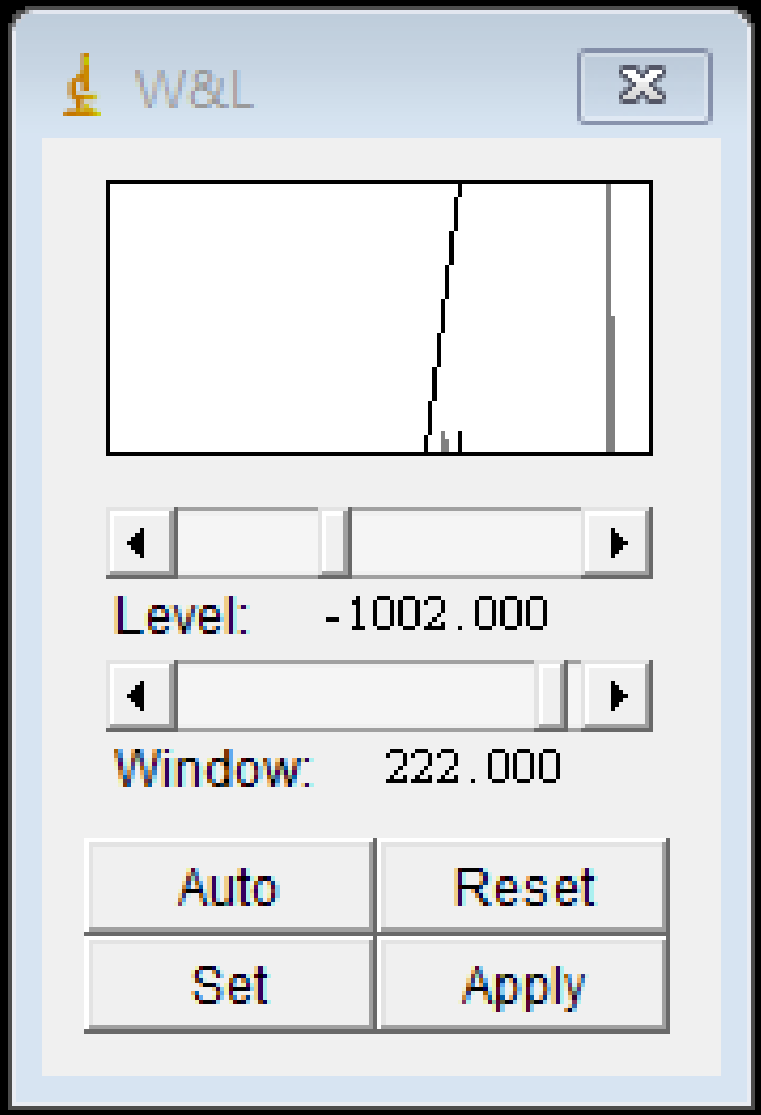
Pixel values under -200 displayed at most dark color

1000 / 256 ~ 4 *(3.90625)

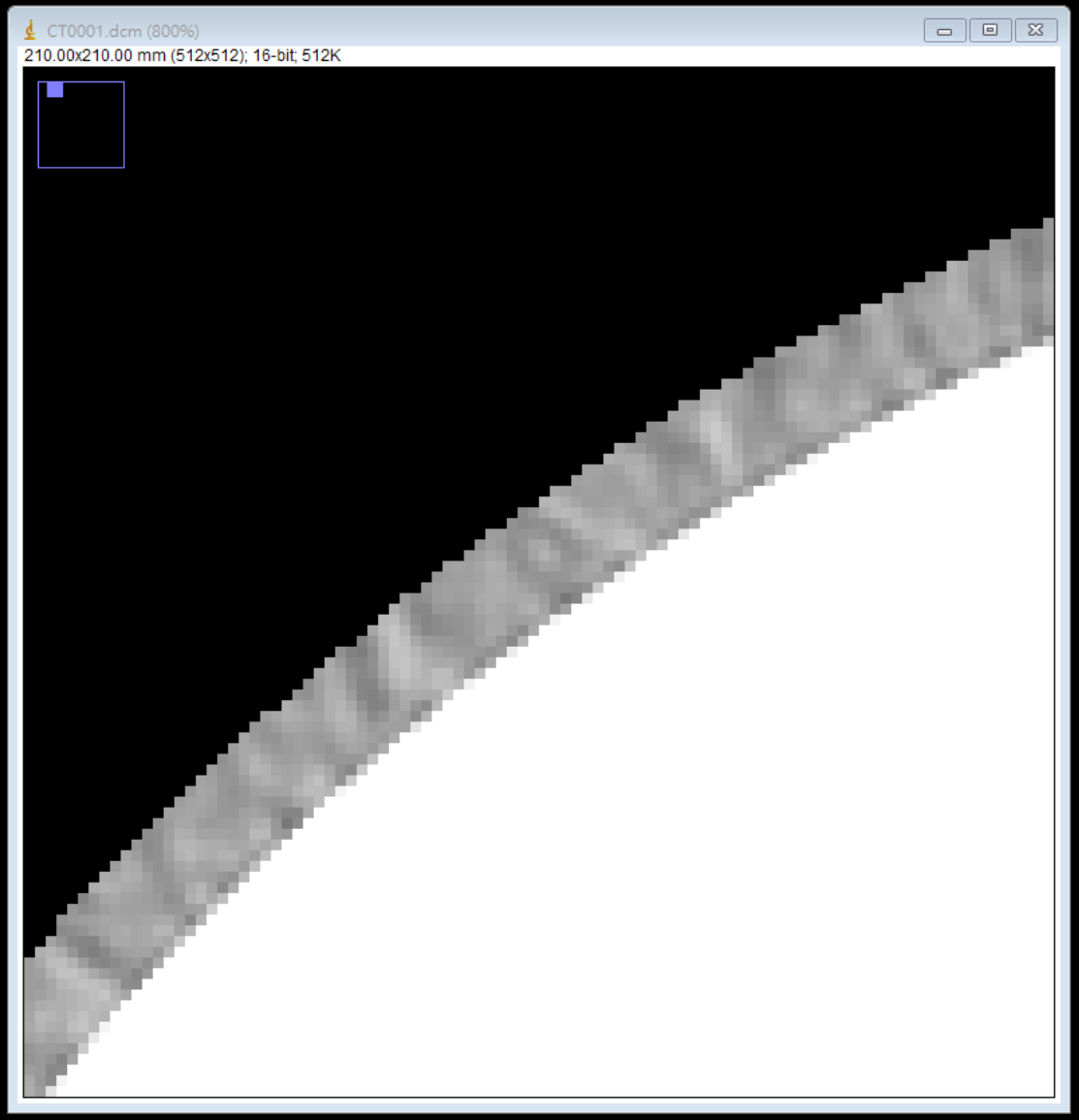
→ Every 4 pixel values displayed at the same brightness in a 256 bins monitor

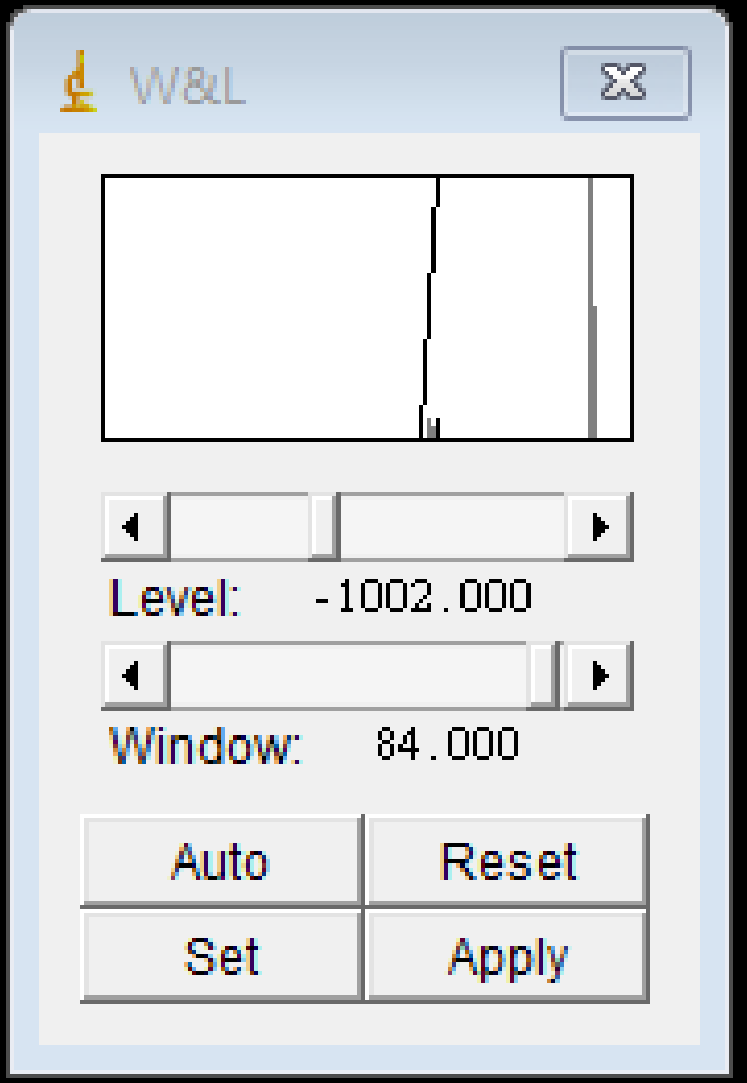
窗寬/窗高 – window **W**idth / window **L**evel (center)





窗寬/窗高 – window **W**idth / window **L**evel (center)





影像重建/後處理方法

- 雜訊抑制型
  - Smooth, medium, average, …
  - 適合用於觀察內臟類之軟組織的變異
  - 影像整體感覺變得較溫和，邊緣較模糊
- 對比強化型
  - Edge, detail, bone, sharp, …
  - 適合用於偵測細微變化，如微小骨裂
  - 影像整體感覺變得較毛躁，顆粒感重

1	1	1
1	1	1
1	1	1

$\times \frac{1}{9}$

Smooth kernel

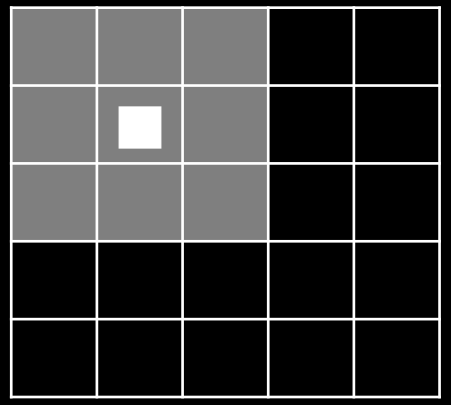
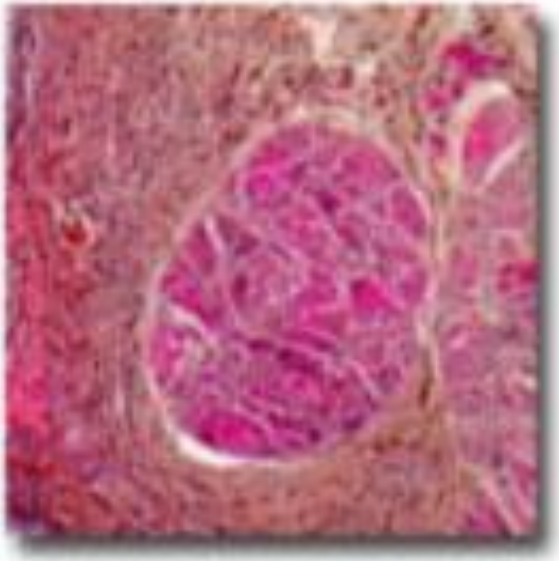


Image matrix

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

Sharp kernel

Smoothing and Sharpening Convolution Kernels

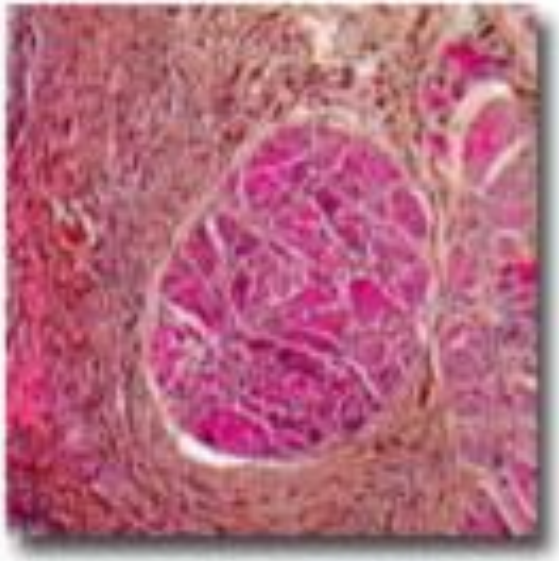


(a)

1	1	1
1	1	1
1	1	1

x 1/9

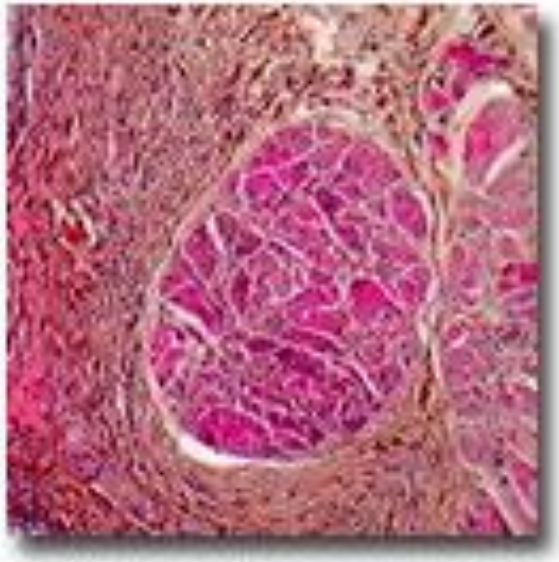
Smoothing Kernel



(b)

Original Image

Figure 7



(c)

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

Sharpening Kernel


Smooth filtering
Sharp filtering

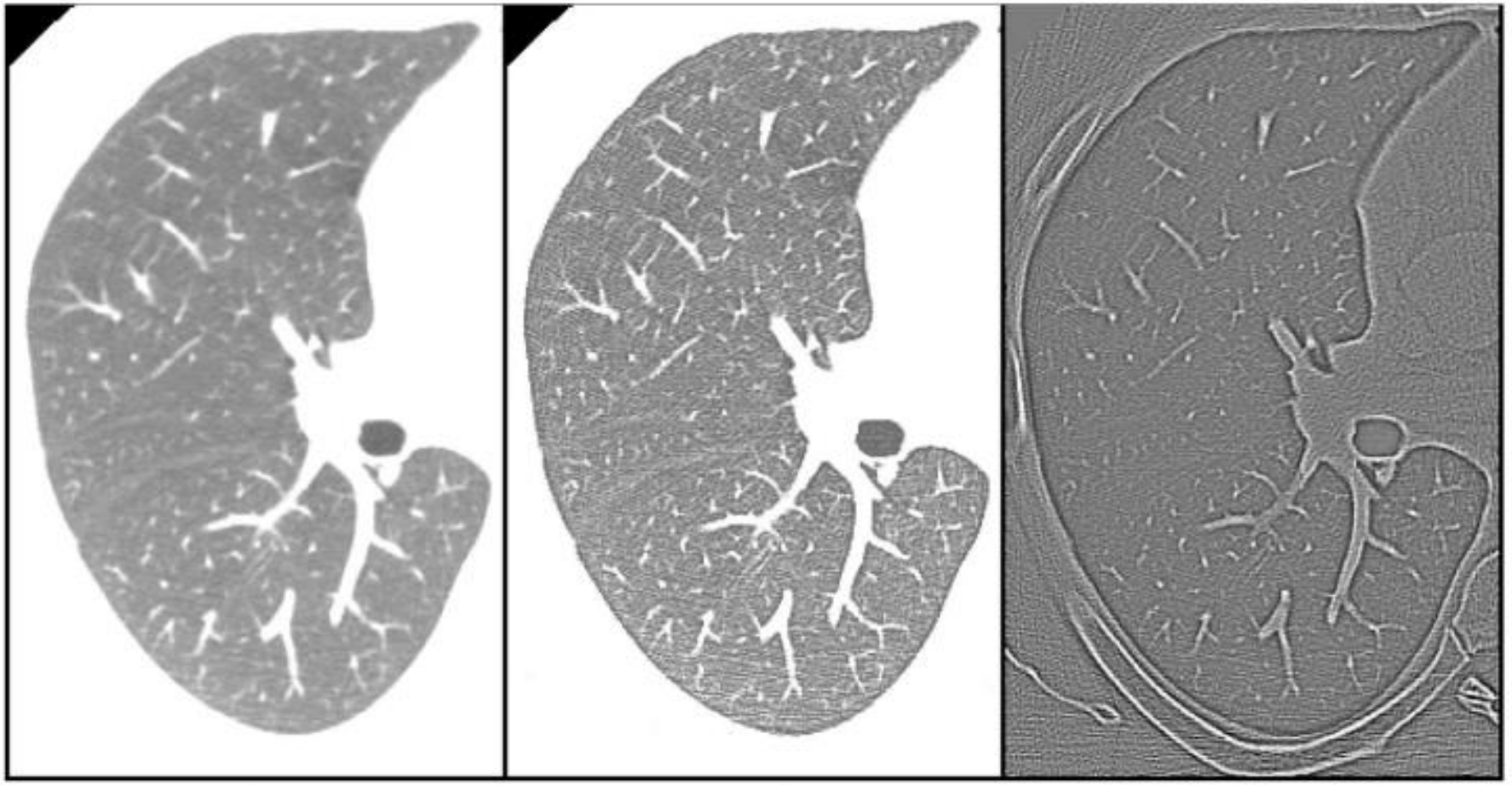
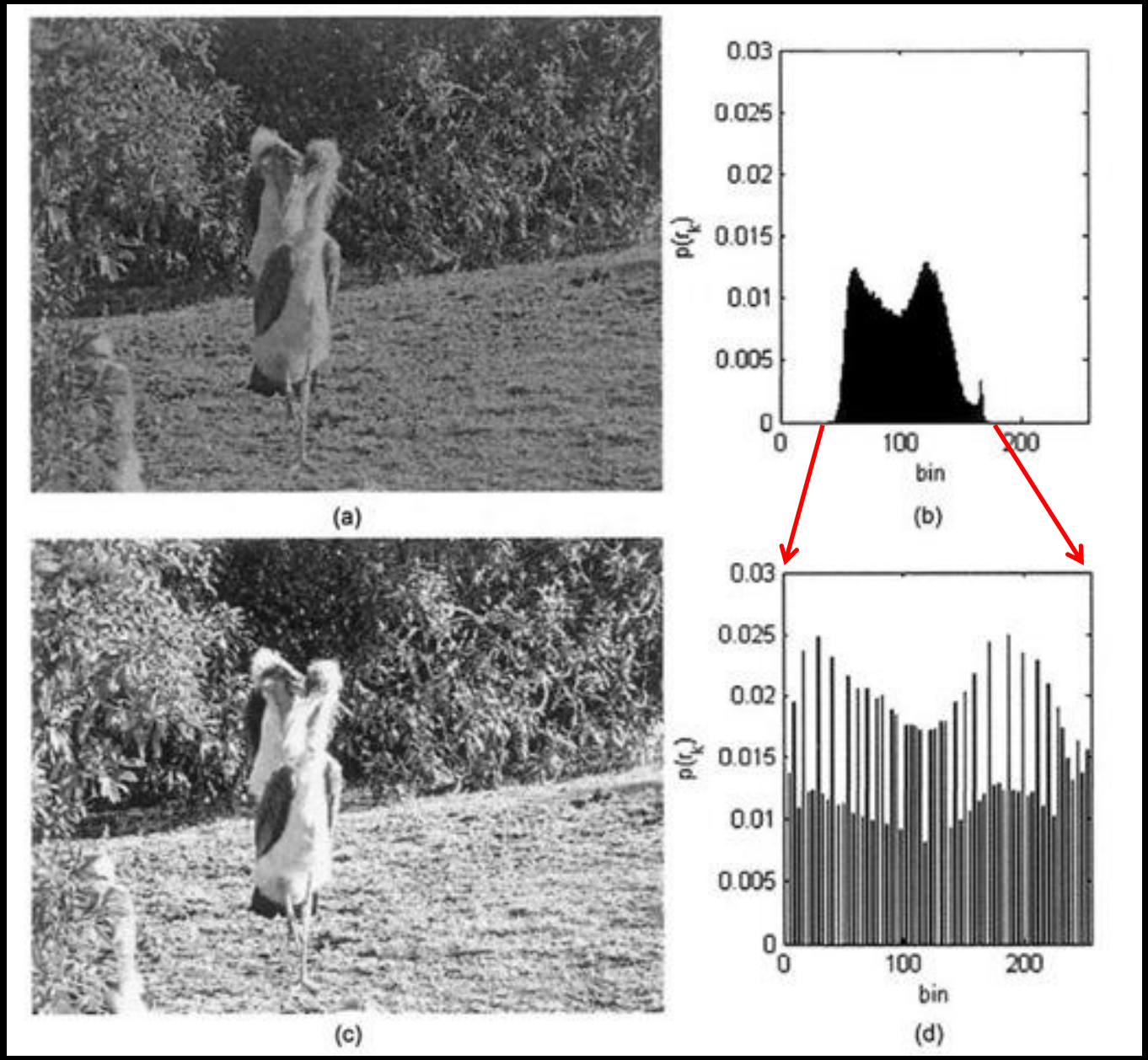


Figure 5.31 Patient chest scan reconstructed with different algorithms (WW = 1000): (a) standard algorithm, (b) lung algorithm, and (c) difference image.

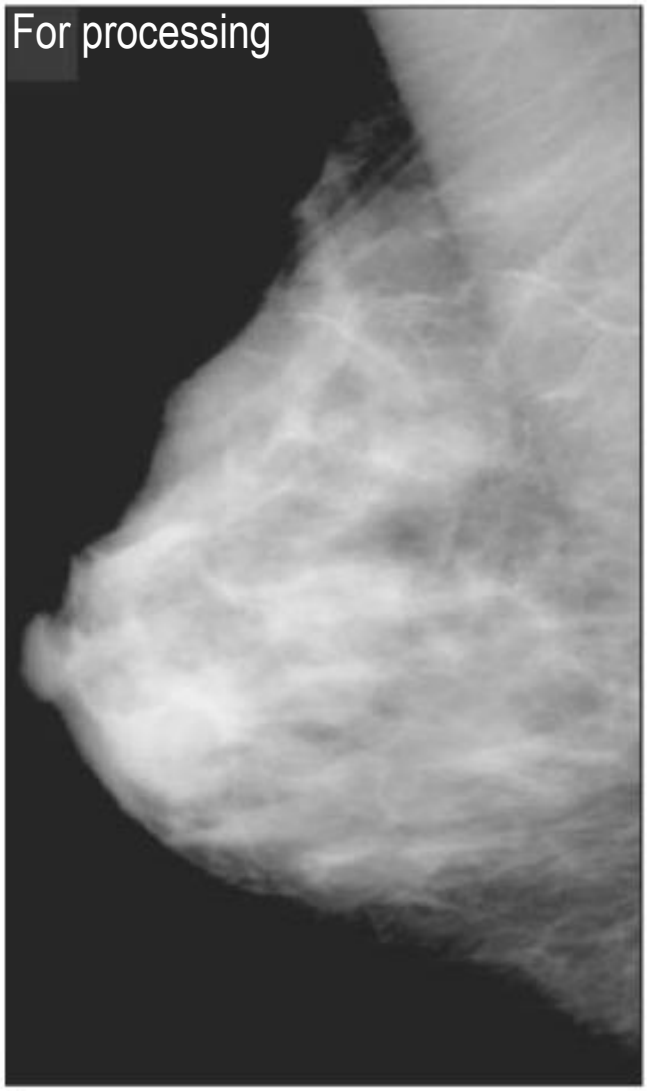
Smooth kernel

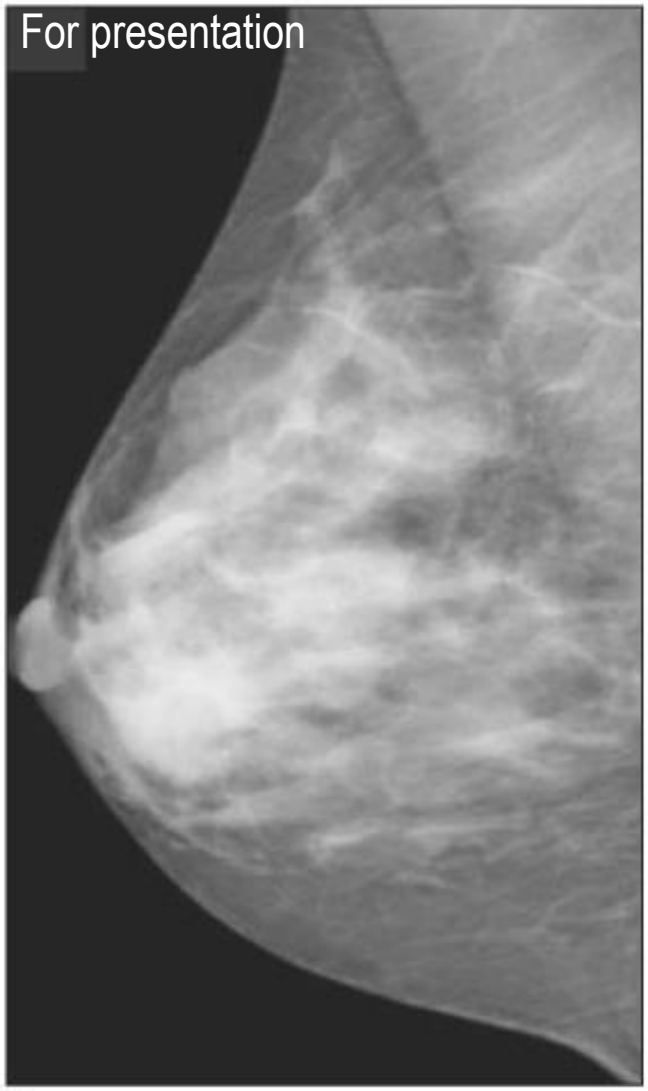
Sharp kernel

直方圖均質化 – Histogram equalization



視覺優化 – Optimization for visualization

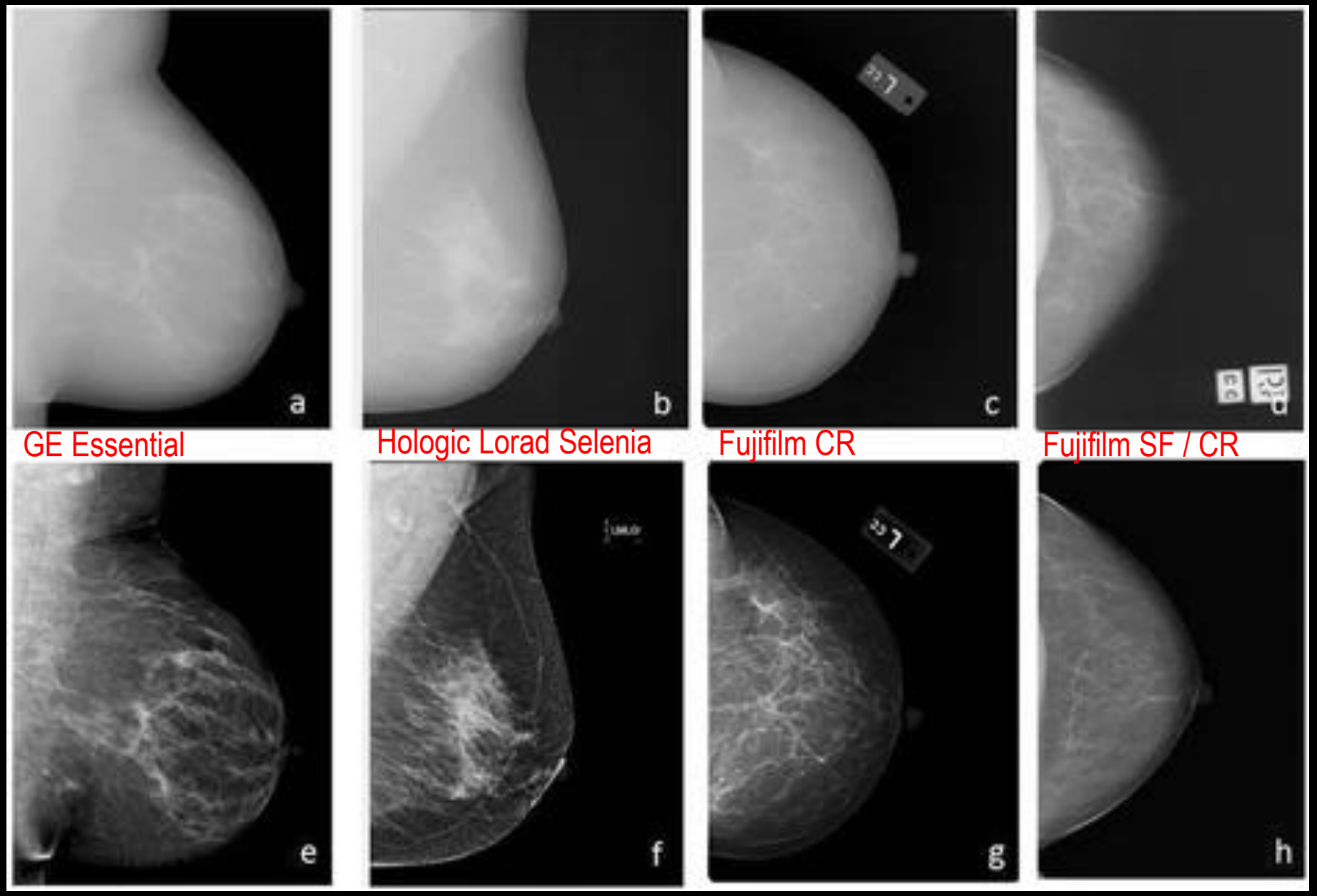




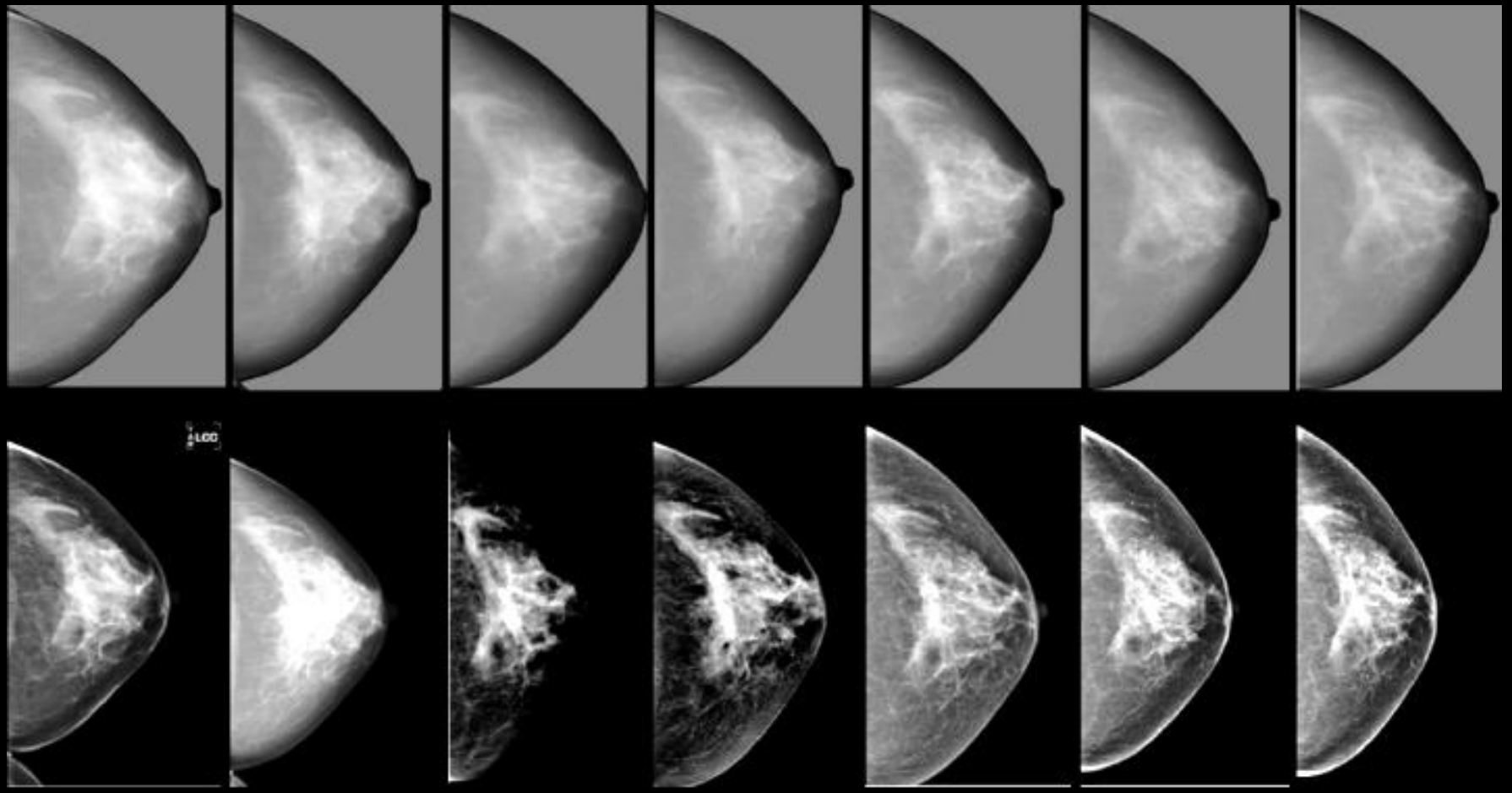
A B

Figure 6. The non-processed mammographic image (**A**) cannot demonstrate the skin-line and a dense breast tissue simultaneously. After tissues equalization by means of image window adjustment (**B**), the whole breast tissue is visible, including that close do the skin-line.

視覺優化 – Optimization for visualization



視覺優化 – Optimization for visualization



The temporal changes of mammograms obtained from the same woman over seven years. The top row illustrates the raw images processed to show density and the bottom row illustrates the “For Presentation” images generated by the manufacturers (including Hologic, Siemens and GE).

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
- 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
- 其他
  - 像素值正確度
  - 曝露指標正確度
  - 影像顯示設備
- 組件相關
  - 系統功能正常
  - 組件完整安全
  - 輻射防護設備

醫學影像的品質與要求

看得到 Visible → 看得清楚 Acceptable → 清楚+合理 Accredited

檢查是必要的
影像是清楚的
輻射劑量低於限值



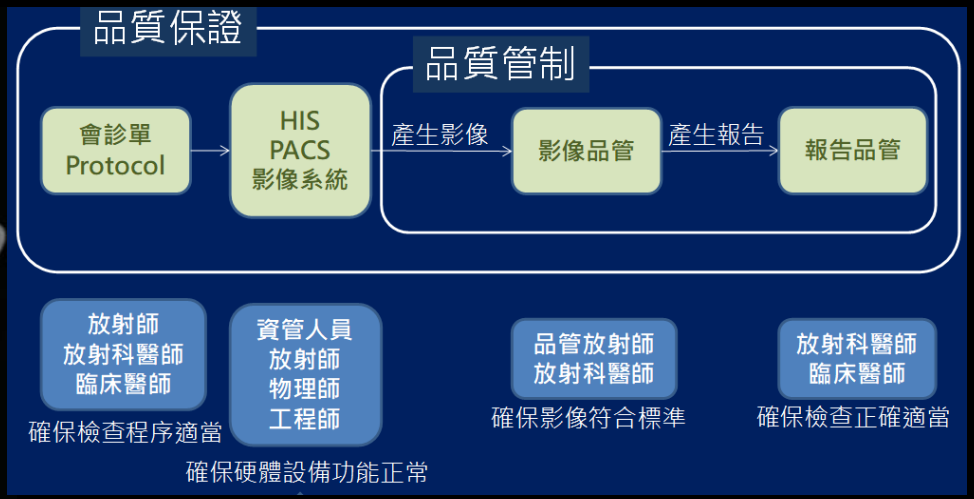
科學家
研究人員
工程人員



Wilhelm Conrad Rontgen



醫事放射師
放射專科醫師
醫學物理師
工程人員



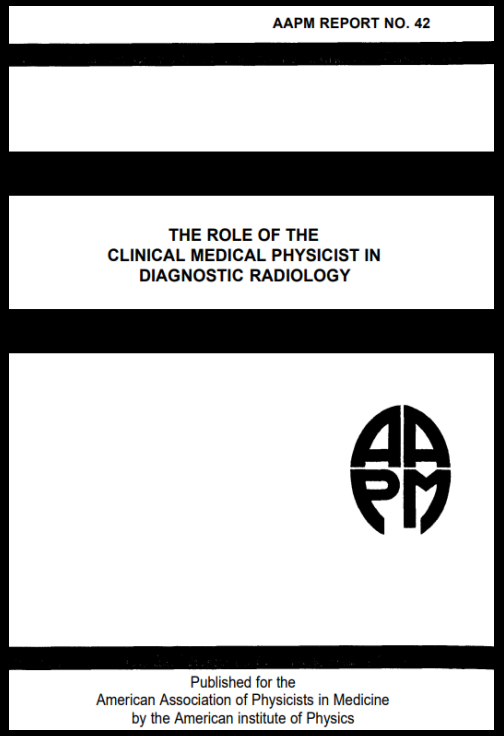
輻射劑量監控：

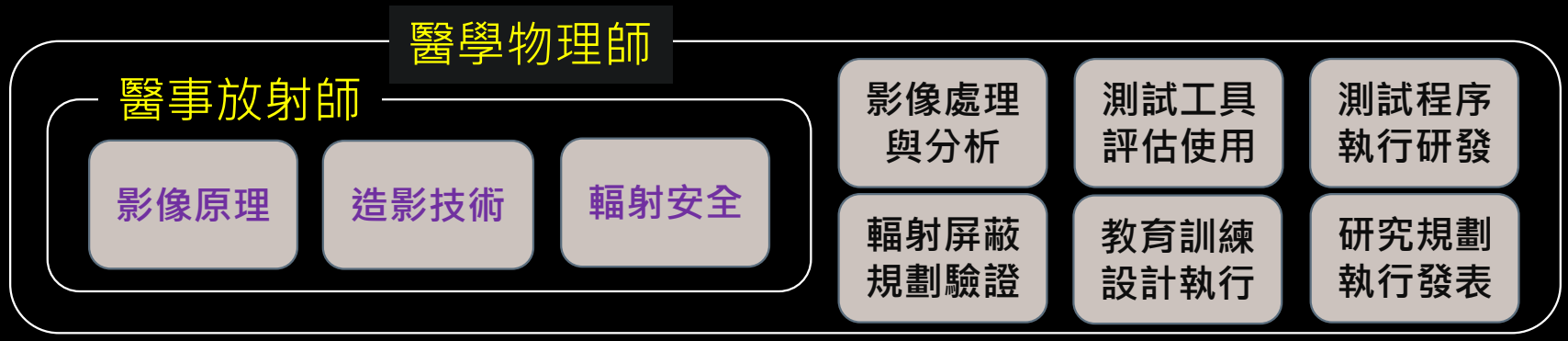
臨床影像 – 曝露指標 (Exposure index)
EI、S-value、CDTI、DAP…

標準假體 – (法定)曝露限值
AGD、CTDI、DAP…

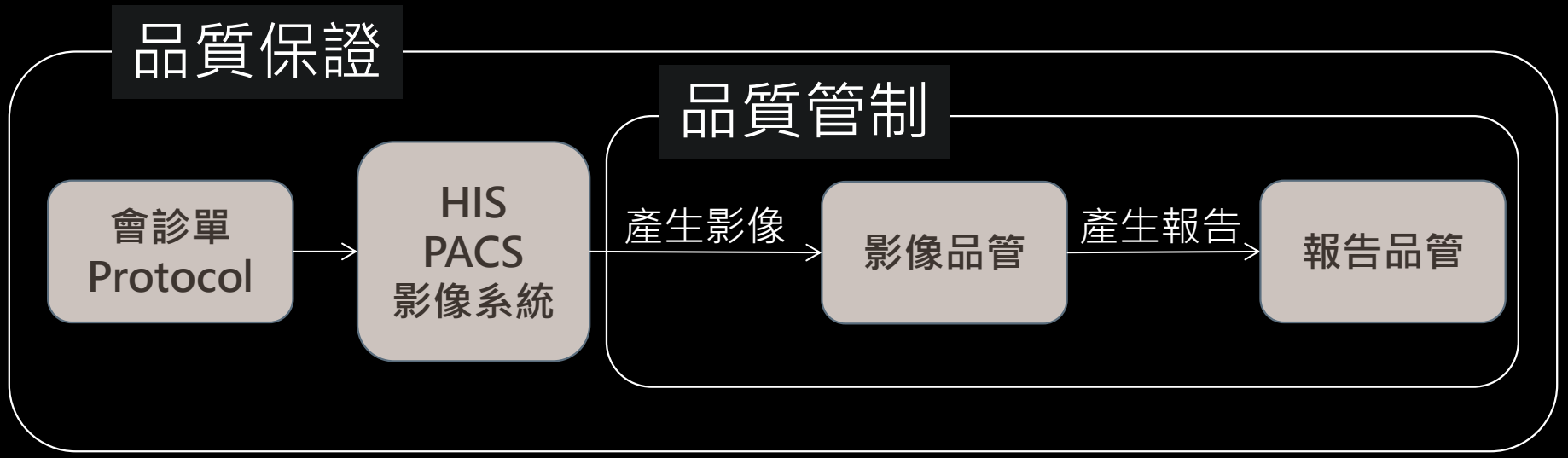
臨床放射診斷醫學物理師

- **Responsibilities of the Clinical Medical Physicist**
  1. Delineation of the Physical Aspects of Diagnostic Imaging systems
  2. Establishing and Maintaining a Radiation Safety Program
  3. Optimization of Clinical Imaging Procedures
  4. Participation in Planning and Resource Allocation
  5. Participation in Educational Programs
  6. Involvement in the Community in Public Education Activities
  7. Involvement with the Medical Imaging Community and Other Related Organizations





醫療曝露品質保證的完整計畫



放射師
放射科醫師
臨床醫師

確保檢查程序適當

資管人員
放射師
物理師
工程師

確保硬體設備功能正常

品管放射師
放射科醫師

確保影像符合標準

放射科醫師
臨床醫師

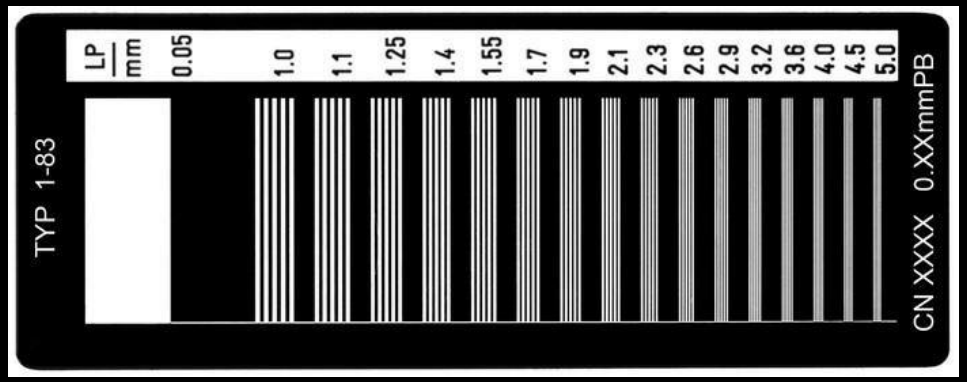
確保檢查正確適當

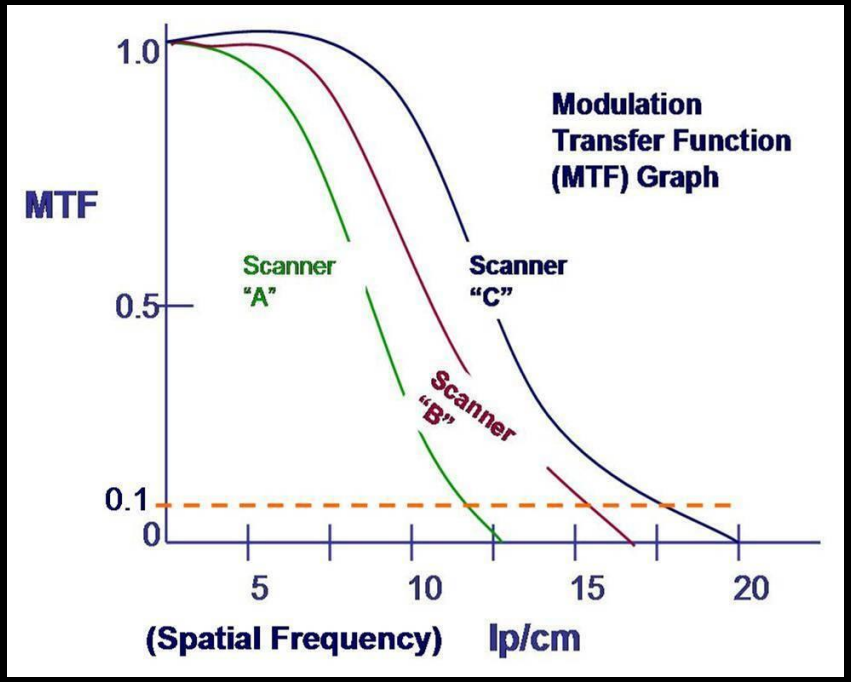
醫療曝露品質保證測試 (年度測試、非年度測試)

醫學影像品質

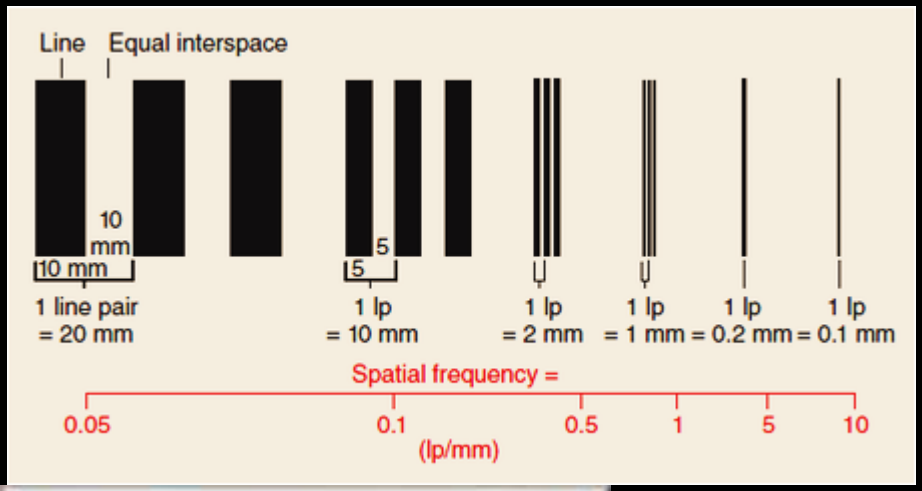
- 空間解析度 High contrast spatial resolution
- 對比解析度 Low contrast spatial resolution
- 雜訊 Noise
- 幾何扭曲 Geometric distortion
- 影像均勻度 Image uniformity / homogeneity
- 假影 Artifacts

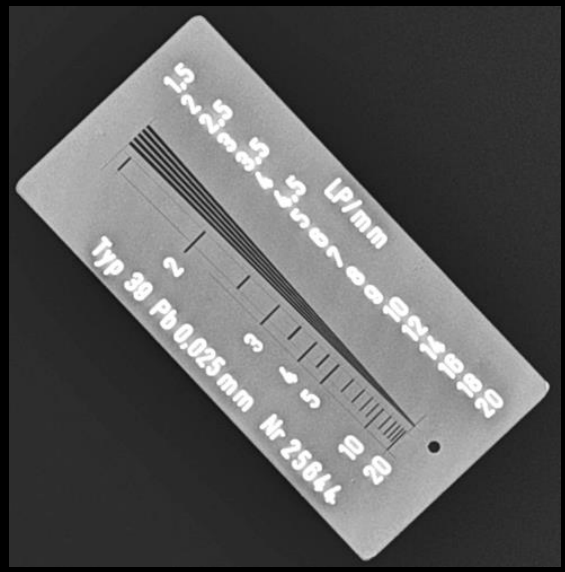
- 影像品質-空間解析度
  - High contrast spatial resolution
  - 常用單位：
    - Line-pair / cm (or mm)
    - dpi (dots per inch)
    - mm / pixel
  - 影響因素：
    - 焦斑大小
    - 偵測器(像素)尺寸
    - 影像重建/後處理方法
    - 管球靶極傾斜角度
    - 測試物之幾何位置
  - 另類測試：
    - 調制轉換函數 (MTF – modulation transfer function)



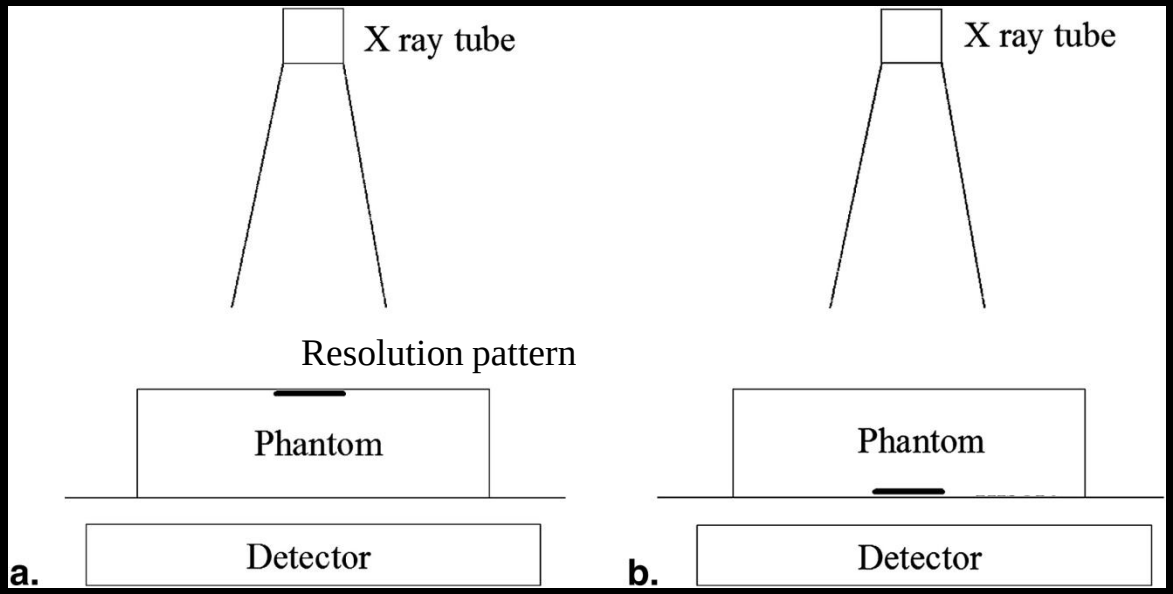


Radiographic spatial resolution



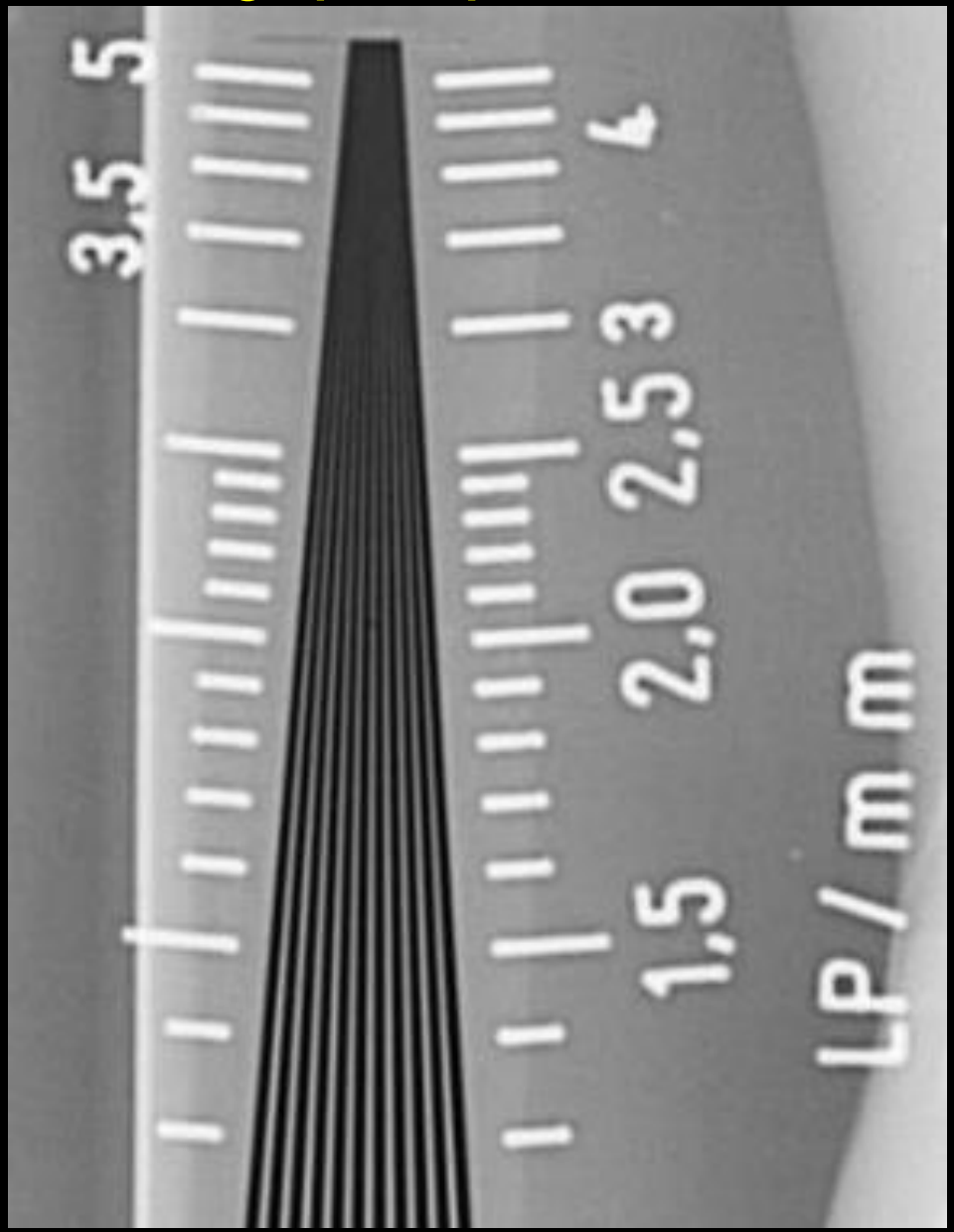






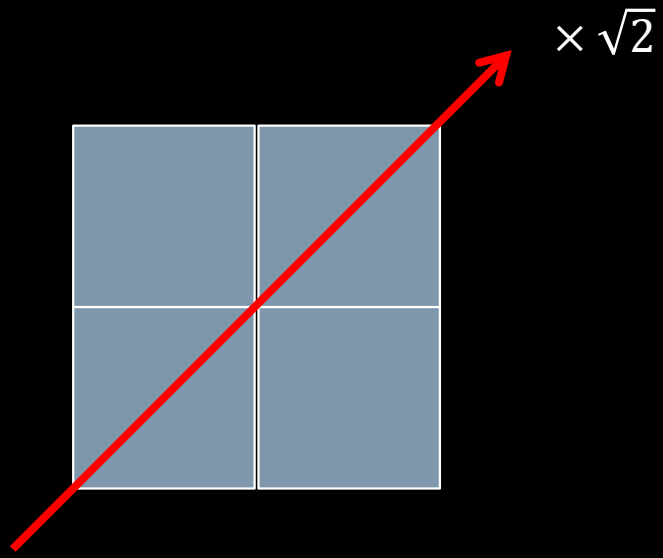
Geometric magnification

Radiographic spatial resolution

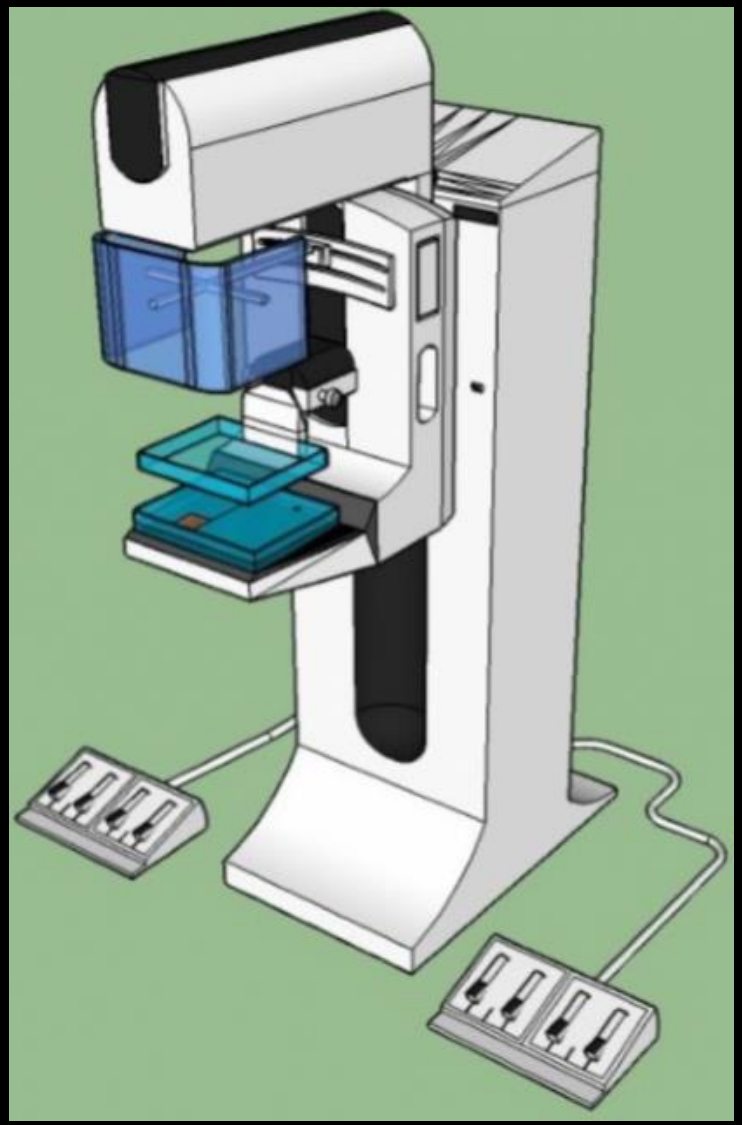


Pixel size to line-pair per mm：

Example：
50 μm per pixel = 0.05 mm per pixel
→ 20 pixels per mm
→ 10 line-pair / mm

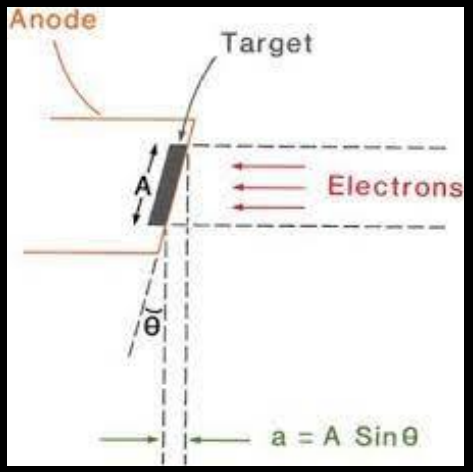


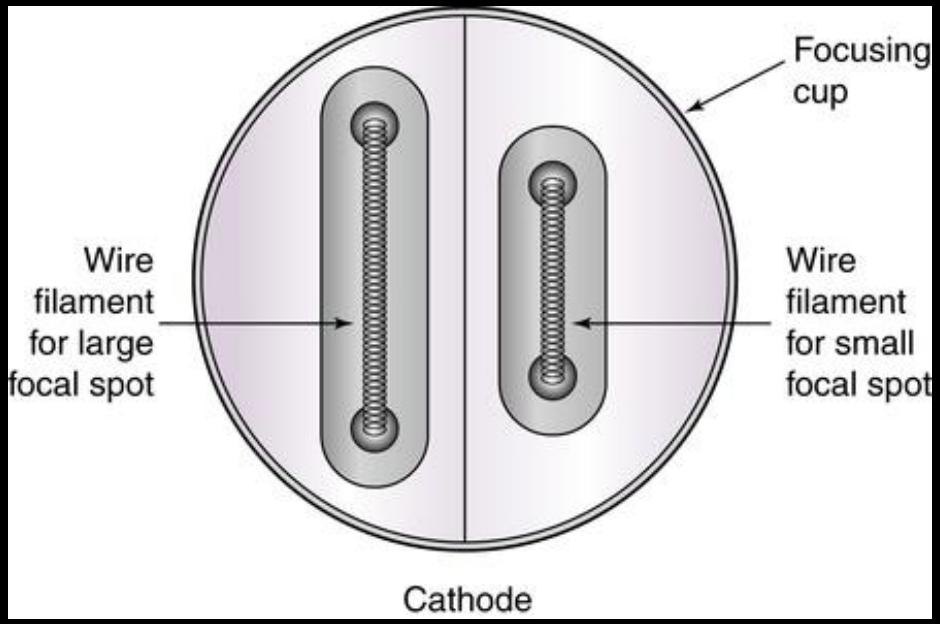
Radiographic spatial resolution



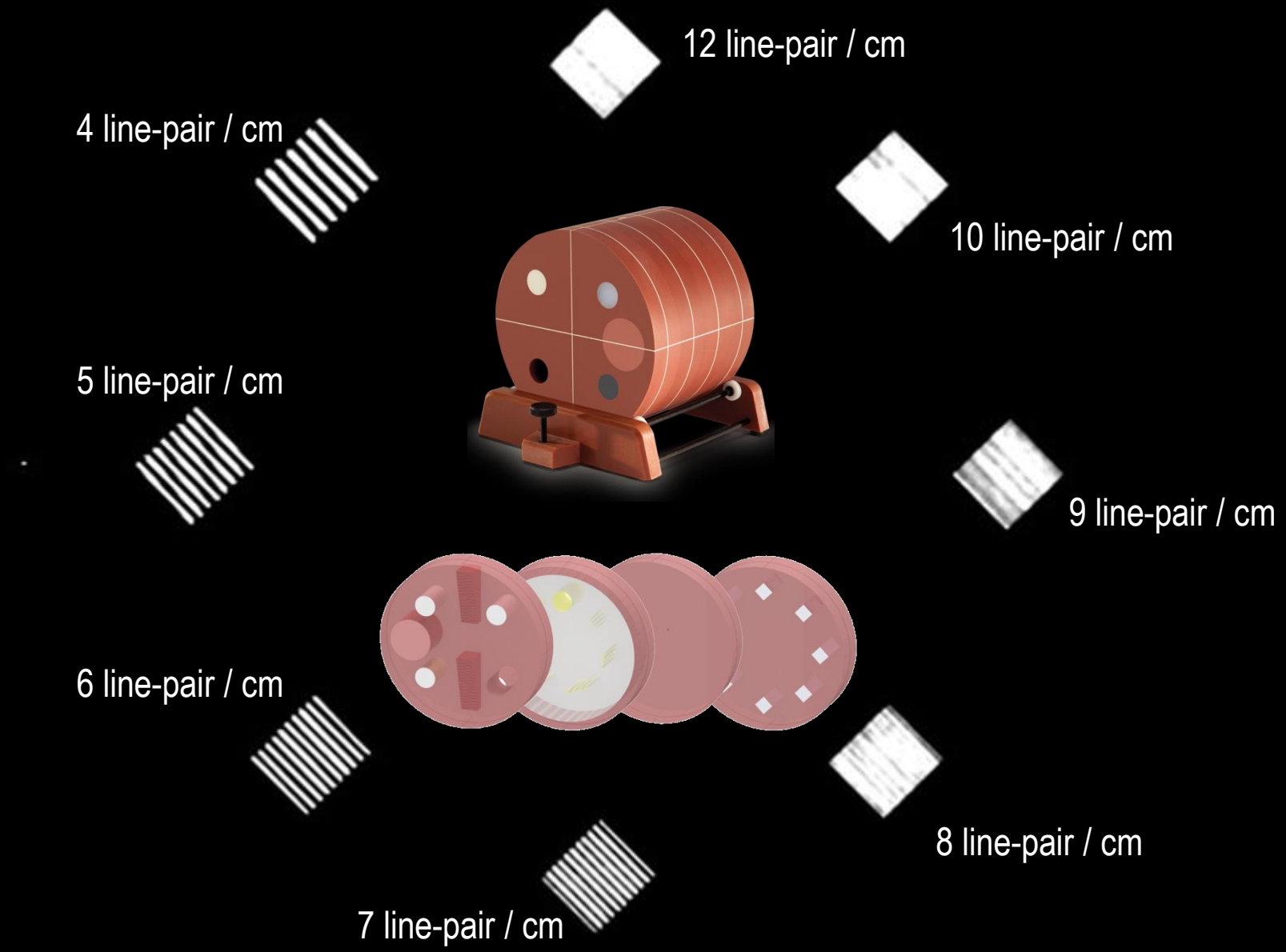
Spatial Resolution limits for conventional Mammography：
Parallel to A-C direction：>= 13 lp/mm
Perpendicular to A-C direction：>= 11 lp/mm



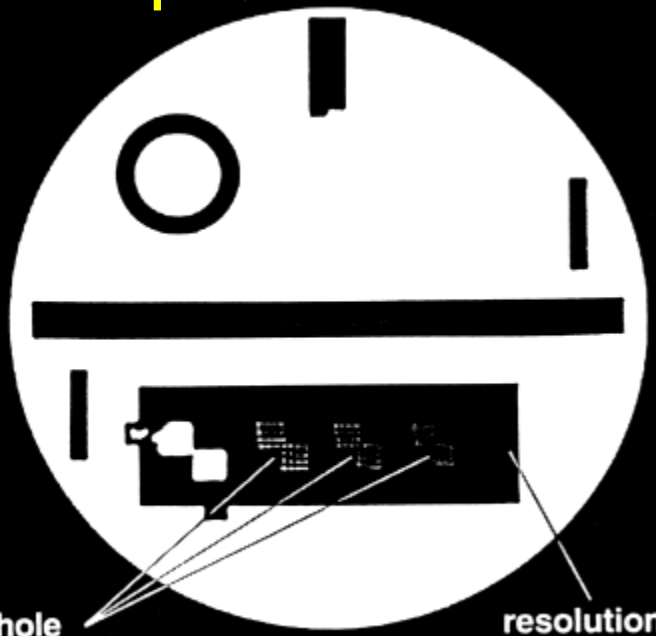


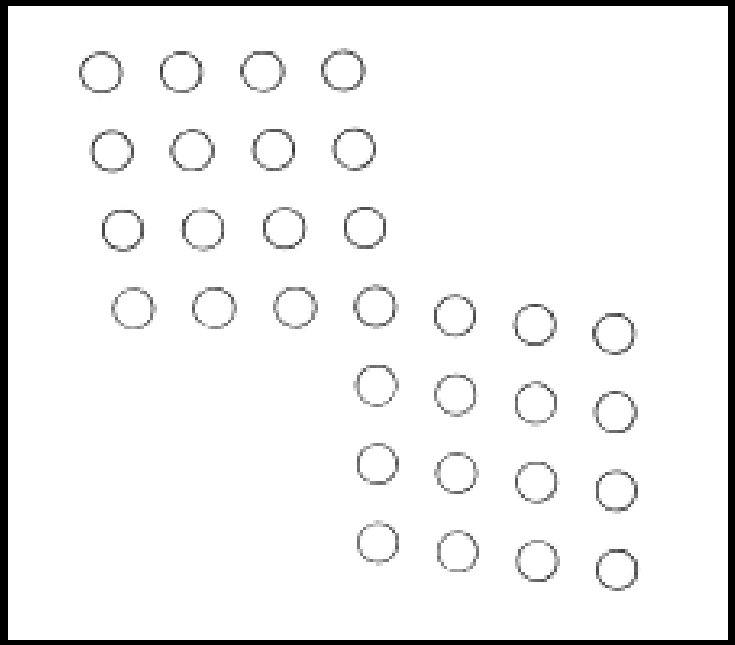


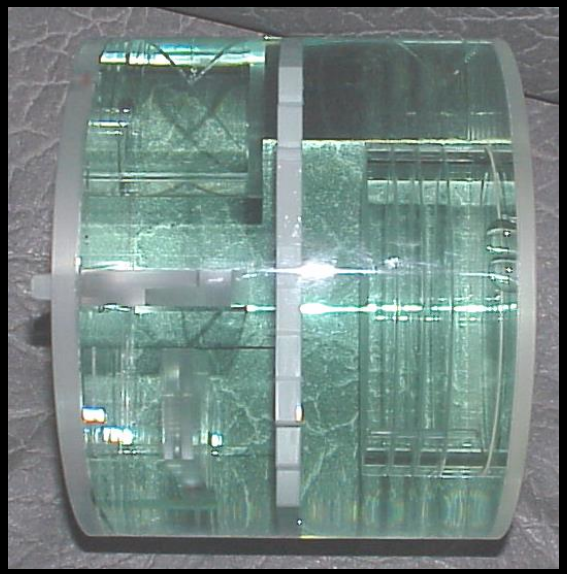
Computed Tomographic spatial resolution

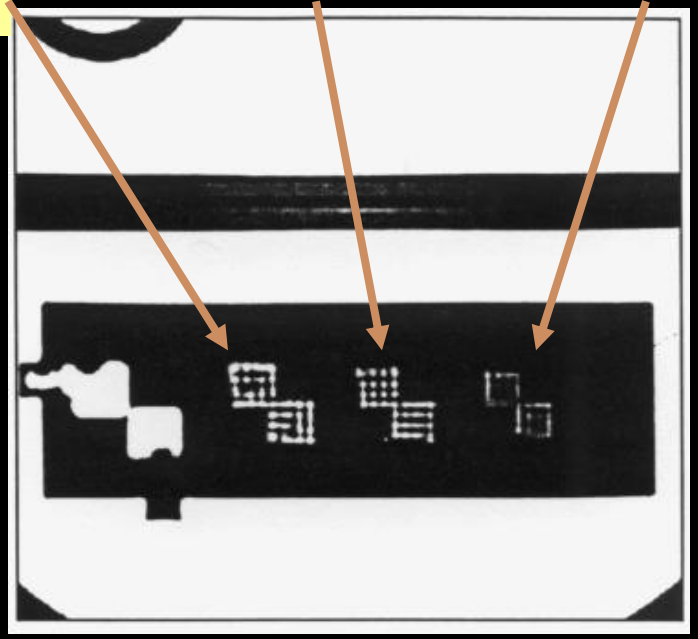


MRI spatial resolution



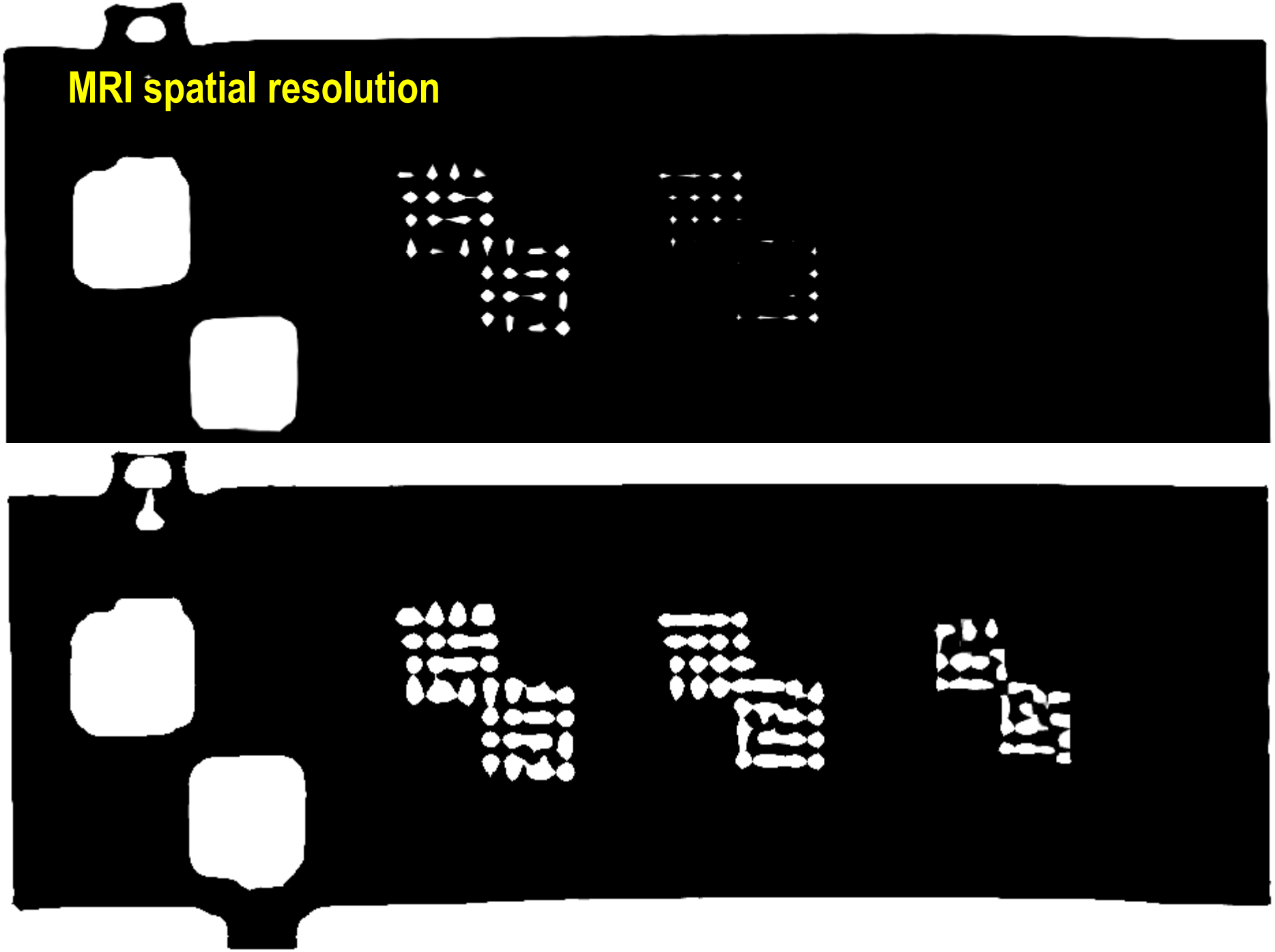






Affected by：
Pixel size =
FOV / matrix size

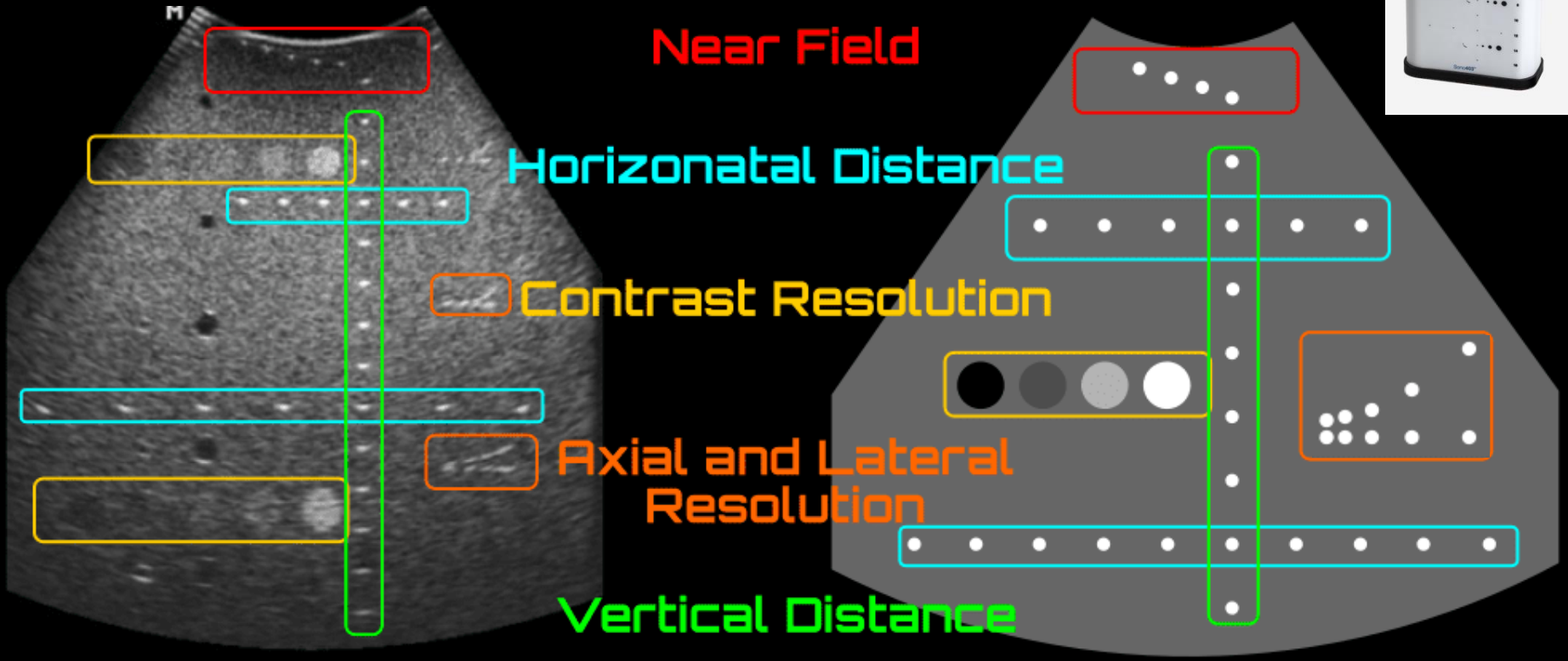
MRI spatial resolution



Ultrasound spatial resolution

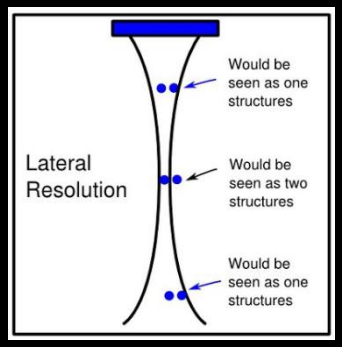
- Axial resolution
- Lateral resolution





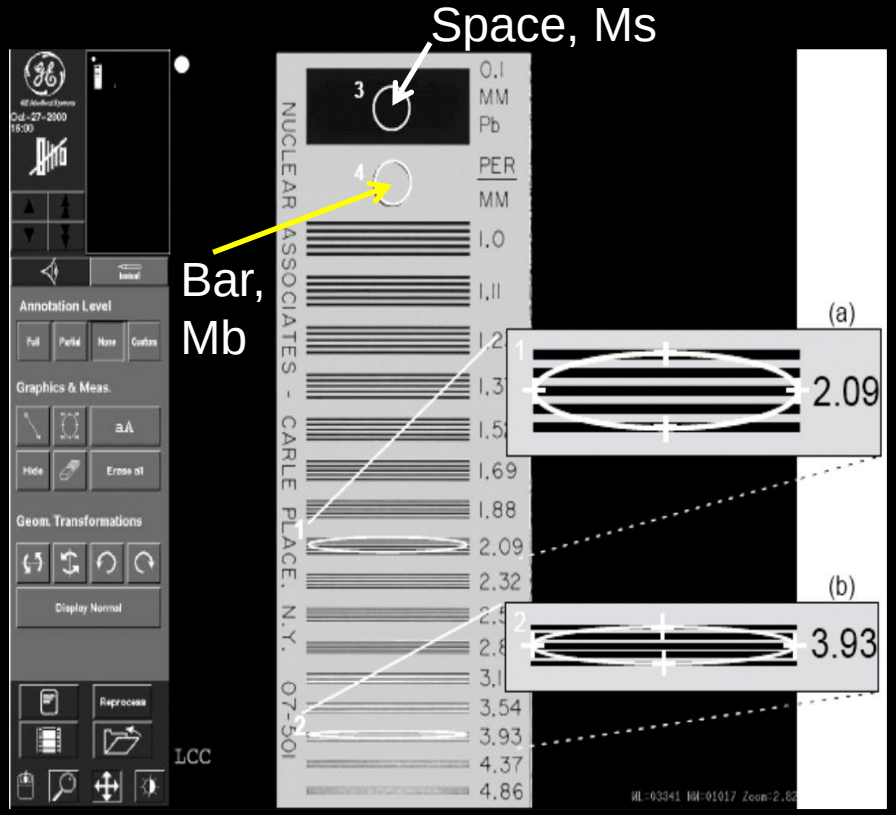
SPL (spatial pulse length)
= n_{waves} x λ + ring down

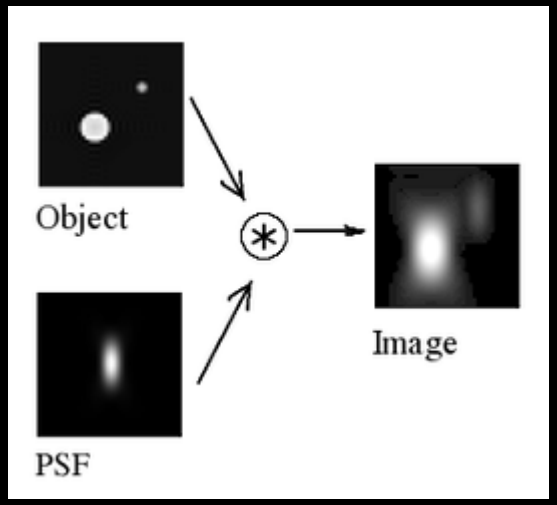
Highest axial resolution is achieved with:
- Low Q-factor (heavy damping)
- Low wavelength / high frequency

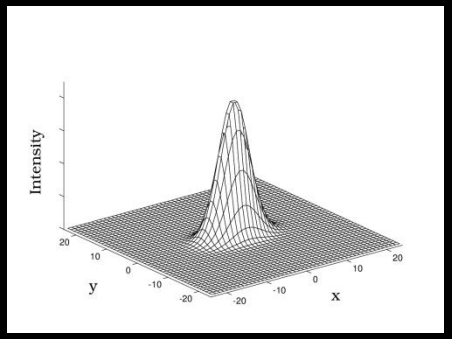


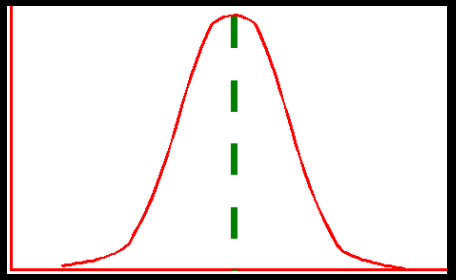
Highest lateral resolution is achieved with:
- Crystal size
- Objects located at the end of the near field
- Small groups of elements firing

- 影像品質-空間解析度
  - MTF的測量

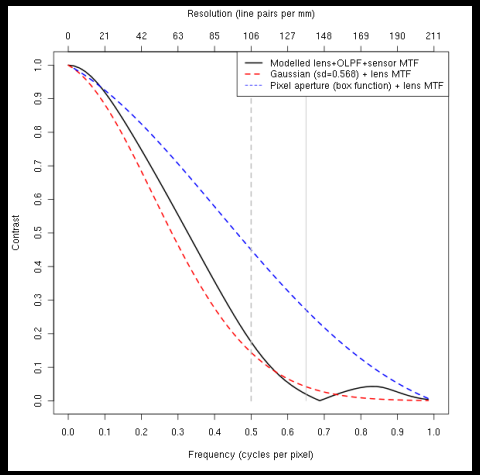








Fourier Transform



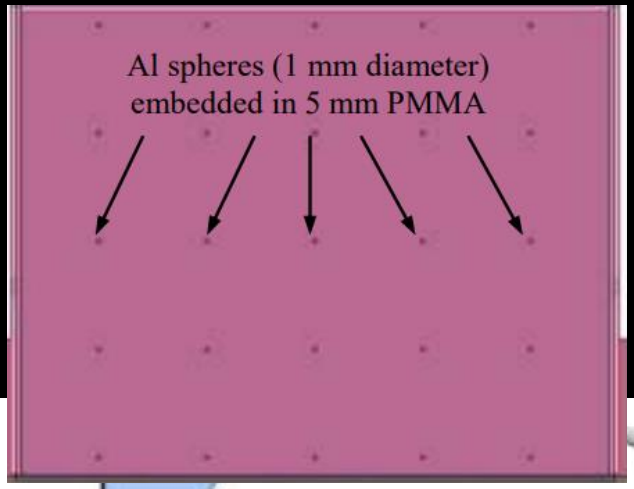
MTF 2 lp/mm = sd2 lp/mm/(Ms-Mb) *222

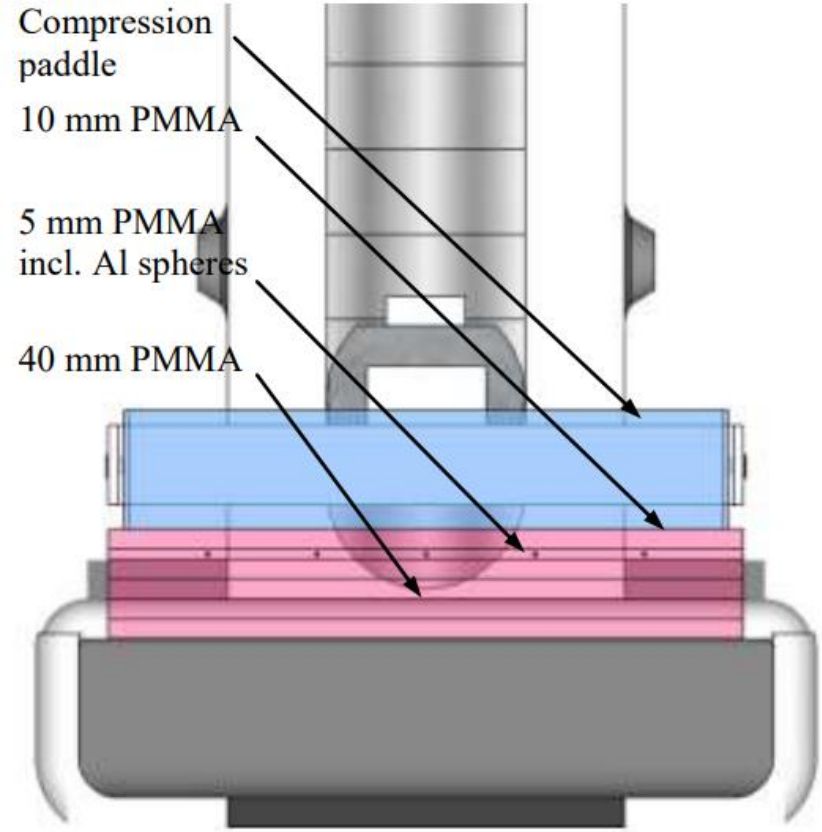
測試標準：

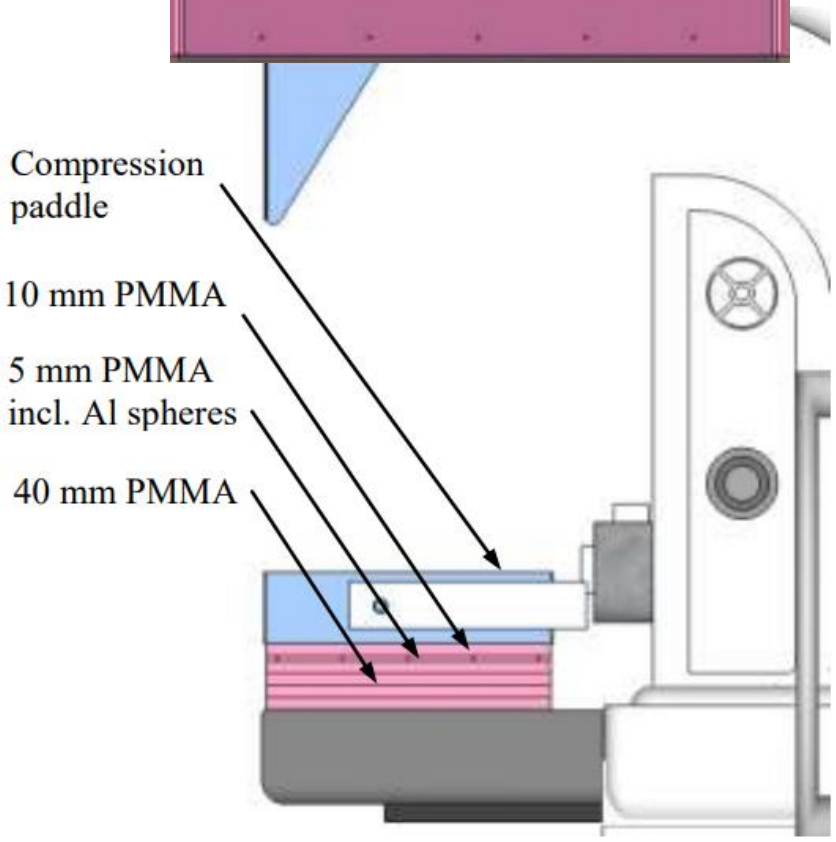
MTF2 lp/mm > 58%

影像品質-空間解析度

- Z-resolution in tomography
  - 5 mm between 1 and 2
  - 5 mm between 3 and 4
  - 5 mm between 5 and 6



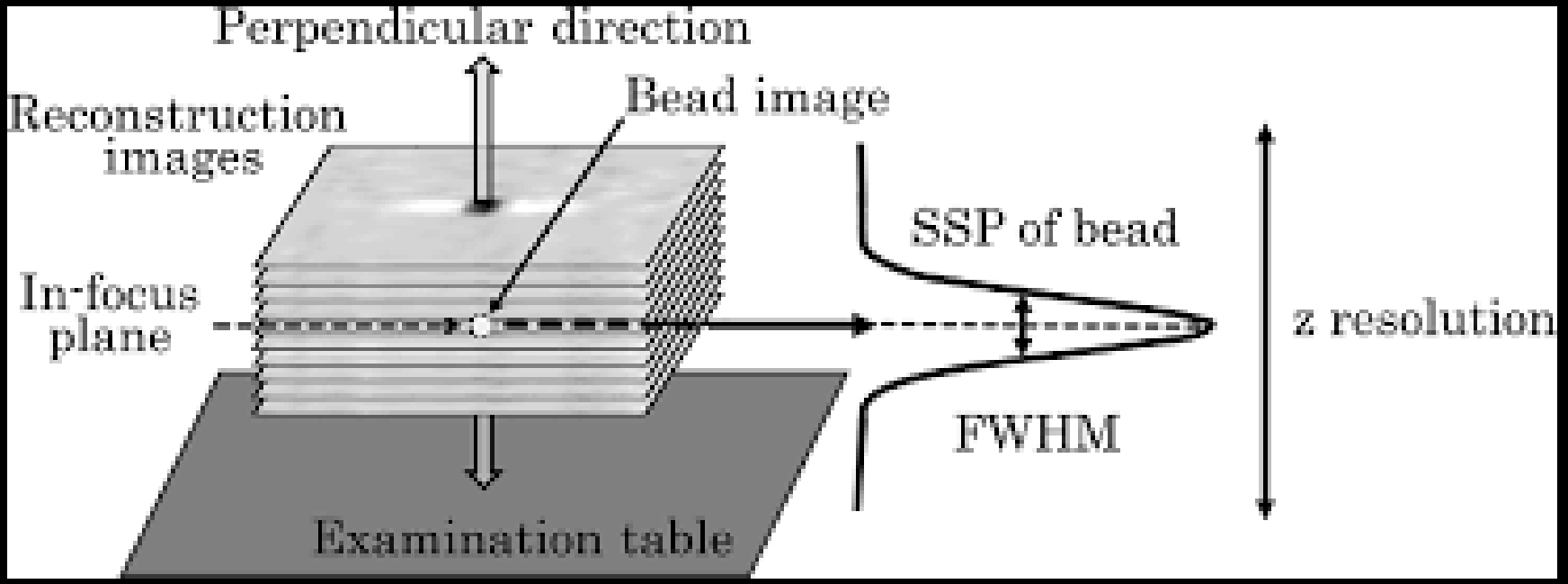


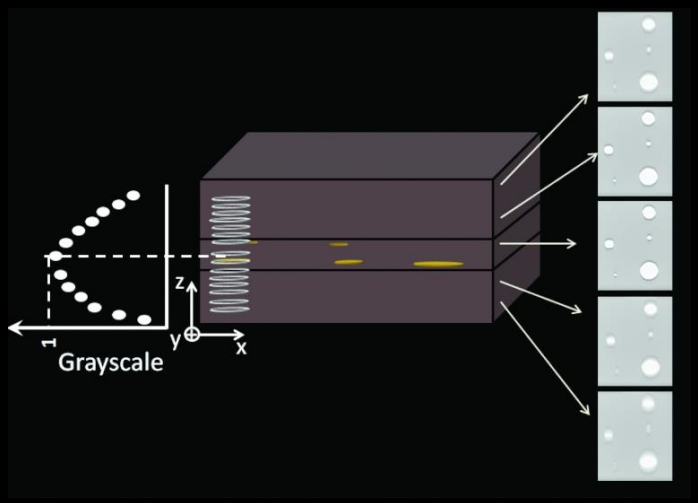


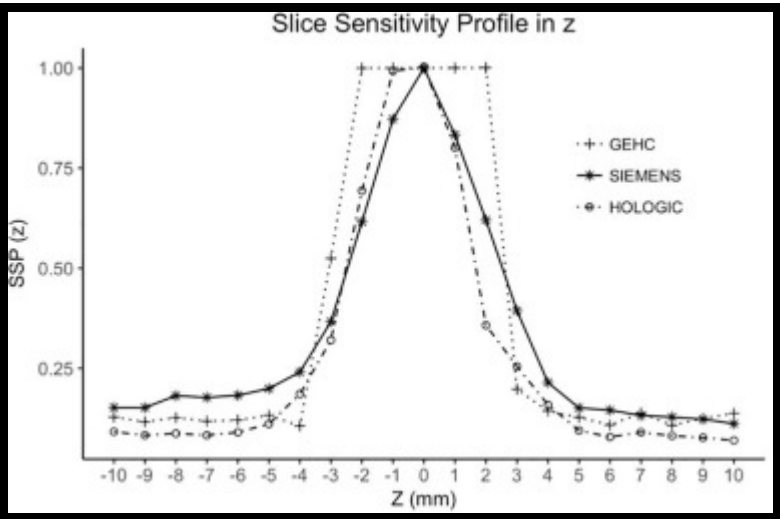
Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems, May 2015, EUREF

影像品質-空間解析度

- Z-resolution in Mammographic tomography







數位式MG QA – 斷層功能評估

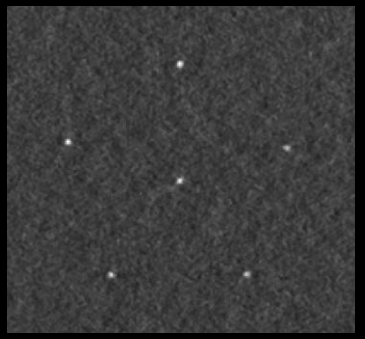
- 假影評估
  - 臨床常用參數
  - 手動改變靶極/濾片
- 系統空間解析度
- 自動曝露控制功能
  - 2、4、6公分的SNR
- 平均乳腺劑量
- Z方向解析度
- 斷層層析體積涵蓋範圍



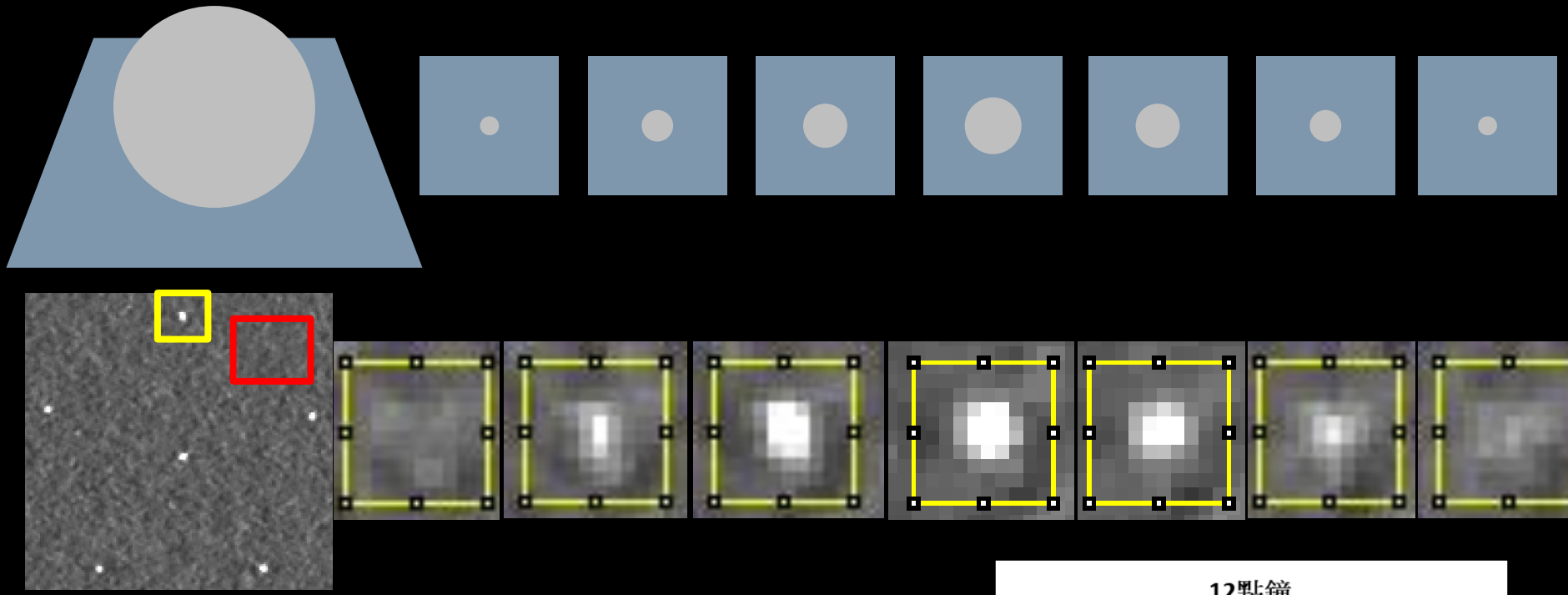
Z 方向解析度

Material and method

- Imaging
  - Device
    - Fujifilm FDR 3000AWS
    - Gammex / SNC DM phantom
  - Parameter
    - ST mode
      - W/Al, 29 kV, 26-27 mAs
      - Angle：-7.5^0 ~ $+7.5^0$ (15^0)
    - HR mode
      - W/Al, 30 kV, 46 mAs
      - Angle：-20^0 ~ $+20^0$ (40^0)
- Analysis
  - Software
    - Image J
  - Method
    - (1) Averaging 6 max. pixel values on each slice, then calculate FWHM
    - (2) Calculate FWHM for individual 6 specs, then averaging them



Z 方向解析度



Z方向解析度 = Z方向像素變化曲線的半高全寬

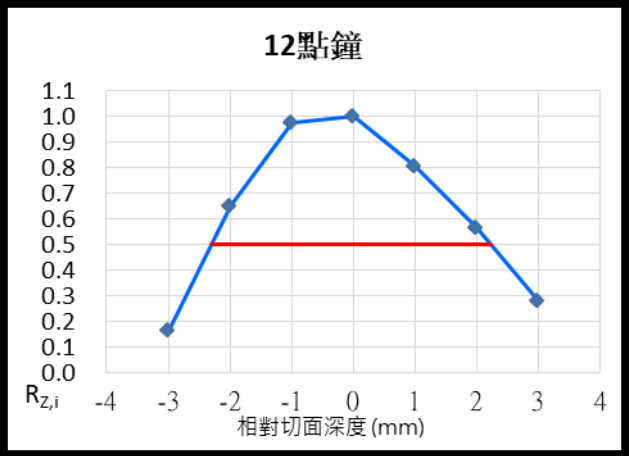
半高全寬 = FWHM，Full-Width-Half-Maximum

$R_{Z,i}$：$(PV_i - PV_{center}) / PV_{center}$

$Z_{1/2,\ Left}$ = 左側半高深度

$Z_{1/2,\ Right}$ = 右側半高深度

$FWHM = |Z_{1/2,\ Left}| + |Z_{1/2,\ Right}|$

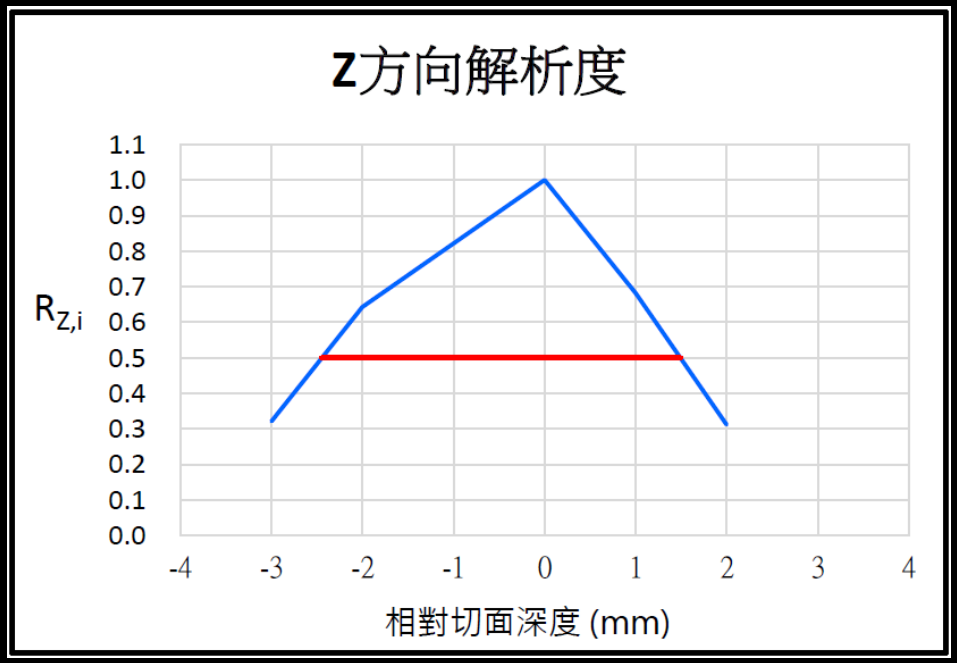


Z 方向解析度

Method 1：依原能會程序書

切面編號	相對切面深度(mm)	鈣化點狀模擬物最大訊號值							平均背景訊號值
		中間	12點鐘	2點鐘	5點鐘	7點鐘	10點鐘	平均值	
34	34	2077	1318	1801	1923	1308	1590	1669.50	919
35	35	2818	2493	2518	2555	2123	1974	2413.50	917
37	37	3593	3338	3115	3118	3018	3290	3245.33	916
38	38	2860	2874	2344	1823	2414	2741	2509.33	922
39	39	1660	2301	1284	1249	1409	2023	1654.33	927

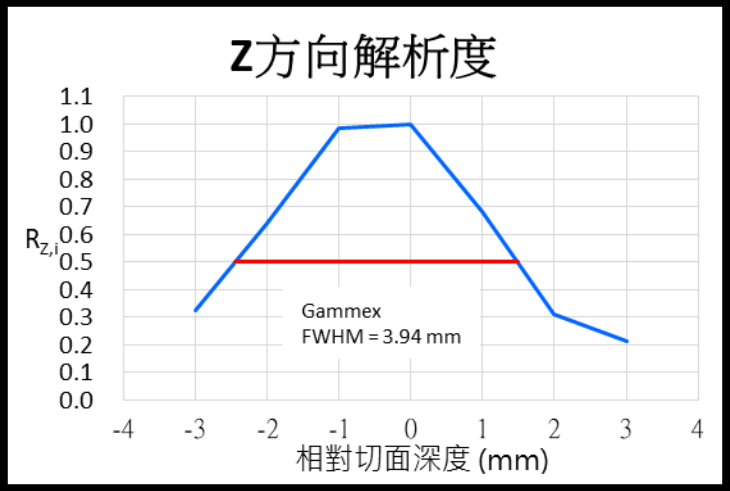
相對切面深度(mm)		Zi	Rz,i
-3		750.50	0.32
-2		1496.50	0.64
0		2329.33	1.00
1		1587.33	0.68
2		727.33	0.31
$R_{z,i}$=0.5	相對切面深度_1(mm)		-2.44
	相對切面深度_2(mm)		1.49
FWHM計算值(mm)			3.94
MEE FWHM計算值(mm)			3.94
計算值與基準值誤差(%)			0.0%

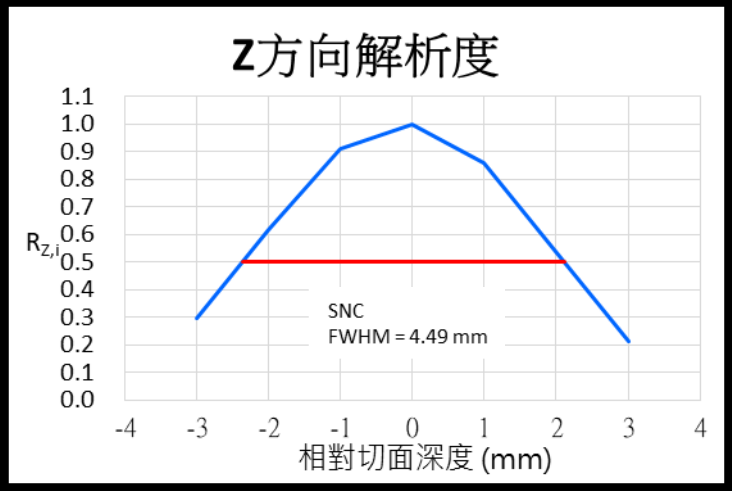


METHOD (1)

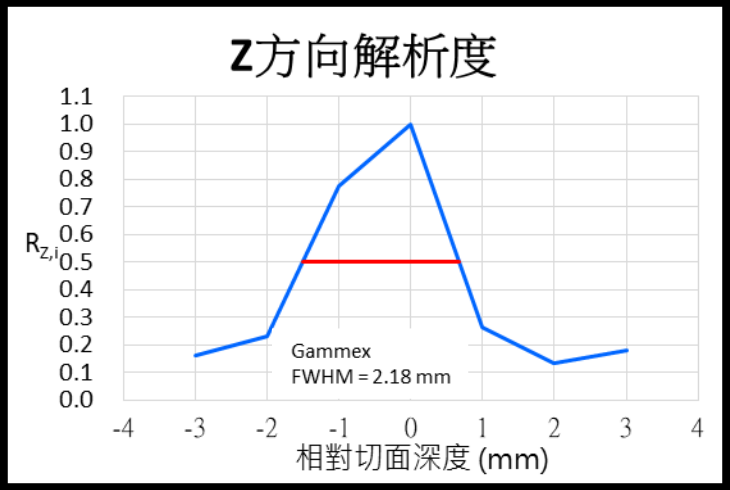
Method 1：依原能會程序書

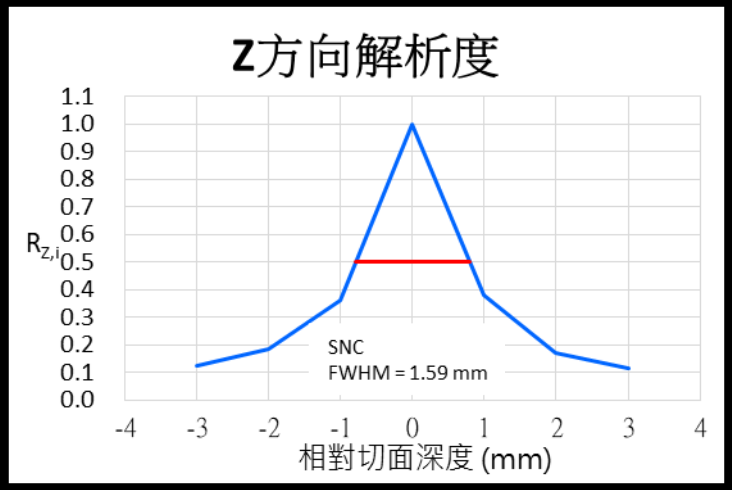
ST mode





HR mode

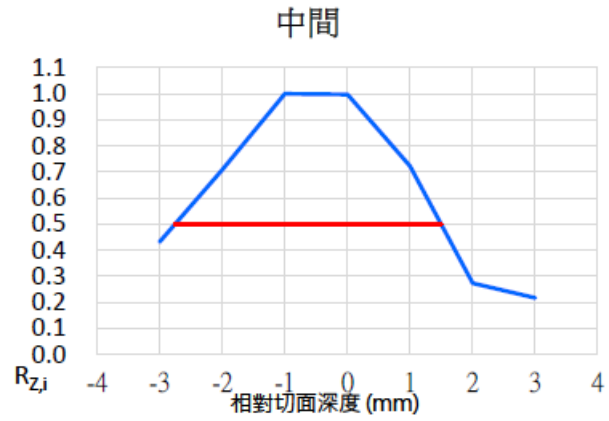


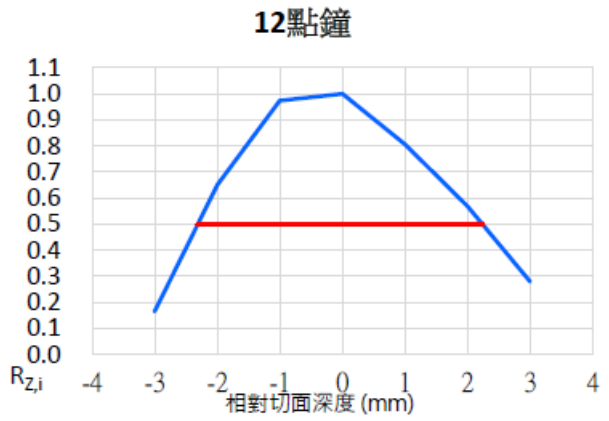


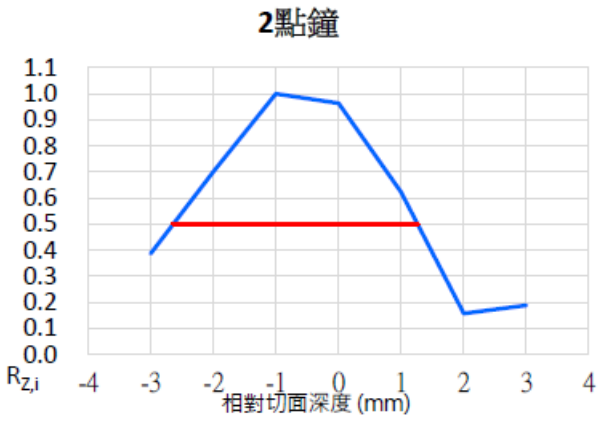
Z 方向解析度

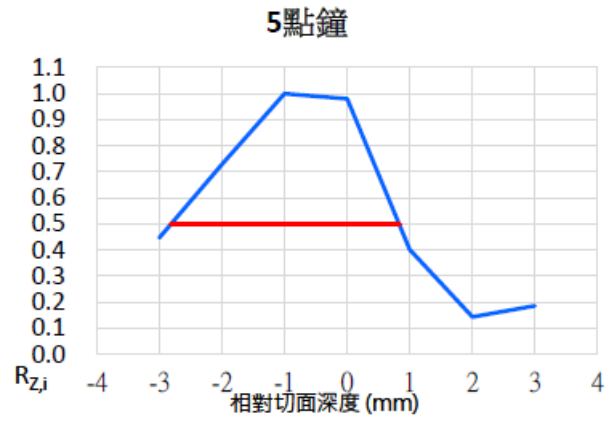
Fujifilm FDM 3000AWS, ST mode
Gammex 19110021
Averaged FWHM = 3.95 (max/min = 4.54/3.63)
Method (1) FWHM = 3.94

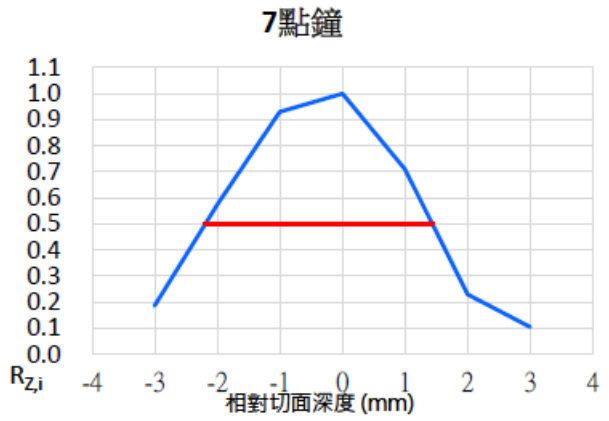
Method 2：平均各點的FWHM

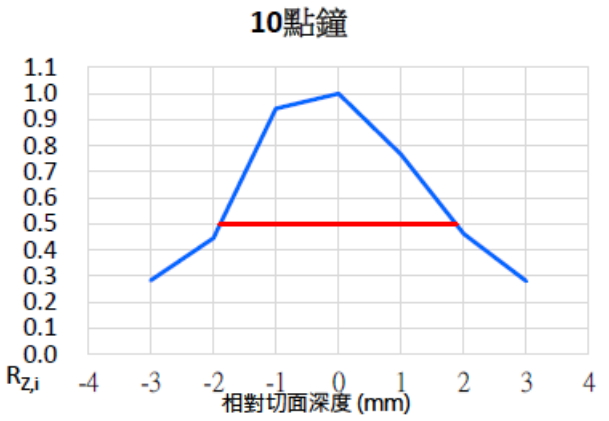










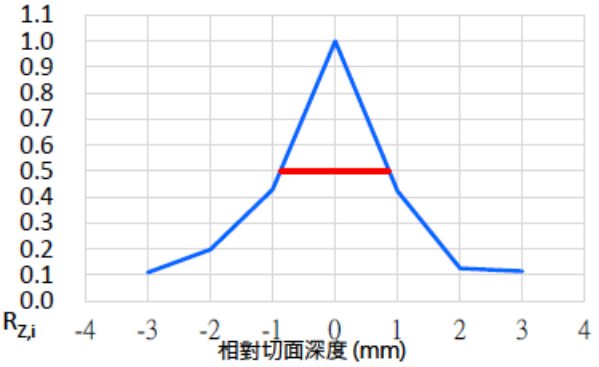


Z 方向解析度

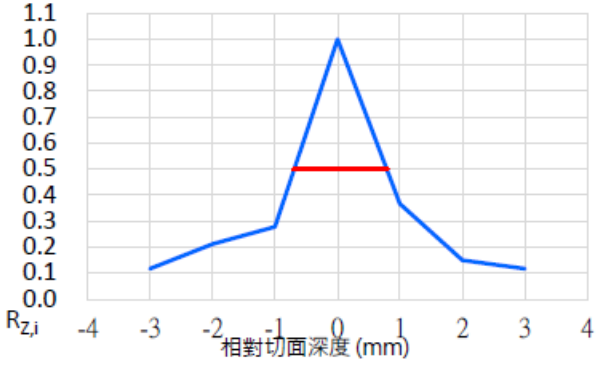
Fujifilm FDM 3000AWS, HR mode
SNC 3001085
Averaged FWHM = 1.60 (max/min = 1.74/1.48)
Method (1) FWHM = 1.59

Method 2：平均各點的FWHM

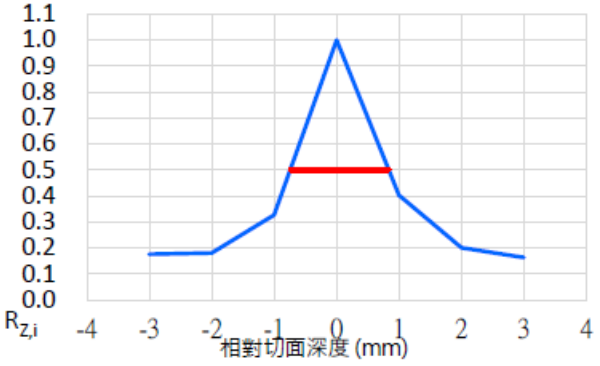
中間



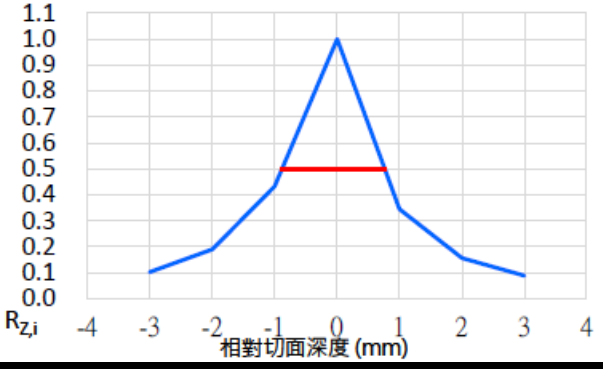
12點鐘



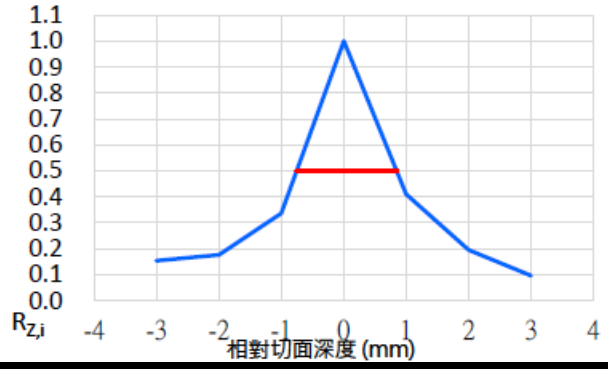
2點鐘



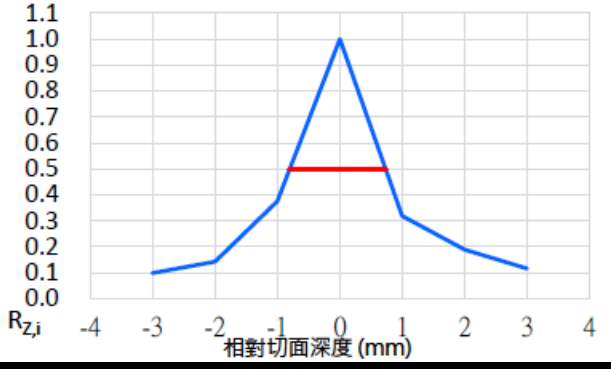
5點鐘



7點鐘



10點鐘



Z 方向解析度

Table 1. FWHM of specs in ACR FFDM phantom

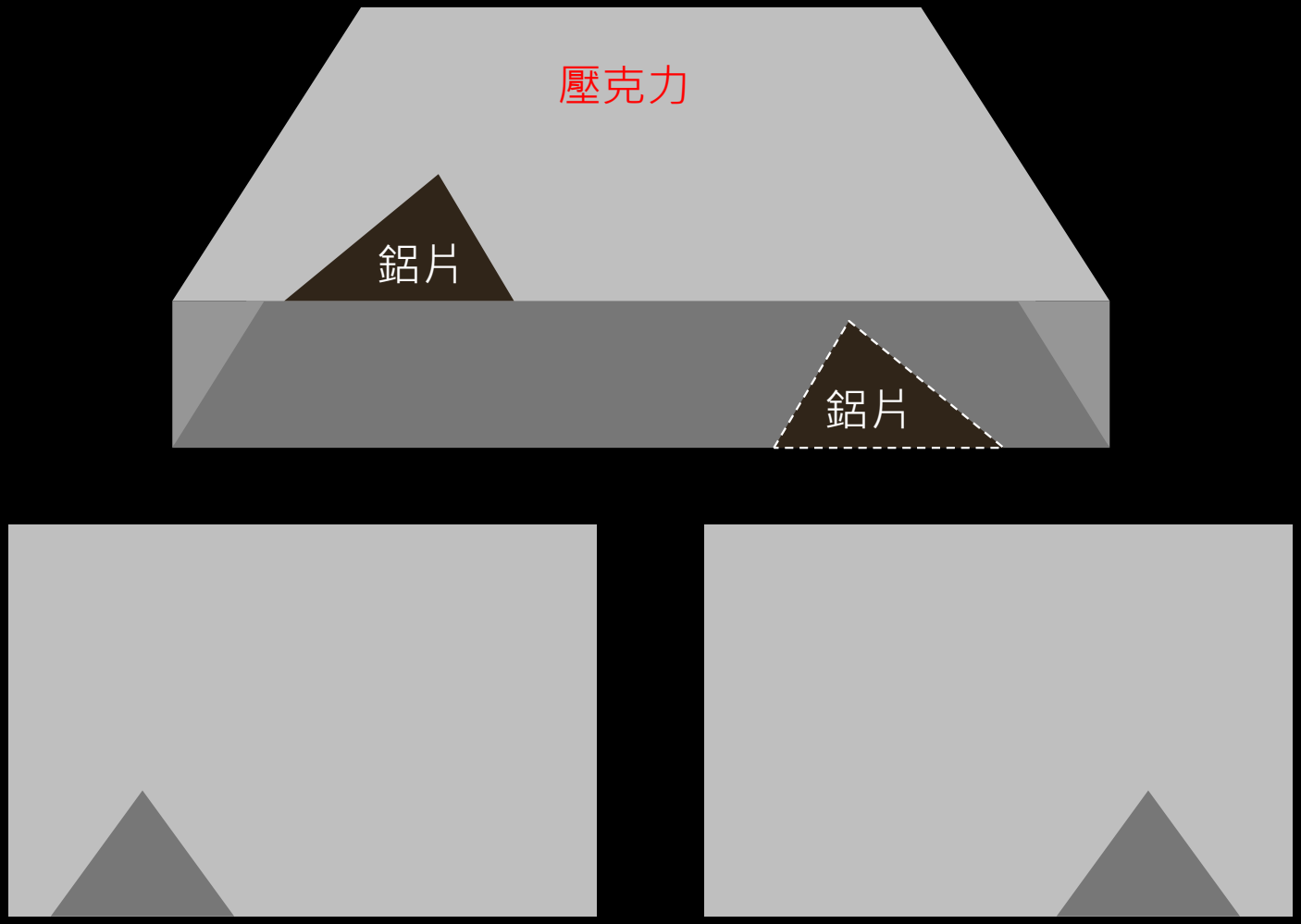
	Method 1		Method 2	
Mode	Gammex	SNC	Gammex	SNC
ST	3.94	4.49	3.95	4.49
HR	2.18	1.59	2.16	1.60

Table 2. Difference ratio comparison

	Method 1		Method 2	
Mode	△/G	△/S	△/G	△/S
ST	-14.09%	-12.35%	-13.55%	-11.94%
HR	27.18%	37.33%	26.13%	35.38%

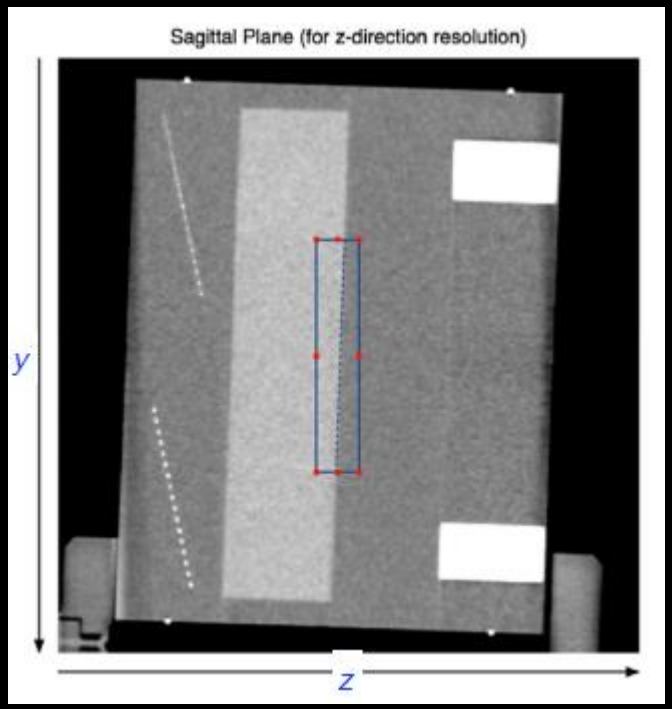
△：FWHM difference in Table 1.
G：Gammex
S：SNC

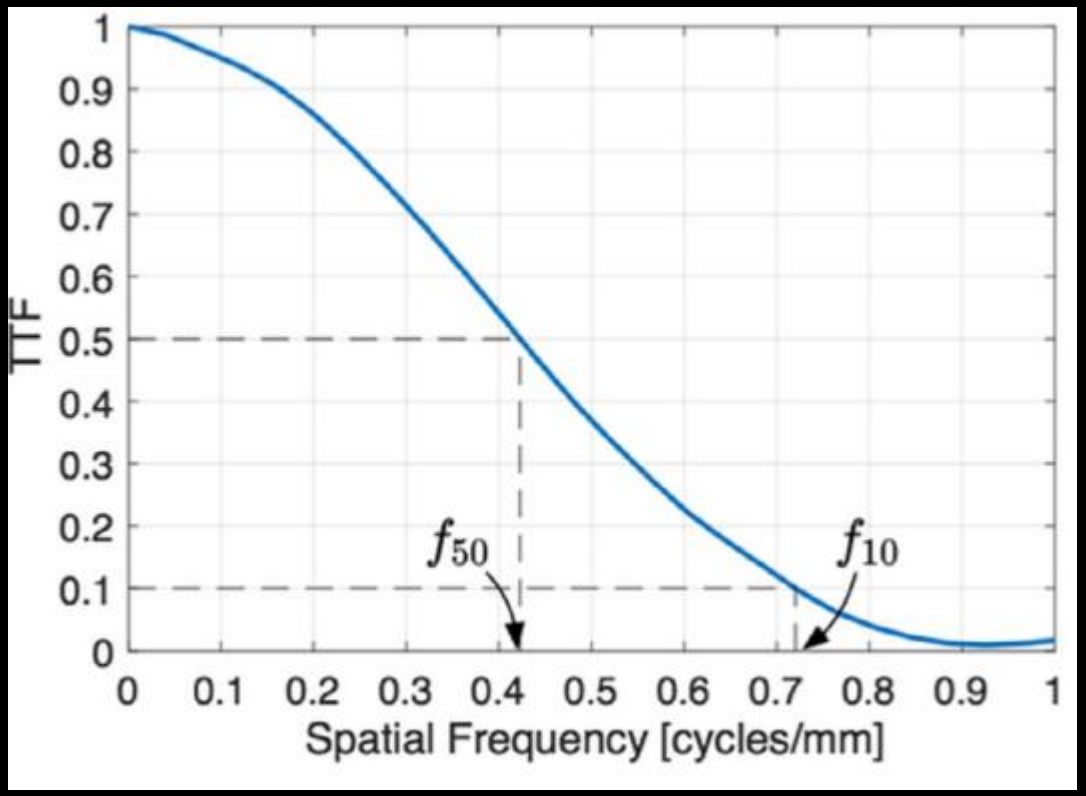
斷層層析體積涵蓋範圍

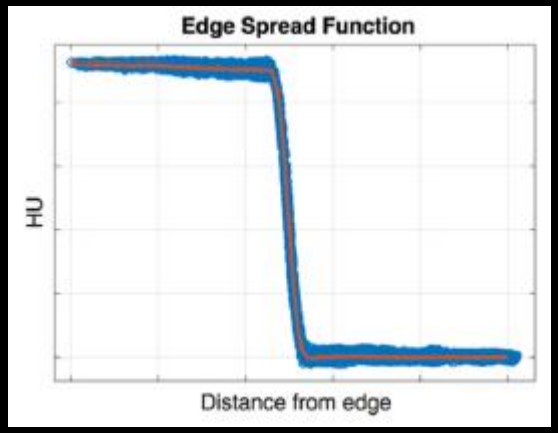


影像品質-空間解析度

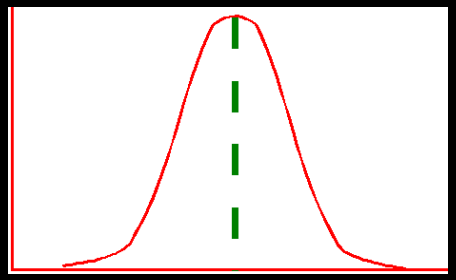
- Z-resolution in Computed Tomography







微分

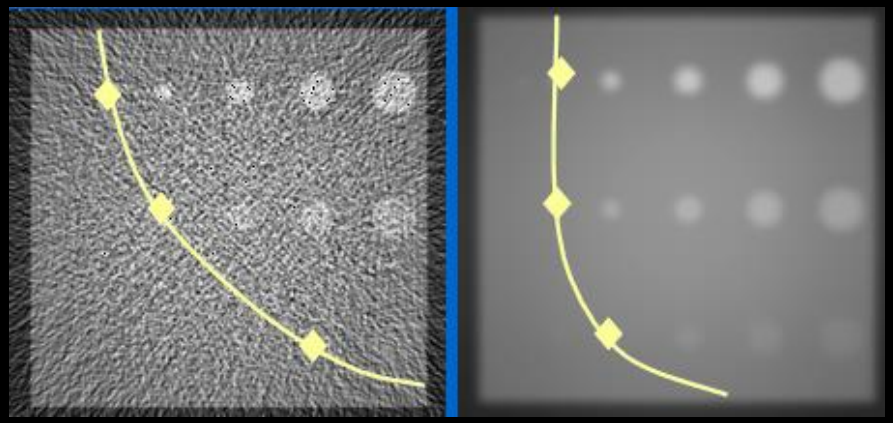


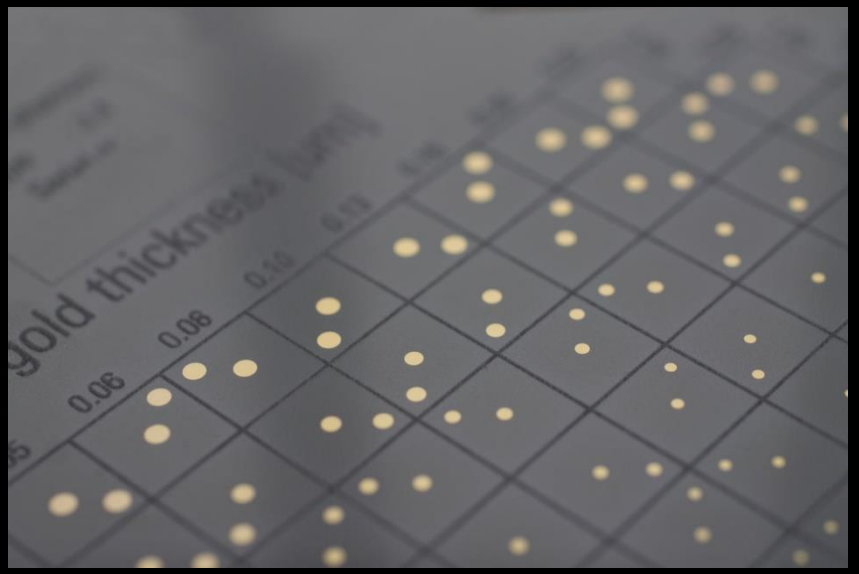
F.T

影像品質-對比解析度

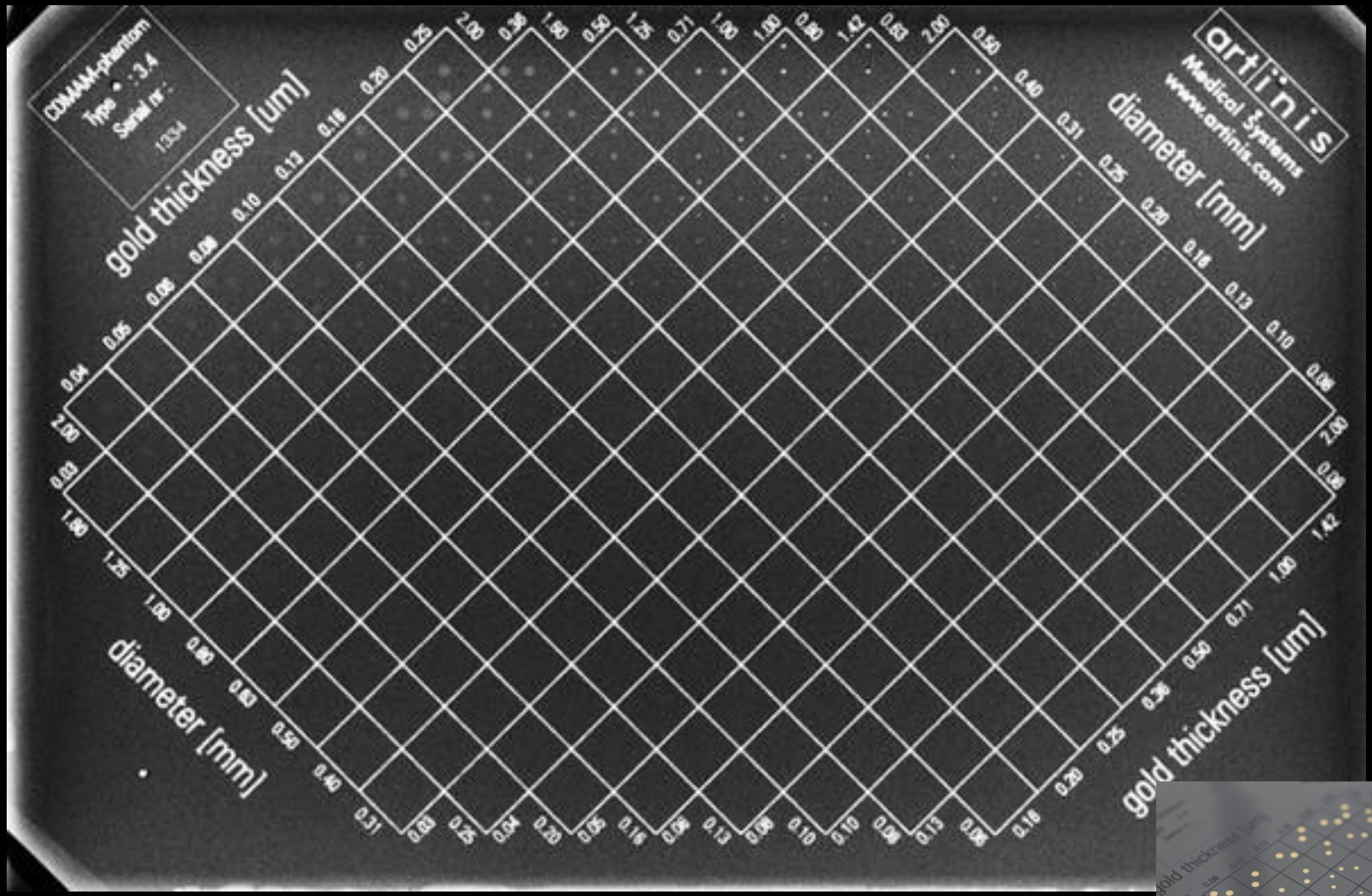
- Low contrast resolution
- 常用單位：
  - mm @ certain contrast
- 影響因素：
  - 偵測器尺寸
  - 影像重建/後處理方法
  - 輻射劑量
  - 影像像素尺寸
  - 射束品質/半值層
- 另類測試：
  - 對比雜訊比(**CNR – contrast-to-noise ratio**)

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

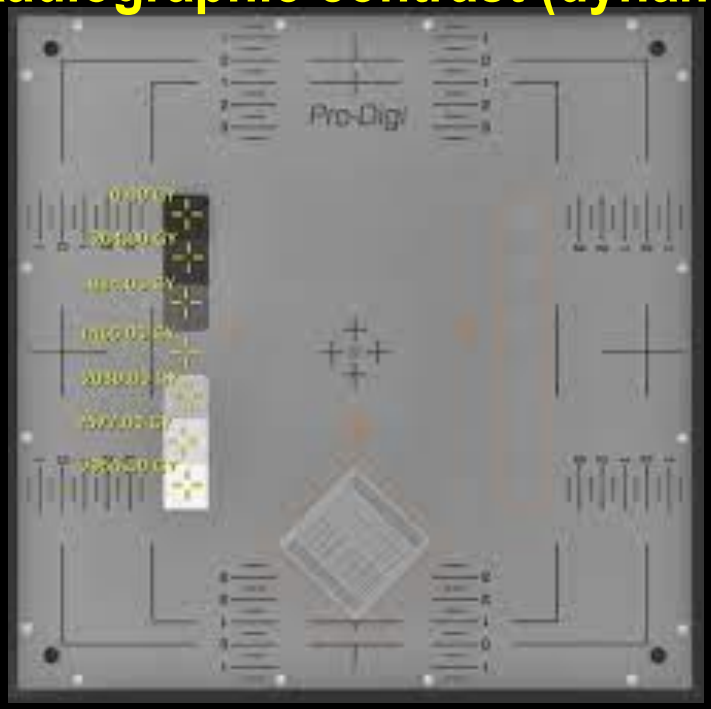


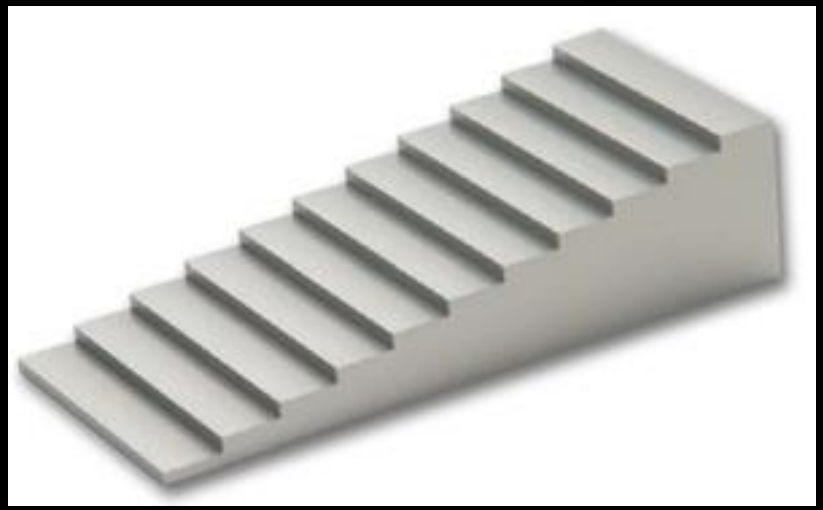


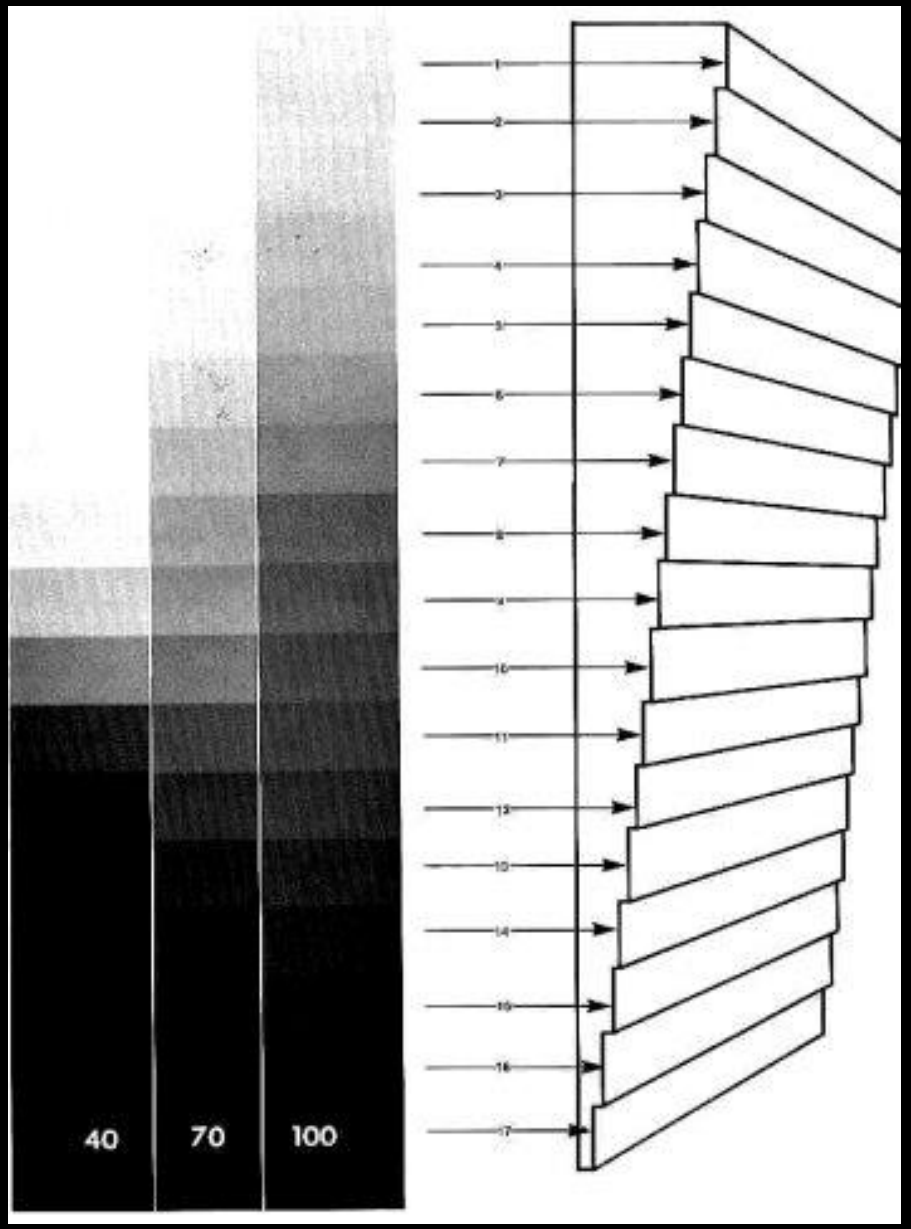
Radiographic contrast resolution



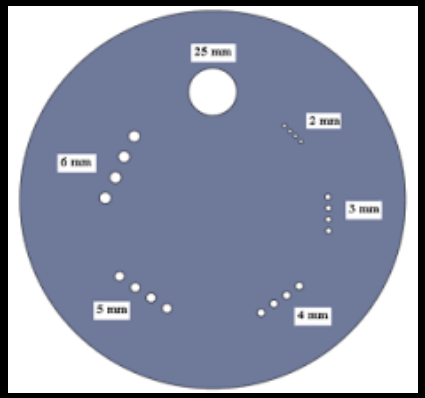
Radiographic contrast (dynamic) range





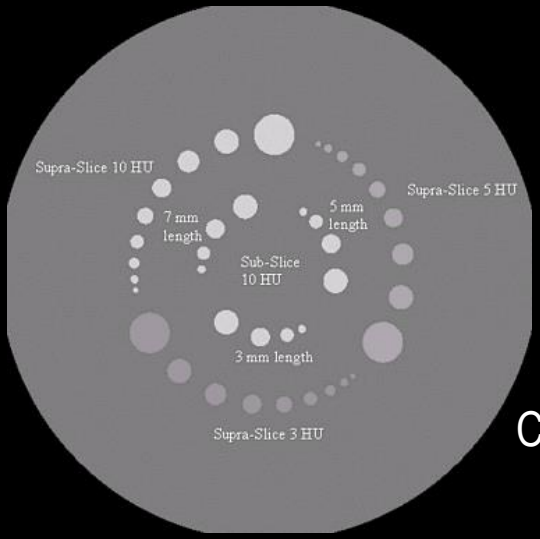


Computed Tomographic contrast resolution





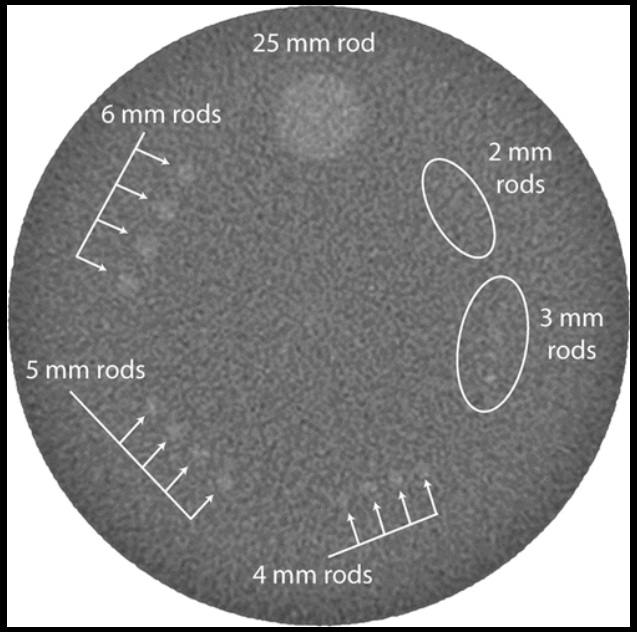
ACR CT Accreditation Phantom

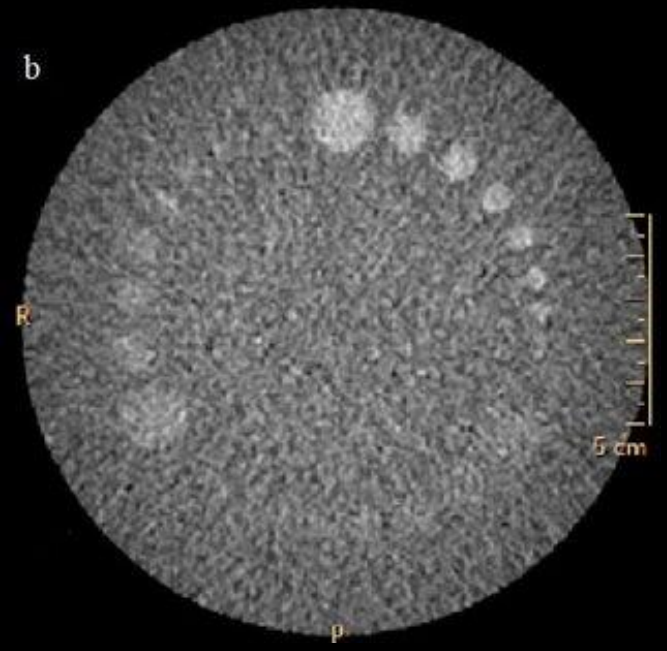




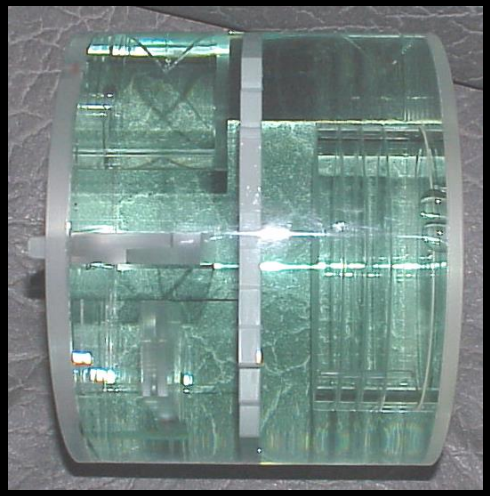
Catphan Phantom

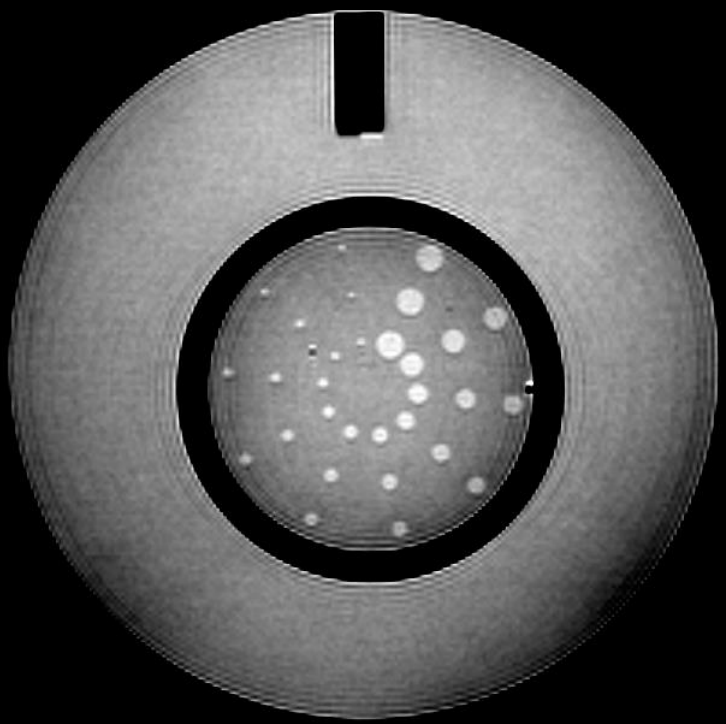


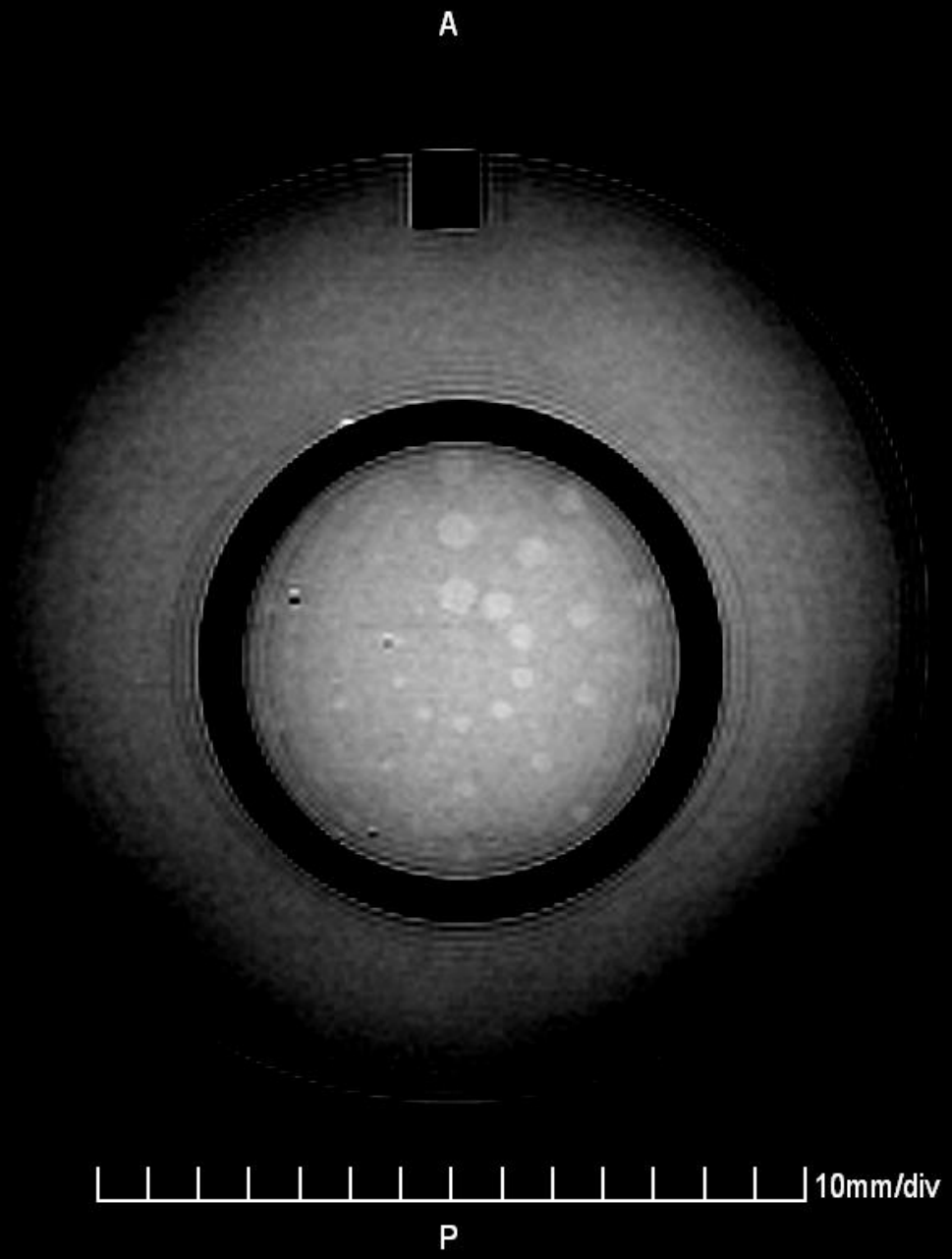




MRI contrast resolution

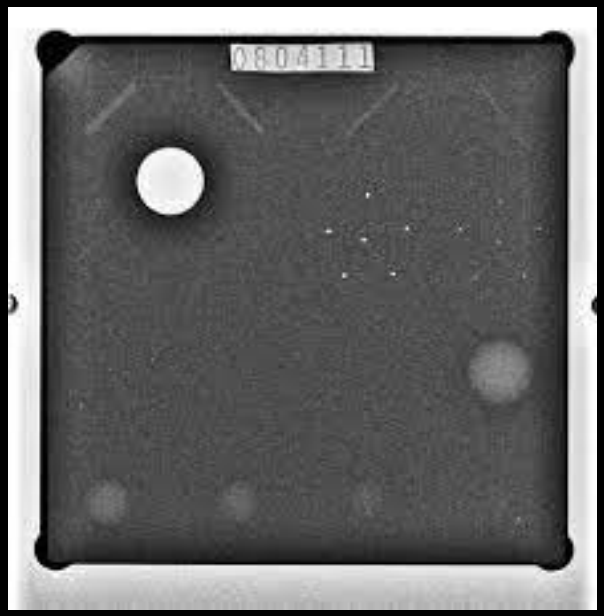


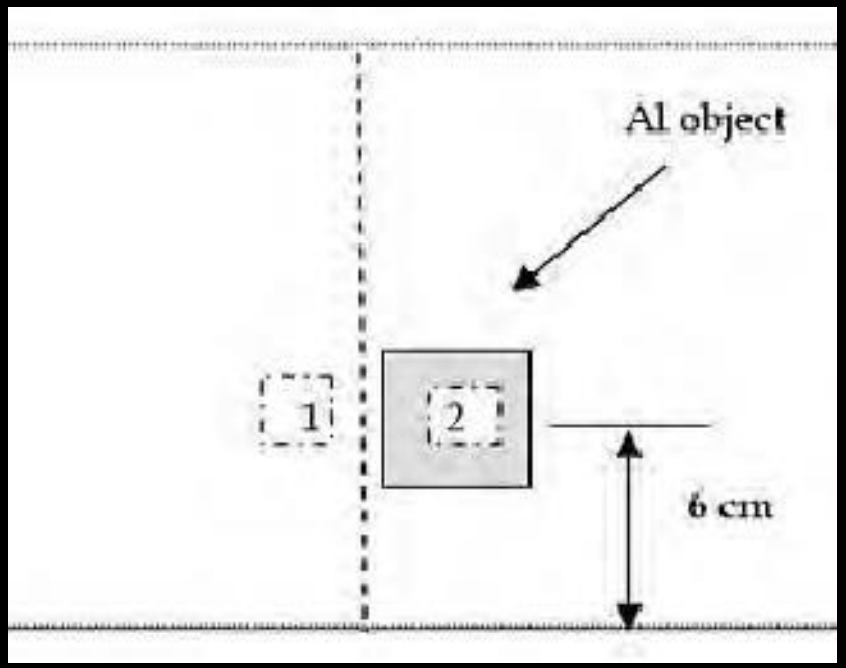




Mammographic contrast-to-noise ratio

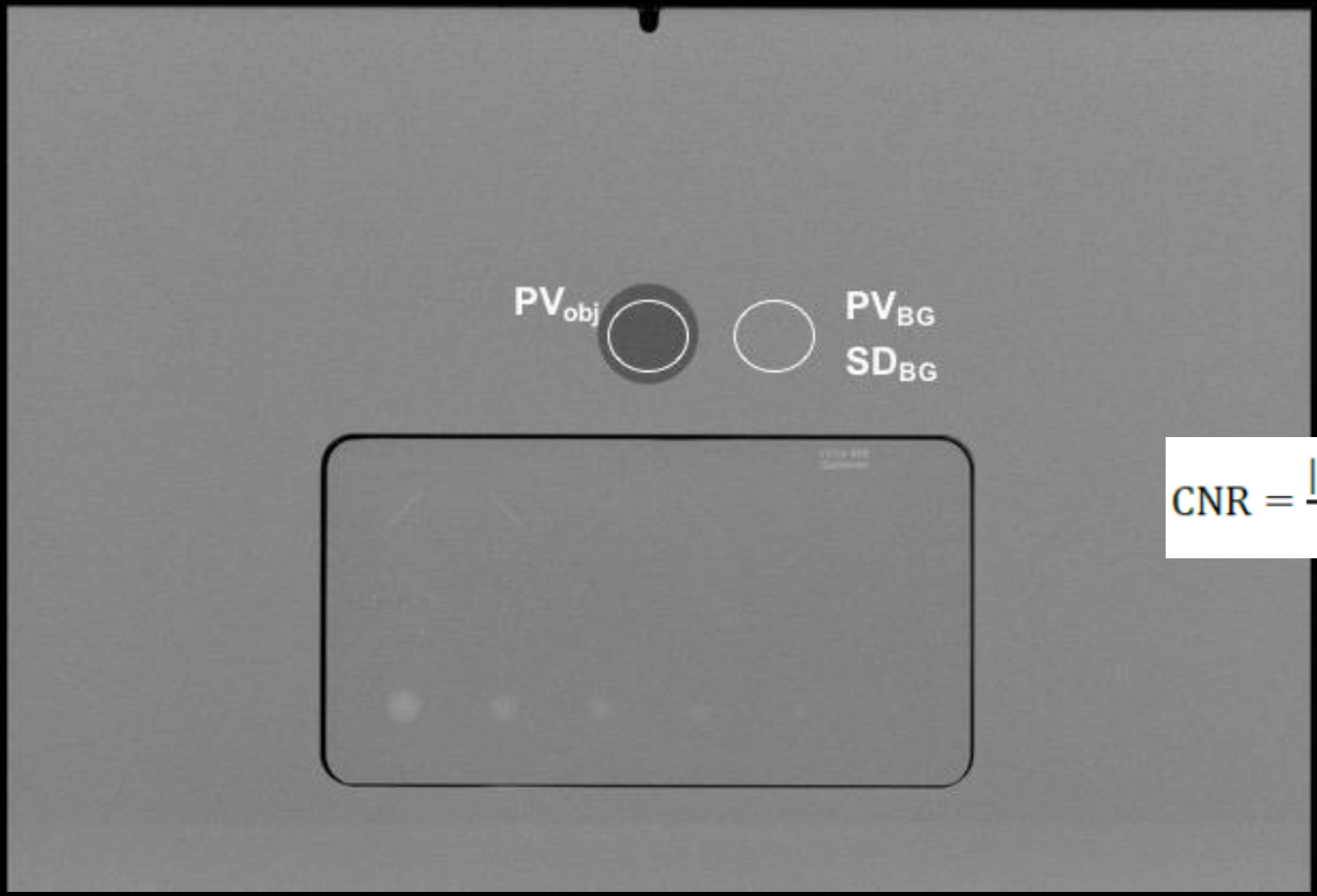






$$CNR = \frac{\mu_1 - \mu_2}{noise}$$

Mammographic contrast-to-noise ratio



$$CNR = \frac{|PV_{BG} - PV_{obj}|}{SD_{BG}}$$

ACR FFDM Accreditation phantom

Computed Tomographic contrast-to-noise ratio



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

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

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

noise = $\sigma_{background}$

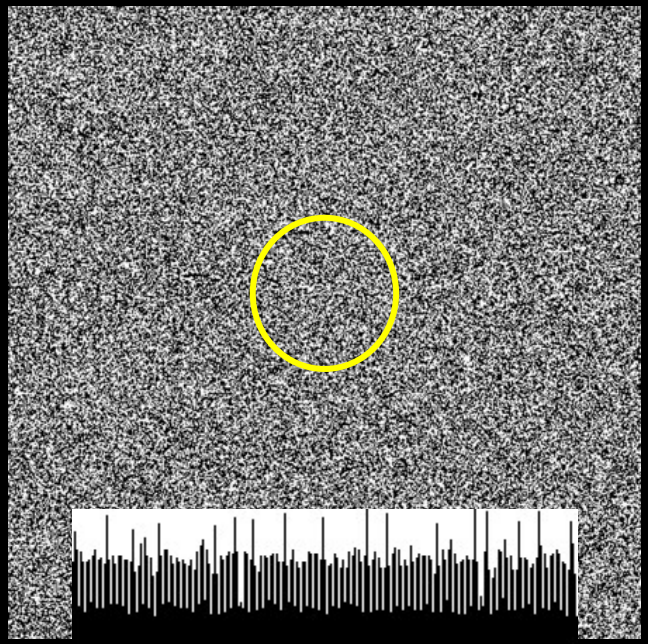
$(\sigma_{background} + \sigma_{target}) \div 2$

$[(\sigma_{background}^{2} + \sigma_{target}^{2}) \div 2]^{0.5}$

Ultrasound contrast detectability



- 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/光柵種類厚度
    - 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



$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{M-1}\sum_{i}^{M}(I_i - \bar{I}_i)^2}$$

影像品質-雜訊

SNR of digital mammography



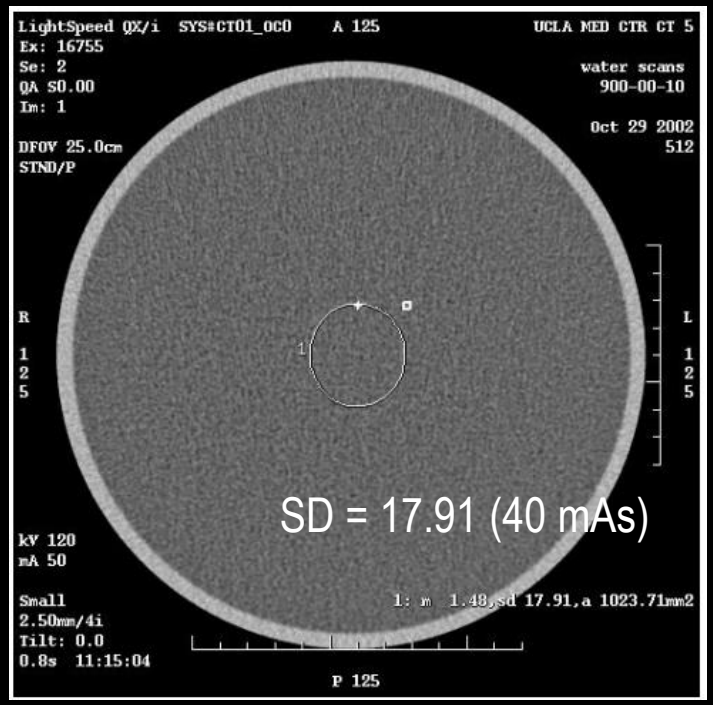
$$SNR = \frac{PV_{BG} - DC\ offset}{SD_{BG}}$$

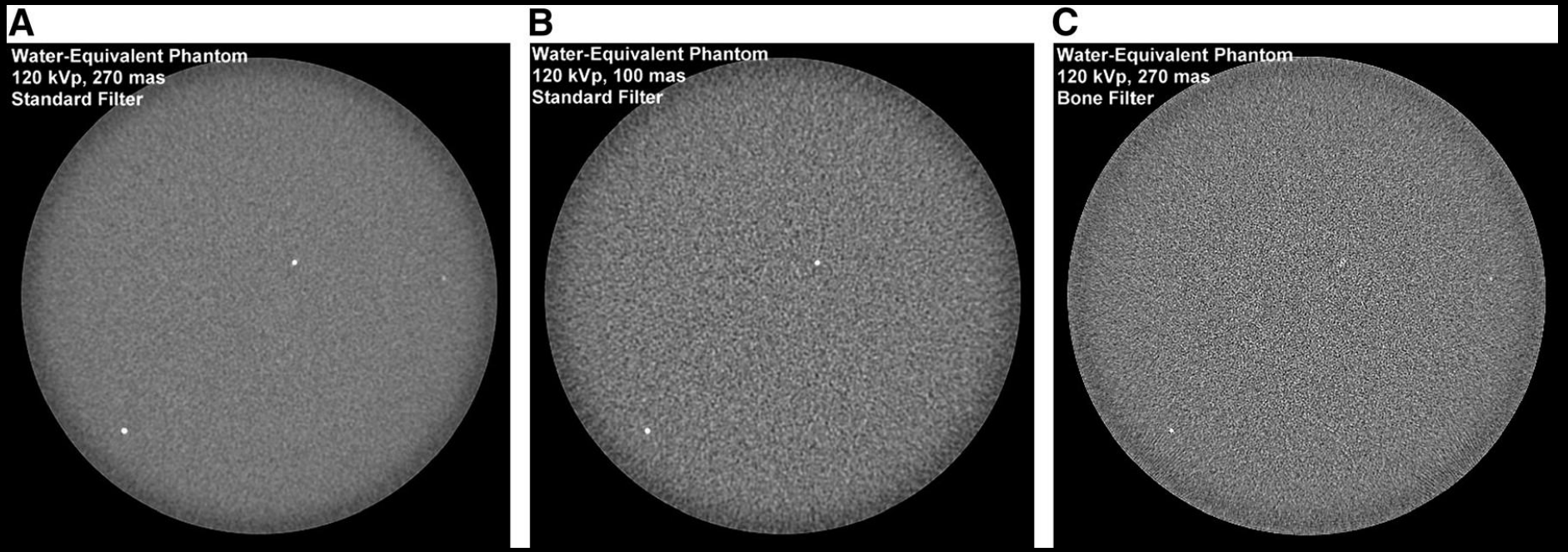
ACR FFDM Accreditation phantom

影像品質-雜訊



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





- 影像品質-雜訊

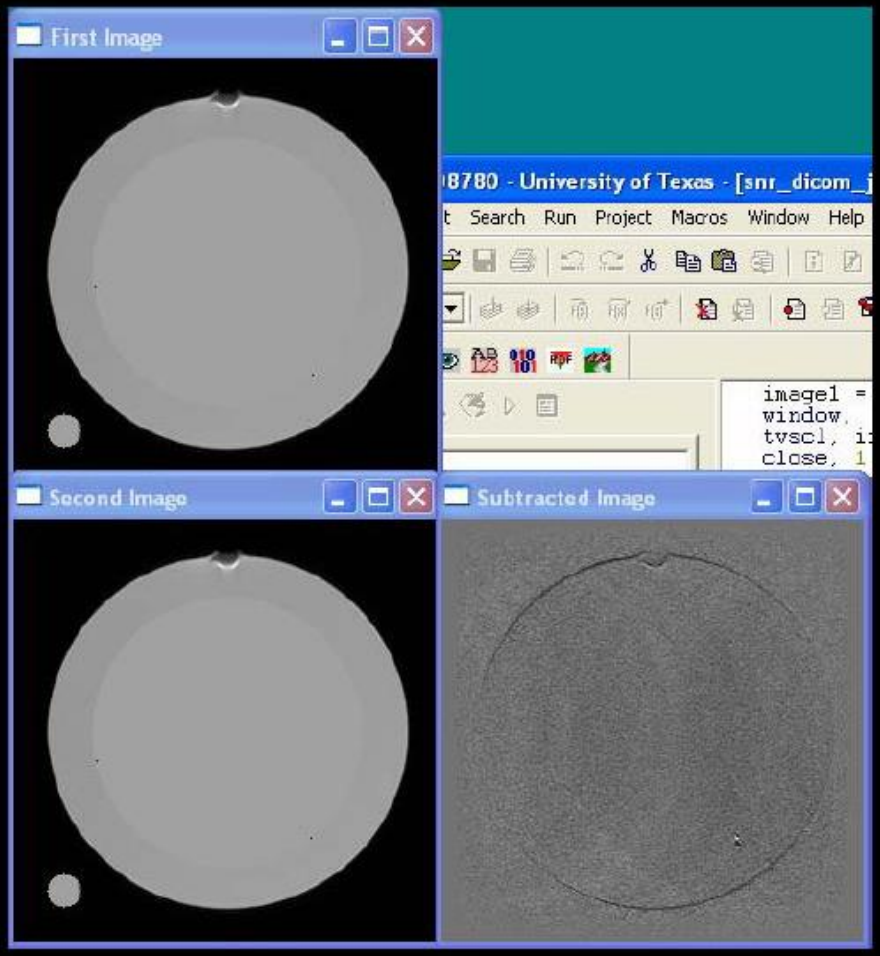
2015　2014

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%
			Stnd	1.21	5.5	5.28	4.17%
			Detail	1.22	6.98	6.78	2.95%
			Lung	2.04	23.67	22.93	3.23%
改變管電壓峰值 (軸狀掃描模式)	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		

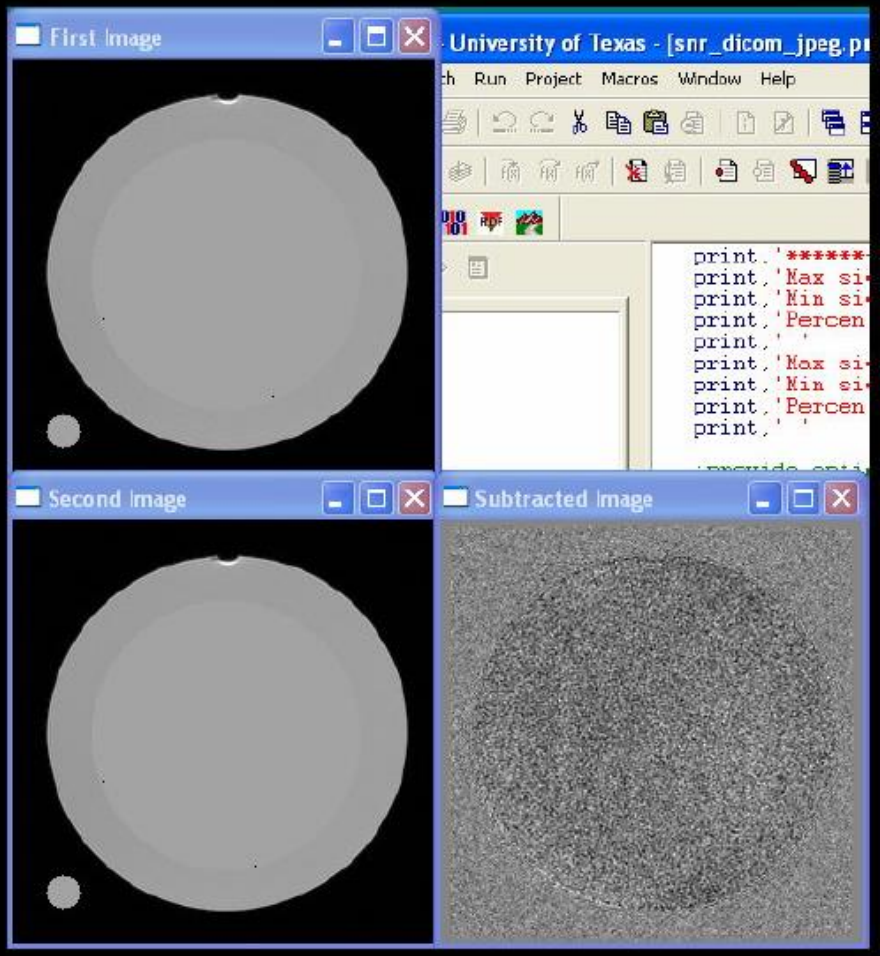
2016　重建基準值

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%
			Stnd	1.76	5.76	5.76	0.00%
			Detail	1.86	7.14	7.14	0.00%
			Chest	1.51	5.76	5.76	0.00%
改變管電壓峰值 (軸狀掃描模式)	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		

SNR (signal-to-noise ratio) of MRI images



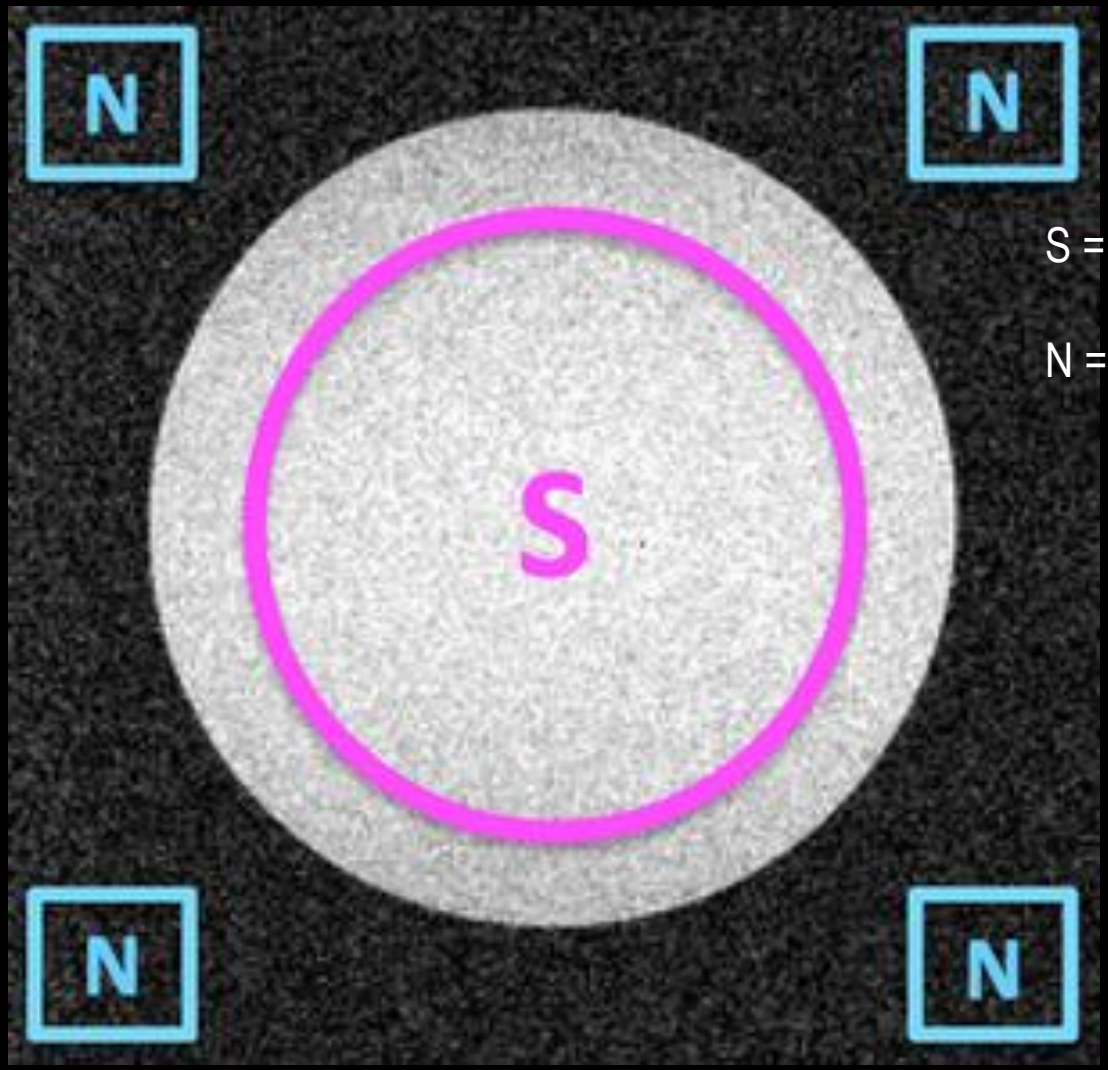
Head coil, BW = 3.6 kHz



Head coil, BW = 15.6 kHz

SNR (signal-to-noise ratio) of MRI images

Single image method of NEMA standard



S = averaged pixel values of ROI-S

N = averaged standard deviations of ROI-Ns

$$SNR = \frac{S}{N} \times \sqrt{2 - \frac{\pi}{2}} = 0.655 \frac{S}{N}$$

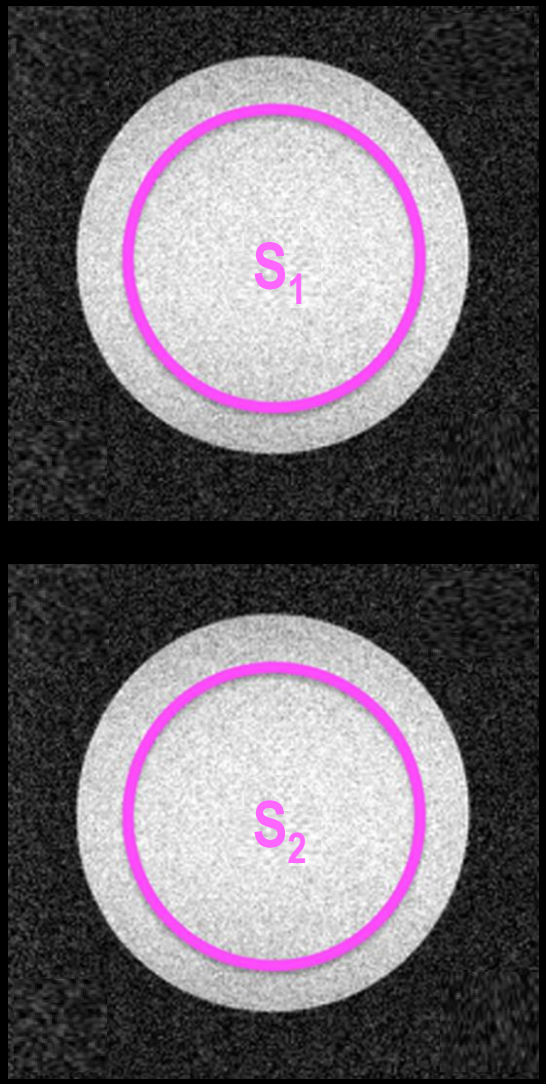
Rayleigh distribution factor

The Rayleigh distribution is a continuous probability distribution whose components are independent, positive random variables with a normal distribution.

NEMA, National Manufacturers Electrical Association

SNR (signal-to-noise ratio) of MRI images

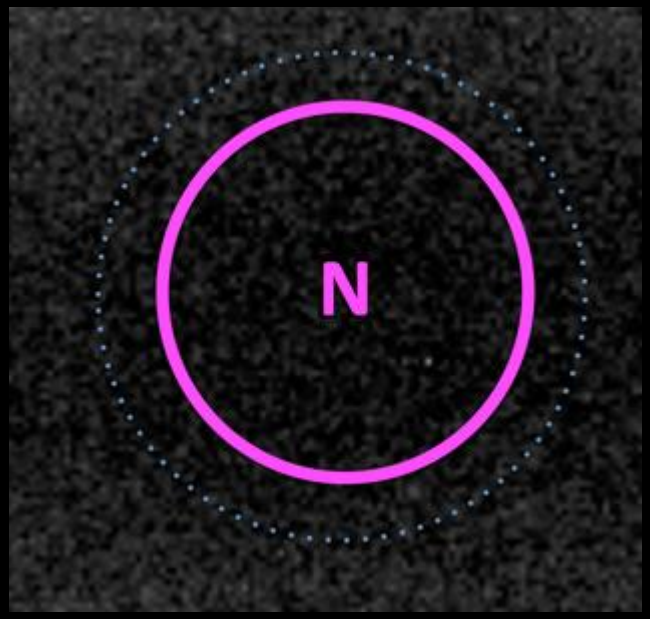
Multiple images method of NEMA standard



S = mean pixel values of ROI-S_1 and ROI-S_2

N = standard deviation of ROI-N

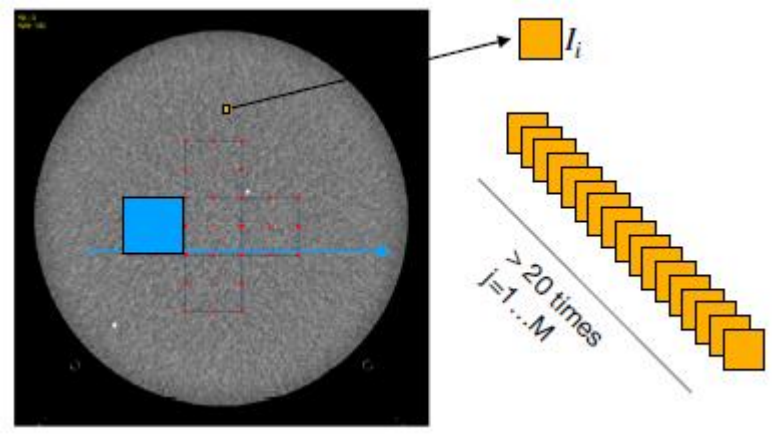
$S_1 - S_2$



$$SNR = \frac{S}{N} \times \frac{1}{\sqrt{2}} = 0.707 \frac{S}{N}$$

Gaussian distribution factor with difference operation

- 影像品質-雜訊
  - Noise：voxel-by-voxel



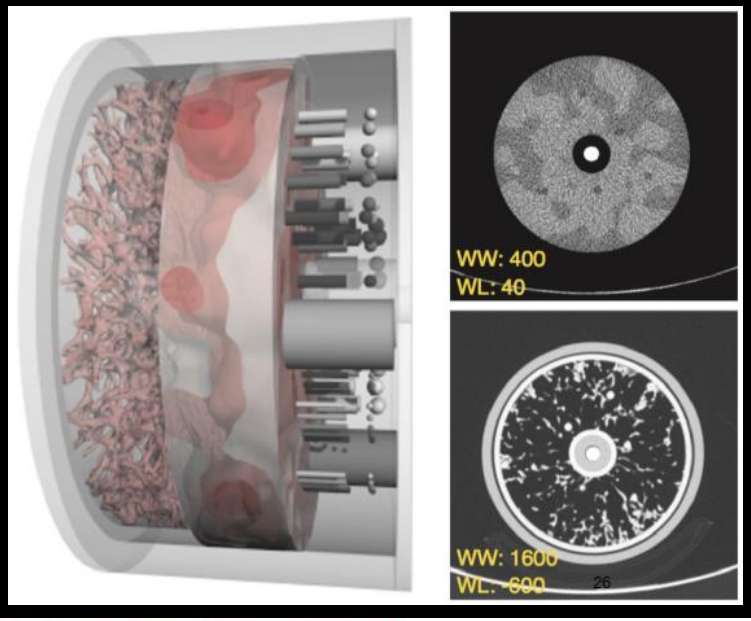
$$\sigma_i = \sqrt{\frac{1}{M-1}\sum_{j}^{M}\left(I_{i,j} - \bar{I}_i\right)^2}$$

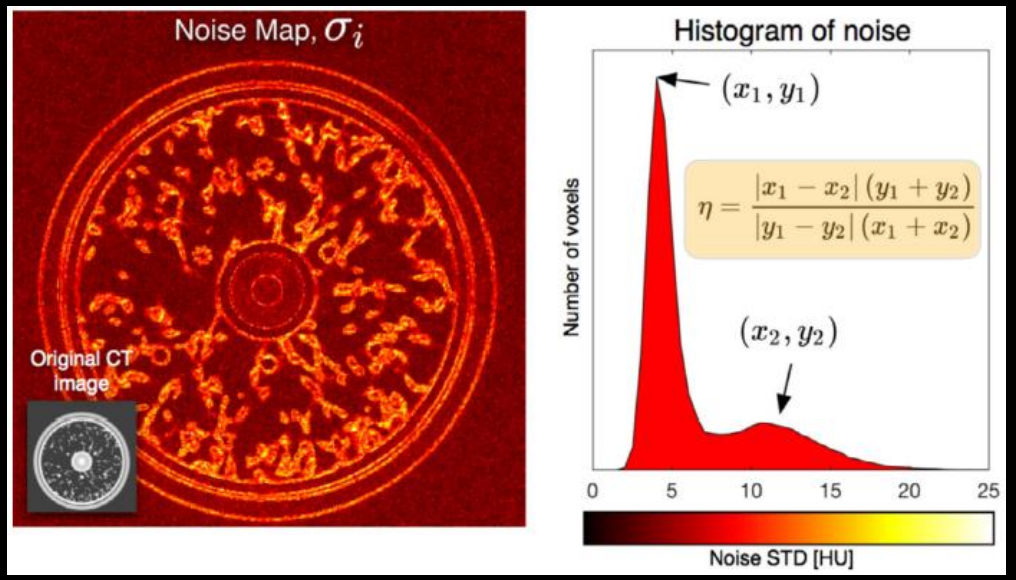
NUI, noise non-uniformity index

$$NUI = \frac{1}{K}\sum_{k=1}^{K}(\overline{\sigma_k})^2$$

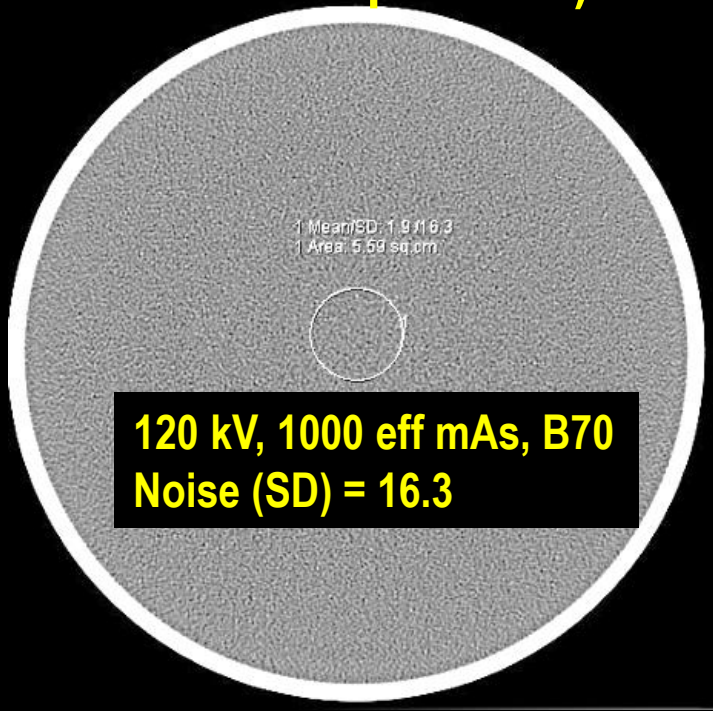
ROI size: 8 x 8 mm
k-th ROI

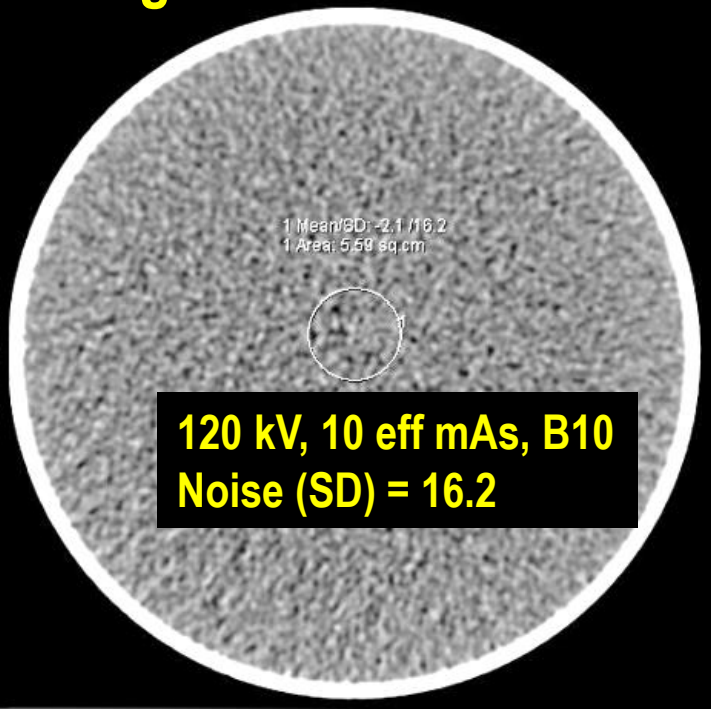
Noise inhomogeneity index

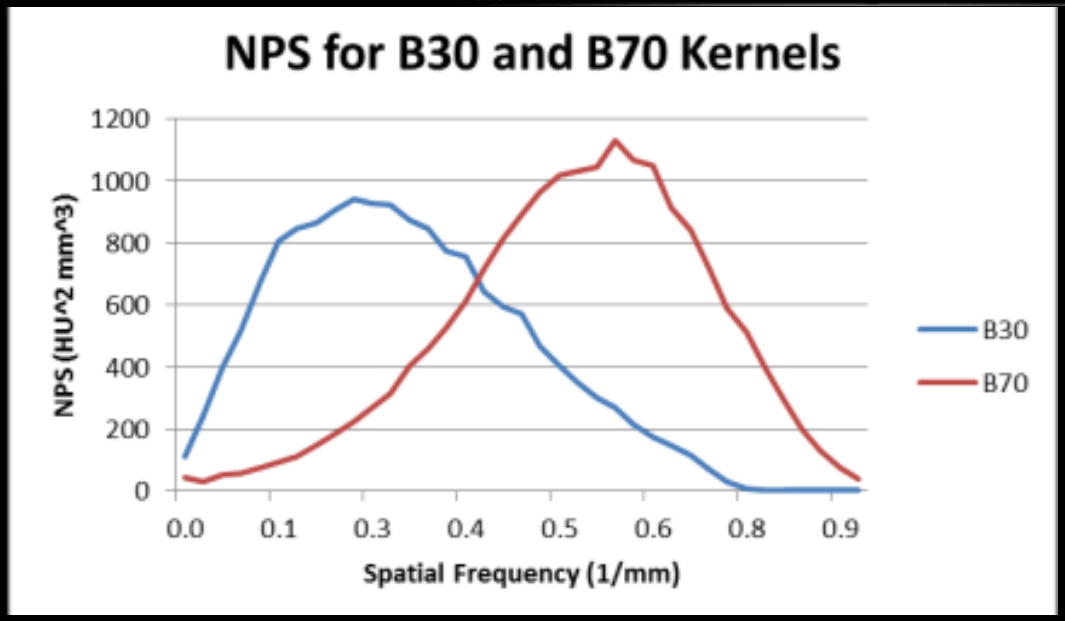




NPS (Noise Power Spectrum) of CT images







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

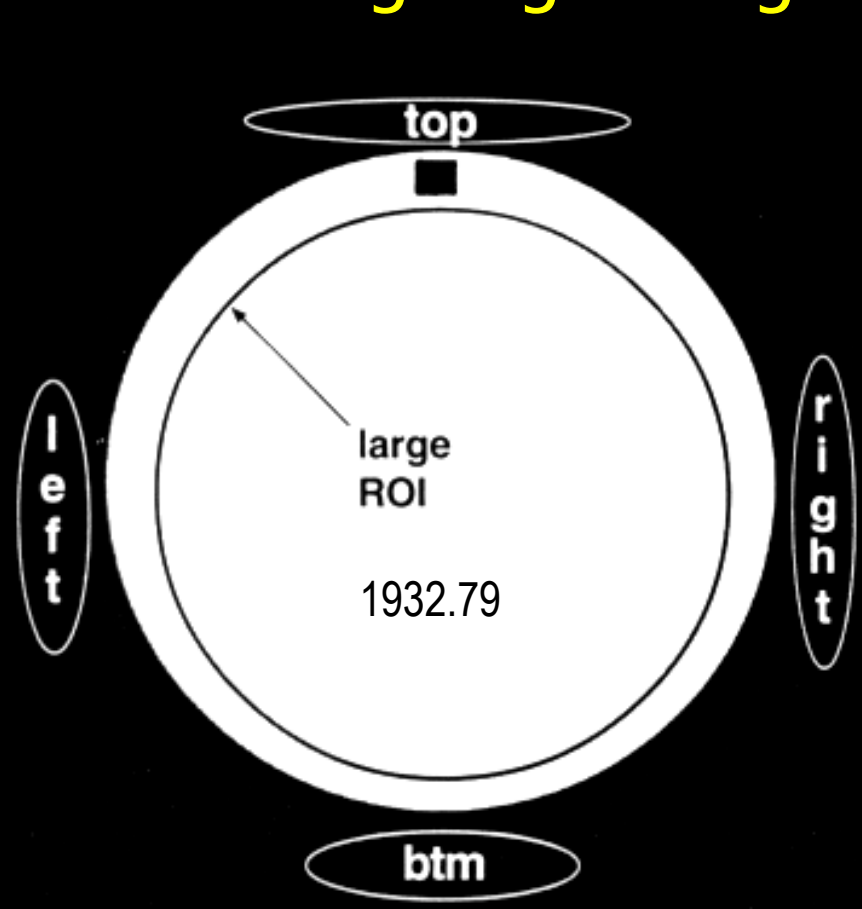
Noise Texture Comparison for Matching Kernels of CT images

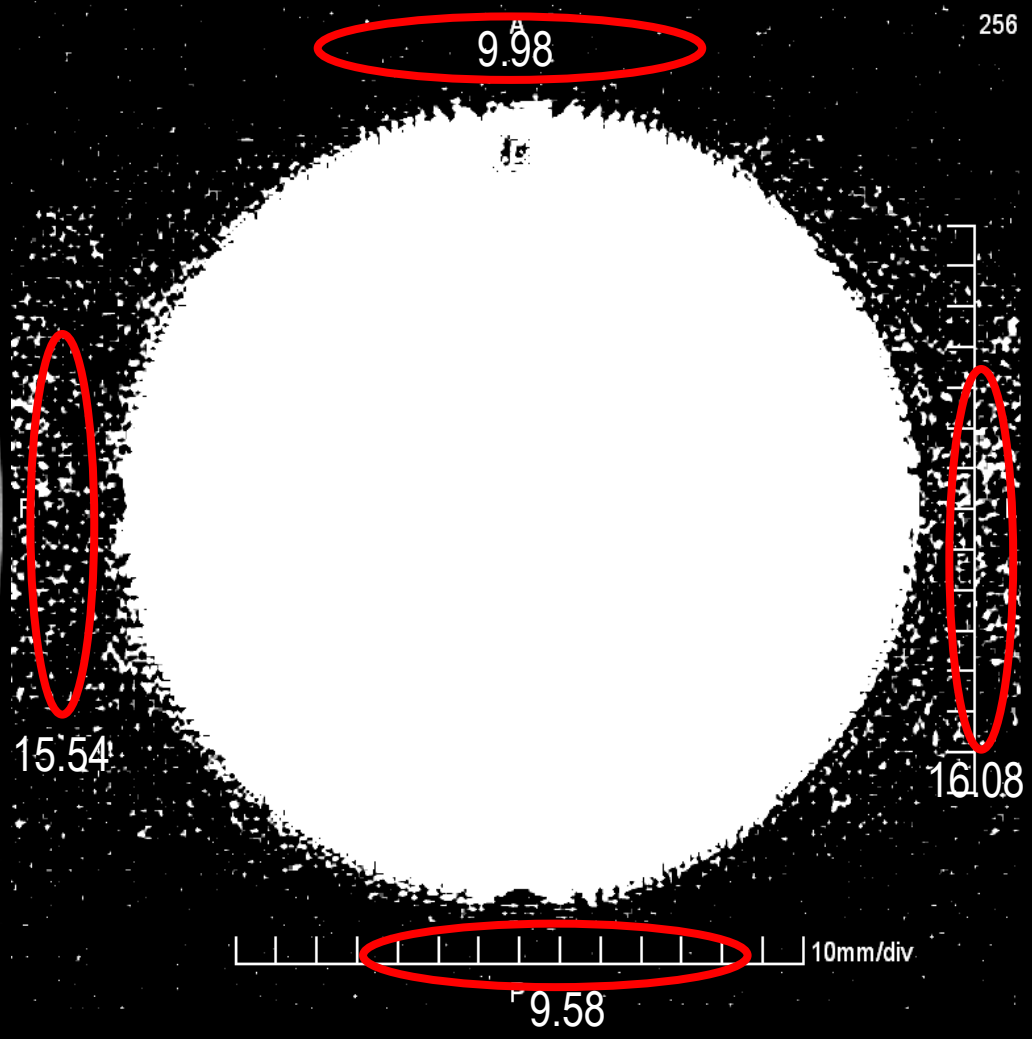
Similar Root Mean Square Difference (RMSD) and Peak Frequency Difference (PFD) of NPSs



Solomon et al, "Quantitative Comparison of Noise Texture Across CT scanners" Medical Physics, Vol. 39, October 2012

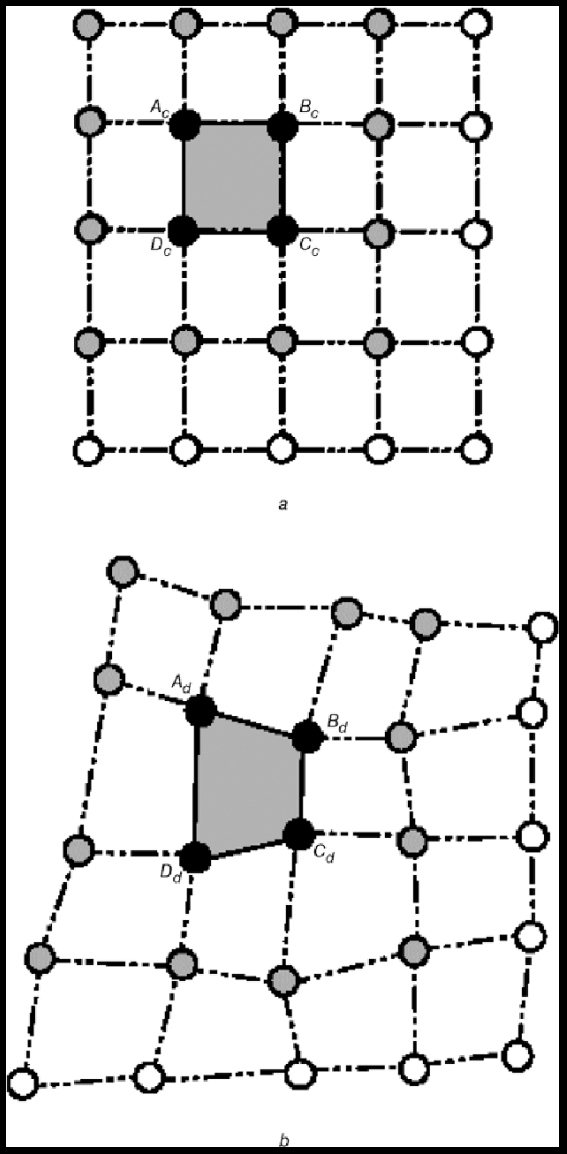
Percent signal ghosting in MRI

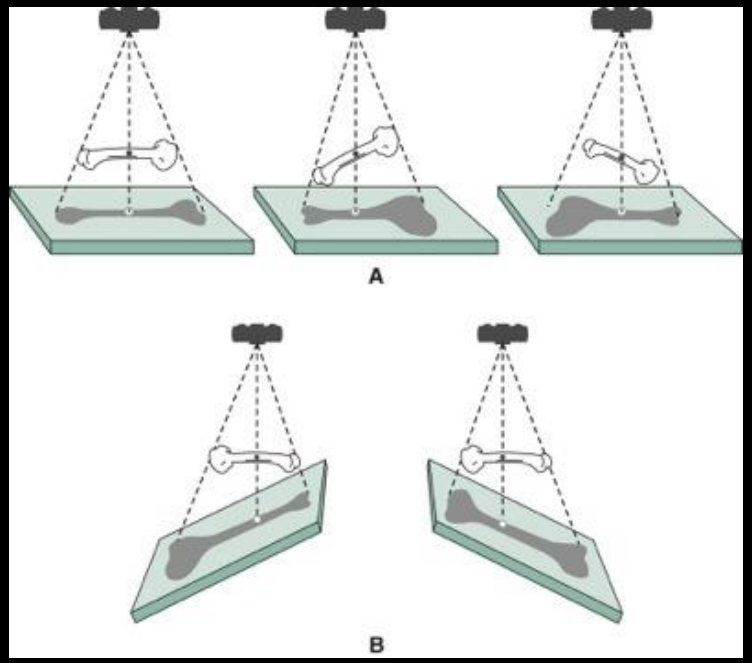


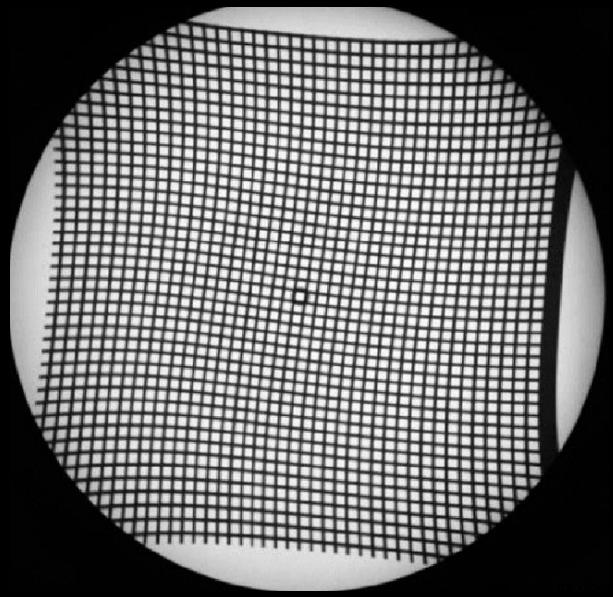


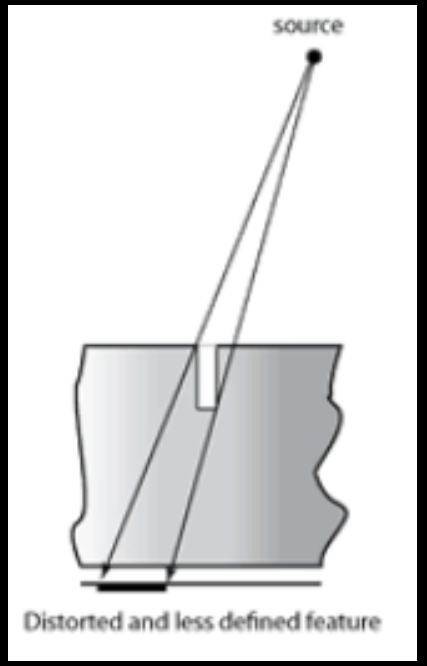
$$PSG=\left|\frac{(9.98+9.58)-(15.54+16.08)}{1932.79\times 2}\right| = 0.0030164 < 0.025$$

影像品質—幾何扭曲
Geometric distortion in radiography



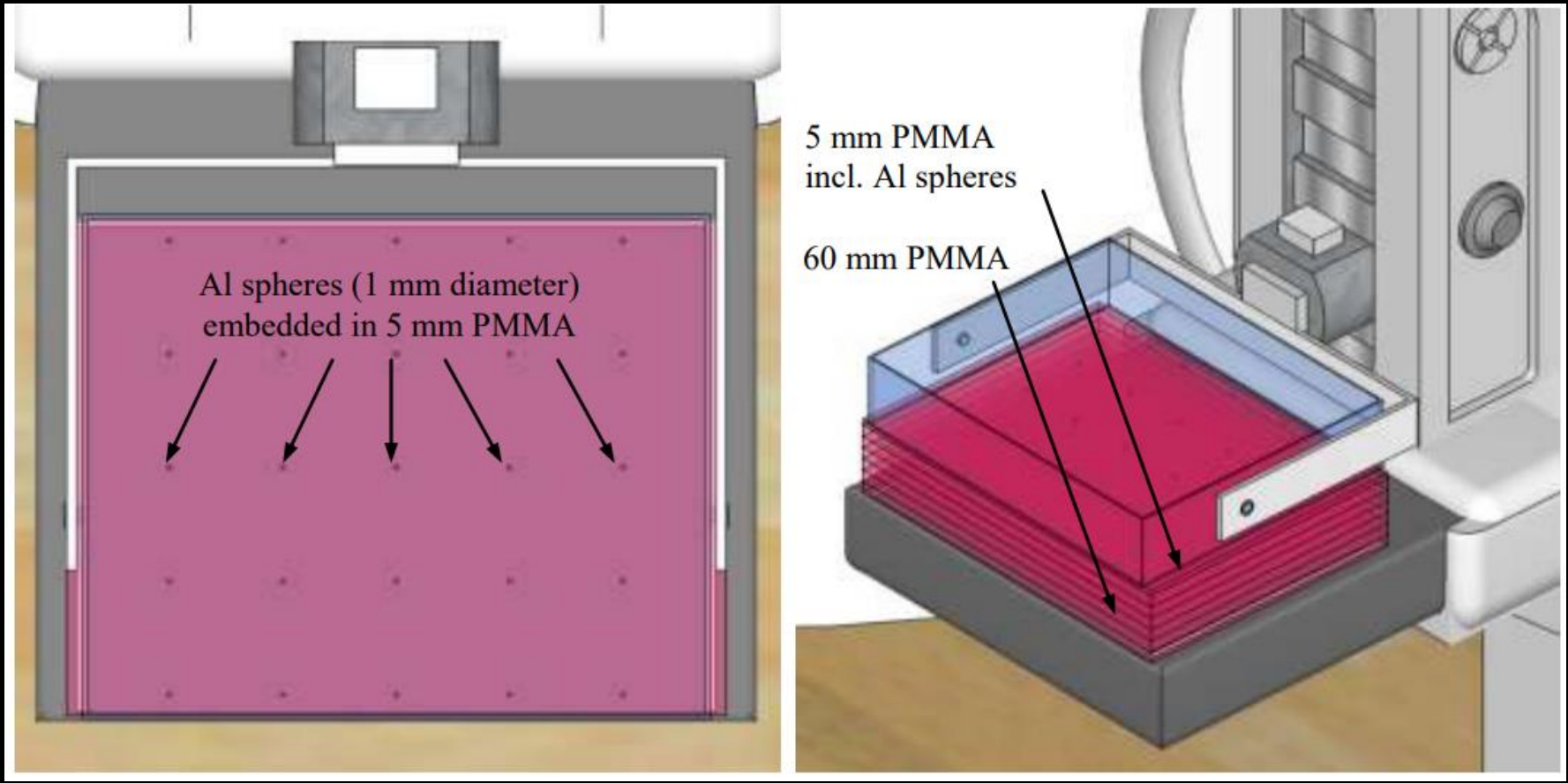






影像品質—幾何扭曲

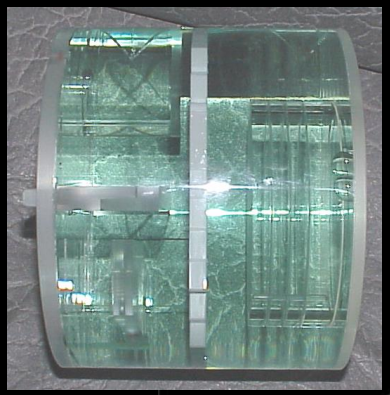
Geometric distortion in radiography

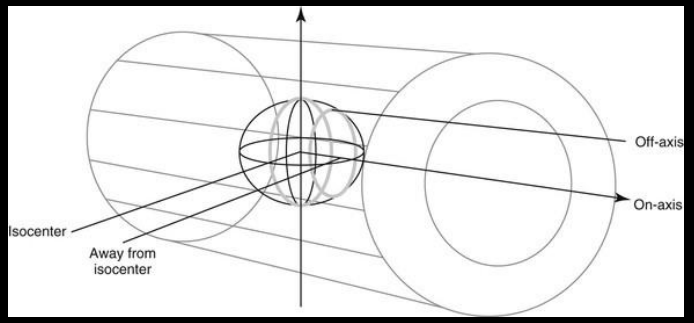


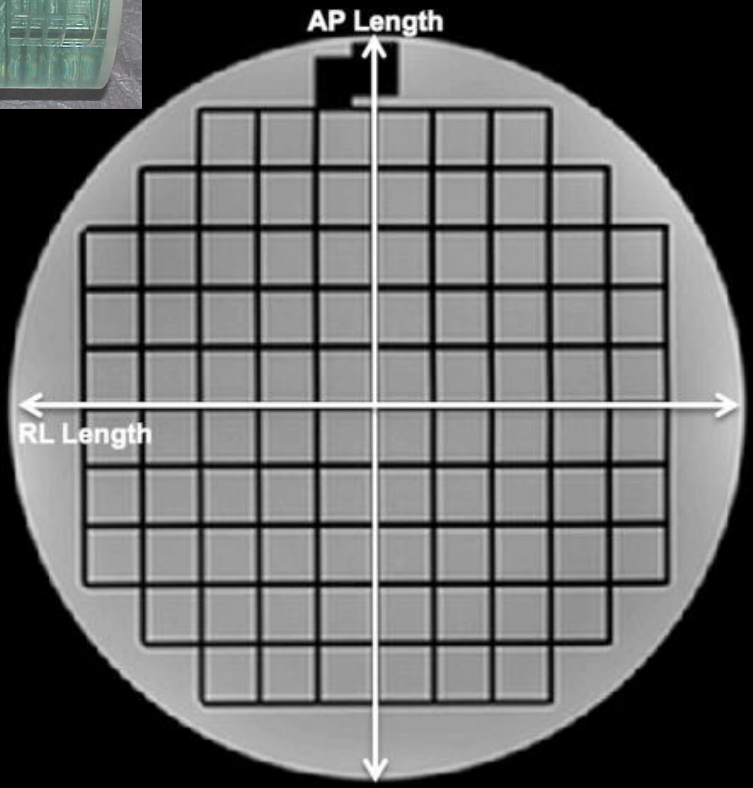
Any distortion or scaling error should be within the manufacturer's specification. (i.e.: < 2%)

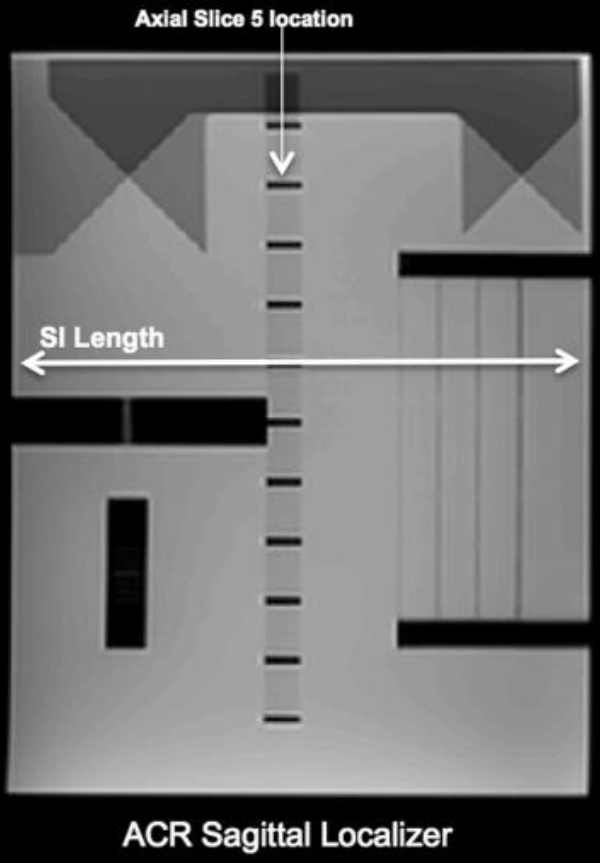
影像品質—幾何扭曲

Geometric distortion in MRI



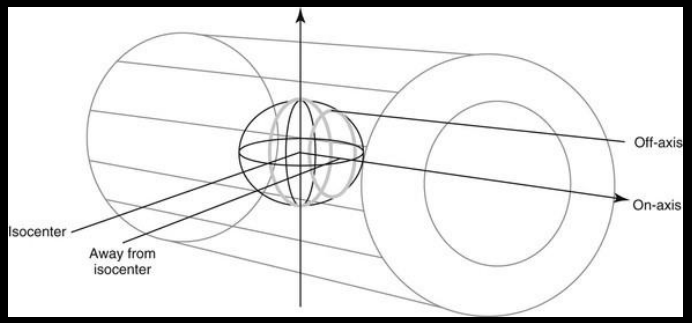


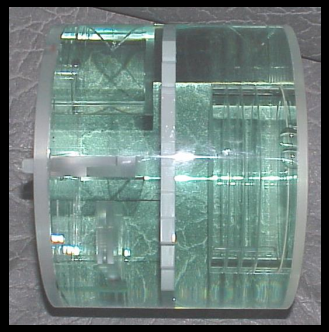


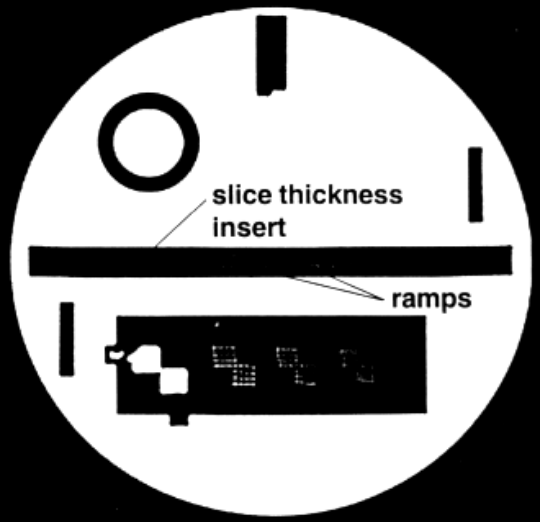


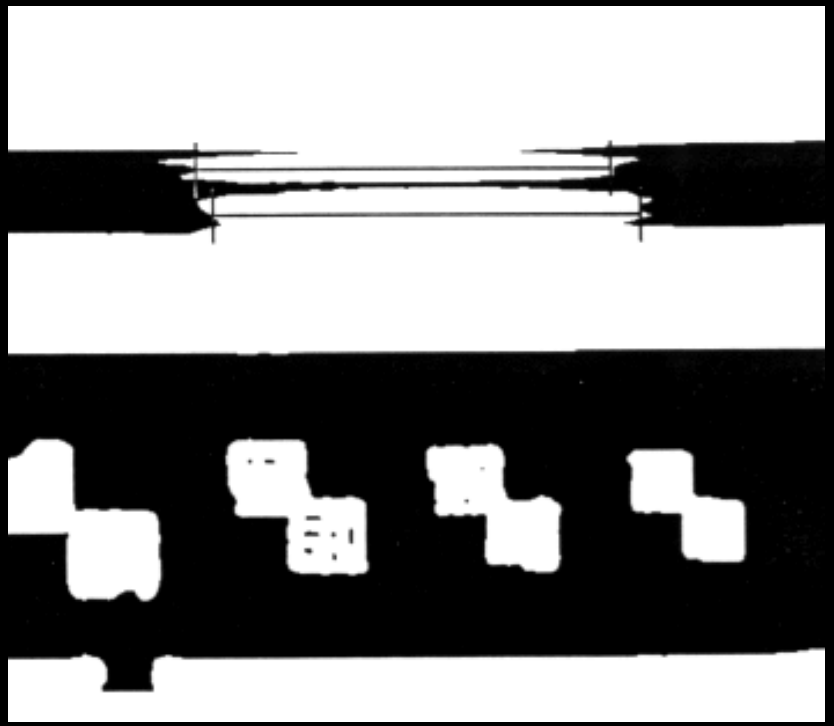
影像品質—幾何扭曲

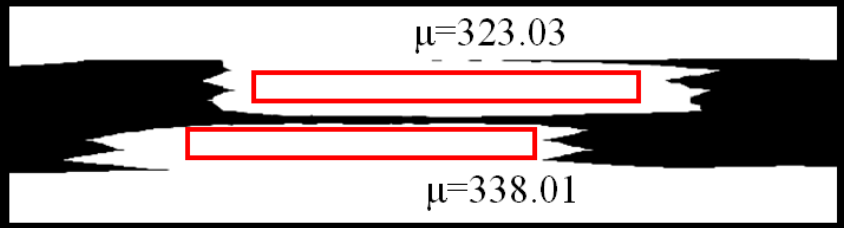
Geometric distortion in MRI – slice thickness



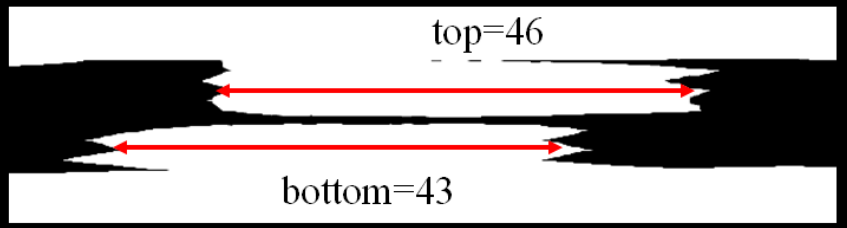








[(323.03+338.01)/2]/2=165.26

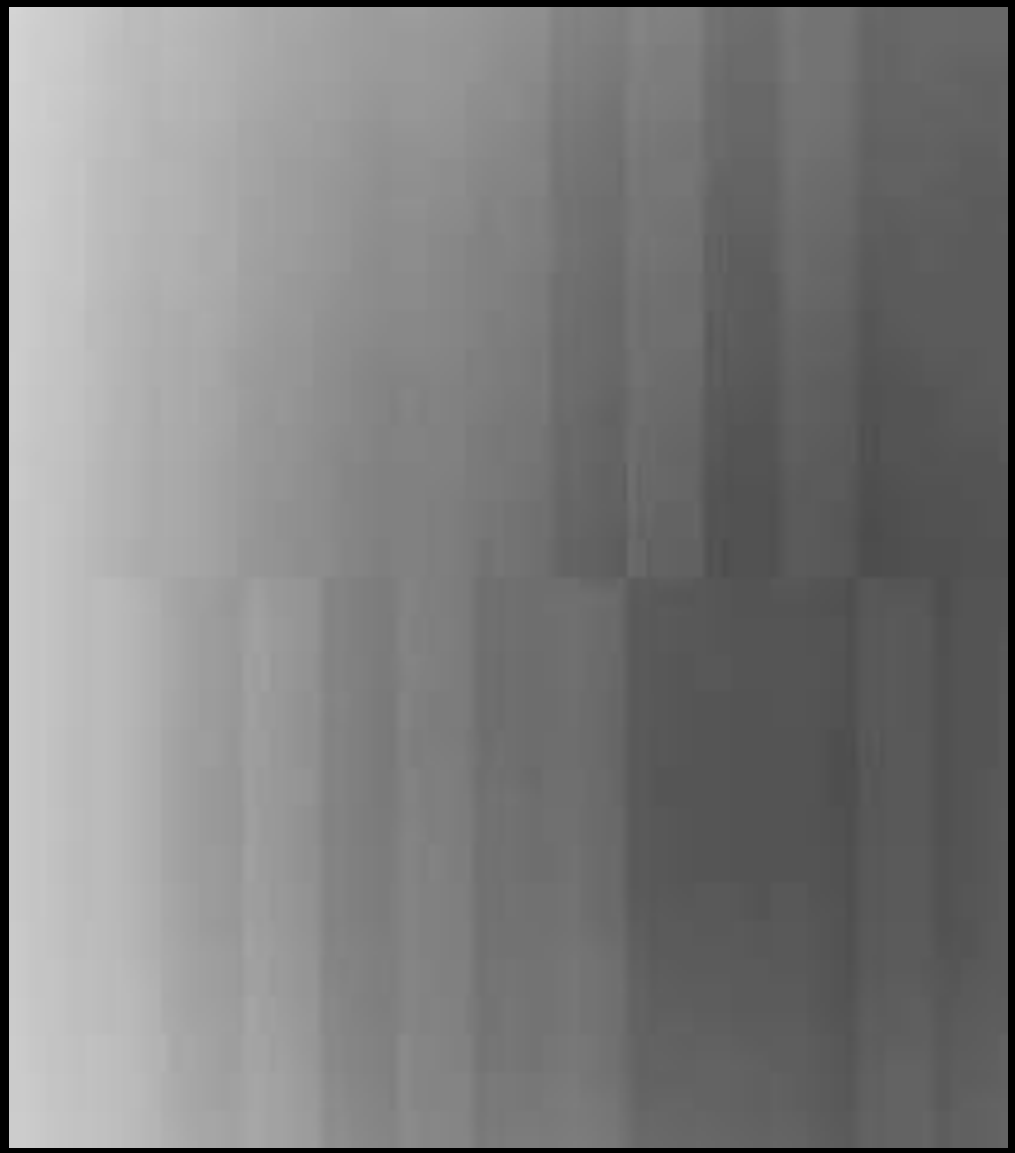


WW=2
WL=165

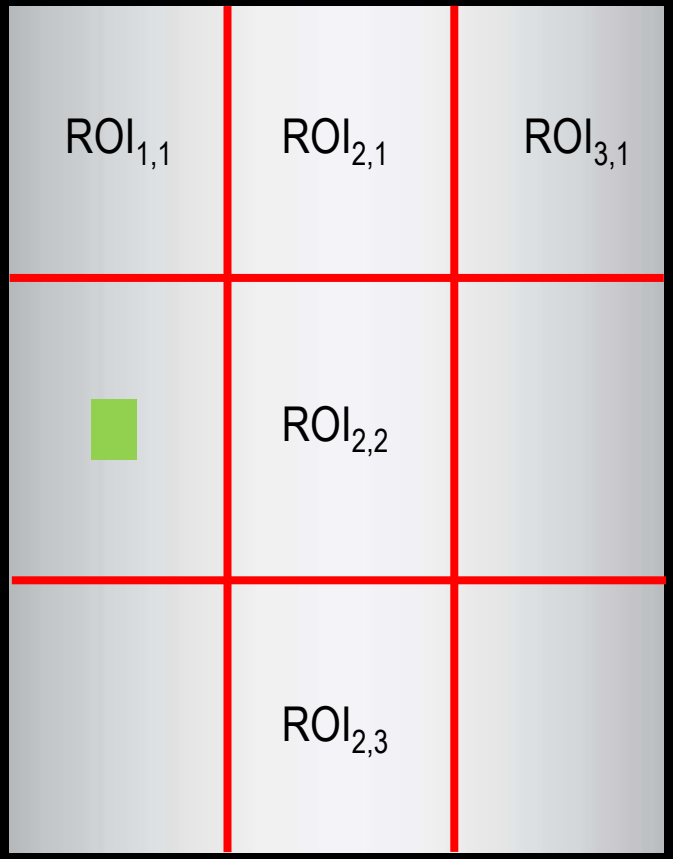
Slice thickness = 0.2 x (46 x 43) / (46 + 43) = 4.445

Criteria : 5.0 +/- 0.7 mm

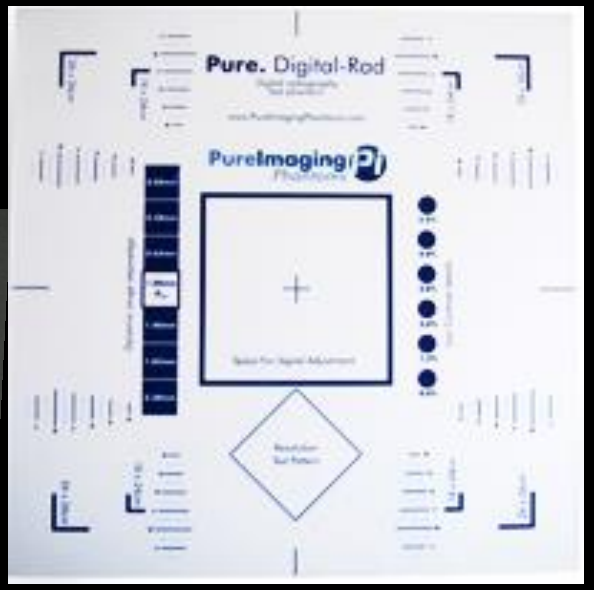
影像品質 – 影像均勻度
Image uniformity in radiography

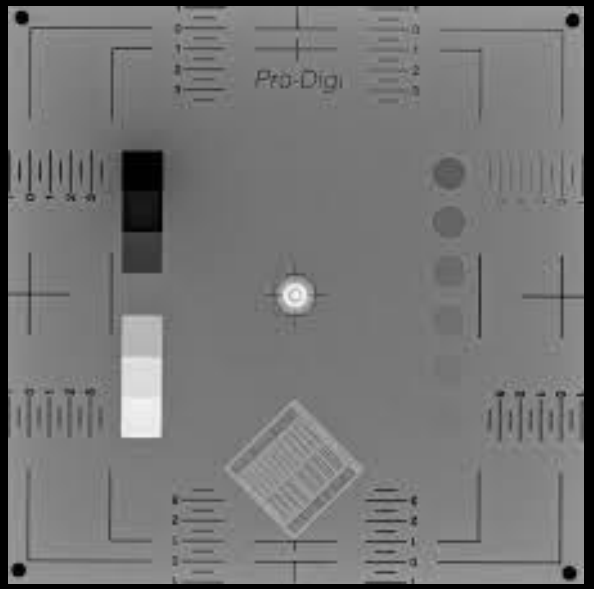


影像品質 – 影像均勻度
Image uniformity in radiography









Local uniformity：

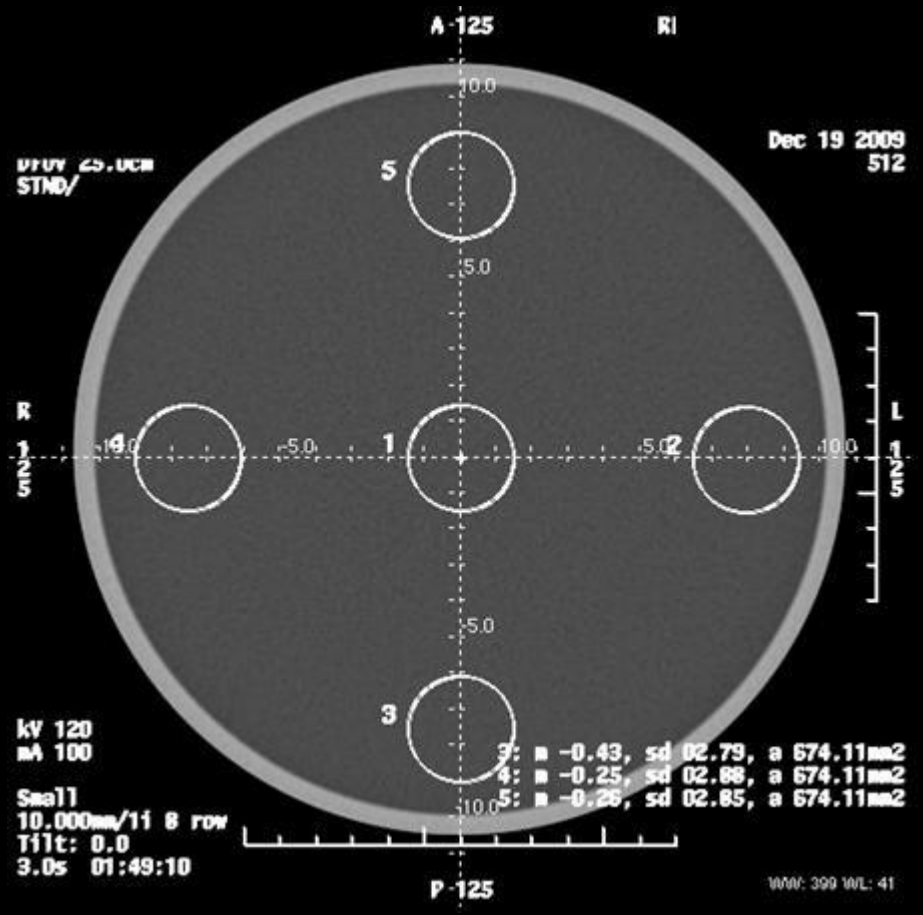
$$LU = \max\left(\frac{\left|MPV_{i,j} - MPV_{8\,neighbour}\right|}{MPV_{8\,neighbour}}\right)$$

Global uniformity：

$$GU = \max\left(\frac{\left|MPV_{i,j} - MPV_{image}\right|}{MPV_{image}}\right)$$

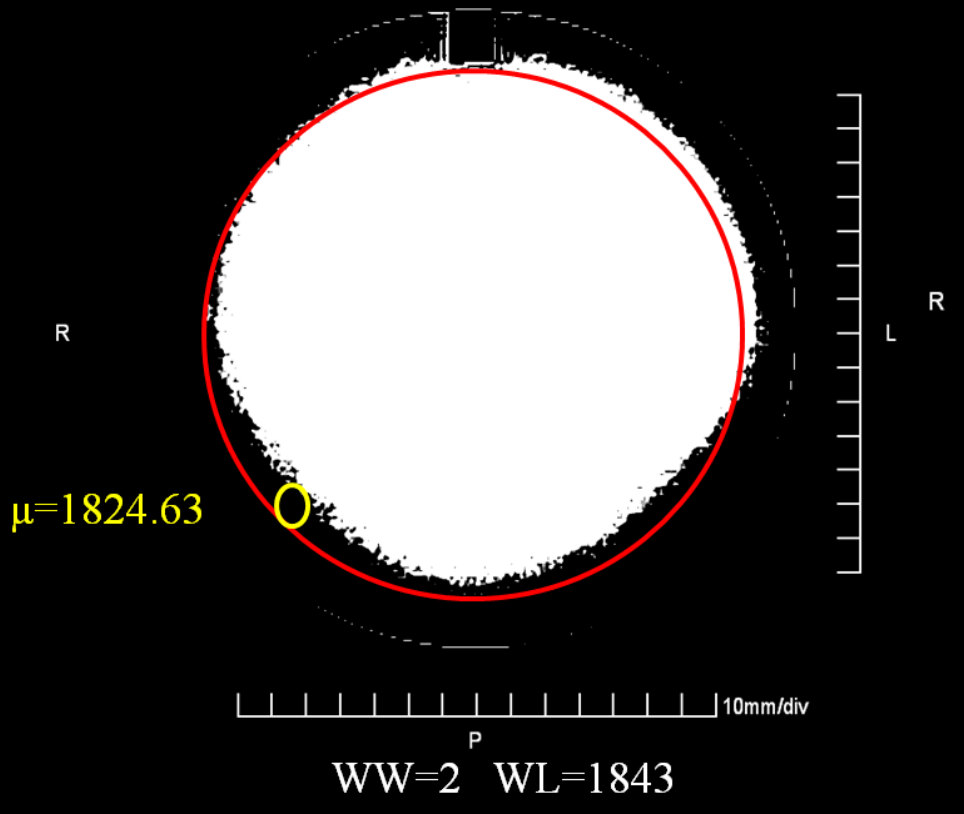
影像品質 – 影像均勻度
Image uniformity in CT



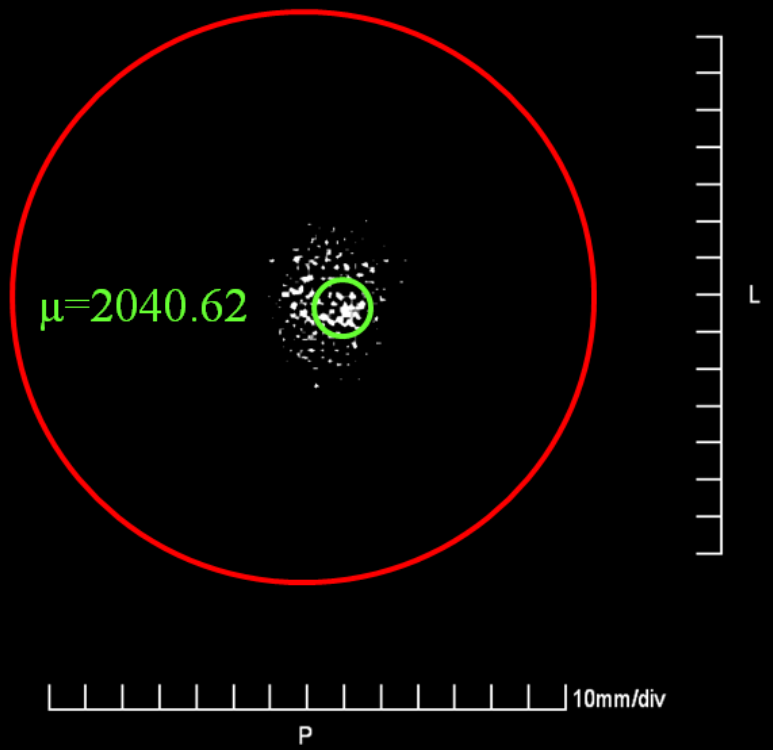


$$Uniformity = \left|MPV_{peripheral} - MPV_{center}\right| \leq 5$$

影像品質 – 影像均勻度
Image uniformity in MRI



WW=2 WL=1843



WW=2 WL=2012

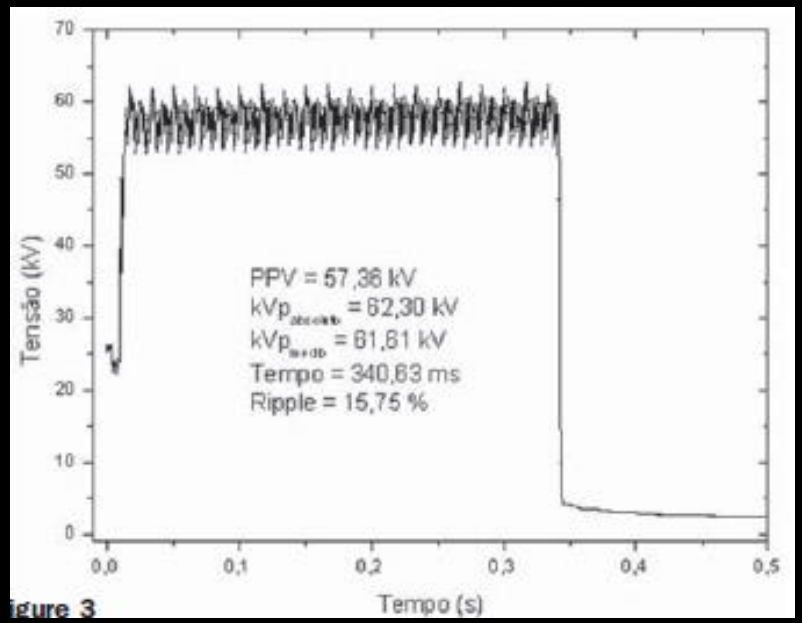
$$PIU(percentage\ integral\ uniformity) = 100 \times (1 - \frac{high - low}{high + low})$$

PIU=94.41%

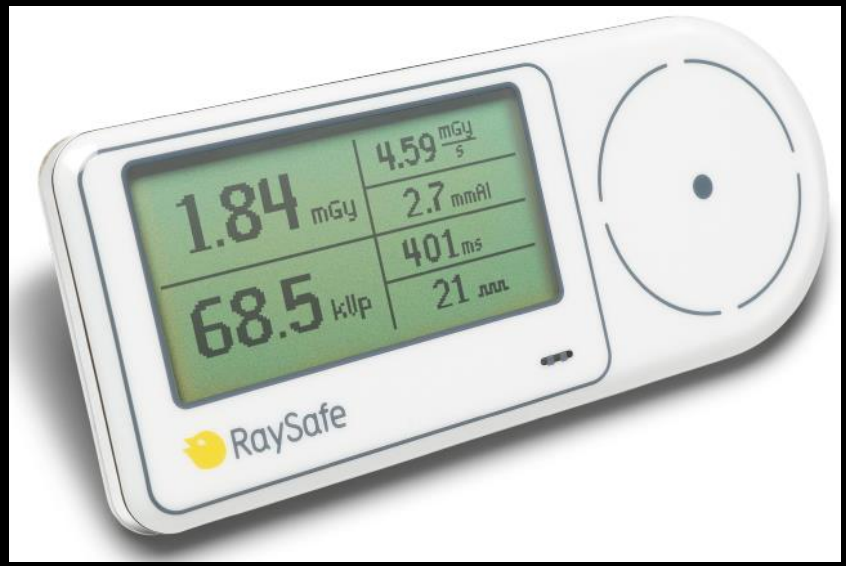
輻射相關

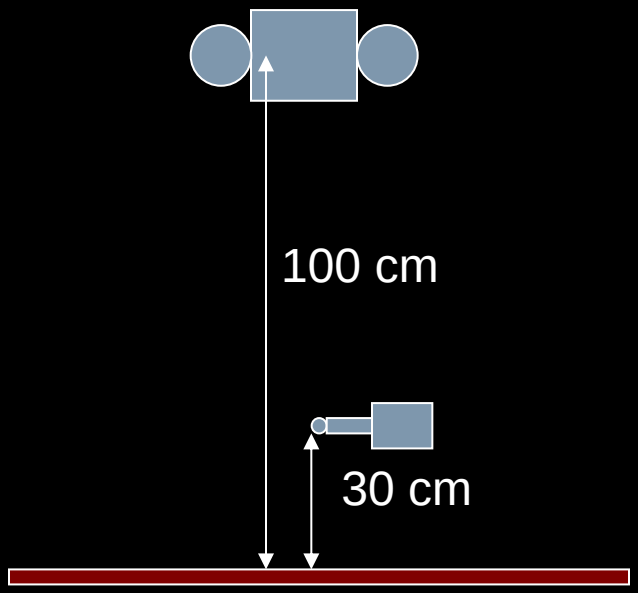
- 管電壓
- 曝露時間
- 常規標準檢查劑量
- 輻射輸出率
- 半值層
- 自動曝露控制

- 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

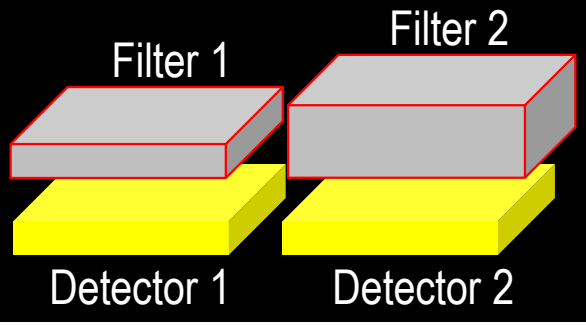


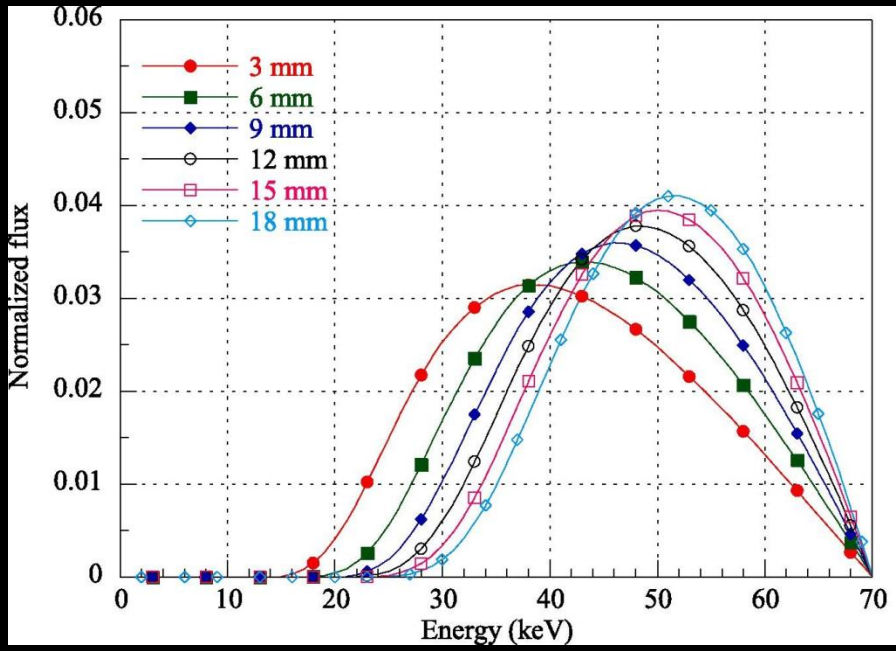


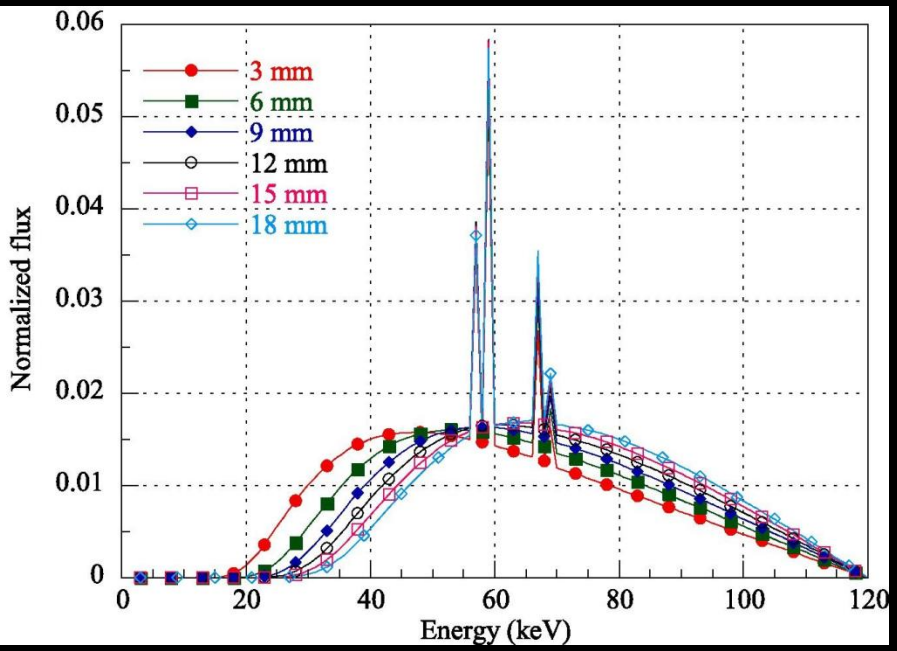


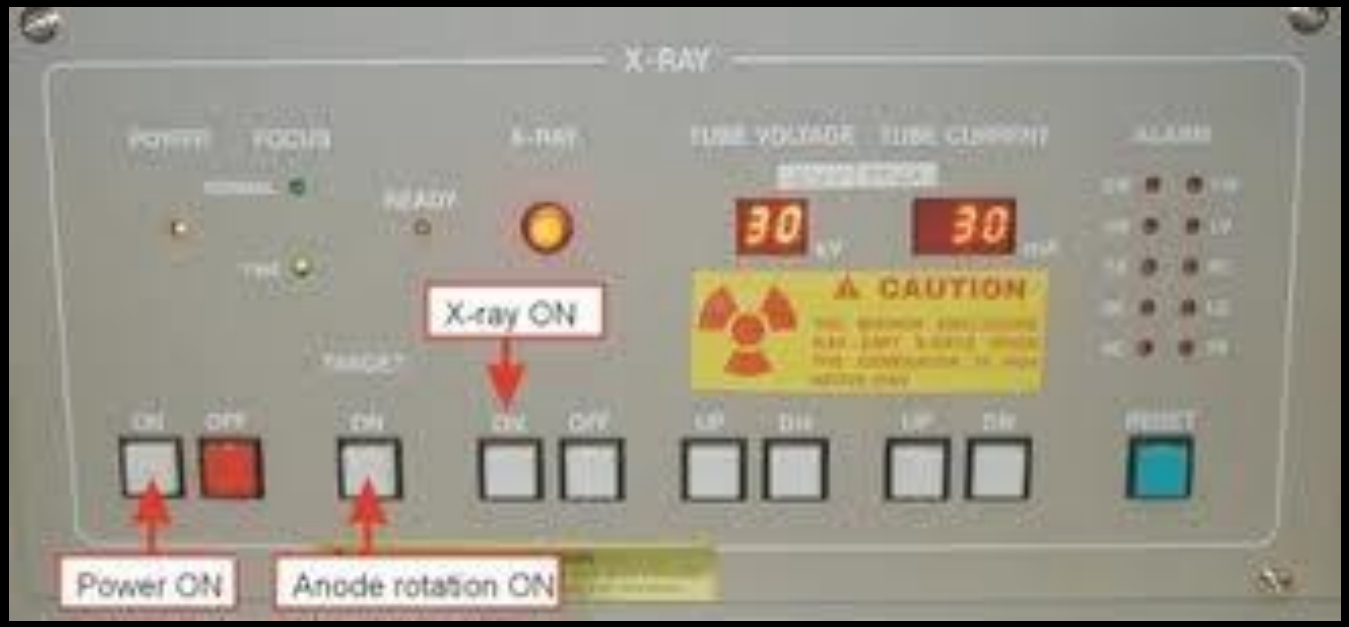

100 cm
30 cm


MAM
R/F HIGH
R/F LOW
A-C direction


Filter 1
Filter 2
Detector 1
Detector 2


Normalized flux
Energy (keV)
3 mm
6 mm
9 mm
12 mm
15 mm
18 mm


Normalized flux
Energy (keV)
3 mm
6 mm
9 mm
12 mm
15 mm
18 mm



Timer Accuracy 80 kVp,LFS, 400 mA

Indicated Time (ms)	Measured Exposure	Measured Time (ms)	Measured kVp	Percent Error
5	34.12	6.3	79.3	26.00%
10	67	10.2	79.8	2.00%
50	342.9	48.8	79.3	-2.40%
100	687.2	98.4	79.6	-1.60%
250	1727	247.6	79.61	-0.96%
500	3453	494.5	79.59	-1.10%

- 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



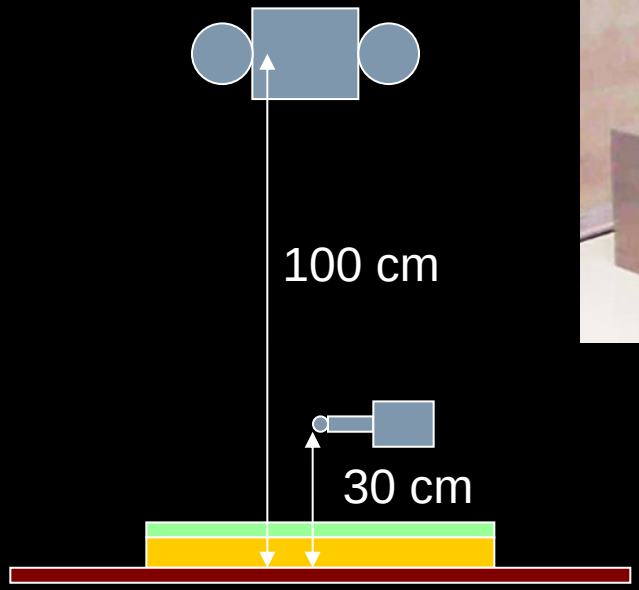


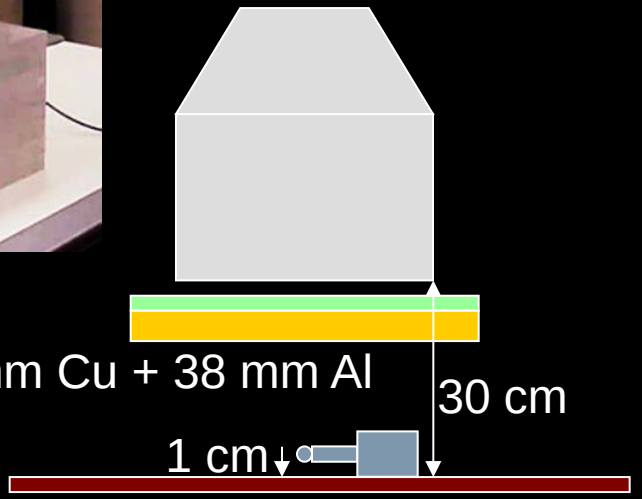


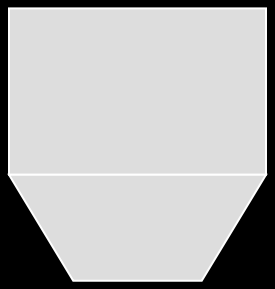
Radiation dose in radiography and fluoroscopy

入射皮膚劑量







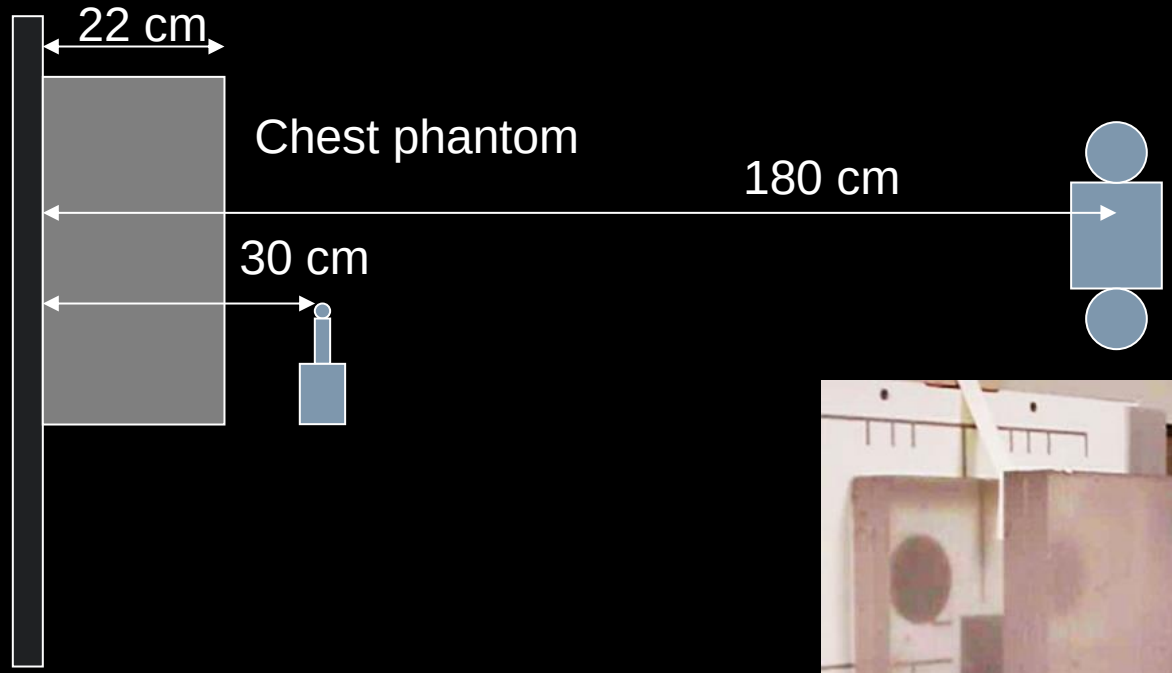




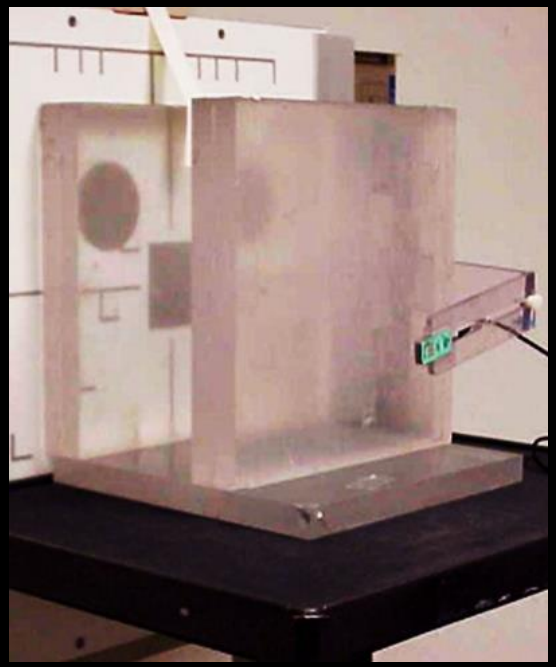


Radiation dose in radiography and fluoroscopy

入射皮膚劑量



Standing bucky



Radiation dose in mammography

平均乳腺劑量

傳統方法



AGD = k · D

數位新方法



AGD = Kgcs

D = 平均乳腺劑量(mGy)

K = 入射曝露量(mR)

g = 用 ACR 或 BR-12 假體模擬乳房時的 g 值

c = 用 ACR 或 BR-12 假體模擬乳房時的 c 值

s = 臨床使用之 X 光光譜的 s 值

Radiation dose in mammography

平均乳腺劑量

傳統方法



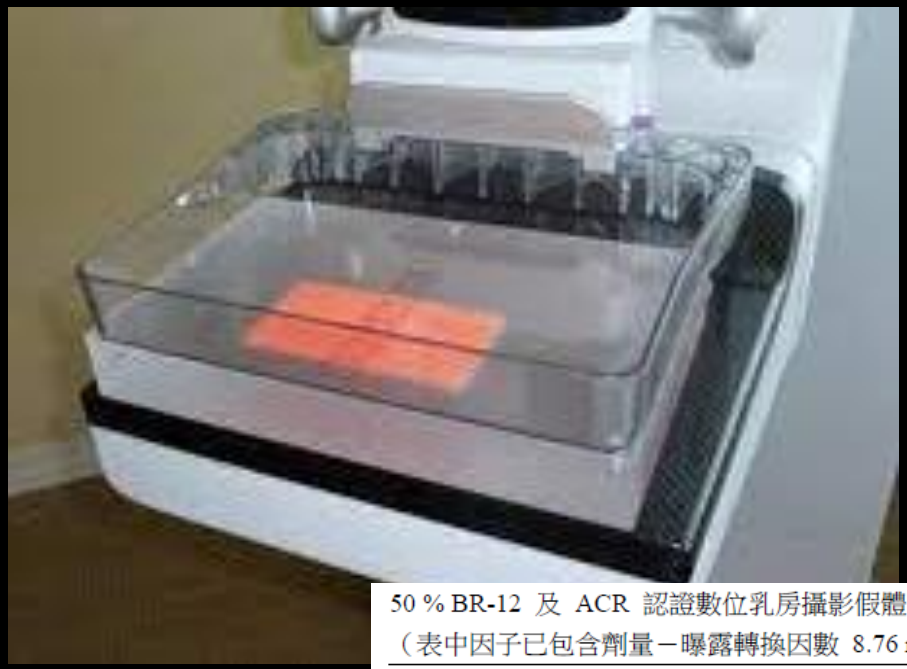
HVL	25	26	27	28	29	30
0.25	131					
0.26	135	138				
0.27	140	142	143			
0.28	144	146	147	149		
0.29	148	150	151	153	154	
0.3	153	155	156	157	158	159
0.31	157	159	160	161	162	163
0.32	162	163	164	166	167	168
0.33	166	168	169	170	171	173
0.34	171	172	173	174	175	176
0.35	175	176	177	178	179	180
0.36	179	181	182	183	184	185
0.37		185	186	187	188	189
0.38			190	191	192	193
0.39				196	197	198
0.4					201	202
0.41						206

$$AGD = k \cdot D$$

Radiation dose in mammography

平均乳腺劑量

數位新方法





50 % BR-12 及 ACR 認證數位乳房攝影假體的 g factor × c factor (mGy/R)

（表中因子已包含劑量－曝露轉換因數 8.76 mGy/R）

乳房假體厚度（cm）	HVL （mm Al）						
	0.3	0.35	0.4	0.45	0.5	0.55	0.6
2	3.4164	3.7931	4.1435	4.4588	4.7567	5.0195	5.1421
4	1.8133	2.0586	2.2864	2.5316	2.7857	3.0310	3.2762
4.2	1.7292	1.9640	2.1847	2.4230	2.6700	2.9083	3.1536
6	1.1826	1.3490	1.5067	1.6819	1.8746	2.0674	2.2864
8	0.8585	0.9811	1.1038	1.2264	1.3490	1.5330	1.7082

Radiation dose in mammography

平均乳腺劑量

數位新方法

各種靶極／濾片組合之 s factor

靶極	濾片	濾片厚度（μm）	*s* factor
鉬（Mo）	鉬（Mo）	30	1.000
鉬（Mo）	銠（Rh）	25	1.017
銠（Rh）	銠（Rh）	25	1.061
銠（Rh）	銀（Ag）	30	1.087
鎢（W）	銠（Rh）	50－60	1.042
鎢（W）	銀（Ag）	50－75	1.042

鎢（W）／鋁（Al）在不同乳房厚度及濾片厚度組合之 s factor

壓克力厚度（cm）	等效乳房厚度（cm）	s factor 濾片厚度: 0.5 mm Al	s factor 濾片厚度: 0.7 mm Al
2	2.1	1.075	1.052
3	3.2	1.104	1.064
4	4.5	1.134	1.082
5	6	1.160	1.105
6	7.5	1.181	1.123
7	9.0	1.198	1.136
8	10.3	1.208	1.142

AGD = Kgcs

D = 平均乳腺劑量(mGy)

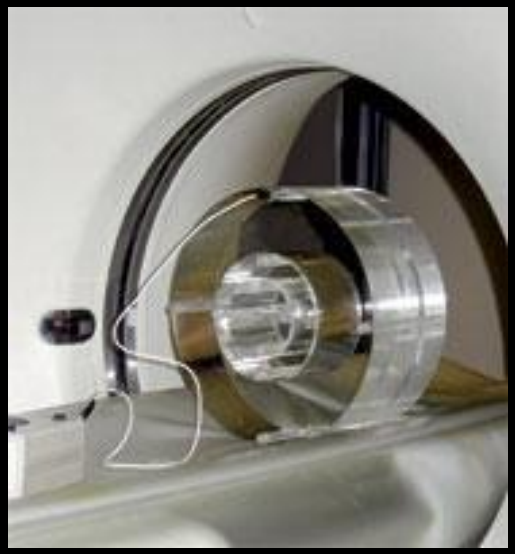
K = 入射曝露量(mR)

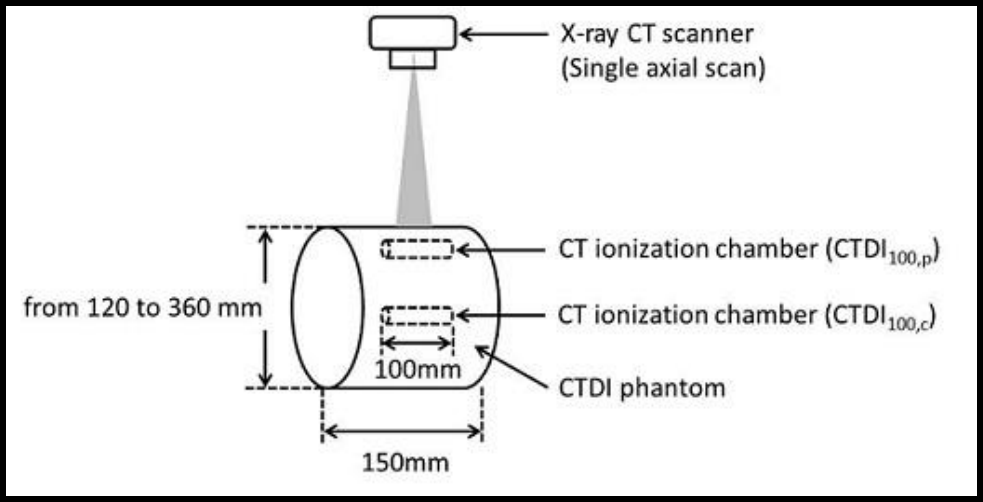
g = 用 ACR 或 BR-12 假體模擬乳房時的 g 值

c = 用 ACR 或 BR-12 假體模擬乳房時的 c 值

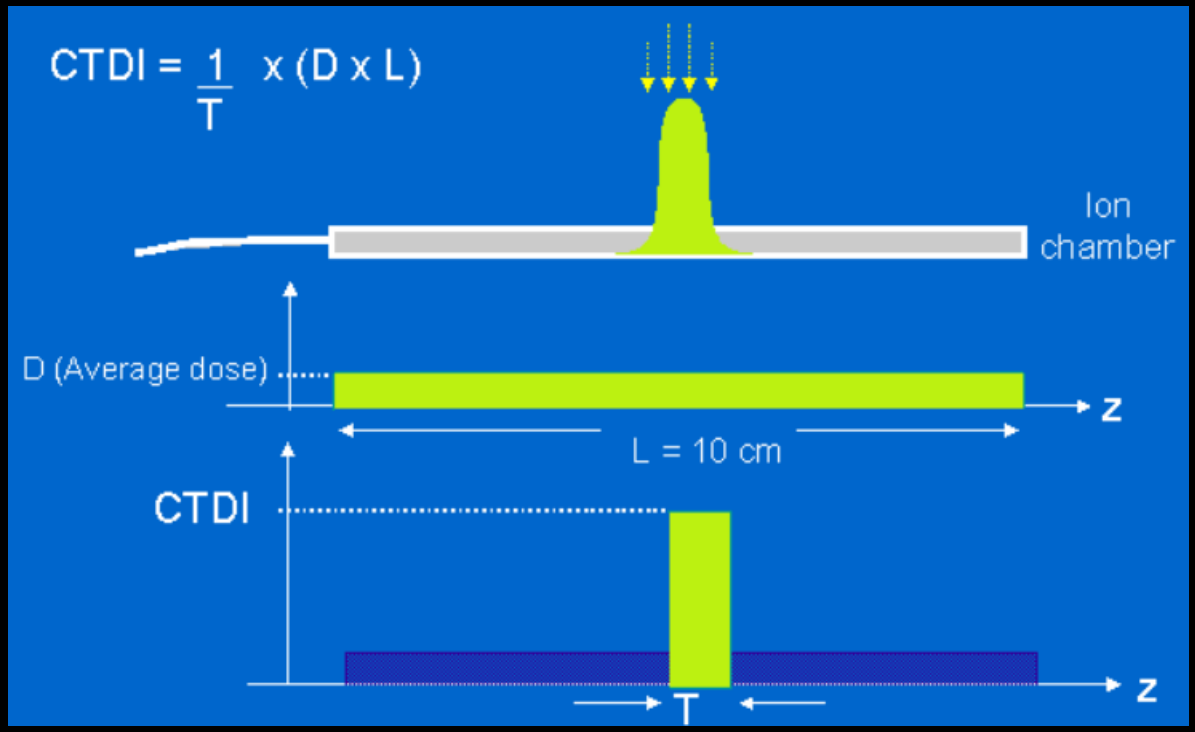
s = 臨床使用之 X 光光譜的 s 值

電腦斷層劑量指標 (CTDI)





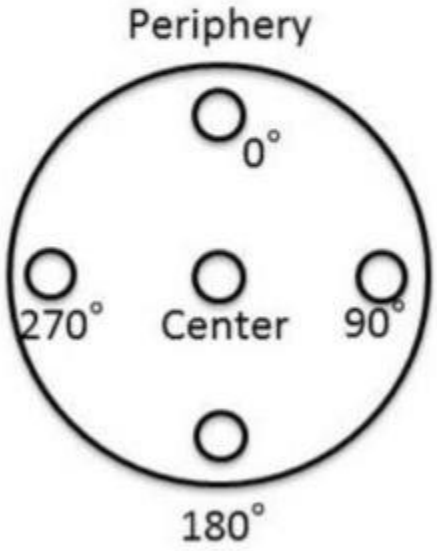




電腦斷層劑量指標 (CTDI)

✧ The $CTDI_{100}$ is defined as

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT}\int_{Z=-50mm}^{-50mm} Dose(z)dz[mGy]$$



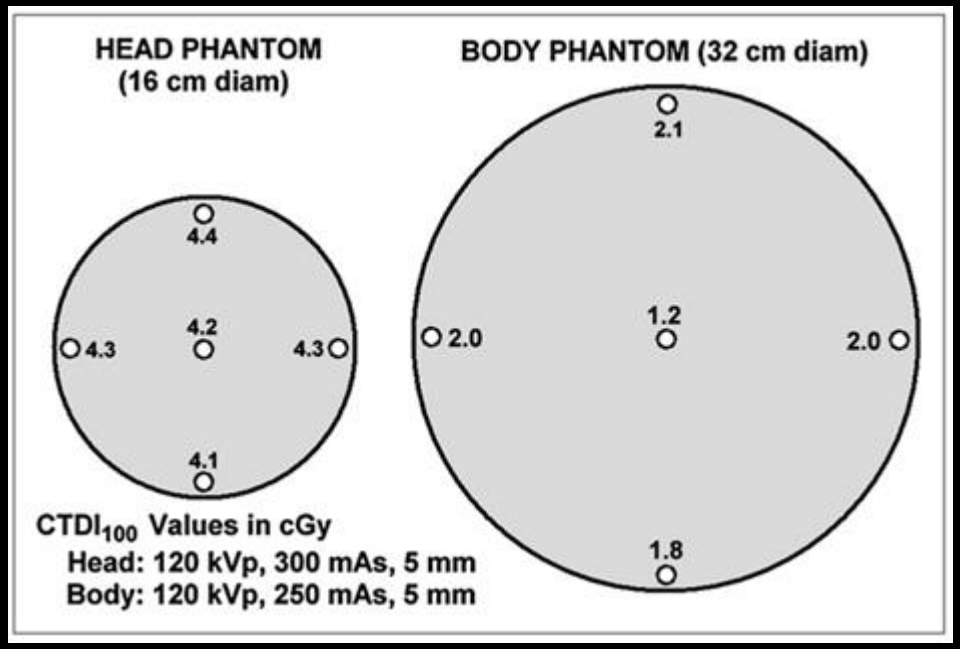
n : number of slices for single scan

T : slice thickness

$Dose(z)$: dose profile for single scan

✓ $CTDI_{100}$ was measured at center and peripheral in the phantom

電腦斷層劑量指標 (CTDI)



$$CTDI_W = (2/3) \times CTDI_{periphery} + (1/3) \times CTDI_{center}$$

$$P = I/[N \times T]$$

$$CTDI_{volume} = CTDI_w \times [N \times T]/I = CTDI_w/P$$

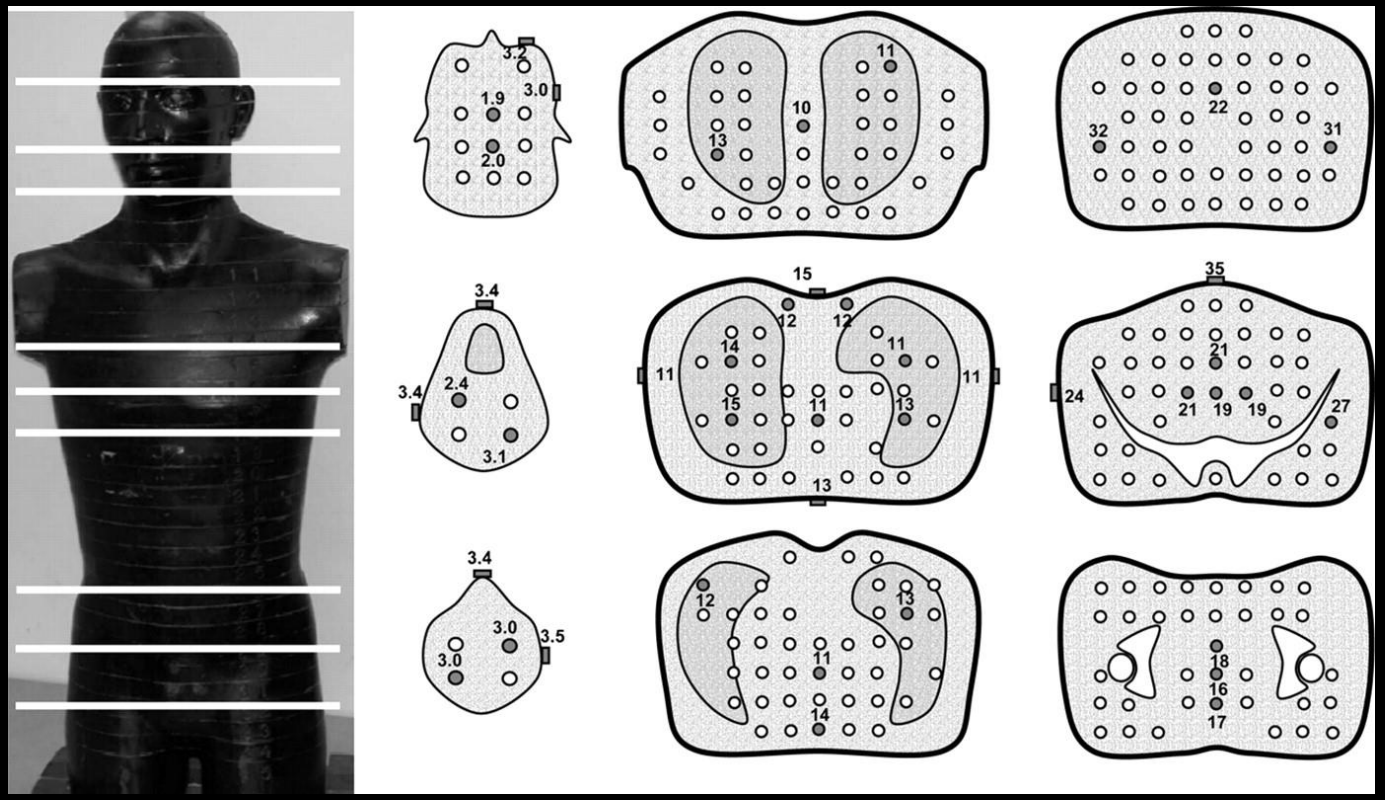
Head phantom $CTDI_w$:

$$\frac{4.4 + 4.3 + 4.1 + 4.3}{4} \times \frac{2}{3} + 4.2 \times \frac{1}{3} = 4.25$$

Body phantom $CTDI_w$:

$$\frac{2.1 + 2.0 + 1.8 + 2.0}{4} \times \frac{2}{3} + 1.2 \times \frac{1}{3} = 1.72$$

熱發光劑量計 – TLD method





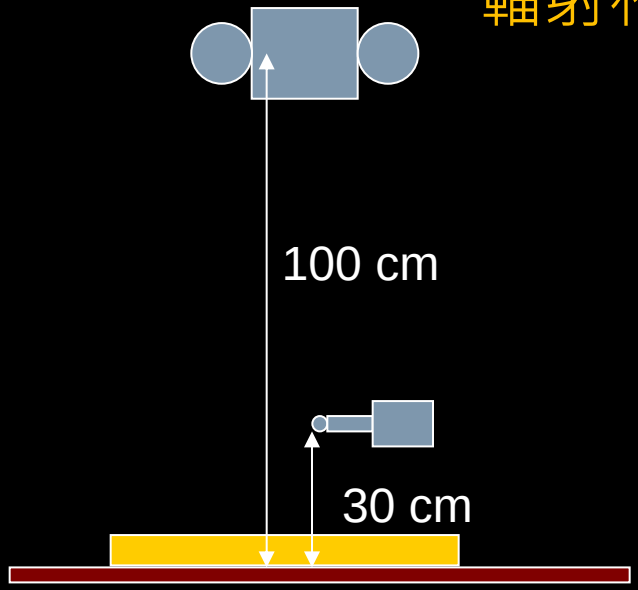


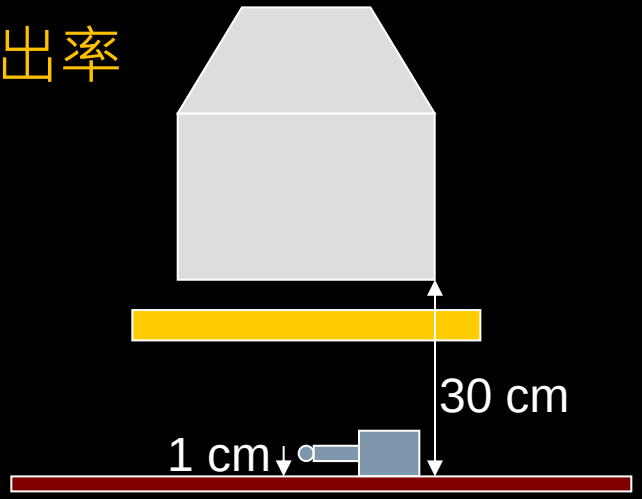
- 輻射相關-輻射輸出率
  - Radiation output rate
  - 常用單位：
    - mR/s, mGy/s
  - 影響因素：
    - kV (photon energy)
    - 管球老化程度
    - 輻射劑量計位置
    - 輻射寬度
    - 輻射濾片種類厚度
  - 另類測試：
    - 熱發光劑量計(TLD)測量法





輻射相關-輻射輸出率



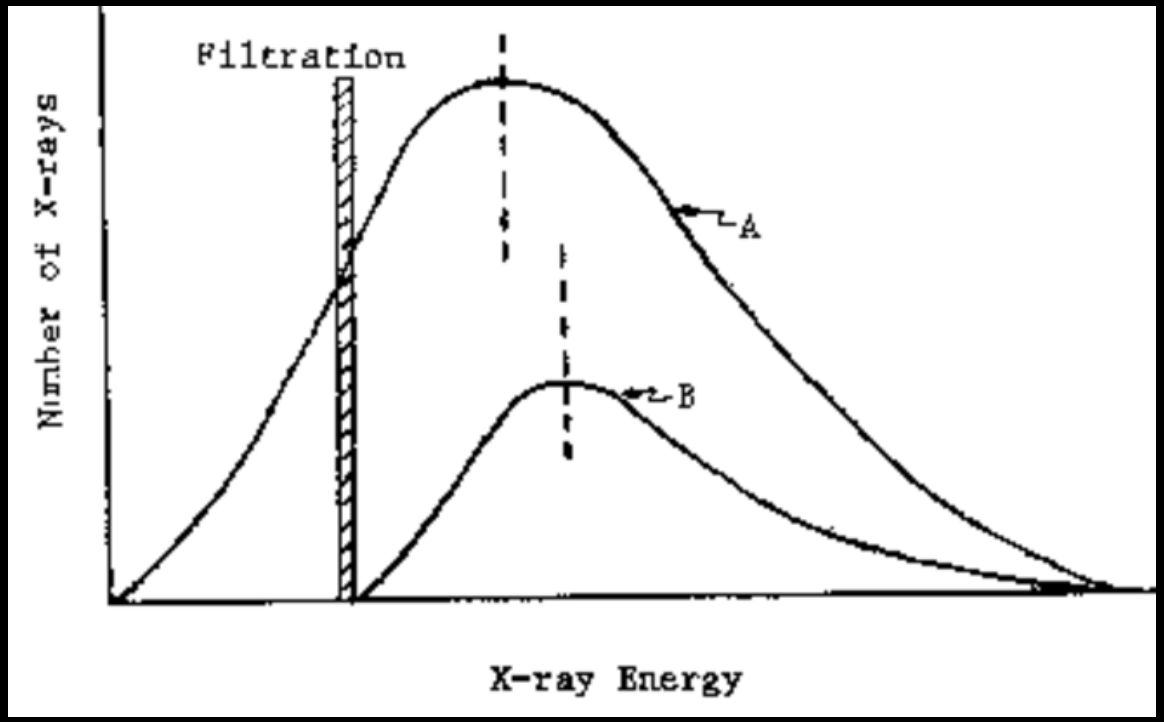






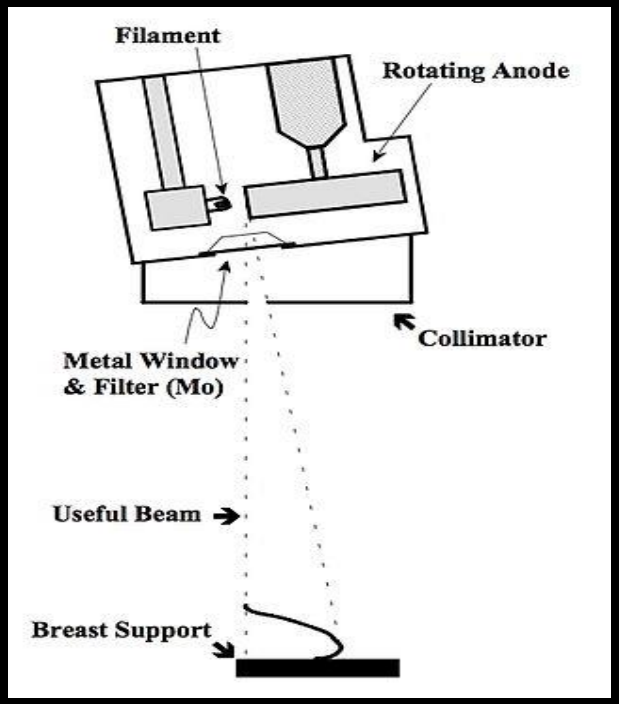


- 輻射相關-半值層
  - Half value layer (beam quality)
  - 常用單位：
    - mm-Al
    - mm-Pb
  - 影響因素：
    - kV (photon energy)
    - 使用濾片種類
    - 射束大小
    - 管球老化程度



輻射相關-半值層





Anode Heel effect →

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

$E_a < ½ E_0 @ T_a$

$E_b > ½ E_0 @ T_b$

	Half-Value Layer, mm (inch)	
Peak Voltage (kVp)	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)

輻射相關-半值層

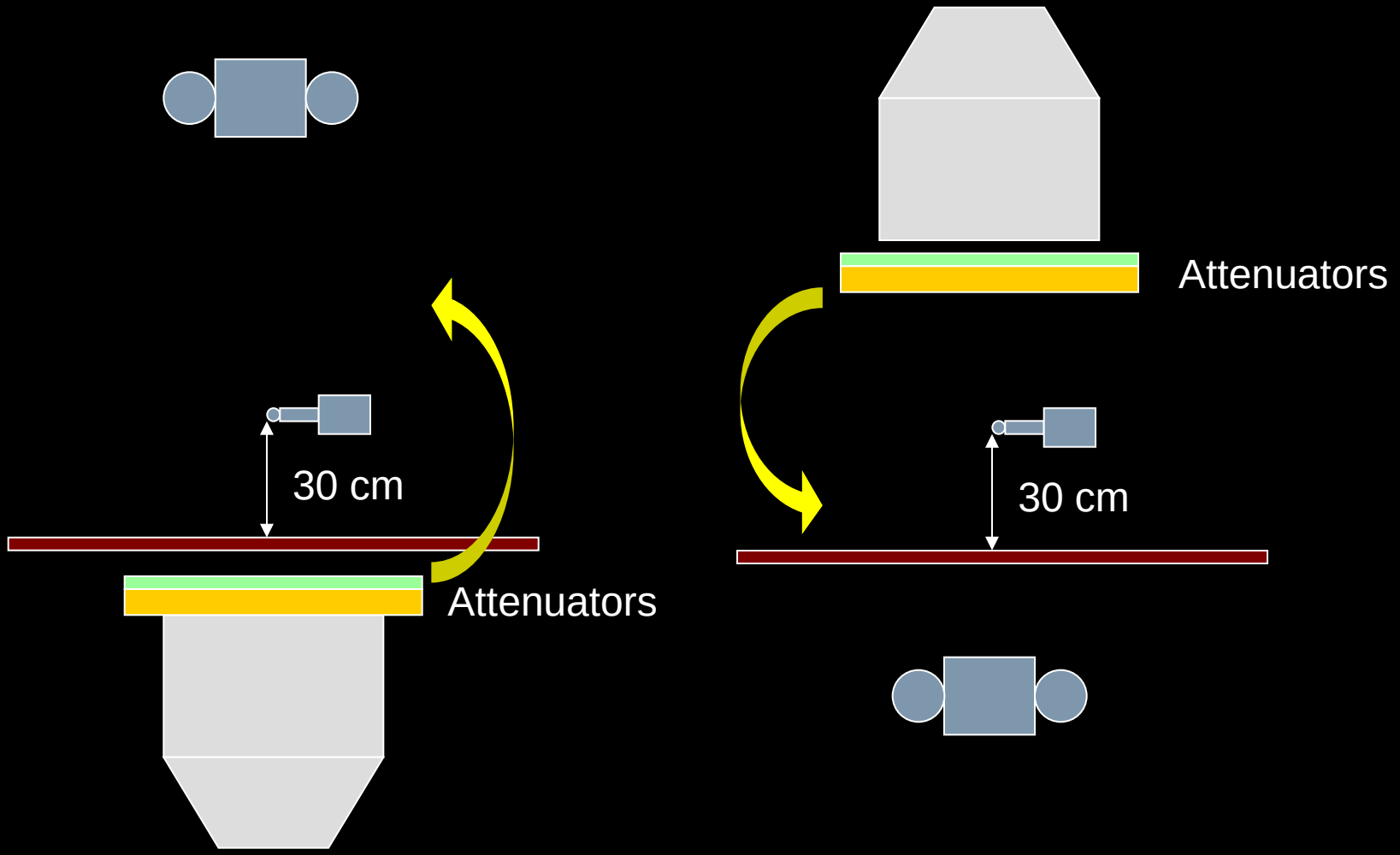
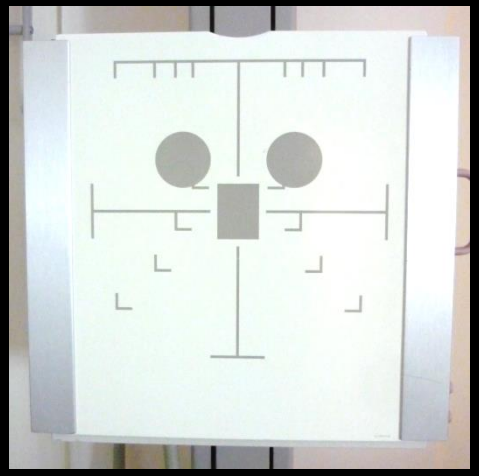
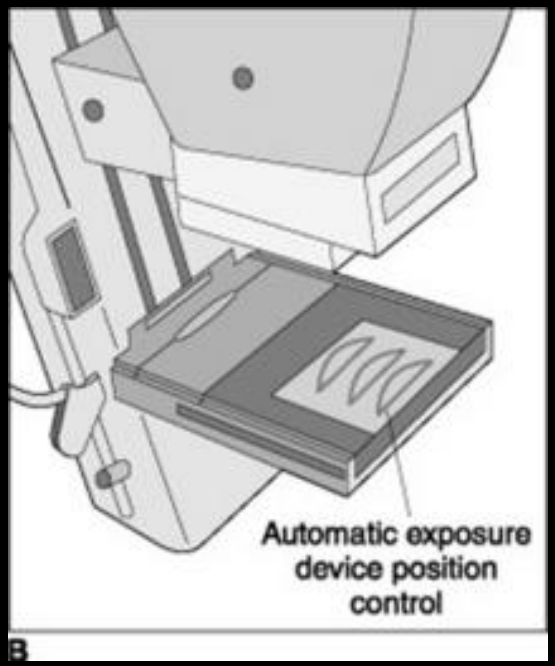


Table 1

X-Ray Tube Voltage (kilovolt peak)		Minimum HVL (mm of aluminum)		
Designed Operating Range	Measured Operating Potential	Specified Dental Systems [1]	I - Other X-Ray Systems [2]	II - Other X-Ray Systems [3]
Below 51	30	1.5	0.3	0.3
	40	1.5	0.4	0.4
	50	1.5	0.5	0.5
51 to 70	51	1.5	1.2	1.3
	60	1.5	1.3	1.5
	70	1.5	1.5	1.8
Above 70	71	2.1	2.1	2.5
	80	2.3	2.3	2.9
	90	2.5	2.5	3.2
	100	2.7	2.7	3.6
	110	3.0	3.0	3.9
	120	3.2	3.2	4.3
	130	3.5	3.5	4.7
	140	3.8	3.8	5.0
	150	4.1	4.1	5.4

自動曝露控制



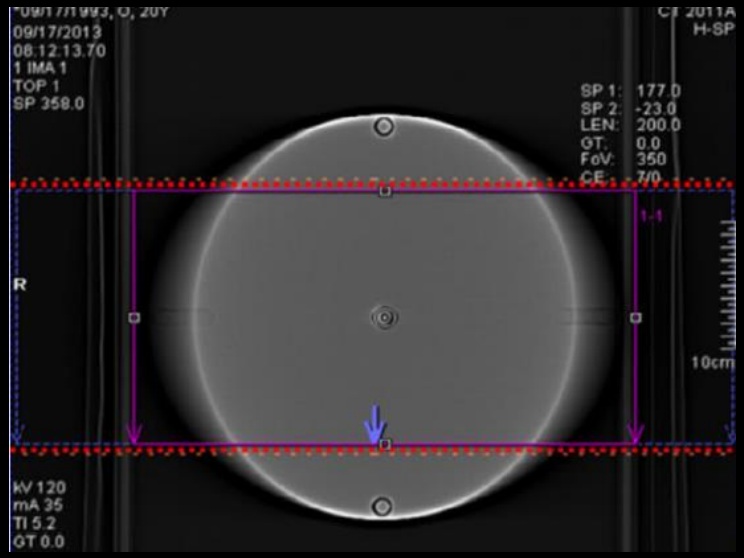


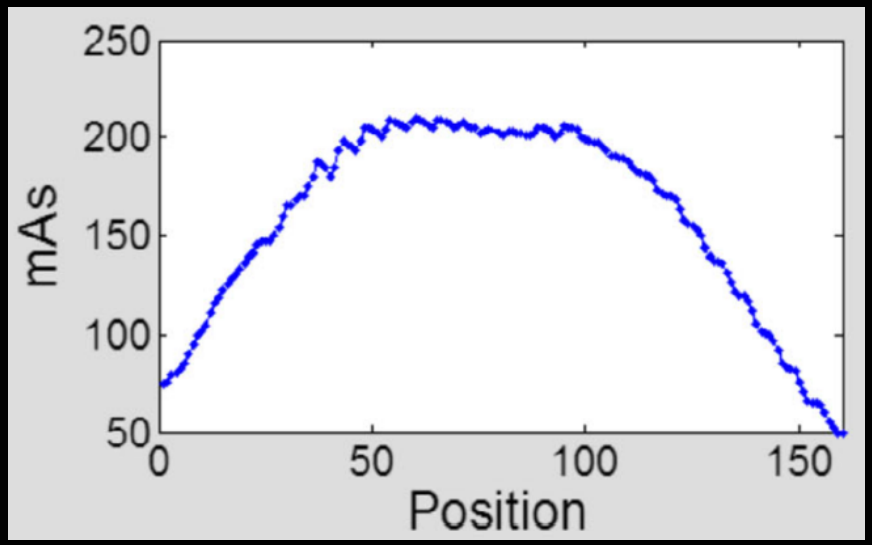
AEC模式	STD		
AEC位置	2		
焦斑大小	Large		
kVp	28		
密度控制	mAs	% mAs change	判定結果
+5	80	5.3%	Passed
+4	76	7.0%	Passed
+3	71	9.2%	Passed
+2	65	6.6%	Passed
+1	61	7.0%	Passed
0	57	Control	Control
-1	52	-8.8%	Passed
-2	47	-9.6%	Passed
-3	42	-10.6%	Passed
-4	37	-11.9%	Passed
-5	32	-13.5%	Passed

判定準則：變動率介於5%~15%之間

自動曝露控制

- **Tube Current Modulation (TCM) in Computed Tomography**

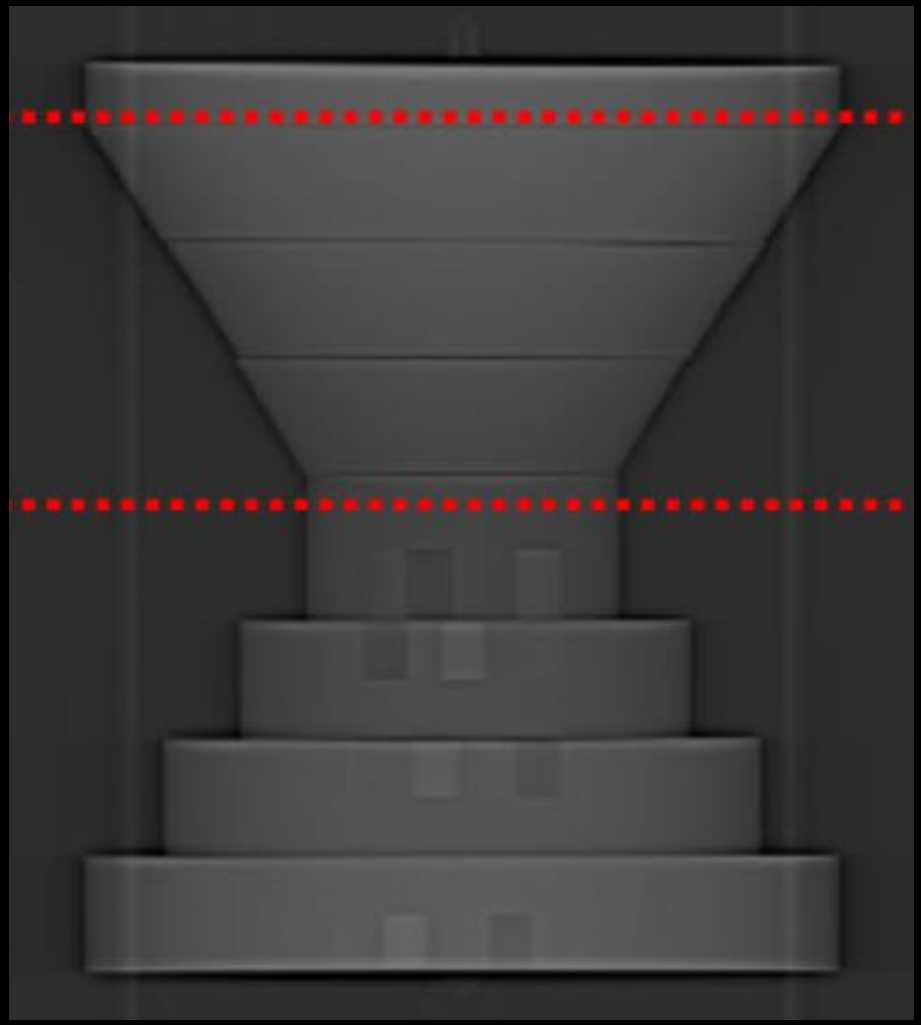


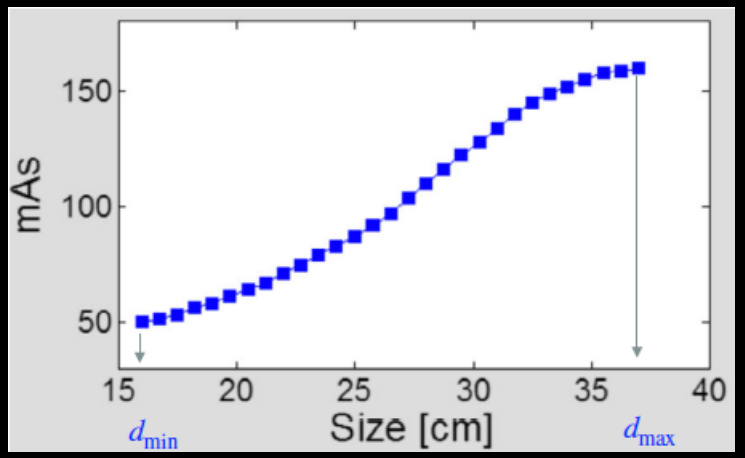


	Scan	kV	mAs / ref.	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	TI s	cSL mm
Topogram	1	120	35 mA	0.13 L	10	7.8	0.6
CTDI32	2	120	215 / 210	14.48 L	124	1.0	0.6
Topogram	1	120	35 mA	0.13 L	4	3.2	0.6
CTDI16	2	120	43 / 210	2.90 L	25	1.0	0.6
Topogram	1	120	35 mA	0.13 L	5	3.9	0.6
CTDI10	2	120	23 / 210	1.55 L	13	1.0	0.6

自動曝露控制

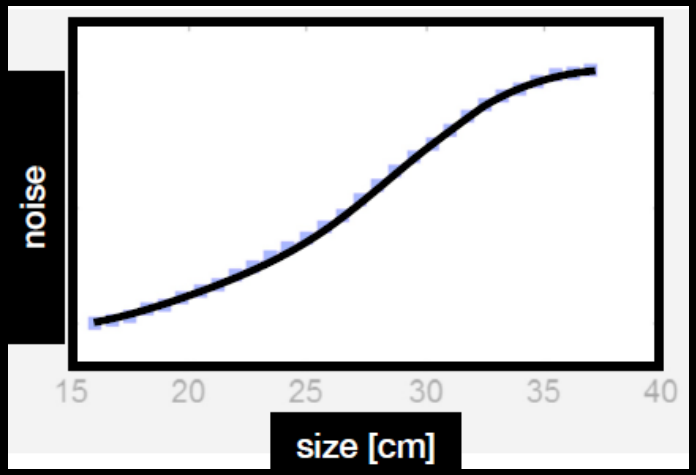
- **Tube Current Modulation (TCM) in Computed Tomography**





$$\ln(mA) = \alpha \cdot d_w + \beta$$

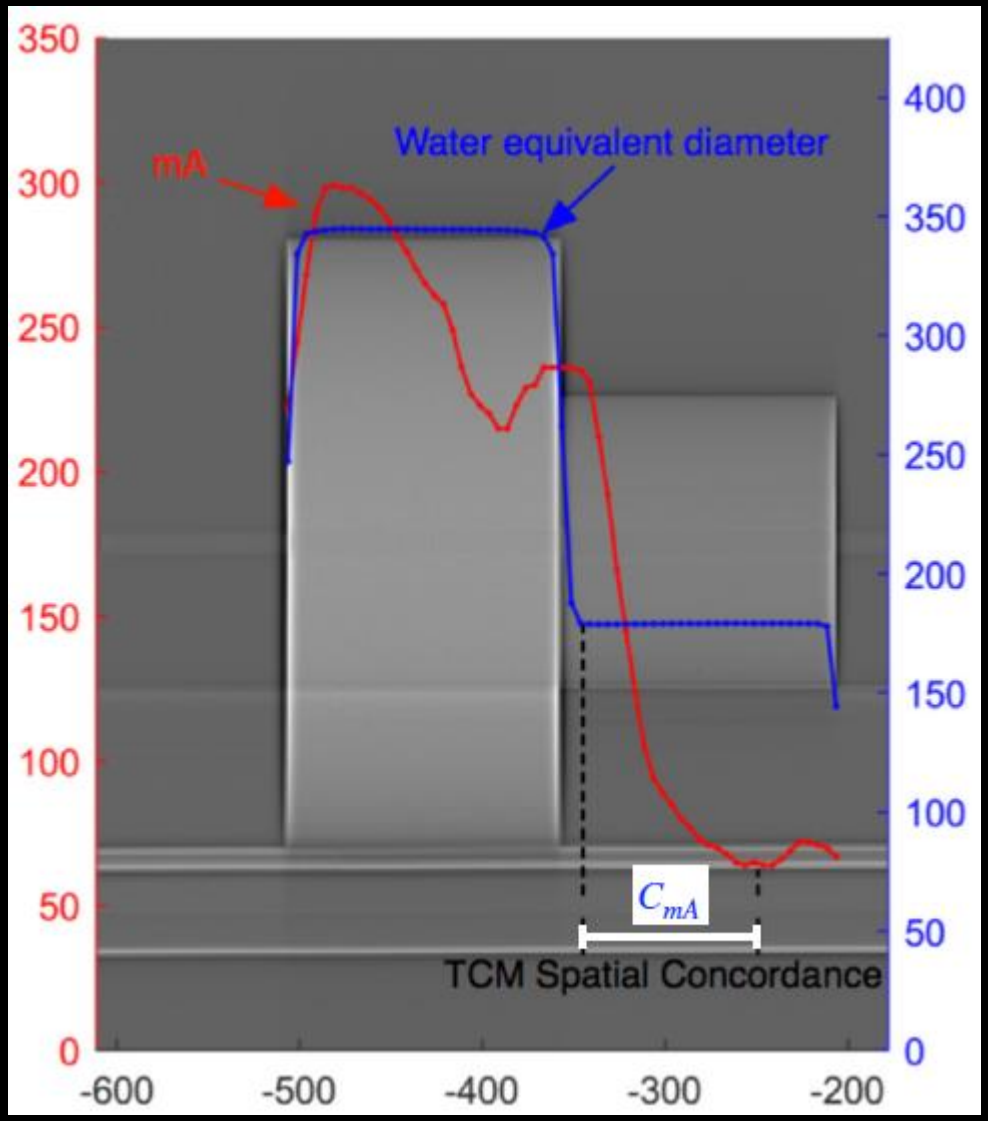
Diameters @ $mA_{[max, min]}$



$$n = s \cdot d_w + t$$

自動曝露控制

- **Tube Current Modulation (TCM) in Computed Tomography**

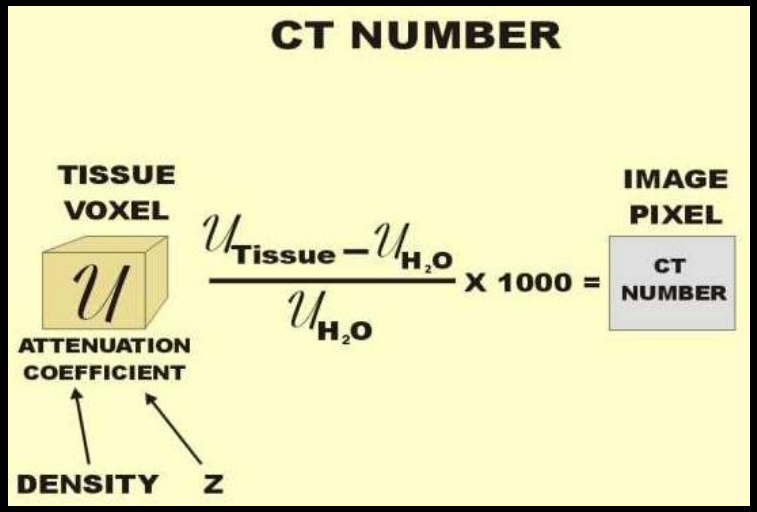


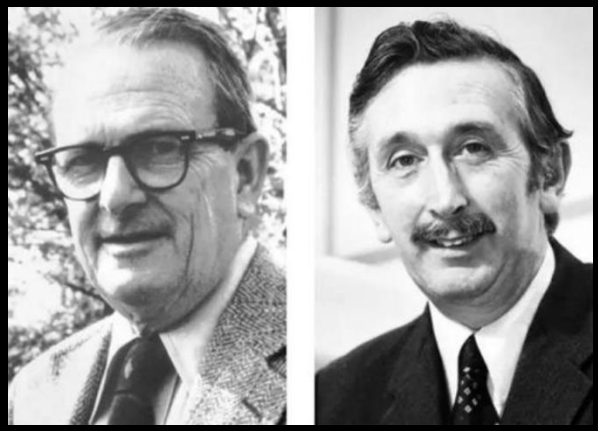
其他

- 像素值正確度
- 曝露指標正確度
- 影像顯示設備

- 其他-像素值正確度
  - 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 …

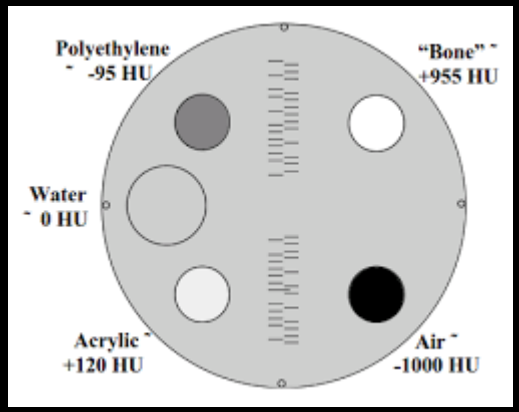
CT number or Hounsfield value
= 1000 (μ_{Tissue} - μ_{water}) / μ_{water}





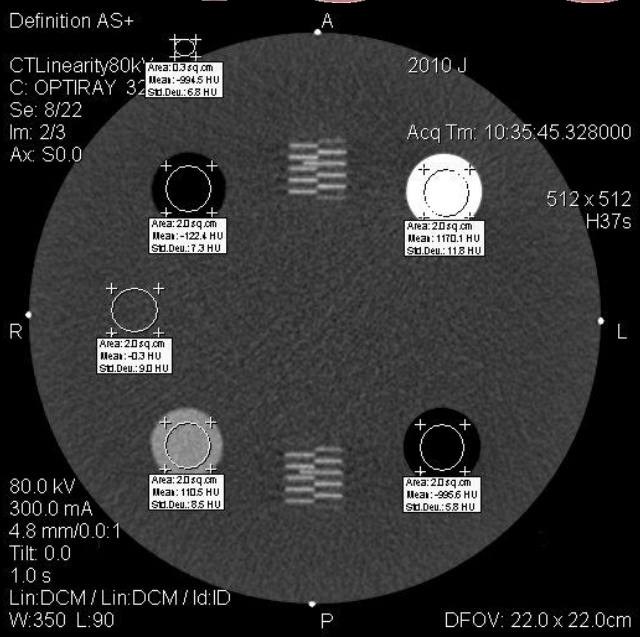
Allan M. Cormack　Godfrey N. Hounsfield

ACR CT Accreditation Phantom

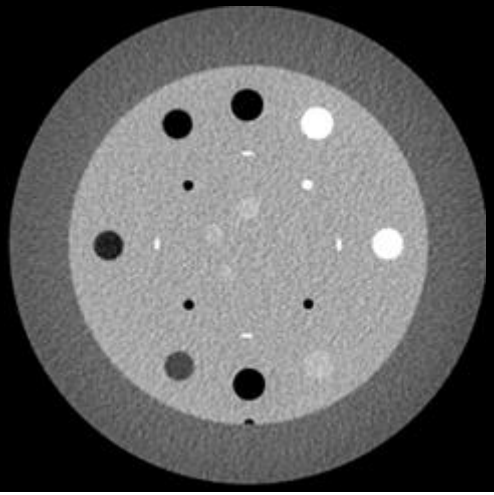




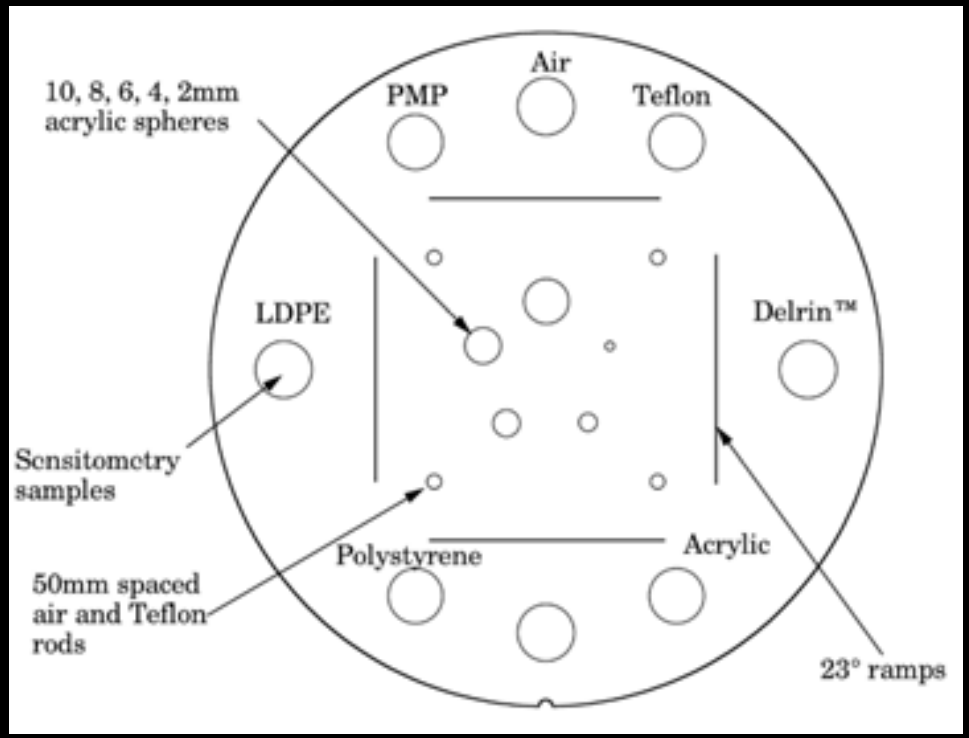




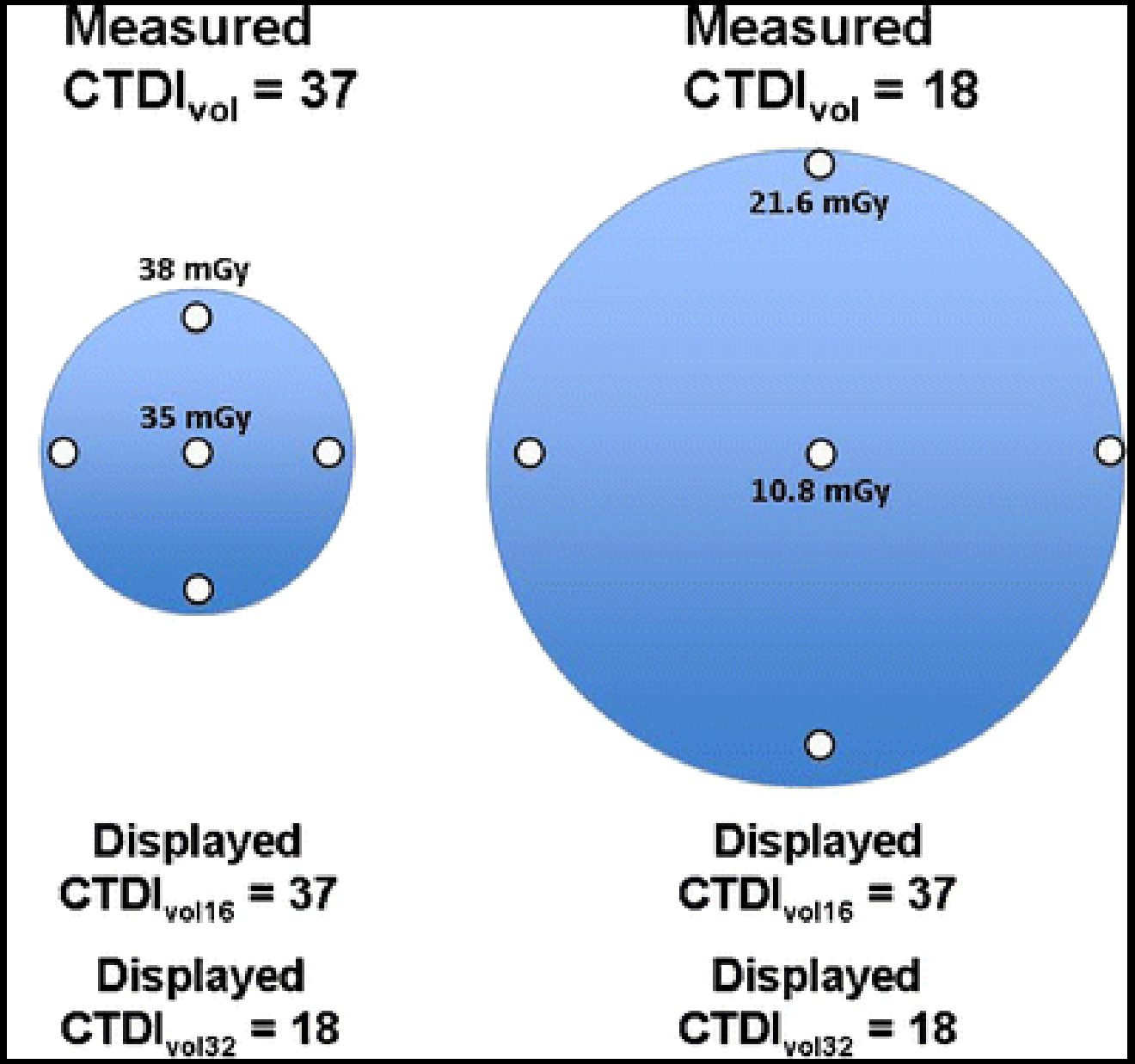
Catphan Phantom







其他-曝露指標正確度


Measured
CTDIvol = 37
38 mGy
35 mGy
Displayed
CTDIvol16 = 37
Displayed
CTDIvol32 = 18
Measured
CTDIvol = 18
21.6 mGy
10.8 mGy
Displayed
CTDIvol16 = 37
Displayed
CTDIvol32 = 18

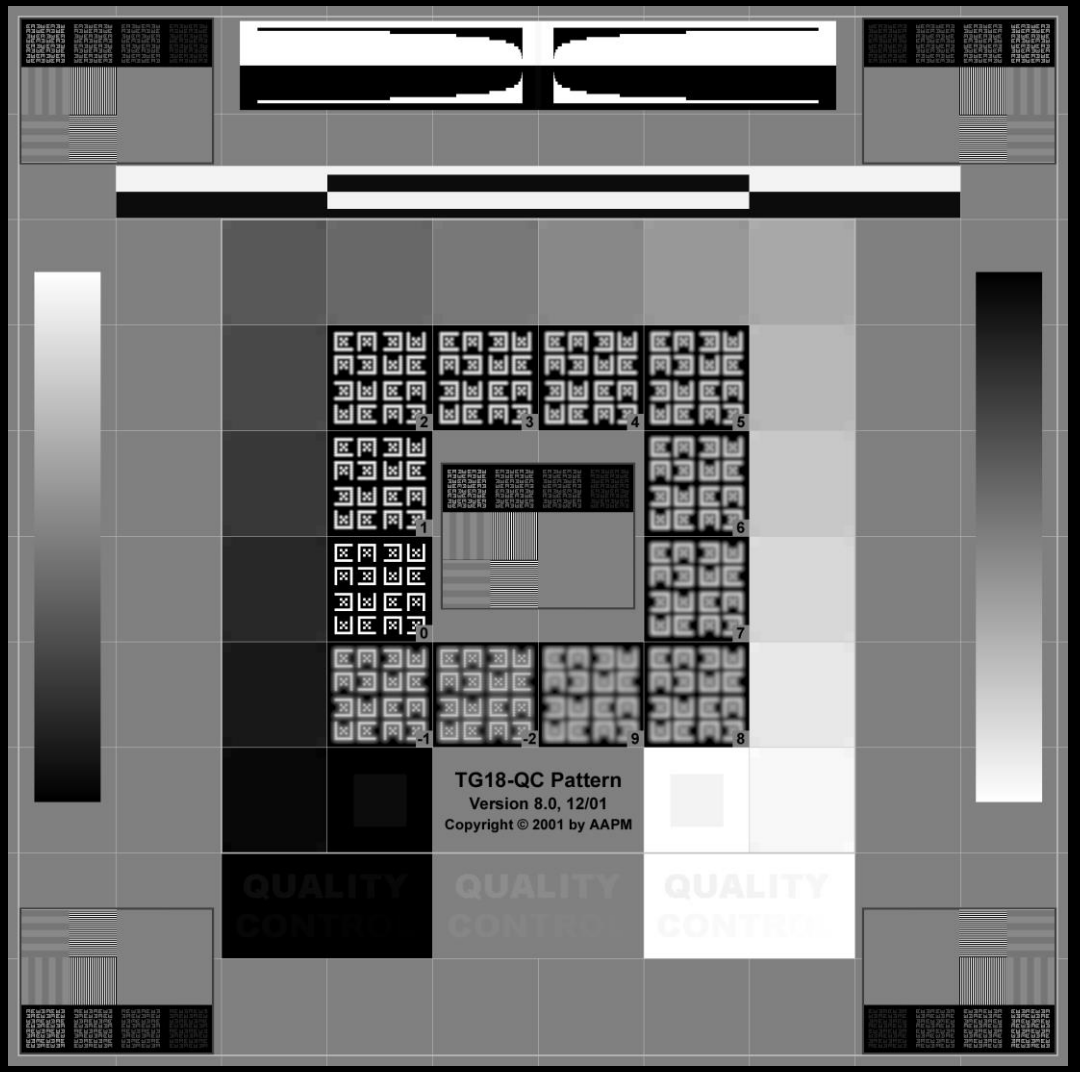
其他-螢幕顯示設備

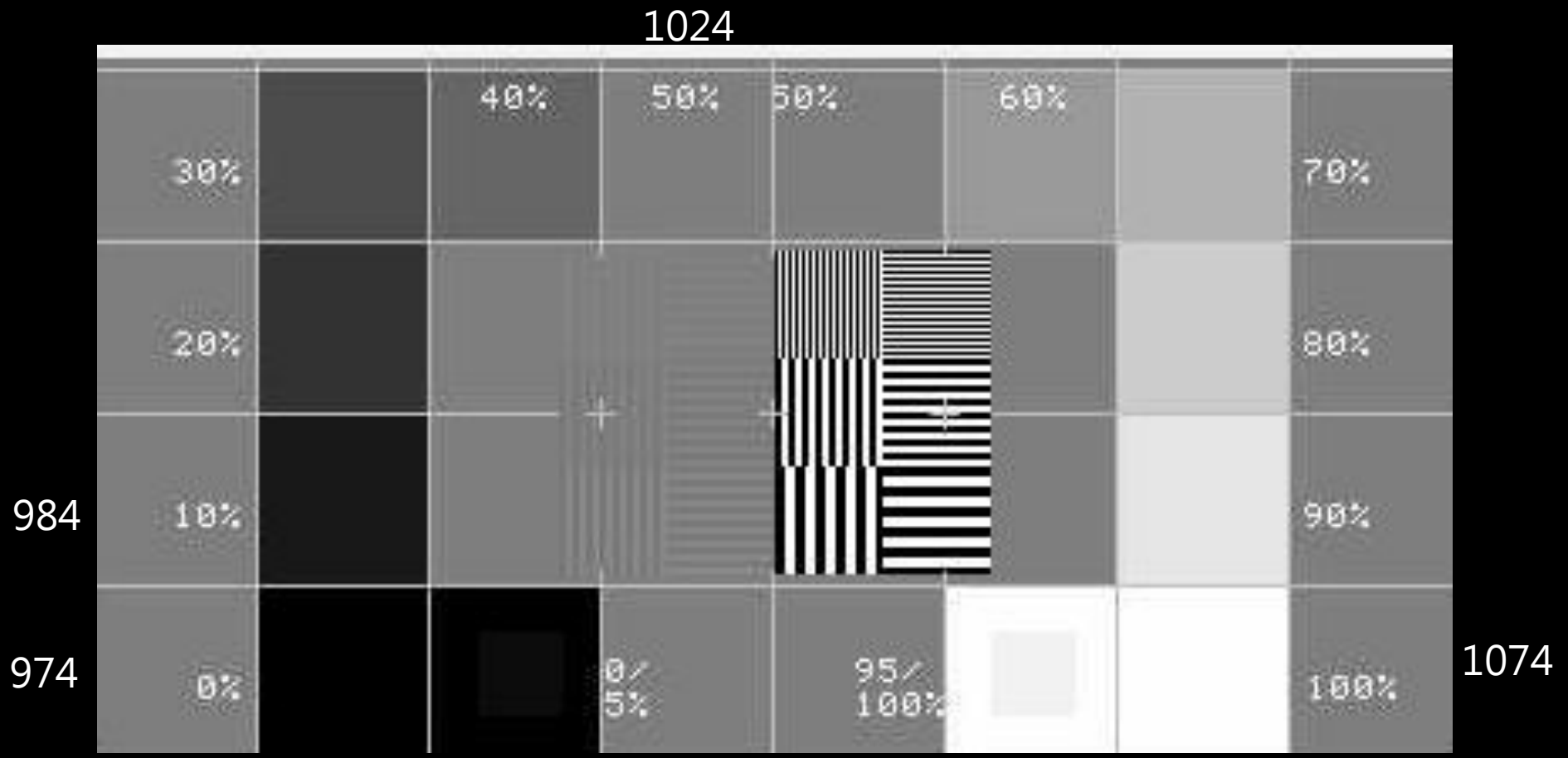
4.影像顯示器與閱片箱品管及清潔

測試項目	合格	異常
1. 確認無灰塵、指紋或其它汙垢	○	○
2. 確認無刮痕	○	○
3. 影像顯示器雜訊無條紋	○	○
4. 影像顯示器無閃爍	○	○
5. 影像顯示器無陰影	○	○
6. 水平與垂直之高解析度線對可辨識	○	○
7. 0%小方形區5%灰階可辨識	○	○
8. 100%小方形區95%灰階可辨識	○	○
9. 0% 到100% 每個灰階都可辨識	○	○
10. 執行原製造廠商品質管制程序	○	○

未完成 已完成

台灣醫學物理公司

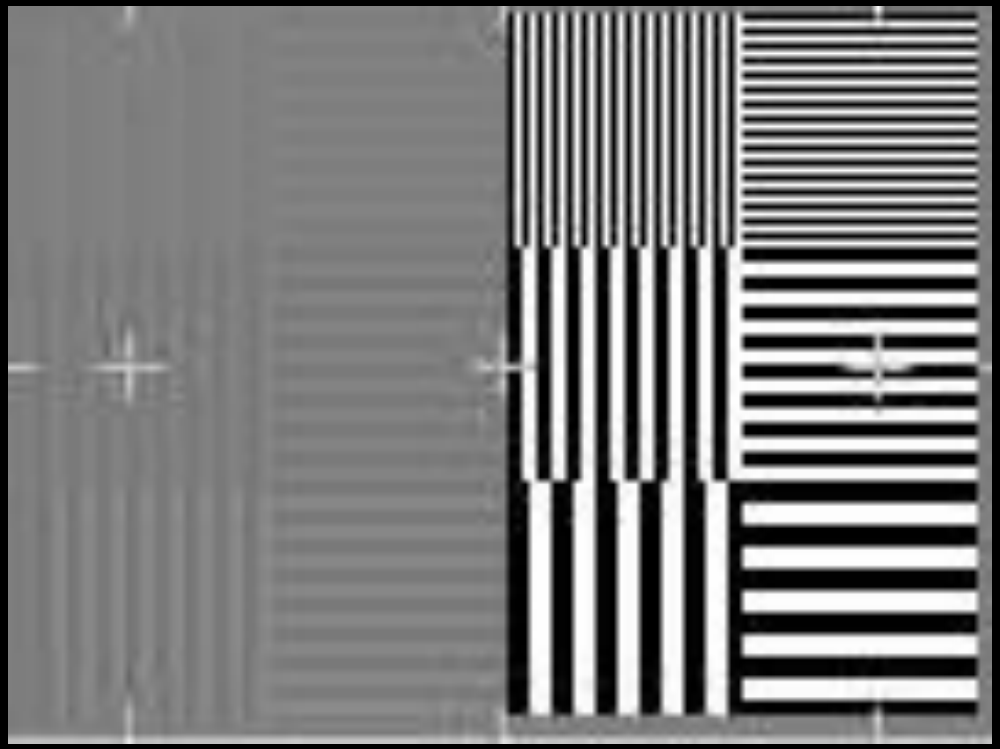




Display settings:

window center (or “level”) = **1024**,
window width = **100**

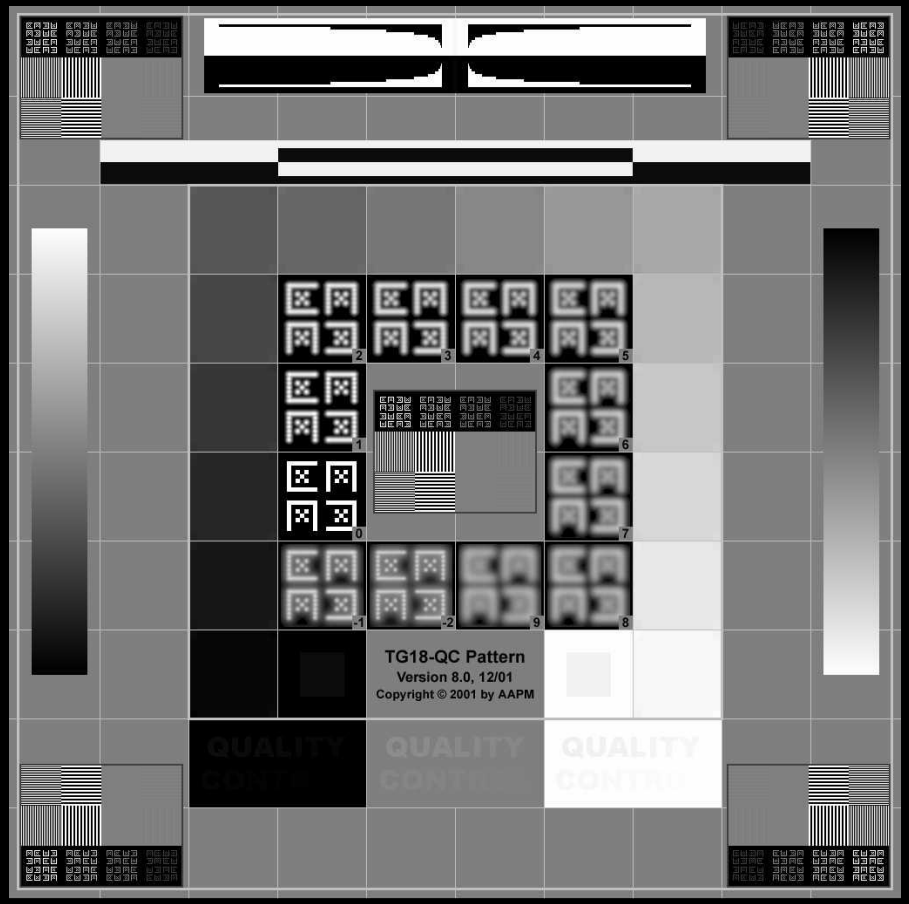
1074-974 = 100 (window width)



979-974 = 5, 5/100 = 5 %



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



AAPM TG18-QC圖像測試合格標準：

(一)0%-5%及95%-100%之低對比方塊需清楚可辨

(二)十六個灰階方塊及角落之灰階方塊皆清楚可辨

(三)低對比度文字清楚可分辨

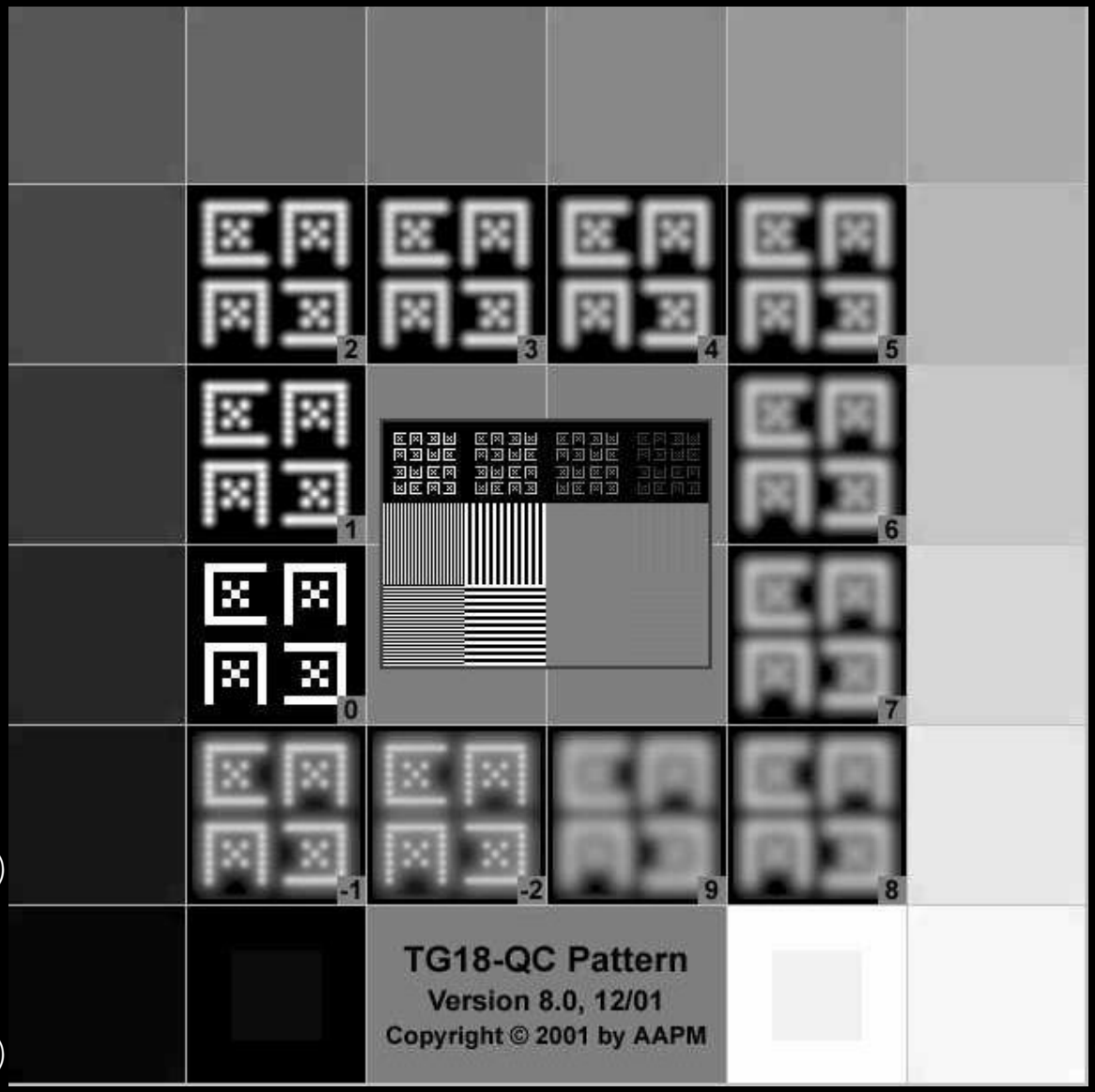
(四)無任何非均勻亮度區域或假影，且漸層條紋顯示為連續而平順

(五)測試影像邊緣與線條清晰可見，平直無扭曲

(六)測試影像位於此螢幕有效區域之中央位置

(七)中心及角落Cx測試物之給分界於0-4之間

(八)中央與角落之高對比線對皆清晰可見



640
(5/32, 15.625%)

384
(3/32, 9.375%)

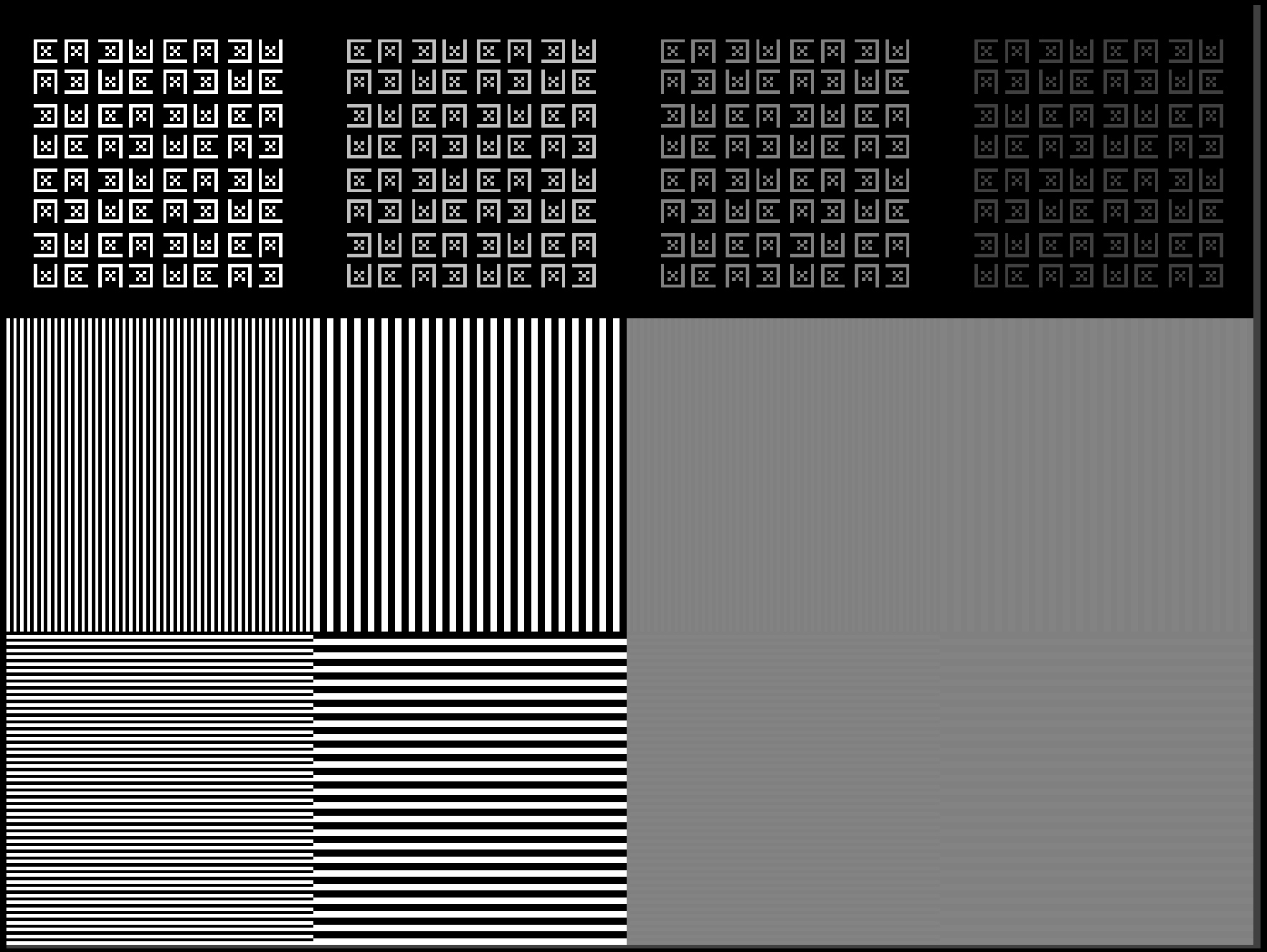
128
(1/32, 3.125%)

3712

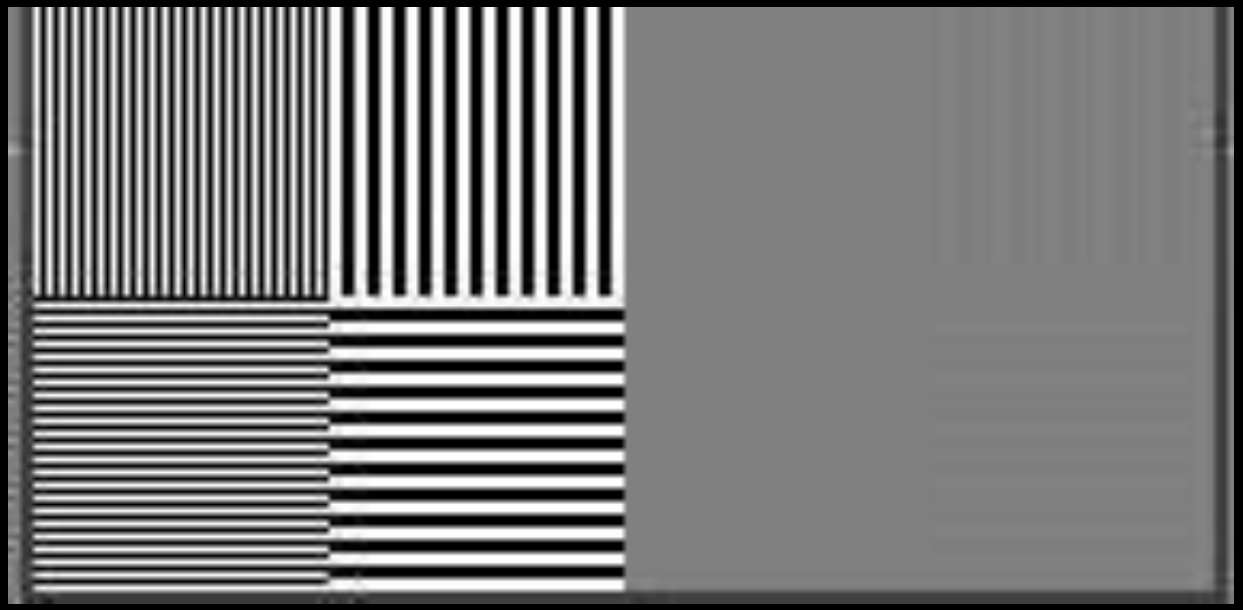
3968
(31/32, 96.875%)

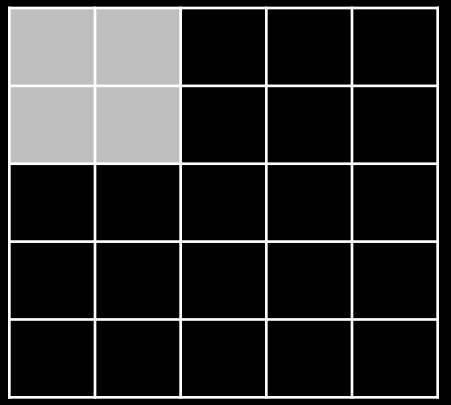
Display settings: window center(level) = **2048**, window width = **4096**

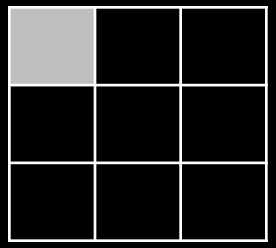
每一階層相差 256 pv, 6.25%



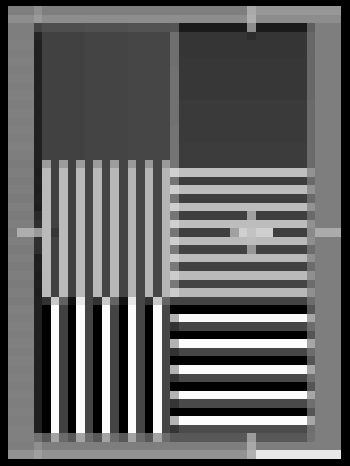
影像→螢幕顯示的縮放比



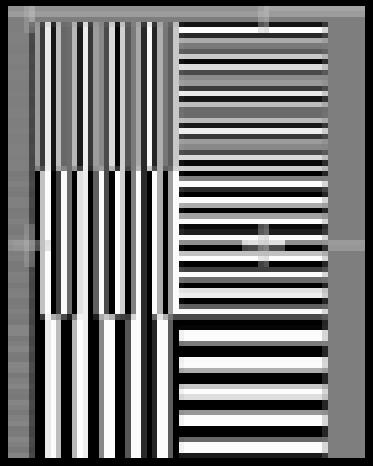




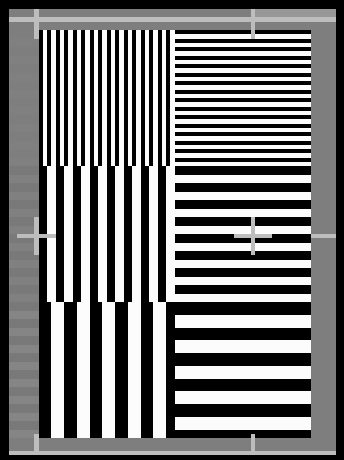
50%



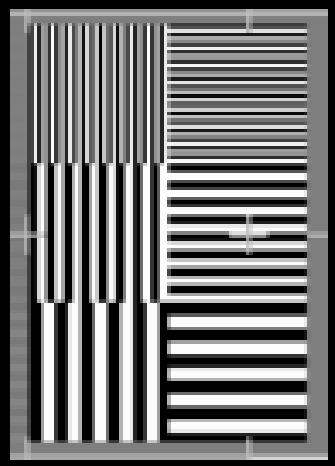
86%

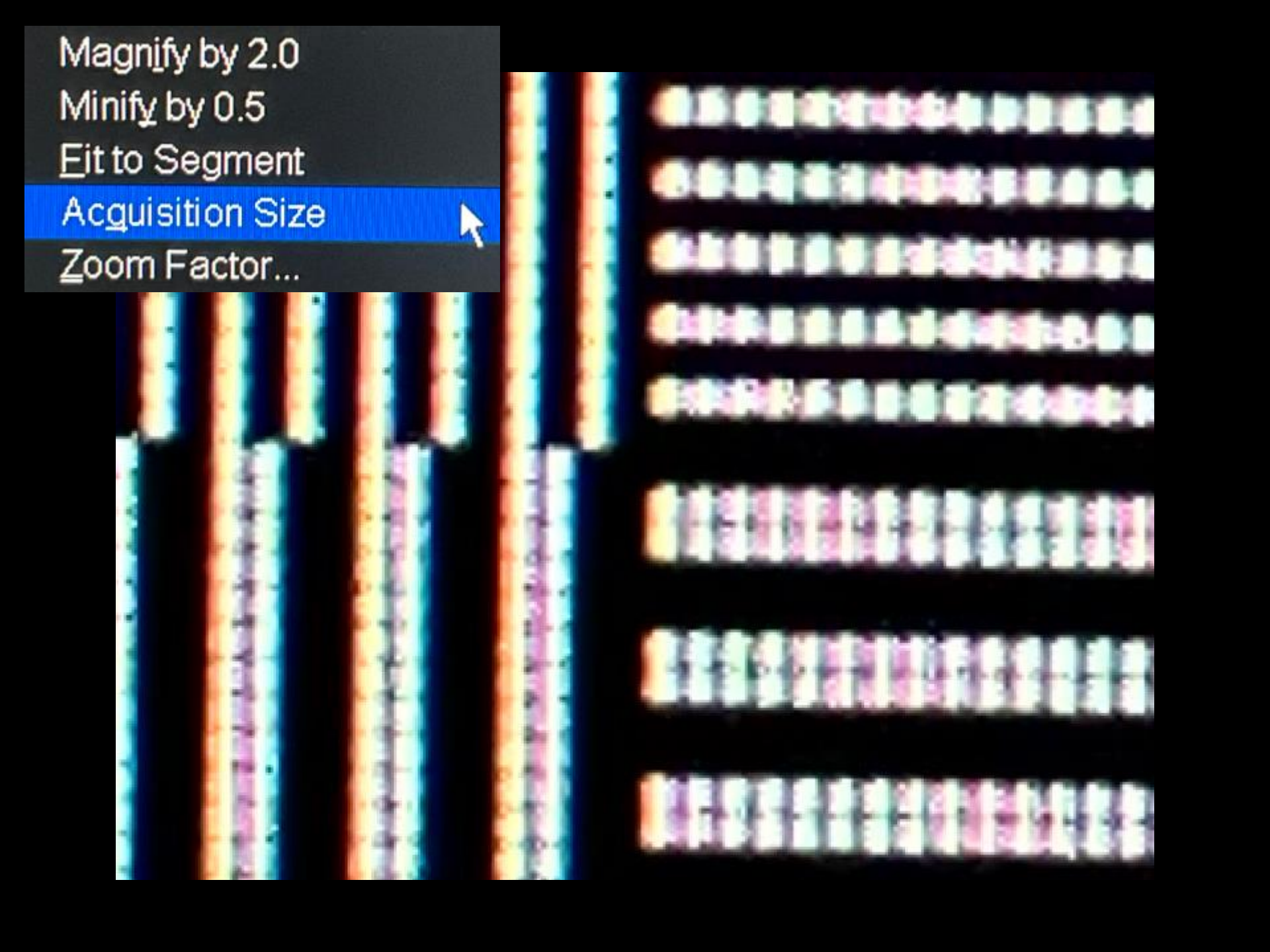


100%



126%




Magnify by 2.0
Minify by 0.5
Fit to Segment
Acquisition Size
Zoom Factor...

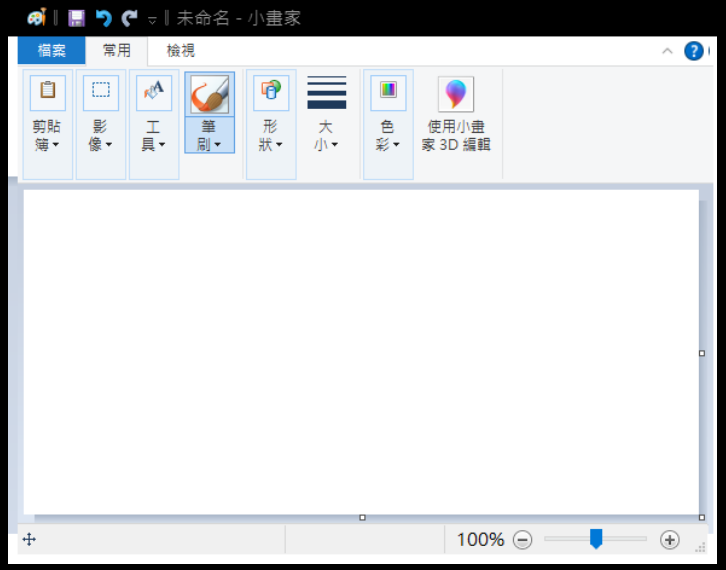
六、影像顯示器評估

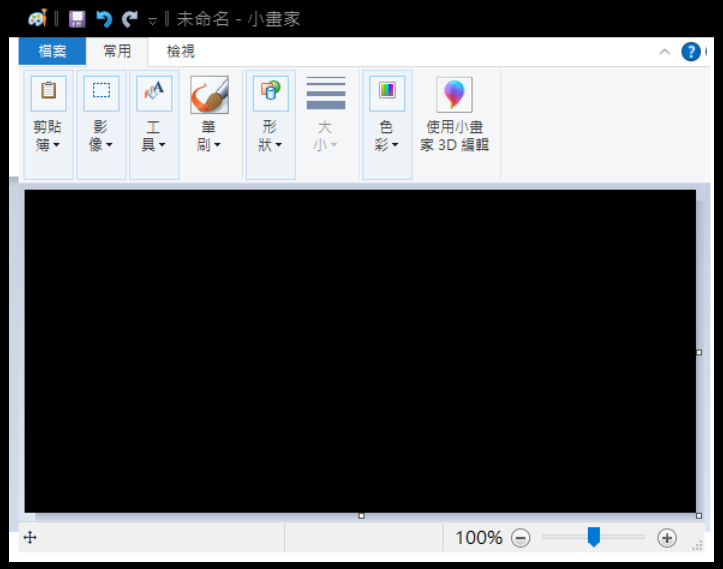
(二) 最大亮度應為每平方公尺一百燭光以上，且最大亮度與最小亮度之比值應為一百以上

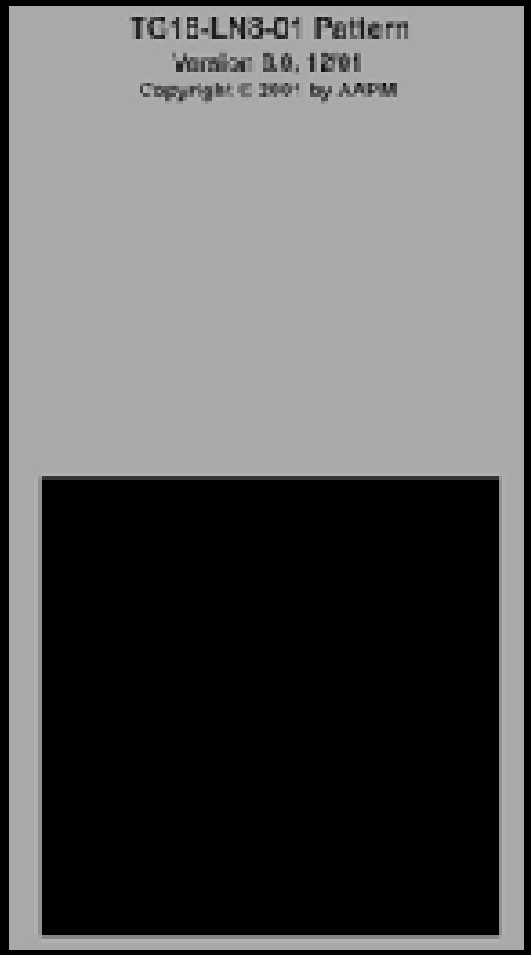




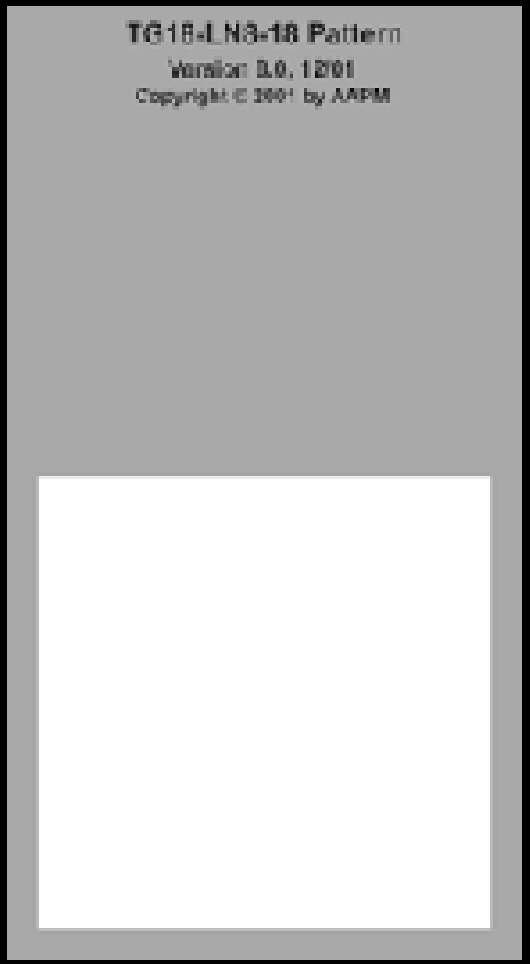
測試影像







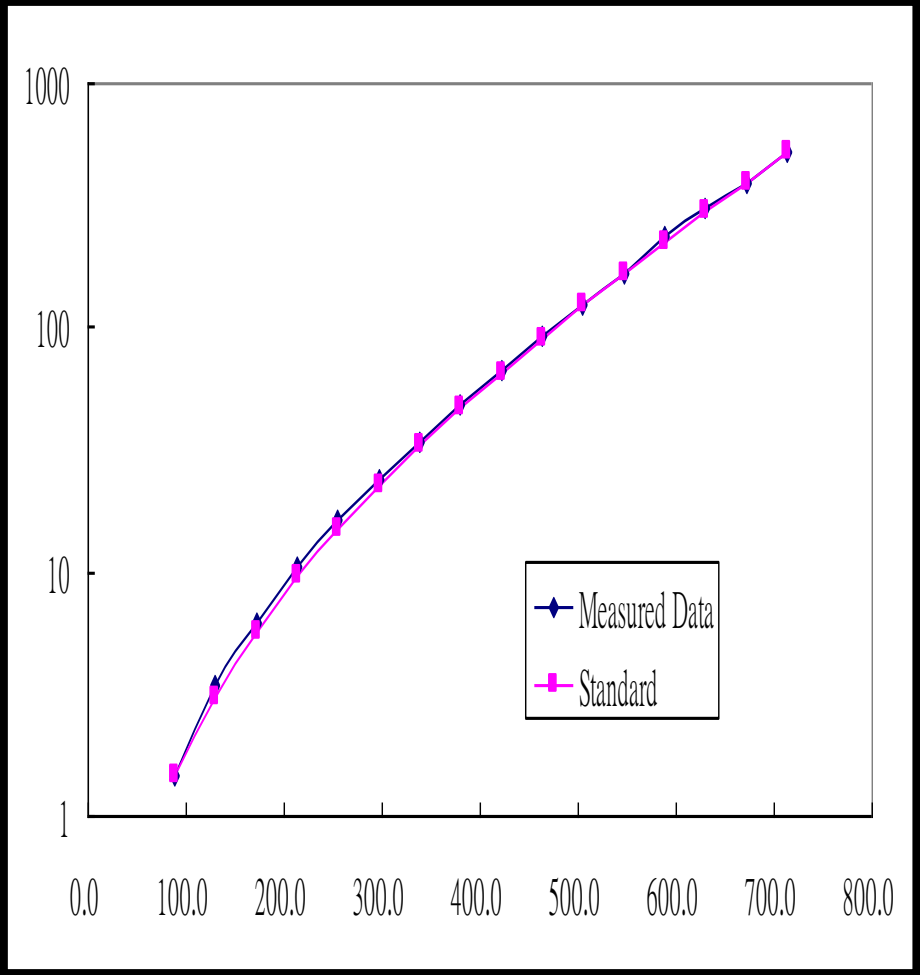
TG 18-LN8-01

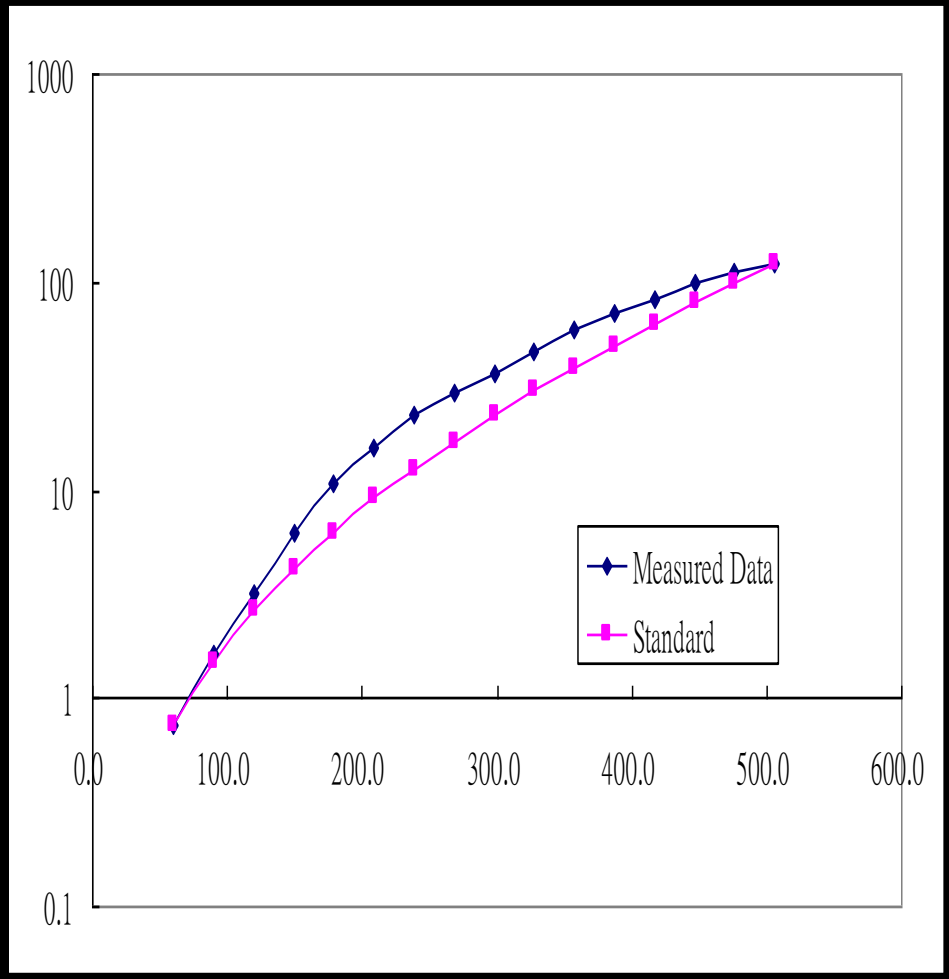


TG 18-LN8-18

其他-螢幕顯示設備

DICOM GSDF (gray-scale standard display function)



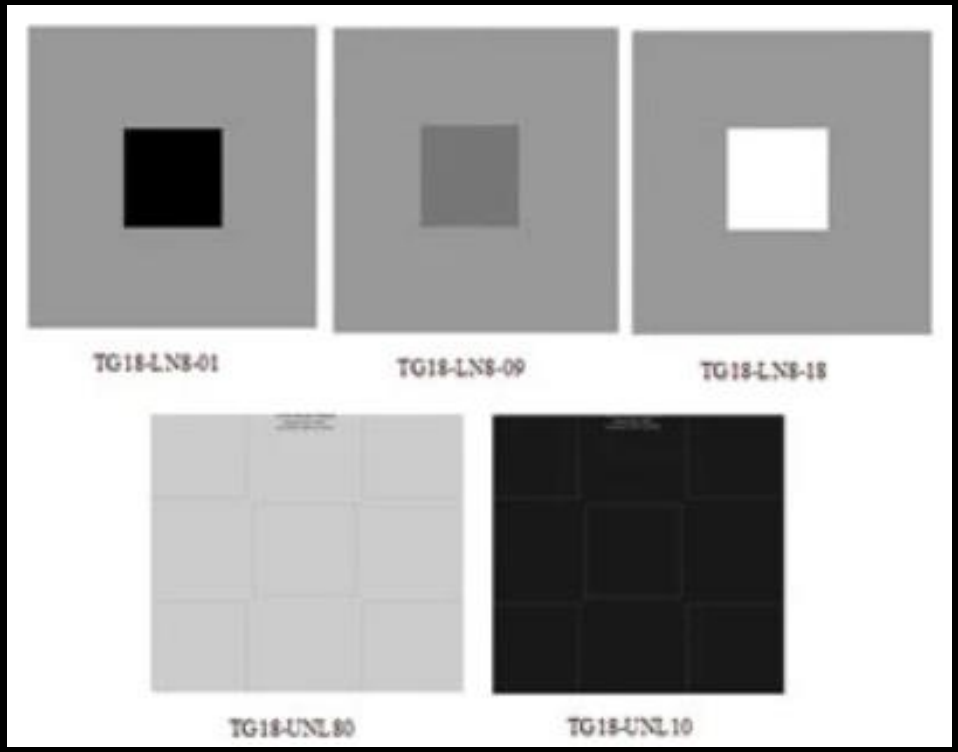


其他-螢幕顯示設備

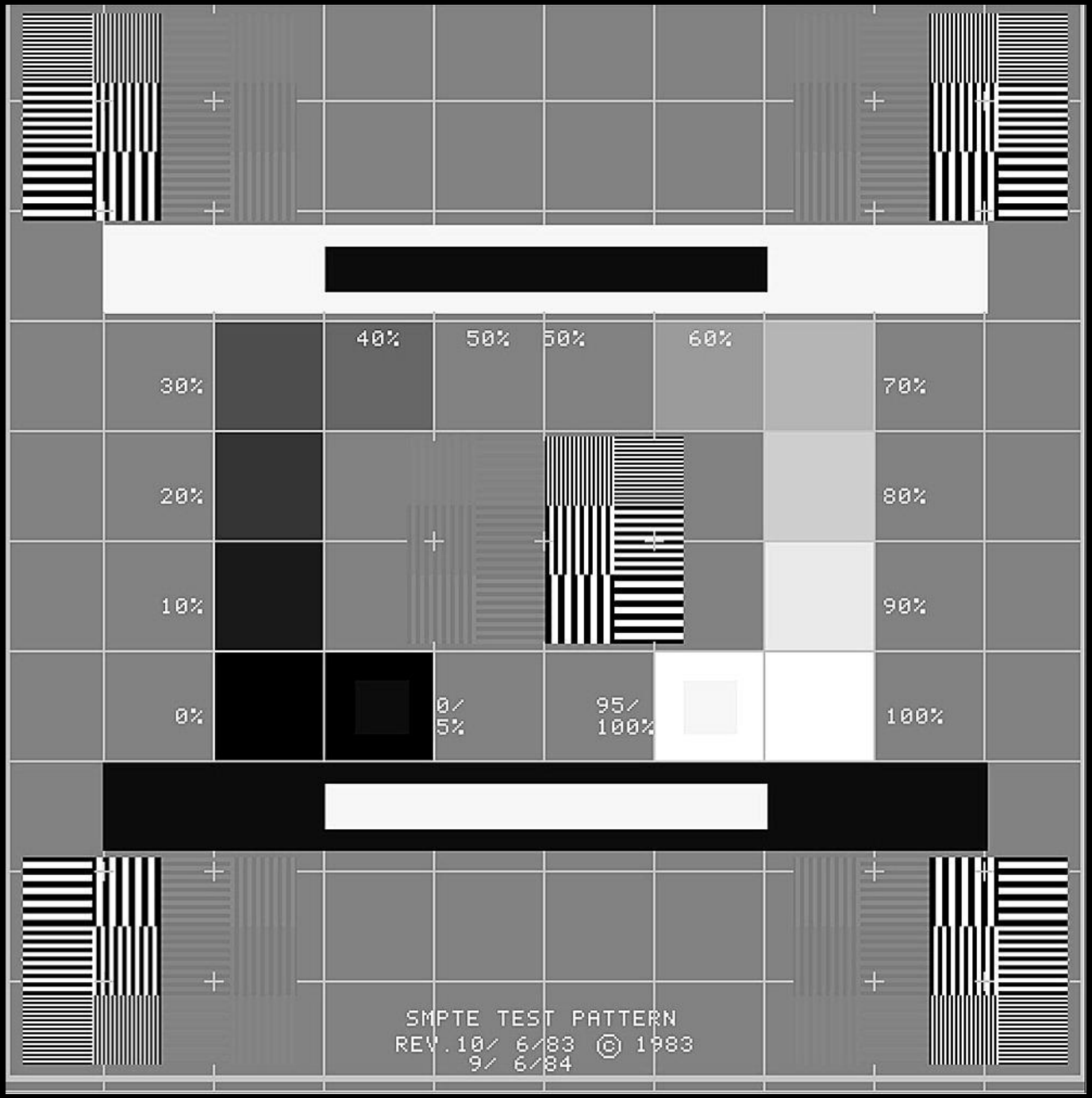
DICOM GSDF (gray-scale standard display function)







- Primary/Diagnostic Monitors
  - Max Luminance > 170
  - Ratio (Max/Min) > 250
  - Delta error < 10%
- Secondary/Review Monitors
  - Max Luminance > 100
  - Ratio (Max/Min) > 100
  - Delta error < 20%


40%
50%
50%
60%
30%
70%
20%
80%
10%
90%
0%
0/
5%
95/
100%
100%
SMPTE TEST PATTERN
REV.10/ 6/83 © 1983
9/ 6/84

組件相關

- 系統功能正常
- 組件完整安全
- 輻射防護設備

組件相關-系統功能正常

- 各項一般功能正常
- 緊急停止功能正常
- 輻射照野與光照野一致性
- 輻射照野與影像接收裝置一致性
- 光照野照度足夠
- 壓迫力正常
- 高度指示器正常
- 檢查床位移準確性
- 定位雷射準確性
- ……

RT7. 乳房攝影 X-光機目視點檢表

檢查項目	通過	失敗
X 光機系統		
1.SID指示器或標記	○	○
2.角度指示器	○	○
3.卡榫(全部)	○	○
4.區域光照	○	○
5.高壓電纜/其他電纜	○	○
6.移動的穩定性	○	○
片匣固定座		
7.片匣卡榫(小的和大的)	○	○
8.壓迫力裝置	○	○
9.壓迫力刻度	○	○
10.壓迫力的數量：自動的	○	○
11.壓迫力的數量：手動的	○	○
12.電網柵/乳房托盤	○	○
控制站		
13.手動開關的位置	○	○
14.鉛玻璃窗	○	○
15.面板開關/燈光/溫溼度計	○	○
16.技術參數表	○	○
其他		
17.錐或準直儀	○	○
18.清洗液	○	○

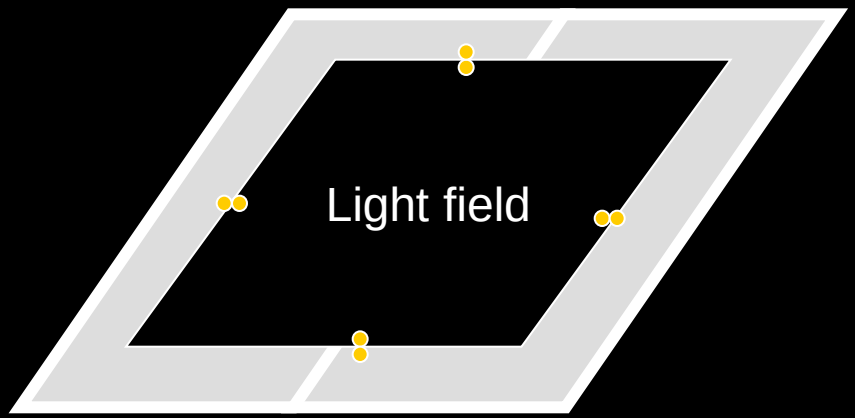
未完成 已完成

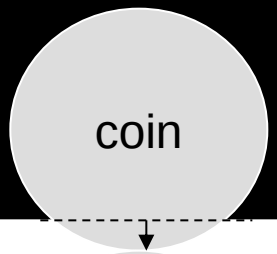
TMP 台灣醫學物理公司

組件相關-系統功能正常

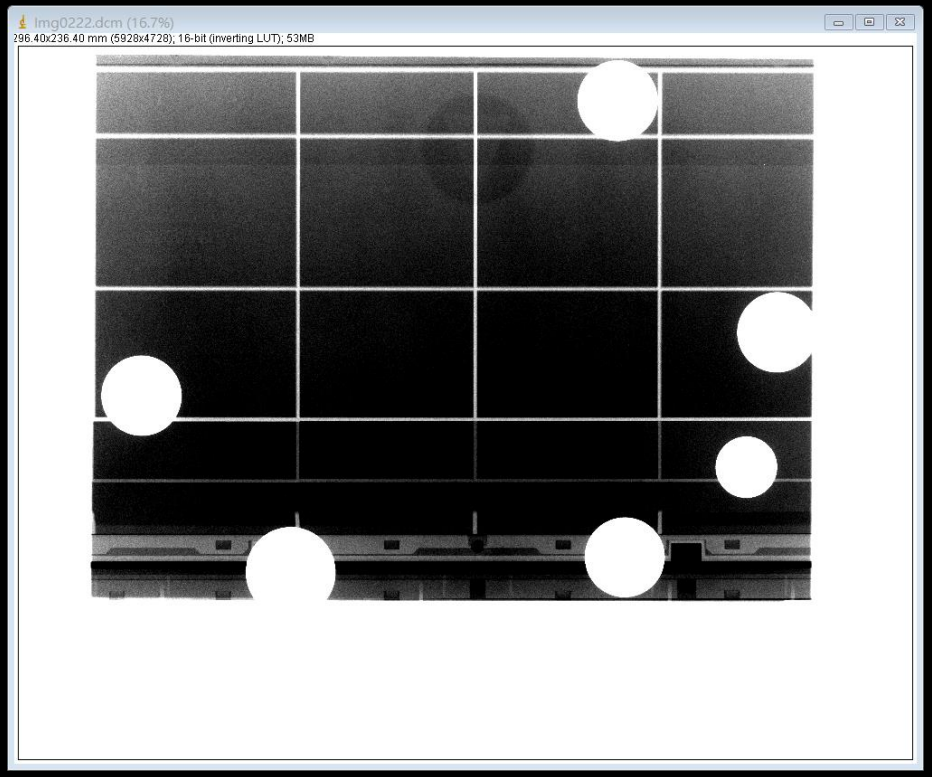
- 輻射照野與光照野一致性

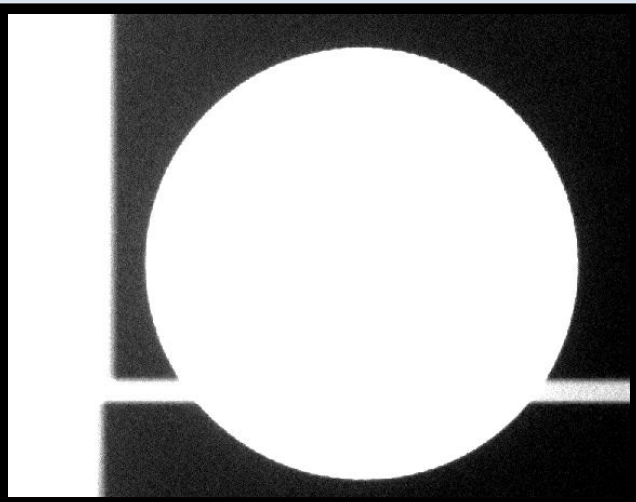






misalignment

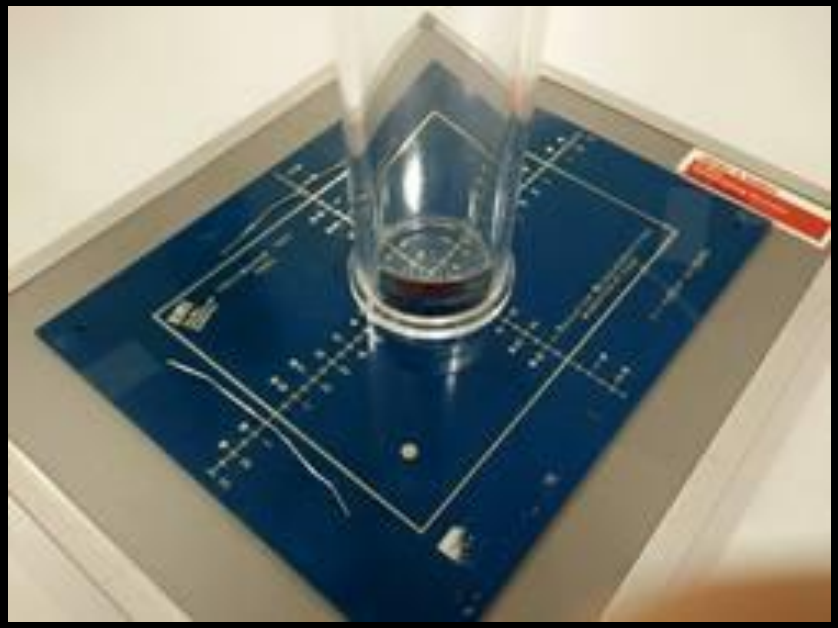


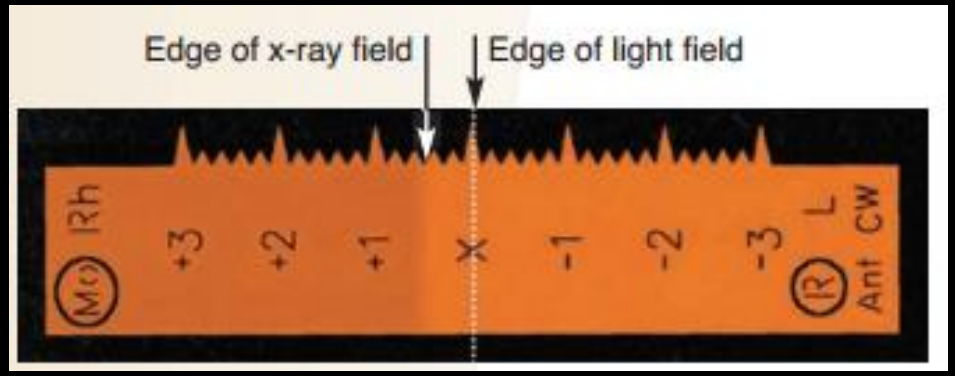


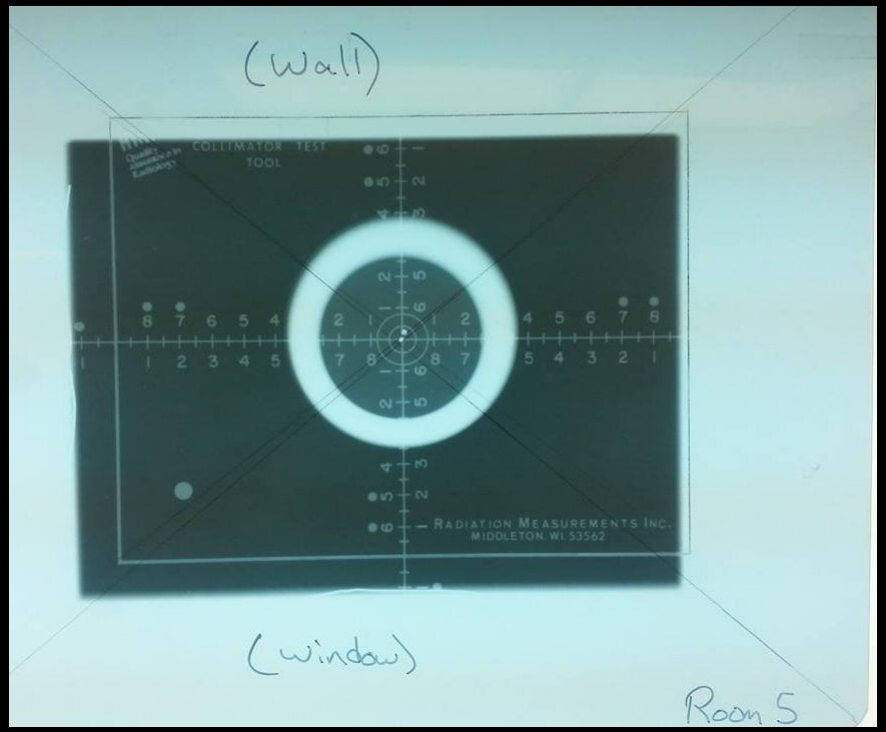
組件相關-系統功能正常

- 輻射照野與光照野一致性



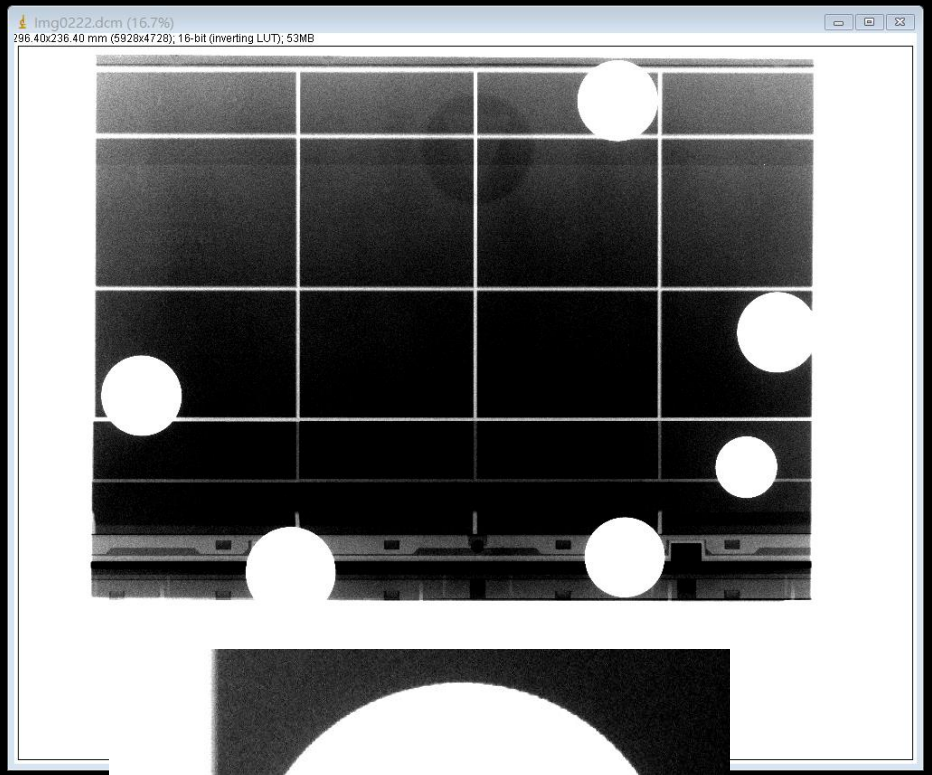


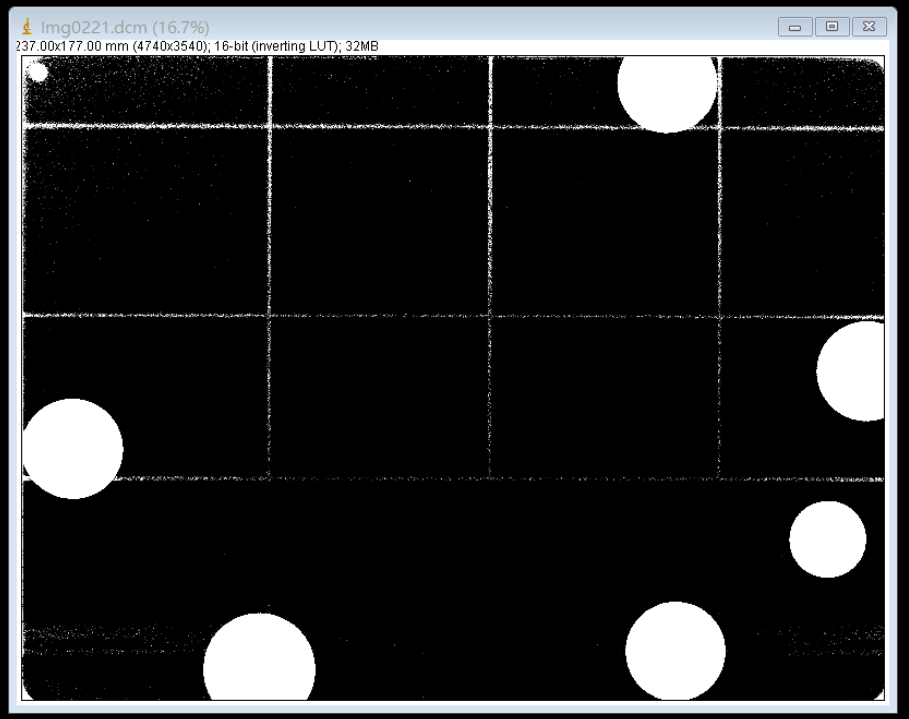


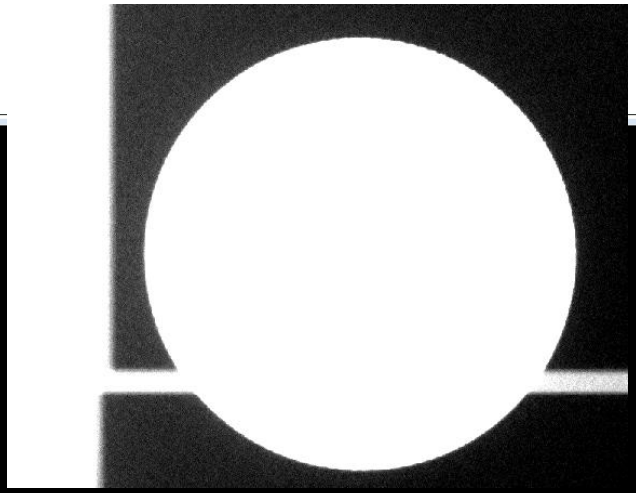


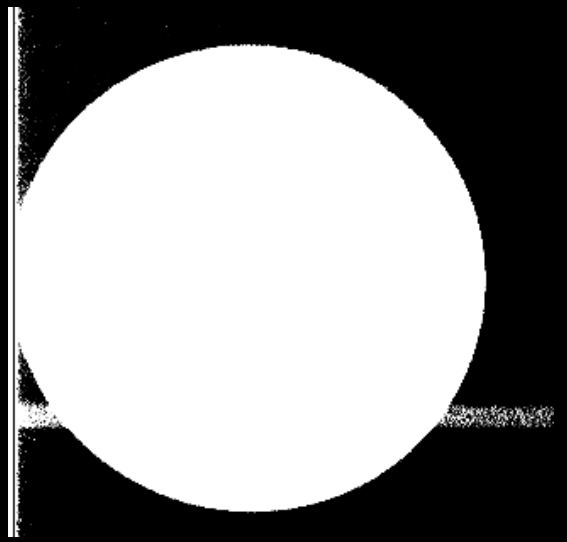
組件相關-系統功能正常

- 輻射照野與影像範圍一致性









我國目前的品質保證規範

行政院組織調整規劃架構

院長
副院長
秘書長
發言人
人事總處
主計總處
國發會
國科會

（行政院其他的獨立機關）
國家運輸安全調查委員會
不當黨產處理委員會

核能安全委員會

內政部
經濟部
交通部
農業部
環境部

外交部
國防部
財政部
教育部
法務部
勞動部
衛福部
文化部
數位部
農委會
環保署

陸委會
金管會
海委會
僑委會
退輔會
原民會
客委會
央行
故宮
工程會

原能會

（相當二級的獨立機關）
中選會
通傳會
公平會
促轉會 (111.5.30完成任務後解散)

本次組改機關

行政院人事行政總處
Directorate-General of Personnel Administration, Executive Yuan

其他

本次調整方案

現有二級部會 | 行政院其他獨立機關 | 行政法人

行政院原子能委員會 → 核能安全委員會 ＋ 國家原子能科技研究院 (行政法人)

強化核安管制之獨立性

兼具彈性與效能，持續深化原子能研究發展與產業應用

法源依據

- **游離輻射防護法第17條**
  - 為提昇輻射醫療之品質，減少病人可能接受之曝露，醫療機構使用經主管機關公告應實施醫療曝露品質保證之放射性物質、可發生游離輻射設備或相關設施，應依醫療曝露品質保證標準擬訂醫療曝露品質保證計畫，報請主管機關核准後始得為之。
  - 醫療機構應就其規模及性質，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，辦理前項醫療曝露品質保證計畫相關事項。
  - 第一項醫療曝露品質保證標準與前項醫療曝露品質保證組織、專業人員設置及委託相關機構之管理辦法，由主管機關會同中央衛生主管機關定之。
- **游離輻射防護法第43條**
  - 有下列情形之一者，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：一、違反第七條第一項、第十四條第一項、第二項、第三項、第十七條第一項或第二項規定。

便民服務
民眾關切問答資訊
輻防作業查詢服務
各類人員執照測驗
對外技術服務項目
專題演講申請服務
本會文宣及出版品
服務資訊下載專區
原子知識報給你知
YouTube影音專區
facebook輻務小站

輻射醫療曝露品質保證計畫之相關表單

» 醫療曝露品質保證校驗紀錄表數位公版匯入檔及使用注意事項

- 醫療曝露品質保證校驗紀錄表數位公版匯入檔使用注意事項 (請先閱讀)
- D01：乳房X光攝影儀品保校驗紀錄匯入檔
- D02：診斷用、核醫用、模擬定位用電腦斷層掃描儀品保校驗紀錄匯入檔
- D03：X光模擬定位儀品保校驗紀錄匯入檔
- D04：醫用直線加速器品保校驗紀錄匯入檔
- D05：含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備品保校驗紀錄匯入檔
- D06：含鈷六十放射性物質之遠隔治療機品保校驗紀錄匯入檔
- D07：加馬刀品保校驗紀錄匯入檔
- D08：電腦刀品保校驗紀錄匯入檔
- D09：電腦斷層治療機品保校驗紀錄匯入檔
- D10：心導管或血管攝影用X光機品保校驗紀錄匯入檔

» 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
- (附件二) 醫用直線加速器輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書

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)

乳房X光攝影儀

傳統式乳房X光攝影儀

數位式乳房X光攝影儀

(附件八A)傳統式乳房X光攝影儀輻射醫療曝露品質保證作業操作程序書

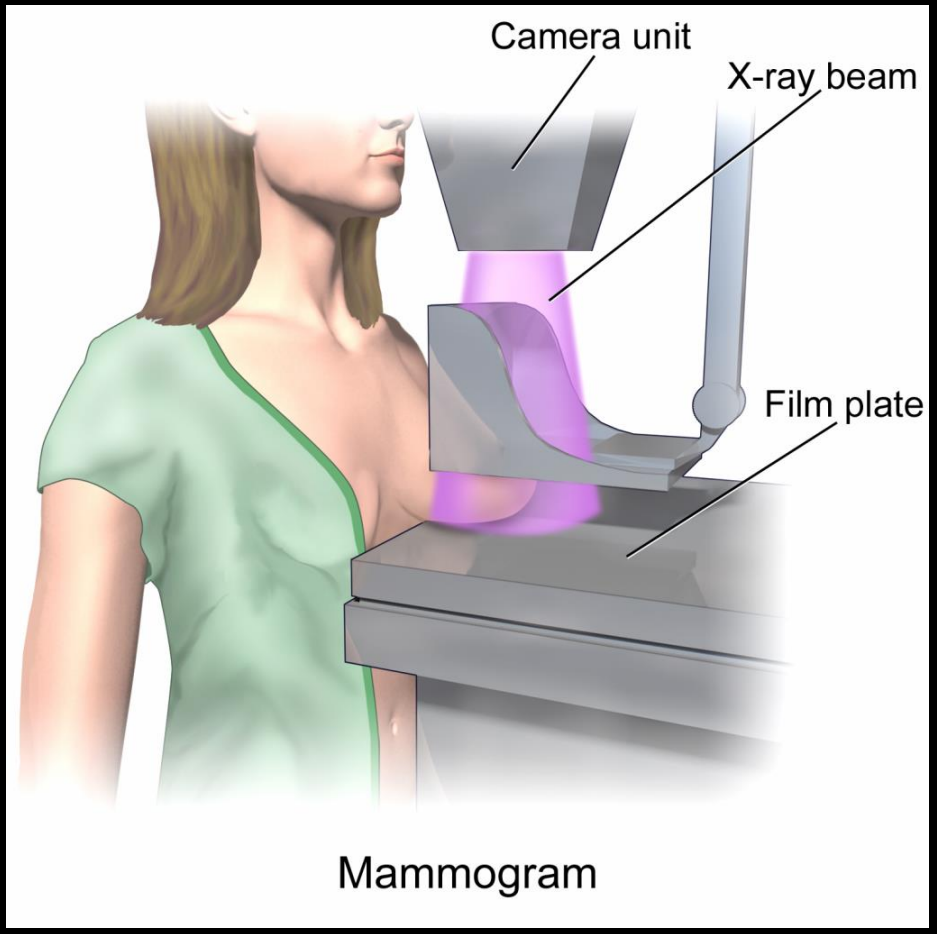
(附件八B)數位式乳房X光攝影儀(含斷層層析)醫療曝露品質保證程序書

(附件八之一A)傳統式乳房X光攝影儀應實施之校驗項目、頻次及結果或誤差容許值

(附件八之一B)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

(附件八之二A)傳統式乳房X光攝影儀品質保證校驗紀錄表

(附件八之二B)數位乳房X光攝影儀(含斷層層析)品質保證校驗紀錄表



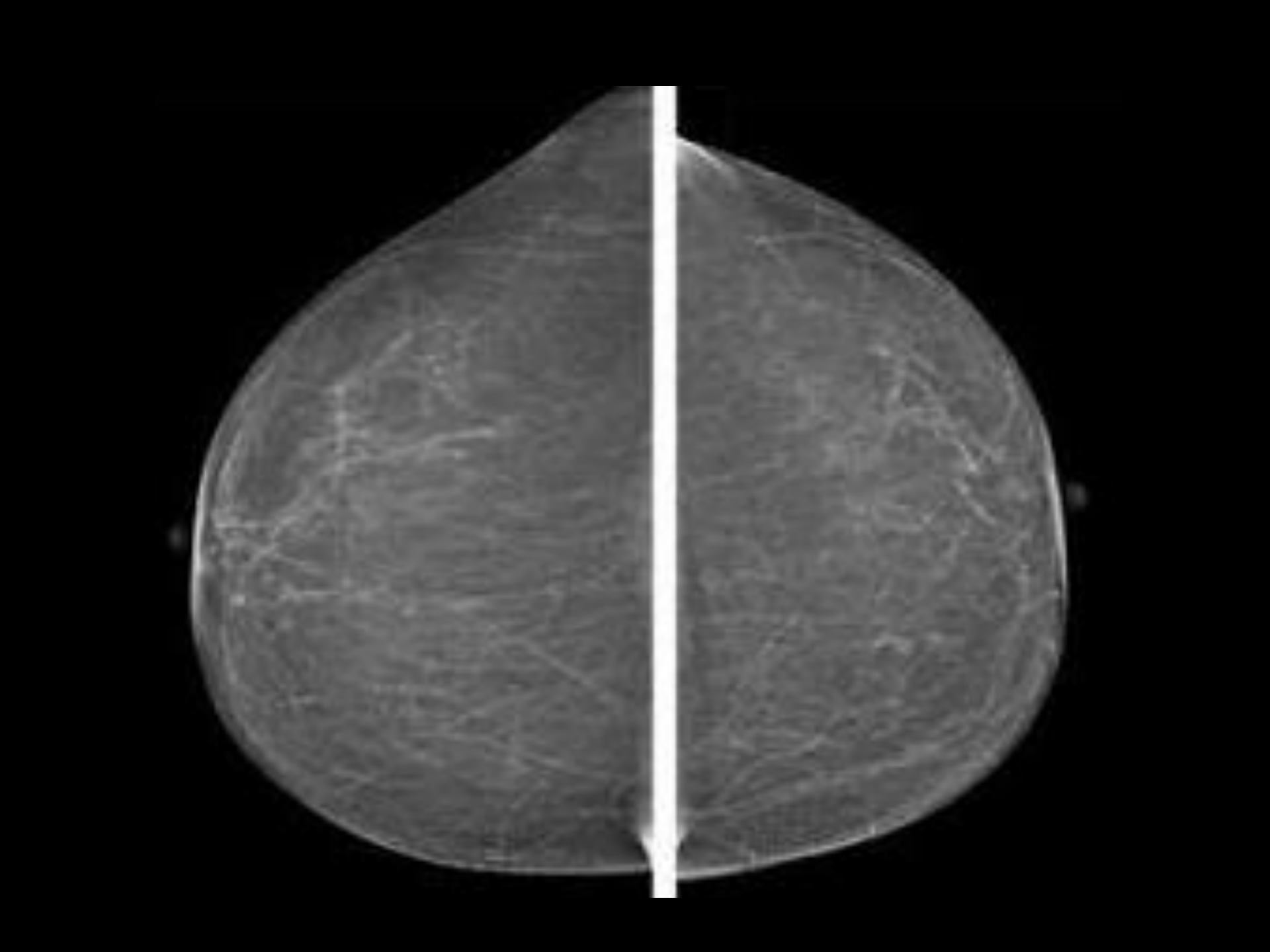
Mammogram

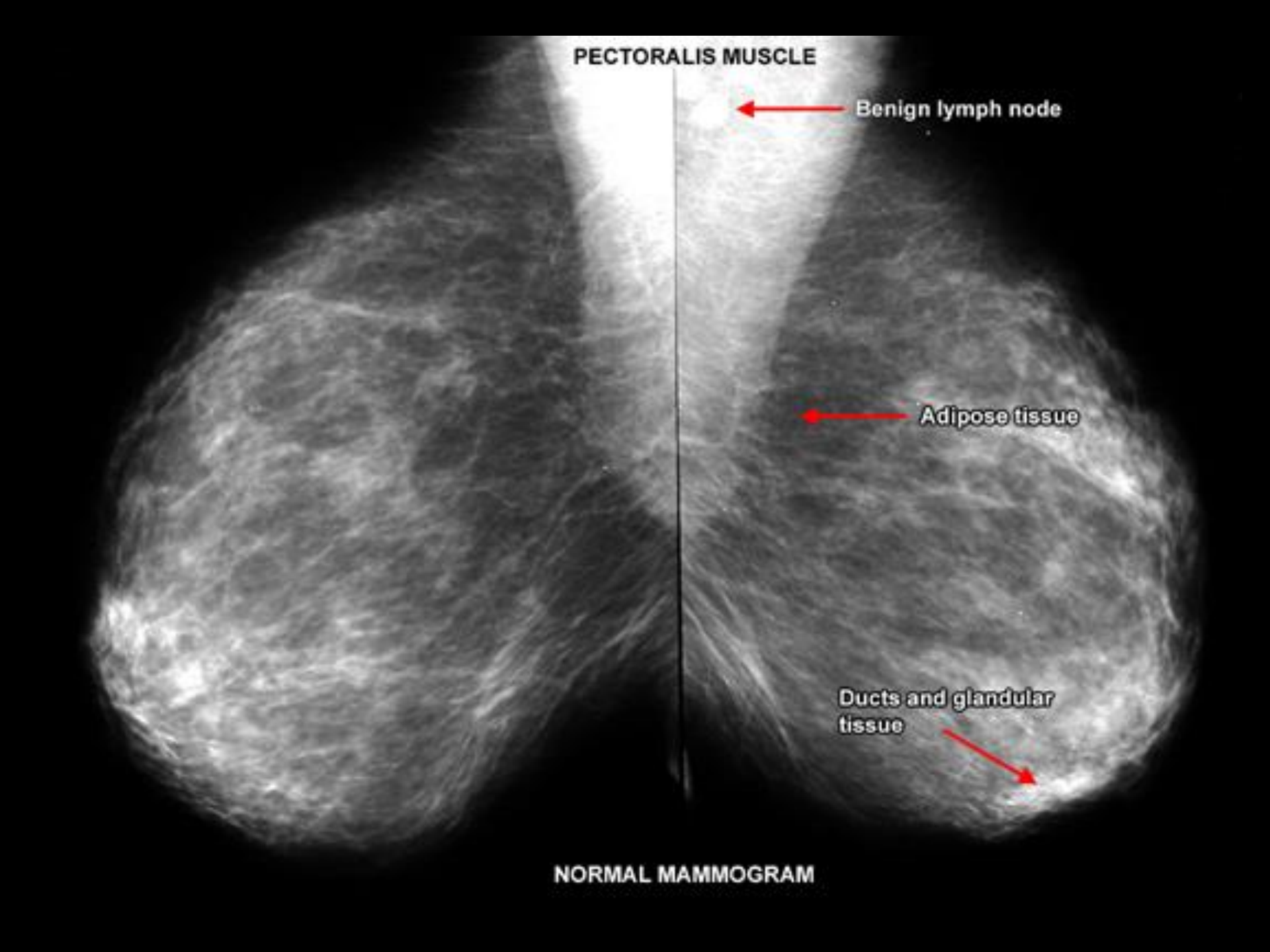
24 × 30 cm

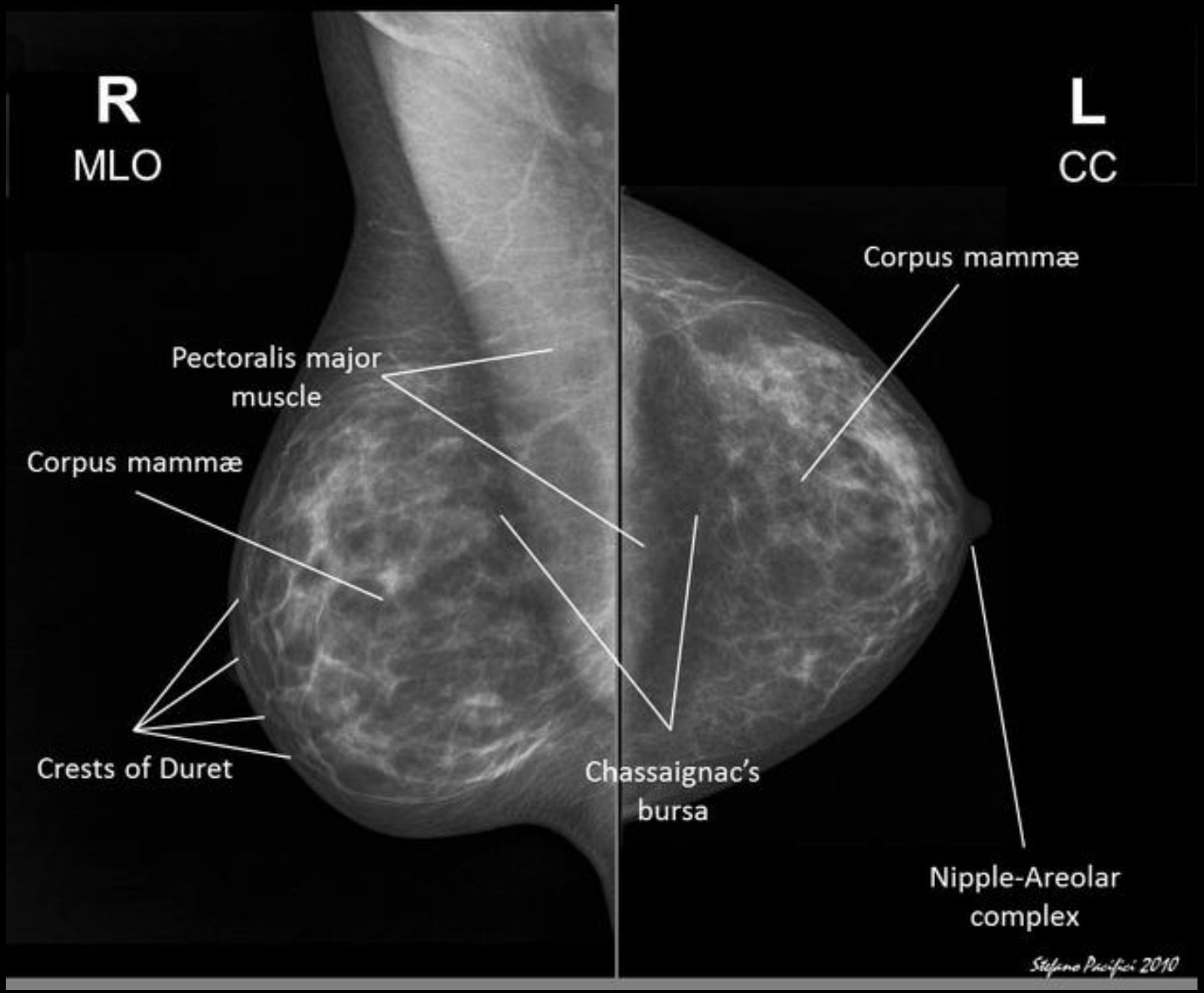
18 × 24 cm





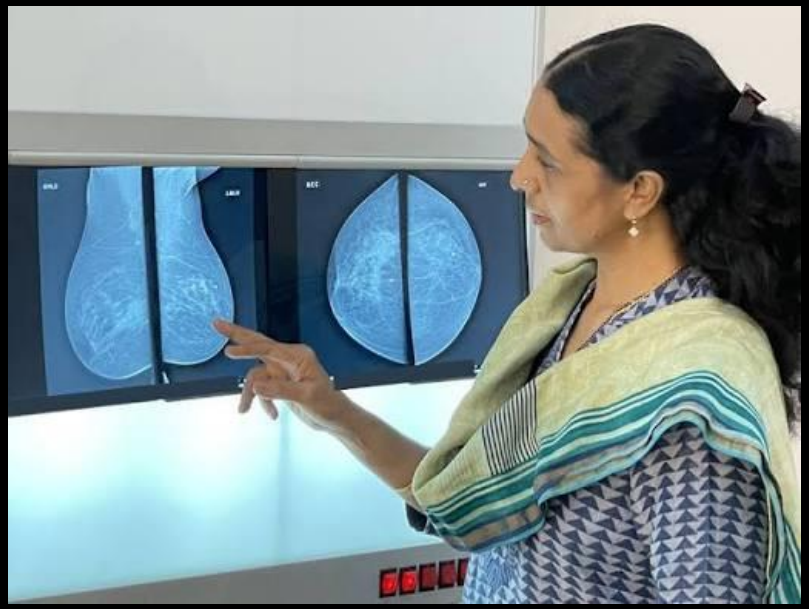



PECTORALIS MUSCLE
Benign lymph node
Adipose tissue
Ducts and glandular tissue
NORMAL MAMMOGRAM


R
MLO
L
CC
Corpus mammæ
Pectoralis major muscle
Corpus mammæ
Crests of Duret
Chassaignac's bursa
Nipple-Areolar complex
Stefano Pacifici 2010

傳統式乳房X光攝影







傳統式乳房X光攝影儀

附件八之一A

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

項次	校驗項目	頻次	結果或誤差容許值
一	洗片機品管（Processor Quality Control）	每日	(一) 中光密度值與其基準值之差異為零點一五以下 (二) 光密度差值與其基準值之差異為零點一五以下 (三) 底片基底與霧化光密值之總合為其基準值加零點零三以下
二	假體影像（Phantom Image）	每週	(一) 標準乳房假體影像中心之光密度值為一點二以上，且其變動與其基準值之差異小於零點二 (二) 壓克力圓盤內外光密度之差值與其基準值之差異變動為零點零五以下 (三) 標準乳房假體影像中模擬物分數：纖維為四分以上、鈣化點群為三分以上、腫塊物為三分以上
三	重照片及廢片分析（Repeat Analysis）	每季	重照片率或廢片率與前次分析之差異超過百分之二時，應採取必要之改善措施
四	暗房霧化（Darkroom Fog）	每半年	暗房光源所造成之底片光密度改變為零點零五以下
五	壓迫力（Compression）	每半年	介於十一點四至二十點四公斤重之間或二十五至四十五磅之間
六	乳房攝影單元組件檢查（Mammographic Unit Assembly Evaluation）	每年	(一) 功能正常 (二) 壓迫厚度之準確性為零點五公分以下、再現性為零點二公分以下
七	準直儀狀況評估（Collimation Assessment）	每年	(一) 光照野與輻射照野左右側之差異總合、前側與胸壁側之差異總合為百分之二射源與影像接收裝置距離以下 (二) 胸壁側之輻射照野邊緣大於其影像接收裝置邊緣
			(三) 輻射照野之任一邊緣不應大於影像接收裝置邊緣百分之二射源與影像接收裝置距離 (四) 影像上不應出現壓迫板邊緣 (五) 壓迫板距離乳房支撐板表面之距離相當於標準乳房假體之厚度時，胸壁側之壓迫板邊緣超出影像接收裝置邊緣之距離為百分之一射源與影像接收裝置距離以下
八	影像品質評估（Image Quality Evaluation）	每年	(一) 標準乳房假體影像中心之光密度值為一點二以上，且其變動與其基準值之差異小於零點二 (二) 壓克力圓盤內外光密度之差值與其基準值之差異變動為零點零五以下 (三) 標準乳房假體影像中模擬物分數：纖維為四分以上、鈣化點群為三分以上、腫塊物為三分以上
九	射束品質的評估（Beam Quality Assessment）	每年	半值層下限值：無壓迫板時為百分之一管電壓峰值毫米鋁當量（mmAl）；有壓迫板時為百分之一管電壓峰值加零點零三毫米鋁當量
十	乳房入射曝露、自動曝露控制的再現性、平均乳腺劑量與輻射輸出率（Breast Entrance Exposure, AEC Reproducibility, Average Glandular Dose, and Radiation Output Rate）	每年	(一) 曝露值與管電流時間乘積之變異係數為零點零五以下 (二) 平均乳腺劑量為三毫格雷（mGy）以下 (三) 輻射輸出率為每秒八百毫侖琴（mR/s）或每秒七毫格雷（mGy/s）以上

註一：移動型洗片機及移動型乳房 X 光攝影儀於每次移動至定點、病人造影前，應分別執行洗片機品管及假體影像校驗項目。

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。

數位式乳房X光攝影儀

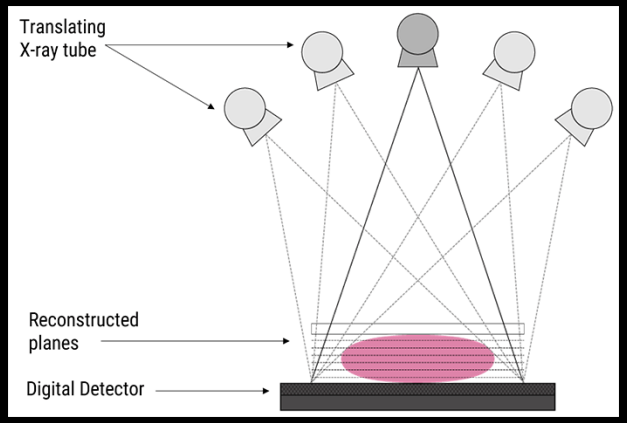
項次	校驗項目	頻次
一	假體影像品質	每週
二	電腦放射攝影片匣除影	每週
三	壓迫厚度顯示準確性	每月
四	目視檢查	每月
五	擷像工作站品管	每月
六	放射科醫師閱片工作站品管	每月
七	印片機品管	每月
八	看片箱清潔	每月
九	壓迫力測試	每半年

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。

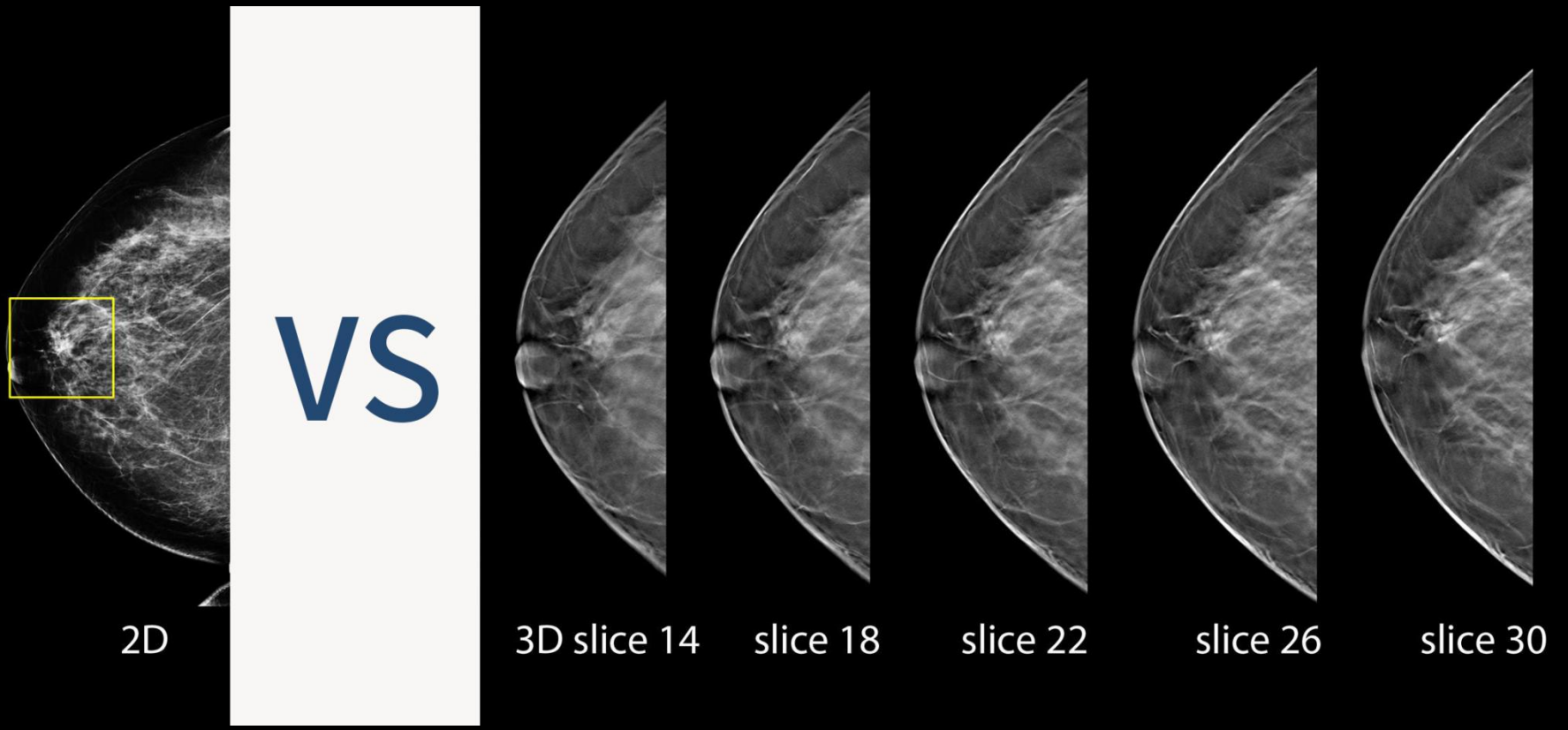
數位式乳房X光攝影儀

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

Tomosynthesis Mammography



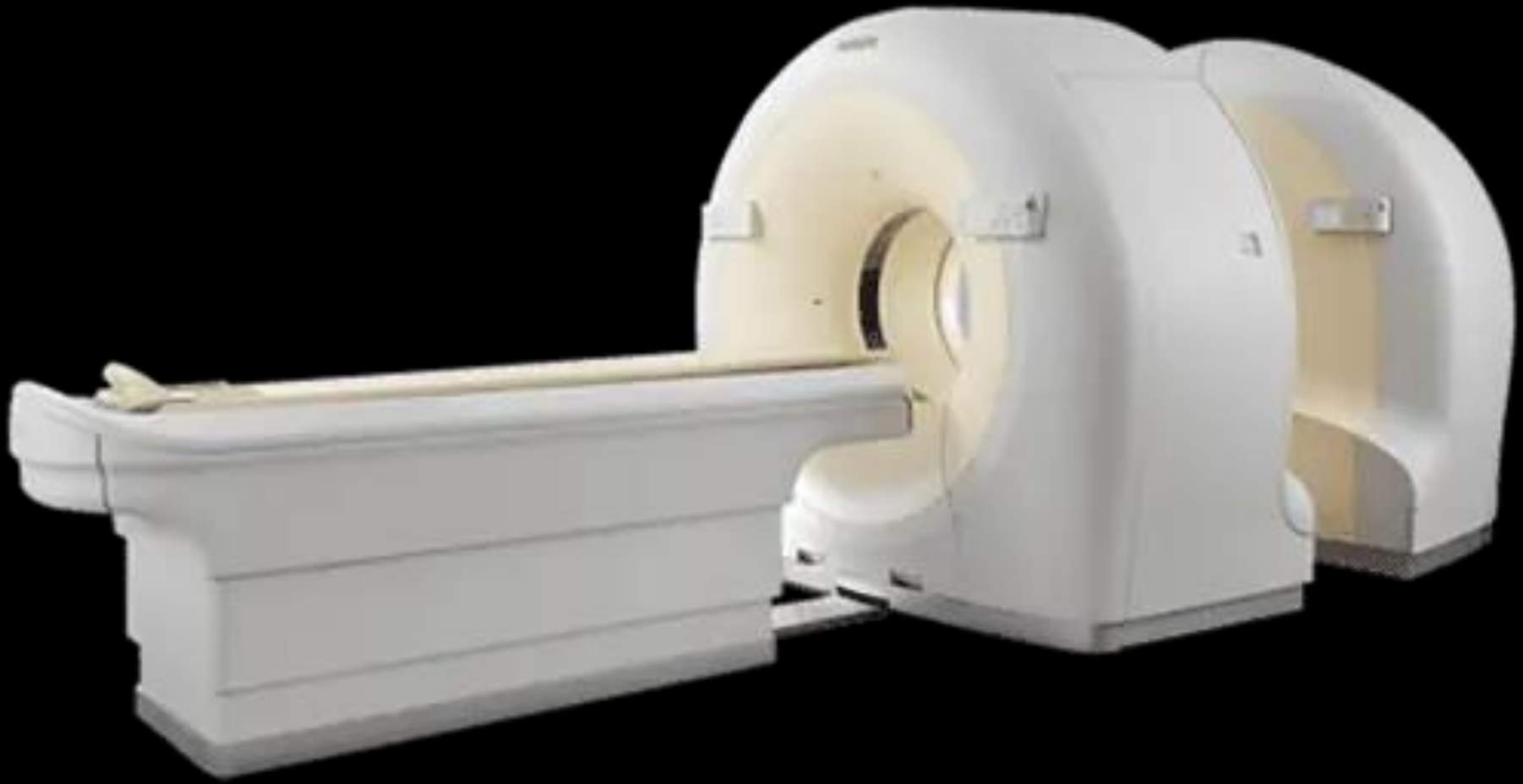


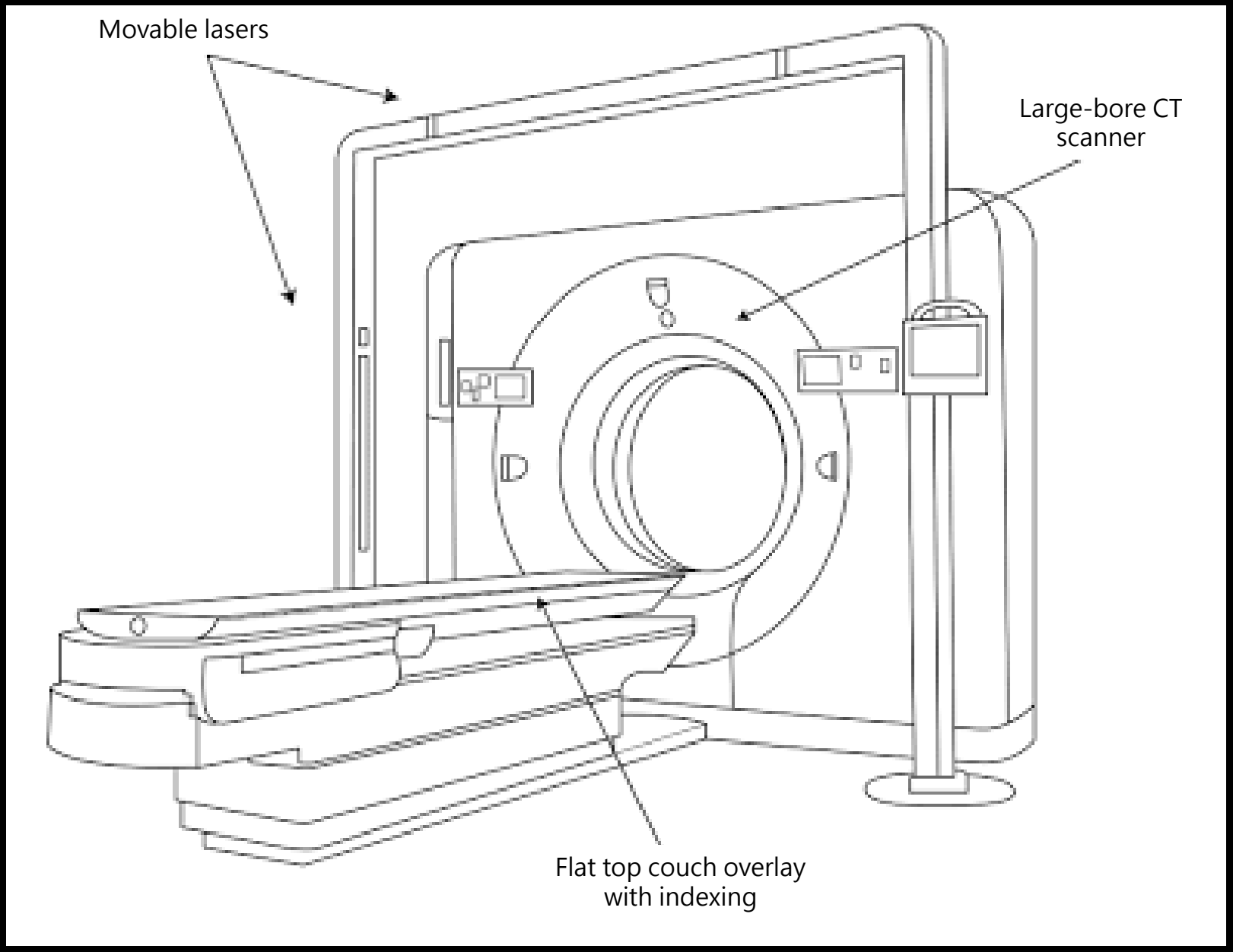


電腦斷層掃描儀

(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


PHILIPS
Verida




Movable lasers
Large-bore CT scanner
Flat top couch overlay with indexing

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。
擷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 ≦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

電腦斷層掃描儀年度品保測試項目表

項目名稱	診斷	治療	核醫
系統安全評估	V	V	V
檢查床與機架之對位	V		
切片位置準確性	V	V	V
切片厚度準確性	V	V	V
高對比(空間)解析度	V	V	
低對比偵測度	V	V	
CT值準確性與線性度	V	V*1	V
水假體影像評估	V	V	V
劑量評估	V	V*2	V
輻射寬度	V	V	V
擷像工作站評估	V		

名稱變更

*1：掃描電子密度假體之CT值準確性

*2：劑量輸出穩定性

心導管或血管攝影用X光機品質保證測試
Quality Assurance Tests for Cardiac Catheterization or Angiography X-ray System

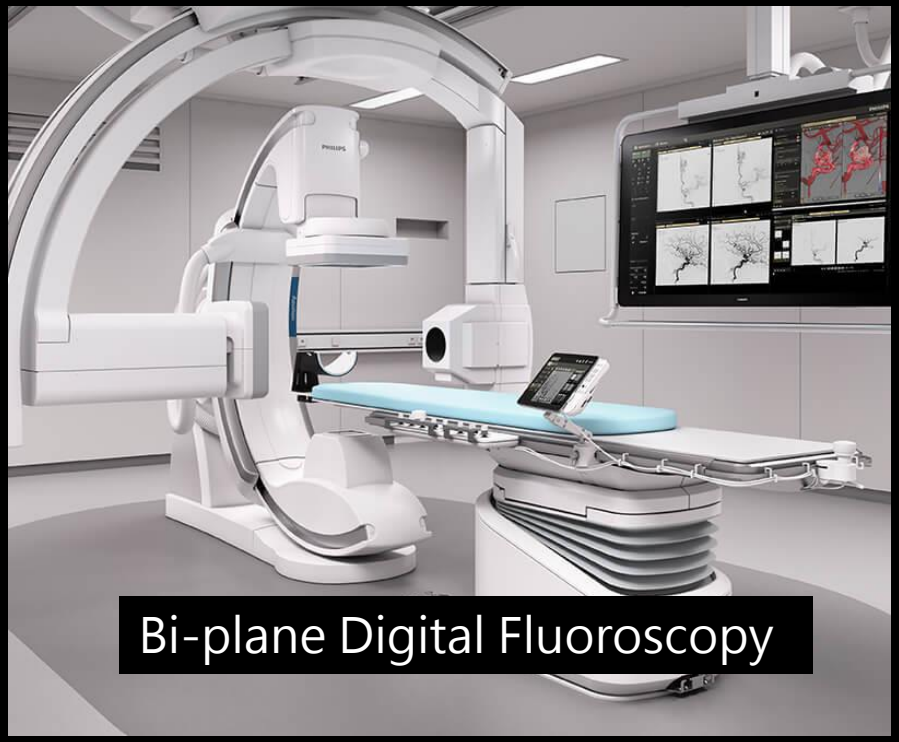
(附件十三)心導管或血管攝影用X光機輻射醫療曝露品質保證作業程序書
(附件十三之一)心導管或血管攝影用X光機應實施之校驗項目頻次及結果或誤差容許值
(附件十三之二)心導管或血管攝影用X光機品質保證校驗校驗紀錄表

Fluoroscopy imaging system



1940s




Bi-plane Digital Fluoroscopy


Conventional Fluoroscopy


Digital Fluoroscopy


Portable Fluoroscopy

RF QA – 非年度品保人員資格

一、執行每日及每半年之品保項目之專業人員

（一）首次執行前須具備之資格

1、應具備以下資格之一：

（1）領有放射診斷科專科醫師、神經科或神經外科專科醫師、心臟科醫師證書者。

（2）領有醫事放射師證書者。

（3）領有中華民國放射線醫學會、中華民國醫事放射學會、中華民國醫事放射師公會全國聯合會、中華民國醫學物理學會或台灣社區醫院協會所核發之證書者。

2、應參加主管機關、中華民國放射線醫學會、中華民國醫事放射學會、中華民國醫事放射師公會全國聯合會、中華民國醫學物理學會、台灣社區醫院協會或醫療院所辦理之心導管或血管攝影用X光機醫療曝露品質保證訓練課程二小時以上，訓練內容應包括每日及每半年之品保項目，並留存紀錄備查。 **到核安會網站申報加入品保組織**

（二）繼續教育與訓練

每年應接受二小時以上之心導管或血管攝影用X光機醫療曝露品質保證教育訓練，並留存紀錄備查。

RF QA – 年度品保人員資格

二、執行年度品保項目之專業人員　**醫療院所不可自行辦理首次訓練課程**

（一）首次執行前須具備之資格

1、應具備以下資格之一：

（1）領有放射診斷科專科醫師、神經科或神經外科專科醫師、心臟科醫師證書者。

（2）領有醫事放射師證書者。

（3）領有中華民國放射線醫學會、中華民國醫事放射學會、中華民國醫事放射師公會全國聯合會、中華民國醫學物理學會或台灣社區醫院協會所核發之證書者。

2、應參加主管機關、中華民國放射線醫學會、中華民國醫事放射學會、中華民國醫事放射師公會全國聯合會、中華民國醫學物理學會或台灣社區醫院協會辦理之心導管或血管攝影用X 光機醫療曝露年度品質保證實作訓練課程四小時以上，並取得證明。

（二）繼續教育與訓練

1、每年應接受二小時以上之心導管或血管攝影用X 光機醫療曝露品質保證教育訓練，並留存紀錄備查。

2、每年應獨立完成一次以上之心導管或血管攝影用X 光機醫療曝露年度品質保證實作，並留存紀錄備查。

核安會心導管品保項目表

項次	校驗項目	頻次	測試模式
一	系統安全評估	每日	
二	自動曝露(率)控制功能確定	每半年	透視+照相
三	準直儀評估	每半年	透視或照相
四	空間(高對比)解析度	每半年	透視
五	低對比偵測度	每半年	透視
六	影像顯示器之評估	每半年	
七	射束品質評估	每年	透視+照相
八	輻射曝露率評估	每年	透視
九	參考點累積空氣克馬確認	每年	透視+照相

非年度項目

年度項目

▸**備註**：心導管或血管攝影 X 光機新裝機、更換 X 光管球、維修或更換會影響輻射劑量或影像品質之相關零件後，均應重新執行品保項目 1-9 所有測試。◂

核安會心導管品保項目表

非年度項目 – 每日

項次	校驗項目	頻次	結果或誤差容許值
一	系統安全評估 (System Safety Evaluation)	每日	(一) 造影系統所有組件之機械固定性正常
			(二) 造影系統所有卡榫及制動裝置到位正常
			(三) 輻射曝露控制開關功能正常
			(四) 透視曝露累積五分鐘警示聲響功能正常
			(五) 透視影像無明顯一般性假影及影像延遲現象
			(六) 視聽監視器功能正常
			(七) 輻射警示燈功能正常
			(八) 病患進出大門輻射安全連鎖功能正常

註八：每日品保（第一項（五）除外）應於當日執行臨床放射診療業務前完成（不適用於急診或需 24 小時待機之心導管或血管攝影用 X 光機）。

每日仍須執行品保測試，但不限於執行臨床放射診療業務前

核安會心導管品保項目表

非年度項目 – 每半年

項次	校驗項目	頻次	結果或誤差容許值
二	自動曝露(率)控制功能確定 (Automatic Exposure Control Constancy) **透視+照像**	每半年	管電壓峰值、管電流(或管電流時間乘積)變動結果為百分之五以下
三	準直儀評估 (Collimation Evaluation) **透視或照像**	每半年	(一) 影像接收裝置可見範圍與輻射照野任一邊緣之差異應為百分之三射源與影像接收裝置距離(SID)以下
			(二) 影像接收裝置可見範圍與輻射照野各邊緣之差異總合應為百分之四射源與影像接收裝置距離(SID)以下
四	空間解析度 (Spatial Resolution) **透視**	每半年	使用線對假體以四十五度角放置於影像接收器中央，以標準六英吋視野(FOV)測量可清楚分辨每毫米二線對以上
五	對比度測試 (Low Contrast Performance) **透視**	每半年	標準六英吋視野(FOV)測量可清楚分辨直徑三毫米以下測試物
六	影像顯示器評估 (Image Display Monitors Evaluation)	每半年	(一) 符合SMPTE或AAPM TG18-QC圖像測試合格標準
			(二) 最大亮度應為每平方公尺一百燭光以上，且最大亮度與最小亮度之比值應為一百以上

核安會心導管品保項目表

年度項目 – 每年

七	射束品質評估 (Beam Quality Evaluation) **透視+照像**	每年	管電壓峰值為七十千伏特(kVp)，半值層為一點八毫米鋁當量(mmAl)以上，或管電壓峰值為八十千伏特(kVp)，半值層為二點九毫米鋁當量(mmAl)以上
八	輻射曝露率評估 (Exposure Rate Evaluation) **透視**	每年	(一) 標準入射曝露率為每分鐘四侖琴以下
			(二) 最大曝露率為每分鐘十侖琴以下
九	參考點累積空氣克馬確認 (Cumulative Air Kerma Accuracy) **透視+照像**	每年	參考點測量結果與螢幕顯示值差異為百分之三十五以下

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
- 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
- 其他
  - 像素值正確度
  - 曝露指標正確度
  - 影像顯示設備
- 組件相關
  - 系統功能正常
  - 組件完整安全
  - 輻射防護設備

請多指教