

行政院原子能委員會  
衛生福利部

令

中華民國112年4月12日  
會輻字第11200037263號  
衛部醫字第1121662574號

修正「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。

附修正「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

主任委員 張靜文

部 長 薛瑞元

### 輻射醫療曝露品質保證標準部分條文修正條文

第 二 條 醫療機構使用下列放射性物質、可發生游離輻射設備或相關設施時，應擬訂醫療曝露品質保證計畫，報請主管機關核准後實施：

- 一、醫用直線加速器。
- 二、含鈷六十放射性物質之遠隔治療機。
- 三、含放射性物質之遙控後荷式近接治療設備。
- 四、電腦斷層治療機。
- 五、電腦刀。
- 六、加馬刀。
- 七、乳房X光攝影儀。
- 八、診斷用電腦斷層掃描儀。
- 九、核醫用電腦斷層掃描儀。
- 十、電腦斷層模擬定位掃描儀。
- 十一、X光模擬定位儀。
- 十二、心導管或血管攝影用X光機。

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。

第九條之六 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依附表十二之規定。

第 十三 條 本標準自發布日施行。

本標準中華民國一百零八年五月三十日修正發布之第四條附表一至第九條附表六，自一百零八年七月一日施行。

本標準中華民國一百十二年四月十二日修正發布之第二條、第九條之一、第九條之六及第九條之一附表七至第九條之四附表十、第九條之六附表十二，自一百十二年七月一日施行。

本則命令之總說明及對照表請參閱行政院公報資訊網（<https://gazette.nat.gov.tw/>）。

## 第九條之一附表七修正規定

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  | 洗片機品質管<br>(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<br>(二) 光密度差值與其基準值之差異為零點一五以下<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(Mammographic Unit Assembly Evaluation) | 每年  | (一) 功能正常<br>(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<br>(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<br>(二) 胸壁側之輻射照野邊緣大於其影像接收裝置邊緣<br>(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<br>(四) 影像上不應出現壓迫板邊緣<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(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<br>(二) 平均乳腺劑量為三毫格雷 (mGy) 以下<br>(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。
- (二) 光密度差值 (Density Difference; DD)：感光度測量片中光密度最接近二點二之灰階之光密度值為高光密度值 (High-Density; HD)、光密度最接近且不低於零點四五之灰階之光密度值為低光密度值 (Low-Density; LD)，HD 與 LD 兩者之差為光密度差值。DD=HD-LD。
- (三) 底片基底與霧化光密值之總合 (Base-Plus-Fog Level; B+F)：感光度測量片中未受曝露區域之光密度值，或感光度測量片第一階之光密度值。
- (四) 標準乳房假體：供乳房 X 光攝影儀測量影像品質用之假體，其厚度相當於四點二公分厚之壓迫乳房組織，材質由百分之五十脂肪及百分之五十乳腺成分組成，包含測量影像品質用之模擬纖維、模擬鈣化點群及模擬腫塊物。模擬纖維為直徑一點五六、一點一二、零點八九、零點七五、零點五四及零點四公釐之尼龍纖維；模擬鈣化點群為直徑零點五四、零點四、零點三二、零點二四及零點一六公釐之氧化鈣微粒；模擬腫塊物為直徑二、一、零點七五、零點五、零點二五公釐之圓球。
- (五) 壓克力圓盤：供乳房 X 光攝影儀測量假體影像品質用之壓克力圓盤，其厚度四公釐、直徑一公分。

- (六) 重照片：需重照之病人影像，對病人會造成額外之曝露。
- (七) 廢片 (Reject)：所有需廢棄之乳房 X 光攝影影像。
- (八) 壓迫力：乳房 X 光攝影儀之壓迫板對病人造成之最大壓迫力道。
- (九) 乳房攝影單元組件檢查：確認乳房 X 光攝影儀在機械運作上可穩定、正確運作，包含所有卡榫、制動裝置、角度指示器、光照度、壓迫板、X 光管及影像接收裝置支撐物組件。另包含自動解除壓迫之功能可關閉以維持壓迫，並連續顯示其狀態，且當電源切斷或自動解除壓迫功能失效時，壓迫可手動方式解除。
- (十) 平均乳腺劑量：以臨床使用之曝露條件且曝露相位為頭腳相 (cranio-caudal view) 曝露標準乳房假體，其平均入射曝露值與劑量轉換因子之乘積。劑量轉換因子會依不同乳房厚度、半值層、靶極／濾片而改變。
- (十一) 輻射輸出率：使用乳房 X 光攝影儀之靶極／濾片為 Mo/Mo 組合，且公稱電壓為二十八仟伏，並持續三秒以上，針對各種臨床使用的射源至影像接收裝置距離之輻射輸出率。

## 第九條之一附表七之一修正規定

數位式乳房 X 光攝影儀（Digital 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  | 假體影像品質<br>（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<br>(二) 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在   |
| 二  | 電腦放射攝影片匣除影<br>（Computed Radiography Cassette Erasure）        | 每週 | 若使用電腦放射攝影，所有的電腦放射攝影片匣皆應成功完成片匣除影  |
| 三  | 壓迫厚度顯示準確性<br>（Compression Thickness Indicator）               | 每月 | 設備上壓迫厚度顯示值與實際厚度之差異為零點五公分以下   |
| 四  | 目視檢查<br>（Visual Checklist）                                   | 每月 | (一) X 光系統的指示燈、顯示器、機械卡榫和制動裝置之功能正確運作<br>(二) 壓迫板、擋臉板、乳房支撐平台無破裂情形<br>(三) 電腦放射攝影影像板和片匣無裂縫或凹痕，且在讀片系統中可正常運行<br>(四) 數位乳房斷層層析攝影組件之移動應符合設計之運動範圍  |
| 五  | 擷像工作站品管<br>（Acquisition Workstation Monitor Quality Control） | 每月 | (一) 螢幕表面不應存在灰塵、指紋或其他標示物<br>(二) 測試圖像影像品質<br>1. 圖像上百分之零至百分之五及百分之九十五至百分之百之對比方塊可被清楚辨別<br>2. 高對比解析度之線對在圖像中央與四個角落可被清楚辨別<br>(三) 螢幕原製造商之自動測試<br>若螢幕配有原製造商內建之自動測試功能，所有螢幕皆應通過原製造商之自動測試 |
| 六  | 放射科醫師閱片工作站品管<br>（Radiologist Workstation）                    | 每月 | (一) 螢幕表面不應存在灰塵、指紋或其他標示物<br>(二) 假體影像品質<br>1. 數位乳房假體影像中模擬物分數：  |

|   |  |     |   |
|---|--|-----|---|
|   | Monitor Quality Control)                           |     | <p>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</p> <p>2. 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在</p> <p>(三) 測試圖像影像品質</p> <p>1. 圖像上百分之零至百分之五及百分之九十五至百分之百之對比方塊可被清楚辨別</p> <p>2. 高對比解析度之線對在圖像中央與四個角落可被清楚辨別</p> <p>(四) 若螢幕配有原製造商內建之自動測試功能，所有螢幕皆應通過原製造商之自動測試</p> |
| 七 | 印片機品管 (Film Printer Quality Control)               | 每月  | <p>(一) 假體影像品質</p> <p>1. 數位乳房假體影像模擬物分數：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</p> <p>2. 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在</p> <p>(二) 光密度值</p> <p>1. 背景光密度值為一點六以上</p> <p>2. 對比值為零點一以上</p> <p>3. 最大光密度值為三點一以上</p>                                  |
| 八 | 看片箱清潔 (Viewbox Cleanliness)                        | 每月  | <p>(一) 無任何影響判讀之記號</p> <p>(二) 燈光目視亮度均勻</p> <p>(三) 遮罩功能正常</p>   |
| 九 | 壓迫力測試 (Compression Force)                          | 每半年 | <p>(一) 手動微調及電動驅動初始壓迫力皆為十一點四公斤重或二十五磅以上</p> <p>(二) 電動驅動之初始最大壓迫力介於十一點四至二十點四公斤重或二十五至四十五磅之間</p> <p>(三) 在由電動驅動至手動微調壓迫力所需的時間間隔中，至少維持十一點四公斤重或二十五磅之壓迫力。使用手動微調裝置後，則在曝露完成前的時間間隔內，可持續壓迫力應為十一點四公斤重或二十五磅以上</p>                      |
| 十 | 乳房攝影單元組件檢查 (Mammographic Unit Assembly Evaluation) | 每年  | <p>(一) 功能正常</p> <p>(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</p> <p>(三) 手動微調及電動驅動初始壓迫力皆為十一點四公斤重或二十五磅以上</p> <p>(四) 電動驅動之初始最大壓迫力介於十一點四至二十點四公斤重或二十五至四十五磅之間，且曝露完成前可持續壓</p>   |

|    |  |    |   |
|----|--|----|---|
|    |  |    | 迫力應為十一點四公斤重或二十五磅以上  |
| 十一 | 準直儀狀況評估<br>(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<br>(二) 輻射照野之任一邊緣超出影像接收裝置邊緣之距離應為百分之二射源與影像接收裝置距離以下<br>(三) 對於胸壁側邊緣，輻射照野應大於影像接收裝置<br>(四) 對於左或右側邊緣，若輻射照野落於影像接收裝置內，則差異為百分之二射源與影像接收裝置距離以下<br>(五) 對於前側邊緣，影像經印片機出片時，若輻射照野落於影像接收裝置內，差異為百分之四射源與影像接收裝置距離以下<br>(六) 胸壁側之壓迫板邊緣應超出影像接收裝置邊緣，超出範圍為百分之一射源與影像接收裝置距離以下，且影像之胸壁側不應看到壓迫板邊緣 |
| 十二 | 影像品質評估<br>(Image Quality Evaluation)                               | 每年 | (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<br>(二) 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在<br>(三) 影像中假體蠟片在平行陰極—陽極方向之距離應介於五十六至八十四毫米之間  |
| 十三 | 系統空間解析度<br>(Spatial Resolution)                                    | 每年 | (一) 於二維模式之一般模式下為四組線對/毫米 (4 line pair/mm) 以上，放大模式為六組線對/毫米 (6 line pair/mm) 以上，數位乳房斷層層析攝影模式下為二組線對/毫米 (2 line pair/mm) 以上<br>(二) 測得的解析度與基準值相比較，數值降低為百分之二十五以下   |
| 十四 | 訊號雜訊比與對比雜訊比<br>(Signal-to-Noise Ratio and Contrast-to-Noise Ratio) | 每年 | (一) 訊號雜訊比為四十以上<br>(二) 測得的對比雜訊比分別與前次測得的對比雜訊比以及基準值相較，數值降低為百分之十五以下<br>(三) 對比雜訊比為二以上  |
| 十五 | 自動曝露控制功能<br>(Automatic Exposure Control System)                    | 每年 | (一) 自動曝露控制再現性<br>1. 管電流時間乘積之變異係數為零點零五以下<br>2. 四次曝露影像中每張影像之像素值與  |



|    |  |    |   |
|----|--|----|---|
|    | Performance)   |    | <p>四張影像之平均值之間，偏差為百分之五以下</p> <p>(二) 改變曝露控制階層設定</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 每階變化應符合原製造商規定，或</li> <li>2. 相對於曝露控制階層設定於零之管電流時間乘積，各階層之管電流時間乘積平均差異百分比應介於百分之五至十五</li> </ol> <p>(三) 改變假體厚度及攝影模式</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 一般模式下四公分假體影像之訊號雜訊比為四十以上</li> <li>2. 二公分、四公分及六公分假體之訊號雜訊比與前次測試時相同模式及厚度之假體影像相比，數值降低為百分之十五以下</li> </ol>  |
| 十六 | 平均乳腺劑量<br>(Average Glandular Dose)                           | 每年 | <p>(一) 對二維模式或數位乳房斷層層析攝影模式，每次攝影之平均乳腺劑量為三毫格雷 (mGy) 以下；複合模式中，二維模式與數位乳房斷層層析攝影模式之平均乳腺劑量應分別計算並為三毫格雷 (mGy) 以下</p> <p>(二) 若有劑量顯示值，顯示值與測量值差異為測量值的百分之二十五以下</p>  |
| 十七 | 擷像工作站品質<br>(Acquisition Workstation Monitor Quality Control) | 每年 | <p>(一) 螢幕表面不應存在灰塵、指紋或其他標示物</p> <p>(二) 測試圖像影像品質</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 測試圖像應在螢幕中央</li> <li>2. 圖像上百分之零至百分之五及百分之九十五至百分之百之對比方塊可被清楚辨別</li> <li>3. 圖像上之數字銳利且清晰</li> <li>4. 高對比解析度之線對在圖像中央與四個角落可被清楚辨別</li> <li>5. 若使用 AAPM TG18-QC 測試圖像，灰階階層的變化應平滑連續</li> </ol> <p>(三) 最大、最小亮度與亮度比值</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 若原製造商提供最大與最小亮度建議值，最小亮度介於建議值之百分之七十至一百三十之間；最大亮度介於建議值之百分之九十至一百一十之間</li> <li>2. 若原製造商未提供建議值，最大亮度為每平方公尺一百五十燭光以上，最大亮度與最小亮度比值為一百以上</li> </ol> <p>(四) 亮度均勻度</p> |

|    |   |    |   |
|----|---|----|---|
|    |   |    | <p>螢幕之亮度差異為百分之三十以下</p> <p>(五) 醫療數位影像傳輸協定 (Digital Imaging and Communication in Medicine, DICOM) 灰階顯示函數評估灰階亮度反應測量值與目標值差異為百分之十以下</p>  |
| 十八 | 放射科醫師閱片工作站品管<br>(Radiologist Workstation Monitor Quality Control) | 每年 | <p>(一) 螢幕表面不應存在灰塵、指紋或其他標示物</p> <p>(二) 閱片環境光源照度介於二十至四十五勒克斯 (lux) 之間</p> <p>(三) 假體影像品質</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 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</li> <li>2. 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在</li> </ol> <p>(四) 影像中假體蠟片在平行陰極—陽極方向之距離介於五十六至八十四毫米之間</p> <p>(五) 測試圖像影像品質</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 測試圖像應在螢幕中央</li> <li>2. 圖像上百分之零至百分之五及百分之九十五至百分之百之對比方塊可被清楚辨別</li> <li>3. 圖像上之數字銳利且清晰</li> <li>4. 高對比解析度之線對在圖像中央與四個角落可被清楚辨別</li> <li>5. 若使用 AAPM TG18-QC 測試圖像，灰階階層的變化應平滑連續</li> </ol> <p>(六) 最大、最小亮度與亮度比值</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 若原製造商提供最大與最小亮度建議值，最小亮度介於建議值之百分之七十至一百三十之間；最大亮度介於建議值之百分之九十至一百一十之間</li> <li>2. 若原製造商未提供建議值，最大亮度為每平方公尺四百二十燭光以上，最大亮度與最小亮度比值為二百五十以上</li> </ol> <p>(七) 亮度均勻度</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 各螢幕間之亮度差異為百分之三十以下</li> <li>2. 不同螢幕間之中央亮度值，差異為二者中亮度較小者之百分之二十以下</li> </ol> <p>(八) 醫療數位影像傳輸協定 (Digital</p> |

|     |  |    |  |
|-----|--|----|--|
|     |  |    | Imaging and Communication in Medicine, DICOM) 灰階顯示函數評估<br>灰階亮度反應測量值與目標值差異為百分之十以下   |
| 十九  | 印片機品管<br>(Film Printer Quality Control)                              | 每年 | (一) 假體影像品質<br>1. 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<br>2. 不可有干擾臨床診斷的假影或非均勻性存在<br>(二) 光密度值<br>1. 背景光密度值為一點六以上<br>2. 對比值為零點一以上<br>3. 最大光密度值為三點一以上<br>(三) 影像中假體蠟片在平行陰極－陽極方向之距離介於五十六至八十四毫米之間  |
| 二十  | 電腦放射攝影<br>(Computed Radiography)                                     | 每年 | (一) 影像板間一致性<br>1. 每個影像板的訊號雜訊比與其同尺寸影像板平均值之差異百分比為百分之十五以下<br>2. 每個影像板與其同尺寸影像板，所得的管電流時間乘積平均值之差異為百分之十以下<br>(二) 影像均勻度及假影評估<br>1. 於每個影像板中，任二個平均像素值之間的差異小於百分之十<br>2. 影像中不應存在明顯假影或影像不均勻<br>(三) 電腦放射攝影讀片機表現<br>二個方向下，尺的整個長度邊緣應為筆直且連續<br>(四) 曝露指標<br>應符合各電腦放射攝影製造商之規範 |
| 二十一 | 數位乳房斷層層析<br>Z 方向解析度<br>(Digital Breast Tomosynthesis Z Resolution)   | 每年 | 半高全寬值與基準值相較，差異為百分之三十以下   |
| 二十二 | 數位乳房斷層層析<br>體積涵蓋範圍<br>(Digital Breast Tomosynthesis Volume Coverage) | 每年 | 所有切面影像確實聚焦   |

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。

註二：本表用詞定義如下：

- (一) 數位乳房假體：供數位式乳房 X 光攝影儀測量影像品質用之假體，其厚度相當於四點二公分厚之壓迫乳房組織，材質由百分之五十脂肪及百分之五十乳腺成分組成，包含測量影像品質用之模擬纖維、模擬鈣化點群及模擬腫塊物。模擬纖維為直徑零點八九、零點七五、零點六一、零點五四、零點四及零點三毫米之纖維；模擬鈣化點群為直徑零點三三、零點二八、零點二三、零點二、零點一七及零點一四毫米之微粒；模擬腫塊物為厚度一、零點七五、零點五、零點三八、零點二五及零點二毫米之測試物。
- (二) 背景光密度值：以數位乳房假體取得影像並以印片機輸出，在輸出的假體影像中，使用光密度計測量空腔外所得光密度值。
- (三) 對比值：以數位乳房假體取得影像並以印片機輸出，在輸出的假體影像中，使用光密度計分別測量空腔內、外的光密度值，將空腔內光密度值減去空腔外光密度值所得數值。
- (四) 最大光密度值：以數位乳房假體取得影像並以印片機輸出，使用光密度計測量假體影像外空氣部分所得光密度值。
- (五) 壓迫力：乳房 X 光攝影儀之壓迫板對病人造成之最大壓迫力道。
- (六) 乳房攝影單元組件檢查：確認乳房 X 光攝影儀在機械運作上為穩定的，且所有可動部分平穩動作，移動範圍符合設計，在正常操作下不會搖晃或震動，且病人及操作者不會接觸到鋒利或粗糙的邊緣，包含所有卡榫、制動裝置、偵檢器、壓迫板、影像接收裝置、電腦放射攝影片匣支撐物組件及乳房斷層層析攝影組件。自動解除壓迫之功能可關閉以維持壓迫，並連續顯示其狀態，且當電源切斷或自動解除壓迫功能失效時，壓迫可手動方式解除。
- (七) 平均乳腺劑量：以臨床使用之曝露條件且曝露相位為頭腳相（cranio-caudal view）曝露標準乳房假體，其平均入射曝露值與劑量轉換因子之乘積。劑量轉換因子會依不同乳房厚度、半值層、靶極／濾片而改變。

註三：本表施行前經主管機關核定之數位式乳房 X 光攝影儀醫療曝露品質保證程序書，於設備經調整後，部分品保項目無法符合本表規定之情形下，得報請主管機關同意，依該程序書實施品質保證作業。

## 第九條之二附表八修正規定

診斷用電腦斷層掃描儀（Computed tomography）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  | 目視檢查<br>（Visual inspection）  | 每日 | (一) 目視定位（機架）雷射燈功能正常<br>(二) 目視所有指示燈及操作電腦功能正常，包含輻射使用中、儀表面板…等<br>(三) 測試指示病人的揚聲器功能正常<br>(四) 目視監控病人的攝影機、監視器等功能正常<br>(五) 測試安全連鎖裝置功能正常 |
| 二  | 水假體影像 CT 值準確度及假影評估<br>（Water CT number accuracy and artifact evaluation）   | 每日 | (一) 無明顯之假影<br>(二) 水的 CT 值介於-7 至 7HU 之間  |
| 三  | 擷像工作站影像顯示評估<br>（Acquisition display devices evaluation）                    | 每月 | (一) 影像顯示器（Image display monitors）評估需符合 SMPTE 或 AAPM TG18-QC 圖像測試合格標準<br>(二) 印片機（Hard copy display units）測試需符合合格標準               |
| 四  | 水假體影像均勻度及雜訊評估<br>（Evaluation of water phantom image uniformity, and noise） | 每月 | (一) 影像不均勻度差異為 5HU 以下<br>(二) 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下  |
| 五  | 系統安全評估<br>（System safety evaluation）                                       | 每年 | (一) 確認整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的<br>(二) 確認所有可動的部分都能平穩動作，沒有過度摩擦，在整個動作範圍內沒有任何阻礙<br>(三) 確認在正常操作下，病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或受到危害，例如觸電的危害         |
| 六  | 檢查床與機架之對位<br>（Alignment of table to gantry）                                | 每年 | 機架中心與檢查床中心線的差異為五毫米（mm）以下  |

|    |  |    |  |
|----|--|----|--|
| 七  | 切片位置準確性<br>(Slice positioning accuracy)              | 每年 | (一) 切片定位雷射之誤差為二毫米 (mm) 以下<br>(二) 檢查床進出移動準確性，連續移動與分次移動之誤差分別為二毫米 (mm) 以下<br>(三) 定位投影影像對位切片位置之誤差為二毫米 (mm) 以下  |
| 八  | 切片厚度準確性<br>(Slice thickness accuracy)                | 每年 | 一點五毫米 (mm) 以下  |
| 九  | 高對比 (空間) 解析度<br>(High-contrast (spatial) resolution) | 每年 | (一) 常規成人腹部掃描模式可清楚分辨每公分六組線對 (6 line pair/cm) 以上，高解析度肺部掃描模式可清楚分辨每公分八組線對 (8 line pair/cm) 以上<br>(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   |
| 十  | 低對比偵測度<br>(Low contrast resolution)                  | 每年 | (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：<br>1、常規成人頭部、成人腹部為一點零以上<br>2、小兒腹部為零點四以上<br>(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)         |
| 十一 | CT 值準確性與線性度<br>(CT number accuracy and linearity)    | 每年 | (一) 符合 CT 值測試假體之手冊建議規範<br>(二) 或符合：<br>1、水的 CT 值介於-7 至 7HU 之間<br>2、除了水以外，其他物質之 CT 值與其基準值差異 30HU 以下<br>3、回歸分析曲線 (橫軸為直線衰減係數 ( $\text{cm}^{-1}$ )，縱軸為實測 CT 值 (HU)) 所得的斜率為五千二百的百分之五以內，且線性回歸的相關係數為零點九九以上 |
| 十二 | 水假體影像評估<br>(Evaluation of water)                     | 每年 | (一) 水的 CT 值應介於-7 至 7HU 之間<br>(二) 影像不均勻度差異為 5HU 以下  |

|    |   |    |   |
|----|---|----|---|
|    | phantom image uniformity, noise, artifact, and CT number) |    | (三) 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下<br>(四) 無明顯之假影  |
| 十三 | 劑量評估<br>(Dosimetry)                                       | 每年 | (一) 管電流線性度每單位管電流時間乘積之劑量值或曝露值 (mGy/mAs 或 mR/mAs) 之變異係數為零點零五以下<br>(二) 劑量值或曝露值再現性之變異係數為零點零五以下<br>(三) 體積電腦斷層劑量指標 (volume computed tomography dose index, CTDI <sub>vol</sub> )，需符合：<br>1、當體積電腦斷層劑量指標於成人頭部掃描條件下超過八十毫格雷 (mGy)、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毫格雷 (mGy) 時，應檢討訂定檢查掃描參數，合理抑低劑量<br>2、體積電腦斷層劑量指標與其基準值差異為百分之二十以下<br>3、量測結果，成人頭部與成人腹部的體積電腦斷層劑量指標與螢幕顯示值差異為百分之二十以下 |
| 十四 | 輻射寬度<br>(Radiation width)                                 | 每年 | 與其基準值差異為百分之二十以下或一毫米 (mm) 以下   |
| 十五 | 擷像工作站評估<br>(Acquisition display devices evaluation)       | 每年 | (一) 影像顯示器 (Image display monitors) 之螢幕亮度：<br>1、最大亮度為每平方公尺一百燭光以上<br>2、最大亮度與最小亮度比值為一百以上<br>(二) 印片機 (Hard copy display units) 之光密度值，以 SMPTE 或 AAPM TG18-QC 測試圖像測試：<br>1、百分之零灰階之光密度值為二點四五正負零點一五<br>2、百分之十灰階之光密度值為二點一正負零點一五<br>3、百分之四十灰階之光密度值為一點一五正負零點一五<br>4、百分之九十灰階之光密度值為零點三正負零點零八<br>各階光密度值為參考值，此標準可依   |

|  |  |  |                                   |
|--|--|--|-----------------------------------|
|  |  |  | 各醫院之診療需求訂定。變動範圍亦可更改，但應小於上述建議之變動範圍 |
|--|--|--|-----------------------------------|

- 註一：診斷用電腦斷層掃描儀（Computed tomography）係指執行放射診斷業務所用之電腦斷層掃描儀。
- 註二：基準值係指（1）本法施行後、（2）更換會影響品保結果之相關零件後或（3）新機接收後所建立之基準值。
- 註三：攝像工作站評估之印片機測試（第三項（二）及十五項（二）），若無出片者，則可免執行。
- 註四：CT值準確性與線性度（第十一項）所使用之假體應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。
- 註五：每日品保項目應於當日執行放射診斷業務前執行（急診或需24小時待機之電腦斷層掃描儀除外）。
- 註六：如有跨類別（診斷、治療、核醫）使用之電腦斷層掃描儀，其各類別之每日品保項目，必須於各類別之當日檢查前執行。
- 註七：若診斷用電腦斷層掃描儀用於放射治療模擬定位業務，除應符合本表品保項目外，另需符合附表十第三項、第六項、第七項、第八項、第九項、第十項、第十二項、第十四項及第十八項品保項目，第五項於每次搬動（平板形）檢查床後執行；若僅為提供電腦斷層影像無模擬定位功能，則免執行附表十之品保作業。
- 註八：本法施行前已使用中的診斷用電腦斷層掃描儀經調整後，部分品保項目若無法符合醫療品保法規時，經醫療院所醫師與品保人員討論後，在不影響醫療曝露品質情況下，各醫療院所得協調廠商訂定醫療曝露品保作業程序，自主管理。



## 第九條之三附表九修正規定

核醫用電腦斷層掃描儀（Computed tomography）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  | 目視檢查<br>（Visual inspection）  | 每日  | (一)目視定位（機架）雷射燈功能正常<br>(二)目視所有指示燈及操作電腦功能正常，包含輻射使用中、儀表面板…等<br>(三)測試指示病人的揚聲器功能正常<br>(四)目視監控病人的攝影機、監視器等功能正常<br>(五)測試安全連鎖裝置功能正常 |
| 二  | 水假體影像 CT 值準確度及假影評估<br>（Water CT number accuracy and artifact evaluation）               | 每日  | (一) 無明顯之假影<br>(二) 水的 CT 值介於-7 至 7HU 之間   |
| 三  | 檢查床之 CT 與 PET/SPECT 位置吻合性<br>（Alignment registration of the PET/SPECT and CT position） | 每半年 | 五毫米（mm）以下  |
| 四  | 系統安全評估<br>（System safety evaluation）   | 每年  | (一)確認整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的<br>(二)確認所有可動的部分都能平穩動作，沒有過度摩擦，在整個動作範圍內沒有任何阻礙<br>(三)確認在正常操作下，病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或受到危害，例如觸電的危害       |
| 五  | 切片位置準確性<br>（Slice positioning accuracy）  | 每年  | (一)切片定位雷射之誤差為二毫米（mm）以下<br>(二)檢查床進出移動準確性，連續移動與分次移動之誤差分別為二毫米（mm）以下<br>(三)定位投影影像對位切片位置之誤差為二毫米（mm）以下                           |
| 六  | 切片厚度準確性<br>（Slice thickness accuracy）  | 每年  | 一點五毫米（mm）以下  |
| 七  | CT 值準確性與線性度<br>（CT number accuracy and   | 每年  | (一) 符合 CT 值測試假體之手冊建議規範<br>(二) 或符合：   |

|   |   |    |   |
|---|---|----|---|
|   | linearity)  |    | 1、水的CT值介於-7至7HU之間<br>2、除了水以外，其他物質之CT值與其基準值差異30HU以下<br>3、回歸分析曲線（橫軸為直線衰減係數（ $\text{cm}^{-1}$ ），縱軸為實測CT值（HU））所得的斜率為五千二百的百分之五以內，且線性回歸的相關係數為零點九九以上   |
| 八 | 水假體影像評估<br>(Evaluation of water phantom image uniformity, noise, artifact, and CT number) | 每年 | (一) 水的CT值應介於-7至7HU之間<br>(二) 影像不均勻度差異為5HU以下<br>(三) 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下<br>(四) 無明顯之假影  |
| 九 | 劑量評估 (Dosimetry)  | 每年 | (一) 管電流線性度每單位管電流時間乘積之劑量值或曝露值（mGy/mAs 或 mR/mAs）之變異係數為零點零五以下<br>(二) 劑量值或曝露值再現性之變異係數為零點零五以下<br>(三) 體積電腦斷層劑量指標（volume computed tomography dose index, $\text{CTDI}_{\text{vol}}$ ），需符合： <ol style="list-style-type: none"> <li>1、當體積電腦斷層劑量指標於成人頭部掃描條件下超過八十毫格雷（mGy）、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毫格雷（mGy）時，應檢討訂定檢查掃描參數，合理抑低劑量</li> <li>2、體積電腦斷層劑量指標與其基準值差異為百分之二十以下</li> <li>3、量測結果，成人頭部與成人腹部的體積電腦斷層劑量指標與螢幕顯示值差異為百分之二十以下</li> </ol> |
| 十 | 輻射寬度<br>(Radiation width)   | 每年 | 與其基準值差異為百分之二十以下或一毫米（mm）以下   |

註一：核醫用電腦斷層掃描儀（Computed tomography）係指執行核子醫學業務時所用之電腦斷層掃描儀。

註二：基準值係指（1）本法施行後、（2）更換會影響品保結果之相關零件後或（3）新機接收後所建立之基準值。

註三：核醫用電腦斷層掃描儀（SPECT/CT）於原廠出廠時即無「雷射定位系統」者（不含自行改裝或功能損壞故障者），切片位置準確性（第五項）、切片厚度準確性（第六項）及輻射寬度（第十項）免測。

註四：CT值準確性與線性度（第七項）所使用之假體應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。

- 註五：每日品保項目應於當日執行核子醫學業務前執行。
- 註六：如有跨類別（診斷、治療、核醫）使用之電腦斷層掃描儀，其各類別之每日品保項目，必須於各類別之當日檢查前執行。
- 註七：若核醫用電腦斷層掃描儀用於放射診斷業務，除應符合本表品保項目外，另需符合附表八第三項、第四項、第九項、第十項及第十五項品保項目。
- 註八：若核醫用電腦斷層掃描儀用於放射治療模擬定位業務，除應符合本表品保項目外，另需符合附表十第三項、第四項、第六項、第七項、第八項、第九項、第十項、第十一項、第十二項、第十四項、第十六項、第十七項及第十八項品保項目，第五項於每次搬動（平板形）檢查床後執行；若僅為提供電腦斷層影像無模擬定位功能，則免執行附表十之品保項目。
- 註九：本法施行前已使用中的核醫用電腦斷層掃描儀經調整後，部分品保項目若無法符合醫療品保法規時，經醫療院所醫師與品保人員討論後，在不影響醫療曝露品質情況下，各醫療院所得協調廠商訂定醫療曝露品保作業程序，自主管理。

## 第九條之四附表十修正規定

電腦斷層模擬定位掃描儀（Computed tomography simulator）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  | 目視檢查<br>（Visual inspection）  | 每日 | (一) 目視定位（機架）雷射燈功能正常<br>(二) 目視所有指示燈及操作電腦功能正常，包含輻射使用中、儀表面板…等<br>(三) 測試指示病人的揚聲器功能正常<br>(四) 目視監控病人的攝影機、監視器等功能正常<br>(五) 測試安全連鎖裝置功能正常 |
| 二  | 水假體影像 CT 值準確度及假影評估<br>（Water CT number accuracy and artifact evaluation）       | 每日 | (一) 無明顯之假影<br>(二) 水的 CT 值介於-7 至 7HU 之間  |
| 三  | 雷射與影像切面之相對位置一致性<br>（Alignment of lasers with the center of imaging plane）      | 每日 | (一) 二毫米（mm）以下<br>(二) 影像上需可看到標記  |
| 四  | 擷像工作站影像顯示器評估<br>（Acquisition display devices evaluation）                       | 每月 | (一) 影像顯示器（Image display monitors）評估需符合 SMPTE 或 AAPM TG18-QC 圖像測試合格標準<br>(二) 印片機（Hard copy display units）測試需符合合格標準               |
| 五  | 檢查床水平檢測<br>（leveling of CT-scanner tabletop）                                   | 每月 | (一) 縱向水平角度與其基準值差異為一度以下<br>(二) 橫向水平角度為零點五度以下   |
| 六  | 檢查床垂直與縱向移動位置準確性<br>（Table vertical and longitudinal motion）                    | 每月 | 二毫米（mm）以下   |
| 七  | 雷射與影像切面之相對軸向關係一致性<br>（Orientation of lasers with respect to the imaging plane） | 每月 | (一) 雷射在水平及垂直軸向方向差異為二毫米（mm）以下<br>(二) 影像上需可看到標記   |
| 八  | 定位雷射與機架雷射間隔長度準確性   | 每月 | (一) 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   |

|    |   |    |  |
|----|---|----|--|
|    | ( Spacing of lateral wall lasers with respect to lateral gantry lasers and scan plane )       |    | (二) 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  |
| 九  | 定位雷射移動的準確性<br>( Moving lasers accuracy )  | 每月 | 二毫米 (mm) 以下  |
| 十  | 檢查床與影像切面軸向吻合性<br>( Orientation of the CT-scanner tabletop with respect to the imaging plane ) | 每月 | 二毫米 (mm) 以下  |
| 十一 | 水假體影像均勻度及雜訊評估<br>( Evaluation of water phantom image uniformity, and noise )                  | 每月 | (一) 影像不均勻度差異為 5HU 以下<br>(二) 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下   |
| 十二 | CT 值準確性<br>( CT number accuracy )   | 每月 | (一) 水的 CT 值為介於-7 至 7HU 之間<br>(二) 除了水以外，其他物質之 CT 值與其基準值差異為 30HU 以下  |
| 十三 | 系統安全評估<br>( System safety evaluation )  | 每年 | (一) 確認整個電腦斷層掃描儀在機械方面是穩定的<br>(二) 確認所有可動的部分都能平穩動作，沒有過度摩擦，在整個動作範圍內沒有任何阻礙<br>(三) 確認在正常操作下，病患或工作人員不會接觸到銳利、粗糙邊緣，或受到危害，例如觸電的危害                              |
| 十四 | 切片位置準確性<br>( Slice positioning accuracy )   | 每年 | 一毫米 (mm) 以下  |
| 十五 | 切片厚度準確性<br>( Slice thickness accuracy )   | 每年 | 一點五毫米 (mm) 以下  |
| 十六 | 高對比 (空間) 解析度<br>( High-contrast ( spatial ) resolution )                                      | 每年 | (一) 常規成人腹部掃描模式可清楚分辨每公分六組線對 ( 6 line pair/cm ) 以上，高解析度肺部掃描模式可清楚分辨每公分八組線對 ( 8 line pair/cm ) 以上<br>(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 |
| 十七 | 低對比偵測度<br>( Low contrast  | 每年 | (一) 採用美國放射學院 ( American College of Radiology, ACR ) 認證假  |

|     |   |    |  |
|-----|---|----|--|
|     | resolution)   |    | 體，其對比雜訊比 (Contrast-to-Noise Ratio, CNR) 需符合：<br>1、常規成人頭部、成人腹部為一點零以上<br>2、小兒腹部為零點四以上<br>(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) |
| 十八  | 掃描電子密度假體之 CT 值準確性<br>(CT number accuracy, Electron density phantom)                       | 每年 | (一) 水的 CT 值為介於-7 至 7HU 之間<br>(二) 除了水以外，其他物質之 CT 值與其基準值差異為 30HU 以下  |
| 十九  | 水假體影像評估<br>(Evaluation of water phantom image uniformity, noise, artifact, and CT number) | 每年 | (一) 水的 CT 值應介於-7 至 7HU 之間<br>(二) 影像不均勻度差異為 5HU 以下<br>(三) 雜訊值與其基準值差異為百分之二十以下<br>(四) 無明顯之假影  |
| 二十  | 劑量輸出穩定性<br>(Output consistency)   | 每年 | 與其基準值差異為百分之十以下   |
| 二十一 | 輻射寬度<br>(Radiation width)   | 每年 | 與其基準值差異為百分之二十以下或一毫米 (mm) 以下  |

註一：電腦斷層模擬定位掃描儀 (Computed tomography simulator) 係指執行放射治療模擬定位業務所用之電腦斷層掃描儀。

註二：基準值係指 (1) 本法施行後、(2) 更換會影響品保結果之相關零件後或 (3) 新機接收後所建立之基準值。

註三：擷像工作站評估之印片機測試 (第四項 (二))，若無出片者，則可免執行。

註四：檢查床之縱向水平角度檢測 (第五項 (一))，其基準值 (下垂角度) 宜為二度以下。

註五：CT 值準確性 (第十二項) 及掃描電子密度假體之 CT 值準確性 (第十八項) 所使用之假體應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。

註六：劑量輸出穩定性品保方式 (第二十項) 得以附表八第十三項方式替代。

註七：每日品保項目應於當日執行模擬定位業務前執行。

註八：如有跨類別 (診斷、治療、核醫) 使用之電腦斷層掃描儀，其各類別之每日品保項目，必須於各類別之當日檢查前執行。

註九：若電腦斷層模擬定位掃描儀用於放射診斷業務，除應符合本表品保項目外，另需符合附表八第十一項、第十三項及第十五項品保項目。

註十：若電腦斷層模擬定位掃描儀用於核子醫學業務，除應符合本表品保項目外，另需符合附表九第七項及第九項品保項目。

註十一：本法施行前已使用中的電腦斷層模擬定位掃描儀經調整後，部分品保項目若無法符合醫療品保法規時，經醫療院所醫師與品保人員討論後，在不影響醫療曝露品質情況下，各醫療院所應協調廠商訂定醫療曝露品保作業程序，自主管理。

## 第九條之六附表十二修正規定

心導管或血管攝影用 X 光機(Cardiac Catheterization or Angiography 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  | 系統安全評估<br>(System Safety Evaluation)                    | 每日  | (一) 造影系統所有組件之機械固定性正常<br>(二) 造影系統所有卡榫及制動裝置到位正常<br>(三) 輻射曝露控制開關功能正常<br>(四) 透視曝露累積五分鐘警示聲響功能正常<br>(五) 透視影像無明顯一般性假影及影像延遲現象<br>(六) 視聽監視器功能正常<br>(七) 輻射警示燈功能正常<br>(八) 病患進出大門輻射安全連鎖功能正常 |
| 二  | 自動曝露(率)控制功能確定<br>(Automatic Exposure Control Constancy) | 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<br>(Collimation Evaluation)                       | 每半年 | (一) 影像接收裝置可見範圍與輻射照野各邊緣之差異應為百分之三射源與影像接收裝置距離以下<br>(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以下  |
| 四  | 空間解析度<br>(Spatial Resolution)                           | 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,以標準六英吋視野測量可清楚分辨每毫米二線對以上  |
| 五  | 對比度測試<br>(Low Contrast Performance)                     | 每半年 | 標準六英吋視野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<br>(Image Display Monitor Evaluation)           | 每半年 | (一) 符合 SMPTE 或 AAPM TG18-QC 圖像測試合格標準<br>(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   |
| 七  | 射束品質評估<br>(Beam Quality Evaluation)                     | 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<br>(Exposure Rate Evaluation)          | 每年 | (一) 標準成人體型假體之入射曝露率為每分鐘四倫琴以下<br>(二) 最大曝露率為每分鐘十倫琴以下 |
| 九 | 參考點累積空氣克馬確認<br>(Cumulative Air Kerma Accuracy) | 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                          |

註一：第四項 空間解析度：使用假體之偵測範圍至少為每毫米零點五線對至每毫米五線對。

使用六英吋視野以外之其他視野進行測量，請依下列公式計算每毫米應可清楚分辨之線對數： $(\text{二線對/毫米}) \times \text{六英吋} \div \text{測量使用視野(英吋)}$

註二：第五項 對比度測試：使用假體應為具兩組直徑為一、三、五和七毫米圓孔，厚度為一毫米、純度為百分之九十九鋁片。

以其他尺寸視野(FOV)測量之誤差容許值：使用六英吋以上視野測量，應可清楚分辨直徑三毫米以下測試物；使用四到五英吋視野測量，應可清楚分辨直徑一毫米測試物。

註三：第六項 影像顯示器評估

SMPTE 圖像測試合格標準：

(一) 0% - 5%及 95% - 100%之低對比方塊需清楚可分辨。

(二) 0% - 100%所有灰階方塊皆清楚可分辨。

(三) 無明顯可見條紋假影、圖像扭曲、陰影與灰階不足現象。

(四) 四個角落及中間之平行與垂直高對比線對，皆清楚可分辨。

(五) 所有黑白交界處邊緣皆明顯可分辨，無邊緣區分不清之情形。

AAPM TG18-QC 圖像測試合格標準：

(一) 0% - 5%及 95% - 100%之低對比方塊清楚可分辨。

(二) 十六個灰階方塊及角落之灰階方塊皆清楚可分辨。

(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 測試物之給分介於 0-4 之間。

(八) 中央與角落之高對比線對皆可清楚分辨。

註四：第七項 射束品質評估以其他管電壓峰值進行測試，應符合表格規定：

| 管電壓峰值<br>(kVp) | 半值層結果<br>(mmAl) | 管電壓峰值<br>(kVp) | 半值層結果<br>(mmAl) | 管電壓峰值<br>(kVp) | 半值層結果<br>(mmAl) |
|----------------|-----------------|----------------|-----------------|----------------|-----------------|
| 30             | 0.3 以上          | 80             | 2.9 以上          | 130            | 4.7 以上          |
| 40             | 0.4 以上          | 90             | 3.2 以上          | 140            | 5.0 以上          |



|    |        |     |        |     |        |
|----|--------|-----|--------|-----|--------|
| 50 | 0.5 以上 | 100 | 3.6 以上 | 150 | 5.4 以上 |
| 60 | 1.5 以上 | 110 | 3.9 以上 |     |        |
| 70 | 1.8 以上 | 120 | 4.3 以上 |     |        |

註五：第八項所稱標準成人體型假體係指 38 毫米鉛板與 0.5 毫米銅片組合。（代表 75 公斤典型成人體型）

註六：第九項所稱參考點定義應依心導管或血管攝影用 X 光機製造廠商之規定。

註七：第二、七、九項品保測量需執行透視及照相模式；第三項品保測量以透視或照相模式擇一執行；第四、五、八項品保測量需執行透視模式。

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）。

註九：於醫療曝露品質保證目的前提下，各項目使用之測試物或假體不設限，其測試方式及誤差容許值應符合該等測試物或假體製造廠商之規定。

註十：本標準施行前已使用之心導管或血管攝影用 X 光機經調整後，若部分品保項目未能符合規定，經醫療院所醫師與品保人員會商討論，於兼顧醫療影像及輻射劑量品質情況下，醫療院所得依會商結果訂定醫療曝露品保作業程序。