

出國報告（出國類別：實習）

## 赴德國研習 X 光電腦斷層掃描儀技術

服務機關：核能研究所

姓名職稱：曾聖彬 副研究員

派赴國家：德國

出國期間：104 年 11 月 10 日~104 年 11 月 21 日

報告日期：104 年 12 月 30 日



## 摘 要

配合國家政策之高階醫療器材發展推動，本次國外公差赴德國西門子醫療(Siemens Healthcare)公司研習醫用 3D X 光造影儀相關技術。實習單位西門子醫療是全球醫療領域最大的供應商之一，同時為醫學影像、實驗室診斷、醫療資訊技術等領域的潮流引領者。本次研習配合研習單位訓練中心之安排，採實地短期密集課程(Intensive Training)方式進行。

藉由此次實習短暫之工作期間研習醫用 3D X 光造影儀相關技術，可縮短自行研發摸索時間，對於現有高階影像醫材研發工作、後續研發方向研擬以及放射影像人才的培育有莫大助益。

# 目 次

(頁碼)

摘 要 .....	i
一、目 的 .....	1
二、過 程 .....	2
三、心 得 .....	4
四、建 議 事 項.....	14
五、附 圖 .....	15
六、參 考 文 獻.....	27

# 一、目的

目前一般 X 光造影方法主要為傳統 2D X 光造影以及使用 X 光電腦斷層掃描(CT)進行完整 3D 造影。然而 2D 造影結果中各深度之組織器官重疊，造成細微構造難以辨識，例如胸腔造影時之若病灶位於心臟前後、中膈腔、橫膈、脊椎等位置即不易判讀。傳統 CT 雖可提供完整之斷層影像，但其高費用與高劑量(數十倍至百倍)，使其不可能成為診斷之第一線檢查工具。以胸腔造影為例，一次單張 PA ( Posterior to Anterior ) view 造影或一組 PA view 與 Lateral view 造影，輻射劑量約 0.02~0.1 mSv；而 CT 胸腔造影劑量為 4~7 mSv。針對傳統 CT 之高劑量問題，德國西門子醫療公司多年來致力精進該公司 CT 造影儀軟硬體技術，使病人在接受造影檢查時所接受到的劑量能夠合理抑低。

藉由此次國外公差的實習機會，赴德國西門子醫療公司研習醫用 3D X 光造影儀相關技術，使劑量與影像品質達到一平衡點，也建立核能研究所與德國西門子醫療公司交流之管道。

## 二、過程

### (一) 行程：

日期	地點	內容
11月10日(二)~ 11月11日(三)		旅程
11月12日(四)~ 11月13日(五)	德國埃朗根	參加數位斷成合成造影儀技術訓練課程
11月14日(六)~ 11月15日(日)	德國埃朗根	上課資料整理
11月16日(一)~ 11月18日(三)	德國埃朗根	參加數位多切面電腦斷層掃描儀技術訓練課程
11月19日(四)	德國埃朗根	上課資料整理
11月20日(五)~ 11月21日(六)		返程

### (二) Siemens Healthcare 公司實習紀要

西門子醫療是全球醫療領域最大的供應商之一，成立於 1847 年，全球有四萬多名員工，每年營收可達 117 億歐元，利潤超過 20 億歐元(2014 年)，其影像診斷及治療方面之產品包含血管攝影、電腦斷層掃描、X 光透視、X 光機設備、乳房攝影、分子影像、手術設備、磁振造影及超音波等。其總部位於德國埃朗根(圖一)，為紐倫堡西北方的一個小城，距離紐倫堡約 15 分鐘火車車程。埃朗根人口約有十萬人，西門子在此的員工就超過兩萬人，訓練中心也設立於此城市，也就是此次訓練課程的地點。

西門子醫療於德國埃朗根設有訓練中心(圖二、圖三)，每年定期舉辦訓練課程，此次實習便是藉由此機會赴西門子醫療公司研習數位多切面電腦斷層及斷層合成掃描儀技術。課程之學員來自全球各地，訓練單位亦邀請臨床醫師進行專題演講，如圖四為課程進行的實況。

圖五為所有課程學員與講師之合影，圖六為筆者與臨床醫師 Dr. Schlechtweg 之合影。首日課程開始時，講師先講解發生緊急狀況時的避難方式與集合地點。在德國，有時會在街道上看到如圖七之標誌，即代表緊急狀況時，室外集合的地點，圖八為發給學員之安全資訊手冊。說明完畢後便開始課程的進行，每 2-3 位學員即配備一台電腦，供學員實際操作及判讀影像練習，如圖九所示。此課程內容注重實務訓練，在與教室同一樓層即設置實際之 X 光電腦斷層掃描儀，供課程講解與實作之用。課程單位亦安排學員參觀西門子醫療博物館(The Siemens Medmuseum)，裡面展示了西門子醫療所開發之第一台 CT、MRI 等展品，如圖十、圖十一所示，參觀者可將博物館提供之平板對著展品，上面就有顯示該產品之解說，如圖十二所示。此外，博物館亦提供一種濾片，如圖十三所示，上面寫著”See what the doctor sees”，把它對著所展示之膠片，可以將病灶的位置顯現出來，如圖十四所示。

### 三、心得

- (一) X 光電腦斷層掃描：X 光電腦斷層掃描(CT)(圖十五)是一種利用數位幾何處理後重建的三維放射線醫學影像。該技術利用 X 光管繞著人體旋轉並放出 X 光照射待測部位，在身體對側以 X 光偵檢器接收穿透過身體的 X 光。由於不同的組織對 X 光的吸收能力不同，利用電腦之演算重建出三維斷層面之影像，如圖十六所示，可用於提高病灶診斷之準確性。
- (二) X 光電腦斷層掃描儀之組成：一般 X 光電腦斷層掃描儀由 Gantry、Table、Acquisition Workplace 及 Image Reconstruction System 等部分所組成。Gantry 內主要包含了 X 光管、X 光偵檢器、準直儀、高壓產生器、熱交換器及電源傳輸滑動環等;Table 為造影床; Image Reconstruction System 為影像重建系統; Acquisition Workplace 包含電腦、螢幕、滑鼠、鍵盤及控制箱等，主要功能為載入掃描參數、執行系統軟體、控制 Gantry 之轉動、控制 X 光之啟動與關閉、使用者介面及控制影像重建系統。Siemens Healthcare 之 CT 產品線從低階之 2 切產品 SOMATIOM Spirit 至高階 2x192 切之雙能量產品 SOMATION Force，相當的多樣，可滿足於不同的預算條件與需求。
- (三) Sliding Gantry CT：一般 CT 之 Gantry 固定於地面，X 光管及 X 光偵檢器在 Gantry 中旋轉時，床台移動穿過 Gantry，以掃描人體不同部位。另一種方式是 Gantry 可藉由地面上之滑軌進行移動，造影時採用 Gantry 移動而床台不動的方式掃描，稱為滑軌式 CT (sliding gantry CT)，這個方式有幾個優點：
1. 在兩相鄰造影室中間設立一道具輻射屏蔽功能且可開關的電動門，電動門開啟時 Gantry 可藉由地面上的滑軌移動至其中一間造影室，造影時將電動門關閉，如圖十七所示。此方法可使兩造影室共用同一台 CT，當某一間在進行造影時，另一間則可進行病人上下造影床及擺位的步驟，如此可以將 CT 之閒置時間縮短，增加每日可檢查之病人數。
  2. Sliding gantry CT 可與開刀房進行整合，於手術前後進行影像導航以及即時追蹤術後情況，手術病患不須離開開刀房的無菌環境也不需將病人移動到另一張檢查床，即



可進行電腦斷層掃描，大幅提升手術病患之安全性。

(四) 目前 CT 造影技術所遇到的挑戰，包含：

1. CT 使用之 X 光管之功率越來越大，可達 100kW，所遭遇到的散熱問題。
2. 高達 1 噸之 Gantry 如何達成高速旋轉的問題。
3. 高達 2 Gbit/s 資料從必須從 Gantry 轉動的區域傳輸到不隨 Gantry 轉動的區域的問題。
4. X 光偵檢器穩定度問題。
5. 利用複雜數學運算之影像重建程序所需時間的問題。

(五) X 光管之散熱：對於 X 光管來說，僅有 1% 的電能可轉換為 X 光束，其餘的電能皆轉換為熱能。100kW 之 X 光管，其焦斑溫度可達到 2,500°C。傳統 X 光管其整個陽極靶材皆是密封於玻璃管內真空的環境當中，散熱用之介質(例如油或空氣)則是位於玻璃管外。Siemens Healthcare 之 X 光管為了提升散熱能力，採直接式散熱，也就是陽極靶材之背側直接與散熱油接觸，以提升散熱之效果，同時也必須在陽極靶材高速轉動的情形下，保持焦斑側之真空度，必須具備良好的 X 光管生產技術。

(六) z-Sharp technology：傳統 X 光管其陰極產生之電子皆朝同一方向撞擊旋轉中之靶材，故僅產生一個焦斑。西門子利用磁場改變電子行進的方向及撞擊靶材的位置，可以達到兩個焦斑的效果，其切換速率可達每秒 4640 次，如此可在不同光源位置的情況下，產生兩倍的投影數據資料，增加影像之解析度。由於每個焦斑位置放射 X 光的時間減半，所以劑量不會因此增加，同時也降低了焦斑上的熱能。此技術 Siemens Healthcare 稱為 z-Sharp technology。

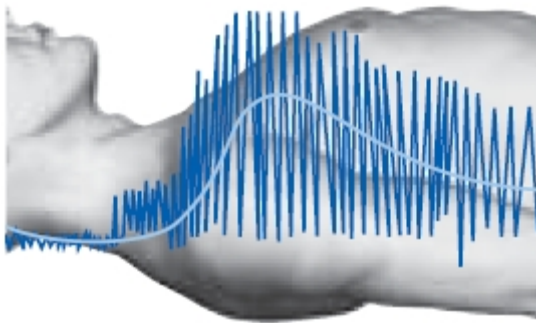
(七) 影像雜訊：影像雜訊(Image noise)是決定 X 光影像品質的重要因素之一，主要會受下列參數的影響：

1. mAs(管電流與曝光時間乘積)：在管電壓固定的情況下，管電流與曝光時間決定了劑量。劑量越高，雜訊準位越低。若要診斷彼此 CT 值相近的低對比度部位，就必須提高 mAs 值以增加訊雜比。
2. kV(管電壓)：在 mAs 固定下，較高的 kV 值會使輻射能譜往高能量方向移動，使得通過物體的輻射衰減降低，也就是可達到偵檢器的輻射量增加。

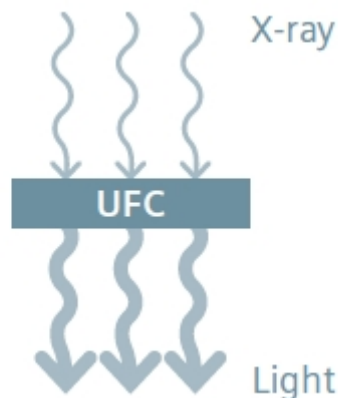
3. **Slice width(切片厚度)**：切片厚度為重建影像之單張厚度。較薄的切面有較高的空間解析度(Spatial Resolution)，雜訊準位較高，所產生較多的影像張數也需要較大的儲存空間。反之，較厚的切面有較高的低對比解析度(Higher low contrast resolution)，雜訊準位較低，較少的影像張數需要的儲存空間也較小。
4. **病人體型(Patient Size)**：概略來說，病人厚度每增加 8 公分，雜訊準位就會加倍。

(八) **Low Dose 技術**：Siemens Healthcare 致力於降低病人在接受 CT 造影時所接受到的劑量，多年來發展多項重要技術，包含：

1. 可依人體體型調控 kV、mA 等參數，減少劑量。但必須在正式造影前，必須額外拍攝一組 **Scout view** 的影像，除了定位之外，同時計算人體不同位置的衰減係數(如圖十八)，在正式造影時依據不同位置等效衰減係數的不同快速調變管電壓、管電流的大小，藉此抑低劑量。



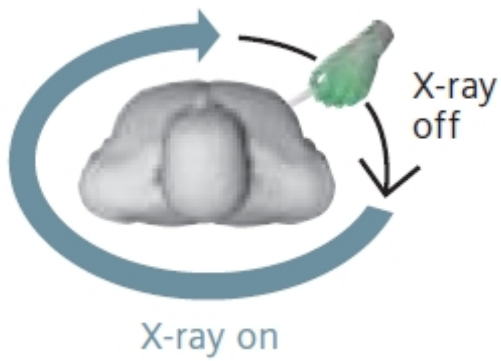
2. 大多數 X 光偵檢器利用閃爍晶體將入射 X 光轉變為可見光，這些可見光接著被光感應器轉化為電子信號，提供了入射 X 光量空間分部的資訊，流程如圖十九所示。配備高速及高效率閃爍晶體之 X 光影像偵檢器，可減少劑量。



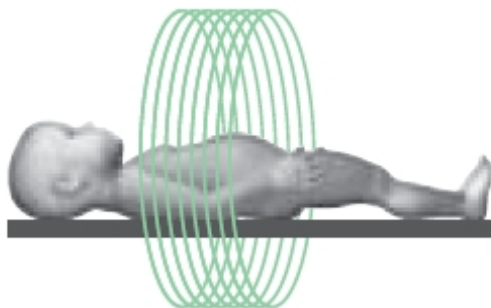
3. 以心電圖調控 CT 心臟造影，依心跳週期曝光減少劑量。



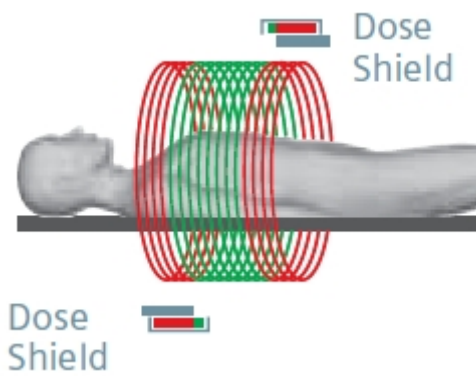
4. 手術間有限角度 CT 造影&影像重建法，在會直接照射到醫師手部之角度時，關閉 X 光，減少醫師手部劑量。



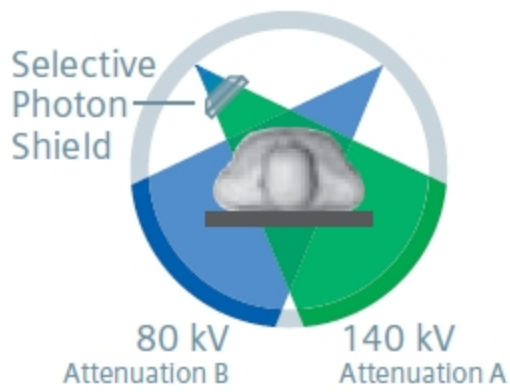
5. 相對於成人，小兒對於輻射更加敏感，提供針對小兒之低劑量造影參數，減少劑量。



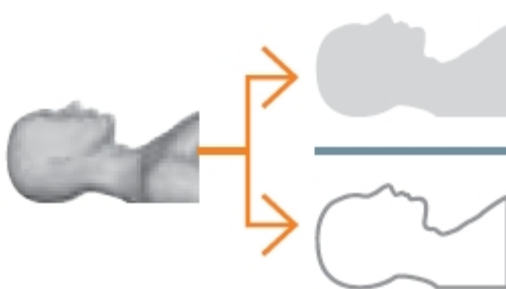
6. 精準、獨立、快速控制準直儀兩側之阻擋片，可不對稱地開啟與關閉，減少螺旋式 CT 開始與結束掃描時，兩端無法用於影像重建的劑量。



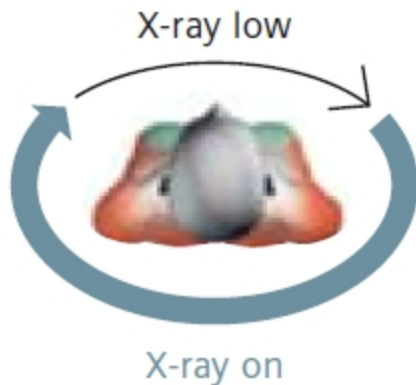
7. 依 kV 選擇最適化 X 光濾片。



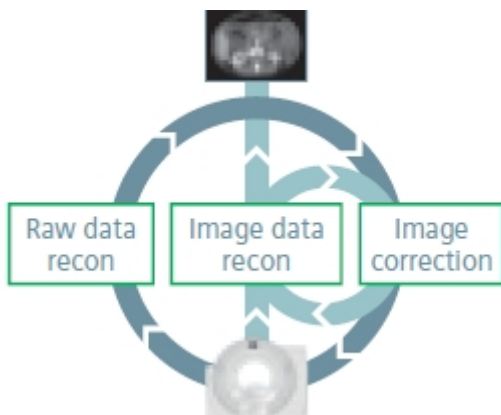
8. 利用影像雜訊抑制後處理，減少劑量。



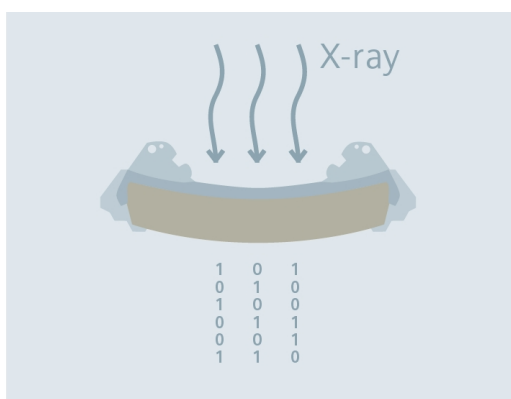
9. 依人體器官位置調控 CT 劑量，例如頭部、胸腔造影時，由於乳線、眼睛等對於輻射較敏感，可在 X 光直接造射到這些器官之角度時降低 X 光強度，減少劑量。



10. 利用 CT 疊代影像重建法，減少劑量。



11. X 光偵檢器利用閃爍晶體將入射 X 光轉變為可見光，這些可見光接著被光感應器陣列轉化為電子信號，之後利用類比數位轉換器(ADC)將這些電子信號數位化。一般的 X 光偵檢器的 ADC 是設置在電路板上，造成電子元件數量龐大、較長的傳導路徑使得功耗增加，同時也增加電子雜訊的產生。目前最新技術可將光二極體與 ADC 彼此相鄰並整合於同一晶片上，減少信號的所需的傳遞距離，估計因電子系統產生之雜訊可降低一半，進而減少劑量。



- (九) 雙源 CT：目前 Siemens Health 所生產之 CT，最高階之機種為配備雙 X 光管與雙偵檢器之機型，同時也為世界上最先推出雙源(dual source)CT 的公司。這種雙 X 光管及雙偵檢器之 CT 對於心臟造影相當有幫助。傳統面對心跳速度較快的病患，進行心臟造影之前必須服用藥物來降低心跳速度，雙源 CT 的造影速度使得這類病患在造影前無須再服用藥物，因為傳統搭載一組 X 光管與 X 光偵檢器之 CT 必須擷取環繞 Gantry 的角度達 180 度的數據，而搭載兩組 X 光管與 X 光偵檢器的雙源 CT 僅要環繞 Gantry 的角度達 90 度即可得到足夠的數據。假設 Gantry 旋轉一圈的時間為 0.33 秒，雙源 CT 僅需要 0.083 秒即可完成一圈的掃描，所需時間是過去的一半。此外，雙源 CT 由於搭載兩組 X 光管，若設定為兩組不同之管電壓值，即可達成雙能量掃描。由於高能量與低能量 X 光在人體內的衰減量不同，故在同一次掃描即可取得兩組數據，例如一組管電壓針對骨骼影像，另一組管電壓針對軟組織的影像，非常適合應用於急診診斷當中。
- (十) 雙源 CT 之應用：西門子醫療為全世界第一個推出雙源 CT 之公司。雙源 CT 由於搭載兩組 X 光管與 X 光偵檢器，可在造影時設定一高一低之管電壓值來達成雙能量掃描，利用不同身體組織在不同管電壓條件下衰減量不同，達到更好的組織區辨能力。此外，雙源 CT 可應用於評估尿酸結石，利用雙能量掃描，分別得到各別之 CT 值，由於尿酸結石與非尿酸結石之兩不同管電壓條件下 CT 值之比值不同，藉以判斷是否為尿酸結石。
- (十一) 影像品質指標：影像品質之指標包含對比、銳利度(空間解析度)及雜訊。要得到好的影像品質必須抑低雜訊、加強對比、提高平面解析度及 Z 方向解析度。
- (十二) 早期之 CT 發展，切數扮演關鍵角色，但隨著技術不斷進步，時至今日，高於 64 切以上 CT 之影像品質已差異不大，所以現在的訴求重點已不再著重於切數，而是在於低劑量、掃描速度快與高影像品質。
- (十三) 醫療輻射是為了健康因素，在利益大於損害的原則下所接受的醫療輻射劑量是不包含在一般民眾年劑量限值內，且在任何法律條文上也未有任何相關之限制規定，但不能因此而無限上綱的使用，此時曝露的正當化與最適化就非常重要，來使輻射曝露合理抑低，避免多餘的輻射曝露。西門子醫療開發多項技術來使抑低劑量，使劑量與影像品質間達到平衡，可見醫療輻射之議題漸漸地受到重視，這是任何放射影像醫材研發單位在

開發階段時皆必須納入考量的。

(十四) X 光 3D 影像重建技術：目前 X 光 3D 影像重建技術主要為濾波反投影(FBP)法與疊代法兩種演算方式，濾波反投影演算法的優點是計算時間快速，但是重建出來的影像會因為計算上的誤差而品質較差；疊代式演算法源自於數值分析，需要耗費大量的計算時間，但可重建出高品質影像為其優勢。在實務上，X 光 3D 造影儀可先利用 FBP 演算法快速顯示 3D 重建結果，若需要更高的影像品質，同一筆投影數據可再針對選定區域進行疊代式演算法重建。本所目前亦針對疊代式重建法進行加速，利用圖形處理器平行計算的特性，也就是 CUDA 技術，讓演算法在圖形處理器中更有效率地執行，縮短影像重建時間。

(十五) X 光斷層合成掃描：不同於 CT 的全角度的造影範圍，斷層合成(Tomosynthesis)之掃描角度採有限角度，屬於有限角度的斷層攝影技術，利用來自有限角度範圍的投影圖像來重建出三維影像，所需的劑量相對於 CT 來說較低，目前斷層合成攝影技術已逐漸推廣並使用於乳房攝影當中，如圖二十所示(以總掃描角度 50 度，投影張數 25 張為例)。傳統 2D 乳房攝影癌症篩檢大約會遺漏掉 30%的腫瘤，尤其是緻密性乳房。斷層合成技術可大幅減少影像上組織的重疊的情況，提高診斷能力與準確性。此外，乳房斷層合成造影可 3 維分析鈣化點的分布、病灶的形狀與大小，減少召回率與切片檢查。

(十六) 影響 X 光斷層合成掃描影像品質之參數：斷層合成掃描影響影像品質的主要要素包含管電壓、管電流與曝光時間乘積、偵檢器的特性、顯示器、掃描角度、角取樣密度、掃描時間、X 光管採連續移動或步進移動、劑量分配機制與重建演算法等。其中掃描角度、角取樣密度、劑量分配機制與重建演算法為 2D 平面造影所沒有的，為斷層合成掃描所特有。這些參數所造成的影響如下：

1. 掃描角度：投影張數相同的情況下，掃描角度大可改善 Z 方向之解析度，如圖二十一所示，對兩 Z 座標不同之球體進行斷層合成掃描，掃描角度為 $\pm 25^\circ$ 時較 $\pm 7.5^\circ$ 時，可將兩球體之投影影像確實分離，在重建後會得到較佳的 Z 方向解析度。掃描角度小則可改善平面解析度。
2. 總投影張數：在總劑量相同的情況下，投影張數多可以得到較好的 3D 資訊，但每

張投影的劑量較低受到電子雜訊的影響較大，同時資料量也較大會增加影像重建所需的時間。

3. 掃描時間：較長的掃描時間使病人移動的機率增加，會影響到影像品質，尤其是在偵測微小鈣化點時。
4. 劑量分配機制：研究指出在總劑量相同之條件下，中央掃描角度相對於邊緣掃描角度分配較高劑量，偵測微小鈣化點的能力更佳。

(十七) 乳房 X 光斷層合成掃描資料儲存空間概算：乳房斷層合成造影需較大的資料儲存空間。若一張投影影像為 20MB，總投影張數為 25，投影影像即需 500MB 之儲存空間。在重建後之影像方面，假設解析度為 2000x2500，一個切面影像約為 10MB，切面數則取決於乳房的大小與切面厚度，假設需 50 個切面，則另外需要 500MB 的儲存空間。相較於傳統 2D 乳房攝影單張僅需 20MB 需較大的儲存空間。

(十八) X 光斷層合成掃描技術醫學應用：X 光斷層合成掃描技術已逐漸推廣並使用於乳房攝影當中，圖二十二為西門子醫療之乳房斷層合成造影儀。運用有限角度掃描之數位斷層合成造影儀所需構造與現行 2D 造影之放射造影儀相去不遠，主要硬體差異在於需考量光源掃描之運動控制與定位、光源連續脈衝照射與偵檢器連續取像速度等議題；但複雜度仍遠低於 CT 系統，故其成本與價格可控制在僅略高於傳統泛用型數位放射造影儀的範圍，可應用於胸腔、骨科、腹部、頭頸部等放射診斷造影，相當具市場潛力。

(十九) 數位乳房斷層合成造影相較於傳統 2D 造影之優勢在於：

1. 可增進診斷之正確率。
2. 可增進針對病灶大小的評估。
3. 多灶性(Multifocal)乳腺癌之診斷。
4. 切片檢查時定位活體組織穿刺針的位置。
5. 獲得更多病灶之特性資訊。
6. 病灶追蹤。

(二十) 3D 乳房斷層合成造影技術目前尚在精進的項目包含：

1. 增加病灶處的對比度。



2. 針對緻密性乳房造影結果減少組織的重疊。
3. 可三維分析鈣化點的分布。
4. 可三維分析病灶的形狀與大小。
5. 降低檢查時乳房的擠壓程度。

(二十一) **Binning** 模式：數位 X 光影像偵檢器有其固有之像素(pixel)大小及數量，如圖二十三(左)所示，**Binning** 模式是將相鄰像素中的感應電荷加在一起，以一個像素的模式輸出，分為水平方向 **Binning** 和垂直方向 **Binning**。圖二十三(右)為 2x2 模式之 **Binning**，將相鄰的 2 個水平方向與 2 個垂直方向總共 4 個電荷加在一起輸出，若是 3x3 **Binning** 模式則是 9 個電荷加在一起輸出。**Binning** 模式可減少資料讀出時間(read-out time)，提高資料輸出速度，但會降低空間解析度。目前許多動態數位 X 光偵檢器操作在以高 **frame rate** 輸出時就必須採用 **Binning** 模式。

(二十二) X 光斷層合成掃描技術安檢應用：X 光斷層合成造影未來也可能應用在安檢應用方面，現今大部分於機場或港口之行李掃描仍使用平面 2 維 X 光造影，但有著各物品之影像相互重疊，有時難以辨別的缺點。若要得到 3 維影像，若採用 CT 掃描的方式，造影與影像重建所花費的時間必須在可容許的範圍內，所以採用斷層合成造影掃描也是一個可選擇之方案。

## 四、建議事項

- (一) 放射影像醫材的劑量問題為全世界關注的焦點，本所開發之放射影像醫材也必須考量劑量的合理抑低，建議可朝向優於傳統自動曝光控制(Automatic Exposure Control)系統，可兼顧影像品質與劑量，考量個人體型差異之曝光調控技術開發，降低醫療輻射曝露劑量。
- (二) 一般的 X 光偵檢器的 ADC 是設置在電路板上，造成電子元件數量龐大、較長的傳導路徑使得功耗增加，同時也增加電子雜訊的產生。本所在發展高階影像醫材的同時，也可考慮發展或與外界合作電子系統晶片化，甚至系統單晶片(System on Chip)技術，可大幅縮小電子系統的體積，降低功耗及雜訊，有助於達成輕量化、可攜式之應用。
- (三) 雙源 CT 應用範圍廣，但 Gantry 內需要額外設置第 2 組 X 光管與 X 光源，使成本增加。此外，增加之重量對於 Gantry 的高速旋轉也造成更大的負荷。目前另一項受到矚目的新技術為光子計數影像感測技術，相較於傳統 X 光偵檢器的各個像素輸出信號為一段時間內大小不同 X 光能量累積的結果，光子計數影像感測器可直接分辨入射光子之能量大小，使得一組 X 光源及光子計數影像感測器即可達到雙光源甚至多光源的效果，是值得發展的一項技術。
- (四) 進行 X 光 3D 掃描時，較長的 X 光掃描時間會使病人移動的機率增加，影響到影像品質；胸腔 X 光 3D 掃描由於必須考慮到病人的呼吸，更是在數秒內就必須完成，心臟造影對於時間的要求度更高。研發可縮短造影時間之造影技術也是未來本所在放射影像領域上可以發展的一個方向。

## 五、附圖



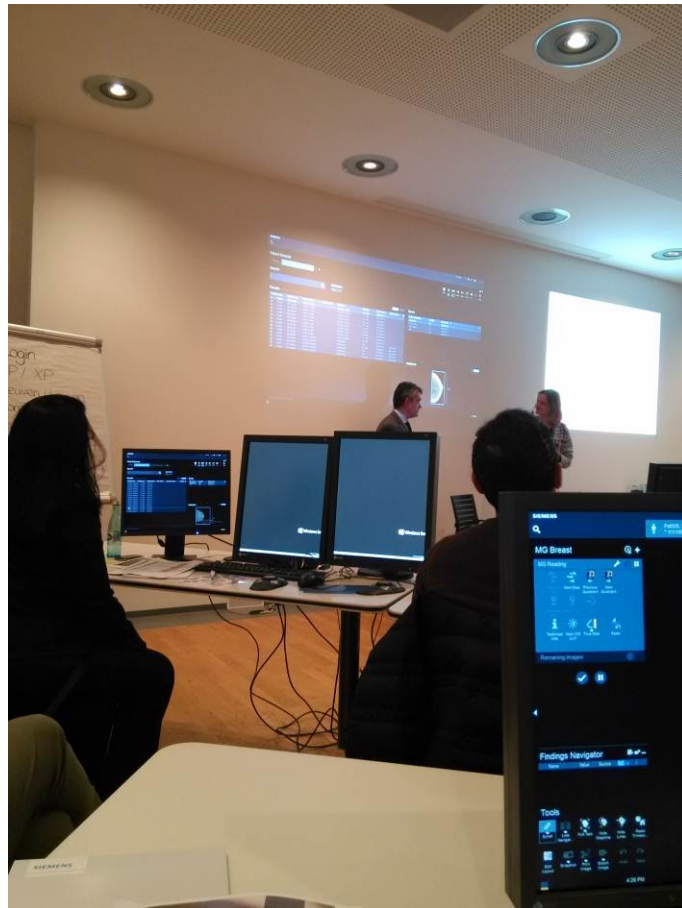
圖一、Siemens Healthcare 所在地 Erlangen



圖二、西門子醫療於德國埃朗根之訓練中心



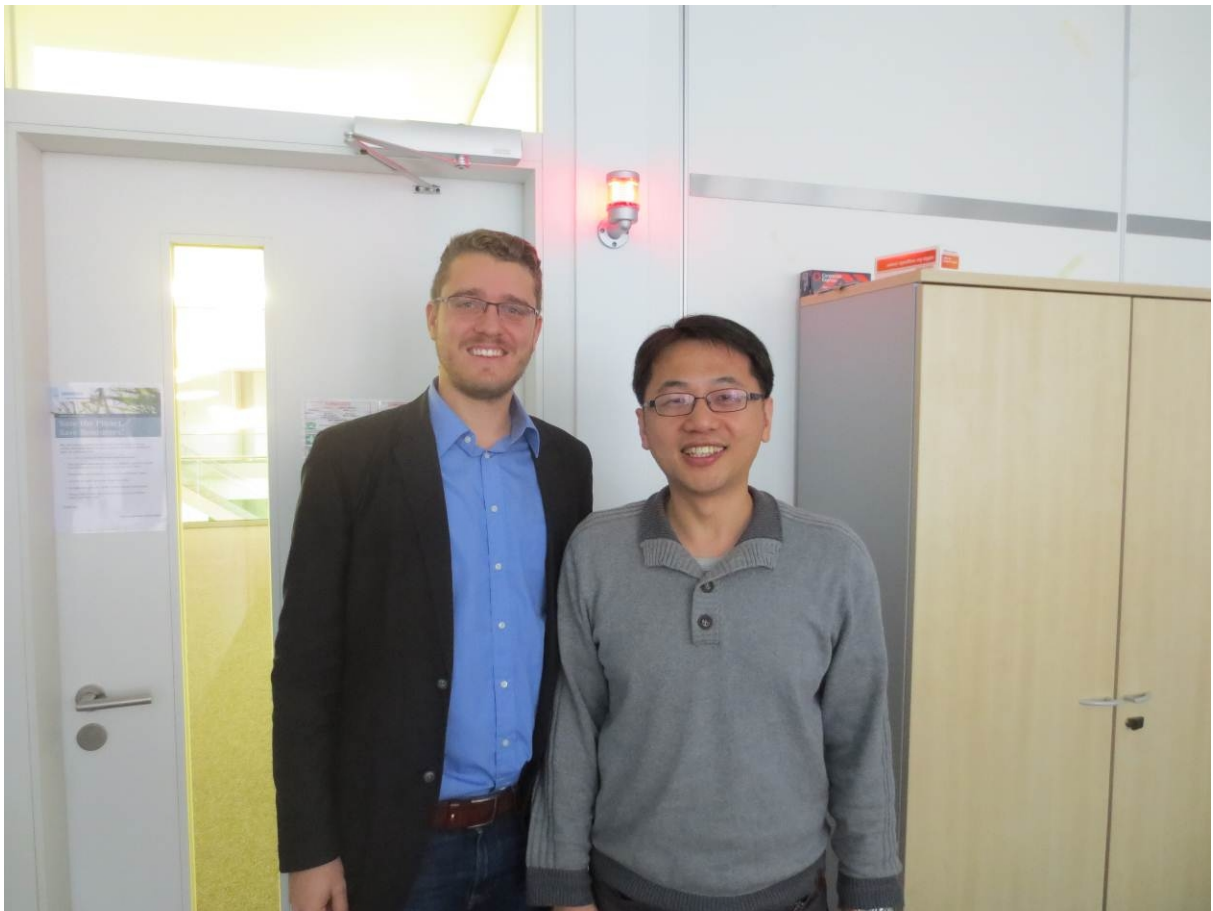
圖三、西門子醫療於德國埃朗根之訓練中心



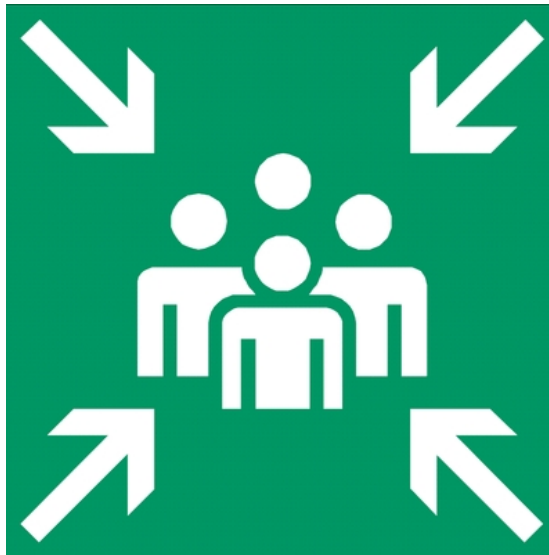
圖四、訓練單位邀請臨床醫師進行專題演講



圖五、筆者與所有課程學員與講師之合影



圖六、筆者與臨床醫師 Dr.Schlechtweg 之合影



圖七、緊急狀況時，室外集合的地點標誌



圖八、發給學員之安全資訊手冊



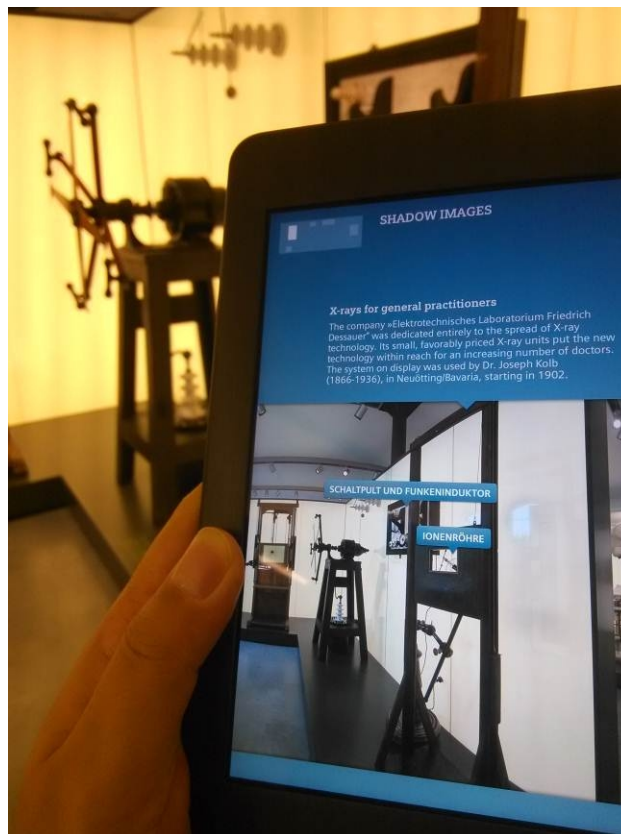
圖九、判讀影像之介面



圖十、Siemens Healthcare 所開發之第一台 CT



圖十一、Siemens Healthcare 所開發之第一台 MRI

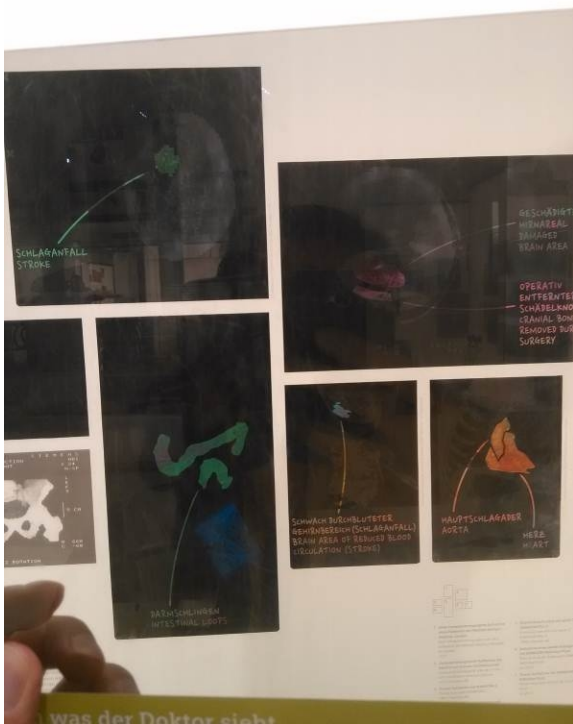


圖十二、博物館中導覽用之平板





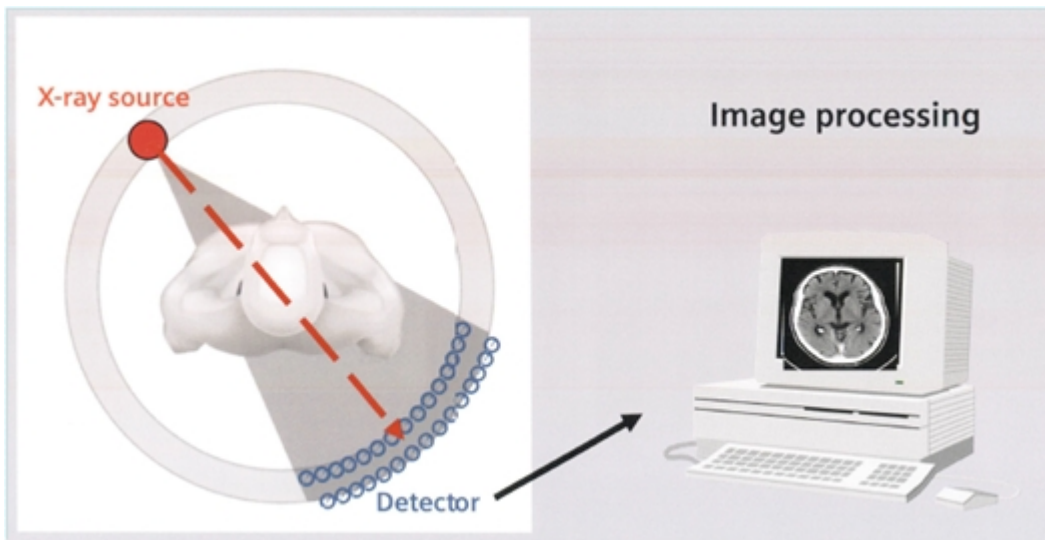
圖十三、博物館中導覽用之濾片



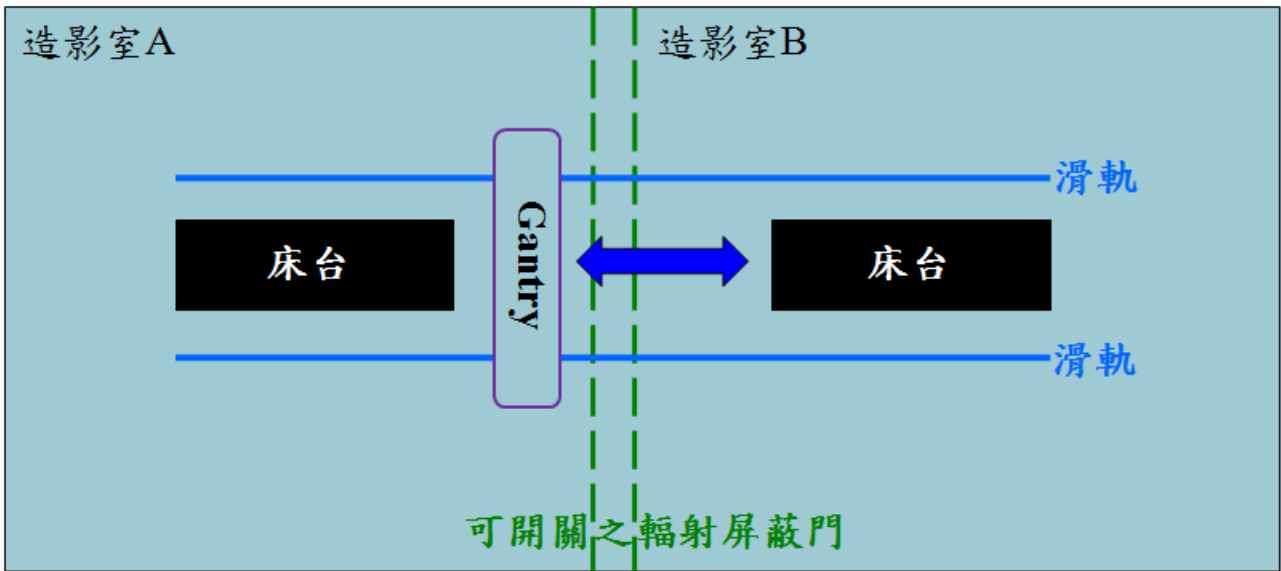
圖十四、濾片可將膠片上之病灶顯現出來



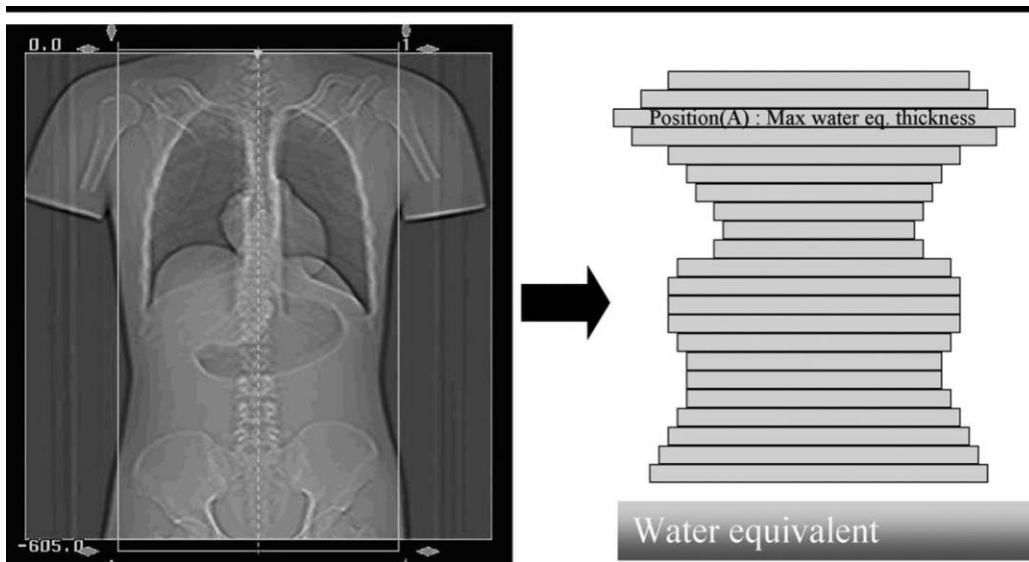
圖十五、X 光電腦斷層掃描儀(CT)



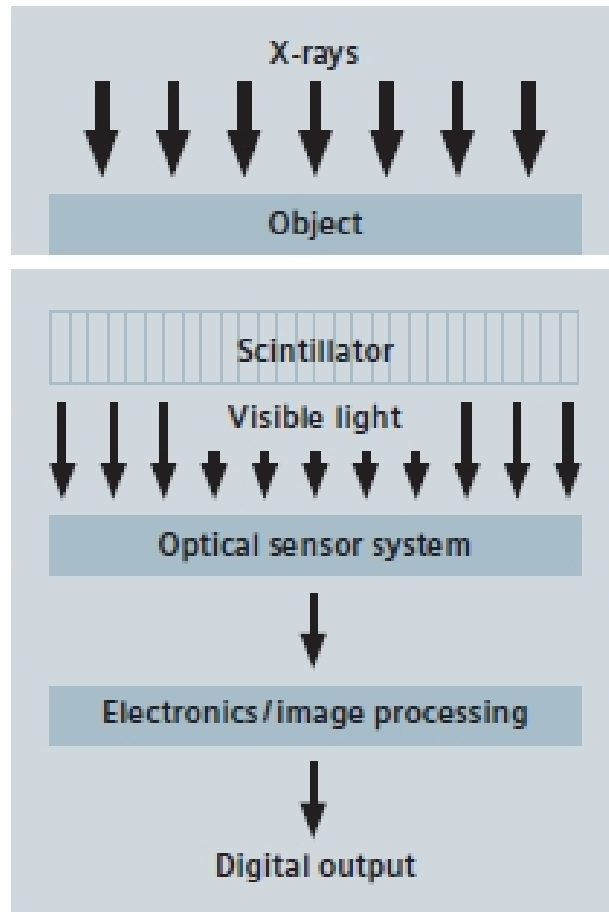
圖十六、CT 之 X 光管與 X 光偵檢器繞著人體旋轉示意圖



圖十七、Sliding Gantry 之應用



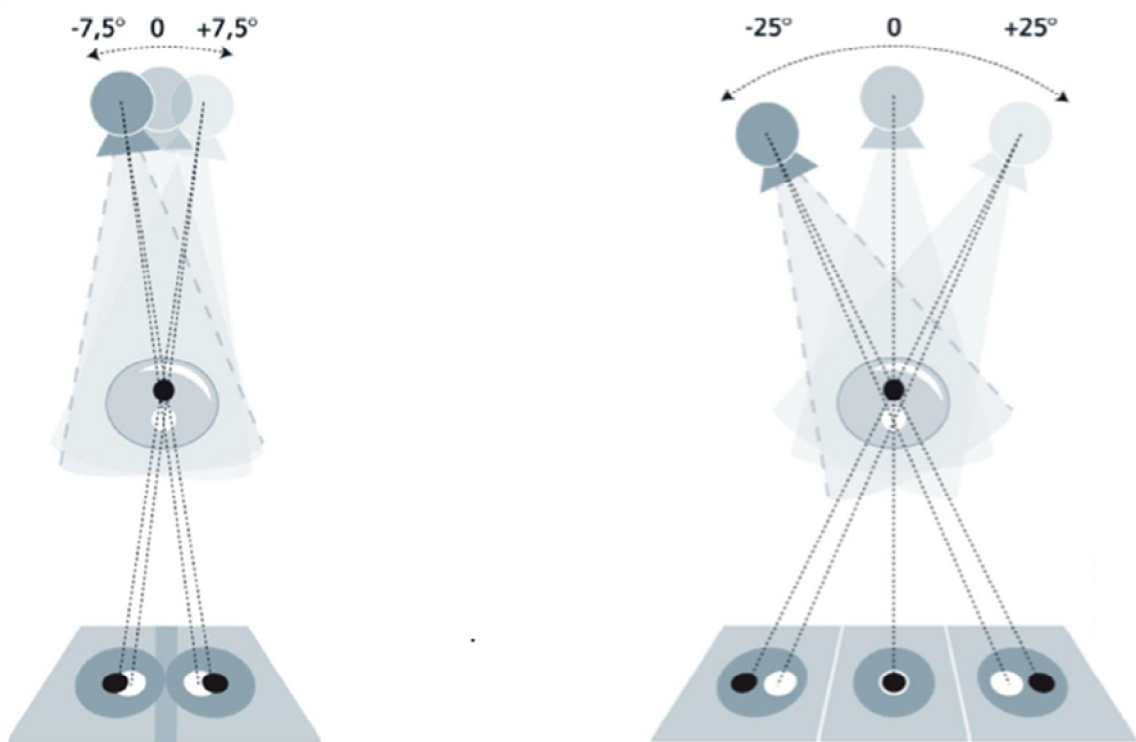
圖十八、藉由 Scout View 計算人體不同位置之衰減係數



圖十九、X 光轉化為數位輸出之過程



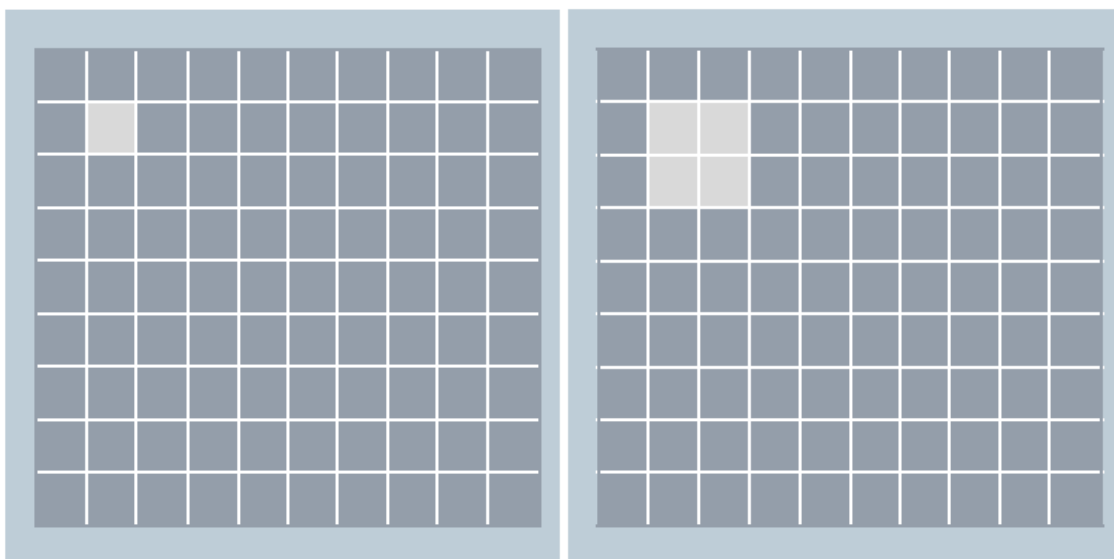
圖二十、乳房 X 光斷層合成造影



圖二十一、不同掃描角度之斷層合成造影掃描示意圖



圖二十二、數位乳房斷層合成造影儀



圖二十三、(左)無 Binning 模式(右)2x2 Binning 模式

## 六、參考文獻

- (一) M. Kalra et al., “Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT.”  
Radiology 2004, 233:649-657.
- (二) Y. H. Hu et al., ”The effect of angular dose distribution on the detection of microcalcifications  
in digital breast tomosynthesis” Med. Phys. 38(5), 2455-2466(2011).
- (三) <http://www.healthcare.siemens.com>
- (四) *Guide to Low Dose*, Siemens AG, 2010.
- (五) *Guide to Right Dose*, Siemens Healthcare GmbH, 2015.