

行政院原子能委員會
委託研究計畫研究報告

數位斷層合成影像品質評估方法及允收標準之研究

Assessment of image quality for digital tomosynthesis imaging

計畫編號：1042001INER004

受委託機關(構)：台灣大學

計畫主持人：曾文毅 教授

聯絡電話：02-23123456 #88758

E-mail address：wyseng@ntu.edu.tw

核研所聯絡人員：曾繁斌

報告日期： 104 年 11 月 16 日

目 錄

| | |
|----------------|----|
| 目 錄..... | I |
| 中文摘要..... | 1 |
| 英文摘要..... | 2 |
| 壹、計畫緣起與目的..... | 3 |
| 貳、研究方法與過程..... | 4 |
| 參、主要發現與結論..... | 8 |
| 肆、參考文獻..... | 25 |

中文摘要

上位計畫配合「黃金十年、國家願景」政策，結合國內資通訊電子產業優勢，產學研醫合作，開發市場導向之高階影像醫療器材技術，以一旗艦產品原型機開發，期達到全面關鍵技術提升，填補當前我國主導產業轉型發展的缺口，帶動傳統產業技術升級及創新加值。醫用 3D 放射造影儀系統成像性能受系統軟硬體設計製造，包含組件選用等影響，會受到不同來源的雜訊干擾。造影系統輻射劑量高則訊號強，雜訊影響相對較小。但因上位計畫預建置低輻射劑量造影系統，訊號小雜訊影響相對大，進而影響影像品質。本計畫將建立一適用於 3D 放射造影儀系統之影像品質評估標準，首先將建立定量指標，包含量測模量傳遞函數(Modulation transfer function, MTF)及雜訊功率頻譜(Noise power spectrum, NPS)之方法，評估原型機產生之影像及找尋最佳化造影參數。此外，此研究將透過影像醫學部臨床醫師經驗及專長，透過與核研所合作討論，建立影像品質定性指標及允收標準。結合此定量及定性指標，期能兼顧影像品質並將劑量合理抑低，達到低劑量及高訊雜比 3D 放射造影之目的。最後將建立影像品質控制程序，做為未來臨床使用之標準。

Abstract

Three-dimensional medical radiological imaging system suffers from different noises from different sources according to the design and manufacturing of software and hardware, including component selection and other factors. If the radiation dose of angiography system is high, the signal intensity will be high and the impact of noise will be relatively small. However, the superior project aims to establish an angiography system using low radiation dose. The signal intensity will be low and the impact of noise will relatively be large, thereby affecting image quality. This project aims to establish a suitable standard 3D image quality assessment system of radiological imaging instrument. Firstly, we will establish quantitative indicators, including the modulation transfer function (MTF) and noise power spectrum (NPS). These methods will be performed to assess the image quality of prototype and find the best parameters of imaging acquisition. In addition, in this study, we will collect the suggestions from clinicians who have experience and expertise of medical imaging and discuss with the cooperators of Institute of Nuclear Energy research. We aim to establish the qualitative indicators of image quality acceptance criteria. Combining these quantitative and qualitative indicators, we aim to find a balance between image quality and radiation dose to achieve the goal of 3D radiological imaging, low-dose and high signal to noise ratio. Finally, we will provide the suggestions of the image quality control procedures of the 3D radiological imaging system, as the future standard for clinical use.

作者及所屬單位

| 姓 名 | 單 位 | 現 任 職 務 | 工 作 內 容 |
|-----|------------------------|---------|-----------------------------|
| 曾文毅 | 國立台灣大學 醫療器材暨醫學影像研究所 | 教授 | 提供臨床醫師影像定性評估、參與討論、方法設計 |
| 陳裕仁 | 國立台灣大學 醫療器材暨醫學影像研究所 | 博士後研究員 | 建立影像評估方法和參數、影像分析、參與討論、報告統整。 |

壹、計畫緣起與目的

上位計畫配合「黃金十年、國家願景」政策，結合國內資通訊電子產業優勢，產學研醫合作，開發市場導向之高階影像醫療器材技術，以一旗艦產品原型機開發，期達到全面關鍵技術提升，填補當前我國主導產業轉型發展的缺口，帶動傳統產業技術升級及創新加值。規劃以次世代泛用型放射 3D 造影儀原型機開發、放射醫材檢測驗證、醫用輻射劑量評估、產業推廣等四分項分工執行，並藉由橫向連結達到於原型機開發歷程期間即考量組件/系統規格界定與效能評估、影像品質與輻射劑量最佳化、國內產業參與。齊步進行技術建立，透過檢測驗證與劑量評估能量回饋原型機設計開發。

醫用 3D 放射造影儀系統成像性能受系統軟硬體設計製造，包含組件選用等影響，會受到不同來源的雜訊干擾。造影系統輻射劑量高則訊號強，雜訊影響相對較小。但因上位計畫預建置低輻射劑量造影系統，訊號小雜訊影響相對大，進而影響影像品質。

本計畫將建立一適用於 3D 放射造影儀系統之影像品質評估標準，首先將建立定量指標，包含量測模量傳遞函數(Modulation transfer function, MTF)及雜訊功率頻譜(Noise power spectrum, NPS)之方法¹⁻³，評估原型機產生之影像及找尋最佳化造影參數。此外，此研究將透過影像醫學部臨床醫師經驗及專長，透過與核研所合作討論，建立影像品質定性指標及允收標準⁴。結合此定量及定性指

標，期能兼顧影像品質並將劑量合理抑低，達到低劑量及高訊雜比 3D 放射造影之目的。最後將建立影像品質控制程序，做為未來臨床使用之標準。

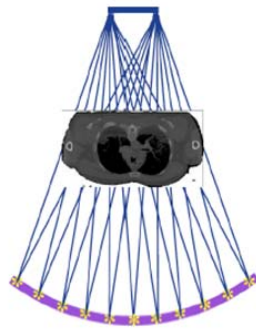
本計劃於104年之目標為評估原型機測試之影像品質，評估不同造影參數下之影像品質，提供影像品質最佳化的設計。本年度亦將設計製作一病灶假體，針對臨床上誤診情況嚴重之病灶進行設計，並將透過於臨床機台影像之比較來擬定原型機掃瞄參數。



圖一、醫用 3D 放射造影儀之系統設計及概念。



臨床用X光機



TomoDR



臨床用CT

圖二、醫用 3D 放射造影儀之臨床定位。

Taiwan TomoDR規格

●特殊功能

- 2D/3D攝影
- 3D掃描方式：獨創三向掃描設計
- 個人化輻射劑量調控：SODAAEC設計
兼顧輻射劑量與影像品質最佳化

●影像重建

- Model-Based有限角度影像重建
- 獨創系統幾何模型(B \circ \circ Model)

●系統解析度：~3.3lp/mm

●最大X光輸出能量：125~150 kVp

●最大輸出功率：80kW

●細部規格

- Active area : $\geq 40 \times 40 \text{ cm}^2$
- ADC bit depth : ≥ 14 bits
- Tube current : 10~1000mA
- Focal-spot size : 0.6/1.2 mm
- Frame rate : 15~30 fps
- Heat storage : 300~1500 kHU
- Matrix size : $\geq 2000 \times 2000$ pixels
- Pixel pitch : 150~200 μm
- Tube voltage (Max.) : 125~150 kV

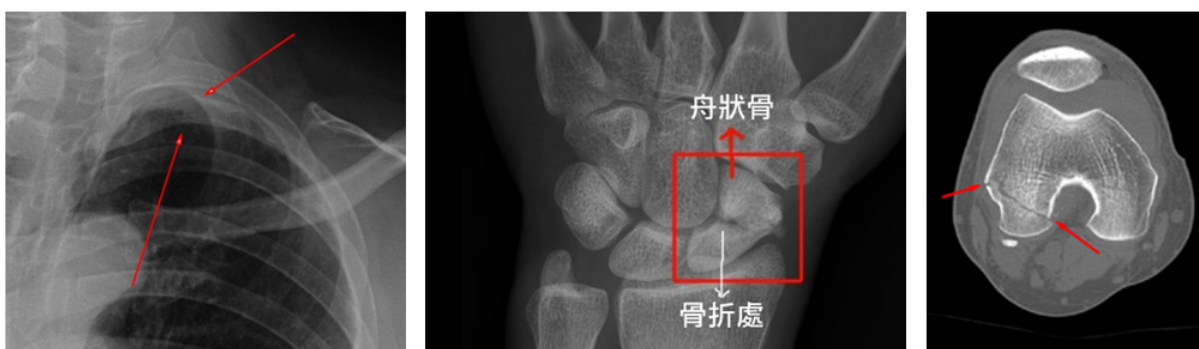
圖三、醫用 3D 放射造影儀硬體規格。

貳、研究方法與過程

- 參與原型機掃描策略之訂立。
- 統整常見 X 光病灶：本計劃將透過與台大醫院影像醫學部之合作，調查並統計去年度於台大醫院看診並於X光影像不易診斷，需利用CT 影像確診之狀況。
- 設計並製作病灶假體：將針對最易誤診或X 光機不易診斷之數種病灶決定其一來進行假體製作，以利未來確認主計劃之原型機能在不易診斷之病灶上具判斷力。
- 測試機假體造影：將運用測試機台對假體造影並對影像進行品質評估。
- 測試不同造影條件：找尋最佳化造影參數。
- 與臨床 X 光機比較：將利用同一假體，在臨床一般使用之參數下造影，並與測試機之影像
- 將測試影像提供臨床醫師閱讀，並評估其是否提升診斷能力。

參、主要發現與結論

- 上半年度整理台大醫院影像醫學部的常見病灶，統計常見病灶的發生比率，以做為假體製作之指標。
- 經統計，胸部為最常見之造影部位約佔 55%，其次為手腳多半為骨折情況 23%。



圖四、一般 X 光影像容易誤判之骨折狀況。

- 考量假體製作之經費及困難度後，我們將目標設定為腳部骨折假體及手部骨折假體，並製作數個常見之骨折病灶，提供為假體製作項目。其設計之骨折症狀如下：

■ 手部骨折部份：

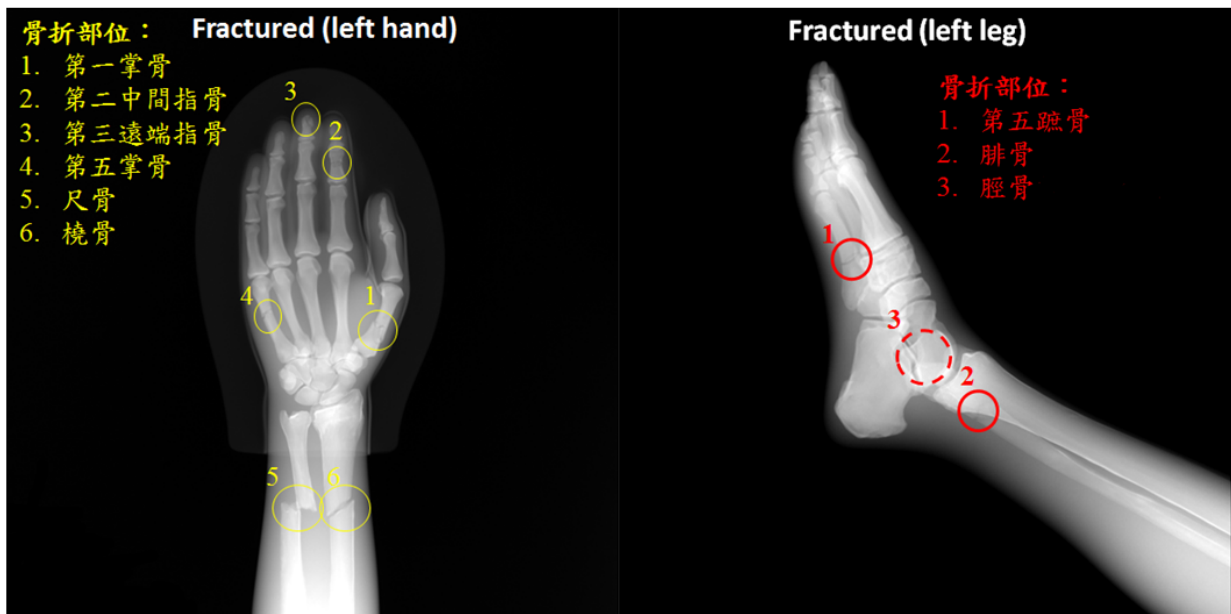
1. 第一掌骨
2. 第二中間指骨
3. 第三遠端指骨
4. 第五掌骨
5. 尺骨
6. 橈骨

■ 腳部骨折部位：

1. 第五跖骨
2. 腓骨
3. 脛骨



圖五、製作之骨折假體之外觀。



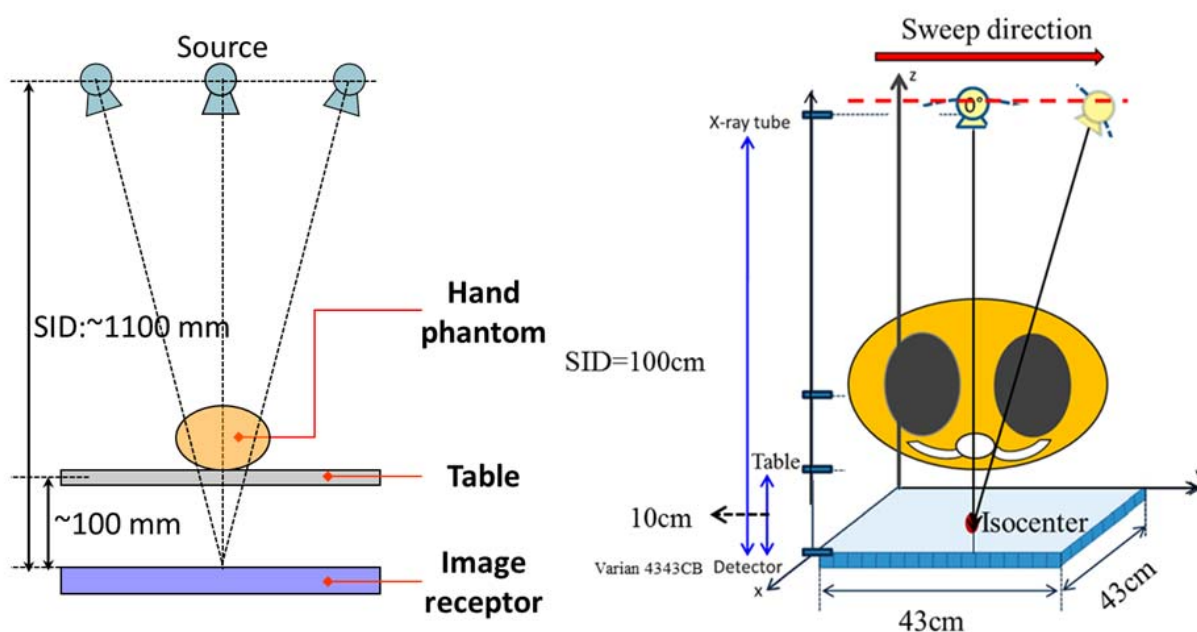
圖六、製作之骨折假體之內部骨折症狀及位置。

- 測試機之掃瞄已可進行，目前測試掃瞄參數如下：

| #series | Imaging direction | SID [cm] | Tube voltage [kV] | Tube current [mA] | Exposure time [ms] | Sweep angle [deg.] | Number of images | Projection density [proj./deg.] |
|---------|-------------------|----------|-------------------|-------------------|--------------------|--------------------|------------------|---------------------------------|
| 短軸 | L-R | 100 | 110 | 50 | 3.2 | 30 | 61 | 2 |
| 長軸 | H-F | 100 | 110 | 50 | 3.2 | 30 | 61 | 2 |

因掃描參數有許多項目需要設定，在尋找最佳參數初期我們先參考市場上類似之造影機台 *GE Discovery XR650* 所設立之參數。

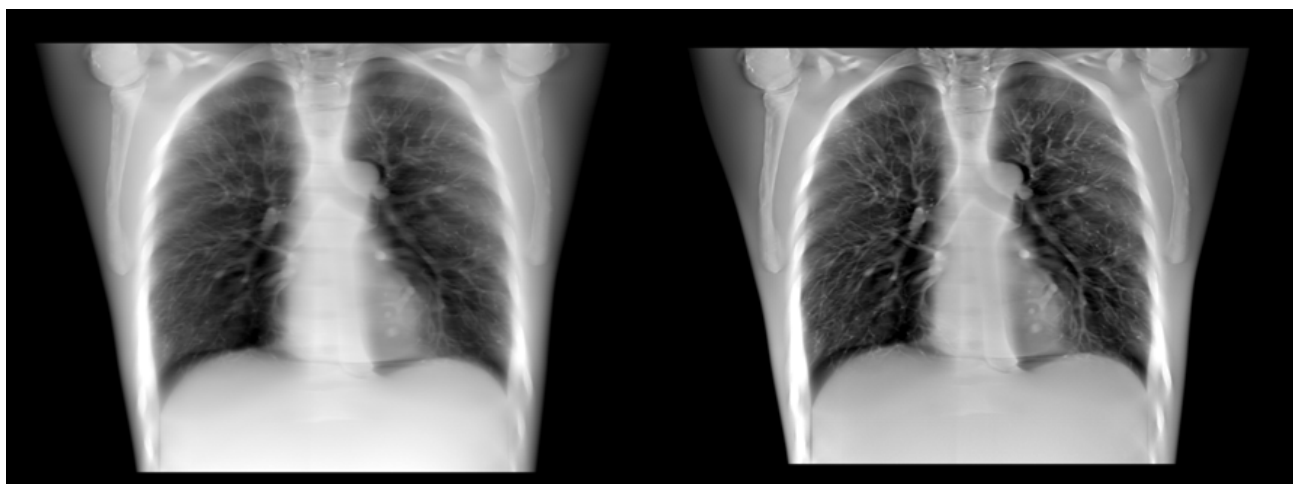
其掃描之擺設狀況如下圖所示：



圖七、掃描時手腳假體放置情況(左)及胸腔假體放置情況。

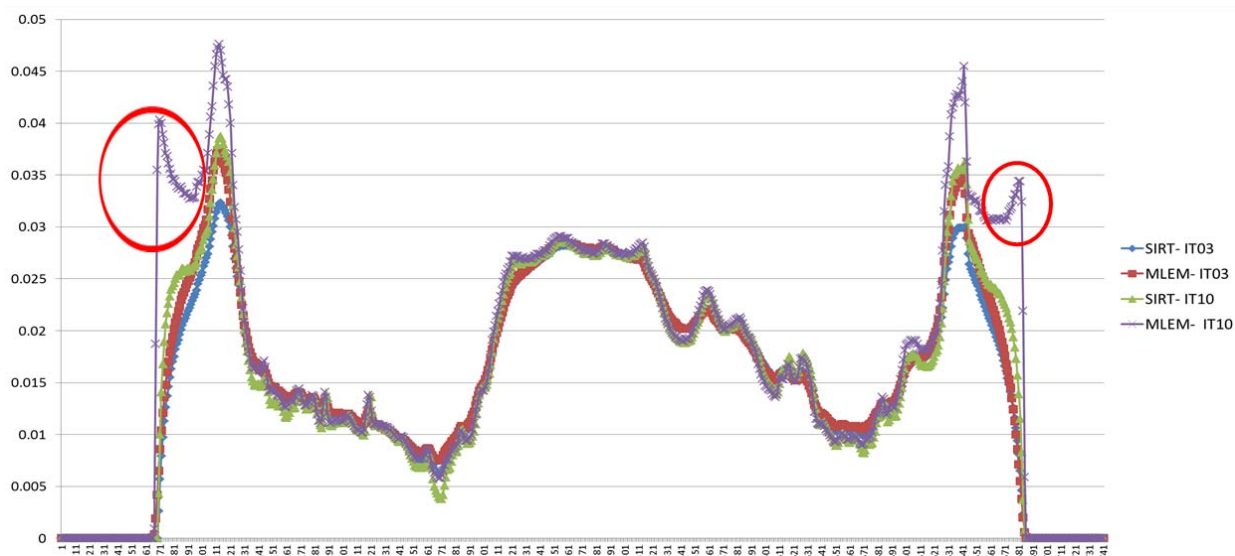
- 影像可利用兩種不同迭代法做重建：
 - simultaneous iterative reconstruction technique (SIRT)
 - Maximum-likelihood-expectation-maximization (MLEM)

針對此兩種演算法皆有迭代次數的設定需決定，迭代次數越多，將使影像重建的演算花費更長的時間。



圖八、SIRT 演算法，迭代次數 3 次(左圖)及迭代次數 10 次(右圖)。

從圖可見到迭代次數越高，所重建之影像在對比以及組織邊緣的銳利度都更佳。但若從影像的數據上來看，迭代次數增加亦會伴隨一些邊緣處的假影增加。



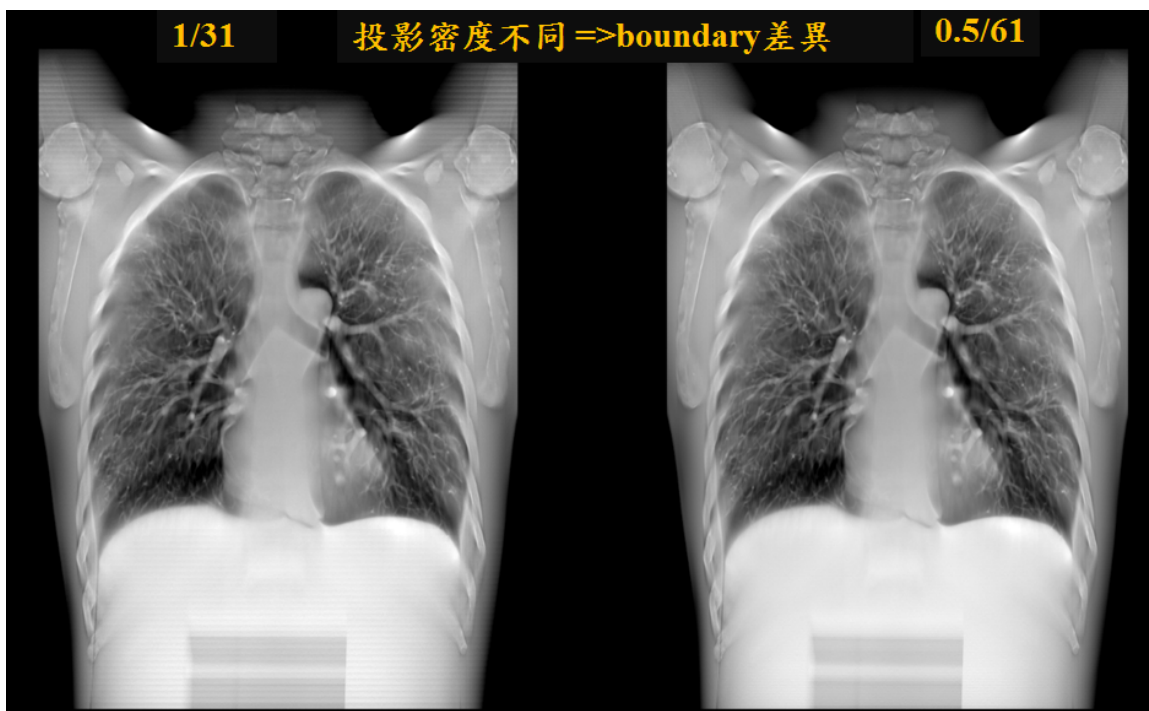
圖九、迭代次數增加後造成之影像訊號假影(紅圈處)。

MLEM 之重建演算比 SIRT 重建演算費時，目前計算之花費時間約為 1.8:1。

- 投影密度之決定：

投影密度目前測試正負掃描角度 15 度，每度掃描一張及每 0.5 度掃描一張進行比較。

投影密度將大幅決定影像所需之劑量(dose)。



圖十、投影密度不同之重建影像。

由上圖可見，投影密度在每度掃描一張時(上圖左)，重建影像有較明顯之漣漪假影。

- 與臨床機器比較之項目，安排了臨床機器之掃瞄 (CANON-DX)，針對現有之假體，包含胸部、手、腳等假體進行臨床 X 光機及臨床用 CT 之影像掃瞄。

其中胸腔假體之掃瞄設定為 90 kV, 250 mA，影像如下：



圖十一、臨床 X 光機所掃瞄之胸腔假體影像。

- 手部假體之掃瞄參數為 50 kV, 200 mA，影像如下：

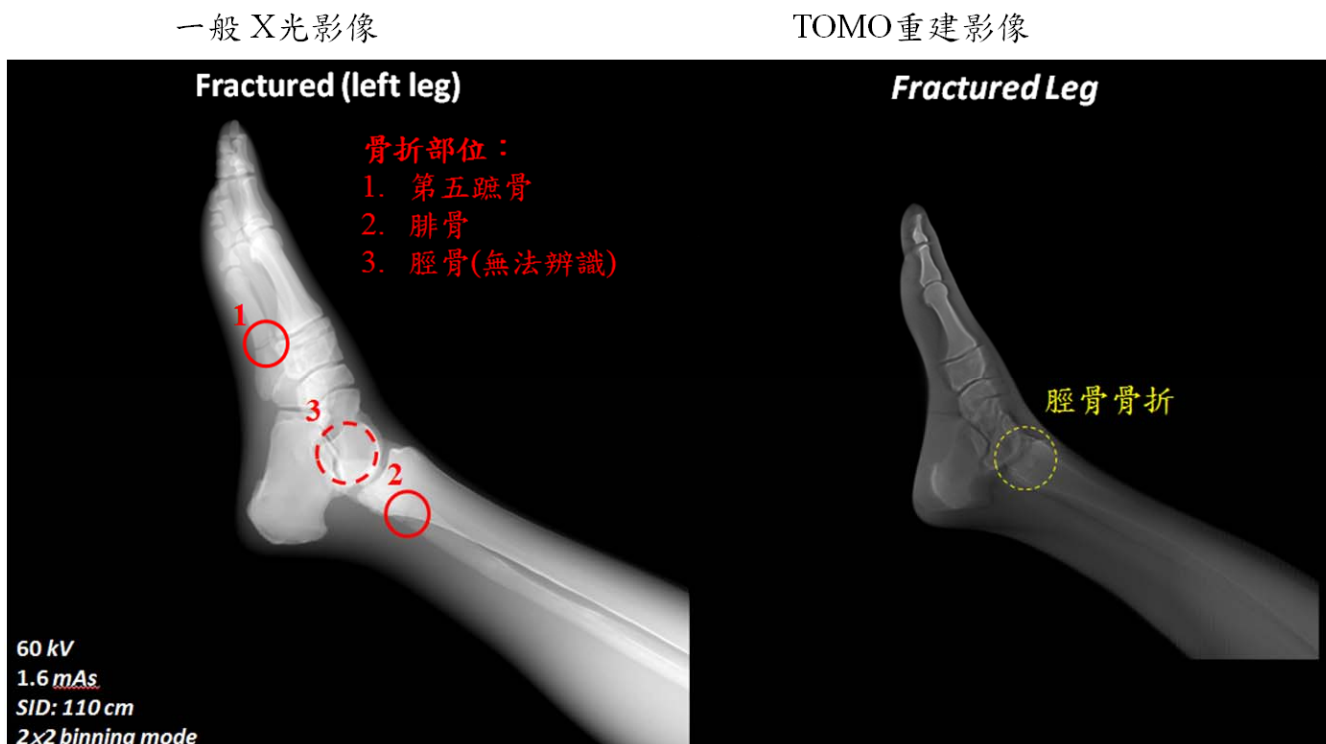


- 腳部假體之掃瞄參數為 58 kV, 320 mA，影像如下：



● TOMO 機影像與臨床影像之比較：

腳部骨折假體影像比較：



圖十四、腳部骨折假體影像比較。

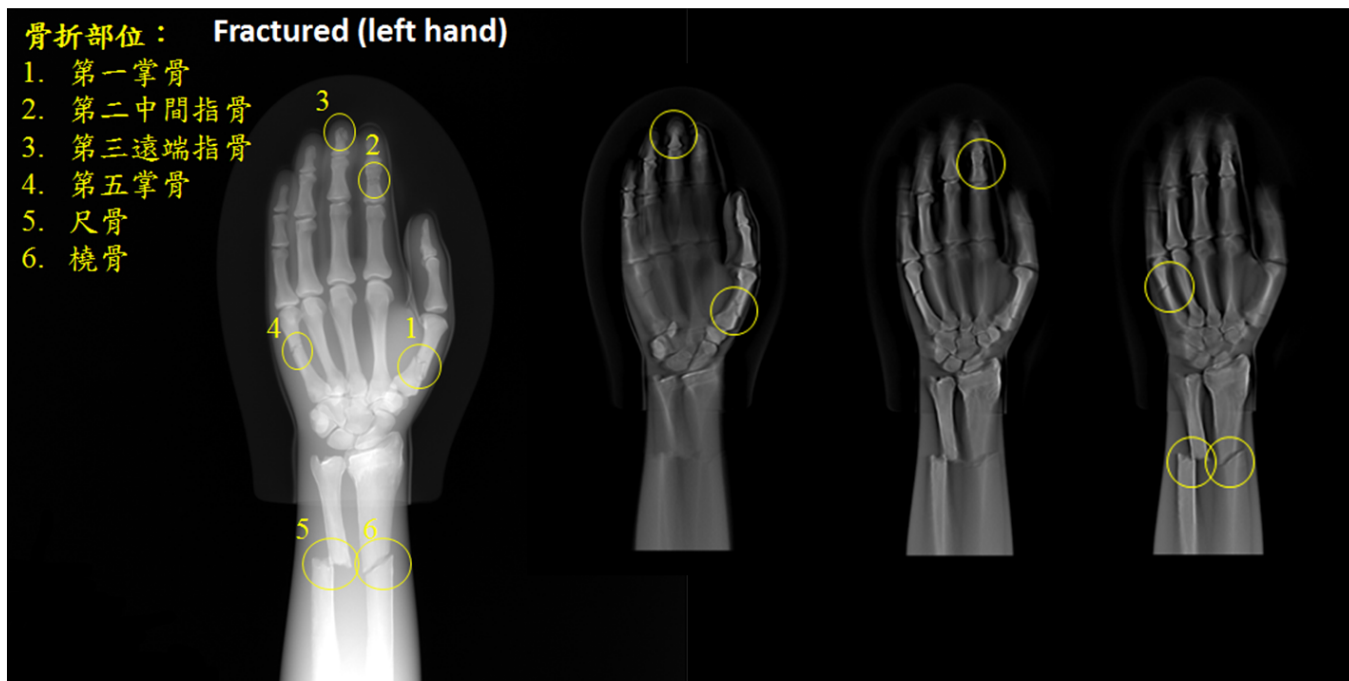
由上圖可見，腳部骨折假體在 X 光影像下(lateral view)不易見到脛骨之骨折狀況，然而在 TOMO 機重建影像下，可以透過不同之重建影像切面見到脛骨有明顯的骨折情形。

臨床上的掃描會依據病患不同受傷處，給予不同的造影角度掃描，此種脛骨骨折在 AXIAL VIEW 下的影像會較有機會判讀得到，然而亦會有其它骨折情況在骨頭交疊處發生，這類情況都會是 TOMO 重建影像具優勢之地方。

手部骨折假體影像之比較：

一般 X 光影像

TOMO 重建影像



圖十五、手部骨折假體影像比較。

由上圖可見，手部骨折假體在 X 光影像下可見到所設計之六種骨折狀況，而在 TOMO 機重建影像下，也可以透過不同之重建影像切面觀察到各種骨折情形。

手掌及手腕處亦常見有其它骨折情況在骨頭交疊處發生，這類情況都會是 TOMO 重建影像具優勢之地方。

胸腔假體之比較：

一般 X 光影像



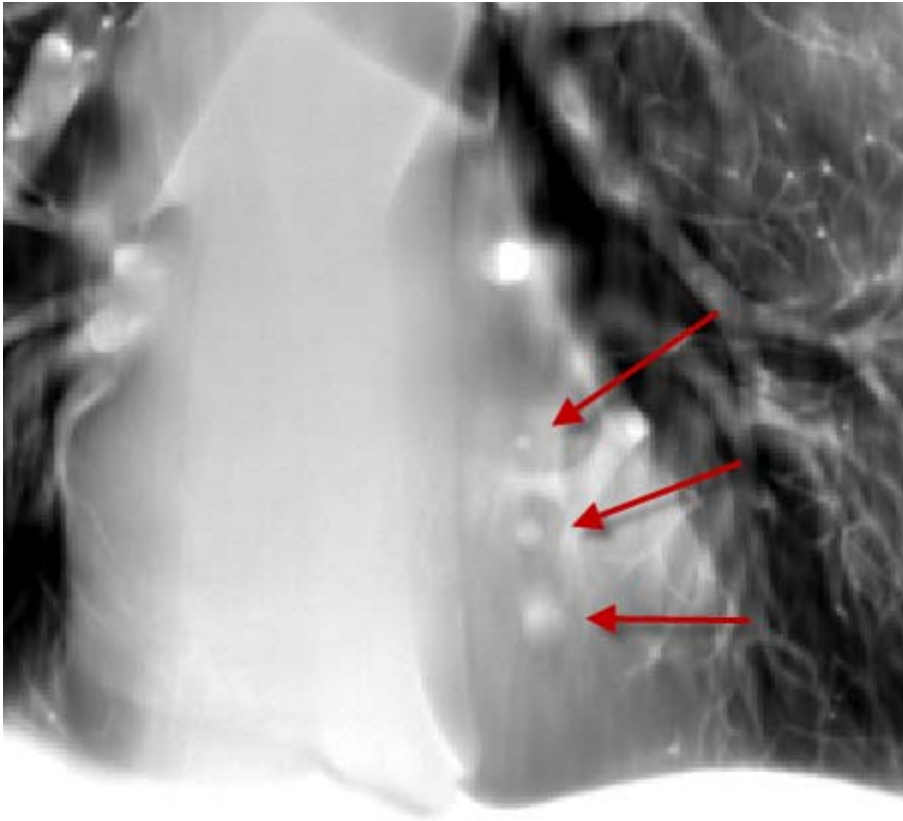
TOMO 重建影像



圖十六、胸腔假體比較。

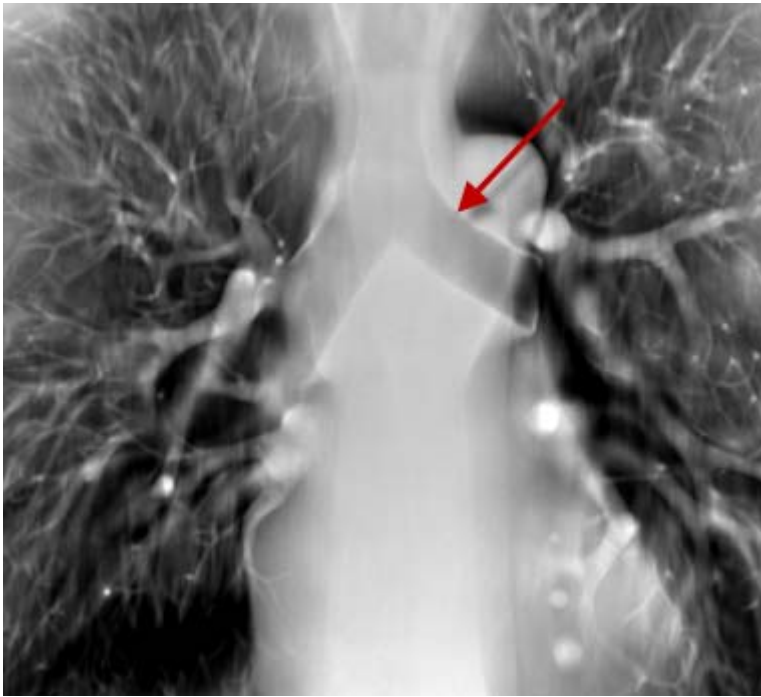
胸腔的病狀更多元和複雜，從上圖可先粗略地見到傳統 X 光影像會將前胸至後背所有的組織都疊影在一起，有其優點及缺點，優點是閱讀上的快速和便利，一張影像即可將大部份的狀況一目瞭然。然而其缺點就是重疊的資訊太多，在細節或是影像重疊處會遺漏病灶的判讀。

TOMO 重建影像目前測試重建厚度在 3mm，可清楚閱讀到在不同切面處之資訊，可解決過多組織資訊重疊的問題，但會造成閱讀上的費時。



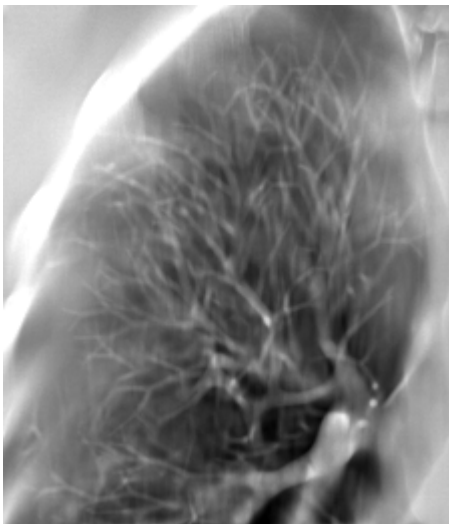
圖十七、TOMO 重建影像可觀察到細小的腫瘤(紅箭頭處)。

上圖可見，TOMO 重建影像能見到實驗設計所放置之腫瘤，其大小分別為直徑 1 mm、3mm、及 5mm。



圖十八、TOMO 重建影像之氣管部份。

上圖可見紅箭頭處所指為氣管之影像，這區域的輪廓是一般 X 光影像不易閱讀的，而這裡的資訊能提供臨床工作者清楚判斷一些腫瘤所造成的壓迫變形等病灶。



圖十九、血管之影像。

血管部份影像亦為 TOMO 機佔優勢之處。



圖二十、主動脈之影像。

主動脈之影像也是一般 X 光機影像判讀不易之處。

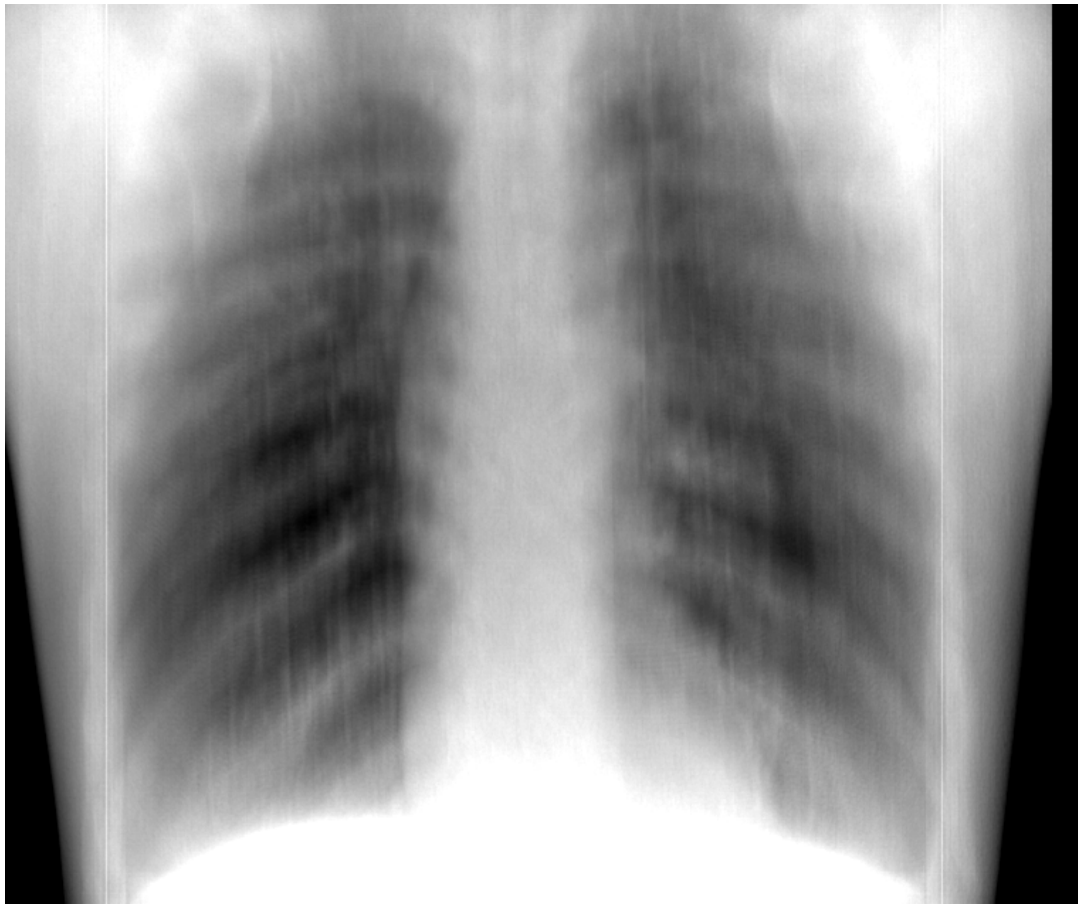


圖二十一、肋骨影像。

肋骨具有前胸與後胸之資訊。



圖二十二、重建影像的問題。



圖二十三、重建影像之問題。

目前在胸腔重建影像上，最深處和最淺處的重建影像皆較模糊(如上圖及上上圖)，並且具有較多的漣漪假影，是需要克服並改善的地方。

結論:

- 目前 TOMO 機於胸腔假體造影參數:相對劑量約為單張 X 光的 5 倍，將依據影像判讀效果再調整參數，降低至 3 倍左右
- 影像重建演算法設定在重建時間較短之 SIRT 演算，迭代次數約設定在 20 次，將再優化重建參數
- 投影密度正負 15 度共 60 張投影影像，目標設定在 8 秒內可以掃描完畢 以配合未來胸腔照影呼吸造成之位移
- 長軸短軸照影影像各有較明顯之影像對比於垂直方向處 未來將嘗試十字方向掃描及影像重建
- 目前測試機之 TOMO 影像比較臨床 X-ray 可獲得較多之病灶資訊
- 具優勢之臨床狀況: 主動脈疾病、腫瘤之長期追蹤、骨折之判讀
- TOMO 重建影像可能造成臨床影像閱讀上的負荷增加
- 因應此問題，未來 TOMO 機之定位可能會有兩種設定，其一，在一般 X-ray 的診斷之後，針對懷疑之症狀進行 TOMO 照影，並可設定重建影像之厚度等參數，降低判讀負擔。
- 其二，針對某種懷疑之病灶直接開立 TOMO 機的掃描，減少不必要之 X 光機掃描，也降低 CT 掃描之劑量和排程。
- TOMO 胸腔影像待改善之問題: 重建影像有效閱讀範圍需能涵蓋整個胸腔，對此目前已進行改變影像及光源距離這項設定，測試其重建影像之涵蓋範圍。

肆、参考文献

1. A method for modifying the image quality parameters of digital radiographic images. R.S. Saunders, et al. Medical Physics 2003.
2. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. E. Samei, et al. Medical physics 2006.
3. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. E. Samei, et al. Medical physics 2006.
4. Reliability and validity assessment. E.G. Carmines, et al, Sage Publications, c1979.