

行政院原子能委員會
委託研究計畫研究報告

醫用數位斷層合成造影參數品質測試及評估標準
Assessment of image quality for digital tomosynthesis imaging

計畫編號：1052001INER001

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

協同主持人：曾繁斌

研究期程：中華民國 105 年 3 月至 105 年 12 月

研究經費：新臺幣 95 萬元

核研所聯絡人員：曾繁斌

報告日期：105 年 11 月 30 日

目 錄

目錄：	1
中文摘要：	2
英文摘要：	3
壹、計畫緣起與目的	4
貳、研究方法與過程	8
參、主要發現與結論	15
肆、參考文獻	29

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。主要將透過擬真假體的掃描，包含人體胸腔假體、腳踝腳掌骨折假體、手腕手掌骨折假體、以及模擬腫瘤之假體，分別進行各種不同造影參數之掃描，並測試不同之影像重建方法和參數，藉此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. We will mainly use the human-simulated phantoms, including human chest phantom, human leg fracture phantom, human hand fracture phantom, and the tumor phantoms set in chest phantom to acquire series of images with different acquisition parameters and different imaging reconstruction parameters. These examinations 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.

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。

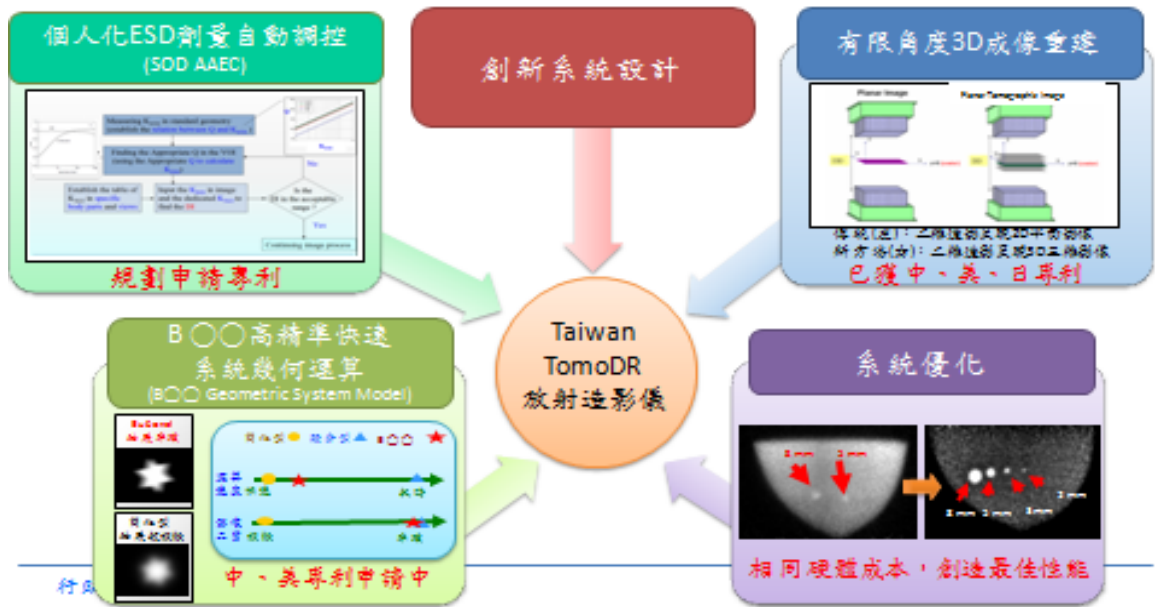
本計畫將建立一適用於 3D 放射造影儀系統之影像品質評估標準，主要將透過擬真假體的掃描，包含人體胸腔假體、腳踝腳掌骨折假體、手腕手掌骨折假體、以及模擬腫瘤之假體，分別進行各種不同造影參數之掃描，並測試不同之影像重建方法和參數，藉此評估原型機產生之影像及找尋最佳化造影參數。此外，此研究將透過

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。綜合臨床評估指標，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105年之目標為評估原型機在假體及活體動物實驗中測試其影像品質，評估過去所優化之參數在假體與活體動物實驗下之造影效果，並請臨床醫師提供影像閱讀上之意見和影像品質評估，提供影像品質最佳化的設計。本年度亦將設計購製一系列腫瘤假體，針對臨床上胸腔腫瘤誤診情況較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描參數和臨床之掃描策略。



次世代醫用3D放射造影儀關鍵技術



圖一、醫用 3D 放射造影儀之系統設計及概念。



圖二、醫用 3D 放射造影儀之臨床定位。

Taiwan TomoDR規格

<ul style="list-style-type: none">●特殊功能<ul style="list-style-type: none">• 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	<ul style="list-style-type: none">●細部規格<ul style="list-style-type: none">• Active area : $\geq 40 \times 40 \text{ cm}^2$• ADC bit depth : $\geq 14 \text{ bits}$• Tube current : 10~1000mA• Focal-spot size : 0.6/1.2 mm• Frame rate : 15~30 fps• Heat storage : 300~1500 KHU• Matrix size : $\geq 2000 \times 2000 \text{ pixels}$• Pixel pitch : 150~200 μm• Tube voltage (Max.) : 125~150 kV
<ul style="list-style-type: none">●影像重建<ul style="list-style-type: none">• Model-Based有限角度影像重建• 獨創系統幾何模型(B$\circ$$\circ$ Model)	
<ul style="list-style-type: none">●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	

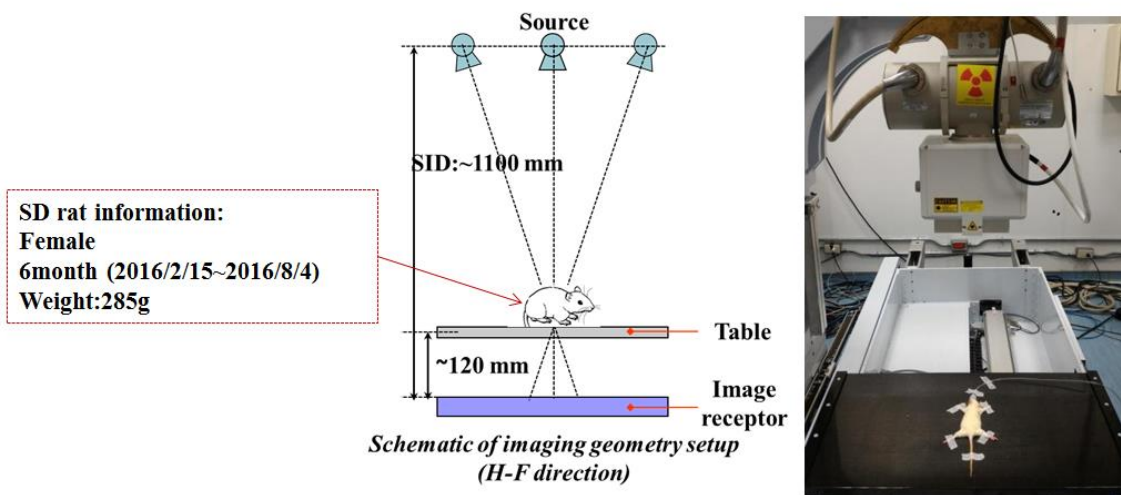
圖三、醫用 3D 放射造影儀硬體規格。

貳、研究方法與過程

- 進行活動物體造影：此階段將與台大醫院影像醫學部之專業醫師進行重建後影像品質之評估，並確立在活體造影上之策略。實驗採用SD大鼠，參數條件如下表所示。

大鼠採用氣體麻醉進行實驗，配置位及掃描進行狀況如下圖所示。

Exp. date	Moving mode	Imaging direction	Detector binning mode	SID [cm]	IAD [cm]	Tube voltage [kV]	Tube current [mA]	Exposure time [ms]	Filter	Total moving length [mm]	Number of projections
2016	Continuous	L-R	2x2	110	12	50	50	2	2mmAl	600	61
		H-F								300	31



圖四、大鼠掃描實驗配置及參數設定。

設計胸腔腫瘤實驗並購製病灶假體：將針對X 光機不易診斷肺腫瘤病灶進行假體實驗，並請臨床醫師進行影像判讀，確認主計劃之原型機能在不易診斷之病灶上識別能力。

實驗設計乃參考胸腔腫瘤，或不易診斷之腫瘤CT值來做為目標。

常见人体组织的CT值 (HU)

组织	CT值	组织	CT值
骨组织	> 400	肝脏	50 ~ 70
钙值	80 ~ 300	脾脏	35 ~ 60
血块	64 ~ 84	胰腺	30 ~ 55
脑白质	25 ~ 34	肾脏	25 ~ 50
脑灰质	28 ~ 44	肌肉	40 ~ 55
脑脊液	3 ~ 8	胆囊	10 ~ 30
血液	13 ~ 32	甲状腺	50 ~ 90
血浆	3 ~ 14	脂肪	- 20 ~ - 100
渗出液	> 15	水	0

圖五、人體組織CT值表。

最後選定與胸腔內組織較為接近之軟組織(HU +50)、血管、水(HU 0)、及脂肪(HU -60)等成份來做為目標假體。

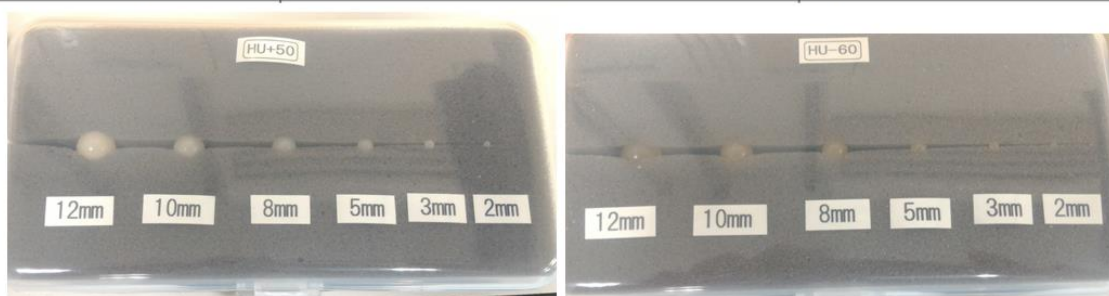
而腫瘤的大小則依據臨床在肺腫瘤上經常採用之標準：5mm 上

下這個範圍做為目標。

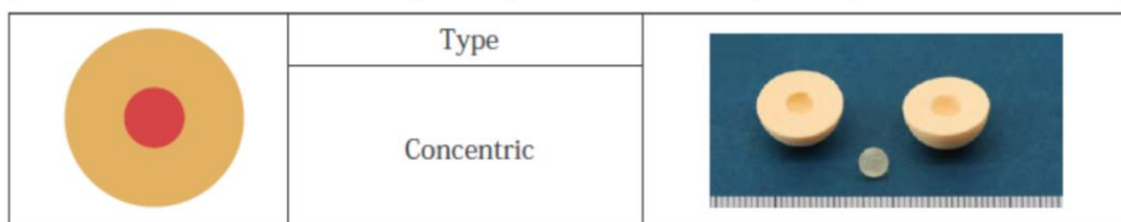
最後選擇 2mm、3mm、5mm、及8mm這些尺寸做為實驗設計。

選購之腫瘤假體及參數如下圖。

Item No.	GGO field	
	Diameter(mm)	HU
1	2	+50
2	3	+50
3	5	+50
4	8	+50
13	2	-60
14	3	-60
15	5	-60
16	8	-60



Item No.	GGO field		Solid field		Type
	Diameter (mm)	HU	Diameter (mm)	HU	
4	20	-650	3	0	Concentric
5	20	-650	5	0	Concentric
6	20	-650	7	0	Concentric



圖六、腫瘤假體及其參數。

各假體將配製在胸腔假體內，放置在臨床上較有可能出現之位置，也設計一些臨床上較不易診斷之位置。建議擺放位置如下：心臟左後側、心臟右後側、左右肺尖被肋骨阻擋位置、左右肺葉被肋骨阻擋位置、支氣管Y型(選大尺寸模擬淋巴結)。

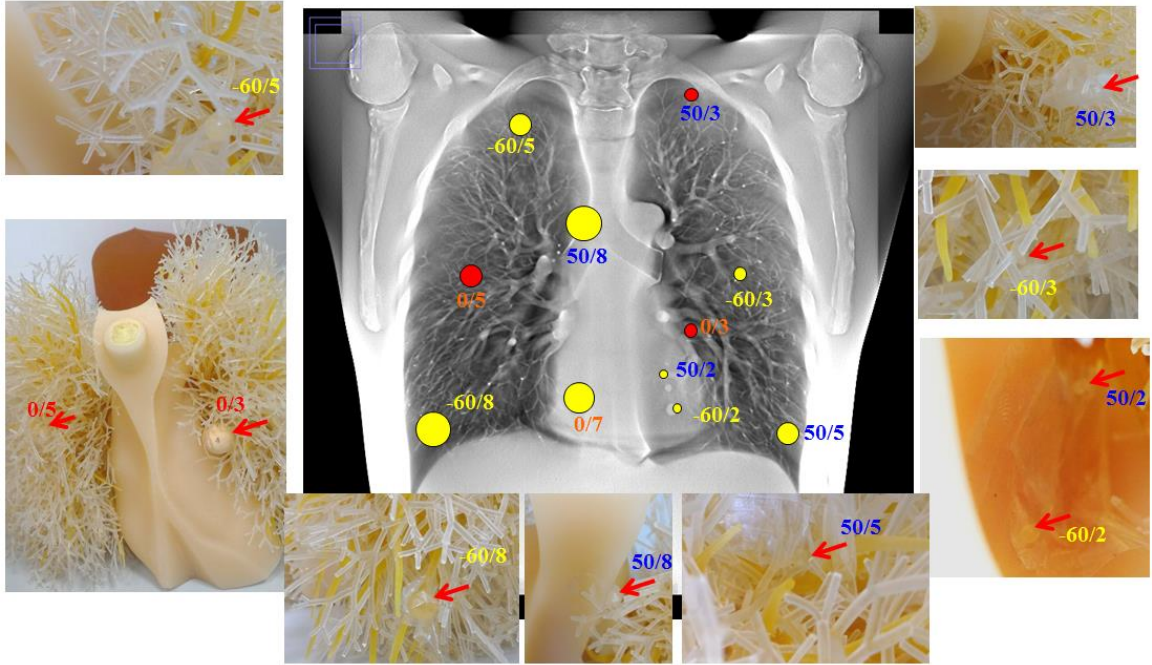
胸腔假體之腫瘤擺放如下圖所示，腫瘤可黏貼於假體內各處。



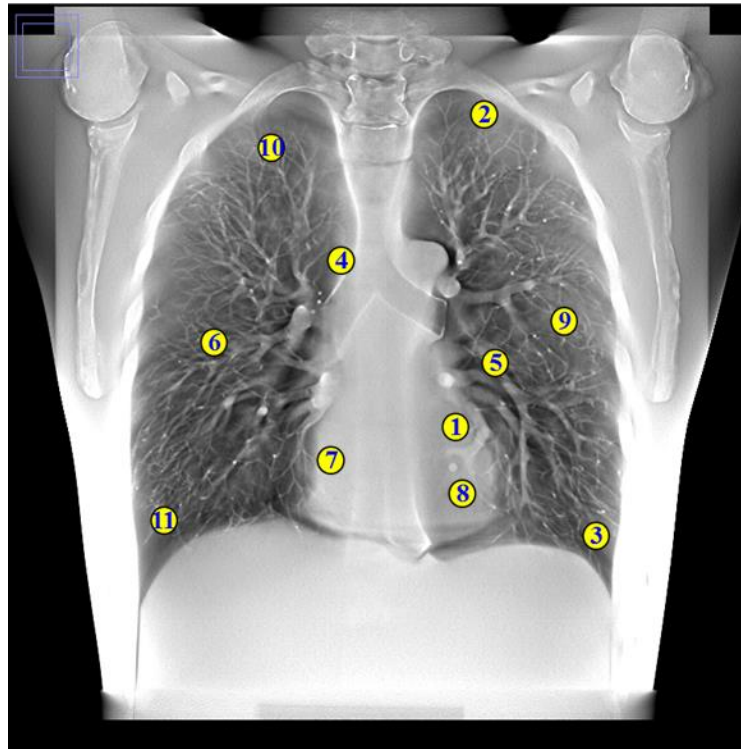
圖七、胸腔假體配合腫瘤假體之擺放方式。

Position

● 前胸
● 後胸



圖八、腫瘤位置之設計擺放如下圖所示。



圖九、一共有11處腫瘤假體配置。

- 測試不同造影條件：找尋最佳化造影參數。

造影條件設計在TomoDR原型機上，最主要想探討的會是不同的角度組合，因此我們列出幾種範圍來進行實驗，如下表所示。

#series	Imaging direction	SID [cm]	Tube voltage [kV]	Tube current [mA]	Exposure time [ms]	filter	Total moving length [mm]	Number of images
1	左右	110	100	50	2	1mm Al+ 0.1mmCu	600	61(0.5度/1張)
	頭腳	110	100	50	2	1mm Al+ 0.1mmCu	300	31(0.5度/1張)
2	左右	110	100	50	2	1mm Al+ 0.1mmCu	600	51(0.5度/1張)
	頭腳	110	100	50	2	1mm Al+ 0.1mmCu	300	31(0.5度/1張)
3	左右	110	100	50	2	1mm Al+ 0.1mmCu	600	41(0.5度/1張)
	頭腳	110	100	50	2	1mm Al+ 0.1mmCu	300	31(0.5度/1張)

表一、不同角度之參數設計。

同時也針對重建影像張數來進行腫瘤位置之搜尋及品質探討。

#series	Imaging direction	Total moving length [mm]	Number of images	重建組別
1	左右	600	61(0.5度/1張)	1.400mm/41張 2.500mm/51張 3.600mm/61張 4.600mm/31張
	頭腳	300	31(0.5度/1張)	
2	左右	600	51(0.5度/1張)	
	頭腳	300	31(0.5度/1張)	
3	左右	600	41(0.5度/1張)	6.600mm/41張
	頭腳	300	31(0.5度/1張)	

表二、不同角度及不同重建影像數目設計。

最後將重組影像交由臨床醫師進行判讀，能閱讀到較多之腫瘤位置則判斷為較佳之造影參數。

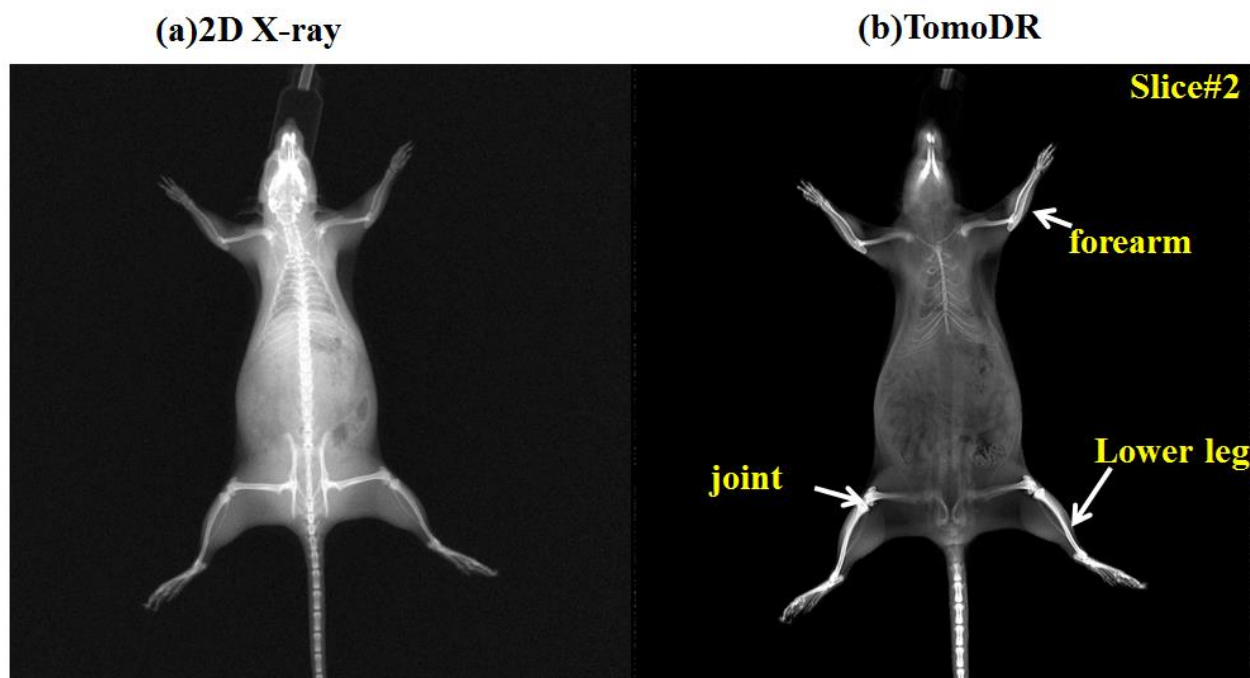
- 與臨床 X 光機及CT影像進行比較：將利用相同之假體實驗，分別在臨床X光機、臨床CT、及TomoDR進行造影，並對各組影像進行病灶之判讀。
- 針對假體造影進行不同劑量之掃描，進行劑量之合理抑低評估。
- 綜合各項實驗數據，以臨床醫師之角度評估原型機之臨床應用定位，設立掃描策略。

參、主要發現與結論

- SD 大鼠之 TomoDR 影像

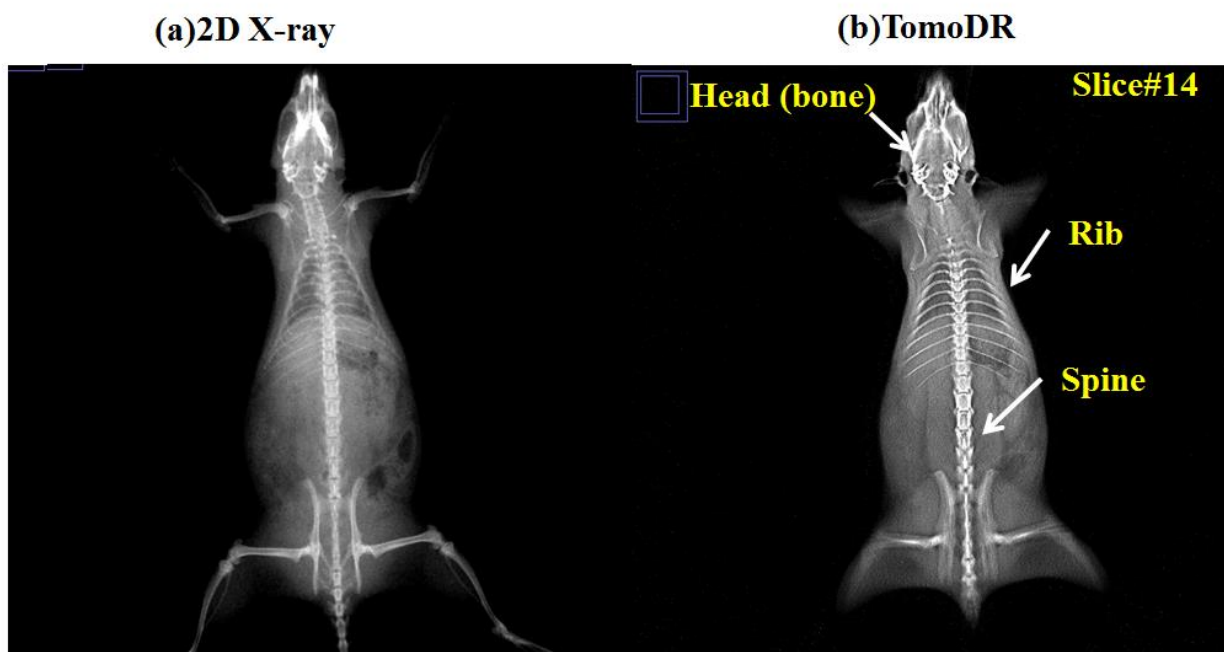
初次之大鼠影像掃描為活體狀態下進行，利用氣體麻醉後進行實驗。

影像與傳統二維之X光機影像進行比較，最主要的優勢可以在以下幾張比較圖中看到，TomoDR之影像可以透過不同切面的影像呈現出不同深淺的組織，尤其在判讀骨頭的資訊時，可以很明顯看到特定區域的骨骼結構，而不會像傳統X光有許多重疊的資訊(如下圖)。



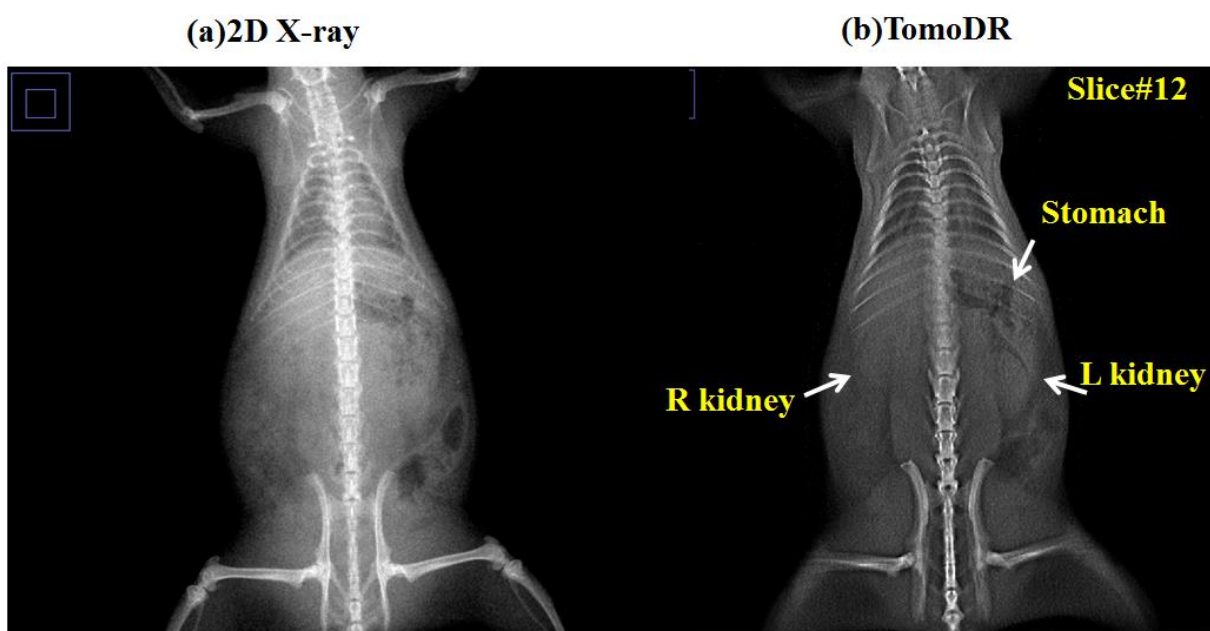
圖十、大鼠X-ray影像及TomoDR影像之比較一。

肋骨、脊椎及頭骨等資訊也在TomoDR影像上較為清晰。



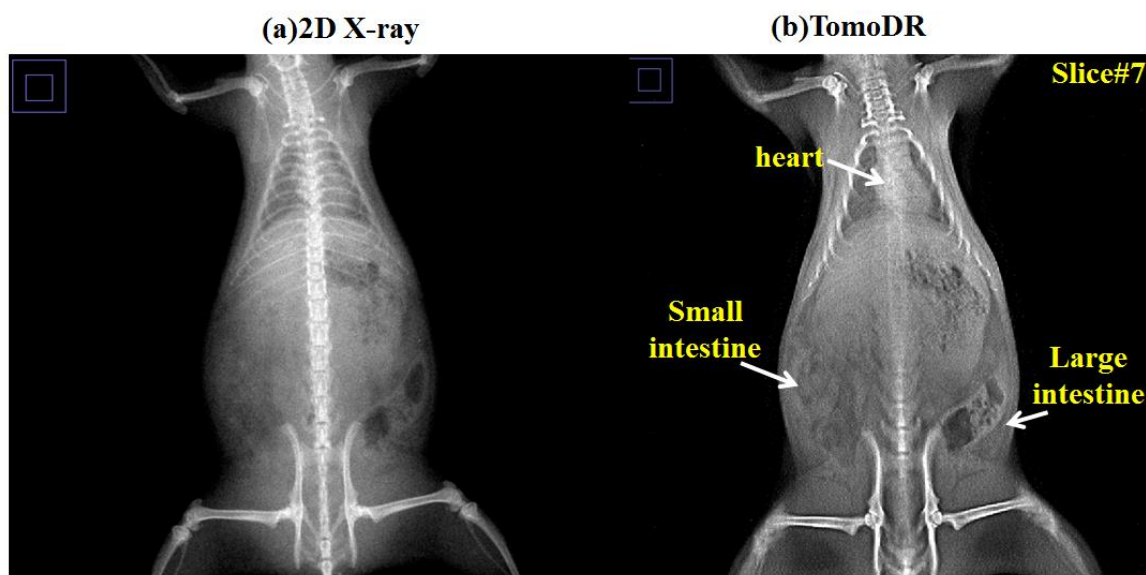
圖十一、大鼠 X-ray 影像及 TomoDR 影像之比較二。

此外，在腹腔的組織也因深淺資訊的不同而有較清楚的輪廓。



圖十二、大鼠 X-ray 影像及 TomoDR 影像之比較三。

即便是一些軟組織資訊也能夠經由理想的深淺位置找出。

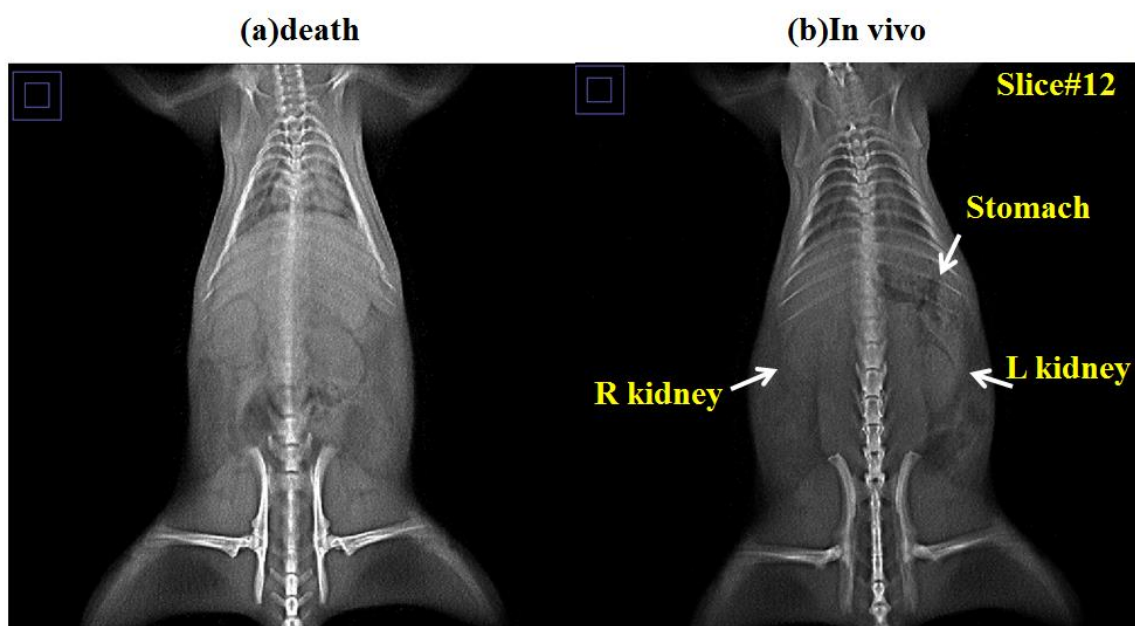


圖十三、大鼠 X-ray 影像及 TomoDR 影像之比較四。

然而，在胸腔及橫隔膜位置會因為呼吸而造成較為模糊的假影，因為TomoDR在掃描時間上的限制，目前設定的理想參數為十字型造影，一共掃描61張，掃描時間約略為11秒鐘，大鼠在這過程中將會因為呼吸的因素而產生假影。因此我們額外再進行了大鼠犧牲後的造影，目的在於模擬人體造影時，可以利用閉氣來控制呼吸因素，其重建的影像將可能改善呼吸的假影。

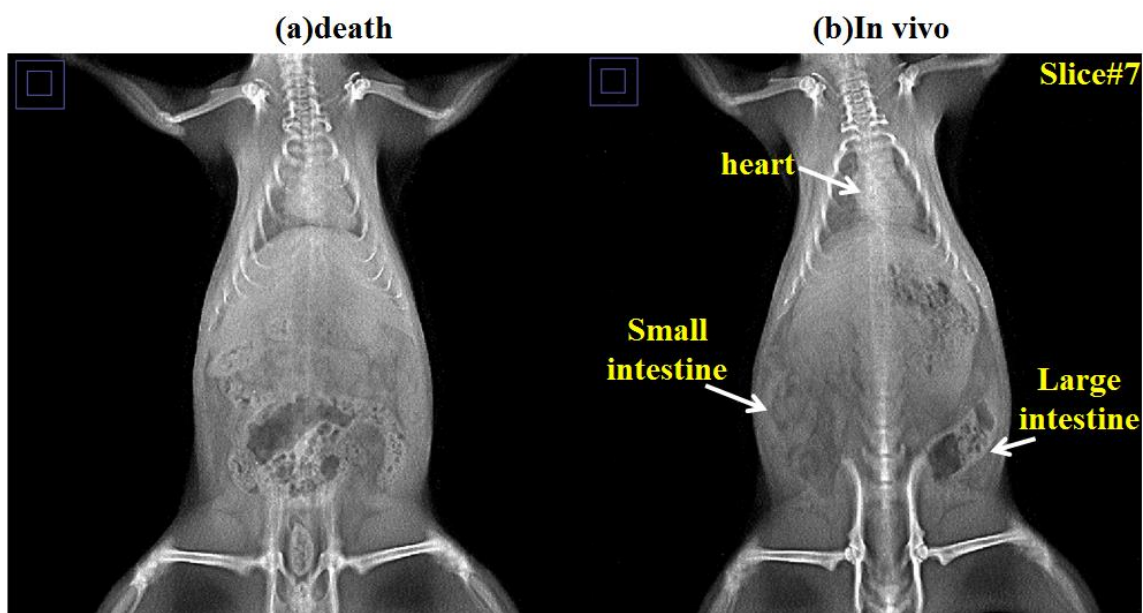
犧牲後的大鼠影像掃描參數與活體時相同，經影像比對後，主要發現在橫隔膜、胸腔、腹腔等區域的軟組織輪廓可以獲得改善(如下圖)，可以做為閉氣後造影的一種模擬，未來在臨床使用上，病人造影前將會先引導他們做閉氣的練習，以達到良好的造影效果。

犧牲後的大鼠影像，可以見到器官的輪廓更為清楚。



圖十四、大鼠犧牲後 X-ray 影像及活體 TomoDR 影像之比較一。

犧牲後的大鼠影像，可以見到器官的輪廓更為清楚，橫隔膜的分界也清楚許多。

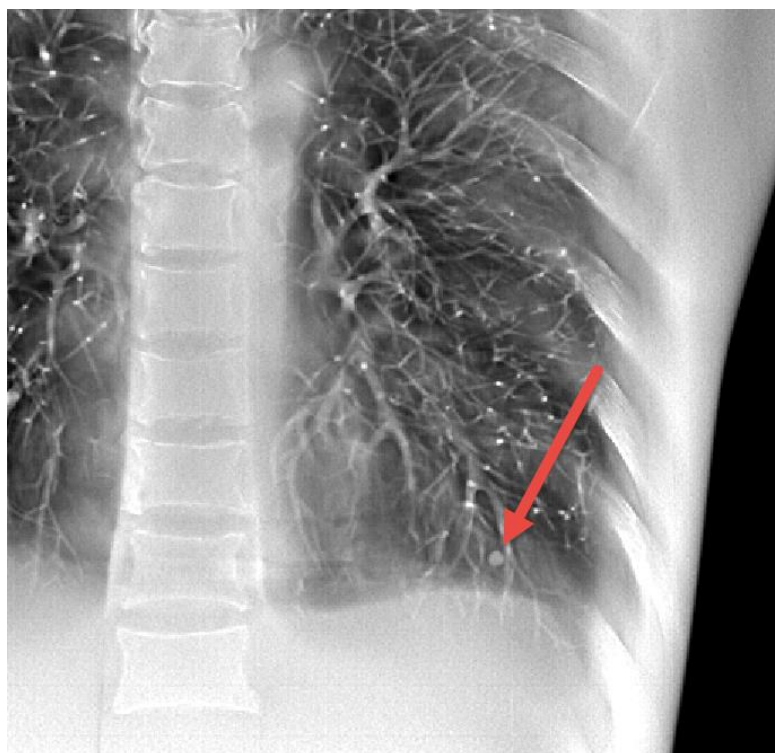


圖十五、大鼠犧牲後 X-ray 影像及活體 TomoDR 影像之比較二。

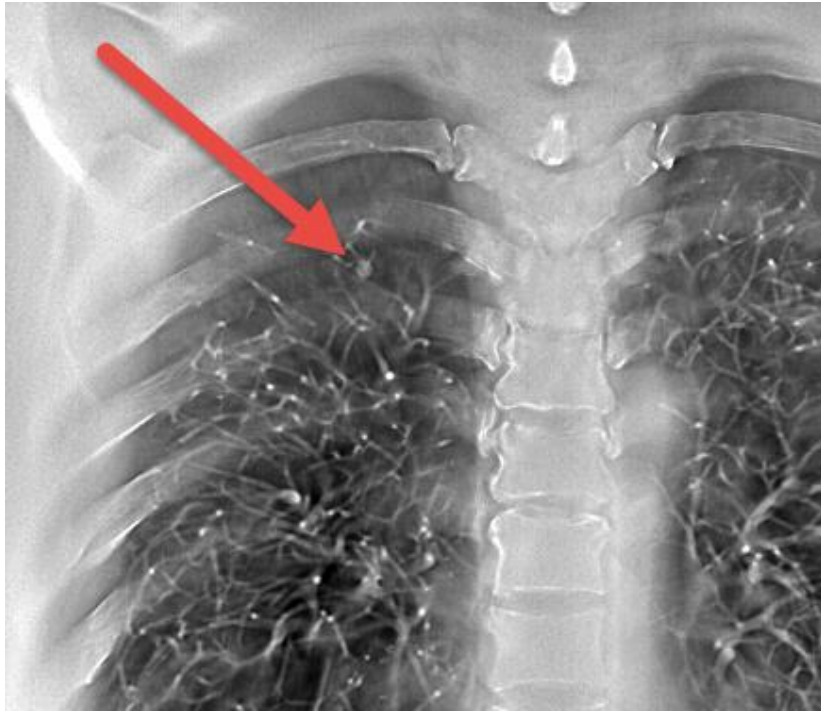
- 胸腔腫瘤實驗

測試方式依據醫生臨床經驗，選定模擬腫瘤為三種CT值 (HU:+50、HU:0、HU:-60)，分別為貼近臨床上之血管、水、以及脂肪組織之CT值，並測試四種不同尺寸(2、3、5、8mm)置放於擬人胸腔假體中。擺放位置選定為臨床上較容易誤判之區域：心臟左後側、心臟右後側、左右肺尖被肋骨阻擋位置、左右肺葉被肋骨阻擋位置、支氣管Y型等區域。

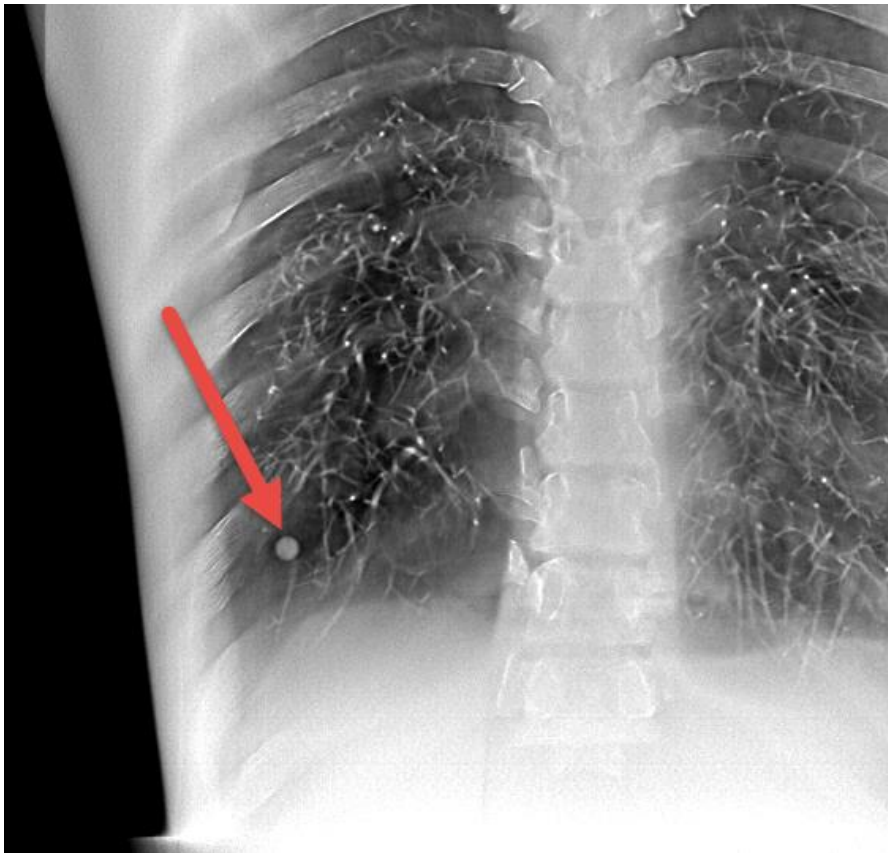
TomoDR測試影像經臨床醫師判讀後，在所有的11處腫瘤位置中有7處的腫瘤可以清楚被發現，並有2處腫瘤可以被模糊看見，而無法找到之2處腫瘤尺寸都小於3mm，CT值接近一般脂肪組織。



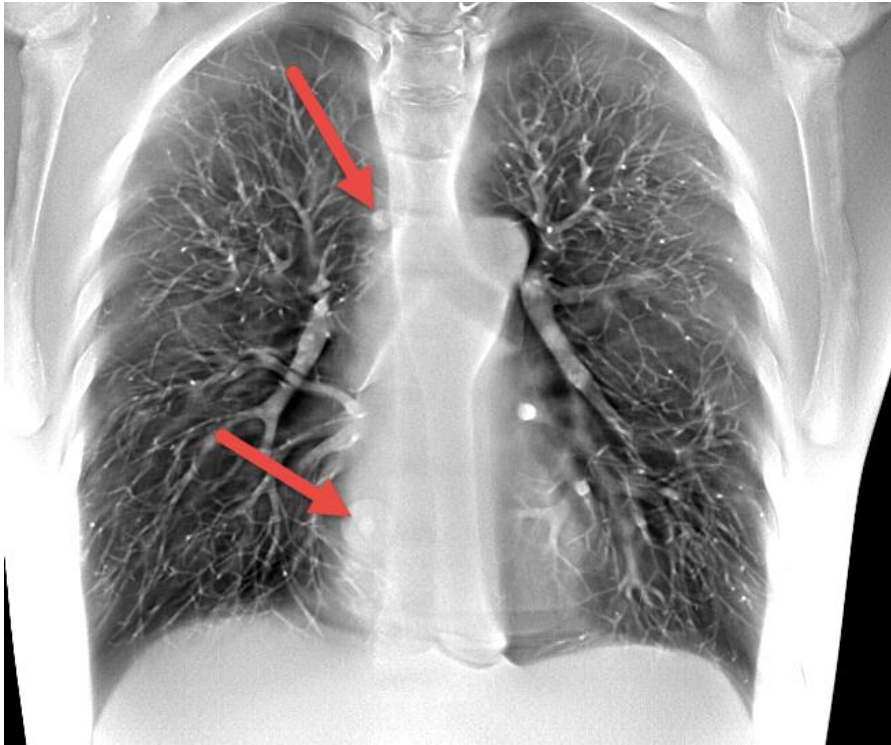
圖十六、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識一。



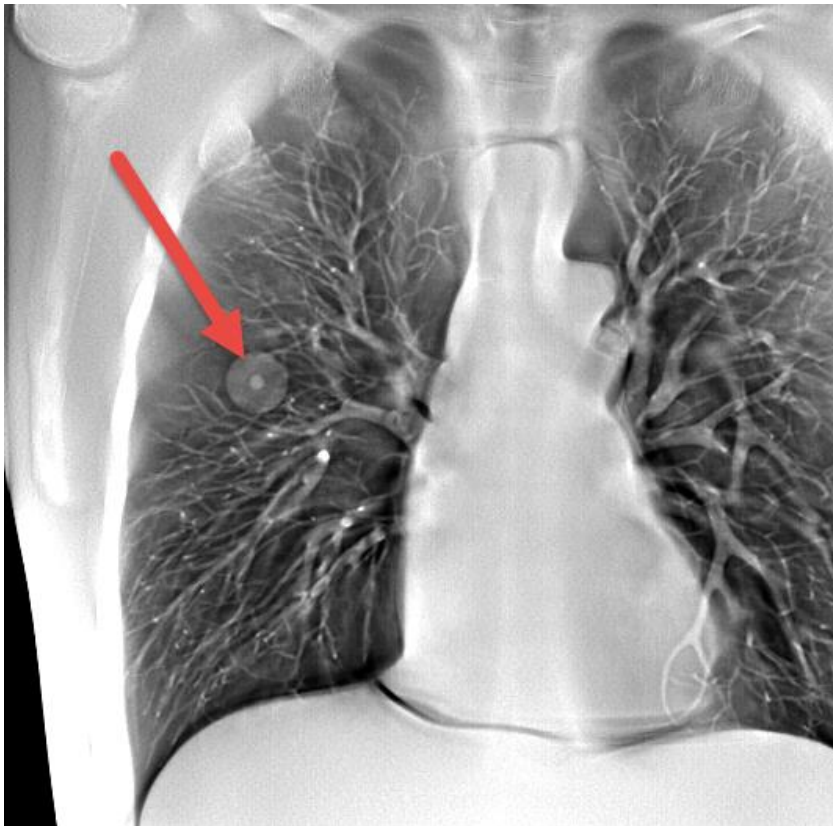
圖十七、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識二。



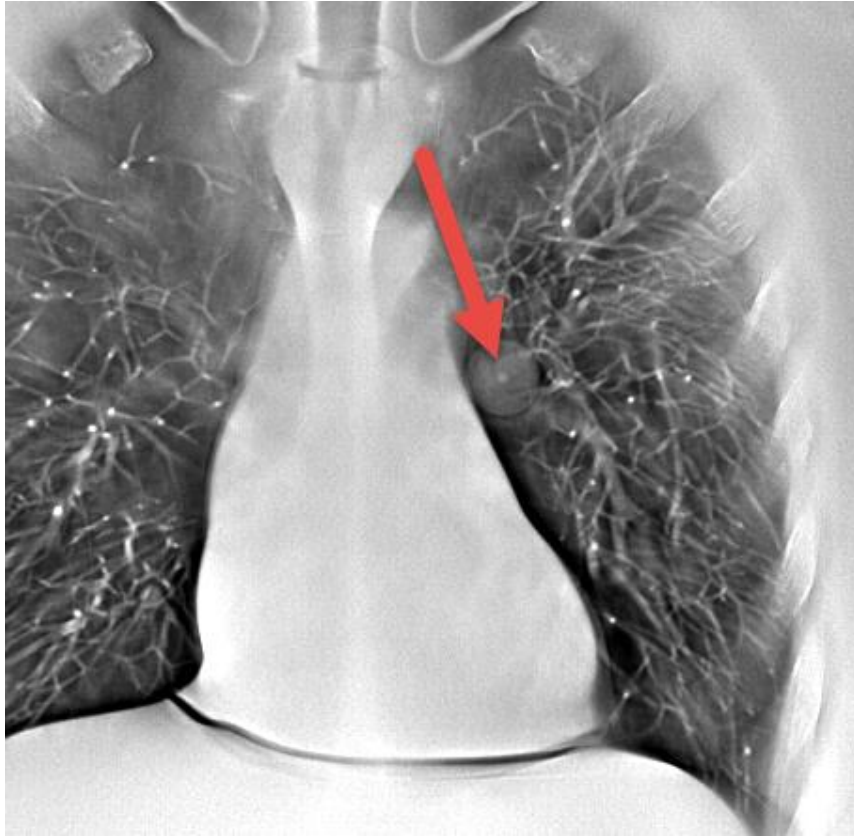
圖十八、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識三。



圖十九、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識四。



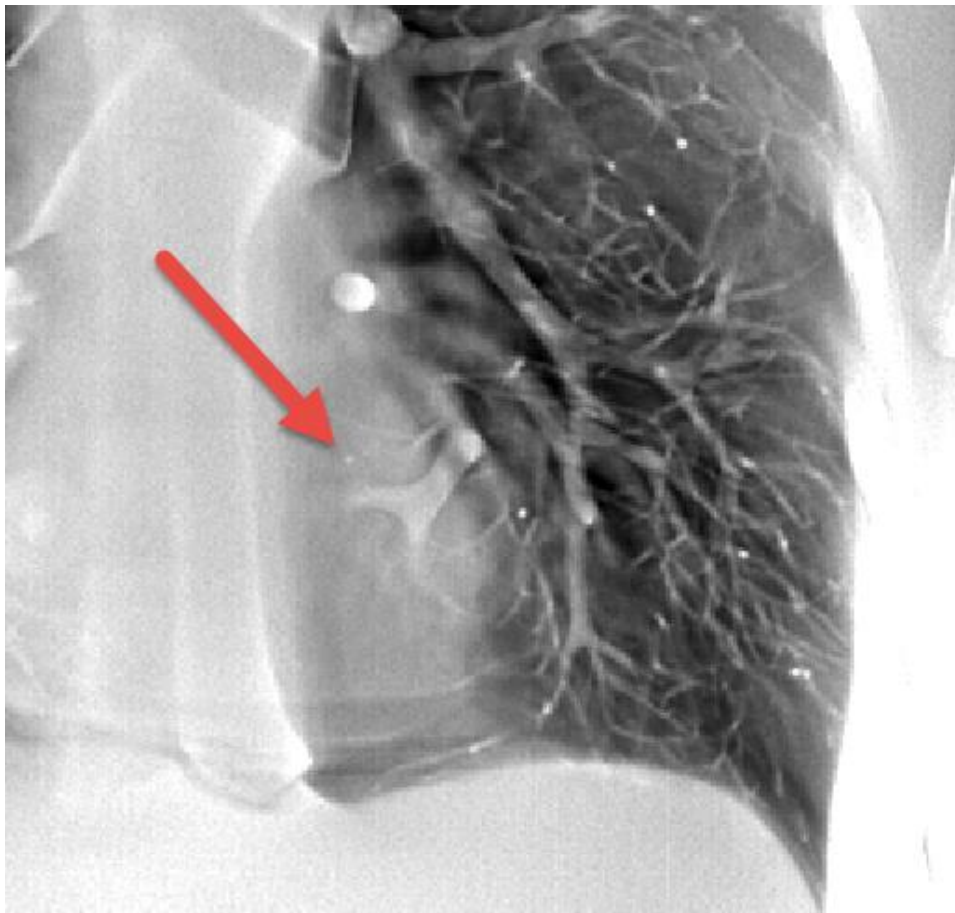
圖二十、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識五。



圖二十一、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識六。



圖二十二、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識七。



圖二十三、TomoDR 胸腔影像之腫瘤假體辨識八。

TomoDR重建影像目前重建厚度為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，缺點是會造成閱讀上的費時，在臨床上的使用時機需要做一些規劃。

此外，若比對一般臨床X光影像：

胸腔的病狀多元和複雜，從下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

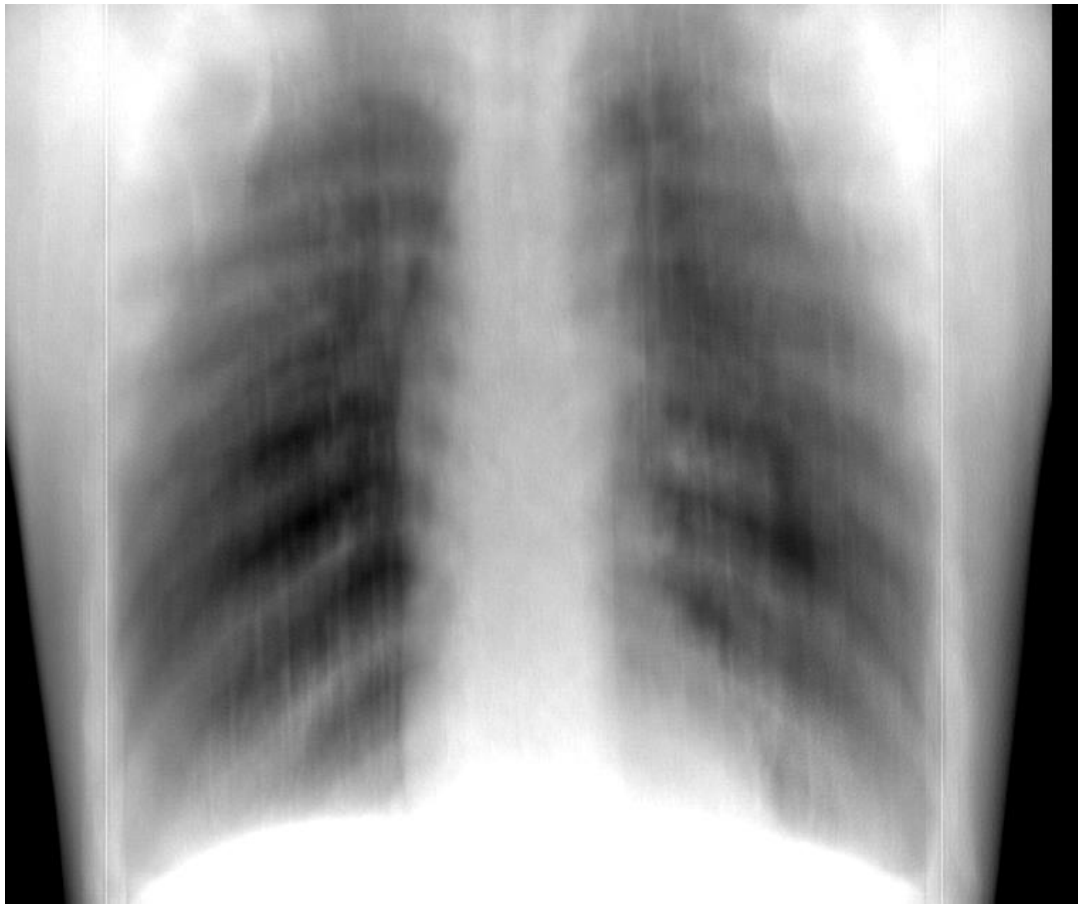
灶的判讀，在我們所放置的腫瘤幾乎都無法清楚辨識。



圖二十四、X-ray 胸腔影像之腫瘤假體辨識效果。

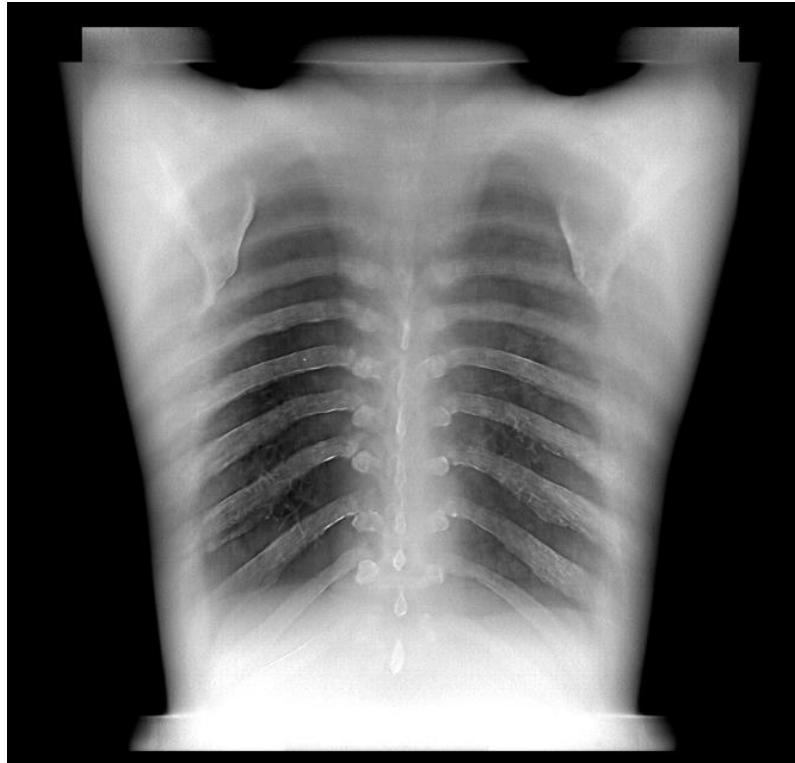
重建影像之問題改善：

去年度之重建影像上，最深處和最淺處的重建影像皆較模糊(如下圖)，並且具有較多的漣漪假影，是需要克服並改善的地方。

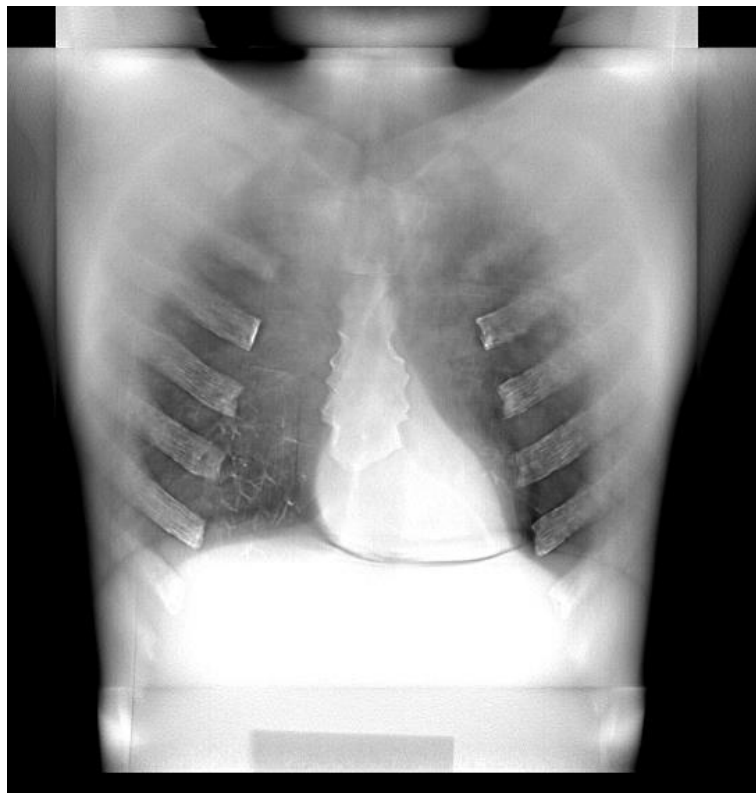


圖二十五、TomoDR 胸腔影像外緣之假影。

而今年度之影像重建，利用新的假影抑制技術在重建影像的前後緣做到了改善(如下兩圖)。



圖二十六、TomoDR 胸腔影像外緣之假影改善後情況。



圖二十七、TomoDR 胸腔影像外緣之假影改善後情況。

結論:

- 目前 TomoDR 於胸腔假體造影參數:相對劑量約為單張 X 光的 5 倍。
- 影像重建演算法設定在重建時間較短之 SIRT 演算，迭代次數經影像比對後，目前設定在 20 次。
- 十字方向掃描，投影密度正負 15 度共 60 張投影影像，目前約在 11 秒內可以掃描完畢，配合閉氣的練習，未來可克服胸腔照影呼吸造成之位移。
- TomoDR 影像比較臨床 X-ray 可獲得較多之病灶資訊，尤其在胸腔腫瘤的判讀上效果相當卓越。
- TomoDR 具優勢之臨床狀況: 主動脈疾病、肺腫瘤之長期追蹤、骨折之判讀
- 目前 Taiwan TomoDR 經過參數設定之優化，輻射劑量的抑低，及臨床醫師改予建議和策略後，已整理出其優勢及臨床上之切入重點，主要幾項新技術有

(1)可任意掃描方向之三維造影

(2)依患部訂定最佳掃描方式

(3)個人化自動調整輻射強度

(4)專利 3D 影像快速重建

可儘量降低病患吸收劑量，提供最佳影像品質與縮短整體造影流程。而其臨床市場切入方向將設定在有效的肺癌篩檢工具，因為 TomoDR 兼具 DR 與 CT 兩者優點，造影時間短、收費較

低、可提供卓越的診斷影像。

TomoDR 的輻射劑量約 0.16~0.41 毫西弗（以胸腔為例），約等於照 5 張一般的 X 光平面造影的輻射劑量，但只有 CT 輻射劑量的 20 分之 1，因為輻射會造成生物體的病變，減少輻射劑量一直以來是醫學的重點，另外 TomoDR 的影像品質接近 CT，價格預估是 CT 的二分之一至三分之一價錢，未來有利於肺癌早期篩檢，比起一般的 X 光可提早半年至一年發現病灶，未來臨床的 TomoDR 的影像，預估約略一天內影像可出來，比目前 CT 至少需 3 天快很多。

目前國外部分廠商已有 TomoDR 在台上市，但因機型小僅能用乳房檢查，且價格昂貴，本計劃所開發 Taiwan TomoDR 是台灣自製，機型較大，可適用於胸腔、頭頸部、骨科、急診等多項應用，對比目前市場上之 TomoDR 只能單一方向掃描，Taiwan TomoDR 可進行頭腳、左右、斜向等複合方向掃描，可滿足醫學臨床上各式應用。

未來因其適用病灶範圍廣泛，涵蓋胸腔、頭頸部、骨科、急診等多項應用，具改善診斷品質、低劑量減少致癌風險、排程快速等眾多優點，Taiwan TomoDR 可望成為國民大眾第一線的健康守護者。

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.