

科技部補助

大專學生研究計畫研究成果報告

* *****
* 計 畫
* : 評估幼童腹部 X 光攝影之影像品質與輻射劑量
* 名 稱
* *****

執行計畫學生： 王嘉瑋
學生計畫編號： MOST 105-2815-C-040-027-B
研究期間： 105 年 07 月 01 日至 106 年 02 月 28 日止，計 8 個月
指導教授： 董尚倫

處理方式： 本計畫可公開查詢

執行單位： 中山醫學大學醫學影像暨放射科學系(所)

中華民國 106 年 03 月 24 日

(一)、前言

兒童常因不明原因急遽腹痛而至急診求診，為了得知腹痛的原因，通常由醫師對患者進行問診，但是兒童因為表達能力較差，因此不能清楚敘述其疼痛的方式及位置，故使用腹部 X 光攝影探討急遽腹痛的原因，因此腹部 X 光攝影對於小兒腹部疼痛的診斷是很重要的。

腹部是指骨盆和胸部之間的身體部分，從胸底的橫隔膜直到骨盆的真假骨盆界限。在功能上，大部分的器官皆位於腹部，而消化道亦多為在此，以位置區分，右上方有膽囊、腎臟、肝臟與十二指腸；左上方有胰臟、腎臟、胃與脾臟；右下方有盲腸、膽囊、闌尾、部分小腸、升結腸與部分橫結腸；左下方有部分小腸、降結腸、乙狀結腸、部分橫結腸與直腸。兒童腹部劇痛有許多原因，以急性闌尾炎為例，急性闌尾炎為最常見的小兒腹部急症，腹痛通常會出現於肚臍周圍，而當闌尾發炎加劇時，其疼痛感覺會超過肚臍周圍的疼痛，因此在右下腹部會有持續性的疼痛；而在 X 光影像中，會看見右下腹部局部腸阻塞或不正常的腸氣，另外右下腹部可能有軟組織的陰影、腹水及腹壁水腫等現象，因此可利用放射攝影診斷病因。

目前一般的放射攝影主要分為數位放射攝影(Digital Radiography, DR)以及電腦放射攝影(Computed Radiography, CR)，在 DR 方面，可以利用影像接收器獲得即時資訊，使攝影條件可以使用自動曝射調控系統(Auto Exposure Control, AEC) 之功能進行調控，並且影像接收器可以在攝影後立刻取得影像，因此廣泛應用在放射診斷部門；而在 CR 方面，在進行放射攝影時則需要人工調控各項條件，並且在攝影後需要讀片機讀出影像，但是由於 IP 板(Image Plate)攜帶便利，在搭配 portable X 機後，亦可以在病床上使用，因此在急診室常利用 CR 進行放射攝影。

放射診斷 X 光機的 AEC 系統是應用影像接收器端的偵測器接受 X 光的訊號，當偵測器接受的訊號強度達到閾值時即停止 X 光機的輸出。由於幼童區間(0-6 歲)中，各年齡的體型差異極大，因此需要因應厚度的不同而進行攝影條件的調整，而 AEC 系統可以有效的調控攝影條件，因此使影像品質固定，並且輻射劑量較低。但是只有 DR 具有 AEC 系統，而 CR 之攝影條件是由放射師進行調整，但是放射師在調整時，多以經驗進行調控，因此攝影條件並非固定，進而使影像品質不一，患者劑量也較為浮動。

為了得到能有效判讀的影像，因此需要評估放射攝影的影像品質，目前影像品質評估方式有訊號雜訊比(Signal to Noise Ratio, SNR)、對比雜訊比(Contrast to Noise Ratio, CNR)與對比細微度假體(Contrast Detail Phantom for Radiography, CDRAD)等。在使用上述方法量測影像品質時，必須堆疊適當的 PMMA 厚度以模擬人體對 X 光的衰減，因此 PMMA 厚度會嚴重影響影像品質。然而發育中的兒童身體厚度會差異很大，因此在評估影像品質時，選用適當的 PMMA 的厚度是臨床上的重要議題。

在發育中的幼童應避免接受過高之輻射劑量，因此在放射攝影時常需對其重

要器官進行屏蔽及器官劑量評估。由於病患體內各器官所接受之輻射劑量會受到身高、體重與攝影條件的影響，因此評估幼童體內器官輻射劑量一直是臨床所關心的議題。

(二)、目的

本研究嘗試依台灣區幼童的身高體重資訊來決定適當的 PMMA 厚度，搭配 CDRAD 假體以進行影像品質評估，同時依據上述資訊與攝影條件以蒙地卡羅程式 PCXMC 模擬幼童所接受之輻射劑量，進而使用影像品質及輻射劑量之資訊，針對不同年齡層(0-6 歲)之幼童提供臨床優化之攝影條件。

(三)、文獻回顧與探討

一、小兒腹部攝影

腹部 X 光攝影常在幼童有腹部病症時使用，當幼童出現急遽腹痛時，腹部 X 光攝影更是最常使用的診斷方式。M. Lopez *et al.* (2000) [1] 利用壓克力 (polymethylmethacrylate, PMMA) 假體模擬 5 歲幼童的腹部，並利用蒙地卡羅演算法評估輻射劑量，其入射表面劑量為 980–2300 μGy ；Idris A. Elbakri (2014) [2] 則是 PCXMC 產生數學假體，並且在量測劑量-面積乘積(Dose-Area Product, DAP)後，輸入至 PCXMC 計算 DAP 與有效劑量的轉換因子，腹部的轉換因子為 1.91 $\mu\text{Sv} (\text{mGy cm}^2)^{-1}$ 。

而在攝影條件方面，N. Perlmutter *et al.* (1998) [3] 紀錄幼童所接受之 X 光攝影之攝影條件，並將熱發光劑量計(Thermoluminescence Dosimeter, TLD)貼在幼童身上量測入射表面劑量(Entrance Surface Dose, ESD)，結果顯示，5 歲幼童接受腹部 X 光攝影時，ESD 會由於各醫院不同的攝影條件而有極大的差異，最大相差三倍左右，由此可見各醫院攝影條件的顯著差異。因此，應用台灣區幼童的身高體重資訊評估幼童腹部攝影時的影像品質與劑量是有必要的。

二、人體假體與材質

人體內的構造與組織組成複雜，在進行影像品質分析時非常困難，為了易於進行醫學影像的評估，在放射診斷領域中常使用適當厚度的 PMMA 材質來模擬人體進行攝影。PMMA，又稱為壓克力，其密度為 1.17~1.19 g/cm^3 ，分子量約為 200 萬，為長鏈高分子聚合物，室溫下以固體形式存在，具有抗拉伸和抗衝擊的能力[4]。而人體平均密度約為 1.026 g/cm^3 ，在應用 PMMA 材質來模擬人體進行攝影時，都必須決定人體對 PMMA 假體的等效厚度，使用放射診斷 X 光機的 AEC 系統來建立人體與 PMMA 假體之間的厚度等效關係[5]是一個常見的方式，其中部分的研究是使用擬人假體，其各自評估為 10 公分[6]與 11 公分[7]，另外有些研究則是使用病患的資料來評估，評估結果為 10 公分[8]；此外，亦有研究利用人體及 PMMA 假體影像之光密度值預估早產兒腹部之 PMMA 等效厚度約為 7 公分[9]。然而針對不同年齡幼兒之人體厚度並無太多 PMMA 的等效資訊。

三、量測影像品質的技術

CDRAD 假體是放射診斷領域用來量化影像品質的一項重要工具，An De Crop *et al.* (2012) [8]曾利用 CD RAD 的 IQF_{inv}(inverse Image Quality Figure)與大體影像的目測分級評估(VGA)進行斯皮爾曼等級相關係數(Spearman rank correlation coefficient)分析，以評估兩者之間影像品質分數的相關性，其結果顯示 CD RAD 與大體影像於不同攝影條件時，影像品質分數的相關係數為 0.916($p < 0.001$)，顯示出 IQF_{inv} 與 VGA 分數有很高的一致性，因此 CD RAD 的物理影像品質可以反映臨床放射診斷人眼判讀影像品質的變化。

Bacher K *et al.* (2006) [6]使用 CD RAD 評估放射診斷攝影的影像品質，其使用 X 光機的 AEC 系統建立胸腔之 PMMA 等效厚度，並以 10 公分作為模擬胸腔之 PMMA 等效厚度，再將 CD RAD 置於 PMMA 假體的中央並堆疊成胸腔的等效厚度，就可以評估攝影影像品質的變化，此方法主要是用來評估影像中偵測軟組織病灶的能力。

T.R Chen *et al.*(2011) [7]除了將 CD RAD 假體配合適當厚度的 PMMA 假體來模擬影像品質，還進一步將 CD RAD 假體放置於 PMMA 假體不同深度攝影來模擬不同深度病灶的影像品質，其結果顯示 CD RAD 假體放置在 PMMA 假體不同深度攝影時會有不同的 IQF_{inv}，因此 CD RAD 假體配合的 PMMA 假體厚度與放置的深度都會影響其模擬目標物的影像品質表現。

由上述使用 CD RAD 之醫學影像品質的相關研究可知，使用 CD RAD 進行影像品質量測時，須搭配適合厚度的 PMMA 假體，方可模擬臨床的攝影參數與影像品質。

四、腹部攝影的劑量

發育中的幼童相對於成人對輻射更為敏感，應避免接受過高之輻射劑量，因此攝影劑量需要被審慎評估。Hillgan Ma *et al.*(2013) [10]使用 TLD 以及 PCXMC 量測新生兒之擬人假體於放射診斷 X 光機的胸腔至腹部攝影的器官劑量，TLD 量測胸腔至腹部攝影對於胃、胰臟、肝臟、腎臟、腎上腺與小腸會造成 28.0、19.0、27.7、12.2、15.0 與 25.3 μGy 的器官劑量，同時有效劑量為 22.0 μSv ；而其以 PCXMC 模擬之胸腔至腹部攝影對於上述器官會造成 30.3、16.0、27.0、7.5、8.0 與 20.4 μGy 的器官劑量，同時有效劑量為 21.2 μSv 。J. Geleijns *et al.*(2000) [9]則利用 7 公分之 PMMA 假體及輻射測量儀在各醫院模擬幼童之腹部，量測之有效劑量為 20-70 μSv 。由上述研究結果可知，幼童在接受腹部 X 光攝影時所接受之劑量有很大的差異，因此如能同時考量攝影條件、兒童體型、輻射劑量與影像品質，將能提供臨床更多的資訊。

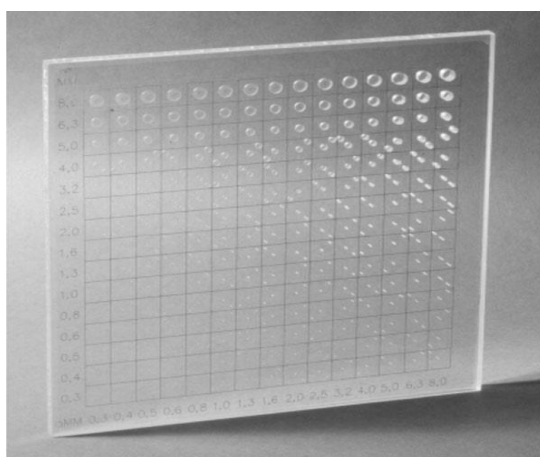
(四)、研究方法及步驟

本研究將使用 X 光機搭配 CR 影像板來進行實驗，首先計算各年齡幼童(0-6 歲)之腹部平均厚度並評估幼童腹部之 PMMA 等效厚度；並應用 PMMA 假體搭配 CDRAD 評估並量化影像品質；最後應用 PCXMC 評估器官劑量與有效劑量。

一、儀器設備

本研究使用 X 光機搭配 CR 影像板進行攝影，CR 的成像要經過影像的記錄、讀取、和顯示等步驟。在 X 光機照射結束後，影像將記錄在影像板中，隨後送入讀片機中進行讀片並取得 DICOM 影像。

在影像品質量測方面，本研究將使用 CDRAD 假體進行影像品質評估。CDRAD 假體由 $26.5 \times 26.5 \text{ cm}^2$ 的壓克力(PMMA)所組成，玻璃板上有不同直徑與深度的圓柱型孔洞(如圖一所示)，孔洞的直徑與深度範圍為 0.3 至 8.0 mm，孔洞分布在假體上 15×15 、一共 225 格的棋盤狀方格中，每個方格有一或兩個孔洞，在上方三行的方格只有中央一個孔洞，而剩下十二行方格在有中央一個孔洞及在四個角落隨機會有一個孔洞，這些圓柱型孔洞在 X 光影像中會呈現出不同大小及顏色深淺的圓點。



圖一 CDRAD 假體示意圖

在劑量評估方面，本研究將使用蒙地卡羅(Monte Carlo)程式 PCXMC 進行器官劑量評估。PCXMC (PC program for X-ray Monte Carlo, version 2.0, STUK, Helsinki, Finland)是利用蒙地卡羅之隨機數取樣法來模擬 X 光光子與物質之間作用的機率，藉此計算 X 光攝影對病患產生之劑量。

二、評估假體厚度

在收集資訊方面，本研究將利用衛生福利部 2005~2008 營養健康狀況變遷調查[11]，得知 0 至 6 歲之男女童平均身高體重。以上述資訊評估人體厚度，本研究將使用上述資料計算各年齡的體重—身高比例(w/h)，並依據 D. Hart 所發表之文獻[12]中所附之公式，推估出人體之腹部 AP 厚度。以下為腹部 AP 厚度之計算方式：

$$\text{腹部 AP 厚度} = -7.08 \times \left(\frac{w}{h}\right) + 34.02 \times \sqrt{\frac{w}{h}} + 0.47$$

其中 $\left(\frac{w}{h}\right)$ 為平均體重除以平均身高。

為了以 PMMA 假體模擬人體進行實驗，應用上述人體厚度評估其 PMMA 對於人體之等效厚度。等效厚度是指兩物體對 X 光的衰減相同時，兩物體的厚度關係。本研究應用 D. Hart 所發表之文獻[12]，腹部的 AP 厚度直接使用人體厚度作為 PMMA 等效厚度。

三、評估影像品質

本研究利用 PMMA 與 CDRAD 假體進行影像品質的評估，在取得 PMMA 等效厚度之後，本研究將 PMMA 堆疊至等效厚度之高度，之後將 CDRAD 假體於 X 光攝影時置於不同厚度之 PMMA 假體中央進行攝影，攝影條件為 80kVp、3-5mAs、SID:100cm，每種厚度拍攝三張影像，之後將 DICOM 影像傳輸至個人電腦中，以進行影像辨識差異度的分析，將相同厚度之三張影像評估之結果平均，以評估 CDRAD 假體於不同厚度時的影像辨識度曲線及影像品質分數。

接下來利用取得之 DICOM 影像進行影像判讀，將影像呈現在醫療級螢幕上，以人眼進行判讀影像上之各孔洞，再與 CDRAD 之標準影像比較，以判別不同大小孔洞之可辨識程度，其判讀方式如圖二所示：

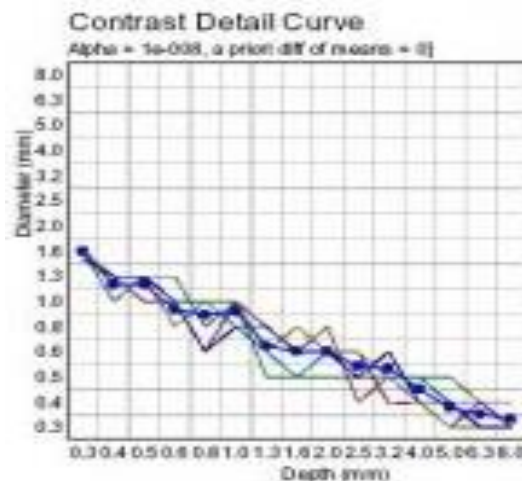
T	T	T	T
N	T*	T	T
N	F*	T	T
N	N	N	T
a			
T	T	T	T
N	T*	F*	T
N	N	T*	T
N	N	N	T
b			
	T*	T	T
N	N	T	T
N	N	N	T
N	N	N	N
c			
F*	T	T	T
T*	T	T	T
N	N	T	T
N	N	N	T
d			
F*	T*	T	T
N	N	T	T
N	T*	N	T
N	N	N	N
e			
T*	F*	T	T
T	T	T	T
N	T	T	T
N	N	T	T
f			

圖二 CDRAD 影像辨識度之判讀；a 到 f 為可能出現的六種特殊情況

針對圖二在判別辨識度時，a 的 T*由於周圍超過兩個以上被辨識為 T 並且本身為 T 故顯示為 T，而 F*周圍只有兩個被辨識為 T 故顯示為 F；b 的 F*由於周圍皆為 T 故顯示為 T，而兩個 T*的周圍都只有一個 T 故顯示為 F；c 的 T*由於周圍的兩個有一個為 T 故顯示為 T，換句話說，若周圍碰上邊界則皆將邊界以 T 做為辨識；d 的 F*由於周遭兩格皆為 T 故顯示為 T，而 T*則因周圍只有一個 T 故顯示為 F；e 的 F*由於周圍的兩個有一個為 T 故顯示為 T，而兩個 T*周圍皆

不足兩個 T 故顯示為 F；f 的 F* 因周圍皆為 T 故顯示為 T，而 T* 周圍有一個 T 故顯示為 T。

在影像品質量化評估時，將評估影像辨識曲線(Contrast Detail Curve, CD-Curve) (如圖三所示)及量化影像品質分數(inverse of image quality figure, IQFinv)。CD-Curve 的定義是假體影像中每一種深度最小可以看到的圓點大小進行連線，此曲線代表 CDRAD 假體影像的辨識能力，當影像的辨識度越好則可以看到的圓點的深度及大小就越小，曲線也就越靠近座標軸的左下側。



圖三 CDRAD 假體影像分析後的 CD-Curve。

最後在量化影像品質時，CDRAD 量化影像品質分數的方式是藉由判讀 CD-Curve 的 15 個圓點加以計算，這些圓點是在不同深度的情況下，能判讀出的最小圓點(threshold diameter)，將這 15 個圓點的深度(C_i)乘上直徑(D_i)的數值後，再將 15 個數值加總，以 100 除以加總之數值即為 IQFinv，當 CDRAD 假體影像的辨識度越好時 C_i 及 D_i 的數值會越小，因此 IQFinv 越大代表此張影像的解析度越好。以下為 IQFinv 之計算方式：

$$IQFinv = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \times D_i}$$

其中 C_i 為可以辨識的圓點深度值， D_i 為於該深度可以判讀的最小圓點直徑

四、評估輻射劑量

首先在模擬參數方面，本研究將記錄評估影像品質時之攝影條件，並使用相同攝影條件輸入蒙地卡羅程式 PCXMC 進行模擬，PCXMC 依據欲模擬的病患年齡、體重、身高以及是否考慮手臂來模擬數學假體的尺寸，並且勾選 20 種器官來考慮數學假體內含之器官，利用上述之調整可以使數學假體符合本研究評估之需求；PCXMC 亦可設定 X 光管球焦斑到皮膚距離(Focal spot-to-Skin Distance, FSD)、照野大小、X 光投射角度、X 光能量(kVp)、靶角度、濾片材質與厚度以模擬 X 光機攝影之情形，PCXMC 在計算劑量時是先將劑量或暴露量轉換為 X

光之入射空氣克馬值(Entrance air Kerma)，再加以計算各器官的器官劑量。而數學假體的尺寸，則是與計算人體厚度時使用之身高體重相同，利用不同年齡之平均身高體重搭配各自之攝影條件模擬得到結果。

接下來將 PCXMC 模擬之數據進行分析，PCXMC 之存檔包含該次模擬照射之基本資訊，包括照野大小、X 光能量、濾片材質及厚度與表面劑量等；同時亦包含有效劑量、各器官之器官劑量以及該次模擬之誤差值，比較各年齡(0-6 歲)及性別所造成之劑量差別，並評估各危急器官之器官劑量。

PCXMC 利用 ICRP 103 號報告的組織加權因素評估有效劑量，有效劑量是指數學假體中受到 X 光曝露的組織或器官之等價劑量成上各組織或器官之組織加權因素後其乘積之和，有效劑量的單位為西弗(Sv)，以下為有效劑量之計算方式：

$$\text{有效劑量}(\tau) = \sum_T W_T + H_T(\tau)$$

其中 W_T 為組織加權因素， H_T 為各組織或器官之約定等價劑量

(五)結果

一、評估假體厚度

表一顯示以台灣地區幼童之身高體重資訊，建立不同年齡(0-6歲)幼童腹部之 PMMA 等效厚度。整體而言，腹部之 PMMA 等效厚度為 10.8-14.4 cm 之間，在本研究中將以 10-14 cm 之 PMMA 板加上 CDRAD 假體(1 cm PMMA)模擬幼童腹部進行攝影，以評估其影像品質。

表一 0 至 6 歲之男女童平均身高體重與腹部之 PMMA 等效厚度

年齡 (year)	男			女		
	身高 (cm)	體重 (kg)	腹部 PMMA 等效厚度(cm)	身高 (cm)	體重 (kg)	腹部 PMMA 等 效厚度(cm)
0	70.5	8.5	11.4	67.5	7.2	10.8
1	80.8	10.9	12.0	79.3	10.4	11.9
2	92.3	14.1	12.7	90.7	13.4	12.5
3	99.5	15.5	12.8	98.3	15.4	12.8
4	107.3	18.2	13.3	106.6	17.4	13.1
5	113.9	20.3	13.6	112.4	19.9	13.5
6	119.9	24.3	14.4	119.8	22.7	13.9

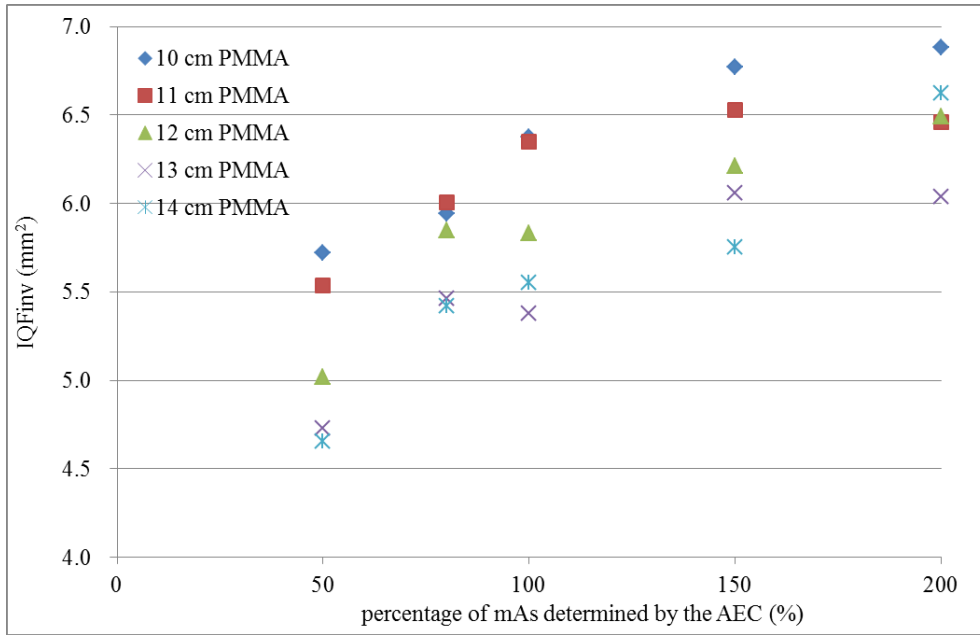
二、評估影像品質的影響

表二顯示本研究中對不同厚度 PMMA 假體攝影時之攝影參數。本研究中以臨床常用的管電壓 55 kVp 進行攝影，管負載使用 6.3-65 mAs 之間。

表二 不同厚度 PMMA 假體攝影時之攝影參數

PMMA Thickness	管電壓 (kVp)	管負載 (mAs)				
		AEC	AEC×50%	AEC×80%	AEC×150%	AEC×200%
10 cm	55	11.8	6.3	9	18	22
11 cm	55	15	8	12.5	22	32
12 cm	55	19	10	16	28	40
13 cm	55	24	12.5	20	36	50
14 cm	55	30.6	16	25	45	65

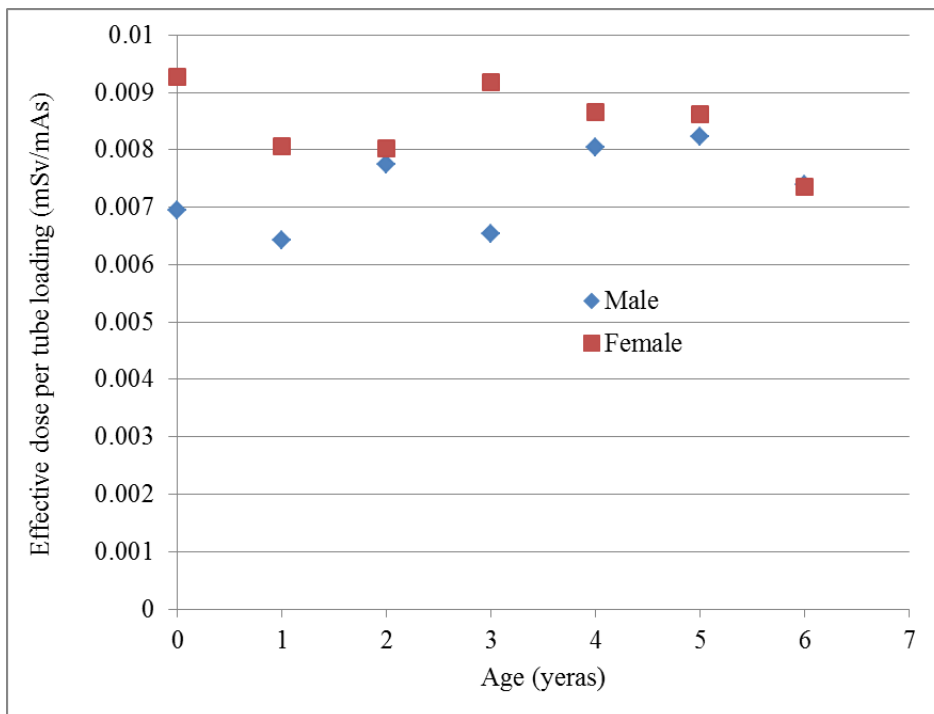
圖四顯示本研究中對不同厚度 PMMA 假體攝影時之 IQFinv，對相同厚度的假體而言，當攝影之 mAs 增加，其 IQFinv 會隨之上升；對相同的 percentage of mAs determined by the AEC 而言，一般來說假體厚度增加時，容易造成其 IQFinv 下降。



圖四 不同厚度 PMMA 假體攝影時之 IQFinv

三、 評估輻射劑量的影響：

圖五顯示本研究中對不同年齡幼童模擬攝影時之 effective dose per tube loading，由研究結果可知女童攝影時所接受的有效劑量會較男童高。另外，使用 AEC 攝影時，幼童年紀增加會使用較高的 mAs 攝影，因此當年齡增加時，幼童腹部厚度會隨之增加，致使其所接受之有效劑量上升。



圖五 不同年齡幼童模擬攝影時之 effective dose per tube loading

(六)結論

本研究以台灣地區幼童之身高體重資訊，建立不同年齡(0-6 歲)幼童腹部之 PMMA 等效厚度，其厚度範圍介於 10.8-14.4 cm 之間，此一結果與臨床上常使用 20 cm PMMA 來模擬成人的腹部厚度有很大的差異。在影像品質方面，當假體厚度增加時，影像品質會下降，因此選用適當的厚度來評估兒童腹部 X 光攝影之影像品質是非常重要的。在輻射劑量方面，當兒童年紀增加時，攝影之管負載會明顯上升，導致其所接受之有效劑量增加。本研究建立了一套方法結合台灣地區兒童生理資訊、PMMA 假體等效厚度、PCXMC 輻射劑量評估與 CDRAD 影像品質評估技術，日後可提供臨床單位快速的評估兒童腹部 X 光攝影之輻射劑量與影像品質。

(七)參考文獻

1. M. Lo ´pez, J. J. Morant, K. Geleijns, A. Calzado (2000) A regional dose and image quality survey for chest abdomen and pelvis radiographs in paediatrics. *Radiation protection dosimetry* 90:275-278
2. Idris A. Elbakri (2014) Estimation of dose – area product-to-effective dose conversion factors for neonatal radiography using PCXMC. *Radiation protection dosimetry* 158:43-50
3. N. Perlmutter, R. J. Arthur, G. Beluffi, V. Cook, E. A. Horwitz, P. Kramer, J. P. Montagne (1998) The quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. *Radiation protection dosimetry* 80:45-48
4. Scott O. Schwahn , Thomas F. Gesell (2008) Variations in backscatter observed in PMMA whole-body dosimetry slab phantoms. *Radiation protection dosimetry* 128:375-381
5. De Hauwere A, Bacher K, Smeets P, Verstraete K, Thierens H (2005) Analysis of image quality in digital chest imaging. *Radiation protection dosimetry* 117:174-177
6. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K, Thierens H (2003) Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. *American journal of roentgenology* 181:923-929
7. Chen T, Tyan Y, Yang J, Shao C, Lin J, Tung C (2011) Measurements and applications of doses indices in radiology. *Radiation Measurements* 46:2044-2047
8. De Crop A, Bacher K, Van Hoof T, Smeets PV, Smet BS, Vergauwen M, et al (2012) Correlation of contrast-detail analysis and clinical image quality assessment in chest radiography with a human cadaver study. *Radiology*

262:298-304

9. J. Geleijns, J. J. Broerse, M. van Vliet, M. Lo ´pez, H. M. Zonderland (2000) Assessment of effective dose in paediatric radiology: a survey at 14 dutch hospitals. Radiation protection dosimetry 90:135-140
10. Hillgan Ma, Idris A.Elbakri and Martin Reed (2013) Estimation of organ and effective doses from newborn radiography of the chest and abdomen. Radiation protection dosimetry 156:160-167
11. 衛生福利部營養健康狀況變遷調查 <http://nahsit.nhri.org.tw/> 參考日期：2016/2/2
12. E Vano, D Martinez, J M Fernandez, J M Ordiales, Cprieto, A Floriano and J I Ten (2008) Paediatric entrance doses from exposure index in computed radiography. Physics in Medicine and Biology 53:3365-3380