

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

40 切與 64 切電腦斷層使用 Z 軸與角度自動管電流調控的影像品質最佳化 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 95-2314-B-040-025-
執行期間：95 年 08 月 01 日至 96 年 07 月 31 日
執行單位：中山醫學大學醫學影像技術學系

計畫主持人：蔡惠予
共同主持人：田雨生
計畫參與人員：大學生-兼任助理：蔡書汎、廖英蘭
 講師級-兼任助理：賴南谷
 工讀生：張詠傑、高慧娟、何奕儒

處理方式：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2 年後可公開查詢

中 華 民 國 96 年 10 月 30 日

一、前言

滑環技術(slip ring technique)的發明以及多切面斷層掃描機的推出，電腦斷層掃描機(computed tomography, CT)可在短時間內提供大量的影像資訊，臨床越來越多病人利用電腦斷層掃描機進行診斷檢查，根據1991年歐洲調查醫學影像診斷佔總劑量百分比中，電腦斷層掃描機給予總人口劑量高達30%以上¹；2006年在台灣電腦斷層劑量與法規限度普查²中發現，頭部、胸部、腹部與骨盆掃描中分別給予病人 1.6 ± 1.7 mSv、 8.4 ± 9.7 mSv、 7.4 ± 8.2 mSv與 7.6 ± 8.3 mSv，因此如何使劑量合理抑低(as low as reasonably achievable, ALARA)又不失影像品質，為一重要課題。

為了達到合理抑低的輻射防護概念，並維持影像品質，機器廠商將一般x光機使用的自動曝露調控(automatic exposure control, AEC)概念帶入電腦斷層掃描中，根據病人體型大小以及x光對解剖構造的衰減發展出管電流調控技術³⁻⁵。

管電流調控技術大致可分為三種--角度調控技術(angular modulation)、z軸調控技術(z-axis modulation)，以及結合角度調控技術與z軸調控技術的xyz軸調控技術，不同廠牌儀器有不同的調控方式，本研究以西門子SOMATOM sensation 64電腦斷層掃描中的xyz軸調控技術(CARE Dose 4D)進行研究。

二、研究目的

本研究目的為建立一套使用xyz軸管電流調控技術在影像品質與劑量差異的機制，以提供臨床方便查詢與應用，使病人劑量最佳化同時並提供可診斷之影像。根據ICRP-87報告顯示管電流調控技術配合良好的參數設定能使病人劑量降低10~50%⁶，但臨床使用管電流調控技術時常以廠商提供參數作為掃描條件，若能建立不同參數對影像品質與劑量間相對機制，如此能增加臨床上對管電流調控技術的應用，以達輻射防護合理抑低並得到可供臨床診斷的醫學影像。

三、文獻探討

2006年前有關角度管電流調控技術或z軸管電流調控技術的文獻皆陸續發表⁷⁻¹⁰，但始終沒有xyz軸管電流調控技術的相關文獻，直到2006年Rizzo *et al.*在AJR發表使用xyz軸管電流調控技術應用在腹部(含骨盆腔)電腦斷層掃描之研究¹¹；作者使用西門子Sensation 16切電腦斷層掃描機進行固定管電流技術、xyz軸管電流調控技術中不同參數的改變([弱降強升(weak decrease-strong increase)]強度調控、[平均降平均升(average decrease-average increase)]強度調控以及角度管電流調控技術等)，進行輻射劑量與影像品質比較，影像品質的分析又分成兩大部分—影像雜訊分析，以及醫學影像科醫師對雜訊接受度、診斷接受度及微小構造判別進行評分。作者發現[弱降強升]強度調控與固定管電流技術相比，劑量降低了42%，影像雜訊增加了25%；與角度管電流調控技術相比，劑量降低了29%，影像雜訊增加了16.4%，雖然影像雜訊分別增加了25%與16.4%，但醫學影像科醫師對雜訊接受度、診斷接受度與微小構造判別，經統計分析後發現無明顯影響($p=0.01-0.9$)。相反的，[平均降平均升]強度調控與固定管電流技術、角度管電流調控技術相比，劑量分別降低了44%與31%，影像雜訊增加了50.6%與40%，醫學影像科醫師認為[平均降平均升]強度調控與其他技術相比影像雜訊明顯過高，不利於進行診斷判別。

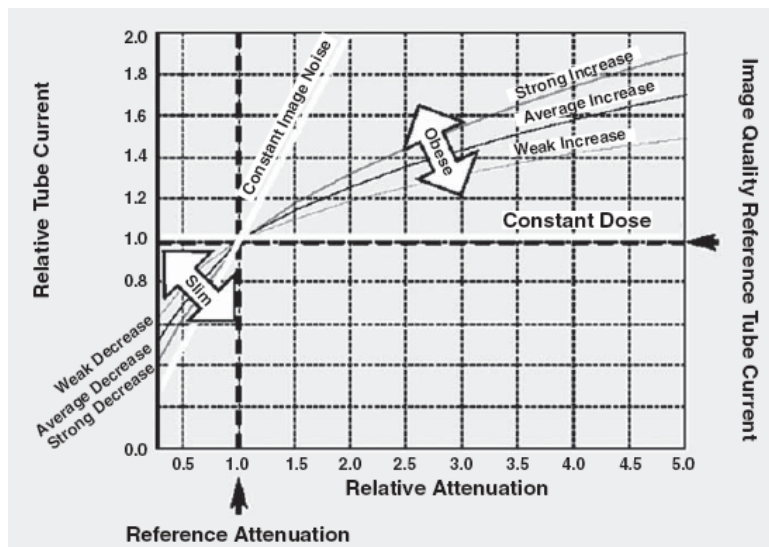
從上述研究明顯指出在腹部電腦斷層掃描中，結合調控管電流技術能使劑量更有效率

調控以及最佳化，雖然劑量降低相對會造成影像雜訊增高，但對醫學影像科醫師不一定會影響判讀，因此我們推測 xyz 軸管電流調控技術應為未來趨勢。

本實驗目的為建立一套「改變強度之管電流調控技術間影像雜訊與劑量改變機制」，因此本研究的創新內容分為：(1)全面分析xyz軸的九種強度調控，由於年Rizzo *et al.*所發表的內容中¹¹，只使用了xyz軸管電流調控技術中的[弱降強升]及[平均降平均升]等兩種調控強度，根據CARE Dose 4D強度調控搭配應該還有另外7種強度調控的選擇並未使用；(2)使用臨床病人衰減資訊進行影像雜訊及劑量評估，容易產生病人病人間的衰減改變，為了有效建立不同強度的管電流調控技術對影作品質與劑量改變機制，改使用類人型假體進行不同強度調控的腹部電腦斷層掃描，以確保每次掃描中病人衰減皆為固定；(3)過去使用西門子Sensation 16切電腦斷層掃描進行研究，我們研究使用西門子Sensation 64切電腦斷層掃描進行xyz軸管電流調控技術研究；(4)相較於Rizzo *et al.*只進行腹部(含骨盆腔)掃描分析，我們希望對頭部、頸部、胸部以及腹部進行全面性強度調控分析。

四、研究方法

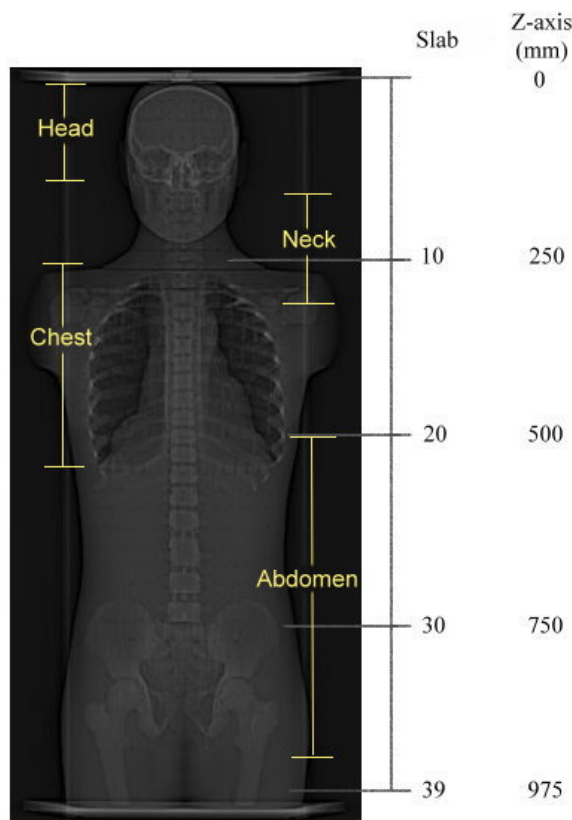
CARE Dose 4D 中強度調控方式有兩個調控類別(高、低衰減)，如圖一；若掃描者衰減高於廠商定義假體，則會進行高衰減選擇的強度調控，若掃描者衰減低於廠商定義假體，則會進行低衰減選擇的強度調控。高衰減具有[強升(Strong Increase)]、[平均升(Average Increase)]以及[弱升(Weak Increase)]三種強度調控，低衰減具有[強降(Strong Decrease)]、[平均降(Average Decrease)]以及[弱降(Weak Decrease)]三種強度調控，經相互搭配後產生九種強度的自動管電流調控。本實驗使用西門子 SOMATOM Sensation 64 切電腦斷層掃描對標準類人型假體(ATOM Phantom, Computerized Imaging Reference Systems Inc., Norfolk, VA, USA)進行頭部、頸部、胸部以及腹部等四個部位檢查，並且每個部位皆改變九種強度的自動管電流調控掃描，掃描參數如表一，各個部位的掃描範圍，如圖二。



圖一 CARE Dose 4D 會根據衰減圖譜進行管電流強度調控，病人衰減大於參考假體衰減時則會使用高衰減調控類別(obese)，病人衰減小於參考假體衰減時則會使用低衰減調控類別(slim)，高、低衰減中又分別有三種強度調控的模式可進行選擇。

表二、各個部位進行自動管電流調控之掃描參數

	Quality ref. mAs	kVp	Scan time (s)	Rotate Time (s)	Length (mm)	Slice Thickness (mm)	Pitch	FOV (mm)
Head	380	120	12.67	1	138	4	0.65	250
Neck	250	120	13.53	1	250	5	0.9	300
Chest	160	120	6.39	0.5	300	5	1.4	330
Abdomen	220	120	11.91	0.5	425	5	1	330



圖二、各個部位掃描範圍

劑量評估

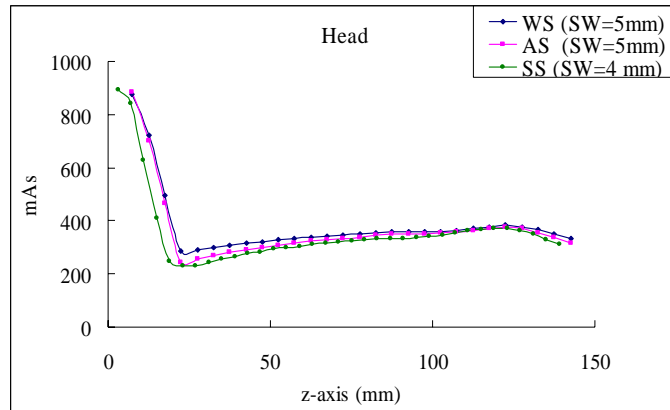
類人型假體可在固定衰減下，進行不同掃描參數改變的劑量評估。根據 ICRP 60 號報告所定義的特定輻射敏感器官，分別為大腦、眼睛、甲狀腺、肺臟、心臟、乳腺、胸腺、食道、肝臟、脾臟、胰臟、腎臟、腎上腺、胃、大腸、小腸、子宮、卵巢、睪丸、膀胱、紅骨髓、脊椎，由臨床醫師判斷位置後，在輻射敏感器官置入熱發光劑量計(TLD-100H)，以測量器官劑量以及有效劑量。另外，也可從影像資訊中讀取 z 軸位置與管電流的相對關係。

影像品質分析

利用影像後處理方法(MatLab, MathWorks Inc., Novi, MI, USA)，首先將影像對每個像素進行篩選，剔除掉在窗限 300，窗寬為 800 以外的像素，接著利用直徑為 3 像素的橢圓型侵蝕影像，將新影像內像素的平均當作窗限，800 為窗寬進行第二次篩選，剔除掉超過限度的像素。最後以 10×10 像素的興趣區(region of interest, ROI)進行影像雜訊評估，當興趣區全落在保留下的像素時，才會進行此興趣區的影像雜訊計算，以所有雜訊的中位數代表此張影像的影像品質^{10,12}。

五、結果

由影像DICOM檔內記錄下的管電流進行分析，發現頭部掃描時與低衰減調控類別的選擇有關，因此圖三僅表示出改變低衰減調控類別的結果，由熱發光劑量計得到的有效劑量結果也可發現選擇[強降]、[平均降]所得到的劑量會比選擇 [弱降]得到的有效劑量低0.03%與51%，如表二；相對的管電流下降時，影像品質也會跟著下降0.03%與15%，如圖七(a)。

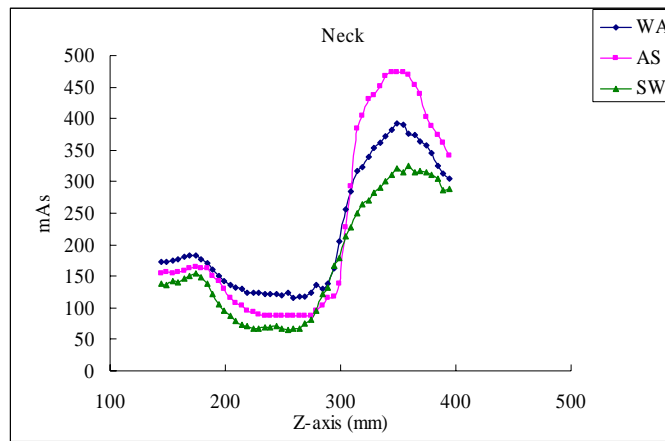


圖三、頭部掃描中改變低衰減調控的管電流大小變化

由頸部掃描中發現，在頸部範圍內的掃描與低衰減選擇強度有關，而進入肩膀部份後與高衰減選擇強度有關，如圖四。也因如此，所以在熱發光劑量計得到的有效劑量必須結合高低衰減的選擇一起配合，[強降弱升]、[平均降強升]比[弱降平均升]劑量增加了18%以及84%，而影像品質增加了8.4%以及0.9%，如表二。

表二、各掃描部位配合不同掃描條件之有效劑量以及影像雜訊。% reduction中負號為減少，正號為增加。

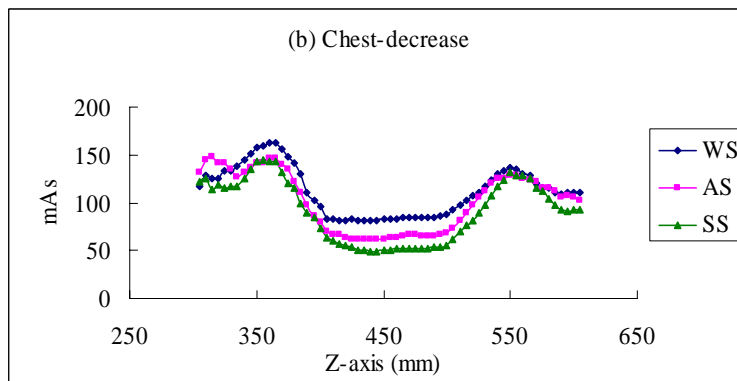
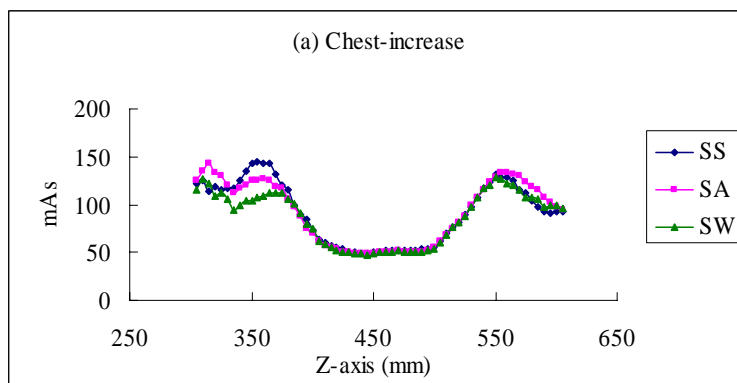
		Effective Dose(mSv)		Image Quality			
		Dose	% reduction	Mean \pm SD	Min	Max	% reduction
Head	WS	1.28	-	4.84 \pm 1.62	1.37	7.89	-
	AS	1.28	0%	4.84 \pm 1.61	1.42	7.48	0.03%
	SS	0.63	-51%	5.55 \pm 1.56	1.74	9.58	15%
Neck	WA	1.67	-	7.83 \pm 2.33	4.41	16.75	-
	SW	1.97	18%	7.18 \pm 2.42	3.51	16.87	-8.4%
	AS	3.07	84%	7.76 \pm 2.01	4.70	12.89	-0.9%
Chest	WS	4.63	-	7.32 \pm 0.92	4.69	9.25	-
	AS	4.03	-13%	7.53 \pm 1.00	4.33	9.29	2.9%
	SS	3.73	-19%	7.70 \pm 0.97	4.74	9.39	5.2%
	SA	3.58	-4.0%	7.72 \pm 1.02	4.50	9.35	0.33%
	SW	3.68	-1.3%	7.78 \pm 0.94	4.88	9.53	1.1%
Abdomen	WS	7.20	-	7.61 \pm 0.73	6.10	9.49	-
	AS	9.15	27%	7.86 \pm 0.67	6.41	9.61	3.3%
	SS	7.10	-1.4%	8.06 \pm 0.70	6.31	10.11	5.9%

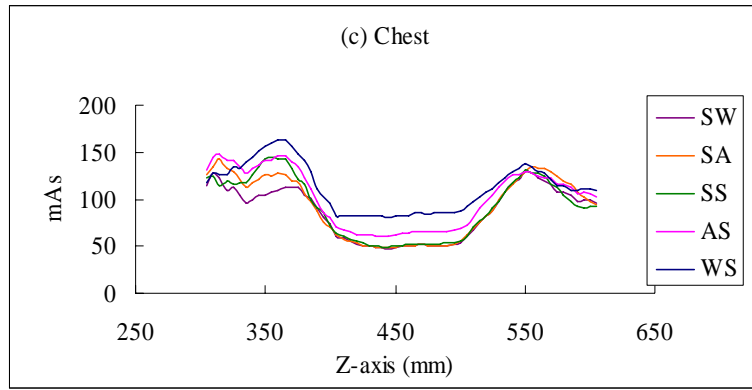


圖四、頸部掃描中改變高低衰減調控的管電流大小變化

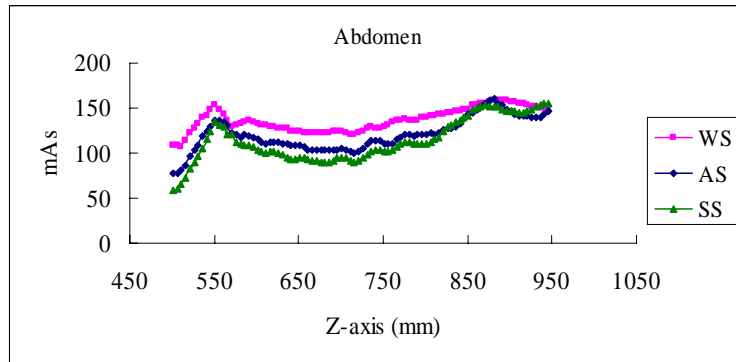
在胸部掃描中，由於掃描區域內衰減變化大，因此在肺尖部份等同於肩膀區域，與高衰減的強度調控大小有關，如圖五(a)；在肺中多為肺泡空腔，因此與低衰減的強度調控有關，如圖五(b)；將胸部掃描中高、低衰減總結果由圖五(c)表示。從有效劑量觀點來看，可發現總劑量結果與低衰減調控選擇有較密切關係。若只看低衰減的調控變化時，[強降]、[平均降]比[弱降]劑量下降了19%與13%，但影像雜訊增加了5.2%與2.9%；若只看高衰減的調控變化時，[平均升]、[弱升]比[強升]劑量下降了4%與1%，但影像雜訊增加了0.33%與1.1%。

在腹部中僅與低衰減強度調控大小有關，因此[強降]、[平均降]比[弱降]劑量下降了1%與27%，但影像雜訊增加了5.9%與3.3%，如圖六。

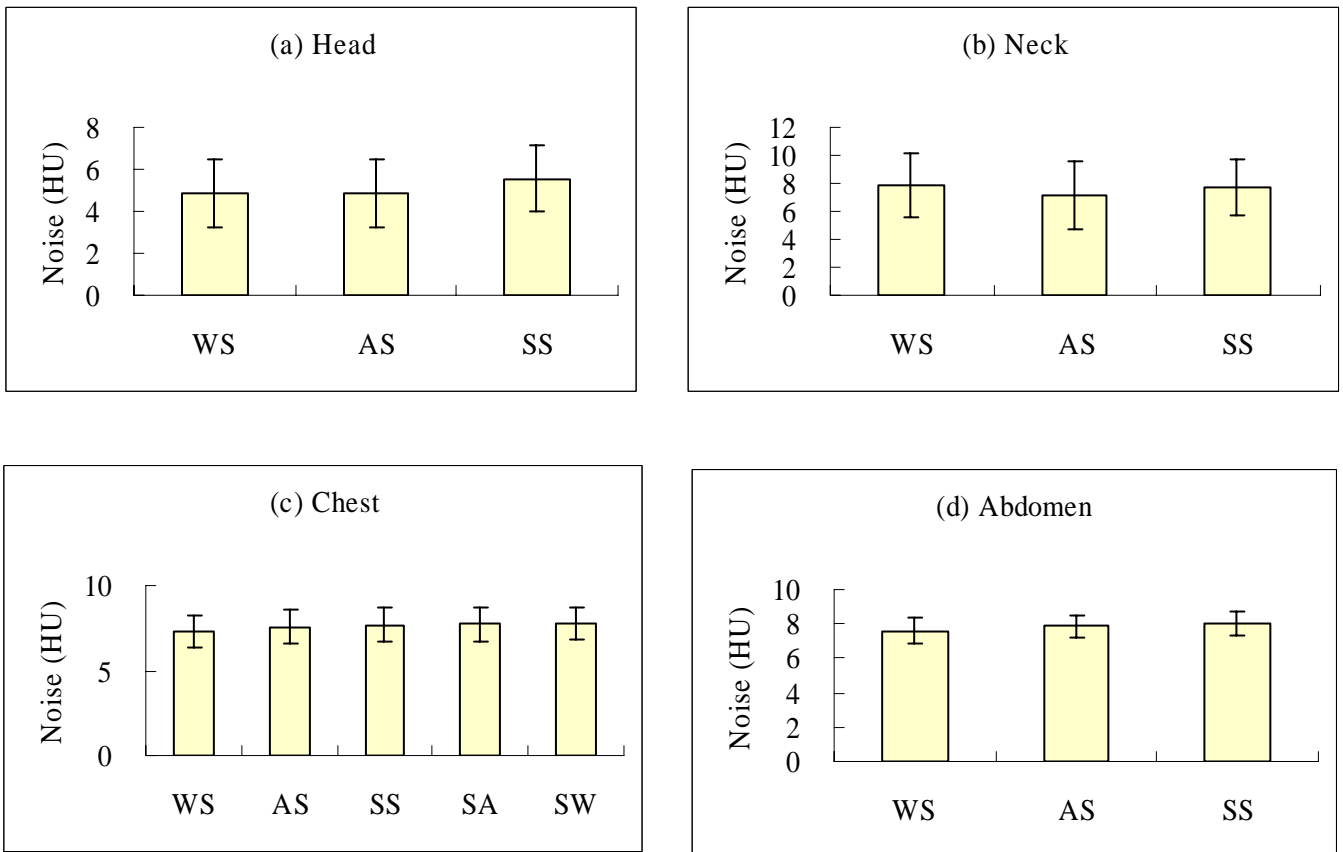




圖五、胸部掃描改變強度調控之管電流結果。(a) z軸位置與不同低衰減強度調控之對應關係。(b) z軸位置與不同高衰減強度調控之對應關係。(c) z軸位置與高、低衰減強度調控之對應關係。



圖六、腹部掃描改變強度調控之z軸位置與管電流相對應關係



圖七、各個部位使用不同強度調控產生之影像雜訊

六、結論

使用管電流調控技術搭配強度調控，能使病人劑量得到不同程度的減少，雖然影像雜訊會增加，若臨床上可以根據本實驗建立的劑量下降與影像品質間關係，適度調整管電流強度，在提供放射科醫師判別病人疾病的影像下，盡可能的降低病人劑量，以達合理抑低的輻射防護原則。

參考文獻

1. Shrimpton PC, Jones DG, MC. H, et al. Survey of CT practice in the UK. II. Chilton, England: National Radiological Protection Board; 1991. Report nr R-249.
2. H. Y. Tsai, C. J. Tung, C. C. Yu, et al. Survey of computed tomography scanners in Taiwan: Dose descriptors, dose guidance levels, and effective doses. *Medical Physics* 2007;34(4):1234.
3. Mannudeep K. Kalra, Michael M. Maher, Toth TL. Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT. *Radiology* 2004;233:649:657.
4. CT scanner automatic exposure control systems: ImPACT; 2005. Report nr 05016.
5. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* 2006;26(2):503.
6. Managing Patient Dose in Computed Tomography: International Commission on Radiological Protection 2002. Report nr ICRP Publication 87.
7. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Comparison of Z-Axis Automatic Tube Current Modulation Technique with Fixed Tube Current CT Scanning of Abdomen and Pelvis. *Radiology* 2004;232(2):347.
8. Kalra MK, Maher MM, Kamath RS, et al. Sixteen-Detector Row CT of Abdomen and Pelvis: Study for Optimization of Z-Axis Modulation Technique Performed in 153 Patients. *Radiology* 2004;233(1):241.
9. Iball GR, Brettle DS, Moore AC. Assessment of tube current modulation in pelvic CT. *Br J Radiol* 2006;79(937):62.
10. Geleijns J, Artells MS, Veldkamp WJH, et al. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *European Radiology* 2006;16(10):2334.
11. Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, et al. Comparison of Angular and Combined Automatic Tube Current Modulation Techniques with Constant Tube Current CT of the Abdomen and Pelvis. *Am J Roentgenol* 2006;186(3):673.
12. van Straten M, Venema HW, Hartman J, et al. Reproducibility of multi-slice spiral computed tomography scans: An experimental study. *Medical Physics* 2004;31(10):2785.