

電腦斷層模擬攝影機影像解析度及雜訊的量測

趙 敏^{1,3} 趙良曉^{1,2} 劉雪君¹ 李玉麟^{1,2} 顏上惠^{1,2} 陳光耀^{1,2}

¹台北榮民總醫院 癌病中心

²國立陽明大學 醫學放射技術學系

³中台醫護技術學院 放射技術系

目的：為確保電腦斷層模擬攝影機影像的空間解析度，對比解析度及雜訊程度，以達到精確放射治療的標準。

材料與方法：使用 Elscint HeliCAT II 電腦斷層模擬攝影機、標準頭部及身體假體來做電腦斷層影像解析度及雜訊的量測。空間解析度使用標準頭部假體多層針狀層中七列不同半徑的橫排孔洞，及經過機器掃描後得出的影像參數與標準值作比較。對比解析度使用頭部假體多層針狀層中五個不同材質量測電腦斷層掃描值與標準值作比較。雜訊乃是使用頭部及身體假體，利用電腦斷層掃描儀上的功能鍵測出標準偏差，經過運算得到之值，是否落於標準範圍內。

結果：空間解析度的誤差在 0.8 mm 以內，對比解析度誤差除鐵氟龍以外 CT 誤差值在 18 以內，而雜訊的量測經過計算所得之 CT 值在 3% 以內。

結論：根據量測所得數據，顯示此部電腦斷層掃描儀的空間解析度、對比解析度及雜訊在標準值之內並合於精準放射治療之用。若要保證此部機器的品質需要定期的測試與校正。

[放射治療與腫瘤學 1998; 5: 187-191]

關鍵詞：電腦斷層模擬攝影機、空間解析度、對比解析度、雜訊程度

前 言

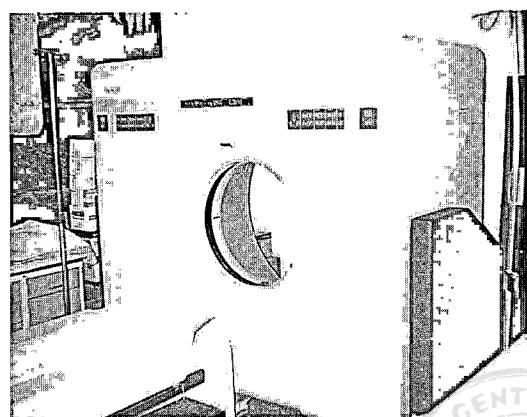
在放射腫瘤治療部門，會配合治療姿勢使用電腦斷層影像來判斷腫瘤解剖位置及正確決定照野方向與大小，因此電腦斷層影像品質的優劣在腫瘤治療計畫中佔有重要的角色。故對於電腦斷層影像的品質校正勢必成為醫療界中不可或缺的工作 [2,4,6,7]。然而影響電腦斷層影像的關鍵參數在於影像的空間解析度、對比解析度及雜訊程度。影像的空間解析度是指高對比度能看到多小的程度；對比解析度乃是指低對比物體間，影像系統能解析到多小的程度，而雜訊程度是用來解析雜訊的影響大小 [1,5,9]。利用電腦斷層掃描儀進行測試以驗證電腦螢幕所顯現的切片影像是否合乎判讀的標準。希望借此研究建立一套電腦斷層影像品質的測試程序。

材料與方法

使用 Elscint HeliCAT II 電腦斷層模擬攝影機

(圖一)、標準頭部假體 (圖二) 及身體假體 (圖三) 來做量測，其中頭部假體是設計進行以下三點的測試，而身體假體乃是測試在身體部位組織成份不同對比度間的比較 [8]。其測試的程序為：

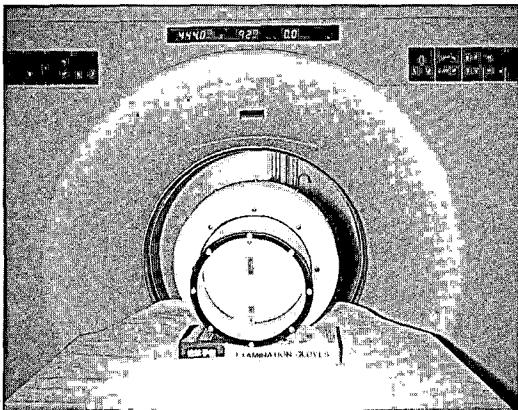
(一)影像的空間解析度：使用標準頭部假體的多層針狀層 (multipin layer) 來測試電腦斷層影像的空間解析度。多層針狀層中有七列不同



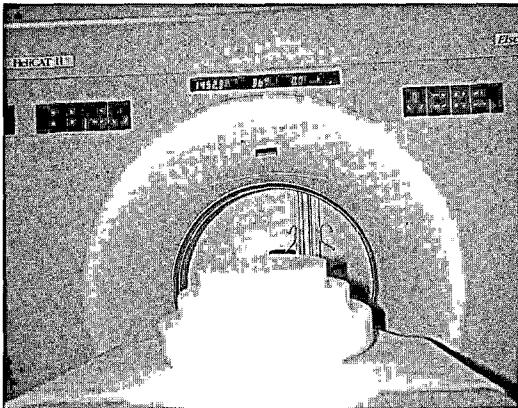
圖一 Elscint HeliCAT II 電腦斷層模擬攝影機

1998年9月16日受理。1998年11月11日接受刊載。

抽印本索取者：趙 敏副教授 台中市北屯區廓子裡廓子巷 11 號 中台醫護技術學院 放射技術系



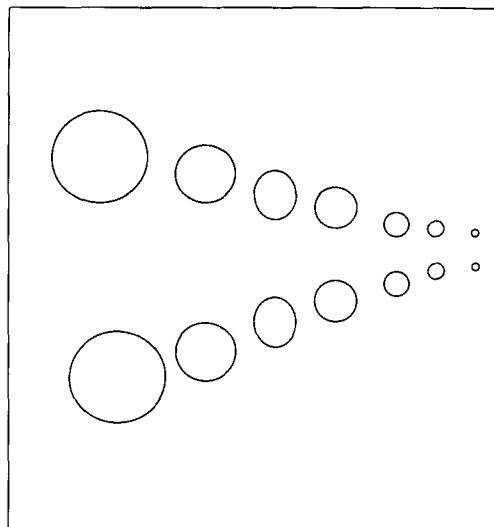
圖二 標準頭部假體



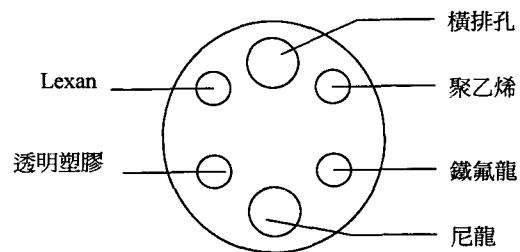
圖三 身體假體

半徑的橫排孔：第一列孔徑為 1.00 公厘，孔間距為 2.00 公厘；第二列孔徑為 1.25 公厘，孔間距為 2.50 公厘；第三列孔徑為 1.50 公厘，孔間距為 3.00 公厘；第四列孔徑為 1.75 公厘，孔間距為 50 公厘；第五列孔徑為 2.00 公厘，孔間距為 4.00 公厘；第六列孔徑為 2.50 公厘，孔間距為 5.00 公厘；第七列孔徑為 3.00 公厘，孔間距為 6.00 公厘；經電腦斷層掃描後，利用功能鍵“SCALE”的功能來測得其影像的空間解析度（圖四）。

(二)影像的對比解析度：利用標準頭部假體的多層針狀層中六種不同材質的針狀體分別為：聚乙烯（CT 值 -82 ± 5 ），尼龍（CT 值 103 ± 5 ），Lexan（CT 值 119 ± 5 ），透明塑膠（CT 值 143 ± 5 ），鐵氟龍（CT 值 1076 ± 20 ）及水層（CT 值 0.4 ± 5 ）和身體假體中三個不同材質分別為水（CT 值 0.3 ± 10 ），尼龍（CT 值 103 ± 5 ），鐵氟龍（CT 值 905 ± 20 ），經



圖四 七列不同半徑的橫排孔



圖五 頭部假體的多層針狀層

電腦斷層掃描後利用 ROI (Region of interesting) 鍵的功能來測得其影像的對比解析度（圖五）。

(三)雜訊：利用頭部及身體假體，使用功能鍵來測出標準偏差（SD），經過下列式子運算 $(SD/AV + 1000) \times 100\%$ （SD：標準偏差，AV：平均電腦掃描值）所得之數值小於 20%，即為可接受的範圍 [3]。

結 果

頭部假體是由一個 200 mm 直徑的 PVC 瓣層裝滿水所組成，它主要包含有三個部份。第一部份為多層針狀層中的七列不同半徑的橫排孔，是用來做空間解析度分析。第二部份為多層針狀層中六種不同材質的針狀體，用來做影像的對比解析度。第三部份為水層，是用來做雜訊的量測。表一列出頭部假體空間解析度的量測值與標準值及其二者的誤差。它所含示的

表一 橫排孔之孔徑與孔間距的量測

Row No.	孔間距 (mm)	孔間距實測 結果(mm)	誤差 (mm)	孔徑大小 (mm)	孔徑實測 結果(mm)	誤差 (mm)
Row 1	2.00	—	—	1.00	—	—
Row 2	2.50	2.1	-0.4	1.25	—	—
Row 3	3.00	2.9	-0.1	1.50	0.7	-0.8
Row 4	3.50	3.4	-0.1	1.75	1.4	-0.35
Row 5	4.00	3.9	-0.1	2.00	2.4	+0.4
Row 6	5.00	4.6	-0.4	2.50	2.4	-0.1
Row 7	6.00	6.0	0	3.00	2.9	-0.1

掃描條件：掃描直徑：250 mm，掃描寬度：5.5 mm，頻率時間：5.1s，電壓：120 kVp，電流一秒：150 mAs

註：“—”表示無法測量

表二 頭部假體不同材質的電腦斷層標準值與測量值的比較

材質	標準值	測量值	誤差
水	0.4 ± 5	0.4	0 ± 5
聚乙烯	-82 ± 5	-64.3	-18 ± 5
尼龍	103 ± 5	107.8	-4 ± 5
Lexan	119 ± 5	116.4	3 ± 5
透明塑膠	143 ± 5	139.6	4 ± 5
鐵氟龍	1076 ± 20	969.7	107 ± 5

掃描條件：掃描直徑：250 mm，掃描寬度：5.5 mm，頻率時間：5.1s，電壓：120 kVp，電流一秒：150 mAs

表三 身體假體不同材質的電腦斷層標準值與測量值的比較

材質	標準值	測量值	誤差
水	0.3 ± 5	0.5	-0.2 ± 5
尼龍	103 ± 5	101.1	2 ± 5
鐵氟龍	905 ± 20	950.6	-45 ± 20

意義在於假體經由電腦切片所作的影像品質檢定是否在正常範圍中。表二則列出頭部假體不同材質之電腦斷層(CT)掃描值與標準值的比較。

身體假體是由一個300 mm直徑的尼龍圓柱狀體所組成。它主要包含有一個鐵氟龍針狀體和一個水洞。身體假體不同材質所測得的數值標在表三裡，其所代表的意義乃是電腦影像之對比度標準值與測量值的比較，我們由此可觀察若組織成分與第三者相似其對比解析度較差。表四則列出雜訊的量測，包括頭部假體和身體假體的水層。

討 論

電腦斷層掃描儀影像品質的好壞在於是否可以清楚的，真實的從圖像上看到人體各組織的情形。影響影像品質的因素有許多，但就影像系統而言，可以下列式子來表示[9]。

$$\text{影像品質 } \alpha = \frac{\text{尖銳程度}^2 \times \text{對比度}^2}{\text{雜訊功率}}$$

因此選取空間解析度、對比解析度及雜訊來量測之，用以概略分析此電腦斷層掃描儀影像品質的好壞。表一所顯示的空間解析度之數值，經觀察比較標準值與量測值未完全相等。根據實驗程序來看，這樣的誤差有以下考慮。人眼的誤差、影像邊緣的模糊化、以及機器本身的誤差。人眼的誤差與我們觀察的螢幕尺寸有關聯，尺寸越大觀察越容易；而影像的模糊化則與點與點間的差距有關；機器本身的誤差與切片選取的時間和暴露時間的長短有關，若選取的時間範圍不在中段，則影像不為最均勻的部份，我們所選取的就不是中段的切片，因此影像便不夠均勻，對空間解析度的好壞亦有影響。由表二的比較，我們可以發現電腦斷層掃描值最大的差距在聚乙烯與鐵氟龍這兩種材質，而其他材質的值皆落於標準範圍內，也就是說，當組織的電腦斷層掃描值落在這兩個值左右時，其誤差較其他的大，對比解析度較不好。同樣的，身體假體所測之結果由表三比較得知，亦是在鐵氟龍材質有著較大的誤差，所以身體組織若與此兩層相似電腦螢幕所展現的影像易造成醫生判讀誤差。根據表四所得之結

表四 雜訊的量測

水層	AV	SD	AR	SD/(AV + 1000) × 100%
頭部假體的水層	0.6	6.1	5666	2.92%
身體假體的水層	102.6	31.0	20204	2.81%

AV：平均電腦掃描值，SD：標準誤差，AR：測量面積

果，不管是頭部假體或身體假體所測得結果經由運算皆落於標準範圍內。

結 論

我們可以藉由掃描頭部及身體假體來檢查電腦斷層掃描儀的影像品質。在測試影像品質之前，整套系統包含電腦部份，必須經過適當的校驗之後，方可進行影像的測試。根據量測的結果，實驗所得之數據大部份均落在範圍值之內，顯示此部電腦斷層掃描儀的解析度及雜訊程度都合乎標準值，也就是說所得之影像是可信的，但若要品質保證，則須經常的測試才行。對於每日的品質保證檢查項目裡主要包含有(一)頭部假體多層針狀層中的影像對比解析度和假影的檢查。(二)頭部假體中水層的雜訊量測。(三)身體假體中的假影和雜訊量測。此外每月檢查項目還應包含有頭部假體中的切片厚度測量，以確保電腦斷層掃描儀影像的品質。

謝 誌

感謝國立陽明大學醫學放射技術學系同學的參與；以及衛生署研究計畫 DOH87-HR-524 經費資助，特此致謝。

參考文獻

- Berland LL: Practical CT: technology and

techniques. Raven Press Books, New York, NY, 1987; 763-787.

- Conway J, Robinson MH: CT virtual simulation. Brit J Radiol 1997; 70: S106-118.
- Heiken JB, Brink JA, Vannier MW: Spiral (Helical) CT. Radiol 1993; 189(3): 647-656.
- Jani SK: CT Simulation for Radiotherapy. Medical Physics Publishing. Madison, WI, 1993; 147-160.
- Johns HE, Cunningham JR: The Physics of Radiology. Charles C. Thomas Publisher. Springfield, Ill. 1983; 580-591.
- Ragan DP, Forman JD, He T, Mesina CF: Clinical results of computerized tomography-based simulation with laser patient marking. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996; 34(3): 691-695.
- Stephenson JA, Wiley AL Jr: Current techniques in three-dimensional CT simulation and radiation treatment planning. Oncol 1995; 9(11): 1225-1232.
- Elsctint HeliCAT II Operation Menu: Image Performance Quality Assurance, Elscint HeliCAT II Operation Menu, Appendix B. Elscint Ltd., Haifa, Israel, 1997; B1-8.
- 陳振洪：電腦斷層攝影簡介。友信行股份有限公司。SIEMENS 電腦斷層服務部 1987;1-40.



COMPUTED TOMOGRAPHY SIMULATION IMAGE QUALITY AND NOISE MEASUREMENT

Max M. Chao^{1,3}, Liung S. Chao^{1,2}, Shueh C. Liou¹,
Yuh L. Lee^{1,2}, Sang H. Yen^{1,2}, Kuang Y. Chen^{1,2}

¹ Cancer Center, Veterans General Hospital-Taipei

² Division of Radiological Technology and Science, School of Medical Technology and Engineering,
National Yang-Ming University

³ Department of Radiological Technology, Chungtai Institute of Health Sciences and Technology

Purpose: To measure and evaluate the spatial resolution, contrast resolution and noise of computed tomography simulation image in order to meet the requirement of precision radiation therapy.

Materials and methods: Elscint HeliCAT II CT scanner head and body phantom were used to measure and evaluate the image quality of computed tomography simulator. We used the head phantom includes seven rows of different diameter perspex layer (multipin layer) to do the spatial resolution comparisons, and another five different material layer of this head phantom were also used to do the contrast resolution comparisons. The noise was used the head and body phantom through the "ROI" function key to find its percentage errors in order to meet the requirement of precision radiation therapy.

Results: The error of spatial resolution was within ± 0.8 mm. The Contrast resolution error was within ± 18 CT number except Teflon. The range of noise was within 3%.

Conclusions: The quality assurance procedure of this computed tomography simulation imaging system had been setup before formally using. It all met the requirement of precision radiation therapy. To assure the image quality, it also needs measurement periodically.

[Therapeut Radiol Oncol 1998; 5: 187-191]

Key words: Computed tomography simulation, Spatial resolution, Contrast resolution, Noise

