

**科技部補助**  
**大專學生研究計畫研究成果報告**

計 畫 名 稱	： 使用PMMA線對假體以田口方法執行腦部電腦斷層影像最佳化
------------	--------------------------------

執行計畫學生：周舒婷

學生計畫編號：MOST 107-2813-C-040-003-E

研究期間：107年07月01日至108年02月28日止，計8個月

指導教授：陳健懿

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 108年03月11日

# 摘要

電腦斷層(Computed Tomography; CT)的基本概念即旋轉得一般 X 光攝影。由各方向入射的 X 光射線穿透人體後取得資料，再以電腦組合成 2D 橫切面影像，並可進一步重組成細緻的 3D 立體影像。目前臨床上腦部創傷的診斷以 CT 掃描為第一線的檢查方式，然而基於種種限制，現階段的腦部 CT 尚無法明確分辨微小出血點的位置，繼而極容易造成誤判和延誤患者的治療。因此，本研究旨在找出腦部 CT 之最佳化掃描條件，藉此提升腦部 CT 之診斷價值，降低診斷所需時間，使患者得以儘早接受救治。

本研究利用 PMMA(Polymethylmethacrylate)線對假體評估腦部 CT 影像解析度，並以田口分析法針對腦部 CT 攝影條件，取得最佳化的掃描參數。根據田口分析法，將 Thickness、kVp、mAs、Filter 及 FOV 設為控制因子，其為可能影響腦部 CT 影像品質之參數；參數變動水準之設定值為腦部 CT 常規造影設定值之正負 15%；設計參數之組合運用  $L_{18}$  直交表。接著使用飛利浦公司製造之 128 切電腦斷層儀(Philips Brilliance 128 CT Scanner)以設計之參數組合對 PMMA 線對假體進行 18 次掃描，每次掃描獲得 2 張影像。每張影像由 3 位臨床資深放射師分別進行 3 次評分，評分結果再以田口分析法分析最佳化設定及主要因子，並透過變異數分析(Analysis of Variance)檢定實驗結果。研究結果方面，最主要因子為 kVp，S/N 值變化量由 29.21 至 33.75，且 ANOVA 分析結果為顯著。最佳化參數為 Thickness 2.5mm、300mAs、140kVp、Sharp Type Filter 及 FOV 200mm，較常規設定之 S/N 值提高 5.3% ( $p < 0.001$ )，有效劑量則提升約 0.5mSv。最佳化參數雖能顯著提升腦部 CT 影像解析度，但會額外增加劑量，即便如此，提升後的劑量仍低於法規限值，有助於頭部創傷患者之臨床診斷。

關鍵字：最佳化、PMMA 線對假體、電腦斷層、田口分析法、醫學影像

# 目錄

摘要.....	i
目錄.....	ii
(一)研究動機與研究問題.....	1
(二)文獻回顧與探討.....	1
(三)研究方法及步驟.....	3
3.1 飛利浦 128 切電腦斷層儀(Philips Brilliance 128 CT Scanner).....	3
3.2 PMMA 線對假體.....	3
3.3 方法步驟.....	4
3.3.1 假體擺放設計.....	4
3.3.2 造影參數設計.....	6
3.3.3 電腦斷層掃描.....	6
3.3.4 影像評分.....	7
3.3.5 資料分析.....	7
3.3.6 參數驗證.....	7
(四)結果與討論.....	7
4.1 實驗結果.....	7
4.1.1 原始數據.....	7
4.1.2 因子反應.....	8
4.1.3 變異分析.....	11
4.1.4 參數驗證.....	12
4.2 結果討論.....	13
4.2.1 田口優化參數之劑量分析.....	13
4.2.2 參數之最佳化修正.....	14
4.2.3 最佳化參數之驗證.....	14
4.2.4 最佳化參數之劑量分析.....	15
(五) 結論與未來展望.....	16
(六)參考文獻.....	16

## (一)研究動機與研究問題

意外的發生往往不可預期，尤其我們如今身處的社會變動幅度如此巨大。不論是高速化的交通，亦或是治安上的隱憂，均大幅提高了意外發生的機率，而其中又以腦部創傷占了極大的比率。腦部創傷經常伴隨顱內壓過高、腦水腫、腦出血.....的發生，由此可見，即時性的診斷與治療更顯得格外重要。即便是稍許的延遲，都極有可能造成病患終身不可回復的傷害，甚或是危及到病患的性命。

一般而言，腦部創傷的診斷會運用 CT 及 MRI，而目前臨床上以 CT 為第一線的檢查方式，因其具有能在短時間內完成、患者可在維生系統的支持下接受檢查，以及可依據出血位置判斷患者受撞擊處之主要優勢。然而，現階段的臨床腦部 CT 並無法針對微小出血點做出及時的判斷，因此經常造成誤判和延誤患者救治時間的發生。本研究透過 PMMA 線對壓克力假體及田口分析法的運用，以部分實驗因子方式獲得相當於全因子實驗的精確結果，在大幅減少實驗成本的同時，取得最佳化的腦部 CT 掃描參數，藉此提升腦部 CT 的診斷價值，降低診斷所需時間。

## (二)文獻回顧與探討

田口分析法為日本田口玄一博士於 1950 年代所提倡，因最早用於工程上的品質改良，又稱為「品質工程學」。此法以部分實驗因子的方式進行，先選出幾個控制因子再透過直交表，建立一個實驗模式。接著以這個實驗模式去預測廣大的實驗數據，藉此找到最佳化的設計組合。直交表的主要優點為降低實驗次數，其他優點尚有簡化資料分析、分析結果之可信度極高等。其特色為任兩因子間所有水準組合的出現次數均相同，而依據實驗因子種類及水準數量不同會產生各式的直交表，且各式直交表中存在著不同的交互作用。本研究採用  $L_{18}(2^1 \times 3^7)$  直交表(表一)，其為混合水準直交表，交互作用被平均分散於各行，在結果的表現上，將不受交互作用干擾，因此可用於評估主要因子效應[1]。

表一、L<sub>18</sub>(2<sup>1</sup>×3<sup>7</sup>)直交表

Exp.	A	B	C	D	E
1	1	1	1	1	1
2	1	1	2	2	2
3	1	1	3	3	3
4	1	2	1	1	2
5	1	2	2	2	3
6	1	2	3	3	1
7	1	3	1	2	1
8	1	3	2	3	2
9	1	3	3	1	3
10	2	1	1	3	3
11	2	1	2	1	1
12	2	1	3	2	2
13	2	2	1	2	3
14	2	2	2	3	1
15	2	2	3	1	2
16	2	3	1	3	2
17	2	3	2	1	3
18	2	3	3	2	1

田口分析法以 S/N 比(S/N ratio)作為品質指標，並依據不同品質特性之理想機能衍生出三種公式，而不論是何種 S/N 比，值均越大越好。由於影像品質特性值是越大越好，本研究採用的是望大 S/N 比公式(式一)。

$$S/N = -10 \log \frac{\sum_{i=0}^n \frac{1}{y_i^2}}{n} \quad (\text{式一})$$

實驗結果的檢定需由 Excel 進行變異分析(ANOVA)。變異分析的第一個目的為評估實驗誤差，有了實驗誤差作為基準後，便能評估每一個因子效應在統計上是否具有意義(significant)，此即變異分析的第二個目的—因子的重要性測試。接著再透過 F-Test 計算各因子的 F 值，F 值越大代表該因子的影響力越大，藉由 F 分布來計算信心水準，評估每一因子在統計上是否具有顯著性 [1,2]。最後，欲驗證原始設計和優化設計間是否具有差異性時，由於兩者為相依樣本，使用成對樣本 T (paired sample t-test)檢定進行差異顯著性分析，藉此判斷優化設計是否具有改善效果[3]。

雖說田口分析法最早用於工業，但其亦可應用於醫療範疇。過去即有許多研究著力於運用田口分析法達到影像品質的最佳化，並皆已取得相當程度的成果，例如心臟 CT[4]、<sup>99m</sup>Tc-MDP 之骨頭造影參數的最佳化[5]，及找出 64 切 CT 解析度之最佳化設定[6]等。因此，本研究將透過田口分析法以最少的實驗數據建立最準確的實驗模式，在大幅降低實驗成本的同時獲得最佳化的掃描參數設定，藉此提升腦部 CT 影像之解析度。

### (三)研究方法及步驟

#### 3.1 飛利浦 128 切電腦斷層儀(Philips Brilliance 128 CT Scanner)

本研究使用的電腦斷層儀由彰化鹿港基督教醫院提供(圖一)。

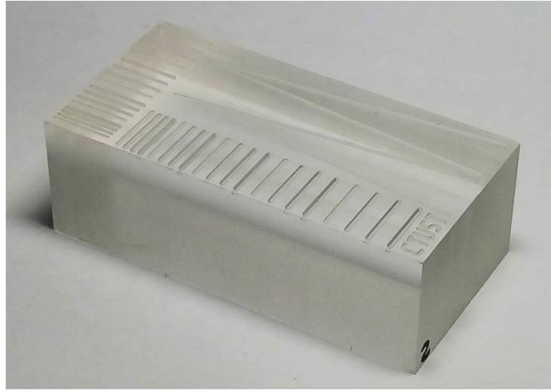


圖一、飛利浦 128 切電腦斷層儀(Philips Brilliance 128 CT Scanner)

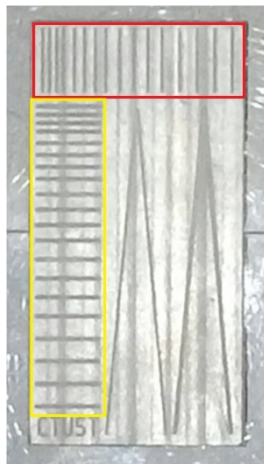
#### 3.2 PMMA 線對假體

PMMA 線對假體專用於電腦斷層重組影像之品質評估，其設計目的為提高影像品質。此假體大小  $60 \times 30 \times 20 \text{mm}^3$ ，表面具有 2 組分別為垂直和水平的線對，以及 1 組倒 V 字形線組(圖二)。

每組線對皆由深度分別為 0.2、0.4、0.6 及 0.8mm 的四線對組構成，垂直方向具 4 組四線對組，線寬皆為 0.5mm；水平方向則具 5 組四線對組，線寬皆為 0.7mm。而不論是水平或垂直方向，各四線對組之線間距皆為 0.5、1、1.5 及 2mm(圖三)。倒 V 字形線組則由 0.5 或 0.7mm 的線組構成，整體線組長約 50mm，深度由尖端 0.2mm 逐漸改變至底端 0.8mm。由於獨特的造型設計，PMMA 線對假體能創造出一系列可重組之假體影像，藉此量化影像品質[2]。



圖二、PMMA 線對假體



圖三、水平方向之 5 組四線對組及垂直方向之 4 組四線對組

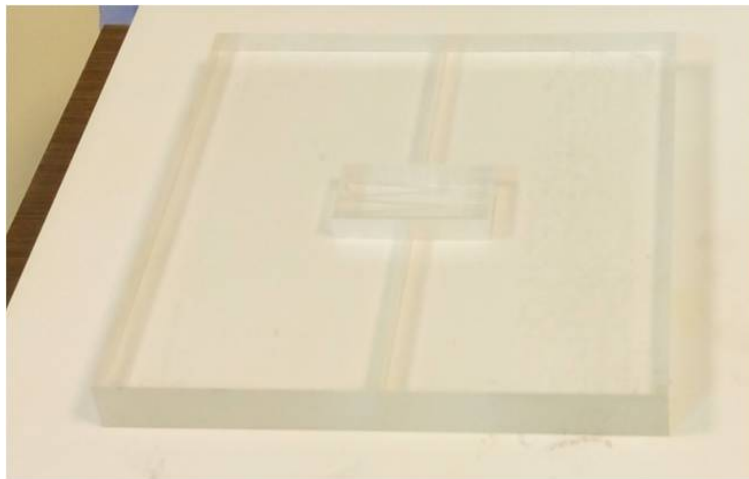
### 3.3 方法步驟

#### 3.3.1 假體擺放設計

為了模擬頭部創傷，假體的擺放參考成人頭部大小而設計。將 PMMA 線對假體與水假體交互堆疊，堆疊厚度為 16cm(圖四)。第一、第三及第五層皆為 4cm 水假體，第二及第四層則為 PMMA 線對假體。兩層水假體之擺放方向相互垂直，第二層 PMMA 線對假體擺放為左右(LR)方向(圖五)；第四層 PMMA 線對假體擺放則為上下(SI)方向(圖六)。



圖四、將三層 4cm 水假體與兩層 PMMA 線對假體交互堆疊



圖五、第二層 PMMA 線對假體依 LR 方向擺放



圖六、第四層 PMMA 線對假體依 SI 方向擺放



### 3.3.2 造影參數設計

運用  $L_{18}$  直交表設計出十八組攝影參數配對(表二)，接著進行攝影。

表二、以  $L_{18}(2^1 \times 3^7)$  直交表組合配對攝影參數

	Thickness(mm)	mAs	kVp	mAs	Filter	FOV(mm)
Level 1	2.5	300	80	300	sharp	200
Level 2	5	350	120	350	standard	250
Level 3	-	400	140	400	smooth	300

Group	Thickness(mm)	mAs	kVp	Filter	FOV(mm)
1	2.5	300	80	sharp	200
2	2.5	300	120	standard	250
3	2.5	300	140	smooth	300
4	2.5	350	80	sharp	250
5	2.5	350	120	standard	300
6	2.5	350	140	smooth	200
7	2.5	400	80	standard	200
8	2.5	400	120	smooth	250
9	2.5	400	140	sharp	300
10	5	300	80	smooth	300
11	5	300	120	sharp	200
12	5	300	140	standard	250
13	5	350	80	standard	300
14	5	350	120	smooth	200
15	5	350	140	sharp	250
16	5	400	80	smooth	250
17	5	400	120	sharp	300
18	5	400	140	standard	200

### 3.3.3 電腦斷層掃描

掃描共獲得 18 組影像，每組影像包含 2 張不同方向之線對假體影像，最終共有 36 張影像。將所得影像根據  $L_{18}$  直交表之 Thickness 重組冠狀切面。為了確保評分過程的一致性及準確度，選擇的影像為同一切面，且所有設定皆維持固定。十八組影像之窗寬(window width)及窗高(window level)分別固定為 300 和

60；縮放大小(zoom)固定為 1，其他設定亦皆相同。

### 3.3.4 影像評分

由 3 位臨床資深放射師對線對及倒 V 字形線組進行綜合性評估，計算兩 PMMA 線對假體影像可辨別之線條數量。評分方式為：一個掃描參數組合條件下，所得兩張影像中線對區域內每一黑白變化為 1 分，單張影像滿分 36 分；即一個掃描參數組合條件的滿分為 72 分。為了提高精確度，同一組影像將進行三次評分。

### 3.3.5 資料分析

以田口分析法分析最佳化設定及主要、次要因子，並透過變異數分析 (ANOVA) 進行統計上的驗證。

### 3.3.6 參數驗證

使用 Philips Brilliance 128 CT Scanner 臨床上用於病人之條件參數與最佳化調整參數之組合進行比對。

## (四) 結果與討論

### 4.1 實驗結果

#### 4.1.1 原始數據

18 組影像中，每組影像皆有 9 個評分結果。分別計算出各組的平均值 (Ave.)、標準差 (SD.) 及 S/N 值後，再將 18 組影像個別的平均值、標準差及 S/N 值加以平均，取得標準值，藉此比較組與組之間的優劣及評分一致性(表三)。

評分結果中，評分平均值的標準值為 42.8 分，最高的評分平均值落在第 6 組，條件為：切面厚度 2.5mm、管電流時間積 300mAs、管電壓 140kVp、平滑型濾片及照野 300mm，其評分平均值為 54.6 分；最低的評分平均值則落在第 10 組，條件為：切面厚度 5mm、管電流時間積 300mAs、管電壓 80kVp、平滑型濾片及照野 200mm，其評分平均值為 14 分。另外，最高評分組別的標準差為 2.4，低於標準差標準值 4.5，即 9 次評分結果近乎一致；最低評分組別的標準差為 7.5，高於標準差標準值 4.5，意味著 9 次評分結果落差極大。

雖然第 10 組的評分結果迥異，但在 9 次評分中最高分數僅有 20 分，遠低

於標準值，也就是說即便評分者們對影像品質程度看法不同，仍一致認為該組影像品質較為不佳。

表三、18 組影像評分結果

Group	scorer 1			scorer 2			scorer 3			Ave.	SD.	S/N
	score 1	score 2	score 3	score 1	score 2	score 3	score 1	score 2	score 3			
1	47	36	42	52	47	49	46	43	43	45.00	4.60	33.06
2	49	48	51	56	52	53	55	51	52	51.90	2.60	34.30
3	46	45	47	47	44	45	50	48	47	46.60	1.80	33.36
4	46	39	44	45	44	47	46	46	44	44.60	2.40	32.98
5	49	43	46	46	46	44	55	54	51	48.20	4.30	33.66
6	56	49	53	55	55	56	57	56	54	54.60	2.40	34.74
7	45	41	45	53	52	50	46	47	47	47.30	3.80	33.50
8	52	49	47	50	49	50	52	51	51	50.10	1.60	34.00
9	52	48	45	50	43	46	55	56	55	50.00	4.80	33.98
10	10	3	2	23	14	16	19	19	20	14.00	7.50	22.92
11	43	43	45	57	48	51	52	51	48	48.70	4.60	33.74
12	39	40	45	49	44	46	49	48	47	45.20	3.70	33.11
13	10	6	10	25	19	22	31	29	30	20.20	9.50	26.12
14	37	38	42	52	40	51	47	48	47	44.70	5.60	33.00
15	42	45	45	51	45	48	51	51	50	47.60	3.40	33.54
16	10	11	7	24	24	24	30	33	31	21.60	9.80	26.67
17	41	39	40	38	35	41	49	49	48	42.20	5.20	32.51
18	44	44	48	51	51	52	50	50	49	48.80	2.90	33.76
Ave.										42.8	4.5	32.2

#### 4.1.2 因子反應

將經由田口方法得到的 S/N 值進行分析，便可得到影響影像品質的主要因子，以及雖不能影響影像品質，但卻可以降低成本的次要因子。在平均值、標準差及 S/N 值之因子反應表(表四)(表五)(表六)中，列出了各因子在各個水準對於影像品質之綜合影響結果。為了方便觀察，將因子反應表之數值分別繪製成平均值、標準差及 S/N 值之因子反應圖(圖七)(圖八)(圖九)。

在 S/N 值因子反應圖中，切面厚度、管電壓、濾片及照野的 S/N 值變動幅度，均與管電流時間積差異懸殊，且其平均值因子反應圖也是如此，即此 4 個因子僅需微幅的調整便足以影響影像品質，為改變影像品質的主要因子。而管電流時間積不論在 S/N 值還是平均值因子反應圖中，變動幅度均極小，代表其無法明顯地造成影像品質變動，為降低成本的次要因子。

田口分析法以 S/N 值作為品質指標。由於影像品質特性值是越大越好，本研

究採用的是望大 S/N，代表 S/N 值越大越符合期望結果。根據 S/N 值因子反應表及因子反應圖，將 5 個因子個別最大之 S/N 值的參數水準設為田口優化參數，分別為切面厚度 2.5mm、管電流時間積 400mAs、管電壓 140kVp、銳利型濾片及照野 200mm，其 S/N 值分別為 33.73、32.4、33.75、33.3 及 33.64。

表四、平均值之因子反應表

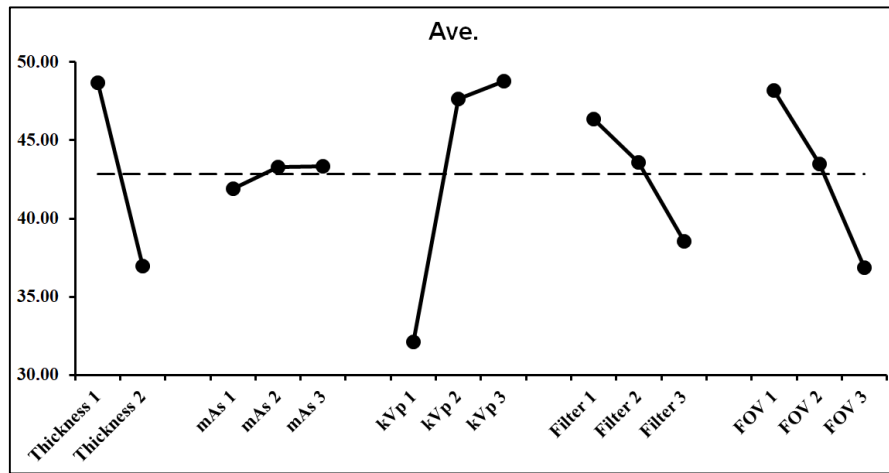
	Thickness	mAs	kVp	Filter	FOV
Level 1	48.69	41.89	32.11	46.33	48.17
Level 2	36.99	43.30	47.63	43.61	43.48
Level 3		43.33	48.78	38.57	36.87

表五、標準差之因子反應表

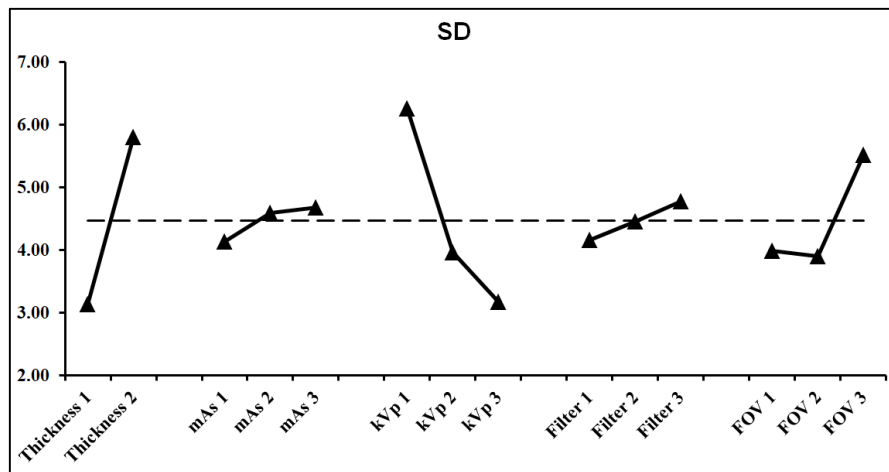
	Thickness	mAs	kVp	Filter	FOV
Level 1	3.14	4.14	6.27	4.16	3.99
Level 2	5.80	4.59	3.97	4.47	3.90
Level 3		4.68	3.17	4.78	5.52

表六、S/N 值之因子反應表

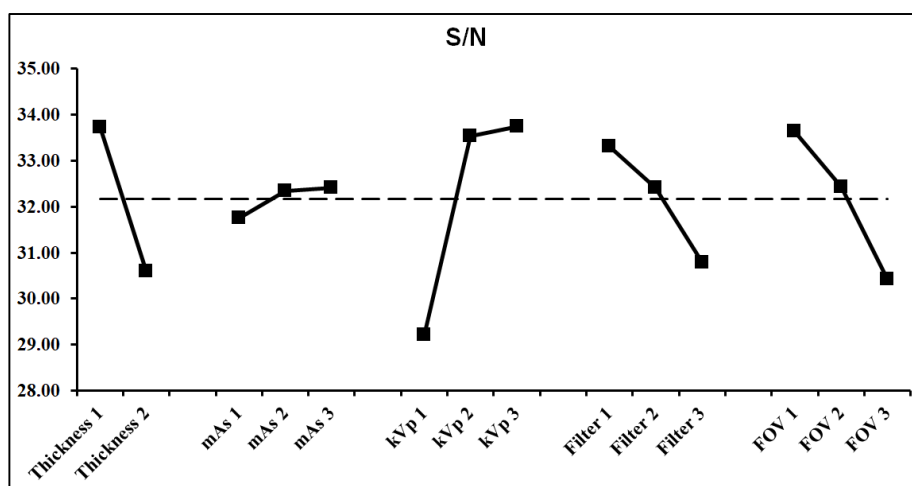
	Thickness	mAs	kVp	Filter	FOV
Level 1	33.73	31.75	29.21	33.30	33.64
Level 2	30.60	32.34	33.54	32.41	32.43
Level 3		32.40	33.75	30.78	30.43



圖七、平均值之因子反應圖



圖八、標準差之因子反應圖



圖九、S/N 值之因子反應圖

#### 4.1.3 變異分析

將實驗結果由 Excel 進行變異分析(ANOVA)檢定。ANOVA 透過 F-Test 計算各因子的 F 值，F 值越大代表該因子的影響力越大，藉由 F 分布來計算信心水準，評估每一因子在統計上是否具有顯著性。本研究採用 99 % 的信賴區間作為判斷依據(表七)。

表七、變異分析(ANOVA)結果

Parameter	SS	DOF	F	Confidence level	Significant*
Thickness	5547.56	1	218.58	100.00%	Yes
mAs	73.23	2	1.44	76.03%	No
kVp	9358.57	2	184.37	100.00%	Yes
Filter	1673.79	2	32.98	100.00%	Yes
FOV	3478.75	2	68.53	100.00%	Yes
Others	487.26	8	2.4	98.15%	No
Error	3654.67	144	S = 5.04		
Total	24273.83	161	*At least 99% confidence level		

ANOVA 分析結果顯示，切面厚度、管電壓、濾片及照野呈現的信心水準皆為 100%，於 99% 的信賴區間下，代表此 4 個因子在統計上均具有顯著性，為影響影像品質的主要因子，當中又以切面厚度最具有影響力，其 F 值為 218.58；管電流時間積的信心水準為 76.03%，於 99% 的信賴區間之下，代表其在統計上不具有顯著性，為不能影響影像品質，但可降低成本的次要因子。由於  $L_{18}(2^1 \times 3^7)$  直交表的特性，除了直交表中的因子外，尚有其他因素(Others)會影響影像品質，在 ANOVA 分析結果中，其他因素的信心水準為 98.15%，於 99% 的信賴區間之下，不具有統計上的顯著性。

根據 ANOVA 的分析結果，影響影像品質的主要因子有切面厚度、管電壓、濾片及照野，次要因子則為管電流時間積，此結果與田口分析法的分析結果相符。另外，根據 F 值大小進行的影響力大小排序為切面厚度、管電壓、照野及濾片，此結果同樣與田口分析法中 S/N 值因子之反應表及反應圖相符，主要因子中以切面厚度有最劇烈的 S/N 值變化，即田口分析法之分析結果與統計學之分析結果趨近相同。

#### 4.1.4 參數驗證

將田口優化參數和臨床腦部 CT 常規造影參數實際進行掃描，取得影像（圖十）。評分方面同樣由 3 位臨床資深放射師分別對 2 組影像進行 3 次評分，並將評分結果數據及兩者間的比較製成表格(表八)(表九)。臨床腦部 CT 常規造影參數為：切面厚度 5mm、管電流時間積 350mAs、管電壓 120kVp、標準型濾片及照野 250mm；田口優化參數為：切面厚度 2.5mm、管電流時間積 400mAs、管電壓 140kVp、銳利型濾片及照野 200mm。

根據評分結果，臨床腦部 CT 常規造影參數的 S/N 值為 33.13，田口優化參數的 S/N 值則為 35.03，改善了 5.7%。此外，由成對 T 檢定獲得之 p 值(p value)小於 0.001，代表在影像品質方面，田口優化參數確實優於臨床腦部 CT 常規造影參數。

表八、臨床腦部 CT 常規造影參數及田口優化驗證評分結果

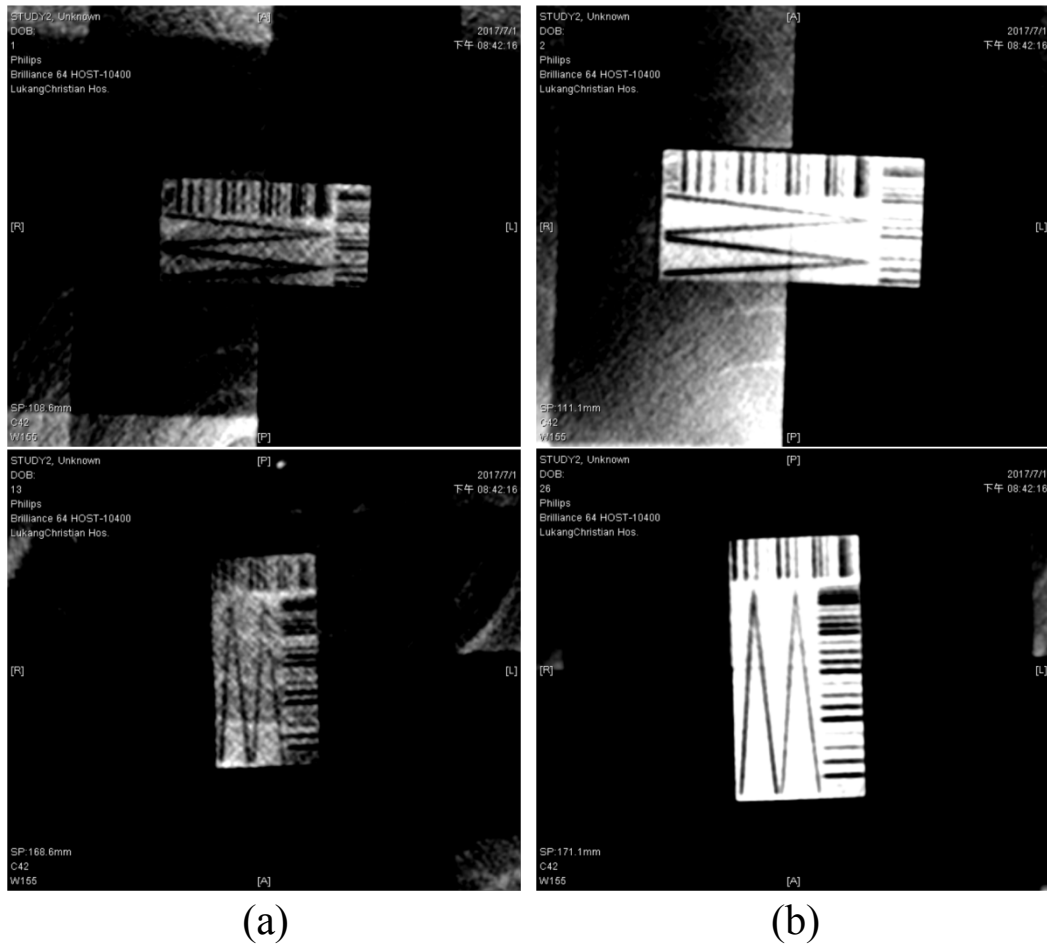
Group	scorer 1			scorer 2			scorer 3			Ave.	SD.	S/N
	score	score	score	score	score	score	score	score	score			
	1	2	3	1	2	3	1	2	3			
R	38	41	43	50	49	50	48	45	44	45.33	4.24	33.13
T	55	57	57	57	56	56	55	57	58	56.44	1.01	35.03

\*R 為臨床腦部 CT 常規造影參數之驗證影像

\*T 為田口優化參數之驗證影像。

表九、臨床腦部 CT 常規參數及田口優化參數比較

Parameter	Routine	Taguchi
Thickness(mm)	5	2.5
mAs	350	400
kVp	120	140
Filter	standard	sharp
FOV(mm)	250	200
S/N	33.13	35.03
p value	<0.001	



圖十、驗證影像，(a)臨床腦部 CT 常規造影參數(b)田口優化參數

## 4.2 結果討論

### 4.2.1 田口優化參數之劑量分析

經過實際掃描驗證，田口優化參數確實改善了影像品質，但劑量是否會額外增加是必須要提出來探討的。CT 檢查中，將體積電腦斷層劑量指標(volume computed tomography dose index,  $CTDI_{vol}$ ) 乘上掃描長度(L)可以得到劑量長度乘積(dose length product, DLP)。根據 ACR 於 2004 年提出之報告，針對成人頭部 CT 檢查，將掃描長度設為 17.5cm，並根據 EUR 16262 號報告及 AAPM 96 號報告建議的有效劑量轉換因子(conversion factor, k)將 DLP 換算成有效劑量(effective dose, E)，當中成人頭部的 k 值為 0.0019mSv/mGy-cm。

參數驗證結果顯示，田口優化參數的 S/N 值較臨床腦部 CT 常規造影參數改善了 5.7%，影像品質有明顯的提升( $p < 0.001$ )；但  $CTDI_{vol}$  卻從臨床腦部 CT 常規造影參數的 60.4mGy，提升至 100.49mGy，換算成有效劑量表示，有效劑量



約由 2.01mSv 提升至 3.34mSv，整體劑量提高 66.17 %。

#### 4.2.2 參數之最佳化修正

田口優化參數在提升影像品質的同時，輻射劑量也隨之增加。根據 ICRP 60 號報告及游離輻射防護安全標準之合理抑低原則(as low as reasonably achievable, ALARA)，執行輻射相關作業時，必須盡一切合理之努力，維持輻射曝露在實際上遠低於法規之劑量限度。因此，我們必須設法探討如何降低輻射劑量。

即便依循 ALARA 原則，輻射劑量並不是毫無限制地越低越好，而是要在劑量和影像品質間取得平衡。本研究的控制因子中，唯有作為次要因子的管電流時間積可以在不影響影像品質的前提下，達到降低輻射劑量的目的。因此，將田口優化參數中的管電流時間積由 400mAs 降低至 300mAs。修正後的最佳化參數條件為：切面厚度 2.5mm、管電流時間積 300mAs、管電壓 140kVp、銳利型濾片及照野 200mm。

#### 4.2.3 最佳化參數之驗證

將最佳化參數實際進行掃描，取得影像(圖十一)，並由 3 位臨床資深放射師分別進行 3 次評分，將評分結果數據製成表格(表十)。此外，將臨床腦部 CT 常規造影參數、田口優化參數及最佳化參數間的比較整理成表格(表十一)。

經過驗證，最佳化參數之 S/N 值為 34.89，與臨床腦部 CT 常規造影參數有顯著差異( $p < 0.001$ )，兩者相差 5.3 %；但與田口優化參數無顯著差異( $p = 0.137$ )，兩者相差 0.4 %，即最佳化參數與田口優化參數具有相同的影像品質改善效果。

表十、最佳化參數評分結果

Group	scorer 1			scorer 2			scorer 3			Ave.	SD.	S/N
	score	score	score	score	score	score	score	score	score			
O	56	56	55	57	56	57	54	55	54	55.56	1.13	34.89

\*O 為最佳化參數之影像

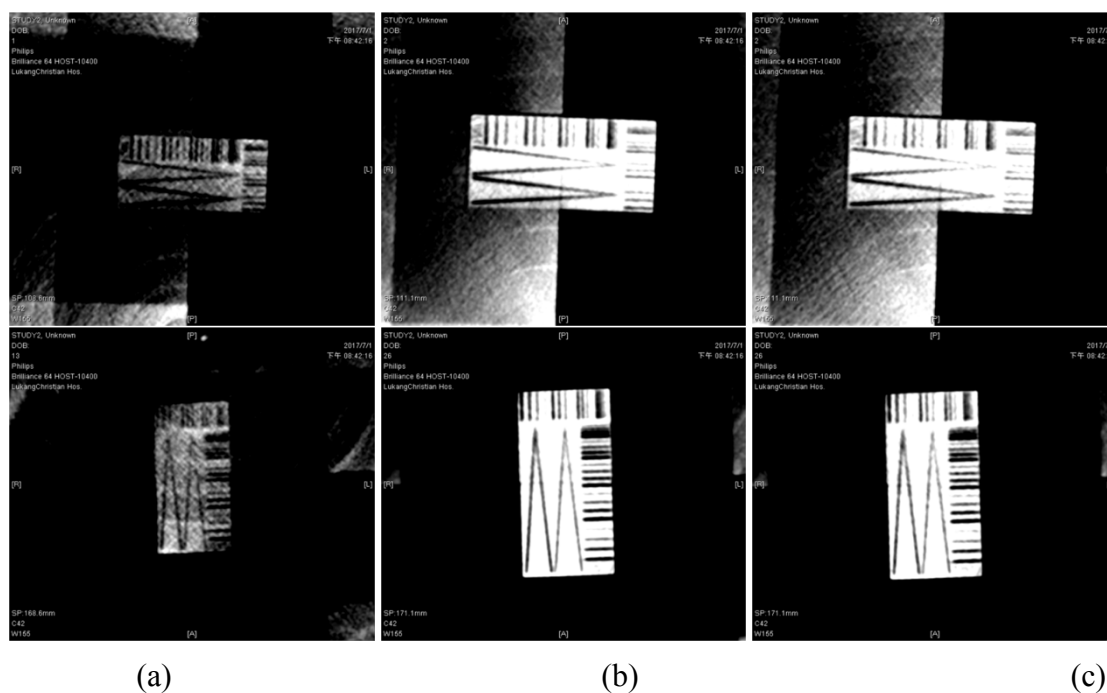
表十一、臨床腦部 CT 常規參數、田口優化參數及最佳化參數比較

Parameter	Routine	Taguchi	Optimization
Thickness(mm)	5	2.5	2.5
mAs	350	400	300
kVp	120	140	140
Filter	standard	sharp	sharp
FOV(mm)	250	200	200
S/N	33.13	35.03	34.89
E (mSv)	2.01	3.34	2.51

\*臨床腦部 CT 常規參數與田口優化參數影像品質有顯著差異( $p < 0.001$ )

\*臨床腦部 CT 常規參數與最佳化參數影像品質有顯著差異( $p < 0.001$ )

\*田口優化參數與最佳化參數影像品質無顯著差異( $p = 0.137$ )



圖十一、驗證影像(a)臨床腦部 CT 常規參數(b)田口優化參數(c)最佳化參數

#### 4.2.4 最佳化參數之劑量分析

最佳化參數之  $CTDI_{vol}$  為 75.5mGy，較臨床腦部 CT 常規造影參數提高 15.1 mGy，換算為有效劑量約提高 0.50mSv，整體劑量提升 24.88 %。與田口優化參數提升 66.17 %之劑量相比，最佳化參數確實有降低輻射劑量之效果。

根據 ACR 於 2017 年公布之電腦斷層劑量限值，成人頭部 CT 的輻射劑量限值為  $CTDI_{vol}$  需小於 80 mGy(表十二)。最佳化參數之  $CTDI_{vol}$  雖較臨床腦部 CT 常規造影參數來的高，但其劑量值仍遠低於劑量限值，符合國際輻射劑量規範[ACR, 2017]。

表十二、ACR 公佈之 CT 劑量限值[ACR, 2017]

Examination	$CTDI_{vol}$ (mGy)
Adult Head	80
Adult Abdomen	30
Pediatric Head (1 year old)	40
Pediatric Abdomen (18.1-22.7 kg)	20
16 cm phantom	
Pediatric Abdomen (18.1-22.7 kg)	10
32 cm phantom	

#### (五)結論與未來展望

根據田口分析法，最佳化造影參數條件為：切面厚度 2.5mm、管電流時間積 300mAs、管電壓 140kVp、銳利型濾片及照野 200mm。此外，最佳化造影參數之影像品質較臨床腦部 CT 常規造影參數提升 5.3%，有效劑量雖增加 0.5mSv，仍遠低於法規限值。影響腦部 CT 影像品質的主要因子包含切面厚度、管電壓、濾片及照野，當中又以管電壓影響力最大。本研究透過田口分析法，在取得最佳化腦部 CT 掃描參數的同時，合理抑低輻射劑量，藉此提升腦部 CT 的診斷價值，降低診斷所需時間。

此次的研究僅針對單一電腦斷層儀進行探討，並未考量到設備間的變異性，期許未來能夠利用動態田口分析法，對數台電腦斷層儀進行影像品質優化的探討。此外，本次研究僅以假體進行影像評估，希望將來可以透過活體影像進行影像評估，實際驗證影像品質之優化，提高參數最佳化的可信度。

#### (六)參考文獻

- [1] 李輝煌，2000，田口方法：品質設計的原理與實務，第四版，高立圖書有限公司
- [2] 陳欣好，李季光，陳啟昌，潘榕光，利用田口方法找出256 切CT 解析度最

佳化設定，臺灣應用輻射與同位素雜誌 Taiwanese Journal of Applied Radiation and Isotopes(2017) 13(1) 1433-1440

[3] 蔡宇哲，2018，使用線對 PMMA 假體以田口方法優化腦部電腦斷層影像品質，碩士論文，中山醫學大學醫學影像暨放射科學系研究所

[4] 王婉珣，2015，利用田口方法以自製往復性水假體最佳化 128-slice CT 之心臟影像解晰度，碩士論文，中臺科技大學醫學影像暨放射科學系研究所

[5] 陳俊吉，2012，運用田口式最佳化法評量 99mTc-MDP 之骨頭造影參數設定，碩士論文，中臺科技大學醫學影像暨放射科學系研究所

[6] Pan,LF et al. (2015). Optimization of the imaging quality of 64-slice CT acquisition protocol using Taguchianalysis: A phantom study. Bio-Medical Materials and Engineering 26,1651-1658