

# 環場式膠囊內視鏡之介紹

## Introduce of Radial Imaging Capsule Endoscope (RICE) System

鄭偉德、歐陽盟、吳憲明、翁炳國、黃科志

Wei-De Jeng, Mang Ou-Yang, Hsien-Ming Wu, Ping-Kuo Weng, Ker-Jer Huang

本研究利用光學設計軟體建立環場式膠囊內視鏡光學模型，包含物面、環狀透明觀景窗、錐狀光學反射鏡、兩片式鏡組，以及像面。藉由增加鏡組焦數，以及改變錐狀光學反射鏡的位置，增加可使用的視場數量，並改善成像系統的品質。設計得到視場角為 65.08 度的新鏡組，當鏡組焦數調整為 4.2 時，可以取得三個視場的光點半徑大小在 17  $\mu\text{m}$  以下，在空間頻率 100 lp/mm 的 MTF 高達 36%。

In this study, a radial imaging capsule endoscope (RICE) system is designed, the RICE uses a cone mirror, a radial window shell, and a focus optical module that comprise the radial imaging system. This concept was demonstrated in a packaged optical simulator. The RICE optical model also has been established and verified by many simulations and experiments. In minimizing the sagittal and tangential aberrations, the optical module of the RICE has achieved an F-number of 4.2, a viewing angle of 65.08°, and an RMS radius of the 4th to 6th fields of less than 17  $\mu\text{m}$ . The modulation transfer function (MTF) is remarkably improved from 7% to 36% at 100 lp/mm on the 5th field of the sagittal plane.

### 一、介紹

現代人無法避免的繁忙壓力與複雜的飲食習慣，造成飲食的不適時、不適量，加劇了消化系統的負擔，使得消化系統病變成為最常見的文明疾病。傳統胃鏡和大腸鏡所引起的不適，讓許多病患畏懼，於是近來發展一種用來觀察消化系統病變的最新方法—口服式微型「膠囊內視鏡」(capsule endoscope)。

膠囊內視鏡主要提供消化道病變檢視，檢測範圍由食道、胃部到達小腸等，主要著重在傳統內視鏡無法深入的檢查小腸部分<sup>(1)</sup>。膠囊內視鏡從食道

經由胃部再到達小腸，拍攝週遭消化道內壁之影像以取得病徵資訊，並視醫師需求，合成為動態影片，以供疾病診斷之用。回顧膠囊內視鏡光學設計與分析相關文獻，例如 H. J. Park 等人提出兩端膠囊內視鏡技術，但是成像鏡頭多為廣視角鏡頭，大都會產生很大的橫向畸變<sup>(2)</sup>。Chao Hu<sup>(3)</sup>等人提出利用後端電腦影像處理方法來解決橫向畸變的問題，只能稍微改善橫向畸變的困擾。加上膠囊內視鏡普遍面臨光學影像品質的種種問題：影像不夠清晰、解析度低、無法撐開察看腸內之皺褶情況、無法掌握膠囊在腸內之速度、景深不足，如果不能有效地解決這些光學問題，會導致膠囊內視鏡無法獲

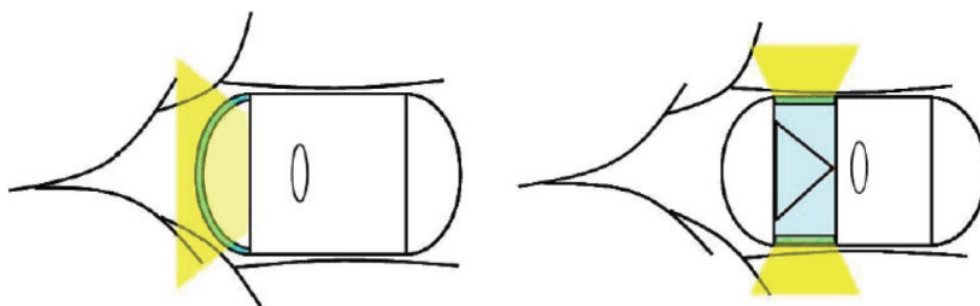


圖 1.  
RICE 與 FICE 之差別。

取更多有用的資訊。

本研究提出一種創新的方式，以改善傳統膠囊內視鏡之缺點，將全方位視景技術應用在膠囊內視鏡成像系統，使之能夠觀看環場視景腸道影像，以減少因腸內皺褶造成觀測死角的問題，可以更準確掌握膠囊內視鏡之速度。此環場式膠囊內視鏡 (radial imaging capsule endoscope, RICE) 與一般傳統只能拍攝前端影像之膠囊內視鏡 (front imaging capsule endoscope, FICE) 之差別如圖 1 所示。使用錐狀光學反射鏡，可以降低軟硬體機構成本及複雜的元件設計，減少色差以及大折光率透鏡之使用，並結合人體腸道環狀影像的特性，二維環場影像擷取、二維全景影像還原與三維環場影像重建；除了降低全景影像接合的步驟複雜度，更可以有效增加膠囊內視鏡的診斷能力。而且錐狀光學反射鏡在子午平面上等效為平面鏡反射，不會產生橫向畸變。側視取像可以更有效撐開腸內皺褶，足夠的景深可以清晰觀察小腸皺褶內的所有影像<sup>(4)</sup>。

在環場式膠囊內視鏡光學系統設計的範疇裡，包括鏡頭規格、透明觀景窗材質與厚度、錐狀光學反射鏡尺寸與位置，都是後續光學設計上所需考慮

表 1. 兩片式鏡組之規格。

Near DOF (NDOF)	0.15
Far DOF (FDOF)	-0.16
Object distance, L	-7.48
Entrance pupil position	1.08
Exit pupil position	-0.56
Object principal planes, $\delta$	0.67
Image principal planes, $\delta'$	-0.90
Image distance	2.86
Aperture stop position	1.00

的要件。本研究使用光學設計軟體來進行光學系統設計、優化與分析，結合人體腸道環狀影像的特性，利用環形透明觀景窗及錐狀光學反射鏡，直接獲得環場腸道影像的膠囊內視鏡系統，除了可以減少資訊傳輸系統運算的負荷，還可改善取像成像環境、影像視野、景深與模糊之問題，達到廣角、影像清晰、精確檢測之目標，以提升膠囊內視鏡應用於醫學檢測的價值。

## 二、成像系統初階設計與分析

錐狀光學反射鏡材質為鍍銀不鏽鋼，雖然反射鍍膜容易磨損及氧化，但是其屬於單一反射面，沒有折射層產生鬼影的問題。由物點發出的入射光線，經過  $45^\circ$  錐狀光學反射鏡反射，通過透鏡在像平面上會聚成像點。鏡頭視點位於入瞳位置上，而對於錐狀光學反射鏡而言，視點會隨設置的位置有所不同。當錐尖置於鏡頭入瞳位置與鏡頭前焦點 (front focal point) 之間時，視點都會在錐尖上，且為單一視點<sup>(5)</sup>。受限於機構長度，環場式膠囊內視鏡之光學系統總長不能太長，考慮內徑  $r$  與景深最接近的距離，定義一個參數為  $\text{error} = 1.1 \text{ mm}$  (圖 2 中光學保護罩與景深最近之距離  $0.4 \text{ mm}$  + 外殼厚度  $x = 0.7 \text{ mm}$ )。設計此距離的目的是使景深內的影像能夠清楚成像，亦可使附著於光學保護罩上的附著物不會被光學系統清楚成像。另外，由圖 2 可看出有無錐狀鏡的差別在於物距，沒有錐狀鏡的膠囊內視鏡，即為 FICE 系統，它的物距與 RICE 物距比起來較遠，因此需要較大之景深。

本文之設計重點為利用現有 FICE 之兩片式鏡頭組優化設計成 RICE 系統可適用之鏡頭組<sup>(6)</sup>。表 1 顯示 FICE 系統兩片式鏡頭組的初始規格，利用

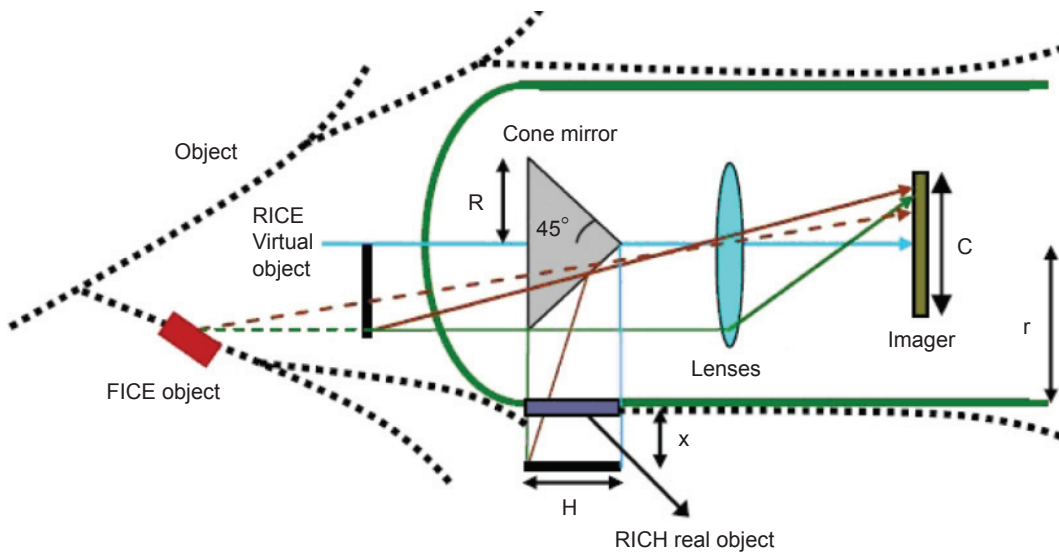


圖 2. RICE 與 FICE 成像位置之差別。

這些規格來定義 RICE 系統中鏡片組之幾何距離。幾合光學不外乎是利用幾何關係來決定重要參數，而 RICE 之幾何光學如圖 3 所示。其中  $L_a$  (主平面到光欄之距離) 為  $1.00 - \delta = 0.33 \text{ mm}$ ，而  $PE$  (入瞳到主平面之距離) 為  $1.08 - \delta = 0.41 \text{ mm}$ ，而根據物像距，可算出橫向放大率為 0.383。由錐狀光學反射鏡及鏡組相關尺寸及位置幾何關係如式 (1)，其中  $H$  為 5.29 mm，可算出錐狀鏡之半徑為 3.35 mm。之後將使用這些所推導出的間距及位置，設置與建構 Zemax 光學模型。

$$\frac{R}{0.417 + |-1.232| + R} = \frac{H}{0.417 + |L|} \quad (1)$$

1829 年 H. Coddingtony 在倫敦提出：可以推論沿著主光線的子午方向與弧矢方向成像位置的方程式<sup>(7)</sup>。若沿著主光線的子午像距與弧矢像距不同，即造成像散誤差的存在。有很多方法可以推導柯丁頓方程式 (Coddington's equations)，我們使用 Kingslake 1978 年提出的方法來證明柯丁頓方程式<sup>(8)</sup>。以下將分別推導柯丁頓方程式的兩種型式，來推導錐狀鏡會造成之像差。其中  $R$  為曲率半徑， $n$  為物方折射率， $n'$  為像方折射率， $L_s$  為弧矢物距， $L'_s$  為弧矢像距， $L_t$  為子午物距， $L'_t$  為子午像距， $K_s$  和  $K_t$  為弧矢和子午方向之聚焦能力。經由式 (2) 至 (4) 可以推導出：光線隨著不同之入射角度  $\theta$  到錐狀鏡上聚焦後，兩個方向成像位置之差

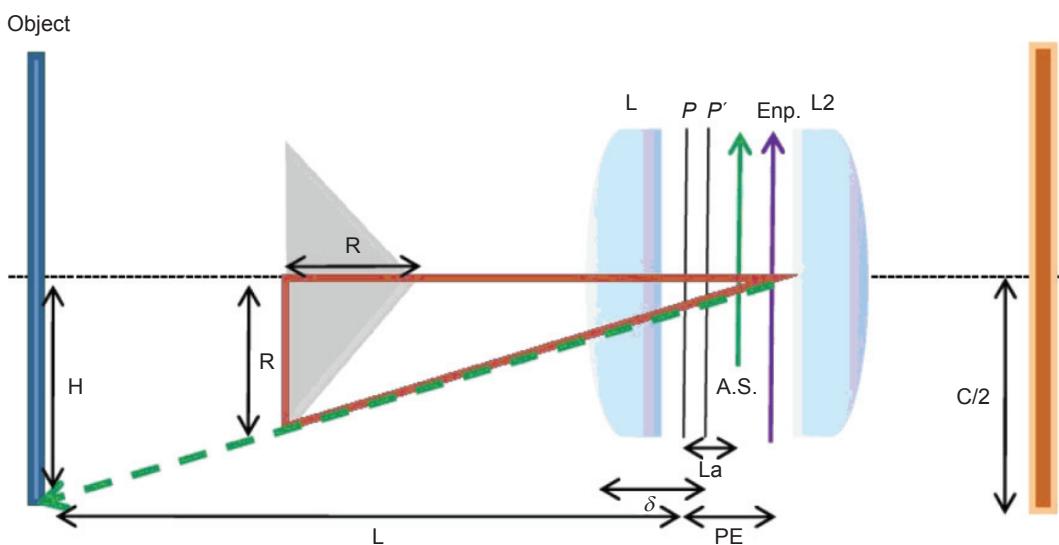


圖 3. RICE 系統之幾何光學位置圖。

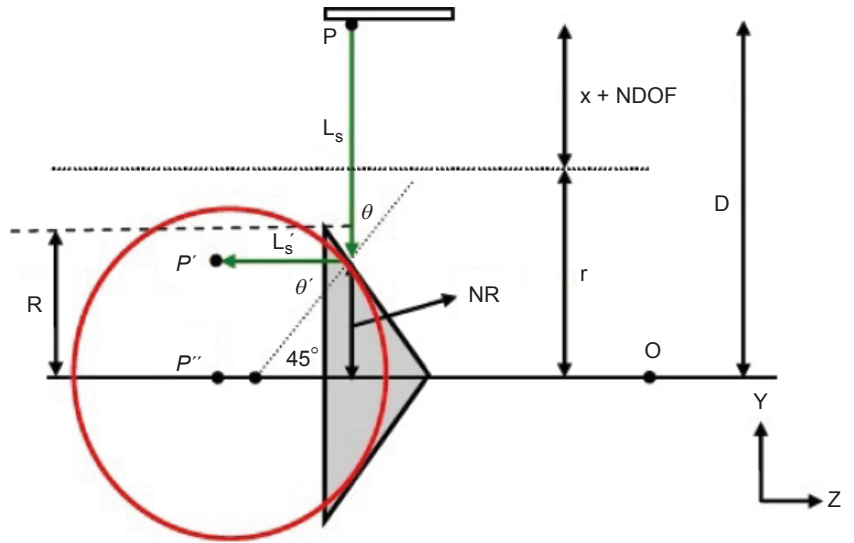


圖 4. 弧矢平面之成像示意圖。

距關係。

$$\frac{-1}{L_{s'}} - \frac{1}{L_s} = \frac{-\cos\theta' - \cos\theta}{R} = K_s \quad (2)$$

$$\frac{-\cos^2\theta'}{L_{t'}} - \frac{\cos^2\theta}{L_t} = \frac{-\cos\theta' - \cos\theta}{R} = K_t \quad (3)$$

$$\Delta L = L_{s'} - L_t = \frac{R}{2} \left( \frac{1 - \cos^2\theta}{\cos\theta} \right) = \frac{R \sin^2\theta}{2 \cos\theta} = \frac{R}{2} \tan\theta \sin\theta \quad (4)$$

為了簡化問題，並合理解釋像散現象，在此將物面設定為與錐狀光學反射鏡同高，並且光線皆

平行入射鏡面。根據計算結果，錐狀鏡之半徑為 3.35 mm，物面與光軸的距離  $D = r + x + NDOF$  (近景深) = 6.253 mm。此時光學系統中的弧矢光線物距  $L_s = D - R = 2.903$  mm，黑色箭頭為各凸面鏡的法線，入射角等於反射角等於 45 度，幾何關係如圖 4 所示。如果將  $R$  改為  $NR$  代入，則式 (2) 可改寫成式 (5)，可以求出各物點對應錐狀光學反射鏡之弧矢虛像座標，如式 (6) 所示，這些虛像即為兩片式鏡組的弧矢物點，如圖 5 所示。錐狀光學反射鏡的子午物距為  $-7.485$  mm，物面在正常座標  $Z = 3.7$  mm；但是弧矢物距的區間為  $-0.566$  mm -  $-5.472$

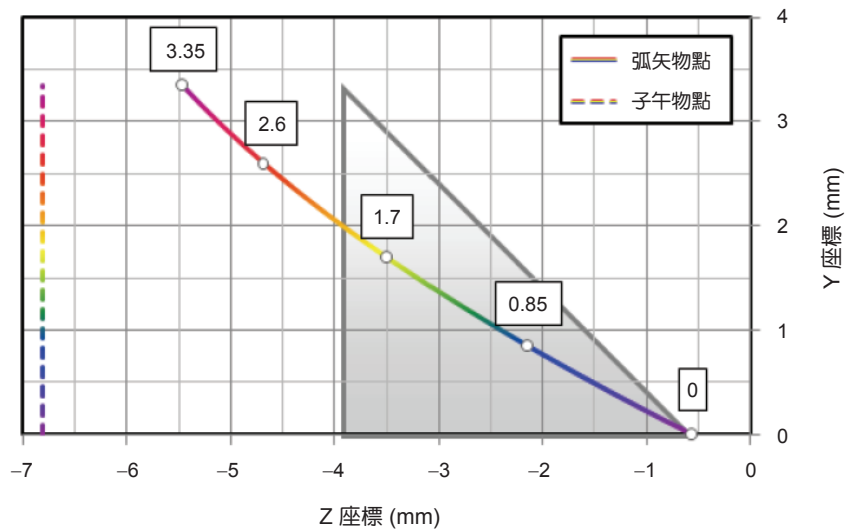


圖 5. 弧矢與子午物點分布差異 (鏡組物端)。

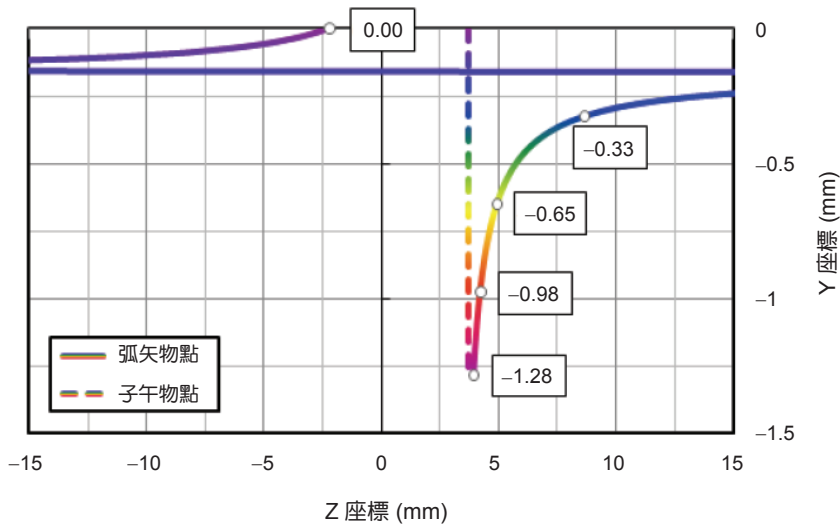


圖 6. 弧矢與子午像點分布差異 (鏡組像端)。

mm，代入鏡組的成像公式，可以得到圖 6 弧矢像點分布差異，在  $Y = -0.18 \text{ mm}$  附近造成像距正負無限大的原因，是由於此時物端位於前焦點位置所造成。

$$\frac{-1}{L_s'} - \frac{1}{[(r+x+NDOF)-NR]} = \frac{-2\cos\theta}{\sqrt{2NR}} \quad (5)$$

$$L_s' = \frac{NR[(r+x+NDOF)-NR]}{r+x+NDOF} \quad (6)$$

由上述可知，入射光線在經過錐狀光學反射鏡表面的反射之後，會造成子午光線和弧矢光線上光跡路徑的差異，使得子午光線和弧矢光線在像空間聚焦能力的不同，產生了此一像散現象。當像面置於子午方向理想的子午焦點上，但是在相交的弧矢光線卻因為弧矢物距變短，而聚焦在正常像面的後方，於是各視場在像面上形成不同的「子午焦線」。使得弧矢光線產生「弧矢場曲 (sagittal field curvature)」，解決的方法為縮小光圈、移動錐狀光學反射鏡位置、移動光圈位置、設計消除弧矢場曲的鏡組等。

### 三、模擬與實驗結果

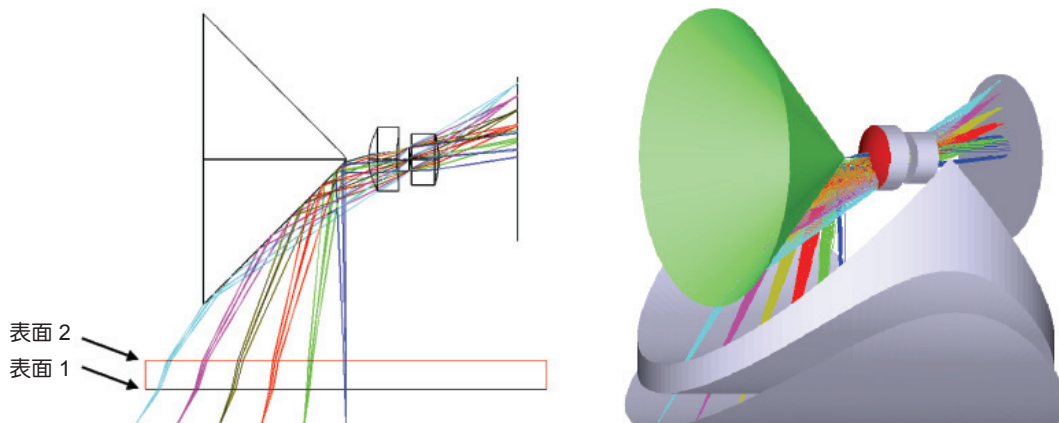
本節將利用 Zemax 光學軟體來逐步建構環場式膠囊內視鏡成像系統模型，希望得到真實光線追

跡來驗證環場式膠囊內視鏡使用錐狀光學反射鏡的可行性與成像情形，以作為後續設計及優化新鏡頭規格之評估。錐狀光學反射鏡 (cone mirror) 材質為鍍銀不鏽鋼。錐尖置於原點時錐狀光學反射鏡半徑，參考球面弛垂方程式，可以得到  $45^\circ$  圓錐體在子午平面上的錐尖表面弛垂 (sag) 關係，在 Zemax 模型可將反射鏡設定為 mirror，我們使用對 Z 軸對稱旋轉的二次圓錐曲線來描述錐狀光學反射鏡。

根據非球面弛垂方程式可以得知錐尖原點曲率趨近無限大。輸入 Zemax 中，再給定一個極小的錐尖曲率半徑 (在此使用  $10^{-5} \text{ mm}$ )，即可得到錐狀光學反射鏡模型；然而環場式膠囊內視鏡的物面位於環側，而不是前方，所以必須使用座標變換 (coordinate break) 面形，將錐狀光學反射鏡、鏡頭及成像面均繞 X 軸旋轉  $90^\circ$ ，以達成環場式膠囊內視鏡成像系統模型的建構。附帶一提的是，在 Zemax 中根據幾何光學符號定義，經過奇數個反射鏡面後的距離及曲率半徑都要變號。

由於透明觀景窗在 Z 軸截面 (膠囊行進方向) 為平板，但是在 X-Y 平面為圓環，所以在子午方向與弧矢方向透明觀景窗的折光程度是不同的。為了更精確模擬真實環場式膠囊內視鏡，在 Zemax 模型裡使用環形面 (toroidal) 建構了環狀透明觀景窗的局部，如圖 7 所示。環狀透明觀景窗厚度為  $0.7 \text{ mm}$ ；內徑為  $5.0 \text{ mm}$ ，外徑為  $5.7 \text{ mm}$ ，所以表面 2 及表面 1 的旋轉半徑，即為透明觀景窗的內外半徑

圖 7.  
環場式膠囊內視鏡  
成像系統剖面圖及  
3D 模型。



5.0 mm 及 5.7 mm。因為透明觀景窗與人體接觸，所以材質採用通過 US Pharmacopoeia XXII Class VI 測試、符合生物相容性對人體無害之透明樹脂 PU (polyurethane) 材質，其折射率為 1.59136，Abbe 係數為 15.34699，波長範圍為 365 – 1014 nm，完成建構後，即可開始進行初接模擬。

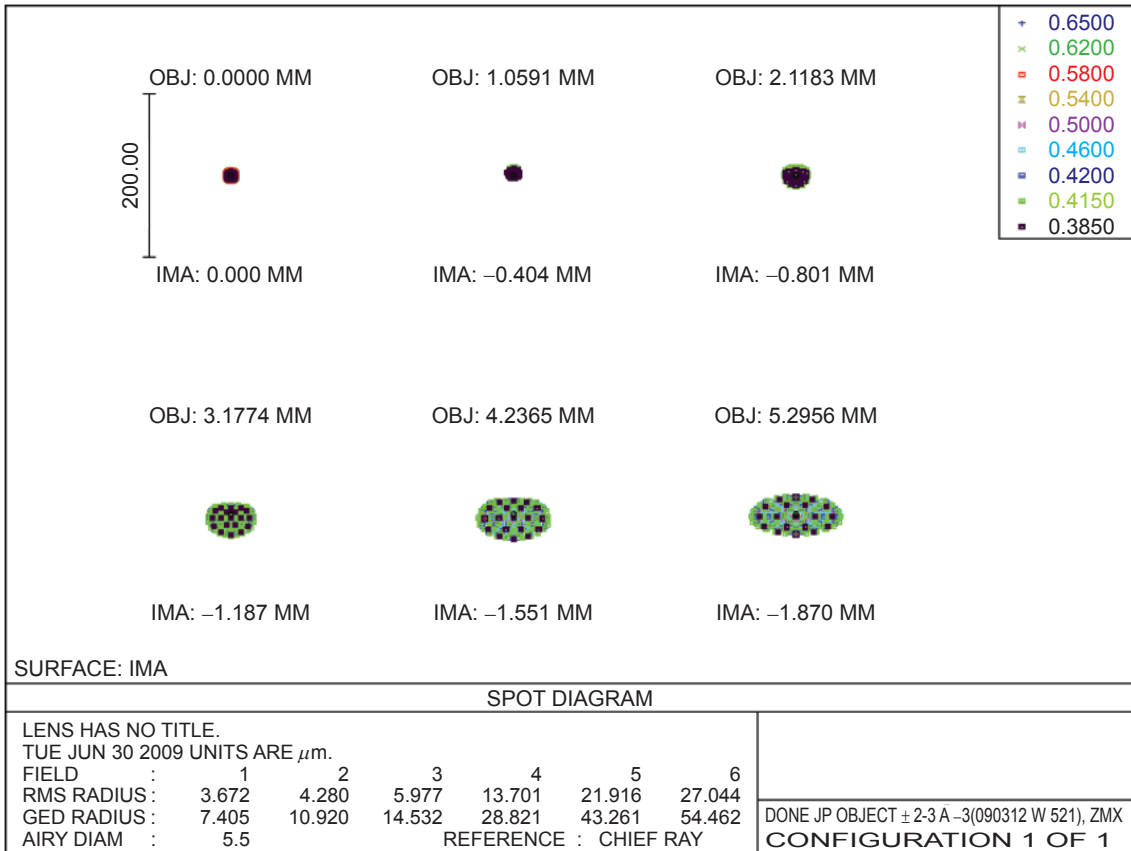
圖 8(a) 為兩片式鏡組在正常成像情形的光點圖，Airy disk 直徑為  $5.5 \mu\text{m}$ ，最小 RMS 半徑在第一視場，為  $3.672 \mu\text{m}$ ；最大 RMS 半徑在第六視場，為  $27.044 \mu\text{m}$ 。(b) 為使用兩片式鏡組的環場式膠囊內視鏡 (增加錐狀光學反射鏡及透明觀景窗) 光點圖，Airy disk 直徑為  $6.304 \mu\text{m}$ ，最小 RMS 半徑在第五視場，為  $11.715 \mu\text{m}$ ；最大 RMS 半徑在第一視場，為  $291.488 \mu\text{m}$ 。

在此可以位移像平面前後距離，觀察各種視場的 RMS 光點半徑大小變化情形，幫助判斷與分析最佳成像面的位置。圖 8(c) 及 (d) 為兩片式鏡組及環場式膠囊內視鏡像面位置與 RMS 光點半徑關係，可以發現在錐狀光學反射鏡的像散影響之下，各視場無法同時找到最佳焦點，只能折衷取得幾個視場可以接受的結果。為了更仔細判別弧矢方向及子午方向的光點像散情形，我們進一步探討弧矢方向及子午方向個別的光點半徑變化。圖 (e) 與 (f) 顯示影像中心第一視場至影像邊緣第六視場間，各視場物點對應之  $X$  方向 (弧矢方向) 半徑大小及  $Y$  方向 (子午方向) 半徑大小影像光點 RMS 半徑，對應像平面變化情形。其中橫座標正方向代表往接近透鏡 (像距縮短)，負方向代表遠離透鏡 (像距增

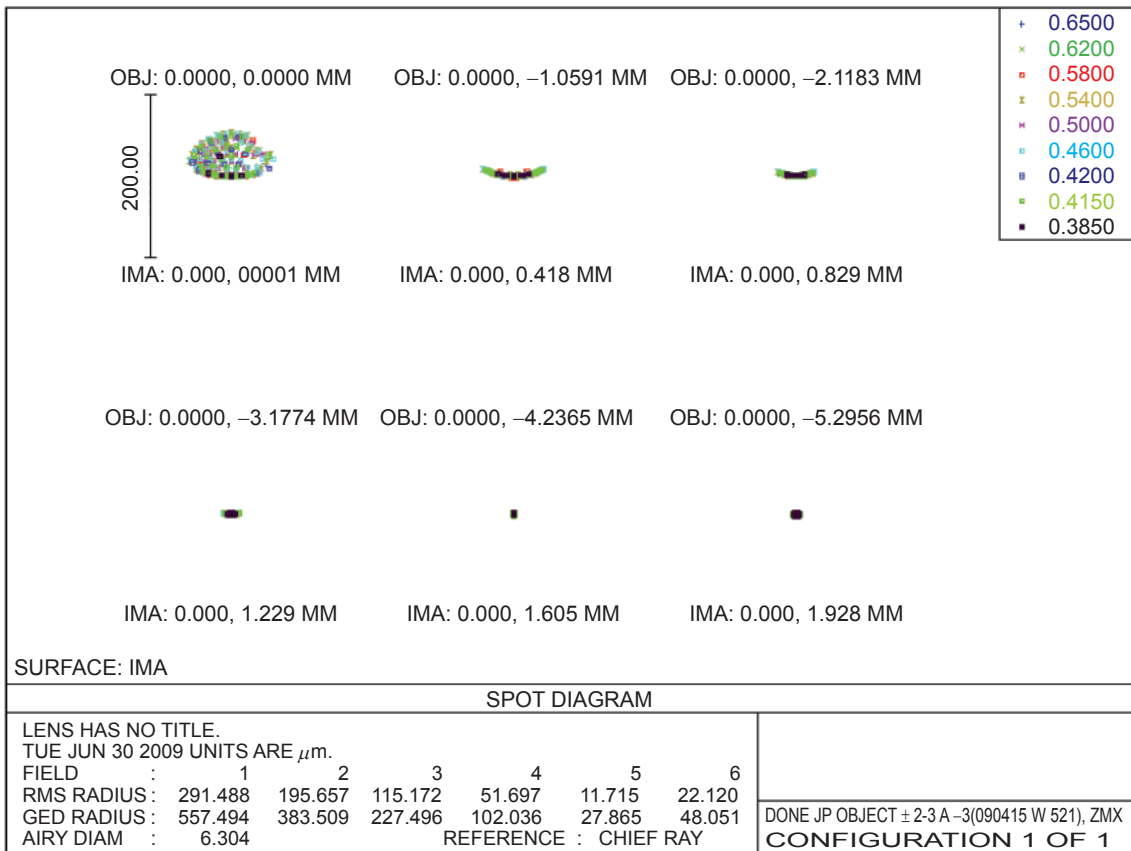
大)。比較圖 8(e) 與 (f) 可以看出：在  $Y$  方向 (子午方向) 除了第一視場由於錐尖不連續造成第一視場子午光線發散，其他視場子午光線的成像聚焦位置依舊在原始成像面上。相互比較圖 8(g) 與 (h)，發現加上錐狀鏡的成像系統在  $X$  方向 (弧矢方向) 各視場聚焦的位置都不同，且像平面多數視場光點半徑大小遠大於 CMOS 像素  $5.6 \mu\text{m}$ ，從圖 8(h) 可以知道第一視場的光點最大。圖 8(f) 與圖 6 比對，可以發現第一視場的最佳焦點皆在像面前 5.0 mm 以上的位置，第二視場的最佳焦點皆在像面後 5.0 mm 左右的位置，之後的視場則會漸漸接近成像位置。代表理論與模擬的趨勢是相符合的。

常用來判斷光學系統成成品質的優劣最主要是對比度 (contrast) 和解析度 (resolution)，主要取決於光學系統 MTF 值及影像感測器上的像素大小與數量而定義。調制轉換函數 MTF (modulation transfer function) 利用對比反差程度來評估鏡頭解像能力。通常以「尼奎斯特頻率 (Nyquist frequency)」來定義最大空間頻率，單位為 line-pairs/mm，代表成成品質辨別兩個像素不同的解像能力標準。環場式膠囊內視鏡所採用的 CMOS 有效像素為，單一像素大小為  $5.6 \mu\text{m}$ ，計算其尼奎斯特頻率為 89 lp/mm。

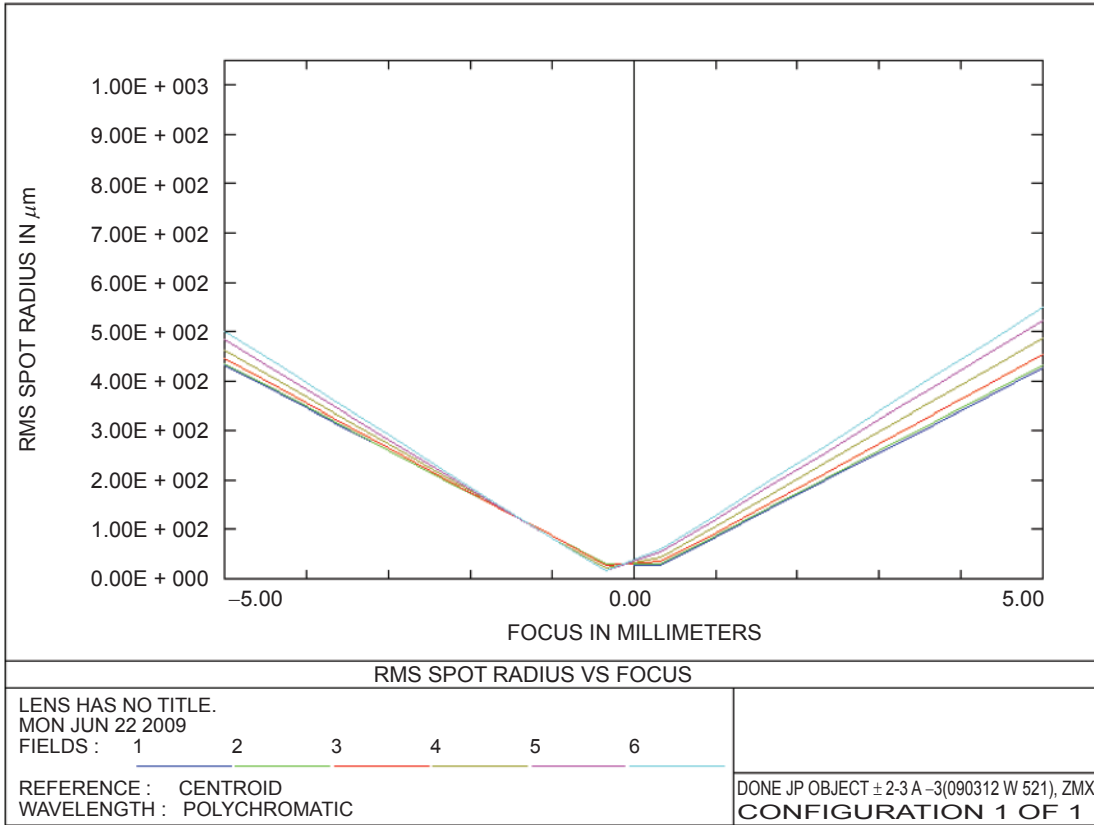
比較圖 9 與圖 10 可以得知，原兩片式鏡組之軸上  $\text{MTF}@100 \text{ lp/mm} = 37.5\%$ 。但是在環場式膠囊內視鏡成像系統中，兩片式鏡組經由錐狀光學反射鏡後的 MTF 明顯下降許多，全部視場皆低於 10%，後續將進行優化，以得到較佳的結果。



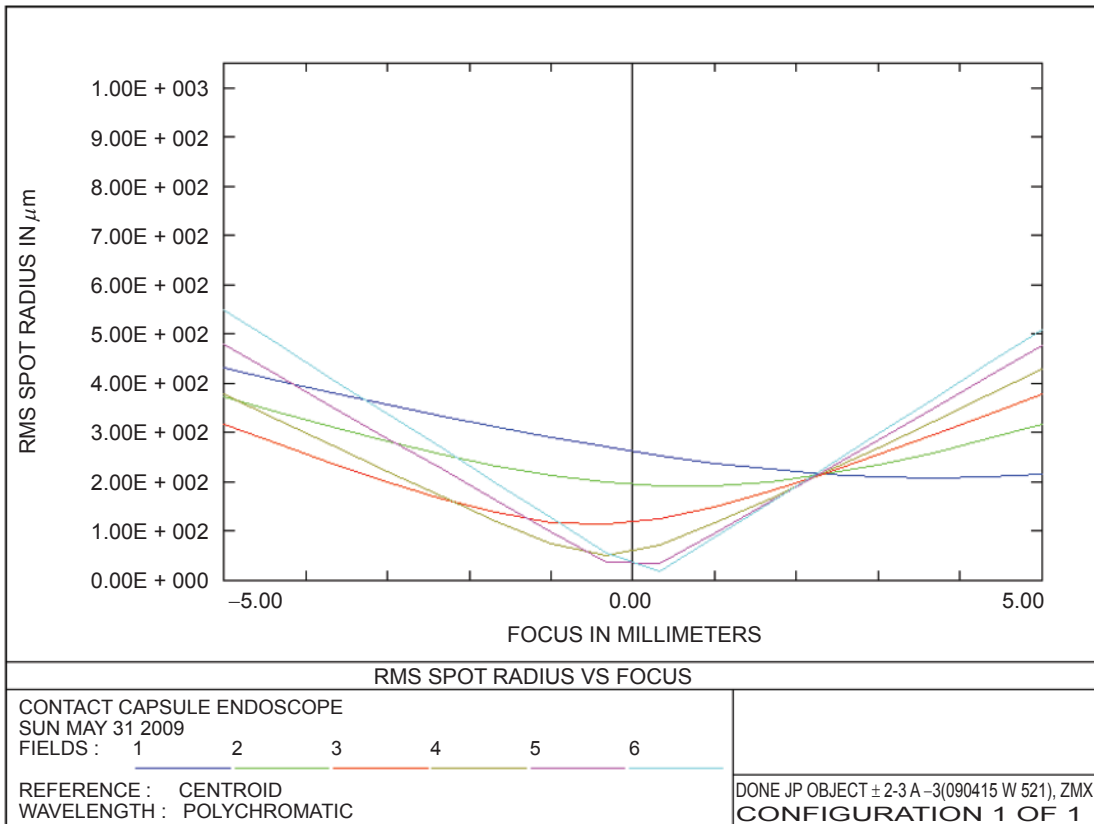
(a)



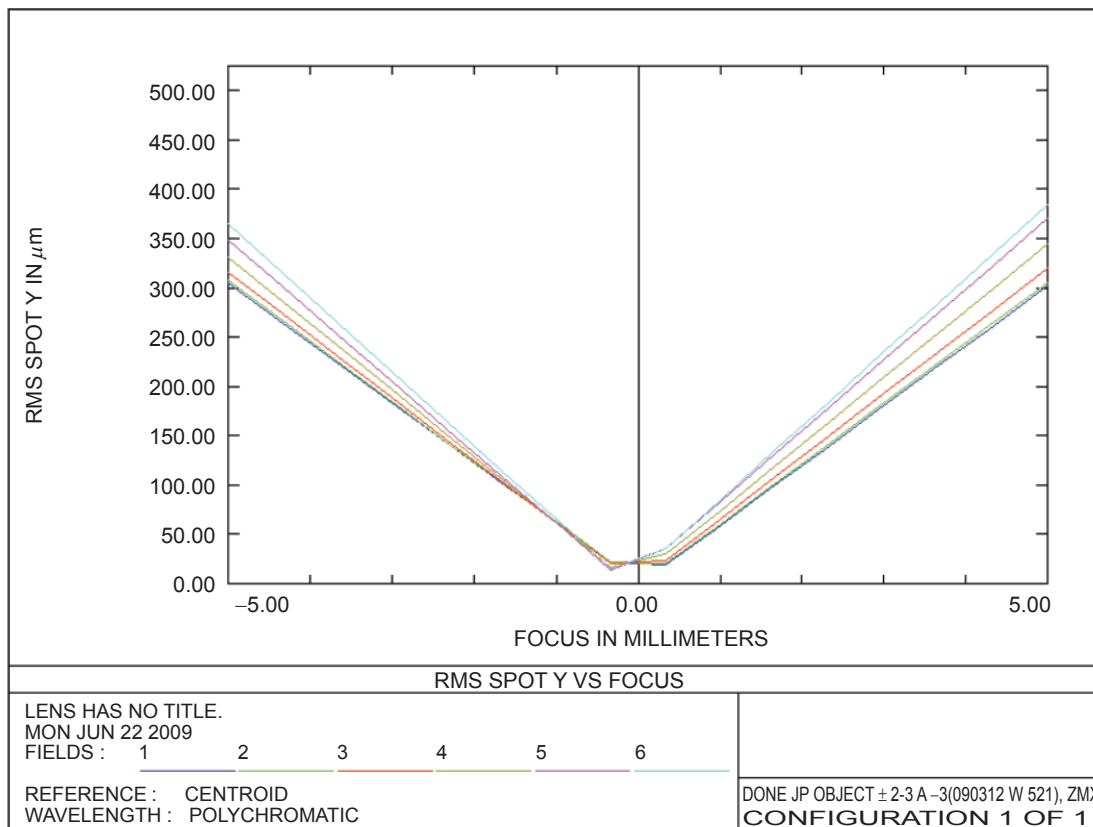
(b)



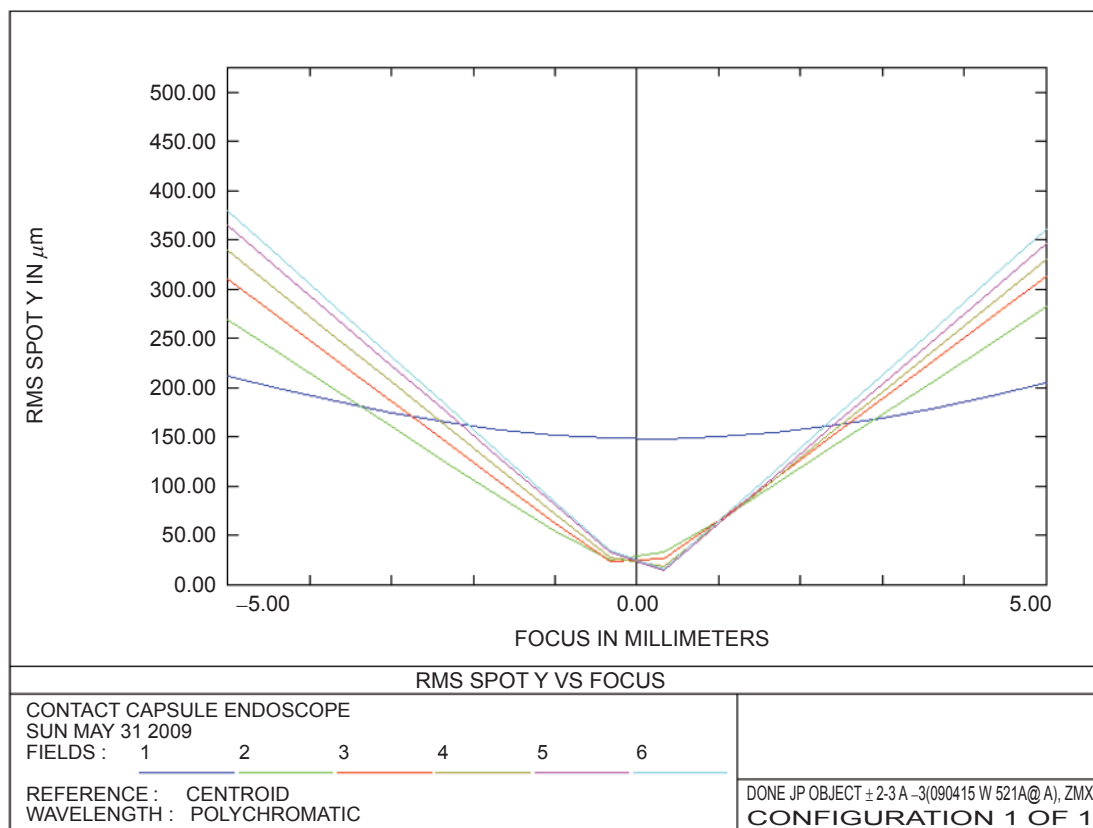
(c)



(d)



(e)



(f)

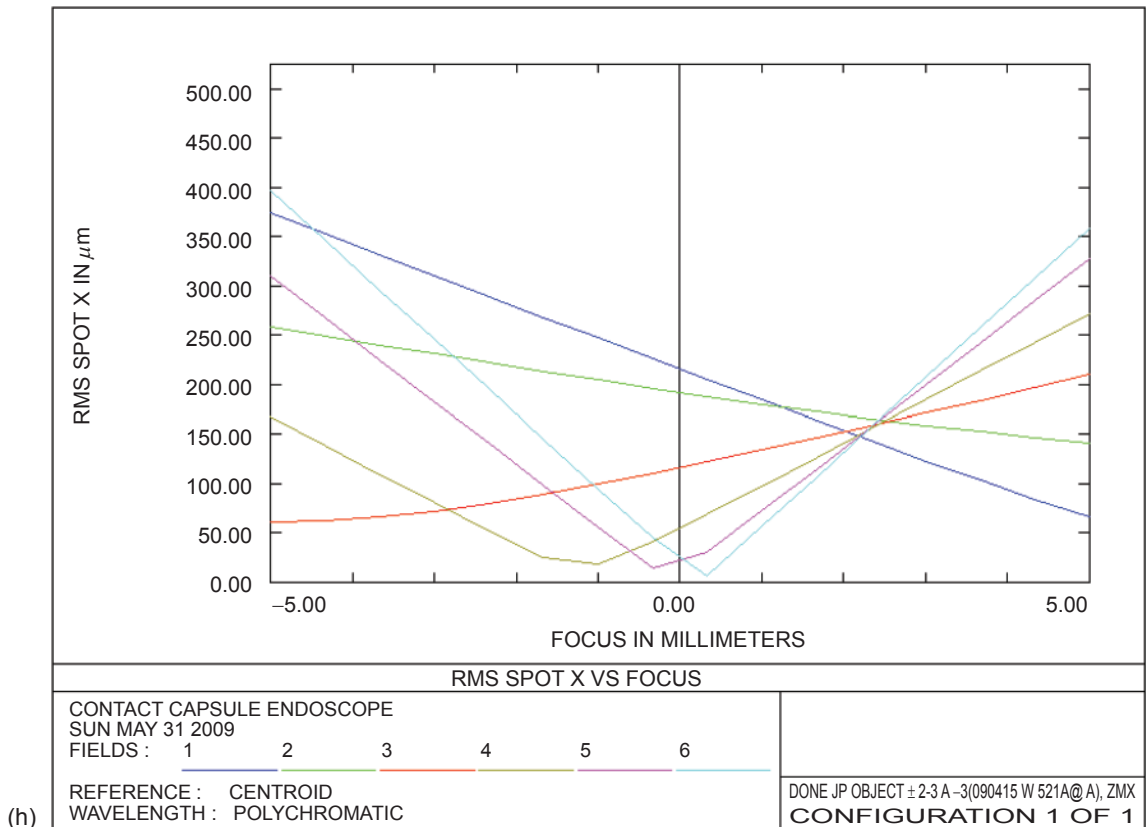
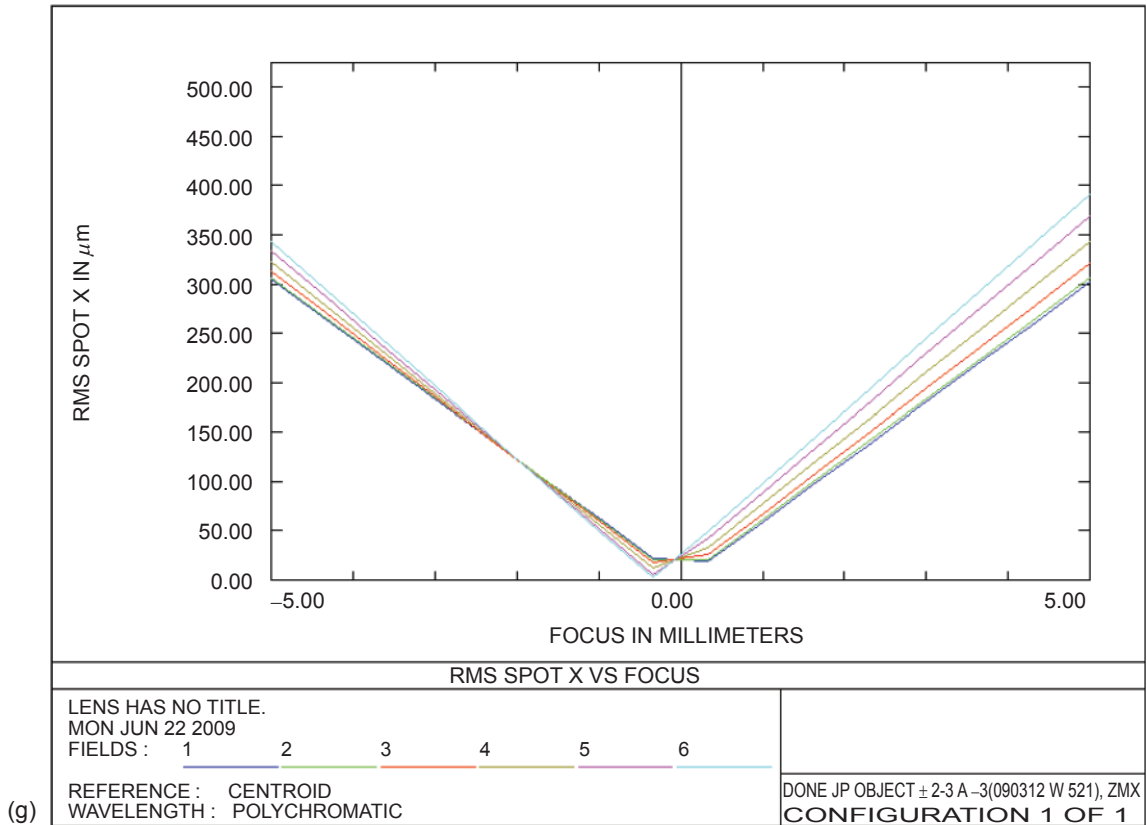


圖 8. (a) 兩片式鏡組光點圖，(b) 兩片式鏡組搭配錐狀鏡光點圖，(c) 兩片式鏡組像面位置與光點半徑變化圖，(d) 兩片式鏡組搭配錐狀鏡像面位置與光點半徑變化圖，(e) 兩片式像面位置與光點子午方向半徑變化圖，(f) 兩片式鏡組搭配錐狀鏡像面位置與光點子午方向半徑變化圖，(g) 兩片式鏡組像面位置與光點弧矢方向半徑變化圖，(h) 兩片式鏡組搭配錐狀鏡像面位置與光點弧矢方向半徑變化圖。

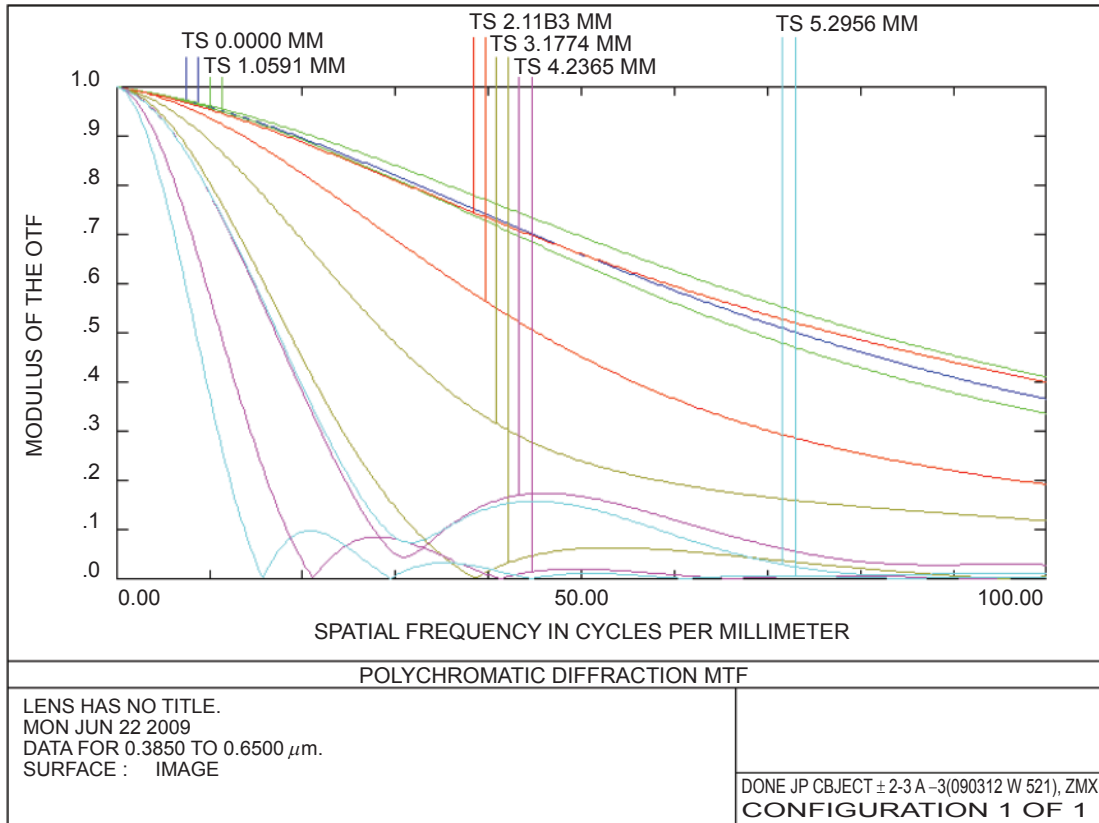


圖 9. 兩片式鏡組 MTF 圖。

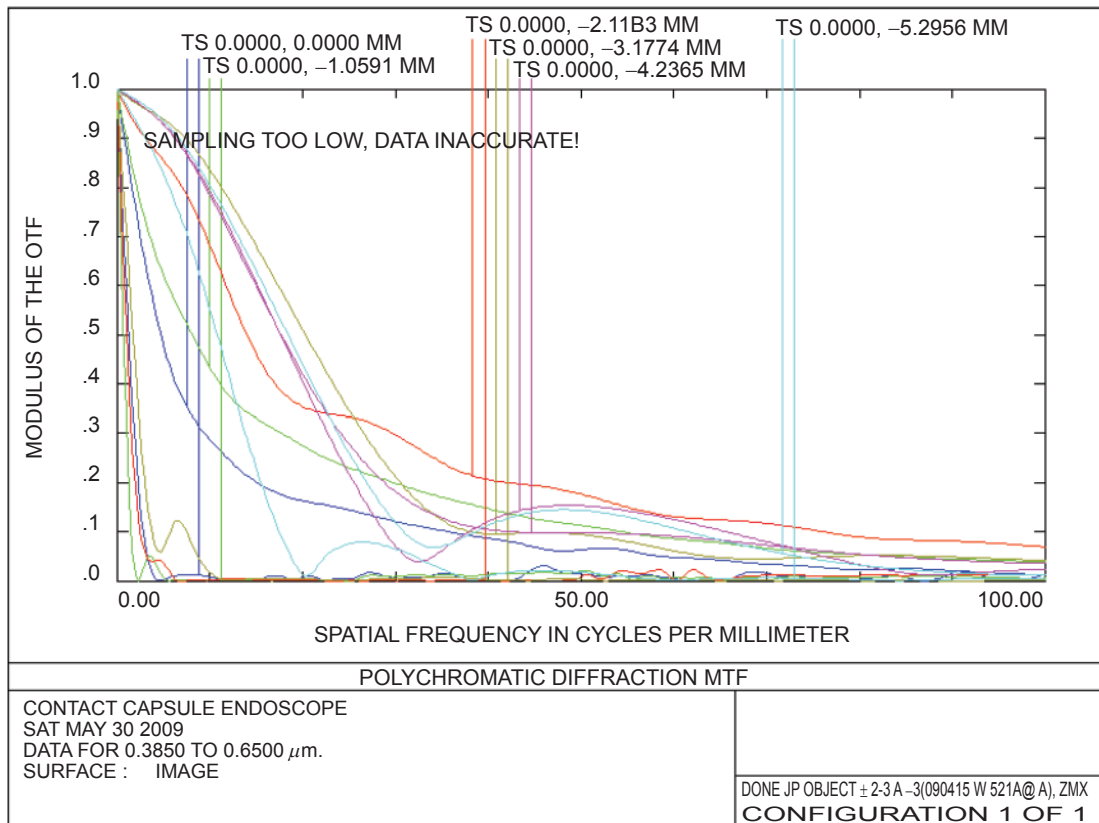


圖 10. 兩片式鏡組搭配錐狀鏡 MTF 圖。

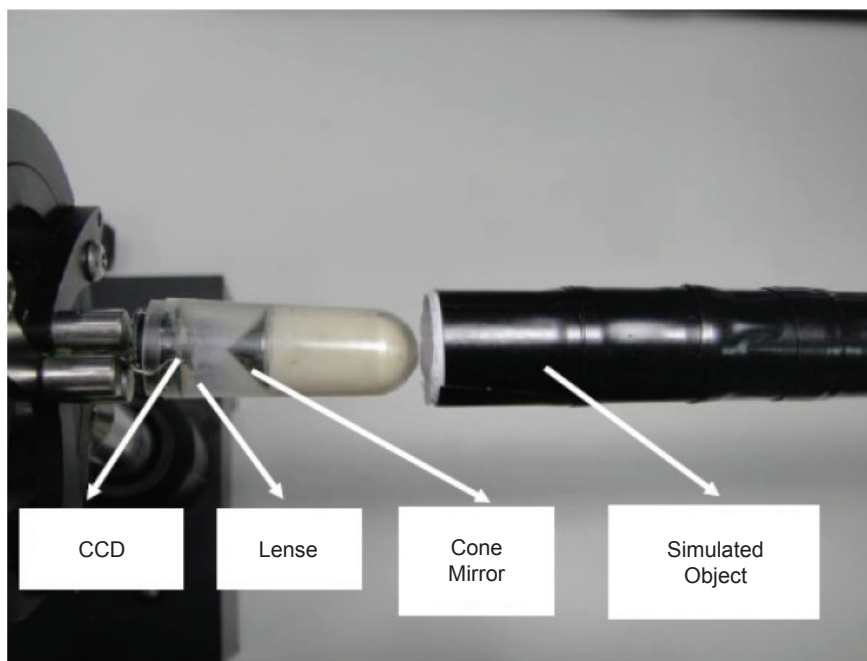


圖 11.  
驗證像差之實驗環境架設。

一般同軸光學系統實驗中，量測像散像差的方式，為在目標物面放置一車輪狀圖樣，則子午方向直線與弧矢方向圓環的成像位置會在不同位置形成像散。在子午焦平面上，可以得到弧矢方向的「子午焦線」，而在弧矢焦平面上，可以得到子午方向的「弧矢焦線」。對於環場式膠囊內視鏡成像系統，除了透鏡造成的像差之外，錐狀光學反射鏡各視場所產生不同程度的像散對於整體光學系統造成影響。

為了證明 Zemax 光學模型之模擬結果的正確性，在此使用真實錐狀光學反射鏡來進行像散實驗。實驗方面，我們將物面位置及距離固定，移動像面 CMOS 位置，觀察第六視場、原像距、第五視場與第四視場的弧矢焦線、子午焦線的聚焦情形是否如同模擬結果。圖 11(a) 為實際設計出來之環場式膠囊內視鏡，其中鏡組是現有之兩片式鏡組，而錐狀鏡也已經開模設計出來，並組裝於膠囊殼內，而圖 (b) 是利用此組裝好之環場式膠囊內視鏡

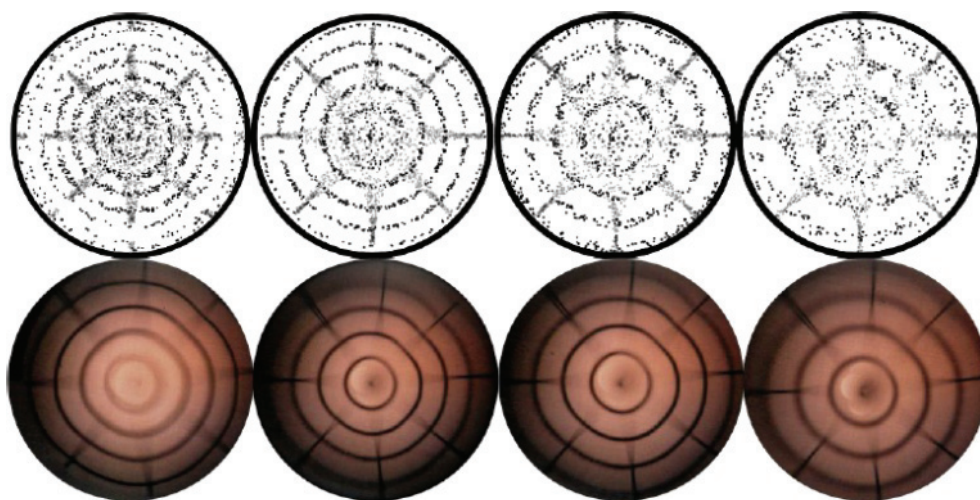


圖 12.  
像散模擬及實驗 (第六視場、原像距、第五視場與第四視場)。

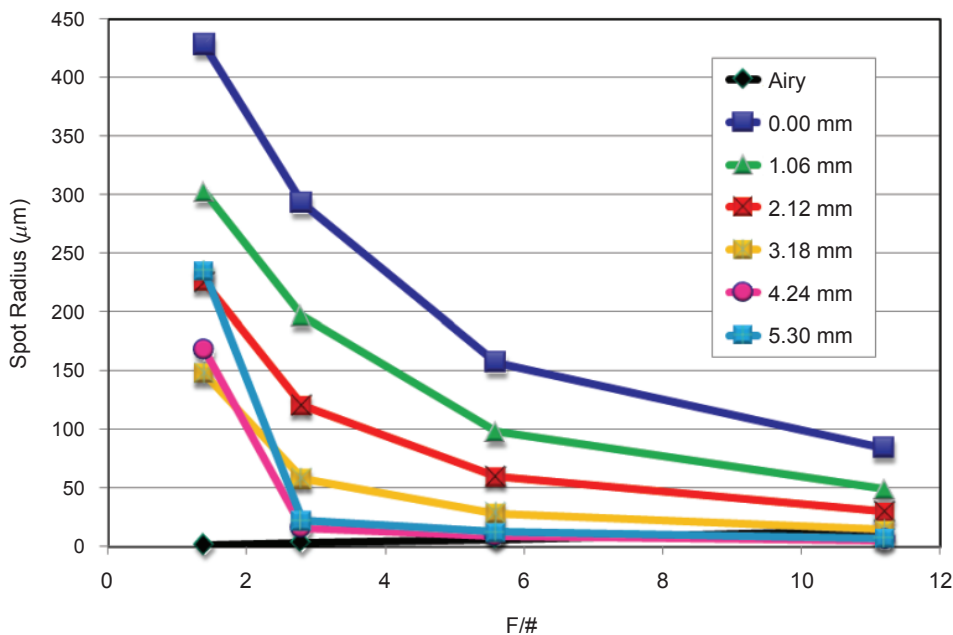


圖 13. 鏡頭焦數對光點半徑變化圖。

進行實驗驗證。從圖 12 的模擬及實驗結果可知，模擬與結果是吻合的，驗證了光學模擬軟體 Zemax 所建構的環場式膠囊內視鏡成像系統模型是正確無誤的，光學模型的正確性，可以證明後續鏡頭優化的正確性。

#### 四、優化設計

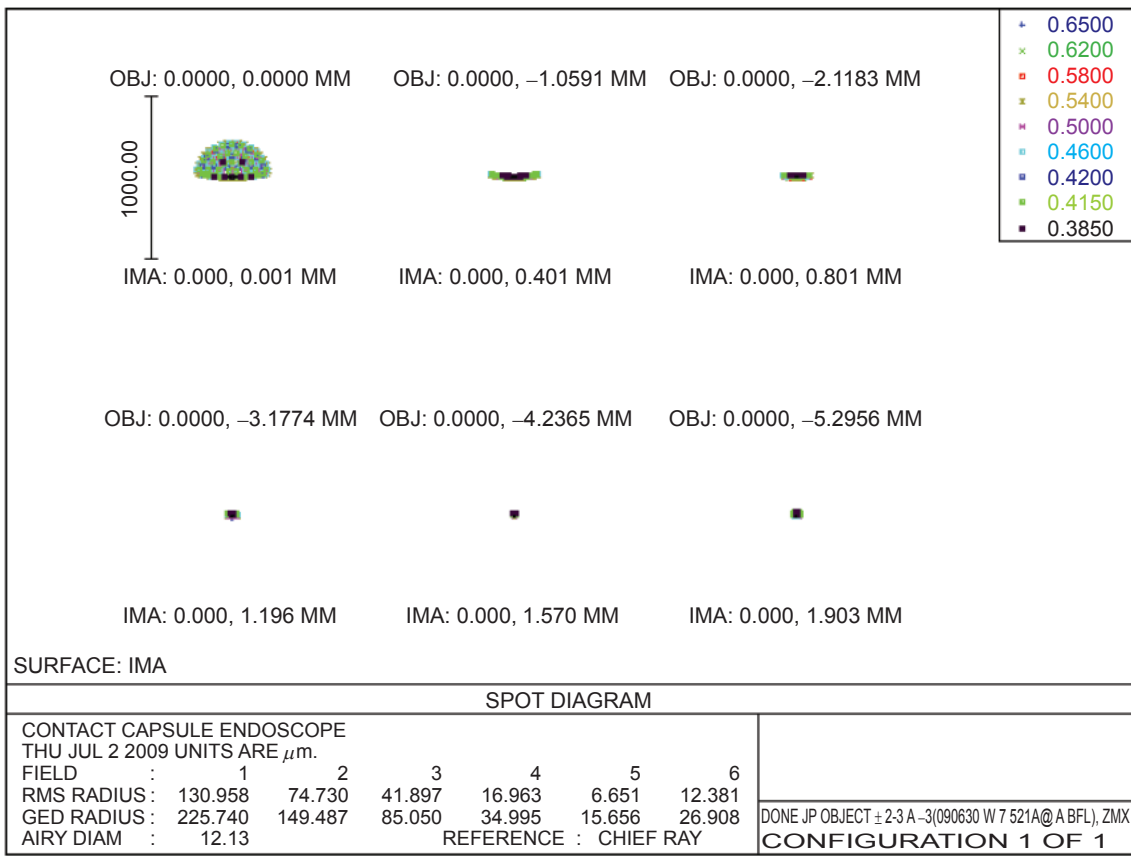
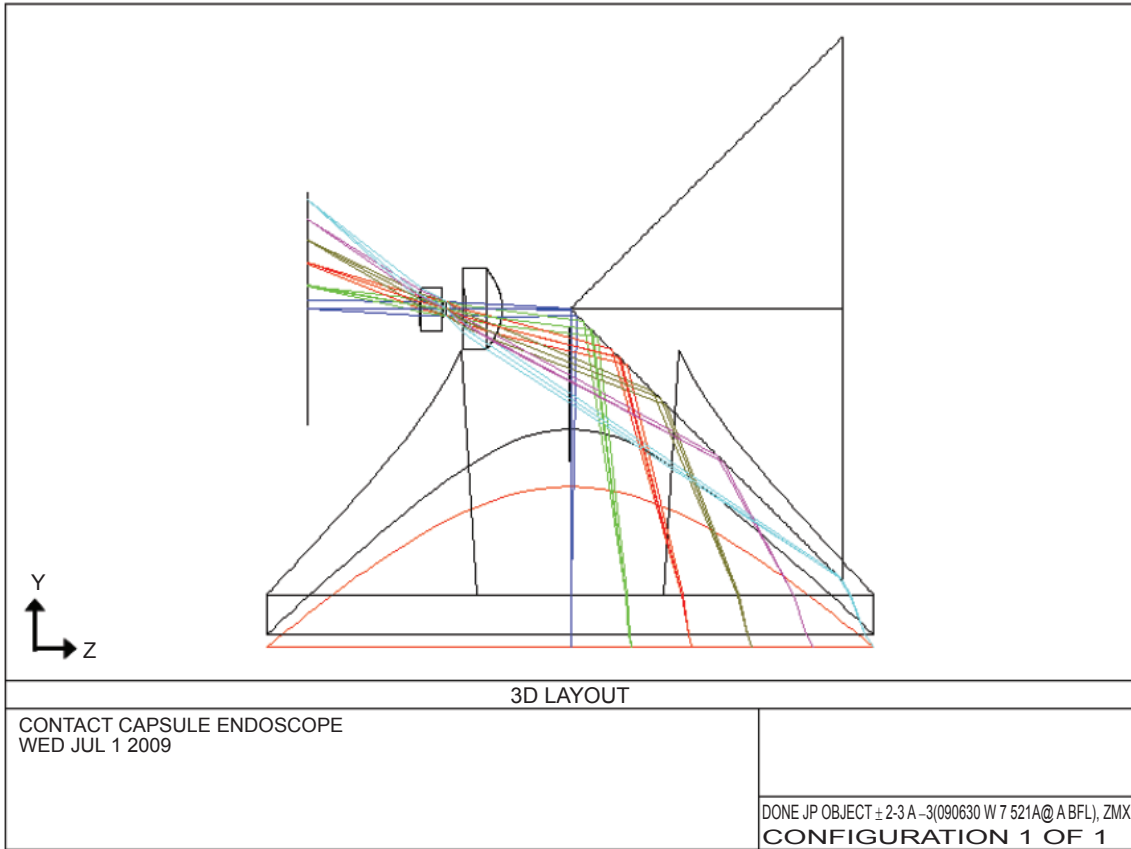
有了初始資料後，可以依序更改變數進行優化。一般優化順序先是透鏡各表面曲率、透鏡厚度、透鏡材質與成像品質，不過，由於不改變透鏡材質 APEL，所以不會對透鏡材質進行優化。評價函數先定義有效焦距與放大率，對每一面的曲率優化。根據圖 8(b) 環場式膠囊內視鏡的光點圖模擬結果，在此改變兩片式的鏡組焦數：1.4、2.8、5.6

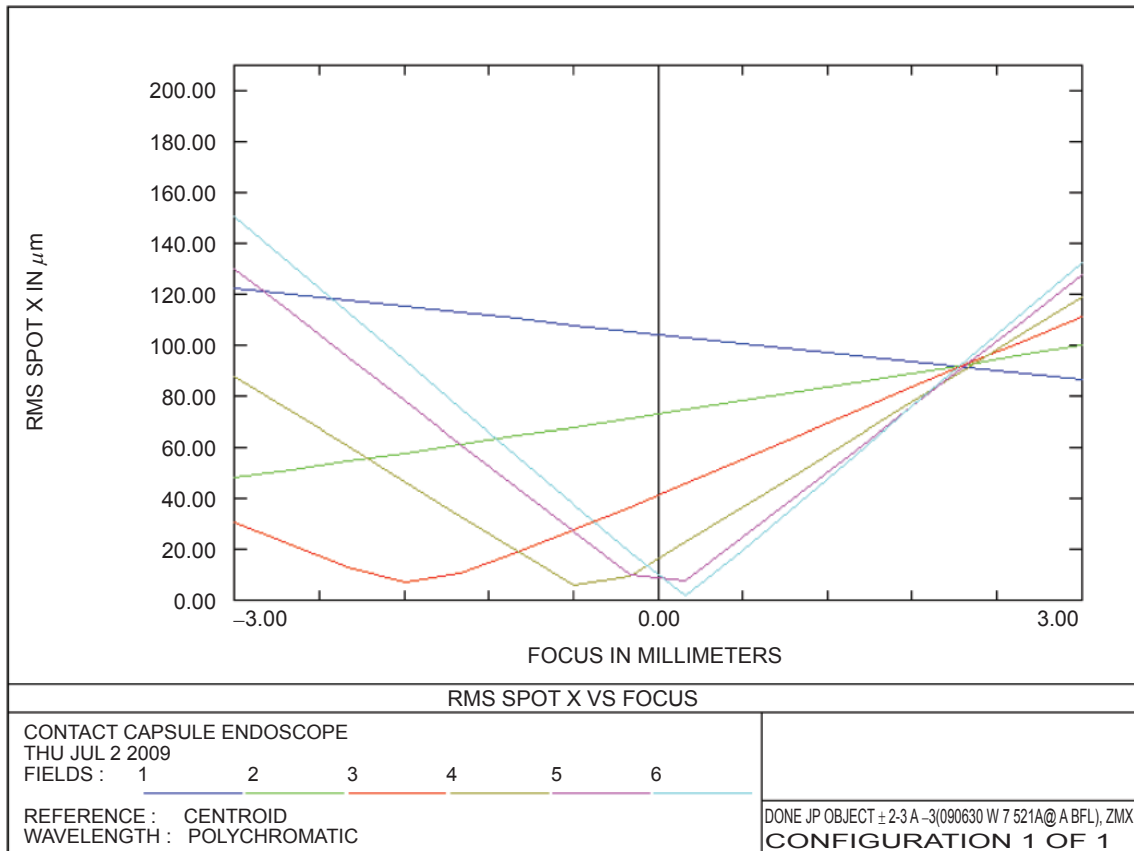
與 11.2，之後再重新進行模擬。由於增加焦數等於縮小孔徑光欄，所以我們發現圖 13 中焦數增加時，可以有效降低光點半徑大小，減緩像散現象。為了不要讓光強過低，所以也不宜過度縮小孔徑光欄，因此至多只採用 5.6 來作為優化條件。優化過程可以藉由錐狀光學反射鏡尺寸與孔徑光欄尺寸，來決定光學反射鏡及透明觀景窗所設定的位置，再判斷各元件的尺寸及位置是否合乎機構空間的限制。

根據前文所提的結果，將錐尖移至鏡組的前焦點位置，以減少弧矢物點位於前焦點時的像散現象。初階優化後可以得知新鏡組的前焦長 (back focal length)，而鏡組資料為表 2 所示。因此物面與透明觀景窗的距離 = 7.1 mm (物端空氣間距) - 0.7 mm (殼厚) - 5.0 mm (內徑) - 1.186 mm (BFL) =

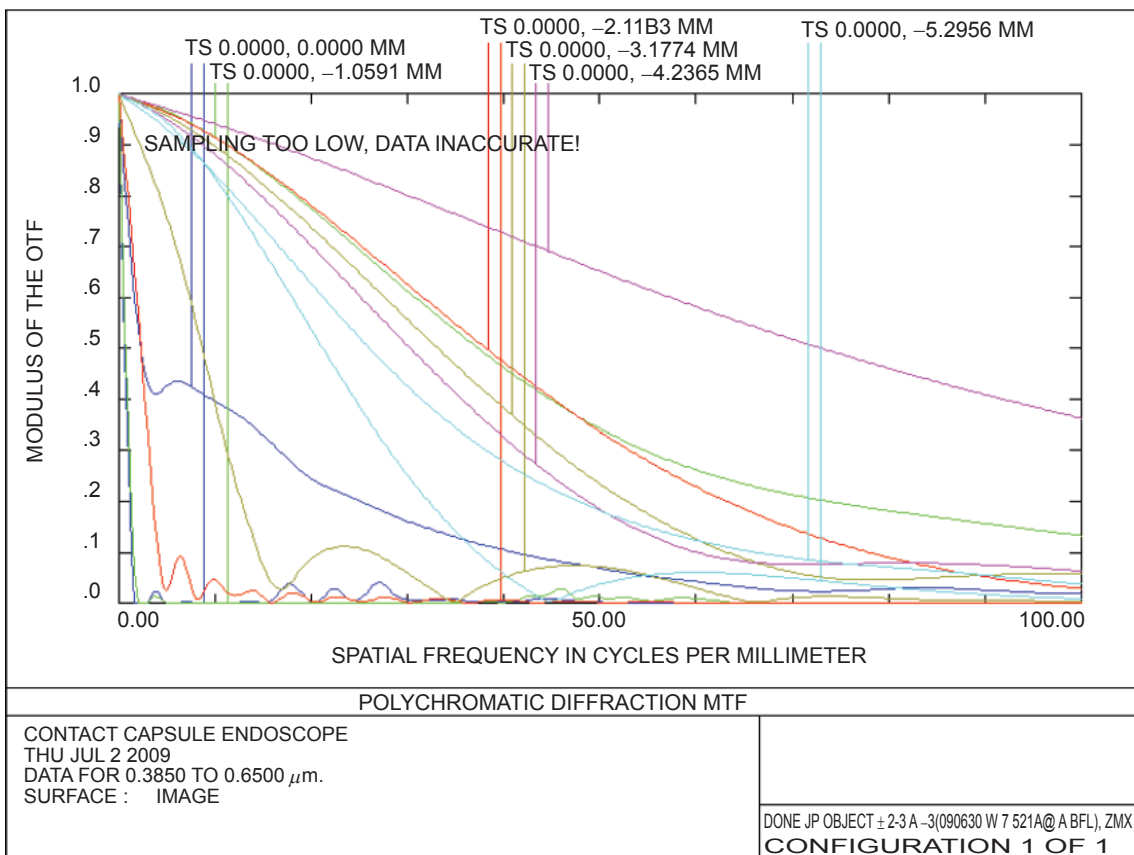
Surf	Type	Radius	Thickness	Glass	Diameter	Conic
Obj	Standard	Infinity	6.8194212		10.59127	0
1	Evenasph	1.257767	0.690352	APEL	1.442136	-1.225675
2	Evenasph	2.242647	0.312047		0.81874	5.513546
Sto	Standard	Infinity	0.05		0.282594	0
4	Evenasph	3.421843	0.687559	APEL	0.392986	-61.362248
5	Evenasph	-2.371380	1.96		1.025174	3.522382
Ima	Standard	Infinity			4.054833	0

表 2. 兩片式鏡組優化後規格 (單位：mm)。





(c)



(d)

圖 14. (a) 錐尖置於 BFL 之 layout 圖，(b) 錐尖置於 BFL 之光點圖，(c) 像面位置與光點弧矢方向半徑變化圖，(d) 錐尖置於 BFL 之 MTF 圖。

0.2142 mm。從上一節的 Airy disk 直徑可以發現，過大的焦數會使繞射情況越嚴重。因此在折衷的考量之下，採用焦數為 4.2 作為優化條件。

最後成像系統優化結果的 layout 如圖 14(a)。圖 (b) 中第四、第五、第六視場的光點半徑大小均小於  $17\ \mu\text{m}$ ，且 Airy disk 直徑為  $12.13\ \mu\text{m}$ 。圖 (c) 可以看出各視場光點半徑較其他結果小。圖 (d) 中在空間頻率 100 lp/mm 處的 MTF 均有提升，針對光點半徑大小較佳的第四、第五、第六視場來討論：第四視場子午方向 MTF 為 6%，第四視場弧矢方向 MTF 為 0.6%；第五視場子午方向 MTF 為 6%，第五視場弧矢方向 MTF 更達到了 36%；第六視場子午方向 MTF 為 4%，第六視場弧矢方向 MTF 為 1%。

## 五、結論與討論

鏡組設計結果：設計有效焦距為 2 mm 的鏡組，透過二次曲面圓錐常數及非球面係數，取得偶次非球面表面，並利用評價函數對成像系統進行優化，得到視場角的新鏡組。當鏡組焦數調整為 4.2 時，可以取得三個視場的光點半徑大小在  $17\ \mu\text{m}$  以下，增加了環場式膠囊內視鏡可利用的視場範圍。環場式膠囊內視鏡成像系統在空間頻率 100 lp/mm 的最大 MTF，由初始使用兩片式鏡組時的 7% 提升到新鏡組的 36%。另外，最大畸變由原先兩片式鏡組的  $-7.762\%$  降低為  $-5.0595\%$ ，大約減少了 2.7%。因此可提供給有效像素為  $512 \times 512$ 。像素大小  $5.6\ \mu\text{m}$  的 CMOS 影像感測器更佳的成像品質。膠囊機構規格：透明觀景窗寬度為 5.158 mm，不會造成膠囊尺寸太長，而造成吞服困難。錐狀光學反射鏡半徑為 4.769 mm，符合膠囊內徑 5.0 mm 的限制。鏡組前端與錐尖間距為 1.186 mm (亦為前焦長)，這段間距恰好也可以作為容納 LED 光源之照明系統設計使用。

## 參考文獻

1. G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovky, and P. Swain, *Nature*, **405** (6785), 405 (2000).
2. H. J. Park, H. W. Nam, B. S. Song, J. L. Choi, H. C. Choi, J. C. Park, M. N. Kim, J. T. Lee, and J. H. Cho, *2nd Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies In Medicine & Biology*, 273 (2000).
3. C. Hu, M. Meng, P. X. Liu, and X. Wang, *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation*, **5**, 4718 (2004).
4. M. Ou-Yang and W. D. Jeng, *Optics Express*, **19**, 4369 (2011).
5. S.-S. Lin and R. Bajcsy, *Journal of the Optical Society of America A-Optics Image Science and Vision*, **23**, 2997 (2006).
6. M. Ou-Yang, S. W. Huang, Y. L. Chen, H. H. Lee, and P. K. Weng, *Optical Engineering*, **46**, 103002 (2007).
7. J. M. Geary, *Introduction to Lens Design*, 1st ed., Willmann-Bell, 329 (2002).
8. D. Malacara and Z. Malacara, *Handbook of Optical Design*, 2nd ed., New York: BASEL, 119 (2003).



鄭偉德先生為國立交通大學電機與控制工程研究所博士班學生。

Wei-De Jeng is currently a Ph.D. student in the Institute of Electrical and Control at National Chiao Tung

University.



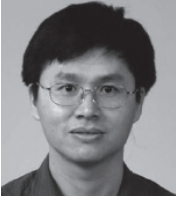
歐陽盟先生為國立交通大學光電工程博士，現任國立交通大學電機工程學系教授。

Mang Ou-Yang received his Ph.D. in electro-optical engineering from National Chiao Tung University. He is currently a professor in the Department of Electrical and Computer Engineering at National Chiao Tung University.



吳憲明先生為國立清華大學化學博士，現任中山科學研究院光電醫療檢測技術開發計畫主持人。

Hsien-Ming Wu received his Ph.D. in chemical engineering from National Tsing Hua University. He is currently a director of Optoelectronic Biomedical Sensing Technologies Development Project at the Chung-Shan Institute of Science & Technology.



翁炳國先生為國立交通大學光電工程博士，現任中山科學研究院材料暨光電研究所技正。

Ping-Kuo Weng received his Ph.D. in electro-optical engineering from National Chiao Tung University. He is currently a technical specialist at the Chung-Shan Institute of Science & Technology in the Solid-State Devices Section.



黃科志先生為國立清華大學動力機械博士，現任中山科學研究院副組長。

Ker-Jer Huang received his Ph.D. in the department of power mechanical engineer from National Tsing Hua University. He is currently an associate group leader in Chung-Shan Institute of Science & Technology.