

國立交通大學

電控工程研究所

碩士論文

內視鏡之色彩影像校正

Color Image Calibration of Endoscope

研究生：賴建成

指導教授：歐陽盟 教授

中華民國 一 百 年 十 月

內視鏡之色彩影像校正

Color Image Calibration of Endoscope

研究生：賴建成 Student: Chien-Cheng Lai

指導教授：歐陽盟 教授 Advisor: Mang Ou-Yang

國立交通大學

電控工程研究所

碩士論文

A Thesis

Submitted to Institute of Electrical and Control Engineering

College of Electrical Engineering

National Chiao Tung University

in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of Master

in

Electrical and Control Engineering

Oct. 2011

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國一百年十月

內視鏡之色彩影像校正

研究生：賴建成

指導教授：歐陽盟 教授

國立交通大學電控工程研究所

摘 要

由於燈源與色彩濾光片造成不同程度的色差，影響醫學上對於病徵點的判斷。為了解決這個問題提出色彩校正演算法，首先利用內視鏡拍攝 NCS 色票，將色域面積計算出來並與色票所制定的色域面積比較之間的差異造成所拍攝影像產生色偏，因此無法得到正確的色彩資訊，造成醫務人員在病徵點的誤判。色彩校正的方法分成兩種，係數法與複數映射多項式法。係數法是利用 xy 座標當作係數，進行最小誤差平方法將色彩校正誤差降至最低，計算出其中轉換矩陣函數。複數映射多項式法利用 xy 座標值當作多項式的數值，利用最小誤差平方法找出色彩校正後最小誤差點位的轉換矩陣。內視鏡因為受到光學元件的影響，會造成拍攝與標準色彩之間的色差為 21.448，經由係數法可以將之間的色差降至 1.53，複數映射多項式法色差降至 1.32，最終並經由 FPGA 實現色彩校正之演算法作即時色彩校正，最後呈現即時畫面來進行驗證比對。

Color Image Calibration of Endoscope

Student: Chien-Cheng Lai

Advisor: Mang Ou-Yang

Institute of Electrical and Control Engineering
National Chiao Tung University

Abstract

This study proposes two algorithms of color calibration to improve the color difference of endoscopic image which is caused by the different color gamut between endoscopic image and NCS system. One is the regression method, and the other is the complex variable method by conformal mapping. The regression method utilizes Least-Squared Error (LSE) algorithm to minimize the color difference between colors of the endoscopic image and popular Natural Color System (NCS) system. The complex variable method by conformal mapping uses the coefficient of power expansion series to build the transformation. The original color difference CIEDE2000 between endoscopic image and standard color (NCS system) is 21.448. After using the regression method and conformal mapping method, the color difference reduces to 1.53 and 1.32, respectively. Finally, the conformal mapping method is implemented to real-time color image by FPGA96

誌謝

在研究所兩年之碩士生涯，首先要感謝的人為指導教授 歐陽盟博士不辭辛勞指導我的研究方向，不時給予鼓勵與支持而讓我持續保有動力來解決研究過程中所遇到之問題，才能順利完成本論文研究。

感謝 吳憲明博士、翁炳國博士、黃科志博士在繁忙之中抽空給予支援，提供學生做研究時所需要之設備，並且還願意擔任學生之口試委員，在口試當天提供相當多寶貴意見讓學生可以清楚瞭解本研究可以改善之處，提升本論文之品質。

接著也要感謝實驗室博班學長庭緯、耀方、昱達與偉德，不論在課業與研究上面均給予我指導與意見，以及碩士班學長仕忠與志軍，給予研究之建議以及方法；還有碩士班同學與學弟新淼、揚貴、智翔、誌賢、子賢、禹舜、幸聰、冠亨、益群、志嘉、浩志在程式上面給予我許多支援，以及處理研究相關之大小事，所以讓我在研究所兩年生涯可以過得非常充實以及順利。

還有感謝父母在於金錢以及精神上的鼓勵與支持，得以進入研究所學習更深入之專業技能，讓我可以提升自己，對於在未來踏入競爭如此激烈之社會，有非常大的幫助以及貢獻。因此在未來進入社會階段，必須持續保有一顆感恩的心不斷的提升自己、努力向上，使得自己在社會上可以出人頭地，以報答父母之恩惠。

目 錄

中文摘要	i
英文摘要	ii
誌謝	iii
目錄	iv
表列	vi
圖列	vii
第一章 簡介	1
1.1 研究背景與發展現況.....	1
1.2 研究動機與目的.....	6
第二章 內視鏡簡介	8
2.1 內視鏡.....	8
2.2 膠囊內視鏡.....	8
2.3 環場式膠囊內視鏡.....	9
2.3.1 光學反射鏡.....	11
2.3.2 取像原理.....	13
2.3.3 投光原理.....	15
第三章 色彩學與量測介紹	16
3.1 表色系統.....	16
3.1.1 孟塞爾系統.....	16
3.1.2 CIE 系統	19
3.2 色彩量測.....	24
3.3 sRGB 標準	26
3.4 色彩評估.....	27
第四章 影像接合處理與色彩校正	29
4.1 環場式影像接合處理.....	29
4.1.1 平均加權平滑法.....	30

4.1.2	最佳化縫隙法.....	31
4.1.3	影像品質.....	32
4.2	色彩校正.....	32
4.2.1	係數法.....	33
4.2.2	複數映射多項式法.....	35
第五章	實驗結果與模擬分析.....	38
5.1	實驗架構.....	38
5.2	腸道假體影像接合.....	40
5.3	色域面積計算分析.....	43
5.4	色彩校正結果分析.....	47
第六章	即時色彩校正之FPGA實現.....	50
6.1	實驗平台系統介紹.....	50
6.2	軟體實現.....	52
6.3	即時色彩校正硬體架構.....	57
第七章	結論與未來展望.....	58
參考文獻	60
個人著作	63



表 列

表 1.1 各種內視鏡比較.....	6
表 2.1 各種曲面鏡比較.....	12
表 3.1 sRGB 參數表.....	26
表 3.2 NIST 標準規格.....	28
表 4.1 係數法係數表.....	33
表 5.1 影像感測器.....	38
表 5.2 PSNR 比較表.....	42
表 5.3 各種色差比較.....	48
表 6.1 模擬結果表.....	55



圖 列

圖 1.1 氣囊式小腸鏡.....	2
圖 1.2 以色列 M2A 膠囊內視鏡.....	2
圖 1.3 (a)以色列 PillCam TM SB 膠囊內視鏡, (b)以色列 PillCam TM ESO 膠囊內視鏡.....	3
圖 1.4 膠囊內視鏡市場分佈圖.....	3
圖 1.5 日本 NORIKA 膠囊內視鏡.....	4
圖 1.6 日本 Syaka 膠囊內視鏡.....	4
圖 1.7 日本 Olympus 膠囊內視鏡.....	5
圖 2.1 內視鏡結構.....	8
圖 2.2 膠囊內視鏡結構.....	9
圖 2.3 (a)單一攝影機 360 度拍攝, (b)折反射式全方位單一相機影像拍攝.....	10
圖 2.4 (a)傳統式膠囊內視鏡, (b)環場式膠囊內視鏡.....	11
圖 2.5 環場式膠囊內視鏡結構.....	11
圖 2.6 錐狀鏡結構.....	12
圖 2.7 環場式膠囊內視鏡移動方式.....	13
圖 2.8 環場式膠囊內視鏡示意圖.....	14
圖 2.9 (a)正視圖, (b)側視圖.....	14
圖 2.10 膠囊內視鏡與環場式膠囊內視鏡投光比較.....	15
圖 2.11 影像過曝區域.....	15
圖 3.1 表色系統架構圖.....	16
圖 3.2 孟塞爾表色系統.....	17
圖 3.3 (a)Pantone 色票, (b)NCS 色票.....	18
圖 3.4 (a)NCS 色三角形, (b) NCS 色相環.....	18
圖 3.5 (a)紅色色相, (b)綠色色相, (c)藍色色相.....	19
圖 3.6 (a)高彩度紅色, (b)中彩度紅色, (c)低彩度紅色.....	20

圖 3.7 (a)紅色色相, (b)綠色色相, (c)藍色色相.....	20
圖 3.8 CIE1931 XYZ 配色函數.....	21
圖 3.9 CIE1931 xy 色度圖.....	22
圖 3.10 CIE1931 xyY 色度圖.....	22
圖 3.11 CIE1931 Lab 色度圖.....	23
圖 3.12 色刺激值色度儀.....	24
圖 3.13 稜鏡光譜儀.....	24
圖 4.1 環場式膠囊內視鏡拍攝流程.....	29
圖 4.2 直角座標轉換.....	30
圖 4.3 (a)正相關, (b)負相關, (c)完全正相關, (d)完全負相關.....	30
圖 4.4 平均加權平滑法.....	31
圖 4.5 最佳化縫隙法.....	31
圖 4.6 色彩校正流程圖.....	32
圖 4.7 複數映射多項式法.....	35
圖 5.1 實驗架構流程圖.....	37
圖 5.2 環場式膠囊內視鏡腸道假體影像重建流程.....	39
圖 5.3 環場式膠囊內視鏡量測色票.....	39
圖 5.4 內視鏡量測色票.....	40
圖 5.5 NASCO 直腸模型.....	40
圖 5.6 草履蟲影像.....	41
圖 5.7 草履蟲接合影像.....	41
圖 5.8 (a)草履蟲接合圖, (b)平均加權平滑法, (c)最佳化縫隙法.....	41
圖 5.9 經直角座標轉換圖.....	42
圖 5.10 腸道假體重建圖.....	42
圖 5.11 (a)平均加權平滑法, (b)最佳縫隙法.....	43
圖 5.12 色票色度圖.....	44
圖 5.13 影像感測器色度圖(D65 燈源).....	44
圖 5.14 色票與影像感測器色度圖(D65 燈源).....	44

圖 5.15 色票與影像感測器色度圖(LED 燈源).....	45
圖 5.16 內視鏡(LED 燈源).....	45
圖 5.17 內視鏡與環場式膠囊內視鏡光譜	46
圖 5.18 去除膠囊殼拍攝色票	46
圖 5.19 有無膠囊殼的環場式膠囊內視鏡光譜	47
圖 5.20 有無膠囊殼的環場式膠囊內視鏡光譜增益比較	47
圖 5.21 係數法色域面積比較	48
圖 5.22 複數映射多項式法色域面積比較	48
圖 5.23 (a)係數法, (b) 複數映射多項式法	48
圖 6.1 Cyclone III 發展版.....	50
圖 6.2 Cyclone III 硬體架構.....	51
圖 6.3 Bitec 高速匯流卡.....	51
圖 6.4 Bitec 高速匯流卡硬體架構.....	52
圖 6.5 FPGA 軟體架構圖.....	52
圖 6.6 (a)(128,128,128), (b) (180,128,134), (c) (250,240,180).....	56
圖 6.7 FPGA 硬體架構圖.....	57
圖 6.8 FPGA 實際架構圖	57

第一章

簡介

1.1 研究背景與發展現況

目前健康檢查的項目包含了上消化道器官檢查，上消化器官包含口腔、咽、食道與胃，主要是利用胃鏡去進行檢查，另外一種是下消化道器官檢查，下消化器官包含大腸與肛門，主要利用直腸鏡進行檢查。消化系統中，最難以檢查的器官為小腸，小腸為一個6~7公尺且蜿蜒的器官，在西元兩千年以前，小腸是消化系統中的檢查盲點，利用電腦斷層掃描、小腸鉬劑攝影與推進式腸鏡等，都無法呈現出小腸完整影像。在西元兩千年過後，分別有氣囊式小腸鏡(balloon enteroscope)與膠囊內視鏡(capsule endoscope)去擷取完整的小腸影像。氣囊式小腸鏡是由日本山本博德教授所研發，氣囊式小腸鏡的外觀類似一般的胃鏡，如圖1.1所示，在小腸鏡與外層套管上裝上氣囊(balloon)，可以充氣使得氣囊膨脹附著於小腸壁上，便可讓小腸鏡向前進行拍攝，也可將氣囊放氣，恢復到原本的樣子[1]。因為小腸長度約為6~7公尺，而氣囊式小腸鏡約為2公尺，故需要分兩次進行拍攝，先從口腔進入拍攝完後再由肛門進入拍攝，才能夠拍攝完小腸腸道。接受氣囊式小腸鏡檢查前，需要空腹7~8小時，並且需要投藥刺激腸胃將排泄物排出。膠囊內視鏡的外型與一般膠囊的外型相似，故稱之為膠囊內視鏡，如圖1.2所示，裡面包含著LED、Lens、電源系統與RF無線傳輸等裝置，可以利用LED投射光源投射到腸道裡面，利用影像感測器將其腸道影像加以拍攝，經由RF無線傳輸裝置傳輸至外部記憶體中將以儲存，經由醫護人員檢查腸道影像中有無血塊與出血等病徵點，來判斷病人是否有罹患小腸癌與小腸黏膜病變等疾病。病患只需要將膠囊內視鏡由口腔吞入，最後由肛門排出，治療過程中病患可以正常生活作息，無須住院觀察，但是美中不足的點是膠囊內視鏡並沒有辦法將病徵點做切片檢查與無法對於病徵點做投藥動作加以治療[2]。

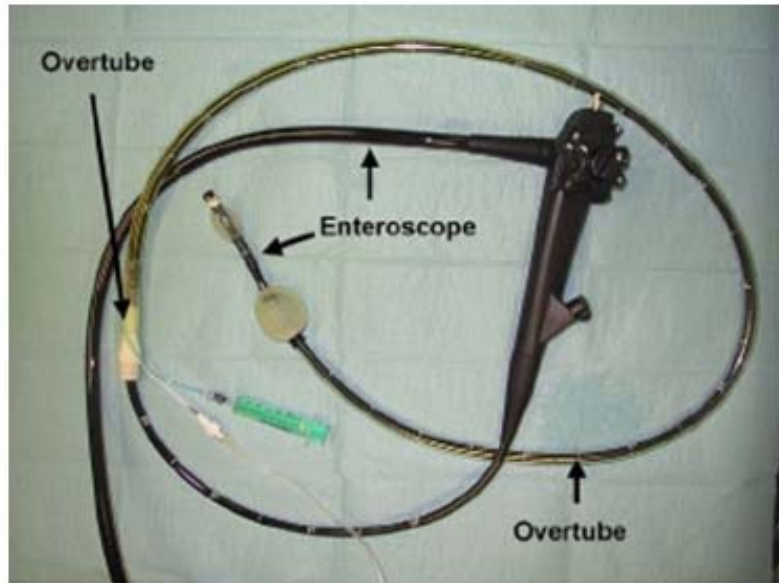
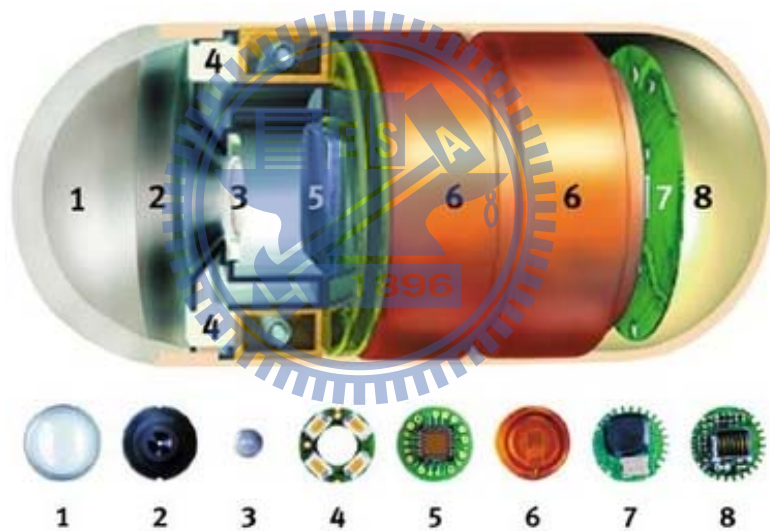


圖1.1 氣囊式小腸鏡[1]



INSIDE THE M2A™ CAPSULE

1. Optical dome
2. Lens holder
3. Lens
4. Illuminating LEDs (Light Emitting Diode)
5. CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) imager
6. Battery
7. ASIC (Application Specific Integrated Circuit) transmitter
8. Antenna

圖1.2 以色列M2A膠囊內視鏡[2]

以色列基文影像公司在西元2000年研發出M2A膠囊內視鏡，如圖1-2所示，並且在於西元2001年10月通過美國藥物食品檢驗局(Food and Drug Administration, FDA)認可，在美國國內進行販賣，第一代的屬於被動方式進行腸道拍攝，主要利用小腸蠕動將膠囊內視鏡通過小腸腸道，因為侷限於當時的技術，膠囊內視鏡僅能拍攝每秒鐘兩張影像。基文公司接著又推展第二代膠囊內視鏡(M2A plus)，此內視鏡可以利用外部的感應貼片去檢測膠囊內視鏡的走向與位置。第三代膠囊內視鏡(PillCam TM SB)如圖1.3所示，可以搭配The Given®軟體進行腸道檢查，The Given®擁有自動診斷協助工具與圖像快速判讀功能等功能，可以加速醫生觀看腸道影像之速度。同時基文公司也推出新款膠囊內視鏡(PillCam TM ESO)，此內視鏡最大特點在於它前後兩端都有鏡頭可以同時進行拍攝，可以減少死角的產生，主要應用於大腸腸道，解決膠囊內視鏡只能拍攝小腸影像的問題。圖1.4所表示目前市場上膠囊內視鏡市場分布情形，有圖表中可以得知以色列基文公司為目前市佔率最高的公司。



圖1.3 (a)以色列PillCam TM SB膠囊內視鏡[3], (b)以色列PillCam TM ESO膠囊內視鏡[4]

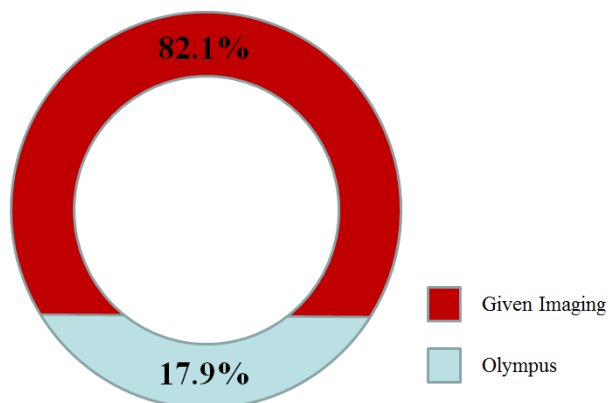


圖1.4 膠囊內視鏡市場分佈圖

西元2001年日本射頻研究室(RF system Lab)提出一款膠囊內視鏡(NORIKA)，如圖1.5所示，此內視鏡屬於主動方式去進行腸道拍攝，利用三軸磁力去控制膠囊內視鏡在於腸道內的動作，可以由醫生來控制方向來檢視腸道，此方式雖然會增加醫生檢視時間，但是與基文公司最大不同點是在於敏感度較高，因為可以控制膠囊內視鏡去進行投藥與擁有變焦鏡頭，此膠囊內視鏡另外有一個特點可以利用外面的電磁波提供膠囊內視鏡所需之電力，所以沒有電力不足之問題。NORIKA在於西元2003年一月進行臨床實驗，就成為該公司第一顆膠囊內視鏡(NORIKA3)。西元2005年12月再推出第二款膠囊內視鏡(Syaka)，如圖1.6所示，此內視鏡是利用馬達轉動鏡頭進行拍攝，可以判斷病徵點的體積與長度，甚至是細胞的硬度。

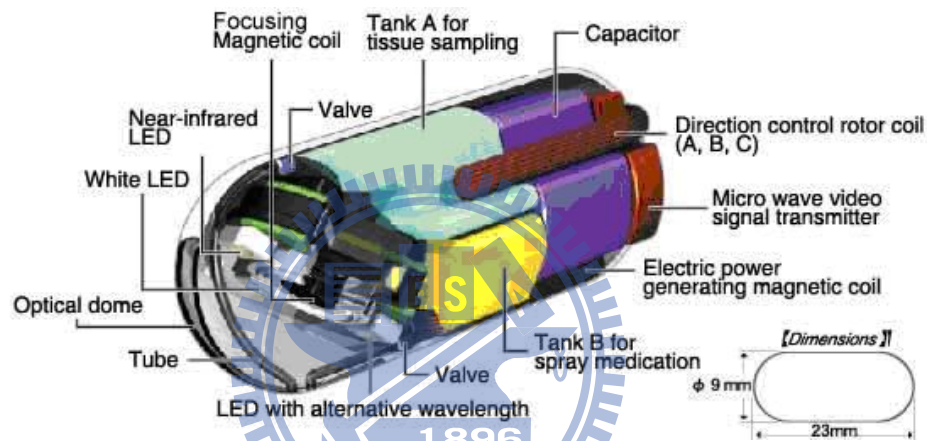


圖1.5 日本NORIKA膠囊內視鏡[5]

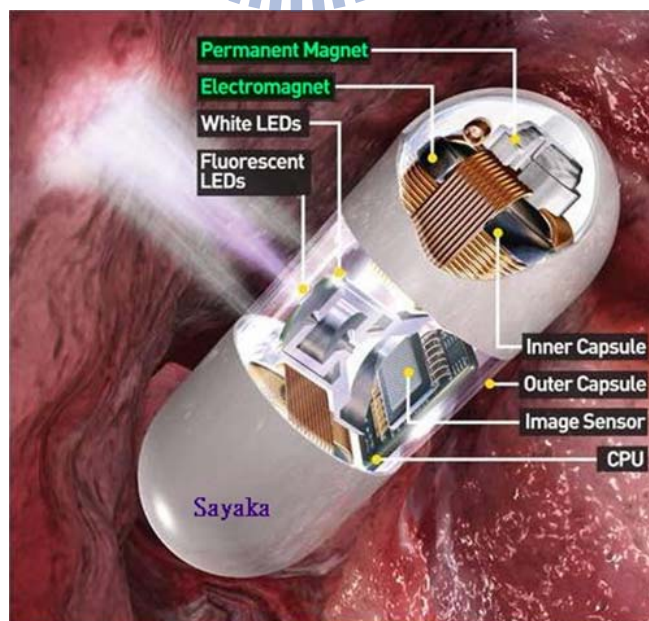


圖1.6 日本Syaka膠囊內視鏡[6]

日本奧林巴斯(Olympus)在西元2004年11月首度推出膠囊內視鏡，如圖1.7所示，對於膠囊內視鏡也提出五年的改變計畫，其中包含：一、改變膠囊內視鏡的大小，提升功能並且更省電。二、將膠囊內視鏡的外殼做成螺旋狀，在其內部安裝電磁石，利用外部磁場來控制膠囊內視鏡的前進與後退，如此可以仔細的觀察病徵點。三、使用無線充電系統，在體外安裝特殊的線圈，當膠囊內視鏡經過時，內部的電磁石時會產生一個電能，將其電能導入膠囊內視鏡中的導電線圈，便可充電。四、將欲投藥品放入膠囊內視鏡中，當膠囊內視鏡到其病徵點時，加以投藥給予治療。五、當經過病徵點時，膠囊內視鏡啟動負壓，將病徵點的分泌物吸入膠囊內視鏡，等排出體外時，可內部的檢體拿出當作檢查診斷的用途。六、在膠囊內視鏡中安裝傳動裝置，方便在小腸中行動。七、未來可以發展超音波膠囊內視鏡，可以檢查膽與肝等器官。



圖1.7 日本Olympus膠囊內視鏡[7]

國內目前研究與發展膠囊內視鏡最為深入的研究機構為中山科學研究院，目前中山科學研究院所研發的兩段式膠囊內視鏡，傳統的膠囊內視鏡無法檢查食道與胃兩個器官，因為通過食道的速度太快無法仔細檢查食道，胃部空間較大而膠囊內視鏡較無法控制。兩段式膠囊式內視鏡的第一階段與一般的胃鏡相同，可以利用手持式控制系統與膠囊內視鏡結合，進入食道與胃部仔細檢查後，再進入第二階段，膠囊內視鏡脫離手持式控制系統進入腸道部分，進行檢查。兩段式膠囊內視鏡擁有可以控制錄影速度、縮放影像大小與即時監控等功能，提供給醫生使用。目前國內所使用的膠囊內視鏡皆為進口，整個治療療程需要五萬元台幣，而使用國內所生產的膠囊內視鏡的治療療程為使用進口的價格一半，因為價格低廉可以造福更多患者使用這項技術。內視鏡、氣囊小腸鏡與膠囊內視鏡之間比較如下表1.1，膠囊內視鏡擁有著可以觀測整體小腸影像外，病患在治療時不用待在病床上診斷而是可以自由走動，缺點在於膠囊內視鏡屬於拋棄型的醫療器材，所以無法重複使用且因為健保沒有補助，故所需要的醫療費用較內視鏡與氣囊式小腸鏡高。

表1.1 各種內視鏡比較

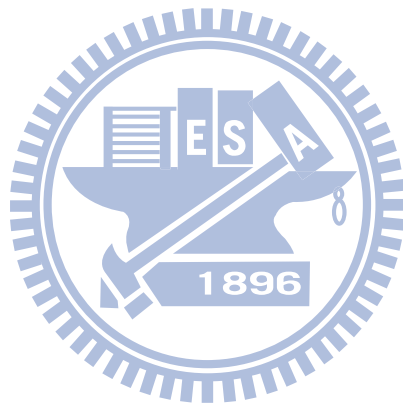
項目 \ 種類	內視鏡[1]	氣囊內視鏡[1]	膠囊內視鏡[3]
攜帶性	不可攜帶	不可攜帶	可攜帶
重複性	可反覆使用	可反覆使用	不可反覆使用
小腸檢視	無法檢查小腸	可檢查2/3小腸	可檢查整體小腸
檢查時間	1~2小時	1~2小時	人體自然排出 6~8小時
檢查長度	60~100公分	3公尺	可以整體消化器官 檢查
費用	健保給付	2.6萬元~3萬元	4.5萬元~5萬元

1.2 研究動機與目的

本研究的重點著重於內視鏡(endoscope)與環場式膠囊內視鏡(ring field capsule endoscope)的影像處理與色彩校正。內視鏡為前式視場進行影像拍攝，而環場式膠囊內視鏡為利用錐狀鏡拍攝環場式影像，將環場式影像縫合成腸道立體影像，但是受到錐狀鏡機構每一視場的亮度不平均，造成影像再縫合的時候會造成縫隙的問題，使得人眼看到不連續的感覺，故在本研究中利用影像處理的方式將此縫隙問題降低。

在於腸道中並無其他光源投光，唯有內視鏡上的光源進行投光，故光源對於色彩的影響也較大，另外對於色彩有較大影響的是影像感測器上的色彩濾光片(color filter)。環場式膠囊內視鏡裡面的錐狀鏡與鏡頭的距離較傳統式膠囊內視鏡的距離還要近，故投光時容易過曝與影像感測器的飽和，造成影像在擷取時產生色偏。首先比較內視鏡與環場式膠囊內視鏡在同一燈源與影像感測器下進行拍攝，檢視是否為錐狀鏡影響造成色偏問題。另一重點著重於利用色彩校正將色偏影像校正到原始影像，並且利用色差(color difference)去比較校正後的色彩與真實色彩之間的差別，檢視是否在人類眼睛可以能夠容忍的誤差。

本研究首先先利用Matlab軟體進行演算法的撰寫與軟體實現影像處理與色彩校正，在Matlab軟體模擬時，初步完成軟體實現。硬體實現的部分是利用Altera公司所開發的開發板(Cyclone III EP3C120F780)實現，先將演算法利用Verilog語法撰寫，再利用ModelSim模擬FPGA的運算結果，最終利用FPGA將色彩校正即時實現。



第二章

內視鏡簡介

2.1 內視鏡

早期內視鏡利用前端的小燈泡進行投光，利用光纖將影像傳送至目鏡中由醫護人員觀察病徵點，近年來利用後端的燈箱將光源利用光纖投入至前端，使光源可以投光於消化系統中[8]，如圖2.1所示。內視鏡利用燈源投光於消化系統中，提供充分光源讓影像感測器能夠拍攝病徵點，利用電線提供電源與將所拍攝到影像傳送至電腦，由電腦儲存與分析影像資訊。內視鏡利用工作管道(working channel)可以提供水與藥物，對於病徵進行投藥與清洗傷口使得視野清晰。內視鏡早期應用於拍攝除了小腸之外的消化系統，近年來用於微創手術與膠囊內視鏡。

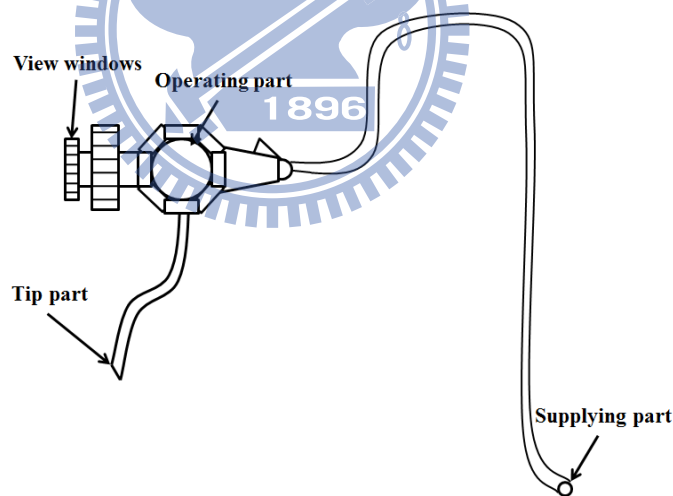


圖2.1 內視鏡結構

2.2 膠囊內視鏡

胃鏡與直腸鏡為目前最被信任的侵入式內視鏡系統，胃鏡可以拍攝到人類的口、食道與胃，但是一般成人腸道長度為七、八公尺且蜿蜒的因素，導致胃鏡無法深入地進入腸道進行拍攝。另外一種是直腸鏡，直腸鏡與胃鏡有相同的問題，因為腸道的構

造的關係導致無法進入小腸。因為胃鏡與直腸鏡無法拍攝腸道影像，所以就發明了一種非侵入式的內視鏡系統，稱之為膠囊內視鏡。

膠囊內視鏡的整體構造，包含LED、Lens、影像感測器、膠囊殼與電源系統所構成，膠囊內視鏡前側的觀景窗設計成圓拱型，是為了減低分泌物對於膠囊內視鏡的阻隔，如圖2.2所示。

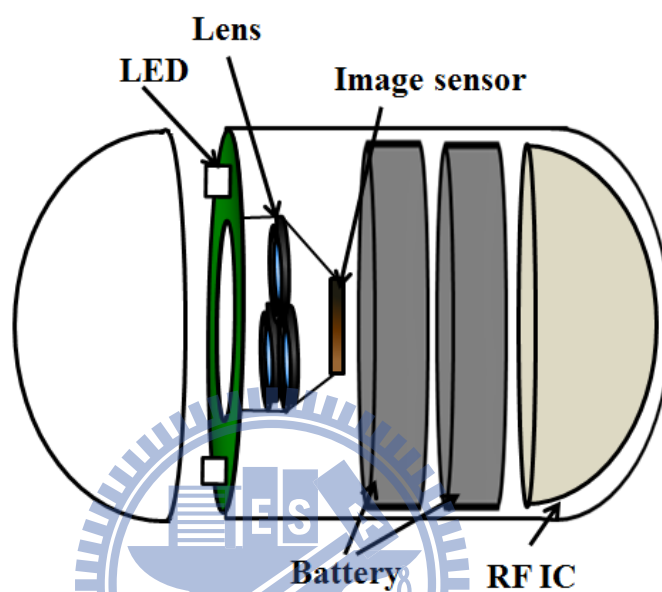


圖2.2 膠囊內視鏡結構

膠囊內視鏡中的影像感測器在進入腸道後，以每秒鐘拍攝2~3張影像之速度，拍攝前方140度之腸道影像存入記憶體中，由後方的RF傳入病人所配戴的影像接收器，最後膠囊內視鏡會排出體外，全程約拍攝5~6萬腸道影像。工程師再利用電腦將影像接收器中的腸道影像讀取出來交給醫師，由醫師診斷病情後再告知病患[9]。

2.3 環場式膠囊內視鏡

傳統式膠囊內視鏡其光學機構是觀測前方影像，因為光學機構的關係只能拍拍攝前方影像，而腸道是蜿蜒曲折且多皺褶，容易造成拍攝時產生的死角，意指如果病徵點藏在皺褶中，傳統式膠囊內視鏡就無法拍攝到病徵點，所以必須以側邊拍攝影像去避免因為皺褶而產生的死角問題[10]。

日本Syaka膠囊內視鏡是利用馬達將相機做旋轉動作進行拍攝環場式影像，因為相機拍攝同時馬達也在運轉著，容易造成影像在拍攝時，因為震動而造成影像模糊。環場式膠囊內視鏡利用光學元件加上一片反射片，利用反射片改變光路將側邊影像反射於光學元件，並且縮小光學系統的長度與體積，可以改變取像角度以便觀察。環場式膠囊內視鏡的觀念是來自於1970年Rees[11]，利用一台相機去拍攝前放的曲面反射鏡，這樣可以得到一個全景的單一影像，如圖2.3(a)(b)所示，因為不需要馬達轉動，就可以避免影像模糊的問題。

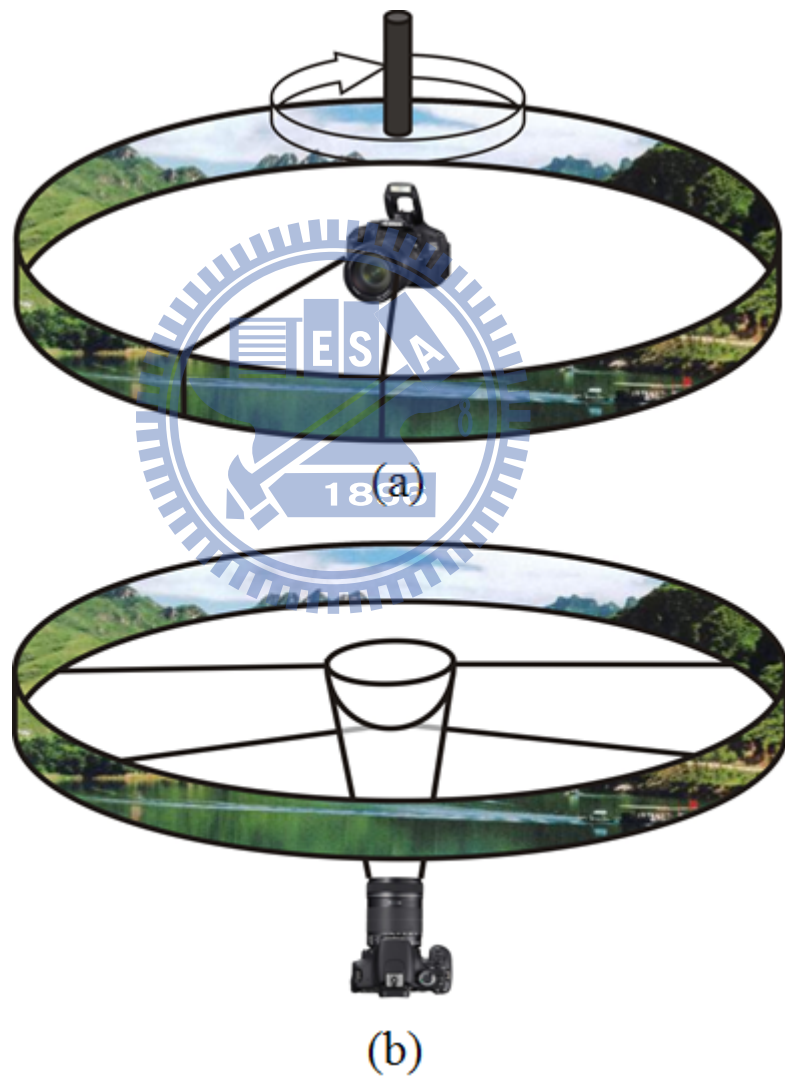


圖2.3 (a)單一攝影機360度拍攝, (b)折反射式全方位單一相機影像拍攝

環場式膠囊內視鏡與傳統式膠囊內視鏡最大的不同點為傳統式膠囊內視鏡只能拍攝於前方的影像，而環場式膠囊內視鏡可以利用錐狀鏡拍攝360度視角的影像，這樣可以避免因為腸道皺褶而造成的死角問題[12]，如圖2.4所示，環場式膠囊內視鏡的觀景窗會緊貼著腸壁，可以將腸壁撐開拍攝隱藏於腸壁間的病徵點，減少因為死角而無法觀察病徵點的問題。環場式膠囊內視鏡擁有著膠囊本身、影像感測器、RF傳輸裝置、電源系統與錐狀鏡系統等機構，如圖2.5所示，而動作原理與傳統式膠囊內視鏡相同屬於被動，由腸道決定移動速度。

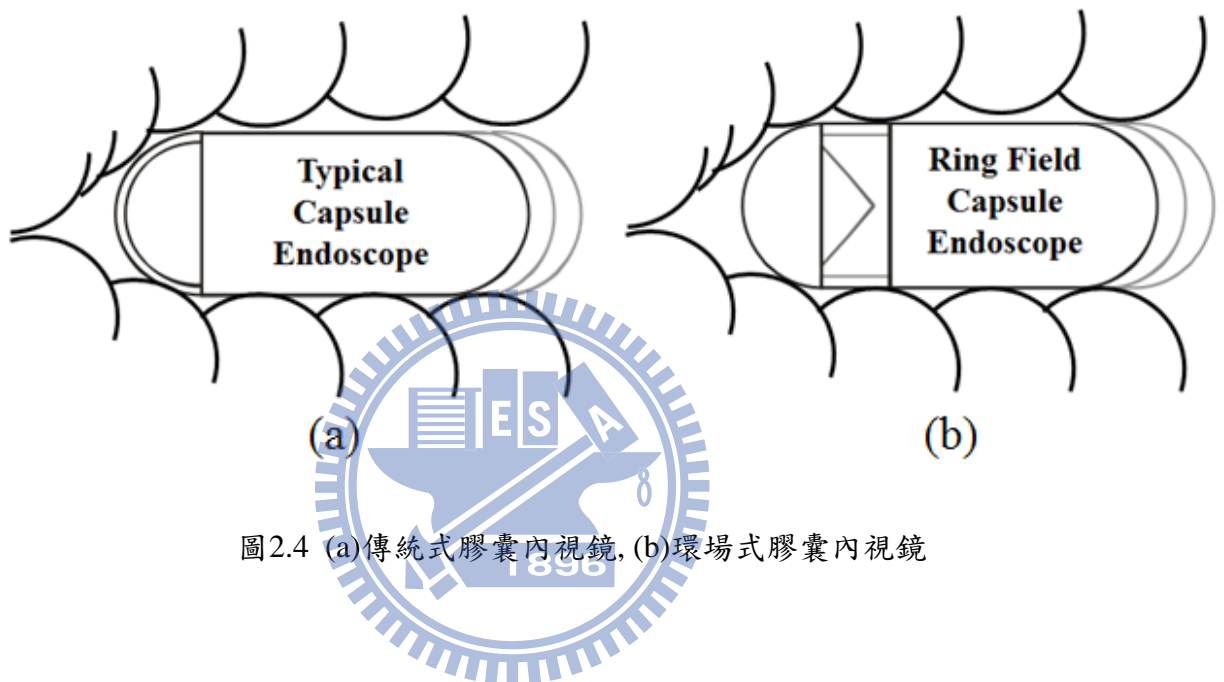


圖2.4 (a)傳統式膠囊內視鏡, (b)環場式膠囊內視鏡

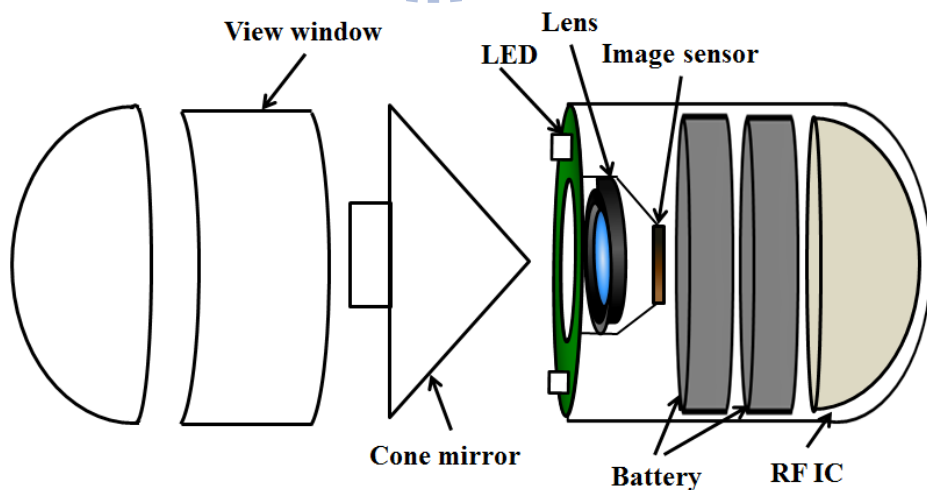


圖2.5 環場式膠囊內視鏡結構

2.3.1 光學反射鏡

由上面可以得知反射鏡片對於環場式膠囊內視鏡的重要性[13]，以下對四種反射鏡片做討論，分別為球面鏡[14]、錐狀鏡[15]、拋物面鏡[16]與雙曲面鏡[17]。各種曲面鏡的比較如表2.1所示。

表2.1 各種曲面鏡比較

Item Mirror	Resolution on axis	Resolution off axis	Lateral distortion	Lateral view angle	Cost
Spherical[14]	High	Low	Yes	Wide	Low
Cone[15]	Low	High	No	Narrow	Low
Parabolic[16]	High	High	Yes	Wide	High
Hyperbolic[17]	High	High	Yes	Wide	High

這四種反射鏡中，唯有錐狀鏡擁有子午平面上不會有畸變與失焦的問題，而且錐狀鏡擁有著良率高、製造容易與價格便宜等優點，所以在環場式膠囊內視鏡中，使用的反射鏡片就為錐狀鏡。所以採用45度角之錐狀鏡，如圖2.6所示，將此錐狀鏡安置於觀景窗下，可以透過觀景窗將物面資訊反射到光學反射鏡上，再經由光學反射鏡將其物面資訊成像於影像感測器上。錐狀鏡高度依造膠囊殼大小決定，此環場式膠囊內視鏡的膠囊殼大小約為11 mm，此膠囊大小為患者最好吞嚥的尺寸，為了能把錐狀鏡放入此膠囊殼中，錐狀鏡高度為4.5 mm，此高度可將錐狀鏡放入膠囊殼中而不會破壞到觀景窗。

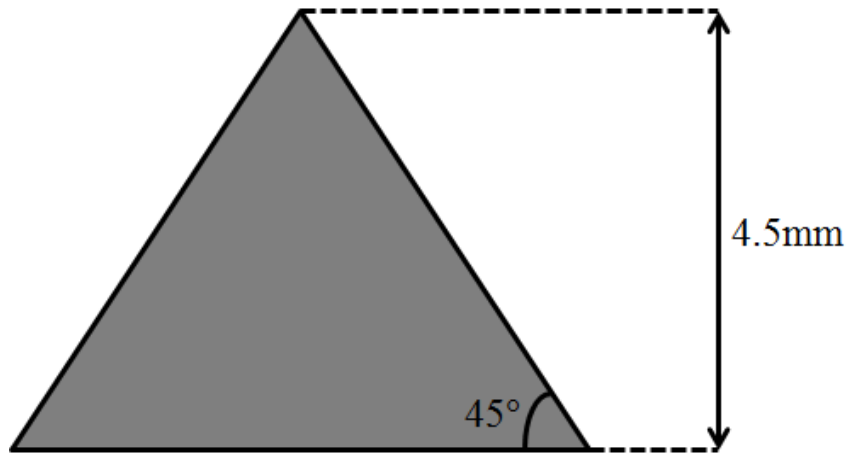


圖2.6 錐狀鏡結構

2.3.2 取像原理

環場式膠囊內視鏡的取像相關性決定於腸道蠕動速度與錐狀鏡鏡面的大小。環場式膠囊內視鏡為一個被動的內視鏡，因為內視鏡的移動速度決定於腸道蠕動速度，當蠕動速度變快時，所移動的距離會變大，使得所擷取到的影像相關性降低，如圖2.7所示。錐狀鏡鏡面大小決定於膠囊殼的大小，當膠囊殼越大時，錐狀鏡鏡面也越大，影像的相關性也相對的提高，但是膠囊殼大小過大時，會使得患者難以吞嚥；反之當反射鏡面越小時，影像會受到壓縮影響，造成影像相關性的降低。

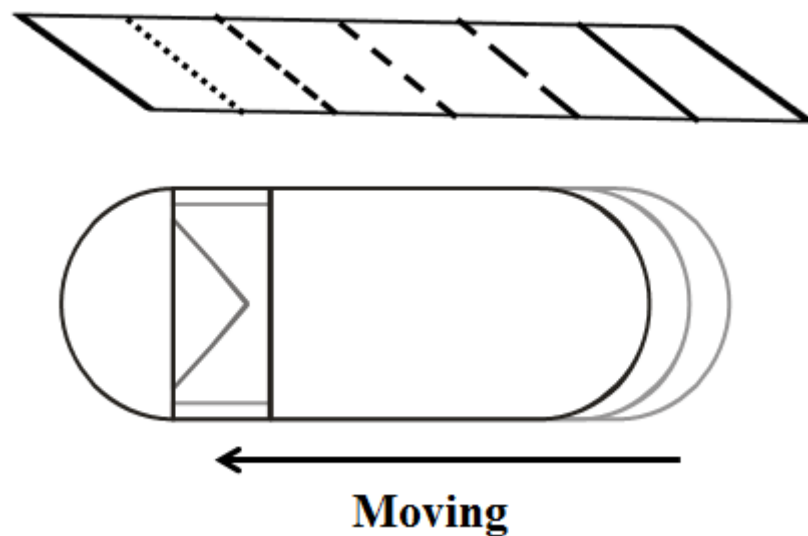


圖2.7 環場式膠囊內視鏡移動方式

圖2.8為環場式膠囊內視鏡在腸道中的示意圖，左上方的錐狀鏡進入圓柱形中，錐狀鏡也隨著時間變化往前推進，將圓柱形裡面的物面以環場式影像拍攝，所拍攝的環場式影像展開後，進行接合重現圓柱形物面的立體影像。由取得的影像可以得知位於錐狀鏡尖端影像與錐狀鏡末端影像的幾何大小並不相同，故有幾何形狀壓縮問題，如圖2.9所示。

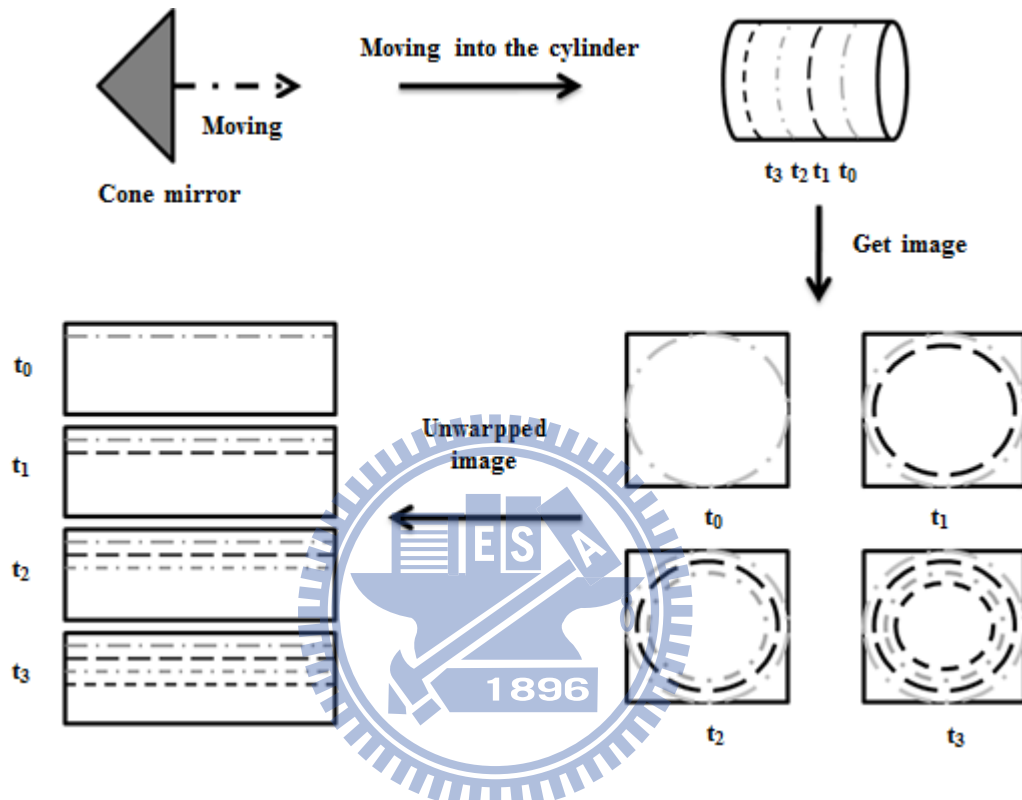


圖2.8 環場式膠囊內視鏡示意圖

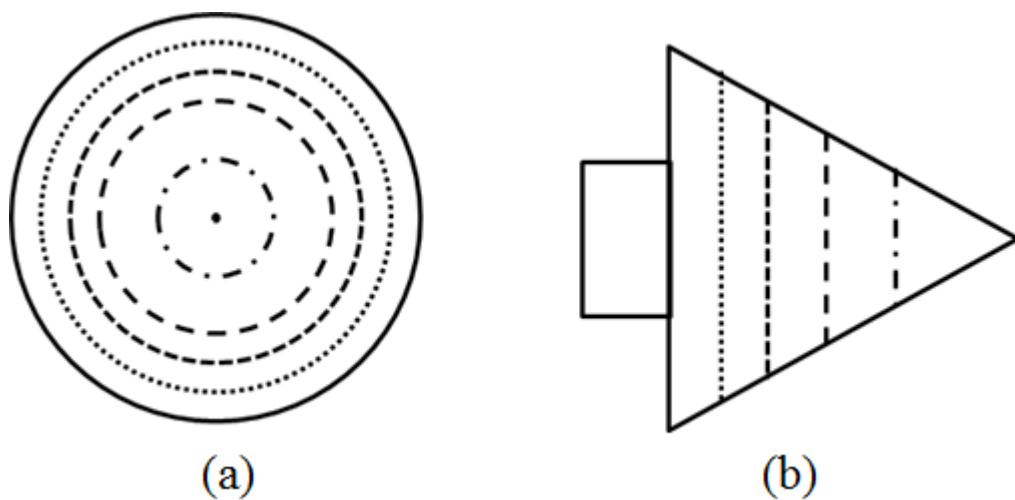


圖2.9 (a)正視圖, (b)側視圖

2.3.3 投光原理

環場式膠囊內視鏡與傳統膠囊內視鏡投光方式並不相同[18]，如圖2.10所示，傳統式膠囊內視鏡利用LED照射在前方的橢圓殼焦平面上，利用橢圓焦平面的特性將LED打出去之雜散光反彈至另外一顆LED上解決雜散光的問題。環場式膠囊內視鏡因為有錐狀鏡機構的關係，無法利用橢圓焦平面原理將雜散光打入另一顆LED上，環場式膠囊內視鏡包含了打在膠囊殼上反射回來的雜散光與打在錐狀鏡直接反射回來的雜散光，另外因為鏡頭與錐狀鏡之間的距離較短，故所拍攝出來的中間影像較為明亮，而外部的影像較為暗沉，如圖2.11所示。

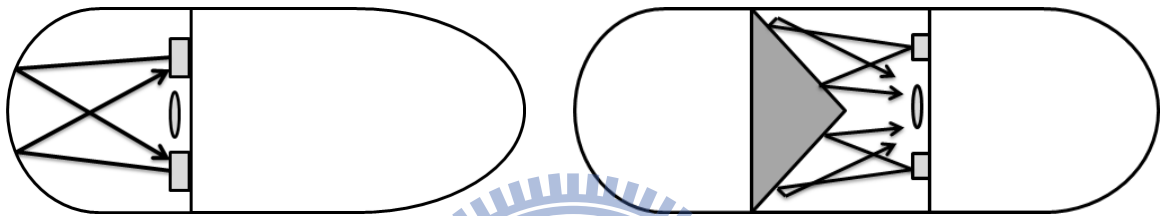


圖2.10 膠囊內視鏡與環場式膠囊內視鏡投光比較



圖2.11 影像過曝區域

第三章

色彩學

3.1 表色系統

利用數值的來表示色彩，稱之為表色(color specification)。表色系統又分為顯色系統(color appearance system)與混色系統(color mixing system)，如圖3.1所示。顯色系統以色票作為系統的標準去制定，如孟塞爾表色系統(munsell color specification)；混色系統以光的混色為系統的定義，如CIE表色系統[19]。

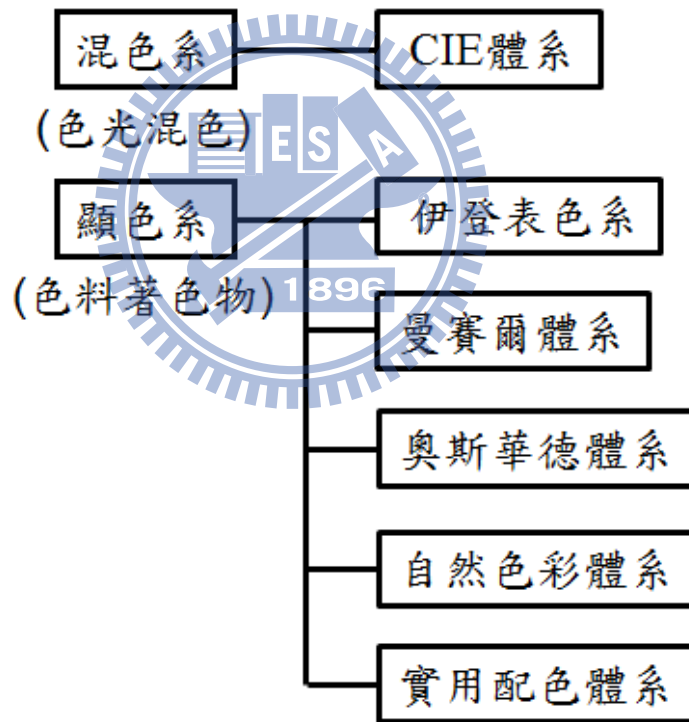


圖3.1 表色系統架構圖

3.1.1 孟塞爾系統

孟塞爾表色系統是在1905年經由阿爾伯特孟塞爾(Albert H. Munsell)所提出，在

1930年由美國光學學會(Optical Society of America, OSA)將此系統加以修正，於1943年發表了修正孟塞爾表色系統。孟塞爾表色系統大致為一個圓筒座標，圓周部分代表著色相(hue)，縱軸與橫軸分別代表著明度(brightness)與彩度(chroma)[20]，如圖3.2所示，彩通系統色票(pantone matching system)與自然顏色系統(Natural Color System, NCS)就是以這個為基準所設計，如圖3.3所示。

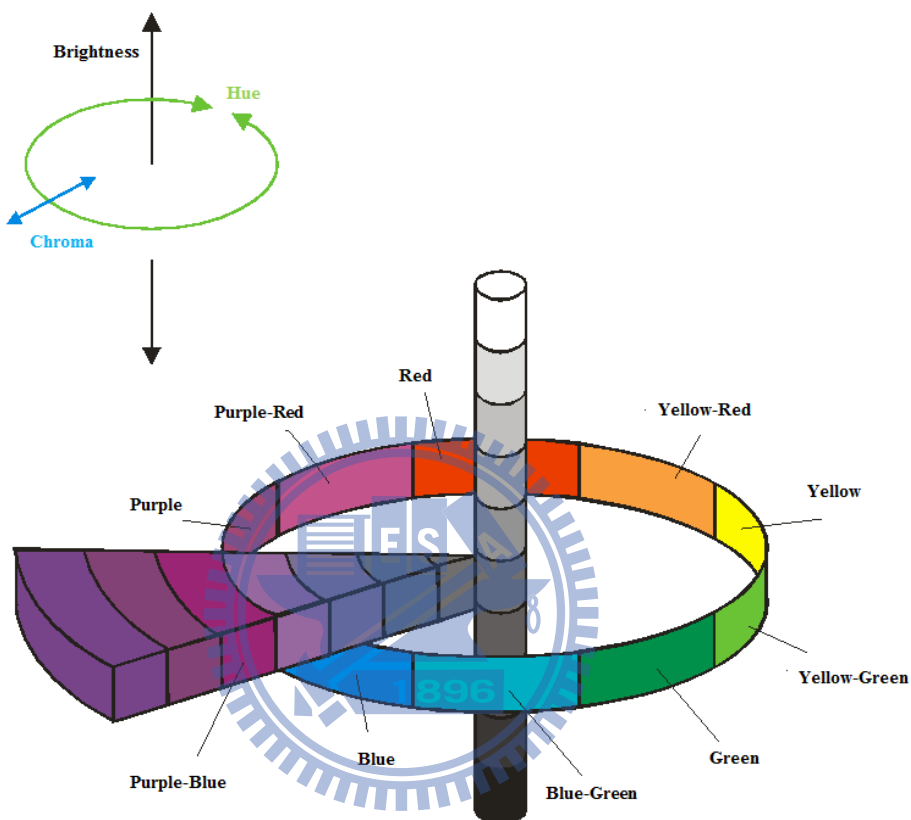
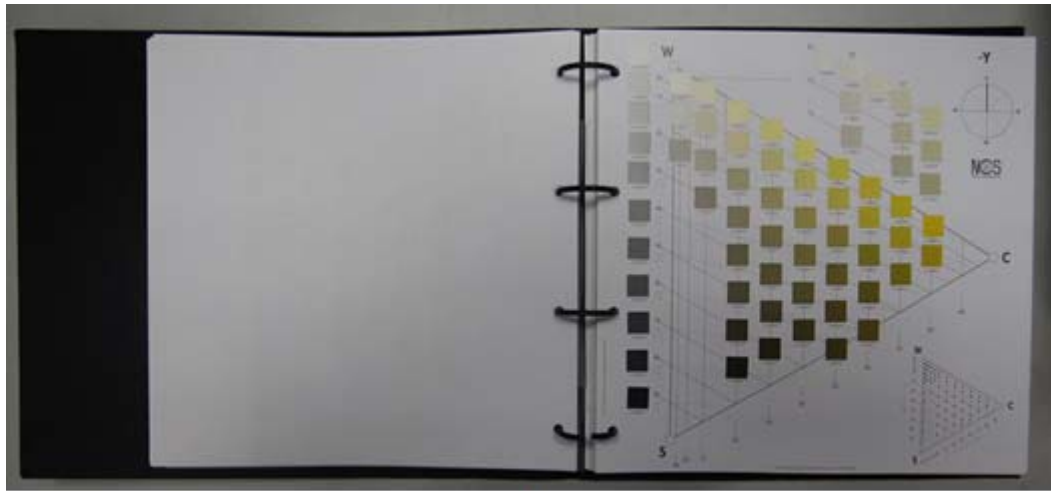


圖3.2 孟塞爾表色系統



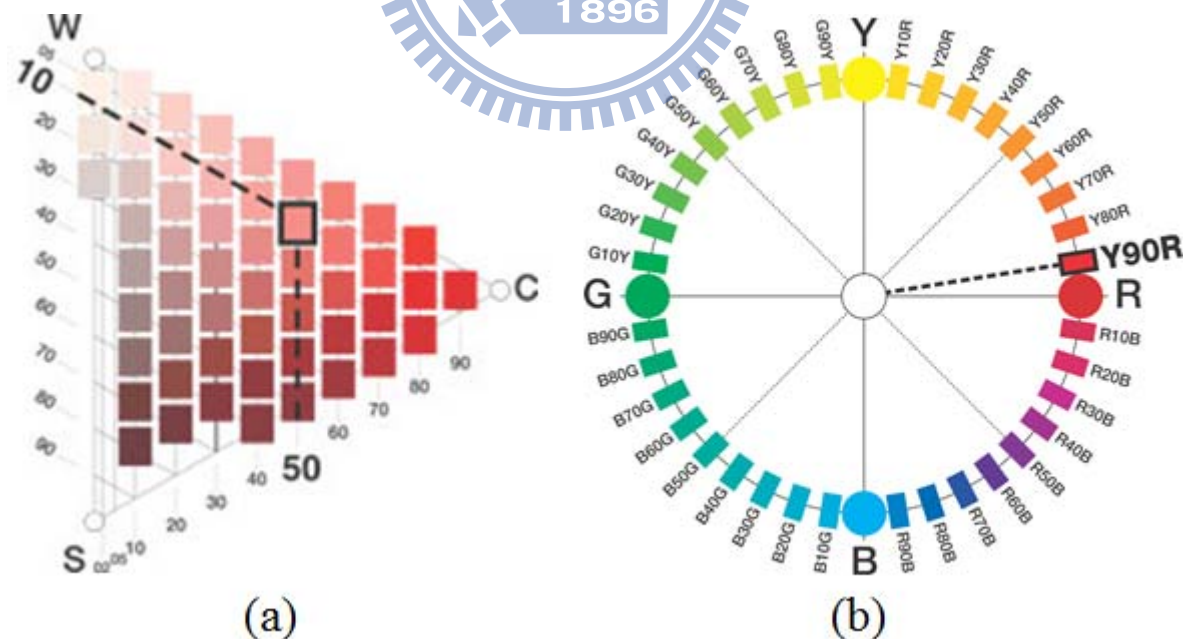
(a)



(b)

圖3.3 (a)Pantone色票, (b)NCS色票

自然顏色系統是由黑、白、紅、綠、藍與黃六種獨立色感所構成，其中黑與白是不包含彩度的明度，其他的色彩均可由這六種色彩去混加而成。NCS可以由三軸方式去表示，其中包含了色三角形與色相環[21]，如圖3.4所示。每張色票上面都有編號，每個編號代表著一個顏色，前面的英文字母代表著NCS第二版的意思與標準，接著數字分別代表著明度、彩度與色相，如圖所示。



(a)

(b)

圖3.4 (a)NCS色三角形, (b) NCS色相環

3.1.2 CIE系統

一個風景由照相機所拍攝到顯示器顯示，其中經由了各式各樣的輸入與輸出設備，在不同設備的色彩規格也不相同，國際照明委員會(Commission Internationale de l'Eclairage, CIE)結合物理與色彩心理所推導的一系列的色彩計算方法，目前的色彩與影像相關產業大部分都採用了CIE所規定的表色系統作為標準[22]。

色彩可以由三種屬性(色相、彩度與明度)來描述。

色相：

以八位元編碼的R、G與B來說明，當紅色全開，綠色與藍色關閉，編碼是(255,0,0)，就會顯示出紅色。如果當綠色全開，紅色與藍色全關，編碼為(0,255,0)，就會顯示出綠色。色相代表著就是顏色的名稱，如紅、綠、藍與黃等。不同的色相代表著不同的顏色。如圖3.5所示。

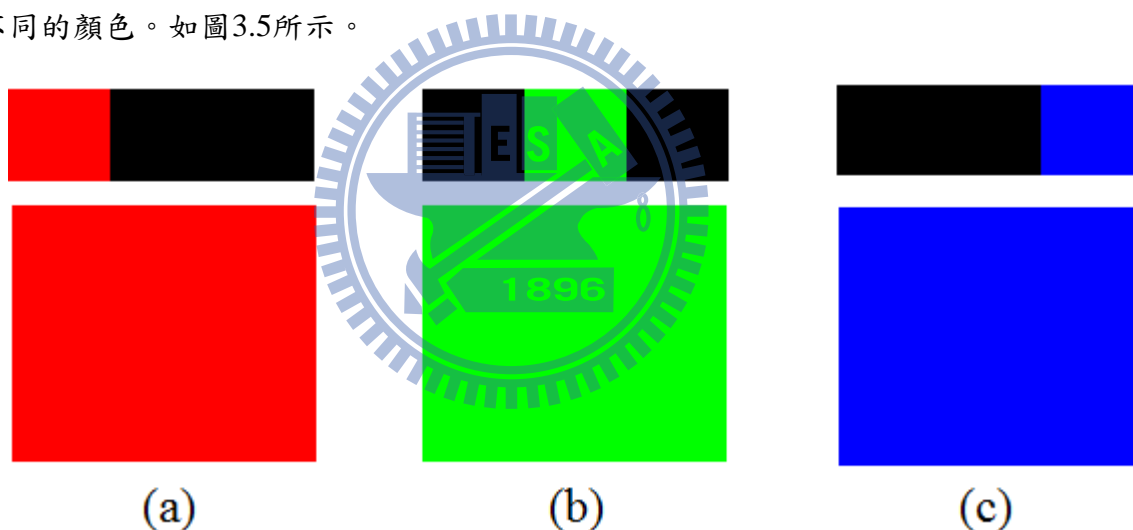


圖3.5 (a)紅色色相, (b)綠色色相, (c)藍色色相

彩度：

彩度代表著顏色的純度，彩度越高代表著顏色的純度也越高。當紅色全開時，藍色與綠色全關，代表著這是一個純度很高的紅色，因為沒有藍色與綠色的成分。當紅色全開時，綠色與藍色並非全關，此時並非一個純度很高的紅色，因為它受到綠色與藍色的影響。由此可以知道，如果將綠色與藍色的位元編碼提高，此時紅色會慢慢地變成粉紅色，代表著白色為彩度最低的色彩。如圖3.6所示。

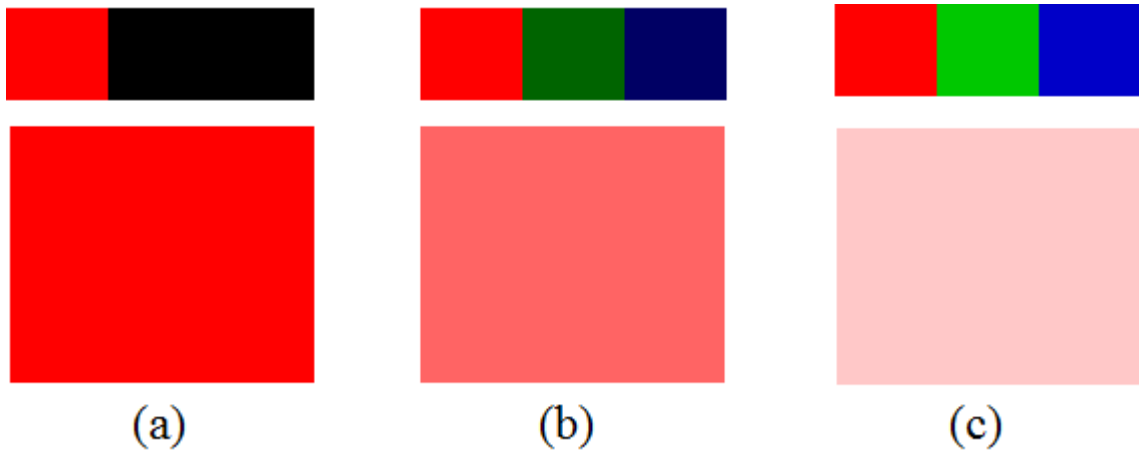


圖3.6 (a)高彩度紅色, (b)中彩度紅色, (c)低彩度紅色

明度：

明度代表色彩的亮度，當紅色全開時，此時就是一個明度很高的紅色。當紅色色階降到一半時，這時候的紅色會變較為暗淡。明度會隨著色階降低而降低，如圖3.7所示。

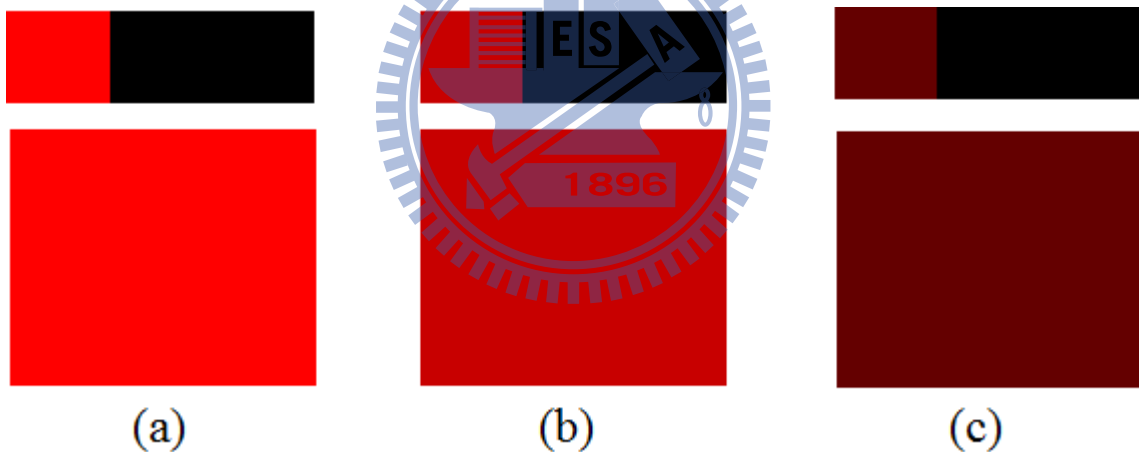


圖3.7 (a)高明度紅色, (b)中明度紅色, (c)低明度紅色

國際照明委員會在西元1931年利用色彩心理學來進來實驗，利用實驗結果求出人類的眼睛在可見光範圍內(380 nm~780 nm)內的配色函數(color matching functions)，如圖3.8所示，並且提出了XYZ色彩空間，利用數學方式來定義真實世界中所有的色彩，如式3.1所示，式中積分的範圍決定於可見光，一般定義於380 nm~780 nm， $S(\lambda)$ 為照明光源光譜分布， $C(\lambda)$ 為物體反射光譜分布。

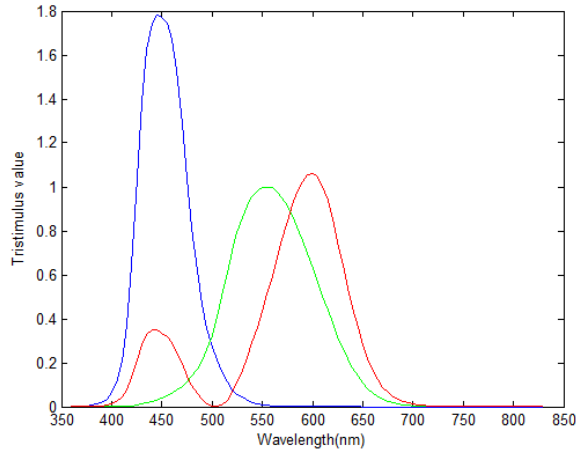


圖3.8 CIE1931 XYZ配色函數

$$\begin{aligned}
 X &= k \int_{380}^{780} S(\lambda) \cdot C(\lambda) \cdot x(\lambda) d\lambda \\
 Y &= k \int_{380}^{780} S(\lambda) \cdot C(\lambda) \cdot y(\lambda) d\lambda \\
 Z &= k \int_{380}^{780} S(\lambda) \cdot C(\lambda) \cdot z(\lambda) d\lambda \\
 k &= \frac{100}{\int_{380}^{780} S(\lambda) \cdot y(\lambda) d\lambda}
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

CIEXYZ色彩空間為一個三軸空間，因為是三軸空間的關係，所以較為不容易想像，國際照明委員會經由線性轉換，如式3.2，建立起二軸空間的座標圖，稱為xy色度圖(xy chromaticity coordinates) [23]，如圖3.9所示。色度圖的最外圍是一個馬蹄形的光譜軌跡，在軌跡之外的色座標點都是人眼無法看到的部份，CIE1931 xy色度圖的最大缺點為在xy色度圖上的不同兩點的距離的色差值都並不相同。所以CIE在西元1964年提出了uv系統[24]，公式3.2為式。色度圖只能表現色彩的主波長(dominant wavelength)與刺激純度(excitation purity)，這兩者類似色彩三屬性的色相與彩度，尚未包含明度資訊的Y軸。加入明度資訊的xy色度圖才能完整的表達色彩特性[25]，如圖3.10所示。

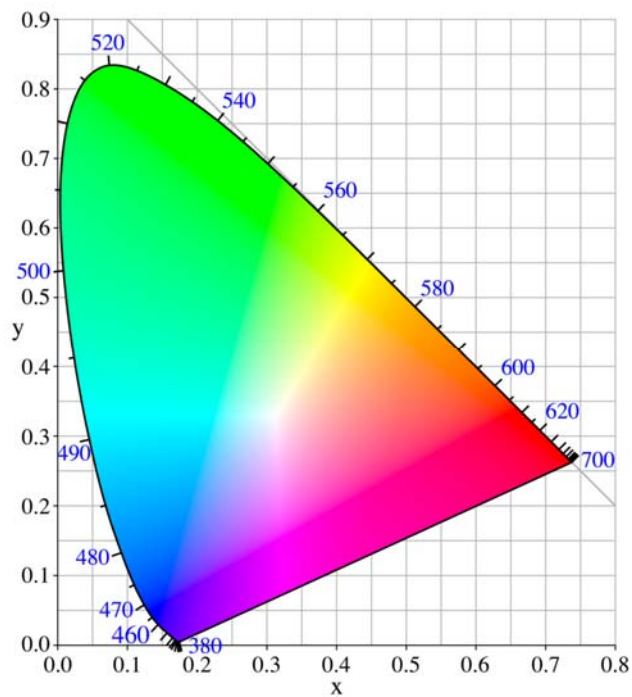


圖3.9 CIE 1931 xy色度圖

$$\begin{aligned}
 x &= \frac{X}{X+Y+Z} & y &= \frac{Y}{X+Y+Z} \\
 u' &= \frac{4X}{X+15Y+3Z} & v' &= \frac{9Y}{X+15Y+3Z}
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

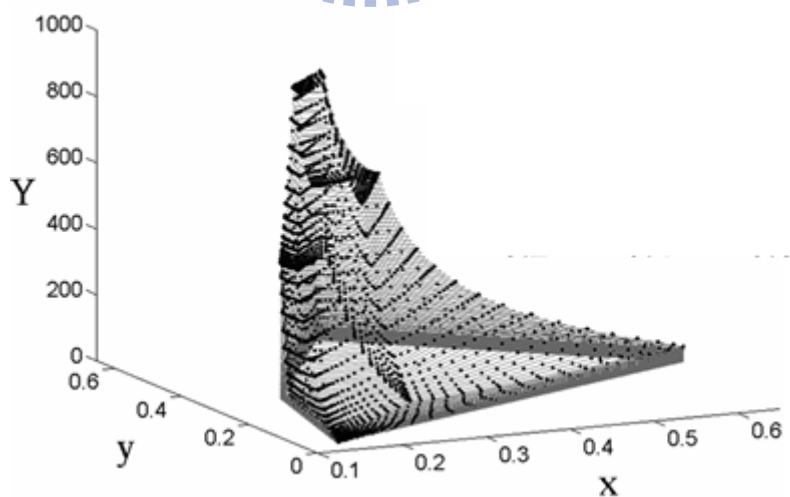


圖3.10 CIE1931 xyY色度圖[25]

CIEXYZ色彩空間在於色彩值的量化上是非常好用，但是人類的眼睛對於明度的變化並非呈現線性，所以造成CIEXYZ色彩空間的呈現並不均勻，相同的色差在CIEXYZ色彩空間上的距離呈現並不相同。CIE在西元1976年提出了Lab均等表色空間(uniform color space)來改善原本CIEXYZ色彩空間的色差(color difference)不均勻的問題，如圖3.11所示，XYZ與Lab之間轉換公式如式3.3，L為明度，a為紅色到綠色色相座標，b為黃色到藍色色相座標， $X_n Y_n Z_n$ 為參考白的三刺激值。

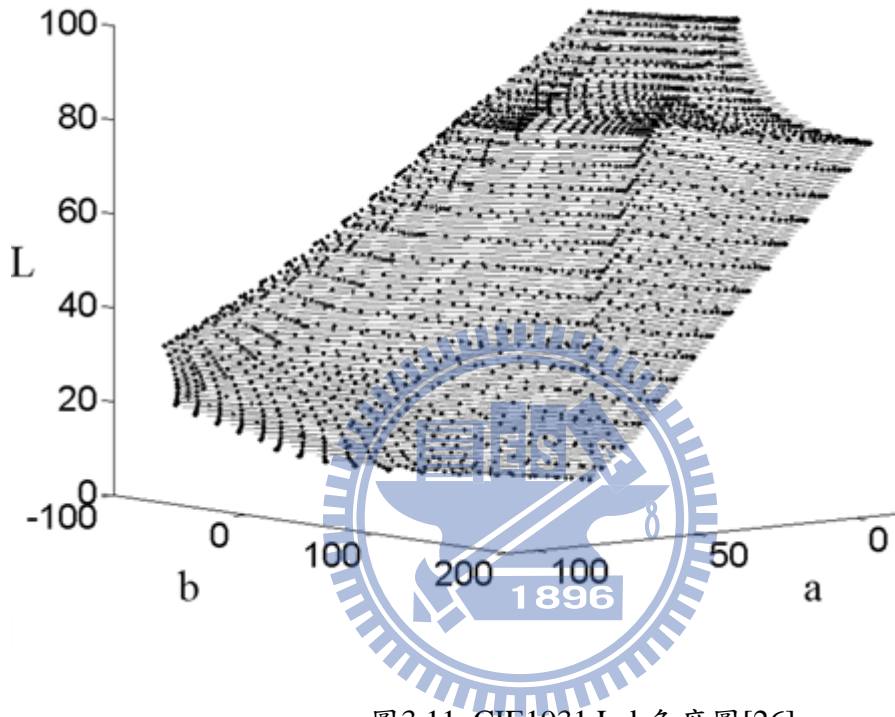


圖3.11 CIE1931 Lab色度圖[26]

$$\begin{aligned}
 L &= 116 \left[f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - \frac{16}{116} \right] \\
 a &= 500 \left[f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) \right] \\
 b &= 200 \left[f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right) \right] \\
 f(I) &= \begin{cases} f(I) = I^{\frac{1}{3}}, & I > 0.008856 \\ f(I) = 7.787I + \frac{16}{116}, & I \leq 0.008856 \end{cases}
 \end{aligned} \tag{3.3}$$

3.2 色彩量測

目前較常使用的色彩量測儀器約分為兩種，第一種是將量測光源或者物體反射光源穿透以配色函數為基準的色彩濾光片(color filter)，再利用色度儀(colorimeter)來讀取刺激值[27][28]，如圖3.12。另外一種為光譜儀(spectrophotometer)，是利用稜鏡或光柵來將光源分散成各頻譜後，再透過透鏡將其聚焦於縫隙上，將縫隙位置改變以得到任意波長光譜[29]，如圖3.13。

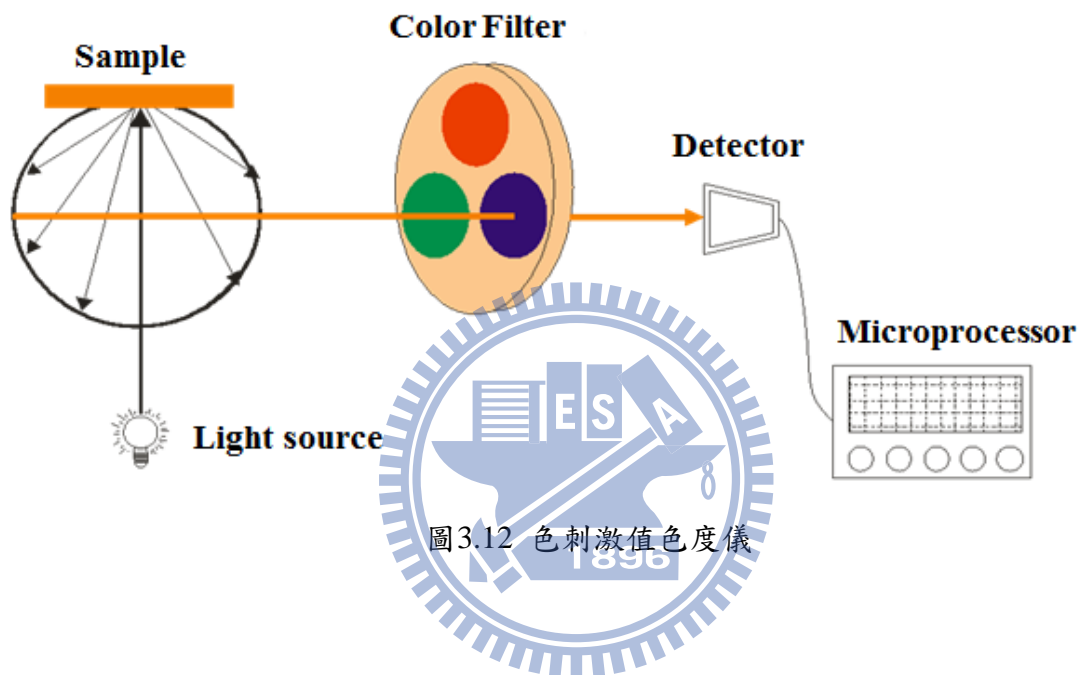


圖3.12 色刺激值色度儀

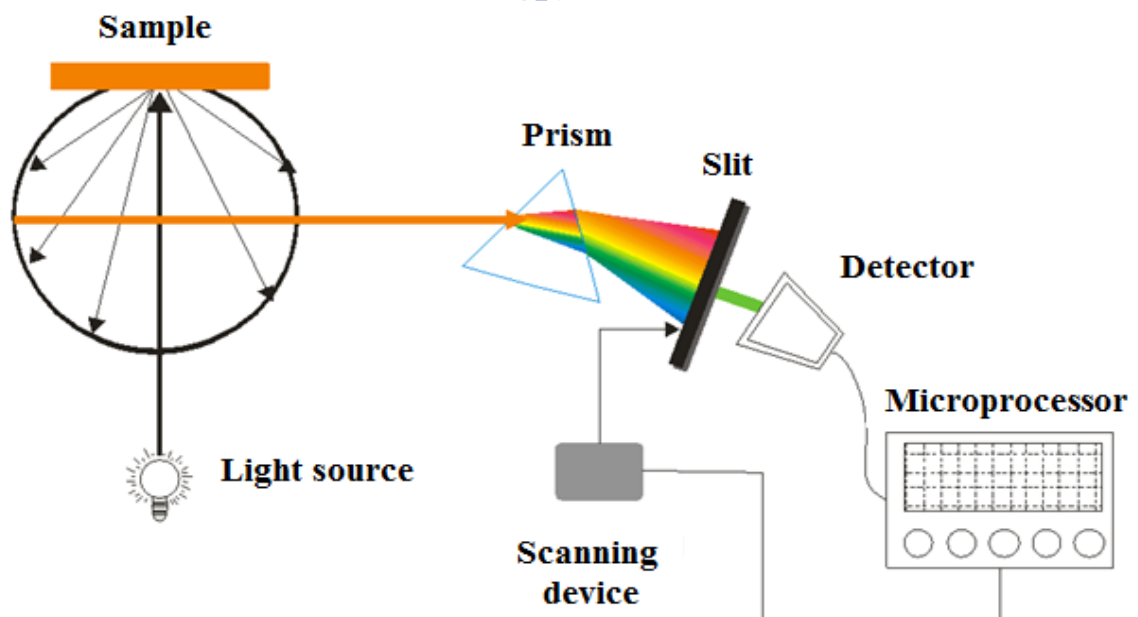


圖3.13 稜鏡光譜儀

當人類的眼睛再觀看一個色彩物體的時候，會發現到以不同的角度去觀看此物體，所看到的色彩會有些許的變化，這個說明了入射光的角度與物體反射光的角度與觀察角度會對於量測色彩有一定的影響，所以CIE對於量測的幾何關係做了以下的十點建議[30]：

- (1) 利用積分球將光源均勻化後照射於樣品上，並且光接收器的位置與樣品之中心垂直線夾角為八度。
- (2) 利用積分球將光源均勻化後照射於樣品上，並且光接收器的位置與樣品之中心垂直線夾角為八度，接收器前面擺放一個反射片。
- (3) 光源以八度角照射在樣品上面，將反射光經由積分球均勻後量測。
- (4) 光源以八度角照射在樣品上面，將反射光經由積分球均勻後量測，接收器前面擺放一個反射片。
- (5) 利用積分球將光源均勻化後照射於樣品上，並且光接收器的位置與球面垂直位置。
- (6) 利用積分球將光源均勻化後照射於樣品上，並且光接收器的位置與樣品垂直位置。
- (7) 利用兩右旋圓錐光束照射樣品兩圓錐之半角分別為四十度與五十度，且光接收器與樣品垂直。
- (8) 利用兩右旋圓錐光束照射樣品兩圓錐之半角分別為九十度，且光接收器與樣品四十五度角量測。
- (9) 光線以四十五度角照射在樣品上，將光接收器放置與樣品垂直。
- (10) 光線以垂直照射在樣品上，將光接收器放置與樣品呈四十五度角。

3.3 sRGB標準[31]

sRGB標準為網際網路環境與顯示器與印表機下所定義出來的色彩標準，其中它定義了標準環境下的RGB灰階值以及Gamma特性，下表3.1為sRGB三刺激係數表。

表3.1 sRGB參數表[31]

Color Tristimulus	Red	Green	Blue
x	0.64	0.3	0.15
y	0.33	0.6	0.06
z	0.03	0.1	0.79

在sRGB的定義下，因為受到Gamma特性的影響，故八位元的RGB灰階值須先經過線性轉換處理，如式3.4所示。利用sRGB轉換矩陣將線性後的RGB灰階值轉換到XYZ刺激值，如式3.5所示。

$$R' = R_{8Bits} / 255 \quad (3.4)$$

$$G' = G_{8Bits} / 255$$

$$B' = B_{8Bits} / 255$$

$$\text{if } R', G', B' \leq 0.04045$$

$$R = R' / 12.92$$

$$G = G' / 12.92$$

$$B = B' / 12.92$$

$$\text{if } R', G', B' > 0.04045$$

$$R = \left[\frac{R' + 0.055}{1.055} \right]^{2.4}$$

$$G = \left[\frac{G' + 0.055}{1.055} \right]^{2.4}$$

$$B = \left[\frac{B' + 0.055}{1.055} \right]^{2.4}$$

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.4124 & 0.3576 & 0.1805 \\ 0.2126 & 0.7152 & 0.0722 \\ 0.0193 & 0.1192 & 0.9505 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

可以利用sRGB反轉換矩陣將XYZ刺激值轉換回RGB刺激值，如式3.6所示。將運算出來的RGB刺激值將Gamma特性加入其中求得正確的RGB刺激值，如式3.7所示。

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3.2406 & -1.5372 & -0.4986 \\ -0.9689 & 1.8758 & 0.0415 \\ 0.0557 & -0.204 & 0.9505 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$\text{if } R, G, B \leq 0.0031308 \quad (3.7)$$

$$R_{8Bits} = 12.92R$$

$$G_{8Bits} = 12.92G$$

$$B_{8Bits} = 12.92B$$

$$\text{if } R, G, B > 0.0031308$$

$$R_{8Bits} = 1.055R^{\left(\frac{1}{2.4}\right)} - 0.055$$

$$G_{8Bits} = 12.92G^{\left(\frac{1}{2.4}\right)} - 0.055$$

$$B_{8Bits} = 12.92B^{\left(\frac{1}{2.4}\right)} - 0.055$$



3.4 色彩評估

評估兩者之間的色彩誤差時，會利用色差公式去做為量化指標的標準，利用各種色彩空間去做色差比較，例如：Lab色彩空間[32]與Lch色彩空間[33]等，Lab色差公式與Lch色差公式，如式3.8所示。

$$\Delta E_{ab} = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2} \quad (3.8)$$

$$\Delta E_{ch} = \sqrt{(\Delta L)^2 + (\Delta c)^2 + (\Delta h)^2}$$

因為色彩空間並非均勻的分布，兩點間的幾何距離並無法呈現色彩之間的差異，由於人類的眼睛對於明度與彩度的感受都不相同，所以CIE在2000年提出了CIEDE2000為新的色差公式[34]，如式3.9所示。

$$\Delta E_{de00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta c}{K_c S_c}\right)^2 + \left(\frac{\Delta h}{K_h S_h}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta c}{K_c S_c}\right) \left(\frac{\Delta h}{K_h S_h}\right)}$$

$$S_L = 1, S_c = 1 + 0.045c, S_h = 1 + 0.015cT$$

$$T = 1 - 0.17 \cos(h - 30^\circ) + 0.24 \cos(2h) + 0.32 \cos(3h + 6^\circ) - 0.2 \cos(4h - 63^\circ)$$

$$R_T = -\sin(2\Delta\theta)R_c$$

$$\Delta\theta = 30 \exp\left\{-\left[\frac{h - 275^\circ}{25}\right]^2\right\}$$

$$R_c = 2\sqrt{\frac{c^7}{c^7 + 25^7}}$$

$$L' = L^*$$

$$a' = (1 + G)a^*$$

$$b' = b^*$$

$$C' = \sqrt{a'^2 + b'^2}$$

$$h' = \tan^{-1}\left(\frac{b'}{a'}\right)$$

$$G = 0.5 \left(1 - \sqrt{\frac{C_{ab}^{*7}}{C_{ab}^{*7} + 25^7}}\right) \quad (3.9)$$

美國國家標準與技術局(National Institute of Standards and Technology, NIST)為工業界為了制定標準的政府部門。NIST將人類對於色差的感覺分成五個層級，如表3.2所示。NIST定義人類的眼睛在色差值三之內，人的眼睛是無法分辨色彩的差別性。

表3.2 NIST標準規格[35]

色差	人類感覺
0~1.5	幾乎相同
1.5~3.0	輕微的不同
3.0~6.0	明顯的不同
6.0~12.0	非常的不同
大於12	不同的顏色

第四章

影像接合處理與色彩校正

4.1 環場式影像接合處理

環場式膠囊內視鏡利用錐狀鏡拍攝到環場式影像，利用重建影像還原所拍攝的環場立體影像，整體流程圖如圖4.1所示。因為環場影像為極座標形式呈現，故先利用直角座標轉換，將環場影像由極座標形式轉換至直角座標形成呈現[36]，如圖4.2所示，笛卡兒轉換公式(cartesian coordinate transformation)如式4.1所示。將直角座標影像利用對位方式進行影像重建，在此利用皮爾森相關係數(pearson's correlation coefficient)進行接合影像，皮爾森相關係數是利用兩張影像兩者的相關性去進行接圖，如式4.2所示，如果兩者相關係數越高就代表著兩者越相似，反之相關係數越小代表著兩者越不相關[37]，如圖4.3所示。影像接合完畢時，會受幾何不同與亮度不平均[38]，造成影像接合處會產生不連續問題出現，這裡提出兩種處理縫隙的方法，分別為平均加權平滑法與最佳化縫隙法。

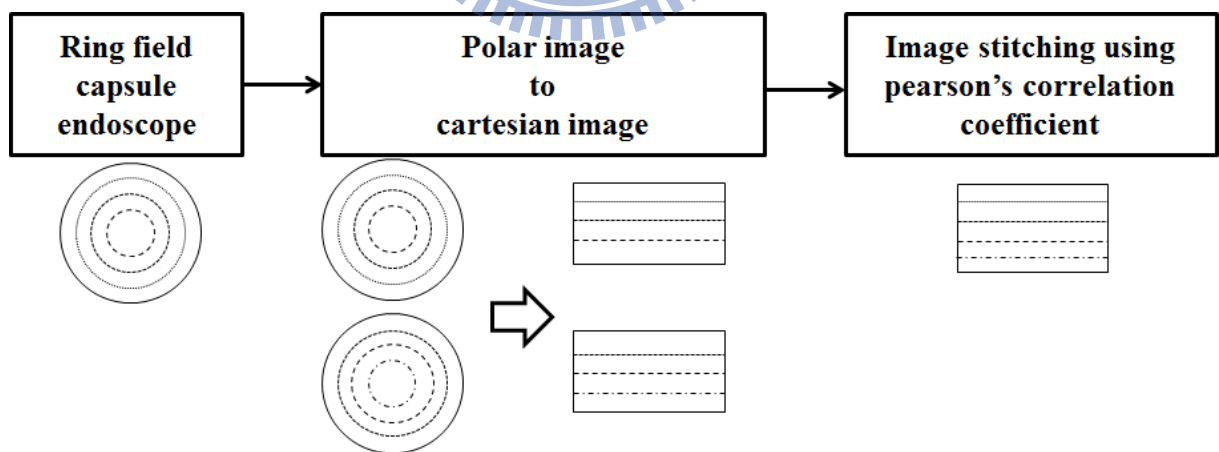


圖4.1 環場式膠囊內視鏡拍攝流程

$$z = \sqrt{(x - x_o)^2 + (y - y_o)^2} \tag{4.1}$$
$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{y - y_o}{x - x_o} \right)$$

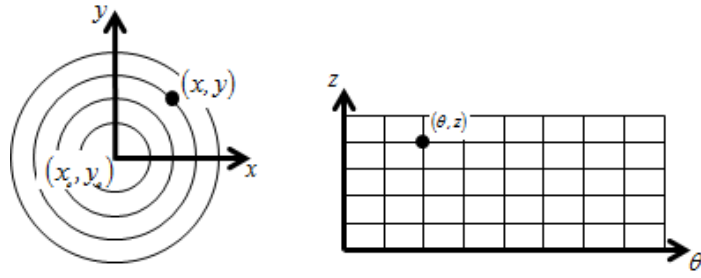


圖4.2 直角座標轉換

$$C_p = \frac{\sum_i \sum_j (\alpha_{ij} - \bar{\alpha})(\beta_{ij} - \bar{\beta})}{\sqrt{\sum_i \sum_j (\alpha_{ij} - \bar{\alpha})^2} \sqrt{\sum_i \sum_j (\beta_{ij} - \bar{\beta})^2}} \quad (4.2)$$

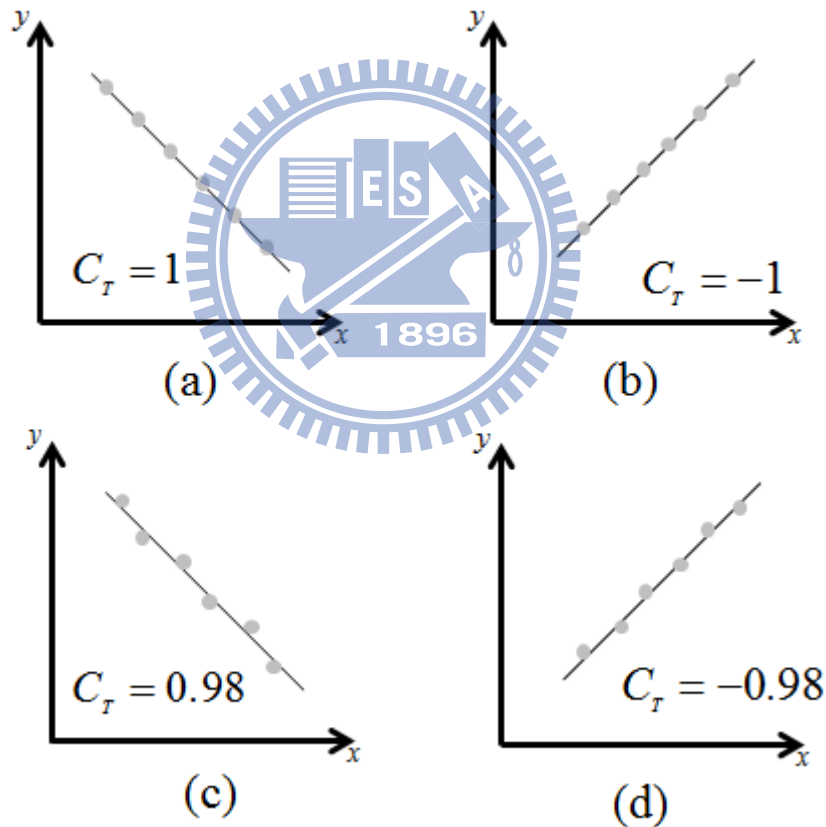


圖4.3 (a)正相關, (b)負相關, (c)完全正相關, (d)完全負相關

4.1.1 平均加權平滑法[39]

平均加權平滑法是利用兩張影像重疊的部分，進行平均加權減少縫隙，如式4.3所示，越靠近的左邊影像的重疊部分，左邊影像的加權比重就越重，當靠近右邊影像的

重疊部分，右邊影像的加權比重就越重，如圖4.4所示。

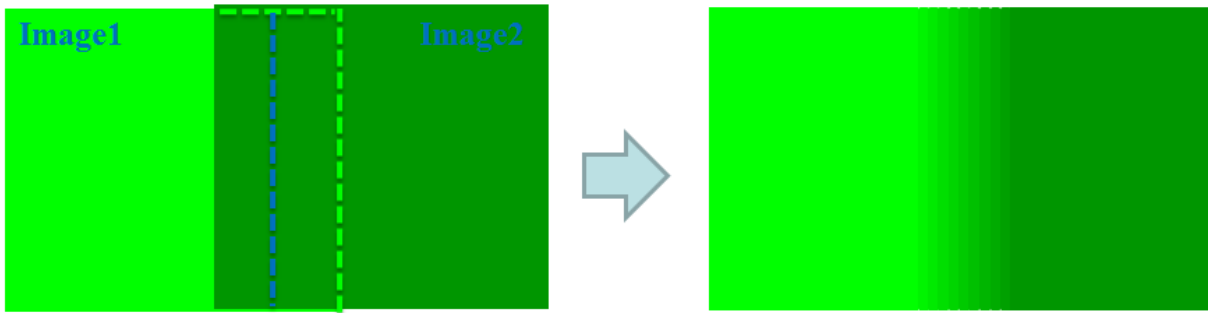


圖4.4 平均加權平滑法

$$I(i,j) = \begin{cases} I_1(i,j), & I(i,j) \in I_1(i,j) \\ (1-w) \cdot I_1(i,j) + w \cdot I_2(i,j), & I(i,j) \in I_1(i,j) \cap I_2(i,j) \\ I_2(i,j), & I(i,j) \in I_2(i,j) \end{cases} \quad (4.3)$$

4.1.2 最佳化縫隙法[40,41]

最佳化縫隙法是利用兩張影像重疊部分去找尋接合時最小的誤差，利用範數(norm)去找尋影像重疊部分最小誤差的位置，如式4.4所示。由圖4.5可以知道利用最小誤差平方誤差法，會因為之間的誤差不平均，造成影像有高频雜訊的部分產生，利用低通濾波器將高频雜訊濾除掉。



圖4.5 最佳化縫隙法

$$E = \sum_{I(i,j) \in I_1(i,j) \cap I_2(i,j)} \|I_1(r) - I_2(r)\| \quad (4.4)$$

$$I(i,j) = \begin{cases} I_1(i,j), & i < j \\ I_2(i,j), & i > j \end{cases}$$

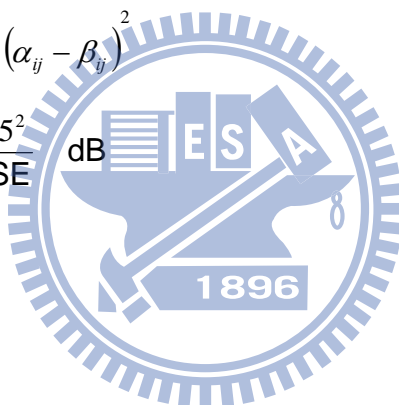
4.1.3 影像品質

影像處理過後的影像，利用人眼觀測的統計與數值化兩種模式去評估影像的品質。一張經過處理後的影像會與原圖放在一起提供給欲觀測者觀看，由觀測者利用問卷的方法，將其觀測結果用統計的方式呈現，但是此方法容易受到個人主觀意識影響而變化，故需要利用數值化將影像品質量化。

數值化評估影像品質，通常都是利用峰值雜訊比(Peak Signal to Noise Ratio, PSNR)當作影像品質的數值。峰值為影像中最大的數值，例如8bits的峰值為255，將峰值與影像中的雜訊做比值來做為峰值雜訊比的評估依據[42]，如式4.5。均方根差(Mean Square Error, MSE) 是將輸出影像每一個像素值減去輸入影像每一個像素值，將差值平方後相加取平均值。峰值訊號雜訊比越大時，代表著輸出影像與輸入影像越接近，失真越少。

$$MSE = \frac{1}{n \cdot m} \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{m-1} (\alpha_{ij} - \beta_{ij})^2 \quad (4.5)$$

$$PSNR = 10 \log \frac{255^2}{MSE} \text{ dB}$$



4.2 色彩校正

因為CMOS鏡頭在拍攝時，會受到燈源或者CMOS製程等影響，造成所拍攝到的影像並非是正確的色彩，故需要利用色彩校正將錯誤的色彩資訊校正至正確的色彩資訊上[43]。主要利用係數法與複變映射轉換多項式法，將錯誤的色點校正至新的色點。首先將所拍攝到的影像資訊(RGB)轉換至色彩刺激值(XYZ)，利用色彩三刺激值轉換至xy座標進行映射，流程如圖4.6所示。

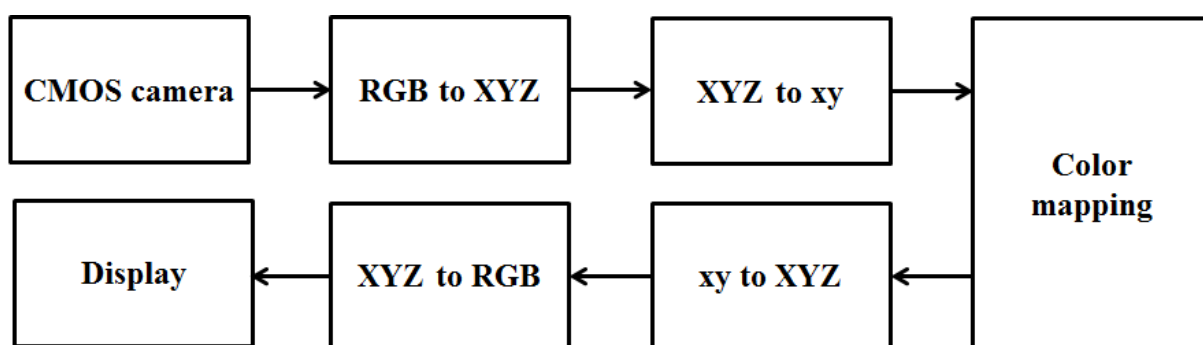


圖4.6 色彩校正流程圖

4.2.1 係數法

利用xy座標當作係數將錯誤的色點映射到正確的色點上[44]，如式4.6所示，係數的排列是利用x與y座標之間的關係去定義。係數的排列如下表4.1所示。利用最小誤差平方法(Least-Square Error, LSE)將矩陣參數求出，如式4.7所示。推演到更高階層如式4.8所示。

$$\begin{bmatrix} x_r \\ y_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_C \\ y_C \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

表4.1 係數法係數表

First order	x, y
Second order	x, y, xy, x^2, y^2
Third order	$x, y, xy, x^2, y^2, x^2y, xy^2, x^3, y^3$

$$e = \sum_{i=1}^N \left[(x_{ri} - A_{11}x_{Ci} - A_{12}y_{Ci})^2 + (y_{ri} - A_{21}x_{Ci} - A_{22}y_{Ci})^2 \right] \quad (4.7)$$

$$\frac{de}{dA_{11}} = \frac{de}{dA_{12}} = \frac{de}{dA_{21}} = \frac{de}{dA_{22}} = 0$$

$$\begin{cases} \frac{de}{dA_{11}} = \sum_{i=1}^N (x_{ri} - A_{11}x_{Ci} - A_{12}y_{Ci})(-x_{Ci}) = 0 \\ \frac{de}{dA_{12}} = \sum_{i=1}^N (x_{ri} - A_{11}x_{Ci} - A_{12}y_{Ci})(-y_{Ci}) = 0 \\ \frac{de}{dA_{21}} = \sum_{i=1}^N (y_{ri} - A_{21}x_{Ci} - A_{22}y_{Ci})(-x_{Ci}) = 0 \\ \frac{de}{dA_{22}} = \sum_{i=1}^N (y_{ri} - A_{21}x_{Ci} - A_{22}y_{Ci})(-y_{Ci}) = 0 \end{cases}$$

$$\begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{Ci}^2 & \sum_{i=1}^N x_{Ci}y_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N x_{Ci}y_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{Ci}^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_{11} & A_{21} \\ A_{12} & A_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{ri}x_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N x_{ri}y_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}y_{Ci} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} A_{11} & A_{21} \\ A_{12} & A_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{Ci}^2 & \sum_{i=1}^N x_{Ci}y_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N x_{Ci}y_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{Ci}^2 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{ri}x_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N x_{ri}y_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}y_{Ci} \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N y_{Ci} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N y_{Ci} \end{bmatrix}^T^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{ri}x_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N x_{ri}y_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}y_{Ci} \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} x_r \\ y_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & \cdots & A_{1n} \\ A_{21} & A_{22} & \cdots & A_{2n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ \vdots \\ y_c^2 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$\begin{bmatrix} A_{11} & A_{21} \\ A_{12} & A_{22} \\ \vdots & \vdots \\ A_{1n} & A_{2n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N y_{Ci} \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^N y_{Ci}^n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N y_{Ci} \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^N y_{Ci}^n \end{bmatrix}^T^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N x_{ri}x_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}x_{Ci} \\ \sum_{i=1}^N x_{ri}y_{Ci} & \sum_{i=1}^N y_{ri}y_{Ci} \\ \vdots & \vdots \\ \sum_{i=1}^N x_{ri}y_{Ci}^n & \sum_{i=1}^N y_{ri}y_{Ci}^n \end{bmatrix}$$

4.2.2 複變映射轉換多項式法

複變函數中會利用 z 表示複變函數， z 可以分成實部(real part)與虛部(imaginary part)兩部分，如式4.9所示，將複變函數利用一個複數平面表示， x 為橫軸與 y 為縱軸。將橫座標視為實數，縱座標為虛數，將 xy 平面映射至 uv 平面，如圖4.7所示。利用多項式方式去做為色彩校正的演算法，如式4.10為一個 n 階的多項式，其中 $a_0, a_1, a_2, \dots, a_n$ 為複數常數(Complex constants)

$$\begin{aligned} z &= x + iy \\ x &= \text{Re}(z) \\ y &= \text{Im}(z) \end{aligned} \quad (4.9)$$

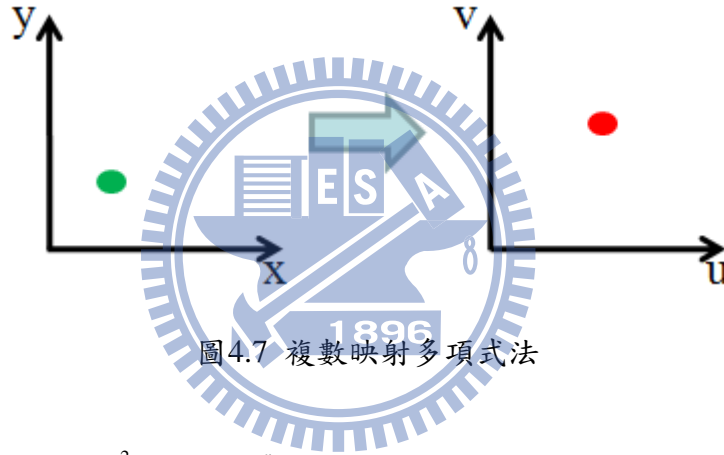


圖4.7 複數映射多項式法

$$w = a_0 + a_1z + a_2z^2 + \dots + a_nz^n \quad (4.10)$$

其中的 $z = x + iy$ 代表著 xy 平面， $w = u + iv$ 代表著 uv 平面。利用最小誤差平方法求得參數，以三階為範例，如式4.11所示。將多項式實部與虛部分別計算多項式係數，利用 uv 平面與 xy 平面之間的誤差平方，計算多項式係數。

$$\begin{aligned} w &= a_0 + a_1z + a_2z^2 + a_3z^3 \\ u + iv &= a_0 + a_1(x + iy) + a_2(x + iy)^2 + a_3(x + iy)^3 \\ u &= a_0 + a_1x + a_2(x^2 - y^2) + a_3(x^3 - 3xy^2) \\ v &= a_0 + a_1y + a_2(2xy) + a_3(3x^2y - y^3) \\ e_u &= \sum_{i=1}^N \left[(u_i - a_{u0} - a_{u1}x_i - a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) - a_{u3}(x_i^3 - 3x_iy_i^2))^2 \right] \\ e_v &= \sum_{i=1}^N \left[(v_i - a_{v0} - a_{v1}y_i - a_{v2}(2x_iy_i) - a_{v3}(3x_i^2y_i - y_i^3))^2 \right] \end{aligned} \quad (4.11)$$

最小誤差會出現於微分後的極值位置，並將所有微分後方程式加以整理並且利用矩陣方式呈現轉換係數。

$$\begin{aligned}\frac{de_u}{da_{u0}} = \frac{de_u}{da_{u1}} = \frac{de_u}{da_{u2}} = \frac{de_u}{da_{u3}} = 0 \\ \frac{de_v}{da_{v0}} = \frac{de_v}{da_{v1}} = \frac{de_v}{da_{v2}} = \frac{de_v}{da_{v3}} = 0\end{aligned}\quad (4.12)$$

$$\begin{cases} \frac{de_u}{da_{u0}} = \sum_{i=1}^N [(u_i - a_{u0} - a_{u1}x_i - a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) - a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2))(-1)] \\ \frac{de_u}{da_{u1}} = \sum_{i=1}^N [(u_i - a_{u0} - a_{u1}x_i - a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) - a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2))(-x_i)] \\ \frac{de_u}{da_{u2}} = \sum_{i=1}^N [(u_i - a_{u0} - a_{u1}x_i - a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) - a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2))(-x_i^2 + y_i^2)] \\ \frac{de_u}{da_{u3}} = \sum_{i=1}^N [(u_i - a_{u0} - a_{u1}x_i - a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) - a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2))(-x_i^3 + 3x_i y_i^2)] \\ \frac{de_v}{da_{v0}} = \sum_{i=1}^N [(v_i - a_{v0} - a_{v1}y_i - a_{v2}(2x_i y_i) - a_{v3}(3x_i^2 y_i - y_i^3))(-1)] \\ \frac{de_v}{da_{v1}} = \sum_{i=1}^N [(v_i - a_{v0} - a_{v1}y_i - a_{v2}(2x_i y_i) - a_{v3}(3x_i^2 y_i - y_i^3))(-y_i)] \\ \frac{de_v}{da_{v2}} = \sum_{i=1}^N [(v_i - a_{v0} - a_{v1}y_i - a_{v2}(2x_i y_i) - a_{v3}(3x_i^2 y_i - y_i^3))(-2x_i y_i)] \\ \frac{de_v}{da_{v3}} = \sum_{i=1}^N [(v_i - a_{v0} - a_{v1}y_i - a_{v2}(2x_i y_i) - a_{v3}(3x_i^2 y_i - y_i^3))(-3x_i^2 y_i + y_i^3)] \\ \sum_{i=1}^N u_i = \sum_{i=1}^N [a_{u0} + a_{u1}x_i + a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) + a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2)] \\ \sum_{i=1}^N u_i x = \sum_{i=1}^N [a_{u0}x_i + a_{u1}x_i^2 + a_{u2}(x_i^2 - y_i^2)x_i + a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2)x_i] \\ \sum_{i=1}^N u_i (x_i^2 - y_i^2) = \sum_{i=1}^N [(a_{u0} + a_{u1}x_i + a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) + a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2))(x_i^2 - y_i^2)] \\ \sum_{i=1}^N u_i (x_i^3 - 3x_i y_i^2) = \sum_{i=1}^N [(a_{u0} + a_{u1}x_i + a_{u2}(x_i^2 - y_i^2) + a_{u3}(x_i^3 - 3x_i y_i^2))(x_i^3 - 3x_i y_i^2)] \end{cases}$$

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^N u_i = \sum_{i=1}^N [a_{v0} + a_{v1}y_i + a_{v2}(2x_iy_i) + a_{v3}(3x_i^2y_i - y_i^3)] \\ \sum_{i=1}^N u_i y_i = \sum_{i=1}^N [(a_{v0} + a_{v1}y_i + a_{v2}(2x_iy_i) + a_{v3}(3x_i^2y_i - y_i^3))y_i] \\ \sum_{i=1}^N u_i (2x_iy_i) = \sum_{i=1}^N [(a_{v0} + a_{v1}y_i + a_{v2}(2x_iy_i) + a_{v3}(3x_i^2y_i - y_i^3))(2x_iy_i)] \\ \sum_{i=1}^N u_i (3x_i^2y_i - y_i^3) = \sum_{i=1}^N [(a_{v0} + a_{v1}y_i + a_{v2}(2x_iy_i) + a_{v3}(3x_i^2y_i - y_i^3))(3x_i^2y_i - y_i^3)] \end{cases}$$

$$\begin{bmatrix} a_{u0} \\ a_{u1} \\ a_{u2} \\ a_{u3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \left[\begin{array}{c} \sum_{i=1}^N 1 \\ \sum_{i=1}^N x_i \\ \sum_{i=1}^N [x_i^2 - y_i^2] \\ \sum_{i=1}^N [x_i^3 - 3x_iy_i^2] \end{array} \right] \left[\begin{array}{c} \sum_{i=1}^N 1 \\ \sum_{i=1}^N x_i \\ \sum_{i=1}^N [x_i^2 - y_i^2] \\ \sum_{i=1}^N [x_i^3 - 3x_iy_i^2] \end{array} \right]^T \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N u_i \\ \sum_{i=1}^N [u_i x_i] \\ \sum_{i=1}^N [u_i (x_i^2 - y_i^2)] \\ \sum_{i=1}^N [u_i (x_i^3 - 3x_iy_i^2)] \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} a_{v0} \\ a_{v1} \\ a_{v2} \\ a_{v3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \left[\begin{array}{c} \sum_{i=1}^N 1 \\ \sum_{i=1}^N y_i \\ \sum_{i=1}^N [2x_iy_i] \\ \sum_{i=1}^N [3x_i^2y_i - y_i^3] \end{array} \right] \left[\begin{array}{c} \sum_{i=1}^N 1 \\ \sum_{i=1}^N y_i \\ \sum_{i=1}^N [2x_iy_i] \\ \sum_{i=1}^N [3x_i^2y_i - y_i^3] \end{array} \right]^T \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^N v_i \\ \sum_{i=1}^N [v_i y_i] \\ \sum_{i=1}^N [v_i (2x_iy_i)] \\ \sum_{i=1}^N [v_i (3x_i^2y_i - y_i^3)] \end{bmatrix}$$

第五章

實驗結果分析

5.1 實驗架構.

本實驗架構主要利用影像感測器拍攝色票，電腦將所拍攝的資訊儲存於電腦中，並且使用Matlab軟體進行分析與色彩校正，如圖5.1所示。本實驗架構主要分為兩部份，分別為內視鏡與環場式膠囊內視鏡，兩者之間最大的差別在於內視鏡機構為前看式可以拍攝前方影像，然而環場式膠囊內視鏡利用錐狀鏡拍攝側邊影像，所以兩者所拍攝與量測並不相同，另外環場式膠囊內視鏡拍攝環場式影像，並且利用影像重建理論將所拍攝影像進行重建，影像感測器的規格如下表5.1。

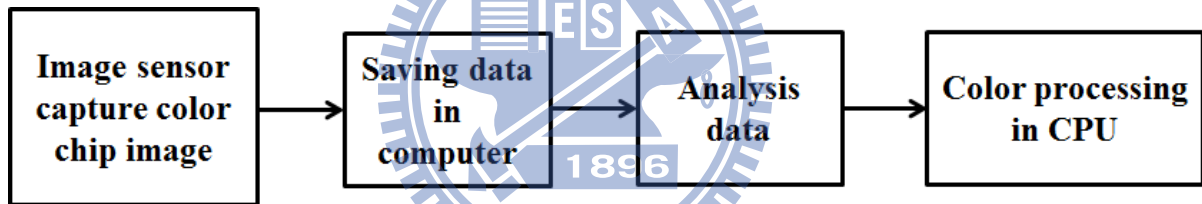


圖5.1 實驗架構流程圖

表5.1 影像感測器規格

Item	Description
Model	CY300-M
TV system	NTSC
Image device	Super Color VGA Sensor
Effective pixels	720(H)*525(V)
Frame rate	60 Field/sec
Lens view angle	60°
Lens F/#	2.8

環場式膠囊內視鏡的實驗流程，如圖5.2所示，先利用膠囊內視鏡進行色票拍攝，將所拍攝色票資訊存入電腦，並且利用膠囊內視鏡進行假體拍攝，將拍攝到的假體影像進行接合與影像處理，最後將處理後的影像利用色彩校正將其色彩還原至正確色彩。

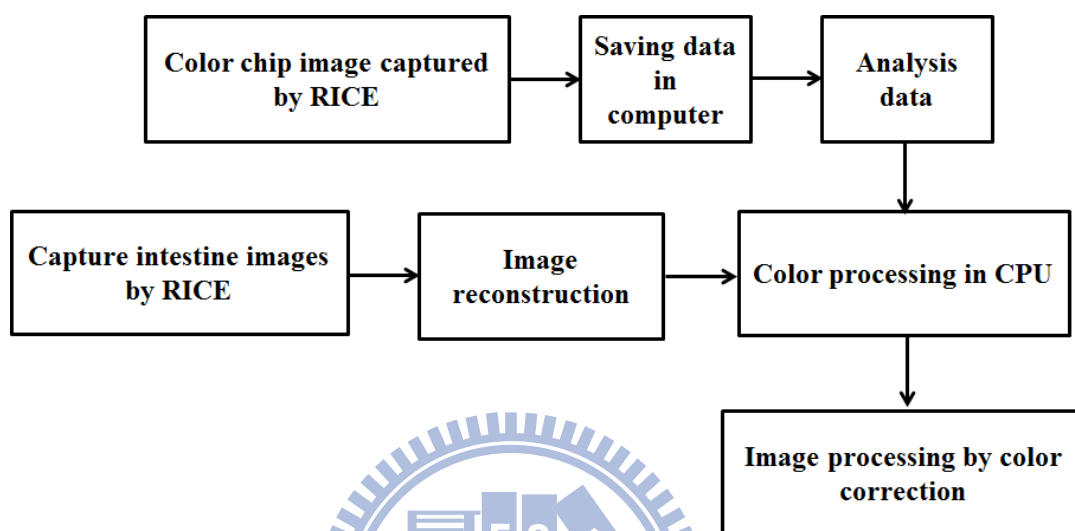


圖5.2 環場式膠囊內視鏡腸道假體影像重建流程

利用環場式膠囊內視鏡置於色票上方，利用內部所投射出的光源投光於錐狀鏡上，由錐狀鏡反射於色票上進行拍攝，如圖5.3所示。光纖光譜儀可以量測光譜資訊進行光譜分析。

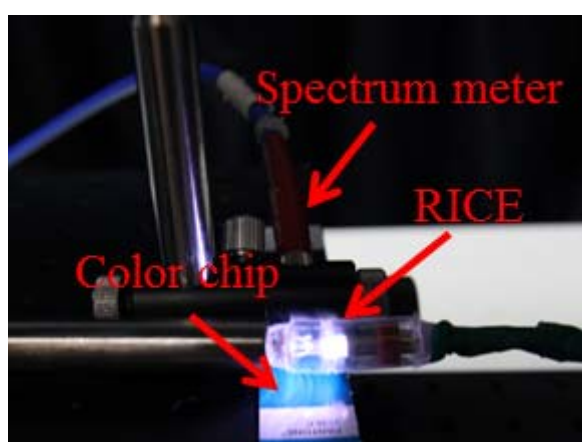


圖5.3 環場式膠囊內視鏡量測色票

內視鏡色票拍攝主要利用燈箱做為拍攝的燈源，燈箱的優點在於利用著標準燈源

可以很有效率的拍攝色票資訊。內視鏡分為標準燈源與LED燈源下拍攝色票，分別對影像感測器與燈源做校正，如圖5.4所示。

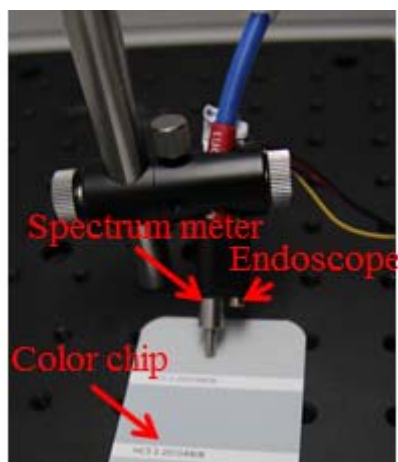


圖5.4 內視鏡量測色票

環場式膠囊內視鏡放入腸道假體中，可以模擬環場式膠囊內視鏡在於腸道假體中拍攝腸道影像。本論文所使用的假體利用美國NASCO公司所生產的直腸模型，如圖5.5所示，此模型包含乙狀結腸、結腸、盲腸與闌尾等器官，內部提供有有蒂的息肉、無蒂的息肉、增生型息肉與結腸癌等病徵點[45]。



圖5.5 NASCO直腸模型

5.2 腸道假體影像接合

環場式膠囊內視鏡拍攝草履蟲影像，如圖5.6所示，利用皮爾森相關係法與笛卡兒

座標法將所拍攝影像展開與接合，如圖5.7所示，由圖中可以發現所拍攝影像因為投光不平均與幾何圖形不同造成縫隙問題，故利用減少縫隙方法將縫隙減少，如圖5.8所示，分別利用平均加權平滑法與最佳化縫隙法，由人眼觀察圖形可以發現縫隙有減少的效果，接著使用峰值訊號雜訊比去比較經處理縫隙後影像與未處理縫隙影像作比較，並以量化方式呈現其中的差異，如表5.2所示。



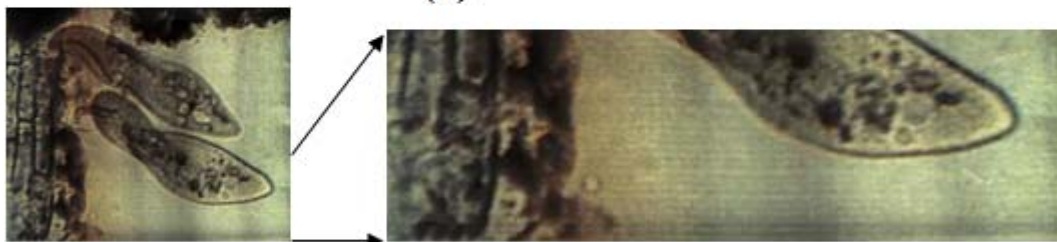
圖5.6 草履蟲影像



圖5.7 草履蟲接合影像



(a)



(b)

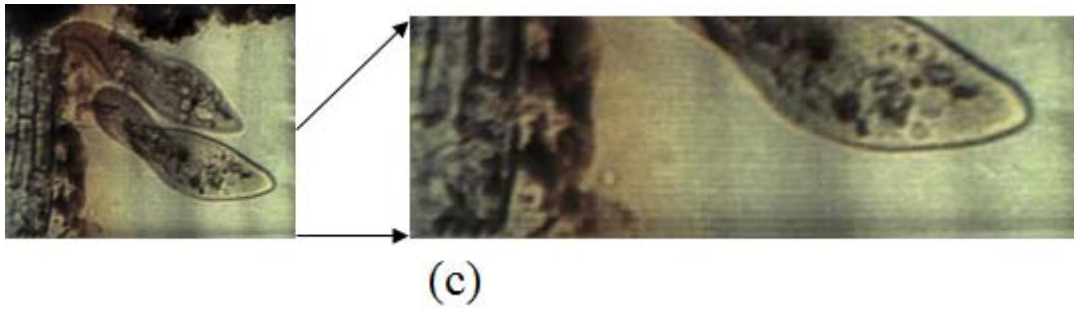


圖5.8 (a)草履蟲接合圖, (b)平均加權平滑法, (c)最佳化縫隙法

表5.2 PSNR比較表

	Image Stitching	Weighted Average Method	Optimal Seam Method
PSNR	17.56	17.57	35.82

擷取到的影像利用笛卡兒座標轉換，將極座標影像轉換成直角座標影像，如圖5.9所示，並且利用皮爾森相關係數法，將影像進行接合，如圖5.10所示，由圖可以知道影像接合時，因為幾何圖形不同與亮度不平均造成縫隙問題，利用演算法將縫隙減少，如圖5.11所示。



圖5.9 經直角座標轉換圖

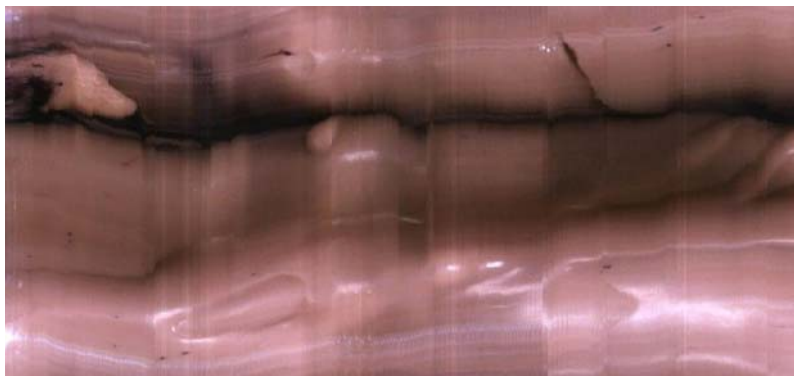
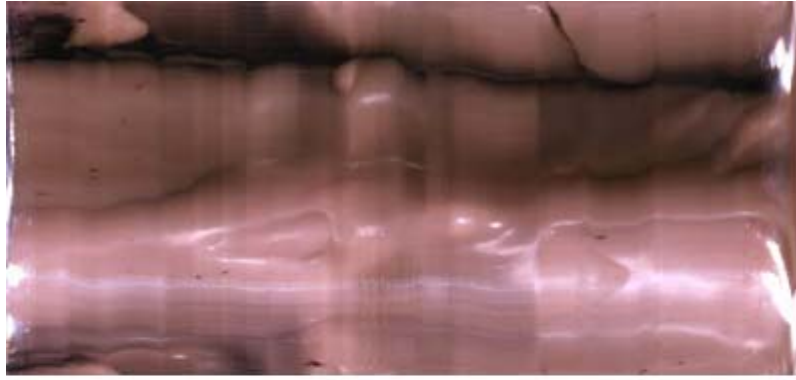
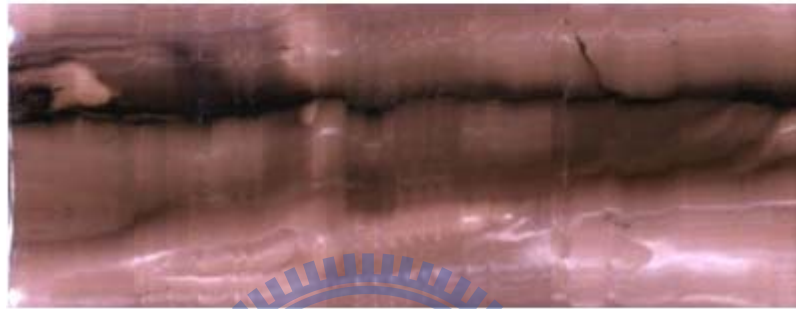


圖5.10 腸道假體重建圖



(a)



(b)

圖5.11 (a)平均加權平滑法, (b)最佳縫隙法

5.3 色域體積計算分析

色票所定義的色彩資訊在於D65燈源下所拍攝的資訊，所以內視鏡先於D65標準燈源下量測色票位置，圖5.12與圖5.13所表示著色票所定義的色度圖與內視鏡於D65標準燈源下所拍攝的色度圖，圖5.14表示著兩者合併成一張進行比較，受到影像感測器的製程影響，利用色差公式計算，兩者之間的色差值為8.2973。將D65燈源換為LED燈源進行拍攝，內視鏡所拍攝的色度圖如圖5.15與色票所定義的色彩資訊之間的色差為21.4483，由數值上可知燈源對於色差的影響較大。

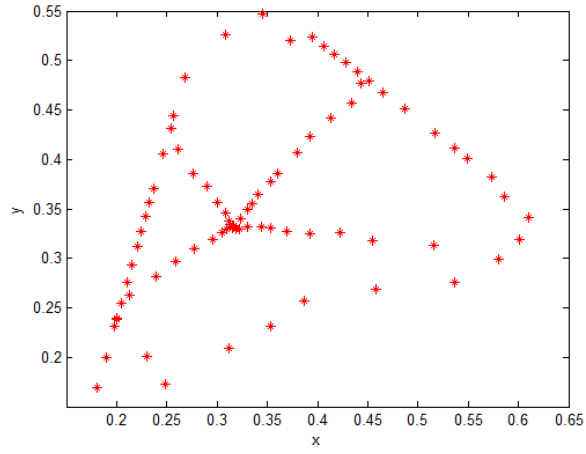


圖5.12 色票色度圖

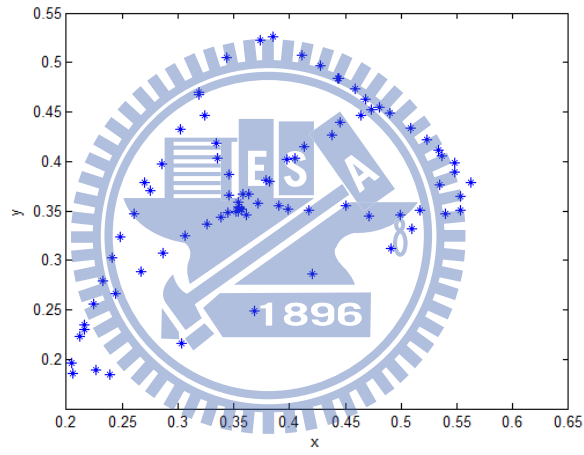


圖5.13 影像感測器色度圖(D65燈源)

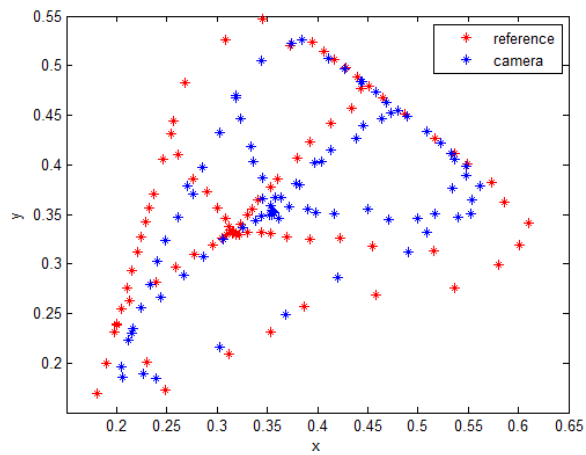


圖5.14 色票與影像感測器色度圖(D65燈源)

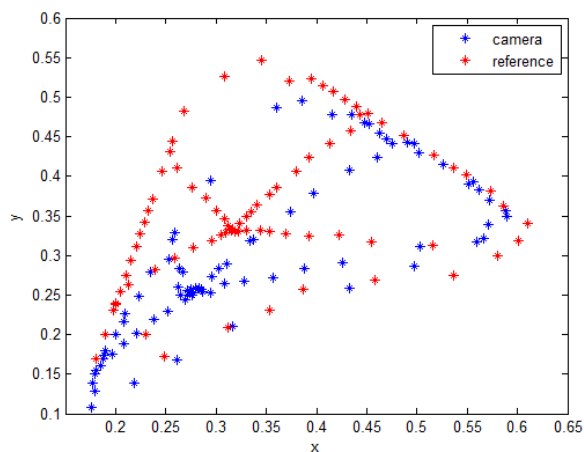


圖5.15 色票與影像感測器色度圖(LED燈源)

將環場式膠囊內視鏡與內視鏡的色域面積做比較，如圖5.16所示，內視鏡與環場式膠囊內視鏡的色域面積並不相同，內視鏡色域面積較為大，而環場式膠囊內視鏡的色域面積較為小，可能是受到環場式膠囊內視鏡投光不均勻所造成色域面積的壓縮，之間的誤差為4.4095。

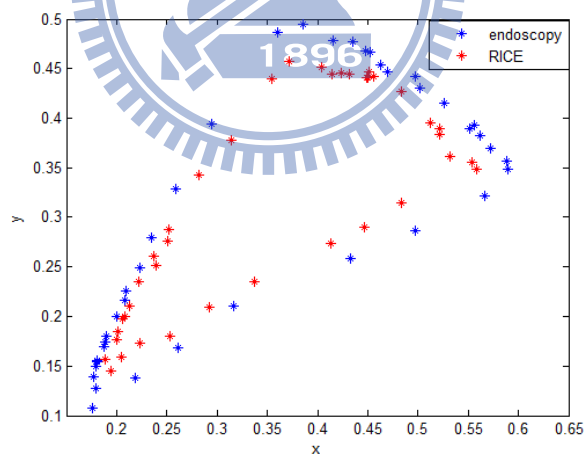


圖5.16 內視鏡(LED燈源)

利用光纖光譜儀量測內視鏡照射參考白色票光譜與環場式膠囊內視鏡照射參考白色票光譜，如圖5.17所示，由圖可以知道因為機構不同造成光譜不同而產生色偏問題，環場式膠囊內視鏡與內視鏡之間機構的差異在於膠囊殼與錐狀鏡，將膠囊殼去除掉，進行光譜量測，如圖5.18所示。

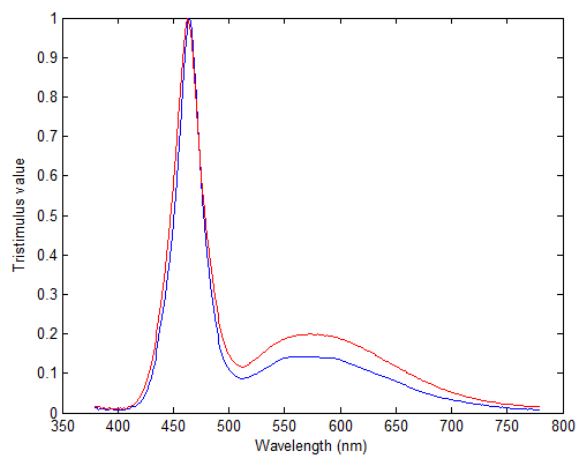


圖5.17 內視鏡與環場式膠囊內視鏡光譜

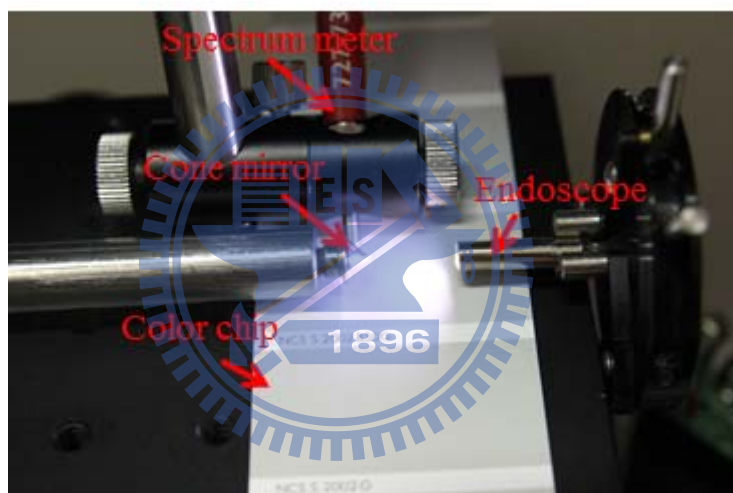


圖5.18 去除膠囊殼拍攝色票

圖5.19所表示的是去除膠囊殼與有膠囊殼的環場式膠囊內視鏡的光譜，圖中可以發現所投射的光源因為受到膠囊殼影響，造成光譜在於500~700nm波段不同。

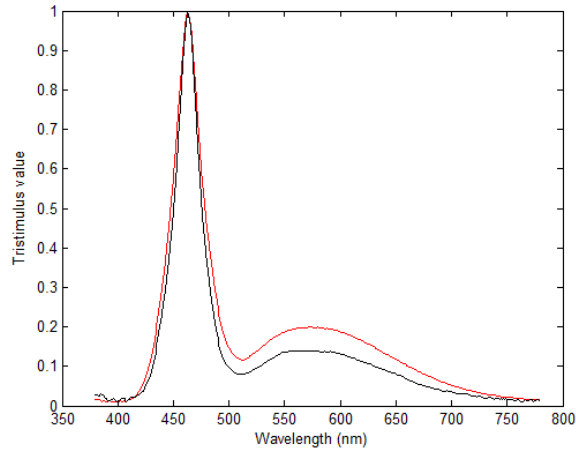


圖5.19 有無膠囊殼的環場式膠囊內視鏡光譜

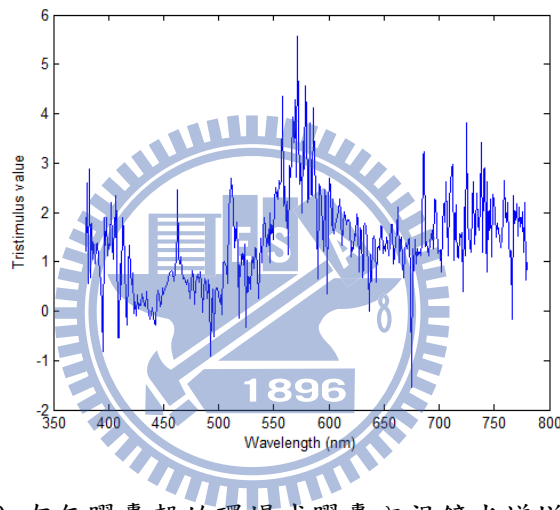


圖5.20 有無膠囊殼的環場式膠囊內視鏡光譜增益比較

5.4 色彩校正結果分析

由量測結果分析可以發現到，內視鏡會受到燈源與影像感測器的影響而產生色偏，環場式膠囊內視鏡除了受到燈源與影像感測器的影響外，還會受到錐狀鏡機構的影響而色域面積壓縮，由以上的結果來看，內視鏡與環場式膠囊內視鏡所拍攝的色彩並非真實色彩，而會受到內部的影響而產生色偏，例如影像感測器、燈源與機構等，故需要利用色彩校正將其色彩校正還原至真實色彩中。

本論文提出兩種方法去校正色彩，分別為係數法與複變映射轉換多項式法，並且利用色差公式去評估校正後的色彩色差，捨棄傳統所使用的問卷方式，問卷方式摻雜

著每個人主觀的思想在其中，而造成精準度降低。圖5.21與圖5.22所表示的是係數法與複變映射轉換分別利用不同階數係數色彩校正後的色域面積，表5.3所表示係數與色差的關係，最後係數法可以改善色差至1.539，而複變映射轉換多項式法可以改善色差至1.324，因為複變映射轉換多項式法利用不同係數代表著不同階層，而複變映射轉換多項式法每個係數只代表著一個係數而非一個階層，故複變映射轉換係數法只需利用較少係數就可達到低色差的色彩校正。

利用經過縫隙處理的腸道假體模型的腸道重建影像進行色彩校正，圖5.23分別為係數法與複變映射轉換多項式法校正後的影像。經過色彩校正後的腸道假體影像。

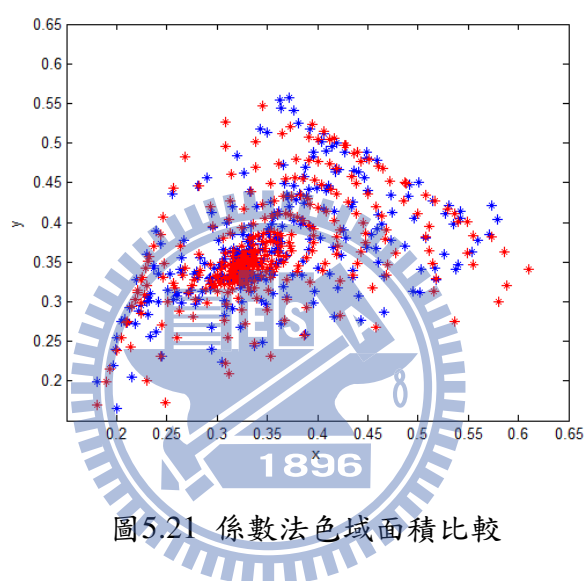


圖5.21 係數法色域面積比較

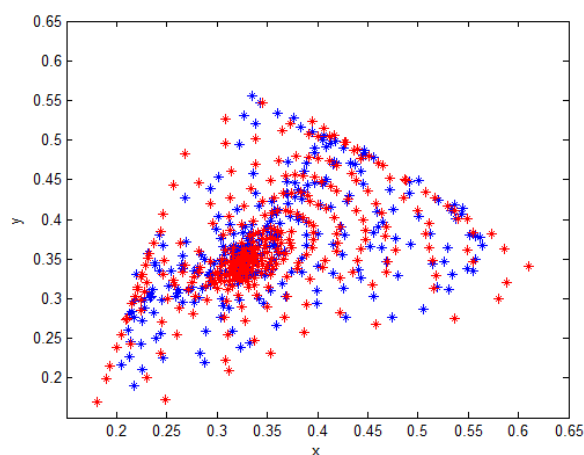


圖5.22 複變映射轉換多項式法色域面積比較

表5.3 各種色差比較

Regression method		Complex mapping polynomial method	
Number	Color difference	Order	Color difference
2	2.629	2	3.296
3	2.157	3	2.461
4	1.980	4	2.082
5	1.856	5	1.621
6	1.559	6	1.471
7	1.541	7	1.325
8	1.539	8	1.324



(a)



(b)

圖5.23 (a)係數法, (b)複變映射轉換多項式法

第六章

硬體架構

6.1 FPGA發展版

本研究使用ALTERA公司所開發的Cyclone III發展板，如圖6.1所示，擁有高速匯流卡(High Speed Mezzanine Connector, HSMC)、DDR2 SDRAM與發光二極體等硬體設備。此發展板搭載Cyclone III EP3C120F780晶片，此類晶片擁有著11900個邏輯單元(les)與3888 Kbits記憶體等組件[46]，整體架構圖如圖6.2所示。

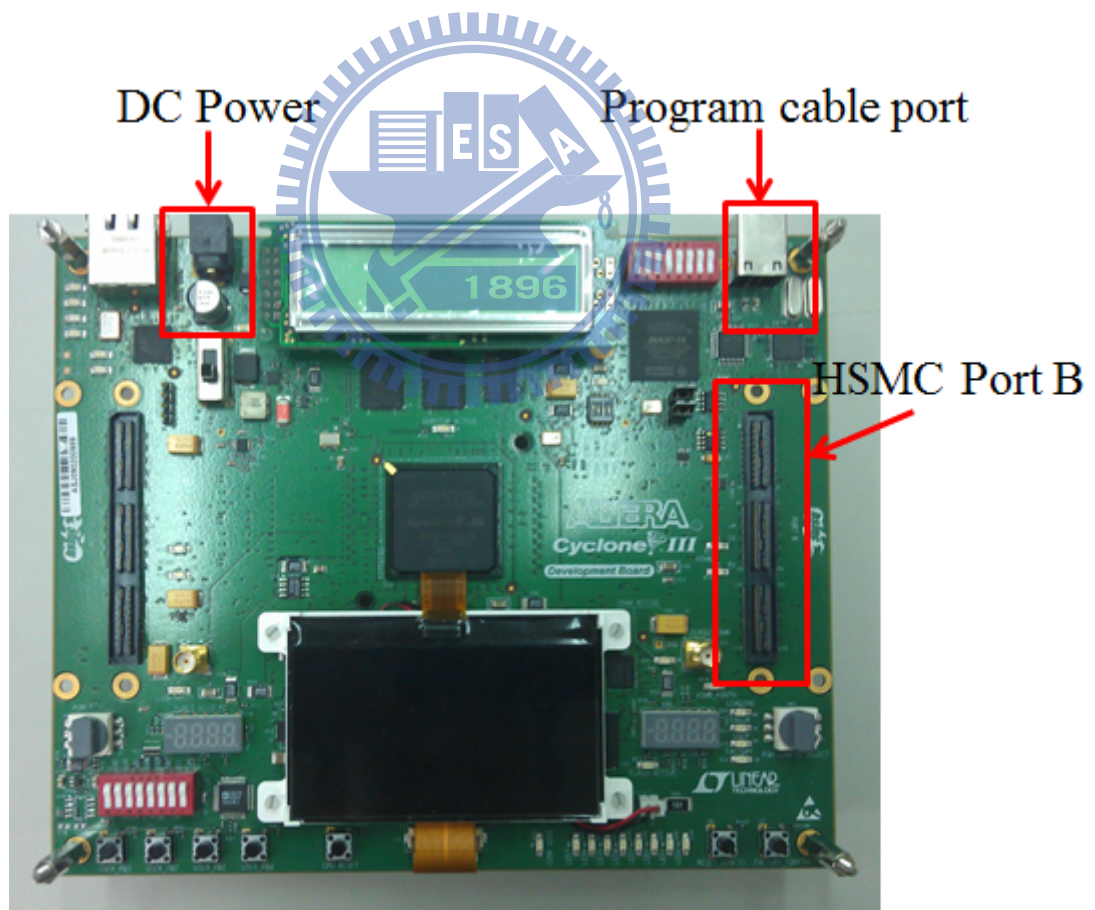


圖6.1 Cyclone III 發展版

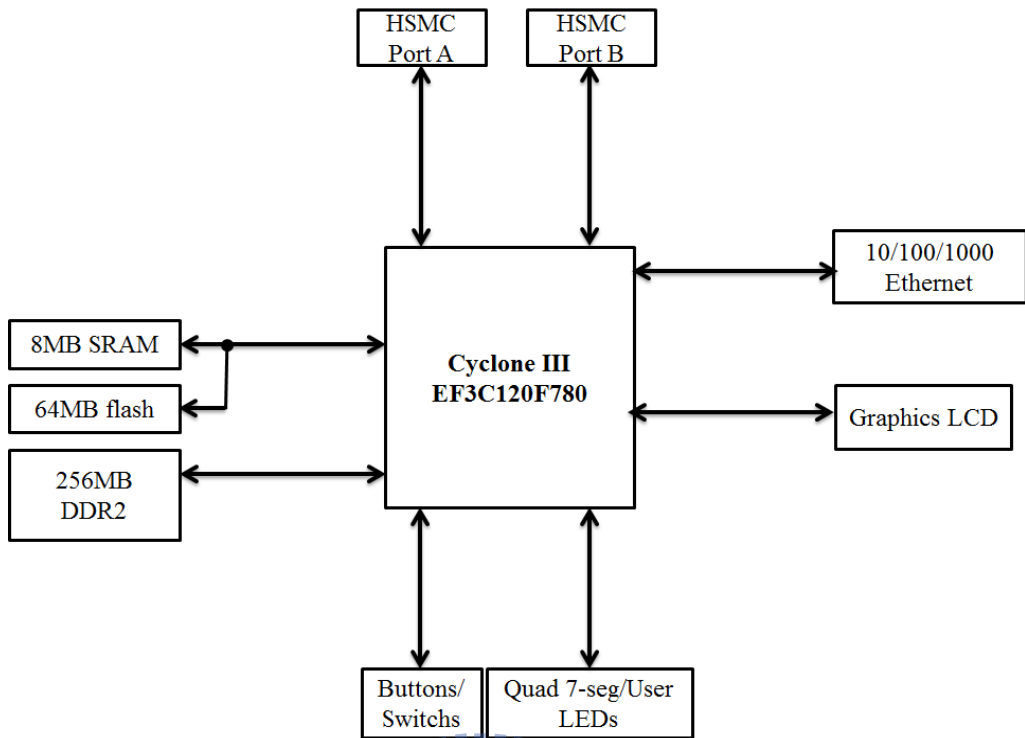


圖6.2 Cyclone III 硬體架構[46]

利用Bitec公司所開發的高速匯流卡[47]，如圖6.3所示。此卡可以與ALTERA公司所開發的板子進行連結，此卡的用途用於讀取影像資訊，所能讀取的規格包含PAL、NTSC與S-Video等格式，輸出的格式包含VGA、DV與S-Video，整體架構圖6.4所示。

DVI output

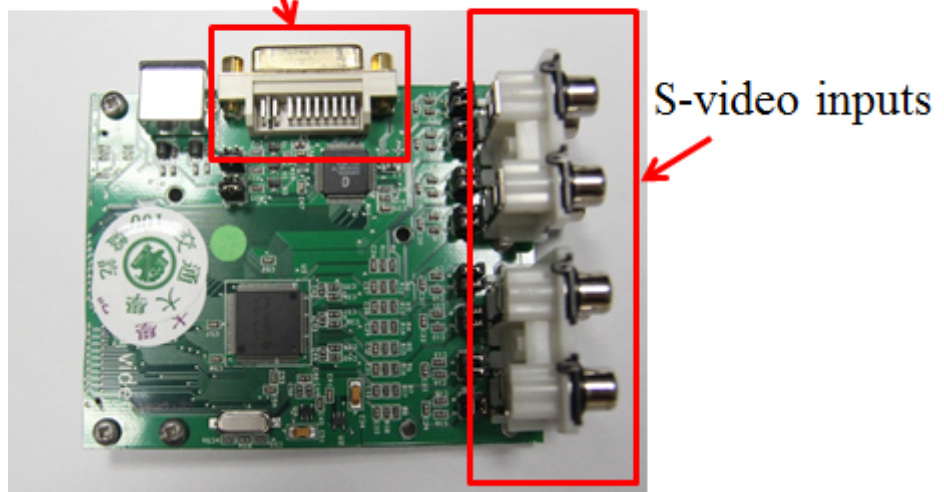


圖6.3 Bitec 高速匯流卡

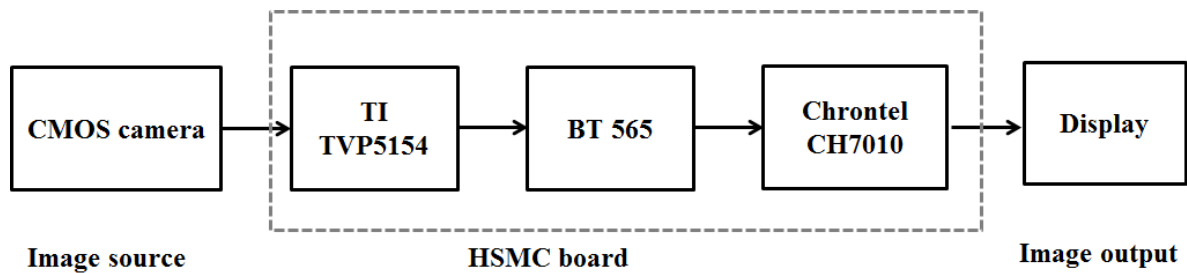


圖6.4 Bitec 高速匯流卡硬體架構

6.2 軟體實現

軟體架構如圖6.5所示，影像由高速匯流卡輸入，高速匯流卡會依據輸入的Vertical blank、Pixel clock與Field signal將Data轉換至Ycbr色彩空間，Ycbr色彩空間轉換至RGB色彩空間。將第四章所提到的色彩校正的複變映射轉換多項式帶入演算法中，將原本的RGB映射到新的RGB值中，再經由Nios II處理器將新的RGB經由DVI傳送到螢幕。



圖6.5 FPGA軟體架構圖

利用Verilog實現演算法，首先將RGB色彩空間轉換至xyY色彩空間，將式3.4中矩陣係數利用Verilog撰寫，其中八位元為小數有效位元，整數部分為一位元，以下為Verilog程式碼：

```

wire [16:0] mul1 = rb * 9'b001101010;
wire [16:0] mul2 = gb * 9'b001011100;
wire [16:0] mul3 = bb * 9'b000101110;
wire [16:0] mu21 = rb * 9'b000110110;
wire [16:0] mu22 = gb * 9'b010110111;
wire [16:0] mu23 = bb * 9'b000010010;
wire [16:0] mu31 = rb * 9'b000000101;
wire [16:0] mu32 = gb * 9'b000011111;
wire [16:0] mu33 = bb * 9'b011110011;
wire [8:0] D_XI = (mul1+mul2+mul3)>>8;
  
```

```

wire [8:0] D_YI = (mu21+mu22+mu23)>>8;
wire [8:0] D_ZI = (mu31+mu32+mu33)>>8;
wire [10:0] sum_XYZ = D_XI+D_YI+D_ZI;
wire [16:0] sum_X = D_XI<<8;
wire [16:0] sum_Y = D_YI<<8;
wire [9:0] D_xI = sum_X/sum_XYZ;
wire [9:0] D_yI = sum_Y/sum_XYZ;
wire [9:0] D_zI = 9'b100000000-D_xI-D_yI;

```

利用Matlab將轉換係數計算出來，並且代入Verilog中，在這裡利用兩階多項式去進行色彩校正，因為其中轉換係數有負值，須利用有數小數進行運算，八位元為小數有效位數與一位元為整數有效位數，第一位元為判別正負位數，其Verilog程式碼如下：

```

wire [19:0] mbx2 = (D_xI*D_xI);
wire [9:0] max2 = mbx2[17:8];
wire [19:0] mby2 = (D_yI*D_yI);
wire [9:0] may2 = mby2[17:8];
wire [19:0] mb2xy = (D_xI*D_yI)*2;
wire [9:0] ma2xy = mb2xy[17:8];
wire [9:0] mumxb1 = 10'b00000001010;
wire [19:0] mumxb2 = 10'b0011100110*D_xI;
wire [9:0] mumxa2 = mumxb2[17:8];
wire [19:0] mumxb3 = (max2-may2)*10'b0001101010;
wire [9:0] mumxa3 = mumxb3[17:8];
wire [9:0] mumx = mumxb1+mumxa2+mumxa3;
wire [9:0] mummyb1 = 10'b1111111110;
wire [19:0] mummyb2 = 10'b0110000110*D_yI;
wire [9:0] mummya2 = mummyb2[17:8];
wire [29:0] mummyb3 = ma2xy*19'b1111111111110001000;
wire [9:0] mummya3 = mummyb3[17:8];
wire [9:0] mummy = mummyb1+mummya2+mummya3;
wire [9:0] mumz = 9'b100000000-mumx-mummy;

```

最後利用將校正後的xyY色彩空間轉換至RGB色彩空間，其Verilog程式碼如下：


```

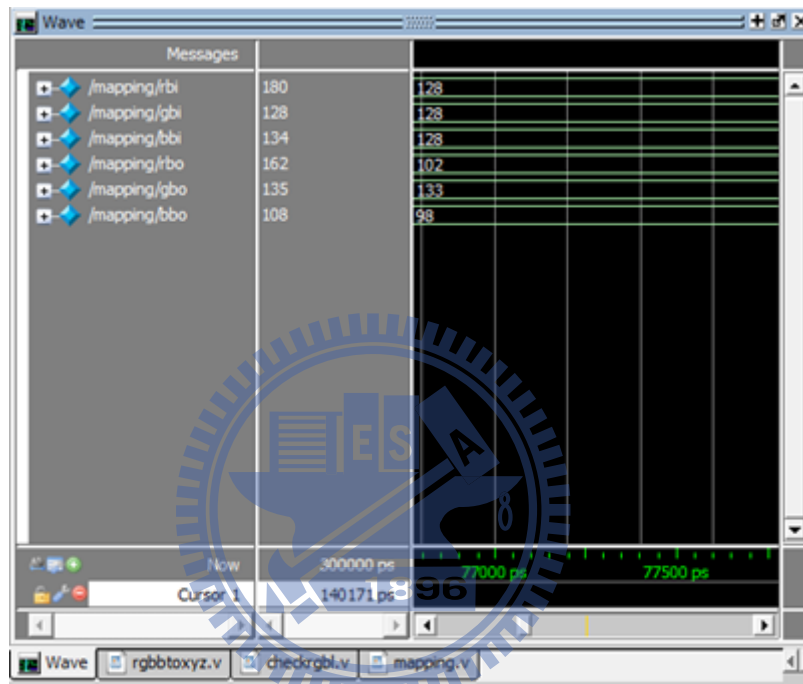
wire [19:0] sum_z = mumz*D_YI;
wire [19:0] sum_x = mumx*D_YI;
wire [9:0] D_ZO = sum_z/mumy;
wire [9:0] D_XO = sum_x/mumy;
wire [21:0] muO11 = D_XO*12'b001100111110;
wire [32:0] muO12 = D_YI*23'b11111111111111001110110;
wire [32:0] muO13 = D_ZO*23'b111111111111110000000;
wire [11:0] muOC11=muO11[19:8];
wire [11:0] muOC12=muO12[19:8];
wire [11:0] muOC13=muO13[19:8];
wire [13:0] RBO1 = muOC11+muOC12+muOC13;
wire [9:0] RBO2 = RBO1[9:0];
wire [32:0] muO21 = D_XO*23'b1111111111111100001000;
wire [21:0] muO22 = D_YI*12'b000111100000;
wire [21:0] muO23 = D_ZO*12'b000000001011;
wire [11:0] muOC21=muO21[19:8];
wire [11:0] muOC22=muO22[19:8];
wire [11:0] muOC23=muO23[19:8];
wire [13:0] GBO1 = muOC21+muOC22+muOC23;
wire [9:0] GBO2 = GBO1[9:0];
wire [21:0] muO31 = D_XO*12'b000000001110;
wire [32:0] muO32 = D_YI*23'b111111111111111001100;
wire [21:0] muO33 = D_ZO*12'b000100001111;
wire [11:0] muOC31=muO31[19:8];
wire [11:0] muOC32=muO32[19:8];
wire [11:0] muOC33=muO33[19:8];
wire [13:0] BBO1 = muOC31+muOC32+muOC33;
wire [9:0] BBO2 = BBO1[9:0];

```

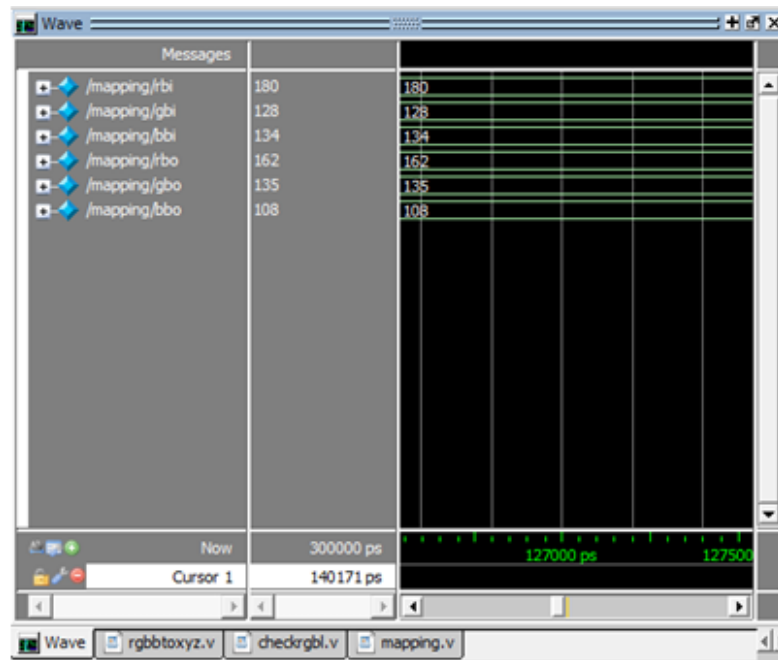
表6.1為經由運算後新RGB值，利用ModelSim軟體模擬與Matlab軟體所運算做比較，Modeslim模擬圖如圖6.6所示。

表6.1 模擬結果表

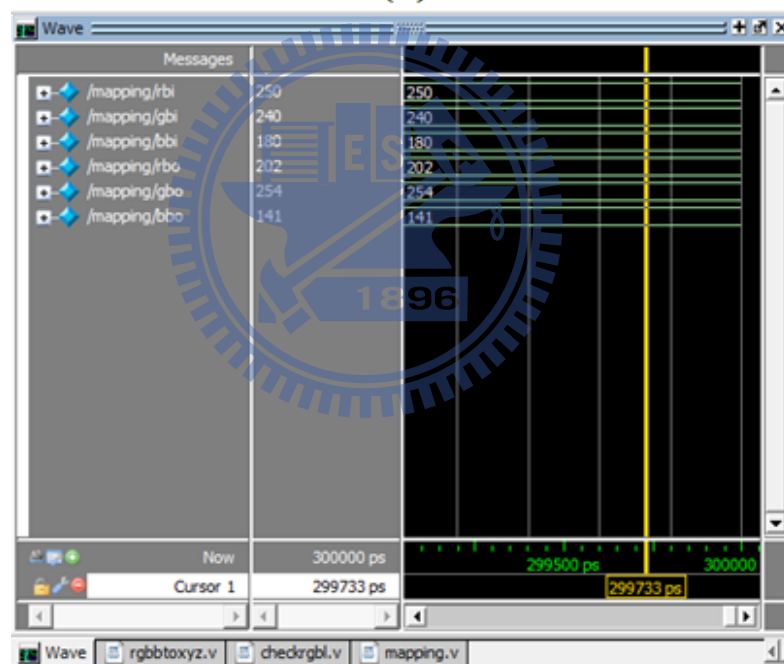
Item \ Software	Item 1	Item 2	Item 3
Original color	(128,128,128)	(180,128,134)	(250,240,180)
Matlab	(105,136,98)	(167,135,105)	(206,254,132)
ModelSim	(102,133,98)	(162,135,108)	(202,254,141)



(a)



(b)



(c)

圖 6.6 (a) (128,128,128), (b) (180,128,134), (c) (250,240,180)

數位運算與類比運算計算方式並不一樣，數位運算並沒有浮點數運算，所以數位運算需將數值乘上有效位元數後，才可呈現浮點數運算結果，當小數有效位數越大時，代表著精準度也相對提升，然而運算時間也將會提升，反之有效位元數越小，精準度也降低，運算時間也跟著下降，代表著運算時間與有效位元數有相對的關係。目前利用八位元的有效位元數，數位運算與類比運算結果的色差為0.9725。

6.3 即時色彩校正硬體架構

本論文的硬體架構如圖6.7所示，用CMOS影像感測器拍攝影像，將影像經由S-Video傳輸到FPGA，再經由FPGA運算完後，再經由DVI傳送到螢幕，實際架構圖如圖6.8。

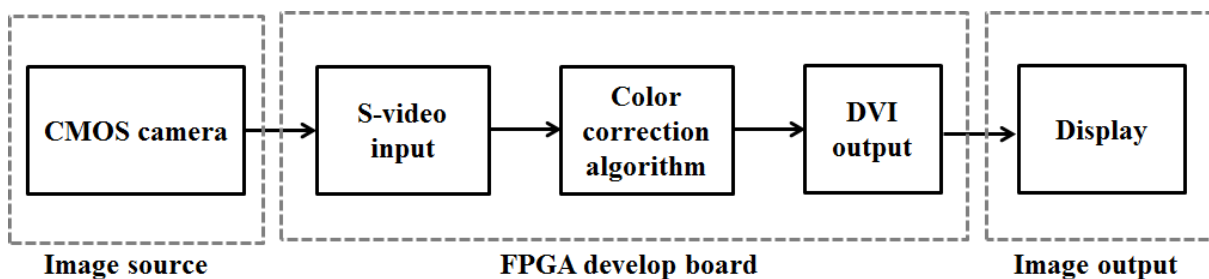


圖6.7 FPGA硬體架構圖



圖6.8 FPGA實際架構圖

第七章

結論與未來展望

7.1 結論

本論文為內視鏡之色彩影像校正，利用環場式膠囊內視鏡進行腸道假體拍攝，將腸道假體影像進行重建，但是受到環場式膠囊內視鏡的錐狀鏡機構影響，造成影像接合時產生不連續問題，本論文採用平均加權平滑法與最佳化縫隙法減少縫隙的產生，由未改善的峰值訊號雜訊比17.56改善至35.82。

內視鏡與環場式膠囊內視鏡進行色票拍攝，將拍攝到的色票儲存於電腦中，利用Matlab軟體計算出色度圖與色票所定義的色度圖比較，可以發現到色票所定義的資訊與所拍攝到的色票影像有所不同，代表著內視鏡受到影像感測器、光源與機構而造成影像色偏。色票所定義的D65燈源下拍攝色票，由色度圖可以察覺白色色點位置並不相同，是因受到影像感測器的色彩濾光片影響，造成所拍攝到色彩資訊不相同，接著利用將燈源更換為LED燈源進行拍攝，由色度圖上可發現並不相同，由此可以推估色彩資訊也會受到燈源不同所影響，故需將所拍攝的色彩資訊校正至正確位置；再者環場式膠囊內視鏡因受到膠囊殼影響造成影像偏黃，造成環場式膠囊內視鏡所拍攝影像與原始色票所定義色彩色差為21.448，利用係數法與複數映射轉換多項式法，分別可以將色差值降為1.539與1.324，最後將演算法利用Verilog語法撰寫完成，利用ModelSim模擬FPGA結果與Matlab模擬結果比較，兩者之間的色差為0.9725。以上的色差值低於美國國家標準與技術局所定義的色差在3以下人眼所可容忍色差之內。

7.2 未來展望

環場式膠囊內視鏡擁有錐狀鏡光學元件的關係而產生雜散光，而造成投光不平均使得越靠近中心影像過曝，未來可以將環場式膠囊內視鏡的LED燈源照射於腸道壁

上，減少雜散光的產生。目前腸道影像接合時，所使用平均加權平滑法與最佳化縫隙法為將影像模糊化，這樣會造成整體影像銳利度降低，造成影像品質只有小幅度的上升。環場式膠囊內視鏡產生縫隙的問題在於投光不平均，所以可以由色彩空間的方式將亮度拉為一致再進行接合影像減少縫隙產生。

本論文所提出演算法並非只侷限於內視鏡與環場式膠囊內視鏡，更適用於不同用途之影像感測器，可以利用不同用途的影像感測器使用此演算法實現色彩校正，提升此演算法價值並且由實驗中改善演算法的缺失。

影像感測器的暗雜訊較大，可以重新校正影像感測器，將暗雜訊影像降為最低。FPGA實現色彩校正時因為雜訊的關係，將原本的雜訊放大，使得畫面不清楚，可以加入數位影像處理的技術，將擷取到的影像先利用影像處理的技術將影像雜訊部分濾除，再利用色彩校正演算法實現即時色彩校正。目前FPGA演算法利用三階層去實現即時色彩校正，但是三階所能呈現的精準度並非最高，可以利用數位訊號處理將其運算速度提升將演算法階數提升至八階，此階數可將色差降至1.324，提升影像色彩精確度。現在已經完成FPGA即時色彩校正硬體實現，未來可以利用Design compiler 跟 IC compiler 將其演算法以IC形式呈現。

由於目前微創手術的盛行，內視鏡所利用的範圍將會越來的寬廣，目前的內視鏡因為使用單一鏡頭，無法呈現出3D立體效果，造成在手術過程中因為景深的誤判，造成傷害到其他的組織。傳統的3D攝影技術利用兩顆鏡頭去產生立體效果，但是內視鏡會因為旋轉造成視平面改變，而無法產生全視角立體影像，故可以利用三顆鏡頭進行產生3D立體影像，三顆鏡頭擁有著全視場的優勢，可以隨著內視鏡的旋轉改變視角產生3D立體效果。

參考文獻

- [1] M. E. Riccioni, R. Urgesi, R. Cianci, C. Spada, E. C. Nista, and G. Costamagna, "Single-balloon push-and-pull enteroscopy system: does it work? A single-center, 3-year experience," *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, vol. 25, pp. 3050-3056, Sep 2011.
- [2] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovsky, and P. Swain, "Wireless capsule endoscopy," *Nature*, vol. 405, pp. 417-417, May 2000.
- [3] N. Almeida, P. Figueiredo, P. Freire, S. Lopes, F. Portela, M. Ferreira, H. Gouveia, and M. C. Leitao, "Simultaneous failure of Pillcam Colon (TM) and Pillcam SB (TM)," *Revista Espanola De Enfermedades Digestivas*, vol. 100, pp. 731-733, Nov 2008.
- [4] I. Fernandez-Urien, C. Carretero, R. Armendariz, and M. Munoz-Navas, "New applications of capsule endoscopy: PILLCAM (TM) ESO," *Anales Del Sistema Sanitario De Navarra*, vol. 30, pp. 331-342, Sep-Dec 2007.
- [5] A. Uehara and K. Hoshina, "Capsule endoscope NORIKA system," *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, vol. 12, pp. 227-234, Sep 2003.
- [6] RF Lab: Syaka System, from <http://www.givenimaging.com/>.
- [7] C. Gheorghe, R. Iacob, and I. Bancila, "Olympus capsule endoscopy for small bowel examination," *Journal of Gastrointestinal and Liver Diseases*, vol. 16, pp. 309-313, Sep 2007.
- [8] K. Gono, "Recent development in multifunctional endoscope," in *Design and Quality for Biomedical Technologies*. vol. 6849 , pp. U3-U13, May 2008.
- [9] H. Ogata, K. Kumai, H. Imaeda, K. Aiura, T. Hisamatsu, S. Okamoto, Y. Iwao, Y. Sugino, M. Kitajima, and T. Hibi, "Clinical impact of a newly developed capsule endoscope: usefulness of a real-time image viewer for gastric transit abnormality," *Journal of Gastroenterology*, vol. 43, pp. 186-192, Mar 2008.
- [10] 鄭偉德, 「環場式膠囊內視鏡之影像處理」, 國立中央大學光電科學所碩士論文, 民國99年。
- [11] D. W. Rees and M. Lisic, "PANORAMIC VIEWING UTILIZING HYPERBOLIC ELLIPSOIDAL REFLECTING OPTICS," *Photographic Science and Engineering*, vol. 6, pp. 113-113, May 1962.
- [12] M. Ou-Yang and W. D. Jeng, "Design and analysis of radial imaging capsule endoscope (RICE) system," *Optics Express*, vol. 19, pp. 4369-4383, Feb 2011.
- [13] 薛博文, 程啓正, 周家至, 張津魁, 「全方位視覺感測系統之介紹與建置」, *工程科技與教育學刊*, 第三卷, 264~283頁, 民國95年。
- [14] M. Zampoglou, M. Szenher, and B. Webb, "Adaptation of controllers for image-based homing," *Adaptive Behavior*, vol. 14, pp. 381-399, May 2006.
- [15] T. K. Dang, M. Worring, and T. D. Bui, "A semi-interactive panorama based 3D reconstruction framework for indoor scenes," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 115, pp. 1516-1524, Nov 2011.
- [16] H. M. Lu, S. W. Yang, H. Zhang, and Z. Q. Zheng, "A robust omnidirectional vision sensor for soccer robots," *Mechatronics*, vol. 21, pp. 373-389, Mar 2011.
- [17] C. Plagemann, C. Stachniss, J. Hess, F. Endres, and N. Franklin, "A nonparametric learning approach to range sensing from omnidirectional vision," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 58, pp. 762-772, Jun 2010.
- [18] M. Ou-Yang, S. W. Huang, Y. L. Chen, H. H. Lee, and P. K. Weng, "Design of wide-angle lenses for wireless capsule endoscopes," *Optical Engineering*, vol. 46, pp. 103002.1-11, Oct 2007.
- [19] H. Wakabayashi and J. Yamakita, "Color Specification for Structural Colors by Using Reflection Spectrum," *IEEE Transactions on Electrical and Electronic Engineering*, vol. 4, pp. 790-792, Nov 2009.
- [20] D. Hinks, L. M. Cardenas, R. G. Kuehni, and R. Shamey, "Unique-hue stimulus selection using Munsell color chips," *Journal of the Optical Society of America a-Optics Image Science and Vision*, vol. 24, pp. 3371-3378, Oct 2007.

- [21] A. Hard, L. Sivik, and G. Tonnquist, "NCS, natural color system - From concept to research and applications .1," *Color Research and Application*, vol. 21, pp. 180-205, Jun 1996.
- [22] A. Shams-Nateri, "Estimation of CIE Tristimulus Values Under Various Illuminants," *Color Research and Application*, vol. 34, pp. 100-107, Apr 2009.
- [23] B. K. Kim and R. H. Park, "Detection and correction of purple fringing using color desaturation in the xy chromaticity diagram and the gradient information," *Image and Vision Computing*, vol. 28, pp. 952-964, Jun 2010.
- [24] K. L. Woon, "CIE 1931 colour space movement of organic light emitting diode," *Optoelectronics and Advanced Materials-Rapid Communications*, vol. 4, pp. 121-124, Feb 2010.
- [25] D. K. Son, E. B. Cho, I. Moon, Y. Park, and C. G. Lee, "Development of an Illumination Measurement Device for Color Distribution Based on a CIE 1931 XYZ Sensor," *Journal of the Optical Society of Korea*, vol. 15, pp. 44-51, Mar 2011.
- [26] S. C. Bell, H. D. Nawrocki, and K. B. Morris, "Forensic discrimination of glass using cathodoluminescence and CIE LAB color coordinates: A feasibility study," *Forensic Science International*, vol. 189, pp. 93-99, Aug 2009.
- [27] Z. T. Kosztyan, G. P. Eppeldauer, and J. D. Schanda, "Matrix-based color measurement corrections of tristimulus colorimeters," *Applied Optics*, vol. 49, pp. 2288-2301, Apr 2010.
- [28] J. L. Gardner, "Comparison of calibration methods for tristimulus colorimeters," *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, vol. 112, pp. 129-138, May-Jun 2007.
- [29] S.-M. Liu, "The Development of a Portable Spectrophotometer for Noncontact Color Measurement," *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT*, vol. 53, NO. 1, p. 155-162, Feb 2004.
- [30] F. Martinez-Verdu, J. Pujol, and P. Capilla, "Characterization of a digital camera as an absolute tristimulus colorimeter," *Journal of Imaging Science and Technology*, vol. 47, pp. 279-295, Aug 2003.
- [31] P. Bodrogi, B. Sinka, A. Borbely, N. Geiger, and J. Schanda, "On the use of the sRGB colour space: the 'Gamma' problem," *Displays*, vol. 23, pp. 165-170, Sep 2002.
- [32] Y. K. Lee and J. M. Powers, "Comparison of CIE Lab, CIEDE 2000, and DIN 99 color differences between various shades of resin composites," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 18, pp. 150-155, Mar-Apr 2005.
- [33] J. Y. Hardeberg, E. Bando, and M. Pedersen, "Evaluating colour image difference metrics for gamut-mapped images," *Coloration Technology*, vol. 124, pp. 243-253, May 2008.
- [34] M. R. Luo, G. Cui, and B. Rigg, "The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000," *Color Research and Application*, vol. 26, pp. 340-350, Oct 2001.
- [35] National Institute of Standards and Technology: NIST, from <http://cie2.nist.gov/TC1-69/Darmstadt/cie-tc-1-69-darmstadt-rcri-method.pdf>
- [36] G. Freilich, "ON THE MEASURE OF CARTESIAN PRODUCT SETS," *Transactions of the American Mathematical Society*, vol. 69, pp. 232-275, May 1950.
- [37] S. Williams, "Pearson's correlation coefficient," *New Zealand Medical Journal*, vol. 109, No. 1, pp. 38-38, May 1996.
- [38] A. Zomet, A. Levin, S. Peleg, and Y. Weiss, "Seamless image stitching by minimizing false edges," *Ieee Transactions on Image Processing*, vol. 15, pp. 969-977, Apr 2006.
- [39] M. J. Ye, J. Li, Y. Y. Liang, Z. C. Cai, and Z. S. Tang, "Automatic seamless stitching method for CCD images of Chang'E-1 lunar mission," *Journal of Earth Science*, vol. 22, pp. 610-618, Oct 2011.
- [40] J. Davis and S. O. C. Ieee Comp, "Mosaics of scenes with moving objects," in *1998 Ieee Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Proceedings*, vol. 22, pp. 354-360, May 1998.
- [41] A. A. Efros, W. T. Freeman, and AcM, "Image quilting for texture synthesis and transfer," in *Siggraph 2001 Conference Proceedings*, vol. 22, pp. 341-346, May 2001.
- [42] S. Forchhammer, H. Y. Li, and J. D. Andersen, "No-reference analysis of decoded MPEG images for PSNR estimation and post-processing," *Journal of Visual Communication and Image Representation*, vol. 22, pp. 313-324, May 2011.

- [43] G. W. Hong, M. R. Luo, and P. A. Rhodes, "A study of digital camera colorimetric characterization based on polynomial modeling," *Color Research and Application*, vol. 26, pp. 76-84, Feb 2001.
- [44] T. Johnson, "Methods for characterizing colour scanners and digital cameras," *Displays*, vol. 16, pp. 183-191, May 1996.
- [45] NASCO Life Form: LF1084U from <http://www.nist.gov/index.html>
- [46] ALTERA : Cyclone III FPGA development kit from <http://www.altera.com/products/devkits/altera/kit-cyc3.html>
- [47] Bitec : HSMC Quad Video Board from <http://www.bitec.ltd.uk/>



個人著作

研討會：

- [1] C. C. Lai, W. D. Jeng and M. Ou-Yang, "Improving Seams of Image Stitching in Ring Field Capsule Endoscope," *Conference on Optics and Photonics*, Dec 2010.
- [2] W. D. Jeng, M. Ou-Yang, Y. F. Hsieh, Y. T. Chen, C. C. Lai and H. M. Wu, "Design of omni-direction image for capsule endoscope," *International Conference on Microoptics*, Nov 2010.
- [3] W. D. Jeng, M. Ou-Yang, C. C. Lai and H. M. Wu, "Improve the image discontinuous problem by using color temperature mapping method," *Proc. SPIE Optics and Photonics conference*, vol. 8135, pp. 8135-8139, Aug 2011.

專利：

- [1] 歐陽盟，鄭偉德，賴建成，湯禹舜，「利用光纖成像之膠囊內視鏡」，專利申請中，中華民國、日本、美國與大陸，民國99年。
- [2] 歐陽盟，鄭偉德，賴建成，龔益群，陶冠亨，「全景式膠囊影像之裝置與方法」，專利申請中，中華民國、日本、美國與大陸，民國100年。
- [3] 歐陽盟，鄭偉德，賴建成，龔益群，陶冠亨，「3D全視場內視鏡系統」，專利申請中，中華民國、日本、美國與大陸，民國100年。

競賽：

- [1] 歐陽盟，鄭偉德，賴建成，龔益群，陶冠亨，「3D全視場攝影之膠囊內視鏡系統」，龍騰微笑競賽佳作，民國100年。

