

逢 甲 大 學
自 動 控 制 工 程 學 系 碩 士 班
碩 士 論 文

眼球特徵量測設備之取像控制
及人機界面設計

**A Control Interface and Imaging Hardware
for Eyeball Features Measurement System**

指 導 教 授： 林宸生
 張寧群
研 究 生： 林添根

中 華 民 國 九 十 四 年 六 月 七 日

感謝

在逢甲自控所兩年生活中，感謝所有師長對於學生在課業與生活上給予的教導，特別要感謝恩師林宸生教授，在學生求學期間，恩師不間斷的給學生熱心教導與協助，殷勤教誨，讓學生能夠順利的完成學業，在做人處事上，讓學生獲得許多寶貴的經驗及知識，對於教授的恩德，學生永銘在心。

本研究承蒙中科院 BV94U03P 在經費上之支持，也特別感謝張寧群教授與中山科學研究院葉茂勳博士於百忙之中能夠抽空指導學生，使本論文能夠更加的完善與充實。

在研究過程中，感謝運動神經元疾病病友劉延鑫先生及社工蔣素儀小姐與相關社工人員的協助與指導，讓學生研究能不斷改進及成長；在追瞳器至今已有好幾個年頭，要感謝歷屆學長辛苦開創的成果，讓追瞳器能夠順利的開發，並感謝學長弦澤、宏駿在經驗上與生活上的傳承與照顧；另外一起成長與生活的伙伴們，包括學長弦澤、宏駿、家銘以及同學承峰、嘉文、光強、正豐、耀勳、清達，與學弟嘉毫、振達等人，感謝你們陪伴著我一起奮鬥與努力，在我的人生中，是非常充實與精彩的美好回憶。

最後，僅以本論文獻給我最敬愛的父母親及三位姊姊，感謝父母親的栽培，你們給予我最大的精神支持與鼓勵，另外也要感謝一直陪伴我的女友，家雯，給我適時的支持與鼓勵，謝謝妳。未來也將帶著所有人的關心繼續每一個挑戰，勇往直前；在此向關心我的朋友們，獻上最深的祝福與感謝。

中文摘要

本論文所提出的眼球特徵量測設備，主要針對兩種不同用途與架構的眼球量測設備進行改良與設計，使得此兩種設備在操作與功能上皆能達到更好的使用效果。

其一，提出雙 PC 平行處理 HMI 之眼控系統，主要為開發利用眼控系統來操控一般個人電腦的人機界面，我們稱此架構為主從架構，眼控系統亦即主控端 (master system) 與個人電腦亦即受控端 (slave system)，其主控端透過 RS-232 串列埠與受控端進行連線。本研究乃針對前期的研發成果 (改良型紅外線之眼控系統) [1]，繼續在硬體架構及軟體設計上做改進，使得系統整體之準確率與穩定度都獲得提升。讓一般人或肢障的病患只要利用視線的移動，便可以“更直接”的方式控制滑鼠游標。

其二，本實驗室同時也發展虹膜檢測系統，市面上已經有這類眼球影像擷取裝置，但因為光源設置問題，當擷取眼球影像時，光源會以鏡反射的方式，光源之光線會直接以鏡反射的方式，直接反射到攝影機的感測晶片裡，呈現一個高亮度的反光點，反光點將使眼球影像的細部結構造成遮蔽，減低眼球所能量測的區域，因此我們使用兩顆白光 LED 安置於 CCD 攝影機之鏡頭的上、下兩方，配合本研究使用 Borland C++ Builder 6.0 開發的取像與打光控制程式，利用 RS-232 串列埠傳送打光訊號至 89C51 單晶片光源控制電路，使得兩顆白光 LED 在不同的預定時間內，產生瞬間的閃光，經 CCD 攝影機分別在兩個閃光瞬間擷取影像後，使用線性插值的方式將兩張影像合併，完成一個無反光點的影像，完成一套雙脈衝光之虹膜取像與光源控制系統。

Abstract

The thesis is aimed at the Eyeball Features Measurement System(EFMS) and proposed a new design theory. There are two kinds of EFMS will proposed in this paper.

In the first part, dual PC HMI on parallel processing for eye tracking system was proposed . It mainly develop a HMI of using the eye tracking system to control a PC, is called master-slave system, the eye tracking system is the master system and a PC is the slave system. The master system is connected with slave system by RS-232 serial port. The system mainly improve the hardware and software of the past generation of eye tracking system [1] to perform more accuracy and more stability. Therefore, disable person can use a computer more directly with their eyes movement.

In the second part, a new image processing and light field control method for evaluating pupillary pattern is described. This system is based on an pupil measuring system, using double pulses control and pattern recognition techniques with appropriate hardware and software. The light from the scene of the eye passes through the CCD camera and is collected by a condenser lens and directed toward the surface of a photodetector. The optical axis of the CCD camera is not perpendicular to the eye view. In this measuring system, the VCR and display provides video signals to an observer. At the same time, the pupil image video signals are transmitted to the computer to calculate the four partial pupil areas and transfer the whole image of the pupil.

目錄

感謝.....	I
中文摘要.....	II
ABSTRACT	III
目錄.....	IV
圖目錄.....	V
表目錄.....	VIII
第一章 緒論.....	1
1.1 研究背景與動機.....	1
1.2 研究目的及其重要性.....	1
1.3 文獻回顧.....	2
第二章 照明光源對人眼之傷害評估.....	7
2.1 紅外線 LED 對人眼傷害.....	7
第三章 雙 PC HMI 之眼控系統.....	13
3.1 研究理論與方法.....	14
3.2 系統架構.....	28
3.3 主控端與受控端之程式.....	32
3.4 系統操作流程.....	35
第四章 雙脈衝光之虹膜取像及光源控制系統.....	42
4.1 研究理論與方法.....	44
4.2 系統架構.....	54
第五章 實驗結果與討論.....	63
5.1 眼球軌跡之景觀分析.....	63
5.2 視覺追蹤實驗.....	65
第六章 結論與未來展望.....	74
6.1 結論.....	74
6.2 未來展望.....	75
參考文獻.....	77

圖目錄

圖 1.1 反射式角膜支架構圖.....	3
圖 1.2 瞳孔中心—角膜反光點法.....	3
圖 1.3 眼球凝視追蹤器.....	4
圖 1.4 (A)有亮眼之反光點 (B)無亮眼之反光點 (C)有亮眼之影像與無亮眼之影像相減後的二值化影像.....	4
圖 1.5 硬體機構圖.....	5
圖 1.6 (A)有亮眼之反光點 (B)無亮眼之反光點.....	6
圖 2.1 不同光的波長對眼睛與皮膚造成的傷害.....	7
圖 2.2 紅外線 LED 與眼球之距離.....	10
圖 2.3 MAXWELLIAN VIEW.....	11
圖 3.1 雙 PC 之眼控系統硬體架構圖.....	13
圖 3.2 加裝光學濾波器前後影像(受測者戴眼鏡情況下).....	14
圖 3.3 LINE PROFILE 灰階亮度分析圖.....	15
圖 3.4 瞳孔中心搜尋程序.....	17
圖 3.5 影像中瞳孔中心座標的移動軌跡 (單位: PIXEL).....	18
圖 3.6 五個初始校正點的座標位置.....	19
圖 3.7 校正後所得的五個參考點座標.....	19
圖 3.8 五個校正參考點及其座標轉換.....	21
圖 3.9 眼球弧度造成校正參考點並非排列在一直線上.....	22
圖 3.10 以五個校正參考點為主軸的座標轉換.....	22
圖 3.11 (A) CCD 從下往上照射時眼球所移動的軌跡 (B) CCD 從上往下照射時眼球所移動的軌跡.....	26
圖 3.12 (A) CCD 從下往上照射時之眼球軌跡線段化示意圖 (B) CCD 從上往下照射時之眼球軌跡線段化示意圖.....	26
圖 3.13 校正點分佈圖.....	27
圖 3.14 眼球軌跡區域劃分圖.....	27
圖 3.15 座標轉換圖.....	27
圖 3.16 雙 PC HMI 之眼控系統實際架構圖.....	28
圖 3.17 紅外線 CCD 攝影機(FUM-530).....	29
圖 3.18 紅外線光源投射器.....	30
圖 3.19 影像擷取器.....	31
圖 3.20 移動式系統架構平台.....	31
圖 3.21 人機界面程式與連線程式.....	33
圖 3.22 控制鍵盤.....	34
圖 3.23 受控端的文字輸入畫面.....	35
圖 3.24 系統操作流程圖.....	40

圖 3.25 初始校正畫面.....	40
圖 3.26 顯示十字圖形.....	40
圖 3.27 校正失敗畫面.....	41
圖 4.1 (A)有反光點之眼球影像 (B)環狀光源打光	42
圖 4.2 利用入射光方向與物體表面法線方向之關係計算眼睛視線的位置	43
圖 4.3 入射光與物體表面之幾何關係.....	44
圖 4.4 雙脈衝示意圖.....	45
圖 4.5 影像分割流程圖.....	46
圖 4.6 影像區塊定義.....	46
圖 4.7 權重值 μ 之定義.....	48
圖 4.8 二值化閾值選擇適當與不當之結果.....	49
圖 4.9 擷取眼球影像.....	50
圖 4.10 八廓分割.....	50
圖 4.11 直向型背光源打光	52
圖 4.12 取像與打光架構圖.....	55
圖 4.13 虹膜取像及打光裝置實體圖.....	56
圖 4.14 捷創 USB 2.0 網路攝影機- CU-2001	56
圖 4.15 DAIWON OPTICAL-DW9610 鏡頭	57
圖 4.16 YL5N3H2 系列白光 LED.....	57
圖 4.17 LED 與 AT89C51 接線圖	58
圖 4.18 光源控制電路實體圖.....	59
圖 4.19 虹膜取像與打光控制之程式畫面.....	60
圖 4.20 擷取參數設定畫面.....	60
圖 4.21 打光模式設定畫面.....	61
圖 4.22 影像處理選擇畫面.....	61
圖 4.23 像素座標設定	62
圖 4.24 分析圖表畫面.....	62
圖 5.1 程式畫面.....	63
圖 5.2 實驗用之景觀圖.....	64
圖 5.3 圖 5.2(A)所得之眼球軌跡圖	64
圖 5.4 圖 5.2(B)所得之眼球軌跡圖	65
圖 5.5 5×5 陣列標準圖	66
圖 5.6 視標物以 5×5 陣列移動之軌跡圖.....	66
圖 5.7 誤差量之定義.....	68
圖 5.8 視標物每 0.5 秒移動一次之視線軌跡圖	69
圖 5.9 視標物每 0.3 秒移動一次之視線軌跡圖	69
圖 5.10 視標物每 0.1 秒移動一次之視線軌跡圖	69
圖 5.11 按鍵追蹤.....	71

圖 5.12 系統點選時間設定為 0.2 秒之數據-使用眼控系統測試.....	71
圖 5.13 系統點選時間設定為 0.4 秒之數據-使用眼控系統測試.....	71
圖 5.14 系統點選時間設定為 0.5 秒之數據-使用眼控系統測試.....	72
圖 5.15 第一次點選數據-用手操作滑鼠.....	72
圖 5.16 第二次點選數據-用手操作滑鼠.....	73
圖 5.17 第三次點選數據-用手操作滑鼠.....	73

表 目 錄

表 2.1 紅外線 LED 之規格.....	8
表 2.2 非游離子輻射之專有名詞.....	9
表 3.1 紅外線 CCD 攝影機 (FUM-530) 規格表.....	29
表 3.2 影像擷取器規格表.....	31
表 4.1 各種光源幾項重要規格與特色.....	54
表 4.2 捷創 USB 2.0 網路攝影機-CU-2001 之規格.....	56
表 5.1 眼球軌跡座標記錄測試結果.....	67

第一章 緒論

1.1 研究背景與動機

本實驗室開發光學式追瞳設備，至目前將近有十年的時間，從頭配式、接觸式的架構，一直到上一代改良為遙測型、非接觸式的架構，並且將原本為可見光照明光源改為近紅外線 LED 照明[1]，一代承接一代都有相當的成果與論文發表。然而上一代的系統經過運動神經元疾病病友實際測試過後，發現系統在準確度與穩定度的表現不如預期，也因如此本研究秉持前人的成果與精神，延續此遙測型的眼控架構，加以改良與設計，更持續給病友測試，依照他(她)們的需求，設計一套適合、適用他(她)們的人機界面，建立一個無障礙的溝通管道。

本實驗室同時也發展虹膜生物識別與虹膜健康檢測的另類醫學研究，市面上已經有這類眼球影像擷取裝置，當擷取眼球影像時，由於眼球的形狀呈現圓弧型，所以打光時，只要光源位置的設計不留意時，其光源之光線會直接以鏡反射的方式，直接反射到攝影機裡，在攝影機之感測晶片裡會呈現一個高亮度的反光點，而此反光點將使眼球影像的細部結構看不清楚，因此要得到準確的辨別結果，必需先得到良好的影像，本論文提出一個雙脈衝光之虹膜取像架構，改善上述的缺點。

1.2 研究目的及其重要性

眼控系統在目前國內外相繼有人開發出來，更有商品化的產品[2][3]，但由於國外的眼控系統，目前價格依然相當昂貴，使病友們無法負擔如此龐大的費用，加上系統介面並非適用於中文體系的國家;而國內眼控系統[1][4]，由於穩定度、準確度未能達到標準，所以一直處於研究階段，故本研究將成本降低，而在穩定度、

準確度的表現也能達到水準以上，並且以中文介面的設計原則開發出一套國人自製的眼控系統。

一個成功的視覺檢測系統中，影像擷取是首要的工作，而良好的影像品質是其首要條件，亦是影響檢測程序主要原因之一。品質好的影像，可使後續影像處理的時間大為降低，減低程式的複雜度，提升整體效率。而影像的品質則取決於取像環境之優劣，因此輔助照明裝置是視覺檢測系統中極為重要的一環。因此，本文提出雙脈衝光之虹膜取像及光源控制系統，其兼具取像範圍更廣、取像更完整、具備安全的打光設計以及攝取影像易於紀錄等種種效益。

1.3 文獻回顧

在文獻記載中，最早的眼球運動追蹤研究可溯源至十九世紀，研究者是利用麻醉藥麻醉眼球角膜後，在角膜上放置一小塊玻璃或金屬板，當眼球轉動帶動玻璃或金屬板移動時，會傳輸轉動信號至記錄裝置，以此記錄眼球的運動。二十世紀後，研究學者們開始利用眼睛的各種特性來記錄眼球運動，如電的特性、眼睛形狀、光的特性或直接接觸眼球等方式。

回顧舊有的文獻使用接觸人體的方式來達到記錄眼球運動，確確實實為使用者帶來麻煩。今日科技的大躍進，對於 CCD 攝影機的解析度，已有相當不錯的程度，使得近幾年多數的眼球運動追蹤研究，皆使用 CCD 攝影機與紅外線之光源做為眼球運動追蹤的硬體基礎，在本章節便以此硬體架構為基礎的文獻做簡單的介紹：

1. Mapping of Corneal Reflections[5]：

此方法利用在螢幕四角落裝設紅外線光源，CCD攝影機架設於螢幕的下方，共有四個紅外線光源及一個CCD攝影機，利用紅外線光源投射在角膜上，使用者

可以利用紅外線光源在角膜上所形成的四邊形，進而使用眼球來控制滑鼠游標的移動，如圖1.1所示，該文獻作者在結論中提到，他們並未考慮瞳孔的曲率、眼球與攝影機和螢幕之間的相對距離，因此系統之準確性不足。

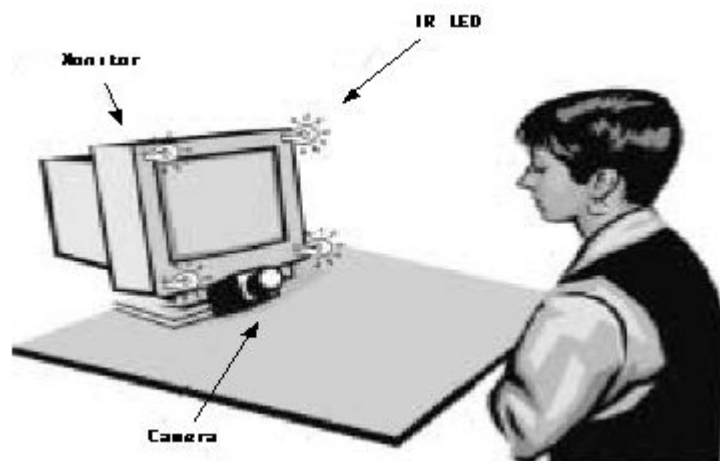


圖 1.1 反射式角膜支架構圖

2. 瞳孔中心—角膜反光點法(Pupil-Center/Corneal-Reflection Method)[6]：

若將 IR LED 光源置於 CCD 攝影機的鏡頭中心，則可用 LED 光源在眼球角膜外圍反射出來的反光點 (glint)，與從視網膜反射的亮眼 (bright-eye，如圖 1.2 所示) 之間相對位置的改變來檢測視線。此方法稱為「瞳孔中心—角膜反光點法」(Pupil-Center/Corneal-Reflection Method)。

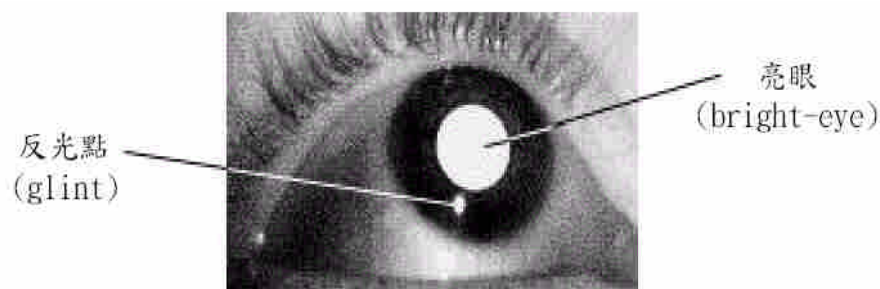


圖 1.2 瞳孔中心—角膜反光點法

3. 瞳孔中心—角膜反光點法(Pupil-Center/Corneal-Reflection Method)[7]:

此篇論文在文中提及，角膜表面上的反光點(glint)位置不會隨著角膜的轉動而改變，反之瞳孔會隨著角膜的轉動而改變。其利用反光點與瞳孔中心之間的向量直接與電腦螢幕座標做映對。使用者只要在教正程序的期間，注視螢幕上幾個特定的目標點，即可算出映對的座標。對每個使用者而言，都要經過教正的程序，並且要保持頭部不能晃動。硬體組成如圖 1.3 所示。圖 1.4 為此硬體架構所擷取的影像，(a)為有亮眼的影像，(b)為無亮眼但有反光點的影像，(c)為有亮眼與無亮眼影像相減，再二值化的結果。

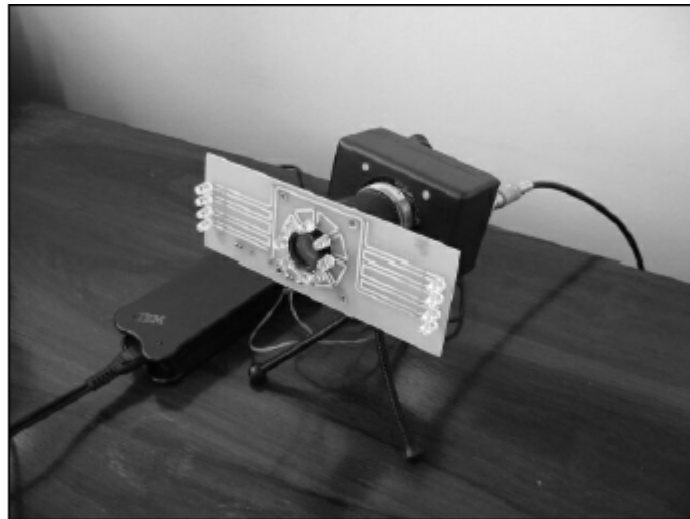


圖 1.3 眼球凝視追蹤器

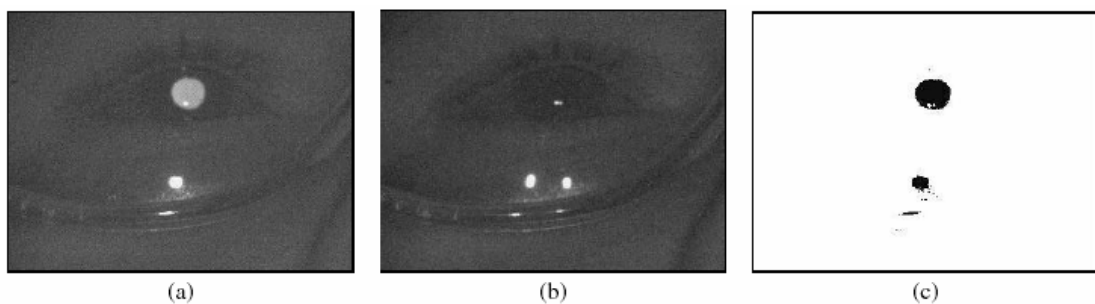


圖 1.4 (a)有亮眼之反光點 (b)無亮眼之反光點 (c)有亮眼之影像與無亮眼之影像相減後的二值化影像

4. 頭部姿勢—瞳孔中心—角膜反光點 (Head Pose/Pupil-Center/Corneal-Reflection Method)[8]:

回顧瞳孔中心—角膜反光點法，其方法需要使用者的頭部保持一個靜止、不動的狀態，為了避免頭部移動造成不正常工作，所以結合了頭部姿勢的資訊。在進行凝視校正時，將螢幕劃分成八個區域(4×2)，藉由收集不同的頭部位置、瞳孔的形狀與大小、雙眼的距離、灰階值等參數，加入到一般迴歸類神經網路(GRNN)來訓練;完成訓練之後，透過階層式的分類機制來分類，增加其精確度，讓系統在預測眼球凝視點時能順利完成。此方法使用 IR LED 環繞整個鏡頭(optical axis)，形成內圈紅外線(inner IR Ring)，再以鏡頭為中心，在一定範圍內同樣以 IR LED 環繞，形成外圈紅外線(outer IR Ring)，如圖 1.5 所示。當開始預測眼球凝視點時，藉由其自行研發的影像解碼器控制內圈紅外線持續發亮，而外圈紅外線則產生交替閃爍，如此造成亮眼(Bright-Eye)之反光點 (Glint) 與無亮眼之反光點，如圖 1.6(a)(b)所示。

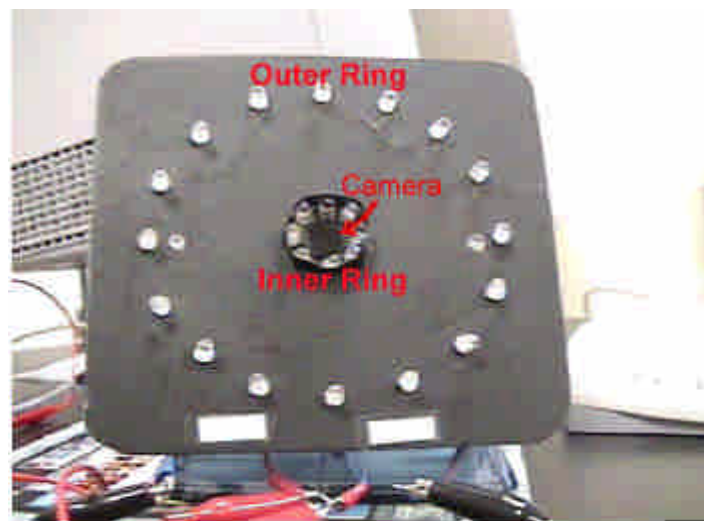
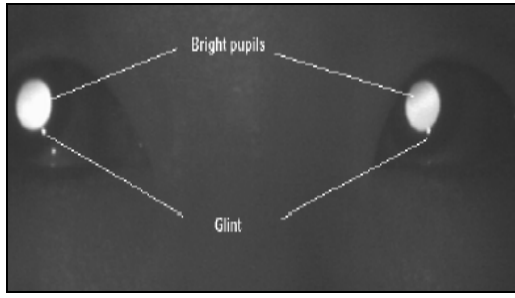
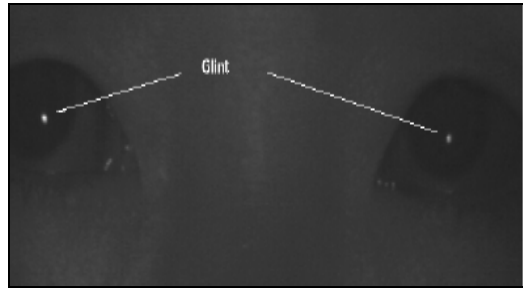


圖 1.5 硬體機構圖



(a)



(b)

圖 1.6 (a)有亮眼之反光點 (b)無亮眼之反光點

第二章 照明光源對人眼之傷害評估

在機器視覺檢測中，照明光源一直扮演著重要的角色，一個設計良好的光源系統可以降低影像處理的複雜度，使得整體作業處理時間大幅縮短，增加效率而且可以提高CCD攝影機的訊號/雜訊比（Signal Noise Ratio, SNR），上述對於一個檢測系統固然重要，但是本論文中所提出的檢測物件為人體眼睛，眼睛是一個非常敏感的器官，若以強烈的光線與熱量入侵，眼睛可能造成傷害，如圖2.1所示[9]。本研究使用紅外線LED當做照明光源，所以本章將探討光源是否對人眼造成影響。

國際照明組織	紫外線C 波段	紫外線B 波段	紫外線A 波段	可見光	紅外線A 波段	紅外線B 波段	紅外線C 波段
	100	280	315	400	760	1400	3000 1000000
	角膜炎				視網膜灼傷		角膜灼傷
		白內障				白內障	
不利的影響		紅斑					
					皮膚灼傷帶		

圖 2.1 不同光的波長對眼睛與皮膚造成的傷害

2.1 紅外線 LED 對人眼傷害

紅外線光譜的範圍在 0.8 ~ 1000 μm 之間，通常整個光譜範圍被分為三個區段：

1. 近紅外線 (near infrared, IRA): 波長在 0.8 ~ 1.4 μm 之間
2. 中紅外線 (middle infrared, IRB): 波長在 1.4 ~ 3 μm 之間
3. 遠紅外線 (far infrared, IRC): 波長在 3 ~ 1000 μm 之間

而紅外線對眼球的傷害如下：

1. 影響角膜(cornea)和較深層的組織如水晶體(lens)和玻璃狀液(vitreous humor)，紅外線對眼睛的穿透和波長有關係，在 0.8 ~ 1.2 μm 波長的紅外線大約有 50% 穿透到眼睛的深層組織。
2. 暴露到高強度的紅外線會使眼睛產生疼痛和上皮細胞燒傷，不過這些效應會受眨眼反應所影響。
3. 低強度長時間的暴露可能加熱虹膜和水晶體。
4. 紅外線所導致的白內障已在吹玻璃工人和熔爐工人發現，主要起因於對水晶體和其附近的組織加熱。
5. 視網膜對近紅外線(760~1400 nm) 至為敏感，其傷害可能和因加熱組織造成蛋白質和其他大分子變性。

若以同調性的雷射光標準來規範非同調光的 LED 光源，顯然太過嚴苛，一般規格，紅外線 LED 的頻譜寬度為 50nm，單模態雷射光為 5nm，所以雷射光的功率密度遠大於非同調光 LED 的功率密度，在本研究中，所使用的照明光源為波長 850nm 的紅外線 LED，其規格如表 2.1。

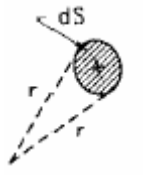
由於紅外線 LED 為非可見光，人眼無法察覺，所以在計算時並不能以光度學的計算方式來計算，我們要以輻射度學的角度來計算之，在表 2.2 中，我們介紹四種非游離子輻射的專有名詞與基本的單位。

表 2.1 紅外線 LED 之規格

編號	JY-IRB5-850C-30C
發光波長	850 nm
輻射強度	35 mW/sr ($I_F=100\text{mA}$) 400 mW/sr ($I_F=1\text{A}$)
頻譜寬度	48 nm
發光角度	30°

發光面積	5.8mm×5.8mm
------	-------------

表 2.2 非游離子輻射之專有名詞

圖示	專有名詞	描述	單位
	輻射強度 I (radiant intensity)	輻射強度為在某一方向上，光源於每單位立體角範圍內的輻射功率。	W/sr
	輻射亮度 L (radiance)	輻射亮度為在某一方向上，光源的每單位面積於每單位立體角範圍內的輻射功率。	W/(cm ² · sr)
	輻射照度 E (irradiance)	輻射照度為在某一方向上，光源於每單位垂直面積範圍內的輻射功率。	W/cm ²
	立體角 Ω (solid angle)	一立徑等於自圓球面上切取之面積與球半徑平方相等之球面所張球心角之立體角量。	sr

根據上述紅外線光源對眼球的傷害，如在近紅外線波段(0.8 ~ 1.4 μm)，將造成視網膜灼傷與白內障，因此我們有必要評估所選用的照明光源是否在安全規範內，然而根據 ICNIRP(國際非游離子輻射保護委員會)所發表的一篇聲明中[10]，明確指出為了避免角膜的熱傷害和可能的延遲效應，在熱環境的紅外線暴露時間大於 1000 秒的情形，應限制輻射照度(Irradiance)最高為 10 mW/cm²；對於暴露時間小於 1000 秒的情況，輻射照度限制依下列公式計算：

$$\sum_{770 \text{ nm}}^{3000 \text{ nm}} E_{\lambda} \cdot \Delta \lambda \leq 1.8 \cdot t^{-3/4} \text{ (w / cm}^2 \text{)} \quad (2.1)$$

其中 E_λ 為輻射照度， $\Delta\lambda$ 為波長範圍， t 為曝露時間。

由於紅外線 LED 距離我們的眼球大約 60 公分(d)，而眼球直徑大約為 2.5 公分(D)，如圖 2.2 所示，根據輻射照度與輻射強度之關係式(2.1)之平方反比定律，我們可得知 $60/2.5=24>10$ ，所以可利用式(2.2)求出總輻射照度。

$$\text{If } d / D > 10, \quad E_\lambda = I_\lambda / d^2 \quad (\text{mW/cm}^2) \quad (2.2)$$

其中 I_λ 為輻射強度。

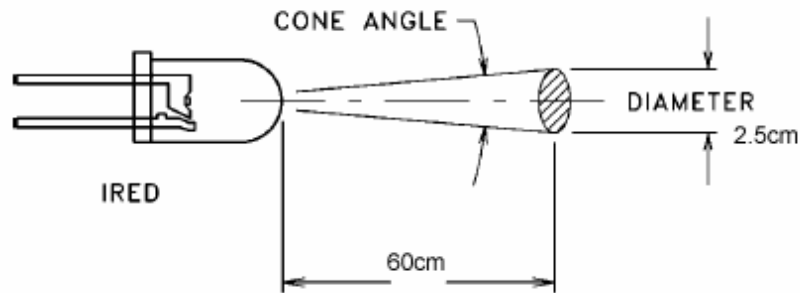


圖 2.2 紅外線 LED 與眼球之距離

從表 2.1 中，我們所使用的紅外線 LED 之輻射強度若以 400 mW/sr 來計算，而使用時間以大於 1000 秒的情況來定，根據式(2.2)可得：

$$\begin{aligned} E_\lambda &= 400/3600 \\ &= 0.111 \quad (\text{mW/cm}^2) \end{aligned}$$

根據上述，限制輻照度最高為 10 mW/cm^2 ，所以我們所使用的紅外線 LED 之輻照度為 0.111 mW/cm^2 小於其限制值 100 倍。

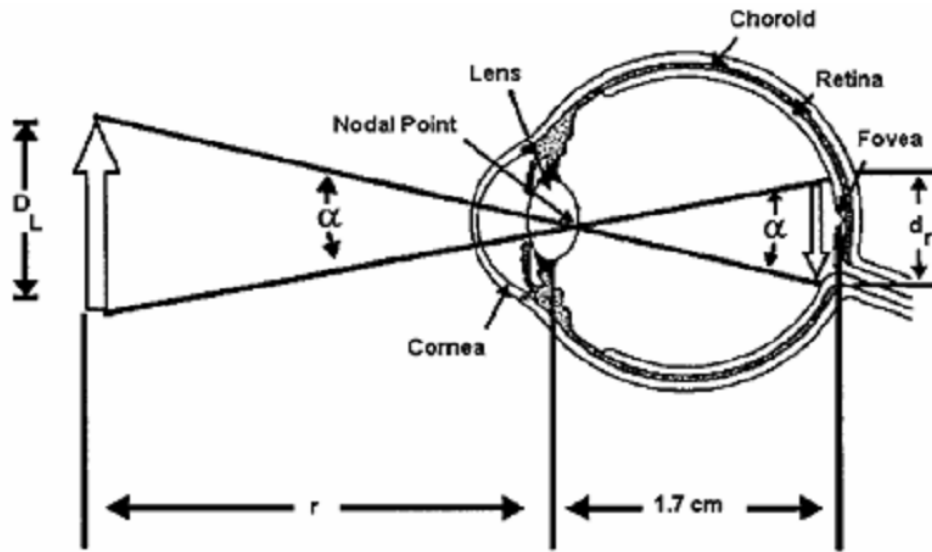


圖 2.3 Maxwellian view

圖 2.3 為 Maxwellian view(麥克斯韋觀察法)之圖示，光源之光束於眼球晶體聚焦後照射到視網膜之情形，依據圖 2.3，紅外線於 IRA ($700 \text{ nm} < \lambda < 1400 \text{ nm}$) 的光度肉眼所能正視的數值，在暴露時間大於 10 秒時，其值如下：

$$\sum_{770 \text{ nm}}^{1400 \text{ nm}} L_{\lambda} \cdot \Delta \lambda \leq \frac{0.6}{\alpha} \quad (\text{W/cm}^2 \cdot \text{sr}) \quad (2.3)$$

$$\alpha = \frac{d_r}{17} = \frac{1.7}{17} = 0.1 \quad (\text{rad})$$

其中 d_r 為視網膜像之大小，其局限於 1.7mm，所以輻射亮度之限制必須小於 $0.6/0.1 = 6 \text{ W/cm}^2 \cdot \text{sr}$ 。而輻射亮度之求法如下：

$$L_{\lambda} = \frac{I_{\lambda} \varpi}{A \cos \theta} \quad (\text{mW/cm}^2 \cdot \text{sr}) \quad (2.4)$$

其中 A 為紅外線 LED 之發光面積， ϖ 為紅外線 LED 之立體角， θ 為發光角度，配合表 2.2，我們可得：

$$\varpi = 2 \pi (1 - \cos(\theta / 2)) \quad (2.5)$$

$$=2 \times 3.14(1-\cos(30/2))$$

$$=0.42 \text{ (sr)}$$

$$\begin{aligned} L_{\lambda} &= \frac{400 \times 0.42}{0.5 \times 0.5 \times 0.866} \\ &= 776 \text{ (mW/cm}^2 \cdot \text{sr)} \\ &= 0.776 \text{ (W/cm}^2 \cdot \text{sr)} \end{aligned}$$

經過式(2.4)、式(2.5)計算後我們求得使用的紅外線 LED 之輻射亮度為 0.776

$\text{W/cm}^2 \cdot \text{sr}$ 小於規範的 $6 \text{ W/cm}^2 \cdot \text{sr}$ 。

第三章 雙 PC HMI 之眼控系統

本研究為開發遙測型眼控系統來操控一般個人電腦的人機界面，我們稱此架構為主從架構，眼控系統亦即主控端(master system)與個人電腦亦即受控端(slave system)，其主控端透過 RS-232 串列埠與受控端進行連線。如圖 3.1 所示，遙測型眼控系統是將紅外線攝影機裝置於主控端螢幕的下方，當使用者注視主控端螢幕的同時，紅外線攝影機便會擷取使用者眼球活動的影像以供主控端分析處理，經由五點初始校正後，我們得到五個參考座標，再進行座標轉換，將使用者凝視主控端螢幕的位置轉換成滑鼠游標的位置，然而使用者只需要點選主控端螢幕所顯示的控制鍵盤之功能鍵，主控端將控制碼經由 RS-232 串列埠傳送至受控端的接收程式，達到主從架構之控制。

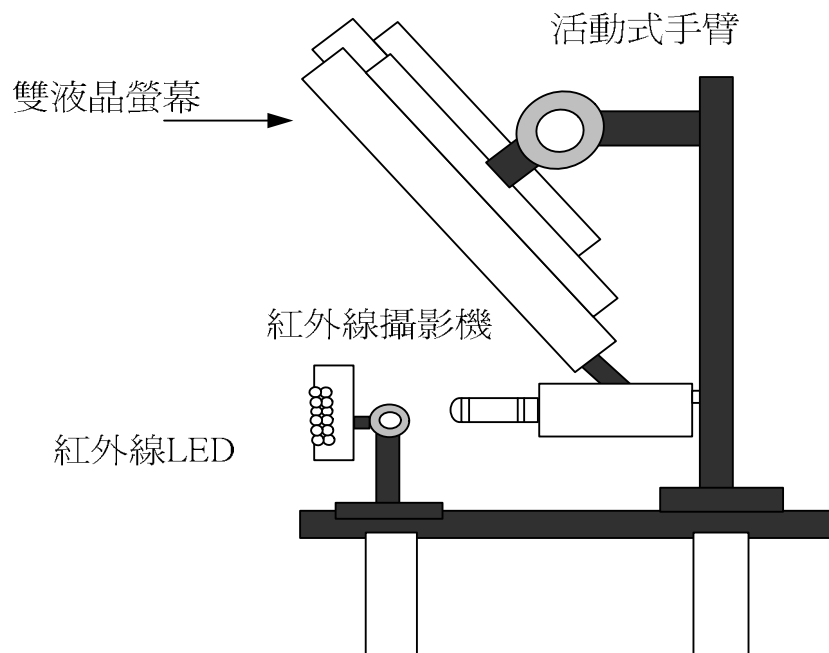


圖 3.1 雙 PC 之眼控系統硬體架構圖

3.1 研究理論與方法

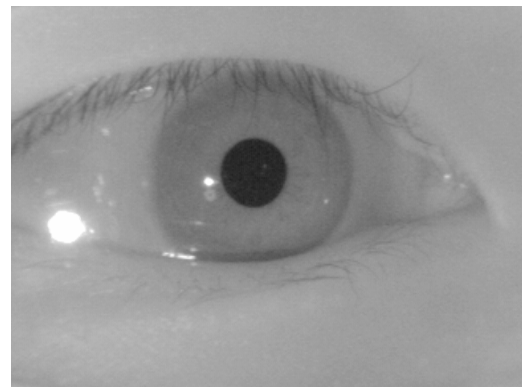
3.1.1 擷取眼球影像

由於本研究所使用的攝影機為紅外線攝影機，其安裝一個光學濾波器，可將低於紅外線波長的波段完全濾除。我們以波長為 850nm 之紅外線 LED 作為輔助的光源，直接照射在人的臉部時，瞳孔會與虹膜呈現強烈的對比，如圖 3.2 所示。

我們利用 Line Profile 來分析圖 3.2 的兩張影像的灰階亮度，我們可以很容易得到動態二值化所需要的最佳閾值。

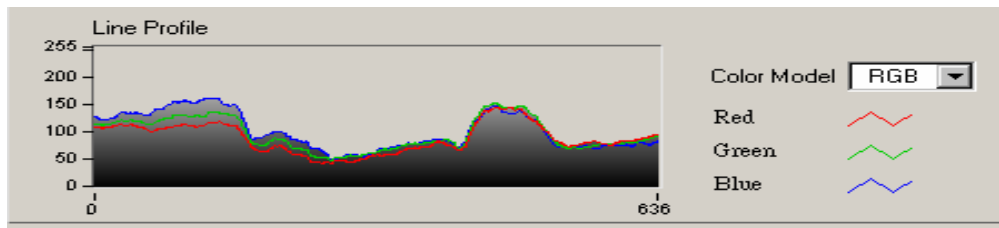
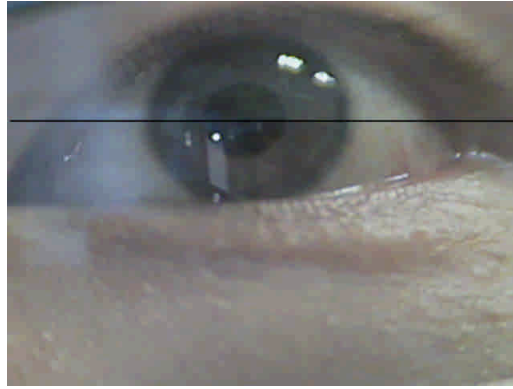


(a) 安裝光學濾波器前

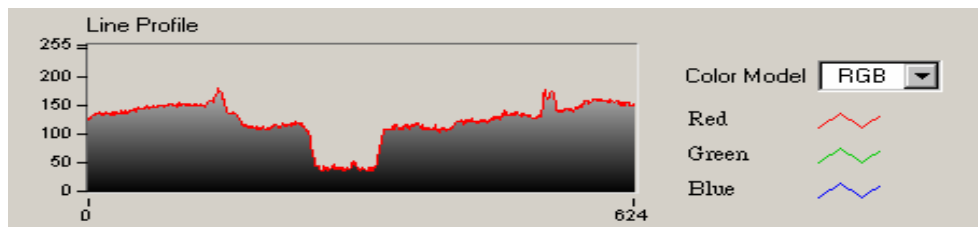
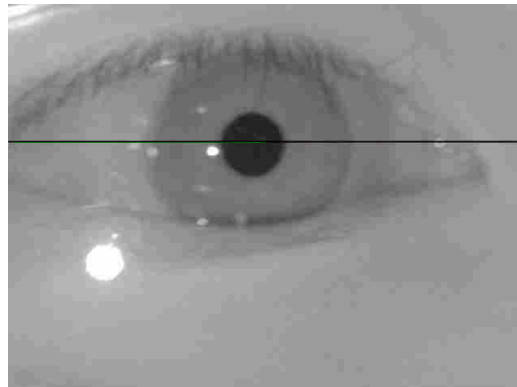


(b) 安裝光學濾波器後

圖 3.2 加裝光學濾波器前後影像(受測者戴眼鏡情況下)



(c) 圖 3.2(a)之 Line Profile



(d) 圖 3.2(b)之 Line Profile

圖 3.3 Line Profile 灰階亮度分析圖

3.1.2 瞳孔中心位置搜尋

1. 二值化最佳臨界值方法

對於瞳孔特徵的偵測，我們運用一個簡單的方法。這個方法就是臨界值法 (Thresholding)，臨界值法是影像分割中最重要的方法之一。

二值化影像的定義：

$$g(i, j) = \begin{cases} 255, & f(i, j) > T \\ 0, & f(i, j) \leq T \end{cases} \quad (3.1)$$

利用上(3.1)式之二值化定義，我們可以求適當之臨界值，當紅外線攝影像所擷取到的影像之灰度值小於臨界值時，即是我們所要搜尋的瞳孔位置，如圖 3.4(a) 所示。

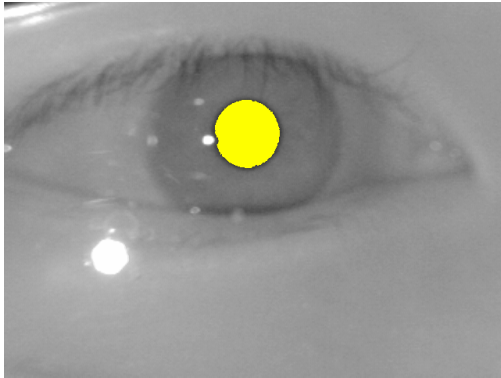
2. 瞳孔中心座標計算

我們利用(3.2)式來計算系統搜尋到的瞳孔中心座標值。其中，K 為眼球影像經過動態二值化後所擷取到灰度值低於閾值之像素(pixel)總數，X 與 Y 為座標值。

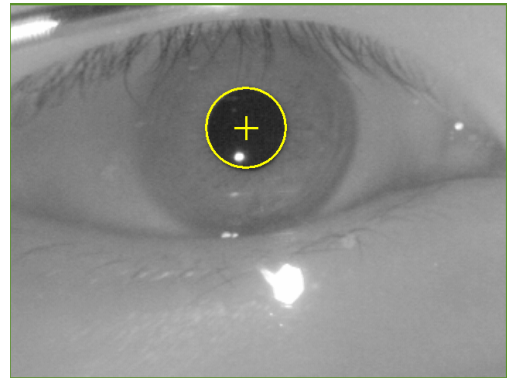
$$(X_c, Y_c) = \left(\frac{1}{K} \sum_1^K X, \frac{1}{K} \sum_1^K Y \right) \quad (3.2)$$

上述 K 為低於閾值的像素(pixels)總數，相當於瞳孔之面積，利用式(3.3)，我們即可求得瞳孔之半徑 Pr，結果如圖 3.4(b)所示。

$$Pr = \sqrt{\frac{K}{\pi}} \quad (3.3)$$



(a)完成搜尋瞳孔位置



(b)完成搜尋瞳孔位置

圖 3.4 瞳孔中心搜尋程序

3.1.3 初始校正

由於眼球本身是一個球體，當視線由左至右移動，注視螢幕上方、中間及下方的三條水平直線時，所計算出的瞳孔中心座標分佈如圖 3.5 所示。我們可以明顯觀測到在影像中瞳孔中心點的移動軌跡並非在一直線上，而是呈圓弧狀。因此我們必須採取以下特殊之校正步驟及座標轉換方式來克服因為眼球弧度所造成的誤差。

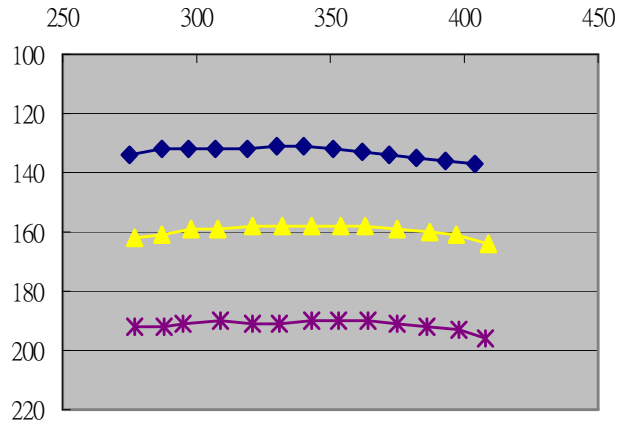


圖 3.5 影像中瞳孔中心座標的移動軌跡（單位：pixel）

本系統採用瞳孔中心點座標轉換校正法[11]，以五個參考點當作眼睛凝視的測試校正點，如圖 3.6 所示，其在螢幕上的座標分別為 $(X1,Y0)$ ， $(X0,Y1)$ ， $(X1,Y1)$ ， $(X2,Y1)$ ， $(X1,Y2)$ 。初始校正步驟開始時，會出現一個停留在第一校正點上的紅色圓圈，並且閃爍三秒，告知使用者校正由此點位置開始，之後使用者必須持續地注視校正點並跟著它移動。每一個校正點所需時間為兩秒，並且記錄瞳孔中心座標，之後會自動跳至下一校正點，直到第五個校正點完成。其中考慮使用者之反應時間，在每個校正點所記錄的瞳孔中心座標中的前二十筆我們將不予採用，其餘的瞳孔中心座標則採用中間值運算以取得最佳之校正點座標，避免使用者注視校正點時視線飄移所產生之誤差。

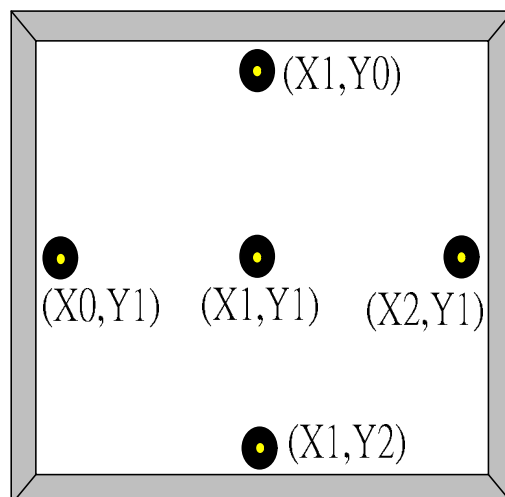


圖 3.6 五個初始校正點的座標位置

在完成校正步驟後，我們會得到影像中的五個校正參考點座標，分別為 (P_0, Q_0) 、 (P_1, Q_1) 、 (P_2, Q_2) 、 (P_3, Q_3) 、 (P_4, Q_4) 。根據此五個校正參考點之分佈，我們可以定義一個評估參數 U ，以分析校正結果是否有利於使用者操作。意即我們可否利用此五個校正參考點座標來解析使用者的螢幕注視點。其判斷法則是根據參考點 (P_0, Q_0) 、 (P_1, Q_1) 、 (P_3, Q_3) 、 (P_4, Q_4) 到 (P_2, Q_2) 之間所連成的線段之斜率，如圖 3.7 所示，分別以線段 $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 來表示。

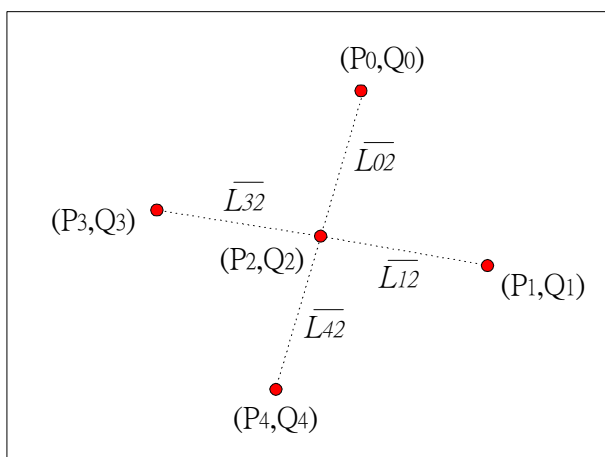


圖 3.7 校正後所得的五個參考點座標

當線段趨近水平時，斜率值趨進於零，反之趨近垂直時，斜率值趨近於無限大，因此為了使評估參數 U 有一致性的臨界值，所以我們將線段 $\overline{L_{02}}$ 與 $\overline{L_{42}}$ ，轉換成水平線段來計算其斜率值，我們以兩點求斜率的公式求出評估參數 U ，如式(3.4)所示。

1. 當參考點為 P_0 與 P_4 時

$$\left| \frac{P_i - P_2}{Q_i - Q_2} \right| = U, \text{ for } i=0,4$$

2. 當參考點為 P_1 與 P_3 時

$$\left| \frac{Q_i - Q_2}{P_i - P_2} \right| = U, \text{ for } i=1,3 \quad (3.4)$$

根據式 (3.4) 我們可得知四個評估參數 U ，我們根據使用評估參數 U 之值來判斷校正結果是否良好。因每個人的頭部、眼睛大小不同，且配戴頭配顯示器的角度都會有差異，這些因素影響到了 U 值的大小。根據使用經驗，我們將 U 值之臨界定為 0.2。若使用評估參數 U 之值小於或等於 0.2，則表示初始校正之結果良好，我們可根據此五個校正參考點繼續分析使用者之螢幕注視點。若使用評估參數 U 之值大於 0.2，則表示初始校正失敗。此時系統會重新校正，直到校正成功才可繼續使用本系統。

3.1.4 瞳孔中心座標之線性轉換

由於 CCD 本身可能旋轉一個角度，且因為系統由上往下取像和眼球表面弧度的關係，使得影像中的眼球中心座標呈現扭曲與旋轉的現象，如圖 3.8 所示。因此我們在校正步驟所得的五個參考點座標其分佈亦非線性。為克服 (P_0, Q_0) 與 (P_4, Q_4) 之連線與影像座標傾斜 $-\theta_0$ 角度的問題，我們將五個座標點皆予以座標轉換。其轉換後之座標如下：

$$\begin{aligned} P'_i &= P_i \cos \theta_0 + Q_i \sin \theta_0, \text{ for } i = 1, 2, 3, 4, 5 \\ Q'_i &= Q_i \cos \theta_0 - P_i \sin \theta_0, \text{ for } i = 1, 2, 3, 4, 5 \end{aligned} \quad (3.5)$$

其中， θ_0 由下式求得：

$$\theta_0 = \tan^{-1} \left(\frac{P_0 - P_4}{Q_4 - Q_0} \right) \quad (3.6)$$

而之後我們所求得之眼球中心座標(m,n)，也都給予座標轉換成(m',n')，如(3.7)式所示：

$$\begin{aligned} m' &= m \cos \theta_0 + n \sin \theta_0 \\ n' &= n \cos \theta_0 - m \sin \theta_0 \end{aligned} \quad (3.7)$$

由於我們計算使用者的螢幕注視點是根據眼球中心座標與校正參考點的距離來做插值運算，若校正參考點旋轉了一個角度將造成計算上的誤差。而座標轉換正可解決此一問題，改善了 CCD 本身傾斜所造成的誤差。

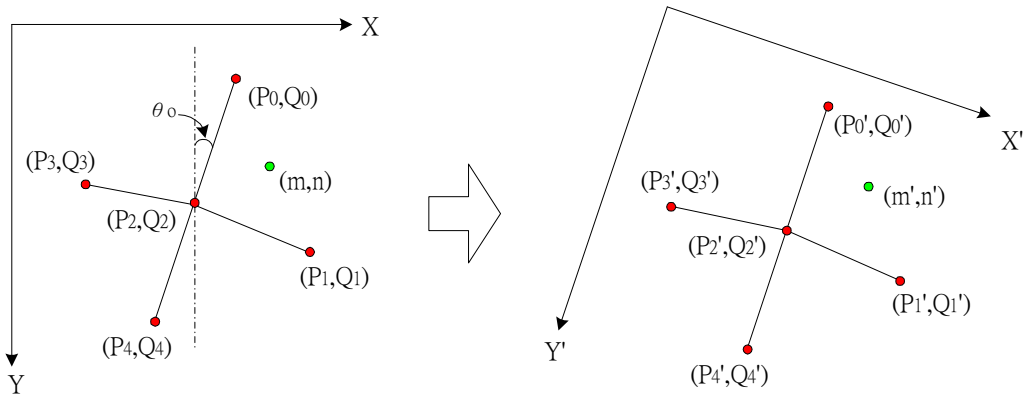


圖 3.8 五個校正參考點及其座標轉換

由於眼球本身是個球體，因此眼球轉動時，瞳孔中心是在一個球面上移動。而且本系統之 CCD 攝影機是以 45 度之斜角由上往下取像，所以當眼球水平轉動時，影像中的眼球移動軌跡會呈弧線形，造成座標轉換後的校正參考點(P₁',Q₁')、(P₂',Q₂')、(P₃',Q₃')並非排列在一直線上，如圖 3.9 所示。因為在垂直軸上的三個校

正參考點 (P_0',Q_0') 、 (P_2',Q_2') 、 (P_4',Q_4') 的偏移量較小，且座標轉換時已獲得改善，因此我們假設此三點排列在一直線上。我們可根據瞳孔中心座標 (m',n') 與五個校正參考點的位置關係繼續對其做區域性的座標轉換。如圖 3.10 所示，我們要計算線段 \overline{lm} 與 \overline{ln} 的長度，以求得瞳孔中心座標對應到顯示器螢幕座標時的正確比例關係，並修正眼球弧度所造成的誤差。其計算公式如式(3.8)至式(3.11)所示。

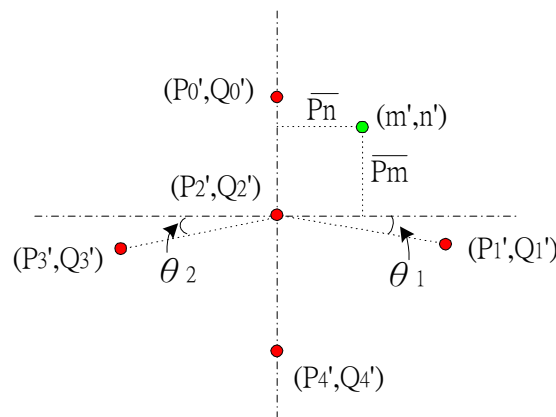


圖 3.9 眼球弧度造成校正參考點並非排列在一直線上

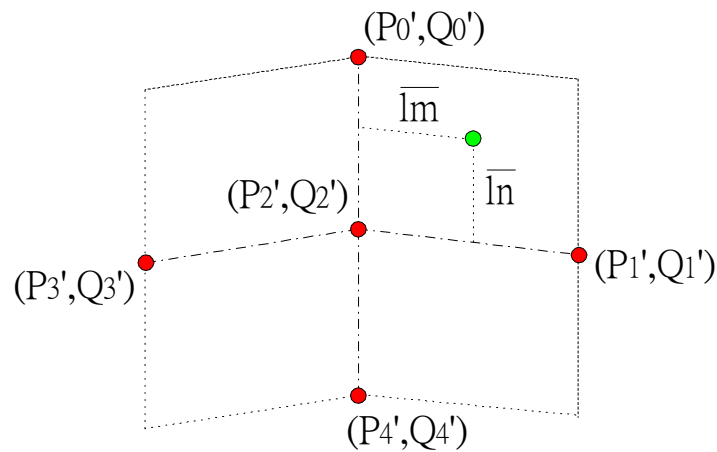


圖 3.10 以五個校正參考點為主軸的座標轉換

假設：

$$\begin{aligned} \overline{pm} &= m' - P_2' \\ \overline{pn} &= n' - Q_2' \end{aligned} \tag{3.8}$$

如果 $\overline{pm} \geq 0$ ，則

$$\begin{aligned}\overline{lm} &= \overline{pm} / \cos \theta 1 \\ \overline{ln} &= \overline{pn} - \overline{pm} \times \tan \theta 1\end{aligned}\quad (3.9)$$

如果 $\overline{pm} < 0$ ，則

$$\begin{aligned}\overline{lm} &= \overline{pm} / \cos \theta 2 \\ \overline{ln} &= \overline{pn} + \overline{pm} \times \tan \theta 2\end{aligned}\quad (3.10)$$

其中

$$\begin{aligned}\theta 1 &= \sin^{-1} \left(\frac{Q_2' - Q_1'}{\sqrt{(P_2' - P_1')^2 + (Q_2' - Q_1')^2}} \right) \\ \theta 2 &= \sin^{-1} \left(\frac{Q_2' - Q_3'}{\sqrt{(P_2' - P_3')^2 + (Q_2' - Q_3')^2}} \right)\end{aligned}\quad (3.11)$$

\overline{lm} 與 \overline{ln} 在此為轉換後以 (P_2', Q_2') 為原點的座標值。若瞳孔中心 (m', n') 落在 (P_2', Q_2') 右側，則以 (P_2', Q_2') 至 (P_1', Q_1') 之直線作為橫軸；若瞳孔中心 (m', n') 落在 (P_2', Q_2') 左側，則以 (P_2', Q_2') 至 (P_3', Q_3') 之直線作為橫軸。

3.1.5 螢幕注視點之計算與滑鼠控制

座標轉換的目的在線性化眼球中心點與校正參考點之間的相對距離，以計算正確的螢幕注視點 (Dm, Dn) 。由 3.1.4 節所得的 \overline{lm} 與 \overline{ln} 以及五個校正參考點在螢幕與影像中的座標值，我們可以得到影像中眼球中心點對應到螢幕注視點的關係式如下：

如果 $\overline{lm} \geq 0$ 且 $\overline{ln} \geq 0$ ，則

$$\begin{aligned}
Dm &= X1 - \frac{\bar{lm}}{\sqrt{(P_2' - P_1')^2 + (Q_2' - Q_1')^2}} (X1 - X0) \\
Dn &= Y1 + \frac{\bar{ln}}{Q_4' - Q_2'} (Y2 - Y1)
\end{aligned} \tag{3.12}$$

若 $\bar{lm} \geq 0$ 且 $\bar{ln} < 0$ ，則

$$\begin{aligned}
Dm &= X1 - \frac{\bar{lm}}{\sqrt{(P_2' - P_1')^2 + (Q_2' - Q_1')^2}} (X1 - X0) \\
Dn &= Y1 + \frac{\bar{ln}}{Q_2' - Q_0'} (Y1 - Y0)
\end{aligned} \tag{3.13}$$

若 $\bar{lm} < 0$ 且 $\bar{ln} \geq 0$ ，則

$$\begin{aligned}
Dm &= X1 - \frac{\bar{lm}}{\sqrt{(P_2' - P_3')^2 + (Q_2' - Q_3')^2}} (X2 - X1) \\
Dn &= Y1 + \frac{\bar{ln}}{Q_4' - Q_2'} (Y2 - Y1)
\end{aligned} \tag{3.14}$$

若 $\bar{lm} < 0$ 且 $\bar{ln} < 0$ ，則

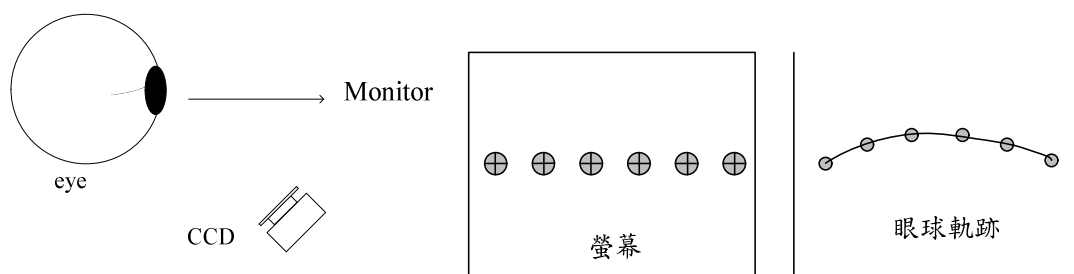
$$\begin{aligned}
Dm &= X1 - \frac{\bar{lm}}{\sqrt{(P_2' - P_3')^2 + (Q_2' - Q_3')^2}} (X1 - X0) \\
Dn &= Y1 + \frac{\bar{ln}}{Q_2' - Q_0'} (Y1 - Y0)
\end{aligned} \tag{3.15}$$

求得螢幕注視點(Dm,Dn)之後，我們便可將滑鼠之游標移至該處，以表示使用

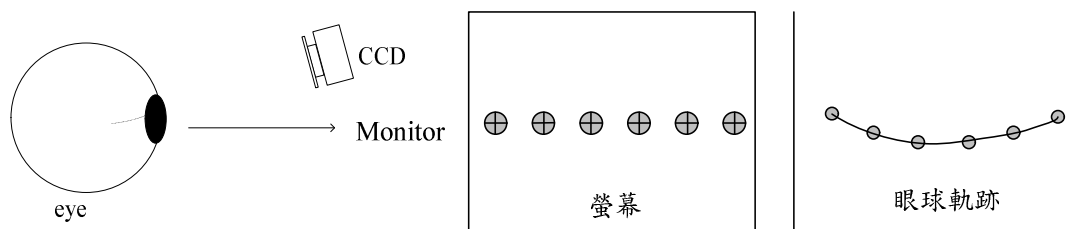
者在注視該點。換句話說，我們已經可以利用眼睛的運動來控制游標位置，而成為所謂的眼動滑鼠。判斷滑鼠是否按下左鍵是根據使用者凝視該點的時間，若使用者凝視超過其設定的秒數，則我們就讓滑鼠有左鍵按下的動作。

3.1.6 新校正方法

在 3.13 節中，提到本系統之校正方法，在本節中將提出另一種新的校正方法。由於眼球本身是一個球體，因此若 CCD 照射的角度與眼球形成一角度差，則眼球的運動軌跡在水平方向為一曲線，在垂直方向上可視為直線。若考慮頭部不移動，當眼球注視螢幕上之水平線上的各個點時，將眼球之座標依序記錄下來，則眼球的軌跡將會是曲線。如圖 3.11(a)所示為 CCD 從下往上照射時眼球所移動的軌跡，圖 3.11(b) 所示為 CCD 從上往下照射時眼球所移動的軌跡。



(a)



(b)

圖 3.11 (a) CCD 從下往上照射時眼球所移動的軌跡 (b) CCD 從上往下照射時眼球所移動的軌跡

因為眼球的垂直方向軌跡可視為直線，可假設為線性的狀態，在此不加以探討；而眼球的水平向軌跡為一曲線，屬於非線性的狀態。為利於分析，因此將軌跡線段化，並分成 3 區，如圖 3.12(a)所示為 CCD 從下往上照射時之眼球軌跡線段化示意圖，圖 3.12(b) CCD 從上往下照射時之眼球軌跡線段化示意圖。

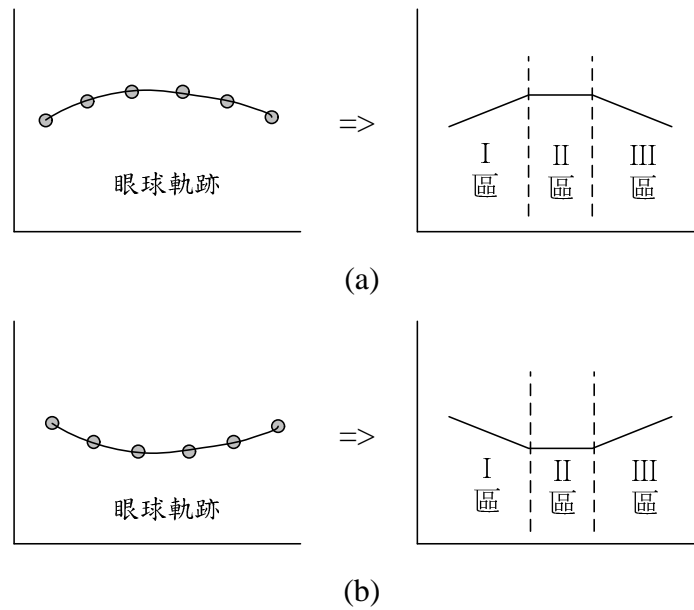


圖 3.12 (a) CCD 從下往上照射時之眼球軌跡線段化示意圖 (b) CCD 從上往下照射時之眼球軌跡線段化示意圖

以下的分析均是以「CCD 從上往下照射」的狀態來分析。

本節所提出的新校正方法，一樣採用「五點校正」，五個校正點在螢幕上的分佈如圖 3.13 所示為校正點分佈圖，校正點間的距離分別為 L_y , L_{x_1} , L_{x_2} , L_{x_3} 。眼球注視校正點的軌跡座標分別為 (x_2, y_2) , (x_0, y_0) , (x_a, y_a) , (x_b, y_b) , (x_1, y_1) ，如圖 3.14 所示為眼球軌跡區域劃分圖。

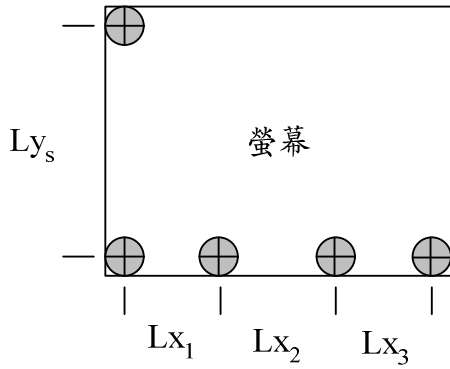


圖 3.13 校正點分佈圖

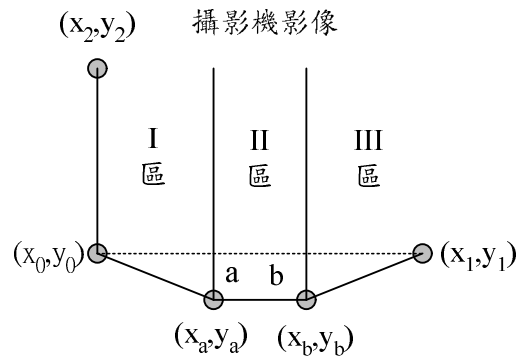


圖 3.14 眼球軌跡區域劃分圖

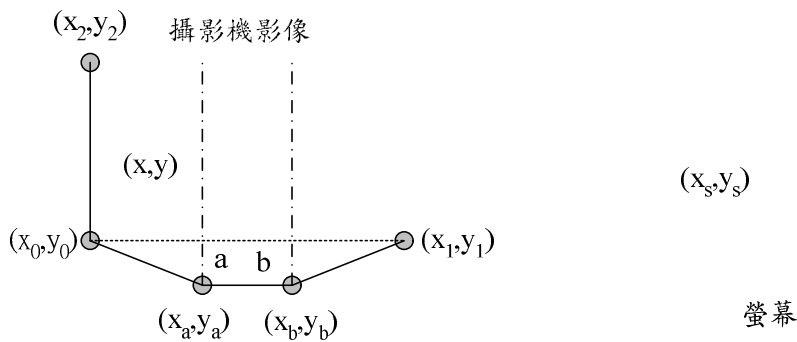


圖 3.15 座標轉換圖

圖 3.15 所示為座標轉換圖，若有一影像之眼球中心點 (x, y) ，我們可由下列判斷式求出對應的滑鼠游標之座標 (x_s, y_s) ：

1. 當 $x_0 \leq x < x_a$ ，在第 I 區域內：

$$y_s = \frac{Ly_s}{y_2 - y_0}(y - y_0) + a \frac{(x - x_0)}{Lx_1} \quad (3.16)$$

$$x_s = \frac{Lx_1}{x_a - x_0}(x - x_0)$$

2. 當 $x_a \leq x \leq x_b$ ，在第 II 區域內：

$$y_s = \frac{Ly_s}{y_2 - y_0} \left(y - \frac{y_0 + y_1}{2} \right) - a + (b - a) \frac{(x - x_a)}{Lx_2} \quad (3.17)$$

$$x_s = \frac{Lx_2}{x_b - x_a}(x - x_a) + Lx_1$$

3. 當 $x_b < x \leq x_1$ ，在第 III 區域內：

$$y_s = \frac{Ly_s}{y_2 - y_0}(y - y_1) + b \frac{x_1 - x}{Lx_3} \quad (3.18)$$

$$x_s = \frac{Lx_3}{x_1 - x_b}(x - x_b) + Lx_1 + Lx_2$$

使用此校正法之優點為可以精確的轉換座標至螢幕上，而所需的運算量及複雜度皆可大幅降低。

3.2 系統架構

本研究之雙 PC HMI 之眼控系統，硬體的使用上，主要延續上一代遙測型的架構，而本期重點在於使用 Borland C++ Builder 6.0 來開發兩台個人電腦的雙機架構之眼控系統，如圖 3.16 為本系統之實際架構。



圖 3.16 雙 PC HMI 之眼控系統實際架構圖

系統組成包含下面各設備:

1. 個人電腦二台: 眼控系統(主控端)所使用的是華碩所生產的桌上型準系統, 而受控端電腦為一般個人電腦;兩台電腦等級為 CPU: PentiumIV 3.0G, 記憶體: 1GB, 具有 USB2.0 界面之主機板。
2. 紅外線 CCD 攝影機與鏡頭: 由馥鴻科技所生產, 型號為 FUM-530, 並且裝置一組手動變焦鏡頭, 用來擷取使用者眼球動態影像。



圖 3.17 紅外線 CCD 攝影機(FUM-530)

表 3.1 紅外線 CCD 攝影機 (FUM-530) 規格表

型號	FUHO-530
影像擷取元件	1/3" Inch CCD
影像總圖素	EIA: 811*508
有效圖素	約 41 萬點
解析度	600 TV LINE
最低照度	0.001 LUX
鏡頭設備	手動變焦鏡頭 5.0~100mm
信號雜訊比	大於 55 dB
視訊輸出	1 Vp.p / 75 OHMS
電源供應	AC110V
消耗功率	4W
操作溫度	-10°C TO 50°C
尺寸規格	56mm(L)*50mm(W)*128mm(H)
重量	480g

3. 紅外線光源投射器：由本實驗室所開發，紅外線 LED 波段為 850nm(近紅外線波段)，如圖 3.18 所示，在圖左邊為紅外線光源，右邊則是光源控制器，可調整光源之功率大小。



圖 3.18 紅外線光源投射器

4. USB 外接式影像擷取器：由捷創光電股份有限公司所生產，此影像擷取器將紅外線 CCD 攝影機之類比影像藉由 USB 2.0 介面傳送至電腦，如圖 3.19。

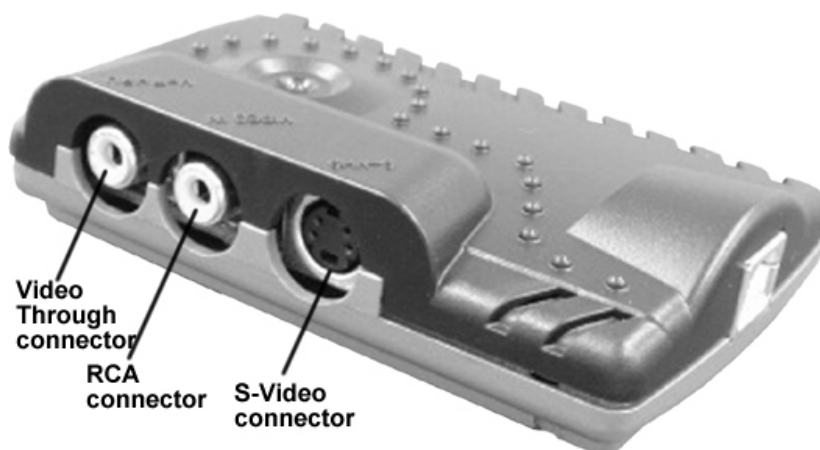


圖 3.19 影像擷取器

表 3.2 影像擷取器規格表

型號	S-928	
電腦介面	USB 2.0	
影像輸入	RCA 與 S-Video 連接器	
影像規格	NTSC/PAL/SECAM(可自動偵測)	
擷取速度	PAL: 30fps at 720x576	PAL: 30 fps at 352x288
	NTSC: 30fps at 720x480	NTSC: 30fps at 320x240
畫面大小	CIF (320x240) to VGA (720x480)	
軟體介面	Windows WDM driver, TWAIN interface	
作業系統	Windows 2000/XP	
消耗功率	5V，由 USB 埠提供	
尺寸規格	95 x 63 x 24 mm	

5. 移動式系統架構平台：由運動神經元疾病友協會志工劉延鑫先生的幫忙下，協助開發此系統平台，如圖 3.20 所示。



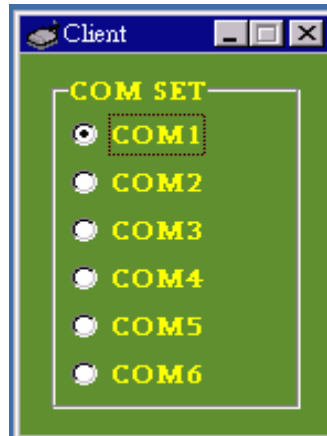
圖 3.20 移動式系統架構平台

3.3 主控端與受控端之程式

在主控端電腦上，安裝本研究使用 Borland C++ Builder 6.0 所開發的人機界面程式，如圖 3.21(a)所示，在人機界面的視窗上，有一解析度為 640×480 pixels 的即時影像，影像來源為紅外線 CCD 攝影機擷取到的眼球影像，而系統之參數設定，則分別在視窗兩邊，使用者可依照需求調整參數值，而受控端則安裝連線程式，如圖 3.21(b)所示，此連線程式主要功能為判讀並且執行從主控端接收到的指令動作。



(a) 人機界面程式



(b) 連線程式

圖 3.21 人機界面程式與連線程式

圖 3.22 所示，為系統完成校正後，自動開啟的控制鍵盤程式，主要是讓使用者利用此控制鍵盤來操控受控端系統。

我們希望控制鍵盤上所有的功能鍵都能集中在一個畫面中而不必切換，畫面解析度必需設定為 1024×768 pixels，並且每一個功能鍵大小最小為 84×81 pixels、再者為 168×81 pixels 至最大為 336×81 pixels。

為了達到主控端能控制受控端，我們將鍵盤上的每一個功能鍵都賦予其專屬的虛擬鍵碼(Virtual-Key Codes)，等待使用者按下任一個功能鍵時，將虛擬鍵碼透過 RS-232 串列埠傳送至受控端的接收程式，接收程式判別所接收到的虛擬鍵碼後，便執行該鍵之動作。控制鍵盤主要包含下列各項功能：

1. 滑鼠游標控制鍵，用來控制受控端之游標位置，並且可以依照需求增加或減少游標的移動量。
2. 輸入法切換鍵，使用者可以隨意切換受控端電腦的輸入法。
3. 注音符號與英文字母輸入鍵，每個按鍵的配置與實際鍵盤一樣。利用中、英文 切換鍵即可以相互切換，只要受控端開啟有文字編輯功能的程式，即可輸入文字，如記事本、Word、E-mail、聊天軟體(MSN、Skype)等等應用程式。

4. 開啟記事本鍵，本系統將記事本設定為預設的文字編輯軟體，開啟受控端之作業系統所附屬的記事本程式，為了讓病友能表達自己想說的話，只要在記事本輸入文字即可，如圖 3.23 所示。
5. 中文發音鍵，此項功能要求受控端電腦必需安裝”自然輸入法”之發音模組，當使用者輸入文字後，按下此鍵後，電腦會朗讀該行的文字。



圖 3.22 控制鍵盤

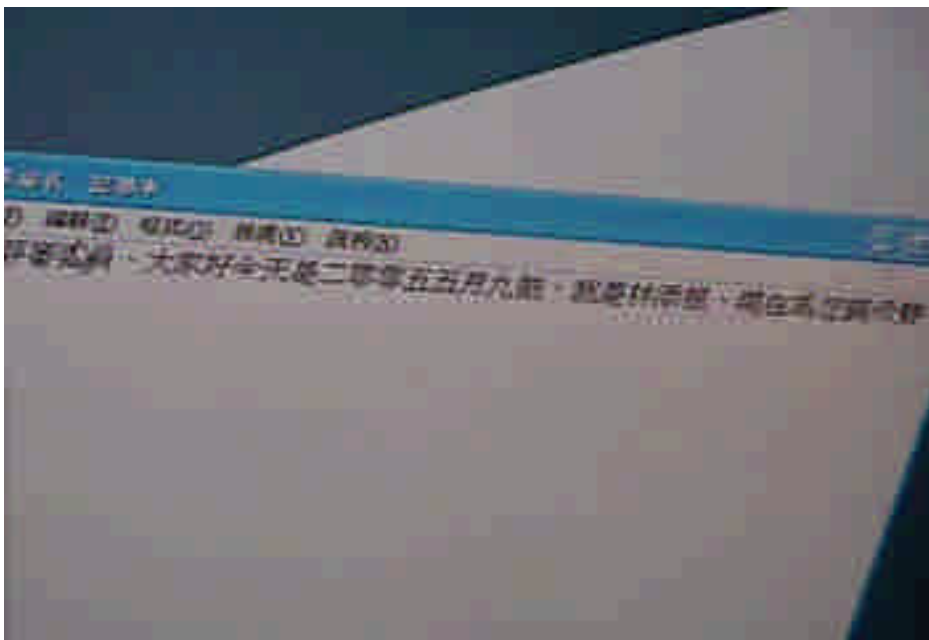
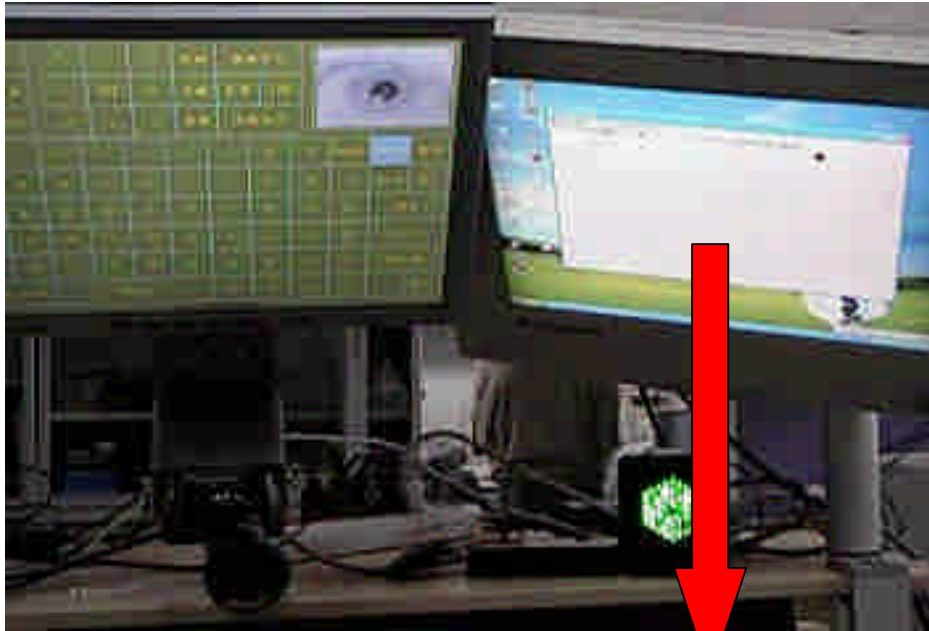


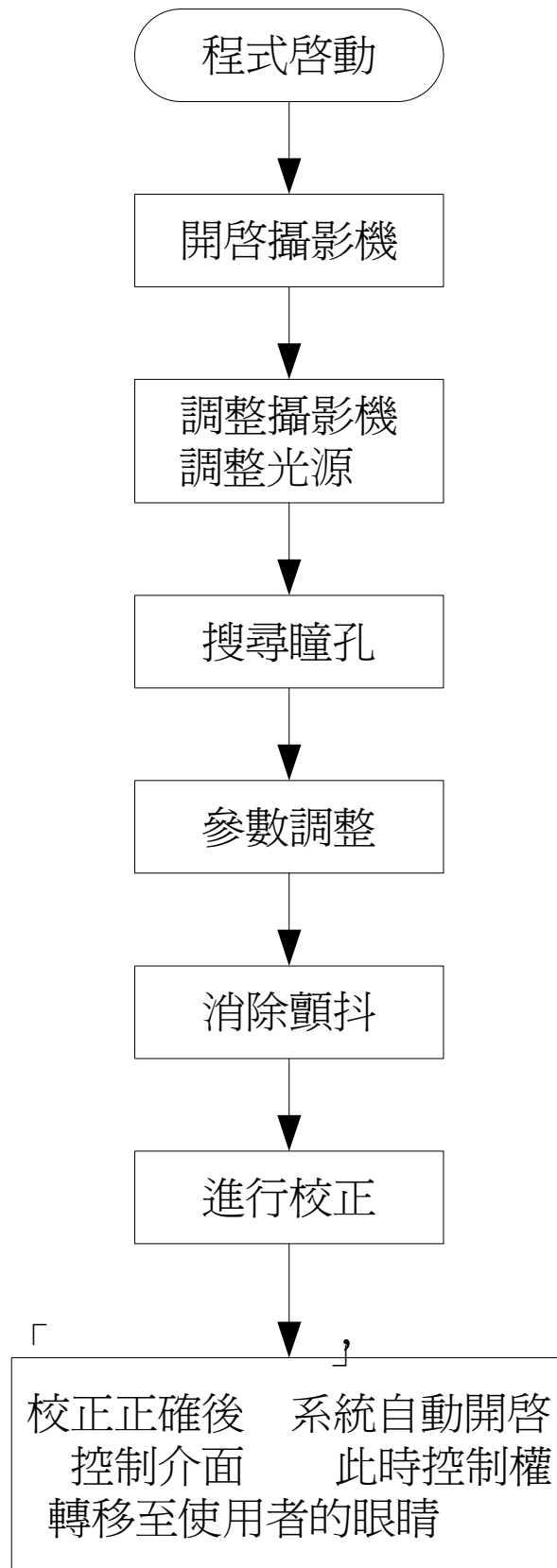
圖 3.23 受控端的文字輸入畫面

3.4 系統操作流程

將移動式平台架設固定好之後，調整紅外線 CCD 攝影機之鏡頭焦距與位置，開啟人機界面程式後，確定攝影機已經擷取到使用者眼球影像而沒有失焦的現

象。其後之操作步驟按照下列之順序。圖 3.24 為本系統操作流程圖。

1. 調整”瞳孔閾值”，使系統能夠準確粹取出瞳孔輪廓。
2. 設定”點選範圍”、”點選時間”，使用者可按照操作習慣來設定游標的點選範圍與時間。
3. 欲使系統進行自動校正，使用者無需按下任何按鍵，只需要注視紅外線光源投射器之中心紅色LED，2秒後，即自動進入校正畫面。不論系統在任何情況下，若想重新校正亦是。
4. 初始校正步驟開始時，會出現一個停留在第一校正點上的紅色圓圈，並且閃爍三秒，告知使用者校正由此點位置開始，之後使用者必須持續地注視校正點並跟著它移動，圖3.25所示。
5. 校正結束之後，系統會以小十字圖形繪出五點參考座標經由座標轉換後的座標位置，並且繪出五點參考座標所連成的大十字圖形，讓使用者可以知道校正後的結果，如圖3.26所示。若校正失敗，系統畫面會呈現紅色閃爍，警告使用者需要重新校正，如圖3.27所示；若校正成功，系統直接進入控制鍵盤畫面。
6. 校正完成後，系統自動進入控制鍵盤畫面，讓使用者依照需求點選鍵盤上的功能鍵。
7. 系統結束後，使用者在系統中所設定的參數值會自動儲存，以便下次使用時，無需重新設定。



(a) 主要流程圖

搜尋瞳孔

：

範圍 整張影像

「 使用 二值化 法 」

標出瞳孔及中心位置

搜尋完畢

(b) 搜尋瞳孔流程圖

參數調整

「 調整 瞳孔閾值
直到能準確的抓出
瞳孔的圓形區域 」

「 調整 點選秒
數 此時間為滑
鼠停留時間 停在
欲點選的地方超過
幾秒就視為click
預設為3秒 」

調整完畢

(c) 參數調整流程圖

消除顫抖

取得目前座標

?

前後座標之個別差值 >3

N

Y

將目前之座標點存入
前一點之座標

將前一點之座標存入
目前之座標點

消除完畢

(d) 消除顫抖流程圖

校正法則

開始五點校正

眼睛分別注視五個校正
點 校正時間為2秒/每點

得到五個凝視的座標

畫出五個凝視座標所
連成的十字圖形

評估參數 $U < 0.2$

N

Y

校正完畢

(e) 校正流程圖

圖 3.24 系統操作流程圖

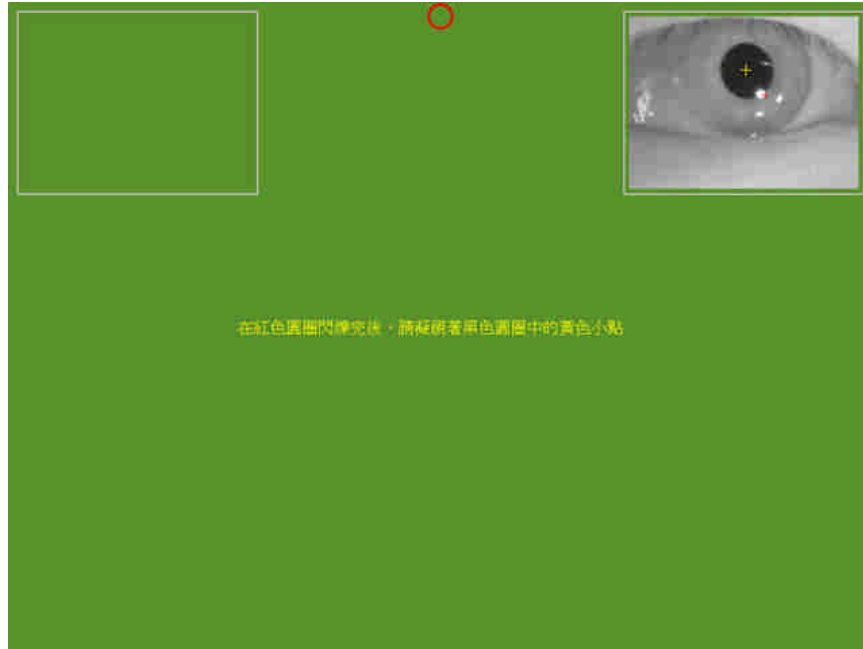


圖 3.25 初始校正畫面

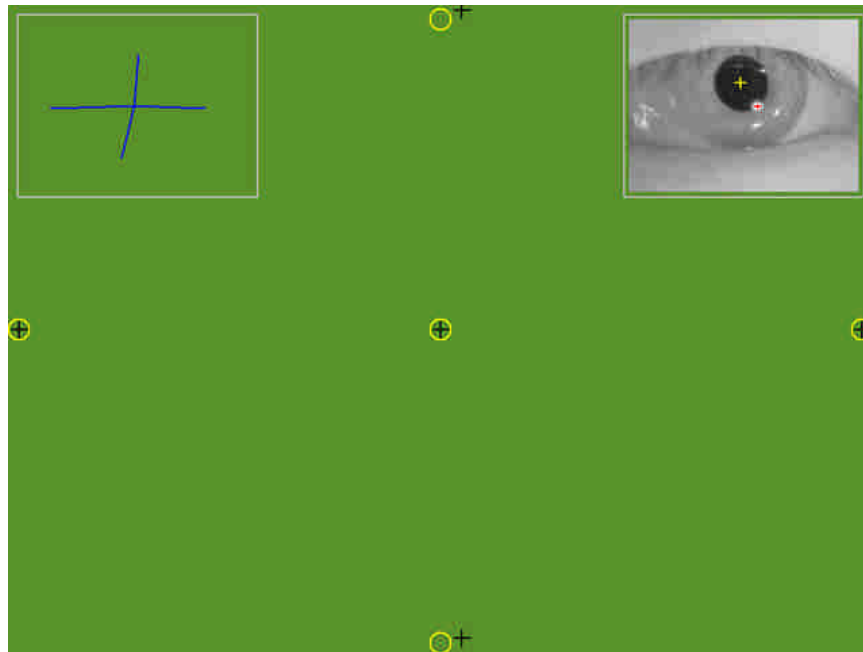


圖 3.26 顯示十字圖形

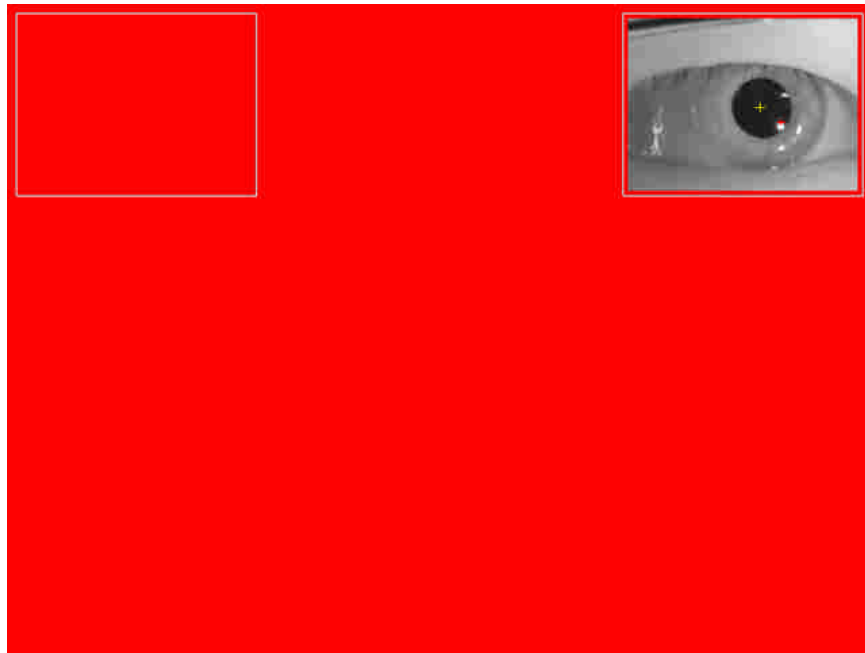


圖 3.27 校正失敗畫面

第四章 雙脈衝光之虹膜取像及光源控制系統

本實驗室同時也發展虹膜生物識別與虹膜健康檢測的另類醫學研究，市面上已經有這類眼球影像擷取裝置[12]，但由於一個眼球為平滑並且形狀呈現圓弧型，所以打光時，只要光源的位置設計不留意時，光源之光線會直接以鏡反射的方式，直接反射到攝影機的感測晶片裡，呈現一個高亮度的反光點，而此反光點將使眼球影像的細部結構造成遮蔽，減低眼球所能量測的區域，如圖 4.1(a)所示。實驗中，我們也曾經以環狀光源打光，但被測者的姿勢並不完全固定，光源之反光不能完全集中於瞳孔內，亦會影響到眼球量測的區域，如圖 4.1(b)所示，因此本章節將介紹一種以雙脈衝光源打光並取像的架構與方法，藉以消除反光點對眼球影像造成影響。



(a)

(b)

圖 4.1 (a)有反光點之眼球影像 (b)環狀光源打光

鏡反射 (specular reflection)

由於物體的多重反射常造成取像結果之背景光場 (ambient light 或 background light)。漫射 (diffuse reflection) 指不平滑物體表面所反射的光場，通常此光場為一濺散光 (scattered light)，只能粗略的統計其大小。而鏡反射 (specular

reflection) 則是指平滑物體表面所反射的光場。

不平滑物體表面在背景光場中，所反射的光場亮度可以寫成如下形式：

$$I = k_d I_a \quad (4.1)$$

其中， k_d 為反射係數(coefficient of reflection)或反射率(reflectivity)，其值為 0 到 1 的實數，當此值接近 1，稱此情形為高反射率。

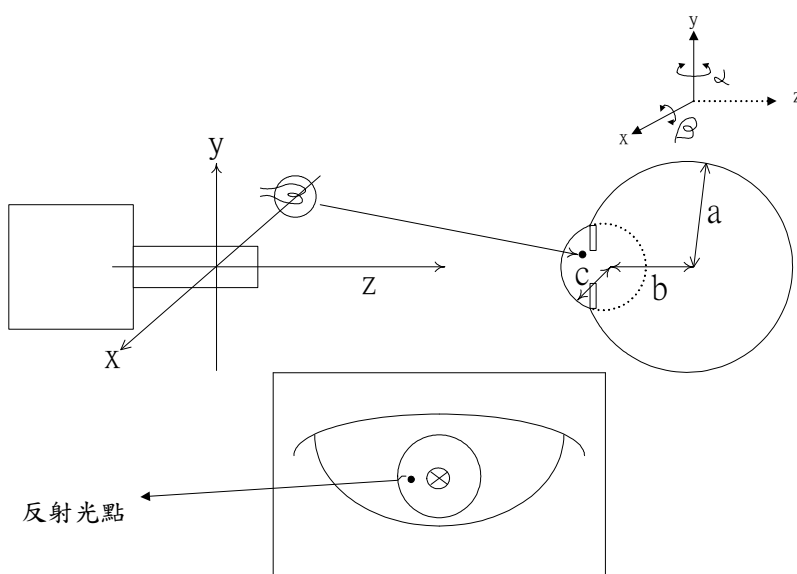


圖 4.2 利用入射光方向與物體表面法線方向之關係計算眼睛視線的位置

我們常需追溯入射光方向與物體表面法線方向之間的互動情形，利用入射光方向與物體表面法線方向之關係可計算眼睛視線的位置。漫射光場的計算通常建立在藍柏特餘弦定律 (Lambert's cosine law) 之基礎上，亦即在入射光方向與物體表面法線方向之間可以如下形式表示：

$$\cos \theta = N \cdot L \quad (4.2)$$

其中， N 為沿物體表面法線方向之基本向量； L 為沿入射光方向之基本向量； θ 為入射光與物體表面法線方向之夾角。

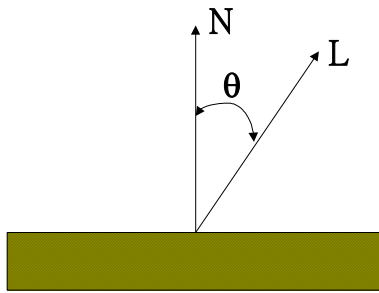


圖 4.3 入射光與物體表面之幾何關係

4.1 研究理論與方法

取像系統在光學佈置方面一般照明系統大都使用連續光，當量測眼球時為顧慮眼球安全可使用短暫脈衝光來作為照明光源。我們要確保取像的光場對眼球影響，在脈衝光一出現最亮的時候與亮度將減少的時候之中間期，取第一張像，在第一脈衝出現以後，而在第二脈衝光亮度與第一脈衝光相同，且瞳孔大小與第一張影像相同時，取第二張影像，如圖 4.4 所示，利用這種方式得到兩張影像，主要是能避免亮度的改變，造成瞳孔縮放而導致二張影像虹膜的受檢區塊不相同，使得虹膜檢測區域受到影響而無法將兩影像有效的合併，利用上述之方式，將能得到更好的結果，這就是以雙脈衝取像的合併，完成我們的雙脈衝虹膜取像與打光系統。

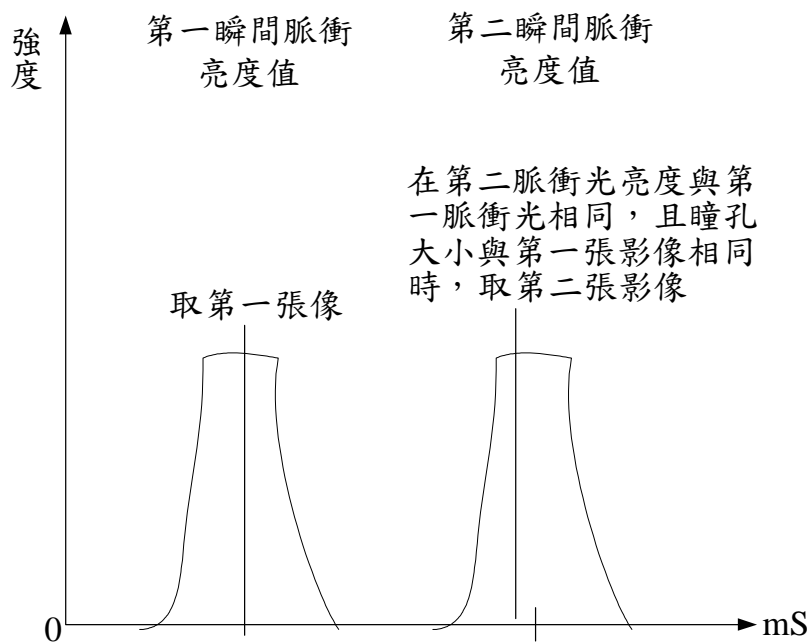


圖 4.4 雙脈衝示意圖

我們將所擷取到的影像，分為”捨棄區”、”保留區”、”合併區”。當第一次取像時，我們得到下部的保留區，以及中間的合併區，第二次取像時，我們得到上部的保留區，以及下部的合併區。在合併前，我們對兩張影像做分割，保留第一次取像之下保留區及第二次取像之上保留區，捨棄第一次取像之上捨棄區及第二次取像之下捨棄區，如圖 4.5 所示

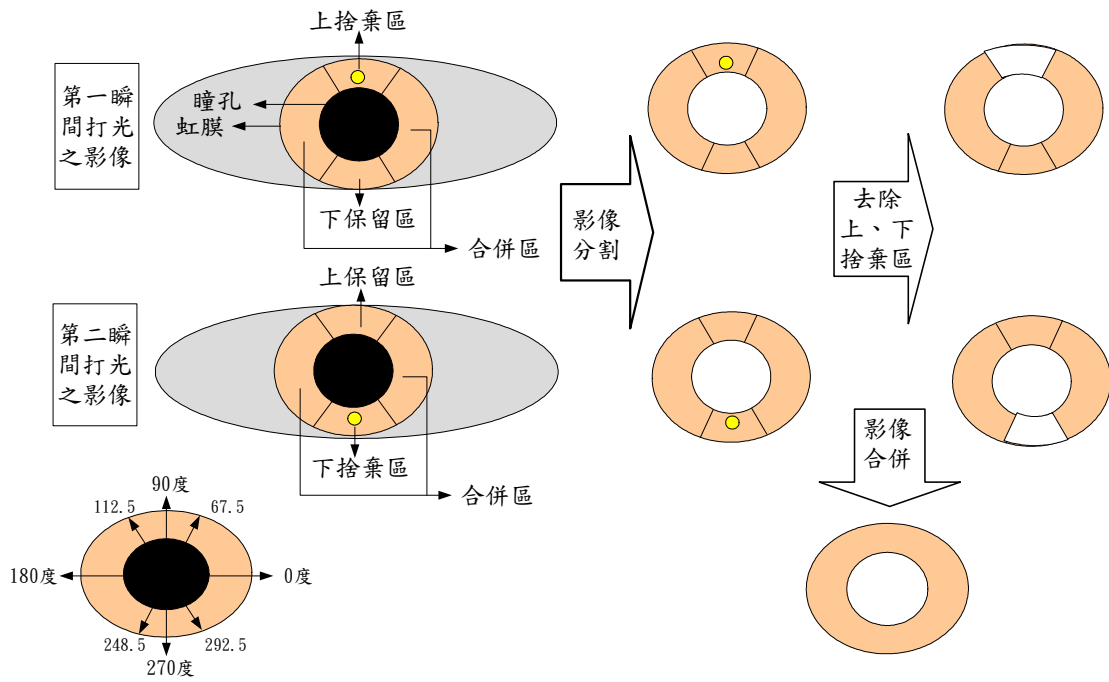


圖 4.5 影像分割流程圖

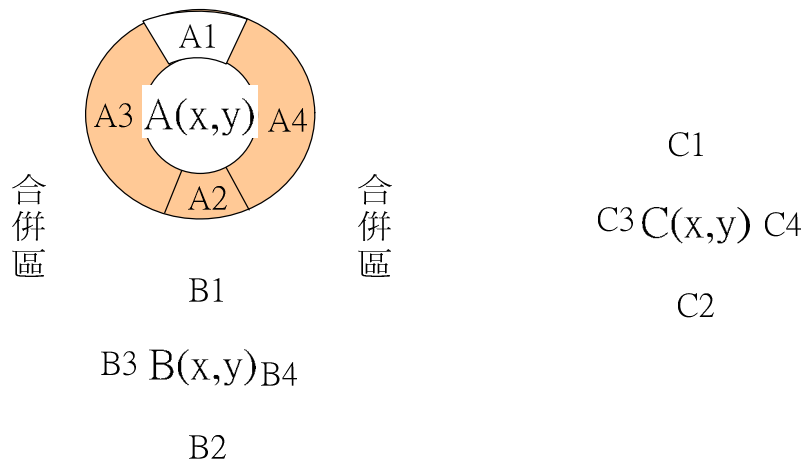


圖 4.6 影像區塊定義

在圖 4.6 中，我們將第一瞬間與第二瞬間所擷取的影像，定義為 $A(x,y)$ 、 $B(x,y)$ ，其中 $A1$ 、 $B2$ 為捨棄區， $A2$ 、 $B2$ 為保留區， $A3$ 、 $A4$ 、 $B3$ 、 $B4$ 為合併區，而合併後的影像定義為 $C(x,y)$ 。對合併區來講，我們以第一次取像與第二次取像之合併區做線性的合併，線性合併意指當靠近上半部時，以上半部的權重值 μ 比較大，靠近下半部時，以下半部的權重值 μ 比較大，以線性插值的方式來獲得合

併的結果。合併之關係式如下所示：

1. 當 $(x, y) \in C1$:

$$C1(x, y) = B1(x, y) \quad (4.3)$$

2. 當 $(x, y) \in C2$:

$$C2(x, y) = A2(x, y) \quad (4.4)$$

3. 當 $(x, y) \in C3$:

$$C3(x, y) = \mu A3(x, y) + (1 - \mu) B3(x, y) \quad , \quad \mu \in [0, 1] \quad (4.5)$$

4. 當 $(x, y) \in C4$:

$$C4(x, y) = \mu A4(x, y) + (1 - \mu) B4(x, y) \quad , \quad \mu \in [0, 1] \quad (4.6)$$

其中式(4.5)與式(4.6)，如圖 4.7 所示， \bar{ij} 為 C3 區塊之任意垂直線，c 為 \bar{ij} 之中點，

p 為 \bar{ij} 之任一點， μ 為權重值，求法如下：

1. 當 $\bar{ip} > \bar{ic}$

$$\mu = \frac{\bar{ip}}{\bar{ij}} \quad (4.7)$$

2. 當 $\bar{ip} < \bar{ic}$

$$\mu = \frac{\bar{pj}}{\bar{ij}} \quad (4.8)$$

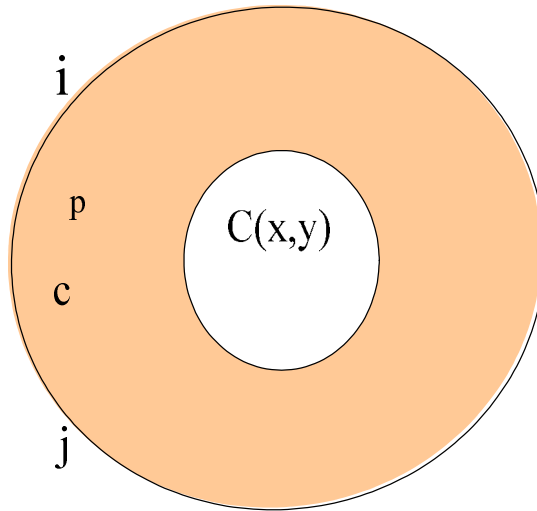


圖 4.7 權重值 μ 之定義

4.1.1 眼球中心位置搜尋

眼球影像經由網路攝影機輸入之後，透過動態二值化、對比度參數之調整後，我們可以將眼球黑色部份從背景中分辨出來。

1. 影像二值化

二值化影像的定義：

$$g(i, j) = \begin{cases} 255, & f(i, j) > T \\ 0, & f(i, j) \leq T \end{cases} \quad (4.9)$$

根據經驗將二值化臨界值 T 定義即可動態地粹取瞳孔的特徵而不受光場的影響，但若動態二值化之結果與實際瞳孔大小誤差太大時，我們亦可手動調整二值化臨界值以及影像的對比值。利用二值化影像的結果可以將瞳孔從影像當中分離出來，若二值化之閾值不適當時，搜尋結果將會得到非我們所預期之影像，如圖 4.8 所示。

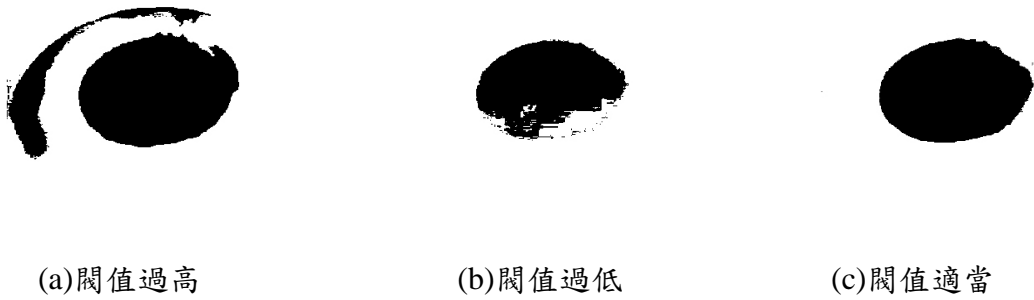


圖 4.8 二值化閾值選擇適當與不當之結果

2. 瞳孔中心位置座標計算

我們利用式(4.10)來計算系統搜尋到之瞳孔的中心位置之座標值，如圖 4.9，圖中的十字即為瞳孔中心位置。

$$(X_{Center}, Y_{Center}) = \left(\frac{1}{K} \sum_1^K X, \frac{1}{K} \sum_1^K Y \right) \quad (4.10)$$

其中，K 為眼球影像經過動態二值化後，高於閾值之像素(pixel)總數，X 與 Y 為各座標值，然而 K 實際上相等於瞳孔之面積，因此利用式(4.11)可求得瞳孔之半徑 Pr。

$$Pr = \sqrt{\frac{K}{\pi}} \quad (4.11)$$



圖 4.9 擷取眼球影像

4.1.2 眼球影像分割

利用式(4.10)與式(4.11)算出瞳孔中心位置與半徑後，再配合八廓理論分割出捨棄區、保留區、合併區，如圖 4.10 所示。其利用式(4.12)，在輸入影像 $g(x,y)$ 中求出欲分割的角度座標。

$$\begin{aligned}
 g(x_i) &= \cos\left(\left(i \times \frac{\pi}{4}\right) + \frac{\pi}{8}\right) \\
 g(y_i) &= \sin\left(\left(i \times \frac{\pi}{4}\right) + \frac{\pi}{8}\right)
 \end{aligned}
 \quad , \quad i = 0,1,2,\dots,8 \quad (4.12)$$

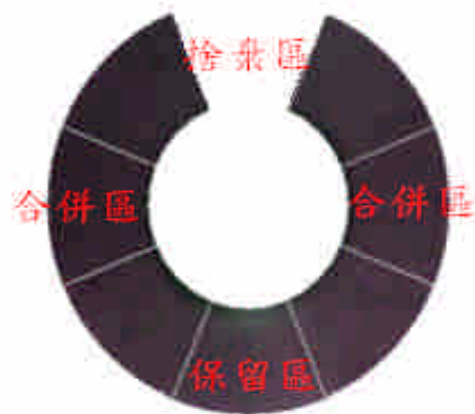


圖 4.10 八廓分割

4.1.3 照明技巧

一個成功的視覺檢測系統中，影像擷取是首要的工作，而良好的影像品質是其首要條件，亦是影響檢測程序主要原因之一。品質好的影像，可使後續影像處理的時間大為降低，減低程式的複雜度，提升整體效率。而影像的品質則取決於取像環境之優劣，因此輔助照明裝置是視覺檢測系統中極為重要的一環。

一個良好的光源設計必須滿足以下幾個特性：

1. 獲得明顯的對比度（contrast），以便於辨識物件輪廓。
2. 清晰顯示影像的細節或物體表面材質紋理。
3. 簡化系統軟體設計的複雜度，以降低成本並提高效率。
4. 強化（Enhance）物件的特徵值（Feature）。
5. 增加訊號/雜訊比（SNR），避免影像過度失真。

然而針對不同材質的物件，必須具有不同的打光策略，依物件表面受光特性，可以區分為反射性、吸收性及透射性三種物件。以下我們介紹幾種常見的照明打光技巧[12]:

1. 前光源(Front Illumination)

此種光源，一般使用在我們需要檢測物件的表面特徵的應用上。這是一種最簡單的光源擺設型式，光源與攝影機架設在同一邊，將光源照射在待測物上。典型的擺設是與待測物成 45° 角的傾斜，直接照射在物體表面上，如此可使待測物表面得到最佳亮度而不會有太多的反射。其優點為容易取得待測物外型及表面材質等資料。

2. 背光源(Back Illumination)

此種光源主要應用在必需檢測待測物體輪廓的時機上。這是一個裝設簡單且直接的打光技巧，將一個擴散光源置於待測物之後方，攝影機可以在前方看到所產生的輪廓，此種方式需使光源能通過待測物的前方兩側。所以，並不是適用於所有場合。其優點為容易取得待測物輪廓及大小等資料。一般可分為兩種背光源，以下將分別敘述：

(a) 直向型背光源(Directional Back Lighting)

打背光，可提供影像很高的對比，且容易安裝。其應用在待測物的輪廓能顯現所需檢測的情況下。待測物是置於攝影機與背光源之間。(如圖 4.11 所示)適當的擺設與安裝背光源，能使待測物呈現黑與白的強烈背景對比。特別注意的是，不要使攝影機之感測晶片(耦合元件)過度飽和，而使檢測物呈現的輪廓比實際還小。若有必要應縮小光圈或減慢快門速度，以避免過飽和情形發生。另外，可試著改變光源與待測物之間的距離來調整被背光所環繞待測物而形成的遮罩區域。

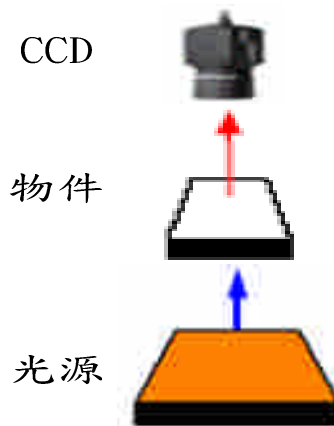


圖 4.11 直向型背光源打光

(b) 擴散式背光源(Diffuse Back Lighting)

打直向型背光，無法正常的檢測透明或半透明的物件，擴散式背光的照明設

備，正是補足這方面材質檢測上的不足。其方法是將檢測物同形狀的遮罩置於背光源上，使得背光源被遮蔽的範圍比待測物稍微大一些，如此一來待測物會呈現黑暗，其餘部份會顯得光亮。

4.1.3 光源選擇

目前，市場上絕大多數的視覺系統所搭配選用的光源種類，大致上可歸納為下列幾種，表 4.1 說明各種光源的規格與特色[13]：

- 鹵素燈(Halogen)或簡稱“冷光源”(Cold Light)
- 高週波螢光燈(Fluorescent)
- LED 光源
- 金屬燈泡(Metal Halid)或氙燈(Xenon)
- 雷射光源(Laser)

以上所列幾種常用光源中，在同樣的條件之下(工作距離、受光角度及使用同一設定之CCD)，以金屬燈泡所能產生的輝度(radiance)或CCD本身所吸收的照度(irradiance)為最高，經常被用於極速的視覺檢測系統中，例如SMT插件機；同樣地，若單就光源本身的設計耐用或抗震性，工作時間(壽命)或耗電量與可控制，則LED光源不遑多讓，但因尚屬研發階段，無法提供足夠的亮度，以迎合高速的視覺檢測應用，否則LED光源確實是不錯的選擇之一。對高週波螢光燈光源來說，其優異點除可提供足夠的照明供一般檢測系統使用外，其價位與效能(壽命大約3000hr)，也佔有絕對的優勢，更重要的是針對某些需求高色溫的彩色應用場合，白色高週度螢光燈光源產品，普遍獲得青睞。而鹵素光源(Cold Light)，長久以來在視覺光源系統中，其為普遍性最高的熱門產品，雖然實際情況是它不完全具備上面所提供各式光源個別具有的最優異特色，卻或多或少集合了大部份的功能，例如高瓦數，可塑性高的導光方式，提供穩定且合理的工作時間，價位亦相當合

理而為大多數使用者所接受。表4.1所列為各種光源幾項重要規格與特色[13]：

表 4.1 各種光源幾項重要規格與特色

光源類別	功率	效能	品質	壽命	穩定性	價位
鹵素 Halogen	150W	劣(8%)	佳	短/普通 50 小時	最佳	中/低
Fluorescent	50W	佳	普通	3000 小時	普通	低
Metal Halid	150-1000W	佳	佳	10000 小時	普通	高
Xenon	150-500W	普通	最佳	普通	佳	最高
LED	1-5W	佳	佳	100000 小時	普通	中
Laser	5-50mW	佳	普通	50000 小時	普通	高

然而人體眼睛是一個非常敏感的器官，若以強烈的光線與熱量入侵，眼睛可能造成傷害，所以本系統所使用的光源與一般檢測系統所使用的光源，所考量的條件相同之外，更應該考量安全的因素，以耗電量低、可控制性、低溫、使用壽命長、體積小、配置容易等多項優點，本研究採用白光 LED 作為打光之光源。

4.2 系統架構

本節主要介紹雙脈衝打光與取像控制系統之系統架構，本系統的組成，包含硬體與軟體部分，硬體為虹膜取像與打光裝置;軟體則是使用 Borland C++ Builder 6.0 所開發的虹膜取像與打光控制程式。

4.2.1 虹膜取像與打光裝置

1. 取像架構

為改善光源配置不良，對眼球影像造成遮蔽的問題，本研究使用兩顆白光 LED，分別安置於網路攝影機的上、下方，而為了避免光源外散使得眼睛內的亮度不足以及外界光線的射入而影響取像品質，並且讓受測者的姿勢有一個比較固定的檢測位置，使取像能更順利完成，因此利用一遮罩將光源罩著，使光線集中於遮罩內，受測者只要將臉貼近遮罩即可，如圖4.12所示。

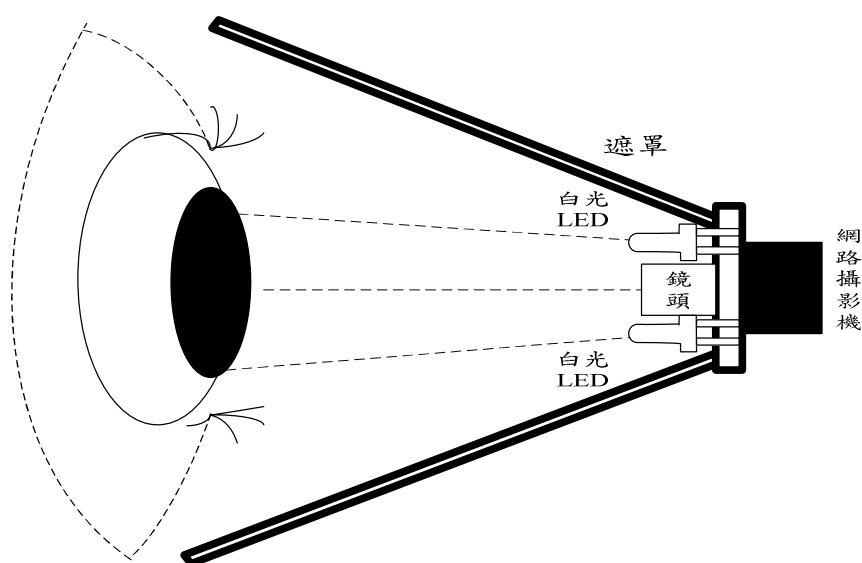


圖 4.12 取像與打光架構圖

然而使受測者有更方便的取像環境，我們使用壓克力板製作了一個取像平台，如此對於系統的重量也有減輕的效果，受測者只要將頭部固定於平台上，並且將臉部貼近遮罩，即可容易的擷取影像。如圖4.13所示。



圖 4.13 虹膜取像及打光裝置實體圖

虹膜取像及打光裝置包含下面各設備：

- (1) USB 2.0 網路攝影機-CU-2001: 捷創科技生產，用來擷取使用者之眼球運動影像。表 4.2 為 CU-2001 之規格表。



圖 4.14 捷創 USB 2.0 網路攝影機- CU-2001

表 4.2 捷創 USB 2.0 網路攝影機- CU-2001 之規格

電腦介面	USB 2.0
感光元件	Color CMOS with 350K pixels
最高解析度	VGA (640 x 480)
每秒張數	30 fps at VGA (640x480)

色彩	Up to 16.8 million true color (24-bit)
電源	由 USB 埠支援
軟體介面	WDM driver, TWAIN interface
影像控制	Color (R/G/B) and Brightness Adjustment, Gamma Correction, Hue and Gain Control

(2) 鏡頭: 使用 DAIWON OPTICAL-DW9610 的鏡頭, 其規格如圖 4.15 所示:



圖 4.15 DAIWON OPTICAL-DW9610 鏡頭

(3) YL5N3H2 系列白光 LED: 用來作為系統之光源。



圖 4.16 YL5N3H2 系列白光 LED

2. 光源控制電路

本系統所使用的光源控制電路，微處理器 AT89C51 扮演相當重要的角色，其主要功能為接收電腦端經由 RS232 串列埠傳送來的打光訊號，一旦接收到打光訊號後，便使白光 LED 產生閃光，其中我們預先將控制 LED 閃光的訊號輸出埠(Port 0)，設定為低電位動作，圖 4.17 為 LED 與 AT89C51 之接線圖，圖 4.18 為光源控制電路實體圖。

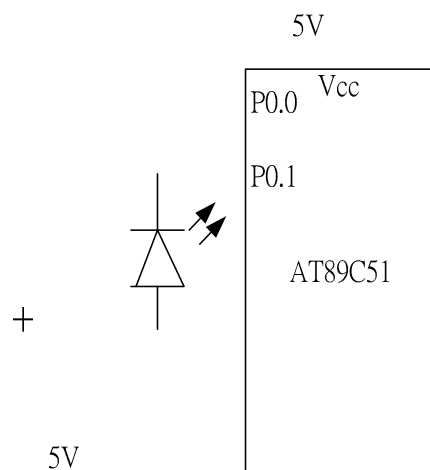


圖 4.17 LED 與 AT89C51 接線圖

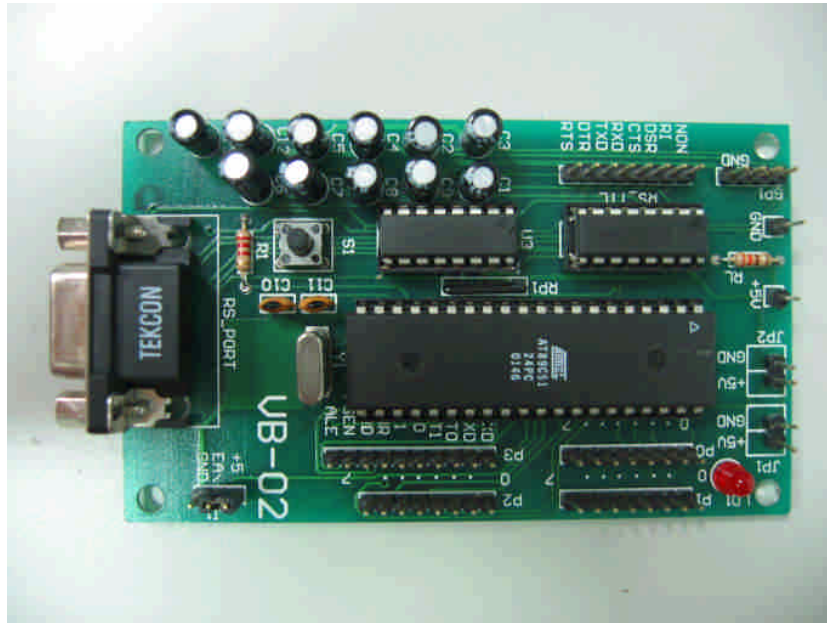


圖 4.18 光源控制電路實體圖

4.2.2 虹膜取像與打光控制程式

本系統所開發的取像與打光控制程式，在取像的部分，我們利用網路攝影機來擷取眼球影像，並且以微軟的DirectShow為核心，以VCL為架構相容於VFW、WDM Capture驅動程式架構之輸入設備，所開發的機器視覺元件[14]，使本研究更易於擷取眼球影像，如圖4.19為程式擷取眼球影像的主畫面。

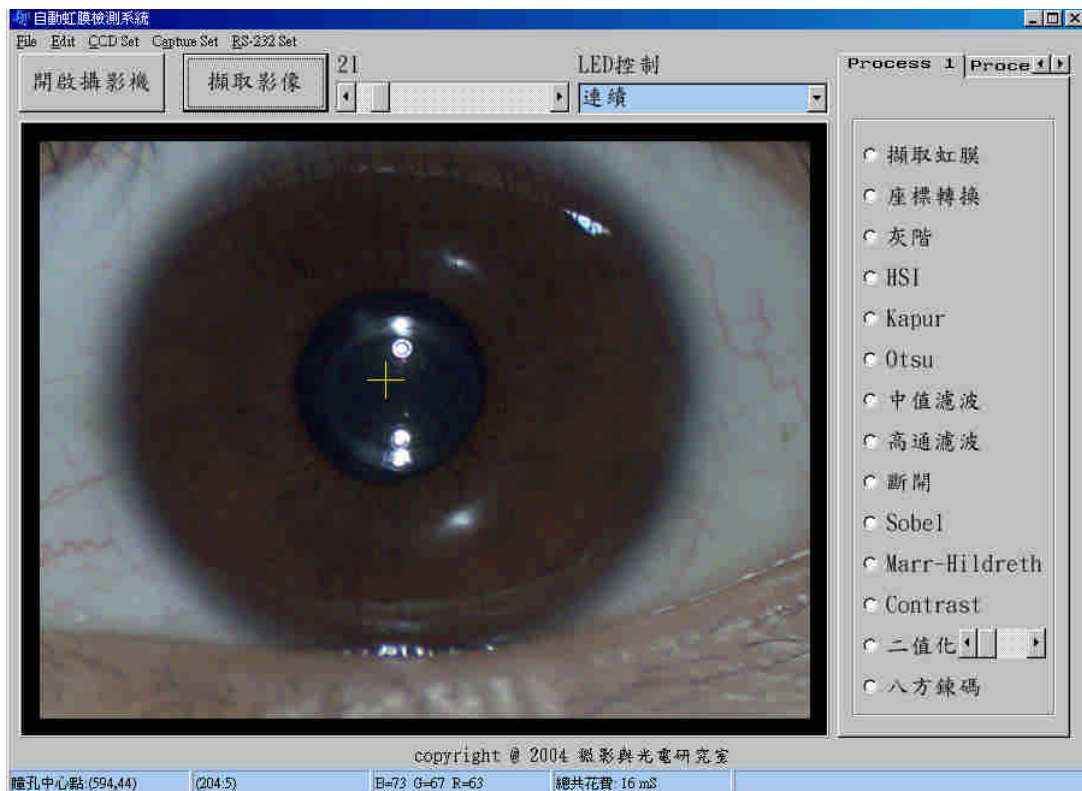


圖 4.19 虹膜取像與打光控制之程式畫面

本程式之參數設定包函下列:

1. 擷取參數設定，可設定欲擷取的張數及擷取的頻率，此頻率單位為(畫面/毫秒)，如圖 4.20 所示。



圖 4.20 擷取參數設定畫面

2. 打光模式設定，分為連續打光與脈衝打光兩種模式，在脈衝打光模式中，出現脈衝的時間與次數，視我們設定的擷取秒數與張數而定，如圖 4.21 所示。

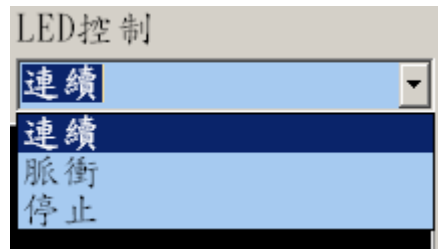


圖 4.21 打光模式設定畫面

3. 影像處理方法，擷取眼球影像後，我們藉由影像處理來將虹膜分割出來，並且可對虹膜影像進行不同的影像處理，如圖 4.22 所示。



圖 4.22 影像處理選擇畫面

4. 強度分析，我們亦可對所擷取的影像，在任一像素的座標，做強度分析，並且以圖表的方式顯示出來，並且可將分析後的數據儲存 EXCEL 的檔案，方便日後參考，如圖 4.23 與圖 4.24 所示。

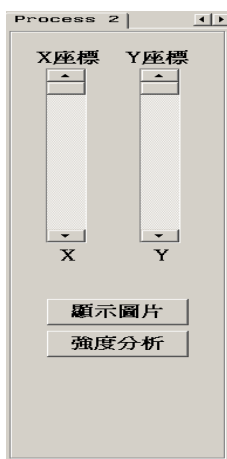


圖 4.23 像素座標設定

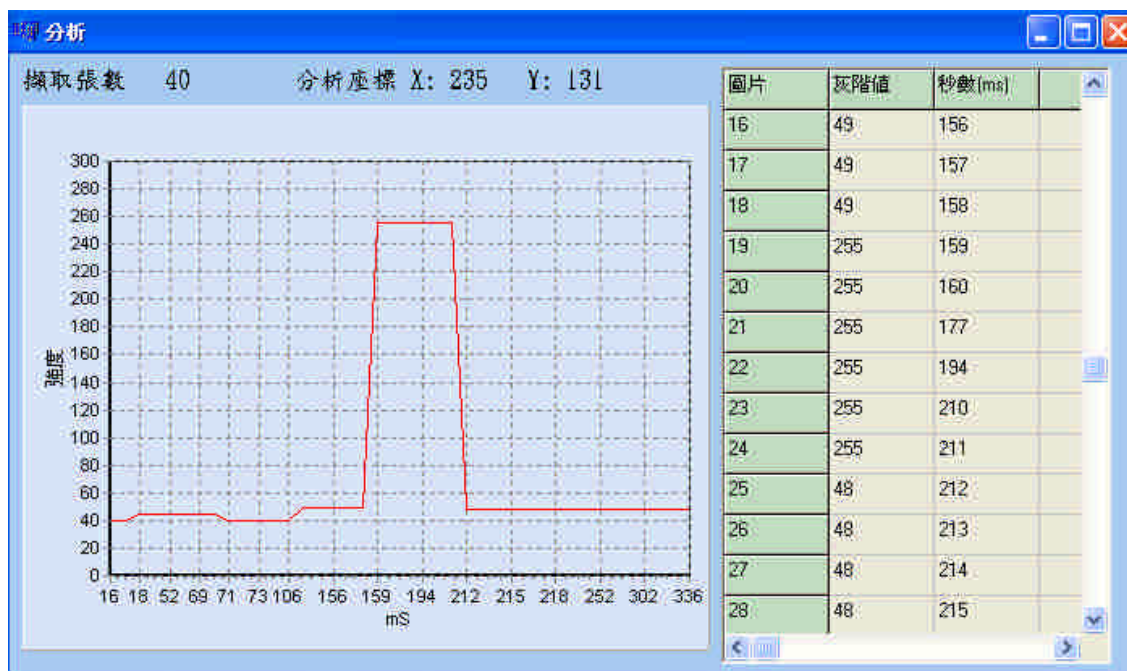


圖 4.24 分析圖表畫面

第五章 實驗結果與討論

本章節將提出幾種利用記錄眼球軌跡資料，來測試系統之穩定度、準確度的方法，並且將眼球動態資料儲存成 Excel 檔案，有利於醫學臨床的一個量化分析數據外，也是心裡學與傳播學研究者的重要工具。

5.1 眼球軌跡之景觀分析

本系統用於景觀分析上。我們想知道受測者對一張景觀圖的哪一部份最感興趣，即何處最吸引受測者的視線停駐，此時便可使用吾人所設計之眼球動態量測程式，如圖 5.1 所示，在螢幕中播放圖 5.2(a)之影像。此影像之規格為 800×600 pixels。當作完初始校正後便可開始記錄受測者之螢幕注視點，記錄時間為 20 秒，記錄週期為 0.1 秒。

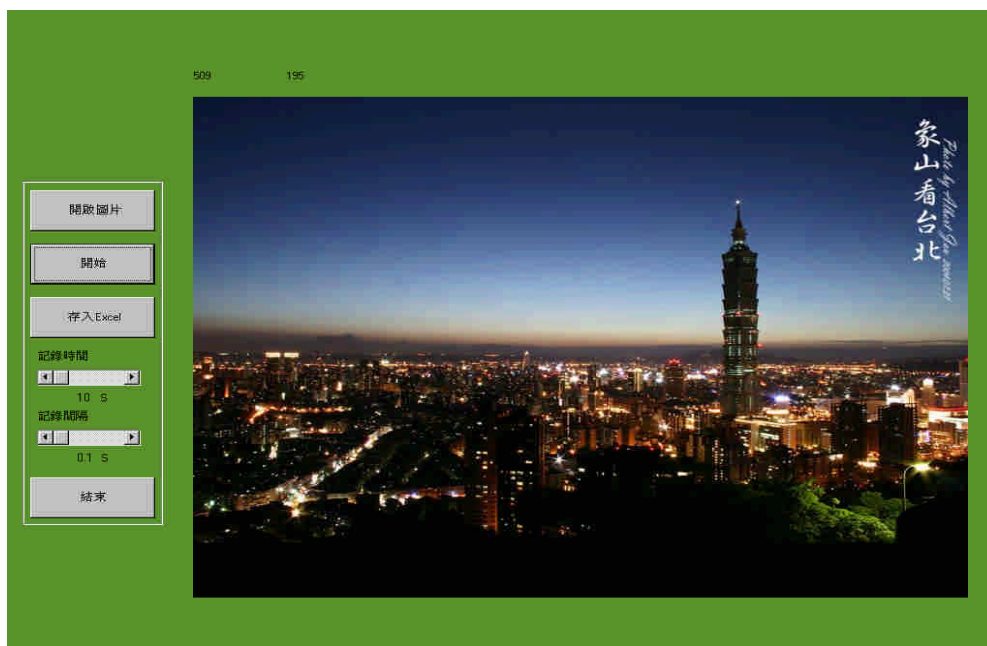


圖 5.1 程式畫面



(a)

(b)

圖 5.2 實驗用之景觀圖

我們將其注視點之軌跡線繪出後即為圖 5.3 之結果。由圖 5.3 中的軌跡分佈與緊湊度，我們可以看出影像中最吸引受測者注意力的區域。而圖 5.4 是圖 5.2(b)的測試結果。

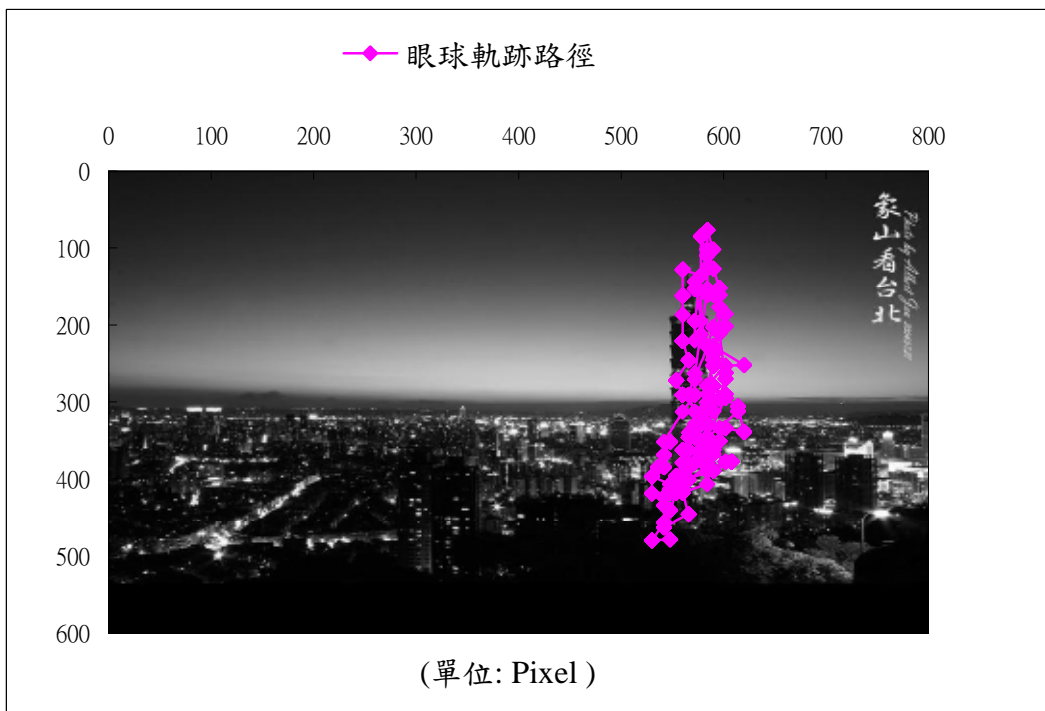


圖 5.3 圖 5.2(a)所得之眼球軌跡圖

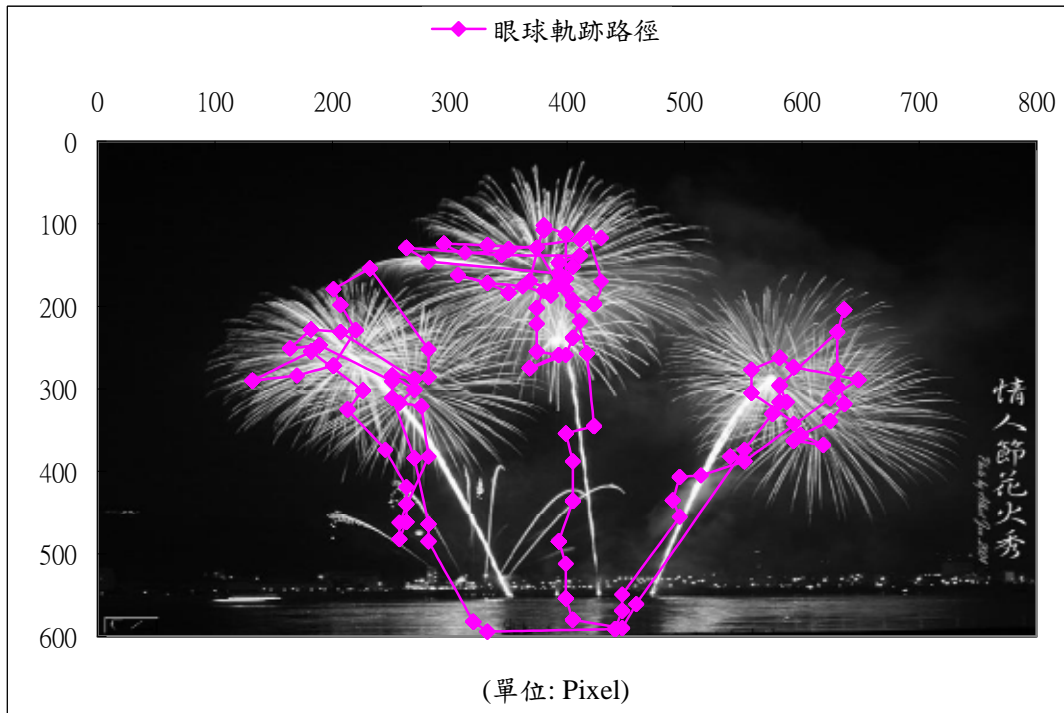


圖 5.4 圖 5.2(b)所得之眼球軌跡圖

5.2 視覺追蹤實驗

視覺追蹤實驗是要測試眼睛追蹤視標物的能力。在這裡我們將實驗分為兩種，第一種是已知視標物之移動軌跡，且其軌跡是依序排列的，我們稱之為順序追蹤。而另一種其視標物之位置將由亂數產生，我們稱為亂數追蹤。

5.2.1 順序追蹤

本實驗螢幕解析度為 1024×768 pixels，我們將螢幕劃分為 25 等份，讓小圓點的軌跡按照一個 5×5 的陣列位置來移動，如圖 5.5 所示，我們將視標物之移動間隔設定為 1 秒，經過 25 秒的測試時間後，我們得到圖 5.6 與表 5.1 的結果。



圖 5.5 5 × 5 陣列標準圖

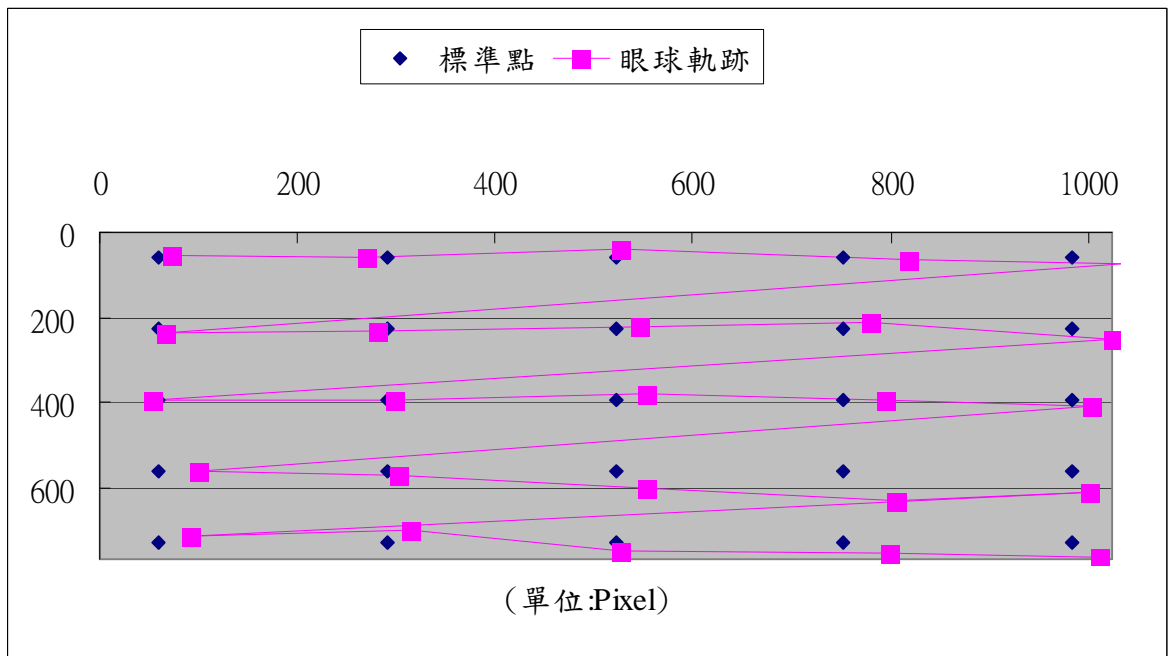


圖 5.6 視標物以 5 × 5 陣列移動之軌跡圖

表 5.1 眼球軌跡座標記錄測試結果

NO.	標準 x 座標	標準 y 座標	眼球 x 座標	眼球 y 座標	徑向誤差
1	60	60	73	56	13
2	291	60	270	59	21
3	522	60	527	41	19
4	753	60	817	64	64
5	984	60	1035	76	53
6	60	227	65	237	11
7	291	227	280	229	11
8	522	227	545	221	23
9	753	227	779	210	31
10	984	227	1023	251	45
11	60	394	53	396	7
12	291	394	298	395	7
13	522	394	553	380	34
14	753	394	795	396	42
15	984	394	1002	409	23
16	60	561	99	563	39
17	291	561	302	571	14
18	522	561	552	602	50
19	753	561	806	629	86
20	984	561	1001	609	50
21	60	728	92	714	34
22	291	728	314	700	50
23	522	728	527	750	61
24	753	728	798	754	51
25	984	728	1011	761	42
					平均誤差
					35

(單位:Pixel)

系統所求得之注視點（即滑鼠位置）與目標點之間水平軸上的誤差量，我們稱為 X 軸誤差，垂直軸上的誤差量我們稱為 Y 軸誤差，而系統所求得之注視點與目標點之間的距離我們稱之為徑向誤差，如圖 5.7 為誤差量之定義。

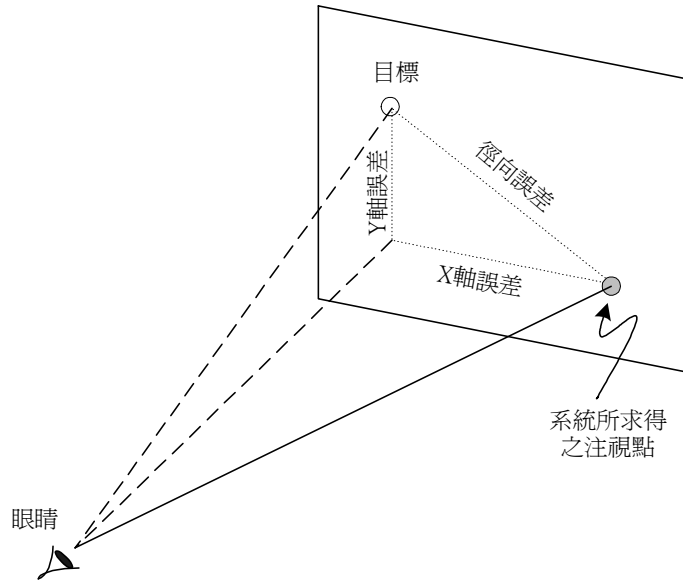


圖 5.7 誤差量之定義

5.2.2 亂數追蹤之一

我們讓受測者追蹤螢幕上隨機分佈的十個點。實驗中，我們讓視標物以每 0.5 秒、0.3 秒、0.1 秒的速度移動，分別記錄受測者之視線軌跡如圖 5.8、圖 5.9 及圖 5.10。

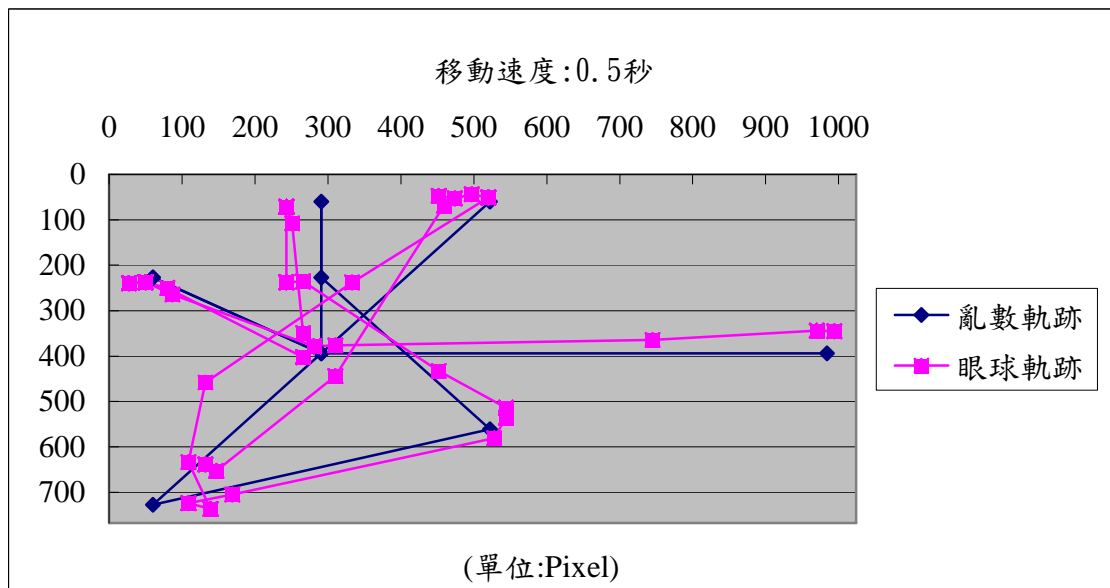


圖 5.8 視標物每 0.5 秒移動一次之視線軌跡圖

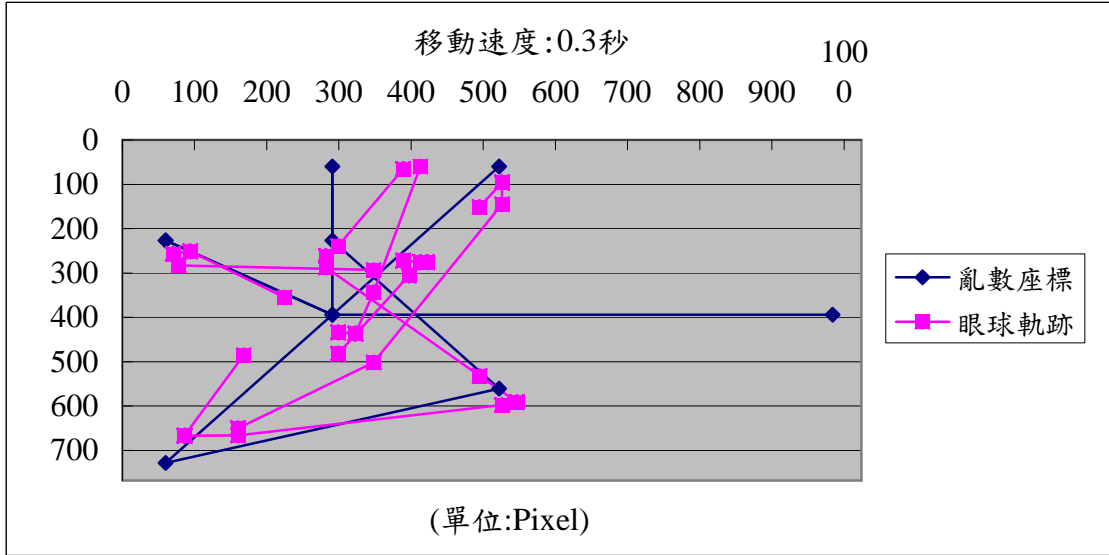


圖 5.9 視標物每 0.3 秒移動一次之視線軌跡圖

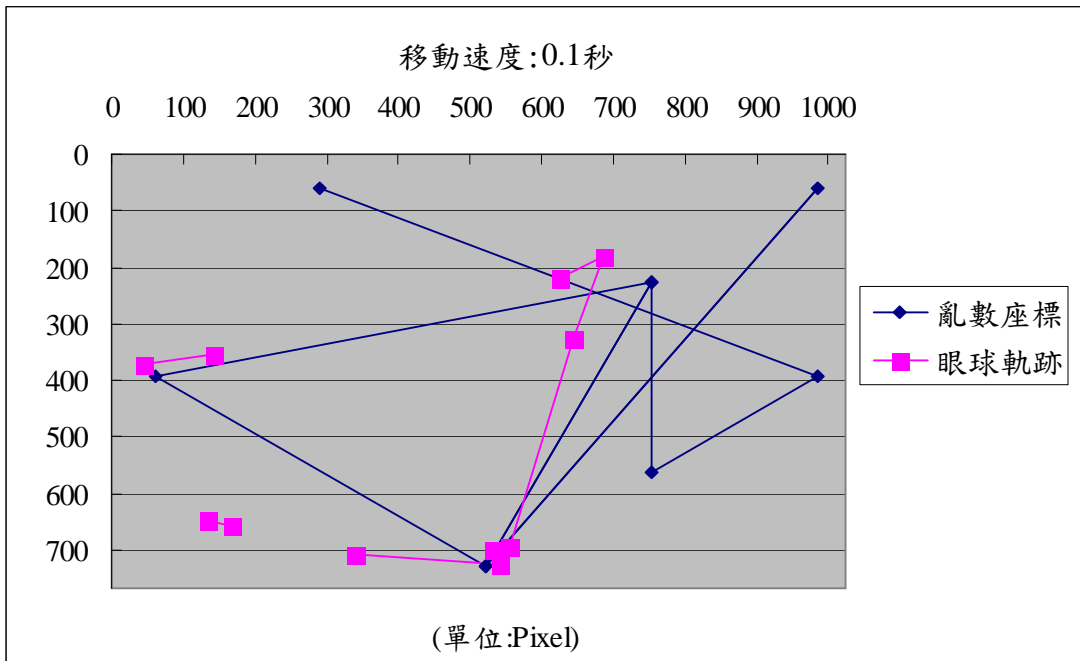


圖 5.10 視標物每 0.1 秒移動一次之視線軌跡圖

由視線軌跡圖中我們可以觀察到，視標物移動的速度越慢，則受測者之視線

軌跡越接近視標物之移動軌跡。若視標物移動得太快，受測者將無法趕上，會造成視標被忽略而視線軌跡太過簡化的情況。

5.2.3 亂數追蹤之二

本實驗主要是讓螢幕解析度為 1024 × 768 pixels 的畫面上隨機出現大小為 80×80 的按鍵圖示，可測出受測者在預設的時間內，可以點選多少次數，如圖 5.11 所示。其中，點選的速度與次數，與系統之點選時間設定有關，我們分別將點選時間設定為 0.2、0.4 與 0.5 秒，而測試時間設定為 10 秒的情況下，進行測試，結果如圖 5.12、圖 5.13、圖 5.14 所示。

然而為了驗證本系統與使用滑鼠的點選速度不同，我們也使用了滑鼠來做測試，經實驗證明，吾人以手操作滑鼠來點選目標物，在手非常靈活的狀況下，10 秒內可點選 21 次，但手部會因為疲勞、操作不穩定的狀況下，使得滑鼠的位置無法精準定位而影響點選速度，結果如圖 5.15、圖 5.16、圖 5.17 所示。



圖 5.11 按鍵追蹤

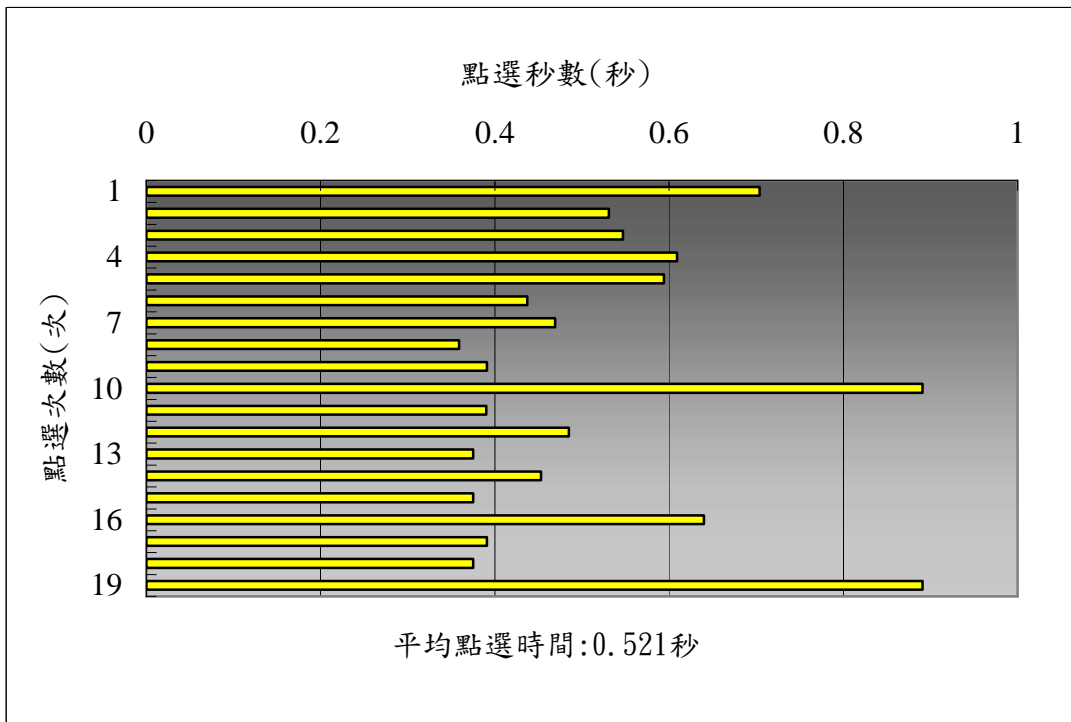


圖 5.12 系統點選時間設定為 0.2 秒之數據-使用眼控系統測試

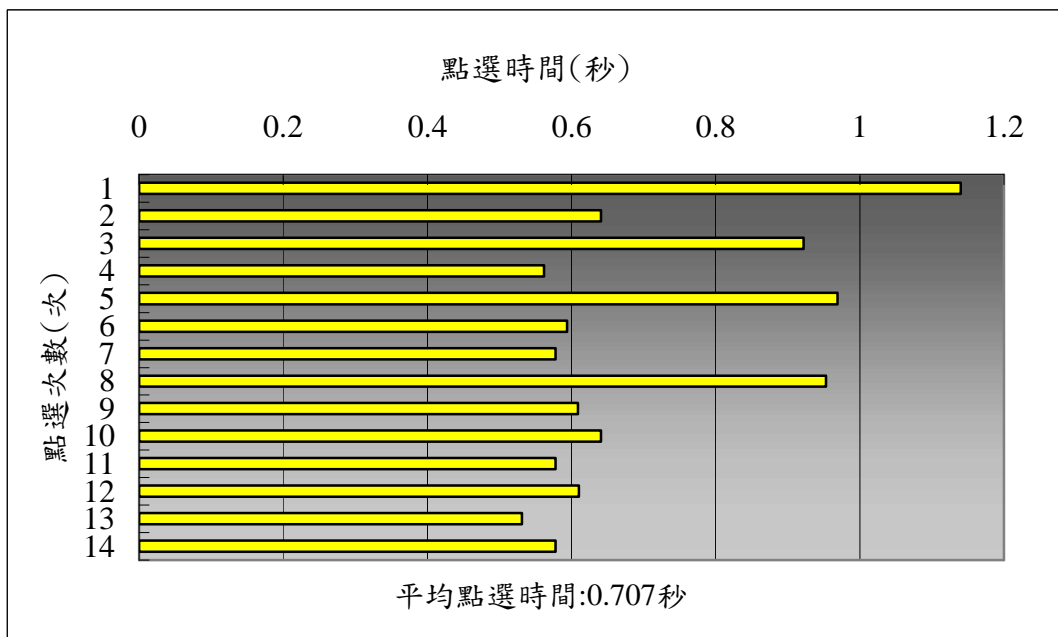


圖 5.13 系統點選時間設定為 0.4 秒之數據-使用眼控系統測試

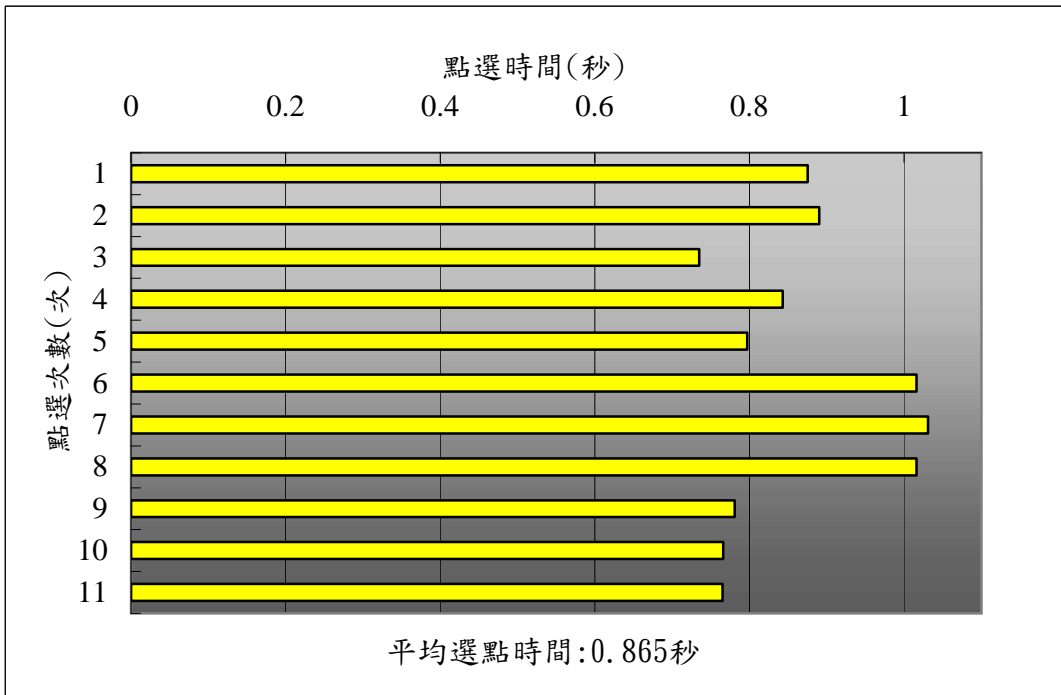


圖 5.14 系統點選時間設定為 0.5 秒之數據-使用眼控系統測試

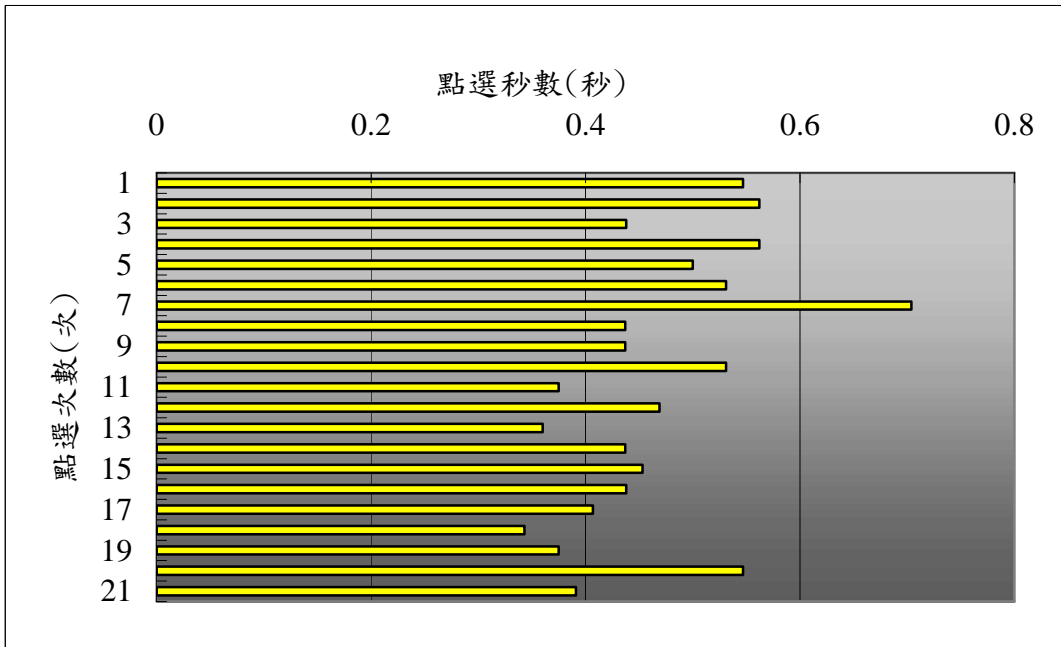


圖 5.15 第一次點選數據-用手操作滑鼠

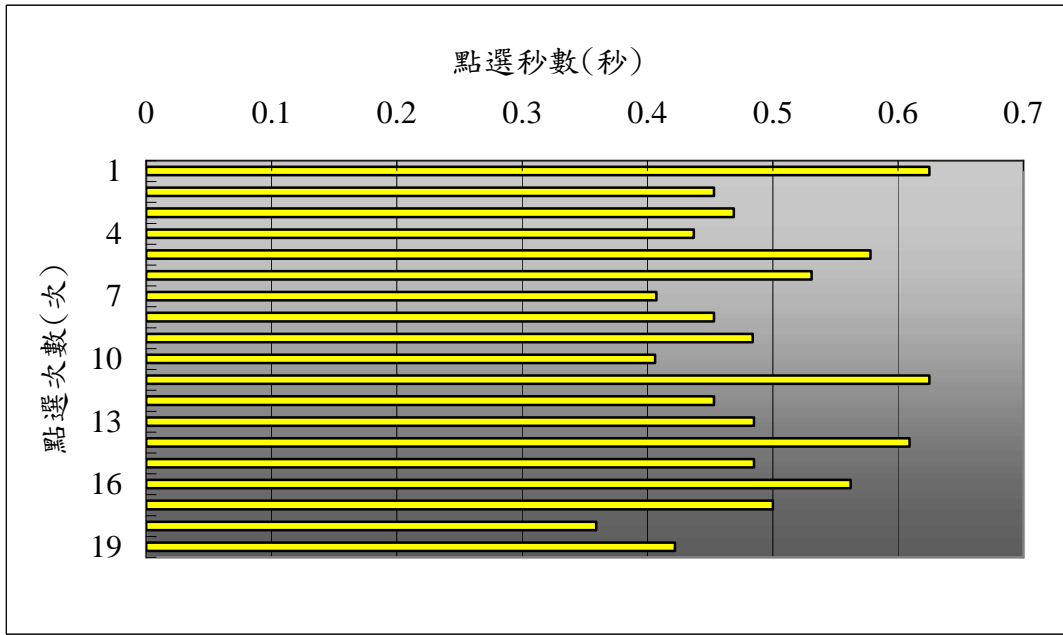


圖 5.16 第二次點選數據-用手操作滑鼠

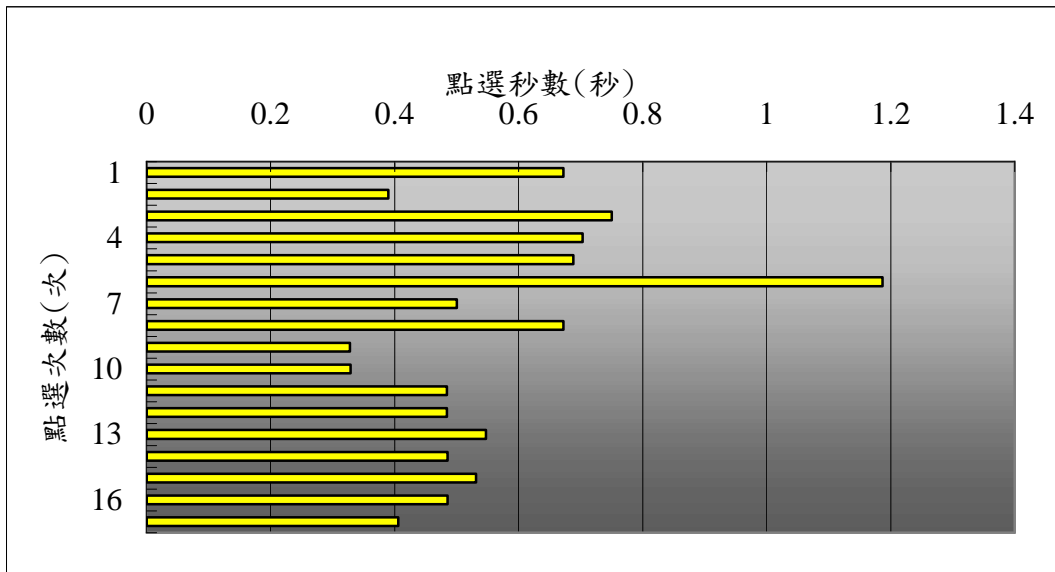


圖 5.17 第三次點選數據-用手操作滑鼠

第六章 結論與未來展望

6.1 結論

本論文中，有幾項重要的改善，首先在前期研發成果「改良型紅外線眼控系統」中，藉由擷取眼球影像的反光點位置來追蹤眼球動態，但環境光源常常造成系統的誤判，在本期將以擷取反光點位置的方法，改為擷取瞳孔中心點位置，由於照明光源為紅外線，使得我們得到高對比的影像，並且我們在攝影機內加裝一個光學濾波器，將低於紅外線波段的光線完全濾除，讓我們在程式撰寫上省下更多去除雜訊的時間，即使受測者配帶眼鏡也不會受其干擾。

在系統操作方面，由於使用本研究之眼控系統，必需經過校正程序才能使用，原先校正的步驟必需以手動去啟動，但我們所研發的眼控系統是用於漸凍人病友或是肢障人士，他們無法自己去啟動校正程序，所以我們在程式裡，加入了一個自動啟動校正的機制，受測者只要將目光集中於紅外線光源的中心點，便能自動進入校正程序;也因為受測者無法自己使用眼控系統，所以本研究在系統的設計上，以自動化的理念來實現，受測者在使用本系統時，只有在第一次使用時，必需有相關人員幫忙設定系統的參數，往後每次使用，只需要輔助人員將系統之電源開啟，之後一切操作便交給受測者本身。

系統架構方面，本期有別於前期的系統，前期系統為單一電腦架構，也就是說在同一台電腦上，使用眼控系統代替滑鼠來操作電腦中的所有程式;本期則以兩台電腦的主從架構來設計，一台為安裝有眼控系統之操控端電腦，而另一台為一般使用的受控端電腦，此種架構的優點在於降低電腦畫面的複雜度，若將眼控程式的控制鍵盤，放置於同一螢幕畫面，如此佔滿整個螢幕畫面，時常在視窗畫面與控制鍵盤之間切換，但若將控制鍵盤與受控視窗畫面一分為二，在使用上將更便利。

對於雙脈衝光之虹膜取像與光源控制系統，其並無紅眼的發生，一般的紅眼消除裝置，在第一次閃光時，不擷取影像，目的是讓瞳孔先適應光的亮度，而在第二次閃光才擷取，由於前一次的閃光以讓瞳孔縮小故進光亮不多使得紅眼不會產生，而本裝置是一個雙脈衝光的取像裝置，我們確保兩張影像瞳孔大小相同之取像之結果，在脈衝光一出現最亮的時候先不擷取影像當亮度到中間期，擷取影像，而在第二脈衝光亮度與第一脈衝光相同，且瞳孔大小與第一張影像相同時，取第二張影像，故本裝置與一般習知的紅眼消除裝置是不一樣的。

本系統的光源設置位於鏡頭上、下兩側，若將光源放至於左右兩側，也能達到相同的結果。

6.2 未來展望

雙 PC 平行處理 HMI 之眼控系統，在研究的期間，我們已經陸續給漸凍人病友兼志工的劉延鑫先生測試，每一次的測試，雖然並不如預期理想，但是不論在硬體架構或程式方面，都帶給我們相當大的收獲與改進的想法。在這期間，我們也請了幾位同學測試本系統，實驗結果都表現出本系統能適用於一般人，這個結果也同時讓我們產生一個很大的疑問，為何適用於正常人，但卻不能適用於像劉先生這樣的病友，這值得我們再更深入的探討與研究。後續我們將繼續地改善，使整體系統更加完整、操作界面的設計更加友善化，讓病友操作時毫無負擔，製作一套真正適用於漸凍人與肢障病友的輔具。

雙脈衝光之虹膜取像與光源控制系統，由於本研究使用一般個人電腦發展此系統，所使用的作業系統屬於多工的環境，在同一時間 CPU 同時處理與監控多個程式的執行與結束，然而光源控制界面是利用 RS-232 串列埠傳送訊號，若要以軟體程序之速度控制 RS-232 之硬體界面的傳輸速度，必定無法與 CPU 的時脈相匹配，這將造成取像與打光之訊號無法同步，亦即所擷取影像時無法在我們所預設的脈衝閃光時間內正常取像。欲解決這方面的問題，可以朝兩個方向進行，第一，

讓軟體程序配合 RS-232 之傳輸速度，可在程式當中加入延遲的指令，使程式速度與 RS-232 之速度相同;第二，若將系統改以 DSP 之微處理晶片實現，以硬體控制硬體的方式，就如同使用相機拍照時，擷取影像的同時又能使閃光燈同時亮起，將可解決這方面的問題。

參考文獻

- [1] 陳弦澤，改良型紅外線眼控系統之研發與應用，逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文，2004。
- [2] Eyegaze Systems, LC TECHNOLOGIES, INC. , <http://www.eyegaze.com>
- [3] Eye-Trace System, Permobil Meditech AB, Timra, Sweden,
<http://www.algonet.se/~eyetrace>
- [4] 莊英杰，追瞳系統之研發於身障者之人機介面應用，國立中央大學資訊工程研究所碩士論文，2004。
- [5] Arne John Glenstrup and Theo Engell-Nielsen, “Eye Controlled Media: Present and Future State”, Thesis of Bachelor in Information Psychology, Psychological Laboratory, University of Copenhagen, Denmark, 1995.
- [6] Dong Hyun Yoo, Jae Heon Kim, Bang Rae Lee and Myoung Jin Chung
“Non-Contact Eye Gaze Tracking System by Mapping of Corneal Reflections”,
Automatic Face and Gesture Recognition, 2002. Proceedings. Fifth IEEE
International Conference, 20-21 May 2002, Pages: 94 – 99.
- [7] Mimica, M.R.M. and Morimoto, C.H., “A Computer Vision Framework for Eye Gaze Tracking”, Computer Graphics and Image Processing, 2003. SIBGRAPI 2003. XVI Brazilian Symposium, 12-15 Oct. 2003, Pages: 406 – 412.
- [8] Qiang Ji, Zhiwei Zhu and Lan, P., “Real-Time Nonintrusive Monitoring and prediction of Driver Fatigue Vehicular Technology”, IEEE Transactions, Vol. 53, Issue: 4 , July 2004, Pages:1052 – 1068.
- [9] David Sliney and Myron Wolbarsht.,”Safety with Laser and Other Optical Sources”, Plenum Press. New York and London, 1980, Pages:65~151.
- [10] David Sliney, Danielle Aron-Rosa, Francois DeLori, Franz Fankhauser, Robert

Landry, Martin Mainster, John Marshall, Bernard Rassow, Bruce Stuck, Stephen Trokel, Teresa Motz West, and Michael Wolffe, “ Adjustment of guidelines for exposure of the eye to optical radiation from ocular instruments: statement from a task group of the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection”, APPLIED OPTICS , Optical Society of America , Vol. 44, No. 11 10 April 2005.

- [11] 詹永舟， 瞳位追蹤應用於眼控系統及眼球動態量測儀器之製作與分析，逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文， 1999。
- [12] 虹彩診察系統，光亞國際股份有限公司，<http://www.kowa.com.tw>
- [13] Checkes視覺檢測操作手冊。
- [14] 日本Moritex’s 2000年最新目錄。
- [15] 詹兆寧， 視覺元件之高速化、高靈敏化研究與應用， 逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文， 2002。
- [16] 呂立文， 智慧型瞳位追蹤器， 逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文， 2000。
- [17] 張凱傑， 眼控與頭控之人機介面系統研發與整合， 逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文， 2001。
- [18] 郭靜男， 可眼控及頭控之多功能 PC Camera 之研發與應用， 逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文， 2003。
- [19] Yu-Luen Chen, ”Application of Tilt Sensors in Human–Computer Mouse Interface for People With Disabilities”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 9, No. 3, September 2001, Pages:289-294.
- [20] Margrit Betke, James Gips and Peter Fleming, “The Camera Mouse: Visual Tracking of Body Features to Provide Computer Access for People With Severe Disabilities”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation

Engineering, Vol. 10, March 2002, Pages:1–10.

- [20] Chern-Sheng Lin, Chia-Chin Huan, Chao-Ning Chan, Mau-Shiun Yeh and Chuang-Chien Chiu , ”The design of a computer game using an eye tracking device for eye's activity rehabilitation”, Optics and Lasers in Engineering, Vol.42(1), 2004, Pages:91-108.