

逢 甲 大 學
自 動 控 制 工 程 學 系 碩
士 班
碩 士 論 文

改良型紅外線眼控系統之研發與應用

指導教授：林宸生

研 究 生：陳弦澤

中 華 民 國 九 十 三 年 五 月 二 十 八
日

感謝

來到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。

本研究承蒙國科會 NSC 92-2515-S-035-002 以及中科院 BV92U22P 在經費上之支持，也特別感謝口試委員勤益技術學院賴雲龍教授以及中山科學研究院葉茂勳博士於百忙之中可以抽前來為學生做論文的指導，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協會副會長劉延鑫先生及前秘書長游淑華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，要感謝歷屆學長詹兆寧、詹世祥、吳昭穎及郭靜男等人，讓追瞳器能夠順利的開發；另外實驗室裡一起成長與生活的伙伴們，包括學長詹兆寧、詹世祥、吳昭穎及郭靜男以及介紹我進來本實驗室的同學宏駿，同學宗棋及薇芬，學弟添根、承峰、嘉文及嘉毫等人，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家人，你們給予我最大的精神支持，感謝你們能夠讓我在無後顧之憂的環境裡認真求學，另外也要感謝一直陪著我努力的女友：靜宜，給予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

本論文乃針對運動神經元疾病病友所設計開發，實際運用於運動神經元疾病病友上，他們的病情會影響到他們肢體動作及言語表達，所以本文朝向於全身已不能行動，僅於眼球能透自由移動情況下來設計開發此眼控系統，可以透過此系統，讓病友們能夠透過電腦表達他們所要說的話，甚至透過網際網路，看到全世界最新的科技與資訊，使病友不再孤獨於病床上，可讓生活更多采多姿。

在本文主要研究方向為改良型紅外線之眼控系統，在此眼控系統中，使用者不用配戴任何一設備，只需透過紅外線光源裝置遠距離打光及紅外線 CCD 攝影機，擷取眼球影像提供電腦分析，記錄眼球移動軌跡及眼球活動座標，控制滑鼠游標，並可操作各種應用程式。

本文中也將本實驗室之眼控系統做改良，將之前使用的可見光源捨去，採用紅外線光源，並將紅外線光源對眼球可行性及安全性加以分析，讓使用者使操作時可以更放心使用。

Abstract

The thesis is mainly devoted to practically designs and develops the improved infrared rays control model by eyes for the motor neuron disease association. Because of the patients' body conditions their bodies' actions and expressions of languages is not convenient as the healthy people. Therefore the thesis is toward the aspect which the patients are unable to move besides the eyes to design and develop the system which controlled by eyes. The patients can use the system to express what they want to say by computers and even can browse the latest information, science and technology by internet. Therefore, the patients will not be lonely on the sickbed and their life can be more colorful.

The thesis is mainly the research about the improved infrared rays control model by eyes. In the process of using the eyes control system, the user doesn't need to wear any equipment just through the infrared light device to light up from a distance and the infrared camera of CCD to extract the images of eyes to provide the computer to analyze, record the information of the moving traces and pupil diameters, control the mouse's cursor and operate any kinds of applied program.

In this paper, we improve the Eye-tracking Controlled System of lab, use infrared rays to instead the visible light, then we analyze the feasibility and the safety of eyes by using infrared rays in order to giving much safer environment to user.

目 錄

感謝.....	i
中文摘要.....	iii
Abstract.....	iv
目 錄.....	v
圖 目 錄.....	vii
表 目 錄.....	x
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.....	2
1.3 文獻回顧.....	2
第二章 研究理論與方法.....	9
2.1 設計之安全考量.....	9
2.1.1 雷射及其它光源對人眼之安全考量.....	9
2.1.2 紅外線對眼球的影響.....	12
2.1.3 安全基本考量.....	16
2.2 理論基礎.....	25
2.2.1 二值化最佳臨界值方法.....	26
2.2.2 座標轉換.....	30
2.2.3 成像原理.....	31
第三章 遙測型紅外線眼控人機介面系統.....	35
3.1 系統硬體設計.....	35
3.2 系統架構.....	39
3.3 系統操作流程.....	39

第四章 實驗結果與討論.....	44
4.1 紅外線眼控系統效能測試.....	44
4.2 水平凝視能力測試.....	51
4.3 垂直視能力測試.....	54
4.4 眼控系統與前期比較.....	57
第五章 結論與未來展望.....	59
5.1 結論.....	59
5.2 未來展望.....	60
參考文獻.....	61

圖目錄

圖 1.1 眼電圖訊號偵測裝置	3
圖 1.2 雷射指向裝置示意圖	3
圖 1.3 超音波裝置示意圖	4
圖 1.4 紅外線控制器介面圖	5
圖 1.5 感應器之方塊圖	5
圖 1.6 紅外線頭控搖桿之排列圖	6
圖 1.7 反射式角膜支架構圖	7
圖 1.8 追蹤身體特徵光亮點之特徵圖	8
圖 2.1 眼球的構造.....	9
圖 2.2 不同照度下的瞳孔直徑.....	11
圖 2.3 夜晚視覺與白天視覺的分佈範圍.....	12
圖 2.4 不同波段的光源及其入射情況.....	12
圖 2.5 在不同波長光源下眼睛視覺的靈敏度.....	13
圖 2.6 不同光的波長對眼睛與皮膚造成的傷害.....	14
圖 2.7 視網膜在不同波長光源下的吸收率與傳導率.....	15
圖 2.8 Correction Factor A(修正係數)和波長關係圖	19
圖 2.9 紅外線光 LED 照射於眼球表面上的面積.....	21
圖 2.10 使用時間與功率密度的限制.....	22
圖 2.11 紅外線光 LED 反射於眼球表面上的面積	22
圖 2.12 遠距離取像之追瞳器.....	25
圖 2.13 近距離取像之追瞳器.....	26
圖 2.14 不受背景光影響與受背景光影響之結果.....	26
圖 2.15 動態影像搜尋框.....	28

圖 2.16 動態影像搜尋框演算法流程圖.....	29
圖 2.17 左圖為眼球極座標映射到右圖之螢幕畫面的極座標位置.....	31
圖 2.18 眼球之狀態上、左、中、右、下.....	32
圖 2.19 透鏡成像圖.....	33
圖 3.1 紅外線 CCD 攝影機 (SD-DNCa-C-A01).....	35
圖 3.2 紅外線發射器.....	36
圖 3.3 訊號轉換器.....	37
圖 3.4 移動式系統架構平台.....	38
圖 3.5 活動型支架.....	38
圖 3.6 遙測型紅外線眼控人機介面系統實際操作圖.....	39
圖 3.7 遙測型紅外線眼控人機介面系統之初始畫面.....	40
圖 3.8 紅外線眼控系統應用程式畫面.....	41
圖 3.9 簡易即時輸入溝通介面.....	42
圖 3.10 紅外線眼控系統演算流程圖.....	43
圖 4.1 眼球座標測試示意圖.....	44
圖 4.2 30 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	45
圖 4.3 60 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	45
圖 4.4 120 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	46
圖 4.5 240 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	46
圖 4.6 300 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	47
圖 4.7 375 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	47
圖 4.8 500 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	48
圖 4.9 600 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	48
圖 4.10 750 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	49
圖 4.11 1000 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	49
圖 4.12 水平凝視測試，移動時間為 1 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	51

圖 4.13 水平凝視測試，移動時間為 2 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	52
圖 4.14 水平凝視測試，移動時間為 3 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	52
圖 4.15 水平凝視測試，移動時間為 4 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	53
圖 4.16 水平凝視測試，移動時間為 5 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	53
圖 4.17 垂直凝視測試，移動時間為 1 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	54
圖 4.18 垂直凝視測試，移動時間為 2 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	55
圖 4.19 垂直凝視測試，移動時間為 3 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	55
圖 4.20 垂直凝視測試，移動時間為 4 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	56
圖 4.21 垂直凝視測試，移動時間為 5 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒.....	56
圖 4.22 水平及垂直量測凝視系統.....	57

表 目 錄

表 2.1 國際電器標準會議基準案附記雷射光曝光過多所致病理.....	14
表 2.2 醫用雷射安全標準 Z-136.1 分類.....	16
表 2.3 醫用雷射標準的安全分類	17
表 2.4 雷射光直接照射眼球的曝光量限制.....	18
表 2.5 雷射光反射於眼球的曝光量限制.....	19
表 2.6 近距離透鏡成像大小.....	33
表 2.7 遠距離透鏡成像大小.....	34
表 3.1 紅外線 CCD 攝影機 (SD-DNCa-C-A01) 規格表.....	36
表 4.1 眼球軌跡座標記錄測試結果.....	50
表 4.2 眼控系統與前期眼控比較.....	58

第一章 緒論

1.1 研究背景與動機

現今社會資訊與網路迅速發展普及，個人電腦及筆記型電腦普及率極高，讓現今之不同年齡層的使用者來使用，包括個人的資料處理，網際網路的娛樂遊戲及資訊交流，透過電腦提供相當便利及簡易的操作環境，除了傳統鍵盤與滑鼠的輸入介面之外，還有許多不同的輸入介面，提供不同需求的操作者。

近年來國內外電腦輔具市場中，針對身心障礙人士所研發之人機介面(Human-Machine Interface)系統，身心障礙人士可以透過此介面，可與一般人一樣，可以來操作電腦。

目前國內外所開發的眼控系統，利用於眼球追蹤技術，配合自行開發之軟體及硬體設備，讓使用者能夠使用眼睛來操控游標，進而來操控電腦。當然，不單只有眼控系統之人機介面，還有一些針對身心障礙人士所設計的輔具，都可用來做為溝通管道或者利用輔具來做休閒及工作之用途。

在本篇論文中，主要針對於運動神經元疾病(漸凍人)病友來設計一套適合的眼控系統，由於國外的眼控系統價格相當昂貴，使病友們無法負擔這樣龐大的費用，所以我們要將眼控系統成本降低，讓病友們也能夠在低成本下，來使用眼控系統之人機介面。

本論文也將本實驗室之眼控系統做改良，將之前使用的可見光源捨去，採用紅外線光源，並將紅外線光源對眼球可行性及安全性加以分析，讓使用者使操作時可以更放心使用，讓我們的眼控系統能延續下去。

1.2 研究目的及其重要性

本研究室開發瞳位追蹤器已經有一段時間，之前瞳位追蹤器都需要配戴一頭戴式之鏡框，再配上可見光光源來打光，讓使用者在使用追瞳器會有不舒服的感覺，且可見光可能會造成眼睛的無形傷害，所以本研究除了將頭戴式眼控系統的可見光源可去，改用紅外線光源；另一方式將捨去頭戴式鏡框及可見光光源，使用紅外線光源來由遠距離打光，讓使用者不用配戴任何東西，即可進行追瞳器之使用。

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。綜觀所發展出來的眼統系統及頭戴式系統如下：

1. Electro-Oculography, EOG [1]：

在眼球之角膜與視網膜之間存在一固定的電位差，使眼球運動時，在視覺中線上，如同一個角膜與視網膜構成之電雙極在偏轉，若將電擊貼在眼球旁皮膚兩相對位置（兩位置連線通過角膜圓心），即可記下左右、上下轉動之訊號，如圖 1.1 所示，但是此種方法把電擊固定在皮膚上，不適合長期配帶使用等皆為不適用於人機介面系統的因素。

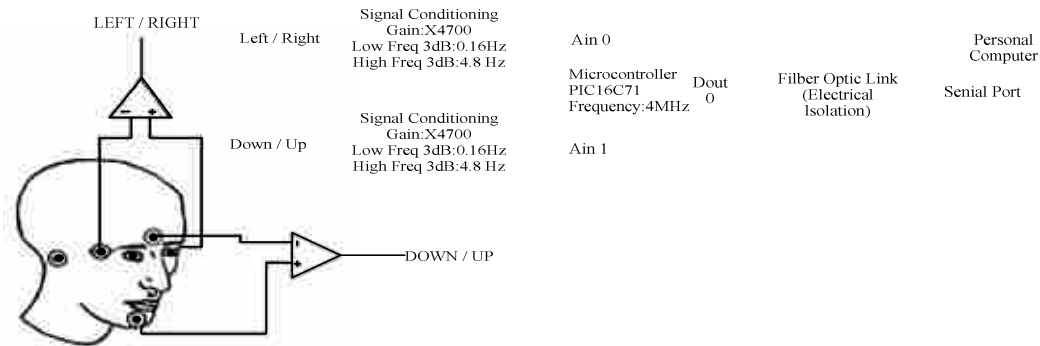


圖 1.1 眼電圖訊號偵測裝置 [1]

2. 雷射指向裝置 (Laser Pointing Devices) [2][3] :

將在使用者頭上配戴雷射指向器，發射光源，如圖 1.2 所示，由於雷射指向器功率集中在一點上，因此接收器的靈敏度相當高，接收板上的接收器分為四區，四個接收區提供電路訊號控制游標往上、下、左、右四個方向移動。若上接收區接收到了紅光雷射的訊號，則游標就往上移動，同理可得其他三個接收區代表往下、左、右邊移動。紅外線接收器的訊號，輸入微控制器做訊號處理並做串列輸出，訊號經過 RS232 準位轉換電路處理之後送入電腦串列通訊埠可控制電腦游標移動，主要缺點為費時且耗電流。

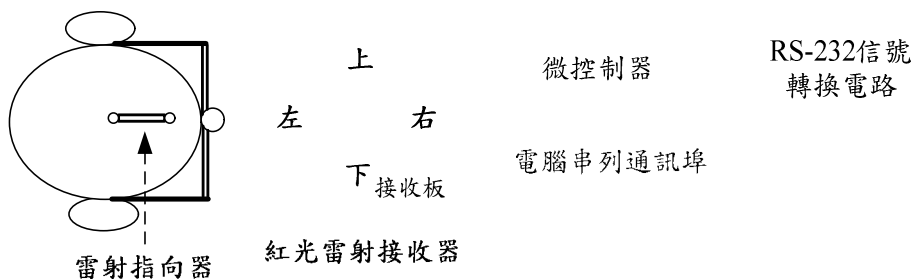


圖 1.2 雷射指向裝置示意圖 [2][3]

3. 超音波裝置 (Acoustical Devices) [4] :

此方法偵測方式主要由發射端發射連續的超音波訊號，在接收端透過四個安置於不同位置的超音波接收器(垂直兩個、水平兩個)接收訊號並量測其相位差，所量測到的相位差經過量測修正後傳回，而接收端接收此訊息並經訊號處理後，就可以得到水平及垂直的偏移量，以作為判斷頭部轉動方向之依據，如圖 1.3 所示。而超音波裝置在設計上較為複雜，且超音波裝置需有效對準為其主要缺點。

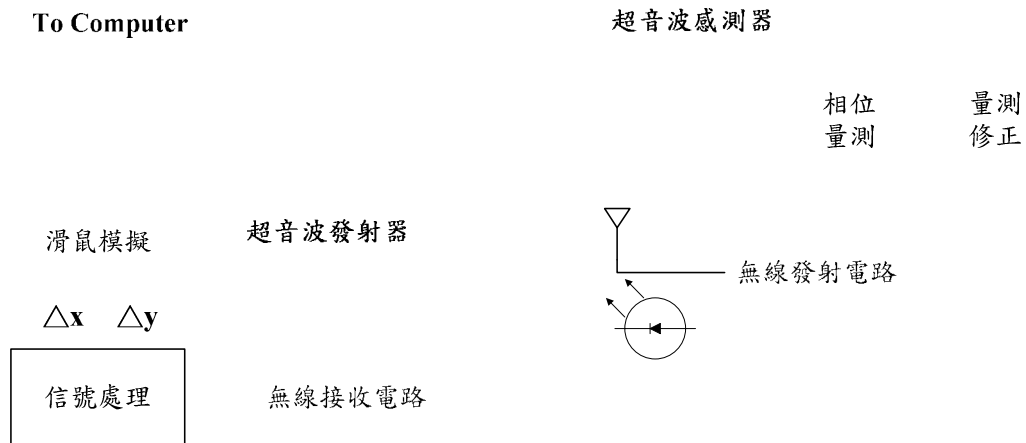


圖 1.3 超音波裝置示意圖 [4]

4. Infrared-Controlled Human-Computer Interface[5] :

使用者戴上具有紅外線及低功率之雷射光之眼鏡，在戴上麥克風，透過控制盒 (Intel-8951 微處理器)，利用紅外線發射端所發射之紅外線光，來讓電腦旁的紅外線接收端感應接收訊號，接收端之面板具有滑鼠及鍵盤之功能，再利用麥克風來吹氣控制執行鍵等功能，如圖 1.4 所示；此方法讓使用者有極不方便的操作方式，且硬體製作困難之缺點。

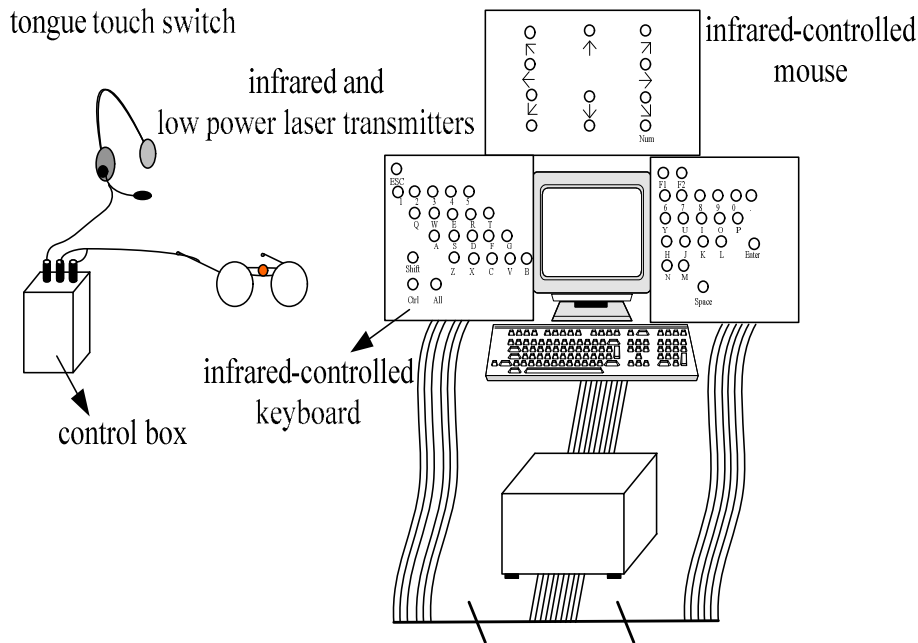


圖 1.4 紅外線控制器介面圖 [5]

5. Application of Tilt Sensors in Human-Computer Mouse Interface[6] :

此方法利用兩個感應器來控制滑鼠游標的 XY 座標，透過控制盒，經由傳輸至電腦，如圖 1.5 所示，使用者需要配戴一耳機，耳機上方有兩個感應器，再利用吹氣控制滑鼠游標之功能鍵，如單擊執行鍵、雙擊執行鍵及拖曳之功能等等，此方法讓使用者有極不方便的操作方式，且硬體製作困難之缺點。

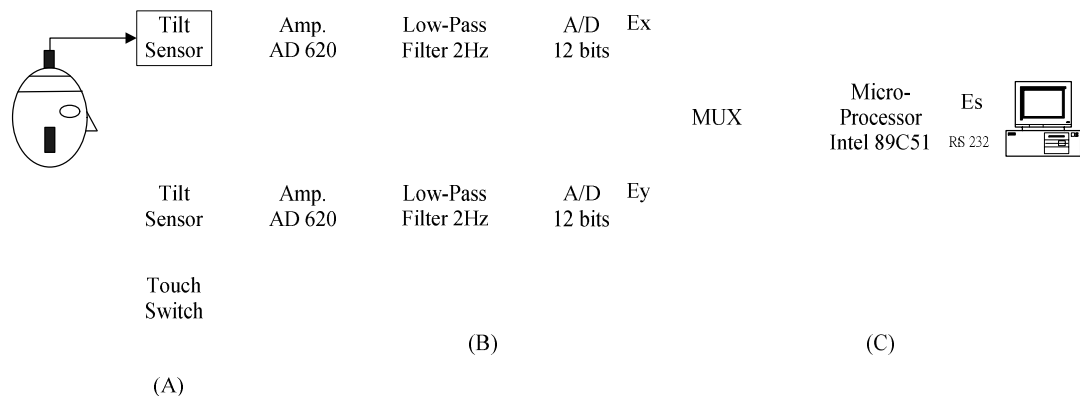


圖 1.5 感應器之方塊圖 [6]

6. Using an Infrared Head-Operated Joystick[7] :

此方法使用者配戴紅外光發射器，讓電腦一方之接收器接收到訊號後，可以來控制滑鼠游標之座標，但此系統之轉換後之滑鼠游標，所移動之軌跡並非成線性，且在操作上也不方便，如圖1.6所示。

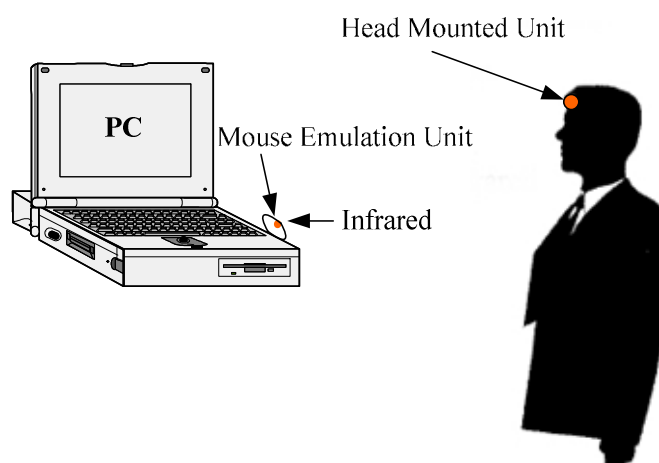


圖 1.6 紅外線頭控搖桿之排列圖 [7]

7. Mapping of Corneal Reflections[8] :

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，共有五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1.7所示，由於在文獻中並未考慮使用者與螢幕間之距離及與攝影機間之距離，因此系統之準確性不足。

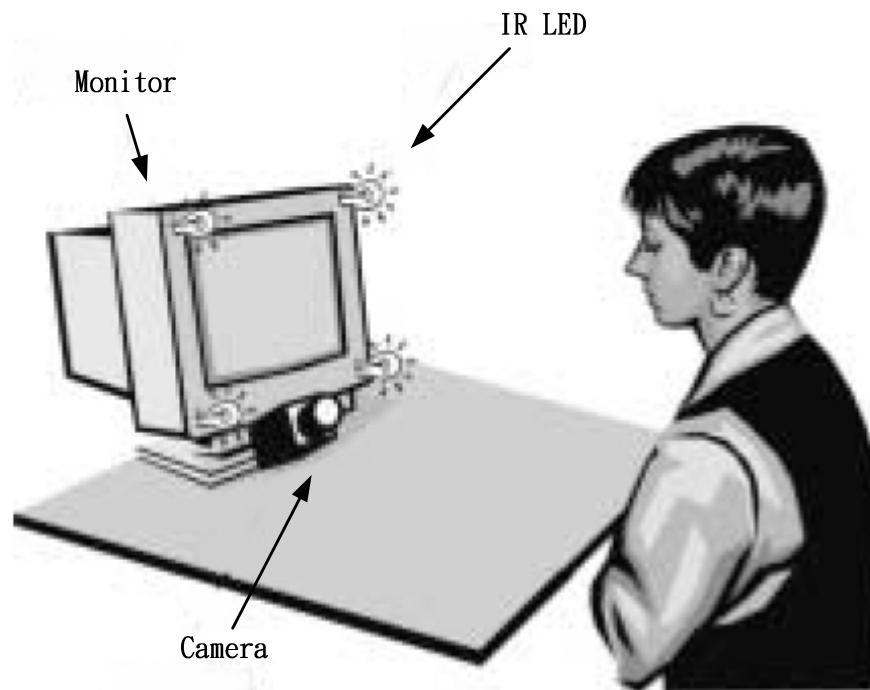


圖 1.7 反射式角膜支架構圖 [8]

8. Visual Tracking of Body Features[9] :

主要由 Camera 擷取身體特徵(像是眼睛、嘴唇、拇指等光量點)之座標影像訊號，此時所得到的座標透過 National Instruments Data Acquisition board 轉換成電壓訊號傳至使用者電腦，再利用來詮釋 Vision computer 所傳送過來的標準訊號，透過 National Instruments Data Acquisition board，使得電壓訊號轉換成螢幕上的滑鼠游標，讓使用者能使用在任何的應用軟體上；追蹤特徵的種類有鼻子追蹤、眼睛追蹤、嘴唇追蹤、拇指追蹤、在暗光處追蹤及多光源點之追蹤；其中鼻子的追蹤效果最好，但不適合頭部劇烈的移動及鼻子快速移動，不然也不能追蹤到；再來是眼睛，因為眼睛不容易擬視於固定方向，所以在追蹤時會有困難，但也是不錯的追蹤特徵；其次是嘴唇，在實驗時也還蠻成功的追蹤；再來為拇指，由於拇指在 Camera 調整焦距為困難的，所以較不好追蹤；在暗光處時之追蹤，作者是採用鼻子當做追蹤工具，所以得到不錯的追蹤效果；而在多光源的追蹤則

是不佳的，因為無法判別哪個光源才是所要追蹤的目標，如圖 1.8 所示。



圖 1.8 追蹤身體特徵光亮點之特徵圖 [9]

第二章 研究理論與方法

2.1 設計之安全考量

2.1.1 雷射及其它光源對人眼之安全考量

a、眼球結構

眼睛是人類身上最為複雜的器官之一，其工作方式和我們一般使用的照相機很相似。其中眼球的虹彩就像光學儀器的光圈，可調整光的入射量。而眼球的水晶體則類似無段變焦透鏡可以聚集光線而由睫狀肌來調整焦距(圖 2.1)。另外，視網膜對接受到的光線起反應，並藉由視神經將視覺感受傳達到大腦[15]。

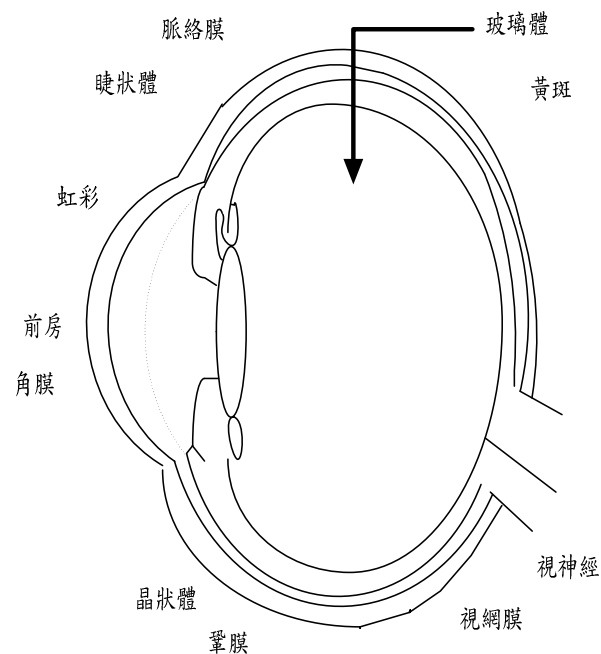


圖 2.1 眼球的構造[15]

眼球

眼球的直徑約 2.5 公分，它的組織結構細微又脆弱，其中眼球壁可分為外層、中層及內層，每層的結構分別為：外層的角膜及鞏膜，中層的虹彩、睫狀體和脈絡膜，以及內層的視網膜。眼球內部可分為前後兩腔，前腔又分為前後二房，內有房水，後腔內為玻璃體，可維持一定的眼壓，防止眼球崩陷。另外眼底是由視神經乳頭、視網膜血管和黃斑組合而成的。

眼球的肌肉組織

眼球可分為內和外在兩部份肌肉，內在的肌肉是虹彩和睫狀肌，其功用是調整瞳孔的大小和水晶體的焦距。而外在的肌肉有六條，可利用這六條的肌肉達到控制眼球的轉動。

鞏膜

鞏膜密度高且強韌，為無彈性的組織。可以使眼球形狀維持外表呈現白色，內面呈棕色，其中還包含血管和神經。另外，鞏膜的前方除了有角膜外，還被一層結膜覆蓋著。

脈絡膜及虹彩

脈絡膜為一柔軟膜層且佈滿著血管，其厚度不定，平均厚度大約為 250 μm 。角膜下為虹彩，形狀似一層彩色環，當光源入射至眼睛時，會依光源的強度達到瞳孔張大或縮小，即輻狀肌肉在光線弱時收縮，以致於使瞳孔變大。而在光線加強時，輻狀肌肉因此鬆弛，且環狀肌肉因而收縮達到使孔徑變小(圖 2.2)。另外，虹彩前後含有彩色細胞層會改變眼睛的顏色[16]。

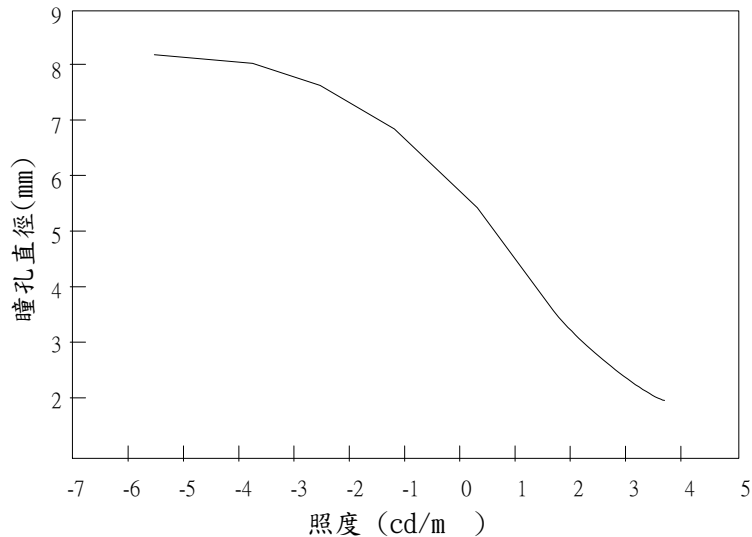


圖 2.2 不同照度下的瞳孔直徑[16]

玻璃體

位在晶狀體和視網膜之間，佔眼球內腔的 4/5，其顏色為透明無色，呈膠狀物，內含水份約 99%，其前面形成窩狀，以接受水晶體。

水晶體

虹彩和瞳孔後方有個像放大鏡的圓盤稱為水晶體，光線進入眼睛時，由水晶體將之折射，使聚集在眼球後方。邊緣的睫狀肌使水晶體鬆弛變厚，可看見近距之物。反之，使其焦距變長，可看見遠方之物[15]。

視網膜

大部分由視神經構成，據估計，人類的網膜約包含了一億三千萬個桿狀細胞及七百萬個錐狀細胞[17]。這兩種細胞在網膜中扮演不同的角色。桿狀細胞在微光或昏暗時發生作用，但卻無法分辨顏色，稱為夜晚視覺。錐狀細胞只在適當光線下作用，卻能明確分辨物體的輪廓及色彩，又叫白天視覺（圖 2.3）[16]。

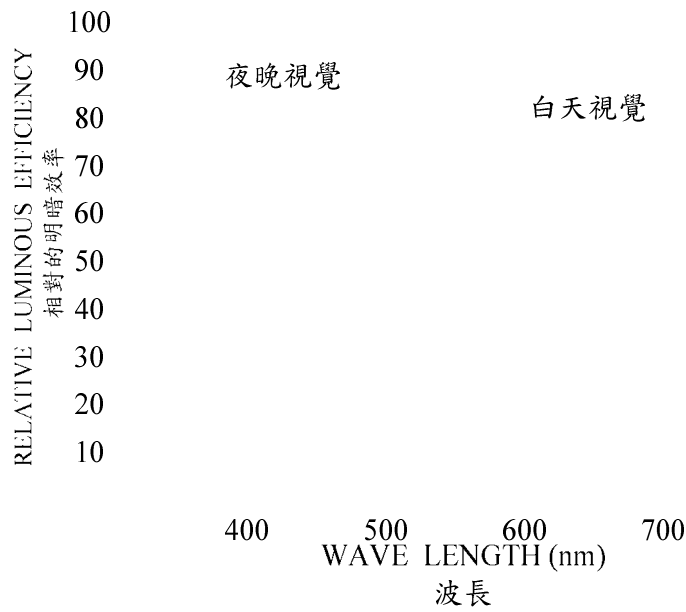


圖 2.3 夜晚視覺與白天視覺的分佈範圍[16]

2.1.2 紅外線對眼球的影響

同一介質對不同波段光源之吸收率並不相同，所造成的傷害也不一樣（圖 2.4），若對眼球照射的曝光量大於某個臨界值，不論哪個波段的光源，都將對眼球造成傷害，因眼球中各介質對不同光源之吸收率及靈敏度都不相同（圖 2.5）[16]。

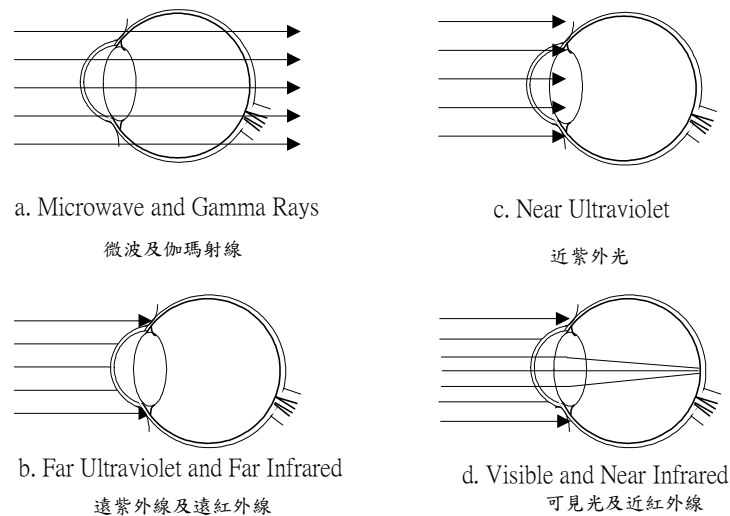


圖 2.4 不同波段的光源及其入射情況

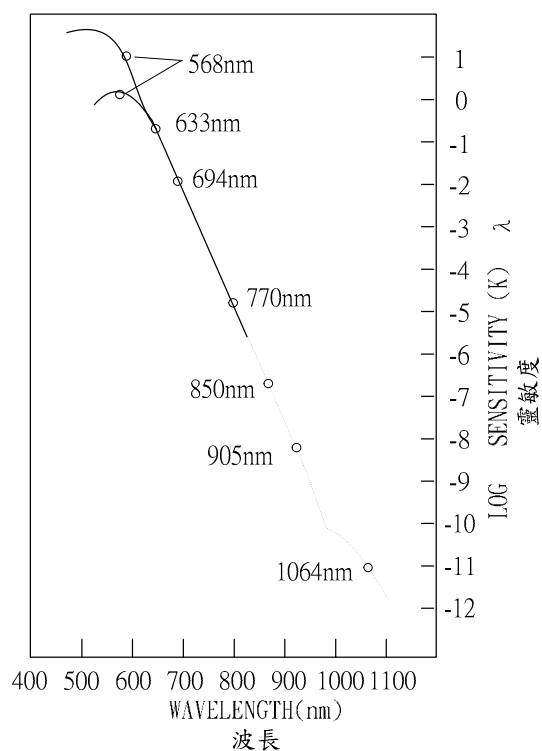


圖 2.5 在不同波長光源下眼睛視覺的靈敏度[16]

大部分討論輻射光對人體影響的研究，都針對雷射光的傷害，雖然雷射光對人體的滲透性弱，但其光束非常集中，單位面積的功率很大，只須在很短的曝光時間內，就會對眼睛造成傷害（表 2.1）[18]。

另外在後述中，探討某些光源對人眼的安全性，需計算雷射光的輸出功率，因為雷射光的功率密度遠大於其它光源的功率密度，因此利用雷射光的功率密度來限制，以確定不會對眼睛造成傷害才可以採用[16]。

表 2.1 國際電器標準會議基準案附記雷射光曝光過多所致病理[18]

雷射種類	曝光量	眼睛	
CO ₂	1000	角膜燒損	
	3.0	前房水混濁	
	2.0	白內障	
	1.4	角膜燒損	
YAG	1.0	白內障	
	0.78	網膜燒損	
氬	0.5	光化學效果，熱效果 所致網膜損傷	
	0.4		
	0.31	光化學效果所致白內障	
	5	0.3	角膜炎
		0.2	

紅外線依其波長分為三帶：IR-A(紅外線 A)波段其波長為 760nm~1400nm，IR-B(紅外線 B)波段其波長為 1.4 μ m~3 μ m，IR-C(紅外線 C)波段其波長為 3 μ m~1mm。在紅外線波段引起的傷害主要是白內障、視網膜和角膜灼傷，以及在低強度光源下熱輻射所產生的熱壓（圖 2.6）。

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	
不利的影響		白內障				白內障		
		紅斑						
					皮膚灼傷帶			

圖 2.6 不同光的波長對眼睛與皮膚造成的傷害[16]

視網膜的傷害

圖 2.7 為視網膜在不同波長光源下的吸收率與傳導率(TRANSMISSION AND ABSORPTION)。在波長 0.4 μ m 到 1.4 μ m 的區間內，視網膜有一定的吸收率，若

曝光量過多，將產生視網膜灼傷，所以又稱為「視網膜傷害區」[16]。

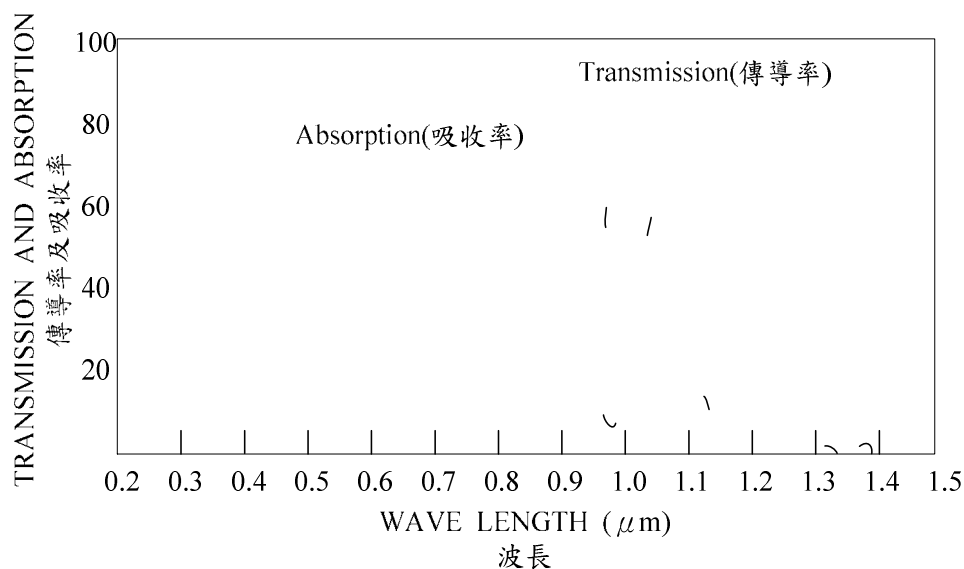


圖 2.7 視網膜在不同波長光源下的吸收率與傳導率[16]

角膜的傷害

角膜在 IR-A(紅外線 A)波段 ($<1.4\mu\text{m}$) 的紅外線區段內吸收率很低，波長接近 $1.4\mu\text{m}$ 時 (IR-B 紅外線 B 及 IR-C 紅外線 C 波段)，角膜對光的吸收性變大。角膜和房水會吸收照射於眼睛內的輻射熱能，若曝光量過大就會產生灼傷[16]。另外，角膜對溫度相當敏感，高功率的紅外線會引起眼睛劇烈的疼痛感。

白內障發生的原因

在高功率的光源短時間曝光時，虹膜傳導的熱能是白內障致病的主因，至於在低能量光源長時間曝光時，由於水晶體直接吸收熱能，而引發白內障的病變。

2.1.3 安全基本考量

本研究採用紅外線波段的光來做為光源，以方便抓到眼球位置，因此對於人體傷害相關的光標準，必須要有所了解。一般較嚴格的光傷害標準，係採用醫用雷射系統的安全限制。由於雷射的高聚光性，造成高密度的光功率密度，對人體的傷害最大，因此本系統對近紅外光的光功率的安全考量，係根據醫用雷射的安全標準，來推導出紅外光 LED 光源對眼睛的安全限制，以找出適當的光量強度上限。

一般醫用雷射的安全標準係根據 ANSI(美國國家標準協會)所定之 Z-136.1 雷射使用安全標準。此等安全標準將各種雷射或用雷射的機器所放射的能量光強度分為四種類[16]：

表 2.2 醫用雷射安全標準 Z-136.1 分類[16]

第一級	非危險性的雷射或雷射系統
第二級	低輸入可見光的連續振盪或 高速脈衝的雷射或雷射系統
第三級	中輸出雷射或雷射系統
第四級	高輸出雷射或雷射系統

表 2.2 為醫用雷射安全標準 Z-136.1 的分類，其是以雷射光的輸出功率的大小分為四類：

第一級：非危險性(Exempt)雷射光或雷射光系統。此等級的雷射光可以正常使用，不會對眼睛或皮膚造成傷害，一般使用於印表機、掃瞄器或醫用的血液測量等。

第二級：低強度可見光(連續波)或高脈波頻雷射及雷射系統。一般可見光雷

射光直接照射眼睛時，人類本能的反應足以防止連續而直接對光之觀視，而此等級的雷射光在短暫時間內觀視後，不會產生足以對網膜造成傷害之可見光雷射。但是此等雷射光在長時間、直接之光束間觀視情況下，可能具有危險性。此等雷射光分類，並無紅外線波段的規定。

第三級之分類為中等強度雷射光，其可再細分為兩類：

第三級(A)：在正常情況下，此等雷射光對不直接觀視未保護之眼睛不至於造成傷害，但在其聚集及經由光學眼鏡(如雙目鏡)觀視之後，亦可能對眼睛造成傷害。

第三級(B)：其餘三A的的中等強度的雷射光，都屬於此等級雷射光。此雷射光通常不致於產生有害之擴散反射或造成火災之雷射光。

第四級：屬於高強度雷射光及雷射系統，此雷射光足以造成一擴散反射傷害或釀成火災之雷射或雷射光系統。

表 2.3 醫用雷射標準的安全分類 [16]

第一級	雷射輸出功率不能大於眼睛最大容許照射功率
第二級	可見光雷射光輸出功率 1mW 以上
第三級 A	雷射光束輸出功率 5mW 以上
第三級 B	雷射光束輸出功率 0.5mW 以下
第四級	雷射光束輸出功率大於 0.5W 以上

醫用雷射安全標準 Z-136.1 的安全分類，在表 2.3 列出各等級的雷射光輸出功率的限制值。在其中第一級安全分類為眼睛可直接觀視，不會對眼睛造成傷害，其雷射輸出功率不能大於眼睛最大容許照射功率(Maximum Permissible Exposure, MPE)的限制，其相關的波長 MPE 則收錄於表 2.4。

本系統的設計是直接將紅外線 LED 照射在眼球表面，在上一節中知此波段的光會影響眼睛組織，因此必須對紅外線 LED 的功率作一限制，以確保眼睛不會受到紅外線光的影響。所以我們以 Z-136.1 的第一級雷射光的功率限制，不會對眼睛造成傷害的安全標準，來推導出紅外線光 LED 光功率對眼睛的安全限制值。

根據表 2.4 的眼睛最大容許照射功率(Maximum Permissible Exposure, MPE)的限制值，如表 2.4 所示：

表 2.4 雷射光直接照射眼球的曝光量限制

光譜的分類	波長	曝光時間 t (Seconds)	曝光限制
Light	400nm~700nm	$10^{-9} \sim 1.8 \times 10^{-5}$	$5 \times 10^{-7} \text{ J/cm}^2$
	400nm~700nm	$1.8 \times 10^{-5} \sim 10$	$1.8(t/t^{1/4}) \text{ mJ/cm}^2$
	400nm~549nm	10~10000	10 mJ/cm^2
	550nm~700nm	10~T1	$1.8(t/t^{1/4}) \text{ mJ/cm}^2$
	550nm~700nm	T1~10000	$10C_B \text{ mJ/cm}^2$
	400nm~700nm	10000~30000	$C_B \mu \text{ W/cm}^2$
IR-A	700nm~1049nm	$10^{-9} \sim 1.8 \times 10^{-5}$	$5C_A \times 10^{-7} \text{ J/cm}^2$
	700nm~1049nm	$1.8 \times 10^{-5} \sim 1000$	$1.8C_A(t/t^{1/4}) \text{ mJ/cm}^2$
	1050nm~1400nm	$10^{-9} \sim 10^{-4}$	$5 \times 10^{-6} \text{ J/cm}^2$
	1050nm~1400nm	$10^{-4} \sim 1000$	$9(t/t^{1/4}) \text{ mJ/cm}^2$
IR-B&C	700nm~1400nm	1000~30000	$320C_A \mu \text{ W/cm}^2$
	$1.4 \mu \text{ m} \sim 1000 \mu \text{ m}$	$10^{-9} \sim 10^{-7}$	10^{-2} J/cm^2
	$1.4 \mu \text{ m} \sim 1000 \mu \text{ m}$	$10^{-7} \sim 10$	$0.56(t/t^{1/4}) \text{ J/cm}^2$
	$1.4 \mu \text{ m} \sim 1000 \mu \text{ m}$	10~30000	0.1 W/cm^2

註：

當波長 $\lambda=400\sim 550\text{nm}$ 時， $C_B=1$ ；

當波長 $\lambda=550\sim 700\text{nm}$ 時， $C_B=10[0.015(\lambda-550)]$ ；

當波長 $\lambda=400\sim 550\text{nm}$ 時， $T1=10\text{s}$ ；

當波長 $\lambda=550\sim 700\text{nm}$ 時， $T1=10 \times 10 [0.02(\lambda-550)]$ ；

1ks=16.7 分鐘，500s=8.3 分鐘

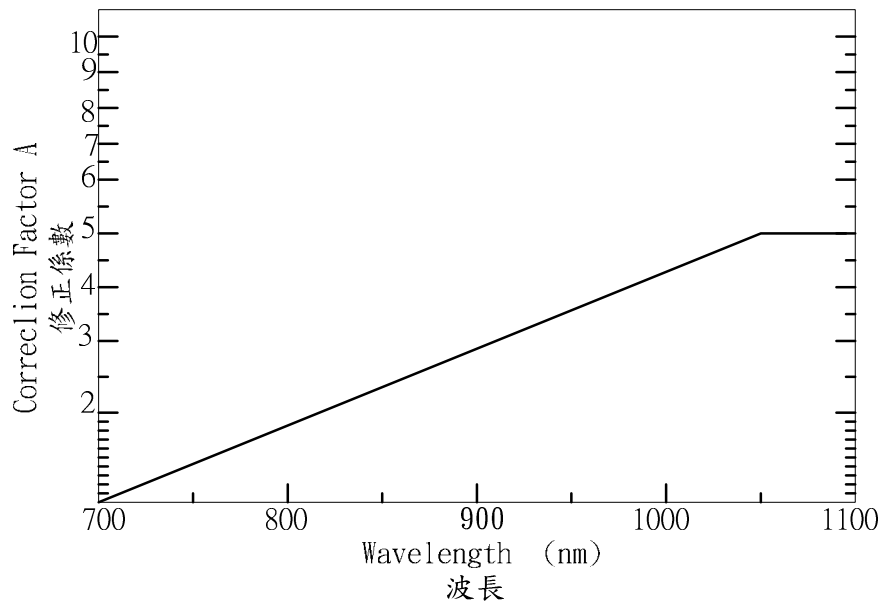


圖 2.8 Correction Factor A(修正係數)和波長關係圖

註：

當波長 $\lambda = 400\sim 700\text{nm}$ 時， $C_A = 1$ ；

當波長在 $700\text{ nm} < \lambda < 1050\text{nm}$ 範圍時， $C_A = 10^{0.002(\lambda-700)}$ (2.1)

當波長在 $1050 < \lambda < 1400\text{nm}$ 範圍時， $C_A = 5$

表 2.5 雷射光反射於眼球的曝光量限制

光譜的分類	波長	曝光時間 t (Seconds)	曝光限制
UV Light	200nm~400nm	$10^{-3}\sim 3\times 10^4$	與表 2.4 同
	400nm~700nm	$10^{-9}\sim 10$	$10t^{1/3}\text{ J}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
	400nm~549nm	$10\sim 10000$	$21\text{ J}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
	550nm~700nm	$10\sim T1$	$3.83(t/t^{1/4})\text{ J}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
IR-A	550nm~700nm	$T1\sim 10000$	$21/C_B\text{ J}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
	400nm~700nm	$10000\sim 30000$	$2.1/C_B\times 10^{-3}\text{ W}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
	700nm~1400nm	$10^{-9}\sim 10$	$10C_A t^{1/3}\text{ J}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
IR-B&C	700nm~1400nm	$10\sim 1000$	$3.83C_A(t/t^{1/4})\text{ J}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
	700nm~1400nm	$10^3\sim 3\times 10^4$	$0.64C_A\text{ W}/(\text{cm}^2\cdot\text{sr})$
IR-B&C	$1.4\mu\text{m}\sim 1\text{mm}$	$10^{-9}\sim 3\times 10^4$	與表 2.4 同

註： C_A ， C_B 和 $T1$ 與表 2.4 同

以紅外線波段 $\lambda=940\text{nm}$ 照射時間 1000s(約 16.7 分鐘)為例,計算所得知 C_A 值與能量密度限制值為:

$$C_A = 10^{0.002(940-700)} = 3.01995$$

但由於紅外光光源由遠處直接照射到眼睛,故使用表 2.5,所以能量密度限制可查表 2.5 可得 2.2 式:

$$\text{能量密度限制} = 1.8 C_A t / \sqrt[4]{t} \quad (2.2)$$

$$= 1.8 \times 3.01995 \times 1000 / \sqrt[4]{1000}$$

$$= 966.66 \text{ mJ/cm}^2$$

$$\text{功率密度限制} = \text{能量密度限制} / \text{時間} \quad (2.3)$$

$$= 966.66 / 1000$$

$$= 0.967 \text{ mW/cm}^2$$

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 的線寬為 50nm,單模態雷射光為 5nm,所以雷射光的功率密度遠大於紅外線 LED 的功率密度,以線寬的規格為例,其紅外線 LED 約為雷射光的 1/10,所以我們以 Z136.1 的第一級雷射光功率限制值的 10 倍,定義紅外光 LED 的光功率限制值,以避免眼睛受到紅外線光的影響。

根據上述計算, $\lambda=940\text{nm}$ 的第一級雷射光功率密度限制值為 0.967mW/cm^2 ,計算得紅外線 LED 的功率密度限制值應為 9.67 mW/cm^2 。我們推算出所需紅外線 LED 的功率輸出值,我們選用 JY-IR940-A 紅外線 LED,其規格如下:

發光波長: 940nm

半功率光輸出功率: 100mW

半功率角: 20°

體積: 5mm 直徑的包裝

工作電壓: 5V

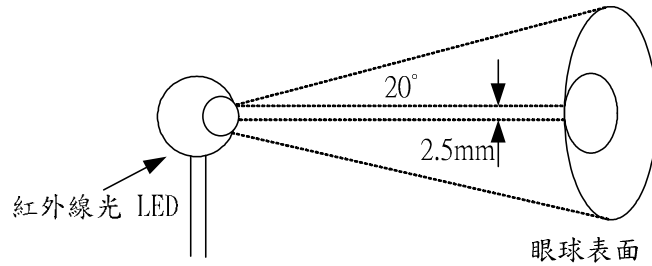


圖 2.9 紅外線 LED 照射於眼球表面上的面積

由於我們的紅外線光源直接照射到眼睛的距離為 300mm 的距離，根據圖 2.9 紅外線 LED 照射面積及距離，我們可以計算出眼球表面的面積為：

$$A = (30 \times \tan 20^\circ + 0.25)^2 \times \pi = 391.91 \text{ cm}^2$$

其中 0.25cm 為 JY-IR940-A 紅外線 LED 之 5mm 包裝之半徑，直射於眼球表面面積之半徑的一部分，而 JY-IR940-A 之規格，其輸出功率最大為 100mW，我們換算照射於眼球表面的紅外線能量密度為：

$$\begin{aligned} \text{功率密度限制} &= \text{輸出功率} / \text{照射面積} & (2.4) \\ &= 100 / 391.91 \\ &= 0.255 \text{ mW} / \text{cm}^2 \end{aligned}$$

因此計算所得的功率密度值 $0.255 \text{ mW} / \text{cm}^2$ 遠小於安全限制的功率密度值 $9.67 \text{ mW} / \text{cm}^2$ ，表示所選擇的紅外線 LED (JY-IR940-A) 輸出功率符合我們的安全限制。但上述的功率密度限制的時間最長為 1000s，約 16.7 分鐘，如果使用時間超過 16.7 分鐘 (1ks)，其時間與功率密度限制的關係，可以依圖 2.10 的曲線來限制。

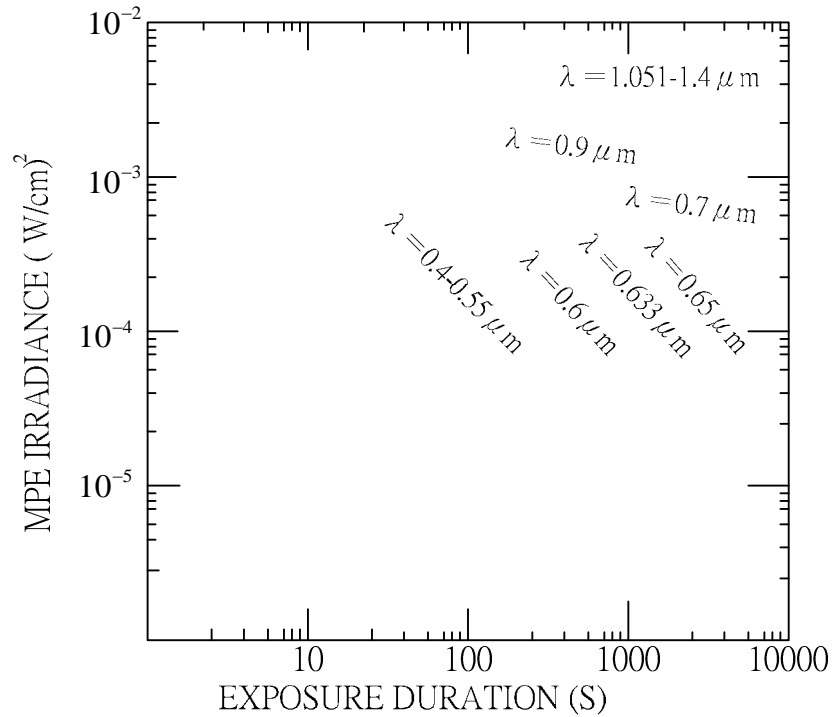


圖 2.10 使用時間與功率密度的限制[16]

由圖 2.10 可看出：照射時間超過 1ks 時， $\lambda=900\text{nm}$ 的第一級紅外線雷射光功率密度限制值幾乎沒有改變，約為 $1\text{mW}/\text{cm}^2$ ，因此照射時間超過 1ks 時，仍使用 $\lambda=940\text{nm}$ 的第一級雷射光功率密度限制值 $0.967\text{mW}/\text{cm}^2$ ，類推之紅外線光 LED 的功率密度限制值仍為 $9.67\text{mW}/\text{cm}^2$ 。通常擺設在紅外線光源與眼睛的距離大於 300mm 的距離，照度的功率密度則變小，因此在考慮其他因素時，紅外線光源對眼睛的影響則更小。

另外，在此加以討論反射式光源的眼控系統，如圖 2.11 所示

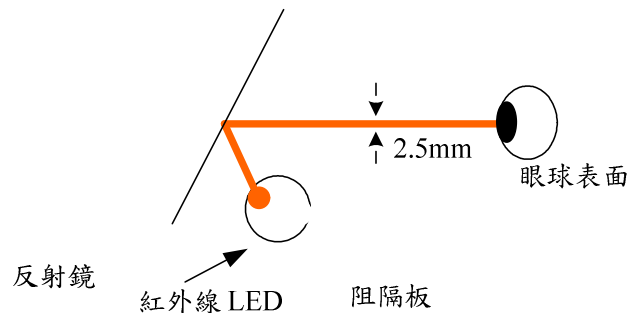


圖 2.11 紅外線 LED 反射於眼球表面上的面積

紅外線光源是利用反射鏡來照射到眼睛，故使用表 2.5，所以能量密度限制可查表 2.5 可得 2.5 式：

$$\begin{aligned} \text{能量密度限制} &= 3.83 C_A t / \sqrt[4]{t} & (2.5) \\ &= 3.83 \times 3.01995 \times 500 / \sqrt[4]{500} \\ &= 1222.998 \text{ mJ/cm}^2 \end{aligned}$$

根據 2.3 式，可得功率密度限制 = 2.446 mW/cm²。以 Z136.1 的第一級雷射光功率限制值的 10 倍，定義紅外線 LED 的光功率限制值，以避免眼睛受到紅外線的影響；根據上述計算，λ=940nm 的第一級雷射光功率密度限制值為 2.446 mW/cm²，計算得紅外線 LED 的功率密度限制值應為 24.46 mW/cm²。

由於我們的紅外線光源經由反射鏡在照射到眼睛的距離為 60mm 的距離，根據圖 2.11 紅外線光 LED 照射面積及距離，我們可以計算出眼球表面的面積為：

$$A = (6 \times \tan 20^\circ + 0.25)^2 \times \pi = 18.61 \text{ cm}^2$$

其中 0.25cm 為 JY-IR940-A 紅外線 LED 之 5mm 包裝之半徑，反射於眼球表面面積之半徑的一部分，而 JY-IR940-A 照射於眼球表面的紅外線光能量密度為 5.37mW/cm²，因此計算所得的功率密度值 5.37mW/cm² 遠小於安全限制的功率密度值 24.46 mW/cm²，表示所選擇的紅外線 LED(JY-IR940-A)輸出功率符合我們的安全限制，但上述的功率密度限制的時間最長為 500s，約 8.3 分鐘，如果使用時間超過 16.7 分鐘(1ks)，其時間與功率密度限制的關係，可以依圖 2.10 的曲線來限制。

由圖 2.10 可看出：照射時間超過 1ks 時，λ=900nm 的第一級紅外線雷射光功率密度限制值幾乎沒有改變，約為 1mW/cm²，因此照射時間超過 1ks 時，仍使用 λ=940nm 的第一級雷射光功率密度限制值 2.446 mW/cm²，類推之紅外線 LED 的功率密度限制值仍為 24.46 mW/cm²。通常擺設在紅外線光源與眼睛的距

離大於 60mm 的距離，照度的功率密度則變小，因此在考慮其他因素時，紅外線光源對眼睛的影響則更小。

2.2 理論基礎

首先我們先了解國內外目前之眼球追蹤技術的研究狀況之外，我們也將探討眼球之結構及其運動機制，以作為系統架構設計的參考，另外也考慮紅外線光源對眼睛的影響，並且量測在使用此系統期間眼睛疲勞狀態，以保護眼球的安全。本實驗室與先前所研發之瞳位追蹤系統，系統硬體將與先前架構不同，將不再採用原來之頭戴式眼鏡，而成為開放式的追瞳系統，CCD 也由原先架設於頭戴式眼鏡之下方的 PC CAMERA 改為遠取像方式，此方式為架設紅外線 CCD 於螢幕下方，以研究遠距離取像的效果，如圖 2.12 所示。

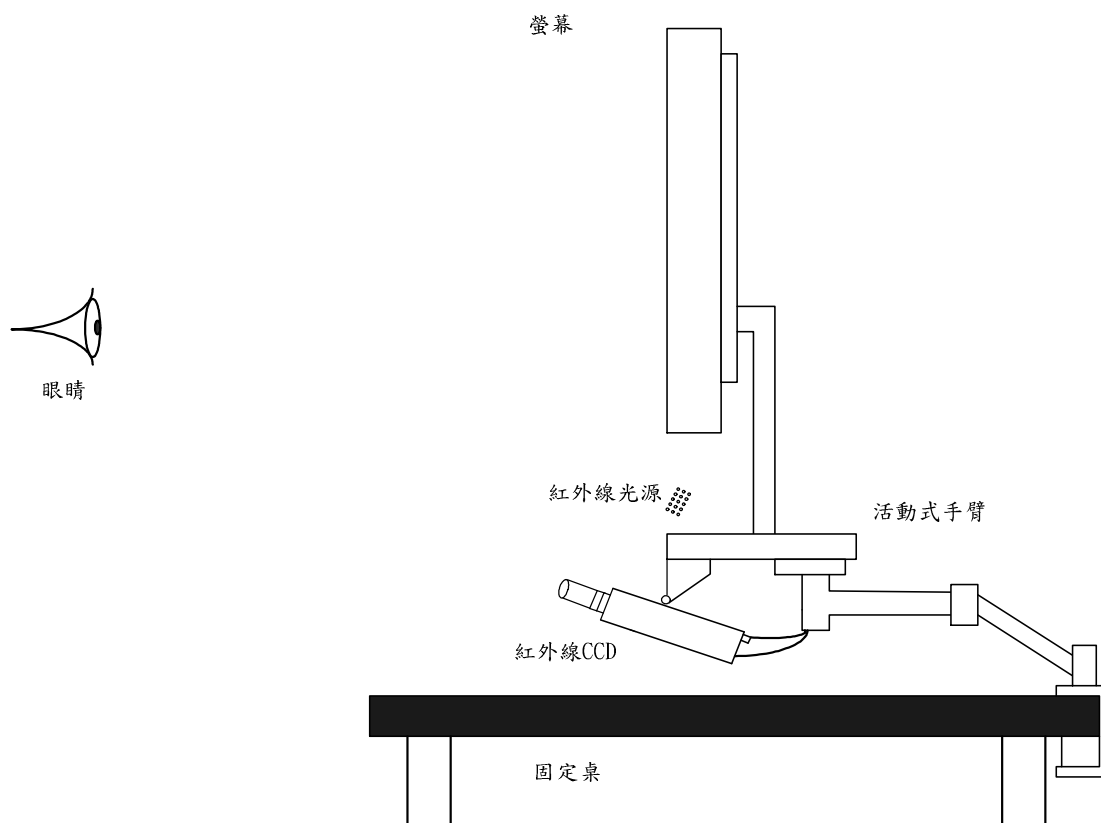


圖 2.12 遠距離取像之追瞳器

另外，除了開發出遠距離之追瞳器，也將本實驗室的追瞳器，把之前的可見光光源捨去，架設紅外線光源於近距離的追瞳器上，如圖 2.13。

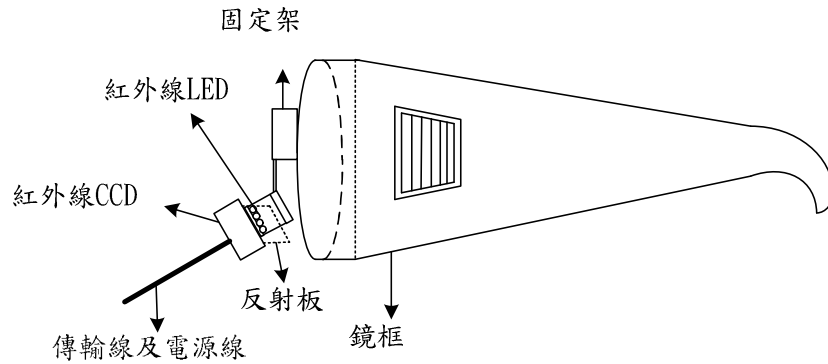


圖 2.13 近距離取像之追瞳器

2.2.1 二值化最佳臨界值方法

$$\text{二值化影像的定義：} g(i, j) = \begin{cases} 255, & f(i, j) > T \\ 0, & f(i, j) \leq T \end{cases} \quad (2.6)$$

利用上述二值化定義，我們可以求適當之臨界值，當灰度值大於臨界值所形成的一個亮點集合，即是我們所搜尋到的光源位置，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亮點。如圖 2.14 所示，



(a) 不受背景光影響



(b) 受背景光影響

圖 2.14 不受背景光影響與受背景光影響之結果

1. 光源中心位置座標計算

我們利用 2.7 式來計算系統搜尋到之光源的中心位置之座標值。

$$(X_c, Y_c) = \left(\frac{1}{K} \sum_1^K X, \frac{1}{K} \sum_1^K Y \right) \quad (2.7)$$

其中，K 為眼球影像經過動態二值化後所擷取到灰度值高於閾值之亮點總數，X 與 Y 為座標值。

常因為背景光之影響而無法很正確地計算出眼球反射光源之中心位置，將會影響眼控系統之穩定性，因此本研究針對此一困難點之改善而使用動態影像搜尋法則 [19]。首先，對輸入之影像調整適當之二值化臨界值，同時計算眼球光源的中心座標位置，如 2.7 式，接著啟動眼控系統，並以光源亮點的中心座標 (X_c, Y_c) 作為初值，建立一個動態影像搜尋框，假設動態影像搜尋框的 X 軸搜尋範圍為 X_s ，Y 軸搜尋範圍為 Y_s ，則以光源亮點的中心座標為中心，可計算出動態影像搜尋之範圍在 $(X_c \pm X_s, Y_c \pm Y_s)$ 四點之內，當光源移動時，計算出下一次光源中心座標位置 (X_n, Y_n) ：

$$X_n = \frac{1}{n} \sum_{n=(X_c-X_s)}^{X_c+X_s} X \quad (2.8)$$

$$Y_n = \frac{1}{n} \sum_{n=(Y_c-Y_s)}^{Y_c+Y_s} Y \quad (2.9)$$

其中 n 為在動態影像搜尋框之內所搜尋到的亮點個數，X、Y 為座標值。得到下一次之光源中心座標 (X_n, Y_n) 之後，再利用 (X_n, Y_n) 為中心，建立動態影像搜尋框，繼續尋找並計算下一次之光源中心，如此循環不斷，直到動態搜尋框內搜尋到之光源中心為零(即 $X_n = 0$ 且 $Y_n = 0$)，此時表示所搜尋之光源消失或已超出動態搜尋框之搜尋範圍，則系統將重新搜尋光源，等計算出光源中心座標後，才又開始建立動態影像搜尋框，繼續搜尋下一次之光源中心，如此循環不已，圖 2.15 為其整個演算法之流程，因此整個搜尋框之搜尋範圍 (R_{sx}, R_{sy}) ，可以由 2.10 式及 2.11 式表示：

$$R_{sX} \in \begin{cases} (X_0, X_i) & \text{if } X_n = 0 \\ (X_c - X_s, X_c + X_s) & \text{if } X_n \neq 0 \end{cases} \quad (2.10)$$

$$R_{sY} \in \begin{cases} (Y_0, Y_i) & \text{if } Y_n = 0 \\ (Y_c - Y_s, Y_c + Y_s) & \text{if } Y_n \neq 0 \end{cases} \quad (2.11)$$

其中， X_0 、 Y_0 及 X_i 、 Y_i 分別代表初始搜尋範圍之起始點及結束點之 X 與 Y 座標。

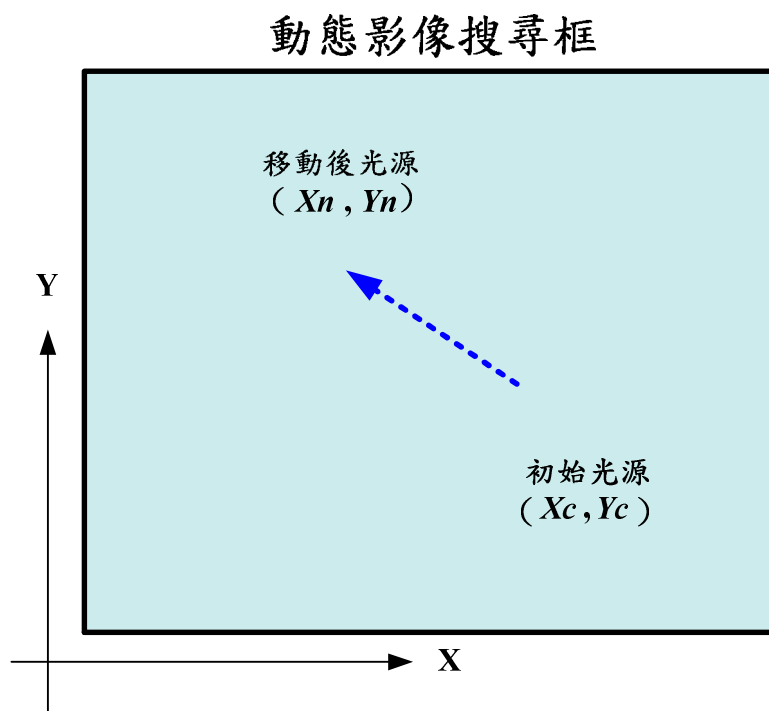


圖 2.15 動態影像搜尋框

圖 2.16 為眼控系統動態影像搜尋法則演算流程圖，加入本演算法，能讓頭控系統得到更好的穩定性。

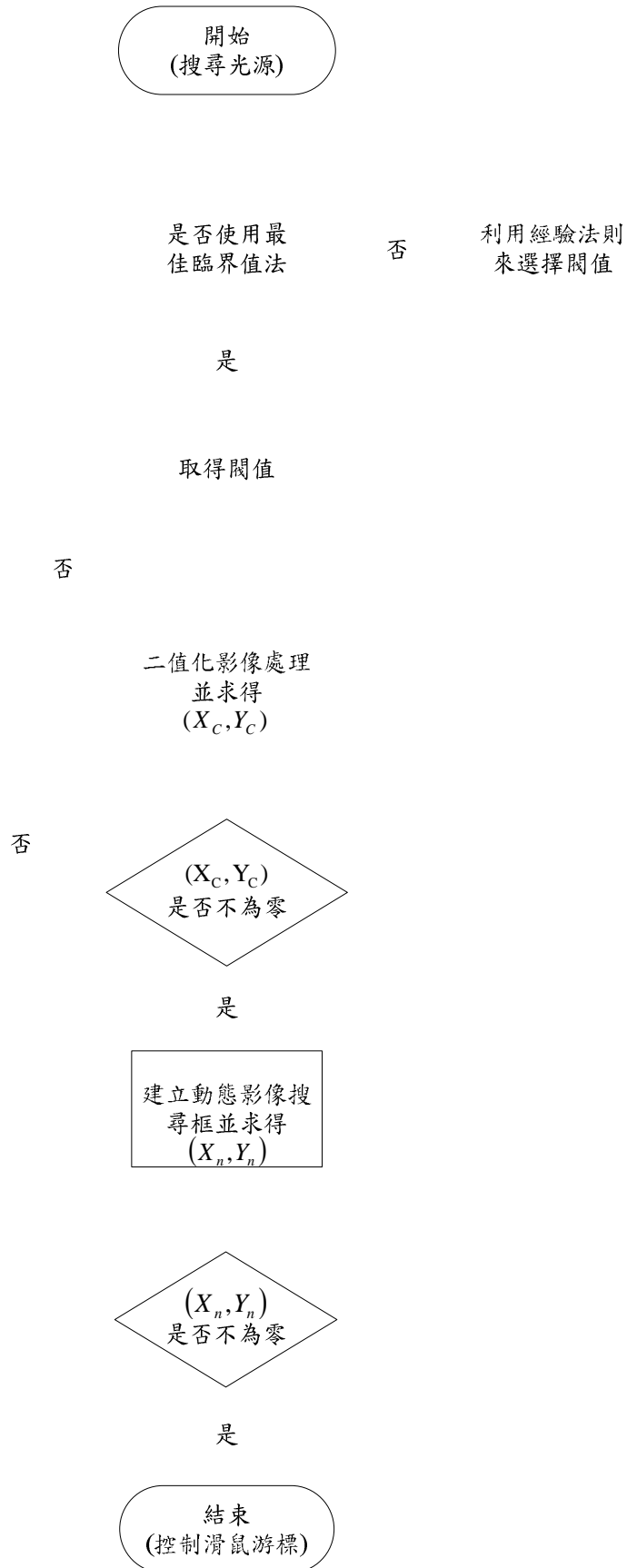


圖 2.16 動態影像搜尋框演算法流程圖

2.2.2 座標轉換

本研究將採用極座標方式來取得眼球的動態位置，利用五點之極座標來找出相對應的螢幕畫面的極座標位置：

首先使用者將眼球凝視於一點 C，映射到我們在螢幕畫面中心點上的極座標相對位置，如圖 2.17 示。當使用者凝視於點 $L_a \angle \theta_a$ ，在螢幕畫面上我們可以獲得極座標位置 $L_1 \angle \theta_1$ ；當使用者凝視於點 $L_b \angle \theta_b$ ，在螢幕畫面上我們可以獲得極座標位置 $L_2 \angle \theta_2$ ；當使用者凝視於點 $L_c \angle \theta_c$ ，在螢幕畫面上我們可以獲得極座標位置 $L_3 \angle \theta_3$ ；當使用者凝視於點 $L_d \angle \theta_d$ ，在螢幕畫面上我們可以獲得極座標位置 $L_4 \angle \theta_4$ ；當使用者凝視於 $L_0 \angle \theta_0$ ，利用上述分類方式，眼睛注視於一點 $L_x \angle \theta_x$ 可被決定出。

舉例說明，如果 $\theta_2 \geq \theta_x \geq \theta_1$ ，凝視點 $L_0 \angle \theta_0$ 可由下面式子計算出結果：

$$\theta_0 = \frac{\theta_x - \theta_1}{\theta_2 - \theta_1} (\theta_b - \theta_a) + \theta_a \quad (2.12)$$

$$L_0 = \left[\frac{(\theta_x - \theta_1)}{(\theta_2 - \theta_1)} \times \frac{L_b}{L_2} + \frac{(\theta_2 - \theta_x)}{(\theta_2 - \theta_1)} \times \frac{L_a}{L_1} \right] \times L_x \quad (2.13)$$

若 $\theta_3 \geq \theta_x \geq \theta_2$ ，凝視點 $L_0 \angle \theta_0$ 可由下面式子計算出結果：

$$\theta_0 = \frac{\theta_x - \theta_2}{\theta_3 - \theta_2} (\theta_b - \theta_a) + \theta_a \quad (2.14)$$

$$L_0 = \left[\frac{(\theta_x - \theta_2)}{(\theta_3 - \theta_2)} \times \frac{L_c}{L_3} + \frac{(\theta_3 - \theta_x)}{(\theta_3 - \theta_2)} \times \frac{L_b}{L_2} \right] \times L_x \quad (2.15)$$

及 $\theta_4 \geq \theta_x \geq \theta_3$ ，凝視點 $L_0 \angle \theta_0$ 可由下面式子計算出結果：

$$\theta_0 = \frac{\theta_x - \theta_3}{\theta_4 - \theta_3} (\theta_b - \theta_a) + \theta_a \quad (2.16)$$

$$L_0 = \left[\frac{(\theta_x - \theta_3)}{(\theta_4 - \theta_3)} \times \frac{L_d}{L_4} + \frac{(\theta_4 - \theta_x)}{(\theta_4 - \theta_3)} \times \frac{L_c}{L_3} \right] \times L_x \quad (2.17)$$

但在 $\theta_1 \geq \theta_x$ 或 $\theta_x \geq \theta_4$ 這兩個例子，我們必須 $\theta_5 = \theta_1 + 2\pi$ ，和凝視點 $L_0 \angle \theta_0$ 由

$$\theta_0 = \frac{\theta_x - \theta_4}{\theta_5 - \theta_4} (2\pi + \theta_a - \theta_d) + \theta_d \quad (2.18)$$

若 $\theta_0 \geq 2\pi$ ，使 $\theta_0 = \theta_0 - 2\pi$

$$L_0 = \left[\frac{(\theta_x - \theta_4)}{(\theta_5 - \theta_4)} \times \frac{L_a}{L_1} + \frac{(\theta_5 - \theta_x)}{(\theta_5 - \theta_4)} \times \frac{L_d}{L_4} \right] \times L_x \quad (2.19)$$

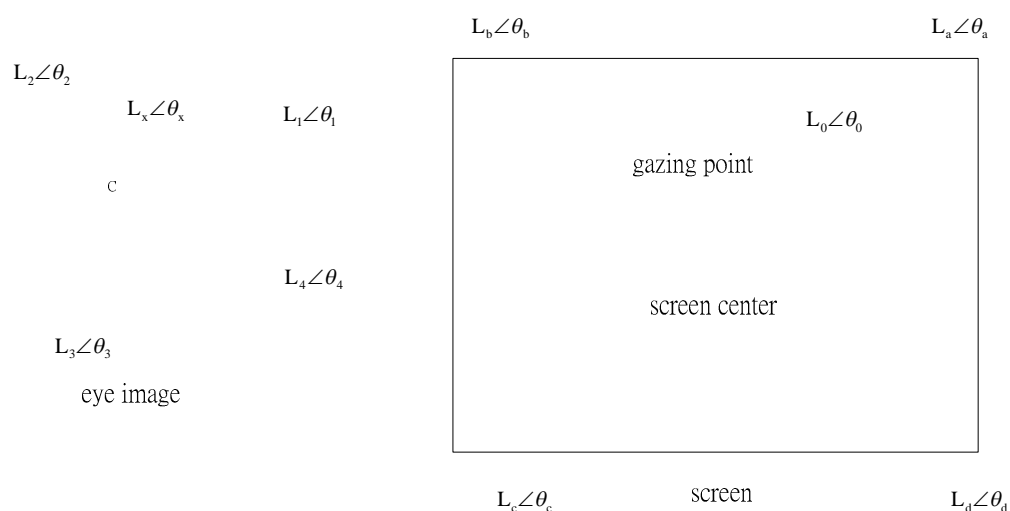


圖 2.17 左圖為眼球極座標映射到右圖之螢幕畫面的極座標位置

2.2.3 成像原理

為取得這五點的位置，我們先讓使用者注視於螢幕畫面之上方、左方、中間、右方及下方，讓紅外線 CCD 攝影機來擷取影像畫面，而眼球之狀態如圖 2.18 所示：



圖 2.18 眼球之狀態上、左、中、右、下

我們利用眼球這五種狀態，配合 2.12 式~2.19 式及圖 2.17，可以知道眼球目前注視於螢幕畫面的一點，我們再配合程式的撰寫，就可以讓使用者使用眼球來控制滑鼠游標的動作；此方法不單只適合應用於遙測型眼控系統，近距離型(配帶 HMD)眼控系統也可以適用，因此，我們可以計算近距離或遠距離時所使用的紅外線 CCD 攝影機所呈現出來之成像大小：

根據透鏡成像圖，如圖 2.19 所示，再由高斯成像公式中，如 2.20 式子所示， f 為焦距， s 為眼睛到透鏡的距離， s' 為像到透鏡距離，我們可以推算出 s' ，假設眼球大小為 15mm，再利用放大率公式，則可以推算出眼球折射後眼球成像之大小，表 2.6 則為近距離透鏡成像，將此像之大小在紅外線 CCD 攝影機的晶片上，經由訊號傳輸至 USB 2.0 轉接器上，再將此訊號送至電腦，由螢幕顯示出眼睛的大小。

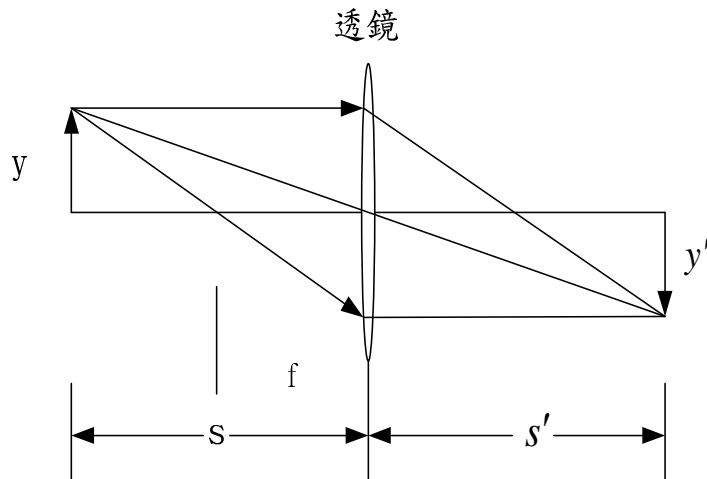


圖 2.19 透鏡成像圖

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{s} + \frac{1}{s'} \quad \text{高斯成像公式} \quad (2.20)$$

$$m = \frac{y'}{y} = -\frac{s'}{s} \quad \text{放大率} \quad (2.21)$$

表 2.6 近距離透鏡成像大小

f(焦距)	5.5	5.5	5.5	5.5	5.5
s(眼睛到透鏡的距離)	30	40	50	60	70
s'(像到透鏡距離)	6.735	6.377	6.18	6.055	5.969
y(眼睛大小)	15	15	15	15	15
y'(折射後成像之大小)	3.368	2.391	1.854	1.514	1.279

(單位:mm)

而在遠距離透鏡成像，採用高倍率鏡頭(5-60mm)，另外再加上一個兩倍鏡，所以在 f(焦距)部分為 240mm，眼睛到透鏡的距離也都至少 400mm~600mm，可以透

過 2.20 及 2.21 兩式大略求出像到透鏡距離及折射後像之大小，如表 2.7 所示

表 2.7 遠距離透鏡成像大小

f(焦距)	240	240	240	240	24
s(眼睛到透鏡的距離)	400	450	500	550	600
s'(像到透鏡距離)	600	514.286	461.538	425.806	400
y(眼睛大小)	15	15	15	15	15
y'(折射後成像之大小)	22.5	17.143	13.846	11.613	10

(單位:mm)

第三章 遙測型紅外線眼控人機介面系統

本論文中之紅外線眼控系統，搭配駿曜科技公司之紅外線發射器及紅外線 CCD 攝影機，而成為利用眼球動態來控制電腦的人機介面，本章節將介紹之硬體架構與操作上的設計以及影像處理軟體之流程。

3.1 系統硬體設計

遙測型紅外線眼控人機介面之組成包含下面各設備：

- 1.個人電腦一台（CPU：PentiumIV 2.4G，記憶體：512MB，具有 USB 2.0 界面之主機板），用來執行系統之眼控人機介面程式、輔具程式以及其他應用程式等等。
2. 紅外線 CCD 攝影機：由駿曜科技有限公司所生產，用來擷取使用者眼球動態影像，如圖 3.1 所示，型號為 SD-DNCa-C-A01，表 3.1 為紅外線 CCD 攝影機規格表。



圖 3.1 紅外線 CCD 攝影機 (SD-DNCa-C-A01)

表 3.1 紅外線 CCD 攝影機 (SD-DNCa-C-A01) 規格表

影像擷取元件	SONY 1/3" IT super HAD CCD sensor
像素	HXV=768X494
解析度	480 TV Lines
最低照度	0.2ULX /F1.2
視訊輸出	1Vp-p / 75 Ohms
功率消耗	AC110V / 200mA
操作溫度	-10°C ~ 50°C
尺寸	(LXWXH) = (120 X 58 X 48)

3. 紅外線發射器：由駿曜科技有限公司所生產，用來提供眼球之反射光源，紅外線波段為 940nm，如圖 3.2。



圖 3.2 紅外線發射器

- 訊號轉換器：由捷創光電股份有限公司所生產，用來將紅外線 CCD 攝影機之 AV 訊號轉換成 USB 2.0 訊號之轉換器，如圖 3.3。



圖 3.3 訊號轉換器

- 影像處理軟體：Borland C++ Builder 6.0。
- 移動式系統架構平台：由運動神經元疾病病友協會副會長劉延鑫先生的幫忙下，協助開發此系統平台，如圖 3.4 所示，其中，架設液晶螢幕及紅外線輔助光源的活動支架，如圖 3.5 所示，利用活動型支架，可讓每位使用者可以任意調整至使用者習慣的角度。



圖 3.4 移動式系統架構平台



圖 3.5 活動型支架

在前期瞳位追蹤相關研究上，已經將系統成功轉換成 USB 2.0 的介面，提高了眼球影像系統的便利性，但在多次參展及測試過後，發現讓使用者配戴著鏡架式的瞳位追蹤系統，具有不舒服等現象，因此在本系統特別針對使用者的便利性，讓使用者可以不用配戴任何的配備，也可以來使用眼控系統，因此設計了這一套的眼控系統。

3.2 系統架構

圖 3.6 為本論文所開發之“遙測型紅外線眼控人機介面”，以紅外線投射器作為輔助的光源，透過紅外線 CCD 攝影機，將眼球動態擷取影像，傳至電腦，透過 Borland C++ Builder 6.0 所撰寫的影像處理程式，來控制電腦滑鼠；其中紅外線投射器之紅外線波段為 940 nm，而紅外線 CCD 攝影機需具有能接收 940 nm 波段的濾片，再由 AV 訊號轉換成 USB 2.0 訊號轉換器，最後傳至電腦，讓使用者不用配戴任何輔助工具即可輕鬆使用遙測型紅外線眼控人機介面系統。



圖 3.6 遙測型紅外線眼控人機介面系統實際操作圖

3.3 系統操作流程

首先開始初始設定，“遙測型紅外線眼控人機介面系統”之畫面解析度需求為 800×600 像素，圖 3.7 為本系統之主畫面，此視窗中，中間為主要擷取畫面視窗，畫面解析度為 400×300 像素，在本系統中在設定方面朝向簡單方便為原

則，故只有在左上方有一設定滑鼠的執行速度快慢之選項，使用者只要將頭部固定不動，從本系統之畫面進入後，可以看到眼球的影像，此時需要請另一位人員來輔助調整紅外線 CCD 攝影機及紅外線投射器的角度，以及調整紅外線 CCD 攝影機之鏡頭光圈，使眼球能在畫面的中央位置，而閾值可以依環境不同而做調整，讓系統能夠自動鎖定住眼球反射點的光源，並在反射點上標記上十字，完成初步的調整之動作。由於本套系統是為了讓病友們能夠在最簡便的方式來使用眼控系統，所以介面上不需要太複雜，本系統也將校正部分簡化在程式中，使用者則不需要再經由校正後進入本系統，一樣可以精確的來控制滑鼠游標。



圖 3.7 遙測型紅外線眼控人機介面系統之初始畫面

調整完後進入啟動眼控，畫面則自動最小化在工作列上，此時會出現應用程式的畫面，如圖 3.8 所示，此時視窗上的滑鼠游標則由眼球動態來控制，點選方式則由使用者在欲選擇按鈕或選項上停留一秒鐘，或者更短的時間，則系統視為

選取該選項並自動點選，而點選時間長短可以由使用者之習慣來做調整；在眼控系統之應用程式中，前後開發了許多種功能，如使用者(病友)與外界溝通的簡單介面：打字且可以發音之溝通介面程式，如圖 3.9 所示；也可以讓使用者輕鬆一下，如眼控射擊遊戲，使用者可以利用眼球動態瞄準飛行物，並停頓一秒鐘或更短時間射擊，甚至多媒體的點選，也可以運用在網頁瀏覽之應用上，由於目前連結網頁都可以用單擊點選，故使用者利用眼球移動滑鼠游標來瀏覽網頁內容，並在不同網頁互相切換，與一般人使用滑鼠效能相近，讓病友們可以輕鬆的操作，並與外界溝通，因此，能直接操控一般可用滑鼠操控之應用程式，讓病友們能夠更便利。



圖 3.8 紅外線眼控系統應用程式畫面

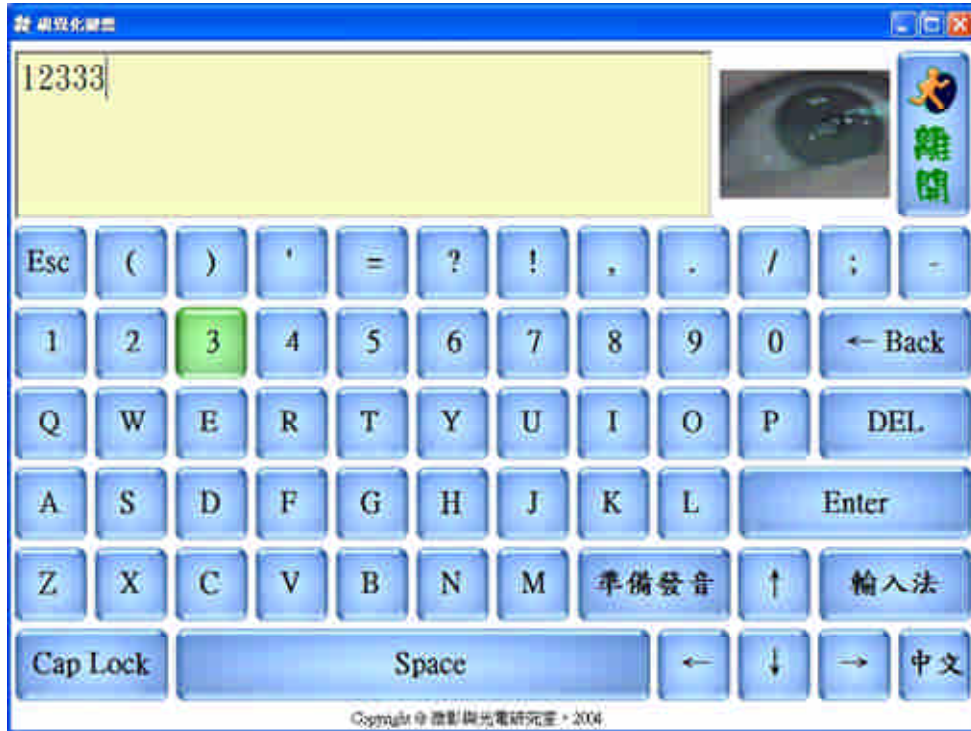


圖 3.9 簡易即時輸入溝通介面

以上的操作方式，利用紅外線眼控系統之演算流程圖可以表示之，如圖 3.10 所示。

紅外線眼控系統之演算流程圖說明如下：從開始啟動程式後，將紅外線輔助光源投射到眼球，在眼球上產生反射亮點，使用紅外線 CCD 攝影機擷取到眼球動態影像，動態視窗大小為 400x300 pixel，眼球的反射亮點的位置大約在動態影像視窗的中央部份，大約在座標為 200x150 pixel 的位置，這是最理想的位置，如果使用者在此位置使用，即可進入眼控系統，那使用者就可以準確的來控制電腦之游標滑鼠。

開始

擷取眼球動態影像
400 × 300 pixel



眼球反射點座標
200 × 150 pixel

眼球反射點是
否為適當位置?

否

是

啟動眼控程式

是

控制滑鼠游標

圖 3.10 紅外線眼控系統演算流程圖

第四章 實驗結果與討論

4.1 紅外線眼控系統效能測試

在本系統中，可以記錄眼球移動位置之軌跡，當我們在使用系統時，需要較高的準確性，本系統所提出的極座標轉換，可以提升系統的穩定性及準確性，為使用者方便操作本系統，將校正部分植入程式語法中，省去校正部分，進入系統則可以不經由校正步驟，進入眼控系統。而在此為做一準確度的測試，觀看螢幕的四個角落方式，測試本系統眼球軌跡座標紀錄之準確度及記錄時間間隔之最短時間。

首先進入系統後，開啟眼球動態影像，使眼球大小與動態影像相同大小，讓眼球在動態影像裡大略的轉動，以不超過動態影像視窗為原則即可，這樣就可以直接進入系統，進而使用眼控系統之相關介面。

我們以圖 4.1 做為眼球瀏覽之樣本圖，樣本圖之影像大小解析度為 800×600 像素，讓測試者能凝視螢幕的四個角落。

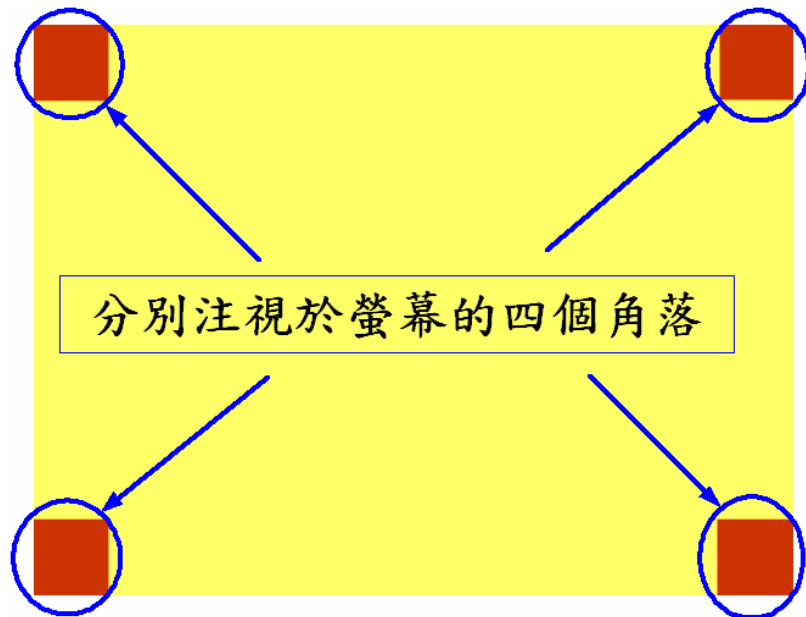


圖 4.1 眼球座標測試示意圖

每次取樣時間各為 30 秒，每次增加一秒鐘內之取樣時間，以便求得系統之最短取樣時間。在本系統中可以將記錄之資料儲存為 Excel 檔案格式，再以 XY 座標分佈圖畫出顯示。

第一次取樣，每筆取樣間隔 1 秒，共 30 筆資料，取得之眼球軌跡座標資料，可以用 Excel 檔案格式，以 XY 座標分佈圖示來看出眼球軌跡座標的所在，如圖 4.2 所示：

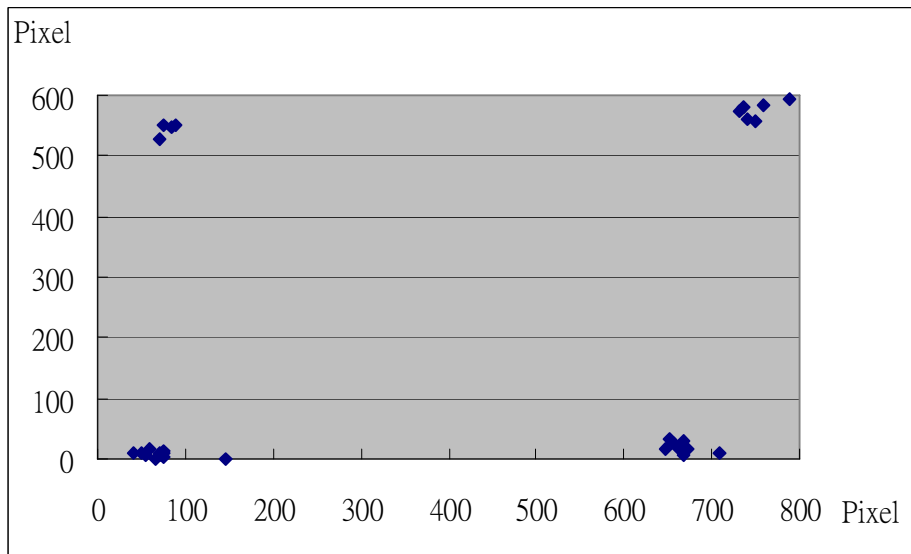


圖 4.2 30 筆眼球軌跡座標分佈圖

第二次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.5 秒，共為 60 筆資料，分佈圖如圖 4.3 所示：

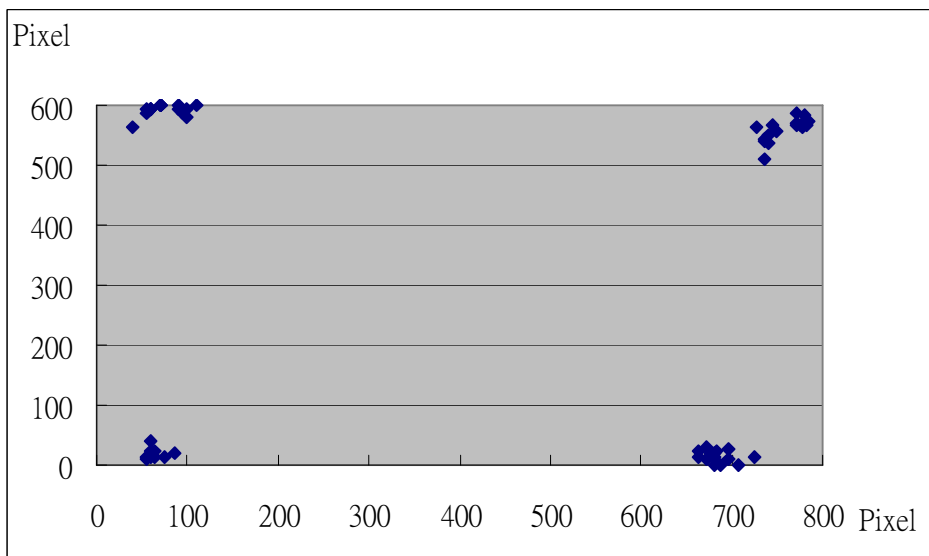


圖 4.3 60 筆眼球軌跡座標分佈圖

第三次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.2 秒，共為 120 筆資料，分佈圖如圖 4.4 所示：

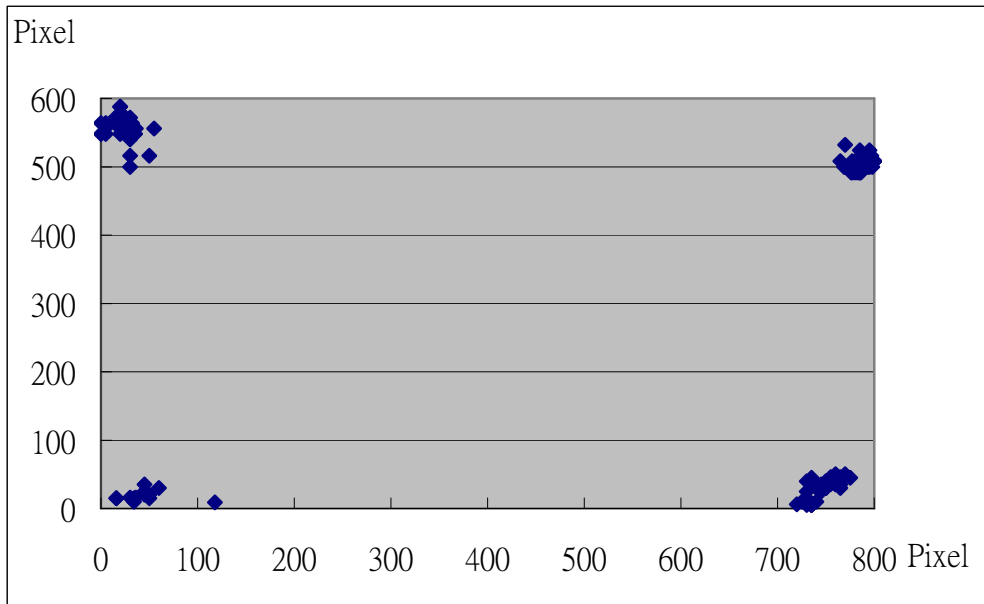


圖 4.4 120 筆眼球軌跡座標分佈圖

第四次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.125 秒，共為 240 筆資料，分佈圖如圖 4.5 所示：

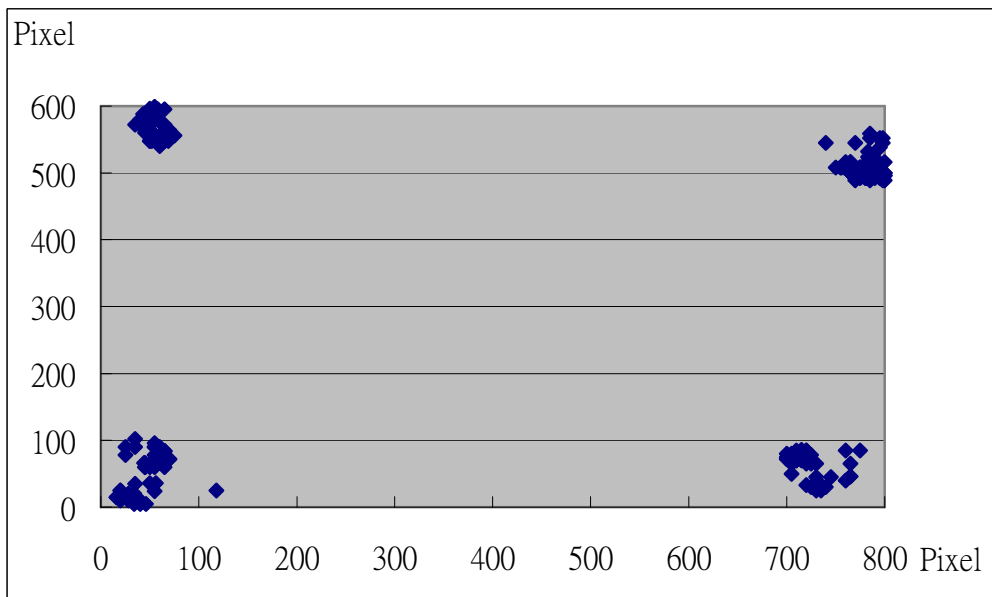


圖 4.5 240 筆眼球軌跡座標分佈圖

第五次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，共為 300 筆資料，分佈圖如圖 4.6 所示：

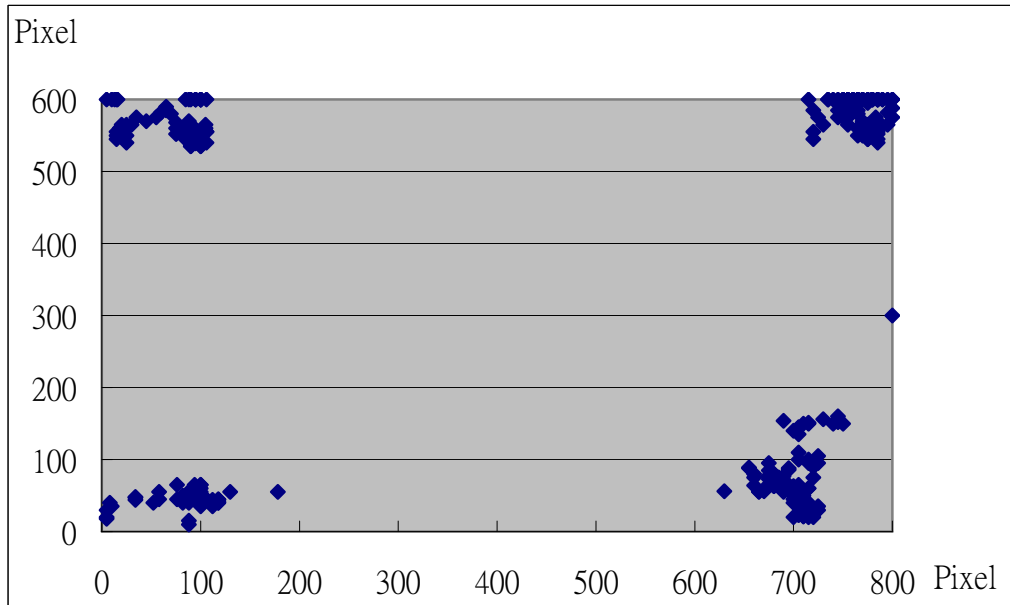


圖 4.6 300 筆眼球軌跡座標分佈圖

第六次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.08 秒，共為 375 筆資料，分佈圖如圖 4.7 所示：

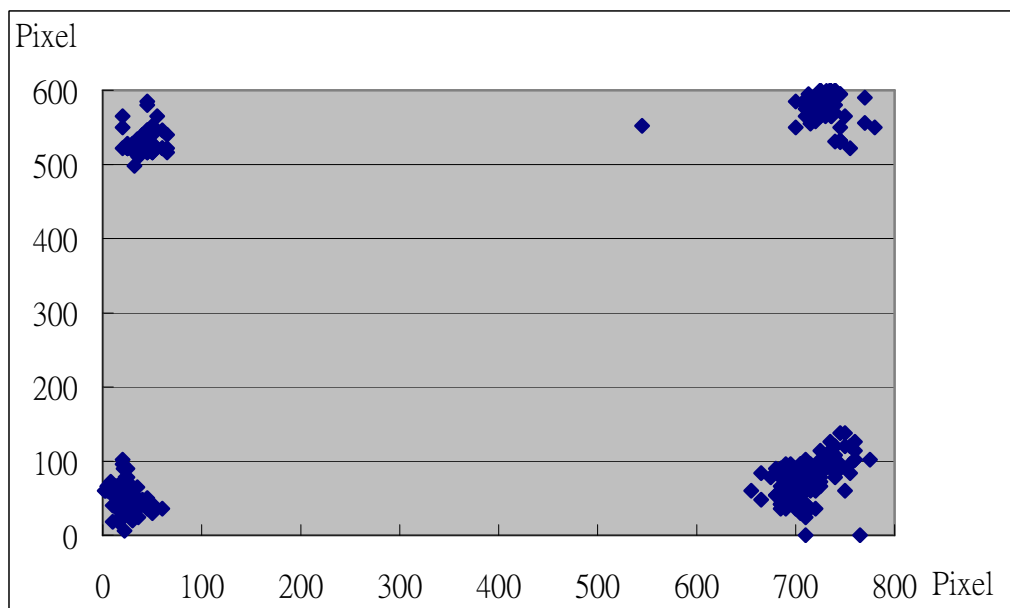


圖 4.7 375 筆眼球軌跡座標分佈圖

第七次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.06 秒，共為 500 筆資料，分佈圖如圖 4.8 所示：

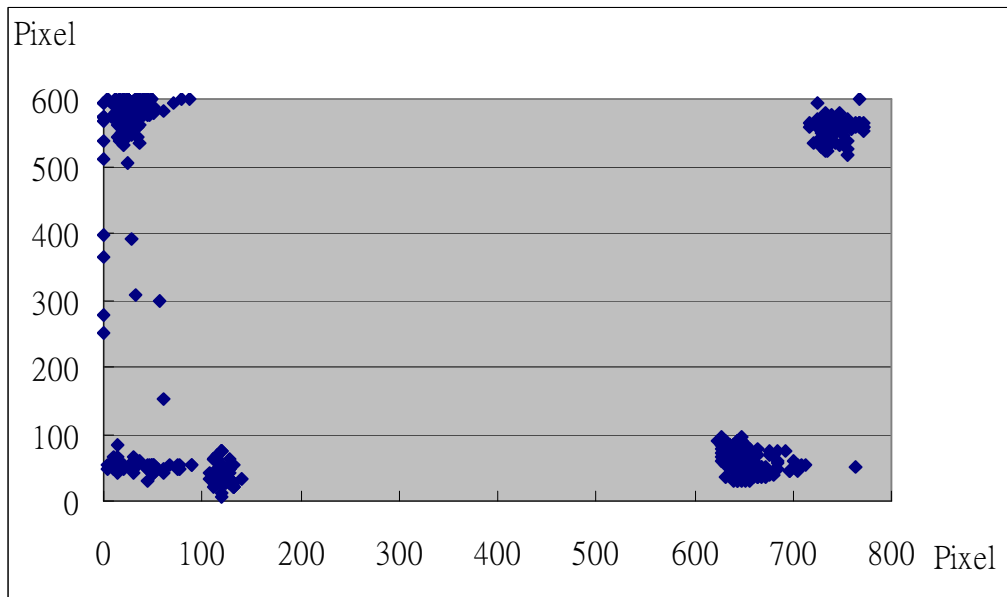


圖 4.8 500 筆眼球軌跡座標分佈圖

第八次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.05 秒，共為 600 筆資料，分佈圖如圖 4.9 所示：

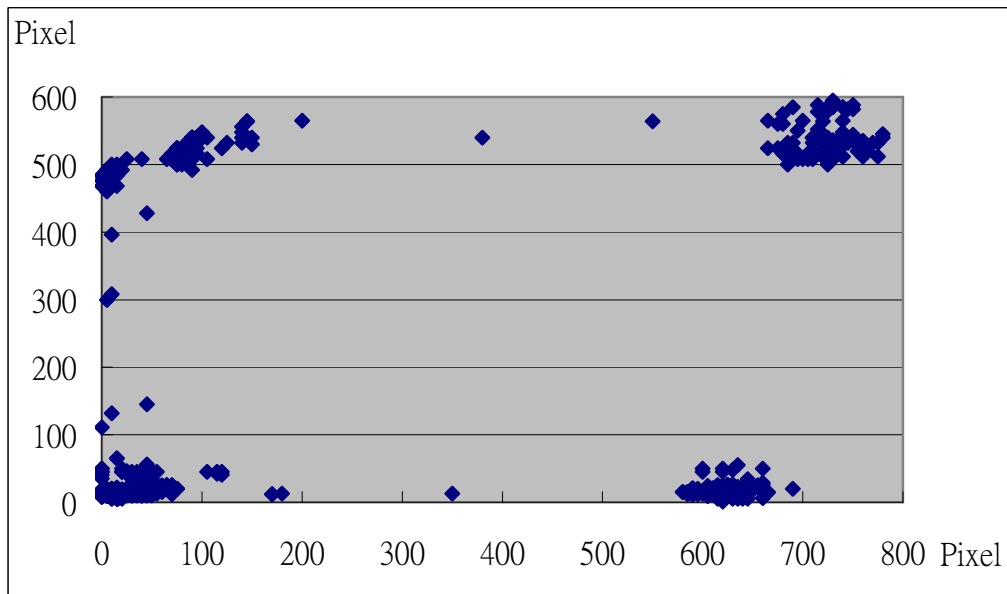


圖 4.9 600 筆眼球軌跡座標分佈圖

第九次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.04 秒，共為 750 筆資料，分佈圖如圖 4.10 所示：

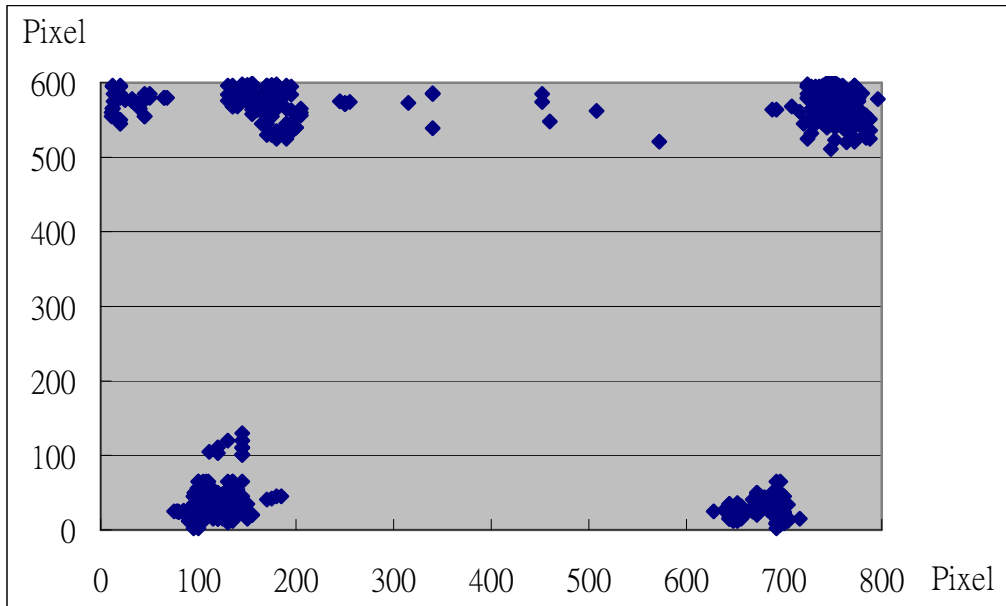


圖 4.10 750 筆眼球軌跡座標分佈圖

第十次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.03 秒，共為 1000 筆資料，分佈圖如圖 4.11 所示：

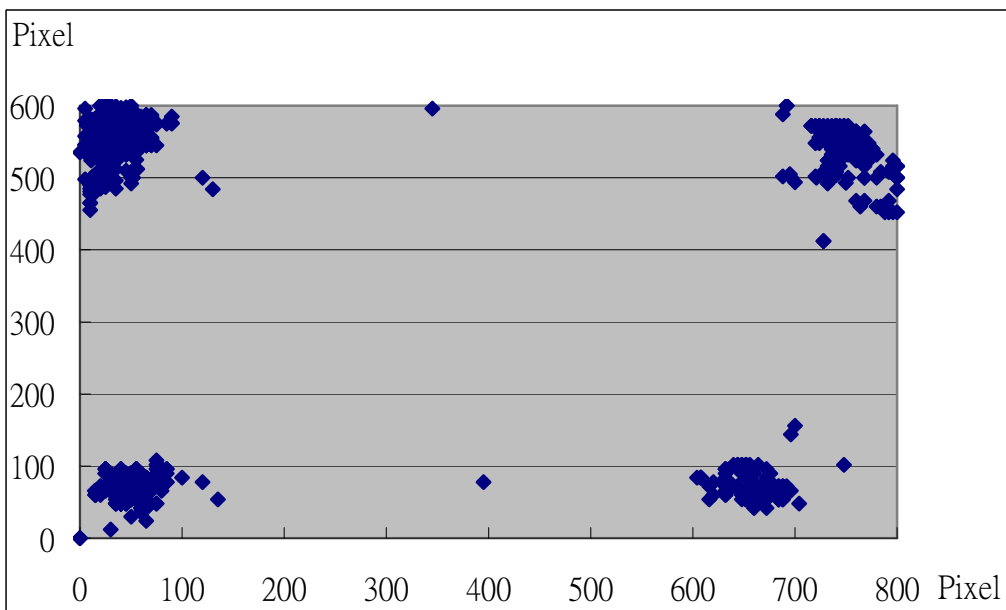


圖 4.11 1000 筆眼球軌跡座標分佈圖

在以上十次測試中，在第十次時，發現顯示出來的眼球座標位置與我們所看到的位置並未一致，由於我們使用 S928 轉換器（AV 訊號轉換為 USB2.0），每秒可達 30 張的畫面，在前九次，每次記錄皆為 25 張畫面以下，所以此時系統皆為正常，但在第十次的時候，系統必須每秒要擷取 35 張的畫面，由於硬體並不支援較高的取樣張數，所以在第十次時系統已經呈現不穩定的現在，由此可見，利用傳統的 CCD 攝影機，可以不用影像擷取卡，利用 S928 轉換器至少可以達到每秒 25 張畫面以上的功能，表 4.1 為測試結果之統計表：

表 4.1 眼球軌跡座標記錄測試結果

測試次數	記錄資料筆數	每筆取樣間隔	每秒取樣筆數	系統是否正常
1	30	1	1	是
2	60	0.5	2	是
3	150	0.2	5	是
4	240	0.125	8	是
5	300	0.1	10	是
6	375	0.08	12.5	是
7	500	0.06	16.67	是
8	600	0.05	20	是
9	750	0.04	25	是
10	1000	0.03	33.33	否

4.2 水平凝視能力測試

為了測試受測者觀測畫面時眼睛視線不同位置的凝視能力，分別以水平凝視能力及垂直凝視能力，系統安排亮點每隔 0.1 秒記錄一筆資料，亮點移動時間為 1 秒鐘至 5 秒鐘的時間，此亮點從左邊移動至右邊，亮點大小為 30 個像素的圓形；測試者在動態視窗完成初步動作後，進入系統中水平凝視測試，設定移動時間為 1 秒鐘，每 0.1 秒記錄一筆資料，在座標 (0,300) 的位置開始出現一個亮點，依序從左邊移動到右邊，分別停留 1 秒鐘至 5 秒鐘的時間，總共做五次的測試記錄，我們再將記錄值 Excel 檔案格式，以 XY 座標分佈圖示來看出眼球軌跡座標的所在及凝視的能力。

第一次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間為 1 秒鐘，分佈圖如圖 4.12 所示：

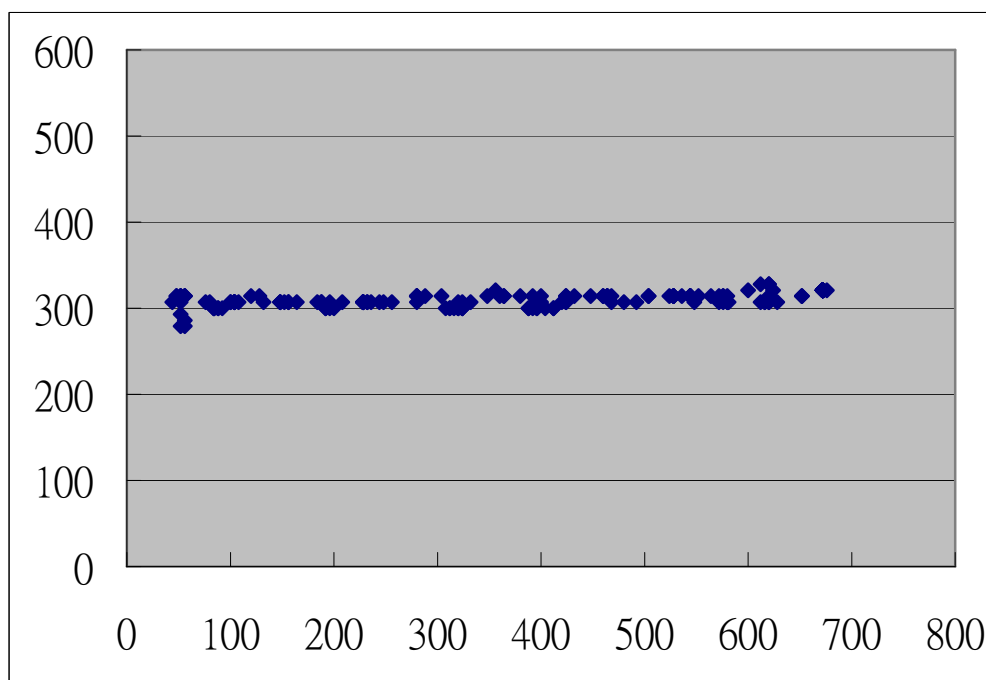


圖 4.12 水平凝視測試，移動時間為 1 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第二次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間為 2 秒鐘，分佈圖

如圖 4.13 所示：

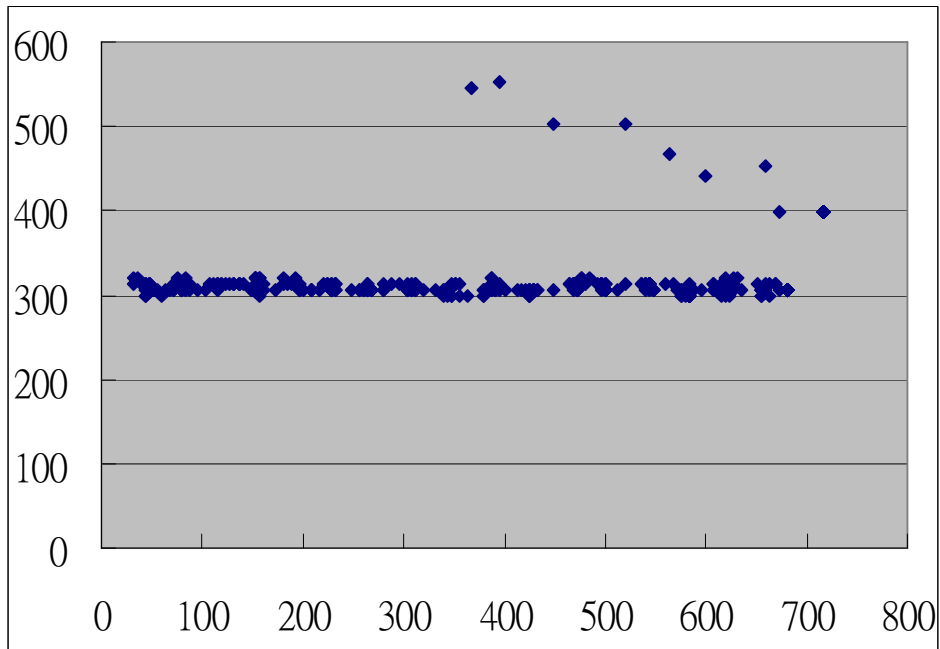


圖 4.13 水平凝視測試，移動時間為 2 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第三次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間為 3 秒鐘，分佈圖

如圖 4.14 所示：

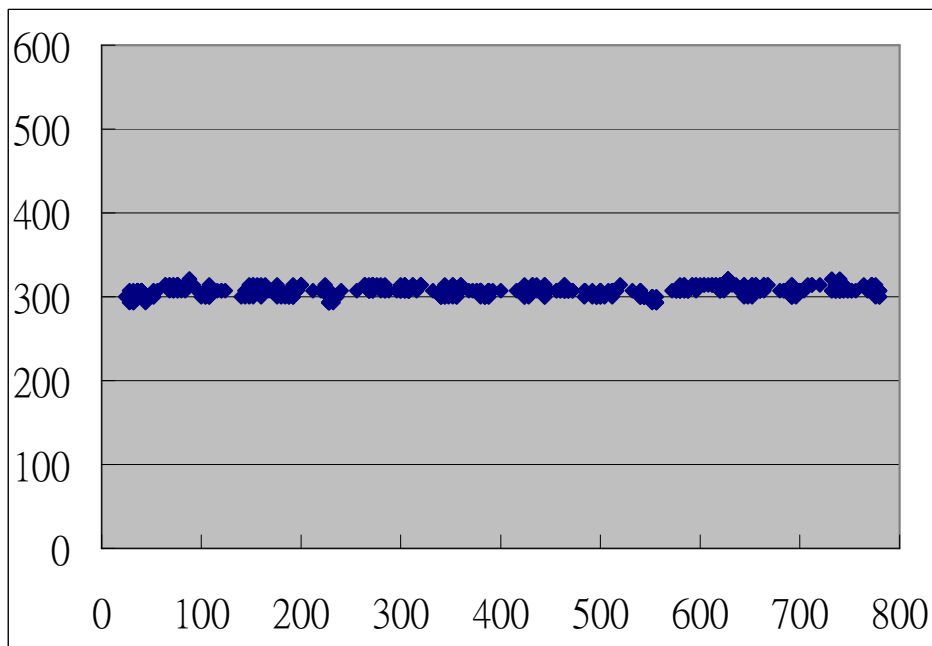


圖 4.14 水平凝視測試，移動時間為 3 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第四次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間為 4 秒鐘，分佈圖

如圖 4.15 所示：

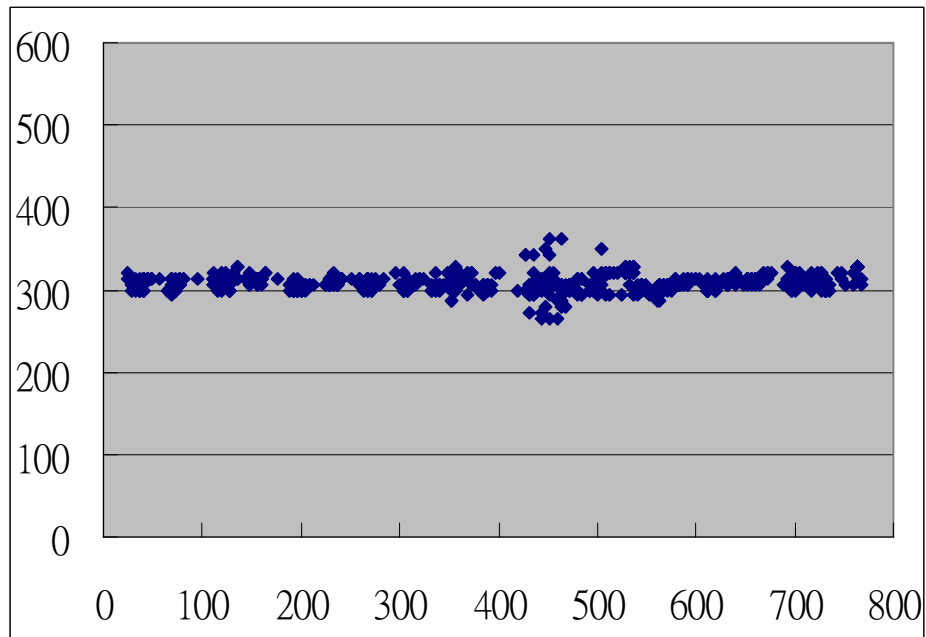


圖 4.15 水平凝視測試，移動時間為 4 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第五次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間為 5 秒鐘，分佈圖

如圖 4.16 所示：

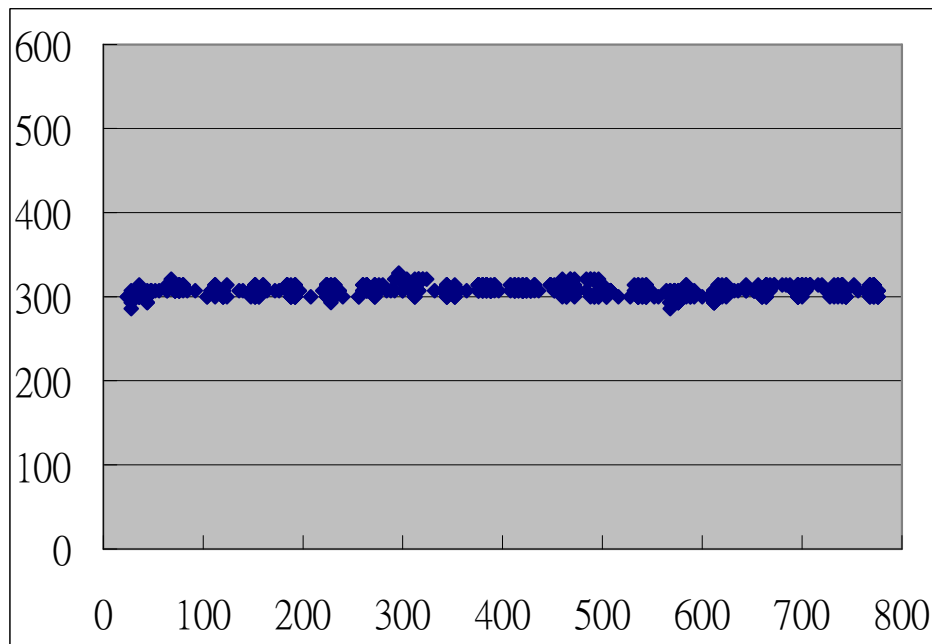


圖 4.16 水平凝視測試，移動時間為 5 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

4.3 垂直視能力測試

系統安排亮點每隔 0.1 秒記錄一筆資料，亮點移動時間為 1 秒鐘至 5 秒鐘的時間，此亮點從上方移動至下方，亮點大小為 30 個像素的圓形；測試者在動態視窗完成初步動作後，進入系統中垂直凝視測試，設定移動時間為 1 秒鐘，每 0.1 秒記錄一筆資料，在座標 (400,600) 的位置開始出現一個亮點，依序從上方移動到下方，分別停留 1 秒鐘至 5 秒鐘的時間，總共做五次的測試記錄，我們再將記錄值 Excel 檔案格式，以 XY 座標分佈圖示來看出眼球軌跡座標的所在及凝視的能力。

第六次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間為 1 秒鐘，分佈圖如圖 4.17 所示：

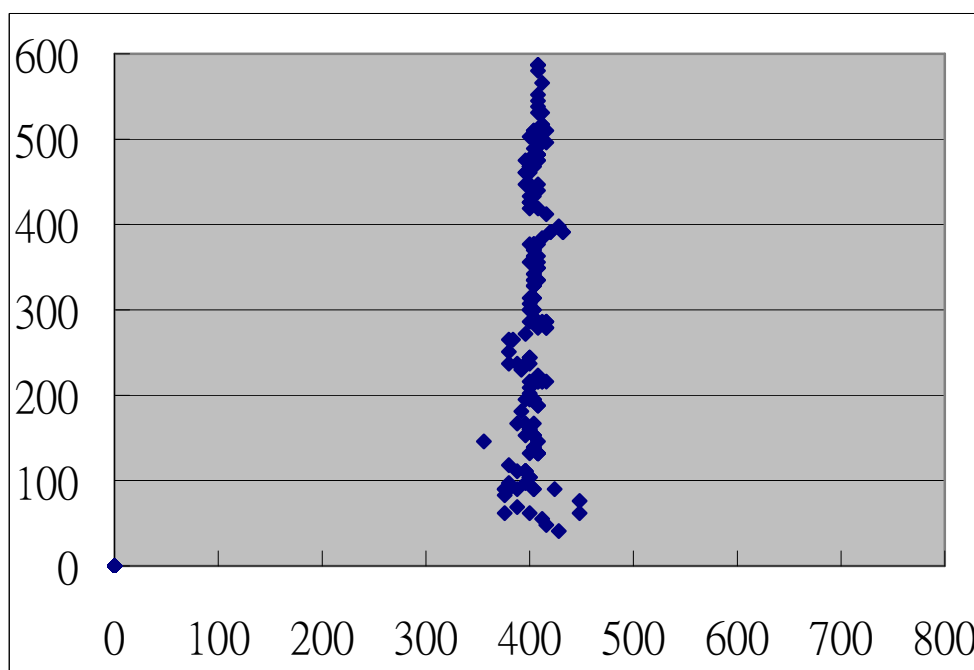


圖 4.17 垂直凝視測試，移動時間為 1 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第七次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間 2 秒鐘，分佈圖

如圖 4.18 所示：

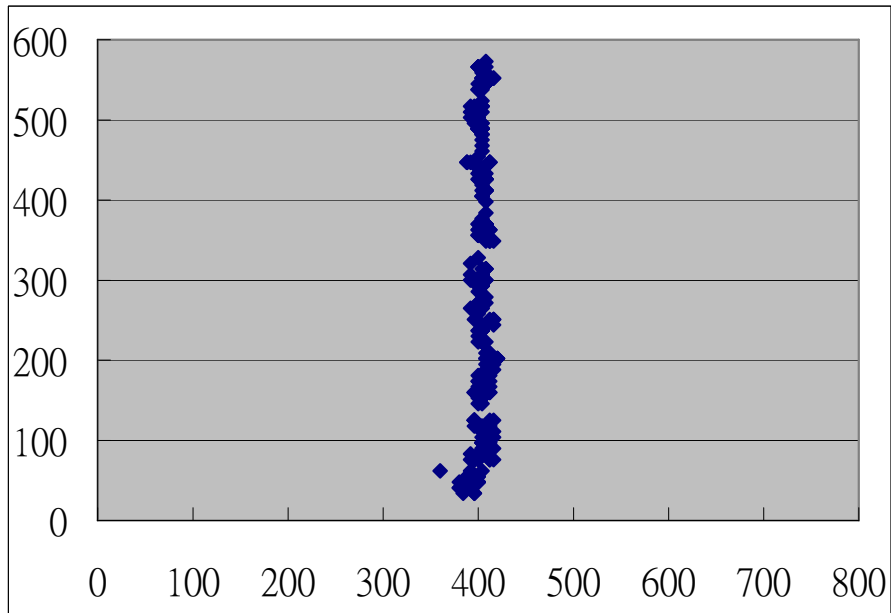


圖 4.18 垂直凝視測試，移動時間為 2 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第八次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間 3 秒鐘，分佈圖

如圖 4.19 所示：

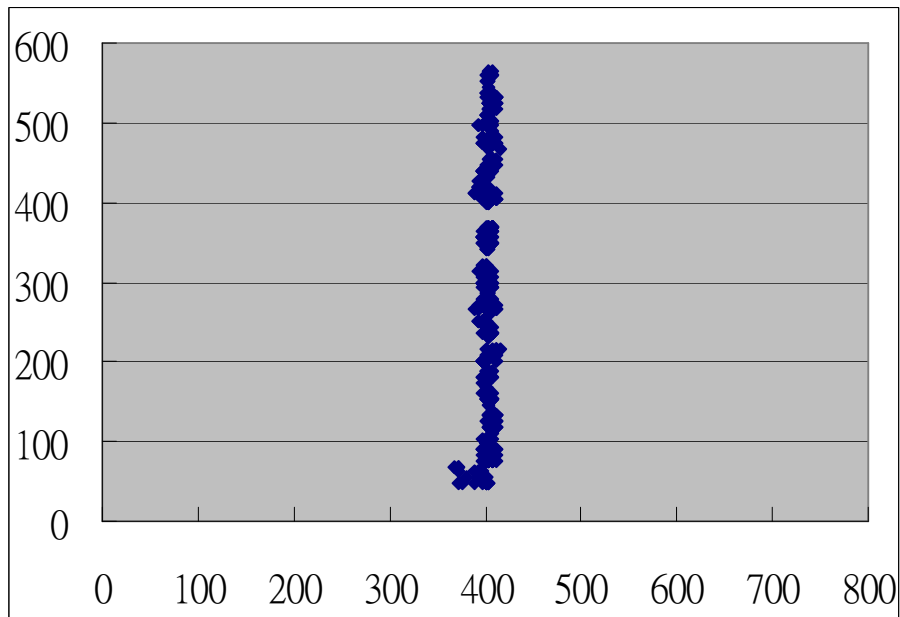


圖 4.19 垂直凝視測試，移動時間為 3 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第九次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間 4 秒鐘，分佈圖

如圖 4.20 所示：

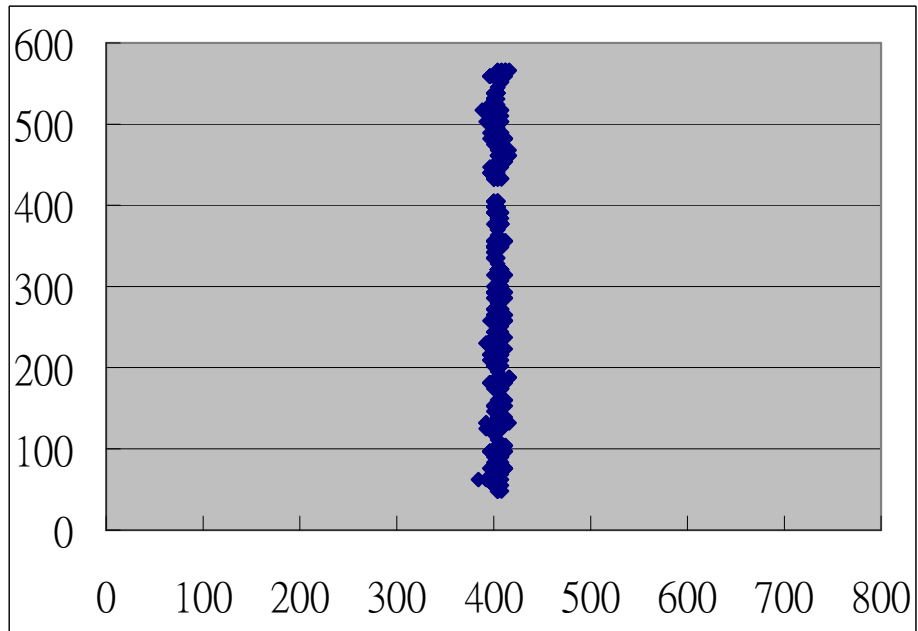


圖 4.20 垂直凝視測試，移動時間為 4 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

第十次取樣，每筆資料取樣間隔為 0.1 秒，亮點移動時間 5 秒鐘，分佈圖

如圖 4.21 所示：

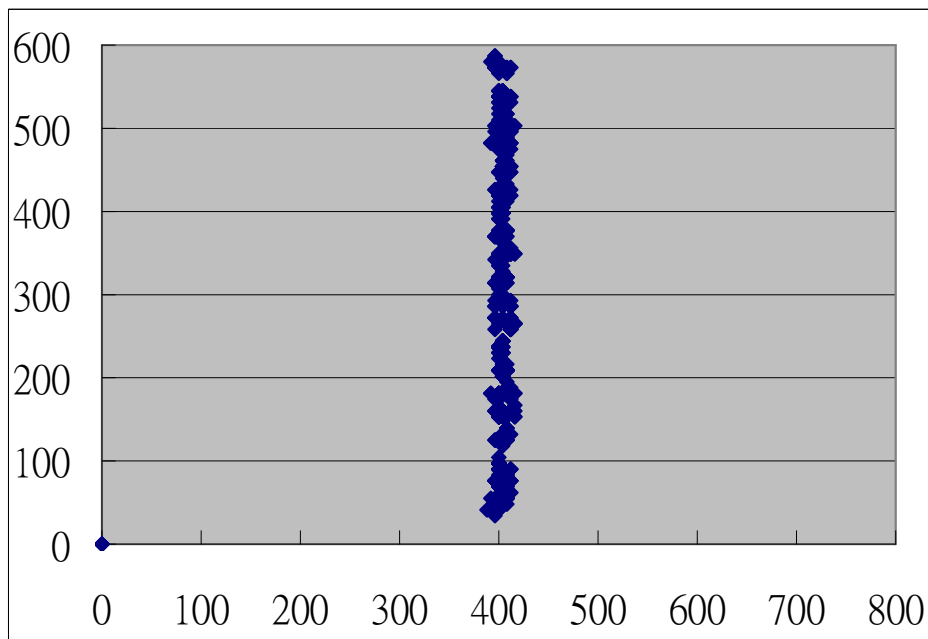


圖 4.21 垂直凝視測試，移動時間為 5 秒鐘，取樣間隔為 0.1 秒

以上水平凝視系統及垂直凝視系統均透過圖 4.22 所示之程式來做眼球凝視能力記錄，眼球看到圖中亮點，跟著亮點移動，利用程式記錄分析凝視的能力，在操作時中，受測者會因專心程度不足、眼睛疲勞及外在環境因素影響等原因，均會造成凝視能力下降，因此不同測試者所得到的測試資料也會有所不同。

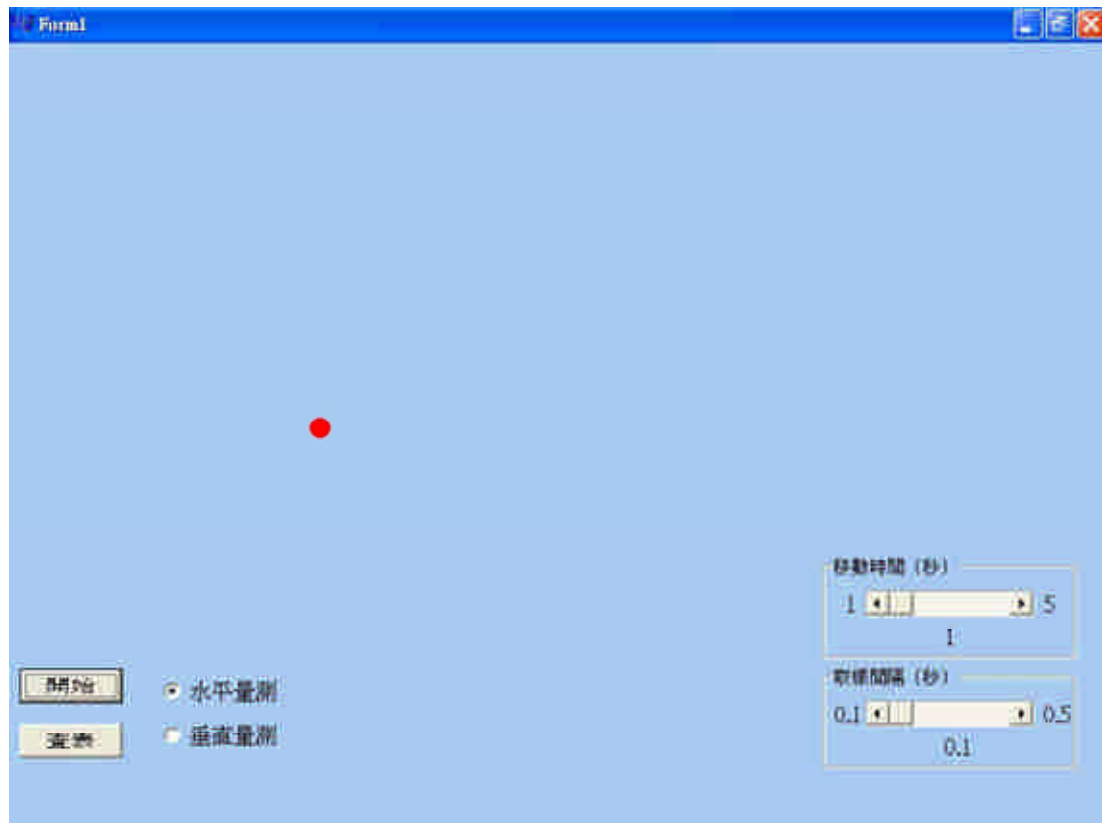


圖 4.22 水平及垂直量測凝視系統

4.4 眼控系統與前期比較

本研究為“改良型紅外線眼控系統”與前期研究比較而言，我們可以透過表 4.2 來分析：

表 4.2 眼控系統與前期眼控比較

	改良型紅外線眼控系統	前期眼控
介面	USB 2.0	USB 2.0
光源(供應來源)	無	3V 燈泡 (3V 直流電)
影像輸入設備	紅外線 CCD 攝影機	PC camera
機器視覺元件	MultiCapture	MultiCapture
影像擷取解析度	640 x480	640 x480
系統使用解析度	800 x600	800 x600
每秒張數	約 25 張/秒以上	約 25 張/秒
重量	無	110g
配備	無	自製眼鏡框架
操控性	優	差 (需要經由校正步驟)

首先從之前要配戴自製眼鏡框架改變成不需要配戴任何眼鏡或配備，而在前系統中，需要倚靠可見光源來做輔助光源，在本期研究也不再使用可見光源，使用紅外線光源來輔助光源，讓使用者能夠在舒服的狀況下操控；本系統不再經由校正進入系統，校正原理已融入在原始程式中，提高系統的便利性，本期仍以 MultiCapture 元件接收由 USB 2.0 介面傳送過來之影像，經過程式的處理後，每秒能達到二十五張以上之擷取速度，不但沒有比之前的慢，更是加快了些許。

由以上分析可以看出：新一代追瞳器在經過硬體的大改革之後，效能方面也已能達到先前的水準，甚至超越了以往的發展，未來將追瞳器商品化，將是指日可待了。

第五章 結論與未來展望

5.1 結論

本論文中，主要開發出“改良型紅外線眼控系統”，讓使用者不需要配戴任何的工具及配備，即可利用眼球來控制滑鼠游標；在系統方面，以紅外線光源作為系統搜尋之光源，配合演算法，讓系統呈現更穩定；在背景光源影響部分，利用動態影像搜尋法則，使系統之操作性與穩定性能夠更佳。

在硬體方面，架設一系統之平台，此平台可以安裝螢幕、紅外線 CCD 攝影機與紅外線光源，且在安裝上須將螢幕、紅外線 CCD 攝影機及紅外線光源與平台之間做可調整式之關節，這樣方便每個使用者在使用時，依個人之習慣方式之不同可自行調整，使用者不需要配戴任何配備，可以在舒適情況下來使用，也改善了上一代眼控系統配戴眼鏡之不舒服感。另外，也將可見光光源改良成紅外線光源，我們可以依照國際標準之規定之下，自行計算出使用之時間長短及距離長遠等數據，讓使用者在使用本系統能夠更放心的來操作使用；紅外線 CCD 攝影機之傳輸介面本為 AV 訊號，本系統不再使用影像擷取卡，我們利用 AV 訊號轉換為 USB2.0 介面，使系統之相容性提高。

在軟體方面，本系統不需要經由校正法則，只要將動態視窗中之眼球影像，大略的擺動（上下左右），以不超過動態視窗為原則，即可使用本系統使用；使用者可以利用眼球控制滑鼠游標之移動，進入系統後，除可以使用自行開發之簡易溝通介面、語音資料庫、射擊遊戲、網路與多媒體播放外，也可以自由使用微軟視窗之應用程式及其他公司之程式等等，我們也利用程式開發記錄眼球軌跡系統，可以記錄使用者的眼球軌跡之移動，並儲存檔案加以分析。

5.2 未來展望

本論文開發“改良型紅外線眼控系統”，目前已經有一台雛形的改良型紅外線眼控系統平台，在未來實際與病友們合作試用後，我們仍有許多地方需改進之處，包括軟體及硬體，配合病友們使用後的心得，將系統架構及軟體介面可以再進一步修改。

由於使用本系統時，需要躺在一病床上，且要將頭部固定，只能讓眼睛移動，若頭部移動後，會使攝影機無法擷取眼球動態，會影響到眼控的操作性及穩定性，未來可以嘗試用自動追蹤之攝影機，來追蹤眼睛之動態，讓眼控系統之技術能夠成熟穩定。

本系統已將校正法則省去，但仍需要看一下動態影像之視窗後才能進入系統，未來在程式中，可以加入更完善的演算法則，讓系統呈現更穩定更便利的操作方式。

本系統是為運動神經元疾病病友們所開發設計，針對病友會副會長劉延鑫先生他個人使用過追瞳器所提出的病人之需求，我們不斷與病友們測試與改良，最終能使病友們能親自來操作使用，讓他們有表達的工具；未來，更有兩台雛形機陸續完工，將充分運用在病友們身上，使此產品能夠更便利，更人性化，並朝向商品化的目標邁進。

參考文獻

- [1] Gregg Norris, Eric Wilson, “The Eye Mouse, an Eye Communication Device”,
IEEE, pp.66-67, 1997
- [2] Abraham Katzir, “Lasers and Optical Fibers in Medicine”, Academic Press,
IEEE, Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 15, No. 15,
pp.135-136, December, 1996
- [3] T. Donnely, P. J. Daver and S. Carlyon, “Laser-Operated Mouse For a Physically
Disabled Child”, Institute of Electronic Engineering Colloquium on, pp.8/1~8/2,
March 1997
- [4] 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
- [5] Yu-Luen Chen, Fuk-Tan Tang, Walter H. Chang, May-Kuen Wong, Ying-Ying
Shih, and Te-Son Kuo, “The New Design of an Infrared-Controlled Human–
Computer Interface for the Disabled”, IEEE Transactions on Rehabilitation
Engineering, Vol. 7, No. 4, pp.471-481, December 1999
- [6] 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, pp.289-294 September 2001
- [7] D. Gareth Evans, Roger Drew, and Paul Blenkhorn “Controlling Mouse Pointer
Position Using an Infrared Head-Operated Joystick”, IEEE Transactions on
Rehabilitation Engineering, Vol. 8, No. 1, pp.107-117 March 2000
- [8] Dong Hyun Yoo, Jae Heon Kim, Bang Rae Lee, and Myoung Jin Chung
“Non-contact Eye Gaze Tracking System by Mapping of Corneal Reflections”,
IEEE, pp.94~99, May, 2002

- [9] 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, No. 1, pp.1~10, March 2002
- [10] 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", 私立逢甲大學, 自動控制工程研究所碩士論文, 1999
- [11] 呂立文, "智慧型瞳位追蹤器", 私立逢甲大學, 自動控制工程研究所碩士論文, 2000
- [12] 張凱傑, "眼控與頭控之人機介面系統研發與整合", 私立逢甲大學, 自動控制工程研究所碩士論文, 2001
- [13] 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
- [14] 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
- [15] 高橋健, "家庭醫學人體百科", 培琳出版社, pp.164~173, 1995
- [16] David Sliney and Myron Wolbarsht., "Safety with Laser and Other Optical Sources", Plenum Press. New York and London, pp.65~151. 1980
- [17] 余哲雄, "我們的身體", 桂冠出版社, pp.76~80, 1989
- [18] 久保宇市, "醫療應用雷射學", 復漢出版社, pp. 173~184, 1985
- [19] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods, "Digital Image Processing", Addison Wesley Publishing Company, 1992.
- [20] 詹世祥、林宸生、葉茂勳、郭道宏、謝佳雄, "高靈敏度頭控系統之研發", 2002 工程科技與中西醫應用研討會, 2002. 逢甲大學
- [21] 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, No.1, pp.91-108, 2004