

逢 甲 大 學
自 動 控 制 工 程 研 究 所
碩 士 論 文

智慧型瞳位追蹤器

An intelligent system for the
eye-tracking device

指導教授：林宸生

研 究 生：呂立文

中華民國八十九年六月

感謝

在逢甲自控所的兩年裡，感謝系上老師們在課業上細心教導，讓我整個人脫胎換骨。也非常感謝指導教授林宸生老師在課業和研究的細心指導，使得學生才能順利將論文完成。

本研究承蒙國推會計畫 NSC 89-2623-D-035-001 及國科會科教處在經費上的支持，也非常感謝中科院及陳翹湘博士在本研究中所提供的資源和指導。非常謝謝運動神經元疾病病友協會游淑華小姐和多位病友及家屬們的幫忙，還有中國醫藥學院張永賢張副院長及高雄長庚紀念醫院復健科張瑞昆醫師的協助，使得本研究能夠繼續成長進步。也感謝學長陳俊達、詹永舟和同學吳韋潤及學弟張凱傑、黃朝群、詹兆寧、詹世詳，謝謝你們在課業上和生活中的協助與關懷，因為你們的陪伴，研究所這兩年將是我這一生最美好的時光。

最後，將本研究論文獻給我最敬愛的父母親、及兩位弟弟，感謝你們在這段期間的鼓勵支持，無論是在生活上還是經濟上都無後顧之憂，讓我能全心全力的投入在課業與研究中。謝謝你們。

中文摘要

本論文所研究的瞳位追蹤器是結合頭盔與 CCD 攝影機兩者，架構成「智慧型瞳位追蹤系統」，當使用者配戴頭盔的同時，CCD 攝影機將擷取使用者的眼球活動以供電腦分析。影像處理程式分析眼球影像後，將計算出眼球中心位置，並將瞳孔中心點座標對映到螢幕座標，再將系統滑鼠移至對映的螢幕座標，如此即可獲得使用者的螢幕注視點，因此完成了可用眼睛轉動來控制滑鼠位置之眼控滑鼠系統。

在本論文中，將根據瞳位追蹤系統前期的研發結果，把重心著重於自覺及容錯系統的研發，使之成為智慧型瞳位追蹤器。更新系統架構作，使之可以長時間配戴也不會覺得疲勞，開發小型監視螢幕觀察眼球活動狀態，也將讓系統具有自動偵測能力，使之能自行判斷是否有人使用此系統、對目前使用者的狀況進行評估、校正步驟是否正確、引導使用本系統，加入權重因子使系統準確度提高，也將開發出遊戲和瞳位追蹤器結合。以上都是研究的重點，預期能達到不需有人在旁解說，一般民眾也能自行正確使用本系統，並結合電腦遊戲軟體，提供操作者娛樂的效果。

Abstract

In this paper, one kind of human-machine interface that we can operate on the computer by the activity of our eyes is described. This system is generally called 'the eye-tracking system' or 'the eye-mouse', using the technique of eyes tracking and pattern recognition with appropriate hardware and software. People can utilize their eyes with many kinds of actions to operate the computer without hands. This eye tracking system that we developed includes a head-mounted display (HMD) and a pin-hole CCD camera. We called it "optical-type eye tracking system". When the user use the head-mounted display to browse the screen of the computer, the CCD camera will catch the images of user's eye and transmit them to the computer. The program in the computer will locate the center-point of the pupil in the images. After we transfer the coordinate of pupil center in the images to the display coordinate, we will get the point which user gazed on the display. We can control the position of the mouse on the display by the movement of eyes. The optical-type eye tracking system is integrated with many application programs, such as the phonetic system, Chinese and English input programs, and dial system. The user can voice, write Chinese or English sentences, and even make phone calls or browse the homepage with his eyes.

According to the result before, we will emphasize on the conscious and patient of faults of system to make it become intelligent eye tracking system. It allows the system has the ability of detection. It will know whether anyone uses the system, to evaluate the condition of user, whether adjust is correct, guide people to use the system. Above is all important for study, we expect that the common people will use the system by himself but dose not need other people to explain.

感謝.....	I
中文摘要.....	II
ABSTRACT.....	III
圖目錄.....	VI
表目錄.....	VIII
第一章 緒論.....	1
1.1 研究背景及動機.....	1
1.2 國內外有關本研究情況.....	2
1.3 研究目的及其重要性.....	7
第二章 眼球特性影像分析.....	9
2.1 權重因子理論.....	9
2.2 眼睛眨眼特性.....	10
第三章 系統架構與操作設計.....	13
3.1 系統之硬體設備.....	13
3.2 系統架構設計.....	18
3.3 系統操作步驟.....	20
第四章 系統人機介面設計.....	27
4.1 自動偵測系統是否被使用.....	27
4.2 以分數及圖形顯示校正結果.....	29
4.2.1 以分數顯示校正結果.....	29
4.2.2 以圖形顯示校正結果.....	32
4.3 使用者專心程度評估.....	34
4.4 以眨眼控制替代凝視控制.....	36
4.5 偵測追瞳器偏移量.....	39
4.6 補償頭部和追瞳器的位移.....	41
4.7 運用權重因子提高準確度.....	42
4.8 凸顯被注視按鈕.....	46
第五章 相關領域之應用.....	48
5.1 與各醫院合作研究成果.....	48
5.2 追瞳器應用於遊戲介面.....	49
5.3 病友使用情況.....	51
第六章 實驗結果與討論.....	54
6.1 新架構使用分析.....	54

6.2 校正評分與專心程度之關係.....	55
6.3 眨眼控制使用分析.....	58
6.4 操作者距離顯示器遠近對校正精度的影響.....	59
第七章 結論與未來展望.....	62
7.1 結論.....	62
7.2 未來展望.....	63
參考文獻.....	64

圖目錄

圖 1.1 虛擬實境顯示器架構示意圖.....	5
圖 1.2 成功大學醫工所的 The Eyegaze Development System 實體圖	5
圖 2.7 眼睛瞳孔曲線圖.....	10
圖 2.8 無意識眨眼曲線圖.....	10
圖 2.9 無意識眨眼曲線圖.....	11
圖 2.10 無意識眨眼曲線圖.....	11
圖 2.11 張開眼睛後突波現象曲線圖.....	12
圖 3.1 智慧型瞳位追蹤器整體架構圖.....	13
圖 3.2 CCD 攝影機之實體圖	14
圖 3.3 系統之均勻光.....	15
圖 3.4 均勻光 100 瓦之燈泡.....	16
圖 3.5 軟體提供之監視小螢幕.....	16
圖 3.7 Eye-Gaze System 之外觀圖	17
圖 3.8 安全帽和 CCD 之結合	18
圖 3.9 前期追瞳器是頭配顯示器與 CCD 攝影機之組合	18
圖 3.10 遮陽帽和 CCD 之結合	19
圖 3.11 系統架構側面示意圖.....	19
圖 3.12 瞳位追蹤器使用視窗.....	20
圖 3.13 使用系統參數設定.....	21
圖 3.14 系統參數設定之面版.....	22
圖 3.15 二值化臨界值太低.....	22
圖 3.16 二值化臨界值太高.....	23
圖 3.17 二值化臨界值適當.....	23
圖 3.18 校正五點的影像.....	24
圖 3.19 校正後進入應用程式的第一個畫面.....	24
圖 3.20 選擇瀏覽桌面進入的畫面.....	25
圖 3.21 選擇開啟紀錄的資料.....	25
圖 3.22 記錄的資料.....	26
圖 4.1 系統未使用時任意擷取的畫面.....	27
圖 4.2 校正後所得的五個參考點座標.....	30
圖 4.3 校正後分數顯示圖.....	32
圖 4.4 校正不正確時的情況.....	33
圖 4.5 系統實際校正結果.....	33
圖 4.7 系統實際專心程度分數顯示方式.....	36
圖 4.8 瞳孔直徑記錄圖.....	37

圖 4.10 HMD 和 CCD 形式所抓取的特徵點圖形	39
圖 4.11 安全帽與 CCD 之結合所抓取的特徵點圖形	40
圖 4.12 遮陽帽和 CCD 結合所抓取的特徵點圖形	41
圖 4.13 瞳孔因周圍眉毛或陰影造成誤差之圖形.....	43
圖 4.14 欲加入權重值之分類方式.....	44
圖 4.15 經過處理後權重後得到的圖形.....	46
圖 4.16 選單變色效果.....	47
圖 5.1 眼球資料擷取畫面.....	49
圖 5.2 追瞳遊戲操作畫面.....	50
圖 5.3 追瞳 2D 遊戲操作畫面.....	50
圖 5.4 追瞳 2D 遊戲能量不足畫面.....	51
圖 5.5 起居選項之語音資料庫畫面.....	52
圖 6.1 新架構配戴狀況.....	54
圖 6.2 校正後所得的五個參考點座標.....	55
圖 6.3 校正步驟良好的情況.....	56
圖 6.4 第一校正點『上』不理想之圖形.....	56
圖 6.5 第二校正點不理想之評分圖.....	57
圖 6.6 第三校正點不理想之評分圖.....	57
圖 6.7 只用餘光作校正步驟所產生的評分圖.....	58
圖 6.8 系統架構側面示意圖.....	60
圖 6.9 操作者與顯示器位置和眼球活動範圍之關係圖.....	61

表目錄

表 1.1	兩套系統和本系統的比較。	6
表 3.1	本系統採用之 CCD 攝影機規格	15
表 4.1	$\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 之參考值 (單位: pixel)	31
表 4.2	有意識眨眼和無意識眨眼之特性表	36
表 4.3	瞳孔直徑與分數相關特性表	37
表 4.4	權重分類後欲加入之權重植	44
表 6.1	各方式點選選單情況表	58

第一章 緒論

1.1 研究背景及動機

進入二十一世紀後，資訊傳輸的快速與電腦科技日進萬里，使得電腦在人們生活上成為不可或缺裝置。從基本的文書處理到上網獲得資訊，電腦儼然成為人與人之間重要的溝通橋樑，因此各種新穎的人機介面(Human-machine Interface)應運而生，無非是想要讓人與電腦之間的操作與控制能夠更加靈活，且更符合人性，現在已開發出的產品有語音控制、手寫輸入等。讓人們在鍵盤與滑鼠等傳統介面之外，能有更多的選擇。目前國內外正積極開發一種利用眼球活動來控制電腦的介面，一般俗稱為「瞳位追蹤系統」(Eye-tracking System)或「視動滑鼠」(Eye-mouse)，他結合了眼球追蹤的技術，並配和相關的軟硬體設備，我們就能夠利用眼睛的活動來控制滑鼠座標，不需要再假借雙手，此新型人機介面可以解決現實生活中滑鼠或鍵盤無法提供的功能，例如當需要瞄準目標時，或是全身癱瘓的病人需要使用電腦時，瞳位追蹤系統便能發生它的功效，達到視覺控制的功能。

最近光電產業蓬勃發展，應用於虛擬實境系統上的頭配顯示器(Head Mounted Display, HMD)已逐漸大眾化，由於其具有輕巧、方便、容易配戴等特性，所以我們前期研究自製研發的瞳位追蹤器即頭配顯示器與 CCD 兩者結合，成為「光學式瞳位追蹤器」，當使用者配戴頭配顯示器瀏覽同時，還能夠利用眼睛的轉動來控制顯示畫面的作業系統或應用程式，所以此系統不但大大加強了原本頭配顯示器的功能，也讓前期研究所研製的頭配型瞳位追蹤系統具有體積小、重量輕和價格低廉等特性，而成為一種結合虛擬實境設備與數位訊號處理科技的新設計。

若不使用頭配顯示器而改以液晶投影顯示器將電腦畫面投影在牆壁或天花板上，則可構成遙測型 (Remote) 之瞳位追蹤系統。目前瞳位追蹤器之用途相當廣泛。應用於醫學上，瞳位追蹤系統可用於分析眼球移動與紀錄瞳孔尺寸大小，而成為一套相當獨特的眼球分析儀器。瞳位追蹤器亦可安裝於醫院的急診室，讓情況相當危急又無法言語的傷患，能在危急的時刻與醫師做直接的溝通。此外，人類眼球的訊號是經由極複雜的中樞神經系統，如大腦、小腦、腦幹等相互配合而完成，因此對於中樞神經系統受損、病變或退化如巴金森氏症的患者而言，所表現出來的眼球運動將會異於常人，我們可利用瞳位追蹤器來對病患做檢測，以量化分析患者的病情嚴重程度。在心理學方面的應用即當使用者在觀賞一段影片時，瞳位追蹤系統會記錄下使用者的眼球移動軌跡與瞳孔面積大小，心理分析者可藉此瞭解影片中何處較吸引觀賞者的注意與觀賞者之亢奮程度。軍事方面，瞳位追蹤系統可搭配戰鬥機上之抬頭顯示器，以作為輔助操控儀表或瞄準敵機的裝置。資訊科技方面，瞳位追蹤器可取代傳統手動滑鼠而成為視動滑鼠。此追瞳器之技術又是虛擬實境系統不可或缺的重要技術之一。因此瞳位追蹤系統的應用是相當寬廣且頗具發展性的。

1.2 國內外有關本研究情況

在十九世紀的時候就有眼球運動紀錄的相關實驗，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，如同眼球有一個小鏡子般，以此記錄眼球的運動，但是這種實驗對受測者會有傷害，因此之後的研究者開始使用攝影的技術來減輕實驗者的負擔。二十世紀後，Young 與 Sheena 等人開始利用眼睛的各種特性來記錄眼球運動的方式，如電的特性、眼睛形狀、光的特性或直接接觸眼球的方式等，時至今日，科學的進步使得追蹤眼球運動的技術更加多元化，但無論所採用的技術為何，一個理想的眼球追蹤系統應包含如下特點：

- 1.系統必須能夠提供使用者無障礙的視野。
- 2.系統不與受測者接觸（非接觸式量測）。
- 3.系統（如果需要）必須能夠取得穩定與良好的眼球或臉部影像。
- 4.系統必須具有高準確度，準確度受限於非線性、扭曲、雜訊與延遲等誤差。
- 5.系統必須具有高解析度以量測微小的眼球運動，解析度受限於設備的雜訊。
- 6.系統的響應必須是即時的。
- 7.系統必須能夠適用於不同的受測者與環境。

當然，在各種已經發展出來且為人接受的系統中，皆很難全部包含上述 7 項特點，例如仍有許多的接觸式系統被廣泛採用，但是非接觸量測仍是我們的目標，因為非接觸式的系統較容易讓受測者接受，也較能避免直接的物理性傷害。目前發展出來的各種系統中，其所採用的原理都可歸納為下列三類[1]：

1. 利用光源進入眼球後的反射影像。
2. 根據眼球周圍皮膚的電位差異。
3. 應用特殊的接觸式鏡片。

其中第一項所採用的技術與人體的接觸最少，此類系統主要是分析光源進入眼球後所反射出來的影像。若是採用背景光或是一般的白色光源，則可利用眼白與黑色眼珠之間的天然差異，來檢測出虹彩邊界，稱為異色邊界追蹤技術（Limbus Tracking）。目前國內清華大學電機工程研究所[2]即有相關研究是應用此技術做視向偵測；亦即利用灰階電荷耦合元件（CCD）擷取使用者之臉部影像，並檢測出兩個內眼角與兩個瞳孔中心以估測使用者的視向位置。使用此方法的最

大缺點是不容易清楚取出虹彩外圍，且上下邊界容易為眼瞼所遮蔽，因此解析度有其限制。以清大的系統為例，其解析度只能分辨螢幕上 3 x3 個可能位置，而初始校正步驟也相當繁長（需校正螢幕上依序出現的九個點三次），且需保持頭部與 CCD 之間的相對位置固定不變，因此不容易長時間使用此套系統。

目前在虛擬實境的應用上[3]，即利用眼睛視覺的特性，也就是當人的眼睛注視某一小區域時，則該區域的影像較為清晰，但小區域周圍的區域稱之為大區域，為眼睛餘光所視區域，這些區域的影像較為模糊。因此利用此項特性，即可滿足目前顯示器用於虛擬實境之不足，其原理就必須利用兩個不同性質的顯示器，一個為高解析度小螢幕之顯示器，另一個為低解析度大螢幕之顯示器。高解析度顯示器主要用於顯示眼球注視的小區域，此高解析度顯示器恰可提供較清晰之影像，但由於高解析度顯示器其螢幕大小無法太大，所以恰可符合顯示小區域影像。而低解析度顯示器主要用於顯示眼球餘光所視之大區域，此低解析度顯示器正可提供較大影像顯示，但由於大螢幕顯示器就無法有較高之解析度，此特性正可符合眼睛餘光所視區域低解析度的特性。如圖 1.1 示，因此需要有偵測眼球位置的系統，如此才能控制高解析度顯示器的顯示位置。也有結合頭動系統應用於虛擬實境的例子。[4]

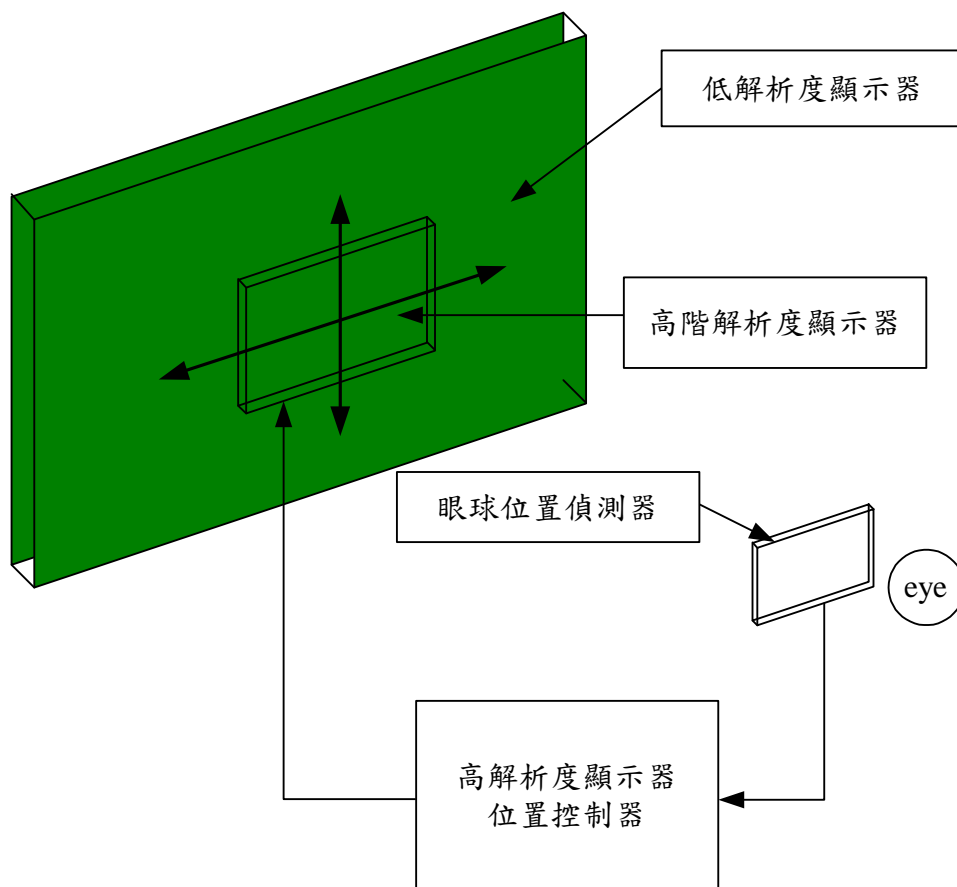


圖 1.1 虛擬實境顯示器架構示意圖

目前國內我們接觸過的和我們架構相類似的架構有兩套，一套是成功大學醫工所的The Eyegaze Development System[5]，如圖1.2，另一套是台中復健醫院的EyeTech Digital System，如圖1.3。



圖 1.2 成功大學醫工所的 The Eyegaze Development System 實體圖



圖1.3 台中復健醫院的EyeTech Digital System實體圖

表1.1為我們實地操作成功大學醫工所的The Eyegaze Development System和台中復健醫院的EyeTech Digital System的心得，也把我們的系統的特性和他們作了一些比較。

表 1.1 兩套系統和本系統的比較。

	Eye Tracking System	EyeTech Digital System	The EyeGaze Development System
光源	均勻可見光	紅外線不可見光	紅外線不可見光
校正點	5	16	9
頭可否移動	否	否	否
取像設備	低照度黑白 CCD	紅外線 CCD	紅外線 CCD
系統架構	開放式	開放式	開放式
輸入方式	眨眼	眨眼	凝視

國內相關研究有台大電機所也利用所謂的眼動圖法(Infrared Oculography, IROG) [6]，開發了一套「紅外線眼動滑鼠」。IROG是將一排紅外線光源LED及紅外線接收器架構在鏡架上，然後以固定角度照射在虹膜四周。國內的台大電機所 [7]和成大電機所[8]都曾應用所謂的眼電圖法(Electro-Oculography, EOG)來記錄眼球運動。眼電圖法是在實驗者眼睛的上下左右四周的皮膚上貼附電極，以取出角膜與視網膜間的電壓差，再利用電極間的差動訊號來量測眼球運動。

接下來將介紹本系統經過兩年的研發，已經有許多的成果，前期研究的成果包括下列各點[9][10]：

1. 新型之頭配顯示器與CCD在重量上減輕許多。
2. 640 x480 pixels的畫面之後，眼睛在影像中的移動範圍增加了四倍。
3. 簡化的校正步驟只需校正五個點，校正時間平均只要十秒鐘。
4. 滑鼠改採無段式移動後，可隨眼睛注視點的轉動而跟著漂移，讓眼動滑鼠之功能更加接近一般的手動滑鼠。
5. 系統之搜尋邊界與二值化臨界值採用可以自由調整的方式，使得系統對於各種背景光源的變化都能適應。
6. 完成語音系統，提供給殘障病患使用。

以上即為前期研究的成果，而本期研究將根據前期研究所遇到的問題加以解決。

1.3 研究目的及其重要性

此篇論文主要將著重於光學式追瞳系統之改善。舊架構的光源距離眼睛只有 $1\text{cm} \pm 0.3\text{cm}$ 左右，而且又是直射眼睛，所以使用者使用一段時間後就會有疲勞的現象[11]，而且系統是採用凝視目標物一段時間作為輸入，因此操作者的選取速度非常緩慢，也容易感到疲勞，因為操作者必須非常專心才能一直凝視著想要選取的目標物 1 秒鐘的時間，因此必須改善這個問題。目前的系統使用都必須有人在一旁協助，對沒有使用過此系統之使用者，即使有人在一旁協助也必須花一些時間，才能非常順暢的使用此系統。而且每次系統校正後使用者並不知其校正動作是否確實，常常進入應用程式後才發覺校正出問題，然後又要返回校正式，這樣常常浪費許多時間。再者，當使用者進入應用程式後，由於校正後頭部和攝影機的相對位置常會有變動，如此會嚴重影響系統準確性。CCD 擷取到的眼球影像，在判斷瞳孔中心時，常常因為眼睛眉毛、眼睫毛、陰影等，使系統的準確度降低。

因此我們將對架構作改良，使之可以長時間使用也不會感覺疲勞，所以光源將找尋新的均勻光，讓使用者可以長時間使用系統也不會覺得疲勞。對於操作介面，我們想要給予系統判斷的能力，當有人使用系統時，系統將會得知並且播放引導影片讓操作者能夠獲得操作的相關訊息。也將提出眨眼控制來取代凝視控制，期望眨眼控制能有效取代凝視控制，眨眼控制的另一個優點及眨眼時可以達到休息效果。我們也將使系統能夠在偏移量過大時自動跳回校正畫面，不要等到系統無法控制滑鼠後讓操作者不知所措。也將運用權重因子，期望能將眼睛眉毛、眼睫毛、陰影等雜訊解決相信這對此系統的穩定性將有決定性的影響。

第二章 眼球特性影像分析

2.1 權重因子理論

權重因子的方法就是以某參考點為中心，根據距離參考點的遠近，給予待測點額外加總，以改變其原來的性質，以符合系統的需求[12]。如下式。

$$D = \sqrt{(X_C - X_i)^2 + (Y_C - Y_i)^2} \quad (2.1)$$

$$R_s = R + W \quad (2.2)$$

D：表示某個點待測到參考中心的距離

X_c ：參考點中心 X 軸座標

Y_c ：參考點中心 Y 軸座標

X_i ：待測點 X 軸座標

Y_i ：待測點 Y 軸座標

W：經過某個定因素考慮後後欲加權的值

R_s ：表示加權後之值

R：表示待測點原始值之值

其中 W 就是根據設計者需求，根據某些因素考量而給定的值[12]。而本系統所要計算的是眼球中心，經由 CCD 所擷取到的影像眼球通常位於中心的位置，而眼球的活動範圍很小，所以大部分眼球都是位於影像的中心，因此非常適合使用權重因子，將其他邊緣部分與瞳孔灰階值相近的區域隔離。

2.2 眼睛眨眼特性

人眼睛的眨眼可分為有意識眨眼和無意識眨眼[13]。簡單說，所謂無意識眨眼就是不受意識所控制，也就是無法自己察覺有無眨眼。而有意識眨眼即表示可為人所控制，有可清楚知道自己有無眨眼，幾表示有意識眨眼。

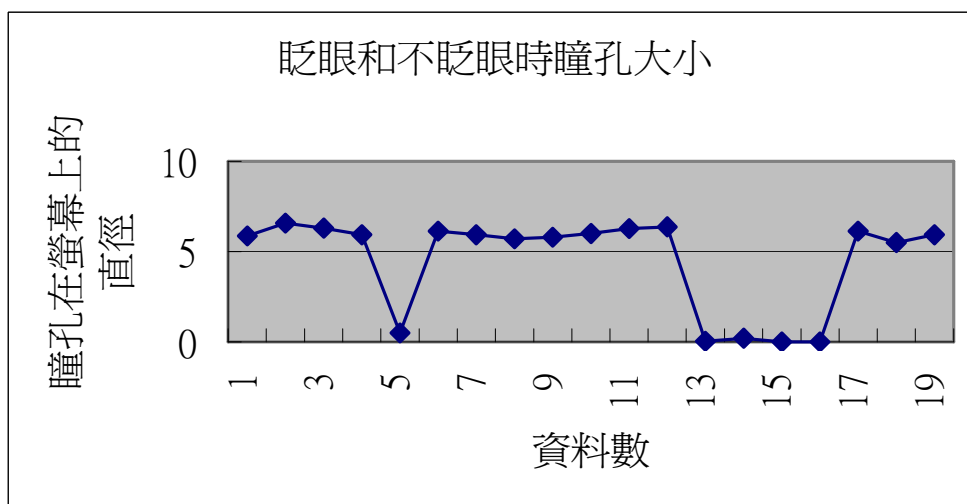


圖 2.7 眼睛瞳孔曲線圖

圖 2.7 及利用本系統紀錄之眼睛瞳孔曲線圖，曲線第一次下凹代表無意識眨眼的情況，瞳孔因被眼皮所覆蓋，所以我可會量測到瞳孔直徑趨近於零的資料，第二次凹陷的區域即代表有意識眨眼，由圖 2.7 可知，無意識眨眼趨近於零的資料比數遠比有意識眨眼少，所以有意識眨眼和無意識眨眼可用閉眼時間的長短來辨別。圖 2.8、2.9 分別表示無意識眨眼有意識眨眼曲線圖，我們可以很明顯看出有意識眨眼其曲線下降比較平緩，無意識眨眼其下降坡度比較陡直。

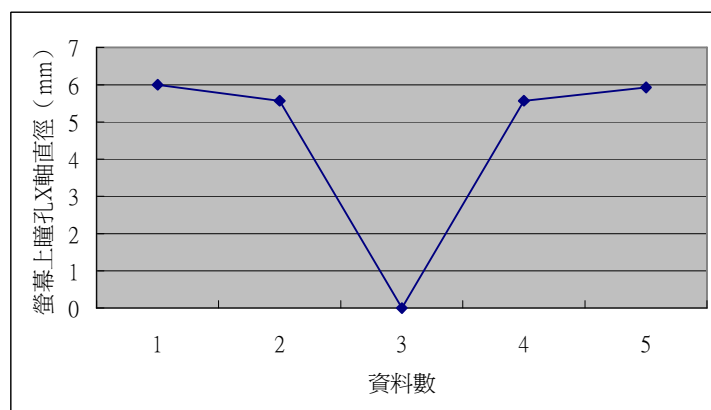


圖 2.8 無意識眨眼曲線圖

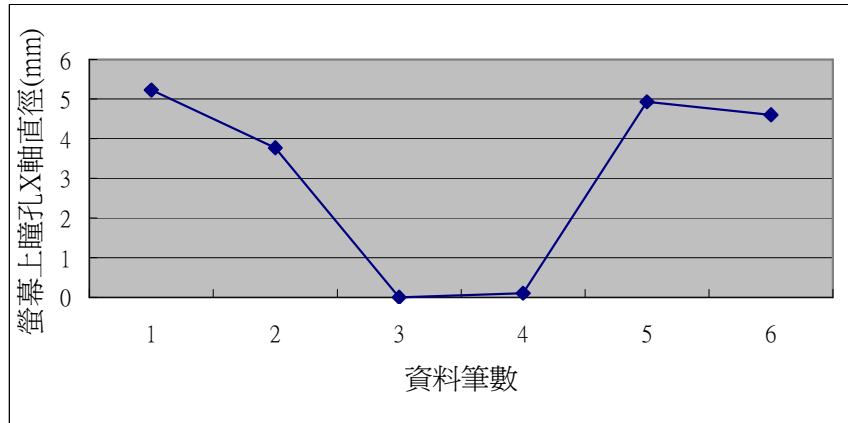


圖 2.9 無意識眨眼曲線圖

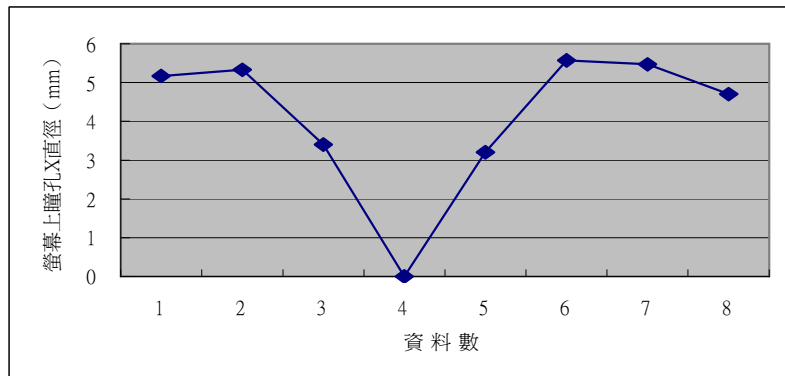


圖 2.10 無意識眨眼曲線圖

我們亦可發現人的有意識眨眼，從閉眼到眨眼的速度都遠比無意識眨眼來的慢，由圖 2.9 可以發現，當曲線下凹時會先有一筆小瞳孔平均直徑 2 cm 的資料，而圖 2.10 表示在最低點後會有一個比平均半徑小 2 cm 的資料，這和閉眼時的的動作是一樣的。由此可知，眼睛無意識眨眼時，其眼皮合閉和張開的速度是比有意識眨眼的情況快。

我們也發現一個特性，當操作者眨眼張開時，操作者會的眼球直徑會有一個類似高起又落下的現象。如圖 2.11。這點顯示人的眼睛因為黑暗中瞳孔會放大，在遇到比之前亮度更高時，會有縮小的現象[14]。

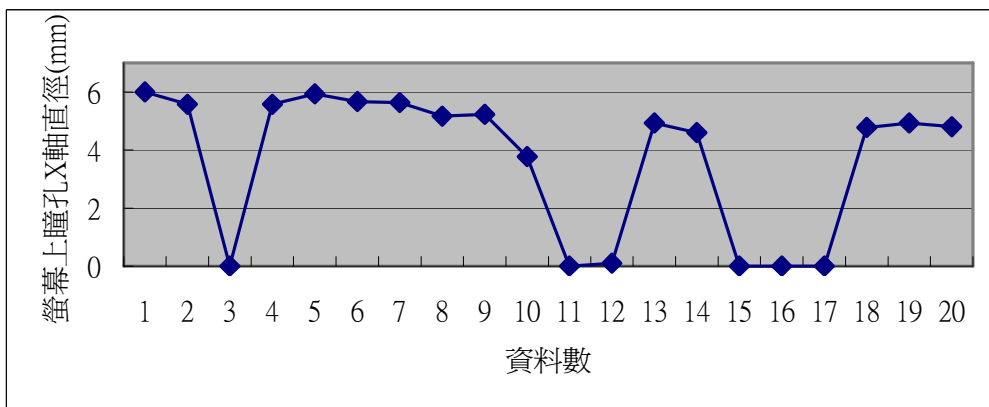


圖 2.11 張開眼睛後突波現象曲線圖

第三章 系統架構與操作設計

本論文之瞳位追蹤器是由一個 CCD、頭盔、單槍攝影機和一台電腦所組成，此為一項結合視覺控制與視訊影像之特殊新型人機介面，本章節將討論系統詳細架構和設計概念，以及和前期瞳位追蹤器之間的差異分析。

3.1 系統之硬體設備

我們的頭盔式瞳位追蹤系統整體架構成本不超過八萬，如圖 3.1 所示，

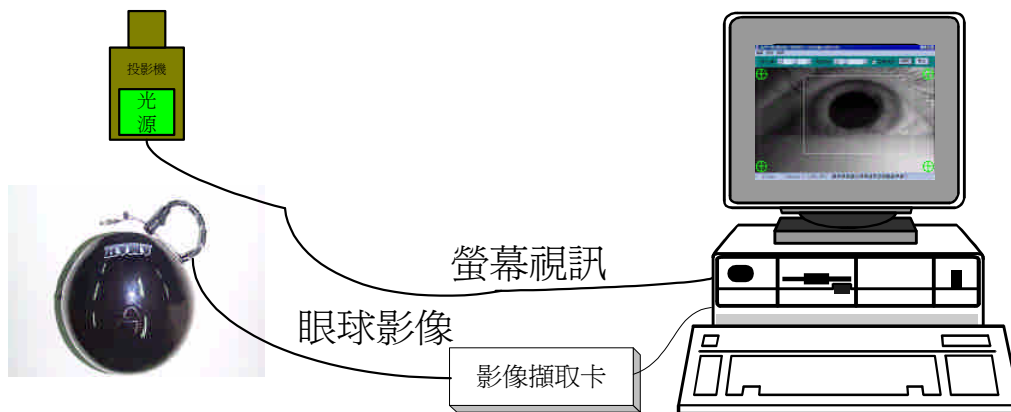


圖 3.1 智慧型瞳位追蹤器整體架構圖

因為我們所採用的所有設備都以低價格為第一考量，如此才能完成低成本的系統，頭盔式瞳位追蹤系統之組成包含下列各設備：

1. 電腦一台 (CPU：Pentium II 550，記憶體：128MB，顯示卡：S3 savage 3D/M 含 TV-out)，用來處理影像之運算。
2. 影像擷取卡一片：FOCUS Enhancements 公司之 InVideo/PCI，主要在轉換 CCD 攝影機的視訊訊號成為電腦可處理之數位信號。
3. CCD 攝影機一台，用來擷取操作者之眼球影像。
4. 100W 燈泡一只，用來作為系統之均勻光源。
5. 投影機一架，用來讓操作者觀看目前系統操作狀況。
6. 影像處理用軟體：Borland C++ Builder。用來撰寫系統所有程式。
7. Color LCD 顯示器。作為監視眼球之小螢幕。

目前我們採用電腦為一般標準電腦配備，其主要作為整體系統的核心，負責系統畫面顯示，並且處理所有影像資料以獲得瞳孔中心座標，達到以眼睛控制電腦的功能。影像擷取卡是採用 FOCUS Enhancements 公司之 InVideo/PCI，主要在轉換 CCD 攝影機的視訊系統成為電腦可處理之數位信號，採用此卡主要因為此塊影像卡具有高速動態擷取功能，正可符合本系統即時控制的要求，如果沒有 640x480 解析度每秒 30 張左右的速度，是無法達到即時控制的要求。其中投影機規格為一般可接電腦投影機，投影機主要用於顯示系統操作情況，所以不需特別規格。本系統所採用之 CCD 為日本製高解析度低亮度黑白 CCD，如圖 3.1 所示，



圖 3.2 CCD 攝影機之實體圖

採用此 CCD 主要因為其照度夠低，且其解析度夠高，詳細規格如表 3.1，因為其照度夠低，所以才能在不需強光下，即可輕易擷取瞳孔影像，不再需要強光近距離直射眼睛，如此有利於使用其他光源替代之前小燈泡近距離直接照射眼睛的問題。

表 3.1 本系統採用之 CCD 攝影機規格

型號	WAP-704R
影像擷取元件	SENSOR SHARP 1/4" INTERLINE TRANSFER CCD
像素	EIA: 537*505 CCIR: 537*597
解析度	380 HORIZONTAL TV LINE
最低照度	0.8 LUX
信號雜訊比	大於 18 dB
視訊輸出	1 Vp-p / 75 OHMS
電源供應	9 VDC / 100 mA
操作溫度	-10°C TO 40°C
尺寸規格	59.2mm(L)*18mm(W)*18mm(H)
重量	25g

系統光源採取均勻漫射光，如圖 3.2 所示，其主要由一個壓克力製的盒子和 100 瓦的鎢絲燈泡所構成，我們選取的壓克力為不透光之材料，所以 100 瓦燈泡經過不透明的壓克力所呈現出來的光，不但不刺眼卻顯的非常溫和，讓操作者長時間在其漫射的光場下也不會感覺疲勞，如此即可改善之前小燈泡直射眼球所造成的疲勞缺點，而且由於本系統所採用之 CCD 的照度需求較低，所以操作者只要離均勻光源 15 cm 的距離，即可正常操作此系統，比起先前小燈泡距離眼睛小於 1 cm 的距離，所照射的輻射減少許多。



圖 3.3 系統之均勻光



圖 3.4 均勻光 100 瓦之燈泡

至於 Color LCD 顯示器主要作為監視眼球之小螢幕，因為當系統在校正時，可以從投影機上看到 CCD 擷取的眼球影像，當校正完畢系統將進入應用程式後，CCD 所擷取的影像將被最小化，所以眼球的影像將不會顯示在投影機的影像上，操作者和在旁輔助之人員將無法看到目前 CCD 所擷取的影像，如此將無法得知目前系統所擷取眼球的影像是否合適，例如光源、眼球位置、操作情況等。所以我們想要得到眼球的影像有兩個選擇，一個是利用軟體的撰寫，將眼球影像顯示在目前操作的應用程式上，如圖 3.5 所示，



圖 3.5 軟體提供之監視小螢幕

但因為軟體提供監視畫面將會影響到整個系統執行的速度，所以基於系統速度的考量，因此決定採用硬體來實現。所以我們才會採用 Color LCD 將 CCD 所擷取

到的影像顯示出來，如圖 3.6 所示，



圖 3.6 Color LCD 之實體圖

主要原理是將影像分成兩個訊號，一個直接傳到 Color LCD，另一個傳送到系統的影像擷取卡。利用 Color LCD 可以不佔任何的系統資源，又可以得到比較大的監視影像，而且比起國外的 Eye-Gaze System 的顯示螢幕[15]，如圖 3.7 所示，



圖 3.7 Eye-Gaze System 之外觀圖

本系統所採用的 Color LCD 精巧許多，而且這個 Color LCD 還有內建喇叭，可以取代電腦的外接喇叭，所以我們最後選擇利用硬體來實現。

3.2 系統架構設計

本智慧型瞳位追蹤器是將一個 CCD 裝到一個安全帽上，以後簡稱為頭盔式追瞳器，如圖 3.8。



圖 3.8 安全帽和 CCD 之結合

在前期的研究中本系統之頭配顯示器採用 OLYMPUS 公司的產品 Eye-Trek，其配戴方式與戴眼鏡相同，不需再調整螢幕角度，而且重量只有 110g，非常的輕巧且方便攜帶，如圖 3.9 所示。



圖 3.9 前期追瞳器是頭配顯示器與 CCD 攝影機之組合

其中最大的問題在於光源，由圖 3.9 我們可以看出小燈泡裝在頭配顯示器上，當操作者使用時，小燈泡直接照射操作者眼睛，因為燈泡距離眼睛太近，所以不適

和長時間使用，所以我們針對這個問題，將架構改成圖 3.8，利用一個安全帽和 CCD 結合，使操作者可以看到周圍環境，此架構我們簡稱開放式架構[16]，也就是頭盔式追瞳器，我們也有另一種形式，乃是遮陽帽和 CCD 結合的構造。如圖 3.10 所示，此構造是可用小燈泡打光或均勻光打光。



圖 3.10 遮陽帽和 CCD 之結合

頭盔式追瞳器架構所採用的光為均勻光，如圖 3.2 所示，利用壓克力箱子在裡面放一個 100 瓦燈泡，這樣就可得到一個漫射光場，操作者在使用時只要距離壓克力箱 10 到 15 cm 的距離，即可獲得非常好的打光效果。由於是漫射光且距離不是很近，所以操作者長時間操作也不會覺得疲勞，因此可以改善前期研究的光源問題。而頭配顯示器顯示影像的功能利用單槍投影機來取代，如圖 3.11 所示。

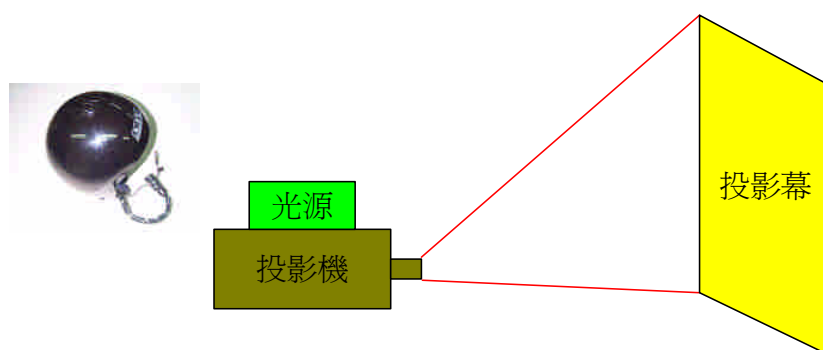


圖 3.11 系統架構側面示意圖

和前期最大的不同，在於開放式架構讓使用者可以同時看到周圍環境的情況，前期為封閉式架構，只能看到頭配顯示器的影像，操作者無法得知目前周圍

環境的狀況，這樣可以減少使用者心中的恐懼，所以開放式架構較封閉式架構較為操作者愛用。

3.3 系統操作步驟

本節將敘述系統基本操作方式。圖 3.12 為系統操作面版。將頭盔戴上之後，調整 CCD 的角度，使眼球的位置位於螢幕的正中央，其後之操作步驟請按照下列之順序：

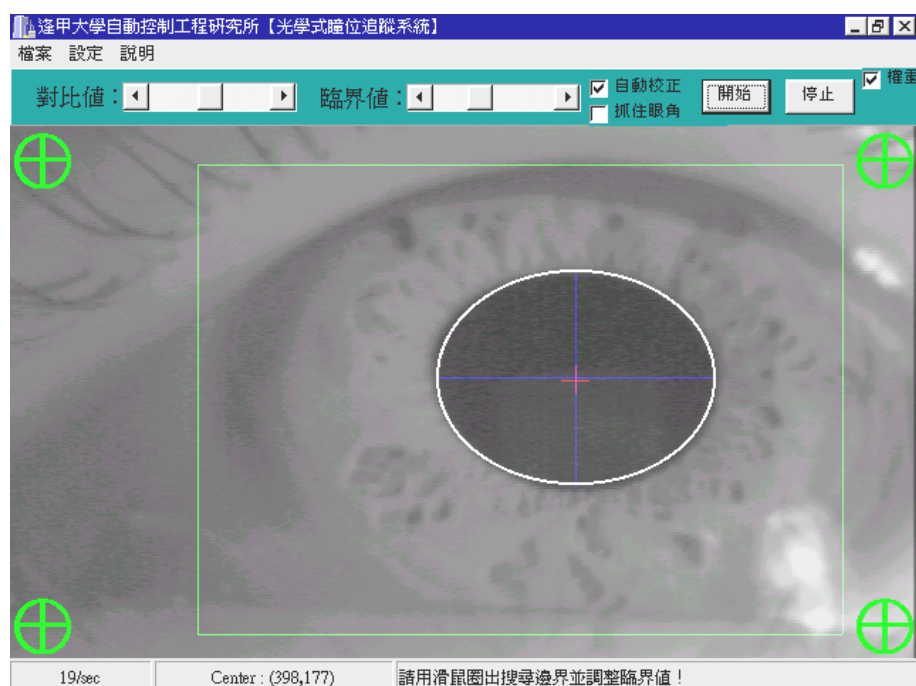


圖 3.12 瞳位追蹤器使用視窗

1. 調整搜尋邊界使瞳孔活動面積不超出綠色長方形邊界方格。圖 3.12。
2. 設定系統功能。如圖 3.12。按下系統參數設定。

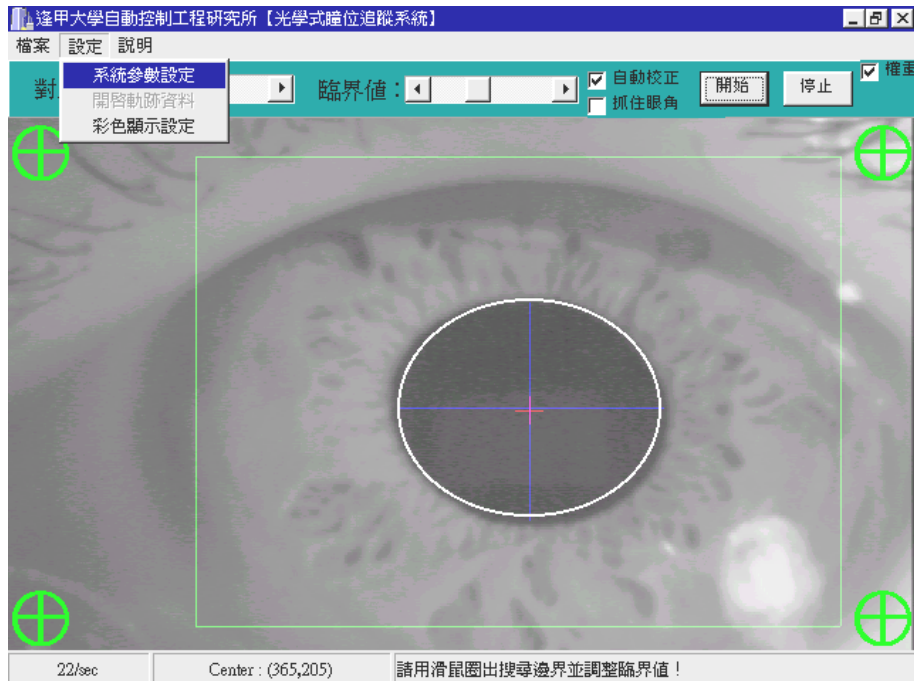


圖 3.13 使用系統參數設定

- 選擇瀏覽桌面程式，就是當校正完畢後，就跳回作業系統。滑鼠不受眼球控制。
- 選擇設定滑鼠位置，即可使用追瞳相關應用程式，滑鼠的位置就是受眼球控制。
- 選擇儲存視線軌跡，就是當你選擇瀏覽桌面程式時，就可以記錄眼球所有的活動軌跡。

通常瀏覽桌面和儲存視線軌跡會一起使用，如此即可紀錄操作者目前眼前所看影像之軌跡。如果瀏覽桌面和設定滑鼠一起使用，則可以用眼睛控制作業系統下的所有應用程式。目前因為解析度還不夠高，所以只有高雄長庚醫院復健中心有採用此功能，因為該醫院是將本系統應用到他們自行開發的輔具軟體，而那套軟體的按鈕都非常大，所以非常適合用我們的系統來操作。

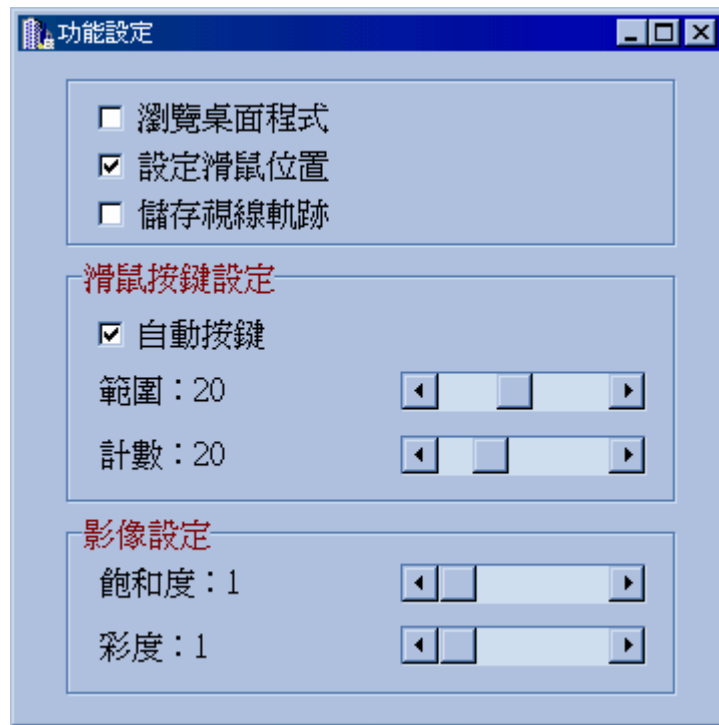


圖 3.14 系統參數設定之面版

- 調整二值化臨界值以及影像對比值使系統能夠準確粹取出瞳孔輪廓。如圖 3.15 就是調得太小，圖 3.16 調的太大，圖 3.17 最為標準。

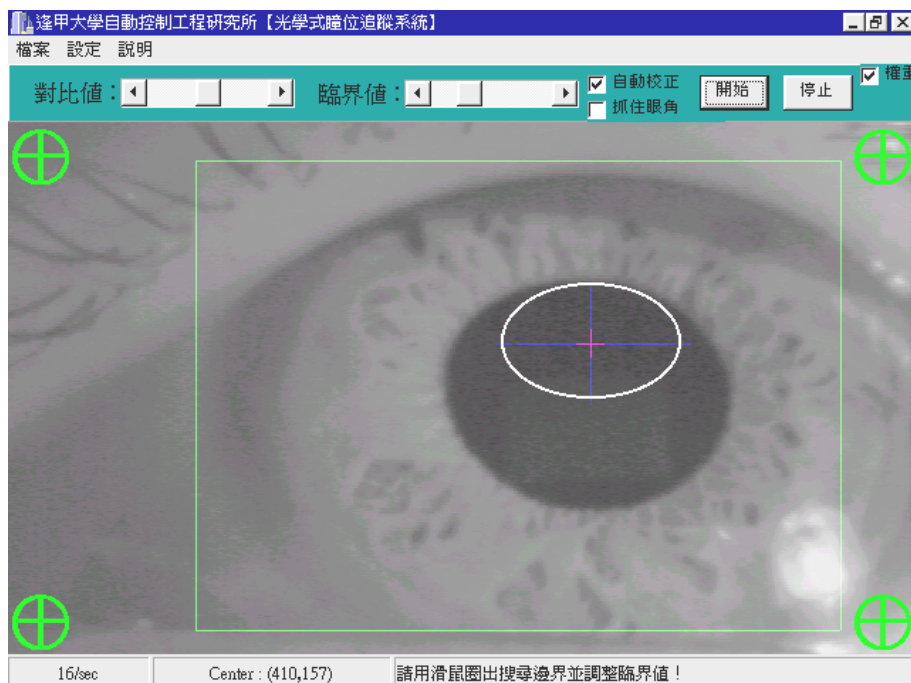


圖 3.15 二值化臨界值太低

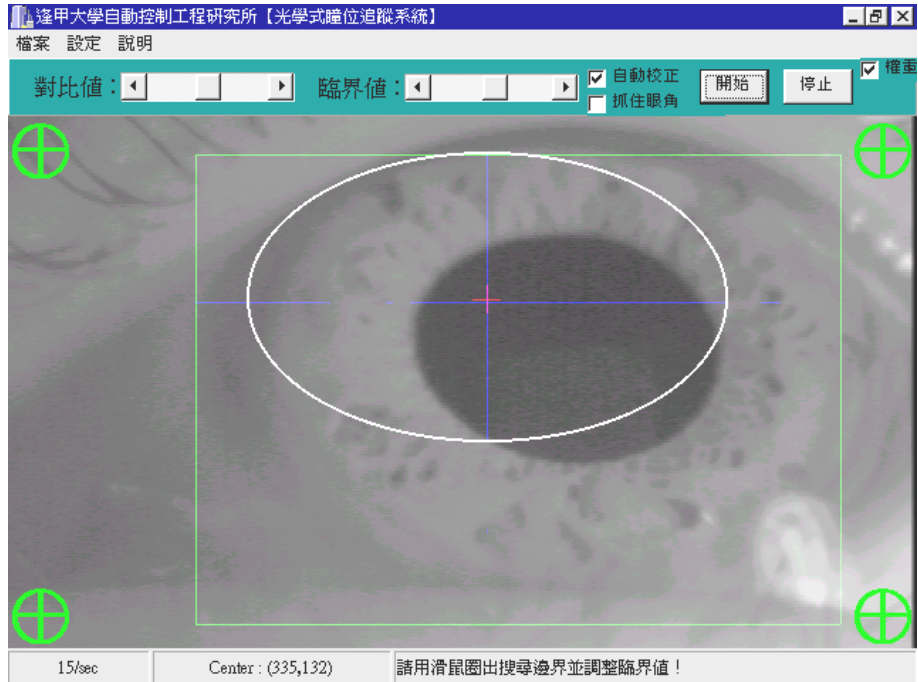


圖 3.16 二值化臨界值太高

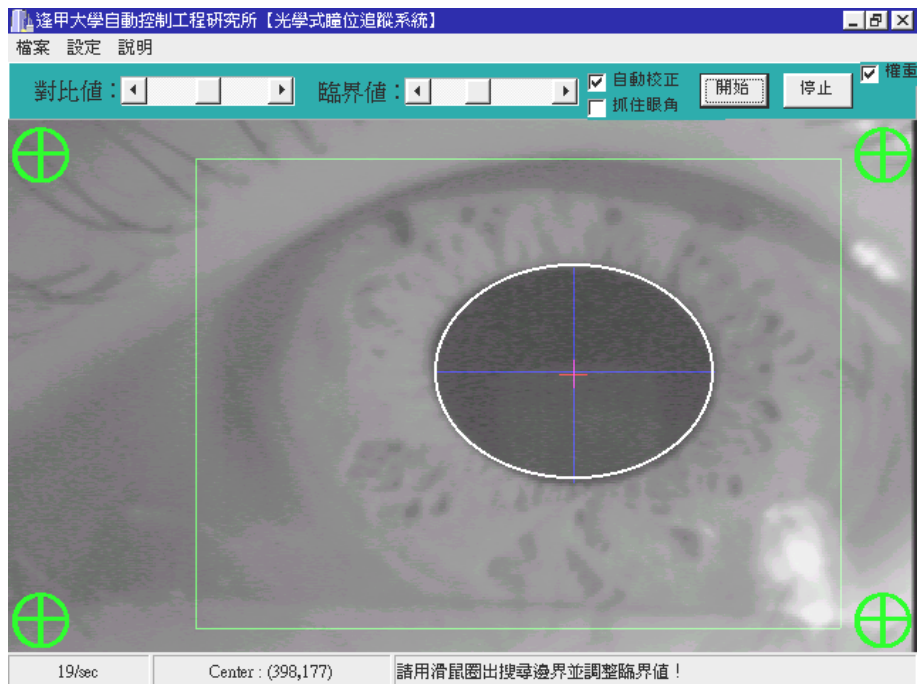


圖 3.17 二值化臨界值適當

4. 按下Enter之後開始初始校正步驟，黃色⊕會依序移動到螢幕的上、左、中、右、下五個位置，此時眼睛必須凝視綠色⊕，並隨其移動。

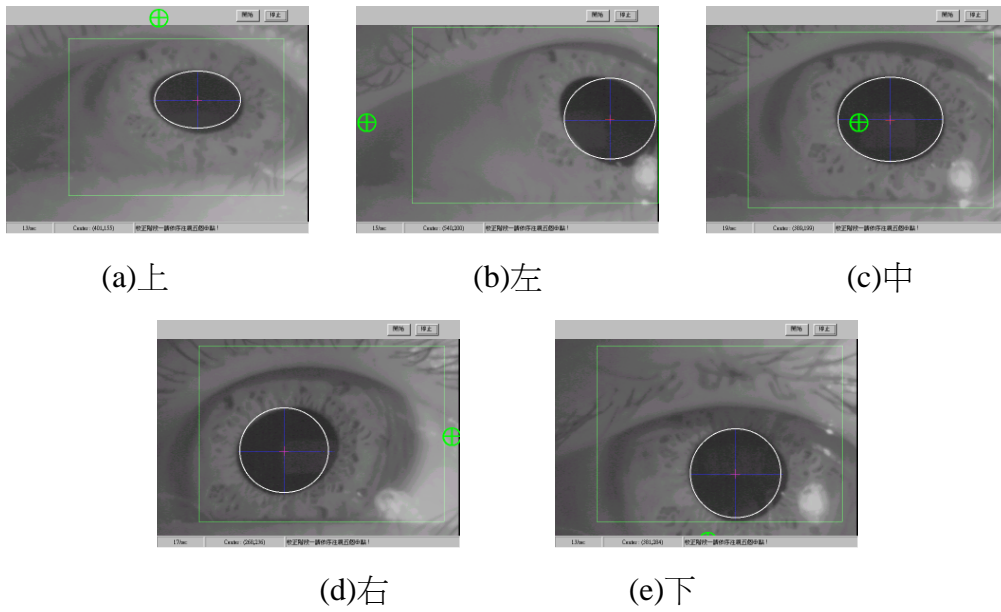


圖 3.18 校正五點的影像

5. 校正結束之後，系統畫面會自動最小化在工作列，眼控輔具程式會自動打開，如圖3.19，或是選擇瀏覽桌面上之其他程式，如圖3.20。



圖 3.19 校正後進入應用程式的第一個畫面



圖 3.20 選擇瀏覽桌面進入的畫面

6. 使用者瀏覽程式畫面並利用眼睛的轉動來控制滑鼠位置，此時系統會同步記錄下眼球的注視點座標和瞳孔直徑的大小變化。用滑鼠按停止鍵回到主要畫面，在如圖3.21按下設定開啟軌跡資料的按鈕，即可開啟如圖3.22的畫面，所有的資料將可儲存成Excel的檔案。

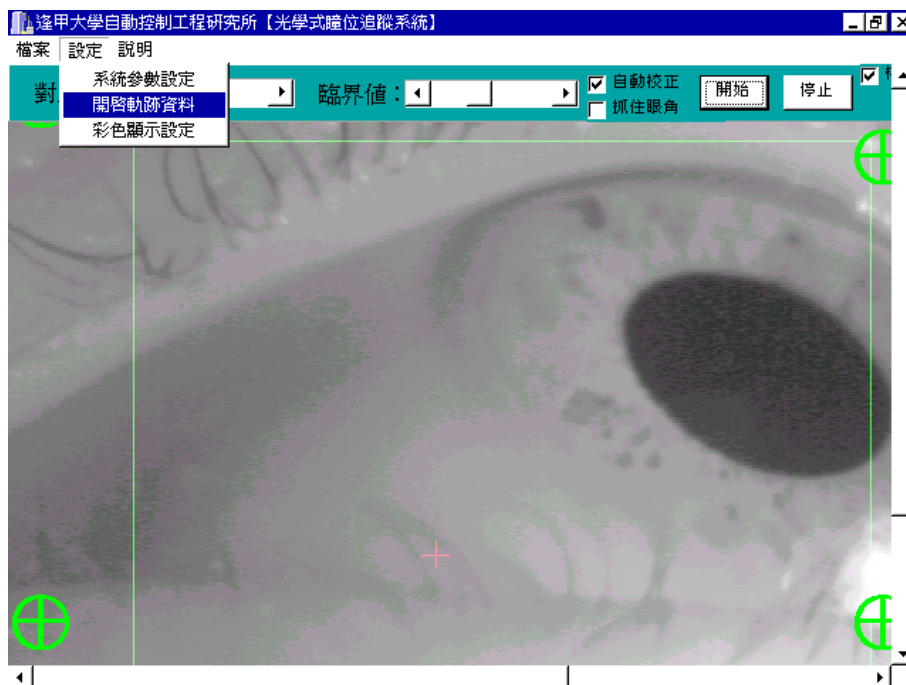


圖 3.21 選擇開啟紀錄的資料

time(sec)	X	Y	diam_X	diam_Y	Area
25	235	321	6.47	4.9	25
25.2	232	306	6.63	5	25
25.4	640	0	2.8	2.47	5
25.6	315	264	6.27	3.8	19
25.8	341	325	6.37	4.73	23
26	345	329	6	4.53	20
	X座標	Y座標	X直徑	Y直徑	瞳孔面積
AVE	327.18	297.54	5.45	4.31	18.39
STD	134.45	117.4	0.96	0.64	6.04
眨眼次數	13				

保存 Excel 檔

圖 3.22 記錄的資料

7. 如果是進入應用程式，凝視視標物2秒鐘後，滑鼠會自動按下左鍵來選取該視標物。校正或瀏覽螢幕畫面的其間，隨時可按下Enter回到校正畫面，重新初始校正的步驟。

第四章 系統人機介面設計

本智慧型瞳位追蹤器為一新型人機介面，所以本系統介面設計將是重要的一環。讓一般使用者能夠經由簡單指導很快地使用本系統，將是我們設計的重點。以下將分項介紹本系統人機介面之設計，主要朝向自動化和人性化方面努力。

4.1 自動偵測系統是否被使用

能夠自動偵測系統是否被使用對本系統介面親和力是一項重要指標。當有人使用此系統時，我們將利用現有的 CCD 來做感測。主要將對擷取的影像，對特定的四個區域做分析，如圖 4.1，

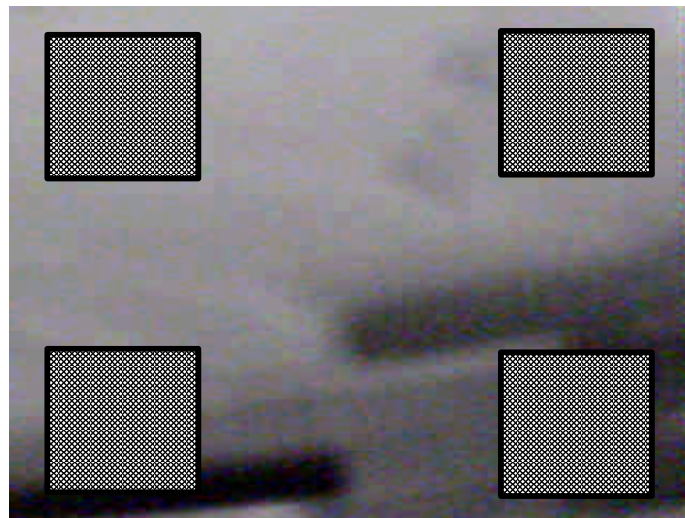


圖 4.1 系統未使用時任意擷取的畫面

先對每個像數的三原色紅、綠、藍做單一化，如式子 4.1，再統計其平均值，如式子 4.2，個別統計各區域變化量並將其乘以 0.25，如式子 4.3，最後將這四個值加總後，如式 4.4，希望經由日後實驗後得到一個 t 值，只要加總值超過這個實驗值，即判斷有人使用此系統。假如使用的是黑白 CCD，就直接取亮度變化即可。

$$g_r = \frac{R}{R+G+B} \quad (4.1)$$

$$S = \frac{\sum g_r}{n} \quad (4.2)$$

$$V_i = |S_b - S_n| \times 0.25 \quad i=1 \sim 4 \quad (4.3)$$

$$S_a = V_1 + V_2 + V_3 + V_4 \quad (4.4)$$

其中

g_r :表示某個 pixel 單一化紅色元素之值

S :表示各個區域紅色元素之平均值

n :表示各個區域內之 pixel 數量

V_i :表示各區域紅色元素平均值的變化量

S_b :表示前一張影像各區域紅色元素總值

S_n :表示現在影像各區域紅色元素總值

S_a :表示四個區域變化量之加總

在此之後將入第二個判斷式，判斷是否配戴好此系統，利用影像中心附近灰階是否低於某個值，如果符合將認定使用者已經配戴好此系統，此時電腦將用事先錄製好的語音提醒使用者調整閾值，同時將播放一段影片，引導使用者將閾值調整到最佳使用值。如此將可達到感測使用者是否使用此系統的自覺性功能。另一方面，在無人使用時，將連續播放操作說明影片，如此將充分表現此系統具有多媒體的功能，其介面也因此深具親和力。

4.2 以分數及圖形顯示校正結果

每次使用此系統時，都必需進行校正的動作，因為本系統一定要經過校正，才可開始使用系統，所以校正的動作對本系統來說是非常頻繁的。而且校正結果的好壞對系統的準確度影響很大，因為本系統是採用內差法，所以有時會因為不專心或移動到 HMD，因而造成校正結果不理想，輕微會嚴重影響系統準確性，嚴重將導致無法使用此系統，又必需回到校正畫面重新校正。這樣對使用者而言充滿不確定性，因為使用者無法得知校正是否做確實，往往要等到進入應用程式後，發覺滑鼠游標根本無法受控於眼球，或是誤差很大，這時才有辦法察覺校正動作出了問題。

4.2.1 以分數顯示校正結果

所以我們將針對此問題提出解決方式，即在完成校正步驟後，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，我們可以定義使用評估參數 U ，以分析使用者之校正結果是否有利於程式之執行。也就是說我們可利用此五個校正參考點座標來解析使用者的螢幕注視點[17]。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) 之間的距離。如圖 4.2 所示，分別以線段 $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 來表示。

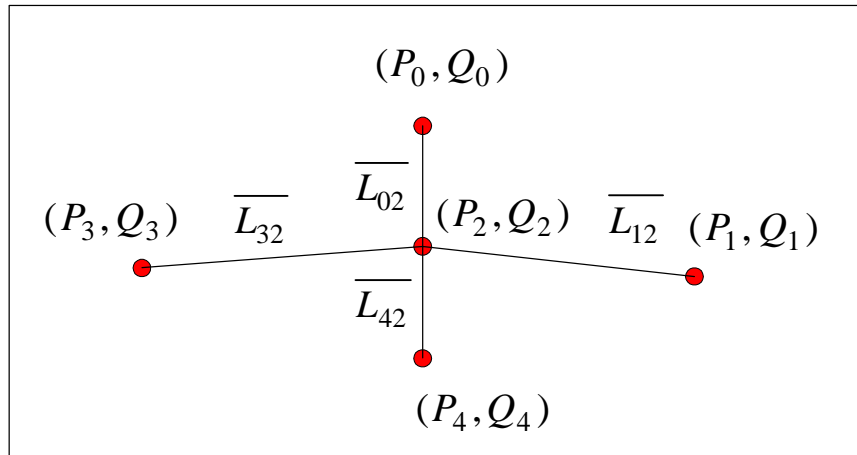


圖 4.2 校正後所得的五個參考點座標

在取這五個點的座標時，為了避免系統或雜訊造成平均值偏移，所以對於計算這五點座標的算法如下列 4.5~4.8 式，步驟一先算出所有的平均值，再將與平均值差異過大的值予以刪除，這是為了加強這五個校正點之可靠性所做的必要步驟。

$$a_1 = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad (4.5)$$

$$a_2 = \frac{\sum_{i=1}^N y_i}{N} \quad (4.6)$$

$$X = \frac{\sum_{i=1}^{n_1} x_i}{n_1}, \text{ 當 } (x_i - a_1) \leq 10 \quad (4.7)$$

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^{n_2} y_i}{n_2}, \text{ 當 } (y_i - a_2) \leq 10 \quad (4.8)$$

其中

a_1 ：各點第一次求得之 x 座標平均值

a_2 ：各點第一次求得之 y 座標平均值

N：校正凝視各點之個數

X：各點最後確定之 x 座標

Y：各點最後確定之 y 座標，

n_1 ：符合 $(x - a_1) \leq 10$ 的 x 座標的所有 pixel 數目

n_2 ：符合 $(y - a_2) \leq 10$ 的 y 座標的所有 pixel 數目

而後使用評估參數 U 之計算方式為：

$$U = \frac{\overline{L_{02}}}{L_{02}'} \cdot \frac{\overline{L_{12}}}{L_{12}'} \cdot \frac{\overline{L_{32}}}{L_{32}'} \cdot \frac{\overline{L_{42}}}{L_{42}'} \quad (4.9)$$

其中， $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 是由實驗平均所得的固定值，如表 4.1 所示。

表 4.1 $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 之參考值（單位：pixel）

$\overline{L_{02}}$	$\overline{L_{12}}$	$\overline{L_{32}}$	$\overline{L_{42}}$
30	55	55	30

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 0.8。若使用評估參數 U 之值大於 0.8，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 之值小於 0.8，則表示初始校正失敗。此時系統會回到開始步驟，使用者必須重新調整搜尋邊界、影像二值化臨界值、或是

配戴好顯示器，然後再重新校正一次才可繼續使用本系統。我們將對 U 之值乘上 100，如式 4.11，提供使用者參考分數，讓使用者瞭解目前校正的結果。

$$M_1 = U \times 100 \quad (4.10)$$

當 $M_1 > 100$ ，則令其為 100。

圖 4.3 即為系統操作時校正後的分數，我們可以發現系統不但可以顯示出校正後的分數，也可分別顯示出 $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 長度，讓使用者可以瞭解校正時在哪一個點出現了問題。

校正評分		
上(30):	61	2.77
下(30):	78	2.6
左(55):	127	2.31
右(55):	113	2.05
校正指數：		100

圖 4.3 校正後分數顯示圖

4.2.2 以圖形顯示校正結果

根據校正步驟後，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，我們將以圖形來顯示其分佈狀況，因為如果只是單靠上一節描述，我們只能根據其 $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 之長短來決定校正結果，但這並不能完全反應校正結果，因為可能因為 $\overline{L_{02}}$ 、 $\overline{L_{12}}$ 、 $\overline{L_{32}}$ 、 $\overline{L_{42}}$ 距離夠，但使用者並沒有正確凝視這五個點，

其結果將會如圖 4.4 所示，雖然校正分數是接近一百分，但這樣的校正結果進入系統也是無法操作，所以我們將利用圖形將這五個點的分佈顯示在電腦上，讓操作者可以清楚看到校正後的分佈情況。

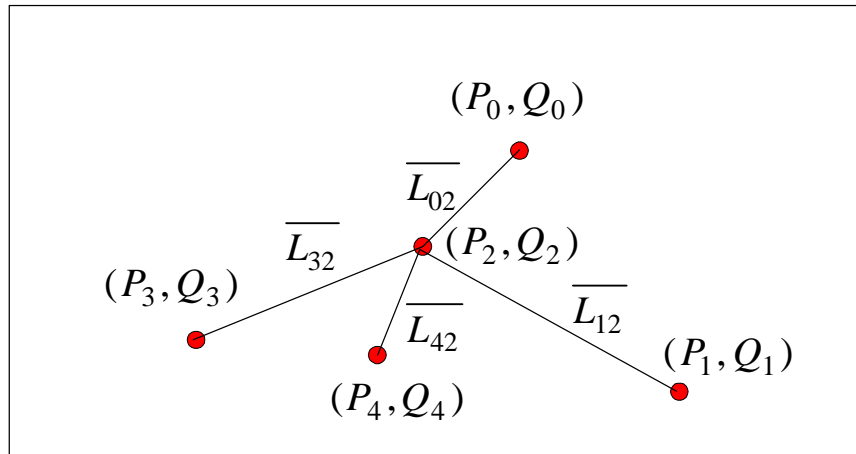


圖 4.4 校正不正確時的情況

為了讓使用者可以在顯示螢幕上看到校正後 (P_0, Q_0) 、 (P_1, Q_1) 、 (P_2, Q_2) 、 (P_3, Q_3) 、 (P_4, Q_4) 五個點的分佈圖，我們計算出 (P_2, Q_2) 到 $(160, 120)$ 之 X、Y 的距離，再將其它四點 (P_0, Q_0) 、 (P_1, Q_1) 、 (P_3, Q_3) 、 (P_4, Q_4) 利用 X、Y 的距離來作轉換，即可將我們校正後的結果顯示在我們想要的區域。圖 4.5 即為系統校正後的結果。每次的圖形都可能不同，但假如在正常的情況操作下而且操作者也非常專心，其圖形將會和下圖類似。

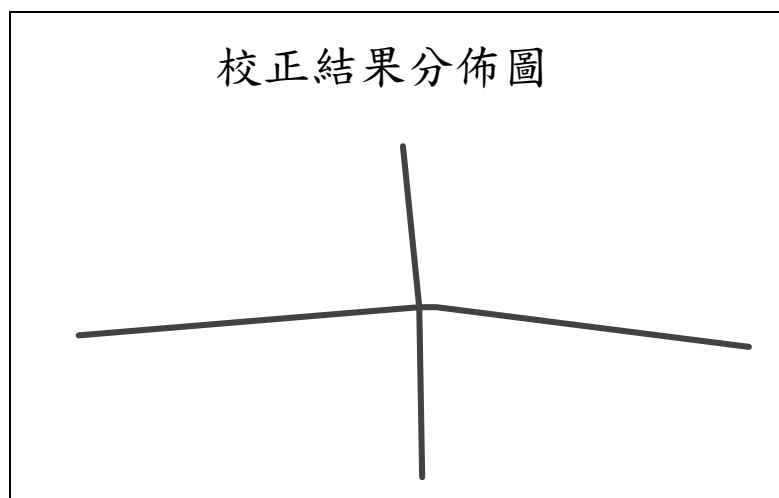


圖 4.5 系統實際校正結果

4.3 使用者專心程度評估

由於本系統主要是利用眼睛的活動對電腦作控制，所以眼睛的活動能力是非常重要的。就像電腦滑鼠的使用，假如手無法很靈活地動作，那麼用滑鼠操作電腦也是非常吃力的一件事。所以系統也希望能提供使用者注視能力評估的功能。因此我們將對使用者注視能力做評分，以評估使用者是否適合使用此系統，這些數據也提供給使用者參考。我們也是對校正時的資料做處理，如此將不用要求使用者額外作其它的量測動作，以簡化系統操作步驟[18]。根據在校正時使用者注視五個校正點的資料，分別將其各點資料一一做處理。首先，取出其中一個校正點的資料，資料包括 10 筆 x、y 座標，個別將其投影到 x 軸、y 軸，再以式子 4.11、4.12 分別求出各投影面積的重心，再將求出之重心 x_c 、 y_c 的值加減 r 後求這區域的面積佔總面積的比例，以式子 4.13、4.14 求得此比例 A_x 、 A_y ，分別將 A_x 、 A_y 乘上 100 即為使用者眼睛水平方向和垂直方向專心程度之分數。

$$x_c = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (4.11)$$

$$y_c = \frac{\sum_{i=1}^n y_i}{n} \quad (4.12)$$

$$A_x = \frac{n_x}{n} \quad (4.13)$$

$$A_y = \frac{n_y}{n} \quad (4.14)$$

其中

x_c :表示 x 軸所投影面積之重心

y_c :表示 y 軸所投影面積之重心

n :表示所有取樣的數目

n_x :表示投影在 $x_c - r < x_i < x_c + r$ 這個區間的個數

n_y :表示投影在 $y_c - r < y_i < y_c + r$ 這個區間的個數

A_x :表示在 $x_c - r < x_i < x_c + r$ 這區間面積佔總面積的比例

A_y :表示在 $y_c - r < y_i < y_c + r$ 這區間面積佔總面積的比例

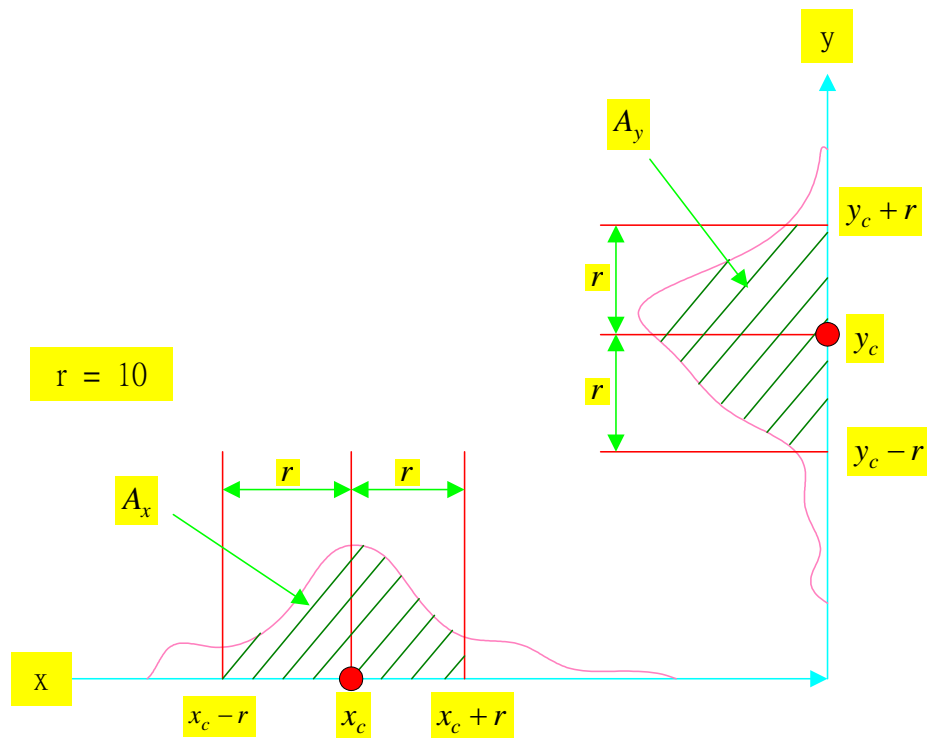


圖 4.6 專心程度評估示意圖

圖 4.6 即為上述方法示意圖，其中 r 目前系統設定為 10。根據上述方法，每次操作者校正完畢後，系統將計算出操作者的專心程度，如圖 4.7，同一個人每次的分數評估不一定會一樣，因為其中可能會因校正時不專心或是系統本身誤差的關係，都會有不同的專心程度分數。

專心程度		
	X軸	Y軸
上：	100	100
左：	100	100
中：	100	100
右：	100	100
下：	100	100

圖 4.7 系統實際專心程度分數顯示方式

4.4 以眨眼控制替代凝視控制

根據眨眼的特性，我們分為有意識和無意識眨眼，如同第二章所述，因此我們可以對有意識眨眼和無意識眨眼作一個特性的比較[19]，如表 4.2。

表 4.2 有意識眨眼和無意識眨眼之特性表

情況	曲線下降坡度	半徑趨近零之個數
無意識眨眼	坡度較陡	至多一個
有意識眨眼	坡度較平緩	以閉眼時間長短，至少一個

因此我們只要經由判斷直徑趨近於零次數的多寡，和螢幕上瞳孔 X 軸直徑曲線下降的坡度，可以清楚分辨有意識眨眼和無意識眨眼[18]。所以我們提出利用評分的方式來決定有意識眨眼的與否。因為無意識眨眼對系統沒有幫助，反而是一種負擔，因為系統需要的是有意識眨眼的動作，來替代凝視選取選單的功能。而有意識眨眼和無意識眨眼有共同的特性就是瞳孔會被眼皮所覆蓋，造成系統量測到的瞳孔直徑較實際小，甚至為趨近於零。為了判別有意識眨眼和無意識眨眼，我們提出一項演算法，就是利用分數來評估有意識眨眼的與否。根據實驗，眼睛眨眼時瞳孔直徑會變小，甚至會趨近於零。有意識的眨眼一定有兩筆以上的資料為零。無意識的眨眼，瞳孔資料趨近零的機會只有一次，不可能會有兩次以上，如圖 4.8。

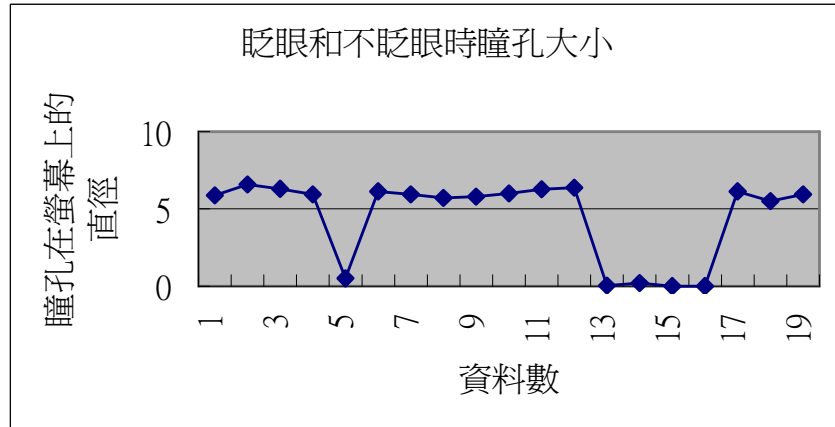


圖 4.8 瞳孔直徑記錄圖

每筆資料的取樣時間為 0.2sec，圖 4.8 包含一次有意識眨眼和一次無意識眨眼。第一次下降為不自覺眨眼，第二次下降為自覺性眨眼，獲得此項曲線圖是經由連續獲取使用者一分鐘的眼球瞳孔資料，使用者每五秒有意識眨眼一次，然後擷取包含無意識眨眼的區間。因此我們以表 4.3 的評估分數來達到眨眼控制的目的，其主要是針對瞳孔直徑來作評分，直徑愈小分數越高，

表 4.3 瞳孔直徑與分數相關特性表

瞳孔直徑	分數
$1\text{cm} < x$	0
$1\text{cm} < x < 0.7\text{cm}$	0.2
$0.7\text{cm} < x < 0.2\text{cm}$	0.3
$0.2\text{cm} < x < 0\text{cm}$	1

藉由上表的評分，再配合式子 4.8，只要分數大於 2 分者，系統即判定為有意的眨眼，分數採用累計的方式，只要瞳孔直徑小於 1cm，就開始統計，瞳孔直徑大於 1cm 就結束統計，其統計方式如下式：

$$S = \sum_{i=1}^n S_i \quad (4.15)$$

S ：眨眼到張開眼睛統計總分。

n ：表示從瞳孔直徑小於 1cm 時，開始統計分數直到瞳孔大於 1cm 的資料數。

根據上面的描述，所以我們利用判斷瞳孔直徑小於 1cm 的情況，統計分數來判

斷眼球是否有眨眼，藉以利用眨眼的動作作為滑鼠按下的功能，也就是選取選單的功能。

當我們眨眼的時候，瞳孔是被眼皮所覆蓋，也就是 CCD 無法取的瞳孔的影像，因此瞳位追蹤器此時無法得到瞳位座標，也就無法判斷使用者目前是注視哪個選單，所以必須提出一個補償的措施[20]，螢幕上瞳孔直徑變化和凝視座標的相對關係示意圖如圖 4.9，

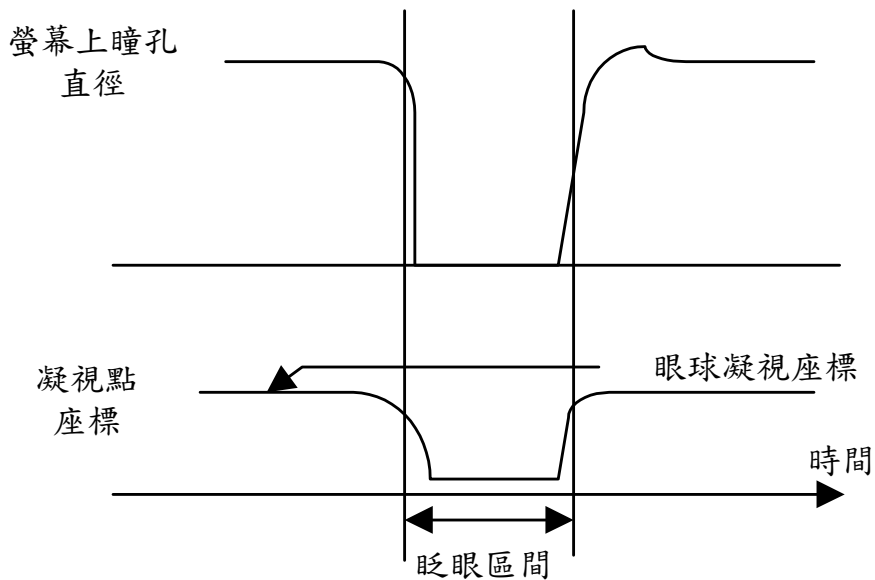


圖 4.9 瞳孔直徑和凝視座標示意圖

所以我們必須取眨眼前的凝視座標，作為眨眼選取選單的座標，根據實驗結果且參考上圖的情況，發現要使用起來誤差減到最小，使用者也可以很容易操作眨眼的功能，我們必須取第一個螢幕瞳孔直徑小於 1cm 的凝視座標為參考座標，取其前第二筆的座標作為選取選單座標，如此即可準確選取操作者想要的選單。假如選取太過前面的座標，會造成誤判而選取眼睛錯誤的選單，除非使用者注視目標物夠久，才能確保選取的座標是操作者想要選取的。假如選取在其前兩筆後的座標，就會發生座標偏移的現象，因為瞳位追蹤器需要擷取瞳孔影像才能作判斷，所以當螢幕上瞳孔直徑小於 1cm 時，即代表眼球已經被眼皮所掩蓋，所以此時瞳位追蹤器所得到的凝視座標必定是錯誤的，如果選取在其前兩筆後的

座標，必定也會造成選取錯誤選單的問題。因此我們必須取第一個螢幕瞳孔直徑小於 1cm 的凝視座標為參考座標，取其前第二筆的座標作為選取選單座標，如此即可準確選取操作者想要的選單。

4.5 偵測追瞳器偏移量

本系統的操作有一項限制，就是當校正步驟完成後，操作者所配戴的 HMD 或頭盔，不可和顯示器有相對的位移，因為校正步驟的用意就是要得到眼睛和顯示器之間的相對座標，所以當校正完畢後，就不可以有任何的移動[21]。而眼睛的位置是靠 CCD 擷取影像給電腦，所以在開放式架構下，只要操作者的頭部移動，或是頭沒移動安全帽移動，都會造成系統誤差。在封閉式架構，因為顯示器為 HMD，所以只要帶在頭上的 HMD 有移動，也會造成系統誤差，因而影響準確度。雖然我們可以要求操作者頭部不移動，或是固定好 HMD 不作任何移動，但根據實際情況，當操作者使用五分鐘以後，很難保持顯示器和眼睛相對位置不變動，所以針對此問題，我們想出一個方法，就是利用 CCD 所擷取眼球影像中的特徵點當作參考點，如此即可掌握即時系統偏移的程度。如圖 4.10 所示。

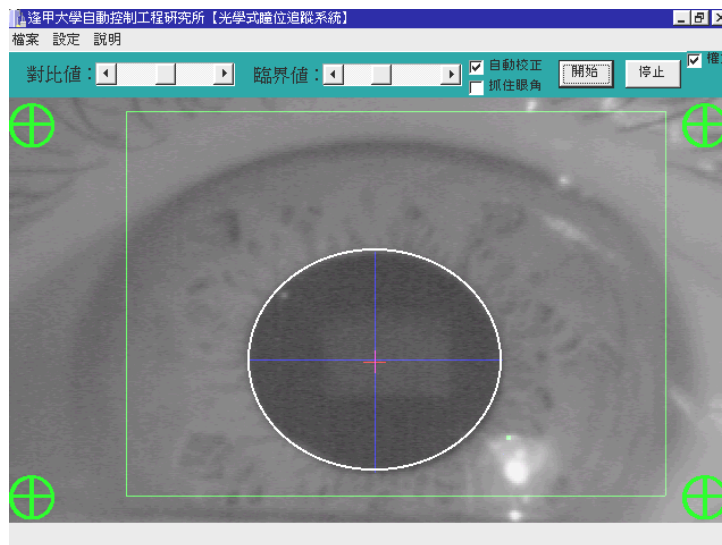


圖 4.10 HMD 和 CCD 形式所抓取的特徵點圖形

圖 4.10 所表示的是頭配顯示器結合 CCD 的系統所擷取的影像，我們可以看到圖中右下有一個綠色小點，此點即是我們所要的參考點。當校正完畢後，此點座標將被記錄下來當作參考點，進入應用程式後綠色點的即時座標將一直和參考點座標作比對，只要目前得到的即時座標與參考點的座標距離超過 8pixel，系統將自動跳回校正畫面，要求操作者重新校正系統。其中綠色參考點主要是根據光源在眼睛上面的反光，因為反光的部份和眼睛虹膜之間的亮度差很大，所以可以利用此項特性，把那個區塊二值化，選取反光區域的最上一點當作參考點。我們也考慮其它開放式架構的使用情況，圖 4.11 所表示的為安全帽與 CCD 結合的情況下得到的眼球影像，其反光區域為均勻光之反射，我們也是使用和上述方法相同的方式，很輕易地就可將最頂端的點找出，使其當作此架構的參考座標。

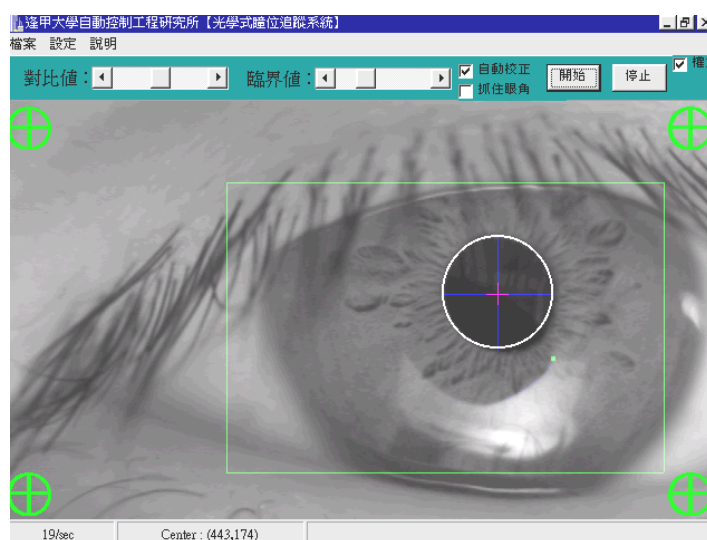


圖 4.11 安全帽與 CCD 之結合所抓取的特徵點圖形

還有一種架構亦稱為開放式架構的系統，在第三章有提過，即為遮陽帽和 CCD 結合的架構，在此架構下我們將藉由抓取眼角當作參考點，如圖 4.12。因為遮陽帽的架構 CCD 距離眼球比較遠，因此可以利用眼角當作參考點，眼角的擷取方式和反光區域相同，也是利用眼角的亮度比眼角外的皮膚低很多，因此可以很容易抓到眼角的座標，因為眼角的位置不會因人而異，所以我們選擇眼角為參考座標。像先前兩個架構由於是利用光源的反光當作參考座標，所以常常因為操作者

臉的形狀或均勻光源擺設的位置而有所不同，因此我們將以眼角為優先考慮對象。

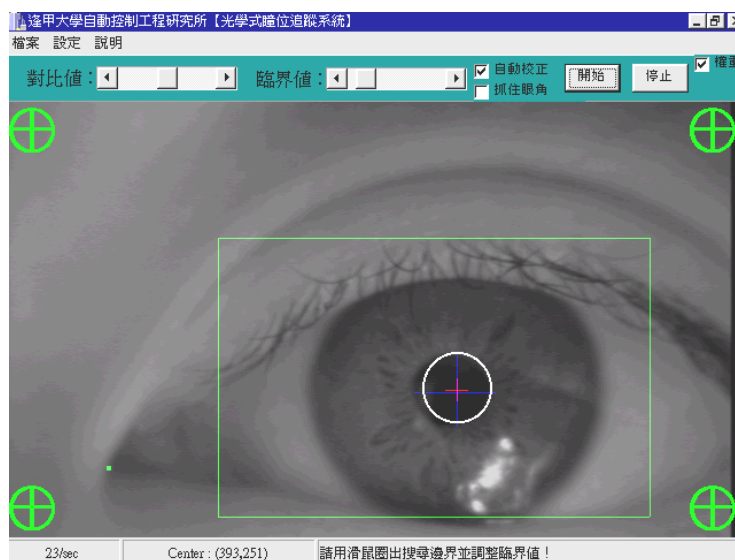


圖 4.12 遮陽帽和 CCD 結合所抓取的特徵點圖形

4.6 補償頭部和追瞳器的位移

根據上一節所述，我們可以根據參考點的移動量判斷系統偏移量，提出一個補償的作法，就是利用座標補償的方式，對於所量測到參考點的 X、Y 座標，取其變化量，再將變化量補償到眼球所量測到的座標，如此即可得到補償的效果。而其補償的方程式如 4.16、4.17 兩式。

$$x_c = x - x_e \quad (4.16)$$

$$y_c = y - y_e \quad (4.17)$$

其中

x ：代表眼球原始 X 座標

y ：代表眼球原始 X 座標

x_e ：代表參考點 X 軸之位移

y_e ：代表參考點 Y 軸之位移

x_c ：代表眼球補償後 X 座標

y_c ：代表眼球補償後 Y 座標

經由這樣的補償，系統之穩定性會提高，但此項功能只適用於頭盔式和遮陽帽式的瞳位追蹤器，因為封閉式瞳位追蹤器之 HMD 如果移動[22]，附加在 HMD 上的燈泡和 CCD 也都會跟著移動，所以這是一個雙向運動，因此無法作補償的動作。而開放式架構的頭盔式瞳位追蹤器，當頭部移動時，我們可以針對均勻光源反射所得到的參考點之移動，對座標作補償。因為參考點的移動是單方面的，有就是說，頭部移動但光源不移動，所以可以以均勻光源當作參考座標。另一個開放式架構的遮陽帽式瞳位追蹤器，因為是利用眼角當作參考點，又眼角並不會因為移動，所以當遮陽帽移動時，即可利用眼角當作參考座標，完成補償的動作。但由於瞳位追蹤器的偏移屬於三度空間的偏移，而我們的補償只考慮的二度空間，所以只要大幅度的偏移將無法獲得良好的效果，所以本系統在偏移量達到某個程度的偏移後，將會自行跳回到校正畫面進行重新校正。

4.7 運用權重因子提高準確度

在判斷眼球區域時，因為我們使用二值化分類，也就是當某個 pixel 的紅色元素值小於設定值時，即認定為瞳孔位置。但往往因為擷取的影像有部分 pixel 的紅色元素值也是小於設定值，如圖 4.14 所示，

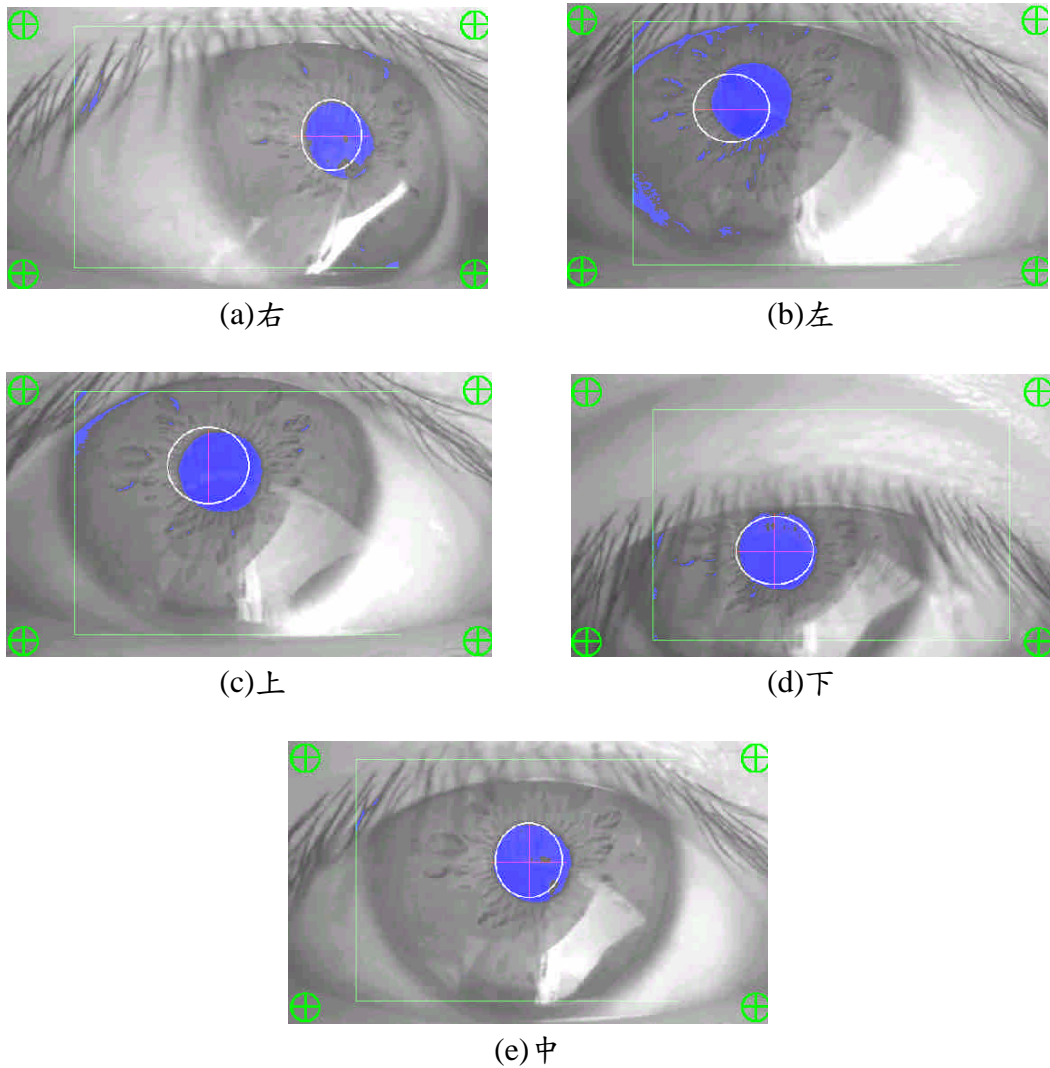


圖 4.13 瞳孔因周圍眉毛或陰影造成誤差之圖形

我們可以看到眉毛或是陰影都會讓系統誤判為瞳孔，因此會造成某些程度的誤差。假使我們能將這些區域忽略或是減少這些區域的面積，系統的準確度將會提升許多。對此我們將採用權重因子[19]，將會獲得很好的效果。

處理影像的方式即先將整個框選影像做二值分類，利用值心法計算出瞳孔中心和瞳孔直徑，接下來就使用權重法，以計算出的瞳孔座標為中心，對外逐漸增加 pixel 中 red 的數值，其加入的權重值將利用圖 4.14 來決定，

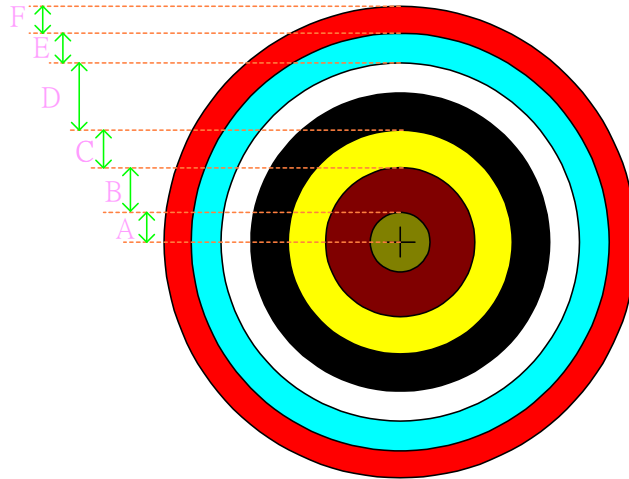


圖 4.14 欲加入權重值之分類方式

表 4.4 權重分類後欲加入之權重值

區間	權重值(W)
A	-20
B	-15
C	-10
D	0
E	10
F	20
>F	25

利用 4.18、4.19 式，

$$D = \sqrt{(X_c - X_i)^2 + (Y_c - Y_i)^2} \quad (4.18)$$

$$R_s = R + W \quad (4.19)$$

其中，

D：表示某個 pixel 到瞳孔中心的距離

X_c ：瞳孔中心 X 軸座標

Y_c ：瞳孔中心 Y 軸座標

X_i ：在綠色框框範圍內的待測點 X 軸座標

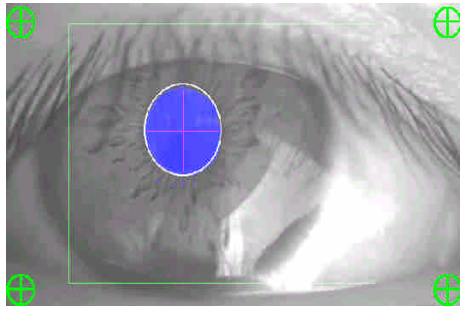
Y_i : 在綠色框框範圍內的待測點 Y 軸座標

W : 經過判斷後欲加權的值

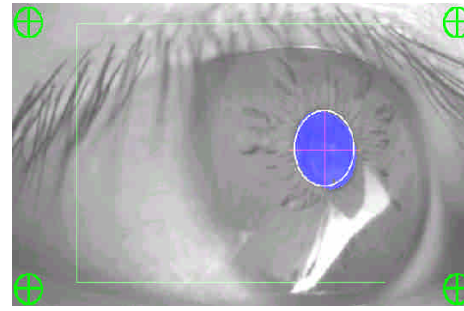
R_y : 表示加權後某個 pixel 紅色元素之值

R : 表示某個 pixel 紅色元素之值

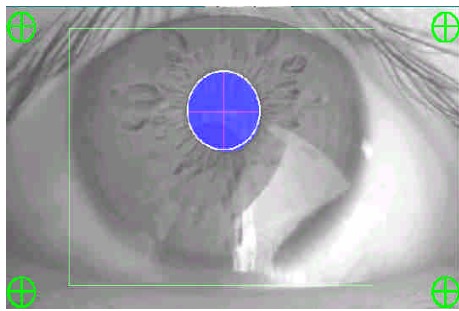
藉此加權後，相信瞳孔以外的一些較暗的地方，如眼睫毛、角膜、結膜等組織，將不會被誤判為瞳孔[23]。因為先前系統總是誤判較暗的地方為瞳孔，造成準確度大受影響，尤其是眼球轉動幅度較大時，誤判的情況非常嚴重。所以經此措施，必定可以大大的減少誤差。圖 4.15 是我們經過加權後的效果。我們可以發現眉毛、眼睫毛和陰影部分都因加上權重值後，就不再被判定為瞳孔，如此系統操作時，即使注視周圍上下左右的目標物，系統也不會被眉毛、眼睫毛和陰影區域所影響，所以加上權重的處理後，系統準確性確實有明顯提升。



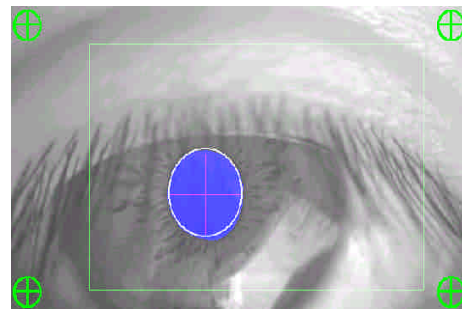
(a)右



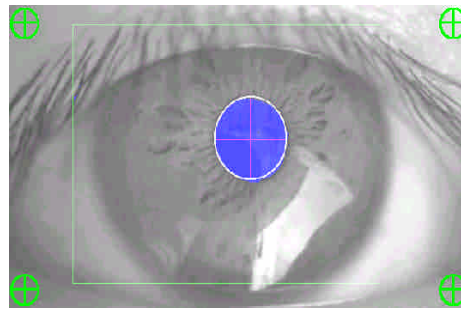
(b)左



(c)上



(d)下



(e)中

圖 4.15 經過處理後權重後得到的圖形

4.8 凸顯被注視按鈕

目前本系統所提供的應用程式為選單語音功能和中、英文輸入，在操作時使用者必須將眼睛目光聚集在想要選取的選單上，然後本系統會將滑鼠游標移到操作者注視的位置上，當操作者看到游標已經移動到他想要的目標物時，操作者就可以眨眼以便點選想要點選的選單[24]。但目前電腦滑鼠的尺寸不是很大，所以無法讓操作者很容易就可看到滑鼠位置，所以系統提供一項類似網頁的功能，就

是當操作者的滑鼠移動到任何可選取的選單時，選單機將會有所變化，讓使用者可清楚自己已經可以按下選單了，所以我們也仿效這樣的效果，當操作者的滑鼠游標移動在任何選單上，選單將會整個變成綠色，如圖 4.16 所示，



圖 4.16 選單變色效果

圖 4.16 就是表示使用者看到『中文語音資料庫』時，這個按鈕變綠色的結果。有了這樣的效果，將使眨眼控制的功能更加提升，因為眨眼控制必須先確定滑鼠有停在目標選單上，使用者才可眨眼選取目標選單，否則將會造成誤差。所以有了這項功能，使用者可以當滑鼠位於按鈕邊緣時，經由面版變成綠色，就可以提早得知已經進入選單區域，使用者就可以加快眨眼控制的速度。

第五章 相關領域之應用

本系統可運用的領域非常廣闊，無論是醫療、心理、軍事、娛樂等應用。最近我們和兩家醫院合作，運用瞳位追蹤器作一些相關的應用，如肢體殘障的病患，可藉由本系統的輔助來控制電腦，對殘障朋友而言是一套非常受用的輔助系統。本系統也用於量測眼球的相關參數，如瞳孔直徑、瞳孔面積、眨眼次數等，都可以經由本系統量測而獲得，因此本系統也可以作為一種量測儀器。

而追瞳器也可用於電腦遊戲介面，因為有一種飛行遊戲，需要遊戲玩家瞄準敵機進行射擊的動作，而本系統可以提供遊戲者瞄準的功能，讓鎖定敵機的步驟更佳迅速、簡單。

5.1 與各醫院合作研究成果

目前有和兩家醫院合作，其中一家是高雄長庚紀念醫院復健中心。在復健中心，已經發展出一套輔具軟體，適合給一些學習障礙的兒童使用，但對於四肢殘障無法操作電腦的病友，就無法使用這套輔具軟體。因此如果可以讓這些肢體殘障的病友也能順利使用套軟體，那對這些病友將是一大福音。所以長庚醫院希望我們能夠將瞳位追蹤器結合到醫院的輔具軟體，讓這套軟體能夠造福更多的人，所以我們利用電腦多工的特性，讓系統校正結束後直接呼叫醫院的輔具軟體，這樣就可以讓這類病友也能順利操作輔具軟體。經過我們修改系統軟體後，成功地和輔具軟體結合，經過一些病友使用效果也都非常好。所以這證明我們的系統可以和任何 WIN98 作業系統下的應用程式相結合。

另外合作的醫院是中國醫藥學院，目前合作主要內容是眼球量測，就是對操作者的眼球變化作量測，紀錄操作者的眼球軌跡、瞳孔直徑變化、眨眼次數，並計算出瞳孔 X、Y 座標、X 軸直徑、Y 軸直徑個別之平均值和標準差，這些數據

也可以存成 EXEL 檔案，作一些其他的數值分析，如圖 5.1。目前實驗的方式是讓受測者注視一個藍色畫面一分鐘，在這期間告訴受測者放輕鬆，可以隨意觀看自己想要的地方。目前已經測試過 30 個人左右。

time(sec)	X	Y	diam_X	diam_Y	Area
25	235	321	6.47	4.9	25
25.2	232	306	6.63	5	25
25.4	640	0	2.8	2.47	5
25.6	315	264	6.27	3.8	19
25.8	341	325	6.37	4.73	23
26	345	329	6	4.53	20
	X座標	Y座標	X直徑	Y直徑	瞳孔面積
AVE	327.18	297.54	5.45	4.31	18.39
STD	134.45	117.4	0.96	0.64	6.04
眨眼次數	13				

存成 Excel 檔

圖 5.1 眼球資料擷取畫面

5.2 追瞳器應用於遊戲介面

因為本系統可以抓取眼球座標，並可獲得操作者眼球所凝視位置，所以非常適用於瞄準系統。目前市面上有些飛行遊戲，瞄準敵機的動作都要用手控來瞄準，這樣的操作非常不方便，因為敵機是一個快速運動的目標物，所以只是靠手作鎖定並發射飛彈，這是非常吃力的。正好我們的瞳位追蹤器可以派上用場，藉由系統可以追蹤眼球座標，因此只要遊戲操作者眼睛凝視敵機，就可以鎖定快速運動的目標物，然後在藉由眨眼發射飛彈，進而擊落敵機。目前本實驗室自行研發一套簡單射擊遊戲，主要畫面有一架敵機，操作者首先先作校正的動作，校正

完畢後即可以進入遊戲畫面。遊戲一開始會有一架敵機由畫面正中央往左邊逃逸，遊戲操作者只要用眼睛注視敵機，遊戲的瞄準器將會跟著眼睛凝視的目標物，所以操作者將可以很容易鎖定敵機，進而眨眼射出飛彈。其畫面如圖 5.2。

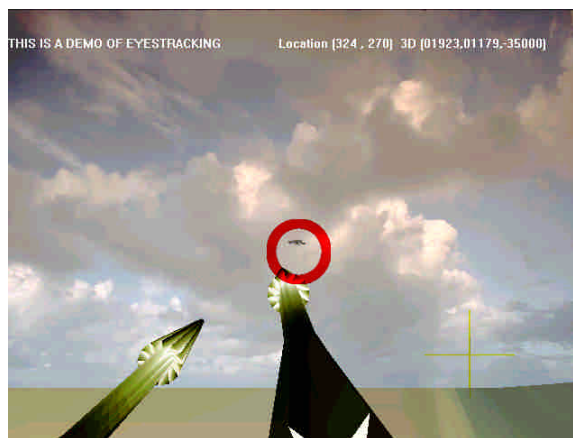


圖 5.2 追瞳遊戲操作畫面

因為本系統的解析度不夠，所以無法瞄準很小的目標物。所以我們鎖定的紅圈大小為 32 x32，只要在鎖定的範圍內，系統都當作是擊中目標物。這種設計和一般外面大型電玩射擊遊戲相類似。我們亦開發出 2D 畫面的遊戲，如圖 5.3 所示，



圖 5.3 追瞳 2D 遊戲操作畫面

此遊戲有分數統計和時間限制，有一個比較特別的功能，即為避免眼球疲勞的設計，在操作畫面的最下方有一個能量顯示，當使用者在玩遊戲時，都會長時間

張開眼睛，所以容易感到疲勞，所以系統的能量會持續下降，當下降到某一程度，系統發出警告的聲響，如圖 5.4 所示，此時使用者就必須閉眼休息，否則能量無法補充，只有當使用者把眼睛閉上，能量才會慢慢補充。如此對遊戲者的眼睛達到保護的功能。

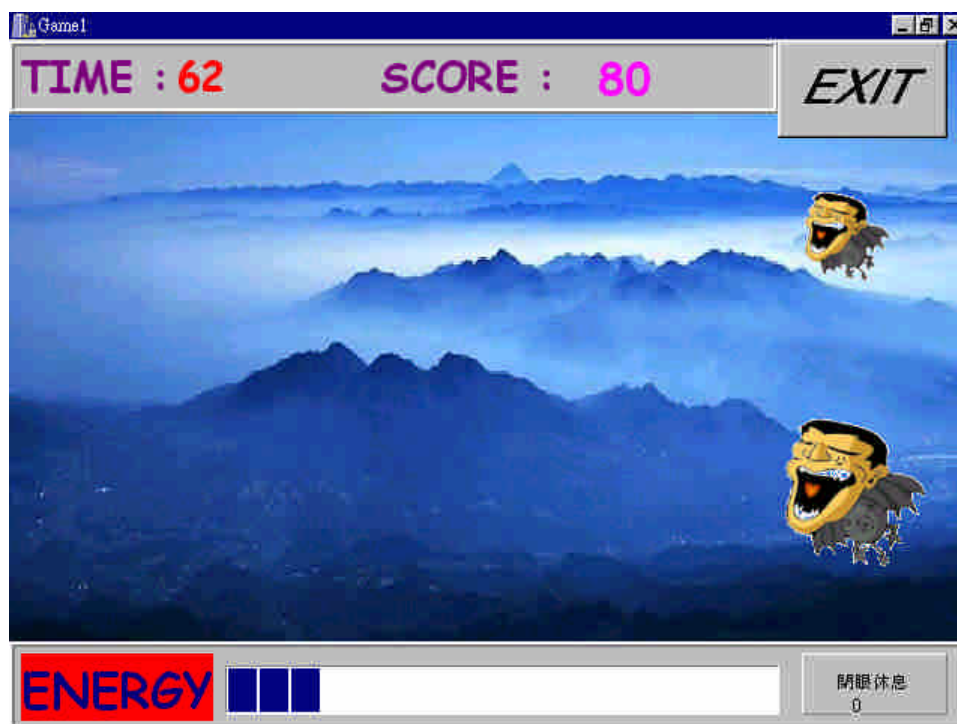


圖 5.4 追瞳 2D 遊戲能量不足畫面

5.3 病友使用情況

目前繼續有提供追瞳器給罹患運動神經元疾病與脊椎損傷的病友使用，目前有提供一套給住在桃園的男性病友，這位病友罹患運動神經元疾病，也就是俗稱的漸凍人。這種病人的運動神經將會慢慢被細菌侵害，所以會慢慢失去運動的能力，比如四肢活動、排便、進食、說話等，最後甚至連呼吸都要靠呼吸器來輔助。所以這類的病友急需可與外界溝通的橋樑，使其可以告訴醫師或家屬他們的感覺，所幸這類病友的眼睛還可以轉動，因此可以利用本系統來達到與外界溝通的。桃園這位病友使用本系統的效果還不錯，可以點選我們預設好的選單如圖

5.5 ,

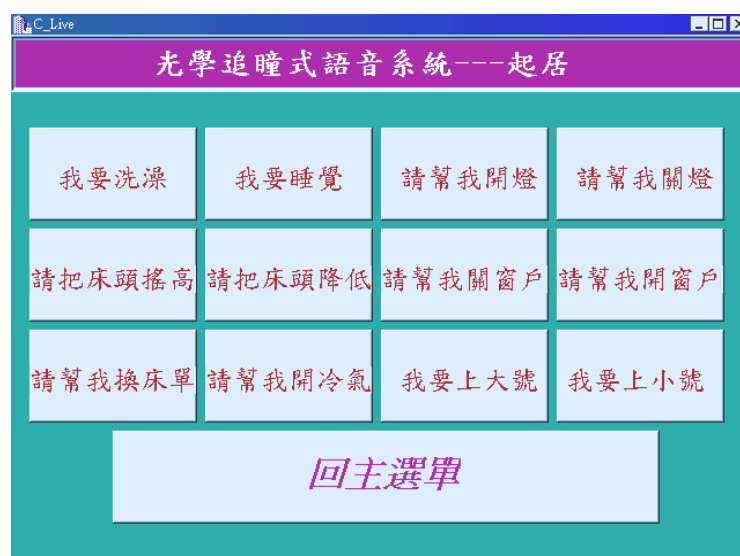


圖 5.5 起居選項之語音資料庫畫面

透過如圖 5.5 這類的選單因而達到與外界溝通的目標，但因為這位病友的腳稍微可以運動，所以我們也將買一個大的滑鼠讓其可以用腳作輸入的動作。另外一位病友是位於台北的女性病友，目前也是罹患運動神經元疾病，所以四肢無法動作，而且也無法說話，經過使用本系統的結果，效果比桃園的病友來的好，這位病友甚至可以利用我們預設的注音鍵盤，如圖 5.6 所示，拼出一些簡單的句子，這是目前病友使用效果最好的例子。



圖 5.6 注音輸入系統圖

經過兩年來讓 10 個左右的病友使用本系統，我們發現一個結論，就是只要眼睛活動夠靈活，而且凝視的能力也不錯，相信都可以得到良好的使用結果。本系統如果經過練習，使用起來將更加得心應手。最好的例子就是我們實驗室的成員，每個人使用此系統的次數不下 50 次，而我個人更是不下百次的使用經驗，所以使用起來非常順手。所以如果病友能夠常常使用本系統，相信效果將會更加提升。

第六章 實驗結果與討論

6.1 新架構使用分析

在使用上，新架構的和舊架構最大的不同在於使用時所注視的螢幕，新架構是使用投影機當作顯示器，因為可以看到周圍環境的關係，所以稱之為開放式架構，如圖 6.1 所示，



圖 6.1 新架構配戴狀況

前期研究所採用的架構採用頭配顯示器作為顯示器，因為當使用者戴上頭配顯示器後，就只能看到電腦顯示在顯示器的影像，無法看到周圍環境的影像，所以又稱之為封閉式架構。新系統使用時因為為開放式，所以可以隨時看到周圍的人、事、物，所以使用者的視線不因使用系統而受限制，所以操作時可以比較自然。

新架構另一項優點在於採用均勻光替代小燈泡，這個措施讓操作者長時間使用操作此系統的目標得以實現，因為前期研究所採用的封閉式架構必須使用小燈泡作為光源，因為小燈泡位於 HMD 上，所以距離眼睛只有 $1\text{ cm}\pm 0.3\text{ cm}$ ，照射方式為直射的模式，因此使用者只要操作超過五分鐘，就會感到眼睛乾澀、疲勞，所以無法長時間使用。現在使用開放式架構後，使用者操作超過 10 分鐘也不會

覺得有疲勞的感覺，所以長時間使用這套系統的目標即可實現。根據一些受測者配戴時的感覺，新架構在配戴時比較麻煩，因為每次配戴時都必須調整 CCD 至適當位置，新架構的 CCD 是可以 360 度隨意旋轉的，因為其建構在一個可彎曲的鐵製管子上，所以每次配戴者都必須彎曲 CCD 讓系統得到合適的影像，也就是將瞳孔的影像調整到整張影像的正中心，而舊架構只要向配戴眼鏡般的將 HMD 戴上即可，因為 CCD 是架構在 HMD 上，而其位置正好在 HMD 下方，所以一般來說都可以得到合適的影像。因此對操作者而言，舊架構的配戴是方便許多的。

6.2 校正評分與專心程度之關係

本系統所採用的評分方式和專心程度評估是相輔相成的。圖 6.2 即表示校正點之相對名稱，

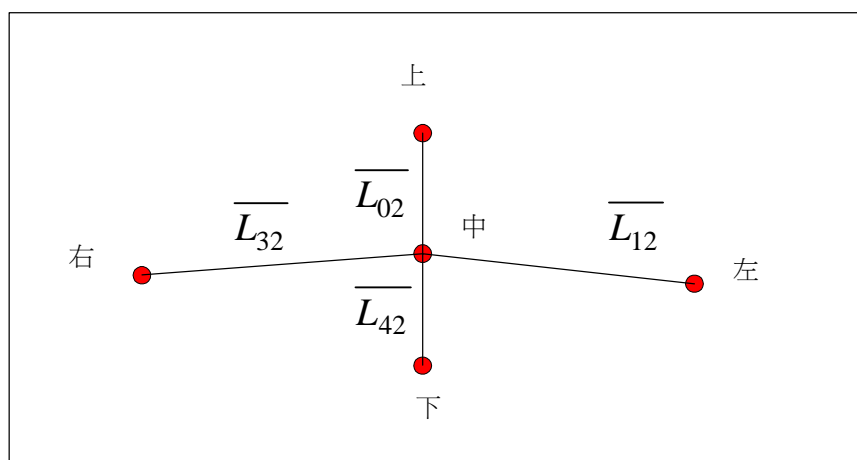


圖 6.2 校正後所得的五個參考點座標

圖 6.3 即表示校正步驟良好的情況，校正分數為 100 分，專心程度所量測的五個點也都非常良好，所以這次校正步驟結果非常理想。

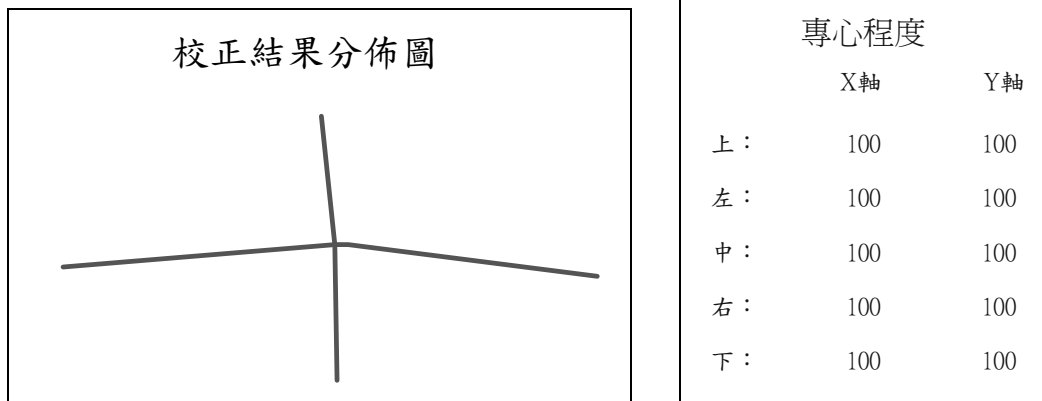


圖 6.3 校正步驟良好的情況

接下來的校正結果分數也是 100 分，也就是校正的四個線段長度都符合系統需求，我們將藉由專心程度來凸顯校正結果出現的問題，如圖 6.4 所示，

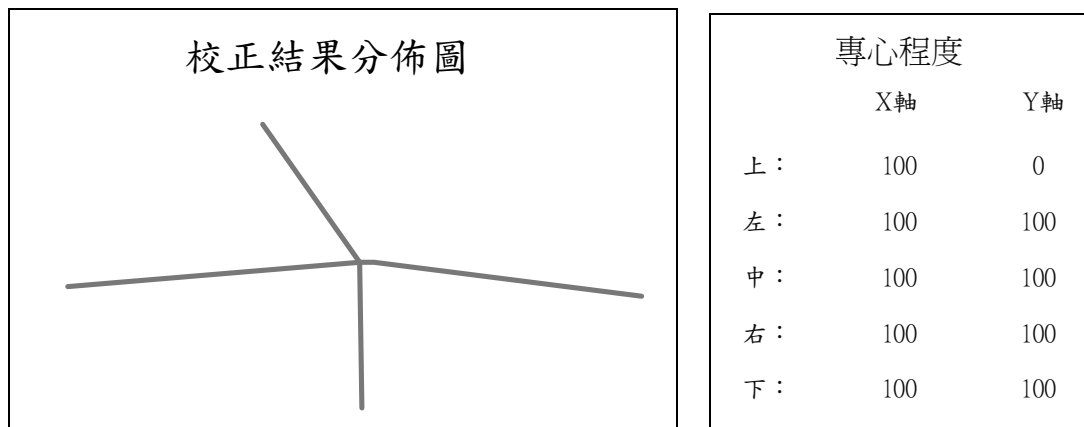


圖 6.4 第一校正點『上』不理想之圖形

當第一點『上』校正點沒有校正好，只看校正分數是無法獲得正確情況，因為長度符合系統要求，但專心程度 Y 軸的第一點『上』的分數是零分，也就代表校正時凝視上面這個點時發生誤差，可能因為在校正『上』這個點時，有不專心看到偏左上的情況，也有可能是系統的誤差，但不管是如何造成，這樣的校正結果來操作系統將不會獲得良好的效果，所以『上』校正點的線段 $\overline{L_{02}}$ 才会有偏左上的狀況。接下來看圖 6.5，

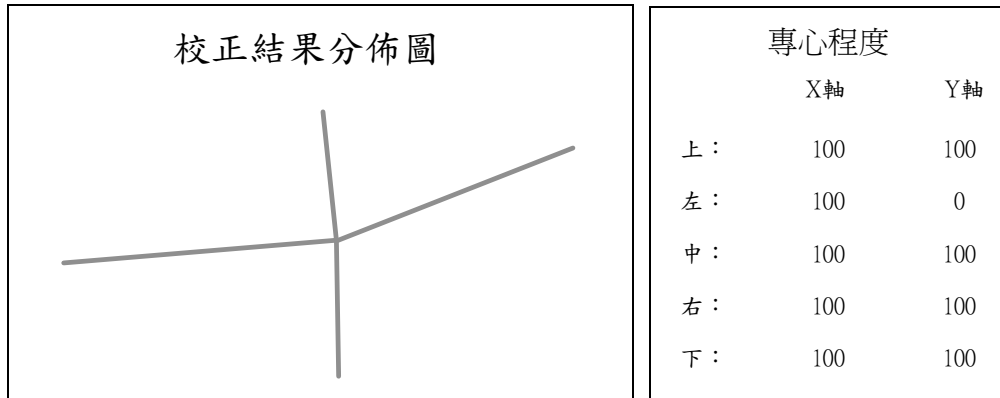


圖 6.5 第二校正點不理想之評分圖

這次雖然校正分數也是 100 分，但專心程度對『左』這個校正點的 Y 軸的評分是 0 分，所以可能在校正第二點『左』時，因為在校正時因為有往左上可不專心因素，所以線段 $\overline{L_{12}}$ 才会有向右上的現像，我們 CCD 因為取像的關係，所以左右剛好相反，所以線斷 $\overline{L_{12}}$ 才会有往右上的趨勢，而不是往左上的趨勢。如此的校正結果也是屬於不良，最好是重新進行校正步驟，如此系統才能提供比較準確的效果。而圖 6.6 所示，表示另一種情況，

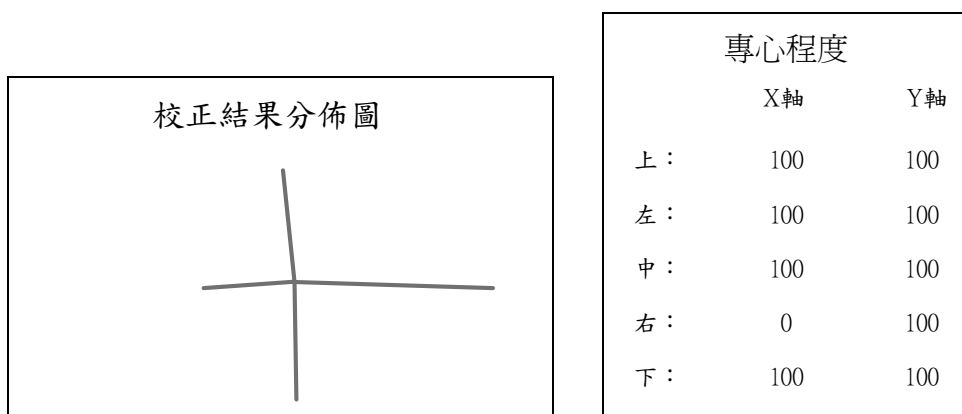


圖 6.6 第三校正點不理想之評分圖

即校正分數為 50 分，這種校正結果校正分數即已經顯示校正出了問題，而專心程度在『右』這個點之 X 軸上顯示出了 0 分，因此線段 $\overline{L_{32}}$ 就比較短，所以經由校正分數或專心程度上看出校正步驟的問題所在。圖 6.7 表示最後一種情況，

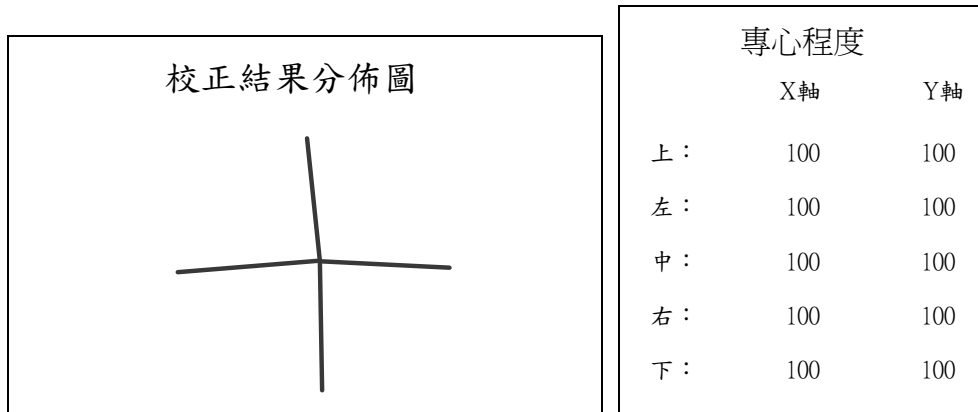


圖 6.7 只用餘光作校正步驟所產生的評分圖

即專心程度都是 100 分，而校正分數只有 56 分，這樣的情形可能因為操作者在校正時，只用餘光認真注視校正點的『左』、『右』兩點，所以可以發現專心程度都是理想的，但校正分數卻只有 56 分，也因此獲得的 \overline{L}_{12} 、 \overline{L}_{32} 線段比較短。當然校正圖可能會有不同的分佈，以上只是我們刻意讓問題出現在『左』、『右』兩點校正點上，所以這並不是唯一的情況，只是這是最有可能發生的狀況圖示。由上述可得，校正分數和專心程度評估必須相輔相成，才能完全掌握校正結果的優、劣情況。也可得知操作者觀看上下左右的活動狀況，進而得知其在上下左右各點的凝視狀況。

6.3 眨眼控制使用分析

根據瞳位追蹤器結合眨眼功能使用情況，我們和之前的凝視點選相比較，得到各種方式點選選單的實驗結果如下：

表 6.1 各方式點選選單情況表

點選方式	20 秒點選選單個數	錯誤率 (%)
手動滑鼠	30~35	0%
凝視點選	7~9	0%
眨眼點選	20~24	5~7%

此實驗之受測者對以上三種系統操作方式都很熟悉，我們可以發現手動滑鼠

點選選單方式是最快、最準確的點選方式，因為用手操作滑鼠只要手和眼睛相互配合，讓游標藉由滑鼠移動到想要選取的選單，再用左鍵即可準確選取選單。凝視點選方式其游標比手動滑鼠早到達目標選單，但因必須凝視目標選單兩秒才會做點選的動作，所以其速度即被限制，所以在二十秒的時間內，只有 7 到 9 次點選的結果。眨眼點選和凝視點選有一個共同特性，即其游標比手動滑鼠早到達目標選單，根據眨眼演算法的特性，就是系統是取眨眼前的的兩筆資料當作凝視座標，如果立刻做眨眼的動作，將導致選取不正確的選單，所以必須在目標選單變成綠色約 0.5 秒左右再進行眨眼的動作，如此操作錯誤的情形會比較少。根據瞳位追蹤器可達每秒 15 張影像處理的速度，所以只要移動到目標選單，不用 1 秒即可眨眼，因此速度比凝視眨眼要快，所以其可達到 20 到 24 次點選的結果。對於眨眼選取錯誤的產生主要原因還是過早眨眼，這是眨眼的主要缺點，只有犧牲選取速度才能減低錯誤，即使是熟悉的使用者也會因太過心急造成誤選。但歸納使用情況，可以發現眨眼點選和凝視點選比較後有下列優點：

1. 眨眼點選速度比凝視選取速度快三倍以上。
2. 使用者用眨眼控制比較容易操作瞳位追蹤系統。
3. 利用眨眼點選的動作，眼睛可以利用合閉的動作來休息。

但眨眼點選其最大缺點是會有錯誤發生，這對系統的穩定性有很大的影響。因此準確性的提升是未來努力的重點。如果改善了準確度，未來瞳位追蹤器將有可能成為新的標準人機介面。

6.4 操作者距離顯示器遠近對校正精度的影響

目前由於操作者使用本系統時是位於於單槍頭影機所投射出來的影像，和舊架構使用 HMD 來顯示不同處在於眼睛和顯示幕的距離，舊架構操作者距離顯示器的遠近是無法改變的，新架構上的距離會根據環境面積大小而不同。如圖 6.8 所示。

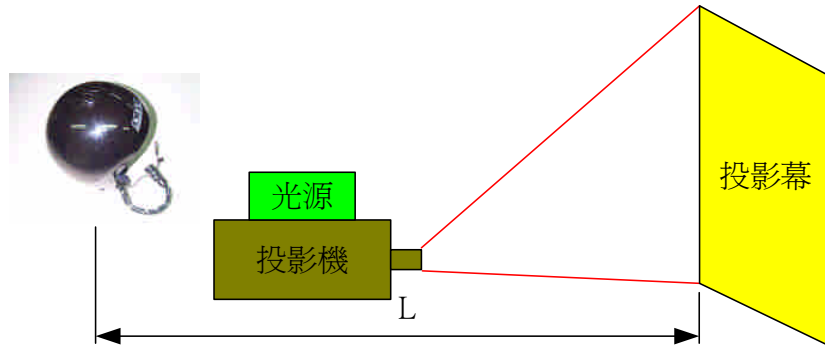


圖 6.8 系統架構側面示意圖

只要調整投影幕或操作者位置即可改變距離 L 。投影幕或操作者兩者間的距離對系統校正步驟有絕對的影響，因為當投影機和投影幕的位置固定後，如此投影出來的影像大小將不會改變，所以操作者離投影幕越近，則可視螢幕將會較大，距離投影幕越近，則可視螢幕將會縮小。而校正步驟所得之結果和眼睛活動範圍有關，眼球活動範圍愈大，則校正分數將越高，因為眼球活動範圍大，系統所要內差的長度就會越長，這對系統的準確度會提升，因為活動一個 pixel 的距離所要代表在螢幕上的 pixel 數較少，也可以說解析度會提升。因此可以說距離投影幕越近，可得到較大的可視螢幕，也因此會有必比較好的解析度。圖 6.9 為固定顯示器大小後，操作者的距離和操作者校正時眼球所活動之大小的關係圖。X 軸代表操作者距離顯示器之遠近，Y 軸即代表眼球活動範圍的大小。數列一為眼球水平活動的範圍，數列二為眼球垂直活動的範圍。投影機投影出來的螢幕大小為 $135\text{cm} \times 185\text{cm}$ ，這個大小將不會因為操作者距離顯示器的遠近而更改，但操作者的可視螢幕將會有所更改，藉由圖 6.9 所示，將發現距離投影幕越近，因為可視範圍較大，所以校正所得之水平活動範圍和垂直範圍較大，當距離越遠所得的水平活動範圍和垂直範圍較小。

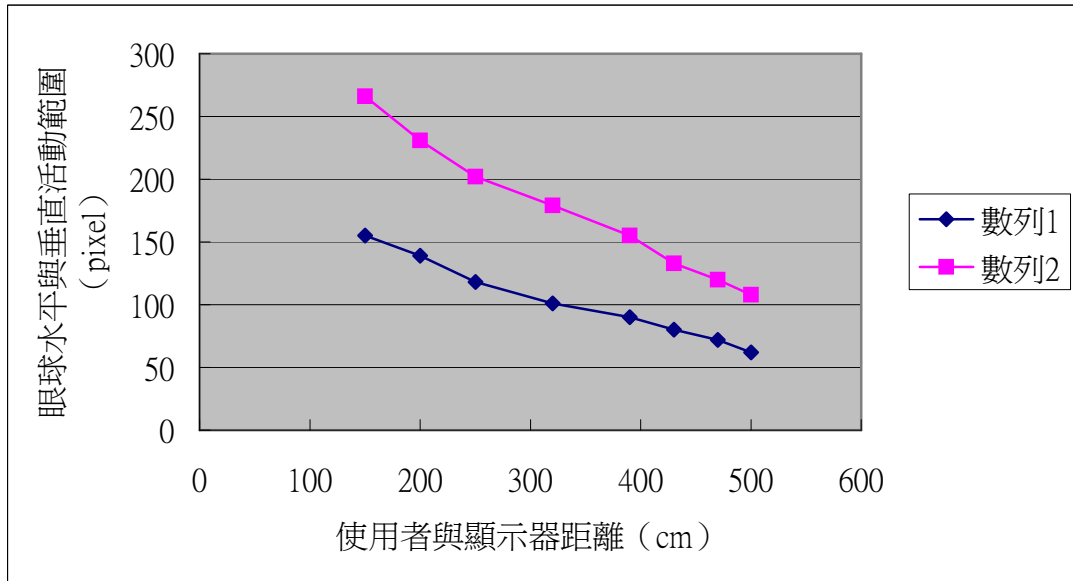


圖 6.9 操作者與顯示器位置和眼球活動範圍之關係圖

第七章 結論與未來展望

7.1 結論

在新架構操作下，操作者在漫射光源的照射下，可以長時間使用本系統，不再因為光源刺眼而感到疲勞，這大大提高了系統的實用性。監視小螢幕也提供在旁觀看人員瞭解目前操作者眼球活動實際狀況，這讓在旁指導的人員可以藉由這個監視螢幕，而給予操作者正確而有效的建議。校正評分則讓操作者完全掌握校正結果，可完全避免不必要的重新校正，且經由校正結果分佈圖可以簡單地看出校正點的分佈情況。操作者經由專心程度評估，便可清楚知道校正時五個點的專心程度，也可讓使用者瞭解自己的凝視能力是否有問題。校正分數和專心程度評估兩者相結合便可完整獲得校正結果的好壞，只要操作者有些許的校正誤差，很容易就會被校正分數和專心程度評估兩項功能察覺並列出誤差的地方，所以只要在校正分數和專心程度評估都獲得良好的結果，操作系統將會非常流暢、準確。

本系統採用眨眼控制替代凝視控制後，整個操作的速度提升3倍以上，操作者也比較容易選取目標物，不再需要一直凝視目標物才可選取。操作者也比較不會因為要凝視目標物而感到疲勞，所以眨眼控制使本系統之人機介面得到充分改善。偵測追瞳器偏移量能在操作者產生嚴重誤差前返回校正視窗，這也給系統產生無法挽回的錯誤前，重新開始系統，才不會讓操作者不知所措導致無法操作系統。運用權重因子大大提升系統準確度，讓系統在注視視窗周圍時，不再因為眉毛、陰影、眼睫毛等較暗的干擾物影響系統整體準確度，這使系統的抗雜訊能力增強，使系統在不同環境下也能獲得良好的效果。本系統凸顯被注視按鈕的功能，大幅提升本系統之人機介面之親和力，操作者可以很清楚看到目前注視哪個選單，這使得操作者可以很快得知目前眼睛所注視的位置，因此也能很快做出是否眨眼的決定。

開發遊戲和追瞳器結合，已經可以驗證我們的瞳位追蹤器可以應用到電玩技術領域，雖然目前系統解析度不是很高，而無法操作比較細膩的選取，也就是無法選取太小的目標物，目前可以選取的目標物大小約為在解析度 640 x480 下 32 x32 像素大小的物體，但在這樣的解析度下，我們自行開發的遊戲已能達到娛樂的效果。

病友使用狀況目前已經獲得不錯的效果，在經過兩年來讓 10 個左右的病友使用本系統，我們發現一個結論，就是只要眼睛活動夠靈活，而且凝視的能力也不錯，相信都可以得到良好的使用結果。也可透過練習獲得良好的操作效果。

7.2 未來展望

追瞳器未來將朝向與其他系統的整合，如頭動系統將是一個不錯的開始。因為目前最大的問題還是在於配戴的追瞳器會有偏移的問題，雖然已經提供了補償功能，但畢竟效果還是有限，所以根本的解決之道在於和頭動系統結合，讓操作者的頭可以自由移動，有良好的人機介面才是完整的系統，所以讓操作者的頭部可以自由移動又可繼續操作系統將是未來努力的目標之一。

未來也可以嘗試和虛擬實境系統相結合，因為目前本系統都還是自行開發階段，尚未與任何系統相結合過，所以未來系統整合將是一個目標。因為兩個不同系統在整合上會遇到不少的困難，而且本系統的相關應用就是在虛擬實境上，所以未來希望能結合兩套系統，觀看其結果如何以作為本系統提升功能的目標。

參考文獻

- [1] 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.
- [2] 郭中仁, "以 CCD 影像作視向偵測", 國立清華大學, 電機工程研究所碩士論文, 1997。
- [3] Kazuyo Iwanoto, Kazuo Tanie, "Binocular Head Mounted Display with Eye Movement Tracking Function:-Development of Prototype and Its Application", Proc. IROS 96,IEEE, 1996, pp. 354 –359.
- [4] Smeraldi, F.; Carmona, O.; Bigun, J., "Real-time head tracking by saccadic exploration and Gabor decomposition" Advanced Motion Control, 1998. ICPT '98-Coimbra, 1998 5th International Workshop on, 1998, pp. 684 –687.
- [5] 陳天送、陳晏輝、蔡子同, "利用眼球運動發展肢障者之人機介面", 成功大學醫學工程研究所, 1994。
- [6] 蔡金源, "以眼球控制之殘障者人機介面系統:紅外線視動滑鼠", 國立台灣大學, 電機工程研究所碩士論文, 1997。
- [7] 劉文義, "以眼球電訊號控制之殘障者人機介面設計", 國立台灣大學, 電機工程研究所碩士論文, 1996。
- [8] 賴以倫, "臨床視覺神經系統刺激與診斷儀器", 國立成功大學, 電機工程研究所碩士論文, 1996。
- [9] 簡志忠, "光學式瞳位追蹤器之人機介面系統研製", 私立逢甲大學, 自動控

制工程研究所碩士論文, 1998。

- [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] 林房儂, "藉由眼球運動探討視覺搜尋型態與視覺疲勞之研究", 國立台灣工業技術學院, 管理技術研究所博士論文, 1996。
- [12] Yankang Wsng, Hideo Kuroda, Makoto Fujimura and Nakamura, "Automatic Extraction of Eye and Mounth Fields From Monochrome Face Image Using Fuzzy Technique" Universal Personal Communications, 1995, pp. 778 ~ 782.
- [13] 萬台飛、陸建邦, "眼振圖手冊", 合記圖書出版社, 1986, pp. 10~13。
- [14] David Sliney and Myron Wolbarsht, "Safety with Laser and Other Optical Sources", Plenum Press, New York and London, 1980, pp. 65~151.
- [15] Akira Tomono, Muneo Iida and Kazunori Ohmura, "Eye Tracking Image Pickup Apparatus For Separating Noise from Feature Portions", United States Patent, no. 5016282. Aug. 7,1991.
- [16] K. T. V. Grattan, A. W. Palmer and S. R. Sorrell, "Communication by Eye Closure— A Microcomputer-Based System for the Disabled", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-33, no. 10, October 1986, pp. 977~982
- [17] Kiyooki Tokunou and Yoshinobu Ebisawa "Spatial Dynamic Calibration of an Eye-Tracking System", IEEE Transactions on System, vol. 23, no. 4, July/August, 1993, pp. 1162~1168
- [18] Glenn A. Myers, Keith R. Sherman and Lawrence Stark, "Eye Monitor-Microcomputer-based Instrument Uses an Internal Model to Track the Eye" IEEE

Computer, March 1991, pp. 14 ~ 21.

- [19] Fabien Spindler and Francois Chaumette, "Gaze Control Using Human Eye Movement", IEEE International Conference on Robotics and Automation, April 1997, pp. 2258 -2263
- [20] Shinya Esaki, Yoshinobu Ebisawa, Akira Sugioka and Manabu Konishi, "Quick Menu Selection Using Eye Blink For Eye-Slaved Nonverbal Communicator With Video-Based Eye-Gaze Detection" Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE , 1997 , pp. 2322 -2325
- [21] X. Xie, R. Sudhaker, and H. Zhuang, "On improving eye feature extraction using deformable templates", Pattern Recognition, vol.27, no.6, 1994, pp791-799.
- [22] Warren J. Katz, "High-Speed Eye Tracking Device and Method", United States Patent, no. 5270748. Dec. 14, 1993.
- [23] H.Kuroda, K.Mitsuta, Y.Ikemoto, M.Fujimura, M.Ikehara "Automatic Extraction Method of Mouth Area form Facial Image", Technical report of IEICE, vol.91, No.17, 1991, pp.17-24
- [24] Mark B.Spitzer and Jeffrey Jacobsen, "Method of Making an Eye Tracking System Having an Active Matrix Display", United States Patent, no. 5583335., Dec. 10,1996.