

逢 甲 大 學
自 動 控 制 工 程 學 系 碩
士 班

碩 士 論 文

可眼控及頭控之多功能PC Camera
之研發與應用

**Development and Application of A Multi-
functional PC Camera with Eye-tracking
and Head Controlled System**

指導教授：林宸生

研 究 生：郭靜男

中 華 民 國 九 十 二 年 五 月 二 十 八
日

感謝

回首逢甲自控所兩年，說是我人生最精彩的兩年一點也不為過，在自控系培育之下，不僅是在專業領域上的學習，點點滴滴的生活經驗更是讓我成長許多。感謝所有自控所的老師與助教。特別要感謝的是我的恩師林宸生博士，感謝您在課業上的悉心指導，感謝您在研究上的殷勤教誨，鼓勵學生參與各項競賽，讓學生在人生的經歷上更加豐富，感謝您在各方面的經驗傳承，使得學生能夠順利完成本論文，師恩浩蕩，永銘於心。

本研究承蒙中科院購案計畫 BV91U14P 的經費支持，特別感謝口試委員中山科學研究院葉茂勳博士與榮睿生物科技苗羅華博士於百忙當中抽空前來給予論文的指導，使得本論文能更佳完善與充實，在此表達最深敬意。

於論文研究期間，感謝學長詹兆寧、詹世祥的不吝指導，同學吳昭穎、吳明貴、黃柏強的相互砥礪，交換彼此的研究心得，感謝學弟許宏駿、陳弦澤、學妹鄭薇芬的大力協助，使我的論文能順利進展。另外每天在實驗室共同奮鬥、一起生活、一同成長的伙伴昭穎、明貴、柏強、政宏、宏駿、弦澤、薇芬、宗棋、家銘、俊宏以及好友怡貞，謝謝你們陪伴著我渡過這精采的兩年時光，這是個非常美好的回憶。

最後，僅以本論文獻給我最敬愛的父母親及哥哥，感謝你們的養育之恩及二十多年來鼓勵與關懷，謝謝你們的支持。同時也向我身旁所有關心我的朋友們，獻上最深的祝福與感謝。

中文摘要

眼控與頭控系統的研究，在國內外已陸續有相關的成品出現，也經過許多的身心障礙者的測試，但由於種種因素，此類的電腦輔具至今仍然無法普遍化，其中最主要原因即是操控性能未能達到使用者的理想及價格未能合理地受使用者之認同。

本論文針對眼控與頭控系統之架構，建立於 USB2.0 介面之 PC camera 上，利用 PC camera 直接取像並經由影像處理而達到控制滑鼠的目標。硬體方面，使眼控及頭控系統能改善先前使用影像擷取卡而成本過高的缺點，並且能跳脫硬體上之限制，使此二系統適用於任一型式之 USB 2.0 介面 PC camera。軟體部份，針對 PC camera 之影像輸入提出更適合於 PC camera 之眼控及頭控系統演算法則，可以有效地提升眼控及頭控系統之效能。

Abstract

Eye-tracking and head controlled system has been developed as a computer interface technology for several years, many products are tested by the disable person, but they are still not very popular now. The most reasons are the operations of these systems are difficult, and the cost is still very high.

In this paper, we develop eye-tracking and head controlled system by using PC camera with USB 2.0 interface. It can reduce the cost of these two systems greatly without a frame grabber for image processing. The Image input at the channel of the USB 2.0 PC camera directly, we can control the cursor of the mouse through the sequential image processing. These systems can be used on all kinds of USB 2.0 PC cameras and get rid of the limitations of the expensive hardware. With the combination of the new eye-tracking and head controlled algorithms, the sensitivities and operations of these systems would be improved outstandingly.

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.....	3
1.3 國內外有關本研究相關情況.....	4
1.3.1 眼控系統之相關研究.....	4
1.3.2 頭控系統之相關研究.....	8
1.4 本期研究重點.....	10
第二章 理論基礎	12
2.1 眼球軌跡追蹤原理.....	12
2.1.1 眼球中心位置搜尋.....	12
2.1.2 眼球移動方向辨別與追蹤.....	13
2.1.3 眼控座標系統轉換.....	17
2.1.4 眼球軌跡記錄—使用多執行緒.....	21
2.2 頭部移動追蹤原理.....	22
2.2.1 頭控系統光源追蹤原理.....	22
2.2.2 背景光源雜訊之消除.....	23
2.2.3 頭控座標系統轉換.....	27

第三章 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統	28
3.1 系統架構.....	28
3.2 系統軟硬體設計.....	30
3.3 系統操作流程.....	36
第四章 USB 2.0 頭控系統	41
4.1 系統架構.....	41
4.2 系統軟硬體設計.....	42
4.3 系統操作流程.....	46
第五章 多功能 PC camera 整合應用系統	50
5.1 系統架構.....	50
5.2 系統操作.....	52
第六章 實驗結果與討論	57
6.1 眼控系統效能測試.....	57
6.2 頭控系統效能測試.....	64
6.3 本期改良.....	66
6.3.1 眼控系統與前期比較.....	66
6.3.2 頭控系統與前期比較.....	67
第七章 結論與未來展望	69
7.1 結論.....	69
7.2 未來展望.....	70
參考文獻	71
附錄	73

圖目錄

圖 1.1 第一代追瞳器.....	6
圖 1.2 第二代追瞳器.....	7
圖 1.3 第三代追瞳器.....	7
圖 1.4 第四代追瞳器.....	7
圖 1.5 兩組正交之 LED 燈.....	9
圖 1.6 頭戴紅外線傳送器.....	9
圖 1.7 紅外線接收器.....	10
圖 2.1 PC camera 擷取眼球影像.....	12
圖 2.2 眼球瞳孔座標示意圖.....	13
圖 2.3 眼球移動軌跡測試圖.....	15
圖 2.4 眼球移動軌跡測試分析圖.....	15
圖 2.5 五個初始校正點.....	18
圖 2.6 圖示座標轉換關係.....	19
圖 2.7 以陣列方式儲存影像資料.....	22
圖 2.8 二值化閾值選擇適當與不當之結果.....	23
圖 2.9 動態影像搜尋框示意圖.....	25
圖 2.10 動態影像搜尋法則流程圖.....	26
圖 2.11 使用者與電腦相對位置圖.....	27
圖 3.1 眼球軌跡追蹤系統實體圖.....	28
圖 3.2 PC camera 置於取像關節上.....	29
圖 3.3 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統架構圖.....	29
圖 3.4 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統實際操作圖.....	30
圖 3.5 頭戴式中空取像架構.....	31
圖 3.6 APLUX MU2-48 PC camera.....	31

圖 3.7 可調式取像關節.....	33
圖 3.8 5W 燈泡.....	33
圖 3.9 光源置於 PC camera 下方.....	34
圖 3.10 眼控系統演算流程圖.....	35
圖 3.11 眼球軌跡追蹤系統之初始畫面.....	36
圖 3.12 (a)~(e) 綠色圓形標記校正點位置.....	37
圖 3.13 眼球軌跡追蹤系統之校正畫面.....	38
圖 3.14 眼控系統應用程式畫面.....	38
圖 3.15 眼控連結 3D 射擊遊戲.....	39
圖 3.16 參數設定畫面.....	40
圖 4.1 USB 2.0 頭控系統實體圖.....	41
圖 4.2 USB 2.0 頭控系統架構圖.....	42
圖 4.3 CU-2001USB 2.0 PC camera.....	43
圖 4.4 頭戴式發光源.....	44
圖 4.5 頭控系統演算流程圖.....	45
圖 4.6 USB 2.0 頭控系統主畫面.....	47
圖 4.7 頭控系統應用程式.....	48
圖 4.8 多媒體主選單畫面.....	49
圖 4.9 利用頭控系統玩打蝙蝠遊戲.....	49
圖 5.1 多功能 PC camera 整合概念.....	50
圖 5.2 多功能 PC camera 硬體整合圖.....	51
圖 5.3 PC camera 置於電腦螢幕上.....	51
圖 5.4 可拆式裝置架構.....	52
圖 5.5 多功能 PC camera 整合系統畫面.....	52
圖 5.6 多功能 PC camera 系統操作流程圖.....	54
圖 5.7 頭眼軌跡連線系統.....	55

圖 5.8 頭眼軌跡連線互傳.....	56
圖 6.1 良好之校正評估線.....	57
圖 6.2 眼球軌跡座標測試圖.....	58
圖 6.3 30 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	58
圖 6.4 60 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	59
圖 6.5 150 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	59
圖 6.6 240 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	60
圖 6.7 300 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	60
圖 6.8 375 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	61
圖 6.9 500 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	61
圖 6.10 600 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	62
圖 6.11 750 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	62
圖 6.12 1000 筆眼球軌跡座標分佈圖.....	63
圖 6.13 動態影像搜尋法則改善背景光影響.....	68

表 目 錄

表 1.1 各種主機介面比較.....	2
表 1.2 追瞳器開發各期比較.....	6
表 2.1 各象限成立時之條件.....	19
表 3.1 APLUX PC camera 規格表.....	32
表 4.1 CU-2001USB 2.0 PC camera	43
表 6.1 眼球軌跡座標記錄測試結果.....	64
表 6.2 使用者與電腦相對距離情況.....	65
表 6.3 眼控系統與前期眼控比較.....	66
表 6.4 頭控系統與前期頭控比較.....	68

第一章 緒論

1.1 研究背景與動機

近年來由於電腦科技的快速發展，個人電腦的普及率也愈來愈高，並且廣為各行各業的使用，而使用者也遍及各個不同的年齡層，包括個人之資料儲存、文書處理、網際網路資源交流，在目前的高速化、低成本化的電腦世界，都提供了一個十分簡便又價格低廉的操作環境。因此，許多電腦之週邊產品大量地生產、進步，使電腦的使用更為廣泛，相對地，許多電腦相關的輔具也陸續出現，為的就是讓身心障礙人士也能利用電腦來處理相關的資料及享受科技的進步。

在電腦輔具市場當中，針對身心障礙人士所研發的系統，以特殊人機介面(Human-machine Interface)為主軸，透過此介面，能夠讓身心障礙者和正常人一般，可以利用滑鼠和鍵盤來操作電腦。

目前國內外相繼開發出的人機介面有「瞳位追蹤系統」、「頭控系統」等，前者利用眼球追蹤的技術，並配合相關研發之軟硬體設備，使用者能透過眼睛來控制滑鼠的游標，進而操作電腦，後者則是透過影像追蹤的技術，使用者可以經由頭部的移動或臉部的運動來操作電腦，以上兩種皆是針對身心障礙者而設計，可以幫助雙手不方便的病友，經由系統的輔助而能與正常人一樣使用電腦，成為他們和外界溝通的另一種管道。

除了針對身心障礙人士所設計的輔具之外，更多電腦相關的週邊產品也相繼被研發出來，除了能增進電腦的附加功能之外，也可以讓使用者利用電腦來從事其他的休閒工作等。

無論是什麼形式的人機介面或電腦相關產品，在使用上最方便的就是能在個

人電腦上直接使用，而此類的產品有兩方面重要的考量方面，即硬體方面和軟體方面。

在硬體方面，由於目前電腦的進步相當之迅速，與十年前已不可同日而言，以往的電腦週邊介面，由於各大製造廠之不同，而使得電腦的介面出現許多不同規格的連接埠，但近幾年來，由於 USB 介面的出現，而使不同的介面有了統一的方向，只要連接了 USB 介面之週邊裝置後，諸如掃瞄器、印表機及許多可與電腦連線的週邊設備，不僅沒有了介面不同的問題，且 USB 介面最大的優點在於其「隨插即用」(Plug and Play)，即「熱插式」介面，電腦不必重新開機，即可使用其週邊設備。

表 1.1 各種主機介面比較

介面	最 高速 度	長 度 FEET	最大 連接 設備 數量	熱 插 入	串 列	同 步 傳 輸	非 同 步 傳 輸	用途
USB1.1	12Mbps	16	127	Y	Y	Y	Y	滑鼠、鍵盤、印表機
USB2.0	480Mbps	16	127	Y	Y	Y	Y	滑鼠、鍵盤、印表機、 記憶卡、數位相機、數 位影碟機、硬碟、掃描 器
Centronics	4Mbps	30	8	N	N	N	Y	印表機
RS232	115Mbps	100	2	N	Y	N	Y	數據機
RS485	10Mbps	400	32	N	Y	N	Y	數據傳輸
Infrared	4Mbps	6	1	Y	Y	N	Y	印表機
IEEE1394	393Mbps	15	63	Y	Y	Y	Y	數位像機、數位影碟 機、硬碟、掃描器
BlueTooth	1Mbps	33	1	Y	Y	Y	Y	無線電話

隨著網路寬頻化的進步，影像傳輸及檔案傳送的限制也愈來愈小，相對之下，網路可以實現的事情也伴隨增加，「視訊會議」已經不再只是理想，而是可以達到的事實，只要利用一個電腦攝影機，擷取影像，透過網路的傳送就可以達到即時監視的功能。

表 1.1 為各主機介面的比較表，從中可以發現，對於影像處理而言，以 USB 2.0 的傳輸速率最適合，也因此現在市面上的 USB 2.0 介面之 PC camera 也愈來愈普及[1][2]。

目前 USB 2.0 介面(傳輸速率可達 480Mbps，相對於 USB 1.1 的 12 Mbps，提高了 40 倍)的 PC camera 已經在市面上大量生產，且價格也趨於低廉(約新台幣 2,000 元)，這樣的硬體需求，對於影像的傳輸和處理已有足夠的速度，以本實驗室所自行研發的追瞳系統及頭控系統而言，若系統架構於 USB 2.0 介面之 PC camera 上，將可以大大地降低成本，因此，將眼控及頭控的技術建構於 USB 2.0 的之 PC camera 上，將是本論文研究之重點所在。

1.2 研究目的及其重要性

瞳位追蹤器的研究已邁入第六個年頭了，由於之前系統所建構於影像擷取卡 Computer Eyes/PCI 已停產，為了研究的延續性，必須盡快將系統轉移至其他硬體，並且能跳脫影像擷取卡的束縛，幸而在前期詹兆寧學長的研發下，以微軟的 DirectShow 為核心，設計新一代的機器視覺元件[3]，以 VCL 為架構，相容於 VFW、WDM Capture 驅動程式架構之輸入設備，讓本實驗室之研究得以延續下去。

本研究將以此一機器視覺元件為發展核心，以 USB 2.0 為介面，將眼控及頭控系統架構於 USB 2.0 之 PC camera 之上，並且以整合各期之眼控頭控演算

法，而提出一個更適於 PC camera 使用之演算法則，除了正常使用者之外，身心障礙使用者也能非常舒適地使用本系統。另外，除了瞳位追蹤系統與頭控系統的研發外，本論文將針對 USB 2.0 PC camera，結合本實驗室以往所發展之眼控及頭控之應用程式，如眼球軌跡追蹤系統，瞳位追蹤射擊遊戲之系統整合，以測試眼控及頭控系統在經過硬體及軟體上之大改革後之效能評估。

1.3 國內外有關本研究相關情況

1.3.1 眼控系統之相關研究

在各種已經發展出來且有經實際測試的系統中，大致可以分為接觸式系統與非接觸式系統，雖然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，其所採用的原理可歸納為下列三類：

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. 利用擷取影像輸入來做追蹤。

其中第一項所採用的技術與人體的接觸最少，第三項的技術則完全與眼球無直接接觸。

A. 利用光源反射做追蹤

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）。若系統採用紅外線或是近紅外

線之光源來照射眼部時，則因為瞳孔對紅外線反射性低，而虹彩對紅外線的反射性較高，會造成影像中瞳孔與虹彩的亮度差異變大，而虹彩與眼白之間的亮度差異變小。此與一般白色光源不同的特點，可使我們較易取出瞳孔的輪廓外圍。這種利用檢測瞳孔位置來判斷視線方向之追蹤技術稱為瞳位追蹤。由於虹彩內圍（即瞳孔輪廓）較虹彩外圍來的清晰明確，且較不易被眼瞼遮蔽到，因此瞳位追蹤相較於異色邊界追蹤有較高的解析度。若將紅外線 LED 光源置於 CCD 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，與從視網膜反射的亮眼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」

B.利用眼球周圍皮膚的電位差異來做追蹤

國內的台大電機所和成大電機所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。例如，當眼球向右偏轉時，電極間會有一個正的電壓差，向左偏轉時電極間便會產生一個負的電壓差。以此電壓差的大小即可判斷眼球上下、左右轉動的角度。眼電圖法的優點在於價格低廉，其缺點是皮膚的電阻會因為角質的不斷分泌造成電訊號的不穩定，而且以黏貼的方式把電極固定在皮膚上，並不適合於一般大眾使用。

C.利用擷取影像輸入來做追蹤

由逢甲大學光電暨機器視覺實驗室所研發之瞳位追蹤器[4]，利用 CCD 擷取眼球之影像，系統能自動抓住眼睛瞳孔中心，經由座標之轉換而對應至滑鼠之相對位置，並以五點校正法來做為瞳孔中心點座標轉換之校正，增加系統之穩定性及操控性。此光學式瞳位追蹤器歷經四代之發展(圖 1.1~1.4)，系統之效能也愈形增強，其優點是非接觸式取像，眼球不受外界所傷害，茲將其比較列於表 1.2：

表 1.2 追瞳器開發各期比較

	第一代	第二代	第三代	第四代
開發者	簡志忠	詹永舟	呂立文	張凱傑
HMD	SONY 370g	SONY 150g	OLYMPUS Eye-Trek 110g	OLYMPUS Eye-Trek 110g
CCD	YK-2006 50g	SAP3022 30g	SAP3022 30g	SAP3033 25g
解析度	640 × 480 pixels	640 × 480 pixels	640 × 480 pixels	320 × 240 pixels *
校正點	9	5	5	5
擷取卡	Vigas/Vesa	ComputerEyes	ComputerEyes	ComputerEyes
取樣張數 (每秒)	8	10	12	15
作業環境	DOS	Windows 95	Windows 98	Windows 98

*為處理單眼時之影像大小



圖 1.1 第一代追瞳器



圖 1.2 第二代追瞳器



圖 1.3 第三代追瞳器

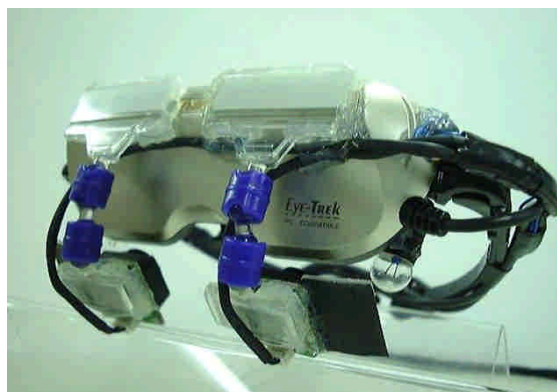


圖 1.4 第四代追瞳器

1.3.2 頭控系統之相關研究

有關頭控系統的相關研究當中，目前國內有數所學校已經開發出相關之成品。華夏技術學院所開發之『紅外線控制感測鍵盤』，利用頭上之紅外線發射器，點選螢幕兩旁之感應鍵盤，可作為文書輸入之功能，但對於目前視窗介面多為滑鼠控制而言，其應用性較小。台大電機所開發之『紅外線頭控滑鼠系統』則是利用戴在頭上之紅光雷射指向器，照射在螢幕上四個方向的接收器，若光點照在向右之感應器上，則螢幕滑鼠游標則向右移動，。此方法受限於操控時之動作必須隨時注意亮點選擇區域，滑鼠才能依照原意移動，並未能達到視覺移動則能即時對應頭部方向之功能。

在頭部運動相關研究上，Robert S. Allison 等人設計之頭部追蹤系統[5]，藉由固定在頭上之磁性位置轉換器，另外在頭部上方有一個固定在地面之發射器，無線發射一脈衝磁場訊號使頭上的接收器能接收到，並且透過一微處理器將 3D 的位置資訊轉換成頭部的方位角、正視角和轉動角，可量測到頭部任意移動的六個自由度，用來分析頭部動作。Seth R. Goldstein 等人設計一套架設於使用者頭上之單一頭燈，並透過頭部上方之兩部攝影機擷取該光源移動狀況，透過座標轉換換算出頭部移動座標[6]。

目前在頭眼追蹤系統的相關研究上，在頭部的移動方面仍然有許多的限制，譬如採用磁場搜尋線圈法，使用者被要求不能離開由線圈產生之磁場中心，且使用者無法作頭部之線性移動，因為此法並無能力偵測。因此在許多相關的研究上，通常都是採取『穩定頭部』也就是讓使用者固定在椅子上，避免頭部的晃動。在近年的頭眼追蹤系統發展上，都會朝向頭眼自由移動的方向去發展[7][8]。

逢甲大學自控系光電暨機器視覺實驗室所開發的雙光源影像式頭控系統，將光源放置於使用者頭上，光源如同一發射器，並在螢幕上方架設一台 CCD 攝影機，利用 CCD 攝影機來偵測光源位置，透過影像擷取卡裝置，利用頭的擺動來

控制螢幕上之游標移動。

逢甲大學自動控制工程學系所研發「超音波頭控系統」[9]，使用者配戴一個超音波發射器，藉由四組裝在使用者正前方的超音波接收器來抓取因頭部位置移動所產生的電壓值變化，藉由 ADC 卡來轉換成滑鼠的移動。

英國曼徹斯特大學 Gareth Evans 等人研發紅外線遙桿[10]，使用者配戴兩組正交 LED 紅外線傳送訊號，再經由置於電腦之紅外線接收器來接收，並以自行設計之電路轉換來控制滑鼠游標之位置(圖 1.5~1.7)。

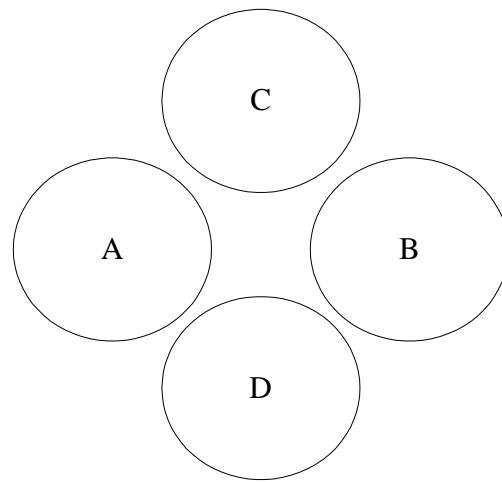


圖 1.5 兩組正交之 LED 燈

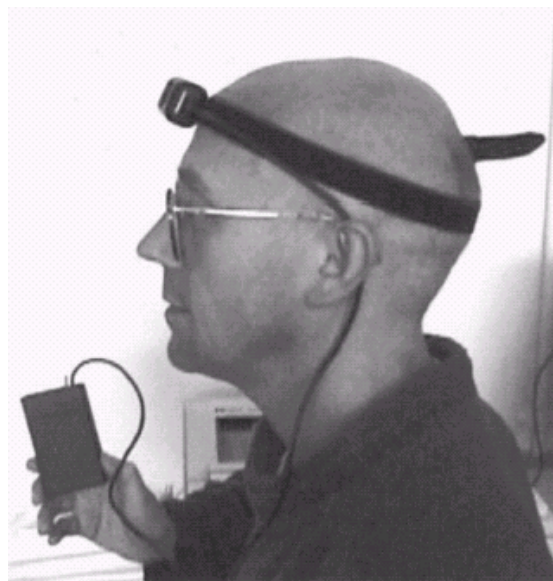


圖 1.6 頭戴紅外線傳送器



圖 1.7 紅外線接收器

麻省理工學院 Margrit Betke 等人抓取身體的明亮特徵部位(像是眼睛、嘴唇、拇指等光亮點) 由 Vision computer 及 User computer 兩台電腦和 camera 所組成的系統，Vision computer 主要由 Camera 擷取身體特徵之座標影像訊號，此時所得到的座標透過 National Instruments Data Acquisition board 轉換成電壓訊號在傳至 User computer 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[11][12]。

1.4 本期研究重點

本論文針對瞳位追蹤系統與頭控系統之架構，利用 USB 2.0 介面之 PC camera 直接取像並經由影像處理而達到控制滑鼠的目的，並開發一套多功能 PC camera 整合軟體來結合眼控系統及頭控系統之各項應用。以下為本論文研究之重點：

1. 以 USB 2.0 PC camera 建構眼控系統及頭控軟體架構。
2. 設計以 USB 2.0 PC camera 作為瞳位追蹤之硬體架構。
3. 改善頭控系統受背景光源影響之缺點。

4. 開發多功能 PC camera 應用程式操作介面。
5. 眼控系統及頭控系統之效能測試與評比。

第二章 理論基礎

2.1 眼球軌跡追蹤原理

2.1.1 眼球中心位置搜尋

眼球影像經由 PC camera 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，如圖 2.1 所示，圖中的黃色十字為系統所搜尋到之眼球中心位置[13]。

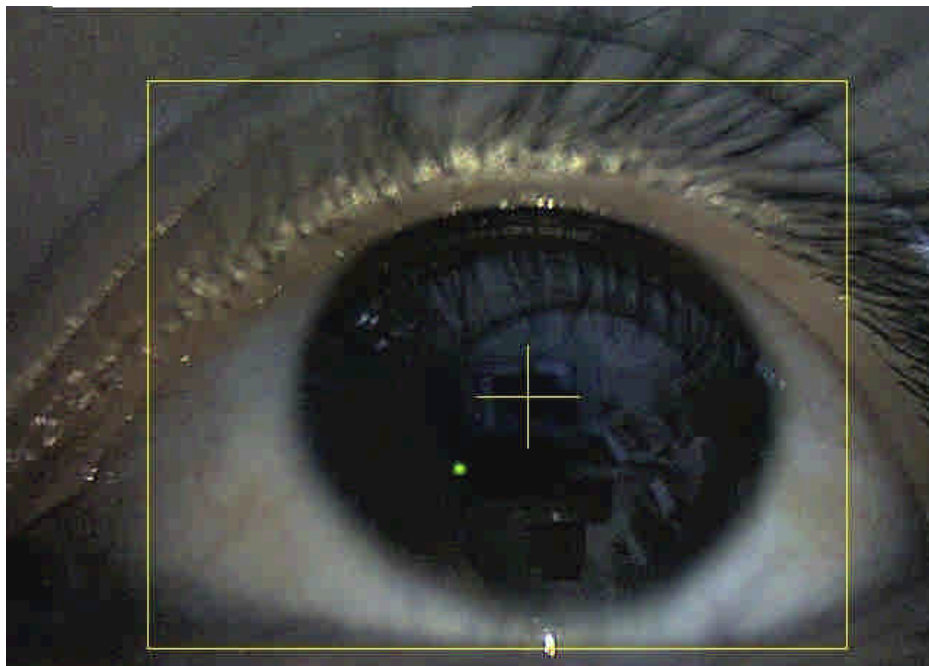


圖 2.1 PC camera 擷取眼球影像

其眼球中心點位置計算如式 2.1 所示

$$(X_{Center}, Y_{Center}) = \left(\frac{1}{K} \sum_1^K X, \frac{1}{K} \sum_1^K Y \right) \quad (2.1)$$

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總數，X 與 Y 為座標值。

2.1.2 眼球移動方向辨別與追蹤

在眼控系統的影像處理方面，由於人眼本身會有顫抖的現象產生[14]，此顫抖現象亦會影響系統之操控性及穩定度，為了能夠正確且迅速找出眼球移動方向，不受眼球本身顫抖所影響而造成誤判，我們可以利用以下之推導來求得眼球正確移動方位。我們假設眼球為一圓形，因此我們便有一個非常重要的引理可以使用，圓上的任意切線其中心點的垂線（法線）必經過瞳孔中心（圓心），因此任兩條切線的法線的交點必為圓心。我們取垂直及水平兩切線的法線，其切線的兩端點分別為 (x_1, y') 、 (x_2, y') 、 (x', y_1) 、 (x', y_2) ，並以三線尋邊之方式，取各切線之平行線，與切線之距離為 5 Pixel 之寬度，以確保我們取得之切線為眼球邊緣上之切線(圖 2.2)，則瞳孔中心點 (x, y) 為

$$x = (x_1 + x_2) / 2 \quad (2.2)$$

$$y = (y_1 + y_2) / 2 \quad (2.3)$$

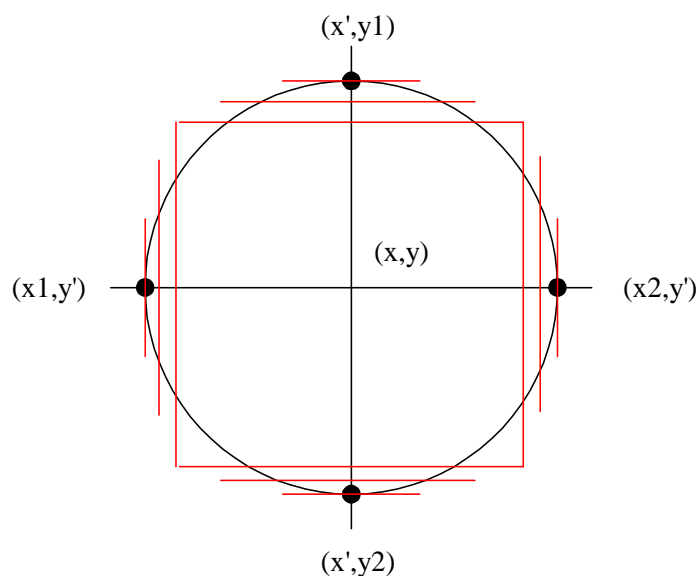


圖 2.2 眼球瞳孔座標示意圖

因此我們現在只需保證 x' 與 y' 兩線必須和瞳孔有相交即可。現今的影像輸入速度約在每秒 20 至 30 張之間，以我們影像的大小而言只要令 x' 與 y' 等於上次的瞳孔中心點 (x', y') 就能確保與瞳孔有相交，而且誤差不會因使用的時間的增

長而被累積。

上述的演算法提供了一個極快速的搜尋方法，故其有下列兩樣缺點：

- a. 取樣資訊少，雜訊所顯現的影響相形提高
- b. 人眼自然振動的影響會更加嚴重

為了克服游標飄移嚴重的情況，我們提出了下面的作法。設游標移動方向為

$$\vec{v}(t) = \begin{bmatrix} x(t) \\ y(t) \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

其中 $x(t)$ 與 $y(t)$ 為時間 $t-1$ 與 t 時的瞳孔中心的座標之差， $v_o(t)$ 為輸出的方向。可以根據下式來推得我們所要的結果。

$$\frac{\vec{v}(t)}{\|\vec{v}(t)\|} = \frac{\vec{v}(t-1)}{\|\vec{v}(t-1)\|} = \frac{\vec{v}(t-2)}{\|\vec{v}(t-2)\|} = \Lambda = \frac{\vec{v}(t-n)}{\|\vec{v}(t-n)\|} \quad (2.5)$$

$$\|\vec{v}(t)\| = \sqrt{(x(t))^2 + (y(t))^2} \quad (2.6)$$

其中 n 為移動方向相同的累計次數，我們不難理解如果越多次的影像都顯示瞳孔往同一方向移動，則我們可以確認瞳孔是往此方向移動的可信度越高，反之則越低。因此 n 越大則越可靠，我們依此原則來設計輸出 $v_o(t)$

$$\vec{v}_o(t) = \begin{cases} \frac{\vec{v}(t) - \vec{v}(t-1)}{m(k-n)} & \text{if } n < k \\ \vec{v}(t) & \text{if } n \geq k \end{cases} \quad (2.7)$$

其中 k 與 m 由使用者自行決定，通常我們的建議值是 $m=1$ 且 $k=3$ 。接著我們回過頭來看判斷瞳孔移動方向的式子，我們先前提過眼球在生理上就有會振動的情形，因此我們所提出的式子顯然不甚合理，所以我們加以延伸為下式：

$$\frac{\vec{v}(t-n)}{\|\vec{v}(t-n)\|} - \Delta p \leq \frac{\vec{v}(t)}{\|\vec{v}(t)\|} \leq \frac{\vec{v}(t-n)}{\|\vec{v}(t-n)\|} + \Delta p \quad (2.8)$$

其中 Δp 為使用者自訂的誤差值，只要符合上式我們便稱為移動方向相同。

在此我們實際列舉一個眼球移動軌跡之例子來探討：

首先我們假設眼睛以順時針方向觀察下圖 2.3：

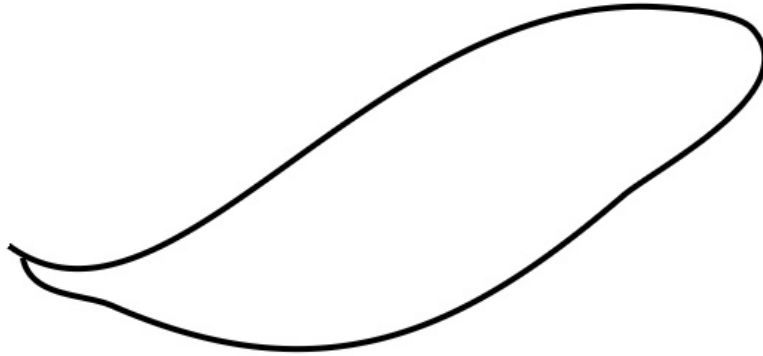


圖 2.3 眼球移動軌跡測試圖

接著我們以下圖 2.4 來作分析：

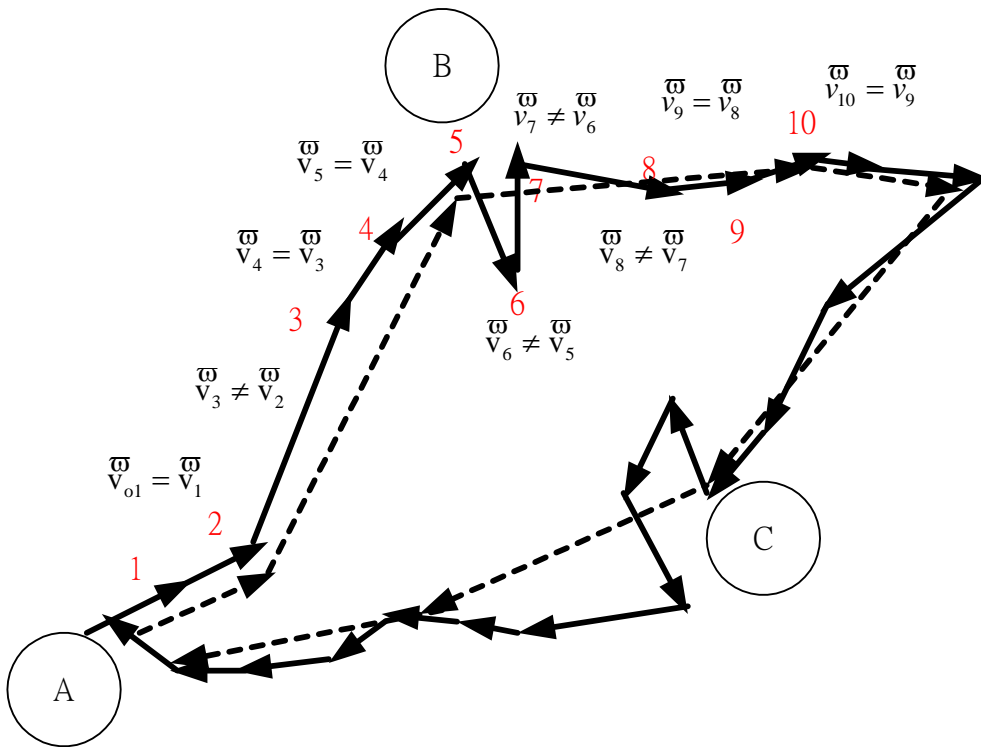


圖 2.4 眼球移動軌跡測試分析圖

圖 2.4 中，實線部份代表眼球實際移動軌跡，而虛線部份則是經由上述演算法計算過後，我們分析所得到之眼球移動軌跡，以下將一步一步地說明：

為了說明方便，我們假設圖中的參數條件為 $m=1, k=2$ ，即當眼球移動方向累積兩次相同，系統就認定眼球是以往同一方向移動，實際上的情況，必須經由多次實驗來取得適當之 k 值。

眼睛由 A 區開始瀏覽此圖，途中經過 B 區及 C 區，再回到 A 區。假設在 B 區及 C 區時，眼球各發生一次不自主之振動因而量測到之位置有不同方向、不固定方向的現象產生。

\overline{v}_i : 代表了第 i 次的量測到的移動量 (輸入)

\overline{v}_{oi} : 代表了第 i 次的游標移動量 (輸出)

Δp : 代表了允許的誤差偏移量

n : 代表了累記移動方向相同的次數

$\overline{v}_{o1} = \frac{(\overline{v}_1 - 0)}{2}$ 代表第一次輸出結果，其中令第一次移動後 $n=1$

$\overline{v}_2 = \overline{v}_1 \Rightarrow n=2$ 第二次的移動方向與第一次的移動方向相同，所以輸入輸出結果相同且 n 增加 1，此時 $n=2$ ，確認眼球移動方向。

$\overline{v}_3 \neq \overline{v}_2 \Rightarrow n=0$ 第三次的移動方向與第二次的移動方向不同，所以 n 重設為 0。

$\overline{v}_3 - \Delta p \leq \overline{v}_4 \leq \overline{v}_3 + \Delta p \Rightarrow \overline{v}_{o4} = \overline{v}_4$ 三、四兩次移動的方向在誤差容許範圍內，所以輸入輸出結果相同且 n 增加 1，此時 $n=1$ 。

$\overline{v}_4 - \Delta p \leq \overline{v}_5 \leq \overline{v}_4 + \Delta p \Rightarrow \overline{v}_{o5} = \overline{v}_5$ 四、五兩次移動的方向在誤差容許範圍內，所以輸入輸出結果相同且 n 增加 1，此時 $n=2$ ，確認眼球移動方向。

$\overline{v}_6 \neq \overline{v}_5 \Rightarrow n=0$ 第六次的移動方向與第五次的移動方向不同，所以 n 重設為 0。

$\overline{v}_7 \neq \overline{v}_6 \Rightarrow n=0$ 第七次的移動方向與第六次的移動方向不同，所以 n 亦設為 0。

$\overline{v}_8 \neq \overline{v}_7 \Rightarrow n=0$ 第八次的移動方向與第七次的移動方向不同，所以 n 仍然為 0

$\overline{v}_8 - \Delta p \leq \overline{v}_9 \leq \overline{v}_8 + \Delta p \Rightarrow \overline{v}_{o9} = \overline{v}_9$ 八、九兩次移動的方向在誤差容許範圍內，所以輸入輸出結果相同且增加 1，此時 n=1

$\overline{v}_9 - \Delta p \leq \overline{v}_{10} \leq \overline{v}_9 + \Delta p \Rightarrow \overline{v}_{o10} = \overline{v}_{10}$ 九、十兩次移動的方向在誤差容許範圍內，所以輸入輸出結果相同且 n 增加 1，此時 n=2，確認眼球移動方向。

根據以上的方法，本演算法持續追蹤眼球移動的軌跡，從 A 區開始，經過 B 再回到 A 區，將所有分析過的輸出向量連接在一起，可得到圖 2.4 當中的虛線，即經由演算法分析後所得到之眼球移動的軌跡，其中在 B 區及 C 區皆有一次因人眼自然振動所產生之不固定方向移動，在經由本演算法的判斷之下，可以分辨出來並非是眼球真正移動之方向。

由以上的分析推導可以證明，我們在系統中加入此演算法，將可以有效地分辨人眼自然振動所產生之不固定方向移動，使系統之穩定性更好。

2.1.3 眼控座標系統轉換

我們在眼控系統之校正時採五點校正法，如圖 2.5 所示，分別由中、右、上、左、下等五校正點求得瞳孔中心點 (Mox, Moy) 、 $(Mx1, My1)$ 、 $(Mx2, My2)$ 、 $(Mx3, My3)$ 、 $(Mx4, My4)$

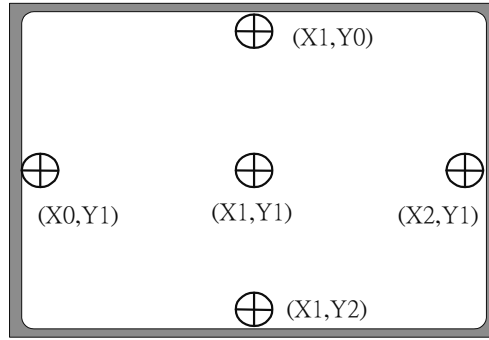


圖 2.5 五個初始校正點

$$(\beta_{xi}, \beta_{yi}) = \left(\frac{\lambda x(G_{xi} - S_{cx})}{(M_{xi} - M_{ox})} + \Delta x, \frac{\lambda y(G_{yi} - S_{cy})}{(M_{yi} - M_{oy})} + \Delta y \right) \quad (2.9)$$

$i=1,2,3,4$

再來實施 (β_x, β_y) 係數距離調整校正的動作，我們以此值來對應瞳位座標與實際平面之座標點。我們求出眼球之中心點 (M_x, M_y) 時，再來求出 β ，我們將對每一校正點對應至螢幕上的點做分析，校正點對應螢幕之初始設定為 (G_{xi}, G_{yi}) $i=1,2,3,4$ ，將取樣之點代入式(2.9)即可得到一組正確之 β 係數。

其中 λ_x, λ_y 為比例控制經驗指數，而 $(\Delta x, \Delta y)$ 為偏移之經驗指數。以 $(S_{cx}, S_{cy})(G_{xi}, G_{yi})$ 之間距離來限定相對位置，可將螢幕座標系分配成四象限。當系統計算出標準校正點中心 (M_{ox}, M_{oy}) 時會自動切割四個象限來計算相對位置，而在眼球中心位置求出時看是在那一象限而代入 (β_{xi}, β_{yi}) 。

我們可針對校正後計算眼球中心位置 (M_x, M_y) 之所在不同位置，映射至螢幕之座標 (G_x, G_y) ，以這種分段多層次的判斷方式，可精確的計算出瞳孔注視之真正的座標值，而當如發現系統計算出界的狀況發生機率每秒有 10 張時，則使用者的配戴位置可能有些許偏差，此時即 (M_x, M_y) 持續超出校正範圍，則可以加以最大出格位置偏移量 (A_x, A_y) 來計算出新的瞳孔位置[15]。

$$A_x = M_x - M_{xs} \quad (2.10)$$

$$A_y = M_y - M_{ys} \quad (2.11)$$

(M_{xs}, M_{ys}) 為象限之邊界點。

如表 2.1，當象限及 A_x 、 A_y 值其一成立時該值為 0，如第一象限 A_x 計算小於零則 $A_x=0$ 該值不需校正，參考點 S_{cx}, S_{cy} 將自動依 A_x, A_y 相減修正。

表 2.1 各象限成立時之條件

象限	A_x	A_y
一	$A_x < 0$	$A_y < 0$
二	$A_x > 0$	$A_y < 0$
三	$A_x > 0$	$A_y > 0$
四	$A_x < 0$	$A_y > 0$

即系統求出之相對於螢幕座標為 (G_x, G_y) ，在各象限之所示公式，於作圖上如圖 2.6 所示。

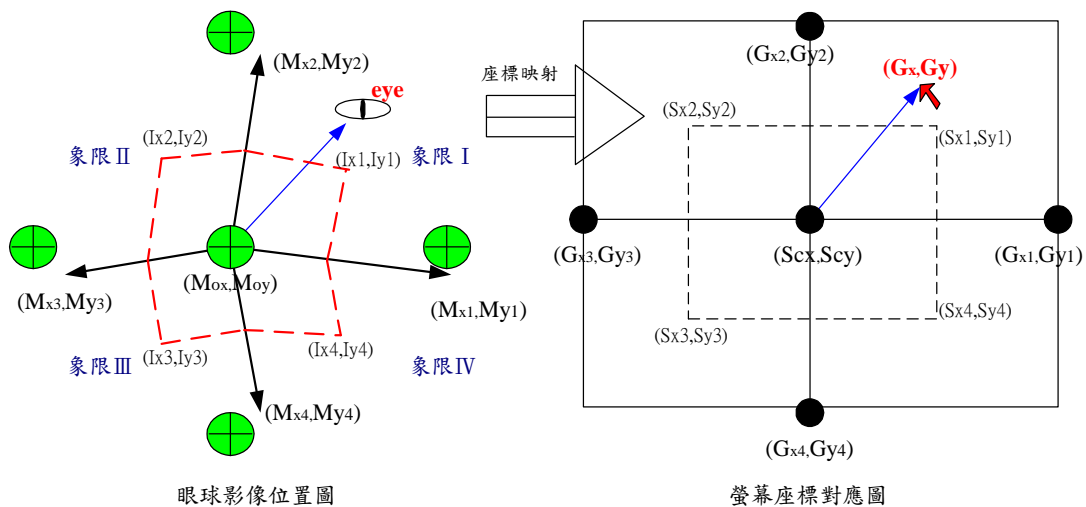


圖 2.6 圖示座標轉換關係

於每個象限上分別作對應之座標轉換，我們先計算出各象限之中點座標 (S_{xi}, S_{yi}) ，以及眼球位置所在之各象限中點座標 (I_{xi}, I_{yi}) ，而 (S_{cx}, S_{cy}) 則為螢幕中心點座標位置。

接著將眼球中心位置對應於螢幕之注視點位置經由以下之座標轉換公式轉

換，以求得滑鼠於螢幕上之移動座標 (G_x, G_y) ：

象限 I

$$G_x = I_{x1} + \beta_{x1}(M_x + Ax - S_{x1}) \quad (2.12)$$

$$G_y = I_{y1} + \beta_{y1}(M_y + Ay - S_{y1}) \quad (2.13)$$

$$S_{x1} = \frac{G_{x1} - S_{cx}}{2}, S_{y1} = \frac{G_{y2} - S_{cy}}{2}$$

$$I_{x1} = \frac{M_{x1} - M_{ox}}{2}, I_{y1} = \frac{M_{y2} - M_{oy}}{2}$$

象限 II

$$G_x = I_{x2} + \beta_{x2}(M_x + Ax - S_{x2}) \quad (2.14)$$

$$G_y = I_{y2} + \beta_{y2}(M_y + Ay - S_{y2}) \quad (2.15)$$

$$S_{x2} = \frac{S_{cx} - G_{x3}}{2}, S_{y2} = \frac{G_{y2} - S_{cy}}{2}$$

$$I_{x2} = \frac{M_{ox} - M_{x3}}{2}, I_{y2} = \frac{M_{y2} - M_{oy}}{2}$$

象限 III

$$G_x = I_{x3} + \beta_{x3}(M_x + Ax - S_{x3}) \quad (2.16)$$

$$G_y = I_{y3} + \beta_{y3}(M_y + Ay - S_{y3}) \quad (2.17)$$

$$S_{x3} = \frac{S_{cx} - G_{x3}}{2}, S_{y3} = \frac{S_{cy} - G_{y4}}{2}$$

$$I_{x3} = \frac{M_{ox} - M_{x3}}{2}, I_{y3} = \frac{M_{oy} - M_{y4}}{2}$$

象限 IV

$$G_x = I_{x4} + \beta_{x4}(M_x + Ax - S_{x4}) \quad (2.18)$$

$$G_y = I_{y4} + \beta_{y4}(M_y + Ay - S_{y4}) \quad (2.19)$$

$$S_{x4} = \frac{G_{x1} - S_{cx}}{2}, S_{y4} = \frac{S_{cy} - G_{y4}}{2}$$

$$I_{x1} = \frac{M_{x1} - M_{ox}}{2}, I_{y1} = \frac{M_{oy} - M_{y4}}{2}$$

2.1.4 眼球軌跡記錄—使用多執行緒

本研究當中將開發一套眼球軌跡記錄系統，在此我們將簡介所使用之程式撰寫方法--多執行緒[16][17]。

由於眼球軌跡記錄的動作是在程式執行的同時來進行，為了讓系統不會因為眼球軌跡記錄而速度變慢，所以我們必須在程式中另外開一個執行緒，專門記錄我們眼球移動軌跡的座標。

簡單而言，執行緒就是程式中執行的部分，Windows 9x 及 Windows NT 是真正多工(Multitasking)的作業系統。在任何時刻都有 n 個執行緒在運作。多工，是用來描述作業系統可同時執行多個執行緒的能力。每個執行緒在系統裡都有一個稱為內容(Context)的東西。API 的_CONTEXT 結構是用來儲存關於執行緒狀態的資料結構，明確地說，它就是執行緒運作時，CPU 中暫存器的值。Windows 分派給每個執行緒一小段時間，來執行它的內容，當它利用完這段時間後，其他執行緒也有機會執行。在執行緒執行的期間，它能保有自己的暫存器值，而當時時間用完時，這些值會被存到_CONTEXT 結構中。然後下一個執行緒的 CPU 值會被載入記憶體中。雖然看起來很像多個執行緒同時執行，但是任何兩個執行緒實際上都不會同時執行。這是因為電腦的速度夠快，作業系統的多工能力相當依賴其敏捷及速度。

舉例而言，當程式中跑一個非常大的迴圈時，系統可能因為跑迴圈而使整個程式的動作皆停留於等待迴圈跑完，因此這段時間就無法做其他事情；然而若使用多執行緒的方式，則系統就不受迴圈的影響，仍然會分配給其他的執行緒，再靠著電腦的高速度，就可以讓我們同時執行多項工作了。

在本研究的軟體撰寫方式也是相同的道理，我們於系統中另外開一個執行

緒，使用多工的概念來進行程式的運作，如此一來，無論是否在眼控的同時執行記錄眼球軌跡的動作，系統皆不會因此而出現延遲的現象了。

2.2 頭部移動追蹤原理

2.2.1 頭控系統光源追蹤原理

經由 PC camera 所輸入之影像，透過機器視覺元件(MultiCapture)，系統可利用圖 2.7 之轉換來取出平面座標之影像資料：

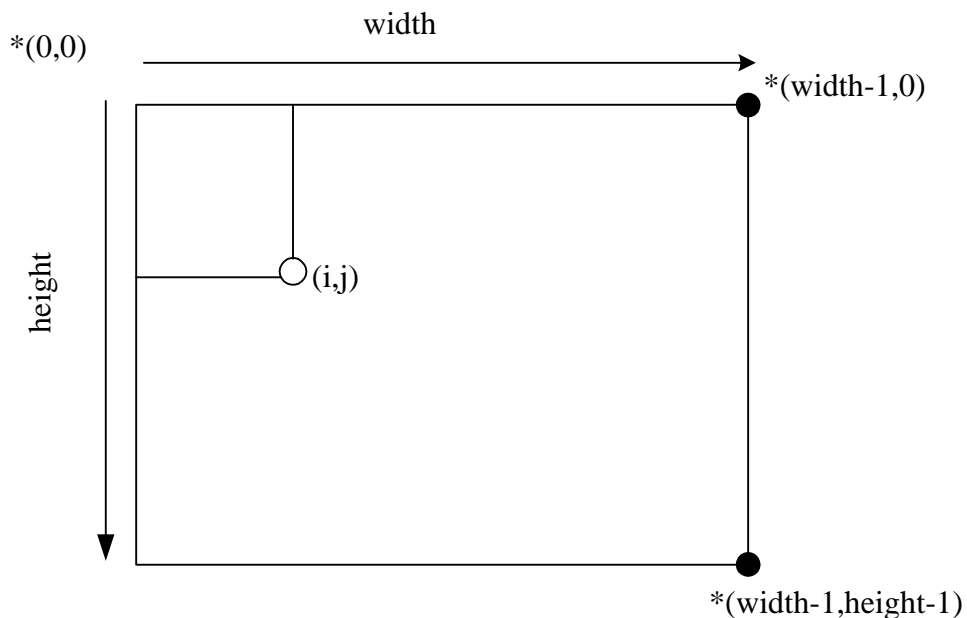


圖 2.7 以陣列方式儲存影像資料

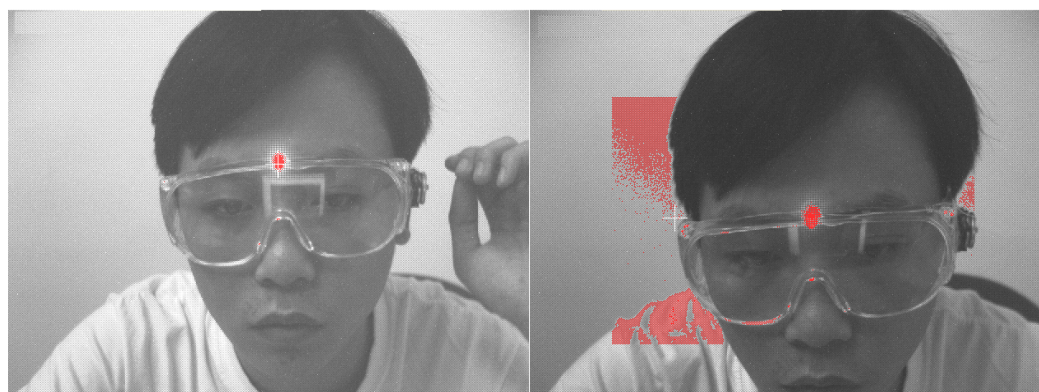
圖 2.7 中，於座標平面上之各點 (i,j) ，皆有其相對應之影像資料，有了影像資訊之後，系統必須將光源的影像從背景中分辨出來，首先為影像之二值化。

1. 影像二值化

$$\text{二值化影像的定義： } g(i, j) = \begin{cases} 255, & f(i, j) > T \\ 0, & f(i, j) \leq T \end{cases} \quad (2.20)$$

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 2.8 所示。



(a)閾值適當

(b)閾值不當

圖 2.8 二值化閾值選擇適當與不當之結果

2. 光源中心位置座標計算

我們利用式(2.21)來計算系統搜尋到之光源的中心位置之座標值。

$$(X_{Center}, Y_{Center}) = \left(\frac{1}{K} \sum_1^K X, \frac{1}{K} \sum_1^K Y \right) \quad (2.21)$$

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 為各座標值。

前期之頭控系統，常因為背景光之影響而無法很正確地計算出頭戴光源之中心位置，連帶也會影響頭控系統之穩定性，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[18]。

2.2.2 背景光源雜訊之消除

動態影像搜尋法則

首先，對輸入之影像調整適當之二值化臨界值，同時計算頭部光源的中心座標位置，如式(2.21)，接著啟動頭控系統，並以光源亮点的中心座標(X_{center}, Y_{center})

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_{search} ；Y 軸搜尋範圍為 Y_{search} ，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 $(X_{center} \pm X_{search}, Y_{center} \pm Y_{search})$ 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_{next}, Y_{next}) ：

$$X_{next} = \frac{1}{n} \sum_{n=X_{center}-X_{search}}^{X_{center}+X_{search}} X \quad (2.22)$$

$$Y_{next} = \frac{1}{n} \sum_{n=Y_{center}-Y_{search}}^{Y_{center}+Y_{search}} Y \quad (2.23)$$

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_{next}, Y_{next}) 之後，再利用 (X_{next}, Y_{next}) 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 $X_{next} = 0$ 且 $Y_{next} = 0$)，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，為其整個演算法之流程(圖 2.9)，因此整個搜尋框之搜尋範圍 $(R_{search_X}, R_{search_Y})$ ，可以由式(2.24)、(2.25)表示：

$$R_{search_X} \in \begin{cases} (X_0, X_{initial}) & \text{if } X_{next} = 0 \\ (X_{center} - X_{search}, X_{center} + X_{search}) & \text{if } X_{next} \neq 0 \end{cases} \quad (2.24)$$

$$R_{search_Y} \in \begin{cases} (Y_0, Y_{initial}) & \text{if } Y_{next} = 0 \\ (Y_{center} - Y_{search}, Y_{center} + Y_{search}) & \text{if } Y_{next} \neq 0 \end{cases} \quad (2.25)$$

其中， X_0 、 Y_0 及 $X_{initial}$ 、 $Y_{initial}$ 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 2.10 為頭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。

初始搜尋框

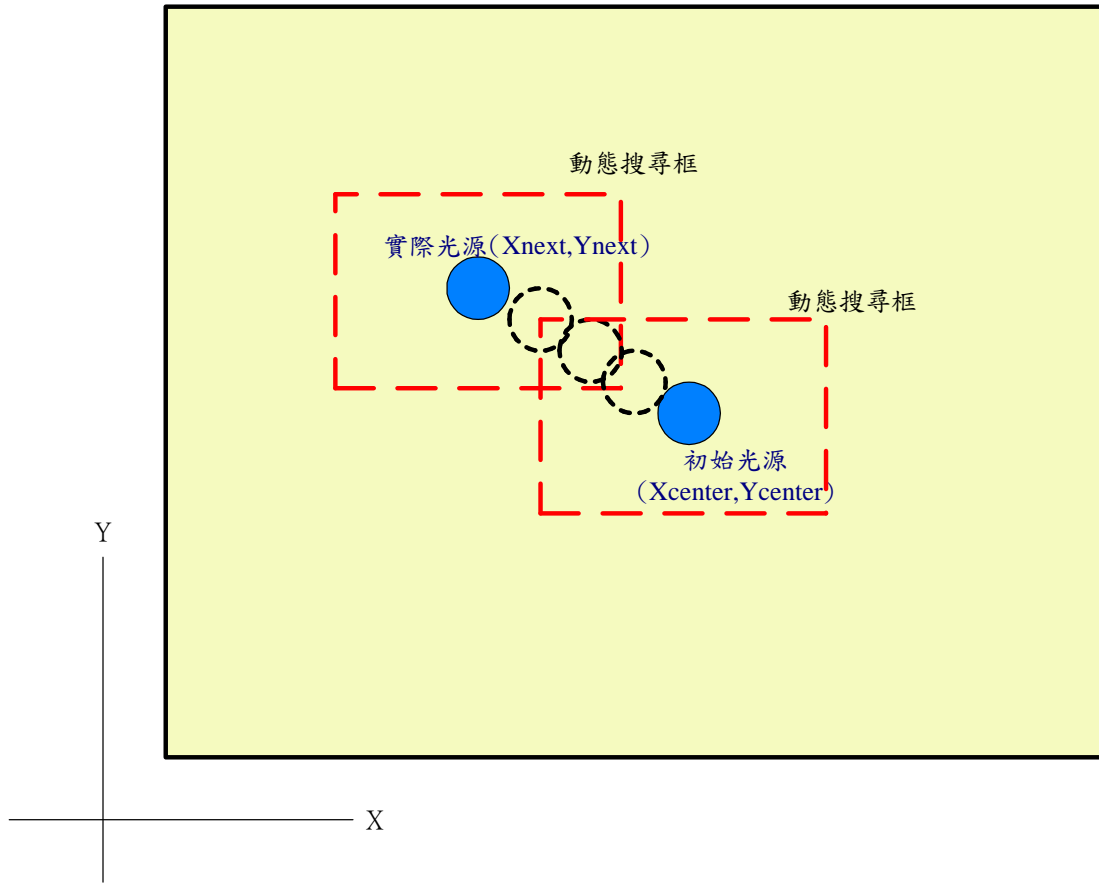


圖 2.9 動態影像搜尋框示意圖

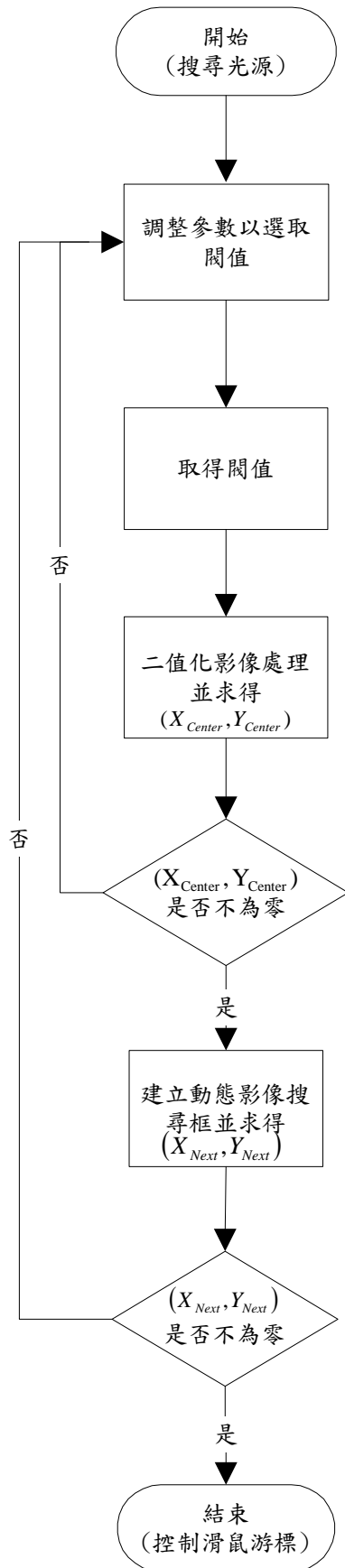


圖 2.10 動態影像搜尋法則流程圖

2.2.3 頭控座標系統轉換

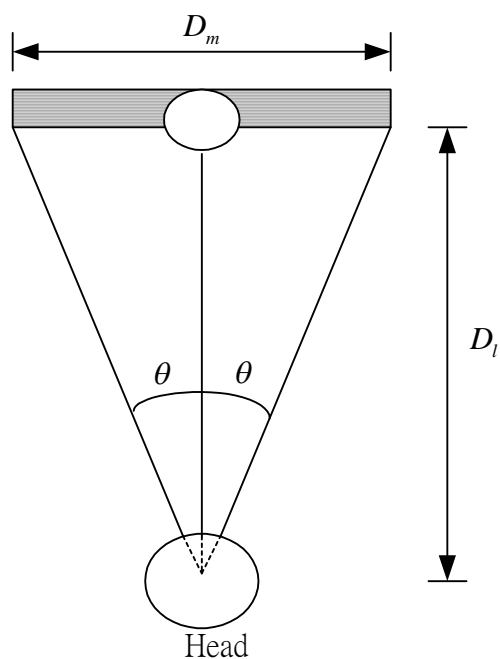


圖 2.11 使用者與電腦相對位置圖

根據圖 2.11，系統提供之螢幕為 15 吋彩色螢幕，換算為公制其螢幕水平寬度 D_m 為 30.5 公分，使用者位置位於螢幕前方距離 $D_l=60$ 公分處，因此可計算出使用者頭部由中心點旋轉至畫面邊界之角度 θ 。

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{15.25}{60}\right) \approx 15^\circ \quad (2.26)$$

由(2.26)式可知，使用者僅需將頭部旋轉之範圍保持在 $\pm 15^\circ$ 之間，無須做過大之動作，即可瀏覽整個螢幕之畫面。

以上討論為水平位移，由於垂直位移量更小於水平位移量，因此也可得知頭部垂直擺動角度必定小於 $\pm 15^\circ$ 。因此本系統即根據此二原則來設計頭控之座標系統，將頭部之轉動對應至螢幕之畫面上之座標。

第三章 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統

本章節介紹 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統開發所使用的相關材料及其架構，系統之軟硬體設計方面，以及系統之操作介面與其操作之流程。

3.1 系統架構

圖 3.1 為本論文開發之『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』，以自製之中空式取像架構，利用可調式取像關節，將 USB 2.0 PC camera 置於取像架構上，如圖 3.2 所示，以擷取眼球之影像，並於 PC camera 之正下方，置一 5w 之燈泡，為系統之取像光源。



圖 3.1 眼球軌跡追蹤系統實體圖



圖 3.2 PC camera 置於取像關節上

透過上述『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』之設計，我們可以將眼球影像經由 PC camera 的擷取，以 USB 2.0 介面輸入至電腦，再利用機器視覺元件擷取影像。圖 3.3 為本『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』之架構圖。圖 3.4 則為使用者實際配戴使用本系統之實際操作圖。

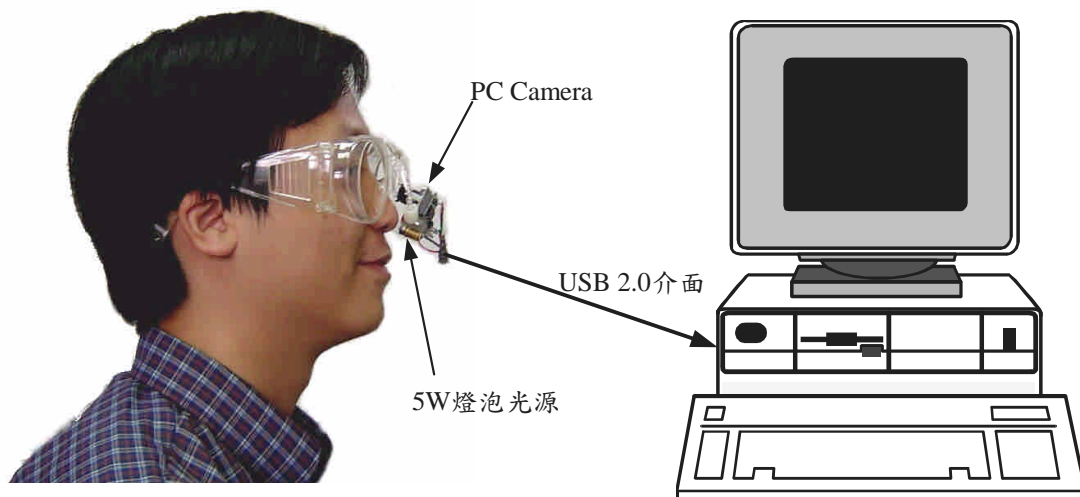


圖 3.3 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統架構圖



圖 3.4 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統實際操作圖

3.2 系統軟硬體設計

在『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』的硬體需求上，需要以下設備：

1. 個人電腦一台（CPU：PentiumIV 2G，記憶體：256MB，顯示卡：NVIDIA GeForce4 MX 440），含 USB 2.0 介面，用來執行系統之瞳位追蹤程式，輔具程式以及眼球動態記錄程式。
2. 頭戴式中空取像架構一只(圖 3.5)：用來讓使用者輕鬆配戴 USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統，讓 PC camera 容易取得眼球影像。



圖 3.5 頭戴式中空取像架構

3. USB 2.0 PC camera 一台 (APLUX MU2-48, 圖 3.6): 慧達通訊科技生產, 用來擷取使用者之眼球運動影像。表 3.1 為其規格表。



圖 3.6 APLUX MU2-48 PC camera

表 3.1 APLUX PC camera 規格表

Model	MU2-35	MU2-48	MU2-130
電腦介面 Interface		USB 2.0	
感應器 Sensor	35 萬畫素彩色 CMOS	48 萬畫素彩色 CMOS	130 萬畫素彩色 CMOS
最大解析度 Max. Resolution	VGA(640 ×480)	SVGA(800 ×600)	SXGA(1280 ×1024)
頁框更新率 Frame Rate	30 fps at VGA (640 ×480)	30 fps at SVGA (800 ×600) 30 fps at VGA (640 ×480)	10 fps at SXGA (1280 ×1024) 30 fps at VGA (640 ×480)
	30 fps at 320×240 / 160×120		
視角 view angle	52 °		
光圈(F)	F 2.8		
放大倍率 Magnification	1/4		
資料格式	RGB24		
顏色	Up to 16.8 million True Color (24-bit)		

4. 可調式取像關節一只(圖 3.7)：用來架設 PC camera 於頭戴取像架構上，使 PC camera 之取像角度更廣，可任意調整，以符合不同使用者之眼球位置。



圖 3.7 可調式取像關節

5. 5W 燈泡一只(圖 3.8)：用來作為系統之光源。



圖 3.8 5W 燈泡

6. 影像處理用軟體，Borland C++ Builder 6.0 用來發展本系統之環境。

在前期瞳位追蹤相關研究上，已經能對眼球影像成功追蹤並有不錯的效能，但在本研究中，硬體方面和前期最大的不同，在於前期是將 CCD 置於頭配顯示器(Head Mounted Display, HMD)，為封閉式的追瞳器，而本期研究中，不使用 HMD，改採開放式的硬體架構，其最大的優點為重量變輕、成本大大降低且線入由繁變簡；而影像輸入設備也從原來之 CS-3033 之 CCD 攝影機改為利用 PC

camera，光源部份，由於開放式的架構受更易受外界的光場之影響，故打光的方式及光源進入之方向之選擇需特別注意，經由多次的實驗及程式之測試後，我們得到最佳的置放光源位置在 PC camera 之下方位置，如圖 3.9 所示，並於燈泡旁邊加一開關以控制其亮滅。

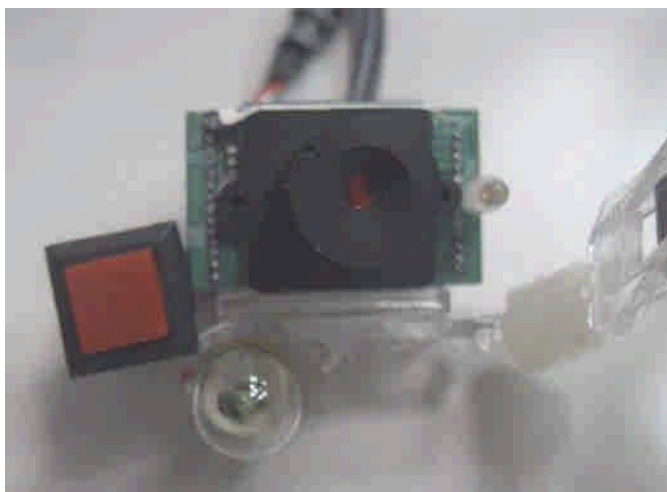


圖 3.9 光源置於 PC camera 下方

追瞳器不但在硬體上有重大的改變，在軟體的開發上，由於先前使用的影像擷取卡(Computer Eyes/PCI)，使用的介面受到限制，系統必須配合 Computer Eyes 影像擷取卡使用，本期將系統建構於 PC camera 上，系統也適用於不同的輸入介面，及各廠牌之 PC camera，可以說是軟硬體上皆有重大突破。

在軟體方面，雖然整個瞳位追蹤系統和眼球軌跡記錄程式皆重新開發，幸而本實驗室在此方面累積相當的經驗，使得軟體開發所遇到的困難點都能一一克服，完成此一大工程。圖 3.10 為眼控系統之演算流程圖。

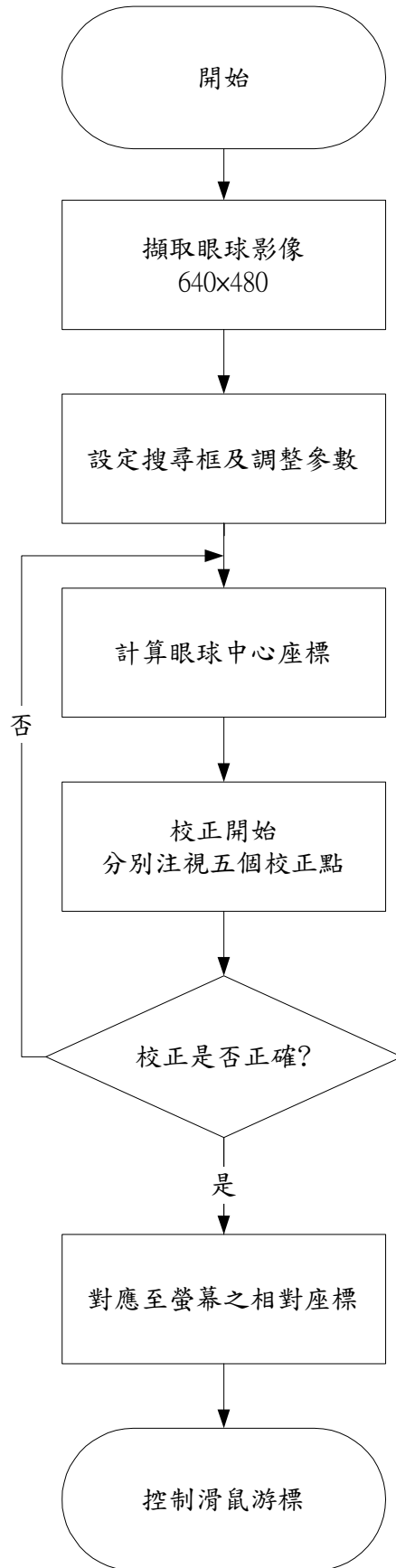


圖 3.10 眼控系統演算流程圖

3.3 系統操作流程

1. 初始設定

『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』之畫面解析度需求為 800 x600 像素，圖 3.11 為本系統之主畫面。此系統畫面上可分為三大區塊，中間占最大部分為眼球影像擷取畫面，畫面解析度為 640 x480 像素。上方左半邊為系統影像輸入部份，包含輸入介面、輸入設備名稱、影像輸入開始及停止等，右方為系統影像之參數設定，包含二值化之閾及其他影像可調整之參數，以利於獲得最佳之眼球影像。使用者配戴上追瞳器之後，從本系統之畫面可得到眼球之影像，使用者需調整 CCD 攝影機之取像角度，使眼球均能位於畫面之中央位置，並調整眼球閾值、對比度等參數，使得系統能自動鎖定住眼球中心位置，並標記上十字，完成初始調整之動作。

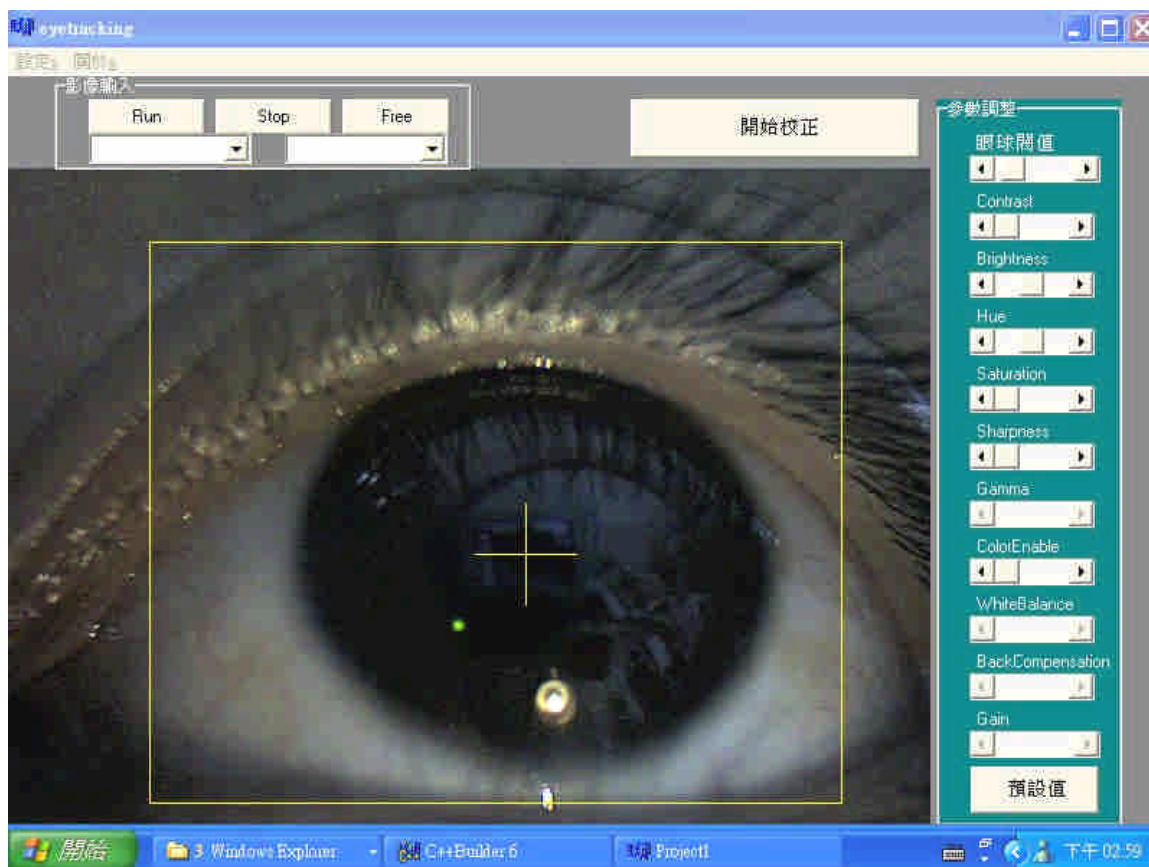


圖 3.11 眼球軌跡追蹤系統之初始畫面

2. 眼球邊界位置校正

完成初始調整之後，按下畫面上方右半邊之『開始校正』，畫面在上、左、中、右、下之邊界位置依序出現一綠色圓形標記，如圖 3.12(a)~(e)所示，受測者需專心凝視，直到整個注視校正動作完成。完成所有凝視動作後，系統會自動記錄眼球於校正時所凝視之各點座標。

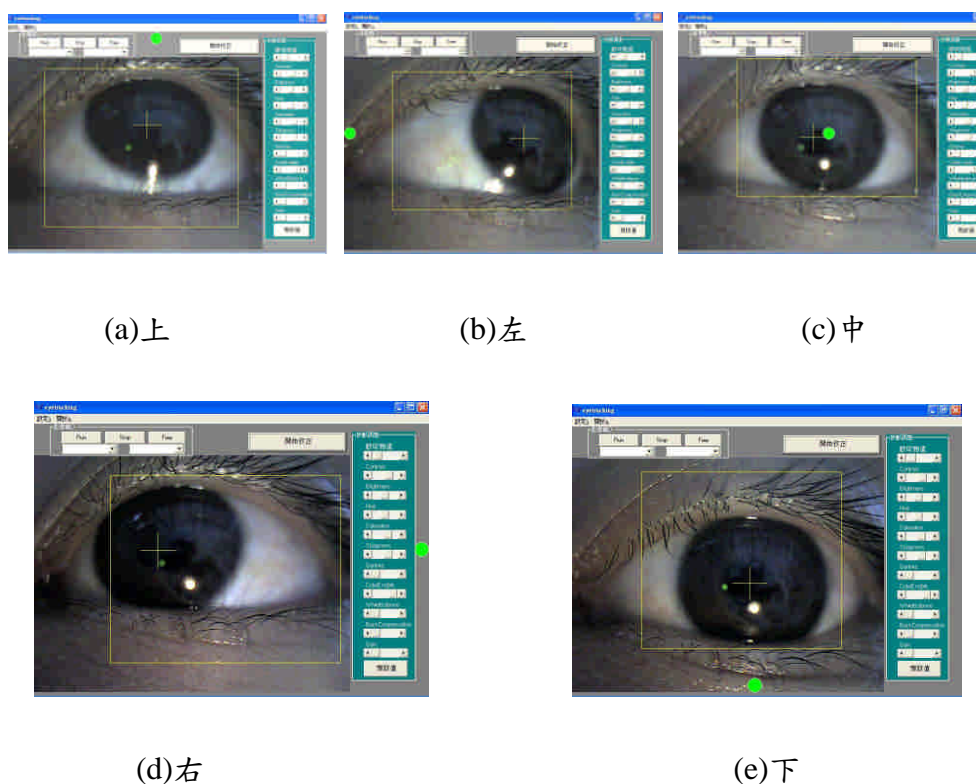


圖 3.12 (a)~(e) 綠色圓形標記校正點位置

3. 判斷眼球動態範圍

完成校正動作後，系統將會出現另一畫面，如圖 3.13 所示，按下『畫校正評分線』會根據受測者先前注視校正點時統計之眼睛座標位置，繪出眼球動態空間形成的十字座標。透過分析此十字座標的上下以及左右的對稱性以及分佈空間大小狀況，來決定受測者是否可開始進入軌跡記錄系統或使用眼控滑鼠，若校正不良，則重新回到校正步驟。

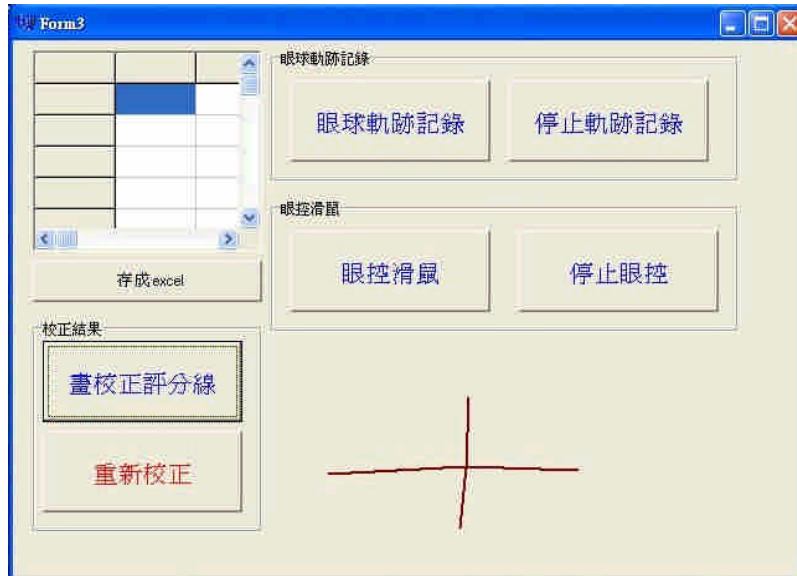


圖 3.13 眼球軌跡追蹤系統之校正畫面

4. 進入應用程式

校正完畢之後，本系統有兩大功能可選擇，一為眼控滑鼠，另一為眼球軌跡記錄，若選擇眼控滑鼠，系統將會進入眼控應用程式畫面，如圖 3.14 所示，本系統可連結之應用包含有語音資料庫、網路連結、3D 射擊遊戲及多媒體等等(圖 3.15)，使用者亦可不進入本系統之連結，而直接於桌面使用滑鼠。



圖 3.14 眼控系統應用程式畫面



圖 3.15 眼控連結 3D 射擊遊戲

若選擇眼球軌跡記錄，則系統將自動記錄眼球在特定時間內所移動之座標位置，完成記錄之後，可以將資料儲存成一 Excel 之檔案。

上述之兩項功能也提供使用者能自行設定相關之參數，於初始畫面的上方，下拉式選單中之『設定\滑鼠參數設定』頁面，如圖 3.16 所示，眼控滑鼠的自動點選範圍及點選時間可在此調整，眼球軌跡記錄之記錄時間及間隔也可以在此自行輸入。



圖 3.16 參數設定畫面

第四章 USB 2.0 頭控系統

本實驗室先前之研究—影像式頭控系統[19]，與眼控系統同樣面臨影像擷取卡停產的問題，因此，為了讓頭控系統的研究能持續下去，本論文利用 USB 2.0 PC camera 來開發頭控系統，此系統可用來追蹤頭部動作，並以頭部轉動來操控電腦(圖 4.1)。

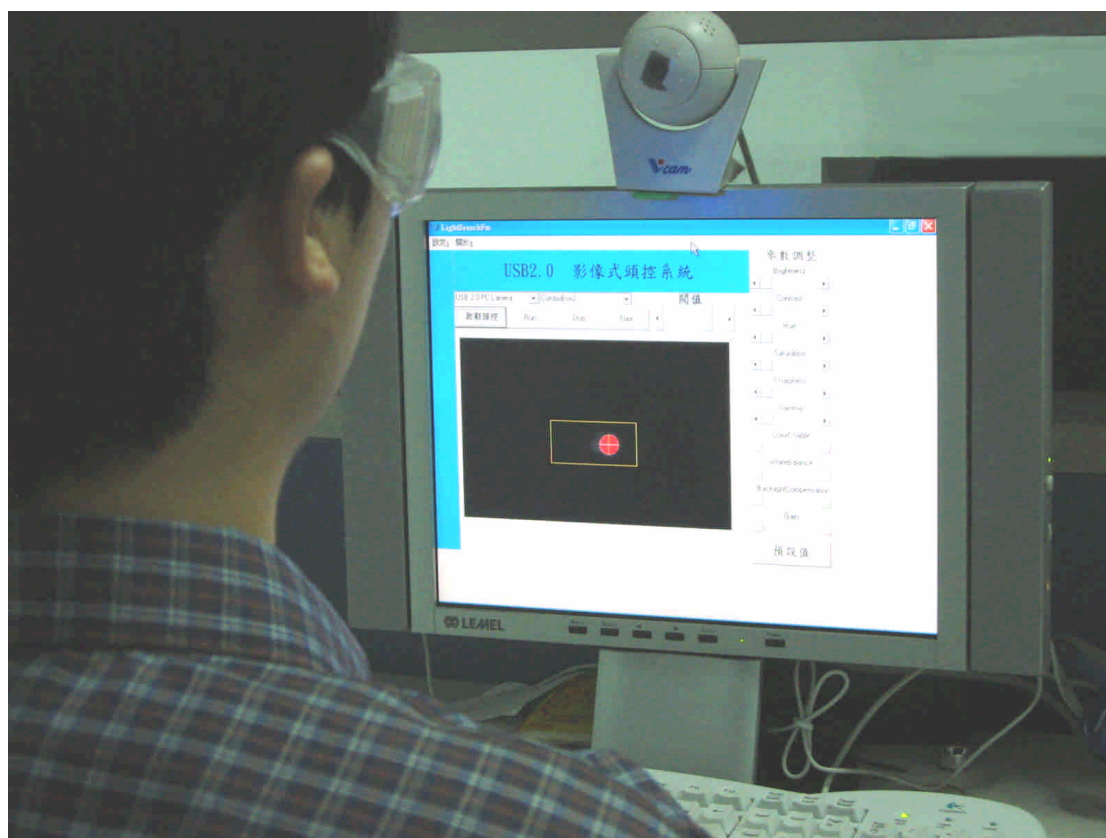


圖 4.1 USB 2.0 頭控系統實體圖

4.1 系統架構

本論文開發之『USB 2.0 頭控系統』利用 USB 2.0 介面之 PC camera 為輸入設備，擷取頭戴式單光源之影像，進而達到控制滑鼠的目的，先前提過本研究之

最大特色為可以在任意之 PC camera 來使用本系統，因此，在頭控系統方面，我們採用之 PC camera 為捷創光電之 CU-2001 PC camera 為研究之設備，而整個頭控之系統架構如圖 4.2 所示，使用者配戴一頭戴式單光源發射器，透過 PC camera 經由 USB 2.0 介面傳入電腦，再經由影像處理以控制滑鼠。

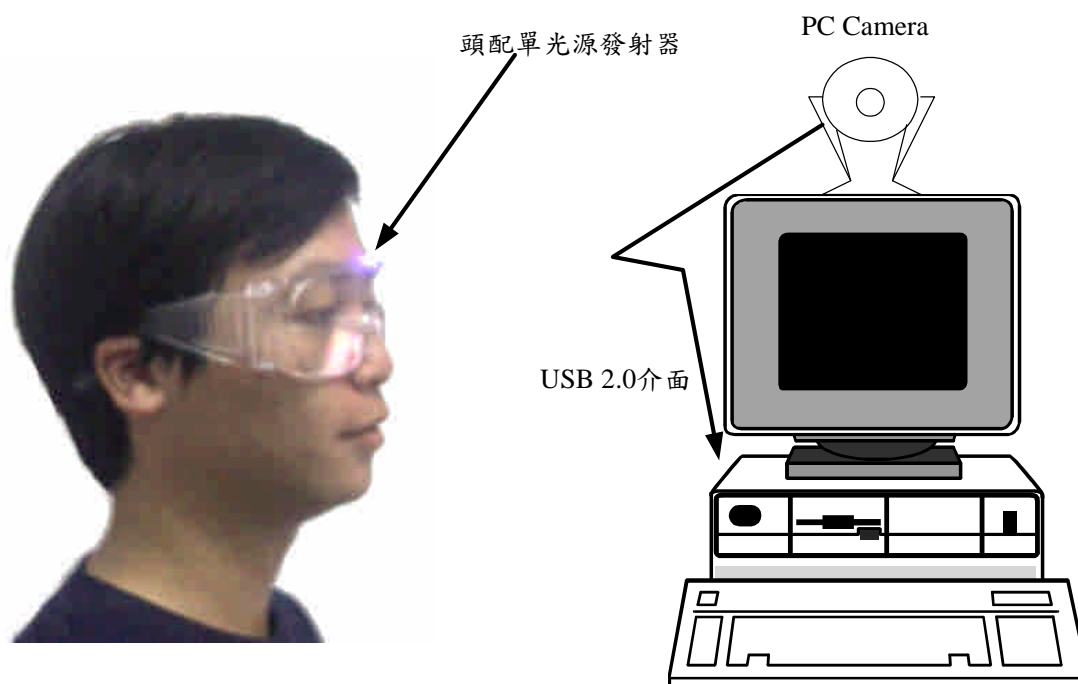


圖 4.2 USB 2.0 頭控系統架構圖

4.2 系統軟硬體設計

在『USB 2.0 頭控系統』的硬體需求上，需要以下設備：

1. 個人電腦一台 (CPU：PentiumIV 2G，記憶體：256MB，顯示卡：NVIDIA GeForce4 MX 440)：含 USB 2.0 介面，用來執行系統之瞳位追蹤程式，輔具程式以及眼球動態記錄程式。
2. USB 2.0 PC camera 一台 (CU-2001，圖 4.3)：捷創光電，用來擷取眼球影像，表 4.1 為其規格表。



圖 4.3 CU-2001USB 2.0 PC camera

表 4.1 CU-2001USB 2.0 PC camera

型號	CU-2001
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

3. 頭戴式發光源一只(圖 4.4)：用來提供頭部移頭之搜尋光源。



圖 4.4 頭戴式發光源

4. 影像處理用軟體：Borland C++ Builder 6.0。

『USB 2.0 頭控系統』在本期研究當中，輸入設備由先前之 CCD 攝影機改為 PC camera，捨棄了影像擷取卡的使用，與眼控系統同樣能使用各種不同廠牌之 PC camera 輸入，在頭控光源方面，由先前的雙光源系統改為單光源發射系統，配合第二章所提之演算法則，可以得到更好的操作性能，圖 4.5 為頭控系統之演算流程圖。

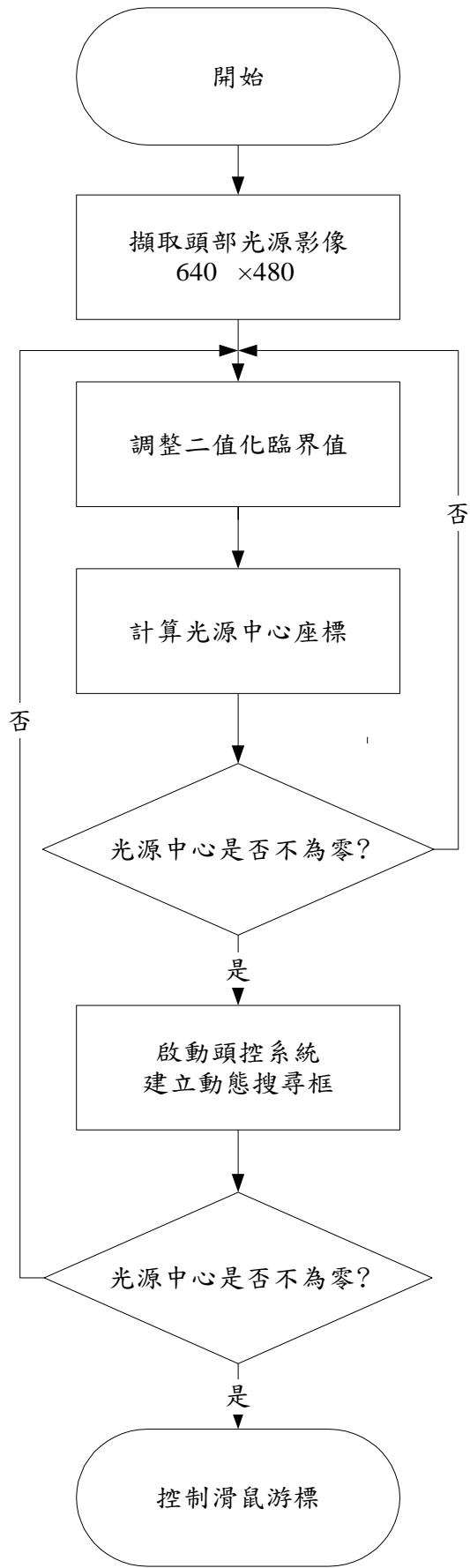


圖 4.5 頭控系統演算流程圖

4.3 系統操作流程

在本期『USB 2.0 頭控系統』研究當中，我們開發了一個全新的使用者介面，讓使用者能利用頭的擺動來操作電腦，以下為本系統之詳細介紹。

1. 初始設定

『USB 2.0 頭控系統』系統之主畫面如圖 4.6 所示，使用者根據以下步驟來完成初始之設定。

- a. 使用者配戴上單光源發射器，並打開光源電源開關
- b. 使用者坐在螢幕前方，讓頭部影像能位於畫面中央
- c. 調整 PC camera 取像角度與使光源亮點能位於黃色矩形框中。
- d. 調整系統畫面對比值與臨界值，讓系統能正確搜尋到光源位置。
- e. 確定頭部中心十字座標正確追蹤。
- f. 啟動頭控系統，畫面會自動最小化在工作列。
- g. 進入應用程式。



圖 4.6 USB 2.0 頭控系統主畫面

2. USB 2.0 頭控系統應用程式

完成初始設定之後，進入頭控系統之應用程式，本應用程式包含四大功能，第一為語音資料庫，第二為網路連結，第三為 3D 射擊遊戲，第四為多媒體區，第五為打蝙蝠遊戲，如圖 4.7 所示。



圖 4.7 頭控系統應用程式

語音資料內含日常生活所常使用之語音一百多句，可供身心障礙人士與外界溝通，網路專區可利用頭控系統上網，多媒體區包含影片及音樂區(圖 4.8)，可播放影片或是音樂，3D 射擊遊戲與打蝙蝠遊戲(圖 4.9)讓使用者可利用頭控系統玩簡易之遊戲。



圖 4.8 多媒體主選單畫面



圖 4.9 利用頭控系統玩打蝙蝠遊戲

第五章 多功能 PC camera 整合應用系統

5.1 系統架構

本章節將第三、第四章所開發之眼控系統及頭控系統相結合，開發一個多功能 PC camera 整合應用系統，讓使用者能以同一個硬體及同一個軟體使用包含眼控及頭控功能

本多功能 PC camera 整合應用系統，其研究之動機為新式之眼控系統及頭控系統皆為 PC camera 輸入，且附加之硬體部份相似度高，因此我們整合眼控系統及頭控系統，並配合開發另一套可眼控及頭控之多功能 PC camera 整合應用系統軟體來搭配之(圖 5.1)。

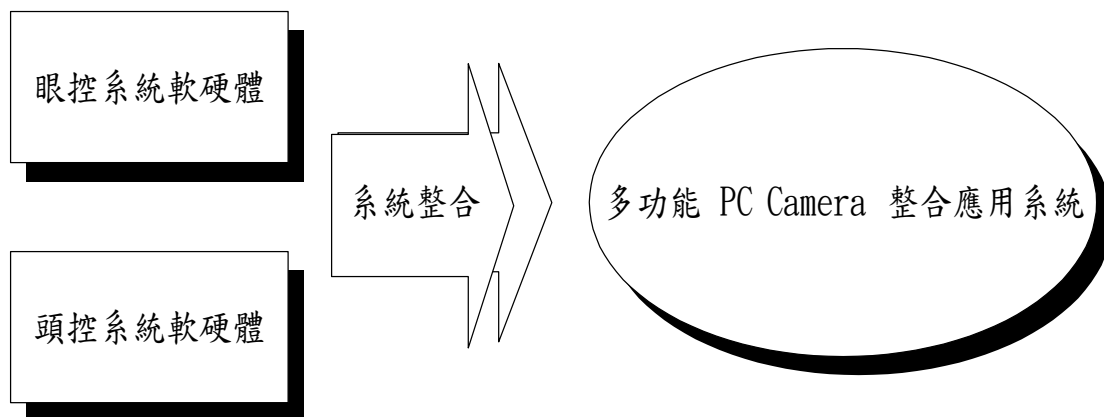


圖 5.1 多功能 PC camera 整合概念

本系統在硬體方面，整合頭控系統與眼控系統，於眼控系統之架構上，加入頭控系統所需之光源，而成為一個整合型硬體架構，如圖 5.2 所示。

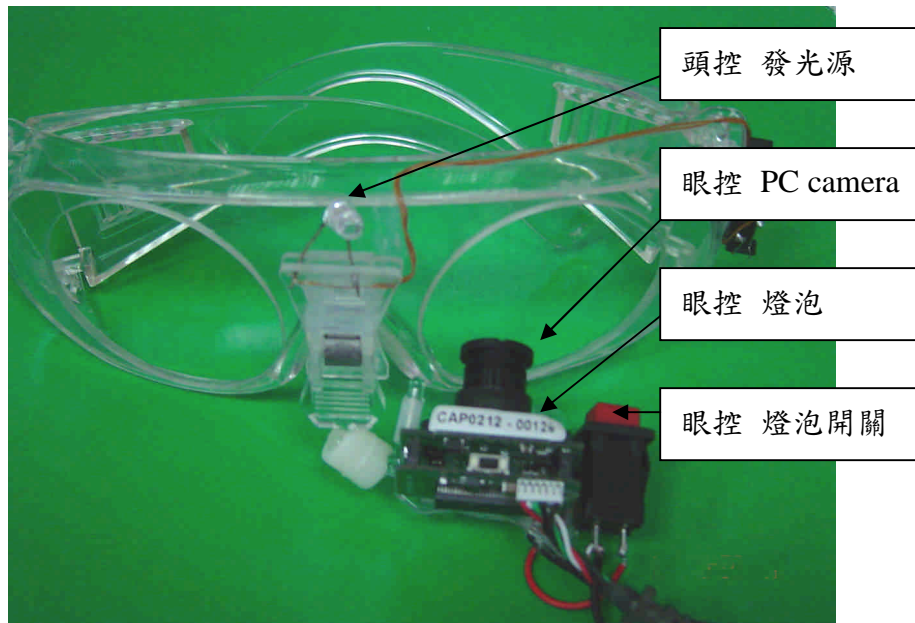


圖 5.2 多功能 PC camera 硬體整合圖

此一架構可以用於頭控系統或是眼控系統，使用時機取決於使用者選擇之操作系統，圖中之 PC camera 採用眼控系統所使用之 APLUX MU2-48 PC camera，操作眼控系統時，PC camera 置於取像架構上，若操作頭控系統時，則可拆卸下來，並置於電腦螢幕上方，如圖 5.3 所示。



圖 5.3 PC camera 置於電腦螢幕上

為了讓 PC Camera 能夠於取像架構上輕易取下，並且置於電腦螢幕上方，我

們設計一個可拆式裝置，如圖 5.4 所示，此架構以壓克力由 A、B 兩部份構成，PC camera 置於 A 部份，而電腦螢幕上方則有 B 部份之固定端利用一個小勾來做固定，拆卸容易。

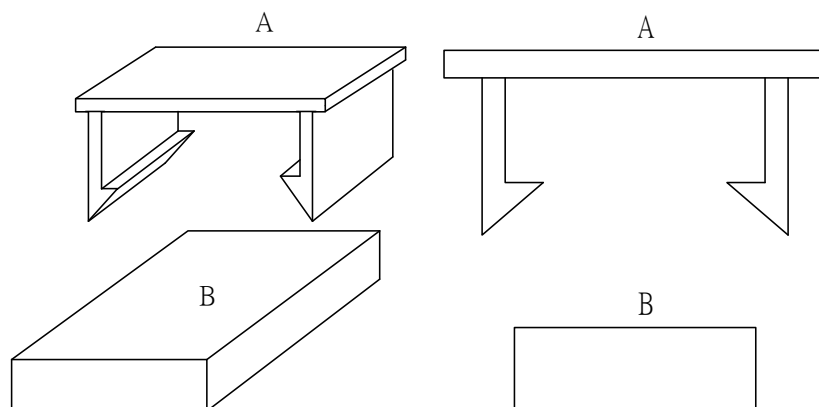


圖 5.4 可拆式裝置架構

5.2 系統操作

進入本系統之後，可選擇使用頭控系統或是眼控系統，如圖 5.5 所示。



圖 5.5 多功能 PC camera 整合系統畫面

若選擇操作頭控系統，則系統會要求使用者打開頭控光源，關閉眼控光源，並將 PC camera 置於電腦螢幕上方，並且進入頭控系統，開始頭控系統之初始設定。

若選擇操作眼控系統，則系統會要求使用者打開眼控光源，關閉頭控光源，並將 PC camera 置於取像架構上，並且進入眼控系統，開始眼控系統之初始設定。

經過以上步驟之後，其後之動作即與頭控系統或是眼控系統單獨操作時之步驟相同。圖 5.6 為整個多功能 PC camera 整合應用系統操作流程。

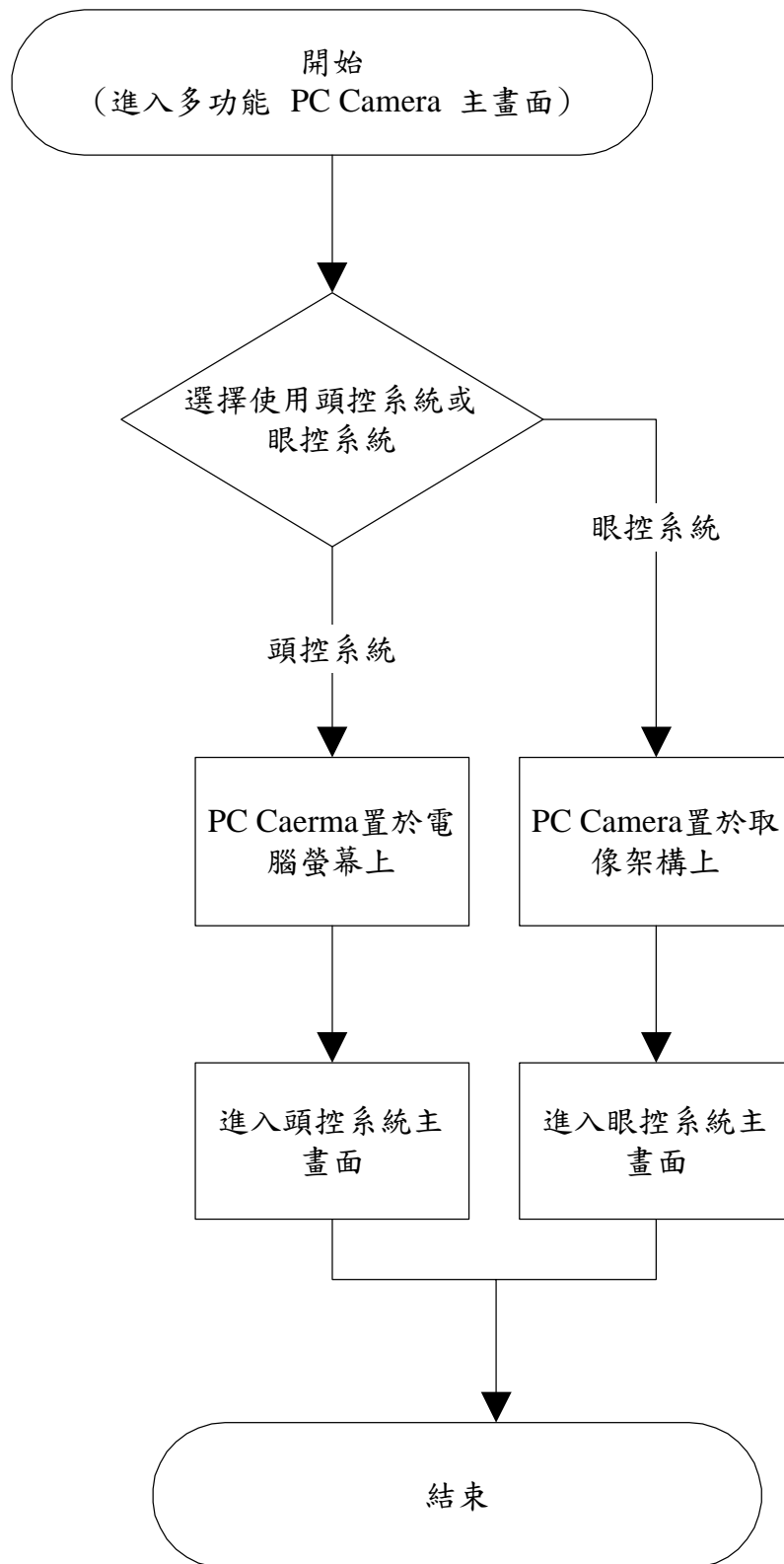


圖 5.6 多功能 PC camera 系統操作流程圖

在本『多功能 PC camera 整合應用系統』當中，無論使用頭控系統或是眼控系統，本應用程式開發出「頭眼軌跡連線系統」，利用 RS232C 連線，將兩台電腦所記錄之「頭部移動軌跡記錄」及「眼球移動軌跡記錄」數據互傳，接著將兩組數據一存成 Excel 檔案，加以分析。

利用「頭眼軌跡連線系統」所取得之頭眼軌跡記錄資料，可以讓眼科醫師於臨床上做診斷參考。目前在眼科醫師的臨床診療上，仍採取目視判斷病人之眼球運動狀況，或是採取眼顫圖(ENG)的記錄來分析，透過本套系統，將可幫助醫師在臨床診療上在觀測眼球同時，系統同步提供眼睛位置與頭部角度相關分析資訊，提供醫師參考，未來將進一步把臨床數據轉換成量化的數值，使系統可以成為一眼球診斷系統，並大幅提高實用與商業價值(圖 5.7~5.8)。

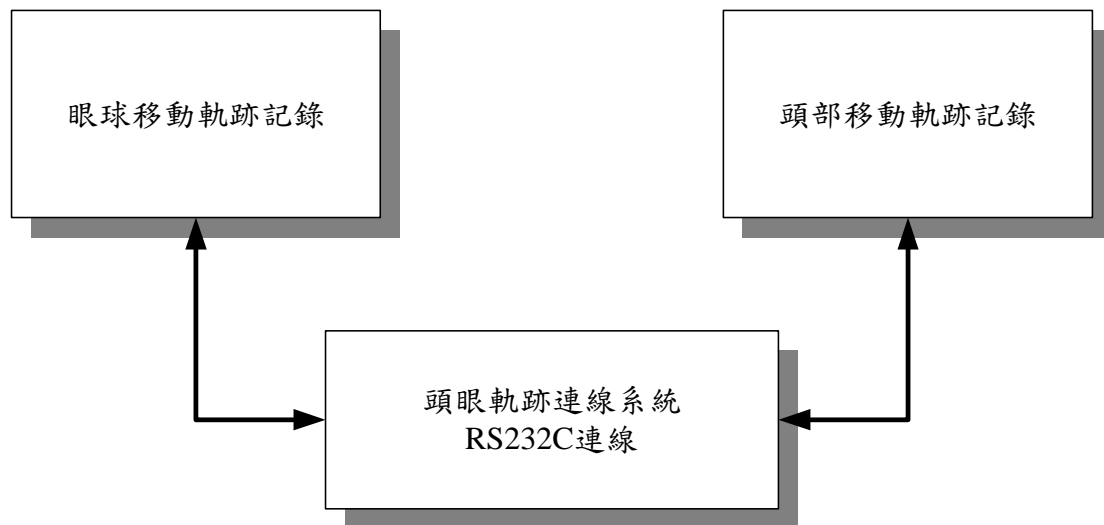


圖 5.7 頭眼軌跡連線系統



圖 5.8 頭眼軌跡連線互傳

第六章 實驗結果與討論

6.1 眼控系統效能測試

在眼球軌跡追蹤系統當中，系統可以記錄眼球移動之軌跡，當我們較長時間注視螢幕上之某部份時，眼球軌跡座標自然就會有較多的點落於此區，當然，在愈準確地校正後所得到之眼球對應座標之可信度將會更高。現在我們以觀看螢幕四個角落的方式來做測試，測試本系統之眼球軌跡座標記錄之準確度及其記錄間隔之最短時間。

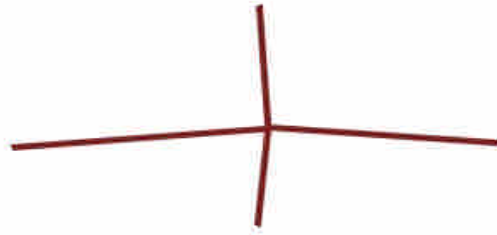


圖 6.1 良好之校正評估線

首先以校正的效果來看，我們的取樣前在校正的時候，其校正評估線段必須有如圖 6.1，十字之 X 軸及 Y 軸必須是相當對稱均勻才開始進行瀏覽的動作，否則將重新校正，以確保每次所得到之眼球軌跡座標落點皆是高可信度的。

我們以圖 6.2 做為眼球瀏覽之樣本圖，讓測試者能凝視螢幕的四個角落。

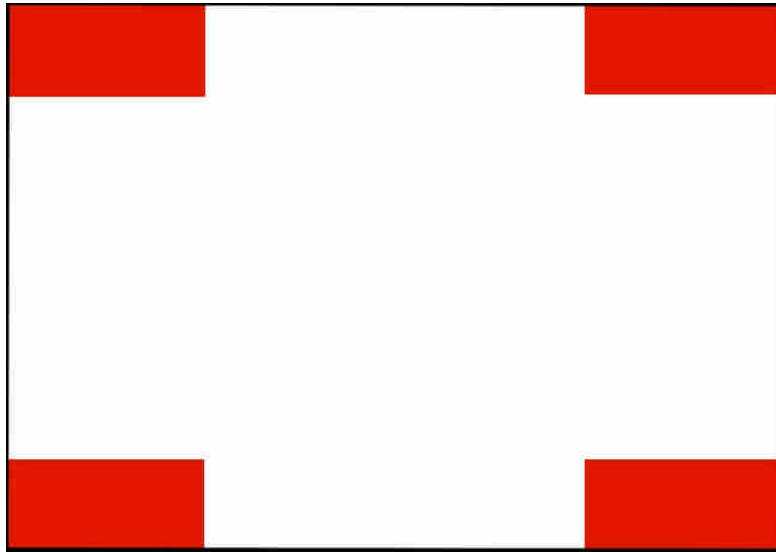


圖 6.2 眼球軌跡座標測試圖

取樣的時間每次各為 30 秒，每次增加一秒鐘內之取樣次數，以求得系統之最短取樣時間。

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落點資料，在本系統中可以將之儲存成 Excel 檔案，再將其以 XY 座標分佈圖畫出，圖中各點為記錄到之座標，點與點之連線則為眼球之移動軌跡，所得到之圖形分佈如圖 6.3 所示。

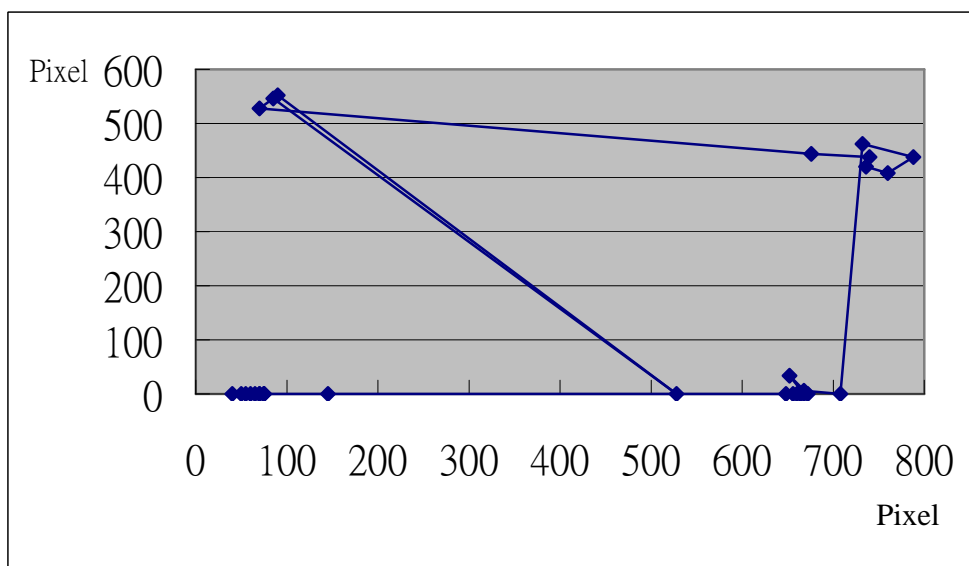


圖 6.3 30 筆眼球軌跡座標分佈圖

第二次取樣，每筆取樣間隔 0.5 秒，共 60 筆資料，取得之分佈如圖 6.4 所示。

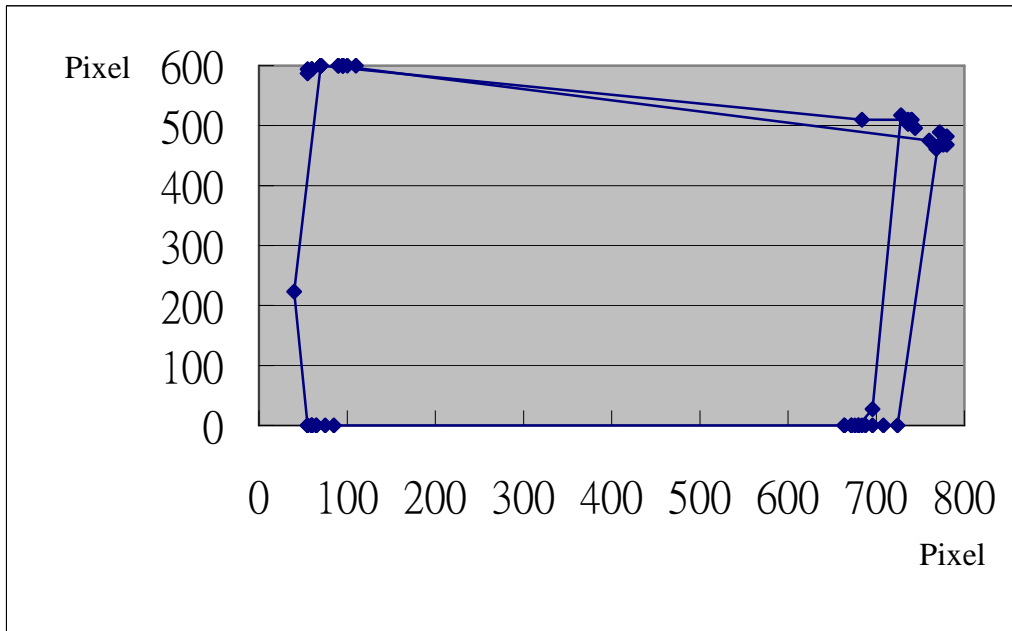


圖 6.4 60 筆眼球軌跡座標分佈圖

第三次取樣，每筆取樣間隔 0.2 秒，共 150 筆資料，取得之分佈如圖 6.5 所示。

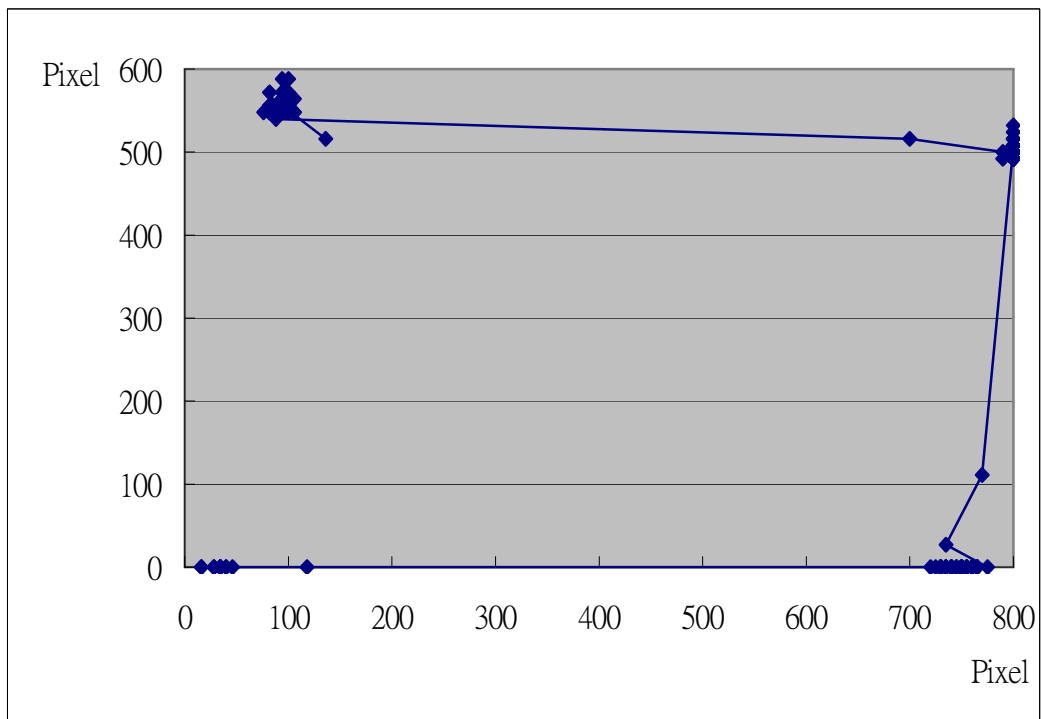


圖 6.5 150 筆眼球軌跡座標分佈圖

第四次取樣，每筆取樣間隔 0.125 秒，共 240 筆資料，取得之分佈如圖 6.5 所示。

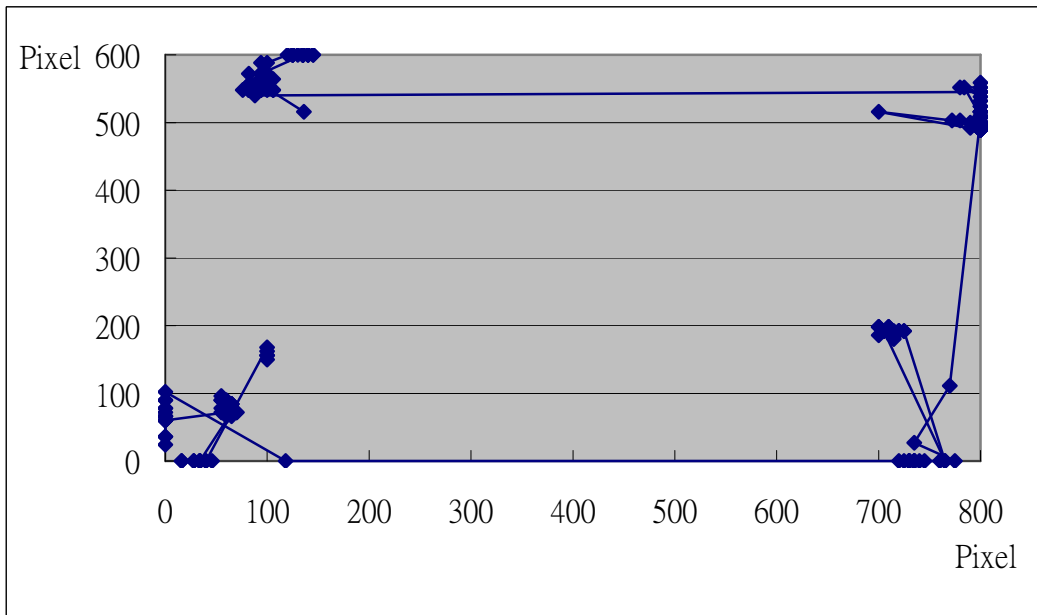


圖 6.6 240 筆眼球軌跡座標分佈圖

第五次取樣，每筆取樣間隔 0.1 秒，共 300 筆資料，取得之分佈如圖 6.7 所示。

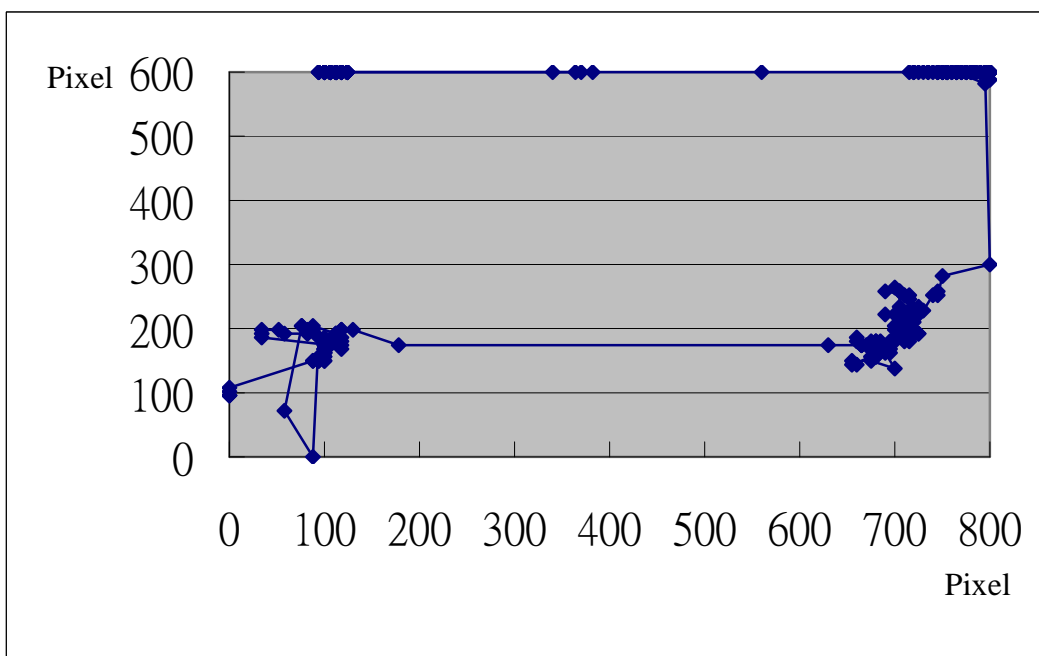


圖 6.7 300 筆眼球軌跡座標分佈圖

第六次取樣，每筆取樣間隔 0.08 秒，共 375 筆資料，取得之分佈如圖 6.8 所示。

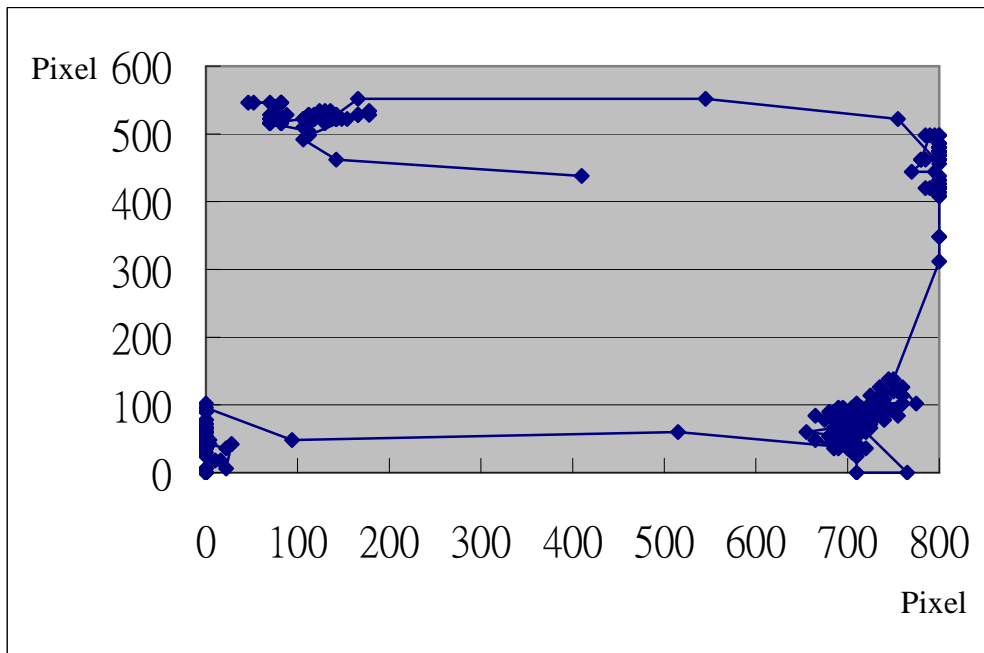


圖 6.8 375 筆眼球軌跡座標分佈圖

第七次取樣，每筆取樣間隔 0.06 秒，共 500 筆資料，取得之分佈如圖 6.9 所示。

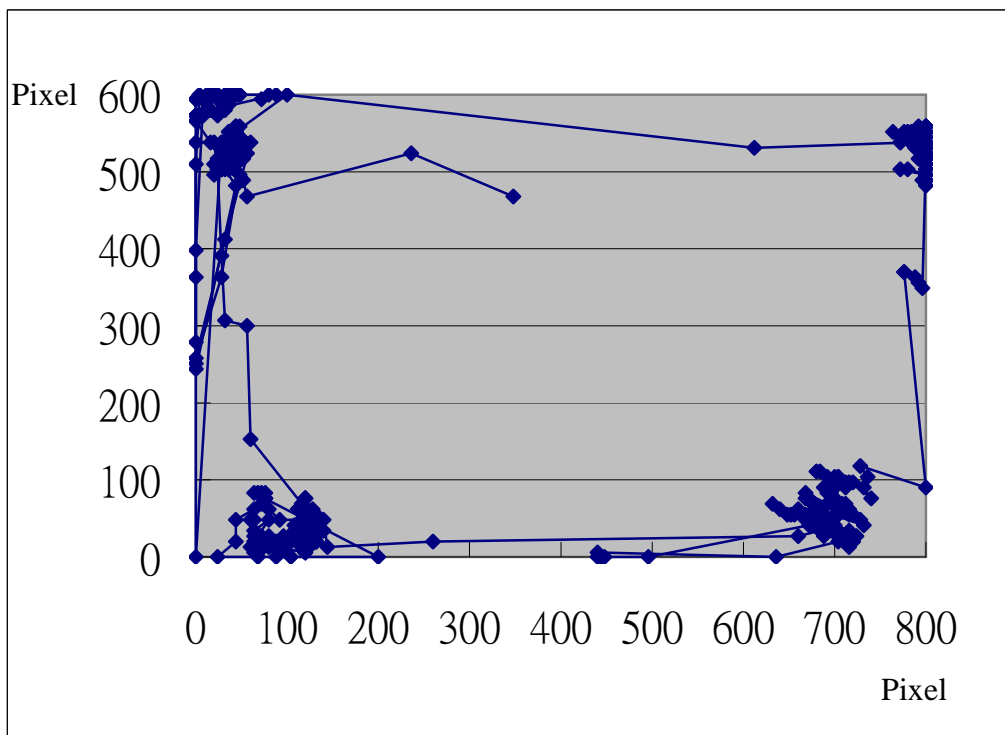


圖 6.9 500 筆眼球軌跡座標分佈圖

第八次取樣，每筆取樣間隔 0.05 秒，共 600 筆資料，取得之分佈如圖 6.10 所示。

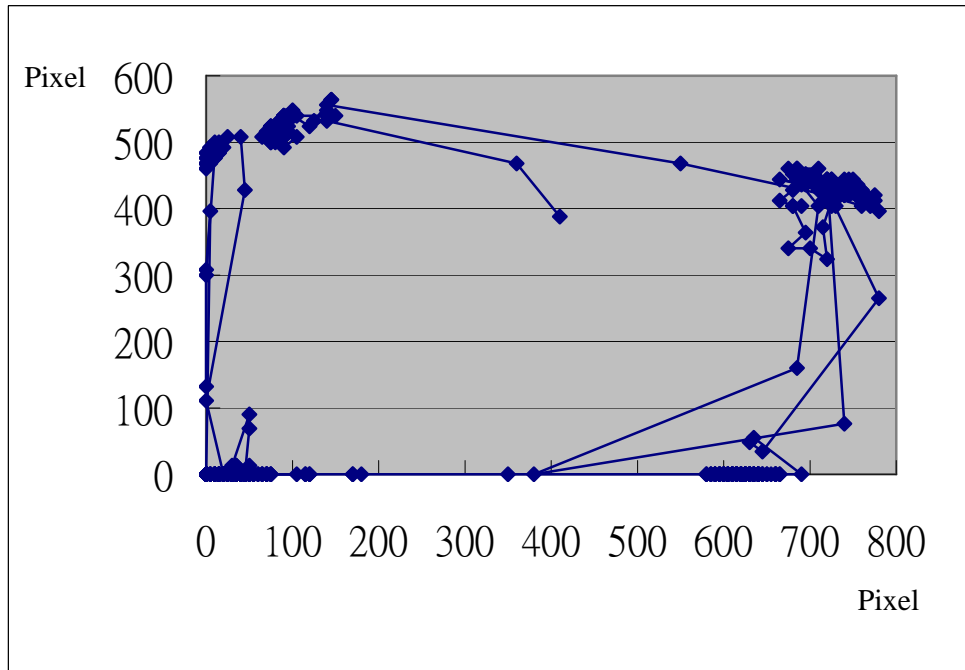


圖 6.10 600 筆眼球軌跡座標分佈圖

第九次取樣，每筆取樣間隔 0.04 秒，共 750 筆資料，取得之分佈如圖 6.11 所示。

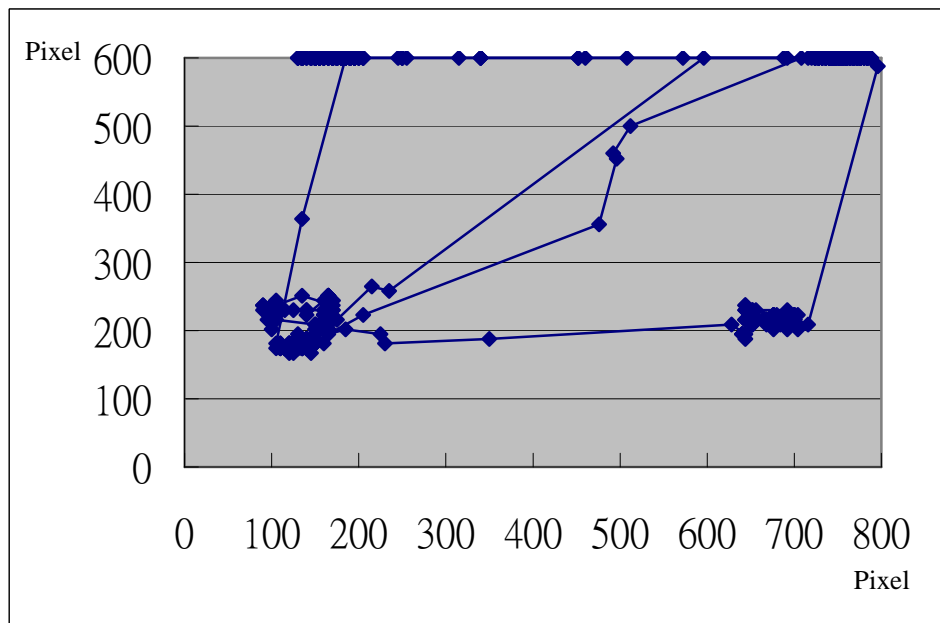


圖 6.11 750 筆眼球軌跡座標分佈圖

第十次取樣，每筆取樣間隔 0.03 秒，共 1000 筆資料，取得之分佈如圖 6.12 所示。

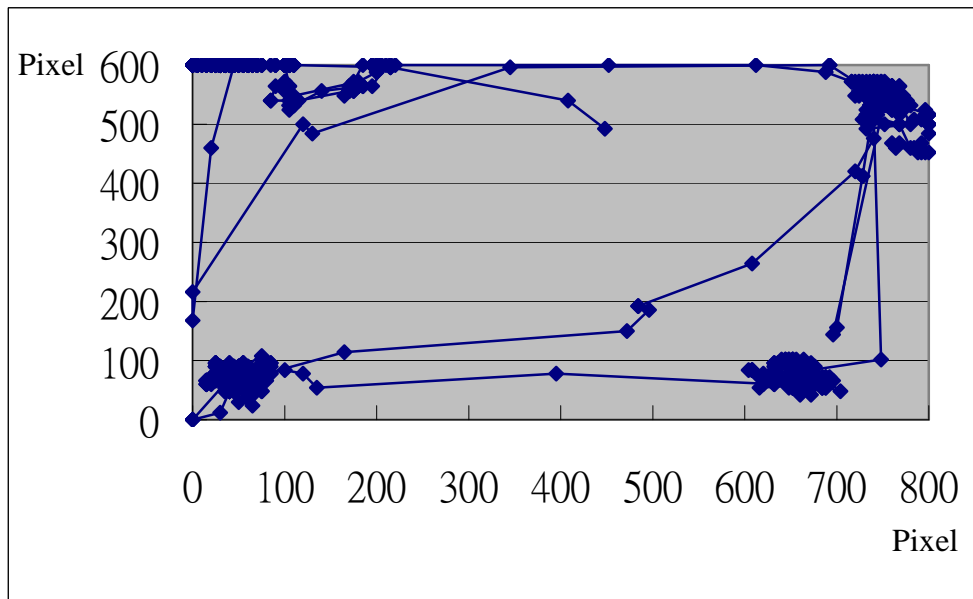


圖 6.12 1000 筆眼球軌跡座標分佈圖

在做以上的測試的同時，我們也以馬錶計時測試的時間，若系統已達最短之取樣時間，則由於系統處理速度不及，將會出現延遲之現象，亦即系統可能三十秒的取樣時間，必需花費三十五秒甚至四十秒或更多的時間才能完成記錄，此時我們即可判斷，系統之最短取樣時間即出現在本次測試之取樣時間與上次測試之取樣時間當中。

從表 6.1 的統計我們可以發現，系統在前幾次測試時，都能正確地記錄眼球移動軌跡之座標值，並且花費時間與使用者訂定的時間是相同的，當我們一次一次地降低每筆取樣間隔，即每秒取樣張數由一張開始增加，至每秒 20 張時，系統仍然保持正常狀態，直到每秒取樣張數為 25 筆時，即取樣間隔為 0.04 秒時，系統之總花費時間才有延遲之現象產生，而每秒取樣 25 筆這個數字也與眼控系統之取樣速度每秒 25 張相當，到了第十次取樣，取樣間隔 0.03 秒，共 1000 筆資料時，我們可以發現系統已明顯地延遲，總花費時間大約 50 秒，因此我們可以判斷，在『眼球軌跡追蹤系統』當中，其眼球軌跡座標記錄之最短記錄間隔時間大約為 0.04 秒，即每秒可記錄約 25 筆資料。

表 6.1 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(秒)	每秒取樣筆數	花費總時間(秒)	系統正常否
1	30	1	1	30	是
2	60	0.5	2	30	是
3	150	0.2	5	30	是
4	240	0.125	8	30	是
5	300	0.1	10	30	是
6	375	0.08	12.5	30	是
7	500	0.06	16.67	30	是
8	600	0.05	20	30	是
9	750	0.04	25	35	是
10	1000	0.03	33.33	50	否

6.2 頭控系統效能測試

在本論文中之頭控系統採用單光源發射器，系統只要搜尋單一光源之光源中心位置即可得知頭部移動情況，然而在以頭控制滑鼠時，使用者相對於 PC camera 之位置（即與電腦螢幕之距離）會影響到系統搜尋到之亮點個數，以及利用頭控滑鼠時頭之擺動角度，我們於 2.2.3 節已探討過使用者與電腦相對位置之關係：使用者僅需將頭部旋轉之範圍保持在 $\pm 15^\circ$ 之間，無須做過大之動作，即可瀏覽整個螢幕之畫面。接著我們說明，當使用者與電腦相對距離不同時，系統所搜尋

到之亮點之關係，如表 6.2 所示：

表 6.2 使用者與電腦相對距離情況

使用者與電腦距離(cm)	系統所搜尋到之亮點個數(Pixel)	頭控操作情況
15	250~300	差
20	180~220	差
30	150~180	普通
50	120~145	良
60	100~130	佳
70	90~120	佳
80	80~100	佳
90	75~85	良
100	65~80	普通
110	55~70	不良
120	40~55	不良
150	20~35	差

以上測試數據為頭擺動 $\pm 15^\circ$ 時所得到之系統狀況，我們可以發現，使用者距離電腦在 50 公分以下或是 100 公分以上時，系統之操作情況並不好，時常發生光源超出搜尋範圍或是頭控的情況不順暢，當使用者與電腦距離在 50 公分至 90 公分之內時，系統的操作可以得到最好的效能，其中最佳值則落在 60 至 70 公分處，此時系統的操作穩定性及靈敏度最好，最小之振動偏移量僅為 5 Pixel 以內，以 Windows 介面之右上方放大、縮小、關閉視窗等大約 15 Pixel 之寬度而言，利用頭控系統是能夠輕易地點選的。因此我們建議使用本系統時，使用者

與電腦距離為 60 至 70 公分，這也是一般人使用電腦時之正常距離。

6.3 本期改良

6.3.1 眼控系統與前期比較

本研究之『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』與前期研究比較而言，有許多不同之處，包括硬體及軟體等，我們透過表 6.3 來分析：

表 6.3 眼控系統與前期眼控比較

	USB 2.0 眼控系統	前期眼控
介面	USB 2.0	PCI 影像擷取卡
光源(供應來源)	3V 燈泡 (3V 直流電)	3V 燈泡 (電池)
影像輸入設備	PC camera	CCD 攝影機
機器視覺元件	MultiCapture	Ceyes
影像擷取解析度	640 x480	640 x480
系統使用解析度	800 x600	640 x480
每秒張數	約 25 張/秒	約 20 張/秒
取像角度	10 度	45 度
重量	110g	HMD 150g
連接線路	簡	繁
造價	NT 3,000 元	NT 50,000 元

我們首先從成本方面來看，其輸入介面從原先之 PCI 影像擷取卡改為利用 USB 2.0 介面，而原先使用 HMD 的封閉式追瞳器變成開放式的追瞳器，此兩項重大的硬體改變讓成本下降了數倍；從追瞳器本身的重量來看，前期的追瞳器光是 HMD 本身就已達到 150 克的重量，更不用說是加上 CCD 及燈泡及電池後的

重量，對於使用者的鼻樑是一大負擔，新的追瞳器加上線路等共計 110 克，重量上是遠輕於以往；以線路的繁雜度而言，前期追瞳器由於 CCD 置於 HMD 之下，而 HMD 本身的線路就已相當繁雜，容易搞混，經過新的硬體改革之後，只剩下一條 USB 2.0 之傳輸線與電腦相連接，若再加上燈泡的電源線，共計也僅兩條線路，與之前接近十條的線路相較之下，就顯得簡單許多，使用者也不用面臨一堆線路不知從何下手的困擾了；再從使用介面來看，以往 CCD 置於 HMD 之下，眼球取像角度大約 45 度，而新的追瞳器本身取像位置相當理想，使得與眼球的相對角度也減小至大約 10 度左右，這使得眼球影像更接近正取像，眼球移動時的非線性程度相對地降低了；而先前使用之燈泡是利用電池供電，而電池用電量有限，且時間不長，當電池電力減弱時，會連帶影響到系統之穩定性，本期研究中我們將之改為以 3V 之變壓器供給直流電，電流穩定，電力也不會減弱，此情況就改善許多了；再從軟體的角度來看，之前採用擷取像，經過程式的處理後，系統取樣張數接近每秒二十張，而本期以 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，每秒能達到接近二十五張之擷取速度，不但沒有比之前的慢，更是加快了些許，

由以上分析可以得知，新一代追瞳器在經過軟硬體的大改革之後，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。

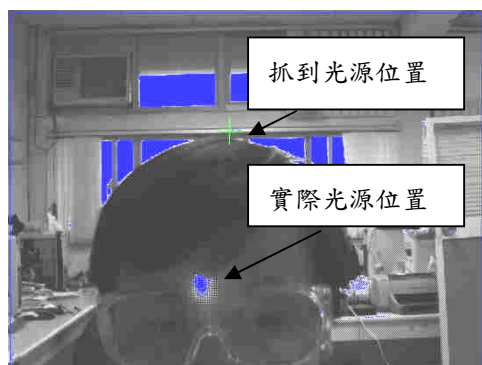
6.3.2 頭控系統與前期比較

『USB 2.0 頭控系統』與前期研究比較，亦有許多不同之處，包括硬體及軟體等，我們透過下表 6.4 來分析：成本方面，其輸入介面從原先之 PCI 影像擷取卡改為利用 USB 2.0 介面，與眼控系統相同，在成本面下降了許多；硬體方面，以往頭控系統使用雙光源發射器，在本期研究中，則是使用為單光源發射器；系

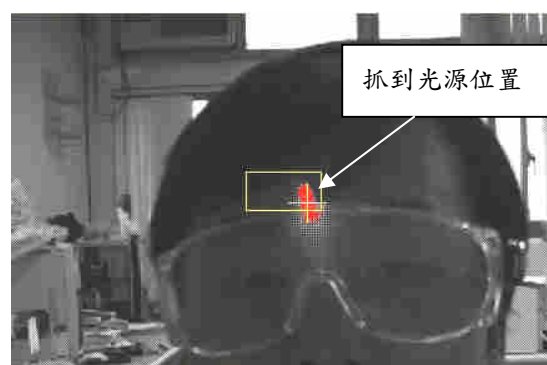
統操作性能方面，前期頭控系統易受背景光源之影響之缺點，本期加入動態影像搜尋法則之後，已能克服背景光源的影響，如圖 6.13，(a)表未加入演算法之前的頭控系統，(b)為加入之後的頭控系統，也因此，原本即有不錯的操控性能之頭控系統，在操作上是更加地穩定了，其最小振動誤差由 10 Pixel 降為 5 Pixel，使用者皆能很輕鬆地使用本系統，頭控系統發展至此，已相當接近商品化的目標了，接下來只是應用方面的考量了。

表 6.4 頭控系統與前期頭控比較

	USB 2.0 頭控系統	前期頭控
光源	單光源	雙光源
介面	USB2.0	PCI 影像擷取卡
電源供應	USB 介面直接供應	12V 直流電
影像輸入設備	PC camera	CCD 攝影機
機器視覺元件	MultiCapture	Ceyes
解析度	800 ×600	800 ×600
每秒張數	約 25 張/秒	約 20 張/秒
振動誤差	< 5 Pixel	< 10 Pixel
操控性	優	良
背景光源影響度	不受背景光影響	易受背景光影響



(a)頭控系統受背景光影響



(b)頭控系統不受背景光影響

圖 6.13 動態影像搜尋法則改善背景光影響

第七章 結論與未來展望

7.1 結論

本論文主要利用 USB 2.0 介面之 PC camera，開發『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』以及『USB 2.0 頭控系統』，並結合兩系統，開發一多功能 PC camera 整合應用系統，讓使用者能利同一套軟硬體架構使用眼控及頭控之功能。

眼控系統方面，開發眼控滑鼠及眼球軌跡追蹤記錄系統。眼控滑鼠部份，使用者能利用眼球控制滑鼠之移動，進入眼控應用程式，如語音資料庫、3D 射擊遊戲、連結網路及多媒體播放等；眼球軌跡追蹤記錄系統，能記錄使用眼球軌跡之移動方面，並儲存 Excel 格式檔案以利分析。

頭控系統方面，以單光源作為系統搜尋之光源，配合新演算法，穩定性更佳，在背景光源的影響部分，以動態影像搜尋法則之運用，已成功地將背景光源的影響之缺失克服，系統的穩定性及操控性已達到一定之水準。

系統軟硬體整合部份，多功能 PC camera 整合應用系統能讓使用者以單一硬體裝置操作眼控系統及頭控系統，配合「頭眼軌跡連線系統」可以同步記錄使用者的頭部動作及眼球轉動情形，未來將可用於醫學之臨床實驗，幫助眼科醫生於診療時之參考。

新的頭控系統及眼控系統，曾以『多功能 PC camera』專案參加由台灣工業銀行所舉辦之『第四屆台灣工業銀行創業大賽』，榮獲『佳作』之佳績，也顯示這樣的眼控及頭控系統在未來的電腦科技輔具方面，將有很大的發展空間。

7.2 未來展望

本論文開發『USB 2.0 眼球軌跡追蹤系統』以及『USB 2.0 頭控系統』，已成功地將此兩個系統從影像擷取卡轉移至 USB 2.0 介面之 PC camera。然而在軟體硬體相關方面，仍然有許多地方需待加強。

在硬體部份，本期當中嘗試將系統架構於 USB 2.0 介面之 PC camera 上，然而硬體設計方面仍然不夠美觀，未來若能加以改善，並可能與 PC camera 製造廠商合作，以一體成型方式來生產追瞳器，讓追瞳器在外觀上更美觀；頭控系統方面亦是，若能加以外觀上的修飾，相信很快即能商品化了。

軟體部分，本研究採開放式追瞳器架構，使用者在使用時必須坐於電腦正前方，並保持頭部固定，否則當頭部與電腦沒有正對時，因人眼注視之角度差，即會影響眼控的操作性及穩定性，未來可嘗試以硬體架構讓頭部固定或由軟體內部加入判斷法則來改善此一困難點，讓瞳位追蹤的技術更趨成熟。

眼控系統及頭控系統近年來都有給予身心障礙病友使用並提供他們的寶貴意見，讓我們的研發的產品能夠繼續地改善，在這兩個系統成功轉移至新介面之後，我們也將以同樣的方式給予病友試用，並朝著商品化的目標邁進。

參考文獻

- [1] 劉志安, *USB 2.0 程式設計*, 文魁資訊, 2002.
- [2] 蕭世文, *USB 2.0 硬體設計*, 文魁資訊, 2002.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] Robert S. Allison, Moshe Eizenman, and Bob S.K. Cheung, “Combined Head and Eye Tracking System for Dynamic Testing of the Vestibular System”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 43, No.11, pp.1073~1082, November 1996.
- [6] Seth R. Goldstein, Margaret E. Daube-Witherspoon, Member,IEEE, Michael V. Green, and Alec Eidsath, “A Head Motion Measurement System Suitable for Emission Computed Tomography”, IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.16, No.1, pp.17~27, February 1997.
- [7] Siegmund Pastoor, Jin Liu, and Sylvain Renault, “An Experimental Multimedia System Allowing 3-D Visualization and Eye-Controlled Interaction Without User-Worn Devices” , IEEE Transactions On Multimedia, Vol. 1, No. 1, pp.42~52, March 1999.
- [8] Siegmund Pastoor, Jin Liu, and Sylvain Renault, “Evaluation of Three Template Matching Algorithms for Registering Images of the Eye” ,IEEE Transaction On Biomedical Engineering Vol. 39, No.12, December 1992
- [9] 黃立坤, *超音波頭控系統之研製*, 逢甲大學自動控制工程研究所碩士論文, 2002.

- [10] 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.
- [11] 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
- [12] O. Takami, N. Irie, C. Kang, T. Ishimatsu, and T. Ochiai, “Computer interface to use head movement for handicapped people”, in Proc. IEEE TENCON’96, Digital Signal Processing Applications, vol. 1, pp. 468–472, 1996.
- [13] I.Pitas, *Digital Image Processing Algorithms and Applications*, Wiley, 2000.
- [14] Bakr MS. Saleh EM., “Electronystagmography: how helpful is it?”, *Journal of Laryngology & Otology*. 114(3):178-83, March 2000.
- [15] 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”, in revise, *Optics and Lasers in Engineering*, 2003.
- [16] 李勁, *精通 C++ Builder 6*, 文魁資訊, 2002.
- [17] 大新資訊, *深入淺出 Borland C++ Builder 4*, 碁峰資訊, 1999.
- [18] 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, 台中.
- [19] 葉彥廷、鮑美琪、謝宗達、蔡俊傑, *影像式頭控系統*, 逢甲大學自動控制工程學系畢業專題, 2001.

附錄

作者簡介

學歷：

- 逢甲大學自動控制工程學系 (1997.9~2001.6)
- 逢甲大學自動控制工程研究所 (2001.9~2003.6)

榮譽事蹟：

- 榮獲『第三屆 TIC100 科技創新競賽』『身心障礙輔具首獎』(2002.8)
- 榮獲『第三屆 TIC100 科技創新競賽』『最佳科技創新團隊優等獎』(2002.8)
- 榮獲『START UP ASIA 科技創新大賽』『Best Business Idea Award』(2002.9)
- 蒙陳水扁總統召見 (2001.11.15)
- 榮獲『第四屆台灣工業銀行創業競賽』『佳作』(2003.4)

專長：

- 自動控制、光電應用、感測器應用
- 機器視覺、數位影像處理
- BCB、單晶片程式、PLC 程式、介面控制
- 光學模擬軟體 ASAP 應用
- 電腦繪圖、美工、多媒體設計

經歷：

- **逢甲大學社會服務團：**
 - 861 期工作隊隊員
 - 862 期春暉服務隊隊員
 - 871 級光音組副組長
 - 871 期交指中隊隊員
 - 872 期交指中隊隊長
 - 87 級行政活動部師資
 - 88 級行政活動部部長

- **逢甲大學雄中雄女聯合校友會：**
 - 87 級活動長
 - 87 級美工長
 - 87 級家族長

- **逢甲大學自動控制系學會：**
 - 88 級系學會美工組組員