

國立交通大學

工學院專班精密與自動化工程學程

碩士論文

電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置研究



A study of Electro-Tactile pointing device interactive with
visual feedback.

研究生：林萬枝

指導教授：徐瑞坤博士

中華民國 100 年 6 月

電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置研究

A study of Electro-Tactile pointing device interactive with
visual feedback.

研究生：林 萬 枝 Student：Wan-Chih Lin

指導教授：徐瑞坤 博士 Advisor：Dr. Ray-Quen Hsu

國 立 交 通 大 學

工學院專班精密與自動化工程學程



Submitted to Degree Program of Automation and Precision Engineering
College of Engineering
National Chiao Tung University
in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of
Master of Science
in
Automation and Precision Engineering
June 2011
Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中 華 民 國 100 年 6 月

電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置研究

研究生：林萬枝

指導教授：徐瑞坤 博士

國立交通大學工學院專班精密與自動化工程學程

摘要

感覺(Haptic)迴授其包含了動覺 (Kinesthetic)迴授與觸覺(Tactile)的迴授合成，觸覺迴授的技術大多需以大量的機械驅動器來達到觸覺及材質的重現，因此系統架構龐大且控制複雜，而經電觸感(Electro-Tactile)的技術可直接在皮膚表面給予局部的電流傳導到神經，不需機械式的元件做動來達到觸覺迴授的功能。

現今電子科技的進步，經電觸感的裝置可容易的被製作與控制來達到經電觸感迴授的功能，唯經電觸感迴授不同機械式的觸覺迴授，在不同人的皮膚的特性與感受度有相當大的個體差異，因此在電流刺激的模式與控制上仍有相當大的研究空間，然其結構最簡單，尺寸最小，耗能最小的特性仍被認為是未來最適合作為觸覺迴授的發展趨勢。

參考美國及日本等學術及研究機構的研究結果與經電觸感的裝置設計，在有限的資源下，本研究嘗試整合以低成本的硬體架構之經電觸感迴授裝置於於游標裝置(滑鼠)上，藉由直覺式的操作同時進行電觸覺的迴授，其迴授的機制基於游標所在位置的像素顏色值來對應成輸出的電流模式，使操作者在操作電腦的同時能有邊界觸覺的迴授效果，達到互動式觸覺迴授之應用。

關鍵字：觸覺迴授，經電觸感，電觸覺，觸覺屏幕

A study of Electro-Tactile pointing device interactive with visual feedback.

Student : Wan-Chih Lin

Advisor : Dr. Ray-Quen Hsu

Degree program of Automation and Precision Engineering
College of Engineering
National Chiao Tung University

Abstract

Haptic Feedback is the synthesis of the Kinesthetic and Tactile feedback. Most technologies to apply tactile feedback required a large amount of actuators drive to achieve the sense of touch and with complex control and lot of mechanical parts necessary. Electro-Tactile, by the mature technology of electronics, it can be easily achieved by few electronic components to apply localize electric current to the skin surface and excite the nerve conduction to produce sense of tactile without moving mechanical components .

The main issue is the sensation excited by electric current can be big differences between various people. Thus, researchers are continuously to investigate the ideal stimulus current model for more reality tactile feedback and widely suitable for most people. But with the advantages of electro tactile device with most compact device, no moving parts, can be easily controlled still make it the trend to develop in tactile feedback applications.

In this study, we integrated the electrotactile with pointing device by low cost hardware structure under limited resources. With the user interface design, and calculate the color difference from former cursor position to current. Then with a simple algorithm mapping to output the electric current to finger tips for an interactive boundary tactile feedback application.

Key words: Tactile feed back, Electrotactile, Tactile Display

誌謝

論文的構想源於曾經任職華錄生物電子公司於工研院育成中心時期之開發內容 ” 經電觸感裝置之開發 “ ，事隔八年，以其基礎延伸到此論文之內容與討論。

除了感謝 徐瑞坤 教授的指導與協助之外，還要感謝：

1. 凌守弘 博士：凌博士是萬枝工作生涯中三任的主管，經電觸感概念最早源於凌博士的想法，並於 2001~2002 年間於工研院育成中心進行開發，論文想法經凌博士認可與支持，並取得徐教授之同意後得以進行。
2. 呂凱屹 先生：凱屹是學生目前任職公司之同事，論文內之硬體及軟體都透過討論經由凱屹的協助才能達成，藉由凱屹在軟/硬/韌體的專業，硬體及軟體上的想法，才得以付諸實行與完成。
3. 內人 翌伶 ：人生路上，一路扶持與支持，在當了人夫以及兩個女兒的爸爸之後，能把學業完成，靠的是家人的犧牲與支持。

當然還要感謝許多被迫或自願成為實驗品的同事朋友們，無償的協助受測與提供建議，謝謝大家使得一個想法能夠有所成果。

學生 林萬枝 謹識

2011 年 6 月

內容

摘要.....	i
誌謝.....	iii
一、緒論.....	1
1.1 研究背景	1
1.2 研究動機	1
1.3 文獻回顧	2
1.4 章節簡介	3
二、人體皮膚與觸覺機制.....	5
2.1 關於觸覺	5
2.2 皮膚裡的感覺受器	7
2.3 感覺受器轉換成神經訊號的機制	12
三、觸覺迴授裝置的發展現況.....	14
3.1 觸覺迴授的刺激方式	14
3.2 觸覺迴授裝置的種類	14
3.2.1 Vibrating motors 震動馬達.....	14
3.2.2 Linear motors 線性馬達.....	15
3.2.3 Solenoids.....	16

3.2.4 Piezoelectric actuators.....	17
3.2.5 Penumatics actuators.....	18
3.2.6 Shape Memory Alloys.....	19
3.2.7 Electrotactile Stimulation.....	20
3.2.8 Dielectric polymer.....	21
3.2.9 Ultrasonic transducer.....	22
3.2.10 Electrorheological fluids.....	22
3.3 觸覺迴授裝置之比較.....	23
四、電觸感迴授裝置.....	26
4.1 皮膚與經電刺激.....	26
4.1.1 皮膚特性.....	26
4.1.2 電極.....	27
4.1.3 刺激波形.....	27
4.1.4 極性.....	27
4.1.5 頻率.....	28
4.1.6 脈衝寬度.....	29
4.1.7 Burst Rate 載波速率.....	30
4.1.8 Pulse per Burst 每個載波的脈衝次數.....	30
4.2 電極陣列之間距決定.....	31



4.3 電流對應於皮膚機械受器的刺激模式	31
五、過去之研發成果	33
5.1 系統方塊圖	34
5.2 實驗裝置原型	34
5.3 紀錄表格設計	35
5.4 實驗與結果	37
5.5 基於研究開發過程提出之專利申請	41
5.5.1 美國專利 US 6930590 Modular electrotactile system and method	42
5.5.2 美國專利 US 7190352 Method and apparatus of electrotactile panel with pointing system	45
六、電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置實現	48
6.1 電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置概念發想	48
6.2 電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置架構規劃	50
6.3 電流輸出之硬體規劃與製作	51
6.3.1 理想的電流輸出能力與規格	51
6.3.2 單點電流輸出之硬體裝置	52
6.4 電腦與電觸覺滑鼠之訊號輸出介面設計	57
6.4.1 以 RS-232 作為資料傳輸 / 回送之介面	57

6.4.2 軟體介面之設計	60
6.4.3 軟體介面操作說明	60
6.5 軟體介面與電極輸出裝置之整合測試	63
6.5.1 電觸覺滑鼠裝置之流程圖（演算法說明）	63
6.6 介面與輸出之量測與確認	69
6.7 實驗結果與探討	71
七、成果與展望	73
7.1 成果：	73
7.1.1 可與視覺迴授互動之電觸覺滑鼠裝置	73
7.1.2 研究之創新性：	74
7.1.3 電觸覺裝置之相較其他觸覺迴授裝置之優點：	74
7.1.4 待改善之處：	76
7.2 展望：	76
7.2.1 觸覺感受與電流波形之對應	76
7.2.2 個人電阻值與感受強度之差異	77
7.3 心得：	78
參考文獻	80

圖目錄

圖 1 四種觸感知覺 [1].....	6
圖 2 皮膚的構造與感覺受器的分布位置(KANDEL ET AL., 2000).....	7
圖 3 RA 與 SA 刺激與反應模式 [RICHARD E. ZIGMOND 1999].....	8
圖 4 手掌的感受區域機械受器分布 (JOHANSON AND VALLBO 1983)	10
圖 5 人體皮膚區域兩點觸覺辨識閥值示意圖 (MARKS1974).....	11
圖 6 感覺訊號傳遞的機制(KANDEL ET AL. 2000).....	12
圖 7 感覺訊號傳導對應於電子的編解碼示意 [1].....	13
圖 8 偏心震動馬達.....	15
圖 9 音圈馬達.....	15
圖 10 線性馬達在觸覺陣列的應用例.....	16
圖 11 線性馬達在點字機的應用例.....	16
圖 12 VIRTOUCH 公司應用線性馬達於滑鼠 (該公司已經結束).....	16
圖 13 MULTI. MODAL MOUSE 及 HAPTIC PEN (使用 SOLENOID).....	17
圖 14 LATEROTACTILE 公司 之壓電觸覺迴授裝置(STRESS).....	17
圖 15 LATEROTACTILE(THMB)壓電致動器的互動式觸覺迴授裝置.....	18
圖 16 吸力迴授裝置應用.....	19
圖 17 氣壓迴授裝置應用.....	19
圖 18 MIT 製作之 SMA TACTILE FEEDBACK DEVICE 原型.....	20

圖 19	JHU KACZMAREK 研究室開發之 7*7 (1998) 與 24*24 (2004)	
	ELECTROTACTILE DISPLAY.....	21
圖 20	介電複合材料的運作方式	21
圖 21	ULTRASONIC TRANSDUCER.....	22
圖 22	電流變液通電場前後的差異	23
圖 23	強度持續曲線 (ROLLMAN 1969).....	29
圖 24	震動辨認度的適應性關係(LINDBLOM 1965)	30
圖 25	觸覺的三原色推論及 SAI, RA 及 PC 三種感覺受器的偵測閾 值.....	32
圖 26	不同的刺激模式可組成相同的觸覺反應 (感受)	32
圖 27	華錄生物電子 ETD 原型	33
圖 28	華錄 ETD 系統方塊圖	34
圖 29	華錄 ETD 實驗板	34
圖 30	EXPERIMENT PAD	35
圖 31	電流輸出說明圖	35
圖 32	中心電流波幅與強度感受測試結果	38
圖 33	周圍負電流波幅與強度感受測試結果	39
圖 34	MAIN FREQUENCY 變化與強度感受測試結果	39
圖 35	DELAY 週期變化與強度感受測試結果.....	40

圖 36	CARRIER FREQUENCY 變化與強度感受測試結果.....	40
圖 37	電壓讀數與實際輸出電壓對應表	41
圖 38	PROPOSED ELECTROTACTILE SYSTEM (ETS) WITH TACTILE FEEDBACK CAPABILITY.....	42
圖 39	SYSTEM DIAGRAM OF TACTILE FEEDBACK SUB-SYSTEM (10).	42
圖 40	電觸覺 IC 圖示.....	43
圖 41	電觸覺模組圖示	44
圖 42	電觸覺迴授背心圖示.....	44
圖 43	電觸覺迴授面板之系統架構圖	45
圖 44	電觸覺迴授面板示意圖	46
圖 45	電觸覺迴授面板電極排列示意圖	46
圖 46	電觸覺迴授面板機構示意圖	47
圖 47	IMMERSSION 觸覺迴授產品在汽車操作介面之應用.....	48
圖 48	IMMERSSION 觸覺迴授產品在醫療用途之應用.....	49
圖 49	IMMERSSION 觸覺迴授產品在消費性電子產品之應用.....	49
圖 50	IMMERSSION 觸覺迴授產品在遊樂器之應用.....	49
圖 51	電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置架構.....	51
圖 52	單一輸出電極之電路架構	53
圖 53	單一輸出電極之電路實品麵包板測試樣品	53
圖 54	充電控制電路	54

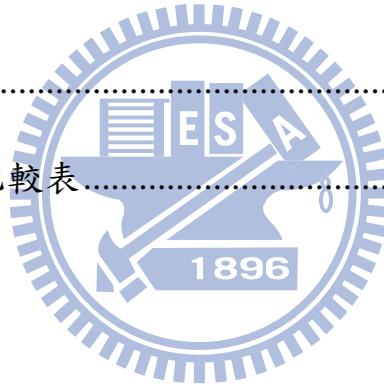
圖 55	頻率與洩壓控制電路	54
圖 56	充電及保護電路	55
圖 57	充電電路在於無負載下充電之情形	56
圖 58	電流輸出電路實體	57
圖 59	USB 轉 RS232 裝置於 WINDOWS 介面之硬體狀態顯示	58
圖 60	RS232 介面之資料傳出與傳回之 PIN 腳(PIN2 & PIN3).....	59
圖 61	軟體介面初步設置與資料回傳測試	59
圖 62	軟體操作介面	60
圖 63	載入圖片，轉換為灰階圖片	61
圖 64	序列埠設定功能區塊	61
圖 65	色階對應強度（電壓）之設定功能區塊	62
圖 66	色階對應頻率之設定功能區塊	62
圖 67	多組電極之開關與電極對應像素距離設定區塊	63
圖 68	色階差異數值監控與電流輸出時間長度設定功能區塊	63
圖 69	各輸出電極之強度，頻率等級回饋監控	63
圖 70	持續輸出電流介面之演算法	64
圖 71	依前後座標位置之色階差值輸出之演算法	65
圖 72	完整軟硬體整合後之測試	66
圖 73	電極貼片固定於滑鼠之上	66

圖 74	電極貼片個別測試時之照片	66
圖 75	色階漸層畫面感受測試	67
圖 76	色塊感受測試	67
圖 77	垂直漸層（色差大小差異測試）	68
圖 78	照片之感受測試	68
圖 79	框線感受測試	69
圖 80	無負載之設定與實際電壓量測結果	70
圖 81	有負載之設定與實際電壓量測結果	70
圖 82	電極間隔 4MM 之輸出實驗	71
圖 83	疼痛抑制電流輸出裝置	77
圖 84	TOSHIBA “NEW SENSATION UI SOLUTION”	78



表目錄

表 1 皮膚內感覺受器	9
表 2 兩點觸覺辨識閾值	11
表 3 觸覺模擬驅動方式比較	24
表 4 驅動技術比較表	25
表 5 ETD 原型測試表格規劃	35
表 6 實驗的設計	38
表 7 DB-9 接腳定義	58
表 8 觸覺迴授裝置比較表	75



一、緒論

1.1 研究背景

觸覺回饋 (Tactile Feed back) 是虛擬實境(Virtual Reality) 當中的一環。人類的感官系統分為視覺、聽覺、觸覺、嗅覺、味覺等，在虛擬實境當中為了要讓使用者能夠沉浸於其中，我們必須模擬出這五大感官系統的感覺，立體顯示器是用來模擬視覺感官、音效產生器是用來模擬聽覺感官、而觸覺回饋器是用來模擬觸覺感官的，這一點就是虛擬實境的最大特色，它能夠讓身歷虛擬實境的使用者感受到外界所給予的反應，而不是單方面的回饋，因此能夠給予我們極為真實的感受。

而藉由觸覺迴授可以透過感官的迴授來輔助遠距操作（例如遠端操控機器人，進行消防、救災甚至遠端醫療的觸診以至於以遠端手術之操作等），視覺障礙者的輔助替代功能，甚至輔助飛行員（或需複雜操作之環境）操控等等。

此外觸覺迴授在人機介面以至於遊戲等都有相當顯著的加分效果，近幾年最成功的感覺迴授當屬任天堂的 Wii 遊戲機，其藉由動覺(Kinethetics, 空間位置，角度的迴授)及觸覺 (Tactile) (搖桿內建之震動器)，成功的展現了不同以往的虛擬實境效果，因此除了在追求更真實的迴授功能同時，也可將既有的技術整和到生活或娛樂的應用當中。

美國威斯康辛大學機器人實驗室更已經將觸感模擬之應用範圍區分為醫療 / 復健輔助器材，教育性用途互動式 I/F 回授裝置 (盲人點字)，遠距機器人控制，殘障人士復健輔助器材及其相關技術之開發，工程用途，娛樂用途，及軍事用途等七項應用目標

1.2 研究動機

於個人過去工作歷程中，從動態模擬器原型的開發，到 LED 顯示看板以至於電觸感裝置開發的經歷，都可說與虛擬實境密不可分。而 2001 至 2002 年期間，跟隨凌守弘博士於工研院育成中心開發電觸覺裝置的經歷，雖然後續在商業模式上沒有持續開發，但該領域之技術直至今日國內仍有涉入或專注之研究，甚至在全世界也只有少數的學術機構持續專注的發展，雖然在電流輸出模式的複雜度與個人皮膚特性（電阻，濕度，感受度）等有著很大的差異，造成要達到通用的設計上始終有相當高的難度，然而電觸感的迴授裝置，相對於其他觸覺迴授裝置有著許多無可取代的優

勢，例如需求設硬體備體積最小，耗能最少，輸出裝置結構最單純，對皮膚區面的配合彈性也最高等等。

就人類的感官系統來說，有著高敏感度但不精確的特性，故現今各項感官迴授的裝置在商業或輔助用途並無需完全達到真實世界相同的感受，因此就一個觸覺迴授的互動裝置來說，依照電觸感的特性及硬體需求，可以說是最容易達到的方法，而雖然目前在電觸覺的刺激機制尚未完全成熟，但藉由目前已知的刺激型態，搭配視覺及手臂對滑鼠的操作，就可以在既有的人機介面上做到更豐富的感官迴授環境，讓使用者能更容易的操作與得到更好的感覺回饋，得到進一步的互動效果。也因此激發了對於將游標裝置整合電觸感迴授裝置的研究動機。

然而相較於美國或日本著名的大學或研究機構，在有限的資源及沒有研究經費的條件下，要達到豐富的迴授效果以及進行大量的實驗有其困難度，因此在考量實際的資源之下，本研究目標設定在以低成本的架構之下，達成一可透過前後游標位置之顏色差值來進行電觸覺刺激之邊界觸覺感受的觸覺與視覺互動迴授裝置為目標。

1.3 文獻回顧

經電刺激觸覺相關的研究早在 1969 年 Strong,R.M. [33]於 MIT 的博士學位論文就以此為主題 (An explorable electro tactile.)，而從 1990 年至今，美國威斯康辛大學的 TCNL (Tactile Communication & Neurorehabilitation) Lab 與日本 Tachi Lab 及許多世界頂尖學術研究單位如日本東京大學 (University Of Tokyo)，美國約翰霍浦金斯大學 (John Hopkins University)，美國麻省理工學院 (M.I.T.) 一直都投入了相當的資源在觸感模擬理論及裝置上，也都有相當可觀的實驗報告及研究論文產出。

Paul Bach-y-Rita (1934~2006) 在 1969 年提出了 “Vision substitution by tactile image projection” 的研究論文，並且在 1972 年提出 “Brain Mechanisms in Sensory Substitution”，後序也持續提出大腦與感覺刺激之間的傳導與對應關聯的相關研究，其研究結果大量的為後續專注在電觸感研究的學者所引用。

美國麻省理工學院 (M.I.T.) 電子研究實驗室 (Research Lab. Of Electronics) Thomas E. von Wiegand 教授在 2001 年七月的一篇研究計劃書 (Proposal) 中特別指出利用電流直接刺激所產生的信號方式應用在觸感系統中是極具潛力的。

日本東京大學的 Hiroyuki Kajimoto, Naoki Kawakami 與 Susumu Tachi 等人自 2001 年起，對於觸覺迴授的機制與應用也有廣泛的探討，到 2010 年其研究方向仍在觸覺形狀辨別與動態感官的整合研究領域。 ;;

美國威斯康辛大學 TCNL 實驗室，Kurt A. Kaczmarek 博士等人則從 1984 年開始就投入多點觸覺迴授的以及觸覺替代視覺之輔助迴授系統的研究當中。並且在 1989 年開始針對經電刺激皮膚的特性與波形輸入模式持續的有研究論文的發表。1998 年提出了 7*7 的電極矩陣用來刺激舌頭作為盲人方向引導的研究，持續的在電觸感深入的研究，對於電極極性，電流波形，脈衝頻率等做相關的特性研究與探討。而對於電觸感裝置的開發，也持續由其實驗室的學生開發新版，更多通道的裝置以滿足更多更廣泛的實驗設計需求，近 20 年前，研究認為經電刺激的電壓輸入在 30~48V 就可達到最佳，並且提出超過 350V 時，可能會有電弧的產生，對皮膚可能造成灼傷的可能性，然而在 2008 年 Schaning, M.A.; Kaczmarek, K.A. [6] 提出的論文研究當中，提出了輸出電壓高達 600V 的電觸感裝置，又推翻了以往在電壓上的建議限制，足見在電觸覺的研究當中，仍有相當大的空間。

自 2000 年後，中國大陸東南大學，上海交通大學等也開始針對相關的應用進行持續的研究與發展，然而目前在國內則幾乎沒有相關的研究文獻。

1.4 章節簡介

第一章的開始我們介紹研究背景、動機及相關文獻的回顧；第二章從觸覺的器官：皮膚開始介紹，瞭解皮膚觸覺的機制，以及產生觸覺的幾個機械受器對應於不同觸覺的功能對應。第三章則介紹目前觸覺迴授裝置發展現況，比較各式觸覺迴授機制的優缺點，並說明電觸感（電觸覺）的優勢所在。

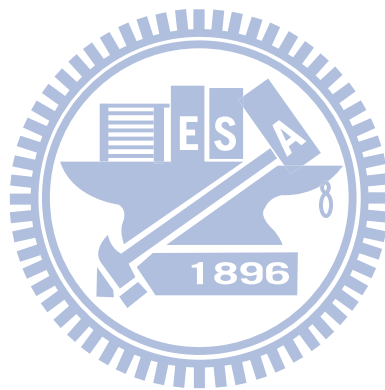
第四章針對電觸感的原理及細節進行介紹，將經電刺激的特性與參數以及電極陣列的間距及電流觸發神經感受的模式說明與相關論文針對電觸感的電流模式等資料彙整與說明。

第五章帶入 2001~2002 年華錄生物電子發展電觸感裝置原型之成果，並且將開發過程提出之兩項專利申請進行介紹，說明之前的研發成果以及過程，專利的申請則是將潛在應用的商業價值顯現。

第六章是整合電觸感與游標裝置的實現進行設計規劃與實做，藉由第四章的相關整合基本資訊與學生於華錄生物電子之經驗嘗試制訂硬體規格，對於電壓，電流，頻率模式訂好硬體規格，並預留由電腦軟體介面之游標位置前後位置處像素顏色差的值作為電流刺激值的對應變數，經過對應函數的方式經由驅動電流裝置，將對應的電流模式及電壓輸出值輸出到滑鼠裝置上按鍵的電極位置。藉由電觸覺滑鼠裝置的製作，再輔以軟體使用介

面之運算，來達到觸覺與視覺迴授互動整合的效果，亦即本論文研究之主要目的與期望之成果，章節最後也針對裝置實測進行結果之討論。

第七章說明完成之成果，說明研究之創新性及相較於其他觸覺迴授裝之之優點，以及目前成果仍待改善之處，以及困難點所在。另展望的部分說明目前電觸覺迴授在刺激波形的細節與細緻度上仍有很大的研究及發展空間，當人體神經傳遞的觸覺訊號能被正確的解譯，則逆向的要以電流使人體感受更精確的觸覺感受，將不再是不可能的事。第七章最後是心得的部分，從接觸電觸覺的經驗開始，以至於將此主題作為論文主題，現今觸控面板的發展，對於觸覺迴授需求也大為增加，相信也將促使企業投入更多資源於觸覺迴授的研究與發展，隨著應用的趨勢，電觸覺迴授有許多困難點仍待克服，然相對於其他觸覺迴授機制之優點，可確認電觸覺是理想的觸覺迴授應用的方法。



二、人體皮膚與觸覺機制

不同於視覺，聽覺，嗅覺，味覺等都位於人體的特定部位及器官，觸覺的範圍涵蓋了整個人體，亦即是皮膚覆蓋的區域都是觸覺感受的範圍之內。

皮膚是人體最大的器官[1] [3]，佔體重約三分之一。皮膚平均每100平方公分分布約 50觸覺受器，整個人體的皮膚共約有 500萬個感覺細胞。但是這些感覺細胞並非均勻分佈在皮膚裡。有些地方的皮膚，如指尖和嘴唇有更多的神經末梢，所以這些區域的敏感度是高於其他部位的。

除了觸覺的功能之外，皮膚還有其他對人體重要的功能：

1. 防護：皮膚可保護身體不受外力傷害和防止微生物的入侵。
2. 熱調節：皮膚內的血管分布可供應遠大於實際需求的流量，這樣的餘裕，使得皮膚可以精確控制能量，藉由血管的沉張與收縮來維持身體的溫度調節。
3. 維持體液平衡：皮膚提供了一個相對不透水的屏障，液體流失，維護所需的體液量於體內。
4. 通訊：其他人看到我們的皮膚，可以評估我們的情緒，身體狀況，和吸引力。
5. 存儲和合成：皮膚可儲存血液，脂肪和水，就像一個儲存中心，而且皮膚內的某些成分可與紫外線合成維生素D，提供人體所需。
6. 排泄：皮膚可排出代謝造成的有害物質，藉由出汗來排出。
7. 免疫：皮膚可起免疫作用，與朗格漢斯細胞（組織細胞增生症），作為一部分的適應性免疫系統。
8. 感覺：皮膚含有各種神經末梢的反應熱和冷，壓力，振動，並組織損傷。

2.1 關於觸覺

觸覺是人體最原始的感覺[1]。從子宮內嬰兒胚胎發展意識，直到死亡，都一直存在。與視覺的相同功能，觸覺有助於我們的辨認物體的形狀和大小，使我們能夠找到他們在周圍的空間。我們的觸覺給我們的感覺我們周圍的世界，使我們能夠辨別粗糙，光滑，軟，硬，和乾濕等等。圖 2.1簡單地說明了觸覺在日常生活中扮演且無可取代的功能。

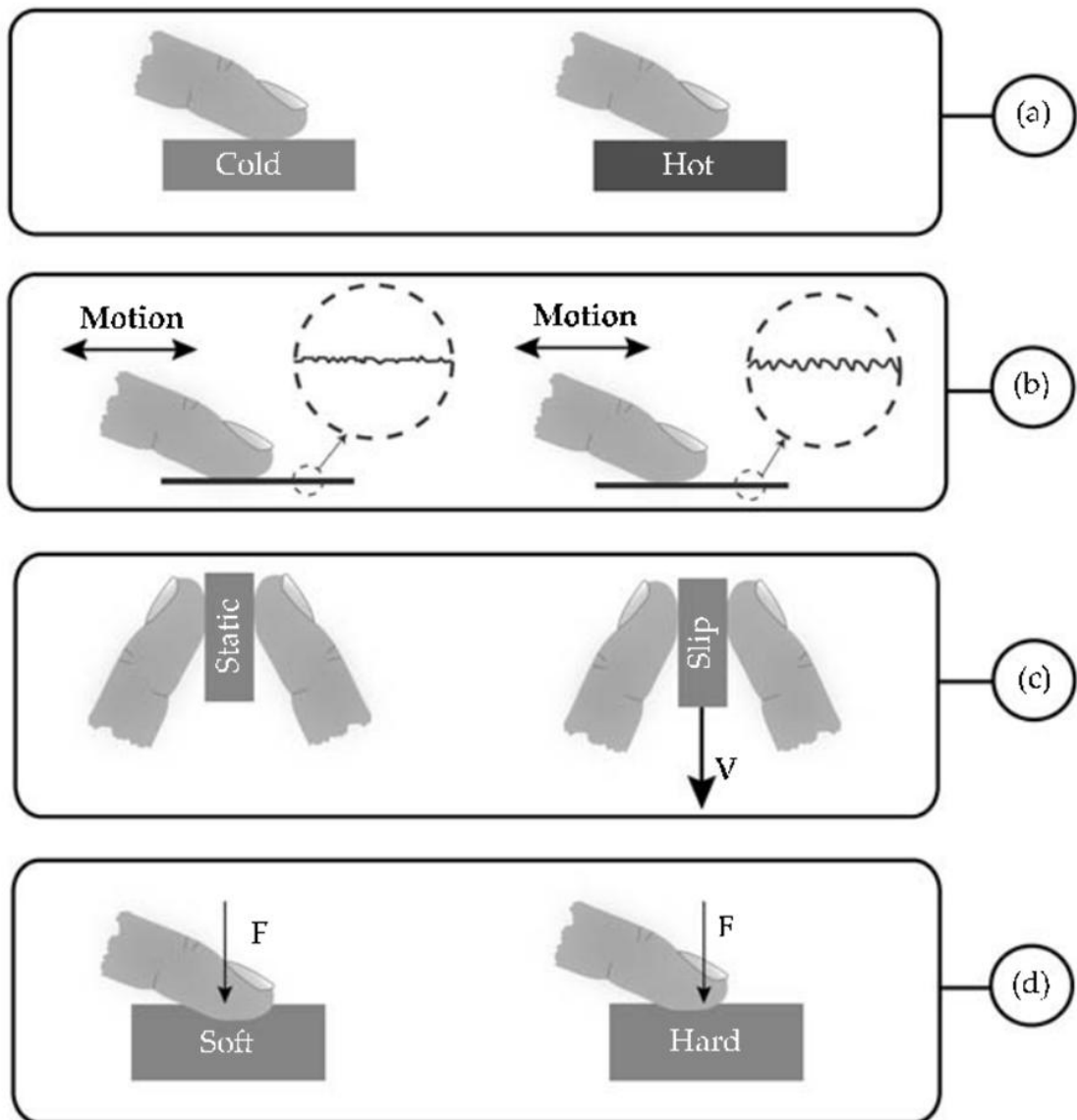


圖 1 四種觸感知覺 [1]

(a)冷熱 (b) 表面材質粗糙度 (c) 滑動 (d) 壓力感受

除了感官知覺，觸摸對人類心理有驚人的影響及其相互關係。觸摸是人類表達情感的重要方式。有研究指出，經常被父母觸摸的嬰兒，成長會更快速，而且會有更好的免疫力。

不只對人類，對許多生物而言，觸覺扮演了相當重要的角色，舉例來說，蜘蛛的幾乎沒有視覺，但其觸覺相當的敏銳。蜘蛛可以透過環境的震動詳細了解他們周圍的世界。通過感覺的差異，不同類型的震動，他們可以判斷他們周圍發生的事情。例如，空氣流動和被困昆蟲都使蜘蛛網移動，但蜘蛛可以區分是其他昆蟲突然不平衡振動造成的，或是風造成的流暢振動。蜘蛛還利用蜘蛛網的震動來達到互相溝通的功能。

2.2 皮膚裡的感觉受器

感受器就像能量轉換器，可以將外界的能量轉換(transduce)成不同的神經衝動以產生傳導作用，最後再將神經傳導至大腦

基本上我們可以依照解剖位置，把手掌的觸覺神經分成兩束，一束稱為 Ulnar 神經束，其神經軸突源自於手掌下方包括小指及半個無名指，另一束稱 Median 神經束，軸突源自於拇指、食指、中指與半個無名指。像視覺細胞一樣，這些神經每一個都有其獨特的感覺接受域及其反應特性。Vallbo 與 Hagbarth(1968)首先在人體上直接記錄手部觸覺受器的神經衝動訊號，並依照其反應的時間特性與空間特性,分別將這些神經細胞做了以下分類：

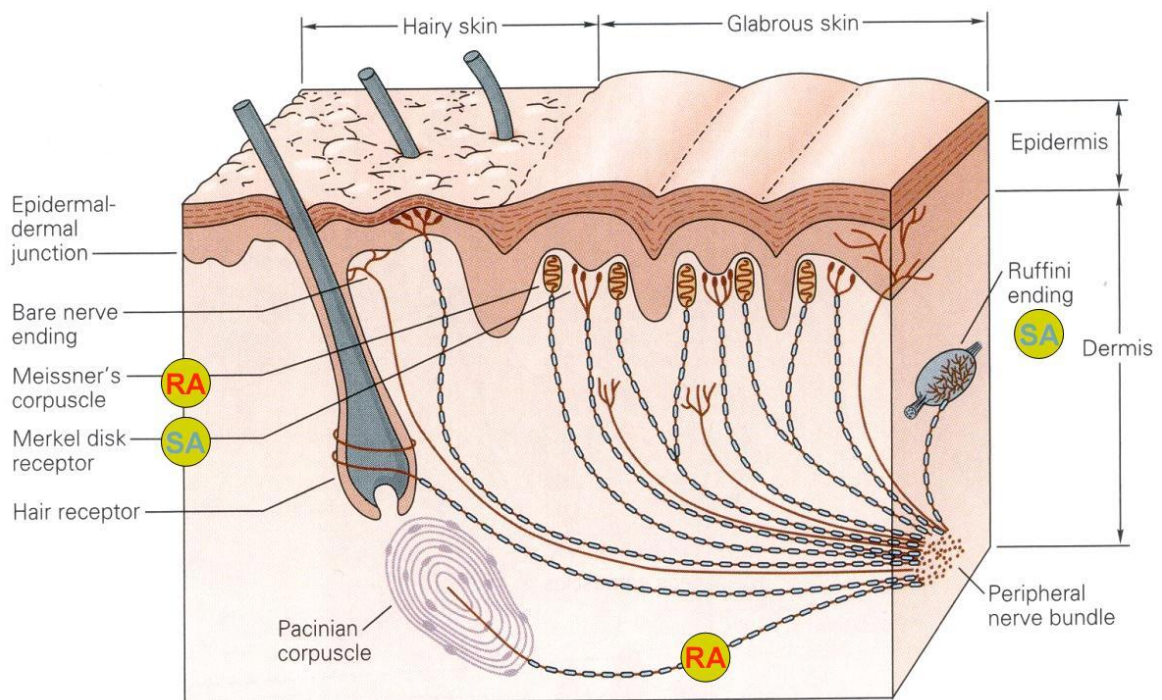


圖 2 皮膚的構造與感覺受器的分布位置(Kandel et al., 2000)

就時間特性而言可以分兩類，一類是慢適應型(slowly adapting fibers，以下簡稱 SA)，亦即當壓力刺激呈現時，它就開始反應，只要刺激一直存在，它就一直保持大約一致的神經反應，直到刺激消失；另一類是快速適應型(rapidly adapting fibers，以下簡稱 RA)，亦即只當刺激出現一剎那時會出現反應，並在刺激移除那一剎那，再出現一次強烈反應。

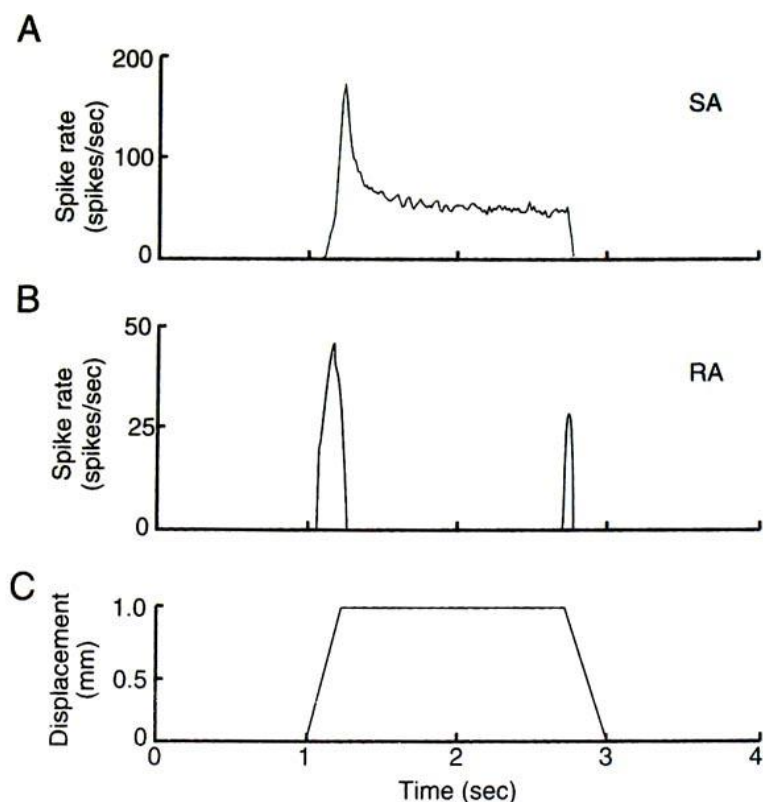


圖 3 RA 與 SA 刺激與反應模式 [Richard E. Zigmund 1999]

就空間特性而言，也可分兩類，一類是侷限型(punctate fibers)，即該觸覺受器的接受域較小，並有清楚的約成卵圓形的邊界；另一類是擴散型(diffuse fibers)，與侷限型相反，它沒有清楚的接受域的邊界。因此兩類時間特性與兩類空間特性交叉混合成四類觸覺神經：SA 侷限型(SAI)、RA 侷限型(RAI)、SA 擴散型(SA II)與 RA 擴散型(PC)。其中，RA 侷限型最接近皮膚表層，其受器表面還有膜囊包圍，被稱為 Meissner Corpuscles；再深入皮膚時則是 SA 侷限型受器，結構上無膜囊包住，稱為 Merkel Disks；再深入一層則是 SA 擴散型受器，結構上也無膜囊，被稱為 Ruffini Endings；而最內層的則是 RA 擴散型受器，有大大膜囊包住，被稱為 Pacinian Corpuscles。

Johannson 與 Vallbo(1979)進一步測定主觀觸感與這些觸覺神經的關係發現，當輕輕觸碰手掌時，只有 RA 型神經的反應被記錄到。如果刺激再強一些，再持續一些時間，則 SA 型的神經反應才會出現。而且 SA 型神經的反應可以約略反應主觀觸壓強度，但並不是完全相關。如果直接刺激 SA 型神經，則受試者會報告有一股輕軟的觸壓持續在手掌皮膚上；直接刺激 RA 型神經則會引發皮膚上有震盪的觸壓感。我們將這些主觀感受與觸覺受器的生理特性總整理如下表：

空間特性 時間 特性與感受	侷限型(R. F. 小)	擴散型(R. F. 大)
慢速適應型 最佳反應頻率 觸感	Merkel Disks(SAI) 0.3-3Hz 慢壓	Ruffini Endings(SA II) 15-400Hz 皮膚拉扯
快速適應型 最佳反應頻率 觸感	Meissner Corpuscles(RAI) 3-40Hz 輕觸	Pacinian Corpuscles(PC) >500Hz 快速震動

表 1 皮膚內感覺受器

這四類受器的神經衝動所傳達的第一站是脊髓，透過脊髓的背根(dorsal root)，神經衝動可以向上傳到大腦，也可以從腹根(ventral root)引發運動神經元產生肌肉抽動的反射動作。本章並不打算細談脊髓反射弧，而將重點放在上傳大腦的途徑上。基本上，上傳路徑又分為二條，一條是由脊髓傳到腦幹(brainstem)，再到 medial lemniscus，中途在延髓(medulla)處發生左右訊息交叉，再上達 parietal lobe 中的 somatosensory cortex，稱為 medial lemniscal pathway(或稱 dorsal column)，是由比較粗大、有髓鞘的(myelinated)、傳導速度快的 A β 型脊髓神經纖維攜帶觸覺訊息與肢體位置訊息(proprioception)，；另一條稱為 spinothalamic pathway，是負責攜帶溫度與疼痛訊息的，又可分為 paleospinothalamic(paleo-是舊的意思)與 neospinothalamic(neo-是新的意思)兩條路徑，舊的路徑是由比較細小、無髓鞘、傳導速度慢的 C 型纖維負責，新的路徑主要是由細小的、有髓鞘的、傳導慢的 A δ 型纖維負責。重要的是新舊兩條路徑都一起到達 thalamus 及邊緣系統(Limbic system)，再上傳至 somatosensory 皮質區。但是關於這方面的研究很少，此處還沒有足夠的知識談它，因此這裡也將忽略這些討論。

從 thalamic nuclei 傳出的神經，會投射到初級 somatosensory 區(以後簡稱 S1)，也會投射一部份到二級 somatosensory 區(以後簡稱 S2)，不過 S2 的訊息大部分仍是來自 S1 的神經投射。基本上 S1 可分出兩類區域，一類包括 area 3b 與 area 1 接受來自皮膚表層侷限型受器的訊息，另一類包括 area 2 與 area 3a，是接受來自皮膚深層擴散型受器的訊息，而且它們的接受域特性十分複雜。

科學家對觸覺皮質細胞之接受域研究最多的都在猴子身上。他們發現猴子 thalamus 對於手臂之觸覺接受域有 on-center-off-surround 的分佈特性，類似於視覺系統中的 LGN 的細胞反應(Mountcastle & Powell,1959)。如果在皮質部(somatosensory cortex)做電生理記錄，則不只有 center-surround 的接

受域分佈特性，還有對不同方位邊界敏感的特性，這類似於視覺上的簡單細胞與複雜細胞的反應特性，還有一些皮質細胞只對於物體碰觸指尖時的特定運動方向(例如由左滑到右;或由右滑到左)敏感(Hyvarinin & Poranen, 1978)。這些觸覺細胞的反應特性顯示，視覺與觸覺兩類感覺訊息處理的方式可能存在共同的運作法則。

Craig(1985)則關心個體的預期是否影響觸覺辨認能力。他進行了以下的實驗。首先他設計了一個 11mm x 27mm 的方塊板,其中插了 6x18 根可由電腦控制的安全探針,令受試者將同一隻手的食指與中指同時輕放於上(見下圖,是由上而下的上視圖),探針的凹凸可以表現出不同字母形狀,實驗是要求受試者報告食指或中指探針的觸覺形狀。結果發現,當實驗者預先告訴受試者要注意哪隻指頭時,正確認出該指探針形狀的比率顯著高於未事先告知的情境。可見預期所產生的注意力會顯著提高指觸辨認能力。

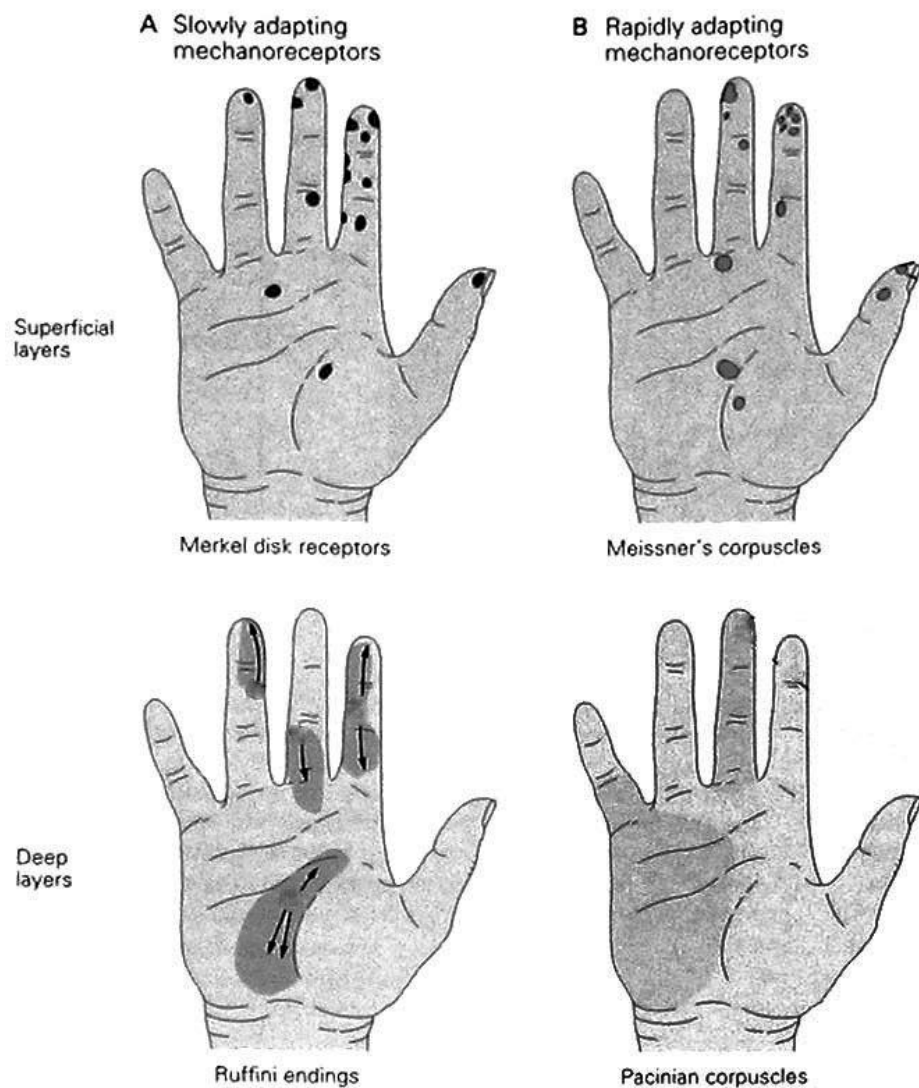


圖 4 手掌的感受區域機械受器分布 (Johanson and Vallbo 1983)

兩點觸覺辨識閾值可以用來分辨輕觸覺感受區的大小，也就是可辨識出兩個接觸點最小距離，稱為兩點觸覺辨識閾值。兩點觸覺辨識閾值可作為觸覺敏銳度 (tactile acuity) 的指標，由神經學相關的書籍可以找到在人體各部位皮膚的兩點觸覺辨識閾值約略如下表：

身體部位	閾值 (mm)
腳姆趾	10
腳底	22
小腿	48
大腿	46
背部	42
腹部	36
上臂	47
前額	18
手掌	13
大拇指	3
食指	2

表 2 兩點觸覺辨識閾值

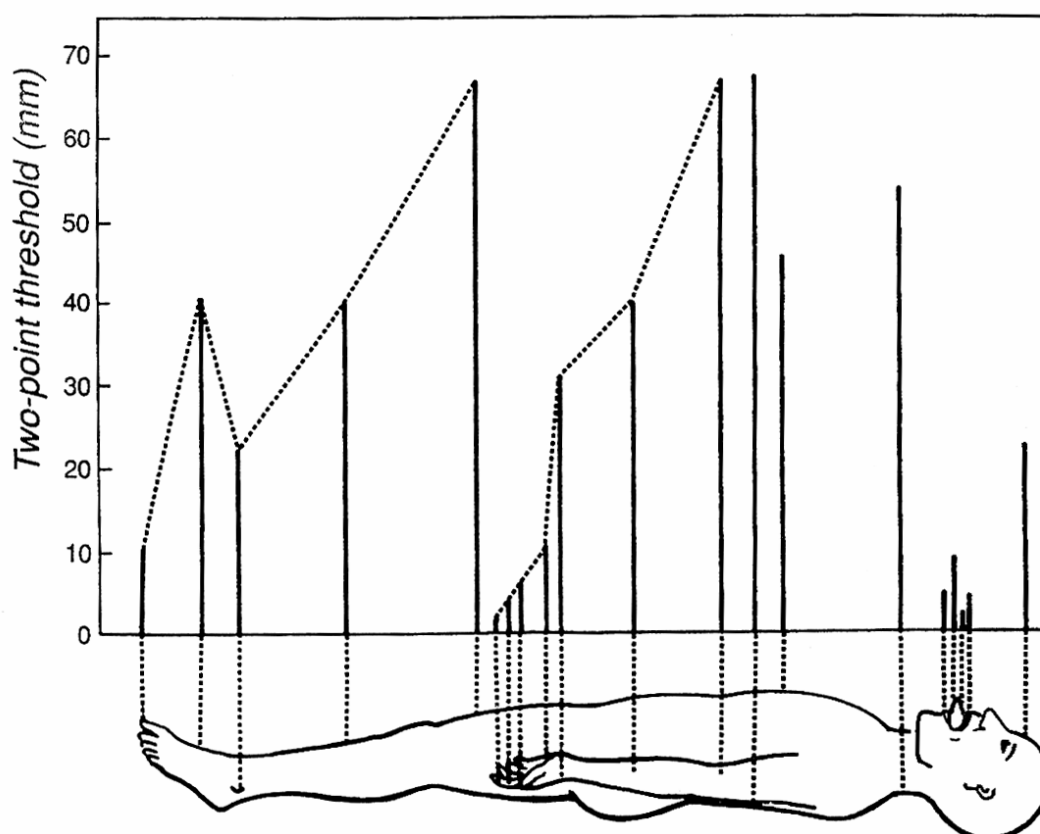


圖 5 人體皮膚區域兩點觸覺辨識閾值示意圖 (Marks1974).

由上圖 2-4 [34] Mechanoreceptors 在手掌的分布及表 2-2 以及圖 2-5 的觸覺辨識閾值，初步我們可以認定，在食指上的受器分布是最多種，分布密度也最高，因此可以說是手部觸覺最完整與敏銳的區域，故在後續的實驗設置上，以食指指尖為測試部位，會是理想的測試標的。

2.3 感覺受器轉換成神經訊號的機制

以皮膚感受器為例，感受區主要是指皮膚上初級感覺神經元所可以感受刺激的範圍，初級感覺神經元受到刺激後，會將訊息經由次級及三級神經元傳遞到中央後回的感覺區域，下圖指尖觸感傳遞至大腦感覺傳遞的路徑說明。

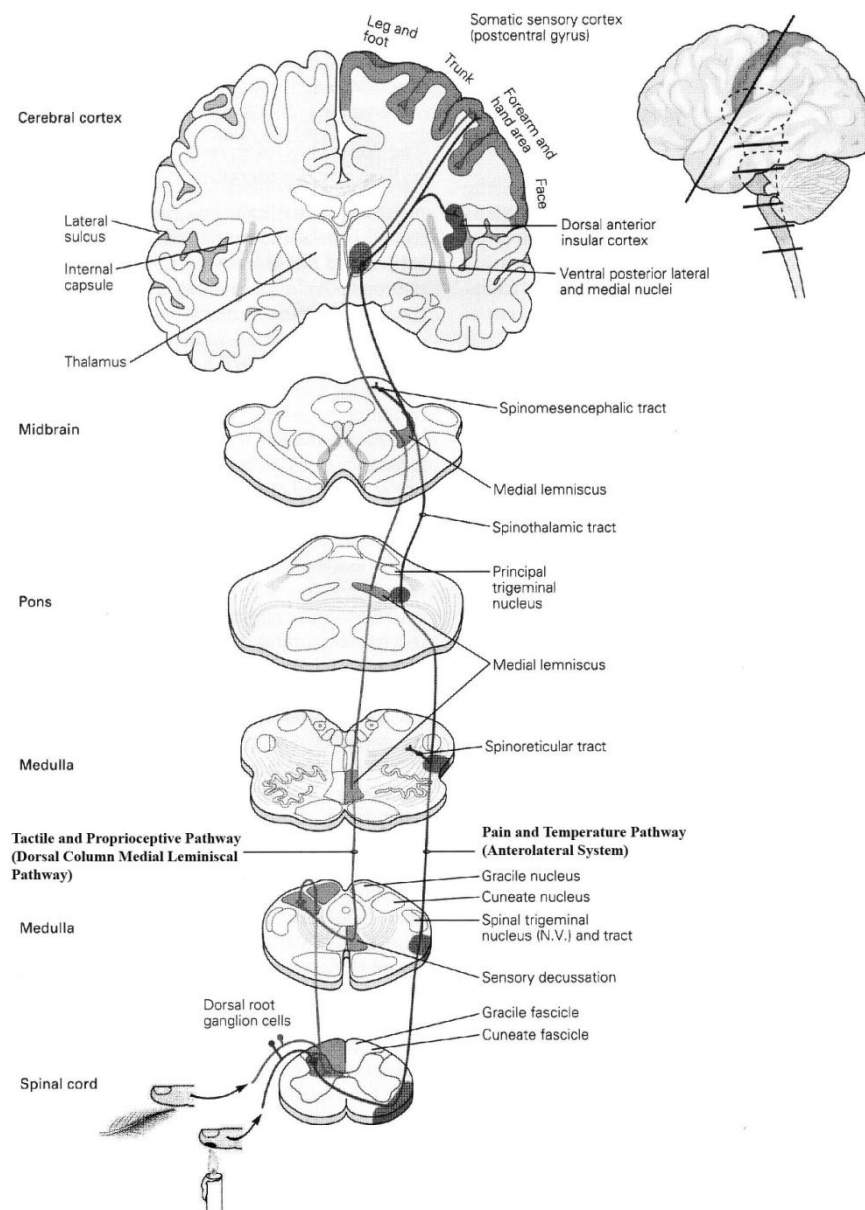


圖 6 感覺訊號傳遞的機制(Kandel et al. 2000)

對應在現今的資訊科技來說，我們可以把傳遞感覺的過程以圖 2-7 來表示，皮膚的感覺受器就像感測元件，元件感測到訊號經由編碼器轉換成電荷電流，傳至神經中樞後，再由解碼器將電流訊號轉換成感覺訊號傳遞給大腦。

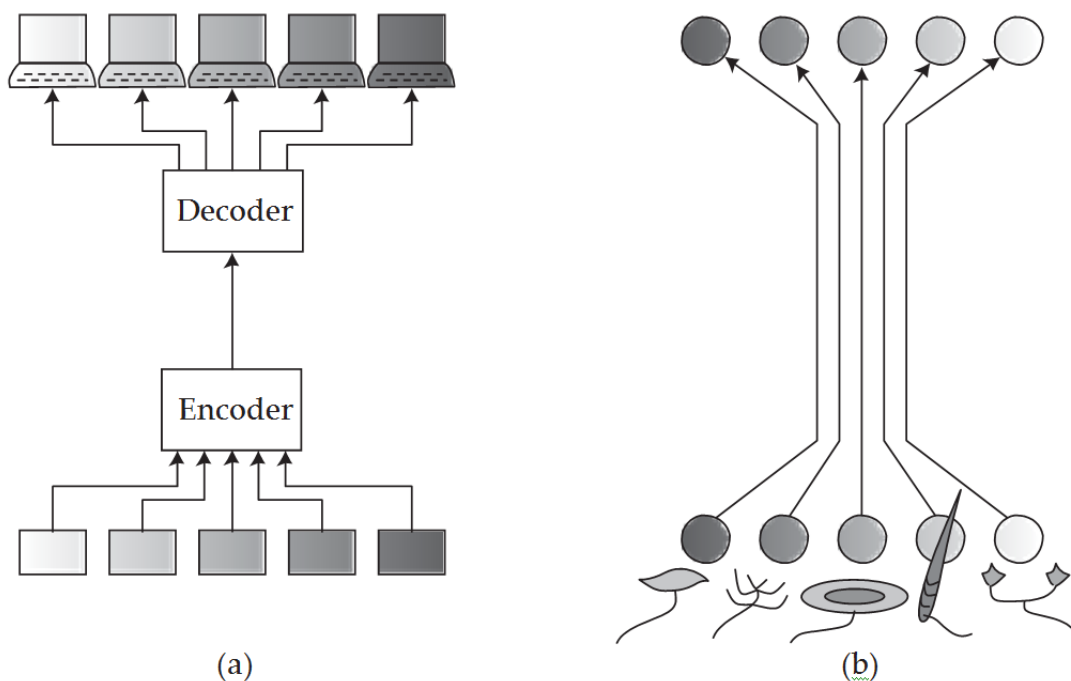


圖 7 感覺訊號傳導對應於電子的編解碼示意 [1]

以電觸覺而言，是希望可以將編碼器要送往解碼器段的訊號直接輸入到神經，也就是其實不使機械受器作動觸發的轉換機制，直接傳遞電流訊號，這也是與其他所有震動，或機械運動式的觸覺迴授裝置最大的不同之處。

三、觸覺迴授裝置的發展現況

觸覺技術的研究早在十八世紀初就已經開始，然而截至目前為止，所得到的成果仍極其有限[28]，可能的原因仍在於要真實模擬各種觸覺的回饋以目前的工業技術而言，仍須龐大而複雜的設備與元件來完成。因此在普及上有很大的困難度。茲就目前被使用在觸覺迴授裝置的技術列出如下作為參考：

3.1 觸覺迴授的刺激方式

觸覺刺激(Tactile Stimulation)方式有下列幾種：

- (a) 使皮膚變形
- (b) 震動
- (c) 電刺激
- (d) 皮膚的伸展（拉伸）
- (e) 摩擦（微小的皮膚拉伸或位移）
- (f) 溫度變化

基於上述的觸覺刺激方式，許多學者嘗試以目前可用的各項技術作為對應的觸覺致動器(Tactile Acuator)，並將其技術使用於觸覺迴授的介面當中，在下一節將介紹目前使用在觸覺迴授的驅動裝置與技術簡介。

3.2 觸覺迴授裝置的種類

目前使用在觸覺迴授的裝置技術，除了電觸覺的刺激方式之外，都是以驅動器來造成物理上的震動或位移來達到模擬實際施加在皮膚上的動作及力量來達到觸覺的迴授，包括電觸感在內，觸覺迴授的技術目前大概可列出如下：

3.2.1 Vibrating motors 震動馬達

作動的原理為使用單一或多個（陣列）的驅動器來提供小幅度的震動（直線或旋轉），將作動直接傳遞到皮膚或透過介質傳遞到皮膚上。而最常使用的為偏心直流馬達(DC motors with eccentric rotating mass)，音圈馬達(Voice coils)震動馬達的優點為：簡單，既有且普遍的技術與零件。便宜，驅動方式簡單且容易控制，低功耗。缺點則為：迴授的感覺不是很明確，且震動可能會使使用者覺得太刺激，裝置體積很難微小化。

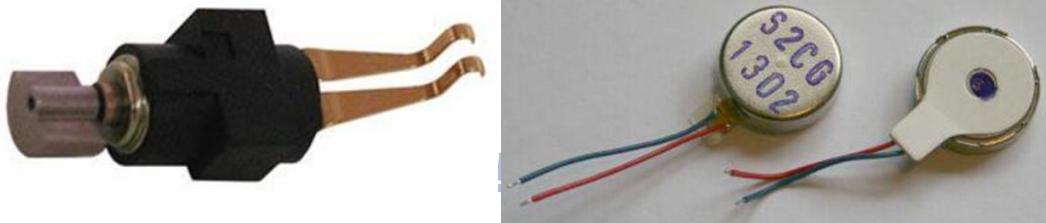


圖 8 偏心震動馬達

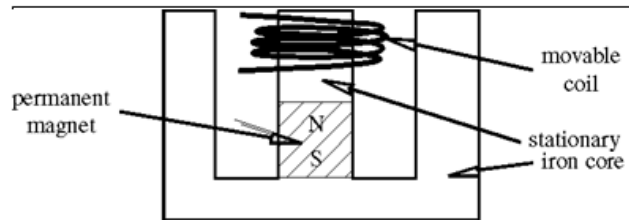


圖 9 音圈馬達

3.2.2 Linear motors 線性馬達

線性馬達每個都是單一驅動的個體，其終端多以針狀形式來對皮膚表面

作動。優點是簡單且既有的技術，作動位置可連續的變化，可達到靜態壓力，震動，形狀或力量的輸出且動作相對的快速。而缺點則是體積大，相對的成本高昂（因陣列數量需要對等的馬達及控制裝置）



圖 10 線性馬達在觸覺陣列的應用例



圖 11 線性馬達在點字機的應用例

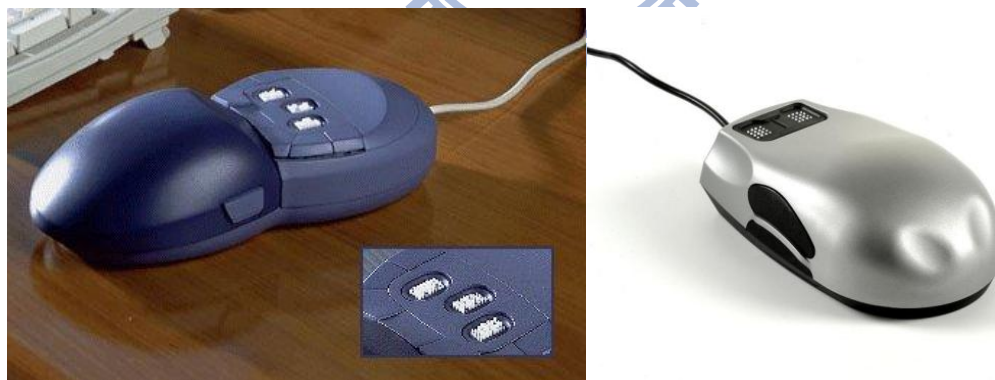


圖 12 Virtouch 公司應用線性馬達於滑鼠（該公司已經結束）

3.2.3 Solenoids

電磁線圈（電磁閥）可藉由激磁來驅動鐵芯，也被曾被應用在少數觸覺迴授的應用當中，在 1996 年 Akamatsu & MacKenzie 曾整合至滑鼠來產生震動作為觸覺迴授。而 2004 年, Lee et al. 以 solenoid 作為觸覺迴授筆的迴授驅動。

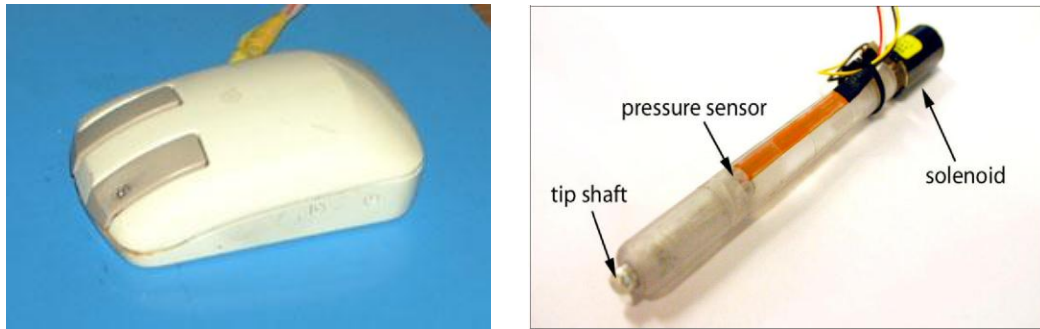


圖 13 Multi-Modal mouse 及 Haptic Pen (使用 solenoid)

3.2.4 Piezoelectric actuators

壓電驅動器由單層或多層陶瓷材質所構成。當電壓施在壓電材料同時，材料會伸長或彎折，而通常多層的材質主要是用來放大（疊加）變形的效果。其特性是動作量小，但輸出力量大，而材質通常只有 0.2~1.0 mm 厚，動作反應的速度可達到 0.01Hz。而壓電致動器的特色在於所需之零件少，故在體積尺寸上相對於其他馬達類的致動器或需要線圈的致動器來說，要具有優勢（然其相對的動作行程小），相對的缺點則是位移量小，且驅動所需的電壓高。

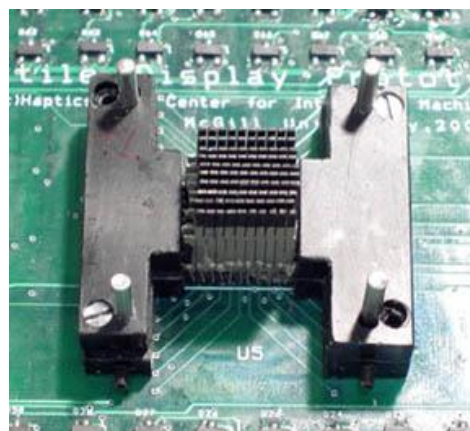
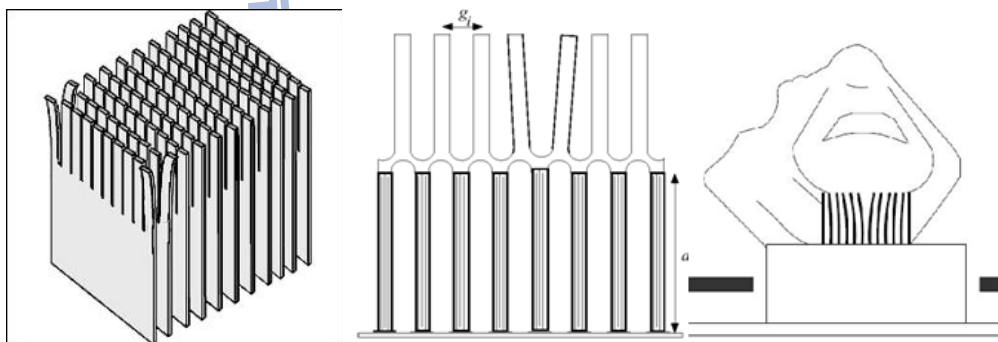


圖 14 Laterotactile 公司 之壓電觸覺迴授裝置(STRESS)

下圖是 Laterotactile 公司的另一款以壓電驅動器作為迴授裝置的應用，將壓電致動器作為雙向互動式的功能，一則取代掌上型裝置的滾輪，利用手指給予的摩擦力量造成壓電材質的逆向電壓，作為輸入，另一方面則反相藉由裝置驅動壓電裝置提供觸覺的迴授。

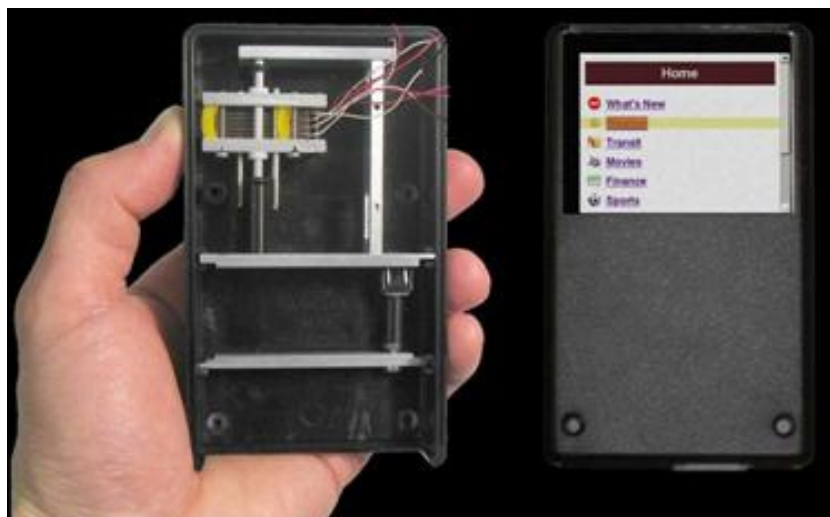
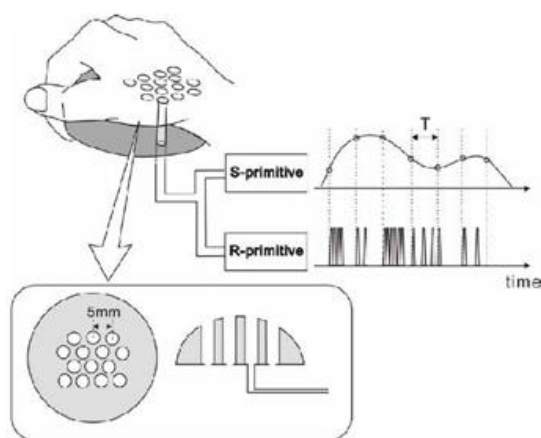


圖 15 Laterotactile(THMB)壓電致動器的互動式觸覺迴授裝置

3.2.5 Pneumatics actuators

氣壓驅動可提供吸或吹的氣體壓力，其作用的方式有氣體充填，噴射空氣，吸氣孔等的方式，其可提供的震動頻率約在 20~300Hz，或以氣袋方式提供靜態的壓力，下圖分別為吸力裝置與氣壓迴授的應用，其藉由抽氣孔與皮膚密貼的方式來提供某種程度的觸覺感受，唯其空間解析度低，而且提供氣體壓力的設備龐大。



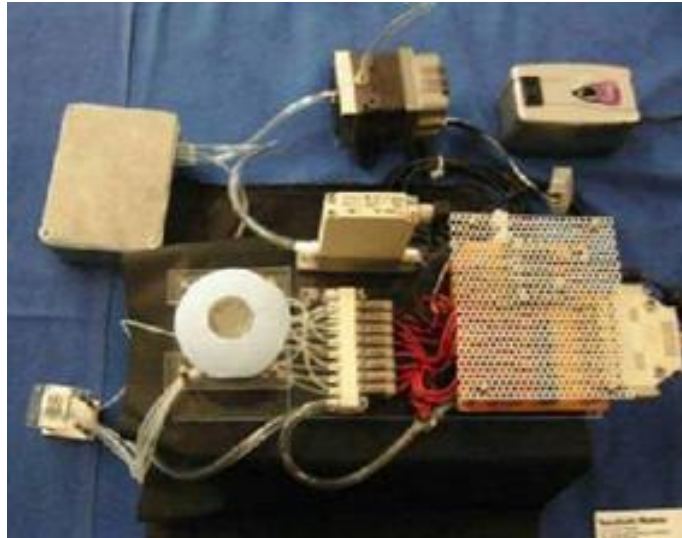


圖 16 吸力迴授裝置應用

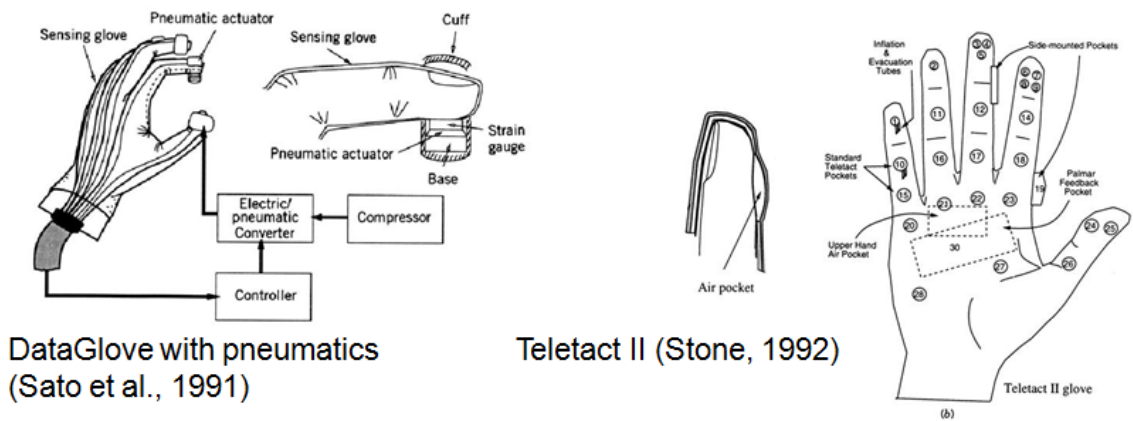


圖 17 氣壓迴授裝置應用

3.2.6 Shape Memory Alloys

形狀記憶合金隨著溫度的變化而產生變形及回復，藉由變形的震動來產生觸覺的迴授，下圖為 MIT Touchlab 的幾個以 SMA 為驅動器製作的感覺迴授裝置應用。

Wearable Tactile Displays (MIT Touchlab)



Tactile Display based on Shape Memory Alloy

Tactile Display based on Elastomer Actuators

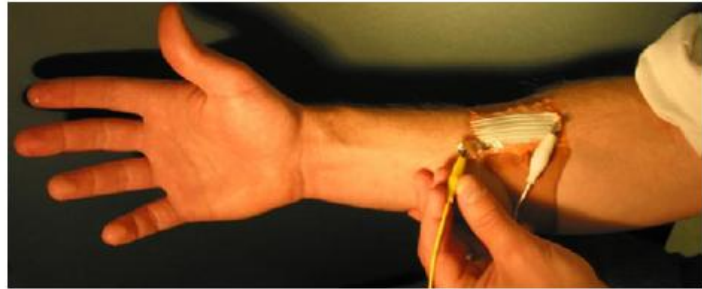
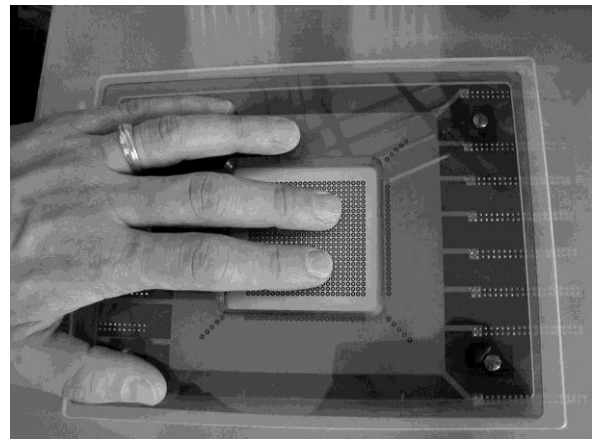
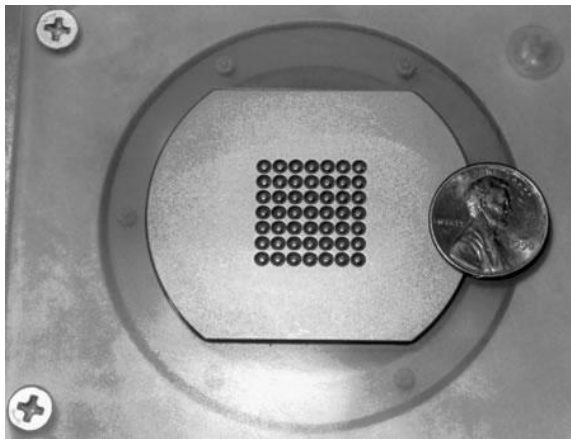


圖 18 MIT 製作之 SMA Tactile feedback device 原型

3.2.7 Electrotactile Stimulation

電觸覺藉由脈衝的電流來刺激神經提供觸覺的感受，然而因為方波的脈衝對某些人容以感受過強，或容易有刺痛感，且當皮膚濕潤或乾燥時，也會有不同的表面電阻，造成感受的變異很大，因此到目前為止還不被廣泛接受，但其控制簡單，體積及尺寸可以最小等的優點仍被認為在將來電流刺激模式更成熟時，會被廣泛的使用於觸覺迴授裝置。



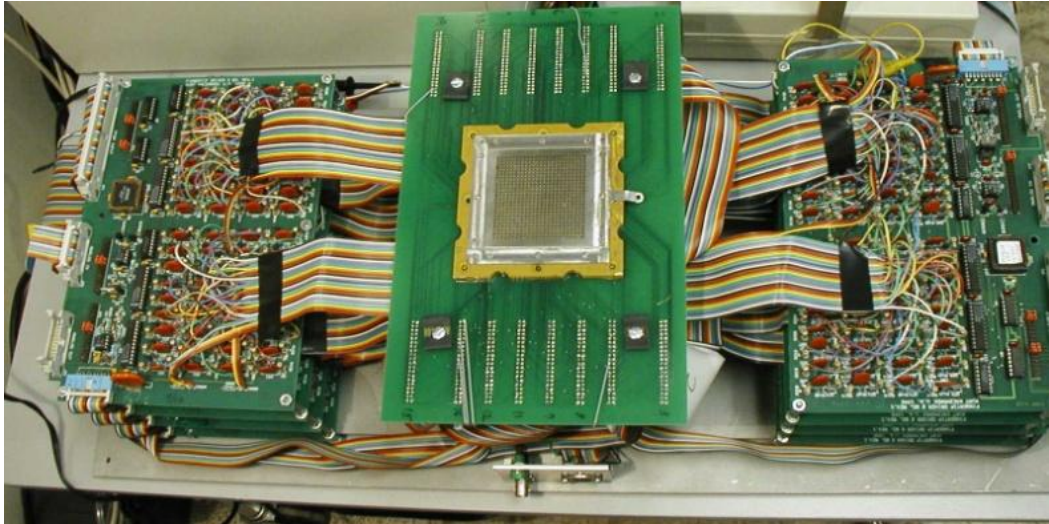


圖 19 JHU Kaczmarek 研究室開發之 7*7 (1998) 與 24*24 (2004) electro-tactile display

3.2.8 Dielectric polymer

介電複合材料也被使用在兩電極間，而經由電壓的輸入，介電材料厚度產生變化（變薄），而面積變大。其操作的電壓約在 1000V 直流電，但只需很小的電流來驅動，相較於壓電材質及傳統的震動馬達所需要的功率要更小。如下圖 a 為直流電源，b, d 分別為兩個電極，c 為介電材質，當通電後，因電流關係，介電材質變薄而面積變大，而達到作動的效果，因此也被用在觸覺迴授的應用中。

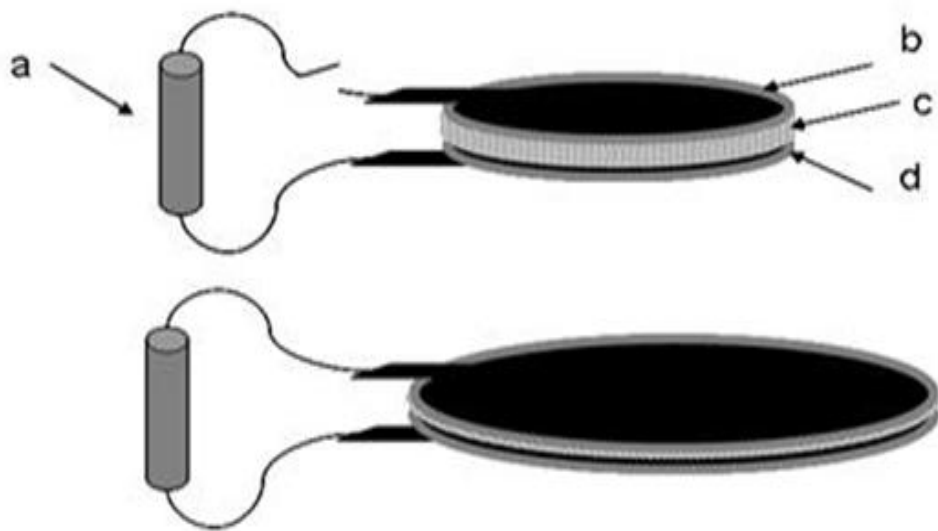


圖 20 介電複合材料的運作方式

3.2.9 Ultrasonic transducer

超音波換能器的運作方式是利用聲波產生的壓力來達到觸覺迴授的效果，如下圖為一使用超音波換能器的原型其使用了 324 個獨立的超音波換能器，其迴授可在距離 20 公分遠的地方感覺到，雖然其產生的力量相當小，但也已經足夠使皮膚感受到震動的感覺。



圖 21 Ultrasonic transducer

3.2.10 Electrorheological fluids

電流變液在電場的作用下，流體的流動性會發生改變，而在觸覺迴授的感覺上，當流體黏度改變時會感受到大的表面阻力，藉由電流變液的特性，可將液體變成膠狀，並在數微秒的時間內就可恢復。黏度的變化與電流成比例，這樣的特性可用來模擬不同表面的摩擦係數。

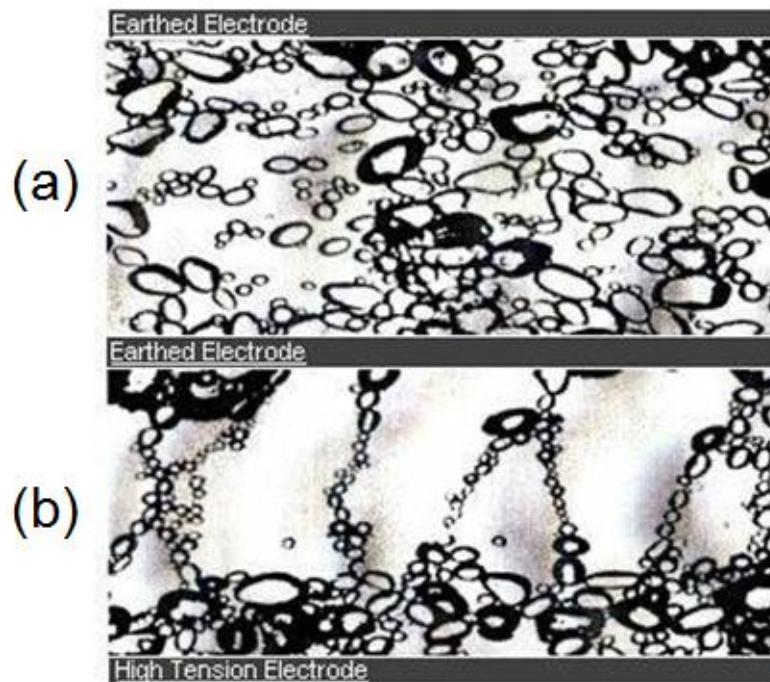


圖 22 電流變液通電場前後的差異

綜觀現有觸覺迴授的作動方式幾乎都以機械的方式來傳遞感覺，換句話說等於是以前機械的方式來模擬一個真實的物體來讓人感覺，而以目前的機電技術要做到較大面積的觸覺模擬，其機械系統將相當複雜而且龐大，以約翰霍普金斯大學(Johns Hopkins University)所研發之 400Pin 的 Tactile display 系統來說為了達到小面積的觸覺模擬，其複雜的機械系統所需要的體積讓人難以聯想要如何能達到(Portable)隨身的觸覺模擬裝置，雖然在驅動器的使用上漸漸的有形狀記憶合金及壓電材質等漸漸的可以取代龐大的機構系統，然而這些驅動器的方式仍難以滿足體積及厚度上的需求。

3.3 觸覺迴授裝置之比較

目前市面上並無將 Electrotactile(電觸感)裝置應用於 I/F 裝置之用途，倒是經電醫療復健輔助器材有部份產品已經問世。例如利用經電刺激肌肉神經以達到減肥塑身的效果(ABTronic) 或是低周波經電按摩器(National EW-435P)

Tactile Feedback Actuator Technologies 觸感模擬驅動方式比較表			
<i>Technology</i>	<i>Description</i>	<i>Advantages</i>	<i>Disadvantages</i>
Piezoelectric crystals	Changing electric fields causes expansion and contraction of crystals	- High spatial resolution	- Restricted to resonant frequency
Pneumatic	Takes many forms. As air-jets, provides an array of air nozzles that can be gated to a display pattern. As air-rings (cuffs), like miniature blood pressure cuffs. As bladders (bellows), often the size of a finger pad and held against the finger by a glove or band. As an array of tiny pressurized bladders, many to a single finger pad.	- Low mass on hand - - Poor spatial and temporal resolution	- Limited bandwidth
Shape Memory Alloy	SMA wires and springs contract when heated and expand again as they cool under stress	- Good power-to-mass ratio	- Low efficiency during contraction - Heat dissipation problems limit relaxation rate of wires
Solenoid	Magnetic coil applies force to ferrous plunger	- High steady-state forces - Better bandwidth than other materials (except for piezoelectric crystals and voice coils)	- Relatively heavy - Nonlinear, can require extra effort to control
Voice coil	Voice coil vibrates to transmit low amplitude, high frequency vibrations to the skin.	- High temporal resolution - Relatively small, does not obstruct normal movement ranges of the fingers	- Poor spatial resolution - Limited scalability
Heat pump	Solid state device that moves thermal energy to heat or cool the skin	- No fluids required	- Poor spatial and temporal resolution - Bulky - Limited bandwidth
Electrode	Solid state device that stimulates coetaneous mechanoreceptors	- Low power consumption - Varies stimulus adjustment and quick off ideal.	- risk of heat burns - risk of shock

表 3 觸覺模擬驅動方式比較

從互動式 I/F 裝置而言，目前市場上主要運用為 Mechanical Force Feedback 裝置較為普遍，而 Vibration Tactile 相關之裝置則以 Immersion 公司產品最為著名。目前市面上並無將 Electrotactile 裝置應用於 I/F 裝置之用途 (smart touch)，其相關技術比較表如下：

	普 遍 性	裝置特性	迴授系統 特性	能源節約	Channel 數量
Electro-Mechanical Force Feedback (Ex.: WingMan RumblePad)	良 好	With Moving Mechanical parts (具活動原件)	Reactive	不良 (由於機械 驅動需大量 能量)	10^0
Vibro-Tactile Force Feedback (Ex.: iFeel Mouse)	良 好	With Moving Mechanical parts (具活動原件)	Non- Reactive	好 (僅具 Electro-Magn etic Vibrator)	10^0
Electro-Tactile Force Feedback	不 普 通	Solid State	Non- Reactive	好 (Electro-Cut aneous 方式 傳感)	10^5

表 4 驅動技術比較表

美國麻省理工學院電子技術研究實驗室(RLE/MIT) Thomas E. von. Wiegand 教授及約翰霍浦金斯大學(John Hopkins University) Allison Okamura 教授均將觸感模擬之實施方式區分為 1. 氣體 (Pneumatic) 2. 微震 (Vibrotactile) 3. 電子(Electrotactile) 4. 靜態(Static) 等四大類。同時，Thomas E. von. Wiegand 教授更在其 2001 年 “Augmented Stimulation for Bodyworm Haptics” proposal [35] 中直接指出電子式觸感模擬將會是未來一種較合宜的發展方向。

四、電觸感迴授裝置

經皮神經電刺激（TENS, Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator/Stimulation）的發明，可回溯自古羅馬時，醫師用電鰻來治療人的頭痛及關節炎。一直到數十年前發明機械後，人們才脫離以前的電魚療法，使用較穩定的電流輸出，得到更有效的治療。而近幾年來由於研究及科技的進展，使 EMS（Electronic Muscle Stimulation）的技術漸趨成熟並且已經有多項相關的產品，如低週波治療器，肌肉訓練器等。而 Electrical Tactile Display 的發展則是繼續上述技術的發展，在人類對於神經元的訊號傳遞方式漸漸瞭解之後，嘗試直接以電流傳遞的方式來取代以往機械式的觸覺模擬方式。

目前對於電流觸發皮膚感覺受器的研究中，以美國 The University of Wisconsin 的 Tactile Communication & Neurorehabilitation Lab

<http://tcnl.med.wisc.edu/home.php> 以及日本 Tachi Lab <http://tachilab.org/>

等對於以電流刺激與觸感之相關研究較多。而經由上述機構相關之研究報告及論文中說明了以電流的刺激方式，可以做到針對 RA, SAI, PC, SAI 等掌管不同功能的皮膚受器做個別的刺激。

4.1 皮膚與經電刺激

經電刺激允許最小程度的皮膚侵入來達到觸覺迴授，然而其受刺激的感覺隨著皮膚的位置不同以及其他許多因素有著很大的落差。有很多的因素需要被考慮到才能使電流的刺激傳達到皮膚達到最佳的效果。（Kajimoto et al, 1999, 2003）而為了要降低電流刺激的潛在的不適感，諸如電極的特性，刺激的參數，皮膚的特性等都需要被考量，也因此有多個研究主題針對這些因子做了檢視與瞭解，下面列出相關研究的結果：

4.1.1 皮膚特性

皮膚的阻抗在身體上各個不同的部位有著相當明顯的差異存在，而就屬性來說，無毛的皮膚區域對經電刺激來說是不理想的區域，其皮膚的厚度使電流刺激的傳遞比有毛髮的區要難以傳達（Kajimoto et al. 1999），雖然無毛區域有些例外如手掌及腳底，其有相對較高的空間解析度及敏感度，

但是對於其他的感覺如捏的感覺就相對不敏感，且這些區域的面積都相對的小，對於經電刺激來說，都是相對不理想的測機區域。

有趣的是在電極與皮膚間是潮濕的情形下，有助於降低經電刺激可能造成的疼痛感並且使刺激的感覺更為平均 (Szeto 1982; Tregear 1966)，這被認為皮膚加濕之後，可以降低電流要通過皮膚時的阻抗，例如流汗時，皮膚的阻抗可以降低 50~200 k Ω 而降到 10 k Ω 左右 (Tregear 1966)，使電流不會只集中的往少數阻抗較低的點流過而造成局部特別刺激的感受。

4.1.2 電極

就電極的使用選擇而言，由於與皮膚接觸導通電流中間會有水其其他化學物質，可能造成電流通過時的電解以及氧化的作用，其可能會造成細胞的傷害，也可能造成電極的氧化與腐蝕，因此電極的使用會朝向使用貴金屬，如白金，黃金或銀的材質，可以把電化學的反應降到最低。

而銀 / 氯化銀的材質作為電極是已經被使用過認為是較理想的電極材質 (Kaczmarek 1991)。此外電極的大小也是一項重要的考量，電極做得很小 (小於 1mm²) 或過大 (大於 100mm²) 時都會產生相似的疼痛或刺痛感。而太大的電極由於面積大，對於剛好在關節或表面曲度較大的區域相對的不易黏貼。因此大約在 10mm² 尺寸為折衷而理想的，最後電流為對稱的刺激波形可以避免半電池效應(half cell reaction) 的累積，大部分的半電池效應是可逆的，因此大部分的輸入電流都會以雙相的電流來進行 (Brummer et al. 1975; Szeto 1982,; Kaczmarek et al. 1991)

4.1.3 刺激波形

很多的研究都與找出最佳的電流刺激參數相關，為了達成最大的輸出效果以及最小的副作用例如刺激感或感覺適應 (疲乏)，基本的方波波形被大量的使用在各項研究當中，電壓的脈衝是避免使用的，因可能會因強度的改變就而有膚阻抗偏移的情形而且會在電極介面處有電壓堆積，而造成一致性與分析軸突電壓的難度。

4.1.4 極性

許多文獻都顯示在輸出波形時的極性何者為佳一直有所矛盾，因為在有毛的皮膚與無毛的皮膚區的實驗結果有相當大的不同而且其傳入皮膚的影響也有所不同。(Kajimoto 2003). 此外有個簡單的矛盾在兩個相似的實

驗裡：正電流的輸入對於感覺的強度較強但較為刺激，負電流的刺激則較為舒適，但感度較低。

當電極以負電流刺激皮膚時，因為負電流會直接去極化位於電極下方的神經軸突膜而有銳利的刺激感覺。而正電流刺激時，在刺激感覺時，當電流引起夠大的神經感受時，可能也已經大到會觸動動作神經導致肌肉收縮的作動。(Kajimoto 1999.)

通常，雙相的電流會取代單相的電流以避免單向電流的累積造成皮膚的刺激。然而相關的研究也顯示其實單向電流的觸覺觸發要比雙相電流要來的有效。Van Den Honert 及 Mortimer (1979) 年的研究也指出，單向電流之後如果馬上跟著給予反相的電流，其實就會中和掉正負電流的累積，故緊接著給與反相電流的刺激其實會把刺激的效果中和而導致效果不佳。

在Kaczmarek (1992) 研究當中，實驗檢視了不同刺激參數的動態範圍，對於正負電流的時間差研究，延遲時間由 0~500 μ s，而結果並沒有差異，這樣的結果建議在這樣的時間差範圍內是理想的電流刺激模式。這與Van Den Honert 及 Mortimer 的研究有出入，但就實際的動態範圍影響來說是最小的。

另一個重要以雙相電流刺激的好處是可以減少電荷累積的半電池效應。使用金屬或其他離子材料在單向電流的刺激下，在電極附近很快會因為電荷累積造成酸鹼值大幅改變，最後導致局部的氧化或腐蝕。雙相電流可以維持總電荷的平衡，並減少對皮膚的刺激 (Kaczmarek 1991)

4.1.5 頻率

最佳的電流刺激頻率一般被建議 2~100HZ 之間是最佳的，這樣的頻率是可以被理解的，因為其符合RA I 類觸覺受器的天然頻率。而 SAI 的穩態激發頻率落在低於10~100HZ 的範圍內。此外對感覺的刺激頻率的響應也做了更進一步的實驗，當超過 60HZ 時刺激時，感覺會迅速的消退。而這樣的效應在頻率達到 1000Hz 的時候更快的發生，而在低頻時(約10Hz)時，快速消退的效應就不明顯。

然而若以高頻率的刺激時，皮膚適應性(疲勞)的現象容易發生，因此降低脈衝的頻率到 200~800Hz 時，其實已經高出皮膚內的機械受器的反應頻率，但這樣的刺激模式可以使感覺強度更顯著，故在實際上的實驗結果裡，較高的刺激頻率仍有助於感覺的強度。

4.1.6 脈衝寬度

大多數的研究都認同短的脈衝寬度（ $50\mu\text{s} \sim 150\mu\text{s}$ ）可以產生最大且最舒適的動態範圍（Szeto 1985; Solomonow et al. 1977; Kaczmarek and Haase 2003, Kaczmarek 1992, Kaczmarek 2000; Kajimoto et al. 2002）。Kajimoto 在 2002 年的研究示範了當脈衝寬度相當寬時會容易引發疼痛的感覺，理論的分析也說明了脈衝頻寬減少時，要觸發感覺需要的電流也會降低，而且痛覺的電流門檻相對的也會提高。

此外皮膚表面刺激的強度持續的線也可被以下列的表述式來表達：

$$I_{\text{th}} = \frac{I_R}{1 - e^{-Kt}}$$

其中 I_{th} 是 Rheobase 電流（激發神經軸突需要的最小電流需求）， K 則是電極或貼片的定義參數，下圖 4- 為兩個受測者的強度持續曲線。為了要盡量減小輸入的電壓值（可降低功率消耗，也可將電壓對皮膚的傷害降到最低），最小的脈衝寬度使用可避免需要用大電流來刺激。理論上最小的刺激在脈衝頻寬為零的時候，但實際的限制（電極與貼片實際能達到的脈衝寬度以及皮膚天然的電容效應，及瞬間產生大電流及電壓的困難度）上，一般的建議脈衝寬度為 $100\mu\text{s}$ 為理想的值 (Rollman 1969; Mortimer 1984)。

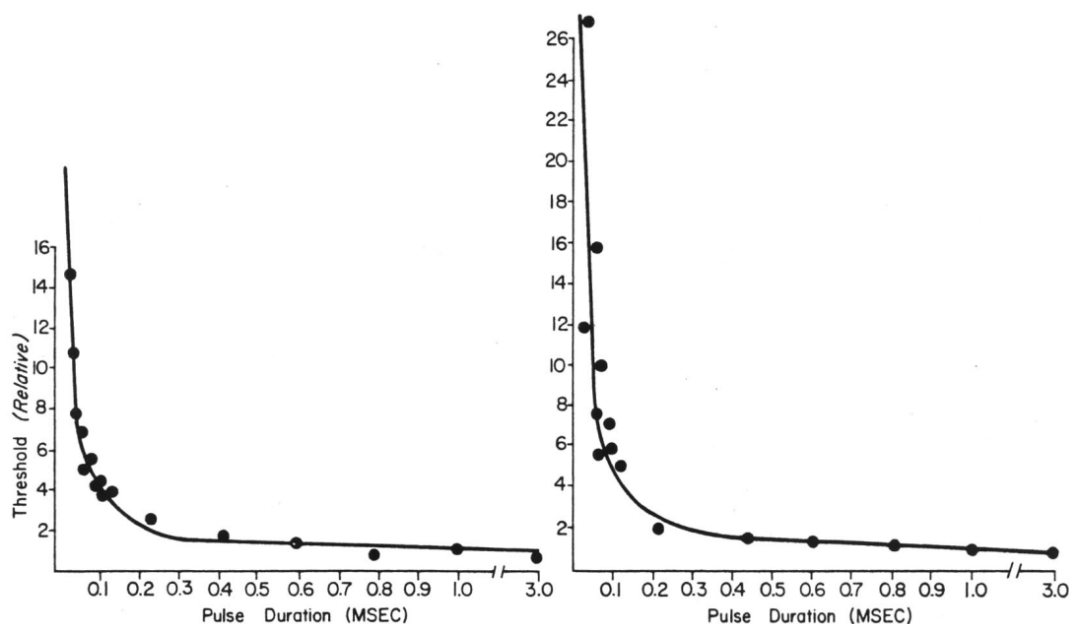


圖 23 強度持續曲線 (Rollman 1969)

4.1.7 Burst Rate 載波速率

突發傳輸速率在皮膚的適應性平衡中是一個重要的影響因子。 (在低電流刺激下的感覺損失)，電流生理學的研究已經發現 RAI 受器在連續受到少於5次的刺激之後，其觸發的門檻就會往上提高(Lindblom 1965; Lindblom and Lund 1966) (如下圖4-2) ，這是因為神經軸突在受到刺激後，會暫時的失效(需要時間恢復)，因此若持續的提供電流刺激，會不容易再激發觸覺反應。 而恢復的時間大約是數十微秒，因此建議刺激的突發速率要有間隔的時間，效果會遠比連續的電流刺激要好，在 Haase, Kaczmarek 及 Collins 等學者都做相關的研究，Burst Rate 在 15Hz 左右時其效能最佳 (最大的動態範圍，觸覺反應效果最好) 。

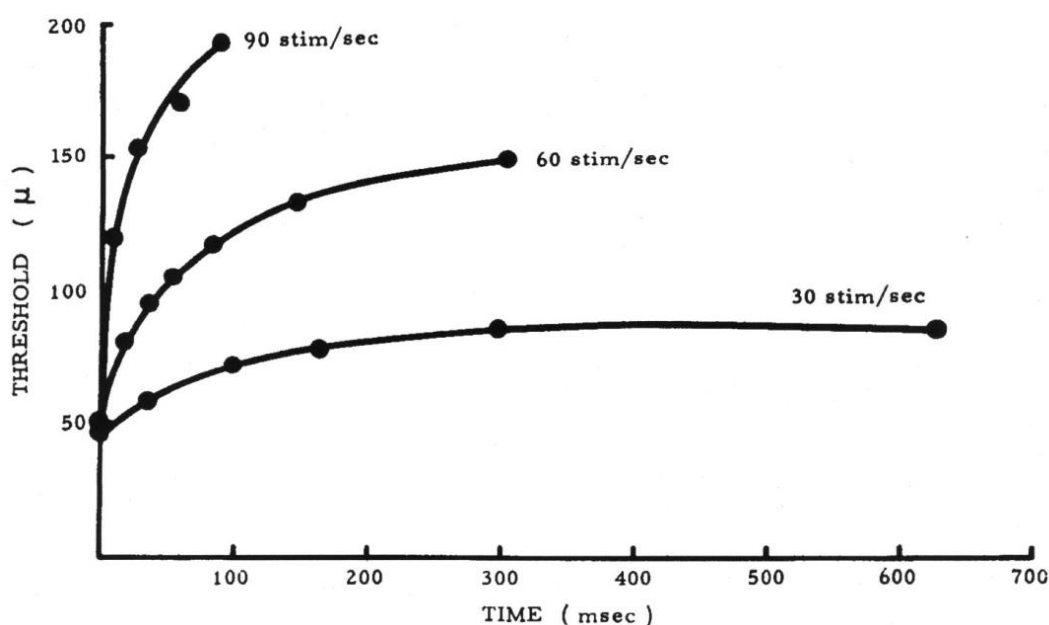


圖 24 震動辨認度的適應性關係(Lindblom 1965)

圖4-2是在兩種猴子的腳掌上(無毛皮膚區域)給予機械的震動刺激，並量測RAI受器被激發震動感覺的實驗來瞭解RAI受器在軸突的刺激適應效果。

4.1.8 Pulse per Burst 每個載波的脈衝次數

1992年 Kaczmarek [11] 針對此特性做的研究顯示，每個載波裡的脈衝數愈多可以增加感受程度(Dynamic Range)而在每個載波裡低於6個脈衝數時則沒有幫助。Johnnason and Valbo [35] 在1979年的研究當中就指

出多個脈衝的刺激可激起 SAI 的感覺機制，雖然單個脈衝可激起 FAI 的感受機制，但這樣的刺激只在人體感覺最領敏的皮膚有效。因此要適用在大部分皮膚的感受刺激模式，由[11]的研究認為 6 個脈衝數是最理想的。

4.2 電極陣列之間距決定

在數篇相關於機械受器與電極間距關係的論文[1][2][7][9][25][26]當中，做了許多的實驗來驗證，以經電刺激來達到觸覺迴授的功能時，與實際皮膚接受觸覺的解析能力有對應的關係，亦即目前的結論大多傾向與人類皮膚原始的觸覺解析度相接近，過密並不能帶來更細緻的感受，過疏則無法真實的回饋觸覺的感受。

而經過實驗的驗證，陣列間距的決定，其實與皮膚兩點觸覺辨識閾值是對應的，因此就指尖的機械受器分布與兩點觸覺辨識閾值的間距約 2.0 mm，在電極的設計與規劃時，以 2.0mm 就可滿足經電刺激的目的。

4.3 電流對應於皮膚機械受器的刺激模式

人類對於顏色的感受有幾種主要的光感應細胞，而對於光線的顏色組成，由不同的光波組合，可以得到相同的顏色感受，亦即對相同的顏色感受，可以不止一種光線的組合來達到。

而由皮膚幾個特定的感覺受器的特性以及許多的研究也顯示，觸覺的回饋其實有相類似的機制，也就是感覺的組成可來自不同的組成 [1][33]，故 Tachi Lab 在 2004 年的研究也提出觸覺的主原色理論，基於皮膚的機械受器特性，可以歸納為 SAI (Pressure) + RA (Low Frequency Vibration) + PC (High Frequency Vibration) 的組合來達到不同的觸覺感受。

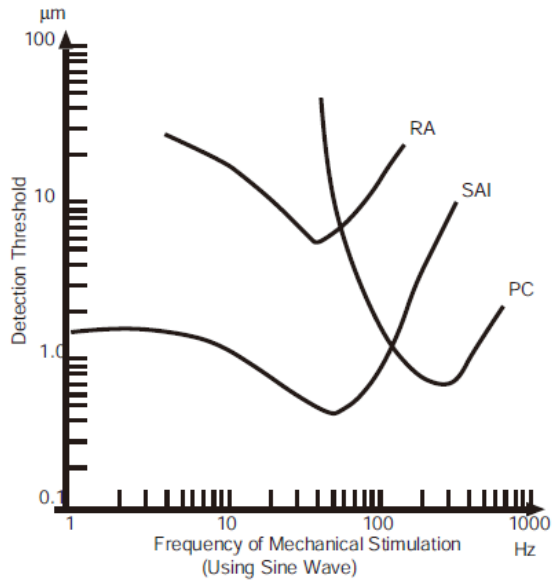
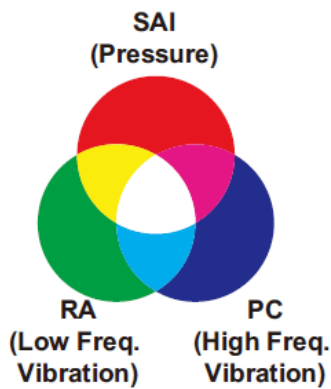


圖 25 觸覺的三原色推論及 SAI, RA 及 PC 三種感覺受器的偵測閾值 Tactile Primary Color approach and detection threshold of SAI, RA and PC when mechanical stimulation (sine wave) is applied on the skin surface. [33]

在 [Artificial Tactile Sensing in Biomedical Engineering](#) [1] 的第二章也提到，觸覺的感受可以由不同的刺激組合而得到相同的感覺，如果把感覺受器經過編碼器產生刺激電流的概念帶入，也就是只要編碼器輸出的結果是相同時，大腦的感受就是相同的，藉由這樣的概念，我們也可思考是否這與視覺對應不同波長的組合所感覺到的顏色或色調等等其實可有相當多的組合方式來達成，在觸覺的感受上，漸漸的有部分的學者也嘗試要找出相對應於不同受器受刺激後的組合所對應的感受。

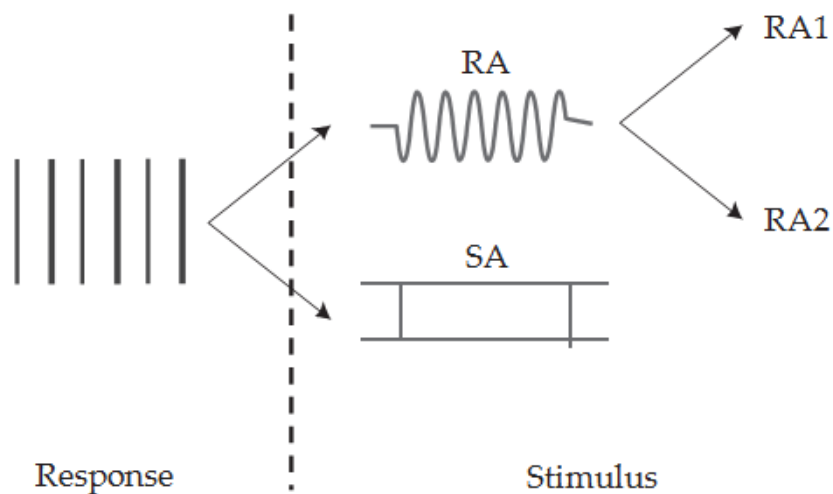


圖 26 不同的刺激模式可組成相同的觸覺反應（感受）

五、過去之研發成果

2000 年底，華錄生物電子公司於工業研究院育成中心申請成立，當年由凌守弘博士 張齊家 先生兩人主導，並致力於電觸感裝置的開發與規劃，理念以開發屬於台灣自有的核心技術，並將研究目標規劃在商業的模式當中，而在 2001 年~2002 年期間，開發了電觸感屏幕的原型（24*24 dots Electrotactile Display）

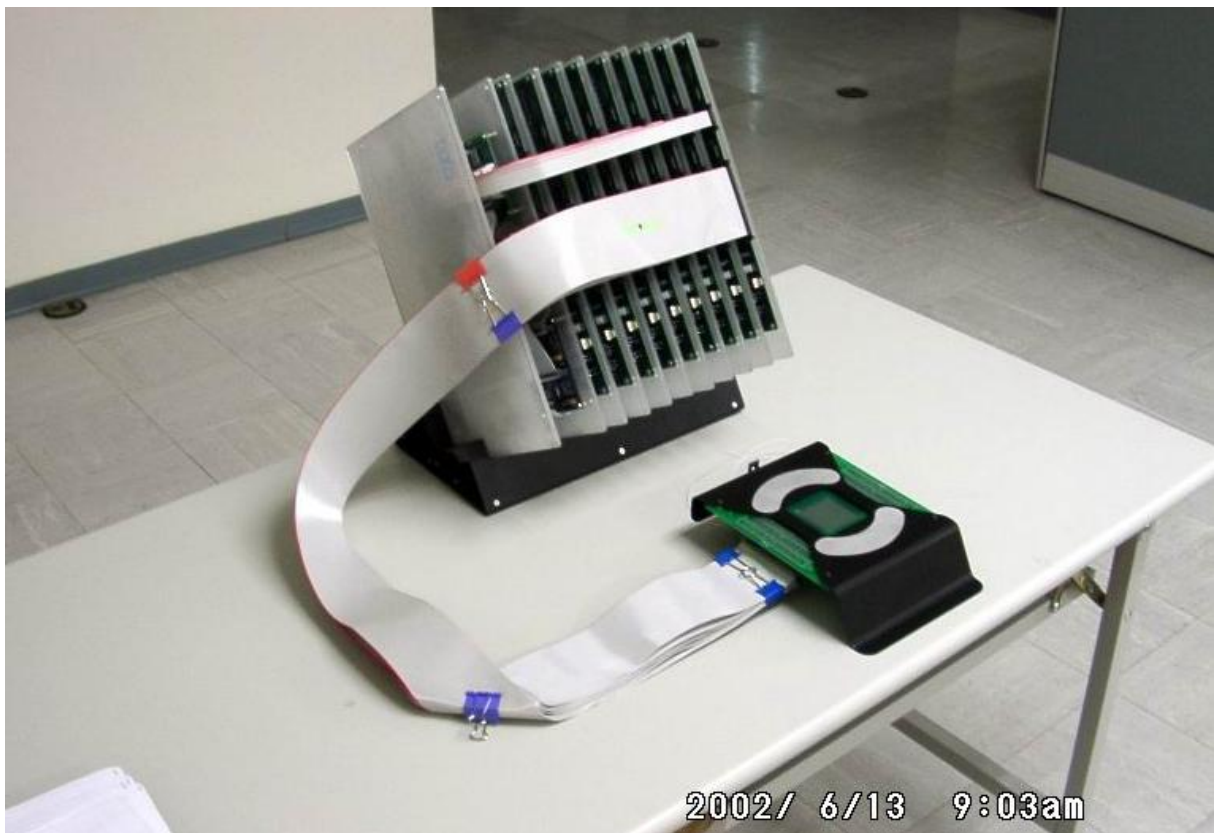


圖 27 華錄生物電子 ETD 原型

5.1 系統方塊圖

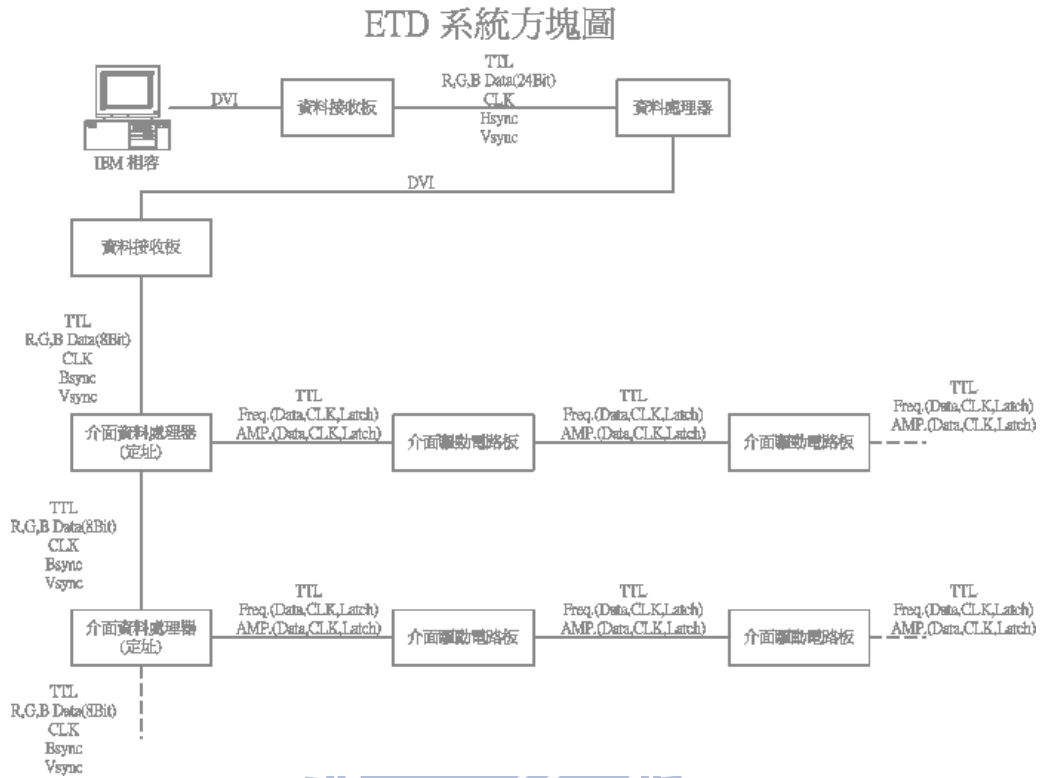


圖 28 華錄 ETD 系統方塊圖

5.2 實驗裝置原型



圖 29 華錄 ETD 實驗板

5.2.1 Experiment PAD 有 24*24 electrodes , 電極與電極之間水平及垂直間距(ptich)皆為 2mm

5.2.2 每個電極可被程式控制輸出：1.正電流 2. 負電流 3.Open 4.Ground

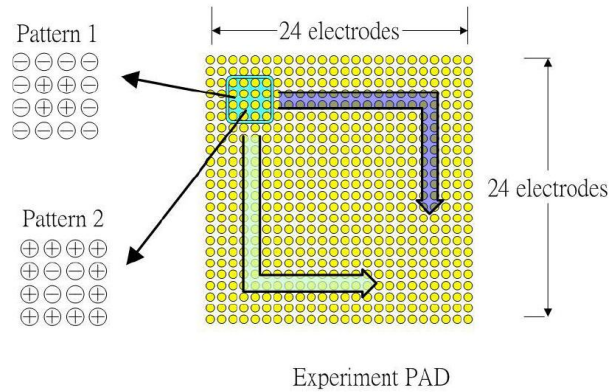


圖 30 Experiment Pad

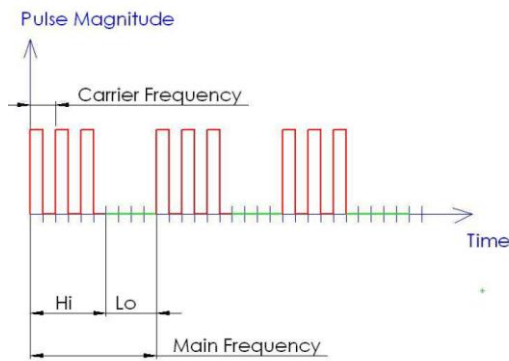


圖 31 電流輸出說明圖

5.3 紀錄表格設計

編號	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
名稱	Pattern NO	Main Frequency (Hz)	波峰與波谷比例 (%)	Carrier Frequency (Hz)	Delay (loop)	Hi 狀態 Fram個數	Low 狀態 Fram個數	電流波幅數值		111kΩ 相對電壓 (V)		測試者	範圍(Gnd,Open)	強度 0~3	Main Freq(0 or 1)	Delay(0 or 1)	感覺描述	正電極數	負電極數	等效電流 (mA)	正電極總電流(mA)	負電極總電流(mA)	Pattern 週期(ms)
數值	1	200	60	1000	20000	6	4	30	30	19.2	-7.76	WC	G	2	0	1		4	12	-0.15	0.69	-0.84	4140.67

表 5 ETD 原型測試表格規劃

實驗記錄項目說明：

1. Pattern NO: 電流輸出之形式，預設於程式內，由程式輸入切換。

如圖 30:

- a. Pattern 1 為 4*4 個電極所組成，中間 2*2 為正電流，周圍 12 個為負電流輸出，且該 Pattern 以順時針方向移動繞行於整個電極陣列。
 - b. Pattern 2 為 4*4 個電極所組成，中間 2*2 為負電流，周圍 12 個為正電流輸出，且該 Pattern 以順時針方向移動繞行於整個電極陣列。
 - c. Pattern 4 與 Pattern 1 相同，惟繞行方向為逆時針方向。
 - d. Pattern 5 與 Pattern 2 相同，惟繞行方向為逆時針方向。
2. Main Frequency: 如圖 31，由一組 Hi + Lo 的脈衝輸出組成一個電極輸出的 Main Frequency.

$$MainFrequency(2) = \frac{CarrierFrequency(4) * 2}{Hi(6) + Lo(7)}$$

3. Wave Scale: 波峰與波谷之百分比。 $WaveScale(3) = \frac{Hi(6)}{Hi(6) + Lo(7)} \times 100\%$
4. Carrier Frequency: 實驗原型之脈衝輸出載波頻率 (10Hz~8000Hz)，由程式輸入調整。
5. Delay: 實驗原型電極陣列輸出每個 Frame 的停留時間(100~100000)，由程式輸入調整。
說明：Pattern 移動一個電極的位置所停留的時間，由 Delay 值決定，以目前程式所規範之 Pattern (4*4)，從開始移動到繞回原位置，需要的 Frame 數量為 64 個，相關見 23 項之說明。
6. Hi 狀態個數：電極於一個 Main Frequency 中輸出電流波幅之數量。
7. Lo 狀態個數：電極在一個 Main Frequency 中緊接於 Hi 輸出之 Open 狀態之數量。
8. 正電流波幅值：於 Pattern 中每一個設定為正電流輸出之電極之程式波幅讀數。
9. 負電流波幅值：於 Pattern 中每一個設定為負電流輸出之電極之程式波幅讀數。
10. 正電流相對電壓：以 111KΩ 為基準，由示波器量測得到之對應正波幅讀數之實際電壓輸出值。
11. 負電流相對電壓：以 111KΩ 為基準，由示波器量測得到之對應負波幅讀數之實際電壓輸出值。
12. 測試者：測試人員代號。
13. 周遭電極狀態：除了 Pattern 以外之電極，其他電極之狀態，由程式輸入控制為 Ground 或 Open。

- 14.感受強度：測試人員之感受強度（0：無感覺，1：開始有感覺<JNS>，2：有感覺，3：感覺強烈到不舒服的程度）
- 15.Main Freq 感受：是否能感受與 Main Frequency 相近之頻率感受（0：否，1：是）
- 16.Delay 感受：能否判斷由 Pattern 移動方向（0：否，1：是），判斷方式標準：Pattern 1 與 Pattern 4 相互切換，是否能分辨方向有所不同；Pattern 2 則與 Pattern5 相互切換做判斷。
- 17.感覺描述：14，15，16 項不易描述之特殊感覺紀錄。
- 18.正電極數：對應第 1 項之 Pattern 編號之對應正電極數量。
- 19.負電極數：對應第 1 項之 Pattern 編號之對應負電極數量。
- 20.等效電流：Pattern 之所有電極輸出之電流總和。

$$Sum_I = \frac{((18) \times (10) + (19) \times (11))}{111K} \text{ 單位：mA}$$

21.正電極總電流： $Sum_I = \frac{((18) \times (10))}{111K}$ 單位：mA

22.正電極總電流： $Sum_I = \frac{((19) \times (11))}{111K}$ 單位：mA

- 23.Pattern 週期：Pattern 繞行整個 PAD 一週回到相同位置所需的時間，由 5 中每個 Frame 的停留時間由 Delay 值大小決定。經由實際量測，將 Delay 值與 Pattern 繞行一週之週期時間可以歸納為下列公式：
 $f = 100.833801 + (5) \times 0.20199199$ ，單位：ms。(每個 Frame 實際停留時間，可由週期時間除以 64 得到。)

5.4 實驗與結果

對每一種電流輸出的模式，測試的人員會將食指、中指及無名指三指放在測試板上（如圖所示），在測試板上有 24*24 個陣列電極，由起始點開始進行移動，控制的變數如下表所示：

	Pattern Number	Controlled Variables	Measured Properties
Test 1	Pattern 1	Anode Current Setting	1. Subjective Strength 2. Feel of Main Freq. 3. Feel of Delay
Test 2	Pattern 1	Cathode Current Setting	1. Subjective Strength 2. Feel of Main Freq.

			3. Feel of Delay
Test 3	Pattern 1	Main Frequency	1. Subjective Strength 2. Feel of Main Freq. 3. Feel of Delay
Test 4	Pattern 1	Delay Parameter	1. Subjective Strength 2. Feel of Main Freq. 3. Feel of Delay
Test 5	Pattern 1	Carrier Frequency	1. Subjective Strength 2. Feel of Main Freq. 3. Feel of Delay

表 6 實驗的設計

五個實驗的測試結果如下：

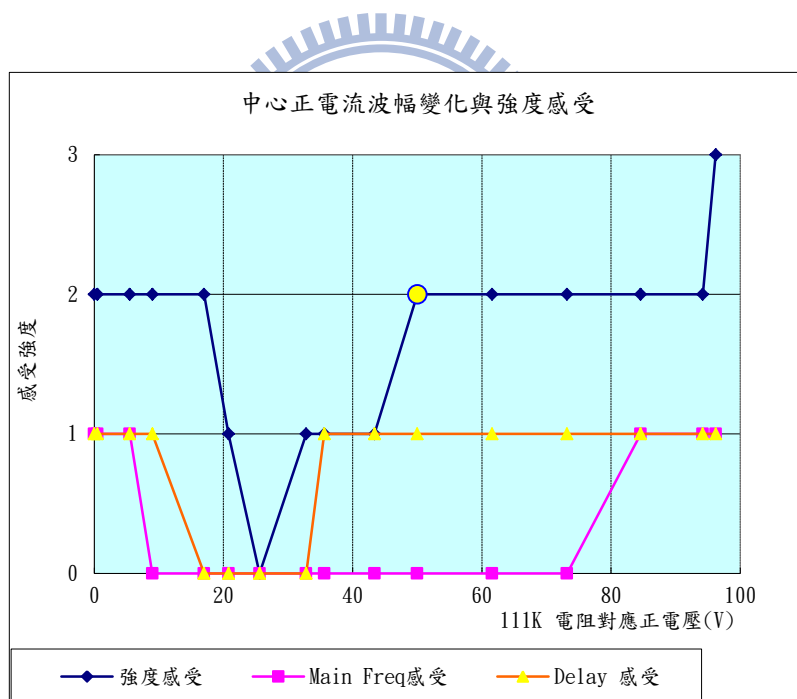


圖 32 中心電流波幅與強度感受測試結果

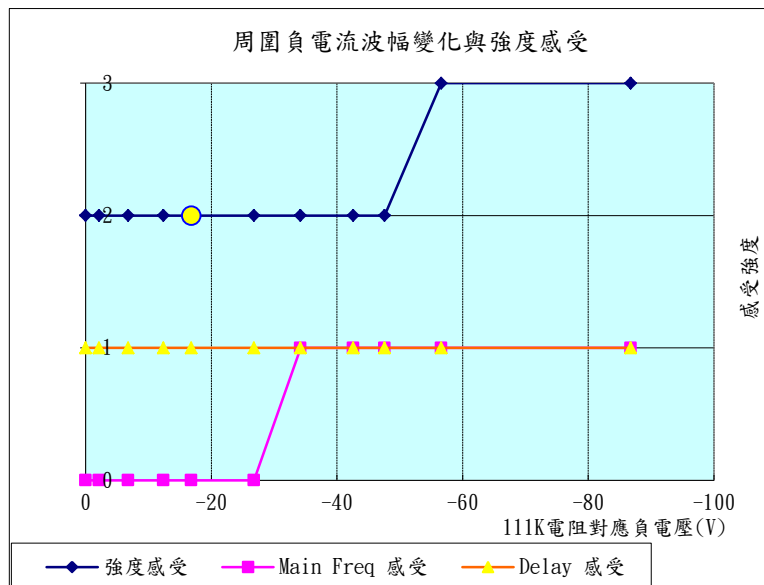


圖 33 周圍負電流波幅與強度感受測試結果

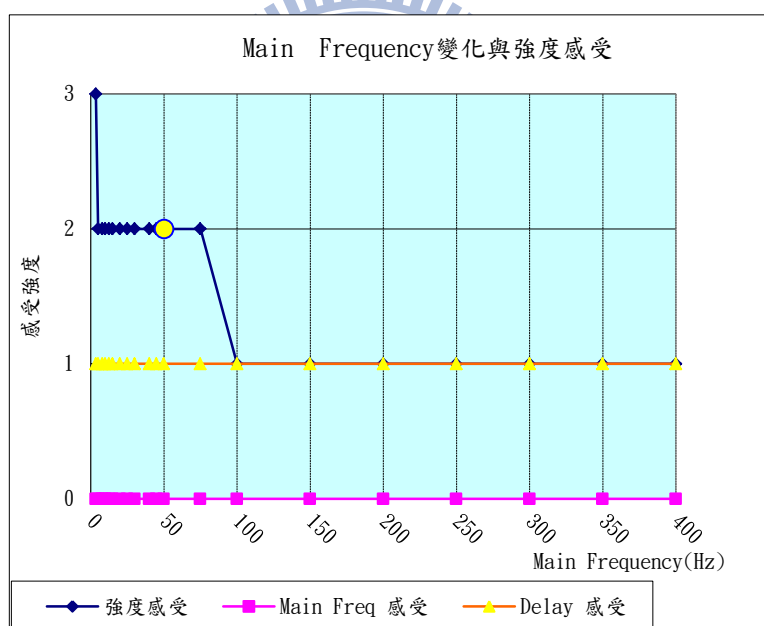


圖 34 Main Frequency 變化與強度感受測試結果

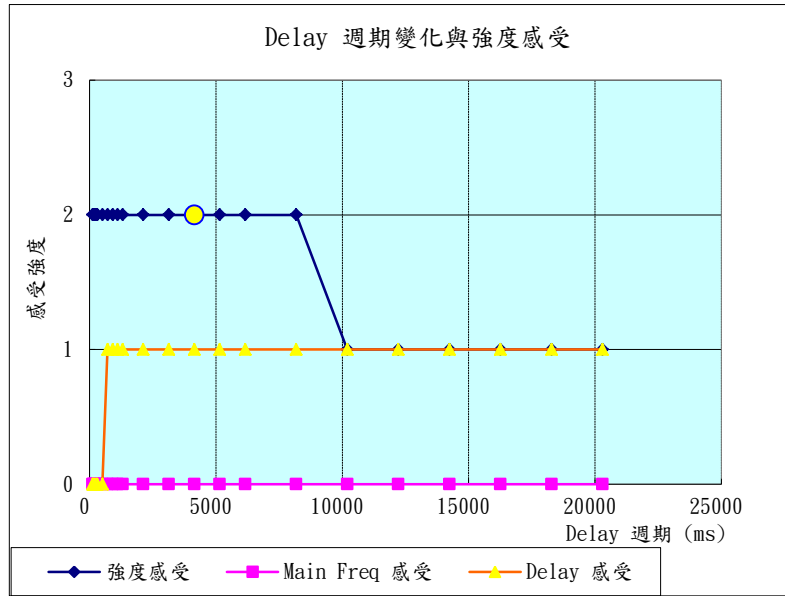


圖 35 Delay 週期變化與強度感受測試結果

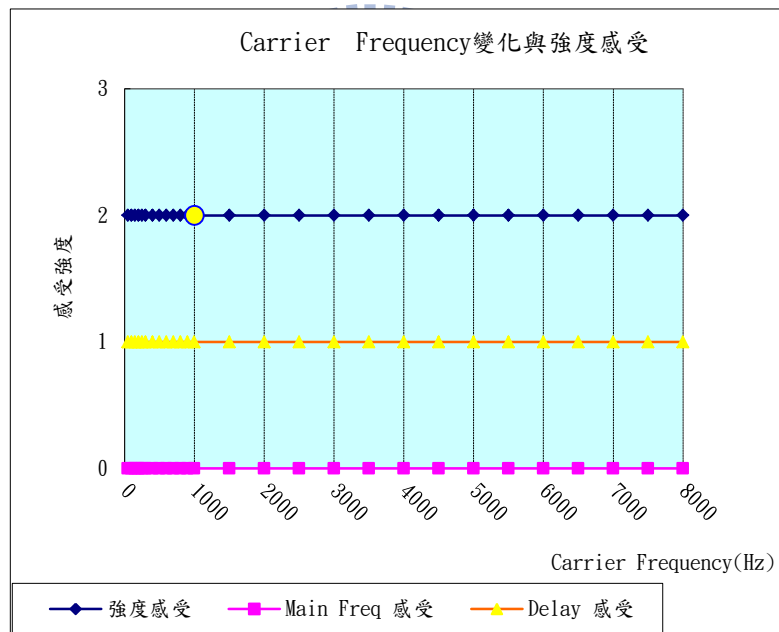


圖 36 Carrier Frequency 變化與強度感受測試結果

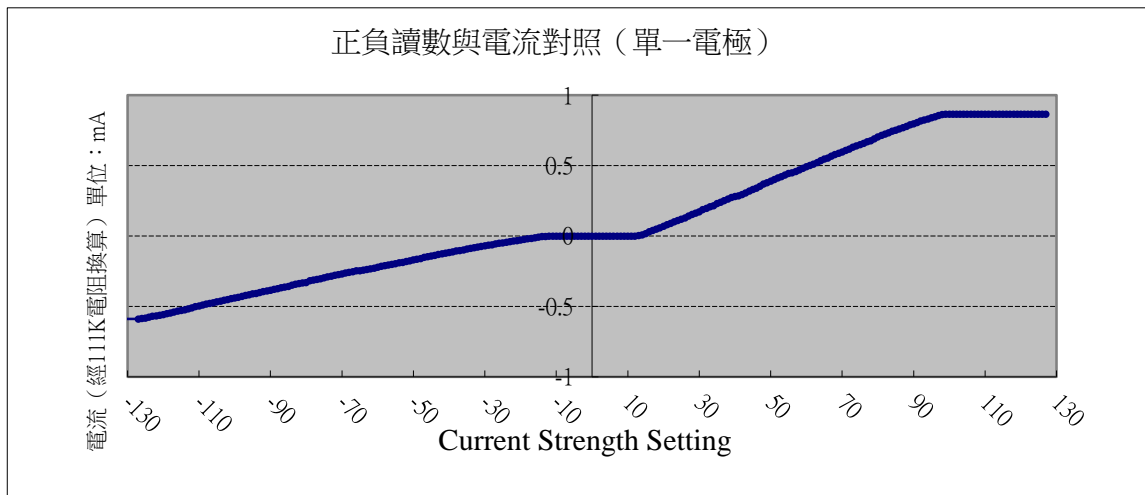


圖 37 電壓讀數與實際輸出電壓對應表

電流驅動 IC 之讀數與電流之校正，因經過整個系統電路輸出的電流與程式對應的數值非線性，故對應的電流與程式對應的數值應先確認並做必要之對應調整。

5.5 基於研究開發過程提出之專利申請

在 2001~2002 年間，華錄生物電子的研發團隊在研發電觸感裝置的同時，也提出了對整體系統與 ETD IC 的整合開發規劃，並將其提出專利申請。而在思考將來觸控面板的趨勢之時，也將概念推前到具有電觸感迴授的觸控面板設計概念，也同時先行提出專利的申請。

5.5.1 美國專利 US 6930590 Modular electrotactile system and method

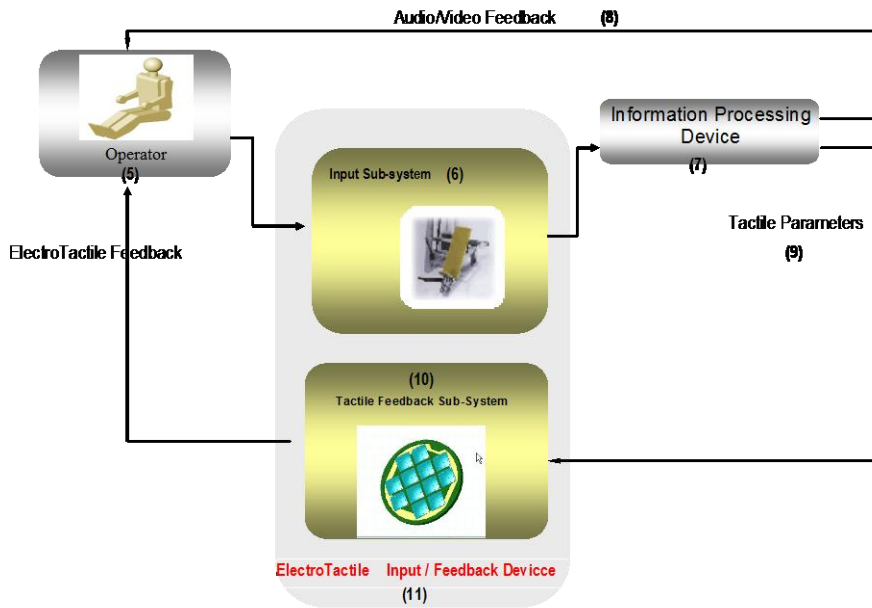


圖 38 Proposed Electrotactile System (ETS) with tactile feedback capability

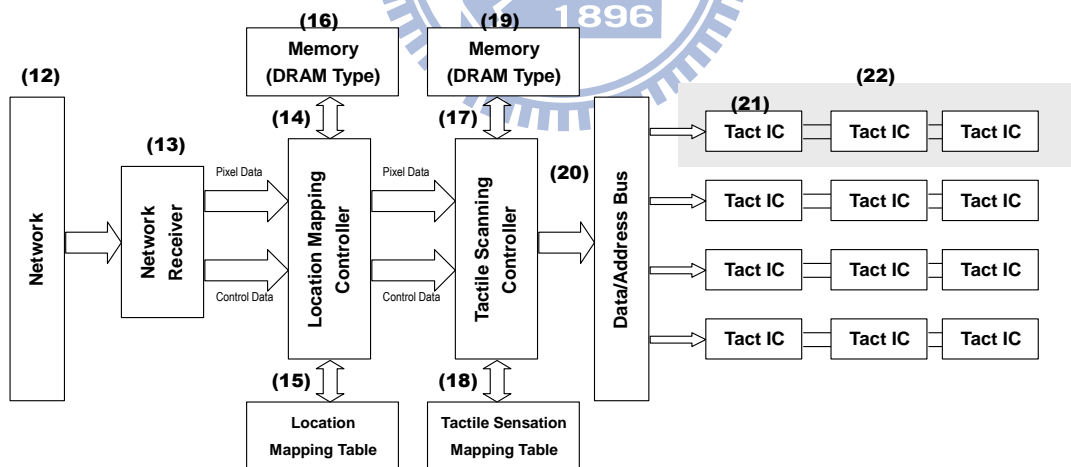
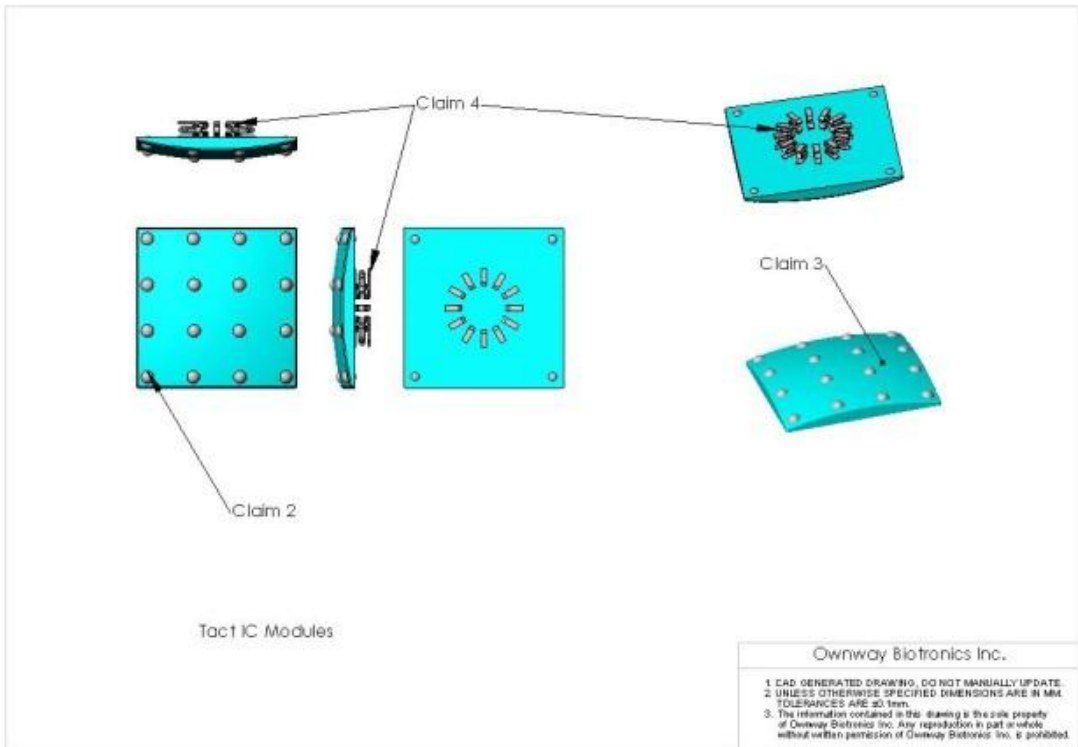


圖 39 System Diagram of Tactile Feedback Sub-system (10).



OWNWAY B IOTRONICS

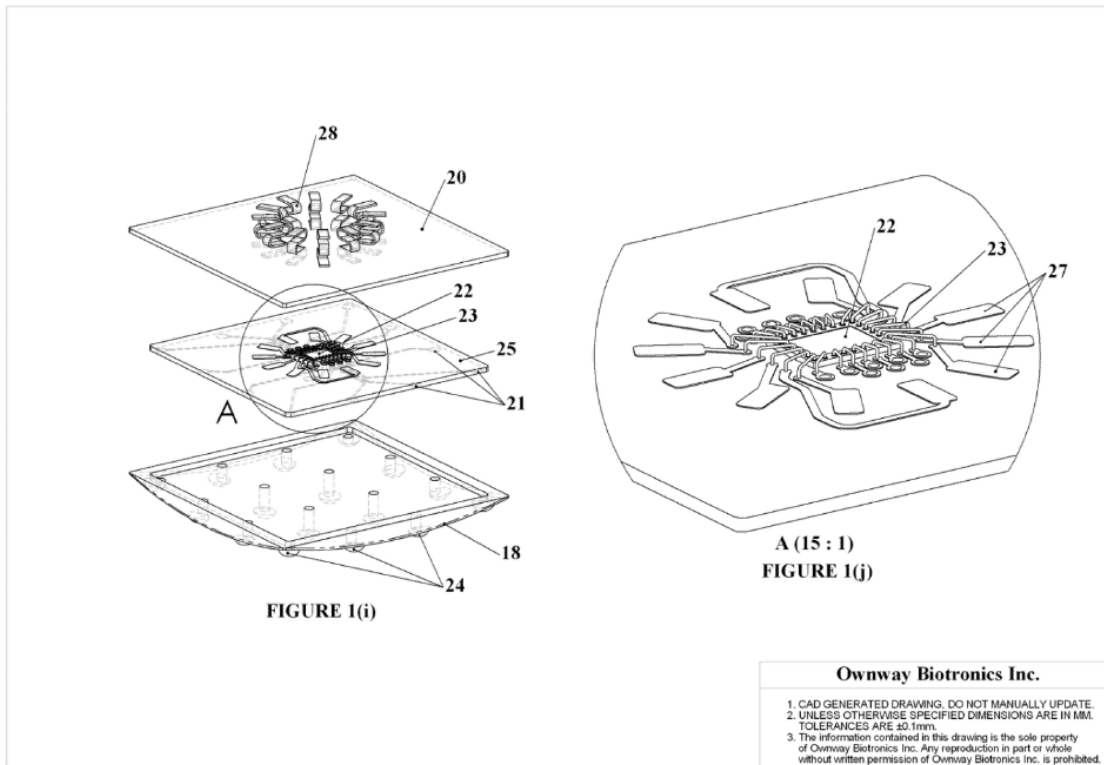


圖 40 電觸覺 IC 圖示

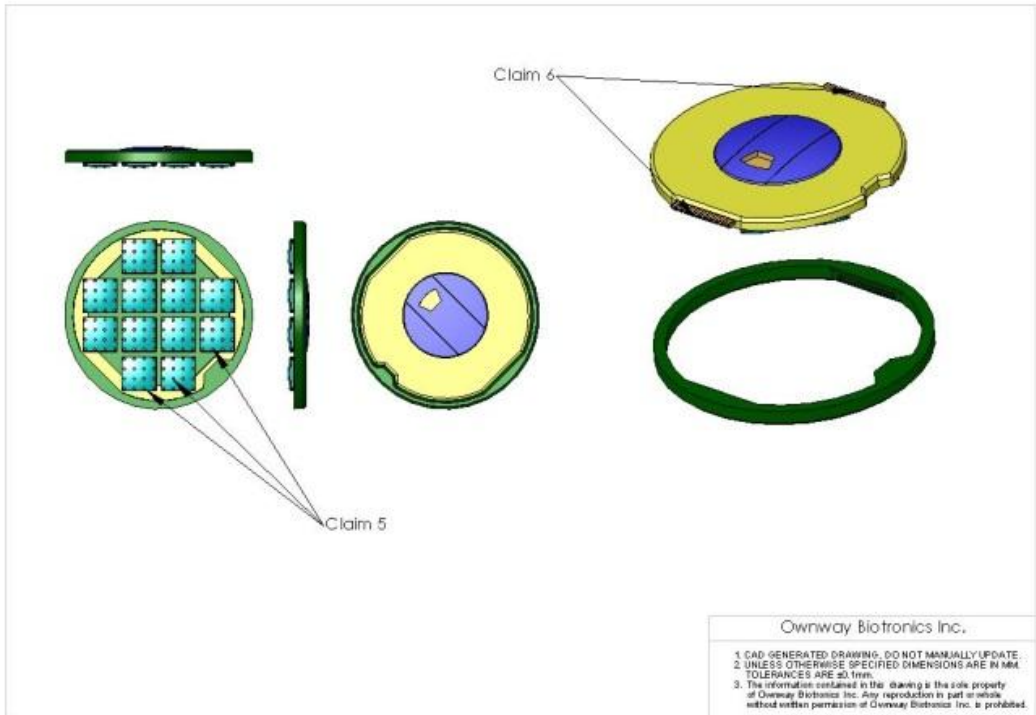


圖 41 電觸覺模組圖示

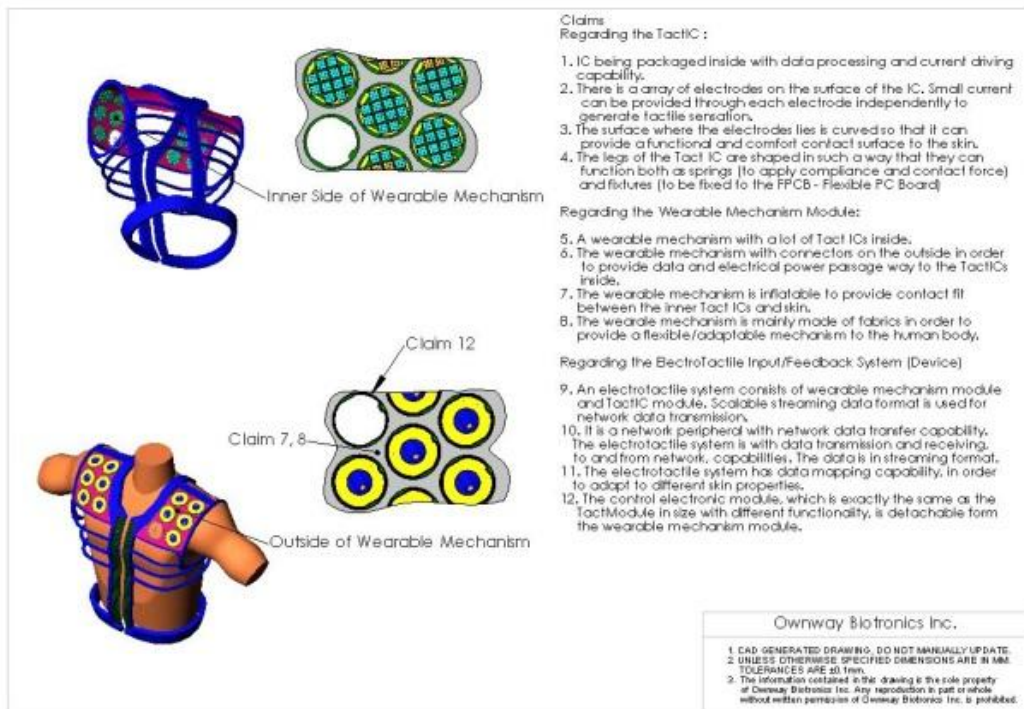


圖 42 電觸覺迴授背心圖示。

5.5.2 美國專利 US 7190352 Method and apparatus of electrotactile panel with pointing system

將電觸感裝置 Electrotactile Device 的技術及觀念延伸，藉由透明而導電的材質(例如 ITO：銻錫氧化物)作為電極，成為可提供觸覺迴授之透明面版:Electrotactile Panel (ETP)，而該面版可以被加裝在現有顯示器之上，與目前的資訊裝置整合，可以達到視覺及聽覺以外之觸覺回饋，藉由此裝置可以讓使用者”摸“到顯示器的資訊，而不再只是看到影像而已。

此外由於 ETP 系統的特性，藉由系統本身的掃瞄輸出電流時的迴授偵測，可以取得目前手指或皮膚接觸在螢幕上的位置，而達到與目前被大量使用的 Touch Panel 觸控面版相同的功能，因此本發明同時達到觸覺回饋 Electrotactile feedback 及游標裝置 Pointing device 之雙重功能
Electrotactile Panel

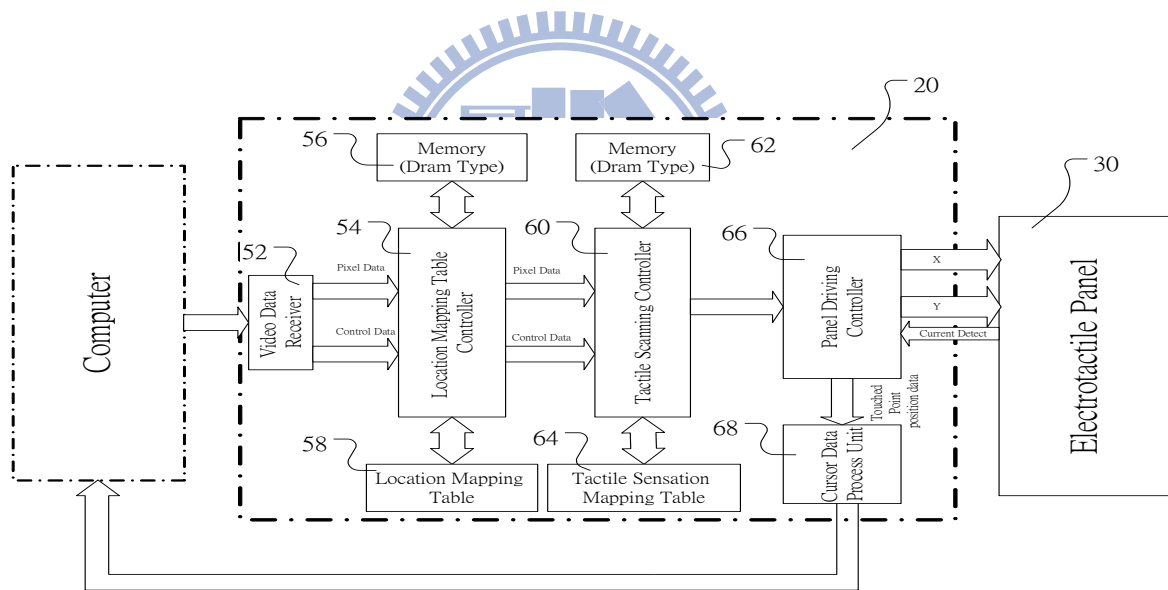


圖 43 電觸覺迴授面板之系統架構圖

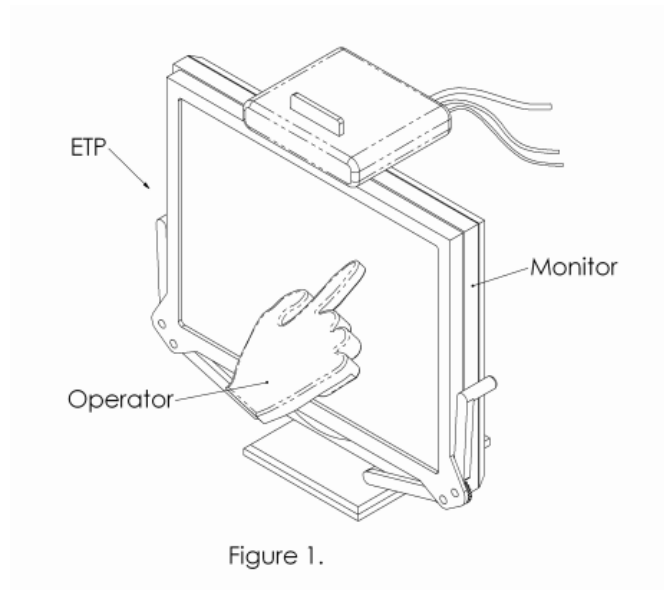


圖 44 電觸覺迴授面板示意圖

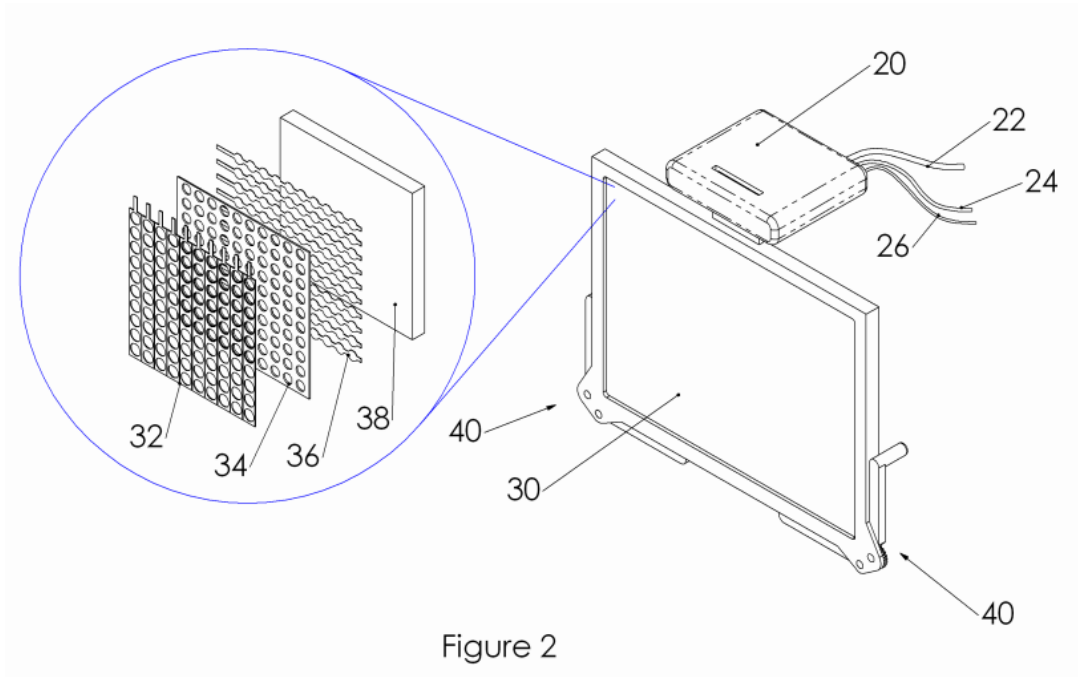


圖 45 電觸覺迴授面板電極排列示意圖

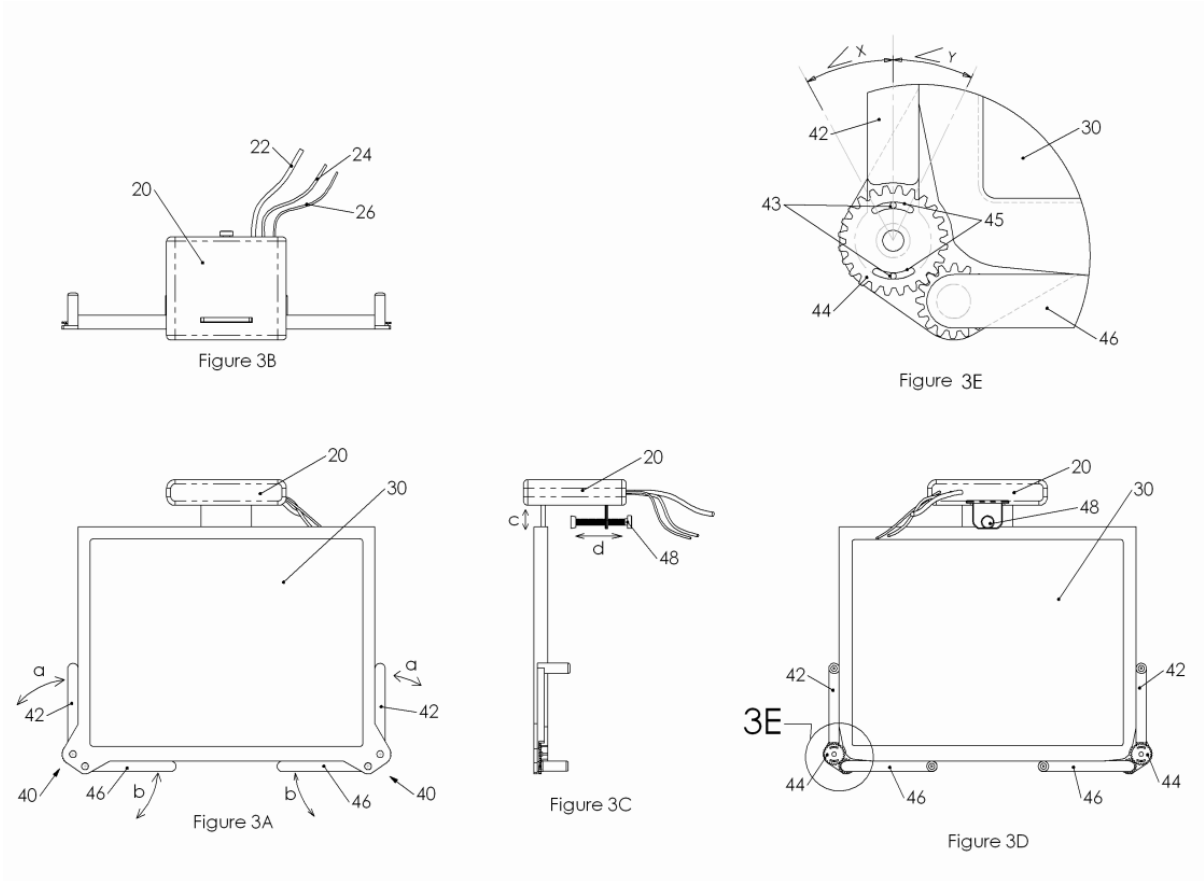


圖 46 電觸覺迴授面板機構示意圖



六、電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置實現

6.1 電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置概念發想

人類在觸覺 (Sense of Touch) 當中的兩大部分，一個是空間動態的感知，另一部分是觸覺(Tactile) 的部分，於本文第四及第五章當中提到的是 Electro-tactile display 的概念與實施，該實驗裝置有利於實驗出觸覺部分的痛，刺，壓力等的感受的電流模式，經由大量的實驗漸漸取得基本的刺激模式參數。然而對於操作者或使用者的來說，若搭配互動式的介面輔以電觸感的輸出，可以讓操作者有更直接而深刻的對應感受，這是電觸覺滑鼠裝置的概念起始點。

於西元2000年開始，陸續有動力回饋的搖桿及滑鼠裝置問世，其中以 Logitech 的 Wingman 及 I feel Mouse 最為著名與暢銷，雖然近幾年在滑鼠裝置部分少有力回饋之機種推出，但該概念已經大量延伸在電視遊樂器之操作器上 (例如 Sony PS2/PS3, Nintendo Wii 等)，其應用仍持續的發展，且漸趨成熟。

然而，如第三章對於觸覺迴授裝置的驅動方式介紹，目前的這些應用大多都還是使用震動馬達的方式來達到，當中最廣為人知發展廠商可說是美國 Immersion inc. (<http://www.immersion.com/>)，其應用擴及手持裝置 (電話, PDA) 以及工業操作介面應用甚至醫療用途及娛樂器材等等，該公司也持續發展新的應用來輔助以觸覺的回饋豐富操作者或使用者的感官回饋深度。



圖 47 Immersion 觸覺迴授產品在汽車操作介面之應用



圖 48 Immersion 觸覺迴授產品在醫療用途之應用



圖 49 Immersion 觸覺迴授產品在消費性電子產品之應用

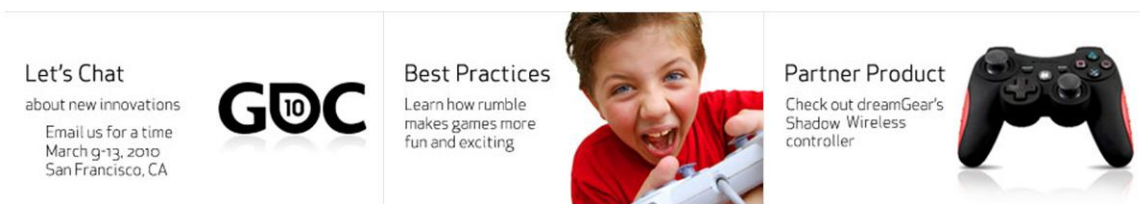


圖 50 Immersion 觸覺迴授產品在遊樂器之應用

在第五章內容當中，華錄生物電子於2001~2002 年間的原型設置及實驗的規劃測試結果，得到許多電觸覺因子對於感受強度的實驗結果，諸如電壓值約超過 45V 以上，感受會明顯增強，而負電壓在接近60V 或以上時，對等於正電壓相同數值之刺激其感受要來得更強(圖32, 336) (達到不適之程度)，而在刺激的頻率於0~100Hz 之間的感覺是強烈的，超過 100 HZ 以上時，觸覺感受的差異就不明顯 (圖34)；而主頻率 (載波頻率) 的部分對於感覺的影響則不明顯。

基於華錄生物電子期間研發之成果，並參考2002~2010 年間在電觸覺迴授的的相關研究資料，可大致確認電流，電壓，頻率可定義出適當達到引起觸覺感受效果的驅動裝置規格需求，進而製作輸出裝置。

另外考量電腦操作與輸出裝置的傳輸需求，由於預計輸出的電極通道數量不超過十組，因此評估以 RS232 介面就可達到傳輸資料量的速度需求，使用 RS232 介面，藉由 USB 轉RS232 之傳輸線材，在筆記型電腦上也可方便使用，而軟體介面在程式的函式庫裡也可找到對應的功能來達到整體介面的需求。

因此基於上述的既有資料及既往的研究結果，若將電觸覺的裝置整合於滑鼠的按鍵上，並利用滑鼠與電腦畫面操作時的螢幕畫面為基礎，針對滑鼠游標的位置所在之顏色與前一個位置的顏色差異進行電觸覺的輸出，則使用者在操作滑鼠的同時，同時有視覺的迴授以及觸覺的回饋。而雖然目前已知的電流刺激模式還不能明確而完整的傳遞所有皮膚受器的感覺（溫度差異/滑動/壓力感受/粗糙度），但藉由視覺與指尖觸覺的同步回饋，以游標位置影像顏色差異的演算輸出不同大小或頻率的刺激於指尖上，期望能對互動的整體感官迴授有更加乘的效果。

而不同於目前各式各樣的觸覺迴授裝置，本研究之電觸覺滑鼠裝置以電流於皮膚局部區域刺激激發皮膚的觸覺感受，於裝置可上最簡化，無機械驅動器之需求就可達到不同程度的觸覺迴授刺激，滑鼠的使用目前是電腦使用介面不可或缺之裝置，若整合電觸覺於滑鼠裝置上，藉由軟體介面以電腦螢幕顯示之圖形資料對應某種程度之電流刺激於指尖來產生觸覺迴授，則可達到視覺與觸覺互動之感官迴授整合功能，這部分亦是在應用上少有人發表相關研究，更無實際產品問世，故有其獨特性。

而電流刺激的模式雖未成熟到已經瞭解各種皮膚感覺對應到電流之各項參數與模態的細節，但可以確定的是就某些特定的感覺，由電流來達到是確認可行的，也就是以人類敏感而不精確的感覺特性來說，藉由電觸覺的刺激輔以視覺的迴授互動整合，對於讓使用者更沈浸在虛擬實境的互動上，有絕對的幫助，故認為此研究有其獨特性及可行性，故期望以此為研究方向，藉由此裝置之整合互動，確認其效果及對不同使用者皮膚之感受差異。

6.2 電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置架構規劃

依據前述的概念發想，電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置架構規劃如下所示：

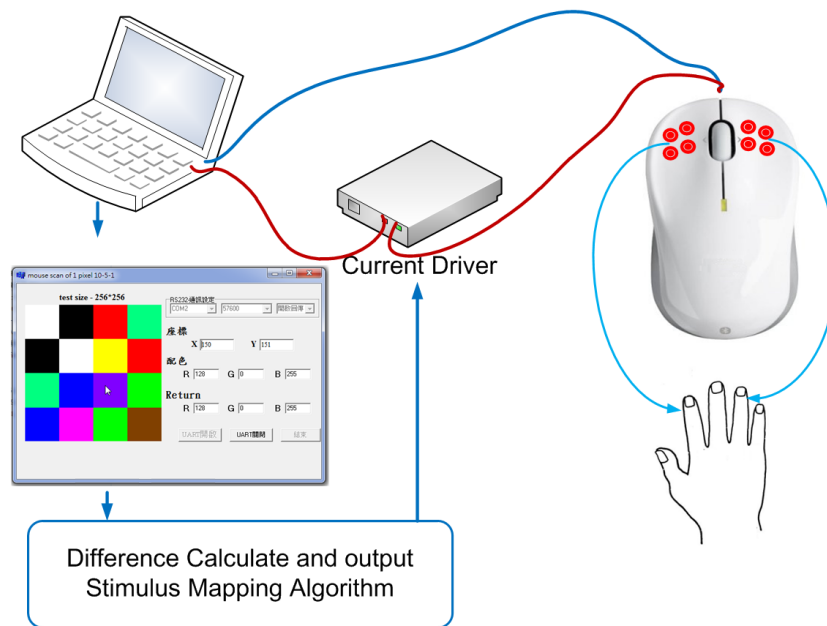


圖 51 電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置架構

上圖 51 當中，整個電觸覺滑鼠與視覺迴授之互動裝置由三個主要的部分組成：其一為電腦裝置（包括主機與螢幕），其二為電觸覺滑鼠裝置（由滑鼠加裝電極，並連結到電流驅動裝置），其三為軟體介面（處理滑鼠游標之影像資料並有一定之演算機制將差值轉換為電流驅動裝置可接收之命令，電流驅動裝置依照演算法計算後之數值對應輸出電流至滑鼠之個別電極上，以達到互動迴授之目的）

6.3 電流輸出之硬體規劃與製作

6.3.1 理想的電流輸出能力與規格

藉由在第四章當中對於經電皮膚刺激的研究資料收集，我們可先行定義在硬體上的輸出規格，定義好規格之後，在相關有效的刺激數值（電壓，頻率，電流）下，我們可先行完成硬體的設計與製作。

基於之前各研究所得的結論與其設計的硬體歸納出一些參數的能力範圍，預期若能達到下列輸出及控制的特性，則可滿足刺激皮膚感應受器的功能與範圍：

- (a) 輸出電壓：-100~+100V
- (b) 輸出 Channel 數：我們預定最多為四組的電極組輸出，不同於其他相關的電觸感實驗裝置，我們嘗試將電極設置在滑鼠上，預設在食指或無名指（操作滑鼠左右鍵的手指），在每個手指上提供四組的電極輸出，在實驗的模式時，每個電極可單獨控制，或做相同的輸出，作為實驗的變因，驗證不同模式對於感覺的差異與效果。
- (c) 輸出電流範圍：0~20mA，從以往的研究，20mA 的電流已經足夠達到需要的刺激，更大的電流會導致運動神經的作動，所以刺激的目的及安全以及低功耗的考量下，都不宜有太大的電流。
- (d) 頻率：0~1000Hz，在過去的研究結果當中，超過 1KHz 之刺激人體皮膚已經無法分辨出差異性，故暫訂以 1KHz 為載波頻率。
- (e) 雙相電流輸出能力：可正電流或負電流以及接地之極性設定。
- (f) 脈衝頻寬最小可到 1ms.
- (g) 可調整的脈衝鏈長度（組合波形）

6.3.2 單點電流輸出之硬體裝置

華錄生物科技於 2002 年設計之電觸感裝置之架構是可同時控制 24*24 共 576 點之控制架構，在電子硬體的設備需求上相對複雜而需要高額的經費來達成，而本論文的應用測試條件設定在於局部電流刺激的輸出，而相對的是透過電腦程式介面搭配滑鼠的操作對應滑鼠座標位置的色階變化來提供電流的刺激，故在實驗的設定上，最大的輸出通道設定在一個手指四個通道輸出。

基於最多四個通道的設計，並考量製作經費，此次實驗用之電路改以低週波治療器常用之 Boost（Step up）昇壓電路架構來達到電極電流輸出之目的，與華錄生物電子之經電觸感裝置不同的是其電源之電壓只需 5 伏特（甚至更低），藉由控制電路產生不同頻率給充電電路，使充電透過電感與電容進行充電儲存電壓，然後依照頻率的需要進行洩壓的動作將電流輸出到操作者的皮膚上，在無負載的狀態下，其電壓輸出之理論值可達 0~180 伏特。

此樣品主要設計架構是想藉由單晶片控制與充放電路的搭配，透過此樣品可透過微處理器控制對皮膚提供電流刺激，達到電觸覺裝置之功能：

6.3.2.1 電路架構：

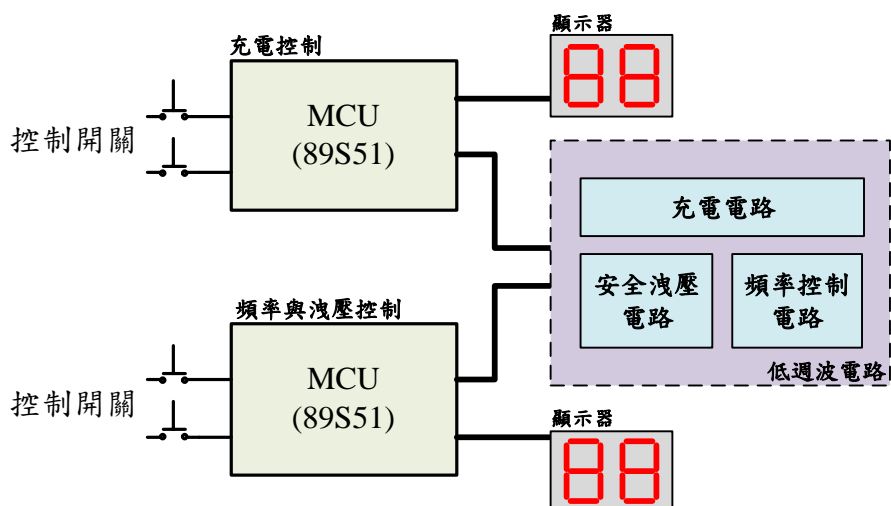


圖 52 單一輸出電極之電路架構

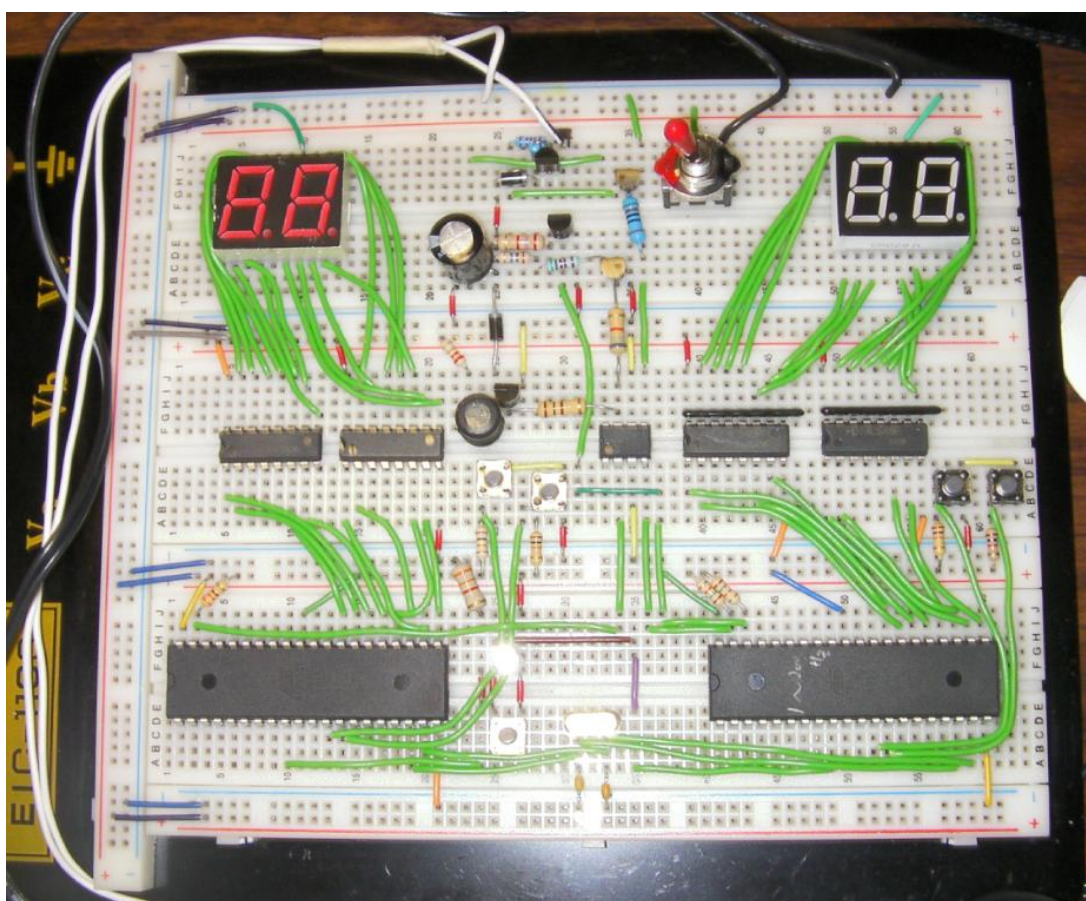


圖 53 單一輸出電極之電路實品麵包板測試樣品

6.3.2.2 電路說明：

- 充電控制電路：

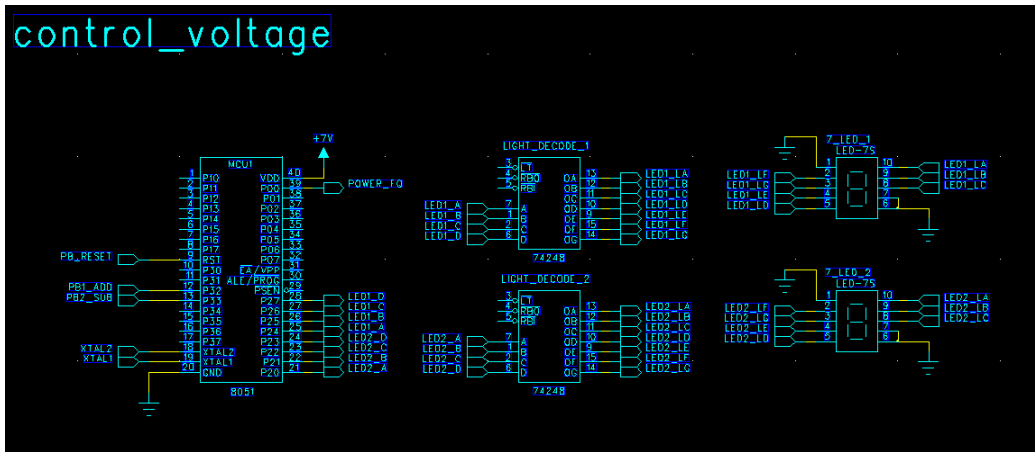


圖 54 充電控制電路

控制核心使用 Atmel-AT89S51，其主要功能是產生不同頻率給充電電路，使充電透過電感與電容進行充電儲存電壓，其輸出頻率分別為 0、100、200、300、400、500、600、700、800、900、1K、1.5K、2K、2.4K、3.1K、4K、5K、6K、7K、8K、9K、10K、11K、12K、13K、15K，充電電路會依電感震盪越快其電壓越高。本 MCU 為方便使用者直接觀察，使用七段顯示器解碼 IC(7448)，透過七段顯示器顯示目前輸出頻率，透過簡單 push button 作為增減控制裝置。

6.3.2.3 頻率與洩壓控制電路：1896

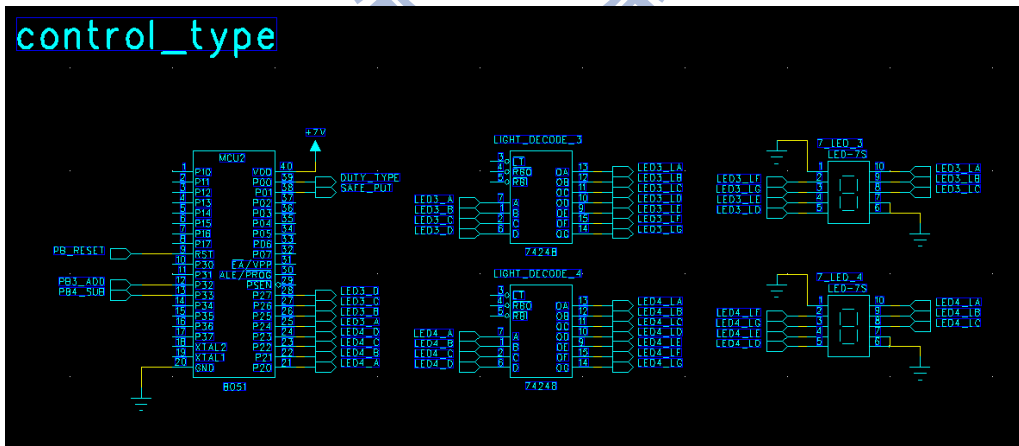


圖 55 頻率與洩壓控制電路

此核心的外部電路與充電控制電路皆相同。MCU 其主要控制方式分為兩大功能，首先提到是頻率變化方式，透過外不按鈕可增快或減慢 Duty TYPE 所輸出的頻率，其頻率由 1Hz、5Hz、10Hz...至 200Hz；總共有 41 總頻率。可依顯示器所顯示之數字乘以 5，就是目前系統所產生之頻率。

6.3.2.4 充電及保護電路：

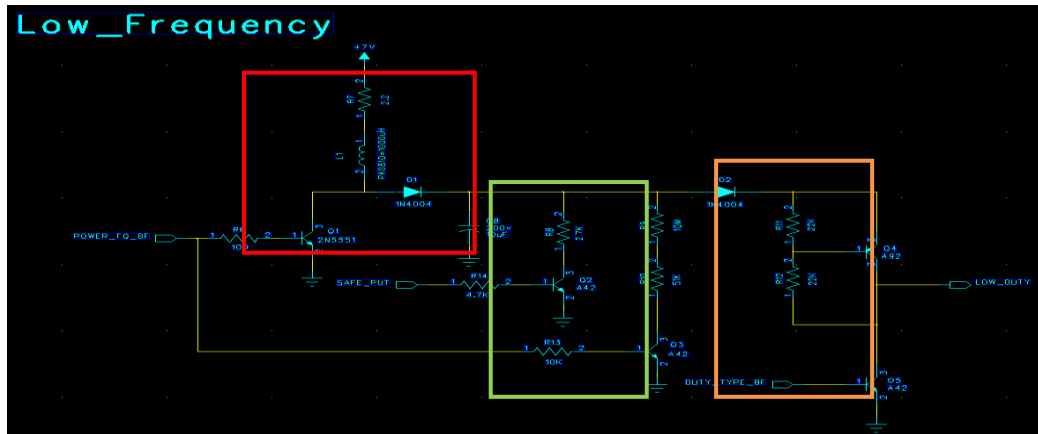


圖 56 充電及保護電路

此充電電路主要分為三個部分；

- 紅色區塊所表示，高壓激發電路部份是利用電感的特性來設計。控制NPN型電晶體Q1切換工作在不同區域的瞬間，造成電感產生高電壓的反電動勢，提供後級輸出電路之需求，首先對電晶體的基極送出HIGH的訊號，使之進入飽和區，此時電流通過電感後會直接流向GND，並沒有達到後面的高壓電容C8充電，接著再對Switch Transistor送出LOW電壓，致使N型電晶體瞬間切換進入截止區而形成斷路，由於突然的狀態改變使得電感感應一個反向的電動勢而產生高壓的脈波，對電容C8作充電的動作，產生高壓電源來提供後級輸出電路所需。依目前電路元件限制，充電最高頻率為15KHz，電壓可達180V如下圖一(無負載情況下)，電流強度調整可以藉由調整電阻R6去更換，電阻值越大電流越小。

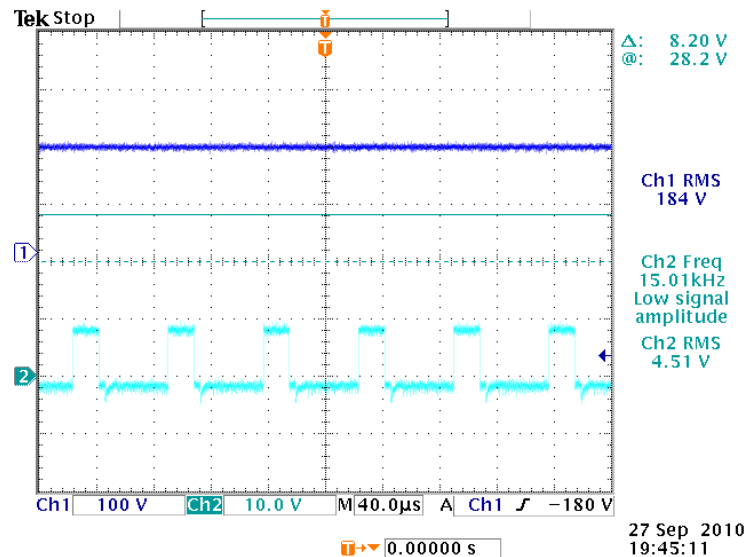


圖 57 充電電路在於無負載下充電之情形

- 綠色區塊所表示，透過MCU控制腳位，輸出high電壓時電晶體Q2會進入飽和區，高壓將藉由此動達到放電之效果。則電晶體Q3也是此控制方式，其控制訊號與MCU產生之充電頻率相同，其主要設計是避免在無負載之情況下，充電電路仍然持續充電，導致系統因為電壓過高，導致元件有燒毀之情形。
- 橘色區塊所表示，此部分電路為高壓輸出控制之電路，透過MCU產生不同的duty去控制電晶體(Q5)，進而產生各種節目。未來可能會增加輸出埠數量，可直接從這部分電路進行修改，當輸出埠數量越多時能量釋放越快，電極的刺激感受程度就會越低。

而在整個驅動裝置當中，MCU 同時可控制多個輸出電極硬體線路，在初步的規劃當中，將有 4 個輸出單位，亦即 MCU 同時可針對 4 個單位進行控制輸出不同的電流脈衝與電壓，整合上述裝置作為在滑鼠上輸出電觸覺之設備。

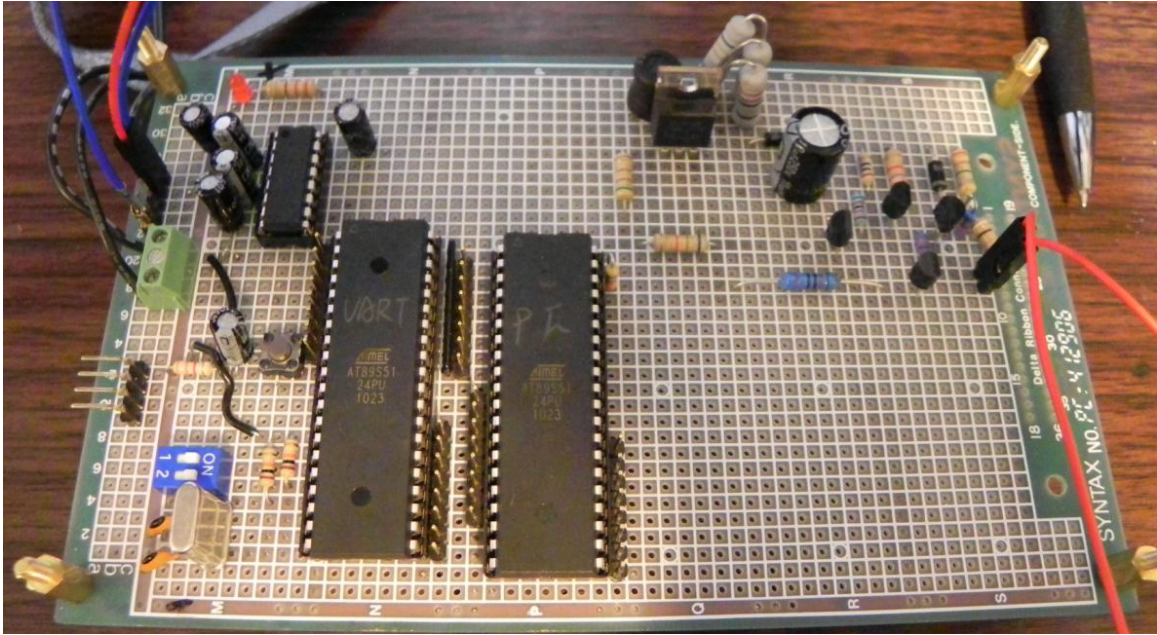


圖 58 電流輸出電路實體

6.4 電腦與電觸覺滑鼠之訊號輸出介面設計

6.4.1 以 RS-232 作為資料傳輸 / 回送之介面

由於本研究設定之輸出 channel 數為 8 個輸出電極，在電腦與輸出驅動裝置之間傳輸的資料量不大，若考量每個點輸出的數值為 $10\text{bit} * 8\text{ channels}$ ，相當於每次的輸出數據量為 10bytes ，若考量每秒輸出配合螢幕一般之更新頻率 60Hz (以目前液晶螢幕畫面之畫面更新率為基礎)，每秒總傳輸量為 600Bytes ，也就是相當於 4800bits/sec ，對於這樣的資料傳輸速度(頻寬)的需求，目前各項電腦傳輸裝置如乙太網路/USB/ 平行埠與串列埠等都可滿足，考慮可攜性的因素，先選擇以 RS232 序列埠介面作為傳輸資料之介面。雖然目前以筆記型電腦來說，大多已經沒有內建之 RS232 port 可供連接，然藉由 USB 轉接 RS-232 傳輸線，可簡單的藉由此傳輸線達到研究所需的傳輸資料，下圖為介面設計初期，測試使用者操作介面與回傳功能時的操作畫面。

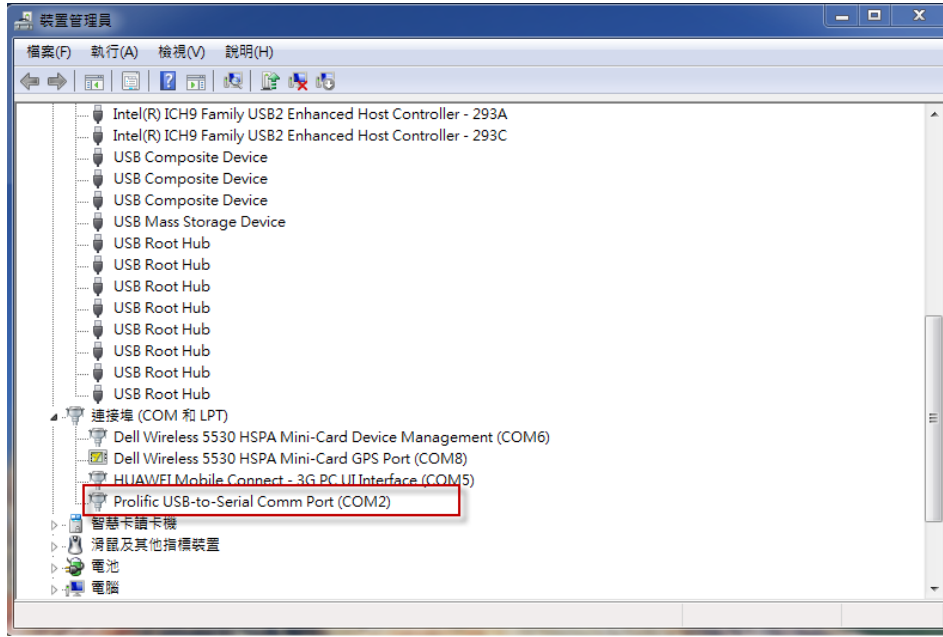
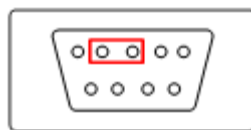


圖 59 USB 轉 RS232 裝置於 Windows 介面之硬體狀態顯示

圖 59 為以 USB to RS232 裝置於筆記型電腦上連接後之硬體狀態顯示，透過此類裝置，我們可輕易的在無標準 RS232 port 的電腦上增加需要之連接埠，並可藉由硬體資訊確認連接埠之編號，對應在軟體介面上之連接埠設定。（實際測試的過程中，透過 USB 轉 RS232 的介面偶爾會有失效的情況，也許由於 USB 轉 Com port 之硬體或軟體與電腦整個系統的相容問題，也曾發生 IRQ 衝突的問題導致硬體失效，甚至會導致電腦當機，故若考量穩定性，仍以實體 RS-232 Port 較為可靠穩定。）

接腳	名稱	意義	接腳	名稱	意義
1	DCD	資料載波偵測	6	DSR	接收端已準備妥當(入)
2	RD	接收資料線(入)	7	RTS	傳送端要求傳送(出)
3	TD	傳輸資料線(出)	8	CTS	接收端清除準備接收(入)
4	DTR	資料終端備妥(出)	9	RI	鈴響指示(入)
5	SG	信號接地			

表 7 DB-9 接腳定義



RS-232

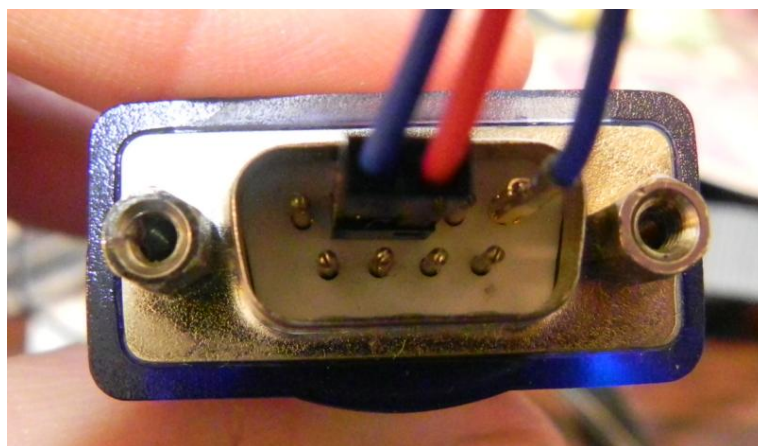


圖 60 RS232 介面之資料傳出與傳回之 Pin 腳(Pin2 & Pin3)

表 7 為標準 RS232 DP-9 之接腳定義，而初步在軟體介面與 RS232 之間的資料傳輸與回傳確認，將 2,3 pin 短路（如圖 60）來作為資料有確認傳輸並且正確回傳之確認。

而下圖 61 則為初步程式介面之雛形，介面內有影像區域，規劃可以程式介面開啟指定之靜態影像檔案，而影像將顯示在軟體介面上，程式會即時的擷取目前滑鼠游標所在位置的座標以及該位置之顏色對應 R, G, B 數值，下方之 return test 介面為程式開發初期用來確認與 RS232 介面之傳輸正常運作。

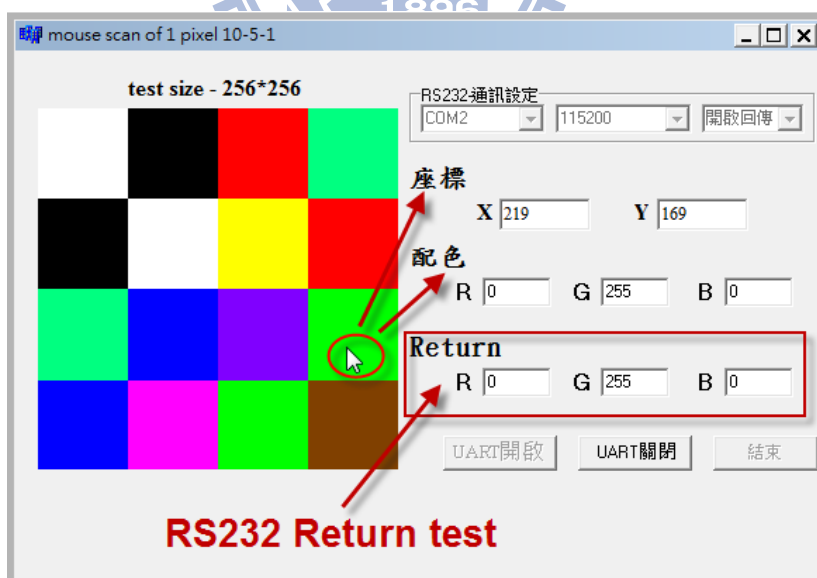


圖 61 軟體介面初步設置與資料回傳測試

在程式操作介面上的部分將規劃使可讀取之影像尺寸加大至 800*600 或更大，(初步規劃驗證用之圖形區塊尺寸為 256*256 pixels)，當輸出裝置硬體完成時，可開始進行輸出之測試，後續再依照實驗需求及考量

進行程式介面之調整，而程式本身除了介面之外，最大的功能在於對於游標位置前後位置之顏色差值計算與轉換成電流輸出之對應數值功能，此部分也是影響互動迴授感覺的最大因素，針對演算方式及輸出的對應方式，本研究期望能以簡單的輸出模態來達到適當的觸覺迴授，並且期望能藉由實驗與換算演算法的調整，得能適當對應影像顏色差異的觸覺回饋強度。

6.4.2 軟體介面之設計

軟體介面的部分，依照感受刺激實驗的需求，分成兩種模式：

- (1) 強度頻率持續輸出之測試模式
- (2) 依照滑鼠游標前後座標之色階差值對應輸出電流

兩種輸出電流的模式可用來確認持續輸出強度的感受以及以顏色差值進行輸出的差異感受比較。因從以往之研究文獻，觸覺感受在持續的刺激下，會漸漸的產生適應性，因此持續的輸出對於觸覺迴授的應用上並不是理想的方式，故一開始的研究目的也設定要在滑鼠座標位置的色階符合設定的色階差異時才輸出刺激電流。

6.4.3 軟體介面操作說明

就研究規劃的需求，軟體最終的介面如下圖所示：

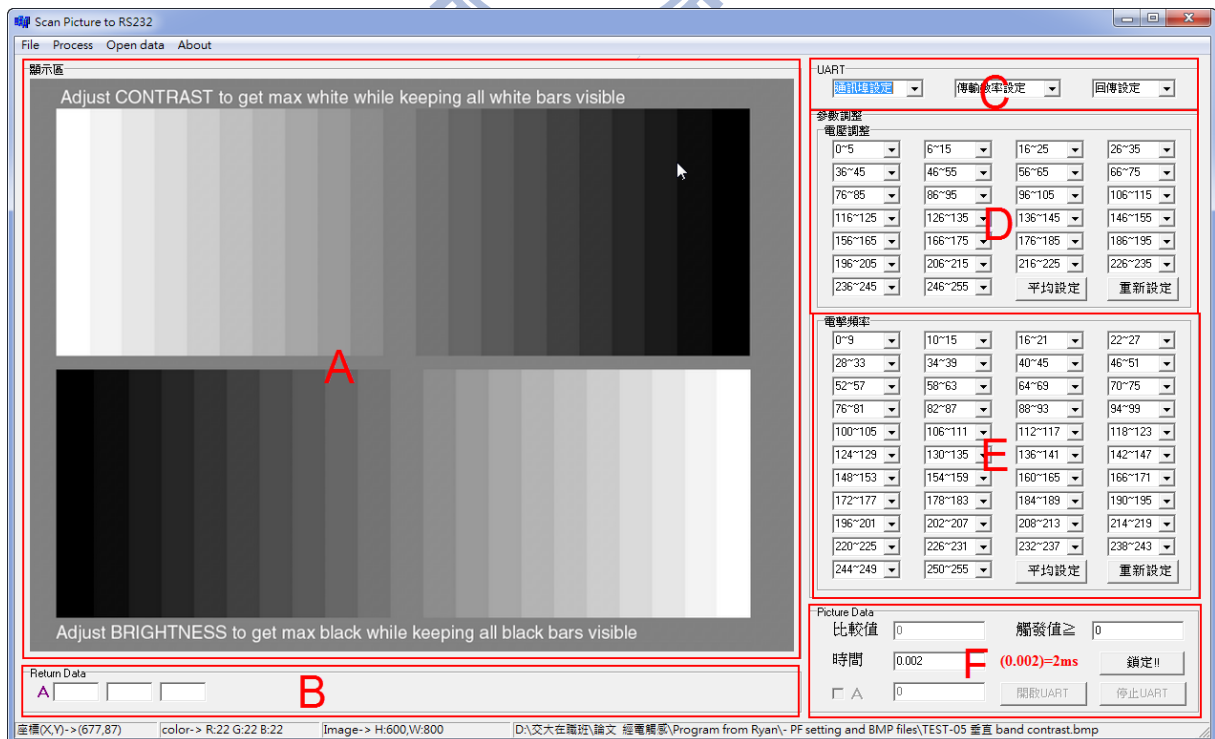


圖 62 軟體操作介面

實驗操作程序說明：

A. 載入影像 → 將全彩的影響轉為灰階



圖 63 載入圖片，轉換為灰階圖片

轉換後的影像資料程式會在記憶體當中以記憶體矩陣將各座標之色階值儲存，程式取得游標位置後再對應記憶陣列取得色階值。

B. 設定與電流輸出裝置之 RS232 接口編號及速率 Baudrate.



圖 64 序列埠設定功能區塊

針對筆記型電腦連接 USB to com port 的轉接線，其 com port 對應不固定，故程式可設定對應之連接埠設定，而傳輸速率設定在 9600bps（此速度已經足夠因應輸出與回傳的資料量與速度）

C. 色階值對應之強度設定 (分成 25 階)

強度的部分在硬體設計上原始的輸出非線性，因此需經由量測調整後，依照電壓的大致線性分布並決定輸出的階數針對韌體內的設定與軟體介面做對應的設定。研究當中最終的設定為 25 個 Level，太少的階數一下子電壓差異太大，皮膚感受強度會一下子差異過大導致不適，階數太多則調整不方便，感覺差異不易分辨，且造成韌體上的參數對應項目太多。

電壓調整			
0~5	6~15	16~25	26~35
36~45	46~55	56~65	66~75
76~85	86~95	96~105	106~115
116~125	126~135	136~145	146~155
156~165	166~175	176~185	186~195
196~205	206~215	216~225	226~235
236~245	246~255	平均設定	重新設定

圖 65 色階對應強度 (電壓) 之設定功能區塊

D. 色階值對應頻率之設定 (由 0, 1, 5, 10...: 200Hz)

與強度類似的原則，然最後設定可由 0~200HZ (每 5Hz 一個階次)，另一個主要目的是藉由 1~200Hz 確認是否感覺有明顯差異的區間是在 100HZ 以下，超過 100Hz 其實已經難感覺到差異。

電擊頻率			
0~9	10~15	16~21	22~27
28~33	34~39	40~45	46~51
52~57	58~63	64~69	70~75
76~81	82~87	88~93	94~99
100~105	106~111	112~117	118~123
124~129	130~135	136~141	142~147
148~153	154~159	160~165	166~171
172~177	178~183	184~189	190~195
196~201	202~207	208~213	214~219
220~225	226~231	232~237	238~243
244~249	250~255	平均設定	重新設定

圖 66 色階對應頻率之設定功能區塊

E. 偏移距離對應之輸出設定

(1) 強度頻率持續輸出之測試模式 (最多可同時輸出四組)

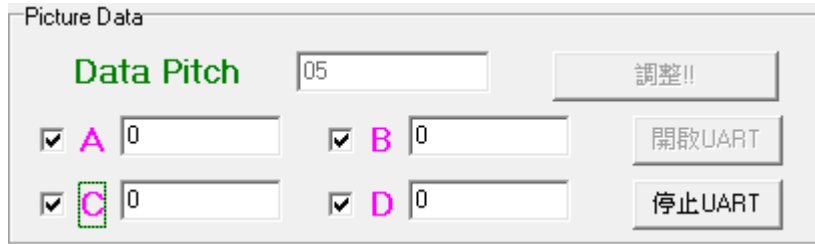


圖 67 多組電極之開關與電極對應像素距離設定區塊

(2) 依照滑鼠游標前後座標之色階差值對應輸出電流

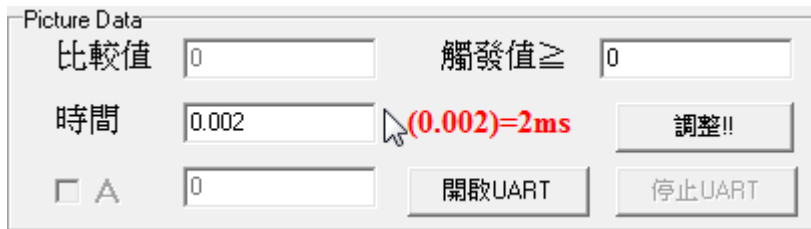


圖 68 色階差異數值監控與電流輸出時間長度設定功能區塊

F. 監控各點座標位置，色階，及對應輸出之電流強度。

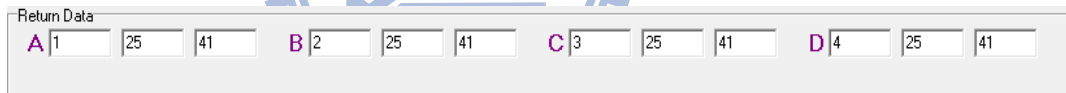


圖 69 各輸出電極之強度，頻率等級回饋監控

6.5 軟體介面與電極輸出裝置之整合測試

操作介面在與硬體搭配後，除了持續進行輸出的測試，也逐漸將一開始設定的輸出操作模式”以前後座標所在位置的色階差值作為輸出基準”之介面也隨之開發完成，於操作介面上述 6.4.3 說明當中圖 67 與圖 68 之設定差異之外，介面上並無太大差異，然其操作的演算方式是不同的，演算法與流程圖的說明如下：

6.5.1 電觸覺滑鼠裝置之流程圖 (演算法說明)

* Algorithm 1: 依據游標位置之色階值持續輸出電流刺激

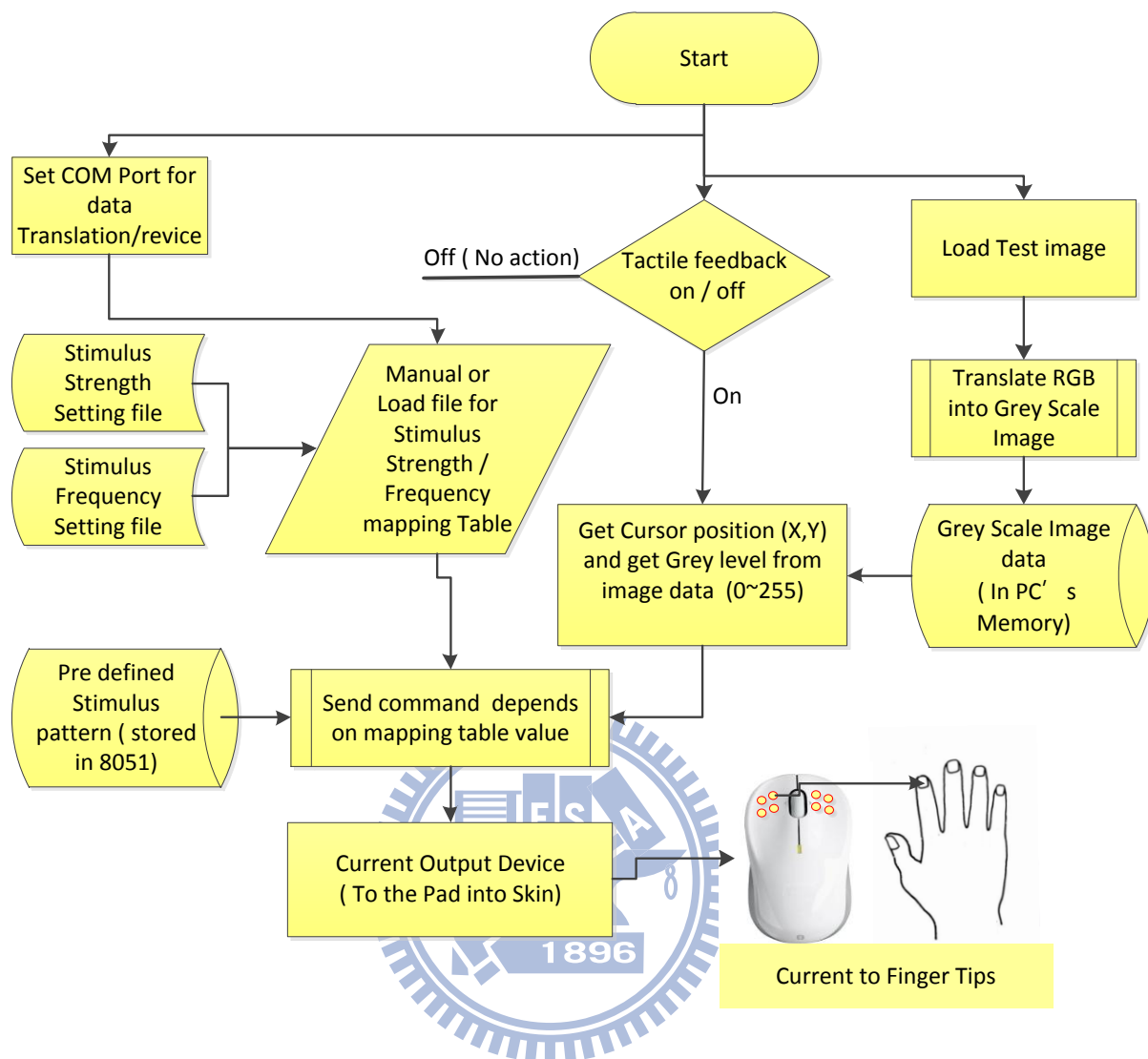


圖 70 持續輸出電流介面之演算法

上圖說明持續電流輸出的機制與操作流程：

硬體電源啟動後，啟動軟體介面，先設定序列埠之埠口與速率，同時可設定預設之強度與頻率的設定（分別對應不同色階對應的輸出值），再來開啟欲測試之影像或圖片，輸入圖片後先將影像由 RGB 全彩影像轉換為灰階圖面，並將影響灰階值存入記憶體。接著啟動輸出之設定，同時將輸出之 PAD 貼附於操作者之指尖，開始移動滑鼠，程式就會依據設定解取滑鼠座標位置，並針對程式當中設定的強度與頻率數值，輸出到電觸覺裝置，輸出之數值對應到輸出裝置之 MCU 有對應的 Mapping table 來對應各個數值實際的電壓強度與頻率，然後 MCU 會控制電路使電流依照對照表的設定進行電流的輸出。

* Algorithm 2: 以目前游標位置與上一位置之色階差值輸出電流刺激(電流刺激時間為固定，可設定刺激之持續時間)

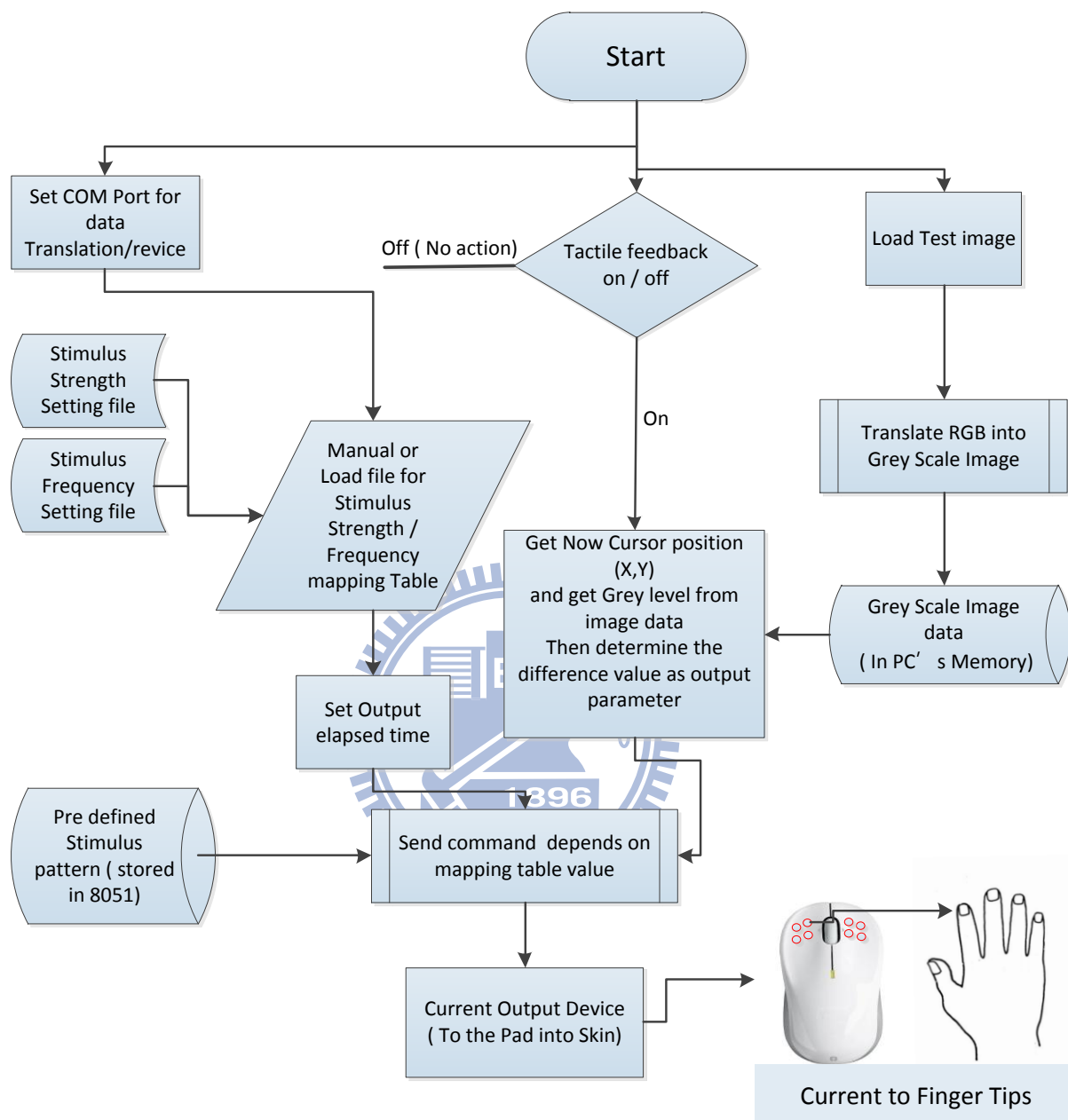


圖 71 依前後座標位置之色階差值輸出之演算法

輸出機制大致與持續輸出相同，不同點在於判斷輸出的機制差異，演算法相當容易，以游標前後兩點之色階值相減，再對應到已經設定好對應的強度與頻率，並依照輸出時間的設定輸出到電極上，使用者可即時的感受到色差值對應的電觸感輸出。

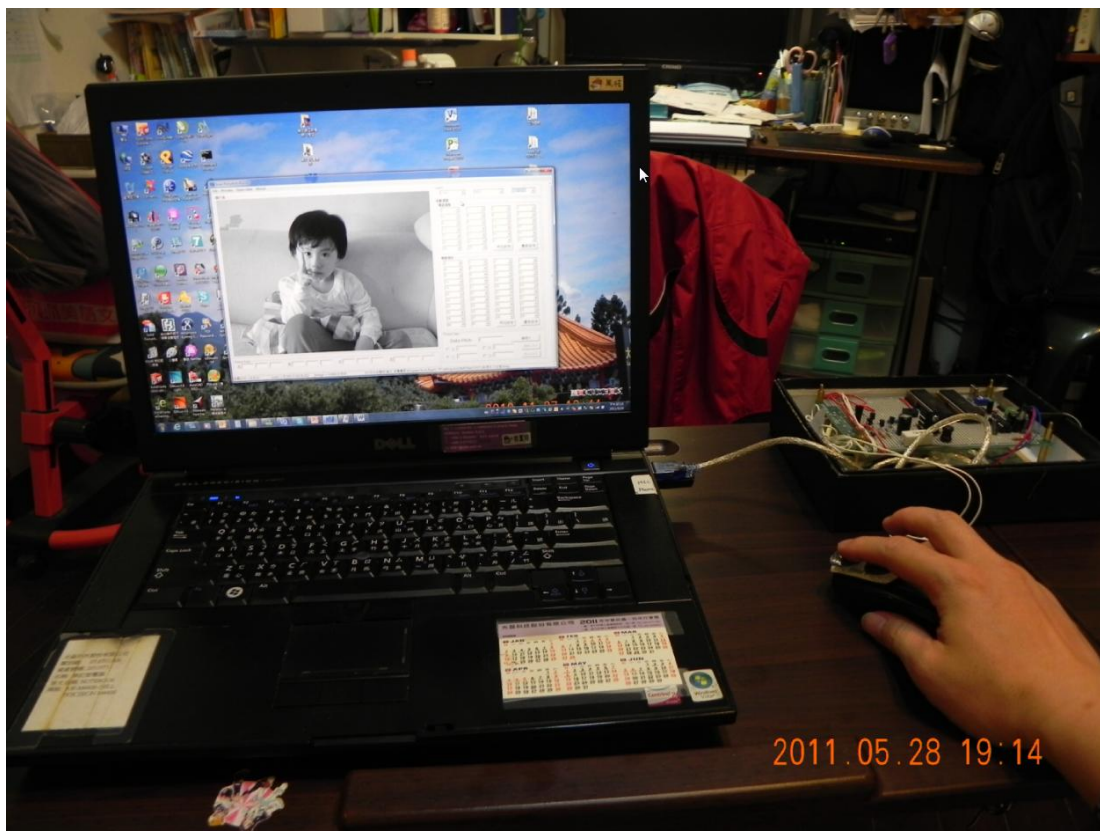


圖 72 完整軟硬體整合後之測試



圖 73 電極貼片固定於滑鼠之上



圖 74 電極貼片個別測試時之照片

測試畫面與實驗之感受敘述：

於軟硬體完成後，擷取了幾張測試用的影響作為實驗用之樣版，另測試了照片的效果，並自行製作了黑白 chart 測試圖，操作方式及效果大致敘述如下：

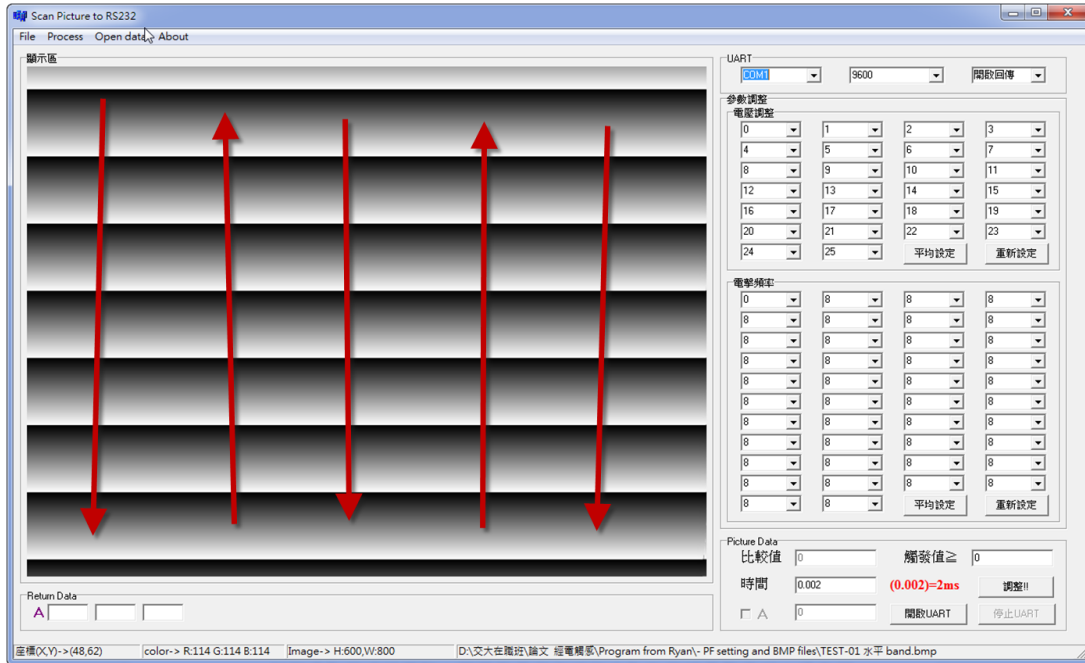


圖 75 色階漸層畫面感受測試

上圖漸層的效果，於持續輸出的測試時，就是漸強到無，再漸強到無。然而以色差方式輸出測試時，游標由上往下時，都是微弱的輸出，直到白到黑時的交界，會一下子輸出最強。反之亦然。故在兩種操作模式下的感受明顯不同。

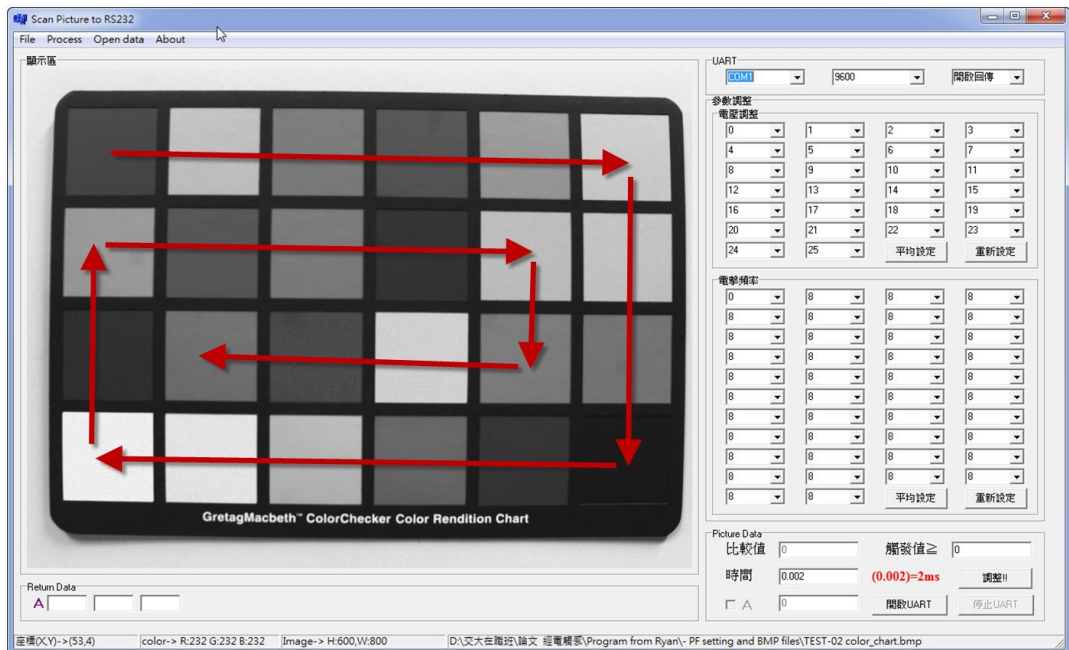


圖 76 色塊感受測試

色塊的測試，由於此測試 chart 有黑色邊框，因此在持續輸出模式下，移到黑色框邊時，就不會輸出（參數也可是定黑色時有輸出），色階欲高（愈亮）輸出強度欲強。於色階差異輸出時，則從一個色塊到另一個色塊因經過黑色區域，會有亮到黑，及黑到亮兩個階段的輸出感受。

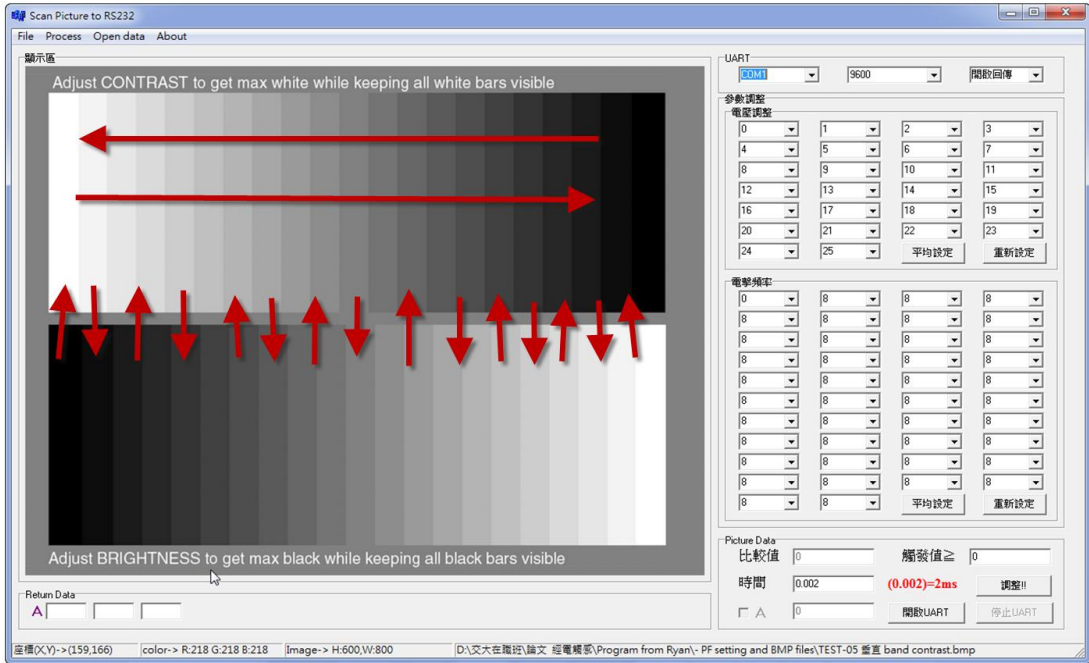


圖 77 垂直漸層（色差大小差異測試）

此色階圖感受與 圖 75 是相近的，不過以此圖，如圖上標示之箭頭，在差異輸出的模式下，可由最強對比到相同顏色又到最大色差。

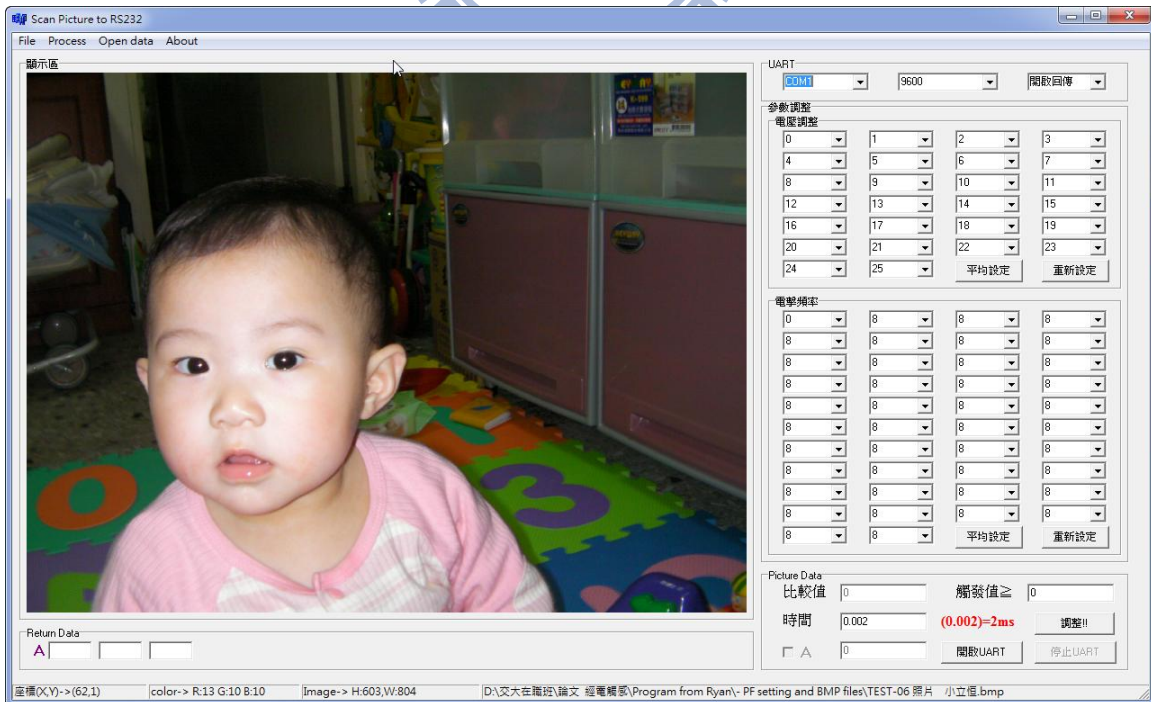


圖 78 照片之感受測試

照片在測試模式下的效果不明顯，後續影像對應的輸出模式仍有待發展

更豐富的迴授模式。(對 Texture 的對應方式研究)

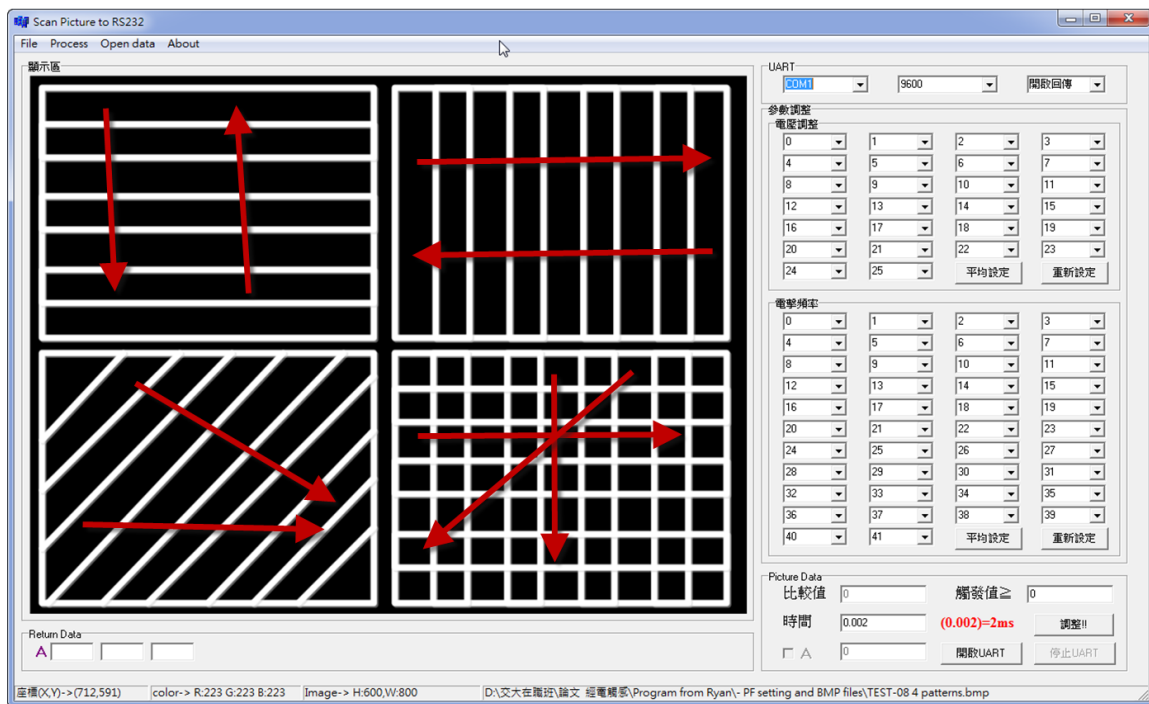


圖 79 框線感受測試

上圖是自行繪製的測試 chart, 只有黑與白, 用來確認輸出效果之用, 測試的模式從軟體的介面設計概念, 測試的模式有相當多的彈性, 不止影響, 也可由色階值的對應, 甚至在硬體上 MCU 對應的刺激模式 (波形) 進行調整, 因此就完成之軟硬體裝置, 後續的測試規劃彈性空間, 以及 Mapping 方式的規劃保留了足夠的擴充性。

6.6 介面與輸出之量測與確認

針對之前做過的實驗, 擷取皮膚受器最容易有感受的參數區間, 作為初步實驗之輸出。(先求迴授裝置能確實帶給使用者觸覺之感受)

對應設定數值與實際輸出 (分別在無負載, 與有負載 (貼於皮膚) 的情況下以示波器量測電壓及電流的實際輸出, 以確認數值與實際輸出的關係。)

以下為實際量測的數據資料

空負載:

- 系統待機: 3W / 41mA /PF=0.66%
- MAX 總消耗功率(W)/電流(A): 4.3(W) / 60mA
- 充電頻率(Hz)/總消耗功率(W)/電壓(V)/電流(A):

->輸出頻率: 5Hz

Type	頻率 (Khz)	功率 (W)	電流 (mA)	電壓 (V)
0	0	3.2	44	4.8
1	1.25	4.3	59	44
2	1.33	4.3	59	48.5
3	1.55	4.3	60	52
4	1.73	4.3	60	55.3
5	1.83	4.3	60	57.11
6	1.94	4.3	60	59
7	2.18	4.3	60	62.2
8	2.48	4.3	60	66.5
9	2.6	4.3	60	67.4
10	2.7	4.3	60	68.1
11	2.99	4.3	60	71.6
12	3.14	4.2	60	74.2
13	3.4	4.2	60	77.5
14	3.93	4.3	59	80
15	4.42	4.2	58	83.2
16	4.95	4.2	58	90.4
17	5.15	4.2	58	93.6
18	5.37	4.2	57	97.5
19	6.02	4.1	56	104
20	6.49	4	56	104.8
21	7.04	4	54	102.8
22	7.46	3.9	54	100.9
23	8.19	3.9	53	97.1
24	8.47	3.8	53	95.5
25	9.09	3.8	53	92.6

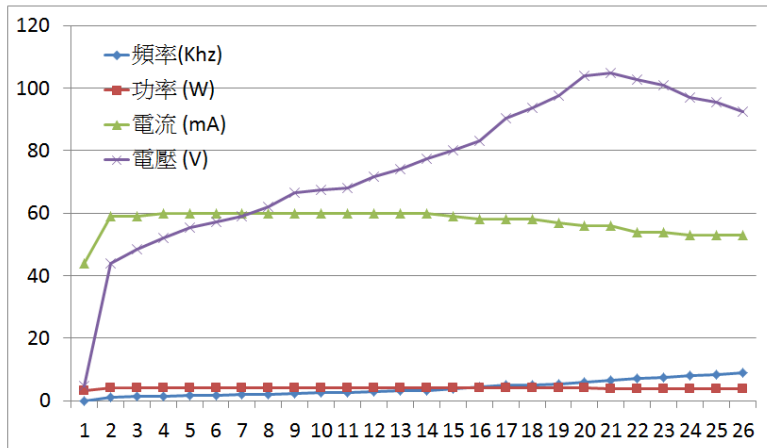


圖 80 無負載之設定與實際電壓量測結果

有負載：

1. 阻值小：(中指與食指)

->輸出頻率：5Hz



Type	頻率 (Khz)	功率 (W)	電流 (mA)	電壓 (V)
0	0	3.2	44	2.6
1	1.25	4.3	60	23
2	1.33	4.3	59	22
3	1.55	4.3	60	24.2
4	1.73	4.3	60	25.8
5	1.83	4.3	60	27
6	1.94	4.3	60	29
7	2.18	4.3	60	30.8
8	2.48	4.3	60	32.4
9	2.6	4.3	60	33
10	2.7	4.3	60	33.5
11	2.99	4.3	60	34.5
12	3.14	4.2	60	35.6
13	3.4	4.2	60	37
14	3.93	4.3	59	38
15	4.42	4.2	58	39.5
16	4.95	4.2	58	42.7
17	5.15	4.2	58	43.9
18	5.37	4.2	57	45.5
19	6.02	4.1	56	48.5
20				
21				
22				
23				
24				
25				

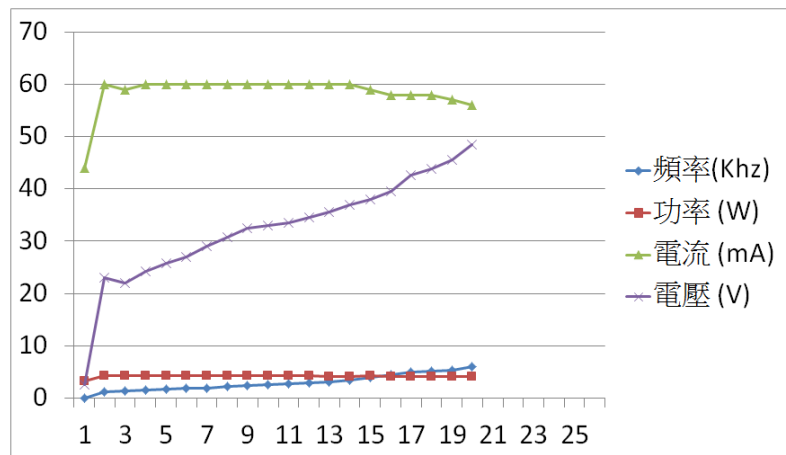


圖 81 有負載之設定與實際電壓量測結果

實際在皮膚上的測試，當數值大於 20 時，對測試者已經達到無法接受的強度，故不再量測操作之輸出值。

6.7 實驗結果與探討

- 電極與電極之距離：

雖然依據生理及許多研究論文當中提到觸覺可分辨的距離大約是 2mm (ref)，但以目前之硬體架構，當我們嘗試以電極正負端距離約 4mm 時，當電壓強度不足時，感覺不明確，但當電壓高到能明確感受時，多數受測者的實際的操作感受感受都是刺痛而不適的感受。

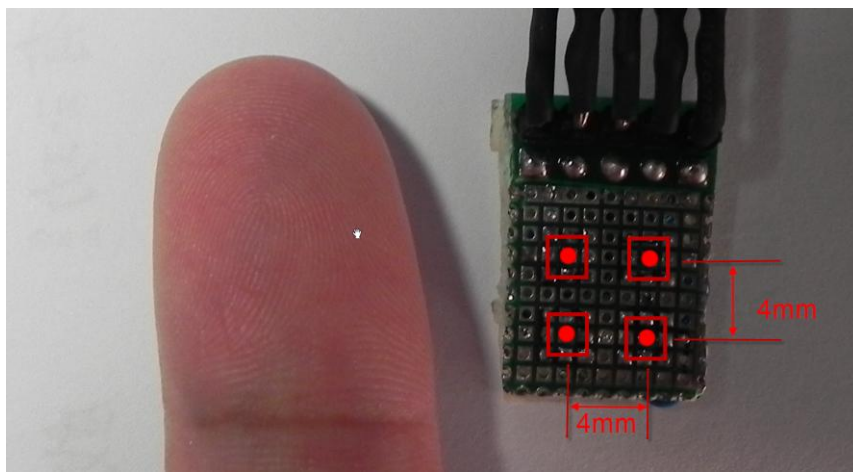


圖 82 電極間隔 4mm 之輸出實驗

因此，就目前硬體電流驅動的放電方式，結果並不理想，故將輸出的電極改以低週波治療器之貼片來取代，其好處是可黏貼，且其設計可降低接觸電阻，這對於刺激時的感受強度有顯著的差異，不致於因接觸面積的電阻造成個體的差異過大，且低電阻的輸出，意味著可用更小的電流電壓達到觸覺的回饋。

- 強度：

與組抗及每個人的感知有相當大的差異分別，對於電觸覺的可行性會有很大的衝擊，若有朝一日可付諸商品化，必要的一個前置功能機制為初始的刺激強度校正 (Initial Calibration by personal difference.)，依照個人的感受調整可感受的最小強度，及最大的忍受強度，否則即便本身經常做實驗的人，對於一開始的電流強度，都會有些微的恐懼與不適。

- 電感效應 (感抗效應)：

影響到電壓電流的線性輸出，故擷取其中感受明確由弱到強的區間，

取其區間之輸出範圍。確認電感輸出的頻率區間後，再來是整體電路的輸出強度與功率有對應的關係，在以電源供應器測試輸出之後，功率範圍設定在 7W 時，感受強度偏高，且電感在此功率輸出下，若未將電流輸出到皮膚，在自動洩壓的條件下持續運作，有溫度過高的風險（會導致電感燒毀），故實驗裝置設置將電源輸出功率設置在 3W 左右（500mA，6V），可使電路在持續運作下不致過熱，也可提供足夠的電流刺激強度。最後以此條件作為輸出之設置。

● 反應速度：

於最終之測試介面，是以目前游標位置之色階與前一個位置之色階；標差異來決定輸出的電壓強度，然就實際的操作結果，電流的輸出在游標移動快速時，感覺上會有延遲的現象，然就理論計算的反應速度，對應序列埠的傳輸速度以及使用之電腦時脈速度，都能在微秒以下做出反應，因此就輸出的方式確認後，是因為色階差異輸出的機制設定，我們是以開關充電電路的方式來開關電流的輸出，輸出的設定則是持續打開的，但因從關閉到啟動電流輸出時，啟動充電電路後，升壓電路要達到需要之輸出電壓，需要一定的時間，這是導致輸出會延遲的主因。

於第四章 4.1~4.3 當中整理了許多研究在努力的方向，同時也點出下列項目的屬性都仍待更深入的瞭解：

1. 皮膚特性（身體不同部位有不同特性，有毛或無毛的皮膚也有很大差異，個體差異也不同，電阻特性更隨著電極接觸有無流汗有很大差異，故特性不易掌握。
2. 電極材質與大小（目前傾向不會氧化，導電佳之材質），尺寸要依據接觸位置的皮膚受器分布特性。
3. 刺激波形：需避免電壓之脈衝效應，並避免造成皮膚適應性（持續相同的刺激）發生，否則效果不佳。
4. 極性：正電荷與負電荷感受是不同的，另對於刺激的輸入，需維持正負電荷的平衡，才不會造成電荷的累積，造成對皮膚的刺激，影響感受差異。
5. 頻率：2~100HZ 是理想的，超過 60HZ 的刺激，感受會快速消退，對不同 Mechnoreceptors 的頻率刺激也有所不同。高頻刺激容易造成適應性的發生，但某些研究認為高頻刺激有助於感覺的強度。

七、成果與展望

7.1 成果：

電觸感屏幕從盲人用舌頭輔助指向裝置，以至於日本 Tachi Lab 及美國威斯康辛大學 Kaczmarek 以及 2001 年華錄生物電子最大點數已經做到 24*24 點，共 576 點的輸出裝置。但整合於互動裝置的使用，在 2007 年 Tachi Lab 開始整合到空間手套的指尖作為感官迴授中的一環。

Tachi Lab 也曾經嘗試將電觸感整合在滑鼠上做相關的研究，在裝置的設計與輸出上，基於過去的研究成果，已經有方向可依循，然而我們期望能用更簡單的介面來達到更大的彈性，最大的優點是輸出的電流模式及運算法則在於軟體端，因此在設計不同的輸出模式與運算方式上有很大的彈性。

因此本研究預期的成果是以低成本的硬體架構完成硬體的裝置，以及一定程度的軟體操作介面，可確切的針對操作介面載入的影像畫面藉由滑鼠游標的移動輸出可造成操作者指尖觸覺差異的效果，而最終的裝置搭配軟體介面之操作與輸出，已經可達到對應視覺畫面邊界辨識之觸覺迴授效果。

7.1.1 可與視覺迴授互動之電觸覺滑鼠裝置

藉由電觸覺與影像畫面之互動回饋，可讓使用者更沈浸於多重的感官迴授當中，達到更進一步的虛擬實境效果。此外藉由此裝置與介面的規劃，在後續針對電觸覺的輸出演算與實驗也可作為研究的基礎硬體裝置並可依據目前的程式原始碼進行軟體介面及演算法的改良與發展基礎。

依照一開始設定的研究目標：整合經電觸感迴授裝置於於游標裝置(滑鼠)上，藉由直覺式的操作同時進行電觸覺的迴授，其迴授的機制基於游標所在位置的像素顏色值來對應成輸出的電流模式，使操作者在使用電腦的同時有觸覺的迴授，達到互動式觸覺迴授之應用。

就使用者介面以及硬體的輸出部分，已經達成。然就迴授感覺的細緻度部分，仍有很大的空間待發展。此部分技術難度主要在於確實瞭解皮膚受器受到刺激後神經傳遞的電流形式(pattern)，而且是否有交互之影響，此部分仍有待更相關的專業領域深入之探索與發現。

就以一個軟硬體的裝置而言，本研究實踐了電觸覺與視覺迴授之互動滑鼠裝置，在硬體上建構了可以設定控制電流強度與頻率的能力，軟體介面也透夠序列埠的介面與硬體傳輸與回饋訊號，達到研究之目的。

7.1.2 研究之創新性：

本研究之裝置與介面就創新性而言，可列出如下：

- (1) 尚無將電觸覺整合滑鼠並搭配即時影像差值進行迴授之研究：
此概念可簡單的把觸覺迴授與操作畫面之影像做直接的對應，雖然目前與影像的對應輸出演算法仍過於簡單與直接，但仍能呈現出與視覺的對應回饋。
- (2) 藉由電觸覺與視覺迴授之互動，增加虛擬實境之維度(沈浸度)：
基於電觸覺研究之基礎可嘗試將感官迴授整合視覺與觸覺之互動，加深虛擬實境之整體感受度。虛擬實境的維度之增加(從單純的聲音回饋，到視覺加上聽覺，以致於視覺加聽覺再加上觸覺的三維度迴授)一直是互動裝置努力的方向，機械式震動的觸覺迴授已經發展一定程度，但電觸覺從理論上能夠提供更廣泛而完整的迴授(若能精準的迴授各皮膚受器的電流型態)
- (3) 電觸覺與視覺迴授互動之感覺迴授整合裝置：
目前文獻上的資料，針對電觸覺的研究實屬不多，且大多仍專注在電觸覺對於盲人的輔助裝置，以及對於電性，電流形式的研究，本研究則以虛擬實境的應用為出發點，使得電觸覺有不同的應用方向。

7.1.3 電觸覺裝置之相較其他觸覺迴授裝置之優點：

於第三章(3.3)內容中，針對觸覺裝置，列出了共10種形式的觸覺迴授裝置方式：

- (1) Vibrating Motors
- (2) Linear Motors
- (3) Solenoids
- (4) Piezoelectric Actuators.
- (5) Penumatics Actuators.
- (6) Shape Memory Alloys.
- (7) Dielectric Polymer.
- (8) Ultrasonic Transducer.

(9) Electroheological Fluids.

(10) Electrotactile Stimulation.

下表 8 為各種觸覺迴授裝置之比較：

迴授裝置	能量消耗	裝置尺寸	反應速度	設置成本	迴授方式	備註
Electrotactile	低	小	高	低	電流	電流刺激
Vibrating Motors	中	小	高	低	震動	機械能
Linear Motors	高	大	中	高	位移	機械能
Solenoids	中	中	中	低	震動	機械能
Pneumatics Actuators	高	中	中	高	位移	機械能
Shape Memory Alloys	中	中	低	中	位移/震動	機械能
Ultrasonic Transducer	中	大	高	高	音波震動	機械能
Electroheological Fluids	高	中	低	中	變形	機械能

表 8 觸覺迴授裝置比較表

由上表電觸覺迴授裝置與其他各種形式的觸覺迴授裝置比較之下具備下列的優勢：

(a) 最低耗能

於 3.2 章節中介紹的十種觸覺迴授裝置，只有電觸覺是直接於皮膚上給予電流來達到觸覺迴授的型態，而只有這種型態是不需要透過能量轉換，其他的裝置或透過能量的轉換，或透過電磁的轉換，都要轉換成實際的震動動能，或變形，其所需要的能量遠大於直接輸入電流造成觸覺，因此，從耗能的觀點來看，電觸覺無疑是最佳的方式。

(b) 最小體積需求

電觸覺需要之硬體為電子零件，即便以現有之電子零件組合，就可比任何其他既有之機械式觸覺迴授裝置之體積要來得輕巧及不佔空間，遑論經過整合後之 IC，可能只需要一個專用 IC 就可達到所有需要的功能與輸出，故在尺寸上的整合，是最有優勢的型態。

(c) 不會受限於皮膚之形狀曲面，只要電極可接觸就可輸出

因電觸覺的回饋輸出只需要導電的線材及電極，故在裝置輸出處，幾乎沒有空間的限制，這在其他觸覺迴授裝置，也是難以達到的優勢。

7.1.4 待改善之處：

- 電極輸出能力：

一開始規劃之理想電流輸出裝置是以接近華錄生物電子之硬體架構，可多點同時輸出不同的正或負電壓，並且可直接控制強度，然而由於資源上的限制，改採以升壓電路充電的方式，雖然在硬體架構及電源的部分都得到大幅的簡化，然而其能產生之電壓型態，就受到限制，雖然波形仍可得到調整與控制，但對於正負電流的實驗與驗證也就受到許多限制。

- 影像差值對應輸出電流驅動之強度/頻率之輸出：

RGB 對應皮膚刺激參數之選擇以及演算方式之調整。（在顏色差異的對應當中，原則上期望顏色差值愈大時，電觸覺滑鼠要能帶給皮膚愈大的感覺迴授），目前的成果是將 RGB 全彩的影像先轉換成灰階影像，然而就彩色影響當中的 RGB 三個顏色的數值在概念上可作為類似視覺細胞當中的大分類項目，作為不同的屬性（例如 電流，電壓，頻率）的輸出參考值，或是作為針對不同的觸覺受器的觸發參考。

7.2 展望：

7.2.1 觸覺感受與電流波形之對應

從眼球辨識顏色的受器架構，我們瞭解到不同的受器背負著不同的功能，而皮膚的受器我們從構造上也得知在不同的觸覺感受上，大至四到五種的機械受器扮演了不同的感覺功能，也藉此我們推論若可得知各種受器因應於電流波形的輸出，就可逆向的以電流直接輸入皮膚傳導到神經來達到對應的觸覺感受。

下圖及照片是目前醫學上已經使用之一種侵入式的電流刺激裝置，目的用在醫療用途，協助輸出刺激電流給神經，作為減低疼痛之用。

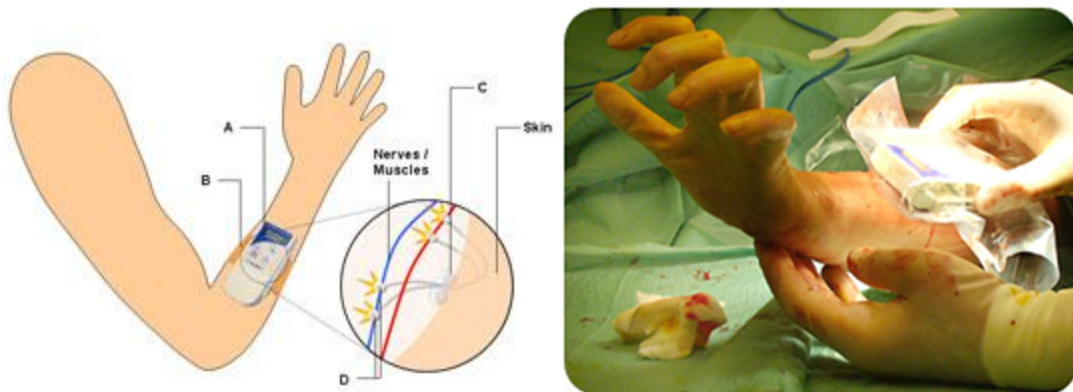


圖 83 疼痛抑制電流輸出裝置

從推論上，要取得皮膚觸感對應於神經傳導的電流波形，也許可從逆向工程的角度來思考，假設有方法在人體的感覺受器與神經連結處裝置探針，監控紀錄當不同觸覺受器觸發時傳遞到神經的電流波形理論上應該可以得知電流之於觸覺的對應模式（電流波形），就像解碼一般，可把各種的觸覺與電流波形的對照紀錄下來，接下來就可嘗試在皮膚表面施予對應的電流波形來驗證是否可反相的藉由電流直接提供觸覺的迴授。

上述的方法從工程的角度思考應該可行，然若真要執行這樣的實驗，牽扯到的可能與是臨床醫學及解剖等的專業，因為理論上會需要侵入式的探測裝置才能在真實的神經末梢與感覺受器間量測得到真實的電流傳遞。而實際上在面積內的觸覺受器在不同的觸發之下所引起的電流在交互作用之下會是什麼狀態我們也未得知。

7.2.2 個人電阻值與感受強度之差異

從已知的文獻以及在實驗過程中不同個體對實驗模型的測試結果都一再的確認電觸覺的感受與受測者的皮膚電阻以及每個人的感受敏感度有很大的關聯與差異性，因此直接給予皮膚電流刺激與經過人體皮膚機械受器（Mechanoreceptors）的觸發之人體觸覺的感受機制顯然是不同的。

如 7.2.1 之電流型態若能有進一步的發展，還需要確認不同人的電流傳遞波形是否是相同？若相同，則有機會可再進一步釐清個人感受強度（敏感度）是否取決於電流的差異，然對於每個人皮膚電阻的差異，就需要另外發展校正的機制。

因此，就上述所提及，要能正確的以電流直接輸入皮膚表面而達到對應的觸覺感受，有著相當高的複雜度，目前已知的刺激模式大多應用在刺激運動神經，或輸入可抑制疼痛感的波形等等，實際應用在觸覺的部分，目前著重在視覺障礙者的輔助上，對於虛擬實境在觸覺上的實際觸覺迴授

以電觸覺的方式來達成之研究仍相當稀少，故能取得的資料亦相當有限，故於此區塊仍有相當大的知識仍待研究發掘。

7.3 心得：

自學生從 2001 年於華錄生物電子任職時開始接觸到 Electrotactile (電觸覺)之相關資訊，直至 2008 年決定再以電觸覺為論文內容之主軸，以致於 2011 年將內容逐漸完成，前後約十年之時間，但就電觸覺的相關研究來說，平心而論進展並不大，十年來對於虛擬實境的研究相當廣泛，但在電觸覺這一領域，仍侷限在美國與日本兩個國家的既定幾個大學有特定的教授持續的在探索此領域，故以其他科技的進展來比較，此區塊之技術深度進度是有限的。

較令人振奮的最新訊息是 2010 年 5 月份的嵌入式系統展覽，日本 Toshiba 公司展示了一款觸感回饋的原形裝置 Touchpanel Tactile Feedback - Toshiba "New Sensation UI Solution"，這是第一家企業在正式的商業展覽上展出的電觸覺回饋原型裝置，就此類裝置的應用有著重大的意義，代表著在商業價值上，有大型企業認可其可發展為產品的潛力。



圖 84 Toshiba “New Sensation UI Solution”

<http://www.diginfo.tv/2010/05/21/10-0073-r-en.php>

如同前述，神經傳導的電流型態仍有待深入的研究與發掘，人體的敏感度與電阻差異值的個體差異會是非侵入式電觸覺裝置最大的困難之處，一則也許要靠一種很完善的 calibration 機制來調整個人最佳化的參數設定，一則是將來可驗證神經傳導路徑的電流與藉由皮膚表面直接輸入電

流的對應關聯性，方能直接以皮膚表面給予電流刺激達到觸覺迴授的效果。

然而就目前的觸覺迴授裝置，能夠商業化的也僅有以機械驅動器震動的方時來模擬觸覺的感受，仍無法百分百的將觸覺百分百的進行遠端的迴授或重現，除非藉由類似 3.2.2 提到大型矩陣式線性驅動器之裝置來重現遠端實際的表面形狀及粗糙度，方能達到一定程度的觸覺迴授，然而那相對的是觸摸實體的重現，而非觸感的重現。

因此，就裝置的回饋細膩程度來說，其實目前觸覺迴授的裝置所能傳達的感受都還相當有限，然而若單獨以人體較能接受的電流型態（較為舒適而明確，測試者感受差異最小的頻率與電流大小及電壓之波形），相對於需要機械式驅動器的震動觸覺迴授裝置，電觸覺的迴授裝置仍具備了 7.1.3 當中提到的優點：耗能最小（最經濟），需要體積最小（不需機械式驅動零件），不受人體皮膚形狀之限制。因此仍可被視為一個理想的觸覺迴授裝置，且相對於目前已經開發應用的震動式裝置，還有更多的豐富性，這也是學生認為值得於多年後再次投入時間學習與研究之原因。



參考文獻

- [1] Siamak Najarian, Javad Dargahi, Ali Abouei Mehrizi, “ Artificial Tactile Sensing in Biomedical Engineering “ ISBN-13:978-0-07-160151-1, April 2009.
- [2] Liu W, Tang H, “An initial study on lip perception of electrotactile array stimulation “ Journal of Rehabilitation Research and Development; Volume: 42 Issue: 5 Pages: 705-713, OCT 2005
- [3] Vasilio G. Chouvardas, Amalia N. Miliou, and Miltiadis K. Hatalis, “Tactile displays: a short overview and recent developments.” In ICTA’05: Proceedings of the 5th International Conference on Technology and Automation, pages 246–251, Thessaloniki, Greece, MAY 2005.
- [4] Chouvardas VG, Miliou AN, Hatalis MK, "Tactile displays: Overview and recent advances" DISPLAYS, Volume: 29 Issue: 3 Pages: 185-194, JUL 2008
- [5] Warren, J. P.; Bobich, L. R.; Santello, M.; Sweeney, J. D.; Tillery, S. I. H.; " Receptive Field Characteristics Under Electrotactile Stimulation of the Fingertip", Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Volume: 16, Issue:4, Digital Object Identifier: 10.1109/TNSRE.2008.925072, Page(s): 410 - 415, AUG 2008
- [6] Schaning, M.A.; Kaczmarek, K.A.; "A High-Voltage Bipolar Transconductance Amplifier for Electrotactile Stimulation."; Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Volume: 55, Issue: 10, Page(s): 2433 – 2443; Digital Object Identifier: 10.1109/TBME. 2008.926675, OCT 2008
- [7] Marcus PL, Fuglevand AJ; " Perception of electrical and mechanical stimulation of the skin: implications for electrotactile feedback "; Journal of Neural Engineering. Volume: 6 Issue: 6 Article Number: 066008; DEC 2009

- [8] Shim JW, Liu W, Tang H; "System development for multichannel electrotactile stimulation on the lips"; Medical Engineering & Physics; Volume: 28 Issue: 7 Pages: 734-739 ; SEP 2006
- [9] Kaczmarek, K.A.; Webster, J.G.; "Voltage-current characteristics of the electrotactile skin-electrode interface"; Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Digital Object Identifier: 10.1109/IEMBS.1989.96322, Page(s): 1526 - 1527 vol.5, JAN 1989
- [10] Kaczmarek KA, Kramer KM, Webster JG, et al.; "A 16-Channel 8-Parameter Wave-Form Electrotactile Stimulatioan System"; IEEE Transations on Biomedical on Biomedical Engineering. Volume: 38 Issue: 10 Pages: 933-943; Oct 1991
- [11] K.A.; Webster, J.G.; Radwin, R.G.; "Maximal dynamic range electrotactile stimulation waveforms " Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Volume: 39, Issue: 7 Digital Object Identifier: 10.1109/10.142645; Page(s): 701 - 715; JUL 1992
- [12] M. Jungmann and H. F. Schlaak; "Miniaturised electrostatic tactile display with high structural compliance"; In Proc. of the Eurohaptics 2002, Psges 12-17, JAN 2002
- [13] Kaczmarek, K.A.; Haase, S.J.; "Pattern identification and perceived stimulus quality as a function of stimulation waveform on a fingertip-scanned electrotactile display"; Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Volume: 11, Issue: 1 Digital Object Identifier: 10.1109/TNSRE.2003.810421, Page(s): 9 - 16; SEP 2003
- [14] Hui Tang; Beebe, D.J.; "An oral tactile interface for blind navigation "; Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on Volume: 14, Issue: 1 Digital Object Identifier: 10.1109/TNSRE.2005.862696, Page(s): 116 - 123, MAR 2006

- [15] Kaczmarek, K.A.; Nammi, K.; Agarwal, A.K.; Tyler, M.E.; Haase, S.J.; Beebe, D.J.; "Polarity Effect in Electrovibration for Tactile Display " Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Volume: 53, Issue: 10 Digital Object Identifier: 10.1109/TBME.2006.881804, Page(s): 2047 - 2054, OCT 2006
- [16] Wall SA, Brewster S; "Sensory substitution using tactile pin arrays: Human factors, technology and applications " Signal Processing Volume: 86 Issue: 12 Pages: 3674-3695; DEC 2006
- [17] Scheibe, R.; Moehring, M.; Froehlich, B.; "Tactile Feedback at the Finger Tips for Improved Direct Interaction in Immersive Environments."; 3D User Interfaces, 2007. 3DUI'07. IEEE Symposium on Digital Object Identifier: 10.1109/3DUI.2007.340784; MAR 2007
- [18] Robineau, F.; Boy, F.; Orliaguet, J.-P.; Demongeot, J.; Payan, Y.;" Guiding the Surgical Gesture Using an Electro-Tactile Stimulus Array on the Tongue: A Feasibility Study "; Biomedical Engineering, IEEE Transactions on volume:54, Issue: 4 Digital Object Identifier: 10.1109/TBME.2006.889180, Page(s): 711 - 717, APR 2007
- [19] Ayaraman, A.; Kaczmarek, K.A.; Tyler, M.E.; Okpara, U.O.; " Effect of localized ambient humidity on electrotactile skin resistance"; Bioengineering Conference, 2007. NEBC'07. IEEE 33rd Annual Northeast Digital Object Identifier: 10.1109/NEBC.2007.4413303, Page(s): 110 - 111, MAY 2007
- [20] Okpara, U.O.; Kaczmarek, K.A.; Tyler, M.E.; "Two perceptual dimensions result from manipulating electrotactile current and frequency "; Bioengineering Conference, 2007. NEBC'07. IEEE 33rd Annual Northeast Digital Object Identifier: 10.1109/NEBC.2007.4413324, Page(s): 152 - 153, MAY 2007
- [21] Sato, K.; Kajimoto, H.; Kawakami, N.; Tachi, S.; " Electrotactile Display for Integration with Kinesthetic Display "; Robot and Human interactive Communication, 2007. RO-MAN 2007. The 16th IEEE International

Symposium on Digital Object Identifier: 10.1109/ROMAN.2007.4415044,
Page(s): 3 - 8, AUG 2007

- [22] Okpara, U.O.; Kaczmarek, K.A.; Tyler, M.E.; "Two perceptual dimensions result from manipulating electrotactile current and frequency "; Bioengineering Conference, 2007. NEBC '07. IEEE 33rd Annual Northeast Digital Object Identifier: 10.1109/NEBC.2007.4413324, Page(s): 152 - 153, SEP 2007
- [23] Jones LA, Safter NB; " Tactile displays: Guidance for their design and application "; Human Factors Volume: 50 Issue: 1 Pages: 90-111; FEB 2008
- [24] Wei-Yun Yau; Hai-Linh Tran; Eam-Khwang Teoh; "Fake finger detection using an electrotactile display system "; Control, Automation, Robotics and Vision, 2008. ICARCV 2008. 10th International Conference on Digital Object Identifier: 10.1109/ICARCV.2008.4795648, Page(s): 962 - 966; DEC 2008
- [25] Yoshimoto, S.; Kuroda, Y.; Kagiya, Y.; Kuroda, T.; Oshiro, O.; " Tactile mapping approach using electrical stimulus pattern "; Robot and Human Interactive Communication, 2009. RO-MAN 2009. The 18th IEEE International Symposium on Digital Object Identifier: 10.1109/ROMAN.2009.5326330, Page(s): 460 - 465, OCT 2009
- [26] 張竹茂, 劉捷, 趙瑛, 任秋實, 柴新禹; “ 基於手指的觸覺替代視覺系統的設計與實現”; 中國醫學物理雜誌 第 26 卷第四期, APR 2009
- [27] 帥立國, 姜昌金, 周芝庭, 王雪梅 “觸覺顯示技術及其發展趨勢 “; 中國儀器儀表學會, 工業儀表與自動化裝置, 2006 年第六期, JUN 2006
- [28] 吳涓, 宋愛國, 李建清; “圖像的力/觸覺表達技術研究綜述” 計算機應用研究 第 24 卷第 5 期, MAY 2007
- [29] Hiroyuki Kajimoto, Naoki Kawakami and Susumu Tachi;” Psychophysical evaluation of receptor selectivity in electro-tactile display”, Proceeding of 13th International Symposium on Measurement and Control in Robotics

(ISMCR), Vol. 13, pp. 83-86, 2003

- [30] Kajimoto, H.; Kawakami, N.; Tachi, S.; Inami, M.; " SmartTouch: electric skin to touch the untouchable "; Computer Graphics and Applications, IEEE Volume: 24, Issue: 1 Digital Object Identifier: 10.1109/MCG.2004.1255807, Page(s): 36 - 43, 2004
- [31]Hiroyuki Kajimoto, Naoki Kawakami and Susumu Tachi; "Electro-Tactile Display with Tactile Primary Color Approach," in the workshop of International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2004), Sendai, Tokyo, OCT 2004.
- [32] Strong, R.M.; Troxel, D.E.; "An Electrotactile Display "; Man-Machine Systems, IEEE Transactions on Volume: 11, Issue: 1 Digital Object Identifier: 10.1109/TMMS.1970.299965, Page(s): 72 - 79; 1970
- [33] JOHANSSON RS, VALLBO Å B. "Tactile Sensory coding in the glabrous skin of the human hand. "; Trends Neurosci 6:27-31. 1983
- [34] Johansson R.S. and Vallbo A.B. "Tactile sensibility in the human hand: relative and absolute densities of four types of mechanoreceptive units in glabrous skin." J Physiol 286, 283-300. 1979.