

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

## 改善過度流涎症的神經肌肉功能誘發復健系統之創新研發 與實體驗證 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型  
計畫編號：NSC 99-2221-E-040-003-  
執行期間：99年08月01日至100年10月31日  
執行單位：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：林志峰  
共同主持人：薛雅馨、王淳厚、蔡昆宏、葉純妤  
計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理人員：蔡承昕  
                  博士班研究生-兼任助理人員：孫國順

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

公開資訊：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

中 華 民 國 101 年 01 月 31 日

中文摘要：過度流涎症係指患者的神經肌肉系統無法自主控制唾液分泌並溢出口腔範圍的現象。由於患者口腔協調不佳往往造成病患在進食後食塊不易成團，再加上口水過多會使吞嚥功能不易進行或吞嚥過程中噎到進而引發吸入性肺炎進而打擊病患自尊心與減少參與戶外活動的機會。本研究之目的為改善上述病患的症狀以突破過度流涎症復健訓練之瓶頸，開發一套「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」。另外，臨床應用實驗結果作為復健治療策略選擇及治療處方之參考。本研究共有 16 位受試者，所有受試者在進行過度流涎症電刺激復健訓練皆須接受實驗前測，訓練結束後再進行實驗後測，測試項目包括最大張口量、唇肌閉合力與嚼肌咬合力。在下顎關節活動度方面，下顎的最大張口量是一評估顫顎關節與咀嚼肌群功能重要的指標，下顎的最大張口量與咀嚼肌群之功能是息息相關，本研究所測得受試者於介入前之最大張口量值為  $39.16 \pm 15.25$  mm，低於文獻中所提到健康國人最大張口量值  $47 \pm 2$  mm，在前突及側向移動方面也小於文獻中目前健康國人的前突及側向移動正常值 9~11mm。在接受過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具介入後在各項目的改善，也皆達到統計上顯著的差異。在咬合力及唇閉合力方面，16 名受試者在接受過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具介入後，可能因為咬合力與唇閉合力的改善，以及在電刺激過程中除了對唇肌和嚼肌有肌力訓練的效果外，也不斷對口腔內有感覺刺激的輸入促使大腦產生重塑進而造成唇肌與嚼肌的肌力及神經放電有增加的狀況使得吞口水的功能得以獲得改善。此趨勢對於本研究的結果有正面的意義，受測者對於流口水的狀況減少，經口腔肌群進行電刺激復健訓練後受測者可更有效率的吞口水，亦可提升中樞神經損傷患者生活品質。

中文關鍵詞：過度流涎症、電刺激、神經輔具

英文摘要：Sialorrhoea is involuntary saliva appears to be the consequence of a dysfunction in the coordination of the swallowing mechanism, resulting in excess spilling of saliva in the anterior portion of the oral cavity and the unintentional loss of saliva from the mouth, that problem occur in patients with neurological disease or problem in the coordinated control mechanism of orofacial and palatolingual musculatures. The aim of this research is to develop neuromuscular electrical stimulation-based

sialorrhoea rehabilitation neuroprotheses. The prototype of the neuromuscular electrical stimulation-based sialorrhoea rehabilitation neuroprotheses was developed. We present data from a prospective case series to define and measure effects of a systematic therapy for sialorrhoea using adjunctive electrical stimulation. Sixteen patients were recruited for the study. They all suffered from sialorrhoea. Range of motion of mandibular, lip force, bite force and myoelectrical activity (EMG) of the submental muscles were evaluated before and after the electrical stimulation training. Significant change was demonstrated for mandibular' s range of motion increased significantly with the electrical stimulations. Therefore, the benefit of electrical stimulation with the goal of improving the sialorrhoea rehabilitation function is supported. In addition, such innovation will make a significant contribution to promoting rehabilitation industry, and widespread application on clinical treatment, enhancing the sialorrhoea' s functional capability.

英文關鍵詞： Sialorrhoea, electrical stimulation, neuroprotheses

改善過度流涎症的神經肌肉功能誘發復健系統之創新研發與實體驗證

Development and Application of Neuromuscular Functional Facilitation System for  
Rehabilitation of Sialorrhoea

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 99-2221-E-040-003

執行期間：99年8月1日至100年10月31日

執行機構及系所：中山醫學大學 / 物理治療學系

計畫主持人：林志峰

共同主持人：薛雅馨、王淳厚、蔡昆宏、葉純好

計畫參與人員：薛雅馨、王淳厚、蔡昆宏、葉純好、孫國順、蔡承昕

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)：精簡報告 完整報告

本計畫除繳交成果報告外，另須繳交以下出國心得報告：

赴國外出差或研習心得報告

赴大陸地區出差或研習心得報告

出席國際學術會議心得報告

國際合作研究計畫國外研究報告

處理方式：除列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權，一年二年後可公開查詢

中 華 民 國 100 年 10 月 31 日

# 目錄

中文摘要

英文摘要

報告內容

一、前言.....	2
二、研究目的.....	2
三、文獻探討.....	2
3.1 流涎機制與解剖肌肉構造之相關文獻.....	3
3.2 過度流涎的症狀篩檢與訓練之相關文獻.....	5
4.2 過度流涎電刺激神經輔具應用驗證.....	23
五、結果與討論.....	28
六、研究限制與建議.....	31

## 中文摘要

過度流涎症係指患者的神經肌肉系統無法自主控制唾液分泌並溢出口腔範圍的現象。由於患者口腔協調不佳往往造成病患在進食後食塊不易成團，再加上口水過多會使吞嚥功能不易進行或吞嚥過程中噎到進而引發吸入性肺炎進而打擊病患自尊心與減少參與戶外活動的機會。本研究之目的為改善上述病患的症狀以突破過度流涎症復健訓練之瓶頸，開發一套「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」。另外，臨床應用實驗結果作為復健治療策略選擇及治療處方之參考。本研究共有 16 位受試者，所有受試者在進行過度流涎症電刺激復健訓練皆須接受實驗前測，訓練結束後再進行實驗後測，測試項目包括最大張口量、唇肌閉合力與嚼肌咬合力。在下顎關節活動度方面，下顎的最大張口量是一評估顫顎關節與咀嚼肌群功能重要的指標，下顎的最大張口量與咀嚼肌群之功能是息息相關，本研究所測得受試者於介入前之最大張口量值為  $39.16 \pm 15.25$  mm，低於文獻中所提到健康國人最大張口量值  $47 \pm 2$  mm，在前突及側向移動方面也小於文獻中目前健康國人的前突及側向移動正常值 9~11mm。在接受過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具介入後在各項目的改善，也皆達到統計上顯著的差異。在咬合力及唇閉合力方面，16 名受試者在接受過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具介入後，可能因為咬合力與唇閉合力的改善，以及在電刺激過程中除了對唇肌和嚼肌有肌力訓練的效果外，也不斷對口腔內有感覺刺激的輸入促使大腦產生重塑進而造成唇肌與嚼肌的肌力及神經放電有增加的狀況使得吞口水的功能得以獲得改善。此趨勢對於本研究的結果有正面的意義，受測者對於流口水的狀況減少，經口腔肌群進行電刺激復健訓練後受測者可更有效率的吞口水，亦可提升中樞神經損傷患者生活品質。

關鍵詞：過度流涎症、電刺激、神經輔具

## 英文摘要

Sialorrhoea is involuntary saliva appears to be the consequence of a dysfunction in the coordination of the swallowing mechanism, resulting in excess spilling of saliva in the anterior portion of the oral cavity and the unintentional loss of saliva from the mouth, that problem occur in patients with neurological disease or problem in the coordinated control mechanism of orofacial and palatolingual musculatures. The aim of this research is to develop neuromuscular electrical stimulation-based sialorrhoea rehabilitation neuroprotheses. The prototype of the neuromuscular electrical stimulation-based sialorrhoea rehabilitation neuroprotheses was developed. We present data from a prospective case series to define and measure effects of a systematic therapy for sialorrhoea using adjunctive electrical stimulation. Sixteen patients were recruited for the study. They all suffered from sialorrhoea. Range of motion of mandibular, lip force, bite force and myoelectrical activity (EMG) of the submental muscles were evaluated before and after the electrical stimulation training. Significant change was demonstrated for mandibular's range of motion increased significantly with the electrical stimulations. Therefore, the benefit of electrical stimulation with the goal of improving the sialorrhoea rehabilitation function is supported. In addition, such innovation will make a significant contribution to promoting rehabilitation industry, and widespread application on clinical treatment, enhancing the sialorrhoea's functional capability.

Keywords : Sialorrhoea, electrical stimulation, neuroprotheses

## 報告內容

### 一、前言

過度流涎症(sialorrhoea)為一口腔唾液分泌控制不良，口水流出使得嘴唇周圍、下巴、頸部甚至是前襟有溼黏之情況稱之，一般出現在生理年齡為24個月前的嬰幼兒身上屬於正常現象。<sup>1,2</sup>其原因可分為以下兩種：(1)唾液腺分泌失調或藥物副作用(如：clozapine、lithium)所引起<sup>4</sup>；(2)口腔動作協調和吞嚥機能不良：由於神經病變，如：中風、腦性麻痺(cerebral palsy)、神經運動元疾病、脊髓側索硬化症、顏面麻痺、帕金森氏症(parkinson's disease)或口腔神經肌肉骨骼系統問題，如：咬合不正(malocclusion)、唇閉不良、嘴唇控制不足、嘴唇感覺異常)所造成。<sup>3</sup>過度流涎對患者會造成多層次的影響，在病理方面：由於口腔協調不佳往往造成病患在進食後食塊不易成團，再加上口水過多會使吞嚥功能不易進行或吞嚥過程中嗆到，進而引發吸入性肺炎<sup>4,5</sup>；在衛生方面，病患的皮膚長期處於潮濕的環境，容易引發過敏反應或表皮發炎紅腫<sup>2</sup>；在社交方面，人們可能會因病患的外觀和不好的氣味而不願與其交談，打擊其自尊心令病患感到難為情，而減少參與戶外活動的機會。<sup>2</sup>

臨床上治療過度流涎症的策略主要有兩種方式：(1)非侵入式：口腔運動治療(oral motor therapy)、生物回饋肌力訓練 (behavioral modification via biofeedback)、臉部口腔矯正治療 (orofacial regulation therapy)、藥物治療。<sup>1</sup>(2)侵入式：神經切除 (neurectomy)、唾液管腺手術(salivary duct and gland procedures)、重整下頷下分泌管線 (submandibular duct relocation)。<sup>1</sup>另外，近期研究提出利用肉無桿菌 (botox injection) 注射於腮腺(parotid glands)和頷下腺 (submandibular glands)以阻斷乙酰膽鹼釋放至神經突觸來減少腺體分泌唾液。<sup>6</sup>

### 二、研究目的

雖然，過度流涎治療方法甚多，不過，介入一個典型的過度流涎症病患的治療計畫，必須要包含改善其口腔肌群的神經肌肉控制能力的表現。因此，臨床上過度流涎症的復健策略，運用神經電刺激輔具亦是一個良好的選擇，不但可以使流涎的狀況減輕也可以增強附近肌肉的強度而豐富病患的臉部表情；而口腔運動加上感覺刺激的生物回饋亦是近年來臨床治療師所採用之治療策略，其治療也有臨床實證研究來證實其成效。但有鑒於尚未有研究使用電刺激合併振動來增加口腔周邊肌群活性，因此，本研究係運用電刺激合併振動感覺刺激來有效誘發口腔周邊肌群活動進而改善病患口腔協調控制能力，以改善過度流涎的情況。

### 三、文獻探討

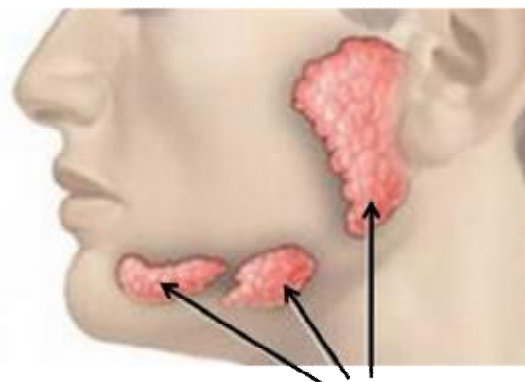
過度流涎症為口腔和臉部肌肉控制不良所造成的一種非自主症狀。根據



臨床發現，過度流涎會造成病患在情緒、生理以及社會互動上造成嚴重的影響。研究數據表示，嚴重神經病變的病患伴隨過度流涎者高達80%，常見為帕金森氏症、腦性麻痺、脊髓側索硬化症、腦外傷、癲癇、腦病變、腦炎以及中風等疾病之後遺症。其中有顏面麻痺而導致流涎問題者佔居多，且此類病患多伴隨唇閉合肌和吞嚥機制協調功能不良以及口腔內部本體感覺異常等障礙。此類病患耗用許多國家醫療資源，故減少過度流涎的訓練治療應受到重視；運用神經肌肉電刺激以改善口腔功能障礙為最新發展之技術，尚有許多治療技法待突破。

### 3.1 流涎機制與解剖肌肉構造之相關文獻

正常口腔內的唾液腺一天二十四小時都不斷的在分泌，正常成人平均一天會分泌1.1至1.5公升的唾液，睡眠時較少，進食時較多。正常成人每隔一段時間都會無意識的有吞嚥口水的動作，所以口水不會流出嘴角外，即表示口水的分泌與吞嚥兩者如能平衡則不易有過度流口水的情況發生；表示成熟的口腔動作以及吞嚥功能的復健訓練能夠解決過度流涎的情況。正常唾液分泌機制：唾液經由許多唾液腺管道進入口腔當中，其中最主要是位於兩側的腮腺(parotid gland, 25%)、頷下腺(submandibular gland, 70%)和舌下腺(sublingual gland, 5%)所分泌(如圖1所示)，另外有許多小的腺體在舌頭、唇、臉頰及口頂部的黏膜(mucous membrane)。<sup>7-11</sup>唾液的分泌不止能夠維持口部濕潤與降低齲齒，亦可幫助消化，當胃酸逆流至食道時，唾液也能扮演天然的中和劑，減緩胃酸侵蝕組織。



唾液分泌腺

圖 1. 唾液分泌腺體示意圖

過度流涎的生理機制包含正確的口腔功能運作以及吞嚥機制，此篇研究著重於口腔功能運作方面。口腔功能運作機制可分為兩部分：口腔準備期(oral preparatory phase)以及吞嚥口腔

期(oral phase of the swallow)。口腔準備期意即能辨識唾液堆積在口中的感覺。當大量唾液分布於口腔中時，顳肌(temporalis)及嚼肌(masseter)如圖 2 所示、內翼肌(medial pterygoid)及外翼肌(lateral pterygoid)如圖 3 所示，上述肌群共同收縮使口腔維持在一密閉狀態以確保唾液不會流出嘴外。

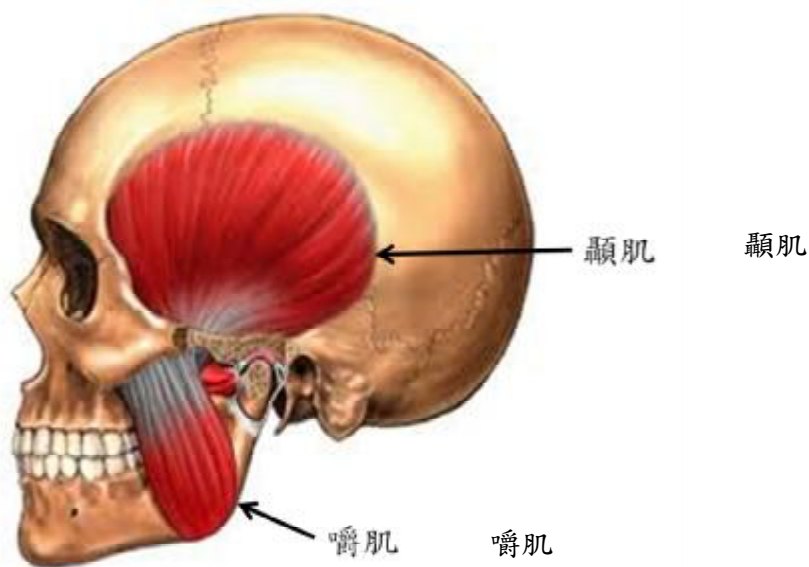


圖 2. 顳肌與嚼肌示意圖



圖 3. 內翼肌與外翼肌示意圖

當唾液分泌至口腔中時，可分為兩種含置位置：(1)舌上位 (tipplers): 位於舌頭和硬顎前方之間，舌頭的兩側會抵住齒槽形成杯狀，而舌骨上肌會將舌頭前端抬起碰觸齒槽隆起處，此一系列動作會將唾液完整地包覆在舌頭和硬顎之間；(2)舌下位 (dippers): 位於舌頭前方的口底處(如圖 4 所示)。吞嚥口腔期始於舌頭開始把唾液往後移。若唾液位於舌下的位置，

舌尖會往前移動將唾液送至舌上位置。當唾液置於舌上位後便進入口腔期的舌頭後送動作。舌頭後送的動作可視為一種擠壓的模式：舌頭中線會抵觸硬顎形成中央槽溝將唾液持續往後推擠(如圖 5 所示)。<sup>10-11</sup> 正常成人會以個人最快的速度(平均約 1sec)完成以上兩階段，目的是為了減少食團進入呼吸道。

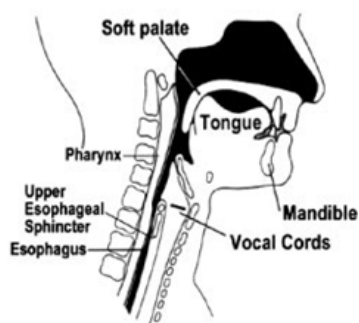


圖 4. 口腔準備期示意圖



圖 5. 吞嚥口腔期示意圖

意圖

### 3.2 過度流涎的症狀篩檢與訓練之相關文獻

過度流涎造成的原因可分為以下六種因素：(1)嘴唇閉合不足 (2)嘴唇張力不足(3)舌頭塑型或協調不足(4)舌頭控制情況不佳(5)臉頰張力不足(6)口腔感覺減弱。評估過度流涎的病患需要了解其完整的病史以及複雜的生理檢查程序。臨床上有兩種篩檢過度流涎的方法<sup>8-12</sup>：(1)病患主觀評估 (visual analogue scale, VAS)、流涎嚴重度以及頻率量表(rating scale for drooling severity and frequency)(2)客觀檢查及量表，如：超音波、電視螢光攝影檢查結合肌電圖、電視內視鏡檢查、銨劑(technetium)造影檢查、放置棉花球於腮腺出口處收集唾液、放杯子在下巴收集病患溢出之唾液。傳統非侵入式介入過度流涎的治療方式有以下四種(1)口腔運動治療(oral motor therapy)：1980年 Harris 以及 Dignam 學者利用口腔運動治療有效抑制唾液溢出的情況：此研究針對腦性麻痺兒童利用遊戲比賽的方式進行一系列口腔活動，例如吸吮、嘟嘴以及口腔鼓氣(chin cup)等動作增加病患的口腔活動技巧；(2)生物回饋肌力訓練(behavioral modification via biofeedback)：1987年 Koheil 等學者將電擊片放置於病患的口輪匝肌上並使用聽覺回饋刺激病患做出正確動作；(3)臉部口腔矯正治療(orofacial regulation therapy)：1990年 Limbrock 等學者利用 Castillo-Morales 原則成功地治癒了過度流涎；(4)藥物治療。<sup>1</sup>

由以上文獻調查，了解現階段治療方法甚多，研究結果也皆顯示正面治療效果，但為了尋求更佳更多元的治療方式加上近十

年開始以功能性電刺激(functional electrical stimulation, FES)介入吞嚥訓練之中，臨床上想要介入到過度流涎的復健，神經電刺激輔具加上振動訓練不但可以使流涎的狀況減輕也可以增強附近肌肉的強度並豐富病患的臉部表情。因此本研究把神經肌肉電刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMES)以及振動訓練療法加入其中。

神經肌肉電刺激運用機制：是經由完整的周邊神經系統傳導電流，以引起肌肉收縮的一種電刺激方式。在所有神經肌肉電刺激的臨床運用中，最受注意的便是其在強化肌力的運用。所謂肌力(muscle strength)是指肌肉主動產生張力(tension)的能力。肌力的強弱與參與肌肉收縮的運動單元(motor unit)之數目及其放電頻率(firing frequency)有關。當肌力逐漸增強時，運動神經元放電頻率的重要性便逐漸增強，進而達到強直收縮(titanic contraction)的程度。在主動收縮中，運動單元的徵召(recruitment)多遵循“大小原則”(size principle)，則表示肌力較弱時，較小且放電速率慢的運動單元(即慢肌)會先接受徵召；而隨著運動強度的增加，較大、且放電速率較快的運動單元(即快肌)才會加入收縮的行列。然而，在神經肌肉電刺激引起肌肉收縮中，有可能因電刺激的頻率、電極片的位置以及肌肉屬性等因素影響運動單元徵召的順序。早期使用神經肌肉電刺激的文獻中以1976年Kots運用神經肌肉電刺激在奧運代表隊上最為顯著，Kots利用電流為2500Hz的交流電，整流為每秒50個脈波，每個脈波之坡寬為10msec，間隔10msec，每次引起之肌肉收縮時間為10秒，休息時間為50秒，引起之肌肉強度為最大主動等長收縮之10%~130%，再配合主動運動訓練為期三至四星期的訓練，發現運動員的肌力增加至原先130%~140%。

振動訓練法(muscle vibration)運用機制：振動訓練法為利用機械力引起肌肉振盪以達到刺激神經肌肉系統的方法。振動訓練的生理機制主要與增強式訓練的牽張縮短循環(stretch-shortening cycle, SSC)類似。1984年Komi學者表示SSC是一種利用離心收縮後立即作向心收縮的作用方式，透過彈性與伸張反射(stretch reflex)機轉的影響下，使肌肉產生較大的瞬發力。因此，振動訓練在生理作用的機轉上，包含了彈性能的儲存與釋放以及伸張反射，兩者交互作用而產生力量的結果。2005年Luo表示其強度取決於機器的頻率與振幅，其中頻率是指振動器在每單位時間內所產生的週期，而振幅則是指週期性振動中，最大值與最小值的差值之一半。Luo依據執行方式的不同將振動運動分為兩種：(1)直接刺激法：實施直接刺

激法時，為將振動器直接固定於肌腹或肌腱的位置，直接施予振盪；(2)間接刺激法：間接刺激法是將振動器放置於欲訓練肌群之遠端，振動效果便藉由身體的傳遞而達到欲訓練之肌群上。早在 1966 年，Hagbarth 與 Eklund 學者便利用一種小型圓桶狀的振動器(vibrator)，放置於肌腹或肌腱上來刺激癱瘓患者的肌肉活動以誘發身體的「張力性振動反射，tonic vibration reflex」。同年 Matthews 學者指出張力性振動反射的現象，與傳統的伸張反射概念相近。2002 年 Rittweger 等學者指出隨著振動運動的頻率、振幅與額外負荷的逐漸增加，每分鐘攝氧量也會相對地明顯上升。其研究顯示，當單次振動運動的振幅設定在 5 mm 時，頻率為 34 Hz 時的每分鐘攝氧量會明顯高於 26 Hz 與 18 Hz 時；當頻率固定在 26 Hz 時，振幅為 7.5 mm 的每分鐘攝氧量會明顯高於 5 mm 時，而 5 mm 的每分鐘攝氧量則明顯高於 2.5 mm 時。由此可見，振動運動的頻率與振幅確實是判定其運動強度的指標。根據現有文獻探討，可整理出振動訓練法之應用原則(如表 1 所示)。

表 1. 振動訓練法之應用原則

訓練變項	訓練參數
訓練強度	振幅2m頻率30-50 Hz
訓練頻率	每週3-5次
訓練組數	每次3-13組，組間休息約1分鐘
訓練持續時間	每次3-20分鐘
訓練計畫的長度	至少12週以上

2002 年 Sabine Siggelkow 等學者利用肌肉振盪(tonic Proprioception input)治療 11 位斜頸(cervical dystonia)病患。他讓病患以手臂外展 20 度加上手肘彎曲 110 度的姿勢下將振動頻率 80Hz 振幅 0.5mm 之振動器固定於前臂伸直肌群上，每次振動 4 秒，中間隨機休息 12 秒或是 22 秒。研究結果顯示病患在接受振動訓練後其運動誘發電位明顯上升至  $2.71 \pm 0.31 \text{mV} \times \text{msec}$ (平均值 $\pm$ 標準差)。

#### 參考文獻

- 【1】 Meningaud, J. P., et al. ( 2006). Drooling of saliva : A review of the etiology and management options. *Oral Medicine*, 101, 48-57.
- 【2】 Senner, J. E., et al. (2004). Drooling, Saliva production, and swallowing in

cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46, 801-806.

- 【3】 Kalf, J. G., et al. (2007). Impact of drooling in parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 254, 1227-1232.
- 【4】 Hinkes, R. P., et al. (1996). Aspiration Pneuonia Possibly Secondary to Clozapine-induced Sialorrhea. *Journal of Clinical Psychopharmacol.* 16, 462-463.
- 【5】 Boyce, H. W., Bakheet M. R. (2005). Sialorrhea: A Review of a Vexing, Often Unrecognized Sign of Orophyngeal and Esophageal Disease. *Journal of Clinical Gastoenterol.* 39, 89-97.
- 【6】 Costa, J., et al. (2008). Botulinum toxin type-B improves sialorrhea and quality of life in bulbaronset amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of Neurology.* 255, 545-550.
- 【7】 Lal, D. , Hotaling, A. J., (2006). Drooling. Lippincott Williams & Wilkins, 1068-9508.
- 【8】 Costa, J., et al. (2008). Botulinum toxin type-B improves sialorrhea and quality of life in bulbar-onset amyotrophic lateral sclerosiis. *Journal of Neurology.* 255,545-550.
- 【9】 Yang, P. Y., et al. (2006). Botulinum Toxin A in the Treatment of Sialorrhea in Children with Cerebral Palsy. *Mid-Taiwan Journal of Medicine.* 11, 261-266.
- 【10】 Lin, Y. C., et al. (2007). Botulinum Toxin Type A Treatment for drooling in Taiwan Children with Cerebral palsy : Three Case Reports. *Taiwan Journal of Physical Medicine Rehabilitation.* 35(3), 165-170.
- 【11】 盛華(2006)。吞嚥障礙評估與治療。心理出版社。
- 【12】 歐陽來祥(2008)。吞嚥困難評估和治療-臨床實用手冊。心理出版社。
- 【13】 Hammond, C. A. S., Goldstein L. B. (2006). Cough and Aspiration of Food and Liquids Due to Oral-Pharyngeal Dysphagia – ACCp Evidence-Based Clinical Practice guidelines. *Chest*, 129, 154-168.
- 【14】 Clarkson, H. M. *Musculoskeletal Assessment- Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength, Second Edition.* Lippincott Williams & Wilkins –A Wolters Kluwer Company.
- 【15】 Kramer, J. F., Mendryk, S. W. (1982). Electrical stimulation as a strength improvement technique: a review. *Journal of Orthopedic Sports Physical Therapy.* 4, 91-88.
- 【16】 Shih, Y. F. (1994). *Can burst superimposition technique be used to predict force with full recruitment?* University of Pittsburgh. Master Thesis.
- 【17】 Sapeaga, A. A. (1990). Current concepts review. Muscle performance evaluation in orthopedic practice. *Journal of Bone Joint Surgery.* 72A,

1562-5174.

- 【18】 Bellemare, F., Woods, J. J., Johansson, R. et al. (1983). Motor unit discharge rates in maximum voluntary contractions of three human muscles. *Journal of Neurophysiology*. 50, 1380-1392.
- 【19】 Siggelkow, S., et al. (2002). Impaired Sensorimotor Integration in Cervical Dystonia : A study Using Transcranial Magnetic Stimulation and Muscle Vibration. *Journal of Clinical Neurophysiology*. 19,232-239.
- 【20】 Issurin, V. B., Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of Sports Sciences*. 17 (3), 177-182.
- 【21】 Luo, J., McNamara, B., & Moran, K. (2005). The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Medicine*. 35 (1), 23-41.
- 【22】 Rittweger, J., Ehrig, J., Just, K., Mutschelknauss, M., Kirsch, K. A., Felsenberg, D. (2002). Oxygen uptake in whole-body vibration exercise: influence of vibration frequency, amplitude, and external load. *International Journal of Sports Medicine*. 23(6), 428-432.



#### 四、研究方法與步驟

本研究之工作內容如圖 1 所示。

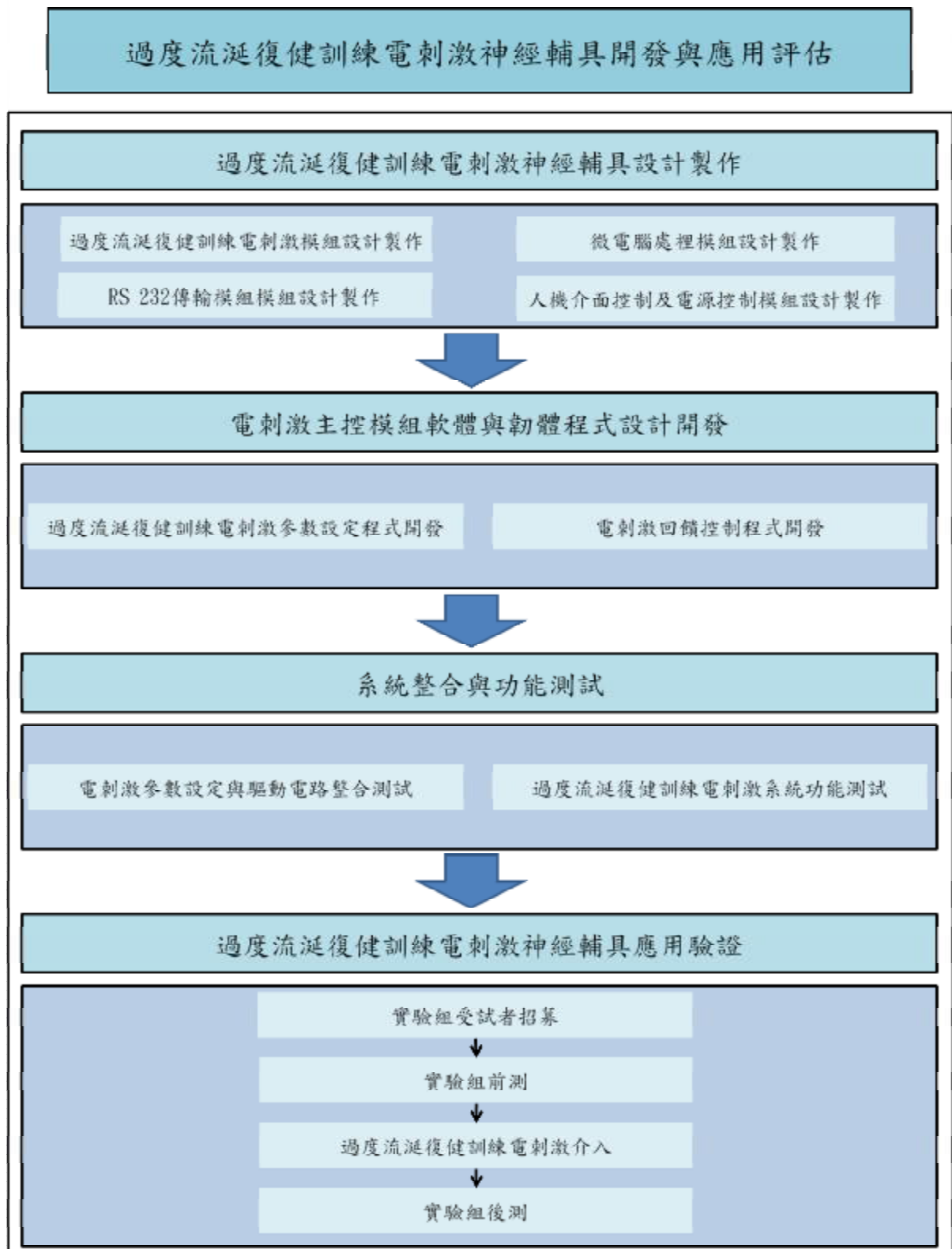


圖 1 研究工作細項關聯圖



#### 4.1 過度流涎復健訓練電刺激神經輔具

本研究所開發之「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」，其系統開發項目如下：

- 1) 硬體開發：
  - a. 過度流涎復健訓練電刺激及振動覺刺激支架
  - b. 電刺激及振動覺刺激強度控制及人機介面單元
- 2) 驅動程式設計：
  - a. 電刺激驅動程式
  - b. 振動馬達波寬調變驅動程式
  - c. RS232 通訊驅動程式
  - d. 七段顯示器顯示驅動程式
  - e. 可變電阻阻值偵測驅動程式
- 3) 軟體程式設計：
  - a. 過度流涎復健訓練電刺激控制人機介面
    - i. 電刺激參數設定程式
    - ii. 電刺激回饋控制程式
    - iii. 受測者基本資料及訓練處方管理介面
    - iv. 藍芽無線傳輸控制程式

##### 4.1.1 過度流涎復健訓練電刺激神經輔具 - 硬體開發

###### 4.1.1.1 過度流涎復健訓練電刺激及振動覺刺激支架

本研究所開發之過度流涎復健訓練電刺激及振動覺刺激支架，主要是由金屬電極片、小型振動馬達及探入支架所構實體成品圖如圖 2 所示，各組元件分別說明如下：



圖 2

###### I. 金屬電極片

為使電極片可固定於探入支架上，本研究是利用單面空白電木板(如圖 3 所示)及電路雕刻機(如圖 4 所示)，小型的金屬電極片則雕刻於電木片的同一側。

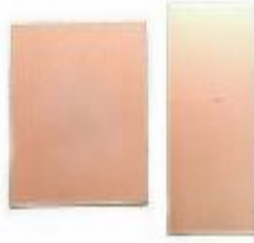


圖 3



圖 4

為使金屬電極可固定於探入支架上，且又可深入患者的口中，其尺寸設計設計為電木板尺寸約  $12.7\text{mm} \times 20.32\text{mm}$ ，電木板上方的金屬電極直徑為  $8\text{mm}$ ，中間的螺絲固定孔為  $3\text{mm}$ ，兩片電極中心位置相距  $10.16\text{mm}$ 。

## II. 小型振動馬達

由於一詮精密工業股份有限公司所生產之 CVMPF004 扁平式微型振動馬達取得不易，本研究改使用由今華電子所購得的  $6\text{mm}$  振動馬達(如圖 5 所示)為振動刺激來源。工作電壓為  $1.5\sim 3\text{V}$ 。



圖 5

本研究之計畫書原始設計是將振動馬達和金屬電極片同時固定於探入支架前端，但經實作發現這樣的放置方式會造成支架前端體積較大，使得支架於口腔內無活動空間。所以本研究改置振動馬達於口腔外側的探測支架上(如圖 6 所示)。

### III. 探入支架

探入支架為考量置入口中的安全性及方便製作性(如圖 6 所示)，本研究以醫療用的壓舌板為支架主體，裁切適合的尺寸，再把金屬電極片及振動馬達固定於上方。為確保使用的安全性，除了金屬電極之外，所有置於口中線路及接點都以絕緣的材質加以包覆，如圖 6 所示。

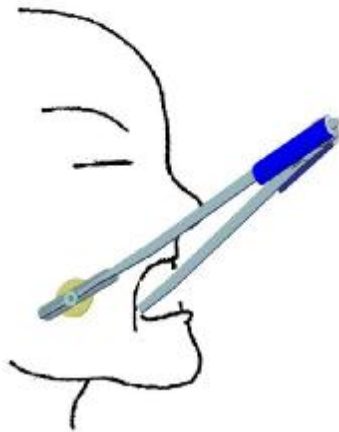


圖 6 探入支架置入口中示意圖

#### 4.1.1.2 電刺激及振動覺刺激強度控制及人機介面單元

電刺激及振動覺刺激強度控制及人機介面單元為本研究之硬體核心。本單元主要功能是控制電刺激和振動馬達輸出的強弱、頻率、波寬及治療時間等參數。此外，亦負責接收旋鈕的控制輸入以及利用七段顯示器顯示輸出或藍芽模組收接訓練參數設定，其硬體架構方塊圖如圖 7 所示。各組成元件分別介紹如下：

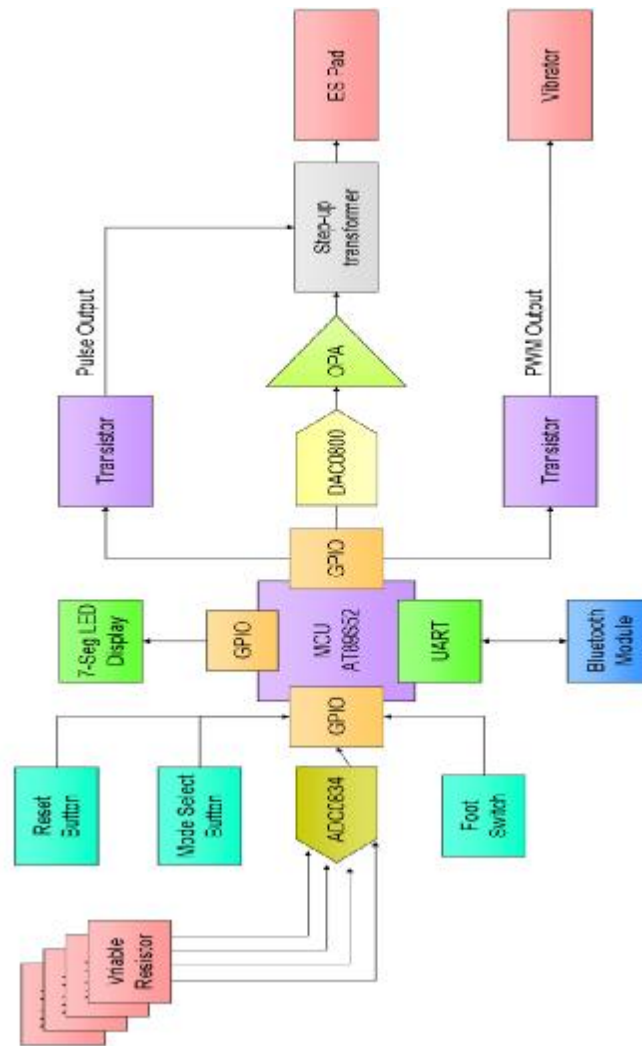


圖 7 硬體架構方塊圖

AT89S52 微處理器：

為能同時執行上述之複雜的功能，本研究係以 Atmel 公司所生產的低功耗高性能的 8 位元 CMOS 微處理器(型號：AT89S52)為本主控制單元的控制中樞，此微處理器與 MCS-51 指令系統相容，且內建有 8K Byte 的快閃程式記憶體(ROM)、256 Byte 的隨身存取記憶體(RAM)、3 個可程式的計時/計數器、工作頻率最高可達 33MHz、工作電壓 4~5.5V、內建有 UART 通用非同步收發器、一組看門狗計時器、4 組 8 位元輸出輸入埠，其微處理器外觀及腳位圖，如圖 8 所示。

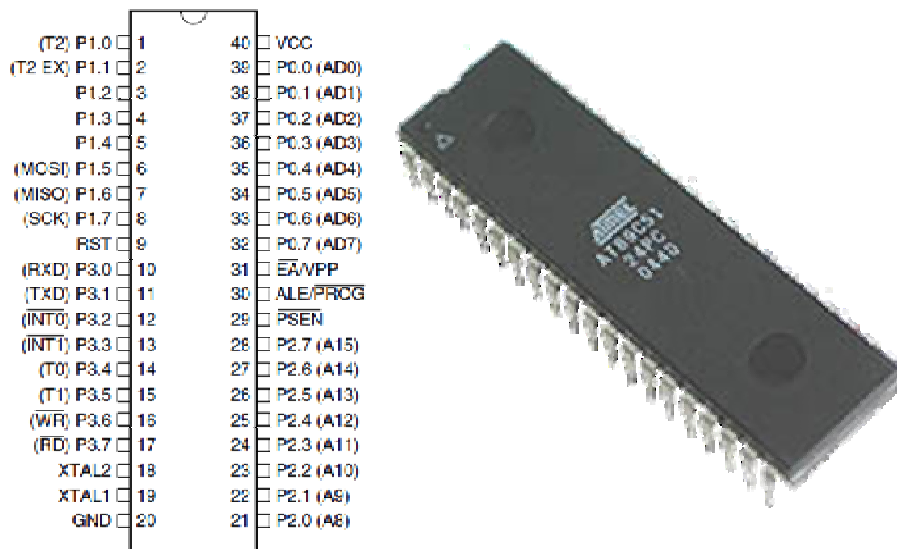


圖 8

七段顯示器：

本研究硬體之人機介面係由七段顯示器及可變電阻所組成，使用者可藉由七段顯示器確認目前設定的刺激頻率、刺激強度、刺激波寬、刺激時間...等參數是否正確。七段顯示器是由八個 LED 排列成一個 8. 的形狀所組成，可依需求顯示 0~9 不同的數字；本研究係利用四個七段顯示器排成一列去顯示相關參數。第一個七段顯示器顯示 c, f, p, t, o, 用以表示電流(current)、頻率(frequency)、波寬(pulse width)、訓練時間(training time)、停止時間(off time)。讓使用者可依需求調整。七段顯示器的電路設計圖如圖 9 所示。

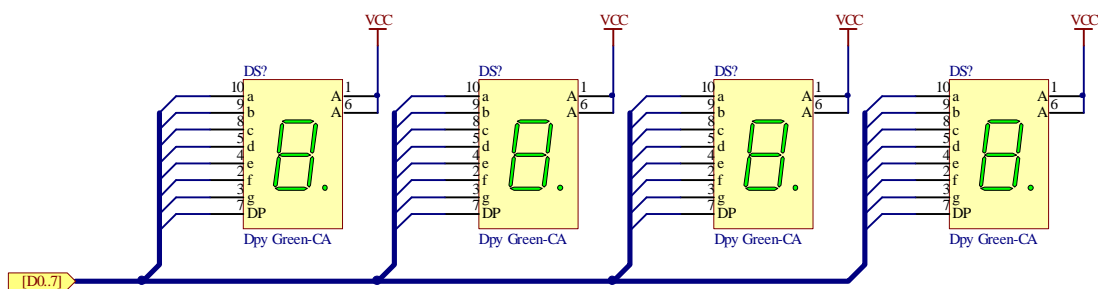


圖 9 七段顯示器電路設計圖

可變電阻：

本研究係利用多個可變電阻，透過量測各可變電阻的阻值的大小來設定電刺激或振動刺激相關的訓練參數，如

刺激頻率、刺激強度、刺激波寬、刺激時間，其外觀及電路設計圖如圖 10 所示。

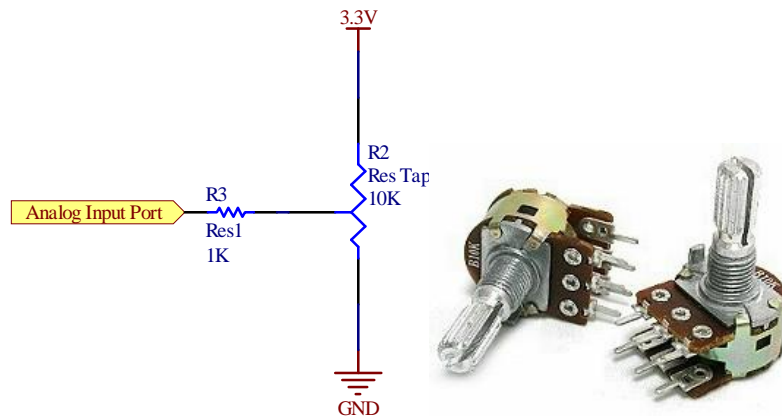


圖 10 可變電阻電路

ADC0834 多通道類比數位轉器：

本研究係利用 ADC0834 多通道類比數位轉器，透過分壓電路將可變電阻的電阻值大小轉換為 8 位元的數位訊號。再將此數位訊號傳送到微處理器，用以設定刺激頻率、刺激強度、刺激波寬、刺激時間等參數。ADC0834 為四通道的類比數位轉換器，可轉換四組不同來源的類比訊號，工作電壓為 5V，每 32 us 便可轉換完成一筆類比訊號。其各腳位功能圖及電路設計圖，如圖 11、圖 12 所示。

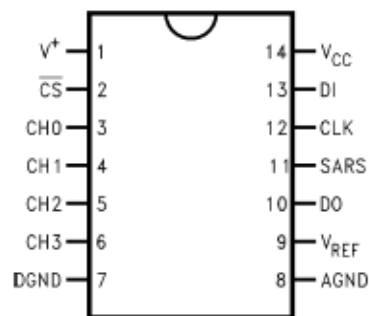


圖 11 ADC0804 腳位功能

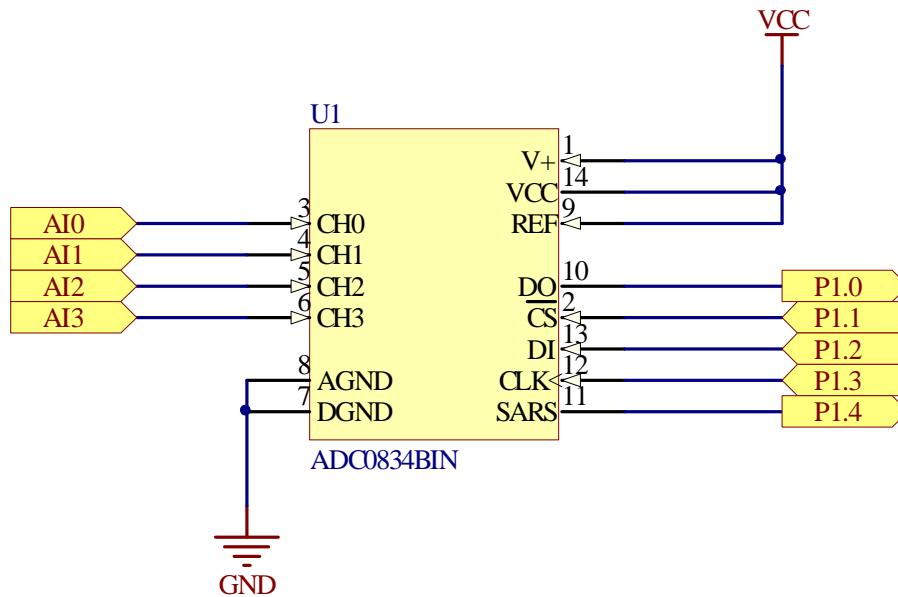


圖 12 ADC0804 電路設計圖

#### DAC0800 數位類比轉換器

為控制電刺激輸出的刺激強度，本研究係用 DAC0800 數位類比轉換器，將電刺激的強度值轉換為相對應的 0~5V 的類比電壓訊號，此電壓訊號再經過運算放大器及變壓器的轉換後，才可產生可具有能刺激肌肉收縮的電刺激訊號。DAC0800 為一個 8 位元的數位類比轉換器，可提供 0~255 階層的電壓解析度，輸出電壓可在 100ns 內完成設定，其工作電壓為  $\pm 4V \sim \pm 18V$ ，可滿足本研究之需求。DAC0800 的腳位功能圖及電路設計圖如圖 13、圖 14 所示。

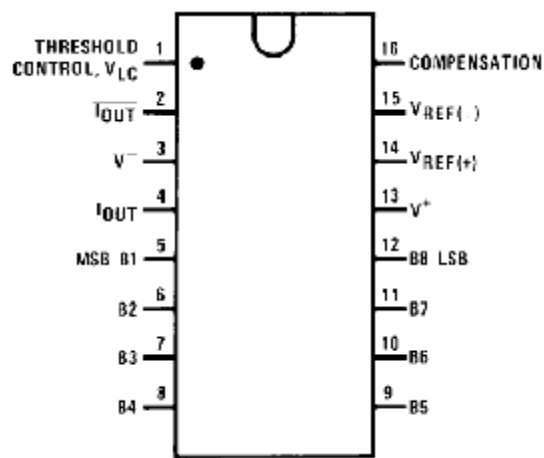


圖 13 DAC0800 腳位功能圖



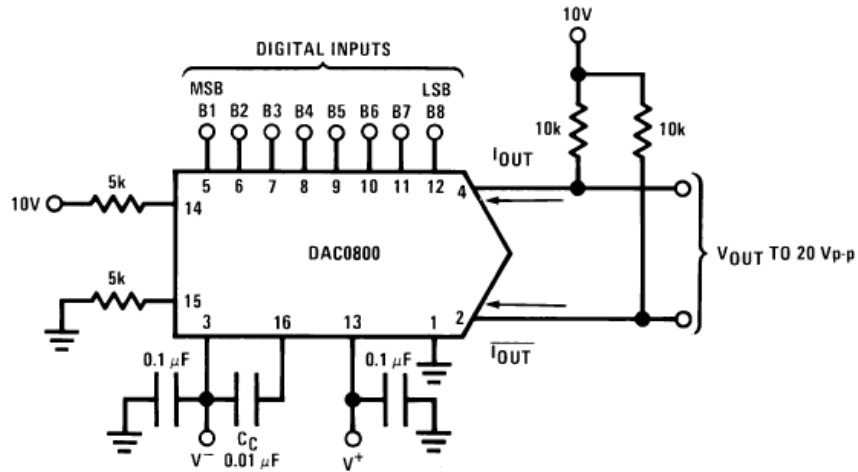


圖 14 DAC0800 電路設計圖

場效電晶體：

場效電晶體是採用 Fairchild 公司所生產之 IRF530 元件，此元件係一個金氧場效電晶體(Metal-Oxide Semiconductor FET, MOSFET)，其電流可達 14 安培，電壓可達 100 伏特，具有高輸入電阻，以線性方式進行電壓、電流及電阻之間轉換，並有十億分之一秒轉換速度，而其包含 3 個電極，分別為閘極(Gate)、吸極(Drain)及源極(Source)；電壓加在吸極和源極之間時，電流會改變，即當電壓增加時，電流亦相對提高；由於 AT89S52 的輸出輸入腳位的驅動電流過小，無法驅動電刺激及振動馬達的輸出，所以本研究係利用此場效電晶體去分別去推動電刺激及振動刺激的輸出。其腳位功能圖如圖 15 所示。

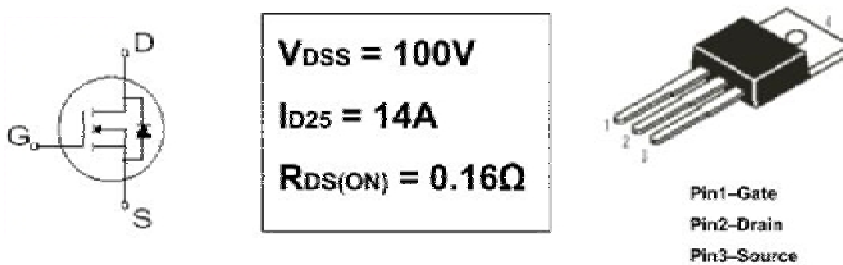


圖 15 IRF530 腳位功能圖

輸出變壓器：

由於本研究所開發之電刺激器是使用 12 伏特直流電源，因此本研究利用一個線圈比為 1：10 之輸出變壓器如圖 16 所示，將 1 伏特之電壓提高至 10 伏特，電壓最高可提升至 120V。





圖 16 變壓器

藍芽無線傳輸模組：

本研究所開發之藍芽無線傳輸模組是採用 Collex Communication Corp 所生產之 CKM3 藍芽通訊模組，以藍芽傳輸協定為無線傳輸之通訊介面。CKM3 藍芽通訊模組之設計符合 Bluetooth 1.1 規範要求，使用頻寬為 2.4GHz ~2.4835GHz，最大傳輸距離 10 米，功率消耗為 1) 配對模式為 40mA、2) 語音模式為 850mA。CKM3 藍芽通訊模組提供 SPI、USB、UART、PCM 等通訊協定，本微電腦處理單元透過 UART 通訊協定與 CKM3 藍芽通訊模組進行資料交換，傳輸速率為 4800bps。CKM3 藍芽通訊模組腳位及訊號傳輸規劃圖如圖 17 所示及如圖 18 所示。

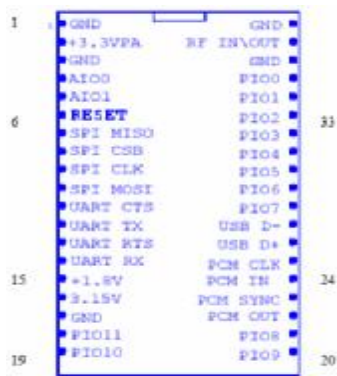


圖 17 CKM3 藍芽通訊模組腳位圖

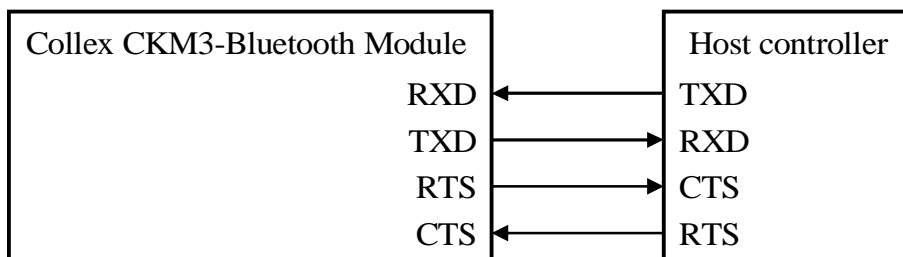


圖 18 CKM3 藍芽通訊模組訊號傳輸規劃圖

#### 4.1.2 過度流涎復健訓練電刺激神經輔具 – 驅動程式設計

由於過度流涎復健訓練電刺激神經輔具為本研究自行設計開發之設備，故其驅動程式需自行依硬體之設計撰寫。本研究依各功能分別撰寫了 1) 電刺激驅動程式、2) 振動馬達波寬調變驅動程式、3) RS232 通訊驅動程式、4) 七段顯示器顯示驅動程式、5) 可變電阻阻值偵測驅動程式。

本研究是利用 Keil uVision 4 進行編譯器進行韌體設計開發(如圖 19 所示)，開發完成後再利用 HI-LO SYSTEM 的萬用型燒錄器 ALL100 把驅動程式燒入 AT89S52 中，再進行功能測試。

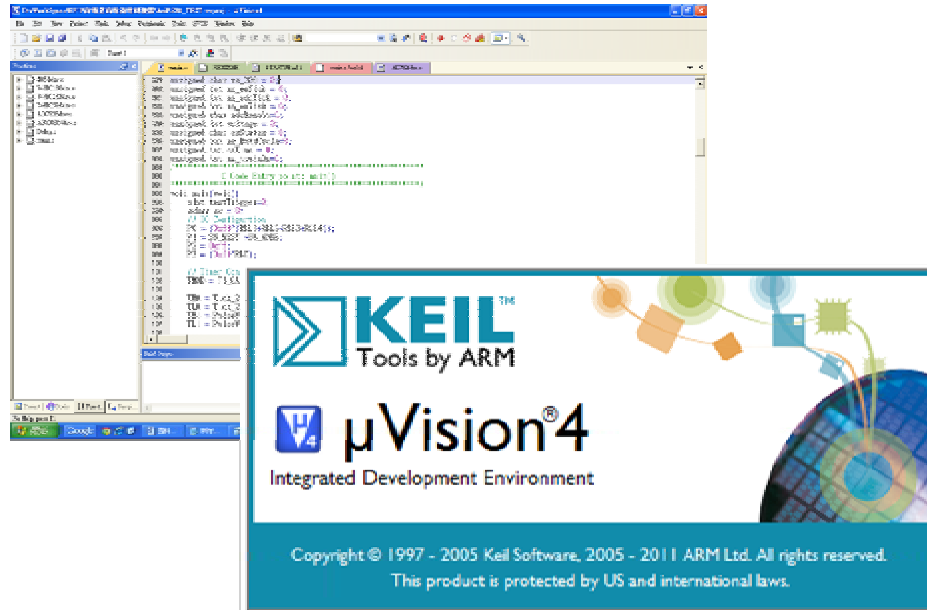


圖 19 Keil uVision 4 編譯器



圖 20 ALL100 萬用燒錄器

### 4.1.3 過度流涎復健訓練電刺激神經輔具 – 軟體程式設計

#### 4.1.3.1 過度流涎復健訓練電刺激控制人機介面

##### a. 過度流涎復健訓練電刺激參數設定程式開發

過度流涎復健訓練電刺激模組硬體參數設定介面包含電刺激閾值設定、電刺激模式設定、電刺激電流輸出測試設定、電刺激輸出頻道設定及電刺激開關設定等。

##### b. 電刺激回饋控制程式開發

電刺激回饋控制程式包含四組獨立之電刺激輸出頻率控制模組、波寬控制模組、電壓調控模組等。

##### c. 受測者基本資料及訓練處方管理介面設計

受測者基本資料及訓練處方管理介面設有液晶螢幕(LCD)即時顯示之各項參數，並配合按鈕可以對電刺激的頻率、波寬、上升下降時間、高原期、脈波暫緩時間、電流大小以及時間等參數進行調控，方便使用者操控，受測者基本資料及訓練處方管理介面示意如圖 21 所示。



圖 21 受測者基本資料及訓練處方管理介面示意圖

##### d. 藍芽無線傳輸控制程式設計開發

藍芽無線傳輸硬體採用CKM3 藍芽通訊方式，其與微電腦控制單元透過UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)傳輸協定進行資料交換。UART傳輸協定之相關韌體程式包含UART初始化函式、UART接收中斷函式、UART發射中斷函式。另外，本研究之UART通訊協定相關參數設定為傳輸速度為4800 bps、無使用同位元、傳輸資料長度為8 位元、停止位元設定為1個位元。

### 4.1.3 系統整合與功能測試

本研究完成各項「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」中之硬體、驅動程式、軟體程式開發完成後，進行軟、硬體功能測試。系統功能測試項目包括電刺激參數設定與驅動電路整合測試、訓練系統程序控制、感測器訊號擷取測試、過度流涎電刺激控制機制等。

#### a. 電刺激參數設定與驅動電路整合測試

為確認本研究之電刺激輸出否可符合使用者所調整之參數，本研究量測方式係利用  $1\text{K}\Omega$   $50\text{W}$  的電阻模擬人體皮膚輸出阻抗，並以示波器進行量測，如圖 22、圖 23 所示。經過測試，本研究開發之電刺激在  $1\text{K}\Omega$   $50\text{W}$  的阻抗下，可產生電壓  $120\text{V}$  及  $300\mu\text{s}$  的波寬的電刺激。



圖 22 電刺激參數設定與驅動電路整合測試圖

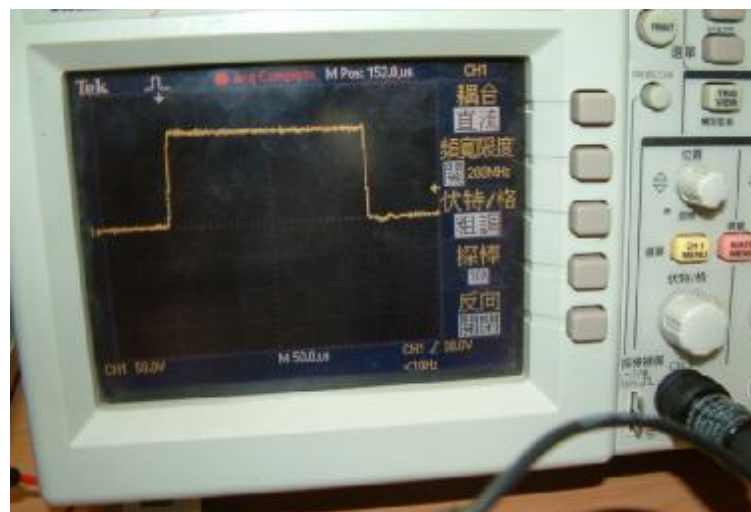


圖 23 電刺激波形：電壓  $120\text{V}$  及  $300\mu\text{s}$  的波寬



b. 藍芽無線模組軟、硬體整合測試

為了確認本研究所開發的微電腦控制單元可透過 UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) 傳輸協定進行資料交換，UART 傳輸協定之相關韌體程式包含 UART 初始化函式、UART 接收中斷函式、UART 發射中斷函式測試。另外，UART 通訊協定相關參數設定為傳輸速度為 4800 bps、無使用同位元、傳輸資料長度為 8 位元、停止位元設定為 1 個位元。

c. 受測者基本資料及訓練處方管理介面測試

本研究之受測者基本資料及訓練處方管理介面設計是配合硬體針對對電刺激的頻率、波寬、上升下降時間、高原期、脈波暫緩時間、電流大小以及時間等參數進行調控。

d. 過度流涎電刺激神經輔具系統功能測試

為了評估本研究所開發的「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」能達到原設定之設計規範，本研究針對實體雛型機，進行系統功能測試，本研究開發機台橋接於試波器 TDS1012，進行各項參數測量，至於測試項目包括電刺激的頻率、波寬、上升下降時間、高原期、脈波暫緩時間、電流大小以及時間等參數進行調控等。

## 4.2 過度流涎電刺激神經輔具應用驗證

### 4.2.1 研究對象

本計畫徵召 16 位過度流涎受試者使用「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」訓練口腔閉合肌群。每位受測者皆清楚本實驗之目的及流程後並簽署受試者同意書，實驗流程如圖 24 所示。

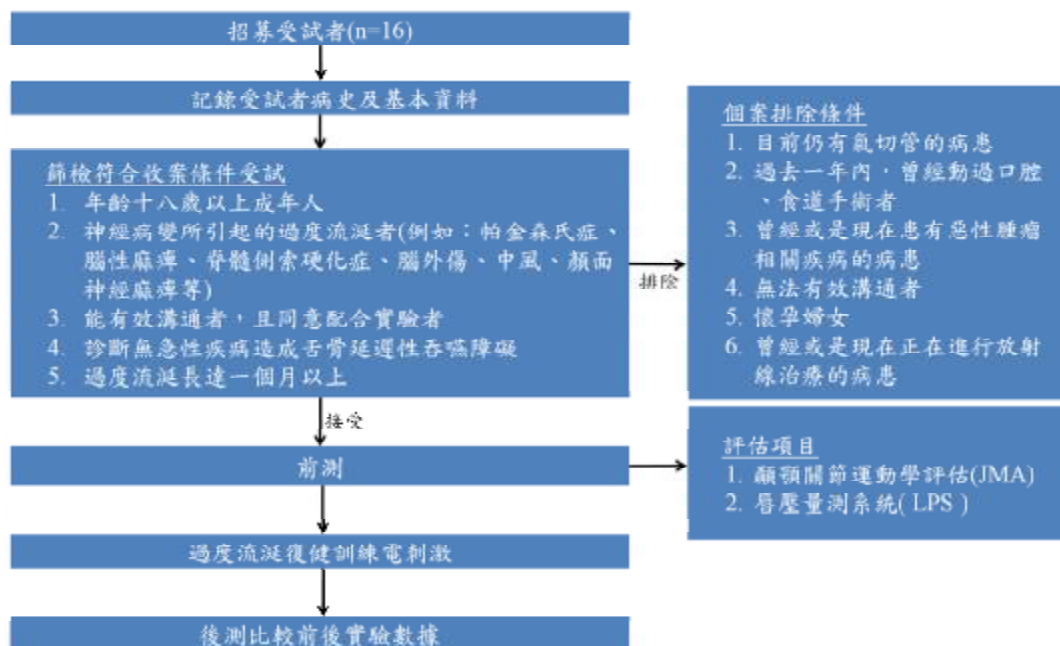


圖24. 改善過度流涎症的神經肌肉功能誘發復健系統驗證流程圖

#### 4.2.1.1 收案條件

1. 年齡十八歲以上成年人
2. 神經病變所引起的過度流涎者(例如：帕金森氏症、腦性麻痺、脊髓側索硬化症、腦外傷、中風、顏面神經麻痺等)
3. 能有效溝通者，且同意配合實驗者
4. 診斷無急性疾病造成舌骨延遲性吞嚥障礙
5. 過度流涎長達一個月以上

#### 4.2.1.1 排案條件

1. 目前仍有氣切管的病患
2. 過去一年內，曾經動過口腔、食道手術者
3. 曾經或是現在患有惡性腫瘤相關疾病的病患
4. 無法有效溝通者
5. 曾經或是現在正在進行放射線治療的病患
6. 懷孕婦女

### 4.2.2 實驗設計

本實驗以抽籤方式把受試者隨機分為「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」實驗組和傳統過度流涎徒手復健訓練控制組。過度流涎復健訓練電刺激神經輔具實驗組須接受口腔閉合肌群電刺激及口腔運動治療介入、傳統過度流涎徒手復健訓練控制組則無任何儀器治療介入。

#### 4.2.2.1 過度流涎復健訓練電刺激神經輔具實驗組

本研究採用自行開發之「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」針對口腔閉合肌群(唇肌、嚼肌)進行電刺激復健訓練。本神經輔具含兩頻道可同時刺激兩組肌肉，可調控兩頻道間的休息時間、頻率大小以及任兩頻道間可調控為交互刺激或是同時刺激。自黏式電極片採用 Dynatronics 所生產的電極片(4.7cm × 9.78cm)。電極於唇肌、嚼肌如圖 25 所示。



圖 25. 電極片黏貼位置之相關肌群示意圖

為了更貼近平常口腔閉合與吞嚥狀態，本研究根據 Milos 對於口腔閉合與吞嚥時的肌肉作用順序，「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」設定成第一、二頻道作用 4 秒，如圖 3 所示。兩頻道頻率為 50Hz，治療時間為 15 分鐘，電流強度依受測者的最大忍耐度之 75%。一個週期的訓練時間為 16 秒，如此訓練 15 分鐘後，受測者休息 15 分鐘，再進行第二次訓練，因此每次吞嚥訓練總時間為一小時。

「過度流涎復健訓練電刺激神經輔具」於電傳送時會以紅燈提示，因此，治療師於訓練前說明：在第一、二頻道的紅燈亮起時，受測者隨著電刺激緊閉嘴巴動作，用以訓練口腔動作及吞口水動作，如圖 26 所示。

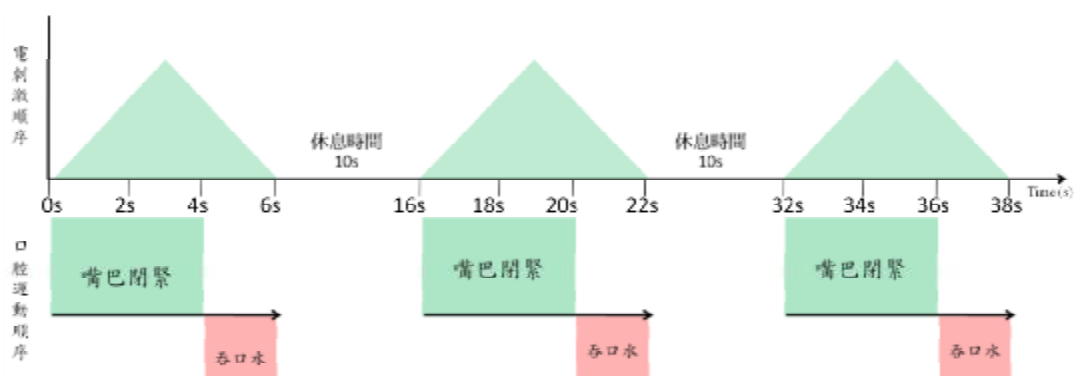


圖 26. 度流涎復健訓練電刺激神經輔具提供電刺激及訓練時

#### 4.2.2.2 傳統過度流涎徒手復健訓練控制組

本研究之控制組受測者係從中興醫院聽語治療部門徵召，控制組之受測除傳統治療手法並無其他儀器介入療程。

#### 4.2.3 實驗步驟

本實驗受試者了解實驗目的及簽署受試者同意書後須接受於介入前後的 4 份量表評量及 2 套儀器評估及持續六週的過度流涎復健訓練，詳細內容分別敘述如下。

##### 4.2.3.1 實驗前評估

對過度流涎障礙病患，詳述實驗目的以及內容。待其接受並簽署實驗同意書配合實驗，之後進行評估流程，建立實驗前數據。在實驗前後皆由固定的研究人員記錄基本資料及進行評估，建立訓練前的數據，用以比對實驗後的成效。

#### 4.2.3.2 接受復健訓練

兩組受測者皆必須接受持續六週，每週三次，每次一小時的過度流涎及吞嚥復健訓練。並於六週訓練後進行實驗後評估，進行所有項目之評估流程建立實驗後數據。

#### 4.2.3.3 評估項目

本實驗評估項目包含口腔動作分析儀器 EMG、Win jaw 及唇壓檢測。

##### 4.2.3.3.1 口腔動作分析儀器檢測

###### a. 唇閉合肌群電訊號量測

本研究採用 Zebris 所生產的 bluetooth basic unit DAB of EMG (以下簡稱 Zebris, EMG) 作為表面肌電訊號 (surface Electromyography, sEMG) 量測肌肉肌電位的工具。量測方式為，受試者於固定坐姿下，把自黏式電極片至於頰肌、口輪匝肌及嚼肌如圖 27 所示，第一頻道為左側口輪匝肌及頰肌、第二頻道為右側口輪匝肌及頰肌、第三頻道為左嚼肌、四頻道為右側嚼肌如表 1 所示，要求受測者做出特定口腔動作 (緊閉嘴巴、吞口水) 時量測的表面肌電訊號及唇閉合力，正負極與地線電極之間取 2-3 公分的電極間距，且需平行於肌纖維方向，肌電導線 (含放大器) 扣於電極片鈕扣上，並用 3M 膠帶加強固定，肌電訊號經放大處理後，經由類比數位轉換再以藍牙無線方式傳輸至手提電腦，提高真實訊號與雜訊比例，以上初步完成類比訊號擷取與儲存；所有訊號後處理的過程皆透過美國 Math Works 公司開發之 MATLAB 7.9 版訊號處理軟體做進一步離線 (off line) 資料處理與分析，MATLAB 分析表面肌電訊號流程方面，以左側口輪匝肌 (channel 1) 為例，受測者在黏貼表面肌電訊號電極片後由施測者先放輕鬆儘量避免口腔肌肉產生收縮同時呼吸也控制在較平緩後，施測者即開始表面肌電訊號量測，先量取 5 秒表面肌電訊號接著令受測者開始做最大咬的動作，受測者在咬的同時按下 on-off switch 按鈕作為開始咬的起端直到放鬆並同時放開按鈕結束咬的動作，但是表面肌電訊號量測還是繼續記錄並在咬動作 5 秒後才結束本次咬合表面肌電訊號量測，相同動作需重複 3 遍後進入下一次量測。





圖27. 肌電訊號量測貼片位置示意圖

表 1. 肌電訊號量測之肌肉

頻道	部位	說明
1	左側口輪匝肌、頰肌	<ul style="list-style-type: none"> <li>•口輪匝肌：沿著口部周圍形成圓環狀</li> <li>•頰肌：從上頷骨、翼突起使至唇部</li> <li>•嚼肌：從顳骨起使至下顎骨</li> </ul>
2	右側口輪匝肌、頰肌	
3	左側嚼肌	
4	右側嚼肌	

#### b. 顳顎關節功能性運動測量

本研究採用 Zebris 所生產的顳顎關節運動學評估系統 (Jaw Measurement Analysis System, JMA-System) 如圖 28a 所示，量測受試者顳顎關節功能性運動軌跡與距離參數。

JMA-System 超音波接受元件 (receiver sensors) 分別固定於受試者之上頷及下頷如圖 28b 所示，然後請受試者按照指示作最大張口、前突及左右側移如圖 29 所示，並記錄受試者之下頷運動軌跡與距離等參數。

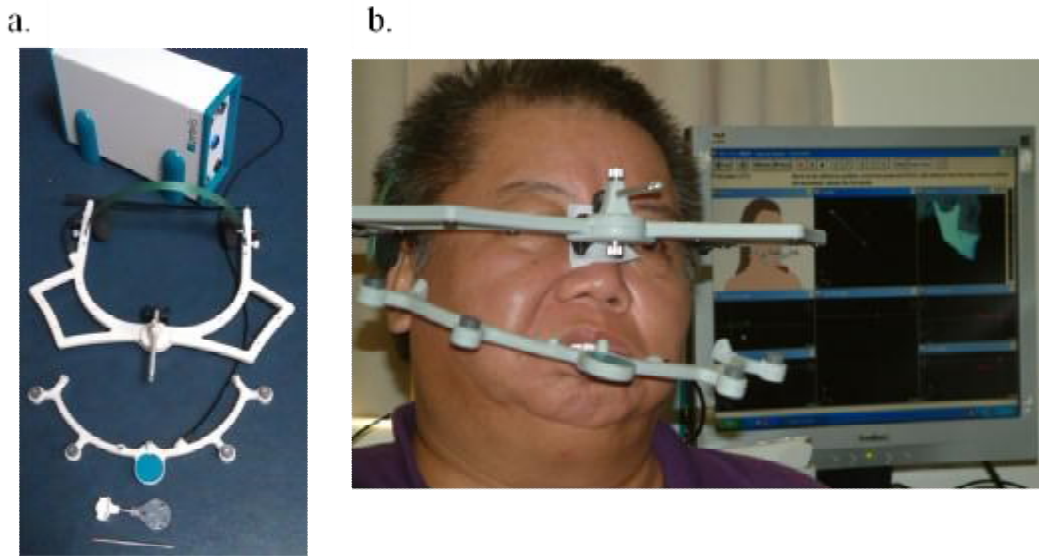


圖28. 顫顎關節運動學評估系統。a.顫顎關節運動學評估系統、  
b.超音波接受元件固定於受試者之上頷及下頷。

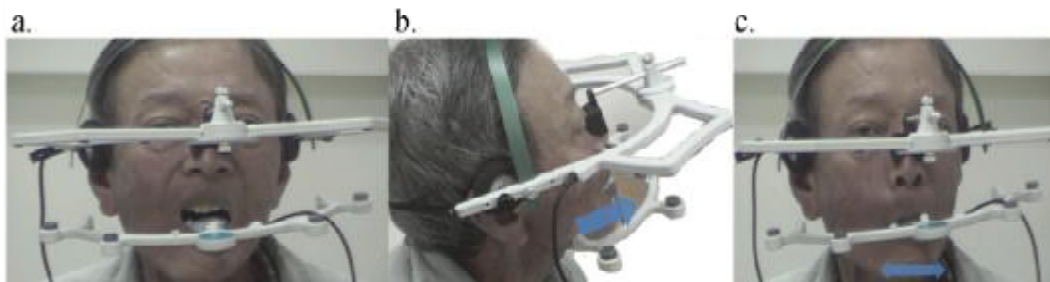


圖29. 顫顎關節功能性運動。a.最大張口、b.前突、c.側移

#### 4.2.4 後測比較前後實驗數據

使用 SPSS 18.0 版(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)，進行統計分析。使用 Wilcoxon signed rank test 來比較受試者下顎功能性關節活動度(張口、前突、側向移動、兩側髁突活動量、兩側的分離率、唇壓及咬合力)在介入前後的差異。統計檢定的顯著水準定於  $\alpha=0.05$ 。

### 五、結果與討論

#### 5.1 實驗結果

如表2所示，在16位受試者平均下顎最大張口量於前測時為 $39.16 \pm 15.25$  mm，在後測時則為 $42.82 \pm 15.95$  mm，下顎最大張口量雖然只有平均改善了3.66 mm，但已達統計上顯著差異( $p=0.000$ )。在下顎前突於前測時為 $5.6 \pm 3.73$  mm，在後測時則增加到 $8.72 \pm 5.2$  mm，下顎前突平均增加了3.12 mm，達統

計上顯著差異(p=0.001)。下顎左、右側移於前測時為5.34±4.09 mm及6.54±2.86 mm，在後測時則為7.44±4.19 mm及9.03±2.9 mm，下顎左、右側移平均改善了2.1 mm及2.49 mm，同樣也達統計上顯著差異(p=0.000)。在顛顎關節髁突活動量方面，左側髁突於前測時為10.84±5.23 mm，在後測時則為12.3±5.67 mm，平均改善了1.46 mm，達統計上顯著差異(p=0.000)。右側髁突於前測時為9.04±3.53 mm，在後測時則為10.22±4.04 mm，平均改善了1.18 mm，達統計上顯著差異(p=0.002)。

表2. 16位受試者下顎功能性關節活動度

	最大張口	前突	左側移	右側移	左髁突	右髁突
pre-training	39.16±15.25	5.6±3.73	5.34±4.09	6.54±2.86	10.84±5.23	9.04±3.53
post-training	42.82±15.95	8.72±5.2	7.44±4.19	9.03±2.9	12.3±5.67	10.22±4.04
<i>p</i>	0.000	0.001	0.000	0.000	0.000	0.002

如表3所示，在唇閉合力方面，前測為0.33±0.21 kg，在後測時則為0.52±0.32 kg，平均改善了0.19 kg，達統計上顯著差異(p=0.018)。唇閉合力左、右唇肌肌電訊號在前測時的均方根質為13.14±8.47及11.89±7.79，在後測時則增加至18.27±13.3及15.33±11.11，平均增加了5.13及3.44，但未達統計上顯著差異(p=0.069, p= 0.161)。在患側邊的唇肌肌電訊號於前測均方根質為9.86±7.31，在後測時則增加至14.95±8.24，達統計上顯著差異(p=0.012)。健側邊方面也從11.4±8.08增加至16.8±11.38，達統計上顯著差異(p=0.05)。

表3. 16位受試者唇壓、唇肌肌電訊號

	pre-training	post-training	IR	<i>p</i>
唇壓	0.33±0.21	0.52±0.32	37.50	0.018
EMG-左	13.14±8.47	18.27±13.3	10.55	0.069
EMG-右	11.89±7.79	15.33±11.11	19.18	0.161
EMG-affect	9.86±7.31	14.95±8.24	34.03	0.012
EMG-sound	11.4±8.08	16.8±11.38	32.14	0.050

Improvement Ratio (IR) = | pretraining-posttraining | / posttraining x 100%

如表4所示，在咬合力方面，前測為7.45±2.76 kg，在後測時則為8.92±2.72 kg，平均改善了1.47 kg，達統計上顯著差異(p=0.012)。在咬合力左、右嚼肌之肌電訊號在前測時均方根質為17.82±22.66及14.5±8.95，在後測時則增加至28.43±28.86及21.97±8.64，平均增加了10.61及7.47，達統計上顯著差異(p=0.036, p= 0.025)。在患側邊嚼肌肌電訊號於前測的均方根質為11.47±8.74，在後測時則增加至20.23±10.45，達統計上顯著差異(p=0.012)。健側邊方面也從21.87±21.65增加至34.79±25.81，達統計上顯著差異(p=0.012)。

表 4. 16 位受試者咬合力、嚼肌肌電訊號

	pre-training	post-training	IR	<i>p</i>
咬合力	7.45±2.76	8.92±2.72	16.54	0.012
EMG-左	17.82±22.66	28.43±28.86	37.31	0.036
EMG-右	14.5±8.95	21.97±8.64	33.98	0.025
EMG-患側	11.47±8.74	20.23±10.45	43.31	0.012
EMG-健側	21.87±21.65	34.79±25.81	37.15	0.012

$$\text{Improvement Ratio (IR)} = |\text{pretraining} - \text{posttraining}| / \text{posttraining} \times 100\%$$

## 5.2 實驗討論與結論

目前國內並無針對過度流涎患者之口腔咀嚼肌群進行電刺激復健訓練的研究，但是，近年來中風、腦外傷患者與老人過度流涎問題逐漸被提及與重視。因此，本研究為突破中風病患過度流涎與口腔咀嚼肌群復健訓練之瓶頸，已完成設計開發過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具，並進行臨床應用驗證。

有文獻指出，中樞神經損傷患者常因口腔肌肉的功能不佳而導致唇閉不緊、口腔感覺遲鈍、吞嚥困難等問題，因上述問題常造成患者在不自覺的狀況下口水從嘴巴不斷流出。也有文獻指出，下顎關節活動度、咬合力、唇閉合力與吞嚥能力等是具有密切關係，並且可藉由對於唇肌的肌力訓練使吞嚥能力獲得改善。但使用電刺激訓練唇閉合力能力來改善吞嚥能力的文獻目前仍不多。本研究主要以下顎關節活動度、唇閉合力、咬合力及唇肌與嚼肌的EMG做為評估流涎患者口腔咀嚼肌群的項目。

在下顎關節活動度方面，下顎的最大張口量是一評估顫顎關節與咀嚼肌群功能重要的指標，下顎的最大張口量與咀嚼肌群之功能是息息相關，本研究所測得受試者於介入前之最大張口量值為39.16±15.25 mm，低於文獻中所提到健康國人最大張口量值47±2 mm，在前突及側向移動方面也小於文獻中目前健康國人的前突及側向移動正常值9~11mm。在接受過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具介入後在各項目的改善，也皆達到統計上顯著的差異。

在咬合力及唇閉合力方面，16名受試者在接受過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具介入後，可能因為咬合力與唇閉合力的改善，以及在電刺激過程中除了對唇肌和嚼肌有肌力訓練的效果外，也不斷對口腔內有感覺刺激的輸入促使大腦產生重塑進而造成唇肌與嚼肌的肌力及神經放電有增加的狀況使得吞口水的功能得以獲得改善。

此趨勢對於本研究的結果有正面的意義，受測者對於流口水的狀況減少，經口腔肌群進行電刺激復健訓練後受測者可更有效率的吞口水，亦可提升中樞神經損傷患者生活品質。

## 六、研究限制與建議

### 1. 抽樣方法之限制

受限於人力、財力、時間與受試患者之意願等因素，本研究無法採用隨機抽樣。

### 2. 研究結果一般化理論(generalization)的能力有限

本研究之臨床測試設於台中市，而該院受試患者之特性、就醫習慣等可能與其他地區截然不同，因此研究結果也不易概化推論到其他台中市以外地區患者之復健訓練習性。

### 3. 受試者訓練成效時間界定上之模糊性

本研究在實驗設計上希望受試者到院接受訓練時間皆不固定，而產生模糊性，造成前後測或追蹤誤差。

## 國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以 100 字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文： 已發表  未發表之文稿  撰寫中  無

專利： 已獲得  申請中  無

技轉： 已技轉  洽談中  無

其他：（以 100 字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

目前國內並無針對過度流涎患者之口腔咀嚼肌群進行電刺激復健訓練的研究，但是，近年來中風、腦外傷患者與老人過度流涎問題逐漸被提及與重視。因此，本研究為突破中風病患過度流涎與口腔咀嚼肌群復健訓練之瓶頸，已完成設計開發過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具，並進行臨床應用驗證。本研究的結果有正面的意義，受測者對於流口水的狀況減少，經口腔肌群進行電刺激復健訓練後受測者可更有效率的吞口水，亦可提升中樞神經損傷患者生活品質。

## 國科會補助出席國際會議報告

100 年 7 月 31 日

報告人姓名	林志峰	服務機關名稱（請註明系所）及職稱	中山醫學大學物理治療學系 副教授
會議期間及地點	自 2011 年 7 月 14 日至 2011 年 7 月 17 日	國科會核定 補助文號	NSC 99-2221-E-040-003
會議名稱	（中文）第 3 屆國際口腔癌醫學會世界研討會 （英文）3 <sup>rd</sup> World Congress of the International Academy of Oral Oncology		
發表論文題目	無		
報告內容應包括下列各項： 一、參加會議經過 二、與會心得 三、建議 四、攜回資料名稱及內容 五、其它			

## 一、參加會議經過

本次參加會議為 2011 年 7 月 14 日至 2011 年 7 月 17 日於新加坡國敦河畔大酒店舉行第 3 屆國際口腔癌醫學會世界研討會( 3<sup>rd</sup> World Congress of the International Academy of Oral Oncology)。此系列會議每年舉辦一次，是有關顏面口腔癌症手術與治療研究之最為重要的國際會議之一。因筆者此項國科會計畫是開發相關顏面口腔功能復健系統，並預定運用於口腔癌患者的復健上，所以，申請前往參加此次會議，希望能掌握最新的口腔癌治療與復健的醫療資訊。

筆者曾至新加坡參加國際會議，對新加坡環境還算熟悉，但為確保行程順利，仍於正式議程開始前一日(7/14)到達新加坡所住宿之旅館，提早確認由所住之旅館至會議場地之路線。

筆者於議程第一日(7/15)上午到達會場註冊。註冊完畢後，便至其中一會議廳聆聽各國研究者之成果，其主題為上顎牙齦癌症之治療與重建，及另一場主題為黏膜下纖維化的潛在惡性病變、放射治療、下顎的處理等。下午則參加由新光醫院耳鼻喉科主任侯勝博教授擔任座長由台灣各醫學中心的不同醫師介紹台灣於口腔癌的醫療進展和新方法，包括 1.**Yao-Liang Chen** (Taiwan) Imaging diagnosis of mandibular involvement in oral squamous cell carcinoma : characteristics and pitfalls、2.**Sheng-Po Hao** (Taiwan) Marginal mandibulectomy，3.**Chih-Yen Chien** (Taiwan) Segmental mandibulectomy under surgical navigation，4.**Ming-Huei Cheng** (Taiwan) Recent advances in mandibular reconstruction，5. **Jin-Ching Lin** (Taiwan) New Approaches of Chemo-Radiation Therapy and Management of Complications等五場。

會議的第二天(7/16))主要的議程有 HPV 的預防與早期偵測、重建術、放射療法等等，並到各講堂聆聽感興趣的口頭報告以了解最新的各國學者研究進展。

會議第三天(7/17)只有半天，主要議程為轉化研究及各廠口頭報告，之後便是結束典禮。筆者於下午會議閉幕典禮結束後至新加坡一些名景點稍作參觀，於隔日返台。

## 二、與會心得

首先，感謝國科會預算支助教師出國參加國際研討會，才能有機會參與這次的第三屆國際口腔癌醫學會世界研討會。這次與會人數超過千人，算是大型國際



會議，與會學者皆為顏面口腔癌相關領域之專家，討論之熱烈，可想而知。除了會議進行時的討論外，連中場 Coffee Break 的時間，亦可看到許許多多學者仍不斷針對他們的疑問與作者進行交流，討論之熱絡，是我參加國內研討會時，並不多見的景象，值得國內學者省思。

不過在會議中，也看見許多來自台灣的學者。他們的表現與外國學者相比下並不遜色，會議結束後的問答時間更表現出台灣在顏面重建手術已有一定的成果。但以筆者本身所學看來，此次會議對顏面口腔重建後之復健著墨並不多，僅有一研究論文發表有關術後之語言能力的復建。筆者相信，術後復建的重要性絕對不容忽視，這方面的技術與研究或許是台灣未來可以重點發展的部份。

這一次的會議成員來自世界各國，溝通全以英文作為媒介。以英文作為母語的國家自然佔了溝通優勢，由這一點而言，台灣的英文能力培養確實重要。此外，上台發表的能力也有優劣之分，縱使有優秀的研究成果，但缺少發表的能力，便也無法做好一次發表。這一方面，筆者認為是台灣仍需再加進步的地方。

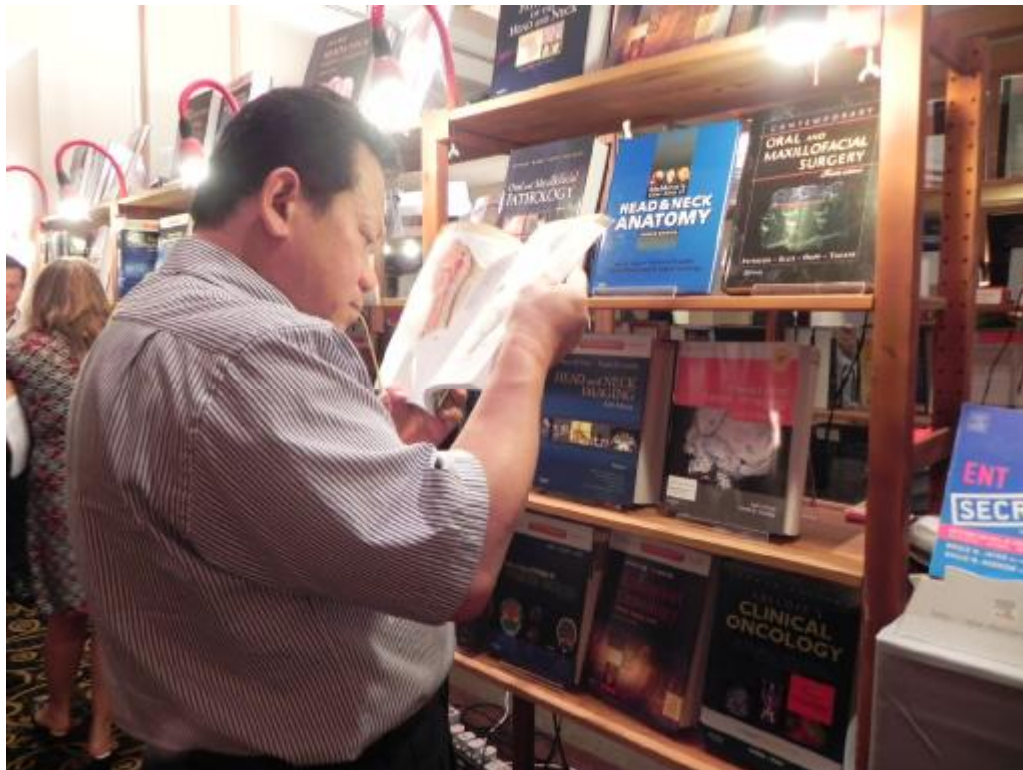
此外，筆者行走在新加坡街道上，也看到了許多與台灣不同的點。或許是身為世界重要的金融中心，新加坡非常現代化，但同時卻有著高度的綠化，這一點是台灣所缺乏的。另外其市容的整潔也是筆者所欣賞的。期望台灣未來也能有如此表現。

### **三、建議**

感謝國科會能提供此次經費，建議能繼續以給予國內人才更多學習的機會。

### **四、攜回資料名稱及內容**

與會後攜回的主要資料，除了本次會議的詳細議程外，還有大會論文集。





# 國科會補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2012/01/31

國科會補助計畫	計畫名稱: 改善過度流涎症的神經肌肉功能誘發復健系統之創新研發與實體驗證
	計畫主持人: 林志峰
	計畫編號: 99-2221-E-040-003- 學門領域: 殘障輔具研究
無研發成果推廣資料	

99 年度專題研究計畫研究成果彙整表

計畫主持人：林志峰		計畫編號：99-2221-E-040-003-					
計畫名稱：改善過度流涎症的神經肌肉功能誘發復健系統之創新研發與實體驗證							
成果項目		量化			單位	備註（質化說明：如數個計畫共同成果、成果列為該期刊之封面故事...等）	
		實際已達成數（被接受或已發表）	預期總達成數（含實際已達成數）	本計畫實際貢獻百分比			
國內	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	1	100%		
		專書	0	0	100%		
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（本國籍）	碩士生	1	1	100%	人次	
		博士生	1	1	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		
國外	論文著作	期刊論文	1	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	0	100%		
		專書	0	0	100%		章/本
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（外國籍）	碩士生	0	0	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		

<p>其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)</p>	<p>無</p>
--	----------

	成果項目	量化	名稱或內容性質簡述
科 教 處 計 畫 加 填 項 目	測驗工具(含質性與量性)	0	
	課程/模組	0	
	電腦及網路系統或工具	0	
	教材	0	
	舉辦之活動/競賽	0	
	研討會/工作坊	0	
	電子報、網站	0	
	計畫成果推廣之參與(閱聽)人數	0	

# 國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以 100 字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文： 已發表  未發表之文稿  撰寫中  無

專利： 已獲得  申請中  無

技轉： 已技轉  洽談中  無

其他：（以 100 字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

目前國內並無針對過度流涎患者之口腔咀嚼肌群進行電刺激復健訓練的研究，但是，近年來中風、腦外傷患者與老人過度流涎問題逐漸被提及與重視。因此，本研究為突破中風病患過度流涎與口腔咀嚼肌群復健訓練之瓶頸，已完成設計開發過度流涎復健訓練用電刺激神經輔具，並進行臨床應用驗證。本研究的結果有正面的意義，受測者對於流口水的狀況減少，經口腔肌群進行電刺激復健訓練後受測者可更有效率的吞口水，亦可提升中樞神經損傷患者生活品質。

本研究除先撰稿將研究成果投稿國際期刊外，未來也將開發設備提出專利申請。