



研 訊

Summer 2016

SEARCH & DISCOVERY
RESEARCH AT ISU & EDH



輔以達在腦性麻痺兒童的介入: 敘述回顧

—邱秀靜

互動式人機介面裝置 Interactive Human-Computer Input Device—

—張國清

幹細胞之追蹤與動態行為評估

—江青芬

沸石複合薄膜新製程開發及在介電材料領域之應用

—林炯芳

Facilitation of corticospinal excitability via visual feedback
by using mirror digital system

—李秉家

目錄

消息報導

義大一門課 助魯凱族少女奪大獎	3
烘焙產業夯 義大生考照成績亮麗	5
駁二青春設計節29日登場!!	
義大原民初試啼聲 商設數媒多項「入圍」受矚目	8
智慧家居遠程監控 義大電機系研發登陸	12
義大宋江陣520總統就職演出	15

文摘

輔以達在腦性麻痺兒童的介入: 敘述回顧	18
互動式人機介面裝置	
Interactive Human-Computer Input Device	26
幹細胞之追蹤與動態行為評估	32
沸石複合薄膜新製程開發及在介電材料領域之應用	39
Facilitation of corticospinal excitability via visual feedback by using mirror digital system	53

活動

機會

編輯室

65

67

80

義大一門課 助魯凱族少女奪大獎

「不要小看課堂上任何一門課，裡面都是滿滿的寶藏！」畢業於義守大學大眾傳播學系的張仰華，以〈艾伊達尼-我的思念〉創作曲，奪得台灣大哥大所舉辦的「第九屆myfone行動創作獎」主題曲30萬元首獎；來自高雄多納魯凱族的她，唱出原鄉大山大水，以及對家人朋友的真摯情感，被評審形容為「超級洗腦」，百聽不厭。

事母至孝的張仰華，談起參與這項比賽的動機，靦腆地說：

「當初是為了籌措母親的植牙費用而報名。」沒有學過專業音樂知識的她原本不會記譜，只能把創作邊唱邊錄記下來，後來因為大傳系老師的教導，啟蒙了她對編曲的認識，在myfone行動創作比賽初試啼聲，即一鳴驚人。

「要感謝大二廣播課程李嘉崑老師的音樂軟體製作訓練」，讓她



張仰華（左）接獲音樂製作人陳子鴻頒贈的獎項。

從剛開始的10秒、20秒進步到30秒，到了大四時就可獨立完成一首3分鐘的歌曲。

<艾伊達尼-我的思念>曲中的「艾伊達尼」，是魯凱族古老的思念之語，張仰華透過行動影音表達思念，讓親情無所不在；她和表弟一起合唱出部落的風、太陽及呼喚等，讓人彷彿置身《看見台灣》紀錄片裡，心情為之開闊；主辦單位形容這首歌「洗腦程度十足，聽過久久不能忘」，往後將可能成為每屆《myfone行動創作獎》主題曲。



義大校友張仰華（右）與原創貼圖評審郭彥甫合照

自稱是「小小上班族」的張仰華，得獎後接觸到很多音樂創作老師，不排除未來走上音樂之路。義守大學大傳系主任陳瑞芸很高興地說，看到張仰華在職場上學以致用，展現佳績，證明她的天賦和努力受到肯定，讓大傳系與有榮焉。

「艾伊達尼-我的思念」youtube網址<https://www.youtube.com/watch?v=KHNYKzQjmac>



烘焙產業夯 義大生考照成績亮麗

國內烘焙產業正夯，義守大學營養系、廚藝系及餐旅管理學系共有30餘人考上烘焙丙級證照，成績亮眼。考前營養系還特別開辦特訓班，教導學生如何製作產品的訣竅，並在短時間內考取證照，讓學生未來找工作更輕鬆。



營養學系經過三個月的密集訓練後，人人取得烘焙丙級證照

烘焙特訓班是營養系為培養學生第二專長而辦，為期三個月，邀請業界實力派老師授課，課程包括各種麵包及西點製作方法、食品衛生安全須知，以及廚師的服裝、儀容及個人衛生

等。學生經過三個月的魔鬼訓練後，不但專業知識及烘焙技術升級，證照考試更是輕騎過關。

負責培訓的營養系老師黃鈺婷表示，營養系不僅在營養專業上，幫學生扎下了很深的基礎，也希望學生在技術面也能有好的根基，相信這些孩子未來進入職場會有更好的成就。

剛拿到證照的營養系大四生陳君奕興奮地說，取得證照很有成就感，將來會往烘焙之路繼續前進。林郡值同學也表示，參與烘焙考照，讓她對烘焙從完全的陌生、上手到考取證照，很感謝老師的全程培訓，而且不厭其煩地提醒重點及注意事項，希望將來能成為一名專業的烘焙師。



**營養學系老師黃鈺婷老師（前排右）
帶領學生參加烘焙丙級考試**

來自香港的李錦珊和馬來西亞的陳鄩斐同學說，身為外籍學生，很難有機會在台灣學習烹飪和烘焙技術，這三個月的密集訓練，讓她們畢業後就業更有信心。

營養系陳麗琴主任表示，營養系學生畢業後才能考營養師證照，在學期間則可憑興趣報考烘焙證照；「多一張證照、多一分競爭力」，讓學生畢業與就業無縫接軌，一直是系上努力的方向，學生們可將營養專業融入在西點烘焙領域，在未來職場上闖出一片天。



駁二青春設計節29日登場!!

義大原民初試啼聲

商設數媒多項「入圍」受矚目

高雄一年一度青春設計節，4月29日至5月8日在駁二藝術特區展出。義守大學原住民族學院傳播與設計原住民專班今年有首屆畢業生，平面設計、記錄與劇情片作品，擦出新「原」味火花。此外，傳播與設計學院數位多媒體設計系與創意商品設計系，多項作品入圍青春設計節與5月台北新一代設計展，設計成果受肯定。青春設計節義大展場位於蓬萊路B4倉庫，歡迎有興趣民眾到場欣賞。

傳設原民班主題「攝蘭計」音同布農族「射耳祭」，有團結、友愛與成年傳統意義。指導老師陳思維表示，作品跨越影視及設計類，紀錄原住民新時代生活轉變，探討多性別和親情議題的劇情片，還有一系列富新意且獨特的品牌設計行銷，展現創意與新思維。

一般人對原民文創商品，有圖騰與色彩既定印象。為推廣家鄉花蓮鶴岡文旦，阿美族張志杰、劉昕昀與達悟族施慧雯，取「果實」諧音設計「菓。食—wirok」(文旦阿美族語)，作品擺脫刻板原民風，又保有深厚文化意義，包裝展現獨特品牌色彩。



「果食」作品擺脫刻板原民風，又保有深厚文化意義，包裝展現獨特品牌色彩

曾是八八風災民的魯凱族包宇軒，歷時5年創作紀錄片《活著的部落》，述說「阿禮部落」重建過程中，因遷村而延伸出部落文化教育斷層。他說，「風災後族人遷到外地，讓他們所謂的『都市原民』因著環境的迫切與適應，更積極找回與學習」。

傳設學院數媒系主題「浮」(Awaken)，傳達畢業生設計作品從無到有，到最後作品豁然浮出，讓人為之驚豔。朱庭弘、林承勳、王韻妃、邱羽柔與王曉萱影像作品「『植』日生」，主角與四季植物的互動，帶出愛情、親情、友情、寵物四個部份，互動中流露彼此微妙情感。影像與週邊作品，入圍5月份台北新一代設計展「2016金點新秀設計獎」。林于雅、徐琇雯

設計3D遊戲「Spirit神靈」，打破單純打怪遊戲元素，融入解謎要素讓玩家與場景互動，作品入圍「2016青春設計節創意設計競賽」。



校內展
4/15
青春影展
4/29-5/8



數媒系作品「植日生」，帶出愛情、親情、友情、寵物情感互動，入圍5月份台北新一代設計展「2016 金點新秀設計獎」



傳設學院商設系主題「早安、你好」，有感於設計人常熬夜趕作品到「迎接天亮」而命名。展場設有居家生活館，推出多功能傢俱與生活用品，與寵物貓咪互動休閒桌。

台灣海運發達，救生筏卻都仰賴進口，風浪過大容易發生

二次船難。溫添洧、曾勇翔、鍾玟光四位同學設計新型救生筏「Orange Oasis」，使用綠能、環保的方法，增加救生效率與存活時間。李子明、郭晉宇、涂怡如與張如聿四位同學設計腳踏車「傾角警示燈」，傾斜5度以上燈號轉為閃爍，提醒後方用路人注意車距與車體動向。這兩款作品皆入圍「2016青春設計節創意設計競賽」。



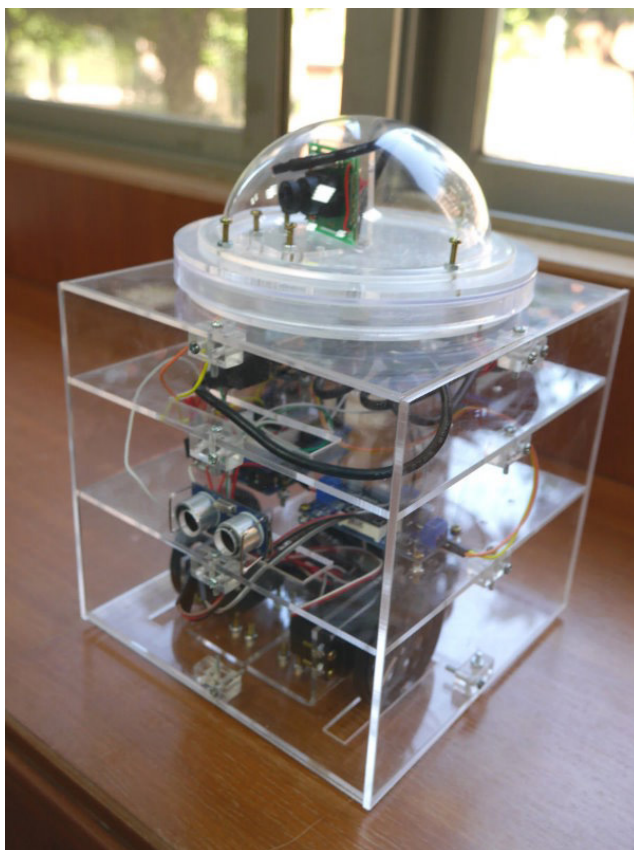
商設系「Orange Oasis」救生筏，使用綠能、環保增加救生效率。入圍 2016 青春設計節創意設計競賽

江佩蓁、吳美儒、梁儷馨設計太陽能野炊用具「SunWhere」取代生質燃料，利用反光板將太陽能反射到真空玻璃管上，將罐頭食物煮熟，透過溫差發電保溫。作品入圍新一代設計展「2016金點新秀設計獎」。



智慧家居遠程監控 義大電機系研發登陸

你出門是不是忘了關冷氣？別擔心，由義守大學電機系副教授馮介川指導研究生蘇威宇所研發的「遠端無線網路控制暨雲端攝像機」，可以透過手機進行家居即時監控。這項智慧家居遠程監控作品，12至15日應邀到中國大陸深圳大學所舉辦的「海峽兩岸高校大學生創客交易展暨交流營」亮相。



遠端無線網路控制暨雲端攝像機

這次活動適逢大陸三大展會之一的「第12屆中國深圳國際

文化產業博覽交易會」期間，創客交流營為該博覽交易會中創意設計亮點之一。義守大學將與海峽兩岸三地大學的創客團隊一起參加，包含清華大學、香港理工等40多所名校、共120多個隊伍。除了校際交流，大陸創投機構也對義守大學的作品表達高度興趣，希望未來有機會合作商品化。

馮介川表示，這場兩岸三地的創客交流盛會，須原創作品才能參展。義大電機系以「遠端無線網路控制暨雲端攝像機」作品參與。此作品著眼於未來「智慧家居」及「智慧遠程監控」，應用物聯網技術，設計以無線方式通過網路控制遠端機器人，進行家居巡檢任務，同時應用聯網及攝像機，將實時影像回傳到使用者手機及管理網頁上，進行家居即時監控。



馮介川老師（左）指導研究生蘇威宇研發出「遠端無線網路控制暨雲端攝像機」

目前就讀電機工程研究所碩二的蘇威宇，花了二年多製作一台類機器人，為18公分的立方體與半圓球罩所組成，立方體內部分為三層，底層是提供動力與電力，第二層是負責執行指令及降低電壓，第三層是負責下達指令和電腦端溝通；而圓罩內則是設置攝影機，方便隨時觀看。

蘇威宇說，這台類機器人可擺放在室內各個角落，進行360度的攝影監控，再透過網路上傳到手機，即時觀測到居家環境，並比對出異狀，例如冷暖氣機開關及調溫控制，讓使用者不論走到那裡，都可透過手機無線上網遠程監控，達到「瞭若指掌」的境界。另外，攝影機也可透過聯網方式進行攝影紀錄，並存儲到雲端，讓使用者透過網路及網頁隨時隨地瀏覽家中過往的歷史鏡頭。「除了監看目的，也有影像歷史存儲的價值！」



義大宋江陣520總統就職演出

今年520總統就職慶典傳統宗教文化類表演，義守大學宋江陣獲選演出。取名「義陣」的義大宋江陣，成軍近8年，成員包括本地生及外籍生，當天36名學生將以震攝人心的鼓陣、扇舞、旗陣、國術與啦啦隊等元素，展現台灣在地的傳統文化。



義大休閒管理系參加 2014 年高雄內門宋江陣比賽照片

義大休閒事業管理系陳媽芬老師表示，有別於其他宋江陣強調熱鬧的戲劇氛圍，義大保有台灣最傳統的宋江陣法，符合總統就職典禮的「建醮」風格，加上成員來自馬來西亞、香港、原住民及本地生等，具有族群融合的意義。



義大休管系同學一身好功夫靠平日加強練習， 圖為 2014 年高雄內門宋江陣比賽實況

義大宋江陣總召田秉軒同學說，接到總統就職慶典演出的「重責大任」，全團都很興奮，備感榮耀，連日來全力投入排練，曾經一天苦練了8小時，就希望把最美好的表演呈現在國人面前。

「義陣」今年特別禮聘有十年宋江陣經驗的黃文忠、洪崇仁兩位教練指導，並結合國術社及競技啦啦隊的文化精髓，將創意時尚融入傳統藝陣中，在今年4月高雄內門宋江陣比賽中，獲得優勝、高雄市議長獎與順賢宮天上聖母獎等3獎項。



義大休管系參加 2016 年高雄內門宋江陣比賽照片



義大休管系宋江陣（18 日）參與總統就職彩排



輔以達在腦性麻痺兒童的介入： 敘述回顧



陳璟旻¹、黃雅惠²、邱秀靜³

義守大學 物理治療學系¹

台中教育大學 早期療育研究所²

義守大學 物理治療學系 副教授³

摘要

目的

本篇文章的目的為運用敘述回顧探討執行輔以達治療後的患者其移動及動作功能等能力是否有所改變。

方法

使用MEDLINE (1966 to July 2015) 資料庫進行搜索，並以輔以達(Vojta)為主的相關詞彙搜尋英文期刊文獻來進行篩選。研究篩選標準為必須有進行輔以達治療、小於18歲腦性麻痺或發展遲緩兒童，粗大動作功能分類系統分級可以是介於I-V的研究。研究結果測量方法包含有行走測試、粗動作功能評估量表和功能性動作分類等級。

結果

本研究共有三篇文章符合納入標準，其中一篇研究設計有對照組，另外兩篇研究為單一組別的個案研究，這三篇研究結果皆顯示接受輔以達治療後個案的能力皆有進步，進步程度從0.06%到80%不等，其中有兩篇研究其治療結果有達到顯著性改變($p < 0.05$)。

結論

經過輔以達治療，孩童在動作能力皆有所進步。然而輔以達相關之研究數量較少，而且研究大多為個案報告，未來仍然需要可信度高的研究來佐證其治療效果。

關鍵字：Vojta, exercise therapy, rehabilitation, children

前言

輔以達是起自於歐洲的治療系統，由瓦茲拉夫·輔以達（圖一）所提出，適用於多種疾病的孩童及成人。瓦茲拉夫·輔以達於1917/07/12於捷克共和國的波西米亞出生，是一名神經學家。他在1968年移居德國後，於1969年提出輔以達治療系統。曾在各地任教關於輔以達技巧以及其臨床運用，包括德國卡隆大學、德國慕尼黑兒童中心和布拉格查爾斯大學等。於2000/09/12過世於德國，享年83歲[1]。

輔以達醫師觀察發現在不同的體位給予刺激會出現不同的反應，將其系統化整理後建立反射性移行理論，認為反射性移行非人為製造出的方法，其既定模式是本來就存在於基因遺傳內，待外在條件成熟後，動作就會發展出來。反射性移行包含有反射性翻身和反射性爬行，三個不同的體位刺激(躺姿、趴姿和側躺姿)(圖二)，依身體部位有十個明確定義的刺激區(圖三)，在刺激過程中其施力方向呈現三度空間[1]。輔以達的治療理論，主要是誘發身體的直立機轉，脊椎的動作和協助體位的調節，其治療模式可與理想動作發展中的直立發展動作和

自發性動作的發展年齡相互對應，因此透過輔以達治療可調節肌肉張力、改善兒童的不正常動作型態、促進動作發展。輔以達適用於中樞神經系統疾病（如：中樞神經系統受損造成的協調失常、脊髓損傷和腦性麻痺等）、周邊神經系統疾病（如：神經叢受損患者和脊柱裂）、骨科疾病（如：發展性髖關節發育不良和脊椎側彎）以及呼吸相關症狀。輔以達治療的禁忌正為當兒童發燒高於38度、急性感染、腫瘤或有成骨發育不全等問題，則不適合進行輔以達治療[1]。

輔以達的評估為觀察兒童自發性的動作、原始反射和體位反應。體位反應的測試項目有七個，其結果出現幾個病理性反應，可作為中樞協調障礙(Central coordination disturbance, CCD)的分級以及是否須立即給予輔以達治療的判斷：極輕度1-3個不正常的體位反應；輕度4-5個不正常的體位反應；中度6-7個不正常的體位反應；重度7個不正常的體位反應和嚴重的肌肉強直收縮。分級為極輕度和輕度的兒童，不須立即接受治療，其自發性正常化機率高，中度和重度的兒童須立即開始接受輔以達治療[1]。

輔以達治療跟其他物理治療的不同之處為輔以達理論認為執行反射性爬行和反射性翻身訓練，可將原本存在於遺傳基因系統中的既定模式誘發出，改善因腦部受損而導致動作發展受阻斷的情況[1]。但其療效如何以及療效是否能促進動作發展仍未知。因此本篇文章的目的為回顧文獻來進行探討執行輔以達治療後的患者其移動能力、動作功能等能力是否有所改變。

方法

研究鑑定及篩選

資料庫搜索使用MEDLINE (1966 to July 2015)。以英文期刊文獻為主，並使用相關詞彙輔以達(Vojta)來搜尋。第二步研究者會針對所有搜尋出來的所有期刊標題和摘要進行篩選。經過初步篩選後，將其中相關研究的全文找出並對其內容詳細閱讀後再進一步篩選。研究篩選的標準會根據預定的納入標準，也就是有接受輔以達訓練以及小於18歲兒童的研究(表一)。

研究的特徵評估

●參與者

研究的參與者的性別沒有限制但年紀需小於18歲，研究者會紀錄每篇

研究中參與者的年紀和嚴重程度，以利於分析比較不同研究的相似度。

●介入

實驗組必須是輔以達訓練，個案可以持續接受一般的常規治療。

●結果評量

最能夠完整反映出輔以達訓練效果的活動及參與度的結果評量才會納入分析。

●資料分析方法

所有的研究報告都會呈現出介入前、後的分數。因資料無法執行綜合分析，將會以組內分析結果來呈現。

結果

本研究共有三篇文章符合我們的納入標準[2,3,4]，文章的特點如表二所述。輔以達的訓練皆有進步，進步程度從0.06%到80%。詳細內容於表三呈現。

●參與者

三篇研究參與者其年齡介於矯正年齡0-2個月到12歲，以腦性麻痺雙下肢麻痺的為主，涵蓋粗大動作功能的每個分類(GMFCS I-V)(表二)。

●介入

三篇研究的介入皆以輔以達治療為主，所建議的治療時間為每周3-5天，每天2-4次，每次30-45分鐘，持續進行8-14周，其中一篇為長期研究，其輔以達治療介入長達5年。另外一篇其介入方法除了輔以達治療外，在未進行輔以達治療的8個月期間，進行了常規的運動訓練(表二)。

●結果測量方法

三篇研究的結果測量方法皆有所不同，一篇主要是以粗大動作功能量表進行測量，一篇是以3度空間電腦系統來分析參與者步態的變化，探討行走速度、步長、各關節角度等參數的改變，一篇是以參與者的功能性動作改變進行歸類(可否獨立行走、站立、坐、爬行等)(表二)。

●治療效果

三篇研究的進步百分比介於0.06-80%之間。僅有一篇研究設計有對照組，其餘研究多為單一組別的個案研究，有兩篇研究其治療結果有達顯著性改變($p < 0.05$)，另一篇其結果呈現數值則未提及，多為描述性的統計分析(表三)。

討論

從以上結果看出輔以達的訓練對於發展遲緩兒童都有一定程度的進步。討論的第一個部分為統整研究中介入的年紀、給予的治療時間作為日後訓練的參考。第二部分討論輔以達治療和發展的關連性。

統整研究中介入的年紀、給予的治療時間、結果：

(一) 介入年紀: 三篇研究年齡從31週早產兒至12歲腦性麻痺

(二) 治療時間為每天30-45分鐘，一天2-4次，一星期3-5天，共8週至五年

(三) 治療結果顯示行走速度GMFM、GMFCS、MACS以及動作發展都有進步

治療成果與輔以達治療和發展的關連性：

輔以達是否真有成效還是此成效是來自於個案本身的發展成熟？輔以達訓練並未執行步態、翻身、爬行的訓練，只單純執行正常型態的動作刺激。所以個案的進步讀者不禁懷疑此訓練效果是起因於輔以達訓練，還是因為個案本身的自然發展。從Kanda et al[4]的研究中所有個案的起始狀況皆為小於31週出生、體重小於2000公克的早產兒，9個為腦室周圍白質軟

化症，其中一個為腦穿孔行畸形。在起始狀況相近下未接受完整療程的控制組的個案皆無法獨立行走，然而實驗組有80%的個案能獨立行走。就結果看來，兩組間的比較是有顯著不同的，由此可以看出輔以達訓練確實有一定程度的效果。還有，Gajewska and Neukirch [2]以及Lim and Kim [3]的研究個案皆大於6歲，已經達到發展的平原期了。但個案在接受輔以達訓練後也都有進步。

結論

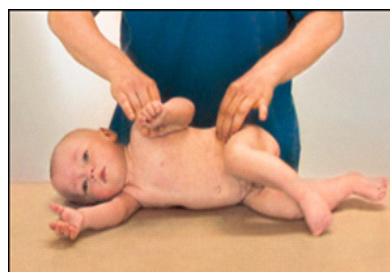
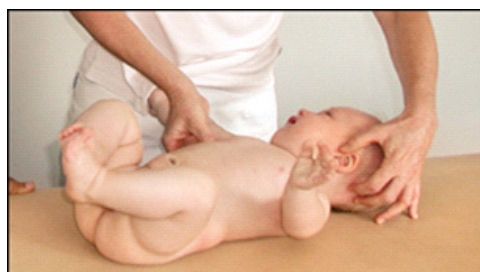
從以上研究得知，經過輔以達治療，孩童在動作能力上進步並非全因個體發展，輔以達訓練也占了一部分的成效。此治療時程至少要有每天30分鐘，每週三次共八週的介入。可從妊娠年齡<31週的早產兒就開始介入。然而輔以達相關。

參考文獻

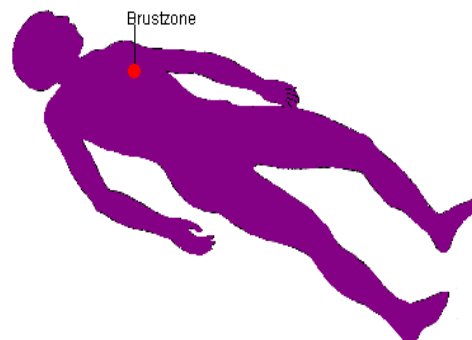
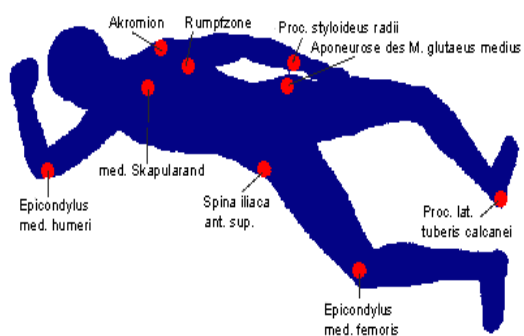
- [1]Internationale Vojta Gesellschaft e.V,(2016) [cited 2016 30 May]. Available from <http://www.vojta.com/en/the-vojta-principle/vojta-therapy>.
- [2]E. Gajewska and B. Neukirch (2012), Vojta Therapy for a 12 year-old child with cerebral palsy, *Journal of physical therapy science*, vol. 24, pp. 783-785.
- [3]H. Lim and T. Kim (2013), Effects of vojta therapy on gait of children with spastic diplegia, *Journal of physical therapy science*, vol. 25, pp. 1605-1608.
- [4]T. Kanda, F.S. Pidcock, K. Hayakawa, Y. Yamori , and Y. Shikata(2004), Motor outcome differences between two groups of children with spastic diplegia who received different intensities of early onset physiotherapy followed for 5 years, *Brain & Development*, vol. 26, pp. 118-126.



圖一、瓦茲拉夫．輔以達抱著正要治療的嬰兒。
擷取於 Internationale Vojta Gesellschaft e.V.2016



圖二、不同的體位刺激。擷取於 Internationale Vojta Gesellschaft e.V.2016



圖三、十個刺激點位置（包括肩胛骨內側、脊椎旁區域、肩峰、肱骨內上髁、撓股莖突、髂前上脊、臀大肌、股骨內上髁、跟骨以及第七第八肋間）。擷取於 Internationale Vojta Gesellschaft e.V.2016

表一、納入標準

設計	輔以達訓練
參與者	嬰兒或兒童 (小於 18 歲)
介入	輔以達訓練
結果評量	活動的測量方法可能有：行走測試或粗動作功能評估量表 參與的測量方法可能有：功能性分類等級

表二、文章的特點 (n = 3)

Study	Design	Participants	Intervention	Outcome measures
Gajewska and Neukirch [2]	Case study	n = 1 Age (y) = 12 Classification: Quadriplegia GMFCS: V MACS: IV	Vojta therapy (1) 45 min/set x 2set/ day x 5 day/wk x 14 wk Standard kinesiotherapy 8 mon Vojta therapy (2) 45 min/set x 2set/ day x 5 day/wk x 6 wk	•GMFM-88 (%) •Timing: 0, 14 weeks
Lim and Kim [3]	ABBA design	n = 3 Age (y) = 6- 12 Classification: Diplegia GMFCS: Level I-II	Vojta therapy 30 min/day x 3 day/wk x 8 wks	•Walking Speed (Vicon motion analysis) •Timing: 0, 8 weeks
Kanda et al [4]	Cohort study (non-randomized trial)	n = 10 Corrected age of first check (months) = 0-2	Exp = Full training 30 min/set x 3-4 set/day x 40-77 months Con = Insufficient training ~69 months	•Independent walking (number of participants) •Timing: 42-95 Months (child age)

Abbreviations: Con, control group; Exp, experimental group; GMFCS, Gross Motor Function Classification System; GMFM, Gross Motor Function Measure; MACS, Manual Ability Classification System

表三、輔以達 (Vojta) 的治療效果

Study	Outcome measure	Mean difference within group/ Post minus Baseline	Significance of the difference within group	Percentage change
Gajewska and Neukirch [2]	GMFM-88 (%)	28	$p < 0.05$	28
	GMFCS (Level)	1	$p = \text{NA}$	20
	MACS (Level)	1	$p = \text{NA}$	20
Lim and Kim [3]	Walking speed (m/s)	0.04	$p = \text{NA}$	0.06
Kanda et al [4]	Independent walking (number of participants)	4	$p = 0.0278$	80

Abbreviations: Gross Motor Function Classification System; GMFM, Gross Motor Function Measure; MACS, Manual Ability Classification System.



互動式人機介面裝置

Interactive Human-Computer Input Device



曾柏瀚¹、張國清²

義守大學 資訊工程學系

摘要

本論文結合眼球追蹤、語音及唇動辨識作為人機互動的輸入裝置。利用語音辨識啟動應用程式，透過眼球追蹤技術以眼球的移動控制滑鼠的游標，利用唇動辨識操作介面的項目，如系統選單中選擇圖標、點選連結等。本研究開發的系統可提供無法用手操控電腦的使用者一種人性化的人機互動裝置，功能包含閱讀電子書、多媒體娛樂與網路運用等。

關鍵字：眼動、唇動辨識、人機介面

一、前言

隨著電腦與網路的普及化，電腦已經融入人們日常的生活中，人們透

過滑鼠與鍵盤操控電腦，用於處理資料、撰寫報告、收發email、網路購物、聽音樂、看影片或玩遊戲等。

然而社會上有一群肢體障礙者，如漸凍人(ALS)、創傷性腦損傷、多發性硬化症、肌肉萎縮症、腦性麻痺、C3-C5脊髓損傷等患者，無法透過傳統鍵盤與滑鼠控制電腦，為了讓這群肢體障礙者也能像正常人操控電腦，各種類型的人機互動輔助技術相繼被提出，例如利用眼球的轉動與凝視，控制電腦的操作與外界做溝通及互動[1]、頭控滑鼠[2]、紅外線口桿氣控滑鼠[3]、腳控滑鼠[3]、肌電訊號[4]、腦波訊號[5]、或舌頭結合語音辨識[6]等輔助科技。

為了開發適用於實際運用環境的人機互動的輸入裝置給身障者使用，

本研究整合眼球追蹤、語音及唇動辨識作為人機互動的輸入裝置。利用語音辨識啟動應用程式，透過眼球追蹤技術以眼球的移動控制滑鼠的游標，利用唇動辨識操作介面的項目。

二、研究方法

2.1、眼球追蹤技術

眼球追蹤技術可分為以下四種方法。

第一種方法為「眼電圖測量法」(Electrooculography, EOG)[7]，此方法以電極片記錄眼框周圍皮膚的電位反應，電極片貼於眼部四周圍，當眼球在移動時，電極將產生不同的訊號以判斷眼球運動的移動變化，記錄的電位範圍大約在15至200 μ V。由於需將電極貼於臉部皮膚，使用中可能因受測者皮膚角質不斷分泌，而逐漸改變造成訊號的不穩定，所以不適合長時間配戴使用。

第二種方法為「鞏膜搜尋線圈」(Scleral Search Coil) [7]，此方法將裝有金屬感應的線圈包在矽膠所製成的隱型眼鏡中，讓受測者配戴此雙層軟鏡片，再使用電磁場框架，透過感應線圈磁通量的變化，而產生不同的感應電動勢來代表眼球偏轉角度。此種

接觸式技術會影響受測者視力且設備龐大攜帶不方便。

第三種方法為「眼球影像分析法」(Photo-oculography, POG or Video-oculography, VOG)[7]，該方法使用紅外線為CCD感光元件攝影機來拍攝受測者眼球的影像，影像經由電腦分析眼球的瞳孔形狀和虹膜邊界的位置，而判斷眼球的凝視位置及移動方向。

第四種也是本研究所使用方法，稱為「瞳孔與角膜的影像合併法」(Video-Based Combined Pupil/Corneal Reflection) [7]，此方法將紅外線的LED光源置於眼動儀左右兩側，LED光源反光點可以從眼球角膜外圍所反射出來，因此紅外線記錄及分析角膜反光點和瞳孔中心位置，經由影像處理程式分析眼球影像後，來計算眼球的位置以及頭部移動的位置。圖一顯示本研究眼球追蹤處理的軟體架構圖。

2.2、唇形辨識

利用Kinect感應器及臉部追蹤的Software Development Kit (SDK)，擷取唇形的特徵點以及追蹤唇形運動。臉部追蹤的SDK使用主動外觀模型的二維特徵追蹤功能，並從所獲得的二維數據延伸取得深度三維影像[8]，偵測

到唇形的特徵點後，利用唇形的幾何特徵唇點位置來進行辨識。由於每個人具有不同的唇形輪廓形狀和尺寸，再加上唇形高度和寬度的變形比例不同，這些差異可能影響辨識的結果。為了克服每個人唇形大小不一樣，且使用者與kinect距離不同，會對辨識結果造成影響，本研究使用的幾何唇形特徵分別利用個人的唇形寬度做正規化處理。

2.3、語音辨識

使用者發出的語音命令，透過Kinect內建的麥克風陣列同時收集聲音，取樣頻率為16KHz，比對後濾除雜訊，利用語音辨識引擎辨識使用者所下達的命令。

2.4、系統架構

本研究的系統架構如圖二所示。包含眼球追蹤儀、kinect和電腦。眼球追蹤儀發射紅外光源並記錄紅外光源對瞳孔與角膜反射（Pupil/Corneal Reflection）的反光點，經由分析眼球影像後，計算出眼球注視的位置。再經由校正與平滑化處理濾除眼球震顫(nystagmus)現象後用於控制滑鼠的游標。唇形的辨識用於執行點選功能(click)。

三、結果與討論

本研究募集10位年齡介於20~24歲的年青人，測試人機互動圖形介面的應用程式，功能包含播放音樂、觀看電子書、瀏覽器新聞網頁、欣賞影片。

此項測試利用眼動操作將游標移動至預設位置，到達指定點並點選介面程式。執行點擊的功能分為兩種模式，第一種點擊模式為眨眼大於30fps，就會執行點擊的功能，第二種點擊模式為偵測唇形張開的動作來進行點擊的功能。

實驗前，受測者需先進行眼動儀校正，校正後受測者使用眼動操作將游標移動至預設位置，到達指定點並點選介面程式。本實驗紀錄受試者完成20個操作命令所花的時間及操作錯誤的次數，作為評估系統的可用性與可靠度的指標。圖三與圖四為受測者分別以眨眼與唇動點擊人機互動應用程式，重複三次測試所花費的時間。眼動結合眨眼的控制模式之平均花費時間為96.9秒，而眼動結合唇動的控制模式之平均花費時間為85.4秒。兩種點擊模式的平均正確率皆為98%。

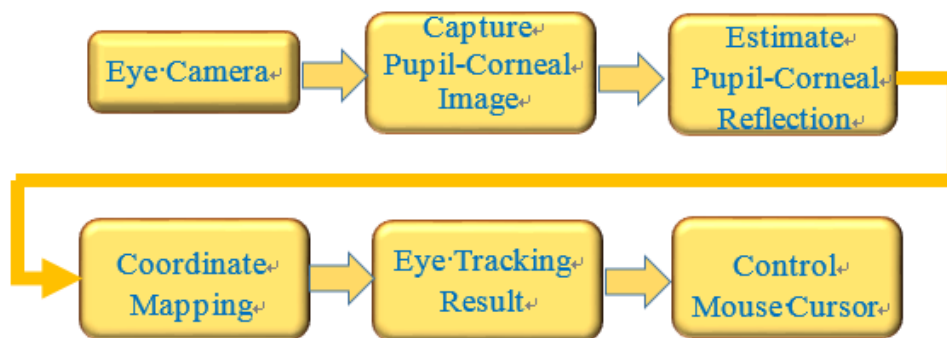
四、結論

本研究利用眼動儀讓使用者能夠以眼動滑鼠作為電腦輸入設備，並與Kinect整合唇形動作及語音辨識，協助使用者操作電腦人機介面的互動，雖然較傳統上利用滑鼠操作所花費的時間長，但對於肢體障礙的患者而言，它卻是一種可行的人機互動的輸入裝置。

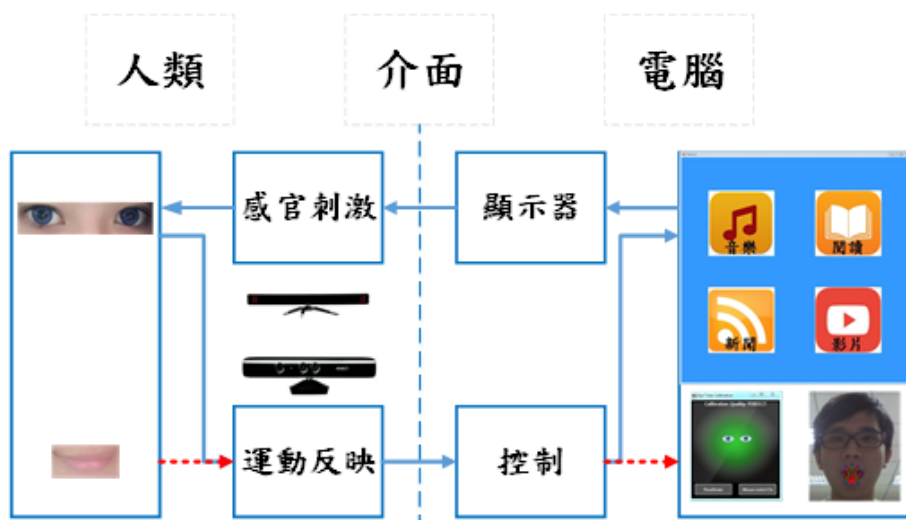
參考文獻

- [1] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, and E. Lopez (2002), System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography, *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, vol. 10, pp. 209–218.
- [2] C. Pereira, R. Neto, A. Reynaldo, M. Luzo, and M. Oliveira (2009), Development and evaluation of a head-controlled human-computer interface with mouse-like functions for physically disabled users, *Clin. Sci.*, vol. 64, pp.975–981.
- [3] 衛生福利部社會及家庭署輔具資源入口網 (2015) from http://repat.sfaa.gov.tw/07product/pro_a_list.asp?MM_Query=MM_Query&mcate1=49&mcate2=148
- [4] C. Huang, C. Chen, and H. Chung (2006), Application of facial electromyography in computer mouse access for people with disabilities, *Disability Rehab.*, vol. 28, pp. 231–237.
- [5] D. J. McFarland, D. J. Krusienski, W. A. Sarnacki, and J. R. Wolpaw (2008), Emulation of computer mouse control with a noninvasive brain—Computer interface, *J. Neural Eng.*, vol. 5, pp.101–110.
- [6] X. Huo, H. Park, J. Kim, and M. Ghovanloo (2013), A dual-mode human computer interface combining speech and tongue motion for people with severe disabilities, *IEEE Trans. on Neural Sys. Rehab.*, vol. 21, pp. 979-991.
- [7] Andrew T. Duchowski (2007) Eye Tracking Methodology: Theory and Practice, *New York:Springer, 2nd Edition.*
- [8] Q. Wang and X. Ren (2012), Facial Feature Locating Using Active Appearance Models With Contour Constraints From Consumer Depth

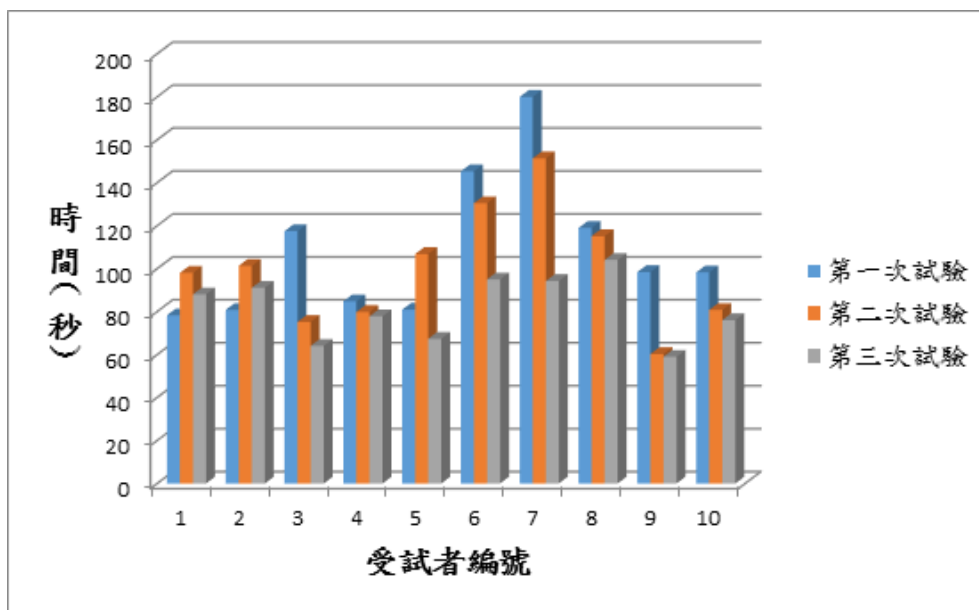
Cameras, *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*, vol. 45, pp. 593-597.



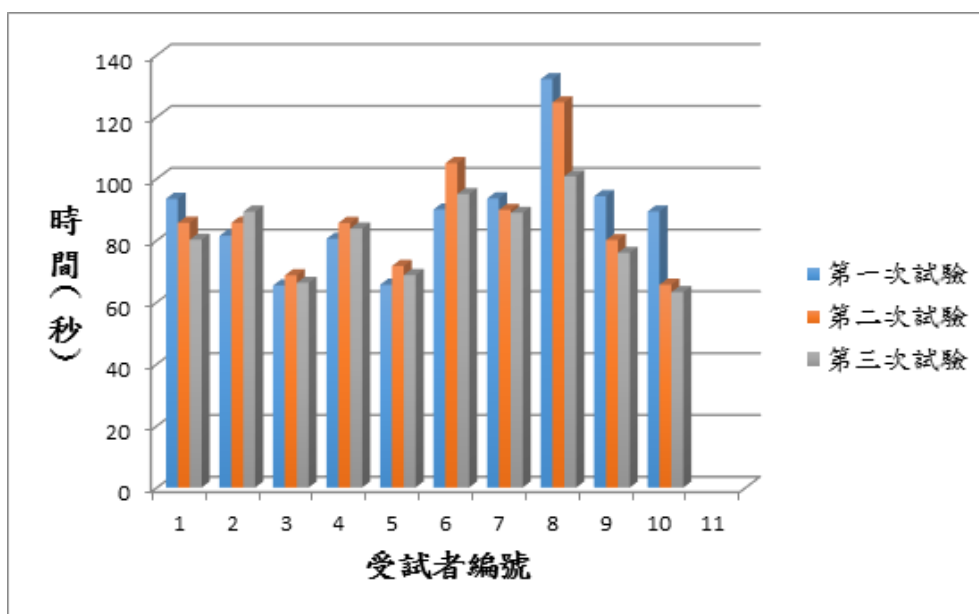
圖一、眼球追蹤處理的軟體架構圖



圖二、人機互動輸入裝置之系統架構圖



圖三、點擊應用程式 - 眼動與閉眼



圖四、點擊應用程式 - 眼動與唇動



幹細胞之追蹤與動態行為評估



江青芬

義守大學 生物醫學工程系 教授

摘要

幹細胞在體外誘導培養過程，容易受不合適的微環境影響而失去其幹性，進而影響其植入體內的分化作用。如何快速評估體外幹細胞在不同生醫材料上的活性，須要有效的評估方法，藉此，得以調整幹細胞的體外培養環境。本研究以電腦視覺技術，開發電腦輔助分析工具，藉以量化幹細胞在該培養環境下的動態行為，進而評估幹細胞的活性。

關鍵字：幹細胞追蹤、電腦視覺、動態行為

前言

幹細胞 (Stem cell) 為原始且未充分分化的細胞，能經由有絲分裂形成多種的特化細胞，而且可以利用自我更新來提供更多幹細胞，因此具有再生各種組織器官的潛在功能。在人體中如表皮和造血系統，具有高修復和再生的能力，都因其中存在成體幹細胞有關，因此能使這些組織和器官保持生長和衰退的動態平衡。

近幾年來，「再生醫學」改變了傳統對疾病的治療方式，其利用幹細胞具有分化成多種特化細胞的功能，經由人工細胞培養以形成各種特定功能的細胞，再植入身體來修復特定組織或器官，因此成為現代醫學一個重要的研究領域。以幹細胞為種子培育

成組織和器官，再移植到人體內的技術發展，為再生醫學重要的一環。然而，在幹細胞的體外誘導培養過程，容易受外界微環境影響而失去其特性，因此，如何快速去評估體外幹細胞在不同生醫材料上的活性，須要有效的評估方法與工具，藉此，得以調整幹細胞的體外培養環境，以維持幹細胞的基因表現及分化潛能，才可以確保其在植入體內後，能有正常的分化作用。

目前的評估方式，是將幹細胞培養在生醫材料上後，初步先觀察相關的特性基因表現，再進行分化能力的鑑定。這樣的基因表現分析模式，有幾項難以克服的缺點。其一，無法只靠觀察少數特定細胞的基因表現就來判斷細胞的行為，因為基因分析是針對一群細胞，且細胞的基因有許多種，無法全部都觀察，所以只能找幾個特定基因著手，如此一來會有盲點，該基因是否具有代表性容易被質疑；其二，分析流程相當耗時，因為必需在細胞經過3天的培養後，再進行2-3天的基因分析；其三，此為後續的分析，非在培養過程中進行同步分析，造成有些影響變因難以控制。因此，若能用即時攝影，紀錄培養過程

中細胞的動態行為，就可以解決上述的缺失。

近年來有研究指出不只是胚胎幹細胞，成體幹細胞在特別的微加工或水膠材料上會有自動聚集成細胞球的現象，同時發現可促進幹細胞的分化潛能[1-3]；而且，研究更進一步發現聚集後的幹細胞可經由材料的訊息調控來維持幹細胞特性[4]。然而，若以人眼觀測細胞聚集現象，不僅耗時，而且難以觀測到全貌。目測的困難在於一張影像同時存在多個移動中的細胞，而且在移動過程中，有些細胞會跑出視野外，有些會從視野外跑進來。此外，細胞的聚集、移動軌跡不規律、及細胞變形，均會增加肉眼觀測上的困難，因此不易獲得正確性高的量化分析結果。

因此，本研究旨在開發電腦視覺技術量化分析幹細胞的動態行為，藉由電腦的輔助，對所用的培養基質是否適合做為培養環境，進行快速且精確的評估，以作為篩選適合的生醫材料做為培養環境的有效工具。

實驗原理與方法

本研究分析人類間質幹細胞培養於幾丁聚醣(chitosan)下的動態行為。細胞影像是由台大徐善慧教授所指導的實驗室所提供，細胞影像的擷取是採用ASTECC 全電動型 CCM-1.4XZY/CO₂系統，以間歇性拍攝法(time lapse photography)進行拍攝紀錄。該系統包含一台結合CCD camera的倒立顯微鏡。

細胞動態行為的分析，其技術發展流程包含三個主軸，如圖1所示。第一個主軸是「細胞偵測」，第二個主軸為「細胞路徑追蹤」，第三個則是「細胞動態行為分析」。各主軸之開發概念與分析結果，分別敘述如下：

(一)、「細胞偵測」：由於細胞的型態會隨著時間而產生型變，有時形成立體球狀，有時則會貼平在基質。因此，本研究依據細胞型態，先以Top-hat 濾波器提升影像的對比度，並開發一結合形態學的多重閾值分割法，可快速地擷取出細胞球，並惕除掉雜訊與觸碰影像邊緣的細胞，再求出剩餘細胞的質心，以進行後續追蹤，詳細描述可參考已發表之論文[5]。

(二)、「細胞路徑追蹤」上，本研究採同時考慮移動特徵與型態特徵的細胞追蹤方法，且由於在追蹤過程，可能因部分細胞跑離拍攝視野、被其他大細胞吸附、或是因雜訊干擾造成的分割錯誤而消失，在考慮這些情況下，我們以相鄰影格中的「細胞間距」、「面積差異」、及「未觸碰到影像邊緣」，作為相互牽制的追蹤條件，來建構細胞完整的移動路徑。

(三)、「細胞的動態分析」上，本研究以「面積」與「不規則度」來量化細胞形態上的變化，以確認細胞聚集成球，藉以與單顆細胞作區隔，以利後續分析其動態特徵的差異性。之後，再以五項移動特徵，包含「移動距離」、「有效位移」、「移動效率」、「移動速率」，及「移動速度」，進行細胞聚集前後在動態行為的比較。

結果與討論

細胞影像的分割結果如圖2所示。對細胞偵測正確性的量化上，我們以三位具有細胞學背景之博士研究員作為觀測者，以手動圈選相同的六顆細胞，再將其所描繪的輪廓與本軟體所偵測的輪廓相互比較，計算出其重疊

率(Jaccard index, JI), 相似度越高, 其JI值越趨近於1。與三位人員手動描繪之比對結果分別為 0.86 ± 0.02 、 0.87 ± 0.04 及 0.85 ± 0.04 。此外, 在「細胞追蹤正確性」的評估, 本研究以5顆細胞在10張影格的追蹤結果與手動追蹤進行比較, 追蹤誤差範圍均在10%以下, 顯示本研究所開發自動追蹤方法的可靠性。

在「細胞動態行為」的分析上, 以五項行為特徵進行細胞聚集前後的比較, 結果顯示如表1, 聚集成球的幹細胞之移動速度為單顆細胞的3倍, 不僅如此, 且移動方向較為固定, 移動效率較高(隨機性較低)。此結果, 可以解釋聚集成球的幹細胞具有較佳的活動力, 以維持其幹性, 此結果與生化分析的結果相當一致[4, 6]。此外, 我們也可針對特定細胞建立其移動路徑軌跡圖(圖3), 從此細胞運動軌跡圖, 可看到聚集細胞(C_1、C_2、C_3)的移動幅度遠大於單顆細胞(C_4), 且方向較為特定。我們也分析圖3中, 每顆細胞聚集過程中各項特徵的變化(圖4-5)。

結論

本研究開發了一個自動的細胞追蹤方式, 並藉由細胞動態行為特徵的分析, 進行細胞聚集前後的比較, 結果顯示, 聚集成球的幹細胞較單顆細胞, 不僅移動速率有顯著的提升, 且移動方向較為固定。此結果, 可以解釋聚集成球的幹細胞具有較佳的活動力, 以維持其幹性。本研究成果有助於體外培養幹細胞時, 對於其活性即時進行有效的評估。

參考文獻

- [1].W. Wang, K. Itaka, S. Ohba, N. Nishiyama, U. Chung, Y. Yamasaki, and K. Kataoka (2009), 3D spheroid culture system on micropatterned substrates for improved differentiation efficiency of multipotent mesenchymal stem cells, *Biomaterials*, vol. 30, pp. 2705-2715,.
- [2].Y. Miyagawa, H. Okita, M. Hiroshima, R. Sakamoto, M. Kobayashi, H. Nakajima, Y. U. Katagiri, J. Fujimoto, J. I. Hata, and A. Umezawa (2010), A microfabricated scaffold induces the spheroid formation of human

bone marrow-derived mesenchymal progenitor cells and promotes efficient adipogenic differentiation, *Tissue Engineering Part A*, vol. 17, pp. 513-521.

[3].W. Y. Lee, Y. H. Chang, Y. C. Yeh, C. H. Chen, K. M. Lin, C. C. Huang, Y. Chang, and H. W. Sung (2009), The use of injectable spherically symmetric cell aggregates self-assembled in a thermo-responsive hydrogel for enhanced cell transplantation, *Biomaterials*, vol. 30, pp. 5505-5513.

[4].G. S. Huang, L. G. Dai, B. L. Yen, and S. Hsu (2011), Spheroid formation of

mesenchymal stem cells on chitosan and chitosan-hyaluronan membranes, *Biomaterials*, vol. 32, pp. 6929-6945 .

[5].C.F. Jiang, S-h. Hsu, K.P. Tsai, and M.H. Tsai (2015) Segmentation and tracking of stem cells in time lapse microscopy to quantify dynamic behavioral changes during spheroid formation. *Cytometry A*, vol. 87, pp. 491-502.

[6].S-h Hsu and G-S Huang. (2013) Substrate-dependent wnt signaling in MSC differentiation within biomaterial-derived 3D spheroids, *Biomaterials*, vol. 34, pp. 4725-4738.

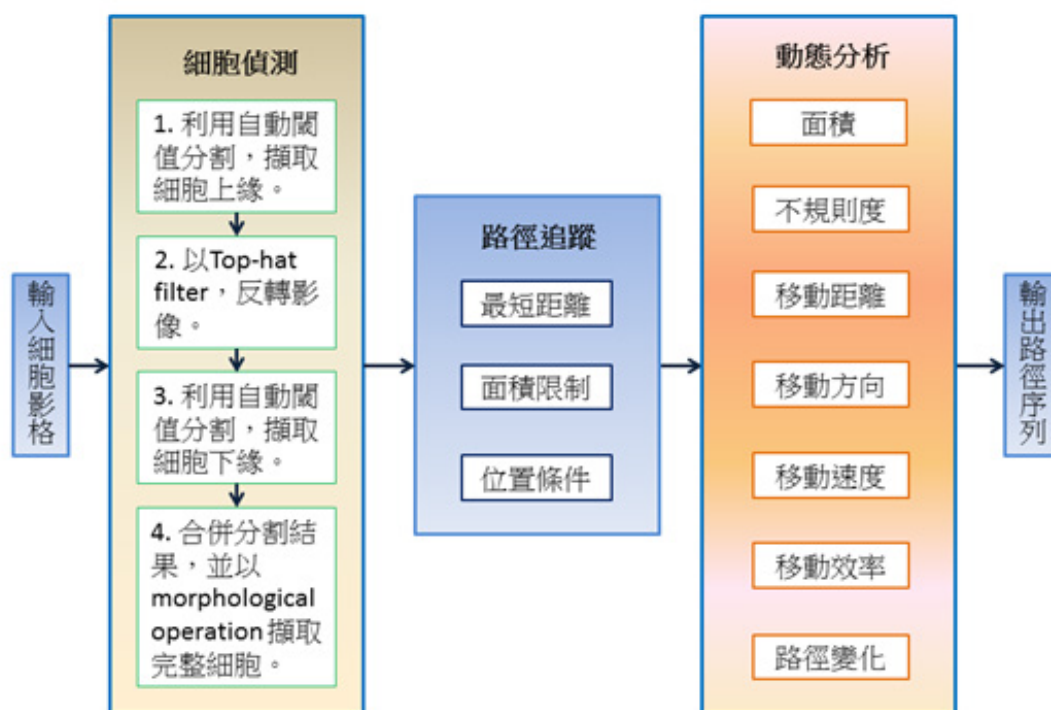


圖 1、技術流程

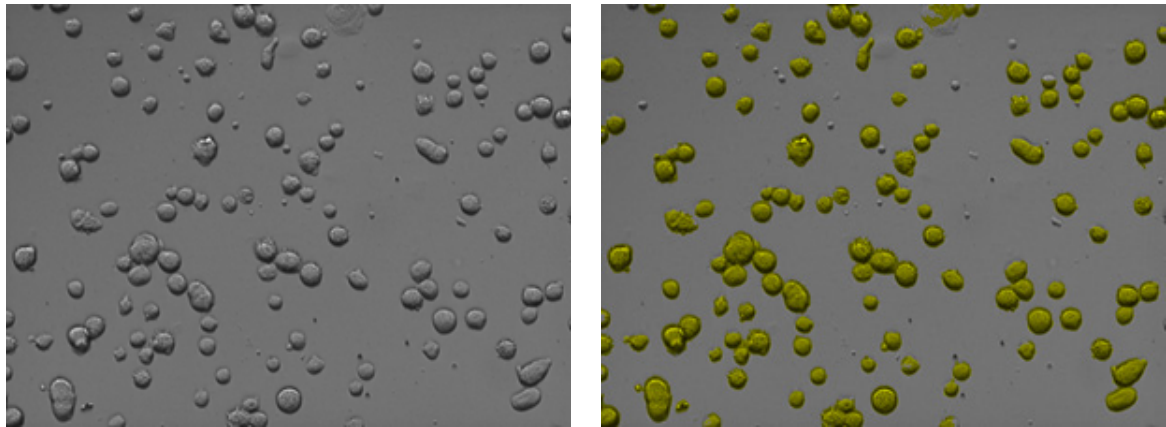


圖 2、A 為原始影像； B 為分割後細胞套呈黃色後疊合於原始細胞上，以利比對

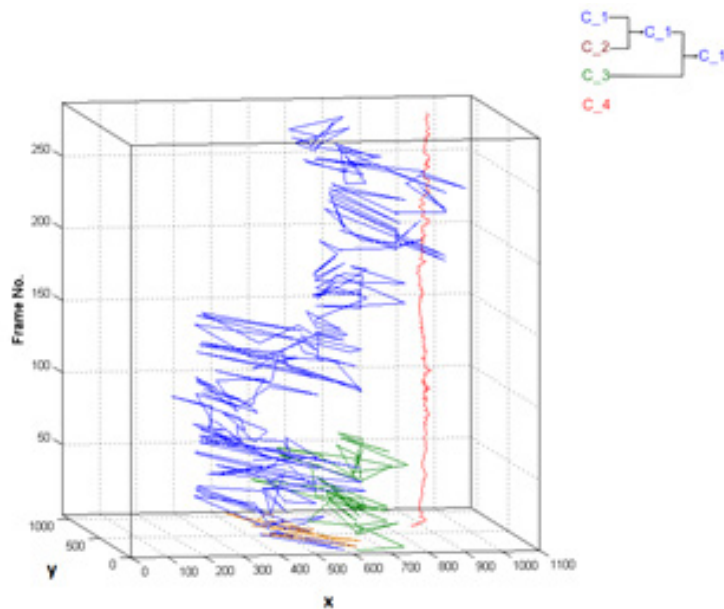


圖 3、觀測的細胞群，與其追蹤路徑圖

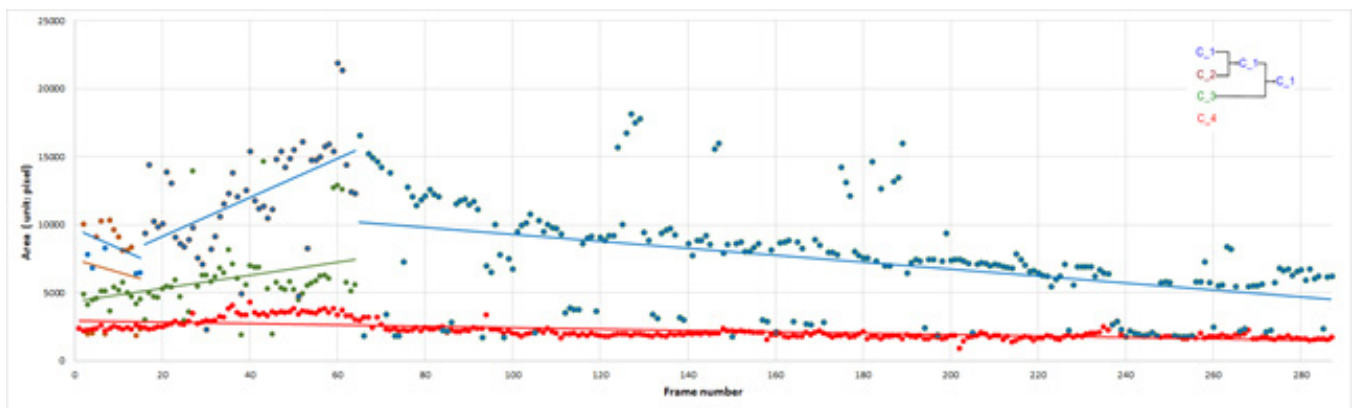


圖 4、三顆細胞 (C_1、C_2、C_3) 聚集過程中，相較於單顆細胞 C_4，面積的變化甚鉅

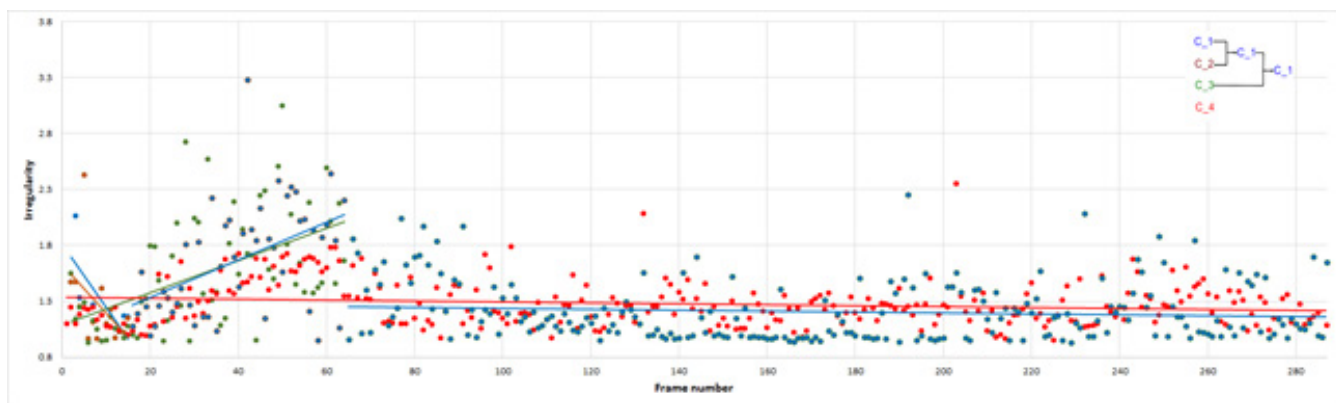


圖 5、三顆細胞 (C_1、C_2、C_3) 聚集過程中，相較於單顆細胞 C_4，輪廓的不規則度變化甚鉅



沸石複合薄膜新製程開發及 在介電材料領域之應用



林炯芳¹、陳英豪²、吳章榮²、葉岱沂²

義守大學化學工程暨生物技術研究所 副教授¹

義守大學化學工程暨生物技術研究所 碩士²

摘要

本研究提出一種製備奈米沸石薄膜的新製程，並藉此製備純矽沸石及多種材料複合形成新型功能性的薄膜。如Silicalite-1、MCM-41/FAU等無機複合薄膜及Silicalite-1/Polymer之無機-高分子複合材料，可應用於IC製程中low-k材料之所需；rGO/ZEO及rGO/[Ag]-ZEO之石墨烯複合材料可應用於電極材料、導電薄膜及超級電容之所需；另利用本製程配合特殊配方可合成出具具備規則巨孔-中孔-微孔結構之沸石複合膜，其具耐酸鹼且類似泥土結構，對人體無害，因此亦當作support 或host角色，可應用於多元觸媒或生物技術所需藥物釋放載體。

利用新系統可製備一種良好結

構的沸石薄膜，相較於旋轉塗佈法(spinning coating)和浸漬法(dipping)在薄膜製備完成後需經長時間高溫煅燒才能移除水分和模板，本系統能在短時間內沉積薄膜同時去除模板，具有簡化製程與避免在煅燒時使薄膜產生裂縫的優點。

MCM-41與Silicalite-1具有遠比非結晶二氧化矽和高分子材料更高的比表面積及機械強度，但其親水性及附著力限制其應用，本研究以本系統製備複合薄膜，製程簡單且可以改善其親水性及熱穩定性又具良好附著力，符合IC製程中low-k材料之所需，k值甚至可低至1.9足以提供高階製程之所需。

另本研究透過自行合成出來的奈米沸石與石墨烯做結合的RGO/ZEO複

合材料，形成類似石墨球的結構(石墨烯包覆沸石型態)使石墨烯透過沸石具有特殊的內微洞結構，使原本2D結構的石墨烯形成具3D結構的複合材料，提供更多路徑可以進行傳遞電子，更多電荷儲存空間，成為優良的high-k材料。另利用沸石具離子交換能力，可將高導電性的Ag導入複合材料，大大提升複合材料的導電性

關鍵字: MCM-41 /FAU，RGO/ZEO，low-k材料，high-k材料

前言

最早的天然沸石由瑞典礦物學家Baron Cronstedt於1756年於銅礦區發現的，因其會吸水，在加熱時則會因水分子脫離而產生沸騰現象，故命名為"zeolite"，為希臘語"沸騰(zeo)"和"石頭(litos)"組合而成，取其為"會沸騰的石頭"之意。沸石為結晶性的矽鋁酸鹽，因其具有連續且大小一致的微孔孔洞(0.3~1 nm)，因此能選擇性的吸附大小不同的分子，故沸石又被稱為分子篩(molecular sieve)，常見沸石有Faujasite、Mordenite、Beta及人工合成的ZSM-5等。另為擴展沸石應用

而由人工合成出來的中孔(2~50 nm)結晶性矽氧材料又可稱為類沸石(zeolite-like)，如MCM家族、SBA等，具有更高比表面積、高孔隙率優點，是近年來奈米材料領域中引人注目的材料。由於沸石具有良好的熱穩定性、耐酸鹼性、離子交換能力、規則的孔洞性且大都像泥土般對人體無害的組成，至今已應用於多種領域:如石油裂解的觸媒、動物飼料添加劑、水土淨化劑、核廢料保存遮避劑、複合材料所需的基板(substrate)或支撐物(support)…等。而沸石薄膜則更進一步應用於高科技領域，如IC晶片，生技檢測，藥物釋放控制…等。[1~3]

近年來由於奈米材料促進資訊中積體電路快速成長，從而迅速推動電子產品日新月異，從電腦到智慧型手機等新產品不斷推出，已改變我們生活的形貌。但隨著金屬導線層的數目增加以及導線間之距離不斷縮小，金屬導線的電阻-電容造成延遲時間(RC delay time)，電阻和介電常數這二因素變成半導體元件速度受限的主要原因，當IC尺寸縮小時，MOSFET電晶體閘極層的運作速度雖然增加，卻因RC時間常數引起內連線傳導延遲。在金屬導線部分，採用銅來取代鋁作

為導線最主要的好處在於電阻值的減小，因此若改用銅作電路導線，晶片性能可提升30%~40%之多，可改善IC傳輸功能。故以銅金屬取代鋁做為主要的導線材料，已經是產業界的共同的發展趨勢。但另一方面介電常數也須隨之調整才能真正達到快速傳遞的效能。對於金屬間介電層(Dielectric layer)和場氧化層(Field oxide)而言，其最主要功能，就是讓IC晶片上相鄰的電晶體之間能夠電性絕緣，並能隨尺寸縮小，介電常數也隨之下降，即所謂低介電常數材料(low-k)，在1998年擁有高疏水性同時具備多孔結構的純矽沸石也加入新興低介電材料行列；目前low-k材料進展如圖1所示[4]。

另一者對於閘極氧化層(Gate oxide)而言，例如對於隨機動態存取記憶體(DRAM)的一個單元(cell)，在積體化後，因為電容電極接觸面積變小，即造成電容量下降。為了提高電容值在可行的方法及方向之中，就是使用高介電值(high-k)的介電材料，將介電層儘量降低其厚度，以及改變電容結構使電容面積增加。目前這方面材料開發極多，其中以石墨烯最具開發潛力，但利用化學氣相沉積(CVD)雖

可獲得高品質的產品，但真空系統成本昂貴且需要特殊的襯底(如昂貴的單晶鋅板等)，因此透過氧化石墨烯的還原來製備大自然不易大量存在的石墨烯(還原後氧化石墨烯，簡稱RGO)，達到成本便宜且能大量製備的優點。但利用此種方式所得的石墨烯大都被認為無法在高階製程直接拿來使用，其原因來自於石墨烯(還原後氧化石墨烯)存在一些已知問題：(一)容易因溫度、PH值的變化或加工程序的擠壓…等造成團聚現象(表面積明顯下降)、(二)製程不易控制尺寸(層數不易控制)、(三)含一定比例的有氧類官能基(導電率降低)；因此使RGO的應用性受到限制。利用沸石顆粒參雜所的複合材料則是由學術界提出具開發潛力的領域。其原因在於沸石具有規則性孔洞與良好耐熱、抗壓等特性，且沸石具離子交換能力可將高導電性金屬如銀、銅導入結構中，加強導電性質。另其所製作出的孔洞膜遠較非結晶二氧化矽膜或高分子膜具更高機械強度及熱穩定性，同時由於沸石三維結構提供了電子進出的方便性，同時高比表面積提供電荷的儲存，除使電流增大也有利於氧化還原進行，這也是可應用於超級電容的原因，同時其組成為二氧化

矽和一般絕緣襯底材料一致，匹配上也較沒有問題。目前雖已有多篇文獻的報導，製備材料的品質和電性均已達優秀等級[5~6]，但由於缺乏一有效鍍膜製程，影響其商業化的推展，因此開發一套有效的鍍膜系統成為本研究的核心。以下首先介紹目前文獻採用鍍膜方式和其遭遇的困難。

沸石薄膜製備一般以二次生長法、旋轉塗佈法為主，薄膜製備完成後需將模板和水分移除，最常見且簡單的方法就是藉由高溫煅燒並且長時間(一般為8~24小時)來去除模板，但材料與基板的熱膨脹係數不同，在煅燒過程中常常導致薄膜破裂或脫離基板，因此學術界發展出許多不同的方法來去除模板且降低薄膜破裂或脫離基板的情形發生，像是溶劑萃取法、微波法、紫外光分解法、臭氧氧化法等，但這些方法往往需再使用溶劑或是進行二次製程的耗能過程，除成本提高外也不符合綠色製程概念，因此開發一套適用於沸石薄膜製程是極富有商業價值的。

新製程的設計

本實驗室開發一套自行設計的氣霧沉積系統來進行沸石薄膜的沉積，

過程如圖2所示，先將已合成的奈米沸石懸浮液置入容器中，再藉由超音波震盪器使含沸石晶體顆粒的懸浮溶液霧化，控制氣體的流速，利用空氣(無電漿製程)或氬氣(電漿製程)將沸石懸浮液中粒徑較小的晶體帶入腔體內，進行電漿化學反應後沉積於基材上，且同時藉由製程參數如氣體、流量、時間等參數控制等可來控制製備不同厚度之薄膜。為加強去除模板效能，加入大氣電漿處理程序(此部分感謝材料系劉文仁教授提供自行設計的電漿設備進行研究)，更甚至能夠藉由電漿改質親水基ROH問題，並可使氣體斷鍵後加速碰撞以達解離沸石晶體上模板離子，達到和煅燒後一樣之效果，可解決一般為了去除模板需在高溫煅燒造成膜斷裂情形，目前並已成功製備出 $k < 2$ 之低介電常數沸石膜。

沸石的合成

依照文獻方式來進行合成奈米顆粒，其步驟如下：

合成奈米級Y顆粒：

首先將16.04克teramethylammonium hydroxide(TMAOH)加入25.35克的二次水均勻攪拌，再加入3.835克aluminum isopropoxide並攪

拌至完全溶解，完全溶解後加入6.009克 SiO_2 並攪拌24小時，攪拌完放入密閉容器中並在 100°C 烘箱反應72小時，取出後以高速離心（12000rpm，60分鐘）獲得下層的奈米沸石顆粒。

合成奈米級MCM-41顆粒：

採用2005年Hiroaki Imai等人以雙模板法合成奈米級MCM-41的合成方法，以0.52 TEOS : 0.25 CTAB : 0.0049 F-127 : 1.54 NH_4OH 之莫耳比為配方，利用HCl溶解以上成分後混合攪拌3小時，再加入氨水於室溫下攪拌24小時，高速離心程序後，取下層液即得MCM-41顆粒。

合成奈米級Silicalite-1顆粒：

依25 TEOS : 9 TPAOH : 360 H_2O : 200 EtOH 之莫耳比為配方，攪拌72小時，放入90 反應68小時，高速離心後的下層液即得Silicalite-1顆粒。

以上顆粒再加入分散液(水或乙醇)，經充分震盪後呈懸浮液狀態。可依所需，再加入不同比例其他欲複合材料進行充分參混，形成新複合材料懸浮液。

結果討論

本研究內容已寫入六個相關專利中[7~12],從單一純矽low-k Silicalite-1薄膜製程，因應不同功能需求，逐漸開發合成多種複合薄膜:如奈米級ULFS懸浮液與MCM-41顆粒結合；奈米級Silicalite-1顆粒與Polymer膠體懸浮液結合；含導電金屬Y型沸石與石墨烯接合方式，來製備複合薄膜，進一步降低k值或改善其粗糙度、附著力，或增加電性能力之不同需求，來增加商業製程的可行性。這些產品主要都是針對積體電路中介電材料需求所研發出的。以下就其製程開發出的優點作一些說明：

(一)本製程操作簡單，經3~5min即可完成相當不錯的沸石膜製備，其表面組態(圖3)，同時可藉由製程參數如氣體、流量、時間等參數控制等可來製備不同厚度之薄膜。

(二)本實施例Y型沸石薄膜(圖4上)其平整度和疏水性遠較水熱法再經高溫煅燒樣品(圖4下)具更低的粗糙度($R_a=2.5\text{nm}$)和高疏水性($CA=152$)。

(三)本實施例的silicalite-1(圖5,6中的樣品c)配合電漿可讓沉積與去除模板二個過程同時進行，觀察C13 MAS NMR 和FTIR兩項光譜皆可證明

其效果和傳統煅燒(圖5,6中的樣品b)相同,但為一次製程時間短且溫度低(270 °C, 5~10min),遠較傳統空氣煅燒方式(350~500 °C, 8hr)更加節能。

(四)本實施例silicalite-1/PI(圖7下)之值可低至1.92,遠較spin coating樣品(圖7上)低,且由FTIR光譜(圖8)中可發現,本實施例的官能基隨溫度上升幾乎不變,代表具更高熱穩定性,更符合高階介電材料所需。

(五)本製程的沸石懸浮液可和無機材料或高分子任意匹配來加強附著力和機械強度。實施例MCM-41/PI之附著力實驗是利用工業生產線上常用的貼撕檢驗方式來進行,結果顯示(圖9)經四次貼撕,仍具完整膜外觀,表示沸石顆粒和高分子在本製程達到充分參混(blend)除具強附著力,另因沸石較高分子更強機械性質強度,因而改善高分子膜不適合加工鑽洞作業的製程。

(六)實施例MCM-41/FAU複合薄膜(圖10),可利用配方和溫度控制,製造出特殊的規則巨孔(1~2 μm)-中孔(2~10nm)-微孔結構(0.5~1nm),除可當催化劑的host亦,可當作藥物釋放控制的輸送器。這也是文獻中首次利用如此簡單方式就可製備的報導,已獲得

知名期刊Nanotechnology Now將在近期報導。

(七)本實施例RGO/ZEO其方式是先行讓沸石和氧化石墨烯進行交疊(intertwin),還原過程可避免層間再結合,再經本製程成膜藉此可製備高透明少層還原氧化石墨烯複合薄膜(圖11)。

(八)利用沸石離子交換可將導電金屬參雜至石墨烯中,進可提升導電性,另本研究透過自行合成出來的奈米沸石與石墨烯做結合,形成類似石墨球的結構(石墨烯包覆沸石型態)使石墨烯透過沸石具有特殊的內微洞結構,使原本2D結構的石墨烯形成具3D結構的複合材料,提供更多路徑和空間可以進行傳遞電子,更多電荷儲存空間。另利用沸石具離子交換能力,可將高導電性的Ag導入複合材料,大大提升複合材料的導電性,如本實施例rGO/[Ag]-ZEO之電導度可至650S/cm(表1)遠較市售RGO高出甚多。

結論

利用低溫常壓電漿系統,藉由超音波震盪器使合成不同時間、晶體顆粒較小之澄清沸石懸浮溶液霧化,利用氬氣將沸石懸浮液中粒徑較小的

晶體帶入腔體內，極短時間接觸來進行電漿化學反應後沉積於加熱的基材上，藉此能改善一般製程中，晶體尺寸大小不均、膜層太厚等缺點。且同時藉由製程參數如氣體、流量、時間等參數控制等可來控制製備不同厚度之薄膜。更甚至能夠藉由電漿改質，來降低親水基ROH 問題，並可使氣體斷鍵後加速碰撞以達解離沸石晶體上模板離子，達到和煅燒後一樣之效果。這種方式可解決一般為了去除模板需在高溫煅燒造成膜斷裂情形，目前並已成功製備出 $k < 2$ 之低介電常數沸石膜。由於常溫電漿相對於PECVD使用上不須昂貴的真空系統，在成本有一定的優勢，且僅需3~5min即可完成相當不錯的沸石膜製備。筆者認為這種製程優點在於操作方便、溶劑使用少且節能合乎綠色製程的概念。另可依電性需求和不同成分如高分子、石墨烯做結合可成為極具市場競爭性的low-k 和high-k之介電材料。

參考文獻

- [1] M. Noack, P. Kolsch, J. Caro, M. Schneider, and P. Zeolite (2006), Membranes-State of Their Development and Perspective, *Microporous and Mesoporous Materials*, vol. 38, pp. 3-24.
- [2] E. M. Flanigen (1980), Molecular Sieve Zeolite Technology-The First Twenty-Five-Years, *Pure&Apply chemistry*, vol.52,pp.2191-2211.
- [3] S. Mintova and V. Valtchev (1999), Porous Materials in Environmentally Friendly Processes, *Studies in Surface Science and Catalysis*, vol. 125, pp. 141-148.
- [4] W. Volksen, R. D. Miller, and G. Dubois (2010), Low Dielectric Constant Materials, *Chem. Rev.* vol. 110, pp. 56-110.
- [5] N. Suzuki, S. Kiba, and Y. Yamauchi (2011), Low dielectric property of novel mesoporous silica/polymer composites using smart molecular caps: Theoretical calculation of air space encapsulated inside mesopores, *Microporous and Mesoporous Materials*, vol. 138, pp. 123-131.
- [6] C. Lew, R. Cai, and Y. Yan (2010), Zeolite thin films: From computer chips to space station, *Acc. Chem. Res*, vol. 43, pp. 210-219.
- [7] 林炯芳，劉文仁。2015。一種製備

沸石薄膜的方法。中華民國專利第 I477449 號。

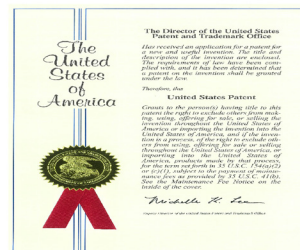
[8] 林炯芳。2015。沸石複合膜的製備方法。中華民國專利第 483776 號。

[9] 林炯芳。2015。FABRICATION OF ZEOLITE COMPOSITE FILM。美國專利 US 9,040,126 B2。

[10] 林炯芳。2014。具有低介電常數之奈米沸石薄膜的製備方法。中華民國專利第 I439417 號。

[11] 林炯芳，黃順霖，尤俊方。2012。LOW DIELECTRIC CONSTANT NANO-ZEOLITE THIN FILM AND MANUFACTURING METHOD THEREOF。美國專利公開號 20120141718。

[12] 林炯芳。2015。石墨烯複合膜的製備方法。美國與中華民國專利申請。



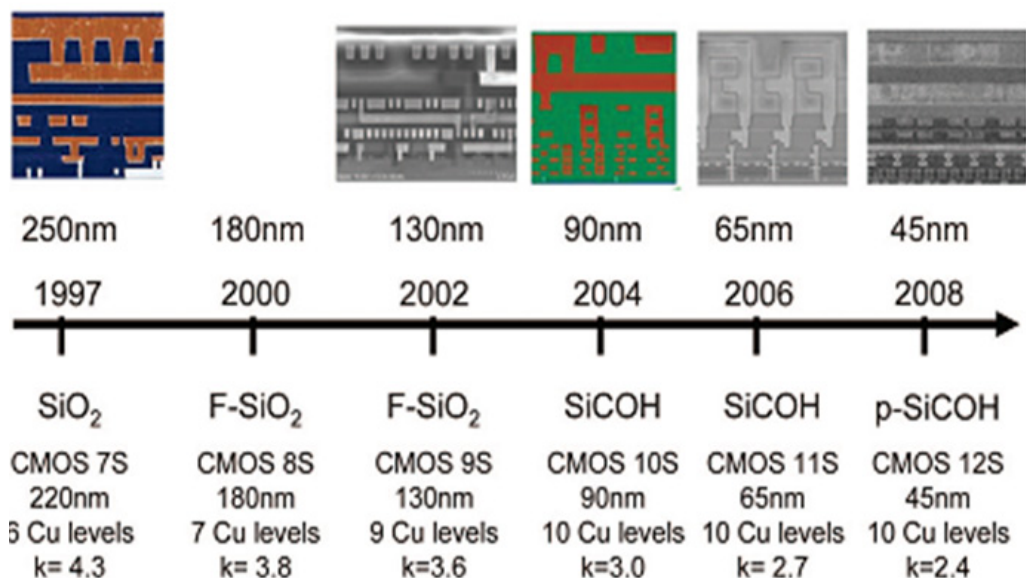


圖 1、IBM 公司所繪製有效介電常數的演進過程圖 [4]

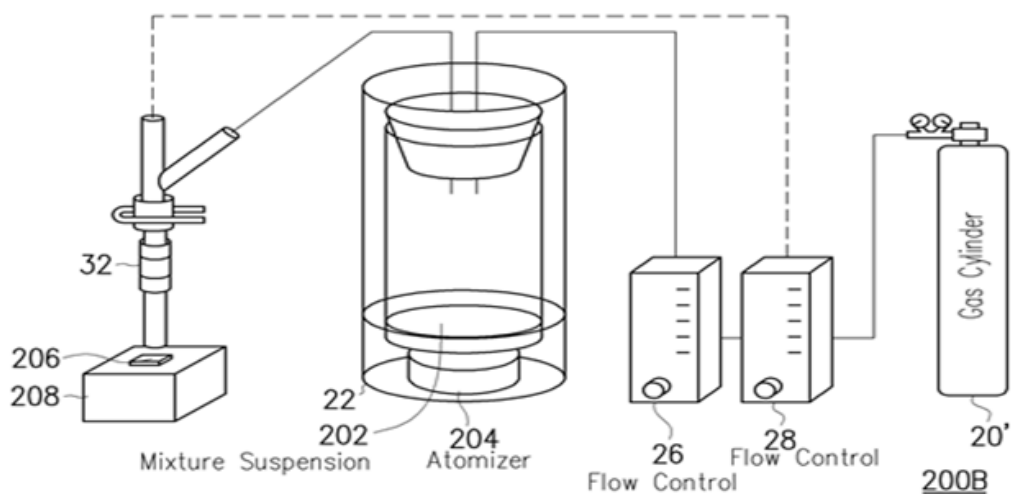
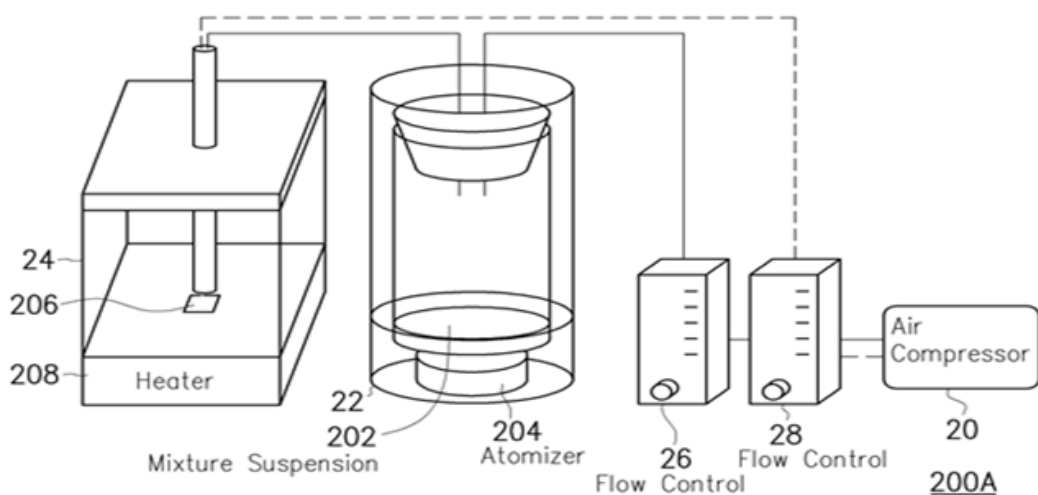


圖 2、二種沸石薄膜之製備系統概略圖

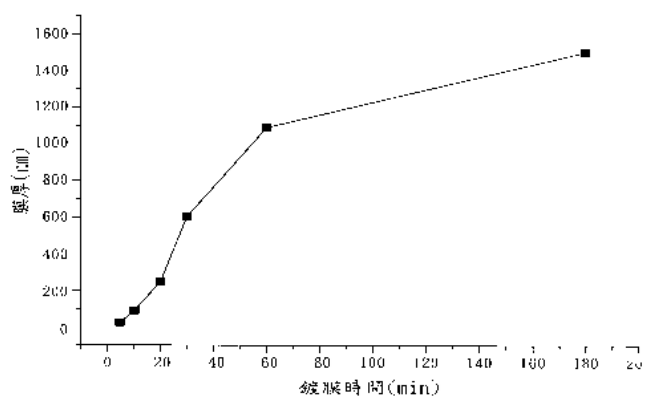


圖 3

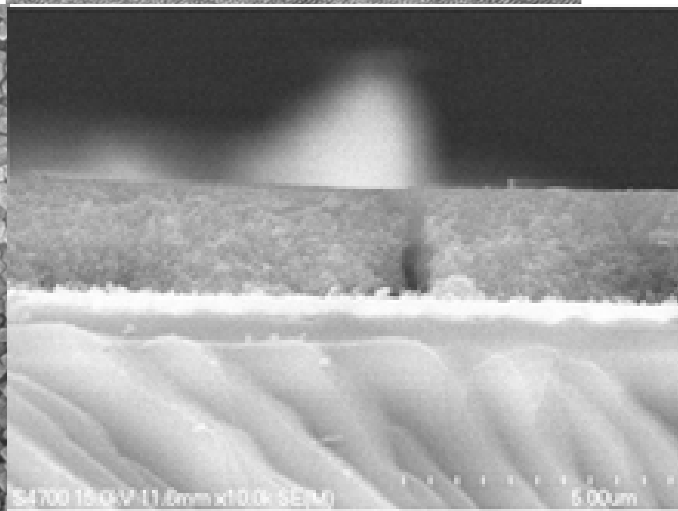
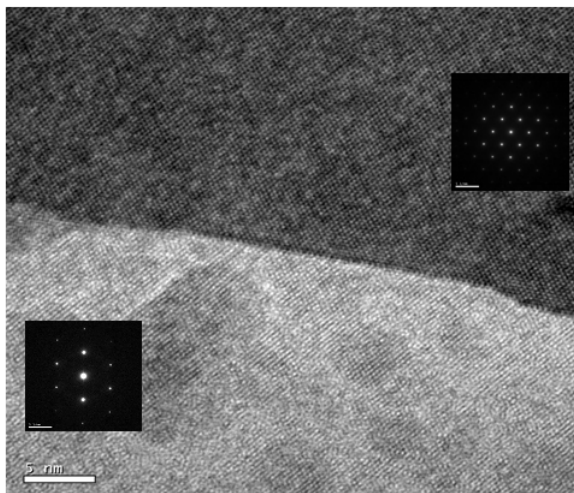
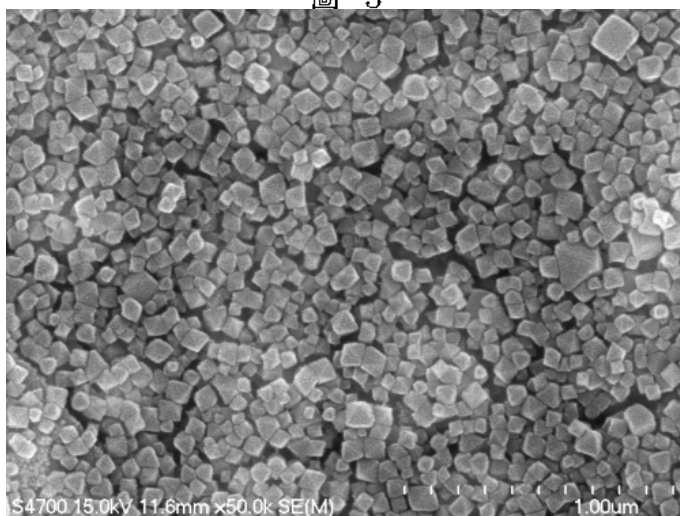


圖 3、本製程沸石薄膜之膜厚沉積時間圖、SEM、TEM 及截面 SEM 圖形

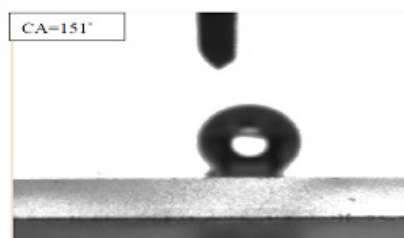
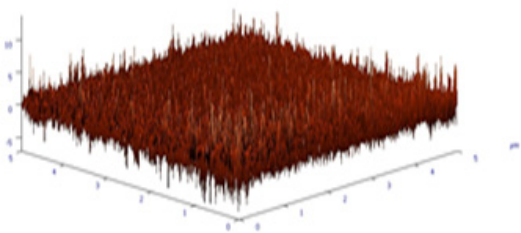
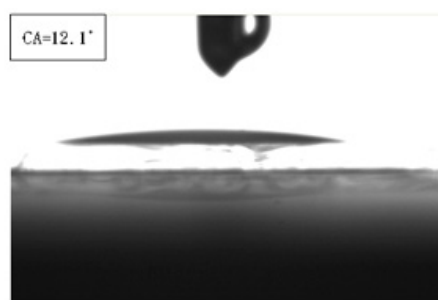
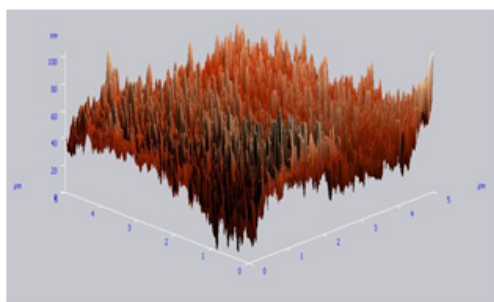


圖 4、兩種樣品的 AFM 表面分析和 Contact Angle 圖

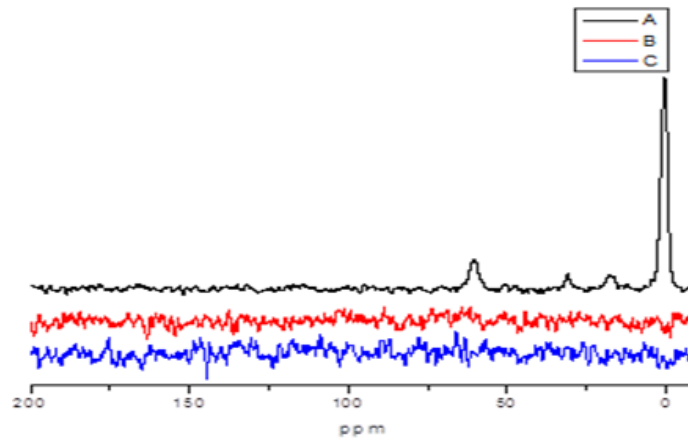


圖 5、三種不同樣品的 C13 MAS NMR

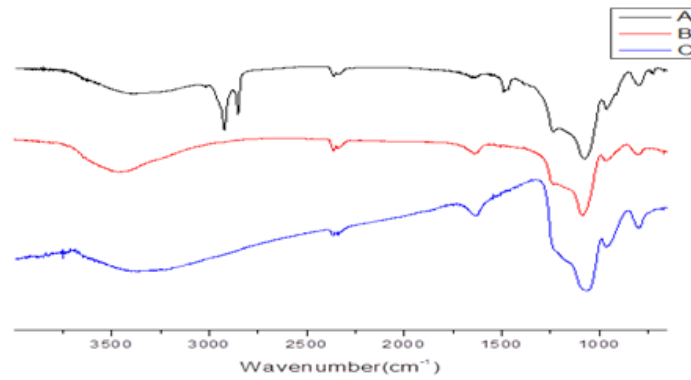


圖 6、三種不同樣品的 FTIR

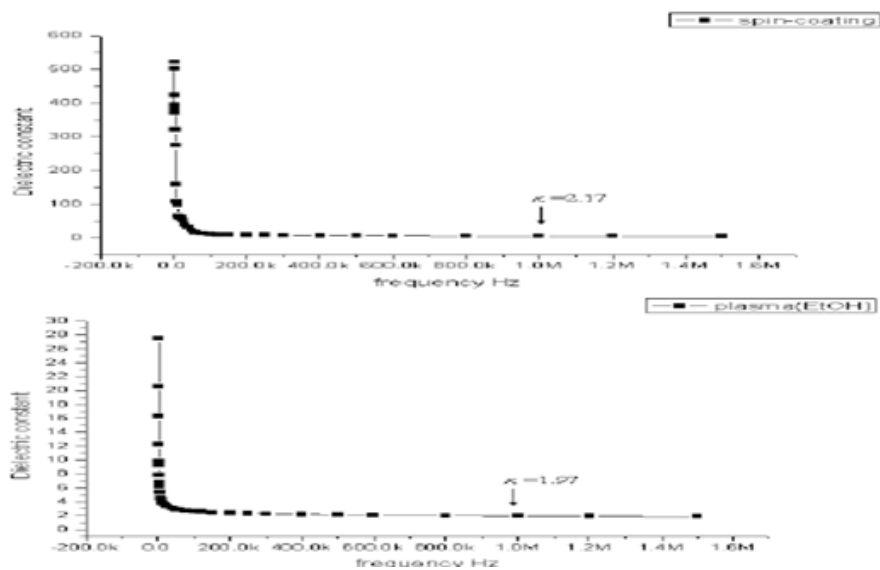


圖 7、二種不同製程的 LCR meter

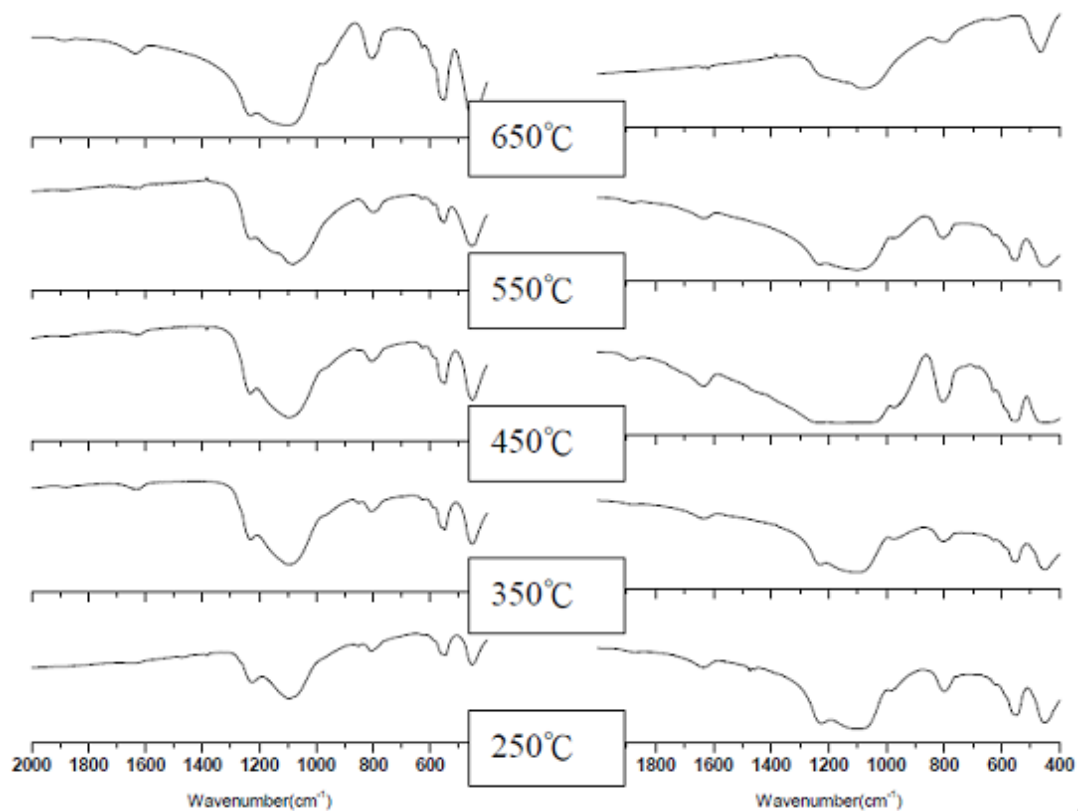


圖 8、二種不同製程在不同溫度下的 FTIR

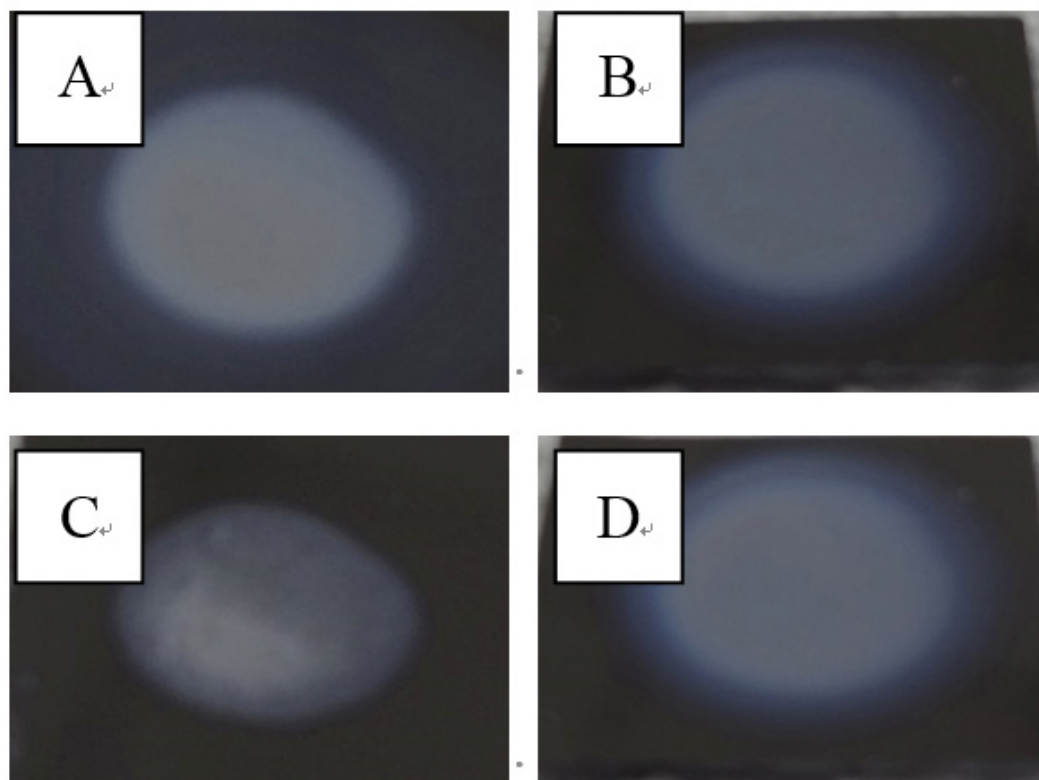


圖 9、薄膜附著力測試 (A:1 次 ;B:2 次 ;C:3 次 ;D:4 次)

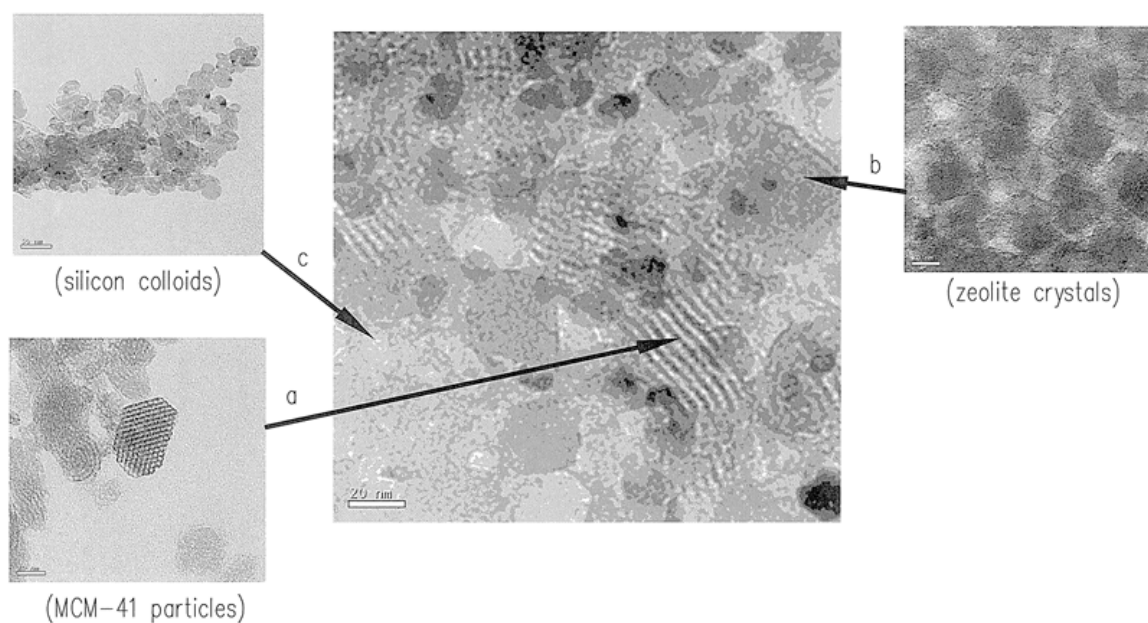
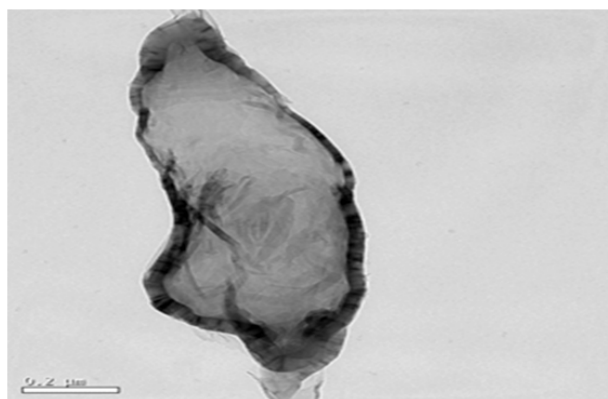
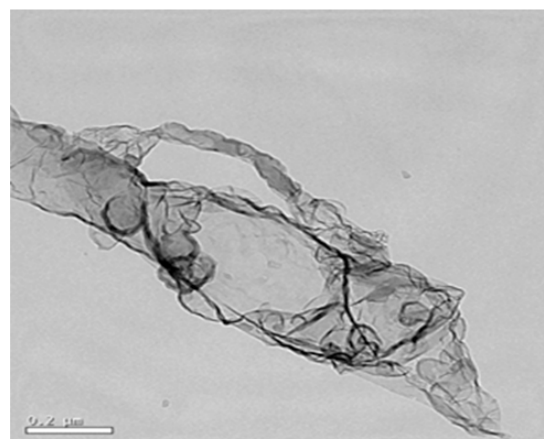


FIG. 10

圖 10、MCM-41/FAU 複合薄膜 TEM



氧化還原製程所得 RGO



利用沸石交疊所得 RGO

圖 11 二種不同製程所得樣品的 TEM

表 1、本實施例與市售 RGO 性質比較

樣品	含氧量	電導度
rGO/[Ag]-ZEO	<5%	651 S/cm
rGO	<3%	427 S/cm
市售 Graphage	<3%	~350 S/cm
ZEO	高	差



Facilitation of corticospinal excitability via visual feedback by using mirror digital system

Ping-Chia Li^{1, 2}, Shih-Chen Fan¹, Hsin-Min Lee³

I-Shou University/Associate Professor, Department of Occupational Therapy¹

Department of School Medicine for International Student²

Associate Professor, Department of Physical Therapy³



Abstract

Mirror therapy have been used in alleviated phantom limb pain and recovered from stroke by creating a reflective illusion of an affected limb for the past two decades. The principle of mirror visual feedback (MVF) is thought to restore cortical reorganization, therefore improving motor recovery of the weak or paralyzed limb. In this study, we combined task-specific training, which is used in clinical stroke rehabilitation, with a high-resolution and first-person perspective view of MDS interface. Three groups have been compared: intermittent task-based MVF training (ITVF),

continuous MVF training (CMVF), and no-MVF as control. We aim to evaluate the feasibility of this novel MDS system for activating cortical areas in healthy and stroke adults. Time-dependent event related potential (ERP) signal amplitude was recorded from C3, C4, and Cz electrode site of scalp. One-way ANOVAs was used to compare differences between the groups studied. Result showed that P3 amplitude of CMVF and ITVF were increase 1.4 and 1.68-fold compared to no-MVF, respectively. The P0, P1, P2 and total P3 amplitude area of CMVF is greater than no-MVF for all three electrode channel. Total P3 amplitude area of ITVF is significantly higher

than CMVF and no-MVF. Our study demonstrate that task performance along with MT has potential benefit for improving motor impairment in stroke, especially the ITVF condition. Subjects have to pay more attention to predict and move their upper extremity when there is an absence of the virtual upper extremity in ITVF, which may integrat brain network control and activate the extended motor cortex strongly, result in cerebral motor cortical facilitation.

Key word: Mirror therapy, Mirror digital system (MDS), Intermittent task-based mirror visual feedback (ITVF), Continuous mirror visual feedback (CMVF), Stroke

Introduction

The idea of using altered visual feedback to relieve phantom limb pain and improve motor control by using a mirror box was originally proposed by Ramachandran et al[1]. Since then mirror visual feedback (MVF) has been established in the treatment of phantom limb pain, but also as an important therapeutic tool for functional recovery after a stroke, physiotherapy after wrist

fracture, the treatment of complex regional pain syndrome or for reinstating body ownership in somatoparaphrenia[2]. Whereas the beneficial effects of MVF have been repeatedly demonstrated, the mechanisms underlying MVF-induced improvements in motor function[3]. There is increasing evidence that a reactivation of the affected limb representation in the sensorimotor strip and accompanying neuroplasticity is an important neuronal correlate of the MVF related neurorehabilitation[4].

In our previous study, mirror digital system (MDS) were evaluated delayed MVF for their time-course within -2–0 s (P0), 0–2 s (P1), and 2–4 s (P2) effects on cortical activity by event-related desynchronization (ERD) of *mu rhythm* electroencephalography (EEG) during button presses in 18 healthy adults. The result shows phasic ERD areas C3, CZ, C4 in the P2 phase increased during the delayed-MVF condition. Significant enhancement of cortical activation in the mirror neuron system and an increase in attention to the unseen limb may play major roles in the response to MVF

during mirror therapy[5].

Task-specific training has strong evidence for stroke rehabilitation [6]. The training comprises goal-oriented repetitive practice of tasks to facilitate motor recovery in stroke. Goal oriented task has been defined as a meaningful activity in which the movements appear out of an interaction between multiple brain areas to manipulate a real-world object. Such movements increase the cortical activity and may induce greater motor recovery than the movements without task. Further, task-based training keep up with the response of mirror neuron is better for the object-directed actions as compared to non-object actions. Mirror therapy (MT) in the form of tasks may use two-way neural reorganization and enhance substantial motor recovery. The role of task-based MT should improve the wrist hand motor recovery in post-stroke hemiparesis [7, 8].

In this study, we aims that the MVF effects on cerebral activation would be enhanced with a new form of MDS interface that has two distinct features: (1) vivid MVF with a high-resolution

(1920 × 1080 pixels) and first-person perspective view for clinical motor training based on MT concepts, and (2) intermittent task-based keep up with mirror visual feedback (ITVF) training compared with continuous mirror visual feedback (CMVF) achieve coordination function for the wrist and elbow by using MDS. Therefore, the aims of this pilot trial were to assess the feasibility of this MDS system for activating cortical areas in healthy and stroke adults and to compare the conditions of instant CMVF and ITVF with the condition of no MVF. We used the event related potential (ERP) to determine the temporal patterns of these three test conditions, which were presented with our MT system. The potential underlying mechanisms of MT were also discussed.

Methodology

Mirror digital system (MDS)

As shown in Fig. 1, the digital MT system consists of a host personal computer (PC), camera, and therapy table with a movement area and a mirror area. The participant sits behind the

table and places their non-impaired hand (active hand) on the movement area. In the mirror area of the table, a slim 27-in. liquid crystal display (LCD) monitor with a resolution of 1920×1080 pixels (Model IPS277L-BN; LG Inc.) was situated slightly above the table to reserve the underlying space for the non-active hand. Continuous images of the movement area were recorded with a video camera (C920, resolution: 1920×1080 pixels; Logitech Inc.) positioned above the area at a frame rate of 30 frames per second and were sent to the host PC, which processed the vertically mirrored and/or time-delayed images. A custom-made LabVIEW program (Ver. 2012, National Instruments Corporation) for the PC was used to process the acquired images and continuously send them to the monitor on the mirror area of the table to represent the mirrored images of the active hand's movement. Before the experiment, a reference object such as a computer mouse was used to calibrate the camera orientation by adjusting the camera tripod to correspond to the movement and mirror areas. Three conditions were use,

control without digital mirror stimulation, and intermittent task-based keep up with mirror visual feedback (ITVF) training compared with function for the wrist and elbow by using MDS.

EEG measurements

EEG recordings were obtained from DSI-24 is a wireless EEG headset designed for rapid application of 21 sensors at locations corresponding to the 10-20 International System. Adjustable to fit a wide range of headsizes (54-62cm in circumference). The system placed around the standard C3, C4, and Cz scalp sites based on the International 10–20 system. The Cz, C3, and C4 electrode pairs covered the supplementary motor area, and the contralateral (active hand) and ipsilateral (non-active/mirrored hand) primary sensorimotor hand areas, respectively. The reference electrode was placed on the right ear lobe. BlueTooth wireless transmission with sampling at 300Hz. The system setting range on bandwidth 0.003-150 Hz, input impedance 47 Gohm, input bias current < 25 pA, DC offset tolerance ± 200

mV. The recorded EEG signals digital resolution $0.317 \mu\text{V}$ were sent to the amplifier with a gain of 20,000 and a band-pass filtering of $0.1 \sim 100 \text{ Hz}$. The maximum input range 10 mV pk , and noise $< 3 \mu\text{V pk}$. All of the EEG, EOG, force, and sEMG signals via a data acquisition DSI-Streamer for initial process and were finally sent to the Mensia software (Mensia Technologies SA, France) for further analysis. The experimenter was also able to monitor the data on-line using a monitor to confirm the quality[5].

ERPs variable

ERPs can be reliably measured using electroencephalography (EEG), a procedure that measures electrical activity of the brain over time using electrodes placed on the scalp. ERPs (making them discernible and allowing for their interpretation) has a simple mathematical explanation provided that some simplifying assumptions are made (Fig 2.) [10].

Having defined k , the trial number, and t , the time elapsed after the k^{th} event,

each recorded trial can be written as $x(t, k) = s(t) + n(t, k)$ where $s(t)$ is the signal and $n(t, k)$ is the noise (Note that, under the assumptions above, the signal does not depend on the specific trial while the noise does).

The average of N trials is

$$x(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x(t, k) = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N n(t, k)$$

The expected value of $\bar{x}(t)$ is (as hoped) the signal itself, $E[x(t)] = S(t)$ Its variance is

$$\begin{aligned} \text{Var}[X(t)] &= E[(x(t) - E[X(t)])^2] = \frac{1}{N^2} E \left[\left(\sum_{k=1}^N n(t, k) \right)^2 \right] \\ &= \frac{1}{N^2} \sum_{k=1}^N E[n(t, k)^2] = \frac{\sigma^2}{N} \end{aligned}$$

For this reason the noise amplitude of the average of N trials is $1/\sqrt{N}$ times that of a single trial[11].

The P3 (P300) wave was discovered by Sutton *et al.* in 1965 and since then has been the major component of research in the field of ERP[9]. For auditory stimuli, the latency range is 250-400 msec for most adult subjects between 20 and 70 years of age. The

latency is usually interpreted as the speed of stimulus classification resulting from discrimination of one event from another. Shorter latencies indicate superior mental performance relative to longer latencies. P3 amplitude seems to reflect stimulus information such that greater attention produces larger P3 waves. A wide variety of paradigms have been used to elicit the P300, of which the “oddball” paradigm is the most utilized where different stimuli are presented in a series such that one of them occurs relatively infrequently — that is the oddball. The subject is instructed to respond to the infrequent or target stimulus and not to the frequently presented or standard stimulus.

Result

Typical examples of the time-course event-related ERP P3 waveforms of the C3, Cz, and C4 channels for all three test conditions: control with no-MVF (a), CMVF (b), ITVF (c) training conditions. Typical examples of the time-course changes of the P3 waveforms during the button presses for the three test conditions are shown in Fig. 3. In channel

C4 of no-MVF condition (Fig. 3a), a increase in P3 was noted after the CMVF present (Fig. 3b) and the power amplitude quickly increase to above the reference level. When ITVF was provided (Fig. 3c), the increase in P3 waveform occurred much earlier, and was larger and longer than that during the no-MVF condition. Facilitation of corticospinal excitability of P3 wave enhances ITVF than CMVF in healthy subjects. The increment of mean amplitude were significantly greater in the CMVF than in the no-MVF ($P < 0.05$). The CMVF increased P3 amplitudes by up to 40% compared with the no-MVF. The ITVF yielded higher amplitudes as compared with the CMVF ($P < 0.05$). The ITVF increased P3 wave amplitudes by up to 20% compared with the CMVF.

One-way ANOVAs of the main effect of test condition for the overall ERD areas during the period of -2–4 s showed statistical significance for all three EEG channels. As shown in Fig. 3a, the P3 wave areas (%) in the ITVF condition (C3: 62.3 ± 12.5 ; Cz: 56.6 ± 18.6 ; C4: 57.6 ± 16.8) were significantly larger than the areas in the CMVF

(C3: 42.3 ± 15.8 ; Cz: 45.4 ± 12.6 ; C4: 41.0 ± 16.8) and no-MVF (C3: 26.3 ± 13.7 ; Cz: 23.86 ± 12.0 ; C4: 27.6 ± 13.5) condition for all channels ($P < 0.05$ for all comparisons). The P3 wave areas in the MVF condition were significantly larger than the areas in the no-MVF condition for all channels ($P < 0.001$ for all comparisons). Furthermore, two-way ANOVAs of the phasic P3 areas showed that both the test condition and the time phase were significant factors for all three EEG channels (F values ranged from 25.02 to 46.72, all $P < 0.001$). Additionally, a significant interaction between the main factors was found (F values ranged from 9.86 to 17.80, all $P < 0.01$). As shown in the phasic P3 areas of the P0, P1, and P2 phases in the CMVF condition were significantly higher than the areas in the no-MVF condition ($P < 0.05$ for all comparisons) for all channels. However, only the phasic P3 areas of the P1 phase (0–2 s) in the ITVF condition were significantly higher than the areas in the CMVF condition ($P < 0.05$ for all comparisons).

Discussion

This experiment exhibited corticospinal facilitation in conditions of CMVF and ITVF. The results showing more significant activation of the motor cortex in the intermittent feedback paradigm as compared to the continuous feedback paradigm is intriguing. In the ITVF, subjects should continuously predict and move their upper extremity when there is enhance of present of decrease the ERD wave, and come with increase of P3 wave which may require an estimation of the target point and induce proprioceptive integrated brain network control. Mirror illusion increases activity in the precuneus and the posterior cingulate cortex. The mirror neurons, present in the premotor cortex, get activated during observation of the goal-directed tasks such as reaching and picking up the food material. The activation is similar when the task is being performed. Furthermore, the mirror neuron activates separately for observation of object- and nonobject-related movements. The presence of object induces greater stimulation of

the concerned cortical area. Thus, task performance along with MT has potential benefit for improving motor impairment in stroke. The system integrates visuoperceptual motor inputs inducing cortical reorganization and associated motor recovery. The results showing more significant activation of the motor cortex in the intermittent feedback paradigm as compared to the continuous feedback paradigm is intriguing.

In the ITVF condition, subjects should continuously predict and move their upper extremity when there is an absence of the virtual upper extremity, which may require an estimation of the target point and induce proprioceptive integrated brain network control. These task-oriented and proprioceptive integrated exercises might activate the extended motor cortex strongly (including the parietal cortex, premotor cortex, and primary motor cortex), which can result in cerebral motor cortical facilitation.

Reference

- [1] V.S. Ramachandran, D.C. Rogers-Ramachandran, and M. Stewart (1992), Perceptual correlates of massive cortical reorganization, *Science*, vol. 258(5085), pp. 1159-1160.
- [2] J. Wang, et al. (2013), Cerebral activation evoked by the mirror illusion of the hand in stroke patients compared to normal subjects, *NeuroRehabilitation*, vol. 33(4), pp. 593-603.
- [3] Y.J. Kang, et al. (2012), Upper extremity rehabilitation of stroke: facilitation of corticospinal excitability using virtual mirror paradigm, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 9, p. 71.
- [4] C. Milde, et al. (2015), Do mirror glasses have the same effect on brain activity as a mirror box? Evidence from a functional magnetic resonance imaging study with healthy subjects, *PLoS One*, vol. 10(5), p. e0127694.
- [5] H.M. Lee, P.C. Li, and S.C. Fan (2015), Delayed mirror visual feedback presented using a novel mirror therapy system enhances cortical activation in

healthy adults, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 12: p. 56.

[6]K.N. Arya, et al. (2015), Task-Based Mirror Therapy Augmenting Motor Recovery in Poststroke Hemiparesis: A Randomized Controlled Trial, *J Stroke Cerebrovasc Dis*, vol. 24(8), pp. 1738-1748.

[7]M. Metral, et al. (2014), Bimanual coordination with three hands: is the mirror hand of any help?, *Neuropsychologia*, vol. 52, pp. 11-18.

[8]Y.J. Cha, et al. (2015), Effects of mental practice with action observation training on occupational performance after stroke, *J Stroke*

Cerebrovasc Dis, vol. 24(6), pp. 1405-1413.

[9]S. Sutton, et al. (1965), Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty, *Science*, vol. 150(3700), pp. 1187-1188.

[10]Coles, Michael G.H.; Michael D. Rugg (1996). Event-related brain potentials: an introduction, *Electrophysiology of Mind, Oxford Scholarship Online Monographs*, pp. 1-27.

[11]ERP_REJECT, rejection of outlier trials from ERP studies". Matlab File Exchange. Retrieved December 30, 2011.

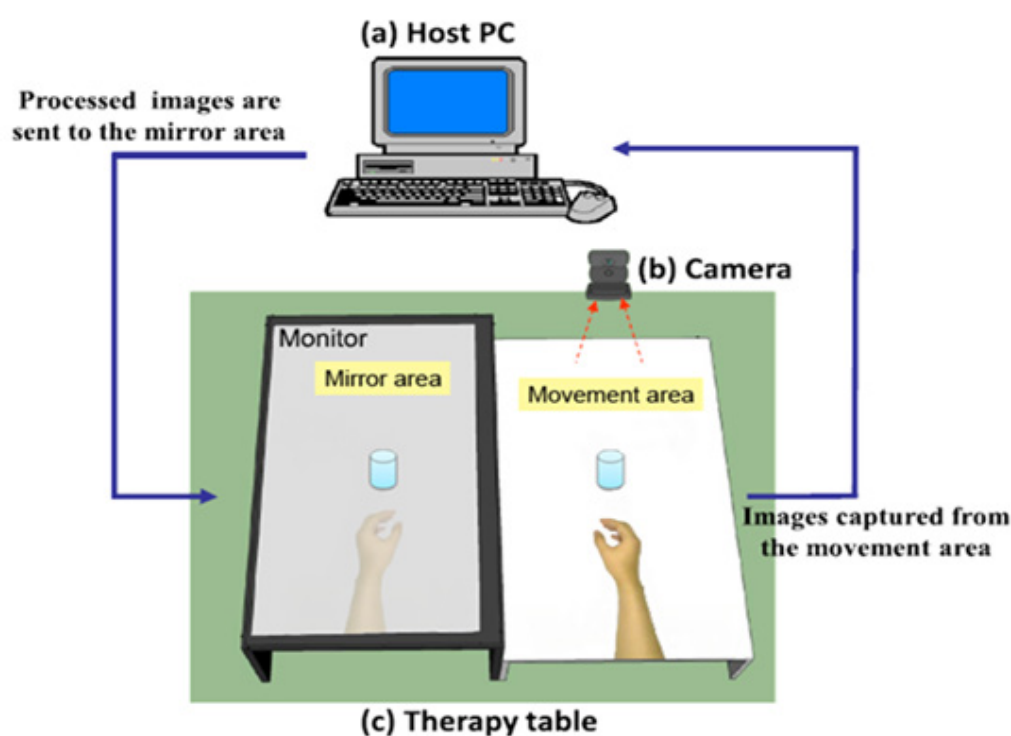


Figure 1. Mirror digital system (MDS)

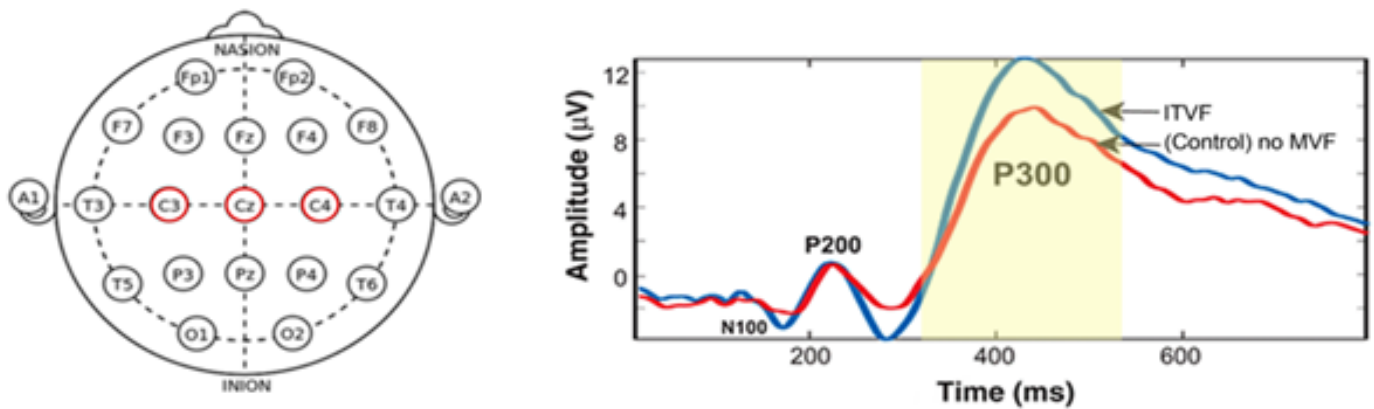


Figure 2. The system placed around the standard C3, C4, and Cz scalp sites and P300 (P3 wave) was measured

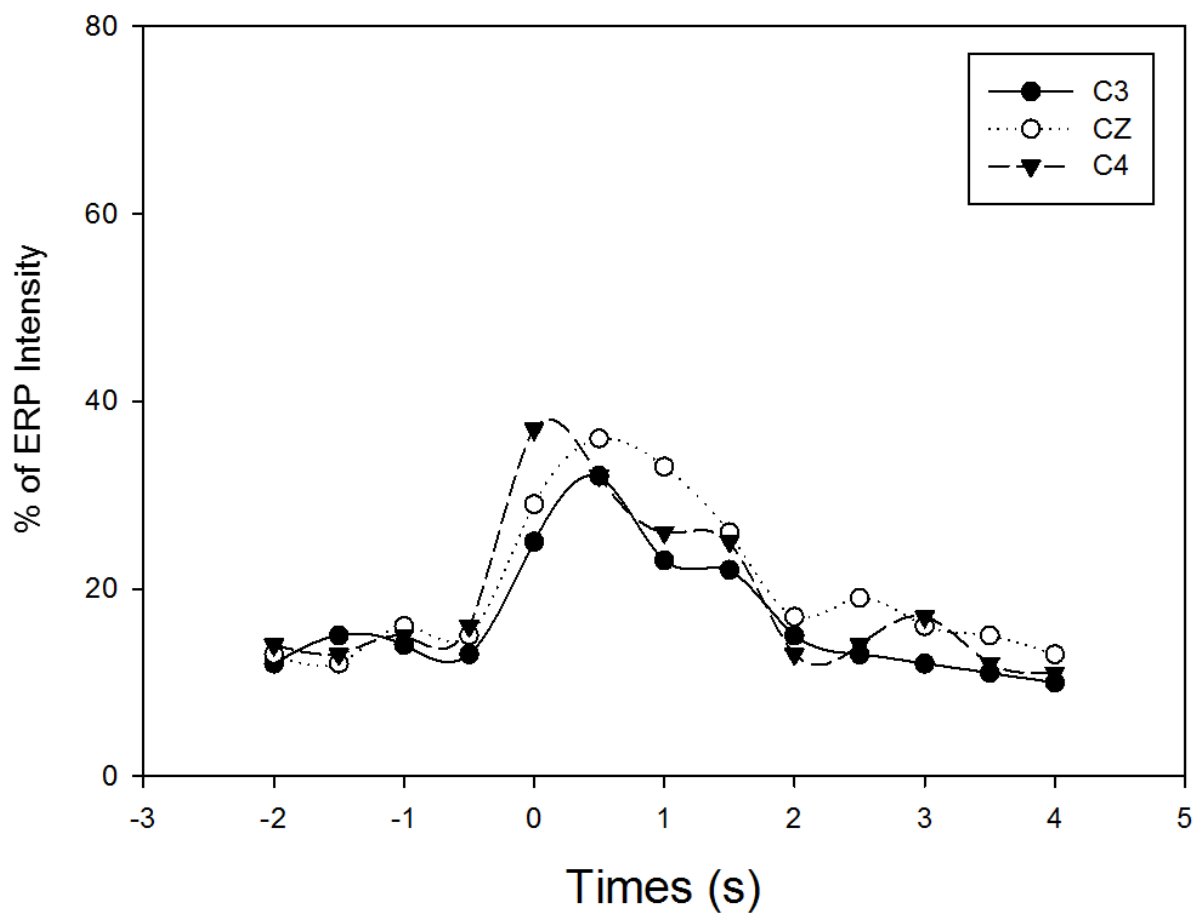
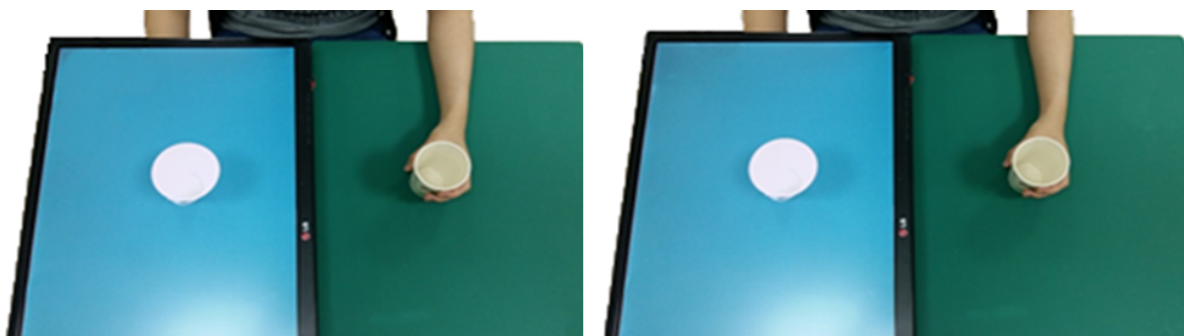


Figure 3a. Control with no-MVF stimulation

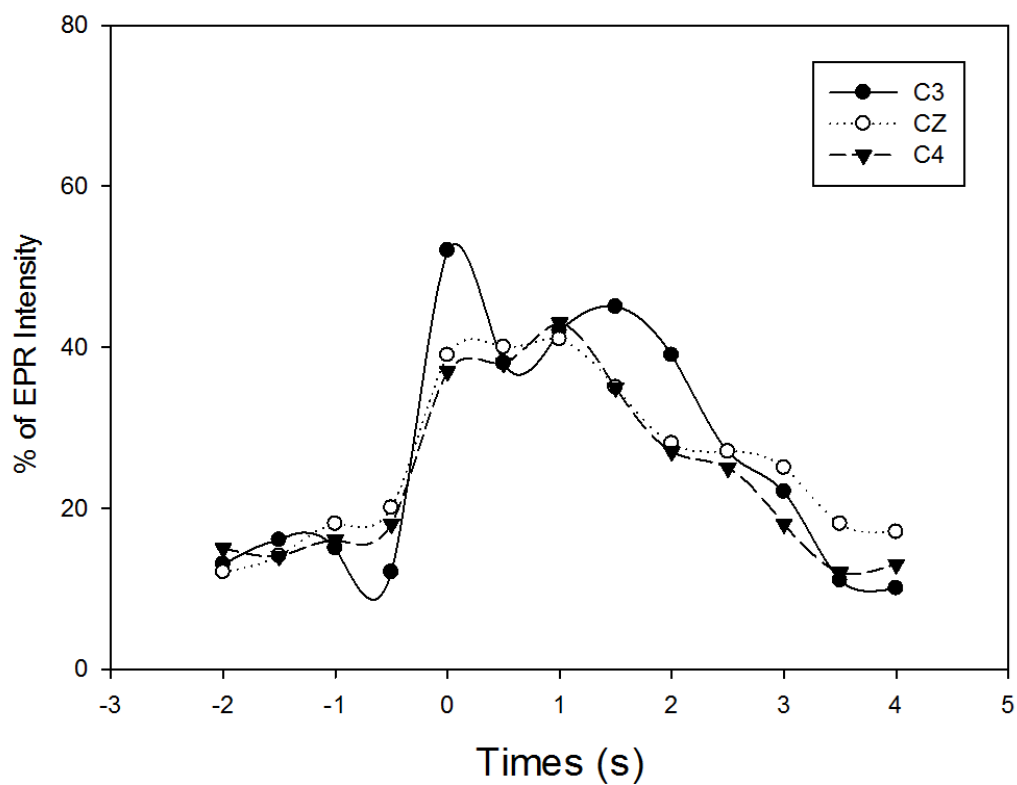
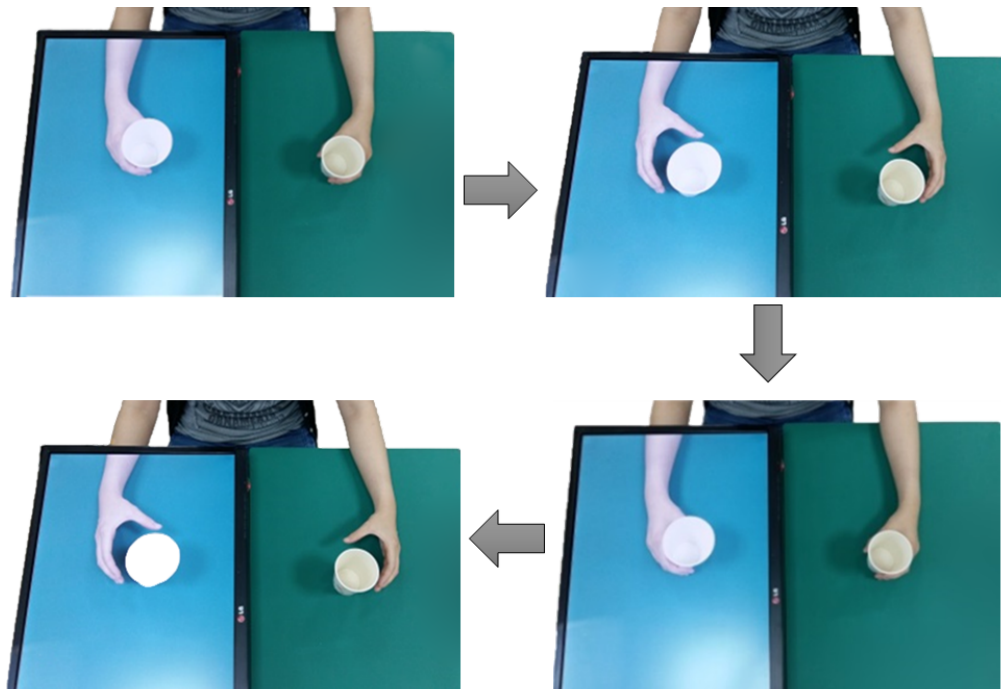


Figure 3b. The MDS system with continuous mirror visual feedback (CMVF) achieve coordination

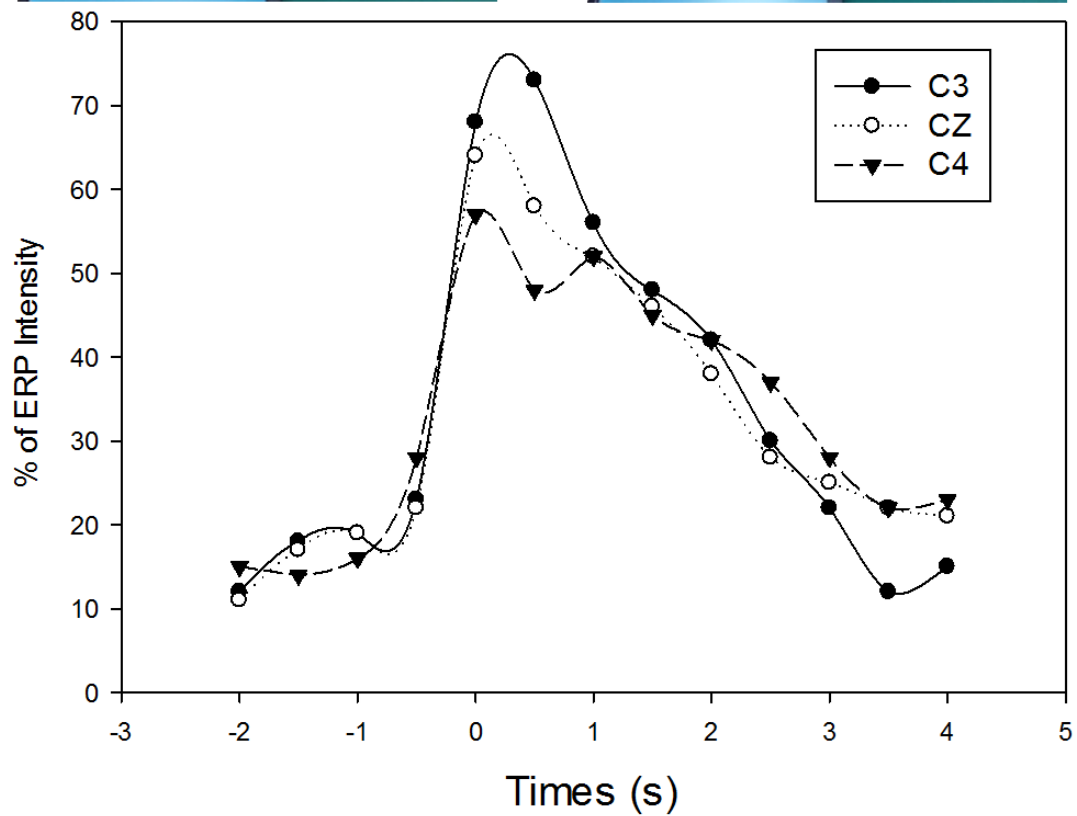
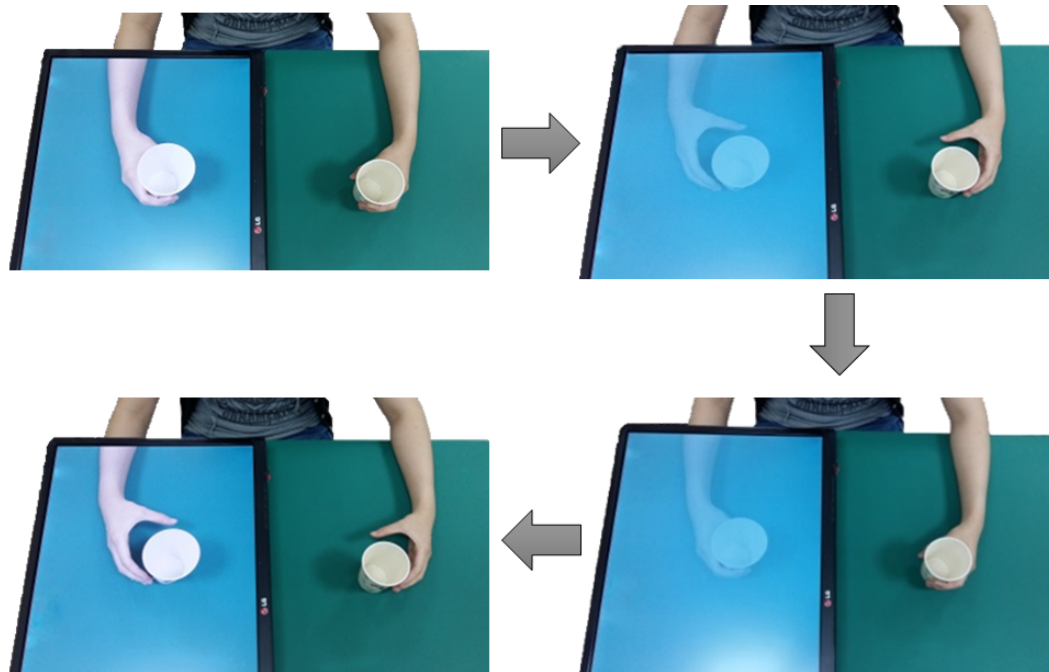


Figure 3c. The MDS system with with mirror visual feedback ITVF training





義大醫院、義守大學近期活動

義大醫院

多重抗藥性菌株之預防及管制

主講人：義大醫院感染管制部黃俊凱部長

日期： 105年7月2日(六)

地點： 義大醫院六樓會議廳

正念減壓在癌症心理照顧的運用

主講人：和信治癌中心醫院石世明心理師

日期： 105年7月14日(四)

地點： 義大醫院六樓會議廳

院內員工針扎事件職業傷害之預防與處置

主講人：義大醫院社區醫學部盧易呈主任

日期： 105年8月6日(六)

地點： 義大醫院六樓會議廳

社區全人醫療照護體系的發展-社區醫院的角色

主講人：中華民國醫師公會全國聯合會邱泰源理事長

日期： 105年8月13日(六)

地點： 義大醫院六樓會議廳

醫療爭議事件之處理與調解

主講人：義大醫院社區醫療部陳文旭部長

日期： 105年9月22日(四)

地點： 義大醫院六樓會議廳



科技部消息

* 公開徵求2017-2018臺灣-中歐(捷/保/匈/波/斯)國際合作計畫人員交流PPP計畫

- 一、本部與捷克科學院(CAS)、保加利亞科學院(BAS)、匈牙利科學院(HAS)、波蘭科學院(PAS)及斯洛伐克科學院(SAS)所簽署科技合作備忘錄，共同補助雙邊國際合作計畫人員交流PPP計畫。
- 二、本計畫須由臺方及歐方計畫主持人，分別向本部及各中歐國家科學院同時提出申請始能成立。任一方未收到申請書，則合作案無法成立。
- 三、本計畫申請人須符合本部補助專題研究計畫作業要點之計畫主持人資格，正執行本部與上述國家之雙邊合作計畫，且執行期限與本計畫有重疊者，不得申請本計畫。
- 四、本計畫補助經費內容包括我方研究人員赴歐洲之機票費及保險費、歐方研究人員在台之生活費，每案至多新台幣24萬元。
- 五、線上申請自即日起至2016年8月31日止，申請機構須於系統彙整送出，並於9月2日前函送本部。
- 六、各國計畫之英文申請表格請至本部科教國合司網頁下載，網址如下：<https://goo.gl/OwvoHz>
- 七、計畫申請截止日：105年8月31日
- 八、訊息相關網址：<https://goo.gl/hfDuZo>

* 本部106年度學術攻頂研究計畫構想書自即日起受理申請，請於105年7月21日（星期四）前依徵求公告規定檢附相關文件備函提出申請，逾期不予受理（申請截止日：105年7月21日）

一、檢附106年度學術攻頂研究計畫徵求公告(含構想申請書及申請機構推薦書表格)、學術攻頂計畫構想書WWW線上申請作業使用注意事項各1份。相關文件可至本部網站（<https://goo.gl/uz9VtT>）下載。

二、計畫構想書：

計畫主持人須至本部網站(<http://www.most.gov.tw>)首頁「學術研發服務網登入」處，身分選擇「研究人員(含學生)」，輸入帳號及密碼後，進入「學術研發服務網」，在「學術獎補助申辦及查詢」項下，點選「學術攻頂研究計畫構想書」，並依申請機構規定時間內，完成構想書線上申請作業；由申請機構彙整送出並造具申請名冊1式2份經有關人員核章後，連同申請機構推薦書應於105年7月21日（星期四）前備函送本部。

三、研究計畫書：

計畫構想書審查通過者，計畫主持人須依本部補助專題研究計畫作業要點規定，並依申請機構規定時間內，完成計畫書線上申請作業；由申請機構彙整送出並造具申請名冊1式2份經有關人員核章後，應於106年2月23日（星期四）前備函送本部。

四、訊息相關網址：<https://goo.gl/M4y9NS>

* 本部科國司公開徵求105年度「跨領域工程教育」人才培育與研究計畫(申請截止日：105年9月10日18時前)

- 一、為弭平學用落差，培育未來所需的工程人才、提升學生的創新能力，本部科教國合司特規劃徵求「跨領域工程教育」人才培育與研究計畫，希望有志於工程教育改革的工程及資電系所學者與教育或其他領域學者共組團隊，以真實世界的產品/系統為導向，提出能提升學生跨領域能力之課程、教學方法、教材與評量，建立工程教育創新教學典範。
- 二、計畫必須包含：1.定義計畫實施對象（課程/系/院/校）目前所面臨的工程教育目標及問題；2.提出改善/解決機制及作法（參考以下跨領域工程教育人才培育重點）；3.以學生學習成效（learning outcome）規劃評估機制，確認計畫成效。
- 三、本計畫徵求整合型計畫（亦可為單一整合型），邀請工程（或資電）領域學者與教育及其它領域學者共組跨領域團隊，提出申請1至3年的計劃。補助經費以一群800萬（年）為上限，並參考計畫實施之課程規模與影響範圍（單一課程、系列課程、系、院、校等），核定補助經費。總主持人須執行一件子計畫。
- 四、請於105年9月10日18時前，由執行機關備函送達本部（含名冊1式2份），逾期不予受理。
- 五、訊息相關網址：<https://goo.gl/v2UI36>

* 106年腦科學專案研究計畫徵求公告

腦科學研究為先進國家重點發展領域之一，為了使我國腦科學相關領域之研究能迎頭趕上，加值研發成果，本部推出「腦科學專案研究計畫」，經過廣泛討論，選定兩個聚焦發展主題：(1) 神經退化的偵測，(2) 慢性疼痛的評估、治療與預防。每一主題均強調跨領域合作、針對需求發展創新技術、從基礎到應用的結合、人與動物模式並行研究。

台灣在強大競爭環境下，唯有依賴跨領域合作，引入新的觀念、方法、工具，才有契機，相關規劃、活動及討論過程等，請上「生命科學論壇」網站：<http://bioforum.tw/modules/tadnews/index.php?ncsn=124>，期能藉由此「腦科學專案研究計畫」強化跨領域團隊合作及加速成果產出。申請案以前瞻性、創新性、卓越性、跨領域交流及國際競爭力作為研究計畫審查準則，期能讓我國在具有發展優勢的腦科學研究主題及特定領域之研究水平達到國際一流標準，並於國際上居於領先地位。

一、申請方式：分成「構想書」及「計畫書」兩階段。

二、構想書：

1. 構想書收件截止日期：105年7月14日（採線上申請作業方式），逾期送出、資料不全或不符規定者，不予受理。
2. 計畫構想書之主持人應循本部一般專題研究計畫之申

請程序，進入「研究人才個人網」，在「研究人才網線上申辦」項下，點選「專題研究計畫」，填列製作構想書，不必備函。

3. 構想書有頁數及格式限制，請務必依規定填寫。

三、申請計畫書

1. 計畫構想書審查通過者，計畫主持人須依本部補助專題研究計畫作業要點規定，並依申請機構規定時間內，完成計畫書線上申請作業；由申請機構彙整送出並造具申請名冊1式2份，經有關人員核章後，應於105年10月20日(星期四)前備函送達本部(以郵戳為憑)。

四、訊息相關網址：<https://goo.gl/5pmlbg>

五、計畫申請截止日：105年7月14日（採線上申請作業方式）

* 科技部工程司「智慧網實系統(CPS)平台架構技術研發與應用驗證計畫」徵求公告

為使我國掌握產業所需之CPS（Cyber-Physical Systems，網宇實體系統）平台架構關鍵技術，爰本部推動「智慧網實系統(CPS)平台架構技術研發與應用驗證計畫」，擬透過產學研合作，並結合各應用領域之「領域知識」，以加速CPS關鍵技術之研發及應用驗證。

- 一、計畫截止收件期限：申請機構請於105 年07 月15 日(星期五) 下午5時前由申請單位備函「送達」本部（請彙整造冊後專案函送），逾期送達者不予受理。
- 二、計畫執行期限：自105年10月1日至108年9月30日止。
- 三、訊息相關網址：<https://goo.gl/DJOuAf>

* 105年度科技部工程司「人工智慧及深度機器學習專案計畫」計畫構想書徵求公告

為結合國內資訊領域的學者積極投入研發具學理與實務價值之人工智慧與深度機器學習之前瞻技術，並期望研發之技術能具體落實於許多重要領域所需之應用情境，本部推動「人工智慧及深度機器學習專案計畫」，現徵求符合計畫指標之單一整合型計畫。

說明：

- 一、構想書申請：即日起~105 年07 月15 日（星期五）中午12 時整前，將構想申請書電子檔E-mail 至本部工程司聯絡人信箱(陳威傑先生E-mail：wjchen@most.gov.tw)。
- 二、構想書審畢，審查結果將於105 年7 月25 日(含)前通知各申請人撰寫計畫書。
- 三、訊息相關網址：<https://goo.gl/M0LIgj>



產學消息

* 經濟部技術處「鼓勵中小企業開發新技術計畫」(SBIR) 方案

- 一、SBIR計畫就是「小型企業創新研發計畫 (Small Business Innovation Research)」，它是經濟部為鼓勵國內中小企業加強創新技術或產品的研發，依據「經濟部促進企業開發產業技術辦法」所訂定的計畫，期望能以此協助國內中小企業創新研發，加速提升中小企業之產業競爭力，以迎接面臨之挑戰。
- 二、申請資格：依公司法設立之中小企業
- 三、受理期間：計畫為政府持續推動與支持之計畫，廠商可隨時提出申請，並無特定的申請截止日期
- 四、相關聯結：<http://goo.gl/TqaNG0>

* 經濟部工業局「主導性新產品開發輔導計畫」

- 一、政府為鼓勵民營事業研究開發主導性新產品，發展高科技之新興產業，提升技術層次，調整工業結構，提高國際競爭力，促進經濟成長，依據行政院「加速製造業升級及投資方案」第三項措施「加速資本及技術密集工業之發展」，訂定「主導性新產品開發輔導辦法」，以提供研究開發補助經費方式，鼓勵國內新興高科技工業具有研究發展潛力之廠商，參與本項輔導計畫。

二、申請資格：依公司法設立之公司(詳細資格條件請參閱網站)

三、受理期間：計畫為政府持續推動與支持之計畫，廠商可隨時提出申請，並無特定的申請截止日期

四、相關聯結：<http://outstanding.itnet.org.tw/>

* 經濟部技術處「A+企業創新專案」相關計畫

一、為鼓勵企業從事技術創新及應用研究，建立研發能量與制度，經濟部開放企業界申請「業界科專」計畫，藉以政府的部分經費補助，降低企業研發創新之風險與成本，且研發成果歸廠商所有，以積極鼓勵業者投入產業技術研發工作，在業界提出申請及執行計畫過程中，輔導業界建立研發管理制度、強化研發組織、培育及運用科技人才、誘發廠商自主研發投入與後續投資，並促進產、學、研之間的交流與合作，健全業界整體發展能力，達到政府「藏技於民」的美意。

二、申請資格：依公司法設立之本公司或從事與創新服務研究發展活動相關具稅籍登記之事務所及醫療法人、財務健全、其專業團隊具從事提供知識之創造、流通或加值之工作經驗且有實績者，均可提出計畫申請。

三、受理期間：計畫為政府持續推動與支持之計畫，廠商可隨時提出申請，並無特定的申請截止日期

四、相關聯結：<http://aiip.tdp.org.tw/index.php>

* 科技部「補助產學合作研究計畫」

一、整併原有的大產學、小產學及數位產學相關補助要點，並建構產業需求導向之產學合作模式，以整合運用研發資源，發揮大學及研究機構之研發力量，以期能透過產學的團隊合作與相互回饋的機制，提升國內科技研發的競爭力。分為「先導型」、「應用型」及「開發型」計畫。

二、申請資格：

- 申請機構（以下稱計畫執行機構）：係指公私立大專校院、公立研究機構及經本會認可之財團法人學術研究機構。
- 合作企業：係指依我國相關法律設立之獨資事業、合夥事業及公司，或以營利為目的，依照外國法律組織登記，並經中華民國政府認許，在中華民國境內營業之公司，並以全程參與本會產學合作研究計畫為原則。

三、受理期間：

- 先導型產學合作計畫，申請日期約為每年2月。
- 應用型產學合作計畫，申請日期約為2月及5月。
- 開發型產學合作計畫，申請日期約為2月、5月及10月。

四、相關聯結：<https://goo.gl/L6NdjM>

* 科技部「產學技術聯盟合作計畫（產學小聯盟）」

一、鑑於過往學術研究成果與業界之間的落差，且國內產業界以中小企業為多，亟需研發能量挹注，本會透過本專案鼓勵學術界研究人員以其過去研發之成果為主軸，提出協助與服務產業界為目標之計畫（可由單一或多位研究人員提出），將其所累積之研發能量，藉由業界的參與共同組成會員形式之產學技術聯盟，有效落實產學之間互動，提昇業界競爭能力。

二、申請資格：

- 申請機構（以下稱計畫執行機構）：公私立大專院校及公立研究機關(構)。
- 計畫主持人及共同主持人之資格：比照本會補助專題研究計畫作業要點第三點規定。

三、受理期間：

- 計畫申請人於每年12月中前研提正式計畫申請書(線上申請)。
- 相關聯結：<https://goo.gl/EVrnAl>

* 科技部「前瞻技術產學合作計畫（產學大聯盟）」

一、為引導學界研發能量投入產業界，協助產業升級，本會特與經濟部共同推動補助「前瞻技術產學合作計畫」，以鼓勵國內企業籌組聯盟，有效縮小產學落差，促使大專校院及學術研究機構與國內企業共同投入前瞻技術研發，以強化關鍵專利布局、產業標準建立或系統整合，並協助國內企業進行長期關鍵技術研發人才培育。

二、申請資格：

- 申請機構必須為國內公私立大專院校及公立研究機構，或經本會認可之財團法人學術研究機構及醫療社團法人學術研究機構。
- 申請人須符合「科技部補助專題研究計畫作業要點」規定之計畫主持人資格。

三、受理期間：

- 每年2月左右。

四、相關聯結：<https://goo.gl/H1kYmt>

* 教育部「大專畢業生創業服務計畫」

- 一、為縮短大專校院學生畢業與就業間連結之平台落差，建立產學合作創業就業機制，結合各部會產業發展之資源，引導大專校院學生就業機會，實施大專畢業生創業服務計畫。
- 二、申請資格：
 - 設有育成單位之公私立大專校院。
 - 創業團隊由各大專校院畢業生至少三人組成，其中應有三分之二以上成員為近三學年度(應屆及前二學年度)畢業生，每人限參與一組團隊，且各團隊之代表人應為近三學年度畢業者。(團隊及團員未曾接受本計畫之補助)
- 三、受理期間：每年5～6月
- 四、相關聯結：<http://ustart.yda.gov.tw/bin/home.php>





義守大學 研究發展處

84001 高雄市大樹區學城路一段1號

電話：07-657-7711

傳真：07-657-7471

Mail : research@isu.edu.tw

發行人： 蕭介夫 校長

總編輯： 林麗娟 副校長

陳立軒 研發長

編輯部： 張慧柔組長、朱堃誠組長、

許世宏先生



義大醫院 醫學研究部醫學教育部

82445 高雄市燕巢區角宿里義大路1號

電話：07-615-0011

傳真：07-615-5352

Mail : ed103390@edah.org.tw

ed100075@edah.org.tw

杜元坤 院長

楊生滿 副院長

沈德村 行政長

陳素婷課長、李雅純小姐、

陳麗芬小姐

