

## 互動式聲光手眼協調訓練系統設計

\*劉冠佑<sup>1</sup> 吳信義<sup>1</sup> 吳錫修<sup>1</sup> 陳瓊玲<sup>2</sup> 邱敏綺<sup>2</sup> 鄧雅凌<sup>2</sup>

<sup>1</sup>南開科技大學 電子工程系

<sup>2</sup>中山醫學大學 職能治療學系

### 摘要

在生理障礙領域中，動作不協調是職能治療師常處理的問題。協調訓練依據動作學習理論，強調練習及回饋是影響學習成效的主要因子，臨床上職能治療師設計活動讓患者練習並給予口語回饋，循序漸進增加個案的動作技巧並強化其動作精確度以改善不協調。研究指出傳統復健型式耗時、費人力與資源及受個案順從度影響，重複練習難以維持個案動機，而且缺乏提供一致回饋，因此設計一個可以提供聲光刺激與回饋之協調訓練設備來增加個案動機、改善動作表現及降低治療人力顯得重要。本研究的主要目的為設計一套互動式聲光手眼協調訓練系統，提供給自閉症、腦性麻痺等患者進行手眼協調能力訓練，及做為肢體傷殘者上肢動作功能復健，亦可提供一般銀髮族與失智症患者進行身心活化之用，使其從原本專用於身心障礙人士復健產品轉為可供銀髮族或一般健康者使用的運動保健系統。

關鍵詞：職能治療、手眼協調訓練、刺激回饋

### 1. 緒論

臨床職能治療服務(occupational therapy)中，腦溢血(cerebrovascular accident)或稱中風病患(stroke)是主要的對象。中風成為國人的第三大死因且成為主要的慢性病之一，中風因腦部血管破裂或栓塞，依其受傷位置、損傷程度與擴及面積，可能造成患者在感覺、知覺、動作、認知、語言等等多方面的失能與障礙，癒後與復原常需要花費長期的時間與大量的照護費用。單側動作障礙通稱偏癱(hemiparesis)是中風病患最常見的失能之一，動作失能造成個案在日常生活活動與功能(functional activities of daily living)受限，無法獨立生活需要依賴別人。中風患者以上肢動作的缺損症狀居多(Gowland, et al., 1992)，相較於下肢的復原運動模式，上肢的復原速度較下肢慢，且上肢需要較複雜的控制才能恢復。

上肢的動作復健，對於臨床中風病人的生活獨立性而言是非常重要的。臨床職能治療在訓練上肢動作復健常用許多不同的設備與儀器，如錐形杯與圓柱插板等。職能治療師依個案能力與復健目標而設計活動，讓患者在不斷的練習過程中，動作再學習以恢復肢體動作。除此之外，在上肢動作復健過程，常會結合相關認知、記憶、注意力與問題解決能力的訓練，並透過增加作業(task/activity)難度或分級活動(activity grading)的方式，循序漸進增加個案動作的控制技巧並強化其動作精確度。

協調是指許多肌肉依序或同時活動產生精確、控制、平順的動作模式，並且透過本體感覺回饋自動監控反應。協調的動作特性有平順、節律、適當速度、精煉（所需的肌肉群最小），以及適當的肌肉張力、姿勢張力及平衡(Preston, 2006)。異常協調的定義是肌肉活化模式、時機以及次序偏離正常，造成無效率或刻板化的動作模式(Levit, 2008)，不協調的動作特性則包括動作速度、節律、範圍、方向或力量錯誤。許多原因都有可能干擾協調，包括關節活動度、力量或感覺受限，老化而使感覺動作處理退化（如視知覺、視覺敏銳度下降）(Di Fabio et al., 2002)，或是如中風、小腦疾病、非小腦疾病以及錐體外系統等疾病所導致(Preston, 2006)。臨床上，職能治療師設計活動讓患者在不斷的練習過程中動作再學習，並透過活動分級的方式，循序漸進增加個案動作的控制技巧並強化其動作精確度以改善不協調。

協調訓練必須基於動作學習理論，在學習理論中強調影響學習的主要因子是練習及回饋，(Maulucci & Eckhouse, 2001)指出改善表現需要回饋而非僅是練習，其他研究也證實回饋能增加訓練成效(Cheng et al., 2004; Yoo & Chung, 2006)。(Vliet & Wulf, 2006)提及治療師以口語回饋最為常見，但(Betker et al., 2007)的研究提及治療師缺乏提供一致、詳細的回饋。研究也指出傳統復健的限制包括耗時、費人力與資源及受個案順從度影響(Saposnik & Levin, 2011)，而且重複練習難以維持個案動機，以致降低治療成效。近年來科技的發展使得復健設備能提供一致、具體以及個別化的回饋給個案(Parker et al., 2011)，例如提供視覺、聽覺回饋來增加個案動機(Banz et al., 2008)，進而增加治療成效以及降低治療人力，並且讓個案也能在家裡復健。綜合以上原因，設計低成本的聲光刺激／回饋協調訓練設備來增加個案動機、改善動作表現、降低治療人力／資源便顯得更重要。

在瞭解與檢視個案的康復狀況，職能治療師選用適當的、標準化的評估工具，對個案進行相關能力的測驗與評估。然而，標準化的職能治療評估工具，使用常需花費多時，大多數的評估工具無法即時呈現評估結果，且無法呈現個案小範圍的動作進步。因此若能透過相關上肢動作訓練設備的設計與開發，提供臨床職能治療師快速、科學、即時且敏感度高的上肢動作訓練與評估系統，對於職能臨床運用與銀髮族日常機能保健，不但提供了新的選擇並提升促進康復效果。

本研究初步調查現有醫院使用的上肢復健產品，調查結果發現上肢復健產品的種類繁多，不同的復健產品各有不同訓練上肢運動的功能，例如手肘外旋與內旋、手腕尺偏與橈偏角度及手指屈曲與伸展等單一方向的動作，但這些都無法明確顯示復健現況訊息給使用者，且有患者本身不易自我操作等問題點。同時本研究也歸納出目前醫院使用的上肢復健產品大致可分成二種類型：(1)



單一式的上肢復健產品，其操作方式為單一個方向（左—右，上—下或前—後運動）；(2)複合式的上肢復健產品，其操作方式可為二個方向以上（上下結合前後或上下結合左右方向的運動）。但由於簡單反覆機械式的動作型態對復健療效較為有限，有研究學者提出藉由靈活運用有目的活動作為治療媒介以幫助個案改善失能現象(Nelson & Peterson, 1989)，對有目的性活動、想像活動、及反覆機械式動作三者間對中風個案動態站立平衡的訓練進行研究，發現具目的性且有實際目標、及想像有實際目標以作為動態站立平衡訓練的兩種活動，明顯比反覆機械式動作的訓練結果好(Hsieh, et al, 1996)。

有關手眼協調復健輔具設計方面的研究有使用機器人觸覺裝置(robotic haptic device)進行手眼協調評估／治療，使用機器人的觸覺裝置改善手寫反饋利用力，建立一個評估和訓練程序以提高診斷兒童手眼協調的問題。(吳信義等人，2008)將手眼協調復健常用的圓柱插板建構成一套具有電子化、網路化、資料庫系統等監測功能的手眼協調復健系統，用以改善傳統式圓柱插板復健設備的缺失，可以檢測復健者的復健療程、復健使用的時間等復健資訊，以督促復健者能盡力進行復健活動，早日恢復上肢功能。(吳錫修等人，2007)針對手眼協調訓練作業需求設計以可360度自由平移的支撐臂代償復健者部份施力，在不影響復健者手肘移動自由度，並使用觸控螢幕取代傳統手眼協調訓練物，應用電腦科技及多媒體技術，使手眼協調訓練由傳統的被動式的訓練轉化為主動積極的復健活動。

由於經濟的發展與醫療體系的普及，人類平均壽命亦順勢延長；同時隨著人口日漸的老化，患有行動障礙、感覺不靈敏或智力退化導致行動不便者越來越多。輔具產業發展若只侷限於身障者需求，這些需求者多為社會上的弱勢需要政府補助才能使用，如此一來將使國內輔具產業發展受限。未來國內輔具產業在產品的設計方面應考量社福單位、醫療院所與高齡民眾等多方面需求，除提供滿足一般需求者的產品之外，另外可將高齡化的輔助設備需求加入考量，從預防醫學及醫學工程的角度來提升專業創新研發及整合的能量，將產業從提供身心障礙者的需求擴充至高齡者需求市場，讓設計的產品與市場需求結合。如此一來各項針對銀髮族照護輔助器材的需求將大量增加，尤其是針對銀髮族的功能性訓練的產品，這可讓銀髮族有更加健康、安全舒適及更有尊嚴的生活品質。

另外復健是當身體出現問題而進行修復健康的方式之一，其性質較為消極性，而保健則以積極的態度對身體健康狀況進行預防，就社會負擔成本而言預防保健所需遠小於復健醫療，而就產品市場規模而言進行保健需求的人數遠遠大於需要復健的人，所以如何將復健專用的產品延伸為高齡者甚至健康者都能使用的通用性保健產品是一種可投入的主題(張世宗、林忠賢，2008)。隨著高齡化社會來臨及配合政府規劃的長期照護計畫等社會福利政策的發展，結合高齡及失能兩大族群需求的產品將是健康照護輔具產業發展的重要方向。

本研究的主要目的為設計與開發具有即時、科學、有效率且敏感度高的上肢動作訓練系統，以提供臨床復健的上肢動作控制訓練與評估。本研究為改善傳統職能治療患者(腦性麻痺及肢體傷殘者等)之手眼協調訓練方式，並因應高齡人口的快速成長及符合其健康促進活化身心機能的

目的，設計一套互動式聲光手眼協調訓練系統，提供給自閉症、腦性麻痺等患者進行手眼協調能力訓練，及做為肢體傷殘者上肢動作功能復健，亦可提供一般銀髮族與失智症患者進行身心活化之用，使其從原本專用於身心障礙人士復健產品轉為可供銀髮族或一般健康者使用的運動保健系統。

## 2. 研究方法

本研究擬改善傳統職能治療患者之手眼協調訓練方式，並因應高齡人口的快速成長及符合其健康促進活化身心機能的目的，將其轉化成符合一般銀髮族與失智症患者使用之器具，使其從原本專用於身心障礙人士復健產品轉為可供銀髮族或一般健康者使用的運動保健系統。本研究共分兩階段進行，說明如下：

- **臨床職能復健需求調查階段：**透過對職能治療師於上肢復健系統的需求調查，進行臨床資料收集，透過問卷設計、發放與回收資料整理，彙整出治療師對於上肢復健系統功能設計需求與期待。
- **產品設計評估階段：**將上一階段治療師對於上肢復健系統功能設計需求彙整後，考量銀髮族健康促進活化身心機能的目的，設計使用不同的音階及與其對應的顏色建構一套互動式聲光手眼協調訓練系統。

為達此目的本研究整合復健專業、輔具設計、電腦遊戲設計、人機介面設計及高齡教育相關專業人員，進行各領域使用需求評估之研究，並根據所得到的需求進行產品研發所需各項技術的評估與設計，以使所設計的系統除符合身心障礙者使用外，產品亦可延伸推廣至高齡者或健康族群的目的。

### 2.1 臨床職能復健需求調查階段

#### (1) 研究對象

以具有生理障礙領域的臨床職能治療師為收案對象，參考「台灣職能治療專業人力培育與從業概況之探討」的研究資料(褚增輝、張自強, 2009)，依據北(39.9%)、中(23.7%)、南(30.1%)、東(5.7%)四區以及機構屬性比例分層取樣，再採便利的樣本共發放 200 份問卷。樣本分佈為北部 80 份(40%)、中部 62 份(31%)、南部 52 份(26%)、東部 6 份(3%)。機構包括醫學中心 74 份、區域醫院 54 份、地區醫院 41 份、診所 29 份、其他 2 份(身心障礙福利機構與社福機構)。

#### (2) 研究工具

以自編的「職能治療師協調訓練調查問卷」做為蒐集資料之工具，職能治療師以自填問卷方式完成問卷調查。問卷內容編製參考相關文獻設計，並由 3 位資深生理領域職能治療師及兩位資深職能治療學系教師檢視及修訂問卷內容。預試部分由另外 5 位職能治療師填答問

卷，並根據其填答問卷結果及建議修正。內容可分三部分：(a)個人基本資料，包括性別、年齡、學歷、工作年資、在目前單位服務年資、工作地點、機構性質及工作內容；(b)了解目前臨床有關協調訓練之狀況，包括常處理協調受損診斷、常訓練協調的內容、關注的協調向度、常使用的協調訓練方法、若使用科技化相關產品其刺激呈現的方式、目前協調訓練使用的回饋方式、評估訓練成效及選擇治療活動的重要因素；(c)了解治療師對聲光協調訓練設備的期待為何，包括最期待訓練項目、協調訓練外還應具備的訓練目的、協調訓練應具備的要素、提供刺激型式、回饋型式及量化表現的方式。其流程為向選取醫院之生理領域主管職能治療師說明研究目的並取得同意後寄發預定份數之問卷，並請其協助回收問卷。問卷回收後，檢查回覆內容，若有疑義再以電話確認。

### (3) 資料分析

研究資料經編碼後，使用 SPSS 18.0 進行統計分析，複選題目依照選項依序編排，勾選者編碼為 1，未勾選者編碼為 0；複選並排序之選項以序位分數來計算名次，總分越低者代表排序越前面，例如複選 3 項並排序者，有勾選的選項分別計分為 1、2、3，未被選擇到的項目皆計分為 4，再以描述性統計之次數分配及百分比統計受試者基本資料及複選項目中的各選項。以平均值統計年齡、工作年資、在目前單位服務年資。

## 2.2 產品設計評估階段

本系統在設計概念上使用不同的音階與其對應的顏色建構一套聲光手眼協調訓練系統，藉由不同音階與不同顏色光束的導引，對各類使用者進行手眼協調反應及身心活化訓練。整個系統的架構如圖 1 所示，操作者可站或坐於訓練機台，依據不同訓練模式進行訓練。整個系統硬體包括：

- **訓練機台結構**：8 個光線產生裝置嵌於固定板，每個光線產生裝置附近有一動作感測裝置，用以偵測使用者是否將手伸至光線產生裝置上方，該固定板置於與固定板同型態立體機台上面。
- **嵌入式電腦系統**：屬於整個系統的核心，可以是一單板電腦或個人電腦，其功能為送出訓練機台上光線產生裝置的控制訊號使相對應顏色燈光亮起，並接收訓練機台上動作感測裝置送達之動作感應訊息，經處理後更新液晶顯示器的內容並透過語音方式給予使用者回饋訊息。
- **語音系統**：利用嵌入式電腦系統音頻放大器與喇叭將對應的中文發出聲音，使用者在進行動作回應時，語音系統會發出該光線產生裝置所對應的音階聲音，亦會即時發出語音訊息讓受訓練者如有人陪伴在身邊的感覺，激勵受訓練者努力進行復健或訓練療程。

訓練進行時系統會隨機或由訓練人員設定若干個顏色燈號，這些顏色燈號會每隔一段時間在訓練機台相對位置上依序亮起並開始計時，使用者須於該時間間隔內伸手至該燈號上方，當使用者完成動作回應後系統會停止計時並紀錄該反應時間。系統中也可加入簡單認知功能的訓練，在系統中加入產生音階功能，當使用者看到該顏色燈號亮起，伸手至該燈號上方時系統會發出相對



應音階做為回饋。除上述功能外系統可依照預先建置之歌曲樂譜資料依序亮起顏色燈號指示使用者，使用者隨著亮起的燈號顏色進行動作回應即可發出聲音並彈奏出樂曲，以增加訓練的趣味性，同時電腦也會記錄每一個操作動作的時間以及感應到燈號顏色的位置等資料，以做為評估使用者協調與反應之用。針對輕微失智的銀髮族使用此系統除具聲光刺激效果外，若將彈奏樂曲以受訓練者所熟悉的曲目，如大部分人耳熟能詳的兒歌，除可達到反應協調及簡單認知訓練的效果外，進而藉由這些熟悉的音樂旋律進行感情、回憶及思緒的誘發，以對輕度失智症患者進行另一種知覺刺激及情緒的放鬆。

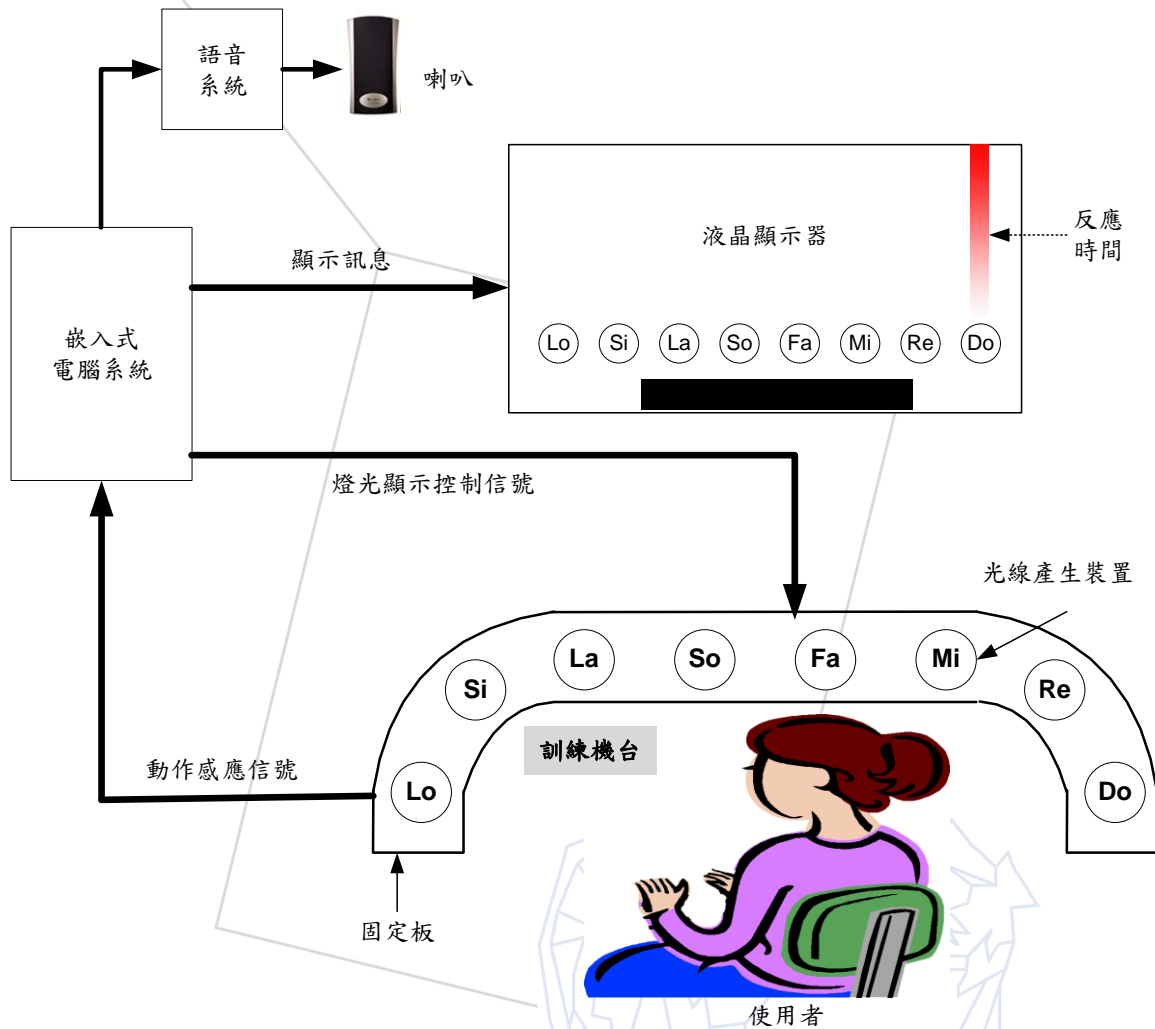


圖 1. 手眼協調訓練系統架構圖

### 3. 研究結果

本研究結果將分別針對臨床職能復健需求調查階段與產品設計評估階段等兩部份進行討論。

### 3.1 臨床職能復健需求調查階段

在本研究中執行臨床職能復健需求調查，以生理障礙領域的臨床職能治療師為收案對象共發放 200 份問卷，樣本地區分佈包括北部、中部、南部及東部地區，機構包括醫學中心、區域醫院、地區醫院及診所。以自編的「職能治療師協調訓練調查問卷」做為搜集資料之工具，職能治療師以自填問卷方式完成問卷調查。

#### (1) 調查結果

根據調查結果職能治療師對所設計聲光協調訓練系統的期待如下：

- 在功能方面最期待用來訓練的項目是上肢遠端(36.5%)，其次是全身性姿勢(34%)與上肢近端(29.5%)，而下肢項目無人勾選。
- 在聲光協調訓練系統中期待還需要具備的另外功能，以可用來訓練姿勢控制比例最高(65%)，肌肉耐力佔 13%，認知功能佔 12%，肌肉力量佔 9.5%，其中有一份勾選其他，內容是功能性表現，像是日常生活活動。
- 在治療師的期待中，希望聲光協調訓練系統具備的功能要素，具備多功能(92.5%)、多種刺激(84%)、可調整刺激(91.5%)、多種回饋(81.5%)以及量化表現(73.5%)；而在目標物調整方面，各項目比例相近，以平面遠近項目最高(33.5%)，次為立面上下(26%)、尺寸大小(22.5%)、數量多寡(18%)。
- 治療師期望提供刺激的形式有視覺(99%)、聽覺(90.5%)、本體覺(66.5%)；視覺項目上比例由高到低依序是影像(59.6%)、亮燈(54.5%)、圖片(53%)；聽覺最多的是音效(76.2%)、語音次之(49.7%)；本體覺則是震動(100%)，而勾選本體覺其他包括承重、阻力、帶動、搖動(圖 2)。
- 回饋方式比例由低到高依序是視覺(98.5%)、聽覺(93.5%)以及本體覺(60%)；視覺項目中比例較高的項目有亮燈(51.8%)、鏡子(50.8%)，而視覺其他包括影像；聽覺項目中比例較高的項目則是音效(69%)，聽覺其他包括提供自製錄音功能；本體覺為震動(96.7%)，本體覺其他包括承重、阻力改變、搖動；觸覺其他包括不同材質的操作介面、兩點區辨以及輕微電擊(圖 3)。在量化表現方式則是以準確度比例最高，而動作軌跡為次之(圖 4)。

#### (2) 結果討論

本研究對象 200 名，佔生理領域職能治療師人數 17%，其基本資料與台灣職能治療師之平均年齡、年齡層比例、性別比例及學歷結果皆相近(褚增輝、張自強, 2009)，顯示此樣本具有代表性。在臨床協調訓練現況中，正如預期所有治療師皆會利用傳統活動來增進個案能力。部分治療師也使用機械輔助動作訓練(如手搖車)、科技化產品(如 Wii)、商品化軟體等較簡單、較不昂貴的器材。文獻中，運用機械輔助以及虛擬實境所使用的設備較為多樣化，像是腕關節機械(Masia et al., 2009)、肩肘機械(Cesqui et al., 2008)、雙手軌道器(Timmermans et al., 2009)等儀器。虛擬實境多半需要電腦螢幕(King et al., 2010)，或是頭戴式螢幕搭配觸覺手套(Holden, 2005)等設備。這些設備

在臨床上並不常見，因這些設備成本較高，雖然在治療師考量選購器材因素中，價格卻並非主要考量，但治療師可能受限於醫院或機構的成本考量，所以採用較便宜的器材。

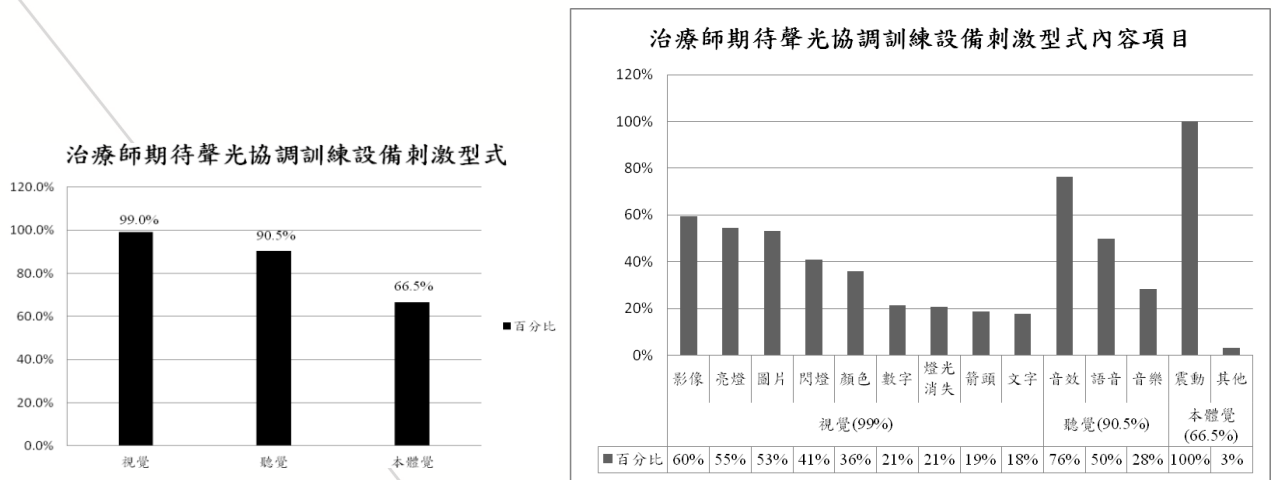


圖 2. 治療師期待聲光協調設備提供刺激型式內容

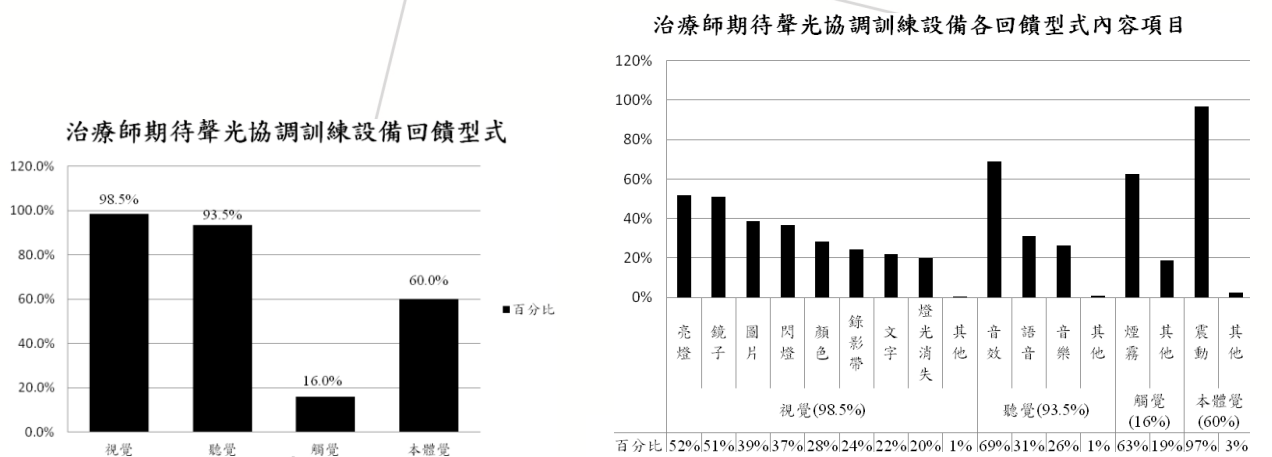


圖 3. 治療師期待聲光協調訓練設備提供回饋型式內容

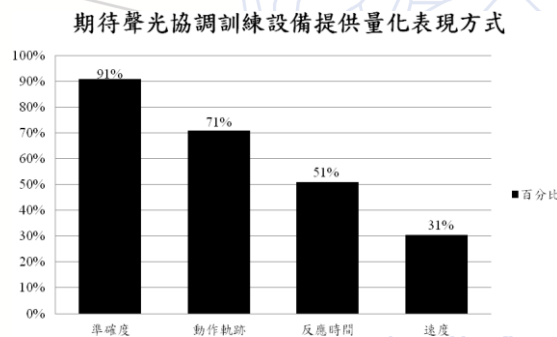


圖 4. 治療師期待聲光協調設備提供量化表現方式



目前治療師所使用之科技化產品提供的刺激常見的有視覺(圖片、影像、顏色)、聽覺(音效)、本體覺(震動),與治療師所期待刺激型式比例較高者視覺(影像、亮燈、圖片)、聽覺(音效、語音)、本體覺(震動)大致符合。文獻中只有提及以視覺(影像)當作刺激來引導肢體完成活動目標(King et al., 2010; Mumford et al., 2010; Sayenko et al., 2010),並未探討以聽覺、震動覺作為刺激型式的成效。臨床上此兩種型式刺激較少見的原因可能是若以聽覺為刺激型式在治療室的情境中易產生噪音干擾,而震動型式的刺激則較難設計。在坊間遊樂場之遊戲機雖有提供聽覺型式,但目的單純是藉由增加趣味性,讓遊戲者更能融入遊戲中,而非利用聽覺作為刺激以引導肢體動作。由治療師的回饋得知,未來設計協調訓練設備可以嘗試提供視覺(影像、圖片、顏色)、聽覺(音效、語音)及本體覺(震動)型式的刺激。

治療師常關注的協調向度是近端肢體穩定、動作平順程度、準確度以及平衡,而最期待聲光協調訓練設備提供上肢遠端訓練,還需具備的訓練項目是姿勢控制。文獻中提及使用儀器除了訓練平衡(Sayenko et al., 2010)、步態(Banz et al., 2008)等姿勢控制,還有用來增加患側動作表現(Piron et al., 2010; Saposnik et al., 2010)、手指協調(Dovat et al., 2010)、動作平順度(Robertson et al., 2009)、準確度及雙側靈巧度(Mumford et al., 2010)等向度。未來設計聲光協調訓練設備可嘗試整合上肢近端、遠端及姿勢控制,訓練向度包括動作平順度以及準確度,並且讓治療師可以調整活動方式。

目前臨床上所使用的活動較無法提供多樣可選擇的回饋,所以在回饋使用上顯得較單調乏味,而治療師所期待回饋型式比例較高的有視覺(如亮燈、鏡子)、聽覺(如音效)及本體覺(如震動),然而在文獻中提供的回饋型式多以視覺、聽覺為主,未有使用震動覺型式。例如在視覺上採用圖表(長條圖)(Yoo & Chung, 2006; Matsuoka et al., 2007)、分數及笑臉(Banz et al., 2008)等來當作結果回饋的型式,以及使用線性圖表(Banz et al., 2008)及軌跡型態(Piron et al., 2010)來作為表現回饋的型式。聽覺上以音效的有無與否(Maulucci & Eckhouse, 2001)以及調整音量大小或高低音(Robertson et al., 2009; Mumford et al., 2010)來給予結果回饋。治療師使用回饋內容有表現回饋以及結果回饋,為兼顧治療師習慣使用、期待的回饋內容和方式以及治療師選用器材的考量因素(使用方便性、可調整)。因此希望未來聲光協調訓練設備能讓治療師調整回饋的型式,視覺回饋可以調整的方式有鏡子、燈光刺激、圖表以及分數,聽覺回饋則是音效或音調以及可錄製語音。此外可以考量增加本體覺的回饋,像是震動和提供一些阻力。

### 3.2 產品設計評估階段

本研究因需要經由聲音與光線引導使用者進行手眼協調訓練,並透過電腦與使用者互動並給予回饋,根據臨床職能復健需求調查結果將原先構想重新設計。

#### (1) 評估結果

在本研究所開發系統的產品規格如下:

- 具有 8 個以上光線產生裝置可發出不同顏色光線指引受訓練者。

- 具有動作感測裝置可偵測使用者的手臂前伸動作。
- 系統可提供包含視覺與聽覺等不同刺激形式。
- 系統可提供包含視覺與聽覺等不同回饋使用者方式。
- 系統可產生不同的訓練模式以滿足傳統職能治療患者手眼協調訓練、銀髮族身心活化或一般健康者運動保健等不同的訓練需求。
- 系統可自動記錄訓練過程中受訓練者的反應時間以作為訓練成效評估之用。

根據上述產品規格需進行可行性評估項目如下：

- 光線產生裝置發出之不同顏色光線需清楚可辨識。
- 動作感測裝置的手臂前伸偵測高度需有 20 公分的範圍，以適用不同高度的使用者。
- 復健治療師對於所使用設計系統功能的使用需求及臨床意見。
- 不同的訓練模式對於職能治療患者手眼協調訓練、銀髮族身心活化或一般健康者運動保健的成效評估。
- 所設計系統功能對於職能治療患者、銀髮族及一般健康者的使用滿意度調查。

另外，所設計系統可結合電腦遊戲，藉由電腦軟體的趣味性與量化紀錄的便利性，依不同的目的可設計不同的訓練模式：

- 認知訓練模式：使用者接觸任意燈時系統會發出相對音階聲音，主要目的在讓使用者熟悉各燈位置與其對應音階關係。
- 手眼協調訓練模式：系統隨機或由訓練人員設定若干個燈號（如 10 個），這些燈號會每隔一段時間會發出光束，使用者須於該時間間隔內接觸該燈號。
- 彈奏模式：分為指定彈奏與自由彈奏兩種，指定彈奏時由系統依曲子旋律依序指示操作者接觸相關燈號並發出聲音，自由彈奏時則由使用者自由接觸燈號發出聲音。

系統成品及操作如圖 5 所示，在訓練模式及指定彈奏模式下系統會依照使用者的表現（如正確率與反應的時間等量化記錄），進行手眼協調反應訓練評估，以瞭解使用者訓練的成效。

## (2) 結果討論

各類使用者（自閉症、腦性麻痺、肢體傷殘及失智症等患者與一般銀髮族）在使用本系統時，可進行視覺（光）、聽覺（聲音）、肢體（上肢）及大腦等多知覺刺激及相互作用，增進感覺統合協調能力。尤其透過上肢運動與腦神經的刺激，對於銀髮族的身心活化與健康促進有莫大助益，可達到延緩老化的效果。本系統可結合電腦遊戲，藉由電腦軟體的趣味性與量化紀錄的便利性，依不同的目的設計不同的訓練模式，在加入了遊戲的刺激元素來提高趣味性及增強訓練動機，可達到更好的訓練量及效果。另所設計系統具互動性功能，除了可以當作一般復健或銀髮族個人身心活化器具之外，也適用於如機構式照護或社區關懷據點等銀髮族群聚機構，讓機構內的銀髮族透過本系統進行競賽式活動，增加身心活化程度及團體活動的滿意度。所以此系統成熟之際，不

但可以運用於臨床復健醫學，亦可將系統個人化、商業化、家庭化或社區化，推展至一般銀髮族日常樂活保健、動作控制與平衡訓練使用；於兒童族群，可用於注意力、反應能力與認知功能訓練等應用，透過系統硬體之配置與軟體之調整，此系統將讓不同年齡族群、不同生理與心理能力的族群使用，成為復健保健產品之通用設計產品。

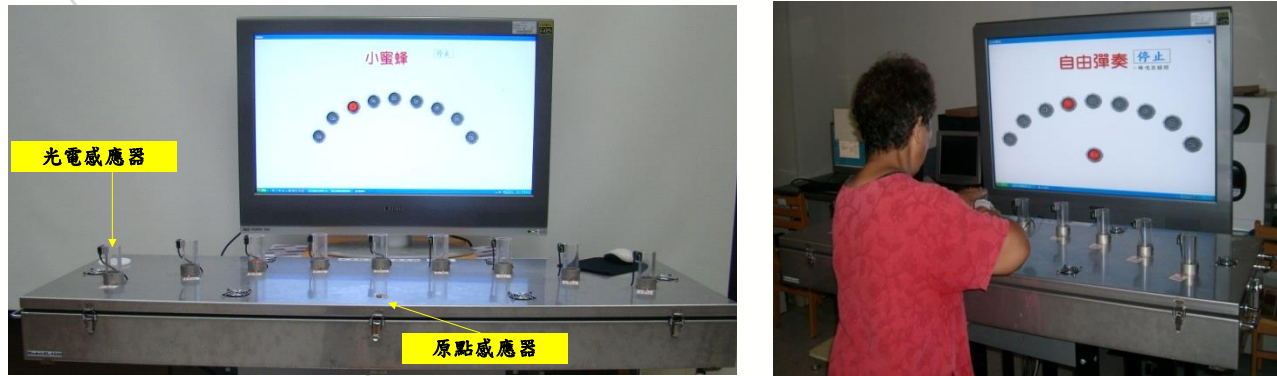


圖 5. 互動式聲光手眼協調訓練系統成品及操作

#### 4. 結論

本研究調查治療師在臨床上執行協調訓練的相關現況以及對協調訓練設備的期待，以做為設計聲光協調訓練設備的參考，可嘗試整合多種訓練功能，如結合上肢動作與平衡訓練，強調動作平順度以及準確度。在提供刺激的型式方面，可以嘗試利用視覺（影像、圖片、顏色）、聽覺（音效、語音）及本體覺（震動）來引發個案的動作。在提供回饋型式方面，視覺可考慮以鏡子、燈光刺激、圖表以及分數給予回饋；聽覺則是以音效或音調及錄製語音方式給予回饋。另外亦可考量增加本體覺的回饋，像是震動和提供一些阻力。此外臨床上治療師會依個案的能力來分級活動，所設計的聲光協調訓練設備需要具備能讓治療師調整活動困難度，同時兼能調整刺激以及回饋的治療性因子，以達到協調訓練的目的。

本研究所設計之系統為一套電子化、電腦化之科技輔具，提供給身心障礙者（如自閉症、腦性麻痺、中風等患者）進行手眼協調能力訓練，藉由光、聲音等效果誘發使用者的復健興趣與動機，讓復健運動能持續有恆心，早日恢復健康。本系統亦適合給銀髮族、樂齡族等使用，提高銀髮族運動的動機，讓運動健身能持續有恆心，將健康的生活型態融入日常生活當中，以達到銀髮族在維持體能、健身上的目的。

#### 參考文獻

1. Banz, R., Bolliger, M., Colombo, G., Dietz, V., & Lünenburger, L. (2008). Computerized visual feedback: An adjunct to robotic assisted gait training. *Physical therapy*, 88(10), 1135-1145. doi: 10.2522/ptj.20070203



2. Betker, A., Desai, A., Nett, C., Kapadis, N., & Szturm, T. (2007). Game-based exercises for dynamic short-sitting balance rehabilitation of people with chronic spinal cord and traumatic brain injuries. *Physical therapy*, 87(10), 1389-1398. doi: 10.2522/ptj.20060229
3. Cheng, P. T., Wang, C. M., Chung, C. Y., & Chen, C. L. (2004). Effects of visual feedback rhythmic weight-shift training on hemiplegic stroke patients. *Clinical rehabilitation*, 18, 747-753. doi:10.1191/0269215504cr778oa
4. Cesqui, B., Macri, G., Dario, P., & Micera, S. (2008). Characterization of age-related modifications of upper limb motor control strategies in a new dynamic environment. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 5, 31-45. doi:10.1186/1743-0003-5-31
5. Di Fabio, R. P., Greany, J. F., Emasithi, A., & Wyman, J. F. (2002). Eye-head coordination during postural perturbation as a predictor of falls in community-dwelling elderly women. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(7), 942-951. doi: 10.1053/apmr.2002.32640
6. Dovat, L., Lambercy, O., Salman, B., Johnson, V., Milner, T., & Gassert, R. (2010). A technique to train finger coordination and independence after stroke. *Disability and rehabilitation: Assistive technology*, 5(4), 279-287. doi: 10.3109/17483101003719037
7. Gowland, C., DeBruin, H., Basmajian, J. V., Piews N., & Burcea, I. (1992). Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. *Physical therapy*, 72, 624-633. doi: 10.1097/01253086-199418010-00027
8. Hsieh, C. L., Nelson, D. L., Smith, D. A., & Peterson, C. Q. (1996). A comparison of performance in added-purpose occupations and rote exercise for dynamic standing balance in persons with hemiplegia. *American journal of occupational therapy*, 50, 10-16. doi: 10.5014/ajot.50.1.10
9. Holden, M. K. (2005). Virtual environments for motor rehabilitation review. *Cyberpsychology & behavior*, 8(3), 187-213. doi: 10.1089/cpb.2005.8.212
10. King, M., Hale, L., Pekkari, A., Persson, M., Gregorsson, M., & Nilsson, M. (2010). An affordable, computerised, table-based exercise system for stroke survivors. *Disability and rehabilitation: Assistive technology*, 5(4), 288-293. doi: 10.3109/17483101003718161
11. Levit, K. (2008). *Optimizing motor behavior using bobath approach*. In Radomski, M. V., Latham C. A. T. (Eds), *Occupational therapy for physical dysfunction* (6th ed.)(pp.643). London: Williams and Wilkins.
12. Maulucci, R., Eckhouse, & R. H. (2001). Retraining reaching in chronic stroke with real-time auditory feedback. *Neurorehabilitation*, 16, 171-182.
13. Masia, L., Casadio, M., Giannoni, P., Sandini, G., & Morasso, P. (2009). Performance adaptive training control strategy for recovering wrist movements in stroke patients: A preliminary, feasibility study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6, 44-55. doi:10.1186/1743-0003-6-44
14. Matsuoka, Y., Brewer, B. R., Klatzky, & R. L. (2007). Using visual feedback distortion to alter coordinated pinching patterns for robotic rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 4, 17-27. doi:10.1186/1743-0003-4-17
15. Mumford, N., Duckworth, J., Thomas, P. R., Shum, D., Williams, G., & Wilson, P. H. (2010). Upper limb virtual rehabilitation for traumatic brain injury: Initial evaluation of the elements system. *Brain injury*, 24(5), 780-791. doi:10.3109/02699051003652807

16. Nelson, D. L., & Peterson, C. Q. (1989). Purposeful activity: A theoretic analysis. *Topics in geriatric rehabilitation*, 4, 12-22. doi: 10.1097/00013614-198907000-00004
17. Parker, J., Mountain, G., & Hammerton, J. (2011). A review of the evidence underpinning the use of visual and auditory feedback for computer technology in post-stroke upper-limb rehabilitation. *Disability and rehabilitation: Assistive technology*, 6(6), 465-472. doi:10.3109/17483107.2011.556209
18. Preston, L. A. (2006). *Evaluation of motor control*. In Pendleton H. M. & Schultz-Krohn, W. (Eds.), *Pedretti's occupational therapy practice skills for physical dysfunction* (6th ed) (pp.418-421). St. Louis : Mosby.
19. Piron, L., Turolla, A., Agostini, M., Zucconi, C. S., Ventura, L., & Tonin, P. (2010). Motor learning principles for rehabilitation: A pilot randomized controlled study in poststroke patients. *Neurorehabil neural repair*, 24(6), 501-508. doi:10.1177/1545968310362672
20. Robertson, J. V., Hoellinger, T., Lindberg, P., Bensmail, D., Hanneton, S., & Roby-Brami, A. (2009). Effect of auditory feedback differs according to side of hemiparesis: A comparative pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6, 45-57. doi: 10.1186/1743-0003-6-45
21. Saposnik, G., Teasell, R., Mamdani, M., Hall, J., McIlroy, W., & Cheung, D. (2010). Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: A pilot randomized clinical trial and proof of principle. *Stroke*, 41(7), 1477-1484. doi:10.1161/STROKEAHA.110.584979
22. Saposnik, G., & Levin, M. (2011). Virtual reality in stroke rehabilitation: A meta-analysis and implications for clinicians. *Stroke*, 42(5), 1380-1386.
23. Sayenko, D. G., Alekhina, M. I., Masani, K., Vette, A. H., Obata, H., & Popovic, M. R. (2010). Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal cord*, 48(12), 886-893.
24. Timmermans, A. A., Seelen, H. A., Willmann, R. D., & Kingma, H. (2009). Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: Concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 6, 1-19.
25. Van Peppen, R., Kortsmit, M., Lindeman, E., & Kwakkel, G. (2006). Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: A systematic review. *Journal of rehabilitation medicine*, 38(1), 3-9. doi: 10.1080/16501970500344902
26. Vliet, P. M. V., & Wulf, G. (2006). Extrinsic feedback for motor learning after stroke: What is the evidence? *Disability and rehabilitation*, 28(13-14), 831-840.
27. Yoo, E. Y., & Chung, B. I. (2006). The effect of visual feedback plus mental practice on symmetrical weight-bearing training in people with hemiparesis. *Clinical rehabilitation*, 20, 388-397. doi: 10.1191/0269215506cr962oa
28. 吳錫修、吳信義、劉冠佑，（2007，6月）。手眼協調輔助訓練系統之研製。第二屆智慧生活科技研討會，台中市。
29. 吳信義、劉冠佑、吳錫修、陳培文，（2008，6月）。木釘插板復健系統研製。第三屆智慧生活科技研討會，台中市。
30. 張世宗、林忠賢，（2008，6月）。從復健到保健—談高齡者樂育產業之發展談高齡者樂育產業之發展談。2008 玩具與遊戲設計暨造形設計研討會，台北市。

31. 褚增輝、張自強，(2009)。台灣職能治療專業人力培育與從業概況之探討。《台灣職能治療研究與實務》，5(1)，78-91。

## Design of Interactive Sound and Light Eye-Hand Coordination Training System

G-Y. Liu, H-Y. Wu, S-S. Wu, C-L. Chen, M-C. Chiu, Y-L. Teng

### Abstract

A lack of motor coordination is one of the most prevalent clinical conditions that occupational therapists treat. According to motor learning theories, practice and feedback are crucial for motor relearning. Traditionally, occupational therapists design therapeutic activities for clients, instruct practice procedures, and give verbal feedback based on performance. Encouraging patients to make successively more controlled and precise movements can improve motor coordination. However, studies have demonstrated conventional rehabilitation to be time-consuming, labor- and resource-intensive, and reliant on patient compliance. In addition, repeat practice decreases patient motivation, and feedback to patients has been shown to be inconsistent. Therefore, new therapeutic devices are urgently needed to maintain and increase patient motivation, ensure efficacious coordination training, and alleviate job pressure on professional therapists. These devices should possess sensors that provide consistent cues and reliable feedback to patients. The main purpose of this study is to design an interactive, sound-and-light, eye-hand coordination training system that operates in real-time, with high accuracy, efficiency, and sensitivity. It will provide eye-hand coordination skills training for patients with autism or cerebral palsy, and upper limb motor function rehabilitation for the physically disabled. These devices can also be used for seniors and dementia patients to keep the body and brain active, hence expanding its purpose to include the general public, instead of just for those with rehabilitation needs.

**Keywords:** Occupational therapy, Eye-hand coordination training, Stimulus/Feedback

