



12-31-2021

Effect of Balance in Home Program Training with Head and Neck Stability Device for Teenagers with Cerebral Palsy-A Preliminary Report

Shao-Chih Hsu

Yin-Chou Lin

Chia-Ying Chung

Kuo-Kuang Yeh

Wen-Yu Liu

See next page for additional authors

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

Hsu, Shao-Chih; Lin, Yin-Chou; Chung, Chia-Ying; Yeh, Kuo-Kuang; Liu, Wen-Yu; Chang, Shu-Tin; Wong, Alice MK; and Chen, Chih-Kuang (2021) "Effect of Balance in Home Program Training with Head and Neck Stability Device for Teenagers with Cerebral Palsy-A Preliminary Report," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 49: Iss. 1, Article 4.

DOI: [https://doi.org/10.6315/TJPMR.202106_49\(1\).0004](https://doi.org/10.6315/TJPMR.202106_49(1).0004)

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol49/iss1/4>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

Effect of Balance in Home Program Training with Head and Neck Stability Device for Teenagers with Cerebral Palsy-A Preliminary Report

Authors

Shao-Chih Hsu, Yin-Chou Lin, Chia-Ying Chung, Kuo-Kuang Yeh, Wen-Yu Liu, Shu-Tin Chang, Alice MK Wong, and Chih-Kuang Chen

原著

應用頭頸部垂直穩定訓練飛碟帽居家訓練對腦性麻痺青少年平衡能力之改善 - 初步探討

許韶芝^{1,2} 林瀛洲^{3,4} 鍾佳英^{1,4} 葉國光^{1,4} 劉文瑜^{1,4}
張舒婷¹ 黃美涓^{3,4} 陳智光^{3,4}

林口長庚紀念醫院 復健部¹ 新北市立土城醫院 復健科² 桃園長庚紀念醫院 復健科³
長庚大學醫學系 物理治療學系 健康老化中心⁴

前言：腦性麻痺(cerebral palsy)是一種以運動功能障礙為主的多重障礙症候群，患者的張力(高張、低張、僵直性等)、肌力(不足、癱軟)、動作協調及動作技能都有可能出現各種不同程度的障礙，影響行動甚至吞嚥困難。也會伴隨感覺、認知、溝通及行為方面的種種障礙。其中，頸部肌肉功能下降影響周邊感覺輸入以及中樞神經訊息輸出，使得頭部及軀幹的平衡及姿勢穩定性受到影響，抑制了動作前回饋反應以及預期性姿勢調控。因此本篇研究主要的目的為針對學齡期腦性麻痺患者進行頭頸部垂直穩定訓練，探討其平衡成效。

材料與方法：本研究介入方式是青少年腦性麻痺學生除維持常規復健訓練外，配戴受試者體重合適的頭頸部穩定訓練飛碟帽於居家訓練活動中使用，每次居家訓練活動時間為 20 分鐘，介入頻率為一週 3 次，持續四週。受試者進行訓練前後均接受伯格氏平衡量表(Berg Balance Scale, BBS)、電腦化平衡測定儀(SMART Balance Master System)，用以測量受試者靜態及動態的平衡功能與姿勢的穩定性。

結果：本研究共招募 9 名痙攣型腦性麻痺受試者(10-18 歲)，四週頭頸部穩定度訓練前、後的伯格氏平衡量表(BBS)分數自 52.00 ± 5.92 分至 53.00 ± 5.15 (p=0.041)及靜態平衡的感覺統合測試(sensory organization test, SOT)自 69.56 ± 9.38 分至 77.67 ± 9.33 (p=0.007)皆有顯著進步。動態平衡的規律性重量轉移測試(rhythmic weight shifting, RWS)則未達顯著差異，但動態平衡的穩定限度測試(limits of stability, LOS)及反應時間(reaction time, RT)數據顯示向後方的身體平衡、穩定的控制能力能有顯著改善(p<0.05)，對於降低跌倒的風險應有所成效。

結論：痙攣型腦性麻痺青少年經由四週頭頸部飛碟帽穩定度訓練後，對於靜態平衡及向後方的身體平衡、穩定的控制能力均有改善。(台灣復健醫誌 2021; 49(1): 39 - 48)

關鍵詞：腦性麻痺(cerebral palsy)，頭頸部穩定訓練(head and neck stability training)，平衡能力(balance)

前 言

腦性麻痺(cerebral palsy, CP)是一種以運動功能障

礙為主的多重障礙症候群，患者的張力(高張、低張、僵直性等)、肌力(不足、癱軟)、動作協調及動作技能都有可能出現各種不同程度的障礙，影響行動甚至吞嚥困難。也會伴隨感覺(sensation)、認知(cognition)、

投稿日期：109 年 7 月 23 日 修改日期：110 年 1 月 20 日 接受日期：110 年 1 月 26 日

通訊作者：陳智光醫師，桃園長庚紀念復健科，333 桃園市龜山區頂湖路 123 號。

電話：(03) 3196200 轉 2376

E-mail：albert.ckchen@gmail.com

doi: 10.6315/TJPMR.202106_49(1).0004

溝通及行為方面的種種障礙所致。^[1]由於腦性麻痺兒童比正常兒童更不易因應生活中各種預期性或是非預期性的外力干擾並維持自身的平衡，而容易發生跌倒或是其他危險，也限制腦性麻痺兒童從事其他活動，因此，腦性麻痺兒童的早期復健包括頸部、軀幹、四肢的肌力強化、運動控制學習以及重複性訓練，對運動功能的漸進式建立十分重要。^[2]

人體的平衡仰賴於內耳前庭系統、視覺系統以及本體感覺接受器對於周邊人體結構以及動作訊息傳送至大腦等中樞神經之後整合而成，因此來自周邊的感覺訊息對於人體的平衡以及動作姿勢的穩定扮演重要的角色。^[3,4]周邊本體感覺約負責 70% 的平衡訊息，20% 來自於前庭感覺，視覺占了約 10%，視覺中的視覺方向定位以及凝視功能主要來自於人體頭頸部穩定度的影響。頭頸部穩定度的運作主要為多樣反射機制共同組合而成，包括顛頸反射(cervico-colic reflex)、頸部視覺反射(cervico-ocular reflex)以及張力性迷路反射(tonic neck reflex)，藉由這些反射機制整合並連結周邊肢體、前庭訊息以及視覺達到控制身體平衡活動。^[5]而身體在動作開始前會優先調整定位頭部在空間中的位置，維持眼睛與周邊空間中物體的相對位置以增加視覺的穩定性，稱為頭部空間穩定策略(head stabilization inspace strategy)，^[6,7]因此藉由頭頸部穩定度提升，增加調節感覺訊息輸入，促進頭部以及肢體的協調性，則有助於提升整體的平衡功能。^[8]頭頸部穩定性控制主要來自於頸部周邊肌肉運作，這些肌肉有著高密度機械性本體感覺受器，扮演著中樞神經以及周邊系統訊息傳遞的重要角色。因此當頭頸部肌肉發生病理變化時，將造成本體感覺受器功能下降，進而影響整體平衡能力不好的影響。^[9]

由於腦性麻痺導致的肌肉痙攣(spasticity)，造成患側局部肌肉功能下降影響周邊感覺輸入以及中樞神經訊息輸出，使得頸部肌肉徵召速度減緩或喪失，抑制了動作前回饋反應以及預期性姿勢調控。另外，也會造成本體感覺(proprioception)降低，影響了頸部關節位置的感知能力、眼球動作控制以及姿勢穩定性產生不良作用。韓國大邱大學(Daegu university)曾經進行文獻回顧，發現腦性麻痺患童常出現前傾姿勢(forward flexion posture)來彌補軀幹無力的狀況，所以頸長肌(longus colli muscle, C3-6)以及頭長肌(longus capitis muscle, 枕骨-C7)的強化就非常重要。^[10,11]因此，若能提升腦性麻痺患者頭頸部動作的穩定程度，應有助於活化負責平衡動作肌肉的前回饋反應，提升整體平衡能力。

因此本篇研究主要的目的為針對學齡期腦性麻痺

患者進行頭頸部垂直穩定訓練，加上居家復健訓練，探討其平衡成效。

材料與方法

研究對象

本研究招募納入條件為年齡介於 6-18 歲，體重大於 40 公斤，經醫師診斷為痙攣型腦性麻痺患者，本人及法定代理人有意願加入計畫且可配合執行者。排除條件為經醫師診斷除了痙攣型腦性麻痺診斷外，合併有其他神經發展疾病及診斷(例如：自閉症、注意力不足過動症...等)或其他發展遲緩或障礙者。曾在最近的一個月內曾因肌肉骨骼系統受傷而導致疼痛(例如：上肢或下肢挫傷或骨折)、溝通功能分類系統(communication function classification system, CFCS) IV-V 等級無法配合指令完成檢查、粗大動作功能分類系統(gross motor function classification system, GMFCS) IV-V 等級無法有功能性行走或手部操作能力分類系統(manual ability classification system, MACS) IV-V 等級無法有功能抓握者。

研究流程

招募的腦性麻痺受試者在接受實驗介入前進行前測評估，評估項目包括伯格氏平衡量表(Berg balance scale, BBS)、平衡能力及步態行走能力檢測。研究介入方式維持日常作息、常規復健訓練外，配戴受試者體重合適的頭頸部穩定訓練帽於居家訓練活動中使用，每次居家訓練活動時間為 20 分鐘，介入頻率為一週 3 次，持續四週。介入後再進行後測評估，評估項目包括伯格氏平衡量表及平衡能力。

研究介入

本研究所使用的頭頸部穩定度訓練器材採用頸椎健頸部肌力訓練器材(如圖 1，益群健康股份有限公司，新型專利證號：M386094，發明專利申請號碼：099110256)，本器材係利用三軸加速器進行水平校正及鉛直線垂直校正，來端正頭部以及頸部姿勢的調校；並運用帽體及配重圈的重量產生重力，進行頸部 6 個正確方向的運動，以訓練並強化頸部 8 條肌肉的肌力來支撐頭部重量。依照不同體重及肌肉強健度，可選擇不同重量配重加以訓練，重量分別為帽體(1 公斤)、內圈配重(0.5 公斤)以及外圈配重(1 公斤)，頭頸部穩定訓練帽的配重選擇，參照帽體的安全使用設計，依照人體頭重比例及 40% 的訓練強度，以起始配重建議來

進行訓練(表 1)。

介入方式維持日常作息、常規復健訓練外，配戴受試者體重合適的頭頸部穩定訓練帽於居家訓練活動(表 2)中使用，每次居家訓練活動時間為 20 分鐘，介入頻率為一週 3 次，持續四週。

研究資料收集

納入個案受試者進行前測試之前，收取受試者基本資料(包括年齡、身高、體重以及診斷)，伯格氏平衡量表為臨床上常用來評估平衡功能與跌倒的簡易量表。每項評分爲 0-4 分，共五個等級，0 分表示受測者無法完成，4 分表示受測者能獨立達成，總分爲 0-56 分，分數愈高表示平衡能力愈好。平衡能力評估使用電腦化平衡測定儀 SMART Balance Master System version 8.2 (NeuroCom® International Inc. U.S.A)，用以測量受試者靜態及動態的平衡功能與姿勢的穩定性。靜態平衡的感覺統合測試(sensory organization test, SOT)，測試項目包含六種情境(情境 1 到 6)，分別爲張眼平台不動、閉眼平台不動、張眼環境隨著重心前後搖擺、張眼平台隨著重心前後搖擺、閉眼平台隨著重心前後搖擺、張眼環境及平台隨著重心前後搖擺。平衡得分計算公式爲：

平衡得分=

$$\frac{\text{情境 1} + \text{情境 2} + \text{情境 3} + \text{情境 3} + \text{情境 4} + \text{情境 4} + \text{情境 4} + \text{情境 5} + \text{情境 5} + \text{情境 5} + \text{情境 6} + \text{情境 6}}{14}$$

依據不同情境的平衡分數，另可計算出本體感覺及視覺環境被改變時的穩定平衡能力所占比率，計算公式爲：

$$\text{本體感覺比率(\%)} = \frac{\text{情境 2}}{\text{情境 1}}$$

$$\text{視覺比率(\%)} = \frac{\text{情境 4}}{\text{情境 1}}$$

$$\text{前庭覺比率(\%)} = \frac{\text{情境 5}}{\text{情境 1}}$$

$$\text{視覺偏好比率(\%)} = \frac{\text{情境 3} + 6}{\text{情境 2} + 5}$$

動態平衡的規律性重量轉移(rhythmic weight shifts, RWS)測試，分別測量身體重心左右及前後方向，依照慢速 3 秒/中速 2 秒/快速 1 秒配速指示的規律來回重心移動至 50% 穩定限度(limits of stability, LOS)的距離之控制能力；動態平衡的穩定限度測試，分別測量身體重心前、後、左、右及斜向 45°，共八個方向的移動控制能力測試。

資料分析

受試者基本資料以描述性統計呈現，結果以平均數±標準差表示。以無母數統計來檢定學齡期腦性麻痺兒童經過四週頭頸部穩定度訓練前後，其伯格氏平衡量表分數、平衡能力是否有顯著性差異。若 p 值小於 0.05 則視爲具有統計學上之差異；統計軟體使用 IBM SPSS Statistics v22.0 (IBM Corporation, Armonk, NY)。

結 果

本研究共招募 9 名痙攣型腦性麻痺受試者，行動能力分級在 GMFCS 爲 Class I，測試前個人基本資料表及訓練配重如表 3。

研究資料分析

1. 伯格氏平衡量表及靜態平衡的感覺統合測試表 4 顯示經由四週頭頸部穩定度訓練前、後，伯格氏平衡量表分數自 52.00 ± 5.92 分至 53.00 ± 5.15 (p=0.041)及靜態平衡的感覺統合測試自 69.56 ± 9.38 分至 77.67 ± 9.33 (p=0.007)皆有顯著差異；可解釋說明經由四週頭頸部穩定度訓練前、後，對於靜態平衡方面，身體平衡、穩定的控制能力能有所幫助。
2. 動態平衡的規律性重量轉移測試
表 5 顯示經由四週頭頸部穩定度訓練前、後，在動態平衡的規律性重量轉移測試(RWS)方面，身體重心於左右及前後方向，無論是慢速/中速/快速依配速指示的移動速度、配速指示下預期移動速度差值及方向控制等皆沒有顯著差異。
3. 動態平衡的穩定限度測試

表 6 至十分別呈現動態平衡的穩定限度測試中，反應時間、移動速度、終點偏移位移量、最大偏移位移量及方向控制等參數，在不同方向所測得數據。

由表 8 可知經由四週頭頸部穩定度訓練前、後，在終點偏移位移量參數方面，向右及向右後方等方向所測得數據有顯著差異(p<0.05)。表 9 則顯示經由四週頭頸部穩定度訓練前、後，在最大偏移位移量方面，向右及向左等方向所測得數據有顯著差異(p<0.05)；可解釋說明經由四週頭頸部穩定度訓練前、後，對於動態平衡方面，向後方的身體平衡、穩定的控制能力能有所幫助，對於降低跌倒的風險應有所成效。

表 1. 頭頸部穩定訓練帽的起始配重

| 體重 | 頭重(6%) | 40%訓練強度 | 起始配重建議 | 常態配重建議 |
|--------|--------|---------|--------|--------|
| 40 kg | 2.4 | 0.96 | 1.0 kg | 1.5 kg |
| 50 kg | 3.0 | 1.20 | 1.0 kg | 1.5 kg |
| 60 kg | 3.6 | 1.44 | 1.5 kg | 2.0 kg |
| 70 kg | 4.2 | 1.68 | 1.5 kg | 2.0 kg |
| 80 kg | 4.8 | 1.92 | 2.0 kg | 2.5 kg |
| 90 kg | 5.4 | 2.16 | 2.0 kg | 2.5 kg |
| 100 kg | 6.0 | 2.40 | 2.5 kg | 2.5 kg |

表 2. 居家訓練活動

| | 居家訓練活動內容 | 次 數 |
|---|----------------|-------------------|
| 1 | 拉筋 | 3 回合 |
| 2 | 荷重坐到站 | 3 回合*10 次*65%最大重量 |
| 3 | 單腳（慣用腳）登階 | 3 回合*10 次 |
| 4 | 單腳（非慣用腳）登階 | 3 回合*10 次 |
| 5 | 6 分鐘行走（3 公尺折返） | 1 回合*10 次 |
| 6 | 坐姿下，慣用手投沙包 | 3 回合*10 次*65%最大重量 |
| 7 | 坐姿下，非慣用手投沙包 | 3 回合*10 次*65%最大重量 |

表 3. 受試者基本資料表及訓練配重

| ID | 性別 | 慣用側 | 診斷 | 年齡（歲） | 身高（公分） | 體重（公斤） | 訓練配重（公斤） |
|------|----|-----|-----|--------------|---------------|---------------|----------|
| CP01 | 男 | R | 雙下肢 | 17 | 163 | 53 | 1.0 |
| CP02 | 女 | R | 右側 | 17 | 158 | 74 | 1.5 |
| CP03 | 女 | R | 右側 | 17 | 158 | 65 | 1.5 |
| CP04 | 男 | L | 雙下肢 | 18 | 161 | 81 | 2.0 |
| CP05 | 男 | R | 雙下肢 | 16 | 159 | 63 | 1.5 |
| CP06 | 男 | R | 四肢 | 14 | 167 | 52 | 1.0 |
| CP07 | 男 | R | 雙下肢 | 12 | 168 | 66 | 1.5 |
| CP08 | 男 | R | 雙下肢 | 17 | 153 | 64 | 1.5 |
| CP09 | 男 | R | 雙下肢 | 11 | 145 | 49 | 1.0 |
| 平均值 | | | | 15.44 ± 2.51 | 159.11 ± 7.06 | 63.00 ± 10.46 | |

表 4. 伯格氏平衡量表及靜態平衡的感覺統合測試數據

| | 訓練前 | 訓練後 | p-value |
|-----------|--------------|--------------|---------|
| 伯格氏平衡量表 | 52.00 ± 5.92 | 53.00 ± 5.15 | 0.041* |
| 感覺統合測試 | | | |
| 平衡得分 | 69.56 ± 9.38 | 77.67 ± 9.33 | 0.007* |
| 本體感覺比率(%) | 0.94 ± 0.06 | 0.95 ± 0.06 | 0.833 |
| 視覺比率(%) | 0.89 ± 0.05 | 0.89 ± 0.07 | 0.859 |
| 前庭覺比率(%) | 0.61 ± 0.25 | 0.65 ± 0.26 | 0.440 |
| 視覺偏好比率(%) | 1.04 ± 0.08 | 1.02 ± 0.07 | 0.594 |

*p<0.05

$$\text{平衡得分} = \frac{\text{情境 1} + \text{情境 2} + \text{情境 3}^1 + \text{情境 3}^2 + \text{情境 3}^3 + \text{情境 4}^1 + \text{情境 4}^2 + \text{情境 4}^3 + \text{情境 5}^1 + \text{情境 5}^2 + \text{情境 5}^3 + \text{情境 6}^1 + \text{情境 6}^2 + \text{情境 6}^3}{14}$$

依據不同情境的平衡分數，另可計算出本體感覺及視覺環境被改變時的穩定平衡能力所占比率，計算公式為：

$$\text{本體感覺比率(\%)} = \frac{\text{情境 2}}{\text{情境 1}}$$

$$\text{視覺比率(\%)} = \frac{\text{情境 4}}{\text{情境 1}}$$

$$\text{前庭覺比率(\%)} = \frac{\text{情境 5}}{\text{情境 1}}$$

$$\text{視覺偏好比率(\%)} = \frac{\text{情境 3} + 6}{\text{情境 2} + 5}$$

表 5. 動態平衡的規律性重量轉移測試數據

| | | 訓練前 | 訓練後 | p-value | |
|---|----|-----------------|---------------|---------------|-------|
| 左 | 慢速 | 移動速度(deg/sec) | 3.30 ± 0.66 | 3.87 ± 1.81 | 0.587 |
| | | 移動速度差值(deg/sec) | 0.76 ± 0.49 | 1.38 ± 1.65 | 0.305 |
| | | 方向控制(%) | 77.22 ± 10.01 | 76.00 ± 12.60 | 0.593 |
| / | 中速 | 移動速度(deg/sec) | 5.21 ± 1.50 | 5.57 ± 1.76 | 0.209 |
| | | 移動速度差值(deg/sec) | 1.66 ± 0.90 | 1.86 ± 1.41 | 0.593 |
| | | 方向控制(%) | 80.22 ± 9.71 | 80.78 ± 9.82 | 0.953 |
| 右 | 快速 | 移動速度(deg/sec) | 8.94 ± 3.67 | 8.78 ± 3.48 | 0.813 |
| | | 移動速度差值(deg/sec) | 2.90 ± 2.24 | 2.62 ± 2.25 | 0.594 |
| | | 方向控制(%) | 84.22 ± 13.21 | 84.11 ± 16.58 | 0.866 |
| 前 | 慢速 | 移動速度(deg/sec) | 2.09 ± 0.56 | 2.02 ± 0.35 | 0.552 |
| | | 移動速度差值(deg/sec) | 0.54 ± 0.30 | 0.37 ± 0.19 | 0.075 |
| | | 方向控制(%) | 60.00 ± 27.95 | 52.89 ± 32.33 | 0.833 |
| / | 中速 | 移動速度(deg/sec) | 2.68 ± 0.85 | 2.88 ± 0.75 | 0.135 |
| | | 移動速度差值(deg/sec) | 0.62 ± 0.54 | 0.61 ± 0.43 | 0.858 |
| | | 方向控制(%) | 55.11 ± 32.89 | 53.33 ± 33.36 | 0.593 |
| 後 | 快速 | 移動速度(deg/sec) | 3.66 ± 1.18 | 3.57 ± 1.36 | 0.766 |
| | | 移動速度差值(deg/sec) | 1.69 ± 1.18 | 1.79 ± 1.34 | 0.766 |
| | | 方向控制(%) | 52.89 ± 27.76 | 50.44 ± 30.96 | 0.779 |

表 6. 動態平衡的穩定限度測試-反應時間數據

| | | 訓練前 | 訓練後 | p-value |
|--------|-------------|-------------|-------------|---------|
| 反應時間 | 前 | 0.90 ± 0.28 | 0.91 ± 0.42 | 0.953 |
| | 右前 | 0.91 ± 0.29 | 0.96 ± 0.26 | 0.499 |
| | 右 | 1.00 ± 0.39 | 0.73 ± 0.41 | 0.173 |
| | 右後 | 0.66 ± 0.37 | 0.91 ± 0.36 | 0.213 |
| | 後 | 0.87 ± 0.37 | 0.79 ± 0.34 | 0.528 |
| | 左後 | 0.86 ± 0.36 | 0.85 ± 0.42 | 0.678 |
| | 左 | 0.94 ± 0.35 | 0.67 ± 0.27 | 0.260 |
| | 左前 | 0.82 ± 0.37 | 0.73 ± 0.23 | 0.767 |
| | 前側三個方向 | 0.88 ± 0.24 | 0.87 ± 0.22 | 0.813 |
| | 右側三個方向 | 0.86 ± 0.22 | 0.86 ± 0.29 | 1.000 |
| | 後側三個方向 | 0.80 ± 0.19 | 0.86 ± 0.27 | 0.678 |
| 左側三個方向 | 0.87 ± 0.21 | 0.75 ± 0.17 | 0.266 | |

表 7. 動態平衡的穩定限度測試-移動速度數據

| | | 訓練前 | 訓練後 | p-value |
|------|--------|-------------|-------------|---------|
| 移動速度 | 前 | 3.68 ± 2.72 | 3.01 ± 0.80 | 0.722 |
| | 右前 | 4.09 ± 2.25 | 3.33 ± 0.98 | 0.173 |
| | 右 | 5.02 ± 2.46 | 4.42 ± 1.41 | 0.767 |
| | 右後 | 2.43 ± 0.71 | 2.14 ± 0.72 | 0.123 |
| | 後 | 2.47 ± 1.00 | 1.90 ± 0.98 | 0.068 |
| | 左後 | 3.64 ± 1.48 | 3.94 ± 2.21 | 0.889 |
| | 左 | 4.46 ± 1.58 | 5.30 ± 2.37 | 0.138 |
| | 左前 | 4.63 ± 1.64 | 3.93 ± 2.04 | 0.173 |
| | 前側三個方向 | 4.13 ± 1.69 | 3.43 ± 1.09 | 0.173 |
| | 右側三個方向 | 3.85 ± 1.46 | 3.70 ± 0.86 | 0.859 |
| | 後側三個方向 | 2.85 ± 0.78 | 3.12 ± 1.31 | 0.813 |
| | 左側三個方向 | 4.24 ± 1.10 | 4.39 ± 1.56 | 0.678 |

表 8. 動態平衡的穩定限度測試-終點偏移位移量數據

| | | 訓練前 | 訓練後 | p-value |
|---------|--------|---------------|---------------|---------|
| 終點偏移位移量 | 前 | 63.78 ± 15.83 | 61.67 ± 22.80 | 0.594 |
| | 右前 | 71.67 ± 15.22 | 73.11 ± 19.11 | 0.674 |
| | 右 | 72.89 ± 13.39 | 85.33 ± 13.04 | 0.025* |
| | 右後 | 50.78 ± 23.95 | 73.44 ± 22.67 | 0.028* |
| | 後 | 54.67 ± 18.40 | 67.25 ± 12.08 | 0.058 |
| | 左後 | 77.67 ± 11.61 | 84.44 ± 19.10 | 0.314 |
| | 左 | 81.11 ± 24.15 | 83.33 ± 18.03 | 0.483 |
| | 左前 | 85.33 ± 12.58 | 78.56 ± 22.82 | 0.483 |
| | 前側三個方向 | 73.59 ± 12.23 | 71.11 ± 19.31 | 0.515 |
| | 右側三個方向 | 65.11 ± 10.17 | 77.30 ± 12.47 | 0.012* |
| | 後側三個方向 | 61.04 ± 12.53 | 73.74 ± 17.65 | 0.024* |
| | 左側三個方向 | 81.37 ± 13.24 | 82.11 ± 15.60 | 0.859 |

*p<0.05

表 9. 動態平衡的穩定限度測試-最大偏移位移量數據

| | | 訓練前 | 訓練後 | p-value |
|---------|--------|---------------|---------------|---------|
| 最大偏移位移量 | 前 | 79.00 ± 17.18 | 79.78 ± 14.84 | 0.944 |
| | 右前 | 81.44 ± 15.25 | 83.11 ± 11.81 | 0.813 |
| | 右 | 87.89 ± 11.40 | 92.33 ± 10.87 | 0.020* |
| | 右後 | 79.67 ± 17.33 | 83.89 ± 22.41 | 0.155 |
| | 後 | 64.11 ± 18.46 | 75.38 ± 12.36 | 0.233 |
| | 左後 | 84.11 ± 10.29 | 87.33 ± 18.35 | 0.237 |
| | 左 | 94.67 ± 6.22 | 87.78 ± 13.07 | 0.017* |
| | 左前 | 91.44 ± 8.02 | 87.89 ± 11.65 | 0.141 |
| | 前側三個方向 | 83.96 ± 10.10 | 83.59 ± 11.07 | 0.906 |
| | 右側三個方向 | 83.00 ± 11.24 | 86.45 ± 12.74 | 0.214 |
| | 後側三個方向 | 75.96 ± 13.98 | 80.74 ± 18.14 | 0.069 |
| | 左側三個方向 | 90.07 ± 7.75 | 87.67 ± 12.45 | 0.342 |

*p<0.05

表 10. 動態平衡的穩定限度測試-方向控制數據

| | | 訓練前 | 訓練後 | p-value |
|------|--------|---------------|---------------|---------|
| 方向控制 | 前 | 73.78 ± 20.12 | 83.67 ± 7.97 | 0.139 |
| | 右前 | 71.44 ± 13.97 | 71.44 ± 25.47 | 0.575 |
| | 右 | 83.56 ± 7.65 | 87.67 ± 10.22 | 0.123 |
| | 右後 | 26.11 ± 23.54 | 58.44 ± 25.65 | 0.906 |
| | 後 | 51.11 ± 34.90 | 65.25 ± 20.49 | 0.674 |
| | 左後 | 52.44 ± 30.36 | 60.11 ± 28.47 | 0.155 |
| | 左 | 85.33 ± 8.12 | 85.89 ± 7.74 | 0.916 |
| | 左前 | 82.67 ± 13.24 | 81.67 ± 16.87 | 0.779 |
| | 前側三個方向 | 75.96 ± 7.78 | 78.93 ± 11.71 | 0.401 |
| | 右側三個方向 | 70.37 ± 9.15 | 75.52 ± 16.65 | 0.594 |
| | 後側三個方向 | 53.22 ± 25.75 | 58.85 ± 25.94 | 0.214 |
| | 左側三個方向 | 73.48 ± 10.16 | 75.89 ± 14.36 | 0.260 |



圖 1. 頸椎健頸部肌力訓練器材

討 論

根據 Michele Bottos 等人的研究(2001)報告腦性麻痺者的運動功能會在成年時退化，很多受試者在成年後反而失去當年曾有的獨立行走或是其他形式的支持的行走功能。部分能夠保有行走功能的受試者，成年時期其行走距離也會縮短。^[12]其他相關研究也有指出，腦性麻痺的病患在成長的過程中，其行走功能會漸漸降低，到了青少年或年輕成人時期，甚至會喪失行走功能。^[13]因此，腦性麻痺雖然被認為是一種主要

發生於兒童時期的病理狀態，但其影響到青少年時期(16-18 歲)仍不會停止。^[12]所以，腦性麻痺患者的復健治療目標不應只重視兒童時期的獨立行走，而更應該強調持續保有頭頸身軀的穩定性(head and trunk stability)。這對腦性麻痺患者非常重要，才能在青少年乃至成人時期保持有更好的獨立行走及平衡功能。

韓國大邱大學(2017)研究針對 11 位雙側麻痺(Diplegia)的腦性麻痺患者(8-15 歲)，進行為期八周、每周 2 次、每次 45 分鐘的頸部與軀幹肌力訓練，結果顯示有效增進靜態坐姿平衡，動作控制及動態達成能力。^[11]Velasco 等學者(2016)應用電動遊戲(video game)

可以讓腦性麻痺兒童作出頸部動態擺動而獲得明顯的頸部控制及視動控制的進步。但粗大動作則未達統計上顯著改善。^[14]

本研究結果顯示，經由四週(每週 3 次，每次 20 分鐘)頭頸部穩定度訓練後，對於靜態平衡方面，腦性麻痺患者的身體平衡、穩定的控制能力均有改善。對於動態平衡方面，在各方向及不同速度下，患者的動態平衡規律性重量轉移能力雖未達統計學上的顯著差異；但經由四週頭頸部穩定度訓練後，患者向後方的身體平衡、穩定的控制能力均有明顯改善，因此可能有助於降低跌倒的風險。由以上結果可知，頭頸部垂直穩定訓練飛碟帽對於腦性麻痺青少年平衡能力之改善，在靜態平衡方面大於動態平衡。而在平衡能力增進可以看到正向結果，動態平衡規律性重量轉移能力雖未達統計學上的顯著差異，可能是四週共 12 次的訓練強度未足夠。未來此研究應發展為在居家訓練模式，增加至每日、或延長至三個月的訓練，可能效果會更好。^[15,16]

本初探研究有找其中 3 位腦性麻痺患者進行訓練前後的步態分析，但未有看到一致性的結果(包括步速、步幅、左右兩邊的對稱性等)。可能原因為本研究收案對象均為 40 公斤以上，因此都已經 10 歲以上，步態已經定型，可能非一個月，每週 3 次，每次 20 分鐘的訓練強度就會看到成果。所以，後續的研究將會自行設計更小型、更容易調整重量的帽子，去訓練幼學童居家易行的頭頸部平衡訓練，治療的時間及頻率就可以增加，並加上電玩設計作動態平衡訓練，再進一步去探討是否會有更好的平衡、步行及運動控制改善。

現今兒童復健的主流趨勢強調居家復健訓練(home program training)的重要性，是因為腦性麻痺患者在成長的過程中，上學及課業也是家長們很重視的部分，故連居家復健訓練也往往不易維持。因此，本研究希望使用簡易使用且有回饋機轉的飛碟帽，配合居家易行的運動方式，不僅較能夠維持病患的居家復健訓練，本研究也顯示，雖然只有一個月的訓練，初步也得到部分正向的效果。

曾有研究指出，使用電玩遊戲來做居家平衡和活動性訓練是安全可行的，且有增進肌力和移動性的潛力。^[17]健身運動(exercise)與電玩的相互結合，就是使健身運動遊戲化(gamification)，透過有積分、獎勵、競爭的互動式操作，使健身運動遊戲投入在復健領域，更能寓治療於遊戲、增進患者與家人及朋友的互動溝通，進而提升個案日後社會融合與團結^[17]。未來進一步研究可並用飛碟帽及電動玩具投入患者的居家復健

訓練，以期改善患者的動態平衡及對復健訓練的黏著度。

本研究設計讓腦性麻痺使用飛碟帽居家訓練效果的初步測試，是在探討簡單易行的頭部載重訓練是否能夠維持及增進受試者的平衡能力為主。日後變成常規式的居家訓練課程，就應該考量進一步探討包括其對身軀及手眼協調是否亦能有幫助。研究限制為，應用了市面上已有的飛碟帽產品，該產品原來針對成人設計，帽子重量達 1 公斤(另附加 0.5 及 1 公斤鐵圈作重量調整)，且由於帽子直徑達 32cm，體積較寬大，基於安全考量，不適合頸部肌肉肌力不足兒童進行動態控制訓練。故本研究招募受試者避免在體重較輕、頸部肌肉弱的孩子，因此選定 40 公斤以上的腦性麻痺患者作為研究對象。目前已著手設計製造符合年齡較小的腦性麻痺受試者使用的訓練器材，並且希望搭配遠距或是電玩遊戲，期待能提升受試者的姿勢控制及平衡能力。除此之外，本研究是應用市售現成的產品作初探，要保障患者避免傷害，故選擇 GMFCS 行動力 class 1 的個案為受試者，日後有可以調整大小及重量的產品後，就會嘗試收取各級不同行動力的腦性麻痺患童，作進一步探討。

結 論

本研究結果顯示，經由四週頭頸部穩定度訓練後，對於靜態平衡方面，腦性麻痺青少年患者的身體平衡、穩定的控制能力均有改善。對於動態平衡方面，經由四週頭頸部穩定度訓練後，向後方的身體平衡、穩定的控制能力亦有改善。由以上結果可知，頭頸部垂直穩定訓練飛碟帽對於腦性麻痺青少年平衡能力之改善主要在靜態平衡方面。未來可進一步並用互動式遊戲如電玩，來增加患者對復健訓練的黏著度及改善動態平衡。

致 謝

本 研 究 計 畫 感 謝 科 技 部 計 畫 (107-2221-E-182A-003-，108-2221-E-182A-003-)支持。

參 考 文 獻

1. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Dev Med Child Neurol.* 2005;47:571-6.
2. 張蕙如、連恆裕、黃美涓等：大量練習平衡訓練對

- 於腦性麻痺兒童前置姿勢調整的影響－個案報告。物理治療 2007；32：123-30。
3. Berthoz, A. Reference frames for the perception and control of movement. In J. Paillard (Ed.), Brain and space: Oxford University Press; 1991.p.81-111.
 4. Paillard, J. Motor and representational framing of space. In J. Paillard (Ed.), Brain and space: Oxford University Press; 1991.p.163-82.
 5. Bloomberg JJ, Reschke MF, Huebner WP, et al. The effects of target distance on eye and head movement during locomotion. *Ann N Y Acad Sci.* 1992;656:699-707.
 6. Boyd-Clark LC, Briggs CA, Galea MP. Muscle spindle distribution, morphology, and density in longus colli and multifidus muscles of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002;27:694-701.
 7. Liu JX, Thornell LE, Pedrosa-Domellöf F. Muscle spindles in the deep muscles of the human neck: a morphological and immunocytochemical study. *J Histochem Cytochem.* 2003;51:175-86.
 8. Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head kinematic during various motor tasks in humans. *Prog Brain Res.* 1989;80:377-75.
 9. Bove M, Courtine G, Schieppati M. Neck muscle vibration and spatial orientation during stepping in place in humans. *J Neurophysiol.* 2002;88:2232-41.
 10. Han YG, Yun CK. Deep Neck Flexor Exercise to Improve Physical Performance for People with Cerebral Palsy. *MOJ Orthop Rheumatol.* 2017;7:00279.
 11. Shin JW, Song GB, Ko J. The effects of neck and trunk stabilization exercises on cerebral palsy children's static and dynamic trunk balance: case series. *J Phys Ther Sci.* 2017;29:771-74.
 12. Bottos M, Feliciangeli A, Sciuto L, et al. Functional status of adults with cerebral palsy and implications for treatment of children. *Dev Med Child Neurol.* 2001;43:516-28.
 13. Chiu HC, Ada L, Lee SD. Balance and mobility training at home using Wii Fit in children with cerebral palsy: a feasibility study. *BMJ Open.* 2018;8:e019624.
 14. Velasco MA, Raya R, Muzzioli L, et al. Evaluation of cervical posture improvement of children with cerebral palsy after physical therapy based on head movements and serious games. *Biomed Eng Online.* 2017;16:74.
 15. Kramer JF, Ashton B, Brander R. Training of head control in the sitting and semi-prone positions. *Child Care Health Dev.* 1992;18:365-76.
 16. Lancioni GE, Singh NN, O'Reilly MF, et al. Fostering adaptive responses and head control in students with multiple disabilities through a microswitch-based program: follow-up assessment and program revision. *Res Dev Disabil.* 2007;28:187-96.
 17. 葉玉玲、侯東旭、張文燕：以互動式遊戲作為動作協調障礙兒童平衡能力復健輔具之探究。技術學刊 2014；29：p259-67。

Effect of Balance in Home Program Training with Head and Neck Stability Device for Teenagers with Cerebral Palsy – A Preliminary Report

Shao-Chih Hsu^{1,2} Yin-Chou Lin^{3,4} Chia-Ying Chung^{1,4} Kuo-Kuang Yeh^{1,5}
Wen-Yu Liu^{1,5} Shu-Tin Chang¹ Alice MK Wong^{3,4} Chih-Kuang Chen^{3,4}

¹Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Chang Gung Memorial Hospital at Linkou, 333, Taoyuan;

²Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Composite Municipal Hospital, Tucheng, 236, New Taipei City;

³Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Chang Gung Memorial Hospital at Taoyuan, 333, Taoyuan;

⁴School of Medicine, and School of Physical Therapy and Graduation Institute of Rehabilitation Science, and ⁵Healthy Aging Research Center, Chang Gung University, 333, Taoyuan.

Background and aims: Cerebral palsy (CP) is impaired development in movement and postural control due to brain damage during the fetal or early infancy stage of life. Poor control of the neck muscle affects the peripheral sensory input and central nervous signal output, inhibiting the pre-action feedback response and expected postural regulation, which might result in impaired postural stability of the head and trunk. Therefore, the main purpose of this study is to conduct head and neck vertical stabilization training for teenage students with cerebral palsy, and to examine its balance effect.

Methods: In addition to maintaining regular rehabilitation training, teenage students with cerebral palsy wore head and neck stabilizing training UFO hats of appropriate weight in home training activities, for 20 minutes per day, three times per week, for four weeks. Subjects were tested before and after training by the Berg Balance Test, computerized balance tester (SMART Balance Master), to measure the static and dynamic balance function and postural stability.

Results: A total of nine subjects (10-18 years old) with spastic cerebral palsy were recruited in this study. Before and after training, the Bursting Balance Scale (BBS) scores ranged from 52.00 ± 5.92 to 53.00 ± 5.15 ($p=0.041$) and the static balance sensory integration test (SOT) ranged from 69.56 ± 9.38 to 77.67 ± 9.33 ($p=0.007$), which was a significant improvement. The dynamic balance regular weight transfer test (RWS) did not reveal any significant difference, but the dynamic balance stability limit test (LOS) and response time (RT) data showed the body balance and stable control ability to the rear had significantly improved ($p<0.05$).

Conclusion: After four weeks of training in the stability of the head and neck program, teenage students with spastic cerebral palsy had significantly improved static balance and stability control to the rear, which might be effective in reducing the risk of falls. (Tw J Phys Med Rehabil 2021; 49(1): 39 - 48)

Key Words: cerebral palsy, head and neck stability training, balance