特殊教育季刊　民 108 年 6 月　第 151 期　第 23-38 頁
Doi: 10.6217/SEQ.201906_(151).23-38

肢體障礙者穿著 3D 列印踝足支架之個別化設計與功能表現－單一受試

曾鳳君
國立臺灣師範大學
復健諮商研究所
碩士

佘永吉*
國立臺灣師範大學
特殊教育學系
助理教授

簡睦容
國立陽明大學
物理治療暨輔助科技學系
專任助理

陳振昇
國立陽明大學
物理治療暨輔助科技學系
教授

摘　要

肢體障礙者因為生理障礙，在就學、就業和就養受到限制，需使用輔具改善。本研究目的在建立 3D 列印技術製作踝足支架之個別化設計發展，探討肢體障礙者穿著 3D 列印踝足支架之功能表現。本研究採單一受試法交替處理設計，以一名肢體障礙成人，探討「肢體障礙者」穿著「3D 列印踝足支架」的「下肢功能表現」及探討 3D 列印是否能個別化製作踝足支架並建立流程。

透過 3D 掃描器和桌上型 3D 列印機製作個別化的踝足支架；進行一週三次，共九週評量。包含「5 公尺行走速度」和「柏格氏平衡量表」。「柏格氏平衡量表」之觀察者間一致性信度為 90.47%。結論：（1）3D 列印技術能應用於個別化設計踝足支架，以提供輔具製作的新途徑；（2）肢體障礙者穿著 3D 列印踝足支架可以提升行走速度，協助改變習慣性代償姿勢以改善步態；（3）可提升平衡能力，具有良好的立即與維持效果。

關鍵詞：肢體障礙、三維列印、踝足裝具、功能表現、腦性麻痺

Individualized Design to the Physically Disabilities of 3D Printing Ankle-Foot Orthosis for Functional Performances-Case Report

* 本文以佘永吉（siaa@ntnu.edu.tw）為通訊作者。

Feng-Chun Tseng
Master,
Graduate Institute of Rehabilitation Counseling,
National Taiwan Normal University

Yung-Ji Sher*
Assistant Professor,
Department of Special Education,
National Taiwan Normal University

Mu-Jung Chien
Research Assistant,
Department of Physical Therapy and Assistive Technology,
National Yang-Ming University
Taipei, Taiwan

Chen-Sheng Chen
Professor,
Department of Physical Therapy and Assistive Technology,
National Yang-Ming University
Taipei, Taiwan

Abstract

Assistive technology was applied to overcome the limitations of education, employment and homecare in physical disabilities. This study established individualized design and development of ankle-foot orthosis (AFO) by 3D printing technology (3DPT), and then investigated the functional performances of physical disabilities. Based on an alternating treatment design of single-subject research, the subject is an adult with physical disabilities. The study explored the functional performances of the lower extremities when 3D printing AFO is worn, and discussed whether 3DPT can be an individualized AFO and whether or not an AFO-making procedure can be set up .

A of the literature\ shows that the major gross motor problems for many physical disabilities is lower gait speed and impaired balance ability. AFO can significantly increase and improve the function of lower extremities. Implantation of 3DPT in medical industry is rising in recent years, so this study uses a 3D scanner and 3D printer to produce AFO.

By using the “Gait Speed Test (GST)” and “Berg Balance Scale (BBS)” as assessments, the subject was evaluated two or three times a week, a total of nine weeks. Data analysis was conducted with visual analysis and C statistics.

Inter-observer reliability data of the “Berg Balance Scale (BBS)” is 90.47% (85.71%~100%). The conclusions are:

1.3D printing technology can be applied to the individualized design and set-up procedure of making AFO and can provide a new approach for producing assistive devices.

2.3D printing AFO can increase walking speed and change habitual compensatory posture, and then improve gait patterns of people with physical disabilities.

3.3D printing AFO can significantly improve the balance ability of people with physical disabilities with immediate and maintainable effects.

4.The research subject had a positive attitude about the use of 3D printing AFO and would consider using 3D printing AFO and related equipment in the future.

Besides the research discussion and result, this study also provides suggestions in production and assessment for other professional researchers on related topics. Therefore, further research is able to take advantage of cross-domain collaboration in the field of assistive technology.

Keywords: physical disabilities, 3D printing, ankle-foot orthosis, functional performances, cerebral palsy

壹、前言

踝足支架（Ankle-Foot Orthosis，簡稱 AFO）需由專業人員設計和製作，施加在肢體外用來穩固踝足，防止移位變形、減少肢體負重、降低疼痛提升運動表現和改善姿勢以利復健治療進行 (Redford, Basmajian, & Trautman, 1995; Rose et al., 2002)。

腦性麻痺個人生活自理下降，動作表現很難達到一般人的功能水準或恢復未受傷前的狀況 (Rizzo, 2015)。好的平衡能力常被列為腦麻兒童的早期療育目標之一 (Oskoui, Coutinho, Dykeman, Jetté, & Pringsheim, 2013; Strauser, 2013)。腦性麻痺幼童早期療育的復健訓練時，常使用 AFO 來預防或者矯正關節變形，以及代償支撐無力的下肢 (Ketelaar, Vermeer, Hart, vanPetegem-van, & Helders, 2001)。 穿著 AFO 以協助支持患側，讓腦性麻痺者減少主觀用力的感覺和疲勞感，減少能量消耗期使步態更穩定，有效提升行走速度和改善平衡能力等，在早期療育及教育現場至關重要 (Abe, Michimata, Sugawara, Sugaya, & Izumi, 2009; Abel, Juhl, Vaughan, & Damiano, 1998; Aboutorabi, Arazpour, Bani, Saeedi, & Head, 2017; Balaban, Yasar, Dal, Mohur, & Kalyon 2007; Simons, vanAsseldonk, van derKooij, Geurts, & Buurke, 2009; Wang et al., 2005)。

維持高齡衰弱長者適當的行走速度，是能否執行功能性行走的關鍵指標，行走速度若下降則死亡風險會提高（陳淑貞、錢桂玉、呂佳育，2015）；需要適當推力、控制身體穩定、能量代謝效率及肌肉骨骼系統受損最小化之整合 (Alexander et al., 2009)，因此行走速度的評估十分重要（陳昊澤、黃文興、嚴筱晴，2013）。各類型身心障礙者行走速度多採用 5 或 10 公尺距離來評量 (Ferrell, Artinian, & Sessing, 2011)，柏格氏平衡量表（Berg Balance Scale，簡稱 BBS）經常為物理和職能治療師用以決定功能性移位平衡能力評估的標準之一 (Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 2009; Blum & Korner-Bitensky, 2008; Wang et al., 2006)。

AFO 可以提升下肢功能表現以利肢體障礙學生進行復健治療、就學、回歸日常生活和就業，然而 AFO 取得管道有限制，且訂製價格昂貴，是患者與家屬普遍的煩惱。3D 列印技術開啟了 AFO 製作的另一種發展途徑，但目前國內使用 3D 列印製作 AFO 使用成效之相關研究較少。

綜述過往各式 AFO 的製作過程和應用，現有低溫熱塑型之 AFO 享有健保給付故價格較親民，取得管道容易且製作時間短，約只需要 20 分鐘不等；但預裁式副木材料尺寸固定，大小選擇受限，無法符合個案體型腿長，需要專業治療師養成的技術與經驗。

石膏取模高溫塑材之 AFO 能客製化個案的肢體外觀並搭配其功能需求，但製作時間長達數週，後續的調整修正也都仰賴輔具裝具師

的技術，養成專業人才比前者更加困難，費用更動輒數千至數萬，並非所有家庭能負擔；3D 列印 AFO 之製作時間數小時到數天不等，成本較前述的兩種傳統 AFO 低廉，且透過 3D 掃描技術可以達到客製化的效果。

本研究目的為建立個別化設計 3D 列印 AFO 的流程，並且透過個案研究比較肢體障礙者穿著「個別化設計 3D 列印 AFO」與「傳統 AFO」之下肢功能表現。

貳、研究方法

受試者為 26 歲男性患有先天性腦性麻痺導致下肢障礙，學齡前曾接受過復健訓練與選擇性背根神經切除手術。有傳統式 AFO 穿戴經驗，日常生活需大量倚賴行動輔具，具備能配合評量之體能條件。

本研究所比較的 3D 列印 AFO 以及傳統製作 AFO。

傳統製作 AFO 為參與者自身已擁有的 AFO，獲自醫療機構輔具中心配合廠商則是現有市面上的輔具公司，製作步驟為先使用熱塑型材料、預裁式副木低溫製造、或石膏量身取模後，再高溫客製化而成，製作到修改完成的交件時間平均約需數週。

而本研究之 3D 列印 AFO 主要實施步驟包括：3D 掃描參與者下肢模型，利用 3D 掃描器將參與者需穿著 AFO 的該側小腿形狀 360 度全面的紀錄，並將掃瞄到的形狀匯入電腦中；再以 3D 列印繪圖軟體繪製 AFO；將參與者的 3D 下肢模型，使用 3D 繪圖軟體畫出適合參與者的 AFO。最後再以本研究室現有的 3D 列印機列印成品，亦即將修改後畫好的 AFO 圖檔，經由專門的 3D 列印機印製出來，並搭配常見的魔鬼氈黏扣帶與副木襯帶，讓 3D 列印 AFO 可實際穿戴於腳上；印製好的 AFO 成品請參與者試穿和簡易試走 2 至 3 公尺，觀察並且詢問參與者感受來加以調整。

研究工具包含 3D 掃描器與列印機、列印相關軟體、AFO 相關耗材及行走速度測驗紀錄表（Gait Speed Test，簡稱 GST）和柏格氏平衡量表 (BBS)。3D 掃描器為「Occipital 公司」的「STRUCTURE SENSOR ios 3D 掃描器」，搭配專用支架固定於 iPad 機臺上；列印機為創想三維公司的 Creality「CR-10 標準型」（創想三維公司，2017），可列印最大尺寸為 300 x 300 x 400 mm，線材使用「聚乳酸」（Polylactic Acid，簡稱 PLA）。副木襯帶可根據肢體粗細裁剪成適合長度；襯墊貼於 AFO 裏側以提供緩衝效果，再依據穿戴肢體骨頭突起處做適當裁剪。

本研究量測所採用的測驗工具，包括行走速度測驗紀錄表 (GST) 和柏格氏平衡量表 (BBS)。

GST 請受試者以正常速度往前行走至七公尺標記處，扣除起始 1 公尺行走加速區以及最後 1 公尺停止緩衝區，紀錄中間 5 公尺區段的行走時間；起始和結束皆為站姿，如圖 1。

利用「STRUCTURE SENSOR ios 3D 掃描器」將欲穿戴 AFO 的該側小腿形狀做 360 度掃描，以下是較容易成功取得腳部模型的擺位姿勢，如圖 2：

（一）受試者採坐姿，將下肢置於凳子與踏墊上，確認腳底板服貼在踏墊上，調整腳踝並維持在正中姿勢，如同傳統製作 AFO 的姿勢。

（二）受試者採躺姿，將受試者的腳部徒手擺位在正中姿勢，先讓腳踝處於放鬆狀態，外踝的頂點為主要參考基準點，內踝為

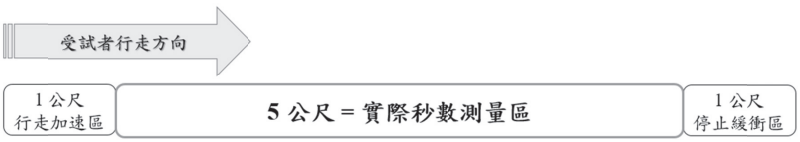

圖 1　行走速度測驗示意圖

圖 2 3D 人體掃描建議擺位照

輔助參考點，屈曲伸展的關節軸（compromise ankle axis，簡稱 CAA），當與地板垂直的線與通過 CAA 的水平線，夾角 45 度的延伸線通過腳後跟，為本研究所採用的正中姿勢 (Icrc, 2010)。

請受試者按照 BBS 的 14 個項目依序做出評量動作，並觀察受試者的程度並評量分數，每個項目為 0 至 4 分，總分 56 分。

將掃描完成的 3D 下肢模型匯入 3D 繪圖軟體中，繪製出適合參與者的 AFO。使用軟體為 Autodesk Meshmixer、切片軟體為 Cura 3D Slicing softwate。

操作者根據列印物品的大小和形狀，可以自行設定需要的列印層高、溫度和支撐材多寡。操作者需調整物件列印的角度和方向，建議採 45 至 60 度的方向列印。實際案例和常用設定參數如圖 3；最後再將設定好的檔案送入 3D 列印機製作。

印製時間依大小、形狀、方向和支撐材有差異，成人 AFO 約需印製 25 至 50 小時，

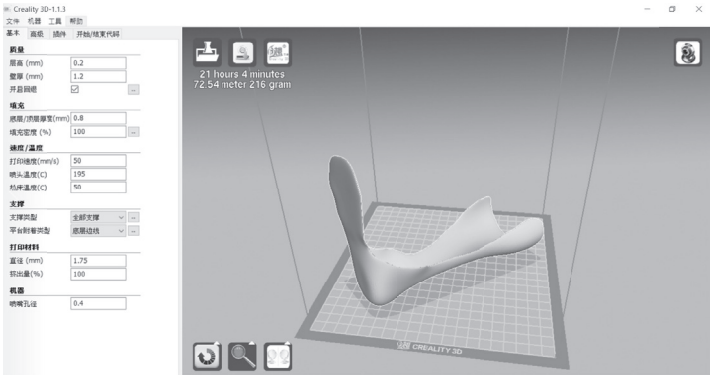

圖 3 Cura 3D Slicing softwate 切片軟體實際運用畫面

圖 4 後置型 AFO

以老虎鉗拆除支撐材和延伸面，以砂紙及銼刀磨除不平整處；搭配魔鬼氈黏扣帶與副木襯帶，讓 3D 列印 AFO 可實際穿戴於腳上。

本研究採用的AFO為後置型AFO（Posteior Ankle-Foot Orthosis，簡稱 PAFO），如圖 4，形狀類似字母「L」，直立部份覆蓋於小腿後方，一路延伸到腳底，會使用魔鬼沾黏扣帶固定在小腿上。

請參與者試穿和簡易試走 2 至 3 公尺，觀察並詢問參與者感受加以調整。施測時間一週

表 1
受試者相關背景資料

基本資料	
性別	男
年齡	26 歲
身高	165 公分
體重	60 公斤
身心障礙手冊持有與否	是
手冊障礙類別	第 1 類、第 7 類
醫學診斷名	腦性麻痺
教育程度	大專畢業
現況描述	
目前使用之 AFO	後置行踝足支架 AFO，已使用約 20 年，使用頻率一個月少於一天，於出門行走需要超過 100 公尺且無法使用電動代步車的場合下。個案主訴仍需使用 AFO 才能進行長時間的行走，若無使用 AFO 行走超過一小時容易疲累，且膝蓋與下肢容易產生疼痛；每回使用時間約 8 至 12 小時不等。
目前使用之輔具	電動車一臺，已購入三年；一週使用七天，每天使用時間約一小時不等。
目前使用醫療資源	沒有接受任何醫療機構治療介入或訓練。
近期醫療史	兩年內沒有接受過任何置換或外科手術。 兩年前曾有憂鬱症病史導致學業中斷。

表 2
評量測驗日程表

週次	一	二	三	四	五	六	七	八
月份	3	4				5		
星期	二四六	二四六	二四六	二四六	二四六	二四六	二四六	二四六
裸足	A1 A2 A3							C1 C2 C3
3D 列印 AFO		B1 B2 B3	B4 B5 B6	B7 B8 B9	B10 B11 B12	B13 B14 B15	B16 B17 B18	
傳統 AFO		B1 B2 B3	B4 B5 B6	B7 B8 B9	B10 B11 B12	B13 B14 B15	B16 B17 B18	

註：A 基線期 B 處理期 C 撤回期

三次，基線期和撤回期每次評量時間約 15 分鐘；處理期每次評量時間約 35 分鐘。

基線期受試者不使用支持性輔具也不穿著任何 AFO，只穿著襪子與外出鞋接受 GST 及 BBS 評量，間隔一分鐘讓受試者恢復體力。總施測時間約 15 分鐘。撤回期的處置與基線期相同。

本研究之研究對象背景資料如表 1 所示：

研究設計於 2018 年 3 月至 5 月進行評量工具測驗，蒐集本研究所需之各項數據，評量測驗日程如表 2。

處理期受試者先穿著 3D 列印 AFO 接受 GST 及 BBS 評量，間隔一分鐘讓受試者恢復體力；接著給予五分鐘讓受試者替換傳統 AFO，確保穿著正確且穩定，接受 GST 及 BBS 評量，間隔一分鐘讓受試者恢復體力。總施測時間約 35 分鐘。

參、結果

受試者目前使用傳統高溫石膏取模的 AFO，約三年前（2015）自費於醫院製作，由輔具師一對一評估取模，領取完成品歷時三週多。傳統 AFO 體積龐大、束縛感重、需購買大一號的鞋子搭配，保留兩指幅寬的彈性空間以利包覆肢體，未再前往醫院接受評估與調整。

本研究共製造四雙 AFO，第一組左腳列印時間為 18 小時 25 分，重量 195 公克、右腳列印時間為 20 小時 47 分，重量 165 公克，如圖 5。

（一）參數設定：Autodesk Meshmixer 模型繪製厚度為 3mm、擠出方向為 Normal、模型邊緣圓滑化 (smooth scale) 設定值為 0.4；Cura 切片軟體設定列印方向為 0 度（平躺）、填充密度 100%、噴頭

圖 5　第一組 3D AFO

圖 6　第二組 3D AFO

溫度 196 度、熱床溫度 50 度、支撐類型採用全部支撐、支撐臨界角 60 度、平臺附著類型為底層邊線、支撐密度 15%、打印材料直徑 1.75mm、打印材料擠出量 100%。

（二）穿戴次數：處理期 B1，共一回。

（三）施測情形：如圖 5 右腳 AFO 在腳底板有兩處斷裂，左腳 AFO 腳底板則有一處斷裂。由於列印方向為 0 度平躺，斷裂處剛好與列印層方向平行重疊，所以應力折斷，因此決定改變第二組的列印方向。

第二組左腳列印時間為 22 小時 30 分，重量 215 公克、右腳列印時間為 20 小時 50 分，重量 210 公克，如圖 6。

（一）主要參數設定與調整：除了 Cura 切片軟體設定列印方向為斜躺 30 度外，主要數值設定與第一組 3D AFO 皆相同。

（二）穿戴次數：處理期 B2、B3 和 B4，共三回。

（三）施測情形：如圖 6 所示，右腳 AFO 在腳底板仍有一處斷裂，而左腳 AFO 腳底板除了有兩處斷裂，在阿基里斯腱上方位置也出現斷裂，而且斷裂面呈現不平整不規則的狀況。推論 30 度斜躺的列印方向並不妥當，雖然右腳腳底板的斷裂處減少了，但卻造成左腳斷裂位置 的增加，顯然列印方向的確會影響成品強度，因此決定再度改變第三組的列印方向。

第三組左腳列印時間為 16 小時 18 分，重量 220 公克、右腳列印時間為 15 小時 44 分，重量 205 公克，如圖 7。

（一）主要參數設定與調整：除 Cura 切片軟體設定列印方向為斜躺 45 度外，主要數值設定與第一組 3D AFO 皆相同。

（二）穿戴次數：處理期 B5 和 B6，共兩回。

（三）施測情形：如圖 7 所示，右腳 AFO 經過兩回施測尚無斷裂，而左腳 AFO 的斷裂情形和第二組十分雷同，且斷裂面依舊呈現不平整不規則的狀況。雖然從右腳可以得知列印方向改為 45 度，的確大幅增加強度，但是仍舊無法確切推論經過下一回的施測不會如

圖 7　第三組 3D AFO

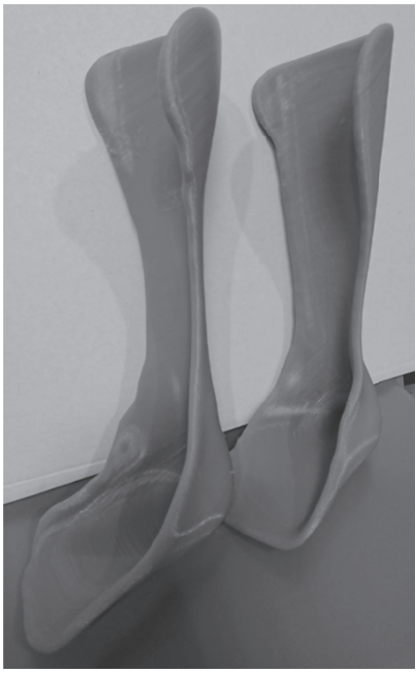

圖 8　第四組 3D AFO

同第二組一樣出現斷裂，因此需要調整第四組的設定。

從 0 度、30 度和 45 度三種列印方向的 AFO 可以看出，左腳的斷裂情形比右腳來得嚴重，推論可能因素為受試者左腳存在的異常肌肉張力大，執行動作時容易產生的肌肉代償、重心轉移位置大多在外側，所以強度仍不足以支撐，必須從 AFO 本身的厚度下去著手設計。

受試者原先擁有的傳統 AFO 厚度為 5.5mm 左右，若再加上內側的支撐墊則約有 8mm 的厚度，因此第四組 AFO 依據前面三雙同樣的軟體操作順序來重新繪製，也同樣為 8mm 的厚度。由於厚度較前三雙增加不少，所以列印時間也延長許多；另外，起初第四組 AFO 的預定列印方向與第三組 AFO 相同為斜躺 45 度，但是由於本研究 3D 列印機 CR-10 的平臺大小有限制，即使擺放位置為平臺對角線也無法容納體積變大的第四組 AFO，所以最後採取斜躺 60 度的列印方向。

第四組左腳列印時間為 47 小時 49 分，重量 535 公克、右腳列印時間為 46 小時 27 分，重量 530 公克，如圖 8。

（一）主要參數設定與調整：Autodesk Meshmixer 模型繪製厚度為 8mm、擠出方向為 Normal、模型邊緣圓滑化 (smooth scale) 設定值為 0.5；Cura 切片軟體的設定列印方向為斜躺 60 度、填充密度 100%、噴頭溫度 196 度、熱床溫度 50 度、支撐類型採用全部支撐、支撐臨界角 60 度、平臺附著類型為底層邊線、支撐密度 15%、打印材料直徑 1.75mm、打印材料擠出量 100%。

（二）穿戴次數：處理期 B7、B8、B9、B10 和 B11，共五回。

（三）施測情形：如圖 8 所示，不論是左腳或是右腳 AFO，經過五回施測都沒有斷裂的情形出現。

四　組 3D AFO（3D Printing Ankle-Foot Orthosis，簡稱 3D AFO）各項主要參數如表 3 所呈現。

市面上傳統式 AFO 的厚度大多介於 3mm 至 3.3mm，本研究考量 3D AFO 的輕盈性和美觀，因此前三雙未選擇與受試者所使用傳統 AFO 相同厚度，而選擇和預試個案所穿 3D AFO 之相同數值，以 3mm 厚度來印製；但研究過程中發現 3mm 的厚度，雖然預試期能給予個案良好輔助，但無法支撐正式受試者較高的體重而斷裂，故重新斟酌第四組的列印厚度，採取和受試者其傳統 AFO 的最大厚度，以 8mm 來印製。另為維持施測流程順暢，蒐集研究數據與紀錄的統一性及完整性，

表 3
四組 3D 列印踝足支架列印主要參數摘要

	NO.1	NO.2	NO.3	NO.4
繪製厚度	3mm	3mm	3mm	8mm
列印方向	0 度（平躺）	30 度（斜躺）	45 度（斜躺）	60 度（斜躺）
填充密度	100%	100%	100%	100%
噴頭溫度	196	196	196	196
熱床溫度	50	50	50	50
支撐類型	線性支撐	線性支撐	線性支撐	線性支撐
支撐臨界角	60 度	60 度	60 度	60 度
支撐密度	15%	15%	15%	15%

四雙 3D AFO 都在當日所有項目施測結束後，才檢查其斷裂情形。

正式個案的行走速度測驗紀錄結果如表 4。

肆、討論

正式個案的行走速度測驗紀錄以施測觀察的資料點次為橫向座標，代表平均花費時間的秒數為縱向座標（圖 9）。基線期的行走時間逐次下降，代表行走速度增加，處理期穿戴傳統 AFO 的時間在 5 至 6 秒間浮動，沒有太大變化，穿著 3D AFO 的前兩次皆為 7 秒，之後的秒數則和傳統 AFO 的秒數差不多，也在 5 至 6 秒間。推測是受試者穿戴重量較輕盈的 3D AFO 還不適應，安全感較傳統 AFO 來得少，因此步伐距離較小。

撤回期的三次資料點分別為 5 秒、4 秒和 5 秒，與處理期穿著 AFO 的秒數變化不大，

表 4
正式研究個案「行走速度測驗紀錄表 (GST)」結果摘要

階段	基線期 A			處理期 B											撤回期 C		
資料點	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
次序	A1	A2	A3	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	B8	B9	B10	B11	C1	C2	C3
				◎			◎◎		◎◎◎								
未穿戴 AFO(秒)	7	6	5												5	4	5
穿戴 3DAFO(秒)				7	7	6	6	5	5	5	6	6	5	5			
穿傳統 AFO(秒)				6	5	6	5	5	5	6	5	6	6	5			

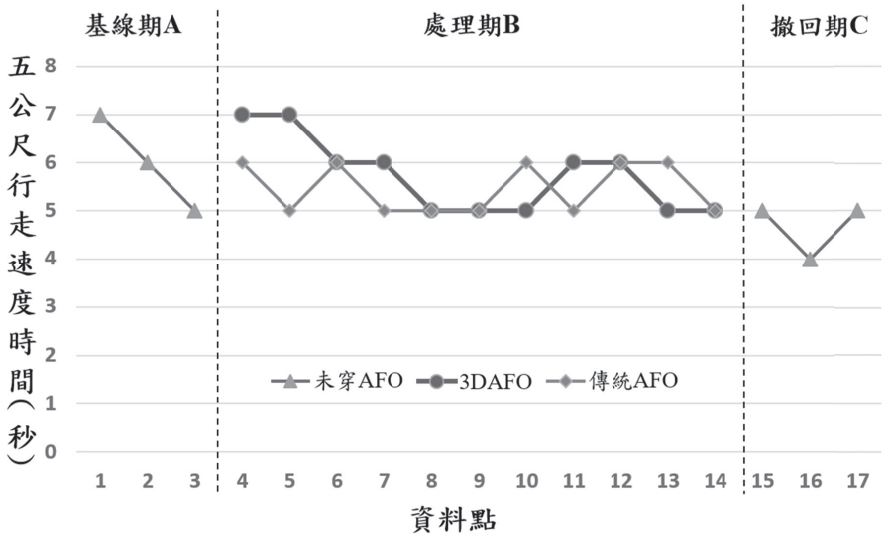

圖 9 行走速度測驗紀錄 (GST) 圖

表 5-1
「行走速度測驗紀錄表 (GST)」階段內資料分析摘要

分析內容	基線期 A	處理期 B		撤回期 C
		3DAFO	傳統 AFO	
1. 階段長度	3	11	11	3
2. 趨向路徑預估	\ (-)	\ (-)	/ (+)	- (=)
3. 趨向穩定性	100% （穩定）	54.55 （不穩定）	54.55% （不穩定）	66.67% （不穩定）
4. 水準平均值	6	5.73	5.46	4.67
5. 水準穩定性	33.33% （不穩定）	36.36% （不穩定）	0% （不穩定）	66.67% （不穩定）
6. 水準範圍	5-7	5-7	5-6	4-5
7. 水準變化	7-5(+2)	7-5(+2)	6-5(+1)	5-5(+0)

註 1：穩定標準百分比採 15%
註 2：75% 以上判定為穩定，75% 以下判定為不穩定。

表 5-2
「行走速度測驗紀錄表 (GST)」階段間資料分析摘要

分析內容	A /B (3DAFO)	A /B (傳統 AFO)	B (3DAFO) /C	B (傳統 AFO) / C
1. 趨向路 徑與效果	\ (-) \ (-)	\ (-) / (+)	\ (-) - (=)	/ (+) - (=)
2. 趨向穩 定性變化	穩定到不穩定	穩定到不穩定	不穩定 到不穩定	不穩定 到不穩定
3. 水準變化	7-5 (+2)	6-5 (+1)	5-5 (+0)	5-5 (+0)
4. 重疊百分比	100%	100%	66.66%	66.66%
5.*C* 值	0.40	0.08	0.68	0.07
6.*Sc* 值	0.25	0.25	0.25	0.25
7.*Z* 值	1.62	0.32	2.76 **	0.30

註 1：* $p < .05$，** $p < .01$

顯示有維持效果。行走速度時間的分布起伏不定，與受試者平常走路忽快忽慢的特質吻合，整體而言三個階段呈現略為趨緩的下降路徑。

正式個案的行走速度測驗紀錄資料分析摘要如表 5-1 以及表 5-2。

受試者平日以電動車代步，上班時間需要傳遞文件才會起身走動，距離僅限於辦公室內，長年行走步態不佳，且速度忽快忽慢，過往偶有跌倒事件發生，只有出遠門活動才會穿戴傳統 AFO，頻率約一個月一回，走路的活動量一日少於 15 分鐘。

受試者不穿戴 AFO 行走時的特性有「拖行式的走路」，腳底不抬離地面，也就是垂足現象，且軀幹搖晃幅度很大，屬於不正確且軀幹代償多的步態；腰椎彎曲弧度大，使

圖 10 個案未穿 AFO 之行走側面圖

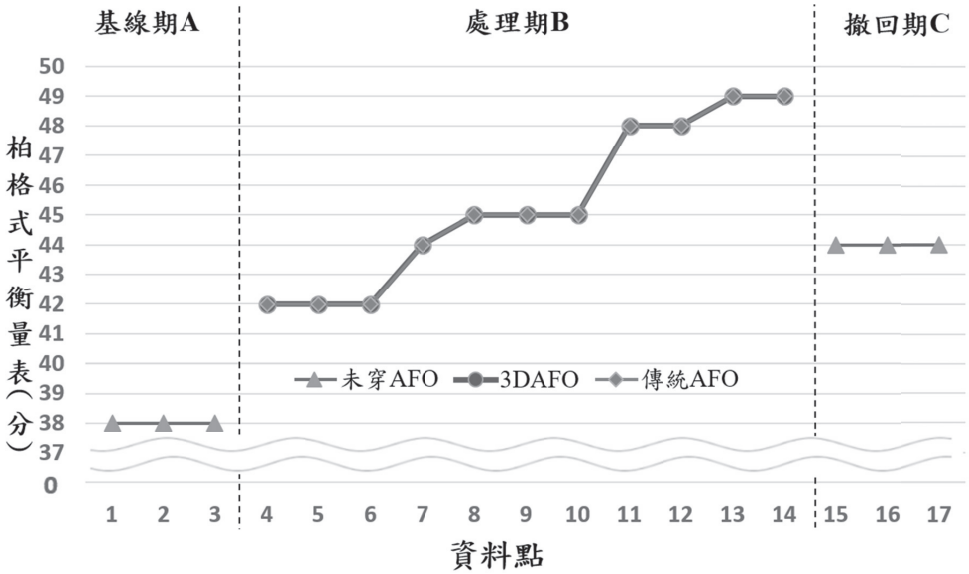

圖 11 正式研究個案「柏格氏平衡量表 (BBS)」折線圖

用腹部前凸來避免軀幹向前傾倒，是行走平衡穩定的代償姿勢；行走過程中雙側膝蓋皆為「鎖膝」(lock knee)，也就是膝蓋過度伸展，長久下來容易造成半月板不可逆的磨損、也容易讓膝蓋雙側韌帶肌腱受到傷害；因為腰椎過度彎曲，因此也導致上半身過度後仰，肩胛骨後縮，雙側上肢沒有正常擺盪動作，整體而言受試者的大肌群皆十分僵硬，行走的協調性差無法控制前進的速度。此外，受試者行走過程中有小腿外轉且重量壓在腳底外側，偶有出現足部內翻的現象，左腳比右腳嚴重，另雙腳有輕度至中度程度的浮腫。

圖 10 為受試者未穿任何 AFO 時的行走過程側面圖，紅圈標註部位即為受試者習慣性之代償動作。上方為正面與側面拍攝照，軀幹左右歪斜、肩胛骨後縮、上半身重心後傾和腹部前凸現象，呈現「鎖膝」步態，膝關節過度打直伸展；下方為背面拍攝照，軀幹搖擺幅度大，手臂外開十分僵硬，無法自然垂盪，下肢因未小腿外轉，導致足部偏移朝外，且抬起腳底板的高度略低，屬於「拖行式的走路」。

圖 12 個案 BBS 施測過程圖

受試者處理期穿戴 3D AFO 或是傳統 AFO，行走步態皆有改善，腳底仍無法完全抬離地面，軀幹搖晃幅度降低，減少過多軀幹代償。腰椎彎曲弧度位置較為正常，腹部也較基線期未穿戴 AFO 時要來的內收，代表 AFO 給予受試者較多的平衡穩定支撐，減少了向前跌倒的風險，因此利用腹部前凸的代償姿勢有所變化。雙側膝蓋還是有「鎖膝」，但過度伸展拉直的程度相較於基線期有些許減緩。受試者的身體仍十分僵硬，雙上肢依舊沒有出現具備協調性的擺動，但過程中的步距較平均，跨步前進的速度也較一致。

兩種 AFO 都具有相同的改善功用，能將下肢承重的位置擺在中心線，因此處理期行走時小腿外轉和足部內翻較基線期來得少。撤回期受試者不穿任何 AFO，大抵又恢復到如同基線期的代償姿勢步態，雙腳有過度伸展的「鎖膝」，整體而言，小腿外轉和足部內翻情形略為改善，撤回期的步距步幅和前進速度較基線期來的平均且一致。

受試者穿著 3D AFO 或是傳統 AFO，其行走速度皆只有些許提升，但可以正向改變習慣性的代償姿勢，改善行走步態和外觀，且穿著 3D AFO 行走時間增加後，移除 AFO 仍有維持效果。

「柏格氏平衡量表」如圖 11。基線期的走向持平，代表平衡能力的表現十分一致；處理期穿戴 3D AFO 和傳統 AFO 的表現相同，因此兩條折線完全重疊，明顯提升且漸進式的進步。可見穿著 3D AFO 和傳統 AFO 具備成效能支持受試者下肢，改善平衡能力。撤回期的三回評量得分皆為 44 分，雖然比起處理期的最佳表現 49 分來得低，但也沒有立刻退步到基線期的表現，代表穿戴 AFO 活動一段時間後再移除 AFO，還能夠維持一定的正向效果。

圖 12 為受試者基線期、處理期和撤回期的 BBS 施測過程。受試者個性偏求好心切，在意得分高低，當施測的評分標準包含秒數或距離時，上半身容易出現代償姿勢，或是為了快速完成指令而忽略動作的安全性與完整性，反而遭到研究者與協同觀察者判定未達分數標準。

綜合上述的資料變化分析，3D AFO 和傳統 AFO 擁有相同的成效，除了避免肌肉代償作用，協助並改善平衡姿勢外，皆能大幅提升受試者平衡能力，數據達到顯著水準，且在移除 AFO 後，還維持一定的效果。

本研究製作出的 3D 列印 AFO 共有四雙，有五隻出現斷裂情形，推測斷裂原因除了需要再精進列印技術、並不斷嘗試各種參數設定和列印方法外，也需考量個案的身形體重與異常張力高低，才能達到最佳的穩定度和耐用性。

相較於過往皆能有效提升行走速度的文獻，結果表現並不理想，7 不過受試者在穿著

表 6-1
「柏格式平衡量表 (BBS)」階段內資料分析摘要

分析內容	基線期 A	處理期 B		撤回期 C
		3DAFO	傳統 AFO	
1. 階段長度	3	11	11	3
2. 趨向路徑預估	- (=)	/ (+)	/ (+)	- (=)
3. 趨向穩定性	100%（穩定）	100%（穩定）	100%（穩定）	100%（穩定）
4. 水準平均值	38	45.36	45.36	44
5. 水準穩定性	100%（穩定）	100%（穩定）	100%（穩定）	100%（穩定）
6. 水準範圍	38-38	42-49	42-49	44-44
7. 水準變化	38-38 (+0)	49-42 (+7)	49-42 (+7)	44-44 (+0)

註 1：穩定標準百分比採 15%
註 2：75% 以上判定為穩定，75% 以下判定為不穩定。

表 6-2
「柏格式平衡量表 (BBS)」階段間資料分析摘要

分析內容	A /B (3DAFO)	A /B (傳統 AFO)	B (3DAFO) /C	B (傳統 AFO) / C
1. 趨向路徑與效果	- (=) / (+)	- (=) / (+)	/ (+) - (=)	/ (+) - (=)
2. 趨向穩定性變化	不穩定到不穩定	不穩定到不穩定	不穩定到不穩定	不穩定到不穩定
3. 水準變化	42-38(+4)	42-38(+4)	｜44-49｜(+5)	｜44-49｜(+5)
4. 重疊百分比	0%	0%	100%	100%
5.C 值	0.92	0.92	0.75	0.75
6.Sc 值	0.25	0.25	0.25	0.25
7.Z 值	3.73 **	3.73 **	3.03 **	3.03 **

註 1：* $p < .05$，** $p < .01$
註 2：A- 基線期 A，B- 處理期 B，C- 撤回期 C

傳統 AFO 的行走速度結果，與 3D AFO 的結果數據差距少，花費時間分布同樣起伏不定，因此無法完全排除行走速度無法大幅提升的因素，跟受試者平常走路忽快忽慢的特質有關，加上受試者對時間和分數過於求好心切的個性，可能影響了評測時間的客觀性。另外和過往文獻不同的研究設計在於行走速度評量除了除了 5 公尺、8 公尺、10 公尺測試外，還有計時起走測試跟六分鐘行走速度測試，採用不同的距離或行走速度測試會否有更多變化，仍待未來研究進一步分析。

正式個案的柏格氏平衡量表資料分析摘

要如表 6-1 以及表 6-2。

受試者行走 5 公尺速度所花費最長時間為 7 秒，最短時間為 4 秒，單看行走秒數約提升 42%，因為本研究為單一受試個案，5 公尺的行走距離也較短，其進步數據不能直接推論到其他個案，仍必須再蒐集更多資料，以探討其提升行走速度之確切成效。

受試者在處理期穿著 3D AFO 時的小腿外轉和足部內翻較基線期來得少，此現象和 Davies (2000) 和 Marigold 與 Eng (2006) 的描述相符。進入撤回期後，受試者不穿任何 AFO，雖又恢復初期的代償姿勢步態，包含雙腳出現「鎖膝」，其過度伸展的狀況比初期減緩，與 Butler、Farmer 和 Major (1997) 的結果相同。

整體而言代償姿勢有改善，撤回期的步距步幅和前進速度較基線期平均且一致，這和 Abel 等人 (1998)、Aboutorabi 等人 (2017)、Balaban 等人 (2007)、Butler 等人 (1997)、Franceschini、Massucci、Ferrari、Agosti 和 Paroli (2003)、Pohl 與 Mehrholz (2006) 的文獻有相似之處，因為增加患側承重、協助重心轉移、步幅長度變大、增加步態對稱性及單側支撐時間百分比增加，除了提升腦麻患者得自主行走速度之外，步態也較訓練前穩定。結果顯示 3D AFO 可改善受試者平衡能力，和 Wang 等人 (2005) 和 Simons 等人 (2009) 一致，能有效提高柏格氏平衡量表的分數，改善功能性活動。

穿著 AFO 能有效改善靜動態平衡能力，包括運用許多不同肌肉來控制活動、應付外在環境的各種干擾，有賴雙側下肢重心轉移的身體基底平衡，提高承重能力適當調配重心轉移時的比例和時間，影響動態行為的協調與表現；靜動態平衡包含維持站姿、單腳站立、軀幹彎前取物與跨步登階等，都是 BBS 的施測項目 (Simons et al., 2009)。

伍、結論

由結果歸納出以下結論：3D 掃描和列印技術可應用於個別化設計踝足支架、與傳統 AFO 相同皆能提升部分行走速度並改善步態外觀、能提升平衡能力並改善動作姿勢。然而 3D 列印製作時間依據產品的尺寸大小約數小時到數天不等，材料成本較傳統 AFO 低廉，也能在列印後進行其他組裝或加工，應該能讓 3D 技術列印 AFO 可以成為未來輔具製作的另一種新途徑，並發展更多跨領域合作之應用。

整體而言，在做 3D 列印 AFO 之個別化設計前，需進行詳細的個案相關資料蒐集，包含受試者的身高體重、單側或雙側動作障礙、習慣的重心轉移和下肢承重位置等等，累積一定的列印經驗並嘗試搭配各種參數設定，如：繪製模型的厚度與 3D 列印方向等等，來提高 3D 列印 AFO 的成功率及耐用性。

參考文獻

陳昊澤、黃文興、嚴筱晴（2013）。慢性中風個案之「國際健康功能與身心障礙分類系統」和「個案處理模式」之應用。**臺灣醫學，17**(3)，332-339。 doi: 10.6320/FJM.2013.17(3).14

陳淑貞、錢桂玉、呂佳育（2015）。走路速度測量於社區高齡者衰弱防治之應用。**運動生理暨體能學報，21**，51-58。 doi: 10.6127/JEPF.2015.21.05

創想三維公司（2017）。Creality CR-10 Max 3d printer。2017 年 12 月 4 日，取自 http://www.creality3d.cn/

Abe, H., Michimata, A., Sugawara, K., Sugaya, N., & Izumi, S. I. (2009). Improving gait stability in stroke hemiplegic patients with a plastic ankle-foot orthosis. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine, 218*(3), 193-199. doi: 10.1620/tjem.218.193

Abel, M. F., Juhl, G. A., Vaughan, C. L., & Damiano, D. L. (1998). Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79*(2), 126-133. doi: 10.1016/S0003-9993(98)90288-X

Aboutorabi, A., Arazpour, M., Bani, M. A., Saeedi, H., & Head, J. S. (2017). Efficacy of ankle foot orthoses types on walking in children with cerebral palsy: A systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 60*(6), 393-402.

Alexander, L. D., Black, S. E., Patterson, K. K., Gao, F., Danells, C. J., & Mcllroy, W. E. (2009). Association between gait asymmetry and brain lesion location in stroke patients. *Stroke, 40*(2), 537-544. doi: 10.1161/STROKEAHA.108.527374

Balaban, B., Yasar, E., Dal, U., Mohur, H., & Kalyon, T. A. (2007). The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation, 29*(2), 139-144.

Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. I. (2009). The Balance Scale: Reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, 27*(1), 27-36.

Blum, L., & Korner-Bitensky, N. (2008). Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: A systematic review. *Physical Therapy, 88*(5), 559-566. doi: 10.2522/ptj.20070205

Butler, P. B., Farmer, S. E., & Major, R. E. (1997). Improvement in gait parameters following late intervention in traumatic brain injury: A long-term follow-up report of a single case. *Clinical Rehabilitation, 11*(3), 220-226. doi: 10.1177/026921559701100305

Davies, P. M. (2000). *Steps to follow: The comprehensive treatment of patients with hemiplegia*. Berlin, Germany: Springer Science & Business Media.

Ferrell, B., Artinian, B., & Sessing, D. (2011). The identification of frailty: A Systematic literature review. *Veterinary Surgery : The Official Journal of the American College of Veterinary Surgeons, 33*(1), 70-76.

Franceschini, M., Massucci, M., Ferrari, L., Agosti, M., & Paroli, C. (2003). Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation, 17*(4), 368-372. doi: 10.1191/0269215503cr622oa

Icrc, A. D. (2010). Manufacturing guidelines ankle-Foot orthosis. retrieved from https://www.icrc.org/eng/assets/files/other/eng-afo-2010.

Ketelaar, M., Vermeer, A., Hart, H., vanPetegem-van, B. E., & Helders, P. J. M. (2001). Effects of a functional therapy program on motor abilities of children with cerebral palsy. *Physical Therapy, 81*(9), 1534-1545.

Marigold, D.S., & Eng, J. J. (2006). The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture, 23*(2), 249-255. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.001

Oskoui, M., Coutinho, F., Dykeman, J., Jetté, N., & Pringsheim, T. (2013). An update on the prevalence of cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis. *Developmental Medicine & Child Neurology, 55*(6), 509-519. doi: 10.1111/dmcn.12080

Pohl, M. & Mehrholz, J. (2006). Immediate effects of an individually designed functional ankle-foot orthosis on stance and gait in hemiparetic patients. *Clinical Rehabilitation, 20*(4), 324-330. doi: 10.1191/0269215506cr951oa

Redford, J. B., Basmajian, J. V., & Trautman, P. (1995). *Orthotics: Clinical practice and rehabilitation technology*. London, UK: Churchill Livingstone.

Rizzo, D. C. (2015). *Fundamentals of anatomy and physiology.* Boston, MA: Cengage Learning.

Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V.K., Bloch, D. A., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 44*(1), 58-63. doi: 10.1017/S0012162201001669

Simons, C. D. M., van Asseldonk, E. H.F., van derKooij, H., Geurts, A. C. H., & Buurke, J. H. (2009). Ankle-foot orthoses in stroke: Effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clinical Biomechanics, 24*(9), 769-775. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.07.006

Strauser, D. R. (2013). *Career development, employment, and disability in rehabilitation: From theory to practice*. New York, NY: Springer Publishing Company.

Wang, C. Y., Hsieh, C. L., Olson, S. L., Wang, C. H., Sheu, C. F., & Liang, C. C. (2006). Psychometric properties of the Berg Balance Scale in a community-dwelling elderly resident population in Taiwan. *Journal of the Formosan Medical Association, 105*(12), 992-1000. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.07.006

Wang, R. Y., Yen, L. L., Lee, C. C., Lin, P. Y., Wang, M. F., & Yang, Y. R. (2005). Effects of an ankle-foot orthosis on balance performance in patients with hemiparesis of different durations. *Clinical Rehabilitation, 19*(1), 37-44. doi: 10.1191/0269215505cr797oa