國立臺灣師範大學教育學院

復健諮商研究所

碩士論文

客製化三維列印鞋墊對於扁平足者平衡及行走功能之成效

彭淑敏

指導教授：佘永吉 博士

中華民國 113 年 1 月

Graduate Institute of Rehabilitation Counseling

College of Education

National Taiwan Normal University

Master's Thesis

Customized 3D Printed Insole for Persons with Flat Foot: The Outcome of Balance and Walking Function

Peng, Shu-Min

Advisor: Yung Ji Sher, PhD

January 2024

誌謝

當開始著思考這頁時，代表著我即將告別碩士班的生涯，兩年來的點點滴滴在此劃下句點，在學習的過程中，我不後悔選擇念台師大，甚至到現在很感謝台師大所給予我的一切。

研究所生活中，承蒙吾師佘永吉教授的深深教誨，每次研究生討論時間，老師充滿著熱情，孜孜不倦的督促彼此的進度，老師不但是我們學習的楷模，更是人生道路的良師。雖然老師最初見到我時，每次頭都很痛，什麼都聽不懂，現在轉變成老師講一個詞，能夠理解老師所表達的含意，不枉費我進台師大時，就覺得要找佘老師當我的指導教授。

在這兩年研究生生活，每周參加洪榮昭教授主持的共同大會議，在裡頭學到論文該有的架構，且給予很實在的評論與建議，使論文能更加完善，每次會議都會再三要求進度，並且要求報告進度，使我的論文及台風日趨穩定。

在寫論文的過程中，發生了許多小插曲，一度懷疑自己，沮喪與挫折。如擺著器材的教室，十年未曾漏水，可當我將重要施測儀器擺放至裡面後，天花板滲水，使儀器停擺，就在絕望之際時，感謝陳貞夙老師拔刀相助，兩肋插刀，聯繫陽明交通大學，租借相似的儀器，還出了修儀器的錢，幫我解決眼下遇見的困難，那時我眼淚都快流出。

在復健諮商研究所中，感謝班導吳亭芳老師，雖然老師很兇，講話直白，可也因如此，更能體會自己的不足，用自己的力量努力理解、消化、吸收，轉換成養分茁壯。

在研究所上課期間，遇到許多夥伴陪我一起走過學習的旅途，有她們使我人生更加精采，感謝恩芸、韻鉚、得瑋、筱芳、少庭、儀芳，在碩班陪我經歷學習的一切，才能順利走上完成之路。

最後謝謝我的家人給予與支持我的選擇，謝謝羅盛盟陪我經歷喜、怒、哀、樂，包容我的各個小情緒，能遇見你真好。

摘要

扁平足(Flat foot)是一種會影響到日常功能行走表現的一種診斷之一，這個診斷可能會造成足部疼痛，步態異常，也可能會影響到平衡與協調能力，間接影響其他骨骼相關疾病，而根據生物力學原理，鞋墊可減少變形，預防或治療腳和下肢的疾病，但礙於特製鞋墊單價都過於高，使扁平足個案卻步。此研究是想藉由 3D 列印其特性特別適合應用於小量客製化的需求，能針對各種困難的情境做出相應的設計，因此將運用 3D 列印材質可塑性，與成本效益的可行性，且結合所學領域專業，依照受試者行走習慣量身打造個別化鞋墊。

本研究採取準實驗研究設計，取扁平足的人穿著長時間 3D 列印鞋墊為實驗組，而對照組為穿 3D 列印鞋墊短時間的的扁平足個案，探討十二週日常生活對於兩組不同鞋墊之動作影響。課程開始前一週，實驗組與對照組皆進行動作評估前側，且實驗組會先採取足模來製作 3D 列印鞋墊；實驗期間兩組皆參與功能性動作介入；第九週，則對實驗組與對照組進行動作訓練評估後測，以無母數檢定 Kruskal-Wallis 考驗實驗組與對照組之動作精煉度。

本研究結論如下:

一、 本研究探討 3D 列印技術適合個別化設計與發展鞋墊，在第二三四趾骨區域壓力達到統計上的顯著下降。

二、 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊走路速度有提升且有顯著上的差異。穿著個別化定製鞋是可幫助改變足底壓力異常分佈的最常見方法。

三、 扁平足受試者使用 3D 列印鞋墊的平衡成效，其研究結果部分個案表示 3D 列印鞋墊可提升其平衡能力，但全體前後平均未達顯著差異。

研究除了數據分析外，最終依據研究結果提供未來研究相關研究執行及相關建議。

關鍵詞：扁平足、3D 列印鞋墊、平衡測試、足底壓力量測

Abstract

Flat foot is one of the diagnoses that can affect daily functional walking performance. This diagnosis may cause foot pain, abnormal gait, and may also affect balance and coordination, and indirectly affect other bone-related conditions. According to biomechanical principles, insoles can reduce deformation and prevent or treat diseases of the feet and lower limbs. However, the unit price of specially made insoles is too high, which discourages flat foot cases. This research aims to use the characteristics of 3D printing to be particularly suitable for small-volume customization needs and to make corresponding designs for various difficult situations. Therefore, the plasticity of 3D printing materials will be used to achieve cost-effectiveness. Personalized insoles are tailor-made according to the subject's walking habits based on the field of study.

This study adopts a quasi-experimental research design. People with flat feet wear 3D printed insoles for a long time as the experimental group, while the control group consists of flat foot cases who wear 3D printed insoles for a short time. The effect of twelve weeks of daily life on the two groups of different insoles is explored. The action affects. One week before the start of the course, both the experimental group and the control group conducted movement assessment on the front side, and the experimental group first took foot molds to make 3D printed insoles. During the experiment, both groups participated in functional movement intervention; in the ninth week, the experimental group The movement training evaluation post-test of the experimental group and the control group was conducted, and the Kruskal-Wallis test was used to test the movement refinement of the experimental group and the control group.

The conclusions of this study are as follows:

1. This study explores the suitability of 3D printing technology for personalized design and development of insoles, which achieves a statistically significant reduction in pressure in the second, third and fourth phalangeal areas.

2. The walking speed of flat foot cases using 3D printed insoles is improved and there is a significant difference.

Wearing individually tailored shoes is the most common method that can help change the abnormal distribution of pressure on the bottom of the foot.

3. The balance effect of flat-footed subjects using 3D printed insoles. The research results showed that 3D printed insoles can improve their balance ability in some cases, but the overall average difference before and after did not reach a significant difference.

In addition to data analysis, the research ultimately provides relevant research implementation and related suggestions for future research based on the research results.

Keyword: Flat foot, 3D printed insoles, balance test, Footscan Pressure Measurement systems

目錄

第一章 緒論.....1
第一節 研究背景與動機.....1
第二節 研究目的與問題.....6
第三節 名詞釋義.....7
第二章 文獻探討.....9
第一節 扁平足.....9
第二節 3D 列印介紹.....14
第三節 步態與平衡.....20
第三章 研究方法.....25
第一節 研究架構與設計.....25
第二節 研究參與者.....28
第三節 研究工具.....29
第四節 研究程序.....35
第五節 資料處理.....37
第四章 結果與討論.....39
第一節 3D 列印鞋墊技術之個別化設計與發展.....40
第二節 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊走路速度之成效.....48
第三節 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊平衡之成效.....50
第四節 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊舒適度滿意狀況與之後使用意願 54
第五章 結論與建議.....61
第一節 結論.....61
第二節 研究限制.....62
第三節 未來發展.....63

參考文獻.....64
附錄.....72

第一章 緒論

本章節在敘述研究動機與研究目的，分別說明以上三節:第一節為研究動機、第二節為研究目的與問題、第三節為名詞釋義，說明如下。

第一節 研究背景與動機

壹、 研究背景

步態是功能獨立的關鍵之一。長期以來，步行被認為是一個涉及最少高階認知輸入的自動過程。事實上，如果沒有移動四肢的肌肉和調節肌肉即時活化的控制，步行就不會發生（Mirelman et al., 2018）。足部姿勢改變會影響動作並導致下肢受傷。足弓是人體足部的重要結構。它的彈性在行走和跳躍過程中對緩衝振動起著至關重要的作用，它保證了身體在直立時的支撐和穩定性（Han et al., 2011）。

足弓高度會影響足部姿勢或足形，因為內側縱弓負責吸收日常活動中對足部的大部分衝擊（Nilsson et al., 2012）。分析足弓高度和活動性，臨床醫生可以將個體分為扁平足（pes planus）或低足弓、正常足弓（pes rectus）或高足弓（pes cavus）。大約 60% 的人被歸類為足弓高度正常，20% 為扁平足，20% 為高弓（Subotnick, 1985）。

研究指出，在每個國家有 5%的人口患有嚴重的扁平足，而在美國有 20%的人口患有扁平足，而扁平足的定義為中足，足弓低或無足弓的情況，而此狀況顯示會影響腳踝痛或是背痛在足部內旋的動作，而影響扁平足的因素還包含韌帶鬆弛、脛骨扭轉等原因（Karimi, 2019）。而扁平足是常見的畸形之一，在青年中的發病率很高。在生長期，輕度和中度扁平足會隨著軟組織和骨骼的生長而得到矯正；嚴重的扁平足可導致韌帶鬆弛、肌肉無力、關節扭曲、肢體疼痛、踝關節損傷、潰瘍等臨床症狀，需要保守矯正或手術干預（Murley et al., 2009）。多數患者有足部症狀（65.3%的足部）和功能受限（68.3%）。症狀包括不適感（11.3%），例如

早期疲倦或長時間站立或行走時出現困難，以及疼痛（54%），主要位於足底（28.7%）和後足內側（18.8%）（Benedetti et al., 2011）。

脛前肌（Tibialis Anterior）和腓骨長肌（Peroneus longus）的相對張力將會影響足弓旋前、旋後的活動度與施力，因此功能性扁平足內側的脛前肌可能是處於較為延長的狀態，而足部外側的腓骨長肌 則是處於較為縮短的狀態，如此的張力不平衡可能導致扁平足在步態時的足底壓力分佈異常（陳翰裕等，2020）。扁平足距下關節外翻可能會導致內側縱弓無力（Kim, 2015），導致比正常足部更大的接觸面積。雖然這種接觸表面積的增加，被認為是提供更大的支撐姿勢穩定性，但扁平足個案表現出更差的靜態和動態平衡與正常的人腳相比，扁平足畸形與足弓支撐不足、足底韌帶和肌腱柔韌性不足有關（Tsai et al., 2006）。

非手術治療扁平足患者處理處置，包括各種練習，例如毛巾捲曲練習、足底練習以及神經肌肉電刺激，且根據生物力學原理足矯形器也經常用於靈活扁平足的非手術治療。足弓支撐的鞋墊有矽膠或由各種材料製成的定製形式。矽足弓支架是一種常用的治療選擇，因為它易於獲得且具有成本效益。其中一些是內側貼有足拱形支撐（Vimal et al., 2022），鞋墊可減少變形，預防或治療腳和下肢的疾病，而有症狀的扁平足可能是由舟骨和楔骨之間不正確的位子所引起的，此類型的個案會抱怨行走疲勞、足痛，並伴有膝、踝痛，這些症狀都會降低生活品質（Xu, 2019）。而至今各種鞋墊的設計來矯正扁平足的行走或是保守治療的方式，來預防減緩疼痛或是預防變形 （Kim, 2012）。先前的研究表明，與扁平鞋墊相比，定製成型鞋墊可以減少壓力。適當的鞋墊厚度、鞋跟高度和材料可以最大限度地減少峰值足底應力，並實現均勻的應力分佈（Sarikhani et al., 2016）。

傳統個別化的鞋墊成本太高使很多需求者看到價錢就會卻步（Kim, 2011）而最近 3D 列印推出使用低成本材料，產出各種產品（Dombroski

& Balsdon, 2014），而另一篇研究顯示制定 3D 列印鞋墊比傳統特製鞋墊又有更高的舒適（Xu, 2019）。3D 列印其特性特別適合應用於小量客製化的需求，且可以製作形狀與結構複雜的成品，能針對各種困難的情境做出相應的設計與修飾。在足踝外科的領域，疾病與症狀的發生都與個人的下肢 3D 解剖構造以及其生物力學功能息息相關，也因此特別需要 3D 的技術來對患者做個別的評估，並提供個人化的治療（陳沛裕、楊榮森，2019）。

貳、　研究動機

步態可以定義為導致人類運動的協調的、循環的運動組合。作為一項高度認知的任務，步行方式對個人來說是獨一無二的。但是，由於身體受傷和全身疾病，它可能會改變。這些傷害/疾病會影響人類的運動和姿勢，通常會導致步行速度和步長降低。在這種情況下，個人的步態可被視為受損。通過分析來自步態的生物力學特徵，例如速度、節奏、步長、站立時間或擺動時間，可以推斷觀察到的步態是否受損（Verlekar et al., 2018）足弓的偏離標準會影響步行模式，從而導致骨骼和軟組織過度超載。結構變化對功能效率有負面影響，並且在這些病理過程中出現的疼痛、運動範圍受損或肌肉力量減弱會觸發加重功能障礙的代償機制。足部疼痛是一個重要問題，因為它還會對日常活動、健康和生活質量產生負面影響，並可能增加跌倒的風險（Bac et al., 2022）

評估異常步態可能有助於區分特定病理，評估疾病進展或跨時間的治療效果。它是預測與健康相關的後果（如跌倒）和未來身體認知衰退發展的有力工具（Hausdorff, Buchman, 2013; Morley, 2016）。我們發現扁平足患者與新發脊柱（degenerative joint disease, DJD）和退化性關節炎（degenerative arthritis）的患病率顯著增加有關。扁平足患者的脊柱 DJD 風險程度雖然不大，但與沒有扁平足的人相比，風險增加了 42.3%（Hou

et al., 2021）在沒有鞋墊的情況下，比目魚肌活動與脛前肌活動在負荷反應結束和中間開始時共同收縮。因此，這兩塊肌肉聯合起來控制腳的位置。這種共同收縮的活動會更短。這表明鞋墊改善了這兩個拮抗肌之間的時間（Neptune, 2004）。用矯形器鞋墊顯著降低了姿勢搖擺的中外側範圍和搖擺的區域因此改善了姿勢穩定性（Bateni, 2013）。有研究調查足弓支撐鞋墊對不同足部類型的步態控制策略的影響，在扁平足組中的低足弓不穩定的足部結構造成步態中的壓力中心（Center of pressure, COP）位移偏離，使用足弓支撐鞋墊時，減少腰部屈曲，這意味著足弓支撐鞋墊可以減少步態周期膝與腰椎所需的活動度（Lin et al., 2014）。

足部疼痛是常見的下肢臨床問題，臨床上常利用各種醫療介入或利用足部鞋墊輔具減緩發炎與疼痛。客製鞋墊足部輔具為醫療上針對足部疼痛常使用之治療方式，且足部輔具可以重新分佈足底壓力，然而不同病患對於治療的效果反應不一，對於具何種足部特徵之足部疼痛病患能經由客製足部輔具得到較佳的治療效果（Chang & Liou，2021）。

矯形鞋墊用於矯正足弓高度，緩解疼痛。矯正足弓高度的目的是重新分配關節中的力傳遞模式，以避免進一步損傷足部組織。然而，在臨床實踐中，在短期隨訪中，穿著矯形鞋墊比不穿更痛苦。這意味著穿著矯形鞋墊對足部組織如韌帶和關節有影響（Su et al., 2017） 且鞋墊的剛度也是足矯形器對扁平足的影響的一個因素。結果表明，鞋墊材料的可壓縮性對前足和後足生物力學的影響不同。靈活的內側足弓支撐（矽膠鞋墊）增加了第一蹠骨高度，增加了距舟骨的覆蓋面積，這可能會改變前足和中足的正常 45% 的承重力（Vimal et al., 2022）。

客製化鞋墊使用電輔助設計配合電腦銑床加工製作搭配 3D 列印技術更能製造夠更能滿足個案的需求，且較傳統的省時，透過 3D 列印生產鞋墊除了具有上述優勢外，實際上在工業層面上具有成可行性和個別化需求（Davia-Aracil, 2018）。

骨科診所的評估系統大多依賴靜態測量，例如站立 X 射線、電腦斷層掃描（Computed Tomography, CT）和核磁共振（Magnetic Resonance Imaging, MRI）。步態分析被認為是評估功能障礙的好工具。雖然臨床醫生同意扁平足可能導致步態障礙，但仍不清楚扁平足畸形導致的步態運動學的具體變化是什麼綜合上述，考量輔具適用及個別化需求，且目前文獻 3D 列印製成鞋墊針對扁平足個別化需求，因此將運用 3D 列印材質可塑性，與成本效益的可行性，且結合所學領域專業，依照受試者行走習慣量身打造個別化鞋墊。

第二節 研究目的與問題

根據上方闡述的研究動機，本研究會探討，扁平足需求的人，使用3D 列印鞋墊之個別化設計功能性表現之成效，研究目的與問題敘述如下:

壹、研究目的

本研究目的為個別化設計發展 3D 列印鞋墊，並探討扁平足的個案功能性行走功能性表現。分為行走速度、平衡、與舒適度表現；本研究特定目標為：

1. 建立 3D 列印鞋墊技術之個別化設計與發展；
2. 探討扁平足個案使用 3D 列印鞋墊走路速度之成效；
3. 探討扁平足個案使用 3D 列印鞋墊平衡之成效；
4. 探討扁平足個案使用 3D 列印鞋墊舒適度滿意狀況與之後使用意願。

貳、研究問題

根據上方所敘述，研究待定目標，提出研究問題為：

1. 能否建立在 3D 列印技術鞋墊之個別化可行性？
2. 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊行是否能提升走路速度？
3. 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊是否能提升平衡？
4. 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊舒適度滿意狀況與之後使用意願為何？

第三節 名詞釋義

本研究探討個別化 3D 列印鞋墊對於扁平足的平衡及行走功能之成效，分別就大專院校扁平足個案、平衡及行走功能、3D 列印鞋墊作名詞釋義如下：

壹、 扁平足

狹義的扁平足，僅意指著縱走足弓（longitudinal arch）的減低或消失，而真正廣義的扁平足，意指著旋內足（pronated foot）在環繞足弓的帶及骨骼等機械結構的障，造成人體重心的內側偏移，以致有過度的應力與應變產生於足部，這即是扁平足者常發生足部扭傷（foot sprain）等症候的原因。扁平足者，常伴有足部及踝關節痛，而不適合作長久站立及運動的工作，或甚至於不適合於長途跋涉（Mo, 2001）。

本研究的 FPI 姿勢評估分數達 6 分以上為扁平足個案，且須年滿十八歲，且認知正常無使用任何輔具，且無懷孕及免疫系統疾病。

貳、 平衡功能

平衡能力（balance）：在姿勢控制領域中，平衡能力是指將作用於身體的力量維持 在穩定狀態的能力也就是將重心（center of mass, COM）維持在支撐底面積（base of support, BOS）上的能力（Horak, 1991）。

本研究的平衡功能量測工具採用單腳站立及計時起立行走測驗。

參、 步態

步態週期有兩個主要組成部分：站立期和擺動期。健康成年人的典型步態週期包 62%的站立期和 38%的擺動期。這兩個步態階段進一部份為八個活動：5 個活動（腳跟觸地 heel-strike、平足 flat-foot、中間站立

midstance、足跟離地 heel-off 和腳趾離地 toe-off）發生在站立階段，三個擺動階段（加速期 acceleration、擺動中期 midswing 和減速 deceleration）發生在站立階段（Vaughan, 1999）。系統回顧發現了一些關於扁平足和高弓足的獨特足底壓力特徵的證據。具體來說，當比較正常足和高弓足時，扁平足在內側足弓、前足中央和拇趾中顯示出更高的壓力、力和接觸面積值，而在前足外側和內側這些變量較低。相比之下，與正常足和扁平足相比，高弓足在足跟和前足外側表現出更高的壓力，而在足中部和拇趾表現出較低的壓力、力和接觸面積，扁平組第 4 蹠趾關節和外側足跟的峰值壓力較低，而第 2 腳趾的峰值壓力較高，扁平組第 1 蹠趾關節的最大受力較低，第 2 腳趾的最大受力較高，扁平組第二蹠趾關節和第二腳趾的接觸面積更大（Buldt et al., 2018）。

本研究採站立與行走 1 公尺的行走步態的量測足底壓力測量系統。

肆、 3D 列印鞋墊

3D 列印技術已能夠製作多種塑膠材質與金屬材質的成品，3D 列印製成特別適用客製化小量製作成品，解析度與精細度足以應用在臨床使用需求，再加上 3D 列印可製作成形狀複雜結構化成品，只要有足夠的想像力，在足踝外科領域，3D 列印在保守治療使用鞋墊矯具，已漸漸找到它的優勢。（陳沛裕、楊榮森，2019）傳統的鞋墊相比，3D 列印的鞋墊在支撐足弓方面更有效地減少足弓高度下降。（Ho, et al., 2022）。

本研究採用 3D 列印機種 CREALITY 創想三維 CR-10 系列，列印線材維維 Botfeeder 廠牌所生產的聚乳酸線材（PLA）線徑 1.75mm，依據 3D scanner APP 將實體物品掃描成 3D 列印模型圖，藉由平板電腦與 3D 列印掃描器作連接的方式，後藉由電子郵件的方式可儲存掃描圖片，然後修改，列印出個別化鞋墊。

第二章 文獻探討

本章為探討本研究之理論基礎，針對以下四節：扁平足、3D 列印介紹、步態平衡評估工具相關研究進行探討，以確保本研究之研究架構與理論基礎。

第一節 扁平足

本節將會探討足步結構，扁平足病因與機制、扁平足的的處理、和扁平足的判別方式。

（一） 足部構造

足部有 26 塊骨頭、10 個主要的外在肌腱、30 多個關節，以及許多內在肌腱和韌帶排列在一起形成三個足弓（Van Boerum & Sangeorzan, 2003），足部由一系列三個相交的足弓構成：一個外側足弓、一個內側足弓和一個位於遠端蹠骨的橫向足弓（Gwani et al., 2017），。由跟骨、骰骨、第四和第五蹠骨組成的外側縱弓較剛性，用於支撐體重內側足弓由跟骨、距骨、舟狀骨和楔狀骨以及內側三蹠骨組成，更高且更靈活，可以動態地改變形狀和步態期間的配置（Riegger, 1988），橫弓最常被描述為包括蹠骨基部和楔狀骨和骰骨（Gray, 1989）腳和腳踝的解剖結構很複雜，涉及行走和負重所需的穩定性和功能的多種結構。主要參與成人獲得性扁平足發育的結構是脛骨後肌腱。除了蹠屈，脛後肌腱是足部的主要反向器。脛骨後肌腱主要插入足舟結節，但也有少量插入其他跗骨和蹠骨結構。彈簧韌帶和三角韌帶對足部和腳踝的穩定性至關重要。彈簧韌帶是成人獲得性扁平足中最常涉及的韌帶，它通過從跟骨的支撐距骨到舟骨的連接來支撐腳踝。三角韌帶通常在成人獲得性扁平足的後期受到影響。淺表三角韌帶在舟骨至脛距後囊有一個廣泛的止點。它是防止脛距外翻角度的主要支撐。深三角韌帶防止距骨從其在丘間溝和後丘上的起點軸向旋轉，它插入的位置。三角韌帶作為一個整體對於支撐踝關節和彈簧韌帶的關節面至關重要。它是防止脛距外翻角度的主要支撐。

（二）扁平足病因/機制

扁平足是下肢常見的問題，（1）發育性扁平足在幼兒中是正常的，偶爾會持續到成年而沒有任何症狀。雖然兒童扁平足通常與不成熟有關，但它可能與聯合、神經肌肉疾病、鬆弛綜合徵和許多其他原因有關。（2）功能性扁平足的特徵是骨骼成熟後出現的內側足弓部分或完全變平。（3）它可能相對無症狀，或者可能導致嚴重的症狀和功能障礙，足以使患者喪失能力。功能性扁平足的原因有很多，包括脛後肌腱退化、創傷、神經關節病、神經肌肉疾病和炎症性關節炎（Dyan et al., 2019）。

扁平足和正常腳相比，扁平足存在各種動力學和運動學改變。在這些病理力學改變中，更大的後足外翻（Levinger, 2010）、更大的前足蹠屈峰值、更大的前足外展、更小的前足內收峰值、更大的脛骨內旋（Levinger, 2010）、更大的後足外翻偏移、更大的後足外翻速度、距下關節（sub-talar joint）外翻和腳趾離地階段（toe-off phase）前足外展較少。這些改變的運動模式會影響正常的步態和平衡，同時增加受傷的風險。此外，扁平足距下關節（sub-talar joint）外翻可能導致弱內側縱弓導致接觸面積高於正常足部（Kim,2015）。儘管這種接觸表面積的增加可以被認為是姿勢穩定性的更大支撐，有報導顯示，與正常足部的個體相比，扁平足個案表現出較差的靜態和動態平衡（Tsai et al., 2006）。

儘管其確切原因尚不准確，但先前的研究人員認為，可能是由於足部的結構和功能改變以及無法吸收外力（Kim, 2016），人們還認為，不正確的足部結構會導致對距下關節（sub-talar joint）的肌梭和肌腱施加額外的壓力，從而導致足部的本體感覺反饋受損（Tsai, 2006），導致平衡不良。此外，由於低內側縱弓導致的異常腰椎弧度改變壓力中心（center of pressure） 可能導致平衡不良（ Borges et al., 2013）。

（三）扁平足的處理

拱形膠帶和腳踝支撐，通常在急性情況下與緩解疼痛的藥物結合使用，支撐、疼痛緩解、足底壓力分佈的改變因膠帶的類型而異，透過增加來自身腳的本體感覺回饋來糾正扁平足步態，但是暫時的方式（Lee et al., 2015）。 足部運動和足底內在肌肉訓練，內側縱弓是由脛骨前肌、脛骨後肌、腓骨腸肌、脛後肌腱和足部固有肌肉，拇外展肌（abductor halluces）、屈拇短肌（flexor hallucis brevis）、屈趾短肌（digitorum brevis）和骨間肌（interosseous muscles）支撐在單腿站立期間，拇趾外展肌、腓腸肌內側、脛骨前肌和股內側肌的肌肉活動減少。由於拇外展肌作為 MLA 的動態穩定器，該肌肉的較低活動可導致較低的生物力學能力、外力吸收不良和姿勢不穩，從而導致損傷，此外足部的異常排列會導致足部內在肌肉（拇外展肌、拇短屈肌、屈肌趾短肌和骨間肌）導致肌肉骨骼功能障礙和過度使用損傷。已建議透過足部鍛煉來加強內在足部肌肉，有助於治療扁平足。這些練習可以改變足底壓力分佈，從而減輕疼痛（Mulligan & Cook, 2013）。鞋墊可作為扁平足患者的臨時緩解措施。鞋墊改善足弓和維持個體的平衡，可能降低扁平足的局部峰值壓力（Takata et al., 2013）。手術治療適用於扁平足嚴重程度、症狀或併發症進行性進展的個體，可顯著改善足部的結構和功能並防止畸形進展（Deland, 2008）。

（四）扁平足的判別方式

最常見的是 X 射線；這應該是顯示生理姿態階段通常對齊的負重圖像。除了排除其他扁平足病因，如跗骨聯合；X 射線還有助於量化畸形程度。已經提出了許多放射學參數來客觀地量化足弓。足部側面站立視圖中的距蹠骨角是距骨和第一蹠骨幹的二等分線之間的角度。負距蹠骨角表示足中部的斷裂，這在足弓塌陷時通常會注意到。外踝蹠骨的標準值已被引用為 -4 到 4 度（Gould,1982）也有人建議使用更先進的成像方式，如 CT，但其最大用途是排除扁平足的病因，如跗骨聯合。對於成人後天扁平足；MRI 優於 CT，因為它可以更好地顯示軟組織結構。據報

導，其敏感性為 95%，而 CT 為 90%，並且它有更高的機會準確診（Rosenberg,1994）。測量內側縱弓的方式包含 X 光及超音波影，X 光檢查或電腦斷層掃描（Magnetic Resonance Imaging, MRI）優點是很精確，其缺點則是耗資費時。判定扁平足的方法尚有臨床上評估、超音波判定、足印參數等三種方式。臨床評估，憑藉的大多是骨科醫師的經驗法則，較少有大量且精確的量化資料、超音波在判斷扁平足則較少採用。踩足印之後再計算其足印參數相較於照 X 光，是省時省錢又不會對人體造成任何傷害的方式（陳嘉炘，2007）。三維（3D）動作捕捉系統-牛津足模型與 3D 運動捕捉分析系統同步的相機通過附在腳背上的反射標記檢測足段的軌跡。這可用於評估足部類型和足部動態。由於高可靠性 3D 動作捕捉系統在生物力學領域變得越來越流行。而臨床測量如舟狀骨下沉測驗 （Navicular Drop Test） 及足部姿勢指數 （Foot Posture Index-6）、足印等（Wright et al., 2019）。有文章發現與其他傳統技術相比，舟狀骨下沉測驗 Navicular drop 相對更可靠。FPI-6（Foot postural index） 還具有出色的評分者內部可靠性（Kirmizi et al., 2020)

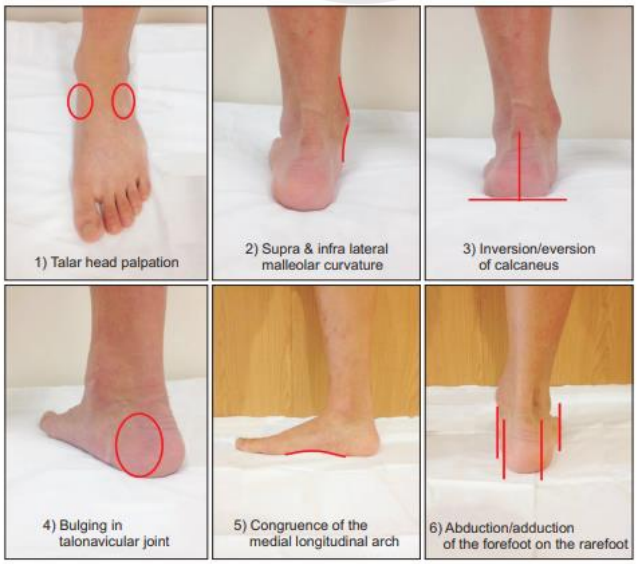


圖 2-1 足部姿勢指數(Foot postural index)

（五）扁平足的平衡能力

平衡被定義為通過將我們的重心定位在我們的支撐基礎上來保持平衡的能力。平衡是影響運動表現的重要運動技能。保持平衡在跑步、跳躍和踢腿等許多運動中起著至關重要的作用。由於平衡受生理因素影響（前庭、視覺和本體感覺），它也可能受到肌肉骨骼因素（pes planus、pes rectus、pes cavus）的影響。Pes planus 是年輕人最常見的肌肉骨骼異常之一，會導致走路、跑步和跳躍時疼痛和困難。已經發現，患有扁平足（pes planus）的運動員在腳踝和足部複合體中控制足部運動的能力較差，這可能導致平衡和跳躍表現不佳（Şahin et al., 2020）平衡使個人能夠實現身體運動並進一步開展日常生活活動。平衡可分為靜態或動態。在靜態平衡中，身體的重心保持在支撐底部。在動態平衡中，重心在運動時保持在底座支撐內。由於平衡是一項涉及多個身體系統的技能，包括肌肉骨骼、認知和本體感覺，它可能會繼發於多種疾病（Miranda-Cantellop & Tiu, 2022）。

第二節 3D 列印介紹

本節將會探討 3D 列印原理、3D 列印應用、與傳統鞋墊與 3D 列印鞋墊之比較。

（一）3D 列印原理:

3D 列印成型的過程包含三個步驟，分別是:（1）利用 3D 軟體建模，一般輸出為 STL 檔案；（2）經由切片軟體將 STL 檔轉為 Gcode 檔；（3）將 Gcode 檔輸入印表機開始印製 （chiayingt，2013）。首先，使用者先透過電腦輔助設計軟體（CAD）來進行產品設計， 做出 3D 模型圖檔。電腦輔助設計軟體簡單來說就是 3D 繪圖軟體，工業應用上大多使用 如 AutoCAD、Tinkercad，而一般消費者、個人工作室則會偏向容易取用、免費或者是較易上手的 3D 製圖軟體如 SketchUp、DesignSpark 等，也可以利用 3D 掃描儀對現成的實體 物品進行掃描，取得數位化的 3D 模型圖檔。各家廠商的繪圖軟體幾乎都有自己的檔案格式，但目前最通用的 3D 模型圖檔格式還是前述由 3D Systems 開發出的 STL 檔案格式。 再來，使用者以專用的切片軟體，將 3D 模型的 STL 圖檔進行分析切層，並轉換成 Gcode， 所謂 Gcode 就是數值控制（numerical control, NC）機械所使用的指令，指令碼裡頭通常包 含了每一層截面的 XY 座標、機器印製速度、每層面 Z 軸的高度、填充密度、溫度以及其他各種相關控制資訊等。最後，將 Gcode 直接輸出給 3D 列印機執行列印，即可期待物件成型（林鼎勝，2014；開源科技有限公司，2015）。

廖運炫（2013）指出 3D 列印（3Dprinting）為一種結合機械、光電、電腦、材料科學等領域的製造技術，運用電腦輔助設計軟體進行立體幾合圖形的 3D 建模，建立數位化電腦模型設計圖檔後，將三維設計圖檔

沿著某一適當的方向把立體圖檔切層，每層即為一個二維的輪廓，用粉末狀、條狀及液態等金屬或塑膠材料於工作台上先列印最低端的圖層，待材料固化，即完成第一層的形狀，依此程序，由底部至頂端，逐層把材料堆疊的方式 製作立體物件。 3D 列印逐層疊加的技術又稱為「加法製造」，有別於傳統減法製造，傳統的加工方 式為採用大塊材料，用切割、削除及蝕刻等減法方式製作，常造成材料的浪費；同時開 發模具在時間上較費時且生產成商品時需具一定的經濟量才能降低生產成本。加法製造 技術能夠節省材料並快速作出無形狀限制的原型，且在生產時間與成本上更具彈性，在 2009 年前被稱為快速原型技術，快速原型技術於 2009 年經美國材料試驗協會（American Society for Testing and Materials）更名為積層製造技術，3D 列印技術與積層製造技術原理 相同，也因此 3D 列印已成為積層製造的泛稱（謝玉鈴, 2016）。

三維（3 Dimensions, 3D） 列印技術起源於快速成型技術（rapid prototyping, RP），快速成型技術是一種嶄新的原型製造技術。自 2012 年開始，3D 列印技術漸漸成為新聞媒體及商業報導的熱門議題，並且 2012 年也被許多人認為是 3D 列印元年，但其實 3D 列印技術自 80 年代中期即開始發展起來。隨著成型技術專利相繼出現，許多公司都投入資金於 3D 列 印技術領域，因此 3D 列印開始蓬勃發展。3D 列印原是指美國麻省理工學院所開發出來的一種專利製程的名稱，為積層製造法的泛稱。在 1980 年代開始發展，主要應用在製造工件之模型，但隨著電腦科技的日新月異，使得 3D 列印的精度與結構強度不斷提升，進而有更廣泛的應用。目前 3D 列印的精密 度大約可達 100 m，少數機型之精密度可達 10 m 以下。 3D 列印與傳統製造方式比較後的優點如下： 1. 在結構設計上有較高的自由度：可直接列印複雜的結構，不需考量切削或脫模等問題。 2. 客製化產品的製造時程迅速：客製化產品依其精密度及大小設定會影響其製造時程，目前 3D 成像與成型技術專題約數分鐘

至數天可完成。 3. 在客製化小量產品上成本較低：可節省模具開發製造成本，並減少材料的浪費（沈育芳、謝明佑與陳怡文，2019） 3 而加法製造則不會浪費材料，投入的物料與最後 成形的產品是相等的，而且只要能畫得出 3D 圖形，通常都能印製成型。雖然加法製造仍會因製程或良率的問題，有材料耗損的可能，但設計師比較不必遷就傳統工法限制，不開模即能製造產品，較能充分落實原始設計理念，對研發與創意實踐均有助益（林世建，2013；劉嘉惠，2013）。

（二） 3D 列印應用

3D 列印（three-dimensional printing）是採用積層製造（additive manufacturing）的技術，可以應用於快速原型（rapid prototyping）與快速製造（rapid manufacturing），其特性特別適合應用於小量客製化的需求。3D 列印的技術能夠使用多種塑膠材質，金屬材質，甚至是生物材質，其解析度與精確度足以應付目前臨床使用的要求，並且可以製作形狀與結構複雜的成品，能針對各種困難的情境做出相應的設計與修飾。在足踝外科的領域，疾病與症狀的發生都與個人的下肢 3D 解剖構造以及其生物力學功能息息相關，也因此特別需要 3D 的技術來對患者做個別的評估並提供個人化的治療。基於這些特性，3D 列印在保守治療使用的鞋墊矯具、手術前的評估模擬、手術中的個人化器械、與手術用的植體等應用，都能找到它的角色與優勢（陳沛裕 、楊榮森，2019）。而國內外 3D 列印技術產業發展趨勢，三維列印技術應用於航太工業，三維列印技術應用於汽車產業豐田汽車與 Materialise 共同設計的汽車座椅得以使得汽車座椅的重量變更輕，舒適感提升、三維列印技術應用於電子電訊電腦資訊產業、三維列印技術應用於生物醫學、醫療產業與實際案例。隨著科技在醫療產業的進步，為客人量身 打造出的助聽器，利用 3D 掃描的儀器取得病患 的 3D 資訊用在診斷與分析上，而且輔助設備也 能夠進行手術模擬。這最經常被使用在牙齒模組 相關的產業，新的數位化技

術不但能夠輔助牙醫 進行治療更加順利，例如應用於 3D 掃描儀器來建立客戶的牙齒模型，以打造出合乎客人需要的假牙。而 3D 列印技術中的快速原型目前也正在 醫療產業嶄露頭角，由於 3D 列印的技術的快速進步，使醫療產業的品質大幅提昇，像是人人都能夠負擔的義肢與輔助工具，使殘疾受傷的人們 得到更好的手術修補物件，價格還不到過去的一半。在醫美技術上，透過電腦動畫模擬結合全彩 3D 列印設備，讓客戶預視手術後的樣子，就有更 為充分的自主決定權；在外科手術方面，3D 列印 技述可以把斷層掃描的資料印出來，對於醫生手術前的模擬有很大幫助；更加先進的金屬 3D 列印技術可以製造出對人體親和性高的重要部位，減少手術的次數以及加速復原的狀況；關於牙材 與骨骼等應用也已經有不少的運用案例，這些都可以算是 3D 列印技術聚焦發展的項目（陳宛榆，2020）。

近來 3D 列印科技也使用在醫學之中，含骨科、整形外科、牙科等等，利用電腦斷成或是磁振造影檢查，取得個案影像，並配合 3D 列印實體作為臨窗應用:此時體為該個案特製化模型，3D 列印技術可客製化輔具或義肢，可更精確符合個案解剖構造（楊榮森，2019）。

（三） 傳統鞋墊與 3D 列印鞋墊之比較

傳統的鞋墊與矯具的製作方式須以石膏材料製作足踝局部的陽模、翻製成陰模，治療師再據以製作患者所需的輔具。製作過程的步驟，都需要耗費相當的人力與時間，一般需要二至四週的製作時間，很難提供患者即時協助。同時，治療的成效相當依賴治療師個人的經驗與手藝、存在重現性不佳的問題。然而 3D 列印成品提供患者試穿與進一步的調整，且機器自動化製造取代人工能大幅所短流程時間，且相較手工製作其解析度與準確度都能有更好的表現（陳沛裕 、楊榮森，2019）。傳統的矯正鞋墊可以緩解大多數扁平足患者的癥狀並延緩疾病的進展，但仍然

存在局限性：儘管由於足弓塌陷，但扁平足患者之間的足底壓力分佈仍存在巨大差異如果矯形鞋墊不能很好地適應個體的足部特徵，其不規則的使用甚至可能損害下肢或加重足部畸形。因此，根據扁平足患者的特性定製骨科鞋墊可以減少足弓塌陷並改善足底壓力分佈（Lee et al., 2014）足部掃描器在矯形器和定製鞋類設計和製造中的作用已經確立，與傳統鑄造技術相比，它提供了時間和成本優勢，以換取更大的初始支出。初步研究表明，由足部 3D 掃描設計的足部矯形器至少可以與通過傳統方法製成的矯形器相媲美，特別是在人體測量方面。3D 掃描器可以快速輕鬆地掃描大量受試者，並在研究人員方便的時候使用數據進行分析，使用 3D 掃描技術來更好地瞭解不同負載條件下腳的形狀變化（Telfer & Woodburn, 2010）。

3D 列印矯形器可以有效改善生物力學和運動學參數，其效果與傳統矯形器相似。此外，研究參與者在佩戴 3D 列印矯形器時感覺很舒服。此外，在一些研究中，3D 列印矯形器的有效性和佩戴時的舒適度優於傳統矯形器，3D 列印矯形器在評估參數（滿意度、腕部痙攣、腕手功能、步態參數、足弓高度指數、足底壓力和關節活動度 （ROM） 方面顯示出更好或相似的結果，患者對 3D 列印矯形器的滿意度也比傳統矯形器來的好，3D 列印矯形器的效果。在所有審查的研究中，與傳統矯形器相比，3D 列印矯形器經久耐用，在生物力學參數、運動學參數和舒適性評估方面表現出相似或優越的結果。基於這些結果，3D 列印矯形器似乎具有在臨床實踐中取代傳統矯形器的足夠價值（Choo et al., 2020）。

本研究使用 3/4 長度的預製 3D 列印 FO 分配給 15 名足部姿勢正常的健康參與者， 3D 列印的 FO 剛度和額外組件對步態期間足部運動學和足底壓力的影響。當增加 FO 剛度時，在額平面和橫向平面足部運動學中發現顯著差異。增加的剛度也與更高的峰值壓力有關。此外，創

新的額外組件被證明可以增強 FO 對足部運動學的影響(Desmyttere et al., 2020)。

本研究發現 PLA 製造的 3D 列印 實驗性 3D 列印 FO 是通過將仰角定向為 45° 來製造的，因為這個方向產生了最強的 FO，而此方向鞋墊可以保持足部形狀。這會使 COP 路徑向中線移動。在鞋子 ＋FO 條件下，與鞋子條件相比，3D 列印的 FO 將 COP 的路徑平均向內側移動（Lin et al., 2019）。

第三節 步態與平衡

本節將會探討步態與評估方式、平衡能力與評估方式、步態評估量表。

（一）步態與評估方式

步態是功能獨立的關鍵之一。長期以來，步行被認為是一種自動涉及最少高級認知輸入的過程。事實上，如果沒有移動四肢的肌肉和調節肌肉及涉及最少的高級認知輸入，步行就不會發生。然而，越來越多的文獻表明，步行可以被視為一種認知過程，需要更高的認知控制，尤其是在具有挑戰性的步行條件下，需要執行功能和注意力。已經確定了兩個主要的運動途徑，涉及多個控制姿勢和步態的大腦區域：認知運動控制的背側通路和情緒運動控制的腹側通路。這些途徑可能在不同的情況下受到明顯影響對康復和治療有重要影響的病理。步態的臨床評估應該是一個專注、簡單且具有成本效益的過程，提供可量化和定性的性能信息（Mirelman et al, 2018）。

運動或步態分析已成為一種可行的評估工具，不僅用於體育科學或基礎生物力學研究，而且還已發展成為臨床診斷，監測功能恢復和肌肉骨骼康復的非常有價值的工具。在這種情況下，這種方法長期以來一直是腦癱等神經系統疾病中不可或缺的一部分。然而，與此同時，這些益處在其他醫學領域也變得明顯，例如足部手術，骨科技術或下肢截肢后的患者中。這些程式被證明可以更好地理解，客觀化和量化步態和運動障礙的個體原因，以優化患者特定的治療。目前，我們能夠依靠多種可用的測量系統。這些既可以在日常生活中用於簡單地監測自己的活動，也可以用於補充臨床和科學環境中的治療方法。以下綜述重點介紹了運動分析的各個領域，包括無標記運動捕獲、基於標記的分析、足浴成像和可穿戴感測器。這些領域中的每一個都呈現出自己的應用領域和潛在用途（Brand et al., 2020）。

步態週期有兩個主要組成部分：站立期和擺動期。健康成年人的典型步態週期包括 62%的站立期和 38%的擺動期。這兩個步態階段進一部份為八個活動：5 個活動（腳跟觸地 heel-strike、平足 flat-foot、中間站立 midstance、足跟離地 heel-off 和腳趾離地 toe-off）發生在站立階段，三個擺動階段（加速期 acceleration、擺動中期 midswing 和減速 deceleration）發生在站立階段（Vaughan, 1999）。

（二）平衡能力與評估方式

平衡的維持來自於整合前庭、視覺和體感輸入引導適當的神經肌肉反應（Horak, 2006） 當測量地面反作用力和力矩時，通常通過讓受試者站在力平台上來量化姿勢控制。壓力中心（center of pressure, COP） 偏移是根據地面反作用力計算的。COP 位置的瞬間和偏移提供了安靜站立期間姿勢控制的指示。具有高幅度或高速度 COP 偏移的個體被認為具有受損的姿勢控制，在單腿站立期間，直立姿勢的控制主要通過踝關節的矯正運動來實現。受試者使用視覺、前庭和體感信息來計劃和執行運動指令以保持平衡。

前庭系統快速感知頭部運動和方向的線性和角度變化。該系統的主要功能是：（1）當頭部相對於身體移動時穩定凝視；（2）穩定頭部運動（有助於穩定視網膜上的視覺圖像）；（3）提供自我運動感；（4）啟動和調節姿勢反射，有助於維持垂直支撐和控制平衡，這些功能通過控制眼球和頸部運動的快速反射通路（前庭 - 眼球和前庭濾圍反射）和通過輸出到控制姿勢反射和垂直支撐的細胞核（前庭核和網狀結構）的更長的潛伏期反應來實現。而前庭系統的感測器官雙側包含在內耳的前庭部分。每個前庭器官由三個相互正交的半規管（前垂直、後垂直和水準或側導管）和兩個耳石器官（尿道和囊膜）組成，它們彼此垂直半規管感應頭

部的角度運動，而耳石感應線性加速度重力和平移運動（MacKinnon, 2018）。

因為作用於腳踝複合體的肌肉會收縮以努力控制穩定的直立姿勢，因此地面反作用力的變化會導致 COP 在支撐底部內遷移（Guskiewicz, 1996）視覺、前庭和軀體感覺系統的感覺反饋為神經系統提供資訊，用於建立身體方向和運動及其與外部環境的關係的內部模式。每種感官模式都提供特定於功能的信息，這些資訊有助於內部架構。然而，姿勢和運動的感覺控制的一個開創性特徵是每種感覺模式都不能獨立地發揮作用。相反，在神經軸的多個水準上，多感官輸入的廣泛收斂和整合到接收運動（或運動）命令並投射到脊髓中的運動和運動前神經元的區域（Bronstein, 2016）。

在年輕人的足弓高度與靜態平衡表現方面的研究，Hertel、Gay 與 Denegar （2002） 認為單腳站立的平衡測試是一種客觀測量姿勢穩定平衡控制的方式，且不同的足部型態的足弓高度會影響到單腳站立時的穩定性，使得維持靜態平衡受到影響。

扁平足的步態在足著地負荷期需較大膝關節活動度；在著地中期產生較大足底壓力重心偏離角度，且在著地中期及抬腳離地期足底重心位移的速度較慢，扁平足的足底壓力分佈顯示（蔡永裕，陳佳琳，郭芳娟；2018）：在第 4~5 蹠骨頭和足跟區均低於正常組，且 COP 路徑在前足中具有直線的趨勢（Han et al., 2011）。足部姿勢組之間的最大差異，無論是在顯著的事後比較的數量上還是在影響大小的大小上，都是在扁平足和高弓足之間，主要是在前足的外側和內側區域。扁平足在第 4 和第 5 MTPJ 顯示出較低的峰值壓力以及壓力時間和力時間積值 （Hillstrom, 2013）。

正常足和扁平足相比，高弓足在足跟和前足外側表現出更高的壓力，而在足中部和拇趾表現出較低的壓力、力和接觸面積，扁平組第 4 蹠趾

關節和外側足跟的峰值壓力較低，而第 2 腳趾的峰值壓力較高，扁平組第 1 蹠趾關節的最大受力較低，第 2 腳趾的最大受力較高，扁平組第二蹠趾關節和第二腳趾的接觸面積更大（Buldt et al., 2018）。

(1) 單腳站力測試

單腳站力測試是一種常用的跌倒風險篩查工具。評估其預後能力。該研究的目的是評估單腳平衡表現在預測跌倒方面的預後準確性，並確定最佳切點以對風險較高的人進行分類。將單腳平衡表現與自我報告的跌倒歷史測量值相結合或相結合，表明跌倒史可能是一種可靠的篩查選項，可用於識別那些需要採取干預措施以避免隨後跌倒的人（Blodgett et al., 2023）

(2) 平衡的量測工具-計時起立行走測驗

計時起立行走測驗 Time up and go （TUG）是快速且廣泛使用的基於時間性能的移動性測量。TUG 已被廣泛研究在老年人中（Shumway-Cook 等，2000；Hatchet al., 2003）並被推薦為簡單的篩選跌倒風險測試，分數高於 14.9 秒錶示跌倒風險增加（美國老年病學會，英國老年病學會和美國科學院預防跌倒的骨科醫生小組，2001 年）。

（三）步態評估方式

步態評估出於研究目的需要更詳細和客觀的分析。三維運動分析系統已用於提供準確和全面的關節運動學評估（關節的動態範圍運動），動力學（運動的力和力矩），以及肌肉活動模式的估計，同時步行（EMG）。動作捕捉系統可以提供對空間運動的量化評估和時間以及步態模式障礙的評估和使用的補償，幫助評估損傷（Wren et al., 2011）這些系統攜帶非常高的成本，由於使用專用設備，需要指定評估和專業操作人員的空間，

並且不是常規可用的。也有嵌入傳感器的鞋墊，這些傳感器插入受試者的鞋子中提供類似的數據（Hausdorff, 2015; Price ,2016; Oerbekke et al., 2017）步態分析的另一個轉變是使用包括慣性測量的無線、身體固定傳感器（BFS）提供加速度衍生的步態測量的單位，這些 BFS 很小，可輕鬆連接的輕便便攜式設備到受試者的腳踝、臀部、手腕、胸骨或下背部，並且不干擾受試者的自然行走運動。運動可以從多個肢體和/或軸向裝置，或使用器械將加速度計與陀螺儀和磁力計相結合，可以對步態進行更全面和複雜的評估。這些傳感器可以測量長距離的不同步態特徵，允許評估節律變化（即跨步變化）（Hausdorff et al., 1995）

第三章　研究方法

本研究針對扁平足，進行十二週功能性動作訓練課程，搭配 3D 列印製作成的扁平足鞋墊，探討扁平足個案個案運用 3D 列印方式，製作出不同足弓高度的鞋墊，以比較不同高度足弓鞋墊介入效果如何，探討對於扁平足個案運用 3D 列印制做出的鞋墊的功能表現。

第一節 研究架構與設計

本研究採取準實驗研究設計，取扁平足的人穿著長時間 3D 列印鞋墊為實驗組，而對照組為穿 3D 列印鞋墊短時間的的扁平足個案，探討十二週日常生活對於兩組不同鞋墊之動作影響。課程開始前一週，實驗組與對照組皆進行動作評估前側，且實驗組會先採取足模來製作 3D 列印鞋墊；實驗期間兩組皆參與功能性動作介入；第九週，則對實驗組與對照組進行動作訓練評估後測。

圖，如表圖 3-1：

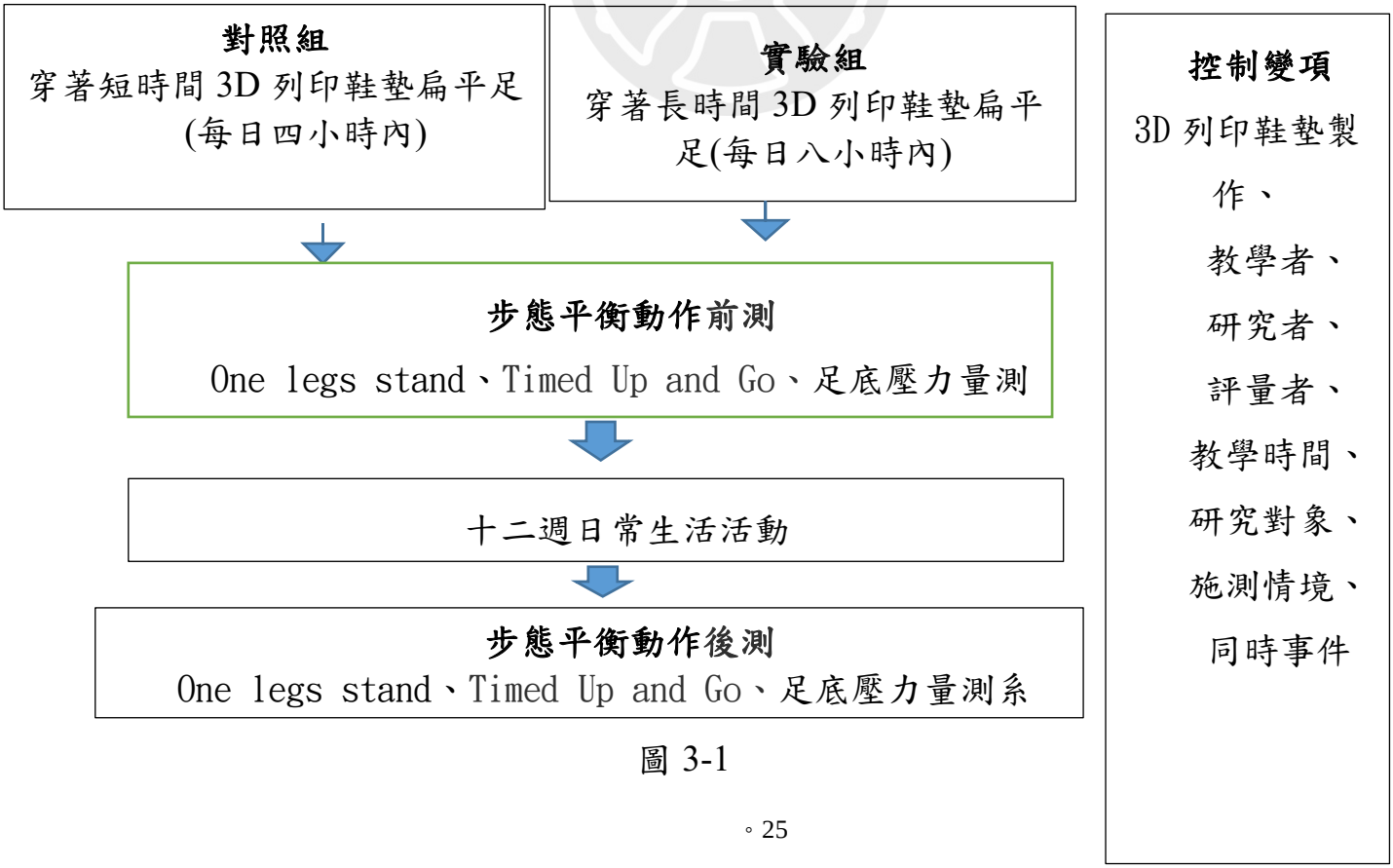


圖 3-1

一、實驗組之介入

本研究的自變相項個別化之 3D 列印製作的鞋墊，形成 3D 列印鞋墊主要步驟包括：

1. 掃描測量研究參與者足模
2. 3D 列印繪畫軟體設計個別化鞋墊
3. 轉檔輸至 3D 列印機列印鞋墊
4. 研究參與者試穿與調整
5. 美化鞋墊成品

二、前後施測

本研究結束後，針對 3D 列印鞋墊及一般鞋墊相關參數資料整理出來，評估 3D 列印技術之個別化發展；將兩組研究參與者在使用 3D 列印與一般鞋墊的動作表現，紙筆紀錄於「伯格平衡量表」、「計時起力行走測驗」上，並使用足底壓力量測系統（Footscan Pressure Measurement Systems）分析數據。

（一）3D 列印鞋墊製作流程

本研究 3D 列印成品設計皆由研究者完成，施測紀錄與觀察者亦由研究者擔任，在實驗研究階段，邀請研究參與者於實驗室進行足弓測量（型號、照片足弓測量取摸軟體會置放一張照片）、取模;並透過繪圖軟體繪製足弓鞋墊，此階段所需時間約三十至四十分鐘，在依照設計所需時間做美化時間在為調整。步驟圖如下

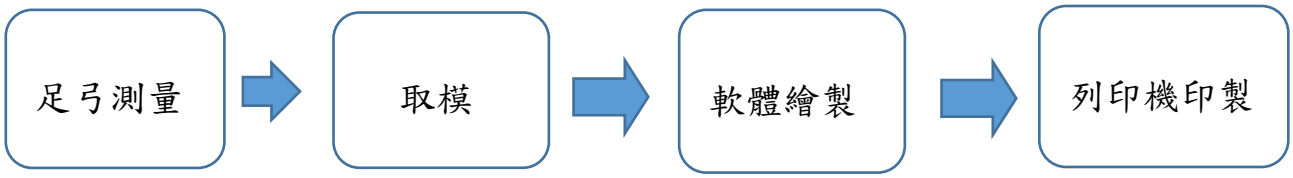


圖 3-2

教學者、研究者；研究者即為教學者也為評量者，為物理治療學系畢業且取得國家證照之物理治治療師，具備工作六年的經歷，且在設計運動方案時，持續與教授討論運動內容，確保內容之內在效度。

（一）實施評量時間

十二週，前測與後測共兩次，每次約 50 分鐘。

（二）施測地點

施測地點師大博愛樓地下室走廊，教學區配有桌椅設備，本研究將在教學區進行前、後施測。

（三）施測情境

實驗進行階段採用固定的流程，固定的設備擺置、評估資料器材收集方式皆一致。

（四）同時事件

在實驗進行階段時，定期與本人密切聯繫，以利了解生理與心理狀態及排除進行其他鞋墊行為或使用其它相關輔具訓練。

第二節　研究參與者

本研究對象採取方式為立意取樣，參與者以就扁平足個案，本人有意願參與本研究，且得到家長同意者，為本次研究對象，以下為研究參與者之篩選、排除標準及其相關背景。

受試篩選個案如下:

一、　研究參與者篩選

(一)FPI 姿勢評估分數達 6 分以上

(二)扁平足個案年紀（需滿 18 歲）

(三)認知功能正常，可配合指導語

（四）僅使用鞋墊無使用其它行動輔具

二、　研究參與者排除條件

(一)認知功能受損，無法配合指令

(二)無法行走的個案

(三)懷孕

(四)6 個月內有穿矯正鞋墊

(五)6 個月有手術治療、下肢傷害、感染性併發症

(六)風濕性關節炎

(七)神經肌肉骨骼血液循環系統疾病

第三節　研究工具

本節將會列出研究中所使用的各項工具，包括施測所需場地硬體設備，3D 列印機與線材、3D 列印繪圖軟體、及評量工具「伯格平衡量表」、「計時起力行走測驗」以及足底壓力量測系統，以下分別說明：

一、3D 列印機與線材

本研究所使用 3D 列印機種 CREALITY 創想三維 CR-10 系列，是能做出較大尺寸的機種，可印製範圍長 300mmX 寬 300mmX 高 400mm 印製特定鞋墊如下圖可所設計的鞋墊為此範圍內。列印線材維維 Botfeeder 廠牌所生產的聚乳酸線材（PLA）線徑 1.75mm 如下圖：

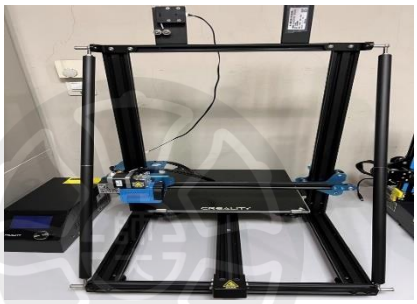


圖 3.1 CREALITY 創想三維 CR-10

二、行動 3D 掃描器

Structure Sensor 3D 掃描鏡頭，支援 iPad 行動裝置。透過 Structure Sensor Bracket 專用固定架，將 Structure Sensor 裝到 iPad 上，接上 Lightning 連線器，經由原廠開發的 App 進行軟體分析，即可輕鬆快速的建立物件或空間的 3D 座標，大小 119.2mm x 27.9mm x 29mm，重量僅 99.2 公克，應用程序即可將室內構造圖複製出來。

圖 3.2 行動 3D 掃描器

三、3D 列印相關軟體

（一）3D scanner APP

3D scanner APP 是一款免費的手機軟體，此軟體可將實體物品掃描成 3D 列印模型圖，但需要藉由平板電腦與 3D 列印掃描器作連接的方式，後藉由電子郵件的方式可儲存掃描圖片。

圖 3.3 3D scanner APP

（二）Design Spark Mechanical

DesignSpark Mechanical 是一款免費的 3D CAD（電腦輔助設計）實體建模軟件應用程序，使用戶能夠在 3D 環境中進行實體建模並創建文件以供 3D 列印機使用。使用直接建模方法，以「直接建模」技術為基礎，使用者可以透過功能強大且直覺化的手勢操作建模技術來建立幾何模型。此款工具非常易於使用，這意味著工程師和參與產品開發的其他人員只要幾分鐘時間就能完全掌握此軟體，不像傳統 3D CAD 工具需要花上數週或數月時間才能變得熟練。繁的設計更改，還能夠以業界標準的 STL 格式匯出設計，輕鬆就能在 3D 印表機上快速列印成品，更進一步加速概念成形和產品設計的原型製作。

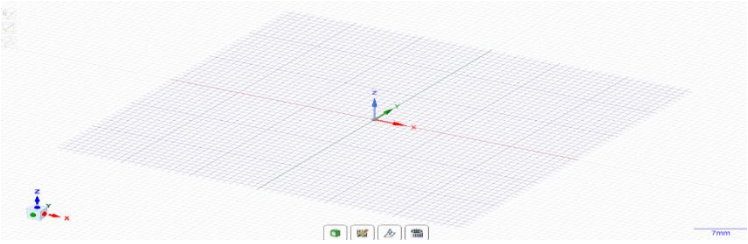


圖 3.4 Design Spark Mechanical

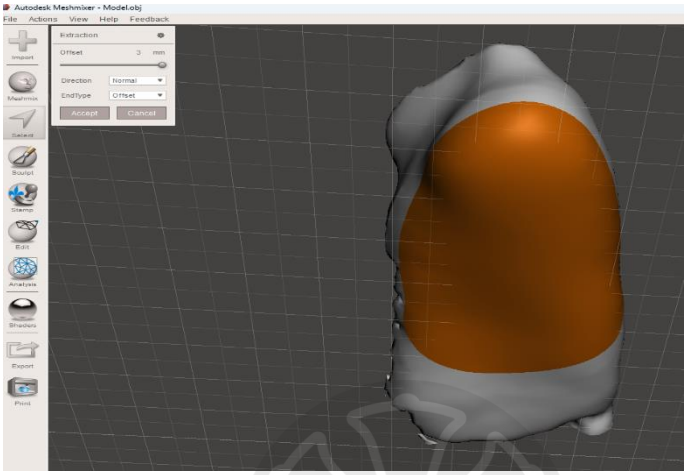


圖 3.5 Mechanical 繪製出的厚度

（三）Ultimaker Cura

Ultimaker Cura 可以讓您為 3D 列印準備您的模型。經過最佳化和專業認證的系統與 3D 列印的耗材，意味著您可以放心地立即列印。 透過工業標準整合軟體，您可以簡化您的作業流程以提高工作效率。Ultimaker Cura 是 3D 列印機、軟體與耗材之間的無縫橋梁，讓您可以每次都獲得完美的列印結果。跨平台、開放原始碼軟體、完全免費或是使用自訂模式的設定；可以自訂超過 300 種參數，以達到最大程度的控制，專家與實際設定檔案會進行雙重檢查，使硬體和材料設定簡單又快速，並獲得可靠且專業的結果，且系統支援 STL、OBJ、X3D 和 3MF 檔案格式。

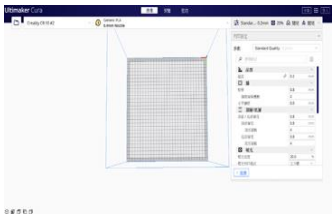


圖 3.6 Ultimaker Cura

三、足底壓力測量系統（Footscan Pressure Measurement systems）

本研究採用 RS Scan Lab 公司產出 0.5 公尺足部掃描系統（The high speed 0.5m Hi-End -footscan system 500Hz），用以量測動態足底壓力分部（Foot pressure distribution）與壓力中心之作標與壓力中心前進（center of pressure-progression ）路徑等。硬體部分包括資料擷取整合器及 0.5 公尺壓力板，介面設計可整合多種量測系統（力板、肌電儀與動作分析系統等）。資料擷取頻率為每秒鐘 500Hz，能高速掃描足底、足跟、足內、足趾等各處的壓力分佈，並記錄足底壓力中心的動態變化（吳旻桓、邱敏綺、吳欣潔，2009）。足壓測量是一種用於評估足部病理的臨床工具，在製定患者的干預計劃時已被視為不可或缺的組成部分。 Footscan® 平台系統常用於研究和臨床環境，因此確定該系統的可重複性並 確定標準壓力值關重要(Xu , Wen , Huang et al, 2017)。

四、 One legs stand test 單腳站立

本研究的目的是根據垂直地面反作用力 (ground reaction force,GRF) 的閾值水平並考慮有和沒有扁平足的受試者的視覺狀況，調查站立時間和姿勢穩定性指數的差異。本研究的結果表明，除了視覺條件外，GRF 閾值設置還可以改變足部壓力變化對扁平足受試者姿勢穩定性的影響。在單腳站 30 秒其扁平足秒約 23,76 秒。（Paul et al., 2018)

五、Timed Up and Go 計時起立行走

近年來，隨著健康觀念的提昇，對病人的治療觀念逐漸由降低機能損傷轉為促進功能提昇，因此能夠評估功能限制程度的測試工具，如計時起立行走測驗（Timed Up and GoTest, TUGT），亦愈趨普遍。計時起立行走測驗主要是量測受試者從一張有扶手的座椅上站起、向前走一段三公尺的距離、轉身走回來再坐回座椅所需的時間。由於此測驗設計之初是用來檢查老年人之功能活動（functional mobility），與功能性的評估量表如柏格式平衡量表（Berg Balance Scale）與走路速度有相當高的相關性，因此有學者將此測驗分類於 Nagi 之失能模式中的功能限制層次的測驗。計時起走測驗的前身是「起走測驗 （Get-Up and Go Test, GUGT）」，乃是西元 1986 年由 Mathias 3 等人所發 展出來的測驗。基於「平衡能力」是老年人的重要日常生活能力，缺乏這項能力使老年人容易跌倒而產生許多日常生活的問題，再加上許多脆弱的老年人常是在從座椅上站 起、走路、轉彎或是要坐回座椅等基本活動技巧時發生跌倒，因此 Mathias 等人便將這些活動 結合，發展出這一套簡單、容易施行的測驗，以檢查老年人日常生活所需的平衡、步行等功能活動的能力（李曉惠、朱靜宜、胡柏婷與胡名霞， 2002）。TUG 沒有提供任何關於人的表現的指示，只提供速度性能，這可能會誤導或不正確反映步行者的障礙。臨床步態評估可能會提供一個快速的解決方案，但也會受到影響不受主觀性和有限的可靠性、敏感性和特異性等限制。確實，有人報告說 TUG 不是識別跌倒者的準確測試和功能相對較高的老年人中成人（Schoene 等人，2013 年）扁平足畸形會導致體力活動惡化，因為 TUG 時間與距骨第 1 蹠骨角相關性較強，應從後足中部畸形/破壞的早期階段考慮佩戴鞋墊（足弓支撐）作為預防措施。還應推薦扁平足的短足鍛煉，因為它們有助於提高腿部的動態平衡能力和保持內側縱弓（Kim, 2016） 膝外翻畸形和扁平足畸形增加與 TUG 時間延長有關。扁平足畸形與身體活動的惡化有關。中後足關節破壞與 TUG 時間延長有關（Noguchi et al., 2021）。

六、FPI 足部姿勢指數

這是第一個揭示扁平足兒童 FPI 與其他評估工具之間相關性的研究。足底壓力測量或 FPI 單獨不足以診斷扁平足，但我們證明了 FPI、放射線照相測量和足底壓力之間的相關性。我們的結果顯示 FPI 是評估兒童平足的有用工具。足部姿勢指數（FPI）總分≥6 分。FPI 在站立狀態下進行評估，包括以下六項：(1）距骨頭觸診，(2）外踝彎曲，(3）跟骨內翻/外翻，(4）距舟膨出，(5）距骨一致性醫學縱弓，(6) 前足相對於後足的外展/內收。每個項目的評分範圍為-2、-1、0、+1、+2（0 表示中立，-2 表示明顯的旋後跡象，+2 表示明顯的旋前跡象)，並將所有分數相加。最終分數範圍為-12 至+12；正值越大表示腳內旋程度越嚴重(Lee et al.,2015)。

第四節 研究程序

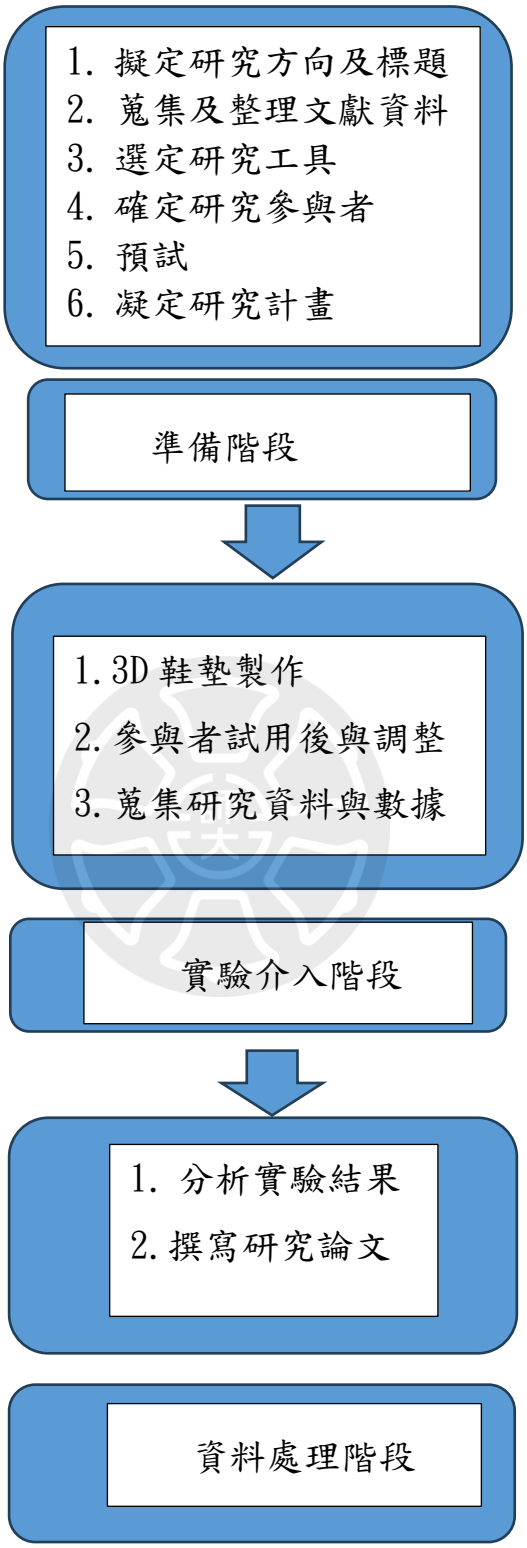


圖 4-1 研究流程表

一、準備階段

（一） 擬定研究方向及標題

（二） 蒐集及整理文獻資料

藉由研究主題去收集相關文獻，使用圖書館中英文電子資料庫，華藝線上圖書館、Scopus、學術期刊、台灣碩博士論文等，找到相關文獻，將以上資料進行整理與分析，作為之後研究基礎。

（三） 選定研究工具

（四） 確定研究參與者

（五） 預試

（六） 凝定研究計畫

根據研究主題及目的，和教授討論動機與主題後，開始撰寫背景與動機，並思考可應用的評量工具，過程中不斷和教授討論並且修正。

（七） 申請研究倫理審查

一、 實驗介入階段（預計 2023/1 月至 2023/7 月）

二、 資料處理階段

將參與者每次施測後表現與標準分數， 對照研究工具之標準化常模，取得研究對象動作表現，以統計分析的方式整理資料，瞭解實驗介入對研究對象步態動作之表現上的成效，歸納研究結果並詳加討論，後開始撰寫研究報告，並依據研究結果回答本研究之代答問題，提出建議供未來研究者參考。

第五節 資料處理

本研究欲探討 3D 列印鞋墊對於扁平足個案動作表現之成效，使用行走步態與平衡表現作為分析，前測及後側進行量化分析，將以呈現實驗對動作之成效。

一、 將依據實驗分組後，彙整足底壓力測量系統之各項數據，輸入統計軟體 SPSS 進行統計分析。

(一)以描述性統計建立實驗組與對照組之受試者基本資料。

(二)以無母數檢定 Kruskal-Wallis 考驗實驗組與對照組之動作精煉度各項分測驗之前後測有無顯著差異；亦即 3D 鞋墊組與一般鞋墊組在動作訓練前、後，動作精煉度各項分測驗有無顯著差異。

(三)以獨立樣本 t 檢定考驗經 3D 鞋墊輔助介入，3D 鞋墊組與一般鞋墊組之動作精煉度有無顯著差異。3D 鞋墊組與一般鞋墊組在平衡能力有無顯著差異

(四)以無母數檢定 Kruskal-Wallis 獨立量表進行資料分析介入，3D 鞋墊組與一般鞋墊組在平衡能力有無顯著差異。

二、 本研究設計之統計資料皆以 p=.05 為顯著水準。

第四章 結果與討論

本章旨在探討鞋墊對於扁平足平衡及行走功能介入之成效，本研究採用準實驗研究，施測工具為足底壓力測量系統。

研究過程中，分別對實驗對象進行前後側共兩次施側，中間間隔十二週，以無母數檢定 Kruskal-Wallis 獨立量表進行資料分析，藉以分別了個別化 3D 列印鞋墊，對於受試者在平衡及行走功能之影響。

使用 Footscan 系統為了分析足部參數，軟件將足部分為 10 個區域：大腳趾（T1）、第 2-5 趾（T2-T5）、第 1 至第 5 蹠骨（M1、M2、 M3 、M4、和 M5）、內側腳跟(H1)、外側腳跟(H2) 和中足(MF) Page 33。

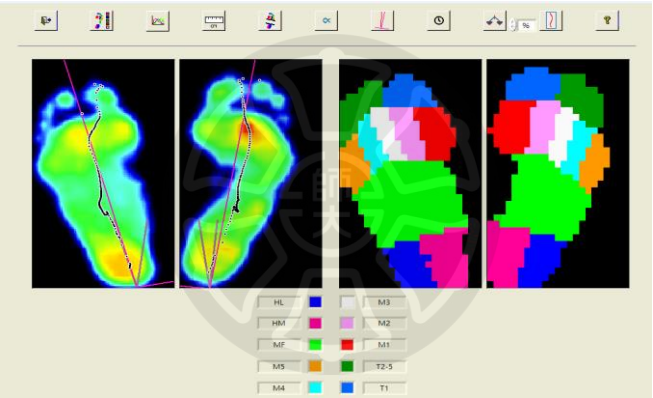


圖 4-1 Footscan 系統足部 10 個區域

主要數據收集點是第 0 周和第 12 週在 10 個區域測量的 3 個參數：峰值壓力、峰值接觸面積和峰值力。

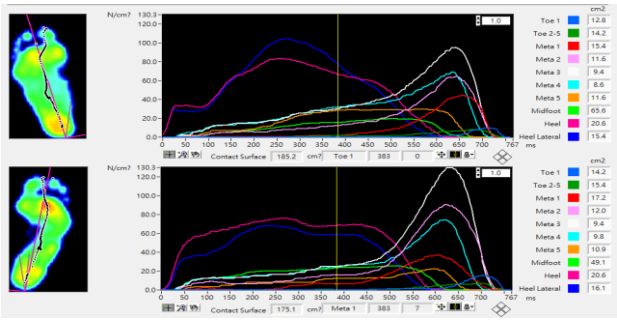


圖 4-2 足底峰值接觸面積

第一節 3D 列印鞋墊技術之個別化設計與發展

分析之基本資料，共有 18 人，完成了測試，此研究包含 11 名男性，7 名女性，參與者皆透過足姿勢指數（FPI）評分≥+6，參與者年齡≥18 歲，且無下肢部位的疼痛、影響步態，如下圖說明基本資料:

表4-1 個案基本資料

敘述統計	N	最小值	最大值	平均值	標準差
年齡	18	21	72	29.56	11.32
身高	18	156.0	182.0	170.86	8.20
體重	18	48	85	68.89	13.11
足部姿勢評估(左)	18	6	12	9.00	2.45
足部姿勢評估(右)	18	6	12	9.28	1.97
TUG秒數	18	7.58	14.20	9.67	1.51

在圖 4-2 分別是左 ToE1、左 TOE2-5、左 Meta1、左 Meta2、左 Meta3、左 Meta4、左 Meta5、左 midfoot、左 Heel、左 Heel Lateral，在這八個區域在未穿鞋墊前最大平均等級在左 Meta2，而最小的平均等級落在左 Heel Lateral;穿上鞋墊後經過幾個月，平均等級最大變成左 Heel Lateral，而最小平均等級落在左 Meta2，左腳的峰值接觸面積，會發現前後側的平均等級會有落差，如 Toe1、Toe2-5、Metal1-3、Metal5、Midfoot 面積減少、而 heel 面積都為增加。

綜合討論:

在 Bishop 等提再針對足底經膜炎出發現第一蹠骨壓力降低的原因是蹠骨墊的使用和足弓支撐高度的提高；這些結果表明 3D 列印鞋墊更適合實際腳部狀況。在這個實驗中，足底筋膜炎的病變主要在後足。通過降低前足壓力，可以減輕後足負荷。而在上面分析

表示增加前足壓力而減少中足壓力是有符合，因鞋墊可增加足弓高度提高，進而減少中足的壓力。

表 4-2 使用 Footscarn 分析前後組壓力(cm^2)

	N	組別前側	平均等級	等級總和	組別後側	平均等級	等級總和
左TOE1	18	1	8.36	92.00	2	7.00	28.00
左TOE2-5	18	1	10.11	91.00	2	7.75	62.00
左Meta1	18	1	10.60	106.00	2	8.13	65.00
左Meta2	18	1	11.27	124.00	2	6.71	47.00
左Meta3	18	1	8.50	76.50	2	9.56	76.50
左Meta4	18	1	9.06	81.50	2	9.94	89.50
左Meta5	18	1	8.91	98.00	2	7.60	38.00
Midfoot	18	1	11.06	88.50	2	8.2	82.50
左Heel	18	1	9.4	56.50	2	8.77	96.50
Heel Lateral	18	1	7.81	62.50	2	10.06	90.50

本表4-3是左腳有八個區域之統計分析結果，這八個區域最大的值左TOE1是-1.818[b]，而最小Z左Meta3是.000[c]，根據統計分析的結果皆無統計上的顯著差異。

表 4-3 使用 Footscarn 分析左腳前後組壓力之統計分析

	Z	漸近顯著性
左TOE1	-1.818[b]	.069
左TOE2-5	-.686[b]	.492
左Meta1	-.894[b]	.372
左Meta2	-1.677[b]	.093
左Meta3	.000[c]	1.000
左Meta4	-.174	.862
左Meta5	-1.554[b]	.120
左midfoot	-.131	.896
左Heel	-.949	.343
左Heel Lateral	-.664[b]	.506

在圖4-4分別是右ToE1、右TOE2-5、右Meta1、右Meta2、右Meta3、右Meta4、右Meta5、右midfoot、右Heel、右Heel Lateral，在這八個區域在未穿鞋墊前最大平均等級在右Meta1和右Meta2，而最小的平均等級落在左右TOE2-5，穿鞋墊後而右腳的峰值接觸面積，在右腳Toe1、Meta2-5、Midfoot面積都減少，且在右Toe2-5、heel面積增加，推論在走路壓力集中前足與後足變多，因腳底產生足弓減少了中足的面積，但在統計上面未達顯著差異;唯獨在右Meta2 $p<.021$，Meta3 $p<.002$, 右Meta4 $p<.001$，達顯著差異。

綜合討論: Jin和其他學者在2019提出在健康人裡，足底區域的壓力分佈是平衡的，不需要額外的干預來改變壓力分佈。然而，對於患者來說，患者自身的足底壓力分佈發生了變化，需要額外的干預來改善足底壓力分佈。正常人穿著鞋墊的結果可以用來表示鞋墊腳底壓力的變化，且Xu在2019結論提出在足中部區域，與對照組相比，實驗組實驗前和第8週的峰值壓力顯著升高，表明定製鞋墊對患者足部負荷的附加和改善關節畸形有更好的效果有症狀的扁平足，定製鞋墊比預製鞋墊效果更好。在組內比較中，第8週時實驗組和對照組的接觸面積高於實驗前。足部鞋墊作用的主要機制之一是改變足中部壓力。本研究結果與之前的研究一致，即定製鞋墊比預先定制的鞋墊更好，與本研究相呼應中足面積改變一至，且在同篇論文也提及蹠骨區域，對照組與實驗組相比第3蹠骨區域的峰值壓力底於實驗組實驗前。這可能表明定製鞋墊可以更有效地減輕足底蹠骨區域的負荷與預製鞋墊相比。蹠骨區域的負載起始較低，也與本研究一致，皆下降了第三趾骨區域峰值壓力。

表4-4右腳壓力分佈圖(cm2)

	N	組別前側	平均等級	等級總和	組別後側	平均等級	等級總和
右TOE1	18	1	9.38	112.50	2	8.10	40.50
右TOE2-5	18	1	6.05	60.50	2	13.8	110.50
右Meta1	18	1	12.28	138.50	2	6.72	60.50
右Meta2	18	1	12.28	110.50	2	6.50	32.50
右Meta3	18	1	10.04	140.50	2	4.17	12.50
右Meta4	18	1	9.43	132.00	2	2.00	4.00
右Meta5	18	1	9.39	84.50	2	8.56	68.50
midfoot	18	1	10.55	105.50	2	8.19	65.50
右Heel	18	1	9.36	65.50	2	7.83	70.50
Heel Lateral	18	1	9.00	99.00	2	9.00	54.00

表4-5是左腳有八個區域之統計分析結果，這八個區域最大的值左腳Meta4是-3.313，而最小Z左Meta3是-.130，根據統計分析的結果在Meta2 $p<.021$，Meta3 $p<.002$, 右Meta4 $p<.001$，達顯著差異。

表4-5 使用Footscarn分析右腳前後組壓力之統計分析

	Z	漸近顯著性
右TOE1	-1.705	.088
右TOE2-5	-1.089[c]	.276
右Meta1	-1.090[b]	.276
右Meta2	-2.311[b]	.021*
右Meta3	-3.031[b]	.002*
右Meta4	-3.313	.001*
右Meta5	-.379[b]	.705
右midfoot	-.871[b]	.384
右Heel	-.130	.897
右Heel Lateral	-1.069[c]	.285

綜合討論: Desmyttere在2020研究提出因為使用3D列印鞋墊時，可以改變後腳額葉平面運動學，這表明輪廓 3D列印鞋墊可以有效支撐足部並防止內側縱弓變形可以更好地控制後足運動，特別是對導致足弓變平的變量。Jiang和其他人在2021文獻提出3D列印鞋墊成人行走過程中，在

步態週期的擺動時間之後，腳後跟區域通常會頻繁承受地面的高衝擊壓力，先前的研究表明，足底壓力較高的區域位於第二、第三蹠骨以及腳後跟區域，使用專為成人扁平足設計的預製鞋墊有助於分散較高的壓力並分散壓力。鞋底各區域的壓力更加均勻合理。先前的研究表明，足底壓力較高的區域位於第二、第三蹠骨以及腳後跟區域，使用專為成人扁平足設計的預製鞋墊有助於分散較高的壓力並分散壓力。鞋底各區域的壓力更加均勻合理。Xu在2019研究表示在蹠骨區域，與對照組相比，實驗組第3蹠骨區域的峰值壓力低於第0週。這可能表明定製鞋墊可以更有效地減輕足底蹠骨區域的負荷與預製鞋墊相比。蹠骨區域的負載起始較低，研究發現使用蹠骨墊可以減少第一蹠骨的壓力並增加足弓支撐高度。儘管他們研究中的兩種鞋墊都有蹠骨墊，其和本研究如下圖4-6、4-7、4-8一致相關其壓力第二、第三蹠骨、第四蹠骨壓力下降，並且有顯著上的差異，分散扁平足壓力避免皆集中在中足上。

圖 4-3 右 Toe 平均面積(cm2)

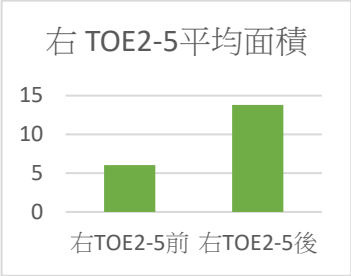


圖 4-4 右 TOE2-5 平均面積(cm2)

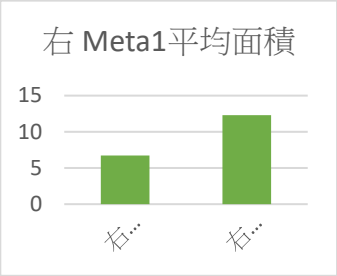


圖 4-5 右 Meta1 平均面積(cm2)

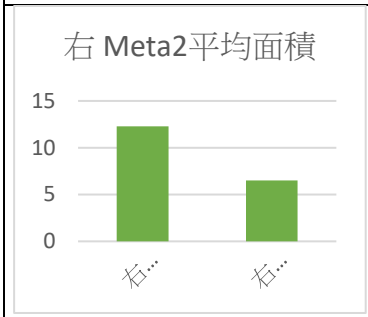


圖 4-6 右 Meta2 平均面積(cm2)

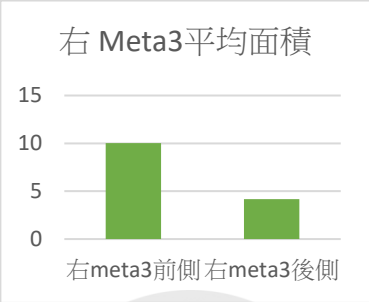


圖 4-7 右 Meta3 平均面積(cm2)

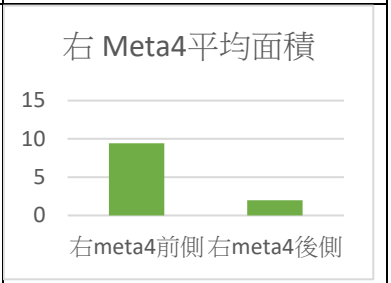


圖 4-8 Meta4 平均面積(cm2)

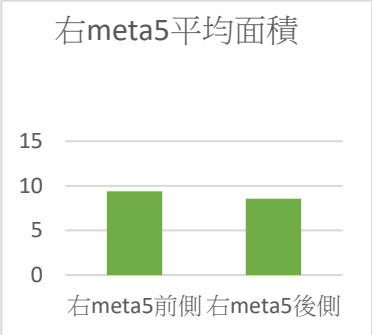


圖 4-9 右 Meta 平均面積(cm2)

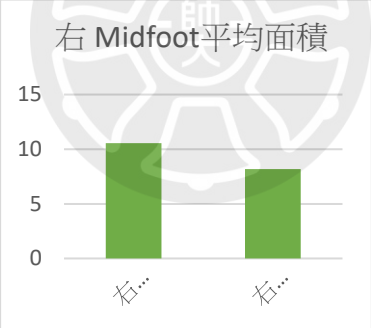


圖 4-10 右 Midfoot 平均面積(cm2)

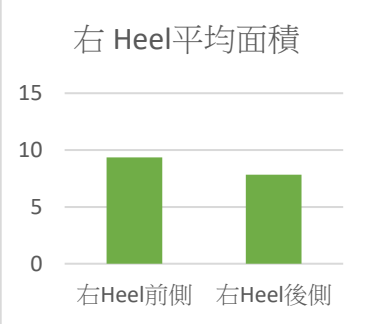


圖 4-11 右 Heel 平均面積(cm2)

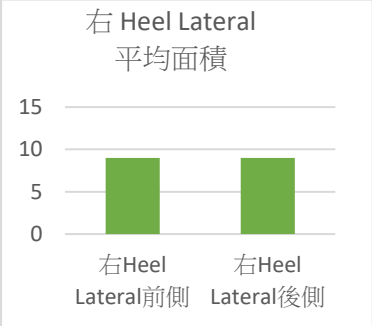


圖 4-12 Heel Lateral 平均面積(cm2)

一、鞋墊前後足弓壓力分佈圖之分析-鞋墊穿戴時間最長為例

分別以兩個案為例第一個受試者為，長時間穿鞋墊，此研究發現對於足弓改善效果較佳，且工作型態是需長時間走路，改變效果會越明顯，穿著鞋墊大於八小時的個案們改善腳的壓力面積的效果越好，且如穿著時間短，且無須長時間走路的個案改善效果較不佳，甚至無改變，或變差。如下圖(4-12、4-13)

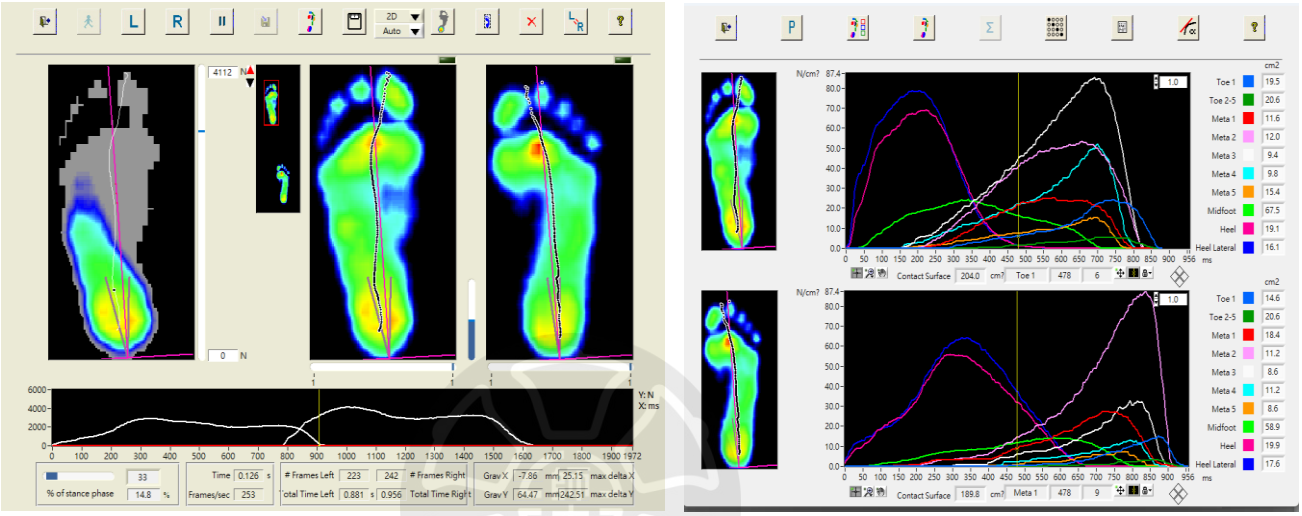


圖 4-12 尚未穿鞋墊前足弓

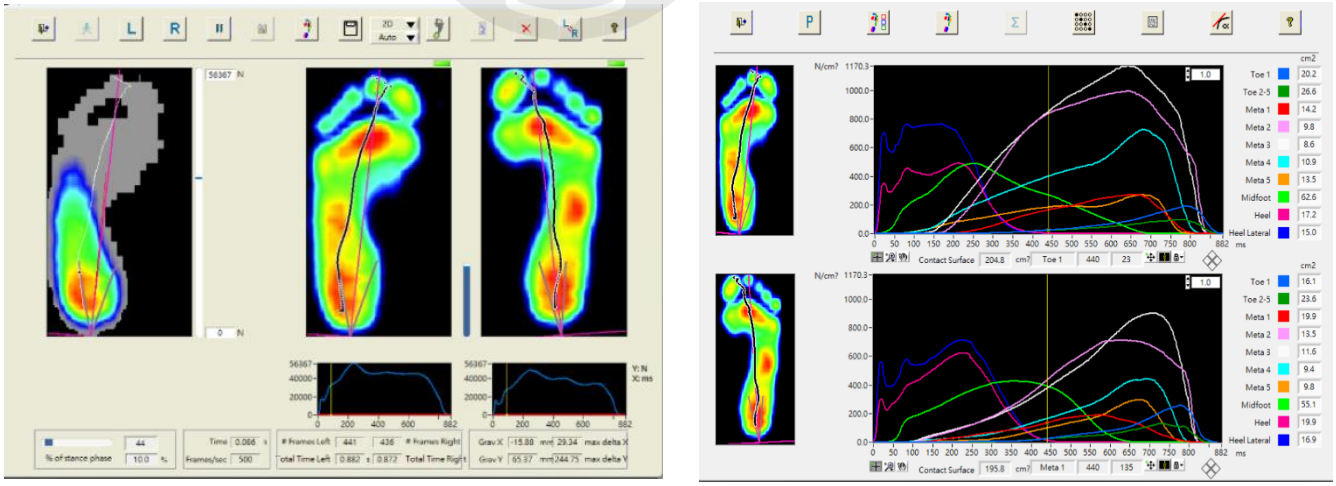


圖 4-13 已穿鞋墊後的足弓

二、鞋墊前後足弓壓力分佈圖之分析-鞋墊穿戴時間最短為例

第二個受試者為，工作時間約低於四小時短時間工作者且工作型態不需長時間走路，此研究發現對於足弓改善效果較差，改變效果差，且如穿著時間短，且無須長時間走路的個案改善效果較不佳，甚至無改變，或變差。如下圖(4-13、4-14)

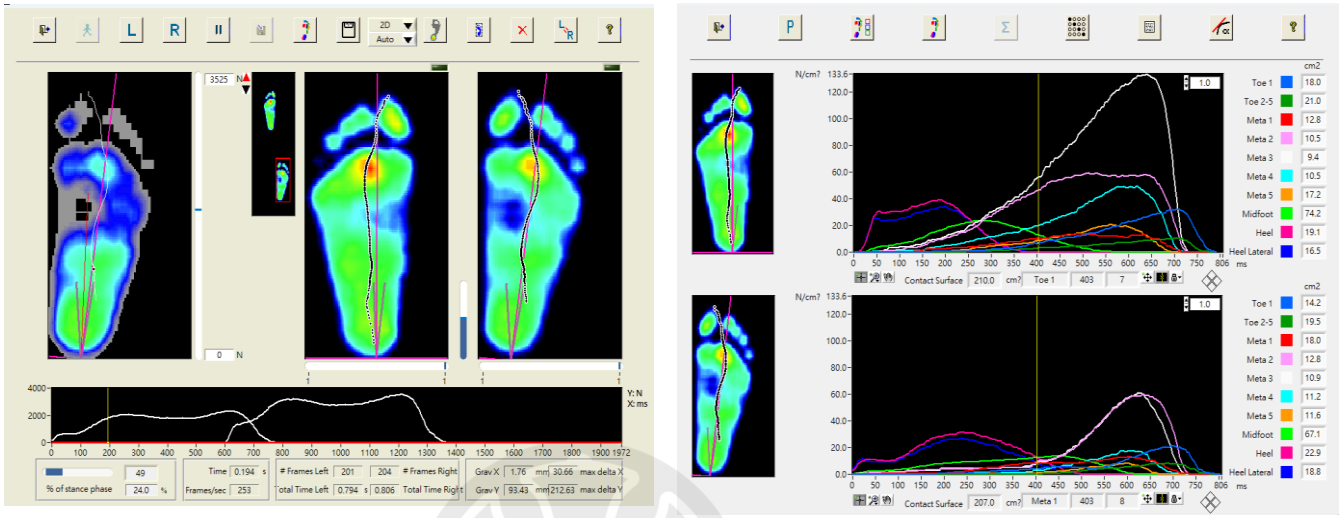


圖 4-13 尚未穿鞋墊前足弓

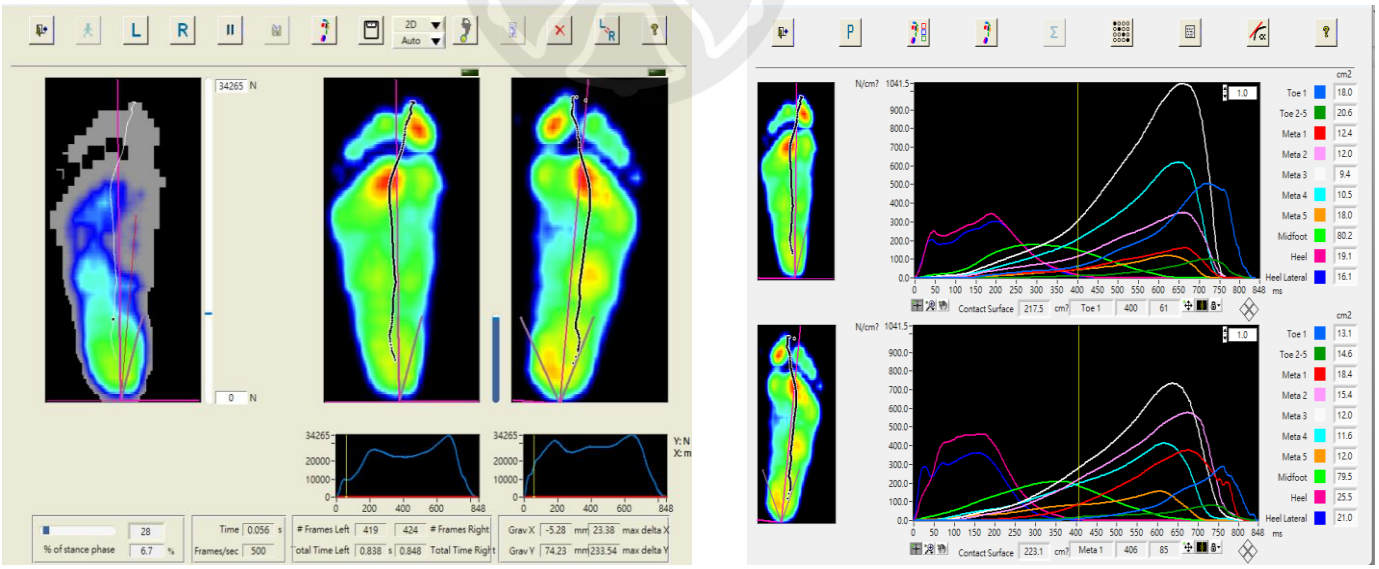


圖 4-14 已穿鞋墊後的足弓

第二節 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊走路速度之成效

本節將對扁扁平足個案使用 3D 列印鞋墊走路速度之成效作探討，分別是表 4-6 計時起立行走穿鞋墊後秒數前後分析，計時起立行走穿鞋墊後秒數前後檢定統計分析。

表4-6在18名受試者中再穿鞋墊前最大值秒數為14.20秒，最小值秒數為7.58秒，平均秒數為9.67秒，穿完鞋墊後最大值秒數為10.38秒，最小值秒數為6.48秒數，且平均為8.39秒。

表4-6 計時起立行走穿鞋墊後秒數前後分析

敘述統計

	N	最小值	最大值	平均值	標準差
TUG秒數前	18	7.58	14.20	9.6722	1.51126
TUG秒數後	18	6.48	10.38	8.3967	1.04703

表4-7是計時起立行走測驗檢定統計量Z值為-3.621，且*P*=.000達顯著差異。

表4-7 計時起立行走穿鞋墊後秒數前後檢定統計分析

檢定統計量[a]

	TUG秒數後 - TUG秒數前
Z	-3.621[b]
漸近顯著性（雙尾）	.000*

a. Wilcoxon 符號等級檢定

b. 基於正等級。

在圖4-15計時起立行走的部分，在第一組為尚未穿3D列印扁平足的組別，第二組為已穿3D列印組別，實驗前後速度在檢定統計上面有顯

著差異$P<.005$，表示穿上3D列印鞋墊後，整體走路速度是有提升的，可能原因為鞋墊減少疼痛後，走路速度變快。

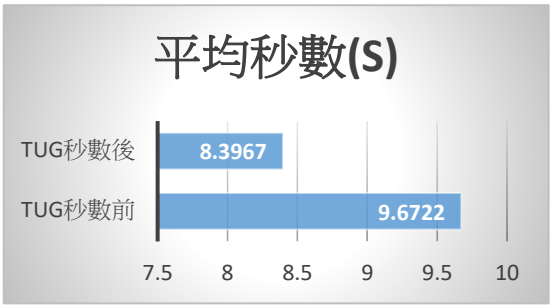


圖 4-15 計時起立行走前後施測時間

綜合建議，Noguchi 在 2021 發現在膝外翻畸形和扁平足畸形的增加與 TUG 時間延長相關。扁平足畸形與體力活動惡化有關。中後足關節破壞與延長 TUG 時間有關。從中後足畸形/破壞的早期階段開始，也可以考慮穿鞋墊（足弓支撐）作為預防措施和短足鍛煉。

而 Allam 和其他人在 2021 調查增強式訓練對患有活動性扁平足的肥胖兒童的足部姿勢、平衡和功能活動性的影響。因為適當的平衡控制對於日常生活的日常活動是必要的，研究結果顯示，平衡參數、足部姿勢和 TUG 都有顯著改善。除了足部姿勢和 TUG 之外，而前後偏差和內側偏差沒有改善。

第三節 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊平衡之成效

本節將對扁平足個案使用 3D 列印鞋墊平衡之成效作探討，分別是表 4-8 針對 3D 列印鞋墊平衡進行敘述統計，4-9 則針對左右兩腳的 COP 進行量化分析。

在圖 4-16 為單腳站時 COP 位移的距離面面積，此動作為個案手插腰單腳站立，保持不動三十秒的時間，儀器會去計算單腳站時位移的公釐數值。

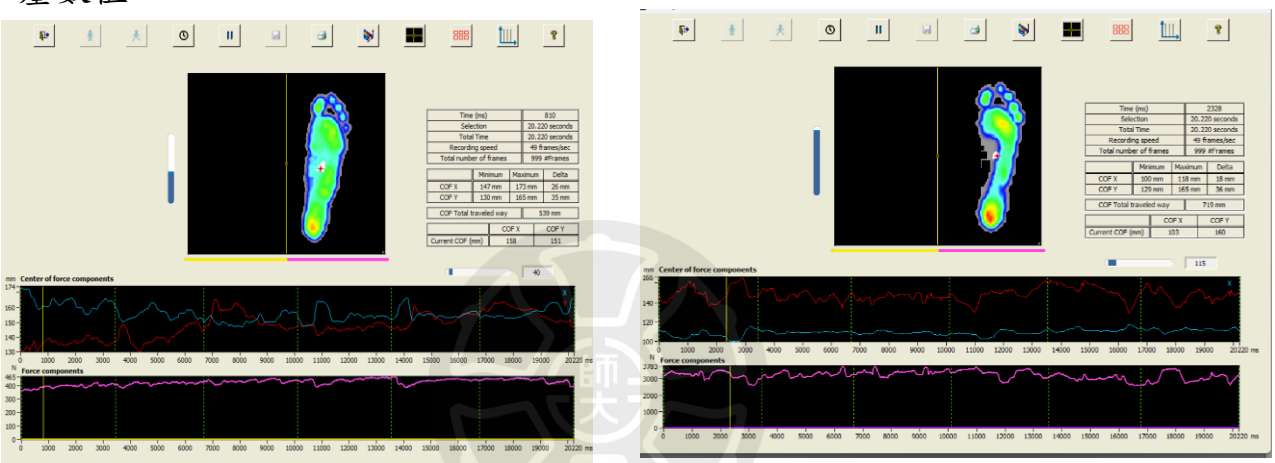


圖 4-16 壓力中心位移數據

表 4-8 在個案數 18 人中，右 COPX 軸實驗前最大值為 64 公釐而最小值為 26 公釐，且平均值為 19.61，而穿了鞋墊後 COPX 軸實驗前最大值為 26 公釐而最小值為 26 公釐，且平均值為 14.72，右 COPY 軸實驗前最大值為 41 公釐而最小值為 13 公釐，且平均值為 26.78，而穿了鞋墊後 COPY 軸實驗前最大值同樣為 41 公釐而最小值 13 公釐，且平均值為 24.72，左 COPX 軸實驗前最大值為 73 公釐而最小值為 11 公釐，且平均值為 23.22，而穿了鞋墊後 COPX 軸實驗前最大值為 36 公釐而最小值為 12 公釐，且平均值為 17.61，左 COPY 軸實驗前最大值為 144 公釐而最小值為 13 公釐，且平均值為 33.67，而穿了鞋墊後 COPY 軸實驗前最大

值同樣為 83 公釐而最小值 13 公釐且平均值為 27.94，整體的公釐都在穿上鞋墊後有明顯的下降，隨然未達顯著上的差異。

表 4-8 3D 列印鞋墊平衡敘述統計分析

敘述統計

	N	最小值	最大值	平均值	標準差
right copx 實驗前	18	8	64	19.61	12.692
right copx 實驗後	18	8	26	14.72	4.663
right copy 實驗前	18	13	41	26.78	8.085
right copy 實驗後	18	13	41	24.72	8.173
left copx 實驗前	18	11	73	23.22	15.660
left copx 實驗後	18	12	36	17.61	5.972
left copy 實驗前	18	13	144	33.67	29.548
left copy 實驗後	18	13	83	27.94	17.264

研究過後發現在表 4-9 中發現，經過穿 3D 列印鞋墊後平均等級皆下降。在穿完 3D 列印鞋墊後，大部分的人在右腳慣用腳的 COP 的 X 軸皆有下降，但右腳慣用腳 COP 的 Y 軸呈現不是差不多就是落差很大，但是往縮小位移方面的表現。而左腳非慣用腳的 COP 的 X 軸，呈現也是下降，且是穩定的下降，而左腳非慣用腳 COP 的 Y 軸也是呈現穩定下降的趨勢。

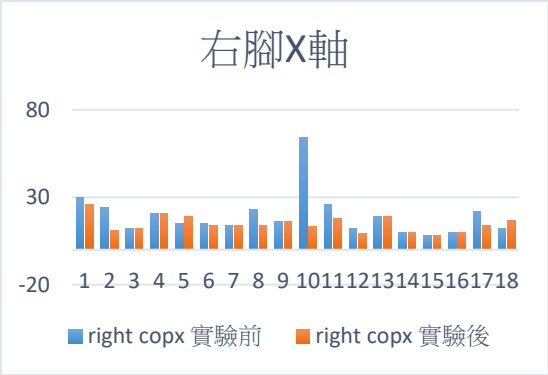


圖 4-16 受試者右腳X軸COP公釐(mm)

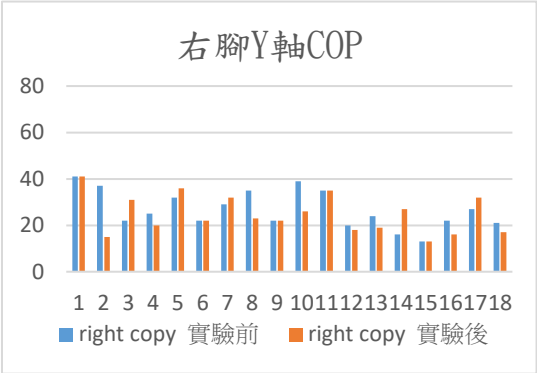
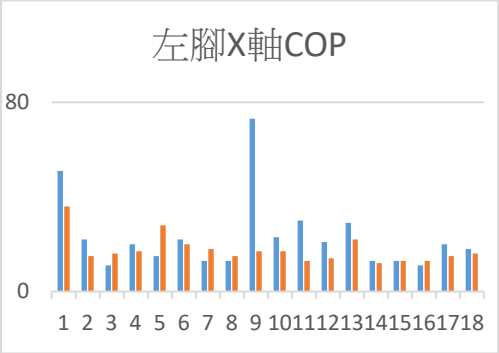


圖 4-17右腳Y軸COP公釐(mm)



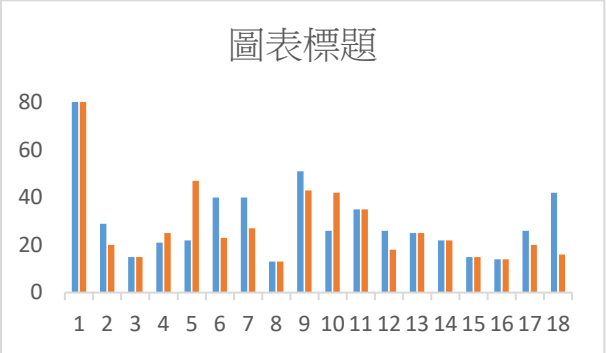


圖 4-18 左腳X軸COP公釐(mm)

圖 4-19 左腳Y軸COP公釐(mm)

表 4-9 3D 列印鞋墊平衡實驗前後分析

	平均等級
right copx 實驗後 - right copx 實驗前	5.81
	4.25
right copy 實驗後 - right copy 實驗前	7.56
	6.10
left copx 實驗後 - left copx 實驗前	9.67
	7.40
left copy 實驗後 - left copy 實驗前	6.13
	5.67

表4-10雖然左右腳的X與Y軸皆由下降，如右腳 COPX實驗前後Z值是-1.939[b]、右腳 COPY實驗前後Z值是-1.050[b] 、左腳 COPX實驗前後Z值是-1.875[b] 、左腳 COPY實驗前後Z值是-1.423[b]，根據統計分析的結果皆無統計上的顯著差異。

表4-10 使用Footscarn分析左右腳前後組平衡之統計分析

	right copx 實驗後 - right copx 實驗前	right copy 實驗後 - right copy 實驗前	left copx 實驗後 - left copx 實驗前	left copy 實驗後 - left copy 實驗前
Z	-1.939[b]	-1.050[b]	-1.875[b]	-1.423[b]
漸近顯著性（雙尾）	.052	.294	.061	.155

綜合討論: Lin 和其他人在 2019 提出使用 3D 列印的 FO 降低了步行時最大踝關節外翻和外旋力矩，但增加了最大踝關節蹠屈力矩，3D 列印的 FO 透過改變內側 COP 路徑，導致踝關節外翻和外旋力矩減少，但它們導致踝關節蹠屈力矩增加。我們可以得出結論，低成本的 3D 列印技術有能力製造客製化的 FO，並提供足夠的支撐來糾正足部異常。而 Jin 和其他人在 2019 在基於足弓提升的定製鞋墊可用於補償抬高腳跟時中足穩定性降低的不利影響，因此穩定性下降與中足外側弓與地面接觸面積減少有關的假設得到支持。COP 率顯著低於對照條件，表明基於足弓提升的定制 3D 列印足跟支撐鞋墊改善了接觸腳底接觸面積進而提升平衡，這根本研究得出的結論很相像，有提升接觸面積的平衡，但無顯著上的差異。Allam 和其他人他們提到復健治療依賴於足部持續的本體感覺刺激，可能會改善足弓並矯正柔性平足的跟外翻畸形。本體感覺訓練對於改善反射迴路至關重要，這對於靜態和動態足部放置的正確信心至關重要，從而改善平衡和功能活動能力，平衡能力的改善可能歸因於足部內在肌肉力量的增加，這反過來又改善了足弓高度和姿勢控制。低足弓的跑步者比正常足弓的跑步者平衡能力較差，這意味著足弓高度的增加改善了平衡策略。

第四節 扁平足個案使用 3D 列印鞋墊舒適度滿意狀況與之後使用意願

本節將對扁平足個案使用3D列印鞋墊舒適度滿意狀況與之後使用意願作探討，分別是圖4-20穿3D列印鞋墊的時間，圖4-21 穿3D列印鞋墊的工作類別、表 4-11 Hedonic value 享樂價值描述性統、表4-12 Utilitarian value 實用價值、表 4-13 QUEST-V2.0 Manual、以及表 4-14 扁平足對3D列印科技重要性考量之統計結果

本研究經問卷調查統計，在十八份問卷中，一天穿四小時內 3D 列印鞋墊，佔 33%，一天穿八小時內 3D 列印鞋墊佔 61%，一天穿超過八小時佔 6%。

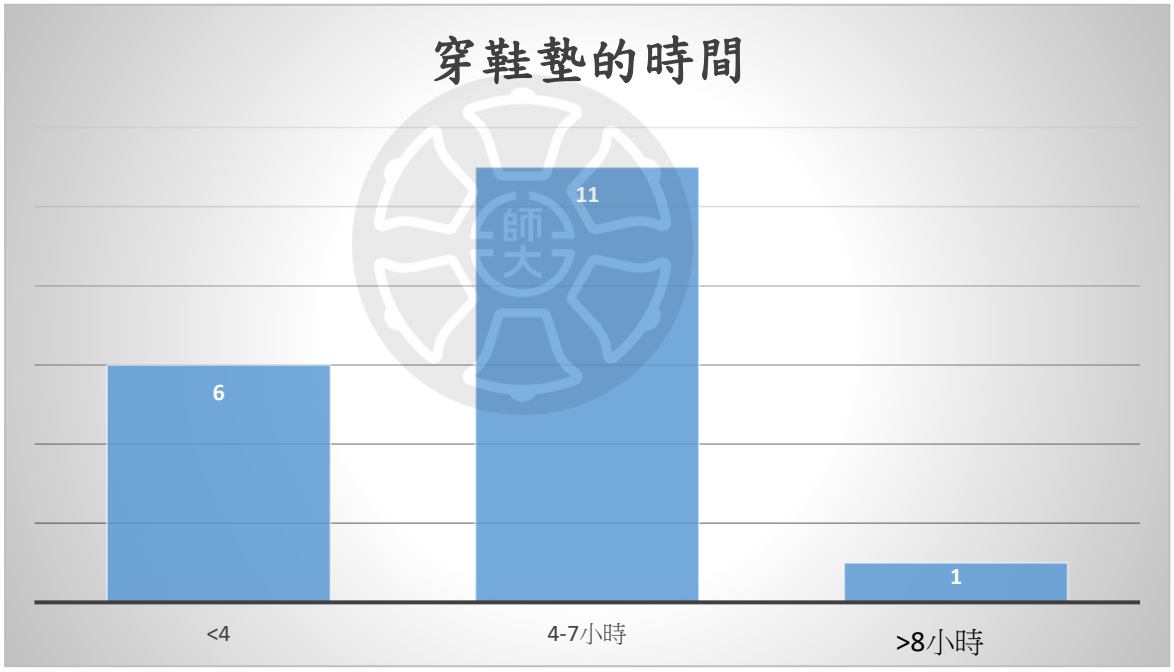


圖 4-20 穿 3D 列印鞋墊的時間

本次回傳問卷中，在這十八份問卷內，分別的職業類別為醫療類別最大群，佔 50%，涵蓋物理治療師、職能治療師、醫生、社工，第二大宗為教育類別佔 22%，蓋教授、個案、音樂老師，工程類別佔 11%，其他類別皆佔 17%，涵蓋工程師、服飾美編、監獄管理員。

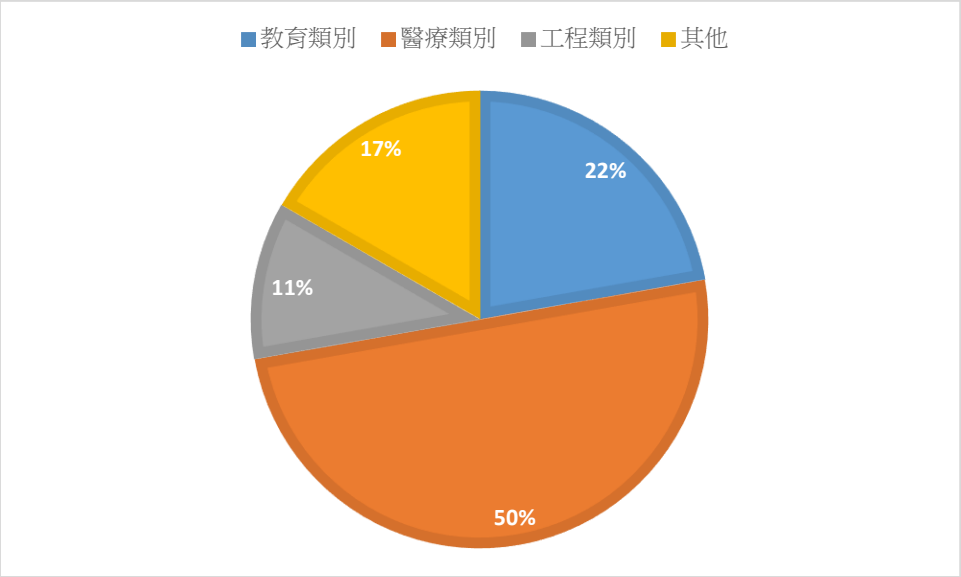


圖 4-21 穿 3D 列印鞋墊的工作類別

本研究回收之十八份有效問卷中，在趣味價值描述中，對扁平足來說有穿 3D 列印鞋墊，各構面句子在 3.55 至 4.11 之間，其中以每次穿鞋使用 3D 列印鞋墊，「我感覺腳底很舒服」為最高分，可見扁平足在使用鞋墊過程中是感覺到舒服的，且在享樂價值中整體分數平均數皆有 3.5 分以上，表示中等程度滿意至滿意之間。

表 4-11 趣味價值(Hedonic value)

構面句子	平均數	標準差	排序
使用 3D 列印鞋墊，我感覺腳部很舒適.	4.05	0.6	2
使用 3D 列印鞋墊，我感覺走路很輕鬆.	3.94	0.8	3
使用 3D 列印鞋墊，我感覺很有精神.	3.55	0.9	5
每次穿鞋使用 3D 列印鞋墊，我感覺腳底很舒服.	4.11	0.6	1
我不知下覺的忘掉有穿 3D 列印鞋墊.	3.66	0.9	4

扁平足穿 3D 列印之心理價值而言，平均得分為 4.19，各構面平均得分介於 4.16 至 4.33 之間，其中以「我認為使用 3D 列印鞋墊，對改善扁平足的功能性很好」平均分數最高，但因為各分構面平均分皆達到 4 分以上表示「滿意」的水準，可見 3D 列印鞋墊對於扁平足整體的價值是不低的。

表4-12 心理價值(Utilitarian value)

構面句子	平均數	標準差	排序
我認為使用 3D 列印鞋墊，對改善扁平足很實用	4.22	0.64	2
我認為使用 3D 列印鞋墊，對改善扁平足的功能性很好	4.33	0.90	1
我認為使用 3D 列印鞋墊，對改善扁平足是很有必要	4.11	0.83	4
我認為使用 3D列印鞋墊，改善扁平足的走路方式是助於幫助	4.16	0.70	3
我認為使用 3D 列印鞋墊，對改善扁平足是很有效的方式	4.16	0.85	3

綜合討論:

根據 Xu 學者在 2019 文獻提出，在第八週後舒適度增加，且實驗組有顯著的差異，跟上面量表類似皆認為腳開始便舒適，且舒適度也是影響使用者對腳墊感覺的一個因素。不舒適的鞋墊會降低下肢的平衡並影響患者的情緒，尤其是老年人。該實驗表明，定製鞋墊比預製鞋墊具有更好的舒適度，因此定製鞋墊有可能提高治療效果。

台灣魁北克輔具使用者滿意度評量(QUEST-T)，其內容分為三部分；一為輔具使資料，包括輔具名稱、使用次數與時間；二為正是滿意度評

量，共計 18 題劃分成輔具類、服務類與個人主觀想法類；三為重要性評分，受訪者將自 1-18 之滿意度選項中，選擇三個最重要的輔具考量。

QUEST-T，其中「輔具」類題為:尺寸大小、重量、容易調整、安全性、舒適性、使用成效、「服務滿意度」有四選項，分別交付流程、維修服務、相關專業服務、後續追蹤服務；加總評分後得到三個總分:輔具使用、輔具服務、整體分數(毛慧芬, 2018)。

在台灣版魁北克輔具使用者滿意度評量的基本資料，對於 3D 列印鞋墊個案皆是第一次使用輔具，且輔具使用一個月以上至三個月內的時間，每天使用此項輔具，皆是他人贈送，且接受專業的物理治療師評估與建議後給予。

3D 列印鞋墊滿意度與服務滿意度各有十八人次回答，滿意度平均值較高前三題項依序為「13. 輔具所需負擔的金錢花費 （4.9）」、「12.輔具之後續服務（4.8）」及「11.輔具之相關服務品質（4.75）」。 而滿意度平均值較低之前三題項依序為「5.輔具的耐用性（3.45）」、「4.安全性與穩固性（3.55）」、及「3.輔具的零件容易調整（3.75）」。

表 4-13 QUEST-V2.0 Manual

輔具類別	平均數	標準差
1.輔具尺寸大小	4.2	0.89
2.輔具的重量	4.15	0.98
3.輔具的零件容易調整	3.75	0.85
4.輔具安全與穩定性	3.55	1.23
5.輔具的耐用性	3.45	1.14
6.輔具容易程度	4.55	0.82
7.輔具舒適性	4.1	0.96

8.輔具使用效果	4.15	0.93

服務	平均數	標準差
9. 輔具流程服務	4.65	0.48
10.輔具所供的維修服務	4.55	0.82
11.輔具之相關服務品質	4.75	0.55
12.輔具之後續服務	4.8	0.41
13.輔具所需負擔的金錢花費	4.9	0.3
整體平均分數	4.23	0.8

扁平足對於於 3D 列印鞋墊滿意度 12 題項中為尺寸大小、重量、容易調整、安全性穩固性、耐用度、容易使用、舒適性、使用效果、服務流程、維修服務、相關專業服務、後續追蹤服務、選 3 題項目認為最重要性考量之統計結果顯示，重要性考量前 3 題項依序為「8.使用效果」11 人次（61%）、「7.舒適性」9 人次（50%）及「5.耐用度」7 人次（39%），可見扁平足個案普遍認為使用效果具是最重要因素之一，而分數較低的前三名為「1.尺寸大小」、「2.重量」、「9.服務流程」、「12.後續追蹤服務」，此三項百分比皆為 2 人次(11%)，與維修服務 0 人次(0%)(如表 4-14)。

表 4-14 扁平足對 3D 列印科技重要性考量之統計結果 （n=18）

題序	題項	重要性考量(人次)	百分比(%)	排序
1	尺寸大小	2	11%	7
2	重量	2	11%	7
3	容易調整	3	17%	6
4	安全性穩固性	6	33%	4
5	耐用度	7	39%	3
6	容易使用	5	28%	4
7	舒適性	9	50%	2
8	使用效果	11	61%	1
9	服務流程	2	11%	7
10	維修服務	0	0%	0
11	相關專業服務	5	28%	5
12	後續追蹤服務	2	11%	7

作者	研究方法	參與者	穿著 3D 列印結果
本研究	準實驗研究	扁平足 個案 N=18	制的 3D 列印鞋墊能減輕了慣用腳的蹠骨的負荷。 本研究在受試者穿著鞋墊行走時進行評估，測試結果顯示 3D 列印鞋墊可以分散足底壓力，並可以增進走路速度。
Telfer et al. (2017)	隨機對照實驗	糖尿病個案 N=20	當施加垂直載荷時，壓力被分散。
Xu et al. (2019)	隨機抽樣實驗	底經膜炎個案 N=60	能夠有效減少足底病變相關損傷並提高足底筋膜炎患者的舒適度
Xu et al.(2019)	實驗設計研究法	N=80 扁平足個案	結論定制的 3D 列印鞋墊將蹠骨分佈在中足區域，從而減輕了蹠骨的壓力，從而減少了扁平足症狀造成的損害。
Dombroski et al.(2014)	單一受試者	N=1 扁平足個案	這種製造足部矯形器的方法生產的鞋內裝置與傳統製造的矯形器相比，可產生類似的結果。
Jin et al. (2019)	實驗設計研究法	N=30 扁平足個案	足跟部峰值壓力顯著降低，中足區域的峰值壓力沒有顯著升高。 定制 3D 列印腳跟支撐的生物力學性能優於傳統腳跟支撐鞋墊，患者不會降低中足運動功能。
Cha et al(2017)	單一受試者	N=1 垂足	3D 列印的 AFO 表現出與傳統 AFO 類似的功能，並且在重量和易用性方面使患者非常滿意。
Tarrade et al (2019)	研究設計(無控制組)	N=34 腳底疼痛	由於其對足弓的支撐和刺激，特別是通過將壓力從腳跟轉移到中足，定制的形狀可以更好地平衡足部峰值壓力的分佈。

第五章 結論與建議

本研究主要目的探討使用 3D 列印鞋墊，對於大專院校扁平足的個案平衡及行走功能成效，並建立個別化 3D 列印鞋墊之法展基礎及提供設計流程規劃，研究方法以實驗設計。以下分為小節進行探討分別為結論研究設計、研究限制、未來發展建議內容說明。

第一節　結論

四、　本研究探討 3D 列印技術適合個別化設計與發展鞋墊，在第二三四趾骨區域壓力達到統計上的顯著下降。定制的 3D 列印鞋墊能減輕了慣用腳的蹠骨的負荷，研究結果顯示受試者將負荷分散到足中部區域。

五、　扁平足個案使用 3D 列印鞋墊走路速度有提升且有顯著上的差異。穿著個別化定製鞋是可幫助改變足底壓力異常分佈的最常見方法。然而，以往的研究僅將足底劃分為幾個區域，沒有進行詳細的足底特徵分析。本研究在受試者穿著鞋墊行走時進行評估，測試結果顯示 3D 列印鞋墊可以分散足底壓力，並可以增進走路速度。

六、　扁平足受試者使用 3D 列印鞋墊的平衡成效，其研究結果部分個案表示 3D 列印鞋墊可提升其平衡能力，但全體前後平均未達顯著差異。

七、　扁平足個案使用 3D 列印鞋墊舒適度滿意度平均分數為 4.23 表準差為 0.8，我們的研究結果表明，本研究中使用的 3D 列印定製鞋墊可以有效地提升扁平足患者舒適性。

第二節　研究限制

本研究以掃描取模及電腦繪製方式，探討不同設計的 3D 列印鞋墊之間，平衡及行走功能介入之成效但實驗仍存在一些研究限制。

一、 雖然 Footscan 系統已被證明是一種準確的足底壓力評估系統，但對於鞋內壓力，測量技術仍然存在誤差，包括在測量足底壓力時評估足部表面的整個下側接觸面積，包括受試者聽從指令做出行動會有個別的差異，還有受試者在量測時每次足部的位置會不大相同。

二、 本研究主要收取扁平足行走與單腳站過程的數據，並未探討上下樓梯、跑步、 跳躍等其他活動時，鞋墊對於扁平足的生物力學效應。

三、 本研究實驗過程中使用受試者各自的平底鞋作為實驗用款，並無統一規定鞋子的款式與形式。而是依照每個人習慣穿著的鞋款皆不同，如 3D 列印鞋墊搭配其他鞋款，如慢跑鞋或籃球鞋等，對於功能性扁平足的效益尚未明確。

四、樣本數過少，且男女數量不平均，都有可能影響研究。

第三節　未來發展

未來發展根據本研究結果，可設定下列幾點作為未來方向：

一、 本研究 3D 列印鞋墊的長度為 3/4 足長，非全足長，而在日常生活中，跑步、上下樓梯時前足是首要接觸地面，可考慮未來可皆以全足長之 3D 列印鞋墊，探討對於扁平足患者之日常生活中學效益。

二、 本研究使用力板收取步態行走時及單腳站的數據，力板可以用來計算下肢關節力矩之外，還能觀察行走時壓力中心軌跡的變化。未來可將壓力中心軌跡列入 3D 列印鞋墊參考數據之一。

三、 本研究未觀察扁平足在穿著鞋墊時，肌肉活性變化。 未來可以納入，作為觀察扁平足穿著鞋墊效益之變化。

四、 本研究 3D 列印鞋墊僅在中足的部分有墊高，未來可嘗試不同墊高組合在行走過程時的生物力學比較。

五、 首先，並無分類扁平足的嚴重度去做比較，並未評估其長期影響，本研究中個案穿戴鞋墊時間僅有十二週的時間。

六、 根據魁北克問卷分析，扁平足個案表示足部疼減少痛，然而本研究未針對扁平足個案壓力與疼痛之相關分析，有待未來進一步研究。

七、 可以強調 COP 的指標變化，以做未來與使用者參考。

八、 根據魁北克量表分析，扁平足個案表示鞋墊容易斷裂，未來可考慮使用樹酯材料，加上鞋墊皮可以減少斷裂後不舒服的狀況。

九、 趣味價值、與心理價值只做後側無前側，建議未來研究可做前後側比較。

參考文獻

沈育芳、謝明佑、陳怡文（2019）。3*D* 成型技術之介紹與應用

許家宜（2022）。*比較扁平足穿著不同設計 3D 列印鞋墊對下肢之生物力學影響*

陳沛裕、楊榮森（2019）。3D 列印在足踝外科的應用。台灣醫學

陳宛榆（2020）。3D 列印印前技術之研究

楊榮森（2019）。3D 列印科技的原理與應用。台灣醫學

謝玉鈴（2016）。新技術、新思維、新趨勢： 3D 列印技術於博物館領域之應用

Allam, H. H., Muhsen, A., Al-Walah, M. A., Alotaibi, A. N., Alotaibi, S. S., & Elsayyad, L. K. (2021). Effects of plyometric exercises versus flatfoot corrective exercises on postural control and foot posture in obese children with a flexible flatfoot. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2021*, 3635660. https://doi.org/10.1155/2021/3635660

Arain, A., Harrington, M. C., & Rosenbaum, A. J. （2022）. Adult acquired flatfoot. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.

Bac, A., Kaczor, S., Pasiut, S., Ścisłowska-Czarnecka, A., Jankowicz-Szymańska, A., & Filar-Mierzwa, K. （2022）. The influence of myofascial release on pain and selected indicators of flat foot in adults: a controlled randomized trial. *Scientific Reports*, *12*（1）, 1414. https://doi.org/10.1038/s41598-022-05401-w

Benedetti, M. G., Ceccarelli, F., Berti, L., Luciani, D., Catani, F., Boschi, M., & Giannini, S. （2011）. Diagnosis of flexible flatfoot in children: a

systematic clinical approach. *Orthopedics*, *34*（2）, 94. https://doi.org/10.3928/01477447-20101221-04

Blodgett, J. M., Hardy, R., Davis, D. H. J., Peeters, G., Hamer, M., Kuh, D., & Cooper, R. (2023). Prognostic accuracy of the one-legged balance test in predicting falls: 15-years of midlife follow-up in a British birth cohort study. *Frontiers in Sports and Active Living*, *4*, 1066913. https://doi.org/10.3389/fspor.2022.1066913

Bronstein A. M. （2016）. Multisensory integration in balance control. *Handbook of Clinical Neurology*, *137*, 57–66. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63437-5.00004-2

Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Levinger, P., Murley, G. S., & Menz, H. B. （2018）. Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*, *62*, 235–240. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.005

Cha, Y. H., Lee, K. H., Ryu, H. J., Joo, I. W., Seo, A., Kim, D. H., & Kim, S. J. (2017). Ankle-Foot Orthosis Made by 3D printing technique and automated design software. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2017*, 9610468. https://doi.org/10.1155/2017/9610468

Choo, Y. J., Boudier-Revéret, M., & Chang, M. C. （2020）. 3D printing technology applied to orthosis manufacturing: narrative review. *Annals of Palliative Medicine*, *9*（6）, 4262–4270. https://doi.org/10.21037/apm-20-1185

Chou, M. C., Huang, J. Y., Hung, Y. M., Perng, W. T., Chang, R., & Wei, J. C. （2021）. Flat foot and spinal degeneration: Evidence from nationwide population-based cohort study. *Journal of the Formosan Medical*

Association = Taiwan yi zhi, *120*（10）, 1897–1906. https://doi.org/10.1016/j.jfma.2020.12.019

de Morais Barbosa, C., Bértolo, M. B., Gaino, J. Z., Davitt, M., Sachetto, Z., & de Paiva Magalhães, E. （2018）. The effect of flat and textured insoles on the balance of primary care elderly people: a randomized controlled clinical trial. *Clinical Interventions In Aging*, *13*, 277–284. https://doi.org/10.2147/CIA.S149038

Desmyttere, G., Leteneur, S., Hajizadeh, M., Bleau, J., & Begon, M. (2020). Effect of 3D printed foot orthoses stiffness and design on foot kinematics and plantar pressures in healthy people. *Gait & Posture*, *81*, 247–253. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.146

Dombroski, C. E., Balsdon, M. E., & Froats, A. (2014). The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study. *BMC Research Notes*, *7*, 443. https://doi.org/10.1186/1756-0500-7-443

Gould N. （1982）. Graphing the adult foot and ankle. *Foot & Ankle*, *2*（4）, 213–219. https://doi.org/10.1177/107110078200200407

Guskiewicz K M, Perrin D H. Research and clinical applications of assessing balance. *J Sport Rehabil.* 1996;5:45–63.

H.J. Hillstrom, J. Song, A.P. Kraszewski, J.F. Hafer, R. Mootanah, A.B. Duf our, B.S. Chow, J.T. Deland

Han J.T., Koo H.M., Jung J.M., Kim Y.J., Lee J.H. Differences in Plantar Foot Pressure and COP between Flat and Normal Feet during Walking. *J. Phys. Ther. Sci.* 2011;**23**:683–685. doi: 10.1589/jpts.23.683.

Ho, M., Nguyen, J., Heales, L., Stanton, R., Kong, P. W., & Kean, C. （2022）. The biomechanical effects of 3D printed and traditionally

made foot orthoses in individuals with unilateral plantar fasciopathy and flat feet. *Gait & Posture*, *96*, 257–264. Advance online publication. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.06.006

https://doi.org/10.1053/j.jfas.2017.12.019.

https://doi.org/10.1186/s13047-014-0044-7

Jiang, Y., Wang, D., Ying, J., Chu, P., Qian, Y., & Chen, W. (2021). Design and preliminary validation of individual customized insole for adults with flexible flatfeet based on the plantar pressure Redistribution. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *21*(5), 1780. https://doi.org/10.3390/s21051780

Jin, H., Xu, R., Wang, S., & Wang, J. (2019). Use of 3D-printed heel support insoles based on arch lift improves foot pressure distribution in healthy people. *Medical Science Monitor :Iinternational Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, *25*, 7175–7181. https://doi.org/10.12659/MSM.918763

Kim, E. K., & Kim, J. S. （2016）. The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *Journal of Physical Therapy Science*, *28*（11）, 3136–3139. https://doi.org/10.1589/jpts.28.3136

Kirmizi, M., Cakiroglu, M. A., Elvan, A., Simsek, I. E., & Angin, S. (2020). Reliability of different clinical techniques for assessing foot posture. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *43*(9), 901–908. https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2020.02.002

Klöpfer-Krämer, I., Brand, A., Wackerle, H., Müßig, J., Kröger, I., & Augat, P. （2020）. Gait analysis - Available platforms for outcome

assessment. *Injury*, *51 Suppl 2*, S90–S96. https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.11.011

Lee, J. S., Kim, K. B., Jeong, J. O., Kwon, N. Y., & Jeong, S. M. (2015). Correlation of foot posture index with plantar pressure and radiographic measurements in pediatric flatfoot. *Annals of Rehabilitation medicine*, *39*(1), 10–17. https://doi.org/10.5535/arm.2015.39.1.10

Lee, Y. C., Lin, G., & Wang, M. J. （2014）. Comparing 3D foot scanning with conventional measurement methods. *Journal of Foot and Ankle Research*, *7*（1）, 44.

Lin, K. W., Hu, C. J., Yang, W. W., Chou, L. W., Wei, S. H., Chen, C. S., & Sun, P. C. (2019). Biomechanical evaluation and strength test of 3D-printed foot orthoses. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2019*, 4989534. https://doi.org/10.1155/2019/4989534

MacKinnon C. D. （2018）. Sensorimotor anatomy of gait, balance, and falls. *Handbook of Clinical Neurology*, *159*, 3–26. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00001-X

Miranda-Cantellops, N., & Tiu, T. K. （2022）. berg balance testing. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.

Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., & Hausdorff, J. M. （2018）. Gait. *Handbook of Clinical Neurology*, *159*, 119–134. https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0

Murley, G. S., Menz, H. B., & Landorf, K. B. （2009）. A protocol for classifying normal- and flat-arched foot posture for research studies using clinical and radiographic measurements. *Journal of Foot and Ankle Research*, *2*, 22. https://doi.org/10.1186/1757-1146-2-22

Neuls, Patrick D. PT, DPT 1；Clark, Tammie L. PT, DPT 2；Van Heuklon，Nicole C. PT，DPT 3；Proctor, Joy E. PT 4；Kilker, Barbra J. PT, DPT 5；比伯，馬洛里 E. PT 6；Donlan, Alice V. PT, DPT, MBA 7 ; Carr-Jules, Suchitha A. PT, DPT 8；Neidel, William H. PT, DPT 9；Newton, Roberta A. PT，博士 5. Berg 平衡量表預測老年人跌倒的有用性. 老年物理治療雜誌： 2011 年 1 月/3 月 - 第 34 卷 - 第 1 期 - 第 3-10 頁 doi: 10.1097/JPT.0b013e3181ff2b0e

Nilsson, M. K., Friis, R., Michaelsen, M. S., Jakobsen, P. A., & Nielsen, R. O. （2012）. Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, *5*, 3. https://doi.org/10.1186/1757-1146-5-3

Noguchi, T., Hirao, M., Tsuji, S., Ebina, K., Tsuboi, H., Etani, Y., Akita, S., & Hashimoto, J. （2021）. Association of decreased physical activity with rheumatoid mid-hindfoot deformity/Destruction. *International Journal Of Environmental Research and Public Health*, *18*（19）, 10037. https://doi.org/10.3390/ijerph181910037

Paul S. Sung, PhD, DHSc, PT. （2018）The Sensitivity of Thresholds by Ground Reaction Force and Postural Stability in Subjects With and Without Navicular Drophttps://doi.org/10.1053/j.jfas.2017.12.019 ISSN 1067-2516,

Rosenberg Z.S. Chronic rupture of the posterior tibial tendon. *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* 1994;2（1）:79–87.

Şahin, F. N., Ceylan, L., Küçük, H., Ceylan, T., Arıkan, G., Yiğit, S., Sarşık, D. Ç., & Güler, Ö. （2022）. Examining the relationship between pes planus degree, balance and jump performances in athletes. *International*

Journal of Environmental Research and Public Health, *19*（18）, 11602. https://doi.org/10.3390/ijerph191811602

Sarikhani, A., Motalebizadeh, A., Asiaei, S., & Kamali Doost Azad, B.（2016）. Studying maximum plantar stress per insole design using foot CT-Scan images of hyperelastic soft tissues. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2016*, 8985690. https://doi.org/10.1155/2016/8985690

Su, S., Mo, Z., Guo, J., & Fan, Y. （2017）. The Effect of Arch Height and Material Hardness of Personalized Insole on Correction and Tissues of Flatfoot. *Journal of Healthcare Engineering*, *2017*, 8614341. https://doi.org/10.1155/2017/8614341

Subotnick SI. The biomechanics of running: implications for the prevention of foot injuries. *Sports Med.* 1985;2（2）:144–153. doi: 10.2165/00007256-198502020-00006.

Tarrade, T., Doucet, F., Saint-Lô, N., Llari, M., & Behr, M. (2019). Are custom-made foot orthoses of any interest on the treatment of foot pain for prolonged standing workers?. *Applied Ergonomics*, *80*, 130–135. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2019.05.013

Telfer, S., & Woodburn, J. （2010）. The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot. *Journal of Foot and Ankle Research*, *3*, 19. https://doi.org/10.1186/1757-1146-3-19

Telfer, S., Woodburn, J., Collier, A., & Cavanagh, P. R. (2017). Virtually optimized insoles for offloading the diabetic foot: A randomized crossover study. *Journal of Biomechanics*, *60*, 157–161. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.028

Verlekar, T. T., Soares, L. D., & Correia, P. L. （2018）. Automatic classification of gait impairments using a markerless 2D video-based

system. *Sensors （Basel, Switzerland）*, *18*（9）, 2743. https://doi.org/10.3390/s18092743

Vimal, A. K., Sharma, S., Gahlawat, B., Pandian, G., & Sural, S. （2022）. The effect of customized and silicon insoles on mid- and hindfoot in adult flexible pes planovalgus. *Indian Journal of Orthopaedics*, *56*（11）, 1897–1905. https://doi.org/10.1007/s43465-022-00699-0

Wright, Cynthia J.Arnold, Brent L.a Coffey, Timothy G.a Pidcoe, Peter E.（2019）. *Repeatability of the Modified Oxford Foot Model During Gait in Healthy Adults, DOI.*

Xu, C., Wen, XX., Huang, LY. et al. *Normal Foot Loading Parameters and Repeatability of the Footscan® Platform System. J Foot Ankle Res 10, 30 (2017). Https://Doi.Org/10.1186/S13047-017-0209-2*. (n.d.).

Xu, R., Wang, Z., Ma, T., Ren, Z., & Jin, H. (2019). Effect of 3D printing individualized Ankle-Foot Orthosis on Plantar Biomechanics and Pain in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled trial. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, *25*, 1392–1400. https://doi.org/10.12659/MSM.915045

Xu, R., Wang, Z., Ren, Z., Ma, T., Jia, Z., Fang, S., & Jin, H. (2019). Comparative study of the effects of customized 3D printed insole and prefabricated insole on plantar pressure and comfort in patients with symptomatic flatfoot. *Medical Science Monitor : International medical Journal of Eexperimental And Clinical Research*, *25*, 3510–3519. https://doi.org/10.12659/MSM.916975

附錄

受試者基本資料

編號	性別	年齡	身高	體重	足部姿勢評估(左)	足部姿勢評估(右)	慣用腳

FPI 足部姿勢評估

(1)觸診距骨骨頭

-2	-1	0	1	2
外側觸診到距 骨頭，內側沒 有	外側觸診到距 骨頭，內側略 微觸診到	內外側皆可觸 診到距骨頭	外側略微觸診 到距骨頭，內 側可觸診到	外側沒有觸診 到距骨頭，但 內側可觸診到

(2)外側足踝的上下曲度

-2	-1	0	1	2
踝骨下方曲線 是直的或突的	踝骨下方曲線 是凹的但較平	踝骨上下方曲 線差不多	踝骨下方曲線 比上方曲線稍 微凹	踝骨下方曲線 比上方曲線明 顯較凹

(3)跟骨內外翻程度

-2	-1	0	1	2

與地面為基準，內翻大於 5°	與地面為基準，內翻介於 0°~5°	與地面垂直	與地面為基準，外翻介於 0°~5°	與地面為基準，外翻大於 5°

(4) 距舟關節凹陷情形

-2	-1	0	1	2
距舟關節區域 明顯凹陷	距舟關節區域 些微凹陷	距舟關節區域 呈平面	距舟關節區域 些微鼓起	距舟關節區域 明顯鼓起

(5) 內側縱弓高度

-2	-1	0	1	2
足弓高且後方 呈明顯傾斜	足弓比較高且 後方些微傾斜	足弓正常高且 呈同心圓曲線	足弓低且中間 部位些微平坦	足弓非常低且 與地面接觸

(6)前足外收內展

-2	-1	0	1	2
看不到小拇趾 但大拇趾清楚 可見	大拇趾較小拇 趾可見	內外側腳趾一 樣可見	小拇趾較大拇 趾可見	看不到大拇趾 但小拇趾清楚 可見