

足弓支撐鞋墊對步態中腰椎、 膝關節運動學和足底壓力重心位移的影響

蔡永裕¹、陳佳琳²、郭芳娟³

澄清綜合醫院中港分院 院長室¹、復健治療中心²、弘光科技大學 物理治療系³

摘要

目的

扁平足在步態中會產生異常的足底壓力與影響足部與膝關節的運動，極少研究探討其對腰椎的影響。本研究調查足部類型和足弓支撐鞋墊對步行中的下肢與腰椎關節運動學及足底壓力重心位移的影響。

方法

三十九名成人應用足底壓力計量測兩腳足弓，根據足弓指數 (Arch Index, AI) 及足部姿勢指數 (Foot Posture Index, FPI) 區分成三組：正常足、扁平足與雙足不對稱組。請參與者在七公尺長的步道來回行走五回，在三公尺步道處踩過設置的足壓板；在步行測試時同步記錄腰椎、膝關節活動度。兩種足部穿著測試：一、運動鞋；二、前者鞋內置足弓支撐鞋墊。

結果

扁平足組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比其他兩組慢。相較於扁平足組，雙足不對稱組使用較小的膝關節活動度來執行步態推進期。當使用足弓支撐鞋墊時，所有組別在著地中期及抬腳離地期呈現腰椎活動度減少；但離地期增加膝關節活動度。扁平足在著地期呈現減少膝關節屈曲，增加足底重心偏離角度。不對稱組則是在著地中期降低膝關節活動度，在足部負

關鍵詞：足弓支撐鞋墊、壓力重心、腰椎、膝關節、角度、速度

通訊作者：郭芳娟

通訊地址：臺中市沙鹿區臺灣大道六段1018號

E-mail: kfc@hk.edu.tw

荷期增加足底重心位移速度。

結論

腰椎、膝關節運動學和足底重心位移可能會受到不同腳型及足弓支撐鞋墊的影響。(澄清醫護管理雜誌 2019; 15 (2): 7-16)

前言

步態中足部負責在足跟接觸地面時吸收震動，適應不規則地面及產生向前推進的動量。低足弓的特徵是足內側縱弓部分或完全的塌陷[1]，在行走期間低足弓會導致足部壓力重心偏移及內部的異常負荷模式，並將負荷向上傳遞到下肢的其餘部分和脊柱[2,3]；因此，扁平足被認為是下肢和背部病變的影響因素。足底壓力中心 (Center of Pressure, COP) 反應足底的瞬時力，它代表足底反垂直地面作用的合力。這種測量已用於評估動態平衡[4]、步態識別[5,6]、及研究足部類型的負荷特徵和分類[7,8]。走路時足跟接觸地面時COP位於足跟中點的外側，隨著腳著地時，著地中期COP也會繼續向前移動到近中心位置，然後在著地末期和邁步前期COP往前腳的內側移位到第一和第二腳趾的跖骨頭之間。扁平足組的足底壓力分佈顯示：在第4~5跖骨頭和足跟區均低於正常組。而正常人的COP路徑在前足中具有向內側移位的趨勢，但是扁平足組中的COP路徑在前足中具有直線的趨勢[9]。在走路過程中，足和腳踝的旋轉過程會伴隨著膝關節和脊柱在三個運動平面中的複雜運動，若足部解剖結構的異常將表現出不同的運動模式進一步導致不同足類

型之間COP位移和速度的差異。依據步態周期分析足底的COP路徑的空間時間特徵可以提供足步動態功能控制詳細的評估。

行走時身體運動重心（Center of Motion, COM）在三個運動平面中產生振盪；身體COM的這些振盪將與步態周期中所有關節的運動相協調。隨著步態周期不同膝關節可以支撐體重並減少行走期間身體重心的垂直和橫向振盪，腰椎的運動是用於調節COM移位的主要機制[10]。行走時的腰椎關節活動度（Range of Motion, ROM）不超過最大主動活動關節活動度（ROM）的40%，ROM的變化取決於步行速度，在橫向面上的ROM約9-16度，在額狀面上的ROM約9-12度，在矢狀面上的ROM約5-7度[10,11]。基於下肢與腰部骨盆複合體之間的動態耦合機制，一些作者提出步態中足部過度旋前可能影響骨盆和腰椎的姿勢控制，並可能導致腰背痛[3,12,13]；然而很少研究提供：異常足部對下肢和脊椎的功能影響運動學有力證據。

穿著足弓支撐鞋墊（Foot orthoses）旨在幫助足踝排列不正確者協助適應地面的環境及減少受傷頻率。部分研究支持穿足弓支撐鞋墊可以控制步態周期中扁平足的可能過度的距下和中距關節運動[14,15]，改變下肢肌肉的徵召[14]並減少膝關節的疼痛[16]。一項研究支持矯正鞋墊可以通過減少姿勢左右搖擺的範圍來顯著改善姿勢穩定性[17]。然而足弓支撐鞋墊在行走期間是否以及如何改變COP過程仍然不確定。雖然許多研究都聚焦在步態期間的足部和足底特徵，但是忽略了COP變化相對於膝關節和腰部間的協調。因此本研究的目的調查一、三種足弓類型對行走期間的腰膝運動學和足COP位移影響；二、足弓支撐鞋墊是否以及如何在行走期間改變腰膝運動學和足COP位移。我們的假設（一）是足部類型會影響行走期間腰、膝關節運動學和COP位移；（二）足弓支撐鞋墊會改變行走期間腰、膝關節運動學和COP位移。

材料與方法

一、參與者

受測者由醫院的復健部門徵召42名志願者，完成實驗流程39名。39名成人（14名男性，25名女性），由物理治療師做身體檢查及足部功能評估後

安排運動學的測試。受測者納入條件：成人年齡介於20~65歲、脊椎排列正常、無下肢疼痛問題可獨立行走者。受測者排除條件：孕婦或有中風、心血管疾病、接受骨科手術病史的患者。本研究使用動態壓力測量系統（RS Scan International, Belgium）評估足底壓力分佈並計算足弓指數（Arch Index, AI）[18]。根據其足部的足弓指數（Arch Index, AI）及足部姿勢指數（Foot Posture Index, FPI）而區分成三型[19]：扁平足、正常足及不對稱足。「扁平足」定義為符合足弓指數（Arch Index, AI）分數 >0.32 並具有足部姿勢指數（Foot Posture Index, FPI）總分 >4 的低弓形[19]。「正常足」被定義為呈現符合AI分數範圍在0.24和0.31之間且FPI總分 <2 的正常足弓。「不對稱足」被定義為具有左腳扁平足和右腳正常足的那些人。本研究取得當地醫院倫理委員會的批准，受測者皆簽署同意書，該研究共納入39名成人：11名扁平足組、19名正常足組、9名不對稱足組。三組受測者的人體測量數據顯示如表一。

二、實驗設計

參與者在兩個條件下沿七公尺步道來回行走五回：（條件一）穿著普通皮革製運動鞋（如圖一）（條件二）皮革製運動鞋內加置入足弓支撐鞋墊（如圖二）。參與者一聽到聲音信號，右腿先行以每分鐘110步的速度行走。在行走期間同時記錄腰、膝關節的關節活動度與足底壓力分佈。

三、運動學

兩個電子量角器（Noraxon U.S.A. Inc.）固定於腰椎和右膝側面以監測腰椎和膝關節的角位移[20,21]（如圖三）。運動學數據由16頻道同步遙測系統（Noraxon U.S.A. Inc.），採樣頻率為1,500 Hz，使用系統數學分析軟件（MRXP 1.06 Master Edition）計算關節的活動度（ROM）。

四、足部壓力重心位移

動態壓力測量系統（RS Scan International, Belgium）用於記錄COP座標、速度和位移角度。將一個長0.5公尺的壓力板置於步道3公尺處，板上每平方公分有4個傳感器；所有數據均以300Hz的測量頻率記錄，並使用科學的footscan1軟件（RS Scan International, Belgium）進行訊號處理。將步態著地階段可分為四個階段，第一階段是初始接觸階段，

其定義為從腳接觸到壓力板至第一蹠骨接觸的期間；第二階段是前足接觸階段，它是緊接在初始接觸階段之後的階段，直到所有蹠骨頭部區域與壓力板接觸；第三階段是足部平坦階段，它跟隨前腳接觸後到腳跟離開壓力板為止；第四階段是前足抬腳離地期，它在腳跟離開壓力板時開始到前足抬腳離開壓力板時結束。

測後將COP數據的X座標和Y座標作為數值陣列導出，應用Labview 10.0軟體分析四個著地階段的COP位移角度和速度。
公式如下：

$$\text{速度} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{n-1} \frac{\sqrt{(x_{i+1}-x_i)^2 + (y_{i+1}-y_i)^2}}{t}; \text{平均偏移角度 } \theta = \left[\frac{1}{N-2} \sum_{i=2}^{n-1} \cos^{-1} \left(\frac{(x_n-x_1)(x_i-x_1) + (y_n-y_1)(y_i-y_1)}{\sqrt{(x_n-x_1)^2 + (y_n-y_1)^2} \sqrt{(x_i-x_1)^2 + (y_i-y_1)^2}} \right) \right] \times \frac{180}{\pi}$$

上述符號 { [x₁, y₁], [x₂, y₂]... [x_n, y_n] } 是COP類比數據導出的X標和Y座標作為數值陣列，t是作標點間時間間距，N輸出座標總數目。

本研究以三個著地階段進行步態分析：初始接觸階段合併前足接觸階段對應於負荷響應期（Loading Response Phase, LOP）；足部平坦階段與著地中期（Mid-Stance Phase, MSP）一致；並且前

表一 人體測量數據 (M±SD)

項目	扁平足 (n=11)	正常足 (n=19)	不對稱足 (n=9)
年齡 (歲)	23.00±4.85	25.10±4.04	24.80±4.34
體重 (公斤)	61.00±10.20	55.20±8.30	55.60±9.60
身高 (公分)	165.60±7.40	162.90±6.60	163.90±6.20
身體質量指數	22.45±3.55	20.98±2.44	20.99±2.70
左小腿長度 (公分)	88.00±4.42	85.97±4.15	86.45±2.69
右小腿長度 (公分)	88.54±4.20	86.18±4.60	86.80±3.04
左足長度 (公分)	23.50±0.97	22.67±1.39	23.64±1.35
右足長度 (公分)	23.26±1.29	22.76±1.30	23.00±1.27
左足寬度 (公分)	6.55±0.85	6.45±1.80	7.90±1.18
右足寬度 (公分)	7.62±0.92	6.58±1.30	6.93±1.49
左足弓指數	36.66±3.59	29.80±2.45*	34.93±1.78
右足弓指數	33.93±2.22 [†]	26.97±3.02	25.57±4.15
左足部姿勢指數	4.27±2.96	2.78±1.81	3.40±2.41
右足部姿勢指數	4.18±2.18	3.00±1.91	4.00±2.53
左髌前下棘至肚臍距離 (公分)	13.80±1.07	14.11±1.43	14.15±1.05
右髌前下棘至肚臍距離 (公分)	13.70±0.78	14.01±1.52	14.25±1.13

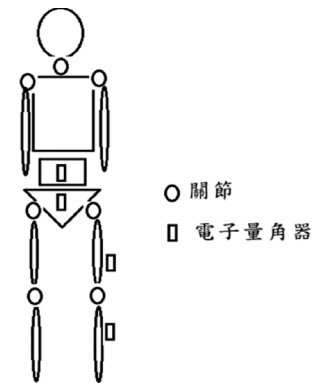
[†]扁平足與另外兩組有顯著差異 (p<0.05) ; *正常足與另外兩組有顯著差異 (p<0.05)



圖一 皮製運動鞋

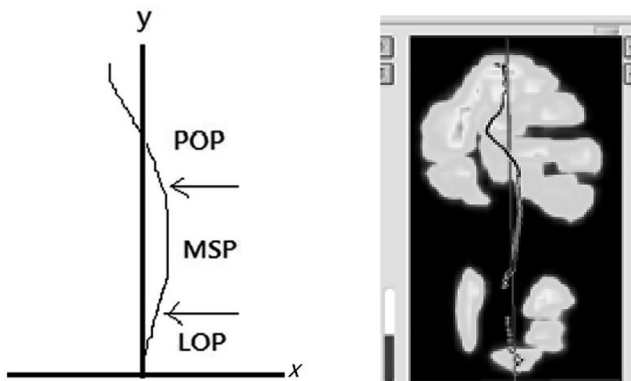


圖二 預製足弓支撐鞋墊



圖三 兩個電子量角器 (Noraxon U.S.A. Inc.) 固定於腰椎和右膝側面以監測腰椎和膝關節的角位移

足抬腳離地期 (Push-Off Phases, POP) 對應於著地末期和邁步前期 (圖四)。



圖四 步態分析3期

初始接觸階段合併前足接觸階段為負荷響應期 (Loading Response Phase, LOP)；著地中期 (Mid-Stance Phase, MSP) 與前足抬腳離地期 (Push-Off Phases, POP)。

五、統計分析

使用雙因子變異數分析 (Two-Factor ANOVA) 來比較不同足部類型及不同條件 (有穿和沒穿足弓支撐鞋墊) 之間的運動學和COP位移參數的差異。如果因素之間的相互作用是顯著的，那麼我們繼續測試簡單主效應的假設。使用雪菲爾事後比較 (Post-Hoc Scheffe's Comparison) 來測試特定階段之間的差異。Alpha誤差設定為0.05。單因素變異數分析 (One Way ANOVA) 用於分析三組的人體測量數據的差異。

結果

三組受測者的人體測量數據顯示如表一，除了足弓指數外，三組人體測量數據，統計上無顯著差異。三個不同組之間以及有/無穿足弓支撐鞋墊的兩

個條件之間的步長和三個著地階段時間，統計上沒有顯著差異 (如表二)。

一、腰椎關節運動學 (Kinematics of Lumbar Joint)

腰椎關節的ROM在組間沒有顯著差異；有、無穿足弓支撐鞋墊之間有顯著差異。步態中使用足弓支撐鞋墊顯示：MSP期腰部矢狀面的ROM減少，在POP期間額狀面中的ROM顯著減少 (如表三)。

二、膝關節運動學 (Kinematics of Knee Joint)

三組比較顯示：膝關節活動度有顯著差異 (如表三)。在步態LOP期：扁平足組未穿足弓支撐鞋墊的條件下比另外兩組有較大的膝關節ROM；雙足不對稱組穿著足弓支撐鞋墊的條件下比另外兩組有更大的膝關節ROM。在步態MSP期：正常足組在有足弓支撐鞋墊的條件中比扁平足組有更大的ROM ($p<0.05$)。在步態POP期：扁平足組比雙足不對稱組有更大的膝ROM ($p<0.05$)。

比較有、無穿足弓支撐鞋墊顯示：膝關節活動度有顯著差異。步態LOP期：扁平足組和正常足組使用足弓支撐鞋墊時膝關節的ROM減少。MSP期：扁平足組和雙足不對稱組使用足弓支撐鞋墊時膝關節的ROM減少。然而，在POP期間所有組使用足弓支撐鞋墊時都可以記錄較大的ROM (如表三)。

三、足底壓力重心偏離角度 (COP Progression Deviated Angle)

COP角度偏差在不同足型和有、無穿足弓支撐鞋墊有顯著的差異。使用足弓支撐鞋墊降低扁平足組在LOP (如圖五a) 和MSP期間COP角度的偏差值 (如圖五b)。MSP期間；扁平足組在無足弓支撐鞋墊條件下的三組中偏差最大。步態POP期間：扁平足組在三組中具有最大的偏離角度 ($p<0.05$) (如圖五c)。

表二 步長和著地階段時間 (M±SD)

變項	有穿足弓支撐鞋墊			沒穿足弓支撐鞋墊		
	扁平足 (n=11)	常足 (n=19)	不對稱足 (n=9)	扁平足 (n=11)	常足 (n=19)	不對稱足 (n=9)
LOP (秒)	0.16±0.08	0.22±0.08	0.22±0.08	0.22±0.17	0.20±0.12	0.25±0.08
MSP (秒)	0.36±0.12	0.41±0.07	0.34±0.11	0.40±0.14	0.39±0.13	0.43±0.07
POP (秒)	0.68±0.18	0.71±0.04	0.67±0.18	0.70±0.10	0.69±0.11	0.72±0.04
步長 (秒)	1.05±0.18	1.09±0.10	0.97±0.24	1.10±0.12	1.05±0.22	1.08±0.10

平均值±標準差。LOP指負荷響應期；MSP指著地中期；POP指抬腳離地期三個不同組之間以及有/無穿足弓支撐鞋墊的兩個條件之間的步長和三個著地階段時間，統計上沒有顯著差異

表三 腰椎和膝關節運動學 (M±SD) (單位:度)

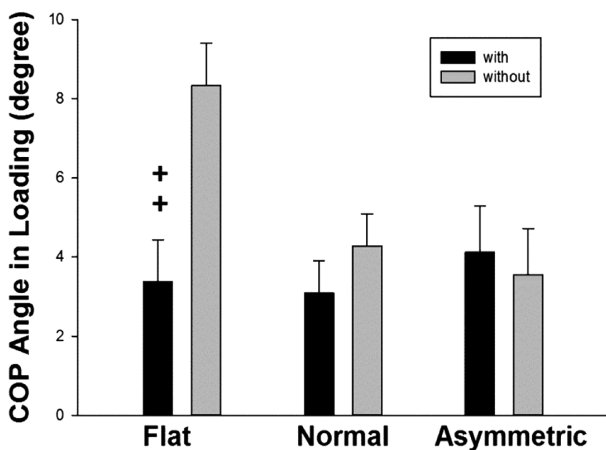
項目	有穿足弓支撐鞋墊			沒有穿足弓支撐鞋墊			足弓支撐鞋墊 F 值	p 值	組間 F 值	p 值
	扁平足 (n=11)	正常足 (n=19)	不對稱足 (n=9)	扁平足 (n=11)	正常足 (n=19)	不對稱足 (n=9)				
LOP 腰椎矢狀面	3.88±1.54	3.24±1.60	3.20±1.25	4.57±1.48	3.50±1.13	3.96±2.14	2.88	0.093	2.67	0.075
腰椎額狀面	4.20±2.58	4.81±1.42	4.21±1.73	5.66±2.52	4.43±2.63	4.02±1.81	0.36	0.546	0.80	0.449
MSP 腰椎矢狀面	4.59±2.03	4.44±1.61	3.56±1.14	5.51±2.29 ⁺	5.76±2.47 ⁺	6.03±2.03 ⁺	12.23	0.001	0.16	0.852
腰椎額狀面	5.24±2.09	4.47±2.03	5.10±1.72	4.75±1.94	5.81±2.76	5.49±2.51	0.67	0.414	0.10	0.900
POP 腰椎矢狀面	9.24±2.58	11.69±2.53	9.64±3.09	10.89±3.04	11.13±2.65	11.95±4.35	2.99	0.088	1.70	0.189
腰椎額狀面	6.45±2.74	6.52±1.70	5.73±1.55	8.59±2.59 ⁺	6.84±2.55 ⁺	8.36±3.14 ⁺	10.11	0.002	0.99	0.373
LOP 膝關節	5.29±3.61	4.44±1.88	11.76±5.87 ^{**}	16.04±9.30 ^{***}	6.63±1.96 ⁺	9.52±3.98	11.21	0.001	12.40	0.000
MSP 膝關節	7.54±3.48 ⁺	13.08±5.00	10.84±3.84	22.07±10.70 ⁺	14.92±10.71	22.92±9.59 ⁺	28.45	0.000	0.86	0.425
POP 膝關節	43.98±11.07 [#]	37.88±8.83	35.73±10.82	39.40±15.55 [#]	35.33±12.25	27.26±8.59	4.17	0.044	4.65	0.012

平均值±標準差; LOP指負荷響應期; MSP指著地中期; POP指抬腳離地期; ⁺正常足與扁平足有顯著差異 (p<0.05);

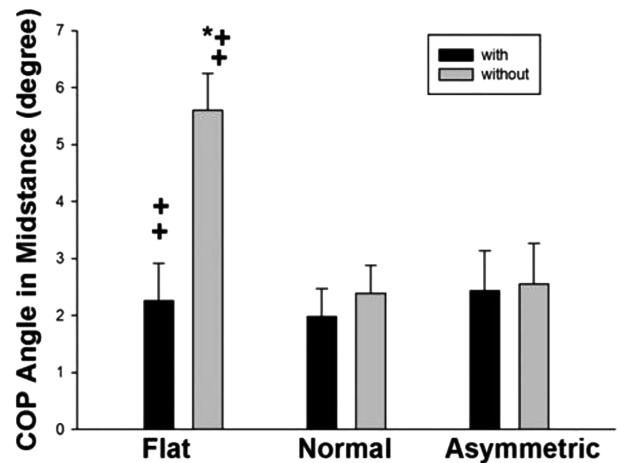
[#]不對稱足與扁平足有顯著差異 (p<0.05)

^{**}不對稱足與另外兩組有顯著差異 (p<0.05); ⁺有無穿足弓支撐鞋墊有顯著差異; [#]扁平足與另外兩組有顯著差異 (p<0.05)

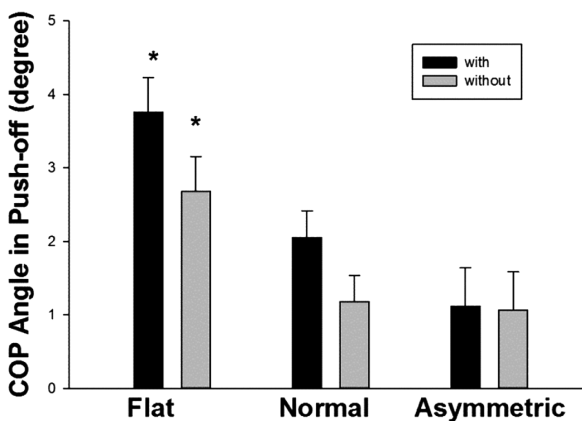
(a)



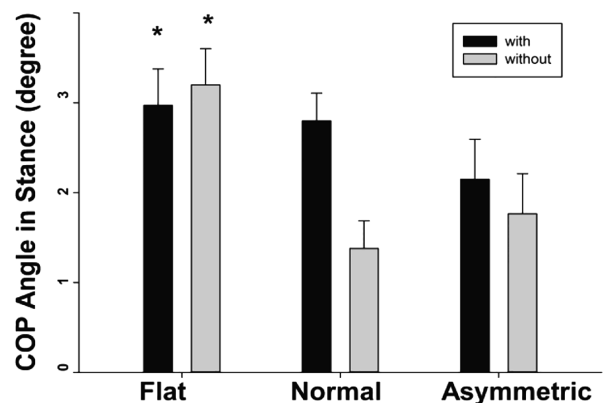
(b)



(c)



(d)



圖五 足底壓力重心偏離角度

(a) 負荷響應期 (LOP); (b) 著地中期 (MSP); (c) 抬腳離地期 (POP); (d) 總著地期; 數據顯示為平均值±SD; *扁平足和其他兩組之間的顯著差異 (p<0.05); +有和沒有足弓支撐鞋墊條件的顯著差異 (p<0.05)

四、足底壓力重心位移速度 (COP Progression Velocity)

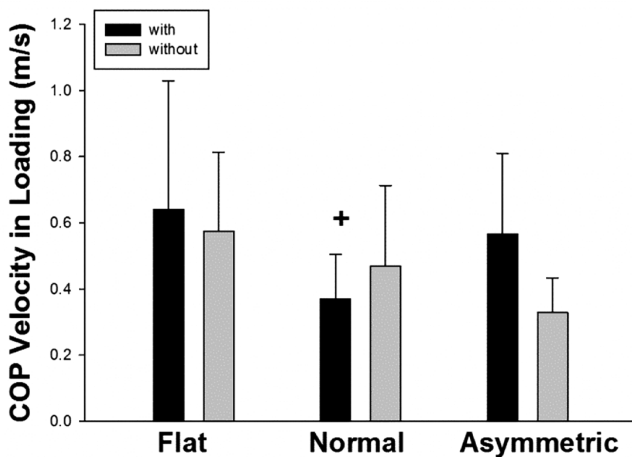
三組比較顯示：扁平足組使用足弓支撐鞋墊時在LOP中具有比正常足組更快的速度（如圖六a）；扁平足組在MSP期速度低於其他兩組（如圖六b）。比較有、無穿足弓支撐鞋墊顯示：當使用足弓支撐鞋墊時，正常足組中COP位移速度降低，雙足不對稱組在LOP期間速度增加。

討論

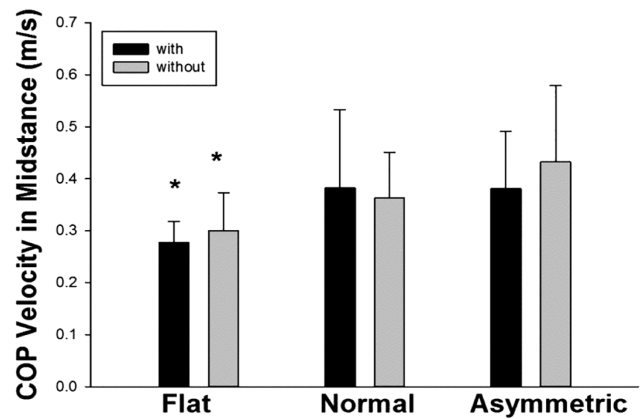
在本研究調查足弓支撐鞋墊對不同足部類型的步態控制策略的影響。這項研究的結果顯示：膝關節運動學和COP位移可能會受到不同足部類型

的影響；不同步態周期的表現也不同。扁平足組在LOP、MSP和POP觀察到穿足弓支撐鞋墊對膝、腰關節運動學和COP位移的差異；而在雙足不對稱組中，這些差異在POP被觀察到。這些結果顯示：低足弓不穩定的足部結構造成步態中COP位移偏離，為維持姿勢的穩定，膝關節及腰椎也因應調整關節活動度。三種足型對穿著足弓支撐鞋墊在步態周期有不同的反應。所有組均在MSP減少腰部屈曲ROM、在POP減少腰部側彎ROM和增加膝關節ROM。足弓支撐可減少扁平足組在LOP、MSP的膝關節屈曲和COP偏離的角度；對雙足不對稱組，可以增加LOP的COP位移速度及減小在MSP所需的膝關節ROM。

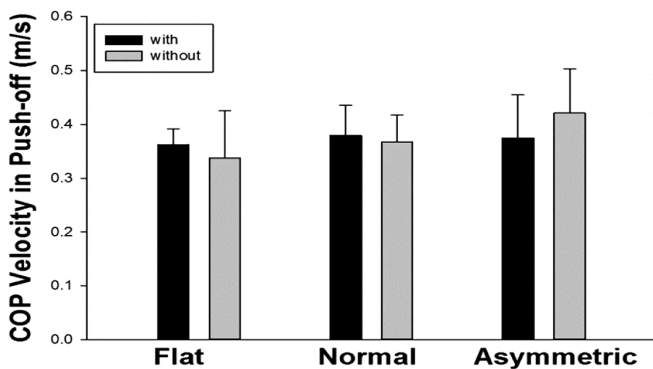
(a)



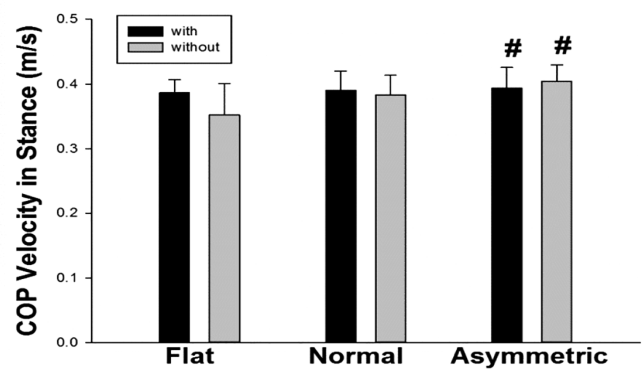
(b)



(c)



(d)



圖六 足底壓力重心位移速度 (a) ；負荷響應期 (LOP) ；(b) 著地中期 (MSP) ；(c) 抬腳離地期 (POP) ；(d) 總著地期；數據顯示為平均值±SD；*扁平足和其他兩組之間的顯著差異 (p<0.05) ；+正常組和扁平組之間的顯著差異 (p<0.05) ；#不對稱足和扁平足組之間的顯著差異 (p<0.05)

一、腰椎關節運動學

腰椎的功能是幫助身體的重量轉移並將其運動轉化為新的方向；軀幹的另一個功能是在整個步態周期中身體從加速變為減速時將頭部運動最小化[22]。基於下肢和腰部骨盆複合體之間的動態耦合機制，過度內旋足患者可能影響步態中骨盆和腰椎姿勢的控制，可能導致腰背痛。相關研究顯示：扁平足與腰椎曲度增加之間存在中度正相關[3,13]。在MSP，腰部運動有助於將COM移向承重側。此後，在邁步期伸展膝蓋和踝關節以及外展髖關節。本研究結果顯示：使用足弓支撐鞋墊時，所有組均在MSP減少腰部屈曲、在邁步前期腰部側屈，腰部角度運動的減少。這意味著足弓支撐鞋墊可以減少隨步態周期中COM變化需重新調整膝與腰椎所需的活動度；而在行走期間較少的腰關節額狀面的位移可維持較佳的姿勢橫向的穩定性[11,23]。

二、步態周期中膝關節運動學

初始期腳跟觸地階段，膝關節接近完全伸展，此後，膝蓋在LOP間立即彎曲，膝關節屈曲有助於吸收當體重撞擊地面時發生的壓縮力，同時有助於進入單腳站立期的身體重心的轉移。在LOP階段結束時膝蓋彎曲約15~20度[22]，然後膝蓋在進入MSP前向伸展方向移動；膝關節伸直的動作大大減少了單腳負重期間所需的肌肉力量。扁平足的結構具有較低縱向足弓，在此步態期，距骨更加旋前、前足比常人更加外展和旋後，導致扁平足在步態中足部扮演的重量轉移、減震和壓力分佈方面存在困難[24]。足部負重時若足部過度旋前，下肢閉鎖鏈上的其他關節必須回應該姿勢，造成脛骨向內側旋轉；脛骨內側旋轉帶動膝關節屈曲並移動到外翻位置[22]。扁平足組比其他兩組在LOP使用更大的膝關節運動；若使用足弓支撐鞋墊可減小膝關節運動和COP偏離角度；這研究結果支持閉鎖鏈相互影響：足弓支撐鞋墊提供踝關節支撐會影響膝關節運動[25]。因為鞋墊提供足跟內側支撐可有效減少正常參與者的踝關節外翻2.1度，並且在行走和跑步時旋前2.5-3.0度。在步行中，有一種趨勢是將旋前肌群過度旋前的腳帶回正常的外翻範圍[26]。因此，對於低足弓組，在LOP和MSP可以減少膝關節運動和COP偏離角度。在著地末期膝關節伸展到最

大；在膝關節完全伸展後，膝蓋開始彎曲35~40度在邁步前期達到其最大著地期屈曲[22]。當使用足弓支撐鞋墊時，三組均增加膝關節屈曲；增加膝關節屈曲，可以縮短肢體有助於邁步期將腳從地板上離開。

三、足底壓力重心偏離角度

COP位移角度是在行進線的直線與位在足跟的中點處（將足部分成兩半）和在第二和第三腳趾之間延伸線形成的夾角，典型的成人腳趾向外大約7度[22]。本研究受測者的總角度都在此範圍內。當身體重量從一個下肢移動到另一個下肢時，足部和地面之間產生內側和外側剪力，該分力取決於身體COM的側向晃動。當腳與地面初始接觸時，由於腳後跟的外側面首先接觸地面，因此施加外側向內側力於腳後跟，這種向內側的運動被外側向地面反作用力抵消，在前足初始接觸階段，COP速度達到峰值以讓重量快速向前偏移，在此階段隨著踝關節快速初始旋前發生踝關節快速蹠曲，COP的外側向位移量代表腳的縱向弓向外側邊緣傳遞負荷[5]。

步態MSP期包括身體重量超過足部並伴有踝關節背屈和足跟抬起的時期，距下關節內翻鎖定橫向距骨關節，導致足底韌膜形成足跟的穩固結構來讓足跟離地，然後移動身體到負重肢體上。當肢體進入單腿著地時，COM和地面反作用力都向內側移動。柔性扁平足的個體在步態MSP具有過度的距下關節和距骨關節外翻、背屈和外展，可能導致施加於足韌帶、肌肉和肌腱的負荷增加，造成慢性損傷。在前足POP蹠骨頭部和趾骨基部提供前腳搖桿使身體向前移動[22]，在該階段足部COP移動更向內側在前足的第一和第二腳趾的蹠骨頭的中間點。在邁步前期時，腳被旋後在其腳趾上，因此地面反作用力略微外側向。具有柔性扁平足的個體難以在步態的著地期的後半段將足部轉移到穩固水平，當腳被外展時，扁平足將邁步前期產生的力傳遞到腳外側[9]。我們的結果支持扁平足患者在最後著地期產生較大的COP角度偏差，在MSP期COP速度比其他兩組慢。有學者提出，這種病態會增加步態中足踝的動作、並減少完成步態周期所需的推進槓桿作用，地面反作用力會給扁平足底帶來更大的肌肉張力[27]。本研究的結果發現足弓支撐鞋墊可以減

小扁平足COP偏離角度、增加位移速度，可能是因穿戴足弓支撐鞋墊可以協助足部姿勢的穩定[17]，減少COP側移及足部旋前，進而增加COP向前位移速度。

結論

行走期間膝關節的活動度和COP位移可能受到不同足部類型的影響。扁平足穿足弓支撐鞋墊可以減少行走期間代償性膝關節、腰椎關節運動和COP偏離的角度。

誌謝

本文的完成非常感謝弘光科技大學與澄清綜合醫院中港分院產學合作計畫的支持，計畫編號：HK-CCGH-102-04，不勝感激銘感心中，謹以此文誌謝。

參考文獻

1. Barnes A, Wheat J, Milner CE: Fore- and rearfoot kinematics in high- and low-arched individuals during running. *Foot Ankle Int* 2011; 32(7): 710-716.
2. Barwick A, Smith J, Chuter V: The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: a review of the literature. *Foot* 2012; 22(3): 224-231.
3. Borges CDS, Fernandes LF, Bertocello D: Relationship between lumbar changes and modifications in the plantar arch in women with low back pain. *Acta Ortop Bras* 2013; 21(3): 135-138.
4. Chander H, Garner JC, Wade C: Impact on balance while walking in occupational footwear. *Footwear Science* 2014; 6(1): 59-66.
5. Chiu MC, Wu HC, Chang LY, et al.: Center of pressure progression characteristics under the plantar region for elderly adults. *Gait Posture* 2013; 37(3): 408-412.
6. Saito I, Okada K, Nishi T, et al.: Foot pressure pattern and its correlation with knee range of motion limitations for individuals with medial knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2013; 94(12): 2502-2508.
7. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, et al.: The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait Posture* 2008; 27(4): 669-675.
8. Olmsted LC, Hertel J: Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *Journal of Sport Rehabilitation* 2004; 13(1): 54-66.
9. Han JT, Koo HM, Jung JM, et al.: Differences in plantar foot pressure and COP between flat and normal feet during walking. *Journal of Physical Therapy Science* 2011; 23(4): 683-685.
10. Feipel V, De Mesmaeker T, Klein P, et al.: Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J* 2001; 10(1): 16-22.
11. Lin JC, Kuo FC, Hong CZ, et al.: Kinematic variability of the head, lumbar spine and knee during the "walk and turn to sit down" task in older and young adults. *Gait Posture* 2014 ; 39(1): 272-277.
12. Betsch M, Schnependahl J, Dor L, et al.: Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care Res* 2011; 63(12): 1758-1765.
13. Duval K, Lam T, Sanderson D: The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait Posture* 2010; 32(4): 637-440.
14. Dedieu P, Drigeard C, Gjini L, et al.: Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. *Clin Biomech* 2013; 28(7): 820-824.
15. Eslami M, Ferber R: Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? *J Sci Med Sport* 2013; 16(4): 377-381.
16. Barton CJ, Menz HB, Crossley KM: Effects of prefabricated foot orthoses on pain and function in individuals with patellofemoral pain syndrome: a cohort study. *Phys Ther Sport* 2011; 12(2): 70-75.
17. Bateni H: Changes of postural steadiness following use of prefabricated orthotic insoles. *J Appl Biomech* 2013; 29(2): 174-179.
18. Murley GS, Menz HB, Landorf KB: Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *J Foot Ankle Res* 2009; 2: 35.
19. Stolwijk NM, Louwerens JW, Nienhuis B, et al.: Plantar pressure with and without custom insoles in patients with common foot complaints. *Foot Ankle Int* 2011; 32(1): 57-65.
20. Boocock MG, Jackson JA, Burton AK, et al.: Continuous measurement of lumbar posture using flexible electrogoniometers. *Ergonomics* 1994; 37(1): 175-185.
21. Bronner S, Agraharasamakulam S, Ojofeitimi S: Reliability and validity of electrogoniometry measurement of lower extremity movement. *J Med Eng Technol* 2010; 34(3): 232-242.

22. Houglum PA, Bertoti DB: Brunnstrom's clinical kinesiology. Philadelphia: F.A. 2011.
23. Kuo FC, Hong CZ, Liao BY: Kinematics and muscle activity of the head, lumbar and knee joints during 180 degrees turning and sitting down task in older adults. Clin Biomech 2013; 29(1): 14-20.
24. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, et al.: Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. J Back Musculoskelet Rehabil 2012; 25(1): 21-26.
25. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, et al.: Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. Clin Biomech 2010; 25(3): 265-270.
26. Fong DT, Lam MH, Lao ML, et al.: Effect of medial arch-heel support in inserts on reducing ankle eversion: a biomechanics study. J Orthop Surg Res 2008; 3: 7.
27. Fan Y, Fan Y, Li Z, et al.: Natural gaits of the non-pathological flat foot and high-arched foot. PLoS One 2011; 6(3): e17749.

Effects of Foot Orthoses on Center of Pressure Progression and Kinematics of the Lumbar Vertebrae and Knee Joint During Walking

Yung-Yun Tsai¹, Chia-Ling Chen², Fang-Chuan Kuo³

Superintendent Office¹, Department of Physical Medicine and Rehabilitation², Chung Kang Branch, Cheng Ching Hospital; Department of Physical Therapy, HungKuang University³

Abstract

Purposes

Flat feet result in abnormal plantar pressure during walking and affect the mobility of the feet and knee joint. However, few studies have examined the effects on the lumbar vertebrae. This study aimed to investigate the effects of the type of foot arch and foot orthosis on the kinematics and center of pressure (COP) progression in the lower limbs and lumbar vertebrae during walking.

Methods

A plantar-pressure measurement device was used to assess the foot arches in 39 adults, who were classified into three groups: normal feet, flat feet, and asymmetric feet, according to the arch index (AI) of the foot and the foot posture index (FPI). Participants were required to walk back and forth 5 times on a 7-meter-long trail and step on a foot plate at the 3-m marker. During the test, the mobility of the lumbar vertebrae and knee joint were recorded. Two types of footwear were tested: (1) sports shoes and (2) sports shoes with prefabricated orthoses.

Results

Subjects in the flat feet group required a larger range of motion (ROM) for the knee in the loading phase, applied a larger COP deviation angle in mid-stance, and had a slower COP progression velocity at the mid-stance and push-off phases in comparison to subjects in the other 2 groups. Compared with the flat feet group, the asymmetric feet group used smaller knee ROM to perform push-off. When orthoses were used, all groups had reduced lumbar ROM in mid-stance and the push-off phase, and increased knee ROM during push-off. Subjects in the flat feet group had reduced knee flexion and increased COP deviation angle in the loading and mid-stance phases. Subjects in the asymmetric feet group had reduced knee ROM in mid-stance and increased COP velocity in the loading phase.

Conclusions

The kinematics and COP progression of the lumbar vertebrae and knee joint could be affected by different foot arch types and footwear. (Cheng Ching Medical Journal 2019; 15(2): 7-16)

Keywords : *Foot orthoses, Center of pressure, Lumbar vertebrae, Knee joint, Angle, Velocity*