

行政院國家科學委員會補助  
大專學生參與專題研究計畫研究成果報告

\* \*\*\*\*\*  
\* 計畫名稱：探討踝足矯具和步寬對於行走的穩定性以及重心轉移的相關性 \*  
\* \*\*\*\*\*

執行計畫學生： 林晏朱  
學生計畫編號： NSC 99-2815-C-040-027-E  
研究期間： 99年07月01日至100年02月28日止，計8個月  
指導教授： 羅世忠

處理方式： 本計畫可公開查詢

執行單位： 中山醫學大學職能治療學系

中華民國 100年03月31日

# 探討裸足矯具與步道限縮對步態的影響

## The effect of narrow pathways and AFO on gait

林晏朱<sup>1</sup> 羅世忠<sup>1\*</sup>

中山醫學大學職能治療, 台中市南區建國北路一段 110 號<sup>1</sup>

szlou@csmu.edu.tw

### 摘要

在步道限縮上移動、搬運或拉動物體一直是日常生活中常見，例如行走在公園裡的圍欄步道，跨過盆栽間距，尤其是建築工人必須在侷限的步道上綁鋼筋、灌漿等作業。而在臨床上，而步行是日常生活當中必要的動作，也是復原程度的重要指標，而平地步態訓練加上不同策略改變行走之步道寬窄對於中風患者的重心改變和行走的穩定度影響是復健臨床上常見且使用到的方法。

本研究目的在於探討平地步態訓練時，以不同策略改變行走之步道寬窄與有無穿著裸足矯具對於正常人的行走的影響。受測者為 8 位可行走的中風偏癱個案，有無裸足矯具在 3 種步道寬度包括肩寬步道、70%肩寬步道與 50%肩寬步道，以動作分析系統與測力板紀錄行走資料，並計算出行走時雙腳的受力大小等時間空間參數以及關節運動學與動力學資料。

**關鍵詞：**裸足矯具、步道限縮、步態、運動學、動力學

### Abstract

It's commonly seen in daily life to carry, pull and push objects in limited walkways. For example, walk on the side rail passway in the park ; cross the space between the bonsais. Especially for construction worker, they need to tie the steel and pour comment in limited walkways. In clinics, the locomotion or gait is an important activity for patient on. It also can be used for evaluation for patient for the status of recovery or return to work. Level walking training with wide or narrow pathways strategies is often used for patient with stroke in weight shift and body stability in clinical rehabilitation.

The goal of this study is to investigate the effect of the narrow walkway with AFO or not on gait. Eight walkable stroke hemiparalysis cases were recruited in the experiment. The independent variable was three kind of pathways including shoulder-width, 70% shoulder-width and 50% shoulder-width pathways. Kinematics and kinetics calculated from motion analysis system and force plate will be used to analyze the effects.

**Keywords :** AFO , narrow pathways, gait, kinematics, kinetics

## 1. 前言

在步道限縮上工作包括移動、搬運或拉動物體一直是日常生活中常見，例如行走在公園裡的圍欄步道，跨過盆栽間距，尤其是建築工人，必須在侷限的步道上綁鋼筋、灌漿等作業。而在臨床上，而步行是日常生活當中必要的動作，也是復原程度的重要指標，而平地步態訓練加上不同策略改變行走之步道寬窄對於中風患者的重心改變和行走的穩定度影響是復健臨床上常見的使用方法[1-2]。

本研究的受測者為 8 位可行走的中風邊癱個案進行有無穿著裸足矯具的平地行走，步道寬度設定分別為：肩寬步道、70%肩寬步道與 50%肩寬步道等 3 種。以動作分析系統與測力板紀錄行走資料，並計算出患

者行走時雙腳的受力大小等時間空間參數以及關節運動學與動力學資料。

## 2. 方法

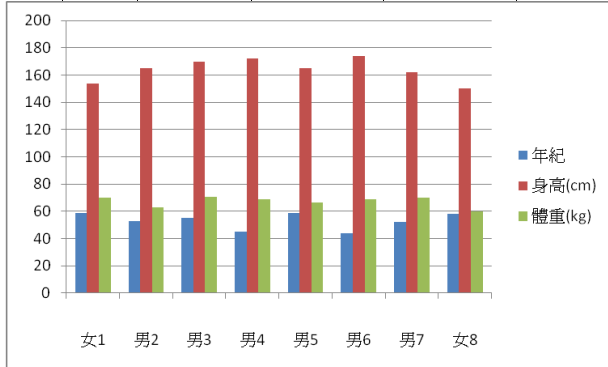
本實驗以人體動作分析系統、測力板與寬度步道設定之壓克力板進行實驗，以下分別敘述受測者、實驗設定、資料收集與統計分析。

### 2.1 受測者

本實驗受測者為 8 位復健醫院可行走的中風偏癱個案，均有使用裸足矯具，基本資料如表 1。

表 1：受測者基本資料

	年紀	身高(cm)	體重(kg)
平均	53.1±5.9	164±8.5	67.3±3.8



## 2.2 實驗設定

本實驗以三維動作分析系統 (Motion Analysis Corporation, Eagle Digital RealTime System, 6 部攝影機)，收集頻率 60Hz、測力板 (Bertec Corporation 型號 FP 4550-08, 2 塊) 與 2 條 5 公尺長壓克力板。

步道寬度設定以受測者肩寬為參數包括肩寬步道、70%肩寬步道與 50%肩寬步道等 3 種。利用動作分析擷取系統以及 2 塊測力板，收集資料，使用牛頓運動學及尤拉角方程式[3-5]4]，以計算各關節角度與關節力矩等運動學與動力學資料。

## 2.3 資料收集

實驗開始，受測者先簽署同意書，之後隨機選取不同的步道寬度，受測者暖身分鐘後，收集實驗資料 (如圖 1)。三維動作分析系統分別以 60Hz 的頻率擷取人體上所黏貼的反光球三維空間座標，測力板以 1200Hz 的頻率擷取測力板資料，並由動作分析系統控制軟體 (EVA) 收集到個人電腦中，每一種步道寬度實驗設定執行三次，包含有無穿著裸足矯具 3 種步道寬度設定，一共執行 18 次完整實驗。在實驗期間受測者如果身體不適或希望停止時則終止實驗。

## 2.4 統計分析

以單因子重複變異數分析 (one-way repeated ANOVA)，分析 8 位可行走的且有使用裸足矯具的中風偏癱個案，分別在有無穿著裸足矯具情境下，在不同步道寬度下之關節運動學、動力學應之差異，以了解有無裸足矯具與不同步道寬度下對中風偏癱受測者骨骼肌肉系統之影響。

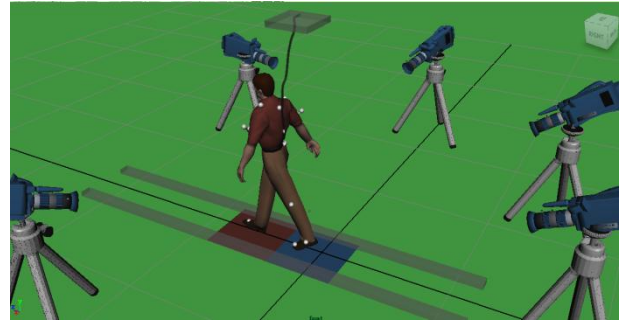


圖 1 實驗設定與實驗情形

## 3. 結果

### 3.1 步態週期時間

步態週期時間為完成 1 個步態所需時間，由實驗結果得知，相較於著 AFO，無著 AFO 所耗費時間較長且當步道寬度限縮到 50%肩寬時，完成一個步態時間明顯增加 (表 2,  $p < 0.05$ )。

表 2：步態週期時間 (秒/步態週期, sec/gait cycle)

	肩寬步道	70%肩寬步道	50%肩寬步道
著 AFO	1.82±0.06	1.92±0.07	2.22±0.12
無 AFO	2.03±0.06	2.22±0.07	2.59±0.12

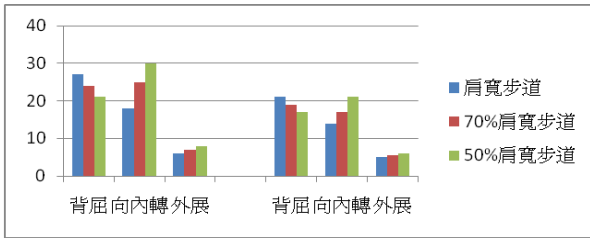
\*:  $p < 0.05$

### 3.2 關節角度

在踝關節上，70%肩寬步道與 50%肩寬步道兩組與正常步道組在最大向內旋轉角度患側有明顯差異 (圖 2,  $p < 0.05$ ) 平均的角度差約 7 度與 12 度；而著裸足矯具時的角度為 5 度與 8 度。在膝關節與髖關節上，70%肩寬步道與 50%肩寬步道兩組與正常步道組在最大曲屈角度上患側有明顯差異 (圖 3 與 4,  $p < 0.05$ )，平均的角度差約 6 度與 8 度；而著裸足矯具時的角度約為 5 與 7 度。可發現步道限縮會使關節角度增加，而穿著裸足矯具能有效降低關節角度的變化。

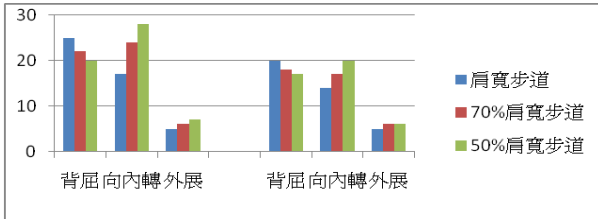
### 3.3 關節力矩

在踝關節、膝關節與髖關節三關節力矩上、三組不同步道寬度上有無穿著裸足矯具並沒有顯著差異。在矢狀面，踝關節力矩約為 1.1Nm/Kg、膝關節力矩約為 0.5 Nm/Kg 與髖關節力矩約為 0.6Nm/Kg。



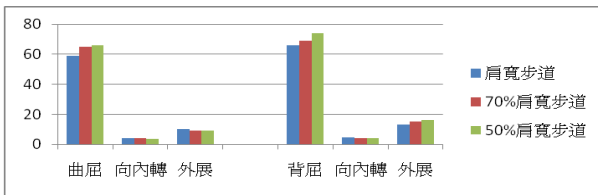
患側 非患側

圖 2-1 無穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大踝關節角度



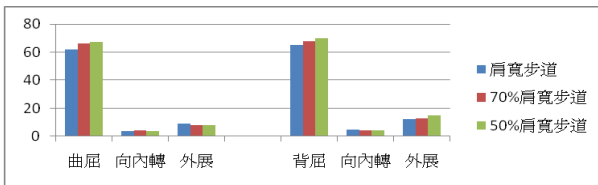
患側 非患側

圖 2-2 有穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大踝關節角度



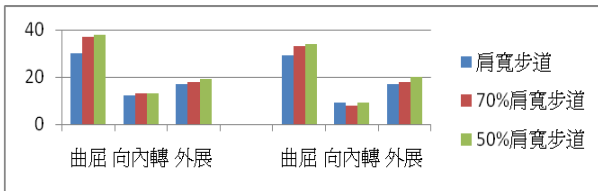
患側 非患側

圖 3-1 無穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大膝關節角度



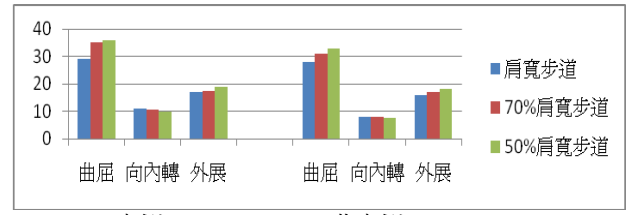
患側 非患側

圖 3-2 有穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大膝關節角度



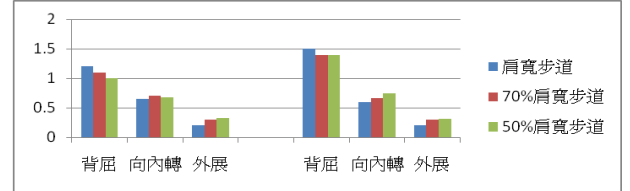
患側 非患側

圖 4-1 無穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大髖關節角度



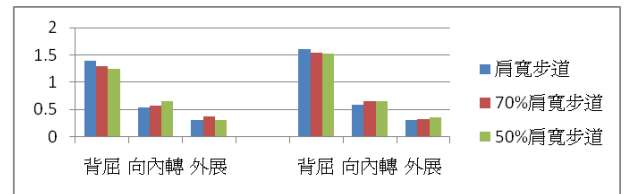
患側 非患側

圖 4-2 有穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大髖關節



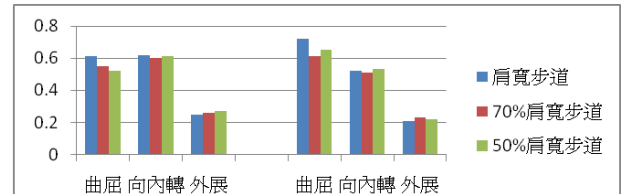
患側 非患側

圖 5-1 無穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大踝關節力矩



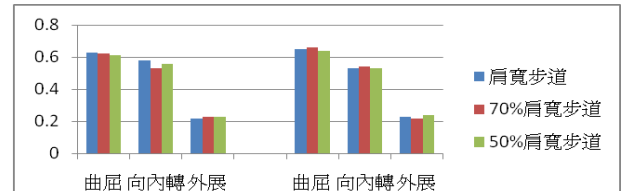
患側 非患側

圖 5-2 有穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大踝關節力矩



患側 非患側

圖 6-1 無穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大膝關節力矩



患側 非患側

圖 6-2 有穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大膝關節力矩

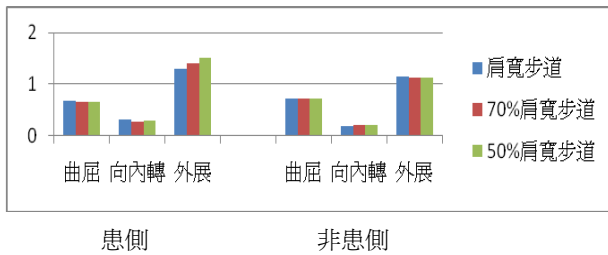


圖 7-1 無穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大髖關節力矩

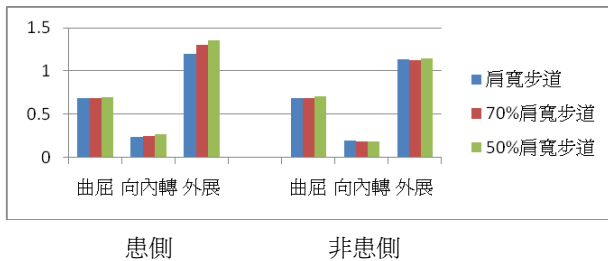


圖 7-2 有穿 AFO 在三組不同步道寬度行走時，最大髖關節力矩

#### 4. 討論

本研究以可行走且有使用裸足矯具的中風偏癱個案為受測者，在有無穿裸足矯具的兩種情形下分別以 3 種不同步道寬度為實驗參數，以動作分析系統與測力板收集資料，並計算運動學與動力學資料，以瞭解不同寬度步道對行走之肌肉骨骼系統的影響。

針對老年人與年輕人在窄步道上行走，Shkuratova 指出當老年人與年輕人遇到窄步道(15 公分步道寬度)時都會降低行走速度通過步道，本研究也有相同結果，當在 50%肩寬步道行走時，會增加步態週期時間，也就是降低行走速度。

步道限縮運用在許多的病患評估與治療包括帕金森氏病的評估與治療，目的在瞭解與訓練病患的肌肉骨骼系統。本研究結果在正常步道寬度上，步態資料與文獻資料大致符合正常範圍，但由於受測者的差異，結果仍有些許不同。

由於本實驗為初步研究，並未將受測者在模擬作負荷下行走窄步道，或者是以肌肉骨骼受傷之病納入實驗，以致於實驗條件對受測者而言並不戰性，因此種步道寬度實驗，在下肢關節力矩上並沒有明顯的差異。

#### 5. 結論

步道限縮至肩寬的 50%時，完成步態時間會增加，人體關節運動的角度也會增加，但是對於關節力矩並沒有明顯增加；對於有使用 AFO 個案而言，穿著 AFO 有助於縮短完成步態時間，降低人體關節運動角度。

#### 參考文獻

1. 陳右緯, 腦部微出血(Cerebral Microbleeds) 之診斷及臨床意義. 腦中風會訊, 2008. **15**(3): p. 1-2.
2. 黃麗麗, 胡名霞, 蔡美文, and 連倚南, 中風病人物理治療後之步態探討-五年的回顧. 物理治療學會雜誌, 1985. **10**: p. 6-17.
3. 官大紳, 中風病人的步態分析, in 醫學工程學系. 1996, 國立成功大學
4. Barbeau, H., M. Wainberg, and L. Finch, *Description and application of a system for locomotor rehabilitation*. Medical and Biological Engineering and Computing, 1987. **25**(3): p. 341-344.
5. Dawes, H., C. Enzinger, H. Johansen-Berg, M. Bogdanovic, C. Guy, J. Collett, H. Izadi, C. Stagg, D. Wade, and P.M. Matthews, *Walking performance and its recovery in chronic stroke in relation to extent of lesion overlap with the descending motor tract*. Experimental Brain Research, 2008. **186**(2): p. 325-33.
6. Ford, M.P., R.C. Wagenaar, and K.M. Newell, *Phase manipulation and walking in stroke*. Journal of Neurologic Physical Therapy, 2007. **31**(2): p. 85-91.
7. Gialanella, B., V. Monguzzi, R. Santoro, and M. Bertolinelli, *Walking and mobility before and after rehabilitation in patients with infratentorial stroke*. Clinica Terapeutica, 2007. **158**(4): p. 297-301.
8. Roerdink, M., C.J.C. Lamoth, G. Kwakkel, P.C.W. van Wieringen, and P.J. Beek, *Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking*. Physical Therapy, 2007. **87**(8): p. 1009-22.
9. Patterson, S.L., L.W. Forrester, M.M. Rodgers, A.S. Ryan, F.M. Ivey, J.D. Sorkin, and R.F. Macko, *Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity*. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 2007. **88**(1): p. 115-9.
10. 陳瓊玲, 楊國德, 吳鑫漢, and 江炳焱, 前葉式踝足矯具對偏癱步態之效應. 中華民國復健醫學會雜誌, 1998. **26**(3): p. 119-128.
11. 黃美涓, 鄧復旦, 吳鑫漢, and 陳正明, 低溫成形改良式塑膠踝足矯具之臨床應用. 中華民國復健醫學會雜誌, 1991. **19**: p. 37-43.
12. de Wit, D., J. Buurke, J. Nijlant, M. Ijzerman, and H. Hermens, *The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial*. Clinical Rehabilitation, 2004. **18**(5): p. 550.
13. Kitaoka, H., X. Crevoisier, K. Harbst, D. Hansen, B. Kotajarvi, and K. Kaufman, *The effect of custom-made braces for the ankle and hindfoot on ankle and foot kinematics and ground reaction forces*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2006. **87**(1): p. 130-135.

14. 蘇芳慶, 人體運動生物力學. 機械工程, 1991. **180**: p. 19-24.
15. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*. 1990, New York: John Wiley and Sons. 75-102.
16. Dempster, W.T., *Space requirements of the seated operator*. 1955, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton: OH. p. 55-159.
17. 羅世忠, 向前跌倒時上肢的生物力學分析與模擬. 國科會報告 93-2213-E-324-009, 93.

## 6.致謝

本研究由國科會計畫 99-2815-C-040 -027-E 補助支持，特此誌謝。