

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

手術矯正兒童長短腳對跨越障礙物時下肢運動系統生物力學及控制之影響 研究成果報告(精簡版)

計畫類別：個別型
計畫編號：NSC 95-2314-B-002-231-
執行期間：95年08月01日至96年07月31日
執行單位：國立臺灣大學醫學院骨科

計畫主持人：黃世傑
共同主持人：呂東武
計畫參與人員：博士班研究生-兼任助理：張祝芬
碩士班研究生-兼任助理：李佳達

處理方式：本計畫可公開查詢

中華民國 96年10月31日

行政院國家科學委員會專題研究計畫結案報告

手術矯正兒童長短腳對跨越障礙物時下肢運動系統 生物力學及控制之影響

計畫編號：95-2314-B-002-231-

執行期限：95年8月1日至96年7月31日

計畫主持人：黃世傑 國立臺灣大學醫學院骨科
共同主持人：呂東武 國立臺灣大學醫學工程學研究所
王廷明 國立臺灣大學醫學院骨科

一、摘要

跨越障礙物需要使用比步行更加複雜且成熟的神經肌肉骨骼系統之控制。然而過去沒有任何關於長短腳如何影響下肢於跨越障礙物時之控制機制及生物力學的研究。由於長短腳會增加身體質量中心內外側方向的運動，同時肢段末端真實位置亦可能是錯誤資訊，故可預期其身體動態的穩定性以及下肢肢段端點的控制皆會受到影響。而罹患長短腳之兒童經常會接受脛骨延長手術來矯正。經脛骨延長後雖然可減少長短腳症狀，其全身的控制機制將會需要重新調整以適應被改變的膝關節高度以及肢段末端位置。本研究旨在透過比較長短腳與經脛骨延長之患者於跨越不同高度障礙物時之末端控制變數、下肢運動系統之運動學及力動學變數，探討手術矯正長短腳對兒童於跨越障礙物時下肢運動系統之控制與生物力學。本研究針對手術前後的長短腳患者，利用三維立體攝影術搭配測力板來進行動作分析。測試項目包括步行以及跨越10、20、30%腳長高之障礙物。研究結果顯示，在長短腳受試者接受手術前，與以健側腳為前腳相比，當以患側腳當作前腳跨越障礙物時，前腳的地面反作用力第一個垂直分量的峰值來的高、骨盆較低也較前傾、髖與膝關節屈曲角度較少、以及踝關節蹠屈肌力矩偏大，且當障礙物高度愈高，前腳的髖與膝關節最大伸肌力矩發生時間會較為提早，且膝關節最大伸肌力矩也較大。當接受脛骨延長術後，這兩種狀況的差異會相對減少許多，也變的較為對稱。從本研究可進一步了解長短腳兒童於脛骨延長手術前後下肢運動系統之生物力學與控制，並可提供臨床醫師於治療之選擇時

的參考。

關鍵詞：長短腳、動作分析、下肢生物力學、跨越障礙物、運動控制機制、脛骨延長手術、手術矯正

Abstract

Negotiating with obstacles requires a mature motor control system because this activity involves much more complex control of the neuromusculoskeletal system than during level walking. It is noted that although leg length discrepancy (LLD) is one of the common diseases in children, no study has ever investigated the effects of LLD on the control and biomechanics of the locomotor system in children during obstacle-crossing. LLD may affect not only the dynamic stability of the body but also the control of the end-points of the lower limbs because LLD would increase the medial-lateral motion of the center of mass of the body and may have inaccurate information of the true positions of the end-points of the limbs. Tibia lengthening is usually used for children who have structural LLD. After tibia lengthening to reduce LLD, the whole motion control mechanism will need to modify itself in adapting to altered knee joint height and positions of the end-points. The present study aims to study the effects of LLD and surgical correction on the control and biomechanics of the locomotor system in children during obstacle-crossing, and to identify the potential risk factors for falling in this group of patients by comparing the end-point control variables, kinematic and kinetic variables of the locomotor system between normal, LLD and tibia lengthened children when crossing obstacles of different heights. The subjects included the patients with

LLD without and with tibial lengthening. Motion analysis experiments, including level walking and stepping over obstacles with obstacle height of 10%, 20%, and 30% of leg length, using ultra-high resolution stereophotogrammetry system and forceplates. The results of the present study have shown that when crossing obstacles with affected limb as leading limb, the leading limb of the LLD subjects without corrective surgery had higher first peak of vertical GRF, lower and more anterior tilting pelvis, less hip and knee flexion angles, as well as larger ankle plantarflexor moment. When the heights of the obstacles increase, the maximal hip and knee extensor moment occurred early and the knee extensor moment became greater. After tibial lengthening for LLD, the asymmetry pattern during obstacle crossing could be significantly alleviated. The present study helped to understand the biomechanics and control of the locomotor system in LLD ones before and after tibia lengthening, and provided the guide of decision-making for the clinician.

Keywords: leg length discrepancy, motion analysis, locomotion, obstacle-crossing, motor control, tibia lengthening, surgical correction

二、緣由與目的

步行是日常生活重要的功能性活動，過去已經許多研究都曾利用動作分析技術探討正常或是罹患疾病之成人或是兒童的步態，以進一步瞭解其神經肌肉骨骼系統的生物力學或是控制策略[1; 2]，藉由這些知識的建立也可助於疾病的診斷以及後續治療計畫的規劃與評估。走路的過程中，無論是成人或是兒童皆無可避免的會遇到需要跨越障礙物或是上下樓梯的情況。由於跨越障礙物牽涉到更複雜的神經肌肉骨骼系統的控制，一安全且成功的跨越障礙物必須要由支撐腳提供主要的身體穩定性，同時擺盪腳產生成功的足部安全空間。其中前者主要依賴的是關節穩定性，而後者則強調關節的位置感覺功能。因此跨越障礙物需要更成熟的動作控制系統。由此可知，對於患有疾病或是神經肌肉骨骼系統異常的兒童而言，要能夠安全且成功的跨越障礙物是一個很大的挑戰[3]。

關於年輕人與老人跨越障礙物的研究已於過去文獻上發表。過去文獻曾就年輕人與老年人跨越障

礙物的比較，探討因年紀差異所造成運動控制機制的改變，並藉以了解老年人跌倒的可能原因[4; 5; 6; 7; 8; 9; 10; 11; 12; 13; 14; 15; 16]。然而現有的研究中極少探討正常或患有疾病兒童跨越障礙物的表現[17; 18]。Law 和 Webb 研究正常以及患有痙攣性雙下肢(spastic diplegia)腦性麻痺兒童於走路以及跨越 10% 和 20% 腳長之高度的障礙物的表現。結果顯示 CP 兒童會以較慢的速度以及較寬的支持面跨越障礙物。另外，在跨越障礙物的瞬間，CP 兒童的腳趾與腳跟離障礙物的垂直距離(toe and heel clearance)通常會較正常兒童小，這可能與動態運動控制的受損有關，且意味著 CP 兒童跌倒的危險率會比正常兒童來得高[17]。Virji-Baul 與 Brown 則是研究正常兒童與唐氏症兒童在跨越 1% 與 15% 身高之高度的障礙物的預期性調整，結果也顯示唐氏症兒童的腳趾離障礙物垂直距離也低於正常兒童[18]。這兩個研究都顯示當兒童患有疾病時，其運動控制確實會受到影響且會提高跌倒的危險率。

值得注意的是儘管長短腳是兒童常見的疾病之一，卻沒有任何關於長短腳如何影響下肢於跨越障礙物時之控制機制及生物力學的研究。僅有部分文獻曾針對長短腳的步態進行探討[19; 20; 21; 22; 23]。Walsh 等人(2000)曾讓正常人單腳腳底墊高(raise)來模擬長短腳的狀況，並研究其站姿與步態的改變。結果顯示，受試者會採取骨盆傾斜(pelvic obliquity)及髖、膝、踝關節矢狀切面的運動學改變來代償長短腳的影響[22]。Kaufman 等人的研究指出，當長短腳差異超過 2 公分就會造成步態的不對稱，當差異越大，患者會將較多的荷重(load)放在較長的腳，因此很可能會讓較長的腳罹患退化性關節炎的機率提高[19]。此外，長短腳會增加身體質量中心內外側方向的運動，同時肢段末端真實位置亦可能是錯誤資訊，故其可預期之影響不僅是身體動態的穩定性，同時也會影響到下肢肢段端點的控制。

在臨床上，脛骨延長術常被用於治療長短腳的差異[24; 25; 26; 27; 28; 29; 30; 31]。經脛骨延長後雖然可減少長短腳症狀，其全身的控制機制將會需要重新調整以適應被改變的膝關節高度以及肢段末端位置。故患者經骨延長手術以減輕長短腳症狀時其伸長程度與其下肢生物力學及控制需經仔細研究。而這些知識的建立可助於例如動作訓練與輔具製作等復健計畫的規範，同時也利於術後在跨越障礙物時增加其下肢穩定性與動態控制能力。

本研究目的旨在透過比較正常、長短腳與脛骨延長之兒童於跨越不同高度障礙物時之末端控制變數、下肢運動系統之運動學及力動學變數，探討手術矯正長短腳對兒童於跨越障礙物時下肢運動系統之控制與生物力學。同時本研究亦針對脛骨延長手術對長短腳兒童下肢運動系統於步行與跨越障礙物時，該穩定性與末端控制改進之功效進行評估。期望透過本研究能夠對正常及長短腳兒童於脛骨延長手術前後下肢運動系統之生物力學與控制能有更進一步的認識，並能夠引導出對這些病人更有效的治療方式。

三、結果與討論

本計劃之動作分析的方法乃是利用高解析度之立體攝影術(Vicon 512, Oxford Metrics Ltd., Oxford, England)量測黏貼於受試者皮膚表面之反光標記在空間中相對於實驗室廣義座標的位置。這些反光標記可進一步用以定義一個軀幹的局部座標系統以及下肢各肢段的局部座標系統，其中下肢包含從骨盆至足部共 7 個肢段，每個肢段皆假設為剛體，而肢段局部座標系統的定義則是採用 ISB 所定義的軀幹座標定義以及 Lu (1995)所發展的下肢模型 (圖 1)。經由肢段局部座標系統相對於廣義座標系統之間依 Cardan $Z \rightarrow X \rightarrow Y$ 之順序的旋轉，便可求得骨盆肢段、骨盆相對於大腿(髖關節)、大腿相對於小腿(膝關節)、以及小腿相對於足部(踝關節)各相鄰肢段間之關節的 3 個旋轉角度。接著再配合測力板(AMTI, Mass., U.S.A.)的地面反作用力資料，利用逆向動力學(Inverse dynamics)的方法計算下肢各關節之力矩。



圖 1、下肢各肢段之局部座標系統

本計劃之長短腳受試者分為術前與術後兩組，術前組長短腳受試者的患側(短腳) 平均腳長為 93 公分，健側(長腳)腳長為 98 公分。長短腳之受試者經過脛骨延長術矯正後，術後組長短腳受試者的患側(短腳) 平均腳長為 92.5 公分，健側(長腳)

腳長為 93 公分。實驗的動作項目包含跨越四種高度之障礙物，這四種障礙物高度分別為 0%、10%、20%以及 30%腳長。每位受試者分別會以患側腳為前腳(leading leg)以及健側腳為前腳兩種情況下，進行上述跨越障礙物的動作。當前導腳在跨越瞬間(圖 3)以及當後腳(trailing leg)在跨越瞬間(圖 4)的運動學與力動學資料以及跨越障礙物的末端控制變數(end-point variables)皆為本研究分析的變數。統計分析則採用 Mann-Whitney U test ($p < 0.05$ 者表具統計上顯著差異)，統計部分可分為比較術前與術後兩組受試者於跨越障礙物之表現，即探討手術的影響。另一種則比較跨越不同高度之障礙物的下肢表現，即探討障礙物高度的影響。最後一種則是比較以患側和以健側為前導腳跨越障礙物的情況，即探討長短腳的影響。

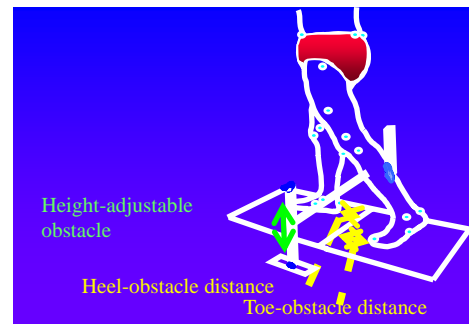


圖 2、末端控制變數之定義

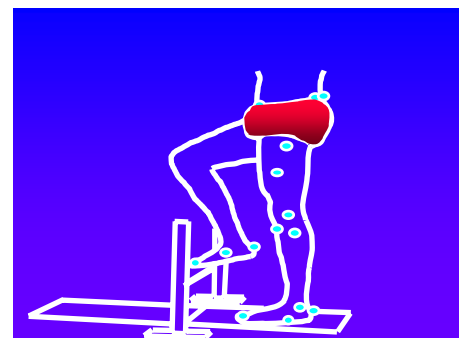


圖 3、當前導腳在跨越瞬間

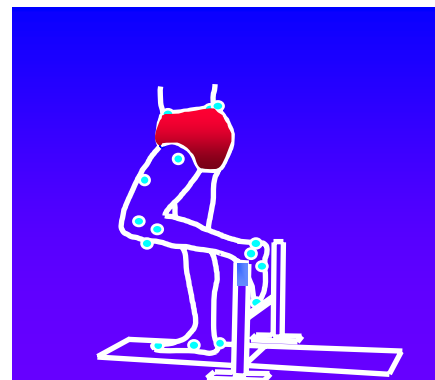


圖 4、當拖曳腳在跨越瞬間

以下針對各種不同實驗動作項目分別描述明

顯長短腳之受試者於赤足以及穿著矯正足部輔具兩種情況下之關節運動學與力動學情形：

1、術前的運動表現：

當跨越不同高度障礙物時，經過運動學與力動學的分析，長短腳受試者於接受手術前之關節角度與關節力矩變化之情形如圖 5~8 所示：

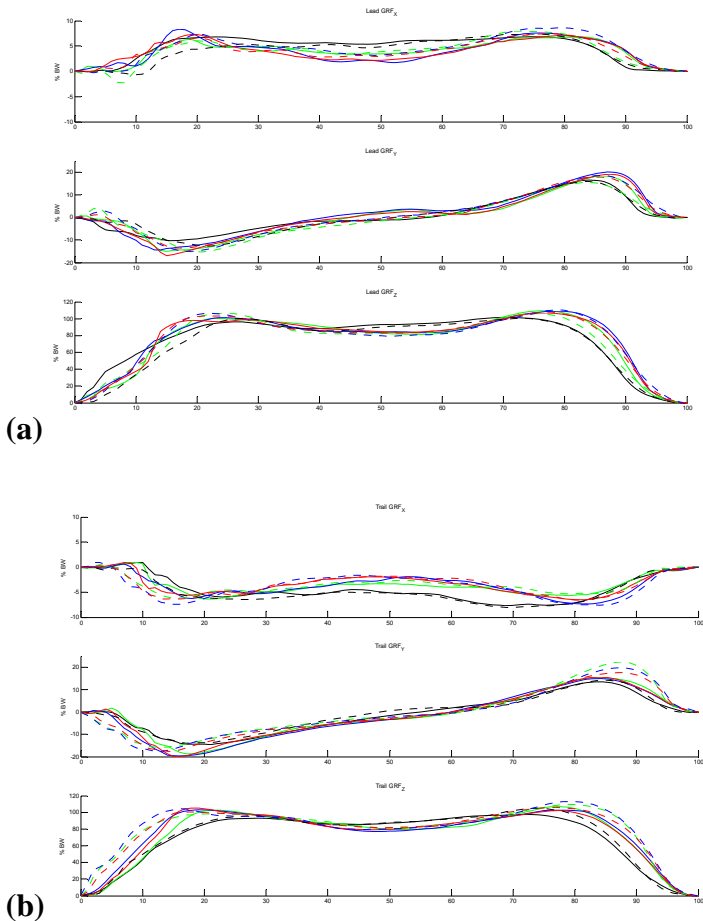


圖 5、術前 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中地面反作用力變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

由上圖可知，當以健側腳為前腳比以患側腳為前腳在跨越障礙物時，前腳的地面反作用力第一個垂直分量的峰值來的高，且後腳的地面反作用力第二個垂直分量的峰值也是比較高的。但無論前腳的地面反作用力第二個垂直分量的峰值或是後腳的地面反作用力第一個垂直分量的峰值皆不會因以患側腳或是健側腳當前腳而影響。此外，與平地走路相比，跨越障礙物時的地面反作用力垂直分量的兩個峰值都明顯增加。

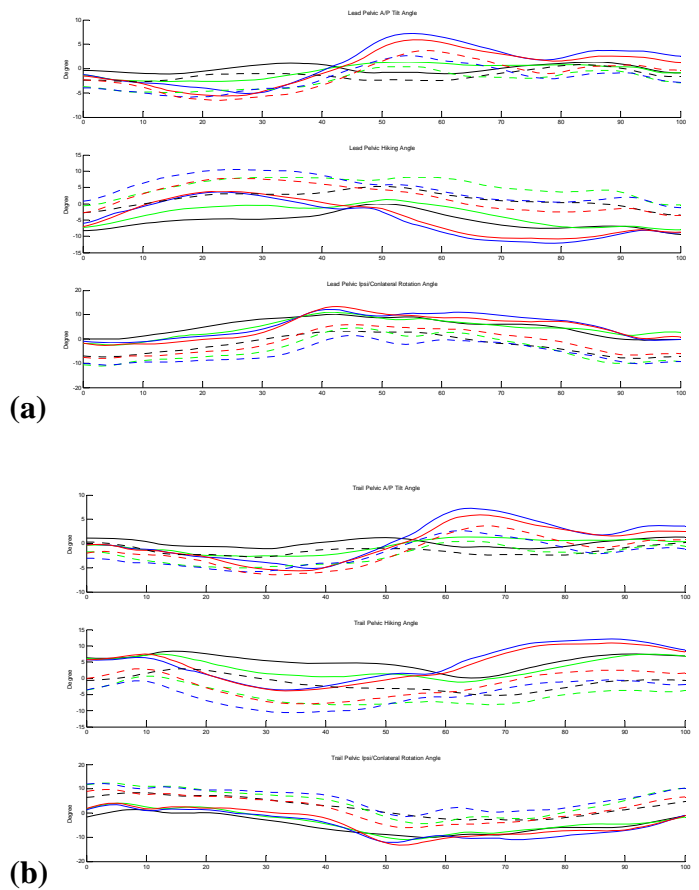
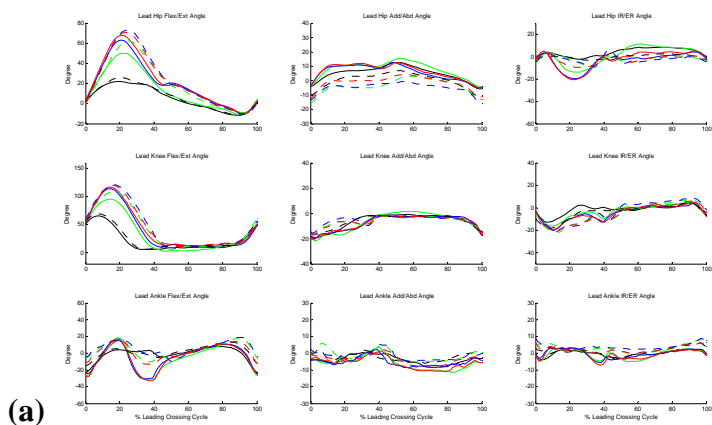
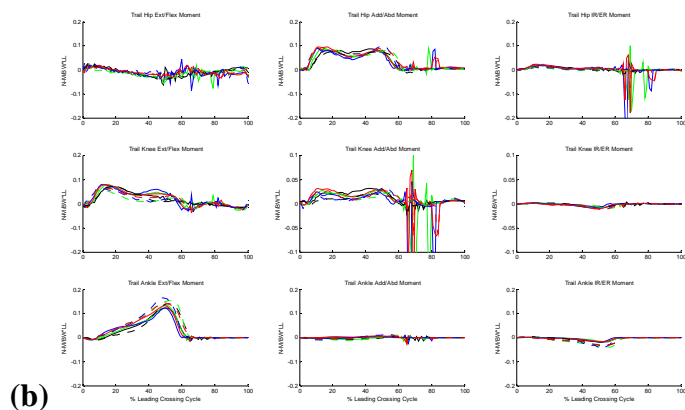


圖 6、術前 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中骨盆角度變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

由上圖可知，當以患側腳為前腳跨越時比以健側腳為前腳跨越障礙物時，前腳的骨盆前傾幅度來的大，患側骨盆也較健側骨盆低，此外，當以患側腳為前腳跨越時，前腳骨盆向同側旋轉(ipsilateral rotation)的幅度也較多。在後腳的部分，其骨盆的運動亦會隨健側或患側腳當前腳的狀況改變。當以患側腳為前腳時的後腳骨盆高度與前傾角度，會比以健側腳為前腳時的骨盆高度與前傾角度來的高與多，也就是當健側腳為後腳時的骨盆比當患側腳為後腳時的骨盆來的高與前傾。此外，當以患側腳為前腳跨越時，後腳骨盆向對側旋轉(conlateral rotation)的幅度也較多。



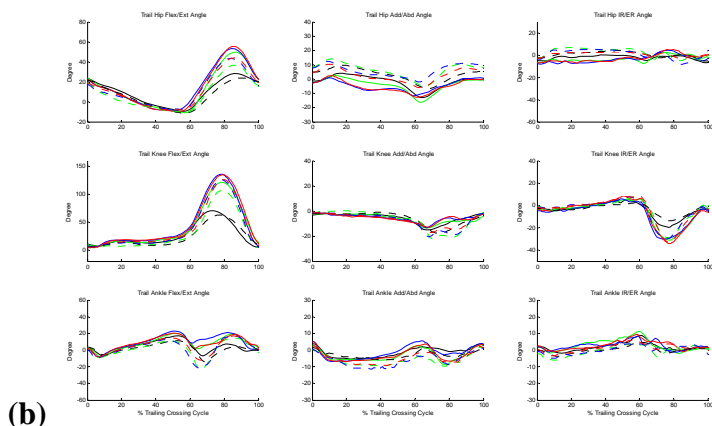
(a)



(b)

圖 8、術前 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中髖、膝、踝關節力矩變化情形(a 圖為前腳, b 圖為後腳, 實線表示以患側腳為前腳, 虛線表示以健側腳為前腳, 黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

由上圖可知, 在跨越 20% 與 30% 腳長之高度的障礙物時, 當以患側腳為前腳時, 前腳的髖與膝關節最大伸肌力矩發生時間會較為提早, 且前腳的膝關節最大伸肌力矩也會較大。另外, 無論跨越何種高度的障礙物, 當以患側腳為前腳時, 其前腳的踝關節蹠屈肌力矩以及後腳的膝關節伸肌力矩, 都比以健側腳為前腳時來的大。但後腳的踝關節蹠屈肌力矩以及髖關節第二個外展肌力矩峰值則是比較小的。



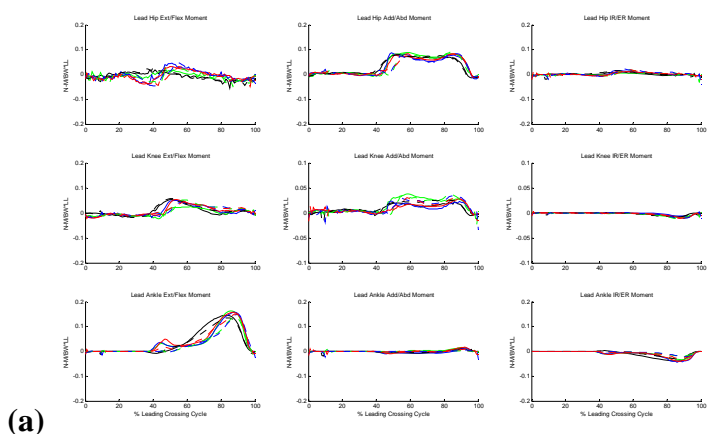
(b)

圖 7、術前 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中髖、膝、踝關節角度變化情形(a 圖為前腳, b 圖為後腳, 實線表示以患側腳為前腳, 虛線表示以健側腳為前腳, 黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

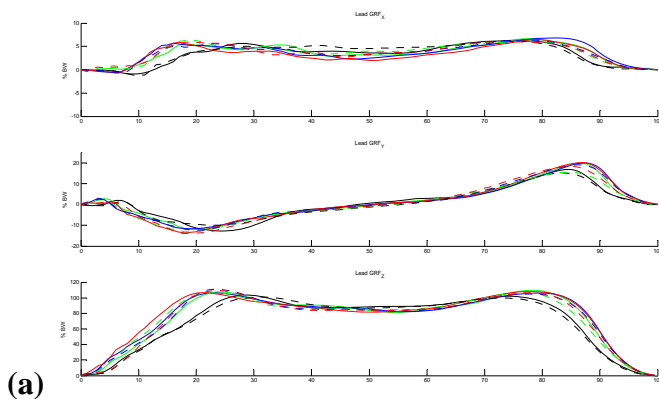
由上圖可知, 當以患側腳為前腳跨越障礙物時, 前腳的髖與膝關節屈曲角度較少, 但是這兩個關節的屈曲角度都會隨著障礙物高度增加而增加。而在後腳的部分, 當以患側腳為前腳時, 後腳的髖與膝關節屈曲角度相對來的高, 且後腳的髖關節外展角度也較小。

2、術後的運動表現：

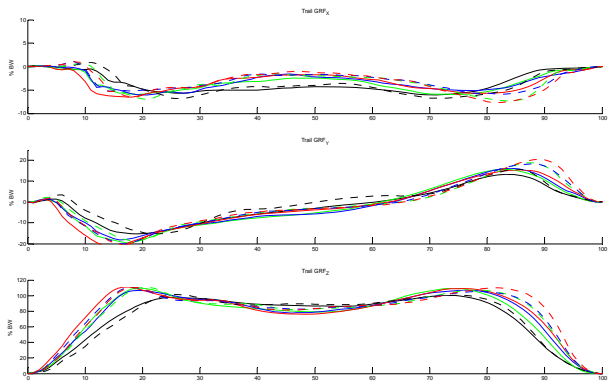
當跨越不同高度障礙物時, 透過運動學與力動學的分析, 長短腳受試者於手術矯正後之關節角度與關節力矩變化之情形如圖 9~12 所示：



(a)



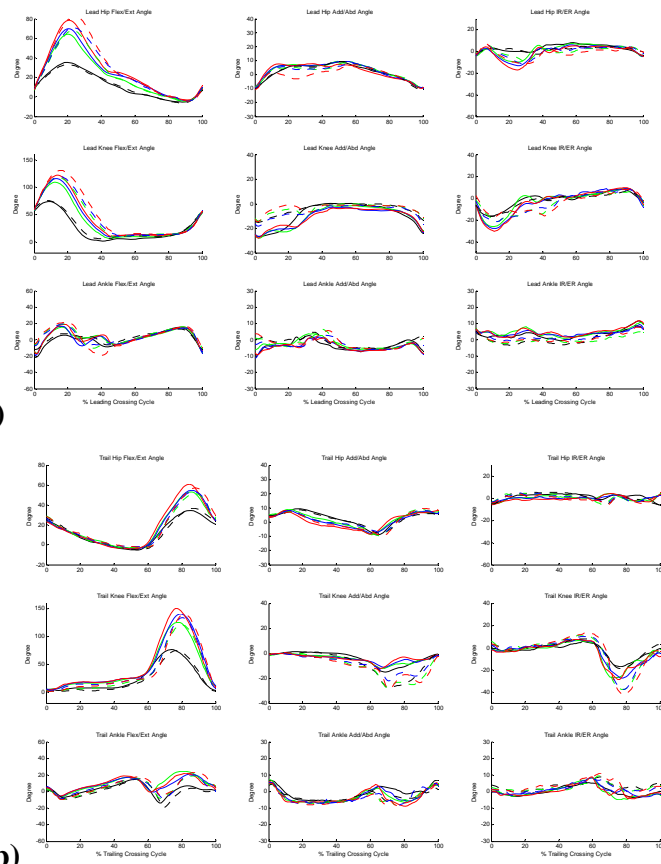
(a)



(b) 圖 9、術後 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中地面反作用力變化情形(a 圖為前腳, b 圖為後腳, 實線表示以患側腳為前腳, 虛線表示以健側腳為前腳, 黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

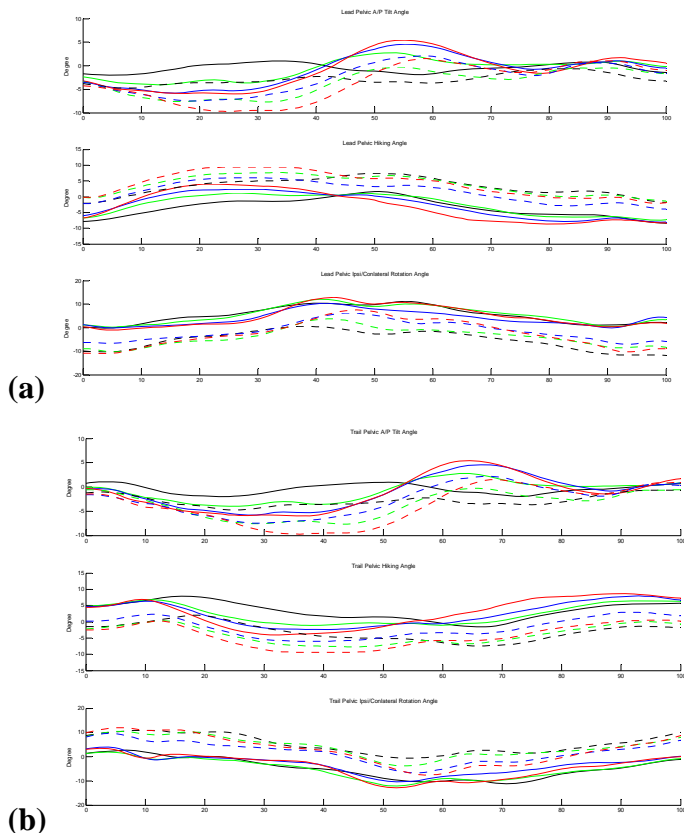
由上圖可知, 無論是以患側腳或是以健側腳當前腳, 兩者對於前腳或後腳的地面反作用力的影響並沒有顯著差異。此外, 與平地走路相比, 當跨越障礙物時的地面反作用力的前-後向剪力增加, 垂直分量的第一個峰值發生時間也明顯提早, 第二個峰值則是顯著延後的, 但無論是第一或第二垂直分量峰值都有提高的趨勢。

由上圖可知, 骨盆的運動並沒有明顯隨障礙物高度增加而改變, 但是仍有因健側腳或患側腳為前腳的情況有部分的差異。

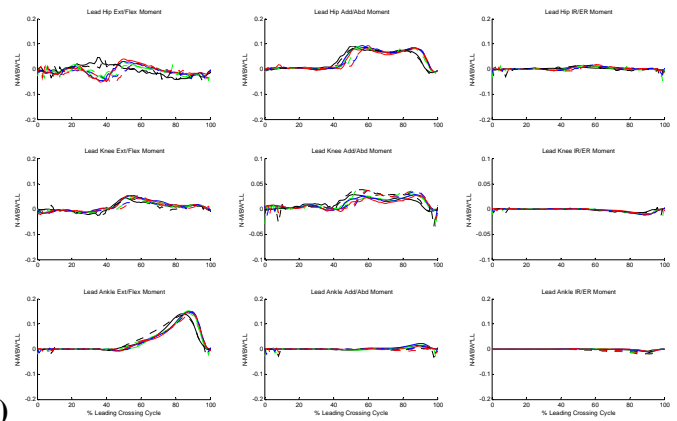


(a) 圖 11、術後 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中髖、膝、踝關節角度變化情形(a 圖為前腳, b 圖為後腳, 實線表示以患側腳為前腳, 虛線表示以健側腳為前腳, 黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

由上圖可知, 當隨著障礙物高度增加時, 前腳的髖與膝關節屈曲角度會隨著障礙物高度增加而增加。而在後腳的部分, 只有膝關節屈曲角度會隨著障礙物高度增加而增加。



(b) 圖 10、術後 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中骨盆角度變化情形(a 圖為前腳, b 圖為後腳, 實線表示以患側腳為前腳, 虛線表示以健側腳為前腳, 黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)



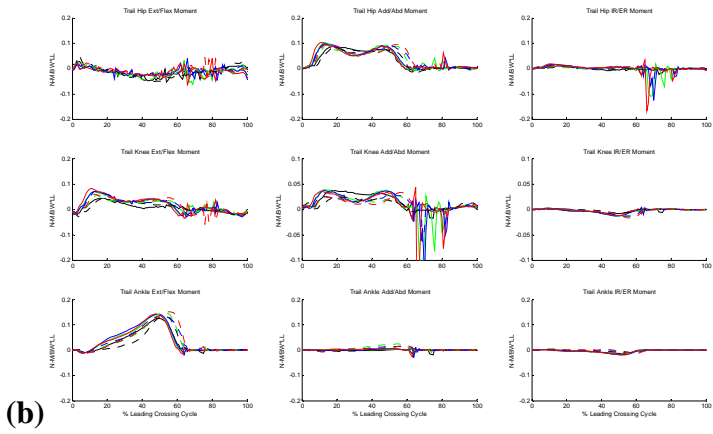


圖 12、術後 LLD 組於跨越四種障礙物高度過程中髖、膝、踝關節力矩變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑、綠、藍、紅曲線分別為跨越 0%、10%、20%、30% 腳長之障礙物高度)

由上圖可知，下肢的關節力矩並沒有隨著障礙物高度增加而有線性變化的趨勢。

3、術前與術後的比較：(以跨越 20% 腳長之障礙物高度為例)

當跨越 20% 腳長之障礙物高度時，長短腳受試者於術前與術後的運動學與力動學分析結果如圖 13~16。由這些結果顯示，長短腳受試者於接受手術矯正前，分別以患側腳與以健側腳為前腳進行跨越時，這兩種情況下所表現的地面反作用力、骨盆運動、下肢關節角度與關節力矩皆有明顯不對稱的情況。但若是接受脛骨延長術矯正長短腳差異後，不對稱的運動型態會顯著減少。

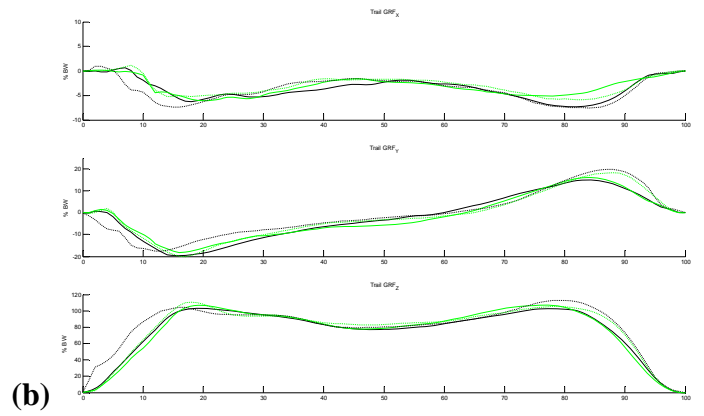
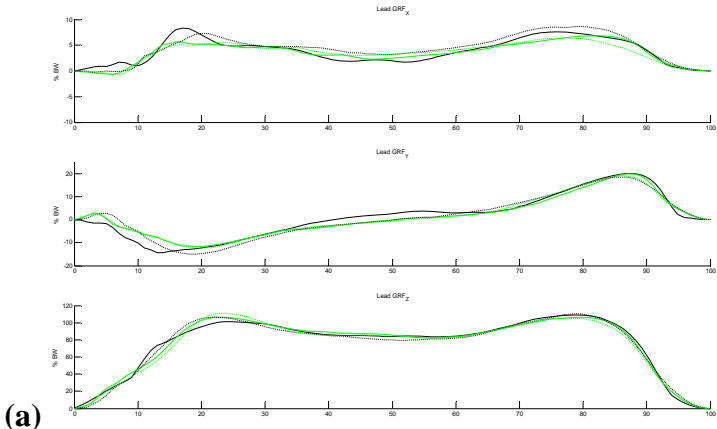


圖 13、LLD 組於跨越 20% 腳長之障礙物高度過程中地面反作用力變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑色與綠色曲線分別為術前與術後)

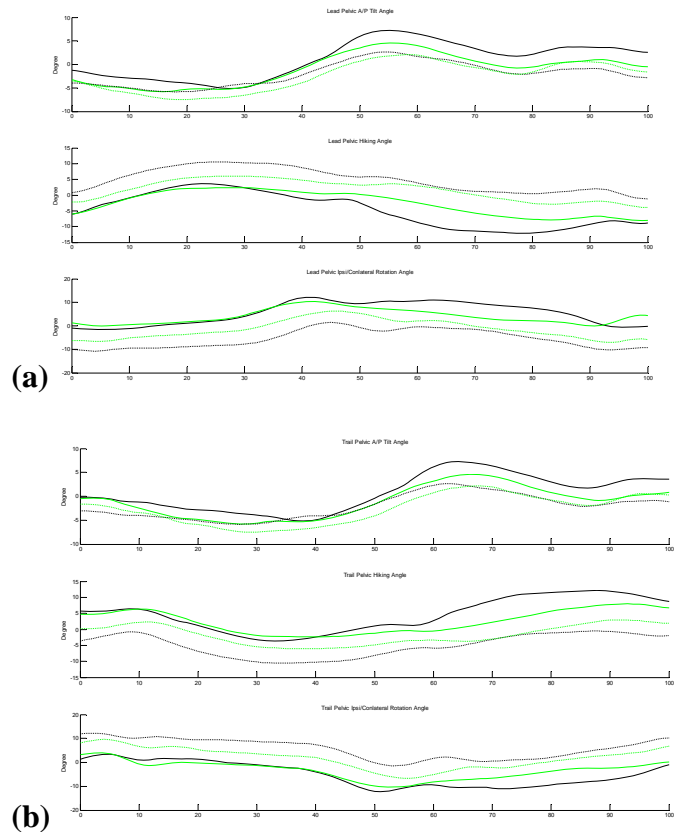


圖 14、LLD 組於跨越 20% 腳長之障礙物高度過程中骨盆運動變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑色與綠色曲線分別為術前與術後)

線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑色與綠色曲線分別為術前與術後)

綜合以上結果可以發現到，具有明顯長短腳的受試者在腳長沒有矯正的情況下，分別以健側腳與以患側腳為前腳進行跨越障礙物的運動時，兩種情況的運動學與力動學結果都具有顯著的差異。經脛骨延長後不僅可減少長短腳症狀，其全身的控制機制亦隨之重新調整並提供更佳的下肢生物力學表現及控制策略。

四、計畫成果自評

本計畫依據既定時程完成患有明顯長短腳之受試者於術前與術後跨越不同高度障礙物之動作分析。雖然受試者人數較少，但後續研究可再提高受試者人數以提高實驗結果的可信度。長短腳受試者於接受手術矯正前，分別以患側腳與以健側腳為前腳進行跨越時，這兩種情況下所表現的地面反作用力、骨盆運動、下肢關節角度與關節力矩皆有明顯不對稱的情況。但若是接受脛骨延長術矯正長短腳差異後，不對稱的運動型態會顯著減少。本研究成果可提高對於長短腳兒童於脛骨延長手術前後下肢運動系統之生物力學與控制的了解，並可提供臨床醫師於治療之選擇時的參考。目前正準備撰文投稿中。

五、參考文獻

1. Gage, JR, Deluca, PA and Renshaw, TS. Gait analysis: Principles and applications. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1995;77-A:1607-1623.
2. Sutherland, DH, Olshen, R, Cooper, L and Woo, S-Y. The development of mature gait. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1980;62-A:336-353.
3. Thawinchai, N (2005). Gait characteristics of children stepping over obstacles, Drexel University, USA. PhD Thesis.
4. Austin, GP, Garrett, GE and Bohannon, RW. Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait & Posture* 1999;10:109-120.
5. Begg, R and Sparrow, W. Gait characteristics of young and older individuals negotiating a raised surface: implications for the prevention of falls. *Journal of Gerontology* 2000;55:147-154.
6. Chen, H, Ashton-Miller, J, Alexander, N and Schultz, A. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young old adults. *Journal of Gerontology*

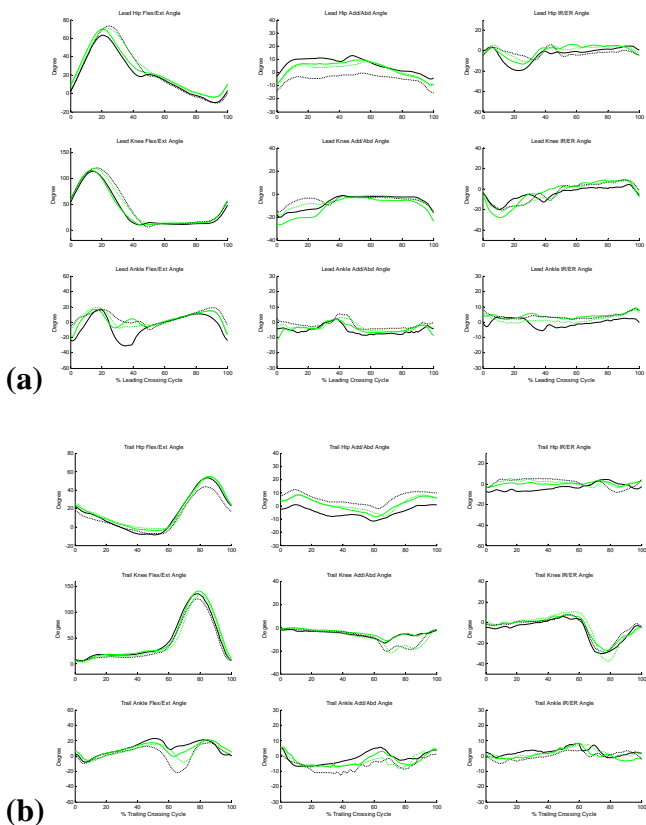


圖 15、LLD 組於跨越 20%腳長之障礙物高度過程中髖、膝、踝關節角度變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實線表示以患側腳為前腳，虛線表示以健側腳為前腳，黑色與綠色曲線分別為術前與術後)

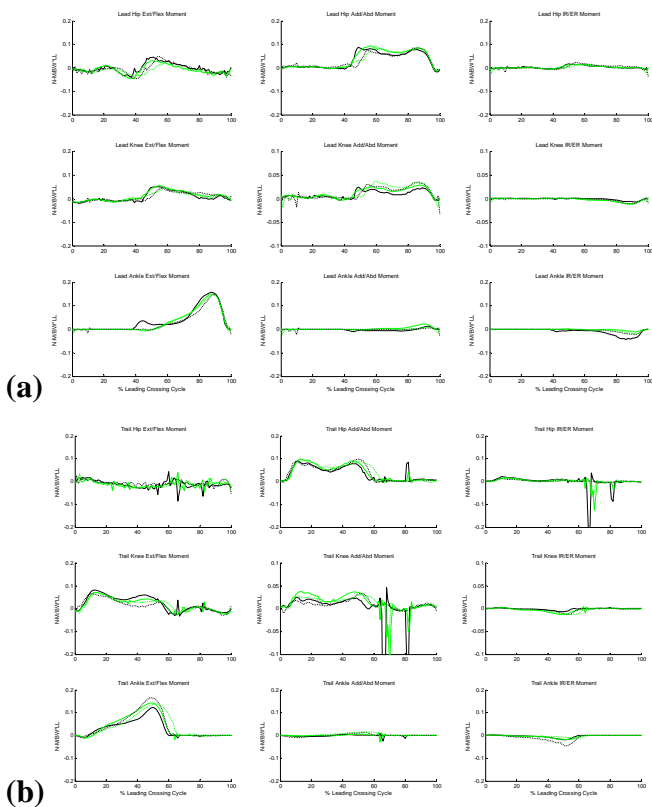


圖 16、LLD 組於跨越 20%腳長之障礙物高度過程中髖、膝、踝關節力矩變化情形(a 圖為前腳，b 圖為後腳，實

1991;46:JM196-203.

7. Chen, HL, Lu, TW, Lin, HC and Hsu, HC. Biomechanical asymmetry in the lower limb during obstacles-crossing following anterior cruciate ligament reconstruction. *Gait & Posture* 2005;21:S75-S76.

8. Chen, H-L and Lu, T-W. Comparisons of the joint moments between leading and trailing limb in young adults when stepping over obstacles. *Gait & Posture* 2006;23:69-77.

9. Chou, L-S and Draganich, LF. Increasing obstacle height and decreasing toe-obstacle distance affect the joint moments of the stance limb differently when stepping over an obstacle. *Gait & Posture* 1998;8:186-204.

10. Chou, L-S, Kaufman, KR, Brey, RH and Draganich, LF. Motion of the whole body's of mass when stepping over obstacles of different heights. *Gait & Posture* 2001;13:17-26.

11. Lu, T-W, Chen, H-L, Lin, HC and Hsu, HC. Lower limb kinetics changes during obstacles-crossing following anterior cruciate ligament injury. *Gait & Posture* 2005;21:S80.

12. McFadyen, B and Carnahan, H. Anticipatory locomotor adjustments for accommodating versus avoiding level changes in humans. *Experimental Brain Research* 1997;114:500-506.

13. Patla, A and Rietdyk, S. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width. *Gait & Posture* 1993;1:45-60.

14. Pryde, KM, Roy, EA and Patla, AE. Age-related trends in locomotor ability and obstacle avoidance. *Human Movement Science* 1997;16:507-516.

15. Sparrow, W, Shinkfield, AJ and Summers, J. Gait characteristics in individuals with mental retardation: unobstructed level-walking, negotiating obstacles, and stair climbing. *Human Movement Science* 1998;17:167-187.

16. Sutherland, DH. The evolution of clinical gait analysis. Part II: kinematics. *Gait & Posture* 2002;16:159-179.

17. Law, LS and Webb, CY. Gait adaptation of children with cerebral palsy compared with control children when stepping over an obstacle. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2005;47:321-328.

18. Virji-Babul, N and Brown, M. Stepping over obstacles: anticipatory modifications in children with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research* 2004;159:487-490.

19. Kaufman, KR, Miller, LS and Sutherland, DH.

Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *J Pediatr Orthop* 1996;16:144-150.

20. Liu, XC, Fabry, G, Molenaers, G, Lammens, J and Moens, P. Kinematic and kinetic asymmetry in patients with leg-length discrepancy. *Journal of Pediatric Orthopedics* 1998;18:187-189.

21. O'Toole, GC, Makwana, NK, Lunn, J, Harty, J and Stephens, MM. The effect of leg length discrepancy on foot loading patterns and contact times. *Foot & Ankle International* 2003;24:256-259.

22. Walsh, M, Connolly, P, Jenkinson, A and O'Brien, T. Leg length discrepancy--an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. *Gait & Posture* 2000;12:156-161.

23. White, SC, Gilchrist, LA and Wilk, BE. Asymmetric limb loading with true or simulated leg-length differences. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 2004:287-292.

24. Guo, Z-F, Shih, K-C and Huang, S-C. Treatment of limb deformities in patients of Ollier's disease with Ilizarov technique. *J. Orthop Surg ROC* 2000;17:71-75.

25. Huang, SC and Yip, KM. Treatment of congenital pseudarthrosis of the tibia with the Ilizarov method. *J Formos Med Assoc* 1997;96:359-365.

26. Huang, S-C and Kuo, K-N. Differential lengthening of the radius and ulna using the Ilizarov method. *Journal of Pediatric Orthopedics* 1998;18:370-373.

27. Ilizarov, G-A. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. *Clinical orthopaedics* 1989;238:249-281.

28. Ilizarov, GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clinical orthopaedics* 1989;239:263-285.

29. Wang, C-T and Huang, S-C. The ilizarov technique for treatment of sequelae of childhood-acquired bone and joint infection. *J Formos Med Assoc* 1999;98:175-182.

30. Yeu, K-L, Huang, S-C and Liu, T-K. Treatment of malunion of the lower extremities by the Ilizarov technique. *J Formos Med Assoc* 1994;93:403-410.

31. Yip, K-M and Huang, S-C. Surgical management of patients with osteogenesis imperfecta: 10 years' experience. *J Formos Med Assoc* 1996;95:132-137.