

[illegible]

中 華 民 國 91 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

先天性髖關節脫臼病人手術治療之生物力學分析與評估

計畫編號：NSC 90-2314-B-002-223

執行期限：90 年 8 月 1 日至 91 年 7 月 31 日

主持人：黃世傑

國立臺灣大學醫學院骨科部

共同主持人：呂東武

國立臺灣大學醫學工程學研究所

一、中文摘要

步態分析(或動作分析)業已廣泛應用於具有動作障礙病人的診斷研判以及後續治療的規劃與評估。除少數針對先天性髖關節發育障礙病人的步態研究分析外，對於全關節脫臼病人的步態分析卻為數相當有限。針對全髖關節脫臼兒童的步態分析研究則付之闕如，而且也無兒童在手術治療後除步態外其他各類功能性活動表現上的相關資料。

本研究主要目的在利用生物力學方法，包含步態分析與電腦模型計算，評估 Salter 和 Pemberton 切骨術於治療發展性髖關節脫臼(DDH)病人的手術結果。

本計劃發展了一個可結合病人髖關節病態資料的下肢生物力學電腦模型。並利用超高解析立體攝影系統與測力板，進行平地走路、上下樓梯、由坐到站等相關實驗，受試者包含分別接受 Salter 和 Pemberton 切骨術的兩組發展性髖關節脫臼病人。研究結果顯示，接受 Salter 與 Pemberton 髖骨切骨術之兩組受試者進行患側腳下樓與由坐到站這兩個動作時其髖與踝關節運動學及膝關節力矩有顯著差異，而步行則無明顯不同。此結果建議以步態分析方法評估 DDH 病人術後功能應包括上下樓梯、由坐到站等功能性動作。而平地走路之動力學分析結果無顯著差異，顯示需進一步髖關節受力及應力分析或可

分辨差異。

關鍵詞：發展性髖關節脫臼，步態分析，電腦模擬

Abstract

Gait or motion analysis has been used widely in the diagnosis of patients with locomotor pathology and the subsequent planning and assessment of treatment. There have been some gait studies in patients with congenital dysplasia of the hip but its application to patients with complete joint dislocation has been very limited. No study has been reported on the gait analysis of children with complete dislocation of the hip, nor has the outcome of surgical treatment in terms of their performance during functional activities other than level walking.

The main purpose of the project was to evaluate the performance of Salter and Pemberton procedures in treating patients with developmental dislocation of the hip (DDH) using biomechanical techniques including gait analysis and computer simulation.

In the project, a computer model of the human locomotor system that is capable of including the hip joint pathological conditions was developed from an existing model for the evaluation of

normal and pathological gait. Motion analysis experiments, including level walking, stair-climbing and chair-rising, using ultra-high resolution stereophotogrammetry system and forceplates were performed on two groups of DDH patients, one receiving Salter's osteotomy and the other Pemberton's. The kinematics of the hip and ankle joints and the knee moments were found to be significantly different between the two groups during sit-to-stand and stair-descending while both kinematics and kinetics during gait were found to be indifferent. This suggests that future evaluation of DDH patients should include sit-to-stand and stair-descending movements. Further force and stress analysis studies are needed for a more detailed analysis of level walking.

Keywords: developmental dislocation of the hip (DDH), gait analysis, computer simulation

二、緣由與目的

髌骨切除術自 Salter 於 1961 年首次提出以來，業已用於先天性髌關節脫臼病人的治療。文獻中更相繼有許多不同類型的髌骨切除術發表。而目前最常用來治療發展性髌關節脫臼 (DDH) 病人的方法則有 Salter 切骨術與 Pemberton 所提出的切骨術。Salter 髌骨切除術 (Salter, 1961) 藉由將髌臼以上之髌骨施行橫向切骨術以及將髌臼部位對恥骨聯合作旋轉而達到使整個髌臼轉向，且髌臼的容量並未改變，但是患者必須於術後六個月再進行將作為固定之用的 K-wires 移除的手術。Pemberton 切除術 (Pemberton, 1965) 則從髌骨前上脊與髌骨前下脊出切開，並沿著髌臼向後延伸至 tiradiate 軟骨的後支，髌臼部位會於 triadiate 軟骨處作旋轉且髌臼容積會改變，但接受此手術之患者毋須進行第二次手術。然而除了有效止痛與髌關節處承重能力恢復之情況曾被探討

外，這兩種手術在力學方面與功能性結果方面的優缺點尚未被詳盡地研究，例如步態之表現。對於此兩類手術方式之功能性結果的量化比較性研究將有益於建立適合的臨床治療決策。

治療發展性髌關節脫臼的切骨術乃是藉由改變髌骨的幾何學以達到使股骨與骨盆間之關節趨向正常，這將不可避免的改變關節面間接觸的型態與周圍肌肉收縮之作用線與收縮力的強度。這些都是造成患者於功能性活動表現上產生差異的原因。我們可以預期到患者於手術治療後於功能性表現上有顯著的進步。另外亦可以合理地推斷此兩類髌骨切除術因骨骼幾何與排列的些微差異可能導致周圍組織之力學能力上產生不同的影響，或許這種影響在某一活動上較不明顯，但可能在另外的活動中會有較顯著的差異，因此術後結果的評估應包含不同的活動。

步態分析(或動作分析)業已廣泛應用於具有動作障礙病人的診斷研判以及後續治療的規劃與評估 (Gage, 1991; Kadaba et al., 1990)。目前已有一些關於先天性髌關節發育障礙病人的步態研究分析 (e.g. Romano et al., 1996)，然而對於全關節脫臼病人的步態分析卻為數有限。Lai et al. (1997) 利用電腦步態分析研究並描述 9 位未接受治療之全關節脫臼婦女之步態。但是目前尚無針對全髌關節脫臼兒童的步態分析研究報告，而且也無兒童在手術治療後除步態外其他各類功能性活動表現上的相關資料。

步態分析所採用之立體攝影術需先藉由黏貼於皮膚表面上的標記決定出身體肢段的位置與方位以進而計算運動學與力動學的資料。通常骨骼肌肉系統都是將身體每一肢段模擬成剛體而變成多連桿的系統 (Apkarian et al., 1989)。每一肢段至少要 3 個骨標記來決定其參考座標並以此代表為每一肢

段的位置與方向(Cappozzo et al., 1995)。由於皮膚標記會與其下的骨頭有相對運動的情形，而藉由皮膚標記所計算出的骨骼方位就會有顯著的誤差(Cappozzo et al., 1996)。另外藉由皮膚標記進行骨骼肌肉系統的空間重建與計算所得的運動學與力動學資料也會受到干擾(Kepple et al., 1994; Lu and O'Connor, 1999)。然而，多數商業化軟體在其模型建立上並未考量皮膚移動誤差的影響，也沒有試圖去模擬骨骼、肌肉與韌帶的活動。另外大多數的研究都假設髖關節為球窩關節(ball-and-socket joint)，但是這顯然並不適用於研究發展性髖關節脫臼的案例。因此必須使用加入特殊考量的下肢模型以分析其運動。

本計畫旨在利用已建立之下肢模型去評估接受 Salter 與 Pemberton 髖骨切骨術之發展性髖關節脫臼患者之異常的步態，進而發展包含髖關節異常情況之人體下肢系統的電腦模型。

本計畫針對此二種切骨術的一般性結果及其影響日常動作表現的相關因素，建立完整的知識，以期對未來臨床手術決策有所助益。

三、結果與討論

本計畫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 Lu (1995)所發展之下肢模型(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 $Z \rightarrow Y \rightarrow X$ 之順序的旋轉，便可求得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。

本計畫之受試者包含有接受 Salter(7 位女生，平均年齡 10 歲)與 Pemberton(7 位女生，平均年齡 8 歲)髖骨切骨術之兩組發展性髖關節脫臼患者。實驗的動作項目包含有平面走路(圖 2)、患側腳(開刀側)上下樓梯(圖 3 & 圖 4)與由坐到站(圖 5)四項動作。實驗所得的資料會依據上述之動作分析的方法分別計算各關節的角度與力矩。最後兩組受試者執行不同之動作所得的數據會利用 Paired *t*-test 作統計分析($p < 0.05$ 者表具統計上顯著差異)

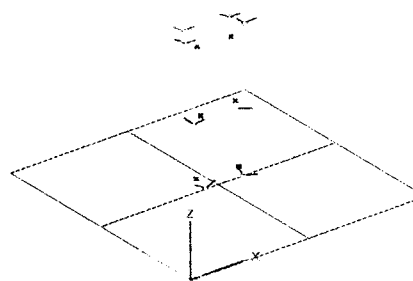


圖 1、下肢各肢段之局部座標系統

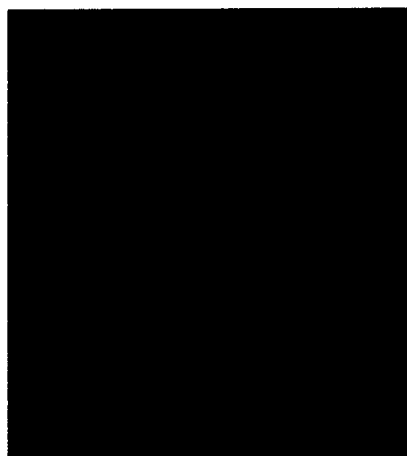


圖 2、平地走路

以下針對不同實驗動作項目分別描述接受 Salter 與 Pemberton 髌骨切除術之發展性髌關節脫臼患者之運動學與力動學情形：

1、平地走路：

根據運動學與力動學的分析，Salter 組與 Pemberton 組於平地走路方面之關節角度與關節力矩變化之情形如圖 6~9 所示：

圖 3、患側腳上樓

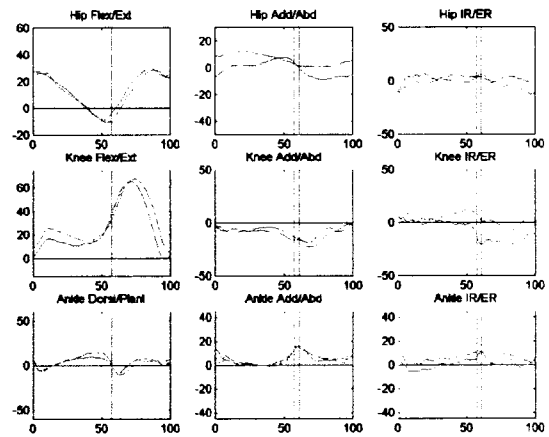


圖 6、典型 Salter 組於步態週期之各關節角度變化情形(紅色曲線為健側，藍色曲線為患側)

圖 4、患側腳下樓

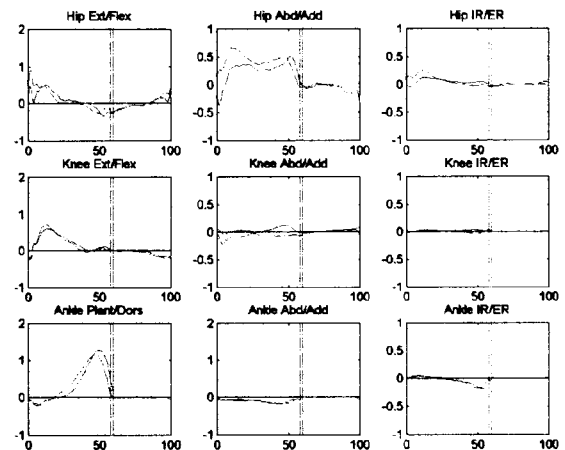


圖 7、典型 Salter 組於步態週期之各關節力矩變化情形(紅色曲線為健側，藍色曲線為患側)

圖 5、由坐到站

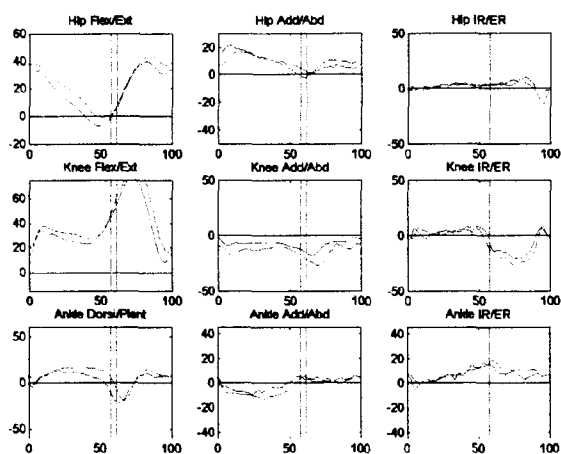


圖 8、典型 Pemberton 組於步態週期之各關節角度變化情形(藍色曲線為健側，紅色曲線為患側)

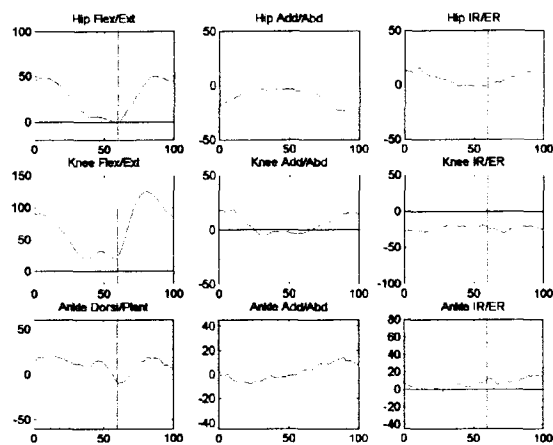


圖 10、典型 Salter 組於患側腳上樓之各關節角度變化情形

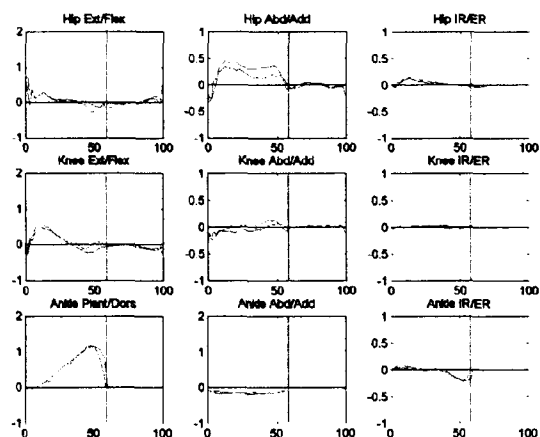


圖 9、典型 Pemberton 組於步態週期之各關節力矩變化情形(藍色曲線為健側，紅色曲線為患側)

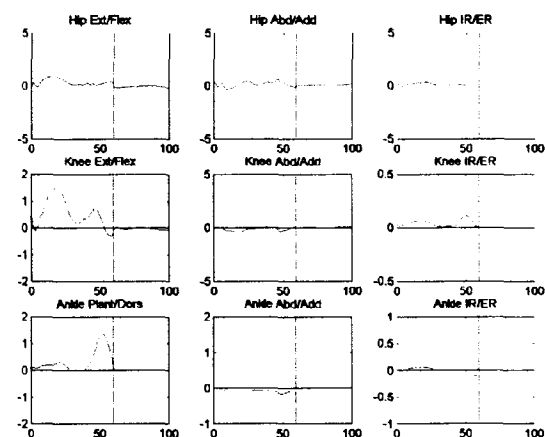


圖 11、典型 Salter 組於患側腳上樓之各關節力矩變化情形

2、患側腳上樓：

根據運動學與力動學的分析，Salter 組與 Pemberton 組於患側腳上樓方面之關節角度與關節力矩變化之情形如圖 10~13 所示：

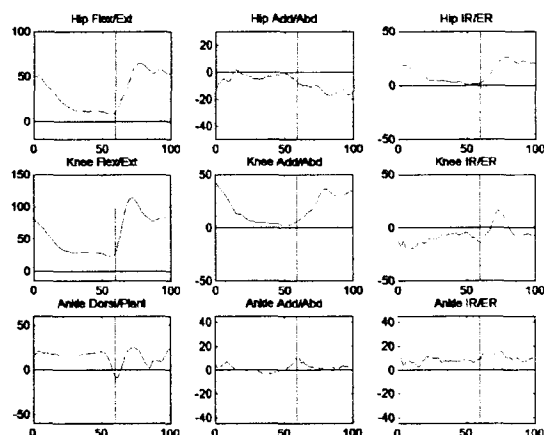


圖 12、典型 Pemberton 組於患側腳上樓

之各關節角度變化情形

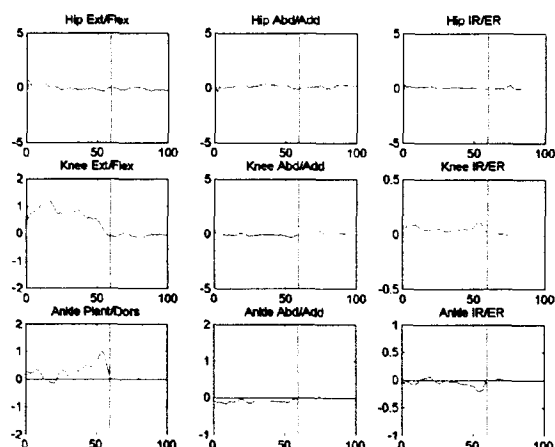


圖 13、典型 Pemberton 組於患側腳上樓之各關節力矩變化情形

3、患側腳下樓：

各關節之運動學分析方面，Salter 組於患側腳下樓之站立期間，髖關節彎曲角度與踝關節背曲角度明顯比 Pemberton 組者大。力動學分析方面，Salter 組於患側腳下樓之站立期間膝關節之伸肌力矩(extensor moment)亦比 Pemberton 組者大(圖 14~17)。

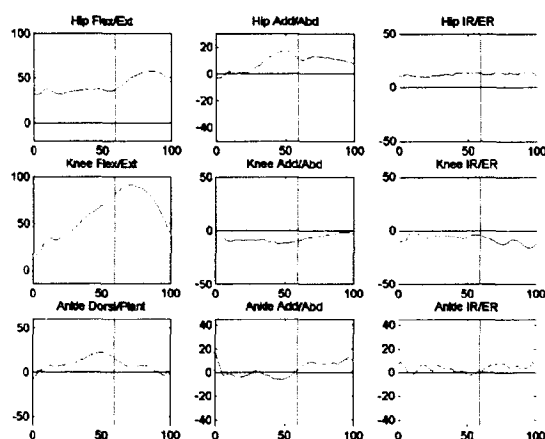


圖 14、典型 Salter 組於患側腳下樓之各關節角度變化情形

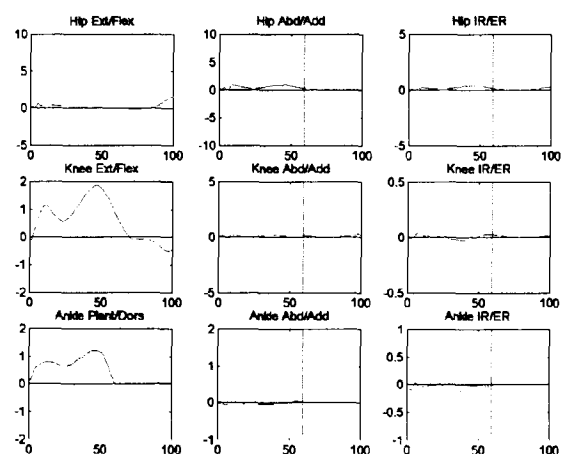


圖 15、典型 Salter 組於患側腳下樓之各關節力矩變化情形

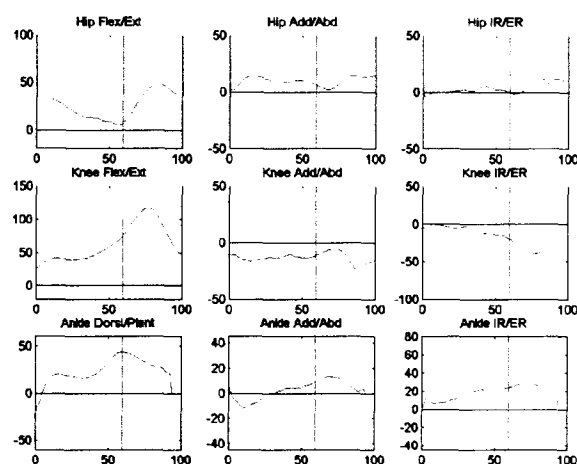


圖 16、典型 Pemberton 組於患側腳下樓之各關節角度變化情形

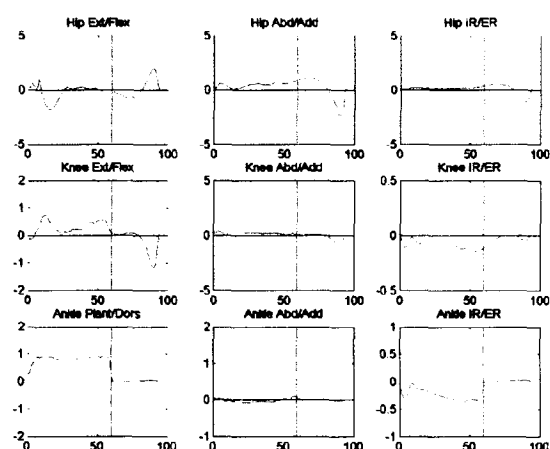


圖 17、典型 Pemberton 組於患側腳下樓之各關節力矩變化情形

4、由坐到站：

各關節之運動學分析方面，Salter 組於由坐到站的起始期(約佔整個坐到站週期的 27%)與上昇期(約佔整個週期的 43%)其髋關節彎曲角度與膝關節彎曲角度明顯比 Pemberton 組者大。在穩定期時(約佔整個週期的 30%)，Salter 組其膝關節彎曲角度與踝關節背曲角度亦比 Pemberton 組者大。力動學分析方面，Salter 組於上昇期與穩定期之膝關節伸肌力矩比 Pemberton 組者大。此外，Pemberton 組於起始期之髋關節與膝關節之伸肌力矩(extensor moment)比 Salter 組者大(圖 18~21)。

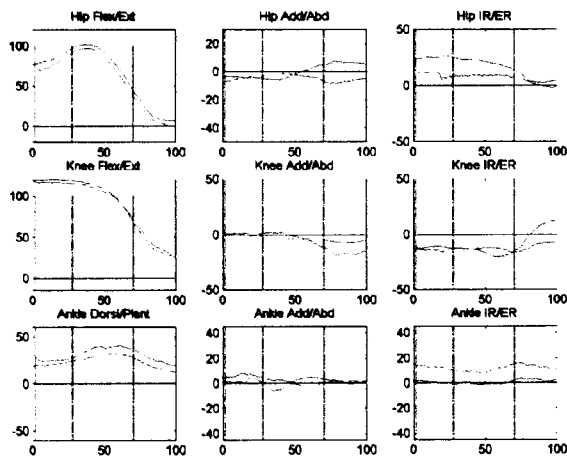


圖 18、典型 Salter 組於由坐到站之各關節角度變化情形

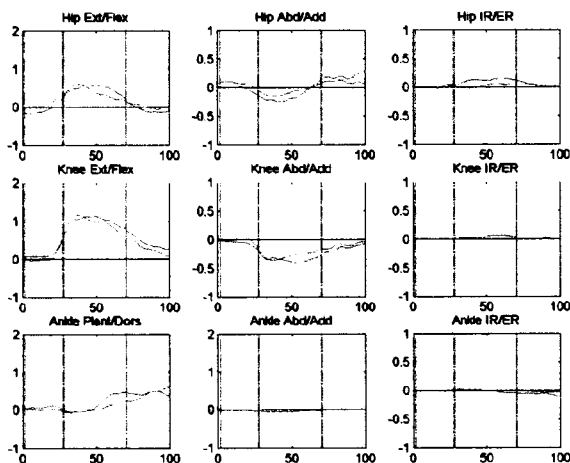


圖 19、典型 Salter 組於由坐到站之各關節力矩變化情形

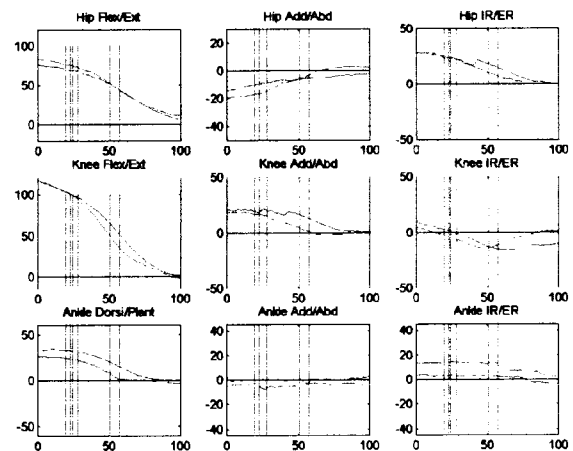


圖 20、典型 Pemberton 組於由坐到站之各關節角度變化情形

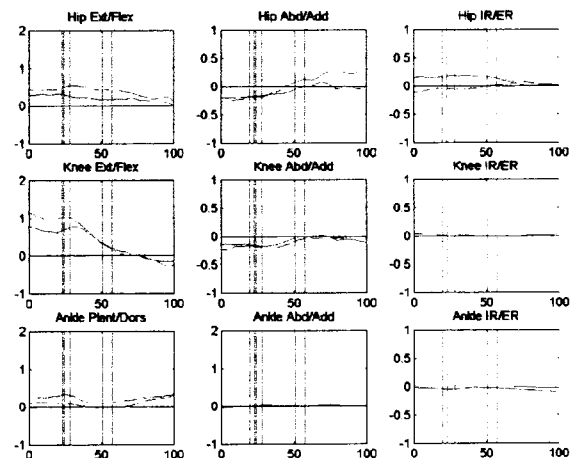


圖 21、典型 Pemberton 組於由坐到站之各關節力矩變化情形

綜合以上結果可以發現到 Salter 組與 Pemberton 組於平地走路和患側腳上樓的運動學與力動學並無明顯差異，但是在患側腳下樓與由坐到站這兩類動作中卻是不同的，推測其原因可能是患側腳下樓與由坐到站相對的比平地走路和患側腳上樓對關節的力學荷重高出許多，而 Salter 組與 Pemberton 組因手術之不同本來就已經改變了髋關節的幾何學，因此低關節力學荷重的動作可能會因代償機制而不易產生差別，但高關節力學荷重的動作就會更突顯其相異處。

Salter 組於患側腳下樓之站立期間，髖關節彎曲角度、踝關節背曲角度與膝關節之伸肌力矩比 Pemberton 組者大。因此推斷，Salter 組乃是採用增加髖關節與踝關節彎曲角度，使身體的重心較低並維持在膝關節與踝關節中心的後方，如此一來可以提高動作過程中的重心平衡；但膝關節伸肌力矩的增加卻又會使膝關節的接觸力加重，長久如此，可能會加速關節軟骨的磨損與破壞，最後導致退化性關節炎的發生。

而由坐到站的過程中，Salter 組於起始期時採用將身體軀幹向前彎較大的幅度，使身體重心更向前方移動，如此可使身體重心愈接近膝關節中心而降低重心到膝關節的力臂，因此可以在較少的膝關節伸肌力矩的情況下，讓動作的起始較 Pemberton 組者輕鬆。另外，Salter 於上昇期與穩定期會以較高的膝關節伸肌力矩來加速膝關節伸直的角度與提高身體平衡的穩定，但如同患側腳下樓之情形，在由坐到站的上昇期與穩定期也會提高膝關節的荷重，最後使軟骨破壞的情形加速惡化。

四、計畫成果自評

本計畫依據既定時程完成接受 Salter 與 Pemberton 髌骨切骨術之兩組發展性髖關節脫臼病人之步態與其他功能性活動之動作分析。雖然受試者人數較少(各組分別只有 7 位受試者)，後續研究應再提高受試者人數以提高實驗結果的可信度。然由本計劃實驗分析所得之運動學與力動學結果顯示，接受 Salter 與 Pemberton 髌骨切骨術之兩組受試者進行患側腳下樓與由坐到站這兩個動作時其髖與踝關節運動學及膝關節力矩有顯著差異，而步行則無明顯不同。此結果建議以步態分析方法評估 DDH 病人術後功能應包括上下樓梯、由坐到站等功能性動作。而平地走路之動力學分析結果無顯著差異，顯示需進一步髖關節受力及應力分析或可分辨差異。本計畫成果提供了對發展性髖關

節脫臼病人之步態與功能性動作之了解，目前正準備撰文投稿中。

五、參考文獻

1. Apkarian, J., Nauman, S. and Cairns, B. (1989). A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 22:143-155.
2. Basmajian, J.V. and De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive*. Williams and Wilkins, Baltimore, U.S.A.
3. Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U. and Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10: 171-178.
4. Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G. and Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics*, 11:90-100.
5. Gage, J.R. (1991). *Gait Analysis in Cerebral Palsy*. London, England: MacKeith Press.
6. Grood, E.S. and Suntay, W.J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Transactions of ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 105 :136-144.
7. Hipp, J.A., Sugano, N., Millis, M.B. and Murphy, S.B. (1999) Planning acetabular redirection osteotomies based on joint contact pressures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 364: 134-143.
8. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K. and Wootten, M.E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8:383-392.
9. Kepple, T.M., Arnold, A.S., Stanhope, S.J. and Siegel, K.L. (1994). Assessment of a method to estimate muscle attachments from surface

- landmarks: a 3-D computer graphics approach. *Journal of Biomechanics*, 27:365-371.
10. Lai, K.-A., Lin, C.-J. and Su, F.-C. (1997) Gait analysis of adult patients with complete congenital dislocation of the hip. *J Formos Med Assoc*, 96: 740-744.
 11. Lu, T.-W., O'Connor, J.J. (1998) A three-dimensional computer graphics-based animated model of the human locomotor system with anatomical joint constraints, *J. Biomechanics*, 31: Suppl. 1, 116.
 12. Lu, T.-W. and O'Connor, J.J. (1999) Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints, *J. Biomechanics*, 32: 129-134.
 13. Pemberton, P.A. (1965) Pericapsular osteotomy of the ilium for treatment of congenital subluxation of the hip. *J Bone Joint Surg*, 47A: 65-86.
 14. Romano, C.L., Frigo, C., Randelli, G. and Pedotti, A. (1996) Analysis of the gait of adults who had residua of congenital dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg*, 78A: 1468-1479.
 15. Salter, R.B. (1961) Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *J Bone Joint Surg*, 43B: 518-539.
 16. Wilson, D.R., Feikes, J.D. and O'Connor, J.J. (1998) Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. *J Biomechanics*, 1127-1136.