

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

先天性髖關節脫臼病人切骨術之生物力學比較研究

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC91-2314-B-002-261-

執行期間：91年08月01日至92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

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 93 年 2 月 4 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切骨術之生物力學比較研究

計畫編號：NSC 91-2314-B002-261

執行期限：91 年 8 月 1 日至 92 年 7 月 31 日

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

一、中文摘要

人體軀幹及上肢的重量藉由髖關節傳遞到下肢，因此髖關節對於人體的穩定性極具重要性。發展性髖關節脫臼 (Developmental Dislocation of the Hip) 意指髖臼對股骨頭覆蓋不完全，並且有脫位的現象，此類病症常見於年幼的小孩。據美國臨床統計，每 1000 名新生兒就有 1-2 位有先天性 DDH。臨床上一般是以 Salter 及 Pemberton 兩種切骨術矯正 DDH，但病患往往在數年後因退化性關節炎 OA (Ferguson et al., 2000) 而需要置換全人工髖關節。髖關節的力學行為取決於 pelvis 與 femur head 之幾何關係、acetabulum 對 femur head 之包覆性、以及動作中關節所受外力等因素。切骨術改變了上述所有因素，然而其對髖關節力學之影響尚未有任何文獻報告。因此，本研究旨在利用生物力學方法，包含步態分析、有限元素分析與電腦模型計算，評估發展性髖關節脫臼 (DDH) 病人的手術結果。

本計畫利用 DDH 病患的 MRI 影像，以影像處理軟體 AMIRA 2.2 (TGS Inc., USA) 重建髖關節的三維模型，然後以 MARC/MENTAT 2001 (MSC Software Corp., Los Angeles, USA) 建立有限元素模型並進行力學分析。受試者平地走路、上樓梯、下樓梯及由坐到站等四種功能性動作分析結果 (關節角度及合力) 業已於去年度計畫取得，並提供了有限元素分析所需之位移及受力

條件。研究結果顯示，手術治療後，病人從事功能性動作時，患側髖臼受到之最大 von Mises 應力皆比健側大，應力於功能性動作間的變化也明顯較大。患側關節軟骨在高應力區及應力變化大的情形下，容易發生破壞，說明了 DDH 患者為罹患退化性關節炎高危險群之可能原因。健側與患側之較大應力皆發生在下樓梯的動作，顯示下樓梯的動作對髖臼的負載較大。

本研究顯示有限元素法分析 DDH 病人在不同功能性動作中髖臼所受應力，可用以分辨健側與患側間，以及在不同功能性動作之間的差異，實為臨床應用上極有力的工具。

關鍵詞：發展性髖關節脫臼，有限元素分析，電腦模擬

二、緣由與目的

本研究旨在利用生物力學方法，包含步態分析、有限元素分析與電腦模型計算，評估發展性髖關節脫臼 (DDH) 病人的手術結果。髖關節的力學行為取決於 pelvis 與 femur head 之幾何關係、acetabulum 對 femur head 之包覆性、以及動作中關節所受外力等因素。電腦數值模擬方法常被用來研究正常髖關節之力學行為。Rushfeld 等人 (1979) 以超音波的方式量測軟骨的厚度，考慮軟骨厚度對於應力分佈的影響，得知髖臼並非一理想的圓

球，但沒有考慮杵臼關節相對運動，只考慮軟骨的影響。Iglie 等人(1993)用簡易二維圓球座標及幾何外型，以數學公式求得關節應力，缺點為簡化成二維模型，外力考量也只考慮單方向力。Dalstra 等人(1995)以真實的髖關節幾何模型建立三維模型，並考慮 trabecular, subchondral, cortical bone 材料性質，配合屍體實驗載重為單腳站立時之力量，與實際情形有所不同。Dalstra 與 Huiskes(1995)以有限元素法分析三維正常髖關節模型，考慮 trabecular, subchondral, cortical bone 材料性質，配合步態分析外力載重條件，並考慮肌肉對髖關節的影響，指出加入肌肉力量對整體 pelvis 應力分佈有較佳結果，但未考慮軟骨組織。Roach 等人(1997)利用 CT 掃描非正常髖關節重建三維髖臼模型，以求得 acetabulum 及 femur head 之圓心及半徑，判斷接觸面積的大小，作為手術前判斷依據，但未考慮外力及肌肉的影響。Li 等人 (1997) 以 the rigid-body-spring-model (RBSM) 來分析二維杵臼關節模型，並求得軟骨接觸壓力，著重在數值及解析上。

考慮非正常髖關節之相關文獻則多集中在全人工髖關節(THR)的研究。Visnic 等人(1994)以軸對稱有限元素法分析簡化幾何複雜程度，個別分析人工植入物在 acetabulum 及 femur 的應變分佈，著重在植入的過程以及 size 的大小，但未考慮軟骨組織的影響及外力載重。Spears 等人(2001)以有限元素法分析 THR 模型，探討 THR cup size 不同、材料性質以及肌肉的影響，載重條件考慮步態過程。

綜合以上文獻，切骨術之影響尚未有任何文獻報告。本研究主要目的在於利用生物力學方法，包含步態分析、有限元素分析與電腦模型等，以評估切骨術於治療發展性髖關節脫臼(DDH)病人的手術結果，並藉由有限元素法的模擬作為臨床醫師診治 DDH 病患的評估工具。

三、結果與討論

本計畫選取一位接受切骨術的 11 歲女性，體重為 350 牛頓，右腳為患側，左腳為健側。由其 MRI 影像，利用 AMIRA 2.2(TGS Inc., USA)影像處理軟體重建髖關節三維模型(圖 1)，並以 STL 檔案格式匯入 MARC/MENTAT 2001(MSC Software Corp., Los Angeles, USA)。由於本研究考量患側及健側在步態動作下之力學行為，故將左右腳分別處理分析。經由 MENTAT 網格的處理上，構成三維髖關節有限元素法模型(圖 2)。其位移邊界條件之設定包括固定髖部之上部以及恥骨聯合(圖 3)，trabecular bone 及 cortical bone 之材料性質取自 Dalstra et al.(1993)，cartilage 之材料性質則參考 Li et al.(1997)(表 1)。載重條件方面參考 Bergmann et al.(2001) 依據本研究受試者體重正規化後施於股骨。Bergmann et al.(2001)的髖關節力係地面反作用力以及肌肉力量平衡之後的結果，所以代表了生理動作下髖關節負荷。此外 pelvis 與 femur head 之幾何關係，則以步態分析所得位置設定之，並以擬靜態分析各動作下之髖關節力學行為。

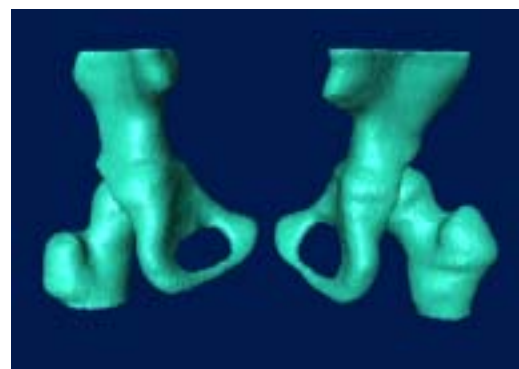


圖 1、髖關節三維模型

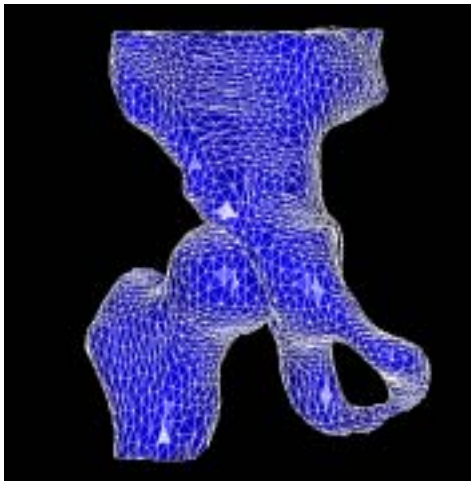


圖 2、髖關節三維有限元素模型

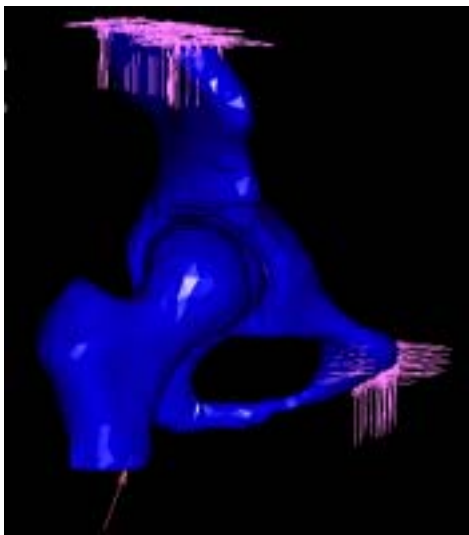


圖 3、髖關節有限元素模型之位移邊界條件

	E(MPa)		參考文獻
Trabecular bone	100	0.3	Dalstra et al.(1993)
Cortical bone	5600	0.3	Dalstra et al.(1993)
Cartilage	5	-	Li et al.(1997)

表 1、材料性質

以下針對不同功能性動作分別描述發展性髖關節脫臼患者之髖臼 von Mises 應力分佈：

1、平地走路：

在平地走路時，經由分析可得知患側最大 von Mises 應力於步態週期前 40 % 時大於健側之最大 von Mises 應力，而步態週期 40% 後，健側最大 von Mises 應力則高於患側；步態週期 25% 時患側之最大 von Mises 應力有一最大尖峰值，且幾乎為同時期健側應力值之 1.5 倍(圖 4)。接觸點方面，患側及健側之運動軌跡大部分在髖關節之後方，顯示受試者正常走路時，髖關節大部分處於前曲狀態(圖 5、圖 6)。

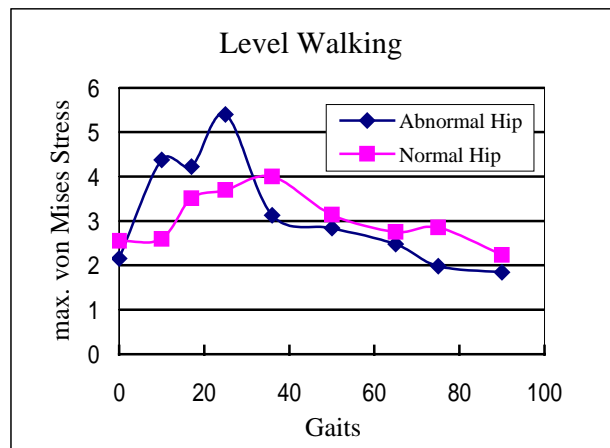


圖 4、平地走路最大 von Mises 應力

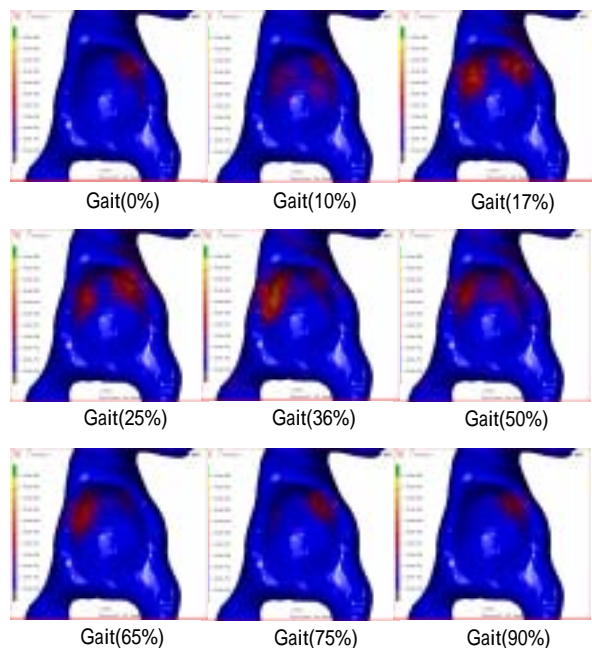


圖 5、平地走路健側 von Mises 應力分佈

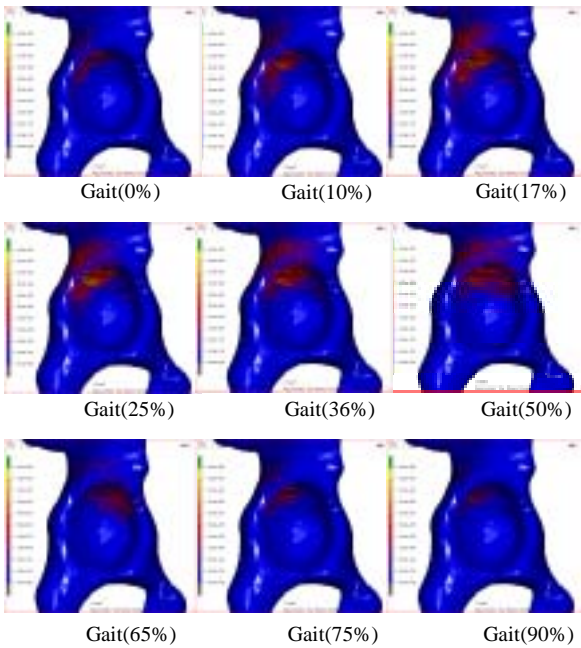


圖 6、正常走路患側 von Mises 應力分佈

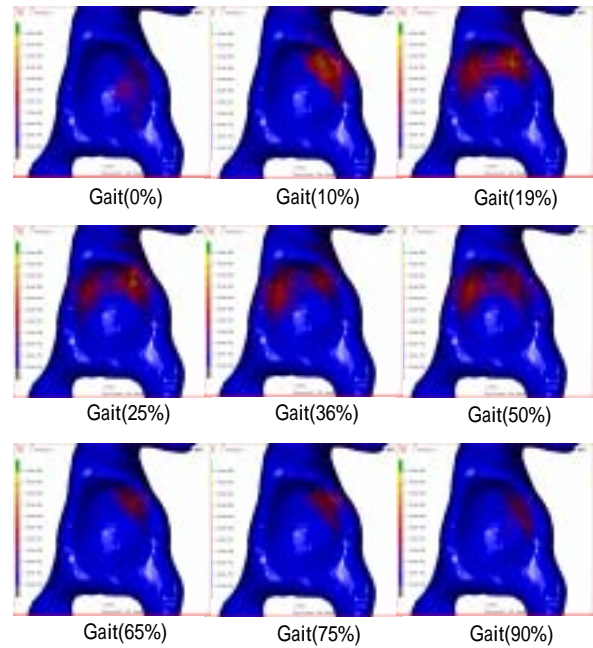


圖 8、上樓梯健側 von Mises 應力分佈

2、患側腳上樓：

在上樓梯過程中，患側的最大 von Mises 應力之變異比健側大(圖 7)。在步態週期約 20% 時，患側的最大 von Mises 應力達到尖峰，且幾乎為同時期健側應力值之 1.5 倍。上樓梯的接觸點軌跡大部分亦分佈在髌關節的後方(圖 8、圖 9)。

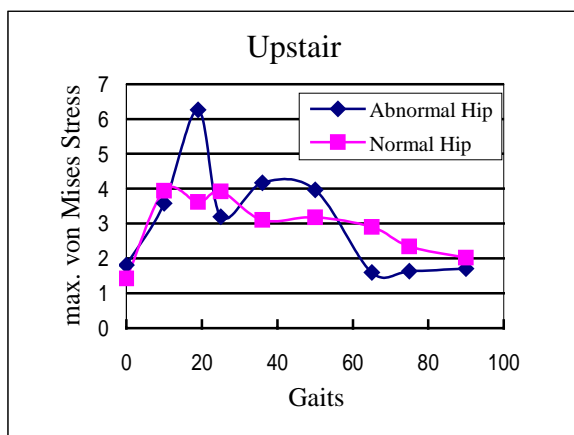


圖 7、上樓梯最大 von Mises 應力

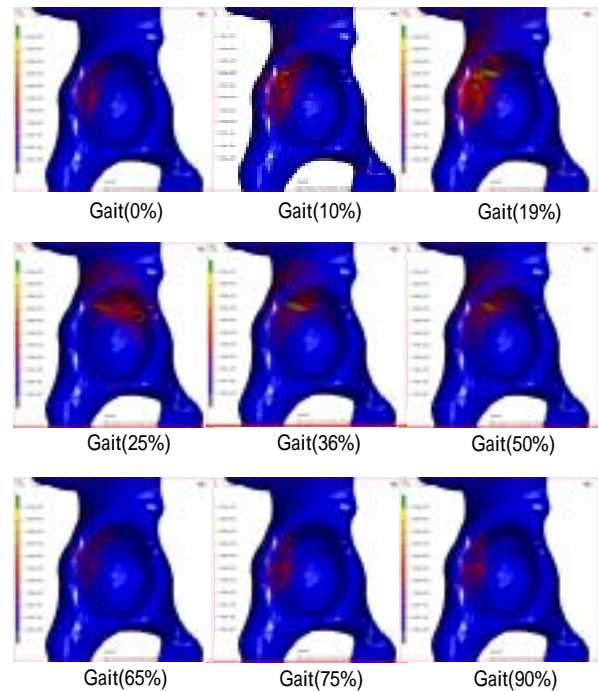


圖 9、上樓梯患側 von Mises 應力分佈

3、患側腳下樓：

在下樓梯過程中，患側髌關節步態週期 25% 時有一最大 von Mises 應力，大約為 6.64MPa，約為同時期健側應力值之 1.5 倍(圖 10)。接觸點方面，患側在步態週期

25%時，接觸點出現在髌關節上方邊緣，為最大 von Mises 應力發生處(圖 11、圖 12)。

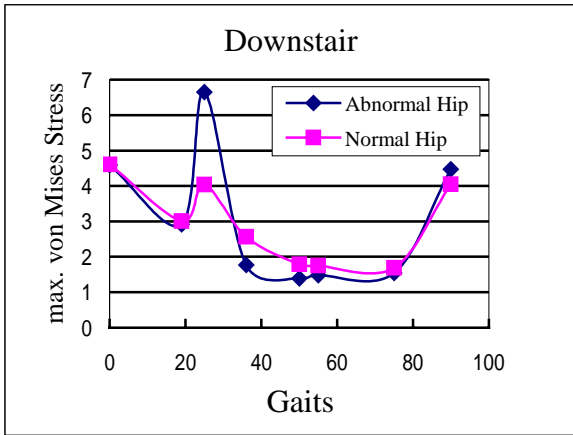


圖 10、下樓梯最大 von Mises 應力

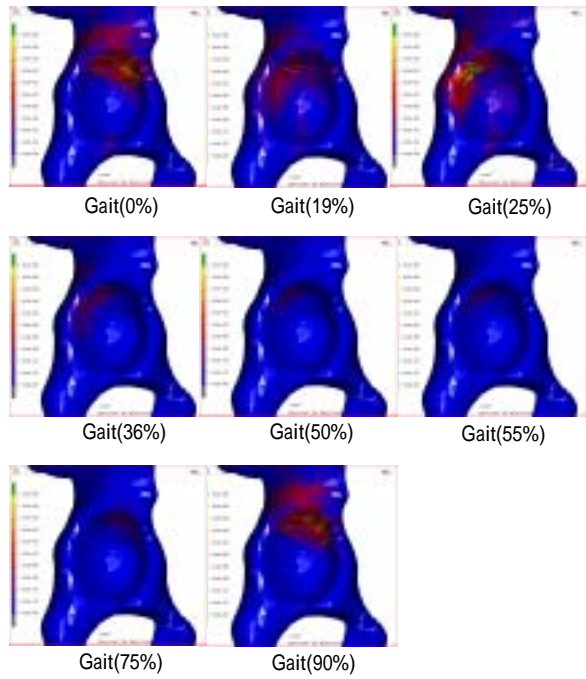


圖 12、下樓梯患側 von Mises 應力分佈

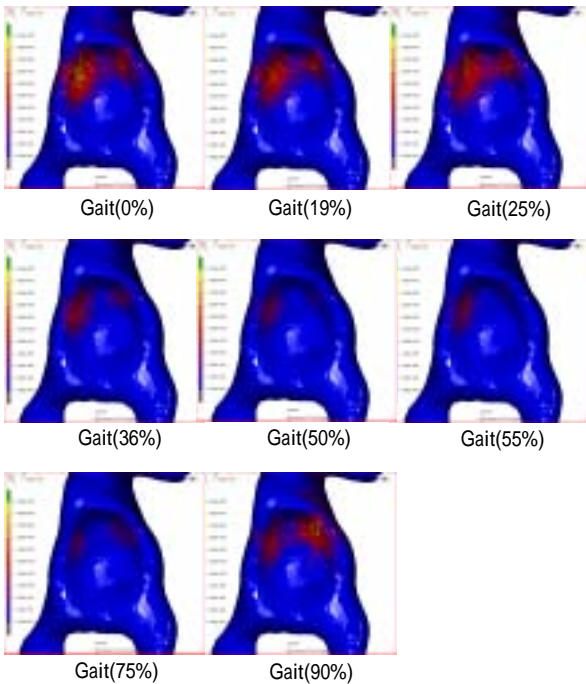


圖 11、下樓梯健側 von Mises 應力分佈

4、由坐到站：

由坐到站過程中，患側於步態週期 50%時有一最大 von Mises 應力，約為同時期健側應力值 1.5 倍(圖 13)。患側於步態週期 50%之接觸點出現在髌關節後方，為最大 von Mises 應力發生處，圖 14、圖 15)。

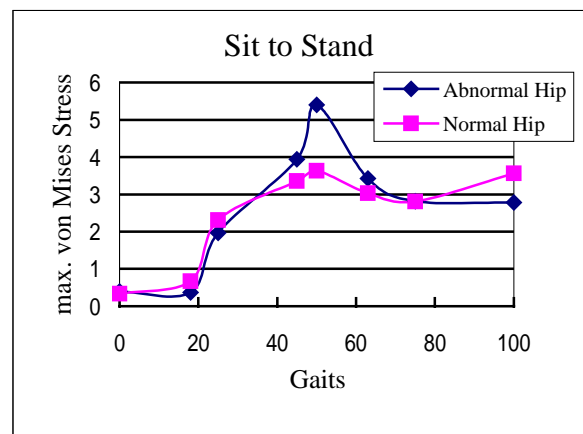


圖 13、由坐到站時最大 von Mises 應力圖

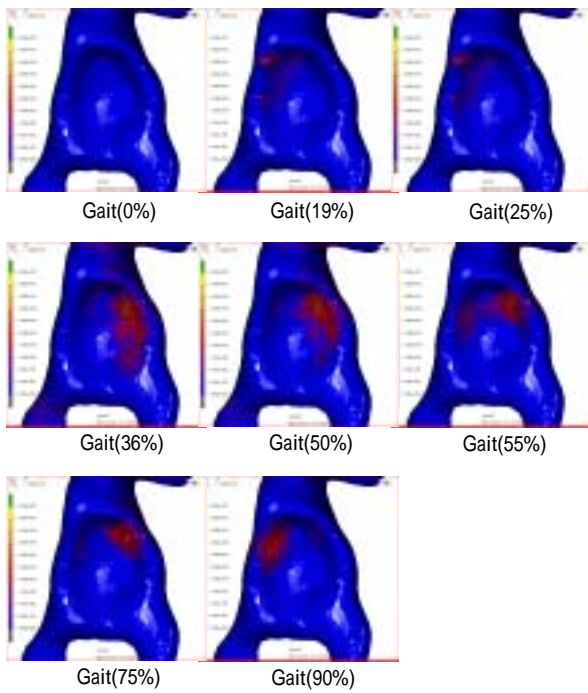


圖 14、由坐到站健側 von Mises 應力分佈

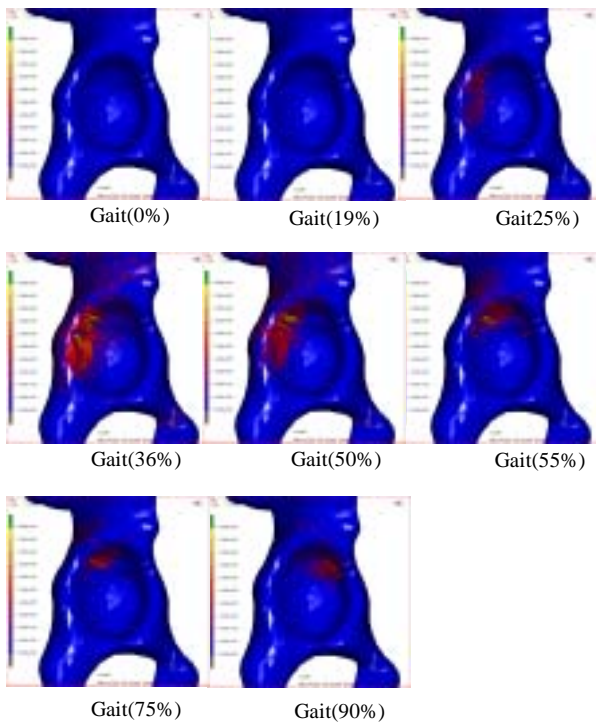


圖 15、由坐到站患側 von Mises 應力分佈

四、計畫成果自評

本計畫完成先天性髖關節脫臼病

人切骨術的生物力學評估比較。比較患側及健側於四種功能性動作包括平地走路、上樓梯、下樓梯、由坐到站之最大 von Mises 應力情形及接觸點分佈情形。結果顯示，手術治療後病人於從事功能性動作時，患側髖關節受到之應力皆比健側大，應力於功能性動作間的變化也明顯較大。關節軟骨在高應力區及應力變化大的情形下，容易發生破壞；說明了 DDH 患者為罹患髖關節退化性關節炎高危險群之可能原因。健側與患側之較大應力皆發生在下樓梯的動作，顯示下樓梯的動作對髖臼的負載較大。

本研究顯示有限元素法分析 DDH 病人在不同功能性動作中髖臼所受應力，可用以分辨健側與患側間，以及在不同功能性動作之間的差異，實為臨床應用極有力的工具。

五、參考文獻

1. Ales Iglic, Veronika Kralj Iglic, Vane Antolic, France Srakar, and Uros Stanic, "Effect of the periacetabular osteotomy on the stress on the human hip joint articular surface," IEEE TRANSACTIONS ON REHABILITATION ENGINEERING, VOL. 1, NO. 4, DECEMBER 1993.
2. Christopher D. Visnic, Robert H. Reid, Omar Ghattas, Anthony M. Digioia and Branislav Jaramaz, "Finite element pre-operative simulation of cementless hip replacement," Proceedings of the 1994 Winter Simulation Conference.
3. Guoan Li, Makoto Sakamoto and Edmund Y.S. Chao, "A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joints," J. Biomechanics, Vol. 30, No. 6, pp. 635-638, 1997.
4. G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda, "Hip contact forces and gait patterns from routine activities," Journal of Biomechanics, Vol. 34, pp. 859-871, 2001.

5. Iain R. Spears, Martin Pfleiderer, Erich Schneider, Ekkehard Hille, Michael M. Morlock, "The effect interfacial parameters on cup-bone relative micromotions a finite element investigation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, pp. 113-120, 2001.
6. James W. Roach, M.D., Marie C. Hobatho, Ph.D., Kelly J. Baker, Ph.D., and Richard B. Ashman, Ph.D., "Three-dimensional computer analysis of complex acetabular insufficiency," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 17:158-164, 1997.
7. 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.
8. M. Dalstra, R. Huiskes, A. Odgaard and L. van Erning, "Mechanical and textural pelvic trabecular bone," *J. Biomechanics*, Vol. 26, No. 4/5, pp. 523-535, 1993.
9. M. Dalstra and R. Huiskes, "Load transfer across the pelvic bone," *J. Biomechanics*, Vol. 28, No. 6, pp. 715-724, 1995.
10. M. Dalstra, R. Huiskes and L. van Erning, "Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 272-278, August 1995.
11. Pemberton, P.A. (1965) Pericapsular osteotomy of the ilium for treatment of congenital subluxation of the hip. *J Bone Joint Surg*, 47A: 65-86.
12. Paul D. Rushfeld; Robert W. Mann; William H. Haris, "Influence of cartilage geometry on the pressure distribution in the human hip joint," *Science, New Series*, Volume 201, Issue 4391 (Apr. 27, 1979), 413-415.
13. Salter, R.B. (1961) Innominate osteotomy in the treatment of congenital dislocation and subluxation of the hip. *J Bone Joint Surg*, 43B: 518-539.
14. S.J. Ferguson, J.T. Bryant, R. Ganz, K. Ito, "The influence of the acetabular labrum on hip joint cartilage consolidation: a poroelastic finite element model," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 953-960, 2000.