

目 錄

目 錄	1
圖目錄	3
表目錄	4
第一章 前言	6
第二章 文獻探討	8
第一節 正常膝關節之解剖構造及功能	8
第二節 退化性膝關節炎之發生，診斷與治療	17
第三節 全人工膝關節置換手術	27
第四節 動作分析簡介	38
第三章 研究架構與研究設計	51
第四章 研究材料與統計方法	52
第一節 研究材料及資料收集方式	52
第二節 資料處理	58
第五章 研究結果	61
第一節 臨床結果	61
第二節 步頻與步速	65
第三節 關節活動範圍	66
第四節 步態週期型式	71
第五節 地面反作用力	73
第六節 膝關節韌度	78
第六章 討論	80
第一節 結果討論	80

第二節 其他相關性討論	83
第七章 結論與建議	84
第八章 參考文獻	85

圖目錄

圖 1-1	臺灣地區人口結構-----	5
圖 2-1.1	膝關節之解剖構造-----	10
圖 2-1.2	脛骨與股骨之滾動與滑動-----	11
圖 2-1.3	髌骨之有無與股四頭肌收縮力臂大小-----	11
圖 2-1.4	髌骨之滑動-----	12
圖 2-1.5	後十字韌帶與前十字韌帶之功能-----	12
圖 2-1.6	後滾現象-----	13
圖 2-1.7	後十字韌帶缺乏時之上樓動作-----	14
圖 2-2.1	軟骨組織-----	17
圖 2-2.2	退化性關節炎之 x 光變化-----	23
圖 2-3.1	MacIntosh 之金屬襯墊式植入物-----	29
圖 2-3.2	Freeman-Swanson 人工膝關節-----	29
圖 2-3.3	Guepar 人工膝關節-----	30
圖 2-3.4	全髌關節人工膝關節-----	30
圖 2-3.5	脛骨高台中央凸塔設計-----	35
圖 2-3.6	軸塔 (cam-post) 設計-----	35
圖 2-3.7	脫位安全係數-----	36
圖 2-3.8	髌骨症候群 (patella clunk syndrome)-----	36
圖 2-4.1	埃及 Edwin Smith 紙草-----	37
圖 2-4.2	Hippocrates-----	37
圖 2-4.3	Marey 之反光衣-----	38
圖 2-4.4	Sutherland 之步態週期-----	39
圖 2-4.5	完整的步態週期-----	42
圖 2-4.6	小腿彈簧示意圖-----	43
圖 2-4.7	立體攝影術-----	45
圖 2-4.8	測力板-----	46
圖 2-4.9	力板作用力-----	46
圖 4-1	實驗流程-----	57
圖 5-1	步頻及速率相對關係-----	64
圖 5-2	膝關節彎曲角度 - 平地行走-----	66
圖 5-3	膝關節彎曲角度 - 上樓梯-----	66
圖 5-4	膝關節彎曲角度 - 下樓梯-----	67
圖 5-5	膝關節彎曲角度 - 不同動作比較-----	67
圖 5-6	髌關節彎曲角度 - 平地行走-----	68
圖 5-7	髌關節彎曲角度 - 上樓梯-----	69
圖 5-8	髌關節彎曲角度 - 下樓梯-----	71

圖 5-9 髌關節彎曲角度 - 不同動作比較	70
圖 5-10 膝關節平地行走	71
圖 5-11 膝關節下樓梯	72
圖 5-12 膝關節上樓梯	72
圖 5-13 地面反衝力 - 平地行走	73
圖 5-14 地面反衝力 - 上樓梯	74
圖 5-14 地面反衝力 - 上樓梯	74
圖 5-15 地面反衝力 - 下樓梯	75
圖 5-16 地面反衝力 - 坐站交替	75
圖 5-17 地面反衝力 - 不同動作比較	76

表 目 錄

表 4-1 病患基本資料	-----	52
表 4-2 下肢局部座標系統的骨標記定義	-----	59
表 5-1a,b HSS score	-----	61
表 5-2 患者基本資料及臨床結果	-----	63
表 5-3 步頻及速率	-----	64
表 5-4 地面反作用力比較-A	-----	77
表 5-5 地面反作用力比較-B	-----	77
表 5-6 膝關節韌度	-----	79

第一章 前言

隨著醫療技術的進步，生活水準的提高，使得人類的壽命也隨之延長。依聯合國定義：當一個地區 65 歲以上人口超過百分之七時，即稱為「高齡化社會」；而根據內政部統計，台灣地區自 1993(圖 1-1)

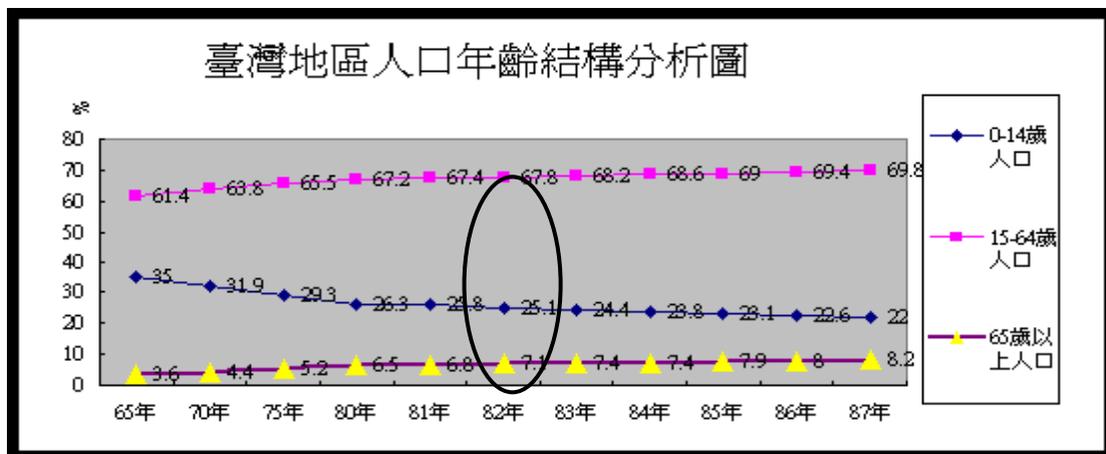


圖 1-1 臺灣地區人口結構

年起已達此標準，且呈現逐年上升的趨勢，而 2002 年 4 月之統計更高達百分之八點八七。隨著年齡的增加，退化性疾病也隨之水漲船高。常見之退化性疾病如高血壓，心臟病及糖尿病等。在骨科門診，退化性膝關節炎更是佔骨骼關節系統疾患的大宗。

對於早期的退化性膝關節炎，可以用減輕體重、物理及藥物治療等方式，達到緩解病情的目的；若以上述保守療法等方式治療無效時，則必須接受進一步的手術治療，藉以減輕病患的疼痛，並期以恢

復日常生活功能。而全人工膝關節置換術 (Total Knee Arthroplasty ; TKA) , 就是治療晚期膝關節炎之最佳方式。

根據中央健康保險局資料顯示 , 台灣地區於公元 2000 年共計進行 8673 例全膝關節置換術 , 較 1993 年增加了 3 倍 (2641 例); 而其中因退化性關節炎所進行的手術比例更高達 88%。人工膝關節的設計 , 基本上可分為後十字韌帶保留型(CR)及後十字韌帶取代型(PS)兩種設計 , 對這兩種設計孰優孰劣 , 至今尚無定論 ; 而兩者臨床結果的長期追蹤也是不分軒輊。本文將專門針對 PS 型之高彎曲設計之人工關節于本國患者為實驗對象進行研究 , 探討患者之步態、力動學與運動學之表現。

第二章 文獻探討

第一節 正常膝關節之解剖構造及功能

膝關節為人體內最大的負重關節，兼具承重 (weight bearing) 及高活動度 (high mobility) 兩大功能。

正常的膝關節由股骨 (femur)、脛骨 (tibia) 及髌骨 (patella) 三個構成關節的基本結構 (圖 2-1.1)，其間構成三個關節面，分別為內、外股 - 脛骨關節面及髌 - 股骨關節面。在股 - 脛骨關節面間有半月軟骨，負有吸震、減輕關節壓力的任務。

在軟組織方面，內側副韌帶 (MCL) 由股骨內上髁 (Medial epicondyle) 延伸至脛骨內髁；外側副韌帶 (LCL) 由股骨外上 延伸至腓骨上端，內外副韌帶兩者在冠狀面上提供側向的保護 (restrain) 作用。

膝關節之活動具有六個自由度，其中以矢狀面上之彎伸為主要動作，而股骨與脛骨之間則以滾動 (rolling) 與滑動 (sliding) 完成上述動作 (圖 2-1.2)。正常膝關節最大彎曲角度約為 140 °，Kettelkamp 及 Laubenthal 測量日常生活中不同動作所需的角度 (表

2-1) , 約為 0 至 100 之間。

髌骨 (膝蓋骨) 是體內最大的種子骨 , 上承股四頭肌下接髌骨韌帶 , 在膝關節中肩負伸展彎曲的樞紐地位。

髌骨與股骨構成髌 - 股關節 , 主要功能包括 (1) 延長股四頭肌收縮力臂 , 減輕其負擔 (圖 2-1.3) ; (2) 增加髌骨韌帶與股骨的接觸面積 , 減少關節面所受的壓力 ; (3) 保護膝關節 , 避免直接受傷。

髌 - 股骨關節運動主要模式為滑動 (sliding) (圖 2-1.4) , 當膝關節彎曲時 , 髌骨會隨股骨滑動而接觸不同位置 , 此時股四頭肌肌力也會隨之改變 , 進而影響髌 - 股骨關節面壓力。彎曲角度越大 , 股四頭肌於髌韌帶夾角越小 , 作用合力也越大 (圖) 。正常生活中 , 髌股骨作用力約為體重 1/2 , 但上下樓梯時可增至體重之 3 倍。

前十字韌帶 (ACL) 由股骨外髁內側向內、向下延伸至脛骨高台上之突起 , 平均長度為 38mm , 寬度為 11mm (Girgis et al 1975) , 前十字韌帶之主要功能在避免脛骨過度向前移動 , 產生股 - 脛關節的不穩定 ; 因此相對於肌肉等動態穩定組織 (dynamic stabilizer) , 前十字韌帶為主要之常駐穩定機制 (Prime static stabilizer) 。

後十字韌帶起源於股骨內髁之後外側 , 向下延伸至脛骨上段 , 並有一部分韌帶與外側半月軟骨相連合。後十字韌帶之平均長度為 38mm , 平均寬度為 13mm。PCL 在膝蓋伸展時較鬆弛 , 而在彎曲

時變緊（圖 2-1.5）避免脛骨後移，扮演穩定膝關節角色。

當膝關節彎曲時，脛 - 股骨接觸面會因 PCL 扯向後位移，可增加 30% 股四頭肌力臂，稱之為後滾（roll-back）現象（圖 2-1.6），此現象可提升上樓梯及由坐姿起身之效率。如果後十字功能不良（或喪失）時，患者會採取上半身前傾的姿勢；爬樓梯時以減少膝關節彎曲的角度（Andriacchi）（圖 2-1.7）。

後十字韌帶上具有特化的神經接受器（Mechanoreceptor），對肢體的位置、移動提供訊息，藉以維持平衡，此作用稱之為本體感覺。若本體感覺受損，如關節癆（Charcot joint）或糖尿病患者會導致步態不正常、關節穩定度減少，甚至無法有效控制關節的運動，進而造成關節的損害。因此健全的後十字韌帶，對本體感覺的維持有其重要貢獻。

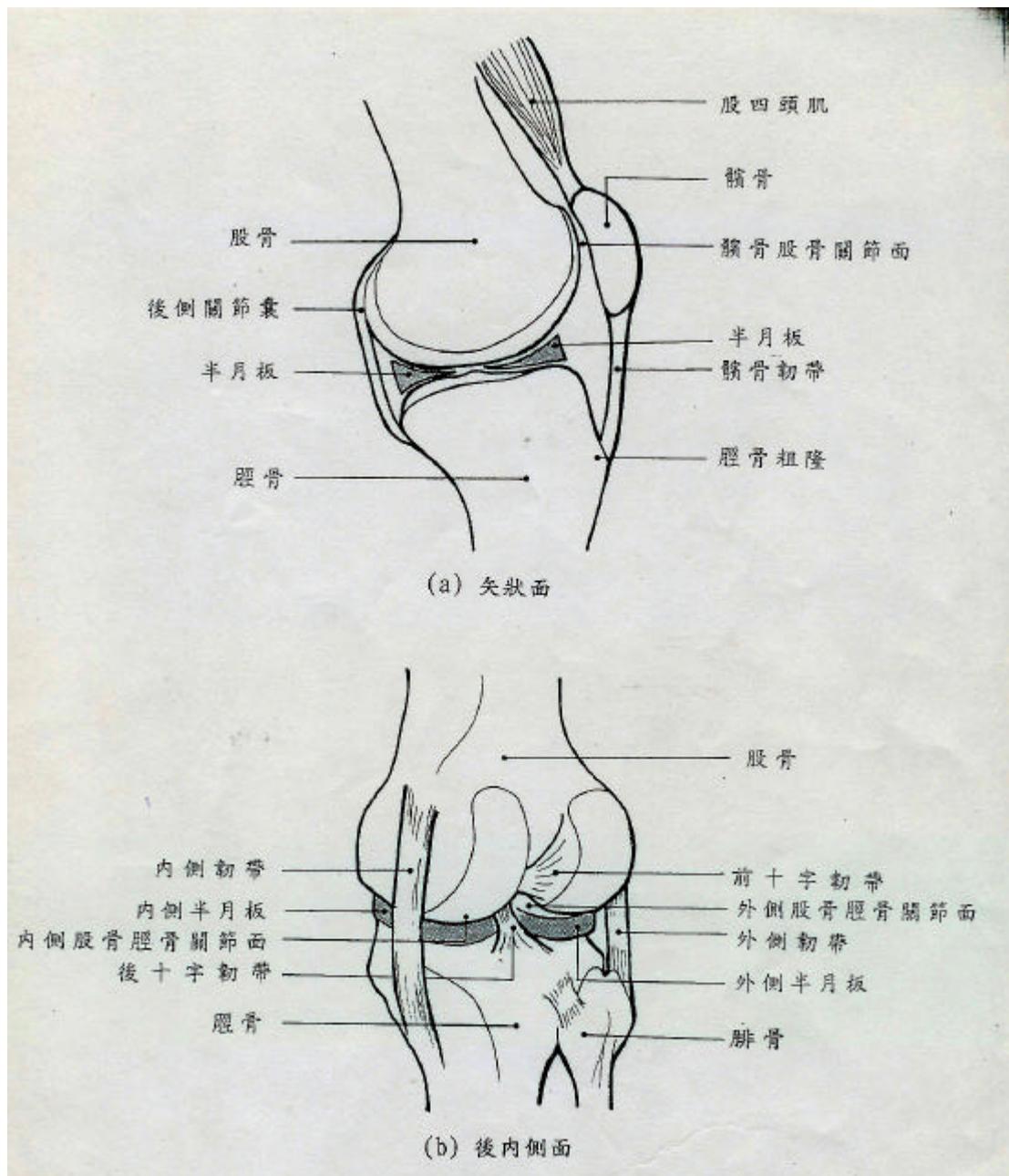


圖 2-1.1 膝關節之解剖構造

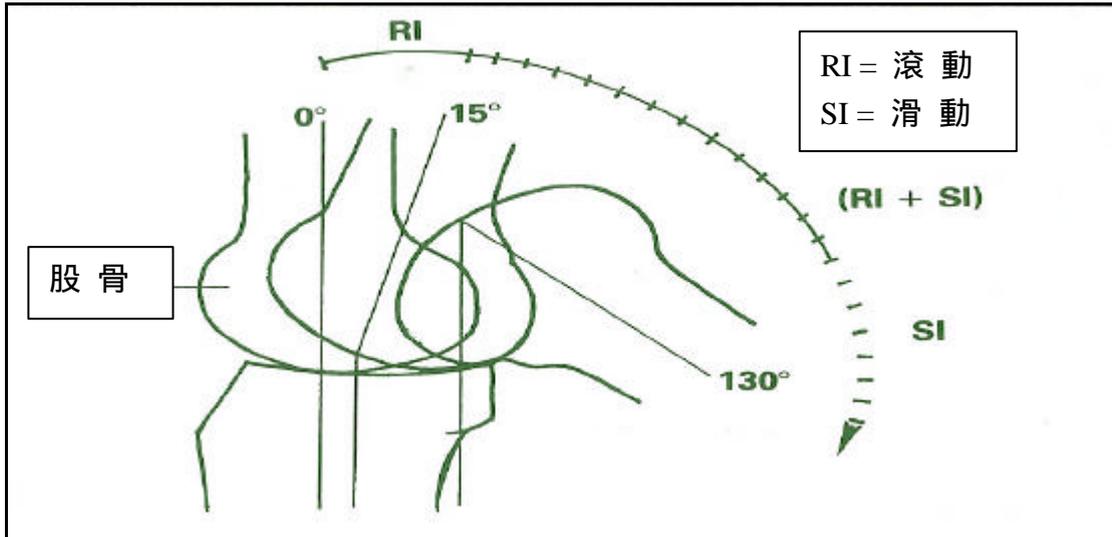


圖 2-1.2 脛骨與股骨之滾動與滑動

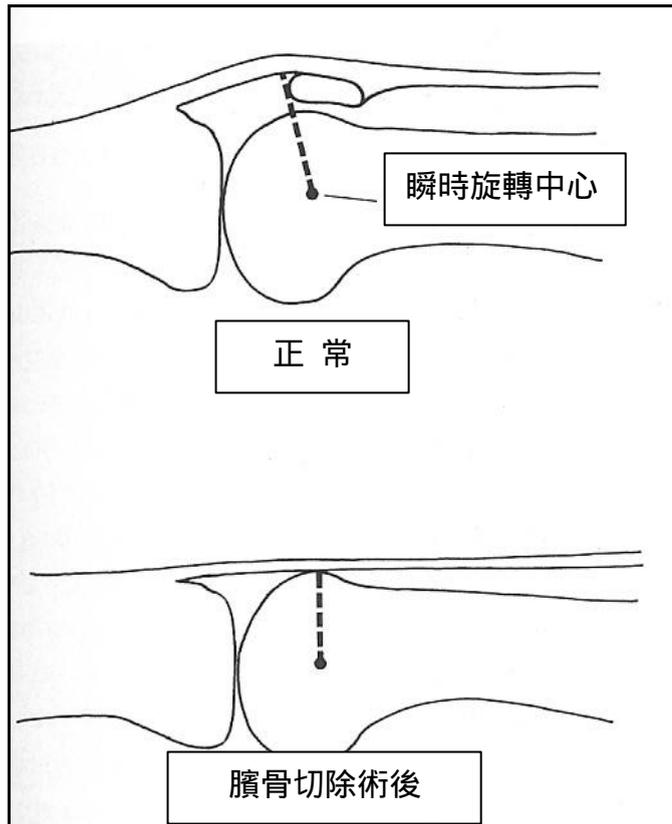


圖 2-1.3 膕骨之有無與股四頭肌收縮力臂

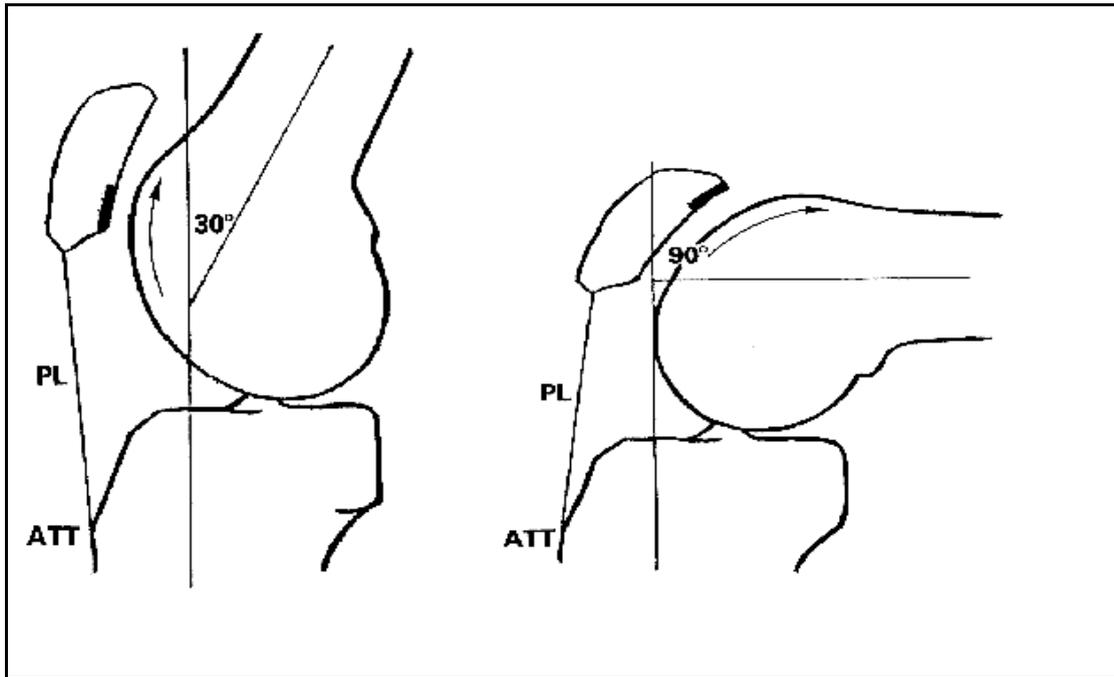


圖 2-1.4 髌骨之滑動：PL：膝韌帶；ATT: 脛骨結節；

黑色區塊為髌 - 股骨接觸面

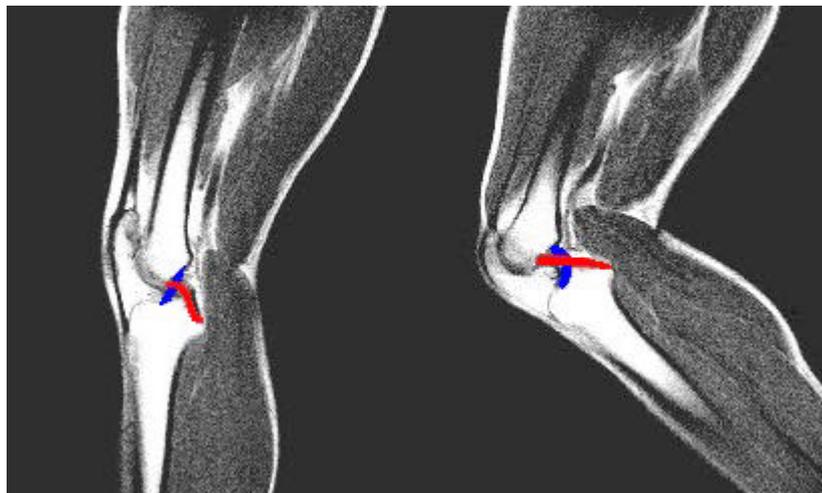


圖 2-1.5：後十字韌帶（紅色）於膝關節伸直時鬆弛（左）；彎曲時緊繃（右）。而前十字韌帶（藍色）則相反。

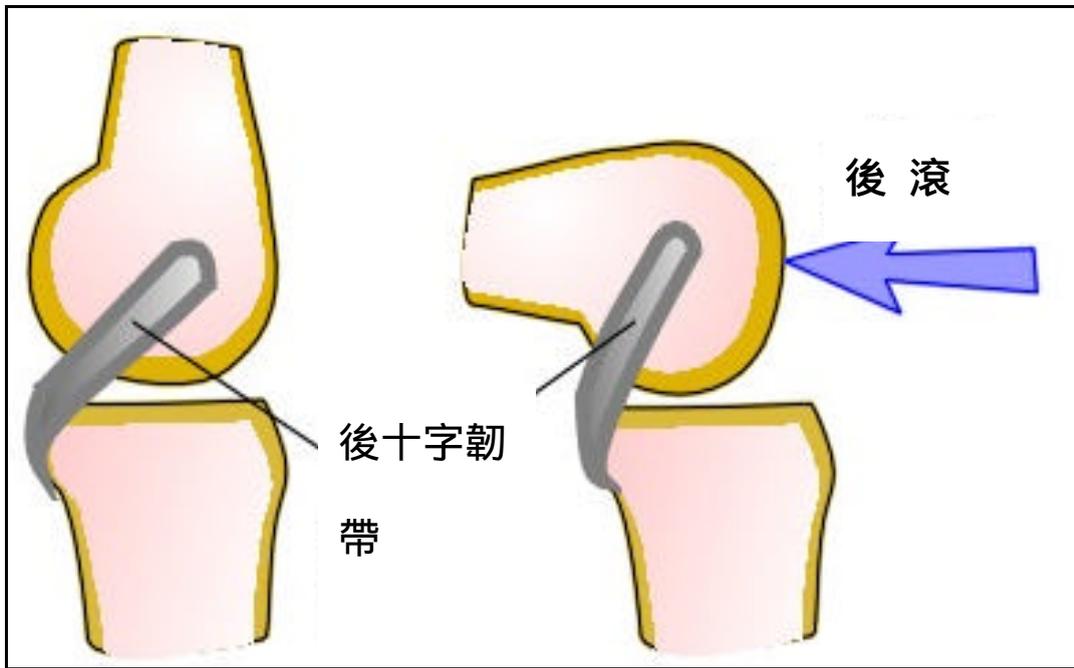


圖 2-1.6 後滾現象(roll-back phenomenon)

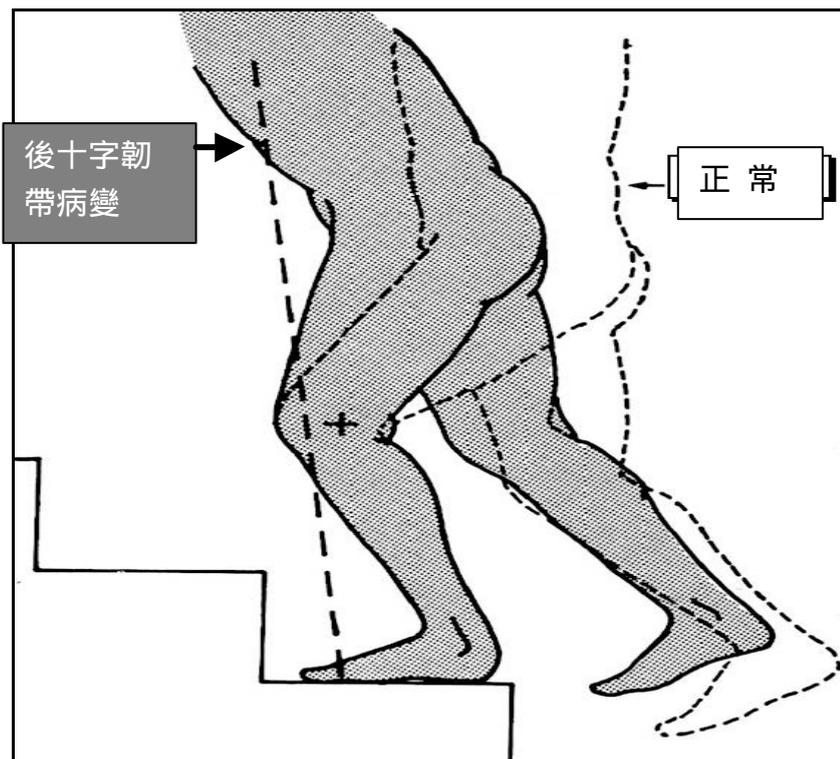


圖 2-1.7 後十字韌帶缺乏時之上樓動作

(Andriacchi et al 1985)

表 2-1 日常生活中膝關節彎曲角度

動作	活動角度 (degrees)
平地行走	0-67
上樓梯	0-83
下樓梯	0-90
坐下	0-93
綁鞋帶	0-106
撿拾物品	0-117

第二節 退化性膝關節炎之發生, 診斷與治療

隨著高齡化社會的產生, 退化性疾病的比例也隨之增加。骨關節炎(Osteoarthritis , OA)又稱退化性關節病(Degenerative arthritis) 或增生性關節炎(Hypertrophic arthritis)的患者也有明顯增加。

第一項 組織學

正常透明軟骨呈現淡藍色半透明光澤, 由細胞(軟骨細胞 chondrocyte)和軟骨母細胞 (chondroblast)及細胞間質(matrix)所組成。成熟之軟骨無血管結構, 其養份及代謝產物是經由擴散作用與滑囊液(Synovial fluid)作物質交換。

軟骨細胞由軟骨母細胞產生, 受內分泌(growth hormone , estrogen)、機械性應力(mechanical stress)等因素所調控, 分泌膠原纖維(collagen)及蛋白聚醣胺(proteoglycan)至基質中與水和鈣離子結合, 維持關節軟骨的黏稠性及強度(圖 2-2-1)。

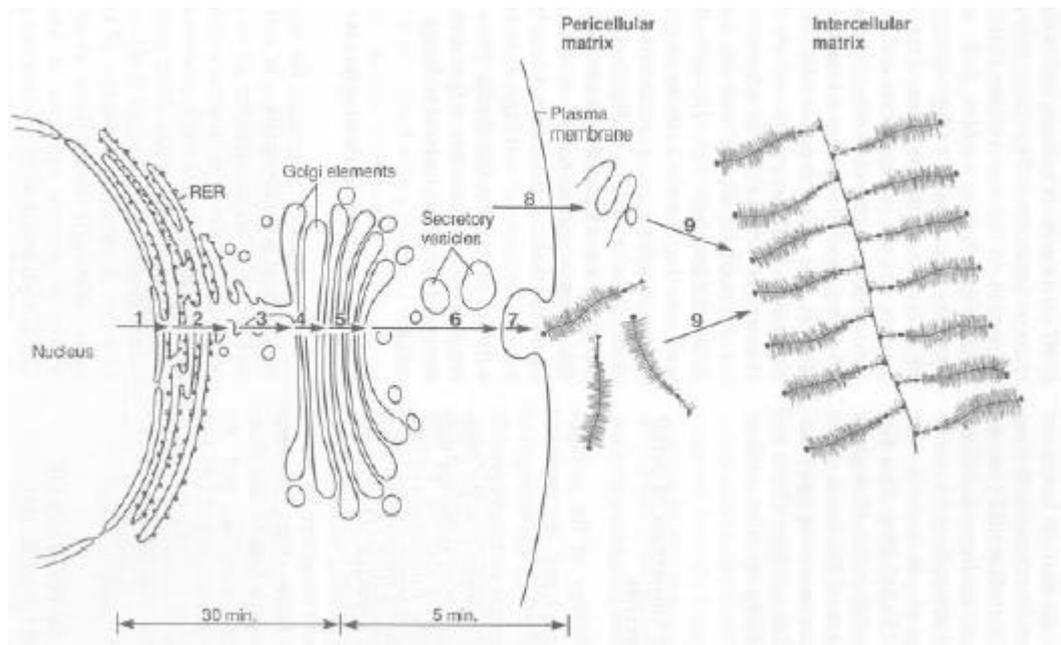


圖 2-2-1 軟骨組織

第二項 病因

骨關節炎的病因目前尚不清楚，可能與以下因素有關：

(一) 年齡

隨著年齡的增長，軟骨細胞肥大增厚(Hypertrophy)，滑囊液(Synovial fluid)養份供應不足，導致軟骨變性、細胞凋亡，軟骨表面撕裂，第二類膠原纖維被第一類膠原纖維所取代。透明軟骨(Hyaline cartilage)轉化為纖維軟骨(Fibrocartilage)，造成關節軟骨的彈性和粘稠性(Viscoelasticity)下降，導致關節面磨損，平滑度下降，進而產生臨床症狀。

(二) 遺傳

骨關節炎患者多有家族聚集的傾向。分析孿生患者的基因發現第二號染色體短臂上 23-35 區域有基因突變情形。骨關節炎還可能與負責轉譯第二類膠原的前膠原基因(COL2A1)有關。

(三) 關節損傷和過度使用

任何原因引起關節形狀異常都可改變關節負荷的傳送，對關節軟骨面局部的負荷和磨損增加，均可造成骨關節炎。

(四) 肥胖

肥胖增加了負重關節的負荷，體重增加和膝骨關節炎的發病率成正比。

（五）骨密度

某些文獻報告，當骨小樑變薄變脆時，其承受壓力的能力下降。因此骨質疏鬆者出現關節炎的機率較高。但亦有學者持相反之主張。

第三項 流行病學

女性比男性更易罹患退化性膝關節炎，隨年齡增加，此性別差異也同時升高。至於東西方人種差異。以往認為東方人體型較西方人小，應較少產生膝關節炎。但最近一篇研究文獻(*Arthritis Rheum* 44:2065, 2001)卻有不同結果，在北京市的研究顯示，雖然平均體重較輕，中國女性較西方女性更易產生膝關節炎(1.45 倍)；而男性則無差異。推測可能是因為中國女性需從事較多耗費體力的工作所導致。

第四項 致病機轉

膝關節炎的發病與透明軟骨的破壞和修補有關。其病理變化主要是發生於軟骨基質中膠原纖維及蛋白聚醣胺這兩種成分，表現為軟骨細胞不能有效地補充蛋白聚醣胺的消耗，使其含量減少及結構變化，造成軟骨的彈性和硬度下降，進而出現軟骨磨損。

關節過度磨損，過度負荷或關節負荷不均還會促使滑囊細胞釋放使軟骨基質崩解有關的物質，如金屬蛋白酶 (metalloproteinase)、介白素(interleukin)和腫瘤壞死因子(tumor necrosis factor TNF)等，使軟骨基質成分降解破壞，導致關節軟骨破壞。

第五項 臨床症狀與診斷

疼痛為最主要的症狀，發病早期關節活動後，出現痠痛、腫脹等不適，經休息可以減輕或完全消失；隨病情日趨嚴重，疼痛逐漸加重，厲害時甚至於睡眠中痛醒。

其次為關節僵硬，與類風濕性關節炎(rheumatoid arthritis)不同，退化性膝關節炎晨僵(morning stiffness)的時間較短，一般持續 5 分鐘-15 分鐘，不超過 30 分鐘。當前述症狀加重影響日常生活時，功能障礙即產生。

典型的退化關節炎診斷比較簡單，當年齡偏大的患者出現關節疼痛，X 光（圖 2-2-2）發現有關節間隙變窄(joint space narrowing)，軟骨下骨硬化(subchondral sclerosis)，骨囊腫(bone cyst)及贅骨(bone spur)形成；在排除其他關節疾病以後，可考慮為退化性關節炎。但必須與類風濕性關節炎、僵直性脊椎炎、痛風性關節炎和感染性關節炎作鑑別診斷。實驗室檢查對退化性膝關節炎的診斷助益不大。



圖 2-2-2 退化性關節炎之 x 光變化

第六項 治療

關節炎治療以保守療法著手，包括控制體重，輔具使用及口服藥物等。

然而當保守療法無法改善患者症狀，或其產生的副作用（如：腸胃道不適、消化道出血 ...）大於治療效果時，就必須考慮接受手術治療。臨床上，常用的手術包括三大類：關節鏡手術、矯骨術、人工關節置換術，茲分述如下：

（1）關節鏡手術

以內視鏡方式沖洗關節，將關節內之病變組織，如：滑液囊、骨刺、病變的軟骨移除，藉以達到清創（Debridement）的結果。

（P.393,18）根據統計資料顯示，此類手術的成功率變異極大，由 50% 至 70% 不等，且隨時間的增加其效果也會逐年下降。關節鏡手術可以由門診手術方式進行，對於年輕或不願意接受大手術的年長患者，可選擇此類方式，而且可以重覆實行。

（2）矯骨術

此項手術最早起源於歐洲，經由 Covent 而推廣於美國進而發揚光大。當關節病變侷限於單一脛 - 股骨關節面時，可利用截骨矯正術將脛骨或股骨作 型或圓頂型矯骨，使其力學

(Mechanical axis) 回復正常角度，減輕受損關節面的負擔。矯

骨術成功的要素在於慎選手術準則 (criteria)：

(a) 症狀與放射學表面須侷限單一關節面。

(b) 關節無不穩定現象。

(c) 活動範圍超過 90 度以上。

根據統計資料顯示，矯骨術後的結果與手術準則嚴謹度、手術技術有密切關係。以高位脛骨切骨術為例五年成功率可達到九成 (P.1461)；較複雜的遠端股骨矯正術亦可達到七成以上的成功率。

綜合以上所述，膝關節截骨矯正術對於年輕、活動量大、限單一部份關節炎的患者來說，不失為一選擇。

(3) 人工關節置換術 (第三節)

第三節 全人工膝關節置換手術

第一項 人工膝關節簡介

根據文獻記載，最早的膝關節重建手術可追溯至十九世紀，法國人 Verneuil 使用各類組織，如：豬的膀胱、闊筋膜、玻璃紙（cellophane）等放入關節面中，（Inter position），希望能取代受損的軟骨，但效果令人失望。

1958 年，MacIntosh 利用金屬襯墊置入，將狹窄的關節腔藉以達到減輕疼痛、恢復關節穩定度的目的，但長期效果仍不佳。加拿大籍醫師 Gunston 由 Charney 處獲得靈感，曾先利用骨水泥將金屬植入物固定於骨骼上，以減少鬆脫的機會。

Freeman 及 Swanson 於 1973 年提出下列植入物的設計原則，奠定了現代膝關節之基礎。

- （1）必須考慮到重置手術的可能性，因此手術時切除的部份不可多於骨融合（arthrodesis）術之數量。
- （2）降低植入物鬆脫的機會。
- （3）降低接觸面 stress，藉以減少磨耗物質的產生（debris）。
- （4）減少死腔，避免感染的產生。
- （5）標準化的手術方式。

(6) 植入物應可達到-5~90 度之彎曲範圍。

(7) 適度的限制 (constraint), 以避免過度的移動。

50 年代初期, Wallidus 提出鉸鍊型 (Hinged type) 人工關節, 利用置入物附設之柄 (stem) 插入骨骼中固定, 但屬無骨泥 (cementless) 固定; 因此關節鬆脫的機會很大。法國的 Guepar 將鉸鍊軸心向後移, 而其柄以骨水泥固定, 初期的效果極佳(圖 2-3.3), 但因膝關節的運動模不止單一自由度, 此種關節的鬆脫仍隨著術後追蹤時間的延長而增加。

Install 之全髁關節 (Total Condylar)(圖 2-3.4) 是第一個同時將股骨、脛骨及髌骨三個關節面置換的人工膝關節, 具有下列特色:

(1) 股骨部份: 由鉻 - 鈷合金製成, 前凸緣 flange 為左右對稱, 中心由溝槽設計。由於考慮到正常膝關節並非圓球型, 此人工關節面之曲率半徑也設計成由前而後遞減。

(2) 脛骨部份: 由高密度聚乙烯一體整型 (one-piece), 上方中因有一突起, 防止過度移動, 脛骨高台為兩側對稱凹陷設計, 以便與股骨契合, 底部有一短柄, 便於骨水泥固定。

全髁關節也是第一種使用專用工具完成手術的植入物。由於此類人工關節的成功, 開啟了現代人工膝關節時代, 越來越多的患者得以獲得病痛的治療, 堪稱二十世紀重要的醫療發明。

全髁關節本身就後十字韌帶而言有兩種設計：後十字韌帶保留型（cruciate retaining；CR）及後十字韌帶取代型（posterior substitute；PS）。在臨床上，兩類人工關節皆已累積可觀的使用案例，並獲得良好的臨床結果。然而對於變形嚴重的患者，亦或接受髓骨切除術的患者，PS 型人工關節似乎提供較佳的臨床經驗。本論文的目的：在探討高彎曲型人工膝關節術後患者之力學及步態表現，而此型人工關節屬 PS 型設計；因此，本文將以 PS 為討論的重點並加以延伸。

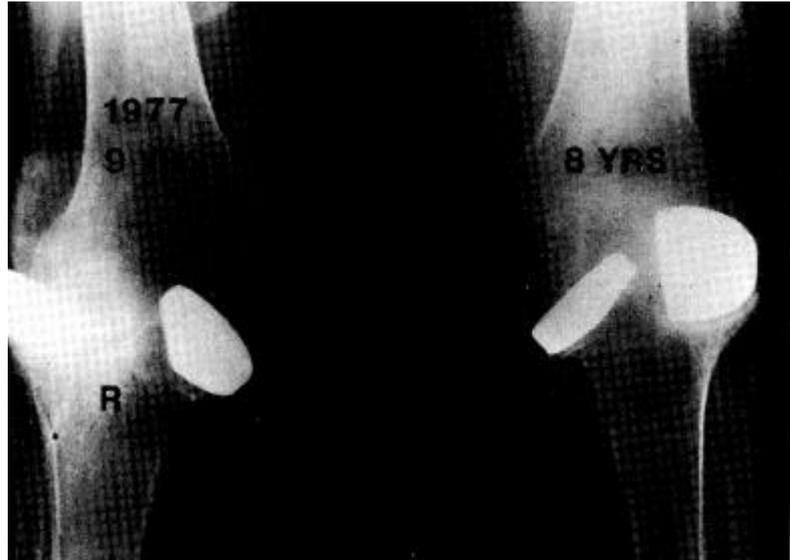


圖 2-3.1 MacIntosh 之金屬襯墊式植入物，
術後產生脫位及鬆動

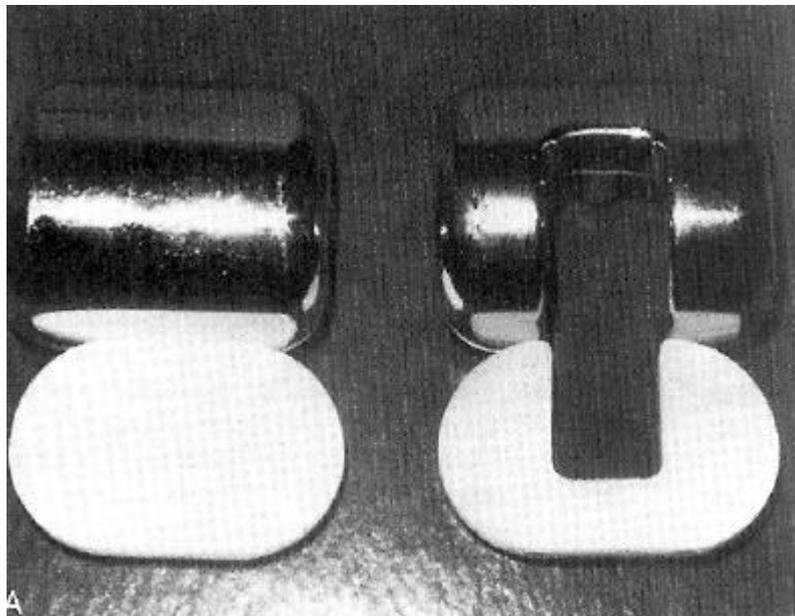


圖 2-3.2 Freeman-Swanson 人工膝關節

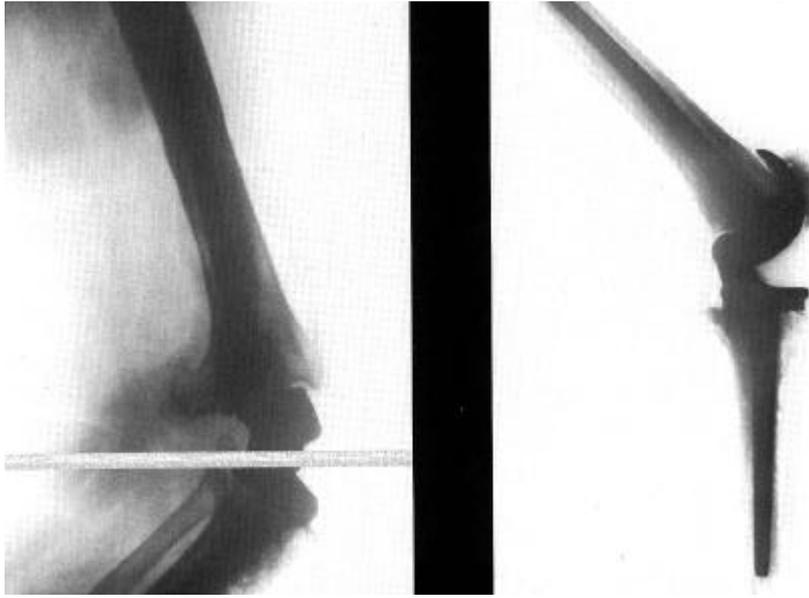


圖 2-3.3 Guepar 人工膝關節

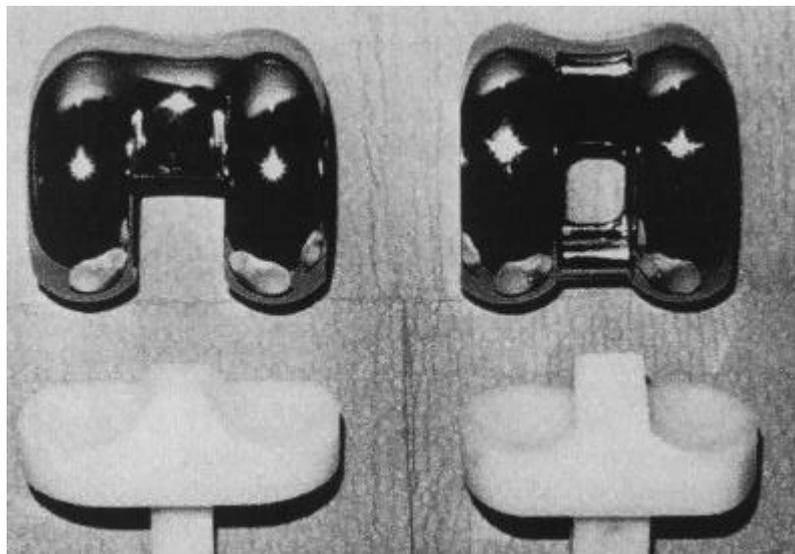


圖 2-3.4 全髌關節人工膝關節

第二項 後十字韌帶取代型之人工關節

最早的 PS 型設計為脛骨高台中央有一凸塔（圖 2-3.5），當膝蓋彎曲時此凸軸會頂住股骨植入物，產生後滾現象。另一類設計，則是在股骨兩髁之間加一橫軸（cam），並將脛骨高台上的凸塔向後移（圖 2-3.6），當膝蓋彎超過 70 度，橫軸前頂住塔，產生後滾現象。於臨床結果發現：此類軸塔（cam-post）設計可增加 10-15 度的活動範圍；在步態分析結果中，與 CR 類有同等的表現（Wilson, 1996）。

以骨科醫師的觀點，PS type 有下列的優勢是 CR 類所不及的：

（1）手術較易進行

手術中只需將 PCL 自股骨端切除，在做軟組織平衡時可減少一項變數，即牽扯效應（tethering）的存在與否（Insall, 2001, P.1668）。

（2）減少脛骨切除量

因為 PCL 已被切除，在做軟組織平衡上自由曲度較大，使得脛骨切除厚度減少，人工關節可置於較堅硬的骨床上，且有較大的接觸面積。

（3）配合適型（conforming）的襯墊，可減少聚乙烯磨損，進而減

低鬆脫的機會。不論人工膝或髌關節，聚乙烯襯墊磨耗已證實

與植入物鬆脫有關，而 CR 型設計為避免後滾時 PCL 被撐緊的力動學窘境 (kinematic conflict)，必須使用適型度較低的襯墊，造成局部壓力增加，在襯墊厚度不足的情況下，易造成磨耗。但是 PS 型膝關節可使用適型度較高之內襯，增加接觸面積，以降低聚乙烯所受的壓力。

(4) 容易矯正變型

PCL 移除後，矯正嚴重變型的工作將會比較容易。Laskin 對嚴重膝內翻 (超過 15 度) 長期研究發現接受 PS 手術患者較 CR 為佳 (Laskin, 1988)。

【PS 之缺點】

任何手術皆有可能產生併發症，但某些併發症是與 PS 設計有關聯的，如：人工關節脫位、髌間骨折、髌骨症候群 (clunk syndrome)。

(1) 人工關節脫位

與 CR type 設計比較，PS 型因為有塔 - 軸設計，本身之穩定性較高，較少產生半脫位 (subluxation) 現象；然而當股骨軸越過脛骨塔落至其前方時，就造成了特有的脫位現象。

Lombardi 分析 3032 個初次手術病例 (primary)，發現植入物設計與脫位有密切的關係，在 IB-I 為 0.2%；但是在 IB-II 則高達 2.5% (1/40)。脫位多發生於膝外翻患者 (6.23.24.55.61)，接受

髌骨切除術 (24) 及術後活動角度大 (118 vs 105) 和復原速度快者。

Kocmond (J. Arthroplasty , 1995) 將脛骨壘高度 (jumping distance) 定義為：脫位安全係數 (Dislocation Safety Factor ; DSF), DSF 越小者越易產生脫位現象，不同的設計在不同的角度的 DSF 也有所不同。(圖 2-3.7)

為避免植入物脫位的產生，應選擇 DSF 較大的植入物，並在手術中做好軟組織平衡，於術後一週內彎曲勿超過 100 度。

(2) 髌間骨折

為了容納軸 - 壘裝置，PS 型人工關節必須切除部份髌間骨骼 (但是會增加此處骨折的風險)，為避免骨折的產生，移除髌間骨骼時應格外小心。

(3) 髌骨症候群 (patella clunk syndrome) (圖 2-3.8)

最早由 Insall 發現當髌骨在伸展時會有卡住 (catching) 的現象，而彎曲時則不會產生。Hozack (1989) 描述其原因，乃是在髌骨上端與股四頭肌交界處，產生纖維結節 (fibrous nodule)。當膝關節彎曲時，此結節不會造成問題，但伸展至 30-45 度時，會有短暫的卡住現象。

保守療法通常成效不大，一般利用內視鏡即可將結節切除；如

果重覆產生或有植入異位(鬆動), 則必須進行髌骨植入物重置
手術 (Patella revision)。

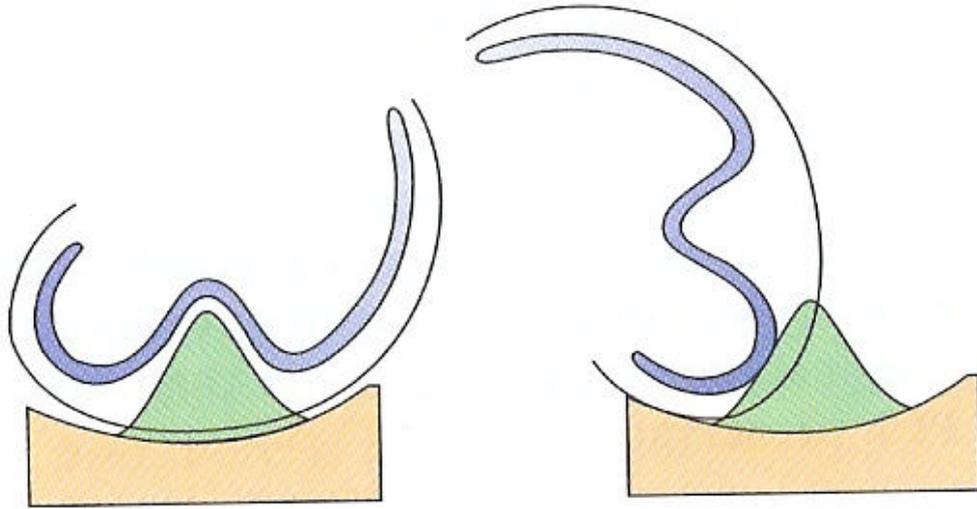


圖 2-3.5 脛骨高台中央凸塔設計

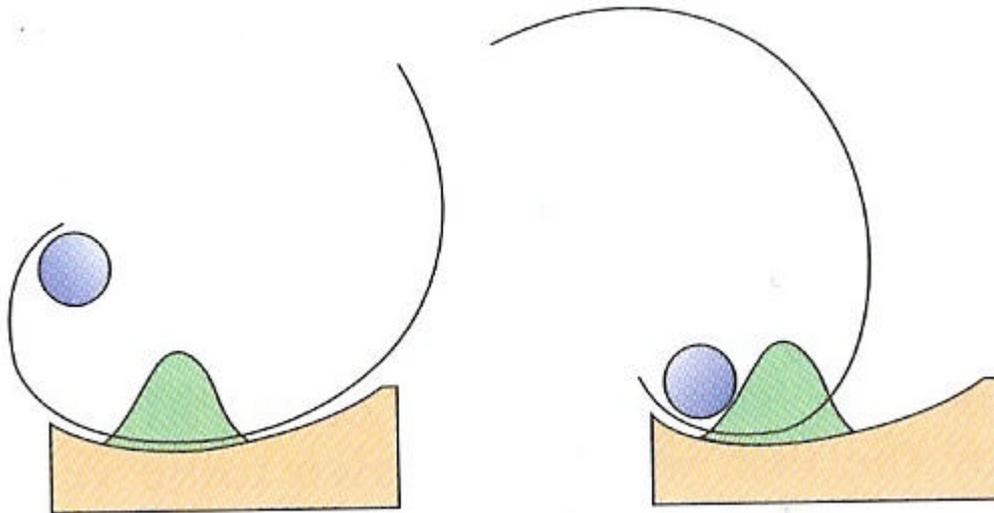


圖 2-3.6 軸塔 (cam-post) 設計

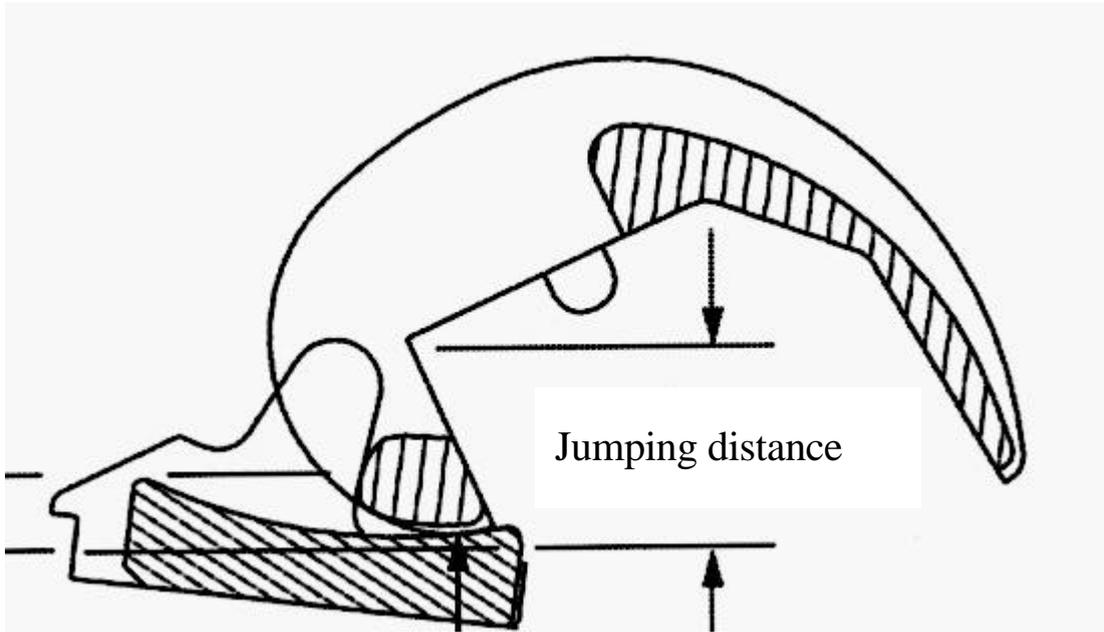


圖 2-3.7 脫位安全係數 (Dislocation Safety Factor ; DSF)

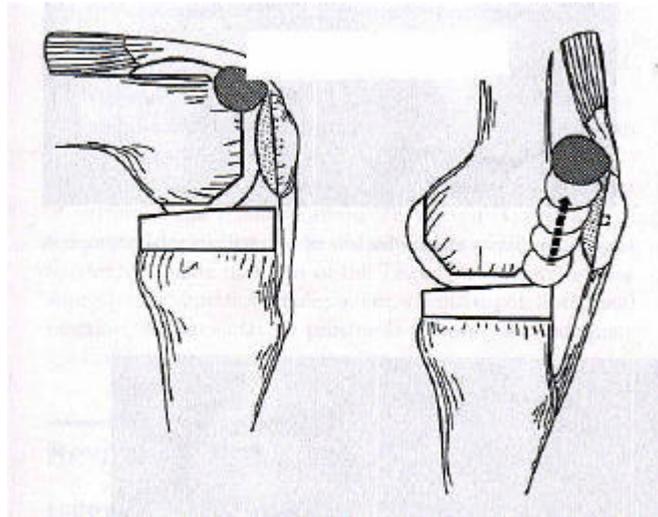


圖 2-3.8 髌骨症候群 (patella clunk syndrome)

第四節 動作分析簡介

動作分析包含的範圍極廣，可由敘述性（descriptive）的動作觀察暨描述到複雜的三維空間分析（3-D motion analysis）及能量度量（energy measure）。以下將對動作分析的發展史及其使用之工具加以介紹。

第一項 動作分析簡史

最早出土記載有關骨骼肌肉動作的文獻，是西元前 1800 年埃及 Edwin Smith 紙草（papyrus）（圖 2-4-1），其中描述了 48 例關節受傷之治療，並比較治療前後關節活動之範圍。



圖 2-4.1 埃及 Edwin Smith 紙草

Hippocrates (460-370 BC) (圖 2-4.2)，在其「論關節」(On the articulation) 中記載受傷的肢體如何影響步態，並描述健肢的代償行為。

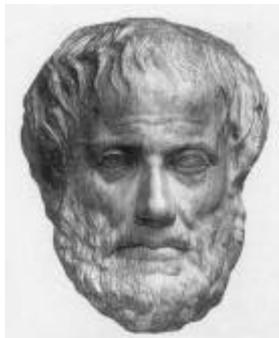


圖 2-4.2 Hippocrates

Aristotle (384-322 BC) 於「論動物步態」(On the gait of animals) 一書中敘述動物如何以最經濟的方式前進；並說明人類在步行及單足站立時重心（center of mass）與支點（fulcrum）的變化。

羅馬醫師 Galen (AD 131-201) 及其同事，在「論肌肉動作」

(On the movement of 淤 muscle) 書中探討拮抗作用 (agonist) 與肌肉收縮機制；並比較運動及感覺神經原之異同以及。此著作可謂人體運動學 (kinesiology) 之第一本教科書。(Snook 1978)

達文西 (da Vinci AD 1452-1519) 精確的描繪出人體解剖，探討重心與步態平衡的關聯，更進一步闡述日常活動 (如站立、坐立交替、上下階梯等) 的機械力學。

1836 年韋伯兄弟 (Wilhelm & Eduard Weber) 在他們著作 “Die Mechanik Der Menschlichen Gerzeuge” 中，首次完整描述步態週期，並使用站立期、擺盪期、步長等專有名詞于其論文中。

法國人 Marey (1867) 將亮片固定在黑衣上，再利用重複曝光原理拍攝相片以研究連續動作 (圖 2-4.3)。Muybridge (1830-1904) 則是使用

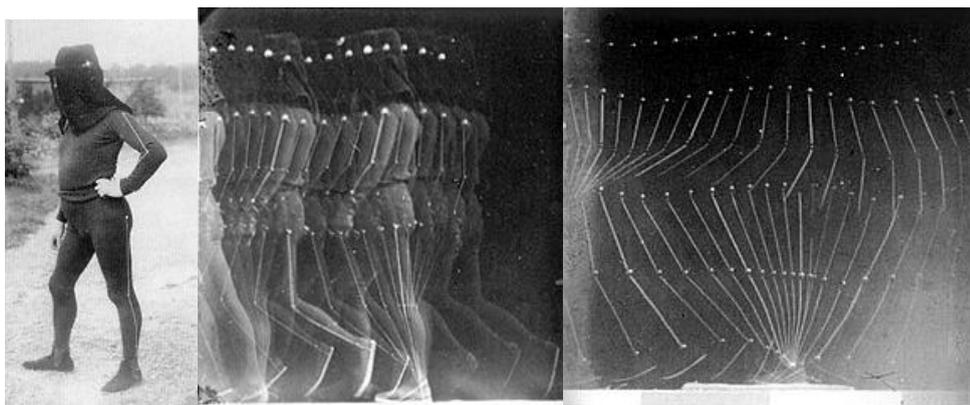


圖 2-4.3 Marey 之反光衣

一長列相機拍攝連續動作，再加以分析，是為攝影術 (cinephotography) 之濫觴。

十九世紀末，兩位德國人 Braune 及 Fischer 首次運用數學方式分析三維空間的步態變化，他們的運算方式奠定了今日動作分析的基礎。

二次大戰後，由於基礎的動作分析逐步與臨床融合，美國的 Perry 首次先將步態週期中的站立期與擺盪期各細分為五個及三個階段，此分期方式至今仍廣泛使用；出生於上海並成長於斯之 Sutherland，於 1974 年建立第一個動作分析實驗室，他將 Perry 所建立的模型加以改良，將站立期依單、雙足支撐分為三個階段（圖 2-4.4），在他的實驗室先後完成了 400 例正常兒童的步態分析，建立了完整的資料庫。

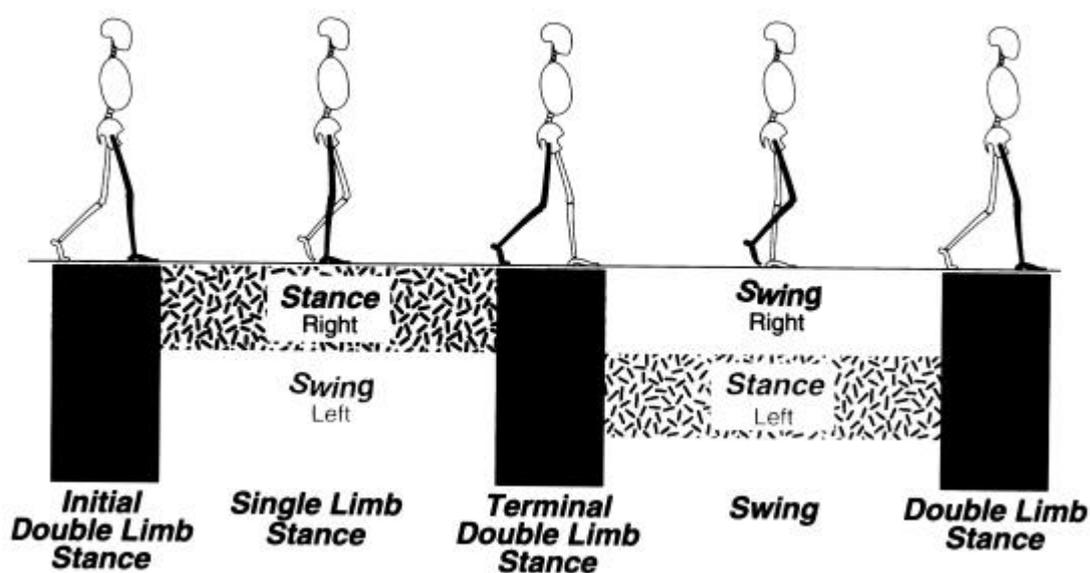


圖 2-4.4 Sutherland 之步態週期

第二項 步態簡介

【正常的步態】

人類為兩足動物 (Bipedal locomotion) , 但是並非天生即會運用
? 足, 必須經由學習階段才會站立, 進而獨立行走。一般來說, 幼兒
在 8-18 個月大時會開始學習獨立行走; 於 3-7 歲時逐漸發展為成熟
步態, 而成熟步態具有下列特質:

- (一) ? 足寬度 (step width) 小於骨盆寬度。
- (二) 跨部長度 (step length) 會隨著年齡的增加達到平衡; 但步頻
(cadence) 則相對降低。
- (三) 單腳支撐的時間增加。
- (四) 以腳跟 (而非全足同時) 著地。
- (五) 上肢交互擺動。

【步態週期】

完整的步態週期 (圖 2-4.5) 是指: 由單側足跟著地開始, 到下
一次足跟著地之間的過程, 共分為站立期 (stance phase) 及擺盪期
(swing phase) 。站立期佔整個步態週期的百分之六十, 由開始於足
跟接觸地面至結束於足趾離開地面; 跨步期則是指: 始於足趾離開地
面至終止於足跟再次接觸地面, 此階段佔步態周期的百分之四十。站
立期及擺盪期又可細分為不同階段, 茲分述如下:

站立期：

- (一) 起始期 (initial contact)：足跟接觸地面之瞬間，又稱足跟著地階段 (heel strike)。
- (二) 承重反應期 (Loading response)：足底接觸地面後將體重傳導至下肢，並接受地面之反衝擊力，約佔步態周期的 10%；另一腳則將作出跨步動作。
- (三) 站立中期：以足板為支點，指小腿向前移動，身體重心往前移，身體重量至足跟離地。這一段過程，佔步態周期的 10~30%。此階段也是屬於單足站立期的前半部，此時承重肢最重要的工作是在身體前進的過程中，支持身體的重量並維持平衡。
- (四) 站立末期 (terminal status)：步態週期之 30~50%，介於足跟離地開始，重心前移至前足，與對側足跟接觸地面之間。
- (五) 擺盪前期 (pre-swing)：在步態週期 50~60%，從對側足跟接觸地面開始，結束於同側足尖離地。

擺盪期：

- (一) 初期：步態週期 60~73%，自足尖離地到移至對側腳旁。
- (二) 中期：從腳移至對側足旁開始到脛骨垂直地面結束，在步態週期中佔 73~87%。
- (三) 末期：從小腿垂直地面開始至足跟接觸地面為止，佔步態週

期的 87~100%。

【年齡與步態變化】

雖然個體有高矮胖瘦、性別的差異及年齡的不同，但就運動學（Kinetics）的觀點來看，彼此之間所表現出來的步態特質卻差異不大，因此步態形式的改變可作為臨床診斷的一項參考依據，並作為評估治療成效工具。

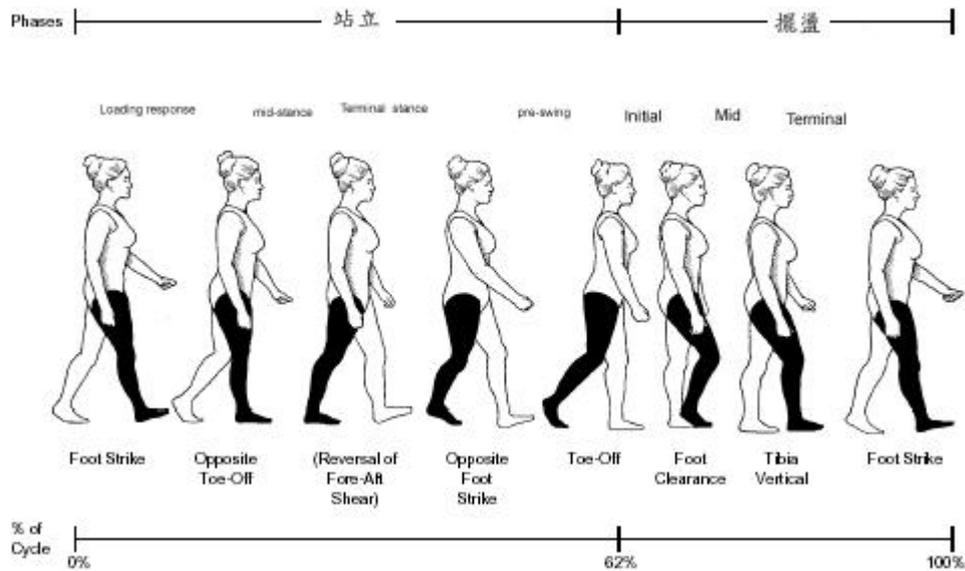


圖 2-4.5 完整的步態週期

【人體之韌度 Human Stiffness】

當動物在跑、跳時，其身軀對地面的上下波動形式，類似於彈簧的伸縮模式。在此一模式下，個別的解剖學單位，如：肌肉、肌腱、韌帶，被整合成單一彈簧 - 質量系統。在此一系統中，個體質量被假設成一個點質量，而下肢則被定義為單一線小腿彈簧（linear leg spring）；此小腿彈簧會隨肢體運動，產生壓縮與伸展的動作（圖 2-4.6）。此時彈簧的韌度（stiffness）等同於整個系統的代表韌度，韌度的計算可利用 $k_{leg} = \frac{F_{peak}}{\Delta L}$ 求得，其中之 F 為地面反衝力， L 為形變量， k 為韌度。根據以往的研究（Farley 1999），腿韌度有性別上的差異，且隨著步頻改變有著正比例相關；另外，地面的硬度、鞋子的材質及物體的質量接會影響韌度。

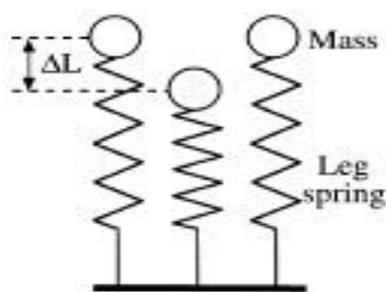


圖 2-4.6 小腿彈簧示意圖

第三項 動作分析裝置

人體動作分析實驗依分析需要可整合許多不同量測方法，其中常用之實驗設備依所量測之資料類型可分為運動學、力動學及肌電圖等三類。

1. 測量運動學資料的實驗設備

一般用於量測運動學資料的實驗設備有電子量角器(electrogoniometry)、加速度量測計(accelerometry)、攝影術(cinephotography)及立體攝影術(stereophotogrammetry)。

電子量角器是將量測角度的儀器裝設在人體關節上，以電位計記錄關節運動時電壓變化情形，進而計算出關節的角度變化。此種設備價錢低廉，輸出訊號可立即被記錄下來或輸入電腦進行評估分析，為測量膝關節及踝關節角度的最簡便方法。

加速度測量計為貼於皮膚表面的裝置，用以量測人體各肢段加速度，此量測計屬直接量測儀器。

攝影術是將受試者的活動情形拍攝成影片，並以手工方式將影像一張一張的標示處理，爾後將處理後結果進行計算分析。由於相當費時費力，此方法較少用於臨床工作，而多用於研究方面。

立體攝影術(圖 2-4.7)是在人體欲分析的肢段上黏貼至少三顆皮膚標記(紅外線感光球或發光二極體 LED),作為定義該肢段局部座標系統的依據。並使用兩架以上之紅外線或可見光攝影機擷取每一皮膚標記所在空間的位置,經由資料計算處理來求得人體運動學相關資料。



圖 2-4.7 立體攝影術

2. 測量動力學資料的實驗設備

在一般運動中,作用於人體上最常見的外力為地板施予腳的反作用力(ground reaction force, GRF)。

測力板(force plate)是人體在行走或作各種動作時,作為地面施予腳的反作用力之量測裝置,主要可分為兩種設計:(一)利用應

變計(strain gage)的基本原理,藉由應變計本身的變形來反求作用力的大小。(二)使用壓電材料(piezoelectric material),由所測得之電流改變量來反推出作用力的大小。下圖為步態分析中,測力板(圖 2-4.8)所測得之地板反作用力資料(圖 2-4.9)。

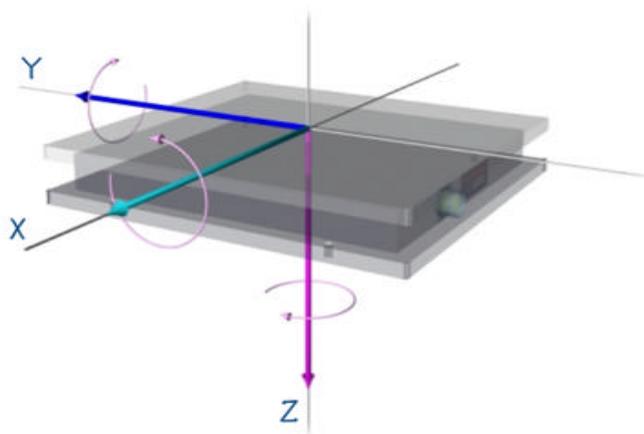


圖 2-4.8 測力板

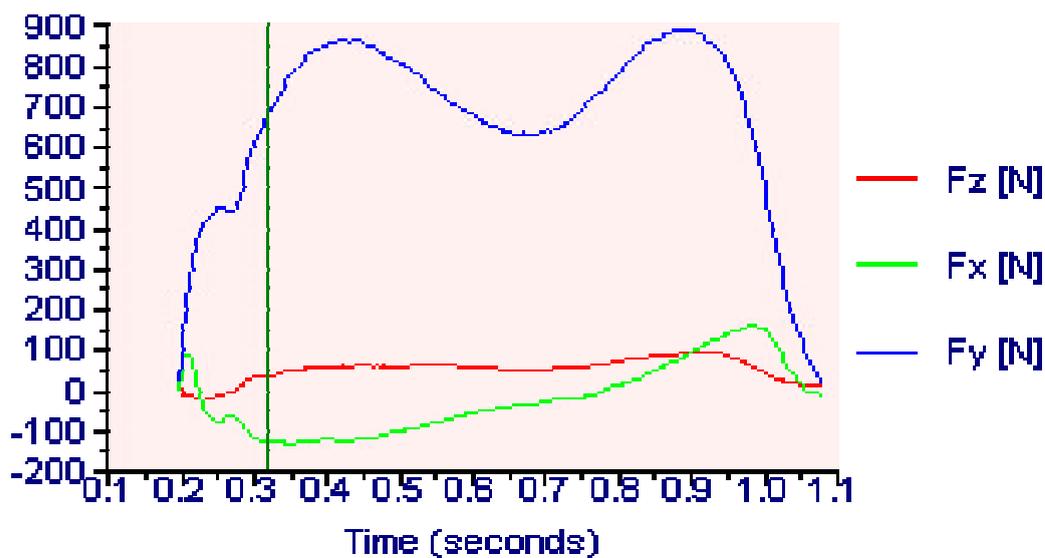


圖 2-4.9 力板作用力

3. 肌電圖

肌電圖術(electromyography)係針對肌肉活動時產生的電氣訊號所作的研究。當肌肉的張力增加時，肌電圖的振幅也隨之增加。肌電圖是藉由附著在肌肉上的電極片所傳回之肌電訊號來獲得。一般使用的電極片可分為侵入式與非侵入式兩種。侵入式主要用以量測深層肌肉或單一運動單元(motor unit)的肌電訊號，檢測時須將電極插入肌肉；非侵入式是將電極片貼於皮膚，主要用以量測整塊肌肉的收縮情形。

第二項 退化性膝關節炎與步態週期

下肢關節的疾患對正常的步態週期有負面的影響，而膝關節炎更是其中影響最大的疾患（Guccione，1994）

關節炎患者最大的問題在於疼痛及功能（ROM）的喪失（Fisher，1997）。患者為避免增加患肢的負擔，會採取某些調適的方式，將身體的重心轉移。在縱向平面上，如：縮短邁步（Adaptation）的距離或將身軀前傾，藉以抵消單足站立時所承受之外力；另外，在橫向平面上，會將身體重心向內（外）平移，此側向之調適較矢狀面上之移動，有較大的力量以減少作用。表現在步態週期上，就走路的速度、步頻及單足站立的時間減少（Gvory，1976）。彎曲攣縮（flexion contracture）常見於嚴重膝關節炎的患者，造成其伸展不全，以致步幅減少。

在動力學方面，Harrington（JBJS；65，1983）發現膝關節炎患者的關節作用力（joint force）下降，僅為體重之 2.1~2.7 倍與正常人平均值 3.5 倍有明顯差異；另外，在正常人表現的 M 型曲線其型態在患者身上也有不同，兩個波峰的位置會降低甚至消失；而站立中期（Midsubstance）的波谷位置則有上升的現象。

步態週期的改變雖然減少了關節內的作用力，卻相對的需要消耗更多的能量，以達到調整的目的（Brinkman，1985）。在肌肉方面，

因調適作用而減少使用，進而造成股四頭肌及後筋（hamstring）之功能性萎縮（disuse atrophy）；運動元（Motor unit）的抑制，更是造成肌肉強度及收縮速度下降。

第三章 研究架構與研究設計

本實驗之研究目的在探討單一種類之人工膝關節，在同一位手術醫師進行置換後，將臨床結果與動作分析之結果進行比較分析。希望藉此實驗了解病患之步態參數、膝關節韌度與文獻報告是否有所不同。

研究設計包括（1）病患選擇：皆為雙側膝關節患者，且一側已接受手術超過半年。（2）動作分析：以中國醫藥學院動作分析室為實驗場所進行動作量測。（3）資料處理：於台大醫工所進行。

整個研究共計耗時三年完成，其間並無任何研究經費補助。

第四章 研究材料與統計方法

第一節 研究材料及資料收集方式

第一項 研究材料

此實驗共計有十二名患者，其診斷皆為雙側退化性膝關節炎，其中女性七人，男性五人，平均年齡為 66.4 ± 6.9 歲，平均身高 161.7 ± 5.3 公分，平均體重為 67.7 ± 6.1 公斤。患者皆由同一位骨科醫師進行全人工膝關節置換手術，手術過程皆使用止血帶 (tourniquet cuff)，手術方式採正中皮膚切口及關節內側切開術 (medial approach)，除植入物尺寸因患者不同而有差異外，皆使用同一種後十字韌帶取代型人工膝關節 (High-Flex®)，實驗與手術間隔平均為 14 個月 (12-24 月)。

表 4-1 病患基本資料

患者基本資料					
編號	Age	Gender	Ht(cm)	Wt(kg)	Lesion
Yu1	71	1	168	75	R
Yu2	57	2	156	62	R
Yu3	75	1	162	73	R
Yu4	68	1	165	55	R
Yu5	55	2	165	73	L
Yu6	60	2	160	67	L
Yu7	72	1	168	75	R
Yu8	73	2	158	70	L
Yu9	64	1	154	68	R
Yu10	72	2	166	62	L
Yu11	60	2	165	68	L
Yu12	70	2	153	64	L
		1=M;2=F			
Average	66.4		161.67	67.67	
STD	6.89		5.3485	6.095	

第二項 資料收集及實驗步驟

本實驗主要設備為 Vicon 370 系統，使用七臺紅外線攝影機（Vicon, 60Hz）擷取影像。於實驗開始前，先將一貼有紅外線感光球（皮膚標記）的 L 形板子(L-frame)固定於實驗室中，由此定義出實驗室的廣義座標系統（global coordinate system）位置。並依此廣義座標系統作「靜態校正(static calibration)」，調整及固定好實驗室內各部攝影機的位置，使能拍攝到受試者於實驗中的整個活動範圍，並保證實驗過程中每部攝影機的位置都不會受到干擾或移動。接著以一支長度固定且貼有紅外線感光球的棒子在實驗室中作揮舞動作以作「動態校正(dynamic calibration)」工作，其目的有二：一方面是確保整個實驗過程中此系統能完整擷取每個皮膚標記在空間中的移動位置。另一方面是對拍攝所得影像（棒子可能有伸長縮短現象）作畫面扭曲校正。將此動態校正步驟反覆進行，直到此實驗系統所產生的校正殘餘值(calibration residual)在 1 以內，便可開始對受試者進行實驗。

本實驗之標記為直徑 2.5 公分之反光球。將標記貼于受試者下肢骨標記（bony landmark）來得知人體各肢段在空間的相對位置。黏貼標記時須注意以下重點：

1. 選用骨標記 (bony landmark) 位置：由於此種標記相對於皮膚

的位移較小，故可減少實驗上因皮膚位移所造成的誤差。

2. 皮膚標記必須明顯：實驗中，皮膚標記可能在運動過程中被肢段所遮蔽，故宜盡可能將皮膚標記貼在攝影機能拍攝到的人體位置，以避免部分資料的遺失。
3. 定義同一肢段之標記不可共線：三個(以上)不共線的點座標，方能定義出其局部座標系統，才能決定物體在空間中的位置。
4. 皮膚標記應避免貼於位移較大的皮膚表面，避免因皮膚移動產生誤差。

以下為本實驗各肢段的皮膚標記位置 (Lu's Textbook 1999)：

(1)髖關節：

ASIS：腸骨前上棘 (Anterior superior iliac spine)

PSIS：腸骨後上棘 (Posterior superior iliac spine)

(2)股骨：

GT：大轉子 (great trochanter)

ME：股骨的內側上髁 (Medial epicondyle)

LE：股骨的外側上髁 (Lateral epicondyle)

(3)脛骨和腓骨：

TT：脛骨粗隆 (tibial tuberosity)

HF：腓骨頭頂點 (Apex of fibula head)

MM：內側踝的最末端 (medial malleolus)

LM：外側踝的最末端 (lateral malleolus)

(4)足部：

CA：跟骨後上表面 (Upper ridge of the calcaneus posterior surface)

FM：第一蹠骨頭末端 (Dorsal aspect of the 1st metatarsal head)

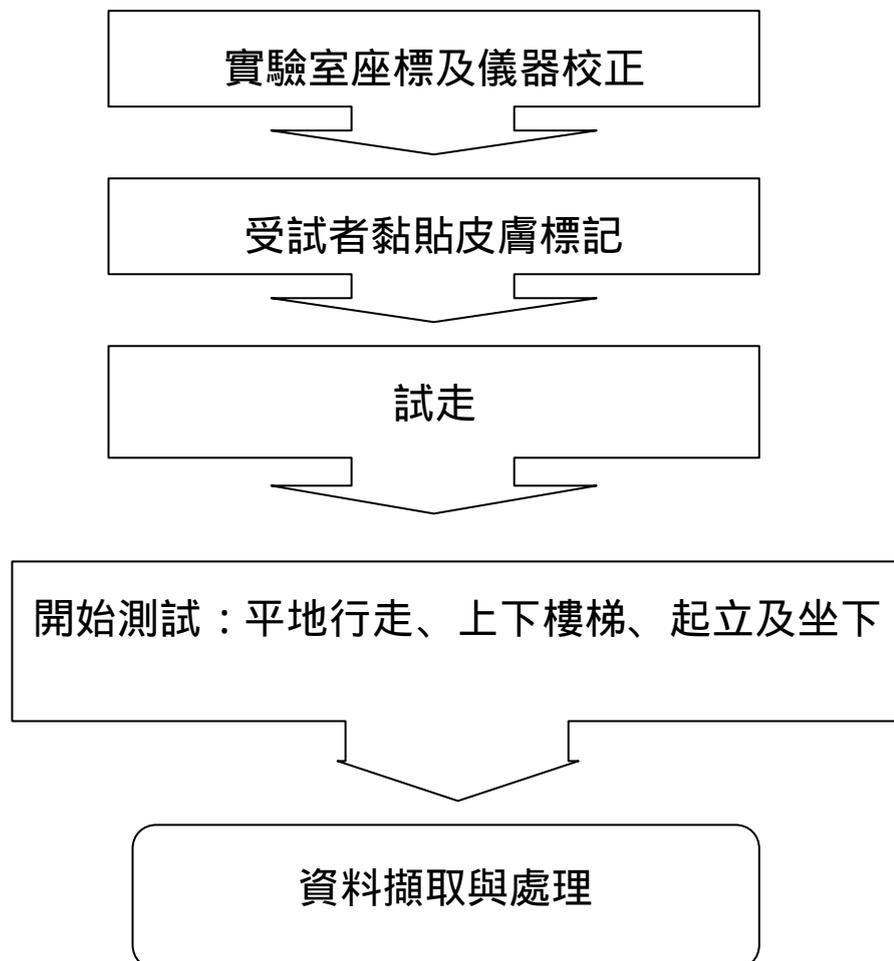
VM：第五蹠骨頭末端 (Dorsal aspect of the 5th metatarsal head)

在受試者身上貼上皮膚標記後，須先拍攝受試者靜止站立于測力板的姿態，以作為後續動態資料的校正依據。在實驗過程中，以此 Vicon 系統所測得之運動學資料，再配合測力板或肌電圖等力動學資料，即可作為本文下肢動作理論數學模型分析之主要數據來源。

本文測量地面施予腳的反作用力之量測裝置為 AMTI OR6-5 測力板，其尺寸 (W x L x H) 為 464 x 508 x 82.5 mm，其排列方式為兩塊力板縱列，與實驗室長軸平行，俾以減少步行距離太短產生之誤差。

受試者在測試前，會先試走數趟，一方面有暖身作用，另一

方面可作為估算起始點的參考，以提高測試時力板踩踏之正確度。實驗測試項目包括（1）平地行走，（2）上下階梯，（3）由椅子起身及坐下等動作。其流程如下：



第二節 資料處理

此動作分析程式是以 Matlab 程式語言所寫成，主程式名稱為 model，所適用的輸入資料為 Vicon 370 系統處理後的 c3d 檔案。程式架構的流程如圖 4.1，首先輸入實驗所得資料 (.c3d 檔案)，計算出下肢運動學資料，包含各關節於步行時的轉動角度。並求出各肢段相對廣義座標系統的原點向量、旋轉矩陣與旋轉角度，以及足部所受作用力。配合人體學參數計算出力動學資料，最後再將結果以圖形輸出，其流程如下：

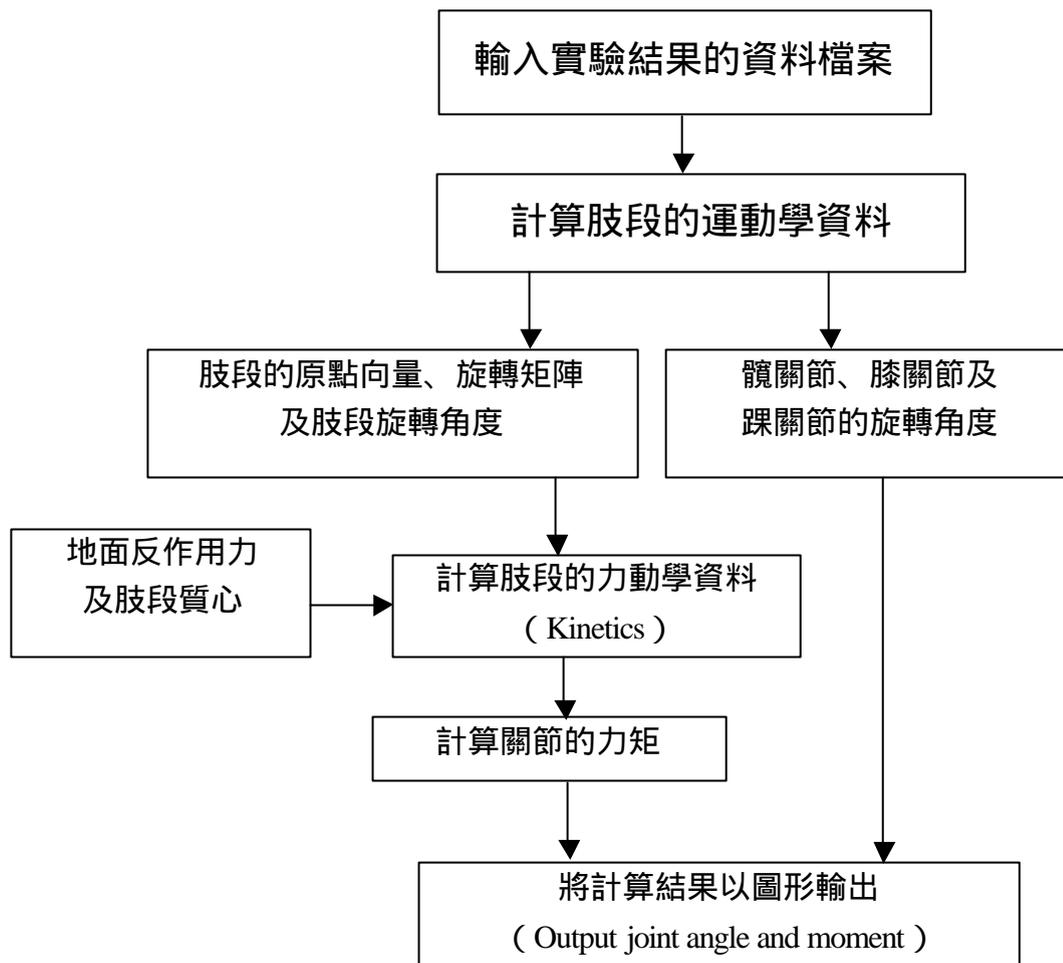
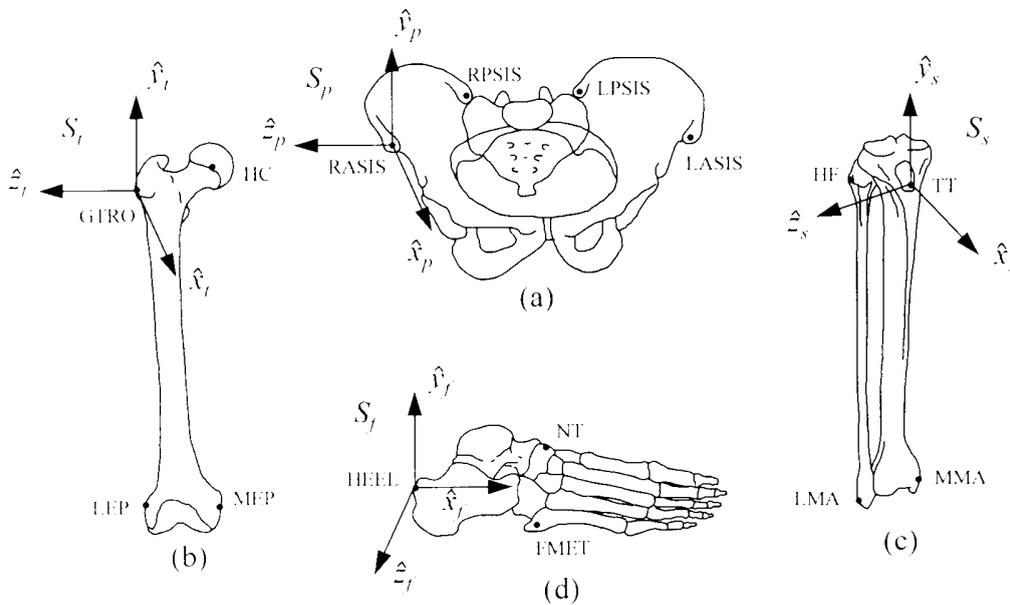


圖 4-1 實驗流程

第三節 資料統計

本實驗採用 Mann-Whitney 檢定比較健側於患側之結果；對於同一關節不同參數則採用 Kruskal-Wallis 檢定。本次統計使用之軟體為 SPSS 統計軟體，當 P 值小於 0.05 時被認為有顯著差異。



標記名稱	標記的位置
ASIS	腸骨前上棘前面最突出處
PSIS	腸骨後上棘後面最突出處
GTRO	大轉子外側最突出處
MEP	股骨內上髁最內側突出處
LEP	股骨外上髁最外側突出處
TT	脛骨粗隆最突出處
HF	腓骨頭
MMA	內踝內側最突出處
LMA	外踝外側最突出處
HEEL	跟骨後側最突出處
NT	舟狀骨結節最突出處
FMET	第五個跖骨外側最近端

表 4-2 下肢局部座標系統的骨標記定義

第五章 研究結果

第一節 臨床結果

臨床結果是以 HSS (Hospital for Special Surgery) score 作為評量依據。(表 5-1a,b) 術前評估為 62.7 ± 9.6 分 (range 37-71); 術後為 88.1 ± 4.7 分* (range 85-89)。手術後兩者有顯著差異,可知手術對患者功能改善有正面效果。

骨科部 膝關節評估表

病歷號 _____

姓名 _____

床號 _____

第 _____

頁 _____

Functional Evaluation for Knee Joint ("Hospital for Special Surgery" Score)

年齡：_____ 性別：_____

日期：_____

手術日期：_____

1、膝關節疼痛的程度：(30分) A+B= L: _____分/R: _____分

- A、走路時：(1) 不痛 (15分)
 (2) 偶爾會輕微疼痛 (10分)
 (3) 中度疼痛，有時需服用止痛藥 (5分)
 (4) 厲害疼痛，活動受相當限制 (0分)
- B、休息時：(1) 不痛 (15分)
 (2) 偶爾會輕微疼痛 (10分)
 (3) 中度疼痛，有時需服用止痛藥 (5分)
 (4) 厲害疼痛 (0分)

2、功能評估 (22分) A+B+C= L: _____分/R: _____分

- A、走路時：(1) 走路及站立無任何限制 (12分)
 (2) 可行走 500~1000 公尺，可站立 30 分鐘以上 (10分)
 (3) 可行走 100~500 公尺，可站立 15~30 分鐘以上 (8分)
 (4) 可行走之距離少於 100 公尺 (4分)
 (5) 無法行走 (0分)
- B、爬樓梯：(1) 正常 (5分)
 (2) 需扶欄杆或需人扶持才可上下樓 (2分)
- C、上下床：(1) 正常 (5分)
 (2) 需藉外力的幫助 (2分)

3、膝關節的活動範圍：(每 8°=1分，共 18分) L: _____分/R: _____分
 ROM: L: _____° R: _____°

4、肌力強度：(10分) L: _____分/R: _____分

(1) 病患膝部用力伸直，檢查者無法使其膝部彎曲 (10分)
 (2) 檢查者可以使病患膝部彎曲 (8分)
 (3) 病患可以自主的做膝關節活動 (4分)
 (4) 病患無法自主的做膝關節活動 (0分)

(表 5-1a)

骨科部 膝關節評估表

病歷號

姓名

床號

第

頁

5、膝關節屈曲性變形 (10分)

L: _____ 分/R: _____ 分

- (1) 無膝關節屈曲性變形 (10分)
- (2) 5°~10°膝關節屈曲性變形 (8分)
- (3) 10°~20°膝關節屈曲性變形 (5分)
- (4) > 20°之膝關節屈曲性變形 (0分)

6、膝關節不穩定性 (10分)

L: _____ 分/R: _____ 分

- (1) 無膝關節不穩定性 (10分)
- (2) 0°~5°膝關節不穩定性 (8分)
- (3) 6°~15°膝關節不穩定性 (5分)
- (4) > 15°膝關節不穩定性 (0分)

**1至6項總分： L: _____ 分/R: _____ 分

7、扣分項目：

下列 (1)+(2)+(3)= L: _____ 分/R: _____ 分

- (1) 拐杖：
 - 拿一枝手杖：扣1分
 - 拿一枝拐杖：扣2分
 - 拿兩枝拐杖：扣3分
- (2) 膝關節伸展缺失：
 - 5°：扣2分
 - 10°：扣3分
 - 15°：扣5分

(3) 膝關節變形 (每5°=1分)

L: 內翻 外翻 _____ °, 扣 _____ 分
 R: 內翻 外翻 _____ °, 扣 _____ 分

**HSS score (總分-扣分) = L: _____ 分/R: _____ 分

記錄者： _____

病人資料：

電話：

住址：

(表 5-1 b)

表 5-2 患者基本資料及臨床結果

編號	Age	Gender	Lesion	HSS Score	
				Good	Lesion
Yu1	71	1	R	89	58
Yu2	57	2	R	94	71
Yu3	75	1	R	92	69
Yu4	68	1	R	83	65
Yu5	55	2	L	91	67
Yu6	60	2	L	95	73
Yu7	72	1	R	83	57
Yu8	73	2	L	87	64
Yu9	64	1	R	84	70
Yu10	72	2	L	82	37
Yu11	60	2	L	85	59
Yu12	70	2	L	92	62
		1=M;2=F			
Average	66.4			88.08333	62.666667
STD	6.89			4.66044	9.6420795
				P-value*	1.91836E-07

第二節 步頻與步速

表 5-3 為本次實驗受試者步頻及速率之平均值與標準差。本實驗之步頻為 89.4 ± 6.4 步 / 分，平均速度為 70.2 ± 6.2 公分 / 秒，與正常群體比較，兩者皆有減少現象。

	Cadence	Velocity
	步/分	公分/秒
Average	89.36341	70.2122
STD	16.04208	16.17194

表 5-3 步頻及速率

圖 5-1 為兩者相對關係，其相關性經線性迴歸分析如下：

$$\text{步速} = 0.21 + 0.78 X \text{ 步頻}$$

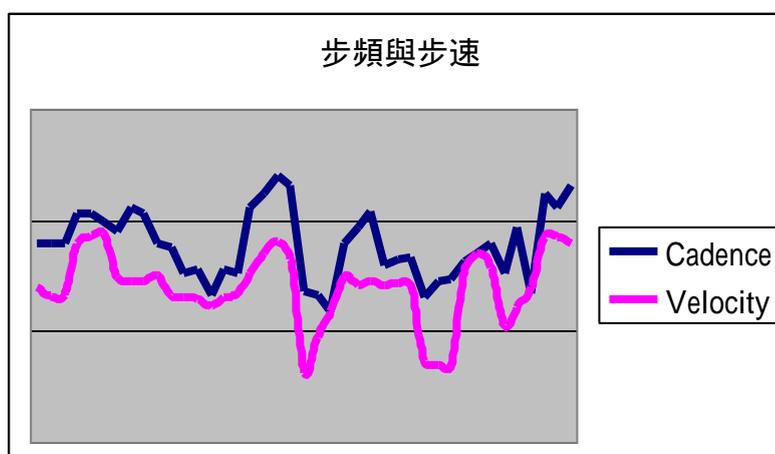


圖 5-1 步頻及速率相對關係

第三節 關節活動範圍 (Range of Motion)

在膝蓋彎曲角度項目：健側在上、下樓梯及平地行走上，皆較患側具有較大的彎曲角度並具有統計差異。

就不同動作比較差異角度時，健側及患側在下樓梯具有最大的彎曲角度，其次為上樓梯，最後為平地行走，三者皆有明顯統計差異。

以髖關節作分析時，在上樓梯項目，健側較患側具有較大的彎曲角度，並具有統計差異 ($p = 0.0007$) *；而在下樓梯及平地行走項目時，則無明顯差異。

就不同動作比較差異角度時，髖關節在上樓梯時具有最大的彎曲角度，其次為平地行走，最後為上樓梯，三者皆有明顯統計差異。而在患側，亦是出現此情況，

圖 5-2 膝關節彎曲角度 - 平地行走

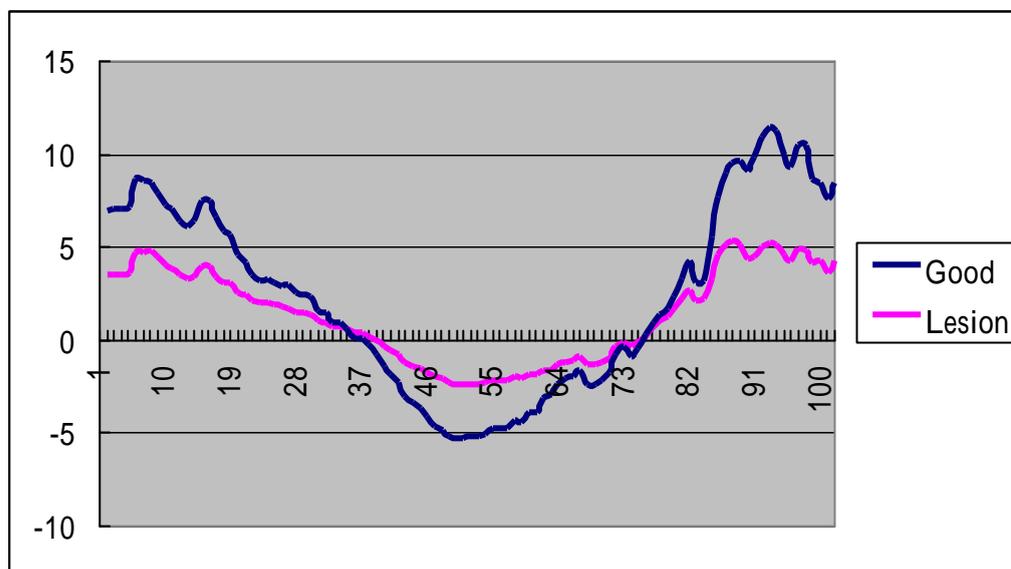


圖 5-3 膝關節彎曲角度 - 上樓梯

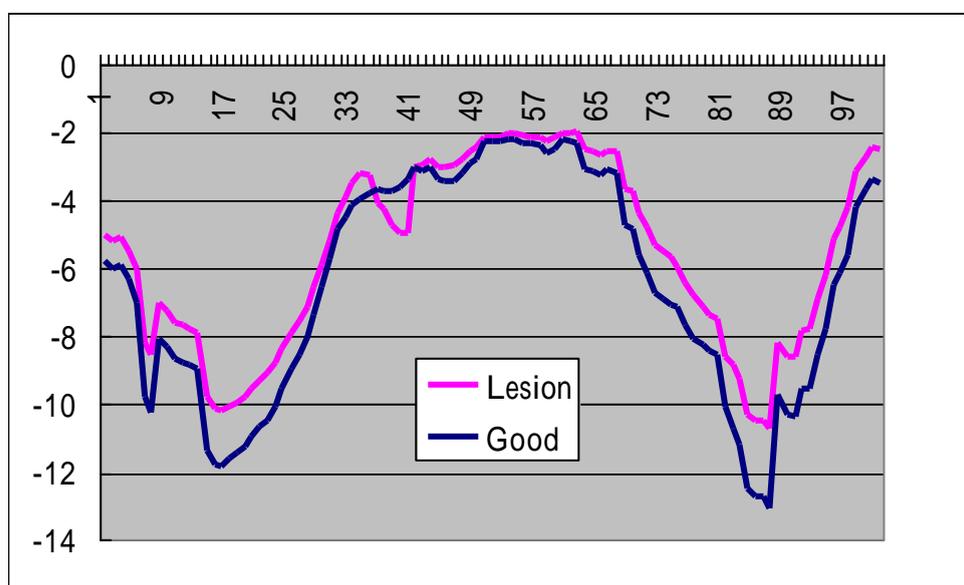


圖 5-4 膝關節彎曲角度 - 下樓梯

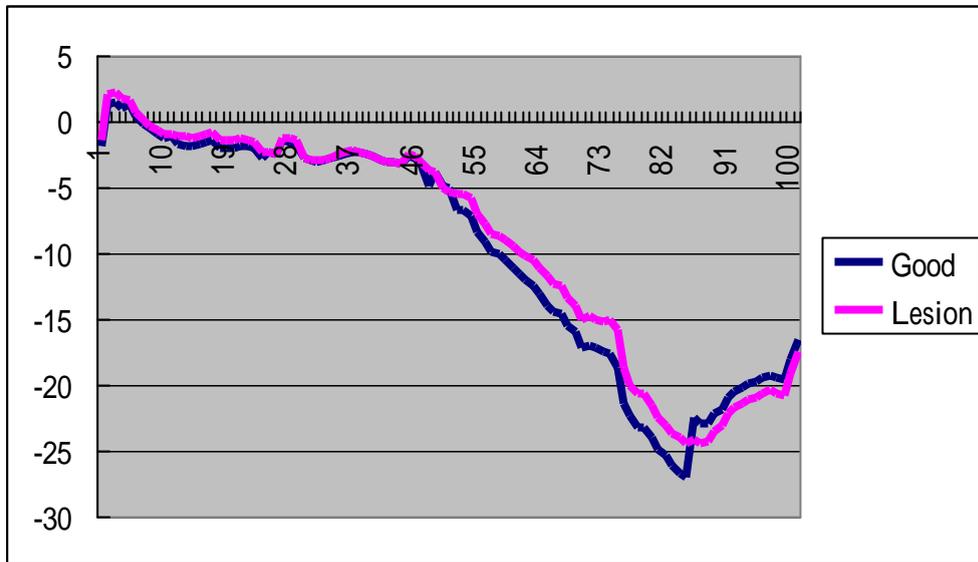


圖 5-5 膝關節彎曲角度 - 不同動作比較

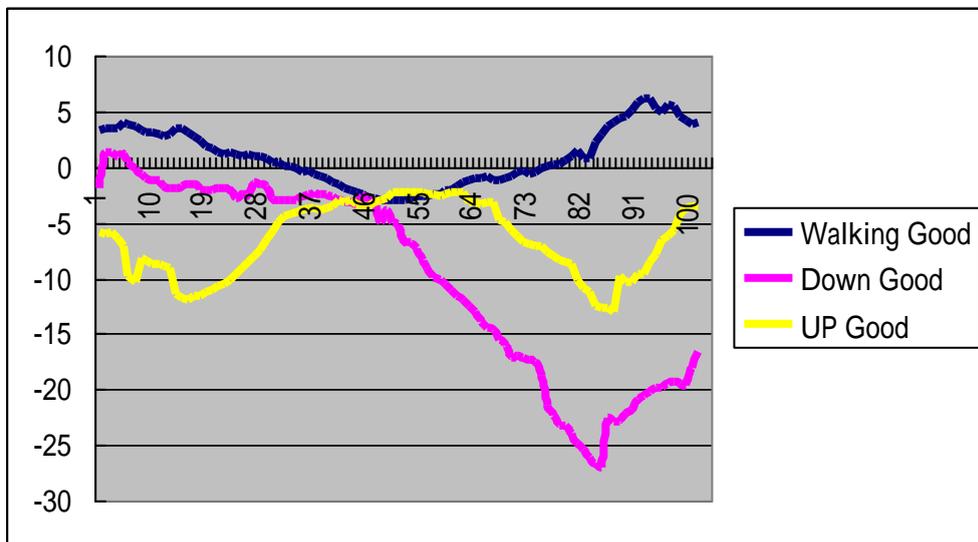


圖 5-6 髖關節彎曲角度 - 平地行走

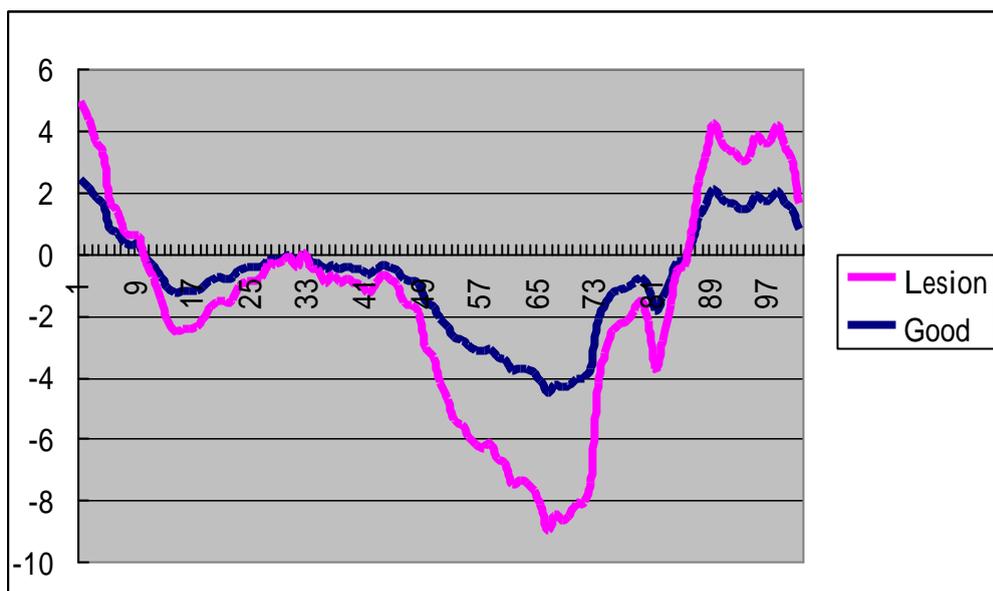


圖 5-7 髖關節彎曲角度 - 上樓梯

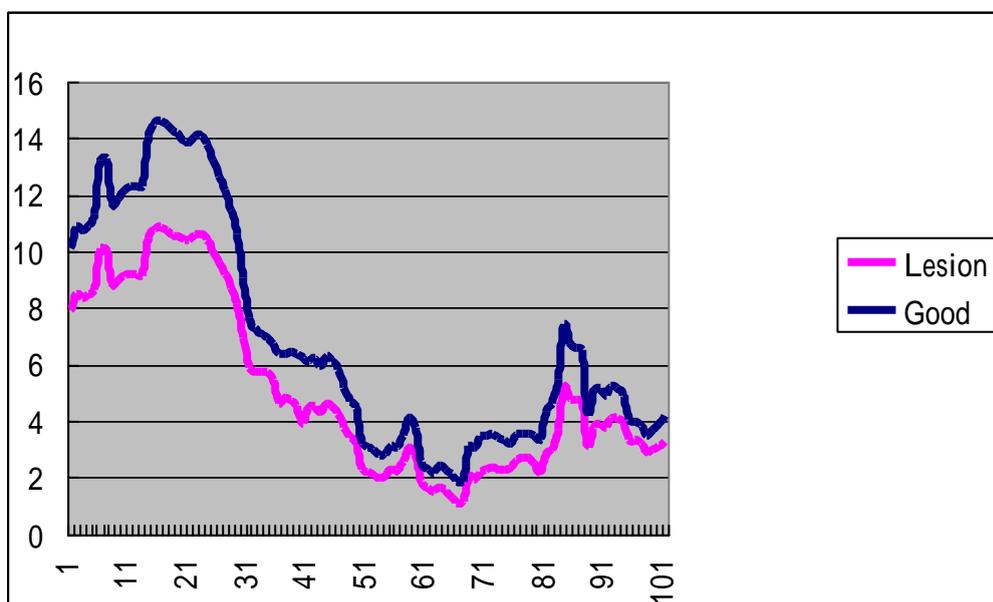


圖 5-8 髖關節彎曲角度 - 下樓梯

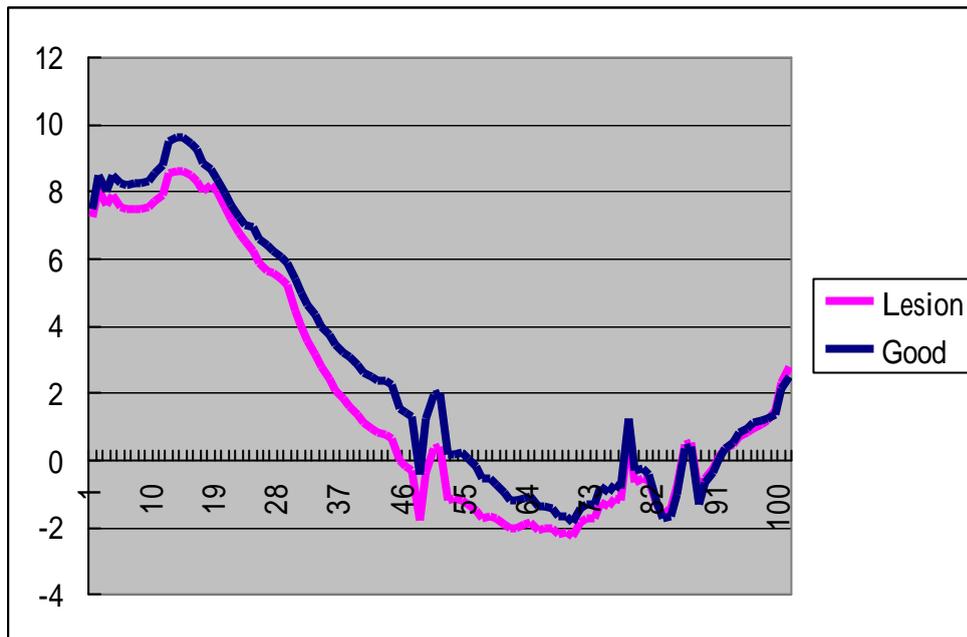
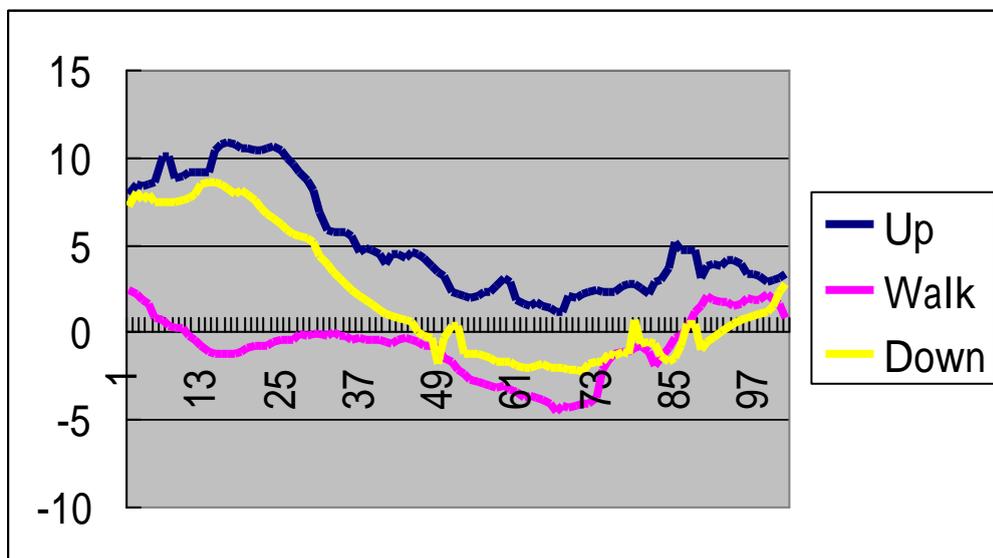


圖 5-9 髖關節彎曲角度 - 不同動作比較



第四節 步態週期型式 (Gait pattern)

由實驗作圖得知，在不同測試項目上（上、下樓梯及平地行走），有其不同步態週期型式；而在同一測試項目時，步態週期型式變化則較不顯著。

膝關節在平地行走時，雙峰式的步態週期型式於患側與健側並無明顯差異。在下樓梯項目，站立期時角度變化不大，而在擺盪期達到最大角度。在上樓梯項目，則出現雙波谷式的步態週期型式。

圖 5-10 膝關節平地行走

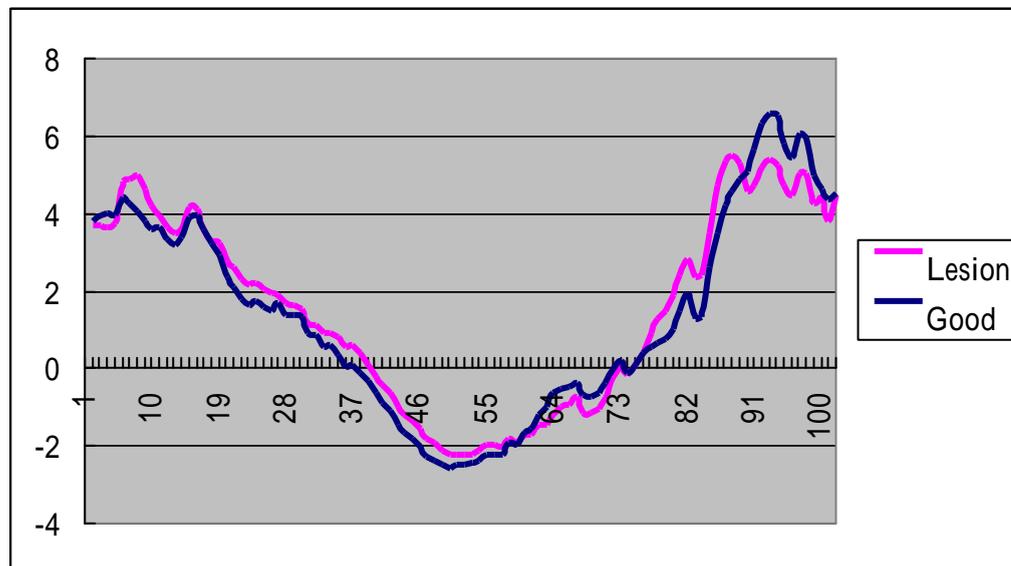


圖 5-11 膝關節下樓梯

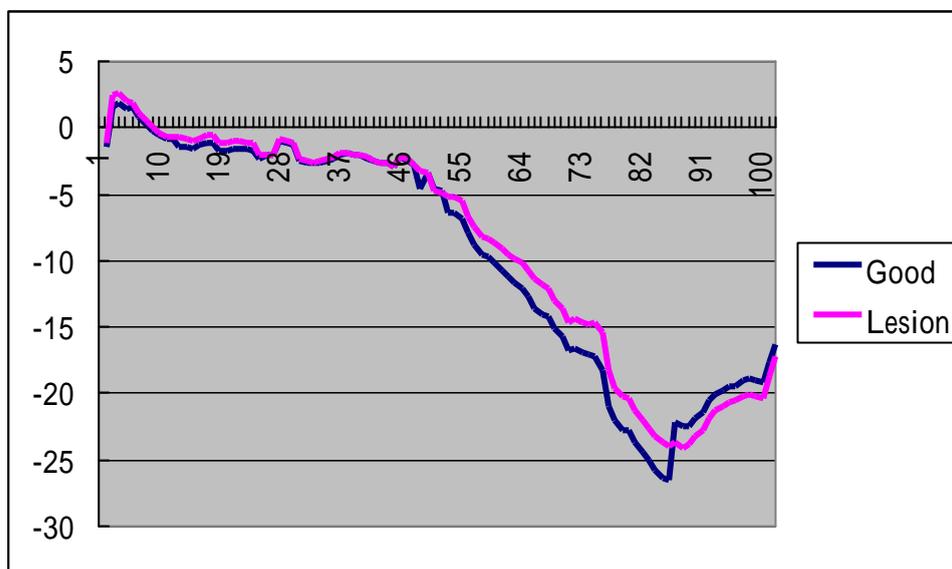
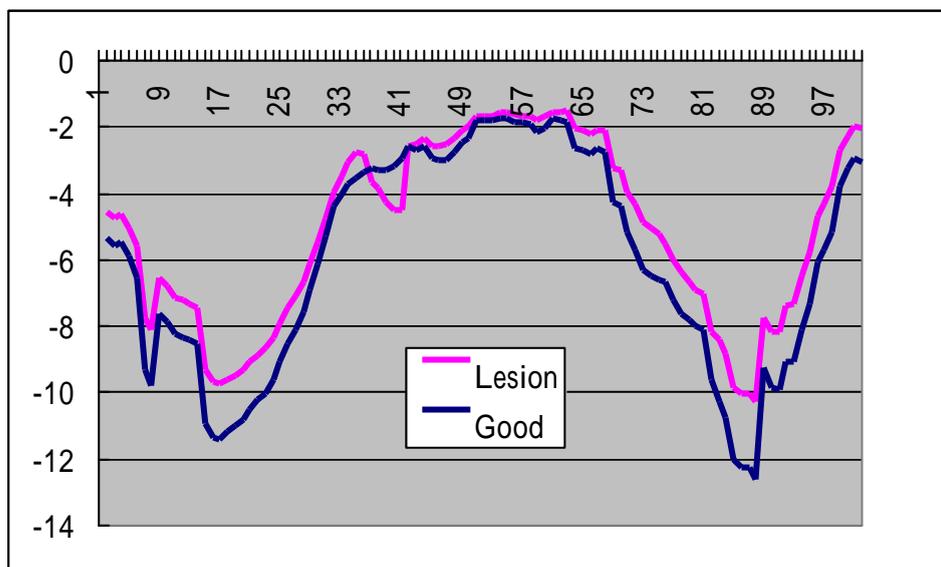


圖 5-12 膝關節上樓梯



第五節 地面反作用力 (GRF)

由測力板所得之數據，可分為 X,Y,Z 三個度量軸線，分別代表前後、側向及垂直地面三個方向的壓力。本實驗以垂直地面之反衝力為探討主題。

實驗發現，健側與患側在上、下樓梯及平地行走測試項目上，具有相類似的高原式 (plateau) 曲線；而在坐立交替項目時，則出現典型之“M”型曲線。若依動作項目分析，患側與健側相似，皆於下樓梯具有最大的地面之反衝力(健側 1.21 ± 0.28 ；患側 1.00 ± 0.27) *；而於坐立交替的地面之反衝力最小(健側 0.52 ± 0.07 ；患側 0.32 ± 0.04) **。

若依患側與健側分析，僅於坐立交替項目中健側具有較大之地面之反衝力 (健側 0.52 ± 0.07 ；患側 0.32 ± 0.04) **。

圖 5-13 地面反衝力 - 平地行走

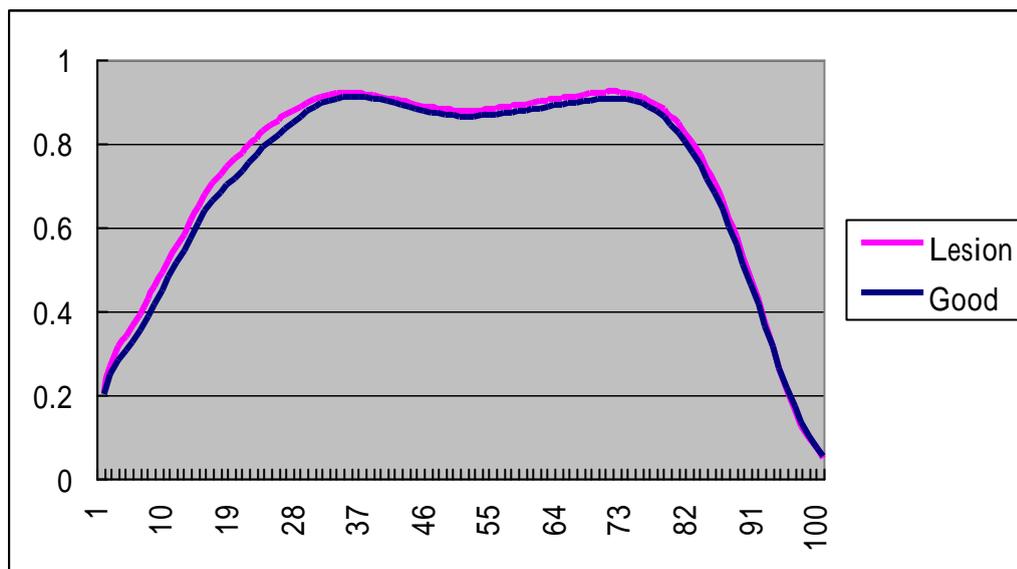


圖 5-14 地面反衝力 - 上樓梯

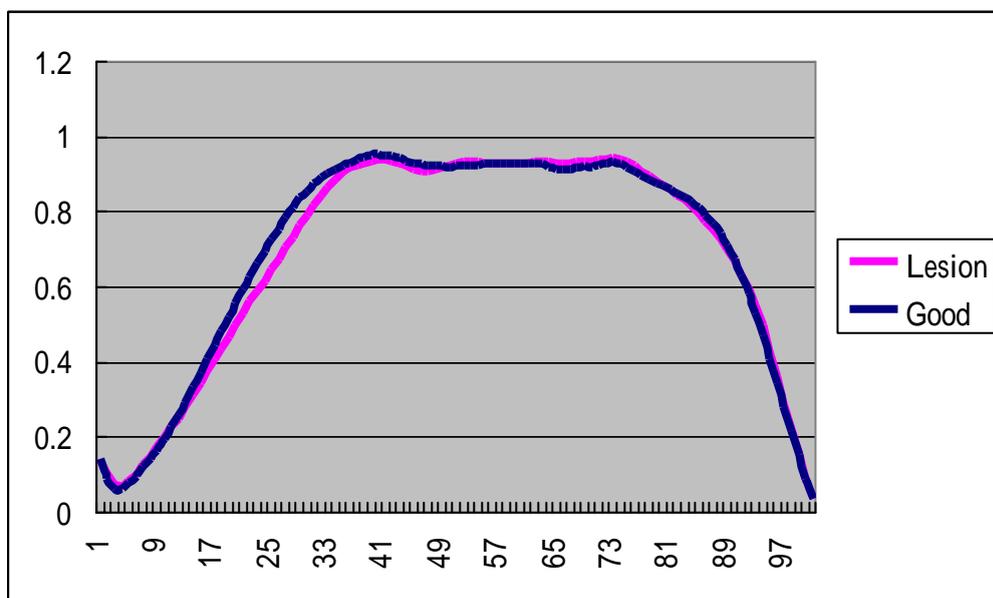


圖 5-15 地面反衝力 - 下樓梯

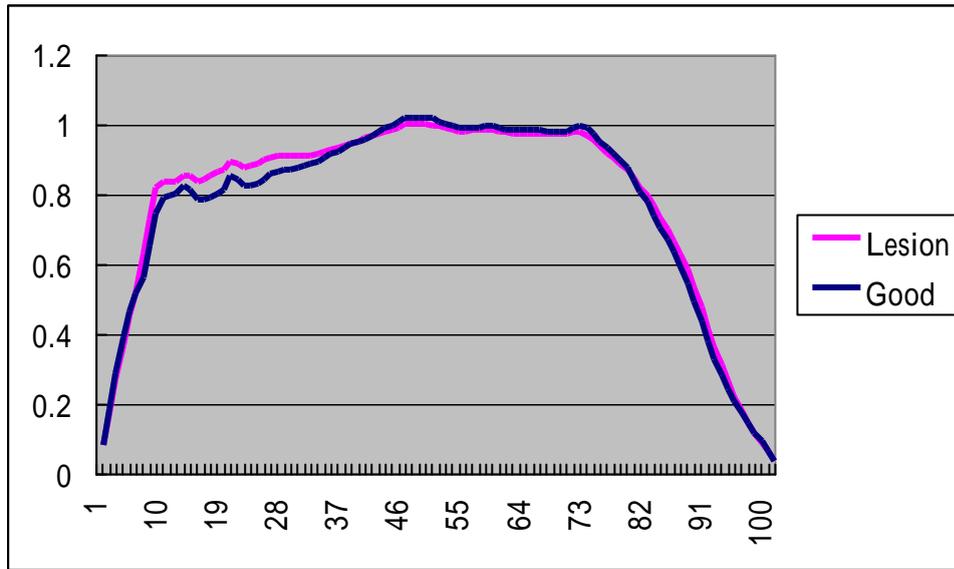


圖 5-16 地面反衝力 - 坐站交替

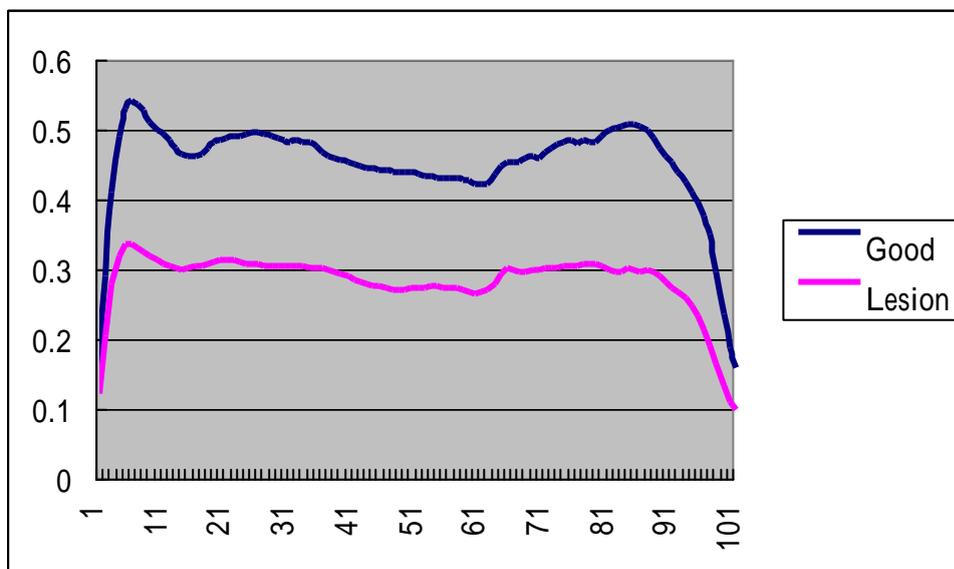


圖 5-17 地面反衝力 - 不同動作比較

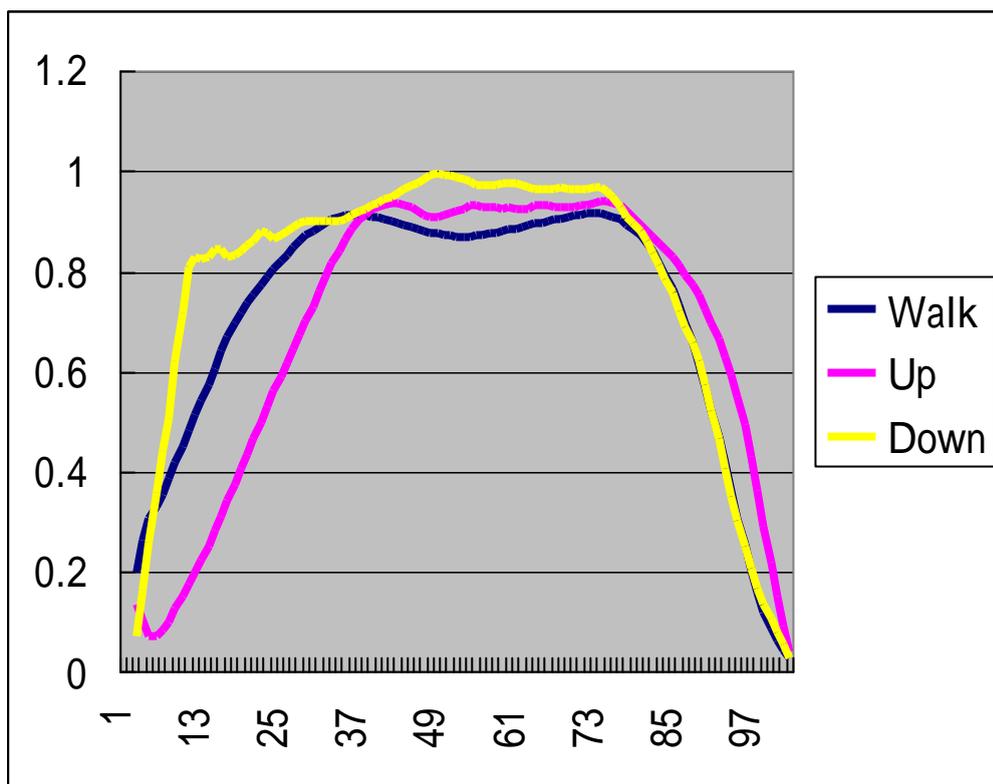


表 5-4 地面反作用力比較-A

		GROUND REACTION FORCE				
		GOOD			LESION	
Max.avg	Walk	Up	Down*	Walk	Up	Down*
	0.912488	0.953073	1.013268	0.917046451	0.942848	0.996578
STD	0.241373	0.299569	0.277376	0.25567159	0.298574	0.273636

表 5-5 地面反作用力比較-B

坐立交替		
	GOOD	LESION
Max.avg	0.523126**	0.318094
STD	0.067731	0.043531

第六節 膝關節韌度 (Knee Stiffness)

在以韌度作為研究時，健側在下樓梯及平地行走時有較大的韌度，分別為 $43\text{K} \pm 24$ vs 27 ± 3 與 $55\text{K} \pm 17\text{K}$ vs $28\text{K} \pm 7\text{K}$ ；而在上樓梯時則無統計上之差異 $18.0\text{K} \pm 6.6$ vs 20.5 ± 5.8 。

若以同一肢體不同動作分析時，健側在下樓梯與平地行走具有較大的韌度，但無明顯差異；而上樓梯之韌度則顯著較小，而患側則無差異。

表 5-6 膝關節韌度

STIFFNESS						
		GOOD			LESION	
	Walk	Up	Down	Walk	Up	Down
Avg	54892.5**	17982.7	41851*	28339.38**	20514.29	27404.68*
STD	46567	6575.7	30705*	26710.34	15785.34	13968.75

第六章 討論

第一節 結果討論

正常成年人步頻約為 110 步/分 (Rose, 1994), 而在此次實驗中, 我們發現手術後膝關節炎患者之步頻仍明顯低於正常值。此減少情況亦反應於速度方面。然而與臨床結果評估相較, 患者對此差距之反應並不明顯, 推測其原因: (1) 現在所用之評量系統無法真實反應步頻 (速率) 之實際差異; (2) 吾人認為之正常步頻 (速率) 無法適用於關節有疾患之族群; (3) 步頻 (速率) 對膝關節炎患者而言並不重要, 而有其他因子, 如疼痛的消除 行走距離的增加更為重要。

Kaufman (2001) 與 Gök (2002) 分別以早期膝關節炎患者為對象從事步態分析, 卻得出截然不同結果。Kaufman 之研究顯示: 膝關節炎患者之關節彎曲角度在平地行走與上下樓梯時與正常族群無明顯差異; Gök 的研究則是即使在早期的膝關節炎患者, 在平地行走時, 也有顯著的差異。

在此次實驗中以動作角度而言, 手術後之膝關節較對側的角度為大, 但仍遠低於正常活動角度; 然而於被動彎曲時, 手術側卻可輕易超過 120 度情形, 甚至緊貼大腿, 與正常角度相差無幾。此結果

與 Ishii 及 Bolano 等人之報告相類似，說明在非承重（non-weight bearing）情況下，也許可與正常關節相抗衡，但於承重時卻無法相提並論。

Messier 認為患側會影響個體行動之表現，進而使健側功能不如預期為佳，此「牽累」效應似乎於本次測試中得到應證。

因此從另類觀點出發，強調接近正常關節之高彎曲角度設計，是否有其合理性與必要性，及其適用患者及時機，需要吾人從事更多實驗檢測。

Andriacchi (1998) 發現西方人較東方人在步行時有較大之內收力矩（adduction moment），進一步推測西方人有較高比例之退化性膝關節炎，可能與此增加之內收力矩有關。而在此次實驗中，亦有類似發現，即患側較已手術關節側，於髖關節與膝關節皆有較大的內收力矩，這是否意味手術能減少內收力矩，達到較佳之活動效率值得進一步探討。

Farley 指出跑步時膝關節韌度會隨體重、速度及地面硬度變化。而在我們的實驗中，平地行走與下樓梯時具有較大之韌度，上樓梯之韌度最小，推測其原因可能為上樓梯變化量較大，造成韌度值下降。

若以手術與否作比較，手術側韌度明顯較未手術側為高，推

測其原因可能為：(1) 患者行動時將重量置於已手術側，以減少患側負擔，導致地面反衝力不均，造成韌度的大小差異；(2) 患側關節因解剖角度改變，如攣縮變形 (flexion contracture) 及內翻 (varus) 等，造成當受到地面反衝力時，變形量增加，使得關節韌度下降。前者與受力大小有關；後者與關節內因子 (intrinsic factors) 有關，至於何者扮演主要角色，仍需進一步的研究，才可一窺端倪。

第二節 其他相關性討論

本次實驗顯示，動作分析可提供臨床醫師另一個評估患者的工具。對嚴重關節炎患者，當手術無法避免時，動作分析可協助醫師與患者尋找最適合的手術方式及植入物選擇。對早期關節炎患者，動作分析可找出危險因子，並可用來評估治療的成效，在傳統的評分表外，提供一個更為客觀、精確的評量工具。

第七章 結論與建議

本實驗可得到下列結論：

全人工膝關節置換對嚴重膝關節炎患者之臨床症狀有極佳之結果。

臨床症狀的改善與實驗室數據獲得之進步結果不盡相同，需要更為客觀之臨床評估量表。

利用韌度來評估膝關節功能，在動作分析項目下，提供了另一種評量方式，其信度與效度需增加實驗種類及次數方可加以評估，但至少有了不錯的開始。

本實驗雖然是以高彎曲型人工關節為探討對象，但測試項目無法發揮其特性（push the envelope），下一步應設計難度更高、更複雜之測試項目，如蹲、跪等動作，以測試此類設計。

第八章 參考文獻

Andriacchi TP, G. J., Fermier RW, (1982). "The influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing." J Bone Joint Surg (Am.) **64**: 1328-35.

Baker AS, B. V. (1989). "Abductor function after total hip replacement." J Bone Joint Surg (Br.) **71B**: 47.

Barnes CL, S. C. (1994). Total knee arthroplasty with posterior cruciate ligament retention design. Surgery of the Knee, 2nd ed. W. R. Insall JN, Scott WN, Kelly MA, Aglietti P (eds),. New York. **2**: 815-827.

Bolanos AA, C. W., McCann PD, Gotlin RS, Wootten ME, Kahn BA, Insall JN, (1998). "A comparison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasty." J Arthroplasty **13**(8): 906-915.

Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U. and Leardini, A. h., . (1995). "Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination." Clin. Biomec **10**: 171-178.

Chambers H, S. D. (1997). "Movement analysis and measurement of the effects of surgery in cerebral palsy." Ment Retard Devel Disabilities **3**: 212-219.

Chiu HC, C. J., Shi HY, Chen SH, Chang JK. (2000). "Physical functioning and health-related quality of life: before and after total hip replacement." Kao-Hsiung i Hsueh Ko Hsueh Tsa Chih [Kaohsiung Journal of Medical Sciences].16(6):285-92, 2000 Jun. **16**(6): 285-292.

Cole G.K., N. B. M., Ronsky J.L. and Yeadon M.R (1993). "Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. Trans ASME." J Biomech Engng **115**.

Coventry MB, F. G., Riley LH, et al (1972). "A new geometric knee for total

knee arthroplasty." Clin. Orthop **83**: 157.

Dennis DA, K. R., Hoff WA, Gabriel SM, (1996). "In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique." Clin. Orthop **331**(107-117).

Edmond, A. (1997). "Normal human locomotion, Par2: motion, ground reaction force and muscle activiry." J Ped Orth **9**(2): 49-64.

Font-Rodriguez DF, S. G., Insall JN, (1996). Survivorship of total knee arthroplasty. Presented before the Knee Society. Atlanta.

Freeman MAR, S., Todd RC, (1973). "Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prothesis." Clin. Orthop **94**: 153.

Gage JR, D. P., Renshaw TS, (1995). "Gait analysis: Principles and applications with emphasis on its use in cerebral palsy." J Bone Joint Surg(Am.) **77**: 1607-1623.

Gerald F, H. a. P. A. S. (1996). Human Motion Analysis, IEEE Press.

Gök H, E. S., Yavuzer G (2002). "Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arhtrosis." Acta Orthop Scand **73**(6): 647-552.

Goldberg VM, F. M., Figgie HE III, Heiple KG, Sobel M (1988). "Use of total condylar knee prosthesis for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis: Long-term result." J Bone Joint Surg (Am.) **70**: 802-811.

Gunston FH (1971). "Polycentric knee arthroplasty: Prosthetic simulation of normal knee movement." J Bone Joint Surg (Br.) **53**: 272.

Gvory AN, C. E. S., Stauffer RN (1976). "Functional evaluation of normal and pathological knees during gait." Arch Phys Med Rehabil **57**: 571-7.

Hirsch HS, L. P., Morrison LD, (1994). "The posterior ligament in total knee arthroplasty: Save, sacrifice, or substitute?" Clin. Orthop **309**: 64-68.

Incavo SJ, H. C., Beynon BD, Howe JG, (1994). "Posterior cruciate ligament strain biomechanics in total knee arthroplasty." Clin. Orthop **309**: 88-93.

Insall JN, H. R., Flawn LB, Sullivan DJ, (1983). "The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis: A five to nine-year follow-up of first one hundred consecutive replacement." J Bone Joint Surg (Am.) **65**: 619-628.

Insall JN, K. M. (1986). "The total condylar prosthesis." Clin. Orthop **205**: 43.

Insall JN, T. A. (1979). "The total condylar prosthesis type II." Orthop Trans **3**: 300.

Insall JN, T. A., Scott WN, (1979). "The total condylar knee prosthesis: The first five years." Clin. Orthop **145**: 68.

Ishii Y, T. K., Koga Y, et al (1998). "Gait analysis after total knee arthroplasty. Comparison of posterior cruciate retention and substitution." J Orthop Sci **3**: 310-317.

Jones EC, I. J., Inglis AE, et al, (1979). "GUEPAR knee arthroplasty results and late complications." Clin. Orthop **140**: 145.

Kleinbart FA, B. E., Evangelista J, Scott WN, Vigorita VJ, (1996). "Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and aged matched knee specimens." J Arthroplasty **11**: 726-731.

Lai KA, L. C., Jou IM, Su FC. (2001). "Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip--comparison with untreated patients." Journal of Orthopaedic Research. 19(6):1147-52, 2001 Nov. **19**(6): 1147-52.

Lee TH, T. T., Kitahara H, Moriya H. (1999). "Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls--women without arthroplasty." J of Orthopedic Science **4**(1): 13-21.

Lu TW, O. C., J.J. (1999). "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimization with joint constraints." Journal of Biomechanics, **32**: 129-134.

Lu TW, P. o. O. U., St. Peter's College, Oxford (1997). "Geometric and Mechanical Modelling of the Human Locomotor System."

MacIntosh DL (1958). "Hemiarthroplasty of the knee using a space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities." J Bone Joint Surg (Am.) **40**: 1431.

Mahoney OM, N. P., Rhoads DD, Alexander JW, Tullos HS, (1994). "Posterior cruciate function following total knee arthroplasty: A biomechanical study." J Arthroplasty **9**: 569-578.

McCrary JL, W. S., Lifeso RM (2001). "Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty." Gait & Posture. **14(2):104-9, 2001 Oct.**

Messier SP, L. R., Hoover JL, et al (1992). "Osteoarthritis of the knee: effect on gait, strength and flexibility." Arch Phys Med Rehabil **73**: 29-36.

Pekka Paavolainen, E. P., Pekka Pulkkinen, Tuomo Visuri (2002). "Causes of Death After Total Hip Arthroplasty." The Journal of Arthroplasty **17(3)**: 274-281.

Perron M, M. F., Moffet H, McFadyen BJ (2000). "Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty." Clinical Biomechanics. **15(7):504-15, 2000 Aug. 15(7): 504-15.**

Perry J (ed) (1992). Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, NJ, SLACK, Inc.,

Ranawat CS (1986). "The patellofemoral joint in total condylar knee arthroplasty: Pros and cons based on five- to ten-year follow-up observation." Clin. Orthop **205**: 93-99.

- Ranawat CS, F. W. J., Saddler S, Hansraj KK, Maynard MJ, (1993). "Long-term results of the total condylar knee arthroplasty: A 15-year survivorship study." Clin. Orthop **286**: 94-102.
- Rand JA (1996). Posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. Reconstructive Surgery of the Joints, vol 2. Morrey BF: 1401-1408.
- Ritter MA, F. P., Keating EM, (1988). "Posterior cruciate ligament balancing during total knee arthroplasty." J Arthroplasty **3**: 323-326.
- Rosler J, P. C. (2000). "The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement." International Orthopaedics. **24(1):23-7, 2000**. **24(1)**: 23-7.
- Saunders JB dec M, Inman VT, et al. (1953). "The major determinants in normal and pathological gait." J Bone Joint Surg(Am.) **35**: 543-558.
- Scott RD, T. T. (1994). "Posterior cruciate supplementing total knee replacement using conforming inserts and cruciate recession: Effect on range of motion and radiolucent lines." Clin. Orthop **306**: 146-149.
- Scuderi GR, W. R., Insall JN, (1989). "Observation on patellar height after proximal tibial osteotomy." J Bone Joint Surg (Am.) **71**: 245-248.
- Seireg A, A. R. (1973). "A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system." J Biomech **6**: 313-326.
- Shiers LGP (1954). "Arthroplasty of the knee: Preliminary report of a new method." J Bone Joint Surg (Br.) **36**: 553.
- Sicard-Rosenbaum L., L. K., Behrman AL. (2002). "Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after hip arthroplasty." Journals of Gerontology Series A-Biological Sciences & Medical Sciences. **57(1):M47-51, 2002 Jan**. **57(1)**: M47-51.
- Soderman P, M. H. (2001). "Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement?." Clinical Orthopaedics & Related Research.

(384):189-97, 2001 Mar. 384: 189-97.

Stauffer RN, C. E. S., Gyory AN, (1977). "Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint." Clin. Orthop **126**: 246-255.

Stern SH, I. J. (1994). Total Knee arthroplasty with posterior cruciate ligament substitution designs. Surgery of the Knee. W. R. Insall JN, Scott WN, Kelly MA, Aglietti P (eds),. New York, Churchill Livingstone. **2**: 829-867.

Stiehl JB, K. R., Cloutier JM, Dennis DA, (2000). "A kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties." J Arthroplasty **15**(5): 545-549.

Stiehl JB, K. R., Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA, (1995). "Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty." J Bone Joint Surg (Br.) **77**: 884-889.

Stolk J, V. N., Huiskes R. (2001). "Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction." J Biomech **Jul;34**(7): 917-26.

Sutherland DH (1990). Gait analysis in neuromuscular disease. Instr Course Lect. **39**: 333-341.

Sutherland DH, K. K., Moitza JR (1994). Kinematics of normal human walking. Human Walking. G. J. Rose J. Baltimore, MD, Williams and Wilkins: 23-44.

Sutherland DH, O. R., Biden EN, Wyatt MP (1988). The Development of Mature Walking. London, MacKeith Press.

Title CI, R. J., Ranawat CS (2001). "Posterior cruciate-sacrificing versus posterior-substituting total knee arthroplasty." J Arthroplasty **16**(4): 409-414.

Toutoungi DE, L. T., Leardini A, Catani F, O'Connor JJ (2000). "Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises." Clin. Biomech **15**(3): 176-187.

Verneuil A (1860). "De la creation d'une fausse articulation par section ou resection partielle de l'os maxillaire inferieur, comme moyen de remedier a

l'ankylose vraie ou fautive de la machoire inferieure." Arch Gen Med 15 **174**.

Walldius B (1957). "Arthroplasty of the knee joint using endoprosthesis." Acta Orthop Scand [Suppl] **24**: 19.

Wilson SA, M. P., Gotlin RS, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Insall JN, (1996). "Comprehensive gait analysis in posterior-stabilized knee arthroplasty." J Arthroplasty **11**: 359-367.