

國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程學研究所

碩士論文

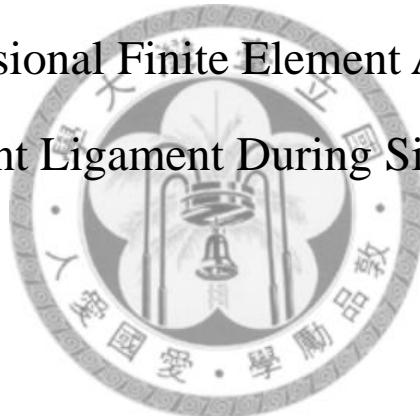
Institute of Biomedical Engineering
College of Medicine and College of Engineering
National Taiwan University

Master Thesis

坐到站動作中膝關節韌帶之三維有限元素分析

Three-Dimensional Finite Element Analysis of the

Knee-Joint Ligament During Sit-to-Stand



研究生：耿玠瑋

Chieh-Wei Keng

指導教授：呂東武 博士

Advisor: Tung-Wu Lu, D.Phil.

中華民國 102 年 1 月

January, 2013

國立臺灣大學碩士學位論文 口試委員會審定書

坐到站動作中膝關節韌帶之三維有限元素分析

Three-Dimensional Finite Element Analysis of the

Knee-Joint Ligament During Sit-to-Stand

本論文係 耿玠瑋君 (學號 R99548020) 在國立臺灣大學醫學工程學研究所完成之碩士學位論文，於民國 102 年 1 月 24 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

王東河

(指導教授)

林聰穎

王至弘

所長：

醫學院、工學院醫學
工程學研究所所長 王兆麟

誌謝

大學四年級很幸運的如願推甄上台大醫工所，能進來這間實驗室更是開心。這幾年實驗室的生活讓我學習到很多，不論是做研究的方法，亦或是待人處事的態度，都讓我有所長進；這一切都必須要感謝我的指導教授，呂東武老師。因為有老師耐心又紮實的訓練與指導，才能讓我有今天的成果。

從進來這間實驗室起，就一直有哲安及方杰學長帶領著我，很感謝你們辛苦的教我。在此也要感謝祝芬學姐與聖昌學長，你們在我剛進實驗室還很生疏的時候給我鼓勵。也感謝士文、正忠學長，在我口試前花時間指導我，給我許多的幫助。另外就是感謝兩個可愛的學弟，振立、琮淇；你們不但很認真的學習，也幫我分擔了許許多多的工作。在此還要感謝實驗室陪我一路走來的大家，學長姐：宗遠、美英、彥宏、佳達、炫綸、廷伊、偉菁、致佑、佑庭，同學：祐伸、江昊、瑋純，學弟妹：秉璋、淳皓、立德、慶儒、逸翔、郁寰、碩辰，也感謝助理們：蓉蓉、欣蘭、採掀、怡明。因為有你們，實驗室才會這麼美好、這麼溫馨。

最重要的是要感謝我最最親愛的家人：把鼻、馬迷、還有全世界最棒的哥哥。你們是我最大的支柱，給我繼續走下去的動力，也在我壓力很大的時候用愛包容我。感謝我的寶貝甜甜，信博；你陪伴我度過最艱困日子，給我信心、力量和溫暖的鼓勵；因為你，我才能熬過這段日子，有你在身邊真的很幸福、很安心。

「你們要堅強勇敢；不要害怕，也不要因他們畏懼，因為耶和華你的神與你同去；他決不撇下你，也不離棄你。」〈申命記〉- 31:6。感謝主讓我在這段日子中得到很豐富的經歷，並且一直保守著我；祢所給予我的一切都讓我感謝。

僅以本論文獻予我的師長、家人、同學及我的朋友們。

耿玠璋 謹誌

一百零二年一月於國立台灣大學醫學工程研究所

骨科工程暨動作分析 實驗室

摘要

在人體許多動作，如：走路、跑步、上下樓梯、起立、坐下...等，都需要倚賴下肢；而在下肢數個關節當中，膝關節是其中活動度最大的。在進行活動的同時，膝關節的關節面會彼此滾動及滑動；此外，在膝關節周圍的肌腱、韌帶、肌肉等，則會各自附著於骨頭上旋轉及拉伸。這些組織結構間相互作用力的方向以及大小，也會隨著膝關節活動角度範圍的不同，而有系統的變化。膝關節韌帶在下肢運動時所扮演的角色是不容小覷的，膝關節韌帶除了維持關節的穩定性，還能導引股骨、脛骨間的相對運動。基於膝關節韌帶對人體的重要性，以及有限元素模型分析的高度可行性，以有限元素法分析膝關節韌帶之受力與形變情形的研究是相當值得作進一步探討的。

有限元素分析是由幾何模型、材料參數、邊界條件、負載四大主軸構成。在本研究中：膝關節骨頭的幾何資訊是由電腦斷層掃描影像而來，韌帶則是利用核磁共振影像。骨頭的材料為剛體；而膝關節韌帶的材料參數則是參照實驗的結果及文獻。邊界條件運用的是骨頭的運動學資料。負載的部分採用「位法」的概念，模擬出活體或試體膝關節在實驗時受力的狀況。

本研究在經過實驗與模擬之後，將呈現「坐到站」動作下，受試者韌帶之受力、長度變化以及其應力、應變分布情形，四者與膝關節彎曲角度變化的關係，並針對結果進行分析與探討。

關鍵字：有限元素法、膝關節模型、坐到站

Abstract

Lower limbs are needed in many motions to human, such as walking, running, up or down stairs, stand up, sit down etc. There are many joints in the lower limbs. The knee joint is the one which has the largest range of motion. The articular face of the knee joint may rolling and sliding during motions. Besides, the soft tissues may be rotating and stretching by adhere on the bones. The reaction forces between the soft tissues in knee joint may change with the knee joint range of motion. The knee joint not only keep the joint stability, but also lead the relative motion between the femur and the tibia. In base of the importance the knee ligaments to the human, and the high feasibility of the finite element analysis. It is worthy to do the loading and elongation analysis of the knee joint by using the finite element analysis.

The finite element analysis is composed by the four main part: the geometry, material parameter, boundary condition, and loading. In this study, the geometry information of the knee joint bone is come from CT images, and the ligaments is come from MRI images. The bone is seeing as a rigid body. The material parameter of the knee ligaments is base of the experiments and the literatures. The kinematics data of the bone is the boundary condition. In this study, the "displacement method" is used to replace the loading.

After the experiments and the finite element analysis, the ligament force, length, stress and strain during sit to stand are shown. Then, the relationship between the four results and the knee flexion angle are discussed and analyzed.

Key Words: finite element analysis, knee joint model, sit to stand

目錄

| | |
|------------------------|-----|
| 論文口試委員審定書 | I |
| 誌謝 | II |
| 中文摘要 | III |
| 英文摘要 | IV |
| 目錄 | V |
| 圖表目錄 | VII |
| 第壹章 緒論 | 01 |
| 第一節 研究背景 | 01 |
| 第二節 膝關節之解剖構造與功能 | 03 |
| 第三節 膝關節之運動學 | 05 |
| 第四節 韌帶之解剖構造與功能 | 08 |
| 第五節 文獻回顧 | 11 |
| 一 膝關節韌帶之受力 | 11 |
| 二 膝關節韌帶之長度變化 | 16 |
| 三 膝關節運動學之量測 | 19 |
| 四 功能性活動—坐到站 | 23 |
| 第六節 研究目的 | 25 |
| 第貳章 實驗材料與方法 | 26 |
| 第一節 試體關節之材料參數實驗 | 26 |
| 一 實驗對象與儀器設備 | 26 |
| 二 實驗流程 | 27 |
| 三 試體關節之模型驗證 | 28 |
| 第二節 活體關節之穩定度測試實驗 | 31 |

| | | |
|------|----------------------|----|
| 一 | 實驗對象與儀器設備 | 31 |
| 二 | 實驗流程 | 32 |
| 三 | 活體關節之模型驗證 | 33 |
| 第參章 | 有限元素分析 | 34 |
| 第一節 | 分析流程概述 | 35 |
| 第二節 | 膝關節三維有限元素模型之建立 | 37 |
| 第三節 | 材料特性 | 42 |
| 第四節 | 邊界條件 | 46 |
| 第五節 | 負載設定 | 48 |
| 第肆章 | 研究結果與討論 | 49 |
| 第一節 | 模型驗證結果 | 49 |
| 第二節 | 坐到站動作之分析 | 53 |
| 第三節 | 韌帶受力之分析 | 56 |
| 第四節 | 韌帶長度變化之分析 | 60 |
| 第五節 | 韌帶應力之分析 | 63 |
| 第六節 | 韌帶應變之分析 | 69 |
| 第七節 | 未來目標 | 72 |
| 第伍章 | 結論 | 73 |
| 參考文獻 | | 74 |

圖表目錄

| | |
|--|----|
| 圖 1-1、膝關節解剖構造前視圖 (HandballCity, 2006) | 04 |
| 圖 1-2、人體解剖平面 (Nordin and Frankel, 2001) | 05 |
| 圖 1-3、膝關節在解剖平面之運動 (Nordin and Frankel, 2001) | 06 |
| 圖 1-4、脛骨相對於股骨滾動及滑動 (Nordin and Frankel, 2001) | 07 |
| 圖 1-5、平行纖維束 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001) | 08 |
| 圖 1-6、韌帶纖維結構示意圖 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001) | 08 |
| 圖 1-7、韌帶組成示意圖 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001) | 09 |
| 圖 1-8、韌帶膠原纖維在放鬆 (左)、受拉力 (右) 時的微觀結構 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001) | 09 |
| 圖 1-9、受力-伸長量關係圖 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001) | 10 |
| 圖 1-10、韌帶前拉測試之受力-伸長量關係圖 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001) | 10 |
| 圖 1-11、一維韌帶模型 (Blankevoort et al., 1991) | 14 |
| 圖 1-12、利用四連桿計算股骨、脛骨與前後十字韌帶在矢狀平面的運動資訊 (T. W. Lu et al., 1996) | 15 |
| 圖 1-13、三維元素所表示的韌帶模型 (Zhong Yan-lin et al., 2011) | 15 |
| 圖 1-14、AM、PL bundle 兩端點距離隨彎曲角度增加而產生的變化 (Guoan Li et al., 2004) | 17 |

| | |
|--|----|
| 圖 1-15、前、中、後三束內側韌帶兩端點距離隨彎曲角度增加而產生的變化 (Sang Eun Park et al., 2005) | 18 |
| 圖 1-16、前、中、後三束外側韌帶兩端點距離隨彎曲角度增加而產生的變化 (Sang Eun Park et al., 2005) | 19 |
| 圖 1-17、膝關節去除肌肉等只保留十字韌帶與軟骨，然後將兩端固定在 儀器上並給予固定的力矩量測其變量，進而計算出脛骨旋轉角 度的變化 (Matsumoto et al., 2000) | 21 |
| 圖 2-1、六軸機械手臂系統 | 26 |
| 圖 2-2、以工業用機械手臂為基礎而開發一套關節前後拉伸測試系統 | 27 |
| 圖 2-3、以塑鋼土將試體固定於夾具，股骨夾具鎖於測試臺 | 27 |
| 圖 2-4、試體實驗之模型驗證流程 | 28 |
| 圖 2-5、膝關節彎曲 30° 之有限元素模型 | 28 |
| 圖 2-6、膝關節彎曲 30° 下之前拉測試 | 29 |
| 圖 2-7、膝關節彎曲 30° 下之後拉測試 | 29 |
| 圖 2-7、依 30° 前拉測試之實驗結果，調整其韌帶材料參數 | 30 |
| 圖 2-8、動態 X 光實驗示意圖 | 31 |
| 圖 2-9、膝關節穩定量測器 (KT-2000) | 32 |
| 圖 2-10、動作分析系統 | 32 |
| 圖 2-11、活體實驗之模型驗證流程 | 33 |
| 圖 3-1、線段、三角形、矩形、四面體、六面體元素 (由左至右) | 34 |
| 圖 3-2、本研究之有限元素分析流程圖 | 36 |
| 圖 3-3、膝關節骨頭的斷層掃描影像 | 37 |
| 圖 3-4、經 Amira 重建出膝關節骨頭 | 37 |
| 圖 3-5、骨頭模組經 Geomagic 平滑減點 | 38 |
| 圖 3-6、用 Rapidform 將骨頭模組實體化 | 38 |

| | |
|---|----|
| 圖 3-7、三維有限元素膝關節骨頭模型 | 38 |
| 圖 3-8、膝關節的核磁共振影像 | 39 |
| 圖 3-9、將核磁共振與斷層掃描影像堆疊出的模組進行位置比對 | 39 |
| 圖 3-10、在有限元素模型上匯入標記點 | 40 |
| 圖 3-11、依標記點建立韌帶模型 | 40 |
| 圖 3-12、三維膝關節有限元素模型之前視（左）與後視（右） | 41 |
| 表 3-1、試體前拉測試結果所得到的材料參數 | 43 |
| 圖 3-13、韌帶受拉力之模擬 | 44 |
| 圖 3-14、韌帶受拉時受力與變形量的關係圖 | 44 |
| 圖 3-15、韌帶受壓力之模擬 | 45 |
| 圖 3-16、韌帶受壓時受力與變形量的關係圖 | 45 |
| 圖 3-17、膝關節由正中位置轉至動態 X 光的初始位置 | 46 |
| 圖 3-18、坐到站的動態 X 光影像（順序由左至右、上至下） | 47 |
| 圖 4-1、30°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對 兩者比對結果之 AvgError 為 3.29 (N) | 50 |
| 圖 4-2、0°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對 兩者比對結果之 AvgError 為 3.43 (N) | 50 |
| 圖 4-3、60°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對 兩者比對結果之 AvgError 為 4.78 (N) | 51 |
| 圖 4-4、90°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對 兩者比對結果之 AvgError 為 5.94 (N) | 51 |
| 圖 4-5、120°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對 兩者比對結果之 AvgError 為 8.43 (N) | 52 |
| 圖 4-6、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖（85°） | 53 |
| 圖 4-7、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖（74°） | 54 |

| | |
|--|----|
| 圖 4-8、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (58°) | 54 |
| 圖 4-9、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (41°) | 54 |
| 圖 4-10、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (29°) | 55 |
| 圖 4-11、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (17°) | 55 |
| 圖 4-12、前十字韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力 | 56 |
| 圖 4-13、後十字韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力 | 57 |
| 圖 4-14、內側韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力 | 57 |
| 圖 4-15、外側韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力 | 58 |
| 圖 4-16、膝關節韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力 | 59 |
| 圖 4-17、前十字韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖 | 60 |
| 圖 4-18、後十字韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖 | 61 |
| 圖 4-19、內側韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖 | 61 |
| 圖 4-20、外側韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖 | 62 |
| 圖 4-21、前內側束前十字韌帶於坐到站過程中之應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 63 |
| 圖 4-22、後內側束前十字韌帶於坐到站過程中之應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 63 |
| 圖 4-23、前外側束後十字韌帶於坐到站過程中之應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 64 |
| 圖 4-24、後內側束後十字韌帶於坐到站過程中之應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 64 |
| 圖 4-25、內側韌帶於坐到站過程中之應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 64 |
| 圖 4-26、外側韌帶於坐到站過程中之應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 65 |

| | |
|--|----|
| 圖 4-27、前內側東前十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 65 |
| 圖 4-28、後外側東前十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 66 |
| 圖 4-29、前外側東後十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 66 |
| 圖 4-30、後內側東後十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 66 |
| 表 4-1、最大應力之分布與數值 | 67 |
| 圖 4-31、內側韌帶於坐到站過程中之最大應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 68 |
| 圖 4-32、外側韌帶於坐到站過程中之最大應力分布 (85°→60°→30°→0°) | 68 |
| 圖 4-33、前內側東前十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°) | 69 |
| 圖 4-34、後外側東前十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°) | 69 |
| 圖 4-35、前外側東後十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°) | 70 |
| 圖 4-36、後內側東後十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°) | 70 |
| 圖 4-37、內側韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°) | 71 |
| 圖 4-38、外側韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°) | 71 |

第壹章 緒論

第一節 研究背景

人體的骨骼肌肉系統在人體進行各種動作時，提供了極大的貢獻與作用。一個正常成人的身上就有兩百零六塊骨頭，骨頭與骨頭之間以關節連節在一起；關節依其功能性可分成：不動關節 (synarthrosis)、少動關節 (amphiarthrosis)、可動關節 (diarthrosis)。其中，以可動關節對人體各種動作的進行具有直接性的影響。在可動關節的周圍有許多肌肉、韌帶、軟骨等組織，共同完成人體的每個動作；不過，為確保人體能完整的呈現每個動作，關節的活動度 (mobility) 與穩定度 (stability) 是極為重要的關鍵。

在人體許多動作，如：走路、跑步、上下樓梯、起立、坐下...等，都需要倚賴下肢；而在下肢數個關節當中，膝關節是其中活動度最大的。在進行活動的同時，膝關節的關節面會彼此滾動及滑動；此外，在膝關節周圍的肌腱、韌帶、肌肉等，則會各自附著於骨頭上旋轉及拉伸。這些組織結構間相互作用力的方向以及大小，也會隨著膝關節活動角度範圍的不同，而有系統的變化 (Lu and O'Connor, 1996)。

根據研究顯示：每一百個人中就有約四十個人曾患有膝關節之相關疾病，當中以膝關節韌帶的傷害占了大多數，而前十字韌帶的損傷則是韌帶傷害中最常見的 (Majewski, Susanne et al., 2006)；在美國的統計，每年平均就有二十萬起前十字韌帶受損的病例發生 (Lyman S. et al., 2009)。造成膝關節傷害的原因有：過度伸、撕裂，以及受到過大力的外翻或內翻。通常韌帶傷害的治療會由醫師評估後，決定手術或復健的方式，然為求治療得以達到最好的效果，必須先深入了解膝關節的運動機制及其內部組織力學作用後，並提供正確且可行的模擬方法，方可提出有效的治療方式。

研究膝關節的生物力學有助於了解造成傷害的導因，然基於倫理道德上的考量，且為避免量測時破壞韌帶原本的幾何外形，以試體試驗研究膝關節韌帶的生物力學及其物理特性，便成為多數文獻會採取的方式；然試體實驗卻不易模擬膝關節受動態荷重下的真實狀況。近年來常以電腦模型對韌帶進行模擬研究；不僅可更逼真的模擬膝關節在各種不同情況下的力學行為，其耗費成本也較低。在臨床研究上，也能針對膝關節系統分析各種力學性質。

本實驗室一直以來都有關於膝關節方面的研究，其研究之成果也是相當具有貢獻性的；2008年，本實驗室林佑澤學長改進前人之研究，運用核磁共振影像得到骨頭與韌帶的幾何資料，並引用單平面影像比對技術 (Lu and Tsai, 2004)，得到骨頭的運動學資料。在活體膝關節有限元素分析模擬時，以等向、均質、不可壓縮的材料性質模擬膝關節韌帶；其研究結果顯示：前十字韌帶在膝蓋彎曲狀態下會受到較大的力量。然而，在膝關節模型建構的部分：韌帶的材料特性與實際較不相符，且一階四面體元素的精準度較低，用以模擬韌帶較為粗略。此外，在模擬膝關節運動資料時，並未注意到在掃動態 X 光和核磁共振時，空間中的初始位置並不相同。2010年，本實驗室學長郭哲安，再次改進膝關節三維有限元素模型，使用橫向同性、不可壓縮之超彈性體材料模擬膝關節韌帶。此外還加上試體實驗加以驗證；利用六軸機械手臂系統對膝關節試體作前拉穩定度測試，並將此實驗結果與電腦模擬分析後的結果作比較，藉此驗證三維韌帶模型之力學特性及其有效性。臨床上，透過膝關節鬆弛度測試驗證材料，並比較正常人、前十字韌帶缺損、前十字韌帶重建之病人在膝關節三種功能性活動下，膝關節韌帶受力之差異，同時評估該病患於手術前後之差別。此三項功能性活動包括：走路、坐到站、上樓梯。

膝關節韌帶在下肢運動時所扮演的角色是不容小覷的，基於膝關節韌帶對人體的重要性，以及有限元素模型分析的高度可行性，以有限元素法分析膝關節韌帶之受力與形變情形的研究是相當值得作進一步探討的。

第二節 膝關節之解剖構造與功能

人體的下肢骨就有 60 塊骨頭，包這其中括了：大腿的股骨 (femur)，小腿的髌骨 (patella)、脛骨 (tibia)、腓骨 (fibula)，腳踝的踝骨 (ankle bone)，以及腳上的蹠骨 (metatarsus)、趾骨 (phalanges)。在膝關節的部分包含兩個關節，分別是脛骨股骨關節 (tibiofemoral joint)；另一個則是髌骨股骨關節 (patellofemoral joint)。以下將針對與膝關節相關的股骨、髌骨、腓骨、脛骨作介紹。

股骨又稱做大腿骨，是為人體中最長且最為重要的骨頭。其近端、遠端分別與髌骨、脛骨形成關節；由於股骨的骨幹向內側彎曲，故使人體兩側的膝關節更加接近身體的重心線。髌骨為位在膝關節前面的一小塊三角型骨頭，包覆於股四頭肌 (quadriceps femoris muscle) 的肌腱裡。其背面的兩個小關節面，分別和股骨的內髌、外髌形成關節。脛骨位於小腿內側，是小腿中體積較大的骨頭，其亦扮演著承受腿部主要重量的部位。脛骨的近端與股骨、腓骨構成關節，遠端則與腓骨、距骨 (talus) 形成關節。腓骨位於小腿外側，與脛骨平行；就體積及質量的方面來看，都較脛骨來的小。腓骨的近端與脛骨外髌下方的面構成關節，遠端則與距骨、脛骨分別形成關節。

由於膝關節兼具下肢的活動度與穩定度，因此膝關節還需要靠韌帶來維持其功能；膝關節韌帶分為：關節內韌帶 (intra-articular ligaments)、關節囊外韌帶 (extracapsular ligaments)。關節內韌帶的部分主要的是：前十字韌帶 (anterior cruciate ligament, ACL)、後十字韌帶 (posterior cruciate ligament, PCL)；而關節囊外韌帶主要的則是：髌骨韌帶 (patella ligament)、外側副韌帶 (lateral collateral ligament, LCL)、內側副韌帶 (medial collateral ligament, MCL) (圖 1-1)。



圖 1-1、膝關節解剖構造前視圖 (HandballCity, 2006)

膝關節上的韌帶除了維持關節的穩定性，還能導引股骨、脛骨間的相對運動。在這其中，有顯著性影響的韌帶為前、後十字韌帶與內、外側韌帶。前十字韌帶是由股骨後外上方連接至脛骨前內下方，當膝關節彎曲時為不受力的鬆弛狀態；主要是限制住脛骨相對股骨的向前運動，以防過度伸展，同時限制了膝關節的外展及內展動作；此外，也能引導膝關節在彎曲狀態下，股骨在脛骨上的旋轉及滑動。後十字韌帶為十字韌帶中強度較強勁的，其附著於脛骨平台後緣中央凹處，並連接至股骨內踝前外緣，在膝蓋彎曲時會因受力而緊繃；後十字韌帶最主要的功能為限制住股骨在脛骨上的向前移動，其是限制膝關節內翻，以及膝蓋彎曲 90° 時的脛骨外轉。當膝關節承受重力時，後十字韌帶能在膝關節彎曲運動中有效的使股骨保持穩定。外側韌帶的外形由股骨外側上髌向下連接至腓骨外側表面，形狀呈長條狀。內側韌帶由股骨內上髌連接至內髌與脛骨內側面上方的部分；在內側韌帶中央的部分，其深層的纖維均勻地連接至內側半月軟骨。內側韌帶外觀是為一平面韌帶，其強度較外側韌帶弱，故也較容易受到傷害。

第三節 膝關節之運動學

人體肢段的運動可用空間中三個平移量及三個旋轉量描述，為了使膝關節運動的情形，能讓臨床人員更簡單的了解，在座標系統的定義上，會將主軸方向定義與臨床上三個解剖平面相符（圖 1-2、1-3）；而膝關節運動的部分則常以脛骨座標系統相對於股骨座標系統角度與位移來描述。

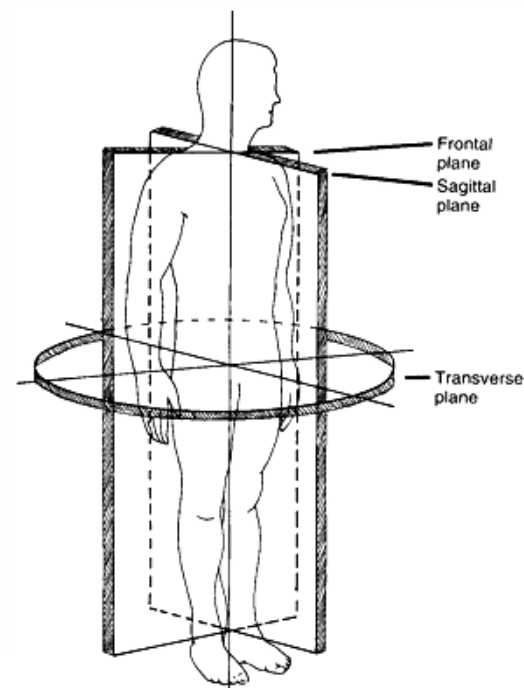


圖 1-2、人體解剖平面（Nordin and Frankel, 2001）

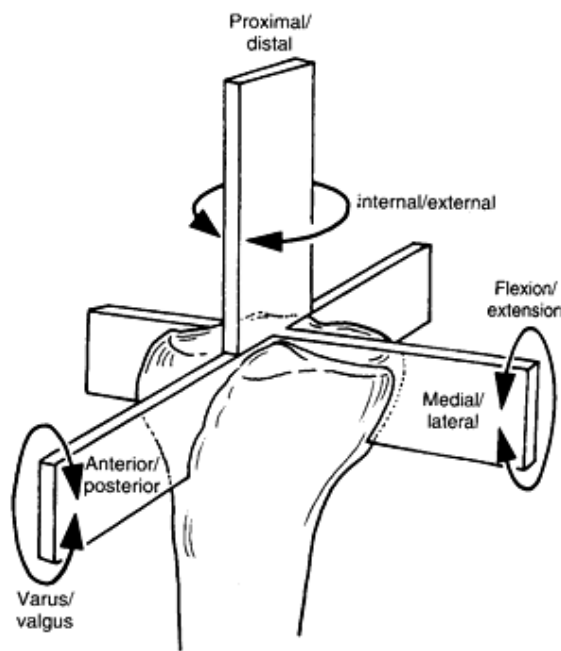


圖 1-3、膝關節在解剖平面之運動 (Nordin and Frankel, 2001)

膝關節在冠狀平面上的移動為進端遠端移動 (proximal / translation)，旋轉稱為外翻及內翻 (valgus / varus)；在矢狀平面上的移動稱作前後移動 (anterior / posterior translation)，旋轉則稱為屈曲及伸展 (flexion / extension)；至於在橫向平面上的移動稱為內、外側移動 (medial / lateral translation)，旋轉則稱為內轉、外轉 (internal / external rotation)。膝關節最主要的動作為矢狀平面上的屈曲及伸展，這也是在膝關節許多動作中最為明顯的。正常人平均膝關節在矢狀平面上的屈曲及伸展運動範圍約為 $0^{\circ}\sim 140^{\circ}$ ，在橫向平面上的內轉及外轉範圍分別為約為 $0^{\circ}\sim 30^{\circ}$ 及 $0^{\circ}\sim 45^{\circ}$ ，而冠狀平面上的旋轉角度範圍則較小。在膝關節彎曲角度為 0° 時，膝關節骨頭間扣鎖，呈現較穩定的狀態。其實膝關節的旋轉動作是會彼此相關的，隨著彎屈角度增加的同時，脛骨會向內轉，此現象即為 screw-home mechanism。

膝關節的主動動作是由肌肉收縮牽引而產生的，利用拮抗肌肉、軟骨，以及 ACL、PCL、MCL、LCL 四條韌帶維持住其穩定度；膝關節的被動動作部分，由於造成其運動的外因為外力，而非肌肉的主動拉力，故其運動方式就更明顯會受到四條韌帶的影響 (Wilson, Feikes et al. 1998; Wilson, Feikes et al., 2000)。

此外，以往也曾有研究發現：股骨和脛骨利用前、後十字韌帶的連接增加其穩定度，在矢狀平面上，脛骨不僅會於股骨上滑動，亦會有轉動發生（圖 1-4），故可將脛骨、前十字韌帶、後十字韌帶與股骨連接後，視為一在股骨上活動的四連桿（Strasser, 1917）；當脛骨隨著脛骨股骨關節伸展或彎曲動作的同時，也會向外或向內旋轉。髌骨股骨關節活動的部分，髌骨會沿著股骨髌上滑行；當膝關節完全伸展時，外側與內側股骨髌皆會和髌骨相接；但當膝關節彎曲的範圍超過 90° 時，僅有內側股骨髌會和髌骨相連接。值得一提的是，膝關節的運動兼具屈伸、滾動、滑動、側移，以及軸位移（Nordin and Frankel, 2001）；在屈伸過程中，矢狀平面上有許多暫態旋轉中心，但因其運動有太多自由度，所以許多研究往往僅針對單一自由度上的力動學家以討論，然而這種假設會使結果與實際不符。因此，在分析膝關節力學行為時，首先就是要確保運動資訊必須是完整且精確的。

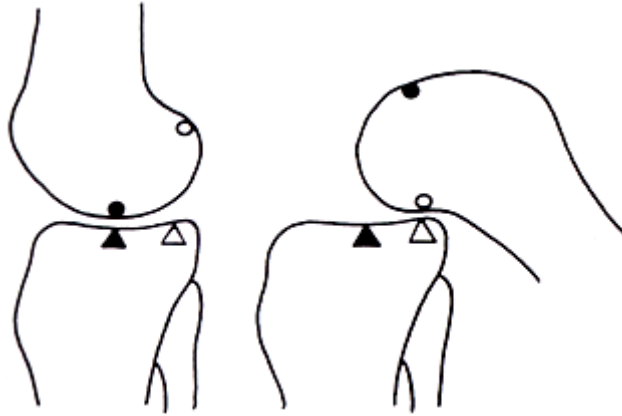


圖 1-4、脛骨相對於股骨滾動及滑動（Nordin and Frankel, 2001）

第四節 韌帶之解剖構造與功能

韌帶屬於緻密結締組織或稱膠原組織，其內部是由多串平行纖維束所組成的（圖 1-5）。韌帶的基本構造為三迴旋結構的膠原分子（collagen molecules），該分子組成的纖維絲集結成束狀的韌帶纖維絲（fibril）（圖 1-6）；多條韌帶纖維絲集結成束後，即成為韌帶纖維（fiber），最後韌帶纖維再集結而成束狀之韌帶（圖 1-7）。

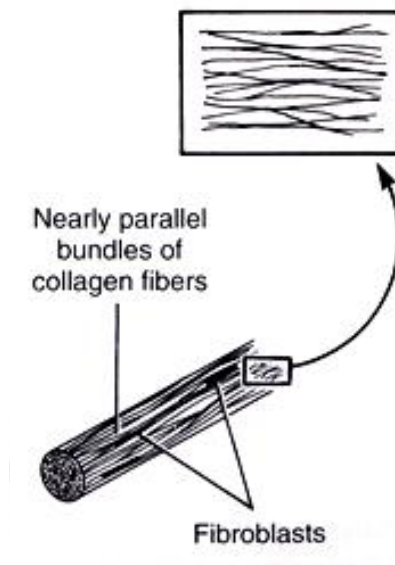


圖 1-5、平行纖維束（Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001）

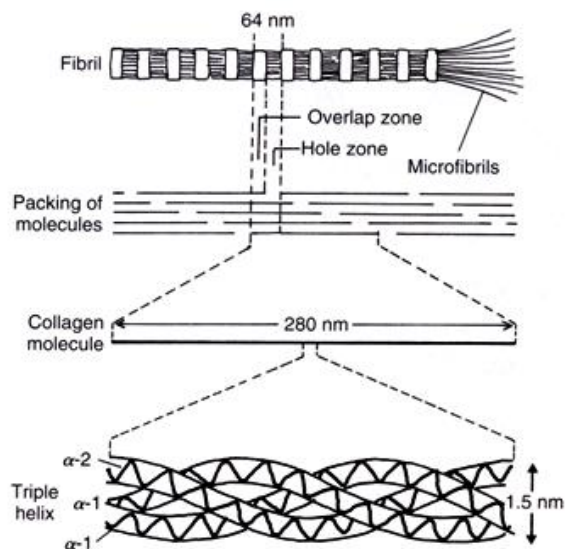


圖 1-6、韌帶纖維結構示意圖（Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001）

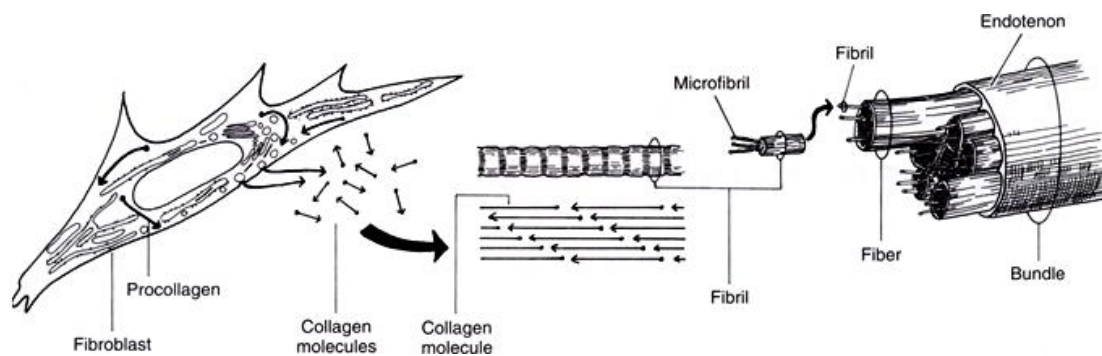


圖 1-7、韌帶組成示意圖 (Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001)

韌帶纖維以規律的平行形式呈現，纖維排列緊密，且各層結構之間都是以同方向排列的。由此可知，韌帶所能承受、抵抗的力量為徑向的；其最主要承受的是單一方向之張力。然橫向受力的形變情況卻與徑向完全不同，是為非等向性。就彈性而言，韌帶較一般金屬或塑膠材料的彈性都大，能將肌肉牢固的附著在骨骼上，其亦具有可承受較大變形並回復原始長度之能力。同時，由於韌帶纖維排列形式的關係，在受力狀況下，纖維拉伸的同時也增強了韌帶承受大變形的抵抗能力 (圖 1-8)。此外，韌帶在受力時，沿著受力方向的形變並非線性，而是非線性的 (圖 1-9)；根據研究指出，當韌帶被拉伸到約 70% 伸長量的時候，力量與伸長量間的斜率會急速上升 (圖 1-10)；這項研究結果即顯示出了，韌帶在外力大到一定程度下，其勁度值 (stiffness) 會驟升，也因為其高度非線性的材料特性，使之能承受、抵抗相當大的力量。

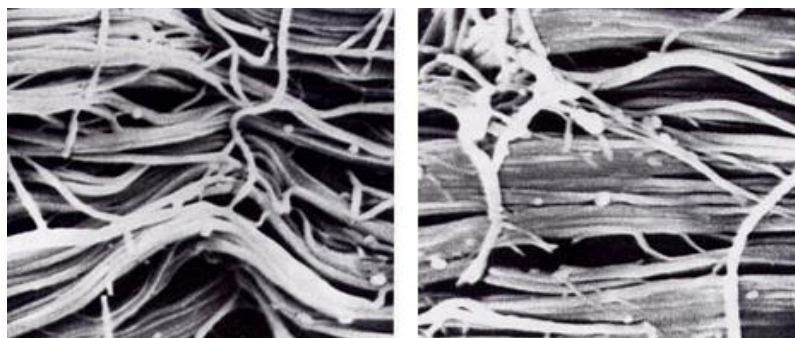


圖 1-8、韌帶膠原纖維在放鬆 (左)、受拉力 (右) 時的微觀結構

(Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001)

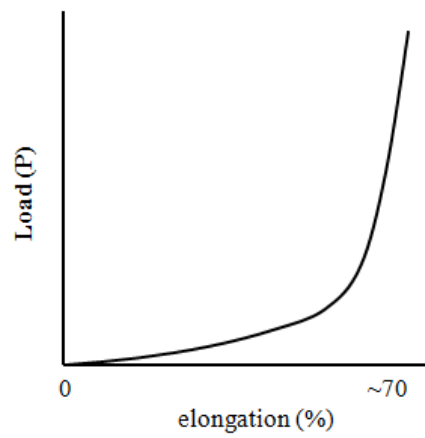


圖 1-9、受力-伸長量關係圖

(Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001)

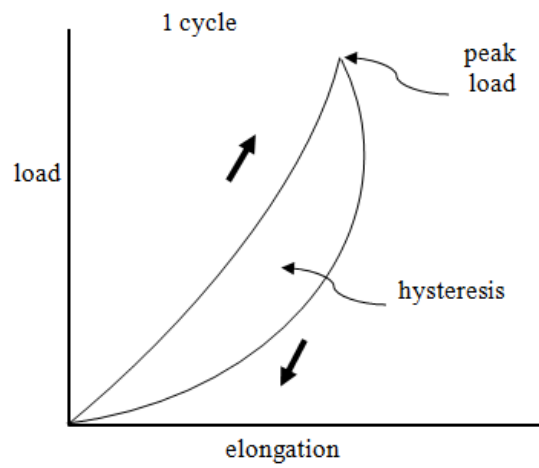


圖 1-10、韌帶前拉測試之受力-伸長量關係圖

(Margareta Nordin and Victor H. Frankel, 2001)

第五節 文獻回顧

一、膝關節韌帶之受力

關於膝關節韌帶受力情形的文獻，大致上可以分成三類：試體研究、活體研究，以及電腦分析的數學理論模型研究；以下將針對這三大類分別做說明。

1. 試體研究：

試體研究可以知道精確的關節面外形以及韌帶附着面的位置，在被動活動中，亦可得到各受力結構的力學特性及受力情形，但對於肌肉在主動收縮時，關節的運動模式和受力資訊卻是無法量測或模擬的；這即是試體研究之最大限制（Fujie et al., 1993; Kanamori et al., 2000; Markolf et al., 1990; Markolf et al., 1993; Rudy et al., 1996）。Markolf 等學者在 1990 年進行一項試體實驗：對膝關節試體施予各種定量的外力，並利用特殊設計的力量感測器測量前、後十字韌帶的應變，藉此實驗了解前、後十字韌帶所受之應力。Fujie 等學者在 1993 年利用機器人手臂，量測膝關節試體在進行膝關節鬆弛度測試時的韌帶受力；同時計算外部施予脛骨所需的力量，以符合膝關節在關節鬆弛度測試時，僅承受前、後向力量的假設，記錄下機器人手臂施予脛骨所需的力量大小和方向後，去除掉前十字韌帶，依照同樣的力量再施予脛骨，同時記錄下當前十字韌帶在受損後，膝關節進行鬆弛度測試時的位移與力量之關係；藉此實驗研究前十字韌帶受損的機制。這些試體研究對膝關節解剖構造及其在固定外力施行下，膝關節組織的受力反應，以及前十字韌帶受損相關之研究有很大的幫助；亦可提供相關的研究人員驗證其模型之正確性。然而在試體實驗量測的過程當中，仍無法得知其他受力結構。

2. 活體研究：

活體研究可分為兩種：非侵入式 (non-invasive) 及侵入式 (invasive)。非侵入式研究是利用外在的量測設備來量測人體在運動時各個肢段的運動模式資料，並做更進一步的分析。而侵入式的研究則是以埋入人體內的量測器，量測人體運動時，其各肢段的運動資料，或者是內部部分組織之受力。非侵入式的優點為：適用大多數的受試者，其中，動作分析被公認為最有效率的量測方法，可以量測到人體各個肢段及其關節的活體運動資料；這些資料可以幫助研究人員了解人體運動以及相關疾病的原因 (Kadaba et al., 1990; Gage et al., 1995; Escamilla et al., 1998)，也可用於多關節的動作分析。在勁行動做分析時，皮膚上的反光球標記會因為皮膚移動產生相對移動，並導致誤差，使得身體肢段的運動學資訊出現誤差。此研究的缺點為：僅可得到膝關節的外部現象，但卻無法得知膝關節內部受力和其結構間複雜的力學關係，以及其受力情形。侵入式的量測部分只能使用侵入式的技術，比如骨釘 (Lafortune et al., 1992)、量測韌帶受力用的植入式力量感測器 (Beynon et al., 1995)、量測骨頭內力之裝置輔具 (Lu et al., 1997) 等。其優點是：可直接且正確的量測人體內部組織的資料，亦或是骨頭真實的運動學資料；但此研究方法仍受限於量測的儀器。這些器具大都只能夠量測單一或少部分組織之受力，無法看到整體的受力情形。另外，骨釘搭配動作分析的系統可得到整體的受力情形，而且不會受到皮膚移動誤差的影響，不過仍有無法得到內部組織受力的問題；如：骨頭與骨頭間、骨頭與韌帶間、骨頭與肌肉間的力學互動。此外，要將感測器植入人體的前提，必須面對許多的實驗規範與限制，較一般非侵入式的實驗來的繁複。而且要考慮到受試者會有傷口感染的危險，所以感測器的設計也有特殊的要求；不論是其特殊的外形、尺寸等，都以達到置入人體的目標。另外很重要的一點是，植入物不能被人體排斥，或是對人體產生副作用。在實驗進行的同時，還需要有專業醫護人員在場方可以施行，對於需要大量收集資料的實驗是很大的考驗。因此

基於道德和技術上的考量，將理論模型和實驗結合的研究方法，已經被廣泛使用在研究活動性運動中膝關節內部肌肉、韌帶、骨頭的運動學和生物力學。

3. 膝關節韌帶數學理論模型

一維韌帶模型

為了解膝關節韌帶的生物力學特性，利用數學理論模型已是目前研究的方向，而在膝關節模型相關的文獻中，其大部分的韌帶模型是採用一維元素來表示。其因韌帶之主要功能為抵抗拉伸，所以如此單純化是合理的。一般而言，一維元素組成的韌帶其特性又表示成線性或非線性彈簧。而如雖然降低了膝關節模型的複雜度，但卻韌帶應力分佈及韌帶與骨頭面間的接觸力卻無法得知。

最早的膝關節模型為 Strasser 在 1917 年所提出的四連桿機構，其方法為假定前、後十字韌帶連桿在整個膝關節運動過程中，長度是不會變化的，也就是兩條韌帶分別在股骨及脛骨上其起點與終點的距離不會改變，因此脛骨會以前、後十字韌帶與股骨形成一個四連桿機構。其主要用來描述膝關節旋轉時瞬心的路徑、股骨踝和脛骨踝的外形，以及在膝關節彎曲時股骨和脛骨接觸點向後移動的現象。然而，實際的膝關節運動卻會造成韌帶變形 (Beynon et al., 1992)，當要模擬韌帶變形和脛骨與股骨關節之間之力學互動，以及韌帶變形所造成的力學效應時，這樣的模型就可能不適用。因此為了解決這樣的問題，Wismans 在 1980 年首先發表了一個根據解剖學資料及作用力與力矩平衡方程式所建立的三維模型理論，此模型允許在脛股關節上有五個自由度，同時也加入了外力、關節面、韌帶和運動學限制來更符合真實膝關節的受力條件，其韌帶描述方法為使用二至三條非線性彈簧，來建立前、後十字韌帶和內、外側韌帶等主要膝關節韌帶。利用計算股骨相對於脛骨的平衡位置，來模擬類靜態 (quasi-static) 的脛股關節，以描述膝關節中各個韌帶的應變特性以及脛股關節的力學互動。而 Blankevoort 和 Huiskes 於 1991 年更進一步的改進了 Wismans 所發展的方法，

增加了關節面的接觸力量（圖 1-11），而使脛骨關節面的軟骨可因受力而變形，以及韌帶纏繞骨頭的效應，同時也由試體實驗來驗證其膝關節模型，這些研究使得模擬韌帶和關節運動之間的力學互動有很大的進步。

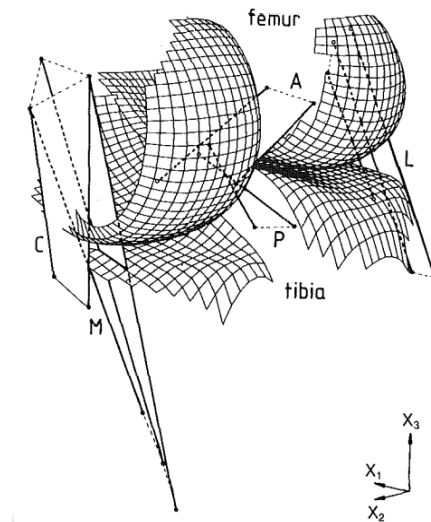


圖 1-11、一維韌帶模型（Blankevoort et al., 1991）

二維韌帶模型

使用二維元素來模擬韌帶可以進一步的預測其應力分佈情形，此為一維韌帶模型所無法達成的限制。二維韌帶模型不僅可以擁有一些三維韌帶模型的優點，而且在電腦模擬計算上也更加的簡單及省時。T. W. Lu 在 1996 年利用四連桿機構模型，計算膝關節韌帶在各個彎曲角度下之運動資訊，進而模擬出韌帶鬆弛的情形，如圖 1-12。而二維的韌帶模型在模擬承受拉伸負載之外，同時產生了壓力及剪力負載，因此在使用二維元素的韌帶模型文獻裡，對於其韌帶特性的描述及預測，仍然還是有其不充足的地方。

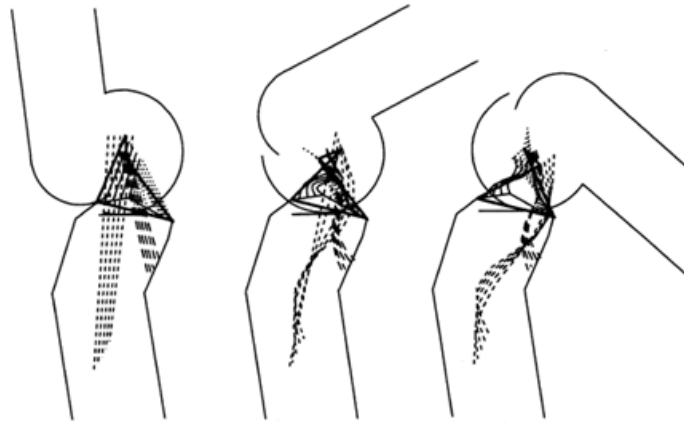


圖 1-12、利用四連桿計算股骨、脛骨與前後十字韌帶在矢狀平面的運動資訊
(T. W. Lu et al., 1996)

三維韌帶模型

如果想更精確的描述韌帶的應力分佈及包含韌帶與骨頭間的相互影響，就必許使用三維元素所表示的韌帶模型（圖 1-11）。然而，在三維韌帶模型的建立上，對於韌帶的特性定義也更加的複雜及困難。

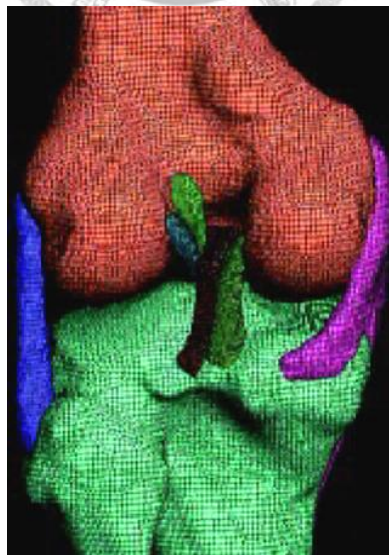


圖 1-13、三維元素所表示的韌帶模型 (Zhong Yan-lin et al., 2011)

Pioletti 等人發展出三維有限元素的膝關節韌帶模型，由實驗上來獲得韌帶和骨頭相嵌的接觸面積，其韌帶的材料特性定義為非線性、等向性、均質、不可壓縮性及黏彈性，並制定其韌帶的黏彈性特性方程式。而 Song 等人在 2004 年使用了 Pioletti 所制定的韌帶材料特性，依照解剖學將 ACL 分為 AM 及 PL，考慮了韌帶間及韌帶與骨頭間的接觸力與摩擦力的交互影響，並利用機器人手臂所量測膝關節試樣在膝關節鬆弛度測試時的位移資料 (Fujie et al.,1996)，做為邊界條件來進行有限元素分析，其計算分析結果更進一步與機器人手臂量測膝關節試樣在膝關節鬆弛度測試時所受的力量作為比較，獲得不錯的驗證結果，也更加確定了其韌帶模型的可行性。之後 Ramaniraka 等人也同樣利用了 Pioletti 所制定的韌帶材料特性，以有限元素法來模擬前、後十字韌帶重建後的力學分析，來預測其不同的韌帶重建狀況下所可能產生的結果。

雖然此韌帶模型能有效的預測力量，得到與臨床實驗上符合的趨勢，但對於模擬實際上的韌帶特性還是有其限制因素。因為韌帶是種纖維樣的緻密結締組織，為一非等向性材料結構，若使用等向性材料結構去作為模擬的話，將有可能導致較大的實驗誤差。因此，Hirokawa 和 Tsuruno 提出了包含橫均向性的三維韌帶模型，其韌帶的材料特性假設為不可壓縮且均質的超彈性體，並增強了沿著韌帶纖維走向伸展的長度變化所造成影響，制定其非線性方程式。之後也有部分學者同樣使用包含了橫均向性的三維韌帶模型來模擬膝關節鬆弛度測試，及預測被動負載下韌帶的應力分佈及受力情形(Limbert et al.,2004; Pena et al.,2006)。雖然此韌帶模型考慮了實際韌帶的纖維組織特性，使得更能合理的運用在膝關節較大彎曲的角度的情況下，但其限制條件為許多的韌帶材料參數仍然無法精確的獲得，而且在電腦計算及分析下也將更加的複雜且耗時。

二、膝關節韌帶之長度變化

觀察膝關節韌帶長度隨膝關節不同動作而變化的方式有幾種，例如：照動

態 X 光取得韌帶影像 (Guoan Li et al., 2004)、照靜態 X 光取得韌帶影像 (Tetsuo Higuchi et al., 2010)、掃核磁共振以獲得韌帶影像 (Fang Liu et al., 2011; Sang Eun Park et al., 2005; Jia-Lin Wu et al., 2010; Ramprasad Papannagari et al., 2007; Ali Hosseini et al., 2009; K.A. Taylor et al., 2011; E.S. Abebe et al., 2010)、掃斷層掃描得之韌帶與骨頭之接觸區域 (Yon-Sik Yoo et al., 2010; Mark L. Purnell et al., 2008; Woon-Seob Jeong et al., 2010)、取得相關影像後以韌帶之有限元素模型分析 (Louis E. DeFrate et al., 2004; Guoan Li et al., 2005)、運用數學模型 (Amy B. Zavatsky et al., 1994; Mohamed S. Hefzy et al., 1989)、使用機械手臂模擬動作來量測 (Thore Zantop et al., 2007)、利用試體量測 (Magnus Odensten et al., 1985; Fakhry G. Girgis et al., 1975)、亦或是直接植入量器...等。

Guoan Li 等人在 2004 年，利用核磁共振影像建構出了膝關節模型。運用動態 X 光取得受試者在膝關節彎曲 0°、30°、60°、90° 時的膝關節影像，並計算出前十字韌帶 (包括 AM、PL 兩束韌帶) 與後十字韌帶 (包括 PM、AL 兩束韌帶) 在股骨與脛骨上的連接點彼此之間的距離關係。結果顯示前十字韌帶中的 PL bundle 兩端點間的距離會隨彎曲角度增加而下降；而 AM bundle 兩端點間的距離在膝關節彎曲角度增加時則沒有顯著的變化 (圖 1-11)。

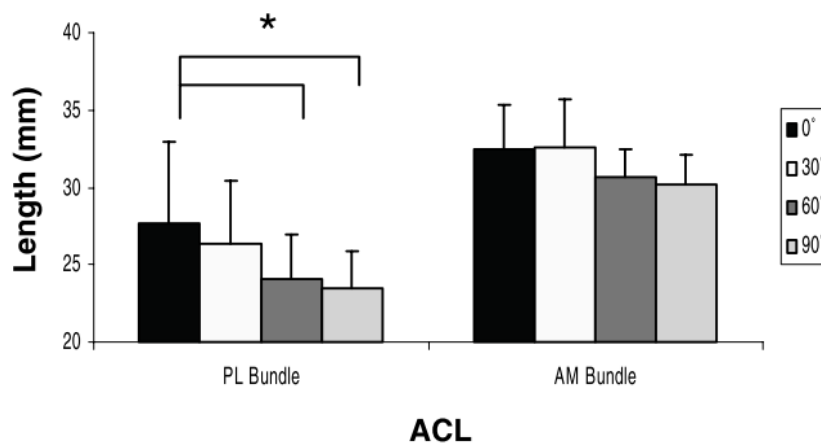


圖 1-14、AM，anteromedial bundle、PL，posterolateral bundle 兩端點

距離隨彎曲角度增加而產生的變化 (Guoan Li et al., 2004)

Sang Eun Park 等人在 2005，同樣利用核磁共振影像建構出了膝關節模型，運用動態 X 光取得受試者在膝關節彎曲 0°、30°、60°、90° 時的膝關節影像。針對內側及外側韌帶分別建立前、中、後三束韌帶分支，分別量測這三束韌帶兩端點距離隨著膝關節彎曲角度改變下的變化。結果顯示：前束內側韌帶端點距離在膝關節彎曲角度增加的條件下，並未有明顯的距離變化；中束的端點距離有逐漸下的趨勢，至於後束內側韌帶端點距離則明顯隨彎曲角度上升而減少（圖 1-12）。在外側韌帶的部分：前束外側韌帶端點距離在膝關節彎曲角度增加下，略有上升的現象，中、後束內側韌帶端點距離則隨彎曲角度上升而減少，後束內側韌帶尤其明顯（圖 1-13）。

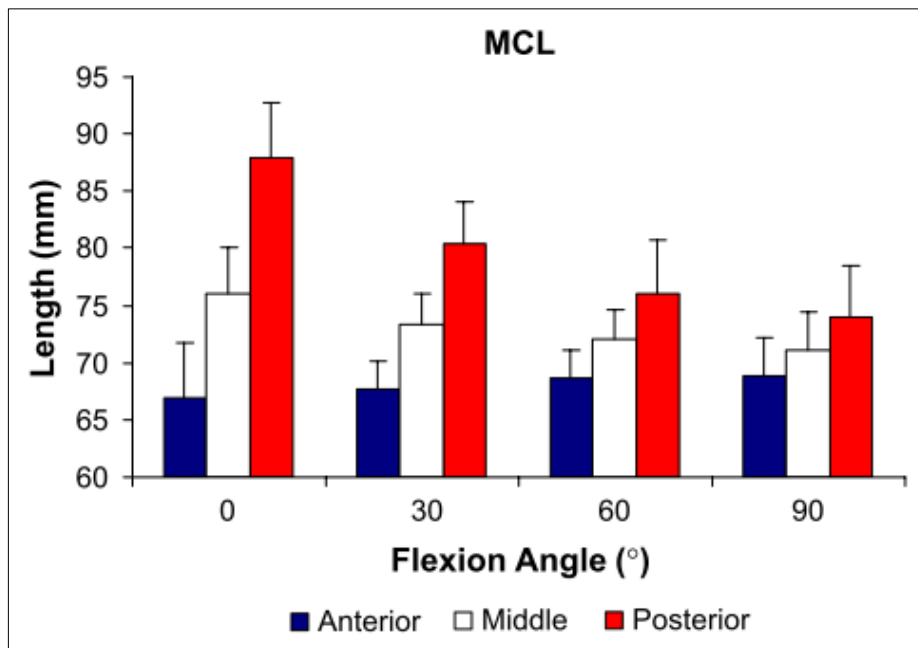


圖 1-15、前、中、後三束內側韌帶兩端點距離隨彎曲角度增加而產生的變化

(Sang Eun Park et al., 2005)

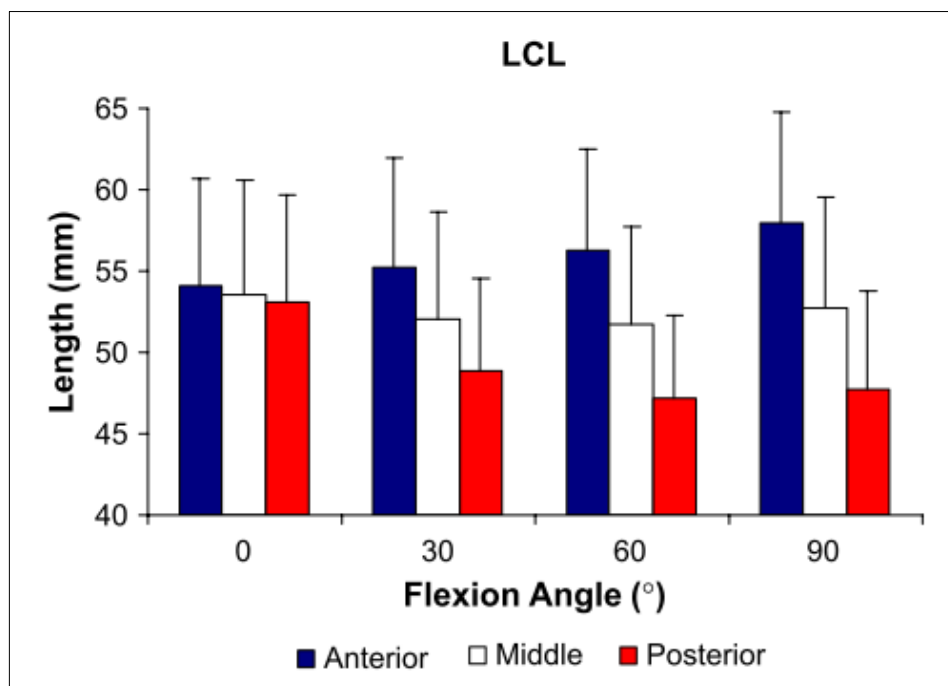


圖 1-16、前、中、後三束外側韌帶兩端點距離隨彎曲角度增加而產生的變化

(Sang Eun Park et al., 2005)

三、膝關節運動學之量測

膝關節運動學量測方式可以分為試體量測與活體量測：儘管試體量測沒有辦法量測到真正的活體資料，不過由於可以裝入各種侵入式的量測儀器，所以仍然能量測許多目前無法以非侵入性量測而獲得的資料。活體量測能夠得到實際的運動學資料，實驗的受試者亦比試體實驗容易取得。但是活體量測並不是完美的，目前可用的各種方法，例如皮膚標記、醫學影像…等，皆尚有其誤差與限制。

1. 試體研究：

在試體研究方面，Matsumoto 等人於 2000 年利用 24 具正常的膝關節試體樣本，來量測當膝關節彎屈時，脛骨旋轉軸的位置與其變化 (Matsumoto et al.,

2000)。他們用 24 個正常膝關節樣本，透過裝置從 0 度到 90 度，每 15 度就改變彎曲角度後，施予一 3.5 (N·m) 之外轉力矩於試體上，並利用雙平面攝影 (bi-planar photography) 進行量測。結果顯示：當彎曲角度為 0 度時，脛骨旋轉角為 8.3 度，其最大值發生於彎曲角度 30 度時 (31.7 度) (圖 1-17)。其旋轉軸中心在 0 度下靠近前十字韌帶與脛骨的交點，隨後往後十字韌帶與脛骨的交點移動，最後於 90 度時移動到大約十字韌帶交點的連線中點。轉軸的位置受到十字韌帶的走向、張力、環繞軟組織 (包括 MCL 與 LCL) 的走向、張力、股骨與脛骨的幾何形狀，以及半月軟骨的移動與形狀等因素之影響。這樣的量測固然簡單，但是由於彎曲角度相差過大，並無法詳細且精確的得知旋轉軸位置於脛骨平面 (tibia plateau) 的移動方式。

Wilson 等人於 2000 年，利用電磁量測系統，進行正常試體膝關節運動的量測 (Wilson et al., 2000)。將由試體取下之膝關節脛骨固定在工作平板上，將股骨用壓克力棒製成的連桿固定住，電磁量測器的感應器則分別裝在股骨與脛骨上。此設計可控制膝關節的屈伸運動，並允許膝關節進行六個自由度的運動。電磁量測器所量測到的六個自由度運動學資料，經過座標定義後即可計算出膝關節的三維運動，並且計算出膝關節運動的螺旋軸 (screw axis)。結果顯示：隨著膝關節彎曲角度的增加，膝關節的內外轉、內外翻以及三個方向上的位移皆有改變，而且脛骨隨著彎曲角度的增加，會有內轉的現象。此量測方式並沒有使用過多侵入性的儀器，量測精度為 0.1 度 / 1.8mm，較以往更精確的描述膝關節的被動運動。然而，膝關節的試體運動是沒有辦法完全代表活體膝關節在運動中的情形。

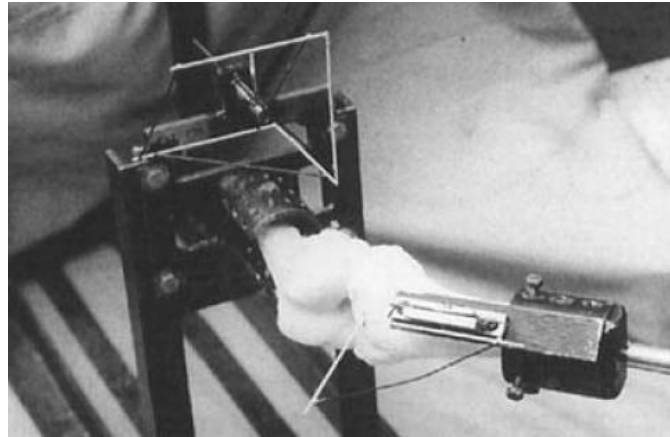


圖 1-17、膝關節去除肌肉等只保留十字韌帶與軟骨，然後將兩端固定在儀器上並給予固定的力矩量測其變量，進而計算出脛骨旋轉角度的變化（Matsumoto et al., 2000）

利用試體量測的方式量測人體運動學，可將任何量測所需之儀器直接植入是體內，如此便可量測到許多活體量測所無法量測到的重要參數。同時，亦可以去除過多變因與影響因素，是問題更加單純化；因此，許多侵入性的量測仍然使用試體量測。試體與活體最大的不同，就在於試體的動作為被動的，並無法表現出動作中最重要的功能動作（functional activities），同時，關節內部軟組織的影響也和活體不同，故無法完全代表人體真實的運動機制。

2. 活體量測：

在活體研究的方面，目前主要的活體量測運動學方法，就是利用動態攝影記錄下運動時，身體於空間中的位置，並且建立座標系統計算相關數據。從最早的二維攝影，發展到現在的三維立體攝影技術（stereophotogrammetry），動作分析的技術可以說已經相當成熟。最後配合醫學影像，即可精確的得到關節運動學資料。

二維量測

十九世紀末的電影之父 Eadweard Muybridge（1830-1904）發明了動態影片

(motion picture), 記錄並描述出許多動物與人的動作 (Andriacchi and Alexander, 2000)。此後, 動作分析的技術便開始蓬勃發展。1972 年, Sutherland 利用三台攝影機, 從人步行時的正面和兩側拍攝其運動的狀態, 並計算出下肢各個關節在矢狀平面和冠狀平面的旋轉角度 (Sutherland and Hagy, 1972)。1980 年, 該學者以同樣的方法應用於描述記錄孩童的步態, 並且將孩童的步態結果與成人的步態結果作比較, 隨後定義出了五個成熟步態的重要特徵 (Sutherland et al., 1980); 包括了: 步行速度、單足站立時間、步長及骨盆寬 (兩個 ASIS 間距離) 與足間寬 (步行中雙腳站立期時踝關節中心的距離) 之比例的增加, 以及步行頻率 (cadence) 的減少。這套技術克服了以往用電子量角器 (electrogoniometer) 量測時的缺點; 然而, 以人工定義出的特徵點來計算關節角度, 以及攝影機是否有垂直運動方向, 這兩項對結果影響極大, 而且每張影像都必須靠人工的處理, 其所耗費的時間相當驚人。因此, Sutherland 的方法除了膝關節內外翻角度沒辦法量測外均可測得; 其數學方式和量測方式並不能算是真正的三維量測。

三維量測

立體攝影技術精度的確立是由 Kadaba 等人提出的 (Kadaba et al., 1990)。在這篇研究提出之前, 儘管已經可以拍攝到多個平面, 卻沒有辦法校正其誤差, Kadaba 利用敏感度分析的方法校正拍攝時的誤差, 並且量測到 40 個年輕正常人的下肢運動學, 利用在受試者身上黏貼標記 (marker) 建立出座標系統, 藉由座標系統彼此的相對運動來描述人體運動。Kadaba 利用五台紅外線攝影機 (infrared cameras) 拍攝黏貼在受試者身上的反光標記, 每個方向的精確度皆控制在 $\pm 2\text{mm}$ 。

儘管透過在皮膚上黏貼標記來計算人體運動之相關資訊的方式可以得到許多具有臨床意義的數據和結果, 但也因為是在皮膚上黏貼標記, 所以無法摒除皮膚位移所導致的誤差。為了排除皮膚移動誤差, 以骨釘 (bone pins) 直接固

定於股骨和脛骨再伸出體外，並將標記固定於骨釘上的方式是一種取代的方式 (Lafortune et al., 1992; Ramsey et al., 2001)。然而能接受這種以侵入式方法量測膝關節內部資訊的受試者並不多，可見這種方式固然精確，卻不適用於廣泛的應用在臨床量測上。利用全面最佳化是另一種用以降低皮膚移動誤差的方式 (Lu and O'Connor, 1999)。1999 年，Lu 和 O'Connor 將過去文獻上用以降低皮膚位移誤差的 DM (the direct method)、SOM (segmental optimization method)、TA (Top-down approach) 這三種方法整合，然後提出 GOM (global optimization method) 作比較，Lu 和 O'Connor 所提出的 GOM 可以將皮膚移動誤差降至約 0.5mm 左右，並且可以避免發生關節脫落 (joint dislocation)。然而，實驗仍然是以使用皮膚標記為主，故皮膚位移的影響終究是無法完全消去的。

結合動態 X 光及電腦骨骼模型量測

本實驗室 (Lu et al., 2006) 利用動態 X 光量到動態關節運動時的影像，配合電腦斷層掃描，以及相關醫學影像重建軟體，得到骨頭的立體模型。在電腦模擬動態 X 光的系統中，將模型投影回影像平面；藉由最佳化的方法控制該模型的位置，藉此求得實驗時模型在空間之位置及方向。其中，最佳化運算所花費的時間遠低於以往文獻所提出的方法所需要之計算時間，如此使其能夠更方便且快速的應用在各個不同關節之運動學量測。此外，該方法亦同時具有動態量測、後續運算時間較短、非侵入式以及活體量測等優點；足夠的實驗空間更提供受試者在實驗時能不受阻礙的執行實驗所指定的具有臨床意義之功能性動作。如此不僅可以免除立體攝影技術所導致的皮膚移動誤差，又可以獲得人體膝關節之三維運動學資料，進而可以找出正確之膝關節運動學機制。

四、功能性活動—坐到站

坐到站的這個動作是屬於一種功能性動作，人們藉著此項動作改變其坐著至站著間的狀態；雖然由坐到站的動作看似簡單，但其實卻是相當需要技巧的。

以老年人來說，在缺乏坐到站能力的情況下，會生活中的不便，嚴重的甚至可能導致傷亡 (Odding E., 1994; Guralnik J. M. et al., 1994 & 1995)。除了因年齡增長而造成的身體機能退化外，一些內在或外在的傷害亦會影響人們坐到站的能力。根據文獻指出：承載性運動 (weight-bearing exercise) 在臨床復健上的幫助相較於非承載性運動 (non-weight-bearing exercise) 來的明顯；因此，承載性運動已廣泛的運用在臨床復健的訓練。其中，「坐到站」的動作不僅是承載性運動之一，更與日常生活息息相關；因此，坐到站也成為臨床復健工作中常見的一項訓練動作。

從過去至今日，已有上千篇的文獻是在研究、討論關於坐到站運動的議題；研究的方法也有很多種，不論是使用力板 (Kralj A. et al., 1990)、臨床測試 (Odding E., 1994; Guralnik J. M. et al., 1994 & 1995; Mathias S. et al., 1986; Podsiadlo D. et al., 1991; Roorda L. D. et al., 1996; Thorbahn L. D. et al., 1996; Seeman T. E. et al., 1994; Berg K. et al., 1989)、影像分析 (Hanke T. A. et al., 1995; Munro B. J. et al., 1998; Shepherd R. B. et al., 1994 & 1996)，亦或是以光電子學的角度 (Schenkman M. L. et al., 1990; Hughes M. A. et al., 1996; Pai Y. C. et al., 1990 & 1994) 等進行探討。然而，卻僅僅只有少數幾篇是以有限元素分析法，針對膝關節在坐到站運動時做討論。基於前十字韌帶對人體的重要性，以及坐到站這個動作在日常生活中是極為普遍的，以有限元素分析這種逼真又低成本的理想方法進行此項研究，是具有其絕對的價值。

第六節 研究目的

在本次研究中，所要達成的目的有四：

第一：改進以往的三維膝關節有限元素模型。除了為加速電腦進行有限元素分析時，其計算過程所耗費之資源，同時也求能更精準的建出三維韌帶模型，使整體模型更加逼真。

第二：改進膝關節韌帶材料特性參數的驗證結果。由六軸機械手臂系統 (Robot-Based Joint Testing System) 及膝關節穩定量測器 (KT-2000) 皆可得知受試者膝關節韌帶之材料特性，為確認在有限元素軟體中所建構之膝關節模型是否可用，將會用有限元素模型在模擬分析後所得之材料特性與實驗結果作驗證。因此若驗證結果越相近，則表示該膝關節有限元素模型越符合實際情形。

第三：針對「坐到站」動作，分析膝關節韌帶所產生之力量與外觀之改變。本研究將針對坐到站動作下，膝關節內部韌帶所產生的力量與其長度改變量，探討膝關節內部各條韌帶所扮演之角色。

第四：了解膝關節韌帶在膝關節內股骨、脛骨之相對運動中之變化。坐到站的動作使股骨和脛骨與產生了相對運動，而此運動對膝關節韌帶之影響，是本研究所關切的。

第貳章 實驗材料與方法

本章將針對「試體關節之材料參數驗證實驗」及「活體關節之材料參數驗證實驗」，分別介紹其相關的實驗內容；包含受試者、實驗軟體設備、實驗方法等。在本實驗室既有的設備及相關單位的協助下，執行六軸機器人手臂之膝關節試體實驗，所得到的結果用來驗證本研究之有限元素模型的準確度。另外也利用活體膝關節穩定度量測實驗取得韌帶材料參數，以及動態 X 光影像比對實驗取得膝關節運動資訊，提供活體膝關節韌帶在功能性活動之模擬所需的資訊。

第一節 試體關節之材料參數實驗

一、實驗對象與儀器設備

試體實驗 (*in vitro* experiment) 部分，試樣為一具沒有病史之右側膝關節試體。由於膝關節的運動並非單一自由度，為取得試體被動運動下精確的受力與位移資訊，試體試驗以工業用機械手臂為基礎而開發的六軸機械手臂系統 (Robot-Based Joint Testing System) (圖 2-1、2-2) 進行拉伸測試，藉此可精確的量得前後拉伸試驗的六個分量。此關節測試系統結合了機械手臂和六軸力規，能對試體做六個自由度的位置-力量混合控制，以非侵入試樣的方式得到精確的關節受力與位移。



圖 2-1、六軸機械手臂系統

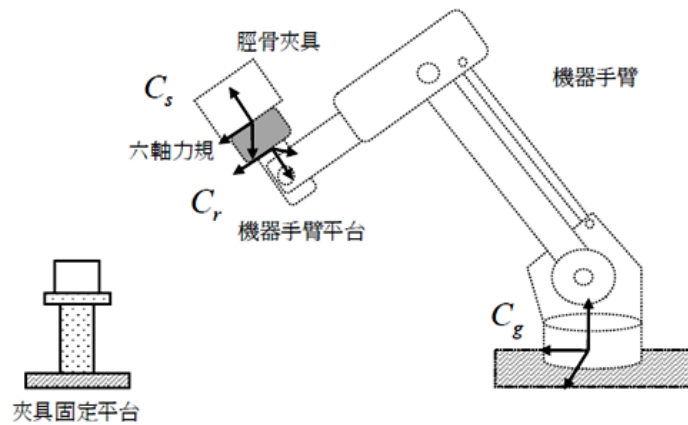


圖 2-2、以工業用機械手臂為基礎而開發一套關節前後拉伸測試系統

二、實驗流程

本部分之結果已由過去研究取得（郭哲安, 2003）。

- I. 以塑鋼土將試體固定於夾具，股骨夾具鎖於測試臺（圖 2-3）。
- II. 開啟機械手臂系統，使用指點器定義骨頭之局部座標。
- III. 設置動作分析系統，紀錄拉伸試驗時膝關節外插之反光球位置。
- IV. 調整試樣在 0° 的位置並將脛骨鎖於機械手臂上。
- V. 進行膝關節前後之被動拉伸測試，施予脛骨 0 到 ± 134 牛頓力量
→ 求得膝關節受力與位移曲線。
- VI. 解開脛骨與機械手臂間夾具，陸續調整試樣於 30° 、 60° 、 90° 及 120° ，
鎖於機械手臂上後重複步驟 V.；完成各角度之測試實驗。



圖 2-3、以塑鋼土將試體固定於夾具，股骨夾具鎖於測試臺

三、 試體關節之模型驗證

為了確立膝關節有限元素模型的建立程序及準確性，本研究採取試體實驗進行驗證（圖 2-4）。針對膝關節試體建立三維有限元素模型（圖 2-5），並且根據試體在 30°前後拉測試（圖 2-6、2-7）之實驗結果調整其材料參數。以此模型模擬膝關節在 0°、60°、90°及 120°下之前後拉伸試驗，所計算出來的膝關節受力與位移關係資料將與試體在相對應角度下以機械手臂系統量的之結果做比較，進而驗證此三維膝關節韌帶模型的準確與可行性。不同於以往的是，本研究根據文獻（Lu, T.W. 1997）改變了 0°、30°、60°、90°及 120°下，前、後十字韌帶的幾何形狀，使膝關節模型更符合實際狀況，同時也使得驗證結果更加可靠。

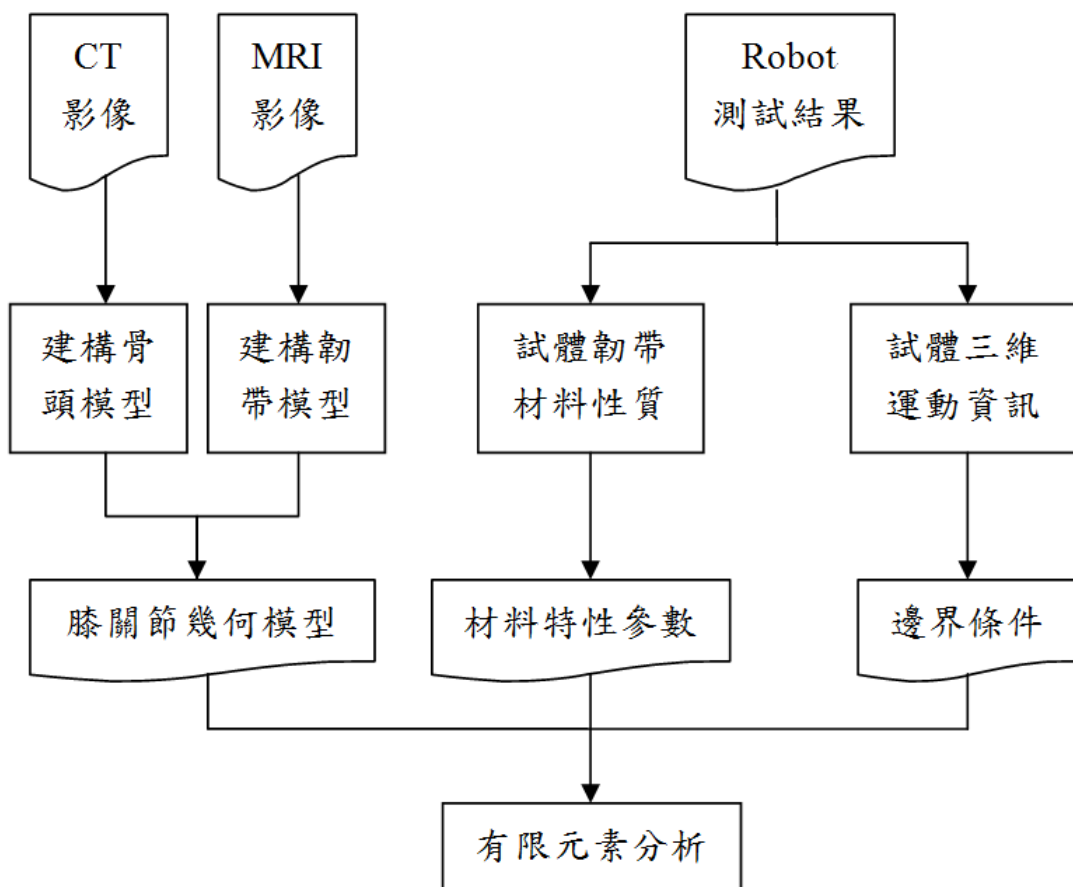


圖 2-4、試體實驗之模型驗證流程

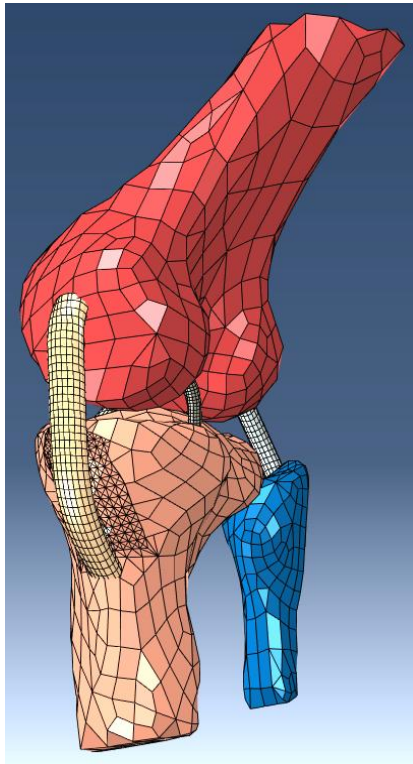


圖 2-5、膝關節彎曲 30° 之有限元素模型

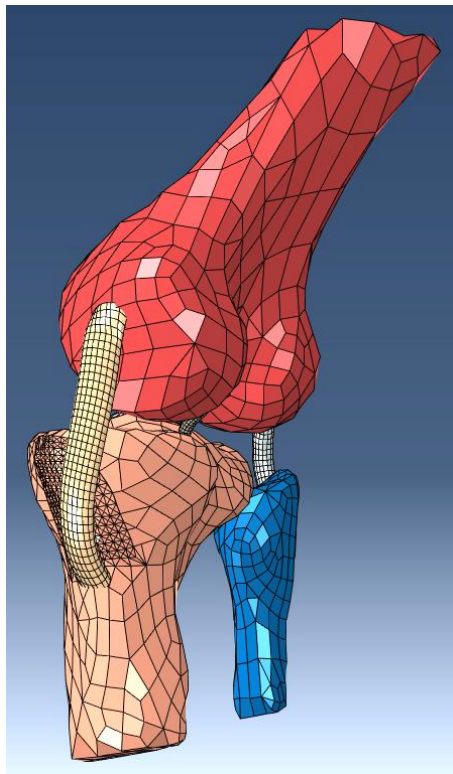


圖 2-6、膝關節彎曲 30° 下之前拉測試

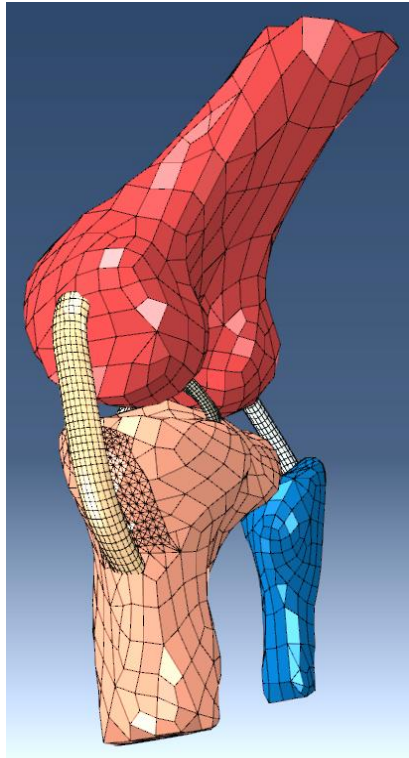


圖 2-7、膝關節彎曲 30° 下之後拉測試



第二節 活體關節之材料參數驗證實驗

一、實驗對象與儀器設備

活體實驗的部分，受試者是徵求一位無肌肉骨骼系統方面的疾病正常年輕人。實驗過程中利用到動態 X 光 Fluoroscopy (Angiography, Advantx LCA, GE, France) 掃描 (圖 2-8)，以獲得受測者在坐到站這項功能性動作下的運動學影像。為建立客製化模型，利用膝關節穩定量測器 (KT-2000) 量得受測者膝關節韌帶的強度 (圖 2-9)，以及其受力和前後位移的資料。試體實驗則用到了動作分析系統 (Vicon 512, Oxford Metrics Ltd., U.K.) (圖 2-10)，此資料可用於動作檢視或未來分析。



圖 2-8、動態 X 光實驗示意圖



圖 2-9、膝關節穩定量測器 (KT-2000)



圖 2-10、動作分析系統

二、實驗流程

本部分之結果已由過去研究取得 (郭哲安, 2003)。

- I. 受試者首先仰臥在測試平台，其大腿由一橫槓所支撐。
- II. 固定住受試者的小腿，使其脛骨無法任意活動。
- III. 由施測者將該受試者之膝關節彎曲至 30° 。
- IV. 將關節穩定度量測器固定於受測小腿上。

V. 由施測者對著受試者的脛骨施予前向 150N 的力量。

特別注意：量測器的固定綁帶必須牢牢固定，避免量測器與小腿之間有過度的相對移動，實驗時受測者的腿部肌肉也必須保持放鬆。

三、活體關節之模型驗證

膝關節在進行前拉測試模時，前十字韌帶提供了承受、抵抗外力最主要的韌帶；在進行後向拉伸時，後十字韌帶則扮演了承受、抵抗力量的主要角色。活體的韌帶材料特性則是以膝關節穩定度測試器的測試結果作為依據，透過調整後的材料參數；膝關節韌帶模型在進行前拉分析之流程圖如下（圖 2-11）。

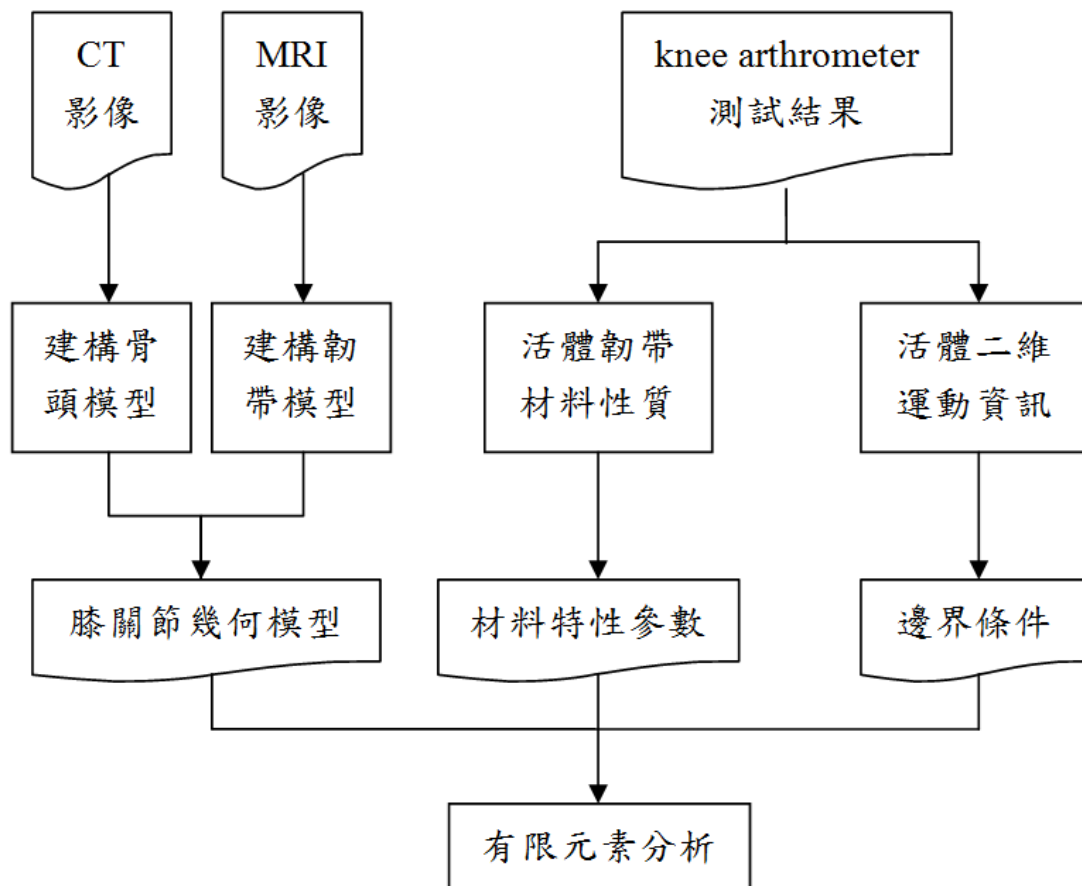


圖 2-11、活體實驗之模型驗證流程

第參章 有限元素分析

有限元素法的概念是由 R. Courant 在 1943 首度提出，R. Courant 利用分段的多項式內插法 (Piecewise Polynomial Interpolation) 去解一個扭轉的問題，因而出現了有限元素分析的概念。而「有限元素」 (Finite Element) 這個名詞，則是在 1960 年由 R. W. Clough 首先使用。1964 年馮康更首度提出了有限元素法，並且奠定了有限元素法的數學理論基礎。

有限元素法的概念在於將待分析之模型分割成有限個小區塊，此稱之為元素 (element)；在有限元素法中的元素是由節點 (node) 構成的，其中又分作一維的線段、二維的三角形與矩形及三維的四面體與六面體 (圖 3-1)。有限元素法藉由內插函數方程式以表示該連續體的分析行為，將原本複雜的微分方程問題轉化成代數方程組。只要將有限元素分析模型必要之各個條件，如：幾何條件、邊界條件、材料性質、…等做適當、正確的設定，在誤差可容忍的程度內，即可近似於精確解的可信賴結果。

有限元素法目前已被廣泛的運用在生物力學上，例如人工關節、輔具、手術評估與手術重建…等相關的研究。對膝關節韌帶的研究來說，有限元素法能模擬出複雜的生物組織，並且經由分析後輸出模型上任何一點的結果參數，這些在實驗上的進行是有難度的。此外，三維膝關節模型可一再的被改進及分析，能解決試體取得不易的問題；因此建立一套完整的膝關節有限元素模擬法，對未來相關的研究與臨床上的應用是相當有價值的。

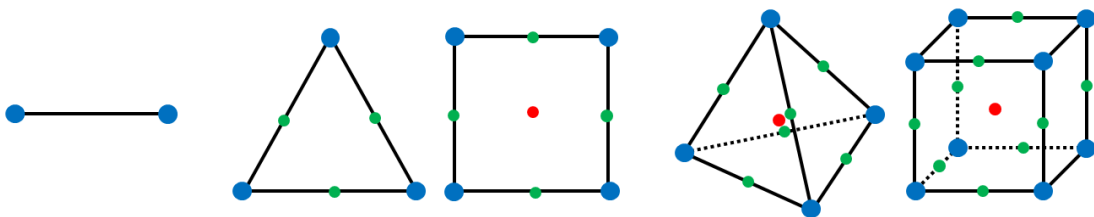


圖 3-1、線段、三角形、矩形、四面體、六面體元素 (由左至右)

第一節 分析流程概述

有限元素分析是由四大主軸所構成的，分別為：幾何模型、材料參數、邊界條件、負載施加；在每次的分析中，都必須針對這四個方面給予適當的設定。以下將根據這四大主軸說明本研究的分析概念。

膝關節幾何模型的部分：膝關節骨頭的幾何資訊是由電腦斷層掃描影像而來，經由幾套影像視覺化軟體處理後，即可在有限元素分析軟體中呈現出包括了股骨、脛骨、腓骨的完整膝關節骨頭模型。膝關節韌帶的幾何模型則是先從核磁共振影像得到韌帶附著於骨頭處的位置、截面積資訊，經由與斷層掃描影像的比對後，得到相對於斷層掃描建構出的骨頭模型之韌帶端點附著位置，最後匯入有限元素分析軟體，依據標記的附著點重建出膝關節韌帶的位置與幾何外觀。如此便完成了前、後十字韌帶，內、外側韌帶的有限元素模型。其中，前十字韌帶又分為前內側（AM，anteromedial bundle）、後外側兩束（PL，posterolateral bundle），後十字韌帶又分為前外側（AL，anterolateral bundle）、後內側兩束（PM，posteromedial bundle）。

材料參數的部分：膝關節骨頭方面較為簡單，在本研究中直接將骨頭視為剛體；而膝關節韌帶的材料參數則是參照實驗的結果及文獻，假設為不可壓縮、橫向等性的超彈性材料。在分析中運用了文獻（Limbert and Middleton, 2003）所定義的不可壓縮橫向等性超彈性體應變能方程式（Incompressible Transversely Isotropic Hyperelastic Strain-Energy Function），藉由前一部分所提之膝關節有限元素模型模擬膝關節動態狀況，並將模擬結果與實驗結果所得之韌帶材料參數的相互驗證，得到該方程式中的未知變數，最後方能獲得一組屬於此韌帶的材料特性參數；而這組材料特性參數也是在有限元素分析中所需的。

邊界條件運用的是骨頭的運動學資料。試體方面的邊界條件是來自關節測試系統於實驗中所輸出的位移與旋轉角度，將此組包括了股骨、脛骨於實驗期間在

不同時間點下，其空間中的位移與旋轉角度資訊分別輸入在股骨、脛骨的三維有限元素模型上，即可作為此模擬的邊界條件。活體的邊界條件則是先使用動態 X 光擷取進行動態動作時的膝關節影像，再利用影像契合技術 (Tsai, T. Y., 2004) 得到股骨、脛骨於實驗時在空間中的位置資訊，經程式計算後，同樣將不同時間點下兩者在空間中的位移與旋轉角度輸入在股骨、脛骨的三維有限元素模型上，即可作為此活體模擬的邊界條件。

至於負載的部分，本研究所採用的是「位法」的概念，所以不會直接在膝關節有限元素模型上給予力量的負載，而是藉由給定各骨頭在不同時間點下空間中的位置資訊，模擬出活體或試體膝關節在實驗時受力的狀況。

本研究整體的分析流程如圖 3-2：

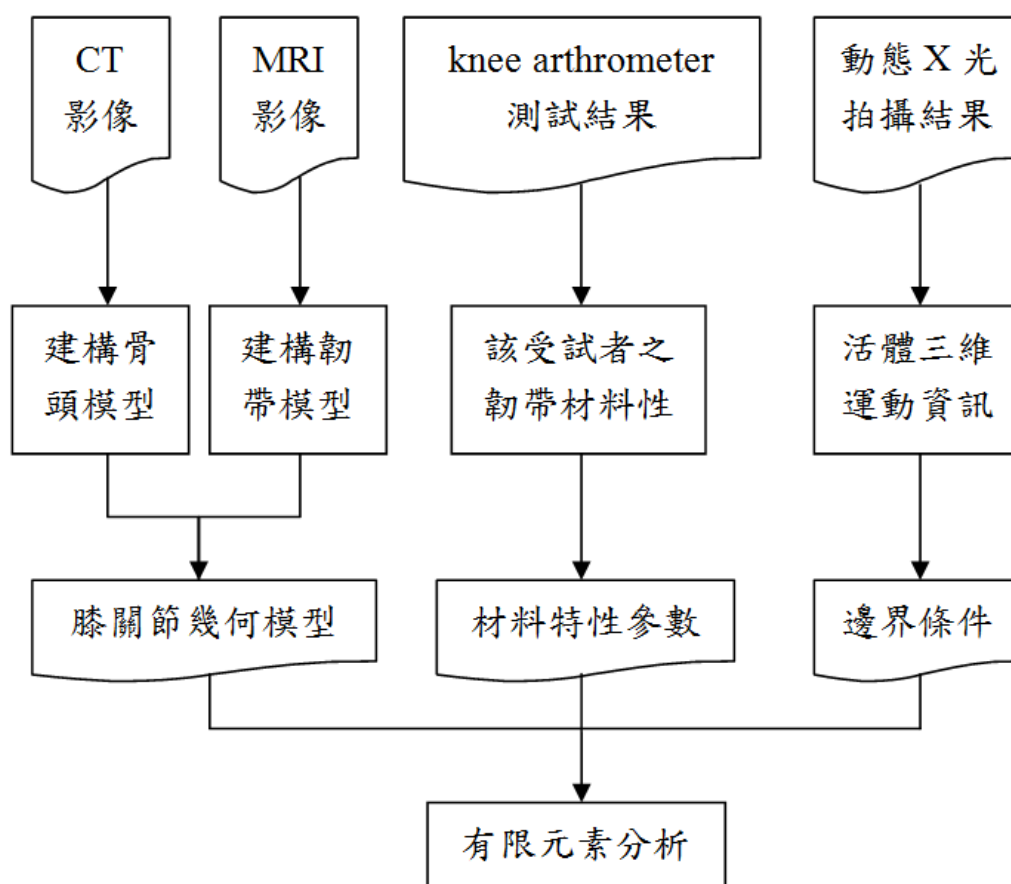


圖 3-2、本研究之有限元素分析流程圖

第二節 膝關節三維有限元素模型之建立

在骨頭模型的方面：利用斷層掃描（CT，Computer Tomography），得到骨頭的影像資料（圖3-3），將此影像經由影像視覺軟體（Amira 5.2.2）重建出股骨、脛骨、腓骨（圖3-4）。為求視覺上之美觀，及減少分析時電腦運算所需耗費的資源，堆疊出的模組會藉由模型修改軟體（Geomagic Qualify 12）進行平滑與減點（圖3-5）。接著，還需要經由另一套軟體（Rapidform 2006）將構成骨頭外觀的點陣圖資料集結成面並實體化（圖3-6），將此模型分別存取成STL格式（stereolithography format）後即可匯入有限元素分析軟體（ABAQUS 6.10.1）。匯入的同時，會將三塊骨頭的模型設成薄殼狀的剛體（圖3-7），這樣的設定可以明顯提升分析時電腦運算的速率。



圖3-3、膝關節骨頭的斷層掃描影像

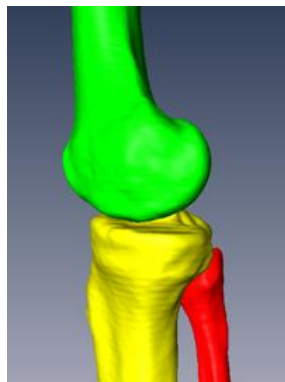


圖3-4、經Amira重建出膝關節骨頭

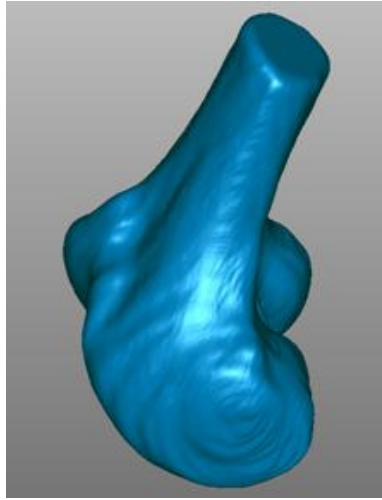


圖3-5、骨頭模組經Geomagic平滑減點

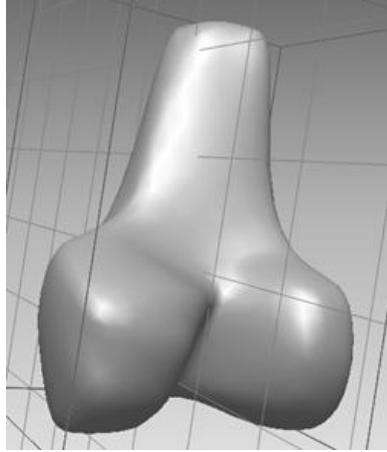


圖3-6、用Rapidform將骨頭模組實體化

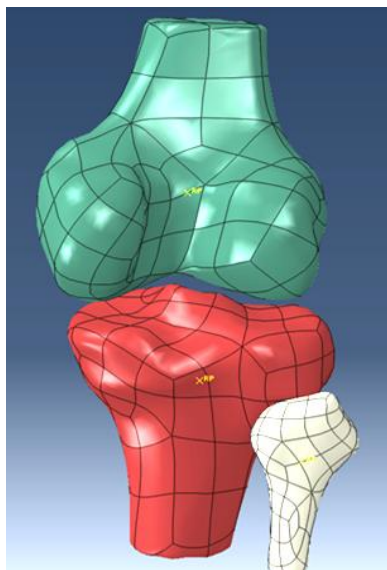


圖3-7、三維有限元素膝關節骨頭模型



圖3-8、膝關節的核磁共振影像

在韌帶模型的方面：首先必須運用到核磁共振的影像資料（圖3-8），在影像視覺軟體中，先將四條韌帶（前、後十字韌帶，及內、外側韌帶）與骨頭的附著端點分別標示出來；在標示的同時，除了要仔細確認韌帶端點之標記位置是否精確，還要盡可能描繪出韌帶與骨頭附著面的範圍與形狀。接下來將附帶標記點的模組由Amira匯出，在Geomagic內將此模組與斷層掃描影像堆疊出的骨頭模組進行位置比對（圖3-9），使韌帶與骨頭附著的標記點能對應到斷層掃描環境的座標系統中。

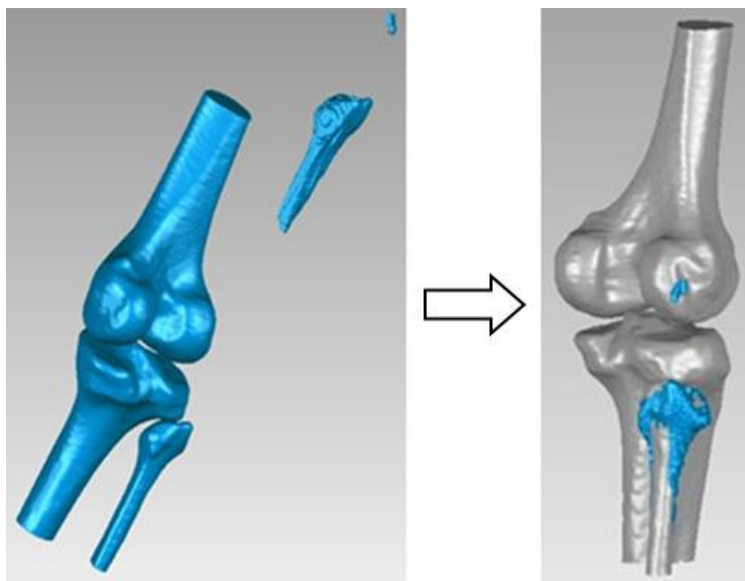


圖3-9、將核磁共振與斷層掃描影像堆疊出的模組進行位置比對

比對完成後，將對應到斷層掃描環境座標系統下的標記點匯入有限元素分析軟體中（圖3-10）；當標記點的模型與先前骨頭的模型同時匯入有限元素軟體時，韌帶與骨頭附著的位置與其截面形狀也就顯而易見了。接著運用有限元素軟體內建的功能，建構出韌帶的三維模型，並分別安插在標記位置（圖3-11）。

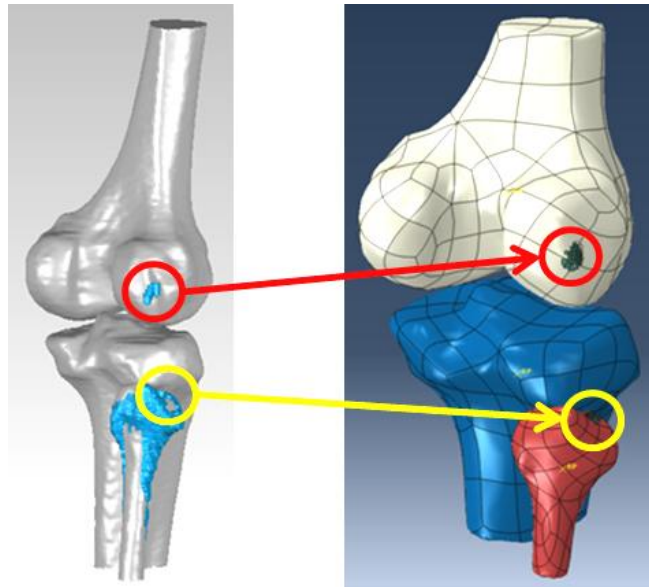


圖3-10、在有限元素模型上匯入標記點

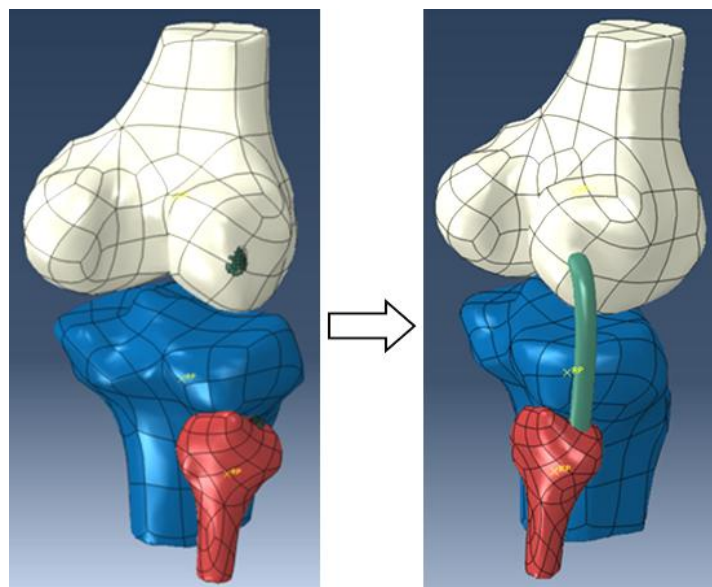


圖3-11、依標記點建立韌帶模型

在骨頭及韌帶的模型架構確定之後，還要對股骨、脛骨、腓骨，以及前、後十字韌帶，內、外側韌帶的模型網格化；此項步驟即是將原先複雜的膝關節模型幾何，轉化為有限數量之單元，即元素。通常在計算複雜的幾何以及材料時，會採用二階元素來模擬，在本研究中，立體的骨頭模型是採用離散殼剛體元素模擬實際的骨頭(R3D4)；至於韌帶的部分，則是採用二階六面實體混交元素(C3D20H)模擬高複雜度且不可壓縮之材料特性，並在每個韌帶元素上定義出纖維方向，如此也可以更加精準且逼真的模擬出四條韌帶 ACL（包括 AM、PL）、PCL（包括 AL、PM）、MCL、LCL 的運動型態、受力、變形等狀況。不同於以往的作法，在本研究當中，適度的減少膝關節三塊骨頭的元素數量，平均控制在 2000 個元素以下。至於膝關節韌帶的部分：此次將韌帶元素的網格密度提高，為的就是考量到模擬時，會與骨頭有相互接觸的情形發生。設定較密的網格可使分析的過程更加順暢。經網格化後，各條韌帶的元素數量平均控制在 3000 個上下；但內側韌帶由於其幾何狀，以及分析過程中較容易與股骨、脛骨發生相互干涉的問題，所以其元素數量則為 5000 個左右；完成整組膝關節有限元素模型的動作模擬，大約需要三至四小時的分析計算時間。完整的三維膝關節有限元素模型如圖 3-12 所示：

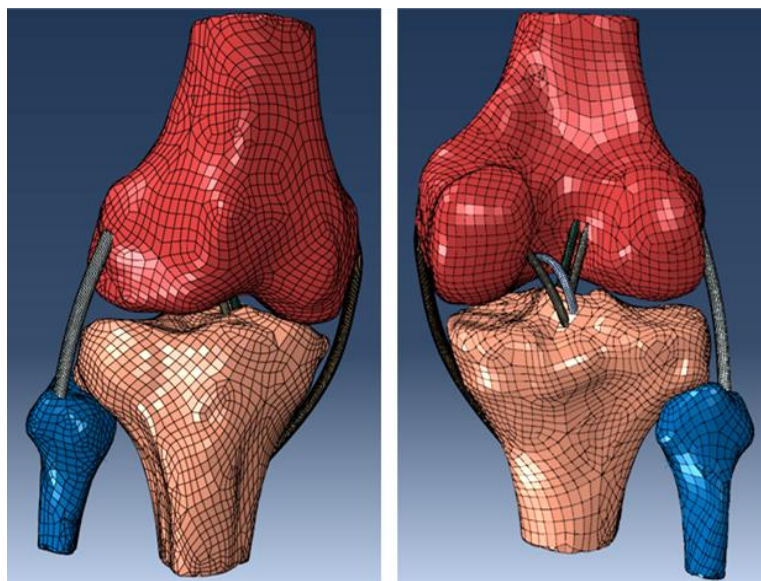


圖 3-12、三維膝關節有限元素模型之前視（左）與後視（右）

第三節 材料特性

本研究材料分為骨頭及韌帶兩部分，骨頭的部分比較單純，在研究中將骨頭假設為剛體。不過因為韌帶是由相互平行的纖維在緻密組織的包覆下所構成的 (Fung,1981)，所以必須使用高度非線性的方程式來表示。過去有不少文獻都在探討韌帶材料特性參數的計算，在本研究中則引用 Limbert and Middleton, 2003 中所定義的韌帶材料特性。在文獻中所提及之不可壓縮、橫向等性、超彈性體的應變能方程式 (incompressible transversely isotropic hyperelastic strain-energy function) 如下：

$$\psi(\bar{I}_1, \bar{I}_4, I_3) = \psi_{dev}^m(\bar{I}_1) + \psi_{dev}^f(\bar{I}_4) + U_{vol}(I_3) \dots \dots \dots (1)$$

其中， ψ_{dev}^f 表示韌帶的力學特性、 ψ_{dev}^m 表示韌帶外組織的力學特性， U_{vol} 為懲罰函數，代表材料的不可壓縮性； \bar{I}_1 、 \bar{I}_3 分別為主軸方向伸長比的第一、第三項不變量 (invariants)；韌帶非等向性纖維的纏擾性質不變量則以 \bar{I}_4 表示，其亦與纖維拉長有關。承上述之方程式(1)，其細節如下：

$$\psi(I_1, I_4, I_3) = c_1(I_1 - 3) + g(I_4) + \frac{k}{2}(\sqrt{I_3} - 1)^2 \dots \dots \dots (2)$$

$$g(I_4) = \begin{cases} 0 & \text{if } I_4 \leq 1 & (a) \\ \frac{c_2}{c_3} \left[e^{c_3(I_4-1)^2} - 1 \right] & \text{if } 1 \leq I_4 \leq I_4^* & (b) \dots \dots \dots (3) \\ 2c_4\sqrt{I_4} + c_5 \ln I_4 & \text{if } I_4^* \leq I_4 & (c) \end{cases}$$

式子中 $g(\bar{I}_4)$ 代表分段函數，可以表示出韌帶的纖維特性。在(a)的部份，表示韌帶在無拉扯時函數 $g(\bar{I}_4)$ 無貢獻值；(b)表示韌帶拉伸的力學特性；(c)則代表著韌帶在完全拉直後的材料性質。k、 c_i ，(i=1...5)則為經由實驗所決定的材料參數。此韌帶材料方程式和此文獻相同的是，兩者皆以有限元素軟體 ABAQUS 內建的子程序

功能 (Subroutine) 所撰寫的。

膝關節中的韌帶以前十字韌帶對膝關節的穩定與本體感覺上有相當大的貢獻 (Friden et al., 1998, Friden et al., 1997)。從結構的角度來看，前十字韌帶能防止脛骨相對股骨往前移動，同時導引膝關節在彎曲狀態下，股骨與脛骨的相對位置；若以本體感覺的角度來看，前十字韌帶提供了大腦探知膝關節的位置的幫助。膝關節在進行前拉測試模時，可明顯看出前十字韌帶提供了承受、抵抗外力最主要的韌帶；在進行後向拉伸時，後十字韌帶則扮演了承受、抵抗力量的主要角色。試體的韌帶材料特性是根據實驗時，關節測試系統 (robot) 的測試結果為基礎，經過驗證的過程後，可得其材料參數 (表 3-1)。驗證的步驟是以 30° 的前後拉測試實驗結果與彎曲 30° 的有限元素膝關節模型之模擬結果做驗證，得到一組材料參數的數據；該組數據之平均誤差控制在 5 牛頓以下。接著再用此組數據分別帶入彎曲 0°、60°、90°、120° 的有限元素膝關節模型，進行前後拉測試的動作模擬，將此模擬結果與關節測試系統的測試結果相比較，若平均誤差值仍控制在可接受範圍內，則選定此組材料參數代表該膝關節韌帶。活體的韌帶材料特性則是以膝關節穩定度測試器 (KT-2000) 的測試結果作為依據，透過調整後的材料參數，可以使膝關節韌帶模型在進行前拉模擬時，其結果與實驗之結果相當接近。

表 3-1、試體前拉測試結果所得到的材料參數。單位：MPa

| | C ₁ | C ₂ | C ₃ | C ₄ | C ₅ | I ₄ * |
|-------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|------------------|
| 前十字韌帶 | 3000000 | 2300000 | -100 | 65000 | 27435 | 1.05 |
| 後十字韌帶 | 20000000 | -500000 | 10 | 400 | -4568900 | 1.5 |
| 內外側韌帶 | 2 | 2 | 50 | 50 | -51.2255 | 1.2 |

為測試材料方程式能否表現出韌帶的力學行為，並確認韌帶纖維方向的拉伸力，研究中設定材料有高度非線性的勁度，且韌帶本身僅受拉力不受壓力。以下是單一條韌帶的軸向拉伸及壓縮測試，測試中同時對模型施予拉伸及壓縮 5 mm 的位移，藉由計算韌帶模型的應力分布情形與受到的作用力大小，來檢視韌帶的力學行為合不合理。從結果可看出：在韌帶被拉伸時（圖 3-13、3-14），其勁度會漸漸增加；當韌帶在受壓縮時（圖 3-15、3-16），所受到的力量則非常小；測試應力分布的結果與預期中的相符。

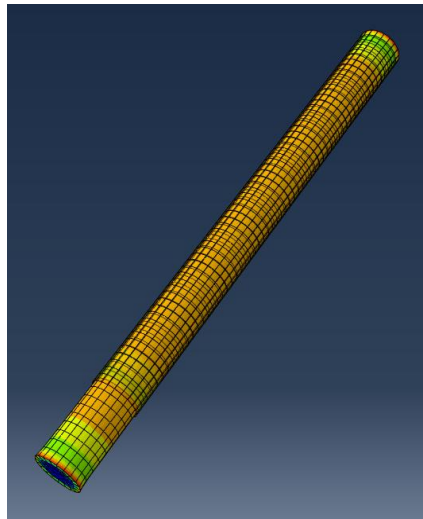


圖 3-13、韌帶受拉力之模擬

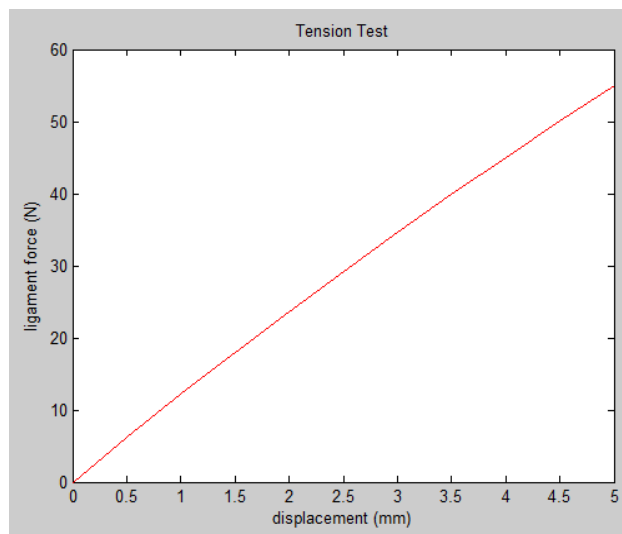


圖 3-14、韌帶受拉時受力與變形量的關係圖

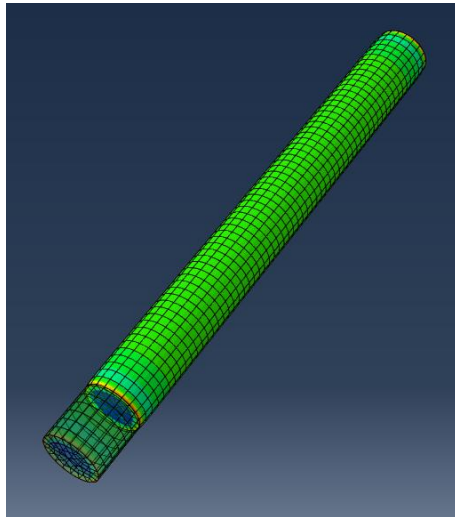


圖 3-15、韌帶受壓力之模擬

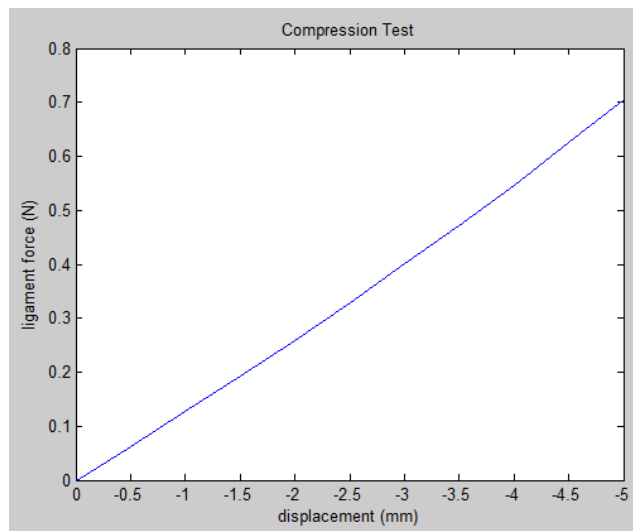


圖 3-16、韌帶受壓時受力與變形量的關係圖

第四節 邊界條件

本研究所著重的是「坐到站」這個功能性動作的模擬，動作的資料是來自於動態 X 光，配合電腦骨骼模型的比對後，可以計算出骨頭相對動態 X 光座標系統原點的平移值與旋轉值；最後將每個時間點上的資料連結起來，就構成了動態的運動。以本研究的角度來看，在有限元素分析時的邊界條件設定上，僅給定股骨的運動軌跡，其餘的脛骨、腓骨都是固定不動的，所以膝關節的骨頭並不是全部都同時移動的。利用本實驗室學長所撰寫之程式，可將股骨在每個瞬間相對於脛骨的移動與轉動資料透過座標轉換得概念計算出來，這些資料即成為有限元素分析當中每個分析步的邊界條件。藉著這樣的設定，可以在韌帶與脛骨、腓骨的接觸面上求出韌帶對脛骨、腓骨的作用力，亦可從韌帶與股骨的接觸面上求出韌帶長度的改變量；透過此作用力與長度改變量的結果，能進一步的評估韌帶受力之情形。基於上述的概念，在活體坐到站動作的模擬操作上，也是將膝關節中的韌帶與骨頭的接觸面綁定在骨頭上，使得韌帶得以隨著骨頭在不同時間點下的動作，產生與之相對應的運動與變形。

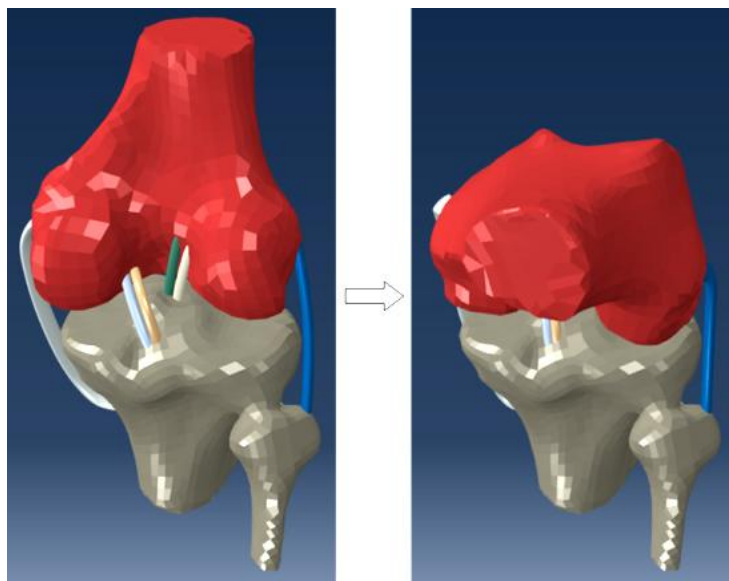


圖 3-17、膝關節由正中位置轉至動態 X 光的初始位置

其中，活體膝關節是以正中位置進行核磁共振影像的掃描，此時的膝關節韌帶狀態是最為放鬆的。然而當活體進行動態 X 光實驗時，膝關節的初始位置卻是與核磁共振影像不同的，所以活體模擬的第一步便是將模型移動到動態 X 光的初始位置（圖 3-17）。

本研究中，活體功能性所模擬的動作為坐到站，在圖 3-18 中，以七張動態 X 光的連續影像，呈現「坐到站」這項功能性動作。

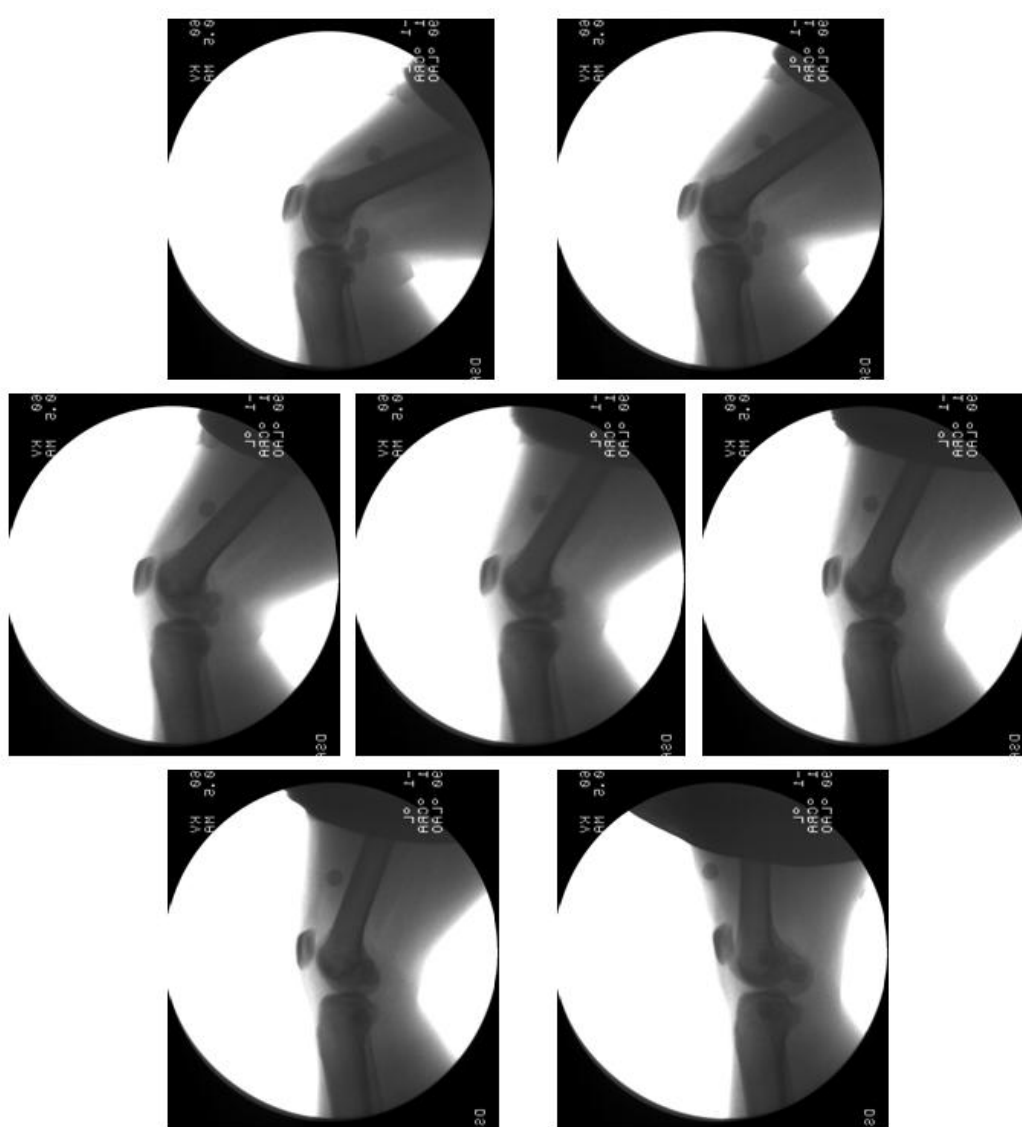


圖 3-18、坐到站的動態 X 光影像（順序由左至右、上至下）

第五節 負載設定

分析中並不會直接給予膝關節有限元素模型負載的力量，本研究所採用的是「位法」的概念。將脛骨、腓骨設為固定不動，再給定股骨在不同時間下相對於脛骨位置資訊，藉著控制每個分析步驟中股骨在空間中的位置，即可模擬出膝關節模型在坐到站過程中受力的狀況。



第肆章 研究結果與討論

本研究利用斷層掃描 (CT)、核磁共振 (MRI) 得到受試者膝關節內部組織的資訊，運用膝關節穩定度測試器 (KT-2000) 取得受試者個人的韌帶材料特性，並經由驗證獲得其韌帶材料特性之參數。搭配動態 X 光 (Fluoroscopy) 及實驗室學長所撰寫之程式，可得到受試者在進行「坐到站」動作時，其骨頭之運動學資訊。將這些影像、參數、資訊經處理後，即可匯入有限元素分析軟體，進行坐到站動作的模擬，並可得知活體膝關節韌帶的力學行為。以下將呈現坐到站動作下，受試者韌帶之受力與變形情形。

第一節 模型驗證結果

在本研究中進行了試體與活體兩項實驗，其目的在於藉由韌帶材料參數的比對，驗證膝關節有限元素模型之可用度。試體部分的驗證過程是先以膝關節彎曲 30° 的結果，與彎曲 30° 之膝關節有限元素模型分析出的結果相比對；若兩條「力量—位置」的結果曲線經比度後之誤差值小於可容許範圍，則以該模型彎至 0°、60°、90°、120° 再次比對確認。活體的部分則是利用彎曲 30° 實驗結果與彎曲 30° 之膝關節有限元素模型分析出的結果相比對；結果同樣要小於容許誤差範圍。其中，此誤差範圍之決定為：前拉與後拉各 134N，力量範圍即為 268N，以工程的角度來看，誤差值必須小於 5%，所以比對之誤差結果，必須小於 13.4N 圖 4-1 至圖 4-5 分別呈現出與試體實驗之比對結果與其誤差值；此次比對後之誤差值皆小於此標準值。

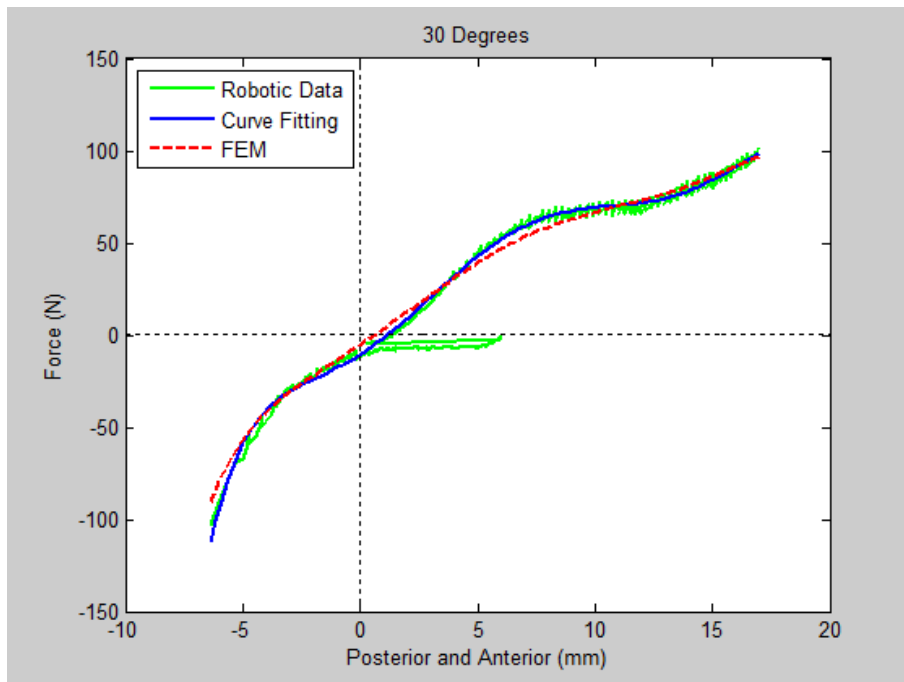


圖 4-1、30°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對
兩者比對結果之 AvgError 為 3.29 (N)

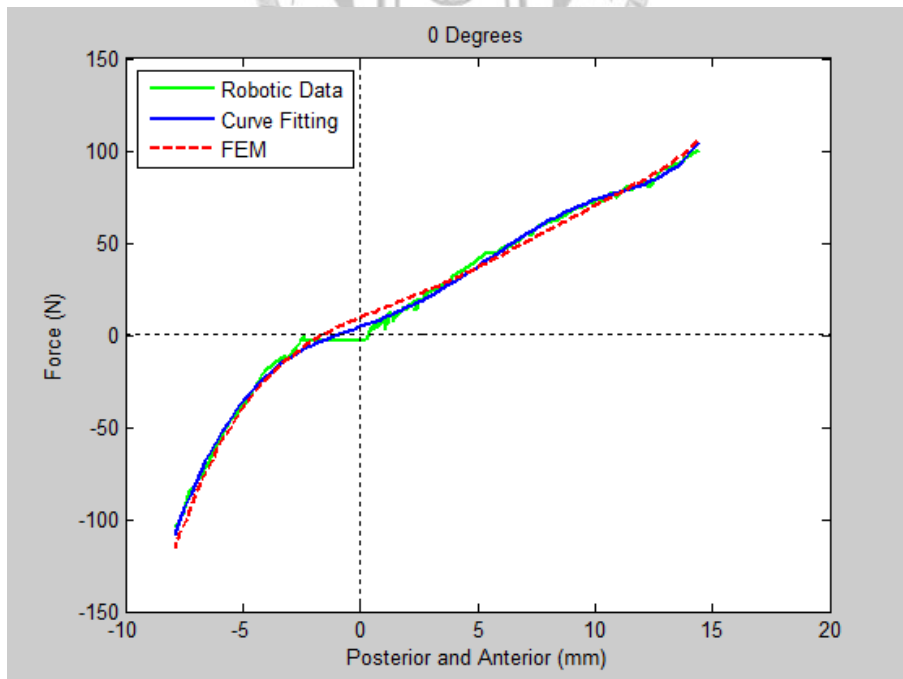


圖 4-2、0°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對
兩者比對結果之 AvgError 為 3.43 (N)

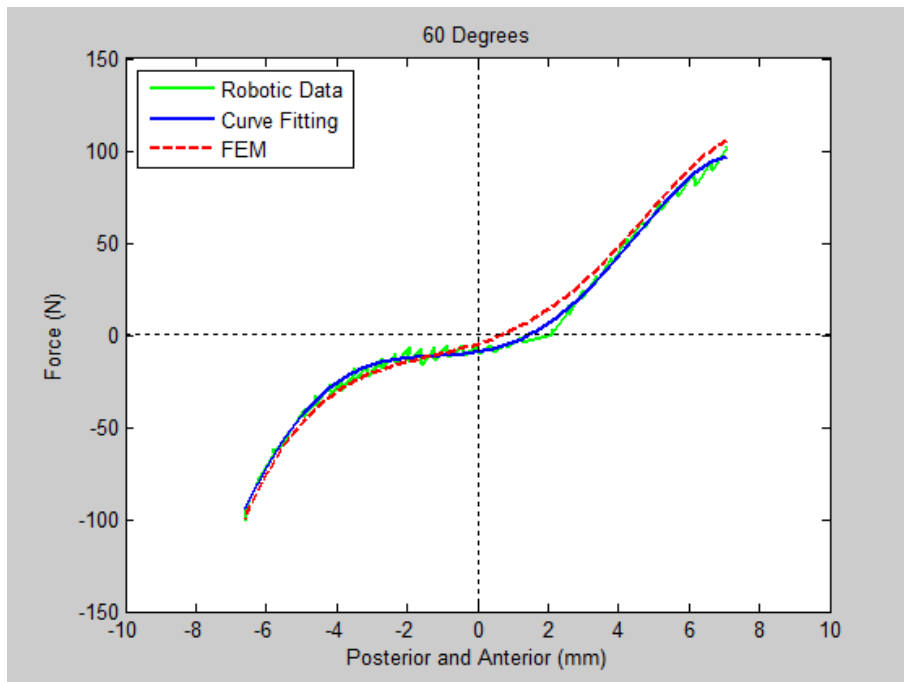


圖 4-3、60°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對

兩者比對結果之 AvgError 為 4.78 (N)

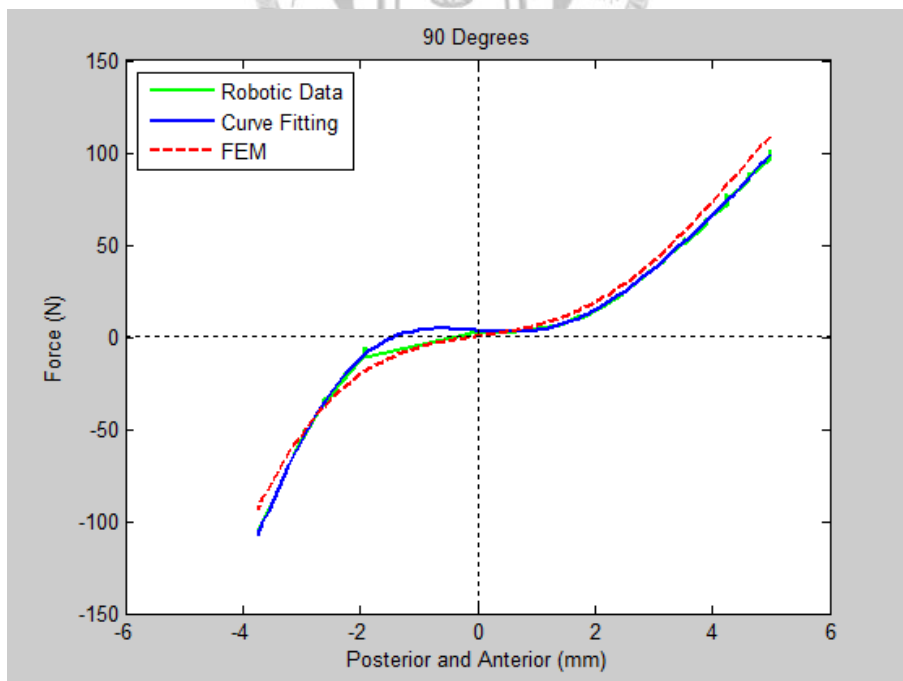


圖 4-4、90°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對

兩者比對結果之 AvgError 為 5.94 (N)

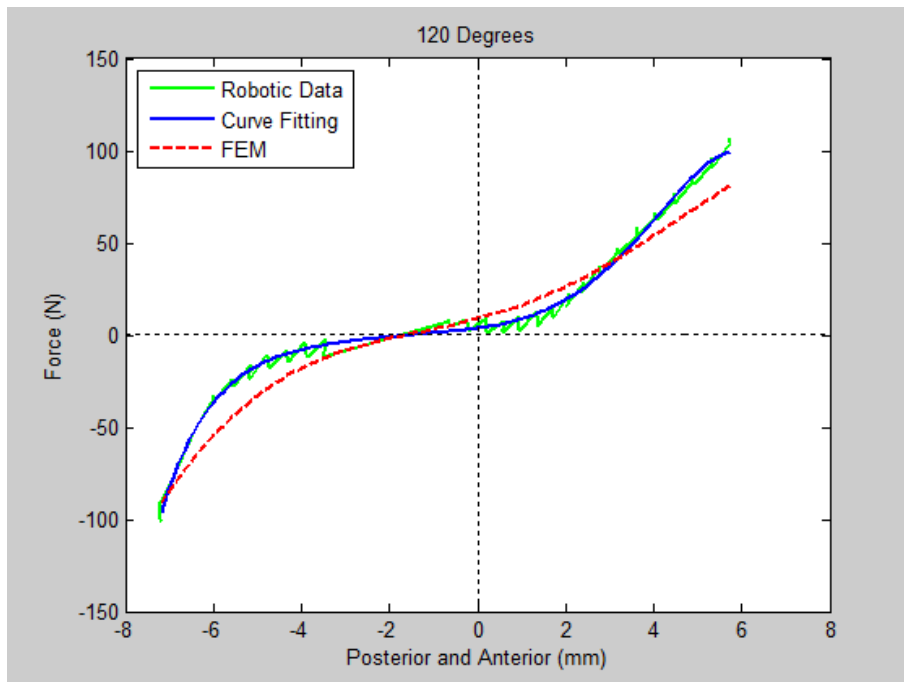


圖 4-5、120°前拉測試實驗與有限元素分析之材料參數比對
兩者比對結果之 AvgError 為 8.43 (N)



第二節 坐到站動作之分析

動態 X 光 (Fluoroscopy) 擷取了進行「坐到站」動作時，不同彎曲角度下，股骨與脛骨相對運動的動態影像，然而動態 X 光只能得到膝關節的二維運動學資訊，並無法滿足模擬三維膝關節運動時所需之三維的運動學資訊。因此，應用本實驗室所開發的單平面影像比對技術 (Lu, Tsai et al. 2008)，來計算出膝關節的三維運動學資訊。

在取得受試者的骨骼 CT 影像之後，匯入 Amira 堆疊出三維的立體模型，堆出骨頭三維模型後，在不影響骨骼外型的前提下，將模型資料適當的減點，使其解析度在可以接受的情況下輸出較小的資料量。完成之骨骼幾何資料以 STL (stereolithography format) 格式輸出。接著，在單平面影像比對方面，先用電腦程式模擬動態 X 光系統，將上述模型及相關資訊投影到影像平面，得到 DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) 影像，再將此 DRR 影像與動態 X 光拍到的膝關節活動影像契合，藉由最佳化的方法得到模型最佳之三維空間位置及方向。圖 4-6 至圖 4-11 為有限元素模型依據輸出位置資訊，進行坐到站動作模擬的過程。

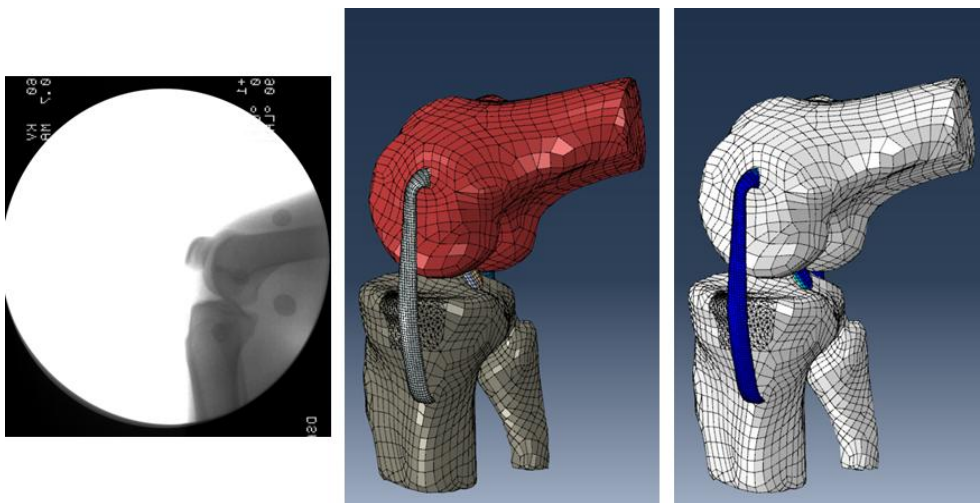


圖 4-6、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (85°)

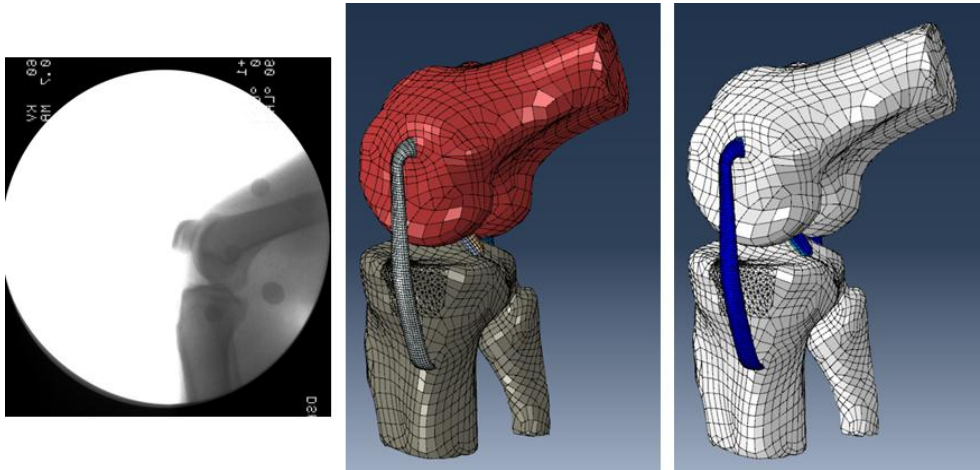


圖 4-7、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (74°)

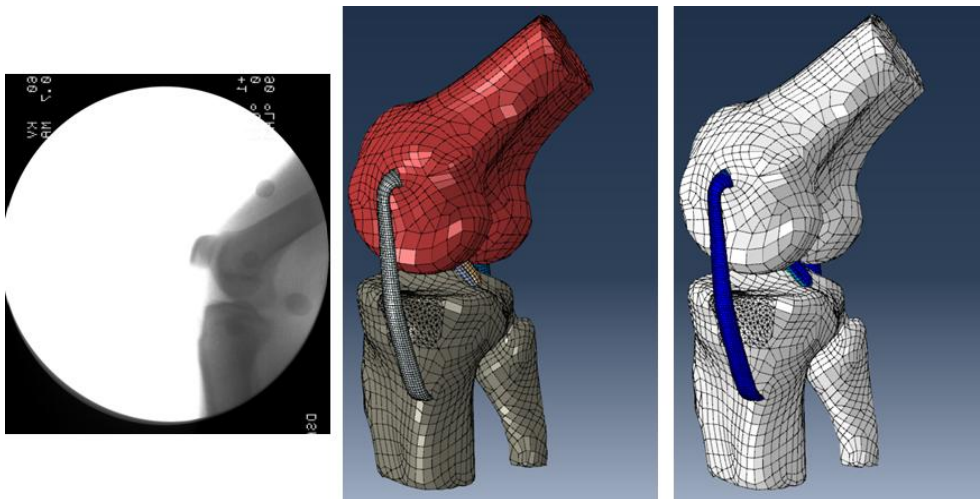


圖 4-8、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (58°)

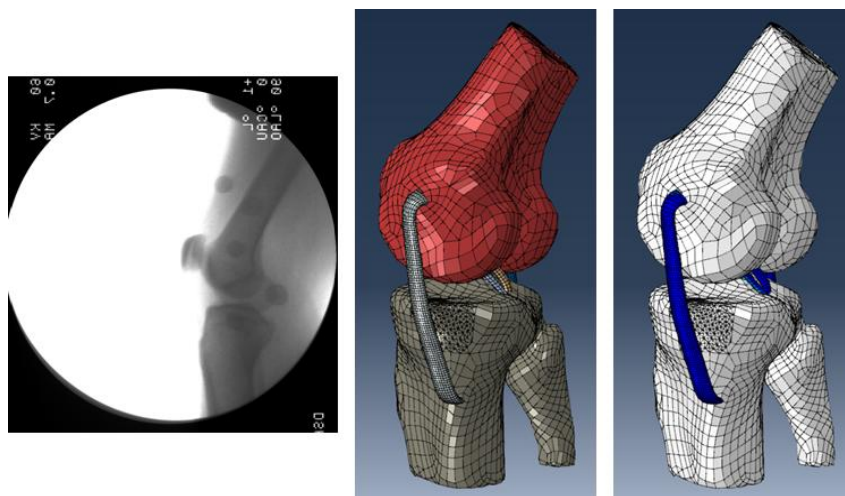


圖 4-9、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (41°)

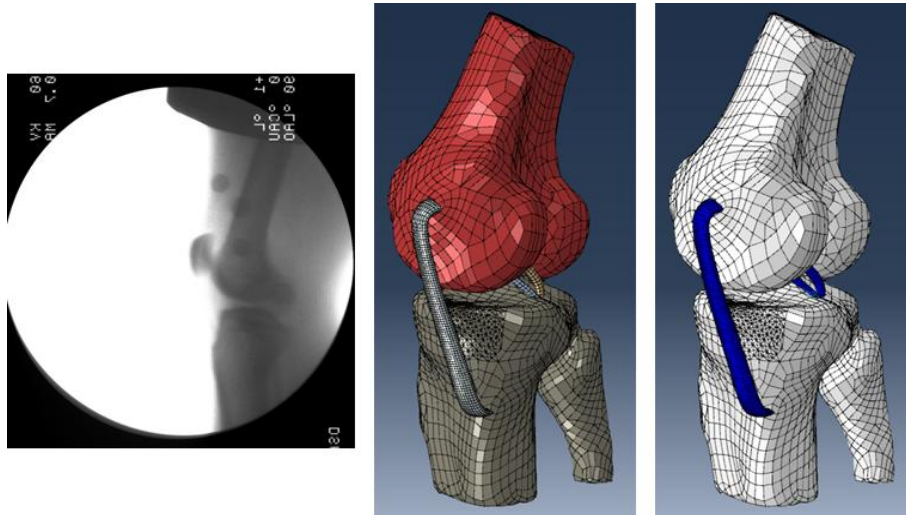


圖 4-10、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (29°)

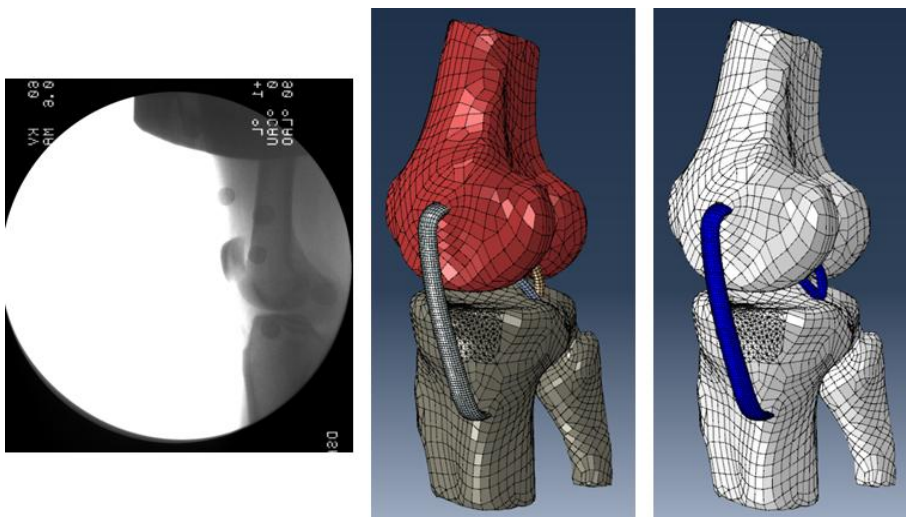


圖 4-11、模擬坐到站動作與動態 X 光影像之對應圖 (17°)

第三節 韌帶受力之分析

在坐到站的過程中，膝關節內部的每條韌帶在不同時間點下，皆會產生出不同大小、方向的力量。膝關節之三維有限元素模型可模擬出受試者在進行「坐到站」動作下，其各條韌帶在脛骨上的作用力。圖 4-12 至圖 4-15 分別為前十字韌帶、後十字韌帶（包括 AL、PM 兩束）與內側韌帶、外側韌帶在坐到站過程中，隨膝關節彎曲角度變化所產生的力量，此輸出之力量-角度圖是四條韌帶作用在脛骨上的。其中，前十字韌帶又分成 AM、PL 兩束來分析（AM 以實線表示、PL 以虛線表示），後十字韌帶則分成 PM、AL 兩束（PM 以實線表示、AL 以虛線表示）。

另外，圖中的 X 軸表示股骨相對於脛骨彎曲的角度，呈現出「坐到站」的過程（ -90° 表示坐下的狀態， 0° 表示站立的狀態）；而 Y 軸則表示脛骨所受來自於韌帶前後方向上的力量。在圖 4-16 中，將前、後十字韌帶對脛骨的作用力與內、外側韌帶對脛骨的作用力加總，用以表示膝關節內部韌帶對脛骨的作用力。

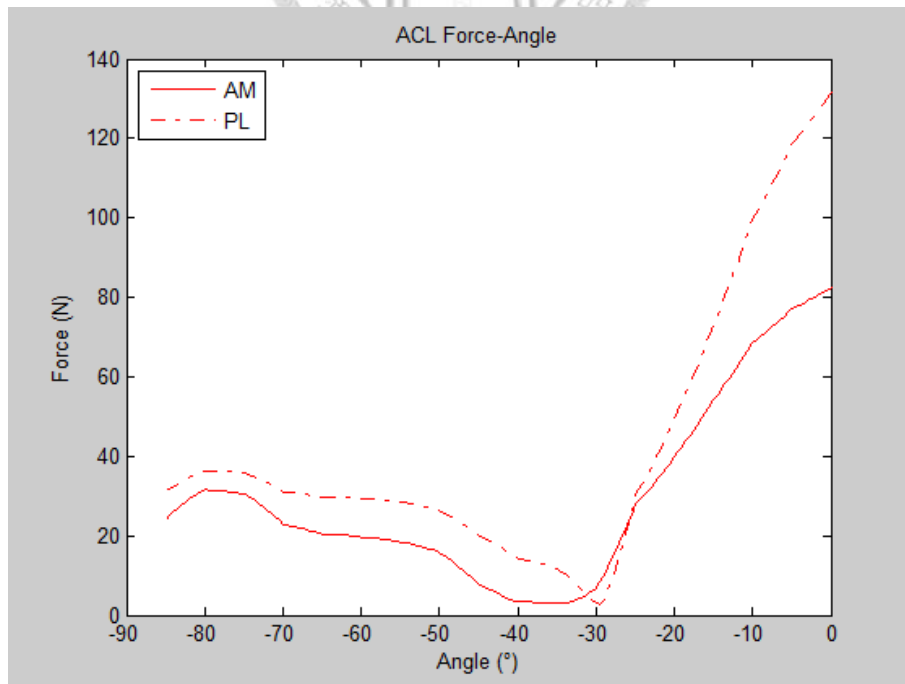


圖 4-12、前十字韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力

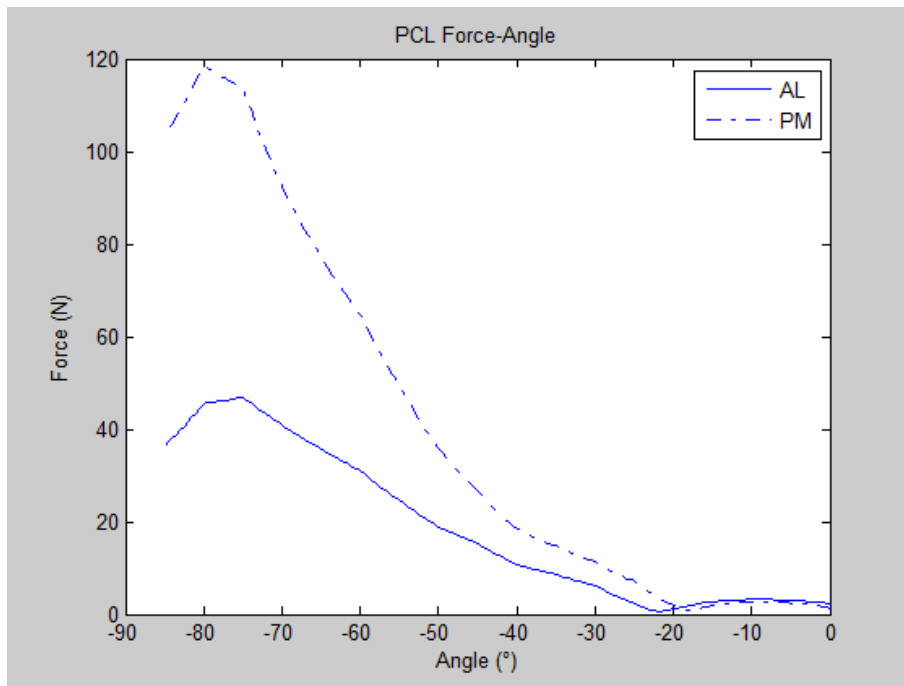


圖 4-13、後十字韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力

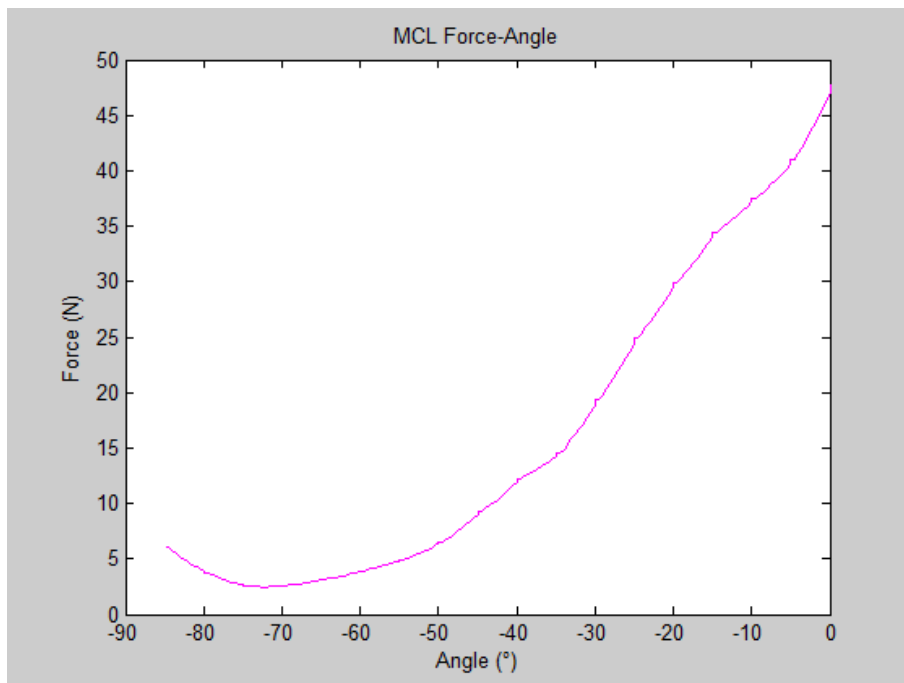


圖 4-14、內側韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力

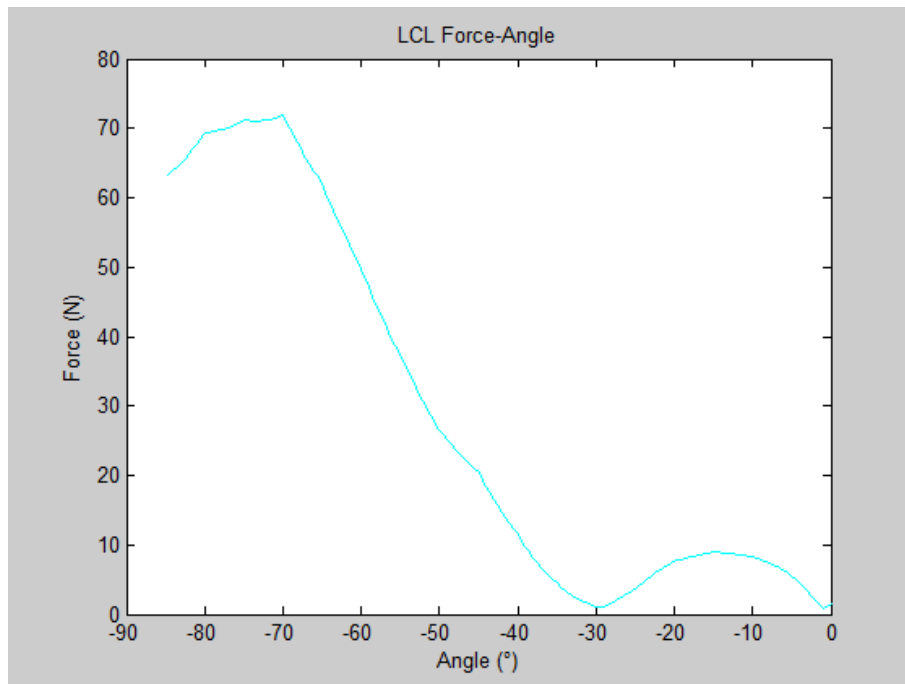


圖 4-15、外側韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力

從結果圖中可看出：前十字韌帶在坐到站的過程中，對脛骨的施力有漸增的趨勢，也就是說在站立的時候前十字韌帶提供了脛骨一股拉力；其中 AM bundle 所產生的力量較 PL bundle 來的小。後十字韌帶的結果圖則與前十字韌帶的趨勢相反，後十字韌帶在坐到站的過程中，施予脛骨的力量漸少；其中 AL bundle 所產生的力量較 PM bundle 來的小。內側韌帶的部分，在坐到站的過程中，和前十字韌帶的趨勢一樣，對脛骨的力量將隨膝關節彎曲角度變小而逐漸增加。至於外側韌帶，其對於脛骨的作用力是由一開始的坐姿到最後的站姿，其對脛骨的施力和內側韌帶剛好相反，外側韌帶是對脛骨施予的拉力漸小。若把前十字韌帶、內側韌帶歸為一組，後十字韌帶、外側韌帶歸為一組，可發現前十字韌帶與內側韌帶對脛骨的施力皆隨膝關節彎曲角度變小的時候跟著增加，這正符合了實際狀況；這兩者在膝關節內的走向都是向前。後十字韌帶與外側韌帶則在一關節彎曲角度較大的時候，對脛骨產生較大的力量，此亦符合了這兩條韌帶在膝關節內部走向向後的狀況。

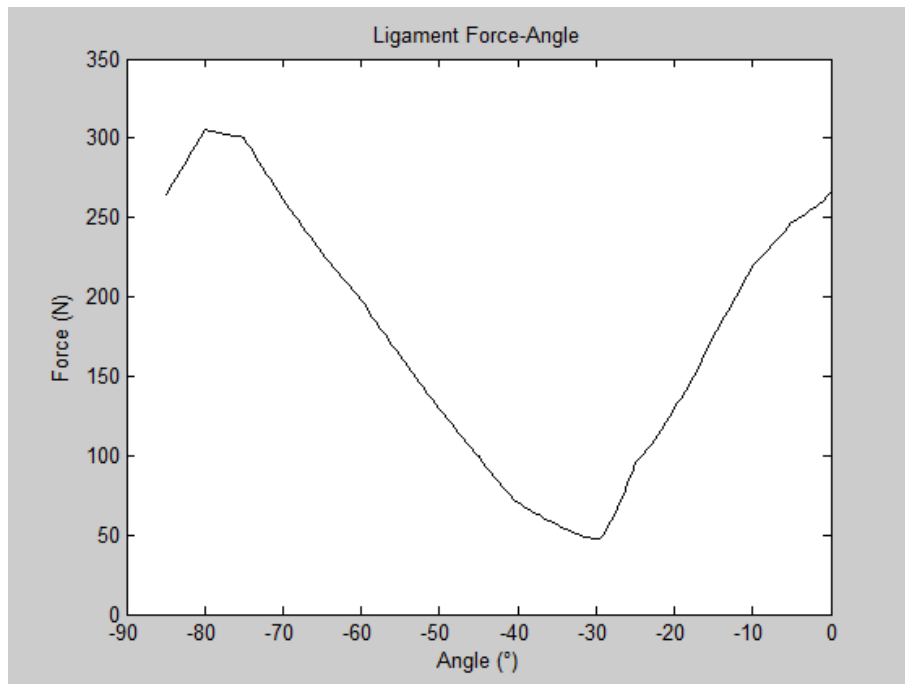


圖 4-16、膝關節韌帶隨膝關節彎曲角度改變下對脛骨的作用力

在所有韌帶對脛骨施力的部分：可見在進行「坐到站」的動作時，膝關節韌帶對脛骨的力量在膝關節彎曲角度最大與最小的時候，分別產生較大的力量。而彎曲角度趨於中間值的時候，膝關節韌帶對脛骨的施力則較小。

第四節 韌帶長度變化之分析

在本研究中，模擬坐到站的過程是將脛骨固定，對股骨輸入每個時間點下股骨相對於脛骨之位移與角度變化量的資訊，使股骨能相對於脛骨模擬出活動時的情形。經有限元素分析後的膝關節模型，可針對韌帶與股骨的接觸位置輸出該韌帶在「坐到站」動作下的長度改變量；再加上韌帶模型的初始長度，即可得知韌帶長度的變化。由下列四張圖（圖 4-17、4-18、4-19、4-20）可以分別看出前十字韌帶、後十字韌帶、內側韌帶、外側韌帶，在膝關節彎曲不同角度下，其長度之變化情形。其中，前十字韌帶示意圖中的實線和虛線分別表示 AM bundle 與 PL bundle 之長度，點線和長短虛線則分別表示 AM bundle 與 PL bundle 之初始長度。後十字韌帶示意圖中的實線和虛線分別表示 AL bundle 與 PM bundle 之長度，點線和長短虛線則分別表示 AL bundle 與 PM bundle 之初始長度。

圖中的 X 軸表示股骨相對於脛骨彎曲的角度，呈現出「坐到站」的過程；而 Y 軸則表示韌帶在進行動作過程中的長度變化。

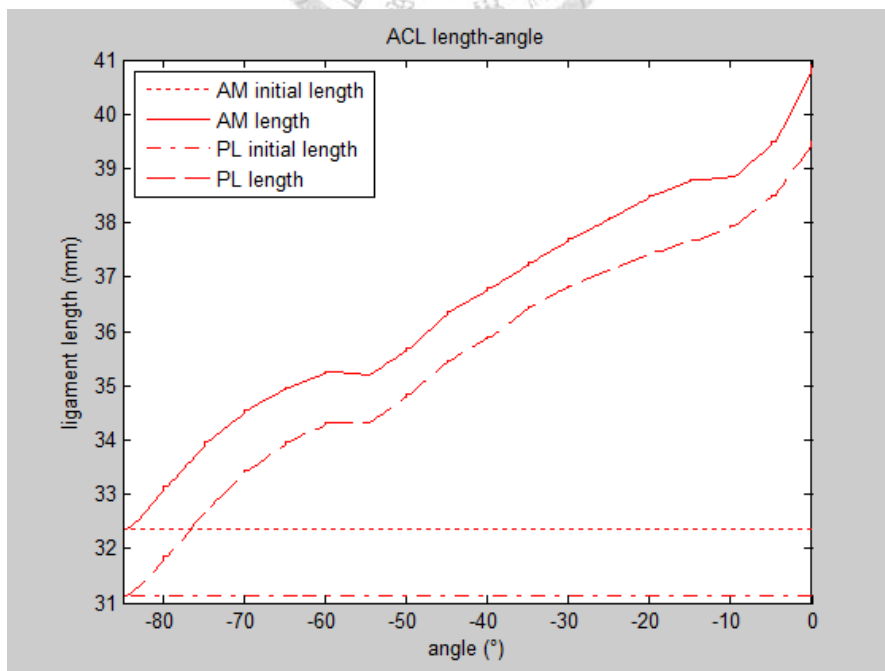


圖 4-17、前十字韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖

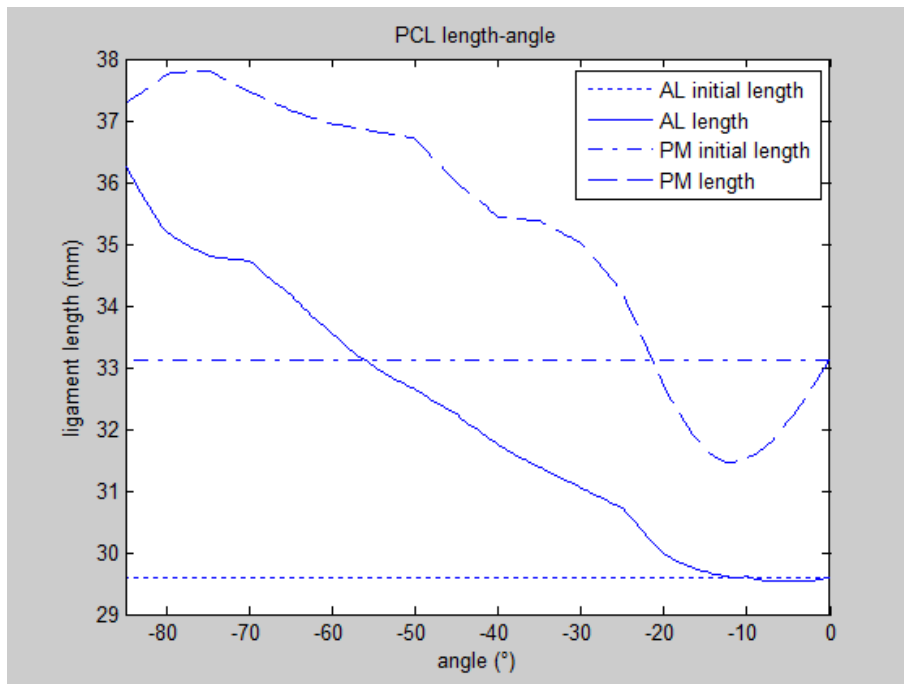


圖 4-18、後十字韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖

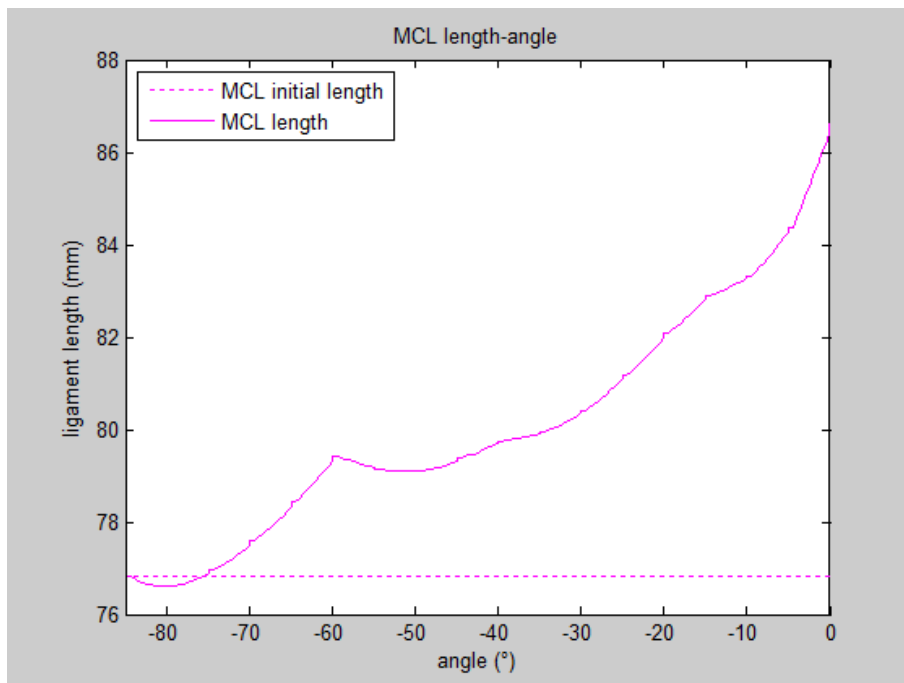


圖 4-19、內側韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖

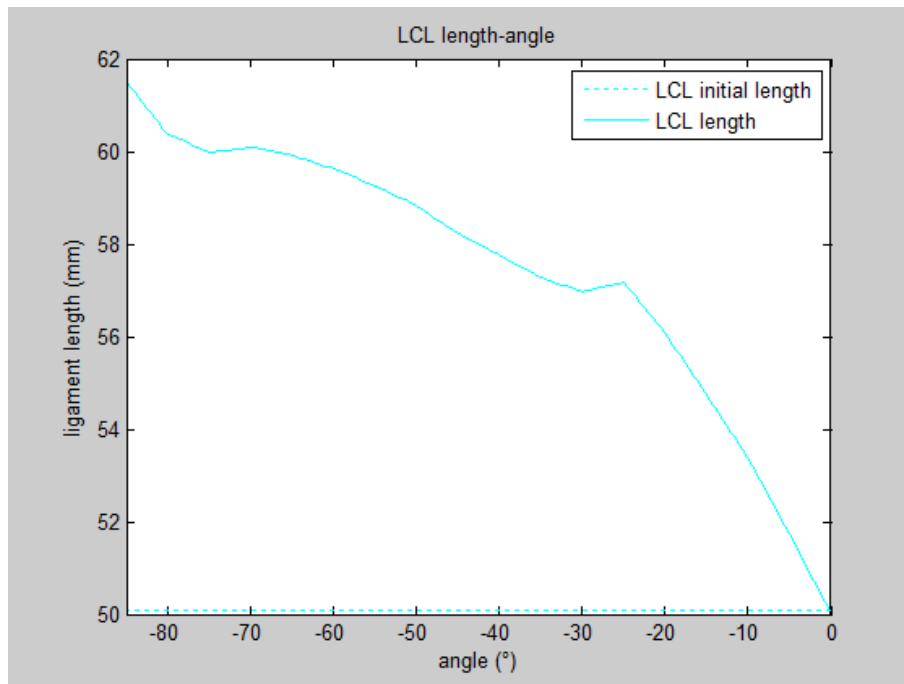


圖 4-20、外側韌帶長度變化與膝關節彎曲角度之關係圖

前十字韌帶在膝關節彎曲角度逐漸減少的情況下，韌帶長度也跟著上升，可見膝關節彎曲角度越小，前十字韌帶越被拉長；這也表示了該狀況下，前十字韌帶受的拉力漸增。後十字韌帶則是在膝關節彎曲角度逐漸減少的情況下，其韌帶長度也跟著下降。由此可見，後十字韌帶是在膝關節彎曲角度較大的時候受較多的拉力。內側韌帶的長度變化趨勢與前十字韌帶相似，在膝關節彎曲角度逐漸減少的情況下，韌帶長度會跟著上升。而外側韌帶的長度變化趨勢則與後十字韌帶相似，在膝關節彎曲角度逐漸減少的情況下，其韌帶長度也會跟著下降。參考過去的文獻指出，為維持膝關節動作之穩定性，前十字韌帶及內側韌帶在膝關節彎曲角度越小的時候，將受到越大的拉力；而後十字韌帶及外側韌帶在膝關節彎曲角度越大的時候，也將受到越大的拉力。本研究所呈現韌帶長度變化的結果正可以與以往的實驗或模擬分析結果（Bruce D. Beynnon et al., 1998、S. E. Park et al., 2004、Guoan Li et al., 2004、S. E. Park et al., 2005、W. Mesfar et al., 2005、Feng Xie et al., 2009、W. S. Jeong et al., 2010）相吻合。

第五節 韌帶應力之分析

本節所呈現的是膝關節韌帶應力與膝關節彎曲角度之間的關係。圖中所呈現的是膝關節在坐到站過程中，其韌帶上的應力分布情況；根據整個動態過程的模擬分析，擷取膝關節彎曲角度最大，以及彎曲 60° 、 30° 、 0° 狀態下之韌帶力應力分布狀態作為代表。在整節當中，分作兩部分進行討論：第一部分是韌帶 Von Mises 應力分布，其中：圖 4-21、4-22 分別為前十字韌帶中兩個 bundle 之應力分布，圖 4-23、4-24 分別為後十字韌帶中兩個 bundle 之應力分布，圖 4-25、4-26 則為內側韌帶、外側韌帶應力分布之呈現。第二部分則是韌帶最大應力分布的結果，當中的圖 4-22、4-23 分別為前十字韌帶中兩個 bundle 之最大應力分布，圖 4-24、4-25 分別為後十字韌帶中兩個 bundle 之最大應力分布，圖 4-26、4-27 則為內側韌帶、外側韌帶最大應力分布之呈現。

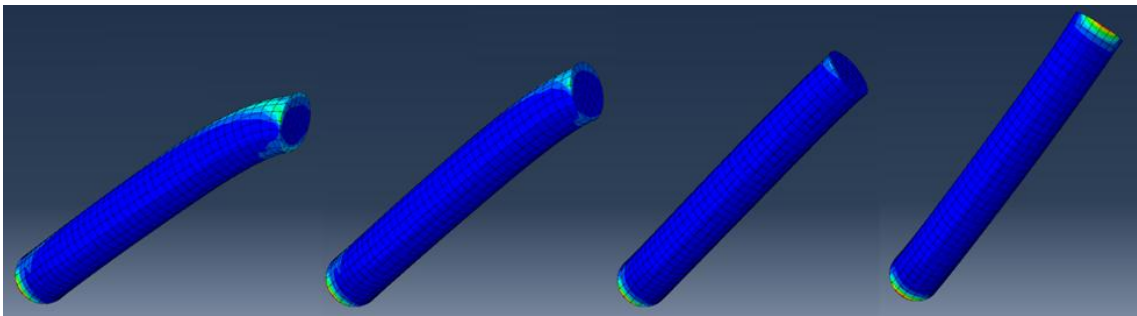


圖 4-21、前內側束前十字韌帶於坐到站過程中之應力分布 ($85^\circ \rightarrow 60^\circ \rightarrow 30^\circ \rightarrow 0^\circ$)

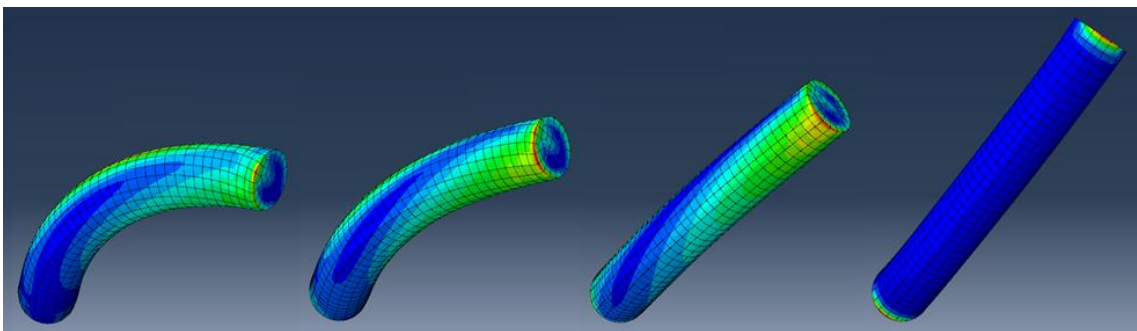


圖 4-22、後外側束前十字韌帶於坐到站過程中之應力分布 ($85^\circ \rightarrow 60^\circ \rightarrow 30^\circ \rightarrow 0^\circ$)

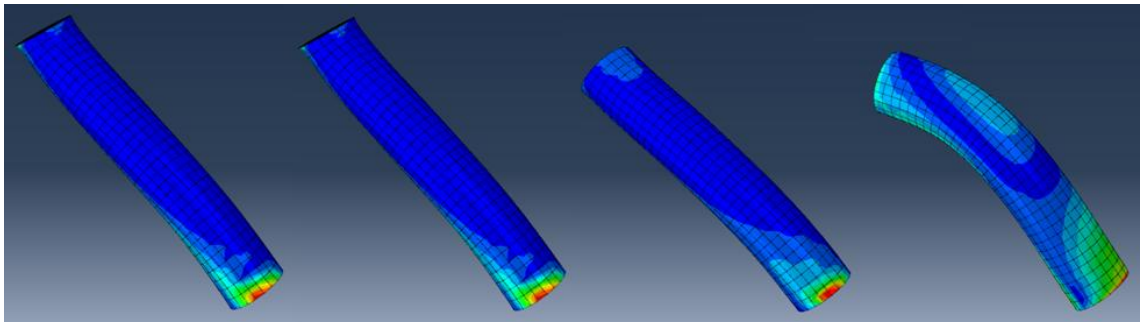


圖 4-23、前外側束後十字韌帶 於坐到站過程中之應力分布 ($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

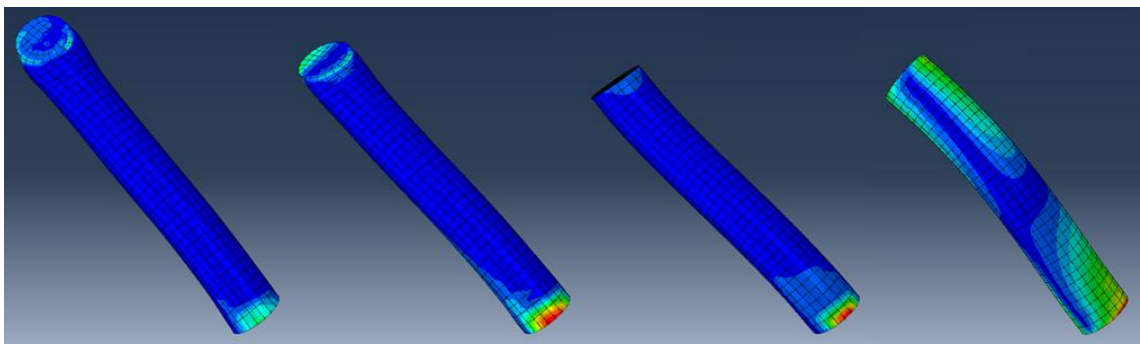


圖 4-24、後內側束後十字韌帶 於坐到站過程中之應力分布 ($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

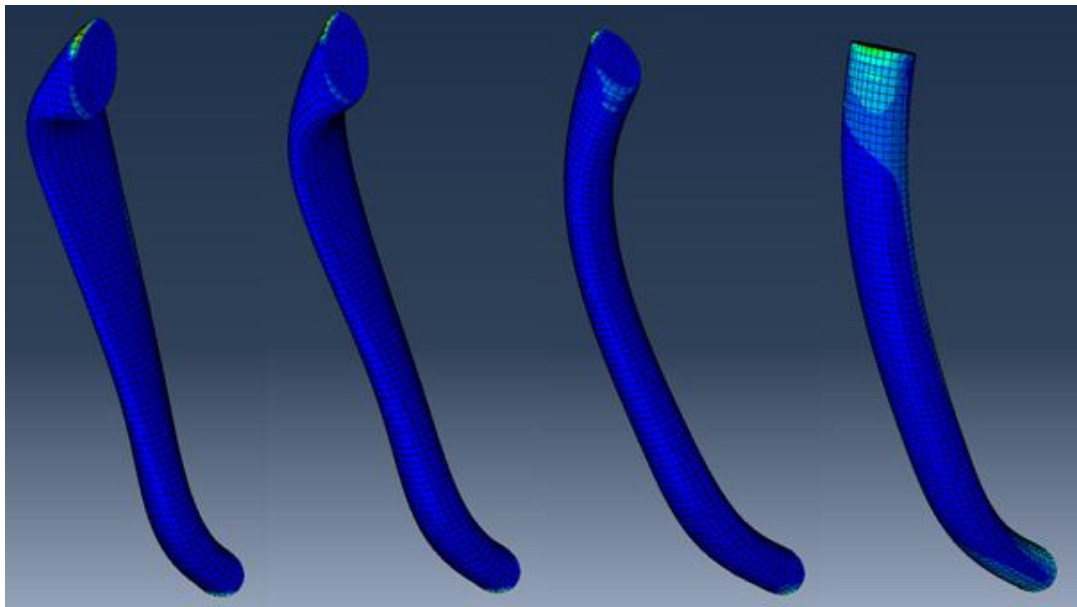


圖 4-25、內側韌帶於坐到站過程中之應力分布 ($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

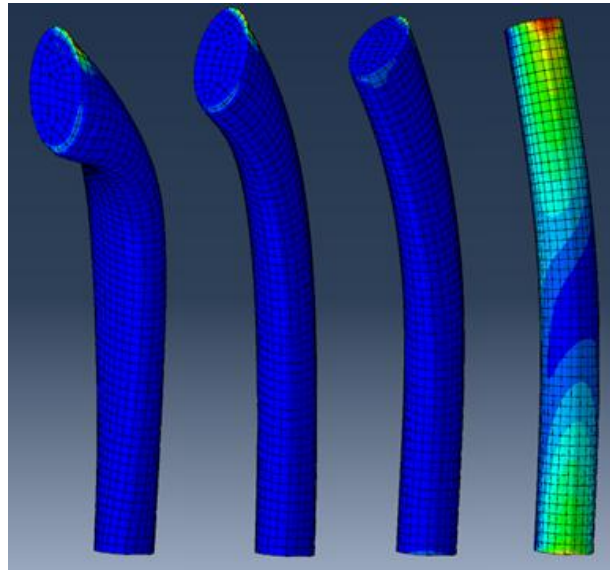


圖 4-26、外側韌帶於坐到站過程中之應力分布 ($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

由結果圖的顯示可見：前十字韌帶所受的應力，較多是分布於與股骨附著的那端；仔細來看，整體上 PL bundle 所受的應力值是較 AM bundle 來的大。後十字韌帶的部分，其所受的應力較多是分布於與脛骨附著的那端；而就整體的觀點上來看，AL bundle 所受的應力值是較 PM bundle 來的大。內側韌帶所受的應力相較於其他三根韌帶較小；其應力分布位置較集中於其附著於股骨之處。外側韌帶的部分，韌帶受應力的位置很明顯分布於與股骨附著於脛骨的部分；其所受之應力較內側韌帶來的大。

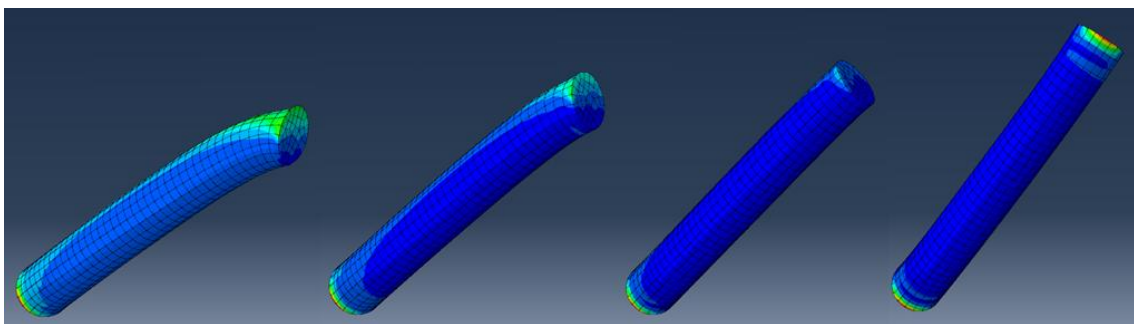


圖 4-27、前內側束前十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布

($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

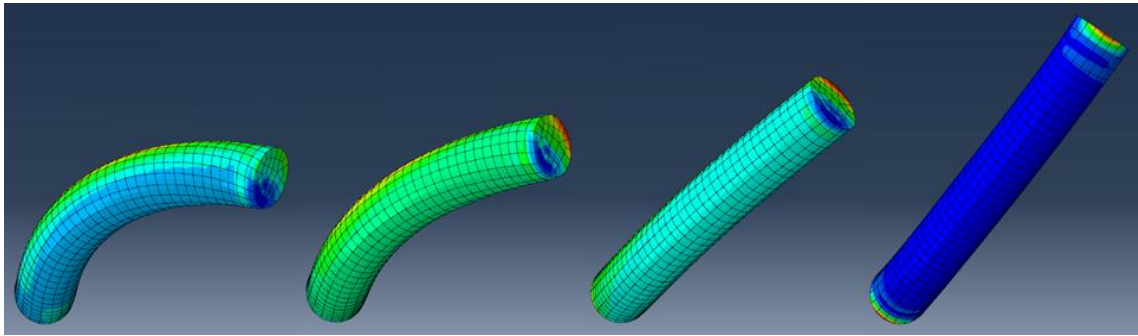


圖 4-28、後外側束前十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布

($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

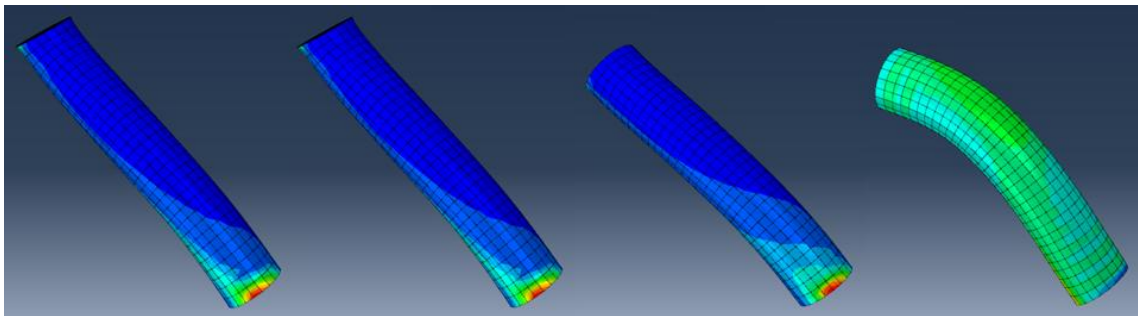


圖 4-29、前外側束後十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布

($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

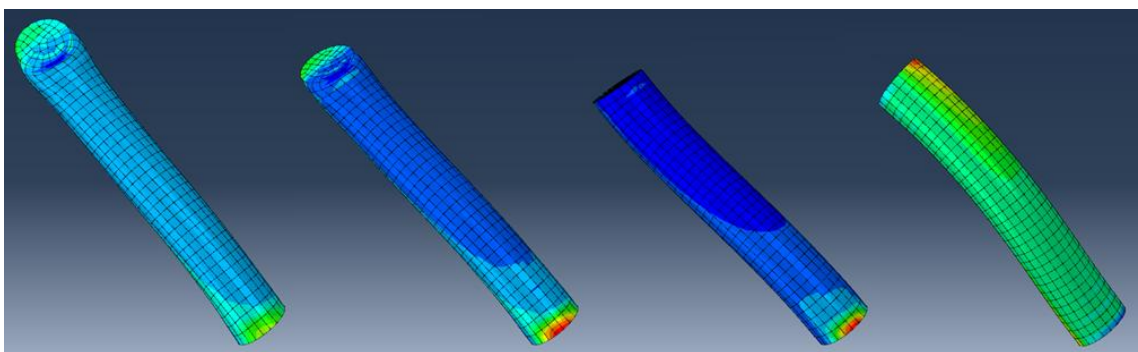


圖 4-30、後內側束後十字韌帶於坐到站過程中之最大應力分布

($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

膝關節韌帶之最大應力分布的部分，前十字韌帶所受的最大應力，多是分布於與股骨附着的那端；其中，PL bundle 的最大應力也較 AM bundle 來的大。後十字韌帶的部分，其所受的應力較多是分布於與脛骨連接的那端；如果其所受應力之結果，AL bundle 的最大應力也較 PM bundle 來的大。內側韌帶的最大應力是分布於與股骨連接之處；在外側韌帶的部分，不同於應力分布之呈現，最大應力則是在與股骨連接之處。

在表 4-1 當中，整理出四條韌帶（包括前十字韌帶的兩束韌帶，AM、PL，以及後十字韌帶的兩束，AL、PM）在坐到站的過程中，其分別承受之最大應力值，及最大應力分布的位置和彎曲之角度。由表中可見：前十字韌帶在坐到站的過程當中，承受最大之應力，而每條韌帶皆在膝關節彎曲角度較大的時候出現最大之應力值；最大應力的位置也多分布於韌帶附着於骨頭之處。

表 4-1、最大應力之分布與數值

| 韌帶名稱 | | 應力值(MPa) | 彎曲角度(°) | 應力集中位置分布 |
|------|----|----------|---------|----------|
| ACL | AM | 21.16 | 80 | 靠近股骨 |
| | PL | 25.66 | 85 | 靠近股骨 |
| PCL | AL | 23.67 | 80 | 靠近脛骨 |
| | PM | 19.74 | 80 | 靠近脛骨 |
| MCL | | 14.06 | 85 | 靠近股骨 |
| LCL | | 15.35 | 85 | 靠近股骨與脛骨 |

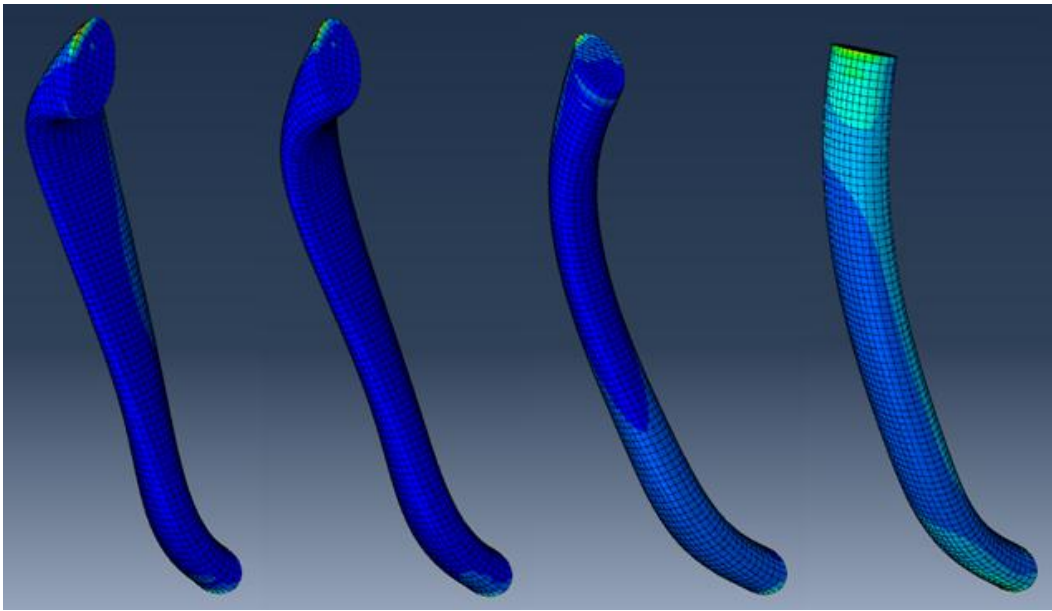


圖 4-31、內側韌帶於坐到站過程中之最大應力分布（ $85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$ ）

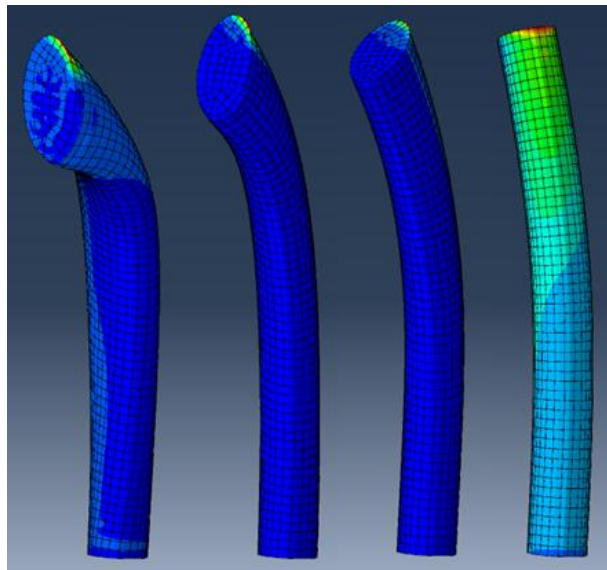


圖 4-32、外側韌帶於坐到站過程中之最大應力分布（ $85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$ ）

第六節 韌帶應變之分析

本節所呈現的是膝關節韌帶應變與膝關節彎曲角度之間的關係。圖中所呈現的是膝關節在坐到站過程中，其韌帶上的應變分布情況；根據整個動態過程的模擬分析，擷取膝關節彎曲角度最大，以及彎曲 60° 、 30° 、 0° 狀態下之韌帶應變狀態作為代表。圖 4-28、4-29 分別為前十字韌帶中兩個 bundle 之應變分布，圖 4-30、4-31 分別為後十字韌帶中兩個 bundle 之應變分布，圖 4-32、4-33 則為內側韌帶、外側韌帶應變分布之呈現。

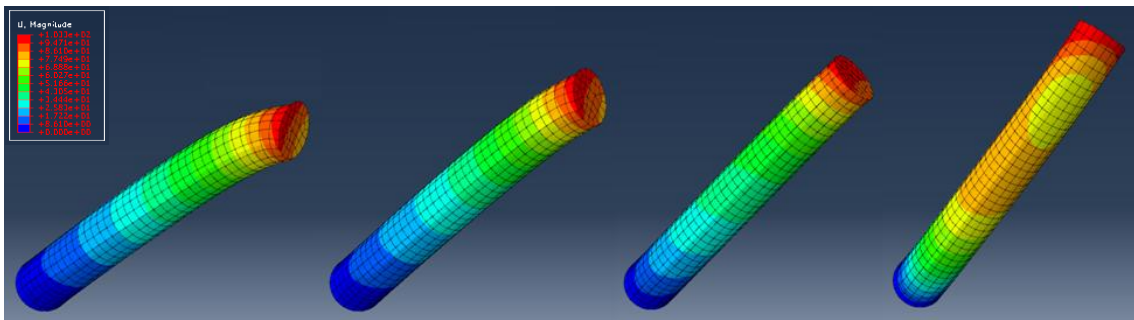


圖 4-33、前內側束前十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 ($85^\circ \rightarrow 60^\circ \rightarrow 30^\circ \rightarrow 0^\circ$)

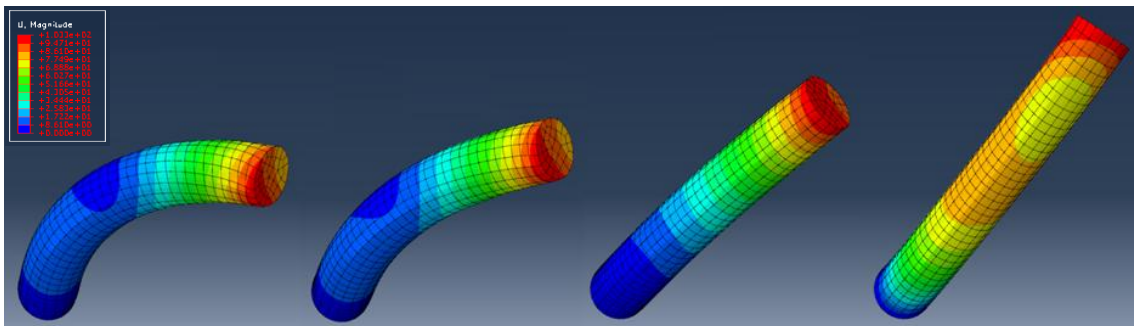


圖 4-34、後外側束前十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 ($85^\circ \rightarrow 60^\circ \rightarrow 30^\circ \rightarrow 0^\circ$)

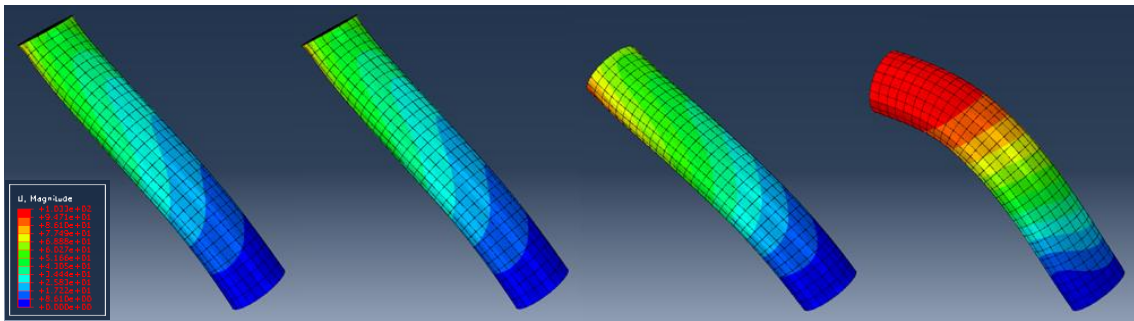


圖 4-35、前外側束後十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 ($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

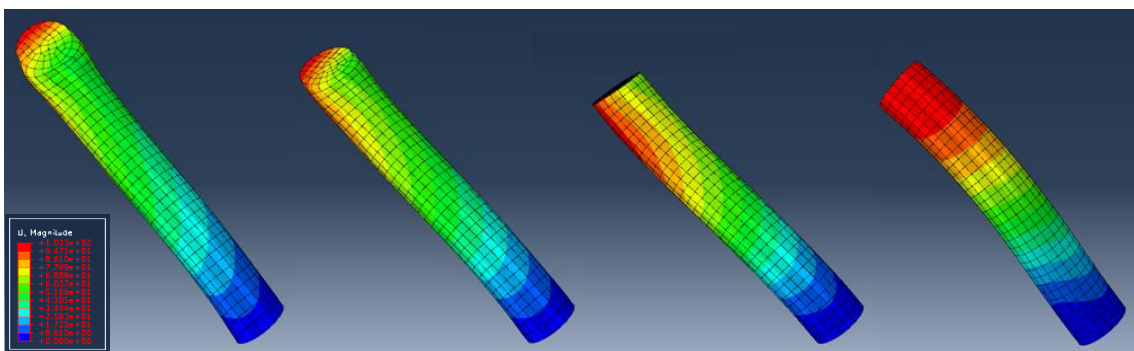


圖 4-36、後內側束後十字韌帶於坐到站過程中之應變分布 ($85^{\circ} \rightarrow 60^{\circ} \rightarrow 30^{\circ} \rightarrow 0^{\circ}$)

由結果圖所示，可見在坐到站的過程當中：前十字韌帶於膝關節彎曲角度漸小的變化中逐漸被拉長，在與股骨相連接的地方應變量尤其大；AM bundle 和 PL bundle 皆為如此。後十字韌帶則是於膝關節彎曲角度漸小的變化中逐漸被擠壓彎曲，在與股骨相連接的地方應變量尤其大；AL bundle 和 PM bundle 皆為如此。內側韌帶則在膝關節彎曲角度漸小的變化中逐漸被拉長，其應變量較大的地方同樣分布於與股骨相連接的地方。至於外側韌帶，坐到站的過程中出現應變，其分布位置亦於其與股骨相連接的地方。

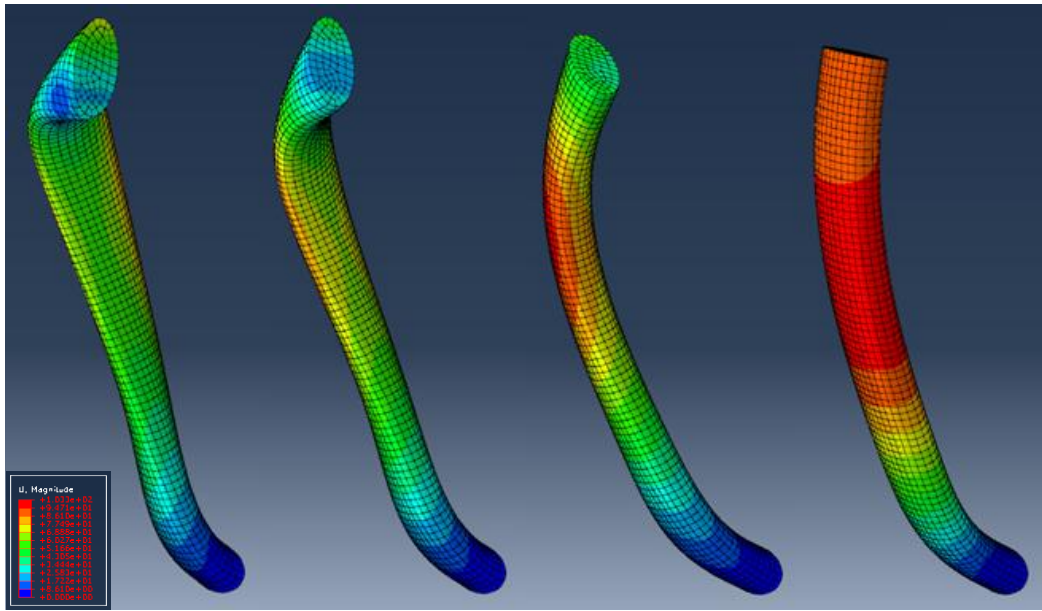


圖 4-37、內側韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°)

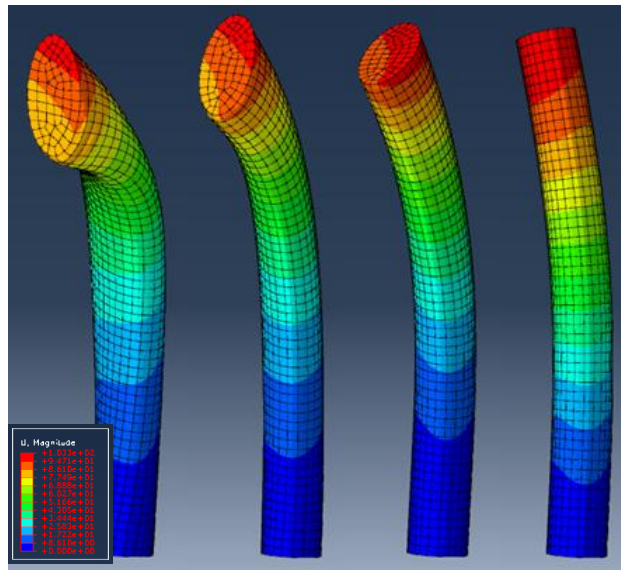


圖 4-38、外側韌帶於坐到站過程中之應變分布 (85°→60°→30°→0°)

第七節 未來目標

- 一、三維有限元素膝關節模型中的韌帶模型，是來自於核磁共振的影像；基於影像清晰度的原因，要直接從核磁共振影像中堆疊出完整的膝關節韌帶形狀是有其困難度的。若有較為清楚的膝關節韌帶影像，便可直接重建出膝關節韌帶，如此不僅對於其幾何形狀上的準確度更提升，韌帶與骨頭相接觸的位置，甚至是接觸面的範圍，都可以更加準確。
- 二、在本研究中，改變了以往的膝關節模型，特別是在後十字韌帶初始位置的幾何形狀部分上參照文獻做了彎曲度的改變。但膝關節內部其他條韌帶的初始形狀卻仍未有明顯的改進，這勢必會影響到在模擬動作後的分析。因此，若能獲得更多膝關節韌帶初始位置之幾何形狀的資訊，變能讓膝關節韌帶彎曲的形狀更符合實際狀況。
- 三、在模擬「坐到站」的有限元素分析時，僅考慮了股骨、脛骨、腓骨、前十字韌帶、後十字韌帶、內側韌帶、外側韌帶。然而，在坐到站的過程中，膝關節內部許多的軟組織也有相互的作用，並施予骨頭不同程度的力量，對整體動作也將造成不同的影響。若能加上其他的軟組織，如軟骨，便能增加此研究結果的準確性與可用性。
- 四、在這次的研究當中，僅針對一位受試者進行「坐到站」動作的有限元素模擬分析，但在過去，本實驗室的學長以針對不同受試者，收及其核磁共振、斷層掃描、動態 X 光…等實驗資料之收集。倘若可以再多完成幾組受試者的分析資料，將可以使本研究更完整，也更具說服力。
- 五、本研究中，針對「坐到站」這個動態的動作進行有限元素法之模擬，並針對模擬的結果進行部分數據的分析。期待可以增加更多動態的動作模擬，並針對目前以分析之結果作更深入的比較與探討，如此將能使本研究的運用層面更廣。

第五章 結論

在本研究中，整合了機械手臂系統、關節穩定測試器、醫學影像處理，以及有限元素分析法，建出三維的膝關節有限元素模型，並利用經過驗證後的三維膝關節有限元素模型模擬出試體前後拉測試實驗的情形，以及活體坐到站動作實驗的狀況，最後再針對其模擬結果進行數據的分析判讀。整套膝關節韌帶的實驗、模擬與分析流程，都是基於客製化的概念而設計。在一定的精確度之下，可以提供臨床、運動亦或是輔具設計上之分析及利用。

根據本研究的結果與討論，可以得到以下幾點結論：

- 一、前、後十字韌帶在坐到站過程中扮演著重要的角色：在膝關節彎曲角度較大時，後十字韌帶被拉伸，作用於脛骨的力量較大，而前十字韌帶則在膝關節彎曲角度變小時因受力而被拉伸，此時也將提供脛骨維持穩定的拉力。
- 二、由模擬動作的結果可見，每條韌帶都有其初始放鬆狀態下之長度，當受拉時會伸長，然當韌帶兩端點連線長度小於其原始長度的狀況下，卻不會受壓力，此時的韌帶會彎曲變形。
- 三、坐到站過程中，從模擬的動態結果和輸出的數據資料皆顯示：韌帶應力與最大應力之分布，大都集中於韌帶附著於股骨、脛骨之處。而韌帶應變的方面則皆出現在附著於股骨之處。
- 四、本研究針對坐到站動作下的膝關節內部韌帶，進行了動態動作的模擬，並分析出了韌帶於該動態過程中之韌帶受力、韌帶長度變化、韌帶應力與應變等結果，如此詳細的分析，在膝關節研究上有相當大的貢獻。
- 五、在本研究改進了以往的三維膝關節有限元素模型之幾何形狀，如此的改進在模型驗證結果方面得到了肯定，由此可之，該模型分析結果之準確性亦較以往更為提升；因此，此套膝關節模型建立的方法是有其可靠度及可用性的。

參考文獻

- Abebe, E. S., G. M. Utturkar, et al. (2011). "The effects of femoral graft placement on in vivo knee kinematics after anterior cruciate ligament reconstruction." Journal of Biomechanics **44**(5): 924-929.
- Amis, A. and G. Dawkins (1991). "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries." J Bone Joint Surg Br **73-B**(2): 260-267.
- Berg, K., S. Wood-Dauphinee, et al. (1989). "Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument." Physiotherapy Canada **41**(6): 304-311.
- Beynon, B., J. G. Howe, et al. (1992). "The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo." International Orthopaedics **16**(1): 1-12.
- Beynon, B. D., B. C. Fleming, et al. (1995). "Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises (in vivo)." American Journal of Sports Medicine **23**(1): 24-34.
- Blankevoort, L. and R. Huiskes (1991). "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee." Journal of Biomechanical Engineering **113**(3): 263-269.
- DeFrate, L. E., T. J. Gill, et al. (2004). "In vivo function of the posterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion." American Journal of Sports Medicine **32**(8): 1923-1928.
- Escamilla, R. F., G. S. Fleisig, et al. (1998). "Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises." Medicine & Science in Sports & Exercise. **30**(4): 556-569.
- Fujie, H., G. A. Livesay, et al. (1996). "Forces and moments in six-DOF at the human knee joint: Mathematical description for control." Journal of Biomechanics **29**(12): 1577-1585.
- Fujie, H., K. Mabuchi, et al. (1993). "The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology." Journal of Biomechanical Engineering **115**(3): 211-217.

- Gage, J. R., P. A. Deluca, et al. (1995). "Gait Analysis: principles and applications." The Journal of Bone and Joint Surgery **77-A**(10): 1607-1623.
- Girgis, F. G., J. L. Marshall, et al. (1975). "The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis." CLIN.ORTHOP. **No. 106**: 216-231.
- Guralnik, J. M., E. M. Simonsick, et al. (1994). "A short physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission." Journals of Gerontology **49**(2): M85-M94.
- Guralnik, J. M., L. Ferrucci, et al. (1995). "Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability." New England Journal of Medicine **332**(9): 556-561.
- Hanke, T. A., Y. C. Pai, et al. (1995). "Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit- to-stand in healthy adults." Physical Therapy **75**(2): 105-118.
- Hefzy, M. S., E. S. Grood, et al. (1989). "Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament." American Journal of Sports Medicine **17**(2): 208-216.
- Hosseini, A., T. J. Gill, et al. (2009). "In vivo anterior cruciate ligament elongation in response to axial tibial loads." Journal of Orthopaedic Science **14**(3): 298-306.
- Higuchi, T., Y. Arai, et al. (2010). "An analysis of the medial patellofemoral ligament length change pattern using open-MRI." Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy **18**(11): 1470-1475.
- Hirokawa, S. and R. Tsuruno (2000). "Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament." Journal of Biomechanics **33**(9): 1069-1077.
- Hughes, M. A., B. S. Myers, et al. (1996). "The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly." Journal of Biomechanics **29**(12): 1509-1513.
- Jeong, W. S., Y. S. Yoo, et al. (2010). "An analysis of the posterior cruciate ligament isometric position using an in vivo 3-dimensional computed tomography-based knee joint model." Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery **26**(10): 1333-1339.

- Jer-An Guo, T.W. Lu (2010). " *In Vivo* Three-Dimensional Finite Element Simulations and Analyses of the Knee Ligaments During Functional Activities. "
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, et al. (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." Journal of Orthopaedic Research **8**(3): 383-392.
- Kanamori, A., M. Sakane, et al. (2000). "In-situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees." Journal of Orthopaedic Science **5**(6): 567-571.
- Kanamori, A., S. L. Woo, et al. (2000). "The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology." Arthroscopy. **16**(6): 633-639.
- Kralj, A., R. J. Jaeger, et al. (1990). "Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation." Journal of Biomechanics **23**(11): 1123-1138.
- Lafortune, M. A., P. R. Cavanagh, et al. (1992). "Three-dimensional kinematics of the human knee during walking." Journal of Biomechanics **25**(4): 347-357.
- Li, G., L. E. DeFrate, et al. (2004). "In vivo elongation of the anterior cruciate ligament and posterior cruciate ligament during knee flexion." American Journal of Sports Medicine **32**(6): 1415-1420.
- Li, G., L. E. DeFrate, et al. (2005). "In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion." Journal of Orthopaedic Research **23**(2): 340-344.
- Limbert, G. and J. Middleton (2003). A CONTINUUM TRANSVERSELY ISOTROPIC VISCOHYPERELASTIC CONSTITUTIVE LAW APPLICATION TO THE MODELING OF THE HUMAN ACL. Summer Bioengineering Conference. Key Biscayne, Florida.
- Limbert, G. and J. Middleton (2004). "A transversely isotropic viscohyperelastic material Application to the modeling of biological soft connective tissues." International Journal of Solids and Structures **41**(15): 4237-4260.
- Limbert, G., J. Middleton, et al. (2004). "Finite element analysis of the human ACL subjected to passive anterior tibial loads." Computer methods in biomechanics and biomedical engineering **7**(1): 1-8.

- Limbirt, G., M. Taylor, et al. (2004). "Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: Simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL." Journal of Biomechanics **37**(11): 1723-1731.
- Lu, T. W. and J. J. O'Connor (1996). "Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: Comparison between theory and experiment." Journal of Anatomy **189**(3): 575-585.
- Lu, T. W. (1997). " In Partial Fulfillment of The Requirements for The Degree of Doctor of Philosophy "
- Lu, T. W., T. Y. Tsai, et al. (2008). "In vivo three-dimensional kinematics of the normal knee during active extension under unloaded and loaded conditions using single-plane fluoroscopy." Medical Engineering and Physics **30**(8): 1004-1012.
- Majewski, M., H. Susanne, et al. (2006). "Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study." Knee **13**(3): 184-188.
- Markolf, K. L., J. F. Gorek, et al. (1990). "Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique." Journal of Bone and Joint Surgery - Series A **72**(4): 557-567.
- Markolf, K. L., J. F. Gorek, et al. (1990). "Direct Measurement of Resultant Forces in the Anterior Cruciate Ligament." Journal of Bone and Joint Surgery **72-A**(4): 557-567.
- Markolf, K. L., D. C. Wascher, et al. (1993). "Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures." Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume. **75**(3): 387-394.
- Mathias, S., U. S. L. Nayak, et al. (1986). "Balance in elderly patients: The 'get-up and go' test." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **67**(6): 387-389.
- Matsumoto, H., B. B. Seedhom, et al. (2000). "Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle." Clinical Orthopaedics and Related Research(371): 178-182.
- Munro, B. J., J. R. Steele, et al. (1998). "A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: Implications for elderly rheumatoid arthritic patients." Journal of Biomechanics **31**(3): 263-271.
- Nordin, M. and V. H. Frankel, Eds. (2001). Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.

- Odding E. (1994). "Locomotor Disability in the Elderly: An Epidemiological Study of Its Occurrence and Determinants in a General Population of 55 Years and Over." [thesis]. Rotterdam, the Netherlands: Erasmus University Rotterdam.
- Odensten, M. and J. Gillquist (1985). "Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction." Journal of Bone and Joint Surgery - Series A **67**(2): 257-262.
- Pai, Y. C. and M. W. Rogers (1990). "Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand." Medicine and Science in Sports and Exercise **22**(3): 378-384.
- Pai, Y. C. and W. A. Lee (1994). "Effect of a terminal constraint on control of balance during sit-to-stand." J Mot Behav **26**(3): 247-256.
- Pai, Y. C., B. Naughton, et al. (1994). "Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults." Gait and Posture **2**(2): 109-116.
- Papannagari, R., L. E. DeFrate, et al. (2007). "Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion." American Journal of Sports Medicine **35**(9): 1507-1512.
- Peña, E., B. Calvo, et al. (2006). "A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint." Journal of Biomechanics **39**(9): 1686-1701.
- Peña, E., M. A. Martínez, et al. (2005). "A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction." Clinical Biomechanics **20**(6): 636-644.
- Pioletti, D. P., L. R. Rakotomanana, et al. (1998). "Viscoelastic constitutive law in large deformations: Application to human knee ligaments and tendons." Journal of Biomechanics **31**(8): 753-757.
- Podsiadlo, D. and S. Richardson (1991). "The timed 'Up and Go': A test of basic functional mobility for frail elderly persons." Journal of the American Geriatrics Society **39**(2): 142-148.
- Purnell, M. L., A. I. Larson, et al. (2008). "Anterior cruciate ligament insertions on the tibia and femur and their relationships to critical bony landmarks using high-resolution volume-rendering computed tomography." American Journal of Sports Medicine **36**(11): 2083-2090.

- Roorda, L. D., M. E. Roebroek, et al. (1996). "Measuring functional limitations in rising and sitting down: Development of a questionnaire." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **77**(7): 663-669.
- Rudy, T. W., G. A. Livesay, et al. (1996). "A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of knee ligaments." Journal of Biomechanics. **29**(10): 1357-1360.
- Sang, E. P., L. E. DeFrate, et al. (2005). "The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion." Knee **12**(5): 377-382.
- Schenkman, M., R. A. Berger, et al. (1990). "Whole-body movements during rising to standing from sitting." Physical Therapy **70**(10): 638-651.
- Seeman, T. E., P. A. Charpentier, et al. (1994). "Predicting changes in physical performance in a high-functioning elderly cohort: MacArthur studies of successful aging." Journals of Gerontology **49**(3): M97-M108.
- Shepherd, R. B. and A. M. Gentile (1994). "Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments." Human Movement Science **13**(6): 817-840.
- Song, Y., R. E. Debski, et al. (2004). "A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: A computational analysis with experimental validation." Journal of Biomechanics **37**(3): 383-390.
- Takahashi, M., M. Doi, et al. (2006). "Anatomical study of the femoral and tibial insertions of the anteromedial and posterolateral bundles of human anterior cruciate ligament." American Journal of Sports Medicine **34**(5): 787-792.
- Taylor, K. A., M. E. Terry, et al. (2011). "Measurement of in vivo anterior cruciate ligament strain during dynamic jump landing." Journal of Biomechanics **44**(3): 365-371.
- Thorbahn, L. D. B., R. A. Newton, et al. (1996). "Use of the Berg balance test to predict falls in elderly persons." Physical Therapy **76**(6): 576-585.
- Tsai, T.-Y. (2004). Measurement of the Kinematics of Normal and ACL Deficient Knees Using Fluoroscopy with Computer Bone Models. Institute of Biomedical Engineering, College of Engineering. Taipei, National Taiwan University: 93.
- Tsai, T.-Y., T. W. Lu (2010). "Development of a 3D Fluoroscopy Method and its Integration with Stereophotogrammetry to Study the Effects of Soft Tissue Artifacts on the Calculated Mechanical Variables of the Knee During Functional

Activities."

- Weiss, J. A., B. N. Maker, et al. (1996). "Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity." Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering **135**(1-2): 107-128.
- Wilson, D. R., J. D. Feikes, et al. (1998). "Ligaments and articular contact guide passive knee flexion." Journal Of Biomechanics **31**(12): 1127-1136.
- Wilson, D. R., J. D. Feikes, et al. (2000). "The components of passive knee movement are coupled to flexion angle." Journal Of Biomechanics **33**(4): 465-473.
- Wismans, J., F. Veldpaus, et al. (1980). "A three-dimensional mathematical model of the knee-joint." Journal of Biomechanics **13**(8): 677-686
- Wu, J. L., A. Hosseini, et al. (2010). "Kinematics of the anterior cruciate ligament during gait." American Journal of Sports Medicine **38**(7): 1475-1482.
- Yasuda, K., H. Ichiyama, et al. (2008). "An In Vivo Biomechanical Study on the Tension-Versus-Knee Flexion Angle Curves of 2 Grafts in Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Effects of Initial Tension and Internal Tibial Rotation." Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery **24**(3): 276-284.
- Yoo, Y. S., W. S. Jeong, et al. (2010). "Changes in ACL length at different knee flexion angles: An in vivo biomechanical study." Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy **18**(3): 292-297.
- Yu-Tse Lin, T.W. Lu (2008). " *In Vivo* Stress Distribution of the Knee Ligaments During Functional Activities."
- Zantop, T., M. Herbort, et al. (2007). "The Role of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament in Anterior Tibial Translation and Internal Rotation." The American Journal of Sports Medicine **35**(2): 223-227.
- Zavatsky, A. B. and J. J. O'Connor (1994). "Three-dimensional geometrical models of human knee ligaments." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine **208**(4): 229-240.
- Zhang, X., G. Jiang, et al. (2008). A subject-specific finite element model of the anterior cruciate ligament, Vancouver, BC.
- Zheng, N. (2007). "BILATERAL DIFFERENCES OF 3-D MOTION IN ACL-DIFICENT AND ACL-RECONSTRUCTED KNEES." Journal of Biomechanics **40**(2): 100.