

國立臺灣大學電機資訊學院生醫電子與資訊學研究所



碩士論文

Graduate Institute of Biomedical Electronics and Bioinformatics

College of Electrical Engineering and Computer Science

National Taiwan University

Master Thesis

棒球投手肩旋轉肌腱等張運動之超音波應變分析

Strain analysis of shoulder rotator cuff tendons during
isotonic exercise in baseball pitchers using ultrasound

蔡宇晴

Yu-Chin Tsai

指導教授：郭柏齡 博士

Advisor: Po-Ling Kuo, Ph.D.

中華民國 111 年 8 月

August, 2022



致謝

首先要感謝郭柏齡老師在研究上的建議以及耐心的指導，才能使我在課業以及研究上有更自由的發揮空間，並使我順利度過碩士生涯。除了學術研究方面，郭老師也非常關心實驗室同學的學習狀況，讓每個同學能以最適合的方式成長。

另外還要感謝實驗室的其他成員，貝勳、瑋廷、政樑、士豪、怡庭、欣吟、建緯、奕威、哲民、巧心，沒有你們的幫助，研究計畫不會如此順利地進行，另外要感謝李百祺老師實驗室的同學，郁文、世豪、棋歲、曼潔、梓甯，在學業上以及研究上的交流都讓我學習到很多事情，在這裡特別感謝郁文，不論是在課業上的交流或是論文上的思辨以及編寫程式上的引導都讓我受益良多。此外，還要謝謝我的女友，傾聽我在研究上的困擾。最後感謝我的家人，因為有你們的支持我才能無後顧之憂地完成研究所生涯。

圖目錄



圖 1-1 棒球投手之投球過程[31]	2
圖 1-2 上圖為棘上肌之超音波影像，黃色區域為棘上肌附著點位置。.....	5
圖 1-3 上圖為肩胛下肌之超音波影像，黃色區域為肩胛下肌附著點位置。....	5
圖 1-4 肌腱之應力與應變曲線圖[23]	6
圖 1-5 Pyramidal LK Optical Flow 流程圖。其中，OPT: Optical Flow Tracking。 11	
圖 2-1 超音波影像示意圖，寬度為 972 高度為 696 像素(超音波參數介面包含在內)	14
圖 2-2 左圖肩胛下肌之探頭擺位，右圖為棘上肌之探頭擺位.....	15
圖 2-3 將一雷射筆固定於投手手臂上並請選手參考地上的白直線(紅色箭頭處)外展肩關節以完成一致性的棘上肌等張運動	15
圖 2-4 左圖為棘上肌縱剖面超音波影像，其肱骨橫截面外緣為非筆直的曲線(紅線)；右圖為肩胛下肌縱剖面之超音波影像，肱骨橫截面邊緣略為筆直(紅線) .	17
圖 2-5 此圖為棘上肌向心運動之分析起始幀。綠色實心點為肱骨解剖頸；紅色空心點為本實驗所定義的棘上肌肱骨大結節附著點。我們選擇肱骨大結節與肱骨解剖頸之連線(黃線)與影像水平方向(紅線)之夾角20o時為棘上肌影像分析的起始幀。	17
圖 2-6 此圖為棘上肌離心運動之分析起始幀。綠色實心點為肱骨解剖頸；紅色空心點為本實驗所定義的棘上肌肱骨大結節附著點。我們選擇肱骨大結節與肱骨解剖頸之連線(黃線)與影像水平方向(紅線)之夾角20o時為棘上肌影像分析的起始幀。	18
圖 2-7 選擇一條水平線與肩胛下肌肱骨面夾角約為20o時為肩胛下肌之起始幀。	18
圖 2-8 棘上肌之肱骨解剖頸(anatomical neck) (綠色實心點)與附著點(紅色空心點)連接成一直線	20



圖 2-9 兩點做一垂線並以 Bursa 層與肌腱層之交界處作為終點	20
圖 2-10 兩垂線之 0%、33%、66%、99% 相互連接以畫分淺層區域、中層區域以及深層區域	20
圖 2-11 附著點之垂線上的 0%、50%、100% 處為深層(紅色)、中層(綠色)以及淺層(藍色)的初始點並以半徑 0.5mm(空心圓內之範圍)作為其候選追蹤點.....	22
圖 2-12 附著點之垂線追蹤點定義後，水平方向之 5mm 處選擇另一追蹤點，並以半徑 1mm(空心圓內之範圍)作為左側追蹤點之候選點	22
圖 2-13 淺層(Supf layer)、中層(Mid layer)以及深層(Deep layer)的兩追蹤點示意圖	22
圖 2-14 圖 A 為棘上肌肌腱之附著點處，圖 B 為棘上肌肌腱之中間物質	23
圖 2-15 棘上肌之 AC side 的追蹤點定義(白圓圈)，起始長度為 5mm(白線段). .	24
圖 2-16 上圖為 NCORR 分析回聲訊號不佳之棘上肌超音波影像時會出現的錯誤進而導致分析終止。	24
圖 2-17 上圖為肩胛下肌起始幀追蹤點之示意圖，兩追蹤點(黃點)的長度為 5mm(藍線)	25
圖 2-18 拍攝棘上肌之示意圖.....	28
圖 2-19 探頭放置在肩膀上外側平行棘上肌腱長軸之中立位置.....	28
圖 2-20 左圖為肩胛下肌取樣時肩關節外旋起始點，右圖為肩胛下肌取樣時肩關節外旋終點	29
圖 2-21 將探頭放置於肩膀前方並平行肩胛下肌肌腱長軸方向.....	30
圖 2-22 輸入參考影像.....	32
圖 2-23 輸入當前影像.....	32
圖 2-24 手動設置 ROI.....	33
圖 2-25 分析間距、半徑(紅框處)以及選擇高應變分析(黑框處).....	33
圖 2-26 相關係數計算結果.....	34



圖 2-27 位移場分析結果以及單位/像素設置	35
圖 2-28 P 點及 Q 點為參考子集，其中 P 為原子集中心點。P' 與 Q' 為更新後座標，其中 P' 目標子集之中心點[21].....	37
圖 2-29 NCORR 與 OPT 在 20 部肩袖肌群之統計圖。	41
圖 2-30 上圖為肩胛下肌於等張運動時的應變值與幀數變化圖。其中，A 為肩胛下肌之初始幀畫面;B 圖為肩胛下肌之終止幀畫面。其中，箭頭標記處為應變峰值(peak strain)	42
圖 2-31 上圖為棘上肌於向心運動時的應變值與幀數變化圖。其中，A 為棘上肌之初始幀畫面;B 圖為棘上肌之終止幀畫面。其中，箭頭標記處為應變峰值(peak strain)	43
圖 2-32 圖為棘上肌位移場示意圖，其中 A 與 A' 、B 與 B' 、C 與 C' 分別代表棘上肌淺層、中層以及深層的追蹤點。	44
圖 2-33 圖為肩胛下肌位移場示意圖，其中 A 與 A' 代表肩胛下肌的追蹤點。 ..	45
圖 3-1 五位投手之近大結節側之棘上肌淺層中層及深層在向心運動時之應變峰值統計圖， GT: greater tubercle , CC: Concentric contraction, SSP: supraspinatus ..	51
圖 3-2 五位投手之近大結節側之棘上肌淺層中層及深層在離心運動時之應變峰值統計圖，其中，GT: greater tubercle , EC: Eccentric contraction	52
圖 3-3 棘上肌 AC side 之應變峰值分析， SSP:Supraspinatus, AC: acromion, CC: Concentric contraction	53
圖 3-4 棘上肌於向心運動時各分層之間的差異性檢測。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction。	54
圖 3-5 棘上肌於離心運動時各分層之間的差異性檢測。其中，SSP: Supraspinatus, EC: Eccentric contraction	55
圖 3-6 棘上肌之淺層在離心運動以及向心運動時的差異性比較。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction, EC: Eccentric contraction, NS:not	



significant。	56
圖 3-7 棘上肌之中層在離心運動以及向心運動時的差異性比較。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction, EC: Eccentric contraction, NS: not significant。	57
圖 3-8 棘上肌之深層在離心運動以及向心運動時的差異性比較。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction, EC: Eccentric contraction, NS: not significant。	58
圖 3-9 肩胛下肌於賽季前以及賽季中之平均應變峰值及差異性比較。	59
圖 3-10 Preseason 及 Regular Season 之肩胛下肌附著點應變峰值分析	60
圖 3-11 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的淺層之應變各五次分析分布圖，其中 SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, CC: Concentric contraction	62
圖 3-12 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的中間層之應變分布圖，其中 SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, CC: Concentric contraction	63
圖 3-13 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的深層之應變分布圖，其中 SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, CC: Concentric contraction	64
圖 3-14 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的淺層之應變分布圖，其中， SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, EC: Eccentric contraction	65
圖 3-15 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的中間層之應變分布圖，其中， SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, EC: Eccentric contraction	66
圖 3-16 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的深層之應變分布圖，其中， SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, EC: Eccentric contraction	67
圖 3-17 圖為 5 位投手棘上肌 AC side 之淺層的應變分布圖，其中 SSP:Supraspinatus, AC: acromion,	68
圖 3-18 圖為 5 位投手棘上肌 AC side 之中層的應變分布圖，其中 SSP:Supraspinatus, AC: acromion,	69



圖 3-19 圖為 5 位投手的例行賽季前肩胛下肌附著點之應變分布圖，其中 SSC: subscapularis 69

圖 3-20 圖為 5 位投手的例行賽季(regular season)肩胛下肌附著點之應變分布圖，
其中 SSC: subscapularis 70

表目錄



表 2-1 10 位投手春季賽(Spring training) 之拍攝日期、拍攝部位、投球數。其中 SSP:Supraspinatus,SSC: Subscapularis ;RHP:Right-Hand Pitcher,LHP:Left-Hand Pitcher.....	13
表 2-2 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow Tracking,SSC(Subscapularis)	45
表 2-3 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow Tracking, SSP(Supraspinatus)	46
表 2-4 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow Tracking,SSP(Supraspinatus)	46
表 2-5 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow Tracking,SSP(Supraspinatus)	47
表 2-6 NCORR 與光流法於肩胛下肌之運算時間比較.....	47
表 2-7 NCORR 與光流法於棘上肌之運算時間比較.....	48
表 2-8 皮爾森相關係數代表意義.....	48
表 3-1 五位投手之棘上肌淺層中層以及深層之應變結果, GT: greater tubercle, SD:Standard Deviation,SSP:Supraspinatus, , CC: Concentric contraction	50
表 3-2 五位投手之棘上肌淺層中層以及深層在離心運動時之應變結果，其中， SD:Standard Deviation,SSP:Supraspinatus, EC: Eccentric contraction	52
表 3-3 Preseason 及 Regular Season 之肩胛下肌附著點的應變峰值，SD:Standard Deviation	60

中文摘要



肌腱的功能是負責將肌肉力量傳遞至骨骼以協助轉動，並將肌肉的力量加以儲存及釋放，使力量合適的輸出以避免受傷。肌腱的損傷可分為急性撕裂傷以及慢性撕裂傷或功能性退化損傷。急性撕裂傷是因為受到撞擊或過度拉伸所導致，患者通常會感到較多的疼痛，而慢性撕裂傷或是功能性退化撕裂則是因為長期微小的撕裂傷累積或功能性退化所導致，患者並不一定會感到疼痛。

棒球是一項劇烈的過頂投擲運動，投手在投球時肩關節會產生極大的扭力，而肩袖肌腱必須承受極大的牽引力以保護肩袖肌群，如此反覆的投球過程會對肩袖肌腱造成極大的負擔。據統計棒球選手的肩袖撕裂比率較一般人高，其中投手更是肩袖撕裂風險最高的族群。肩袖損傷不僅代表著投手在賽場上的表現降低亦代表著龐大的醫療費用以及休賽日增加甚至導致運動生涯結束，故預防肩袖撕裂變成一個重要的議題。在過去，由於技術上的限制以及對機械生物力學的不理解，投手經常在不適當的環境中進行投球訓練以及比賽。近年來，由於預防運動傷害的意識提升，對於投球數的控制以及休息時間的調適均有所改進。此外，在醫學技術以及機械生物力學上的進步，人們對於肌腱的解剖學以及疲勞機制有更深入的理解，在體內研究以及體外研究均得到良好的進展。有相關文獻認為肌腱的疲勞與肌腱的應變有所關聯。

在肌腱之體外研究中，雖較能控制實驗變因，但卻無法符合人體內的複雜性，為了更了解肌腱在體內的狀態，於體內之肌腱相關研究是必要的。在過去，常以骨標誌物或其他標誌物之間的距離做為肌腱之應變估計，然而這樣的分析並無法獲得更細微的肌腱資訊且在分析位置受限於標誌物。隨著超音波技術的提升，使得影像分析上不必侷限於明顯的特徵點。在肩袖撕裂的檢查中，超音波影像被認為與MRI 影像有相同的準確度且在肌腱之應變分析上漸漸得到認可。更重要的是，有別於應力傳感器以及MRI 影像，超音波具有低成本、便攜性、非侵入性以及實時成像的優勢，故在球場上以超音波對投手進行肩袖肌腱的狀態量測應具有一定的

潛力。

本實驗使用 B Mode 動態超音波影像並以基於光流法之斑點追蹤對10名菁英現役投手之肩胛下肌肌腱以及棘上肌肌腱進行應變分析，並以 NCORR 做為分析結果之驗證工具。此外，為了瞭解投手之肩袖肌腱疲勞狀態是否會隨著賽季改變以及肩袖肌腱之內部特性，我們分別於賽季前(preseason)、賽季中(regular season)對肩胛下肌肌腱之應變狀態進行比較並且在賽季後(postseason)對棘上肌進行應變分析以探討棘上肌肌腱內部應變分布的情況。我們在等張運動中發現肩胛下肌之附著點的平均應變分別為賽季前 $8.82 \pm 2.69\%$ 以及賽季中 $18.69 \pm 3.07\%$ ，結果呈現成長趨勢。此外，在向心運動之棘上肌淺層、中層以及深層，分別得到 $18.77 \pm 3.13\%$ 的拉伸應變以及 $-9.27\% \pm 4.09\%$ 的收縮應變，以及在離心運動之棘上肌淺層、中層以及深層，分別得到 $19.07 \pm 2.50\%$ 和 $11.76 \pm 2.26\%$ 以及 $3.89 \pm 1.90\%$ 的拉伸應變結果，呈現肌腱之不均勻性。

最後，我們認為將光流法應用於肩胛下肌之超音波影像以及棘上肌之超音波影像中是具有潛力的，並於肩胛下肌腱發現賽季前以及賽季中之應變上的微顯著變化($p < 0.05$)，儘管如此，我們仍需要更多的投手數據以及更長期的追蹤才能更了解肌腱之應變與疲勞之間的關係。而在棘上肌中，我們發現在離心運動以及向心運動中皆發現肌腱之不均勻性，我們認為這是棘上肌容易發生撕裂傷的原因之一。

關鍵字：棒球投手、超音波影像、斑點追蹤、光流法、棘上肌、肩胛下肌、應變分析

英文摘要

The function of the tendon is to transmit the force of the muscle to the bones to assist in the rotation, and to store and release the force of the muscle so that the force can be output appropriately to avoid injury. Tendon injuries can be classified as acute lacerations as well as chronic lacerations or functionally degenerative injuries. Acute lacerations are caused by impact or overstretching and the patient usually experiences more pain, while chronic lacerations or functionally degenerated tears are caused by long-term accumulation of small lacerations or functional degeneration. As a result, the patient does not feel pain probably. Baseball is a strenuous overhead sport. The pitcher's shoulder joint will produce a lot of torsion when throwing the ball, and the rotator cuff tendon must bear great traction to protect the rotator cuff. The repeated pitching process can place a great burden on the rotator cuff tendons. According to statistics, baseball players have a higher rotator cuff tear rate than the ordinary person, and pitchers are the group with the highest risk of rotator cuff tear. Rotator cuff injuries not only represent a decrease in pitchers' performance on the field, but also represent huge medical expenses, increased offseasons and even athletic career termination. Therefore, preventing rotator cuff tears has become an important issue. In the past, due to technical limitations and a lack of understanding of mechanical biomechanics, pitchers often practiced and played in inappropriate environments. In recent years, due to the increased

awareness of sports injury prevention, the control of pitch count and the adjustment of rest time have improved. In addition, with advances in medical technology and mechanical biomechanics, people have a deeper understanding of tendon anatomy and fatigue mechanisms, and both in vivo and ex vivo studies have made good progress.

There are related literatures that tendon fatigue is related to tendon strain. In the in vivo study of tendon, although it is better to control the experimental variables, it cannot meet the complexity of the human body. In order to better understand the state of tendon in vivo, in vivo tendon-related research is necessary. In the past, the distance between bone markers or other markers was OPTen used as the strain estimation of the tendon, however, such analysis could not obtain finer tendon information and was limited by the markers in the analysis location. With the improvement of ultrasonic technology, the image analysis need not be limited to obvious characteristic points. In the examination of rotator cuff tears, ultrasound imaging is considered to have the same accuracy as MRI imaging and is gradually accepted in the analysis of tendon strain. More importantly, unlike pressure transducer and MRI images, ultrasound has the advantages of low cost, portability, non-invasiveness and real-time imaging. Therefore, rotator cuff status measurements on pitchers with ultrasound should have some potential. In this experiment, B Mode dynamic ultrasound images and speckle tracking based on optical flow method were used to analyze the strain of the subscapularis and supraspinatus



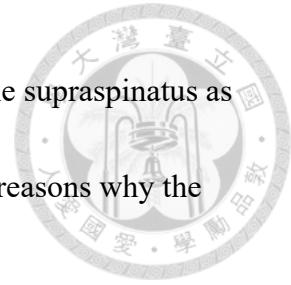
tendons of 10 elite active pitchers, and NCORR was used as a verification tool for the analysis results. In addition, in order to understand whether pitchers' rotator cuff fatigue status changes with season and the internal properties of the rotator cuff tendon, we compared the strain status of the subscapularis tendon in the preseason and in the regular season. In addition, the postseason strain analysis of the supraspinatus was performed to investigate the internal strain distribution of the supraspinatus tendon. We found that the average strain of the enthesis of the subscapularis in the isotonic exercise was $8.82\pm2.69\%$ before the season and $18.69\pm3.07\%$ in the season, respectively, and the results showed an increasing trend. In addition, in the superficial, middle and deep layers of the supraspinatus muscle during concentric contraction, tensile strains of $18.77\pm3.13\%$ and contraction strains of $-9.27\%\pm4.09\%$ were obtained, respectively, and in the superficial and middle layers of the supraspinatus muscle during eccentric contraction and deep layers, tensile strain results of $19.07\pm2.50\%$ and $11.76\pm2.26\%$ and $3.89\pm1.90\%$ were obtained, respectively, showing the inhomogeneity of tendon.

Finally, we believe that the optical flow method has the potential to be applied to the ultrasound elastography of the subscapularis and the supraspinatus, and to detect slightly significant changes in pre-season and in-season strain in the subscapularis tendon ($p<0.05$), however, we still need more pitcher data and longer-term follow-up to better understand the relationship between tendon strain and fatigue. In addition, we

found inhomogeneous tendon strain in the eccentric contraction of the supraspinatus as well as in the concentric contraction, which we believe is one of the reasons why the supraspinatus is prone to ruptures.

Keywords: baseball pitcher, ultrasound imaging, speckle tracking, optical flow,

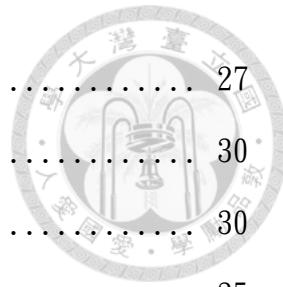
supraspinatus, subscapularis, strain analysis





目錄

圖目錄	i
表目錄	vi
中文摘要	vii
英文摘要	ix
目錄	xiii
Chapter 1 緒論	1
1.1 棒球投手之運動傷害與預防	1
1.1.1 肌腱(Tendon)	3
1.1.2 肩胛下肌(Subscapularis)	6
1.1.3 棘上肌(Supraspinatus)	7
1.2 基於超音波影像之肩袖肌腱的應變分析	7
1.3 斑點追蹤(Speckle Tracking)	8
1.3.1 光流法(Optical Flow Method)	9
1.4 研究動機與目標	12
Chapter 2 材料與方法	13
2.1 研究方法	13
2.1.1 投手之收案標準以及資訊	13
2.1.2 儀器使用以及儀器架構	14
2.1.3 影像參數設定及影像起始幀定義	16
2.1.3.1 定義影像起始幀與起始幀追蹤點	16
2.1.3.2 定義棘上肌之分層與起始幀追蹤點之選擇	19
2.1.3.3 定義肩胛下肌起始幀之追蹤點	25
2.1.3.4 超音波機器參數設定	26
2.1.4 定義超音波拍攝過程	27



2.1.4.1 拍攝棘上肌之流程	27
2.1.5 資料收集與統計	30
2.2 NCORR 與光流法斑點追蹤之比較	30
2.2.1 NCORR 之參數設置	35
2.2.2 兩軟體之分析結果	38
2.3 統計方法	49
2.3.1 隨機效應模型(random effects model)	49
Chapter 3 結果	50
3.1 賽季後之棘上肌應變分析	50
3.2 例行賽季前及例行賽季之肩胛下肌應變分析	59
3.3 基於光流法之斑點追蹤之可重複性	61
Chapter 4 討論與結論	71
4.1 文獻比較	71
4.2 監測過勞的可行性	72
Chapter 5 未來工作與展望	73
5.1 超音波影像的自動判別	73
5.2 肩關節於大角度外展之應變分析	73
5.3 超音波探頭的固定方式	73
參考文獻	75



Chapter 1 緒論

1.1 棒球投手之運動傷害與預防

棒球選手的投球流程可分為 6 個階段(圖 1-1): (1)收緊(wind-up)(圖 1-1 A-C)、(2)跨步(stride)(圖 1-1 C-F)、(3)翹起(arm cocking)(圖 1-1 F-H)、(4)加速(arm acceleration)(圖 1-1 H-I)、(5)減速(arm deceleration)(圖 1-1 I-J)、(6)跟進(follow-through)(圖 1-1 J-K)。在翹起時，會將下肢和核心肌群的能量儲存於肩關節囊中，並在加速階段將肩關節儲存的能量轉換成肩部內旋的加速度並傳遞至棒球上，進而完成加速。在減速階段，球體已脫離手臂，肩關節保持內旋(internal rotation)但角速度下降。此時肩袖、關節囊和韌帶必須承受體重的1~1.5 倍的牽引力且必須在約50mS的時間內從 $7000^{\circ}/s$ 的肩部內旋角速度至靜止。這樣過大的牽引力可能會導致肌腱的微小撕裂或損傷，若沒有適時的進行檢查與休養，長期累積的微小撕裂可能會導致肌腱病變[5][20][31]。

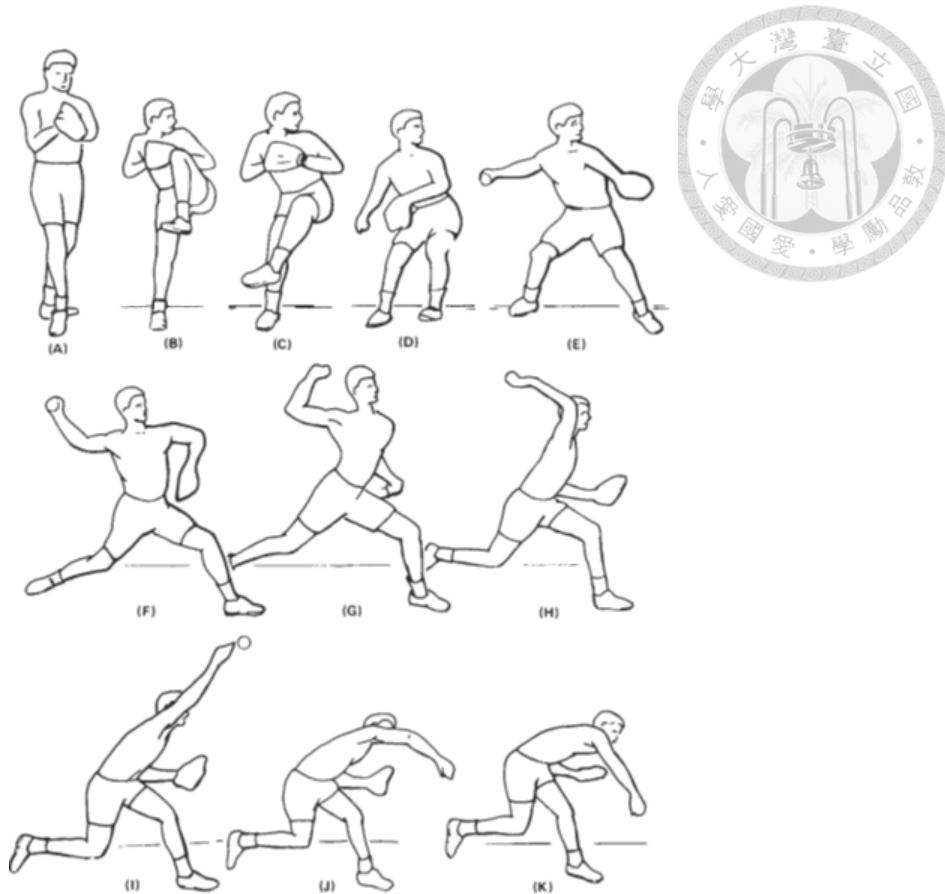


圖 1-1 棒球投手之投球過程[31]

疲勞與肩部損傷可能是相關的，在一項476名青年投手的研究中顯示，約有一半的參與者表示在一個賽季內至少會有一次的肩部或肘部疼痛。而自我評估肩部處於疲勞狀態的投手，會增加肘部5.94倍的疼痛機率以及肩部4.14倍的疼痛機率。每年平均出場80次的投手，需肩部手術治療的可能性為一般人的4倍。每年出場超過8個月的投手所需要肩部手術治療的可能性為一般人的5倍。而偶爾使用疲勞手臂投球的球員需要手術的機率為一般人的4倍，而經常使用疲勞手臂投球的投手所需要的手術機率為一般人的36倍，由此可見疲勞與損傷具有一定的關係[6]。

棒球選手約有58%的運動損傷來自於上肢，而投手的肩部損傷率更是高於非投手球員(position player)34%。更嚴重的是，肩部損傷對於投手而言有許多負面影響，例如休賽日增加、龐大的醫療費用、甚至結束運動生涯，因此如何預防肩部損

傷是極為重要的議題[9][13]。目前對於如何預防投手的肩部損傷已有一些初步的了解，例如增加休息時間、減少投球數量、提升球員對於身體的力學知識以達到自我保護、定期監測肩部的不適感等，皆為預防肩部損傷的可能方法。然而這些方法有其侷限性，有文獻指出多數人處在肩袖撕裂卻不自知，更發現患有肩袖撕裂的投手在投球數上少於健康的投手。更糟糕的是，投手有時會隱藏肩袖的不適感持續投球[6][19]，因此一個更加客觀且直接的肩袖肌腱之疲勞偵測的方法是必要的。

雖然目前認為肌腱病是多種原因造成的，但有文獻認為患有跟腱病的患者之應變峰值會較正常人還要高[15][18]且有文獻認為應以肌腱的初始應變作為損傷累積的力學參數[32]，故我們認為利用應變作為評估投手的肩袖肌腱的疲勞狀態是具有潛力的。

超音波影像已被廣泛應用於估計組織應變程度，如心肌、肌腱、內臟等。因此除了透過投球數的多寡和投手自我評估狀態等做為偵測肩袖疲勞的方式之外，動態超音波影像或許能提供更客觀且精準的疲勞預測，進而降低投手之肩袖撕裂風險。

1.1.1 肌腱(Tendon)

肌腱位於骨骼與肌肉之間，主要的功能是將肌肉所產生的力量傳遞至骨骼進而產生運動、調整其組織特性進而達到保護肌肉和骨骼。目前認為肌腱的損傷可能來自於退化以及過度使用，重複性以及過大的拉伸都可能會造成肌腱損傷進而無法承受更大的張力。在肌腱與骨頭的連接處發現肌腱的病變以及重複拉伸可能會造成膠原束鬆弛、脂肪堆積、或微鈣化等結果。此外，肌腱會隨著機械力改變其結構、組織成分、以及組織特性，這一過程被稱為組織機械適應。然而肌腱是如何感知生化信號進而產生對應的反應，其原因至今尚不清楚[28]。

肌腱與骨骼之連接處稱為附著點(enthesis)，且附著點可分為纖維附著點(fibrous enthesis)以及纖維軟骨附著點(fibro-cartilaginous enthesis)。纖維附著點在孩童期會附著於骨膜上或在成年時附著在骨骼上，而纖維軟骨附著點存在於透明纖

維軟骨之過渡區且負責分散機械力[28]。根據文獻顯示[28]，附著點處承受之壓力、拉力與剪力可能是肌腱中間體的 4 倍，而在較大的作用力下可能會造成肌腱之組織病理變化進而導致肌腱病的發生。特別注意的是，本文中的所提及的棘上肌之附著點以及肩胛下肌之附著點如圖 1-2 、如圖 1-3 所示，著色區稱為接骨點。

關於肌腱之應力與應變關係圖，如圖 1-4。在腳趾區(Toe region)中，肌腱之膠原纖維(Collagen Fiber)呈現捲曲狀，此時之應力與應變之間為非線性的關係。隨著應力的提升，膠原纖維逐漸排列成直束狀，此時的應變約為 2%並代表腳趾區(Toe region)的結束，接著將進入線性區域(Linear Region)。在線性區域中，膠原纖維之應變與應力之間呈現線性關係。如果在應變小於 4%則肌腱會於應力卸載時回復原長度，故具有彈性和可逆性，此時之斜率表示楊氏模量(Young's modulus)。最後隨著應變持續增加，將進入降伏與失效區(Yield and failure region)，此時肌腱之應變將超出生理極限且膠原纖維之間的交互作用(cross – links)開始失效。若肌腱持續伸展將造成不可逆的形變。此外，在 8%至 10%時，肌腱將會產生肉眼可見的撕裂。然而關於肌腱應變最大值一直以來都未有統一的結論，近期研究顯示禽類之屈肌腱可以彈性拉伸至 14%且在體內研究之棘上肌之應變量可達 15%[10][28]。

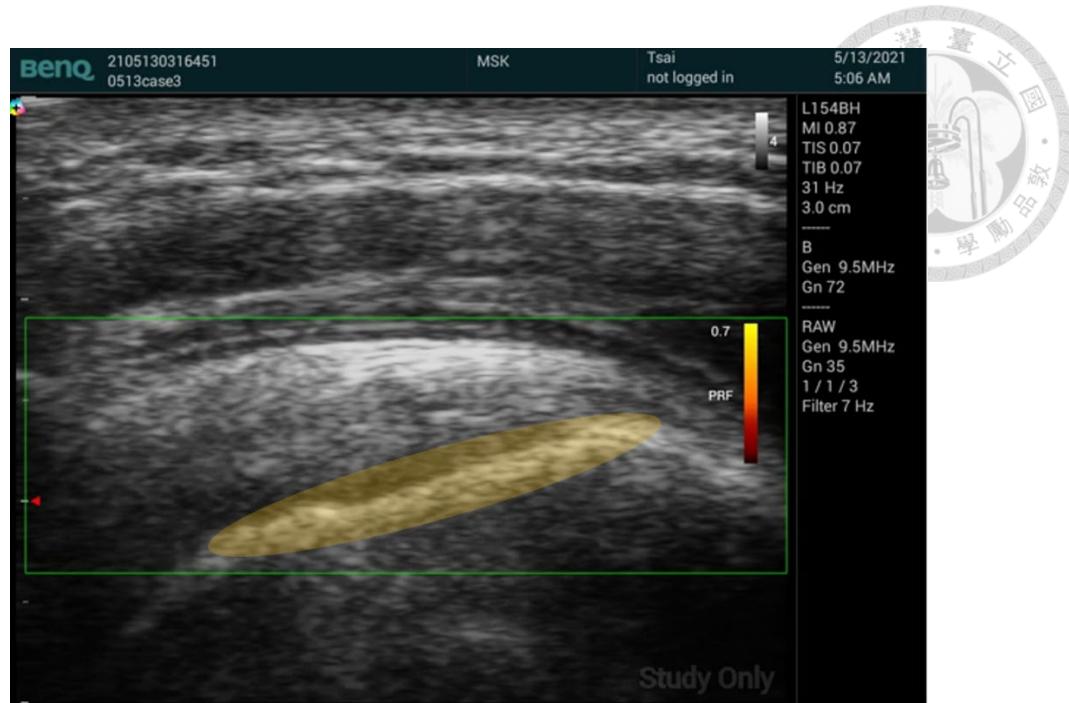


圖 1-2 上圖為棘上肌之超音波影像，黃色區域為棘上肌附著點位置。



圖 1-3 上圖為肩胛下肌之超音波影像，黃色區域為肩胛下肌附著點位置。

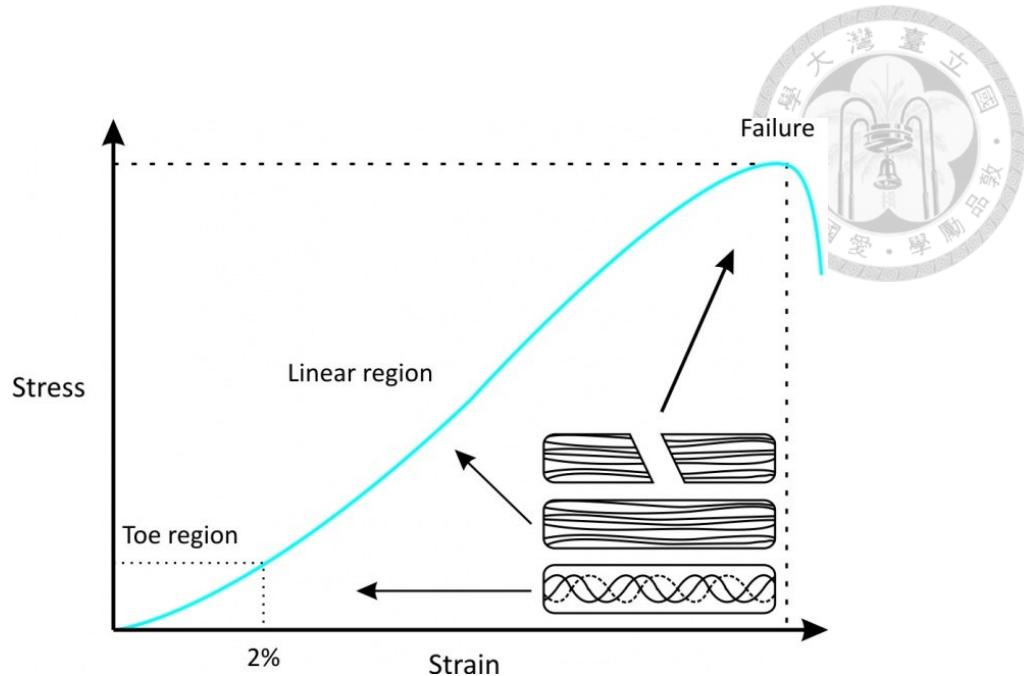


圖 1-4 肌腱之應力與應變曲線圖[23]

1.1.2 肩胛下肌(Subscapularis)

肩胛下肌是肩袖肌群中，最有力且最大的肌肉。其解剖位置為起源於肩胛下窩內側2/3處，止點為肱骨小結節。其中肩胛下肌肌腱主要功能是幫助肱骨內旋、同時協同肩胛下肌穩定孟肱。在文獻中提到，肩胛下肌肌腱的損傷主要來自於退化性結果，而鮮少是因為急性撕裂傷，然而在年輕族群中，急性撕裂傷的佔比較高，其主要原因應是年輕族群較常參與刺激性的活動所造成。關於肩胛下肌撕裂的文獻探討甚少，其原因在於多數人認為肩胛下肌並不是造成肩膀疼痛的主要原因。然而肩胛下肌的部分撕裂或全層撕裂比肩胛下肌肌腱的孤立撕裂(isolated tears)更為常見因此我們認為探討肩胛下肌肌腱之損傷機制仍是重要的[14]。



1.1.3 棘上肌(Supraspinatus)

棘上肌是肩袖肌群的一部份，起源為肩胛骨的棘上窩，止點於肱骨大結節。其主要功能為協助孟肱的外展，協助肩袖肌群穩定。在肩袖肌群中棘上肌為最常發生撕裂的部位，且通常不為孤立撕裂，因此若發現棘上肌出現撕裂損傷時有很大的機率表示其周圍肩袖肌腱亦發生撕裂。由於棘上肌為最常見的肩袖撕裂部位，因此在文獻上也是最廣為討論的。目前發現在手臂外展過程中，棘上肌肌腱之滑囊側呈現較大的應變且關節側呈現較小的應變，然而亦有人得到發現相反的結論，可能的解釋為肩袖肌群中的作用機制複雜，需要近一步探討其內部作用機制。[10][16]

1.2 基於超音波影像之肩袖肌腱的應變分析

超音波影像是一種無創、非侵入且具有實時性的醫學影像，原理是透過聲波反射以及組織回聲特性之差異所產生具有代表生理資訊的影像。以往因超音波影像技術上的限制而造成肩袖肌腱之細微分析上具有許多困難，故在肩袖肌群的分析上大多以明顯的標誌物作為應變估計，例如骨標誌點[26]。然而此種方式較無法深入的分析。隨著超音波成像技術改進，在應變分析上可做到更細微且更自由的分析位置。此外，超音波之應變分析方式有多種選擇，例如剪切波彈性成像、以及 B Mode 動態成像。

剪切波彈性成像(Shear Wave Elastography)在內臟、心肌等組織的應用較普遍，而在肌腱中尚未普及，可能原因是肌腱骨骼系統的組成成分較心肌和內臟複雜。肌腱的超音波影像通常包含肌肉、骨骼、脂肪、肌腱等。由於組成成分多樣會造成彈性成像應變分析上的困難，因此目前彈性成像應用於肌腱之分析上還有許多挑戰。而 B Mode 超音波影像的優勢在於它普遍存在於超音波機器中，在普及率以及使用率上都優於彈性影像。在肌腱應變分析的方法可分為體外實驗和體內實驗，為了符合肌腱於體內的特性，體內的肌腱應變分析是必要的。此外，在體內分析中可分為



MRI、超音波影像、以及侵入式的應變感測器測量，為了符合實時性與非侵入性，B Mode 動態超音波影像將成為分析投手肩部肩袖肌腱的重要工具[27]。

1.3 斑點追蹤(Speckle Tracking)

超音波成像是基於兩個組織介面之間不同的散射或反射聲脈衝。由於不同的組織特性之回聲以及探頭方向上的回聲產生了相干散射，進而產生了散斑。此外，散斑屬於組織反射的超音波回聲，換句話說，組織的每個區域都具有獨特的散斑圖案，這使得超音波影像可透過獨特的散斑以及追蹤演算法達到追蹤組織移動的目標進而估計組織的位移。在斑點追蹤中，通過影像或影片以及斑點，在參考影像與當前影像中選取一感興趣區域做塊匹配，兩者之間計算出相關性進而決定追蹤點的移動位置。如此一來，並可以透過追蹤點在起始幀與相鄰幀的變化進而得出組織長度的改變並計算應變及應變率，本文將使用式 1-1 之應變定義，此定義為工程應變(engineering strain)且已在醫學工程領域廣泛使用。

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad \text{式 1-1}$$

ΔL :Change in length, L_0 :Original length

在斑點追蹤演算法方面，有 SAD(Sum of Absolute Differences)、NCC(Normalize Cross Correlation)、和 OPT(Optical Flow Tracking)等，由於斑點會因為組織的不同而改變斑點特性，因此不同的組織所使用之追蹤演算法應經過追蹤準確率之驗證才得以使用。在基於超音波影像之肌腱應變分析中，時常出現分析結果差異較大的情況，可能原因之一為各實驗室在同一部位所使用之演算法不統一所導致，故選擇一個適用於肌腱且經過驗證的追蹤演算法是必要的[7][11]。



1.3.1 光流法(Optical Flow Method)

光流是影像中空間域之運動物體在像素上的瞬時速度。透過像素強度隨著幀數的改變和相關性來確定像素點的位移量，目前在體外之跟肌腱(Achilles Tendon)已得到追蹤準確度的驗證[7][12]。在 1981 年時Horn 和 Schunck將二維速度場以及影像灰度值引入光流約束方程式(式 1-2)，產生基礎的光流演算法。接著為使光流約束方程式得以應用在影像上，後續提出了基於梯度的 Lucas-Kanade(LK)演算法。以下是基於 Lucas-Kanade(LK)之光流法的推導過程。首先，基於 Horn 和 Schunck提出的強度一致性假設(式 1-2):

$$I(x, y, t) = I(x + dx, y + dy, t + dt) \quad \text{式 1-2}$$

其中， $I(x, y, t)$ 代表在第 t 幀和像素位置 (x, y) ， dx 和 dy 代表位移差且 dt 表示經過的時間。接著，將 $I(x + dx, y + dy, t + dt)$ 以泰勒級數展開並省略高階項，寫出式 1-3。

$$I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) = I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial I}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial I}{\partial t} \Delta t \quad \text{式 1-3}$$

將等式 1-2 代入等式 1-3，得出等式式 1-4



$$I_x V_x + I_y V_y = -I_t$$

其中， V_x 和 V_y 分別為位置 (x, y) 的 x 方向以及 y 方向的位移量。 I_x 、 I_y 以及 I_t 分別為 x、y和 t 維度上的導數。Lucas – Kanade(LK)提出一項基於梯度以估計光流的方法。此方法假設在微小的區域內之像素的速度流相同。故式 1-4 可寫為式 1-5。

$$I_x(q_1)V_x + I_y(q_1)V_y = -I_t(q_1)$$

$$I_x(q_2)V_x + I_y(q_2)V_y = -I_t(q_2)$$

⋮

$$I_x(q_n)V_x + I_y(q_n)V_y = -I_t(q_n) \quad \text{式 1-5}$$

其中， q_n 為計算區域中的 n 個像素點， I_x 、 I_y 以及 I_t 分別為 x、y 以及 t 維度上的導數。 V_x 和 V_y 分別為位置 (x, y) 的 x 方向以及 y 方向的位移量。

為使追蹤資訊不被平滑化(smooth out)，通常偏好較小的集合窗格(integration window)，然而在物體位移量較大時會造成強度一致性假設(式 1-2)的不滿足。因此我們使用 Python3.7 作為 API 接口，並使用 OpenCV 中的 `cv.calcOpticalFlowPyrLK()` 函數進行分析，此函數在光流法中採用了金字塔演算法[34]，故稱為 Pyramidal LK Optical Flow。該演算法使得光流法得以追蹤大位移量的物體時，依然保有準確性以及穩健性(accuracy and robustness)。演算法流程圖如圖 1-5， L_n 層透過 OPT 得出 L_n 層的位移估計量 $(u, v)^{(n)}$ ，並以此位移估計量將 L_{n-1} 層的影像進行 Wrap，並以 wrap 後的影像再次進行 OPT 的計算，得到 $\Delta(u, v)^{(n-1)}$ ，將 $(u, v)^{(n)}$ 以及 $\Delta(u, v)^{(n-1)}$ 的結果結合，進而得出 $(u, v)^{(n-1)}$ ，將上述步驟疊代至 L_0 層，則完成總位移量的估計。

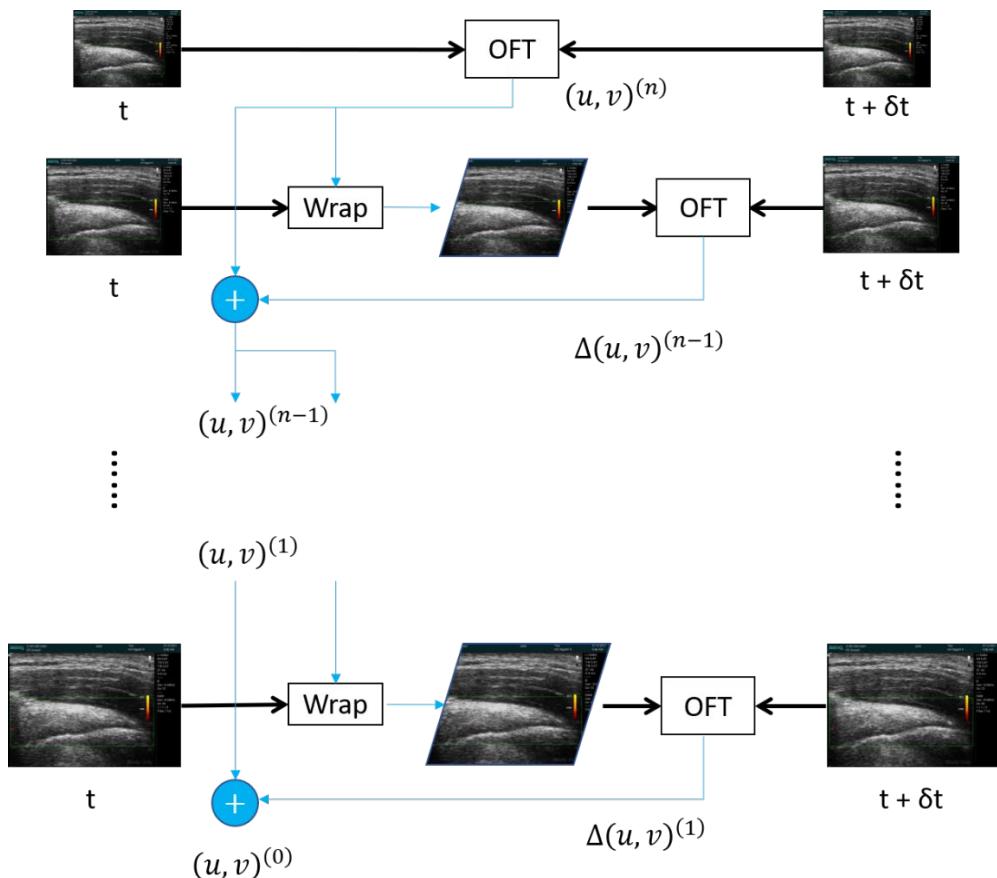


圖 1-5 Pyramidal LK Optical Flow 流程圖。其中，OPT: Optical Flow Tracking。



1.4 研究動機與目標

投手的肩袖撕裂風險高，其可能原因為過度使用及過度伸展。然而導致肌腱撕裂或肌腱病的原因極其複雜，目前仍未有定論。此外，各實驗室對於肩袖肌腱的應變分析結果差異大，造成這樣的可能原因有(1)實驗流程之間的相異性、(2)應變分析使用的演算法不一致(3)超音波機器不同(4)探頭拍攝角度不同(5)肩袖肌腱於體內實驗與體外實驗的特性不同。故我們希望選擇一個易取得、時間複雜度低、且適用於肩袖肌腱之斑點追蹤演算法，並在實驗流程上做到更精準的定義。此外，為了符合投手在賽場上的實際情況(例如手臂外展、手臂內旋)，我們將選擇等張運動進行肩袖肌腱之應變分析。綜合以上，本研究的目標是透過動態超音波影像並半自動化分析投手之棘上肌在賽季後以及肩胛下肌在賽季前、賽季中的應變變化，以評估投手是否因密集的訓練而導致肩袖肌腱產生疲勞的現象。

Chapter 2 材料與方法

2.1 研究方法

2.1.1 投手之收案標準以及資訊

本實驗之參與投手之納入條件為20歲以上的現役投手且無排除條件。共有10名投手參與本實驗，均為男性，平均年齡為25.9歲(21歲至32歲)，其中包含9名右投手及1名左投手(如表 2-1)，並在賽季前、賽季中、賽季後均紀錄投手之慣用手的肩袖肌腱狀態。投手的拍攝肩袖肌腱的日期需要完整紀錄，以利於後續的疲勞分析。本實驗已通過台大醫院研究倫理委員會的批准，IRB NO. 201812022RINC，通過日108年1月18日，題目：以超音波動態影像評估菁英選手肌腱力學特徵並預防過勞傷害。受試者於收集資料前透過書面以及口頭告知實驗詳情並簽屬書面知情同意書，實驗過程若有不適或其他因素可隨時要求終止實驗。

Status	Preseason			Regular Season		Postseason	Pitches		SEX	AGE	RHP/LHP	
	Date	2021/1/14	2021/2/19	2021/3/19	2021/4/3	2021/4/24	2021/5/14	regular season	postseason			
Pitcher1	0			0		0	0	89	0	Male	25	RHP
Pitcher2	0			0				322	47	Male	21	RHP
Pitcher3	0							109	0	Male	22	RHP
Pitcher4		0		0	0	0	106	0	Male	25	RHP	
Pitcher5		0	0	0	0	0	261	51	Male	25	LHP	
Pitcher6		0		0	0		333	0	Male	33	RHP	
Pitcher7		0					44	24	Male	32	RHP	
Pitcher8			0			0	61	0	Male	26	RHP	
Pitcher9			0		0		28	0	Male	30	RHP	
Pitcher10				0	0	0	327	0	Male	25	RHP	
Rotator Cuff	SSP&SSC	SSP&SSC	SSP&SSC	SSP&SSC	SSC	SSP						

表 2-1 10 位投手春季賽(Spring training) 之拍攝日期、拍攝部位、投球數。其中

SSP:Supraspinatus,SSC: Subscapularis ;RHP:Right-Hand Pitcher,LHP:Left-Hand

Pitcher



2.1.2 儀器使用以及儀器架構

本實驗使用的儀器包含中心頻率為 7.5 至 12 兆赫、幀率約為 20-30 幀線性探頭(BenQ L154BH)，以及便攜型超音波機器(BenQ T3300)。其收取影像資訊為，寬 972 高 696 像素，組織長度/像素之比值為 0.046875(mm/pixel)(圖 2-1)。首先，我們將超音波探頭分別置於肩胛下肌以及棘上肌(圖 2-2)並以雙手維持探頭穩定。此外，為了減輕拍攝者長期拍攝下造成疲勞而造成的探頭晃動，我們增加另一台顯示螢幕，使其他研究人員能適時地輔助拍攝畫面校正。拍攝棘上肌的過程，由於肩膀的高自由度使得拍攝過程中難以維持投手等張運動的一致性，故我們在投手的手臂上放置雷射筆並以一條白色直線作為投手等張運動的參考物，此設計使投手的手臂擺動過程將限縮在一個平面上，進而使拍攝畫面有較好的一致性(圖 2-3)。此外，我們在測試過程中，為了瞭解肩袖肌群在負重下時的應變情況，我們會請投手手持 500g 的啞鈴做為負重，其原因是有關論文認為肌腱對於負重有高敏感度[35]，更重要的是，此時應變表現相較於未加載負重而言，較符合投手在球場上的真實情況。



圖 2-1 超音波影像示意圖，寬度為 972 高度為 696 像素(超音波參數介面包含在內)



圖 2-2 左圖肩胛下肌之探頭擺位，右圖為棘上肌之探頭擺位



圖 2-3 將一雷射筆固定於投手手臂上並請選手參考地上的白直線(紅色箭頭處)外
展肩關節以完成一致性的棘上肌等張運動



2.1.3 影像參數設定及影像起始幀定義

2.1.3.1 定義影像起始幀與起始幀追蹤點

不同的肩關節外展角度會造成應變特性的改變[2][16]，文獻中分別在手臂抬起之 15° 、 30° 、 45° 、 60° 量測棘上肌肌腱內部應變場的變化，結果發現在手臂抬起 60° 時之應變顯著大於 15° 時的應變，為了避免不同角度對於量測結果的影響，故我們將投手的手臂外展角度定義為 0° 至 15° ，然而投手之體形差異導致影像之起始幀畫面有所不同，為使投手間之外展角度一致，故我們將對棘上肌以及肩胛下肌之起始畫面有所限制以利於後續之分析。棘上肌以及肩胛下肌之超音波影像的辨別方式之一即為肱骨面的形狀不同。在棘上肌於向心運動之超音波影像中，肱骨面呈現弧線形(圖 2-4)，我們選擇肱骨大結節附著點以及肱骨解剖頸(anatomical neck)之連線與探頭水平方向(lateral direction)之夾角約為 20° 時做為棘上肌應變分析之起始幀的定義(圖 2-5)，因為在該條件下棘上肌近大結節側幾乎平行探頭水平方向，可以減少超音波影像的不等向性，易於進行後續斑點追蹤。此外，在棘上肌於離心運動之超音波影像中，為符合先前的棘上肌之起始幀追蹤點定義，因此我們將棘上肌於外展 15° 至外展 0° 的連續影片進行反轉，因此於離心運動時的初始幀畫面與向心運動時相同(圖 2-6)。

在肩胛下肌之超音波影像中，肱骨橫截面邊緣略為筆直(圖 2-4)，故我們將以此直線與探頭之水平方向的夾角約為 20° 做為肩胛下肌應變分析之起始幀(圖 2-7)，理由同棘上肌腱。此外，我們將起始長度設置為 5mm，其原因是等張運動屬於動態拍攝過程，在微小的擾動下會造成分析上的干擾(例如斑點的消失或變形)，此干擾在微小分析尺度下會顯得極為巨大，故我們選擇 5mm 為分析起始長度，此設置長度與文獻相符合[10]。

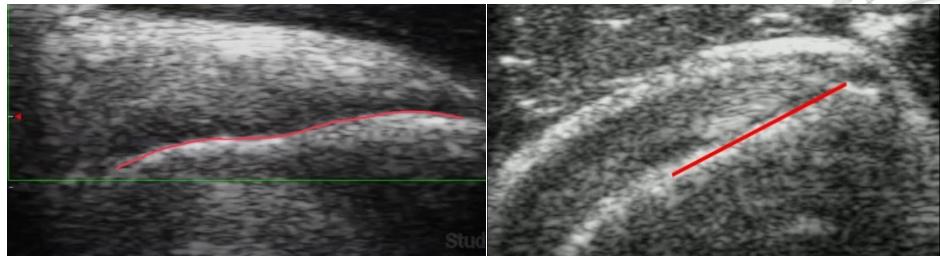
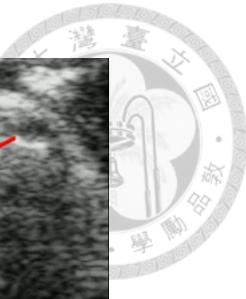


圖 2-4 左圖為棘上肌縱剖面超音波影像，其肱骨橫截面外緣為非筆直的曲線(紅線)；右圖為肩胛下肌縱剖面之超音波影像，肱骨橫截面邊緣略為筆直(紅線)

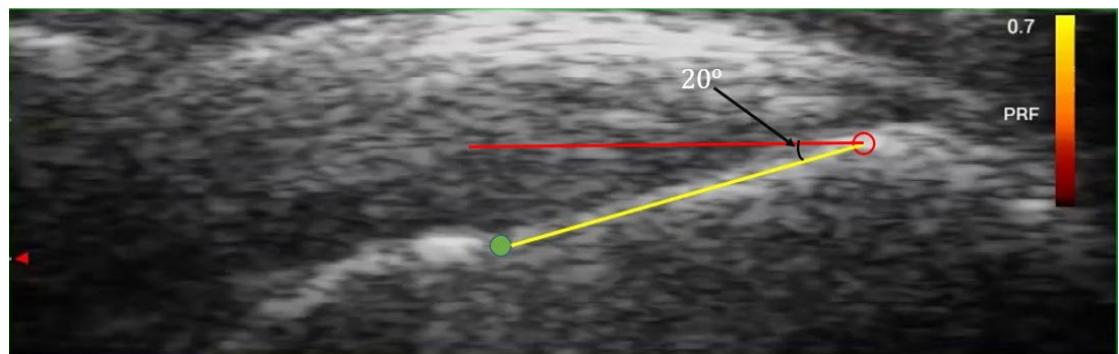


圖 2-5 此圖為棘上肌向心運動之分析起始幀。綠色實心點為肱骨解剖頸；紅色空心點為本實驗所定義的棘上肌肱骨大結節附著點。我們選擇肱骨大結節與肱骨解剖頸之連線(黃線)與影像水平方向(紅線)之夾角 20° 時為棘上肌影像分析的起始幀。

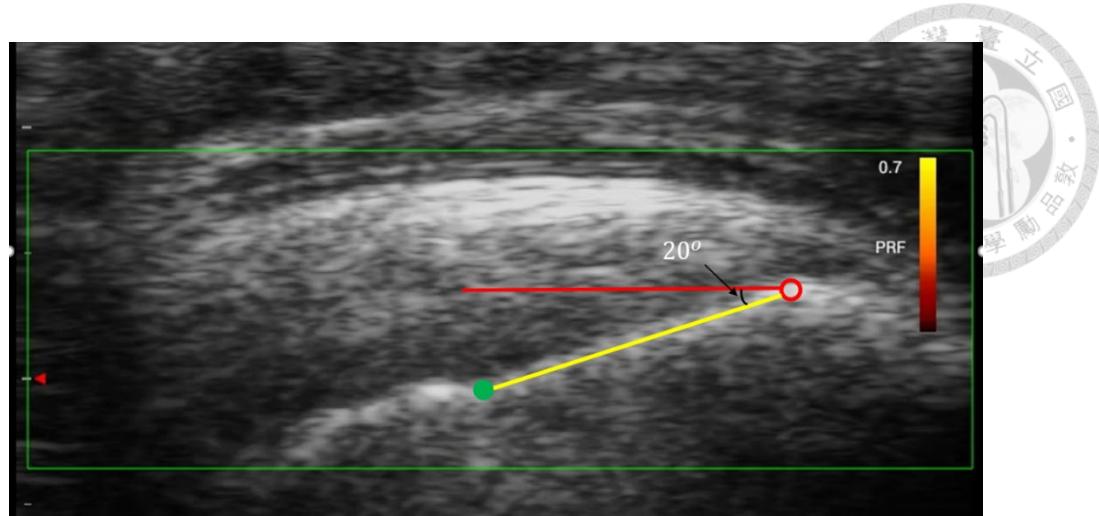


圖 2-6 此圖為棘上肌離心運動之分析起始幀。綠色實心點為肱骨解剖頸；紅色空心點為本實驗所定義的棘上肌肱骨大結節附著點。我們選擇肱骨大結節與肱骨解剖頸之連線(黃線)與影像水平方向(紅線)之夾角 20° 時為棘上肌影像分析的起始幀。

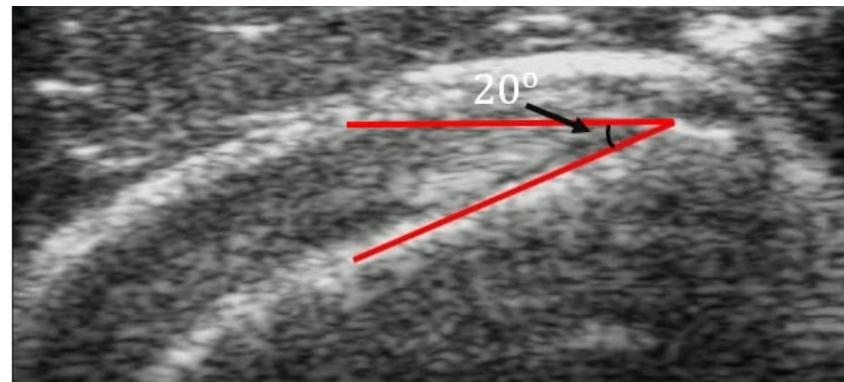


圖 2-7 選擇一條水平線與肩胛下肌肱骨面夾角約為 20° 時為肩胛下肌之起始幀。



2.1.3.2 定義棘上肌之分層與起始幀追蹤點之選擇

在肩袖肌腱之應變分析中，應變率被認為與肌腱的分層有所關連，文獻中從 10° 位新鮮屍體上取出單側肩部標本(unilateral shoulder specimens)，並將標本之孟肱關節固定於 -10° 、 0° 、 10° 、 20° 、 30° ，並在不同角度時施加 110N 至 120N，接著藉由數位測力傳感器(digital force transducer)量測應變值[10]，而在半自動化之肩袖肌腱應變分析中，時常需要手動配置起始幀之追蹤點，為使追蹤點的選擇達到一致，我們對棘上肌之深層、淺層、中層均做出定義。接著將解釋棘上肌之追蹤點定義，首先，選擇一附著點以及肱骨解剖頸(anatomical neck)做一直線(圖 2-8)，並在 2 點上做兩垂線並以 Bursa 層做為終點(圖 2-9)。接著將 2 垂線之約 0%、33%、66%、99% 長度對應點相連，並形成 3 個區域，並將此三個區域分別定義為深層、中層、淺層(圖 2-10)。

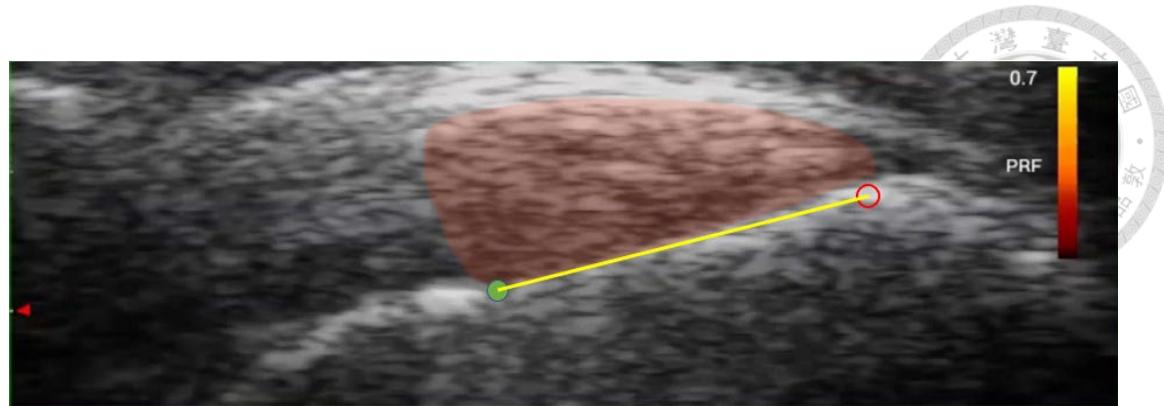


圖 2-8 棘上肌之肱骨解剖頸(anatomical neck)(綠色實心點)與附著點(紅色空心點)
連接成一直線

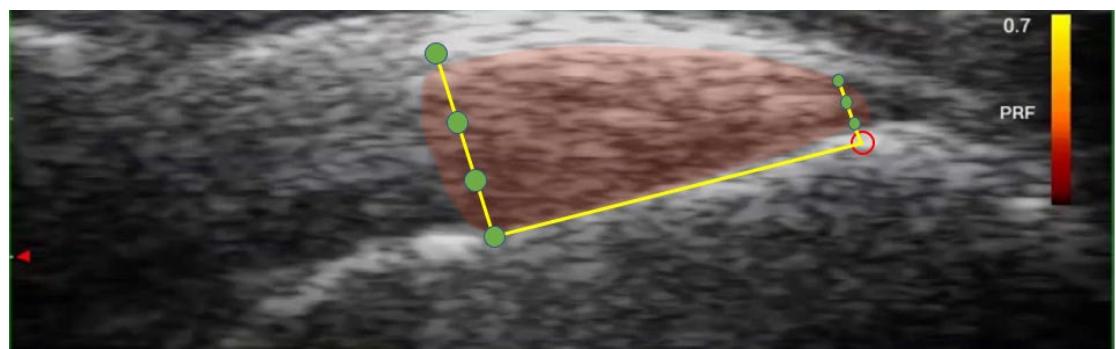


圖 2-9 兩點做一垂線並以 Bursa 層與肌腱層之交界處作為終點

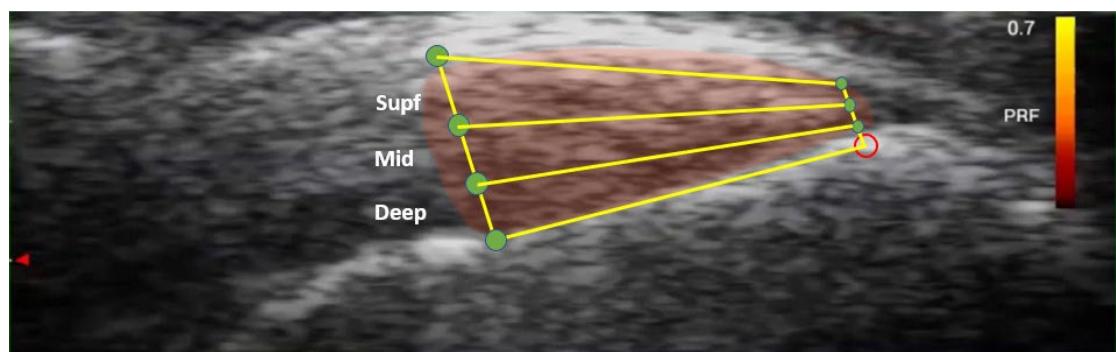


圖 2-10 兩垂線之 0%、33%、66%、99% 相互連接以畫分淺層區域、中層區域以
及深層區域

以下將定義棘上肌之起始追蹤點。首先，選擇一著骨點以及肱骨解剖頸(anatomical neck)做連線並在附著點上做一垂線，接著於此垂線之0%、50%、100%長度處做為追蹤點之候選點。在附著點之垂線上，3點之半徑0.5mm範圍內均可為候選點(圖 2-11)，完成右側候選點的選擇後，在候選點之左側水平方向5mm處選擇相對應深度的另一候選點並以半徑1mm為左側候選點的選擇範圍(圖 2-12)。由於棘上肌形狀由肱骨頭側至大結節側的肌腱厚度不同，大結節側的肌腱厚度較薄而肱骨解剖頸處的肌腱較厚，此外肱骨解剖頸處的肌腱的不等向性對於影像的影響較嚴重，在追蹤上具有較多的挑戰，故我們選擇半徑 1mm 範圍作為左追蹤點的候選點區域。而大結節側的不等向性較少且厚度不如骨解剖頸處，故選擇半徑 0.5mm 的範圍作為大結節側為候選點區域，半徑的選擇是基於分層肌腱的限制，由於右側追蹤點之各肌腱層的厚度較小，故選擇 0.5mm 做為半徑，而左側之各肌腱層分層厚度較大，故選擇 1mm 做為半徑。淺層的 2 候選點之間的距離為淺層的初始長度，中層的 2 候選點之間的距離為中層之初始長度，深層之 2 候選點之間的距離為深層之初始長度，各層之初始長度均為5mm，以上完成棘上肌之淺層中層深層的追蹤點定義(圖 2-13)。由於追蹤點大多屬於肌腱內部而不是對比度較高的肱骨邊緣(圖 2-14)，故在斑點追蹤之應變分析中可能會有較大的誤差，為此我們將選擇一個微小範圍之像素群而不是單一的像素點為候選點，故應變分析中出現極大的誤差時，則可以手動的方式選擇另一個候選點做為追蹤點。此外，由於實驗中已經限制投手在等張運動時的角速度($7^{\circ}/sec$)，故每個追蹤點之位移量不應有太劇烈的變化。本實驗於每幀之附著點的 x 方向的最大位移量為 3 個像素點，而 y 方向之最大位移量亦為 3 個像素點，而有鑑於肌腱較附著點具有更大的彈性，因此我們定義每個追蹤點之各方向之最大位移量應均小於 5 個像素點。若追蹤點之任一方向大於此限制則認定為錯誤追蹤點並重新分析。

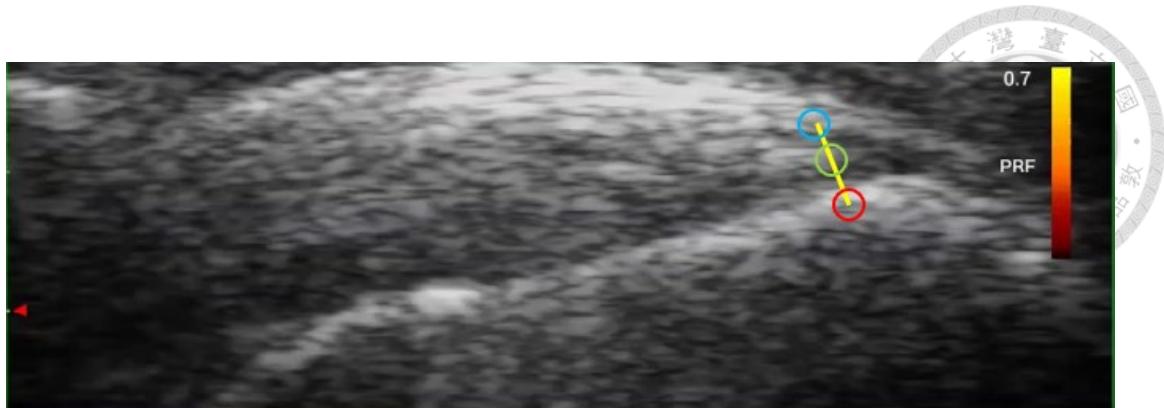


圖 2-11 附著點之垂線上的 0%、50%、100%處為深層(紅色)、中層(綠色)以及淺層(藍色)的初始點並以半徑 0.5mm(空心圓內之範圍)作為其候選追蹤點

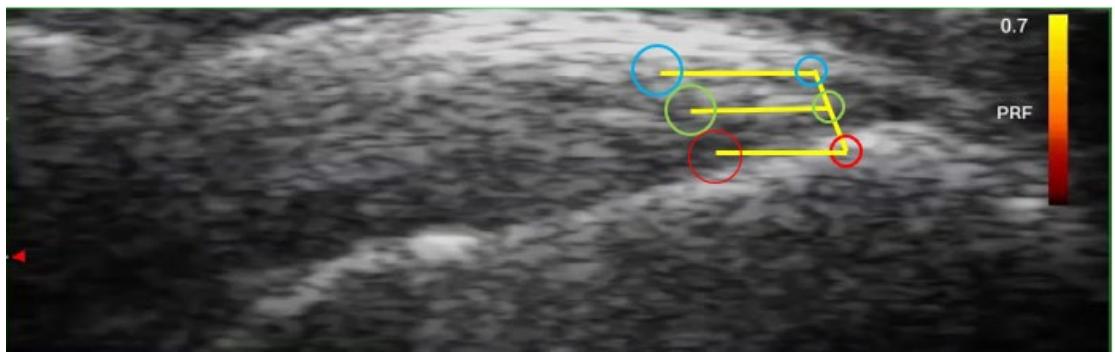


圖 2-12 附著點之垂線追蹤點定義後，水平方向之 5mm 處選擇另一追蹤點，並以半徑 1mm(空心圓內之範圍)作為左側追蹤點之候選點

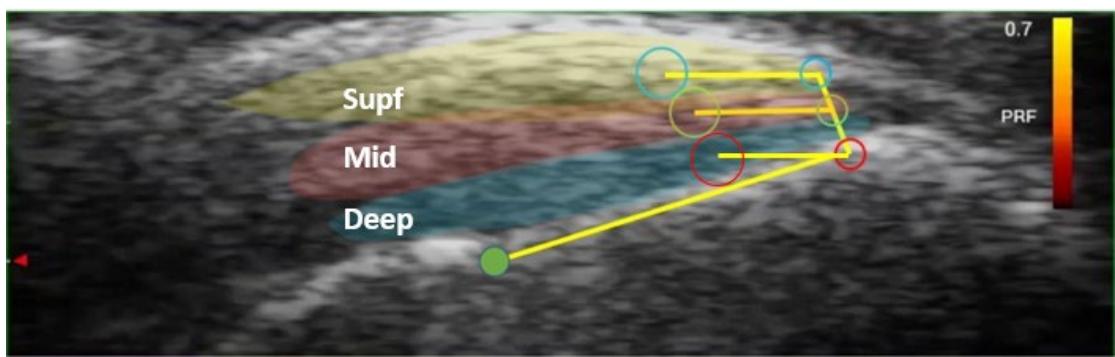


圖 2-13 淺層(Supf layer)、中層(Mid layer)以及深層(Deep layer)的兩追蹤點示意圖

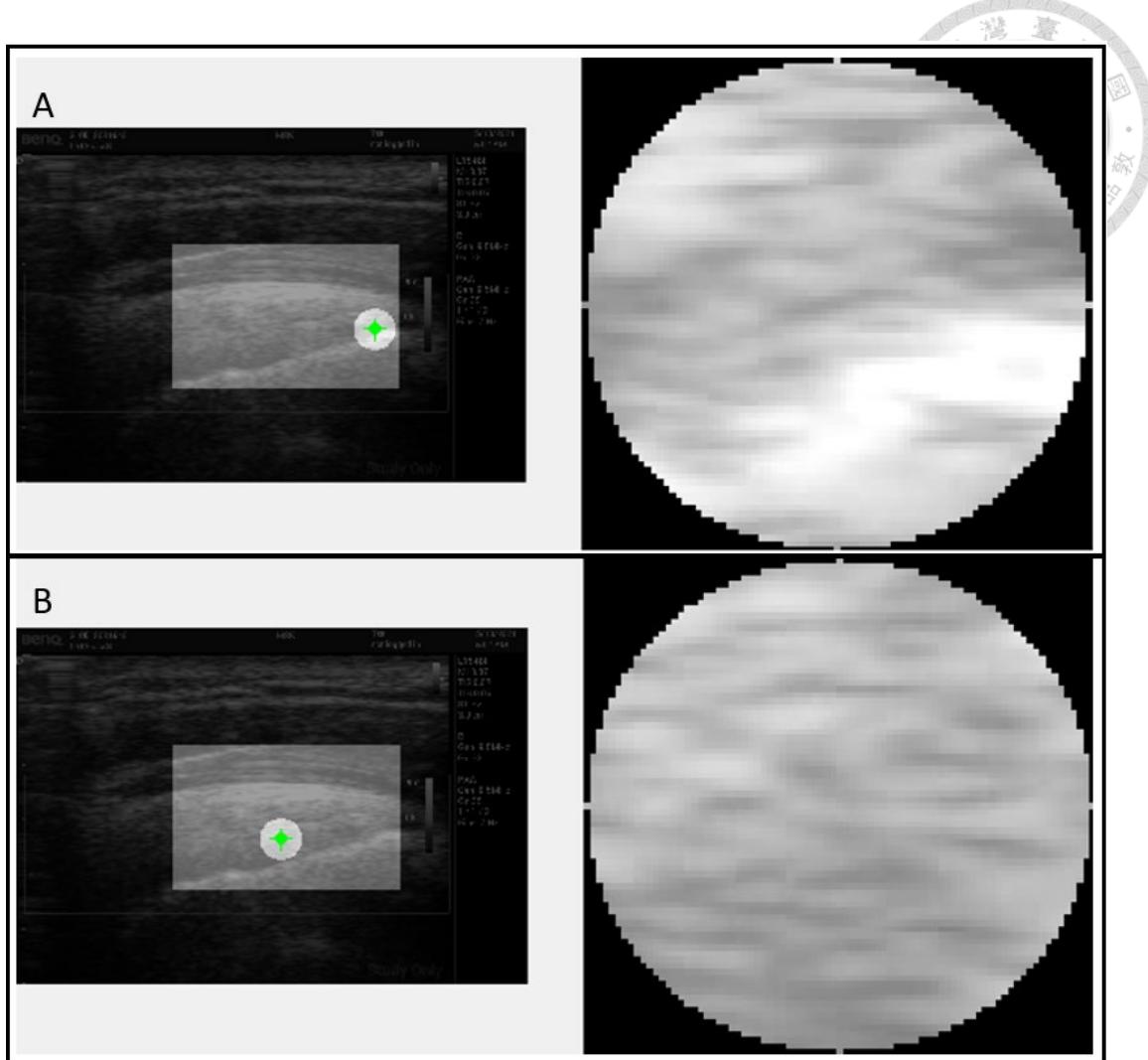


圖 2-14 圖 A 為棘上肌肌腱之附著點處，圖 B 為棘上肌肌腱之中間物質

接著將說明棘上肌 AC side(近肩峰側)的追蹤點定義。如圖 2-15 所示，我們繼續先前的棘上肌近大結節側的追蹤點畫面，在半徑為 1mm 之圓圈左水平側 5mm 處，選擇另一追蹤點，並以半徑 1mm 作為候選點的選擇，以上完成棘上肌 AC side 的追蹤點定義。特別注意的是，棘上肌 AC side 並無法分析深層的資訊，因為此區域的超音波回聲資訊不佳，造成追蹤上的困難，故我們排除此區域的分析(圖 2-16)。

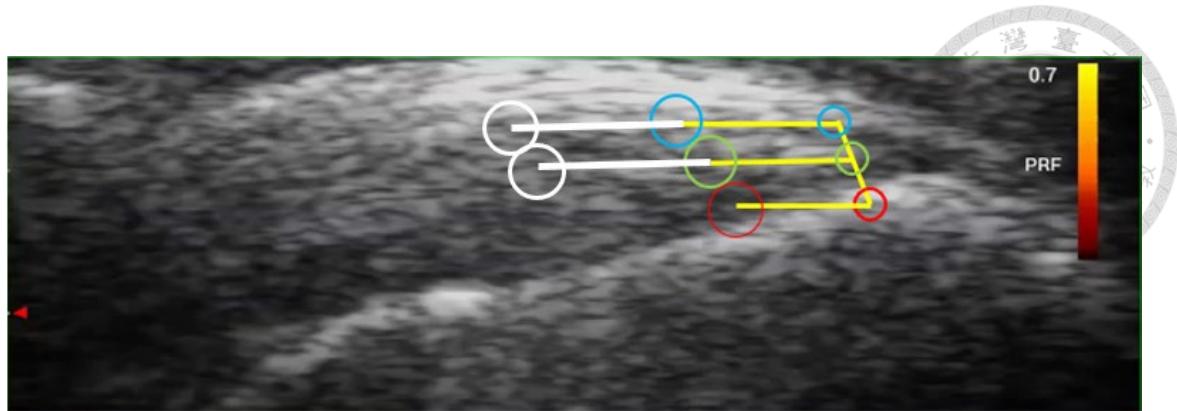


圖 2-15 棘上肌之 AC side 的追蹤點定義(白圓圈)，起始長度為 5mm(白線段)

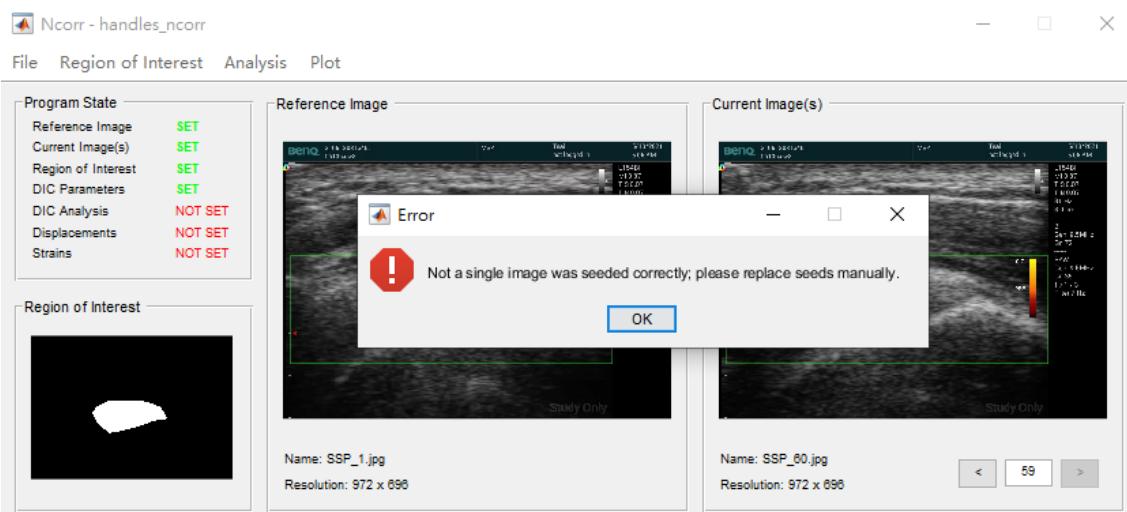


圖 2-16 上圖為 NCORR 分析回聲訊號不佳之棘上肌超音波影像時會出現的錯誤
進而導致分析終止。



2.1.3.3 定義肩胛下肌起始幀之追蹤點

肩胛下肌之超音波影像的肱骨面略為筆直(圖 2-4)，我們選擇此直線段與探頭的水平方向之夾角為約 20° 時為起始幀。接著選一附著點做為起始追蹤點，並選擇一水平線之5mm處為另一追蹤點。以上完成肩胛下肌之附著點處的起始幀定義以及追蹤點定義(圖 2-17)。此外，有別於棘上肌，肩胛下肌由於拍攝影像品質穩定，因此並沒有設置追蹤點之候選點。

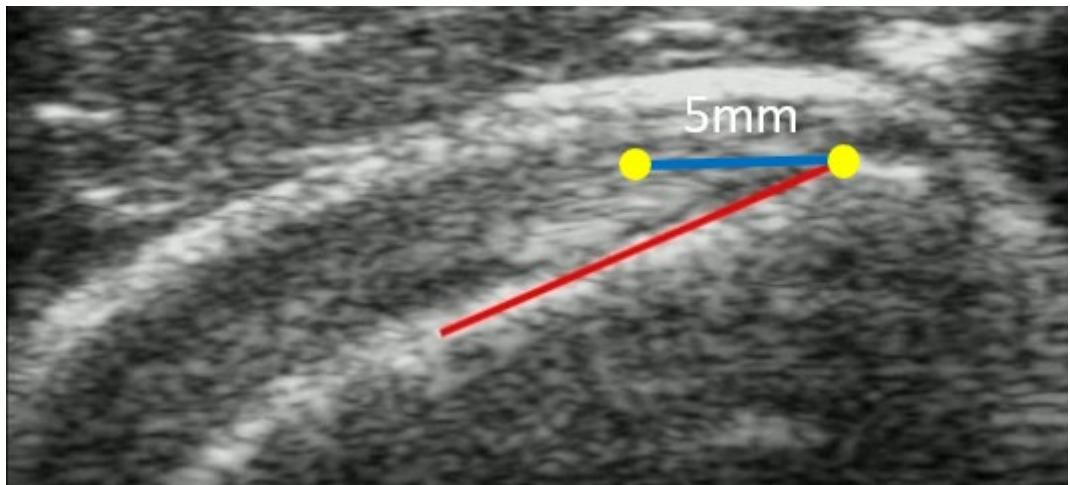


圖 2-17 上圖為肩胛下肌起始幀追蹤點之示意圖，兩追蹤點(黃點)的長度為5mm(藍線)



2.1.3.4 超音波機器參數設定

在應變分析中我們發現影像參數的設置對於後續的分析結果有極大的影響。初期研究因影像參數的錯誤設置而造成超音波影像之斑點資訊損失，雖以 power law等後處理加強影像組織邊緣處之對比度，但應變分析上仍然存在極大的誤差。隨著探頭擺位的優化以及合適的超音波影像參數設置，在後續應變分析上有極大的改善，故我們認為超音波之應變分析中的前處理是極為重要的分析步驟。

由於投手之三角肌較為發達，使得肩袖肌腱處在較深層的位置，故我們選擇 7.5MHz 至 12MHz 作為超音波探頭中心頻率，聚焦深度為 3.5cm 且 Gain 值為 72，並以選擇 RAW 模式作為拍攝時的預設模式。此外，選擇適當的動態範圍可使超音波影像的資訊較充足，在此我們將動態範圍設置為 75。



2.1.4 定義超音波拍攝過程

2.1.4.1 拍攝棘上肌之流程

以下將說明棘上肌等張運動拍攝流程：

- Step1. 於投手手肘外踝處黏貼一雷射筆且放置地面參考物。
- Step2. 請投手坐在椅子上且手持500g亞鈴，維持肩關節外展0度、手心面向投手身體、肘關節伸直(圖 2-18)。
- Step3. 接著將探頭放置在投手之肩膀上外側(superolateral aspect)，平行棘上肌長軸(long axis)的中立位置(neutral position)(如圖 2-19)。
- Step4. 請投手反覆外展肩關節(shoulder abduction)，同時保持投射雷射光點沿地面參考白線移動。
- Step5. 確定影像品質並開始拍攝，過程中投手以 $7^{\circ}/\text{sec}$ 等角速度來回外展肩關節，直到超音波機器之最大拍攝上限時間(約1分鐘)。此外，由於投手需外展肩關節，故拍攝者應站立於投手的後方以利於拍攝。
- Step6. 拍攝過程若出現畫面明顯偏離棘上肌長軸面則回到 Step3.重新拍攝直到收取5部完整的影片。



圖 2-18 拍攝棘上肌之示意圖



圖 2-19 探頭放置在肩膀上外側平行棘上肌腱長軸之中立位置



以下說明肩胛下肌等張運動之拍攝流程(圖 2-20):

- Step1. 請投手平躺於床上並手持500g啞鈴，維持手肘彎曲 90 度。
- Step2. 將探頭放置於肩膀前端(Front of the Shoulder)之肱骨頭上側，平行肩胛下肌腱長軸方向(圖 2-21)。
- Step3. 請投手來回外旋(external rotation)肩關節。過程中拍攝者需找出投手之最合適的超音波影像。
- Step4. 確定影像並開始拍攝，過程中投手以以 $7^{\circ}/\text{sec}$ 等角速度旋轉肩關節，直到超音波機器之最大錄影上限時間(約 1 分鐘)。
- Step5. 拍攝過程若出現畫面明顯偏離肌腱長軸面則回到步驟 3，重新拍攝直到收取 5 個完整的影像。



圖 2-20 左圖為肩胛下肌取樣時肩關節外旋起始點，右圖為肩胛下肌取樣時肩關節外旋終點



圖 2-21 將探頭放置於肩膀前方並平行肩胛下肌肌腱長軸方向

2.1.5 資料收集與統計

2.2 NCORR 與光流法斑點追蹤之比較

NCORR 是一個基於 MATLAB 的散斑追蹤軟體，用以協助應變分析並已在 SEM's DIC 中得到良好的表現，在工程領域以及生物材料分析中均得到良好的應用 [3]。然而此軟體的運算量較高，難以在賽場上進行實時的應變估計分析，因此我們另外使用 OpenCV 中的光流法進行斑點追蹤，在此稱為 OPT(Optical Flow Tracking)，希望可以在不損失追蹤準確率的前提下，降低運算分析的時間。

首先，我們將從超音波高頻醫用探頭以及超音波機器收取棒球投手的肩袖肌腱之超音波動態影像，並將影像各別導入 NCORR 以及 OPT 中，接著對於結果進行統計分析。以下將詳述 NCORR 的操作流程以及追蹤演算法並以棘上肌等張運



動作為範例。

NCORR 的斑點追蹤是基於 ZNCC(Zero mean Normalized Cross-Correlation)(式 2-1)進行相關係數的計算。

$$\begin{aligned} \text{ZNCC}(m, n) &= \frac{1}{n} \sum_{i,j} \frac{1}{\sigma_r \sigma_s} (r(i,j) - \bar{r})(s(i,j) - \bar{s}) \\ &= \frac{\sum_{i,j} (r(i,j) - \bar{r})(s(i+m, j+n) - \bar{s})}{\sqrt{\sum_{i,j} (r(i,j) - \bar{r})^2 \sum_{i,j} (s(i+m, j+n) - \bar{s})^2}} \quad \text{式 2-1} \end{aligned}$$

由於影像可能會受到亮度偏差的影響，因此先對影像進行歸一化(Normalization)，其作法為將影像減去像素平均值並除以對應的標準差。式 2-1 中，n 為像素數量，r 和 s 分別為參考子集以及當前子集， \bar{r} 和 \bar{s} 分別為參考子集的平均值以及當前子集的平均值， σ_r 及 σ_s 分別為參考子集以及當前子集之標準差。

接著將介紹 NCORR 的使用流程，首先，使用者將參考影像導入軟體中(圖 2-22)，並且輸入至少一張的當前影像(圖 2-23)。下一步選擇欲分析目標物之 ROI，在設定 ROI 的過程中，作者建議通過專業的繪圖軟體(例如 PhotoShop)進行 ROI 的圈選使分析上更為精準，亦可透過軟體本身進行繪製(圖 2-24)。接著將設置分析半徑以及分析間距。而分析半徑以及分析間距會根據分析目標不同而有相對應的最佳設置，最後進行位移分析並輸出結果(圖 2-25、圖 2-26、圖 2-27)。此外，使用者應排除低相關係數之像素點，以完成較精準的後續分析。根據作者表示，決定分析的準確率關鍵因素在於 ROI 的圈選以及分析半徑與分析間距的設置。

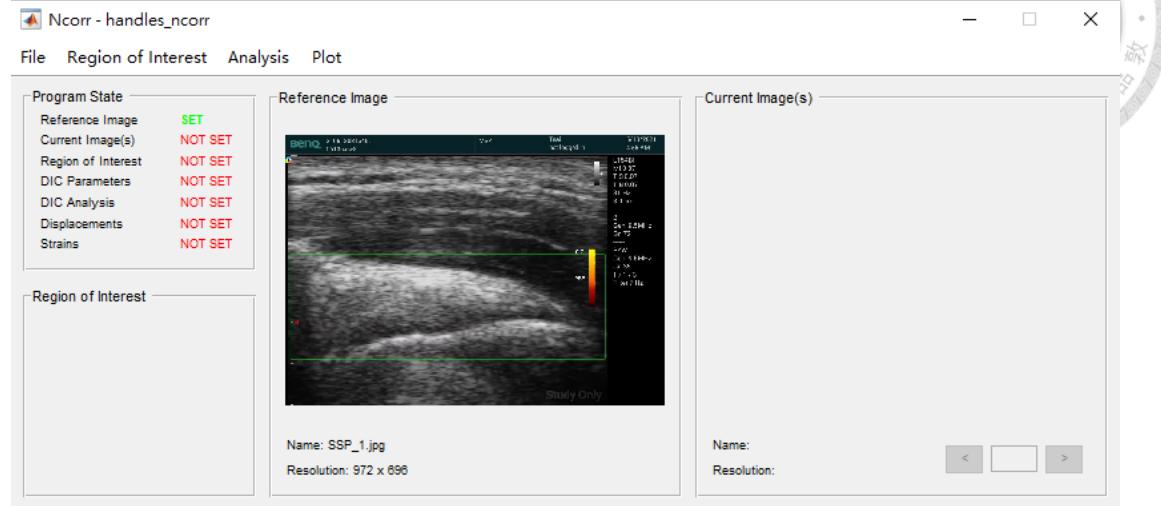


圖 2-22 輸入參考影像

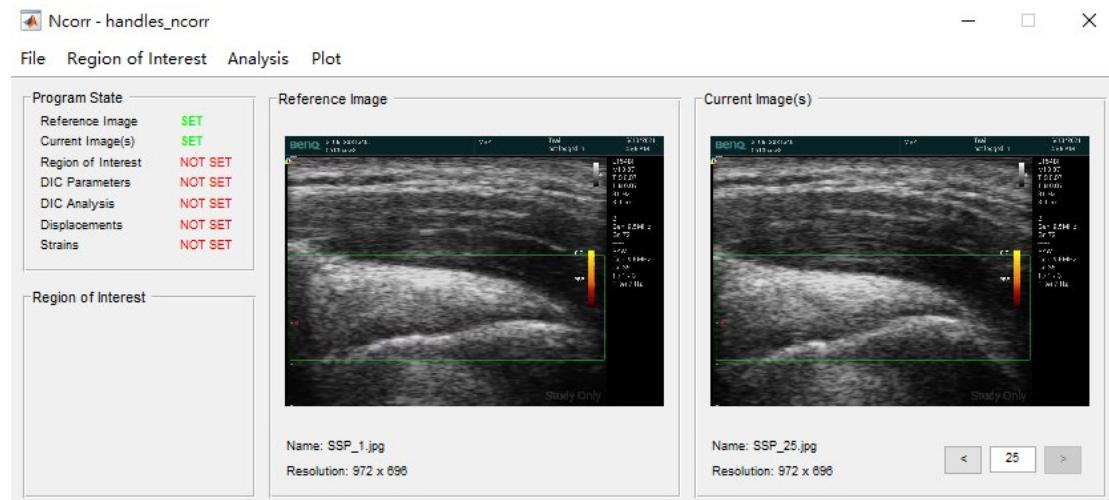


圖 2-23 輸入當前影像

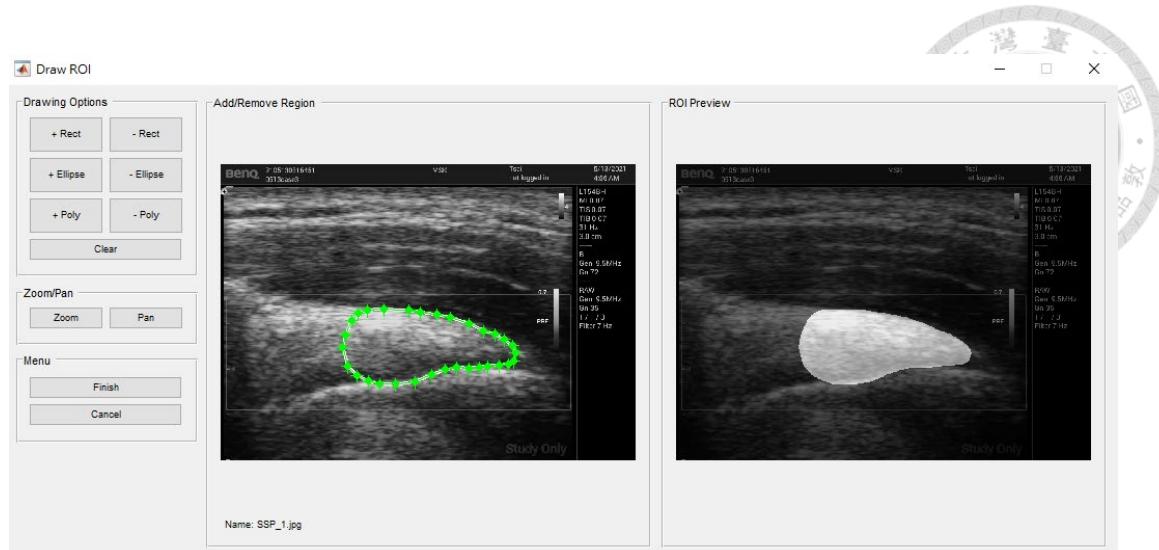


圖 2-24 手動設置 ROI

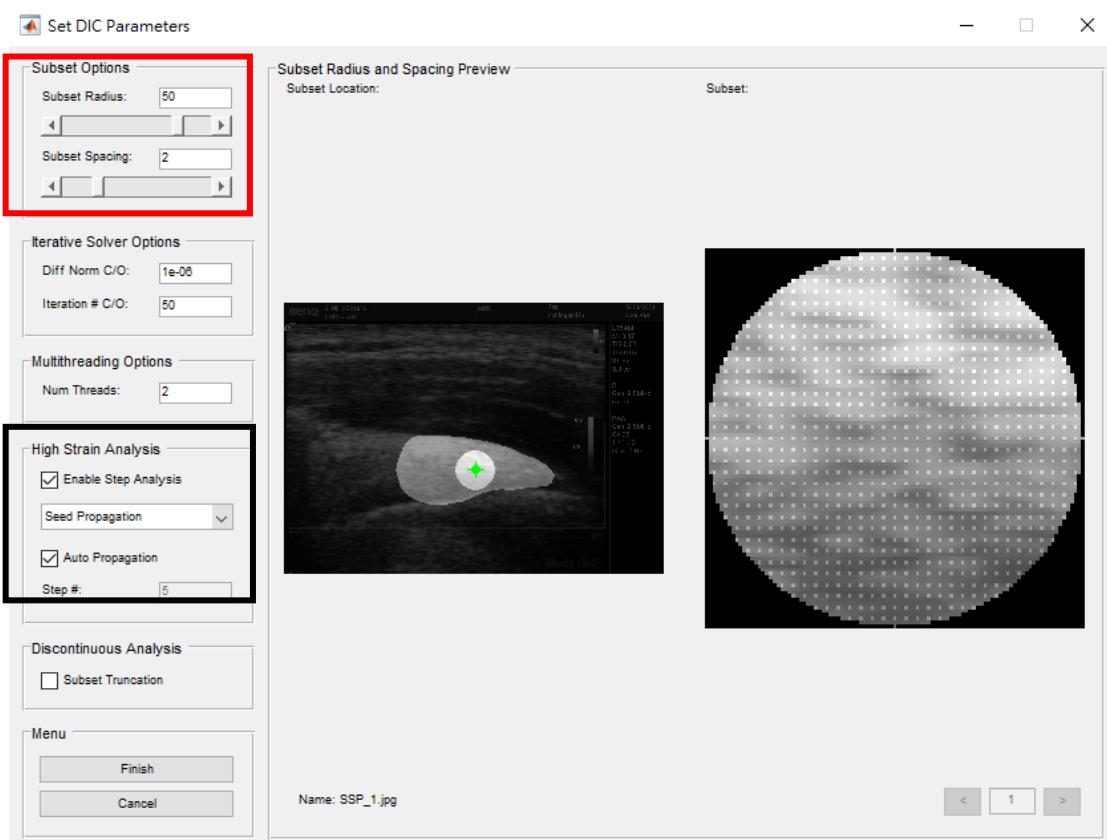


圖 2-25 分析間距、半徑(紅框處)以及選擇高應變分析(黑框處)



圖 2-26 相關係數計算結果

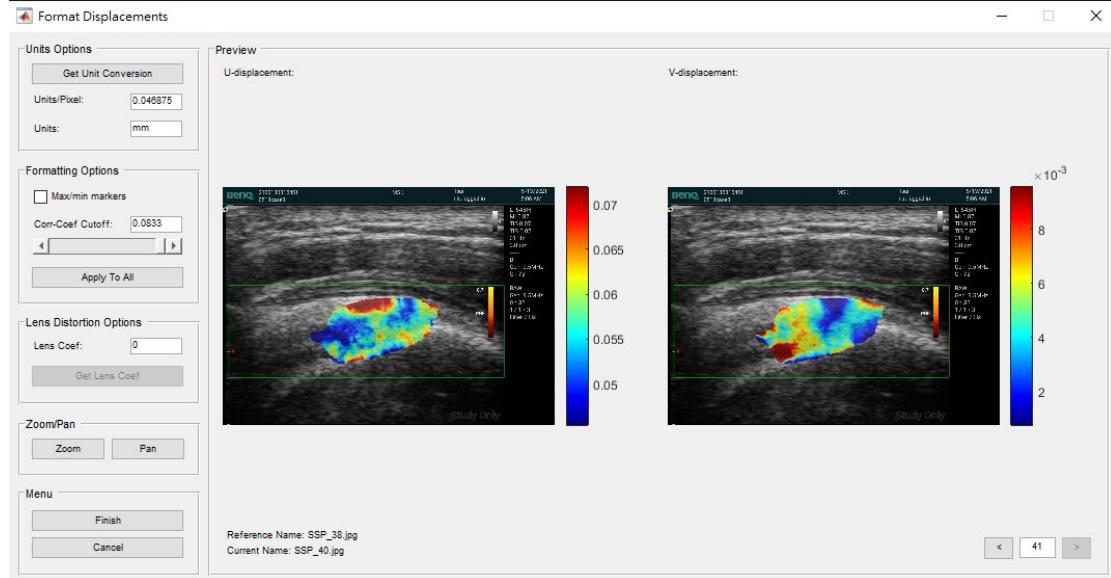


圖 2-27 位移場分析結果以及單位/像素設置

2.2.1 NCORR 之參數設置

在設置 NCORR 的感興趣區域(Region Of Interest, ROI)中，其範圍約為棘上肌之肱骨解剖頸與附著點之間(圖 2-24)，而分析半徑與分析間距別為 45 以及 1 為較佳的選擇。此外，由於肌腱相較於合金面板，屬於具有較高應變的材料，故在分析過程中需選擇大應變分析並選擇自動化更新當前參考影像以符合等張運動時肌腱移動的特性。在應變分析中，我們沒有選擇 NCORR 之應變場分析結果，其原因在於 NCORR 採用 Green's Strain (如式 2-1) 計算應變場，而本實驗則是使用工程應變公式(如式 1-1)，故我們選擇以位移場進行肩袖肌腱之應變峰值分析。



$$\begin{aligned}
 E_{xx} &= \frac{1}{2} \left(2 \frac{\partial u}{\partial x} + \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 \right) \\
 E_{xy} &= \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \frac{\partial v}{\partial y} \right) \\
 E_{yy} &= \frac{1}{2} \left(2 \frac{\partial v}{\partial y} + \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 \right)
 \end{aligned}$$

其中 $\frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}$ 分別為對 u 在 x 軸以及 y 軸的偏導數， $\frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}$ 分別為對 v 在 x 軸以及 y 軸的偏導數。此外，NCORR 與本實驗的肩袖肌腱之追蹤點的位移估計中也略有不同，本實驗之位移估計方式如式 2-2：

$$\begin{aligned}
 x^* &= x + u \\
 y^* &= y + v
 \end{aligned} \tag{式 2-2}$$

此位移估計已假設參考子集的像素點位移相同，其中 x, y 為初始像素點位置， x^*, y^* 為更新後像素點位置， u, v 分別為 x, y 方向的移動距離。由式 2-2 可以看出位移估計中僅考慮 x 以及 y 方向的位移，並不考慮物體的形變資訊。而在 NCORR 中的位移估計方式如圖 2-28。且其對應位移公式如式 2-3。

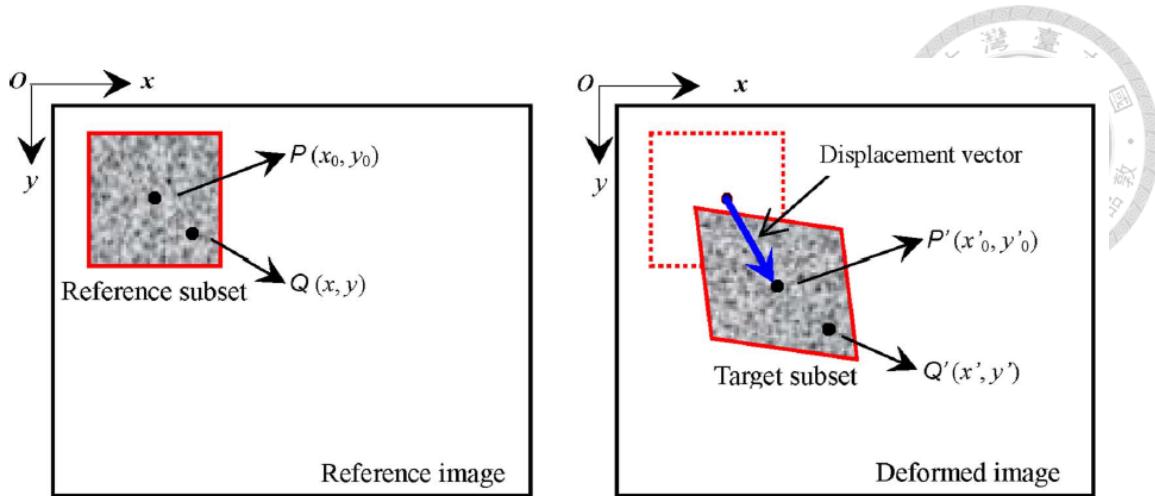


圖 2-28 P 點及 Q 點為參考子集，其中 P 為原子集中心點。P' 與 Q' 為更新後座標，其中 P' 目標子集之中心點[21]

$$\begin{aligned} x^* &= x + u + \frac{\partial u}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u}{\partial y} \Delta y \\ y^* &= y + v + \frac{\partial v}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial v}{\partial y} \Delta y \end{aligned} \quad \text{式 2-3}$$

其中 x^*, y^* 為更新後座標， u, v 為 x, y 方向之位移， $\frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}$ 分別為 u 在 x 方向以及 y 方向之偏導數， $\frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}$ 分別為 v 在 x 方向以及 y 方向之偏導數， $\Delta x, \Delta y$ 為距離中心點 P 的長度。

由式 2-3 可以看出，在位移估計中除了 x 以及 y 方向的位移估計外，亦考慮了物體形變上對於位移的影響，兩者對於位移估計各有其優缺點。在假設物體不形變之位移估計時(如式 2-2)，其缺點為追蹤點之精準度遺失，而優點為程式的運算量較低。反之在假設物體發生形變時的位移估計中，其缺點為程式的運算量較高，而優點為



追蹤點之精準度會增加。然而在高幀率的影像中，物體可視為剛體，進而將式 2-3 簡化為式 2-2 且達到相同的追蹤精準度[4]。

2.2.2 兩軟體之分析結果

首先，我們先介紹欲分析之肌腱起始幀、終止幀以及應變峰值，關於肩胛下肌以及棘上肌在等張運動時的應變值隨幀數變化的趨勢圖(如圖 2-30、圖 2-31)，其中應變峰值的定義為拉伸應變中的極大值或是收縮應變中的極小值，此外，棘上肌在等張運動時的斑點分析幀數約為 80 幀，而肩胛下肌在等張運動時的斑點分析幀數亦為 80 幀。而棘上肌以及肩胛下肌的分析起始幀定義如先前所述，且兩肌腱之終止幀約為初始幀後的 80 幀，圖 2-30 之 A、B 分別為肩胛下肌之起始幀與終止幀；圖 2-31 之 A、B 分別為棘上肌之起始幀與終止幀。

接著我們分別使用 NCORR 以及光流法分析 5 部棘上肌肌腱的等張運動應變以及分析 5 部肩胛下肌肌腱等張運動應變。由於 NCORR 在分析應變時會將分析目標之感興趣區域的位移場資訊納入分析，而光流法則是以 2 追蹤點之周圍區域的梯度資訊作為位移場的分析，兩者的分析方式有所不同(如圖 2-32、圖 2-33)，故我們將在 NCORR 位移場分析完畢後再選擇與光流法相同的追蹤點位移資訊進行應變峰值(peak strain)的比較。

最後我們將以兩種方法測得肩胛下肌附著點，以及棘上肌淺層、中層、深層之應變峰值，並進行皮爾森相關係數(r)檢測，當 $0 < r \leq 0.19$ 表示極差的相關性、 $0.2 \leq r \leq 0.39$ 表示差的相關性、 $0.4 \leq r \leq 0.59$ 表示尚可的相關性、 $0.6 \leq r \leq 0.79$ 表示良好的相關性， $0.8 \leq r \leq 1$ 表示極好的相關性(如表 2-8)。結果顯示肩胛下肌附著點之兩方法的皮爾森相關係數 $r = 0.564$ 且 2 者的應變峰值分別如表 2-2，棘上肌深層之兩方法的皮爾森相關係數 $r = 0.808$ 且 2 者的應變峰值分別如表 2-3，棘上肌中層之兩方法的皮爾森相關係數 $r = 0.929$ 且 2 者的應變峰值分別如表 2-4，棘上



肌淺層之兩方法的皮爾森相關係數 $r = 0.995$ 且 2 者的應變峰值如表 2-5，其中最大的誤差值出現在棘上肌淺層，約為-3.78%，相當於 4.03 個像素點差異，約 0.19mm(每像素點約為 0.046875mm)。

我們除了以應變峰值做為 2 方法的取代性驗證，也計算了 2 方法的連續幀應變變化之皮爾森相關係數。在肩胛下肌方面，我們將 2 方法估計的連續幀應變值進行皮爾森相關係數統計，其中，自變數是 NCORR 的 5 部連續幀應變數值，因變數是 OPT 的 5 部連續幀應變數值，在棘上肌方面，我們亦在各分層進行 2 方法估計的連續幀應變值進行皮爾森相關係數統計，其中，自變數是 NCORR 的 5 部連續幀應變數值，因變數是 OPT 的 5 部連續幀應變數值。結果顯示，肩胛下肌的皮爾森相關係數為 $0.642(p < 0.001)$ 。而棘上肌淺層、中層以及深層的皮爾森相關係數分別為 $0.734(p < 0.001)$, $0.643(p < 0.001)$ 以及 $0.148(p = 0.03)$ 。而關於單一追蹤點，我們分別討論了 2 方法之單一追蹤點每幀的位移量的差異，並計算在 5 部影片中的平均值以及標準差。另外我們也討論了單一追蹤點在 2 方法之間的相對距離，並在 5 部影片中計算其平均值以及標準差。在肩胛下肌方面(如圖 2-33)，2 方法之 A 點以及 A' 點各自的每幀的位移量的差異之平均值以及標準差分別為 $1.66\text{pixel} \pm 1.93$ 以及 $1.32\text{pixel} \pm 1.82$ 。而 2 方法之 A 點以及 A' 點的相對距離之平均值以及標準差分別為 $2.07\text{pixel} \pm 1.81$ 和 $1.65\text{pixel} \pm 1.73$ 。在棘上肌方面，分析的追蹤點如圖 2-32，在棘上肌淺層中，2 方法之 A 點以及 A' 點的每幀的位移量的差異之平均值以及標準差分別為 $0.53\text{pixel} \pm 0.85$ 以及 $0.48\text{pixel} \pm 0.73$ ，而 2 方法之 A 點以及 A' 點的相對距離之平均值以及標準差分別為 $34.97\text{pixel} \pm 47.68$ 和 $24.34\text{pixel} \pm 34.3$ 。在棘上肌中層中，2 方法之 B 點以及 B' 點的每幀的位移量的差異之平均值以及標準差分別為 $0.55\text{pixel} \pm 0.96$ 以及 $0.62\text{pixel} \pm 1$ ，而 2 方法之 B 點以及 B' 點的相對距離之平均值以及標準差分別為 $33.58\text{pixel} \pm 49.36$ 和 $33.23\text{pixel} \pm 57.45$ 。在棘上肌深層中，2 方法之 C 點以及 C' 點的每幀的位移量的差異之平均值以及標準差分別為 $1.4\text{pixel} \pm 1.4$ 以及 $1.3\text{pixel} \pm 1.5$ 。而 2 方法之 C 點以及 C' 點的相對距離之平均值以



及標準差分別為 $28.6\text{pixel} \pm 17$ 和 $27.23\text{pixel} \pm 15.88$ 。

我們發現，在棘上肌深層的連續幀應變變化之皮爾森相關係數較差，我們認為原因在於棘上肌在深層的骨緣面之超音波回聲並不好，而 NCORR 在選取 ROI 時卻無法避免此處的框選，在回聲資訊不足的情況下，其追蹤誤差亦會較大，除此之外，在棘上肌淺層、中層以及肩胛下肌中均出現不錯的皮爾森相關性。在單一追蹤點中，2 方法每一幀所造成的平均追蹤誤差最大僅為肩胛下肌中的 1.66 個 pixel 以及棘上肌中的 1.4 個 pixel。最後，我們將肩胛下肌中的 5 部數據以及棘上肌各分層之 5 部數據，總共 20 部數據進行 OPT 以及 NCORR 的平均應變峰值的皮爾森相關係數，其結果為 $r = 0.717(p < 0.001)$ ，如圖 2-29。

綜合以上，我們認為光流法適合應用於超音波動態影像之肩袖肌腱應變分析。此外，我們比較 NCORR 以及光流法於肩胛下肌的執行時間如表 2-6，而 NCORR 以及光流法於棘上肌的執行時間表 2-7，結果 NCORR 的執行時間遠大於 OPT。由於 NCORR 必須以一個區域作為分析目標，而 OPT 則是以一個局部區域 ROI(本實驗設置為 $17*17$ 像素區域為光流法的參考範圍)，故在計算時間上有較大的差異。為使分析流程快速且普遍於各地棒球隊中使用，本實驗將選擇光流法作為肩袖肌腱分析之追蹤演算法。

NCORR and OPT PCC

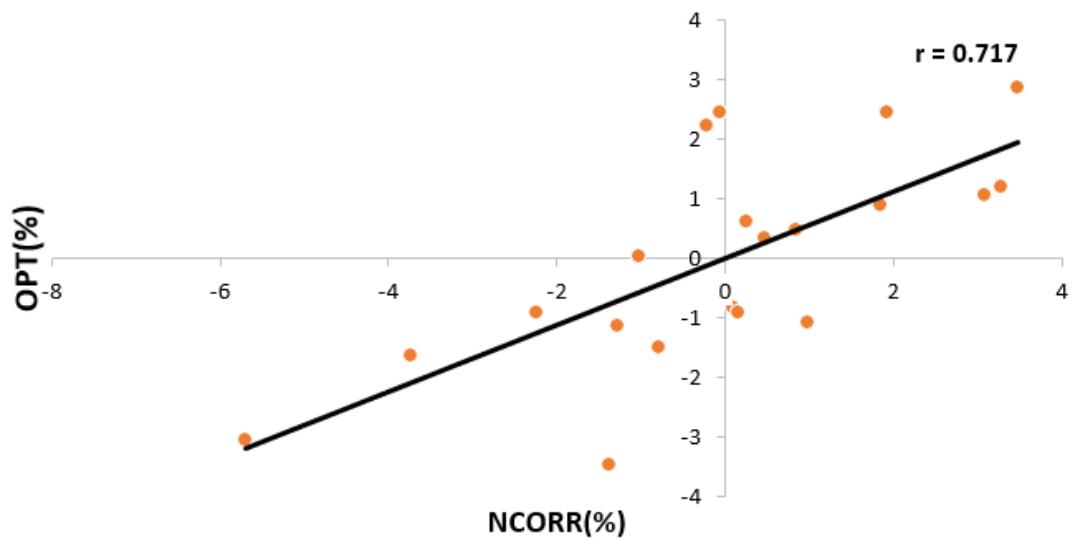


圖 2-29 NCORR 與 OPT 在 20 部肩袖肌群之統計圖。

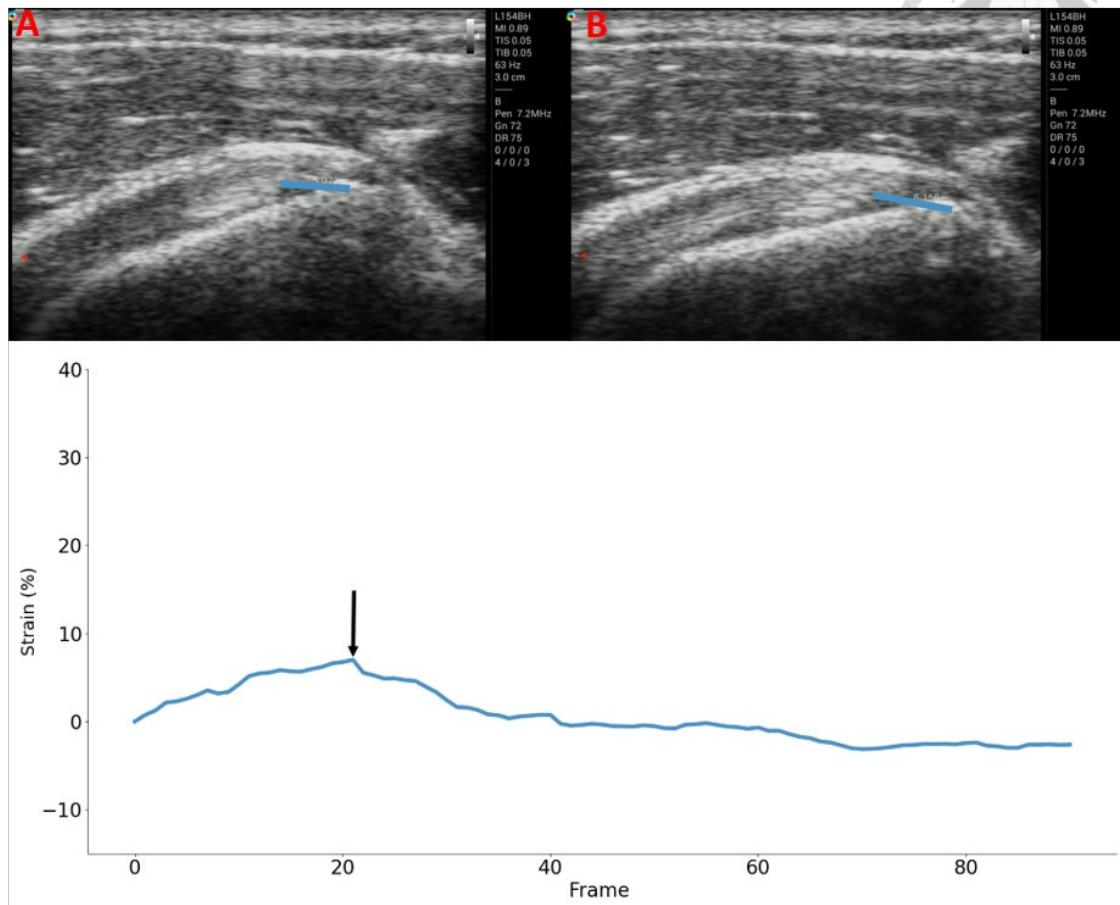


圖 2-30 上圖為肩胛下肌於等張運動時的應變值與幀數變化圖。其中，A 為肩胛下肌之初始幀畫面;B 圖為肩胛下肌之終止幀畫面。其中，箭頭標記處為應變峰值 (peak strain)

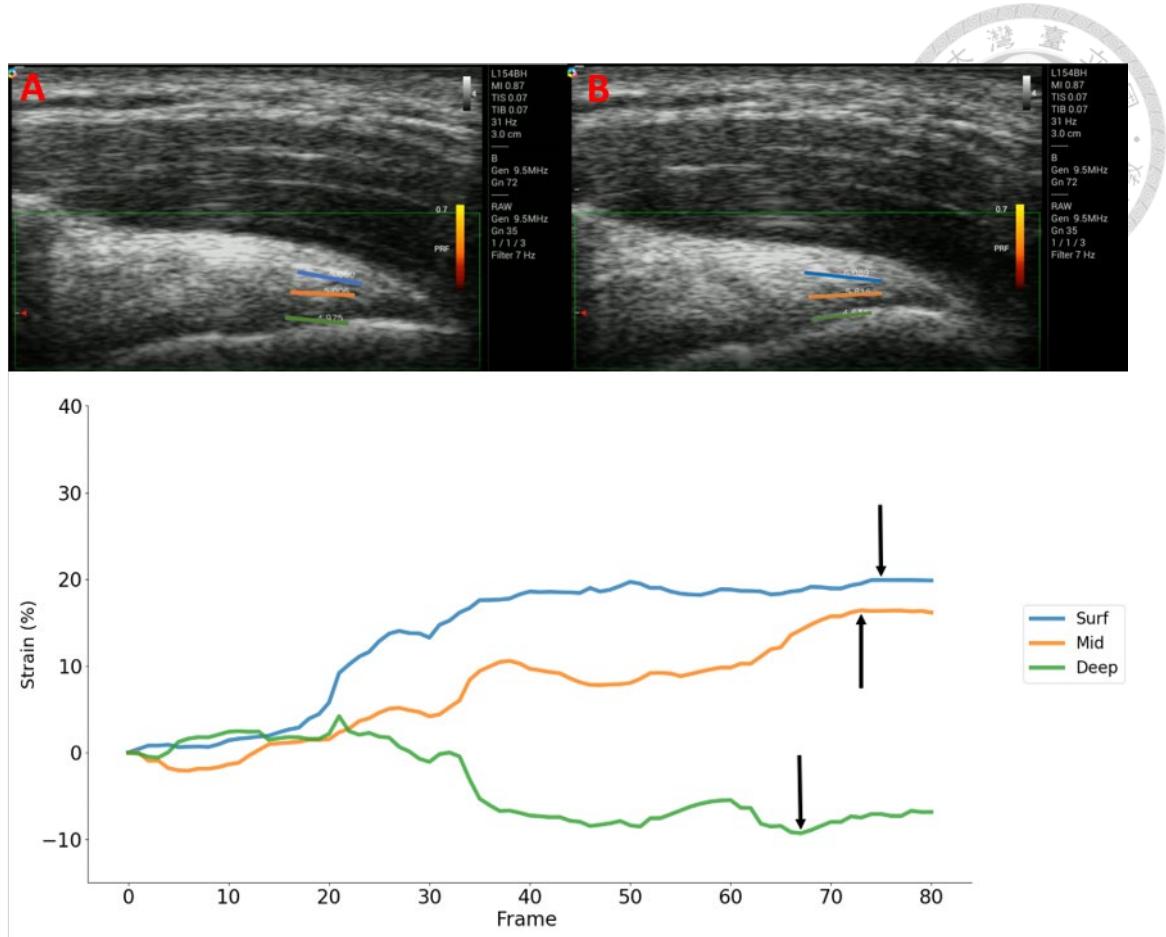


圖 2-31 上圖為棘上肌於向心運動時的應變值與幀數變化圖。其中，A 為棘上肌之初始幀畫面;B 圖為棘上肌之終止幀畫面。其中，箭頭標記處為應變峰值(peak strain)

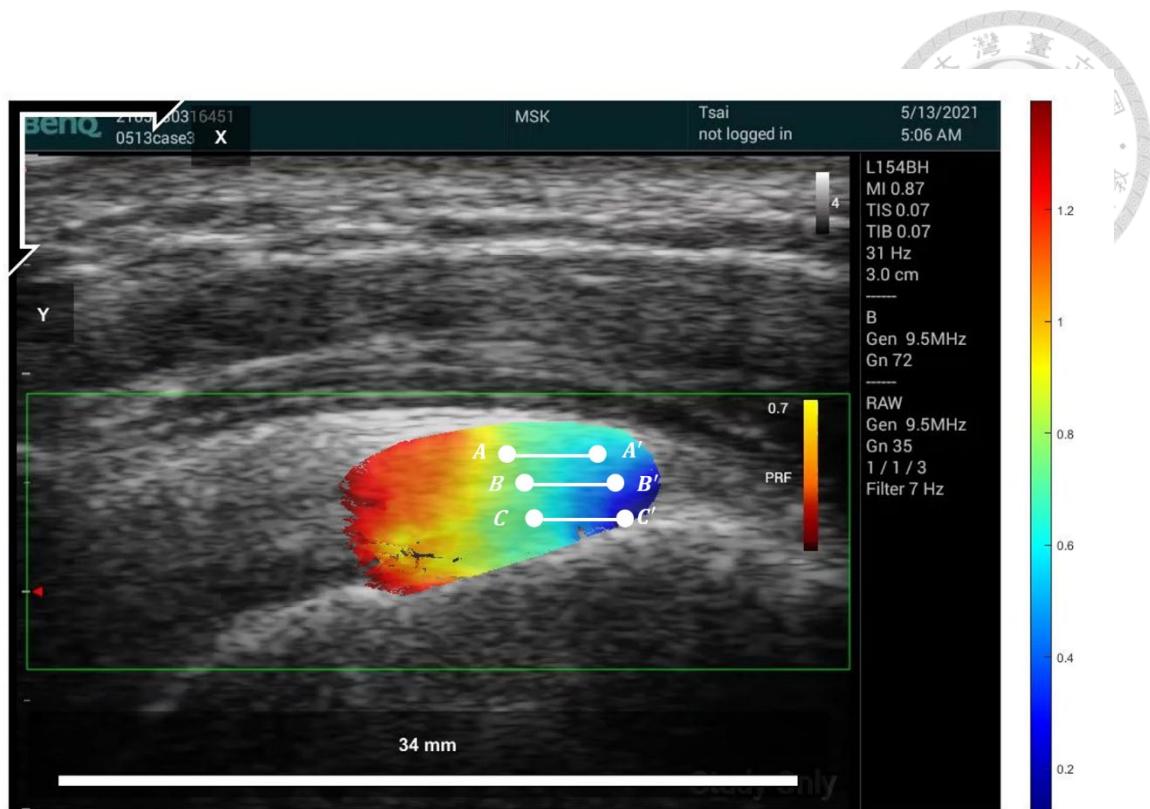


圖 2-32 圖為棘上肌位移場示意圖，其中A 與A'、B 與B'、C 與C'分別代表棘上肌淺層、中層以及深層的追蹤點。

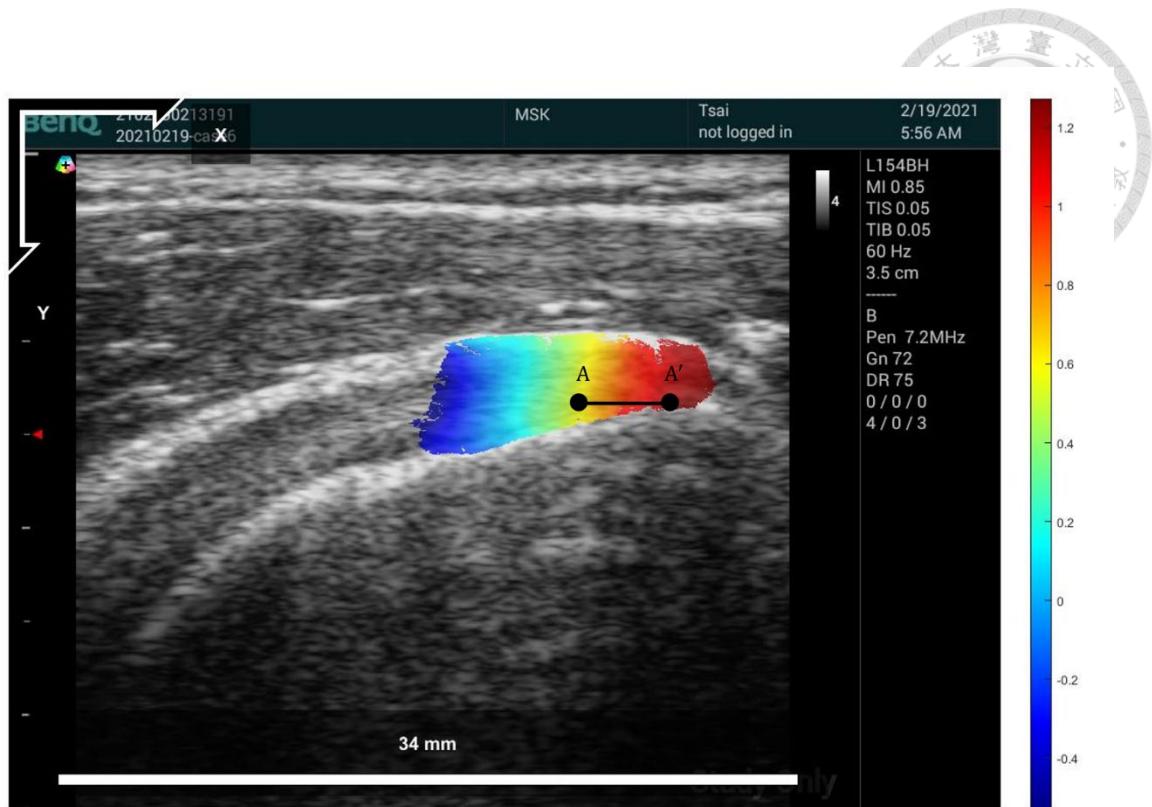


圖 2-33 圖為肩胛下肌位移場示意圖，其中A與A'代表肩胛下肌的追蹤點。

SSC Peak Strain			
Case	NCORR(%)	OPT(%)	err(%)
1	7.38	9.34	-1.96
2	8.43	5.81	2.62
3	7.70	7.52	0.18
4	6.16	5.77	0.39
5	7.55	6.08	1.47

表 2-2 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表

NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow

Tracking,SSC(Subscapularis)



Surf of SSP Peak Strain			
Case	NCORR(%)	OPT(%)	err(%)
1	16.02	19.80	-3.78
2	20.59	21.90	-1.31
3	17.51	20.53	-3.02
4	23.03	22.64	0.39
5	21.60	22.32	-0.72

表 2-3 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow Tracking, SSP(Supraspinatus)

Mid of SSP Peak Strain			
Case	NCORR(%)	OPT(%)	err(%)
1	13.28	12.94	0.34
2	12.10	13.89	-1.79
3	7.42	10.80	-3.38
4	16.59	16.70	-0.11
5	16.21	14.91	1.30

表 2-4 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow Tracking, SSP(Supraspinatus)



Deep of SSP Peak Strain			
Case	NCORR(%)	OPT(%)	err(%)
1	-9.09	-11.98	2.89
2	-7.24	-8.19	0.95
3	-7.92	-6.30	-1.62
4	-5.78	-6.08	0.30
5	-8.49	-10.02	1.53

表 2-5 基於光流法之斑點追蹤與 NCORR 的應變峰值分析結果，err 在此代表 NCORR 應變值減去 OPT 的應變值。OPT:Optical Flow
Tracking,SSP(Supraspinatus)

SSC Execution time/frame			
Case	NCORR(sec)	OPT(sec)	Frame
1	32.6	0.0017	75
2	56.3	0.0019	80
3	40.9	0.0022	80
4	45.2	0.0015	75
5	43.7	0.0015	80
Average	43.74	0.00176	78

表 2-6 NCORR 與光流法於肩胛下肌之運算時間比較

SSP Execution time/frame			
Case	NCORR(sec)	OPT(sec)	Frame
1	40.3	0.0017	75
2	48.1	0.0019	80
3	60	0.0024	85
4	41.1	0.0018	75
5	44.5	0.002	80
Average	46.8	0.00196	79

表 2-7 NCORR 與光流法於棘上肌之運算時間比較

Correlation coefficient	Value
$0 < r \leq 0.19$	Very Low Correlation
$0.2 \leq r \leq 0.39$	Low Correlation
$0.4 \leq r \leq 0.59$	Moderate Correlation
$0.6 \leq r \leq 0.79$	High Correlation
$0.8 \leq r \leq 1.0$	Very High Correlation

表 2-8 皮爾森相關係數代表意義



2.3 統計方法

在肩胛下肌中，我們在 NCORR 以及 OPT 的可取代性中計算皮爾森相關係數。並且我們於賽季前以及賽季中各別選擇 7 名投手為分析對象且每位投手選擇 5 部數據並計算其平均值以及標準差以及於信賴區間 95%，進行組內相關係數(Intraclass correlation coefficient, ICC)的可重測性分析。最後在賽季前以及賽季中對 2 種狀態的肩胛下肌平均應變峰值進行差異性檢測，使用的模型是 random effects model。

在棘上肌中，我們在 NCORR 以及 OPT 的可取代性中計算皮爾森相關係數。並在棘上肌之離心運動以及向心運動中，於賽季後選擇 5 位投手作為分析對象且每位投手選取 5 部影片作為分析數據並計算各分層之平均值以及標準差以及於信賴區間 95%，進行組內相關係數(Intraclass correlation coefficient, ICC)的可重測性分析。最後，在棘上肌於離心運動以及向心運動之對應分層的差異性檢測中，我們選擇 5 位投手作為分析對象且每位投手選取 5 部影片作為分析數據，使用的模型是 random effects model。以上所有統計分析皆利用軟體 SPSS 22(SPSS, Chicago, IL, USA)。

2.3.1 隨機效應模型(random effects model)

此模型假設分析數據的層次結構來自不同母體，這些母體的差異與該層次結構有關。由於我們分析的資料僅來自興富發棒球隊的棒球投手，但是關於平均應變峰值的估計卻可能受到不同球隊、不同國家、不同人種等因素的影響而造成共同真值 (common true value)並非唯一，而是呈現常態分佈 (normal distribution)。考慮到分析的數據是母體中的隨機例子，且數據具有重測性以及多時間點的紀錄，故我們使用隨機效應模型(random effects model)作為分析。

Chapter 3 結果

3.1 賽季後之棘上肌應變分析



由於拍攝過程中難免會因探頭角度不正確或是投手姿勢差異所造成的誤差而導致分析上的困難，故排除此類超音波影像進行分析，最後納入分析的共有 5 名投手之棘上肌賽季後應變分析。在向心運動(concentric contraction)時，於棘上肌大結節側之淺層區域中 5 名投手在的平均應變峰值為 $18.77 \pm 3.13\%$ ，在棘上肌大結節側之中層區域中 5 名投手的平均應變峰值為 $14.15 \pm 3.64\%$ ，在棘上肌大結節側之深層區域中 5 名投手的平均應變為 $-9.27\% \pm 4.09\%$ 收縮應變，如表 3-1。由數據分析中可以發現在肩關節外展 0 度至 15 度的過程中，投手棘上肌大結節側之淺層及中層均呈現拉伸的趨勢而深層區域處於收縮的趨勢(如圖 3-1)。

GT side of SSP peak Strain during CC						
Pitcher	Pitcher1	Pitcher4	Pitcher5	Pitcher8	Pitcher10	Mean \pm SD
Supf	16.19%	17.80%	21.06%	17.81%	21.01%	$18.77 \pm 3.13\%$
Mid	10.71%	14.16%	13.66%	14.45%	17.78%	$14.15 \pm 3.64\%$
Deep	-7.20%	-14.34%	-8.52%	-4.56%	-11.73%	$-9.27 \pm 4.09\%$
SD of Supf	2.34%	1.75%	1.17%	2.55%	4.33%	
SD of Mid	3.17%	2.58%	2.13%	2.69%	4.43%	
SD of Deep	2.29%	2.51%	2.51%	1.98%	2.24%	

表 3-1 五位投手之棘上肌淺層中層以及深層之應變結果, GT: greater tubercle,

SD:Standard Deviation, SSP:Supraspinatus, , CC: Concentric contraction

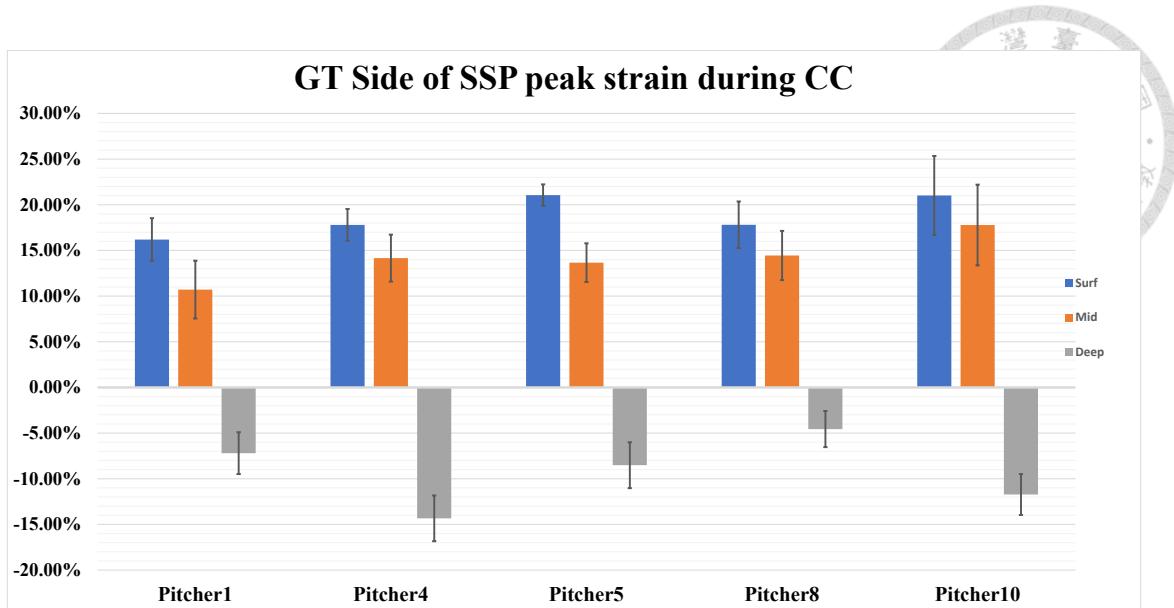


圖 3-1 五位投手之近大結節側之棘上肌淺層中層及深層在向心運動時之應變峰值

統計圖， GT: greater tubercle , CC: Concentric contraction, SSP: supraspinatus

此外，在離心運動(eccentric contraction)時，我們發現與向心運動相似的應變峰值。在棘上肌之淺層區域中 5 名投手在的平均應變峰值為 $19.07 \pm 2.50\%$ ，在棘上肌之中層區域中 5 名投手的平均應變峰值為 $11.76 \pm 2.26\%$ (表 3-2)，而在棘上肌之深層區域中 5 名投手的平均應變為 $3.89 \pm 1.90\%$ 拉伸應變，雖然兩者的應變趨勢不同，但由於離心運動與向心運動作用機制的差異，例如：離心運動與向心運動時肌肉收縮的差異以及 EMG 信號幅度的不同[22]，我們認為這樣的差異性是有可能的。而在平均應變峰值方面，淺層、中層以及深層的關係依然保持淺層為最大應變峰值，中間層為次大應變峰值，而深層為最小應變峰值，如圖 3-2，這樣的棘上肌分層之平均應變峰值差異性的結果與相關論文吻合[16]。

GT side of SSP peak strain during EC						
Pitcher	Pitcher1	Pitcher4	Pitcher5	Pitcher8	Pitcher10	Mean±SD
Supf	19.94%	20.82%	14.61%	19.64%	20.32%	19.07±2.50%
Mid	10.46%	15.18%	9.18%	11.59%	12.37%	11.76±2.26%
Deep	3.72%	6.26%	1.12%	4.86%	3.49%	3.89±1.90%
SD of Supf	3.10%	2.52%	1.97%	1.89%	1.22%	
SD of Mid	1.73%	2.29%	1.02%	2.45%	2.03%	
SD of Deep	1.75%	1.59%	0.81%	1.87%	1.67%	

表 3-2 五位投手之棘上肌淺層中層以及深層在離心運動時之應變結果，其中，

SD:Standard Deviation,SSP:Supraspinatus, EC: Eccentric contraction

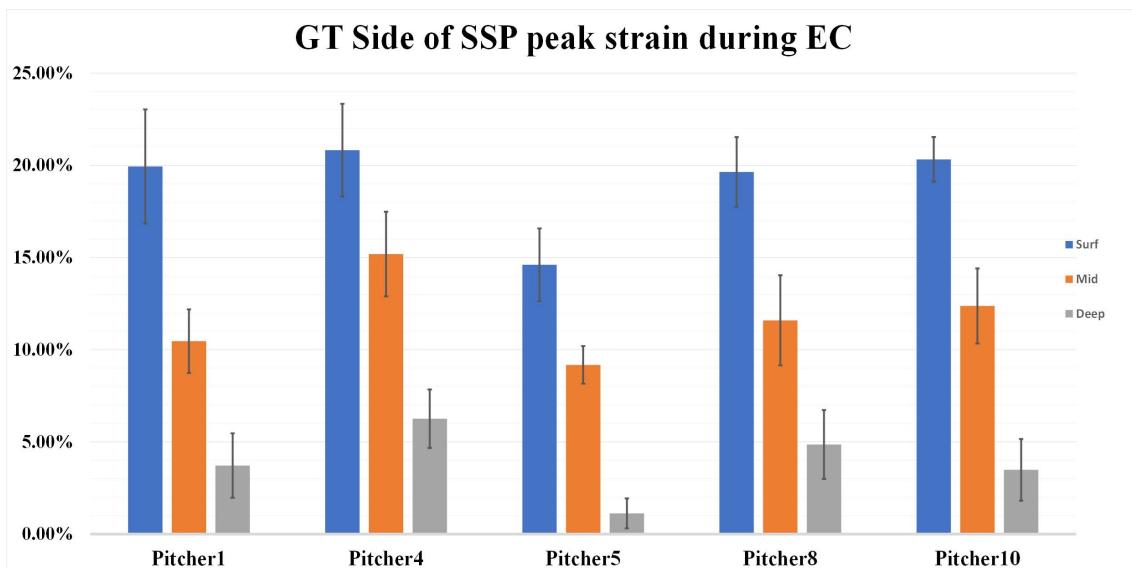


圖 3-2 五位投手之近大結節側之棘上肌淺層中層及深層在離心運動時之應變峰值統計圖，其中，GT: greater tubercle , EC: Eccentric contraction

然而在棘上肌之 AC side 的應變分析中我們無法從中得出一致性趨勢(圖 3-3)，棘上肌AC side 的淺層以及中層平均應變為 $-5.26 \pm 11.89\%$ 以及 $-0.67 \pm 11.06\%$ 。由於變異數極大，故我們認為目前所使用之演算法流程並無法在棘上肌之 AC side 進行良好的分析。

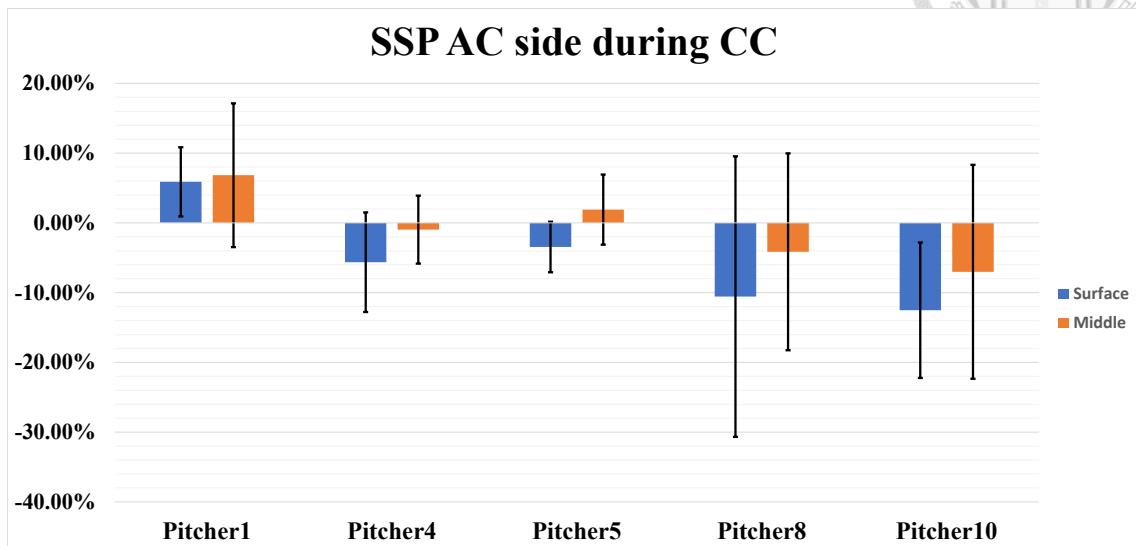


圖 3-3 棘上肌 AC side 之應變峰值分析，SSP:Supraspinatus, AC: acromion, CC: Concentric contraction

接著，我們對(1)棘上肌於離心運動以及向心運動中分析各分層之間的差異性進行比較(2)棘上肌之離心運動以及向心運動，同分層之間的差異性進行比較。由於考慮到分析的數據是母體中的隨機例子，且數據具有重測性以及多時間點的紀錄，因此我們的分析統計模型是使用 random effects model。在棘上肌之向心運動中，棘上肌各分層之差異性如圖 3-4，在棘上肌之離心運動中，棘上肌各分層之差異性如圖 3-5，在 2 者的運動模式中，結果均顯示分層之間具有差異性($p < 0.001$)。而在棘上肌之離心運動以及向心運動，同分層之間的差異性之淺層、中層以及深層的結果如圖 3-6、圖 3-7 以及圖 3-8。結果顯示，在棘上肌淺層的 2 運動模式並無顯著性差異，而棘上肌中層以及深層均出現顯著性差異。

最後，我們將棘上肌各分層之平均應變峰值與投球數進行皮爾森相關性檢測，棘上肌之淺層、中層以及深層的統計結果分別為， $r = 0.939 (p < 0.05)$ 、 $r = 0.573 (p$

= 0.312) 以及 $r = -0.32$ ($p = 0.599$)。我們僅在棘上肌淺層發現投球數與平均應變峰值的高相關性，而在中層以及深層並未發現顯著性相關。

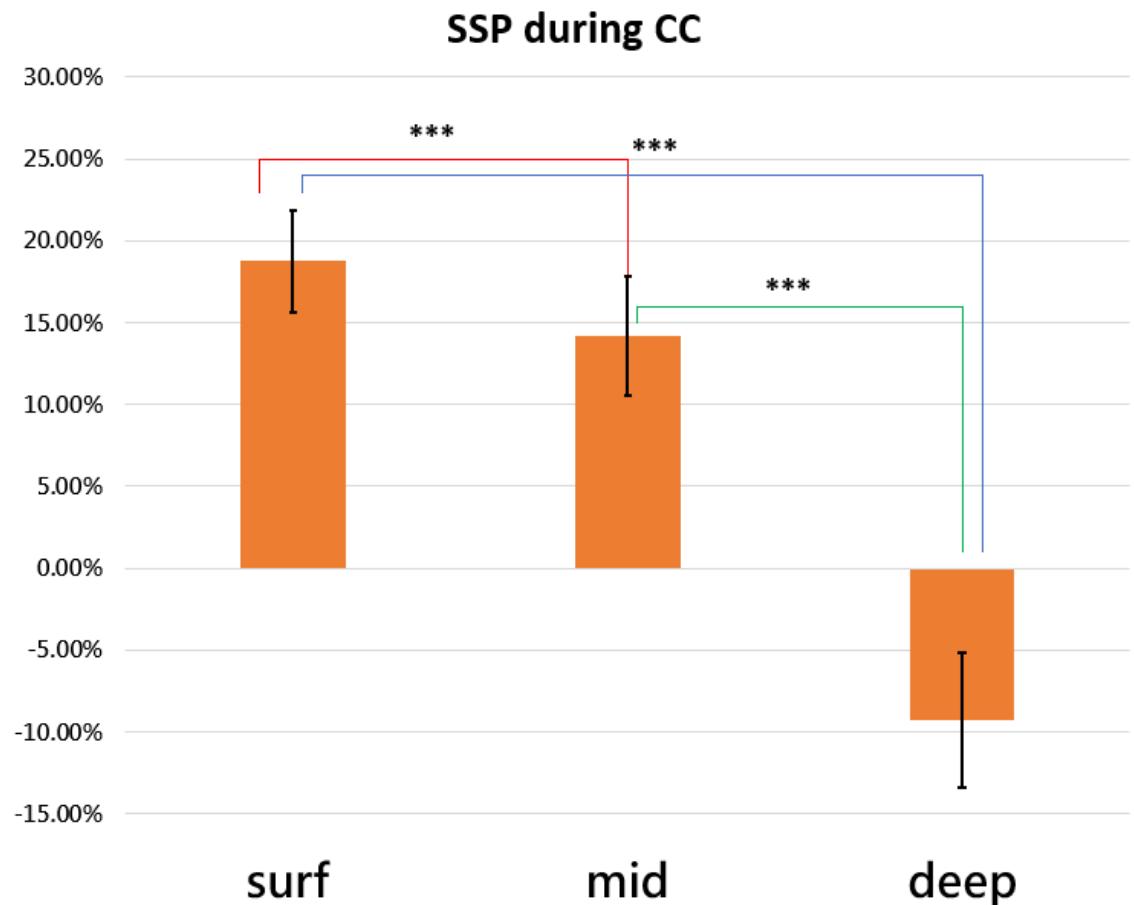


圖 3-4 棘上肌於向心運動時各分層之間的差異性檢測。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction。

SSP during EC

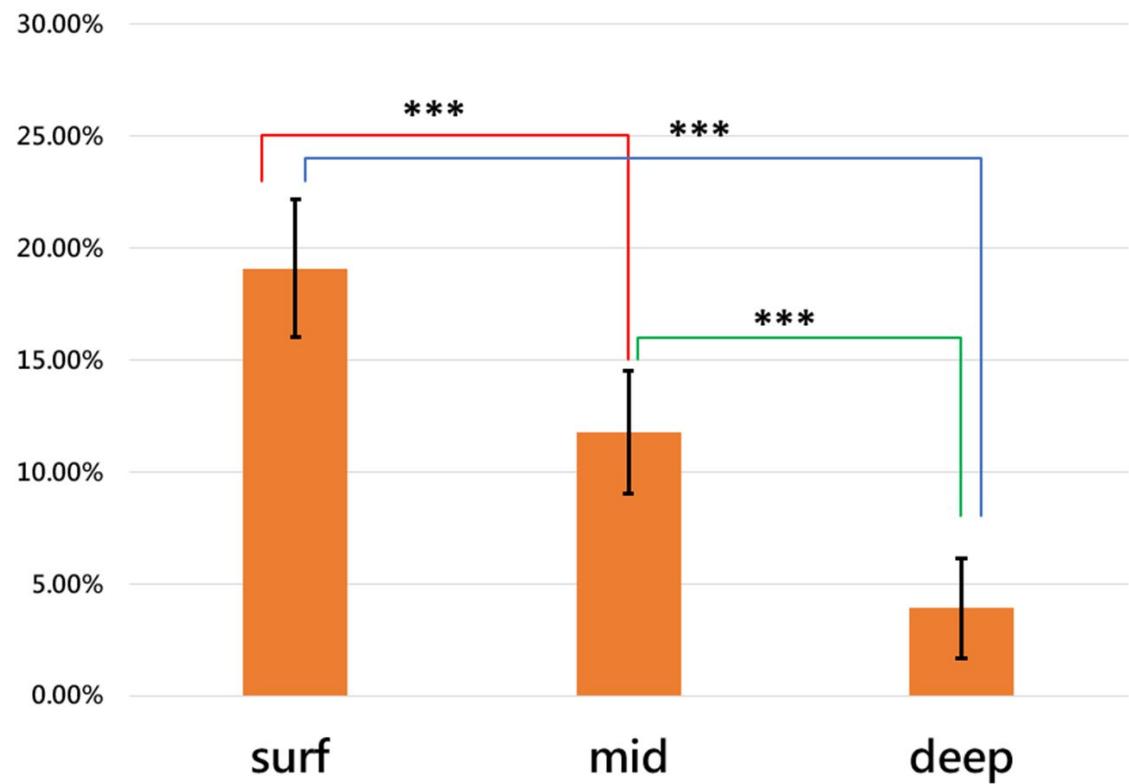


圖 3-5 棘上肌於離心運動時各分層之間的差異性檢測。其中，SSP:
Supraspinatus, EC: Eccentric contraction

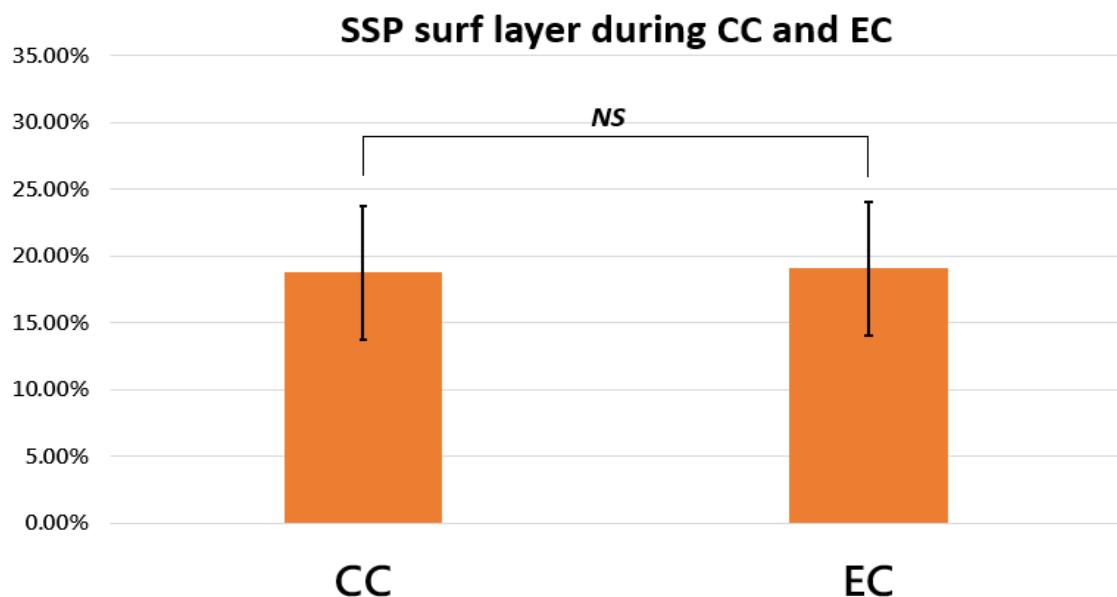


圖 3-6 棘上肌之淺層在離心運動以及向心運動時的差異性比較。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction, EC: Eccentric contraction, NS:not significant。

25.00%

SSP mid layer during CC and EC

20.00%

15.00%

10.00%

5.00%

0.00%

CC

EC

圖 3-7 棘上肌之中層在離心運動以及向心運動時的差異性比較。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction, EC: Eccentric contraction, NS: not significant。

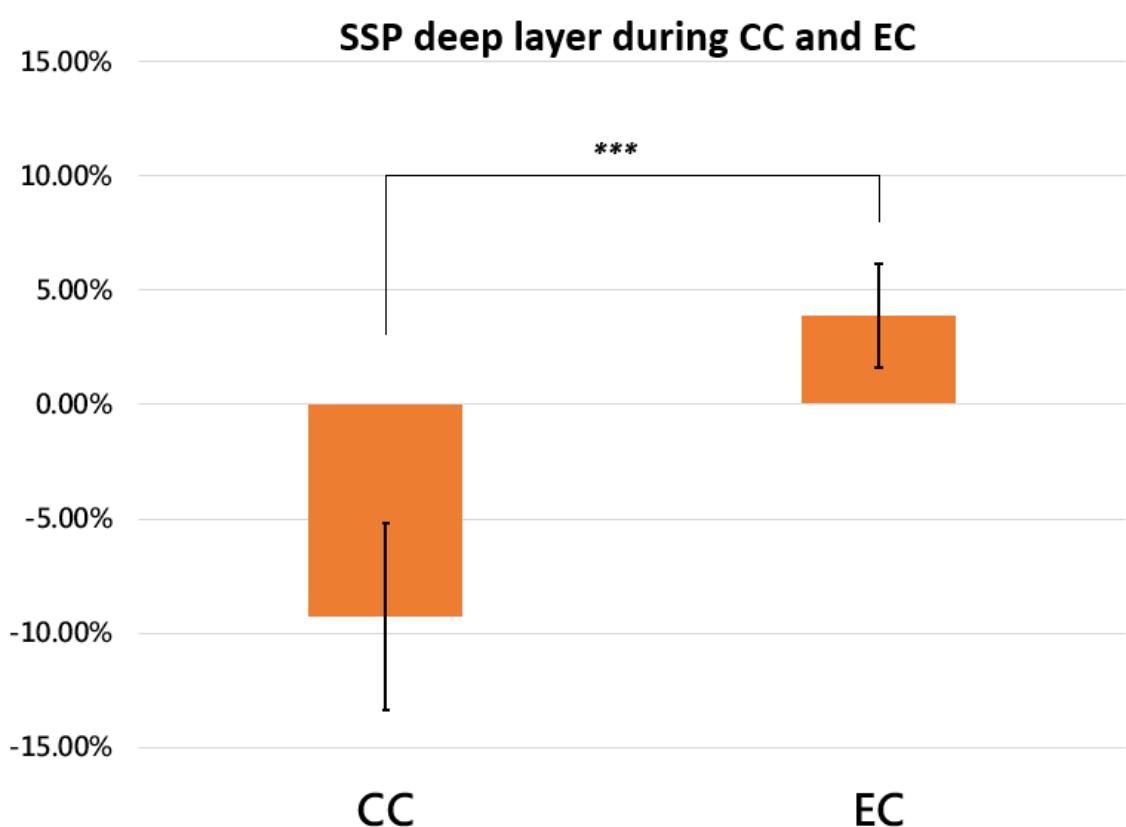


圖 3-8 棘上肌之深層在離心運動以及向心運動時的差異性比較。其中，SSP: Supraspinatus, CC: Concentric Contraction, EC: Eccentric contraction, NS: not significant。



3.2 例行賽季前及例行賽季之肩胛下肌應變分析

在 10 名投手中，我們排除影像收取不完整以及錯誤影像的投手後，最後選定 9 名投手進行肩胛下肌之例行賽季前或例行賽季中的應變分析。5 名投手的肩胛下肌附著點之應變峰值分析在賽季前以及賽季中分別為 $8.82 \pm 2.69\%$ 和 $18.69 \pm 3.07\%$ (如圖 3-10、表 3-3) 呈現顯著的成長($p < 0.001$)，如圖 3-9。

最後我們將賽季中之投球數與平均應變峰值進行皮爾森相關性計算，其結果為 $r = 0.035$ 且結果不顯著。

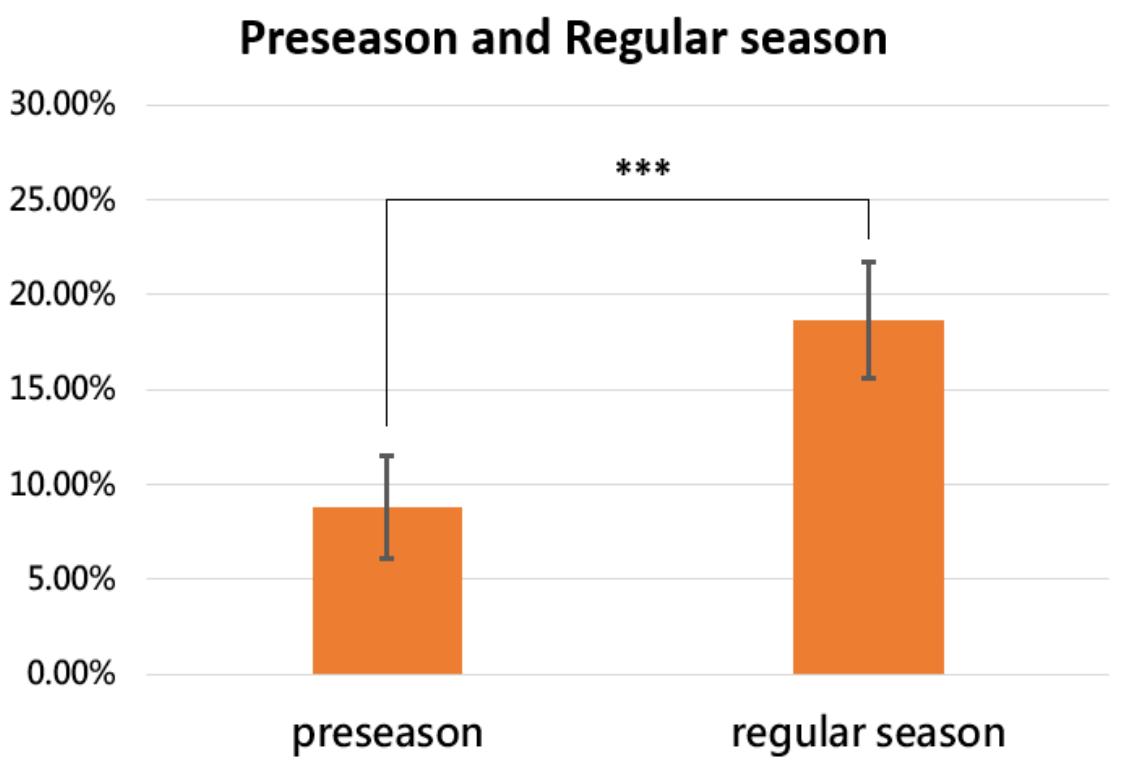


圖 3-9 肩胛下肌於賽季前以及賽季中之平均應變峰值及差異性比較。

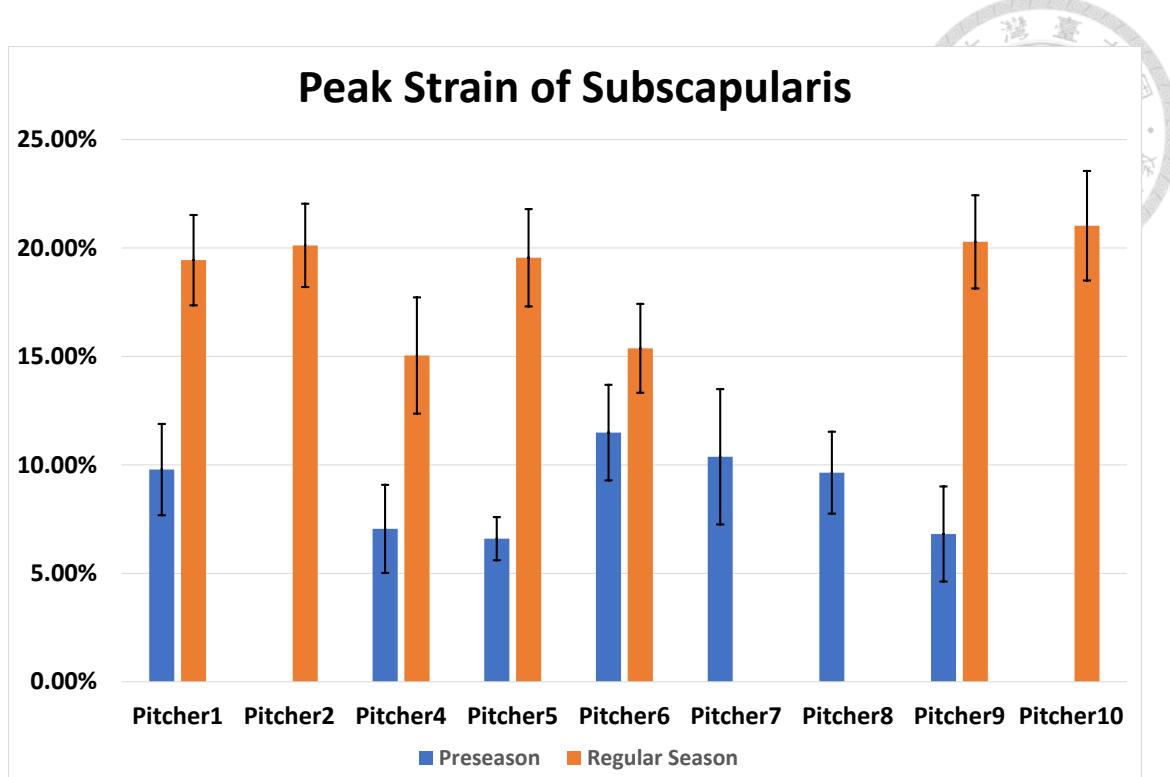


圖 3-10 Preseason 及 Regular Season 之肩胛下肌附著點應變峰值分析

Status	Pitcher1	Pitcher2	Pitcher4	Pitcher5	Pitcher6	Pitcher7	Pitcher8	Pitcher9	Pitcher10	Average±SD
Preseason	9.8±2.1%	7.1±2.03%	6.6±0.99%	11.5±2.2%	10.4±3.12%	9.6±1.89%	6.8±2.19%	8.82±2.69%	8.82±2.69%	8.82±2.69%
Regular Season	19.4±2.08%	20.1±1.92%	15±2.68%	19.6±2.24%	15.4±2.05%	20.28±2.1%	21±2.53%	18.69±3.07%	18.69±3.07%	18.69±3.07%

表 3-3 Preseason 及 Regular Season 之肩胛下肌附著點的應變峰值，SD:Standard Deviation



3.3 基於光流法之斑點追蹤之可重複性

每次實驗將分別量測每位投手的棘上肌之大結節側的淺層、中層及深層，以及棘上肌之 AC side 之淺層以及中層，每個分層均執行 5 次分析，還有肩胛下肌之附著點亦執行五次分析，並計算組內相關係數(Intraclass correlation coefficient, ICC)，如果 ICC 小於 0.4 表示可重複性差、0.4 至 0.59 代表普通、0.59 至 0.74 代表好、0.74 至 1 表示良好。在向心運動時，5 名投手之棘上肌淺層、中層以及深層的組內相關係數以及數據分布圖分別為 0.483(CI(confidence interval):0.095 至 0.906)及圖 3-11、0.283(CI(confidence interval): -0.042 至 0.832)及圖 3-12、0.861(CI(confidence interval):0.602 至 0.982)及圖 3-13。而在離心運動時，5 名投手之棘上肌淺層、中層以及深層的組內相關係數以及數據分布圖分別為 0.515(CI(confidence interval):0.122 至 0.915)及圖 3-14、0.649(CI(confidence interval):0.259 至 0.946)及圖 3-15、0.526(CI(confidence interval):0.131 至 0.917) 及圖 3-16。在棘上肌中間層的部分，向心運動與離心運動的 ICC 值所估計的可重測性不同，我們認為可能是 10 號投手在向心運動時的拍攝過程中有受到較大的干擾，若在向心運動時排除 10 號投手則 ICC 值會是 0.736(CI(confidence interval): 0.328-0.963)。最後，在棘上肌之 AC side 的淺層以及中層之應變分析的組內相關係數以及應變分布圖分別為 0.154(CI(confidence interval):-0.108 至 0.756)及圖 3-17 以及 0.027(CI(confidence interval):-0.161 至 0.639)及圖 3-18。此外，在例行賽季前肩胛下肌之附著點應變分析中 ICC 為 0.569(CI(confidence interval):0.172 至 0.928)及應變分布圖(圖 3-19)，例行賽季中肩胛下肌之附著點應變分析中 ICC 為 0.572(CI(confidence interval):0.175 至 0.929)及應變分布圖(圖 3-20)。

在棘上肌 AC side 之淺層與中層的組內相關係數較低，其結果是可以預期的，因棘上肌之 AC side 因組織結構的特性，經常會出現超音波之非等向性的干擾，這使得棘上肌之 AC side 分析上有許多困難，儘管如此，我們卻在棘上肌近大結節側發現良好的組內相關係數，其中棘上肌深層的組內相關係數為 0.861(CI(confidence

interval):0.602 至 0.982)，也說明附著點的高對比度有助於追蹤的一致性。綜合以上，我們認為光流法在棘上肌之近大結節側的淺層、深層以及肩胛下肌附著點均有良好的重測性。而棘上肌 AC side 則存在超音波影像本身的限制，故我們認為此區段無法以光流法獲得良好的重測性。

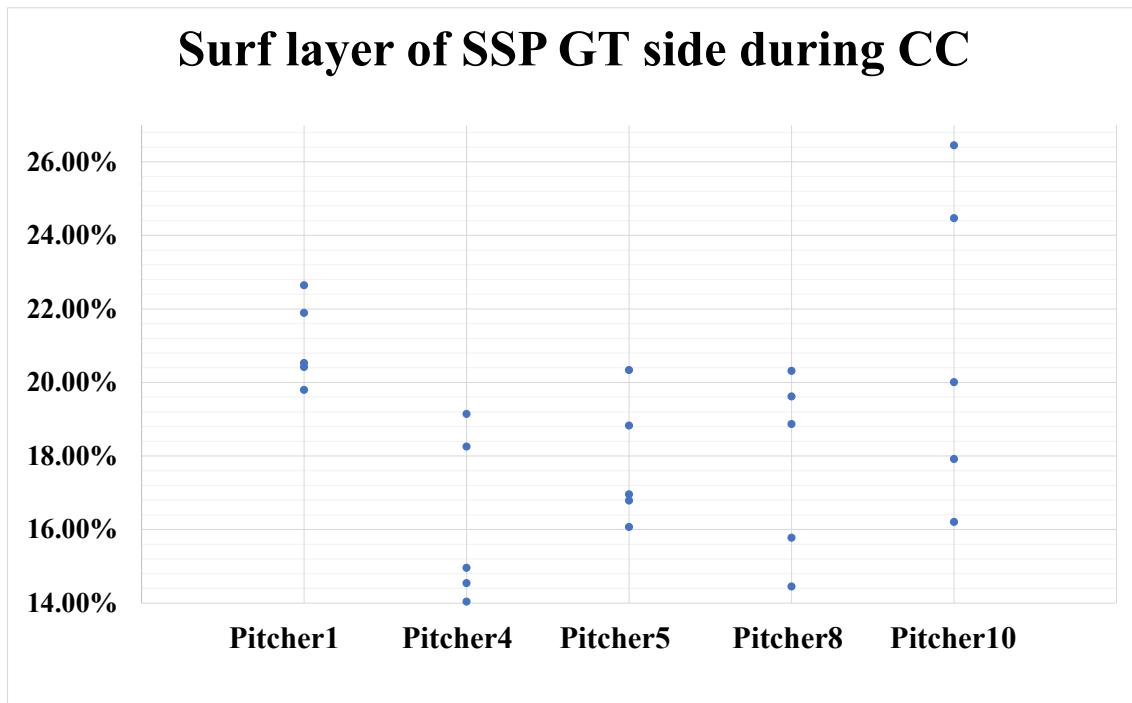


圖 3-11 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的淺層之應變各五次分析分布圖，其中
SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, CC: Concentric contraction

Mid layer of SSP GT side during CC

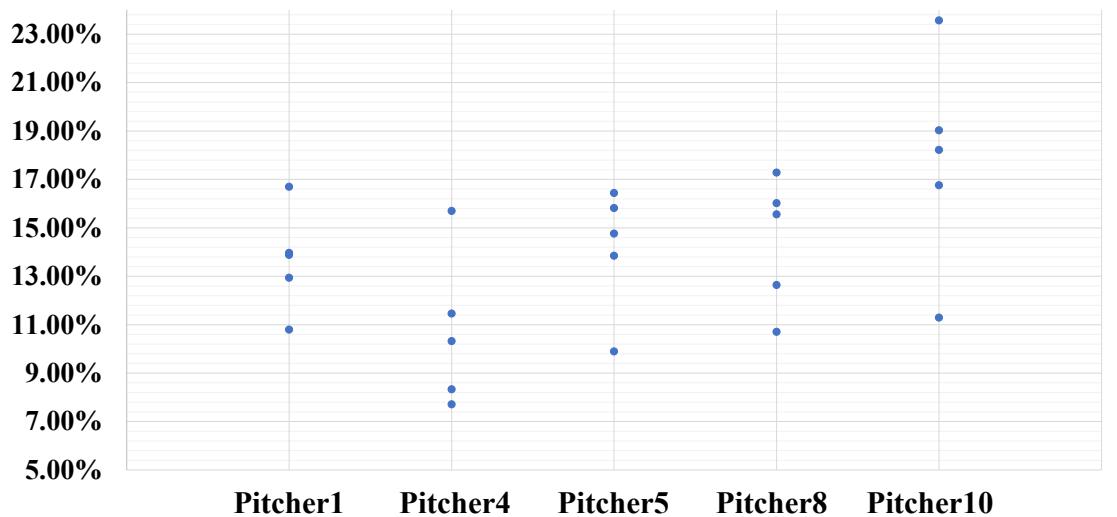


圖 3-12 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的中間層之應變分布圖，其中
SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, CC: Concentric contraction

Deep layer of SSP GT side during CC

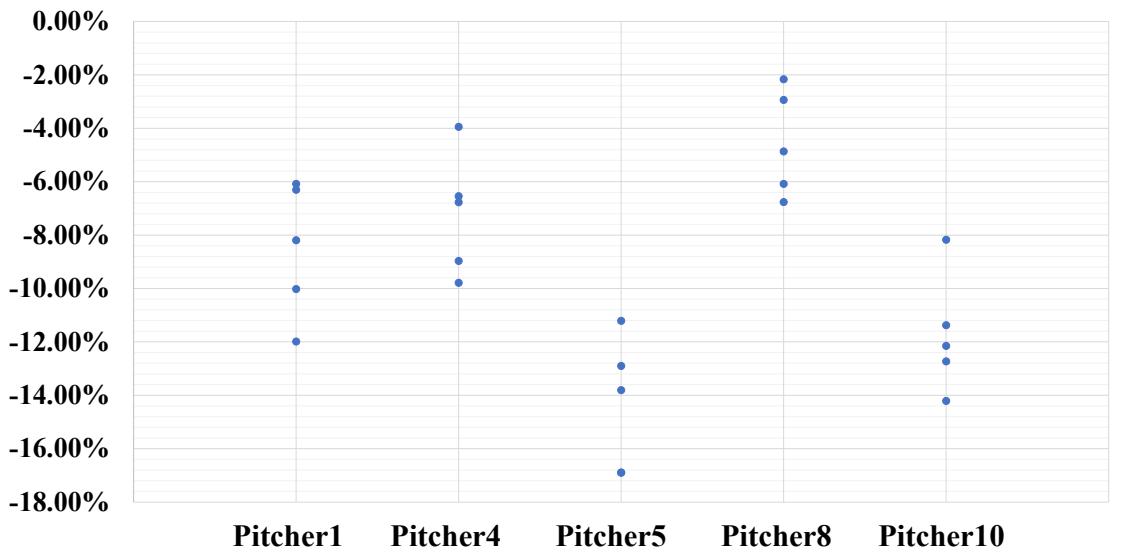


圖 3-13 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的深層之應變分布圖，其中

SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, CC: Concentric contraction



Surf layer of SSP GT side during EC

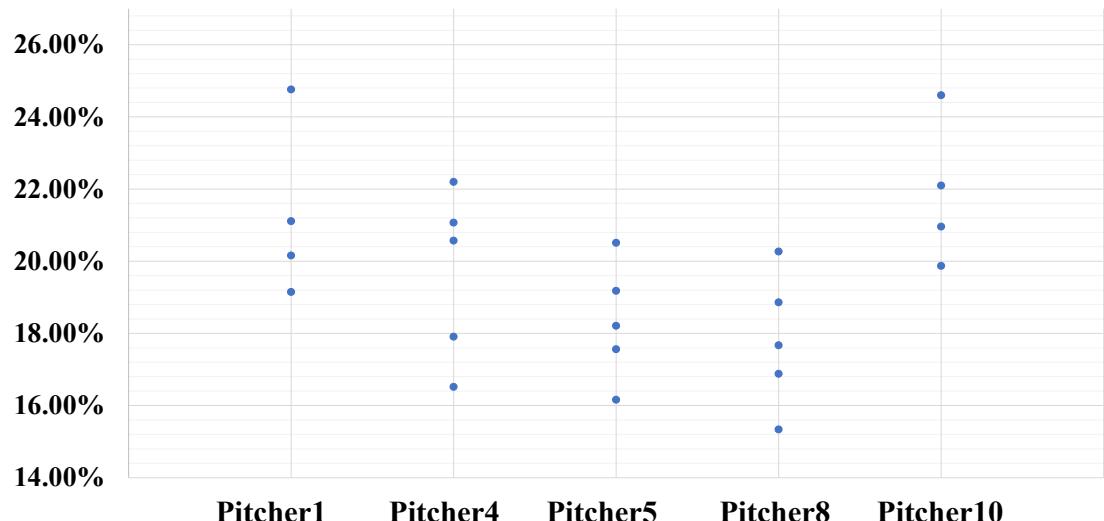


圖 3-14 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的淺層之應變分布圖，其中，
SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, EC: Eccentric contraction

Mid layer of SSP GT side during EC

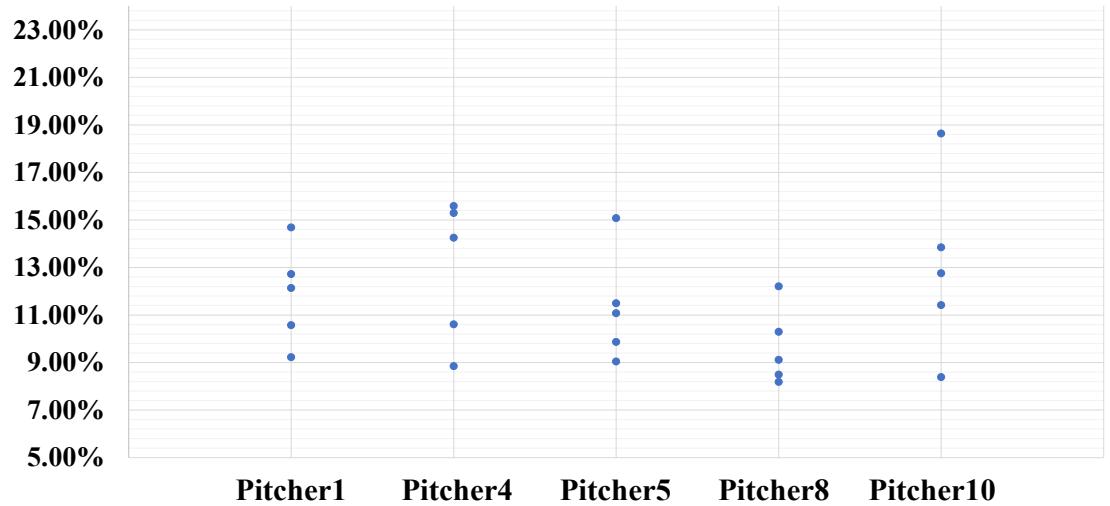


圖 3-15 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的中間層之應變分布圖，其中，

SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, EC: Eccentric contraction



Deep layer of SSP GT side during EC

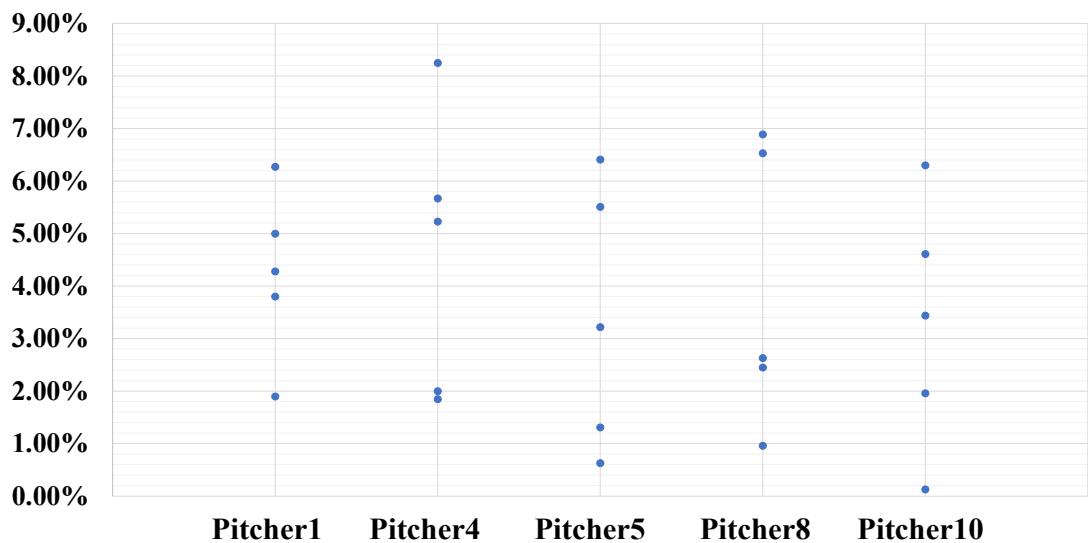


圖 3-16 圖為 5 位投手的棘上肌大結節側的深層之應變分布圖，其中，
SSP:Supraspinatus, GT: greater tubercle, EC: Eccentric contraction

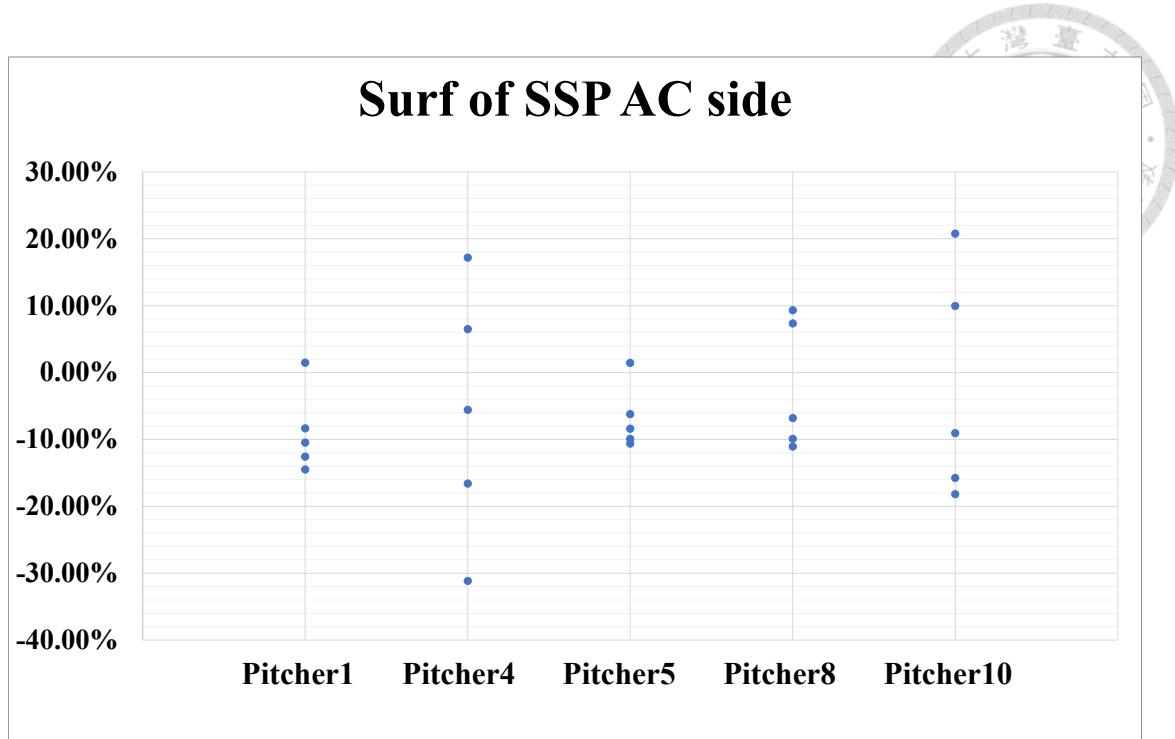


圖 3-17 圖為 5 位投手棘上肌 AC side 之淺層的應變分布圖，其中
SSP:Supraspinatus,AC: acromion,

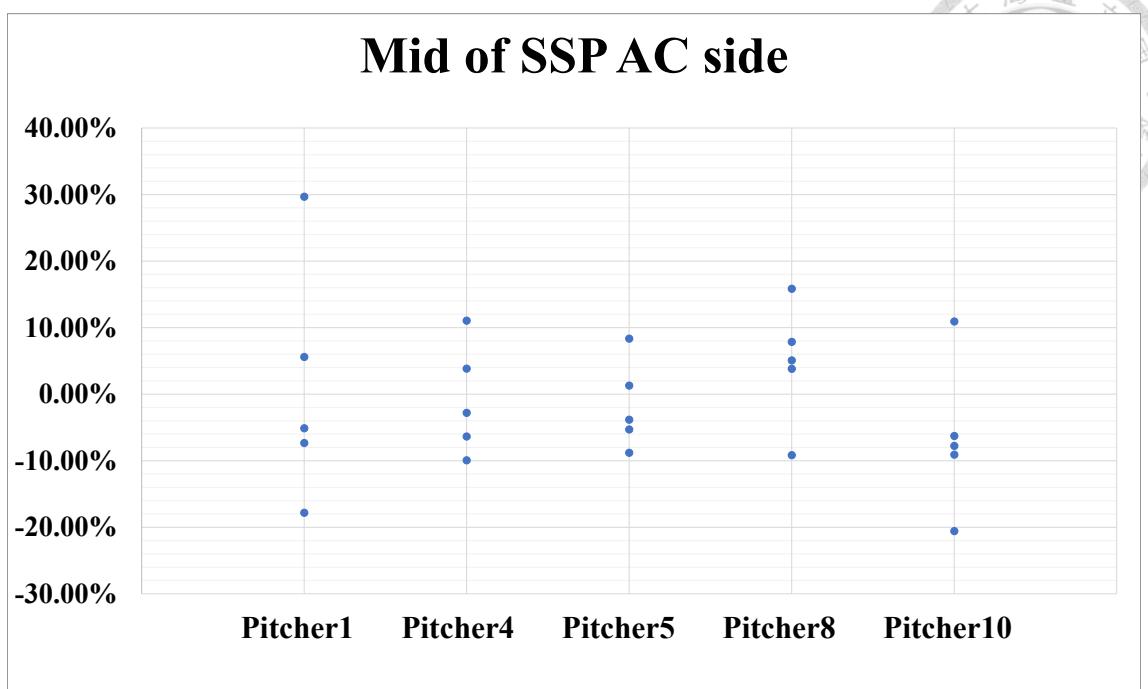


圖 3-18 圖為 5 位投手棘上肌 AC side 之中層的應變分布圖，其中
SSP:Supraspinatus,AC: acromion,

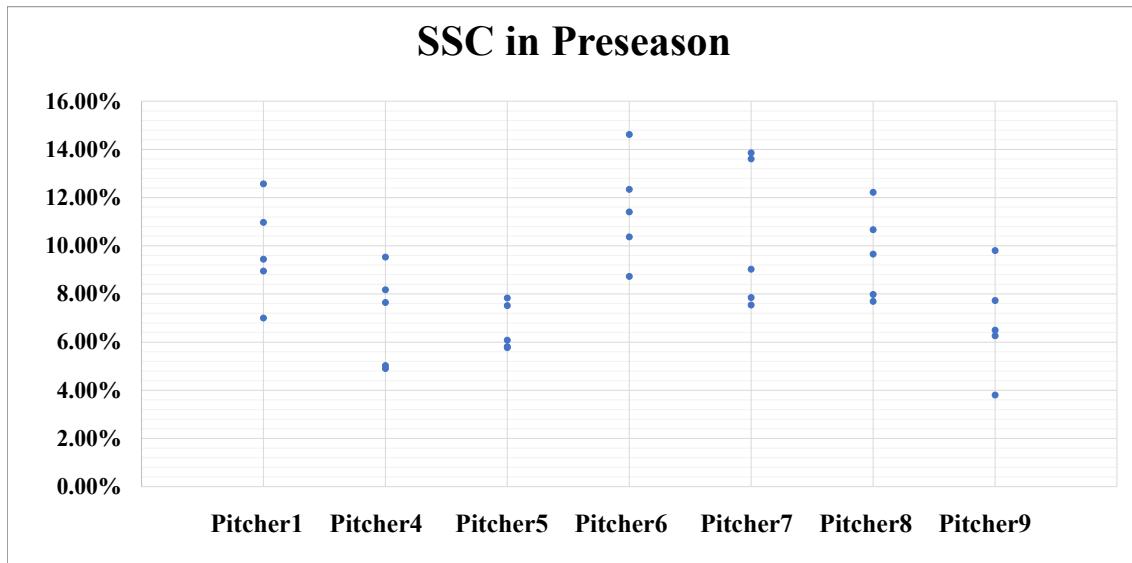


圖 3-19 圖為 5 位投手的例行賽季前肩胛下肌附著點之應變分布圖，其中 SSC:
subscapularis

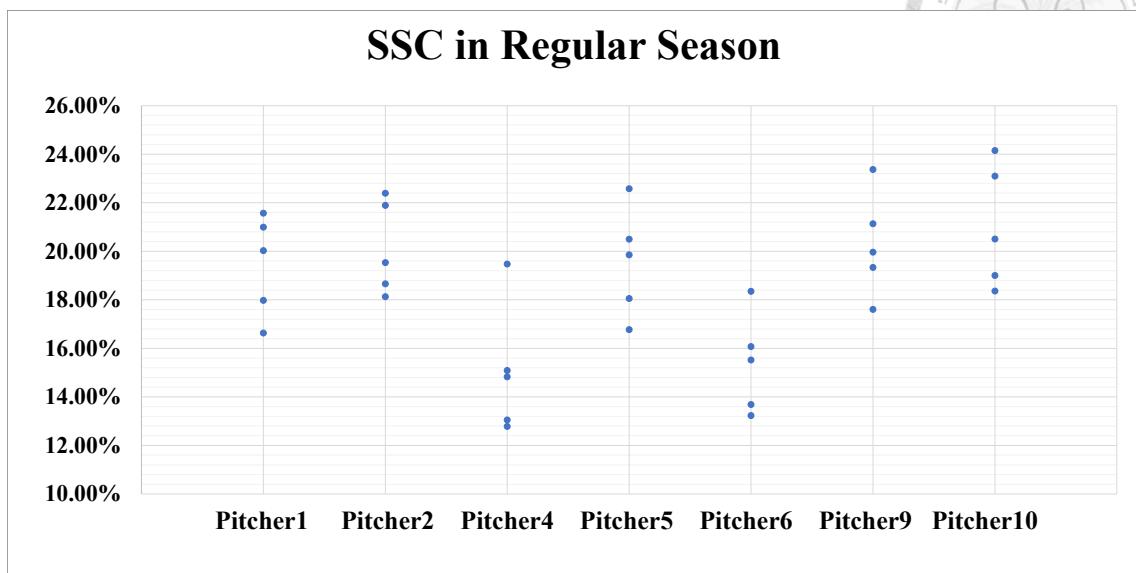


圖 3-20 圖為 5 位投手的例行賽季(regular season)肩胛下肌附著點之應變分布圖，
其中 SSC: subscapularis

Chapter 4 討論與結論



4.1 文獻比較

在棘上肌之應變分析的相關文獻中大多為體外研究且以老年人為研究對象 [1][16]。據目前已知的論文中，關於超音波動態影像之肩袖肌腱應變分析於體內實驗的相關論文，僅有 Kim 等人一文基於斑點追蹤之棘上肌等張運動應變分析且此論文屬於向心運動的分析[10]。然而此文獻卻沒有提及所使用的追蹤演算法。此外，關於肩胛下肌之超音波影像等張運動的應變分析則沒有相關文獻。

多數文獻認為棘上肌肌腱具有不均勻性，此特性可能會造成棘上肌肌腱的撕裂模式與肌腱之分層有關。此外，Kim 等人之棘上肌淺層以及深層的等張運動應變分析結果分別為 $4.73 \pm 0.74\%$ 以及 $15.69 \pm 2.38\%$ ，而本實驗之結果分別為 $18.77 \pm 3.13\%$ 以及 $-9.27 \pm 4.09\%$ [10]。特別注意的是，Kim 等人在實驗中的分析範圍與本實驗不同，本實驗是在手臂外展 0° 至 15° 而他們則是 0° 至 90° ，因此這可能是造成彼此結果差異的原因之一。而另有體外研究發現棘上肌的應變峰值為 $7.4 \pm 2.6\%$ (Huang et al.) 或是棘上肌應變應小於 5% (Bey et al.)[1][2][8][16]。儘管棘上肌之應變峰值被認為具有極大的差異，我們依然發現棘上肌之深層以及淺層區域的應變趨勢具有差異性且認為在肩關節外展 0° 至 15° 時棘上肌之淺層區域較深層區域具有更大的應變[16][17]。更重要的是，我們根據文獻的研究經驗以優化本實驗的研究流程以及定義，例如對於追蹤演算法進行嚴格的限制以及校準超音波影像上的肩袖肌腱、欲分析影像之初始幀以及追蹤點的定義，以獲得良好的組內相關係數 ICC 以及皮爾森相關係數[10]。另外在投球階段，棘上肌的主要作用為離心運動，負責協助緩衝投球時的慣性作用力，而棘上肌可能會因為重複投球，導致棘上肌的過度使用進而造成撕裂[33]。

肩袖肌腱之附著點被認為可能是承受較大應力的區域，而這樣的生理結構特性可能會造成附著點的病變。我們對於肩胛下肌之附著點進行賽季前以及賽季中的應變分析，以此評估肩胛下肌之附著點的勞損狀態。有相關文獻[24][25][29][30]

在肌腱之勞損測試研究中，將袋鼠鼠尾肌腱(wallaby tail tendons)以及趾長伸肌(extensor digitorum longus)肌腱進行循環載重負荷，結果顯示隨著應力的增加，肌腱發生失效(failure)的時間與時間成指數下降。此外，有文獻[32]在人類跟肌腱(Achilles tendons)之夾鉗應變測試中認為，肌腱的初始應變(initial strain)可能與肌腱的蠕變效應有關連並認為肌腱的初始應變可用來推估肌腱的損傷狀態，故我們認為季後賽前以及季後賽中之肩胛下肌附著點的應變趨勢增加可能代表兩個不同初始應變的肩胛下肌肌腱，在賽季前的初始應變較小，而在賽季中的初始應變較大，因此此發現可能與肌腱的勞損有所關聯。

4.2 監測過勞的可行性

肩胛下肌之賽季前以及賽季中應變峰值之差異性，結果呈現顯著差異($p < 0.001$)。我們另外在棘上肌於賽季後以及肩胛下肌於賽季中進行投球數與平均應變峰值的計算，在肩胛下肌中的 $r = 0.035$ 結果顯示低相關性，而在棘上肌之淺層、中層以及深層中的 r 值分別為 0.939 、 0.573 以及 -0.32 ，即便在棘上肌淺層出現高相關性，我們仍無法明確得知投球數與平均應變峰值是否有相關性。

肌腱之體內研究仍然有許多未知的難題，對於肩袖肌腱的應變範圍也仍未有統一的共識，雖有研究認為肌腱會因為機械應力而出現組織特性改變(例如膠原纖維失效)但這些現象並無法以超音波影像觀察得到，故我們僅能通過應變來推測肌腱之狀態。雖然我們已將實驗所使用的演算法以及實驗流程還有超音波影像畫面做到最大程度的控制，但實驗過程仍有許多無法控制的地方，例如投手的肩袖肌腱狀態可能會因個人因素而處於勞損狀態而不自知、拍攝過程中因投手疲勞而導致肩袖肌腱無法控制地抽搐，這些變因都將導致實驗過程充滿挑戰。

綜合以上，我們對基於光流法之超音波影像斑點追蹤之進行重複性的驗證，並發現棘上肌的不均勻性，且在肩胛下肌接骨處之應變微顯著性增加的現象，我們認為只要在良好的實驗條件下，超音波影像將具備分析肌腱應變的能力，故我們認為以超音波影像推測肌腱疲勞狀態是具有潛力的，但是如何判定體內肩袖肌腱的疲勞狀態仍需要更深入的探討，必須透過長期追蹤投手的肩袖肌腱狀態以及大量的投手樣本才能獲得更好的疲勞估計定義。



Chapter 5 未來工作與展望

5.1 超音波影像的自動判別

由於超音波影像品質會嚴重的影響後續分析的難易度，故本實驗對於拍攝畫面以及拍攝流程都有更嚴謹的定義。然而對於拍攝者須長時間的監測拍攝時之影像品質，這對於拍攝者來說是一項困難的工作。而對於投手而言，長時間的拍攝亦會造成投手的不適，導致實驗的穩定性下降。為了降低對於拍攝者的依賴性，我們認為透過機器學習等方式對於影像品質做到自動化的實時監控是必要的。除了初始幀的自動化辨別，在完整的影像週期中亦可以做到各向異性的監測。

5.2 肩關節於大角度外展之應變分析

投手於投球時的肩關節外展角度遠大於本實驗的測試外展範圍，為了更符合真實的投球情況，我們認為加大應變分析的範圍是必要的。文獻[16]中指出棘上肌在不同的外展角度會有不同的應變特性，隨著外展幅度的增加，棘上肌關節側的應變拉伸增加。然而大角度之超音波影像的應變分析會產生特有的問題，例如棘上肌外展過程中探頭如何移動以保時拍攝穩定、棘上肌在大角度的移動過程會使非平面運動加劇，故在拍攝上會具有更大的挑戰。

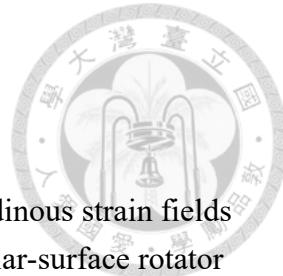
5.3 超音波探頭的固定方式

超音波影像應用於肌建之應變分析中的誤差範圍可達數十百分比，造成此結果的可能原因是肌腱的非平面移動以及不同平面之肌腱特性不同。由於分析肩袖肌腱之等張運動過程中，拍攝者與投手都處於不穩定的狀態，儘管拍攝者與投手已盡可能的保持穩定，仍會在長時間的拍攝過程中累積拍攝角度的誤差。探頭移動而



導致錯誤的拍攝角度使得超音波影像出現不等向性，同時也代表肌腱的分析平面發生改變，而肩袖肌腱之不同平面被認為可能有不同的拉伸特性。故若出現頻繁的探頭擾動會導致分析結果的不一致性增加。雖然本實驗初期以電腦螢幕支架輔助拍攝但由於螢幕支架之靈活度遠不如手持探頭，故目前依然以手持探頭為主要拍攝方法。若能開發一種高靈活度的探頭支架，則可以大大減輕拍攝者的負擔以及穩定超音波影像的品質。

參考文獻



- [1] Bey, M. J., Ramsey, M. L., & Soslowsky, L. J. (2002). Intratendinous strain fields of the supraspinatus tendon: effect of a surgically created articular-surface rotator cuff tear. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(6), 562-569.
- [2] Bey, M. J., Song, H. K., Wehrli, F. W., & Soslowsky, L. J. (2002). Intratendinous strain fields of the intact supraspinatus tendon: the effect of glenohumeral joint position and tendon region. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(4), 869-874.
- [3] Blaber, J., Adair, B., & Antoniou, A. (2015). NCORR: open-source 2D digital image correlation matlab sOPTware. *Experimental Mechanics*, 55(6), 1105-1122.
- [4] Bruck, H., McNeill, S., Sutton, M. A., & Peters, W. (1989). Digital image correlation using Newton-Raphson method of partial differential correction. *Experimental Mechanics*, 29(3), 261-267.
- [5] Dillman, C. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(2), 402-408.
- [6] Fortenbaugh, D., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (2009). Baseball pitching biomechanics in relation to injury risk and performance. *Sports health*, 1(4), 314-320.
- [7] Gillett, J. G., Barrett, R. S., & Lichtwark, G. A. (2013). Reliability and accuracy of an automated tracking algorithm to measure controlled passive and active muscle fascicle length changes from ultrasound. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(6), 678-687.
- [8] Huang, C. Y., Wang, V. M., Pawluk, R. J., Bucchieri, J. S., Levine, W. N., Bigliani, L. U., Mow, V. C., & Flatow, E. L. (2005). Inhomogeneous mechanical behavior of the human supraspinatus tendon under uniaxial loading. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(4), 924-930.
- [9] Kilcoyne, K. G., Ebel, B. G., Bancells, R. L., Wilckens, J. H., & McFarland, E. G. (2015). Epidemiology of injuries in Major League Baseball catchers. *The American journal of sports medicine*, 43(10), 2496-2500.
- [10] Kim, Y. S., Kim, J. M., Bigliani, L. U., Kim, H. J., & Jung, H. W. (2011). In vivo strain analysis of the intact supraspinatus tendon by ultrasound speckles tracking imaging. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(12), 1931-1937.
- [11] Korstanje, J.-W. H., Selles, R. W., Stam, H. J., Hovius, S. E., & Bosch, J. G. (2010). Development and validation of ultrasound speckle tracking to quantify tendon displacement. *Journal of biomechanics*, 43(7), 1373-1379.
- [12] Lee, S. S., Lewis, G. S., & Piazza, S. J. (2008). An algorithm for automated

- analysis of ultrasound images to measure tendon excursion in vivo. *Journal of applied biomechanics*, 24(1), 75-82.
- [13] Lin, D. J., Wong, T. T., & Kazam, J. K. (2018). Shoulder injuries in the overhead-throwing athlete: epidemiology, mechanisms of injury, and imaging findings. *Radiology*, 286(2), 370-387.
- [14] Lyons, R. P., & Green, A. (2005). Subscapularis tendon tears. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 353-363.
- [15] Mersmann, F., Pentidis, N., Tsai, M.-S., Schroll, A., & Arampatzis, A. (2019). Patellar tendon strain associates to tendon structural abnormalities in adolescent athletes. *Frontiers in physiology*, 10, 963.
- [16] Miyamoto, H., Watanabe, K., Teramoto, A., Iida, N., Taniguchi, T., Hirota, K., Negishi, K., & Fujimiya, M. (2020). Strain measurement of the deep layer of the supraspinatus tendon using fresh frozen cadaver: The influence of shoulder elevation. *Clinical Biomechanics*, 80, 105160.
- [17] Nakajima, T., Rokuma, N., Hamada, K., Tomatsu, T., & Fukuda, H. (1994). Histologic and biomechanical characteristics of the supraspinatus tendon: reference to rotator cuff tearing. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 3(2), 79-87.
- [18] Obst, S. J., Heales, L. J., Schrader, B. L., Davis, S. A., Dodd, K. A., Holzberger, C. J., Beavis, L. B., & Barrett, R. S. (2018). Are the mechanical or material properties of the Achilles and patellar tendons altered in tendinopathy? A systematic review with meta-analysis. *Sports medicine*, 48(9), 2179-2198.
- [19] Okotie, G., Duenwald-Kuehl, S., Kobayashi, H., Wu, M.-J., & Vanderby, R. (2012). Tendon strain measurements with dynamic ultrasound images: evaluation of digital image correlation.
- [20] Olsen, S. J., Fleisig, G. S., Dun, S., LOPTice, J., & Andrews, J. R. (2006). Risk factors for shoulder and elbow injuries in adolescent baseball pitchers. *The American journal of sports medicine*, 34(6), 905-912.
- [21] Pan, B., Dafang, W., & Yong, X. (2012). Incremental calculation for large deformation measurement using reliability-guided digital image correlation. *Optics and Lasers in Engineering*, 50(4), 586-592.
- [22] Roberts, T. J. and A. M. Gabaldón (2008). "Interpreting muscle function from EMG: lessons learned from direct measurements of muscle force." *Integrative and comparative biology* 48(2): 312-320.
- [23] Robi, K., Jakob, N., Matevz, K., & Matjaz, V. (2013). The physiology of sports injuries and repair processes. *Current issues in sports and exercise medicine*, 43-86.
- [24] Schechtman, H., & Bader, D. (1997). In vitro fatigue of human tendons. *Journal of biomechanics*, 30(8), 829-835.

- [25] Schechtman, H., & Bader, D. (2002). Fatigue damage of human tendons. *Journal of biomechanics*, 35(3), 347-353.
- [26] Svensson, R. B., Slane, L. C., Magnusson, S. P., & Bogaerts, S. (2021). Ultrasound-based speckle-tracking in tendons: a critical analysis for the technician and the clinician. *Journal of Applied Physiology*, 130(2), 445-456.
- [27] Tat, J., Tat, J., & Theodoropoulos, J. (2020). Clinical applications of ultrasonography in the shoulder for the Orthopedic Surgeon: A systematic review. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*.
- [28] Wang, J. H.-C. (2006). Mechanobiology of tendon. *Journal of biomechanics*, 39(9), 1563-1582.
- [29] Wang, X. T., & Ker, R. F. (1995). Creep rupture of wallaby tail tendons. *The Journal of experimental biology*, 198(3), 831-845.
- [30] Wang, X. T., Ker, R. F., & Alexander, R. M. (1995). Fatigue rupture of wallaby tail tendons. *Journal of experimental biology*, 198(3), 847-852.
- [31] Werner, S. L., Fleisig, G. S., Dillman, C. J., & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of the elbow during baseball pitching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(6), 274-278.
- [32] Wren, T. A., Lindsey, D. P., Beaupré, G. S., & Carter, D. R. (2003). Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons. *Annals of biomedical engineering*, 31(6), 710-717.
- [33] Yanagisawa, O., et al. (2003). "Magnetic resonance imaging of the rotator cuff muscles after baseball pitching." *Journal of sports medicine and physical fitness* 43(4): 493.
- [34] Bouguet, J.-Y. (2001). "Pyramidal implementation of the affine lucas kanade feature tracker description of the algorithm." *Intel corporation* 5(1-10): 4.
- [35] Bohm, S., et al. (2015). "Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults." *Sports medicine-open* 1(1): 1-18.