

國立臺灣體育學院體育研究所
碩士學位論文

不同負荷硬舉的脊柱彎曲分析
THE SPINAL CURVATURE
UNDER VARIOUS LOADS IN DEADLIFT



研 究 生：張靜芳 撰
指 導 教 授：陳重佑 博士
協 同 指 導：吳鴻文 博士

中 華 民 國 九 十 四 年 六 月

論文名稱：不同負荷硬舉的脊柱彎曲分析

總頁數：94 頁

院校組別：國立臺灣體育學院體育研究所競技運動組

畢業時間及提要別：九十三年學年度第二學期碩士學位論文提要

研究生：張靜芳

指導教授：陳重佑博士

協同指導：吳鴻文博士

中文摘要

本研究的主要目的係以三度空間運動學的測量方法，記錄不同負荷硬舉動作時，脊柱彎曲或形變的特徵，了解脊柱承載不同負荷的形變與對應機制。實驗參加者為男女各 4 名的國家級健力專長選手（男子選手平均年齡 26.8 ± 3.3 歲、身高 162 ± 5 公分、體重 58.8 ± 5.8 公斤；女子選手平均年齡 21.5 ± 1.8 歲、身高 162 ± 4 公分、體重 61.3 ± 6.5 公斤），資料收集使用 VICON 612 動作分析系統，進行最大肌力（1RM）的 30%、50%、70% 及 90% 重量的硬舉動作資料收集，並計算不同負荷時脊柱的位移與彎曲角度。運動學參數以重複量數單因子變異數分析與 Duncan 法事後比較進行統計考驗（ $\alpha = .05$ ）。研究結果顯示第 7 頸椎與第 6 胸椎動作前期的位移量，最大負荷的 90% 大於 30%、50%（ $p < .05$ ）；矢狀面軀幹傾斜角的動作前期，最大負荷的 90% 大於 30%、50%（ $p < .05$ ）；矢狀面胸椎後突的工作範圍則在動作前期、全部動作期及動作期，最大負荷的 90% 大於 30%、50%（ $p < .05$ ）。本研究顯示健力運動員因應重量的增加，軀幹在動作前期會增加位移量，胸椎也隨之加大後突角度，是以在較重負荷下，運動員採用預先移動上方軀幹與維持腰椎前突角度的動作控制策略。

關鍵詞：健力、硬舉、脊柱、運動學

The Spinal Curvature under Various Loads in Deadlift

Ching-Fang Chang

ABSTRACT

The purposes of this study were to estimate the deformation of spinal curve and to evaluate the strategies of weight-lifting in deadlift with different loading. Four males (age: 26.8 ± 3.3 years, height: 162 ± 5 cm, weight: 58.8 ± 5.8 kg) and four females (age: 21.5 ± 1.8 years, height: 162 ± 4 cm, weight: 61.3 ± 6.5 kg) who are national powerlifting athletes were recruited in this study. Each subject was asked to perform the deadlift in the motion laboratory with 30%, 50%, 70%, and 90% of his/her peak performance of deadlift. The VICON 612 motion analysis system was used to record the trajectories of reflective markers that were placed on the skin surface of spinal landmark. The information of landmarks of spine was used to calculate the displacements and the curvature angles of the spine. Repeated measures one-way ANOVA and Duncan post hoc tests were used to test the statistical differences for kinematical parameters with the alpha level .05. The results showed that the displacements of the 7th cervical spine (C7) and the 6th thoracic spine (T6) in the loading of 90% of the peak performance of deadlift and the inclination of trunk in saggittal plane were significantly greater than that in 30% and 50% of loading of the peak performance during the stage of prior-movement. The results of Kyphosis angle showed that the range of motion in the loading of 90% of the peak performance was significantly greater than that in the loading of 30% and 50% of the peak performance during the stage of prior-movement, the stage of movement, and the total stage of movement. It indicated that the powerlifting athletes increased the displacement of trunk and the angle of kyphosis posteriorly during the stage of prior-movement for the treatment of increase loading. Under the situation of larger loading, the powerlifting athletes adopted the strategy of pre-acted upper trunk and held the angle of kyphosis to perform the movement of deadlift.

Keywords: powerlifting, deadlift, spine, kinematics

誌 謝

兩隻手擺在鍵盤上面，不知道過了多久，才敲下誌謝詞的第一個字。回想起這兩年來的研究生生活，是我求學的路程中，最辛苦，也最具挑戰性的日子！不過，也因為這段苦哈哈的日子，才有幸認識重佑老師與鴻文老師，在兩位老師身上，我看到了對體育學術執著與認真的典範，也正因如此悔人不倦的教學態度，方才拉拔了不成才的我，謝謝你們。

許多碩士班的研究生在撰寫這篇誌謝時，腦海中一定和我現在一樣，浮現出好多共患難，與極欲感謝的人。請讓我大聲的唸出你們的名字，跟我共同分享這份欣喜與榮耀！玉如、文杰，我最佩服的傑出同學；小妹、秋華，幫我渡過難關講義氣的好學妹；柏毅、國華、信志、逸萍、黑貓，給我好心情的各位學伴；仁義、家維、蒼牧，是教我做實驗與跑程式的高材生；鈺萍，舒緩我精神壓力的好學姊；慧芬，協助我完成研究的重要伙伴；還有一直為體育學術品質把關的卓俊伶老師、湯文慈老師、劉宇老師以及蔡虔祿老師，感謝你們給予我許多最好的建議與指正，讓這本將出爐的學位論文更臻至完美。

經歷這樣特別的求學過程，遇到這樣踏實面對學問的老師，改變了我對學術領域原本狹隘的認知，在往後的人生旅途，肯定受用不盡。

張靜芳 謹誌

中華民國九十四年七月

目 錄

摘要	I
謝誌	III
目錄	IV
表目錄	VII
圖目錄	IX
第壹章、緒論	1
第一節、問題背景	1
第二節、研究目的	4
第三節、研究範圍與限制	4
第四節、名詞解釋與操作性定義	5
第五節、研究的重要性	7
第貳章、文獻探討	8
第一節、健力運動	8
第二節、重物搬運對脊柱的影響	15
第三節、脊柱形變的測量相關研究	23
第四節、本章總結	25
第參章、研究方法與步驟	27
第一節、實驗參加者	27
第二節、實驗時間與地點	28
第三節、實驗儀器與設備	28
第四節、實驗步驟	31
第五節、資料的收集與處理方法	32
第六節、統計方法	32

第肆章、結果與討論	33
第一節、脊柱標記點的運動特徵	33
第二節、軀幹的角運動特徵	44
第三節、不同負荷的運動比較	54
第四節、綜合討論	66
第伍章、結論與建議	72
第一節、結論	72
第二節、建議	73
引用文獻	
一、中文部分	74
二、英文部分	76
附錄	
附錄 A、實驗參加者須知	78
附錄 B、實驗參加者同意書	79
附錄 C、C7 前後、上下及左右位移量描述統計表	80
附錄 D、C7 前後位移量重複量數單因子變異數分析表	81
附錄 E、C7 上下位移量重複量數單因子變異數分析表	82
附錄 F、C7 左右位移量重複量數單因子變異數分析表	83
附錄 G、T6 前後、上下及左右位移量描述統計表	84
附錄 H、T6 前後位移量重複量數單因子變異數分析表	85
附錄 I、T6 上下位移量重複量數單因子變異數分析表	86
附錄 J、T6 左右位移量重複量數單因子變異數分析表	87
附錄 K、L3 前後、上下及左右位移量描述統計表	88
附錄 L、L3 前後位移量重複量數單因子變異數分析表	89
附錄 M、L3 上下位移量重複量數單因子變異數分析表	90

附錄 N、L3 左右位移量重複量數單因子變異數分析表 --	91
附錄 O、矢狀面軀幹傾斜角統計分析表 -----	92
附錄 P、矢狀面胸椎後突角統計分析表 -----	93
附錄 Q、矢狀面腰椎前突角統計分析表 -----	94

表目錄

表 1：健力運動蹲舉、硬舉世界紀錄表 -----	13
表 2：土庫商工健力代表隊蹲舉、硬舉成績 -----	14
表 3：椎體與椎體間前彎後展、側彎及旋轉運動範圍 -----	17
表 4：實驗參加者基本資料 -----	28
表 5：C7 前後位移量在各階段平均值和標準差 -----	80
表 6：C7 上下位移量在各階段平均值和標準差 -----	80
表 7：C7 左右位移量在各階段平均值和標準差 -----	80
表 8：C7 前後位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 ---	81
表 9：C7 上下位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 ---	82
表 10：C7 左右位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	83
表 11：T6 前後位移量在各階段平均值和標準差 -----	84
表 12：T6 上下位移量在各階段平均值和標準差 -----	84
表 13：T6 左右位移量在各階段平均值和標準差 -----	84
表 14：T6 前後位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	85
表 15：T6 上下位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	86
表 16：T6 左右位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	87
表 17：L3 前後位移量在各階段平均值和標準差 -----	88
表 18：L3 上下位移量在各階段平均值和標準差 -----	88
表 19：L3 左右位移量在各階段平均值和標準差 -----	88
表 20：L3 前後位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	89
表 21：L3 上下位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	90
表 22：L3 左右位移量重複量數單因子變異數分析摘要表 --	91

表 23：矢狀面軀幹傾斜角在各階段平均數與標準差 ----- 92

表 24：矢狀面軀幹傾斜角重複量數單因子變異數分析摘要
表 ----- 92

表 25：矢狀面胸椎後突角在各階段平均數與標準差 ----- 93

表 26：矢狀面胸椎後突角重複量數單因子變異數分析摘要
表 ----- 93

表 27：矢狀面腰椎前突角在各階段平均數與標準差 ----- 94

表 28：矢狀面腰椎前突角重複量數單因子變異數分析摘要
表 ----- 94

圖目錄

圖 1：骨盆座標系圖 -----	6
圖 2：蹲舉動作 -----	9
圖 3：臥舉動作 -----	10
圖 4：硬舉動作 -----	10
圖 5：搬抬重物動作圖 -----	12
圖 6：脊柱側觀圖 -----	16
圖 7：提重物圖 -----	19
圖 8：硬舉連續動作圖 -----	21
圖 9：脊柱承受壓力圖 -----	22
圖 10：反光標記放置圖 -----	29
圖 11：C7 位移曲線圖 -----	35
圖 12：不同負荷之 C7 位移曲線圖 -----	37
圖 13：T6 位移曲線圖 -----	39
圖 14：不同負荷之 T6 位移曲線圖 -----	40
圖 15：L3 位移曲線圖 -----	42
圖 16：不同負荷之 L3 位移曲線圖 -----	43
圖 17：矢狀面軀幹傾斜角曲線圖 -----	46
圖 18：不同負荷之矢狀面軀幹傾斜角曲線圖 -----	47
圖 19：矢狀面胸椎後突角度曲線圖 -----	49
圖 20：不同負荷矢狀面胸椎後突角度曲線圖 -----	50
圖 21：矢狀面腰椎前突角度曲線圖 -----	53
圖 22：不同負荷矢狀面腰椎前突角度曲線圖 -----	54

第壹章 緒論

第一節、問題背景

脊柱 (vertebral column) 是由一系統的椎骨和椎間盤組成而成，其主要作用為保護脊髓以及支撐體重。脊柱生理結構和特性愈往下方，所承受的壓力則愈大，因此椎體由上而下呈現體積逐漸增大的現象。由生物力學和解剖學綜合的觀點，組合成脊柱的每個元件：椎體 (vertebral body)、椎間盤 (intervertebral disc)、小面關節 (facet joint) 及韌帶 (ligament) 都代表著不同的力學角色。椎體和椎間盤用以承受壓力，小面關節主要承受剪力和軸向扭力，韌帶則承受張力以防過大的彎曲 (陳振昇，2001)。

脊柱在人體運動中佔一重要角色，它支撐人體的頭部和軀幹，使我們能夠直立，且保護支配人體活動與感覺的神經，為神經傳遞之要道 (陳博光，2001)。脊柱構造是由骨骼、關節及韌帶等組織所建構而成，它讓人體可以控制動作產生之順序，亦能調整承載重量時的彎曲角度 (Farfan, 1996)。在人體的運動中，脊柱椎體改變相對旋轉及彎曲角度，使身體維持平衡產生動作。Clarkson (2000/2003) 指出脊柱可以產生穩定動作的功能，例如：吸收因動作所造成的衝擊力、抵抗壓力與支持頭部、手臂及軀幹以抵抗重力。人體的活動除了四肢之外就以腰椎的活動最頻繁也最劇烈，它支撐著人的上半身並與骨盆、下肢相連，如彎腰取物、舉重、轉身後仰等都需要靠腰椎的活動。當人體在負荷增加或用力動作錯誤時，容易產生肌肉拉傷、下背痛甚至椎間盤突出等傷害，導

致脊柱側彎（王智偉，2002）。張鳳儀（2003）在運動員脊柱側彎探討中，提到不同運動姿勢動作要求、反覆訓練量、上下肢及軀幹肌力訓練的不平衡，甚至是受到運動員本身慣用手影響，均是造成運動員脊柱側彎的成因。

重量訓練是用以增強肌肉力量的最佳方法，它藉由增加人體體重以外的重力負荷，訓練肌肉適應重力之能力。然而脊柱傷害研究中指出，重量訓練導致脊柱傷害的頻率，謂為所有運動項目之冠（土谷一晃、茂手木三男、岡島行一，1997）。大谷清（1997）與王春明（2003）更指出了在多數脊柱傷害中，以腰椎的傷害產生最為頻繁。在所有以重量訓練為主軸的運動項目中，健力運動是讓身體承受最大重量的運動項目之一，比賽項目包括蹲舉、臥舉和硬舉。在三個運動項目中皆使脊柱承載相當大的重量壓力，即便是躺在臥舉架上進行訓練及比賽的臥舉項目，力量傳遞也是要經由脊柱的傳送，才能發揮最大的向上推舉力量。林政東（2004）認為人體在舉起地面上的槓鈴動作中，脊柱承載較重的重量時，會因為肌力不足或其他因素，使脊柱出現彎曲形變，造成椎間盤壓力不平衡，導致關節小面及其他組織的損傷，進而引發脊柱的傷害問題。Fortin（1996）以目前全球參與人數最多的足球運動，和舉重與健力運動員，進行脊柱傷害人數比較，結果後兩者發生脊柱傷害的人數，遠比前者要多。Fortin並指出硬舉動作必須徵召全身大部分肌群，以產生最大肌肉力量，然而在年輕的健力運動員，其中50%的選手患有下背痛的疾病，原因是沒有一項運動能像舉重和健力運動一樣，使用如此驚人的重量加於脊柱上進行訓練。

健力運動員在練習及比賽過程中，往往需舉起超出自己

體重二至四倍之重量，他們擁有足夠的肌力及正確穩定的動作姿勢。但是，就算強而有力的健力運動員，在進行不同負荷硬舉動作中，脊柱還是會因應重量的改變，產生舉起該負荷的策略機制，而這樣的策略是健力運動員所不能控制的脊柱動作機制。

在探究脊柱傷害造成問題中，可能機制已清楚可見，諸如肌力不足、動作不穩定而造成脊柱的彎曲形變。就測量方法上的選擇，如：前彎測量法（forward bend test）、脊柱側彎計（scoliometer, SCOL）、波紋圖型法（moiré topography image, MTI）以及放射線法（radiograph）等，並無法以動態測量進行資料的收集。以三維動作分析運動時脊柱形變的研究中，多以走路或跑步等動作型態進行研究（Frigo, Carabalona, Dalla Mura, & Negrini, 2003; Schache, Blanch, Rath, Wrigley, & Bennell, 2002）。有關健力運動的相關研究，Brown and Abani（1985）以青年健力運動員硬舉動作進行運動學和動力學分析，此研究將運動員頸部以下至大腿以上軀幹視為剛體，而沒有去分析脊柱的動作。Dennis and Barrett（2002）則以二維影像分析硬舉動作，數學式推算方法比較一人抬重物與二人合抬一重物時，腰椎承受的力。但是，過去的研究發現，即使傳統上認為是二維脊柱前彎後仰的動作，除了矢狀面動作外，亦可能有橫切面及額狀面之動作產生（Ferguson, Marras, & Waters, 1992）。因此，使用二維動作分析探討脊柱的關節活動，應無法顯示反應出脊柱的關節動作特性。陳昭瑩、陳麗秋、鄭素芳、洪珍瑜和鄭昶延（1999）指出以二維與三維動作分析方法檢測動作時，在事物發生的時間點上並沒有差異，但所測得的脊柱活動角度上

卻有明顯差異存在。綜上所述，在脊柱形變及角度變化量研究上，以三維動作分析較佳。

要能夠清楚記錄動作過程，並用以分析脊柱形變機制的方式，以 Chockalingam, Dangerfield, Giakas, and Cochrane (2002) 提出非介入性的表面標記，加上 3-D 光電子學系統，最能夠有效研究測量動態脊柱變形的相關問題。因此，對脊柱形變進行測量時，使用不同重量負荷、表面標記與影片分析法來進行脊柱彎曲形變測驗，是為可行的研究方法。

健力運動員因為其運動之屬性，被訓練為承載人類最極致的重量，並在硬舉動作時，要求以不可彎曲背部動作來進行動作過程。然而，在超過某些承載重量時，就算受過長期訓練的運動員，仍有可能會產生脊柱彎曲的現象。而引發本研究欲探討之主題，即人體負荷重物時，不同重量負荷對於脊柱形變的特徵為何？脊柱彎曲分析中，不同階段負荷對應垂直方向的縮短及水平方向的增加改變狀況為何？藉以了解脊柱在承載負荷時，產生脊柱形變及其對應機制。

第二節、研究目的

本研究目的係以三度空間運動學的測量方法，記錄健力運動員在完成不同負荷硬舉動作時，脊柱彎曲或形變的特徵，以了解脊柱承載不同負荷的形變量與對應機制。

第三節、研究範圍與限制

本研究僅以非介入性的表面標記方式，探討脊柱承載不

同負荷時之形變分析，並無檢測肌力大小與訓練時程之差異，此乃本研究之範圍。實驗參加者為國家級健力運動專長選手，參與健力訓練至少達五年以上，假定皆具備硬舉動作穩定執行能力，以及所有實驗參加者皆遵照實驗直立脊柱動作要求，盡力完成硬舉動作，此為本研究的限制。

第四節、名詞解釋與操作性定義

一、硬舉動作

依據國際健力規則（行政院體育委員會，2002）指定動作，以平穩之動作將槓鈴提舉至身體完全直立為止。而本研究的實驗參加者比賽姿態皆使用相撲式硬舉（sumo style）動作，因此，以實驗參加者習慣動作進行測試，減少產生動作的不穩定。

二、動作前期

由站立預備姿，第 7 頸椎開始動作起，至槓鈴離地前一刻。

三、全部動作期

由站立預備姿，第 7 頸椎開始動作起，至槓鈴離地高度維持穩定，且槓鈴速度為零時之期間。

四、起動前期

槓鈴離地瞬間，至槓鈴速度達最高值時。

五、動作期

槓鈴離地瞬間，至槓鈴離地高度維持穩定，且槓鈴速度為零時之期間。

六、實驗室座標系

由附有 4 顆反光球的 L 型鋼體校正架來定義實驗室座標系，以作為槓鈴標記點在空間運動位置之參考座標。

七、骨盆座標系

由兩側髌骨前上嵴與薦椎上共 3 顆反光球來定義。z 軸為右側髌骨前上嵴至左側髌骨前上嵴之單位向量，x 軸則是薦椎至兩側髌骨前上嵴中點向量與 z 軸外積之單位向量，y 軸為 z 軸及 x 軸外積之單位向量（圖 1）。

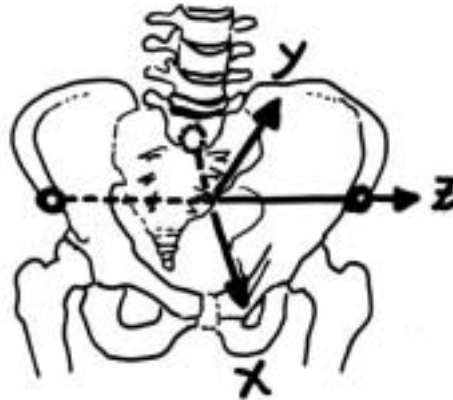


圖 1：骨盆座標系圖（改繪於 Schache et al., 2002）。

八、矢狀面軀幹傾斜角

由第 7 頸椎 (C7) 到薦椎下緣 (the lower edge of sacrum) 連線，在矢狀面相對於垂直軸的夾角，定義為軀幹傾斜角。

九、矢狀面胸椎後突 (kyphosis) 角度

C7 至第六 6 胸椎 (T6) 連線與 T6 至第 3 腰椎 (L3) 連線之夾角，定義為胸椎後突角度。

十、矢狀面腰椎前突 (lordosis) 角度

T6 至 L3 連線與 L3 至薦椎下緣連線，其夾角定義為腰椎前突角度。

十一、不同負荷

以每位實驗參加者的個人硬舉最佳成績為 100%，計算 30%，50%，70%及 90%的重量，為本實驗的不同負荷重量。此最佳成績為不使用任何裝備時所測得之最佳成績。

第五節、研究的重要性

一個優秀的健力運動員必須每天承受相當大的力量訓練，所以相對於在脊柱負荷重力，就比其他運動項目更為吃重。然而，正確動作姿勢會減輕脊柱壓力和減少傷害發生的機率。為此，本研究透過表面標記測量硬舉動作承載不同負荷，以了解身體在何種負荷及動作時，容易導致脊柱彎曲的現象，以提供健力運動未來訓練之指引，及運動減少傷害之依據。

第貳章 文獻探討

第一節、健力運動

健力運動是一種展現最大力量的運動，也是發展肌肉力量極有效的運動，早從古埃及時代，健力即有基本雛型的產生（王力，2004）。古埃及人們生活方式多以勞動為主，勞動中以硬拉的方式搬運較輕的物體，深蹲的方式移動較重的物體。在提出兩種基本的訓練動作：深蹲和硬拉之後，以當時匱乏、有限的資源，如：石塊或木頭來訓練力量，並未產生優異的深蹲和硬拉成績，大力士約可深蹲 900 磅，硬拉 500 磅左右，但已滿足大多勞動方式的需要了。到了中世紀，力量訓練也一直是騎士們訓練的核心課程之一。特別是北歐、蘇格蘭、普魯士和俄羅斯，它們讓健力運動比賽流行起來，其中項目包括深蹲、硬拉、腿舉、箭步蹲、挺舉、抓舉、彎舉、前蹲、推舉、負重跑...等項目，這也是目前健力運動蹲舉、臥舉和硬舉項目的發展起源。

早期的健力運動被視為重量訓練方法之一，發展至今已成為一種特有的運動項目，尤其因為比賽規則及特有的訓練方法和運動特性，健力運動相較於舉重、健美及一般健身運動皆不盡相同。健力運動包括蹲舉、臥舉和硬舉三個項目，運動員依其性別、體重來區分級別（男子組分為 11 級，女子組分為 10 級）然後進行比賽。比賽時，運動員可以在每個項目中，以重量漸增的方式，進行 3 次試舉，最後以每個項目的最佳試舉重量計算三項總合成績，以比較優劣。然而在所有健力比賽中，唯一不同的是四年一次的世界運動會，它將

男、女子組各分為 3 個級別，而名次判別是將個人總合成績乘上該位選手的體重係數（威爾克斯係數），所得分數最高者即為第一名（International Powerlifting Federation [IPF], 2004）。

依據國際健力總會（IPF）規定，健力比賽之順序為蹲舉、臥舉、硬舉，比賽規定動作說明如下：

一、蹲舉

蹲舉（squat），運動員將槓鈴置於頸後肩部位置，以雙手握槓，保持平衡。扛起槓鈴並退後至蹲舉架後方，兩足開立適當距離，挺直身體軀幹，雙腳直立站穩，當聽到裁判號令‘squat’時，屈膝下蹲至鼠蹊部低於膝蓋上緣，然後站起回復原本立姿（如圖 2）。



圖 2：蹲舉動作。

二、臥舉

臥舉（bench press）是比賽中的第二個項目，也是目前全世界在健身房中從事運動者最愛的一個項目（IPF, 2005）。運動員平躺於臥舉架上，雙足平放於地面，雙手握槓鈴且間距不可大於 81 公分寬，平衡撑起槓鈴，聽到裁判號令‘start’，

將槓鈴下放於胸部靜止不動約 1-2 秒，然後平穩舉起槓鈴（如圖 3）。



圖 3：臥舉動作。

三、硬舉

硬舉（deadlift）分為傳統式硬舉（conventional）和相撲式硬舉（sumo），國內選手則多以相撲式硬舉進行練習和比賽（如圖 4）。運動員雙手握住槓鈴，平穩的拉起槓鈴，直到肩膀和背部完全直立，裁判號令‘down’時，將槓鈴放置回地面。



圖 4：硬舉動作。

所有運動員都必須具備相當水準的肌肉力量，才足以因應運動專項的動作需求。透過槓鈴的訓練，肌力、速度皆可獲得改善，且更能增加身體肌肉組織，矯正身體不良姿勢，加強關節之靈活性及柔軟度（蔡清順、莊庭禎，1991）。國立體育學院叢書委員會（1990）指出肌力訓練能夠增強運動員運動水準及技巧，林政東（2004）則認為肌力訓練對增加骨質密度、肌腱韌帶勁度增加、軀幹肌群強化和穩定關節等，皆有很大幫助。因此，對於以力量取勝的運動員（如：美式足球員、健力運動員）肌力訓練更是致勝的主要因素。但是如同其他運動一樣，肌力訓練也有其經常產生的運動傷害，大谷清（1997）整理松倉登於1982年，調查報告中發現，在607名不同運動項目運動員中，有125名曾患脊椎分離的運動傷害，其中並以重量訓練項目脊椎分離的42.3%為最高比率，其次體操項目為29.4%及柔道項目28.7%。土谷一晃等人（1997）亦指出市川宣恭於1980和1974年提出的腰部障害發生頻度和腰椎負荷等研究中，發現重量訓練是導致腰部酸痛和負荷最重的運動之一。

健力運動中的硬舉項目，動作開始脊柱即產生前傾，隨後舉起槓鈴，在脊柱前傾負重的狀況下，極容易產生彎曲之現象。Fortin（1996）指出硬舉動作必須徵召全身大部分肌群，以產生最大肌肉張力，但在年輕的健力運動員中，約50%的選手患有下背痛的疾病。蔡清順（1993）也認為硬舉動作對於下背肌群肌力增強具有相當大的訓練價值，但是腰背部伸直拉起槓鈴的動作，亦容易造成下背肌的傷害。此外，日常生活中，以近似於硬舉的搬抬重物動作（圖5），也容易因不良姿勢導致腰部傷害機率提高（薄井坦子，n.d./1992）。

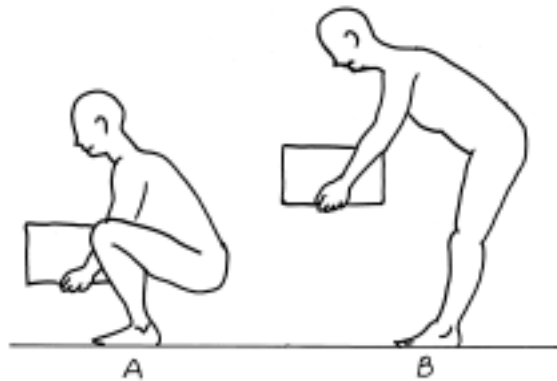


圖 5：搬抬重物動作圖，B 為錯誤搬抬動作（改繪於薄井坦子，n.d./1992）。

錯誤的動作姿勢以及超負荷的重量，會使脊椎產生較大的彎曲角度，這與中華民國脊椎保健健康協會的脊椎保健要點相互違背（中華民國脊椎保健健康協會，2004），而且更增加了脊椎傷害的風險。

縱觀近幾年來國內、外各層級的健力比賽成績，比較健力運動中三項的承載重量，可以發現臥舉一直是健力比賽項目中，舉起重量最輕的項目（IPF，2004）。而且臥舉在成績進步幅度上也遠不如蹲舉和硬舉，這讓臥舉在健力運動中較不被重視。而蹲舉和硬舉項目成績較為接近，以目前的世界記錄加以比較，蹲舉為能夠舉起最重重量的項目（表 1）。研究者分析可能主要原因，其一是因為蹲舉比賽中，運動員使用護膝綁住膝關節，除了避免膝關節在下蹲過程中過度前傾，強力的護膝亦供給運動員下蹲後立即反彈的力量，有利於下蹲至低點時，增加第一時間向上蹬舉的力量；其二，蹲舉時所穿著的裝備（健力衣及腰帶），包覆著運動員軀幹，增加腹內壓，讓蹲舉能夠成為健力運動的三個項中，舉起最重的項目。

表 1：健力運動蹲舉、硬舉世界紀錄表（IPF，2004）。

男子組			女子組		
級數	蹲舉	硬舉	級數	蹲舉	硬舉
52kg	300.5	256.0	44kg	170.5	175.0
56kg	287.5	289.5	48kg	200.0	183.0
60kg	320.0	310.0	52kg	212.5	197.5
67.5kg	340.0	317.5	56kg	222.5	222.5
75kg	337.5	340.0	60kg	225.0	227.5
82.5kg	379.5	357.5	67.5kg	247.5	247.5
90kg	375.5	372.5	75kg	255.5	265.0
100kg	423.0	390.0	82.5kg	255.0	257.5
110kg	417.5	395.0	90kg	270.0	260.0
125kg	455.0	397.5	+90kg	290.5	263.5
+125kg	457.5	408.0			

為印證上列所述，研究者以國立土庫商工健力代表隊學生做一個簡單的實驗，實驗控制讓實驗參加者僅以腰帶保護腰部，進行蹲舉和硬舉的最大肌力測驗。實驗參加者共 13 名（男性 6 名，女性 7 名），平均參與健力訓練約 15 個月。所測得之蹲舉平均成績為 102 公斤，硬舉平均成績 138 公斤（表 2）。

表 2：土庫商工健力代表隊蹲舉、硬舉成績（2004/12/10）。

編號	性別	年齡	體重 (kg)	接觸健力 時間(月)	蹲舉 100%	硬舉 100%
A	男	18	58	30	110kg	175kg
B	男	16	66.5	11	130kg	160kg
C	男	17	58	6	130kg	150kg
D	男	18	65	10	130kg	170kg
E	男	17	60	10	100kg	125kg
F	男	16	67	11	110kg	160kg
G	女	17	49.5	25	95kg	150kg
H	女	18	56	19	80kg	130kg
I	女	18	51	20	100kg	110kg
J	女	16	74	12	120kg	150kg
K	女	17	72.5	28	90kg	120kg
L	女	17	66.5	13	75kg	105kg
M	女	15	52	1	60kg	90kg

由以上可知，健力運動若不依賴特殊裝備，在單純動作力量上，硬舉動作是三項中可舉起最大重量的動作。然而硬舉為健力比賽中的最後項目，擁有較佳硬舉能力的運動員，常常在比賽終了前，以傲人的硬舉成績，反敗為勝，故所占之位置乃比賽勝負關鍵。再者，Escamilla, Francisco, Kayes, Speer, and Moorman (2002) 的研究中發現，硬舉動作除了

常被用來訓練臀部、大腿及下背肌群之外，也經常被醫療機構用來治療前十字韌帶傷害後期的復健工作，對運動醫療有莫大的貢獻。

硬舉，對運動員有這樣多的助益條件，於健力比賽中又具有決定勝敗的重要因素，健力運動員在比賽和練習中，為求達教練要求或自身期許，將舉起之重量放置於第一目標，動作正確與否，已成為練習或比賽的主要關鍵所在。但是，以彎腰駝背的動作完成試舉，是否可以獲取動作中的有利條件？脊柱在動作過程以彎曲形變來承載重量，是否提高脊柱受傷之風險？負載重量的脊柱彎曲度應以多少較為安全合理？健康觀點與優異競技成績間如何取得一平衡點？一般健康民眾在從事重量訓練時又應以多少負荷量為適當？就仍須進一步實證研究探討了。

第二節、重物搬運對脊柱的影響

一、脊柱的構造與功能

脊柱 (vertebral column)，是一條長又可伸可屈的柱狀構造，它包括了三組可動的椎骨和兩組固定的椎骨所組成，共 26 塊。可動椎骨包含 7 塊頸椎 (cervical spine)、12 塊胸椎 (thoracic spine) 以及 5 塊腰椎 (lumbar spine)。這些椎骨終生皆互相分離。另外兩組固定椎骨包括 5 塊薦椎 (sacrum) 和 4 塊尾椎 (coccyx)，成人的薦椎已癒合而為一個整體的薦骨，尾椎也癒合為一個尾骨 (彭英毅，1996)。由第二頸椎至薦椎，於相鄰的椎骨間有纖維骨形成的椎間盤 (intervertebral disc)，使椎間關節強韌，能夠向前後及兩側

運動，並且吸收垂直的震動力量，以保護脊椎神經及支持體重。椎體由頸椎至胸椎最後到腰椎，所受壓力由上而下，愈來愈大，為適應這樣的需要，椎體也呈現愈往下愈大的樣貌（許世昌，2000）。在靜態時，脊柱則呈現頸椎前突、胸椎後突、腰椎前突、薦椎後彎曲及尾椎前彎曲（圖6）。

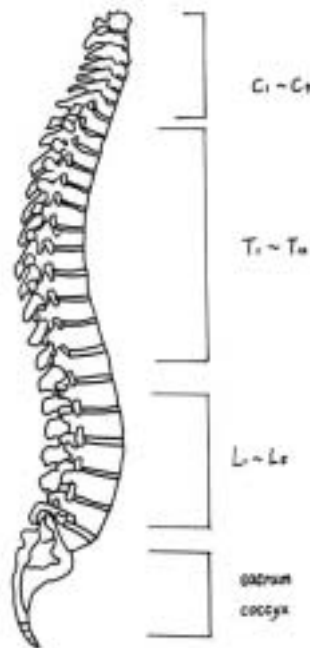


圖 6：脊柱側觀圖，C 表示頸椎；T 表示胸椎；L 表示腰椎（改繪於許世昌，2000）。

另外，脊柱於運動及維持身體姿勢上，扮演及為重要的角色。它可提供軀幹、手臂和腿部肌肉的附著位置，身體背部和腹部則有強健的肌肉撐起脊柱，這些肌肉讓脊柱做出伸展、穩定及運動等，並且參與肩部的運動和胸部的呼吸作用（Janet, 2004）。而脊柱運動的方式可分為：矢狀面（sagittal plane）的屈曲與伸展、額狀面（frontal plane）的左右側彎及水平面（horizontal plane）的軸向左旋轉與右旋轉（Castaing & Santini, 1983/1999）。

脊柱椎體間的動作可分為前彎後展、側彎及旋轉，White and Panjabi 於 1978 年的代表性研究（引用於韓毅雄，1983）顯示出，脊柱動作範圍在頸椎（C1-C7）前彎後展約 10-20 度；上胸椎（C7-T6）約 4 度，下胸椎（T6-T12）約 18 度。而腰椎的運動範圍愈往下則活動範圍愈大，腰薦椎（L5-S1）關節最大達 20 度。側彎範圍在胸椎（C7-T12）約 20-21 度，腰椎（T12-L5）約 6 度，但腰薦椎（L5-S1）關節僅有 3 度。旋轉在胸椎（C7-T12）約 15-20 度，腰椎（T12-L5）僅有 2 度，腰薦椎（L5-S1）關節 5 度（表 3）。

表 3：椎體與椎體間前彎後展、側彎及旋轉運動範圍。

椎體	前彎後展（度）	側彎（度）	旋轉（度）
C1-C7	10-20	6-11	9-11
C7-T6	4	6	9
T6-T10	6	6	4-9
T10-T12	12	8-9	2
T12-L5	12-18	6	2
L5-S1	20	3	5

脊柱的整體運動範圍是各個椎體間的綜合彎曲活動度，彎曲運動 50-60 度以下動作多發生於腰椎，而 60 度以上的彎曲運動，則以骨盆前傾來協助完成動作（韓毅雄，1983）。Farfan 曾於 1975 年指出，當人體軀幹向前執行彎曲動作時，腰椎先行向前旋轉，大約通過 50 度位置之後，接下來的關節活動，即由骨盆繞髖關節作旋轉工作內容。反之，若人體欲回復原本垂直站立的姿勢，脊柱就會以相反的工作順序，先

產生骨盆向後旋轉帶動彎曲脊柱，並且在大約回復通過 50 度以後，腰椎才開始產生伸展工作。因此，脊柱大角度的彎曲回復動作中，以骨盆前、後旋動作為重要的脊柱彎曲回復機制。

在所有運動中，脊柱支撐人體並配合動作改變其長短、角度、形狀，使身體能夠產生維持平衡之動作。脊柱功能乃在於支撐軀幹及保持頸部的直立，使身體能做彎曲或扭轉的運動。此外，脊柱還可以保護脊髓並做為神經的傳遞中心（陳博光，2001）。脊柱與它的連結系統，在關節活動度和肌力功能之應用，具有特殊之意義。脊柱可以產生穩定的功能，例如：壓力的抵抗與支撐身體重量；支持頭部、手臂及軀幹以抵抗重力；吸收因為動作所造成的衝擊力；此外在保護脊髓，為四肢提供穩定等，皆是脊柱對人體活動的重要貢獻（Clarkson, 2000/2003）。Farfan（1996）將運動分成兩個主要種類：一是以下肢扮演主要角色的運動，如：走路、跑步及跳躍等；一是以上肢為主要角色，如：網球、棒球的投球和接球及高爾夫...等。然而，像是游泳、划船、舉重、健力等運動項目，都是藉由上下肢同時作用來產生運動的項目，脊柱顯然是動作的傳遞、上下肢協調的重要角色。Farfan 也指出，脊柱是由骨骼、關節及韌帶所構成的，這些構造讓人體可控制動作、角度使之承載負荷。研究指出，舉重選手僅透過肌肉力量可負載大約 130 磅的重量，然而經由韌帶扮演承載角色時，將可以支撐大約身體體重的 3 倍重量。這也顯示出肌肉力量並不是控制人體承載重量和脊柱彎曲的最主要因素，韌帶的連結才是具有最大影響力的結構。

二、搬運重物對脊柱的影響

脊柱所承受的壓力主要以人體體重、肌肉力量和外力為主。Anderson, Örtengren, and Nachemson (1976) 指出搬運重物時，脊柱除了承載原有體重壓力外，重物的重量與肌肉的力量大小，為影響人體動作的主要因素。人體以舉起重物時腰椎的負荷大小，受到物體和身體重心之距離、腰椎彎曲角度，以及物體大小和重量所影響，即人體舉起重量時，讓物體越靠近身體重心，腰椎所承受的壓力就會減少(韓毅雄，1983)。Anderson 等人亦指出彎腰舉起物體時，膝蓋彎曲可減少背部的壓力，但仍須注意物體與重心的距離，才不會增加腰椎的負荷(圖 7)。

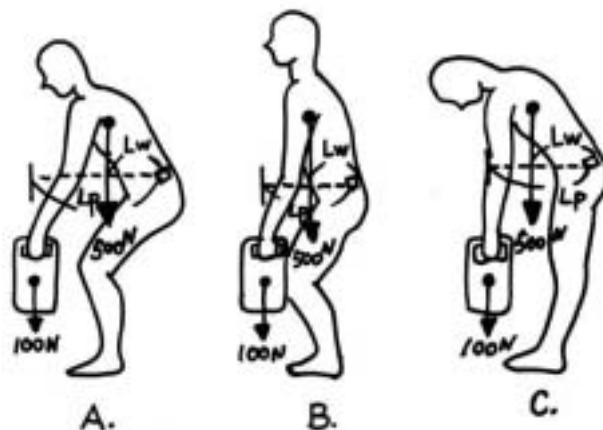


圖 7：提重物圖。Lw 為軀幹垂直重心與第 4 腰椎之距離，Lp 為物體垂直重量位置與第 4 腰椎之距離，上半身重量 500N，物體重量 100N。 $(L_w \times 500N) + (L_p \times 100N) =$ 腰椎所承載之負荷量。(本圖改繪於韓毅雄，1983)

(A) 軀幹遠離物體曲膝抬物。
 (B) 軀幹接近物體曲膝抬物。
 (C) 直膝抬物。

由此可知軀幹接近物體曲膝抬物為最佳抬物動作。

運動員背痛問題大多是因為舉重技術不良、過度扭轉或伸展、重複性的負重所造成 (Hough & Shi, 2001)。不當的動作和過度負荷重量，容易引發脊椎骨歪曲症 (scoliosis)，亦可稱為脊柱側彎。王智偉 (2002) 認為脊椎骨歪曲症主要病因包括遺傳、天生的，或者是原因不明的一種疾病。脊椎骨歪曲症可分級為：10-15 度以下的稱輕度歪曲，若患者沒有感覺到疼痛的狀況下，不予以治療，最多教他們自行調整姿勢；脊椎彎曲夾角在 15-20 度間屬中度歪曲，監控姿勢或者穿戴固定式背架是最好的處理方式；30 度以上者為重度歪曲，必須每天穿著固定背架防止繼續惡化，如已經嚴重到影響生理、心理和日常生活者，開刀矯正會是較佳的處理方式。脊椎骨歪曲症的預防保養和治療方法有：不要運動過量、時時刻刻注意正確的姿勢、脊椎骨整療法和牽引治療。施世亮和劉建麟 (1997) 指出一個或一個以上的脊椎骨向側面迴旋彎曲而造成畸形，側彎的角度大於 10 度以上即稱為脊椎側彎。黃聰仁 (2001) 指出，真正的脊椎側彎症，單從外觀上看，未必準確，依照美國脊椎側彎學會的定義，是指在病人站立之 X-光片中，測量脊椎側彎的角度大於 10 度以上 (Cobb's angle) 才確認是一種脊椎側彎的症狀。張鳳儀 (2003) 認為運動員產生脊柱側彎可能原因為：不同的運動對姿勢動作要求、反覆訓練量、上下支重量訓練肌力的不平衡，甚至是受到運動員本身慣用手影響，造成身體上下肢、左右側肌力不均衡，而最後導致脊柱側彎的現象。

Fortin (1996) 指出硬舉動作過程中，背部保持平直的或者微彎，可減少椎間盤內剪力的產生，讓後背部韌帶維持最好的彈性張力。另外，為了讓臀部與膝關節能夠作用最佳

的力量，身體角度與相對應垂直姿勢下，以不大於 45 度為最佳角度（圖 8）。事實上，在操作健力運動的硬舉動作時，人體重心必須接近槓鈴重心，以利於讓手臂、軀幹夾角縮小，骨盆向上移動，然後伸展臀部和膝關節，在此同時脊柱就會穩定且筆直的完成直立動作；反之如果運動員讓臀部和膝關節過早伸展，脊柱則會變形，產生像是駝背的動作，伴隨而來的即是椎間盤內產生不同壓力，導致關節小面及其他組織的破裂和損傷。

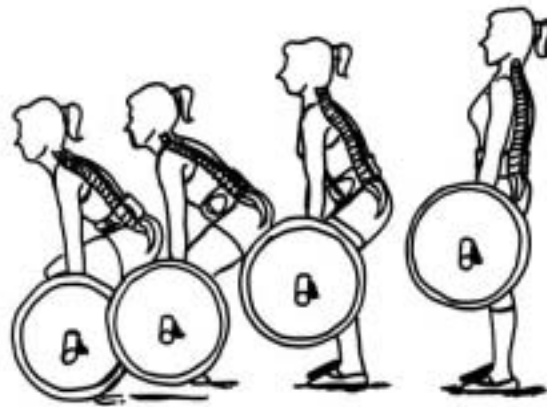


圖 8：硬舉連續動作圖（改繪於 Fortin, 1996）。

林政東（2004）也認為人體在舉起地面上的槓鈴動作，應避免過度圓（凸）背，尤其是在負荷較重的時候，脊柱產生形變時會造成椎間盤壓力不平衡，引發傷害產生。因此維持伸展軀幹肌肉張力，使背部挺直，並讓槓鈴靠近身體重心，這才是能夠避免傷害的正確動作姿勢。Zumerchik（1997）指出正常的脊柱在承載壓力時，脊柱僅產生垂直的壓縮形變量，壓縮的距離較少；有側彎症的脊柱在承載壓力時，椎間盤無法承擔過大垂直重力，脊柱除了產生垂直的壓縮形變量之外，也產生較水平方向的形變，然而較大的脊柱彎曲角度，導致脊柱長度縮短幅度較多（圖 9）。健力運動員在硬舉動作

中，必須讓脊柱承擔相當大的重量，若沒有相當足夠的肌力、正確的動作姿勢，亦或者是裝備上的保護，脊柱傷害可能會是健力運動員無法避免的運動傷害。

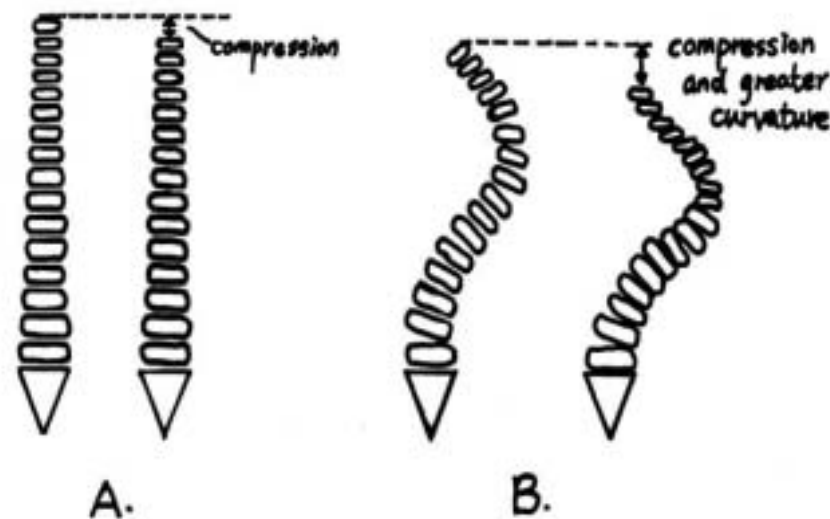


圖 9：脊柱承受壓力圖（A）正常脊柱承受壓力時的壓縮圖。
 （B）脊柱側彎者在承受壓力時脊柱壓縮圖。
 （本圖改繪於 Zumerchik, 1997）

然而，在使用保護裝備的研究上，Miyamoto, Inuma, Maeda, Wada, and Shimizu (1998) 就曾經以 7 個健康的年輕男性為實驗參加者，針對使用手臂、腿部和軀幹三種方式，在舉起靜態重物動作時，有無使用腰帶對豎脊肌的腹內壓（intra-abdominal pressure）和內部肌肉壓力（intra-muscular pressure）的影響。結果顯示，運動員穿帶腰帶會增加豎脊肌群腹內壓力，並且產生軀幹勁度（stiffness）增加之現象。這也說明豎脊肌群腹內壓力增加，可穩定腰椎，因此使用腰帶可以提升舉重物時腰椎的穩定度。Elsevier Science 出版公司對此篇研究提出一個新的關聯概念：腰帶可以增加豎脊肌內部肌群的壓力及增加軀幹腹直肌在活動時的勁度。

綜上所述，負荷重物對脊柱的形變具有相當大的影響因素，可能造成腰椎的過度伸展、胸椎的過度彎曲，使得脊柱傷害風險大為增加。所以在負荷重物時，脊柱形變的測量，確實是對重物搬運或重物提舉具有重要的意義。

第三節、脊柱形變的測量相關研究

在脊柱形變的測量方法中，以國小學童脊柱側彎的檢測最為簡易常見，其中檢測方法多以觀察法為主，檢查方式是用鉛垂線從第七頸椎垂下，由醫師觀察鉛垂線與兩肩胛骨之距離是否相等？鉛垂線與背部的脊柱凹槽及臀溝是否吻合？兩側腰椎肌肉是否對稱？其次要求學生做立姿體前彎動作，再由醫師觀察背部和腰部，是否有兩邊高低不對稱之現象(鍾佩珍、林銘川、賴金鑫，1998)。鍾佩珍等人也提出背部輪廓測定儀 (back contour device) 測量方法，背部輪廓測定儀是一排平行且只能上下移動的細絲，將它放置於受測者向前彎曲的背上，可顯現出背部表面之輪廓，再將此輪廓畫在方格紙上，就可利用公式計算出軀幹傾斜旋轉的角度。另外，李碧霞和陳靜敏 (1998) 指出常見的脊柱側彎測量法，除了學校常用的體前彎測量法 (forward bend test)，還有脊柱側彎計 (scoliometer, SCOL)：由 Bunnell 於 1984 年發展用以測量脊柱形變的儀器，可測量背部左右不平均時傾斜的角度；波紋圖型法 (moiré topography image, MTI)：利用特殊照像設備與技術，記錄背部的表面圖形，用以計算脊柱側彎的角度；放射線法 (radiograph)：此為侵入性的脊柱側彎測量法，以 X 光照射方法來取得計算脊柱側彎 Cobb 角度的資料。

Clarkson (2000/2003) 以徒手方式測量脊柱關節活動範圍，檢查時將人體關節動作依平面與動作軸，利用皮尺、各種量角器及治療師知識，來測量所有可動關節活動範圍，經常測量的動作有彎曲、伸直、過度伸直、外展、內收、內轉、外轉...等。林久翔 (1999) 提出以自相關法模擬脊柱曲線研究，將人體脊柱模擬成 17 個肢節的運動鏈，利用各脊椎間相對運動之高度關聯性，以自相關分析人體脊柱上各相連脊椎間的角度，以求得椎間角度之自迴歸模式，然後配合最佳化方式求得各脊椎在空間中的運動方向與位置。在收集資料方面，是沿著一名男性受測者背脊貼上串成一串的木球，共 20 個，木球直徑皆為 32mm，第一個木球由 C7/T1 關節貼附。並由受測者進行自然姿勢的抬舉，攝影分析每一個標誌位置，20 個標誌的中心連線，便成了脊柱外形的估計。

各式各樣的脊柱調查研究中，使用表面標記分析脊柱動作範圍，是生物力學經常使用的手段。Chockalingam, Dangerfield, Giakas, and Cochrane (2002) 提出背部表面標記光學電子影像辨認技術 (opto-electronic) 動作分析研究，其研究指出使用光線投射於脊柱突起處、骨盆腸骨脊後上方的表面標記上，加上 3-D 光學電子影像辨認技術系統，可以不妨礙動作執行，有效研究一般人和變形的軀幹動力學和脊柱動作。Gracovetsky, Newman, Pawlowsky, Lanzo, Davey, and Robinson (1995) 以非介入性測驗法估計正常脊柱運動，並將所得資料建一資料庫。方法是以非介入性動態影像系統，以自由動作下測量正常的脊柱功能。以高分辨率 3-D 的照像機系統，從腰的脊骨上方皮膚貼置標記上收集基本的動態資訊數據，脊側肌肉的活動則被表面肌電圖給記錄。Frigo 等

人 (2003) 將表面標記置於脊突和肩峰上，使用影像動作分析儀和力板，分析走路時上肢肢段相對於骨盆座標系的運動學三維動作。Schache 等人 (2002) 使用表面標記定義出胸腰座標系和骨盆座標系，利用兩座標系的角度變化，描述跑步時軀幹與骨盆各自的角位移，並分析腰椎與骨盆於跑步期間有無協調性。

以上非侵入性的研究，相較於在臨床實驗中經常使用的侵入性脊柱測量方法，如 Wilke, Neff, Hinz, Seidel, and Claes (2001) 以探針刺入椎間盤直接量測在不同姿勢及動作，脊椎間的壓力變化。此法應用於量測關節活動度較大之運動上，可能增加實驗的危險性，使受試者的脊椎受傷。因此在測量運動中脊柱形變或活動角度變化上，以非侵入性方式較佳。

侵入性的研究並不在本研究的研究範圍內，因此僅簡單列舉測量法之名稱，包括：傳統 X 光拍攝、三維 X 光攝影法、局部 X 射線檢法等。而在臨床侵入性測量實驗中，傳統 X 光拍攝方法為沒有風險，也廣泛被接受之方式 (Chockalingam & Dangerfield, 2003)。

第四節、本章總結

健力是一種展現人體最大力量的運動，它讓人體負荷相當大的重量，在因應這些重量時，除了肌力成熟、動作正確等條件外，脊柱則為支撐重量的最大依靠。然而在脊柱支撐很大重量時，所產生脊柱彎曲或形變的現象，有可能是脊柱負重時承載壓力的控制策略亦或者是補償機制，但是相反的

也極有可能是造成傷害的背後因素。根據上述的文獻資料中，想要了解與測量脊柱的彎曲形變機制，除了以侵入性的診察方法，還有一種更為可行的動態非介入性測量。而目前最常被接受使用的即屬三維動態的影像分析法，表面標記的使用讓動作過程完整收錄於影片中，因此探討健力選手在不同負荷硬舉對於脊柱形態的改變、動作的形成機制，即成為研究者所關心的重要主題。

第參章 研究方法與步驟

本研究視研究問題所需，在研究方法與步驟上可分為：第一節、實驗參加者；第二節、實驗時間與地點；第三節、實驗儀器與設備；第四節、實驗步驟；第五節、資料的收集與處理方法；第六節、統計方法。

第一節、實驗參加者

本研究的實驗參加者為8名國家級健力專長的選手，男女各4名，且皆參與健力訓練五年以上經驗，具備硬舉動作穩定執行能力。所有實驗參加者必須填寫基本資料，並接受病史（history）詢問（沒有骨骼肌肉神經疾病及病變，且於半年內沒有受傷），在正式實驗之前，每位實驗參加者必須詳細閱讀並瞭解「實驗參加者須知」（附錄A）內容，均須簽署「實驗參加者同意書」（附錄B）後，才可進行實驗。男子選手平均年齡 26.8 ± 3.3 歲、身高 162 ± 5 公分、體重 58.8 ± 5.8 公斤、參與健力運動時間 8.4 ± 0.9 年，硬舉項目不著裝最佳成績測得為 200.0 ± 17.3 公斤。女子選手平均年齡 21.5 ± 1.8 歲、身高 161.8 ± 3.6 公分、體重 61.3 ± 6.5 公斤、參與健力運動時間 8.8 ± 3.3 年，硬舉項目不著裝最佳成績測得為 151.3 ± 11.4 公斤（見表4）。

表 4：實驗參加者基本資料

編號	性別	年齡	體重 (kg)	練習健力 時間 (年)	硬舉 100%
A	男	23	64	8.0	210kg
B	男	24	65	7.5	210kg
C	男	29	53	8.0	210kg
D	男	31	53	10.0	170kg
H	女	19	65	5.0	150kg
I	女	21	66	6.0	145kg
J	女	22	64	11.0	170kg
K	女	24	50	13.0	140kg

第二節、實驗時間與地點

- 一、實驗前研究時間：2005年1月10日至1月20日。
- 二、正式實驗時間：2005年2月15日至2月25日。
- 三、實驗地點：依據實驗需求，所有實驗均在中國醫藥大學運動醫學系之動作分析實驗室完成。

第三節、實驗儀器與設備

本研究所需要的實驗儀器與設備，包括測量部份及資料

處理部份：

一、測量部份：

(一) 反光球。採用的反光標記 (retro-reflective markers)，為直徑 1.4 公分的圓形球，於球體表面黏有 3M 反光貼紙，能夠反射紅外線攝影機所投射出來的紅外線。反光球放置點參考 Frigo 等人於 2003 年之研究，共安置 12 個反光標記於軀幹具解剖意義的位置上，以便分析實驗參加者硬舉動作之脊柱形變及位移，其位置如下：

1. 第 7 頸椎 (7th cervical spine, C7)，定為 M1。
2. 第 6 胸椎 (6th thoracic spine, T6)，定為 M3。
3. 第 3 腰椎 (3th lumbar spine, L3)，定為 M6。
4. 兩側髌骨前上嶺 (anterior superior iliac spine, ASISs)，定為 ASISr 及 ASISl。
5. 兩側肩峰 (acromion process)，定為 Ar 及 Al。
6. 薦椎底端 (the lower edge of sacrum, Sac)，定為 M8。
7. 於 M1 與 M3 中點位置設 M2。
8. 於 M3 與 M6 之間距平均成 3 等份，設置 M4 及 M5。
9. 兩側髌骨後上嶺中點定為 M7 (圖 10)。

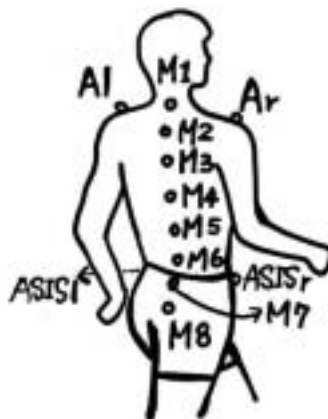


圖 10：反光標記放置圖 (改繪於 Frigo et al., 2003)。

皮膚位移造成誤差等問題，Labesse, Cheze, and Dimnet (1996) 研究指出，因皮膚下筋膜緊密附著於脊突上，反光標記貼於脊突時，可利用此特性減少因皮膚位移造成的誤差。Percy, Gill, Whittle, and Johnson (1987) 亦指出皮膚位移不是骨盆部位產生誤差的主要因素（引用於 Schache et al., 2002）。

(二) 紅外線攝影機。共使用 10 台紅外線攝影機，配合 VICON 612 動作分析系統 (VICON 612 motion analysis system, Oxford Metrics Limited., UK) 收集黏貼於實驗參加者身上之反光球在空間中移動位置與移動軌跡，採樣頻率為 250Hz。

(三) 硬舉項目所需之器材。其中包括比賽用槓鈴乙支，標準槓片 1.25、2.5、5、10、15、20 公斤鐵片各 2 片，25 公斤 8 片，及鎖環 1 對。

(四) 人體測量工具。包括體重計、身高器、皮尺、馬丁尺、皮脂夾。

二、資料處理部份：

- (一) VICON 612 動作分析系統。
- (二) Origin 7.0 版資料分析與繪圖工具。
- (三) SPSS 10.0 版統計分析軟體。
- (四) SAS 8.0 版統計分析軟體。
- (五) 吳鴻文博士撰寫之 Mablabs 程式。
- (六) Acqknowledge 3.7.3 版。

第四節、實驗步驟

一、校正動態分析系統

調整實驗場地中 10 台紅外線攝影機，使硬舉動作範圍之反光標記，皆至少能被 3 台攝影機同時記錄。在進行靜態及動態校正後，所有攝影機不再移動，以確保所有動作測試皆在同樣的實驗室座標中。

二、測量人體計測資料

本實驗之人體計測資料，皆由同一人進行量測，以避免不同人測量上的誤差。測量資料包括：身高、體重、腳長、小腿長、膝關節寬度、踝關節寬度等等。

三、熱身運動

實驗參加者換裝後，必須進行熱身運動，同時將實驗流程複述一次，讓實驗更為順利。

四、放置反光標記

本實驗所有反光標記放置工作，由同一人執行，減少放置點異同之誤差。放置點位於各實驗參加者身上黏貼 12 顆反光球後，槓鈴兩側各貼一顆反光球以推算槓鈴重心位置。

五、收集影像資料

請實驗參加者以解剖姿勢站立，收集靜態站立時的資料，以作為各實驗參加者之基準。而正式實驗的影像收集，則請示實驗參加者以自選速度，分別進行最大肌力（1RM）的 30%、50%、70% 及 90% 重量的硬舉動作，每個重量重複 3-4 次，每次動作間休息約 2-3 分鐘。

第五節、資料的收集與處理方法

所有實驗參加者必須針對30%、50%、70%及90%不同負荷各舉3-4次，共計至少12筆成功硬舉動作資料，其中每組重量至少收集3筆以上。先將從動作分析系統收集來的反光球資料經過標定（label）之後，存成c3d的檔案格式，再經由吳鴻文博士所撰寫的Matlab程式來計算出不同負荷時脊柱的位移與彎曲角度。

第六節、統計方法

本研究以重複量數單因子變異數分析比較不同負荷下脊柱彎曲或形變的相關資料，當統計達顯著差異後，則使用Duncan法進行事後比較，統計顯著水準定為 $\alpha = .05$ 。

第肆章 結果與討論

本章主要呈現實驗所得之結果，並加以討論，共分為四節；第一節、脊柱標記點的運動特徵；第二節、軀幹的角運動特徵；第三節、不同負荷下的脊柱彎曲；及第四節、綜合討論。

第一節、脊柱標記點的運動特徵

本研究為了探討脊柱因應不同負荷的變化特徵，乃採用 VICON 612 動作分析系統，記錄國家級優秀健力運動員試作硬舉動作時，脊柱各肢段位移現象，研究中將硬舉動作劃分成動作前期、全部動作期、起動前期及動作期等四階段，四階段劃分的考量主要為 C7 開始動作瞬間（線 a）、槓鈴離地瞬間（線 b）、槓鈴速度達最大值（線 c）和槓鈴位置變化趨緩（線 d）。位移曲線共有三個軸向，x 軸為前後位移；y 軸為上下位移；z 軸則是左右位移。然而，在 12 個反光標記放置位置，以 M1（第 7 頸椎，C7）、M3（第 6 胸椎，T6）及 M6（第 3 腰椎，L3）為脊柱運動的重要樞紐點；C7 為頸椎後突最高點，也是本研究分析脊柱運動之起始點，T6 為胸椎曲線後突的最高點，而 L3 則是腰椎前突曲線的最高點，因此，本研究須對這三個標記點的運動特徵詳細描述。

一、C7 相對於骨盆座標位移曲線

本研究在 C7 位移特徵乃相對於骨盆座標系之位移變化，如圖 11 所示，硬舉的全部動作期包括了動作前期、起動前期和動作期，是為完整的硬舉動作過程（圖 11 中所示之線

a-線 d)，此過程所代表的運動特徵差異，就可被視為完整硬舉動作 C7 的總位移量。

(一) 動作前期

起點由實驗參加者站立成相撲式硬舉動作，軀幹向前彎曲，蹲坐成預備動作後，開始向後起動，直到槓鈴離地瞬間（圖 11 中所示之線 a-線 b），此時 C7 的曲線先產生向前移動（x 方向），在槓鈴離地前則產生向後伸展，以完成起動的動作；C7 上下位移（y 方向）在槓鈴離地前，其相對骨盆之距離逐漸縮短，也就是在此時脊柱就有承載重量，產生垂直壓縮的現象；在左右位移（z 方向）現象中，脊柱向前彎曲時有約 10-15mm 的向右位移現象，但在槓鈴離地前就恢復較接近原本站立時的位置。

(二) 起動前期

從槓鈴離地瞬間，直到槓鈴速度達最大時（圖 11 中所示之線 b-線 c），此時期 C7 在 x 方向位移表現出持續向後位移，讓槓鈴離地後能更接近身體重心；y 方向與 z 方向則沒有明顯的位移現象，也就是說此時的脊柱沒有繼續壓縮，也沒有左右位移的現象，顯示在動態過程時，脊柱在 y 方向須保持特定的勁度模式，完成舉起重物任務。

(三) 動作期

從槓鈴離地瞬間，直到實驗參加者達到直立姿勢，槓鈴達穩定位置且速度為零時（圖 11 中所示之線 b-線 d），槓鈴離地後，C7 持續向後位移，直到槓鈴達穩定位置；而 C7 在上下位移起動前期雖沒太大的變化，但在經過最大速度（線 c）後，就開始產生向下位移的現象，直到槓鈴達穩定位置，這也說明脊柱必須逐漸增加勁度，以處理維持直立姿勢的工

作要求；在左右位移產生的工作現象，於完成動作前有逐漸向左移現象，此為實驗參加者脊柱負重後，所產生的些微側傾的現象，但因為硬舉握槓為一正一反的手勢，會影響軀幹產生輕微的側傾，故此 C7 左移之現象可視為合理的現象。

然而，動作期可發現一特徵，在槓鈴位置達穩定瞬間，C7 的 x、y、z 三個軸向皆尚未達穩定位置，此工作現象是硬舉動作完成前，槓鈴達穩定高度瞬間，軀幹仍必須向後伸展，與槓鈴重心達一平衡位置，才能維持完成動作的固定姿勢。

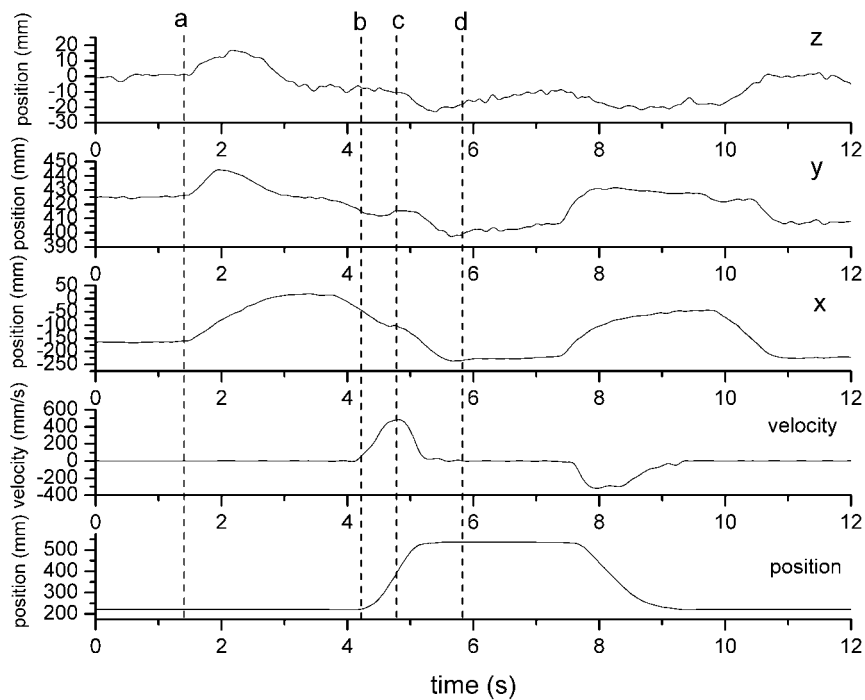


圖 11：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%時，C7 位移曲線圖。註：x 為前後位移；y 為上下位移；z 為左右位移；velocity 為槓鈴移動速度；position 為槓鈴的位置；線 a 為 C7 開始動作瞬間；線 b 為槓鈴離地瞬間；線 c 為槓鈴速度達最大值；線 d 為槓鈴達穩定位置，且速度為零。

C7 相對於骨盆座標的位移曲線，在負荷不同重量下的位移趨勢變化如圖 12；動作前期 y 方向的上下位移曲線，隨著重量的增加，明顯產生較大的向下位移現象，也就是說在負荷 30%或 50%等較輕重量時，動作前期 C7 在槓鈴離地前的壓縮量較小；在負荷 70%或 90%的重量時（尤其以 90%更為明顯），C7 因應重量的增加，加大向下壓縮的距離；動作期則沒有明顯的位移。而 C7 的 x 方向前後位移，在起動前期（線 b-線 c）則隨著有重量的增加，曲線愈趨於平緩的狀況，這也就是說 C7 隨著槓鈴的向上移動，到槓鈴運動速度達最快前，負荷較輕重量時，脊柱有調節勁度完成向上伸展動作的特徵；但在負荷重量達 70-90%時，脊柱在勁度調節變少，使 C7 在此階段維持與骨盆座標相同前後距離，產生一向上拉舉槓鈴之動作。

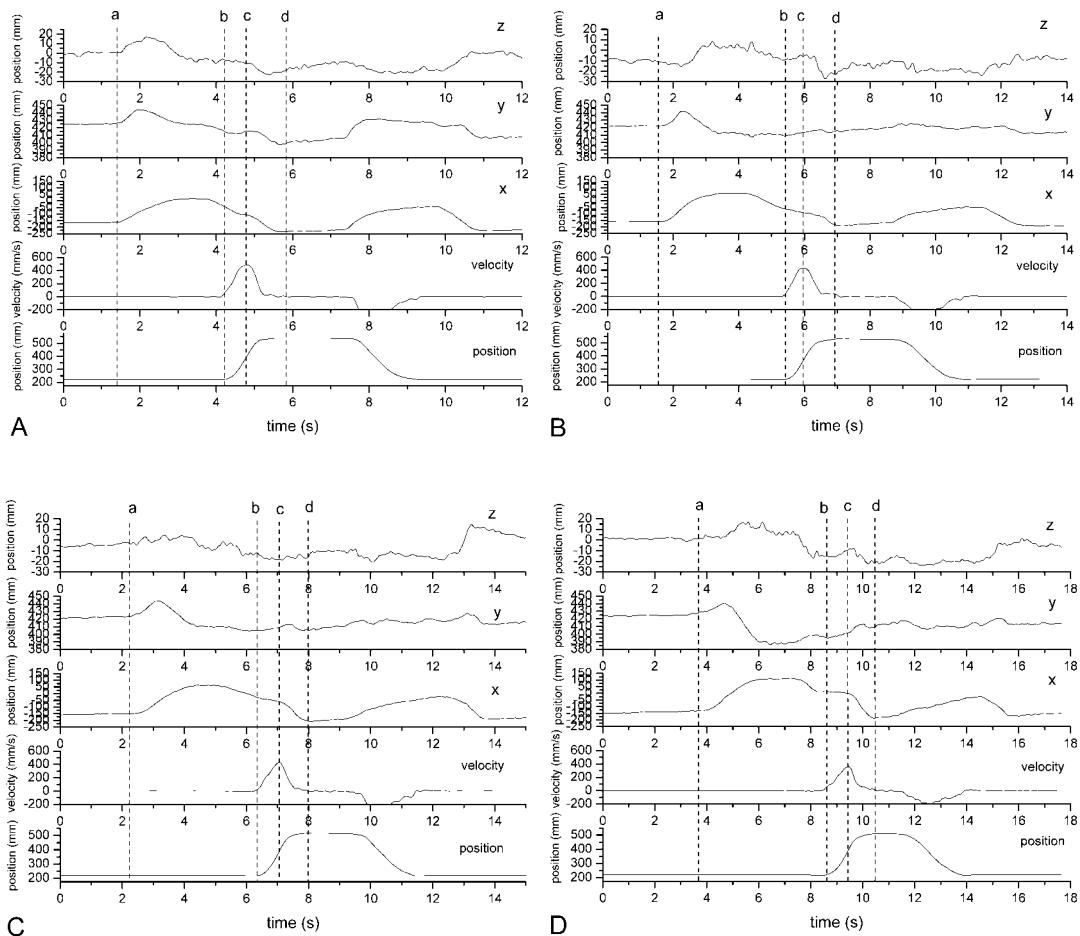


圖 12：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%、50%、70%及 90% 時，C7 位移曲線圖。註：A 為 30%；B 為 50%；C 為 70%；D 為 90%。

二、T6 相對於骨盆座標位移曲線

T6 為胸椎後突的最高點，其相對於骨盆座標位移變化特徵，如圖 13 所示，硬舉的全部動作過程（圖 13 中所示之線 a-線 d），此過程所代表的運動特徵差異，就可被視為完整硬舉動作 T6 的總位移量。

（一）動作前期

從站立動作開始，軀幹向前彎曲，蹲坐成預備動作後，

開始起動，直到槓鈴離地瞬間（圖 13 中所示之線 a-線 b），此時 T6 在 x 方向之位移與 C7 具相同趨勢，並在 30% 的負荷中有與 C7 共同作用的外在現象，以因應準備起動之動作；T6 上下位移（y 方向）的動作前期，T6 相對於骨盆座標有向上伸展的位移，之後 T6 至骨盆的相對位置呈現固定的情況，維持約有 1 秒以上時間，然後才產生向下位移，出現起動前脊柱壓縮的現象。

（二）起動前期

槓鈴離地瞬間，直到槓鈴速度達最大時（圖 13 中所示之線 b-線 c），此時期 T6 在 x 方向位移亦表現出持續向後位移；y 方向在槓鈴達最大速度前有向上位移之現象，直到達最大速度時就不再出現向上位移；z 方向在此階段則沒有明顯的左右偏移現象。

（三）動作期

從槓鈴離地瞬間，到槓鈴達穩定位置且速度為零時（圖 13 中所示之線 b-線 d），這階段的位移特徵，T6 與 C7 的趨勢大多相同，僅有相對於骨盆的距離有所不同。完成動作的特徵，與 C7 的完成動作順序相同，也就是槓鈴達穩定高度瞬間，T6 仍必須向後伸展，與槓鈴重心達一平衡位置，才能維持完成動作的固定姿勢。

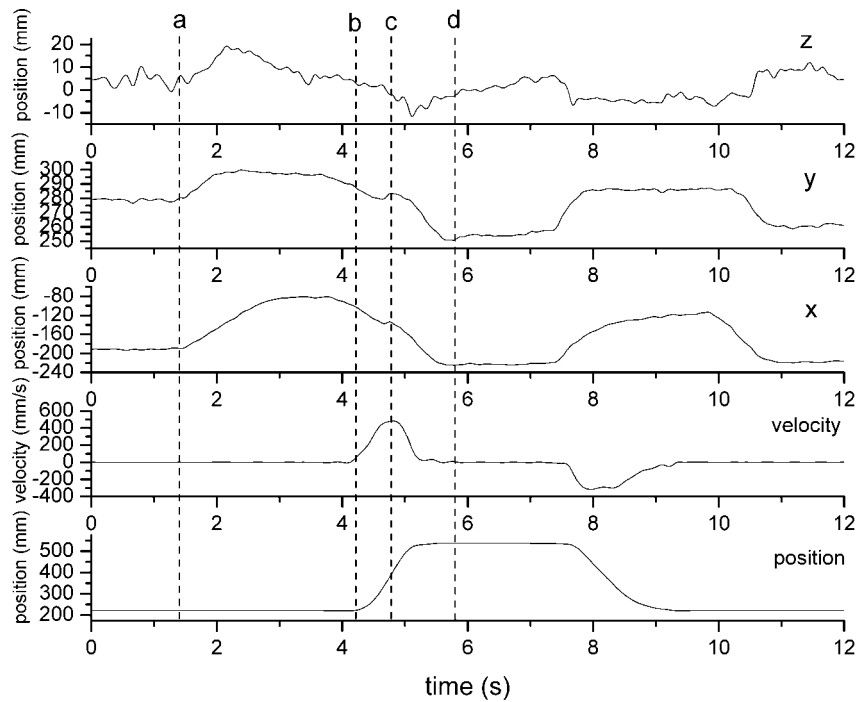


圖 13：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%時，T6 位移曲線圖。註：x 為前後位移；y 為上下位移；z 為左右位移；velocity 為槓鈴移動速度；position 為槓鈴的位置；線 a 為 C7 開始動作瞬間；線 b 為槓鈴離地瞬間；線 c 為槓鈴速度達最大值；線 d 為槓鈴達穩定位置，且速度為零。

T6 相對於骨盆座標的位移曲線，在負荷不同重量下的位移趨勢變化如圖 14。在動作完成前，T6 的 y 方向位移並未隨重量的增加而產生改變，可以說明 T6 在完成動作時，其與骨盆座標之間的壓縮距離，較少隨著重量的增加而變大。然而，在起動前期的 T6 前後位移，在槓鈴離地時，T6 維持與骨盆間的前後距離，在完成負荷 70%與 90%的重量工作時，直到經過槓鈴位移的最大速度瞬間，T6 才以較大幅度的向後位移完成直立動作；但在負荷較輕的重量時，T6 則以較

平緩的位移曲線，隨槓鈴離地高度，進行勁度的調控。這樣的現象與 C7 的前後位移曲線，大致有其相似之處。

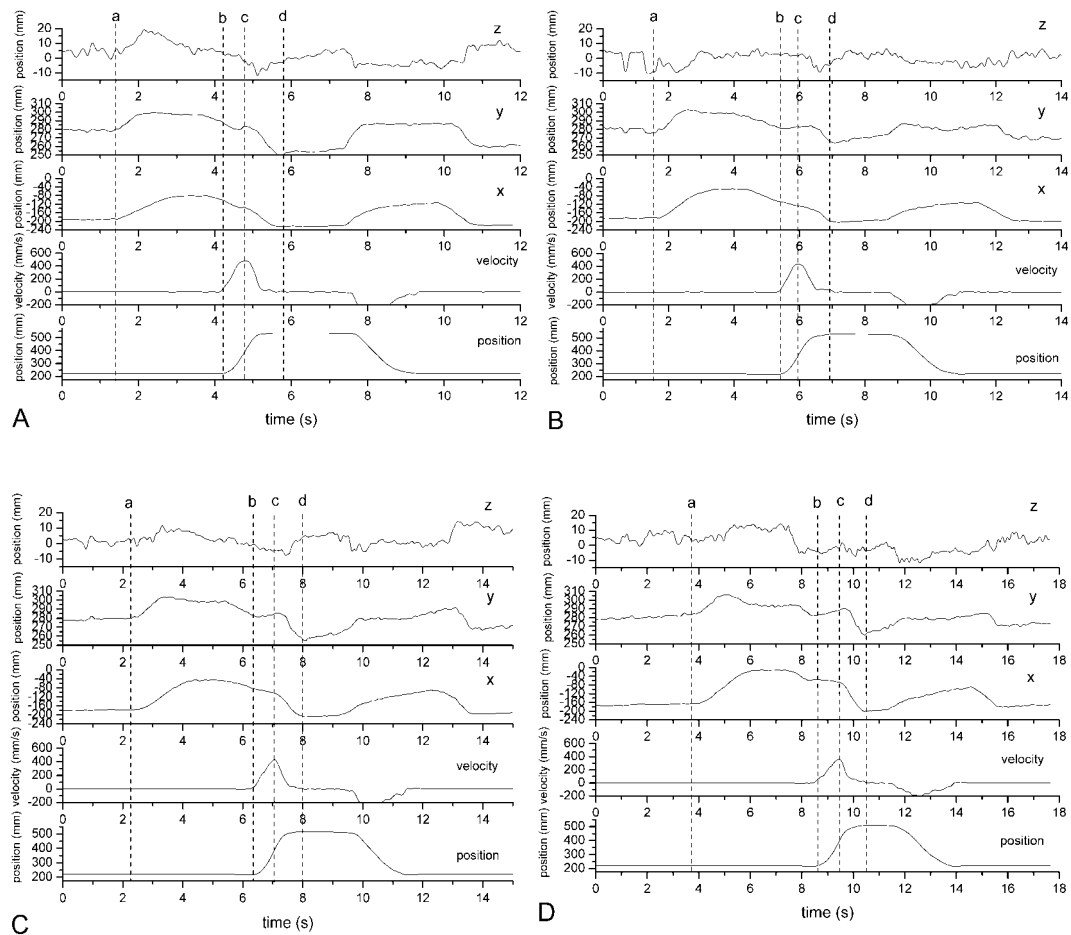


圖 14：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%、50%、70%及 90% 時，T6 位移曲線圖。註：A 為 30%；B 為 50%；C 為 70%；D 為 90%。

三、L3 相對於骨盆座標位移曲線

L3 為腰椎前突幅度最前之位置，其相對於骨盆座標位移變化特徵，如圖 15 所示，硬舉的全部動作過程（圖 15 中所示之線 a-線 d），此過程所代表的運動特徵差異，就可被視為完整硬舉動作 L3 的總位移量。

(一) 動作前期

從站立動作開始，軀幹向前彎曲，蹲坐成預備動作後，開始起動直到槓鈴離地瞬間（圖 15 中所示之線 a-線 b），此時 L3 在 x 方向之位移與 C7、T6 具有共同作用的趨勢，向前運動以產生預備動作。y 方向的上下位移，在此階段沒有明顯的位移現象，一來顯示因為位置已相當接近骨盆，而有壓縮空間的侷限性；再者，此特徵也說明 L3 在維持脊柱工作勁度，以因應外在負荷的重要特性，而在左右位移則比 C7 與 T6 明顯較少。

(二) 起動前期

槓鈴離地瞬間，直到槓鈴速度達最大時（圖 15 中所示之線 b-線 c），此時期 L3 在 x 方向表現出持續向後位移，與 C7、T6 有相同的趨向，為槓鈴上升的初期提供有利的重心位置，以減少負荷相對於身體的力臂，而減少抗力矩的大小；y 方向在槓鈴達最大速度前有很明顯的向上位移現象，直到達最大速度時就不再向上位移，此一外在特徵對於動作速度較快情境時的腰部勁度調整，就有深入探究的必要了；z 方向則沒有明顯的位移現象。

(三) 動作期

從槓鈴離地瞬間，到槓鈴達穩定位置且速度為零時（圖 15 中所示之線 b-線 d），此階段的前後位移比 C7 與 T6 較早達到穩定位置，此與 L3 較近於骨盆座標系有不可分割的關係；而在 y 方向的趨勢，在槓鈴通過最大速度後，有非常明顯的向下位移（產生垂直壓縮現象），可為腰部環節的穩定而作一預備，而且直到所有動作皆達穩定時，L3 向下位移的現象才趨於平緩；z 方向則沒有明顯的位移現象。

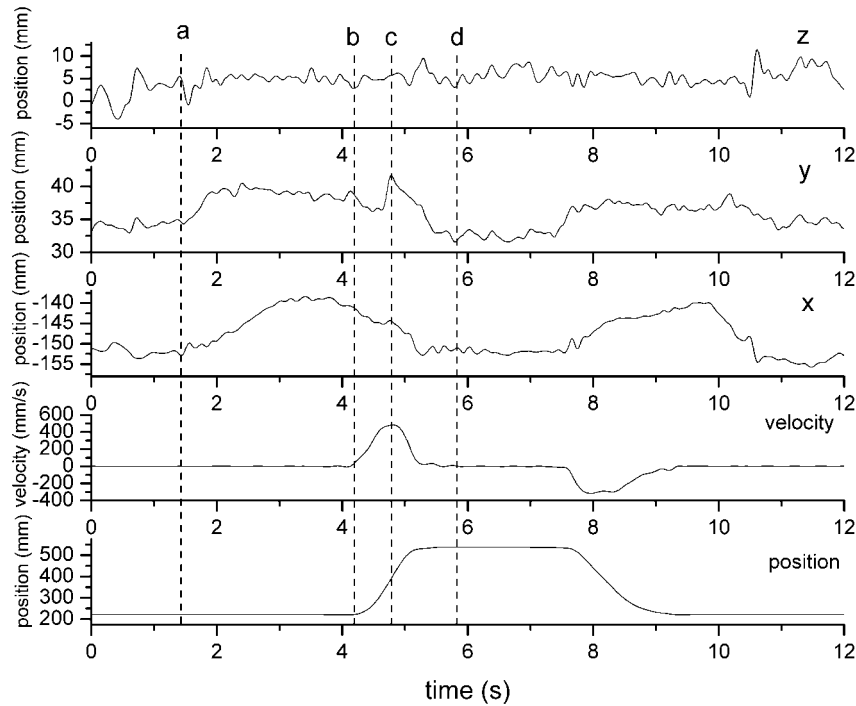


圖 15：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%時，L3 位移曲線圖。註：x 為前後位移；y 為上下位移；z 為左右位移；velocity 為槓鈴移動速度；position 為槓鈴的位置；線 a 為 C7 開始動作瞬間；線 b 為槓鈴離地瞬間；線 c 為槓鈴速度達最大值；線 d 為槓鈴達穩定位置，且速度為零。

三個標記點相對骨盆位置，C7 最遠，其次是 T6，而 L3 離骨盆座標最近。因此，在位移的變化量，會產生與相對距離有關的變化，如動作前期的前後位移、全部動作期的左右位移量等測量資料顯示，原本距離骨盆較遠的脊柱位置，在特徵上也就呈現較大的位移。

L3 相對於骨盆座標的位移曲線，在負荷不同重量下的位移趨勢變化，如圖 16 所示，L3 在 z 方向與 y 方向的位移曲線，都顯示較為平緩，且有位移量變化較小的趨勢，其原因

為 L3 相對於骨盆座標間的距離較小，因此位移量較小。然而，x 方向的前後位移曲線圖中，負荷 30% 的重量時，在槓鈴達穩定位置前，L3 較早到達動作之位置，也就是說因應較小負荷時，L3 能較早達到完成動作所須要之定點，但是隨著重量負荷的增加，L3 调控脊柱結構的外在現象即呈現減少。

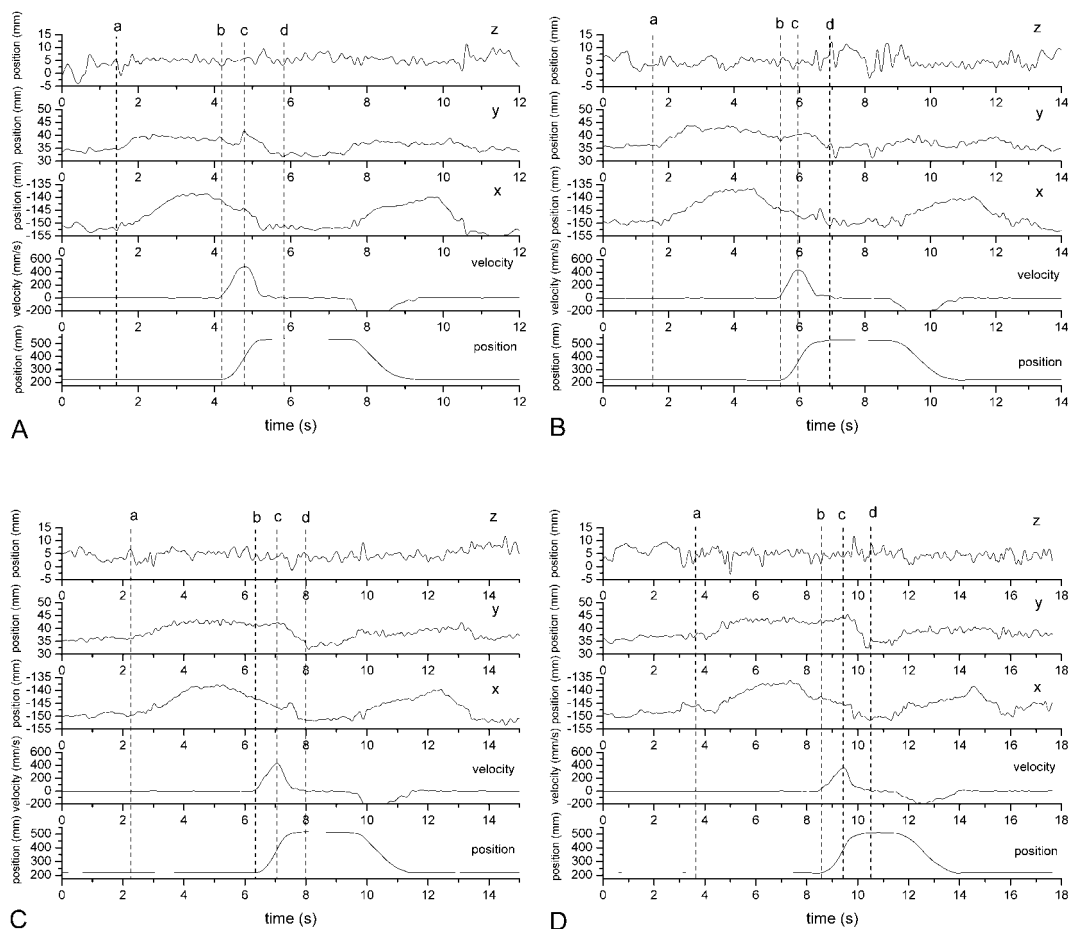


圖 16：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%、50%、70% 及 90% 時，L3 位移曲線圖。註：A 為 30%；B 為 50%；C 為 70%；D 為 90%。

第二節、軀幹的角運動特徵

本研究為了分析軀幹的角運動特徵，以矢狀面軀幹傾斜角（sagittal trunk inclination）、矢狀面胸椎後突（sagittal kyphosis）角度、矢狀面腰椎前突（sagittal lordosis）角度在硬舉動作時所蒐集之參數，作為解釋脊柱彎曲形變之參考。本節將分別就矢狀面軀幹傾斜角、矢狀面胸椎後突及矢狀面腰椎前突的角運動特徵，而在動作階段的劃分，則與標記點位移階段的劃分法相同，全部動作期包括了動作前期、起動前期及動作期等。

一、矢狀面軀幹傾斜角

矢狀面軀幹傾斜角的定義，為矢狀面 C7 到薦椎下緣連線相對於垂直軸的夾角，其角度變化特徵如圖 17 所示。全部動作期（如圖 17 所示之線 a-線 d）的曲線意義，以實驗參加者 7 為例，預備直立姿勢時的軀幹傾斜角度約為 10 度，動作開始時，軀幹逐漸向前彎曲，並通過垂直軸，俾使軀幹傾斜角度經過 0 度；當軀幹往前下彎曲至極值時，此一角度約為 -30 度。軀幹前彎角度逐漸加大，因此 -30 度代表為最大前傾彎曲時的角度。在軀幹直立時的傾斜 10 度角，則是比垂直軸（0 度）更為後傾的軀幹傾斜角，且角度愈大代表軀幹後傾愈多。經比對 C7 開始向後產生位移曲線，軀幹傾斜角亦在此時有角度縮小的趨勢出現，在槓鈴離地前傾斜角約回復到 -15 度。動作期的軀幹傾斜角則逐漸縮小，通過 0 度後，完成動作時傾斜角回復到原預備直立動作的 10 度傾斜角。

（一）動作前期

動作前期（如圖 17 所示之線 a-線 b）的軀幹傾斜角，由

於實驗參加者站立成相撲式硬舉動作，預備時軀幹向前傾斜達到將近-30度，對照 C7 開始向後位移時，軀幹傾斜角也開始減少，約在-12度時，槓鈴離地，此為縮短身體重心與槓鈴相對位置的重要動作，有利於提舉外在負荷。

(二) 起動前期

在此階段（如圖 17 所示之線 b-線 c）軀幹傾斜角維持穩定的角度，到槓鈴速度達最大時，才有繼續縮減的現象，因此，可以解釋在起動前期，整體脊柱矢狀面的姿勢維持係為一種穩定的狀態，以維持初期操作重物的離地。

(三) 動作期

在動作期（如圖 17 所示之線 b-線 d），當槓鈴達到最大速度瞬間，實驗參加者隨著槓鈴垂直位置的上升，逐漸縮小軀幹前傾角度，直到槓鈴位置穩定時，軀幹傾斜角也就逐漸達到穩定的狀態。

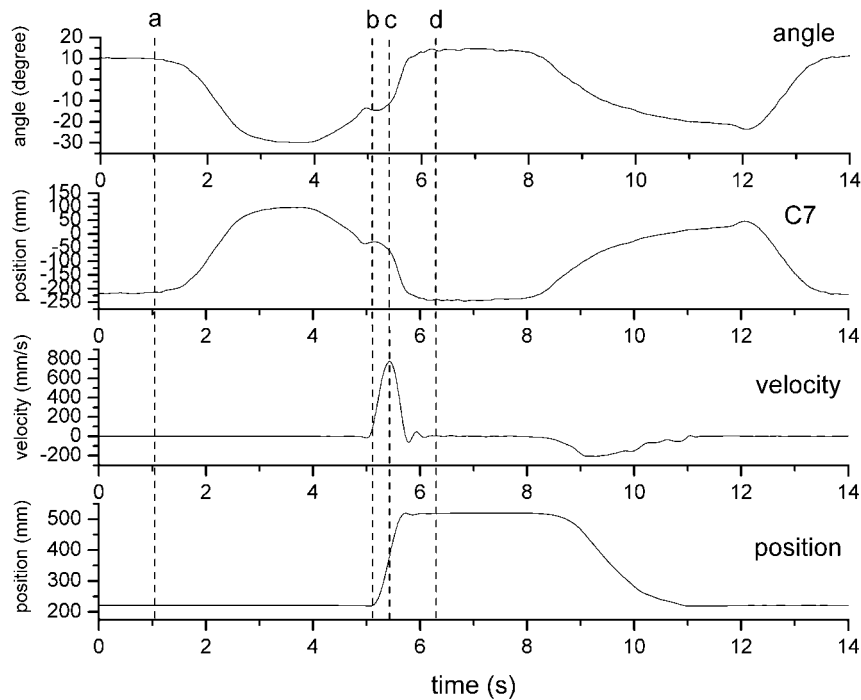


圖 17：實驗參加者 7 試作最大力量的 30% 時，矢狀面軀幹傾斜角曲線圖。註：C7 為第 7 頸椎前後方向的位移；velocity 為槓鈴移動速度；position 為槓鈴的位置；線 a 為 C7 開始動作瞬間；線 b 為槓鈴離地瞬間；線 c 為槓鈴速度達最大值；線 d 為槓鈴達穩定位置，且速度為零。

矢狀面軀幹傾斜角，在負荷不同重量下的變化趨勢如圖 18 所示，預備直立姿勢與完成時的直立姿勢，在軀幹傾斜角上並沒有太大變化，也就是說完成直立時的軀幹傾斜角，不會受不同負荷重量影響來產生增大或縮小。而在起動前期（線 b-線 c），軀幹傾斜角在負荷 30% 與 50% 重量時，隨著槓鈴向上位移達最大速度前，軀幹傾斜角會有開始縮小角度的現象；而當負荷的重量增加至 70% 與 90% 時，軀幹傾斜角則由於因應重量的增加，而有維持工作角度的現象，此種情況

尤其以負荷 90%重量時更為明顯。

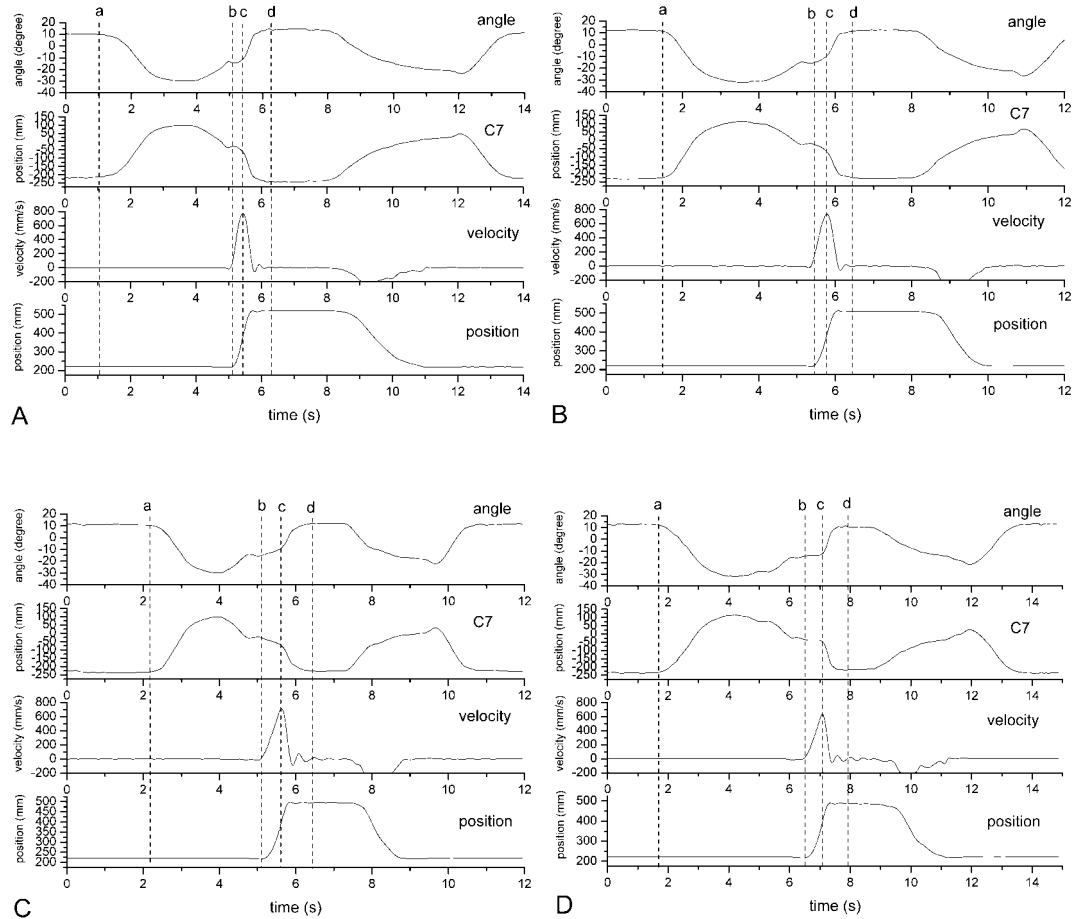


圖 18：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%、50%、70%及 90% 時，矢狀面軀幹傾斜角曲線圖。註：A 為 30%；B 為 50%；C 為 70%；D 為 90%。

二、矢狀面胸椎後突角度

為了計算矢狀面胸椎後突角度，本研究由 L3 向 T6 作一射線，並以此射線穿過 T6 後作延長線，而上軀幹肢段（C7 到 T6 連線）與前述延長線的夾角即為所求。胸椎後突角的數值越小，表示軀幹上下二肢段越近共線的趨勢，意即胸椎後突的情況越不明顯；而當胸椎後突角的數值越大，表示上

軀幹和下軀幹的肢體夾角越大，意即胸椎後突的外在現象越是明顯。圖 19 即為實驗參加者在矢狀面胸椎後突的變化曲線，由圖所示，全部動作期（如圖 19 所示之線 a-線 d）的曲線，開始動作時的預備直立姿勢，胸椎後突約為 15 度角，當軀幹向前彎曲，胸椎後突角度逐漸加大，約至 25 度時，隨著 C7 開始向後位移，胸椎後突角度則漸漸回復至 15 度時，槓鈴隨即離地。而從槓鈴離地至完成動作之期間，胸椎後突角度即沒有產生較大的變化，與接近預備直立姿勢角度相近。

（一）動作前期

動作前期（如圖 19 所示之線 a-線 b）的矢狀面胸椎後突角度，初期約 15 度，約經歷 2 秒的時間，角度變化加大約達 25 度左右，然後角度變化則趨於緩和，直到相對的 C7 向後位移，胸椎後突角度開始縮減，並於槓鈴離地前恢復接近預備直立姿勢的角度。對應到 C7 的位移曲線，可以說明 C7 到 T6 的連線比 T6 到 L3 連線向後位移速度要快，胸椎後突角度才會逐漸縮小。槓鈴離地瞬間，胸椎後突約恢復到原來動作起始的 13-15 度，此一動作過程主要是軀幹先行伸展，在預備上舉前，動作受承載重量影響，而增加此一工作角度。

（二）起動前期

在起動前期（如圖 19 所示之線 b-線 c）槓鈴離地前，胸椎後突角度有些微增加之趨勢，但隨後又恢復平緩的曲線特徵。在槓鈴離地時，軀幹隨即承擔相當高的負荷，因此，出現胸椎後突角度因承載重量而略為增加，之後接續的角度縮減，是軀幹主動工作，讓上胸椎產生較大的位移，以有利於槓鈴提舉起動的動作。

(三) 動作期

在進入動作期（如圖 19 所示之線 b-線 d）後，矢狀面胸椎後突角度以較為穩定的動作範圍，完成槓鈴上舉動作，最大角度變化量約達 6-8 度；這樣的的角度變化即 C7、T6 及 L3 以較接近的趨勢，向後上方產生位移，因此，造成了較固定的角度變化。當進入完成動作的階段時，平均角度大約維持在 10 度上下。

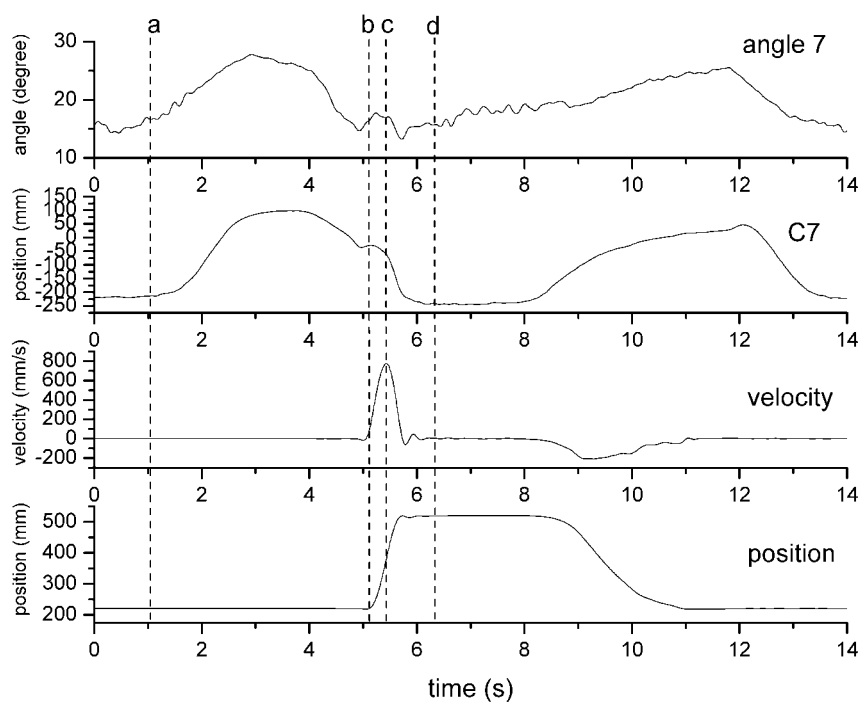


圖 19：實驗參加者 7 試作最大力量的 30% 時，矢狀面胸椎後突角度曲線圖。註：C7 為第 7 頸椎前後方向的位移；velocity 為槓鈴移動速度；position 為槓鈴的位置；線 a 為 C7 開始動作瞬間；線 b 為槓鈴離地瞬間；線 c 為槓鈴速度達最大值；線 d 為槓鈴達穩定位置，且速度為零。

矢狀面胸椎後突角度，在負荷不同重量下的變化趨勢如

圖 20 所示，起動前期（線 b-線 c）在最大負荷的 30% 和 50% 重量時，軀幹在胸椎後突角度有略為增加的現象；最大負荷的 70% 和 90% 重量時，起動前期的胸椎後突角度則沒有增減之狀況，這樣的情形可以說明 C7、T6 與 L3 在因應較重負荷時，以三點不變的結構體向上位移，軀幹減少勁度的調節以完成槓鈴上舉之動作；然而資料也顯示 30% 和 50% 負荷時，有較多的軀幹調節。

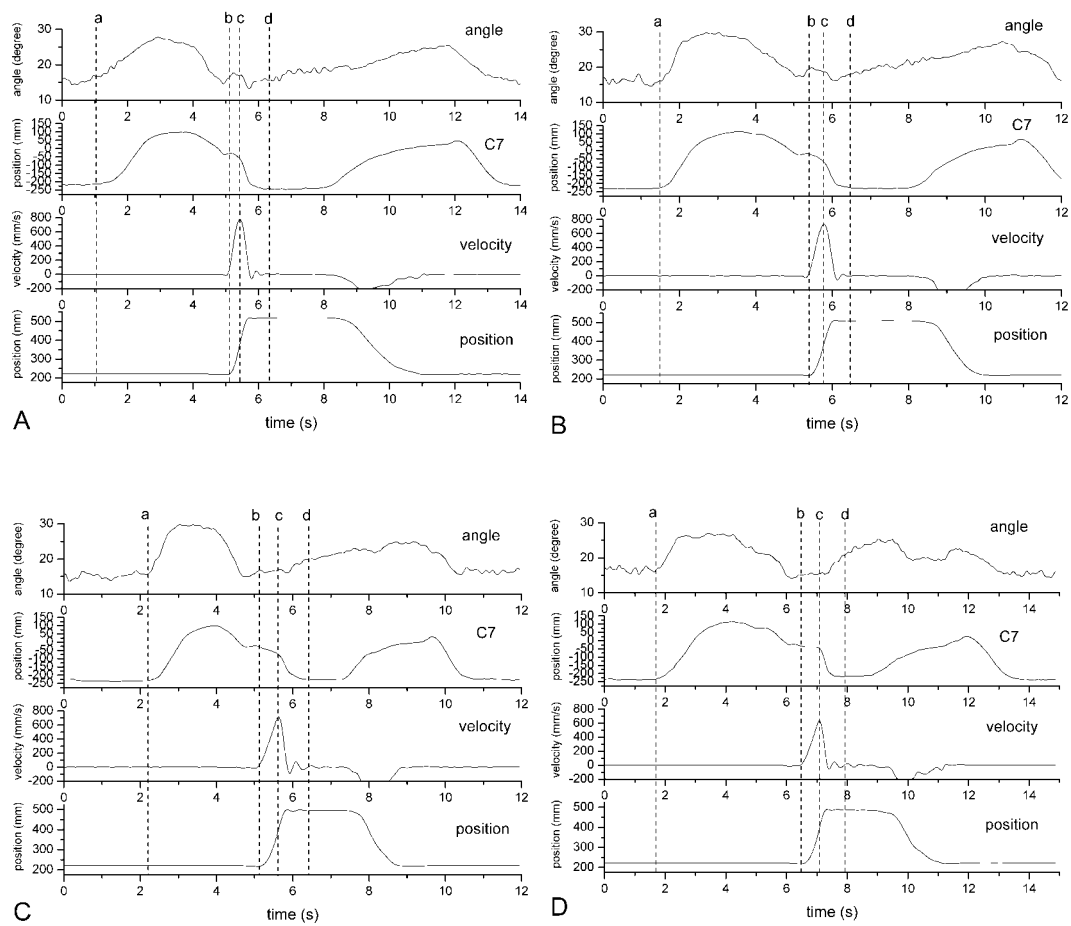


圖 20：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%、50%、70% 及 90% 時，矢狀面胸椎後突角度曲線圖。註：A 為 30%；B 為 50%；C 為 70%；D 為 90%。

三、矢狀面腰椎前突角度

矢狀面腰椎前突角度在本研究中，是以 T6 到 L3 連成一射線，並以此射線穿過 L3 後作延長線，然後 L3 到薦椎下緣再連成另一射線與前述延長線成一夾角，就是代表腰椎前突的角度，而此兩個肢段的趨勢越接近共線時，腰椎前突的角度則越顯縮小，圖 21 即為實驗參加者 7 負荷 30%重量時，腰椎前突的變化特徵。全部動作期（如圖 21 所示之線 a-線 d）的曲線，開始動作時的預備直立姿勢，腰椎前突約為 30 度左右，隨著軀幹向前彎曲，因 T6 向前及向下位移而產生腰椎前突角度縮小，角度變化大約至 0 度時，即維持穩定狀況，相對於 C7 開始產生向後位移，T6 也隨之向後位移，此時腰椎前突角度漸漸增加，並約達 10 度時，方出現槓鈴的離地。從槓鈴離地到起動前期結束，此階段的腰椎前突角度一直維持在 10 度左右，然而，在槓鈴產生位移的最大速度後，矢狀面腰椎前突的現象，即產生較大的動作幅度，直至增加達到約 30 度角時，才開始趨於穩定，此時的腰椎前突角度與預備的直立姿勢角度相當接近。

（一）動作前期

在動作前期（如圖 21 所示之線 a-線 b），矢狀面腰椎前突角度由直立時的 30 度，因應軀幹向前彎曲動作，有逐漸減少角度的趨勢，之後，腰椎前突角度達到約 0 度時，維持此角度約達 1 秒以上，顯示動作前期的動作準備，人體的上軀幹（T6-L3）和下軀幹（L3-薦椎下緣）將以接近共線的動作形式或結構，作為起始負重的機制。隨著 C7 的向後位移，角度才逐漸增加，在約達 10 度時腰椎前突角度呈一穩定狀態，而後即進入了起動前期。

(二) 起動前期

起動前期(如圖 21 所示之線 b-線 c)的腰椎前突角維持約 10 度的角度,此一維持角度的現象,直到槓鈴位移速度達最快時,才開始產生角度增加之趨勢。換言之,維持同一角度而槓鈴持續向上位移的情形,可以說明 C7、T6 與 L3 在因應較重負荷時,以三點不變的結構體向上位移,以完成槓鈴上舉之動作。

(三) 動作期

在動作期(如圖 21 所示之線 b-線 d)過程中後半階段(槓鈴速度達最快之後的時期),腰椎前突角度急遽增加,在槓鈴達固定高度時,角度即進入約 30 度的穩定狀態。然而,腰椎前突角達穩定時,C7 的位移也於同時間進入穩定位置,表示在動作期完成動作時,C7 與構成腰椎前突角的三點(T6、L3 及薦椎下緣),以一種整體性的結構來完成硬舉動作。

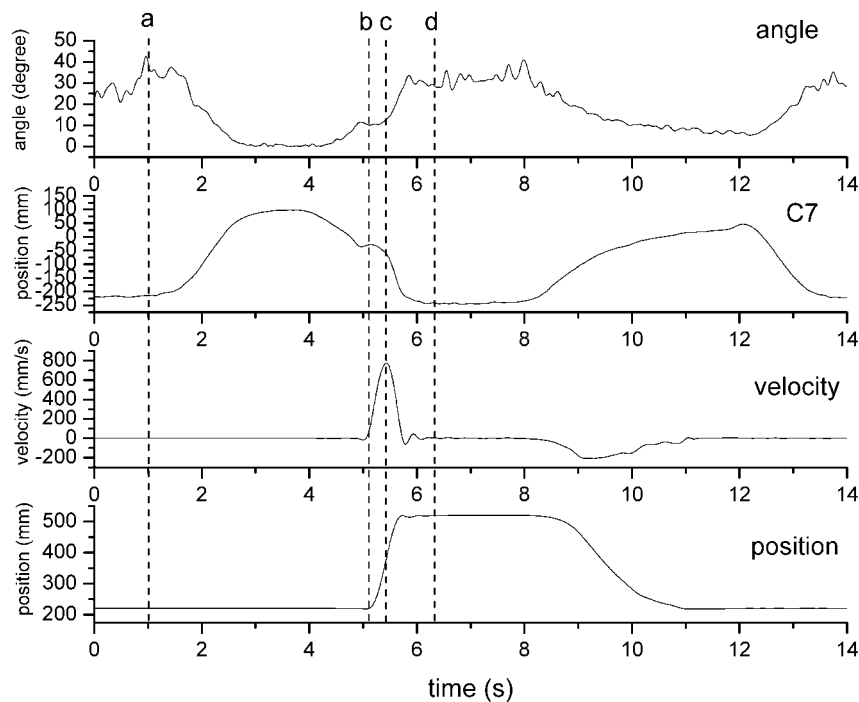


圖 21：實驗參加者 7 試作最大力量的 30% 時，矢狀面腰椎前突角度曲線圖。註：C7 為第 7 頸椎前後方向的位移；velocity 為槓鈴移動速度；position 為槓鈴的位置；線 a 為 C7 開始動作瞬間；線 b 為槓鈴離地瞬間；線 c 為槓鈴速度達最大值；線 d 為槓鈴達穩定位置，且速度為零。

矢狀面腰椎前突角度，在負荷不同重量下的變化趨勢如圖 22 所示，腰椎前突角度曲線圖在各負荷中，動作前期進入槓鈴離地之前，皆有一明顯的轉折點，經過此點後，前突角度即進入一維持角度的狀態，且所有負荷重量的這一腰椎前突轉折點，大約在達 10 度時，方產生穩定狀況進入起動前期。在槓鈴速度達到最大時，矢狀面腰椎前突角度大幅增加，但隨著負荷重量的增加，其角度的變化趨勢依然維持相同以完成工作，所以，可以進一步說明，矢狀面腰椎前突角

度在實施硬舉動作時，角度變化的特徵較為一致，而並不會因為負荷重量的不同，產生其他工作特徵的變化。

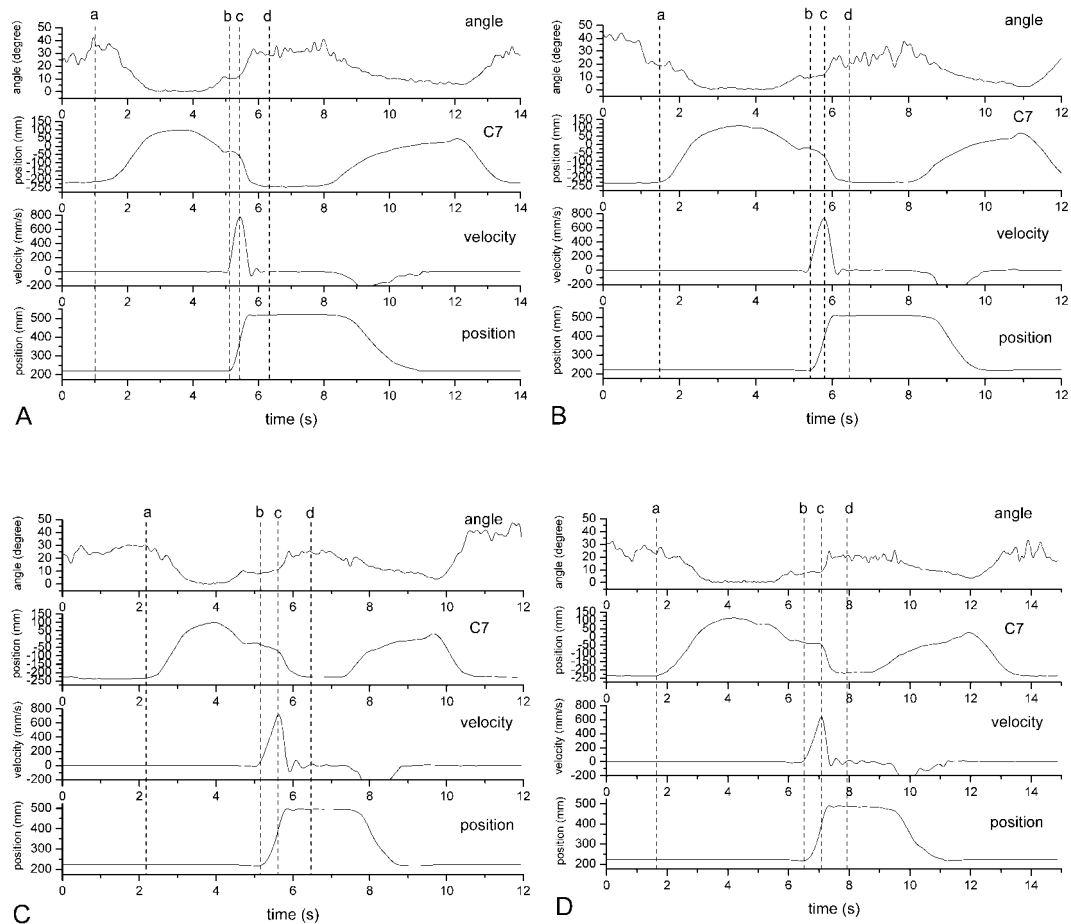


圖 22：實驗參加者 6 試作最大負荷的 30%、50%、70%及 90% 時，矢狀面腰椎前突角度曲線圖。註：A 為 30%；B 為 50%；C 為 70%；D 為 90%。

第三節、不同負荷下的脊柱彎曲

本研究中為了比較實驗參加者實施硬舉最大負荷的 30%、50%、70%及 90%，並進而比較不同負荷重量的脊柱彎

曲差異，因此，本研究的依變項因子則為在 C7、T6、L3 三個反光標記各動作階段之位移量，以及矢狀面軀幹傾斜角度、胸椎後突角度及腰椎前突角度的變化量。並以重複量數單因子變異數分析比較不同負荷下脊柱彎曲或形變的相關資料，當統計達顯著差異後，則使用 Duncan 法進行事後比較，統計顯著水準定為 $\alpha = .05$ 。分析後之結果如下：

一、標記點位移量統計分析

(一) 第 7 頸椎位移統計分析

本研究中以硬舉動作進行不同負荷重量的承載，第 7 頸椎 (C7) 標記點在各動作階段之位移量，為位移的最大值減掉最小值所得之結果，在描述統計方面的資料見附錄 C 表 5、表 6、表 7；重複量數單因子變異數分析資料見附錄 D 表 8、附錄 E 表 9、附錄 F 表 10。

1. C7 前後位移量

C7 在動作前期隨著重量的增加，前後位移量是否有所不同，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示前後位移量在不同負荷下達顯著差異 ($F_{(3,21)}=4.370$, $p<.05$, $\eta^2=.384$, $\text{Power}=.799$)，再經事後比較發現，最大負荷的 90% 比 50%、30% 產生較大前後位移量。為了完成工作負荷，實驗參加者在槓鈴尚未離地前的動作前期，會出現二種因應負荷的形式：對於較小負荷的情況，C7 的前後方向位移也較小，並在 C7 尚未伸展完成前，就出現槓鈴的離地時相；對於較大負荷的處理，C7 的前後方向位移就會先行出現，直到延伸至極限位置時，才會產生槓鈴的離地時相。動作期不同負荷的前後位移量，經統計結果顯示有顯著差異存在 ($F_{(3,21)}=6.230$, $p<.05$, $\eta^2=.471$, $\text{Power}=.925$)。所以，經事後比較發現 C7

前後位移量，在最大負荷的 30%明顯比 70%和 90%產生較大位移；最大負荷 50%的 C7 前後位移量亦大於 70%。此現象說明槓鈴離地後，軀幹在負荷較輕重量時，C7 進行槓鈴上舉之工作，到達完成直立動作階段，將因負荷重量較輕，俾使軀幹可以大幅度後仰至穩定的槓鈴位置。然而，在 70%及 90%等較重負荷重量時，C7 因為此重量的限制，無法大幅度產生向後位移，因此，較大負荷時的 C7 前後位移量則較少。C7 在起動前期的前後位移量，經重覆量數單因子變異數分析考驗不同負荷大小的結果，未達顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.180$, $p>.05$, $\eta^2=.025$, $\text{Power}=.078$)，表示從槓鈴離地瞬間到槓鈴位移最大速度期間，C7 的位移量不因為負荷重量的不同，而產生有顯著的不同。然而，全部動作期包括了動作前期與動作期，負荷較輕重量 (30%與 50%) 時，C7 位移量在動作前期產生較小位移量，但在動作期卻產生較大位移；相反地，負荷較重的重量 (70%與 90%) 時，C7 位移量在動作前期產生較大位移量，但在動作期卻產生較小位移，因此，此一消長的作用下，在全部動作期就沒有顯著差異產生。

2. C7 上下位移量

在動作前期 C7 的上下位移量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示達顯著差異 ($F_{(3,21)}=7.146$, $p<.05$, $\eta^2=.505$, $\text{Power}=.956$)。因此，再經事後比較發現，最大負荷的 90%比 50%、30%產生較大的上下位移量；最大負荷的 70%亦大於 30%。C7 上下位移量，是 C7 相對於骨盆座標系的垂直壓縮距離，而動作前期是預備動作到槓鈴離地前階段，所以，在槓鈴離地前，所負荷的重量就已經承載於軀幹了，因此，重量的增加在槓鈴離地的瞬間，進而影響 C7 上下位移量；

也就是說，在較大負荷重量時，C7 垂直壓縮量會增加。起動前期不同負荷重量下的 C7 上下位移量，經統計分析結果顯示，沒有顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.290$ ， $p>.05$ ， $\eta^2=.040$ ， $\text{Power}=.096$)，這說明了從槓鈴離地到槓鈴速度達最快之期間，C7 與骨盆座標系維持較為一致的距離。在動作期的 C7 上下位移量，統計結果也未達顯著差異 ($F_{(3,21)}=2.770$ ， $p>.05$ ， $\eta^2=.284$ ， $\text{Power}=.584$)，槓鈴離地後經過槓鈴最大速度期，最後至完成動作為止，C7 的上下位移亦不因負荷的改變，而產生顯著變化。全部動作期也因為動作期的主要關係，因此，沒有顯著差異存在。

3. C7 左右位移量

動作前期不同負荷的 C7 左右位移量，經統計分析後，顯示有顯著差異存在 ($F_{(3,21)}=4.371$ ， $p<.05$ ， $\eta^2=.384$ ， $\text{Power}=.799$)。因此，進行事後比較發現最大負荷的 90% 比最大負荷的 30% 及 50% 重量，會產生較大的 C7 左右位移量。也就是說，C7 左右位移量在負荷 90% 重量時，左右位移量明顯大於較輕的負荷重量。全部動作期不同負荷的 C7 左右位移量，統計分析結果顯示有顯著差異 ($F_{(3,21)}=3.736$ ， $p<.05$ ， $\eta^2=.348$ ， $\text{Power}=.727$)，經事後比較發現最大負荷的 90% 比最大負荷的 30%、50% 及 70% 重量，產生較大的 C7 左右位移量。起動前期的 C7 左右位移量，統計結果亦顯示有顯著之差異 ($F_{(3,21)}=5.185$ ， $p<.05$ ， $\eta^2=.426$ ， $\text{Power}=.867$)，作事後比較發現 C7 左右位移量，在最大負荷的 90% 明顯比 50% 和 30% 產生較大位移；最大負荷 70% 的 C7 左右位移量亦大於 50%。而動作期不同負荷重量下的 C7 左右位移量，經統計分析結果顯示，沒有顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.870$ ， $p>.05$ ， $\eta^2=.426$ ，

Power=.867)，此現象說明槓鈴離地後，到達完成直立動作階段，C7 左右位移量在完成動作階段時，C7 僅須要維持伸展動作，因此，C7 的左右位移量，即不會因負荷量的增減而產生明顯的變化。

(二) 第 6 胸椎位移統計分析

第 6 胸椎 (T6) 標記點在各動作階段之位移量，為位移的最大值減掉最小值所得之結果，在描述統計方面的資料如附錄 G 表 11、表 12、表 13；重複量數單因子變異數分析資料見附錄 H 表 14、附錄 I 表 15、附錄 J 表 16。

1. T6 前後位移量

在動作前期，為了探討 T6 隨著重量的增加，前後位移量是否有所不同，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示前後位移量在不同負荷下達顯著差異 ($F_{(3,21)}=6.486$, $p<.05$, $\eta^2=.481$, Power=.935)。因此，經事後比較發現，最大負荷的 90% 比 50%、30% 產生較大的 T6 前後位移量，最大負荷的 70% 亦大於 30% 的 T6 前後位移量。也就是說 T6 在動作前期的前後位移量，為了完成工作負荷，在槓鈴尚未離地前的動作前期，因應較小負荷的情況，T6 的前後方向位移也較小，並在 T6 尚未伸展完成前，就出現槓鈴的離地時相；對於較大負荷的處理，T6 的前後方向位移會先行出現，直到延伸至極限位置時，才會產生槓鈴的離地時相。起動前期的 T6 前後位移量，經重覆量數單因子變異數分析，顯示前後位移在不同負荷下有顯著差異存在 ($F_{(3,21)}=13.957$, $p<.05$, $\eta^2=.666$, Power=1.000)。因此，經事後比較發現最大負荷的 30%、50% 明顯比 70% 和 90% 產生較大的前後位移。此現象說明槓鈴離地到槓鈴速度達最大期間，在最大負荷的 30% 及

50%重量，是人體軀幹可主動控制的重量範圍，因此，T6 有較多控制向後移動的工作範圍，此一控制槓鈴離地後的軀幹動作，在重量負荷達到最大負荷的 70%-90%時，T6 向後位移的工作範圍則被較重的重量給限制了。而全部動作期及動作期經統計分析結果顯示，並沒有顯著差異，其中動作期包括起動前期與完成動作階段，在 30%及 50%等較輕負荷時，起動前期 T6 已完成較大位移量了，因此，進入完成動作階段，即無太多的位移量或空間予以完成工作；然而，在 70%及 90%等較重負荷重量時，T6 因為此重量的限制，缺乏大幅度產生向後位移的空間，因此，較大負荷時的 T6 前後位移量則較少。全部動作期則受限於動作前期與起動前期的影響，即動作前期 70%與 90%重量的位移量較大，起動前期 70%與 90%重量的位移量則較小；起動前期 30%與 50%重量的位移量較大，但在動作前期時，30%與 50%重量的位移量則較小，而動作期又無顯著差異的狀況下，因此，此一消長的作用下，在全部動作期就沒有顯著差異產生。

2. T6 上下位移量

在動作前期 T6 的上下位移量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示達顯著差異 ($F_{(3,21)}=6.920$, $p<.05$, $\eta^2=.497$, $Power=.950$)。因此，再經事後比較發現，最大負荷的 90%、70%比 50%、30%產生較大的上下位移量；而動作前期是預備動作到槓鈴離地前階段，所以，在槓鈴離地前，所負荷的重量就已經承載於軀幹了，因此，重量的增加在槓鈴離地的瞬間，就對 T6 上下位移量產生了影響，也就是說，在較大負荷重量時，增加了 T6 的垂直壓縮量。起動前期不同負荷重量下的 T6 上下位移量，經統計分析結果顯示，亦達顯著差

異 ($F_{(3,21)}=3.071$, $p<.05$, $\eta^2=.305$, $\text{Power}=.633$)。經事後比較發現最大負荷的 90% 比 70%、50% 產生較大的 T6 上下位移量，即 T6 在槓鈴離地至達最大速度前，仍然隨著動作前期的趨勢，繼續產生向下位移現象。在動作期的 T6 上下位移量，統計結果也未達顯著差異 ($F_{(3,21)}=1.842$, $p>.05$, $\eta^2=.208$, $\text{Power}=.408$)，說明了槓鈴離地後經過槓鈴最大速度期，最後至完成動作為止，T6 的上下位移亦不因負荷的改變，而產生顯著變化。全部動作期則也因為動作期的關係，而沒有顯著差異存在。

3. T6 左右位移量

動作前期不同負荷的 T6 左右位移量，經統計分析後，顯示有顯著差異存在 ($F_{(3,21)}=4.012$, $p<.05$, $\eta^2=.364$, $\text{Power}=.760$)。因此，進行事後比較發現最大負荷的 90% 比最大負荷的 30% 及 50% 重量，會產生較大的 T6 左右位移量。也就是說，T6 左右位移量在負荷 90% 重量時，左右位移量明顯大於較輕的重量負荷。全部動作期、起動前期與動作期在不同負荷重量下，T6 的左右位移量經統計分析結果顯示，均沒有顯著差異 ($p>.05$)，也就是說 T6 的左右位移量，不會因負荷量的不同而產生明顯的變化。

(三) 第 3 腰椎位移統計分析

第 3 腰椎 (L3) 標記點在各動作階段之位移量，為位移的最大值減掉最小值所得之結果，在描述統計方面的資料如附錄 K 表 17、表 18、表 19，重複量數單因子變異數分析資料見附錄 L 表 20、附錄 M 表 21、附錄 N 表 22。

1. L3 前後位移量

L3 前後位移量在動作前期、動作期及全部動作期，經統

計分析結果顯示，皆無顯著差異 ($p>.05$)，此現象說明 L3 相對於骨盆座標系的前後位移量，不因負荷量的改變而有所改變，實驗參加者以接近相同的固定腰椎動作形式，執行硬舉的動作過程，因此，L3 在前後位移量就無顯著差異。然而，起動前期的 L3 前後位移量，經重覆量數單因子變異數分析，顯示前後位移量在不同負荷下，有顯著差異存在 ($F_{(3,21)}=4.035$, $p<.05$, $\eta^2=.366$, $\text{Power}=.763$)，經事後比較發現最大負荷的 30% 比 70% 產生較大的前後位移。顯示從槓鈴離地到槓鈴速度達最大的期間，槓鈴的位移使得前後位移量有顯著差異存在。在最大負荷 30% 的重量時，L3 向後移動有較大的空間，控制槓鈴離地時的軀幹動作，但當重量負荷達到最大負荷的 70% 時，L3 向後位移能力則受到此外在重量的限制，而影響其工作範圍。

2.L3 上下位移量

動作前期 L3 的上下位移量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示達顯著差異 ($F_{(3,21)}=5.756$, $p<.05$, $\eta^2=.451$, $\text{Power}=.903$)。因此，再經事後比較發現，最大負荷的 90%、70% 比 50%、30% 產生較大的上下位移量。動作前期是預備動作到槓鈴離地前階段，所以，在槓鈴離地前，所負荷的重量就已經承載於軀幹了，因此，增加重量在槓鈴離地的瞬間，就影響了 L3 上下位移量；也就是說，在較大負荷重量時，L3 垂直壓縮量明顯增加了約 2mm。起動前期 L3 的上下位移量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示亦達顯著差異 ($F_{(3,21)}=10.790$, $p<.05$, $\eta^2=.606$, $\text{Power}=.996$)，經事後比較後，發現最大負荷的 90% 比 70%、50%、30% 產生較大的上下位移量。而動作期 L3 的上下位移量，經統計分析結果顯

示亦達顯著差異 ($F_{(3,21)}=7.462$, $p<.05$, $\eta^2=.516$, $\text{Power}=.964$)，經事後比較發現，最大負荷的 90% 比 70%、50%、30% 產生較大的上下位移量。而全部動作期 L3 的上下位移量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示達顯著差異 ($F_{(3,21)}=3.966$, $p<.05$, $\eta^2=.362$, $\text{Power}=.755$)。因此，再經事後比較發現，最大負荷的 70% 比 50%、30% 產生較大的上下位移量；最大負荷的 90% 比 30% 產生較大的上下位移量。L3 相對於骨盆座標系的上下位移量，在不同負荷時各個階段都有顯著差異的現象，而 L3 到薦椎下緣上下位移量，就可視為是脊柱因承載重量所產生的垂直壓縮量，且壓縮量在較大負荷時 (70% 及 90%) 會有較大的變化產生，因此，L3 在不同負荷時，以結構的不同調節勁度，以應對不同重量負荷的變化。

3. L3 左右位移量

全部動作期在不同負荷重量下的 L3 左右位移量，經統計分析結果顯示，沒有顯著差異 ($F_{(3,21)}=1.508$, $p>.05$, $\eta^2=.177$, $\text{Power}=.339$)；動作前期在不同負荷重量的 L3 左右位移量，經統計分析結果顯示，也沒有顯著差異 ($F_{(3,21)}=2.480$, $p>.05$, $\eta^2=.262$, $\text{Power}=.532$)；動作期在不同負荷重量下的 L3 左右位移量，經統計分析結果顯示，亦沒有顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.802$, $p>.05$, $\eta^2=.103$, $\text{Power}=.193$)；以上說明，L3 左右位移量與不同負荷間，所有動作期間皆無顯著差異。因為 L3 比 C7、T6 更為接近骨盆座標，所以可變化的位移量就較小，因此，較不易產生差異。再以先前 L3 的前後、上下位移量相互比較，L3 在不同負荷時，僅以垂直方向壓縮的方式，來因應負荷重量的增加。此一特徵可以說

明，腰椎在因應重量負荷的改變，是以產生垂直壓縮量作為對應的機制。

二、軀幹角度統計分析

(一) 矢狀面軀幹傾斜角

矢狀面軀幹傾斜角，是矢狀面 C7 到薦椎下緣連線，其相對於垂直軸的夾角。在各動作階段所測得之軀幹傾斜角的變化量，在描述統計方面的資料如附錄 O 表 23，重複量數單因子變異數分析資料見附錄 O 表 24。

動作前期的矢狀面軀幹傾斜角，在不同負荷的變化量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示達顯著差異 ($F_{(3,21)}=4.734$, $p<.05$, $\eta^2=.403$, $\text{Power}=.832$)，進一步作事後比較，發現最大負荷 90% 的軀幹傾斜角大於 30% 及 50%，說明在較大負荷重量時，從開始準備動作到槓鈴離地前，軀幹傾斜之角度變化量較大，此結果說明了 C7、T6 前後位移量增加的線運動現象。起動前期的軀幹傾斜角，在不同負荷的變化量，經重覆量數單因子變異數分析後，也達顯著差異 ($F_{(3,21)}=11.780$, $p<.05$, $\eta^2=.627$, $\text{Power}=.998$)，進行事後比較發現，最大負荷的 30% 及 50% 在此時期大於 70% 及 90% 之角度變化量，此動作現象乃是重量負荷較重時，軀幹受限於重量的因素，未能隨著槓鈴離地高度，伴隨著逐漸挺直軀幹，說明了在槓鈴離地至最大速度期間，身體軀幹維持同一傾斜角度向上舉起重量。然而，比對起動前期的 C7 前後位移量，C7 前後位移量並無顯著差異，因此可以推論雖然相對重量增加，軀幹卻未隨槓鈴離地高度的變化而挺直，而是因為臀部有提早上揚的動作產生。動作期的軀幹傾斜角，在不同負荷的變化量，經重覆量數單因子變異數分析後，也有顯

著差異存在 ($F_{(3,21)}=3.318$, $p<.05$, $\eta^2=.322$, $\text{Power}=.670$)。因此，再經事後比較後發現，最大負荷 30% 的軀幹傾斜角度變化量，大於最大負荷 70% 的軀幹傾斜角度變化量，即起動前期到完成穩定動作，最大負荷 30% 角度變化量皆大於最大負荷 70%，說明了完成動作階段，輕負荷的重量容易自然後仰軀幹，以維持平穩動作。全部動作期的軀幹傾斜角則未達顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.870$, $p>.05$, $\eta^2=.100$, $\text{Power}=.188$)。因為，全部動作期包括了動作前期與動作期，負荷較輕重量時，軀幹傾斜角變化量在動作前期產生較小位移量，但在動作期卻產生較大位移；相反地，負荷較重的重量時，軀幹傾斜角變化量在動作前期產生較大位移量，但在動作期卻產生較小位移，因此，在消長的作用下，在全部動作期就沒有顯著差異產生。

(二) 矢狀面胸椎後突角度

矢狀面胸椎後突角度為 L3 向 T6 作一射線，並以此射線穿過 T6 後作延長線，而上軀幹肢段 (C7 到 T6 連線) 與前述延長線的夾角即為所求。在各動作階段所測得之胸椎後突角度的變化量，在描述統計方面的資料如附錄 P 表 25，重複量數單因子變異數分析資料見附錄 P 表 26。

動作前期的矢狀面胸椎後突角度，在不同負荷的變化量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示達顯著差異 ($F_{(3,21)}=7.661$, $p<.05$, $\eta^2=.523$, $\text{Power}=.968$)，進一步作事後比較，發現最大負荷 90%、70% 的胸椎後突角度變化量，大於 30% 及 50% 的胸椎後突角度變化量，說明在較大負荷重量時，胸椎後突角度亦有較大的變化量。動作期的胸椎後突角度，在不同負荷的變化量，經重覆量數單因子變異數分析

後，亦有達顯著差異 ($F_{(3,21)}=7.708$, $p<.05$, $\eta^2=.524$, $\text{Power}=.969$)。因此，經事後比較發現，最大負荷 90% 的胸椎後突角度變化量，大於 30% 及 50% 的胸椎後突角度變化量；最大負荷 70% 的胸椎後突角度變化量，大於 30% 的胸椎後突角度變化量。說明在槓鈴離地到完成動作期間的胸椎後突角度，在較大負荷重量時，胸椎後突角度就會產生較大的變化量。然而，因為全部動作期包括了動作前期與動作期，而這兩個階段的胸椎後突角度變化趨勢，都呈現出增加負荷時，其角度變化量也較高，因此，全部動作期也具有同樣的顯著趨勢 ($F_{(3,21)}=7.338$, $p<.05$, $\eta^2=.512$, $\text{Power}=.961$)，經事後比較發現最大負荷 90%、70% 的角度變化量大於 50% 與 30%。

而起動前期的胸椎後突角度變化量沒有產生差異現象 ($F_{(3,21)}=1.753$, $p>.05$, $\eta^2=.200$, $\text{Power}=.390$)，這樣的現象可以說明，在槓鈴離地到達槓鈴速度最快時，構成胸椎後突的三個標記點 (C7、T6 和 L3) 無法在此動作階段因應重量負荷的不同，來完成軀幹結構調控的工作。

(三) 矢狀面腰椎前突角度

矢狀面腰椎前突角度是以 T6 到 L3 連成一射線，並以此射線穿過 L3 後作延長線，然後 L3 到薦椎下緣再連成另一射線與前述延長線成之夾角。在各動作階段所測得之腰椎前突角度的變化量，在描述統計方面的資料如附錄 Q 表 27，重複量數單因子變異數分析資料見附錄 Q 表 28。

全部動作期的矢狀面腰椎前突角度，在不同負荷的變化量，經重覆量數單因子變異數分析後，顯示未達顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.566$, $p>.05$, $\eta^2=.075$, $\text{Power}=.147$)；動作前期的腰椎前突角度，在不同負荷的變化量，以重覆量數單因子變

異數分析，亦未達顯著差異 ($F_{(3,21)}=1.572$, $p>.05$, $\eta^2=.183$, $\text{Power}=.353$)；起動前期的腰椎前突角度，經統計分析結果亦沒有顯著差異 ($F_{(3,21)}=0.518$, $p>.05$, $\eta^2=.069$, $\text{Power}=.138$)。此結果顯示，所有動作階段的腰椎前突角度皆未達顯著差異，再與 L3 前後、上下及左右位移量的分析結果作比對，顯示均可相互呼應，因此，腰椎前突角度因應不同負荷重量，尚能維持較一致的變化量來完成硬舉動作。

第四節、綜合討論

本研究以三度空間運動學的測量方法，記錄 8 名國家級健力運動專長選手實施硬舉最大負荷 30%、50%、70% 及 90% 的動作，以重複量數單因子變異數分析比較不同負荷下脊柱彎曲或形變的相關資料，了解脊柱承載不同負荷的形變量與對應機制。完整的硬舉動作過程為全部動作期；全部動作期又包括了動作前期、起動前期和動作期，各階段期間脊柱標記點位移量，為該點位移的最大值減最小值；各階段期間脊柱彎曲傾斜角變化量，則為該角度所產生之最大角度減最小角度。

研究結果顯示，矢狀面腰椎前突角度，在不同負荷重量時，硬舉動作各階段的角度變化量，沒有顯著差異存在 ($p>.05$)。L3 的前後、上下及左右位移量，在不同負荷重量時，僅有上下位移量在硬舉各動作階段有顯著差異 ($p<.05$)，T6 在動作前期及起動前期上下位移現象亦達顯著 ($p<.05$)，並且在負荷較大重量時，腰椎所產生的壓縮量則顯示較大。以上可以說明，實驗參加者在執行硬舉動作時，在不同的負

荷重量，不會產生腰椎前突角度的變化，腰椎僅以垂直的壓縮量，來因應負荷重量的增加；換言之，腰椎調節勁度以為應對重量負荷改變之機制。而以相對骨盆座標系的左右位移量，來看 C7、T6 及 L3，距離最遠的 C7 在左右位移量上顯著最多，其次以距離居中的 T6，而 L3 則沒有顯著左右位移之差異現象，因此距離的長短是影響脊椎穩定動作的主要因素。

矢狀面胸椎後突角度在硬舉動作前期，對不同負荷重量變化時所測得之結果，具有顯著差異 ($p < .05$)，最大負荷的 90%、70% 角度變化大於 50% 與 30%，也就是負荷較重時，胸椎後突角度變化量越大。根據前面指出 L3 在各動作階段，並沒有前後及左右的顯著位移產生，因此，在構成胸椎突角度變化的因素，則僅以 C7 與 T6 的前後位移量為主。在負荷較大重量時，L3 維持較為一致變化，而 T6 及 C7 卻產生較大位移量，再加上此時期 C7、T6 及 L3 在上下位移量亦有顯著加大現象，由以上標記點位移量可知，三個標記在槓鈴離地之前，即同時產生向下的位移，也就是產生垂直壓縮的現象，但在此時也伴隨著 L3 維持向後一致的位移量，C7 與 T6 則以加大幅度的向後位移量，如此的條件之下，矢狀面胸椎後突角度即產生變大的趨向。因此，在這些現象與特徵之下，可以解釋實驗參加者在試舉 70% 至 90% 的重量時，在動作前期的矢狀面胸椎後突角度，以產生整體 (C7、T6 與 L3) 垂直壓縮量與加大胸椎後突角度，來完成準備起動前的預備姿勢；也就是人體脊柱在準備舉起較重的負荷重量前，會調節軀幹的勁度及胸椎後突角度，以完成有利的起動動作。

矢狀面軀幹傾斜角度在動作前期發現，最大負荷 90% 的

軀幹傾斜角大於 30%及 50%，說明在較大負荷重量時，從開始準備動作到槓鈴離地前，軀幹傾斜之角度變化量較大，此結果說明 C7、T6 前後位移量增加的線運動現象，是為了使軀幹能以較小的傾斜角度，來舉起較重的重量。Fortin(1996)指出硬舉動作過程中，為了讓臀部與膝關節能夠作用最佳的力量，身體傾斜角度相對於垂直軸，以不大於 45 度為最佳角度，而且背部保持平直的或者微彎，可讓後背部韌帶維持最好的彈性張力。因此，實驗參加者在動作前期的預備姿勢，能以調整較佳的軀幹傾斜角，來對應最大負荷的 90%重量。但是，在起動前期卻發現矢狀面軀幹傾斜角的最大負荷 30%及 50%角度變化量，大於 70%及 90%之角度變化量，也就是從槓鈴離地到槓鈴達最大速度期間，在負荷重量較重時，由於重量的限制因素，實驗參加者無法隨著槓鈴離地高度來挺直軀幹；而在負荷重量較輕時，槓鈴離地後，軀幹即伴隨著槓鈴高度逐漸挺直，因此，軀幹傾斜角度變化量是以較輕重量時角度變化較大。換言之，實驗參加者欲舉起較重物體時，皆受限於重量較重的因素，在重物離地後到最大速度前，軀幹僅能維持大約相同的傾斜角度，向上舉起重量；然而，負荷較輕重量時的軀幹傾斜角，實驗參加者能主動調整其角度變化，讓軀幹角度隨槓鈴離地後而逐漸縮小。綜合上述動作前期與起動前期之結果，本研究的實驗參加者在動作前期，能以調整預備姿勢來應對較重的負荷重量，但進入起動前期之後，卻無法維持以原先的動作趨勢，繼續完成舉起槓鈴的工作，因此，若能改善實驗參加者在起動前期階段的動作趨勢，對硬舉成績的推進能有很大的助益。

然而，起動前期的矢狀面軀幹傾斜角變化量，比對 C7

的前後位移量，發現軀幹傾斜角變化量最大負荷 30% 及 50% 角度變化量大於 70% 及 90% 之角度變化量，但是 C7 前後位移量並無顯著差異 ($p > .05$)，因此可以推論最大負荷的 70% 及 90% 的矢狀面軀幹傾斜角度變化減少，並非 C7 位移量有減少，而是臀部產生提早上揚的動作，導致軀幹傾斜角度維持較為固定趨勢來進行起動工作。依據韓毅雄 (1983) 所指出，人體舉起重量時，讓物體越靠近身體重心，並以較為挺直的軀幹承重，可減少腰椎所承受的壓力，反之，則容易造成背部壓力和腰椎負荷的增加。臀部上揚動作會使硬舉起動前期的工作力矩增長，進而使得腰背部的壓力加大，增加傷害風險，並使力量技術無法充分發揮。因此，避免臀部提早上揚動作，是減少硬舉運動傷害與增進運動成績的關鍵因素。

就專項健力運動員在實施 4 種不同負荷的硬舉動作而言，若是將矢狀面軀幹傾斜角視為是脊柱的整體外在工作特徵，那麼，其全部動作期的工作範圍約在 31-33 度左右，且不會因為負荷量的增減而有不同 ($p > .05$)，顯示本研究招募的運動員在執行實驗要求的 4 種負荷工作時，外在整體特徵多能以接近一致的方式來完成工作要求。在此一相同的工作要求下，專業的健力運動員於各動作階段中，處理不同負荷就有其特徵現象產生。單以矢狀面軀幹傾斜角來看，最大負荷的 90% 工作要求，在動作前期明顯高於最大負荷 50%；而且也有起動前期的 30%、50% 等低負荷大於 70% 與 90% 的高負荷之情形。此現象說明了運動員縱使以相同的起終點位置處理不同的工作負荷，但是其細部不同階段的處理策略卻是不盡相同，C7 的預先大幅度工作已然成為人體因應較高負荷之外顯特徵。再延續矢狀面軀幹傾斜角全部動作期對於 4 種

負荷工作無差異的結果，矢狀面胸椎後突角度在全部動作期卻有最大負荷 90%和 70%顯著高於 50%與 30%的工作現象，其 3-4 度的角位置差異主要是先發生在動作前期，所以，矢狀面軀幹傾斜角在動作前期，也就有最大負荷的 90%高過 50%以下負荷的情況發生。以上矢狀面後突角度與矢狀面軀幹傾斜角的共同作用，再加上研究分析顯示腰椎前突角度在各動作階段的 4 種負荷工作，均無顯著差異結果，就更加說明了人體因應較大負荷的外在重量時，上軀幹引發主要工作的動作控制策略，然而，上軀幹先行引發主要負重工作的情況，卻沒有在這些優秀健力運動員身上產生帶動腰椎前突的現象，則需要本研究接續深入分析了。

為了探討整體脊柱在全部動作期中，矢狀面軀幹傾斜角、胸椎後突角及腰椎前突角的結構關係，我們將針對所有參數作一綜合討論。在動作期 C7 前後位移量在最大負荷 30%時，前後位移量比最大負荷 70%及 90%要大，矢狀面軀幹傾斜角在此階段負荷 30%也比最大負荷 70%產生角度增加現象，但是胸椎後突角度在動作期沒有因為 C7 向後位移量增加，而來產生角度變化縮小的現象，再加上腰椎前突角度在各動作階段無角度變化量增加的現象。綜合以上所有動作特徵後，可以推論負荷 30%重量時，腰椎前突角度在此完成動作階段，未產生較大角度變化量；深究其主要原因，係為骨盆座標系的原點—薦椎下緣，產生一種向前位移的現象。然而，此現象在較大負荷時並沒有消失，而是因為 C7 及 T6 在負荷 70%及 90%重量時，動作完成階段的向後位移工作範圍受到重量的影響，無法增加向後位移量，因此，統計分析結果顯示薦椎下緣向前位移沒有由於負荷的增加而有不同之現

象，而這也是造成在最大負荷 70%及 90%的矢狀面軀幹前傾角，小於最大負荷 30%的軀幹傾斜角的主要原因。

薦椎下緣向前位移的外在動作型式，就是骨盆產生後傾的動作，因此，硬舉動作的完成動作，就是以骨盆後傾動作來協助維持軀幹傾斜角，以為人體重心位置及槓鈴重量之穩定工作的對應機制。當然，此一現象僅就優秀健力運動員分析所得，一般未接受相關訓練者若在因應較大負荷的工作時，是否也會伴隨著骨盆後傾完成動作？亦或是一般未接受相關訓練者沒有產生骨盆後傾的動作控制機制，就前述動作過程與策略的推論，是否有可能致使腰椎前突過多，而容易產生腰椎傷害，就有待未來研究的深入探討了。

第五章 結論與建議

第一節、結論

本研究以三度空間運動學的測量方法，記錄男女各 4 名國家級健力專長選手在不同負荷硬舉動作時，脊柱彎曲或形變的特徵，了解脊柱承載不同負荷的形變與對應機制。其實驗所得之資料，經統計、分析及討論後，獲得以下結論：

實驗參加者在因應較大重量負荷時，矢狀面胸椎後突角度與腰椎前突角度皆顯示以調節脊柱的壓縮量，增加軀幹動度以為舉起較大負荷重量的對應方式。在整體脊柱工作特徵，矢狀面軀幹傾斜角的動作前期，在最大負荷 90% 時產生較大的角度變化量，研究證明 C7 產生預先大幅度工作，並由上軀幹引發主要動作控制，使人體因應較大負荷重量時，脊柱能調整最穩定之起動姿勢，進行舉起重物之工作，因此，上軀幹動作控制對硬舉的起動動作具有重要的影響。最大負荷 70% 與 90% 的起動前期，C7 位移量沒有顯著差異，而矢狀面軀幹傾斜角度變化量減少的狀況，是為臀部產生上揚動作所致，顯示優秀的健力運動員在面對較大負荷重量時，仍會違背原本起動的工作順序，以完成上舉槓鈴的目的。然而，在完成硬舉動作時，軀幹產生骨盆後傾動作來固定完成姿勢，此為完成最後工作的動作機制，並且不論負荷重量的多寡，這個完成動作的機制都顯示存在。

第二節、建議

經由本研究結果分析討論後，提出下列建議供未來相關研究參考：

本研究實驗參加者為 8 名國家級健力專長選手，因此，實驗結果僅能解釋健力專項選手在不同負荷時，脊柱所產生的形變特徵。而依據本研究之結果，建議健力專項選手可加強 C7 到 T6 的上軀幹肌群訓練，提昇上軀幹引發主要工作的動作控制能力，減少運動傷害風險。在未來的研究方向，可以增加實驗參加者的樣本數，及使用重量來計算回歸系數，以更進一步驗證本研究結果與提供傷害預防的運動參考模式；或再深入研究探討較大負荷時，臀部提早上揚的可能因素為何？實驗參加者的範圍亦可擴大為初學者、中等成績者，或者沒有接受相關訓練者，以提供動作技術修正的具體方式。而一般未接受相關訓練者在完成硬舉動作時，沒有產生骨盆後傾的動作控制機制，是否會導致腰椎前突角度過大，而產生腰椎的傷害？以及整體動作力量傳遞、肌肉用力等相關問題，都是很值得力量運動研究繼續鑽研的議題。因此，本研究的後續發展議題，更待所有對此研究有興趣的人來繼續深入探究了。

引用文獻

中文部份

- Clarkson, H. M. (2003). *肌肉骨骼評估* (吳昇光譯)。臺北市：合記。(原著於2000出版)
- Janet, P. (2004). *人體解剖學：人體功能的系統與局部解剖彩色圖譜* (曾廣文、李景如譯)。臺北市：合記。(原著於2004出版)
- Hough, D. O., & Shi, X. (2001). 運動員的下背痛 (陳惠雯譯)。 *SIQ 運動資訊季刊*, 5, 74-86。
- 王力 (2004, 5月)。力量舉，塑造大力神的運動 (一)。 *健與美*, 2004年5月, 54。
- 王春明 (2003)。57例脊柱、脊髓損傷的法醫學鑒定分析。 *法醫學雜誌*, 19 (2), 92-93。
- 王智偉 (2002)。 *驚爆醫學內幕-脊椎影響你一身的健康*。臺北：世茂。
- 中華民國脊椎保健健康協會 (2004)。 *保健脊椎健康一生*。2004年12月4日，取自 <http://www.chueh.idv.tw/健康常識/脊柱保健.pps>
- 行政院體育委員會 (2002)。 *國際健力規則*。臺北：中華民國體育運動總會。
- 林久翔 (1999)。以自相關法模擬脊柱曲線。 *工程工業學刊*, 16 (4), 471-482。
- 林政東 (2004)。 *運動員肌力訓練*。臺北：師大書苑。
- 施世亮、劉建麟 (1997)。特發性脊柱側彎。 *臨床醫學*, 40 (4), 193-203。
- 許世昌 (2000)。 *解剖生理學*。臺北市：永大書局。

- 陳碧霞、陳靜敏 (1998)。脊柱側彎症。 *中華衛誌* , 17 (1), 2-9。
- 陳博光 (2001)。人體的支架-龍骨，擎天一柱話脊椎。 *健康世界* , 183, 6-7。
- 陳振昇 (2001)。腰椎融合手術的生物力學分析 (博士論文，國立陽明大學，2001)。 *全國博碩士論文資訊網* , 89YM000530009。
- 陳昭瑩、陳麗秋、鄭素芳、洪珍瑜、鄭昶延 (1999)。旋轉側彎腰之二維與三維動作分析比較：初步結果報告。 *中華物理治療誌* , 24 (1), 31-39。
- 張鳳儀 (2003)。運動員脊柱側彎之探討。 *教練科學* , 2, 270-277。
- 彭英毅 (1996)。 *解剖生理學*。臺北：南山堂。
- 國立體育學院叢書委員會 (1990)。 *運動的肌力訓練*。桃園：國立體育學院。
- 黃聰仁 (2001)。 *認識脊椎側彎症*。2004年12月8日，取自 <http://www.cgmh.org.tw/intr/intr5/c6270/認識脊椎側彎症.htm>
- 蔡清順 (1993)。 *現代重量訓練*。臺南：王家。
- 蔡清順、莊庭禎 (1991)。 *重量訓練的理論與實際*。臺南：王家。
- 薄井坦子 (1992)。 *人體保健醫學* (張文良譯)。臺北：暢文。(無原始出版年)
- 鍾佩珍、林銘川、賴金鑫 (1998)。國小學生脊柱側彎之篩檢。 *中華復健醫誌* , 26 (2), 47-52。
- 韓毅雄 (1983)。 *骨骼肌肉系統之生物力學*。臺北：華杏。

外文部份

- Brown, E. W., & Abani, K. (1985). Kinematics and kinetics of the dead lift in adolescent power lifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *17*(5), 554-566.
- Chockalingam, N., Dangerfield, P. H., Giakas, G., & Cochrane, T. (2002). Study of marker placements in the back for opto-electronic motion analysis. *Studies in Health Technology and Informatics*, *88*, 105-109.
- Chockalingam, N., & Dangerfield, P. (2003). Non-invasive measurements of scoliosis and the spine: A review of the literature. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, *10*(12), 554-562.
- Castaing, J., & Santini, J. J. (1999). 關節・運動器的機能解剖：上肢・脊柱編（井原秀俊、中山彰一 & 井原和彦譯）。日本東京：協同醫書。（原著於1983出版）
- Dennis, G. J., & Barrett, R. S. (2002). Spinal loads during individual and team lifting. *Ergonomics*, *45*(10), 671-681.
- Frigo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M., & Negrini, S. (2003). The upper body segmental movements during walking by young females. *Clinical Biomechanics*, *18*, 419-425.
- Farfan, H. F. (1996). Biomechanics of the spine in sports. In R. G. Watkins (Ed.), *The spine in sports* (pp. 13-20). St. Louis, MO: Mosby.
- Fortin, J. D. (1996). Weight lifting. In R. G. Watkins (Ed.), *The spine in sports* (pp. 484-498). St. Louis, MO: Mosby.

- Ferguson, S. A., Marras, W. S., & Waters, T. R. (1992). Quantification of back motion during asymmetric lifting. *Ergonomics*, *35*, 845-859.
- International Powerlifting Federation (2004, November 15). Retrieved November 15, 2004, from <http://www.powerlifting-ipf.com/>
- Miyamoto, K., Iinuma, N., Maeda, M., Wada, E., & Shimizu, K. (1999). Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intra-muscular pressure in the erector spinae muscles myoelectrical activities of trunk muscles. *Clinical Biomechanics*, *14*, 79-87.
- Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., & Bennell, K., (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science*, *21*, 273-293.
- Wilke, H. J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., Claes, L., (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data-a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, *S16*(1), S111-S126.
- Zumerchik, J. (1997). Weight lifting. In J. Zumerchik (Ed.), *Encyclopedia of sports science*. (Vol. 2, pp. 549-566). New York: Simon & Schuster Macmillan.
- 大谷清(1997)。預防對策。於井形高明編，*椎體・體幹*(pp. 105-109)。東京：南江堂。
- 土谷一晃、茂手木三男和岡島行一(1997)。發生頻度。於井形高明編，*椎體・體幹*(pp. 110-113)。東京：南江堂。

附錄 A 實驗參加者須知

實驗參加者須知

首先感謝您志願參加本項研究。本研究之題目為：「使用表面標記分析不同負荷硬舉的脊柱彎曲」，其目的係以三度空間運動學的測量方法，記錄健力運動員在完成不同負荷硬舉動作時，脊柱彎曲或形變的特徵。

為求避免其他因素的影響，並使實驗能夠順利進行，以獲取正確資料，完成實驗目的，敬請遵守下列事項。

實驗須知：

1. 請據實填寫基本資料。
2. 請瞭解實驗流程。
3. 實驗前請先行暖身活動。
4. 請配合實驗需要，穿著緊身衣褲以方便反光標記黏貼。
5. 由專人黏貼反光標記。
6. 收集自然站立影像。
7. 聞“開始”即以自己習慣的硬舉動作速度，由預備姿勢開始動作，在舉起槓鈴後聞“1、2、3、好”，就可以將槓鈴放回地上。
8. 使用實驗參加者的 1RM，換算出 30%、50%、70%及 90%，實驗以各種重量進行 3-4 次試舉，並於每次完成動作後，休息約 2-3 分鐘，再進行下一次動作。

再次感謝您的協助與合作！

國立臺灣體育學院 體育研究所

指導教授 陳重佑

吳鴻文

研究生 張靜芳

附錄 B 實驗參加者同意書

實驗參加者同意書

論文題目：使用表面標記分析不同負荷硬舉的脊柱彎曲

指導教授：陳重佑 博士

吳鴻文 博士

研究生：張靜芳

研究單位：國立臺灣體育學院 體育研究所

連絡電話：(04) 22213108 轉 2097

依實驗研究之規定，研究者有義務將研究的過程，以及可能發生的危險，向實驗參加者說明清楚，且應盡其所能的保護實驗參加者的健康與權益，並必須隨時回答實驗參加者的問題。實驗參加者如改變意願時，可隨時退出實驗，且不受任何限制，但應事先通知研究者。

本人已經閱讀過實驗參加者須知，且研究者詳細解說後，對於研究的內容、步驟以及實驗期間可能發生的狀況均已瞭解，並同意參加本實驗，在實驗期間願全力配合，盡最大的努力來完成實驗。

本研究需要您的參與合作！請在下面實驗參與者欄內簽名，表示同意參與實驗，並願意遵守上列說明。

實驗參加者：_____ (簽名)

聯絡電話：_____

聯絡地址：_____

附錄 C C7 前後、上下及左右位移量描述統計表

表 5：C7 前後位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	262	41	251	45	266	45	267	46
動作前期	164	37	165	28	176	32	188	28
起動前期	13	7	13	5	14	4	14	5
動作期	179	40	169	47	156	43	165	39

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

表 6：C7 上下位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	49	20	49	20	53	24	55	19
動作前期	43	22	45	22	51	24	55	19
起動前期	13	14	13	12	12	7	12	6
動作期	28	20	23	16	21	15	24	14

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

表 7：C7 左右位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	34	12	35	11	37	12	44	19
動作前期	26	10	26	8	32	15	38	20
起動前期	6	3	7	3	9	2	10	4
動作期	19	12	24	13	23	8	21	6

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

附錄 D

表 8：C7 前後位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	428.86	1.052	.131	.244	
誤差 ^b	407.59				
動作前期					
負荷 ^a	1011.38	4.370*	.384	.799	90>50,30
誤差 ^b	231.45				
起動前期					
負荷 ^a	3.04	0.180	.025	.078	
誤差 ^b	16.90				
動作期					
負荷 ^a	740.30	6.230*	.471	.925	30>90,70
誤差 ^b	118.76				50>70

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 E

表 9：C7 上下位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	48.00	2.175	.237	.475	
誤差 ^b	38.62				
動作前期					
負荷 ^a	253.96	7.146*	.505	.956	90>50,30
誤差 ^b	35.54				70>30
起動前期					
負荷 ^a	5.71	0.290	.040	.096	
誤差 ^b	19.70				
動作期					
負荷 ^a	58.05	2.770	.284	.584	
誤差 ^b	20.94				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 F

表 10：C7 左右位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	144.90	3.736*	.348	.727	90>70,50,30
誤差 ^b	38.79				
動作前期					
負荷 ^a	270.40	4.371*	.384	.799	90>50,30
誤差 ^b	61.86				
起動前期					
負荷 ^a	27.73	5.185*	.426	.867	90>50,30
誤差 ^b	5.35				70>30
動作期					
負荷 ^a	35.29	0.870	.111	.207	
誤差 ^b	40.57				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 G T6 前後、上下及左右位移量描述統計表

表 11：T6 前後位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	173	30	172	33	180	32	181	39
動作前期	118	34	121	33	128	32	137	26
起動前期	40	16	36	15	26	8	19	8
動作期	134	37	128	37	121	32	130	35

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

表 12：T6 上下位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	44	11	42	10	46	10	46	12
動作前期	24	11	25	10	31	11	33	14
起動前期	8	9	7	8	8	6	10	7
動作期	28	12	25	11	25	10	27	9

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

表 13：T6 左右位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	23	9	24	8	25	9	30	14
動作前期	19	7	18	5	22	9	26	14
起動前期	5	1	5	2	6	2	6	3
動作期	15	10	18	9	17	7	15	5

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

附錄 H

表 14：T6 前後位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	178.45	1.034	.129	.240	
誤差 ^b	172.64				
動作前期					
負荷 ^a	543.51	6.486*	.481	.935	90>50,30
誤差 ^b	83.79				70>30
起動前期					
負荷 ^a	695.86	13.957*	.666	1.0	30,50>70,90
誤差 ^b	49.86				
動作期					
負荷 ^a	245.44	2.79	.285	.586	
誤差 ^b	88.06				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 I

表 15：T6 上下位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	20.73	0.626	.082	.158	
誤差 ^b	33.11				
動作前期					
負荷 ^a	134.86	6.920*	.497	.950	90,70>50,30
誤差 ^b	19.49				
起動前期					
負荷 ^a	18.43	3.071*	.305	.633	90>70,50
誤差 ^b	6.00				
動作期					
負荷 ^a	17.75	1.842	.208	.408	
誤差 ^b	9.63				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 J

表 16：T6 左右位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	69.78	1.904	.214	.421	
誤差 ^b	36.65				
動作前期					
負荷 ^a	115.79	4.012*	.364	.760	90>30,50
誤差 ^b	28.86				
起動前期					
負荷 ^a	2.16	0.514	.068	.137	
誤差 ^b	4.20				
動作期					
負荷 ^a	17.14	0.648	.085	.162	
誤差 ^b	26.46				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 K L3 前後、上下及左右位移量描述統計表

表 17：L3 前後位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	17	5	18	6	18	6	19	8
動作前期	14	5	14	7	14	6	16	8
起動前期	5	4	4	3	3	2	4	2
動作期	13	5	12	4	11	4	11	4

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

表 18：L3 上下位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	15	2	16	4	17	4	17	3
動作前期	8	2	8	2	10	3	10	3
起動前期	2	1	2	1	2	1	3	1
動作期	12	2	12	4	13	2	14	2

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

表 19：L3 左右位移量在各階段平均值和標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	11	3	13	5	14	4	14	5
動作前期	8	3	10	6	10	5	11	7
起動前期	4	2	4	2	4	1	5	3
動作期	9	3	11	4	11	4	11	3

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；移動單位為公厘（mm）。

附錄 L

表 20：L3 前後位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	2.82	0.430	.058	.121	
誤差 ^b	6.56				
動作前期					
負荷 ^a	6.05	1.093	.135	.253	
誤差 ^b	5.53				
起動前期					
負荷 ^a	6.51	4.035*	.366	.763	30>70
誤差 ^b	1.62				
動作期					
負荷 ^a	6.49	1.887	.212	.417	
誤差 ^b	3.44				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 M

表 21：L3 上下位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	9.71	3.966*	.362	.755	70>50,30
誤差 ^b	2.45				90>30
動作前期					
負荷 ^a	8.94	5.756*	.451	.903	70,90>50,30
誤差 ^b	1.55				
起動前期					
負荷 ^a	4.11	10.790*	.606	.996	90>70,50,30
誤差 ^b	0.38				
動作期					
負荷 ^a	12.62	7.462*	.516	.964	90>70,50,30
誤差 ^b	1.69				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 N

表 22：L3 左右位移量重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	14.56	1.508	.177	.339	
誤差 ^b	9.65				
動作前期					
負荷 ^a	13.53	2.480	.262	.532	
誤差 ^b	5.46				
起動前期					
負荷 ^a	4.02	1.914	.215	.423	
誤差 ^b	2.10				
動作期					
負荷 ^a	6.03	0.802	.103	.193	
誤差 ^b	7.52				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 O 矢狀面軀幹傾斜角統計分析表

表 23：矢狀面軀幹傾斜角在各階段平均數與標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	32.81	6.06	31.76	6.33	33.60	6.74	33.29	6.70
動作前期	20.26	4.76	20.39	3.79	21.75	4.23	23.30	3.88
起動前期	7.14	2.29	6.71	2.22	5.04	1.36	3.83	1.47
動作期	23.30	5.30	22.26	6.08	21.19	6.09	22.35	5.27

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；單位為度。

表 24：矢狀面軀幹傾斜角重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	5.20	0.780	.100	.188	
誤差 ^b	6.67				
動作前期					
負荷 ^a	16.18	4.734*	.403	.832	90>50,30
誤差 ^b	3.42				
起動前期					
負荷 ^a	18.73	11.780*	.627	.998	30,50>70,90
誤差 ^b	1.59				
動作期					
負荷 ^a	5.91	3.318*	.322	.670	30>70
誤差 ^b	1.78				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 P 矢狀面胸椎後突角統計分析表

表 25：矢狀面胸椎後突角在各階段平均數與標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	13.70	4.18	14.19	4.44	17.18	5.77	17.93	6.93
動作前期	11.84	3.67	13.22	4.61	16.31	5.98	16.84	7.08
起動前期	1.77	1.44	1.41	0.54	1.93	0.84	2.24	1.14
動作期	7.61	5.41	9.43	6.16	10.69	6.49	12.03	7.31

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；單位為度。

表 26：矢狀面胸椎後突角重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	35.80	7.338*	.512	.961	90,70>50,30
誤差 ^b	4.88				
動作前期					
負荷 ^a	46.51	7.661*	.523	.968	90,70>50,30
誤差 ^b	6.07				
起動前期					
負荷 ^a	0.96	1.753	.200	.390	
誤差 ^b	0.55				
動作期					
負荷 ^a	28.34	7.708*	.524	.969	90>50,30
誤差 ^b	3.68				70>30

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。

附錄 Q 矢狀面腰椎前突角統計分析表

表 27：矢狀面腰椎前突角在各階段平均數與標準差

變數	30%		50%		70%		90%	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
全部動作期	24.88	5.25	24.04	5.66	23.42	5.80	24.44	3.96
動作前期	13.55	4.13	13.48	4.45	13.87	3.63	15.26	4.99
起動前期	4.07	1.16	3.59	1.57	3.30	0.89	3.53	1.82
動作期	18.93	5.02	19.05	6.34	18.39	5.12	20.73	4.81

註：Mean 為平均值；SD 為標準差；單位為度。

表 28：矢狀面腰椎前突角重複量數單因子變異數分析摘要表

變異來源	MS	F	η^2	Power	事後比較
全部動作期					
負荷 ^a	3.08	0.566	.075	.147	
誤差 ^b	5.45				
動作前期					
負荷 ^a	5.55	1.572	.183	.353	
誤差 ^b	3.53				
起動前期					
負荷 ^a	0.85	0.518	.069	.138	
誤差 ^b	1.64				
動作期					
負荷 ^a	8.16	1.015	.127	.236	
誤差 ^b	8.04				

註： η^2 =處理效果 (effect size)；^adf=3；^bdf=21；*p<.05。