

國立臺灣師範大學 運動科學研究所
碩士學位論文

不同頻率全身震動對下肢運動表現
之立即性影響

研究生：郭京漢

指導教授：相子元

中華民國九十八年七月

中華民國台北市

國立臺灣師範大學運動科學研究所 碩士論文通過簽名表

系所別：運動科學研究所

姓名： 郭京漢 學號： 696330099

碩士論文題目：不同頻率全身震動對下肢運動表現之立即性影響
經審查合格，特予證明

論文口試委員

陳全壽

陳全壽 博士
國立臺灣體育大學（臺中）體育研究所教授

劉強

劉強 博士
台北市立體育學院 運動器材科技研究所 副教授

相子元

相子元 博士
國立臺灣師範大學運動科學研究所 教授
論文指導教授

系主任（所長）簽章：

謝坤裕

中華民國 98 年 7 月 20 日

不同頻率全身震動對下肢運動表現之立即性影響

98 年 7 月

研 究 生：郭京漢

指 導 教 授：相子元

目的：本研究目的是探討兩種不同頻率(肌梭激發頻率與下肢肌肉共震頻率)全身性震動對於下肢運動表現之立即性影響。**方法：**本研究以 15 位一般人為受試者，並依照平衡次序法分別做三組刺激(高頻組：頻率 32 Hz、震幅 1 mm。低頻組：頻率 18 Hz、震幅 3 mm。控制組：無震動刺激)，分別在震動平台上做 60 秒，2 秒 1 次的蹲踞訓練，每次訓練五組。刺激前後以測力板擷取連續三次垂直跳與單足閉眼站立平衡，同時以 Biopac MP 150 擷取股直肌與股二頭肌肌肉活性做事後探討。**結果：**研究結果發現，連續三次垂直跳第一跳中，高頻組與低頻組跳躍高度前後測達顯著進步($p < .05$)，且高頻組進步率最高(5.37%)，而肌肉電位三組差異率皆呈現下降的趨勢。連續三次垂直跳第二跳中，低頻組在起跳高度進步幅度最高(17.1%)，而股直肌活性差異值最低(-15.4%)。在單足閉眼站立平衡項目中高頻組與低頻組在重心位移速度上進步率皆提升(3.8%與 1.9%)，控制組則為下降(-2.89%)，肌肉電位三組皆呈現下降的趨勢。**結論：**研究結論為震動組對於連續三次垂直跳之第一跳高度有顯著增進，且高頻組較優異，同時對平衡能力也有增加，控制組則無。**關鍵詞：**震動、頻率、垂直跳、平衡

The immediate effect of whole body vibration with different frequencies on sport performance of lower limbs

Abstract

The aim of this study was to explore the immediate effect of whole body vibration with two different frequencies (muscle spindle stimulus frequency and lower-limb muscle resonance frequency) on the sport performance of lower limbs.

Fifteen subjects were recruited to participate in this study. Subjects were asked to stand on the vibration plate and three types of stimulus frequency were given to the subjects in the order of (1)high frequency vibration (HFV) group: frequency = 18Hz, amplitude = 3mm; (2)low frequency group (LFV): frequency = 32Hz, amplitude = 1mm; (3)control group (CON): no vibration stimulus. While receiving stimulus frequencies, subjects were also doing squat-stand movement in a 60-second cycle (2 seconds per squat-stand) and each subject performed 5 cycles for each group. AMTI force plate was applied pre and post tests to measure three consecutive counter movement jumps (CMJ3) as well as balance tests (BT) of one leg stance with eyes closed. In addition, Biopac MP 150 was used simultaneously to collect EMG activity of rectus femoris and biceps femoris.

The results show that for the first jump of CMJ3, except the CON group, both HFV group and LFV group improved significantly in jump height ($p < .05$) pre and post tests, especially HFV group improved as much as 5.37%. On the other hand, all three groups show a decreasing tendency in EMG activity. For the second jump of CMJ3, LFV group improved the most (17.1%), but also show the greatest decrease in the EMG activity As for BT results--the speed of displacement of body's center of gravity, HFV group and LFV group increased 3.8% and 1.9% respectively while the CON group decreased by -2.89%. All three groups present a tendency to decrease in EMG activity. We conclude that the HFV group and LFV group improved significantly in the first jump of CMJ3 (HFV group improved the most) and their balance abilities have also increased while no improvement showed in both tests for the CON group.

Key words: vibration, frequency, CMJ3, BT

致謝誌

在此先感謝指導教授 相子元在京漢碩士兩年期間，細心指導並不斷給予鼓勵與方向，從老師身上獲得很多資訊，以及做事的態度，不遺餘力指導京漢並將論文完成。也感謝鼎力相助的學弟妹們，家祥、如鳳、淑玲、星祥諸位一起打拼一起歷經苦難的好夥伴們，中間雖有許多苦難，但有你們的幫忙，困難便一一解決，而京漢之論文才能順利產生，在此感謝諸位。

在此感謝陳全壽教授與劉強副教授，不辭辛苦的來擔任京漢的口試委員，並給與京漢許多寶貴的建議，讓京漢的論文能從錯誤中學習並突破，同於也感謝婉菁學姐在實驗當中細心的教導與督促，讓實驗能流暢進行，並順利完成。

此外，研究所兩年中，感謝研究所一起努力的戰友，俊義與立同，在就學期間，不斷互相鼓勵與磨練，進而互相完成學業畢業，祝大家未來順利，光明的前景。

最後，感謝所上的謝伸裕所長與劉有德教授，不管是京漢報告 seminar 時，研究所上課時，其研究態度以及處事方法，都是京漢敬佩之處，並時常給予京漢鼓勵，使京漢能在最後階段將碩士論文完成。

98 年 7 月 郭京漢

目 錄

第 壹 章 緒 論	
第一節 研究背景-----	1
第二節 研究目的-----	5
第三節 研究假設-----	5
第四節 研究範圍及限制-----	5
第五節 名詞解釋及操作性定義-----	6
第 貳 章 文獻探討	
第一節 人體對震動刺激之反應機轉-----	9
第二節 震動刺激之立即效果-----	10
第三節 震動刺激之長期適應-----	13
第四節 肌肉自然震動頻率-----	15
第五節 小結-----	17
第 參 章 研究方法與步驟	
第一節 實驗對象-----	19
第二節 實驗時間與地點-----	19
第三節 實驗儀器與設備-----	19
第四節 實驗方法與流程-----	21
第五節 資料蒐集與處理-----	27
第六節 資料分析-----	33
第 肆 章 結果	
第一節 連續三次垂直跳結果-----	34
第二節 單足閉眼站立平衡結果-----	48
第 伍 章 討論與結論	
第一節 不同震動組別對爆發力之影響-----	52
第二節 不同震動組別對平衡控制力之影響-----	53
第三節 不同震動組別對肌肉活化程度之影響-----	55
第四節 結論-----	59

參考文獻

中文部分-----	61
英文部分-----	61

附錄一

受試者同意書-----	67
-------------	----

表目錄

表 3-1	震動頻率與刺激時間參照表-----	24
表 3-2	平衡次序法-----	25
表 4-1	不同組別下起跳衝量第一跳之前後側比較-----	34
表 4-2	不同組別下起跳衝量第二跳之前後側比較-----	35
表 4-3	不同組別下起跳衝量第二跳之前後側比較-----	35
表 4-4	不同組別下起跳高度第一跳之前後側比較-----	37
表 4-5	不同組別下起跳高度第二跳之前後側比較-----	37
表 4-6	不同組別下起跳高度第三跳之前後側比較-----	37
表 4-7	不同組別下發力率第一跳之前後側比較-----	39
表 4-8	不同組別下起跳衝量之差異率比較-----	40
表 4-9	不同組別下起跳高度之差異率比較-----	41
表 4-10	不同組別下發力率之差異率比較-----	41
表 4-11	不同組別下股直肌 EMGrms 第一跳之差異率比較-----	44
表 4-12	不同組別下股直肌 EMGrms 第二跳之差異率比較-----	44
表 4-13	不同組別下股直肌 EMGrms 第三跳之差異率比較-----	44
表 4-14	不同組別下股二頭肌 EMGrms 第一跳之差異率比較-----	46
表 4-15	不同組別下股二頭肌 EMGrms 第二跳之差異率比較-----	46
表 4-16	不同組別下股二頭肌 EMGrms 第三跳之差異率比較-----	46

表 4-17	不同組別下最大前後位移之前後測比較-----	48
表 4-18	不同組別下最大左右位移之前後測比較-----	48
表 4-19	不同組別下重心位移速度之前後測比較-----	48
表 4-20	不同組別下最大前後位移、最大左右位移、重心位 移速度之進步率比較-----	50
表 4-21	股直肌與股二頭肌單足閉眼站立平衡 EMGrms 差異 率結果-----	51
表 5-2	Bosco(2000)對大壓腿功率、EMGrms、垂直跳前後 測結果-----	55

圖目錄

圖 1-1	下肢震動刺激平台-----	6
圖 1-2	蹲踞訓練膝關節角度範圍-----	7
圖 2-1	TVR 反射路徑-----	10
圖 2-2	機械式上肢訓練機器圖-----	12
圖 2-3	人體各部位共振頻率-----	16
圖 3-1	肌電黏貼位置-----	23
圖 3-2	反光球黏貼位置-----	23
圖 3-3	測力板座標系統示意圖-----	27
圖 3-4	測力版 Fz 值與重心速度圖-----	28
圖 3-5	CMJ3 垂直力-時間關係圖-----	29
圖 3-6	測力板與膝關節角度原始資料-----	30
圖 3-7	BT 之重心位移原始資料-----	30
圖 3-8	連續三次垂直跳下蹲-起跳分期圖-----	32
圖 3-9	CMJ3 原始訊號由上至下：股直肌(肌電)、股二頭肌 (肌電)、垂直方向力圖-----	32
圖 3-10	BT 原始訊號由上至下：股直肌(肌電)、股二頭肌 (肌電)、trigger-----	33
圖 4-1	不同組別下起跳衡量第一跳之前後側比較-----	35

圖 4-2	不同組別下起跳衝量第二跳之前後側比較-----	36
圖 4-3	不同組別下起跳衝量第三跳之前後側比較-----	36
圖 4-4	不同組別下起跳高度第一跳之前後側比較-----	37
圖 4-5	不同組別下起跳衝量第二跳之前後側比較-----	38
圖 4-6	不同組別下起跳衝量第三跳之前後側比較-----	38
圖 4-7	不同組別下發力率第一跳之前後側比較-----	39
圖 4-8	不同組別下起跳衝量第一跳之差異率比較-----	40
圖 4-9	不同組別下起跳衝量第二跳之差異率比較-----	40
圖 4-10	不同組別下起跳衝量第三跳之差異率比較-----	41
圖 4-11	不同組別下起跳高度第一跳之差異率比較-----	42
圖 4-12	不同組別下起跳高度第二跳之差異率比較-----	42
圖 4-13	不同組別下起跳高度第三跳之差異率比較-----	42
圖 4-14	不同組別下發力率第一跳之差異率比較-----	43
圖 4-15	不同組別下股直肌 EMGrms 第一跳之差異率比較-----	45
圖 4-16	不同組別下股直肌 EMGrms 第二跳之差異率比較-----	45
圖 4-17	不同組別下股直肌 EMGrms 第三跳之差異率比較-----	45
圖 4-18	不同組別下股二頭肌 EMGrms 第一跳之差異率比較-----	47
圖 4-19	不同組別下股二頭肌 EMGrms 第二跳之差異率比較-----	47
圖 4-20	不同組別下股二頭肌 EMGrms 第三跳之差異率-----	47

圖 4-21	不同組別下最大前後位移之前後測比較-----	49
圖 4-22	不同組別下最大左右位移之前後測比較-----	49
圖 4-23	不同組別下重心位移速度之前後測比較-----	49
圖 4-24	不同組別下最大前後位移、最大左右位移、重心位移 速度之進步率比較-----	50
圖 4-25	股直肌、股二頭肌單足閉眼站立平衡 EMGrms 差異率 結果-----	51
圖 5-1	右腳足踩踏曲線圖-----	54
圖 5-2	Purkayastha(2006)漸增強度等張肌力、等速肌力之 均分肌電振幅圖-----	56

第壹章 緒論

第一節 研究背景

競技運動講究的是運動表現，運動表現通常牽涉到肌力與耐力，為了獲得理想成績，肌力與耐力需要透過專項訓練，增強運動員的運動能力，進而在場上成績有所突破。運動員的爆發力表現往往是決定競技比賽致勝關鍵，而爆發力是力量輸出的效果，也是力量與速度的乘積或單位時間內所瞬發出的力量 (Hakkinen, 1989)，故爆發力大的動作即為力量大並在短時間內完成的動作，如排球的跳躍動作，需要力量大且速度快以達到彈跳高度高之運動表現。力量的產生，為系統所徵招的肌肉量與神經肌肉協調性時間的乘積(單位時間內肌纖維招募量)，也就是神經肌肉系統產生力量之能力(Komi, 1984)。若提升選手之力量或速度，則爆發力便會提升。一般訓練爆發力最常用之方法便為增強式訓練法 (Plyometrics)，此法之優點可以訓練作用肌群之肌力與肌肉神經系統的傳導能力，進而提升爆發力；而此法之缺點為強度控制不易，使肌肉容易受傷，故需要有專人從旁指導。由於此法是屬於高強度的運動訓練，故容易對關節造成傷害。

近年來，一新式肌力訓練-震動刺激訓練(Whole Body Vibration Training)，利用人站立垂直震動的平台，肌肉進行被動式的反覆收縮，刺激肌肉內部之神經肌肉，提升神經衝動招募的肌肉協調性時間，

進而達到肌力之提升。與增強式訓練相比，震動刺激訓練較安全且不易受傷，同時在肌力與爆發力的提升，也獲得許多研究的證實(長期效果：Bosco et al., 1999、Torvinen et al., 2002b；短期效果：Torvinen et al., 2002a、Issurin et al., 1994)。

在傳統的阻力訓練上，在設定訓練處方時，可分為等張收縮訓練、等長收縮訓練，以及等速收縮訓練，其中等長收縮與等張收縮之訓練模式最為普遍，但對於神經適應性的訓練較為有限(盧英治, 民89)。等速收縮模式雖訓練效果較顯著，但需要耗費昂貴的儀器設備，在實務方面較為不便利。震動訓練比一般傳統阻力訓練，較為安全與有效(短期：Issurin, 1994)，且震動刺激原理為加強神經傳導之速率，進而使肌力增強，提供了新式的神經適應訓練方式。目前有許多研究顯示因為震動訓練造成肌力的顯著增強，但也有一些文獻指出，無任何差異性存在。顯然的，不同的訓練強度設計會造就不同的訓練結果(Mester, 2003)，為了期望有好的訓練結果，強度的選擇以及安全的考量也是重要元素之一。

震動刺激訓練近幾年應用於各項運動上，對於強化選手爆發力與肌耐力訓練也具有正面之成效，也獲得國內外運動科學訓練的正面評價。主要設定震動刺激的因素有四個：1. 震動頻率，2. 刺激震幅，3. 震動刺激時間，4. 加速度G值($G=9.8/s^2$)。震動式訓練也依這幾種特性來設定訓練強度之大小。震動震幅與頻率之範圍主要決定於人體所負荷的

強度，而震動訓練效果可分為短期立即效果與長期適應。過去的研究顯示最佳的震動刺激頻率為30 - 50 Hz (Luo, 2005)，可以造成最大的顯著效果，此與激發肌梭(muscle spindles) 產生之最大力量時的收縮頻率相近(Issurin and Temnov, 1990)，產生同期化(synchronize)的收縮，可使較多數量肌梭收縮，進而產生較大的力量輸出(Issurin & Tenenbaum, 1999; Warman et al., 2002)。因此，相關廠商所出產之垂直全身震動機震動頻率皆介於此範圍。至於震動刺激震幅方面，目前尚未有一明確的參考值，不過不管是長期適應或短期效果，強度過低的震動刺激震幅可能無法達到肌肉活化的閾值(Torvinen et. al., 2002a; Torvinen et. al., 2002b)，甚至無法提升運動表現，故震幅強度之選擇亦為震動刺激訓練之重點。震動訓練效果可分為長期肌力適應，與短期的立即效果。長期肌力適應主要造成的效果為肌力的增強與神經的適應，也有相關的研究顯示長期震動訓練亦會造成爆發力的增加(Nele, 2006)；而短期立即效果，主要造成神經招募運動單位量提升，使肌力短期增強，在運動表現上會有正面的影響。對運動員來說，若短期震動刺激介入後，身體能在比賽前達到高單位的肌纖維招募量，達到熱身的目的，並在立即效果上，發揮近乎100%肌力將是相當重要的課題，此亦為本研究所要探討的目的之一。

在震動頻率上，上述所提及30- 50 Hz為肌梭產生之最大力量時的收縮頻率相同，故會產生同期化收縮現象，進而加大力量輸出。而肌梭外圍是肌肉所包覆著，當肌肉經過外來的衝擊，肌肉為了消散能量，以防能量傳至骨骼，會產生阻尼性的震動頻率，此為肌肉的震動自然頻率。外在介入頻率與肌肉自然震動頻率相近時，便會發生共震(Wakeling et al., 2002)。共震使震動震幅加大，肌肉共震之效果容易造成肌肉疲勞，若長期曝露在共震的環境下，容易造成肌肉損傷。對於訓練肌肉方面，藉由共震使震動震幅加大，肌肉產生更大的收縮，加速了肌肉溫度與血流量的上升，對於共振頻率對肌肉殘餘效果，造成之立即效果增強為何，尚未有研究去證實，亦是本研究想要探討之處。以上所提及之震動刺激模式皆會增強爆發力之表現，而較佳之肌梭激發頻率與肌肉自然頻率之間，對於運動表現之立即性影響是否有差異存在。

因此本研究將以震動訓練平台為實驗輔助器材及AMTI測力板為驗證工具，使用兩種不同頻率，且在震動加速度G值相同的狀態下，探討運動表現：跳躍力、平衡控制力與肌肉活性三種依變相，討論並分析肌肉較佳激發頻率與肌肉自然頻率是否存在差異性。

第一節 研究目的

本研究利用震動訓練平台為實驗輔助器材及AMTI測力板為驗證工具，在相同震動刺激加速度4G值，高震動頻率32 Hz、震幅1 mm與低震動頻率18 Hz、震幅3 mm狀況下，探討兩種不同震動頻率與震幅對於立即表現的增進幅度影響。有效找出兩種震動刺激頻率對於立即表現上的差異性。而本實驗利用測力板分析與肌電分析進行立即效果的比較，參數主要為兩項：(一)連續三次垂直跳(Countermovement jump: 簡稱CMJ3) (二)30秒閉眼單足站立(Balance Test: 簡稱BT)。期望在這些參數之比較下，可找出較佳的立即效果訓練模式，茲將研究目的條列如下：

1. 不同震動頻率(32 Hz、18 Hz)對運動表現前後測影響
2. 比較不同震動頻率(32 Hz、18 Hz)對運動表現之差異

第二節 研究假設

根據本研究的目的，所擬研究假設為：

1. 在介入震動刺激後，立即效果(CMJ3、BT)上，震動低頻組與控制組有差異
2. 在介入震動刺激後，立即效果(CMJ3、BT)上，震動高頻組與控制組有差異
3. 即時效果(CMJ3、BT上)，震動高頻組與震動低頻組產生的立即效果有差異

第三節 研究範圍及限制

本研究為探討下肢肌力的立即表現，避免因受試者運動習慣或病變之因素影響，因此本研究選定樣本的範圍和限制設定包括：

1. 六個月內無任何肌肉、骨骼及神經傷害或疾病者。
2. 年齡：18~25 歲之非體育專長生。
3. 運動狀態：平常無從事下肢訓練一年以上，但已基礎肌力者。

第四節 名詞解釋及操作性定義

一、名詞解釋

- (一) 高頻與低頻震動刺激平台：本實驗採用期美公司所出產的震動平台，高頻震動平台可以調整震動頻率 30 ~ 50 Hz 與震幅 1mm~4mm、低頻震動平台可調整頻率 15-30 Hz 與震幅 1mm~4mm。受試者可在平台上接受被動的震動刺激(圖 1-1)。



高頻震動機

低頻震動機

圖 1-1 下肢震動刺激平台

二、操作性定義

- (一)連續三次垂直跳(Countermovement jump)：受試者雙腳直立且雙手放置於腰際，迅速下蹲並盡全力跳至最高，並重複此動作不停，連續跳三次。
- (二)30 秒單足閉眼站立平衡：單腳站立在測力板上並雙手放置於腰際，以右腳支撐，左腳微抬(左腳不碰觸右腳)，同時眼睛閉起，腳掌不偏移，不離開腳掌所建立的位置為主，以維持 30 秒為目標。
- (三)蹲踞訓練：受試者由節拍器控制速度，做兩秒一次雙手插腰做屈膝 90 度-屈膝 150 度的動作，其中肩雙腳平行與肩同寬，肩膀與膝蓋成一直線去完成動作。



90 度



150 度

圖 1-2 蹲踞訓練膝關節角度範圍

- (四)震動刺激：本研究設計實驗組(震動訓練組)的訓練方式，受試者站立於震動刺激平台上，做蹲踞訓練，設定兩種機台震動頻率分別為 32 Hz(震幅 1 mm)、18 Hz(震幅 3 mm)，震動刺激 60 秒，並做兩秒一次蹲踞訓練五組，過程中除了自身體重，無增加其他負荷。
- (五)無震動刺激：沒有配合震動刺激的蹲踞訓練，由節拍器控制速度，兩秒一次蹲踞訓練，一組訓練時間為 60 秒，並訓練五組。過程中除了自身體重，無增加其他負荷。

第 貳 章 文獻探討

第一節 人體對震動刺激之反應機轉

震動刺激訓練的原理為張力性震動反射(Tonic Vibration Reflex)，是一種被動的方式在肌腹或肌腱上給予震動刺激造成此肌肉不自主性收縮(Eklund & Hagbarth, 1966)，誘發神經反射結果，並使所刺激的肌肉產生活化，進而使運動單位被動性的招募，此與牽張反射的神經反射迴路類似。此機制運用在傳統機械阻力訓練上與機械式肌力訓練(Machine weight training)，可以增加更多的運動單位徵招，促進肌肉活化程度(Warman et al., 2002)。

肌梭(muscle spindle)分佈於全身的肌肉內，亦是人體肌肉中重要的感覺受器，肌梭上的接收器可提供肌肉長度的變化，故如果某肌肉突然受到牽張時，肌肉纖維內的肌梭會因刺激立刻產生強烈的興奮性訊號，經由Ia感覺神經元立即傳到脊髓，脊髓接收到肌肉長度變化的資訊，並做出肌肉回復之判斷，由 α 運動神經元傳出，再傳至肌梭，而引起肌肉的反射性收縮，此現象稱之為牽張反射(stretch reflex)。而張力性震動反射之反射途徑跟牽張反射類似，張力性震動反射藉由機器產生之震動，以被動的方式使肌群不斷的牽張肌梭，並產生收縮，促使肌肉活化(圖2-1)。

動作期間施以三種頻率：30、40、50Hz 的(震幅為 10mm)與控制組去做比較。結果發現有震動刺激的組別肌電活性高於控制組。另外，三種頻率相比，肌肉電位在 30 Hz 的地方發現最高的 EMG 活動(增加 34%)。故震動刺激六十秒間，運動單位量會立即徵招，且徵招量震動刺激的徵召量大，而在低頻 30 Hz 較高頻 40 Hz、50 Hz 還更顯著增加。

在立即表現方面，Bosco 等人(2000) 以 14 位男性墊腳尖屈膝的方式讓受試者站立全身性震動訓練器上，施予頻率 26 Hz；震幅 4 mm。結果發現在震動訓練後明顯地增加了垂直跳(Countermovement jump) 的高度約 1.4 公分與壓腿訓練(leg press)之最大肌力。Torvinen 等(2002)以 16 位受試者接受一四分鐘的震動刺激訓練後，觀察到等長腿伸肌肌力短暫增加(3.2%)，垂直跳(2.5%)以及平衡(15.7%)。這種增加的表現在震動刺激後兩分鐘可以發現，但在一小時後就消失了，故單次震動訓練後的殘餘效果(acute residual effect)，只存在訓練後的兩分鐘，一小時以上殘餘效果便會消失。而在 Rittweger 等人(2002)發現震動組別在接受震動刺激後 20 秒內，跳躍高度減少 9.1%，且在膝伸肌上自由力量減少 9.2%。故殘餘效果時間，可能需要兩分鐘以上，肌肉能量立即補充後，才會顯現出來，而震動刺激的殘餘效果是否存在有一範圍值，目前則無法得知，此也為許多學者想要探討的地方。

而關於震動刺激與一般阻力訓練做比較的研究，Issurin 等人(1994)

在選手訓練過程中加入震動刺激，以 28 位受試者分成三組，第一組從事機械式上肢訓練(如圖 2-2)、第二組震動刺激上肢訓練、第三組從事相同運動時間之隨意身體活動。震動刺激頻率為 44 Hz、振幅為 3 mm，經過 25 分鐘的訓練後發現，加入震動刺激組在上肢肌力增加 49.8%，而機械式訓練只進步 16%，隨意身體活動組則無任何肌力進步現象。由此結果得知震動刺激對於肌力訓練效果有加成作用。

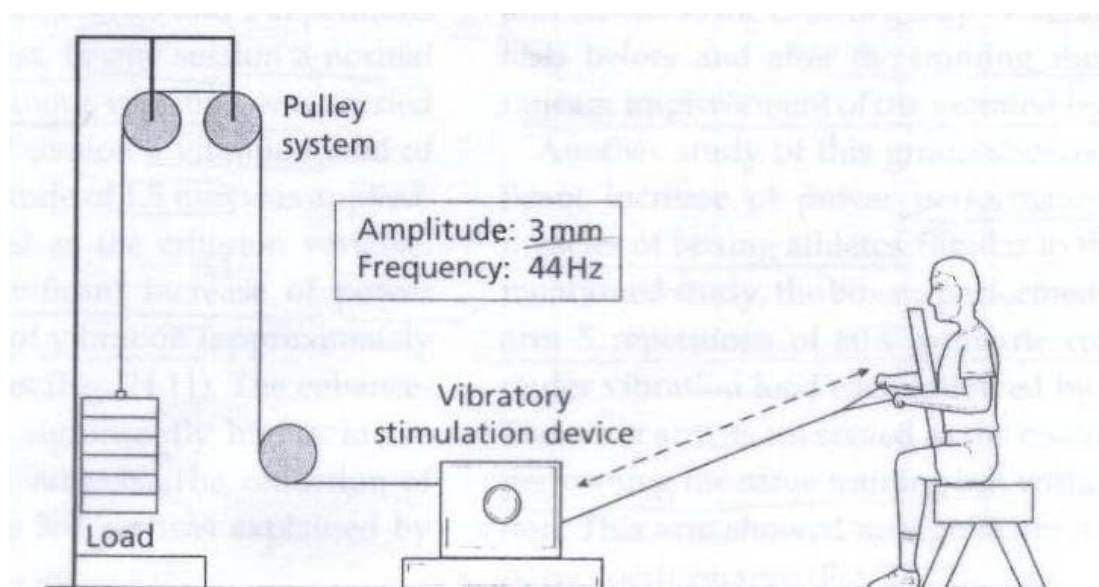


圖 2-2 機械式上肢訓練機器圖(Issurin, 1994)

震動刺激除了會促進短期立即表現之外，身體內部亦會產生改變。Colleen等人在2008年做了有關震動刺激與血流之研究。結果發現30Hz和50 Hz震動後血流量在前臂有顯著增加，且最大增加峰值發生在震動刺激第五分鐘。血流量在震動十分鐘之間，血流量皆維持在基準值之上。在移除震動刺激後，血流量仍持續提升至少7分鐘。Kerschman等人的研究(2001)，使用震動頻率26 Hz，震幅3 mm，發現血流速度與體溫皆有提升的

情況。Cochrane等人(2008)將震動組(頻率26 Hz；震幅6 mm)與腳踏車熱身組相比較，發現連續震動刺激5分鐘後，肌肉溫度迅速增加並達顯著，比一般腳踏車熱身來的有效率。

整體來說，這些研究指出作用肌接受震動刺激後，會產生運動單位招募短期增加、血流量提升、肌肉溫度上升等改變，並產生殘餘效果使立即表現的短期增加。而這些效果是歸因於神經而非結構上的適應，故此短暫增強表現的有效性是受到限制的，此可應用於賽前選手之熱身，提升運動單位招募量，增加神經傳導速率，提升身體溫度，對於隨之而來的比賽，將會有加分的效果。

第三節 震動刺激之長期適應

震動刺激訓練的潛在值將取決於它產生有意義的長期適應能力，導致在肌肉表現上持續增加的程度。關於震動刺激訓練對於肌力表現的研究，Torvinen等人(2002)以56位受試者(21男、35女)分成震動組(頻率25~40 Hz、振幅2 mm)與控制組兩組，接受四個月每星期三至五次，每次四分鐘的全身訓練，結步。結果發現震動組在跳躍高度增進了8.5%，下肢肌力部分增進3.7%，所以肌肉在自主運動收縮情況下配合震動刺激將有助於下肢爆發力表現。

而Delecluse等人(2003)將震動刺激與一般阻力訓練做相互比較的研究。以16位未受過訓練的女性分成四組進行12週的訓練。包括震動

組、阻力訓練組、安慰組(安慰組訓練內容與震動組相同，但無震動刺激介入)與控制組。結果發現震動組與阻力訓練組在腿部伸展最大肌力部分，震動組顯著增加 16.6%，阻力訓練組顯著增加 14.4%，安慰組與控制組則無顯著差異。在爆發力部分，震動組顯著增加 7%，阻力訓練組有些微增加，但無造成顯著。此結果證實了震動刺激訓練對肌力訓練初期的神經肌肉適應性有加成的效果，導致肌力顯著提升。

而關於長期震動刺激對於平衡的控制能力研究，Nele(2006)等人 33 位年輕競賽 Skiers 參與本次實驗，震動組(WBV)17 位，控制組 16 位，兩組都訓練六周。結果發現，震動組與控制組在爆發力項目與等速肌力值有顯著增加。震動組在平衡測驗中(direction control、重心轉移測驗)與其他組相比，有明顯的提升並達到顯著。另外，Bruyere 等人(2005)以 42 位 63 到 98 歲的老人進行每周三次、每次四循環(一、三循環、10Hz，3mm；二、四循環：26Hz，7mm)，進行有另外接受震動刺激訓練及僅接受單純物理治療之比較。結果顯示六周的震動刺激訓練，可提高平衡與步態之測試與身體移動能力之分數。Iwamoto 等人(2004)以 25 位 61 歲到 85 歲的老年女性進行每周一次的震動刺激做為動態平衡訓練，並配合靜態平衡訓練(單腳站立一分鐘)以及阻力訓練(半蹲 10 組)，為期三個月的訓練。結果發現，此訓練可增加大腿肌群肌力與單腳站立持續時間，使平衡能力提升。

肌力訓練初期三個月間，肌力的增加主要來自於神經方面的適應。當人體接受外來刺激時，中樞神經系統(central nervous system) 會刺激動作的肌群，當肌力在經過適當的刺激和負荷訓練後，神經系統不斷反覆刺激同一肌群，其神經系統的協調性會更加強，因此受訓的肌力也跟著增加。由以上研究得知震動刺激的長期適應上，會使肌力與爆發力的增加，以及控制能力的提升。其原因為震動刺激對於肌力訓練初期的神經適應，有加成的效果，與一般阻力訓練相比較，有震動刺激的介入會使神經協調性提升，進而達到運動表現增加的訓練效果。

第四節 肌肉自然震動頻率

肌肉本身便是一彈性體，當肌肉受到衝擊時，肌肉會產生震盪，以消散衝擊的力量。肌肉震盪便會產生一震動頻率，便為肌肉自然震動頻率。肌肉自然頻率受肌肉勁度不同所影響等，當肌肉勁度變大時，其振動頻率變大，但肌肉之形變量變小，肌肉勁度變小時，振動頻率變小，肌肉之形變量變大 (Alexander, 1988; Cavagna et al., 1977)。當外在刺激頻率與肌肉自然震動頻率相近時，便會發生共振的效果(Wakeling et al., 2002)，當共振發生時，其震動振幅會增加，而震動振幅若過大，容易對肌肉軟組織造成傷害。而適宜的共振可使肌肉產生疲勞，進而達到訓練的效果。(圖 2-3)

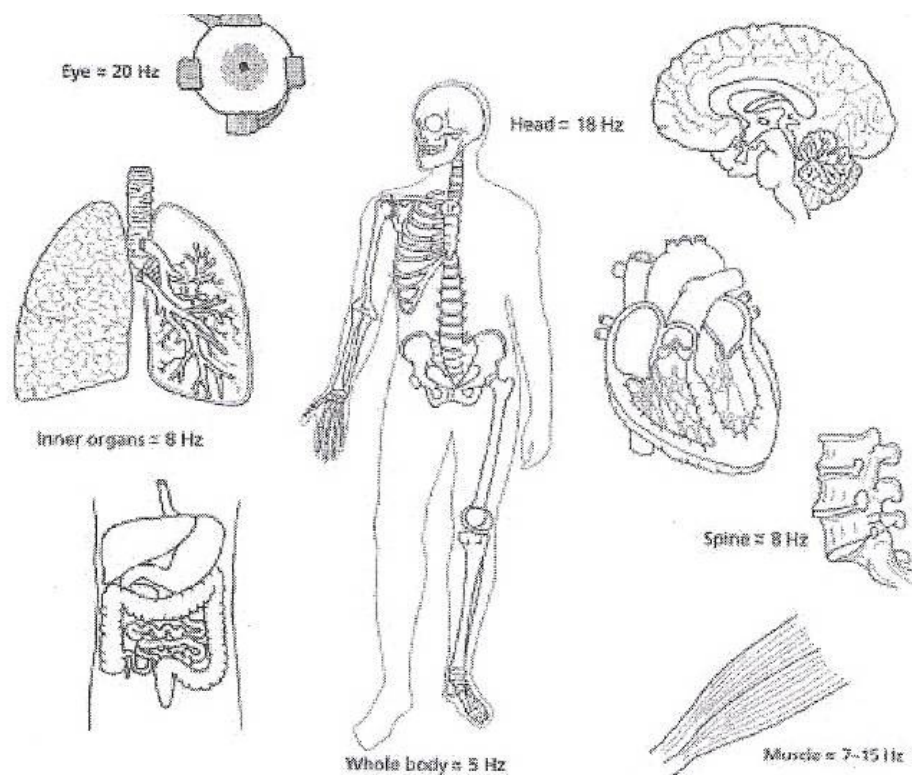


圖 2-3 人體各部位共振頻率

Wakeling 等人在 2002 年探討肌肉自然頻率與其他頻率之關係。以十位男性運動員分成連續震動組與間斷震動組，兩組受試者站在震動平台上分別施予八種不同之震動刺激頻率，其中包含了肌肉自然振動頻率，而震幅針對其他頻率會做效正使能量傳遞維持定值。結果發現，腳跟衝擊力量在 10-30 ms 時有一峰值，並有一主要震動頻率 10-20 Hz 之間(約 15 Hz)，此為軟組織之自然震動頻率。在間斷性的震動訓練中，發現下肢肌肉會產生預先的收縮(肌肉活化)，以適應接下來的衝擊。且發現當震動刺激頻率接近肌肉自然振動頻率時，個別軟組織的肌肉活性會顯著增加，達到共振之效果。

目前可得知在肌肉共振發生時，肌肉活性會顯著提升，但尚未有文獻去探討下肢共振頻率是否對於訓練效果存在差異性，而本研究將去探討震動刺激頻率為肌肉自然頻率之下，肌肉達到共振後，對於肌肉活性與立即表現上，是否有差異性存在。

第五節 小結

肌力訓練的初期，肌力的增加來自於神經方面的適應，在訓練數個月以後，肌力的增加，則來自於肌肉的肥大所造成。而優秀運動員在長期的訓練下，對於肌肉的肥大與神經方面的適應會越來越少，(Sale, 1988) 此時便為肌力訓練之高原期(Plateau)。長期震動訓練對於肌力的增加以及爆發力的增強皆有相關的文獻出現，而阻力訓練中加入震動刺激可刺激神經反射，激發更多的肌纖維的徵召，此互相配合訓練之模式對於肌力增強或爆發力之效果會更佳，甚至可突破運動員肌力的高原期。震動訓練為近十年較熱門的新式肌力訓練，震動訓練的立即效果，研究上證實對於肌纖維徵召更可延續一段時間，如爆發力短期增加，肌肉溫度、心跳率、血流量上升，並加快了神經傳導的速率，甚至對於動作控制能力也有顯著提升。震動刺激可應用於運動員比賽前熱身階段，產生高單位肌纖維招募量，對於隨後場上的表現將會達到良好的熱身效果。而目前之研究較佳的震動頻率範圍約為 30-50 Hz，可能可產生較大的刺激效果(Luo, 2005)，此乃與肌梭激發頻率相同，產生的同期化收縮現象

(Issurin and Temnov, 1990。另外，研究證實下肢共振頻率約在 10-20 Hz 之間，且若外在刺激與共振頻率相近時，肌肉會產生較大的活性，而肌肉活化程度對於立即表現上的差異性，為本研究想探討之處。因此本研究設立三組自變相分別為：1. 高頻組：肌梭激發頻率 32 Hz、震動震幅 1 mm (加速度值：4G)。2. 低頻組：下肢自然震動頻率 18 Hz、3 mm 震動震幅(加速度值：4G)。3. 控制組：無任何震動刺激，並做蹲踞訓練。依變相為：1. 連續三次垂直跳之第一跳、第二跳、第三跳。2. 單足閉眼站立平衡。3. 肌肉活性差異率。探討三組之前後側與差異率之比較。

第 三 章 研 究 方 法 與 步 驟

第一節 實驗對象

- 一、本研究以15位一般生(非體育專長)為研究對象，半年內無任何骨骼肌肉傷害，無中樞或週邊神經肌肉病變。
- 二、以隨機分配的方式將研究對象分為震動高頻組(32 Hz、1 mm、加速度4 G)、震動低頻組(18 Hz、3 mm、加速度4 G)、控制組(無震動刺激，僅做蹲踞90°~150°肌力訓練)。
- 三、受試者在六週內不接受其他任何下肢的肌力訓練。

第二節 實驗時間與地點

- 一、實驗日期：
 - (1)預備實驗：民國97年10月
 - (2)正式實驗：民國97年11月至97年12月
- 二、實驗地點：台北市立體育學院 運動器材科技研究所 運動表現實驗室

第三節 實驗儀器與設備

一、測力板

本實驗採用AMTI測力板一塊(60公分 X 90公分)，放大倍率為5000，取樣頻率為1000 Hz，用來收集動作之三軸地面反作用力資料，進行分析。

二、Biopac MP 150 多功能訊號處理系統

透過此系統可將實驗中所蒐集的類比訊號，經由Biopac MP150的類比轉數位的功能，轉成電腦可解讀的數位訊號，進行事後分析。本研究採取此系統擷取肌電之資料，收集頻率為1000 Hz。

三、表面肌電儀

本實驗所採用的肌電儀為Biopac公司所生產之肌電儀。其功能主要收集表面肌肉電位之活化程度的資料。肌電儀有分地線與肌電線，地線貼於肌肉較少的骨頭處，做為參考極，另外一種為兩條式的貼在肌肉群上擷取資料，再透過前置放大器放大訊號。本實驗收集股直肌與股二頭肌的肌肉電位進行分析與討論。

四、Acqknowledge3.9.1套裝軟體

透過Acqknowledge3.9.1軟體，進行事後肌電訊號的分析與處理。

五、三維動作分析系統(Motion Analysis System)

由美國Motion Analysis 公司所出產的光學動態分析系統，利用

紅外線透過反光球反射光點位置進去擷取動態資料。此系統可精準地捕捉多種且複雜的動作資料。內附有即時軟體套(Eagle Real-Time Software; EVaRT)提供使用者一個簡單且功能強大的介面。在單一的軟體環境下使用者可以進行設定、校正、即時動作捕捉、前處理動作捕捉、編輯及儲存資料在使用者選擇格式。

第四節 實驗方法與流程

一、實驗設計

本實驗設計之自變相為高頻組、低頻組、控制組。依變相為連續三次垂直跳、單足閉眼站立平衡、肌肉活性，探討依變相在前後測之間與差異率部分做一統整探討。實驗流程簡述：受試者在進行熱身之後進行前測，前測內容順序為：單足閉眼站立平衡兩次試驗先、連續三次垂直跳兩次試驗後，順序排列原因為避免因跳躍力項目造成平衡項目之疲勞。接著受試者站於震動平台上，進行震動刺激，並依循平衡次序法分天實施高頻、低頻、控制組等實驗內容。在每次震動刺激完，並休息一分鐘後立即做後測，後測順序內容為：單足閉眼站立平衡一次試驗、連續三次垂直跳一次試驗。在實施前測與後測試驗，蒐集股直肌與股二頭肌肌肉電位、動作分析系統之反光點值(大轉子、脛骨外髌、踝骨、第五趾骨)、測力板地面反作用力值進行事後分析。

二、實驗步驟

步驟一、儀器測試與預備

1. 測試儀器是否正常與校正

測試測力板是否正常運作，所收進的資料是否正確無誤，確定所調整的放大頻率是否調整至5000倍，以及取樣頻率是否為1000 Hz。Biopac MP150所收進來的資料是否正確，肌電之放大倍率是否調整至1000倍，取樣頻率是否為1000 Hz。動作分析系統取樣頻率為100 Hz，並確定與BioPac MP150之同步是否無誤。將高頻震動平台震動頻率與震幅設為32 Hz，1 mm、低頻震動平台震動頻率與震幅設為18 Hz，3 mm。

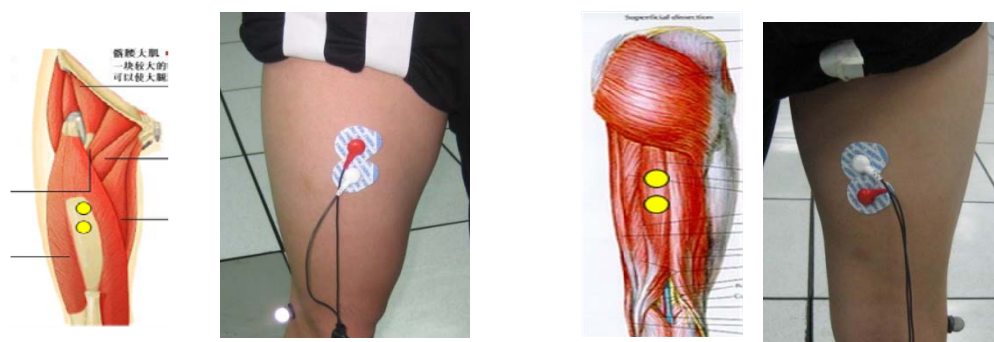
2. 受試者填寫受試者者同意書並告知實驗流程、目的，以及受試者

抽籤分組

告知受試者此實驗目的，以及告知實驗流程。填寫受試者同意書(附錄一)與個人資料表後，15位受試者抽籤平均編配至A組(5人)、B組(5人)、C組(5人)。

3. 黏貼肌電、反光球

黏貼肌電貼片於右腳股直肌、股二頭肌並採同一人黏貼，讓誤差降低(圖3-1)。將反光點依照動作分析系統所使用的模組(大轉子、脛骨外髌、踝骨、第五趾骨)，進行右腳之黏貼(圖3-2)。



股直肌

股二頭肌

圖3-1 肌電黏貼位置



圖 3-2 反光球黏貼位置；

(由上至下：大轉子、脛骨外髁、踝骨、第五趾骨)

步驟二、前測

受試者在測力板上做兩種動作：30秒單腳閉眼站立平衡兩次試驗、連續三次垂直跳兩次試驗。動作之先後為30秒平衡先，立姿下蹲垂直跳為後，避免因動態測試產生的肌肉活化影響隨後的靜態測試。其中擷取測力板作用力值、股直肌與股二頭肌肌電之肌肉活化值、利用動作分析系統擷取反光點資料來進行事後比較分析。

步驟三、進行不同震動刺激頻率與刺激振幅試驗

實驗開始

受試者依照組別與天數並依照平衡次序法(表 3-2)，分別實施不同震動頻率組進行實驗。受試者皆在震動平台上進行膝關節範圍 90° ~ 150° 蹲踞訓練，並跟著節拍器的節奏兩秒一次控制速度(一次之定義： $150^{\circ} \rightarrow 90^{\circ} \rightarrow 150^{\circ}$)。三組震動頻率與刺激時間為表 3-1 所示。

表 3-1 震動頻率與刺激時間參照表

震動刺激參數	高頻組	低頻組	控制組
刺激頻率	32 Hz	18 Hz	X
刺激振幅	1 mm	3 mm	X
刺激時間	60 秒/5 組	60 秒/5 組	60 秒/5 組
組間休息時間	2 分	2 分	2 分
加速度值	4 G	4 G	X

表 3-2 平衡次序法(分天進行)

次數\組別	A組(5人)	B組(5人)	C組(5人)
1	低頻.	高頻.	控制.
2	高頻.	控制.	低頻.
3	控制.	低頻.	高頻.

步驟四、進行後測

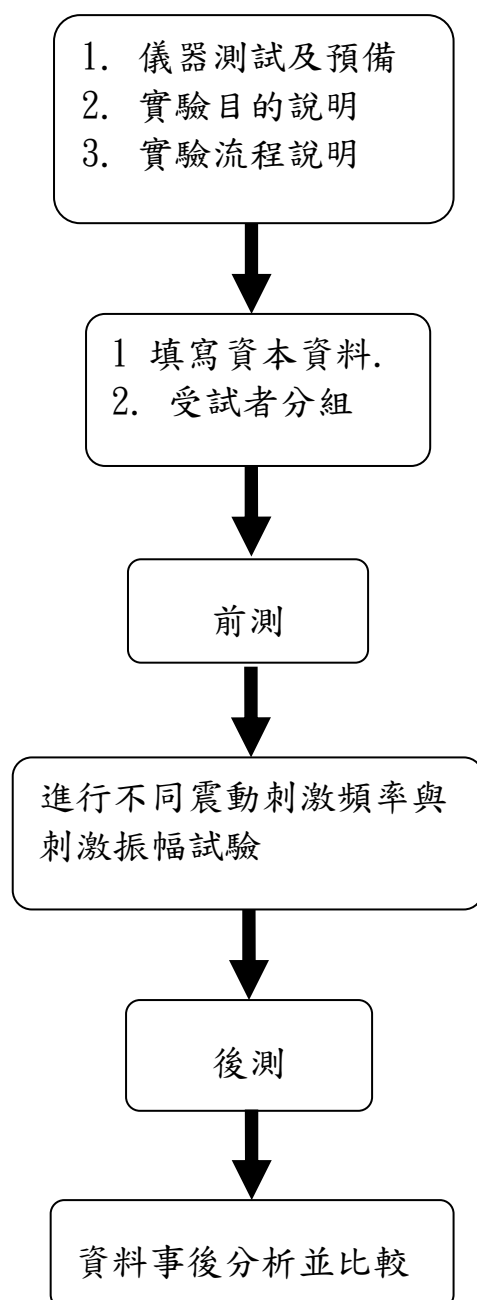
後測開始

1. 確認儀器是否正常運作
2. 受試者在實驗(震動刺激或無震動刺激)完後，於一分鐘後立即實施後測。受試者在測力板上做三種動作：連續三次垂直跳(CMJ3)一次試驗、30 秒單腳閉眼站立平衡(BT)一次試驗，並記錄資料。其中擷取測力板作用力值、肌電之肌肉活化值、利用動作分析系統擷取光點資料來進行事後比較分析。

步驟五、進行資料分析

將震動高頻組、震動低頻組、控制組的前測與後測所擷取到的原始資料，作事後的比較與分析。

二、實驗流程圖



第五節 資料蒐集與處理

本研究收集15位受試者在實驗前測與後測之立即表現中，下肢肌電訊號、測力板之力量值，以及運動學之資料進行事後處理。

測力板

本實驗由測力板擷取出的連續三次垂直跳，與單足閉眼站立平衡之資料進行分析。由 Acqknowledge3.9.1 軟體將事後處理。而本實驗測力板座標系統為圖 3-3 所示：

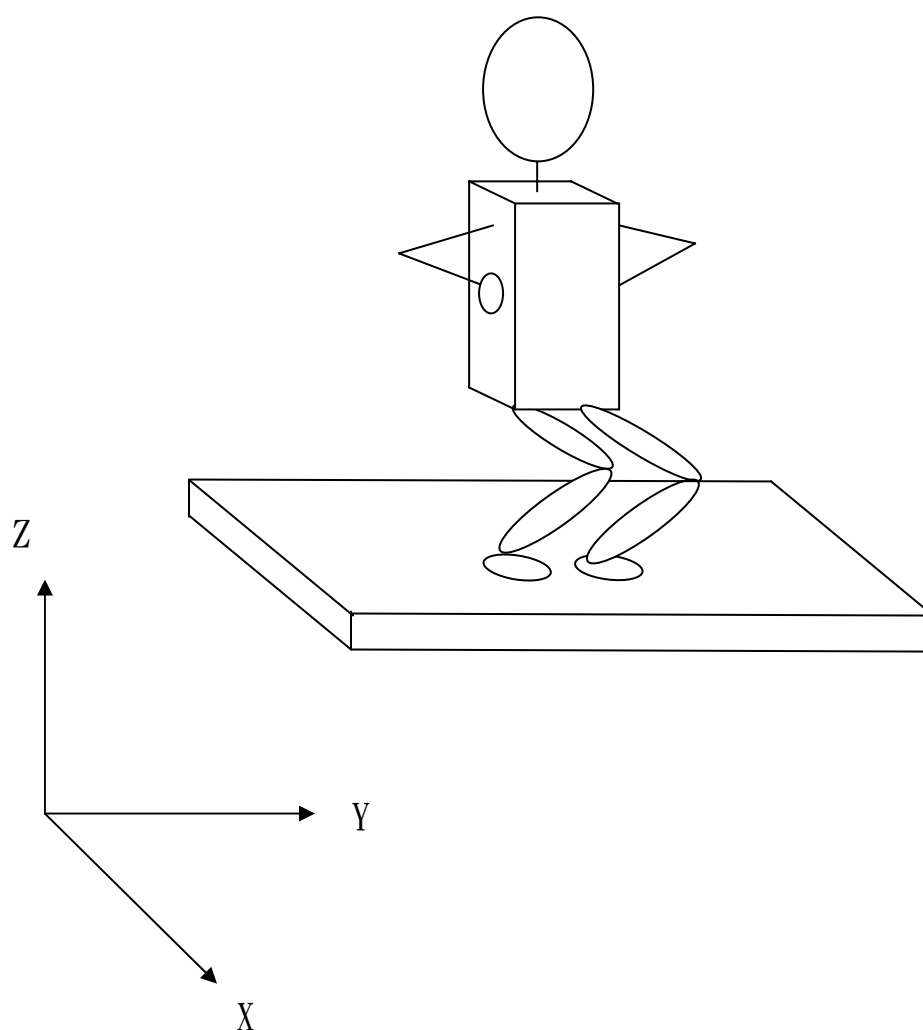


圖 3-3 測力板座標系統示意圖

1. 連續三次垂直跳

A. 垂直衝量值

本研究將擷取分析連續三次垂直跳(圖 3-5)之第一跳、第二跳、第三跳離心動作期(下蹲最低點 → 腳尖離地瞬間)，求出垂直積分衝量值，找出前後測之差異率(圖 3-4)。

垂直衝量值算法如下：

點 a: 起始點

點 d: 動作向心轉離心點

由於 d 點速度為零 → d 點後衝量為“起跳衝量”。故 d 點以後之積分

值(衝量) -  (減去) 體重衝量 =  起跳垂直衝量

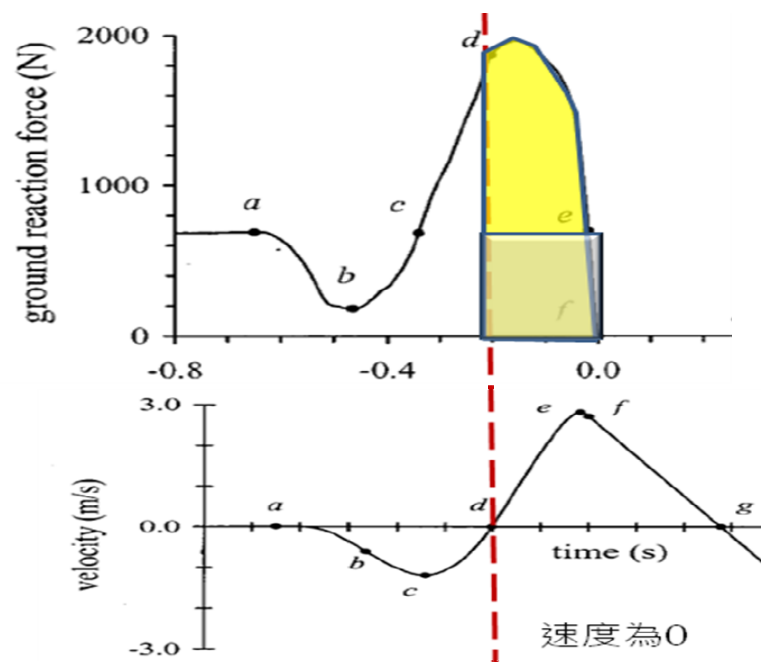


圖3-4 測力版Fz值與重心速度圖(Nicholas, 2001)

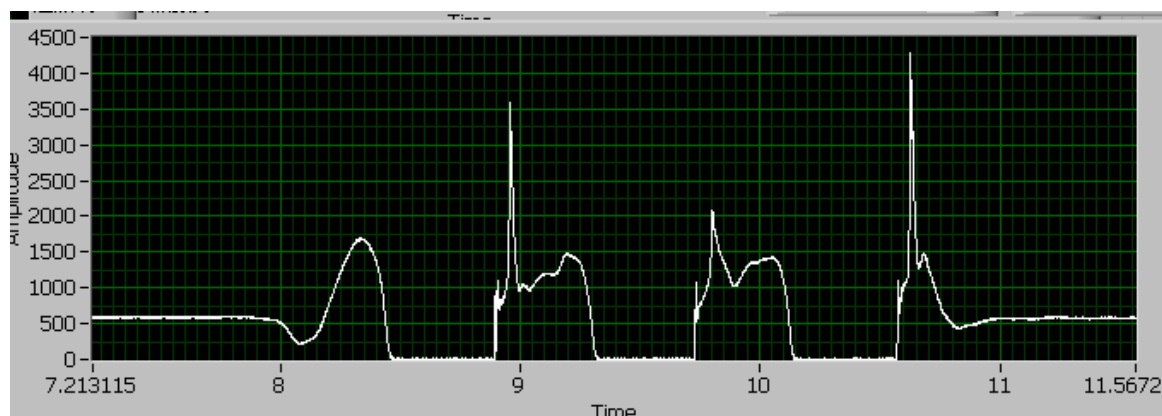


圖 3-5 CMJ3 垂直力-時間關係圖

B. 起跳高度

本研究端看立姿下蹲垂直跳重心之離地時間，進行進步率探討與分析。其計算方式如下：

1. 利用起跳垂直衝量計算起跳高度

2. 起跳速度 $V_0 = \frac{\text{起跳垂直衝量}}{\text{體重}}$

3. 利用公式： H （起跳高度） $= \frac{V_0^2}{2g}$ （ g =重力加速度 9.8 m/s^2 ）

4. 以上述方法求出第一跳、第二跳、第三跳起跳高度。

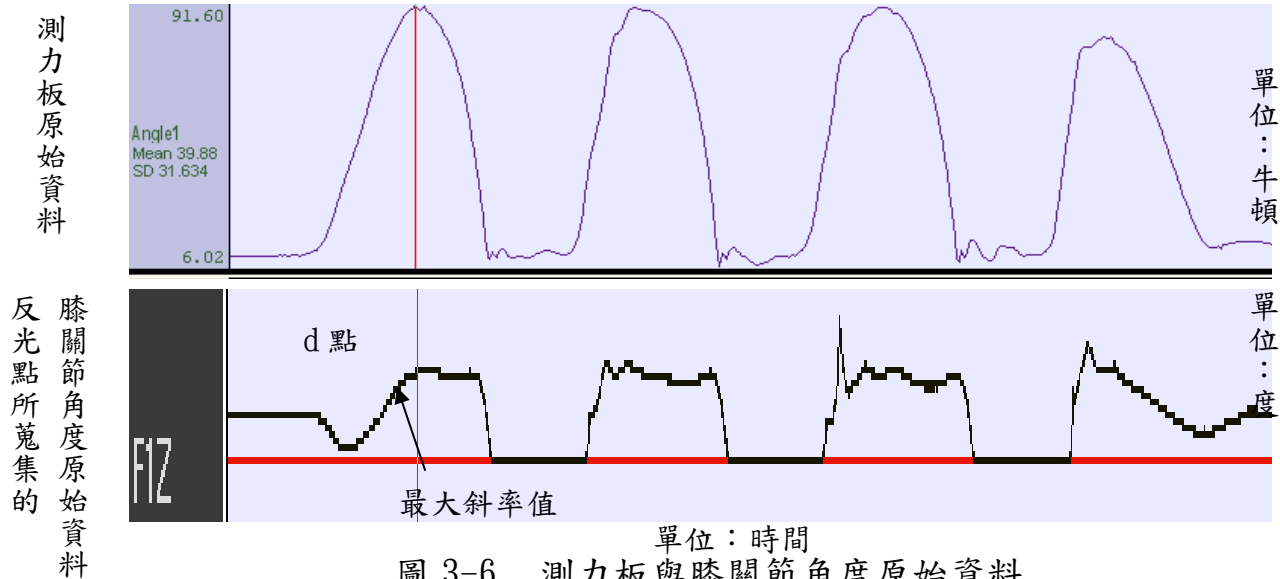
C. 發力率

本研究取第一跳測力板垂直地面方向之力，分析第一跳垂直跳垂直地面方向之力最低點與最高點(Peak to Peak)與時間之斜率值作一探討(圖 3-6)。其分析方法如下：

1. 由 EVaRT 軟體分析反光點之資料，求出膝關節角度。

2. 找出第一跳膝關節角度峰值→動作下蹲轉起跳點(d 點)

→ 求出 d 點之後 Fz 最大斜率值即為第一跳發力率。



2. 單足閉眼站立平衡

a. 重心前後位移、左右位移：

擷取單足閉眼站立平衡之重心位移數值，取 trigger(動作開始)後 10 秒之重心座標 X、Y 值，並求出前後位移(重心座標 X 值)最大值與左右位移最大值(重心 Y 值)，比較前後測之差異率。(圖 3-7)

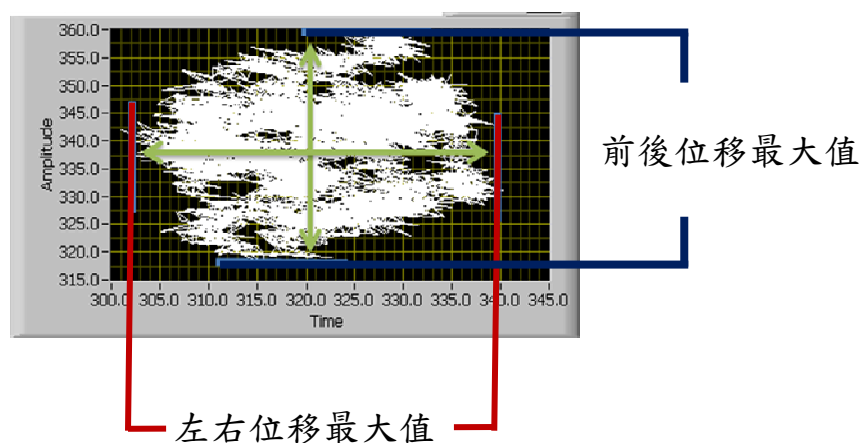


圖 3-7 BT 之重心位移原始資料

b. 重心位移速度：

擷取單足閉眼站立平衡之 trigger 後 10 秒重心總位移數值，並除以時間，求出重心位移速度，比較前後測之差異率。

肌電

本研究由Biopac Mp150去擷取連續三次垂直跳與單足閉眼站立平衡之股直肌、股二頭肌肌電訊號，並由Acqknowledge3.9.1 軟體將原始資料做10~500 Hz的帶通濾波 (band pass filter) 處理，再進行全波整流 (full wave rectification)，再以低頻率為10Hz的低通率波 (low pass filter) 作線性封包 (linear envelope)，之後進行積分運算程序，得到積分肌電 (iEMG)，除以時間得到平均肌電振幅 (EMGrms) 用以表示肌肉活化情形。並事後分析：

1. 擷取連續三次垂直跳之離心動作(重心最低點(由圖 3-6 找出，並對應至垂直方向力的點)→腳尖離地瞬間)(圖 3-13)，分析第一跳、第二跳、第三跳之前後測平均肌電振幅(EMGrms)。找出前後測之進步率與差異性(圖 3-8)。

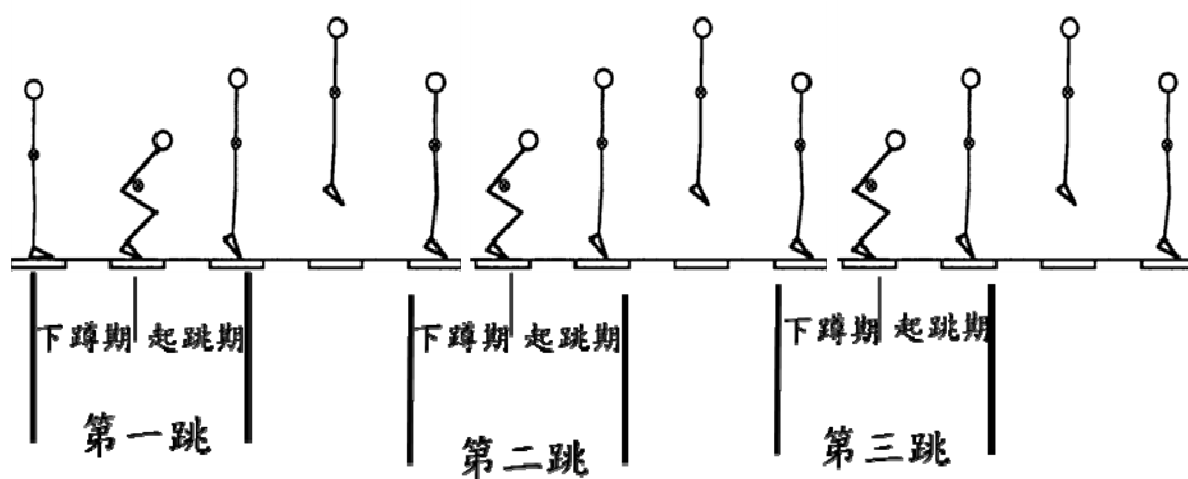


圖 3-8 連續三次垂直跳下蹲-起跳分期圖

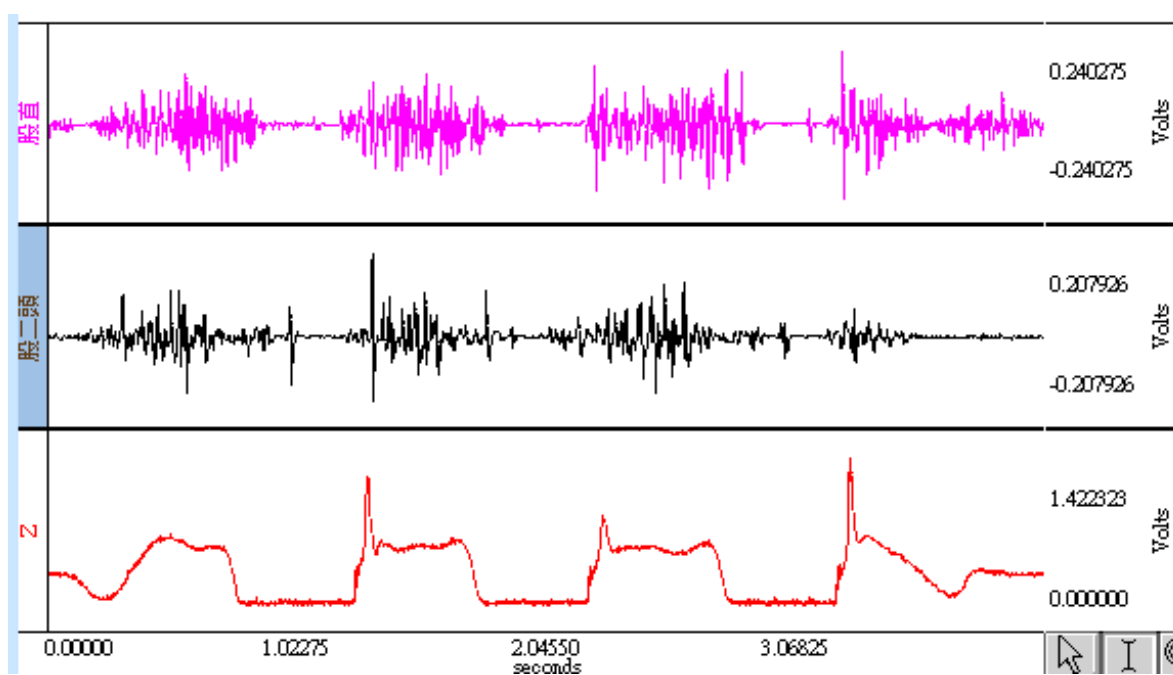


圖 3-9 CMJ3 原始訊號由上至下：股直肌(肌電)、股二頭肌(肌電)、
垂直方向力圖

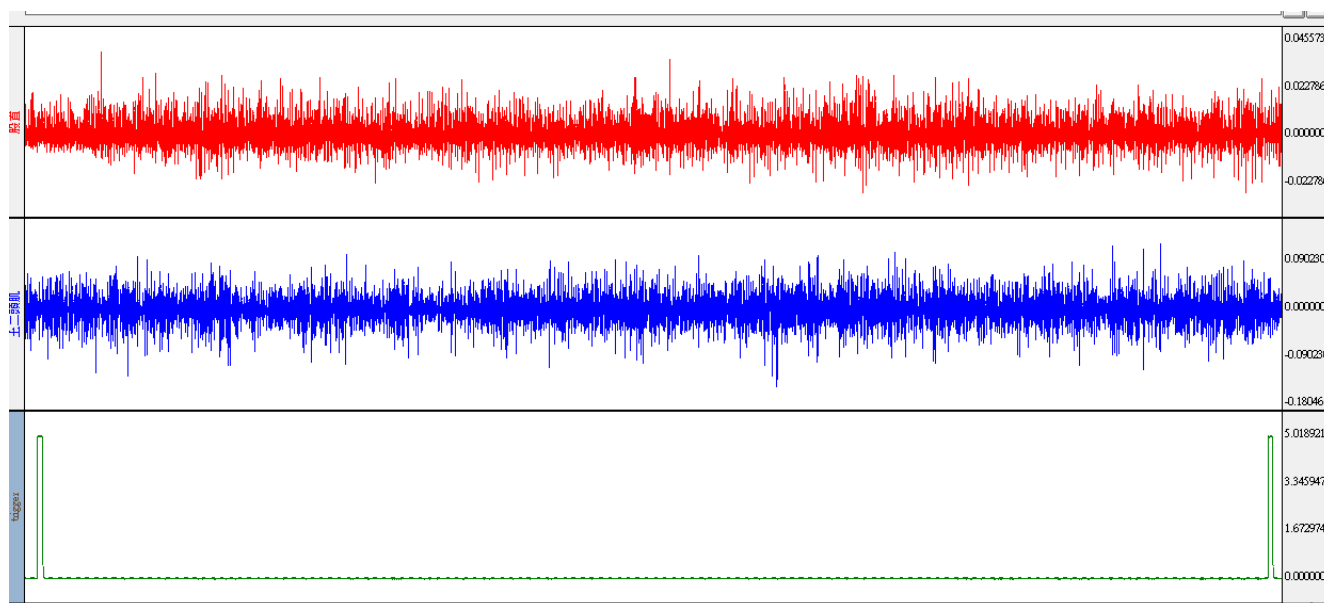


圖 3-10 BT 原始訊號由上至下：股直肌(肌電)、股二頭肌(肌電)、
trigger

第五節 資料分析

本研究將測力板收集之資料，以SPSS for Windows 10.0 版版之套裝軟體進行各項統計分析。以配對T檢定來探討組內(高頻組、低頻組、控制組)前後測比較，顯著水準皆定為 $\alpha = .05$ 。同時使用單因子重複量數檢定(one-way ANOVA)來探討在震動刺激情況下，不同震動刺激頻率與不同震動刺激振幅，一樣的加速度G值情況下的立即效果前後差異率，是否有達顯著差異，若顯著差異，則以主要效果作探討，顯著水準訂為 $\alpha = .05$

第肆章 結果

本研究結果分為兩部分：一、連續三次垂直跳之力量與肌肉電位結果；二、單足閉眼站立平衡之力量與肌肉電位結果。分別做組內前後側與組間差異率(差異率% = $\frac{\text{後測}-\text{前測}}{\text{前測}} \times 100\%$)之分析比較。

第一節 連續三次垂直跳結果

測力板結果

1. 前後測比較

受試者分別於前測與後測在測力板做連續三次垂直跳，擷取測力板之資料，透過 SPSS 軟體分析，探討不同組別在前後測之差異，顯著水準訂為 $p < .05$ ，結果如表 4-1, 2, 3 所示，其低頻組在起跳衝量第一跳、第三跳，在後測皆有顯著增加，而高頻組在起跳衝量第一跳有顯著增加。

表 4-1 不同組別下起跳衝量第一跳之前後側比較

	起跳衝量第一跳 (單位：牛頓 x 秒)	
	前測	後測
HFV	142.33 ± 34.72	149.48 ± 34.74
LFV	142.84 ± 26.35	147.57 ± 30.36
CON	145.14 ± 27.46	145.90 ± 29.60

表 4-2 不同組別下起跳衝量第二跳之前後側比較

	起跳衝量第二跳 (單位：牛頓 x 秒)	
	前測	後測
HFV	149.99 ± 36.03	155.89 ± 40.24
LFV	153.18 ± 35.63	163.53 ± 41.92
CON	152.46 ± 34.02	152.40 ± 28.88

表 4-3 不同組別下起跳衝量第三跳之前後側比較

	起跳衝量第三跳 (單位：牛頓 x 秒)	
	前測	後測
HFV	155.48 ± 32.73	161.89 ± 37.26
LFV	154.42 ± 34.42	165.92 ± 37.23
CON	154.75 ± 30.86	152.58 ± 28.78

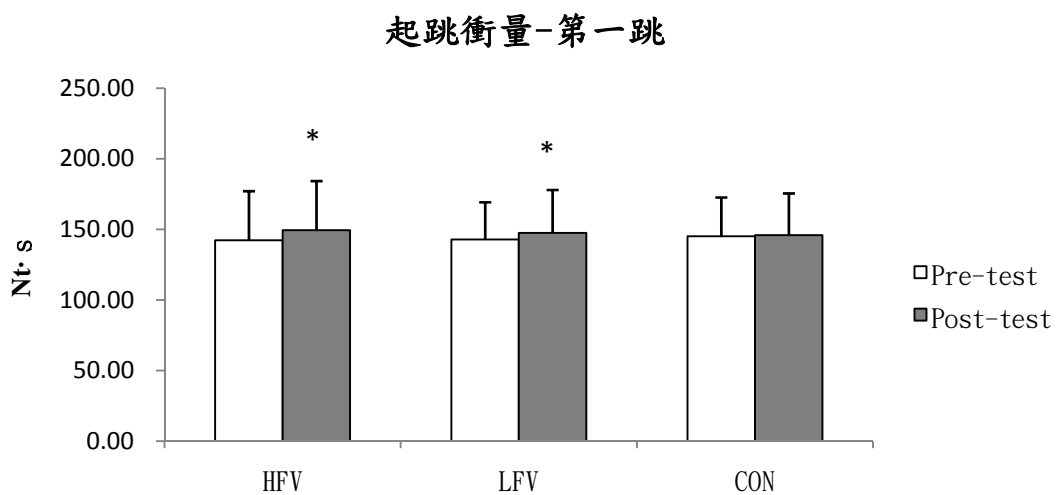


圖 4-1 不同組別下起跳衝量第一跳之前後側比較

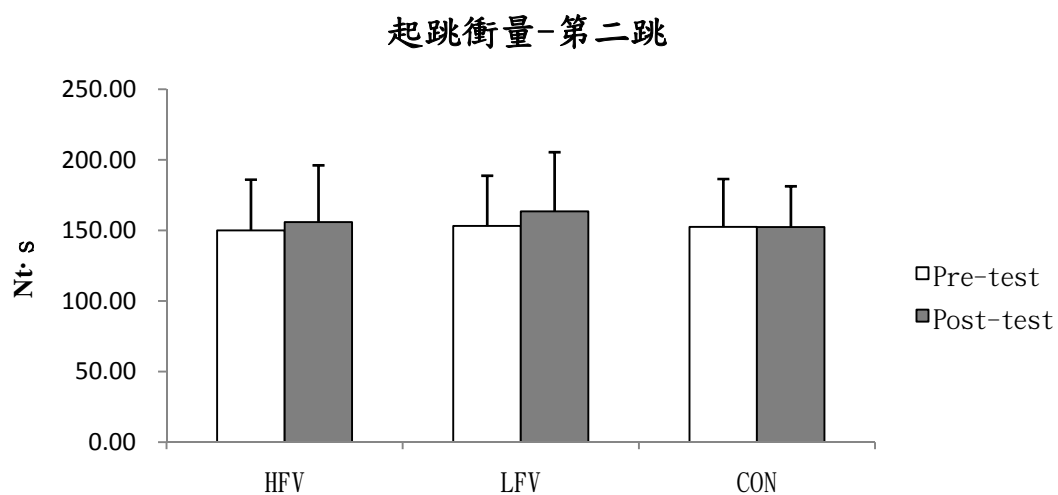


圖 4-2 不同組別下起跳衝量第二跳之前後側比較

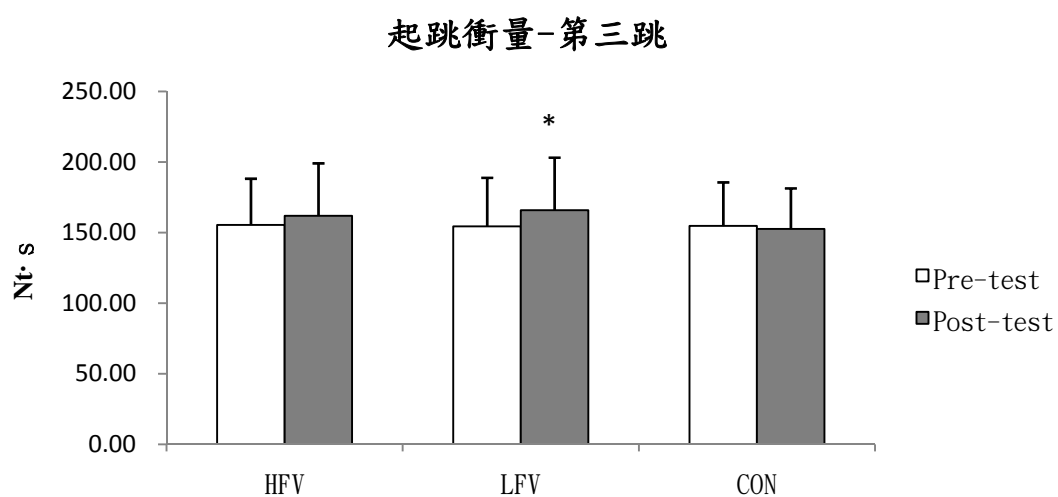


圖 4-3 不同組別下起跳衝量第三跳之前後側比較

在起跳高度部分，高頻組與低頻組在第一跳與第三跳在後測皆有到達顯著。而控制組在前後測比較皆無顯著差異存在。其結果如表 4-4、5、6 所示。

表 4-4 不同組別下起跳高度第一跳之前後側比較

	起跳高度第一跳 (單位：公分)	
	前測	後測
HFV	26.96 ± 8.18	30.08 ± 8.92
LFV	26.74 ± 6.32	28.84 ± 8.41
CON	26.50 ± 7.32	27.13 ± 9.53

表 4-5 不同組別下起跳高度第二跳之前後側比較

	起跳高度第二跳 (單位：公分)	
	前測	後測
HFV	30.08 ± 9.03	32.77 ± 11.15
LFV	31.00 ± 10.54	35.17 ± 12.03
CON	29.26 ± 8.71	29.34 ± 8.88

表 4-6 不同組別下起跳高度第三跳之前後側比較

	起跳高度第三跳 (單位：公分)	
	前測	後測
HFV	36.84 ± 8.10	35.40 ± 10.17
LFV	31.54 ± 9.09	36.70 ± 11.80
CON	30.17 ± 7.99	28.86 ± 7.58

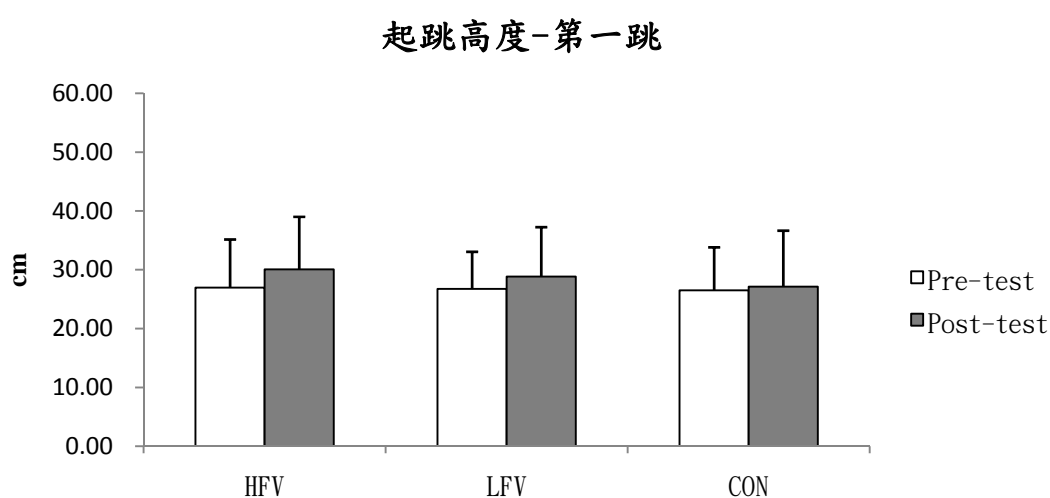


圖 4-4 不同組別下起跳高度第一跳之前後側比較

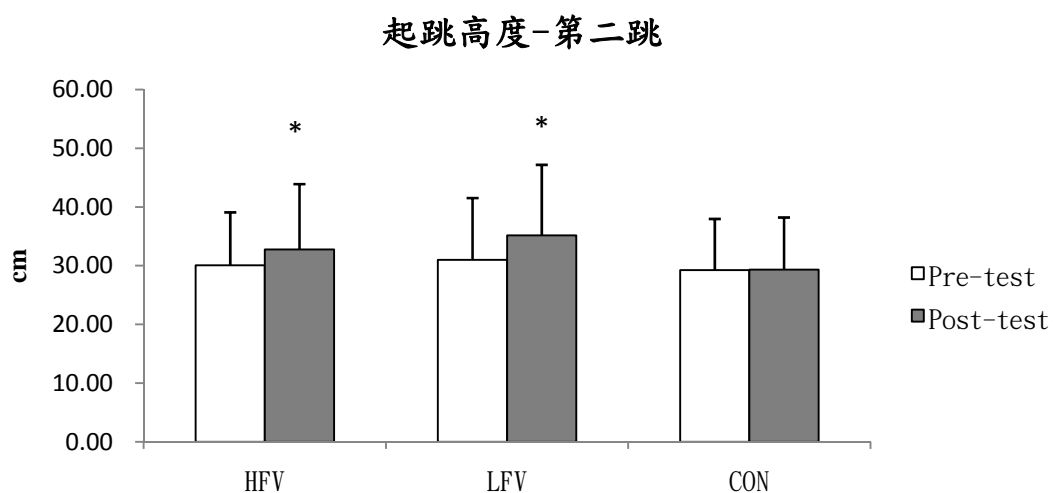


圖 4-5 不同組別下起跳衡量第二跳之前後側比較

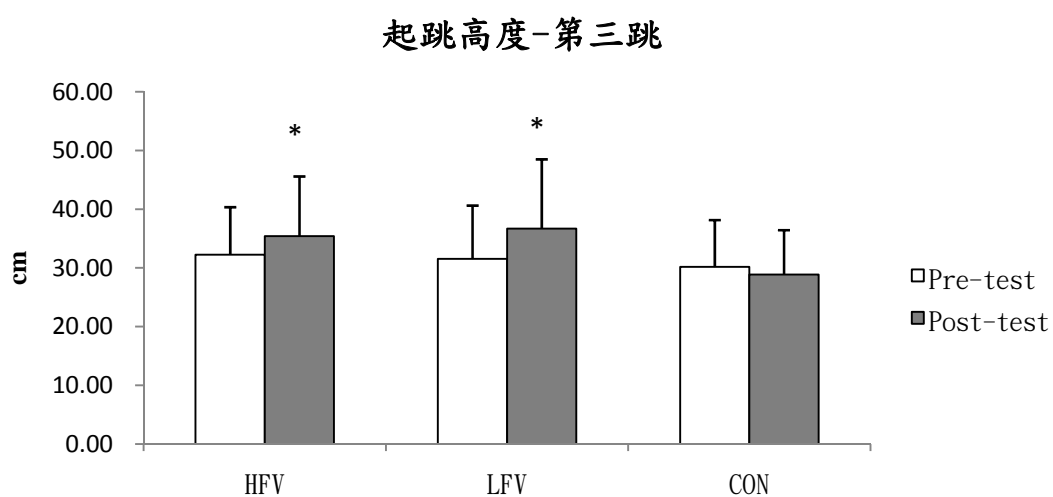


圖 4-6 不同組別下起跳衡量第三跳之前後側比較

在發力率部分擷取連續三次垂直跳的第一跳資料，統計結果在前後測之間無顯著差異存在，但在高頻組與低頻組，發力率略有增加。其推究其原因為，高頻組與低頻組在起跳高度中之第一跳部分是有顯著提升，故導致發力率略有提升。而控制組與其他兩組不同，在前後測之間為下降。

表 4-7 不同組別下發力率第一跳之前後側比較

	發力率第一跳 (單位：牛頓/秒)	
	前測	後測
HFV	2.60 ± 1.48	2.89 ± 2.11
LFV	3.14 ± 3.39	3.16 ± 3.05
CON	3.14 ± 1.52	2.93 ± 1.50

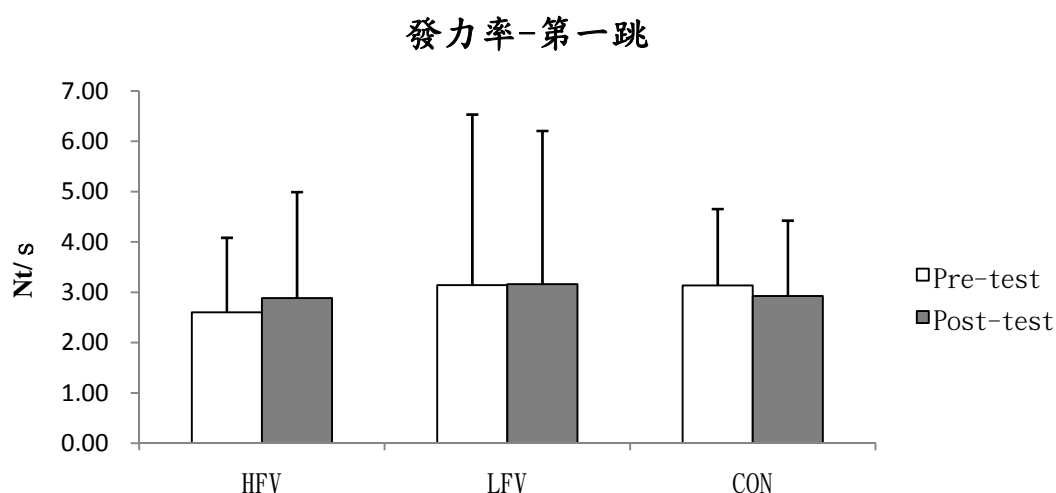


圖 4-7 不同組別下發力率第一跳之前後側比較

2. 差異率比較

在差異率的部分，起跳衝量的統計結果多數皆未達到顯著性。但在起跳衝量第三跳的部分，低頻組顯著高於控制組。起跳衝量第一跳，三組皆呈進步的趨勢，而高頻組進步幅度較大，低頻次之。起跳衝量第二跳低頻組進步幅度較大，高頻次之。起跳衝量第三跳，不同於高頻組與低頻組，控制組呈現退步趨勢，原因為乳酸堆積有關，此將於下一章節做進一步討論。

表 4-8 不同組別下起跳衝量之差異率比較

	起跳衝量 (單位：%)		
	第一跳	第二跳	第三跳
HFV	5.37 ± 7.74	3.91 ± 10.77	4.15 ± 8.61
LFV	3.05 ± 5.07	6.79 ± 13.33	7.84 ± 9.93
CON	0.71 ± 9.54	1.01 ± 10.39	-1.05 ± 6.84

起跳衝量第一跳

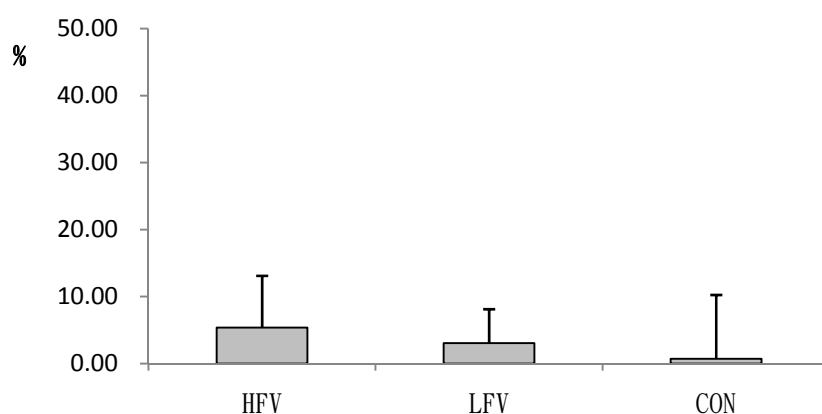


圖 4-8 不同組別下起跳衝量第一跳之差異率比較

起跳衝量第二跳

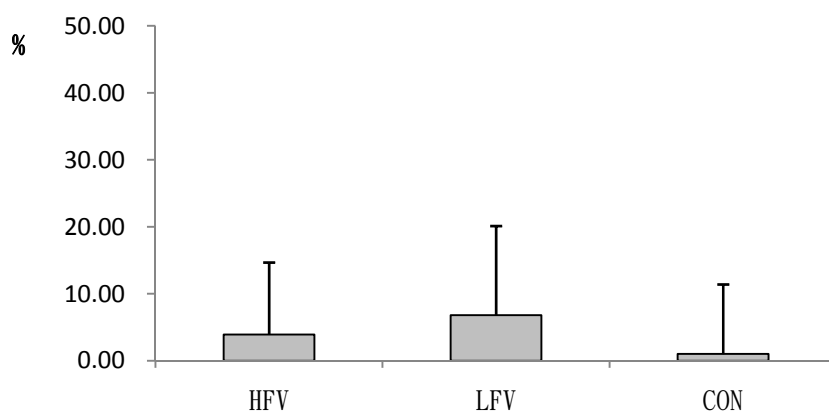


圖 4-9 不同組別下起跳衝量第二跳之差異率比較

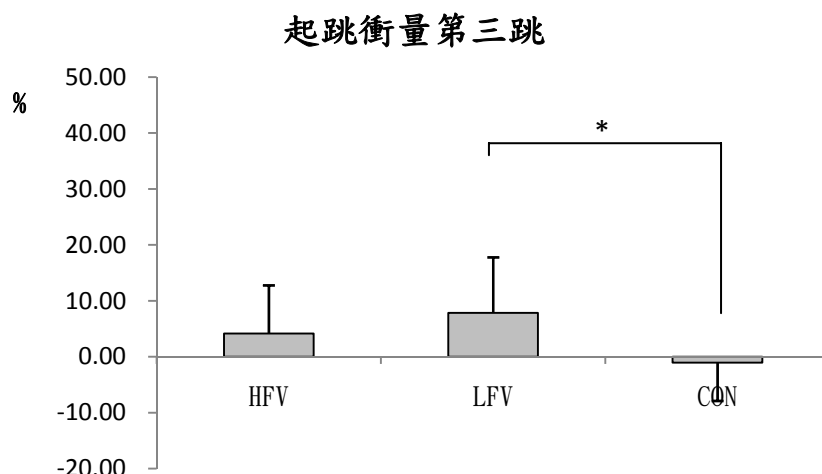


圖 4-10 不同組別下起跳衡量第三跳之差異率比較

起跳高度部分第一跳、第二跳、第三跳之進步模式相同，第一跳高頻足進步幅度較大，第二跳低頻組進步幅度較大。第三跳低頻組與控制組有顯著差異存在。而發力率部分，高頻組進步幅度最大，低頻組次之，而控制組則為下降，差異模式與起跳高度第一跳相近。

起跳高度

表 4-9 不同組別下起跳高度之差異率比較

	起跳高度 (單位：%)		
	第一跳	第二跳	第三跳
HFV	12.47 ± 19.15	9.35 ± 20.67	9.54 ± 17.77
LFV	7.25 ± 10.45	17.08 ± 30.75	17.64 ± 21.60
CON	-6.07 ± 14.78	4.48 ± 18.82	5.32 ± 20.57

表 4-10 不同組別下發力率之差異率比較

	發力率(單位：%)
	第一跳
HFV	7.11 ± 23.92
LFV	1.65 ± 22.20
CON	-5.18 ± 33.82

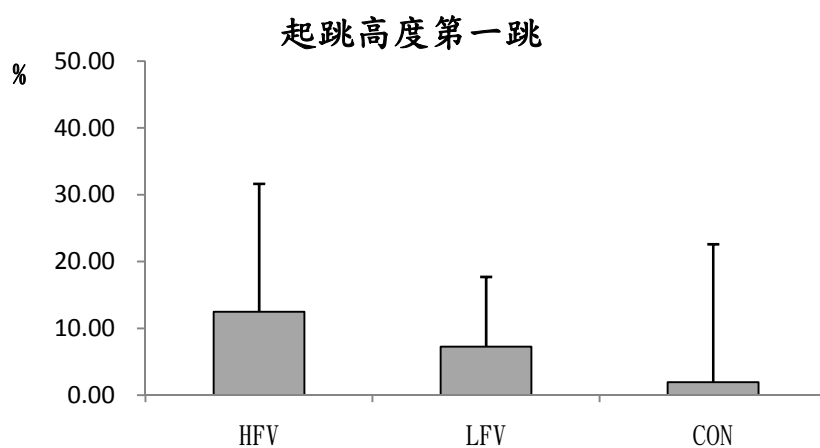


圖 4-11 不同組別下起跳高度第一跳之差異率比較

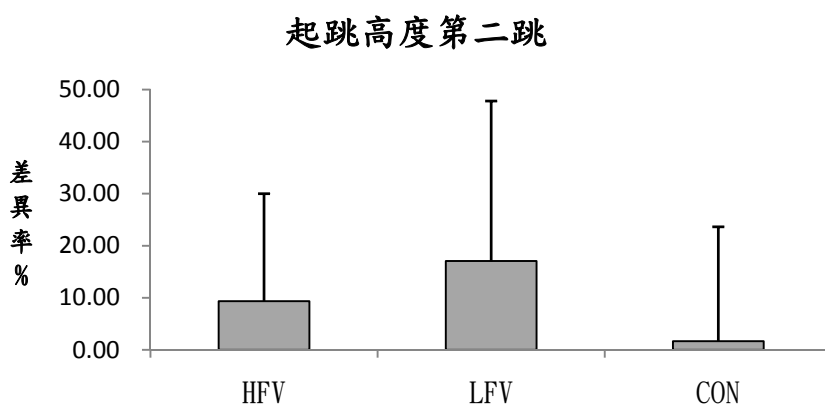


圖 4-12 不同組別下起跳高度第二跳之差異率比較

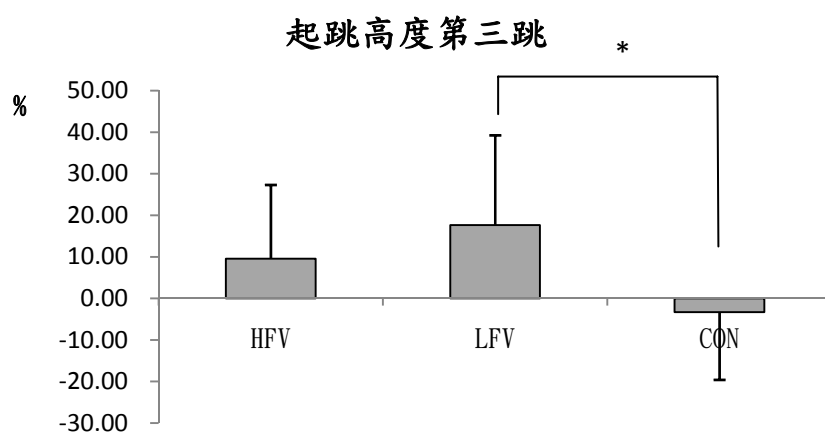


圖 4-13 不同組別下起跳高度第三跳之差異率比較

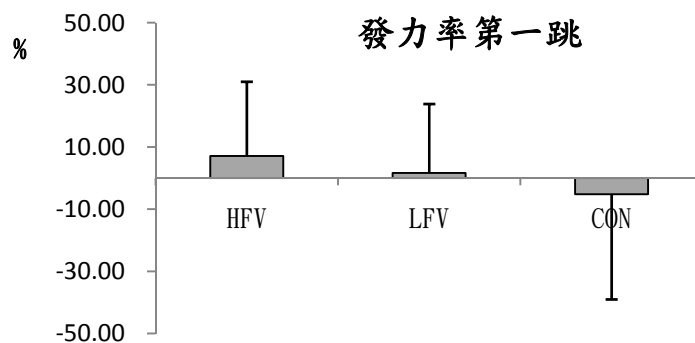


圖 4-14 不同組別下發力率第一跳之差異率比較

肌肉電位結果

本研究肌電值擷取自”連續三次垂直跳”動作中，股直肌與股二頭肌之肌電平均振幅值(EMGrms)，並將動作分為下蹲期、起跳期，進而探討兩種不同震動刺激模式對於爆發力之影響。

1. 股直肌肌電結果

在股直肌 EMGrms 差異率之部分，在下蹲期三組在第一跳、第二跳、第三跳都呈現下降的趨勢，而三組之間皆無顯著差異存在如表 4-15、16、17 所示。股直肌起跳期第一跳，三組皆呈現差異率下降，且控制組下降幅度較高，其次為低頻組。而第二跳起跳期部分，低頻組股直肌差異率下降幅度最大(-15.36%)，高頻組次之(-8.36%)。在股直肌起跳期第三跳，低頻組差異率下降幅度仍最大(-11.96%)，而其他兩組差異率亦為下降之趨勢。

表 4-11 不同組別下股直肌 EMGrms 第一跳之差異率比較

	股直肌 (單位：%)	
	下蹲期(第一跳)	起跳期(第一跳)
HFV	-6.56 ± 26.14	-3.85 ± 15.63
LFV	-1.29 ± 24.82	-12.28 ± 12.99
CON	-15.30 ± 24.70	-2.07 ± 19.63

表 4-12 不同組別下股直肌 EMGrms 第二跳之差異率比較

	股直肌 (單位：%)	
	下蹲期(第二跳)	起跳期(第二跳)
HFV	-7.64 ± 24.79	-8.36 ± 13.78
LFV	-4.53 ± 30.95	-15.36 ± 15.90
CON	0.61 ± 20.50	-5.49 ± 24.40

表 4-13 不同組別下股直肌 EMGrms 第三跳之差異率比較

	股直肌 (單位：%)	
	下蹲期(第三跳)	起跳期(第三跳)
HFV	-8.47 ± 20.70	-1.76 ± 16.46
LFV	-7.11 ± 20.17	-11.96 ± 10.31
CON	-1.53 ± 31.74	-7.95 ± 18.02

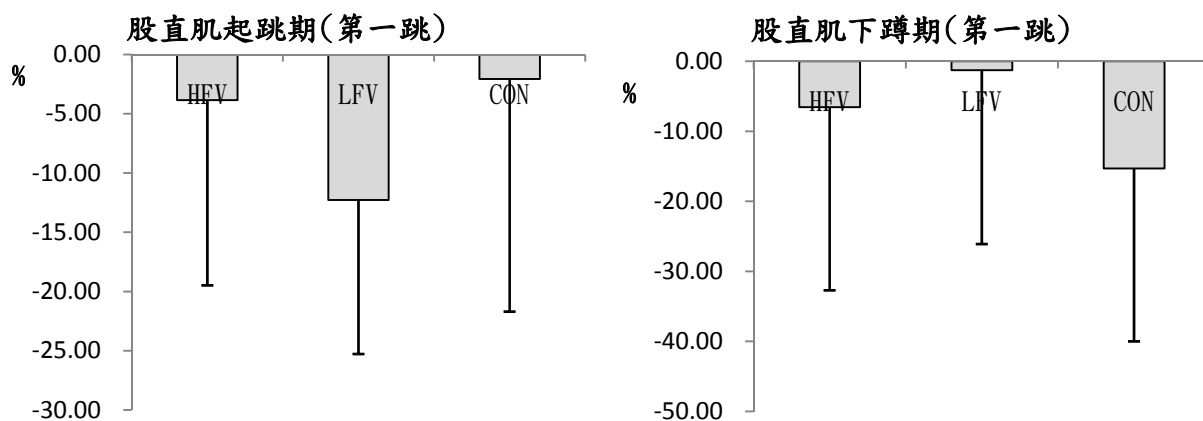


圖 4-15 不同組別下股直肌 EMGrms 第一跳之差異率比較

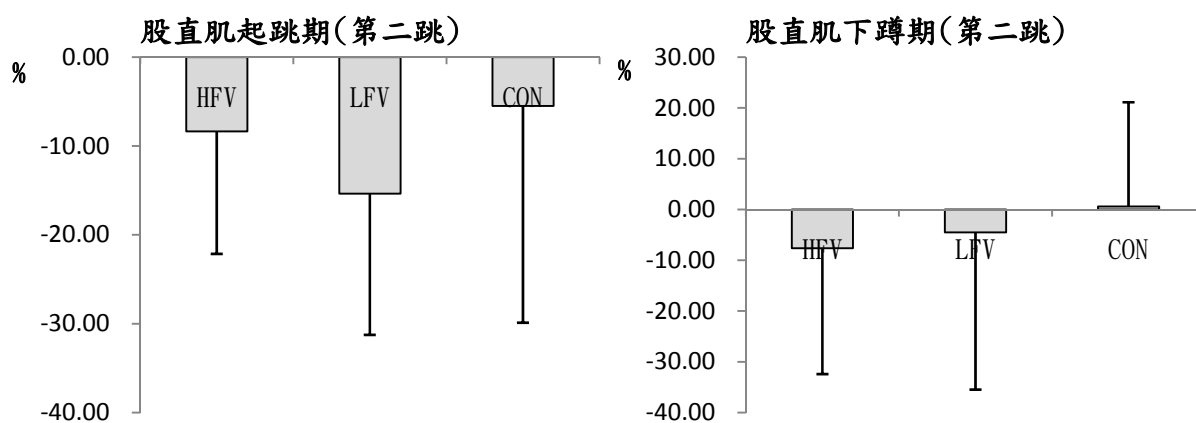


圖 4-16 不同組別下股直肌 EMGrms 第二跳之差異率比較

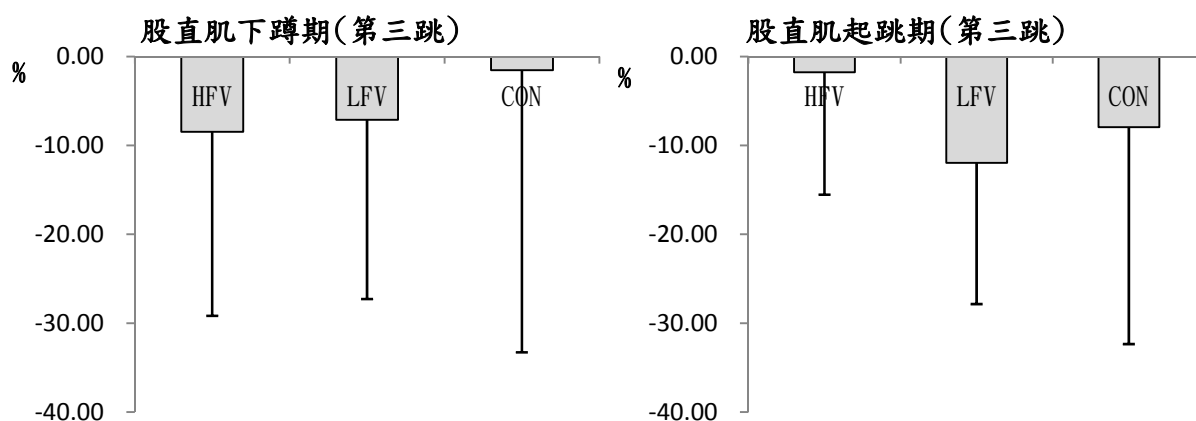


圖 4-17 不同組別下股直肌 EMGrms 第三跳之差異率比較

2. 股二頭肌肌電結果

股二頭肌 EMGrms 差異率之統計結果皆無顯著性存在，在下蹲期差異率的部分，第一跳低頻組差異率為提升，其他兩組皆為下降；其後第二跳，三組皆為下降，而控制組下降幅度最大；第三跳，三組亦為下降，且下降幅度相近。在起跳期差異率的部分，第一跳三組差異率皆為提升之趨勢，且低頻組差異幅度最大；而第二跳三組亦為差異率提升之趨勢；第三跳除了低頻組差異率提升，高頻組與控制組皆為下降之趨勢(如表 4-18、19、20)。

表 4-14 不同組別下股二頭肌 EMGrms 第一跳之差異率比較

	股二頭肌 (單位：%)	
	下蹲期(第一跳)	起跳期(第一跳)
HFV	-8.91 ± 21.67	6.84 ± 20.20
LFV	4.12 ± 30.21	6.02 ± 25.36
CON	1.40 ± 21.55	3.64 ± 14.21

表 4-15 不同組別下股二頭肌 EMGrms 第二跳之差異率比較

	股二頭肌 (單位：%)	
	下蹲期(第二跳)	起跳期(第二跳)
HFV	-7.42 ± 24.25	-7.37 ± 20.82
LFV	-17.02 ± 31.01	-9.89 ± 24.17
CON	-12.01 ± 26.07	6.29 ± 27.49

表 4-16 不同組別下股二頭肌 EMGrms 第三跳之差異率比較

	股二頭肌 (單位：%)	
	下蹲期(第三跳)	起跳期(第三跳)
HFV	-0.60 ± 34.97	-2.38 ± 31.54
LFV	-15.67 ± 18.98	-3.87 ± 16.98
CON	-7.00 ± 29.88	-14.92 ± 24.91

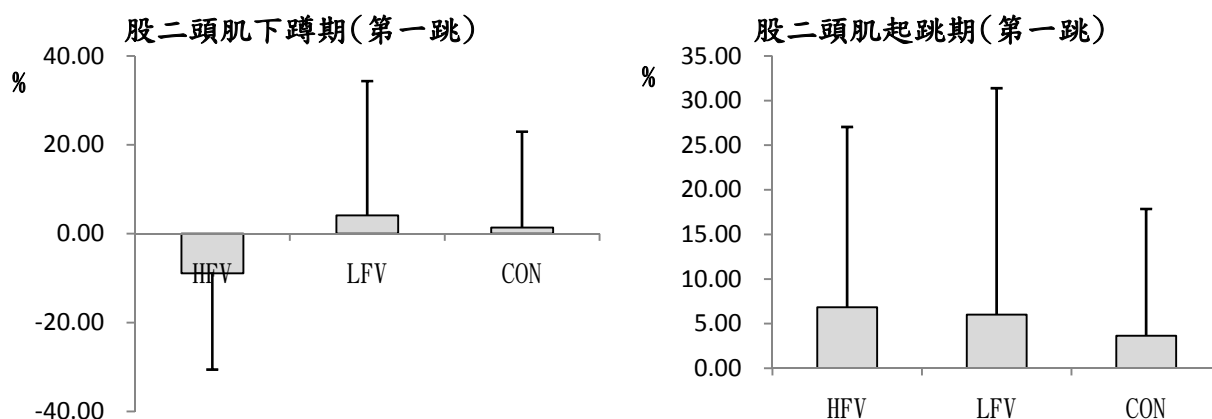


圖 4-18 不同組別下股二頭肌 EMGrms 第一跳之差異率比較

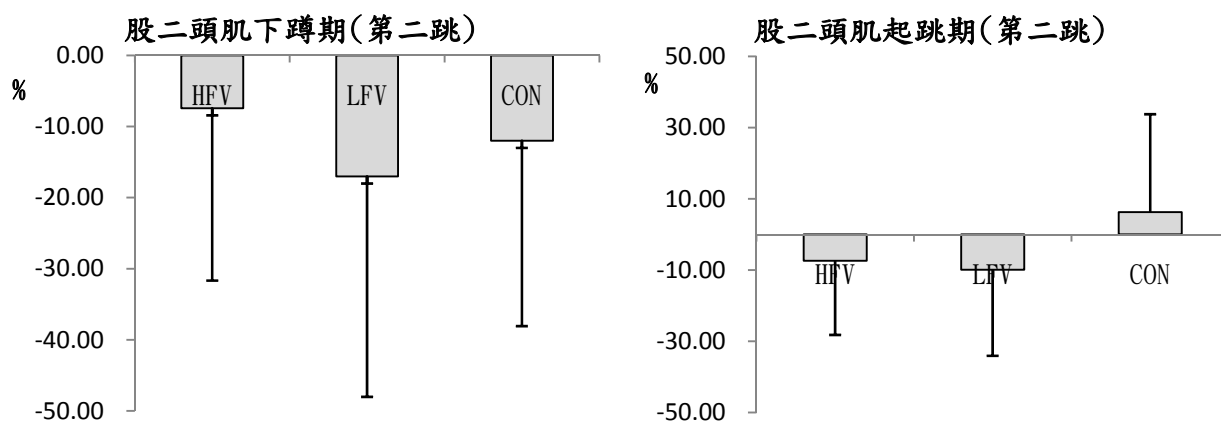


圖 4-19 不同組別下股二頭肌 EMGrms 第二跳之差異率比較

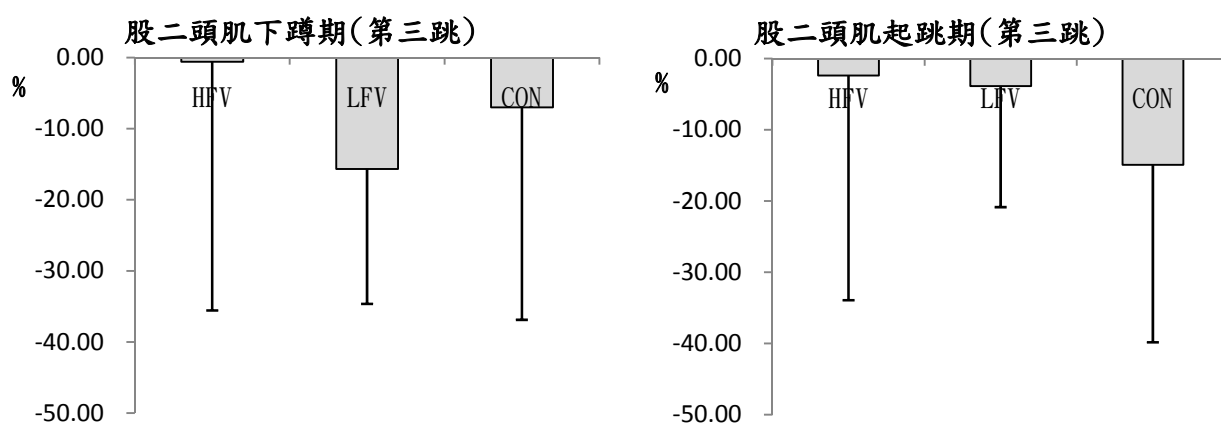


圖 4-20 不同組別下股二頭肌 EMGrms 第三跳之差異率

第二節 單足閉眼站立平衡結果

測力版結果

a. 前後測比較

三組在平衡參數:最大前後位移、最右左右位移之前後測雖無顯著性存在，但皆有後測數值下降之趨勢(後測下降，表示控制能力更佳)。重心位移速度則在控制組後測，呈現增加，而震動高頻與低頻組，仍為下降的趨勢。

表 4-17 不同組別下最大前後位移之前後測比較

	最大前後位移 (單位:公分)	
	前測	後測
HFV	58.42 ± 14.70	56.10 ± 19.31
LFV	56.06 ± 12.73	54.05 ± 9.52
CON	53.91 ± 10.64	50.73 ± 12.59

表 4-18 不同組別下最大左右位移之前後測比較

	最大左右位移 (單位:公分)	
	前測	後測
HFV	53.15 ± 7.62	50.68 ± 6.76
LFV	53.14 ± 7.04	49.38 ± 7.98
CON	50.00 ± 8.20	49.61 ± 8.98

表 4-19 不同組別下重心位移速度之前後測比較

	重心位移速度 (單位:公分/秒)	
	前測	後測
HFV	20.00 ± 5.56	19.29 ± 5.66
LFV	19.08 ± 5.00	18.66 ± 5.10
CON	17.58 ± 3.73	18.10 ± 4.25

最大前後位移

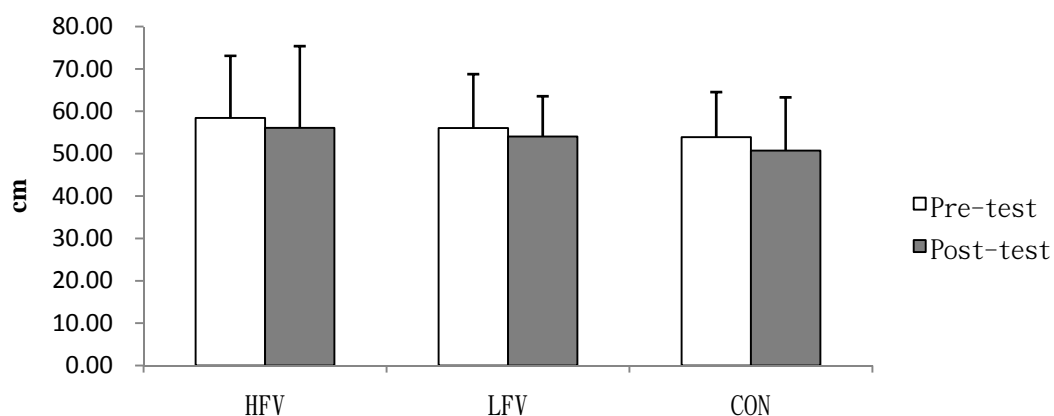


圖 4-21 不同組別下最大前後位移之前後測比較

最大左右位移

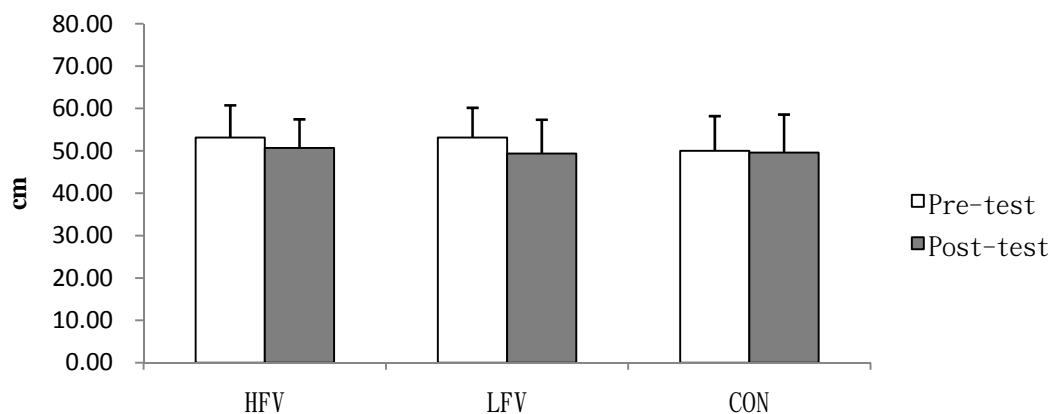


圖 4-22 不同組別下最大左右位移之前後測比較

重心位移速度

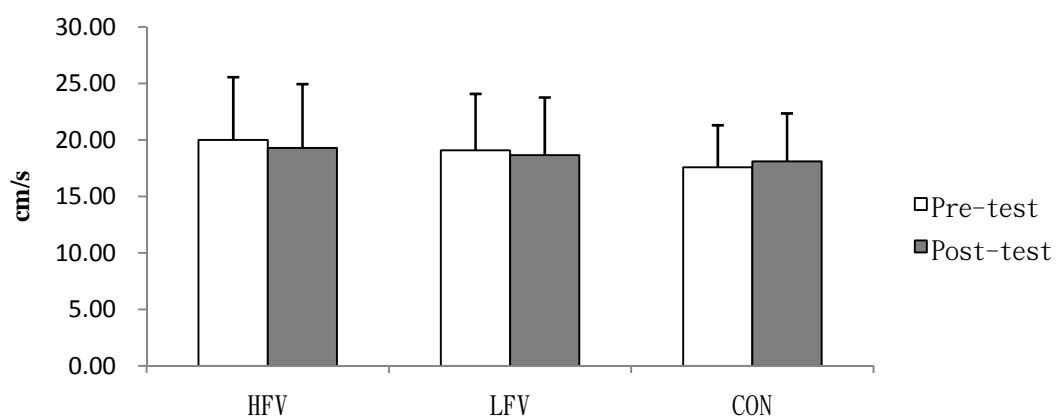


圖 4-23 不同組別下重心位移速度之前後測比較

b. 進步率比較

在最大前後位移部分，三組進步率皆有提升，尤以高頻組進步幅度最大；而最大左右位移部分，高低頻組進步率皆為提升之趨勢，而控制組則為下降。位移速度亦為高低頻進步率提升，控制組為下降，其中差異點在於控制組無震動刺激介入，使在最大左右位移語重心位移速度項目中，造成退步的趨勢。

表 4-20 不同組別下最大前後位移、最大左右位移、重心位移速度之

進步率比較

單位:%	最大前後位移	最大左右位移	重心位移速度
HFV	8.60 ± 15.55	4.27 ± 10.31	3.80 ± 10.25
LFV	1.14 ± 20.15	6.40 ± 14.44	1.88 ± 11.26
CON	4.40 ± 20.62	-1.16 ± -22.96	-2.89 ± 7.82

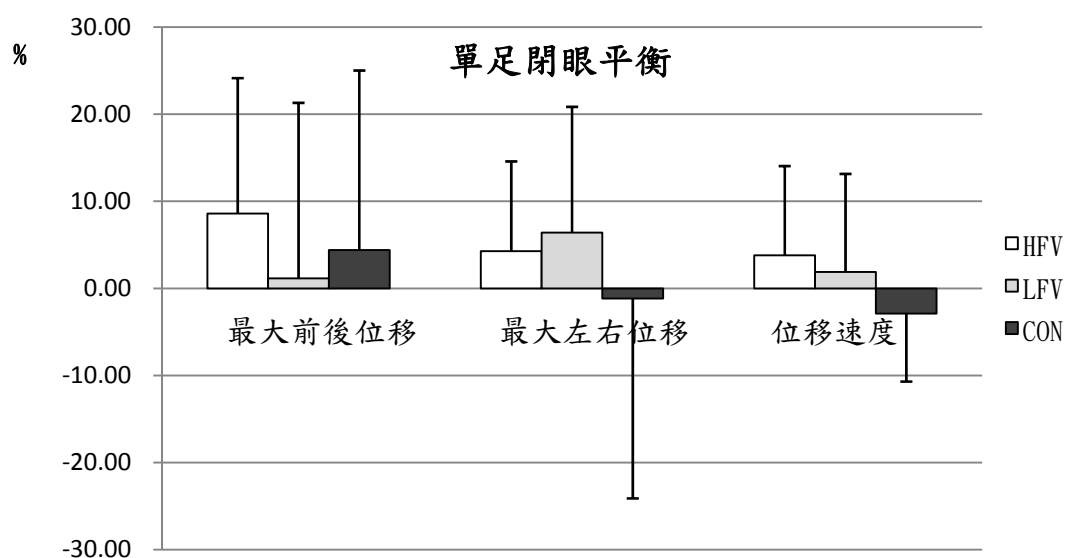


圖 4-24 不同組別下最大前後位移、最大左右位移、重心位移速度之

進步率比較

肌肉電位結果

在單足閉眼站立平衡項目中，三組股直肌與股二頭肌 EMGrms 差異率，結果皆呈現下降的趨勢。低頻組在股直肌 EMGrms 差異率下降幅度是最大的，次之為高頻組；而股二頭肌 EMGrms 差異率中，為高頻差異率是提升的，低頻組與控制組則為下降，且股直肌與股二頭肌 MGrms 差異率，三組之間皆無顯著性存在。

表 4-21 股直肌與股二頭肌單足閉眼站立平衡 EMGrms 差異率結果

	差異率 (單位:%)	
	股直肌	股二頭肌
HFV	-20.00 ±18.05	6.62 ±13.54
LFV	-23.80 ±19.91	-8.59 ±9.34
CON	-15.34 ±21.54	-6.11 ±25.43

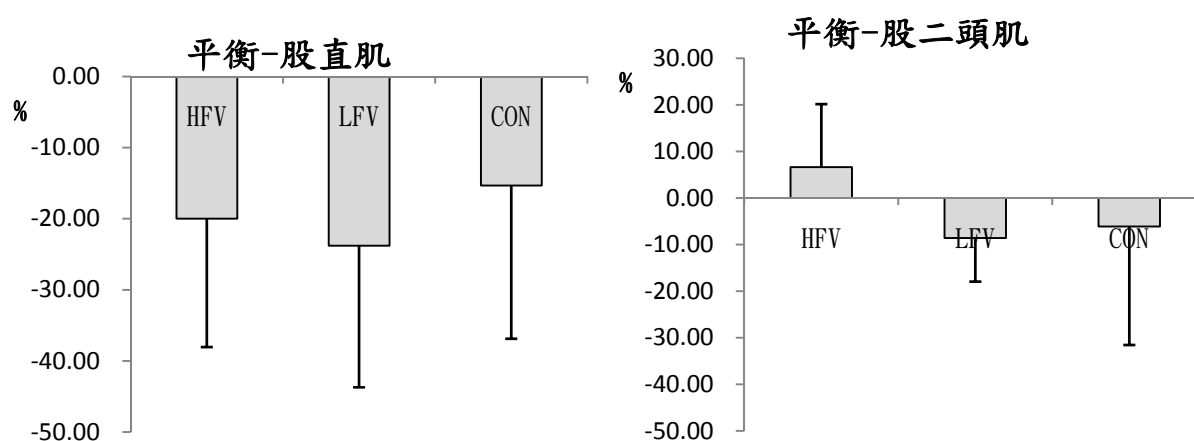


圖 4-25 股直肌、股二頭肌單足閉眼站立平衡 EMGrms 差異率結果

第五章 討論與結論

第一節 不同震動組別對垂直跳躍力之影響

連續三次垂直跳的第一跳中，高頻組的起跳衝量、發力率、起跳高度皆為進步幅度較大的一組，而低頻組也有提升之趨勢。第一跳機制係屬於神經控制反應，而高頻組之震動刺激模式為神經肌肉激發頻率故激活神經效果較大，故高頻組差異率較高。Torvinen(2002a)等人使用頻率15-30Hz，結果發現震動組在垂直跳躍高度短期進步2%，與本研究結果類似。而震動高頻組與低頻組在前後測皆有顯著增加，控制組則無，故震動刺激後的殘餘作用(acute residual effect)確實能夠促進肌肉動態收縮，可應用於選手賽前熱身，促進隨後的運動表現。

連續三次垂直跳的第二跳為騰空落地，下肢肌肉受衝力作用，此時主作用肌先做離心收縮，跟著快速作向心收縮，此種先離心收縮在快速結合向心收縮的模式，稱為牽張-縮短循環(Stretch-Shortening -Cycle)，簡稱 SSC(Norman & Komi, 1979)，故第二跳之肌肉收縮機制屬於 SSC 機制之應用。力量之產生主要為：神經傳導速率 x 肌肉激活量(Komi, 1984)，在第二跳中，震動刺激使 TVR 誘發，同時刺激了肌梭(muscle spindles)收縮，提升了運動表現。且在第二跳 SSC 機制中，肌肉之離心收縮強度較第一跳強，若神經肌肉系統未完全活化，總力量來源將受侷限。而低頻組震動刺激模式，除了可刺激肌梭收縮外，更由於肌肉產生共振，肌

肉震幅加大，刺激神經周邊回饋，使第二跳(SSC肌肉收縮機制)力量來源，除了神經傳導速率之提升，進而使神經肌肉作效率性分配，促使運動表現提升。

第二節 不同震動組別對平衡控制力之影響

身體姿勢控制在為個體保持直立姿勢，並維持身體重心於支撐肌底面的能力(Lee & Lin, 2007)，穩定姿勢包括許多因素去整合，如視覺、本體感覺系統、以及肌力於神經肌肉控制系統等(黎俊彥，2003)。本次實驗為單腳閉眼單足站立，排除視覺控制，主要以本體感覺與神經肌肉控制系統去探討其平衡的差異性。在立即表現之平衡項目中，經過統計結果發現，最大前後位移的三組進步率皆有提升的狀況，雖然其中無顯著差異存在，但在高頻組進步幅度較大(進步率 8.6%)。人體站立時，若將足底部區分為：前側、後側、左側、右側(圖 5-1)，足底壓力皆集中在前側腳掌與後側腳跟處，故在前後方向之姿勢控制，會較穩定。三組經由實驗過程，皆增進了前後方向之控制力，而高頻組之震動刺激模式為增進神經神肉協調性時間，故也提升了小腿肌群小肌肉(如伸趾長肌 EXTENSOR DIGITORUM LONGUS、屈趾長肌 FLEXOR DIGITORUM LONGUS 等) 之神經肌肉控制，故進步幅度最大。

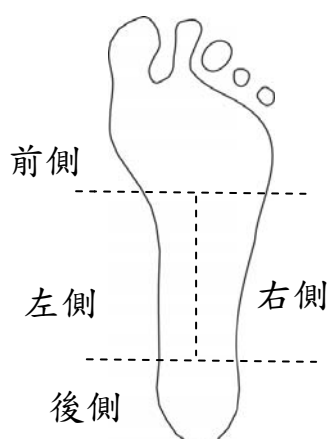


圖 5-1 右腳足踩踏曲線圖

平衡項目中的左右最大位移部分，高頻組與低頻組進步率皆提升，而控制組為下降。當人體站立時，由於壓力多分佈於前後側，左右側之壓力分佈較少，故支撐面積也較少，若左右側神經肌肉控制系統協調性不足，身體便容易產生傾倒，若在運動情境下發生，便容易產生傷害。踝關節為人體最常發生運動傷害的部位，曾有研究針對甲組籃球選手之調查，發現有多達 87% 之選手有踝關節內翻的運動傷害經歷(陳嘉宏、王興國，2003)。在此次實驗中，震動組別(高頻組、低頻組)，接受震動刺激後，立即提升了神經肌肉系統傳導速率，提升左右方向控制能力，降低選手在隨後之比賽情境，足踝運動傷害發生機率。

平衡項目中的重心位移速度部分，震動刺激組別皆有進步之趨勢，分別為高頻組 3.9%、低頻組 1.9%，控制組則為下降。Torvinen(2002)等人曾使用震動頻率 15-30 Hz，震動組在平衡控制能力短期提升 15.7%，與本實驗結果趨勢相同。本次實驗為針對震動刺激後的殘餘效果做一探討，無法使肌肉組織力量增強，但增加了神經傳遞速率，短期提升肌肉控制

能力，降低受試者重心為移速度，使個體更趨穩定，同時也提升了踝關節穩定度與比賽場上之傷害預防。

第三節 不同震動組別對肌肉活化程度之影響

本次實驗採用在連續三次垂直跳項目中，肌肉的肌電反應，三組第一跳、第二跳、第三跳起跳期，皆呈現 EMGrms 差異率下降的趨勢，反觀爆發力項目”起跳衝量”與”起跳高度”，三組在三次跳之中卻有提升之趨勢。表示震動刺激完之立即表現肌肉活性，有運動單位招募量下降的趨勢。Bosco 等人在 2000 年發現，震動刺激之殘餘效果，使垂直跳、最大壓腿功率提升，而 EMGrms 結果卻為下降，與本實驗結果類似(表)。此結果可能與神經收縮機制影響運動表現有關。

表 5-2 Bosco(2000)對大壓腿功率、EMGrms、垂直跳前後測結果

Variables	Pre	Post	<i>P</i> <
\dot{W} ($W \cdot kg^{-1}$)	11.4 (2.2)	12.2 (2.1)	0.003
EMGrms (μV)	151.8 (48.5)	136.4 (49.7)	0.008
CMJ (cm)	36.1 (5.2)	37.5 (5.1)	0.001

生物學家認為神經系統有兩種控制肌肉收縮的模式:1. 肌肉比例辨別度(Rate coding): 神經針對動作強度或衝擊力去改變激發運動單位激發頻率，改變肌纖維活化的比例(Tape I 纖維、Tape II a 纖維、Tape II b 纖維)。2. 招募量(Recruitment): 由於動作需求所招募的運動單位數量。

而運動強度影響收縮模式方面，Brown(1973)曾研究指出，在 30%最大力量輸出(MVC)之內，肌肉運動單位招募量隨強度增加而增加，而在 30%最大力量輸出(MVC)以上，將會提升肌纖維活化比例。在動作模式層面，Purkayastha 在 2006 年的研究發現，漸增強度的肌力等張收縮與等速收縮，股四頭肌均分肌電(EMGrms)會隨著強度增加而提升，當強度提升高於特定範值時，均分肌電振幅(EMGrms)會隨著強度增加而遞減，此範圍值則為神經系統收縮模式之轉換範圍：提升運動單位招募量→提升肌纖維活化比例，減少運動單位招募(圖 5-2)。

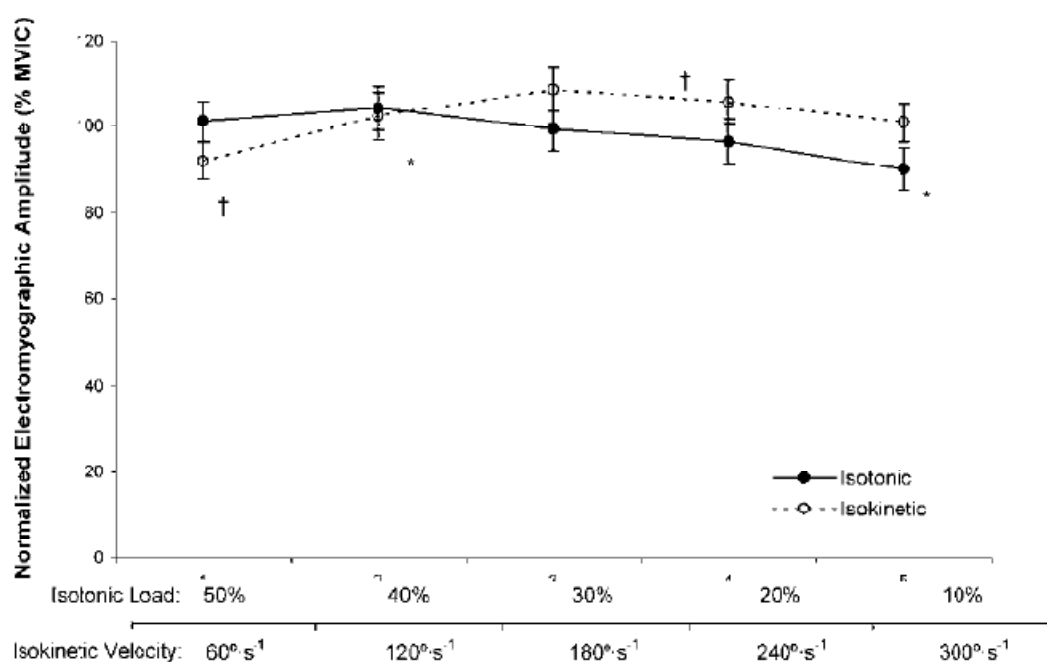


圖 5-2 Purkayastha(2006)漸增強度等張肌力、等速肌力之均分肌電振幅圖

受試者在連續三次垂直跳項目中，都要求以最大力量跳躍，故動作強度屬於高強度動作。而在結果顯示連續三次垂直跳第一跳中，三組起跳

高度差異率皆為提升，且高頻組進步幅度最大、低頻組次之。而股直肌起跳期肌肉電位差異率三組皆為下降，且高頻組下降幅度最小，低頻組次之。原因為高頻組與低頻組經過震動刺激介入後，TVR 被激發並刺激神經肌肉反應，提升了神經肌肉系統與周邊回饋，故在第一跳中，神經系統效率化徵招特殊的肌纖維，減少運動單位招募量，減少肌肉能量使用率，進而提升運動表現。同時儲備第三跳之肌肉能量，維持起跳高度進步率提升的原因之一。控制組因無震動刺激介入，無經過 TVR 刺激神經系統，雖爆發力項目亦有提升，但在 EMGrms 差異率減少幅度是最少的，此與神經系統之效率面有關。

在連續三次垂直跳之第二跳中，肌肉收縮機制屬於 SSC 機制之應用，在爆發力項目”起跳高度”結果，低頻組為進步幅度最高之一組，在肌肉活性項目，股直肌起跳期第二跳結果，EMGrms 差異率是最低的 (-15.36%)。低頻組之震動刺激模式在 SSC 之機制下，主要可刺激神經傳導效率，並由於下肢肌肉產生共振，使震幅變大，TVR 反射刺激神經傳導效率有加成的效果。故可使神經系統做更有效率的支配，調整收縮比例，使特定肌纖維收縮，減少肌肉使用量，讓特定肌纖維收縮做工，進而提升第二跳之運動表現。

在連續三次垂直跳之第三跳中，震動組別之起跳高度皆維持進步的趨勢，而控制組則為下降。而在 EMGrms 之中，三組在股直肌起跳期差異率

皆呈現下降之趨勢。震動組別由於前兩跳神經系統做有效率的收縮，減少了肌肉能量使用率，而 EMGrms 第三跳之差異率，震動組別皆有提升之趨勢，表示運動單位招募量增加，使肌肉收縮在第三跳較不易產生疲勞現象，仍能維持起跳高度提升之運動表現。而控制組因無震動刺激介入，神經系統效率不足，故在第三跳中，EMGrms 差異率下降，運動單位招募量下降，使其起跳高度呈現退步的狀態。

而單足閉眼站立平衡項目中的股直肌與股二頭肌肌電反應，結果三組皆呈現 EMGrms 差異率下降的趨勢，相較於測力板之結果中，重心位移速度，高頻組與低頻組卻有進步率提升之趨勢，控制組則為下降。由於震動刺激介入激發了神經系統周邊回饋，使神經協調性時間縮短，運動單位效率性徵招，故震動組別之股直肌 EMGrms 差異率數值會低於控制組，運動單位減少百分比較高，且個體平衡表現優於控制組。

第四節 結論與建議

本研究主要探討高頻震動與低頻震動兩種不同震動頻率在運動表現上(連續三次垂直跳、閉眼單足站立)是否有差異性存在，從實驗結果和討論可歸納出下列結論：

1. 高頻組與低頻組在連續三次垂直跳之第一跳中，起跳衝量與起跳高度有顯著提升，控制組則無，且高頻組第一跳進步幅度較低頻組高。表示震動刺激後的殘餘作用能夠促進隨後的運動表現，若應用於選手賽前熱身，將會有實質之助益。
2. 高頻組與低頻組在連率三次垂直跳之第二跳中，低頻組在跳躍項目進步幅度優於高頻組，且肌肉活性差異幅度低於高頻組，表示低頻組在神經肌肉系統收縮的效率支配上，優於高頻組。故日後在 SSC 機制有關之比賽熱身上(如排球比賽)，震動刺激頻率可選擇下肢肌肉自然頻率，對於隨後之運動表現會更佳。
3. 高頻組在單足閉眼站立平衡中，前後方向穩定控制為三組中進步率最佳。高頻組與低頻組接受震動刺激後，可提升左右方向能力與降低位移速度，使個體更為穩定，而控制組則為下降。日後在講究平衡項目的比賽熱身上(如武術比賽)，可使用震動刺激立即提升選手下肢穩定度，提升隨後之運動表現。

本研究實驗結果得知震動組在爆發力項目有提升的現象，肌肉活性有下降之趨勢，此與文獻相符，而神經反射時間是否有立即性影響，目前尚未有研究去證實。故建議日後實驗可加入神經反射時間項目，如此可針對不同震動頻率對於內在表現：神經反射時間、肌肉活性，與外在表現：爆發力、平衡做一通盤性探討。本研究實驗結果得知震動組別在平衡時之肌電表現，有下降之趨勢，但由於本次實驗擷取股直肌與股二頭肌，並未針對小腿肌群之肌肉活性做一探討。故建議日後在擷取平衡項目時，可加入小腿肌群(腓腸肌、脛前肌)做肌肉活性完整探討。本實驗結果低頻組在連續三次垂直跳之第二跳中，起跳高度進步率最高，肌電活性下降最大，而第二跳為 SSC 機制之運用，而低頻組是否在其他 SSC 機制動作與高頻組亦有差異性存在，為日後可研究之方向。故建議日後立即表現可加入落下跳(Drop jump)動作，探討不同震動頻率之間與動作之間的差異性。

參考文獻

中文部分

相子元、何維華、湯文慈、念裕祥（2005）*生物力學儀器—理論與實務*，台灣運動生物力學學會出版，台北市。

陳婉菁（2004）。不同震動刺激型態對等長收縮時肌肉活化程度之影響。國立體育學院教練研究所碩士論文。

陳婉菁（2004）。新式肌力訓練：震動刺激肌力訓練機制與運用。*大專體育*, 70期, 第 32-37頁。

陳嘉弘、王興國（2003）。高中甲組籃球選手回溯性足踝部競技傷害流病調查。*物理治療*, 28 (3), 147-156。

黎俊彥、林威秀（2003）。身體姿勢的平衡控制機轉。*中華體育季刊*, 17 (2), 66-72。

英文部分

Alexander, R.M. (1988). *Elastic mechanism in animal movement*. Cambridge, UK: Cambridge Univ. Pres.

Barnes WS. (1980). The relationship of motor-unit activation to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities. *Phys Ther.*;60:1152-1158.

Bosco, C . , Iacovelli ,M. , Tsarpela ,O. , Cardinale ,M. , Bonifazi ,M. ,Tihanyi, J . ,Viru,M. ,DeLorenzo ,A. ,&Viru ,A. (2000) : Hormonal responses to whole - body vibration in men.*E uropean Journal of Applied Physiology*, 81 ,449-454 .

Bosco, C., Colli, R., Introini, E., Cardinale, M., Tsarpela, O., Madella, A., Tihanyi, J., A.Viru(1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. Blackwell Science Ltd *Clinical Physiology* 19, 2, P183.

Bruyere, o., Wuidart, M. A., Di, P. E., Goulay, M., Ethgen, O., Richy, F., & Reginster, J. Y. (2005). Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health-related quality of life of nursing home residents. *Arch Phy Med Rehabil*,86, 303-307.

Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exercise & Sport Sciences Reviews*,31(1), 3-7.

Cavagna, G.A., Heglund, N.C., & Taylor, C.R. (1977). Mechanical work in 63 terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *The American journal of Physiology*,233 , R243-R246.

Colleen M., Jerrold S.,Grenith Z.,(2008). The effect of 30 Hz vs.50 Hz passive vibration and duration of vibration on skin blood flow in the arm. *Med Sci Monit*, 14(3). P112-116.

Delecluse, C., Roelants, M. , & Verschueren , S .(2003) .Strength increase after whole - body vibration compared with resistance training . *Medicine and Science in Sports and Exercise* , 35 (6), 1033 - 1041 .

Hakkinen, K. (1989). Neuromuscular and hormonal adaptations during strength and power training. *Sport Medicine*, 29, 9-26.

- Hagbarth, K.E. , & Eklund, G. (1966). Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain Research* , 2 ,201 - 203.
- Isakov, E., & Mizrahi, J. (1997). Is balance impaired by recurrent sprained ankle?. *British Journal of Sports Medicine*, 31, 65-67.
- Issurin, V. and Temnov, P. (1990). Biomechanische effecten Van vibro-stimulatie op de maximale Kracht en de Krachtuithouding. Werktekst Algemene Clinic, Sportfysiologietrainingsleer.R.U. Gent, 1- 8.
- Issurin, V.B., Liebermann, D.G. & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of Sports Sciences*, 12, 561-566.
- Issurin, V. B., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of Sports sciences*, 17, 177-182.
- Iwamoto, J., Otaka Y., Kudo, K., Takeda, T., Uzawa, M., & Horabayashi (2004). Efficacy of training program for ambulatory competence in elderly women. *Keio J Med*, 53(2), 85-89.
- Lee, A. J. Y. & Lin, W. H. (2007). The influence of gender and somatotype on single-leg upright standing postural stability in children. *Journal of Applied Biomechanics*, 23, 173-9.

- Luo, J., McNamara, B. & Moran, K. (2005). The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Medicine*, 35, 23-41.
- Marco C. ,Jon2004 L. (2003). Electromyography Activity of Vastus Lateralis Muscle During Whole-Body Vibration of Different Frequencies. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2003,17(3), 621.
- Mester, J., Spitzenpfeil, P., Yue, Ziegenruecker, G.H. (2003). Vibration loads : potential for strength and power development. *Strength and power in sport, second ed.* Blackwell Science, Oxford, 488-501.
- Mester, J., Kleinoder, H., Yue, Z. (2006). Vibration training : Benefits and Risks. *Journal of Biomechanics* 39. P1056 –P1065.
- Milner Brown H.S., Stein R.B., Yemm R. (1973). Changes in firing rate of human motor units during voluntary isometric contractions. *J Physiol* 230:371-390.
- Nele, N. M., Erik, W., Danny Van de V.,* Diny M., Valérie A., Wouter Van den B. (2006). Improving Strength and Postural Control in Young Skiers: Whole-Body Vibration Versus Equivalent Resistance Training. *Journal of Athletic Training*, 41(3), P286-293.

- Nicholas P. Linthorne. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *Association of Physics Teachers*. 10,1119.
- Norman, R. W. & Komi, P. V.,(1979). Electromyographic delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 106 : 241-248.
- Sale, D. G (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science Sports and Exercise*, 20, S135 - S145.
- Sushmita P., Joel T. C., Cynthia A. T., A. Louise Fincher., Sarah M. M. (2006). Surface electromyographic amplitude to work ratios during Isokinetic and Isotonic muscle actions. *Journal of Athletic Training*;41(3):314–320.
- Torvinen, S., Kanus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S.(2002a). Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance : A randomized cross-over study. *International Journal of Sports Medicine* 23, 374-379.
- Torvinen, S., Kanus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Jarvinen, T. L. N., Jarvinen, M., Oja, P., & Vuori, I. (2002b). Effect of four -month vertical whole body vibration on performance and balance .*Medicine & Science in Sports& Exercise* , 34 , 9 ,1523 - 1528.

- Torvinen, S., Kanus, P., Sievanen, H., Jarvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S.(2002c). Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin Physiol & Func Im* 22, pp145-152.
- Wakeling, J.M., Nigg, B.M., & Rozitis, A.I. (2002a). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *Journal Applied Physiology*, 93, 1093–1103.
- Wakeling, J.M., Kaya, M., Temple, G.K., Johnston, I.A., & Herzog, W. (2002b). Determining patterns of motor recruitment during locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 205, 359–369.
- Wakeling, J.M., Anna-Maria Liphardt, & Nigg, B.M. (2003). Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *Journal of Biomechanics*, 36, 1761–1769
- Wakeling, J.M, & Anna-Maria L. (2006). Task-specific recruitment of motor units for vibration damping. *Journal of Biomechanics*, 39(7),1342-1346.
- Warman G., Humphries B. & Purton J. (2002). The Effects of Timing and Application of Vibration on Musclar Contractions. *Aviation Space and Envir Med*, 37, 2, 119-127.

附錄一

受試者同意書

本研究目的：

本實驗內容針對下肢肌力訓練在短期的人體肌肉神經及運動表現的影響。研究目的在探討不同震動刺激頻率對下肢運動表現與肌電活動之影響，以試圖找出最佳震動刺激訓練的頻率。

配合事項：

1. 實驗期間為 97 年 11 月~98 年 12 月中旬。
2. 實驗當日請穿著**輕便運動服、緊身短褲及運動鞋**。
3. 受測者需接受為期 6 週、一週 2 次的試驗。

檢測內容：

- (1)於右腿股二頭肌、股直肌位置黏貼肌電片；於各關節點黏貼反光點。
- (2)動力表現：於測力板上連續跳躍2次。
- (3)平衡表現：於測力板上單腳閉眼站立平衡(30秒)。

實驗保障：

- (1) 實驗期間享有意外險。
- (2) 本實驗將以代碼表示您的身分，不會顯示您的姓名、身分證字號、住址。
- (3) 在檢測或訓練的過程中，若您感到任何的不適，則有權立即中止檢測或訓練，或請研究人員提供必要之協助。
- (4) 對於您個人相關資料，主持人將持保密的態度。除了有關機關依法調查外，研究人員會小心維護您的隱私。

您以閱讀並了解此次實驗內容，並了解對自身之權益保障，確定您的身體情況是否適合參與此項研究計劃。

立同意書人： (簽名)

立同意書日期： 民國 年 月 日

受試者同意書 健康狀況與生活型態評估

(1) 您是否有下列特殊情況？

無 有(請勾選以下選項)

慢性心血管疾病 糖尿病 心律不整 氣喘 癲癇 懷孕

(2) 是否曾經有在運動中感到頭暈目眩並要失去平衡？

無 有

(3) 是否曾有被醫生診斷避免運動之情形？

無 有

(4) 是否曾有在運動過程中感到胸悶疼痛？

無 有

(5) 是否有抽菸習慣？

沒有 有

(6) 是否有喝酒習慣？

沒有 偶爾 經常飲酒

(7) 是否有為了增加體能或運動表現而服用增補劑的習慣？

沒有 有

(8) 請問您的睡眠時間？

6~8 小時 4~5 小時 3 小時以下

(9) 是否有失眠的問題？

沒有 偶爾 經常失眠

感謝您撥冗時間了解實驗方法與說明，若你願意參與本研究，請於下行文字段落簽上你的姓名。

本人_____，已詳知即將進行的實驗內容，且瞭解所擁有的權利並願意全力配合研究者進行各項測試。 日期：_____年_____月_____日

誠摯感謝您的參與與配合！