

不同高度深跳動作的肌電現象 之比較

¹林政東 · ¹陳全壽 · ¹吳國輝 · ²趙峻郁 · ³呂宏進

¹國立體育學院 · ²大仁技術學院 · ³體委會競技處

本研究是利用運動生物力學的方法，探討肌肉牽張縮短循環 (stretch-shortening-cycle SSC) 中 20、40 和 60cm 不同高度深跳 (drop jump DJ) 動作的肌肉工作特徵，以了解不同高度 DJ 下的肌電活動特徵。本次實驗以 AMTI 測力板、Penny 電子關節角度計及 Biovision 肌電系統測量受試者在三種不同下跳高度下的地面反作用力、膝關節角度的變化和腓腸肌的肌電活動特徵。受試者 11 名，平均年齡為 23.18 ± 2.64 ，身高為 173.0 ± 4.03 ，體重為 64.31 ± 5.97 。統計方法是以重覆量數單因子變異數分析 ($\alpha = .05$) 檢驗這些變數之差異，達顯著差異後再用薛費法進行事後比較。

本實驗主要觀察著地前、反射階段、離心階段和向心階段等四部份的肌電活動。由實驗結果得知，隨著 DJ 下跳高度的增加，著地前的預先肌電活動和反射階段肌電振幅活動也隨之增加，說明了隨著牽張速度的增加，著地前和著地後反射階段肌肉神經活動也隨之增加，並且反射階段產生較強的牽張反射活動。

三個不同高度 DJ 的向心階段平均肌電振幅，DJ20 和 DJ40 皆大於 DJ60，DJ60 跳法所產生較弱的向心肌電活動，並不是離心階段儲存較多彈性能的幫助而降低向心階段肌電活動，而是受試者面對 DJ60 的下跳高度時，由於離心初期動作負荷太強，受試者為了以緩衝負荷，造成肌肉韌度下降，減低了向心肌電活動。

關鍵詞：牽張縮短循環 (Stretch-Shortening-Cycle, SSC)、牽張反射、彈性能。

壹、問題背景

牽張縮短循環 (Stretch-Shortening-Cycle, SSC) 的動作中, 肌肉收縮之前的牽張有助於向心階段的運動表現, 而提高表現的原因是由於彈性性能與牽張反射機制。提及 SSC 動作的肌電活動, 則不能避談牽張反射的影響。

從 Lin-Brown & Walsh (1997), Gregory Morgan & Proske (1987), Nichols and Houk (1976), Matthews and Stein (1969) 的研究中, 我們可以了解肌肉離心收縮的牽張速度愈快, 則產生愈強的牽張反射活動。由於這些研究採用的不是自然狀態下的快速動作, 為了了解運動的快速自然動作中, 牽張速度對於牽張反射的影響, 本實驗欲探討三種不同高度 DJ 的肌電活動, 以了解不同的牽張速度下的牽張反射和肌電活動特徵。

對於 SSC 動作研究中, 通常將肌電的分析分成三期, 即著地前、離心收縮期和向心收縮期。對於 SSC 動作的研究中, Dietz North and Schmidtbleicher (1981) 發現肱三頭肌在著地之前就已產生肌電活動, 並且隨著動作的強度的增加, 此一階段的活動愈強。

離心階段的肌電方面, Dietz-Schmidtbleicher and North (1979) 發現快速的 SSC 動作中, 離心收縮階段會產生較高肌電峰值, 並指出 SSC 動作時離心作用較高肌電振幅是由於牽張反射之影響而產生。照 Houk & Rymer (1981) 的看法, SSC 的一個主要功能是調整離心階段肌肉的勁度 (stiffness), 由於肌肉勁度的增加, 並且在快速有力的 SSC 動作中, 肌肉在離心階段必須承受較大的長度變化, 因而產生較多的牽張反射肌電量, 由此可見離心收縮時牽張反射參與作用的重要性。

離心階段除了牽張反射的肌電, 同時也混雜自主收縮的肌電, 為了更精準的將離心階段中的動態牽張反射活動劃分出來, 本實驗參考 Bergui、Dimanico、Paglia、Quattrocchio、Troni & Bergamini (1992), Toft、Sinkjaer、Andreassen & Larsen (1991), Enoka (1994), Allum、Mauritz & Vogele (1984、1982), Toft、Sinkjaer、Andreassen & Larsen (1989) 等人對於牽張反射出現時機的研究, 最後採用 Gollhofer 等人 (1990) 對於測量肌電活動的分法, 即觸地後 30ms 至 120ms 主要為牽張反射活動的階段。

Komi (1984) 和劉宇 等人 (1996) 認為 SSC 跳法時, 離心收縮期儲存彈性能, 並在隨後的向心收縮階段釋放相對較大能量, 增強收縮力, 這樣, 肌肉本身在 SSC 動

作時的向心階段就無須更大的收縮強度，以致肌電活動較弱。所以本實驗比較三種不同高度 DJ 跳法的著地前、反射階段、離心和向心階段肌電活動，以了解不同牽張速度下的 SSC 動作的肌電活動特徵。

貳、研究方法與步驟

一、實驗對象

本次實驗受試者為大學體育系跳部選手和短跑選手共 11 名，年齡為 23.18 ± 2.64 歲，身高為 173.0 ± 4.03 公分，體重為 64.31 ± 5.97 公斤。

二、實驗儀器與設備和儀器架設

本次研究方法中，使用的主要儀器與設備為 AMTI 測力板一台，Penny 電子關節角度計一個和 Biovision 肌電系統、微型放大器三個、16 頻道輸入器、A/D（類比—數位）訊號轉換器、DASY Lab 4.0 版軟體、586—Notebook 電腦一套、20、40、60cm 跳台、酒精、棉花、刮鬍刀。

本實驗以有線的方法傳輸，測力板和貼於身上的關節角度計及肌電訊號線經過放大器和 A/D 轉換器，進入電腦，共同使用 Dasy Lab system 軟體，以收集所需的資料。

三、實驗的測試動作與程序

本實驗的測試動作為 DJ20、DJ40 和 DJ60，是指從 20、40 和 60 公分處往下跳，整個過程雙手插腰，並要求受試者把測力板視為滾燙的鐵板，下跳後馬上向上垂直跳。受試者首先進行完全的熱身和伸展，然後進行 SJ、DJ20、DJ40 和 DJ60，每個動作五次，每組動作之間休息 3 至 5 分鐘，並以受試者自覺狀況來決定是否繼續。

四、操作性定義和研究假定

（一）、操作性定義

1、著地前平均肌電振幅：

DJ 時，著地前 100ms 所發生的肌電，經過處理所得的腓腸肌肌電，經過積分處

理和除以所需的時間，所得為平均肌電振幅，以 SJ 肌電平均肌電振幅為標準參考值，所得之值即為所求。

2、離心平均肌電振幅：

DJ 時，觸地後在膝關節彎曲過程（離心收縮）中所測量的腓腸肌肌電，經過積分處理和除以所需的時間，所得為離心平均肌電振幅，經過標準化，即為所求。

3、反射平均肌電振幅：

DJ 時，觸地後 30ms~120ms 中所測量的腓腸肌肌電，經過積分處理和除以所需的時間，所得為反射平均肌電振幅，經過標準化，即為所求。

4、向心平均肌電振幅：

DJ 時，觸地後在膝關節伸展過程（向心收縮）中所測量的腓腸肌肌電，經過積分處理和除以所需的時間，所得為向心平均肌電振幅，經過標準化，即為所求。

5、主動發力：

此一變數的計算方式=[（離心末期力量 - PK2） / 單位時間]，其意義是因為 PK2 是離心階段使用主動力量的起點，而離心階段的主要目標是使離心末期力量極大化，所以觀察 PK2 力量如何發展至離心末期，有助了解離心階段主動力量的發展情形。

（二）、實驗假定

本實驗假定為，著地前肌電和牽張反射活動隨著下跳高度的增加而增加，但是當 DJ 下跳高度太高，則強度太強使受試者有所顧忌，而產生神經肌肉抑制作用。

五、資料收集與處理

關節角度計、測力板和肌電系統所收集的類比訊號轉成數位信號存於個人電腦內，採樣頻率為 1000Hz，10Hz 低通濾波後，以所求的關節角度、和地面垂直反作用力和腓腸肌肌電資料，依操作性定義截取三個不同高度 DJ 跳法的膝關節牽張幅度、著地前平均肌電振幅、離心平均肌電振幅、反射平均肌電振幅和向心平均肌電振幅。然後由 spss 系統對本實驗資料進行統計分析，首先計算各實驗變數的平均值，再以重覆量數單因子變異數分析（ $\alpha = .05$ ）檢驗這些變數之差異，達顯著差異後再用薛費法進行事後比較。

表面肌電圖資料處理的規格要求：

- (1)、電極方面：電極材料為 Al/AgCl，其形狀為圓形，半徑為 1.6 公分，貼上電極片的部位經過刮毛和擦拭酒精的處理，電極間的正負極片中心距離為 3.2 公分，電流的力向與肌纖維成排列走向。
- (2)、放大：採 double differential，其輸入阻抗為 $10E+12ohms$ ，共同模組(rejection) 比率為 120dB，訊號/雜訊的比率為 1 μ V。
- (3)、原始表面肌電的濾波：肌電資料經 Butterworth 10~400HZ 的濾波處理，然後全波整流、10HZ 低通濾波和積分處理，最後獲得積分肌電 (IEMG)。
- (4)、標準化：取 SJ 跳法的肌電值，以離地前 300ms 的平均振幅肌電為標準化參考值。

參、結果與討論

本研究以 DJ20、DJ40、DJ60 為實驗動作，受試者每在一高度各跳五次。從原始的五次資料中選擇一離地時間最久的資料，資料選定後進行處理及探討：

一、深跳動作牽張速度和牽張幅度的描述與探討

本實驗中 DJ 時所產生的離心最大速度和離心平均速的大小為 DJ60>DJ40>DJ20 (表一)，即下跳高度愈高則落體速度愈快，牽張速度愈快。不同的牽張速度將產生不同的神經肌肉活動特徵，所以牽張速度是本實驗的主要控制變數，我們藉由 DJ 的下跳高度來控制牽張速度。另一方面，牽張幅度的大小也會對運動強度和表現造成影響 (Bosco 等人 1981, Rack & Westbury 1974)，所以須控制在一範圍內，本實驗的牽張幅度是指離心角位移，受試者以最快速度進行 DJ，以致於無法跳出某一特定角位移，只能告訴受試者把測力板視為滾燙的鐵板，跳下接觸測力板後馬上垂直向上跳，所以每位受試者跳出不同角位移，在不分 DJ 高度的情形下，全體總平均膝關節牽張角位移為 70.4 度，標準差為 4.9 度。

不同 DJ 高度的牽張速度的大小為 DJ60>DJ40>DJ20 (表一)，這是由於受試者隨下跳高度而增加牽張幅度以緩衝較強的負荷。至於不同高度所花費的著地後至騰空剎那之前的支撐時間，如表一所示。

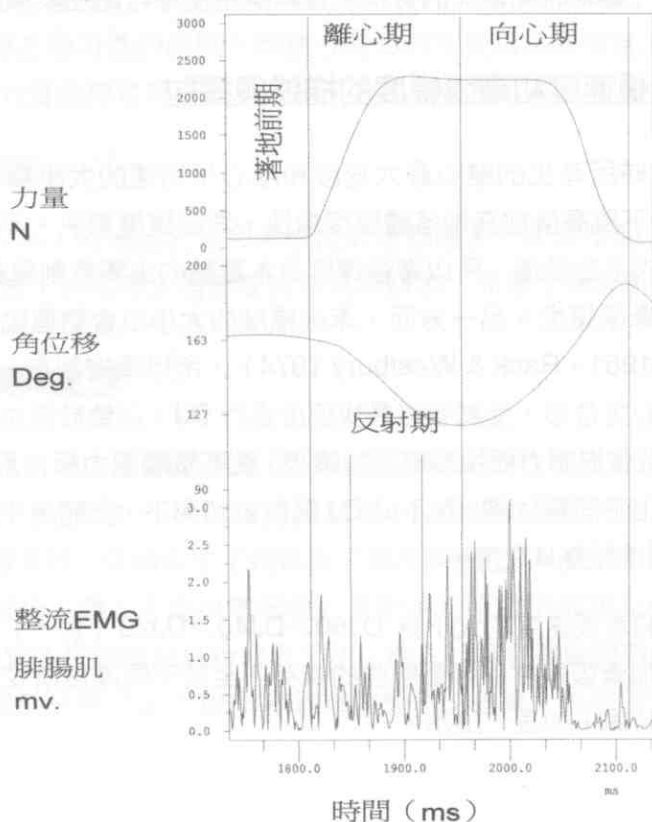
表一、三種不同高度 DJ 的牽張速度與牽張幅度

變數		高度			F 值	事後比較達到顯著差異的組別
		DJ20	DJ40	DJ60		
牽張幅度	平均數	67.3	70.5	73.4	5.56 *	H1-H3
	標準差	3.0	4.7	4.9		
支撐時間 ms	平均數	381.5	379.2	405.0	1.39	
	標準差	38.3	39.8	42.6		
最大離心速度	平均數	469.4	574.2	659.6	12.5 *	H1-H2 H1-H3
	標準差	80.7	92.2	94.5		

註：20 公分以 H1 表示，40 公分以 H2 表示，60 公分以 H3 表示，樣本數為 11

二、肌電的活動特徵

關於腓腸肌肌電振幅大小之比較的求法，先求得各階段的平均肌電振幅，然後以 SJ 的平均肌電振幅為分母，以所求得標準化肌電振幅進行比較。本研究的肌電現象是指著地前階段、反射階段、離心階段和向心階段的肌電特徵。



圖一、DJ 跳法的腓腸肌肌電，本肌電分為四部分加以探討，即著地前階段、離心階段、牽張反射階段和向心階段，其中著地前階段為著地剎那之前的 100ms 為止，離心期以著地剎那至最大彎曲角度為止，反射期為著地剎那後 30~120ms，向心期以最大彎曲角度至離地剎那為止。

本實驗觀察到著地之前神經肌肉即已開始活動（圖一），且此一階段的肌電平均振幅大小為 $DJ60 > DJ40 > DJ20$ ，達顯著水準（表二）。肌電振幅表示不同運動單位的動作電位在去極化階段疊加的結果，顯示同一單位時間內可以徵召較多的運動單位參與工作（Herzog、Guimaraes & Zhang 1994），如此說明 DJ 下跳高度較高時，可以產生較大的肌肉神經刺激。所以受試者在未著地之前的肌電活動即已開始，並且隨著 DJ 下跳高度的增加，此一肌電振幅也隨之增強，即神經肌肉的活動愈強。

不同高度下離心階段的肌電振幅大小為 $DJ60 > DJ40 > DJ20$ ，但沒有達到顯著差異（表二）。離心收縮階段產生的較高肌電峰值很可能由牽張反射引起，因為：1、峰值出現在著地後約 40ms 時，這一時間正好與單突觸牽張反射的時間相吻合。2、峰值是唯一高出最大自主收縮幅度的值。3、當進行缺血麻痺後，這些峰值消失，表示 Ia 向心神經纖維的傳導被阻斷（Dietz 等人，1979）。照 Houk & Rymer（1981）的看法，SSC 的一個主要功能是調整離心階段的彈性勁度，由於彈性硬度的增加，並且在快速有力的 SSC 動作中，肌肉在離心階段必須承受較大的長度變化，產生較多的牽張反射肌電量，由此可見離心收縮時牽張反射參與作用的重要性。但是此階段的牽張反射肌電混雜自主收縮肌電，導至肌電的差異不顯著，因為我們可以由測量較純粹的牽張反射肌電得知，不同高度下的反射階段的肌電振幅大小為 $DJ60 > DJ40 > DJ20$ ，其中 $DJ40 > DJ20$ 和 $DJ60 > DJ20$ 達到顯著水準（表二），顯示隨高度增加會提升牽張反射，而產生的較大肌電振幅。如此說明了，DJ 下跳高度較高時，反射階段可以產生較大的肌肉神經刺激和牽張反射活動，即較快牽張速度下，SSC 動作可以產生較大的肌肉神經刺激和牽張反射活動。

表二、不同高度 DJ 的不同階段肌電特徵

變數		DJ20	DJ40	DJ60	F 值	事後比較達到顯著差異的組別
著地前肌電振幅 (SJ 肌電振幅倍率)	平均數	.979	1.670	2.748	22.24	H1-H2,H2-H3
	標準差	±.114	±.212	±.063	*	H1-H3
離心肌電振幅 (SJ 肌電振幅倍率)	平均數	.442	.571	.576	1.823	
	標準差	±.165	±.172	±.218		
反射肌電振幅 (SJ 肌電振幅倍率)	平均數	.373	.574	.630	8.298	H1-H2
	標準差	±.105	±.143	±.202	*	H1-H3
向心肌電振幅 (SJ 肌電振幅倍率)	平均數	1.202	1.227	1.001	4.852	H1-H3
	標準差	±.178	±.209	±.169	*	H2-H3

註：20 公分以 H1 表示，40 公分以 H2 表示，60 公分以 H3 表示，樣本數為 11

不同高度下 DJ 的向心階段平均肌電振幅的大小為 DJ40 > DJ20 > DJ60，其中 DJ60 肌電振幅明顯的小於 DJ40 和 DJ20。根據 Komi (1984) 的看法是離心收縮時可以儲存彈性能，並在隨後的向心收縮階段釋放相對較大能量，增強收縮力，這樣，肌肉本身在向心階段就無須作更大的收縮強度，以致肌電活動較弱。離心末期力量代表著彈性能儲存能力 (Bosco 等人 1982, Flitney & Hirst 1975, Huxley & Simmons 1971)，經過本實驗檢查發現，DJ60 跳法所產生的離心末期力量並沒有大於 DJ40 和 DJ20 (表三)，即 DJ60 跳法所儲存的彈性能並沒有大於 DJ40 和 DJ20，所以 DJ60 產生的較小向心肌電振幅並不是得利於彈性能的幫助。為了進一步了解離心階段主動力量的力量發展情形，採用了主動發力的變數，此一變數的計算方式 = [(離心末期力量 - PK2) / 單位時間]，其意義為 PK2 是離心階段使用主動力量的起點，而離心階段的主要目標是使離心末期力量極大化，所以觀察 PK2 力量如何發展至離心末期，有助於了解離心階段的力量發展情形，再除以單位時間使其數值標準化。由計算得知，DJ60 的 PK2 至離心末期的力量變化為每秒為 -4.76BW，可見此一力量是用以緩衝負荷，結果使得肌肉勁度下降 (表三)，減低了肌電活動 (Houk & Rymer 1981)。

DJ60 跳法所產生較弱的向心肌電活動，並不是離心階段儲存較多彈性能的幫助而降低向心階段肌電活動，而是受試者面對 DJ60 的下跳高度時，由於離心初期的動作負荷太強，因此離心收縮的主動力量用以緩衝負荷，使得肌肉勁度下降，減低向心肌電活動。

表三、不同高度 DJ 的離心末期力量和力量發展之比較

變數		DJ20	DJ40	DJ60	F 值	事後比較達到顯著差異的組別
離心末期力量	平均數	3.04	3.09	2.96	.304	
	標準差	0.35	0.42	0.39		
主動發力 BW/秒	平均數	8.89	.59	-4.76	30.018	H1-H2
	標準差	4.65	4.34	3.40	*	H2-H3H1-H3
勁度發展 BW/度	平均數	0.0415	—	—	35.56	H1-H2
	標準差	0.0203	0.0168	0.0166	*	H2-H3H1-H3

註：20 公分以 H1 表示，40 公分以 H2 表示，60 公分以 H3 表示，樣本數為 11

肆、結論

總結上述結果與討論，本文得到下列幾點初步結論：

- 一、本實驗觀察到著地之前神經肌肉即已開始活動，且此一階段的肌電平均振幅大小為 $DJ60 > DJ40 > DJ20$ ，達顯著水準 ($P < .05$)，顯示隨 DJ 下跳高度的增加，著地前的肌肉神經活動也因此提高。
- 二、不同高度下的反射階段的肌電振幅大小為 $DJ60 > DJ40 > DJ20$ ，其中 $DJ40 > DJ20$ 和 $DJ60 > DJ20$ 達到顯著水準 ($P < .05$)，顯示隨 DJ 高度和牽張速度的增加，會提升牽張反射和肌肉神經刺激。
- 三、不同高度下離心階段的肌電振幅大小為 $DJ60 > DJ40 > DJ20$ ，但沒有達到顯著差異。
- 四、本實驗的向心階段平均肌電振幅，DJ20 和 DJ40 皆大於 DJ60，一方面，DJ60 的彈性能儲存能力並沒有大於 DJ20 與 DJ40，所以 DJ60 減少的向心神經肌肉活動，並非彈性能的幫助而造成。另一方面，經由測量主動發力得知，受試者面對 DJ60 時，由於負荷太強，所以離心收縮主動力量的發展是為了緩衝之用，減低肌肉勁度，進而降低向心的肌電活動。

參考文獻

劉宇、江界山、陳重佑。(1996)。肌力與肌力診斷的生物力學。

臺灣師大體育研究,2:151~179。

Allum, J. H. J., Mauritz, K. H. & Vogele, H., (1984). Compensation for intrinsic muscle stiffness by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. Journal of Neurophysiology. 52(5): 797-818.

Allum, J. H. J., Mauritz, K. H. & Vogele, H., (1982). The mechanical effectiveness of short latency reflexes in human triceps surae muscle revealed by ischaemia and vibration. Exp. Brain Res. 48: 153-156.

Bergui, M., Dimanico, U., Paglia, G., Quattrocolo, G., Troni, W., and Bergamini, L., (1992). Stretch reflex of quadriceps femoris in normal man: methodological considerations and normative data. Electromyogr. Clin. Neurophysiol. 32 : 597-601.

Bosco, C., Tihanyi, J., Komi, P. V., Fekete, G. and Apor, P., (1982c). Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. Acta Physiologica Scand. 116: 343-349.

Bosco, C., Komi, P. V. & Ito, A., (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. Acta. Physiol. Scand. 111: 135-140.

Dietz, V., Schmidtbleicher, D. and North, J., (1979). Neuronal Mechanisms of Human Locomotion. Journal of Neurophysiology, 42(5): 1212-1222.

Dietz, V., North, J. and Schmidtbleicher, D., (1981). Interaction between pre-activity and strength reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. Journal of Physiology, 311 : 113-125.

Enoka, R. M., (1994). Neuromechanical Basis of kinesiology, (2nd ed.). pp.151-191. Champaign, IL: Human Kinetics.

Flitney, F. W. & Hirst, D. G., (1975). Tension responses and sarcomere movements during length changes applied to contracting frog's muscle. J. Physiol. 251: 66-68p.

Gollfer, A., Horstmann, G. A., Schmidtbleicher, D. & Schonthal, D., (1990). Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 60: 7-14.

Gregory, J. E., Morgan, D. L. & Proske, U., (1987). Changes in size of the stretch

reflex of Cat and man attributed to aftereffects in muscle spindles. Journal of Neurophysiology, 58 : 628-640.

Herzog, W., Guimaraes, A. C. S. & Zhang, Y. T. (1994). EMG. In B. M. Nigg and W. Harzog (Eds.). Biomechanics of the musculo-skeletal system (p308~336). Champaign, IL : Human Kinetics Books.

Houk, J. C. & Rymer, W Z., (1981). Neural control of muscle length tension. In V.B. Brooks, (Ed.). Handbook of physiology: Sec. I .The nervous system: Vol. II . Motor control. Part 1 (pp.257-324). Bethesda, MD: American Physiology Society.

Huxley, A. F. & Simmons, R. (1971). Proposed mechanism of force generation in striated muscle. Nature, 233,533~538.

Komi, P. V., (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. In Terjung, R. L. (Ed.), Exercise and Sport Sciences Reviews (Vol.12, pp.81-121). The Collamore Press. Lexington, Mass.

Lin, J. P., Brown, J. K. and Walsh, E G., (1997). Soleus muscle length, stretch reflex excitability, and the contractile properties of muscle in children and adults: a study of the functional joint angle. Developmental Medicine & Child Neurology, 39: 469-480.

Matthews, P. B. C. and Stein, R. B., (1969). The regularity of primary and secondary muscle spindle afferent discharge. Journal of Physiology, 202: 59-82.

Nichols, T. R. and Houk, J. C., (1976). Improvement in linearity and regulation of stiffness that results from actions of stretch reflex. J. of Neurophysiology, 39: 119-142.

Rack, P.M.H. and Westbury, D. R., (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. Journal of Physiology, 240 : 331-350.

Toft, E. Sinkjaer, T. Andreassen, S. & Larsen, K., (1989). Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human anterior tibial muscle at different levels of contraction. Exp. Brain Res. 74: 213-219.

Toft, E., Sinkjaer, T., Andreassen, S. & Larsen, K., (1991). Mechanical and electromyographic responses to stretch of the human ankle extensors. Journal of Neurophysiology, 65(6):1402-1410.

The Analysis of Electromyography Phenomenon of Three Different Heights of Drop Jump

¹Jenqdong Lin, ¹Chuan-Show Chen, ¹Kuo-hui wu ², Chun-Yu Chao、³Horng-Jinn Leu.

Abstract

This experiment used methods of sport biomechanics to investigate the electromyography magnitude of pre-activation, eccentric, reflex and concentric phases under three different heights of drop jumps in order to understand neuromuscular characteristics of different stretch velocity of SSC movement. There were 11 subjects in this experiment including jumpers and sprinter. Their ages are 23.18 ± 2.64 , heights are 173.0 ± 4.03 and weights are 64.31 ± 5.97 . AMIT force-platform, Penny electrical goniometer and electromyography (EMG) Bio-vision system were used to record the ground reaction force, knee joint angular displacement and the EMG-signals of gastrocnemius. The selected variables were tested by one-way repeated ANOVA ($\alpha = .05$) and Scheffe method posterior comparisons.

The results indicated that the higher DJ height the faster stretch velocity, so the stretch velocity of this experiment profile is controlled by the drop jump heights. As the electromyography magnitude, we found that the higher DJ height the larger electromyography magnitude of pre-activation and reflex phase. It showed that the faster stretch velocity the stronger neuromuscular activation and stretch reflex activity during pre-activation and reflex phase.

The average electromyography magnitude of concentric phase of DJ20 and DJ40 was larger than that of DJ60. The weaker electromyography magnitude was not caused by the help of elastic energy but caused by the reduction of muscle stiffness, because DJ60 didn't produce larger eccentric end force but produced negative force for cushioning.

Key words : Stretch—Shortening—Cycle, neuromuscular activation, stretch reflex, elastic energy.
stretch reflex , elastic energy.