

第肆章 結果與討論

經由實驗與結果分析後，本研究結果主要可分為下列三部份，第一節、垂直跳項目參數間的變異性比較；第二節、立定跳遠項目參數間的變異性比較；第三節、序列分析推估最少實驗施作次數。

第一節、垂直跳項目參數間的變異性比較

一、運動學參數

表 4-1 垂直跳受試者間運動學參數平均值、標準差及變異係數(N=14)

| 項目 | 平均值 | 標準差 | 最大值 | 最小值 | 變異係數 |
|-----------------------|-------|------|-------|--------|-------|
| 離地瞬間身體重心 垂直速度(m/s) | 1.75 | 0.23 | 2.17 | 1.00 | 12.88 |
| 離地瞬間身體重心 水平速率(m/s) | 0.09 | 0.07 | 0.42 | 0.0002 | 80.22 |
| 離地瞬間身體重心 合速度(m/s) | 1.76 | 0.23 | 2.17 | 1.01 | 12.87 |
| 離地瞬間身體重心 拋射角度(度) | 87.13 | 2.28 | 90.00 | 76.81 | 2.62 |

以垂直跳全部受試者的試作結果進行比較，其結果如表 4-1，在這四項運動學參數中，以離地瞬間身體重心水平速率(The horizontal speed of center of gravity of takeoff, CGHS)的變異性最大，高達 80.22，其次是離地瞬間身體重心的垂直速度(The vertical velocity of center of gravity of takeoff, CGVV)

和合速度(The resultant velocity of center of gravity of takeoff, CGRV), 而變異性最小的則是離地瞬間身體重心的拋射角度(The angle of projection of takeoff, AOT)。即使垂直跳的要求是要受試者以垂直的方式往上跳, 但是數據資料顯示身體重心依然會出現水平速度, 由於受試者出現水平速度的方向不定, 有可能是朝身體前方或是後方, 因此本研究僅以水平速率進行分析, 不考慮重心水平速度的方向性。此外所謂的身體重心拋射角指的是身體重心合速度與水平軸之夾角, 在此亦忽略其方向性(如圖 4-1)。

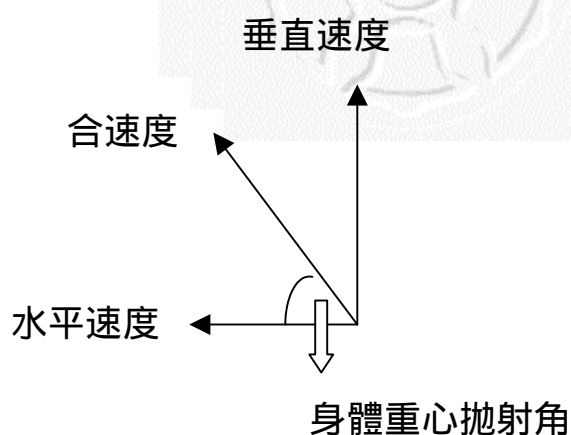


圖 4-1 垂直跳運動學參數示意圖

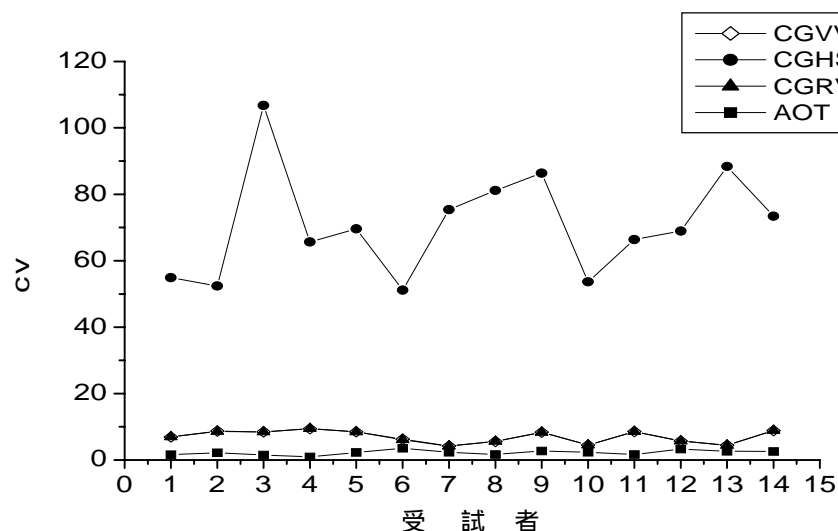


圖 4-2 垂直跳受試者內運動學參數變異係數圖

表 4-2 垂直跳受試者內運動學參數 CV 變異數分析摘要表

| 變異來源 | SS | df | MS | F |
|---------|-----------|----|-----------|----------|
| 組間 | 43570.434 | 3 | 15123.478 | 233.211* |
| 組內 (誤差) | | | | |
| 受試者間 | 869.338 | 13 | | |
| 殘差 | 2529.108 | 39 | 64.849 | |
| 全體 | 3398.446 | 55 | | |

* $p < .05$

表 4-3 垂直跳受試者內運動學參數 CV 變異數分析事後比較摘要表

| | n | mean | CGVV | CGHV | CGRV | AOT |
|------|----|---------|------|------|------|-----|
| CGVV | 14 | 7.0436 | | * | | * |
| CGHS | 14 | 71.0121 | | | * | * |
| CGRV | 14 | 7.0179 | | | | * |
| AOT | 14 | 2.2386 | | | | |

比較受試者間的變異和受試者本身的變異可以看出受試者間的變異性大於受試者本身的變異性，這樣的結果是必然的！因為受試者間的變異即已包含了個體內的變異(Salo & Grimshaw, 1998)。由表 4-2 和 4-3 可以看出

受試者內的水平速率與起跳瞬間的重心拋射角度明顯大於其他參數的變異。此外受試者間和受試者內的運動學參數變異性有一共同點，即兩者的水平速率變異性極高。雖然如此，由於水平速率的數值過小，任何微小的人為處理誤差都可能造成水平速率的極大變異，因此在此無法確定水平速率的變異成因為何？此外由於合速度的變異源自於垂直速度和水平速率的變異總合，而不管是受試者間或是受試者內，在垂直速度與合速度兩項參數的變異性幾乎雷同，由此可以推論即使水平速率具有極高的變異性，但是由於數值過小，因此其對合速度的變異亦不具影響力。

二、動力學參數

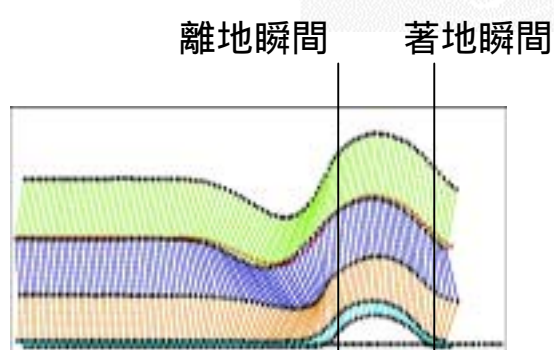


圖 4-3 垂直跳肢段動作連續圖(one subject)

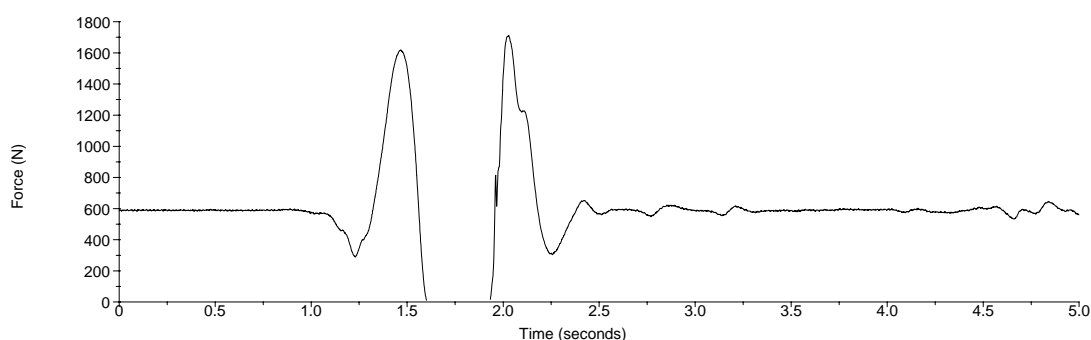


圖 4-4 垂直跳項目垂直方向力量-時間曲線圖(one subject, C1)

圖 4-4 是垂直跳項目在垂直方向的力量-時間曲線圖，第一個出現的峰值為起跳期垂直方向最大力值(The vertical peak force before takeoff, VPFT)，而第二個出現的峰值為著地期垂直方向最大力值(The vertical peak force of landing phase, VPFL)。而起跳期垂直方向的淨衝量(The vertical net impulse before takeoff, VNI)計算方式為起跳離地前縱軸力量與橫軸時間的積分值再減掉體重與此作用時間的積分值即是。

表 4-4 垂直跳受試者間動力學參數平均值、標準差及變異係數(N=14)

| 項目 | 平均值 | 標準差 | 最大值 | 最小值 | 變異係數 |
|-----------------|-------|-------|--------|-------|-------|
| 起跳期垂直方向最大力值(BW) | 2.33 | 0.37 | 3.67 | 0.002 | 15.97 |
| 著地期垂直方向最大力值(BW) | 4.12 | 1.61 | 13.11 | 1.88 | 39.11 |
| 起跳期垂直方向淨衝量(Ns) | 92.69 | 20.62 | 148.67 | 53.62 | 22.25 |

以垂直跳全部受試者的試作結果進行比較，其結果如表 4-4，在這三項動力學參數中，以著地期垂直方向的最大力值具有較大的變異性，其次則是起跳期垂直方向的淨衝量，最後才是起跳期垂直方向的最大力值。在全部受試者中，著地期垂直方向最大力值的這項參數，最大值出現 13.11 倍體重，最小值出現 1.88 倍體重，平均為 4.12 倍體重。最大值幾乎是最小值的 7 倍，與一般的著地力值相關研究比較起來，本研究受試者的著地期垂直方向最大力值似乎偏高，尤其是最大值的數據直逼體操選手空翻落地的力值

(15.1 BW) (Simpson, Ciapponi & Wang, 2000) , 推測原因可能與本研究受試者皆以裸足進行試跳有關。

而造成著地期垂直方向最大力值產生較大變異的主因可能與每位受試者所採用的著地策略較為紛歧有關。由於著地時所產生的衝擊力(impact force)會隨著受試者著地的角度、肌肉的疲勞程度、受試者本身生理結構及足底的感受器(plantar sensory)等因素的影響而產生差異,受試者之間亦會採取不同的著地策略以降低下肢傷害的產生,例如增加下肢關節的彎屈(flexion)程度或是增加下肢關節彎屈的時間等(Simpson, Ciapponi & Wang, 2000),或許這就是造成著地期垂直方向最大力值在受試者間具較大變異之因。

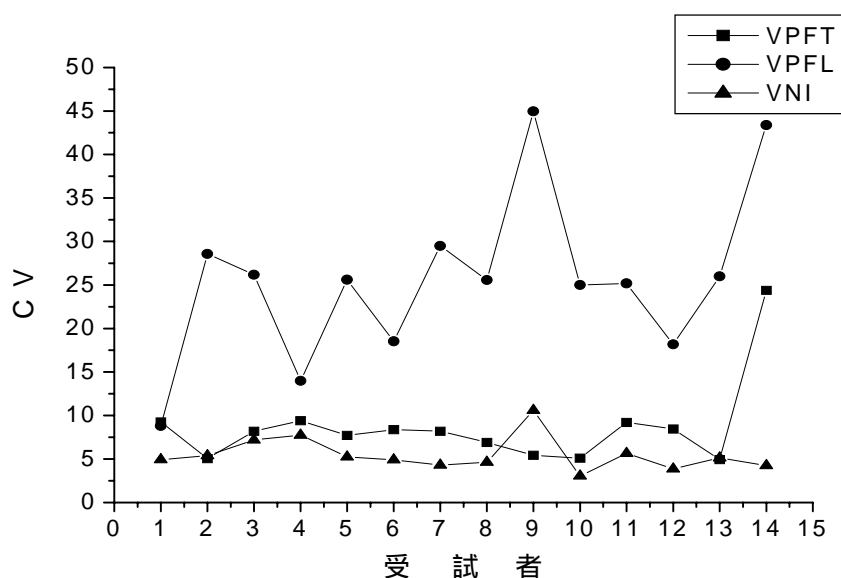


圖 4-5 垂直跳受試者內動力學參數變異係數圖

表 4-5 垂直跳受試者內動力學參數 CV 變異數分析摘要表

| 變異來源 | SS | df | MS | F |
|-----------|----------|----|---------|---------|
| 組間 | 3304.080 | 2 | 1652.04 | 47.822* |
| 組內 (誤差) | | | | |
| 受試者間 | 190.137 | 13 | | |
| 殘差 | 898.190 | 26 | 34.546 | |
| 全體 | 1108.327 | 41 | | |

* $p < .05$

表 4-6 垂直跳受試者內動力學參數 CV 變異數分析事後比較摘要表

| | n | mean | VPFT | VPFL | VNI |
|------|----|---------|------|------|-----|
| VPFT | 14 | 8.6136 | | * | |
| VPFL | 14 | 25.6714 | | | * |
| VNI | 14 | 5.4900 | | | |

而就單一受試者本身 25 次試作結果進行比較，其結果如圖 4-5。在這三項動力學參數中以著地期垂直方向最大力值具有較大的變異，除了一位受試者外，幾乎所有的受試者皆呈現了此現象。也就是說，著地期垂直方向最大力值這項動力學參數，不僅在個體間(intersubject)具有較大的變異(39.11%)，在個體內(intrasubject)變異性(8~44.96%)依然很大。因此即使是相同的最大用力垂直跳動作，受試者在著地期垂直方向的最大力值也不盡相同。顯而易見的，當我們在進行研究而此研究又必須以著地期垂直方向的最大力值作為其重要參數時，應該更仔細考慮產生變異的來源究竟是受試者之間的差異還是受試者本身所呈現的差異，如此才不會判斷錯誤而誤下結論。這樣的結果也反映在部分研究文獻中，如 Bates, Osterning, Sawhill, 和 Jame (1983)及 DeVita 和 Bates(1988)，當進行與地面反作用力相關之研

究時，必須以較多的實驗次數的平均值才能真正代表受試者的真實表現。

表 4-7 垂直跳受試者間下肢關節力矩功率平均值、標準差及變異係數
(N=14)

| 項目 | 平均值 | 標準差 | 最大值 | 最小值 | 變異係數 | |
|------------|-----|------|------|-------|-------|-------|
| 力矩(N·m/BW) | 踝關節 | 1.15 | 0.26 | 1.94 | 0.58 | 22.15 |
| | 膝關節 | 1.46 | 0.45 | 2.68 | 0.94 | 30.94 |
| | 髖關節 | 1.62 | 0.61 | 4.88 | 0.54 | 37.67 |
| 功率(W/BW) | 踝關節 | 7.83 | 2.64 | 22.10 | 0.80 | 33.74 |
| | 膝關節 | 7.43 | 3.35 | 21.63 | 2.191 | 45.06 |
| | 髖關節 | 6.37 | 3.38 | 29.54 | 1.40 | 53.14 |

以垂直跳全部受試者的試作結果進行比較，在下肢各關節的力矩功率的結果如表 4-7。下肢各關節力矩的變異(22.15~37.67%)比功率的變異(33.74~53.14%)要小，主要因為功率的計算方式為力矩乘以關節角速度，因此功率的變異除了包含了力矩的變異之外還要加上關節角速度的變異，是故各關節的功率變異大於力矩的變異。而各關節間在力矩功率的變異皆是以髖關節的變異最大，其次為膝關節，而以踝關節為最小。這樣的結果與 Rodano 和 Squadrone (2002)的研究相符，唯一的差異為本研究下肢關節的變異係數大於該研究(力矩：14.2~21.3%；功率：15.8~28.3%)，該研究受試者皆為國家級的田徑選手，而本研究之受試者為一般國小學童。在受試者的取樣上，該研究已經過一定篩選，是故受試者間的動作表現變異較小；此外根據動作控制的觀點，技術(skill)影響動作表現的變異性，技術較佳者

動作表現變異性較小，這或許也是導致本研究在下肢關節的力矩功率變異係數大於該研究之因。

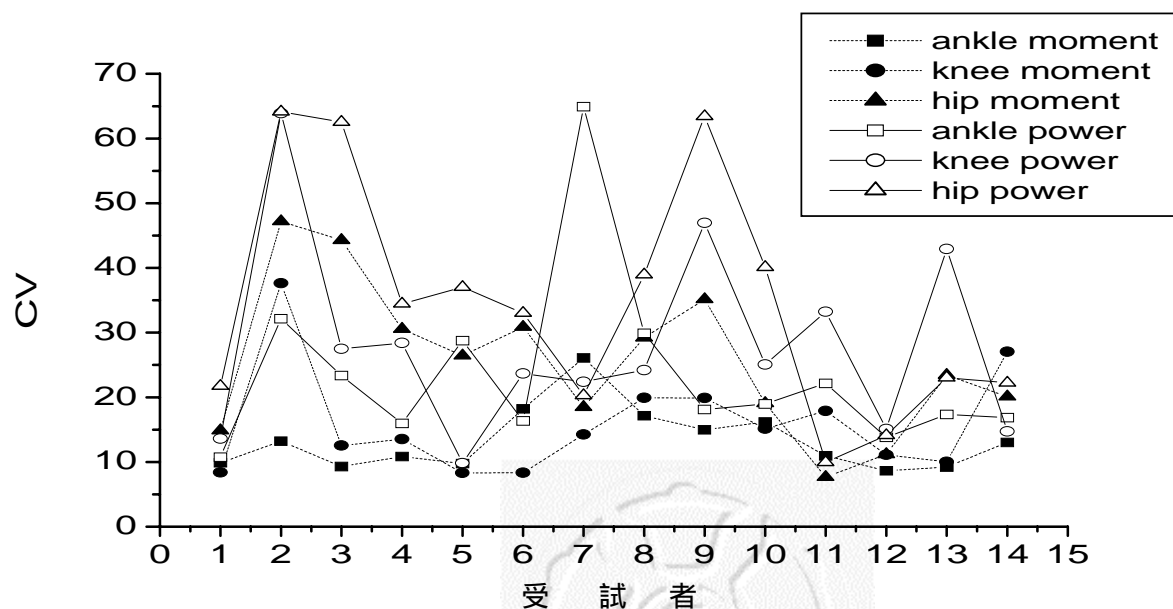


圖 4-6 垂直跳受試者內下肢關節力矩功率變異係數圖

表 4-8 垂直跳受試者內下肢關節力矩功率 CV 變異數分析摘要表

| 變異來源 | SS | df | MS | F |
|---------|----------|----|---------|--------|
| 組間 | 4297.587 | 5 | 859.517 | 7.752* |
| 組內 (誤差) | | | | |
| 受試者間 | 5160.736 | 13 | | |
| 殘差 | 7207.252 | 65 | 110.881 | |
| 全體 | 12367.99 | 83 | | |

* $p < .05$

表 4-9 垂直跳受試者內下肢關節力矩功率 CV 變異數分析事後比較摘要表

| | n | mean | AM | KM | HM | AP | KP | HP |
|---------|----|---------|----|----|----|----|----|----|
| Ankle M | 14 | 13.3929 | | | * | * | * | * |
| Knee M | 14 | 15.9993 | | | * | | * | * |
| Hip M | 14 | 25.6107 | | | | | | * |
| Ankle P | 14 | 23.5343 | | | | | | |
| Knee P | 14 | 27.9671 | | | | | | |
| Hip P | 14 | 34.6421 | | | | | | |

以垂直跳單一受試者的 25 次試作結果進行比較，在下肢各關節的力矩功率的變異分析結果如圖 4-6。由表 4-8 和 4-9 可以看出下肢各關節功率的變異性大於力矩，而多數的受試者(N=11)在髖關節的力矩較其他關節力矩呈現較大的變異性在髖關節的功率上，亦出現多數受試者(N=10)呈現較大的變異。當然除了受試者本身的變異之外，由於各關節力矩與功率是由動力學逆過程與予以推算，由地面反作用力推算出踝關節的受力與力矩，之後由踝關節的受力推算出膝關節的受力與力矩，最後再由膝關節的受力推算出髖關節的受力與力矩。每一層的推算都無可避免的增加了前一層的誤差，因此結果呈現出髖關節具有較大的變異性，此變異性的來源部分是由人為推算過程中所產生的，而非單純的僅是個體動作變異。

而就垂直跳項目的所有的參數中，扣除起跳瞬間的水平速率，明顯可以看出來在受試者內的變異性以動力學的參數大於運動學的參數。這樣的結果和先前針對受試者內垂直跳相關運動學與動力學參數的研究(Aragon-Vargas & Gross, 1997b)結論一致，支持其運動學參數上的變異性較小，而動力學參數上的變異性則較大的論點。本研究亦發現髖關節與膝關節的相關動力學參數變異性最大，這項結論也呼應 Rodano 和 Squadrone (2002)所作的研究結果。在 Winter(1984)對人體步態的研究中認為人體步態的運動學參數變異較低，而下肢關節的力矩功率變異較高，本研究結果與其相同，亦認為經由動力學逆過程推導出來的關節力矩與功率變異較大。

當然如前述，導致這樣的原因部分是因為在推算的過程中不可避免的產生了人為的誤差，但是真正由受試者本身所產生的動作變異亦不容忽視。

第二節、立定跳遠項目參數間的變異性比較

一、運動學參數

表 4-10 立定跳遠受試者間運動學參數平均值、標準差及變異係數(N=16)

| 項目 | 平均值 | 標準差 | 最大值 | 最小值 | 變異係數 |
|-----------------------|-------|------|-------|-------|-------|
| 離地瞬間身體重心 垂直速度(m/s) | 1.26 | 0.23 | 1.92 | 0.53 | 18.39 |
| 離地瞬間身體重心 水平速度(m/s) | 2.16 | 0.22 | 2.69 | 1.54 | 10.16 |
| 離地瞬間身體重心 合速度(m/s) | 2.51 | 0.22 | 3.10 | 1.97 | 8.71 |
| 離地瞬間身體重心 拋射角度(度) | 30.37 | 5.36 | 45.03 | 13.27 | 17.63 |

以立定跳遠全部受試者的試作結果進行比較，其結果如表 4-10，在這四項運動學參數中，其變異性大小依序為離地瞬間身體重心的垂直速度、離地瞬間身體重心拋射角度、離地瞬間身體重心的水平速度(The horizontal velocity of center of gravity of takeoff, CGHV)和離地瞬間身體重心的合速度。由於合速度的變異明顯小於垂直速度和水平速度，這個現象透露了一個重要的訊息--相同的結果可以有許多不同因素的組合，受試者間外在結果(合速度)的表現即使極相似，並不代表構成這外在表現的因素(垂直速度和

水平速度)也會具備相似性。

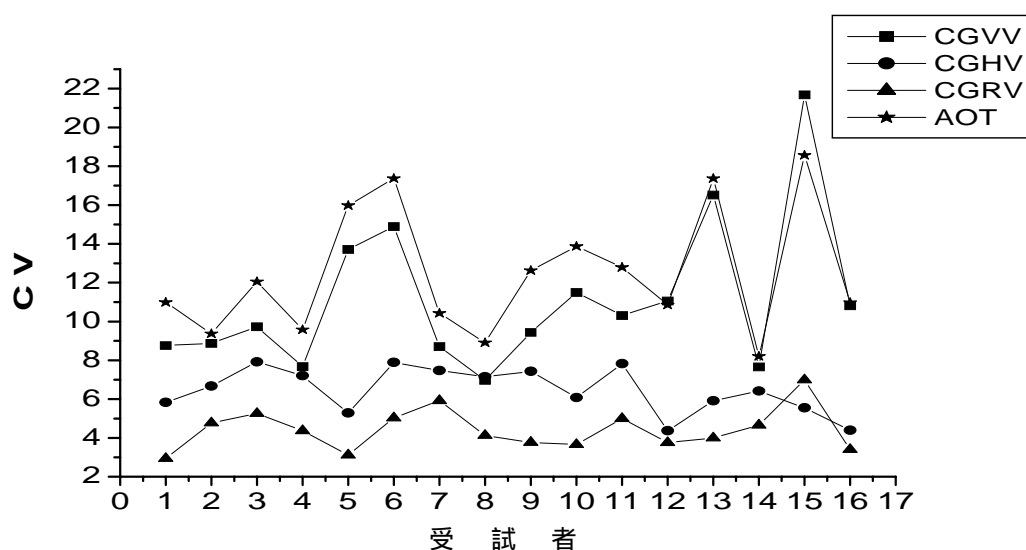


圖 4-7 立定跳遠受試者內運動學參數變異係數圖

表 4-11 立定跳遠受試者內運動學參數 CV 變異數摘要表

| 變異來源 | SS | df | MS | F |
|---------|---------|----|---------|---------|
| 組間 | 698.553 | 3 | 232.851 | 47.229* |
| 組內 (誤差) | | | | |
| 受試者間 | 200.470 | 15 | | |
| 殘差 | 221.864 | 45 | .607 | |
| 全體 | 422.334 | 63 | | |

* $p < .05$

表 4-12 立定跳遠受試者內運動學參數 CV 變異數事後比較摘要表

| | n | mean | CGVV | CGHV | CGRV | AOT |
|------|----|---------|------|------|------|-----|
| CGVV | 16 | 11.1438 | * | * | * | * |
| CGHV | 16 | 6.4631 | | * | * | * |
| CGRV | 16 | 4.4238 | | | * | * |
| AOT | 16 | 12.4969 | | | | * |

而就單一受試者本身 25 次試作結果進行比較，其結果如圖 4-7，參數變異情形和受試者間的變異相同，皆是以離地瞬間身體重心的拋射角度

($N=14$)和離地瞬間身體重心垂直速度($N=2$)這兩項參數的變異性最大。而離地瞬間身體重心拋射角度的數值是由離地瞬間身體重心的垂直速度和水平速度兩項參數所共同決定的，由於離地瞬間身體重心的水平速度在個體內具較高的穩定性，因此可以推論離地瞬間身體重心拋射角度的變異主要是源自於垂直速度的變異而來，這項推論也可從兩項參數間幾近相似的變異係數窺得。

二、動力學參數

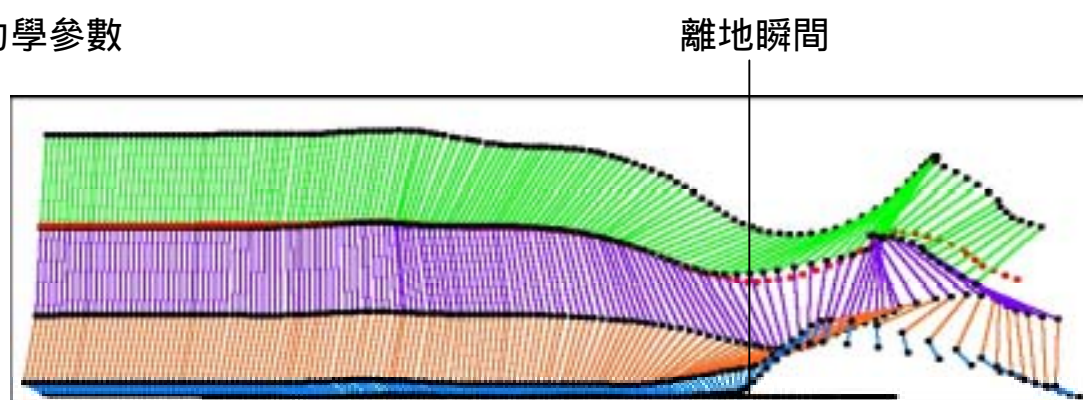


圖 4-8 立定跳遠肢段動作連續圖(one subject)

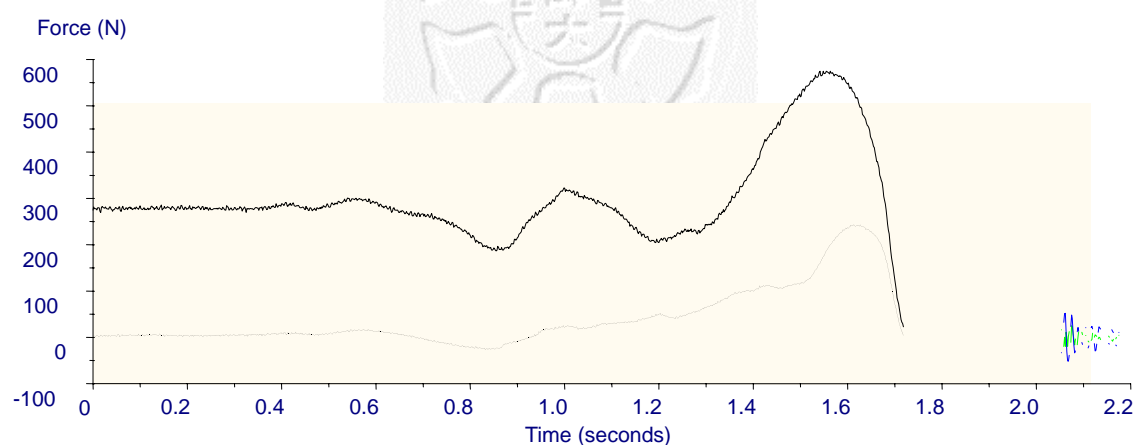


圖 4-9 立定跳遠垂直方向(實線)和前後方向(虛線)力量-時間曲線圖(one subject, S10)

圖 4-9 是立定跳遠項目在垂直方向及前後方向的力量-時間曲線圖，位於圖上方的實線代表的是垂直方向的力量-時間曲線，而下方的虛線則是代表前後方向的力量-時間曲線。這兩條曲線的最大峰值分別為起跳期垂直方向最大力值和起跳期前後方向最大力值(Anteroposterior peak force before takeoff, APPFT)。至於起跳期垂直方向的淨衝量計算方式為起跳離地前縱軸力量與橫軸時間的積分值再減掉體重與此作用時間的積分值即是；而起跳期前後方向的總衝量(Anteroposterior whole impulse before takeoff, APWI)計算方式為起跳離地前縱軸力量與橫軸時間的總積分值。

表 4-13 立定跳遠受試者間動力學參數平均值、標準差及變異係數(N=16)

| 項目 | 平均值 | 標準差 | 最大值 | 最小值 | 變異係數 |
|-----------------|-------|-------|--------|-------|-------|
| 起跳期垂直方向最大力值(BW) | 2.11 | 0.18 | 2.79 | 1.64 | 8.70 |
| 起跳期前後方向最大力值(BW) | 0.82 | 0.11 | 1.08 | 0.54 | 13.36 |
| 起跳期垂直方向淨衝量(Ns) | 50.68 | 17.48 | 99.87 | 22.31 | 34.50 |
| 起跳期前後方向總衝量(Ns) | 91.02 | 29.29 | 178.34 | 47.60 | 32.18 |

以立定跳遠項目所有受試者的動力學參數試作結果進行比較，其結果如表 4-13，在這四項動力學參數中，以起跳期垂直方向的淨衝量變異性最大，其次起跳期前後方向的總衝量；而在起跳期的垂直、前後方向的最大力值變異性明顯較小。這樣的結果和垂直跳項目相似(將著地期垂直方向最大力值參數忽略)，或許影響人體在某種動作上所能產生的最大力值的變數

較少，因此如 Hatze(1984)所謂的動作程式所產生的最大力值變異性較小；但是當整個動作程式又加上了時間的變數，動作過程時間加長，導致了結果的變異性增加，這也許就是立定跳遠的衝量值變異性會大於最大力值的原因。此外由於立定跳遠試作中，允許受試者加上手臂擺動的動作，每位受試者手臂的擺動次數和擺幅不盡相同，也可能是造成衝量值變異性較大之因。

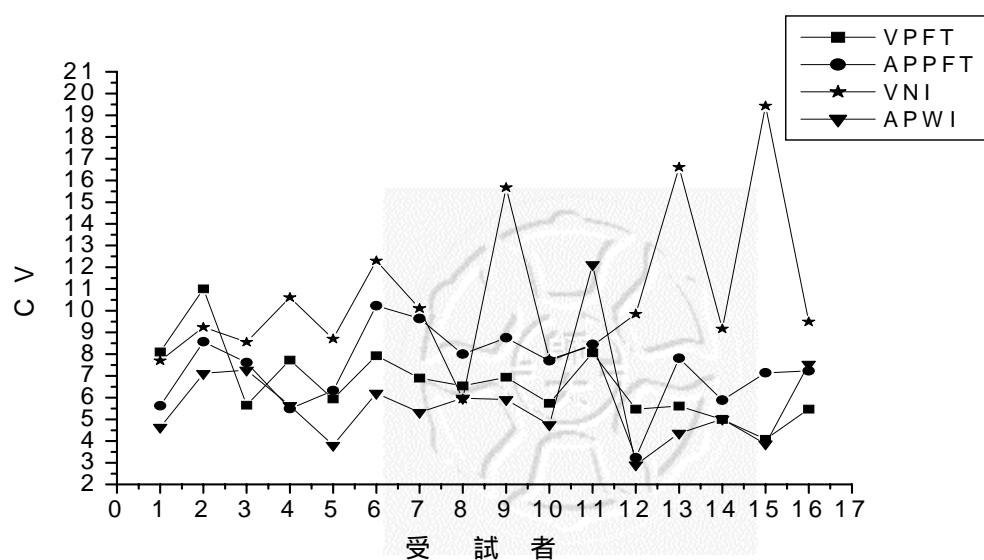


圖 4-10 立定跳遠受試者內動力學參數變異係數圖

表 4-14 立定跳遠受試者內動力學參數 CV 變異數分析摘要表

| 變異來源 | SS | df | MS | F |
|---------|---------|----|--------|---------|
| 組間 | 212.751 | 3 | 70.917 | 12.424* |
| 組內 (誤差) | | | | |
| 受試者間 | 98.504 | 15 | | |
| 殘差 | 256.864 | 45 | 5.708 | |
| 全體 | 355.368 | 63 | | |

* $p < .05$

表 4-15 立定跳遠受試者內動力學參數 CV 變異數分析事後比較摘要表

| | n | mean | VPFT | APPFT | VNI | APWI |
|-------|----|---------|------|-------|-----|------|
| VPFT | 16 | 6.6356 | | | * | |
| APPFT | 16 | 7.3538 | | | * | * |
| VNI | 16 | 10.5956 | | | | * |
| APWI | 16 | 5.7744 | | | | |

而就單一受試者本身 25 次試作結果進行比較，其結果如圖 4-10，在所選擇的四項參數間變異性似乎並無明顯差異，大部分的受試者(N=12)在起跳期垂直方向的淨衝量變異性較其他參數具較大變異值。在立定跳遠的試作中，個體內試作的變異性普遍小於個體間試作的變異性。由於本研究並未受試者著地區設置另一塊測力板，因此無法比較著地期的最大力值，根據垂直跳的分析經驗，或許立定跳遠的著地期最大力值也會呈現較大的變異性。

表 4-16 立定跳遠受試者間下肢關節力矩功率平均值、標準差及變異係數 (N=14)

| 項目 | 平均值 | 標準差 | 最大值 | 最小值 | 變異係數 | |
|------------|-----|------|------|-------|------|-------|
| 力矩(N·m/BW) | 踝關節 | 1.21 | 0.24 | 2.32 | 0.74 | 19.76 |
| | 膝關節 | 1.05 | 0.23 | 2.60 | 0.43 | 30.88 |
| | 髖關節 | 1.74 | 0.34 | 3.40 | 0.92 | 19.63 |
| 功率(W/BW) | 踝關節 | 8.29 | 2.00 | 17.64 | 3.04 | 24.06 |
| | 膝關節 | 6.97 | 4.44 | 34.30 | 1.30 | 63.75 |
| | 髖關節 | 9.61 | 2.24 | 22.01 | 4.47 | 23.26 |

以立定跳遠全部受試者的試作結果進行比較，在下肢各關節的力矩功

率的結果如表 4-16。下肢各關節力矩的變異(19.63~30.88%)比功率的變異(23.26~63.75%)要小，主要原因為功率的計算方式為力矩乘以關節角速度，因此功率的變異除了包含了力矩的變異之外還要加上關節角速度的變異。此外與垂直跳項目不同的是立定跳遠膝關節較其他關節具有較大變異，如果單是推算上所產生的人為誤差累積，髖關節應該具備較大變異，然而在立定跳遠項目卻出現相異的結果，顯示出受試者本身的動作變異更高於人為誤差所產生的變異。根據 Horita, Kitamura 和 Kohno (1991)對六歲兒童與大人的立定跳遠動作型態進行分析，在膝關節的活動範圍(range of motion)達到顯著差異，該研究認為這項因素可以用來區辨技術是否成熟。因此造成本研究在膝關節具較大變異之原因應該與受試者間在起跳期膝關節的彎曲伸展的角度差異過大導致。

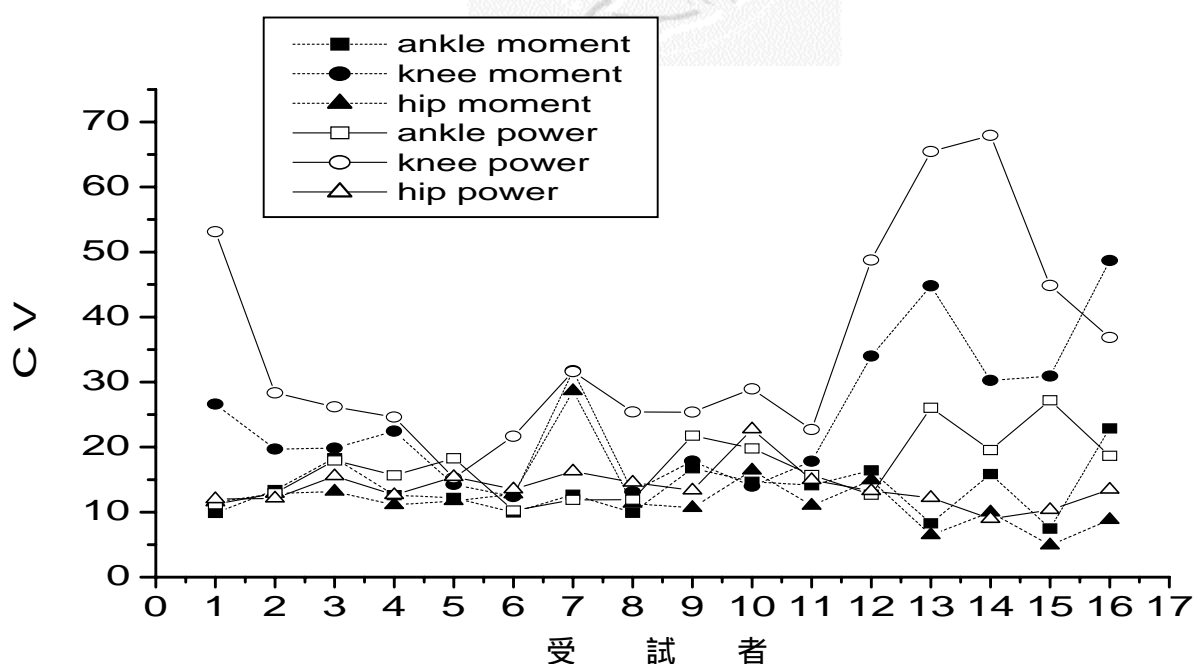


圖 4-11 立定跳遠受試者內下肢關節力矩功率變異係數圖

表 4-17 立定跳遠受試者內下肢關節力矩功率 CV 變異數分析摘要表

| 變異來源 | SS | df | MS | F |
|---------|----------|----|----------|---------|
| 組間 | 6566.474 | 5 | 1313.295 | 18.889* |
| 組內 (誤差) | | | | |
| 受試者間 | 1625.247 | 15 | | |
| 殘差 | 5214.467 | 75 | 69.526 | |
| 全體 | 6839.714 | 95 | | |

* $p < .05$

表 4-18 立定跳遠受試者內下肢關節力矩功率 CV 變異數分析事後比較摘要表

| | n | mean | AM | KM | HM | AP | KP | HP |
|---------|----|---------|----|----|----|----|----|----|
| Ankle M | 16 | 13.4712 | | * | | | * | |
| Knee M | 16 | 24.8994 | | | * | * | * | * |
| Hip M | 16 | 12.2744 | | | | | * | |
| Ankle P | 16 | 16.9763 | | | | | * | |
| Knee P | 16 | 35.4450 | | | | | | * |
| Hip P | 16 | 13.8356 | | | | | | |

以立定跳遠單一受試者的 25 次試作結果進行比較，在下肢各關節的力矩結果如圖 4-11。由表 4-17 和 4-18 可以證明多數的受試者(N=15)在膝關節的力矩呈現較大的變異性。而在膝關節的功率上，多數受試者(N=15)亦呈現較大的變異。而關節力矩的變異也大於關節功率的變異，這樣的結果和受試者間的變異特色相同。

綜合垂直跳和立定跳遠兩個項目可以發現，個體內在髖關節和膝關節力矩功率的變異上，普遍大於其他運動學和動力學參數。Winter(1984)認為造成受試者內膝關節與髖關節的力矩功率變異性較大於踝關節的主因為雙

關節肌(biarticulate muscles)的作用。雙關節肌指的是同時跨過兩個關節的肌肉，其最主要之功能在於重新分配(redistribute)肢段間的力矩和功率，而雙關節肌的適當作用有助於動作型態的協調(coordination)。先前的研究結果(Aguado, Izquierdo & Montesinos, 1997 Horita, Kitamura & Kohno, 1991)也認為動作本身的協調與跳躍的技巧對立定跳遠的表現具有重要的影響。由於膝、髌關節比踝關節擁有較多的雙關節肌肉通過，因此其在力矩和功率的參數推算上，變異性相對較大。

第三節、序列分析推估最少實驗施作次數

一、垂直跳項目

表 4-19 垂直跳下肢關節力矩功率序列分析次數表

| | C1 | C2 | C3 | C4 | C5 | C6 | C7 | C8 | C9 | C10 | C11 | C12 | C13 | C14 | M | SD |
|-----------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|-----|-----|------|-----|
| 力矩 | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 踝關節 | 2 | 12 | 7 | 6 | 18 | 13 | 7 | 11 | 20 | 14 | 12 | 12 | 10 | 16 | 11.4 | 4.9 |
| 膝關節 | 14 | 8 | 8 | 16 | 7 | 8 | 13 | 11 | 21 | 9 | 12 | 13 | 7 | 19 | 11.9 | 4.5 |
| 髌關節 | 16 | 8 | 16 | 7 | 12 | 8 | 3 | 11 | 9 | 5 | 20 | 17 | 20 | 22 | 12.4 | 6.1 |
| 功率 | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 踝關節 | 8 | 9 | 3 | 14 | 18 | 12 | 5 | 11 | 12 | 11 | 16 | 8 | 20 | 16 | 11.6 | 4.9 |
| 膝關節 | 14 | 8 | 13 | 14 | 13 | 14 | 14 | 14 | 5 | 13 | 10 | 3 | 1 | 6 | 10.1 | 4.7 |
| 髌關節 | 18 | 9 | 15 | 2 | 11 | 8 | 14 | 15 | 9 | 5 | 5 | 17 | 10 | 21 | 11.4 | 5.6 |

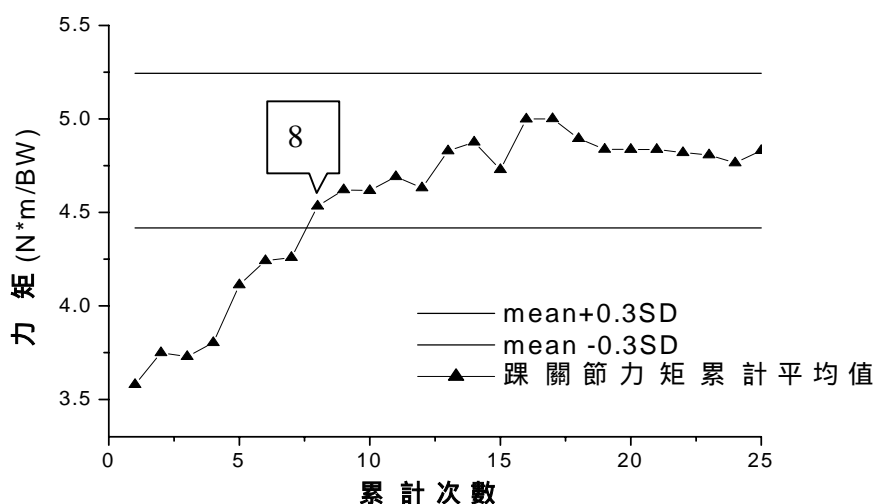


圖 4-12 以序列分析的方式推估獲得踝關節力矩穩定的平均值所需要的最少實驗施作次數(圖中方格的數字 8 代表獲得踝關節力矩穩定的平均值所需要的最少實驗施作次數)

如圖 4-12 的方式，以序列分析的方法推估獲得垂直跳下肢關節力矩功率穩定平均值的最少實驗施作次數，結果如表 4-19。由表中可以看出欲獲得所有參數平均數的穩定性，最少需 10.1 次，最多至 12.4 次，也就是說如果欲獲得下肢所有關節力矩功率的穩定值，最佳的實驗施作次數為 13 次。本研究結果與 Rodano 和 Squadrone (2002) 的研究相近(12 次)，略增加的原因可能也是與受試者有關。此外在實驗施作次數的推估方面，在受試者內變異頗大，如 C13 的範圍由 1 次到 20 次、C1 的範圍由 2 次到 18 次等。而在受試者間亦具備極大的變異由 1 次(C13 的膝關節功率)到 22 次(C14 的髖關節力矩)，由此可見，欲推估最佳的實驗施作次數，較多的受試者是必要的。

二、立定跳遠項目

表 4-20 立定跳遠下肢關節力矩功率序列分析次數表

| | S1 | S2 | S3 | S4 | S5 | S6 | S7 | S8 | S9 | S10 | S11 | S12 | S13 | S14 | S15 | S16 | M | SD |
|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|-----|
| 力矩 | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 踝關節 | 14 | 16 | 14 | 17 | 17 | 4 | 8 | 16 | 12 | 9 | 18 | 8 | 6 | 18 | 10 | 12 | 12.4 | 4.5 |
| 膝關節 | 16 | 14 | 14 | 14 | 14 | 11 | 20 | 24 | 20 | 17 | 14 | 9 | 8 | 10 | 9 | 6 | 13.8 | 4.9 |
| 髖關節 | 17 | 5 | 5 | 15 | 10 | 15 | 4 | 18 | 9 | 19 | 14 | 6 | 13 | 7 | 8 | 8 | 10.8 | 5.0 |
| 功率 | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| 踝關節 | 7 | 14 | 13 | 16 | 17 | 4 | 9 | 2 | 17 | 8 | 18 | 18 | 12 | 21 | 8 | 13 | 12.3 | 5.5 |
| 膝關節 | 17 | 16 | 14 | 15 | 13 | 14 | 10 | 13 | 14 | 11 | 13 | 15 | 11 | 12 | 10 | 12 | 13.1 | 4.1 |
| 髖關節 | 15 | 10 | 11 | 13 | 13 | 15 | 11 | 18 | 4 | 10 | 12 | 2 | 12 | 5 | 5 | 9 | 10.3 | 4.4 |

以序列分析的方法推估獲得立定跳遠下肢關節力矩功率穩定平均值的最少實驗施作次數，結果如表 4-20。由表中可以看出欲獲得所有參數平均值的穩定性，最少需 10.3 次，最多至 13.8 次，也就是說如果欲獲得下肢所有關節力矩功率的穩定值，最佳的實驗施作次數為 14 次。本研究結果所得略大於垂直跳項目，也就是必須較多的實驗施作次數才能達到立定跳遠項目參數平均值的穩定性。原因可能與動作的複雜度有關，在動作控制的觀點，當動作越複雜或是所謂的難度較高，則受試者的動作變異性也會相對增加。此外在實驗施作次數的推估方面，受試者間亦具較大的變異，其範圍由 2 次(S8 的踝關節功率)到 19 次(S6 的踝關節功率)，此結果與垂直跳項目相同。

三、序列分析的應用

適當的實驗施作次數和區間範圍選擇對序列分析所推估的次數具極大

影響，必須在參數平均值的穩定性與最少的實驗施作次數間取得平衡，如此所獲得的實驗施作次數才能實際運用。在 DeVita 和 Bates(1988)的研究中亦認為，雖然將區間範圍限定得越小，所得的錯誤會越小，但是相對的所需的實驗次數也要更多，可能會造成受試者疲勞、無聊的情況發生，或是相對的增加研究者金錢及處理資料時間上的花費。而 Rodano 和 Squadrone (2002)也認為將區間範圍訂的稍大($\pm 0.40SD$)所獲得實驗施作次數較低，對獲得參數平均值的穩定性並無說服力。本研究亦以垂直跳下肢關節力矩為例，分別 $\pm 0.1SD$ 、 $\pm 0.25 SD$ 、 $\pm 0.5 SD$ 的區間範圍進行序列分析，結果在 $\pm 0.1SD$ 的區間範圍下必須 20 次的實驗施作次數才能達到參數的穩定值，而 $\pm 0.25 SD$ 為 13 次、 $\pm 0.5 SD$ 為 8 次，由試驗結果可以看出當區間範圍選擇越小，所獲致的實驗施作次數將越大，而以 $\pm 0.30SD$ 為區間範圍所獲得的結果與 $\pm 0.25 SD$ 相同。

表 4-21 不同區間範圍選擇下垂直跳下肢關節力矩序列分析次數表

| | 髖關節力矩 | 膝關節力矩 | 踝關節力矩 | Mean(SD) |
|--------------|-------|-------|-------|-----------|
| $\pm 0.1 SD$ | 19.7 | 20.6 | 19.3 | 19.9(0.7) |
| $\pm 0.25SD$ | 12.1 | 12.6 | 12.1 | 12.3(0.3) |
| $\pm 0.5 SD$ | 7.4 | 6.1 | 8.9 | 7.5(1.5) |

然而序列分析依然有其侷限性，這種統計方法只適用於數據資料成隨機分佈的研究，當實驗所得的數據資料具有某種趨勢，如漸增或漸減，都

將不適用此方法。本研究亦以垂直跳的下肢關節功率為例進行試驗，將原始資料以漸增、漸減和隨機分配等三種方式來進行數據排列，並以序列分析推估最佳的實驗施作次數，在漸減和漸增的實驗施作次數推估上，數值分別為 21 和 20 次，而以隨機分配的方式排列所得到的實驗施作次數為 12 次。

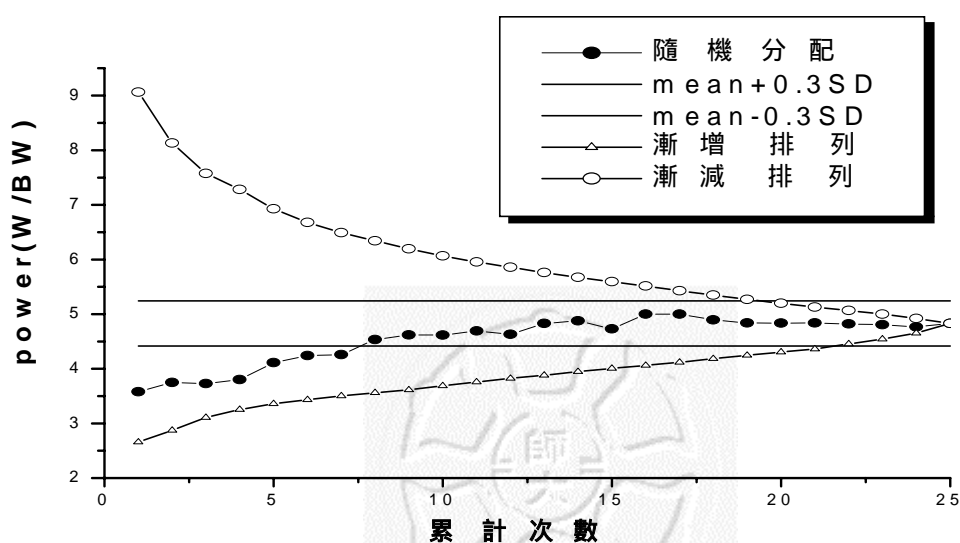


圖 4-13 以序列分析推估不同排列方式下的下肢關節功率的最佳實驗施作數。(one subject)

本研究所獲致的結果與先前的研究(Winter, 1984; Bates, 1989; Bates et al., 1983; DeVita & Bates, 1988; Hamil & McNiven, 1990; Salo & Grimshaw, 1998; Rodano & Squadrone, 2002)大致相同，皆認為藉由較多的實驗施作次數所得到的參數平均值才能具有一定的穩定性和代表性。所謂的穩定性其定義為「反映測量所得數值的變異程度」，在本研究中所有參數或多或少皆具變異性，為了求得具穩定性的參數數據，必須以較多次的實驗施作次數

所得的結果予以平均,如此才能獲得具穩定性的數據 Rodano 和 Squadrone (2002)認為產生動作變異的來源可能包含下列幾個因素：一、資料收集與處理過程所產生的誤差，二、動力學逆過程的人為計算處理誤差，三、生物體本身的動作變異。由第一項因素所造成的變異一般稱之為系統性誤差(system error)，包含了影像的變形(image distortion)、關節點黏貼位置的誤差、所選用的人體模型(肢段參數)所產生的誤差，這些誤差對產生動作的變異貢獻較少。由第二項因素所造成的變異一般稱之為隨機誤差(random error)，包含了數位化過程(手點關節點)的誤差，數學計算過程的誤差及受試者在動作過程中皮膚關節點的位移所生的誤差，這些誤差對實驗數據的變異性具有極大的影響力。第三項因素為生物體本身動作產生的變異，這即是本研究所欲呈現的現象。當研究的過程中仔細小心地去控制前兩項誤差，諸如選擇適當的修勻方法和擷取頻率，以相同的研究人員進行標示關節點和資料數位化的過程，選擇適合的人體肢段參數等皆能有效的降低前兩項誤差所造成的動作變異假象。當這些可能造成動作變異假象的因素一一被排除，透過數據的呈現結果，動作變異的來源即是由生物體自身所產生的！本研究結果認為生物體自身神經肌肉的動作控制系統在相同動作的產生過程中具有大小不等的變異性，當然這變異性的大小與生物體本身的經驗、技術及該動作的困難程度息息相關。如果研究者忽略了生物體本身所造成的動作變異現象，將容易導致錯誤的結論。