

第貳章 文獻探討

第一節、羽球步法啟動的文獻

涂國誠 (1999) 提到，羽毛球運動的基本啟動腳法應注意在動作上實施預先輕跳的腳法：由原心準備(中心位置，約距前發球線 1.5 公尺處，中線偏左位置)站位，右腳稍前、兩腳與肩寬或略寬。兩腳微屈，身體重心置於兩前腳掌中間，視對手將要擊到球時，須預先做一原地輕跳啟動的腳法，再視球擊出的方向此同時身體因反作用力往上彈升，(腳未離地，膝關節角度伸展)球向左即右腳掌側推則身體重心向左可迅速左移，球向右即刻左腳掌側推則身體往右移，左或右腳掌推蹬則身體向前或向後移。作預先輕跳的腳法，可使身體重心容易被推動轉移，如此步法方能順暢實施，這是許多初學者未能把握的重點，而受制於球速，造成被動的主要原因之一。張博與紹年 (2002) 也認為，為了隨時啟動，準備姿勢應為兩腳稍為前後開立。右前左後，輪換轉動，以便隨時調整身體的重心。並在判斷球路後，兩腳輕輕向上彈跳，依步法不同調整重心。

有部分學者在步法的應用上有強調啟動的重要性，但是並未提到啟動時應有輕跳的動作。如蘇榮立 (2003) 所提，在準備動作上的合理步法，是雙腳與肩同寬，膝關節適度彎曲，腳跟微微浮起，使兩腳能保持微動的狀態，這樣的動作有助於步法的啟動。而廖焜福 (2002) 則指出，發球之後，一般都採取前後腳分腿的站法。右手持拍發球後，右腳在前，左腳在偏後的位置 (左手持拍則相反)，身體自然前傾，膝關節自然彎曲，形成半蹲。身體重心在兩腳之間交換著，隨時作好啟動的準備。

江明宏 (2002) 認為，在步法中不論前、後方，都最不容易朝向斜方向來移動。而不論何者，最重要的是踏出順地的第一步，也是如

何利用反動步法最為重要。當一個人要向某一方向迅速移動時，為了使瞬間積蓄力量能夠加上反動，所以會把體重移至踏足的另一足來踏出小步。

關於啟動動作對於步法的幫助，涂國誠 (2007) 指出，預先做原地輕跳的啟動，是利用「伸展-收縮反覆循環」(SSC) 的肌肉收縮形式的腳法 (有一負荷迫使肌群伸展，引起反射作用以協助收縮，瞬間獲得較大的爆發力)，而在應用的啟動腳法強調因時制宜性，它有很大的機動與變化性，可以隨時隨處視情況變更站位與腳法，可能於前場或後場應用原心位置偏左及偏右的站位，且腳法亦有左腳稍後或在前，兩腳平行的情況，唯有預先輕跳啟動的腳法是不能免的動作 (Parker & Kickinson, 1984：引自涂國誠，2007) 但仍需注意輕跳的時間點 (timing)，太遲則彈性能未能充分善加利用，而太早可能能量轉換成熱能無助於啟動。而啟動動作在羽球步法的訓練上，涂國誠進一步強調：(1)準備啟動重心勿太低而影響機動性：身體重心低，雖較穩定易準確擊球防守，但卻不利於啟動及迅速移動中的改變方向。易常因膝關節太彎，而將再啟動的彈性能轉成熱能，不利移動。尤其「以快為主」的專項基本要求，更突顯重心適切的重要。(2)步法有其節奏感：啟動前奏的輕跳腳法，迅速到位的步法，穩定擊球落地平衡的腳法，迅速回位(基本原心或應用原心)的步法，站位準備再啟動，這些身體協調的啟動，迅速到位，輕鬆擊球，落地平衡，迅速回位或改變方向，都有其節奏感。如果掌握得宜，可熟練流暢輕鬆自若，節省體力發揮的技術，對於突擊來球亦能及時隨機應變，靈活調整。

第二節、牽張-縮短循環(Stretch – Shortening – Cycle)機制

Komi (1992) 指出，在人體運動的典型範例中，如走路、跑步與跳躍等，也都有這樣的SSC的機制存在 (如圖2-1、圖2-2)，而根據Darkin (2002) 的觀察，在投擲與打擊等運動中，運動員為了產生更大的爆發力，在不知不覺中也會運用到SSC的機制。

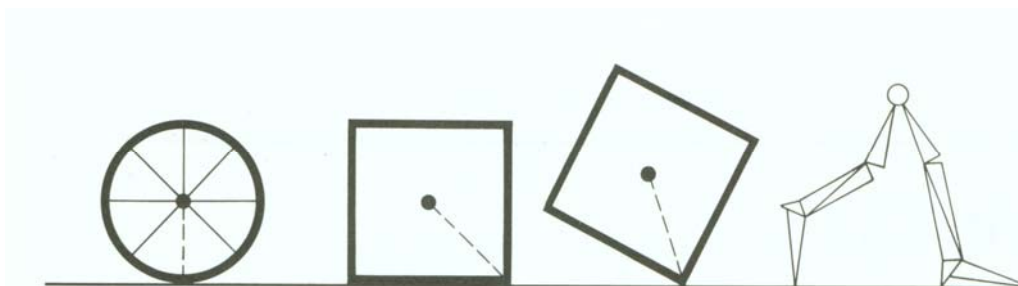


圖2-1 人類運動重心示意圖，在走路和跑步的過程中，並不是類似一個圓的移動，前進時重心總是和地面保持垂直在上的接觸。相反地，是類似方型物體的滾動，當與地面接觸時會有相當大的碰撞產生 (編譯自Komi, 1992)。

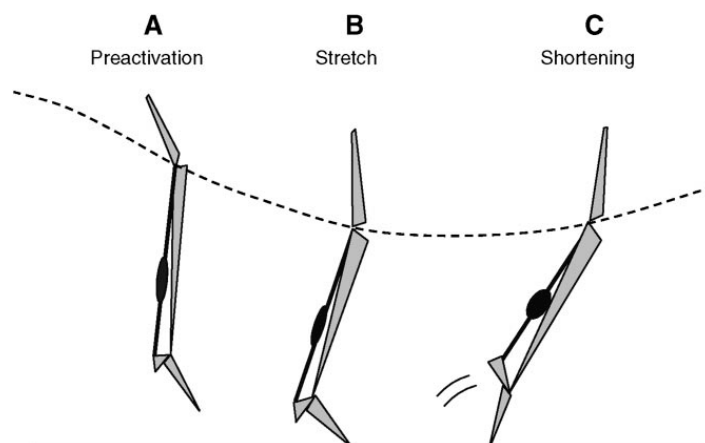


圖2-2 下肢著地SSC示意圖：(A)Preactivation (準備活化)：下肢伸肌在著地前必須先活化來抵抗接下來的衝擊；(B)Stretch (伸長)：在制動階段伸長；(C)Shortening (收縮)：在伸長階段隨後產生收縮 (向心) 動作(編譯自Komi, 2000)。

SSC主要的動作分為三個階段：離心收縮時期、過渡時期及向心收縮時期 (如表2-1)。

表2-1、Stretch - Shortening - Cycle動作分期階段表

階段	時期	型式	生理機制
I	離心收縮	作用肌的伸展 (伸展主動肌)	彈性能儲存在串聯彈性成分； 肌梭受到刺激
II	過渡(緩衝)	介於階段I與 階段III之間的 停留	神經衝動由Ia纖維傳導至 α 運 動神經元； α 運動神經元將神 經衝動傳導至作用肌
III	向心收縮	作用肌的縮短	彈性能由串聯彈性成分釋放； α 運動神經元的神經衝動刺激 作用肌(主動肌群)

(整理自林正常，2002，2004)

階段I屬離心收縮時期，包含作用肌的前負荷(preloading)。在這一階段當中，彈性能開始儲存於肌肉中，而且作用肌群的肌梭受到伸展的刺激，伸展刺激的訊號，開始經由Ia纖維送至脊髓；階段II屬於過渡時期，介於離心收縮與向心收縮之間的轉換時期。此階段是離心收縮的結束點，延續至向心收縮的起始點，呈現動作的延遲，這一段延遲的時間，主要是由於神經衝動在脊髓的腹肌中，由Ia纖維傳至 α 運動神經元的時間，以及經由 α 運動神經元傳至作用肌的時間。也是SSC產生較大瞬發力的重要關鍵；此階段的延遲時間必須短暫，不宜過長。若此階段的延遲時間過長，彈性能將會轉變成熱能而消散，而伸張反射的效果，也將無法增進向心收縮階段的肌肉力量；階段III屬於向心收縮時期。在這一階段當中，階段I所儲存的彈性能，被運用於增強隨後產生的動作力量，或是轉換成熱能而消散 (林正常，2002)。

另外，若以時間長短來分類，SSC動作機制可分為兩種：一種時

間較長，一種時間較短。長SSC動作的特徵是髖、膝、踝關節角度變化大，且運動時間長於250ms，例如：籃球的投籃起跳，排球的攔網起跳；短SSC動作的特徵是髖、膝、踝關節角度變化很小，運動持續時間在100-250ms之間，例如：短跑的支撐階段，跳高、跳遠的起跳等 (劉宇、江界山、陳重佑，1996)。

第三節、SSC 的彈性能與牽張反射

SSC之所以能夠使力量增加、產生較大爆發力之生理機制有二：
 (一) 彈性能の利用：向心收縮之前的牽張將使肌肉產生較大的功，其原因為肌肉牽張所儲存的彈性能所致。(二) 牽張反射：SSC 的另一個重要機制為牽張反射，當肌肉被拉長時，啟動肌纖維中的肌梭 (muscle spindle)，藉Ia 神經纖維通過脊髓弧 (spinal arc) 通知運動神經纖維，對該肌纖維進行收縮，以避免肌肉過度拉長。由於此種反射性機制結合肌肉自主性收縮力量，所以能夠產生更大的爆發力 (林政東，2000)。

(一) 彈性能 (elastic potential energy)

在骨骼肌系統中，肌肉與骨骼藉由肌腱 (tendons) 所連結，在肌肉結締組織中存有彈性組織 (series elastic element)，使肌肉具有如同彈簧一樣的彈性性質與彈性力量。若將肌肉視為由許多不同彈性係數之彈簧串聯 (series elastic) 及並聯 (parallel elastic) 所構成 (如圖 2-3)，其中與可收縮之肌纖維平行的組織有肌膜 (muscle fascia) 等結締組織，而與其串聯有肌腱 (tendon) 等。這些彈簧被拉長時，便會儲存彈性位能於其中，肌肉在離心收縮期，肌肉因被牽張而儲存了彈性能量，而採用不同的負荷也會產生不同的彈性能 (盧英治，2000；komi, 1992)。

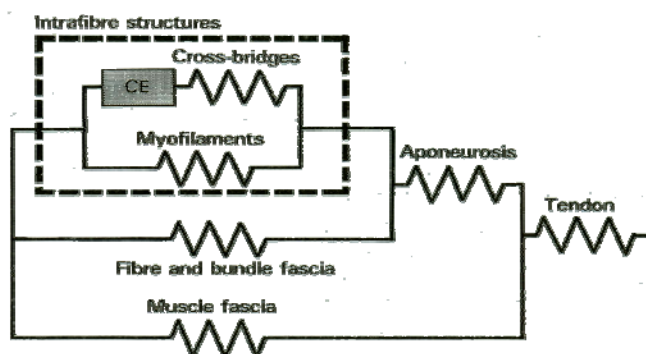


圖2-3、肌肉彈性效能圖

並聯要素 (parallel elastic component, PEC) 與串聯要素 (series elastic component, SEC) (摘自Komi, 1992)。

另外，在肌節串聯的彈性組織之中，也包含了肌凝蛋白與肌動蛋白的橫橋作用 (如圖2-4) (Komi, 1984)。

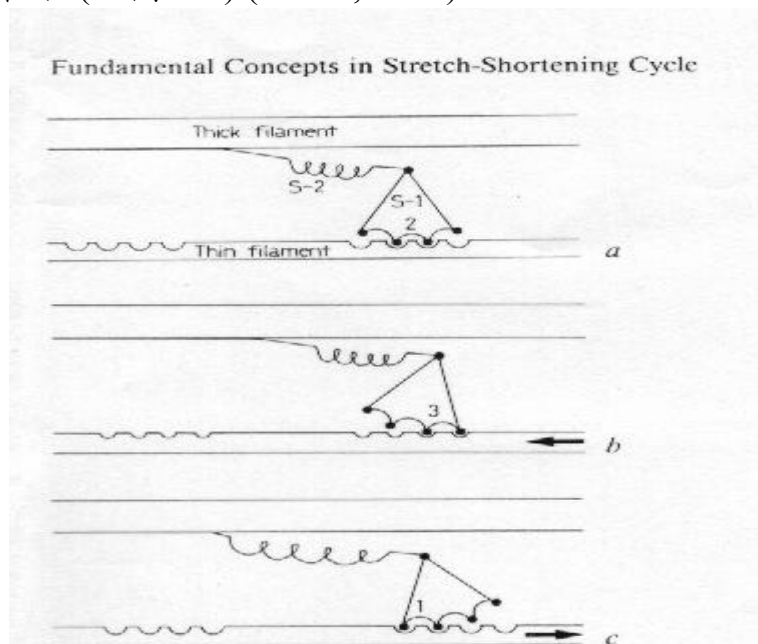


圖2-4、肌絲滑動與彈性能圖

a為一般起始位置。b為直接向心收縮此時，此時S-2線段較短，所儲存的彈性能較少。c為離心收縮，此時S-2線段較長，可儲存較多的彈性能。(摘自林政東，2000；盧英治，2000)。

肌肉先離心收縮使肌纖維、肌腱等伸展與拉長，產生彈性能的儲存；隨後立即向心收縮，使此彈性能獲得釋放轉變為動能，進而增強了肌肉力量表現 (劉宇等，1996；鄭景峰，2002)。Kurokawa, Fukunaga, Nagano, 與 Fukashiro (2003) 以肌電圖結合超音波等儀器，讓8名健康男性進行CMJ動作研究的結果發現，肌腱群的彈性能儲存是從下蹲階段到往上躍起的第一階段，並且在往上躍起的第二階段立即釋放。

離心收縮所儲存的彈性能對於向心收縮所作的功有著相當的影響，也就是這些儲存的彈性能會增加向心收縮階段的力量，超過單純

的只作向心收縮時所產生的力量 (Bosco, Tihanyi, Komi, Fekete, & Apor, 1982; Cavagna, Dusman, & Margaria, 1968; Svantesson, Grimby, & Thomee, 1994)。而離心收縮的末期力量除了意味著接下來向心收縮的起始力量外，也代表著彈性能儲存能力 (Bosco 等, 1982; komi, 1992; Kurokawa 等, 2003)。

離心轉向心時期長短與關節活動度大小會影響彈性能的儲存與釋放 (Baeckle & Earle, 2000; 林政東、劉宇、呂宏進, 2000)。此轉換的時期就是 SSC 的過渡期 {第 II 期, 又可稱為償還階段 (amortization phase)}, Porter, Kaminski, Hatzel, Powers, 與 Horodyski (2002) 認為, 此階段時間太長時, 彈性能換轉換成熱能遺失, 會造成向心收縮階段的力量減低。而償還階段所花費的時間, 被稱為偶聯時間。

林政東 (2000) 在 20、40、60 公分不同高度下, 進行兩種不同牽張幅度(淺蹲跳法及深蹲跳法)的 DJ, 研究結果發現; 在彈性能方面, 由於較大的離心末期力量, 顯示淺蹲跳法具有較佳的彈性能儲存能力; 較短的偶聯時間, 意味淺蹲跳法時, 離心階段所儲存的彈性能, 能夠快速和有效的轉換至向心階段, 而淺蹲跳法能儲存較多的彈性能並能更為有效加以利用。

(二)牽張反射 (Stretch-reflex)

在肌肉細胞裡，含有一種特化性的本體接受器 (proprioceptors)-肌梭，它主要的功能在於感受肌肉伸展的比率與伸張程度，肌梭由束外纖維 (extrafusal fibers) 所包圍，而肌梭本身則是由束內纖維 (intrafusal fibers) 所構成。束外纖維被 α 運動神經元所控制，束內纖維則由 γ 運動神經元所控制；束內纖維的中央部份無法自行收縮，當肌肉收縮時，它會受到伸展與延長 (林正常，1997)。當肌肉快速收縮，會興奮肌梭產生神經衝動，此神經衝動透過Ia纖維，向心傳導至脊髓背根，再透過 α 運動神經元，將神經衝動傳導至作用肌群上，產生肌肉收縮的反應，稱為牽張反射 (如圖2-5)(林正常2002)。

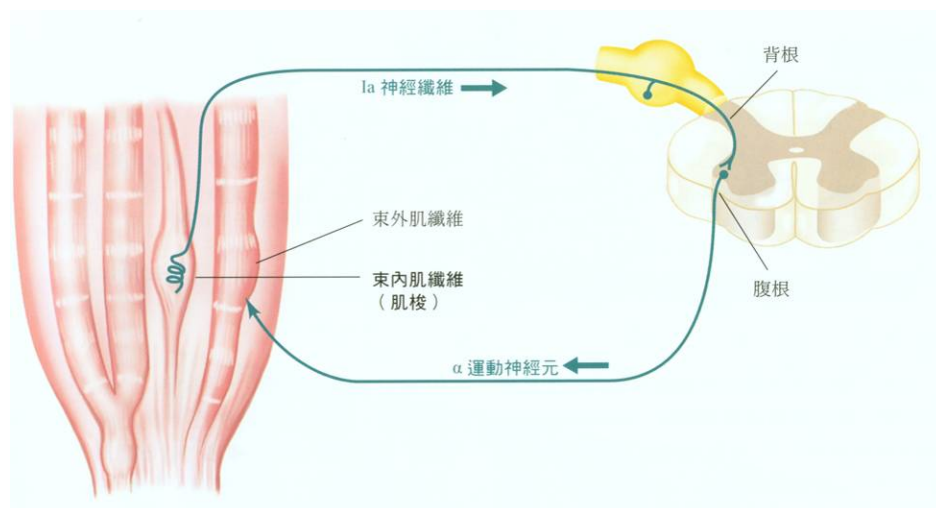


圖2-5 牽張反射作用圖(摘自林正常，2004)

Komi 與 Gollhofer (1997) 指出，牽張反射讓SSC機制更有效率的因素為：1.肌肉在接觸前是已經預先活化的。2.離心收縮階段是短且快速的。3.在離心轉向心階段間的過渡是即刻的 (很短的延遲)。牽張反射在肌肉勁度 (stiffness)的調節當中也扮演重要的角色 (Houk, 1978；Hoffer & Andreassen, 1981)。而牽張反射的效應可由伸肌的肌電圖看出 (如圖2-6)。

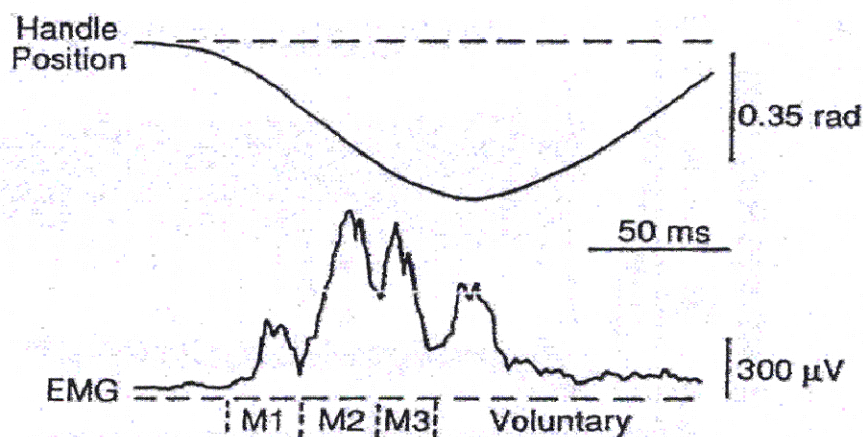


圖2-6、牽張反射潛時圖、M1為短潛時反應 (short-latency)，此一反應被認為由脊髓所調控。M2為中潛時反應 (medium-latency)，被認為可能包含較複雜的運動皮質活動。M3為長潛時反應(long-latency)，稱為M3，偶而出現於肌電圖中。(摘自Matthews, 1991)。

Toft, Sinkjaer, Andreassen, 與 Larsen (1991) 發現動態牽張反射出現於37-45毫秒，結束於120~140毫秒，靜態牽張反射出現於200豪秒。Nichols 與 Houk (1976) 以貓進行的實驗發現，牽張幅度越大，則牽張反射的肌電訊號越大。

由力學的理论現象觀之，較大的肌肉勁度有助於彈性力與彈性能儲存的提高，而使肌肉向心收縮時產生更大力量 (姬榮軍，2001)。決定肌肉勁度的兩個因素為肌肉力量和肌肉長度，肌肉長度由動作的牽張幅度決定，所以使肌肉 α 運動神經興奮的因素中，牽張幅度佔有相當的地位 (林政東，2000)。

在速度與牽張反射的研究當中，根據盧英治 (2000) 的發現，隨著被動反覆衝擊式的動作速度增快：1.離心期的肌電量會增大，顯示愈快的離心速度愈能刺激肌肉產生牽張反射效應，有助於發展神經肌肉的功能，而在SSC 的動作型態中，則有助於向心收縮的動作表現。2.向心期肌電量會隨之增加，顯示動作速度的愈快愈能達到刺激神經

肌肉系統的功能。

而在牽張幅度與肌電活動的研究方面，林政東 (2000) 認為，較大的支撐階段平均肌電振幅，表示肌電活動可以在單位時間內徵召更多的運動單位，產生較大的神經肌肉刺激。較大的離心／支撐階段肌電振幅比，表示能夠產生較大的牽張反射。較小的向心／支撐階段肌電振幅比，顯示在離心階段產生較佳的彈性能機制。

第四節、側向(side-step)與跨步式(crossover)切入(cut)移位的 相關研究文獻探討

Besier 等 (2001b) 利用六部高速攝影機 (50Hz) 及一臺測力板 (2000Hz) 同步收集往左側30度 (S30) 側向跨步切入、60度 (S60) 側向跨步切入、直線跑 (running) 及往右側30度 (XOV) 跨越式切入 (crossover cut) 動作，並分析這四種動作在膝關節所產生的外力矩有何差別與影響，資料的分期就是以測力板的合力做為參考依據，分為 Weight acceptance (WA，體重承受期，自腳碰到地面至腳跟著地)、Peak push off (PPO，地面反作用力合力最大值前後各10%的期間) 與 Final push off (FPO，支撐期最後15%)，資料的呈現是將該分期內所有數據的平均值，研究結果發現：

1. 彎曲 (flexion) / 伸展 (extension) 力矩：在PPO階段，四種動作對膝關節產生彎曲的外力矩是相當接近的，在側向與跨越式均比值線跑多，但只有在左側30度的差異達顯著，而在WA與FPO階段的比較則是沒有差異的。
2. 內翻 (varus) / 外翻 (valgus) 力矩：在WA與FPO階段，兩種側向跨步動作在膝關節都產生外翻的外力矩，而直線跑與跨越式切入則是產生內翻的外力矩；另外，左側60度的外翻外力矩在WA階段大於直線跑的內翻外力矩大約2倍，在FPO階段大約6倍；在PPO階段，所有動作與直線跑均產生差異，另外此階段所有動作產生的內翻外力矩值均大於WA與FPO階段。
3. 內旋 (internal) / 外旋 (external) 力矩：所有階段的數值與直線跑相比較均達顯著差異，在WA階段，側向跨步的內旋外力矩為直線跑外旋外力矩的4倍，跨越式跨步的外旋外力矩為直線跑的2倍；在PPO階段，兩種側向式跨步的內旋外力矩為直線跑外旋外力矩的5

倍，而跨越式跨步的外旋外力矩為直線跑的5倍。

針對這樣的結果，Besider (2001b)等認為在彎曲的外力矩上，各種動作都是相似的，而在執行側向與跨越式跨步的內翻/外翻及內旋/外旋的外力矩與直線跑相比較，可能會增加關節的負荷，也就是可能會對膝關節的韌帶造成傷害的風險。

Besiser 等 (2001a) 使用上述相同的實驗設計與設備，分析預期 (preplanned) 動作與無預期 (unanticipated) 動作的情況下，四種跨步動作產生的外力矩對於膝關節的影響，研究結果發現：無預期動作情況下所產生的內翻/外翻及內旋/外旋的外力矩為預期動作情況的兩倍。所以，在執行跨步切入動作時，如果沒有充分的準備 (例如調整身體姿勢的時間較少)，會增加膝關節的傷害的風險。

而Besier, Lloyd, 與 Ackland (2003) 則將先前膝關節的相關研究(Besier 等, 2001a；Besier 等, 2001b)，關於內翻/外翻及內旋/外旋的外力矩資料彙整如表2-2。

表2-2 膝關節在執行四種跨步切入方向所受的外力矩資料

跨步 方向	動作 型態	內翻力矩		外翻力矩		外轉力矩		內轉力矩	
		WA	PPO	WA	PPO	WA	PPO	WA	PPO
S60	預期			0.3	0.3			0.13	0.3
	非預期			0.5	0.45			0.21	0.31
S30	預期			0.03	0.3			0.08	0.25
	非預期			0.3	0.45			1.8	0.33
RUN	預期	0.2	0.6			0.07	0.08		
	非預期	0.25	0.75			0.07	0.09		
XOV	預期	0.45	1.2			0.11	0.38		
	非預期	0.8	1.8			0.2	0.55		

註：WA：體重承受期，PPO：最大推蹬期，單位： N-m/kg，資料為該分期所有數據的平均值。

對於膝關節內翻/外翻及內旋/外旋的外力矩所可能造成的傷害，Piziali, Nagel, Koogler, 與 Whalen (1982) 使用屍體所建立的研究發現，會對膝關節韌帶造成的傷害，在內翻/外翻的外力矩是介於125~210 N-m之間，在內旋/外旋的外力矩則是介於35~80N-m之間，而Besiser等 (2001a, 2001b) 的研究結果當中，其最大內翻/外翻與內旋/外旋的外力矩數據都在這範圍內，因此側向移位跨步動作確實存在著傷害的風險。

Houck, Green, Baxendale, 與 Dehaven (2005) 研究在預期與非預期的狀態下，往側邊45度側向跨步時，踝關節最大蹠曲(plantar flexor)力矩與準備時間之間的關係。研究結果發現，在10%~60%的支撐期間，踝關節最大蹠曲力矩為0.66 (± 0.3) Nm/Kg，而隨著準備時間的減少，踝關節最大蹠曲力矩有增加的趨勢，在較短的準備時間 (小於350毫秒)，踝關節最大蹠曲力矩會大於0.6 Nm/Kg，而在較長的準備時間下(大於350毫秒)，踝關節最大蹠曲力矩會小於0.4 N-m/Kg。而這樣的結果也支持在非預期的情況下實施跨步動作，踝關節的蹠曲會較弱或控制功能時間會較少而影響表現的觀點。

Lee, Smith, 與 Woo (2000) 以8名男性籃球選手為實驗參加者，探討五種方向 (左邊30度、左邊60度、直線、右邊60度與右邊30度) 切入動作對於下肢關節、膝關節與踝關節的影響。研究結果發現：

1. 踝關節背曲 (Dorsiflexion) 力矩：直線跑為3.50 (± 3.65) Nm/Kg、左邊30度為3.26 (± 2.26) Nm/Kg、左邊60度為5.93 (± 4.63) Nm/Kg、右邊30度為2.64 (± 3.37) Nm/Kg、右邊60度為2.11 (± 1.68) Nm/Kg。
2. 膝關節彎曲 (Flexion) 力矩：直線跑為1.13 (± 0.96) Nm/Kg、左邊30度為2.17 (± 1.98) Nm/Kg、左邊60度為1.35 (± 1.57) Nm/Kg、右邊30度為3.05 (± 4.53) Nm/Kg、右邊60度為2.17 (± 2.51) Nm/Kg。

3. 髖關節彎曲 (Flexion) 力矩：直線跑為7.3 (± 7.46) Nm/Kg、左邊30度為4.63 (± 3.05) Nm/Kg、左邊60度為2.44 (± 2.2) Nm/Kg、右邊30度為7.54 (± 5.7) Nm/Kg、右邊60度為1.01 (± 1.64) Nm/Kg。

國內學者施榮展 (2005) 以7名優秀手球選手為實驗參加者，探討在五種不同角度 (直線跑、10度~30度、30度~50度、50度~70度、70度~90度) 側向跨步過人切入動作，對人體下肢運動學與動力學在矢狀面參數變化情形，以着地瞬間至重心最低點為制動期，重心最低點離地為堆蹬期，研究結果發現：

1. 五種不同角度側向跨步切入動作隻垂直地面反作用力第一峰值平均數達顯著差異，隨著角度越大，第一峰值越大。而第二峰值則無差異。
2. 五種不同角度側向跨步切入動作之下肢各關節面的最大軸向力 (與骨骼長軸平行的力) 皆達顯著差異 (統計考驗水準為 $\alpha = .05$)，而最大剪力 (與關節長軸垂直的力) 只有踝關節小腿處與膝關節大腿處達顯著差異。五種動作的最大軸向力：踝關節為1.52 (± 0.13) BW至2.47 (± 0.39) BW之間 (以體重的倍數作為標準化)、膝關節為1.9 (± 0.09) BW至2.48 (± 0.37) BW之間、髖關節為2.01 (± 0.31) BW至2.43 (± 0.35) BW之間。5種動作的最大剪力部分：踝關節為1.32 (± 0.19) BW至1.78 (± 0.26) BW之間、膝關節為0.85 (± 0.36) BW至1.55 (± 0.18) BW之間、髖關節為0.74 (± 0.37) BW至1.09 (± 0.25) BW之間
3. 五種不同角度側向跨步切入動作之制動期下肢髖、膝、踝關節的最大淨關節肌肉力矩無顯著差異，以膝關節力矩為最大 (325.11 ± 30.73 Nm至 391.94 ± 37.05 Nm之間)，並隨著切入角度的增加明顯呈現越來越大；髖關節次之 (192.38 ± 21.24 Nm至 341.54 ± 37.72 Nm之間)，在各角度之間，力矩變化不大；踝關節最小 (107.81 ± 15.53 Nm

至 $157.04 \pm 10.27 \text{N}\cdot\text{m}$ 之間)，在各角度之間與髖關節相似，力矩變化不大。

Houck, Yack, 與 Taibe (2000) 比較兩種往前走 (走路與由8英吋高走下) 與兩種跨越式切入 (走路後跨越式切入45度與由8英吋高走下後跨越式切入45度) 動作支撐期的關節力矩與功率變化，研究結果發現：

1. 髖關節力矩在跨越式動作支撐期的80%處是伸髖力矩在作用，而在往前走動作則是屈髖力矩在作用，由功率值來看，在70%處，髖關節在跨越式動作部分的功率是產能 (約 $0.4 \text{W}/\text{kg}$)，也就是髖關節伸髖肌群在向心收縮，而此時往前走動作的功率是吸能 ($-0.6 \sim -1.0 \text{W}/\text{kg}$)，也就是髖關節曲肌離心收縮。
2. 在支撐期60%處，膝關節在跨越式動作的力矩與往前走相比較是增加的 ($0.16 \sim 0.23 \text{N}\cdot\text{m}/\text{kg}$)；在支撐期80%處，相較於往前走，膝關節的功率是較小的。
3. 在踝關節的最大功率部分，往前走動作的最大功率明顯大於跨越式動作。

Houck (2003) 使用肌電圖與測力板來了解從21公分高臺走下往側向跨步 (45度)、跨越式跨步 (45度) 與往前走三種動作在下肢肌肉 (股外側肌、腿後肌內側與外側及腓腸肌內側與外側) 作用情形，並以測力板了解在不同動作下的地面反作用力情形，研究結果發現：

1. 與往前走動作相比較，股外側肌與腿後肌外側的作用在側向式跨步與跨越式跨步上沒有差異。
2. 與往前走動作及側向式跨步比較，腿後肌內側與腓腸肌外側的作用在跨越式跨步的作用是最明顯的。
3. 在跨步動作的運用上，腿後肌內側與外側及腓腸肌內側與外側在額

狀面扮演重要的角色。

4. 在地面反作用力數值上，垂直作用力最大值在三種動作間沒有差異；而在前後作用力最大值，跨越式與側向式跨步均大於往前走動作；而在左右作用力最大值，因動作方向的不同而產生差異(往左或往右)。

而在不同性別與側向跨步的研究上，Pollard, Davis, 與Hamil (2004) 以12名男子足球選手及12名女子足球選手為實驗參加者，研究在側向式跨步 (左側45度)，下肢髖關節與膝關節的運動學與動力學參數，研究結果發現：女性在的髖關節外展比男性較少，而其他運動學與動力學參數上則沒有明顯差異。其研究的相關結果如下：髖關節最大外展力矩，女性為 $0.98 (\pm 0.4)$ Nm/kg，男性為 $-0.96 (\pm 0.3)$ Nm/kg；髖關節最大外旋力矩，女性為 $-0.50 (\pm 0.2)$ Nm/kg，男性為 $-0.47 (\pm 0.4)$ Nm/kg；膝關節最大內收力矩，女性為 $0.37 (\pm 0.2)$ Nm/kg，男性為 $0.31 (\pm 0.1)$ Nm/kg；膝關節最大外旋力矩，女性為 $-0.13 (\pm 0.1)$ Nm/kg，男性為 $-0.09 (\pm 0.1)$ Nm/kg。而Pollard, Sigward, 與 Powers (2007) 的研究結果則發現，女性運動員的髖關節的內收力矩大於男性 (-1.69 Nm/kg V.S -0.87 Nm/kg)，而髖關節的伸展力矩則小於男性 (5.36 Nm/kg V.S 6.67 Nm/kg)。

第五節、蹬伸動作與下肢肌群作用的相關文獻

Winter (1983) 提到，只有經過檢測各關節之力學功率才能了解及評估下肢關節肌肉的重要性。而計算關節肌肉力矩的意義在於它可提示哪些肌群（伸肌或屈肌）在關節運動過程中起主要作用，它們又是如何工作的。以膝關節為例，如果在某一時刻計算的膝關節力矩為伸膝力矩，表示膝關節伸肌在此時起主要作用；而力矩隨著時間的變化，可以解釋作用的肌肉為何 (Winter, 2004)。李靜雯 (2008) 也認為，下肢動作協調、肌力好，會使得身體移動速度快，也直接幫助整體運動表現。

在雙腳垂直跳與立定跳遠的研究發現，髖關節及踝關節是主要產生能量的關節 (Horita, Kitamura, & Kohno, 1991; Robertson & Fleming, 1987; Konishi & Oda, 2003; 李靜雯, 2008)，而Stefanyshyn & Nigg, (1998) 以單腳進行急行跳遠的研究，雖然動作型態不同，但是也是有相同的特徵。Stefanyshyn & Nigg 進一步強調，人體在從事向上或向前跳的動作時，下肢各關節力矩的作用型態是相似的，而在他的研究當中，發現到跳高與跳遠（單腳踩到測力板）動作中，踝關節扮演相當大的能量產生角色，同時建議在訓練相關動作時要特別着重在腓腸肌及比目魚肌的訓練。

Winter (1983) 研究慢跑動作下肢各關節的力矩及功率，研究結果發現在慢跑時踝關節為主要能量產生來源，膝關節則為吸收能源，髖關節的功率則相對比較低且比較不穩定，Winter 認為這是髖關節在慢跑時扮演了伸肌與屈肌的雙重功能角色的原故，而且，在訓練上也需加強膝關節的伸肌離心肌力及踝關節的伸肌向心肌力。

李靜雯 (2008) 以8位男性游泳選手為實驗參加者，利用動力學逆過程比較抓臺出發 (grab start)、下蹲跳及立定跳遠三種動作的下肢動

力學差異，結果發現到，游泳抓臺出發動坐與其他兩種動作的作用型態與能量貢獻有所不同。此外，建議教練在訓練游泳抓臺出發的腿部肌力時，除了加強膝關節的向心肌力外，髖關節離心肌力的訓練也是必須注意的。

第六節、文獻總結

羽球步法必須能解決快速啟動、移動、制動和回動。缺乏這些快速能力，比賽中會處於被動地位，目前羽球運動強國都在提高步法的移動速度上下功夫，以提高快速移動能力，達到爭取更多主動權的目的（紀世清，2002）。而啟動是各種步法移動的前提，只有啟動快，才能迅速到位（江金晃，1997）。而在啟動後，根據不同的擊球方向，為了產生不同的移位方向，下肢必須有相當多的肌群參與作用，而這些參與的肌群為何？又肌群的作用特性為何？這些都是有待釐清與確認的。而在快速移位的過程中在，下肢關節會產生高度負荷，對下肢關節可能會造成傷害，因此，本研究的目就是希望能了解羽球步法啟動在作用過程中，以右腳為主要推蹬腳，其下肢各關節的運動學及動力學的特徵。