

# 國術騰空飛腳動作

## 運動控制與協調系列研究之二

### 一關節控制力矩及其協同作用效果的肢段間互動動力學研究

<sup>1</sup>劉宇、<sup>2</sup>陳重佑、<sup>1</sup>莊榮仁、<sup>2</sup>黃長福  
<sup>1</sup>中國文化大學 <sup>2</sup>國立臺灣師範大學

#### 摘要

本研究的目的是在於探討主動與被動的關節力矩對運動的影響及其協同作用效果，從運動生物力學的角度研究國術騰空飛腳動作的運動控制機轉。

研究的受試對象為熟練掌握騰空飛腳動作之國術運動員 5 名。根據肢段間互動的動力學分析結果，我們獲得如下幾點結論：

- 一、支撐階段初期：膝關節屈肌，髖關節伸肌在起主要作用；中期：伸髖、伸膝、伸踝關節肌肉在起主要作用，而在末期，踝關節伸肌在起主要作用。國術騰空飛腳選手，其膝關節屈肌肌力必須具備其伸肌肌力的 80%。
- 二、飛行階段，主動的肌肉力矩，主要被用來抵抗平衡由於運動而產生的肢段間互動力矩。這種主動與被動力矩的對抗平衡作用發生在上擺與下擺的轉換期，即在飛腳達到最高點前最大。順勢下擺時，肌肉力矩被用來平衡重力矩的作用。

關鍵詞：國術、騰空飛腳、肢段間互動動力學、運動控制、協調

#### 壹、緒論

人體運動通常是多肢體的複合運動 (Multi-segment Movement)，從生物力學角度來說，肢體運動又是由關節力矩控制和決定的。要想深入理解運動，必須對控制人體運動的關節力矩進行分析。通過多肢體運動的動力學方程式和解動力學逆過程 (Inverse Dynamics)，即可對肢體運動控制的機轉進行深入的分析與探討。根據 Bernstein (1967)、Hoy & Zernike (1986) 及 Schneider (1990) 的研究，人體運動不僅受到主動的 (Active)

肌肉力矩的影響，並受到重力和因肢體運動而產生的 (Motion-dependent) 被動的 (Passive) 反作用力的影響，這些被動的反作用力包括慣性力 (Inertial Force)、科氏力 (Coriolis force) 和向心力 (Centripetal Force) 以及那些聯接關節的組織所產生的反作用力；例如，手的運動可以在肘關節和肩關節產生 Motion-Dependent Force。

人體的肢體是由肢段 (Segment) 組成的鏈接系統 (Linked-segment System)，任一肢段的運動可以對這一系統的其他肢段產生反作用力。因此，雖然這一肢段並沒有受到主動肌肉力的作用，但是它可以受到被動的相互作用力 (Passiveinteractive Force) 的影響。通過對肢體運動的動力學方程的逆過程表達式進行重新整理，可以分別計算出這些主動的肌肉力和被動的反作用力的分量，據此，探討人體運動如何受到主動力和被動力的影響，特別是運動過程中出現的肢段間的相互作用現象。根據這一方法獲得的結果亦可推估神經控制 (Neural Control) 機轉 (Zernicke, 1996)。因此，這一方法又被稱為“肢段間互動的動力學 (Inter-segmental Dynamics)”。根據上述學者的觀點，肢段間互動的動力學不僅對產生與控制運動的理解有重要的意義，而且它亦為生物力學提供了一種研究人體運動“重要的和嶄新的方法” (Schneider, 1990)。

因此，本研究的目的乃藉由肢體運動動力學探討「國術騰空飛腳」動作之運動控制機轉及其對運動實踐的指導意義，並進一步從生物力學的角度瞭解主動的肌肉力矩和被動的反作用力矩之間的關係及其對運動控制和動作協調的影響。

## 貳、研究方法與步驟

本研究的研究對象與儀器同系列研究一。將相關的參數輸入生物力學模式，計算關節力矩、肌肉力矩、肢段間互動力矩等動力學參數。

### 一、下肢多關節運動的動力學方程

圖 1 為下肢模型，參考座標系 {XOY} 為固結於地面的絕對座標系，相對參考座標系 {xoy} 固結於髖關節中心， $q$  為系統之方向角，亦稱為系統之廣義座標，則根據拉格朗日力學 (Lagrangian Dynamics)，對這一系統有下列微分方程組：

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \quad i=1,2,3 \quad (1)$$

其中： $L$ —拉格朗日函數=動能 $T$ —位能 $V$

$T$ —系統的總動能  $V$ —系統的總位能

$q_i$ —第 $i$ 肢段的廣義座標 (generalized coordinate)

$\dot{q}_i$ —第 $i$ 肢段的廣義速度 (generalized velocity)

$Q_i$ —作用於第 $i$ 肢段上的廣義力/力矩 (generalized force/torque)

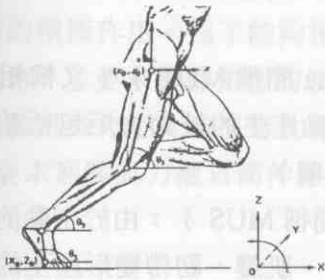


圖 1：下肢模型。 $\theta_i$  為下肢各肢段方向角  $(x_0, y_0)$  為髖關節中心點座標

最後歸納為由矩陣形式表達的動力學方程（詳細推導過程，參見劉宇，1993）：

$$[D(q)][\ddot{q}] = [Q] + [H(q, \dot{q})] + [G(q)] \quad (2)$$

在本模式中，廣義力矩是由肌肉力矩、地面反力力矩和慣性力矩組成：

$$[Q] = [M] + [F_R] + [K] \quad (3)$$

$[M]$  -  $(3 \times 1)$  肌肉力矩向量                       $[F_R]$  -  $(3 \times 1)$  地面反力力矩向量

$[K]$  -  $(3 \times 1)$  系統慣性力矩向量

$$\text{因此 } [D][\ddot{Q}] = [M] + [F_R] + [K] + [H] + [G] \quad (4)$$

1.            2.            3.            4.            5.            6.

這一表達形式的優點在於，它除了像質點運動方程 ( $F = ma$ ) 一樣，給出了力與運動的關係外，還能夠根據這個表達式清楚地分辨出方程中各個部分的物理意義，對討論人體多關節運動的機轉有著重要意義。

## 二、肢段間互動的動力學表達式

本研究根據我們過去所建立的下肢三個肢段的動力學模式，並參考和修正了 Hoy & Zernicke (1986) 肢段間互動動力學模式，發展出了本研究的肢段間互動動力學模式。根據 Zernicke (1996) 對肢段間相互作用的動力學研究方法，在每一個關節上，可以將關節力矩區分為五種，以量化分析肌肉力矩和重力矩對運動的影響，亦可了解一個肢段的運動對系統中另一肢段的影響（關節間的相互作用）。

淨關節力矩 (Net Joint Torque) =

重力矩 (Gravitational Torque) + 由運動產生的力矩 (Motion-dependent Torque)

+ 接觸力矩 (Contact Torque) + 廣義的肌肉力矩 (Generalized Muscle Torque)

其中：

1. 淨關節力矩 (Net Joint Torque 簡稱 NET)：作用於關節上所有主動的和被動的力矩分量的合 (4 式中第 1 項)。

2. 重力矩 ( Gravitational Torque 簡稱 GRA ) : 作用於每一肢段重心處之重力產生的被動力矩 ( 4 式中第 6 項 ) 。
3. 由運動而產生的力矩 ( Motion-dependent Torque 簡稱 MDT ) : 又稱相互作用力矩 ( Interactive Torques ) , 是由於肢段間相互運動產生的被動力矩包括系統慣性力矩, 向心力矩及科氏力矩 ( 4 式中第 4 項和第 5 項 ) 。
4. 廣義的肌肉力矩 ( Generalized Muscle Torque 簡稱 MUS ) : 由於主動的肌肉收縮力和關節周邊組織變形而形成的力矩, 例如肌肉、肌腱、韌帶變形產生的力矩, 因為這部分力矩主要由肌肉收縮力產生的, 因此被認為是控制運動的主動力矩 ( 4 式中第 2 項 ) 。
5. 接觸力矩 ( Contact Torque ) 作用在肢段上的外力產生於關節處的結果 ( 4 式第 3 項 ) 。

本研究中, 接觸力矩即為騰空飛腳動作支撐期的地面反作用力在關節處產生的力矩, 在本文中又稱做外力矩 ( External Torque 簡稱 EXT ) 。根據劉宇 (1993) 的研究, 短跑支撐期支撐腿關節肌肉力矩主要用來克服地面反作用力。

## 參、結果與討論

### 一、起跳支撐期作用腿的關節控制力矩

#### (一) 下肢各關節的控制力矩

圖 2 為起跳支撐期下肢各關節力矩-時間曲線, 主動肌肉力矩 (MUS) 的絕大部分 ( 踝和膝處達 95% 以上、髖處達 85% 以上 ) 被用來克服地面反作用力矩 (EXF) 在各關節處產生的力矩。因此, 踝關節和髖關節的肌肉力矩在整個支撐階段均有伸展的作用 ( 正值 ), 以抵抗外力矩產生的作用。而膝關節處在起跳支撐階段的初期 ( 支撐期前 15% -20% ), 地面反作用力產生了一個伸膝力矩。一般來說, 地面反作用力與身體重力以及慣性共同作用的結果, 應當是壓縮膝關節, 即地面反作用力應當在膝關節處產生屈膝力矩, 而非伸膝力矩。深入分析後, 我們發現此一現象並非不合理, 因為, 在這一期間地面反作用力水平分量與垂直分量之合力的作用方向 ( 作用線 ), 由於這時的身體姿勢的關係並不是通過膝關節後方, 而是在膝關節的前方通過, 因此, 產生的是伸膝力矩。

膝關節的肌肉力矩在離地前的短暫階段又變為屈膝力矩 ( 負值 ) 。有關支撐階段初期的屈膝肌肉力矩, 有研究報告顯示, 在短跑的支撐階段出現同樣現象 ( Mann & Sprague, 1982 ; 劉宇, 1993 ) ; 這些作者認為, 這一屈膝力矩, 有利於減少地面反作用力的制動 ( 減速 ) 作用, 並在遠端固定的情況下, 可以帶動身體近端向前, 具有非常正面的作用, 這一屈膝力矩被認為主要是由大腿後群肌肉 ( 如腿後肌腱群 Hamstring ) 產生的, 因此, 這一動作要求大腿後群肌肉有足夠的肌力, 不然很容易在這一部位產生

肌肉的拉傷。同樣，在武術騰空飛腳動作中，我們也認為，此一屈膝肌肉力矩，有帶動身體向前的積極作用。為了能夠積極克服外力並帶動身體向前，膝關節除了要具備良好的伸膝肌力，並要求具備相應的屈膝肌力能力。從圖 2(b) 中我們可以看出，起跳階段所要求的屈膝肌肉力矩，並沒有比伸膝肌肉力矩小很多，最大屈膝力矩占最大伸膝力矩約 4/5，這要求屈膝肌力應具備伸膝肌力的 80%，方可良好地完成盡最大努力的騰空飛腳

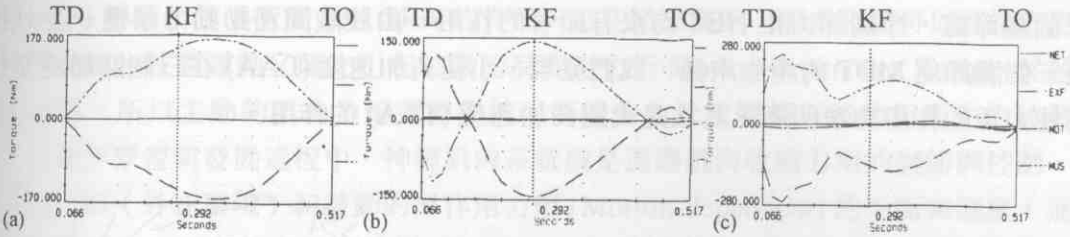


圖 2：(a) 支撐期踝關節力矩—時間曲線；(b) 支撐期膝關節力矩—時間曲線；(c) 支撐期膝關節力矩—時間曲線。伸關節力矩為正，屈關節力矩為負。NET：淨關節力矩；EXF：外力矩；MDT：互動力矩；MUS：肌肉力矩；GRA：重力矩。TD：為起跳階段作用腳著地瞬時。KF：為起跳階段作用腳最大屈膝瞬時。TO：為起跳階段作用腳離地瞬時。

動作，這樣也為避免選手發生因膝關節伸屈肌力不平衡而引起的運動傷害。

### (二) 下肢各關節肌肉控制力矩的聯合作用

由圖 3 中的角度和角速度曲線，踝關節和膝關節在支撐階段完成了一個先屈後伸的簡單動作；髖關節則在初期有短暫的伸展，然後再完成由屈到伸的動作（角速度為負值時，表示關節屈；角速度為正值時，表示關節伸展）。將下肢各關節的主動肌肉力矩放在一起，整體考量各關節的主動力矩協調作用機轉，我們發現在支撐階段初期，髖和踝關節的肌肉力矩都具有伸關節的作用，而膝關節肌肉力矩具有屈關節的作用，說明髖關節伸肌和踝關節伸肌在這一階段起主要作用 (Dominant)。而膝關節則是屈肌在起主要作用。

## 二、起跳後騰空期的關節控制力矩

與其它有關研究結果相似，騰空階段，肢體在無外力約束之條件下快速轉動，外力矩 (EXT) 在關節力矩中不出現。而髖關節、膝關節和踝關節處由於運動而產生的肢段間互動力矩 MDT 均起著明顯的作用。主動的肌肉力矩 MUS 在上擺與手腳擊打階段主要被用來抵抗平衡 (counter-balance)。由於運動而產生的互動力矩 MDT，並且，在三個關節處都具有一個共同的特徵（圖 4），就是主動的肌肉力矩 MUS 和被動的互動力矩

MDT 的對抗作用 (Counteract)，或者說，二者的作用是互為相反的 (Contrasting)。這種作用，是在手臂拍到腳背前達到最大，也就是作用腿擺到最高點由上擺轉換為下擺的轉換期前，這種作用達到最大，然後開始下降。由此說明，在這個轉換過程中，這種主動的肌肉力矩 MUS 與被動的互動力矩 MDT 之間的反作用最大。因為不管在哪个關節，MDT 均是在此時作用最為明顯。也就是說，MUS 與 MDT 的反作用現象是在動作轉型期稍前（即作用腿從上擺變為下擺）出現。進入順勢下擺階段後，MDT 變小，主動的 MUS 這時為了避免下擺速度過快轉而一部份用於平衡重力矩 GRA。下擺期，下肢三個關節處，淨關節力矩 NET 均沒有顯著的作用。由肢段間互動動力學進一步分析下肢三個關節處 MDT 的產生來源，我們發現，小腿角加速度 (LAA) 在三個關節處產生的慣性力矩的作用均很明顯，其次是大腿角加速度 (TAA) 的作用。

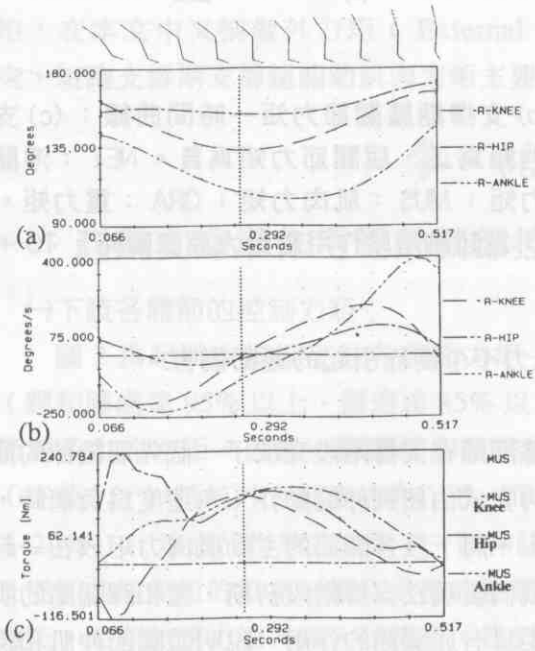


圖 3：支撐階段下肢各關節的角度 (a) 角速度 (b) 和肌肉力矩 (c) 時間曲線。關節伸展角速度為正，關節屈曲角速度為負；伸關節力矩為正，屈關節力矩為負。

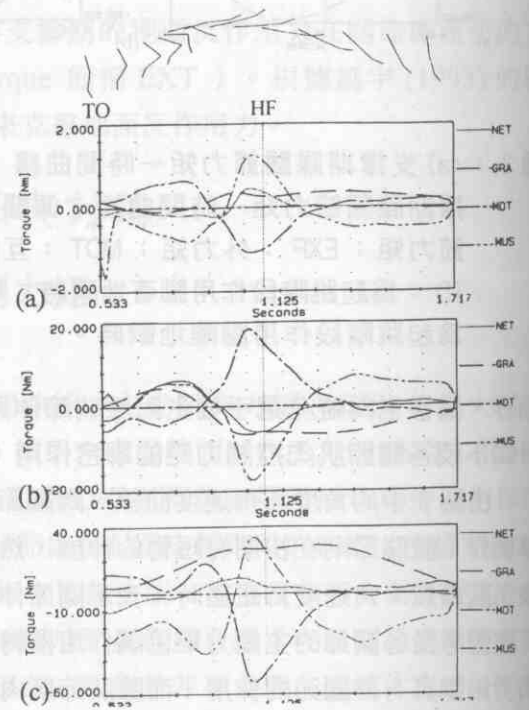


圖 4：飛行期踝關節力矩—時間曲線 (a)、膝關節力矩—時間曲線 (b)、髖關節力矩—時間曲線 (c)。NET：淨關節力矩；EXF：外力矩；MDT：互動力矩；MUS：肌肉力矩；GRA：重力矩。TO：為起跳階段作用腳離地瞬時。HF：為騰空階段手腳擊打瞬時。

## 肆、結 論

總結上述肢段間互動動力學分析結果，我們可以歸納出，經由神經控制和調節的主動的肌肉收縮力矩，在支撐階段主要是用來抵抗平衡地面反作用力矩的作用。而在飛行階段，則被用來抵抗平衡由於運動而產生的肢段間互動力矩 MDT 的作用，這種對抗作用在動作的轉形期（由上擺到下擺）前最大，並在順勢的下擺後續動作中，主動的肌肉力矩 MUS 轉而用於平衡重力矩 GRA 的作用。這些結果顯示，肌肉收縮可以直接作用產生肢體運動。肢體運動又隨之引起被動的反作用力矩 Motion-dependent Torque 反過來影響運動，所以主動的肌肉力矩還需對抗平衡這些由於肢體相對運動而產生的被動力矩。在動作學習與發展過程中，神經肌肉系統就是通過肌肉收縮力矩的調節與控制，達到對外力矩（外在環境）和被動的反作用力矩 (Motion-dependent) 的平衡與適應，進而完成或發展出一個有效率和協調的 (Coordinated) 肢體動作。根據 Schneider (1990) 和 Zernicke (1996) 等人的研究，這種肢段間互動的動力學特徵，在運動學習與發展過程中會發生改變。筆者以為，運動學習與發展的過程實際上就是神經控制的主動肌肉力矩對外力矩和被動的反作用力矩 (MDT) 的協調配合與適應過程。Bernstein (1967) 提出的假設，認為協調的奧秘，不是去抵抗這些反作用現象，而是去利用它，這一觀點從另一個角度也說明了上述道理。

## 參考文獻

- Bernstein, N.A. (1967). Co-ordination and Regulation of Movements. New York: Pergamon Press.
- Hoy, M. G. and Zernicke. R. F. (1986). The role of intersegmental dynamics during rapid limb oscillations. J. Biomech. 19, 867-877.
- Liu, Y. (劉宇) (1993). Kinematik, Dynamik und Simulation des Leicht-athletischen sprints (Kinematics, Dynamics and Simulation of Sprint Running). Frankfurt am main: Verlag Peter Lang.
- Mann, R. & Sprague, P. (1982). Kinetic of Sprinting. Biomechanics in Sports, 305.
- Schneider, K. (1990). Koordination und Lernen von Bewegungen. Frankfurt am Main: H. Deutsch.
- Zernicke, R.F. (1996). Biomechanical Insights into neural control of Movement. In L. B. Rowell & J. T. Shepherd (eds.). Handbook of Physiology. Sec. 12: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems (pp.293-330). Oxford, NY: Oxford University Press.

投稿日期：87年11月  
 審稿日期：87年11月  
 接受日期：88年2月

# A Serial of Study of Movement Control and Coordination during Jump-Slap-Kick in Chinese Martial Arts. Part II: Intersegmental Dynamics Analysis

<sup>1</sup>Yu Liu, <sup>2</sup>Chung-Yu Chen, <sup>1</sup>Long-Ren Chuang, & <sup>2</sup>Chenfu Huang  
<sup>1</sup>Chinese Culture University, <sup>2</sup>National Taiwan Normal University

## ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze how active and passive torques influence limb motion and to investigate, from a biomechanical point of view, the motor control mechanisms of the "Jump-slap-kick" in Chinese Martial Arts.

Five well-trained Chinese Martial Arts players performed the "Jump-Slap-Kick". The Intersegmental dynamics analyses revealed that:

1. The dominant torques at the beginning of the support phase are created by knee flexor and hip extensor; at the middle of the support phase by plantar flexor, knee extensor and hip extensor; at the end of the support phase by the plantar flexor.
2. During the flight phase, the active muscle torque functions mainly to counteract the motion-dependent torque created by the mechanical interactions between limb segments. As the flight foot reversals from swing-up to swing-down, this counteraction reaches its maximum and is followed by a counteraction between muscle torque and gravitational torque.

**Key words:** Chinese martial arts, jump-slap-kick, intersegment dynamics, motor control, coordination