

角力擒抱防禦動作之生物力學分析

張聰榮

國立台灣體育學院

摘要

生物力學的分析對於角力動作及提昇角力選手的運動表現是非常的重要。角力在世界是一相當盛行的運動，正式比賽分希羅式與自由式角力兩種型態。過去有關角力方面的研究大部分集中在體重控制和運動傷害，少部分論及運動生物力學的相關議題。然而有關角力的運動學、動力學等知識至今尚不知。因此，角力動作的研究旨在於確認角力選手的運動表現及訓練計畫的效果。

本研究的受試者為國立台灣體育學院角力專長 21 名選手，受試者分為希羅式選手 10 名、自由式選手 9 名和 2 名固定動作之攻擊手，19 名受試者皆須做出從前方、左側和右側的希羅式與自由式角力之擒抱摔防禦動作。使用的儀器包括有 7 台動作分析攝影機、兩塊測力板及 EMG 系統。反光標記及 EMG 在於蒐集下肢運動學、動力學資料供研究分析使用。三維電腦模型分析軟體為台灣大學骨科工程實驗室自行研發之動作分析軟體。

研究結果顯示，利用動作分析技術及完整下肢生物力學三維電腦模型分析角力擒抱摔防禦動作，並搭配 EMG 來收集肌肉收縮順序資料，分析出擒抱摔運動過程中之下肢運動學、動力學資料。此一分析資料可以看出希羅式與自由式角力在防禦過程中之關節角度、力矩和功率等動作特徵，並且發現希羅式的選手在進行自由式防禦時，並沒有像自由式選手在進行希羅式防禦時來的順暢。而從其關節力矩、功率來看，更發現在運動過程中其膝關節之受力甚大，這隱含著隨著角力選手運動年齡時間越長，其膝關節傷害之可能性越大，並且在選手年長後有可能

會導致退化性關節炎的發生。

由於現行角力選手中許多都是同時接受希羅式及自由式角力訓練，或者是更換類型之現象。本研究的結果顯示，固然自由式選手對希羅式的適應性比較高，但並不能直接證明希羅式選手接受自由式訓練後對其角力技術有顯著的提升，必須要進一步研究其他攻擊方式，甚至進行全身動作之分析，才有可能真正解釋此一問題。然而由 EMG 的實驗數據可以發現自由式選手之髖關節肌肉收縮比較靈敏，以希望全身肌肉協調發展之觀點來看，讓希羅式選手熟悉自由式的對戰應可增進其全身肌肉協調性。

關鍵字：角力、下肢生物力學、動作分析、肌電圖

壹、緒論

角力(wrestling)是歷史最悠久的運動項目之一，同時在現今世界是一相當盛行的運動。然而在國內，儘管體型條件並不遜色於外國選手，卻未能夠普及。造成這現象的原因除了國人對角力運動的不熟悉外，在國際上表現並不十分理想亦是原因之一。此外，由於相關介紹書籍、研究文獻不足，在推廣上有其困難度。從另一個角度觀之，這同時也顯示角力在國內，是相當具有發展空間的一項運動。而我國角力選手在國際上的表現，最主要因為亞洲的角力水準，是世界上最高的一個區域，其中俄羅斯的角力水準更冠於全球、東歐等國的角力水準亦不弱，故我國角力選手要在世界上脫穎而出，首先須在亞洲的各項比賽突破瓶頸。角力比賽是奧運指定項目之一，按體重與類型分級，男女目前共有十八個量級(FILA, 2004)，相較於棒球等團體運動，有其發展與推廣的價值。

現今體育的發展，已不再是靠傳統土法煉鋼的方法就可以取得勝利，除了各種技術的變化之外，最重要的就是科學分析的帶動，使得體育已經逐漸變成一門科學性的學問。除了隨時吸收國際賽事相關資訊外，引入科學性的訓練已經是刻不容緩的事情。因此，透過各種科學知識，進行角力的相關分析，進而提升國內選手的表現，是推展角力運動一個很好的方向。

生物力學的分析對於角力動作及提昇角力選手的運動表現是分常的重要。透過量測角力選手的動作過程之運動學、動力學資料，可以了解到角力運動的一些力學參數，進而提出技術上改進的建議。然而這方面的研究，目前在國內外都不多見，過去有關角力方面的研究大部分集中在體重控制(Alderman et al.,2004; Dale and Landers,1999;沙玲莉,2004;Horswill,1993;Horswill et al.,1990; Horswill et al., 1990;張振崗, 2002;Kiningham and Gorenflo, 2001;Marquart and Sobal, 1994;Rankin et al.,1996;Steen and Brownell,1990)和運動傷害(Acikgoz et al., 1990;Strauss and Lanese,1982 ;Kewalramani and Krauss,

1981)方面，少部分論及運動生物力學的相關議題(Halvari, 1987; 吳慧莉, 2000; 畢經隆, 2002)。然而上述有關運動生物力學的實驗均受限於力學資料量測困難，以及數學模型不夠完備等限制。因此，本研究使用動作分析的技術來研究角力擒抱動作之生物力學，並且透過數學模型計算可獲得整個下肢的運動學、動力學資料，可以探討動作整體性而不被侷限在單一關節。搭配 EMG 量測下肢主要肌肉的收縮反應，並利用運動學與動力學的資料，將更能夠更進一步找出角力擒抱動作之特徵，幫助選手提昇其技術能力。

貳、實驗材料與方法

一、受試者資料

本實驗邀請國立台灣體育學院角力隊共 19 名隊員參加(平均身高 170.8 公分，體重 76.3 公斤)，這些選手都是經過長時間角力訓練的國家菁英或國手，擅長希羅式或自由式角力。實驗從中選出兩名分別專精於希羅式與自由式的選手，擔任擒抱動作的攻擊方。剩餘選手則擔任防禦方，進行防禦動作。各選手資料如表 1。由於選手們會有同時接受兩種類型之訓練的情況，在分析時，將這些精通兩類型之選手分別加入兩式分析。

另外，為了維持實驗之一致性，特別從國立台灣體育學院角力隊找尋兩位分別專精希羅式與自由式之選手(希羅式攻擊手身高 176 公分、體重 78 公斤；自由式攻擊手身高 169 公分，體重 68 公斤)。由於防禦方的體重對結果影響甚大，因此後續分析中，第 16 號選手體重過重而加以摒除。

表 1 受試者基本資料。GR：希羅式、FS：自由式、BOTH：兩者皆擅長。

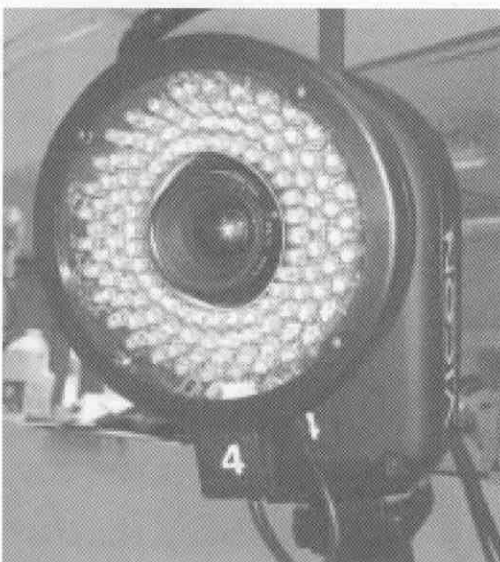
受試者編號	擅長類型	身高 (cm)	體重 (kg)
1	GR	168	80
2	BOTH	176	78
3	GR	179	76
4	GR	173	69
5	FS	168	74
6	GR	172	70
7	FS	160	55
8	GR	159	66
9	BOTH	174	80
10	FS	170	77
11	GR	166	60
12	FS	169	70
13	FS	177	90
14	GR	180	96
15	FS	172	76
16	GR	173	123
17	GR	162	63
18	FS	167	61
19	GR	181	85
平均 (統計)	G : 10 F : 7 B : 2	170.84 ± 6.36	76.26 ± 15.34

二、實驗設備與儀器

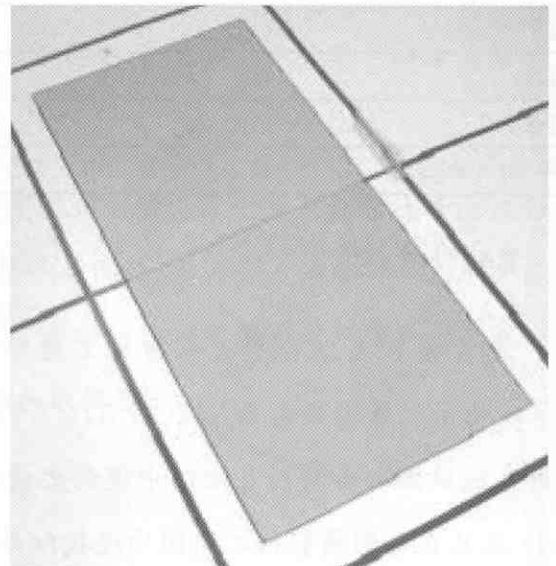
本實驗在國立台灣大學醫學工程學研究所骨科工程暨動作分析實驗室進行。所使用之儀器設備為 VICON 512 (VICON Motion Systems Ltd., UK) 動作分析系統以擷取各肢段在空間中運動之情形。此設備具有七部紅外線攝影機 (圖 1a)，並且在每部攝影機之周圍均連接紅外線閃頻器 (strobe)，發射與攝影機同步為 120Hz 頻率之紅外線，黏貼於皮膚特定位置之 10 公厘反光球將反射紅外線，再由攝影機拍攝反光球於空間中每一時刻位置，並且將所有訊號由 VICON 資料站同步接受並且數位化處理，儲存為 C3D 檔案格式，以作為後續自行撰寫之電腦程

式計算的資料來源。在拍攝的同時，會利用測力板 (AMTI, Mass., USA) 以 1080Hz 的頻率量測地面反作用力等類比訊號 (圖 1b)，以供後續分析動力學之用。除了運動學與動力學資料，還會在每個受試者身上貼上肌電圖 (EMG) 的電極 (electrode) 收集肌肉收縮訊號。本實驗使用表面肌電圖 (surface EMG) 以及 10 個訊號的 EMG 訊號系統 (Motion Lab System, Inc., USA) 來收集肌肉收縮訊號。

為將各攝影機所拍攝到之二維影像重建為三維空間之位置，必須進行系統校正。系統校正分為兩步驟。首先調整各個攝影機於空間中之位置與角度，使其拍攝範圍可涵蓋整個量測空間。接著透過特製的 L 形靜態校正器 (L-Frame)，定義實驗室之座標，以及同步決定 (synchronize) 各攝影機相對於實驗室座標系之空間位置。再搭配 500 公厘動態校正器 (wand)，於 2.0x2.0x2.0 公尺之量測空間中揮舞，以校正各攝影機鏡頭之影像扭曲。經過正確的系統校正，才能夠確保後續的實驗精度。本實驗校正將每個相機的誤差平均都調整在 1 公厘以下，才開始進行後續實驗。



(a)



(b)

圖 1 實驗進行所使用之(a)紅外線攝影機與(b)測力板。

三、實驗流程

1、受試者準備

受試者進入實驗室後，穿著好角力比賽用鞋後，於受試者身上黏貼反光標記共 46 顆，同時在攻擊手身上也黏貼反光標記（共 6 顆）供後續分析用（表 2）。

表 2 下肢局部座標系統（共用 46 顆）。粗體字為靜態校正後需移除之標記名稱。

肢段	標記名稱	解剖位置
骨盆	LASIS	左側腸骨前上棘前面最突出處
	RASIS	右側腸骨前上棘前面最突出處
	LPSIS	左側腸骨後上棘後面最突出處
	RPSIS	右側腸骨後上棘後面最突出處
	TECHP	骨盆特殊標記（Technical markers）共 2 顆
股骨	GTRO	大轉子外側最突出處
	MEP	股骨內上髁最內側突出處
	LEP	股骨外上髁最外側突出處
	TECHF	股骨特殊標記，共 4 顆
脛骨	TT	脛骨粗隆最突出處
	HF	腓骨頭
	MMA	內踝內側最突出處
	LMA	外踝外側最突出處
	TECHT	股骨特殊標記，共 2 顆
足部	HEEL	跟骨後側最突出處
	NT	舟狀骨結節最突出處
	FMET	第五個跖骨外側最近端(base)
	SMET	第二與第三跖骨最遠端的中間
攻擊方	ATT1	攻擊手之肘關節外側
	ATT2	攻擊手之尺骨與橈骨兩突起中央
	ATT3	攻擊手第三掌骨（中指）遠端

接著在受試者身上黏貼 EMG。位置如下表 3 所示，分別於左右腳上各貼 5 個表面 EMG 電極。電極黏貼位置參考 Perotto(1996)所建議之位置。

表 3 下肢肌肉名稱與 EMG 黏貼部位。

肢段	肌肉名稱		黏貼位置
	中文	英文	
骨盆	臀大肌	Gluteus Maximus	放在尾椎 (sacrum) 與大轉子 (greater trochanter) 連線中間
股骨	外廣肌	Vastus lateralis	在大腿外側，高於臏骨一個手掌寬
	腿後側肌外側 (半膜肌)	Semimembranosus	在腓骨頭 (fibula head) 與坐骨粗隆 (ischial tuberosity) 連線的中點
脛骨	前脛肌	Tibialis Anterior	以脛骨粗隆 (tibial tuberosity) 算起，向下四指幅，向外一指幅。
	腓腸肌之外側肌腹	Gastrocnemius lateral head	距離膝關節中心向外側一個手掌寬

2、受試者校正

受試者黏貼標記與 EMG 後，先進行靜態校正 (圖 2)，受試者站在攝影機拍攝空間的中央並擷取各標記的空間位置。這是為了確認各標記間的相對關係，以供後續分析用。靜態校正完畢後，便將會妨礙運動過程之標記取下，只留下必要的標記。

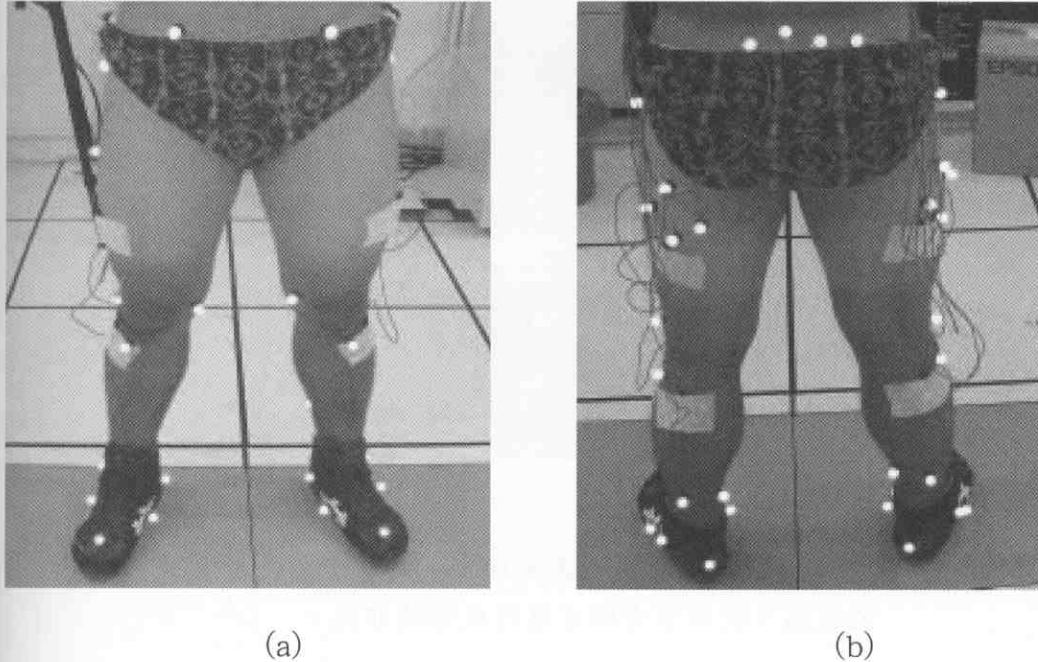


圖 2 受試者靜態校正之(a)前視圖與(b)後視圖。

3、資料擷取

受試者分為攻擊方與防禦方。防禦方身上貼有完整的身體標記與 EMG 以供分析，而攻擊方身上僅貼有簡單的標記。攻擊方進行之動作為角力之擒抱動作，並且分別由希羅式與自由式的攻擊手從防禦方的前、左、右方向進行攻擊動作（圖 3、4）。防禦方係站在測力板上由攻擊方發動攻擊，量測整個運動過程並且記錄下防禦方的力學資料與肌電圖訊號。為了控制實驗，攻擊方固定由同一人進行。而每次動作，由儀器操作者發動口令開始後，由攻擊方自行決定攻擊時間並進行攻擊，不需完全摔倒，只需將防禦方推離開測力板即可。



(a)

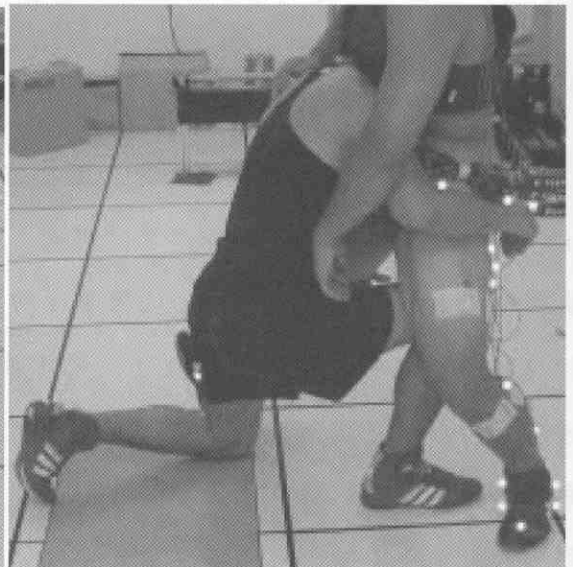


(b)

圖 3 希羅式攻擊方由防禦方正面攻擊(a)將防禦方推至(b)的狀態。從防禦者側方進行攻擊時亦然。



(a)



(b)

圖 4 自由式攻擊方由防禦方正面攻擊(a)將防禦方推至(b)的狀態。從防禦者側方進行攻擊時亦然。

四、座標系統定義

下肢肢段的局部座標系統是以肢段上至少三個以上的骨標記相對於廣義座標系統下所定義的。原則上，我們依 ISB 的建議(Wu and Cavanagh, 1995)來定義局部座標系統各軸之方向，即 x 軸朝前，y 軸朝上，而 z 軸指向側面，為定義局部座標系統時所使用的骨標記及其相關位置之描述。

在骨盆部位，我們以右側腸骨前上棘前面最突出處 (RASIS)、左側腸骨前上棘前面最突出處 (LASIS) 和右側腸骨後上棘後面最突出處 (RPSIS) 來定義其局部座標系統 $L_p = (\bar{x}_p, \bar{y}_p, \bar{z}_p)$ 。令 RASIS 為其原點，可依下列方程式決定各座標軸之單位向量：

$$\bar{z}_p = \frac{\bar{A}_R - \bar{A}_L}{|\bar{A}_R - \bar{A}_L|}$$

$$\bar{y}_p = \frac{(\bar{P}_R - \bar{A}_R) \times \bar{z}_p}{|(\bar{P}_R - \bar{A}_R) \times \bar{z}_p|}$$

其中，A 表 ASIS，P 表 PSIS，而下標 L 與 R 則表示左側與右側。在計算出 z 與 y 軸之方向向量後，最後的 x 軸就是兩軸之外積即可得，亦即下式：

$$\bar{x}_p = \bar{y}_p \times \bar{z}_p$$

因此，我們可以依照同樣的方式，在股骨、脛骨及足部等肢段部分，依照類似的方式，定義出人體每個肢段的局部座標系統。在大腿部分，我們取大轉子外側最突出處 (GTRO) 為原點、再利用股骨外上髁最外側突出處 (LEP) 和股骨內上髁最內側突出處 (MEP) 兩點定義股骨局部座標系統；小腿肢段部分，以脛骨粗隆最突出處 (TT)、外踝外側最突出處 (LMA)、內踝內側最突出處 (MMA) 及腓骨頭 (HF) 定義之；足部肢段部分，則以跟骨後側最突出處 (HEEL)、舟狀骨結節最突出處 (NT) 和第五個跖骨外側最近端 (FMET) 等皮膚骨標記定義。

因此，利用上述定義方式，將受試者靜態校正資料予以計算，可以獲得出每個肢段的局部座標系統（圖 5），並將每個特殊標記與肢段局部座標系統之關係計算出來。如此，在運動過程中我們只要知道特殊標記的位置，就可以進而得知先前取下之標記，並且利用這些資料來計算運動過程中每個瞬間的標記相關位置，便等於求得各肢段之位置，最後計算每個局部座標系統間的變化，便可求得各關節的運動資料。

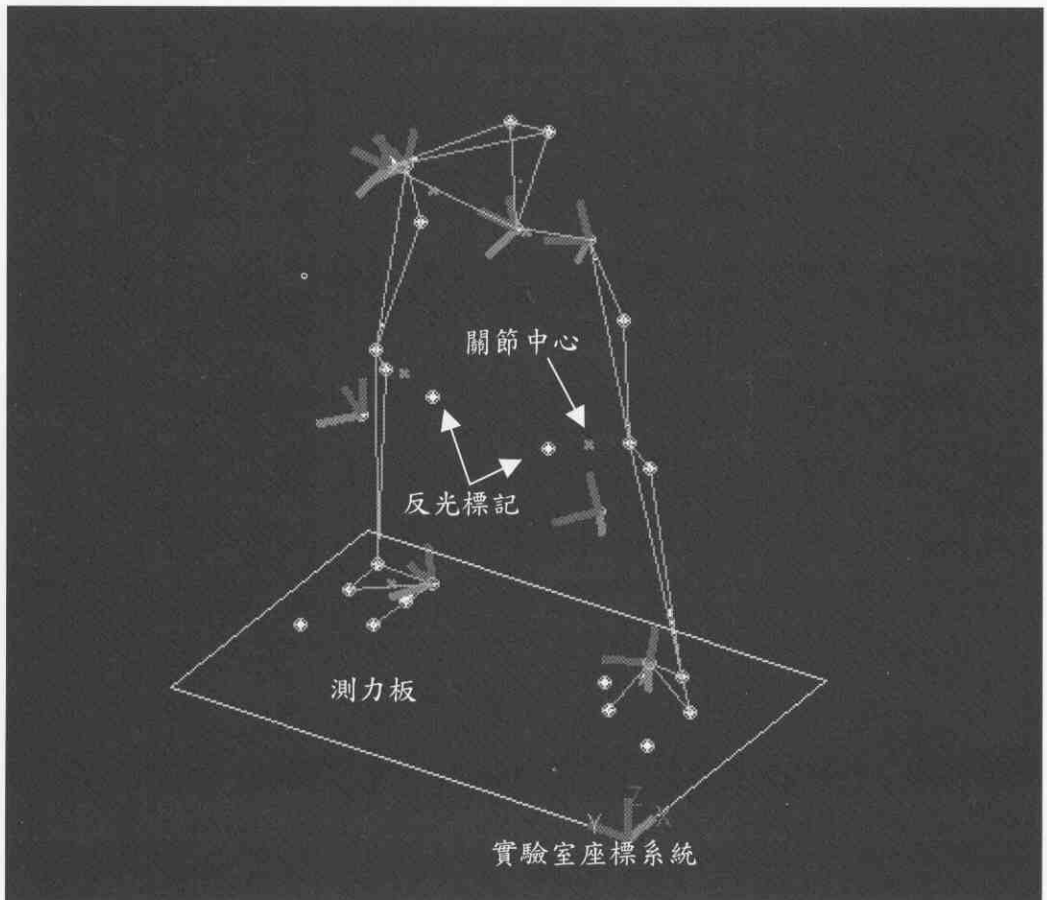


圖 5 局部座標系統與實驗室座標系關係。

圖中藍色點為在身上黏貼的標記，紅色點為關節中心。

五、參數統計分析

本研究將透過分析與統計 EMG、運動學與力動學參數來對兩種類型角力進行比較。在 EMG 部分，將計算每一個肌肉首次明顯收縮的時間 (FPT) 來比較；運動學與動力學的部分，會計算關節角度與力矩之最大及最小值等參數。統計的方式是利用 Independent T-test 進行兩類型在不同方向時的比較。

參、統計結果與討論

一、動作時間

每個受試者進行防禦動作的時間經計算如表 4 所示。經統計結果顯示，希羅式與自由式在抵擋前方攻擊時有顯著差異 ($p=0.042$)，其他方向則無。由表 4 的平均值與標準差來看，不論是否專修某種角力形式，希羅式與自由式的防禦時間差異並不大，儘管平均值看起來自由式比希羅式在時間上稍微長一點。而當防禦方抵擋來自不同方向時並沒有顯著差異的原因，可能是因為防禦時間是從攻擊手有反應開始計算，而移動到對方側方時會比較花時間。這段時間也計算在運動時間內，因此導致攻擊手從前方與側方攻擊時在抵擋時間上沒有顯著差異。

表 4 動作時間之平均與標準差標，有 * 記號的是兩者相比較時有顯著差異。

不分專修類別之平均						
類型	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
平均	2.04*	2.95	3.13	2.70*	3.03	3.31
標準差	1.17	2.40	2.19	1.53	1.15	1.69
專修希羅式選手平均						
類型	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
平均	2.29	3.36	3.73	2.54	3.33	3.36
標準差	1.42	3.04	2.63	1.49	1.18	1.79
專修自由式選手平均						
類型	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
平均	1.63	2.26	2.35	2.46	2.62	3.14
標準差	0.58	0.72	1.00	1.70	1.051	1.65

二、EMG 反應

希羅式與自由式的再收縮時間結果如表 5。在 EMG 反應上，兩類型有很明顯的差異。從表 6 中可得知，兩類型不僅是彼此的收縮方式不同，類型間在抵擋不同方向的收縮方式也不同。在進行抵擋希羅式前方攻擊時，左腳再收縮順序分別為腓腸肌、前脛肌、半膜肌、外廣肌與臀大肌，右腳則是半膜肌、外廣肌、前脛肌、腓腸肌與臀大肌；抵擋自由式前方攻擊則左腳依序為臀大肌、半膜肌、腓腸肌、外廣肌、前脛肌，右腳為半膜肌、外廣肌、腓腸肌、前脛肌與臀大肌。可以看出來，希羅式的收縮順序為由下到上，而自由式則比較沒有一定的順序。這可能是因為選手動作的姿勢導致，同時自由式攻擊的變化亦較多。抵擋側方向攻擊時的收縮順序在此不加以贅述，可由表 5 時間的大小得知。

表 5 各肌肉再收縮時間 (%) 之平均值。途中括弧內為標準差。

不分專修類別之表現

肌肉代號	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
L_GLUMAX	62.5(25.9)	94.1(3.4)	52.5(13.4)	33.7(7.2)	66.7(22.7)	65.1(23.7) [^]
L_VASLAT	64.8(30.8)	59.6(13.0)	88.3(8.9)	86.3(10.9)	41.3(27.9)	89.3(6.5)
L_HAMLAT	64.0(13.5)	59.3(17.8)	54.1(15.7)	58.7(16.0)	83.6(20.0)	89.7(17.7)
L_TIBANT	56.6(21.9)	67.9(17.2)	83.3(30.0)	87.2(6.1)	67.2(21.2)	68.4(14.8) [^]
L_GASLAT	23.1(13.7)	63.7(21.9)	44.0(16.9)	75.3(22.7)	64.5(25.9)	55.8(32.8) [^]
R_GLUMAX	59.4(23.1)	49.4(27.5)	42.8(14.3)	65.7(20.5)	24.0(23.3)	82.0(18.5) [^]
R_VASLAT	25.8(14.6)	55.0(27.1)	41.0(21.0)	30.5(17.0)	35.4(16.9)	42.9(2.9)
R_HAMLAT	23.1(8.3)	40.8(13.2)	26.7(19.7)	30.2(17.9)	20.5(8.3)	86.4(20.8) [^]
R_TIBANT	32.1(25.6)	34.8(22.9)	67.9(19.4)	58.9(24.7)	64.0(0.0)	81.2(11.8) [^]
R_GASLAT	56.5(31.1)	59.5(33.2)	37.3(12.9)	47.4(18.8)	91.0(0.0)	85.6(18.8) [^]

專修希羅式選手之表現

肌肉代號	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
L_GLUMAX	62.8(26.9)	94.3(4.0)	54.2(15.6)	37.5(21.0)	59.6(26.3)	64.7(22.3)
L_VASLAT	61.4(32.7)	58.3(15.6)	87.2(10.2)	86.5(10.1)	42.4(29.4)	88.5(7.9)
L_HAMLAT	64.5(11.7)	59.6(20.5)	57.1(16.2)	62.5(16.0)	81.2(25.6)	85.9(21.3)
L_TIBANT	57.2(25.6)	63.9(20.0)	75.9(36.2)	87.0(7.0)	71.5(21.4)	66.0(18.5)
L_GASLAT	23.2(15.1)	60.7(26.6)	42.1(20.3)	77.7(21.7)	62.8(28.3)	64.1(31.9)
R_GLUMAX	56.3(24.2)	50.2(31.3)	43.3(17.9)	68.4(20.9)	29.1(29.1)	76.9(21.1)
R_VASLAT	27.0(15.2)	52.0(28.4)	43.6(25.1)	34.2(21.0)	30.6(15.5)	42.6(3.7)
R_HAMLAT	22.6(9.0)	41.1(16.2)	26.1(18.3)	30.2(18.0)	20.2(9.2)	81.9(23.4)
R_TIBANT	36.9(28.7)	39.4(24.8)	67.0(19.8)	58.5(23.4)	64.0(0.0)	82.9(11.5)
R_GASLAT	56.8(35.3)	51.0(36.6)	35.4(14.6)	51.5(23.5)	91.0(0.0)	81.6(21.3)

專修自由式選手之表現

肌肉代號	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
L_GLUMAX	62.3(24.8)	94.6(3.1)	48.3(8.7)	32.9(17.7)	71.1(17.5)	68.0(26.0)
L_VASLAT	66.7(31.2)	61.6(6.6)	90.6(6.5)	87.1(11.6)	38.9(25.3)	88.1(7.9)
L_HAMLAT	63.3(15.5)	62.1(13.6)	49.0(13.9)	57.3(16.1)	87.4(2.4)	90.6(18.0)
L_TIBANT	59.7(19.9)	69.6(16.0)	87.4(26.5)	88.9(5.0)	63.1(20.6)	72.9(3.9)
L_GASLAT	22.4(14.1)	61.9(23.3)	42.6(13.5)	75.8(23.7)	65.1(26.7)	52.6(33.9)
R_GLUMAX	59.8(24.3)	41.8(24.1)	39.3(10.3)	61.4(20.0)	24.0(24.0)	85.8(17.5)
R_VASLAT	25.6(13.9)	54.6(29.8)	36.6(14.9)	28.7(11.7)	37.8(18.2)	43.7(1.2)
R_HAMLAT	23.6(7.4)	35.4(13.5)	25.9(20.7)	28.9(16.9)	18.0(9.3)	89.0(20.7)
R_TIBANT	27.9(23.0)	31.3(20.8)	68.9(17.8)	53.3(28.8)	64.0(0.0)	81.1(12.2)
R_GASLAT	62.3(26.0)	66.4(30.2)	38.1(12.0)	47.4(19.3)	91.0(0.0)	87.4(19.4)

表 6 不分類型時各選手之肌肉再收縮時間之統計差異表。符號相同者表兩者相比有顯著差異。

肌肉代號	GR 前方	GR 左方	GR 右方	FS 前方	FS 左方	FS 右方
L_GLUMAX	*, #, %	\$, #, +	^, %, +	*, &, -	\$, &	^, -
L_VASLAT	*, #, %	\$, #	%	*	\$, -, x	-, x
L_HAMLAT	*			*		
L_TIBANT	*	\$, +	^, +	*, &, -	\$, &, x	^, -, x
L_GASLAT			^		x	^, x
R_GLUMAX	%	+	^, %, +			^
R_VASLAT	#	\$, #			\$, x	x
R_HAMLAT	*		^	*, &, -	&, x	^, -, x
R_TIBANT		\$	^	&	\$, &, x	^, x
R_GASLAT	*, %	\$, +	^, %, +	*, &, -	\$, &, x	^, -, x

表 6 顯示出希羅式與自由式間在各種動作的差異。希羅式與自由式不僅彼此間有明顯差異，在同一類型動作中，抵擋不同方向的攻擊也有顯著差異。這是可以預期的結果。不同的類型以及方向因為其姿勢、攻擊方式等的因素，會有不同的再收縮方式是正確的。

而不同專修的選手在進行同一類型的角力防禦時，並沒有顯著差異。這樣的結果搭配整體的結果看來，可以發現影響肌肉收縮最大的因素，可能不出在每個選手間的差異，而是在動作、姿勢與攻擊方向等。當然，這也有可能是因為受到實驗的限制，而將選手事先的差異隱蔽，不容易看出差異。另一個方面，可能是選手有轉換類型的情形，在熟悉兩類型動作下，不容易發現差異。在台灣，想要找到一直專修某種類型的選手並不容易，這也是本實驗的限制之一。

三、膝關節角度與力矩之統計比較

本研究在關節角度與力矩之統計與比較將焦點集中在膝關節上，因為膝關節不僅是角力運動中重要的關節，也是人日常生活中非常重要的關節之一。由於內外翻、內外轉在統計上不論類型與攻擊方向均沒有顯著差異，在此僅討論在矢狀平面上的參數，亦即彎曲伸展之角度與力矩。所計算的角度與力矩是當彎曲角度最大或最小時的結果。

彎曲伸展角度在最大值並沒有顯著差異(表7)，但最小值在希羅式與自由式在抵擋前方攻擊時兩者間的左右腳變化有顯著差異(左腳 $p=0.009$ ，右腳 $p=0.048$)。這是可以預期的結果，因為在前方攻擊時由於距離，以及在雙腳受限的狀況，兩邊能夠彎曲的角度有差異。而在抵擋側方攻擊時，僅在抵擋右方攻擊時兩式左腳最大值($p=0.038$)有差異。這可能是選手間因為姿勢導致攻擊反方向的角度最大彎曲角度有差異。而在希羅式各方向攻擊間的比較，則均沒有顯著差異。這也顯示了攻擊方向的不同並不會很明顯影響攻擊動作的變化範圍。在希羅式與自由式右腳專修與否的比較上，僅有希羅式前方攻擊時的右腳最小值有顯著差異($p=0.045$)，其他皆沒有。這跟之前的許多表現一致，不論專修與否，任何選手在兩式的表現上並沒有明顯差異。

表 7 膝關節矢狀平面之角度、力矩、功率。角度單位是度、力矩單位為牛頓·米／體重／腳長 (NT*m/BW/LL)，括弧內為標準差。

不分專修類別之表現												
	GR 前方		GR 左方		GR 右方		FS 前方		FS 左方		FS 右方	
	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	MIN
彎曲/伸展角(L)	69.3 (34.32)	9.6 (17.30)	62.9 (36.97)	4.2 (42.01)	89.8 (41.13)	10.5 (35.21)	94.6 (21.38)	13.1 (37.41)	80.8 (37.68)	15.6 (30.61)	94.7 (27.46)	20.6 (30.72)
彎曲/伸展角(R)	66.3 (42.35)	0.9 (24.76)	79.5 (35.47)	0.5 (21.51)	63.4 (40.64)	2.4 (28.53)	85.3 (29.0)	5.0 (31.20)	87.4 (37.51)	-3.4 (19.74)	85.0 (32.05)	21.1 (35.20)
伸展/彎曲矩(L)	0.12 (0.13)	0.04 (0.06)	0.06 (0.07)	0.02 (0.12)	0.13 (0.10)	0.04 (0.05)	0.10 (0.09)	0.08 (0.10)	0.09 (0.09)	0.01 (0.18)	0.13 (0.15)	-0.01 (0.22)
伸展/彎曲矩(R)	0.06 (0.09)	0.02 (0.05)	0.09 (0.08)	0.05 (0.09)	0.07 (0.10)	0.02 (0.07)	0.05 (0.16)	0.08 (0.13)	0.09 (0.08)	0.02 (0.15)	0.02 (0.06)	0.02 (0.19)
專修希臘式選手之表現												
彎曲/伸展角(L)	72.1 (29.07)	11.3 (19.81)	61.7 (37.37)	-2.2 (28.85)	97.6 (26.80)	0.3 (22.99)	99.3 (22.77)	21.6 (19.24)	76.9 (39.93)	15.9 (30.95)	92.0 (18.17)	32.9 (24.96)
彎曲/伸展角(R)	70.4 (31.88)	1.2 (30.35)	78.6 (36.30)	-5.9 (20.99)	67.3 (33.56)	-3.9 (23.15)	84.2 (42.14)	11.8 (22.34)	85.1 (44.46)	1.1 (25.81)	88.3 (27.27)	26.3 (25.96)
伸展/彎曲矩(L)	0.12 (0.16)	0.05 (0.07)	0.06 (0.06)	0.03 (0.14)	0.14 (0.10)	0.04 (0.04)	0.12 (0.17)	0.05 (0.08)	0.11 (0.09)	0.04 (0.07)	0.13 (0.18)	-0.03 (0.28)
伸展/彎曲矩(R)	0.06 (0.08)	0.01 (0.05)	0.08 (0.08)	0.04 (0.09)	0.05 (0.10)	0.03 (0.07)	0.06 (0.09)	0.01 (0.06)	0.07 (0.06)	0.04 (0.08)	0.04 (0.04)	-0.01 (0.23)
專修自由式選手之表現												
彎曲/伸展角(L)	67.8 (41.44)	4.8 (11.55)	77.0 (42.11)	21.6 (24.53)	91.7 (23.19)	20. (30.09)	88.1 (32.56)	-15.2 (10.03)	89.1 (33.84)	15.8 (28.16)	98.0 (26.03)	1.9 (28.64)
彎曲/伸展角(R)	61.5 (53.48)	1.3 (9.26)	93.8 (20.35)	10.0 (21.45)	69.4 (55.57)	6.4 (28.76)	87.3 (30.35)	-12.7 (9.34)	94.5 (27.28)	-10.1 (11.18)	88.1 (30.75)	10.2 (23.53)
伸展/彎曲矩(L)	0.12 (0.05)	0.04 (0.09)	0.06 (0.09)	0.04 (0.10)	0.12 (0.06)	0.06 (0.07)	0.12 (0.05)	0.04 (0.09)	0.09 (0.12)	-0.01 (0.26)	0.14 (0.01)	-0.08 (0.32)
伸展/彎曲矩(R)	0.08 (0.11)	0.02 (0.02)	0.09 (0.08)	0.08 (0.10)	0.12 (0.10)	0.03 (0.09)	0.08 (0.11)	0.02 (0.02)	0.11 (0.07)	-0.001 (0.21)	0.01 (0.07)	-0.02 (0.28)

力矩在計算時，是依照關節角度的變化微分求得，但本研究之資料由於比較不平滑，在力矩，功率的結果就顯得變動很大。在膝關節力矩方面（表 7），兩式比較上在右腳抵擋前方攻擊時的力矩有差異（ $p=0.009$ ）。而同一類型不同方向之

比較希羅式在前方與左方攻擊比較時在右腳最小值有差異 ($p=0.031$)；自由式則是在前方與右方比較時有右腳最大值有差異 ($p=0.031$)。若探討專修與否時，希羅式在抵擋左方攻擊時的左腳最大值有顯著差異 ($p=0.048$) 以及右方攻擊時左腳最小值力矩 ($p=0.01$)。

如前面敘述的，正常人在走路的時候彎曲伸展力矩約在 ± 0.2 。比起前面的圖形平均時，這裡統計的平均值看起來並沒有比走路還要大。這主要是因為，這裡計算的力矩是當角度最大時那一點的力矩值，因此，並不一定會是整個運動過程中最大的值。表中的結果顯示出雖然在運動過程中彎曲到角度最大及最小角度時，平均值大都是彎曲力矩，亦即處於彎曲狀態，但考慮的標準差，也會有伸展力矩的情形出現。這裡的結果也顯示出每個受試者間的變異很大，正反應出角力是個相當個人化的運動，每個選手間的差異很大。

肆、結論與建議

本研究利用動作分析技術及完整下肢生物力學三維電腦模型分析角力擒抱摔防禦動作，並搭配 EMG 來收集肌肉收縮順序資料，分析出擒抱摔防禦動作過程中之下肢運動學、力動學資料。此一分析資料可以看出在希羅式與自由式角力在防禦過程中，其動作之特徵，並且發現希羅式的選手在進行自由式防禦時，並沒有像自由式選手在進行希羅式防禦時較為順暢。

而從其關節力矩、功率來看，更發現在運動過程中其膝關節之受力甚大，這隱含著隨著角力選手運動年齡時間越長，其膝關節傷害之可能性越大，並且在選手年長後有可能會導致退化性關節炎的發生。

由於現行角力選手許多都是同時接受希羅式及自由式訓練，或著是有更換類型之現象。本研究的結果顯示，固然自由式選手對希羅式的適應性比較高，但並不能直接證明希羅式選手接受自由式訓練後對其角力技術有顯著的提升，必須要

進一步研究其他攻擊方式，甚至進行全身動作之分析，才有可能真正解釋此一問題。然在 EMG 反應時，可以發現自由式選手之髖關節肌肉收縮比較靈敏，以希望全身肌肉協調發展之觀點來看，讓希羅式選手熟悉自由式的對戰應可增進其全身肌肉協調性。

而從實驗每個選手對攻擊之反應，有發現搭配假動作的攻擊，最能夠有效地讓防禦方重心偏移。這顯示出不論選手本身體能及肌肉力量如何強勁，技巧的搭配勝過力量。

本研究為了實際反應比賽的效應，實驗是在固定攻擊手的情況下量測防禦方之生物力學行為。但由於角力是一項屬於開放性運動技巧的運動，在身上黏貼標記對選手們的動作真實性會有影響，同時固定的方向會使防禦方有預期心態。此外，由於選手並沒有嚴格限制量級，因此有出現 68 公斤的攻擊手要對 123 公斤的重量級選手進行攻擊，這種體重差異影響結果表現非常明顯。

因此，後續在進行角力動作分析時，建議選擇一單一動作，並且利用角力單人練習器具（例如假人等道具）來進行，不僅可以獨立分析該動作以及摒除體重差異影響，並能減少預期心態，同時可以討論練習器具是否真的達到其增加選手動作技巧之效果，進而發展出新式練習器具或方法，更有效提升選手的競爭力。

參考文獻

中文部分：

吳慧莉 (2000)。角力擒抱摔專項肌力研究。碩士，中國文化大學。

畢經隆 (2002)。角力擒抱防禦動作之足底壓力分析。碩士，國立台灣體育學院。

張振崗 (2002)。角力選手在降體重期間及過磅後的營養調配與補充。中華體育季刊，16：23-27。

沙玲莉 (2004)。急速減重對角力運動選手的有氣、無氣運動能力及身體組成之影響。碩士，中國文化大學。

英文部分：

Acikgoz,B.,Ozgen,T.,Erbengi,A.,Peker,S.,Bertan,V.and Saglam, S., 1990.Wrestling causing paraplegia.Paraplegia.28,265-268.

Alderman,B.L.,Landers,D.M.,Carlson,J.and Scott,J.R.,2004.Factors related to rapid weight loss practices among international-style wrestlers.Medicine & Science in Sports & Exercise.36 249-252.

Dale,K.S.and Landers,D.M.,1999.Weight control in wrestling:eating disorders or disordered eating? Medicine&Science in Sports & Exercise.31,1382-1389.

FILA(2004)History of Wrestling,

http://www.fila-wrestling.com/lutte/?num_onnexion=&num_connexion=&menu=1&lang=an

FILA(2004)International Wrestling Rules,

<http://www.fila-wrestling.com/fila/files/regle03a.pdf>

Halvari,H.,1987.Effects of achievement motives on wrestling ability,oxygen uptake,speed of movement,muscular strength,and technical performance.Perceptual & Motor Skills.65,255-270.

Horswill,C.A.,1993.Weight loss and weight cycling in amateur

wrestlers:implications for performance and resting metabolic rate.International Journal of Sport Nutrition.3,245-260.

- Horswill,C.A.,Hickner,R.C.,Scott,J.R.,Costill,D.L.and Gould,D.,1990. Weight loss,dietary carbohydrate modifications,and high intensity,physical performance.Medicine & Science in Sports&Exercise.22,470-476.
- Horswill,C.A.,Park,S.H.and Roemmich,J.N. 1990.Changes in theprotein nutritional status of adolescent wrestlers. Medicine & Science in Sports & Exercise.22,599-604.
- Kewalramani,L.S.and Krauss,J.F.,1981.Cervical spine injuries resultingfrom collision sports.Paraplegia.19,303-312.
- Kiningham,R.B.and Gorenflo,D.W.,2001 Weight loss methods of high school wrestlers.Medicine & Science in Sports & Exercise 33,810-813.
- Marquart,L.F.and Sobal,J.,1994.Weight loss beliefs,practices and support systems for high school wrestlers.Journal of Adolescent Health.15,410-415.
- Perotto,A.O.,1996,Anatomical Guide For The Electromyographer:The LimbsAnd Trunk.Thomas,Springfield.
- Rankin,J.W.,Ocel,J.V.and Craft,L.L.,1996.Effect of weight loss and refeeding diet composition on anaerobic performance in wrestlers.Medicine & Science in Sports & Exercise.28,1292-1299.
- Steen,S.N.and Brownell,K.D.,1990.Patterns of weight loss and regain inwrestlers:has the tradition changed? Medicine&Science in Sports & Exercise.22,762-768.
- Strauss,R.H.and Lanese,R.R.,1982.Injuries among wrestlers in school and college tournaments.JAMA.248,2016-2019.

Wu,G.and Cavanagh,P.R.,1995.ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data.Journal of Biomechanics.28,1257-1261.