



12-1-1990

Quantitative Analysis of Elbow Flexor and Elbow Extensor in Hemiplegic Patients

Tsu-Sheng Shiau

Hwei-Rong Tseng

Tao-Chang Hsu

Follow this and additional works at: <https://rps.researchcommons.org/journal>



Part of the [Rehabilitation and Therapy Commons](#)

Recommended Citation

Shiau, Tsu-Sheng; Tseng, Hwei-Rong; and Hsu, Tao-Chang (1990) "Quantitative Analysis of Elbow Flexor and Elbow Extensor in Hemiplegic Patients," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 18: Iss. 1, Article 5.
DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1780>
Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol18/iss1/5>

This Original Article is brought to you for free and open access by Rehabilitation Practice and Science. It has been accepted for inclusion in Rehabilitation Practice and Science by an authorized editor of Rehabilitation Practice and Science. For more information, please contact twpmrscore@gmail.com.

中風病人肘屈肌及伸肌痙攣狀態之定量分析

蕭竹生 曾慧蓉 徐道昌

痙攣狀態嚴重程度的測定，在臨床應用上仍多以主觀的半定量方式為之。本研究的目的乃希望對於中風後有上肢痙攣的病人，能夠定出一個客觀而定量的模式，進行痙攣嚴重程度的定量評估。運用 Kin-Com 等速運動機，針對 16 位有不等痙攣程度的中風病人，分別以每秒 5 度到每秒 210 度的 8 種速度，在完全放鬆且不受重力影響的姿勢下，拉動受測者的肘關節，並計錄其抗力曲線，經過比較之後，發現在每秒 150 度的速度下，是測量肌肉痙攣狀態的最佳速度。對於肘屈肌而言，最後 40 度的平均抗力值是最佳的參數；對於肘伸肌而言，最後 50 度抗力曲線的斜率則最佳。

關鍵詞：腦中風，痙攣度

前言

痙攣狀態的定義如下 [1]：

- (1) 張力性伸張反射（即肌肉張力）有速度決定性的增加。
肌肉被伸張的速度越快，所引發的肌張力也會越強。
- (2) 伸張反射的過度活躍導致肌腱反射的增強。
- (3) 這是上運動神經元症候群 (upper motor neuron syndrome) 的一種現象。

到目前為止，臨床多運用各種半定量的方式偵測病人肌肉痙攣狀態的嚴重程度，這些度量方式的核心部份都是靠著施測者拉動受測者的肢體後，再記錄其阻力的大小。但是肢體的各肌肉群原先的肌力強度便不相同，例如對於膝伸肌群與肘伸肌群而言，即使痙攣狀態的嚴重程度相若，所表現的阻力便會有極大的不同，更何況同一病人各肌群的痙攣程度也可以不同，再加上各施測者的標準不一，且肢體重量的因素無法排除，所以各施測者或各中心的

結果便難以相互比較，各種治療方式的效果也就不易進行客觀的比較。

有些實驗室利用肌電方式評估痙攣狀態的嚴重程度，但以表面電極進行測量時，因為所偵測的是肌肉的反射性收縮時的電位變化，其數值小且由於受測肢體須要移動而易有干擾，故以表面電極直接測量肌肉動作電位變化的方式不易實施。也有學者利用 F-反應 (F-response [7]) 或 H/M 比例 (H/M ratio) [8] 評估痙攣程度，但臨床的應用都受到限制。

自伺伏控制等速運動機 (servo-controlled isokinetic device) 在臨床上廣為利用之後，便為痙攣狀態之評估提供一個新的方向。這種裝置可以產生大範圍的拉動速度，並能設定運動的範圍，另外又可在受測肢體上放置測力計，同時記錄受測者的關節位置及肢體所產生的阻力。

目前為止，已有些學者利用等速運動機械評估痙攣狀態的本質。他們的目的都是希望利用阻力曲線的分析探討痙攣的病理機轉。有些

研究認為痙攣狀態的表現為阻力的提早出現[1,2,3]。更早期的研究則利用正弦波拉動方式(sinusoidal stretch)，觀察到痙攣肢表現出的阻力與拉動的速度有關[4,5,6]。但仍未有嘗試以較有系統的定量方式用於臨床上。本實驗的目的就是希望能利用等速運動機，建立一個客觀而易於臨床狀況下應用的評估痙攣狀態嚴重程度的方式。

材料與方法

選擇受測者的標準如下：

1. 中風發作超過兩個月，至少在別人扶助時能夠步行。
2. 沒有周邊神經病變，神經根病變，或肌肉病變。
3. 沒有糖尿病或腎臟疾病。
4. 沒有上肢的明顯變形，包括肌肉攣縮(contracture)或骨變形。

共有 16 位中風病患加入本次實驗，其中有 12 位男性 4 位女性，左側與右側半身癱瘓的比例為 7 比 9。受測者的平均年齡為 59.8 ± 6.5 歲，平均發病期間為 6.4 ± 2.9 個月。

實驗使用的機器為美國 Chattecx 公司所出品的 KIN-COM III，這是一部伺伏控制，馬達驅動的等速運動機。測試病人時使用被動／被動模式(passive/passive mode)。受測者的姿勢為上身正直，舒適地坐於椅上，頭部靠於軟枕上，肩關節的位置為前屈 80 到 85 度後再水平外展 80 到 85 度，前臂保持中性姿勢置於機器的移動臂(lever arm)上，肘關節的旋轉軸心對準移動臂的軸心，力量感測器(load cell)則連接機器的移動臂及受測者前臂遠端近腕關節處。接受測試時，受測者的眼睛注視前方的素色牆壁，且沒有來往的旁人或其它聲音干擾病人的情緒。

移動臂的拉動速度為每秒 5, 30, 60, 90, 120, 150, 180, 210 度，依次拉動。肘關節的移動範圍為自 5 度至 110 度。其中各有 5 位受測者的開始速度分別為每秒 30 及每秒 60 度，再依次調高速度直到每秒 210 度之後再由每秒 5 度開始。每種速度下各拉動 3 次並取其平均曲線，即每個角度下都取肌肉阻力的平均值。但若受測者有瞌睡，呵欠，沒有放鬆，或受到環境干擾時，則放棄該次結果而再拉動一次。每次往返拉動一

次後，均可取得肘伸肌及肘屈肌的阻力曲線各一。拉動時的開始加速及終末減速設定均取機器的高值(high)。拉動的開始力量均設為 0 牛頓，而受力範圍則自 0 牛頓至 150 牛頓，受測者一側上肢完成測試後，再進行另一側上肢的測試，至於健側及患側的受測順序則採任意方式選擇。

結 果

由 KIN-COM III 表示的曲線中，在肘關節的每 1 度都可以獲得一個阻力數值。每位病人的一個上肢都可以得到 16 條曲線，其中 8 條屬於肘伸肌，另 8 條屬於肘屈肌。故每個受測者共可以取得 32 條曲線。初步看來，拉動速度越快時，所繪得的曲線也越陡(見圖 1 及圖 2，請容後詳細分析)。但是當速度超過每秒 150 度時，由於機械臂穩定度的緣故，所得曲線的波動會隨之增大，使阻力值的可信度變差。由肘屈肌及肘伸肌所得的曲線又有顯著的不同。而 KIN-COM III 所得的數值，無論是力(force, 單位為牛頓, newton)或是力矩(torque, 單位為牛頓—公尺, newton-meter)，均只到整數。而肌肉阻力的數值通常不大過 20 或 30 牛頓，若再乘上力臂(lever arm)的長度(約為 0.2 到 0.3 公尺)，所得的數值將過低而難以討論，且因為本實驗討論的重點均為受測者自身數值的比較，所以本文的討論均以力(即牛頓)為單位，而不用力矩(即牛頓—米)為單位。

圖 3 為肘伸肌所得阻力曲線的模式圖，橫軸為肘關節的角度，縱軸則為肘伸肌所表現的阻力值。因為是肢體對移動臂的阻力，故為負值。作者將此曲線以人為分成初始段(initial segment)，平坦段(flat segment)，快速上昇段(rapid-rising segment)，直到到達頂點力(peak force)之後，阻力迅速減少而變成終末段(terminal segment)。其中的初始段及終末段由於移動臂的加速及減速，加上受測肢體的慣性作用(inertia)，常會有顯著的波動現象(fluctuation)。所以作者取頂點力之角度及其前方 50 度的線段(即快速上昇段)，取其線性迴歸(linear regression, 見圖 4)。所有受測者在各種拉動角度下，其迴歸線的斜率值可見於表 1(正常上肢)及表 2(痙攣上肢)。各迴歸線

的 R 值可見於表 3 (正常肢) 和表 4 (痙攣肢)，其標本數目皆為 50。若 R 值小於 0.32，則表示迴歸線的 $P < 0.01$ 。

圖 5. 則為肘屈肌阻力曲線的模式圖，因為肘屈肌的痙攣情形乃在進行肘伸張時表現出來，故其初始段乃在圖的右側。其平坦段非常不明確，快速上昇段較早出現。在整個曲線の後半段時阻力幾乎保持恆定，故作者名為高原段

(plateau segment)。最後亦為終末段。初始段及終末段亦有明顯的波動現象，在高原段中可能因為受測者無法完全達到放鬆狀態，所以會有較小的波動現象，對於肘屈肌的曲線，因為快速上昇段較短且難以簡單的規則定出範圍，所以作者乃以整個伸直動作的倒數 10 到 50 度阻力的平均值，作為評量整條曲線的參數 (parameter, 見圖 6)。其平均值分別見於表 5 及表 6。

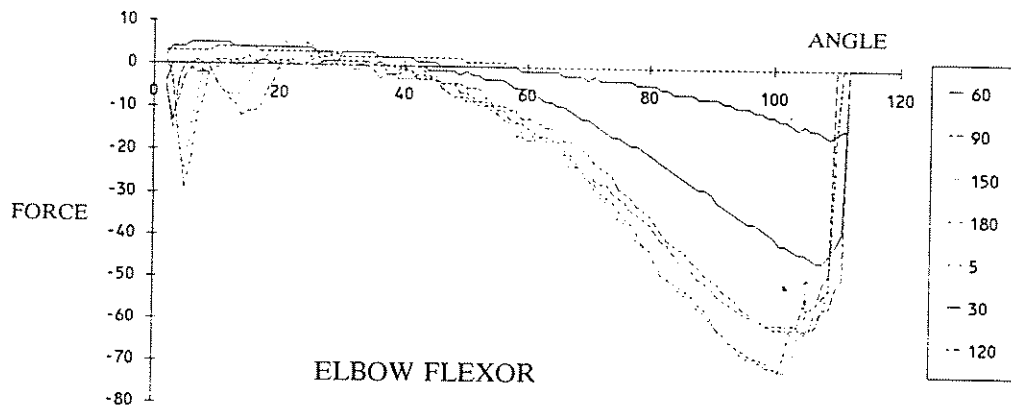


圖1.肘伸肌於各種拉動速度下之阻力曲線

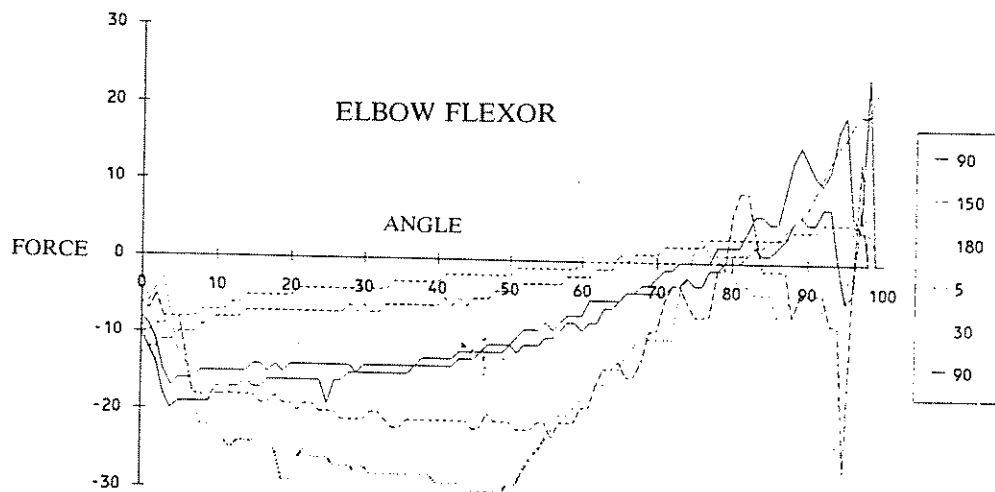


圖2.肘屈肌於各種拉動速度下之阻力曲線

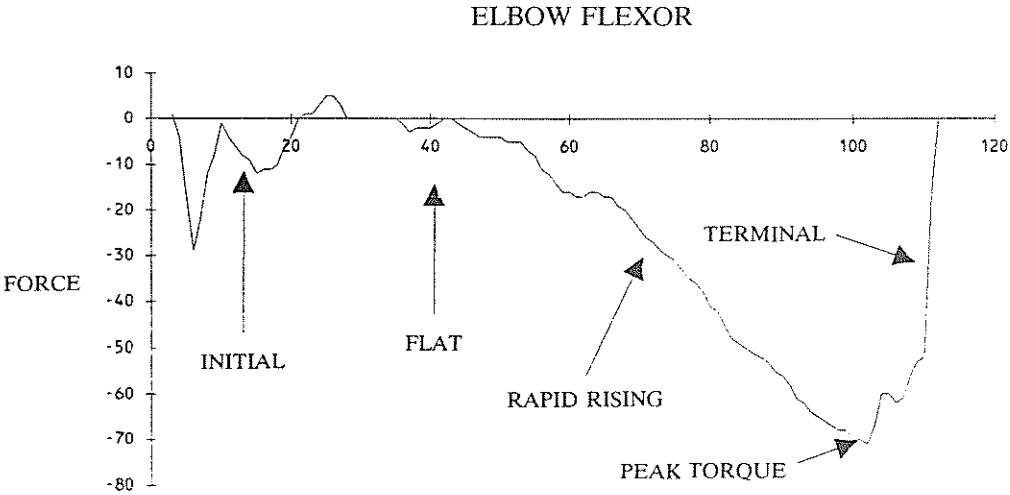


圖3.肘伸肌阻力曲線之模式圖

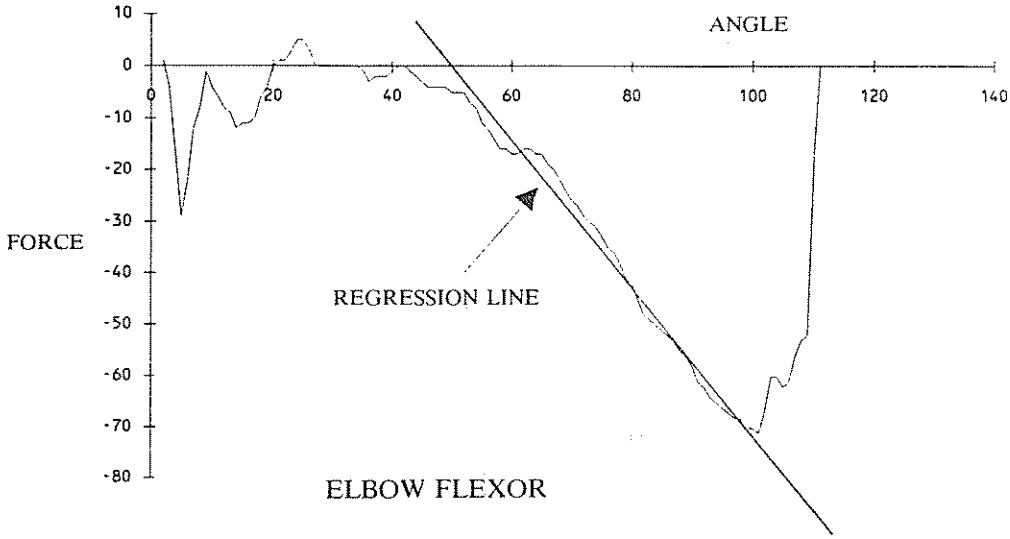


圖4.肘伸肌阻力曲線迴歸線之示意圖

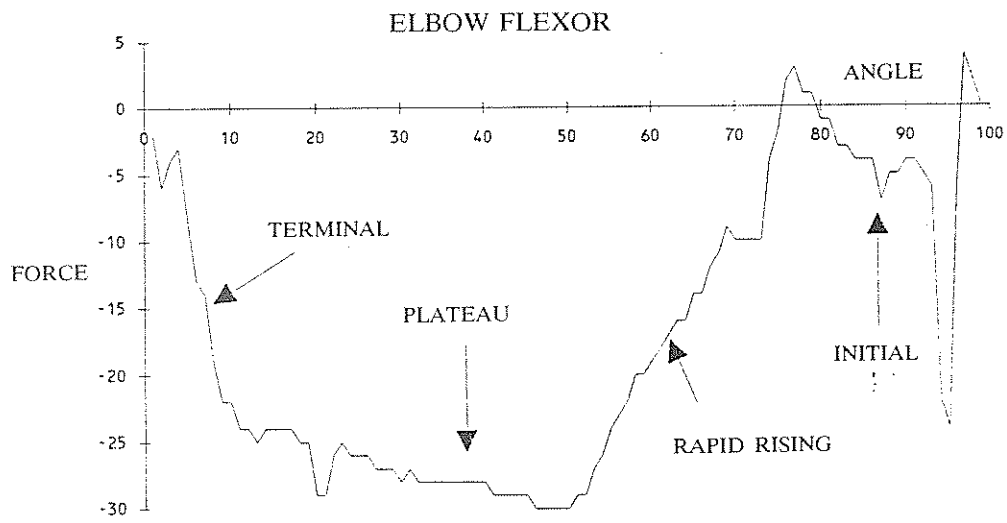


圖5.肘屈肌阻力曲線之模式圖

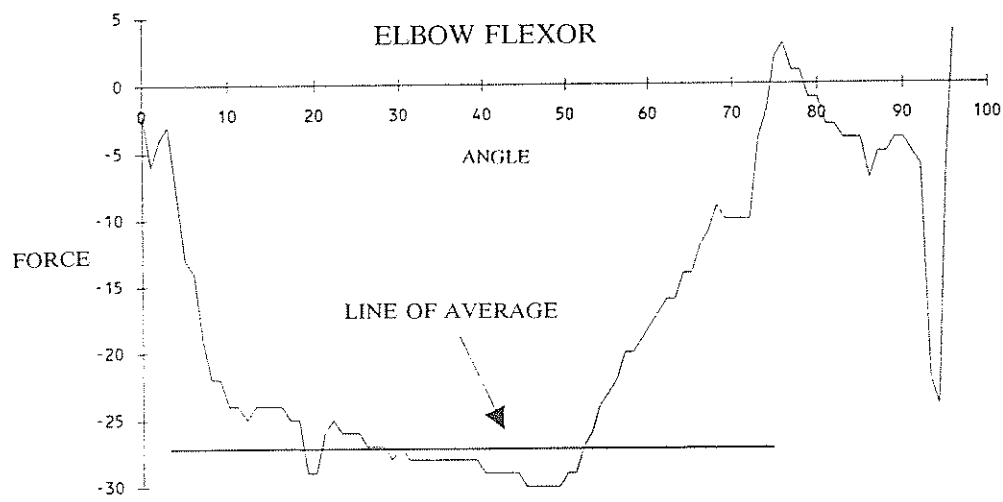


圖6.肘屈肌阻力曲線平均線之示意圖

表1：肘伸肌阻力曲線之斜率值——正常肢（單位：牛頓／度）

速度	5	30	60	90	120	150	180	210
A	0.04	(0)		(0)	[-0.04]	-0.03	-0.04	-0.20
B	-0.01	(0.01)	(0.00)	-0.02	-0.10	-0.18	[0.21]	-0.21
C	(0.00)	-0.12	-0.10	-0.17	-0.21	-0.27	[-0.33]	
D	-0.07		-0.05	-0.04	-0.05	[-0.08]	-0.07	-0.05
E	-0.03	-0.02	-0.05	-0.06	-0.06	-0.05	[-0.09]	-0.05
F	-0.04	-0.06	-0.03	(0.00)	-0.06	-0.12	-0.16	[-0.21]
G	(0.01)	-0.09	-0.06	-0.09	-0.13	-0.19	-0.19	[-0.26]
H	0.05	0.02	0.08	0.08	0.01	-0.03	-0.03	[-0.07]
I	-0.01	-0.03	-0.02	(0.00)	(0.00)	(0.00)	[-0.05]	
J	0.00	-0.05	-0.06	-0.08	[-0.18]	-0.18	-0.14	-0.10
K	-0.06	-0.06	-0.05	-0.06	-0.07	-0.11	-0.12	[-0.15]
L	-0.04	-0.08	-0.10	-0.11	-0.09	-0.07	-0.11	[-0.15]
M	-0.04	-0.04	-0.04	-0.03	-0.04	-0.08	-0.06	[-0.09]
N	0.02	-0.04	-0.13	-0.18	[-0.19]	-0.14	-0.19	-0.14
O	-0.05	-0.03	-0.06	-0.04	-0.12	[-0.19]	-0.17	
P	-0.05	-0.10	-0.07	-0.12	-0.12	-0.12	-0.15	[-0.17]

()表此斜率之R 值不具顯著意義

[]表受測肢之最大斜率值

表2：肘伸肌阻力曲線之斜率值——痙攣肢（單位：牛頓／度）

速度	5	30	60	90	120	150	180	210
A	-0.03	-0.05	-0.01	(-0.01)		0.05	[0.07]	0.07
B	-0.03	-0.35	-0.48	-0.59	-0.60	[-0.67]	-0.65	
C	-0.08	-0.09	-0.09	-0.14	-0.32	-0.54	[-0.60]	-0.58
D	-0.04	-0.04	-0.04	-0.04	(-0.10)	-0.03	-0.04	-0.09
E	-0.04	-0.30	-0.86	-1.15	-1.23	-1.41	[-1.42]	
F	0.05	0.05	[0]	-0.17	-0.25	-0.27	[-0.44]	-0.38
G	-0.08	-0.12	-0.12	-0.22	-0.22	-0.59	[-0.98]	
H	(0)	(0)	0.00	-0.02	-0.03	(-0.06)	-0.04	[-0.09]
I	-0.04	-0.05	-0.11	[-0.18]	-0.07	-0.18	-0.17	-0.05
J	0.02	(0.00)	-0.08	-0.06	-0.14	[-0.26]	-0.20	-0.18
K	-0.04	-0.08	-0.08	-0.09	-0.12	-0.34	-0.36	[-0.40]
L	-0.13	-0.73	-0.95	-0.85	-0.88	-0.96	[-1.01]	
M	-0.08	(0.01)	-0.04	-0.05	0.00	-0.04	[-0.07]	
N	-0.04	-0.09	-0.20		-0.31	[-0.33]	-0.28	-0.25
O	(0)	(0.01)	-0.04	-0.15	-0.20	-0.22	[-0.27]	
P	-0.03	-0.05	-0.10	-0.33	-0.42	[-0.49]	-0.40	-0.44

()表此斜率之R 值不具顯著意義

[]表受測肢之最大斜率值

表3.肘伸肌阻力曲線迴歸線之R值——正常肢
(即相關係數, correlation coefficient)

速度	5	30	60	90	120	150	180	210
A	0.83	***	0.00	***	0.81	0.53	0.78	0.97
B	0.37	[0.31]	[0.09]	0.39	0.95	0.98	0.96	0.97
C	[0.07]	0.71	0.96	0.98	0.91	0.91	0.95	
D	0.93	[0.00]	0.84	0.81	0.92	0.86	0.75	0.56
E	0.78	0.68	0.83	0.90	0.91	0.85	0.86	0.59
F	0.76	0.91	0.79	0.00	0.69	0.92	0.74	0.92
G	[0.20]	0.96	0.91	0.95	0.97	0.92	0.94	0.91
H	0.87	0.67	0.85	0.69	0.46	0.41	0.39	0.49
I	0.60	0.79	0.53	[0.04]	[0.12]	[0.26]	0.76	
J	[0.04]	0.92	0.71	0.88	0.88	0.98	0.93	0.85
K	0.93	0.94	0.82	0.53	0.63	0.88	0.82	0.89
L	0.72	0.88	0.96	0.92	0.78	0.86	0.89	0.86
M	0.83	0.80	0.75	0.79	0.64	0.93	0.49	0.58
N	0.55	0.76	0.97	0.96	0.96	0.70	0.94	0.89
O	0.87	0.78	0.86	0.82	0.71	0.98	0.97	
P	0.94	0.97	0.90	0.98	0.95	0.95	0.93	0.90

標本數：50

***：表迴歸線為水平線

[]：表R 值之 $P < 0.01$

表4.肘伸肌阻力曲線迴歸線之R 值——痙攣肢
(即相關係數, correlation coefficient)

速度	5	30	60	90	120	150	180	210
A	0.84	0.94	0.37	0.31		0.71	0.79	0.52
B	0.50	0.99	0.98	0.99	0.99	0.99	0.99	
C	0.95	0.97	0.90	0.89	0.97	1.00	0.99	0.97
D	0.88	0.88	0.83	0.73	[0.17]	0.51	0.59	0.86
E	0.81	0.98	1.00	0.99	0.99	1.00	0.99	
F	0.90	0.88	***	0.98	0.99	0.98	0.97	0.90
G	0.92	0.90	0.89	0.84	0.93	0.99	0.97	
H	***	***	0.24	0.59	0.65	[0.30]	0.64	0.87
I	0.84	0.88	0.86	0.97	0.80	0.96	0.94	0.42
J	0.55	[0.05]	0.93	0.84	0.96	0.98	0.74	0.70
K	0.85	0.95	0.91	0.90	0.91	0.99	0.99	0.97
L	0.41	0.99	0.99	0.99	0.80	0.99	0.99	
M	0.94	[0.19]	0.65	0.84	0.01	0.70	0.84	
N	0.82	0.85	0.92	1.00	0.91	0.86	0.98	0.79
O	***	[0.21]	0.79	0.95	0.97	0.98	0.98	
P	0.83	0.91	0.85	0.95	0.96	0.96	0.96	0.96

標本數：50

***：表迴歸線為水平線

[]：表R 值之 $P < 0.01$

表5.肘曲肌阻力曲線之高原段之平均阻力值及其標準差：
正常肢（單位：牛頓）

速度	5		30		60		90	
	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD
A	-0.50	0.51	-2.85	0.36			-2.98	0.16
B	0.93	0.48	0.88	0.50	0.28	1.24	-0.15	0.95
C	-3.58	2.62	-0.10	2.95	-0.33	4.01	-0.90	5.24
D	-1.68	0.76	0.00	1.02	-1.00	0.62	-1.80	0.42
E	-1.00	0.16	-1.83	0.77	-0.98	0.32	-1.95	0.27
F	1.18	0.64	-0.05	0.22	-1.63	1.27	-2.83	1.13
G	1.65	0.76	2.93	0.70	1.80	1.07	0.78	0.83
H	0.15	0.36	-0.15	0.77	-0.23	1.35	0.63	0.84
I	-2.38	0.54	-3.15	0.36	-3.90	0.44	-4.10	0.30
J	-1.85	0.90	-0.53	0.72	-0.03	0.16	-3.33	0.48
K	0.70	0.65	-1.60	0.63	0.05	0.22	-2.35	0.77
L	-0.35	0.48	-2.33	1.33	-4.75	1.33	-7.10	0.63
M	4.28	0.45	3.93	0.70	3.38	0.68	3.50	0.68
N	-0.30	0.79	0.28	0.51	-2.20	0.41	-3.38	0.74
O	0.70	0.46	0.00	0.00	0.00	0.00	-0.05	0.22
P	-1.85	1.14	-1.78	1.17	-3.63	1.63	-4.63	1.79

速度	120		150		180		210	
	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD
A	-3.53	0.60	-3.05	0.22	-3.28	0.53	-1.85	2.81
B	-2.65	1.69	-3.85	1.86	-3.25	2.31		
C	-2.18	4.72	-4.75	5.07	-8.40	5.02	-8.68	0.00
D	-2.80	0.41	-2.48	0.55	-2.68	0.66	-2.98	1.42
E	-2.80	0.38	-2.80	0.38	-2.53	0.50	-2.88	0.63
F	-2.90	1.61	-5.23	1.19	-5.10	1.43	-7.25	1.35
G	-1.75	1.72	-4.50	1.58	-5.58	1.91	-7.20	1.57
H	-0.10	1.17	-1.10	1.32	-1.63	1.21	-1.80	2.00
I	-5.08	0.66	-5.78	0.89	-5.58	1.34		
J	-5.58	0.60	-7.38	0.69	-6.95	1.17	-6.23	2.25
K	-1.95	0.71	-2.68	0.57	-6.55	2.75	-5.08	2.78
L	-8.25	0.84	-8.08	1.00	-9.23	0.66	-9.33	1.99
M	1.13	1.02	1.08	0.88	0.00	0.72	-1.03	1.24
N	-4.18	0.84	-4.33	1.21	-5.35	1.17	-5.90	0.74
O	-3.80	0.72	-5.28	1.24	-6.80	1.18		
P	-4.88	1.49	-2.33	1.31	-4.30	1.32	-3.00	1.69

()表受測肢體的最大平均阻力值

表6.肘曲肌阻力曲線之高原段之平均阻力值及其標準差：
痙攣肢（單位：牛頓）

速度	5		30		60		90	
	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD
A	0.30	0.77	-3.13	0.74	0.33	0.74	-1.03	1.70
B	0.35	0.83	0.45	0.40	-0.73	0.45	-4.85	0.53
C	-5.25	1.11	-10.2	0.55	-18.1	0.73	-17.1	0.74
D	-3.58	0.59	-3.85	0.70	-4.48	0.64	-5.10	0.87
E	-4.53	1.81	-6.48	1.65	-5.38	0.54	-5.33	0.47
F	0.00	0.00	-3.03	1.33	-6.70	1.04	-9.38	0.84
G	-1.60	0.50	-3.63	1.58	-6.15	1.03	(-7.73	2.11)
H	-5.95	0.92	-6.35	0.72	-8.35	0.42	-4.73	0.98
I	0.43	0.50	0.68	0.66	0.43	0.71	0.23	0.80
J	-0.25	0.54	-0.90	0.74	-1.15	0.71	-2.50	1.63
K	-4.73	1.47	-6.68	1.12	-10.4	0.71	-11.5	1.01
L	-3.80	1.38	-6.40	1.01	-9.80	1.42	-15.1	1.71
M	-6.00	0.64	-9.88	2.48	-9.98	3.61	-16.7	1.49
N	0.48	0.51	-6.70	1.04	-8.53	1.78	-9.08	1.25
O	-1.83	0.58	-2.15	0.36	-4.23	0.48	-4.60	0.68
P	-4.48	0.51	-7.33	0.69	-13.6	1.27	-20.5	1.84

速度	120		150		180		210	
	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD	AVG	STD
A			-3.38	1.19	-3.93	0.58	(-4.88	1.74)
B	-9.05	1.33	-11.2	2.21	(-14.5	2.06)	-13.1	0.00
C	-18.5	0.98	-23.5	0.81	(-25.6	0.74)		
D	-6.03	0.48	(-6.13	0.72)	-5.95	1.18	-6.03	2.82
E	-7.10	0.71	-10.2	0.56	(-14.3	0.68)		
F	(-10.5	1.32)	-9.35	2.06	-9.43	2.26	-9.68	3.71
G	-6.35	1.78						
H	-7.73	1.84	-6.23	1.47	(-15.0	1.75)	-14.7	5.16
I	-0.53	0.78	-0.78	0.95	-5.00	1.63	(-9.08	2.12)
J	-2.23	1.17	-3.35	1.47	-5.48	1.29	(-9.45	2.36)
K	-14.6	0.90	-22.0	2.24	(-24.7	1.29)	-21.6	1.63
L	-15.1	0.76	-20.1	1.40	(-27.2	1.99)		
M	-18.2	1.32	-17.1	1.24	(-20.4	1.79)		
N	(-10.9	1.30)	-10.7	1.34	-10.5	1.65	-10.7	5.41
O	-4.18	0.66	-4.78	0.62	(-5.60	1.01)		
P	-21.0	2.43	(-23.2	2.54)	-19.0	2.38	-21.3	2.84

()表受測肢體的最大平均阻力值

討 論

目前當使用等速運動機械做為評估工具時，微處理機 (microprocessor) 事實上已是整個系統的控制核心。所以利用它評估痙攣狀態時，只須在微處理機加寫統計程式後，便能很容易地在確認阻力曲線後，馬上獲得上述的參數。所以臨床工作者的責任只在於訂定足以代表整個阻力曲線的參數，及決定合適的拉動速度。

利用等速運動機器評估受測者的肌力時，通常未將受測肢體的重量扣除，這是因為相對於肢體重量而言，肌肉力量非常大；且在各個角度之下，肢體重量導致的分力不易計算。但在評估痙攣程度時，受測者的肢體乃完全放鬆，且肌肉阻力的數值通常不易超過 4 牛頓—米；而作者自己的前臂重量便約為 5 牛頓—米，而小腿重量更達 12.5 牛頓—米。由此便可以看出肢體重量一定會對於測試結果產生極不利的影響。有些等速運動機的電腦程式中雖然會有依三角函數自動扣除肢體重量的設計，但這個設計只在運動平面與地面垂直時方為有效，且在角速度較高的情況下，重力與速度的交互作用便不再能由三角函數輕易地推算出。所以在利用等速運動機器評估痙攣程度時，應儘量使肢體的活動不受重力影響，也就是使關節的活動面設計成與地面平行，同時這也就是本實驗採用姿勢的原則。

在臨床使用上，理想的評估工具除了應有精度和效度之外，最好能夠容易實施，且應有明確的評估參數 (parameter of evaluation)。利用被動性等速運動的肌肉阻力評估痙攣狀態的嚴重程度時，有幾個參數可供應用，包括 (1) 頂點力量 (peak force)，(2) 有意義線段的平均力量 (average force of interesting segment)，和 (3) 關鍵線段的斜率值。

這三個參數中，以頂點力量最容易取得，但是因為受測者在一次拉動過程中很難保持完全放鬆，所以常造成曲線的浮動現象，在肘屈肌的曲線中尤其明顯，所以依作者的看法，用一個點的數值來代表整條曲線是件失之武斷的做法。平均力量的求得並不困難，對於整條曲線也有一定的代表性。對於肘屈肌曲線而言，因為在曲線後段有明顯的高原段，所以作者認為可以用肘伸張動作最終 50 度的曲線，除去最

後 10 度波動的終末段，取這 40 度的肌肉阻力的平均值，應當是能客觀地代表整條曲線的參數。

斜率值能夠代表肌肉阻力昇高的速度，傳統上對於痙攣程度的徒手測驗中，肌肉阻力昇高的速度也是施測者的重要感覺。因為每個關節有其固定的活動範圍，所以不同個體間負責一個關節特定動作的肌肉群的阻力上昇的速度，不但是代表阻力變化的快速與否，也隱含有最高阻力值的意味。同時，當欲測關節的活動範圍有輕度受限時，也能採用阻力曲線的斜率值代表痙攣的嚴重程度；而此時頂點值或平均值則無法代表。所以依作者之見，採用參數的優先性，應是斜率值先於平均值，再先於頂點值。

由表 3 及表 4 可知，所有正常肢 125 條曲線中，只有 9 條的迴歸係數 (即 R) 值偏低 ($p < 0.01$)，而痙攣肢的 125 條曲線中，則也只有 9 條的 R 值偏低或沒有意義。若對照表 1 和 2 的斜率值，均可發現這些無法接受 R 值的曲線，其斜率值均偏低。這些曲線的原始阻力數值大多小於 10，而 KIN-COM 所提供的阻力值只到整數位，必然使線性迴歸的 R 值偏低。若測力計的精度能提高至 0.1 牛頓的程度，就統計的觀點而言，必使 R 值提高。從以上的結果中，我們應可斷定對於肘伸肌而言，取頂點阻力的角度再取回溯 49 度的阻力值後，再取其迴歸線的模式應當可行。

對一個受測肢體而言，拉動速度越快所引發的阻力越強，已是一個公認的事實，由表 1 和 2 的斜率值中，也確能反應出這個現象。由表 2 可知，16 位受測者中，有 4 位於每秒 150 度，8 位於每秒 180 度時可得最大斜率。但因為拉動速度越快，不但曲線波動變大，且對受測者的危險性也較高，所以依作者之見，每秒 150 度為最佳的拉動速度。

表 5 及 6 分別為受測者正常肢及痙攣肢阻力曲線高原段的平均阻力值及其標準差。雖然沒有統計方式可以求其確為水平線的 P 值，但對照其標準差可發現，除了 C 受測者正常肢的標準差較大之外 (可能係受測肢放鬆程度不足之故)，其餘的標準差絕大多數都小於 2，因為測力器的精度只到 1 牛頓，這表示原始資料與平均值的誤差率很小。所以作者認為高原段的平均阻力值應是評估肘屈肌痙攣程度的一個可靠

參數。此外由這兩表中亦可發現正常肢及痙攣肢的最大值均於每秒 180 度的拉動速度時出現最多，由表 7 中則可發現正常肢與痙攣肢平均阻力值的差，則於每秒 150 度時出現次最多，這些結果與肘伸肌所表現者類似。

痙攣狀態的嚴重程度常隨著病人的活動情形呈現多樣的變化。本實驗雖然未將此種變數考慮，但由於實驗結果發現不同痙攣程度受測者所表現出的阻力曲線均有相似的模式。所以可以推論受測者在不同狀態下，所表現的斜率或平均值或許會有不同，但其基本型態應不會有太大的改變。此外作者亦曾對 3 位正常的個體進行測驗，發現即使在高達每秒 270 度的拉動速度下，所得的阻力曲線都近乎水平線，所以作者認為不須針對正常個體進行空白控制 (blank control)。

本實驗可歸納出以下幾點結論：

- (1) 受測者充份放鬆時，利用等速運動機器將肢體作被動等速水平拉動時，可作為評估痙攣嚴重程度的一種可信賴的方式。
- (2) 對於肘伸肌而言，阻力曲線快速上昇段的迴歸線斜率可作為評估的參數。實際操作上，可取阻力曲線上肘關節近完全伸張時的頂點阻力之關節角度後，再取鄰近屈曲 50 度的阻力值後，利用線性迴歸的方式，求迴歸線的斜率。
- (3) 對肘屈肌而言，阻力曲線高原段的阻力平均值則可做為評估參數。實際操作上，則可取阻力曲線上，自肘關節完全伸張之角度算起 11 度至 50 度的阻力值，取其平均數作為評估參數。
- (4) 每秒 150 度的拉動速度可作為評估痙攣時的最佳速度。
- (5) 應使受測者處於不受干擾的環境下，用最舒

適輕鬆的姿勢，且受測者應保持完全清醒，以免影響痙攣的程度。

參考文獻

1. Katz T. Richard, Rymer W. Zev: Spastic hypertonia: mechanism and measurement. Arch Phys Med Rehabil 1989;70:144.
2. Powers RK, Marder-Meyer J, Rymer WZ: Qualitative relations between hypertonia and stretch reflex threshold in spastic hemiparesis. Ann of Neurol 1988;23:115.
3. Lee WA, Boughton Ann, Rymer WZ: Absence of stretch reflex gain enhancement in voluntarily activated spastic muscle. Exp Neurol 1987;98:317.
4. Gottlieb GR, Agarwal GC, Penn R: Sinusoidal oscillation of ankle as means of evaluating spastic patient. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1978;41:32.
5. Burke D, Andrews CJ, Gillies JD: Reflex response to sinusoidal stretch in spastic man. Brain 1971;94:445.
6. Herman R: Myotatic reflex: Clinicophysiological aspects of spasticity and contraction. Brain 1970;98:273.
7. Eisen A, Odustoe K: Amplitude of F wave: potential means of documenting spasticity. Neurology 1979;29:1306.
8. Matthews WB: Ratio of maximum H-reflex to maximum M-response as measure of spasticity. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1966;29:201.

Quantitative Analysis of Elbow Flexor and Elbow Extensor in Hemiplegic Patients

Tsu-Sheng Shiau Hwei-Rong Tseng Tao-Chang Hsu

Subjective semi-quantitative method is often used to evaluate the severity of spasticity in clinical condition. The purpose of this study is to develop an objective and quantitative model to evaluate the severity of spasticity for hemiplegic patients. We utilize Kin-Com III isokinetic machine to evaluate 16 hemiplegic patients with 8 velocities from 5 to 210 degrees per second. The elbow joints of subjects are pulled

when subjects totally relaxed and under no influence of gravity. The curve of resistance force was recorded and analyzed. We found 150 degrees per second is the best velocity for the evaluation. And for elbow flexor, the average force of the last 40 degrees is the best parameter; and the slope of curve of last 50 degrees is the best one for elbow extensor.