

# 於不同上肢位置荷重對意向性震顫患者伸臂 抓握動作之影響

呂家豪 吳菁宜 洪維憲<sup>1</sup> 陳嘉玲<sup>1</sup> 林克忠<sup>2</sup> 歐舒欣<sup>3</sup>

意向性震顫的治療方式大致分為藥物療法、外科手術與復健介入，而復健治療上多以重量套治療來改善其動作表現。過去研究對重量套治療未曾進行量化分析與運動學特性之探討。因此，本研究的目的在透過運動學分析探討穿戴不同重量之重量套於不同位置對意向性震顫患者執行伸臂抓握任務過程中上肢功能的表現。受試對象為 15 名有意意向性震顫的病患，並以三度空間動作分析系統擷取其坐姿伸臂抓握動作過程，情境組合為重量套重量(480 克與 720 克)與重量套位置(手腕與上臂)交叉比對與一控制情境(無重量套)共 5 種。統計分析採用單因子重複量數變異數分析，事後分析則採用對比分析檢定。結果顯示小腦腦幹病變者穿戴重量套能減少伸臂動作時的動作時間、動作路徑和動作單元( $p < 0.05$ )、及增加速度高峰值之時間百分比( $p < 0.05$ )，顯示重量套治療能有效改善意向性震顫患者的動作效率及動作流暢度。本研究建議穿戴重量套治療時，若選擇手腕位置則重量儘可能不要過重，相對地，選擇上臂位置時則儘可能不要太輕，如此治療的效果可能會更有效。

關鍵詞：意向性震顫，重量套治療，伸臂抓握動作  
(台灣醫學 Formosan J Med 2006;10:147-55)

## 前 言

震顫(tremor)意指身體任何部位發生的具有規則、節律性的不自主運動，震顫在型態表現上可分為靜止狀態出現的靜止性震顫(resting tremor)、肌肉收縮時出現的動作性震顫(action tremor)，包括姿勢性震顫(postural tremor)與運動性震顫(kinetic tremor)，以及接近標的物時出現的意向性震顫(intention tremor)等。根據 Ficke (1992)統計資料指出，在美國有十六萬至一百萬人長期遭受意向性震顫的困擾[1]。且由於此類震顫容易因腦幹、小腦或皮質下相關區域受損而較易發生於上肢[2,3]，因此將直接影響患者上肢執行各項日常生活活動。

意向性震顫患者常採取特定代償策略來執行目標導向動作。過去研究除了對意向性震顫患者外

顯行為的觀察外[4]，也可透過運動學分析瞭解其動作內在運動學特性[5-7]，而過去的研究歸納出幾項小腦損傷與震顫患者之代償動作表徵，這些運動學特性包含上肢關節動幅過大、伸臂線性軌跡位移拉長、手部加速及減速高峰值降低[6]，與伸臂抓握動作之次序失調[8]等，以上特性在動作速度提高時特別明顯[6,9]，因此透過運動學分析，將可推論患者所使用的代償機制及合適的治療途徑。

現今對震顫的介入方式並未有完全治癒的療法，臨床方面大致採用藥物療法、外科手術、放鬆療法與穿戴重量套等。藥物療法多以 beta-adrenergic blocker 或抗癲癇劑(Primidone) [10]、肉毒桿菌(Botulinim toxin) [11]等為主。而外科手術則以視丘切除術與視丘刺激法兩種方法，然而視丘切除術已逐漸乏人問津，取而代之的為視丘

長庚大學職能治療學系暨臨床行為科學研究所，<sup>1</sup> 中國醫藥大學運動醫學系，<sup>2</sup> 國立台灣大學醫學院職能治療學系，<sup>3</sup> 署立基隆醫院復健科

受文日期 民國94年5月12日

接受刊載 民國94年12月14日

通訊作者聯絡處：吳菁宜，長庚大學職能治療學系，桃園縣龜山鄉文化一路 259 號

刺激法[12,13]，然而此種方法需將電極植入到腦部深處較複雜且較具危險性；近年來有利用放鬆療法來減輕震顫[14]，然而此法缺乏實證性研究；而重量套治療在療效機制上主要是藉由增加肌肉內在慣性與加強小腦的本體覺輸入來改善患者之震顫[15,16]。由於此方法便利、經濟安全，因而被廣泛介入復健治療的訓練中。但是，針對其療效探討的文獻中不是記錄其動作軌跡變化[17,18]，就是使用主觀評量[4,16]，極少對穿戴重量套後其動作變化之量化探討[15]。

過去對於重量套的使用範圍一般在 240 至 960 克間，而最有效的重量範圍則在 480 至 720 克間[15,16]；此外，穿戴位置不同也會產生不同效應[16]，過去研究並未對此現象作進一步探討，關於重量套重量與穿戴位置之交互作用的議題也尚未被提及。因此，本研究的目的是在透過運動學分析探討穿戴不同重量之重量套於不同上肢位置對意向性震顫患者執行伸臂抓握動作過程之表現。本研究的假設是重量套的重量和穿戴位置會影響上肢的動作表現。

## 方法

### 一. 受試者

本研究徵召 15 名伴隨上肢意向性震顫或動幅過大之患者，包含 8 名男性與 7 名女性，來源為林口長庚醫學中心之病患，其平均年齡  $50.1 \pm 16.6$  歲(範圍：22 到 72 歲)，排除標準如下：(1)上肢伸臂與抓握動作之主動關節活動度受限者；(2)醫療狀態不穩定者；(3)周邊神經損傷者；與(4)認知層級受損以致無法瞭解指導語者。篩選受試者時，經受試者同意後記錄其年齡、性別等基本資料，及其相關病史及診斷，並接受臨床特徵測量，包括：

1. 觸覺察覺(touch awareness)：施測者隨機以指尖輕觸受測者皮膚，受試者在無視覺回饋下以口語方式回答有無接收到刺激。本體覺評量則透過測試關節姿勢感覺(joint position sense)，受試者在無視覺回饋下觸摸 6 個不同關節姿勢之橈骨莖突，評分採每個姿勢滿分為 3 分，總分共 18 分[19]。
2. 徒手肌力測驗 (manual muscle test,



圖一：反光球位置示意圖

MMT)[20]：主要針對上肢肌力測驗。

3. Finger-nose-finger test (F-N-F)：將反光球置於受試者食指指尖，受試者以最快速度連續碰觸桌面上距離為 70%受試者手臂長度之兩顆感壓式按鈕來回共四次，記錄動作過程的動作時間[21]。
4. 輪轉障礙測試(Dysdiadochokinesia)：要求受試者以最快速度重複執行手臂旋前與旋後之交替動作共十秒，並記錄其動作次數。

### 二. 儀器設備

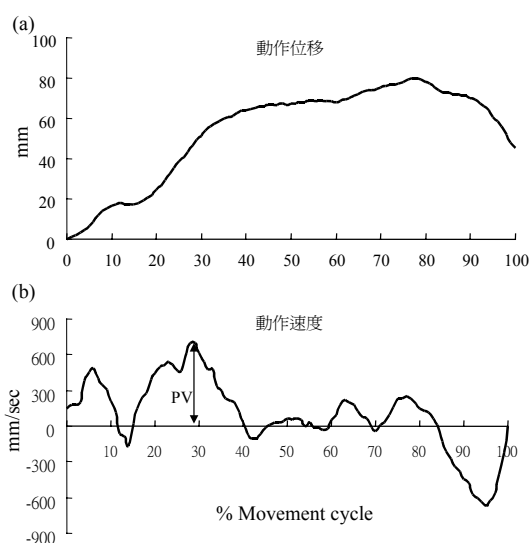
主要以 3 度空間動作分析系統(VICON 370, Oxford metrics Ltd, Oxford, UK)包含 6 架紅外線攝影機來擷取動作過程中運動學資料，主要藉由置於手部的 3 顆反光球(直徑為 10mm)，其分別置於拇指之遠端指節、食指之遠端指節、及尺骨莖突(圖一)，並在瓶罐上另貼一顆反光球，作為接觸罐面的參考。由於反光球較小，手部動作變化較其他肢體部位如下肢走路來的小，且患者有較高速的動作如顫抖，在資料擷取過程中容易遺漏反光球的訊號，因此使用六台攝影機，以確保可以成功地蒐集每一次的動作資料。此攝影系統和二頻道的類比訊號(手部開關及電鈴開關)以 60Hz 頻率同步收集。

### 三. 實驗流程

受試者在接受臨床特徵測量後，進行情境任務的執行。首先要求受試者坐在與膝同高的椅子上，並以約束帶固定軀幹在座位上，調整桌面高度等同手肘離地高度，直徑 6 公分的瓶罐則置於前方桌面，對準受試者之矢狀面，瓶罐距離受試者為 70% 手臂長(手腕尺骨莖突至肩關節肩峰之距離)，此外，起始姿勢位置定為手腕尺骨莖突對齊桌緣，手肘屈曲 90 度並保持前臂與矢狀面平行(圖二)。執行任務過程中以電子鈴聲提示開始動作，此時受試



圖二：實驗配置圖



圖三：為一受試者在上臂穿戴 480g 重量套所顯示動作週期的(a)位移與(b)速度變化

者需以最快速度向前旋開瓶蓋並保持軀幹不動。

每名受試者須接受 2 種重量套(重量分別為 480g 與 720g)×2 穿戴位置(上臂和手腕)、加上未穿戴重量套,共 5 種任務組合之情境動作,隨機分派任務至受試者,而每種任務各執行兩次動作,每次間隔休息 10 秒,並於正式測試開始前讓受試者練習 1 次。為確保擷取資料時每筆資料的完整,若出現遺漏則要求受試者再次進行相同任務。

#### 四. 資料分析

實驗所擷取的資料以 The LabView software (National Instruments, TX, US)做後續資料處理,使用二級 Butterworth 濾波器來回濾波(a second order Butterworth filter with forward and backward pass),截斷頻率(cutoff frequency)定於 5 赫茲。動作週期(movement cycle)以手部一離開桌面開關(由類比訊號判定)為動作起點,手部碰觸瓶蓋後開始旋轉瓶蓋,其瓶蓋上之反光球速度由零逐漸增加,至 10 mm/s 的時間點定為動作終點。主要運動學參數是根據 Ma & Trombly 的解釋[22],包括:

1. 動作時間(movement time, MT): 為動作起始後至手部開始旋轉瓶蓋之時間。
2. 標準化位移長(normalized total displacement, NTD)(圖三-a): 為實際動作之路徑除以直線路徑。主要以尺骨莖突上反光球在空間的位移量的計算。
3. 速度高峰值(peak velocity, PV): 為動作過程中出現之最大速度值。動作速度以位移的微分求得,找出動作過程中最大速度點。
4. 速度高峰值之時間百分比(percent of time to peak velocity, PPV)(圖三-b): 為動作過程中最大速度值出現之時間百分比。
5. 動作單元(the number of movement units, MU): 動作過程中,設定一加速期一減速期為一動作單元,用以表示動作流暢度(圖三-b)。
6. 最大虎口伸張(maximal grip aperture, MGA): 為手部虎口最大伸張之值。計算方法為拇指指節和食指指節上之反光球間於動作過程中最大距離。
7. 最大虎口伸張之時間百分比(percent of time to maximal grip aperture, PMGA): 動作過程中最大虎口伸張出現之時間百分比。

而為求方便資料分析,將 5 種情境任務分別以 A1 代表穿戴重量 480 克於手腕、B1 代表穿戴重量 720 克於手腕、A2 代表穿戴重量 480 克於上臂、B2 代表穿戴重量 720 克於上臂、而 C 則代表無重量之情境。

以 SPSS10.0 版統計軟體進行統計分析。並對受試者年齡、本體覺評估與輪轉障礙評估等資料進行敘述性統計分析,以平均值與標準差表示。而以

表一：受試者基本資料特徵

項目	
年齡 (歲)	50.1±16.6
性別	男=8; 女=7
患側手	右=7; 左=8
病理機制	大腦中風=5; 小腦病變=4; 腦幹中風=3; 腦部腫瘤(一為小腦蚓部腫瘤, 另一為左小腦角腫瘤)=2; 創傷性腦外傷(左顳葉損傷)=1
本體覺	17.5±1.0
MMT	4.7±0.5
F-N-F (秒)	9.4±2.8
輪轉障礙 (次)	9.5±3.7

F-N-F=finger-nose-finger test; MMT=manual muscle test

表二：小腦腦幹病變組，運動學參數於各任務情境間的比較

Conditions Parameters	A1	B1	A2	B2	C	p value
MT (sec)	.99±.22	1.02±0.22	.95±.23	.86±0.18	1.12±0.20	< .001
NTD	1.18±0.12	1.16±0.069	1.15±0.10	1.11±0.069	1.20±0.10	.020
PV (cm/sec)	82.35±13.60	80.23±16.91	87.68±15.07	86.53±11.94	93.38±16.75	.082
PPV (%MC)	36.06±10.08	35.95±9.70	31.36±10.85	34.64±8.37	27.31±6.57	.005
MU	3.33±1.58	4.39±2.56	4.00±2.42	2.83±1.68	5.28±2.12	.002
MGA (cm)	10.03±1.31	10.21±1.39	10.44±1.16	10.47±1.30	10.21±1.55	.385
PMGA (%MC)	48.05±22.69	42.47±24.65	45.26±14.88	42.66±18.44	37.66±22.56	.726

MT, movement time; NTD, normalized total displacement; PV, peak velocity; PPV, percent of time to peak velocity; MU, movement units; MGA, maximal grip aperture; PMGA, percent of time to maximal grip aperture; A1, 手腕穿戴 480g; B1, 手腕穿戴 720g; A2, 上臂穿戴 480g; B2, 上臂穿戴 720g; C, 無穿戴重量套。

單因子重複量數變異數分析(repeated measure ANOVA)檢定動作時間、標準化位移長、速度高峰值、速度高蜂值之時間百分比、動作單元、最大虎口伸張與最大虎口伸張之時間百分比, 受試者內因子為任務組合(condition); 顯著信賴水準  $\alpha$  值訂於 0.05。事後分析透過對呈現顯著意義的參數進行對比分析(contrast analysis), 並計算效應值  $r$ 。

## 結果

### 一. 基本資料

表一顯示受試者基本資料特徵。其中診斷為大腦中風者 5 名、小腦病變者 4 名、腦幹中風者 3 名、腦部腫瘤者 2 名、及創傷性腦傷者 1 名。而臨床特徵測量結果於輕觸覺方面僅 3 名個案顯現輕

微受損, 本體覺評分方面平均為 17.5±1.0 分, Finger-nose-finger test 平均來回四次之動作時間為 9.4±2.8 秒與輪轉障礙測試平均十秒動作次數為 9.5±3.7 次。另外, 由病歷得知所有受試者於徒手肌力測驗介於 4~5 分。由於小腦區及其附近病變者與大腦皮質病變者對動作的影響可能不同, 因此將患者分為兩組, 一組為小腦或腦幹病變者(包括小腦病變、腦幹中風、腫瘤)共九名, 另一組為大腦皮質病變者共六名, 每組分開各別做重量套與置放位置效應的統計分析, 其結果如下。

### 二. 伸臂動作部分

表二與三顯示兩組運動學參數於各任務情境間的比較, 在小腦腦幹病變組, 重複量數變異數分析結果顯示除了速度高蜂值外, 其他參數皆呈現統計上顯著差異, 如動作時間( $F = 9.774, p < 0.001$ )、



表三：大腦皮質病變組，運動學參數於各任務情境間的比較

Conditions Parameters	A1	B1	A2	B2	C	<i>p</i> value
MT (sec)	1.20±.28	1.29±.26	1.23±.26	1.16±.25	1.30±.37	.233
NTD	1.22±.13	1.30±.23	1.17±0.0.48	1.19±.10	1.22±.16	.167
PV (cm/sec)	69.03±12.85	68.64±14.28	66.17±14.06	68.88±14.62	78.99±17.15	.062
PPV (%MC)	34.48±10.31	35.45±5.16	33.05±6.89	32.17±8.90	26.86±10.38	.206
MU	5.25±3.13	5.08±2.20	5.08±2.94	5.50±3.08	6.17±4.32	.698
MGA (cm)	9.61±.88	9.93±.69	9.80±.75	12.42±4.77	10.10±.85	.256
PMGA (%MC)	49.15±23.41	49.42±23.10	44.08±23.19	49.38±26.93	38.78±18.41	.568

MT, movement time; NTD, normalized total displacement; PV, peak velocity; PPV, percent of time to peak velocity; MU, movement units; MGA, maximal grip aperture; PMGA, percent of time to maximal grip aperture; MC, movement cycle; A1, 手腕穿戴 480g; B1, 手腕穿戴 720g; A2, 上臂穿戴 480g; B2, 上臂穿戴 720g; C, 無穿戴重量。

表四：小腦腦幹病變組運動學參數之事後分析：對比分析

Kinematic Variables	Post Hoc Hypothesis	Effect Size <i>r</i>
MT	B2 < A2 = A1 < B1 < C	0.66
NTD	B2 = A2 < B1 = A1 < C	0.48
PPV	A1 = B1 > A2 = B2 > C	0.47
MU	B2 = A1 < B1 = A2 < C	0.53

MT, movement time; NTD, normalized total displacement; PPV, percent of time to peak velocity; MU, movement units; A1 = 手腕穿戴 480g; B1 = 手腕穿戴 720g; A2 = 上臂穿戴 480g; B2 = 上臂穿戴 720g; C = 無穿戴重量套

標準化位移長( $F = 5.777, p = 0.002$ )、速度高峰值之時間百分比( $F = 3.355, p = 0.026$ )與動作單元( $F = 4.854, p = 0.005$ )；在大腦皮質病變組，各參數皆呈現無顯著差異。對於有顯著差異的參數，進一步做事後對比分析，表四顯示在小腦腦幹病變組，以對比分析呈現各情境於不同運動學參數中之趨勢，其中動作時間： $B2 < A2 = A1 < B1 < C$  ( $r = 0.746$ )，標準化位移長： $B2 < A2 < B1 < A1 < C$  ( $r = 0.627$ )，速度高峰值之時間百分比： $A1 = B1 > A2 = B2 > C$  ( $r = 0.464$ )，及動作單元： $B2 = A1 < B1 = A2 < C$  ( $r = 0.566$ )，此結果顯示小腦或腦幹病變者穿戴重量套將縮短動作時間、降低標準化位移長及動作單元，而增加速度高峰值之時間百分比。

### 三. 抓握動作部分

表二與三顯示兩組抓握部分，最大虎口伸張與最大虎口伸張之時間百分比均未達統計上顯著差異。

## 討論

本篇研究結果在小腦腦幹病變組支持先前實

驗假設，即不同重量套重量與穿戴位置確實影響意向性震顫患者之上肢動作表現，整體而言，穿戴重量套將提升患者之動作效率(動作時間與路徑縮短)、及動作流暢度(動作單元數減少)，但對動作過程中之抓握部分影響不大；在大腦皮質病變組，則不支持先前的假設，此種差異暗示小腦、腦幹與大腦皮質可能負責動作行為中不同層面的控制參數，而重量套的重量與位置對小腦腦幹病變者較有正面的效應，以下就小腦腦幹病變組的效應做進一步的討論。

穿戴重量套能縮短動作時間，提高其動作效率，而穿戴重量套的位置影響比重量強烈。意向性震顫患者瞬間達到很大的速度，而較長的減速期其震顫幅度明顯增加，影響其動作準度，為求達到目標物，在接近標的物時動作時間會拉長[7]。重量套的穿戴可能使內在肌肉慣性增加而導致拮抗肌與主動肌更強的共同收縮以減輕震顫幅度[4,15,16]，也減少因震顫所引起不必要之加速，因而改患者的動作效率。由對比分析顯示穿戴位置與重量出現交互作用的情形，以穿戴位置的效應較為明顯，即不論何種重量下，穿戴在上臂的動作時間

大多比穿戴於手腕的時間短，這可能由於穿戴重量套於手腕之慣性遠大於上臂處，以致重量相對於支點的距離遠比重量本身對慣性的影響來的顯著，因此，穿戴於上臂時受肌肉內在慣性系統的影響較小，相對地縮短其動作時間。

穿戴重量套減少患者的動作路徑，亦即提高動作的空間效率，此結果與過去研究結果[16]一致，其可能的原因為重量套使拮抗肌與主動肌更強的共同收縮以減輕震顫幅度，因此讓伸臂路徑較接近正常人，也就是較傾向於直線路徑，而置放位置的效應比重量大，可能是因為重物較靠近身體近端，使得近端穩定性增加，對肢體路徑控制較好，因此減少迂迴的路徑。

動作單元代表動作流暢度，單元愈小肢體動作愈流暢；其效應主要受穿戴位置和重量間交互作用的影響。由對比分析發現重量與穿戴位置之主效應皆不明顯，主要效應來自於交互作用。例如當重量為720克穿戴於上臂與重量為480克穿戴於手腕的重量套產生動作單元有類似的趨勢，然而二種組合皆明顯小於其他重量與位置組合( $B2 = A1 < B1 = A2 < C$ )。從生物力學的解釋，可能是因為兩種組合產生之力矩數值相近所致[5]。由於震顫愈嚴重的患者需使用愈重之重量套，然而個別的耐受度不同，一旦穿戴之重量套超過此耐受範圍則反加深其震顫嚴重度[4]，即使是正常人也會導致重量區辨能力變差進而影響技巧性動作之執行[15,16]。而如果穿戴過輕，可能因產生的力矩較小以致輸入本體感覺訊號不足以引起肌肉共同收縮，以致無法減輕震顫程度[4]。因此，當穿戴重量套產生過大或過小之力矩時，其療效反而縮減，甚至會對動作產生負面效應。

速度高峰值之時間百分比和重量套穿戴的位置有關。動作減速期的延長為意向性震顫患者常使用之動作代償策略之一[6]，由於動作穩定性不佳，在目標導向的活動中，需提早開始減速便於調整動作；而穿戴重量套則可延長高峰速度發生的時間，顯示穿戴重量套將使意向性震顫患者減少於減速期時調整動作之時間，換言之，穿戴重量套不僅影響患者動作執行，也部分影響其中樞神經系統之動作計畫能力[4]，提高對目標導向的動作精確性。

雖然由敘述性統計得知戴重量套時速度高峰

值比不戴時來的低，但並無顯著差異，此結果暗示重量套不同的重量與放置位置，其主要功能並不在於減低其瞬間最高速度，而在於改善時間與空間的執行效率，以及動作的流暢度。

本研究中相較於過程中伸臂部分的動作明顯受到穿戴重量套之有無的影響，然而重量套在抓握部分的效應較不明顯。雖然在穿戴重量套後虎口伸張之時間百分比呈現增加的趨勢，但這可能是因速度高峰值之時間百分比增加所致，並非重量套效應的影響。Narabayashi [23]在1992年也曾指出意向性震顫主要與上肢近端肌肉關連性高於遠端肌肉，此項論述也支持了本研究的發現。

長久以來，重量套在小腦損傷與意向性震顫的臨床復健領域上扮演不可或缺的角色，經由本研究得知穿戴重量套確實可改善個案之技巧性動作表現，例如動作效率與品質的提昇。此外，也觀察到不僅重量不同會造成差異外，不同穿戴位置也會有所影響，因此，在治療活動的選擇上需格外謹慎，而在重量與穿戴位置的配對上，應依個案需求而作不同調整，本研究結果建議穿戴於手腕位置時其重量儘可能不要過重，相對地，穿戴於上臂位置時則儘可能不要太輕，如此才能有較好的動作效率及流暢度。本研究對重量套治療提供一個實證性的證據，將可提供臨床執行上治療模式的參考。

## 結 論

意向性震顫為常見的動作疾患之一，並對許多患者造成生活中的不便。而穿戴重量套治療確實影響小腦與腦幹所引起的意向性震顫患者之動作表現，如縮短動作時間、動作路徑、並且提升動作的流暢度，使其達到改善其動作表現。其中動作效率主要受重量套穿戴位置效應，而動作流暢度則受重量套位置和重量兩者交互作用的效應影響。未來可針對同一個位置進行一系列由輕到重不同重量套的運動學分析，也可以檢測患者於重量套在不同的位置和重量之下，執行功能性活動如取用食物放入口中的運動學分析，並與其功能性評量量表的分數作交叉比對，以進一步了解實驗室的評量與臨床評量的相關性。另外，對震顫的療效也可延伸至不同尺寸物件與不同動作型態與重量套療效之關連

性或不同姿勢(站姿或坐姿)對重量套的效應。並可探討標的物距離超過手臂長度時的影響,與採用的物件對個案是否更具意義,如穿戴重量套直接用鑰匙開鎖,使其更具功能性目的與治療效應。

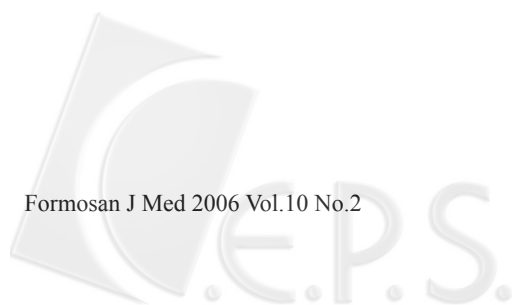
## 致謝

本研究承蒙國家衛生研究院(計畫編號: NHRI-EX94-9103EC)的經費補助,謹此致謝。

## 參考文獻

1. Ficke R: Digest of data on persons with disabilities. US Dept of Education, 1992.
2. Sanes J, LeWitt P, Mauritz K: Visual and mechanical control of postural and kinetic tremor in cerebellar system disorders. *J Neurol Neurosurg Psychiatr* 1988;51:934-43.
3. Findley L, Capildeo R: Movement disorders: tremor. Oxford: Oxford University Press; 1984.
4. McGruder J, Cors D, Tiernan AM, et al: Weighted wrist cuffs for tremor reduction during eating in adults with static brain lesions. *Am J Occup Ther* 2003;57:507-16.
5. Bastian AJ, Martin TA, Keating JG, et al: Cerebellar ataxia: Abnormal control of interaction torques across multiple joints. *J Neurophysiol* 1996;76:492-509.
6. Massaquoi SG, Hallett M: Kinematics of initiating a two-joint arm movement in patients with cerebellar ataxia. *Can J Neurol Sci* 1996;23:3-14.
7. Deuschl G, Wenzelburger R, Loffler K, et al: Essential tremor and cerebellar dysfunction clinical and kinematic analysis of intention tremor. *Brain* 2000;123:1568-80.
8. Morrice BL, Becker WJ, Hoffer JA, et al: Manual tracking performance in patients with cerebellar incoordination: Effects of mechanical loading. *Can J Neurol Sci* 1990;17:275-85.
9. Topka H, Konczak J, Schneder K, et al: Multijoint arm movements in cerebellar ataxia: Abnormal control of movement dynamics. *Exp Brain Res* 1998;119:493-503.
10. Wasielewski PG, Burns JM, Koller WC: Pharmacologic treatment of tremor. *Mov Disord* 1998;13:90-100.
11. Jankovic J, Schwartz K: Botulinum toxin treatment of tremors. *Neurology* 1991;41:1185-8.
12. Ondo W, Jankovic J, Schwartz K, et al: Unilateral thalamic deep brain stimulation for refractory essential tremor and Parkinson's disease tremor. *Neurology* 1998;51:1063-9.
13. Pahwa R, Lyons KE, Wilkinson SB, et al: Comparison of thalamotomy to deep brain stimulation of the thalamus in essential tremor. *Mov Disord* 2001;16:140-3.
14. Pahwa R, Lyons KE: Essential tremor: differential diagnosis and current therapy. *Am J Med* 2003;115:134-42.
15. Hower RL, Cooper R, Morgan MH: An investigation into the value of treating intention tremor by weighting the affected limb. *Brain* 1972;95:579-90.
16. Morgan MH: Ataxia and weights. *Physiotherapy* 1975;61:332-34.
17. Chase RA, Cullen JK, Jr Sullivan SA, et al: Modification of intention tremor in man. *Nature* 1965;206:485-87.
18. Morgan MH, Hower RL, Cooper R: Application of an objective method of assessing intention tremor-A further study on the use of weights to reduce intention tremor. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1975;38:259-64.
19. Leo KC, Soderberg GL: Relationship between perception of joint position sense and limb synergies in patients with hemiplegia. *Phys Ther* 1981;61:1433-7.
20. Kendall FP, McCreary EK: *Muscles & Testing and Function*, 3rd ed, Baltimore, Williams & Wilkins, 1983.
21. Feys PG, Davies-Smith A, Jones R, et al:

- Intention tremor rated according to different finger-to-nose test protocols: A survey. Arch of Phys Med Rehabil 2003;84:79-82.
22. Ma H, Trombly CA: Effects of task complexity on reaction time and movement kinematics in elderly people. Am J Occup Ther 2004;58:150-8.
23. Narabayashi H: Analysis of intention tremor. Clin Neurol Neurosurg 1992;94:130-2.





# Effects of Weight Bearing at Different Locations on Reach-to-grasp Kinematics in Patients with Intentional Tremor

Chia-Hao Lu, Ching-Yi Wu, Wei-Hsien Hong<sup>1</sup>, Chia-Ling Chen<sup>1</sup>,  
Keh-Chung Lin<sup>2</sup>, Su-Hsin Aou<sup>3</sup>

**Abstract:** Intention tremor has been treated with a variety of procedures including medications, use of weights on the affected limbs or supportive devices. Efficacy study of limb weighting treatment is, however, sparse. This investigation was designed to examine how patients with intention tremor responded to various weights and locations of weighted cuff when performing prehensile movements. Fifteen patients with intention tremor were instructed to reach forward to open the jar with a 6 cm diameter under five experimental conditions. One condition was the control one (i.e., no weight). The other four conditions were formed by the crossing of the cuff weights (480g vs. 720g) and locations (upper arm vs. wrist). Reaching movement was recorded using a 6-camera three-dimensional motion analysis system. ANOVA with repeated measures were performed for each kinematic variable. In patients with cerebellar or brain stem lesions, the conditions of adding various weights on the upper arm and wrist significantly improved movement kinematics in comparison with the control condition, as represented by decreasing movement time, total displacement and movement unit ( $p < 0.05$ ), and increasing the percentage of time to peak velocity ( $p < 0.05$ ). The results demonstrated wearing the weight cuffs would facilitate more efficient and smoother movements than wearing nothing. The findings of this study suggested beneficial effects be established when the cuff with lighter weight was placed on the wrist or that with heavier weight on the upper arm.

Key Words: intension tremor, weighted cuff, reach-to-grasp movement  
(Full text in Chinese: Formosan J Med 2006;10:147-55)

---

Graduate Institute of Clinical Behavioral Science and Department of Occupational Therapy, Chang Gung University Taoyuan; <sup>1</sup>School of Sports Medicine, China Medical University, Taichung; <sup>2</sup>School of Occupational Therapy, College of Medicine, National Taiwan University, Taipei; <sup>3</sup>Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Keelung Hospital, Department of Health, Keelung, Taiwan  
Address Correspondence to : Dr. Ching-Yi Wu, 259 Wen-Hwa 1 Rd., Kwei-Shan, Taoyuan, Taiwan