



12-1-1995

Analysis of Myoelectric Activity and Coactivation During Static Holding Postures

Wen-Ko Chiou

Yung-Hui Lee

Wen-Jer Chen

Ming-Yih Lee

Yang-Hua Lin

See next page for additional authors

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



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

Recommended Citation

Chiou, Wen-Ko; Lee, Yung-Hui; Chen, Wen-Jer; Lee, Ming-Yih; Lin, Yang-Hua; and Tang, Fuk-Tan (1995) "Analysis of Myoelectric Activity and Coactivation During Static Holding Postures," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 23: Iss. 1, Article 19.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1980>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol23/iss1/19>

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.

Analysis of Myoelectric Activity and Coactivation During Static Holding Postures

Authors

Wen-Ko Chiou, Yung-Hui Lee, Wen-Jer Chen, Ming-Yih Lee, Yang-Hua Lin, and Fuk-Tan Tang

靜態持住姿勢肌群作用與共作用程度研究

邱文科 李永輝* 陳文哲** 李明義

林燕慧 鄧復旦

搬運容易造成下背痛，表面肌電圖常被用來驗證腰推力學模式之預測能力，也有研究利用它來評估下背痛患者的肌群功能。本研究在探討搬運時相關肌群的個別與相互作用程度，並篩選搬運因子，作為臨床上評估搬運能力之檢查項目。四十位無背痛經驗的自願者參與本實驗，其中男性 26 位、女性 14 位，每位受試者隨機接受四種搬運因子(膝關節角度、髖關節角度、搬運物水平距離與重量)的測試，使用表面肌電設備同時收集八個搬運相關肌群右側的肌電訊號。結果顯示四種搬運因子對八個肌群的作用程度，均會產生顯著的影響；另外，四種搬運因子對腹部、背部、上肢與下肢的肌群，也有明顯不同的共作用程度。在有顯著的搬運變項與檢查的安全考量下，最後篩選 12 項搬運能力檢查項目。從搬運情境肌群作用程度之觀點，本研究證實可繼續研究正常者與下背痛病患之差異，作為病患復健成效之參考。

關鍵詞：共作用程度(coactivation)，肌電圖(lifting)，搬運 (electromyography)，下背痛(low back pain)

前 言

因職業傷害所引發之下背痛，使得美國工業界增加 45 到 380 億美元的成本負擔[1]。搬運所造成的背部傷害已經是眾所公認的事實，用力不當與重覆搬運重物是造成傷害的危險因子[2]，許多研究也發現搬運與下背痛的相關非常顯著[3-5]。下背痛病患常會向醫師詢問其搬運能力，期望獲得可彎腰程度與容許搬運重量等資訊，雖然有研究證實下背痛病患的肌力低於正常者的肌力[6-8]，但仍無法提供其可回到工作(return to work)從事搬運的客觀參考訊息。由於搬運變項眾多，應如何篩選其因子與水準，用來評估下背痛病患的搬運能力，將深具下背功能評估的臨床意義。

為了連接生物力學的研究成果，以瞭解在力學系統中肌肉活動與該肢段傳遞或產生力量大小的關係，因而有許多肌電圖(electromyography, EMG)量化的模式被提出，用以偵測局部肌群活動與肌力的關係[9-10]、驗證生物力學模式的預測能力[11-12]。針對個別肌群的 EMG 作用程度，Ladin 等人在 1989 年發展

作用曲線(switching curve)，來預測靜態外力負荷下肌電有無作用[13]。關於肌群間的 EMG 同時作用情形，Lavender 等人在 1992 年提出共作用(coactivation)的觀念，來說明肌群間之相對作用程度[14]。de Looze 等人在 1993 年發現搬運是全身肌群共同作用的工作，搬運時軀幹與下肢的肌群有交替現象[15]。因此，本研究將探討靜態持住姿勢(搬運)時相關肌群的個別與相互作用程度，並篩選搬運因子，作為臨床上評估搬運能力之檢查項目。

材料與方法

研究對象

本研究擬先從正常者的現象進行前置探討，因此先徵募年輕無下背痛病史的自願者，他們均需填具「實驗同意書」並通過 X 光檢查與醫師診斷，最後有四十位合格受試者參與本實驗。受試者中有二十六位男性，年齡平均 29.4 ± 9.3 歲，身高平均 170.8 ± 7.9 公分，體重平均 68.5 ± 6.2 公斤。另外有十四位女性，年齡平均 26.8 ± 5.7 歲，身高平均 159.2 ± 6.1 公分，

投稿日期：84年1月26日 覆審日期：84年3月25日 接受日期：84年5月8日

長庚紀念醫院林口醫學中心 復健科、骨科**，工技學院工管系*

抽印本索取地址：邱文科，長庚紀念醫院林口醫學中心復健科，桃園縣龜山鄉復興路 5 號

電話：(03) 328-3016轉5537

體重平均 59.6±5.8公斤。

實驗設計

實驗的作業變項係模擬靜態搬運的情境，這些搬運因子與水準，先參考相關文獻再經預試後才選定[16-19]。搬運變項有四個，分別為膝關節的三種角度：直立、半彎與全彎；髖關節的五種角度：伸展、直立、彎30度、彎60度與全彎；兩個搬運物與腳趾的水平距離：15公分與35公分；搬運物的三種重量：無、10公斤與20公斤。關節角度及水平距離使用量具逐次設定，再由實驗助理從旁協助其維持姿勢。為了清楚瞭解靜態搬運情境肌群作用之改變，分析上只針對四個主要因子，並未探討動態搬運過程下肌群的輪換現象。所有的實驗組合共90項 (3×5×2×3)，為了減少日期對肌電實驗的干擾，本研究採不完全之重覆性實驗設計，共篩選41項實驗項目(同日完成)，每個實驗項目蒐集5秒的 EMG 原始資料，各項目之間休息2分鐘。

本實驗的因變項是八個搬運相關肌群右側的表面肌電活動(surface EMG activity)，受限於肌電儀之通道數(channel)，參照文獻以右側肌群為主[8,12]，其中肌群的選定、電極的貼置與最大肌電活動值測試亦參照相關文獻[9,12-15,19]。這八個肌群依身體部位歸類，分別是腹部：腹直肌(rectus abdominis)與腹斜肌(external oblique)；背部：闊背肌(latissimus dorsi)、上背脊肌(thoracic erector spinae)與下背脊肌(lumbar erector spinae)；上肢：肱二頭肌(biceps brachii)；下肢：股直肌(rectus femoris)與半腱肌(semi-tendinosus)。

儀器設備

有關肌電位訊號之擷取及處理係利用義大利製肌電儀系統(BTS)，此系統具有八個通道，並利用表面電極片以觀察肌肉的電位變化。系統的偵測電極及記錄儀器間以光纖相連接，自表面電極片蒐集信號後，透過光纖傳送一系列格式化操作與資料轉換，每一通道都可選定其主要的濾波參數。電極片係Ag/AgCl，直徑2公分，貼法是沿著肌肉縱向，以腹肌為中心，兩電極片的間距為2公分，經一小型的前置放大器以減少移動的干擾。

資料量化方式

肌電圖的資料分析，透過與個人電腦 Elite 系統的連線，作檔案選擇、資料處理、編輯及顯示等工

作。進行實驗時採樣頻率設為500Hz，增益值為100，並進行10Hz訊號的低通濾波。將所蒐集之初步肌電位訊號透過數位轉換，全波整流後，每50筆資料進行區間積分，並將該資料轉換為標準文字檔，此資料稱為積分肌電圖(integrated EMG, IEMG)，將此 IEMG 值經過(1)式的計算，即得正規化的 EMG 值(normalized EMG, NEMG)，利用此值即能進行肌肉活動狀況的探討[20]。

$$NEMG = (\text{觀測值} - \text{休息值}) / (\text{最大值} - \text{休息值}) \dots\dots\dots(1)$$

這些 NEMG 資料首先使用變異數分檢定個別肌群在各種搬運因子時的差異顯著性(α 水準設定為0.05)，並以Duncan事後比較方法(posterior comparison)，探討各水準間的差異顯著性。至於個別肌群在搬運情境的作用顯著性(active or inactive)，採右尾t檢定方法判斷 NEMG 是否大於零[14]，將各搬運因子有顯著作用的 NEMG 值加總當分母，再將個別有顯著作用的NEMG 值當分子，則可計算各作用肌群的相對作用程度(relative activity level, RAL)，用來解釋肌群間的共作用程度[14,28]。

另外，背部(L5/S1)受力(compressive force)的計算，採美國密西根大學Chaffin所發展的軟體，輸入的資料為：受試者身高、體重、工作物重量、下背角度、上背角度、背部角度、大腿角度及小腿角度等，力量的衡量單位為公斤。

結 果

表一顯示在各搬運因子與水準下，八個主要肌群的 NEMG 值，以變異數分析檢定發現個別肌群的 NEMG 值，除腹直肌在膝關節角度外，在其它搬運因子時均有顯著差異；再以Duncan 事後比較符號說明各水準間的差異情形。表二則顯示在各搬運因子與水準下，八個主要肌群的 RAL 值，也以變異數分析檢定個別肌群的 RAL 值，發現除膝關節角度下的腹斜肌、闊背肌與肱二頭肌外，其餘搬運因子下個別肌群的 RAL 值均有顯著差異；再以 Duncan 事後比較符號說明各水準間的差異情形。以下分別就四種搬運因子對 NEMG、RAL 的影響與搬運變項的篩選，分述如下：

膝關節角度對 NEMG 與 RAL 的影響

圖一顯示當膝關節彎曲角度增加時，腹斜肌、闊背肌、上背脊肌、下背脊肌與肱二頭肌的 NEMG 值也顯著隨之增加，腹直肌的 NEMG 值無顯著變化，

表一 個別肌群在各實驗變項的NEMG值與Duncan事後比較符號

實驗變項	腹直肌	腹斜肌	闊背肌	上背脊	下背脊	肱二頭	股直肌	半腱肌
膝關節：								
直立	a* 1.6	c 5.4	c 24.0	c 26.5	c 28.2	c 22.8	c 3.2	a 26.7
半彎	a 1.5	b 6.8	b 29.1	b 31.1	b 33.0	b 29.8	a 17.8	b 15.0
全彎	a 2.3	a 8.0	a 33.9	a 40.9	a 41.2	a 32.2	b 10.7	b 14.2
髖關節：								
伸展	a 12.6	a 13.6	c 13.6	d 11.6	d 2.9	e 2.6	c 5.1	d 4.0
直立	b 2.2	b 6.8	a 29.3	b 34.0	b 32.1	a 34.5	a 12.2	c 12.9
彎30	c 1.4	c 5.5	a 30.1	a 36.9	a 40.1	b 29.4	b 9.8	b 18.3
彎60	c 1.0	c 5.3	b 27.0	b 32.5	a 38.9	c 24.4	b 10.3	a 25.6
全彎	c 1.2	b 7.3	b 25.2	c 17.9	c 19.1	d 19.4	b 9.9	a 28.4
持住負荷：								
近無	b 1.1	c 0.4	c 3.9	c 7.5	d 7.9	d 0.4	c 7.1	d 8.3
近10	b 0.8	b 3.8	b 26.3	b 30.1	c 31.4	c 22.5	c 7.7	c 19.9
近20	b 1.1	b 3.4	b 24.7	b 32.8	b 37.0	b 30.5	b 9.8	b 23.4
遠20	a 3.6	a 12.5	a 48.3	a 49.4	a 55.3	a 53.0	a 13.8	a 31.0

* Duncan 事後比較符號中 a-e 表示不同程度的 NEMG，其中 a>b>c>d>e，符號相同時表示其 NEMG 無顯著差異。

表二 個別肌群在各實驗變項的RAL值與Duncan事後比較符號

實驗變項	腹直肌	腹斜肌	闊背肌	上背脊	下背脊	肱二頭	股直肌	半腱肌
膝關節：								
直立	b 0.0*	a 4.0	a 17.5	b 19.4	b 20.6	a 16.7	c 2.3	a 19.5
半彎	b 0.0	a 4.2	a 17.9	b 19.2	b 20.3	a 18.3	a 10.9	b 9.2
全彎	a 1.3	a 4.4	a 18.5	a 22.3	a 22.5	a 17.6	b 5.8	c 7.6
髖關節：								
伸展	a 19.1	a 20.6	a 20.6	b 17.6	d 4.4	d 3.9	a 7.7	e 6.1
直立	b 1.3	c 4.1	b 17.9	a 20.7	b 19.6	a 21.0	a 7.5	d 7.9
彎30	c 0.0	c 3.2	b 17.7	a 21.7	a 23.6	b 17.3	b 5.8	c 10.7
彎60	c 0.0	c 3.2	c 16.5	a 19.8	a 23.7	c 14.9	b 6.3	b 15.6
全彎	c 0.0	b 5.7	a 19.8	c 14.1	c 15.0	c 15.3	a 7.8	a 22.3
持住負荷：								
近無	b 0.0	c 0.0	c 11.2	a 21.6	a 22.8	d 0.0	a 20.5	a 23.9
近10	b 0.0	b 2.7	a 18.6	a 21.2	a 22.2	c 15.9	b 5.4	b 14.0
近20	b 0.0	b 2.1	b 15.3	a 20.3	a 22.9	b 18.9	b 6.1	b 14.4
遠20	a 1.3	a 4.7	a 18.1	b 18.5	b 20.7	a 19.9	b 5.2	c 11.6

* 表示在右尾 t 檢定時 NEMG 未顯著大於零，故其 RAL = 0。

股直肌的NEMG 值先增加再減少，彎曲時半腱肌的 NEMG 值則低於直立姿勢。

膝關節角度在直立與半彎時，只有在股直肌與半腱肌的 RAL 有顯著差異，但對四個身體部位（腹部、背部、上肢與下肢）的 RAL 則無顯著差異；當膝關節角度全彎時，腹直肌、上背脊肌與下背脊肌的 RAL 會顯著增加，但股直肌與半腱肌的 RAL 會顯著減少，因此腹部與背部的 RAL 會顯著增加，而下肢的 RAL 會顯著減少（如圖二所示）。

髖關節角度對 NEMG 與 RAL 的影響

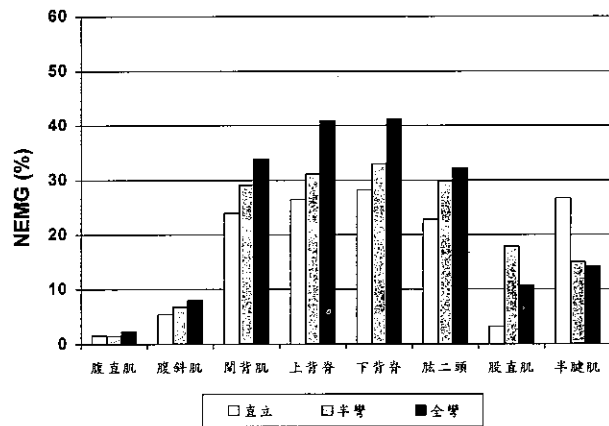
圖三顯示在髖關節伸展時，對腹部肌群的 NEMG 值有顯著增加，對其他六個肌群的 NEMG 值有顯著減少；當髖關節彎曲角度增加時，腹直肌、闊背肌、肱二頭肌與股直肌的 NEMG 值顯著隨之減少，上背脊肌與下背脊肌的 NEMG 值先增加再減少，腹斜肌的 NEMG 值則先減少再增加，半腱肌的 NEMG 值則顯著隨之增加。

髖關節角度由伸展、直立到全彎過程，腹直肌的 RAL 會持續顯著減少，腹斜肌、闊背肌與股直肌的 RAL 會先減少再增加，上背脊肌、下背脊肌與肱二頭的RAL 則先增加再減少，半腱肌的 RAL 則會持續顯著增加；腹部肌群的 RAL 會先減少再增加，背部與上肢肌群的 RAL 則先增加再減少，下肢肌群的 RAL 則會持續顯著增加（如圖四所示）。

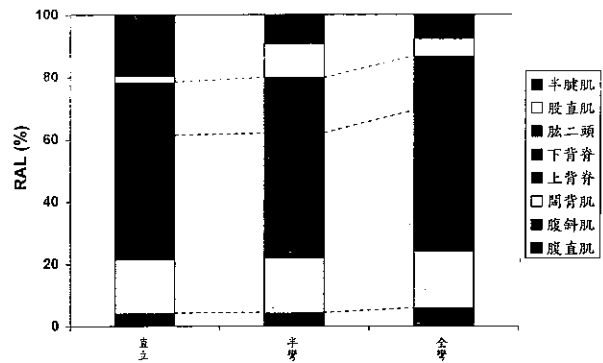
持住負荷對 NEMG 與 RAL 的影響

圖五顯示在水平距離增加時，八個肌群的 NEMG 值也會顯著增加；當持住重量增加時，除腹直肌無任何變化外，其餘七個肌群的 NEMG 值亦會顯著增加，尤其是下背脊肌、肱二頭肌與半腱肌的增加最顯著。

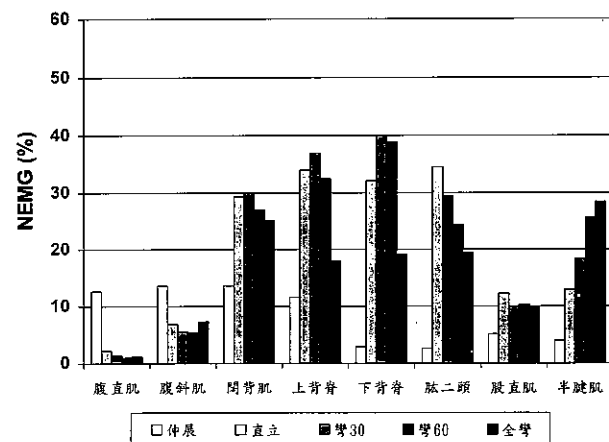
當水平距離增加時，腹直肌、腹斜肌、闊背肌與肱二頭肌的 RAL 會顯著增加，上背脊肌、下背脊肌與半腱肌的 RAL 會顯著減少，股直肌的 RAL 則維持不變；造成腹部與上肢肌群的 RAL 會顯著增加，取代背部與下肢肌群 RAL 的減少（如圖六所示）。另外當持住重量增加時，腹斜肌與肱二頭肌的 RAL 會顯著增加，股直肌與半腱肌的 RAL 會顯著減少，闊背肌的 RAL 會先增加再減少，其餘三個肌群的 RAL 則維持不變。造成持住重量由無到 10 公斤時，腹部、背部與上肢肌群的 RAL 會顯著增加，取代下肢肌群 RAL 的減少；當重量再增至 20 公斤時，上肢肌群的 RAL 會顯著增加，取代背部與下肢



圖一 膝關節角度對搬運肌群 NEMG 的影響



圖二 膝關節角度對搬運肌群（四個部位）RAL 的影響



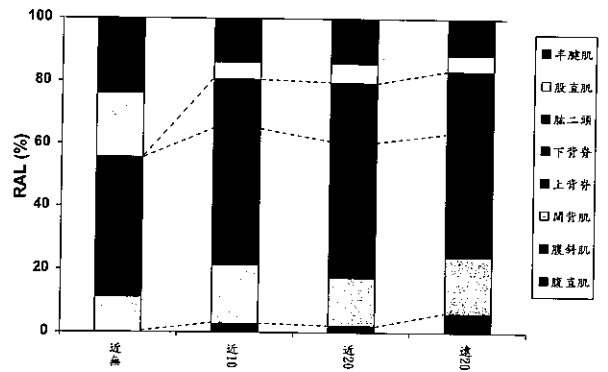
圖三 髖關節角度對搬運肌群 NEMG 的影響

肌群 RAL 的減少。

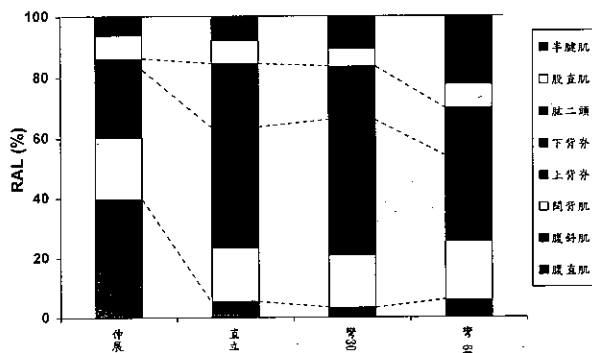
搬運變項的篩選

由於四種搬運因子對八個肌群的 NEMG 與 RAL 大都有顯著影響，所以篩選搬運變相時因子數仍應維持，只能刪減各因子的水準數。基於病患進行檢查的安全考量，靜態持住姿勢所產生的背部受力應低於 350 公斤[21]。

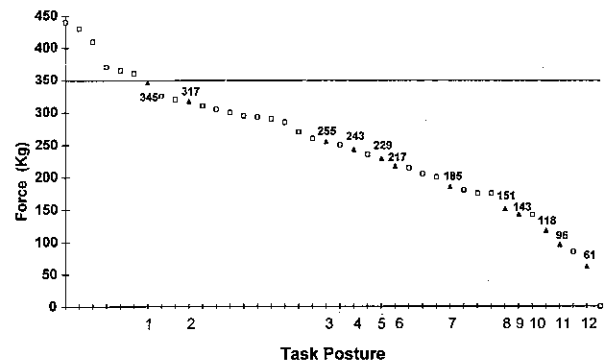
由圖七可看出有六種組合的背部受力高於 350 公斤，再配合表一的 Duncan 符號，從 41 項實驗組合中篩選 12 項組合 (2x2x3)，而各因子的水準數分別為：膝關節角度兩個水準 (直立與半彎)、髖關節角度兩個水準 (直立與半彎)、持住負荷三個水準 (15 公分 x 0 公斤, 15 公分 x 10 公斤, 5 公分 x 20 公斤)。圖八以下背脊肌為例，顯示這 12 項組合 NEMG 值的平均數與標準差。



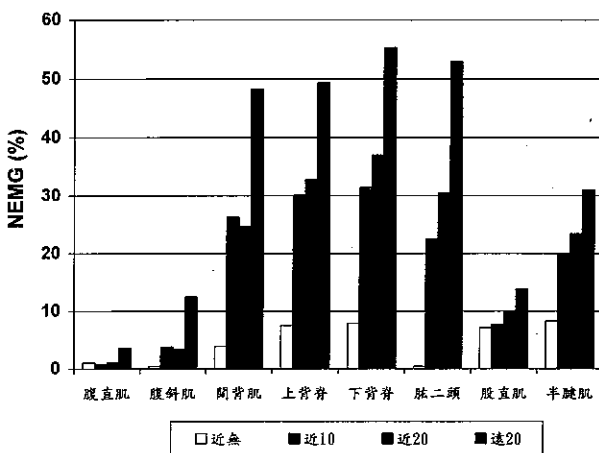
圖六 持住負荷對搬運肌群 (四個部位) RAL 的影響



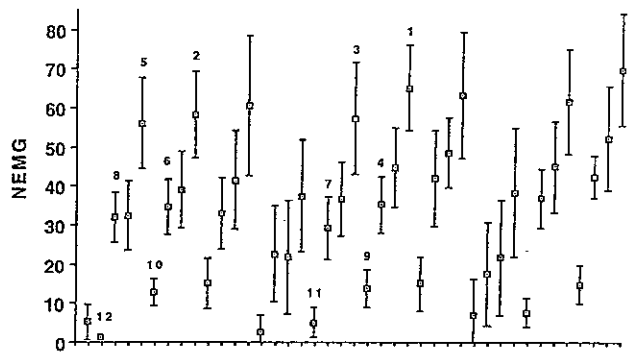
圖四 髖關節角度對搬運肌群 (四個部位) RAL 的影響



圖七 靜態持住姿勢背部的受力程度



圖五 持住負荷對搬運肌群 NEMG 的影響



圖八 下背脊肌在12項組合 NEMG 值的平均數與標準差

討論

搬運對相關肌群 NEMG 的影響

電極片品質與貼附位置、訊號處理與NEMG轉換方式、肌肉收縮方式與速度、肌肉長度與面積、肌力大小等因素，都會對肌群NEMG值產生影響[22]。在靜態持住姿勢各肌群 NEMG 的變化，主要取決於這些肌群向心或離心(concentric or eccentric)運動，由運動所導致肌肉的伸展與縮短，可用來解釋 NEMG 的顯著變化[15]。當膝關節由直立到彎曲，股直肌長度由縮短到伸展，半腱肌反由伸展到縮短，因此產生 NEMG 的顯著增加或減少。另外在膝關節彎曲時，維持上半身平衡將造成軀幹肌群 EMG 顯著增加[18]，此為上肢、腹部與背部等六個肌群NEMG顯著變化的主因。

軀幹從直立到彎曲時，為支撐上半身重量，骨盤關節與脊椎伸展肌會產生離心運動，但是當彎曲到一定程度時，背脊肌會突然開始出現肌電位靜止現象[23]，產生該現象的主要原因是當腰椎在最大彎曲時，整個腰椎連結組織將椎骨已經保持非常安定，此時軀幹繼續彎曲，腰椎角度不再改變，所有的變化皆由於骨盤關節角度的增加[24-25]。本研究發現髖關節彎曲到30或60度時，下背脊肌會產生最大的 NEMG 值，其它研究認為會在彎曲 55 度時出現[22]，也有研究發現在彎曲到50度之前NEMG值會線性增加[26]。髖關節彎曲會縮短肱二頭肌的作用力臂，本研究也發現髖關節彎曲將導致肱二頭肌 NEMG 值的線性下降。闊背肌與上背脊肌的位置介於肱二頭肌與下背脊肌之間，因此當髖關節彎曲時，這兩個肌群 NEMG 值的變化程度，也與它們的位置有密切關聯。腹直肌只有在髖關節伸展時有明顯作用，在髖關節彎曲時其作用程度則遠不如腹斜肌，此與過去的文獻相似[27]，原因在於作用力臂之不同所致。髖關節彎曲程度增加，使得半腱肌伸展程度也增加，因此會產生 NEMG 值的持續增加。

持住時物品的水平距離或重量增加時，對身體的外力負荷也隨之增加，因此相關的肌群肌群將參與共同來分擔負荷，使的 NEMG 值的明顯增加，其它研究也都支持這個論點[8,22,26]。

搬運對相關肌群 RAL 的影響與臨床運用

由於受試者之間 NEMG 有相當的變異性，使得不同對象間的 NEMG 是無法直接比較，透過穩定的

最大自願收縮值的獲得，將有助於降低 NEMG 的變異性[11,22]。雖然將各肌群的 NEMG 值加總，並無法解釋其生理現象，但所換算後的RAL為相對的百分比，將有助於分析它們之間的相對作用程度[14,28]。當外力負荷下，為了維持身體的平衡，相關的肌群將參與共同分擔負荷(load sharing)，若某肌群作用程度超過閾值水準(threshold level)，則表示該肌群有明顯作用，反之表示無明顯作用(RAL=0)[30]。Noe等人在1992年的實驗發現，因闊背肌、臀大肌與股四頭肌在搬運中有顯著的貢獻，強化這些肌群將有助於軀幹肌群的復健[19]。由搬運時各相關肌群 RAL 所出現的共作用型態，將有助於擬定下背痛患者肌群的復健計劃，因搬運需要各相關肌群共同作用，需均勻地訓練參與搬運的肌群，而不是只偏重背部肌群的復健；另外，本研究發現的訊息將有助於教育病患，在搬運情境下如何交替選用各相關肌群，能否具體的列出主子作用對NEMG 之影響。

參考文獻

1. Andersson GBJ, Pope MH, Frymoyer JW and Snook SH: Epidemiology and cost. In: Occupational Low Back Pain, Mosby 1990; 95-113.
2. Frymoyer JW, Pope M, Clements J, Wilder D, Macpherson B and Ashikaga J: Risk factors in low back pain, An epidemiological survey. J Bone and Joint Surg 1983; 65A: 213-8.
3. Ayoub MM, Selan JL and Liles DH: An ergonomic approach for the design of manual materials-handling tasks. Human Factors 1983; 25:507-15.
4. Biering-Sorensen F: A prospective study of low back pain in a general population. Scand J Rehab Med 1983; 15: 71-9.
5. Bigos SJ, Spengler DM, Zen J, Fisher L, Machemson A and Wang MH: Back injuries in industry. Spine 1986; 11: 246-51.
6. Asfour S, Khalil T, Waly R, Steele-Rosomoff and Rosomoff H: Muscle strength in chronic back pain patients, In: Advances in Industrial Ergonomics and Safety, Taylor and Francis 1992; 1201-8.
7. Khalil T, Goldberg M, Asfour S, Moty E, Steele-Rosomoff and Rosomoff H: Acceptable maximum effort (AME), A psychophysical measure of strength in low back pain patients. Spine 1987; 12: 372-6.

8. Smidt GL, Blanpied PR and White RW: Exploration of mechanical and electromyographic responses of trunk muscles to high-intensity resistive exercise. *Spine* 1989; 14: 815-30.
9. McGill SM: Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque, Implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res* 1991; 9(1): 91-103.
10. Stokes IAF, Moffroid M, Rush S and Haugh LD: EMG to torque relationship in rectus abdominis muscle, Results with repeated testing. *Spine* 1989; 14(8): 857-61.
11. McGill SM and Norman RW: Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine* 1986; 11(7): 666-78.
12. Potvin JR, McGill SM and Norman RW: Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine* 1991; 16(9): 1099-107.
13. Ladin Z, Murthy KR and de Luca CJ: Mechanical recruitment of low-back muscles, Theoretical predictions and experimental validation. *Spine* 1989; 14(9): 927-38.
14. Lavender SA, Tsuang YH, Hafezi A, Andersson GBJ, Chaffin DB and Hughes RE: Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors* 1992; 34: 239-47.
15. de Looze MP, Toussaint HM, van Dieen JH and Kemper HCG: Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *J Biomech* 1993; 26(9): 1067-976.
16. Anderson CK, Chaffin DB and Herrin GD: A study of lumbosacral orientation under varied static loads. *Spine* 1986; 11: 456-61.
17. Gill K, Krag MH, Johnson GB, Haugh LD and Pope MH: Repeatability of four clinical methods for assessment of lumbar spinal motion. *Spine* 1988; 13: 50-3.
18. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, Said RB, Pitchen I and Helie J: Analysis of spinal and muscular activity during flexion/extension and free lifts. *Spine* 1990; 15: 1333-9.
19. Noe DA, Mostardi RA, Jackson ME, Porterfield JA and Askew MJ: Myoelectric activity and sequencing of selected trunk muscles during isokinetic lifting. *Spine* 1992; 17: 225-9.
20. Mirka GA: The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics* 1991; 34(3): 343-52.
21. National Institute for Occupational Safety and Health: *Work Practice Guide for Manual Lifting*, U.S. Department of Health and Human Services Center for Disease Control 1981; 81-122.
22. Ross EC, Parnianpour M and Martin D: The effects of resistance level on muscle coordination patterns and movement profile during trunk extension. *Spine* 1993; 18: 1829-38.
23. Floyd WF and Silver PHS: The function of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol* 1955; 129: 184-203.
24. Kippers V and Parker AW: Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. *Spine* 1984; 9: 740-5.
25. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, Said RB and Helie J: The importance of pelvic tilt in reducing compressive stress in the spine during flexion-extension exercises. *Spine* 1989; 14: 412-6.
26. Andersson GBJ, Ortengren and Herberts P: Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *Orthop Clin North Am* 1977; 8: 85-96.
27. Schultz A, Haderspeck K, Warwick D, Portillo D: Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. *J Orthop Res* 1983; 1: 77-91.
28. Lavender SA, Tsuang YH and Andersson GBJ: Trunk muscle activation and cocontraction while resisting applied moments in a twisted posture. *Ergonomics* 1993; 36(10): 1145-57.
29. Tan JC, Parnianpour N, Nordin M, Hofer H and Willems B: Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. *Spine* 1993; 18: 2480-90.
30. Seroussi RE and Pope MH: The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. *J Biomech* 1987; 20: 135-46.

Analysis of Myoelectric Activity and Coactivation During Static Holding Postures

Wen-Ko Chiou, Yung-Hui Lee*, Wen-Jer Chen**,
Ming-Yih Lee, Yang-Hua Lin, Fuk-Tan Tang

The object of this study is to examine co-activities of eight muscle group in various lifting conditions. A total of 40 voluntary subjects with no experience of low back pain participated in this experiment. The muscle activities of interested were bicep brachii, thoracic erector spinae, lumbar erector spinae, latissimus dorsi, external oblique, rectus abdominis, rectus femoris, and semitendinosus of the right side body. Surface EMG signals were obtained in static holding postures of 3 kneeling angles, 5 trunk flexion angles, 2 horizontal lifting distances, and 3 loading conditions. After recording, the percentages of maximum voluntary contraction (NEMG) and relative activity level (RAL) were calculated as indications of level of participations in each individual level.

Analysis of variance result indicated significant effects of the examined tasks variables on

NEMGs and RALs ($p < 0.05$). Depends on concentric or eccentric joint motion, which either shorten or lengthen the examined muscle lengths, so as lead to an increase or decrease of the recorded EMG. Increase in EMG data can also attributed to an increase of external loads, an increase of horizontal holding distance, and the necessity of static contractions to maintain posture in balance. In addition, increase of trunk flexion angle decrease the horizontal moment arm of biceps and increase the length of semitendinosus so as increase their activation levels. Increase of knee flexion angle would restrict pelvis rotation and affect the linear relations between the trunk flexion angle and NEMG of the back muscles. This study constitutes an important part of understanding the feasibility of using surface EMG to examining muscle coactivation in functional posture of load holding.

Department Rehabilitation Medicine and Orthopedic Surgery**, Chang Gung Memorial Hospital.

*Department of Industrial Management, National Taiwan Institute of Technology.