

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

老年人肌力流失與肌肉疲勞的肌電圖與肌動圖研究

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC93-2413-H-034-003-

執行期間：93年08月01日至94年07月31日

執行單位：中國文化大學體育學系

計畫主持人：劉宇

共同主持人：陳嘉遠

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 94 年 10 月 25 日

# 老年人肌力流失與肌肉疲勞的肌電圖與肌動圖研究

## 中文摘要

本研究目的在於以新的生物信號評估工具—肌動圖 (mechanomyography, MMG)，配合肌電圖與力量測試評估系統來探討老年人肌力流失對下肢肌力與爆發力的影響以及與肌肉疲勞的關係。受試者為健康的男性老年組 (64.5 ± 4.5 歲) 與年輕組 (22.6 ± 2.8 歲) 各 10 位。受試者實施股四頭肌最大等長收縮、最快速度不同強度 (75%、60%、45% 1RM) 的伸膝動作及 45% 的疲勞測試，並記錄向心收縮期不同強度的 EMG 與 MMG 訊號。結果老年組的絕對/相對最大肌力與爆發力皆明顯低於年輕組 ( $p < .05$ )，而相對最大爆發力比最大肌力下降的比例高達 46.2%；在 EMG/MMG 的訊號方面，老年組 EMG 振幅只有在 75%，其它則三種強度的 MMG 振幅與 EMG/MMG 平均功率頻率皆小於年輕組 ( $p < .05$ )，顯示老年組的肌纖維以慢縮肌為主導，並發現老年組內 75% 的 EMG/MMG 振幅下降，表示老年人因高負荷徵召不到快縮肌所致；另外，老年組的肌肉疲勞後 EMG 中位頻率偏低，顯示老年組的肌肉疲勞度大於年輕組 ( $p < .05$ )，MMG 中位頻率則無年齡差異。由本研究結果得知老化對爆發力影響遠超過對肌力影響，MMG 訊號不僅可反應肌肉收縮的力學活動，其振幅可能比 EMG 更能反應爆發力。

關鍵詞：老化、肌力流失、肌肉疲勞、肌電圖、肌動圖。

## Age-related Sarcopenia and Muscular Fatigue: An Electromyographic and Mechanomyographic Study

### Abstract

The purpose of this study was to investigate the effects of age-related sarcopenia on muscle mass, relative muscle strength/power performance in the lower limbs, and the responses of electromyography (EMG) and mechanomyography (MMG) on the activation patterns of motor units under leg extension muscle power performance in the elderly. Subjects were healthy old ( $n=10$ , 64.5 ± 4.5 yrs) and young ( $n=10$ , 22.6 ± 2.8yrs) groups. All subjects performed quadriceps maximal voluntary contraction (MVC) and fastest speed leg extension with different levels (75%, 60%, 45% 1RM), and 45% fatigue test to all-out. Absolute/relative maximal MVC (MVCmax), maximal power of 75%1RM (Pmax), different level EMG/MMG amplitudes and frequencies responses of vastus lateralis concentric contraction, and median frequency response to fatigue were compared between groups. Comparing to the young, the elderly had significantly less absolute/relative MVCmax and

Pmax ( $p < .05$ ), whereas relative Pmax decreased more than MVCmax with 46.2%, the elderly also had lower rmsEMG for 75% and mpfEMG/rmsMMG/mpfMMG for all levels ( $p < .05$ ); the decreased rmsEMG and rmsMMG were observed among the elderly due to failure recruitment of fast-twitch; the lower post-fatigue mdfEMG demonstrated the elderly fatigued more than the young ( $p < .05$ ), but no age difference in post-fatigue mdfMMG. The results indicate the declines of muscle mass, neuromuscular performance and changes of MU activation patterns may result from age-related sarcopenia, and the age affects muscle power more than muscle strength.

Key words: aging, sarcopenia, muscle fatigue, electromyography, mechanomyography.

## 前 言

老人的脆弱與行動不便 (loss of mobility)，最主要的原因為肌肉質量、力量與耐力降低(Hindmarsh & Estes, 1989)，而隨著正常老化，肌肉質量、力量與功能降低目前在國外普遍地被稱為「sarcopenia」，這是近年才創的新名詞 (Rosenberg, 1997; Bross, Javanbakht, & Bhasin, 1999; Waters, Baumgartner & Garry, 2000; Vandervoort & Symons 2001)，因國內尚無統一名稱，本研究暫譯為「肌力流失」。

許多研究已經證實老化與等長收縮最大力量表現降低有顯著關係，尤其是年齡從 60 歲起 (Vandervoort & McComas, 1986; Narici, Bordini, & Cerretelli, 1991)，而 Hakkinen 與 Hakkinen (1991) 也提出肌力下降與肌肉橫斷面面積有顯著，因此有的研究當以絕對力量表現來探討老人的肌力退化問題時，確實有老化現象，但一旦以相對力量 (相對於每單位作用肌肉體積或重量) 來研究時，就產生不同的結果，有的研究結果顯示老人的相對力量有老化現象 (Vandervoort & McComas, 1986)，有的則提出老人的相對力量與年輕人無差異存在 (Kent-Braun & Ng, 1999)

雖然最大力量的退化可能影響老人的行動能力，然而事實上日常活動經常需要有強度而短促的肌肉作用力量，因此肌肉爆發力 (muscle power) 在肌肉功能表現上扮演一個很重要的角色 (Basse et al., 1992; Rantanen & Avela, 1997)，因此許多研究就將焦點放在探討老化對肌肉爆發力影響，並且提出老年人的肌肉爆發力與與瞬發肌力下降程度比最大肌力 (最大等長收縮力量) 更高 (Izquierdo et al., 1999; Metter, Conwit, Tobin, & Fozard, 1997)。

另外對於老化與肌肉疲勞的關係眾說紛紜，研究指出老年人因肌肉較弱、收縮較慢因此肌肉疲勞甚過年輕人 (Davies, & White, 1983)，相反的有些研究則提出老人可能因老化使得慢縮肌纖維比例增加反而比年輕人更耐疲勞 (Ditor & Hicks, 2000)，由此可見

老化與肌肉疲勞相關研究結果具相當爭議性，然而藉以評估與測量的技術仍然非常缺乏（Greenlund & Nair, 2003）。

肌肉疲勞在運動科學與醫學的研究中已經廣泛地使用表面肌電圖訊號（surface electromyography, sEMG，一般簡稱 EMG）作為研究工具。另外，肌動圖也可以用來觀察肌肉疲勞，研究顯示同時以肌電圖與肌動圖記錄相同的肌肉似乎有相同的行為模式（Tarata, 2001; Tarata, 2003），亦即表面肌電圖與肌動圖的中位頻（median frequency, MDF）在收縮最初時就下降說明了中樞引起的疲勞，而隨著疲勞過程累加，肌電圖與的肌動圖功率頻譜密度（power spectral density, PSD）會偏向低頻，而均方根振幅值（root mean square, RMS）會增加（Madeleine, Jorgensen, Sogaard, rendt-Nielsen, & Sjogaard, 2002；Tarata, 2003），肌動圖與體表肌電圖訊號具有相似性，可以偵測中樞疲勞（central fatigue）與周邊疲勞（peripheral fatigue）（Tarata, 2003），因此同時使用體表肌電圖與肌動圖來測量肌肉疲勞，具有相當的信度，可以偵測到肌肉在電性與力學上的分離（興奮-收縮偶合）（excitation-contraction coupling）（Orizio, 1993; Stokes, 1993）。

綜上所述，正常老化在神經肌肉系統的變化，會產生肌力流失（sarcopenia），這是人體在複雜的層級系統（hierarchical system）中基礎細胞的老化過程與細胞適應的結果（Navarro, Lopez-Cepero, & Sanchez, 2001），這結果成為老人脆弱與行動不便甚至失能的頭號敵人，在日常活動中爆發力對老年人的重要性不容忽視，老人的肌力流失，會使得快縮肌比例減少而慢縮肌增加，因此可能使得老人的爆發力下降比肌力下降還要明顯，而有關老化與肌肉疲勞的問題，研究結果一直產生很大分歧，可能需要發展更多的評估工具與方法，近年新發展的肌動圖已被使用在偵測正常人肌肉疲勞以及與力量相關的研究中，並被推崇為與肌電圖具有相同價值，可以有效地偵測肌肉疲勞，然而，目前國內外以 MMG 作為工具探討老化與肌肉疲勞關係的研究仍非常不足。因此本研究目的在於探討老人的下肢相對最大肌力與爆發力的表現，以及老化與肌肉疲勞的關係，同時這些可能發生在老人的肌力流失現象反應在肌電圖與肌動圖的訊號上又是如何？

## 研究目的

基於以上的討論，本研究目的是要利用最大等長隨意收縮與動態式等張動作來探討老年人的肌力流失問題，具體地包括下列四點：

- 一、 探討老年人下肢的絕對與相對最大肌力與爆發力表現與年輕人的差異。
- 二、 探討老年人在不同強度實施最快速度伸膝動作時，肌肉收縮在肌電圖與肌動圖訊號上反應與改變，並比較與年輕人的差異性，以進一步瞭解老年人肌力流失對於運動單位的活化型式在電性上與力學上的影響。
- 三、 以肌電圖與肌動圖的頻率域分析，來觀察老年人與年輕人肌肉疲勞現象，以進一步瞭解老化對肌肉疲勞的影響。
- 四、 探討肌動圖作為研究肌肉功能的生物訊號工具之可行性與侷限性，並藉由文獻探

討與分析介紹肌動圖，以補充國內相關領域的資料不足。

## 研究方法與步驟

實驗對象：本研究之受試者為有規律運動（平均每週三次每次大約 1 小時）並自願參與實驗之 20 位之健康男性，分為老年組 10 位（ $64.5 \pm 4.5$  歲）與年輕組 10 位（ $22.6 \pm 2.8$  歲）。所有受試者於實驗前接受問卷調查確認無心血管疾病或重大疾病、一年內皆無下肢受傷，同時每位受試者於實驗前皆簽署接受實驗同意書。

本研究實驗動作分成二大部分：最大肌力（最大反覆次數 1 次，1RM）推估之測驗，休息七天後再進行正式實驗動作。

最大等長肌力測試：所有受試者以坐姿（大腿與小腿成  $90^\circ$ ）坐在大腿伸展機之座椅，股四頭肌（即伸膝動作）實施 100%MVC 最大等長收縮動作持續三秒，並取中間 1 秒收縮最大值作為肌電圖與肌動圖與最大肌力的標準化值及最大肌力之比較。

等張肌力測試：所有受試者在大腿伸展機上分別以最快速度實施三次 75%1RM 與 60%1RM 強度之伸膝動作，以及以最快速度實施 45%1RM 強度盡最快努力的等張動作至耗竭（all out）為止，同時紀錄肌電圖、肌動圖、加速規、關節角度以及力量訊號，觀察老年人與年輕人在不同負荷向心期下肢爆發力反應在肌電圖與肌動圖訊號上的差異，以及在低負荷（40%1RM）動態收縮疲勞前後的差異。

### 實驗儀器與設備

- 肌電圖（EMG）：德國 Biovision 之 EMG—Amplifier 系統（Biovision, Bleichstrasse 6a, D-61273 Wehrheim, Germany）。
- 肌動圖（MMG）：德國 Biovision 之雙軸加速度計（biaxial accelerometer），測量範圍： $\pm 2g$ 【 $g=9.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ 】。
- 力量傳感器（load cell）及放大器：最大量程：300kgW；形狀為圓形或方形，兩端裝有便於安裝之圓環，將力量傳感器安裝於重量塊與鋼索之間。
- 加速度傳感器與放大器：測量範圍： $\pm 50g$ ；將加速規固定於已知重量之鉛塊上。
- 關節角度計：主要是要測量受試者做伸膝動作時膝關節的角度變化，以作為股外側肌向心收縮期之判斷。
- 實驗動作設備：腿部伸展機（leg extension machine）一台與不同重量的小單位重量片。

肌電圖（EMG）、肌動圖（MMG）、力量傳感器、加速度傳感器與關節角度計蒐集到的原始訊號，會先經過放大器放大訊號，再透過 16 頻道輸入器（input box）進入 12 位元（bit）類比／數位訊號轉換器（A/D 卡）（NI DaqCard, 6024E, National Instruments Corporation, Germany），將類比訊號轉換成數位訊號。

伸膝動作時股外側肌的肌電圖與肌動圖原始訊號如圖 1 所示。

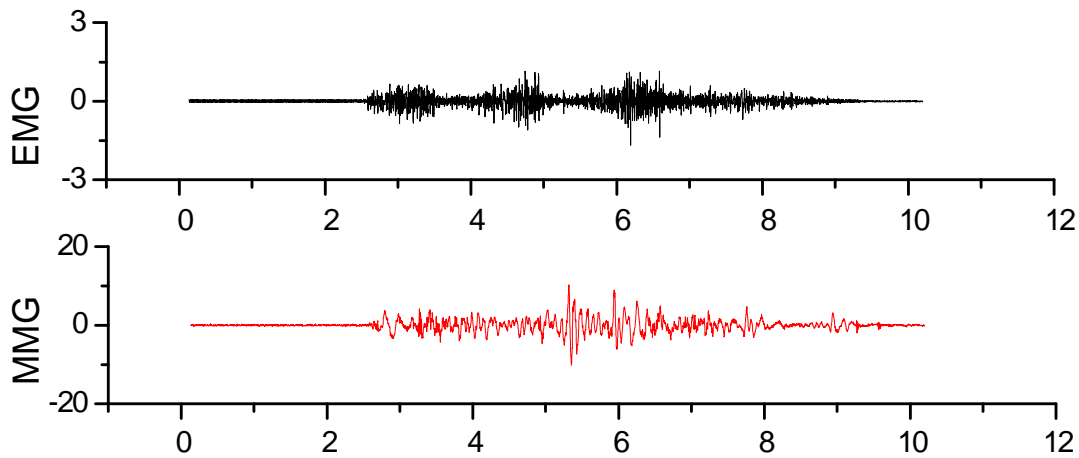


圖 1：股外側肌肌電圖（EMG）與肌動圖（MMG）原始訊號圖

肌動圖與肌電圖訊號分析主要是要觀察二組受試者股外側肌在向心期不同強度動態負荷下，此兩種訊號的反應，以及在最低負荷下（45%1RM）動態收縮至耗竭的疲勞現象，評估參數與分析方式包括時間域分析（time domain）與頻率域分析（frequency domain），並且所有評估參數在進行統計分析前皆以個別受試者之最大努力收縮 1 秒的最大值做為參考值，因此所有評估參數皆為標準化後的值作比較。

統計方法：本實驗分成老年組與年輕組，所有收集資料以 SPSS10.0 套裝軟體進行分析，顯著水準  $\alpha$  值設定為 .05，統計方法則以描述統計之平均數及標準差分析所有受試者之基本資料，並以獨立樣本 t 檢定分析二組在大腿瘦體體積、絕對最大肌力、相對最大肌力、絕對最大爆發力、相對最大爆發力的差異，以及肌電圖與肌動圖疲勞前後中位頻率比值之差異。

## 結果

### 一、最大等長肌力之比較

所有受試者之最大等長收縮 1 秒之絕對最大肌力(MVCmax)，及相對最大肌力（每單位大腿瘦體體積所產生的最大肌力，單位為：公斤重/立方公分，kgw/c.c.）描述性統計量如表 1，統計以獨立樣本 t 檢定比較二組受試者之差異性。

表 1：老年組與年輕組絕對/相對最大肌力平均數比較摘要表

組別	絕對 MVCmax (kgw)		相對 MVCmax (kgw/c.c.)	
	平均數	標準差	平均數	標準差

老年組(n=10)	43.55	3.32	0.014	8.458E-4
年輕組(n=10)	76.29	11.39	0.019	4.257 E-4

由獨立 t 檢定結果摘要表顯示，老年組的股四頭肌無論是絕對最大肌力或相對最大肌力 (MVCmax) 皆明顯小於年輕組 ( $p < .05$ )。

## 二、最大爆發力之比較

二組受試者在 75% 1RM 下實施最快速度伸膝動作所產生的向心期的絕對最大爆發力 (Pmax) 與相對最大爆發力 (每單位大腿瘦體體積所產生的最大爆發力，單位為：瓦特/每立方公分，W/c.c.) 的描述性統計如表 2，二組差異以獨立樣本 t 檢定比較。

表 2：老年組與年輕組最大爆發力 (Pmax) 平均數比較摘要表

組別	絕對 Pmax (W)		相對 Pmax (W/c.c.)	
	平均數	標準差	平均數	標準差
老年組(n=10)	398.88	120.14	0.151	0.072
年輕組(n=10)	2309.23	1617.96	0.549	0.518

無論是絕對最大爆發力 (Pmax) 或相對最大爆發力 (Pmax) 都顯示老年組明顯低於年輕組 ( $p < .05$ )。

## 三、老年組與年輕組不同強度肌電圖的比較

三種負荷強度 45%、60% 與 75% 實施最大速度的伸膝動作，股外側肌在向心期收縮時 EMG 的振幅值 (rmsEMG) 皆以標準化後的 EMG 振幅的描述性統計量如表 3，二組受試者不同強度的 EMG 振幅的差異性比較以二因子混合設計變異數分析。

表 3：老年組與年輕組不同強度標準化 EMG 振幅描述性統計摘要表

組別	標準化 EMG 振幅 (%MVC)					
	45% 1RM		60% 1RM		75% 1RM	
	平均數	標準差	平均數	標準差	平均數	標準差
老年組 (n=10)	63.51	12.34	72.13	9.05	67.48	11.18
年輕組 (n=10)	73.13	29.82	89.33	37.98	102.89	42.23

二組在不同強度的 EMG 振幅的比較上只有 75% 1RM 的 EMG 振幅達顯著差異，顯示老年組只有在強度 75% 1RM 的 EMG 振幅明顯低於年輕組 ( $p < .05$ )，其他二種強度 45% 與 60% 的 EMG 振幅雖小於年輕組但皆未達顯著差異。

如圖 2 所示，二組不同強度的 EMG 振幅事後成對比較得知，老年組組內不同強度的 EMG 振幅，其中 45% < 60% ( $p < .05$ )，60% 1RM 的 EMG 振幅則反而大於 75% 1RM 強度的 EMG 振幅但未達顯著差異；在年輕組方面三種強度的 EMG 振幅，則是 45% <

65% ( $p<.05$ ),  $60% < 75%$  ( $p<.05$ ), 亦即不同強度 (45%、60%、75%) 的 EMG 振幅皆明顯隨著強度增加而增加 ( $p<.05$ )。

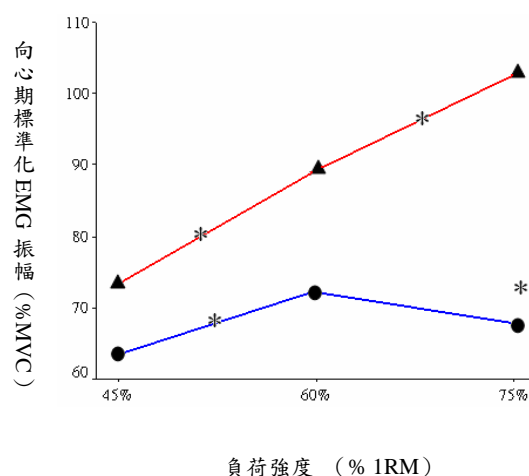


圖 2：老年組與年輕組不同強度的 EMG 振幅比較圖  
 藍線—老年組；紅線—年輕組；\* $p<.05$  \*線外：組間之差異；  
 \*線內：組內之差異

#### 四、老年組與年輕組不同強度肌動圖的比較

所有肌動圖的參數皆以 MVC 的最大值作標準化來比較。在三種負荷強度 45%、60% 與 75% 1RM 下，二組受試者股外側肌在向心期收縮時 MMG 的振幅值以均方根振幅表示，描述性統計量如表 4。

表 4：老年組與年輕組不同強度標準化 MMG 振幅的描述性統計摘要表

組別	標準化 MMG 振幅(% MVC)					
	45% 1RM		60% 1RM		75% 1RM	
	平均數	標準差	平均數	標準差	平均數	標準差
老年組 (n=10)	191.05	41.06	227.66	31.02	216.34	35.30
年輕組(n=10)	277.83	117.18	317.99	128.48	343.07	127.20

三種不同強度標準化 MMG 振幅在組別上皆達顯著差異，顯示老年組在 45%、60%、75% 的 MMG 振幅皆明顯小於年輕組 ( $p<.05$ )。

二組事後成對比較顯示，老年組 MMG 振幅 45% 明顯小於 60% ( $p<.05$ )，但 60% 的反而略微大於 75% 1RM 強度的 MMG 振幅，但未達顯著差異；在年輕組方面，三種強度的標準化 MMG 振幅是  $45% < 65%$  ( $p<.05$ ),  $60% < 75%$  ( $p<.05$ )，亦即不同強度 45%、60% 與 75% 的 MMG 振幅明顯地隨強度增加而增加 ( $p<.05$ )，請參考圖 3。



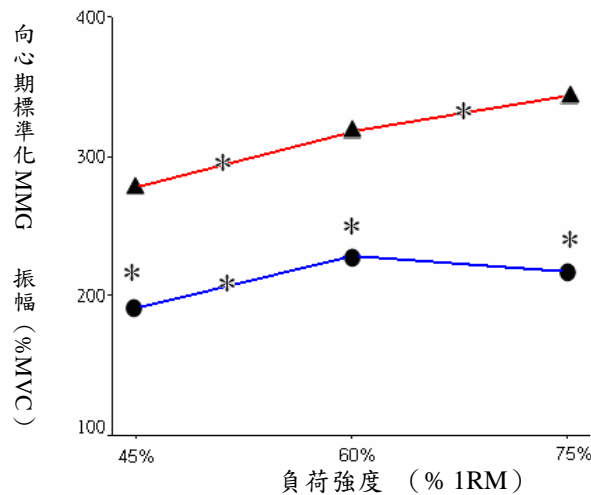


圖 3：老年組與年輕組不同強度的 MMG 振幅比較圖  
 藍線—老年組；紅線—年輕組；\* $p < .05$  \*線外：組間之差異；  
 \*線內：組內之差異

### 五、老年組與年輕組的肌肉疲勞比較

老年組與年輕組在最低負荷 45%1RM 下的 EMG 中位頻率 (median frequency, MDF) 疲勞前後變化比值 ( $\beta_{\text{mdfEMG}}$ ) 及 MMG 中位頻率疲勞前後變化比值 ( $\beta_{\text{mdfMMG}}$ ) 大小表示疲勞度 (比值越大，疲勞度越小，反之比值越小，則疲勞度越大)，描述性統計如表 5，二組的  $\beta_{\text{mdfEMG}}$  與  $\beta_{\text{mdfMMG}}$ ，分別以獨立樣本 t 檢定來比較。

表 5：老年組與年輕組 EMG 與 MMG 中位頻率疲勞前後比值平均數摘要表

組別	$\beta_{\text{mdfEMG}}$		$\beta_{\text{mdfMMG}}$	
	平均數	標準差	平均數	標準差
老年組 (n=10)	81.48%	10.0027	99.0452	22.2146
年輕組 (n=10)	91.66	6.9978	105.1303	9.6078

老年組的 EMG 疲勞前後比值 ( $\beta_{\text{mdfEMG}}$ ) 明顯小於年輕組 ( $p < .05$ )，表示老年人在肌肉疲勞後，EMG 的中位頻率偏向低頻的程度較大，亦即老年人的肌肉疲勞程度明顯大於年輕人 ( $p < .05$ )。然而老年組與年輕組在 MMG 的疲勞前後比值 ( $\beta_{\text{mdfMMG}}$ ) 的比較上則無顯著差異。

## 討論與結論

本研究以靜態等長收縮(MVC)所產生的相對最大肌力以及以每單位大腿瘦體體積所產生的相對最大肌力比較老年人與年輕人的最大肌力表現，結果無論是絕對或相對最大肌力皆顯示老年人肌力比年輕人小 ( $p < .05$ )，此結果與前人所做研究在相對力量上比較皆相同 (Kent-Braun & Ng, 1999)。

最大爆發力 (Pmax) 結果顯示老年人的絕對與相對最大爆發力皆小於年輕人 ( $p < .05$ )，也證實了老年人因老化會產生選擇性地快縮肌纖維萎縮而使得與速度相關的力量-即爆發力會減弱 (Larsson, Grimby, & Karlsson, 1979; Metter et al., 1997; Lanza et al., 2003)

本研究在探討老人的肌力表現無論是絕對或相對的最大肌力或爆發力皆顯示老人有肌力流失的現象，可能是老化使得肌肉肌肉橫斷面面積縮小、快縮肌纖維萎縮，而這兩者與最大力量表現及速度有關的力量表現有關 (Ikai & Fukunaga, 1970; Metter et al., 1997)。

老年人雖然同時在最大肌力與最大爆發力表現上明顯降低，然而最大爆發力降低的比例卻比最大肌力下降的比例卻高達46.2% (2.5倍之多)，本研究結果與Izquierdo等人 (1999) 及Lanza等人 (2003) 的研究結果相同，也符合本研究假設，證實老年人因老化使得快縮肌比例萎縮，尤其在股外側肌可能是萎縮最嚴重的肌肉 (Nikolic et al., 2001)，因此以快縮肌主導而產生速度相關的爆發力，受到老化的影響會比最大肌力還明顯。

研究結果顯示老年人的標準化肌電圖振幅 EMG 振幅在 45%、60%與 75%強度皆低於年輕組但只有 75%達統計上顯著水準 ( $p < .05$ )，本研究結果顯示老人的快縮纖維比年輕人少而產生較低的 EMG 振幅，而老年組在強度 75% 1RM 時反而下降，可能是因實驗動作是以最快速度完成是爆發力的表現，而 75%對老年人而言已經是高強度因此徵召不到快縮纖維而降低振幅，因此亦有研究提出下肢表現最大爆發力的強度是在 60%~70% (Izquierdo et al., 1999)，因此要訓練老人的肌力或爆發力時，當選擇重量時可能不能完全依照運動訓練法的標準，而必須考量老年人在型態上與組織上的改變與特性。在 EMG 時域上反應顯示老年人的 MU 激活策略並不與年輕人相同。

相較於 EMG 振幅只有在 75%的強度發現有年齡上的差異，肌動圖振幅則發現老年人在三種不同強度，45%、60%與 75%1RM 的 MMG 振幅皆明顯小於年輕人的 ( $p < .05$ )，此結果與 Esposito 等人 (1996) 的研究相同。由於 MMG 的振幅大小由肌肉收縮的力學特性 (mechanical properties)、肌纖維組成及放電率 (firing rate) 有關 (Yoshitake & Moritani, 1999)，因此老年人因運動單位的減少會使得振幅值減低 (Esposito et al., 1996)。另外，在不同強度下老人的 MMG 振幅反應則與 EMG 有類似的模式，老年組的 MMG 振幅在

強度 75%時成下降的現象，相似的結果也在 Esposito 的研究發現，此研究以 20%、40%、60%、80%及 100%MVC 比較老年人的 MMG 振幅變化，結果老年人的 MMG 振幅隨力量增加而增加至 80%，到了 100%MVC 則呈下降的現象，而本研究實驗是動態式快速產生的爆發力，75%的強度對老年人而言可能是高強度，而高強度收縮因發放率 (discharge rate) 增加使得放電率也增加，而產生強直性收縮，並使得肌肉堅硬 (muscle stiffness) 而降低 MMG 振幅的緣故。在年輕組方面則顯示 MMG 振幅隨力量增加而增加，此部分的結果與 Dalton 及 Stokes (1991) 在動態式收縮結果相同。

一般而言在靜態最大或次大等長收縮、較慢的次大等速動態收縮時，MMG大體上與EMG具有類似的模式 (Madeleine, Bajaj, Sogaard, & Arendt-Nielsen, 2001; Dalton & Stokes, 1991)，然而在與速度相關所產生的爆發力時，MMG的發展模式就與EMG不同。自從Bodor於1999年提出肌肉在實施最大等速收縮動作時，MMG的振幅與肌肉的功率輸出 (或爆發力) 關係可能更甚於與力量輸出的關係，此後陸續有些研究將焦點放在研究 MMG與肌肉功率輸出的關係，結果發現在不同速度下實施最大向心等速收縮，MMG發展的模式的確與肌肉爆發力的發展模式相當相似，亦即當速度增加，爆發力增加，MMG 振幅也增加 (或者增加到某個速度水準)，而EMG則並無此類似的模式 (Cramer et al., 2000, 2003)。本研究的實驗設計雖然與前人研究不相同，但都是以產生最大爆發力為原則，而本研究結果顯示老年人三種強度的MMG振幅皆明顯小於年輕人，而EMG則只有觀察到一種強度(75%)有明顯差異，似乎也顯示MMG在爆發力的表現上可能比EMG更具相關性，然需要更深入及更廣泛的研究來證實。在MMG的時域上也顯示老人的MU激活模式並不與年輕人相同。

本研究以疲勞前後的 EMG 中位頻率比值 ( $\beta$ mdfEMG) 探討疲勞問題，比值越小表示疲勞程度較大，結果顯示老年人的  $\beta$ mdfEMG 明顯小於年輕組 10.18% ( $p < .05$ )，亦即老年人在肌肉疲勞時 EMG 的中位頻率(mdfEMG)偏向低頻的程度比年輕人嚴重達 10.18%。

由於 EMG 的頻率主要對肌纖維的傳導速度敏感，而尺寸大的肌纖維 (type II) 傳導速度比慢縮纖維 (type I) 快且頻率較高 (Gerdle, Wretling, & Henriksson-Larsen, 1988)，因此在一般老人的股四頭肌 type I 比例 (55%) 高於年輕人 (40%) (Larsson et al., 1979) 的情況下，尤其股外側肌可能因老化萎縮最為嚴重 (Nikolic et al., 2001)，當產生肌肉疲勞時肌電圖的頻率較低。雖然影響肌肉疲勞的因素很多，EMG 的頻率反應即是影響肌肉疲勞因素之一的肌纖維傳導速度，就以此影響因素而言，本研究結果顯示老人在動態收縮時肌肉疲勞程度的確明顯比年輕人大，與前人研究相同 (Davies & White, 1983; Lennmarken et al., 1985)，Davies 與 White (1983) 利用電刺激引起老年人與年輕人疲勞前後的最大 MVC，結果顯示，疲勞後的相對最大 MVC 明顯小於年輕人，因此提出老年人的疲勞程度大於年輕人。另外在研究老人的中樞疲勞問題也發現，老人的中樞疲勞明顯大於年輕人 (Stackhouse et al., 2001; Bilodeau et al., 2001) 並且認為老年人肌力的減弱主要可能是由於中樞疲勞引起的。

本研究也同時使用MMG的中位頻率疲勞前後的比值 ( $\beta$  mdfMMG) 來探討老人的疲勞，然而本研究結果發現，老年組與年輕組的MMG中位頻率在疲勞前後並未改變，而且老年人與年輕人的  $\beta$  mdfMMG亦無顯著差異，此結果與Tarata (2001) 所研究的肱二頭肌靜態收縮產生的疲勞會使MMG中位頻率偏向低頻分佈的結果不同；但與Dalton及Stokes (1993) 研究結果相同，他們研究的肌肉也是股四頭肌，但是方法是比較疲勞前後實施不同重量 (10%~100%) 後的MMG在頻率上的反應與差異，結果疲勞前後不同重量的MMG頻率幾乎沒什麼改變；另外在Sogaard等人 (2003) 的研究也發現疲勞後的MMG頻率沒有改變。

雖然MMG的頻率被認為是反應激活運動單位(activated MUs)的總放電率 (Orizio et al, 1990)，但是MMG的訊號也受到肌肉硬度、肌肉與周圍介質的黏稠度 (viscosity)、肌纖維組成與分佈、生理學的震顫 (physiological tremor)、溫度，以及組織在肌肉與表面之間的收縮特性等因素影響 (Barry, 1987; Orizio, 1993)。Dalton及Stokes認為他們的研究結果無法與生理學上的震顫比較，因為一般疲勞測試所產生的震顫，頻率在10Hz以下 (Comby, Chevalier, & Bouchoucha, 1992)，反而會降低頻率分佈，而本研究是動態式收縮，並不得而知動態式的疲勞測試所產生的震顫頻率。由於影響肌肉疲勞的因素非常複雜，發生機制尚未完全確立，肌肉疲勞中樞疲勞與周邊疲勞，發生的潛在原因包括神經中樞的驅動、動作電位延著肌纖維膜的傳導速度、橫橋(cross-bridge)的結合、肌漿網對鈣的攝取、興奮收縮耦合完成等 (Bigland-Ritchie et al., 1978; Enoka & Stuart, 1992; Kent-Braun et al., 2002)，因此有人提出肌肉疲勞與活動型態不同而有所差異 (Bigland-Ritchie, Rice, Garland, Walsh, 1995)，本研究的動作是動態伸膝動作所產生的疲勞，與前人研究的等長收縮動作不同，而且影響MMG頻率的確定因素似乎也尚未確定，這些都可能是造成研究結果差異的原因，相關問題可能需要進一步作更深入的探討。

本研究在型態、肌肉力量表現及肌肉疲勞測試上探討老人的肌力流失與肌肉疲勞問題，同時藉以觀察肌動圖作為研究肌肉功能的可行性，經過研究結果與討論，獲得以下的結論：

- 一、老年人的絕對與相對最大肌力、最大爆發力皆明顯小於年輕人，顯示老年人在型態上與肌力表現上有肌肉質量流失與肌力減弱的肌力流失現象。
- 二、老年人的相對最大爆發力下降的比例遠超過最大肌力下降的比例，顯示老化對爆發力的影響更甚於對最大肌力的影響。
- 三、在不同強度下老人的肌電圖與肌動圖振幅、平均功率頻率皆小於年輕人，顯示老年人因快縮肌纖維比例萎縮並以慢縮肌為主所產生的反應。也因為此一老化在神經肌肉上的改變，使得老人的運動單位的激活策略與年輕人並不完全相同。
- 四、以肌電圖及肌動圖來觀察老年人的肌肉疲勞程度，結果從肌電圖的反應上顯示老年人的肌肉疲勞程度明顯高於年輕人，肌動圖則無明顯差異。
- 五、以肌動圖觀察動態最大向心收縮產生爆發力時肌肉收縮時的運動單位激活模式 (activation patterns)，無論是在時域或頻率域方面皆與肌電圖有類似的模式，然

而在時域方面肌動圖的反應比肌電圖明顯，可能肌動圖與爆發力的關係比肌電圖更接近。

## 引用文獻

- Barry, D.T. (1987). Acoustic signals from frog skeletal muscle. *Biophysical Journal*, 51(5), 769-773.
- Bassey, E.J., Fiatarone, M.A., O'Neil, E.F., Kelly, M., Evans, W.J., Lipsitz, L.A. (1992). Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clinical Science*, 82(3), 321-327.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A., Hosking, G.P., Edwards, R.H. (1978). Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clinical Science & Molecular Medicine*, 54(6), 609-14.
- Bigland-Ritchie, B., Rice, C.L., Garland, S.J., & Walsh ML. (1995). Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. *Advances in Experimental Medicine & Biology*, 384, 361-80.
- Bilodeau, M., Henderson, T.K., Nolte, B.E., Pursley, P.J., & Sandfort, G.S. (2001). Effect of aging on fatigue characteristics of elbow flexor muscles during sustained submaximal contraction. *Journal of Applied Physiology*, 91(6), 2654-2664.
- Bross R, Javanbakht, M., & Bhasin S. (1999). Anabolic interventions for aging-associated sarcopenia. *Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 84(10), 3420-3430.
- Conwit, R.A., Stashuk, D., Tracy, B.L., McHugh, M., Brown, W.F., & Metter, E.J. (1999). The relationship of motor unit size, firing rate, and force. *Clinical Neurophysiology* 110(7), 1270-1275.
- Comby, B, Chevalier, G, & Bouchouca, M. (1992). A new method for the measurement of tremor at rest. *Archives Internationales de Physiologie, de Biochimie et de Biophysique*, 100(1), 73-78
- Cramer, J.T., Housh, T.J., Johnson, G.O., Ebersole, K.T., Perry, S.R., & Bull, A.J. (2000). Mechanomyographic amplitude and mean power output during maximal, concentric, isokinetic muscle actions. *Muscle & Nerve*, 23(12), 1826-1831.
- Cramer, J.T., Housh, T.J., Weir, J.P., Johnson, G.O., Berning, J.M., Perry, S.R., Bull, A.J. (2003). Gender, muscle, and velocity comparisons of mechanomyographic and electromyographic responses during isokinetic muscle actions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 14(2), 116-27
- Dalton, P.A. & Stokes, M.J. (1991). Acoustic myography reflects force changes during dynamic concentric and eccentric contractions of the human biceps brachii muscle.

- European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 63(6), 412-416.
- Dalton, P.A., Stokes, M.A. (1993). Frequency of acoustic myography during isometric contraction of fresh and fatigued muscle and during dynamic contractions. *Muscle & Nerve*, 16 (3), 255–261.
- Davies, C.T. & White, M.J. (1983). Contractile properties of elderly human triceps surae. *Gerontology*, 29(1), 19-25.
- Ditor, D.S. & Hicks, A.L. (2000). The effect of age and gender on the relative fatigability of the human adductor pollicis muscle. *Canadian Journal of Physiology & Pharmacology*, 78(10), 781–790.
- Esposito, F., Malgrati, D., Veicsteinas, A., & Orizio, C. (1996). Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 73(6), 503–510.
- Gerdle, B., Wretling, M.L., & Henriksson-Larsen, K. (1988). Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram. *Acta Physiologica Scandinavica*, 134(3), 341-346.
- Greenlund, L.J. & Nair, K.S. (2003) Sarcopenia--consequences, mechanisms, and potential therapies. *Mechanisms of Ageing & Development*, 124(3), 287-299.
- Hindmarsh, J.J. & Estes, E.H., Jr. (1989). Falls in Older persons. Causes and interventions. *Archives of Internal Medicine*, 149(10), 2217-2222.
- Ikai, M. & Fukunaga, T. (1970). A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 28(3), 173-80.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A., et al. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167(1), 57–68.
- Kent-Braun, J.A. & Ng, A.V. (1999) Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. *Journal of Applied Physiology*, 87(1), 22-29,
- Kent-Braun, JA, Ng, AV, Doyle, JW, & Towse, TF. (2002). Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *Journal of Physiology*, 93(5), 1813-1823.
- Lanza, I. R., Towse, T. F., Caldwell, G. E., Wigmore, D. M., & Kent-Braun, J. A. (2003). Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *Journal of Applied Physiology*, 95, 2361 - 2369.
- Larsson L., Grimby G., & Karlsson J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental & Exercise Physiologist*, 46(3), 451-456.
- Madeleine, P., Jorgensen, L.V., Sogaard, K., Arendt-Nielsen, L., & Sjogaard G. (2002). Development of muscle fatigue as assessed by electromyography and

- mechanomyography during continuous and intermittent low-force contractions: effects of the feedback mode. *European Journal of Applied Physiology*, 87(1), 28-37.
- Metter, E.J., Conwit, R., Tobin, J., & Fozard, L. (1997). Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. *Journals of Gerontology Series A-Biological Sciences & Medical Sciences*, 52(5), B267–B276.
- Narici, M. V., Bordini, M., & Cerretelli, P. (1991). Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. *Journal of Applied Physiology*, 71(4), 1277-1281.
- Navarro, A., Lopez-Cepero, J.M., & Sanchez del Pino, M.J. (2001). Skeletal muscle and aging. *Frontiers in Bioscience*, 6, 26-44
- Nikolic, M., Malnar-Dragojevic, D., Bobinac, D., Bajek, S., Jerkovic, R., & Soic-Vranic, T. (2001). Age-related skeletal muscle atrophy in humans: an immunohistochemical and morphometric study. *Collegium Antropologicum*, 25(2):545-553.
- Orizio, C., Solomonow, M., Baratta, R., & Veicsteinas, A.(1993). Influence of motor units recruitment and firing rate on the soundmyogram and EMG characteristics in cat gastrocnemius. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2, 232–241.
- Orizio, C., Perini, R., Diemont, B., Maranzana, Figini, M., & Veicsteinas, A. (1990). Spectral analysis of muscular sound during isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Applied Physiology*, 68(2), 508-512.
- Rantanen, T. & Avela, J. (1997). Leg extension power and walking speed in very old people living independently. *Journals of Gerontology Series A, Biological Sciences & Medical Sciences*, 52 (4), M225–M231.
- Sogaard, K., Blangsted, A.K., Jorgensen, L.V., Madeleine, P., & Sjogaard, G. (2003). Evidence of long term muscle fatigue following prolonged intermittent contractions based on mechano- and electromyograms. *Journal of Electromyography & Kinesiology*. 13(5), 441-450.
- Stackhouse, S.K., Stevens, J.E., Lee, S.C., Pearce, K.M., Snyder-Mackler, L., & Binder-Macleod, S.A. (2001). Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. *Physical Therapy*, 81(5), 1102-1109.
- Stokes, M.J. (1993). Acoustic myography: applications and considerations in measuring muscle performance. *Isokinetics and Exercise Science*, 3, 4–15.
- Stokes, M.J. & Dalton, P.A. (1991). Acoustic myographic activity increases linearly up to maximal voluntary isometric force in the human quadriceps muscle. *Journal of the Neurological Sciences*, 101(2), 163-167.
- Tarata, M.T. (2001). Sensorimotor interactions within the context of muscle fatigue. In: *"Sensorimotor Control" (Dengler R., Kossev A., eds.), NATO Science Series, Series I: Life and Behavioural Sciences*, 326, 84-91.
- Tarata, M.T. (2003). Mechanomyography versus Electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *BioMedical Engineering OnLine*, 2(1), 3

- Vandervoort, A.A. & McComas, A. J. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 61(1), 361-367,
- Vandervoort, A.A., & Symons, T.B. (2001) . “Functional and Metabolic consequences of Scapopenia. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26(1), 90-101.
- Waters, D.L, Baumgartner, R.N., Garry, P.J. (2000). Sarcopenia: current perspectives. *Journal of Nutrition, Health & Aging*, 4 (3), 133-139.
- Yoshitake, Y. & Moritani, T. (1999). The muscle sound properties of different muscle fiber types during voluntary and electrically induced contractions. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 9(3), 209-217.

## 計畫成果自評

本研究基本完成原計畫申請時所提之研究目的，所提出的老年人因老化而使得肌力流失的結果，尤其爆發力下降的比例遠超過最大肌力下降的比例，可以提供老年人或專業教練在老年人肌力重建的訓練上重要的訊息，老年人除了基礎肌力訓練外，與速度相關的爆發力訓練不容忽視。

本研究以國內較新的肌動圖作為研究工具視為初探其用途之研究，因評估的參數較多而且包括年齡的因子，因此有許多研究上的限制，為了量化肌動圖的用途，未來研究方向可以將焦點放在本研究的限制上，包括：1、本研究的肌肉收縮型態以向心收縮為主，許多研究顯示離心收縮的運動單位激活型態有別於向心收縮，未來研究可以利用肌動圖來觀察肌肉離心收縮的反應，以及與向心收縮的差異；2、本研究的動作強度只含三種，未來研究可以將動作強度的範圍增加，並且可以增加不同速度。