



3-1-2003

Dtretch Reflex Dynamics of the Voluntarily Activated Quadriceps Muscle in Subjects with Hypotonia, Normotonia or Hypertonia

Yen-Hung Chang

Shih-Wei Chou

Jou-Hsien Chen

Ching-Sung Lu

Fuk-Tan Tang

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

Chang, Yen-Hung; Chou, Shih-Wei; Chen, Jou-Hsien; Lu, Ching-Sung; Tang, Fuk-Tan; and Wong, Alice M. K. (2003) "Dtretch Reflex Dynamics of the Voluntarily Activated Quadriceps Muscle in Subjects with Hypotonia, Normotonia or Hypertonia," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 31: Iss. 1, Article 3.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.2181>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol31/iss1/3>

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.

Stretch Reflex Dynamics of the Voluntarily Activated Quadriceps Muscle in Subjects with Hypotonia, Normotonia or Hypertonia

Authors

Yen-Hung Chang, Shih-Wei Chou, Jou-Hsien Chen, Ching-Sung Lu, Fuk-Tan Tang, and Alice M. K. Wong

股四頭肌主動收縮之伸張反射在具不同肌肉張力成人受測者之動態表現

張延弘¹ 周適偉¹ 陳柔賢² 陸清松² 鄧復旦¹ 黃美涓¹

嘉義長庚紀念醫院復健科 林口長庚紀念醫院 復健科¹ 神經內科²

伸張反射動態表現(stretch reflex dynamics)，包括反射閾角(reflex threshold angle)及反射閾速(reflex threshold velocity)，已經被應用在肌肉痙攣(spasticity)之定量性評估，但是對於低肌肉張力(hypotonia)之評估，則尚未有較客觀之臨床或儀器測量的方法。本研究的目的在於以量測反射閾角及反射閾速的方式，來評估不同肌肉張力(muscle tone)的情況下，肌肉主動收縮時之伸張反射動態表現。

研究對象包括 24 位受測者，依臨床評估之肌肉張力高低分成低張力、正常張力及高張力三組，每組 8 人，肌肉張力異常組受測者之明顯患肢及正常張力組受測者之右側下肢的股四頭肌作最大主動收縮時，以等速肌力測試儀(Kin-Com)提供等速度被動伸張力矩，分別以不同之等角速度(110, 140, 180, 200 及 240°/sec) 對受測者之股四頭肌作被動性伸張，藉由股外側肌表面肌電訊號之增加來確定伸張反射之發生，並由對應之伸張角度曲線圖來決定反射閾角及反射閾速。

研究結果以 two-way repeated measures of ANOVA 進行三個不同肌肉張力組之間在五種等角速度伸張下的差異性比較，結果顯示三組之間有顯著差異($P < 0.001$)，post hoc 分析顯示低張力組之反射閾角和反射閾速皆明顯高於正常張力組及高張力組。同一組的反射閾角在不同等角速度時並無顯著差異；但同一組的反射閾速在不同等角速度之間呈現顯著差異。由結果可知，對於同一個體而言，反射閾值會受伸張角速度及肌肉張力狀態的影響，肌肉張力的狀態可以用反射閾角及反射閾速表示。

雖然低張力肌肉在靜態下，文獻上並未發現其伸張反射有降低的情形。而本研究藉由肌肉最大主動收縮的方式來促進激化伸張反射產生，以此方式進行伸張反射動態表現研究時，發現低張力組的反射閾值大於高張力組及正常張力組。因此，股四頭肌在最大主動收縮下的伸張反射動態表現，可應用於評估因中樞神經系統疾病所造成的肌肉張力變化，特別是在肌肉發生低張力變化的時候。(中華復健醫誌 2003; 31(1): 21 - 29)

關鍵詞：肌肉張力(muscle tone)，伸張反射(stretch reflex)，反射閾角(reflex threshold angle)，反射閾速(reflex threshold velocity)

前 言

肌肉張力的定義為肌肉在完全放鬆(voluntarily relaxed)的情形下，施以被動性伸張時所感受到的阻力。

^[1] 肌肉受到被動伸張或對收縮中的肌肉施以阻抗時所

感受到的阻力，受到許多因素影響，包括：(1)肢體本身的慣性(inertia)，(2)肌肉的機械特性(mechanical factors or visco-elastic properties)，(3)短潛期之長度回饋性脊髓反射(short-latency length feedback spinal reflex)，(4)力量回饋性之脊髓反射(force feedback spinal reflex)，(5)長潛期之經皮質反應(long-latency transcortical response)，(6)

投稿日期：91 年 10 月 1 日 修改日期：92 年 1 月 22 日 接受日期：92 年 2 月 7 日

抽印本索取地址：周適偉醫師，林口長庚紀念醫院復健科，桃園縣 333 龜山鄉復興街 5 號

電話：(03) 3281200 轉 3846 傳真：(03) 3281200 轉 2667

肌肉之主動收縮(voluntary action)。^[2]而臨床醫師或生理學家一般都認為脊髓之伸張反射(spinal segmental stretch reflex)為決定肌肉張力之最主要因素。^[2]

中樞神經系統病變常造成肌肉張力的變化，尤其以上運動神經元病變(upper motor neuron disease)所引起的肌肉痙攣(spasticity)為最常見。測量高肌肉張力(hypertonia)的方法在臨床上以 Modified Ashworth scale^[3,4]為最常使用的方式，其測量的方式雖然符合Lance對肌肉張力的定義，^[1]但其結果常因施測者不同而產生差異，且因產生群聚效應(clustering effect)造成大多數病患檢查的結果都是落在中間的等級，僅適合作為定性的測量方式。^[5]Powers及Pisano等人則利用生物力學的研究方法(biomechanical method)分析肌肉伸張反射之動態表現(stretch reflex dynamics)，發現在高肌肉張力受測者，其伸張反射之反射閾角(reflex threshold angle)及反射閾速(reflex threshold velocity)明顯低於正常肌肉張力受測者，因此這兩個數值的變化可用於高肌肉張力病患或正常人之肌肉張力的定量性測量(quantitative assessment)。^[6-9]

但是對於低肌肉張力(hypotonia)之評估，則尚未有較客觀之臨床或儀器的測量方法。本研究的目的在於利用股四頭肌主動收縮時受到被動伸張後，在低肌肉張力、正常張力(normotonia)及高肌肉張力受測者所產生之伸張反射，量測其反射閾角與反射閾速的變化，藉以分析三者在伸張反射動態表現的差異。

材料與方法

研究對象：

受測者股四頭肌經過臨床檢查評估後，依照肌肉張力的高低，分成三組：(1)低張力組：有8位患有脊髓小腦性運動失調症(spino cerebellar ataxia type III, Machado-Joseph disease)^[10]，其臨床表現為低肌肉張力，並經過神經內科醫師的評估確定診斷；(2)正常張力組：由8位健康成年人組成，沒有任何神經系統疾病或外傷的病史。(3)高張力組：由8位患有上運動神經元疾病(upper motor neuron lesion)的患者組成，其中有4位腦傷患者，3位脊髓損傷患者，及1位頸部脊髓腫瘤患者，在發病後一年內接受測驗，股四頭肌的肌力為至少可以略為對抗重力，沒有重大的感覺缺失(major sensory impairment)，而且膝關節無攣縮情形，Modified Ashworth scale 為1+至2。

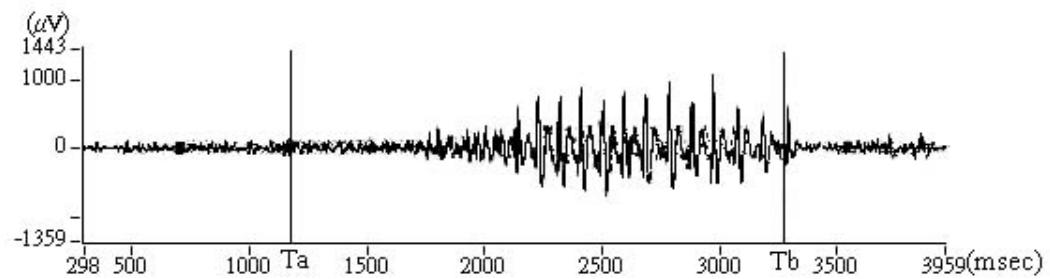
實驗設計與儀器：

每位受測者坐在等速肌力測試儀(Kin-Com model 500H, Chattecx Co., Chattanooga, TN)的椅子上，儀器設定則參照 Keikhosrow 之研究設計^[11]，軀幹與受測肢體以皮帶固定，髖部及膝部屈曲成90度，並使膝部彎曲的中心對準 Kin-Com 的旋轉中心，小腿則與其槓桿力臂(lever arm)成一直線。使用 Noraxon Myosystem 2000 紀錄表面肌電訊號，以拋棄式電極貼片黏貼於股外側肌，sampling rate 設定為 1000Hz。並以電位計(potentiometer)紀錄 Kin-Com 旋轉中心之對應角度電位變化。表面肌電訊號及電位計之電位變化訊號由 Noraxon Myosystem 2000 同步接收及整合。

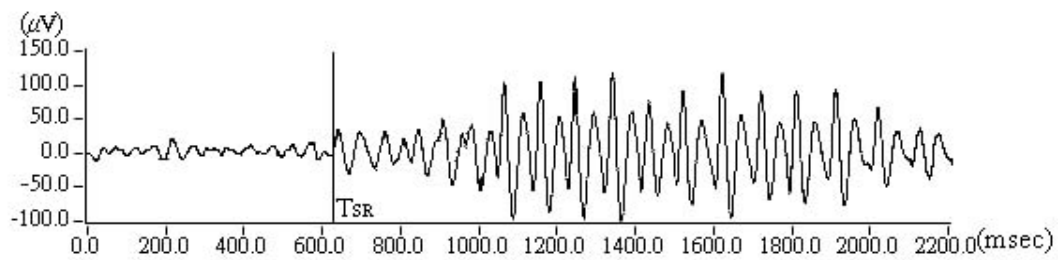
Kin-Com 設定成對股四頭肌做五種不同的等角速度被動伸張，給予膝部從屈曲90度到135度的屈曲性轉矩(flexion torque from knee flexion 90° to 135°)，等角速度依電位計分析校正後分別為110, 140, 180, 200, 及240°/sec。在儀器啟動之前要求受測者之股四頭肌作最大之收縮(maximal contraction)，並於事前說明膝部將會被儀器強迫作屈曲動作，且要求受測者維持一樣「努力」(constant efforts)的狀態，不要試圖去抵抗(“do not intervene voluntarily”)^[6]。於股四頭肌開始收縮後，儀器力臂先等待3至5秒，從表面肌電訊號確定股四頭肌已達最大收縮並呈穩定狀態後，儀器力臂開始施予屈曲性轉矩，至膝部屈曲135°時停住2至3秒，之後肌肉完全放鬆並停止紀錄。每次需紀錄的資料包括表面肌電訊號及對應角度電位變化，每種等角速度以隨機方式各進行6次，以避免訓練效應(training effect)，每次測驗間隔30秒至1分鐘的休息，取其中可以清楚分辨出表面肌電訊號變化的3次資料。原始資料以離線(off-line)的方式使用 LabVIEW 5.1 軟體分析，伸張反射的起始點以表面肌電訊號開始增加(increased EMG activity)的時間點為準，而其標準為扣除背景肌電訊號(background EMG activity)平均值後，有增加之正向或負向的反折(positive or negative deflection)肌電訊號的起始點^[7]，可參見圖1(B)，且由同一位人員做全部受測者之肌電訊號分析。取得對應之角度即為反射閾角，參見圖1(C)；對應之瞬間角速度為反射閾速，參見圖1(D)。

統計分析：

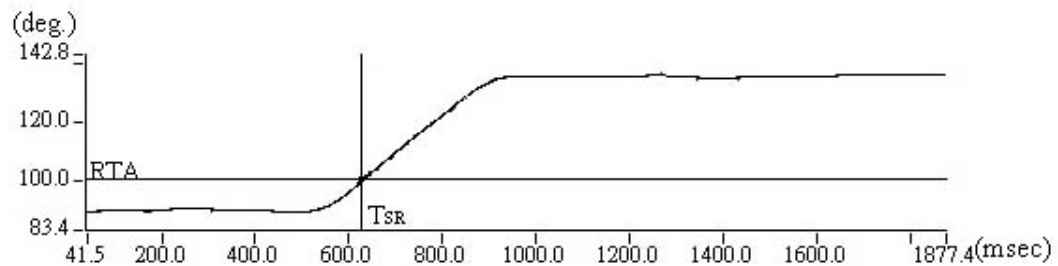
以 SPSS 9.0 for Windows 軟體分析，採用 two-way repeated measures of ANOVA 分析反射閾角及反射閾速在三個不同肌肉張力組與五種等角速度之間的差異性比較，post hoc 採用 Tukey test。p<0.05 視為有統計學上的意義。



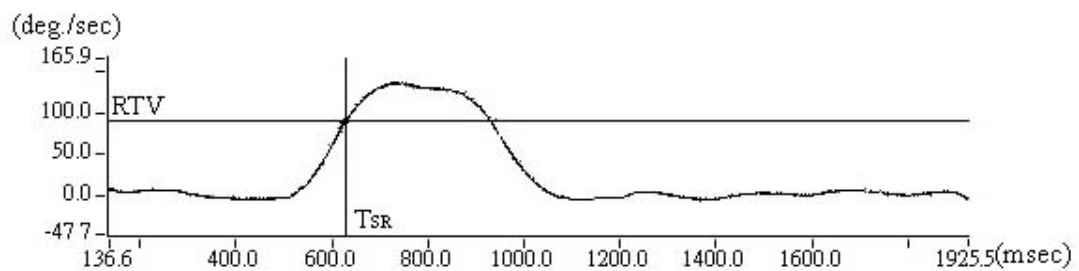
(A)原始表面肌電訊號



(B)放大表面肌電訊號



(C)伸張反射角度曲線圖



(D)伸張反射角速度曲線圖

圖 1. 股外側肌表面肌電訊號與伸張角度曲線相關圖，(A)表面肌電訊號原始資料，(B)區段(Ta-Tb)放大之表面肌電訊號，直線標示出伸張反射發生之時間點 T_{SR} ，(C) T_{SR} 對應之膝關節角度為 RTA，(D) T_{SR} 對應之角速度為 RTV。

結 果

低張力組包括包括 1 位男性及 7 位女性，年齡為 23 至 43 歲；正常張力組包括 4 位男性及 4 位女性，年齡為 21 至 50 歲；高張力組包括 7 位男性及 1 位女性，年齡為 20 至 40 歲，這些受測者的基本資料參見表 1。在不同的角速度時，三組所獲得的反射閾角及反射閾速均以平均值±標準差的方式表示(見表 2 和表 3)。結果顯示反射閾角以低張力組最大，正常張力組次之，高張力組最小(圖 2)，三組之間有顯著差異(df(2,19), $p<0.001$)，post hoc 分析顯示差異存在於低張力組與正常組($p<0.01$)，低張力組與高張力組($p<0.01$)兩種比較情況；而同一組的反射閾角在不同等角速度時並無顯著差異(df(4,80), $p=0.35$)。此外，交互作用分析亦無統計學顯著之差異($p=0.98$)。在反射閾速的部分，本研究是以發生伸張反射時之瞬間角速度作為反射閾速，結果顯示大致上反射閾速仍以低張力組最高，正常張力組次之，高張力組最低(圖 3)，三組之間有顯著差異(df(2,19), $p=0.001$)，post hoc 分析顯示差異存在於低張力組與正常組($p=0.01$)，低張力組與高張力組($p=0.001$)兩種比較情況；而同一組的反射閾速在不同等角速度之間呈現顯著差異(df(4,76), $p<0.001$)。交互作用分析則無統計學顯著之差異($p=0.30$)。

討 論

中樞神經系統病變所產生的肌肉張力變化，常常會影響病患的運動功能，例如步行或日常生活的功能。為了改善這些問題，各式各樣的治療方法或藥物被發展出來，例如抗痙攣藥物(anti-spastic agent)用於治療高肌肉張力的問題，但是要評估治療的效果有賴客觀的測量方法。Modified Ashworth scale 可以作為簡易的臨床檢查方法，也是一般人所普遍接受的，但是對於較微量的張力變化則無法由此方法分辨，因此肌肉張力需要更客觀評估的定量方法。有許多研究試圖找出可以客觀評估高肌肉張力的技術，所採用的方法可以概分為兩種：一種是神經生理學法(neurophysiological method)，例如研究 H 反射、張力性震動反射(tonic vibration reflex)、深部肌腱反射等與臨床評估之相關性；另一種方法為生物力學法(biomechanics method)，利用對肌肉施加被動性伸張轉矩所產生的伸張反射變化來評估肌肉張力變化；結果以後者與臨床評估之相關性較高。^[5,11,12]

Powers 等人研究發現以等速度對主動收縮的肌肉

(pre-activated muscle)作伸張時，其轉矩的變化主要是因為伸張反射閾值(stretch reflex threshold)的變化，並非反射增強(reflex gain)之變化，^[7]而且這樣的變化在正常的肌肉或痙攣性肌肉(spastic muscle)都有明顯類似的表現，高肌肉張力的變化主要是因為伸張反射閾值降低的緣故；Katz 等人以等角速度對完全放鬆的痙攣性肌肉作伸張時亦獲得相同的結果。^[5,12]

Davidoff 等人認為肌肉張力正常的人可以分成兩類：一類是他們靜止時的肌肉張力主要由肌肉本身的機械特性決定，另一類則為靜止時肌肉張力主要由伸張反射控制，後者在肌肉受到伸張時會有明顯的伸張反射反應。^[2,14,15] Pisano 等人研究正常人的伸張反射時發現，有將近一半的人即使以角速度高達 500°/sec 對放鬆的肌肉進行伸張亦無法產生伸張反射，^[8] Van Der Meché 等人的研究亦發現類似的情形。^[16]雖然如此，但是正常人的伸張反射可以經由一些方法促進激化，包括：(1)受測肌肉的主動收縮，(2)在測驗之前對受測者的指示(previous instruction)，可以使長潛期反應加大，(3)增強反應(reinforcement)，藉由改變 α 運動神經元的可激性(excitability)或突觸前抑制作用來增強伸張反射。^[2]因此，許多研究正常肌肉的伸張反射皆以主動收縮的肌肉進行。

然而，很少有研究探討低張力肌肉的伸張反射動態表現，van Der Meché 等人曾以鐘擺試驗(pendulum test)測試股四頭肌在放鬆時的伸張反應，在 35 個受測下肢僅有 2 個出現伸張反射。^[16] Drozdowski 以 F 波對小腦受傷後引起的肌肉低張力進行研究則發現脊髓運動神經元的可激性降低。^[17] Lieberman 則發現在各種不同病因造成的低肌肉張力都有肌梭傳入性神經放電(muscle spindle afferent discharge)減少的情形。^[18]這些研究顯示低張力的肌肉在放鬆的情形下，很難由被動伸張引起肌肉的伸張反射。因此，本研究選擇以股四頭肌作主動收縮來促進伸張反射的發生，並藉由採取最大收縮(maximal contraction)的方式以及“不要試圖去抵抗(do not intervene voluntarily)”^[6,21,22]的條件，以控制肌肉主動收縮這項變因對每位受測者之影響達到一致，亦即皆為 100%。另外，因為多次重複進行肌肉最大收縮後之被動伸張可能導致受測者肌肉疲勞(muscle fatigue)，造成研究結果的偏差，因此本研究進行的方式採取每次間隔 30 秒至 1 分鐘的休息，以避免產生肌肉疲勞而影響研究結果。而在等角速度的選擇上，低張力組在文獻回顧及實際操作時，皆發現無法使用低角速度伸張來產生伸張反射。而本實驗由於採取受測者股四頭肌做最大之肌肉主動收縮後，施予膝部彎曲之力矩，其性質如同股四頭肌做離心性收縮，

為避免造成肌肉受傷，故採用中等的角速度(110, 140, 180, 200, 240 °/sec)進行，而不以高角速度做被動伸張。以此方式研究伸張反射動態表現的變化，結果發現低張力組的每個病患在這些不同等角速度下，都可以由表面肌電訊號的增加確定有伸張反射的發生。

本研究中三組受測者之男女比例明顯不同，主要原因為低張力組之受測者皆為 Machado-Joseph disease，屬於臨床罕見病例，有其特定之發病年齡，因此很難在選取此種病患時特別針對性別作標準化

(normalization)，而高張力組則因為將年齡標準化後，由於該組多為脊髓損傷或腦傷患者，而此兩類病患以男性較常發生，因受測者需具備良好之認知功能以配合研究步驟進行，以及患肢需有可以略微對抗重力之肌力，受選擇條件與年齡限制，以致造成本組受測者以男性居多，為美中不足之處。但是回顧過去發表之文獻，性別的差異並非影響肌肉張力之原因。^[2]因此，本研究三組受測者男女比例明顯不同並不致影響伸張反射之研究結果。

表 1. 受測者之基本資料

	低張力 (8 人)	正常張力 (8 人)	高張力 (8 人)
性別(男:女)	1:7	4:4	7:1
年齡(歲)	32.1 ± 6.4	27.3 ± 9.8	30.4 ± 6.8
身高(公分)	154 ± 6.0	169 ± 6.0	164 ± 5.3
體重(公斤)	48.1 ± 4.3	62.1 ± 9.7	61.8 ± 7.7
受測肢(右:左)	8:0	8:0	3:5

表 2. 在各種不同的角速度時所測得之反射閾角

	低張力 (8 人)	正常張力 (8 人)	高張力 (8 人)
角速度(度/秒)			
110	110.3 ± 7.5	102.9 ± 7.0	97.5 ± 2.5
140	109.0 ± 9.9	102.4 ± 4.7	99.1 ± 4.3
180	105.4 ± 7.0	101.2 ± 6.6	97.1 ± 4.9
200	108.9 ± 8.8	101.5 ± 6.8	98.0 ± 4.4
240	106.4 ± 4.2	101.0 ± 4.3	95.1 ± 4.0

表 3. 在各種不同的角速度時所測得之反射閾速

	低張力 (8 人)	正常張力 (8 人)	高張力 (8 人)
角速度(度/秒)			
110	94.8 ± 9.6	79.0 ± 26.0	69.6 ± 28.7
140	103.6 ± 26.9	88.3 ± 26.0	78.6 ± 29.8
180	118.1 ± 27.7	93.0 ± 35.8	95.9 ± 39.9
200	140.7 ± 35.4	96.7 ± 45.7	87.1 ± 24.7
240	151.2 ± 30.5	104.9 ± 32.8	85.7 ± 19.6

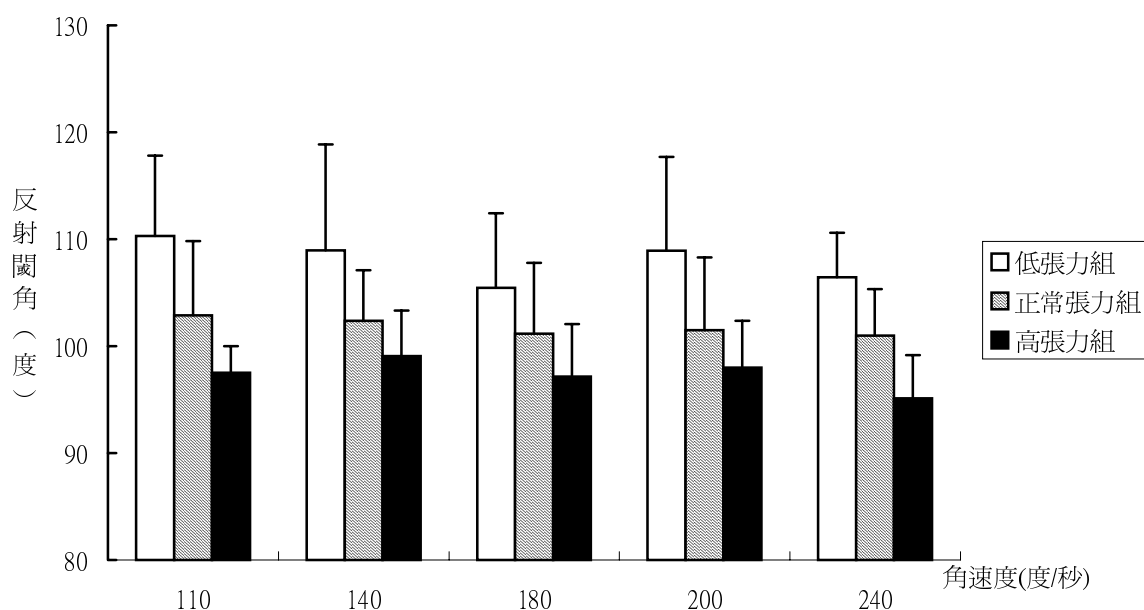


圖 2. 在不同角速度時之反射閾角

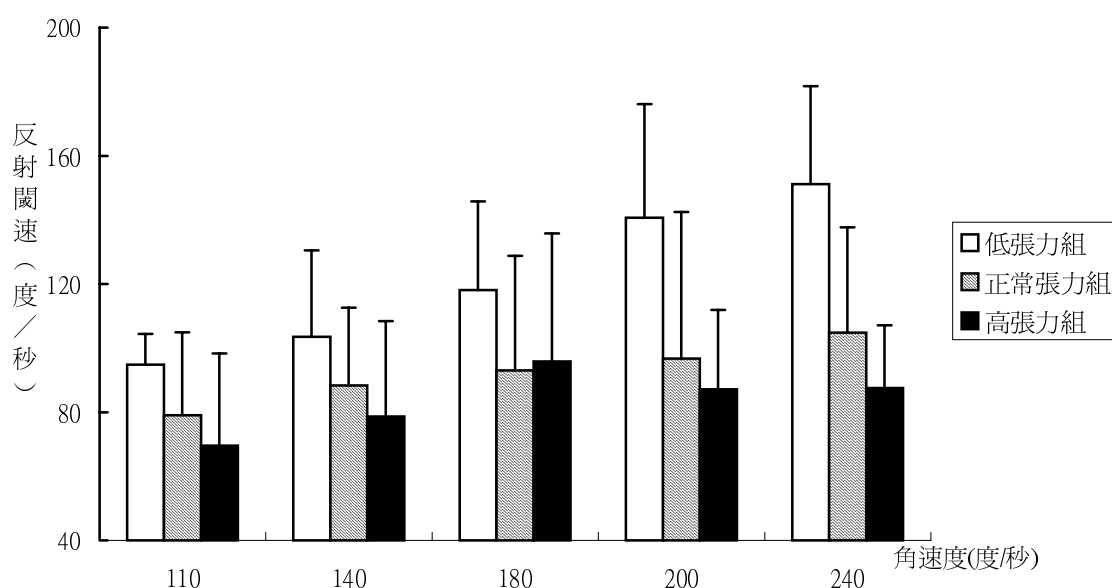


圖 3. 在不同角速度時之反射閾速

研究結果顯示，在相同等角速度時，反射閾值在三個不同張力組之間有明顯之差異；低張力組之反射閾角和反射閾速都明顯高於正常張力組及高張力組，亦即低張力組的反射閾值是升高的。同一組的反射閾

角在不同角速度間並無顯著的差異。而隨著角速度的增加，同一組的反射閾速亦逐漸升高，在不同角速度間有顯著差異。同一組內的反射閾角和反射閾速會有如此不同變化的原因，可能是因為人體骨骼肌的肌梭

對伸張速度及肌肉被伸張後的長度有不同反應所致，其中 group Ia 對伸張速度及伸張後之肌肉長度較敏感，而 group II 僅對伸張後之肌肉長度敏感。^[2]至於他們對於主動收縮下之肌肉，究竟是經過何種機制來影響反射閾角和反射閾速的變化，則有賴進一步的研究去發現。在反射閾速的部分，本研究是測量發生伸張反射時之瞬間角速度，結果發現對於同一個體而言，反射閾速並非固定不變的，此與 Pisano 等人以漸增的預設角速度進行被動伸張，到伸張反射開始出現時的預設角速度作為反射閾速之結論不同，^[8]因為在他們的研究中，並未在發生伸張反射後繼續以更高的角速度測量，因此無從得知反射閾速是否會依伸張角速度之不同而有所變化。由研究結果可知，不同肌肉張力的變化可以伸張反射動態表現來表示，亦即以反射閾角與反射閾速的變化表示，他們的共通點就是反射增強的達到，亦即肌肉達到一定的反射硬度(reflex stiffness)。^[7]

在本研究中，正常張力組雖然在反射閾角和反射閾速都大於高張力組，但是其差異並未達到統計學上的意義，可能造成這樣情形的原因包括：(1)本研究的正常張力組並未將 Davidoff 所分類之肌肉張力主要取決於機械特性的受測者，與肌肉張力主要取決於伸張反射的受測者區隔開來，後者在採取肌肉做最大主動收縮的促進方法後，其反射閾值可能遠較前者為低，導致正常張力組與高張力組之間無統計學上的差異；(2)中樞作用(central effort)對週邊伸張反射的遮蔽效應(masking effect)：在 Powers 等人的研究是要求受測者之肌肉作產生固定力矩(例如 2.5Nm)之收縮，^[6]但是這樣的缺點是每個人對所產生的固定力矩所需要的中樞作用並不一定相同。因此，本研究採用肌肉作最大收縮，即最大之中樞作用，以及要求伸張過程中維持固定的收縮力，可以控制中樞作用對每個受測者的影響一致。但是在這樣的條件下，中樞作用可以經由增加對運動神經元之興奮性刺激來促進伸張反射之產生，^[19]同時長潛期反應的潛期(latency)及反應大小(magnitude of response)也會受到影響。^[20]這些因素有可能使不同張力受測者在肌肉最大主動收縮下之伸張反射閾值的差異性減少，但是它們是經由何種機制來改變反射閾值以及其影響的程度，目前文獻上尚未有明確的定論，此部分有待進一步的研究發現；(3)在被動伸張過程中，最重要的是受測者不可試圖去改變股四頭肌最大收縮力的「努力」：肌肉張力異常受測者因本身肌力較差而較不會有收縮力變大的情形，但正常張力組受測者之收縮力若是在被動伸張前並未依照指示達到最大時，則有可能因為更加抵抗被動伸張而改變肌肉收縮力。當這樣的情形發生時，正常張力組之反

射閾速及反射閾角可能被低估，而造成與高張力組之間無明顯差異。減少這個誤差的方法可以使受測者在研究正式進行前，先做模擬性之被動伸張，受測者可以經由練習來熟悉肌肉受到被動伸張時仍然維持固定(constant)的最大主動收縮之方式。

另外，在相同條件下同一組的受測者之間測量結果有時差異很大(標準差大)，尤其是反射閾速的部分，可能的原因有：(1)伸張反射在某些情況下是發生在等速肌力測試儀的加速期(early acceleration phase)，而不是在等速期，參見圖 1(D)；(2)以表面肌電訊號的增加作為判斷伸張反射發生的方法中，由於本研究採用股四頭肌在受測前先做最大主動收縮，因此會有背景肌電訊號(background EMG activity)出現，如果伸張反射之表面肌電訊號變化是呈現逐漸增加型態，而非爆發型態(burst pattern)時，要判斷伸張反射發生的時間點有一定的難度存在，這樣的情形在 Powers 等人的研究也曾出現^[7]。因此，更多的受測者及更多次的測量，或同時測量力矩的變化，可以降低這些差異的影響程度。

結 論

雖然 van Der Meché 認為在靜態(resting)的低張力肌肉，以被動伸張測量肌肉張力時所感到的阻力下降，並非因為伸張反射的降低所致；但是由本研究的結果發現在收縮狀態下的低張力肌肉，其伸張反射之閾值是升高的。股四頭肌在最大收縮下的伸張反射動態表現，可應用於評估因中樞神經系統疾病所造成的肌肉張力變化，特別是在肌肉發生低張力變化時。

參考文獻

1. Lance JW. The control of muscle tone, reflexes, and movement. *Neurology* 1980;30:1303-13.
2. Davidoff RA. Skeletal muscle tone and the misunderstood stretch reflex. *Neurology* 1992;42:951-63.
3. Ashworth B. Preliminary trials of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964;192:540-2.
4. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987;67:206-7.
5. Katz RT, Rovai GP, Brait C, et al. Objective quantification of spastic hypertonia: correlation with clinical findings. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:339-47.
6. Powers RK, Campbell DL, Rymer WZ. Stretch reflex

- dynamics in spastic elbow flexor muscles. *Ann Neurol* 1989;25:32-42.
7. Powers RK, Marder-Meyer J, Rymer WZ. Quantitative relations between hypertonia and stretch reflex threshold in spastic hemiparesis. *Ann Neurol* 1988;23: 115-24.
8. Pisano F, Miscio G, Colombo R, et al. Quantitative evaluation of normal muscle tone. *J Neurol Sci* 1996; 135:168-72.
9. Pisano F, Miscio G, Del Conte C, et al. Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients. *Clin Neurophysiol* 2000;111:1015-22.
10. Alexandra D, Giovanni S, Geraldine C, et al. Spinocerebellar ataxia 3 and Machado-Joseph disease: clinical, molecular, and neuropathological features. *Ann Neurol* 1996;39:490-9.
11. Keikhosrow K, Charles F, Erika S, et al. Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment. *Am J Phys Med Rehabil* 1993;72:379-85.
12. Katz RT, Rymer WZ. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. *Arch Phy Med Rehabil* 1989;70: 144-55.
13. Lee WA, Boughton A, Rymer WZ. Absence of stretch reflex gain enhancement in voluntarily activated spastic muscle. *Exp Neurol* 1987;98:317-35.
14. Nashner LM. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res* 1976;26:59-72.
15. Schaumburg H, Herman R. Studies of the human stretch reflex. *J Neurol Sci* 1968;7:189-92.
16. van der Meche FG, van Gijn J. Hypotonia: an erroneous clinical concept? *Brain* 1986;109:1169-78.
17. Drozdowski W. F wave in acute cerebellar damage. *Acta Neurol Scand* 1995;91:141-4.
18. Lieberman JS. Rehabilitation following brain damage: some neurophysiological mechanisms. Physiological correlates of clinically observed changes in posture and tone following lesions of the central nervous system. *Int Rehabil Med* 1982;4:195-9.
19. Kuypers HGJM. Anatomy of the descending pathways. In: Brooks VB, editor. *Handbook of physiology*, vol II. Bethesda, MD: American Physiological Society; 1981. p.597-666.
20. Hallett M, Bielawski M, Marsden CD. Behavior of the long-latency stretch reflex prior to voluntary movement. *Brain Res* 1981;219:178-85.
21. Astryan DG, AG Feldman. Functional tuning of nervous system with control of movement or maintenance of a steady posture. *Biofizika* 1965;5:837-46.
22. Crago PE, JC Houk, Hasan Z. Regulatory actions of human stretch reflex. *J Neurophysiol* 1976;39:925-35.

Stretch Reflex Dynamics of the Voluntarily Activated Quadriceps Muscle in Subjects with Hypotonia, Normotonia or Hypertonia

Yen-Hung Chang, Shih-Wei Chou,¹ Jou-Hsien Chen,² Ching-Sung Lu,²
Fuk-Tan Tang,¹ Alice M.K. Wong¹

Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Chang Gung Memorial Hospital, Chiayi;
Departments of ¹Physical Medicine and Rehabilitation, and ²Neurology,
Chang Gung Memorial Hospital, Taoyuan.

Stretch reflex dynamics, including assessment of reflex threshold angle (RTA) and reflex threshold velocity (RTV), has been used for quantitative evaluation for spastic hypertonia. However, neither a reliable clinical scale nor objective instrumental measurement had been developed to quantify clinical hypotonia. The purpose of the present study is to assess stretch reflex dynamics in subjects with different muscle tones, in terms of RTA and RTV to the voluntarily contracted quadriceps femoris muscle.

Twenty-four subjects were classified into 3 groups (hypotonic, "normotonic" or normal, and hypertonic) according to clinical presentation of the muscle tone. Each group consisted of 8 subjects. The lower limbs with abnormal muscle tone and the right lower limbs of normal subjects were tested. Passive stretch of the maximally activated quadriceps muscle at various angular velocities (110, 140, 180, 200, and 240°/sec) was applied by a computer-controlled isokinetic dynamometer (Kin-Com, model 500H). From the angle-time curve, knee joint angle corresponding to the onset time of increased surface electromyographic activity of vastus lateralis was defined as RTA. Then RTV was derived from the velocity-time curve.

RTA and RTV in the three groups under 5 different velocities of stretch were compared statistically using two-way, repeated measures of ANOVA. Significant difference was noted between the three groups ($p < 0.001$). Post hoc analysis revealed RTA and RTV in hypotonic group were significantly higher than in normal and hypertonic groups. Under various velocity of stretch, RTV was found to be significantly different within the same group, but RTA showed no difference. From the results, reflex threshold was not constant in a subject, depending on the stretching velocity and muscle tone. The status of muscle tone could be presented by the measures of RTA or RTV.

"Hypotonia" felt by clinical examination in relaxed muscle had not been able to show a decrease in stretch reflex. In our study, stretch reflex threshold was depressed by maximally voluntary muscle contraction. To assess the stretch reflex dynamics in this way, we found that stretch reflex threshold (RTA and RTV) in hypotonic group was significantly larger than both in normal and hypertonic groups. As a result, stretch reflex dynamics of the maximally voluntary contraction of quadriceps muscle could be used to assess the change of muscle tone in subjects with CNS lesions, especially those with hypotonia. (J Rehab Med Assoc ROC 2003; 31(1): 21 - 29)

Key words: muscle tone, stretch reflex, reflex threshold angle, reflex threshold velocity

