



12-1-1994

The Utility of Magnetic Stimulation in Peripheral Nerve Study

Wang-Lin Su

Baii-Jia Yang

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



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

Recommended Citation

Su, Wang-Lin and Yang, Baii-Jia (1994) "The Utility of Magnetic Stimulation in Peripheral Nerve Study," *Rehabilitation Practice and Science*: Vol. 22: Iss. 1, Article 5.

DOI: <https://doi.org/10.6315/3005-3846.1927>

Available at: <https://rps.researchcommons.org/journal/vol22/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.

磁電刺激於周邊神經檢查之運用

蘇王麟 楊百嘉

傳統經皮電刺激神經傳導檢查，在病人有局部皮膚病變而刺激點蓋有紗布時無法順利操作。在此情況下，磁電刺激是否可代替運用，其可行性有待實驗評估。

本研究以13位年青正常人為對象，用磁電刺激器Cadwell MES-10，直徑9公分尖頭線圈，以tangential edge之方位平貼刺激各受測者肘及腕部正中神經。比較磁電刺激在前臂蓋與不蓋紗布及傳統經皮電刺激三種方式下神經傳導各項參數之差異。結果，在NCV及distal latency方面，三種刺激方式間之比較，統計上均無明顯差異。相反地，在CMAP振幅之比較，則三者間皆有異。另外，磁電刺激正中神經而同時電到尺神經之機率，在肘部約27%，在腕部為0%。綜上，我們認為，在病人因燒燙傷，壓碎傷等情形而局部蓋有紗布無法用經皮電刺激測其神經是否損傷時，磁電刺激是一個可考慮的替代方式，其較適用於評估神經是否完全損傷。現階段用來評估不完全神經損傷之程度，其可行性仍極有限。

關鍵詞：磁電刺激Magnetic Stimulation，周邊神經Peripheral Nerve，肌電圖EMG

前 言

磁電刺激於周邊神經且可成功記錄到綜合肌肉運動電位(compound muscle action potential，簡稱CMAP)，最早由Dr. Polson發表於1982年[1]。同樣的刺激器在1985年被報告可用來刺激腦部而評估中樞運動神經傳導[2,3]。從此，開啟了磁電刺激運用於神經系統研究之大門。

磁電刺激之所以可被用來做為電學診斷之工具，其原理被認為是因瞬間改變的磁場可在體內由磁電效應而產生電場，若電量夠大，則可刺激神經細胞[4,5]。在過去幾年國外的研究報告中[5,6,7]，在周邊神經檢查方面，大部分的學者都認為，磁電刺激比起傳統經皮電刺激，其缺點是常無法達到supramaximal stimulation，且神經刺激點(即開始去極化的點)無法確切定位。而其優點則是對於位在較深部，較難達成經皮電刺激的神經，可輕易電到，且受測者較不感覺痛。

臨床上，我們偶而會碰到一些病人因燒燙傷或壓碎傷而合併有神經傷害，被轉介來做電學診斷。這些

病人可能會因局部皮膚狀態，補皮，或因覆蓋紗布不能取下，而使得傳統經皮電刺激，甚至針刺肌電圖無法操作。在此特殊情況下，磁電刺激是否可發揮其優點，代替運用，其可行性如何有待實驗評估。基於這個想法，我們設計以下研究。

材料與方法

(一)研究對象

本研究以4女9男共13位志願者為對象，年齡從25至43歲，平均30歲。這些受測者皆不曾有中樞或周邊神經系統病史。

(二)研究方法

1. 刺激(stimulation)：本研究神經刺激操作方式分為經皮電刺激，磁電刺激前臂不蓋紗布及蓋布三種。所有實驗皆在室溫23℃下進行。

(1)經皮電刺激(簡稱ES)：

本研究用Dantec 2000M型肌電圖儀，以間期0.1

投稿日期：82年7月1日 覆審日期：82年10月1日 接受日期：83年3月8日

馬偕紀念醫院 復健科

抽印本索取地址：蘇王麟，馬偕醫院復健科，台北市中山北路二段92號

電話：(02) 5433535轉2129

至0.2 msec之方型波，經由表面電極刺激每位受測者右手肘部及腕部正中神經，並在刺激點(即陰極位置)的皮膚上做記號。

(2)磁電刺激，前臂不蓋紗布(簡稱MS1)：

做完ES，馬上接著做MS1。本研究採用Cadwell MES-10型磁刺激器及直徑9公分之尖頭線圈(pointed coil)，此刺激器最大之輸出量為2.0 tesla。我們用70%，80%，90%及100%四種輸出量，每種各電3次，刺激各受測者右手肘及腕部正中神經。線圈是以所謂tangential edge之方位擺放(見圖1)，即刺激線圈平貼於臂上，邊緣約有1/4壓在正中神經行經路徑之正上方，其餘部分位在遠離尺神經之一側。此擺放位置認為可以對底下之正中神經達到最大刺激而最不會同時刺激到尺神經[5,6,8]。線圈尖頭頂點位於先前皮膚上所做記號遠心3.8公分處(即將尖頭近心3.8公分處當做刺激點)。之所以這樣做，是引用Dr. Odderson之研究[8]認為用尖頭近心3.8公分當參考點計算，可得較準確之神經傳導速度(NCV)。

(3)磁電刺激，前臂蓋紗布(簡稱MS2)：

MS1與MS2操作方式大致相同，唯一不同在於MS2時，受測者之前臂，由腕至肘部蓋滿3層厚之中紗(厚約0.6公分)，(見圖2)。

2. 接收(recording)

測感覺神經接收綜合神經動作電位(compound nerve action potential，簡稱CNAP)時，兩個表面電極相隔約2.5公分放於食指橈側。測運動神經接收CMAP

時，同時放兩組電極，一組置於外展姆短肌(簡稱APB)，一組置於外展小指肌(簡稱ADQ)，用雙頻道肌電圖記錄。

3. 資料分析

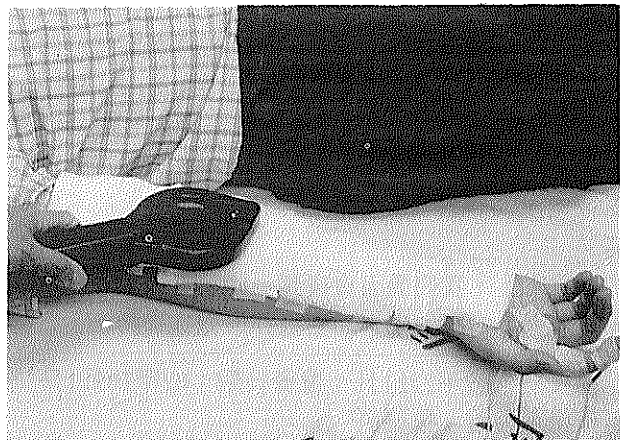
所有不同刺激量下所得之CMAP或CNAP，我們選擇其中振幅(amplitude)最大者來做各種參數之分析。比較ES, MS1及MS2間NCV，遠端潛期及CMAP振幅之差異，本研究中用paired t-test, $p < 0.05$ 視為統計上有顯著差別。另外，若在ADQ上可測得振幅大於0.1 mv之CMAP，我們稱之為同時電到尺神經(cosimulation of ulnar nerve)。同時電到的次數除以全部電的次數為其機率。

結 果

所有13位受測者在ES、MS1、MS2三種不同刺激下運動及感覺神經傳導數據請見表1、2。其中部份受測者在磁電刺激於腕部測運動神經時，其CMAP因受到干擾的影響而無法錄到標準波型(見圖3)，這一部份不列入統計分析，在MS1有6人，MS2有7人。故在比較腕刺激CMAP振幅、運動NCV及運動遠端潛期時，MS1 vs ES、MS2 vs ES、MS1 vs MS2三組可配對比較的人數(n值)分別為7、6及5。而在肘部刺激記錄CMAP及肘、腕部刺激記錄CNAP時則皆有很好的波型(圖4)。故比較肘刺激CMAP振幅、感覺NCV及感覺遠端潛期時，其n值為13。經用paired t-test統計分析結果，請見表3、4、5。其中，在運動、感覺NCV及運動、感覺遠端潛期P值皆大於0.05，顯示ES, MS1，



圖一、在腕部用MS1測運動神經傳導時磁電刺激線圈以“tangential edge”方位擺放



圖二、在肘部用MS2測感覺神經傳導時磁電刺激線圈以“tangential edge”方位擺放

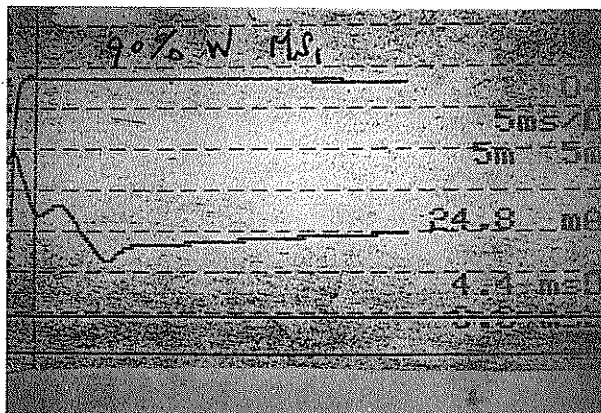
表一、三種不同刺激下運動神經傳導結果

Case	Wrist stimulation						Elbow stimulation					
	latency (ms)			amplitude (mv)			latency (ms)			amplitude (mv)		
	ES	MSI	MS2	ES	MSI	MS2	ES	MSI	MS2	ES	MSI	MS2
1	3.6	3.6	4.0	23.2	8.6	5.0	6.4	6.2	6.8	23.2	14.2	10.8
2	4.6	4.4	-	13.4	8.0	-	8.0	7.2	7.2	13.4	13.4	10.6
3	4.2	-	-	8.6	-	-	7.2	6.8	7.0	6.2	6.2	3.7
4	3.8	3.8	-	14.2	5.7	-	7.0	6.9*	6.8	14.0	10.7*	7.6
5	3.6	4.2	4.0	8.2	7.8	2.3	7.2	7.2	7.2	7.2	6.0	4.2
6	3.6	-	3.6	8.4	-	8.4	7.2	7.8	7.4*	8.4	7.2	7.9*
7	3.0	-	-	11.2	-	-	6.2	6.6*	7.0*	11.2	8.8*	6.3*
8	4.0	-	-	21.6	-	-	7.4	7.2*	7.2*	22.8	16.8*	15.2*
9	3.8	3.4	3.6	19.8	13.2	8.1	7.0	6.8	7.0	19.8	19.2	19.8
10	3.6	-	-	13.4	-	-	6.8	6.8	7.2	12.8	11.3	9.6
11	3.6	3.5	3.6	14.6	8.8	9.0	6.6	6.8	7.0	14.0	12.0	9.8
12	3.6	3.2	3.6	12.0	9.8	8.0	7.2	7.1	7.2	12.0	11.6	11.0
13	3.2	-	-	10.8	-	-	6.4	6.8*	7.0*	10.8	9.8*	9.6*

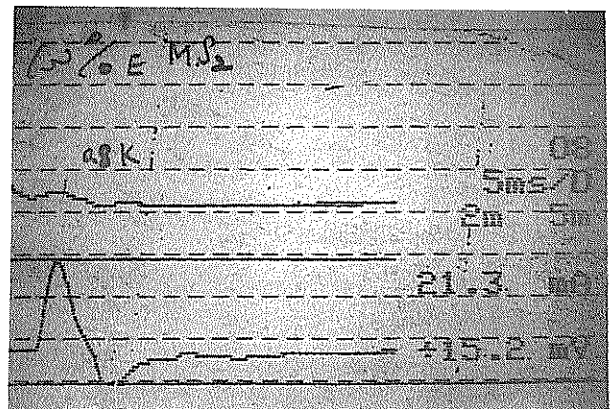
*代表同時電到尺神經

表二、三種不同刺激下感覺神經傳導結果

Case	Wrist stimulation						Elbow stimulation								
	latency (ms)			amplitude (μV)			latency (ms)			amplitude (μV)					
	ES	MS1	MS2	ES	MS1	MS2	ES	MS1	MS2	ES	MS1	MS2			
1	3.5	3.3	3.4	62.8	79.6	11.2	6.4	6.8	6.9	30.0	27.2	21.2	62.0	51.4	51.4
2	3.6	3.2	3.3	62.8	56.8	24.6	6.5	6.4	6.6	47.2	44.8	41.2	63.8	57.8	56.1
3	3.9	3.9	3.2	109.0	146.0	92.0	7.0	6.5	6.9	104.0	132.0	96.0	62.9	75.0	52.7
4	3.5	3.2	3.3	47.2	26.8	29.8	6.7	6.7	6.4	37.6	44.8	41.2	64.0	58.6	63.2
5	3.6	2.8	3.6	30.4	20.4	24.4	6.7	6.1	6.3	28.4	27.6	28.0	64.5	60.6	74.0
6	3.3	3.1	3.5	65.0	52.4	33.2	7.0	6.8	7.1	40.0	40.0	32.0	60.8	60.8	62.5
7	3.6	3.5	3.4	71.0	64.4	31.2	6.8	6.4	6.5	44.0	40.0	66.0	68.7	75.9	71.0
8	3.7	3.0	3.8	38.0	24.4	19.8	6.9	6.4	7.0	35.0	24.4	26.0	62.5	58.8	62.5
9	3.4	3.4	3.7	49.2	30.0	33.2	6.9	6.9	6.6	27.0	37.0	50.0	75.0	68.6	80.3
10	3.5	4.0	4.0	51.0	42.0	36.0	7.1	6.7	7.4	32.0	27.0	40.0	61.1	59.5	64.7
11	3.6	4.0	4.0	40.0	38.0	26.0	7.0	7.0	7.4	36.0	24.0	38.0	63.2	73.3	64.7
12	3.2	3.8	4.0	21.0	16.0	20.2	6.8	6.8	6.8	18.0	18.2	17.8	59.7	71.6	76.7
13	3.0	3.6	3.6	17.2	10.8	10.6	6.8	7.0	7.2	21.2	16.4	14.8	60.5	67.2	63.8



圖三、用磁電刺激腕部所得CMAP常受干擾而扭曲的波型



圖四、用磁電刺激肘部同時電到尺神經(頻道1錄ADQ，頻道2錄APB)其CMAP波型皆清晰

表三、三種不同刺激間之運動及感覺神經傳導速度比較用配對t檢驗結果

	MS1 vs ES	MS2 vs ES	MS1 vs MS2
Motor NCV	n= 7 mean= 2.871 S.D.= 6.717 P= 0.301	n= 6 mean= 0 S.D.= 4.361 P= 1.0	n= 5 mean= 1.16 S.D.= 3.990 P= 0.551
Sensory NCV	n= 13 mean= 0.8 S.D.= 7.790 P= 0.717	n= 13 mean= 1.146 S.D.= 7.642 P= 0.598	n= 13 mean= -0.346 S.D.= 9.198 P= 0.894

表四、三種不同刺激間之運動及感覺遠端潛期比較用配對t檢驗結果

	MS1 vs ES	MS2 vs ES	MS1 vs MS2
Motor distal latency	n= 7 mean= -0.071 S.D.= 0.340 P= 0.598	n= 6 mean= 0.1 S.D.= 0.244 P= 0.363	n= 5 mean= -0.18 S.D.= 0.248 P= 0.181
Sensory distal latency	n= 13 mean= -0.046 S.D.= 0.462 P= 0.725	n= 13 mean= 0.107 S.D.= 0.415 P= 0.368	n= 13 mean= -0.153 S.D.= 0.386 P= 0.176

及MS2三種刺激方式間並無顯著差異。相反地，在肘，腕部刺激錄CMAP之振幅，三者相互比較P值皆小於0.05，顯示差別很大。另外，同時電到尺神經的

機率，在腕部MS1或MS2皆為0%，在肘部則分別為25.4%及30%，見表6。

表五、三種不同刺激下所得CMAP振幅比較用配對t檢驗結果

	MS1 vs ES	MS2 vs ES	MS1 vs MS2
Wrist stimulation	n= 7 mean= -6.228 S.D.= 4.569 P= 0.011*	n= 6 mean= -7.566 S.D.= 6.430 P= 0.034*	n= 5 mean= 3.18 S.D.= 2.400 P= 0.041*
Elbow stimulation	n= 13 mean= -2.2 S.D.= 2.604 P= 0.01*	n= 13 mean= -3.823 S.D.= 3.417 P < 0.01*	n= 13 mean= -1.623 S.D.= 1.355 P < 0.01*

*代表有顯著差異

表六、三種不同刺激方式在腕及肘部同時電到尺神經的機率

	ES	MS1	MS2
Wrist stimulation	0	0	0
Elbow stimulation	0	25.9%	30.0%

討 論

本研究中，用磁電刺激正中神經所得到CMAP之結果與經皮電刺激比較有以下幾點不同：1. 在刺激腕部時約有一半受測者無法得到可分析的波型(有的是波型扭曲，有的是根本無反應)。2. 同一個受測者，用磁電刺激(MS1或MS2)腕部所得到CMAP之振幅，大部分傾向小於刺激肘部所得之振幅，而且差異頗大(用paired t-test分析，在MS1其P值為0.014，在MS2其P值為0.090)，縱使扣除因肘部同時電到尺神經而增加振幅的部份，仍然有此傾向，這個現象與一般經皮電刺激剛好相反。3. 三種不同刺激方式下所得CMAP振幅，統計上有顯著差異，大部分有大小順序一致傾向，即ES>MS1>MS2。4. 磁電刺激肘部時平均約有27%的機率同時電到尺神經，此現象在ES少見。針對以上幾點討論於下。

關於第一點，刺激腕部有干擾現象，Dr. Evans [6]認為是因線圈離記錄電位的肌肉太近，磁電直接刺激到肌肉而造成。另外，若我們把上述第二點現象(即愈遠心的刺激，其CMAP振幅愈小)放在一起考慮，則是不是因為磁電刺激對在肘部的神經(較粗)比對腕部的神經(較細)有較好的興奮效果，使得電肘部

時振幅大，電腕部時變小，甚至於小到沒有反應？

關於第三點，三組CMAP振幅之差異，與我們原先預期相同，即ES>MS1>MS2。此現象主要歸因於磁電刺激常無法達到超最大刺激。而在MS2時，因前臂蓋上紗布，相對地，底下的神經離刺激線圈距離變遠，故所能接受到的刺激量相對變小，以致所得CMAP振幅MS1>MS2。磁電刺激的這項缺點，是否可由改變機器本身的最大磁電輸出量來彌補，是值得研究的課題。在增加輸出量的同時也需想辦法加強輸出磁電的集中性，以避免電到不想刺激的神經，這也正是上面所提第四點：同時電到尺神經的情形。

在國外的報告中，磁電刺激於正中神經而同時電到尺神經的情形有頗多論述[6,7,8]，這亦是MS的一項缺點。本研究中，在肘部刺激，其機率平均約27%，在腕部則0%，此現象，我們認為可能也是因為磁電刺激在肘部對較粗的尺神經比對在腕部較細小的尺神經有較大的刺激量或興奮效果。

本研究中，運動、感覺NCV及運動、感覺遠端潛期在三種不同刺激方式下，結果統計上並無明顯差異，此點是否表示磁電刺激對傳導速度最快的神經(通常也是直徑最粗者)都可成功地刺激到，以致NCV及遠端潛期可達到如ES的水準？此現象在有病變的神經，其結果如何，值得更進一步深入研究。另外，本研究採用Dr. Odderson的建議[8]，以線圈尖頭近心3.8公分處為參考點，以此推算NCV及遠端潛期，對其準確性應該也提供了一些幫忙。在過去的報告中，大家都認為無法確定開始去極化的點(即刺激點)是磁電刺激的一大缺點，針對此，國外部分學者[9,10]認為改用8字型線圈可加以改善。若再配合參考點的認定，是否準確度更高，須再進一步研究。

綜上所論，雖然目前磁電刺激於周邊神經仍有許

多問題尚待克服，然而我們認為其可透過厚層紗布而激發深部神經，此特點確為經皮電刺激所不及。臨床上，將之運用於燒燙傷，壓碎傷或覆蓋紗布者，判斷其神經是否未完全損傷也許是個可行的方式。但若用來評估不完全損傷之程度時，其可行性仍極有限，有賴更進一步的研究發展。

參考文獻

1. Polson, M.J.R., Barker, A.T., Freeston, I.L.: Stimulation of nerve trunks with time-varying magnetic fields. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 20:243-244, 1982.
2. Barker, A.T., Jalinous, R., Freeston, I.L.: Non-invasive magnetic stimulation of the human motor cortex. *Lancet*, 1:1106-1107, 1985.
3. Chokroverty, S.: Magnetic stimulation of the human peripheral nerves. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1989;29:409-16.
4. Barker, A.T., Freeston, I.L., Jalinous, R., Jarratt, J.A.: Magnetic stimulation of the human brain and peripheral nervous system: an introduction and the results of an initial clinical evaluation. *Neurosurgery* 1987;20:100-9.
5. Evans, B.A.: Magnetic stimulation of the peripheral nervous system. *J. Clin. Neurophysiol.*, 1991;8:77-84.
6. Evans, B.A., Litchy, W.J. and Daube, J.R.: The utility of magnetic stimulation for routine peripheral nerve conduction studies. *Muscle Nerve*, 1988;11:1074-1078.
7. Maccabee, P.J., Amassian, V.E., Cracco, R.Q. and Cadwell, J.A.: An analysis of peripheral motor nerve stimulation in humans using magnetic coil. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1988;70:524-533.
8. Odderson, I.R., Halar, E.M.: Localization of nerve depolarization with magnetic stimulation *Muscle Nerve*, 1992;15:711-5.
9. Olney, R.K., So, Y.T., Goodin, D.S. and Aminoff, M.J.: A comparison of magnetic and electrical stimulation of peripheral nerves. *Muscle Nerve*, 1990;13:957-963.
10. Cohen, L.G., Roth, B.J., Nilsson, J., et al.: Effects of coil design on delivery of focal magnetic stimulation. Technical considerations. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1990;75:350-357.

The Utility of Magnetic Stimulation in Peripheral Nerve Study

Wang-Lin Su and Baii-Jia Yang

Clinically, we were occasionally asked to evaluate peripheral nerve injuries in patients whose local cutaneous conditions, such as burn wound, crushing wound, skin graft, and gauze overlying limb, were not suitable for percutaneous electrical stimulation or needle EMG. Could the magnetic stimulation be used in these conditions? How much potential deviation could be produced with this technique when the limbs were covered by gauze? Its our purpose to solve these questions.

Thirteen young volunteers participated in this study. First, we performed the motor and sensory NCV with percutaneous electrical stimulation. Then, the magnetic stimulation was performed with Cadwell MES-10, 9cm pointed coil. We stimulated the median nerve at wrist and elbow region with orientation of tangential edge. Each volunteer received magnetic stimulation with and without gauze overlying forearm respectively. The data

of NCV parameters among above three different techniques were analysed. We found there was no significant difference at NCV and distal latency, but was significantly different at CMAP amplitude among three kinds of stimulation techniques. The costimulation of ulnar nerve in magnetic stimulation is about 27% in elbow, 0% in wrist region respectively. This study indicates that the peripheral nerves underlying gauze could be studied by magnetic stimulation, which is impossible by percutaneous electrical stimulation. Clinically, a complete peripheral nerve lesion that couldn't be evaluated by ES due to local cutaneous conditions such as burn wound, crushing wound, skin graft and gauze overlying limb might be studied by magnetic stimulation, But a reliable conclusion couldn't be drawn for the study of incomplete peripheral lesion by magnetic stimulation at present.