新しく改良した神経伝導速度測定装置

岡田 晃* 野原 聖一* 岡本 吉平*
波田 敏雄*²

Development of the Improved Apparatus for
the Nerve Conduction Velocity Measurement

*Akira OKADA, Seiichi NOHARA,
Kichihei OKAMOTO
Department of Public Health, School of
Medicine, Kanazawa University
Toshio HATA
School of Engineering, Kanazawa
University*

Abstract

The purpose of this study is to improve apparatus for the nerve conduction velocity measurement and to obtain more precise information. In this study, we took the special quality of skin resistance into close consideration and developed the electric stimulus apparatus by applying a 0.2 msec fixed electric current rectangular wave pulse upon a 1 Hz triangle wave AC voltage in order to decrease a subject's pain and make an effective stimulus. In this method, even a low pulse voltage was able to make the nerves completely depolarize and the errors of the measurement became smaller by the fixed electric current stimulus.

The usefulnesses of this improved apparatus was investigated on nine subject's ulnar nerve and median nerve. The results were as follows:

(1) Standard deviation of latency of the induced electromyogram by the improved method was smaller than that of the standard method. (2) The difference in the ulnar or median nerve conduction velocity value between the first time and the second time was less than ten percent in both methods. (3) The strength of the stimuli in the improved method was not stronger than that of the standard methods, except in the case of one subject.

* 金沢大学医学部公衆衛生学教室

*² 金沢大学工学部電気工学科

(原稿受付: 昭和57年4月30日)

図1 改良型刺激装置の回路図

1. はしがき

末梢神経障害を主症状の1つとする疾患は、例えば職業病としての中毒性疾患、振動障害をはじめ多々あるが、これら末梢神経障害をきたす疾患の診断・病態生理を明らかにし、また重症度・予後を判断するために、末梢神経伝導速度の測定が行われ、その観察は欠くことのできないものとされている¹⁾。臨床医学においても、Hodes et al.²⁾および Magladery & Mc Dougal³⁾らが運動神経伝導速度の測定の臨床的意義を明らかにして以来、末梢神経伝導速度の測定は、末梢神経障害を客観的にチェックするための有力な手段として、近年さかに行われるようになってきた。従来型の問題点はいくつかあげられるが、とくにパルス電圧のみで通電を行う場合には、表皮の高抵抗層を通過させるため、神経興奮に必要な電流を得るのに、極めて高い電圧を必要とし、ときに表皮に電力が集中する結果、被検者に苦痛を与え、火傷を生じさせる可能性が指摘されている。また刺激電圧は低目に設定され、真の定電流刺激とはならないため、クロナキシーにもばらつきをきたす恐れがあるといえよう。そこで本研究はこの装置を改良し、さらにより精密な情報を得るような新しい装置の開発、応用を目的とした。そのため装置が皮膚表面の電気的特性によって必ずしも効果的でなかったことを改良することと、刺激値を一定に保つことなどに力点がおかれ装置の試作を行ったが、所定の目標も達成され、実用にも供し得たのでその概要について報告する。

2. 装置の設計と概要

本研究では皮膚抵抗の特性を考慮して、低電圧刺激により被検者の苦痛を減少せしめ、かつ有効な刺激を生ぜしめる目的のために、1Hzの三角波交流電圧を基底とし、これに0.2 msec.の定電流矩形波パルスを重畳した電気刺激装置を開発した。この刺激装置によれば刺激強度と反応波形の間に、より規則的な関連を求めることが可能といえる。

図1は試作した本装置の基本的な回路図であり、定電流パルス発生装置、1 Hz 三角波発生回路および上記波形を合成する回路より構成される(図1参照)。定電流パルス発生装置は従来使用されてきた一般の定電流刺激装置(WPI社製 MODEL 601)であり、図2に示すよう

図2 改良型装置の外観

な装置に1 Hz 三角波発生回路および波形を合成する回路が含まれる(図2参照)。この装置の設計に当たっては比較的簡単に従来の装置に付加できるよう配慮した。またここに従来型による波形および改良型により得られた波形を示した(図3, 4参照)。

図3 従来の定電流刺激装置による刺激波形
0.2 sec/div

図4 改良型刺激装置による刺激波形 0.2 sec/div
[わかりやすくするため、パルス電圧]
は実際の測定時より低くしてある]

図5 改良型装置による神経伝導速度
測定のブロックダイアグラム

図5は改良型装置による神経伝導速度測定のブロックダイアグラムである(図5参照). 1Hz三角波発生回路において、電圧が正で最大となった時点で trigger が発射され、定電流パルス発生を促し、またシグナルプロセッサの掃引を

開始させている. このパルスは先の 1 Hz 三角波に合成され、刺激電極を介し神経に伝達される. 一方、皿電極より導出された信号は、増幅器で増幅、フィルタによりアーチファクトが除かれ、シグナルプロセッサに送られる.

以上述べた装置によって、高抵抗の表皮層に人体に苦痛を感じない限界の約 1 mA の電流を流して表皮抵抗値を下げた後、定電流パルス電源によりパルス幅 0.2 msec の矩形波パルスを加えて神経を脱分極に達せしめるように設計した. この場合、低いパルス電圧でも完全に脱分極を生ぜしめることが可能で、従って定電流特性を理想的に達成することができた. このため定電流刺激の効果が強調されて、安定した誤差の少ない脱分極が得られ、神経束に対する刺激波高と発生波形の間に規則性を生じ、これにより、より正確な新しいデータを得る事が可能になったといえよう.

3. その応用

1) 健常者での観察

上述の改良型装置の有用性を検討するために実際に応用することを試みた. その際、シールド室で、四肢の保温などの特別の操作をせずに末梢神経伝導速度の測定を行った.

今回は年齢の影響を除外するため23~32歳の年齢層について調べ、測定には尺骨神経と正中神経を選び、近位部、遠位部をそれぞれ刺激した. 得られた成績については、その波形の再現性について、とりわけ潜時の測定誤差がいかなる程度であるか検討を行い、そののち各神経の伝導速度値を求めてみた. そして従来の刺激方法と新しく開発した改良型装置による刺激方法との比較検討を行い、神経伝導速度測定器としての本装置開発の意義をより明確なものにせんと試みた.

被検対象として、23歳から32歳までの神経系に異常のない当大学の職員および学生を選び、左側の尺骨神経ならびに正中神経の運動神経伝導速度を測定した. 尺骨神経は肘部および手首部の電気刺激による小指転筋 (M. abductor digiti minimi) の、また正中神経は肘部および手首部の電気刺激による短母指外転筋 (M. ab-

(4) 医 器 学 Vol. 53, No. 3 (1983)

表 1 従来型, 改良型における 1 回刺激——記録波形の潜時 (SD) の比較と被検者の反応

(M±SD) 単 位 (msec)											
神 経 部 位 方 法 事 例	尺 骨 神 経		正 中 神 経		正 中 神 経		正 中 神 経		いずれの方法が 刺激が強いと感じたか (盲検法)	痛みを感じたか (盲検法)	
	近 位 部		遠 位 部		近 位 部		遠 位 部				
	従 来 型	改 良 型	従 来 型	改 良 型	従 来 型	改 良 型	従 来 型	改 良 型			
	従 来 型	改 良 型	従 来 型	改 良 型	従 来 型	改 良 型	従 来 型	改 良 型			
1 (32歳)	7.91±0.09 ^{*1}	8.12±0.05 ^{*1}	3.74±0.07	3.86±0.05	7.05±0.06	7.39±0.07	3.51±0.11	3.76±0.09	従 > 改	(-)	(-)
2 (26歳)	7.57±0.11	7.90±0.07	2.88±0.06	3.04±0.06	8.38±0.10	8.39±0.16	3.75±0.07	3.94±0.06	従 > 改	(-)	(-)
3 (30歳)	6.40±0.12	6.47±0.11	2.48±0.10 ^{*2}	2.64±0.05 ^{*2}	8.44±0.22 ^{*1}	8.13±0.10 ^{*1}	4.16±0.08 ^{*3}	4.16±0.05 ^{*3}	従 > 改	(-)	(-)
4 (23歳)	7.34±0.19	7.65±0.13	3.21±0.08 ^{*3}	3.04±0.05 ^{*3}	8.00±0.15	8.30±0.19	3.52±0.04	3.93±0.06	従 > 改	(-)	(-)
5 (24歳)	8.34±0.09 ^{*1}	8.47±0.03 ^{*1}	4.14±0.11	4.11±0.07	7.96±0.08	8.06±0.09	3.16±0.03	3.25±0.04	従 > 改	(-)	(-)
6 (28歳)	6.05±0.08	6.06±0.09	3.14±0.15	3.15±0.11	8.06±0.09 ^{*1}	7.99±0.23 ^{*1}	5.13±0.14	4.96±0.10	従 < 改	(-)	(-)
7 (30歳)	8.45±0.09 ^{*3}	8.38±0.14 ^{*3}	4.48±0.04	4.48±0.05	7.75±0.24	7.55±0.34	3.81±0.06	3.91±0.08	従 > 改	(-)	(-)
8 (25歳)	7.50±0.09	8.05±0.08	3.44±0.11 ^{*1}	3.68±0.04 ^{*1}	8.18±0.19 ^{*3}	7.98±0.11 ^{*3}	5.33±0.06	4.78±0.06	従 > 改	(-)	(-)
9 (28歳)	7.61±0.14	7.50±0.10	3.71±0.15	3.36±0.10	10.58±0.15 ^{*2}	11.37±0.08 ^{*2}	6.01±0.11 ^{*1}	6.04±0.05 ^{*1}	従 > 改	(-)	(-)

ただし有意差検定は、二つの標準偏差の差の検定 *1 p < 0.05, *2 p < 0.10, *3 p < 0.20 (改良型の基底電圧は全て±10V)

表 2 神 経 伝 導 速 度 値 の 再 現 性

事 例	単 位 (m/sec)							
	尺 骨 神 経				正 中 神 経			
	従 来 型		改 良 型		従 来 型		改 良 型	
	第 1 回	第 2 回	第 1 回	第 2 回	第 1 回	第 2 回	第 1 回	第 2 回
1	57.1	56.0	55.9	56.0	61.3	58.6	59.8	57.9
2	50.1	45.6	48.4	47.5	52.9	54.4	55.1	57.0
3	62.0	65.7	64.0	65.3	55.1	54.5	59.9	59.5
4	55.7	57.5	49.9	54.1	45.8	48.2	46.9	47.1
5	58.3	57.0	56.6	58.3	43.1	42.7	42.2	42.2
6	84.2	81.6	84.2	84.5	75.1	69.8	72.6	64.7
7	57.4	58.5	58.5	61.6	56.0	60.0	61.8	59.2
8	61.5	60.2	57.2	56.2	67.6	63.3	59.4	60.3
9	57.7	55.6	54.3	54.2	52.5	54.8	45.0	54.2

ductor pollicis brevis) の誘発筋電図を記録した。刺激の強度はすべての場合、最大上刺激 (Supramaximal stimulation) で行い、筋電図の最もよく出現する部位を求めてそこに電極を固定した。

その結果潜時 (latency) の再現性に関して、同一被検者の同一神経を日を同じくして測定し、1回の刺激により出現する波形をそのつど記録して検討を行った。従来型, 改良型による刺激を交互にくりかえし各8回ずつ観察した。記録から潜時を読みとる場合、読みとり誤差を小さくするため、それに習熟した同一の検者が読みとった。また刺激電極と導出電極間距離(直線)の測定についても、すべての例につき同一人が行った。その結果について、刺激の神経, 部位, 方法別に平均値±標準偏差で表した(表1参照)。2つの方法により得られた潜時の標準偏差を比較すると、改良型の方により小さい傾向を認め

た。

また同一例を日を異にして測定(8回平均加算)して、神経伝導速度値の再現性について調べた。表2に示したように、いずれの方法においても測定の再現性は10%以内にあるという報告に一致している⁴⁾(表2参照)。

一方、従来型, 改良型による刺激を交互にくりかえす際、いずれが強い刺激と感じたか、痛みはあるかと盲検法により被検者に問うたところ、従来型が強いと答えたものがほとんどで、改良型が強いと答えたのは表1の事例6, 1名にすぎなかった。また苦痛を訴えるものはいなかった(表1参照)。

2) 振動工具使用者での観察^{5,6)}

前述のごとく、改良型装置には、従来型装置に比較して、波形の再現性がよい、被検者に与える刺激が強いと感じさせない等の利点を有するものであることが述べられ、実用の場で運用

表3 被検者の年齢階級・経験年数別構成

年齢階級	群	A	B	C
～ 40歳	人	人	人	人
～ 50	2	1		
～ 60	3	3	4	
～ 70	3	4	4	
71 ～				

経験年数	群	A	B	C
～ 10年	4人	4人	5人	
～ 15	4	4	3	
16 ～				

備考： A群（無症状の者）

B群（蒼白発作はないが、しびれ・
いたみ・冷えなどのある者）

C群（蒼白発作のある者）

されるに十分であることがわかった。そこでわれわれは、振動工具使用者について初めて応用を試みた。

被検対象（表3参照）は47歳から70歳までの振動工具使用者（すべて男子）で、左側の尺骨神経ならびに正中神経の運動神経伝導速度を測定した。

被検者を無症状群（A群）、蒼白発作はないが、しびれ、いたみ、冷えなどのある群（B群）、蒼白発作のある群（C群）の3群に分けて結果を検討すると、表4に示すとおりである（表4参照）。B群の平均の尺骨神経伝導速度はC群のそれと、A群の平均の正中神経伝導速度はC群のそれと危険率1%以下で有意な差を示した。またA群の平均の尺骨神経伝導速度はC群のそれと、B群の平均の正中神経伝導速度はC群のそれと差のある傾向を示した。以上のことから本装置は振動工具使用者、なかでも蒼白発作のある者の群と他の群との鑑別に有効であった。

4. 結 語

本研究では、上述のように装置の改良・開発に取り組み、その結果、製作された装置の概要と効用、さらにそれを振動工具使用者に実用した際の結果についてここに述べ、本改良型装置の波形の再現性がよく、被検者に与える刺激が強くないなどの利点を有することを明らかにした。

表4 症状による群別神経伝導速度の比較

単位 (m/sec)								
A 群			B 群			C 群		
番号	尺骨神経	正中神経	番号	尺骨神経	正中神経	番号	尺骨神経	正中神経
1	47.3	68.9	9	49.1	45.9	17	49.0	52.4
2	56.6	85.8	10	56.9	53.9	18	49.5	45.6
3	41.6	45.1	11	60.8	55.4	19	45.8	46.8
4	53.1	72.8	12	59.8	61.6	20	43.9	53.6
5	54.1	53.8	13	55.8	44.3	21	40.3	37.4
6	67.4	73.5	14	58.9	81.3	22	50.4	45.0
7	62.8	65.3	15	83.3	54.1	23	49.1	53.4
8	50.2	49.7	16	69.4	76.1	24	57.2	55.9
M±SD	54.1±7.73	64.4±12.91	M±SD	61.8±9.71	59.1±12.48	M±SD	48.2±4.68	48.8±5.77

*1 p<0.01、*2 p<0.10

今後さらに、改良した装置で、出力波形そのものを記録する以外に微分値も同時に記録することとし、測定点を固定化できるような簡易型の開発の可能性を吟味し、また装置に最大伝導速度を示す演算装置を付加することを検討する。また、データ処理により、この装置使用におけるデータ解析のための基準を明らかにし、このほか周波数応答に関する装置の応用も実施することを計画している。

なお本研究は昭和56年度科学研究費試験研究(2)の補助によって行ったことを付記する。

文 献

- 1) 鳥居順三：臨床筋電図入門，金原出版，1975。
- 2) Hodes, R. et al. : The human electromyogram in response to nerve stimulation and the conduction velocity of motor axons, Arch. Neurol. Psychiat., 60 : 340-365, 1948.
- 3) Maglader, J. W. & D.B. McDougal : Electrophysiological studies of nerve and reflex activity in normal man I, Bull. Johns Hopkins Hospital, 86 : 265-290, 1950.
- 4) 永木譲治・他：運動神経最大伝導速度正常値に及ぼす諸因子の検討，臨床生理，3 : 194-199, 1973.
- 5) 岡田晃・中村円生：騒音，振動・衝撃の影響と対策，医歯薬出版，1970。
- 6) 岡田晃・鈴木勝己：振動障害—研究動向と診療の実践—，篠原出版，1982。