

근전도검사의 기본 원칙 2: 기술적 요인에 의한 근전도검사 오류

고려대학교 의과대학 재활의학교실

김동휘 · 이항재

- Abstract -

Cardinal Rules of EMG 2: When in Doubt, Always Think about Technical Factors

Dong Hwee Kim, M.D., Hang Jae Lee, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Korea University College of Medicine

It is very important to understand and recognize the physiologic and technical factors in every nerve conduction and electromyographic study. Failure to take these factors into account can lead to difficulty in obtaining potentials, prolong study, and result in the mistaken impression of pathology. Among such factors, technical factors, if not taken into account, often result in a multitude of artifacts, which can interfere with the accuracy of the results and their subsequent interpretation. When in doubt, always think about technical factors.

Key Words: Nerve conduction study, technical, errors.

서 론

전기진단 검사자는 반드시 해부학과 말초신경계의 병리생리학을 잘 알아야 하고 체온, 노화, 키 등과 같은 생리적인 요소와 근전도 기계와 관련된 여러 기계적 요소들에 대한 지식과 이런 요소들이 전기진단검사에 어떤 영향을 미치는가 알아야 한다. 왜냐하면 전기진단검사에서 발생하는 심각한 많은 문제들은 적절한 지식과 경험이 없을 때 발생하기 때문이다. 이런 지식과 경험을 갖고 환자들의 협조가 잘 이루어진다면 환자의 고통을 최소화하고, 신경전도검사의 수와 시간을 줄일 수 있고, 결론에 이를 수 있는 최대한의 정보를 얻을 수 있다.

전기진단검사를 시행할 때 생리적 요인과 기술적인 문제에 의해 발생할 수 있는 오류를 고려하지 않는다면 신경전위를 얻을 수 없고 불필요한 검사를 실시하게 되어 검사 시간이 길어지고 실제 존재하지 않는 병변이 있다고 잘못된 진단을 내릴 수 있다. 생리적 요인으로

검사할 당시 사지의 온도와 연령과 같은 요인들로 인해 검사 때마다 다른 결과를 내고, 기계적 요인으로는 전극 저항(electrode impedance)이나 전기적인 잡음으로 인해 다양한 인공음영(artifact)들이 발생하게 되어 결과의 정확성을 떨어뜨리고 잘못된 해석에 이르게 한다. 근전도 검사를 실시할 때는 이런 요인들에 대한 인식과 재점검이 필요하다.^{1,2} 여기에서는 이런 요인 중 근전도 결과에 영향을 미칠 수 있는 기계적 요인들에 의한 오류들과 그 해결책에 대해 살펴보고자 한다.

본 론

1. 신경전도 검사를 위한 근전도 기계 장치

1) 주파수 여과 범위

신경전도검사와 침근전도 검사에서 기록되는 모든 전위는 저주파수 필터(low frequency filter)와 고주파수 필터(high frequency filter) 사이를 통과한 파형

Address reprint requests to **Hang Jae Lee, M.D.**

Department of Rehabilitation Medicine, College of Medicine, Korea University,
#126-1 Anam-dong 5-ga, Sungbuk-gu, Seoul, 136-705, Korea
TEL: 82-2-920-5463, FAX: 82-2-929-9951, E-mail: rmkdh@chol.com

들로 이루어진다. 이런 필터들의 역할은 관심의 대상이 되는 파형들만을 얻기 위해서 너무 낮거나 너무 높은 주파수의 파형을 제거하기 위한 것이다. 보통 낮은 주파수의 파형들은 기저선을 꾸불꾸불하게 만들고 높은 주파수의 파형들은 감각신경 활성화전위나 세동전위와 같은 고주파 전위들을 잘 알아볼 수 없게 만들기 때문에 제거되어야 한다. 저주파수 필터는 high pass filter라고 하며 정해진 범위 이하의 원하지 않는 저주파수 파형을 모두 제거한다. 고주파수 필터는 low pass filter라고 하며 정해진 범위 이상의 불필요한 고주파수 파형을 제한한다.¹⁻³ 필터 기준에 대한 전세계적으로 공통된 기준은 없으나 제안되는 기준은 다음과 같다.³ 주파수 필터와 고주파수 필터는 운동신경 전도검사에서는 각각 2~10 Hz와 10 kHz를, 감각운동 신경전도 검사에서

는 2~10 Hz와 2 kHz를 사용한다. 침근전도 검사에서는 일상적인 검사에서는 저주파수 필터를 20~30 Hz, 고주파수 필터를 10 kHz를 권유하고 있고 정량적인 검사에서는 저주파수 필터를 2~3 Hz를 권유한다. 저주파수 필터가 너무 높거나 고주파수 필터가 너무 낮으면 얻고자 하는 전위의 잠시나 진폭에 줄 수 있다. 예를 들어 신경 전도검사에서 저주파수 필터를 너무 높게 하면 전위의 기시 잠시는 변하지 않다 하더라도 정점 잠시와 음성극과의 기간이 짧아지고 진폭이 감소하게 된다. 고주파수 필터가 너무 낮게 하면 그 정도는 작으나 전위의 기시잠시와 정점잠시가 지연되고 진폭이 감소된다(Fig. 1, 2).^{4,5} 그러므로 모든 전위들은 표준 필터 범위에서 얻어져야만 하고, 같은 필터 범위를 이용하여 얻은 정상치와 비교해야 한다.

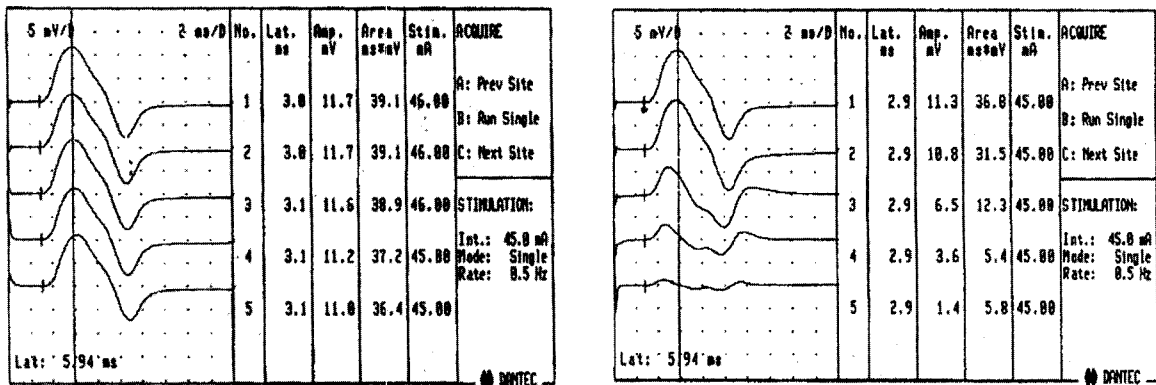


Fig. 1. High and low frequency filter effects on compound muscle action potentials (CMAPs). (A) CMAPs after modification of high frequency filter (HFF). From the top trace, 10 KHz, 5 KHz, 2 KHz, 1 KHz and 0.5 KHz; low frequency filter (LFF), 1 Hz. (B) CMAPs after elevation of LFF. From the top trace, 1 Hz, 10 Hz, 100 Hz, 300 Hz, and 500 Hz; HFF, 10 KHz. Reprinted with permission⁵.

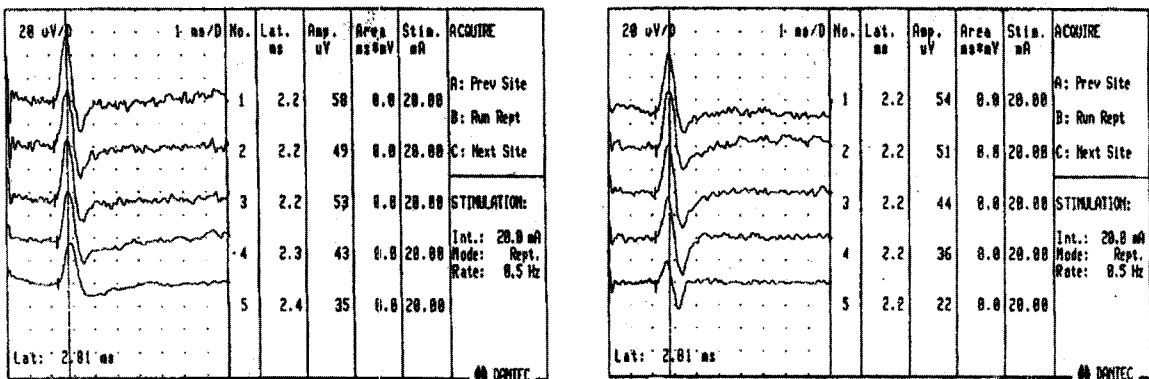


Fig. 2. High and low frequency filter effects on sensory nerve action potentials (SNAPs). (A) SNAPs after modification of high frequency filter (HFF). From the top trace, 10 KHz, 5 KHz, 2 KHz, 1 KHz and 0.5 KHz; low frequency filter (LFF), 1 Hz. (B) SNAPs after elevation of LFF. From the top trace, 1 Hz, 10 Hz, 100 Hz, 300 Hz, and 500 Hz; HFF, 10 KHz. Reprinted with permission⁵.

2) 감응도(sensitivity)와 소인 속도(sweep speed)
 얻어진 전위의 잠시와 진폭을 측정할 때 주의해야 할 것은 같은 감응도와 소인 속도에서 해야 한다는 것이다. 감응도와 소인속도는 신경전위의 잠시와 기간의 측정에 영향을 줄 수 있다.⁶⁻⁹ 즉, 만약 감응도를 높이거나 소인속도를 늦추면 기시잠시는 짧아질 수 있다. 감응도는 운동신경 전도검사에서는 2 mV/division, 감각신경 전도검사에서는 10 uV/division으로 한다. 소인 속도는 운동신경 전도검사에서 2 msec/division, 감각신경 전도검사에서 1 msec/division으로 한다.¹⁰

2. 기록전극의 요인

1) 기록전극의 크기 (Electrode size)

신경전도검사에 이용되는 기록 전극은 모양이나 재질이 다양하고 전극의 크기도 전극의 종류에 따라 0.5~2.5 cm까지 다양하다.³ 특히 기록 전극의 크기는 운동신경의 복합근 활동전위의 측정지표에 영향을 준다.¹¹⁻¹³ 일반적으로 전극이 클수록 진폭과 영역이 작아지나, 기시잠시나 음성극과 기간(negative spike duration)에는 영향을 주지 않는 것으로 알려져 있다. 그러므로 각 근전도 검사실에서 같은 기록 전극을 사용하는 것이 기록전극으로 인한 검사 결과의 오류를 줄일 수 있고, 만약 새로운 기록전극을 사용하게 된다면 그 기록전극을 이용한 정상치를 만드는 것이 검사에 유용할 것이다.

2) 기록전극의 위치 (Electrode location)

운동신경 전도검사서 활성화전극은 근복에, 참고전극은 전기적으로 비활성일 지점일 것으로 생각되는 견에 부착한다.¹⁴ 그러나 척골신경이나 경골신경 전도검사서 참고전극도 전기적으로 활성화되기 때문에 실제 복합근 활동전위의 형태에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.^{15,16} 근육의 탈분극은 처음에 운동점에서 일어나기 때문에 활동전극이 운동점에 위치하지 않으면 복합근 활동전위의 진폭이 감소될 수 있고, 초기 양성 반응의 발생으로 기시잠시의 측정에 어려움이 발생할 수 있다. 그러므로 활성화전극을 근육의 근복에 정확하게 부착하기 위해서는 근육을 수축하여 정확하게 근육의 중앙부를 확인하는 것이 필요하고 만약 초기 양성 반응이 나타난 경우 활성화전극의 위치를 옮기는 것이 필요하다. 그러나 심부 척골운동 전도검사서 복합근 활동전위의 초기 양성반응이 나타나는 것은 활성화 전극이 근육 운동점에 위치하지 않아서 발생하는 것이 아니라 참고전극의 위치와 관련이 있다는 보고도 있다.¹⁵

감각신경 전도검사는 신경 주행에 따라 활성화전극과 참고전극을 부착하며, 활성화전극과 참고전극 사이의 거리는 4 cm 간격을 두는 것이 참고전극에 의한 상 상쇄

가 없어 활성화전극이 최대 진폭을 기록할 수 있다.⁸ 만약 기록전극 사이의 거리가 4 cm보다 짧을 경우 기시잠시는 영향을 받지 않지만 진폭이 감소되고 정점잠시가 짧아지게 된다.⁴ 그러므로 반복검사를 하게 될 경우 4 cm의 기록 전극간 거리를 유지하거나 같은 거리의 막대전극을 이용하여 검사를 실시하는 것이 검사 간의 차이를 줄일 수 있다.

3. 자극전극의 요인

1) 자극 강도 (Stimulation intensity)

신경전도검사서 이해해야 할 가장 중요한 개념 중 하나는 초최대 자극으로, 이는 검사하고자 하는 신경의 모든 축삭을 자극하는 것이다. 초최대 자극을 얻기 위해서는 반드시 기록전위가 더 이상 증가하지 않는 최대 자극 강도까지 천천히 자극 강도를 올려야 하고, 최대 자극 강도의 25%를 더 증가시켜 자극할 때 얻어질 수 있다. 만약 원위부 자극에서 초최대 자극을 하지 않으면 축삭 손상의 잘못된 결과에 이를 수 있고 근위부에서 초최대 자극을 가하지 않으면 전도 차단이 나타날 수 있다. 또한 모든 자극점에서 초최대 자극이 되지 않으면 전도속도가 달라지게 될 것이다.^{2,4} 자극을 초최대 자극보다 더 높게 올릴 경우 기시잠시가 짧아지는 것으로 알려져 있으나¹⁷ 실제 초최대 자극보다 더 높게 자극하여도 잠시의 변화는 보고된 것보다는 작은 것을 발견

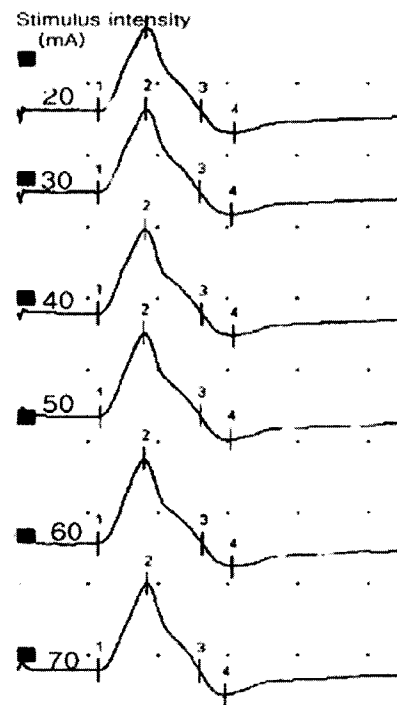


Fig. 3. No changes in onset latency though the stimulus intensity is more increased than supramaximal stimulation.

하였다(Fig. 3).

2) 음극의 위치 (Cathode position)

신경이 자극될 때 탈분극은 처음에 음극(cathode)에서 일어나게 된다. 만약 검사할 때 음극과 양극이 바뀌게 되면 양극에서 과분극이 일어나 양극차단(anodal block)이 발생하는 것으로 알려져 있으나 실제 인체에서는 잘 일어나지 않는다.¹⁸ 실제적으로 음극과 양극이 바뀔 때 활성전극과 음극 사이의 거리가 길어져 원위잠시가 약 0.3~0.4 msec 길어지게 된다.⁸ 특히 근전도 검사자가 양극과 음극이 바뀐 것을 알지 못하고 계속 검사한다면 다발성신경병증이나 원위부 포착신경병증으로 잘못 진단 내릴 수 있다.

3) 주위 신경의 자극

모든 신경전도검사에서 초최대 자극이 가해져야 하나, 이때 항상 기억해야 할 것은 주위 신경을 동시에 자극할 수 있다는 것이다. 정상인에서는 이 문제는 흔하게 나타나는 것은 아니지만, 병적인 상태에서는 초최대 자극을 얻기 위해서는 자극 강도를 더 높여야 하기 때문에 근처에 있는 다른 신경을 자극할 수 있다.¹⁹ 이러한 주위 신경의 자극은 상지의 완관절, 주관절, 액와 부위에서 정중신경과 척골신경의 자극에서 발생할 수 있다. 또한 Erb 지점에서 자극할 경우 정중신경과 척골신경이 함께 자극이 될 수 있다. 이런 주위 신경의 자극을 피하기 위해서는 먼저 신경전위의 모양이 갑자기 변하는지 확인하고 만약 모양의 변화가 갑자기 일어나면 자극 강도를 낮추어야 한다. 만약 전도차단이 나타날 경우 원위부에서 주위 신경이 함께 자극되었는지를 항상 고려해야 한다.²

4) 인공 음영 (Stimulus artifact)

인공 음영은 기록전극 근처에서 전기 자극을 할 경우 발생하는 큰 진폭 전위로, 감각신경전위와 같이 작은 진폭의 반응에서 잡시를 변화시키고 현재 보이는 반응이 실제 감각신경전위인지 알 수 없는 경우가 있다. 인공음영을 임상적으로 줄일 수 있는 방법으로 첫째, 신경 탈분극에 필요한 전류(current)를 줄이는 것, 둘째, 기록전극 사이의 전류와 전압 차를 줄이는 것, 그리고 세 번째는 자극기 디자인 방법들(stimulator design techniques)이 있다.⁸ 신경 자극 전류를 줄이는 방법은 짧은 초최대 자극을 사용하거나 자극점에서 자극기와 피부 사이 연마제를 이용하여 피부저항을 감소시키는 것이다. 기록전극 사이의 전류와 전압 차를 줄이는 방법은 전기적으로 절연된 자극기(electrically isolated stimulator)를 사용하거나, 기록전극이 부착되는 부위를 연마제를 이용하여 깨끗하게 닦아 피부저항의 차이를 낮추거나, 피부를 따라 자극 전류의 전도를 방지하

기 위해서 피부의 습기를 제거하고 과도한 젤의 사용을 피하며,²⁰ 자극기와 활성전극 사이에 접지전극을 놓는 것이다. 그리고 인공음영을 최소화하기 위해 자극기의 양극을 돌리는 방법^{20,21} 등이 있다. 자극기 디자인 방법들로서는 일정 전압 자극기(constant voltage stimulator)보다 인공음영이 더 적은 일정 전류 자극기(constant current stimulator)를 사용하거나²² amplifier blanking circuit²³이나 biphasic stimulus pulses^{21,23}와 같은 방법 등이 있다.

4. 전기적 잡음 (electrical noise)

전기적 잡음(noise)은 원하는 전위의 기록을 방해하는 모든 신호들이 포함될 수 있다. 임상적으로 이런 잡음들은 전력선으로부터 오는 전기적 간섭, 전자 증폭기 잡음, 그리고 원하지 않는 주변의 전기적 활동들에 기인한다.⁹ 근전도 검사에서 보는 가장 흔한 잡음은 형광등, 전열기, 컴퓨터 등의 동력선에 의한 간섭인 50 또는 60 Hz 간섭이다. 이런 현상이 나타나게 되면 감각신경전위나 세동전위와 같이 아주 작은 전위를 기록할 때 많은 문제를 일으키게 된다.² 만약 60 Hz 간섭이 발생하게 되면 우선 기록 전극이 같은 유형인지를 살핀 후 기록전극이 닳거나 끊어진 부분이 없이 온전한지 확인해야 한다. 기록전극이 부착되는 피부를 알콜이나 아세톤으로 깨끗이 닦고 기록전극을 젤을 문힌 후 테이프나 벨크로로 확실하게 피부에 부착해야 하며 동축 기록 케이블(coaxial recording cable)을 사용하는 것이 60 Hz 간섭을 억제하는데 도움이 된다.² 원하지 않는 주변의 전기적 활동에 의한 잡음의 한 예로 침근전도 검사를 실시할 때 모든 근육에서 설명되지 않는 세동전위가 있을 때 인공 심박동기를 장착하지 않았는지 꼭 확인해야 한다.

결 론

전기진단검사를 시행하는 검사자는 환자가 가지고 있는 생리적 요인과 기계적 요인들에 의해 발생할 수 있는 오류들에 대한 명확한 지식과 경험이 있어야 한다. 특히 기계적 요인들에 의해 발생하게 되는 오류들에 대한 정확한 이해가 없다면 검사 결과에 막대한 영향을 미치게 되고 결국 잘못된 결론에 이르게 될 수 있다. 신경전도검사와 침근전도 검사를 시행하며 발생하는 문제들과 이해가 되지 않는 결과들에 대해서는 항상 기계적 요소들에 의한 오류를 염두에 두고 그 원인을 찾아야 할 것이다.

참고 문헌

1. Gitter AJ, Stolov WC: AAEM minimonograph #16: Instrumentation and measurement in electrodiagnostic medicine-Part I. *Muscle Nerve* 1995; 18: 799-811
2. Preston DC, Shapiro BE: *Electromyography and neuromuscular disorder: Clinical-electrophysiologic correlations*, 1st ed, Newton: Butterworth-Heinemann, 1998, pp85-99
3. Dumitru D, Zwarts M: Instrumentation. In: Dumitru D, Amato A, Zwarts M, editors. *Electrodiagnostic Medicine*, 2nd Ed, Philadelphia: Hanley & Belfus, 2002, pp69-97
4. Dumitru D, Zwarts M: Electrodiagnostic medicine pitfalls. In: Dumitru D, Amato A, Zwarts M, editors. *Electrodiagnostic Medicine*, 2nd Ed, Philadelphia: Hanley & Belfus, 2002, pp541-577
5. 편성법, 권희규, 이항재: 신경전도검사에서 주파수 여과범위의 변화에 따른 잠시와 진폭의 변화. *대한재활의학회지* 2000; 24: 1096-1103
6. Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P: Action potential parameters in normal human muscle and their dependence on physical variables. *Acta Physiol Scand* 1954; 32: 200-218
7. Maynard F, Stolov W: Experimental error in determination of nerve conduction velocity. *Arch Phys Med Rehabil* 1972; 53: 362-372
8. Dumitru D, Walsh N: Practical instrumentation and common sources of error. *Am J Phys Med Rehabil* 1988; 67: 55-65
9. Gitter AJ, Stolov WC: AAEM minimonograph #16: Instrumentation and measurement in electrodiagnostic medicine-Part II. *Muscle Nerve* 1995; 18: 812-824
10. Oh SJ: *Principles of clinical electromyography: Case studies*, 1st ed, Baltimore, William & Wilkins, 1998, pp13-19
11. Barkhaus PE, Nandedkar SD: Recording characteristics of the surface EMG electrodes. *Muscle Nerve* 1994; 17: 1317-1323
12. Tjon-A-Tsein AML, Lemkes HHPJ, van der Kamp-Huyts AJC, van Dijk JG: Large electrodes improve nerve conduction repeatability in controls as well as in patients with diabetic neuropathy. *Muscle Nerve* 1996; 19: 689-695
13. Van Dijk JG, Tjon-A-Tsein AML, van der Kamp W: CMAP variability as a function of electrode site and size. *Muscle Nerve* 1995; 18: 68-73
14. Kimura, J. Facts, fallacies, and fancies of nerve conduction studies: twenty-first annual Edward H. Lambert Lecture. *Muscle Nerve* 1997; 20: 777-787
15. Wertsch JJ, Park TA, Lomas JN, Melvin JL. Effect of reference electrode position on deep ulnar nerve conduction studies. *Muscle Nerve* 1990; 13: 8625
16. Brashear A, Kincaid JC. The influence of the reference electrode on CMAP configuration: leg nerve observations and an alternative site. *Muscle Nerve* 1996; 19: 63-67.
17. Pinelli P: Physical, anatomical and physiological factors in the latency measurement of the M response. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1964; 17: 86
18. Dreyer SJ, Dumitru DD, King JC: Anodal block versus anodal stimulation: Fact or fiction. *Am J Phys Med Rehabil* 1993; 72: 10-18
19. Dumitru D, Delisa JA: AAEM Minimograph #10 Volume Conduction. *Muscle Nerve* 1991; 14: 605-624
20. Seaba PJ, Walker DD: Fundamentals of electronics and instrumentation, in Kimura J, ed, *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle*, ed, Philadelphia, FA Davis, 1983, pp581-619
21. Kornfield MJ, Cerra J, Simons DG: Stimulus artifact reduction in nerve conduction. *Arch Phys Med Rehabil* 1985; 66: 232-234
22. Guld C, Rosenfalck A, Willison R: Report of the committee on EMG instrumentation-technical factors in recording electrical activity of muscle and nerve in man. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1970; 28: 399-413
23. Nilsson J, Ravis J, Hallett M: Stimulus artifact compensation using biphasic stimulation. *Muscle Nerve* 1988; 11: 597-602