

신경자극기 형태에 따른 자극 Artifact 제거 방법에 대한 연구.

유 세근, 민 병관, 김 정우, 김 종원, 김 성현
 서울 시립대학교 전자공학과

Stimulus artifact suppression on the type of Nerve Stimulator.

S.K.Yoo, B.G.Min, J.W.Kim, J.W.Kim, S.H.Kim.
 Dept. of Eletronics Eng. Seoul City Univ.

Abstract

A major technical problem in encountered in nerve stimulation technique is the control of stimulus artifact and the convenience of nerve stimulator. The artifacts remained must be removed by processing the contaminated signal. This paper discusses about the artifact cancellation algorithms in constant voltage type nerve stimulator(CVS) and constant current type nerve stimulator(CCS).

I. 서론

전기적인 자극을 신경에 인가하면 근육을 지배하고 있는 각 신경단위(nerve unit)는 전기적으로 활성화된다. 신경단위가 활성화되면 운동단위(motor unit)는 활동전위를 발생하게 되며 이러한 여러개의 활동전위가 시공간적으로 결합하여 CAP(compound action potential)신호를 형성하게 된다. CAP 신호는 자극위치와 근전도 전극사이의 거리에 따라서 다양하게 지연된 신호로 나타나게 된다. 따라서 서로 지연된 두 신호의 시지연을 추정하여 NCV를 측정할 수 있다. 근신경계의 질환에 있어서 NCV의 측정은 매우 중요한 역할을 하며 근육질환의 임상적 판별에 있어서 중요한 지표가 되고있다.

서로 다른 두 지점에서 자극을 신경에 인가하였을때 NCV의 측정은 cross correlation, spectrum dip 방법들이 제안되었지만 이러한 알고리즘의 적용에 앞서 높은 전압을 인가하거나 높은 전류를 인가했을때 피부의 skin capacitance 효과에 의해 유기되는 stimulus artifact 잡음을 제거하는 것이 중요한 문제이다. [1], [2]. 그러므로 두가지 형태의 자극형태에 있어서 모두 tissue impedance에 의한 low pass filter역할에 의해 artifact가 발생하며 이것의 제거가 필수적이다. McGill[3]은 두 개의 전극을 이용하여 artifact를 제거하려 하였으나 시스템의 복잡성을 초래하였다.

일반적으로 사용되어지는 신경적 자극기들은 두 부류로 나뉘어진다. 첫째, 정전압원 신경자극기(CVS : constant voltage source stimulator)로서 낮은 출력저항을 갖는다. 그런데 이러한 저항은 실험하는 동안에 tissue impedance의 변화에 따라서 그 전류의 값이 변화면서 예상치 못했던 방법으로 자극효과에 영향을 줄 수 있다. 둘째, 정전류원 신경자극기(CCS : constant current source stimulator)는 높은 출력 저항을 갖는다. 이 저항은 tissue impedance의 수십배 이상의 저항을 갖는다. 계측기와 tissue가 직렬로 연결되었

을 때 tissue impedance R_t 가 output impedance R_i 에 비하여 상당히 작기 때문에 무시할 수 있다. ($R_t \gg R_i$) [4] 그리고, 그에 따른 변화(fluctuation)는 전류의 통과 흐름에 대하여 극히 적은 영향을 미치지 때문에 무시할 수 있다.

본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해서 두 가지 형태의 신경자극기에 따른 artifact 제거 방안을 각각 제시하였다.

CVS의 artifact제거에 있어서는 McGill 방법과 다른 하나의 전극을 이용하여 한 번의 데이터를 받아서 artifact를 제거하는 방안을 제시하였고 CCS에서의 artifact 제거는 subthreshold를 인가하여 원래의 신호에서 artifact를 제거하는 방안을 제시하였다.

II. 시스템 구성 및 소프트웨어 설계

2-1. 전체구성도

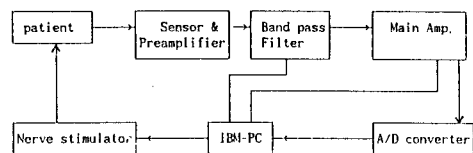


Fig. 1. System Block diagram

전체적인 시스템은 그림 1 에서와 같이 IBM-PC, 증폭기 부분, A/D 변환기, 신경자극기 등으로 구성된다. 구성된 신경자극기는 간단한 키보드 동작에 의해 자동으로 조절이 가능하도록 구성되어있다. Surface electrode와 pre-amplifier는 CAP signal 을 검출하기 위하여 사용된다. Main amplifier와 band pass Filter(20 - 2000Hz)는 신호를 A/D 변환하기 위하여 pre-amplifier의 작은 신호크기를 증폭한뒤 순수한 신호성분만을 전달하여 주기 위해서 사용한다.

Pre-amplifier의 gain은 1000, 입력 임피던스는 10 MΩ이며 입력되는 신호의 잡음 레벨은 2 μV r.m.s로 하였다. Aliasing error를 방지하기 위해서 증폭기와 A/D 변환기 사이에 second-order Butterworth Lowpass filter를 위치시켰다.

2-2 소프트웨어

높은 전압의 자극펄스를 신경에 인가하였을때 표면전극으로 부터 검출한 CAP 신호의 일반적인 파형은 그림 2. 와 같다. 그림 2.에 나타난바와 같이 검출된 CAP 신호는 stimulus artifact를 포함하고 있다.

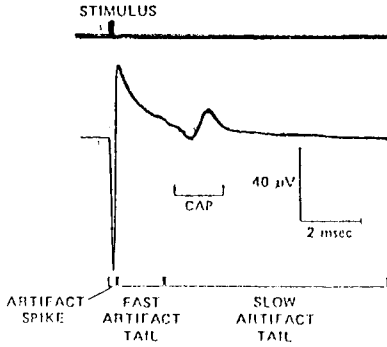


Fig. 2. Compound action potential signal

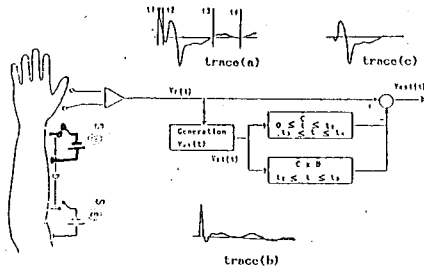


Fig. 3. Block diagram for stimulus artifact cancellation scheme in CVS

여기에서 C는 $V_r(t)$ 의 CAP 신호의 감쇠를 위한 변수이며, D는 $V_r(t)$ 의 기저선 변동에 의한 영향을 최소화 하기위한 변수로서 CAP 신호 성분과 기저선 신호사이의 에너지 비를 나타낸다. CVS 에서의 artifact cancellation은 한 번의 자극으로 부터 artifact 신호를 검출해 내어서 CAP의 보상에 이용하였다.

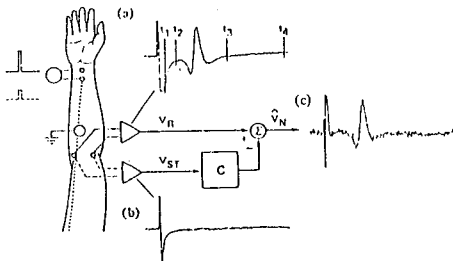


Fig. 4. Block diagram for stimulus artifact cancellation scheme in CCS

CVS 에 있어서의 artifact 제거 방안은 그림 3. 의 불려선도로 나타낼 수 있다. artifact가 포함된 신호 $V_{st}(t)$ 는

$$V_{st} = \begin{cases} V_r(t) - CxV_{st}(t) & , 0 \leq t \leq t_2, \text{ or } t_3 \leq t \leq t_4 \\ V_r(t) - CxDxV_{st}(t) & , \text{ otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

V_r 가 주어지면 이로부터 subthreshold signal (V_{st}) 을 추정하는데 있어서 매우 중요한 요소이다.

$V_{st}(t)$ 는 V_r 이 주어졌을때 다음과 같이 구할 수 있다.

$$V_{st} = \begin{cases} V_r(t) [B/A] & , t_2 \leq t \leq t_3 \\ V_r(t) & , \text{ otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

A 와 B 는 다음과 같이 주어진다.

$$A = \max | V_r(t) | \quad , t_2 \leq t \leq t_3 \quad (3)$$

$$B = \max | V_r(t) | \quad , t_3 \leq t \leq t_4 \quad (4)$$

그리고 weight factor C 와 D는 아래와 같이 계산된다.

$$C = \frac{t_2 \sum_{t=t_1} V_r(t)V_{st}(t) + t_4 \sum_{t=t_3} V_r(t)V_{st}(t)}{t_2 \sum_{t=t_1} V_{st}^2(t) + t_4 \sum_{t=t_3} V_{st}^2(t)} \quad (5)$$

그리고

$$D = \frac{\sum_{t=t_3}^{t_4} [V_{st}^2(t)]}{\sum_{t=t_2}^{t_3} [V_r^2(t)]} \quad (6)$$

CCS 에 있어서 artifact의 제거방안은 Subthreshold 방법을 사용하였으며, 오염된 신호를 받은 후에, 원래의 자극보다 약한 자극을 인가하여 artifact 성분만을 추출해서, 오염된 신호에서 artifact를 제거하는데 사용하였다.

여기서 V_{st} 는

$$V_{st} = V_r(t) - C * V_{st}(t) \quad , t_1 \leq t \leq t_2, \text{ or } t_3 \leq t \leq t_4 \quad (7)$$

이다. 여기서 C 는 CAP에서 artifact 신호를 제거하기 위한 scale factor 이며 다음과 같이 표현된다.

$$C = \frac{\sum_{t=t_1}^{t_2} V_r(t)V_{st}(t) + \sum_{t=t_3}^{t_4} V_r(t)V_{st}(t)}{\sum_{t=t_1}^{t_2} V_{st}^2(t) + \sum_{t=t_3}^{t_4} V_{st}^2(t)} \quad (8)$$

여기서의 시간구간 $t_1 - t_2$ 와 $t_3 - t_4$ 는 원래의 신호를 왜곡하지 않도록 신중히 선택되어야 한다.

III. 실험 및 결과 고찰

데이터 수집을 위해서 전극을 그림 5 과 같이 median nerve 의 distal part인 엄지 손가락의 distal phalanx에 reference 전극을 위치시켰다. 자극의 위치는 wrist의 flexor carpi radialis 와 palmaris longus tendon 사이에 자극을 인가하였다. 자극은 자극전극을 사용하여 인가하며 수집되는 신호는 8192 Hz의 샘플링 주파수로 A/D 변환하였다.

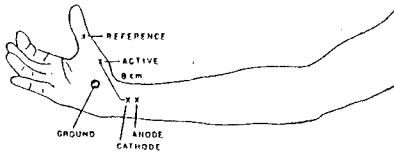


Fig. 5. Position of the stimulation and recording electrodes.

CVS 에서는 250 V, 0.1msec 로 자극을 인가하였으며 CCS 에서는 20 mA, 0.1 msec 로 자극을 인가했다. 또한 CCS 에서의 artifact 측정을 위하여 동일위치에서 10 mA, 0.1 msec 의 subthreshold 자극을 인가하였다.

표면전극을 손끝에 부착시키고 손목에서 감각신경을 자극하면 손끝의 활동전위를 측정하는 방법을 자극의 전달방향과 신경전달 방향이 반대되기 때문에 역행측정법 (anti-dromic technique) 라고 하는데 임상에서 흔히 사용되는 방법이다. 그 이유는 손목부위보다 손끝에 감각신경의 분포가 많아서 감각신경활동전위의 진폭이 크다. 따라서 손끝에서 자극을 주는 것보다 손목에서 주는 것이 환자에게 통증을 덜 주기 때문이다.

그림 6. 과 7. 은 각각의 자극형태에 따른 오염된 신호와 artifact가 제거된 신호를 보이고 있으며 각각의 신호에서 기저선이 안정화 되므로써 stimulus artifact가 제거된 것을 볼수 있다.

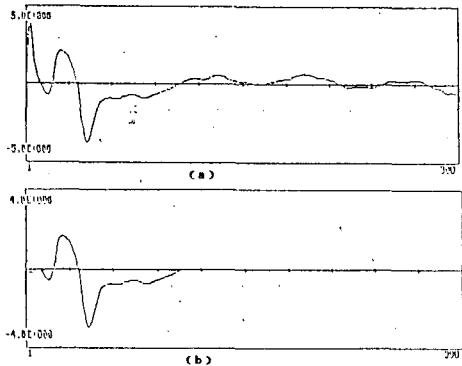


Fig. 6. Waveforms in CVS
(a) stimulus artifact-contaminated signal.
(b) stimulus artifact-free signal.

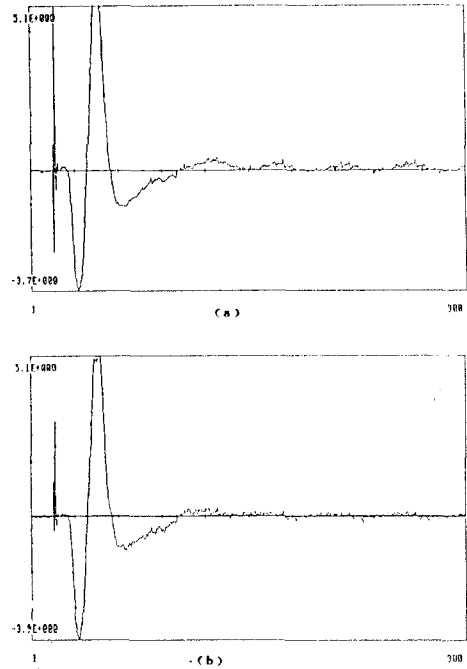
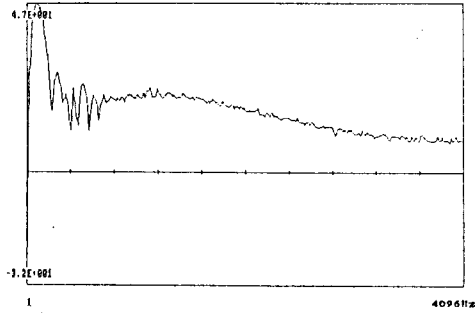


Fig. 7. Waveforms in CCS
(a) stimulus artifact-contaminated signal.
(b) stimulus artifact-free signal.

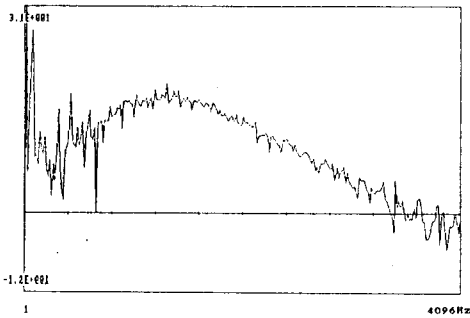
자극에 대한 응답신호는 초기부분에 피부를 타고 들어오는 artifact 성분을 포함하며, 뒤 따라오는 신경의 전달신호는 수집전극의 기준점 전극의 위치에 따라서 서로 대칭되는 파형이 된다.

CVS에서는 자극의 세기와 그에 대한 응답 신호의 크기가 비선형적인 반면에 CCS 에서는 자극강도는 인가함수와 비례 관계에 있다. 따라서 그에 따른 응답폭도 비례하기 때문에 Subthreshold를 이용하여 artifact를 제거하기에 유리하다. CCS의 artifact 제거에 있어서 접지와 수집 전극사이의 거리는 전압이 영향을 미칠때는 artifact의 제거가 유리하지만, 전극의 선이 길거나 차폐 되지 않아서 발생하는 용량성 전압 (capacitive coupled voltage) 과 탈출전류에 의해서 접지 전극에 나타나는 접지 전극전압(ground electrode voltage) 이 강하게 나타날 경우에는 artifact 제거에 어려운 문제점이있다. 이러한 문제점들은 접지전극을 수집전극 가까이 에 위치시키므로써 artifact를 줄일 수 있다.

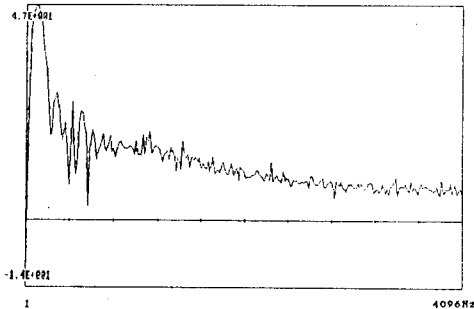
그림 8. 는 CCS 에서 오염된 신호(a), artifact 신호(b), artifact가 제거된 신호(c)의 주파수 특성을 보여주고 있다. Artifact가 섞인 신호와 제거된 신호에 있어서 artifact 성분의 주파수 특성을 비교하여 보면 1 KHz 와 3 KHz 사이에서 약 20 dB 가 향상된 주파수 특성을 보이고 있다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 8. Stimulus artifact power spectrum in CCS
 (a) spectrum before artifact suppression
 (b) spectrum of artifact
 (c) spectrum after artifact suppression

IV. 결론

근전도 검사에서 운동신경 활동전위나 감각신경 활동전위측정은 골격근이나 말초신경의 이상유무, 또 어떤 질병이 있을 경우 근육성 질환인지 신경성 질환인지를 알 수 있다. 이러한 검사의 목적에서 자극을 인가하여 얻은 신호를 분석하는데는 정확히 자극에 의한 신경 활동전위만을 얻어야 하므로 신호에 섞여있는 artifact의 제거가 중요하다.

본 연구에서는 정전압 신경자극기와 정전류 신경자극기의 각각에 대한 artifact제거 방법을 제시하였으며 각각의 알고리즘에 의해서 검출신호의 특성이 향상되었음을 보여주었다. 정전압인원 신경자극기에서는 한 번의 자극으로 subthreshold 값을 추출하여 artifact제거에 적용하였고 정전류원 신경자극기에서는 artifact가 섞인 신호를 받은후에 다시 그 보다 약한 자극에 의한 artifact성분만을 추출하여 원래의 신호로부터 artifact를 제거하는 방법을 제시하였다. 본 연구에 쓰인 알고리즘들은 다른 생체신호에서의 artifact제거에도 응용이 가능할 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] V. Jasrotia and P. A. Parker, "Matched filters in nerve conduction velocity estimation", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, pp. 1-9, Jan 1983.
- [2] G. N. Mc Vicar and Philip A. Parker, "Spectrum dip estimator of nerve conduction velocity", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, NO. 12, Dec 1988.
- [3] K. McGill, K. L. Cummins, L. J. Dorfman, B. B. Berlitz, K. Luetkemeyer, D. G. Nishimura, and B. Widrow, "On the nature and estimation of stimulation artifact in the nerve signals evoked and recorded using surface electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-29, pp. 129-137, 1982.
- [4] Marco Knafnitz and Roberto Merletti, "Suppression of stimulation artifact from myoelectric - evoked potential recording", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 35, NO. 9, Sep 1988.
- [5] M. D. Flore, J. L. Atlee III, J. G. Webster, and W. J. Tompkins, "A Microcomputer-based neuromuscular blockade monitor", IEEE Tras, Biomed. Eng., vol. BME 28, NO. 11, Nov 1981.
- [6] J. A. Delisa, Keith Mackenzie, Ernest M. Baran, "Manual of Nerve conduction velocity and Somatosensory evoked potentials, Raven Press Books, 1987.