

Average 기법에 의한 Visual-TEP 의 검출과 DC-Drift 제거에 의한 TEP 신호 개선에 관한 연구

배 병 훈 · 최 정 미 · 한 웅 · 김 수 용 · 박 찬 영* · 김 철 황* · 김 신 태*

=Abstract=

Studies on the Detection of Visual-TEP with Average Method & the Improvement of TEP with DC-Drift Elimination

B. H. Bae, J. M. Choi, W. Han, S. Y. Kim, C. Y. Park*, C. H. Kim*, S. T. Kim*

This paper presents average method to detect Visual-Transient Evoked Potential from the human scalp electric potential measured by the ElectroEncephaloGram. To confirm the validity of average method, the average-process is performed with both stimulated and no-stimulated potentials respectively, and both results are compared. The specific waveform, which is visual-transient evoked potential, is produced only in the case of stimulated potential. It was found that a dc-drift, due to instrumentation errors and other noises, can produce significant changes in the evoked-potential waveform. This can be removed with a high-pass filter (cut-off frequency=0.5Hz).

Key words : Average method, Visual Evoked potential, DC-drift Elimination.

서 론

뇌파는 머리 표면에서 발생하는 전기적 포텐셜이며 이것의 근원은 뉴런에서의 세포막을 투과해 지나가는 이온들에 의해 발생하는 전류이다. 이들 신경조직은 전도성 매질에 둘러싸여 있기 때문에 조직에서 발생한 전류는 머리 표면에 까지 형성되어 옴의 법칙에 의해 전위가 나타난다. 뇌와 관련된 전기적 현상을 최초로 발견한 것은 1875년 Richard Caton 에 의해서이며, 노출된 동물의 뇌에서 전류를 검출하였다. 사람의 머리 표면에서의 전위를 처음 측정 한 것은 1928년 Hans Berger 에 의해서이며, 이후 많은 실험실에서 참여하여 그 측정 기술이 급속히 향상되었고, 여러 가지 해석 방법이 시도되었다. 그 중에는 α 파, β 파, θ 파, δ 파 등의 흔히 알려진 주파수 분석법 등이 있다. 초기의 뇌파측정은 피검자가 각성안정상태인 때에만 행해졌으

나, 1950년대에 George Dawson 에 의하여 시각, 청각, 촉각 등을 자극했을 때의 감각기 자극에 의존하는 뇌파 검출에 성공하였다. 전자를 자발전위 (Spontaneous Potential), 후자를 유발전위 (Evoked Potential)라고 부른다.

자발전위는 보통 $50 \mu V$ 정도의 최대진폭을 갖고, 주파수 영역이 4Hz 미만의 δ 파, 4Hz부터 8Hz미만의 θ 파, 8Hz부터 13Hz까지의 α 파, 14Hz 이상의 β 파 등으로 분류되는 신호이다. 유발전위는 시각, 청각, 촉각, 미각 등의 외부 자극에 의하여 발생되지만 자발전위에 중첩되어 나타난다. 이러한 유발전위는 자극을 주는 방식에 따라 Transient Evoked Potential과 Stationary Evoked Potential로 세분된다. Transient Evoked Potential(이하 TEP로 표기)은 자극이 순간적으로 한번 주어진 경우에 자극직 후 1초정도 나타나는 전위를 의미한다. Stationary Evoked Potential(이하 SEP로 표기)은 연속적인 자극중에 발생하는 뇌파를 지

한국과학기술원 물리학과

* 카멘전자 연구소

통신저자: 배병훈, (305-338) 대전시 유성구 구성동 373-1번지 한국과학기술원 물리학과, Tel. (042) 869-5529, Fax. (042) 869-5529

칭한다. 두 신호는 검출방식에서 차이가 있는데, 이는 신호강도 때문이다. SEP는 특별한 신호처리 과정을 거치지 않아도 쉽게 검출될 정도로 신호가 크지만, TEP는 자발전위에 비교하여 신호강도가 10배 정도 작기 때문에 TEP를 검출하기 위해서는 특별한 신호처리과정이 필요하다. SEP는 이미 병원에서 많이 사용되며, 주로 1Hz에서 50Hz 정도의 섬광자극을 이용하여, epilepsy 특히 광원성 epilepsy의 진단에 이용된다. TEP는 뇌의 감각 인지영역을 찾아내는 Source Localization Method를 적용할 때 필요한 신호이며, temporal lobe epilepsy를 앓고 있는 환자의 seizure focus 문제 등 뇌파측정에 의한 뇌 신경계의 진단에서 노이즈가 섞이지 않은 TEP의 검출은 매우 중요하다⁴⁻⁵⁾. 그러나, TEP는 자발전위와 중첩되어 나타나고 그 신호 크기가 자발전위보다 10배 정도 작고, 주파수 영역은 자발전위의 주파수 영역과 거의 유사하기 때문에 TEP를 검출하기가 쉽지 않다. 그러나, 여러번의 동일한 자극 후에 나타나는 TEP는 매 번의 자극 후의 측정에 대하여 일정한 파형을 유지하지만, 자발전위는 매 번의 측정에 대해서 random한 특성이 있기 때문에 여러번의 측정 데이터의 average과정에서 자발전위는 사라지게 되고 TEP는 보강된다⁶⁾. 이러한 방식으로 TEP를 검출하기 위해서는 자극 후 일정한 시간 동안의 측정데이터를 반복적으로 저장할 수 있는 EEG시스템이 필요하며, 이는 기존의 chart recorder방식의 뇌파측정기로는 불가능하기 때문에 본 연구에서는 본 실험실에서 직접 제작한 컴퓨터와 연결된 유발전위 검출용 EEG 측정장비를 소개하고 이 장비를 이용하여 위에서 언급한 average 방식으로 시각자극에 의한 TEP를 검출하려 한다. 이러한 average 방식을 통하여 최종적으로 검출되는 유발전위에는 신호의외의 성분이 포함되며, 주로 dc-drift가 average과정에서 파형을 왜곡시킬 수 있다⁷⁾. 전위 기준점의 요동인 dc-drift는 뇌파측정기의 증폭소자에서 발생하는 것, 외래 노이즈에 의한 것, 전극의 접촉 불량에 의한 것, 머리의 움직임에 따라 전극코드가 흔들려 발생하는 것, 호흡운동에 의한 것, sweating에 의한 galvanic skin reflex에 의한 것 등에서 발생한다. dc-drift는 일반적으로 주파수가 매우 낮기 때문에 이는 적절한 차단 주파수를 갖는 High-Pass Filter를 사용하여 제거할 수 있었다.

제 2장에서는 TEP 검출을 목적으로 제작된 EEG시스템의 구성을 소개하고, 제 3장에서는 이 실험장치를 이용하여 시각자극을 주는 방법 및 시각자극에 의한 TEP를 검출하기 위한 실험방법을 간단하게 언급하며, 제 4장에서는 이렇게 얻어진 데이터를 이용하여 다음의 3가지의 실험결과를 보인다.

1. average과정에서 TEP가 검출됨을 증명하는 실험을 보인다.
2. average 과정에 사용되는 데이터에서 dc-drift를 제거하지 않은 신호를 이용하여 검출된 TEP와 average 과정에 사용되는 데이터에서 dc-drift를 제거하여 검출된 TEP를 비교하며 dc-drift를 제거하여 TEP의 신호파형의 왜곡을 제거할 수 있음을 보인다.
3. average에 의하여 자발전위를 충분히 제거하고 TEP 파형만을 검출하기 위해서는 최소한 100번정도의 자극은 주어야 함을 보인다.

마지막으로 제 5장에서는 그 결과 및 간단한 논의를 제시하고자 한다.

EEG-System

TEP검출을 위해 사용되는 EEG-system은 컴퓨터를 이용한 디지털신호처리가 요구되기 때문에 일반적으로 병원에서 많이 사용되는 chart-record 방식의 뇌파측정기로는 검출이 불가능하다. TEP를 검출하기 위해서는 시각자극 후 동일한 시간간격으로 뇌파를 저장해야 하므로, 먼저 컴퓨터에서 시각자극을 프로그램에 의해 모니터로 발생시키고, 뇌파신호를 디지털 값으로 변환하는 A/D Converter역시 프로그램에 의해 제어가능해야 한다. 이런 목적에 부합되도록 본 실험실에서 직접 제작한 EEG-system이 그림 1에 주어져 있다. 이 시스템은 EEG-Amplifier & Filter, A/D Converter & External Memory, EEG-amp & filter Main Controller, EEG-PC Interface로 구성되어 있다. 뇌파측정기의 전체 채널수는 12ch이며, 단극유도(unipolar derivation)방식으로 뇌파를 검출한다. 각 부분의 간략한 기능은 아래와 같다.

1. EEG-Amplifier & Filter: 이는 머리표면에서 발생하는 매우 미약한 Electric Potential을 적절한 전압값으로 증폭한다. 입력단으로 부터 Instrumentation-amp1, 교류증폭회로1(0.1 Hz High Pass Filter, 1kHz Low Pass Filter 포함), 2차 Low Pass Filter(10 Hz-150 Hz 가변가능), 2차 60 Hz Band Elimination Filter, 교류증폭회로 2(앞의 교류증폭회로1과 동일), Instrumentation-amp2로 구성되어 있다(그림2).
2. A/D Converter & External Memory: EEG-amplifier에서 증폭된 신호를 Digital로 변환하는 부분이다. 8-bit의 분해능을 갖고, 최대 5kHz sampling frequency를 갖는다. External Memory는 각 채널별로 64-k-byte static RAM으로 구성되어 있다. 이는 채널

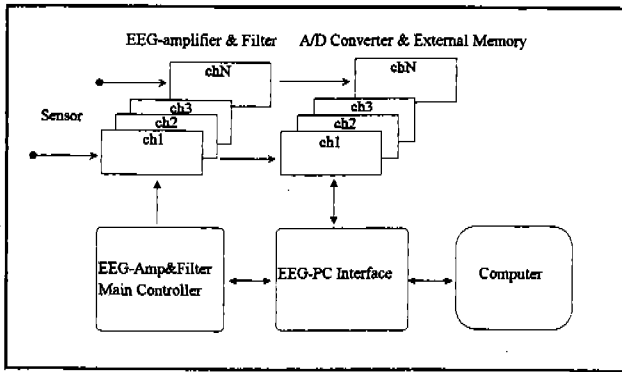
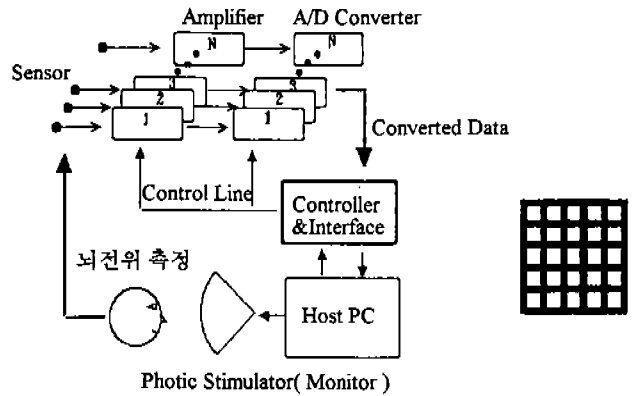


그림 1. TEP 검출용 EEG-system 의 기능블럭도
 Fig 1. The functional block diagram of EEG-system for detecting TEP.



(a) (b)

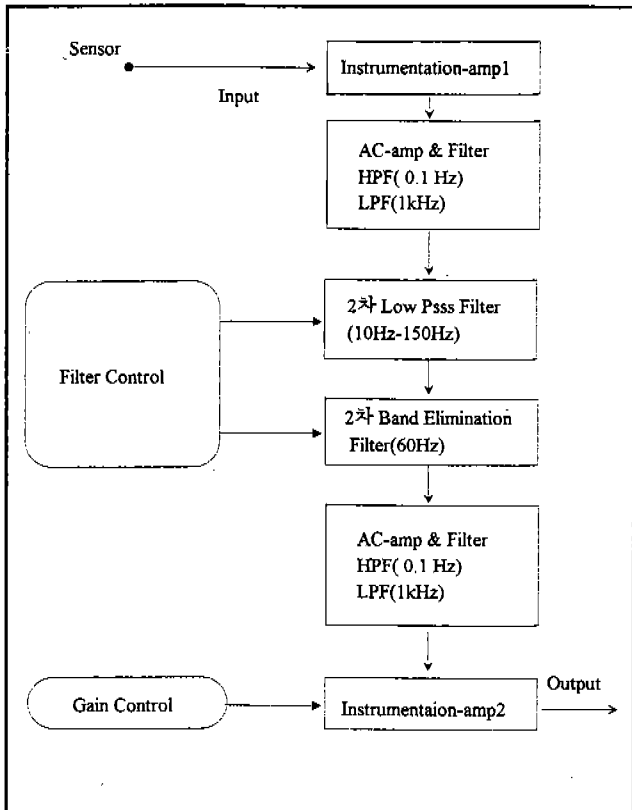


그림 2. EEG-Amplifier & Filter 의 구성
 Fig 2. The block diagram of the EEG-Amplifier & Filter.

수가 많아지거나, 고속 sampling 해야 할 경우에, A/D 변환된 값을 임시 저장하기 위하여 설계된 것이다.

3. EEG-Amplifier & Filter Main Controller: 여러개의

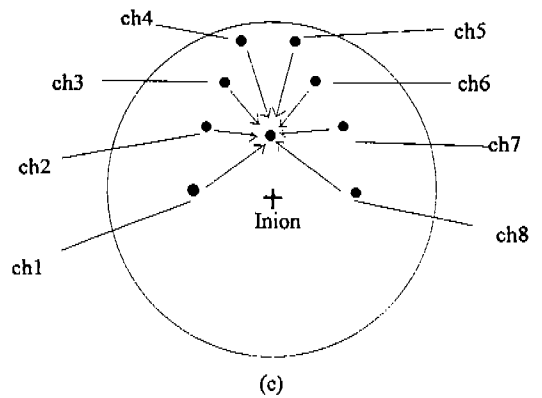


그림 3. 시각자극에 의한 Visual-TEP 검출실험
 (a) 실험상황
 (b) 시각자극용으로 사용된 격자패턴.
 (c) 전극의 배치 및 montage(후두부에서 본 모습)
 Fig 3. Detection experiment of the visual-transient evoked potential.
 (a) experiment configuration
 (b) checker-pattern for photic stimulation
 (c) arrangement of electrodes & montage(the occipital region)

증폭기의 이득조절 및 filter 선택을 동시에 하기 위한 부분이다.

4. EEG-PC Interface: PC로부터 A/D Converter에 변환된 신호를 보내고, 변환된 신호를 PC에서 받아들이며, 그 외 Amp Control 신호를 보내고 EEG-system의 상태를 받아들이는 등 system과 computer 간의 중계 역할을 담당한다.

실험방법

본 실험에서 사용되는 시각자극 및 뇌파측정의 전체 구성은 그림3-(a)와 같다. 머리에서의 전극의 배치 및 montage는 그림3-(c) 와 같다. 시각자극방식은 암실에서 피검자앞 50cm 거리에 있는 컴퓨터 모니터상에 그림3-(b)와 같은 격자무늬를 프로그램제어에 의해 순간적으로 발생시키는 것으로 이뤄졌다. 시각자극직후에 A/D converter는 1 kHz의 sampling frequency로 각각의 채널에서의 뇌파를 디지털로 변환하면서 시각자극을 가한 후 1초 동안 나타나는 뇌파를 컴퓨터의 하드디스크에 저장한다. 피검자에 대해서 최대 100번의 시각자극을 가하고 각각의 자극직후의 1초 동안의 뇌파를 반복적으로 저장하였다.

실험결과 및 신호처리

1. 자극후에 측정된 유발전위와 자발전위의 중첩된 신호파형

자극이 없는 각성 안정시의 피검자의 뇌파패턴을 각각의 채널별로 그림 4에 나타내었다. 피검자에게 시각자극이 주어진 후 1초 동안 측정된 뇌전위를 그림 5에 나타내었다. ch3과 ch4를 제외하고는 일반적인 뇌파 패턴과 크게 차이가 나지 않음을 알 수 있다. 이는 TEP는 자발전위에 비교하여 10배 정도 작기 때문에 눈으로 판별할 정도가 아니기 때문에 당연한 것이다.

TEP검출을 위해서 피검자에 대하여 이와같은 측정을 25번 반복하였고, 처리과정에서는 ch1의 신호만을 이용할 것이다. 이런 방법은 다른 채널에 대해서도 그대로 적용된다. 25번의 시각자극 후 각각의 자극직후 1초동안 측정된 TEP와 자발전위가 중첩되어 있는 파형 중에서 앞부분 4번의 시각자극후의 1초 동안의 각각의 자극에 의한 채널 1의 신호파형을 그림 6에 나타내었다.

2. average에 의한 TEP의 검출

그림 6처럼 한번의 자극후 1초 동안 측정된 신호를 보면 일반적인 EEG 신호와 거의 동일하다. TEP는 자발전위에 비교하여 매우 작은 진폭을 갖기 때문에 눈으로 확인될 정도가 되지 않기 때문이다.

여기서 사용하는 TEP검출방법은 매번의 자극후에 측정되는 TEP와 자발전위가 중첩된 신호파형에서 TEP와 자발전위의 신호특성이 다름을 이용한다. 즉, TEP는 자극후에 동일한 파형을 유지하면서 기록되지만, 자발전위는 매번의 측정마다 동일한 파형을 유지하지 않고 불규칙한 특

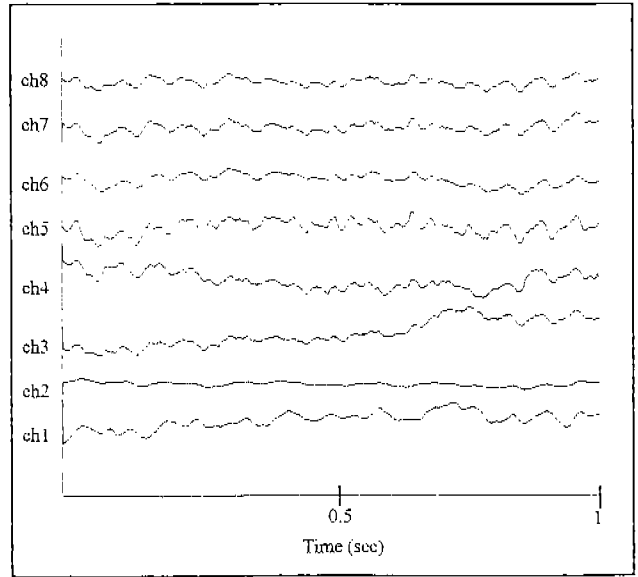


그림 4. 시각자극이 없는 경우 각각의 채널에서 측정된 뇌전위
Fig 4. The human scalp potential measured with no photic stimulation.

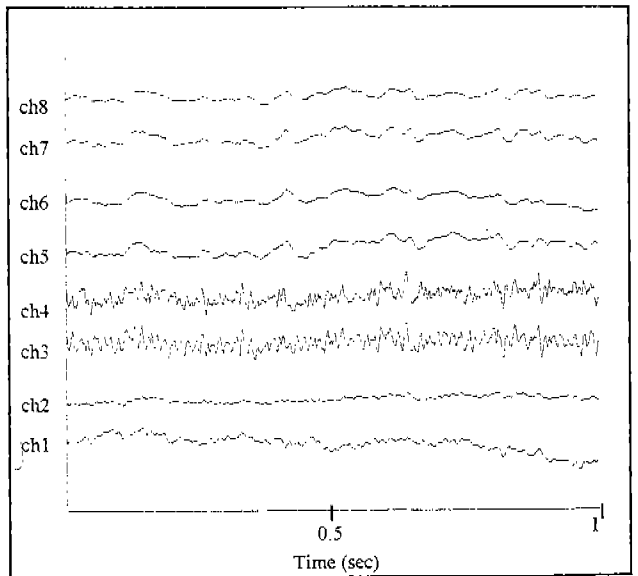


그림 5. 시각자극이 있는 경우 각각의 채널에서 측정된 뇌전위
Fig 5. The human scalp potential measured with a photic stimulation.

성을 갖는다. 따라서, 매번의 자극후에 측정된 신호들을 average 취하면 자발전위는 사라지게 되고 최종적으로는 TEP만이 남게 된다. 이러한 과정을 그림 7에 도식적으로

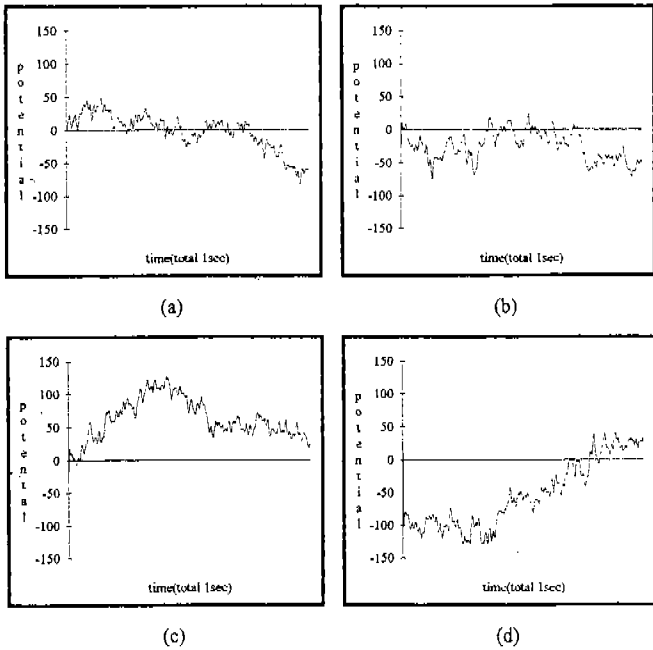


그림 6. 시각자극에 의한 전극1에서 측정된 전위 (25번의 측정치 중에서 앞부분 4개, 전위단위: arbitrary unit)

- (a) 1번째 시각자극직후 1초간 측정된 뇌전위
- (b) 2번째 시각자극직후 1초간 측정된 뇌전위
- (c) 3번째 시각자극직후 1초간 측정된 뇌전위
- (d) 4번째 시각자극직후 1초간 측정된 뇌전위

Fig 6. Ch. 1-data with a photic stimulation. (the preceding four stimulated data, potential unit: arbitrary)

- (a) The potential from 1st photic stimulation
- (b) The potential from 2nd photic stimulation
- (c) The potential from 3rd photic stimulation
- (d) The potential from 4th photic stimulation

나타내었다. 이 그림에서 index 1, 2, 3, N은 시각자극이 주어진 순서를 의미하고, SP(t)는 자발전위, TEP(t)는 Transient Evoked Potential을 시간의 함수로 나타낸 것이다. 통계 이론에 따르면 뇌전위 중에서 자발전위와 같이 time correlation을 갖지 않는 N개의 random signal은 average과정에서 1/N로 감소되며, 뇌전위 중에서 TEP와 같이 time correlation을 갖는 N개의 signal은 average과정에서 N에 비례하여 증가한다. 따라서, average에 의해서 signal-to-noise ratio는 N에 비례하여 증가하게 된다⁹⁾.

이러한 average에 의하여 TEP가 검출됨을 확인해보는 과정으로써 비교실험을 하였다. 먼저, 25번의 시각자극을 주면서 각각의 경우에 1초간 측정된 뇌전위를 average한 것과, 동일한 환경에서 시각자극이 없이 1초간 측정된 25개의 뇌전위를 average한 것을 비교하였다. 그림 8의 (a)와

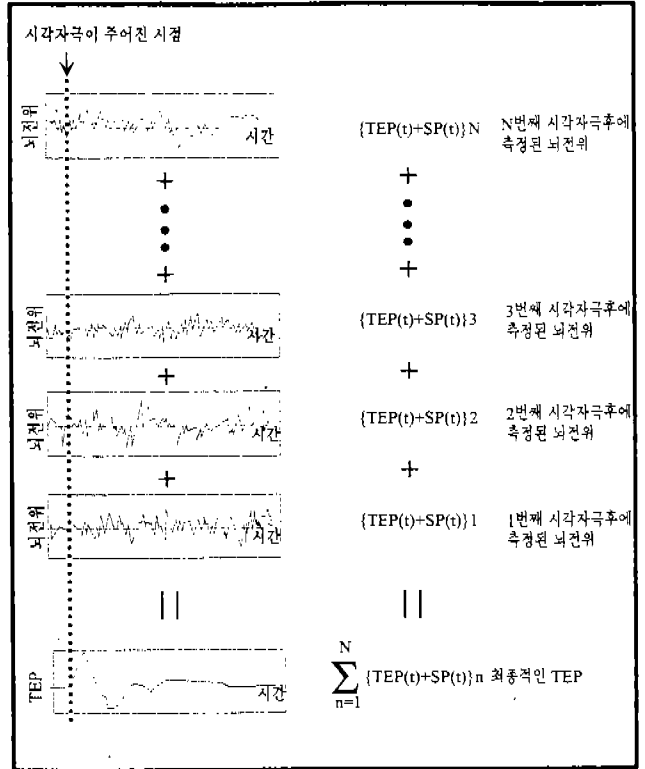


그림 7. TEP 검출을 위한 average method를 나타내는 모식도
TEP(t): Transient Evoked Potential, SP(t): Spontaneous Potential

Fig 7. The functional block diagram of the average method where, TEP(t); Transient Evoked Potential as a function of time SP(t); Spontaneous Potential as a function of time

(b)에 각각의 경우에 대한 결과를 나타내었다. (a)는 시각자극이 주어진 경우의 측정치들을 average한 것이고, (b)는 시각자극이 없는 경우의 측정치들을 average한 것이다. 자극이 주어진 경우에는 특정한 파형을 형성했음을 알 수 있고, 자극이 없는 경우에는 특정한 파형을 형성하지 못함을 알 수 있다.

3. High-Pass Filter를 이용한 dc-drift 제거 및 개선된 TEP의 검출

그림 6은 채널 1에서의 매번의 시각자극후 1초 동안의 TEP와 자발전위가 중첩되어 있는 신호파형이며, (a)는 1번째 시각자극후 측정된 신호파형이고, (b)는 2번째, (c)는 3번째, (d)는 4번째의 시각자극후에 측정된 것이다. 신호들을 보면 전체적으로 baseline이 전체적으로 낮은 주파수로 진동하고 있음을 알 수 있다. 그림 6의 (a), (b), (c), (d)

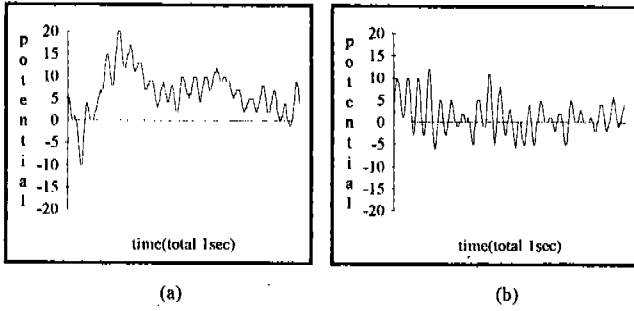


그림 8. average method에 의하여 TEP가 검출됨을 증명하는 실험

(a) 25번의 시각자극 직후 1초 동안의 측정치에 대한 average 결과

(b) 시각자극없이 1초 동안 25번의 측정치에 대한 average 결과 (전위 단위 : arbitrary unit)

Fig 8. The experiment to confirm the validity of average method.

(a) average process is performed with photic stimulated potential
(b) average process is performed with no-stimulated potential

신호를 각각 Fourier변환한⁸⁾ 그림 9의 (a), (b), (c), (d)에서 보아도 직류성분이 매우 크게 나왔음을 알 수 있다. 이런 dc-drift는 뇌파측정기의 증폭소자에서 발생하는 것, 외래 노이즈에 의한 것, 전극의 접촉 불량에 의한 것, 머리의 움직임에 따라 전극코드가 흔들려 발생하는 것, 호흡운동에 의한 것, sweating에 의한 galvanic skin reflex에 의한 것 등에서 발생한다. dc-drift는 TEP검출을 위한 average과정에서 최종적인 TEP의 파형을 왜곡시키기 때문에 average과정 이전에 제거해야 한다.

dc-drift제거를 목적으로 하는 디지털신호처리과정은 다양한 방법들이 있으나, 여기서는 cut-off frequency가 0.5 Hz가 되도록 소프트웨어적으로 구현된 High-Pass Filter (HPF)를 이용하였다⁹⁾. 소프트웨어적으로 구현되는 HPF의 알고리즘역시 여러가지 방법이 있지만, 여기서는 원래의 신호파형을 Fourier Transform 한 후 frequency domain에서 0.5Hz이하의 신호에는 0의 weight를 곱하고 0.5Hz 이상의 신호에 대해서는 1의 weight를 곱한 후의 frequency domain에서의 신호를 Inverse Fourier Transform 하여 time domain에서의 신호를 계산함으로써 dc-drift를 제거하였다. 그림 6의 (a), (b), (c), (d) 각각의 신호에 대해서 HPF 계산을 거친후의 신호파형을 그림 10의 (a), (b), (c), (d)에 각각 나타내었는데 그림 6과 비교해보면 dc-drift가 상당히 제거 되었음을 알 수 있다.

25번의 시각자극후 측정된 신호들 각각에 소프트웨어

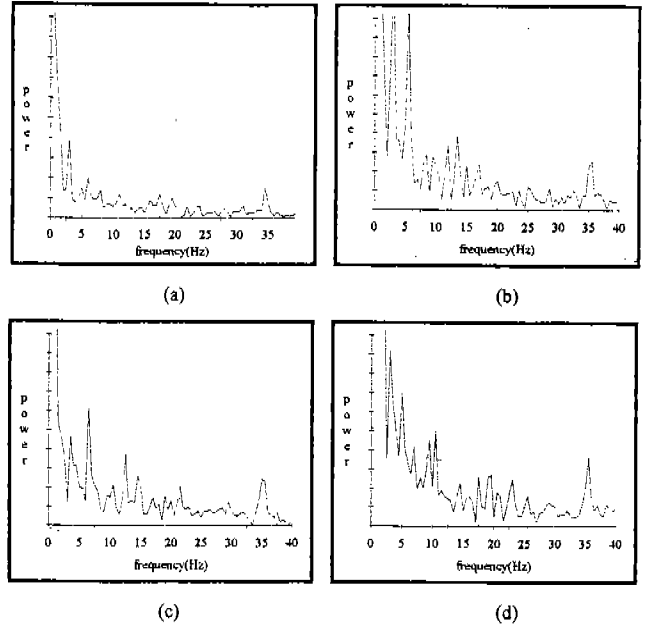


그림 9. 시각자극에 대한 Fourier Transform

(a) 그림 6-(a)의 fourier 변환

(b) 그림 6-(b)의 fourier 변환

(c) 그림 6-(c)의 fourier 변환

(d) 그림 6-(d)의 fourier 변환

Fig 9. The Fourier transform of stimulated potential

(a) Fourier transform of fig. 6-(a)

(b) Fourier transform of fig. 6-(b)

(c) Fourier transform of fig. 6-(c)

(d) Fourier transform of fig. 6-(d)

적인 High-Pass Filter를 통하여 dc-drift를 제거한 신호들을 이용하여 average를 수행하여 TEP를 검출한 것을 그림 11에 보였다. 이러한 TEP와 dc-drift를 제거하지 않은 원래의 신호를 이용하여 average를 수행한 것을 그림 12에 보였다. 각각의 결과를 비교해보면 크게 차이가 있음을 알 수 있고, dc-drift는 average를 이용한 TEP검출에서 신호파형을 심각하게 왜곡시킴을 확인할 수 있다.

TEP검출결과인 그림 11을 보면 자발전위의 크기는 작아졌지만, 여전히 남아 있음을 알 수 있다. 이는 앞에서도 언급했지만 average방식을 이용한 TEP검출과정에서는 시각자극의 횟수가 많을 수록 자발전위 제거량이 많아지는데, 25번의 시각자극만으로는 충분하지 않음을 보여주는 것이다. 그림 13은 100번의 시각자극에 의한 신호들을 이용하여 검출된 TEP 파형이며, 25번의 시각자극에 의하여 검출된 그림 11과 비교해보면 자발전위가 거의 나타나지 않는 TEP신호만이 검출되었다.

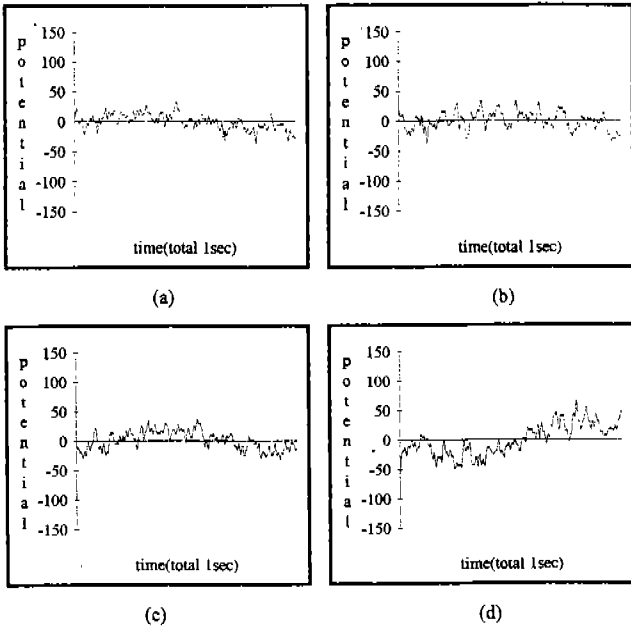


그림 10. 0.5Hz의 cut-off frequency를 갖는 HPF를 이용한 dc-drift의 제거

(25개 중에서 앞부분 4개, 전위단위: arbitrary unit)

- (a) 그림 6-(a)에서 dc-drift를 제거한 신호
- (b) 그림 6-(b)에서 dc-drift를 제거한 신호
- (c) 그림 6-(c)에서 dc-drift를 제거한 신호
- (d) 그림 6-(d)에서 dc-drift를 제거한 신호

Fig 10. The elimination of dc-drift with a 0.5Hz high-pass filter.

- (a) The dc-drift eliminated signal from fig. 6-(a)
- (b) The dc-drift eliminated signal from fig. 6-(b)
- (c) The dc-drift eliminated signal from fig. 6-(c)
- (d) The dc-drift eliminated signal from fig. 6-(d)

결 론

사람에게 주어지는 순간적인 자극에 의해 뇌파에서 발생하는 Transient Evoked Potential은 자발전위와 중첩되어 나타나고 신호크기가 자발전위보다 10배 정도 작기 때문에 TEP 신호만을 자발전위에서 분리하기가 쉽지않다. 본 연구에서는 TEP 검출을 목적으로 하는 컴퓨터와 연결된 뇌파측정시스템의 개요를 2장에서 간단하게 언급하였다. 자발전위에서 TEP만을 분리하는 방법으로 average method를 이용하였다. average과정에 의하여 TEP가 검출됨을 확인하기 위하여 피검자에게 자극이 주어진 경우와 자극이 없는 경우에 대하여 average 수행 결과 자극이 있는 경우에만 특정한 파형을 형성함을 확인하는 비교실험

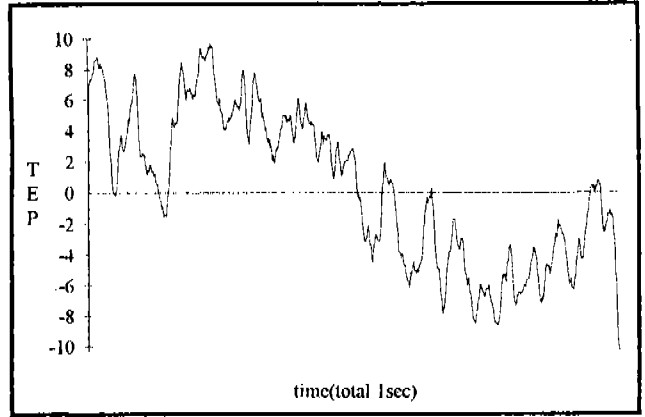


그림 11. dc-drift를 제거한 신호를 이용하여 average에 의한 TEP의 검출결과(전위단위:arbitrary unit)

Fig 11. Using the signal removing dc-drift, the detected result by average method (potential unit; arbitrary).

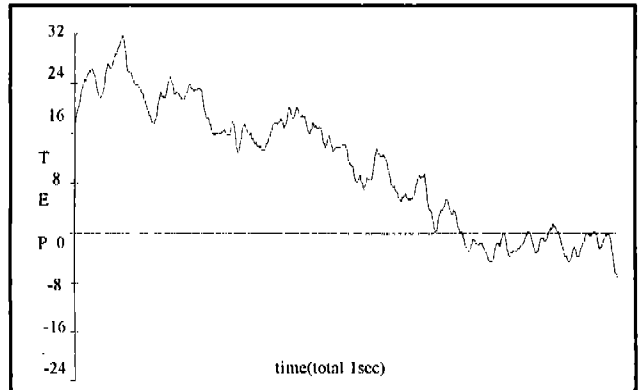


그림 12. dc-drift를 제거하지 않은 신호를 이용하여 average에 의한 TEP의 검출결과(전위단위:arbitrary unit)

Fig 12. Using the signal existing dc-drift, the detected result by average method (potential unit; arbitrary).

을 하였다(그림 8).

TEP는 주로 Source Localization Problem 등에 사용되며, 이러한 목적에서는 자발전위가 TEP 신호에 섞여서는 안된다. 또한, TEP 신호파형을 왜곡시키는 노이즈들은 average과정 이전에 제거되어야 한다. average이전의 신호들에 나타나는 dc-drift는 average과정에서 최종적인 TEP 신호파형을 심하게 왜곡시키기 때문에 소프트웨어적인 HPF를 이용하여 이를 제거한 후 향상된 TEP를 검출하였다(그림 11).

average method에 의하여 자발전위를 충분히 제거하고

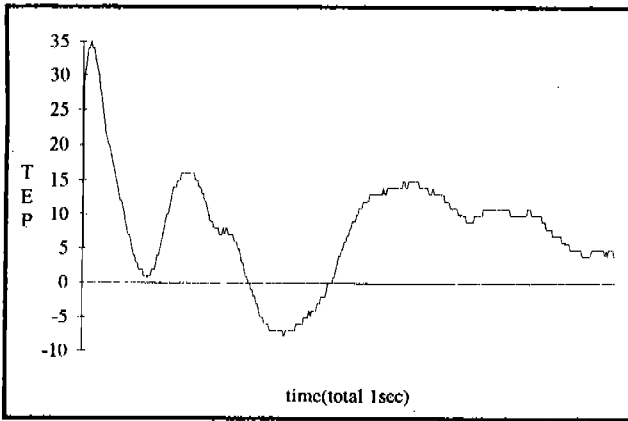


그림 13. 100 번의 시각자극에 대한 TEP 의 검출결과(전위단위 : arbitrary unit)

Fig 13. Using the 100-stimulated potential, the detected result by average method (potential unit; arbitrary).

TEP 만을 검출하기 위해서 중요한 것은 자극의 횟수이며 자극의 횟수가 많을 수록 자발전위를 충분히 제거할 수 있다. 100 번의 시각자극에 의한 TEP 인 그림 13과 25 번의 시각자극에 의한 TEP 인 그림 11 을 비교해보면 100 번의 자극에 의한 것이 자발전위의 제거량이 훨씬 큼을 알 수 있다.

참고문헌

1. R. W. Sencaj, J. I. Aunon. "Dipole Localization of Average and Single Visual Evoked Potentials," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-29, pp. 26-33, Jan. 1982.
2. Richard Srebro, Rose M. Oguz, Keith Hughlett, Philip D. Purdy. "Estimating Regional Activity from Evoked Potential Fields on the Scalp," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-40, pp. 509-16, Jun, 1993.
3. J. P. Ary, S. A. Klein, and D. H. Fender. "Location of sources of evoked scalp potentials: Correction for skull and scalp thickness," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-28, pp. 447-52, Jun. 1981.
4. B. He, T. Musha, Y. Okamoto, S. Homma, Y. Nakajima, and T. Sato, "Electric Dipole tracing in the brain by means of the boundary element method and its accuracy," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-34, pp. 406-14, Jun. 1987.
5. K. B. Yu, C. D. McGillem. "Optimum Filters for Estimating Evoked Potential Waveforms," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, pp. 730-37, Nov. 1983.
6. A. S. Gevins. "Analysis of the Electromagnetic Signals of the Human Brain: Milestones, Obstacles, and Goals," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol BME-31, pp. 833-850, Dec. 1984.
7. N. V. Thakor, Y. S. Zhu. "Application of Adaptive Filtering to ECG Analysis: Noise Cancellation and Arrhythmia Detection," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol BME-38, pp. 785-94, Aug. 1991.
8. F. F. Offner. "Bioelectric Potentials-Their Source, Recording, and Significance," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol BME-31, pp. 863-68, Dec. 1984.
9. W. H. Press, S. A. Teucolsky, W. T. Vetterling, and B. P. Flannery, *Numerical Recipes in C: The art of scientific computing*, Cambridge university press, 1992.