

뇌 파 신 호 처 리

閔 丙 九 * 朴 光 錫 **

서울대학병원 의공학과 (工博*, 研究院 **)

1. Electroencephalogram

EEG (Electroencephalogram)란 일반적으로 환자의 두피에 전극의 群을 접속시켜서 [그림 1] 대뇌피질에서 발생하는 순간적인 뇌의 신경기능상태를 나타내는 전기적인 신호를 전자장치로 측정, 증폭한 후 기록한 것을 말하며, 뇌파 (brain wave)라고도 한다. 이 전기적인 신호는 뇌의 기능상태에 따라서 다르기는 하지만 대개 진폭이 10 ~ 400 μ V이며 주파수의 범위는 0.5 ~ 100 Hz 이다.

C. T. (Computerized Tomography)의 출현이 모든 신경계의 질환 진단에 주종을 이룬 것 같으나, 이는 형태학적 병변의 존재를 전제로 한 것이므로 특히 간질과 같은 기능 이상에 의한 질환에는 뇌파가 필수불가결의 검사로 사용되고 있다.

EEG는 경련성 발작 또는 의식장애를 수반하는 환자에게는 어느 검사보다도 우수한 가치를 지니고 있으며, 이외에도 뇌종양, 뇌혈관 부전증, 심신발작, 열성발작, 히스테리아, 정신장애 등 뇌와 중추신경계에 관계되는 이상을 감별진

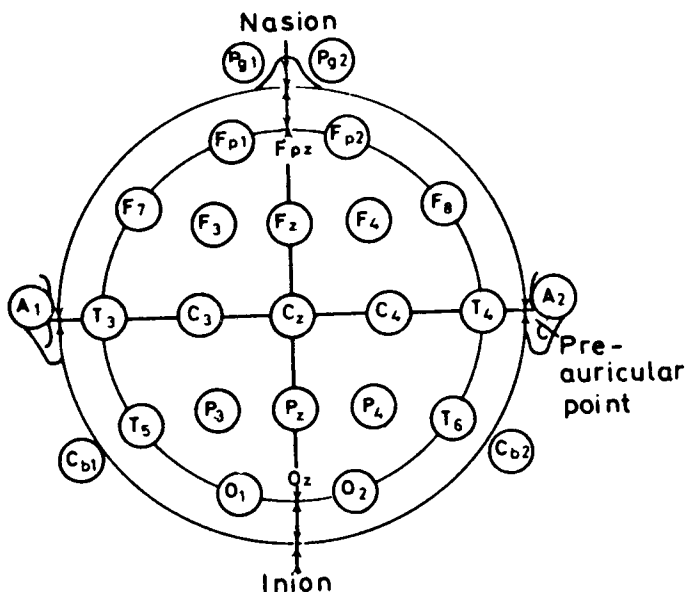


그림 1. 10-20 전극 부착 시스템

Fig. 1. The 10-20 system for the electrodes placement.

단하는데 이용되고 있다. 그러나 이러한 신호는 그림 2에서 보는 바와 같이 의식상태에 따라서 다를 뿐 아니라 뇌의 기능 이상에 따라서 변화하는 매우 복잡한 신호이기 때문에 일견에 정량적인 정보를 얻기는 매우 힘들다. 현재의 국내의 모든 병원등 대부분의 경우 EEG는 훈련된 전문가나 임상사의에 의해서 눈으로 읽혀지고 있다. 그러므로 이들이 훈련받은 과정과 경험에 의

제적인 목적

위와 같은 임상적인 목적 이외에도 EEG가 뇌의 활동상태에서 발생하는 신호인만큼 정상인의 정신상태등을 효과적으로 분석하려는 목적으로도 연구가 진행되고 있다.

2. EEG 신호처리

그림 2에서 보는바와 같이 EEG 신호는 Ge-

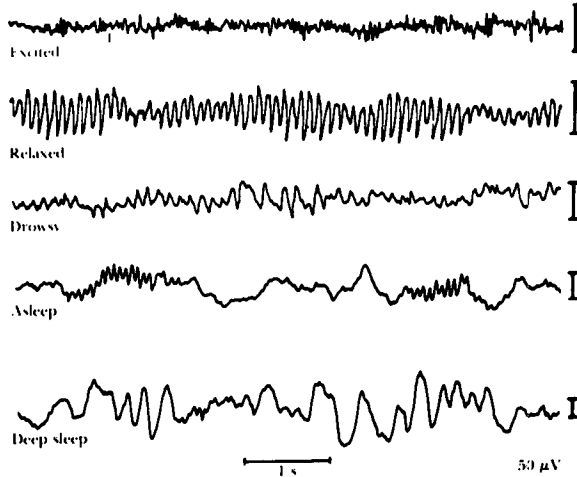


그림 2. 의식상태에 따른 EEG의 변화

Fig. 2. Changes of EEG waveforms in various human activities.

해서 주관적으로 해석될 수 있으며, 서로 다른 질환들이 유사한 비정상파들에 의해서 동일한 질환으로 판단될 수가 있고 같은 질환이라도 다르게 판단될 수가 있다. 이러한 객관성의 부족을 보충하고 판정의 기준을 선정하며 동시에 기록 시간을 줄이기 위하여 EEG 신호를 처리 분석할 필요가 생겼다. EEG 신호 처리의 목적을 열거하면 다음과 같다.

- ① 정상적인 EEG의 특성 파악
- ② EEG발생의 이론적 근거 파악
- ③ 약물 등 치료의 효과 분석
- ④ EEG해석의 객관성 향상
- ⑤ 진단의 자동화와 기록시간의 단축 등의 경

physics에서 나타나는 신호나 대양파(ocean wave), 언어신호처럼 매우 복잡한 신호이다. 그러므로 이러한 다른 분야에 적용된 신호처리 방법들과 유사한 방법들을 이용하면 원래의 EEG에서 원하는 정보를 얻을 수 있다는 가정하에 연구가 시작되었다. EEG 신호에 대한 신호 처리의 기본 원리는 첫째, 육안으로 보았을 때 알 수 있는 정상파 혹은 비정상파의 특성들을 판정의 기준으로 선정하여 객관성 있게 자동적으로 측정하여 신뢰도를 향상시킨다는 것이며 둘째로는 EEG 신호가 시간에 대한 연속적인 함수이기 때문에 비록 수학적 분석에 필요한 조건이 정확히 만족되지는 않지만 수학적으로 분석하여

나타낼 수 있다는 것이다.

이러한 목적의 EEG 신호처리방법에 관한 연구는 임상적인 EEG의 특성에 따라서 다음 세 가지 방향으로 나눌 수 있다. 첫째, EEG 기록의 배경의 신호(Background activity)에 대한 분석으로 신호의 주파수 분포를 주로 보려고 하는 것이다. 두번째가 기록의 과정중 일시적으로 나타나는 임상적인 정보를 지니고 있는 과도적 활동상태(transient activity)를 검출 분석하기 위한 방법들이고 세번째가 EEG 기록을 단일 channel에 대하여만 하는 것이 아니고 보통 8-channel 혹은 16-channel을 사용하여 동시에 기록하므로 이들 각 channel은 두피의 각각 다른 부위의 활동상태를 나타내고 있다. 이들 상호관계를 분석하여 공간적으로 뇌의 이상 부위를 쉽게 인식하도록 한 시스템에 관한 연구이다.

3. Background Activity에 관한 연구

EEG 신호는 주파수 범위에 따라서 alpha 파(8Hz~13Hz), beta 파(13Hz 이상), theta 파(4Hz~8Hz)와 delta 파(4Hz 이하)로 나눌 수 있으며, 이러한 범위의 주파수 성분들은 뇌의 활동상태와 각각 깊은 관계를 가지고 있다. 그러므로 주파수 분포상태를 보기 위한 스펙트럼의 계산이 이 분야 연구의 초점이다.

이 전력 스펙트럼(power spectrum)을 구하는 방법중 많이 사용되고 있는 방법은 fast fourier transform의 방법과 autoregressive 방법이다. EEG의 전력 스펙트럼은 correlogram의 fourier transform에 의해서 종종 계산되어져 왔으나 최근에 들어 발달된 디지털 컴퓨터와 FFT(fast fourier transform)에 의해서 더욱 계산 시간이 단축되어 실용화 되었다. 비록 개별적인 FFT는 EEG의 짧은 부분(segment)에(10초미만) 대하여 행하여 지지만 그 짧은 부분들은 후속의 개별적인 짧은 부분

(segment)에 대한 periodogram의 평균값과 함께 스펙트럼의 consistent estimator로 될 수 있음을 보여 주었다. 이러한 FFT 방법은 多 channel을 갖는 시스템에 적용되어 많은 clinical EEG Lab.에서는 EEG 해석의 보조적인 수단으로 사용되고 있다. 이 power spectrum 계산의 다른 방법의 하나는 autoregressive 모델을 사용하는 것이다. 이 autoregressive 방법은 EEG 신호의 통계학적 구조를 매개변수로 표시되게 하는 방법이다. 이 autoregressive 모델의 표현 방법은 현재의 진폭이 바로 전의 등간격으로 분리된 연속적인 과거의 EEG 값의 weighted sum과 error 항의 합으로 표시되게 하는 것이다. 이 과정은 EEG를 매개변수적인 표현식으로 나타내준다. 즉 X_t 가 평균값(mean)이 0인 EEG data 라면

$$X_t = a_1 X_{t-1} + a_2 X_{t-2} + \dots + a_p X_{t-p} + E_t$$

로 표현된다. 여기서 p는 autoregressive 모델의 order이고, E_t 는 prediction error이며 a_i 값들은 autoregression 매개변수들이며 스펙트럼의 형태를 나타내 주는 값들이다. 이 autoregressive 방법의 전력 스펙트럼 계산법이 FFT의 방법보다 다음의 장점을 지니고 있다는 것이 지적되었다. 즉 windowing 과정이 필요없고 주어진 정확도의 스펙트럼을 구하는데 FFT보다 적은 수의 sample 값을 필요로 한다는 것이다. 이 방법이외에도 period analysis, complex demodulation, correlation analysis 등이 있으나 이는 단순화한 스펙트럼에 해당하며 시간 평면상에서의 분석방법 등을 사용하고 있으나 실제로는 많이 사용되고 있지 않다.

4. Transient activity에 관한 연구

Fast transient activity (spike와 sharp wave)를 자동적으로 검출하는 것은 background activity 분석방법보다 최근에 와서 진

행되고 있는 연구방향이다. 과도현상으로 나타나는 이러한 성분들은 대부분 spike 이거나 혹은 일정한 패턴의 파형, slow wave 등인데 이는 질환에 따라서 특수하게 나타나는 비정상파들을 나타내는 것이다. 이 과도적인 성분들은 각각 상승시간, 하강시간, 진폭, 주기, 곡률등에 의해서 특성지워질 수 있다. 특히 EEG 가 임상적으로 간질의 진단에 많이 쓰이고 있으므로 간질에서 독특하게 나타나는 spike 가 이들 중 가장 대표적인 비정상파라고 하겠다. 이 spike 의 날카로운 정도는 원래의 신호에서 기울기가 갑자기 변화하는 것이므로 2 차미분 파형에서는 impulse 형태의 파형으로 나타나게 된다. 이 성질을 이용하여 2 차미분된 파형에 경계값 (threshold) 을 설정해서 이 경계값을 초과한 경우 spike 로 검출해내는 이중미분(double differentiation) 방법이 있다. 한편 경계값이 EEG 신호의 전체적인 진폭변화에 따라서 변화해야 하므로 경계값을 가변성있게 moving average 로 부터 계산해서 spike 를 검출해낸 연구도 있다. 이러한 이중미분 방법은 논리가 간단하며 매우 효과적인 방법으로 평가되고 있다. 다른 방법은 어떤 특정한 spike 의 패턴을 검출해내기 위해서 이 파형의 모형(template)을 컴퓨터에 기억시켜서 EEG

같은 파형을 찾아내는 template matching 방법이 있다. 그림 3 correlation 상수값이 경계값을 초과하는 경우 모형과 동일한 파형으로 판단해서 원하는 비정상파를 검출해낼 수 있다. 이러한 방법은 기억시킨 모형에 대해서는 정확하게 검출할 수 있으나 비정상파의 패턴이 가변성을 갖고 있을 경우에는 정확히 검출해 내는 데에 문제가 있다.

앞서 기술했던 autoregressive 방법이 EEG 의 fast transient 를 검출해 내는데 쓰이고 있는데 이는 fast transient (spike 와 sharp wave)들이 background activity가 stationary 한 반면에 non-stationary하다는 것을 이용한 것이다. EEG 신호의 부분(segment)를 역 autoregressive 여파기를 통과시켜 주면 stationary 성분은 모두 제거되고 non-stationary 성분만 남게 된다. 이 non-stationary 성분은 앞에서 나왔던 autoregressive 모형의 prediction error 항을 말하는 것으로 random output 에서 peak 로 나타나므로 컴퓨터를 이용해서 검출해낼 수 있다.

Birker 등은 이중미분방법과 역 autoregressive 여파방법을 동시에 사용하여 더욱 효과적으로 spike 를 검출해냈다. 즉 역 autoregres-

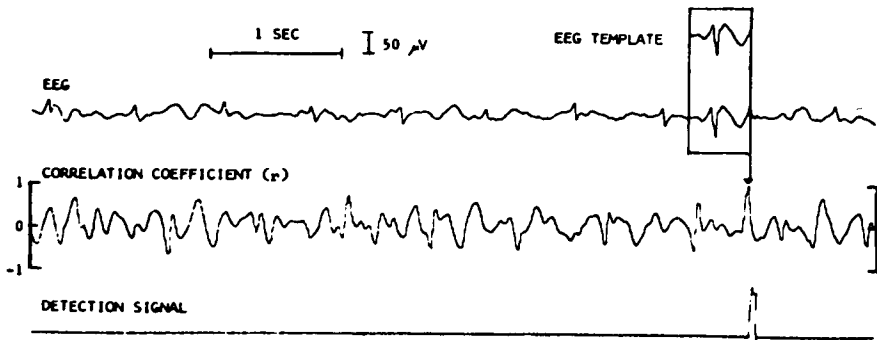


그림 3. Template-matching 방법에 의한 spike 검출 방법

Fig. 3. Spike detection using template matching method.

신호와 realtime 으로 correlation 시킨 후 이와 sive 여파기의 출력인 prediction error 신호

를 다시 이중 미분시켜서 진폭-시간폭 평면 (Amplitude-duration diagram)에서 더욱 뚜렷하게 spike를 background activity로 부터 구별시켰다. 이중미분 방법은 spike가 이차 미분 값이 크다는 정보를 이용한 것이고 역 autoregressive 여파방법은 spike가 non-stationary 특성을 갖는다는 정보를(주위의 다른파형들과 과거의 값으로 부터 예측 가능한 정도가 다르다는 사실) 이용한 것이므로 이러한 spike의 다른 특성을 동시에 이용하였을 때 한가지 특성을 이용한 방법보다 향상된 결과를 얻은 것은 당연하다 할 수 있다.

5. 공간적인 분포상태에 관한 연구

위에 기술한 EEG 신호 분석의 방법들은 모두 1개의 channel에 대하여 적용한 것인데 실제로는 8-channel 또는 16-channel의 기록을 동시에 행하므로 이들 각각 channel에 대하여 동시에 앞의 방법들을 적용해 볼 필요가 있다. 외국의 경우에는 clinical Lab.을 설치하여 미니컴퓨터를 이용한 多-channel의 통합된 컴퓨터시스템을 사용하고 있다. 이는 EEG 전문가(Electroencephalographer)가 EEG를 쉽게 해석하고 보고서를 정확하게(언어적인 표현보다는 수학적인 변수의 값으로 표현하게) 작성할 수 있도록 자료를 수집, 요약해 주고 전시(display) 해 주는 시스템이다. 또한 EEG 기록의 객관적인 판정기준을 선정하여 자동적으로 EEG 신호를 분석해 주기도 한다. 전시방법은 graphic terminal을 이용한 것으로, comprehensive spectral analysis(CSA), canonogram, EEG tomography, dot density 방법등으로 나타내며 공간적으로 쉽게 어느 형태의 비정상 패턴이 나타나는가를 보는 것이다. 이것은 각 channel에 대하여 앞에 기술했던 FFT, autoregressive 방법, 과도적인 성분 검출 방법등을 적용하고 동시에 각 channel 간의 상

관관계를 분석 처리하여 나타내주는 것이다. 여기서는 이들 전시방법들에 대하여 간단히 설명 하겠다.

a. CSA

CSA(Comprehensive Spectral Analysis) 1channel에 대하여 적용한 스펙트럼의 계산을 16-channel에 대하여 모두 시행해서 그림 4처럼 전개시키는 방법이다. EEG 신호의 부분을 취해서 FFT 등으로 각 부분들의 스펙트럼을 계산해 연속적으로 포개어 나타낸 것이다. 그림 4에 보듯이 두피의 각 위치에 따라서 스펙트럼이 다른데 여기에서부터 질환의 진단과 이상부위의 위치에 관한 정보를 얻어낸다.

b. Canonogram

Slow activity가 뇌의 손상부위와 상관관계가 있으므로 slow activity의 공간적 분포로부터 손상부위의 위치를 파악하려고 하는 방법이다. 그림 5처럼 각 channel당 delta 파와 theta 파의 성분을 alpha 파와 beta 파의 성분으로 나눈 값을 channel 지수로 정의하고 이 값에 따라서 반지름을 결정하여 다각형의 크기로 slow activity의 정도를 나타낸 것이다. 한편 대응하는 좌우의 부위에서 발생하는 slow activity의 정도를 측정, 비교해서 정도가 큰 쪽으로 화살표가 치우치게 나타내었다.

c. 점 밀도 표현법

각 channel의 스펙트럼에서 slow activity에 해당하는 성분만 뽑아서 진폭에 따라 16등급의 점 밀도를 이용해 나타낸 것이다. 그림 6에서 보듯이 slow activity가 큰곳에서 밝게 나타나게 된다.

d. EEG Tomography

CT에서의 영상처리 이론을 EEG에 적용하

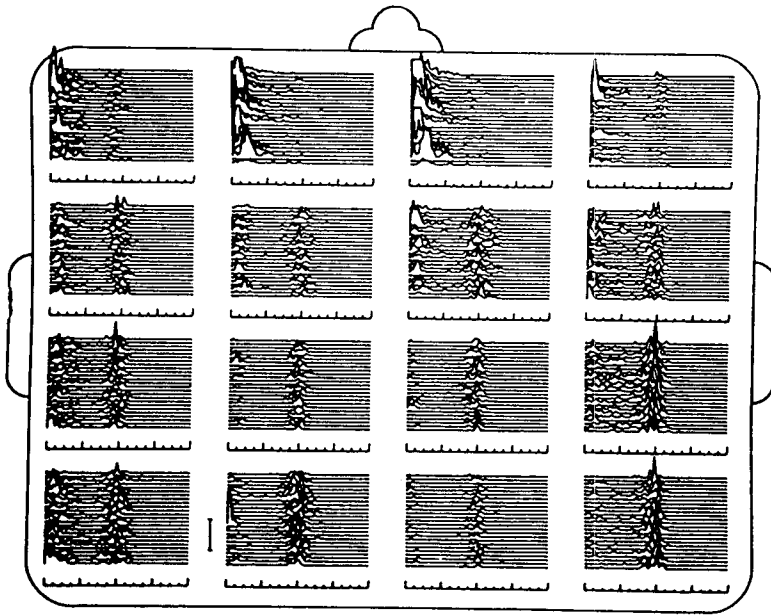


그림 4. 좌편측 마비의 뇌혈관 질환이 있는 환자의 CSA 보고서

Fig. 4. CSA report of CVA (cerebrovascular accident) with left hemiparesis.

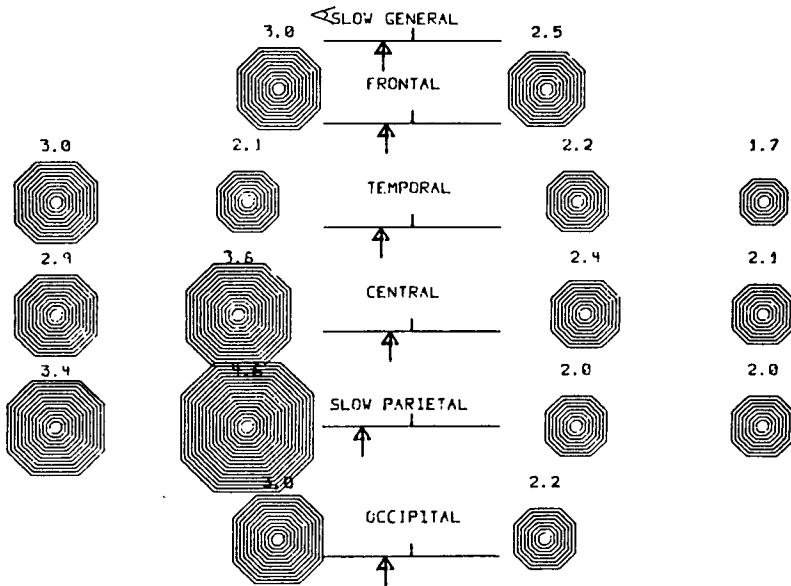


그림 5. 좌측 후부의 sylvian region에 큰 종양이 있는 환자의 canonogram

Fig. 5. Canonogram in a subject with a large tumor in left posterior sylvian region.

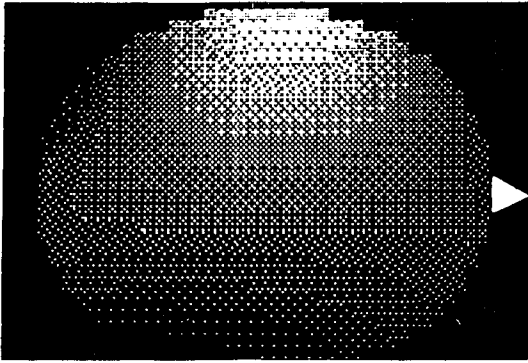
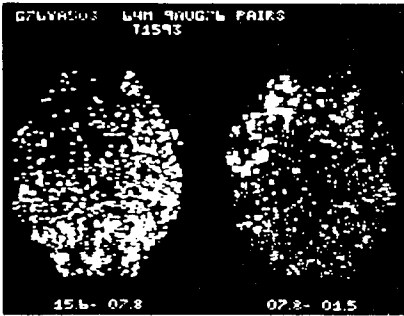
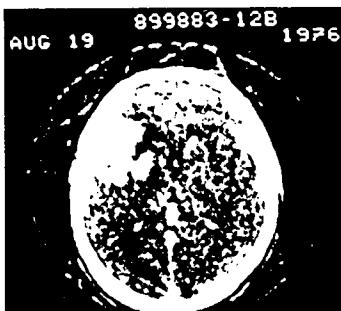


그림 6. 왼쪽 측면부위에 slow activity가 있는 환자의 dot density topogram

Fig. 6. A Dot density topogram showing EEG slow wave event in left temporal region.



(a)



(b)

그림 7. EEG tomography와 CT의 영상

Fig. 7. Comparison of Images from EEG tomography and C.T.

여서 tomography를 구한 것으로 그림 7과 같이 15.6~7.8 Hz 성분과 7.8~1.5 Hz 성분을

별개의 영상으로 나타내었다. 이 경우에는 쉽게 좌측 전엽에서 α 파, β 파가 적고 γ 파, θ 파가 많이 나타나고 있음을 알 수 있다.

그림 7에 EEG tomography의 영상과 CT의 영상을 비교하여 나타내었다.

6. 결론 및 고찰

최근에 진행되고 있는 EEG 신호처리 방법에 대하여 간단히 기술하였다. 이러한 방법들은 EEG 해석의 객관성을 향상시켜 주고 시간을 단축시켜 주는 등의 잇점이 있다. 그러나 아직은 paper recording을 대신할만한 뚜렷한 결과는 없다. 이밖에도 EEG의 기록 과정에서 생기는 artifact의 제거 또는 보상에 관한 연구 방향이 있는데 이는 EEG 신호처리 시스템을 완전히 컴퓨터화하기 위해서는 필수불가결한 연구과제이다. 또한 시각, 청각적인 자극등을 주어서 EEG 상에서의 반응을 살펴보는 방법들도 많이 쓰이고 있다. 이러한 EEG 신호처리 과정은 마이크로 프로세서와 고속연산처리 소자의 개발에 의해서 더욱 가속화 될 것으로 보인다.

이 밖에도 뇌의 활동상태를 기록하는 시스템으로는 Echoencephalogram과 MEG(Magnetoencephalogram)등이 최근에 와서 개발되고 있다. 이러한 EEG에 관한 연구는 현재로는 주로 임상적인 목적에서 진행되고 있으나 신호 자체가 뇌신경작용에 관련이 있으므로 기초연구의 관심의 초점이 되고 있다.

Reference

1. R. Cooper, J. W. Osselton, J. C. Show "EEG Technology," Butterworth & Co. Ltd., 1974.
2. 명호진 "간질의 뇌파" 대한 의학협회지, 제 22권, 제 9호, pp. 692-697, 1979.
3. D. H. Crowell, R. H. Jones, L. E. Kapuniai, and P. Leung, "Autoregressive representation of infant EEG for the

- purpose of hypothesis testing and classifications," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 43, pp. 317-324, 1977.
4. J. R. A. Carrie, "A hybrid computer technique for detecting sharp EEG transients," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 33, pp. 336-338, 1972.
5. J. S. Barlow "Computerized Clinical Electroencephalography in Perspective," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, No. 7, pp. 377-391, July, 1979.
6. W. P. Birker, A. B. Foutaine, G. G. Celesia, and K. M. Ma, "Pattern Recognition techniques for the detection of Epileptic transient in EEG" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-25, pp. 213-217, May, 1978.
7. J. Gotman, D. R. Skuce, C. J. Tomson, P. Gloor, J. R. Ives and W. F. Ray "Clinical Application of spectral analysis and extraction of features from electroencephalograms with slow waves in adult patients." *Electroencephalogr. Clin. neurophysiol.*, vol. 35, pp. 225-235, 1973.
8. J. A. Maewen and G. B. Anderson "Modeling the Stationarity and Gaussianity of Spontaneous Electroencephalographic Activity" *IEEE. Trans. Bcomed. Eng.*, vol. BME-22, pp. 361-369, September, 1975.

—* 著 者 紹 介 —————

閔 丙 九* (正會員)

1942년 11월 20일생

1965년 서울대학교 공과대학 전기과 졸업
1972년 미국 New Jersey Rutgers 대학 공학박사

1972 ~ 1974년 미국 뉴욕 마운트 사이나이 병원 연구원

1974 ~ 1979년 미국 New Jersey Rutgers 대학 조교수

1979 ~ 1980년 5월 현재 서울대학교 의과대학 조교수겸 서울대학병원 의공학과 과장

朴 光 錫**

1957년 5월 21일생

1980년 서울대학교 공과대학 전자공학과 졸업
1980년 5월 현재 서울대학교 대학원 전자공학과

서울대학병원 의공학과 연구원

