

스펙트럼 해석방법에 의한 다중채널 뇌파의 Topographic Brain Map

유선국* · 고한우** · 이성훈*** · 이호영***
김 원 기** · 박 상 희*

= Abstract =

Topographic Brain Map of Multi-Channel EEG by Spectrum Analysis Method

Sun-Kook Yoo*, Han-Woo Ko**, Sung-Hun Lee***, Ho-Young Lee***
Won-Ky Kim**, Sang-Hui Park*

A personal computer-based brain map is described which will display a gray scale maps showing the distribution of signals derived from the electrical activity of the brain such as EEG or EP. This topographic brain mapping system has a flexibility which describe the electrode number and placement mapping onto any shaped space and generate a brain maps by incorporated the data acquisition and processing software with conventional EEG machine.

1. 서 론

EEG 기록데이터로부터 진단을 하기 위해서는 뇌파 파형에 대한 4가지 관점(spectral characteristics, spatial analysis, temporal summation, statistical comparison)에 의해 결정된다.

기존의 멀티채널 EEG 기록도 이러한 4가지 정보를 가지고 있으나 육안에 의해 직관적으로 관독하기에는 너무 많은 정보를 가지고 있기 때문에 뇌의 내인성 변화를 검출하기는 어려웠다. 그러나 뇌파 데이터를 전산화 하므로써 위의 4가지 정보를 정량적이고 정확히 해석할 수 있게 된다. TBM(Topographic Brain Map)은 컴퓨터를 이용하여 뇌를 연구하기 위해 최근 개발된 여러가지 새

로운 기법(CT, MRI, PET) 중의 하나이지만 CT나 MRI는 뇌의 구조적인 병변만을 검출할 수 있고, PET는 뇌의 기능적인 변화를 검출할 수 있으나 침습적이며, 방사성 물질의 체내 주입이 필요하고 대단히 고가인 단점을 지니고 있다.

그러나 TBM은 위의 두 가지 모두를 검출할 수 있다. EEG를 TBM으로 영상화하기 위한 EEG의 변수에는 두 개표면의 전압, 전류밀도, 스펙트럼 등이 있다.

본 연구에서는 기존의 EEG 기계에 직접 연결하여 EEG 데이터를 얻을 수 있는 시스템을 구성하고 전처리 한 후 FFT에 의해 뇌파의 스펙트럼을 추정하여, 두개표면상에서 뇌파의 각 주파수 대역별로 분포를 영상화하므로써 뇌의 구조적인 병변 뿐만 아니라 Lab. 수준에서 CT나 MRI로 볼 수 없는 뇌의 기능적인 영상을 볼 수 있도록 하고, EEG의 전극수를 32개로 확장하여 더욱 정확한 영상 데이터를 얻을 수 있도록 하여 객관적이고 정량적인 EEG 관독을 할 수 있도록 하고자 한다.

또한 곡선인 두개표면의 mapping 상태를 더 정확히

<접수 : 1988년 5월 20일>

연세대학교 전기공학과*, 의용공학과**, 정신과***
Yonsei Univ. Electrical Eng., Medical Eng.,
Psychiatry***

나타낼 수 있도록 두개표면상의 면적이 CRT상에 등면적으로 표시되도록 근사등면적 투영법을 사용하였으며 얻어진 각 전극 데이터로부터 두개윤곽 내부를 채우기 위한 보간계수는 4-NN(Nearest Neighbourhood)법을 적용하였다.

2. 전극설정 및 기하학적 투영

대뇌의 전기 생리학적인 신호는 뇌에 부착된 전극으로부터 추출하며 이 신호를 뇌파라 한다. 전극의 위치는 국제적으로 표준화된 10-20 시스템 배열을 일반적으로 사용하며 이 시스템은 Posterior Cortex 부위에서는 분해능이 떨어지기 때문에 그림 1과 같이 4개의 전극을 P3-Pz-Oz-O1(PO), C3-Cz-Pz-P3(CP), T3-C3-P3-T5(TCP), F7-F3-C3-T3(FTC)를 사면체의 중앙에 보간하여 첨가한 전극부착 방법을 사용하여 32채널까지 확장하였다. 또한 10~20 시스템의 전극간의 간격은 4~5cm이하로 분해되지 않기 때문에 뇌 표면의 맵(map)을 구성하기 위한 기본 화소는 1cm간격으로 뇌표면을 분할하여 전극으로부터 얻은 데이터로 보간한다. 그러므로 각각의 화소는 가장 근접한 4개의 전극의 weight된 분포의 합으로 표현한다. 분할한 전체의 화소수는 2000~4000개의 갯수를 갖는 기하학적 구조를 갖게 된다.

이와같이 분해된 뇌표면으로 부터 맵을 구성하기 위해

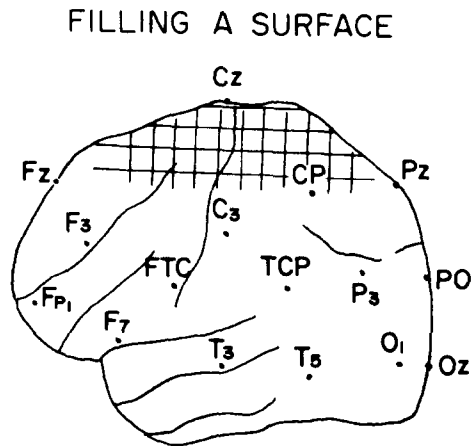


그림 1 10-20 시스템에 전극을 첨가한 전극 부착 및 뇌표면 재분할

서는 3차원적인 뇌의 영상을 2차원으로 변환하여야 한다. 2차원으로 표현하기 위해서 평행투영(parallel projection)을 할 경우 대뇌의 중심부는 동일한 면적의 투영을 얻게되나 앞면(frontal) 부와 뒷면(occipital)은 왜곡에 의하여 동일 면적을 갖지 않게 된다. 그러므로 뇌표면의 면적은 투영된 평면의 면적과 동일하게 되도록 측면을 확장시킴으로써 등면적 투영 영상을 얻게되어 측엽부(lateral temporal region)의 왜곡을 개선한다. 맵된 모든 변수의 구배(gradient) 변화는 2차원 맵에서 직접 비교할 수 있으며 보간함수의 계산을 간단하게 하는 2차원 맵을 그림 2와 같이 구성할 수 있다.

3. 하드웨어 시스템 구성

본 뇌파 맵 시스템은 기존의 다양한 뇌파기(EEG machine)에 접속하여 사용하도록 그림 3과 같이 구성하였다.

환자의 두피에 접속된 표면전극으로 받은 뇌파는 뇌파기에 의하여 증폭되며 저역 통과 필터된다. A/D변환기는 이 신호를 200 Hz로 샘플링하여 이산데이터로 변환한다. A/D변환기는 Analog Device사 AD-574 변환기를 사용하였으며 16채널 12비트 분해능을 갖는다. 컴퓨터는 범용 IBM-PC/AT 컴퓨터를 사용하였으며 30M

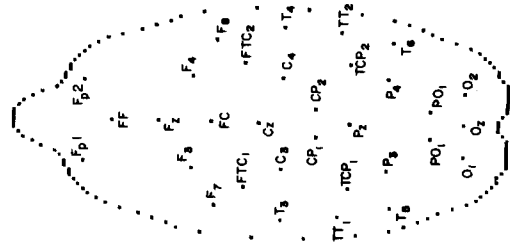


그림 2 Top-down 맵과 전극의 부착위치

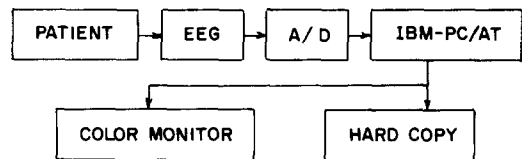


그림 3 Topographic brain map을 구성하기 위한 하드웨어 블록 다이어그램

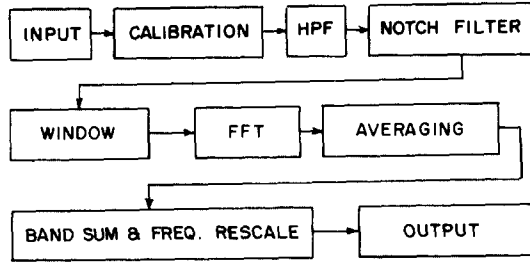


그림 4 스펙트럼 추정 블럭선도

바이트 Hard disc, 640 K 바이트 램을 내장하여 전체 시스템의 제어 및 신호처리에 의한 스펙트럼 맵을 구성한다. 구성된 맵은 EGA (Enhanced Graphic Adaptor)에 의하여 칼라 및 흑백명암에 의한 Dot density 맵을 칼라 모니터 상에 표시한다. 화면상에 표시된 맵은 Qnix dot printer에 의하여 hard copy된다.

4. 데이터 처리

뇌파의 스펙트럼 해석 방법에 의한 맵을 구성하기 위하여 A/D변환된 이산 데이터를 그림 4와 같이 구성하여 신호처리한다.

4-1 입력 신호 조정

뇌파기의 각각의 채널은 증폭기의 특성이 동일하지 않기 때문에 입력신호의 이득과 옴셋은 각 채널마다 틀리게 된다. 그러므로 입력 신호의 크기의 함수로서 출력신호의 상대 크기를 푸리에 변환에 의해 스펙트럼 해석을 하기 위해서는 동일한 입력 조정신호에 대하여 동일한 이득과 옴셋을 갖도록 보정하여야 한다. 입력 조정 신호는 기존 뇌파기의 50 uV 의 10 Hz 정현파 신호를 사용하였으며 입력 신호 조정은 300개의 이산 입력 신호의 최대값과 최소값을 찾은 후 50 uV의 입력 신호가 A/D변환기의 최대값의 2/5가 되도록 이득과 옴셋을 자동조정한다. 조정된 신호는 예러의 유무를 모니터를 통하여 조정되기 전의 신호와 동시에 각각의 채널을 비교함으로써 확인한다. 그러므로 50 uV의 10 Hz 정현파 신호의 푸리에 변환된 10 Hz의 전력 스펙트럼 밀도값이 50 uV가 되도록 보정한다.

4-2 고역 통과 필터, Notch 필터

뇌파 신호는 증폭기의 특성 변화 및 환자의 물리적인

변동에 의하여 기저선 (baseline)의 변동이 생긴다. 뇌파를 스펙트럼 분석을 할 경우 기저선 변동은 저주파수에서 높은 에너지를 나타내므로 2 Hz미만의 저주파 뇌파를 분석할 경우 subharmonic 누설(leakage)이 야기된다. 그러므로 저주파 영역의 맵을 구성할 경우 누설에 의한 맵의 왜곡 현상이 생기게 된다. 고역 통과 필터는 식 1과 같은 IIR 저역 통과 필터 전달 함수를 사용하여 입력 신호에서 필터링된 신호를 뺀으로서 고역 통과 필터링한다.

$$H(Z) = \frac{1-a}{1-aZ^{-1}} \dots\dots\dots (1)$$

식 1의 전달 함수의 위상 특성은 비선형이기 때문에 식 2와 같이 복소쌍의 전달 함수를 식 1에 직렬 접속 함으로서 전이특성을 증가시키며 무위상필터를 구성하였다. a는 0.95로하여 차단 주파수 0.5 Hz로 하여 0.5 Hz미만의 기저선 변동을 제거하였다.

$$H(Z) = H(Z)H(Z^{-1}) = \frac{(1-a)(1-a)}{(1-aZ)(1-aZ^{-1})} \dots (2)$$

환자로부터 입력된 뇌파신호는 60 Hz 전력선에 의한 잡음이 혼입되어 시간영역에서의 신호 검색이 어렵게 되며 스펙트럼 상에서는 60 Hz 주파수 성분의 주기성에 의한 harmonic의 영향과 누설 영향을 받게 된다. Notch 필터는 극점 및 영점배치에 의한 식 3과 같은 전달 함수를 갖는 2차 IIR 필터를 3개 직렬 접속 함으로서 6차 notch 필터를 구성하였다. 또한 전달 함수의 직렬 접속은 finite word length에 의한 truncation에러를 줄임으로서 영점의 이동에 의한 차단주파수 변동을 감소시켰다.

$$H(Z) = \frac{1+BiZ^{-1}+Z^{-2}}{1+AiZ^{-1}+CiZ^{-2}} \quad i=1,2,3 \dots\dots\dots (3)$$

200 Hz 샘플링시 차단 주파수 60 Hz를 갖고 notch 폭 59~61 Hz를 갖기 위한 필터계수는 표 1과 같으며 i는 직렬 접속 순서이다.

4-4 스펙트럼 추정

이산변환된 뇌파로부터 artifact가 없는 512샘플 8프 레임을 선택한다. 스펙트럼 추정시 측엽 (side lobe)에 의

i	Ai	Bi	Ci
1	0.61803389	0.64344990	0.99053866
2	0.61803389	0.60832578	0.96883082
3	0.61803389	0.58661794	0.99053866

한 누설을 보상하기 위하여 주엽의 대역폭 특성과 processing loss 특성이 우수한 10% tukey (cosine tapered) window를 사용하였다.

$$\begin{aligned}
 &= 1/2(1 - \cos(2n/PN)) & 0 \leq n \leq PN/2 \\
 W(n) &= 1 & PN/2 \leq n \leq N - PN/2 \\
 &= 1/2(1 - \cos(2(N-n)/PN)) & N - PN/2 \leq n \leq N \\
 & \dots\dots\dots (4)
 \end{aligned}$$

여기서 P는 taper값 0.1이며 N-1은 512이다.

Window 처리된 2.56초의 epoch를 갖는 데이터는 푸리에 변환에 의하여 0.39 Hz의 분해능을 갖는 스펙트럼이 계산된다. 스펙트럼은 8프레임을 평균하여 평활화 함으로서 variance를 감소시킨다. 평활된 스펙트럼은 δ 는 0.5-4 Hz, θ 는 4-8 Hz, α 는 8-13 Hz, β_1 는 13-20 Hz, β_2 는 20-28 Hz, fast1는 28-50 Hz, fast 2는 50-100 Hz까지 주파수 대역 합을 계산하며 25 Hz까지는 0.4 Hz, 50 Hz까지는 0.8 Hz, 100 Hz까지는 1.6 Hz의 분해능을 갖도록 구간을 변환한다.

5. 맵 계산 및 표시

5-1 맵 계산

맵을 구성 및 계산하기 위한 플로우차트는 그림 5와 같다. 2절의 방법에 의하여 전극의 위치와 윤곽(outline)을 확정한 다음, 윤곽 내의 보간 계수(interpolation weight)를 계산한다. 1 cm 간격의 정방형 화소의 보간 계수는 동일 면적 투사 방법을 사용하였으므로 가장 근접한 4개의 전극으로부터 거리에 반비례하므로 식 5와 같은 4-N.N(nearest neighborhood) 방법으로 계산하며 보간계수의 합은 1이 된다.

$$\begin{aligned}
 T &= \sum_{i=1}^4 D_i \\
 S &= \sum_{i=1}^4 T/D_i \dots\dots\dots (5) \\
 W_i &= T/D_i * 1/S
 \end{aligned}$$

여기서 i 는 4개의 근접 전극이며 D_i 는 화소점에서 전극간의 거리이며 W_i 는 보간계수이다. 계산된 전극의 좌표와 보간 계수는 파일에 저장하여 테이블을 구성한다. 맵의 계산은 파일에 의한 테이블을 활용함으로써 계산 시간의 단축 및 메모리의 사용을 최소화하며 파일을 변형시킴으로 맵의 형태를 쉽게 변형시킬 수 있다. 맵은 128 * 128로 구성하며 x 축의 좌표 우편의 동일 y 값에 대하

여 저장함으로서 외곽선을 표시하기 위해서는 최대 256 점 만이 필요하다.

5-2 맵 표시

계산된 128 * 128 화소는 9등분의 명암에 의한 영상으로 표시되며 한점의 화소는 4 * 4 dot matrix 16등분의 dot로 나타낸다. 9등분의 명암은 0, 1, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 16 개의 점으로 구성된다. 보간계수에 의하여 보간된 윤곽 내의 스펙트럼 값은 최대값과 최소값간의 구간을 9등분 하여 dot density 맵을 모니터 상에 표시한다. 9등분 이상의 분할은 눈으로 구분하기 어렵기 때문에 color 맵을 구성할 수도 있다. Hard copy는 Qnix PC-24를 사용하여 bit image mode로 출력한다.

6. 결과분석

그림 6은 Nihon Koden사의 모델 4300 EEG기계를 이

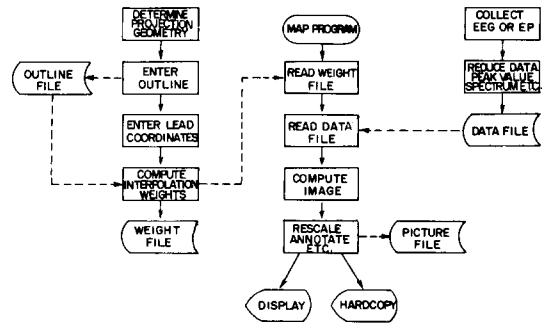


그림 5 맵을 계산하기 위한 플로우 차트

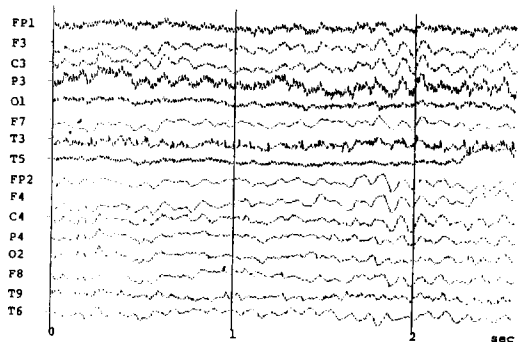


그림 6 16개의 전극으로부터 추출한 입력 뇌파 신호

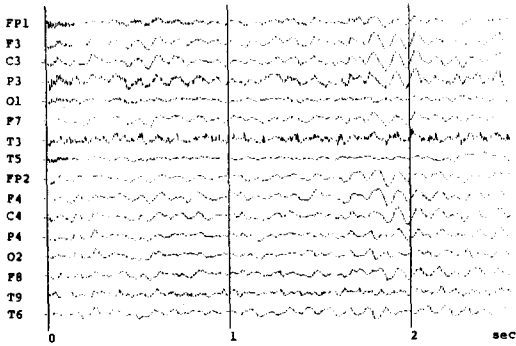


그림 7 고역 통과 필터와 notch 필터 출력 신호

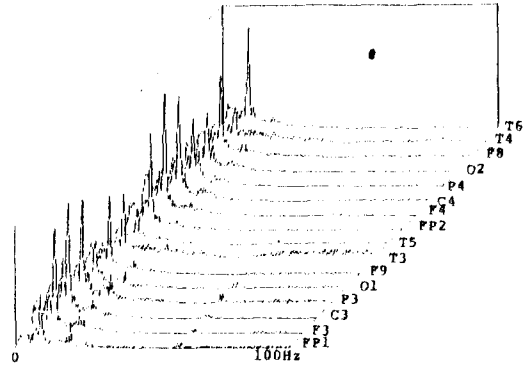


그림 8 필터링과 window된 16채널 스펙트럼

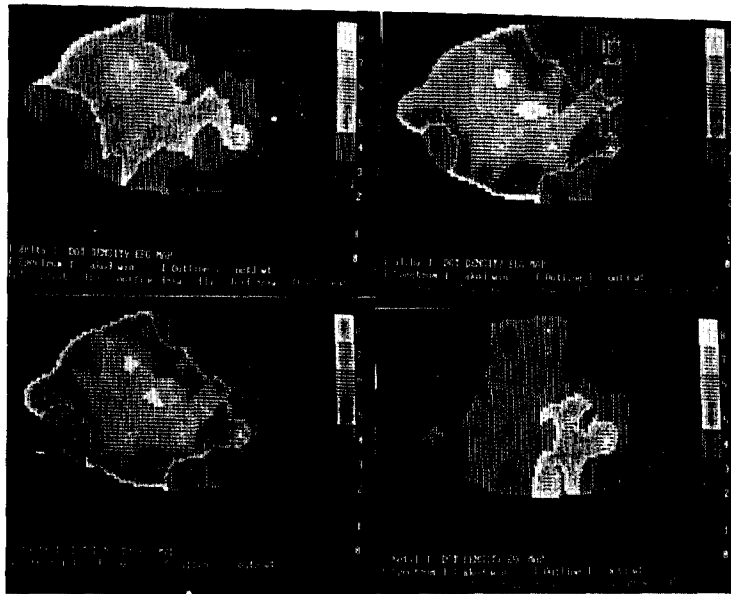


그림 9 δ , θ , α , β 맵

용하여 저역 통과 필터의 차단주파수를 75 Hz로 하고 귀를 기준전극으로 하여 32개의 전극중 FP1, F3, C3, P3, O1, F7, T3, T5, FP2, F4, C4, P4, O2, F8, T4, T6의 16개의 리드로 획득된 2.56초 간의 512개 데이터이다. T5는 2.3초부터 심한 기저선 변동이 나타나고, FP1에서 T5까지는 상당히 심한 전력선 잡음이 신호중에 포함되어 있다.

그림 7은 디지털 고역통과 필터와 60 Hz 노치필터로 필터링된 뇌파 신호를 나타내며, 그림 8은 필터링된 신호를 10% cosine tapered window를 사용하여 TBM

영상에 ghost 영상이 나타나지 않도록 하였다.

또한 512개씩 8 frame의 데이터를 평균하여 평활한 16 채널의 0-100 Hz까지의 진폭 스펙트럼을 보여 준다.

그림 9는 16개의 전극 데이터로부터 4-NN 방법에 의해 보간하여 재구성한 δ , θ , α , β 의 스펙트럼 분포도이다.

7. 결 론

뇌파의 스펙트럼을 분석하여 이를 topography로 영상

화하므로써 종래의 직관적인 뇌파 판독을 정량적이고 정밀한 분석을 할 수 있게 되었으며, 뇌파의 시공간적인 변화를 한눈에 파악할 수 있게 되었다.

또한 종래의 아날로그로 처리하던 고역 및 노치필터를 디지털로 처리하고 10% cosine tapered window를 사용하므로써 스펙트럼의 정확한 분석 및 뇌파영상의 허상을 제거할 수 있었다.

두피 윤곽을 2차원으로 등면적 투영하고 4-NN 방법으로 interpolation하므로써 연산시간의 감소와 실제 두피의 뇌파 스펙트럼 분포를 반영하도록 하였다. TBM은 뇌기능 장애를 일으키는 모든 질환에 이용될 수 있으며, 눈으로 구분할 수 없는 정밀한 부분도 검출해 낼 수 있으므로 병변의 조기 발견이나, 추적 및 재활치료에 이용될 수 있다. 그러나 이의 기초적 연구 및 임상적 활용도 초보단계 이므로 병소부위의 정확한 진단등을 위한 연구가 계속되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- 1) M.S. Buchbaum et al., "A new system for graylevel surface distribution maps of electrical activity." *Electroencep. clin. Neurophysiol.*, vol. 53, pp. 237-242, 1982.
- 2) C.F. Hameret al. "Digital filtering of physiological signals with minimal distortion", *Med. & Biol. Eng. & Computer.*, Vol. 23, pp. 274-278, 1985.
- 3) F.J. Harris, "On the use of windows for harmonic analysis with the discrete fourier transform", *Proc. IEEE*, Vol. 66, pp. 51-83, 1978.
- 4) F.H. Duffy; *Topographic mapping of brain electrical activity*, Butterworths, 1986.
- 5) H. Petsch; *Handbook of eletroencephalography and clinical neurophysiology*. A. Remond (Ed.) Vol. 5A, Elsevier, Amsterdam. 1973.