다중채널 EEG 신호의 Computerized BEAM 구현

이건기, 김영일, 한석봉, 신태민, 신상진
경 상 대 학 교 전 자 공 학 과

Implementation of Computerized BEAM for Multi-Channel EEG Signals

G K Lee, Y I Kim, S B Han, T M Shin, S J Shin
Department of Electronics Gyeongsang National University

Abstract

In this paper, computerized BEAM (brain electrical activity map) was implemented for objective and quantitative multichannel EEG analysis. BEAM is calculated by 4 point interpolation method and number of elements are 5140. Representation methods of BEAM are two. One is dot density method which classify brain electrical potential 9 levels by dot density and the other is color method which classify brain electrical 12 levels by different colors. In this BEAM, instantaneous change and average energy distribution over any arbitrary time interval of brain electrical activity could be observed and analyzed easily.

I. 서 론

생체에서의 전기현상이 18세기 후반 Galvani가 발견하였고, 1929년 Berger가 최초로 사람의 두개골 밖에 전극을 부착하여 뇌의 전기 현상을 기록하는 데 성공하고 이를 뇌파(EEG : electroencephalogram)라고 명명하였다. 그 후 뇌파는 뇌 및 신경과 관련된 질환과 기능 연구에 중요한 역할을 하였다. 뇌파 신호의 해석 방법은 주로 시각적 관측에 의한 방법으로 행해지고 있지만 신경 계통 및 뇌에 관한 정확하고 객관적인 정보를 추출하기 위하여 정량적인 뇌파 해석이 필요하다.

본 연구에서는 다중채널 뇌파 신호를 이용하여 뇌 표면에서의 전기 현상을 보간법을 이용하여 2차원 영상인 BEAM(Brain Electrical Activity Mapping)을 구현하였으며, 이 BEAM으로 시간 변화에 따른 전위 변화 및 특정 기간 동안의 에너지 분포를 공간적으로 나타내고자 한다.

II. EEG 신호의 특성및 전극배치

뇌 신경 세포의 활동에 수반되어 발생하는 전기 현상을 기록한 EEG) 신호는 투사 뉴런과 개재 뉴런의 상호 작용과 중앙 조정자(pace maker)에 의해 특유의 리듬이 나타난다. 정상인에서 기록된 뇌파는 1 ~ 30 Hz 주파수로 5 ~ 300 μV의 진폭을 나타낸다. 그리고 주파수 대역에 따라 그림1과 같이 alpha, beta, theta, delha파 등으로 구분한다.

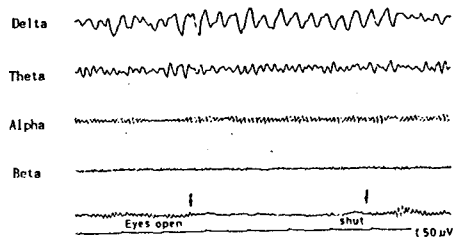

그림 1 뇌파신호의 기본리듬

EEG 신호 측정은 일반적으로 피부와의 접촉 저항이 적은 Ag - Agcl 표면 전극을 사용하고, 머리 표면에서의 전극의 배치는 국제적인 규격인 10 - 20 방법에 의한다. 또한 부착하는 전극의 수는 경우에 따라 다르지만 보통 8, 12, 16, 32개를 부착한다. 본 연구에서는 16 채널을 구성하여 측정하였으며, 후두부의 해상도를 높이기 위하여 T5-P3-Pz-P4-T6 01-02와 같이 많은 전극을 부착하였으며, 전두부중 Fp1, Fp2를 없애고 측정하였다. 전극은 좌우 대칭을 이루도록 배치하였다.

Ⅲ. BEAM 구성

머리의 형태및 전극의 위치는 3차원적으로 부착되는데 비하여 BEAM은 2차원으로 구성되기 때문에, 3차원의 2차원으로의 변환이 필요하다. 이를 위하여 평형 투영을 하면 머리 형태의 특정상 두정부는 면적이 거의 비슷하게 투영되지만 전두부, 후두부 및 측두부는 실제 면적보다 작게 투영되기 때문에 앞면, 뒷면, 측면을 확장시켜 등면적 투영 영상을 얻었다. 그림 2는 조정된 투사면과 분할을 나타낸다.

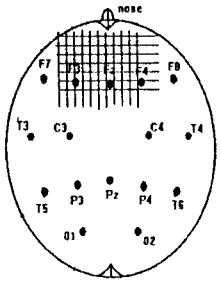

그림 2 조정된 투사면과 분할

분할된 화소의 전위는 이 화소에 인접한 4개의 전극의 전위로 부터 구할수 있는데 이를 4점 보간법이라 하며 식 1과 같이 주어지고, 그림 3은 4점 보간법의 원리를 나타낸다.

$$T = d_1 + d_2 + d_3 + d_4$$

$$S = \sum_{i=1}^{4} \frac{T}{d_i}, \quad w_i = \frac{T}{d_i} * \frac{1}{S}$$

$$V_P = w_1 * V_1 + w_2 * V_2 + w_3 * V_3 + w_4 * V_4 \quad \text{-- 식 1}$$

V_p : 임의의 지점의 전위
w_i : 가중치
d_i : 임의의 지점과 가장 가까운 4전극간의 거리

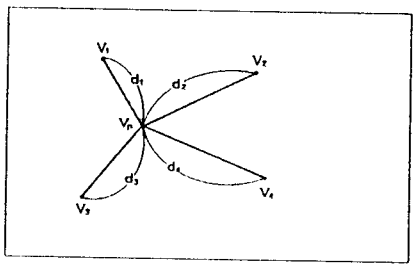

그림 3 4점 보간법의 원리

위와 같은 알고리즘을 전 두피 상에 적용했을 때 2 차원적인 BEAM을 구성할 수 있다.

Ⅳ. 실험 및 결과

4. 1 시스템 구성 및 데이터 수집

그림 4는 본 연구를 수행하기 위해 구성된 기기들의 시스템 블럭선도이다.

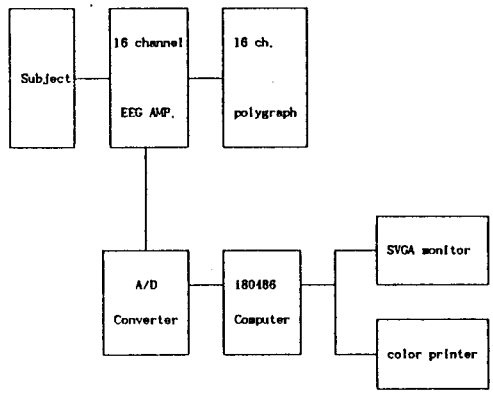

그림 4 시스템의 블럭선도

뇌표면에 부착된 전극을 통하여 검지되는 뇌파전위는 5 - 100 μV정도로 매우 낮기 때문에 증폭이 필요하며, 증폭기는 CMRR 특성이 우수해야 한다. 이 때 증폭된 신호는 -5 ~ +5V가 되도록 하였다. EEG 증폭기는 Nihon Koden사의 16 채널 뇌파기를 사용하였다. 증폭기에서 나온 아날로그 신호는 Data Translation 사의 DT2811 A/D 변환기를 사용하여 디지탈로 변환하였으며, IBM PC/DX 컴퓨터에 저장하였다. A/D 변환은 채널당 200 Hz 16채널을 교대로 샘플링을 하여 전체적으로 3.2 kHz로 샘플링하였다.

그림 5는 수집된 16채널 뇌파 신호를 polygraph로 그린 것이다.

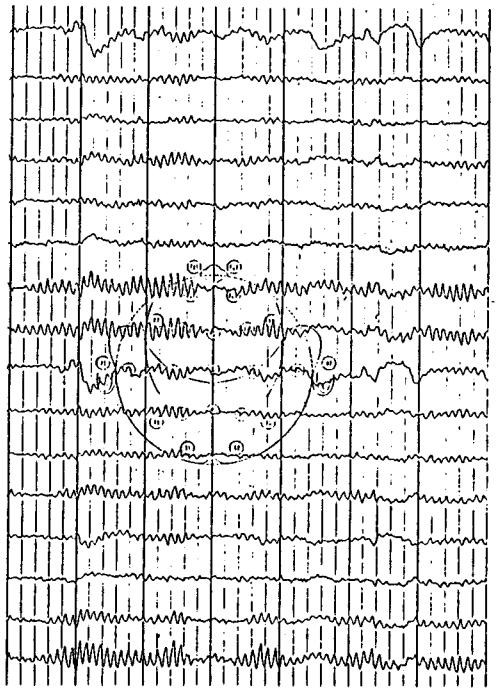

그림 5 수집된 16 채널 뇌파신호

수집된 16 채널 뇌파신호에서 60 Hz에 의한 잡음및 환자의 움직임등에 의한 기저선 변동 성분은 디지탈 노치 필터와 고역통과 필터를 설계하여 제거하였다.

4. 2 가중치 설정

BEAM의 정밀도를 높이기 위하여 0.5 Cm 단위로 분할하면 약 5140 개의 화소로 나누어 각 화소에 대한 전위를 4점-보간법에 의해 구하였다. 4점-보간법에 의한 가중치는 각각의 화소에 일정한 값으로 벡터를 이루고 있는데, 표1은 16채널에서의 가중치 벡터를 나타낸다.

표 1 16채널에서의 가중치 벡터

가중치 W_1	가중치 W_2	가중치 W_3	가중치 W_4
0.485128	0.184862	0.169142	0.160868
0.449990	0.204890	0.179996	0.165124
0.418216	0.225256	0.189044	0.167484
0.389284	0.246205	0.196300	0.168211
0.362724	0.267987	0.201763	0.167526
0.338122	0.290863	0.205415	0.165600
0.315105	0.315105	0.207228	0.162563
0.338122	0.290863	0.205415	0.165600
0.362724	0.267987	0.201763	0.167526
0.389284	0.246205	0.196300	0.168211
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.

또한 각 화소의 위치도 벡터로서 구성하여 데이타 화일로 만들었는데, 그 데이타 벡터는 표2와 같다.

표 2 16채널에서의 위치벡터

위치 벡터 Dat_1	위치 벡터 Dat_2	위치 벡터 Dat_3	위치 벡터 Dat_4
4	12	8	3
4	12	8	3
4	12	8	3
4	12	8	3
4	12	8	3
4	12	8	3
4	12	8	3
12	4	8	11
12	4	8	11
12	4	8	11
.	.	.	.
.	.	.	.
.	.	.	.

그리하여 어느 순간의 값이나, 구간간의 평균값으로 만들어진 데이타는 위치화일과 가중치 화일과 결합되어 각 화소값이 구하여진다 . 그에 관한 식은 식 2와 같다.

$$V_p = V_p + V_i[dat] * Weight \quad \cdots\cdots\cdots \text{식 2}$$

식 2에 의해 구해진 각화소에서의 전위로 영상을 구성할 때에는 각 단계의 구분을 위하여 화소값들의 최대및 최소값을 설정하고 최대치 및 최소치 값을 12단계로 분할하고 그에 따른 칼라값으로 대치하였다. 이 설정된값과 위치값으로 영상이 그려지며, 이 칼라는 연속적인 구성이 되도록 녹색과 적색의 적절히 혼합하여 순서있는 채도로 칼라 분포를 만들었다. 그려진 영상은 HP 칼라 프린트로 출력하였다. 또한 9 단계 구분의 흑백 영상을 구성하였다.

그림6은 BEAM 구현을 위한 영상 구성 플로우차트를 나타내고 있다.

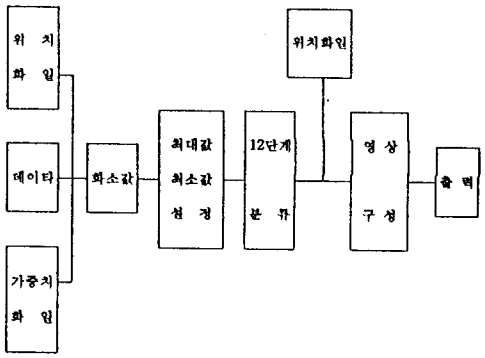

그림 6 영상구성 플로우차트

그림 7은 특정기간동안의 평균전위로 구성한 BEAM을 나타낸다.

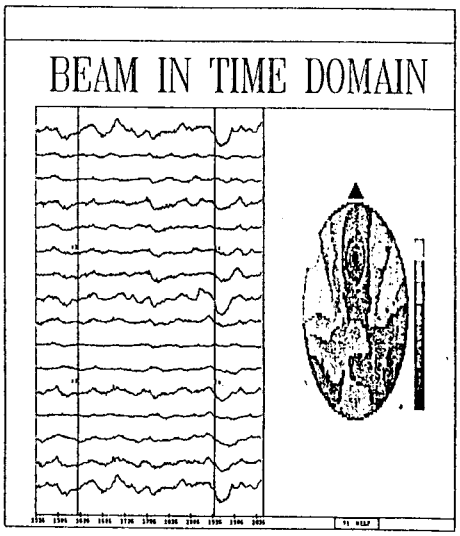

그림 7 특정구간 평균전위로 구성된 BEAM

V. 결론

다중채널 뇌파신호를 2 차원적인 BEAM을 구현함으로써 종래의 직관적인 뇌파 판독을 정량적이고, 정밀한 분석을 할 수 있게 되었으며, 뇌 전체에 대한 에너지 변화나 뇌기능의 변화를 시공간적인 관점에서 한눈에 파악할 수 있어 판독을 쉽고, 빠르게 할 수 있을 것으로 기대된다. 특히 신경계의 질병의 진단및 신경의 기능에 관한 연구, 수면연구, 그리고 약물 투여에 의한 영향을 관찰 가능하게 될 것으로 기대된다.

EEG 신호를 시각적인 기록용지 대신에 디지탈화하여 컴퓨터에 저장함으로써 저장, 보관, 변환및 분석처리가 용이하게 되어, Digital EEG 시스템으로 활용 가능할 것이다.

수면뇌파등 장시간 EEG 검사의 데이타 과다로 인한 문제를 해결하기 위한 EEG 데이타의 압축문제가 해결되어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

[1] S. H. Park et al : " Topographic Brain Map, " J. of KOSOMBE, vol. 9, pp. 31-39, 1988.
[2] N. Yamaguchi : "Recent Advances in EEG and EMG Data Processing, " Elsevier, pp. 147-148, 1981.
[3] M. I. Daskalova, " Wave analysis of the EEG. " Med. & Biol. engineering and computing, pp 425-428, 1988.
[4] F. H. Duffy et al : Clinical Electroencephalography and topographic Brain Mapping, Springer-Verlag, 1989.
[5] A. V. Oppenheim and R. W. Schafer : Discrete-Time Signal Processing, prentice hall 1989
[6] M. S. Buchssbaum et al, " A new system for gray level surface distribution maps of electrical activity, " Electroencephalography and clinical neurophysiology, Vol. 53, pp 237 - 242, 1982
[7] J. D. and J. S. Barlow, " A simple dot density topogram for EEG, " Electroencephalography and clinical neurophysiology, Vol. 48, pp 473 - 477, 1982
[8] R. Coppola et al, " Computer generation of surface distribution maps of measures of brain activity, " Computer Biol. Med., Vol. 12, pp 191-199, 1989
[9] R. G. Bickford ed : Current practice of clinical Electroencephalography, Raven Press.
[10] R. Copper. Phd and J. W. Osselton : EEG Technology, 1985.