

Homomorphic 시스템을 이용한 뇌파신호 해석에 관한 연구

*이 건기, 한 석봉, 신 태민, 조 원래, 서정훈

경상대학교 공과대학 전자공학과

EEG signal Analysis using Homomorphic system

* G.K.Lee, S.B.Han, T.M.Shin, W.R.Jo, J.H.Suh

Dept. of Electronics

College of Engineering

Gyeongsang National University

요약

본 논문에서는 저주파의 envelope와 고주파의 neural oscillation 신호의 곱으로 이루어진 EEG 신호의 envelope를 추출을 하기 위하여 multiplicative homomorphic 시스템을 사용하였다. 이 방법은 다른 방법에 비하여 처리 과정이 간단하여 계산량이 감소되어 실시간 envelope 추출의 가능성을 보였으며, 또 neural oscillation signal의 주파수가 변하여도 정확한 envelope 추출할 수 있는 우수한 적응력을 보였다.

시스템 β 는 연산자 \square 하에서 출력들의 집합으로만 결정되어야 한다. 그리고 L은 선형 시스템을 의미한다.

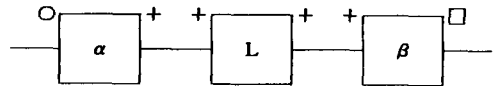


그림 1 Homomorphic 시스템의 기본적인 표현

따라서, 종류에 대한 특성 시스템 α 와 β 가 알려지면 선형 시스템 L을 변화 시킴으로써 homomorphic 시스템을 산출할 수 있다.

1. 서론

EEG 신호가 임상분야에서와 신경과학에서 뇌의 기능과 질환 진단의 수단으로 중요한 역할을 하고 있다. 전기전자 공학과 마이크로 컴퓨터의 급속한 성장에 따라 디지털 신호 처리에 의한 시스템 구성이 활발히 진행되어 의료분야에서도 생체신호의 추출과 분석에 응용되고 있다. 최근 뇌파 신호처리는 뇌파리듬의 포락선이 갖고있는 임상적 의미 또는 기능적 정보의 내용을 추출하고 이의 활용을 시도하고 있으며 이 포락선에서 지금까지 발견하기 못한 인체의 새로운 정보를 얻을 수 있다는 임상 연구 결과가 발표되고 있다.

따라서 뇌파신호의 포락선을 추출하는 기존 여러 방법들 중 homomorphic 시스템을 사용하여 보다 정확하고 신속하게 뇌파신호의 포락선 추출을 시도하였다.

2.3 곱셈의 homomorphic 시스템

식 (1)과 같은 신호를 고려해 보자. 이 식은 벡터 합과 스칼라 곱의 적당한 선택으로 증명할 수 있다. 곱셈에 대한 특성 시스템은 식 (2)을 만족해야 한다.

$$x(n) = [x_1(n)]^a \cdot [x_2(n)]^b \quad \text{----- (1)}$$

$$D. [[x_1(n)]^a \cdot [x_2(n)]^b] \\ = aD. [x_1(n)] + bD. [x_2(n)] \quad \text{----- (2)}$$

이러한 특성을 만족하는 함수는 대수(logarithm) 함수이다.

입력신호가 항상 양수가 아니기 때문에 복소대수(complex logarithm) 함수를 사용하여야 하며, 선형 시스템을 통과한 신호는 복소지수(complex exponential) 함수 처리를 하여야만 원 영역으로 되돌아 간다. 그림 2는 입력과 출력연산자가 곱셈인 homomorphic 시스템의 기본적인 표현을 나타낸다.

2. Homomorphic 시스템

2.1 homomorphic 시스템의 표현

그림 1은 입력연산자 \circ 와 출력연산자 \square 를 가지는 homomorphic 시스템의 기본적인 표현이다. 여기서, 시스템 α 는 연산자 \circ 하에서 입력들의 집합으로만 결정되어지고,

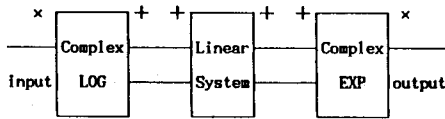


그림 2 곱셈 homomorphic 시스템의 기본적인 표현

만약 복소 시퀀스가 $x(n) = |x(n)|e^{j\arg[x(n)]}$ 으로 표현 되면, $x(n)$ 의 복소대수는 식 (3)으로 정의되고, $\log[x(n)]$ 의 역변환 복소지수는 식 (4)로 정의된다.

$$\log[x(n)] = \log|x(n)| + j\arg[x(n)] \quad \text{----- (3)}$$

$$e^{\log[x(n)]} = e^{\log|x(n)|} \cdot e^{j\arg[x(n)]} \quad \text{----- (4)}$$

여기서 \arg 는 편각(argument)으로 $0 \sim \pi$ 값을 가진다.

3. 실험 및 결과

3.1 입력 데이터

다음 그림 3 은 테이타의 수집에서 출력까지의 시스템 블록선도를 나타낸다.

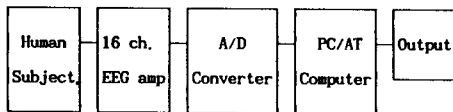


그림 3 시스템의 블록선도

- ⊙ Number of channel : 16
- ⊙ Sampling frequency : 200 Hz
- ⊙ Number of data/ch : 512 × 8
- ⊙ A/D converter : DT2811
- ⊙ Output : Color monitor, Printer

3.2 전처리

그림 4 의 전처리를 위하여 식 (5), (6)과 같은 특성을 갖는 디지털 필터를 설계하였다.

$$y[n] = b_0x[n] + b_1x[n-1] + b_2x[n-2] - a_0y[n-1] - a_1y[n-2] \quad \text{----- (5)}$$

$$H(Z) = \frac{Y[Z]}{X[Z]} = \frac{b_0 + b_1Z^{-1} + b_2Z^{-2}}{1 + a_0Z^{-1} + a_1Z^{-2}} \quad \text{----- (6)}$$

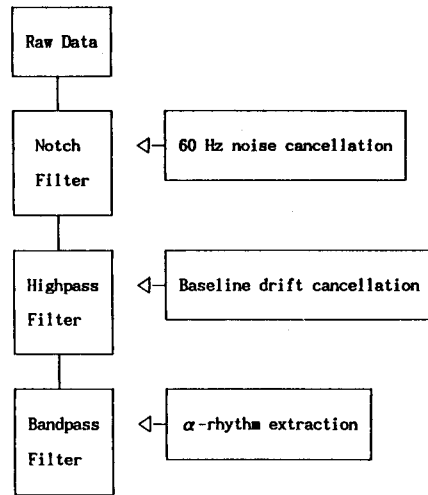


그림 4 전처리 과정의 블록선도

3.3 Homomorphic 처리

입력신호는 식 (7)와 같이 표현된다.

$$EEG(t) = E(t) \cdot V(t) \quad \text{----- (7)}$$

- EEG(t) : 뇌파신호
- E(t) : envelope
- V(t) : neural oscillation signal

이 입력신호를 complex log를 취하게 되면 다음의 식과

$$\log[EEG(t)] = \log|E(t)| + \log|V(t)|$$

argument가 생성된다. 여기서 argument는 neural oscillation 신호에 관계되기 때문에 포락선 추출에서는 고려하지 않는다.

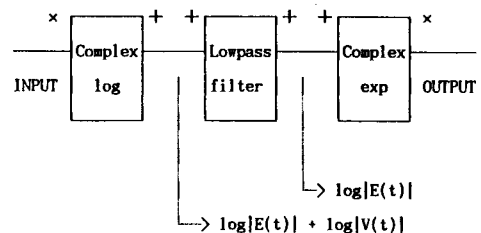


그림 5 포락선 추출을 위한 homomorphic 처리의 블록 선도

3.4 결과

그림 5와 같이 homomorphic 처리를 거쳐서 추출된 EEG 신호의 envelope는 그림 6과 같다.

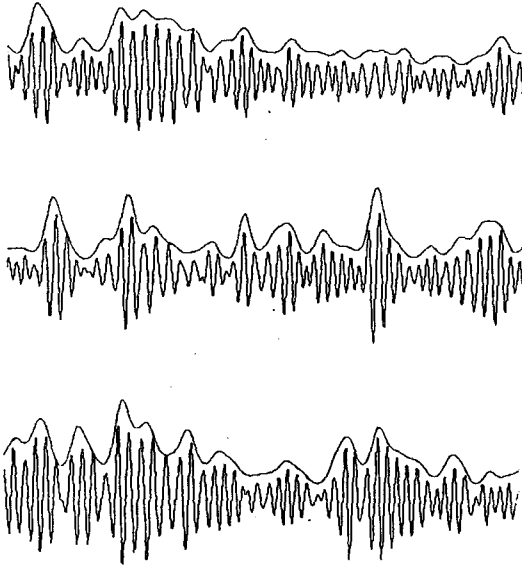


그림 6 homomorphic 처리에 의한 추출된 envelope

4. 결론

본 연구에서 설계한 디지털 필터로 전력선 잡음과 기저선 변동을 효과적으로 제거할 수 있었고, 선형 시스템에 lowpass 필터를 사용함으로써 neural oscillation 신호의 주파수 변화에 대하여 적응력이 우수하였다. 또한, homomorphic 처리는 대수함수, lowpass 필터, 지수함수로 구성되어 있기 때문에 처리과정이 간단하여 실 시간처리의 가능성을 보였다.

그러나, EEG 신호에서 delta 리듬과 같이 저주파 대역을 가지는 신호의 envelope 추출이 어려웠다. 이 문제점은 앞으로 계속 연구하여 개선해야 할 점이라고 생각한다.

5. 참고문헌

1. A.V. Oppenheim, R.W. Schaffer : " Digital Signal Processing ", Prentice-Hall, pp. 480-487, 1975.
2. A. Kamas, E.A. Lee : " Digital Signal Processing Experiments ", Prentice-Hall, pp. 53-75, 1989.
3. P.A. Lynn : " Online digital filters for biological signals:some fast designs for a small computer ", Med. biol. Eng. Comp. Vol. 15, pp. 534-540, 1977.
4. J. Tatsuno : " Analysis of basic rhythm from the viewpoint of the EEG envelope:Recent advances in EEG and EMG data processing", Elsevier/North-Holland, pp. 147-152, 1981.