

COSA : 뇌파를 이용한 방향 제어 시스템

신동선, 김응수*

대전대학교 대학원 전자공학과

*대전대학교 컴퓨터정보통신공학부

e-mail : eskim@dju.ac.kr

COSA : Cursor Control System by EEG

Dong-sun Shin, EungSoo Kim*

Dept. of Electronics Eng., Graduate School, Daejeon University

* Div. of Coumpter, Infor. & Comm. Eng., Daejeon University

요 약

뇌기능 연구 수단으로 널리 사용되고 있는 뇌파의 시각적 분석 및 정량적 분석시 오차를 증가시키는 원인이 되어 왔던 잡파(artifact)를 제거 대상이 아닌 제어 신호로써 활용한다. 본 연구에서는 다양한 잡파 중 뇌파 측정시 가장 잘 포함되고, 시각적으로 쉽게 구별이 가능한 안면근(facial muscle) 신호를 이용한다. 측정된 뇌파에 파워스펙트럼(power spectrum)을 적용하여 뇌파를 분석하고, Backpropagation 알고리즘을 이용하여 전 처리된 뇌파를 인식하는 2 채널 실시간 인식(recognition) 및 분류(classification) 시스템을 구현한다. 이와 같이 구현된 시스템을 이용하여 5 방향(상, 하, 좌, 우, 정지) 제어를 실시함으로써 뇌-컴퓨터간 통신을 통한 방향제어 시스템을 구현하였다.

Keyword : EEG, Artifact, Brain Computer Interface, Power Spectrum, Backpropagation

1. 서론

최근까지 키보드(Keyboard)와 마우스(mouse)를 쓰지 않는 방법, 즉 손을 사용하지 않고 뇌와 컴퓨터간에 통신할 수 있는 방법에 대한 연구는 국내외에서 일부 수행되어 왔지만, 아직 실용적이고 일반적으로 사용되고 있는 방법은 없다. 이런 대안적인 방법을 연구하는데 지금까지 사용되었던 생체신호가 뇌파와 눈의 움직임(EOG)이다[3, 4, 5, 8, 10, 11, 13]. 뇌파는 머리 표면으로부터 비침습적인 방법으로 측정될 수 있는 장점 때문에 뇌기능 연구와 임상에 널리 사용되고 있다. 뇌파 이외에 뇌기능 연구와 임상에 사용되고 있는 MRI 나 PET 등과 같은 뇌 영상 진단장치는 두뇌의 구조적 결함을 영상으로 제시해 줌으로써 진단에 많은 도움이 되고 있으나 이러한 장비는 대단히 값비싼 장비일 뿐만 아니라 시간 분해능이 수분에서 수 시간에 이르기 때문에 수초 이내에 일어나는 인식과 관련된 특성을 조사하는 데는 부적절하다. 그러나 뇌파는 수 msec 의 시간 분해능을 가지고 있으므로 두뇌의 인식 특성을 연구하는 데에 중요한 자료가 된다. 그러나 이러한 뇌파는 5~300uV 정도의 미세한 신호이고 비 침습적인 방법으로 측정되므로 안구운동, 근육의 움직임,

심장박동 및 측정장치 등에 의한 다양한 잡파가 존재하고, 아무리 주의를 기울여 세심하게 측정을 한다고 하여도 대상자의 상태에 따라 어쩔 수 없이 잡파가 섞이는 경우도 많이 발생한다. 이러한 잡파는 뇌파의 올바른 분석에 장애가 되며 분석 결과의 신뢰도를 떨어뜨린다. 그러나 본 연구에서는 잡파를 이용하여 방향을 제어 할 수 있는 즉, 대상자 본인의 의지에 따라 임의의 잡파를 발생시키고 발생된 잡파를 인식하고 분류하는 시스템을 구축함으로써 뇌-컴퓨터 통신을 통한 방향 제어 시스템을 구현하였다. 여기서 대상으로 한 잡파는 대상자가 손쉽게 발생 시킬 수 있는 안면근 신호를 대상으로 하였다.

2. 시스템 구성

시스템의 목표는 간단한 의식적 노력으로 발생시킨 잡파를 이용하여 기기 제어시 중요한 요소인 신속성, 정확성을 가진 방향 제어 시스템을 개발하는 것이다. 안면근 신호를 이용한 5 방향 제어 시스템은 그림 1과 같이 네가지 단계로 나누어져 있다.

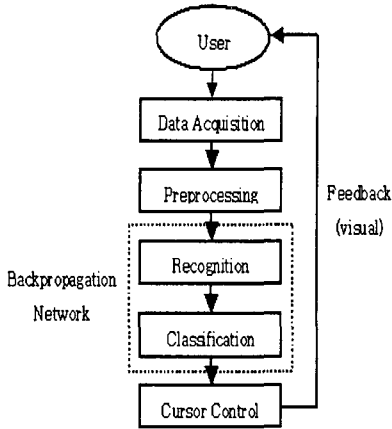


그림 1. COSA System

본 연구에서 사용된 전극의 수는 총 4 개이다. 여기서 2 개는 측정용으로 국제 전극 배치법 10-20 시스템[6]에서 Fp1, Fp2 위치에 전극을 부착하고, 나머지 2 개는 각각 기준전극과 접지전극이다. 이 장치를 통하여 뇌파는 그림 2 와 같이 눈 깜박임, 안면근 신호 그리고 잡파가 발생되지 않는 상태 등 크게 3 가지 상태로 나누어져 측정되었다.

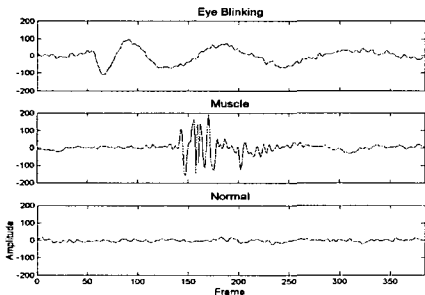


그림 2. 눈 깜박임과 안면근 신호

뇌파는 미세하고, 잡음에 민감하기 때문에 측정시 혼합되는 잡파는 다양하다. 잡파를 제어 신호로 활용하기 위해서는 정상시에는 일반 상태(normal)를 유지하다가 의식적인 행동을 하였을 경우에만 잡파가 발생되어야 한다. 안면근 신호의 경우, 이와 같은 조건을 만족하고 발생시 명확한 파형을 보여준다. 눈 깜박임은 안면근 신호와 마찬가지로 다른 신호와 뚜렷한 차이점이 있으나 무의식적으로 자주 발생하는 경우가 많아서 제어 신호로써 사용되기에는 적합하지 않지만 안면근 신호 발생시 같이 발생하는 경우가 많아 분류할 필요가 있다. 안면근 신호와 눈 깜박임 잡파는 그림 2 와 같이 시각적으로 쉽게 구별이 가능하다. 안면근 신호를 사용하여 5 가지 방향을 제어하기 위해서는 최소 4 개정도의 신호가 필요하며 본 연구에서는 그림 3 과 같이 네가지 잡파를 신호로 사용하였다. 첫 번째는 안면근 한번 발생, 두 번째는 연속 두번 안면근

발생, 세 번째는 오른쪽 안면근 발생, 네 번째는 왼쪽 안면근 발생이다.

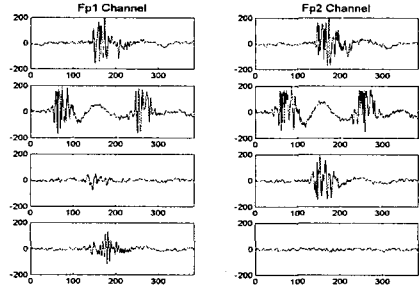


그림 3. 안면근 신호의 4 가지 분류

두 번째는 측정된 데이터를 전 처리하는 단계로써 파워 스펙트럼을 사용한다. 이것은 데이터에서 어떤 주파수 성분이 우세한지를 나타내어 신호의 주파수 성분분석에 주로 이용된다. 즉 데이터를 시간영역에서 주파수 영역으로 변환하는 것이다. 여기서는 Welch's 방식을 이용하여 파워 스펙트럼[7]을 추정하였다.

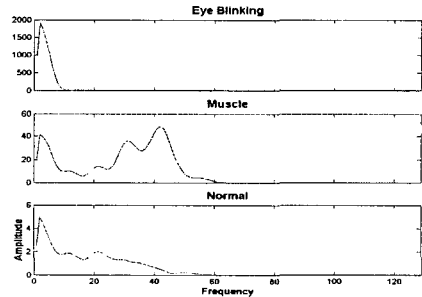


그림 4. 파워 스펙트럼 (눈 깜박임, 안면근 신호, 일반상태)

그림 4 에서는 눈 깜박임과 안면근 신호 그리고 잡파가 발생하지 않는 상태에 대하여 파워 스펙트럼을 적용한 것으로 그림에서 보는 것과 같이 뚜렷한 차이점이 있다. 눈 깜박임은 0~20Hz 영역 즉 delta 영역(0.5~3Hz), theta 영역(4~7), alpha 영역(8~13Hz), beta 영역(14~20Hz)에서 큰 값을 가진다. 그러나 안면근 신호의 경우 눈 깜박임과 같은 영역에서도 큰 값을 가지지만 20Hz 이상 즉 gamma 영역(20~50Hz)에서도 큰 값을 가지는 차이점이 있다. 마지막으로 일반상태는 눈 깜박임과 같은 형태를 가지고 있지만 눈 깜박임에 비하여 그 크기가 매우 작다.

세 번째는 전 처리된 뇌파 데이터를 분류기에 입력시켜 뇌파 데이터를 인식하고 분류하는 단계이다. 여기서는 다양한 ANN(artificial neural network) 중 표준 feedforward 신경망이며, 교사학습(supervised learning rule)을 하는 backpropagation 알고리즘[16]을 사용하였다. 이 네트워크는 입력층, 은닉층, 출력층의 3 층으로 구성되어 있으며 학습패턴을 입력하여 출력을 구

한 후 출력층의 오차신호를 이용하여 은닉층과 출력층의 연결강도를 변경하고, 또한 출력층의 오차신호를 은닉층에 역전파하여 입력층과 은닉층과의 연결강도를 변경하는 학습 방법이다. 이러한 BPN 을 구성하기 위해서는 다양한 학습 파라미터들이 필요하며 어떠한 파라미터들을 사용할 때 최적의 네트워크가 구성되는가를 알아보기 위하여 본 연구에서는 6 가지 구성요소를 고려하여 최적의 네트워크를 구성 하였다. 즉, 첫번째는 입력층, 은닉층, 출력층 뉴런의 수, 두번째는 은닉층의 수, 세번째는 가중합의 전달함수, 네번째는 학습방법, 다섯번째는 network 훈련방법, 여섯번째는 학습데이터 수이다.

여섯가지 요소를 고려하여 구성된 분류기의 학습률은 100%, 인식률은 99% 이상이었다. 마지막 단계는 BP 네트워크를 통하여 나온 신호를 컴퓨터 스크린 상에 나타난 커서의 방향을 나타내는 인터페이스이다.

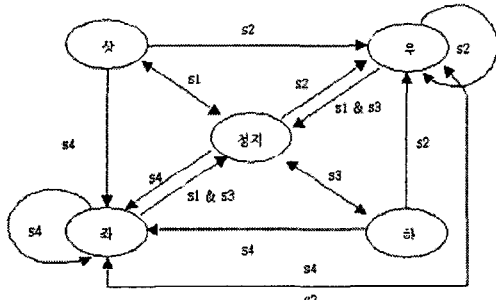


그림 5. 시스템 동작 상태도

그림 5 는 시스템 동작 상태도로서 s1 은 안면근 한번 발생, s3 는 안면근 두번 발생, s2 는 오른쪽 안면근 발생, s4 는 왼쪽 안면근 발생이다. 시스템이 시작하면 “정지” 상태를 유지하고, 4 가지 방향(상, 하, 좌, 우)을 선택할 수 있다. s1 이 발생 하였을 경우 “상” 상태가 되며, 다음 신호가 나타날 때 까지 “상” 방향을 가리키며, 다시 한번 s1 이 발생 하면 “정지” 상태로 돌아온다. “하” 방향도 “상” 방향과 같은 방법으로 동작을 한다. “우”, “좌” 방향은 “정지”, “상”, “하” 상태에서 원하는 신호가 발생되면 전환할 수 있다. “좌” 상태에서 s2 가 발생되면 “우” 상태로 전환된다.

그림 6 은 이와 같은 단계를 나타내줄 초기상태 COSA 시스템이다. 이 COSA 시스템은 크게 3 부분으로 구성되어 있다. 첫번째는 데이터 입력부분으로 List box 를 통하여 측정된 뇌파 데이터를 입력 받는다. 두 번째는 인식부분으로 크게 두 가지로 나누어 지는데 먼저 시뮬레이션 대상 뇌파를 보여주는 창, 그 다음은 입력된 뇌파에서 구간별로 인식되는 부분을 보여주는 창으로 구성된다. 뇌파를 보여주는 창에서 뇌파를 입력 받아 시뮬레이션 실행 중 현재 어느 시간과 부분이 실행 중인지를 빨간색 bar 를 통하여 알려준다. 구간별로 인식되는 부분은 빨간색 bar 를 중심으로 전후 128 frame 씩을 확대하여 보여준다. 여기서 인식시간은 256 frame 이고 이동간격은 25 frame 이다. 세

번째 출력부분은 인식부분을 통하여 발생된 신호를 통하여 방향제어(cursor control)를 보여주는 창으로 인식부분에서 눈 깜박임과 잡파가 발생되지 않는 일반 상태는 0 을 반환하고, 위에서 언급한 네 가지 안면근 신호발생시 1 을 반환하면 위쪽 방향, 2 를 반환하면 오른쪽, 3 을 반환하면 아래쪽, 4 를 반환하면 왼쪽 방향 커서의 색깔이 진행방향을 나타내며 녹색으로 변한다.

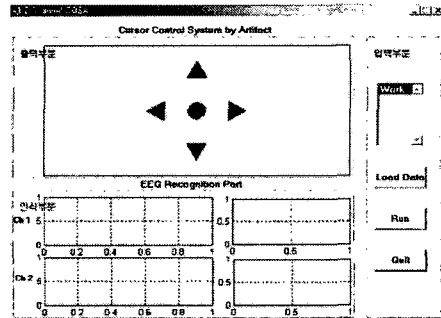


그림 6. COSA 시스템 초기화면

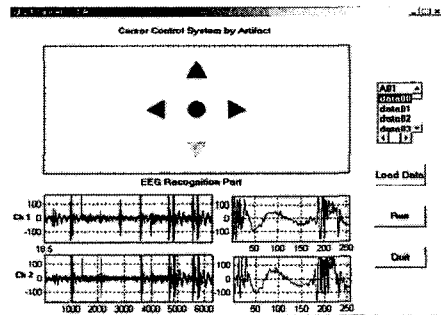


그림 7. 시뮬레이션 실행중인 COSA 시스템

3. 시스템 조건

이 시스템은 다음과 같은 3 가지 조건을 만족할 경우 더욱 효과적인 결과를 유출할 수 있다.

- 1) 피험자는 사용 전에 약간의 훈련이 필요하다.
- 2) 방향을 변경할 때 가능한 한 눈 깜박임과 같은 다른 종류의 잡파를 발생시키지 않도록 한다.
- 3) 4 방향 중 임의의 한쪽 방향을 발생 시킨 후 약 0.5 초 이후에 다른 쪽 방향으로 변경하여야 한다.

4. 시스템 시뮬레이션

시스템을 실험 하기 위하여 20 대 남녀 20 명에 대하여 뇌파를 측정하고, 측정된 뇌파를 시스템에 적용해보았다. 피험자는 뇌파를 측정하기 전에 약 10 분 동안 본 연구실에서 제작된 자극장치를 이용하여 안면근 신호를 발생시키는 훈련을 하였다. 측정된 뇌파는 4 가지 상태를 각각 발생시킨 것과, 4 가지 상태를 혼합하여 측정 한 것(예를 들어 상, 하, 좌, 우, 상, 하,

좌)이다. 측정횟수는 1 인당 각 상태에 대하여 3 회를 실시하였고, 측정시간은 1 회당 25 초, 잡과 발생 횟수는 1 회당 7 번이다. 이와 같은 과정을 통하여 획득된 실험 데이터는 1 인당 105 개(3 회*5 가지 상태*7 번), 전체 데이터수는 2100 개(20 명*105 개)이다.

표 1 은 20 명의 피험자 중 10 명에 대한 뇌파를 시스템에 적용한 결과이다. 표 1 에서 보는 것과 같이 10 명의 피험자는 10 분간의 훈련 후 90% 이상의 적용률을 보이고 있었고, s1 신호가 발생할 때보다 s3 신호가 발생할 때가 성공률이 조금 낮았다.

표 1. 시스템 적용률

| 피험자 | 성공률(%) | | | |
|-----|--------|------|-----|------|
| | s1 | s3 | s2 | s4 |
| 1 | 100 | 100 | 95 | 100 |
| 2 | 100 | 95 | 100 | 100 |
| 3 | 100 | 100 | 95 | 100 |
| 4 | 100 | 90 | 100 | 100 |
| 5 | 100 | 100 | 100 | 90 |
| 6 | 100 | 90 | 90 | 100 |
| 7 | 95 | 90 | 85 | 95 |
| 8 | 100 | 90 | 90 | 95 |
| 9 | 95 | 100 | 90 | 95 |
| 10 | 100 | 100 | 95 | 100 |
| 평균 | 99 | 95.5 | 94 | 97.5 |

5. 결론

본 연구의 궁극적인 목적은 사람의 생각만으로 기기를 제어하는 것이다. 여기서는 피험자의 의지에 따라 발생시킨 잡과 신호를 이용하여 본인의 의지나 생각대로 방향을 제어하는 시스템을 구현하고자 하였다. 본 연구에서는 뇌파 측정 시 다양하게 혼합되는 잡과 중 안전건 신호를 이용하여 방향제어 시스템을 구현함으로써 뇌와 컴퓨터간의 직접 통신이 가능함을 나타내었다. 이 시스템은 BP 알고리즘을 이용하여 구성하였고, 대부분 사람들에게서 쉽게 발생될 수 있는 잡과를 사용하였다. 사용자는 약간의 훈련만으로 쉽게 시스템을 사용 할 수 있는 장점이 있으나, 반응속도, 다른 근육 움직임(두부운동, 눈썹 올리기 등)시 발생하는 신호와의 차이점을 구별해 내야 하는 과제가 남아있다. 앞으로 이와 같은 시스템을 전동휠체어, 전화기, 문자를 입력하는 장치 등 다양한 분야에 적용, 발전시킨다면 ALS(Amyotrophic lateral sclerosis)와 같은 심각한 운동 장애를 가진 사람들에게도 적용되어 그들의 삶의 질을 향상시킬 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R05-2002-000-00526-0) 지원으로 수행되었음.

참고문헌

[1] C. W. Anderson, S.V. devulapalli, and E.A. Stolz, "Determining mental state from EEG signals using neural networks", Scientific Programming-Special Issue on

Applications Analysis, vol. 4, no. 3. pp. 171-183, 1995.
 [2] C. W. Anderson and Z. Sijercic, "Classification of EEG signals from four subjects during five mental tasks", in solving Engineering Problems with neural networks : Proceedings of the Conference on Engineering Applications (EANN'96), A.B.Bulsari, S.Kallio, and D. Tsaptions, Eds., Turku, Finland 1996, pp. 407-414, Systems Engineering Association.
 [3] E.-A. Degermann, R. Dahlberg, D. Wallen, E. Bjorklund, and D. Lundman, "Ergonomic and technical evaluation of an eye-controlled computer with 'eyegaze'", Work, vol. 5, pp. 213-221, 1995.
 [4] J. J. Tecce, J. Gips, C. P. Olivieri, L. J. Pok, and M. R. Consiglio, "Eye movement control of computer functions", International Journal of Psychophysiology, vol. 29, pp. 319-325, 1998.
 [5] K. S. Park and K. T. Lee, "Eye-controlled human/computer interface using the line-of-sight and the intentional blink", Computers & Industrial Engineering, vol. 30, no. 3, pp. 463-473, 1996.
 [6] H. Jasper, "The ten twenty electrode system of the international federation", Electroencephalographic Clinical Neurophysiology, 10:371-375, 1958.
 [7] S. M. Kay. "Modern Spectral Estimation : Theory and Application. Prentice-Hall, 1988.
 [8] Schlögl A., Neuper C. Pfurtscheller G.: "Estimating the mutual information of an EEG-based Brain-Computer-Interface", Biomedizinische Technik 47(1-2): 3-8, 2002.
 [9] Obermaier, B., Guger, C., Neuper, C., Pfurtscheller G. : "Hidden Markov Models for Online Classification of Single Trial EEG Data. ", Pattern Recog. Ltrs. 22:1299-1309 (2001)
 [10] Obermaier, B., Guger, C., Pfurtscheller, G. : "Information Transfer Rate in a Five-Classes Brain-Computer Interface.", IEEE Transac. on Neural Syst. and Rehab Engngn. Vol.9, 238-248 (2001)
 [11] Pfurtscheller G, Woertz M, Krausz G, Neuper C. : "Distinction of different fingers by the frequency of stimulus induced beta oscillations in the human EEG", Neurosci Lett. 2001; 307: 49-52
 [12] Schweitzer G, Edlinger G, Krausz G, Neuper C, Bammer R, Stollberger R, Pfurtscheller G. : "Source localization of induced cortical oscillations during tactile finger stimulation.", Biomed Tech (Berl). 2001;46(1-2):24-28.
 [13] T. Felzer and B. Freisleben, "HaWCoS : The "hands-free" wheelchair control system", In ASSETS 2002 - Proceeding ACM SIGGAPH Conference on Assisive Technologies, Edinburgh, Scotland, 2002, ACM Press.
 [14] Riedmiller. M, and H. Braun. "A direct adaptive method for faster backpropagation learning : The RPROP algorithm", Proceedings of the IEEE International Conference on Neural Networks, 1993.
 [15] 양은주, 신동선, 김웅수, "EEG 잡과 특성 분석", 한국퍼지 및 지능 시스템 학회 논문지, 제 12 권, 제 4 호, pp366-372, 2002.
 [16] Martin T. Hagan, Howard B. Demuth & Mark Beale "Neural Network Design", PWS, 1996