

논문 2003-12-3-03

포터블 뇌파 바이오피드백 시스템을 위한 전치증폭기 및 DSP 하드웨어의 설계

이경일*, 안보섭**, 박정제*, 이승하**, 조진호***, 김명남***

Development of the Pre-amplifier and the DSP Board for the Potable EEG Biofeedback System

Kyoung Il Lee*, Bo Sep Ahn**, Jeong Je Park*, Seung Ha Lee**,
Jin Ho Cho*** and Myoung Nam Kim***

요 약

본 논문에서는 포터블 뇌파 바이오피드백시스템을 위한 전치증폭부 및 디지털 신호처리부의 하드웨어 구현에 대한 연구를 수행하였다. 뇌파의 특성을 고려하여 외부 잡음을 제거할 수 있는 뇌파 획득용 전치증폭부를 구현하였다. 측정된 뇌파에는 안전도, 근전도, 심전도 등의 신호들이 포함되어 있으며 이들은 뇌파 분석에 방해가 된다. 따라서 이러한 신호들을 제거하기 위하여 적응여파기 알고리즘을 수행하고 전치증폭부를 실시간으로 구동하는 디지털신호처리부를 구현하였다. 시뮬레이션 파형과 실제 뇌파를 적용한 실험결과를 통하여 개발된 시스템의 성능을 확인 할 수 있었으며 휴대형 뇌파 바이오피드백 시스템에 적용 가능함을 확인하였다.

Abstract

In this study, we carried out a study for implementation of the pre-amplifier and the digital signal processing part for the potable EEG biofeedback system. As we consider characteristics of the EEG signal, we designed the pre-amplifier to obtain the EEG signal to be reduced noise signal. Because the EEG signal include EOG, EMG, ECG signals etc, it is difficult to analyze of the EEG signal. Therefore, we developed DSP board and operation program which was embed the LMS adaptive filter algorithm and operate with the pre-amplifier in the real time. The simulation signal and pure EEG signal is used in the experiment. As the result, we confirmed good efficiency of developed system and possibility of application to the portable EEG biofeedback system.

Key Words : EEG, biofeedback, pre-amplifier, digital signal processing, adaptive filter

1. 서 론

* 경북대학교 대학원 의용생체공학과(Dept. of Medical & Biological Eng., Graduate School, Kyungpook National University)

** 경북대학교 전자전기컴퓨터학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

*** 경북대학교 의과대학 의공학교실(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

<접수일자 : 2002년 11월 18일>

바이오피드백(biofeedback)에 의한 치료는 생체 되먹임 작용의 원리를 이용하는 것으로서 우리 몸 내부에서 일어나는 생리 현상들을 생체 신호처리를 통해서 시청각 혹은 촉각으로 알 수 있게 하여 스스로 훈련을 통해 생리 현상들을 조절할 수 있게 도와주는 것이다^[1-3]. 최근 뇌파 바이오피드백을 이용한 치료에 관한 연구가 많이 이루어지고 있으며 응용 범위도 신경 불안증 치

료, 불면, 공포장애, 편두통, 주의력 장애 등 매우 다양하다^[4-8]. 본 연구팀이 개발하고 있는 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템에서는 사용자의 편이성을 고려하여 전두엽에서 뇌파(EEG)를 측정하고자 한다. 그러나 이러한 측정 과정에서는 전극의 위치와 외부 환경의 영향을 많이 받게 된다. 또한, 뇌파는 안전도 및 근전도에 비하여 약수 십분의 일 정도의 작은 크기를 갖는 신호이기 때문에 피험자가 눈을 깜박이거나 눈동자를 움직이면 쉽게 왜곡된다. 따라서, 획득한 뇌파로부터 원하는 정보를 얻기 위해서는 뇌파 측정시 시스템의 내부와 외부에서 발생하는 일반적인 잡음의 유입을 방지 및 제거하는 과정과 측정된 신호로부터 순수 뇌파를 추출하기 위한 신호처리 과정이 필요하다.

본 논문에서는 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템을 위한 전치증폭부 및 디지털신호처리부를 구현하였다. 뇌파의 특성을 고려하여 외부 잡음을 제거할 수 있는 뇌파 획득용 전치증폭부를 구현하였으며, 측정된 뇌파에 포함되어 있는 생체신호들을 제거하기 위하여 적응여파기 알고리즘을 수행하고 전치증폭부를 실시간으로 구동하는 디지털신호처리부를 구현하였다. 뇌파는 수십 μV 의 크기를 갖는 매우 작은 신호이므로 이를 가시화하기 위하여 큰 증폭을 요구한다. 특히, 본 연구팀이 개발하고 있는 뇌파 바이오피드백 시스템 구현에서는 뇌파의 주요 성분인 알파 파의 획득에 있어서 다양한 실험 결과 전두엽에 전극을 부착한 경우는 후두엽에 비하여 2배 이상의 증폭이 필요한 것으로 확인되었다. 따라서 본 연구에서는 뇌파 측정의 정확성을 높이기 위하여 뇌파의 시간적 변화 및 주파수특성, 측정 전극의 특성, 측정 방식, 증폭단의 입출력특성 및 주파수특성, 외부에서 혼입되는 잡음의 종류와 특성 등을 고려하여 설계하였다. 그리고 설계된 회로들을 PCB에 구성하여 시뮬레이션 신호와 실제 뇌파에 적용한 결과, 전치증폭부의 입력 대 출력신호특성과 디지털 신호처리부의 순수 뇌파 추출 성능에서 유효한 결과를 확인할 수 있었다.

II. 뇌파와 바이오피드백 시스템

뇌파는 피험자의 상태에 따라서 특정주파수를 갖는 델타, 세타, 알파, 베타 파형을 가진다. 표면전극을 통하여 수집된 뇌파는 모두 같지 않

며 그 양의 차이가 뇌의 영역별로 다양하게 나타난다. 이 중에서 알파 파는 정신적으로 안정되고 눈을 감고 있는 상태에서 많이 나타나는 8~13Hz의 주파수를 가지는 파형으로, 뇌파 바이오피드백 시스템에서는 전체 뇌파의 주파수 스펙트럼에서 알파 파가 차지하고 있는 비율을 계산함으로써 피드백 과정을 거쳐 피험자를 안정된 상태로 유도하는 것이다.

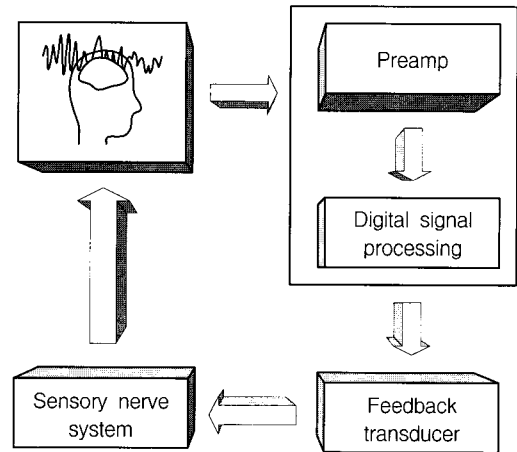


그림 1. 뇌파 바이오피드백 시스템의 구성도

Fig. 1. Block diagram of EEG biofeedback system.

이는 뇌파에서 알파 파 성분을 추출하여 일정한 기준값 이상이 되면 광 자극, 진동 자극, 또는 음 자극을 피험자에 피드백시켜 피험자 스스로 알파 파의 출현 시간을 향상시키는 방법이다. 이러한 뇌파 바이오피드백 시스템의 전체적인 구성도는 그림 1과 같다. 이 시스템을 효과적으로 적용하기 위해서는 획득된 신호를 처리하는 하드웨어의 성능이 매우 중요하며, 소형화도 고려되어야 한다. 이는 뇌파 바이오피드백 시스템의 사용기간과 사용빈도에 따라 효과가 증가하기 때문에 포터블 뇌파 바이오 피드백시스템을 개발하여 피험자가 가정이나 직장 등에서 쉽게 사용할 수 있도록 하는 것이 바람직하기 때문이다. 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템의 경우, 미용 및 사용상의 편이성으로 인하여 전두엽에서 뇌파를 측정하는 것이 가장 좋으나 이러한 측정 환경에서는 획득된 뇌파에 안전도, 근전도 등의 생체신호들이 포함되어 있기 때문에 순수 뇌파 획득과 추출을 위한 전치증폭부와 디지털 신호처리부의 하드웨어 및 신호처리알고리즘에 대한 연구가 필요하다.

III. 시스템의 설계

1. 전치증폭부

설계한 전치증폭기의 전체적인 구조는 신호입력회로, 차폐회로, 저역필터회로, 고역필터회로로 나누어 진다. 신호입력회로에서는 뇌파 측정시 발생하는 60Hz 잡음의 효과적인 제거를 위한 위상반전단과 기준입력단, 접지단으로 구성하였으며, 피험자의 감전요인과 잡음 제거의 효과적인 차폐회로를 구성하였다.^[9] 저역필터회로와 고역필터회로는 각각 4차의 필터회로로 구성하였으며, 임상적으로 이용할 수 있는 뇌파의 대역인 3Hz에서 30Hz를 기준으로 설계하였다. 그리고 뇌파는 수십 μ V의 신호이므로 4만배 이상의 증폭도를 가지도록 구성하였다. 설계된 전치 증폭기의 구조를 그림 2에서 보였으며, 실제 제작된 전체 증폭기를 그림 3에서 보였다.

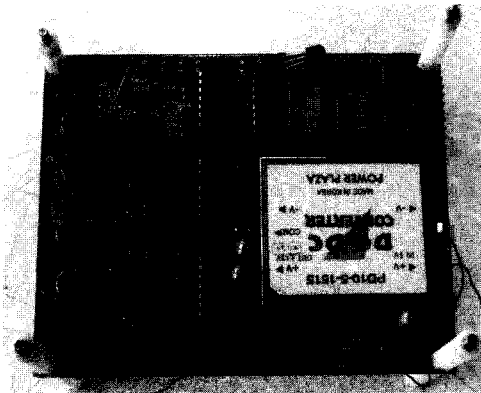


그림 3. 개발된 전치증폭기의 사진
Fig. 3. Photograph of the developed pre-amp.

2. 디지털 신호처리부

본 논문에서 설계한 디지털 신호처리부 하드웨어는 TMS320C31을 MPU로 사용하였으며 A/D변환기로는 디지털 신호처리를 비교적 충실히 구현할 수 있는 분해능이 비교적 높고 변환속도가 매우 빠른 병렬 접속형 A/D 컨버터를 이용하였다.^[10] 주기억장치로는 EPROM과 SRAM으로 구성하였으며 SRAM은 4개를 병렬로 접속하여 32비트 워드로 구성하였다.

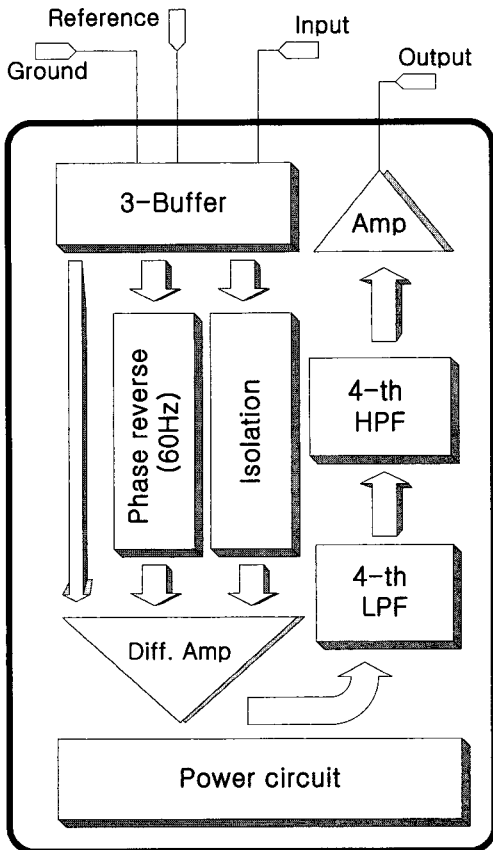


그림 2. 전치증폭기의 구성도
Fig. 2. Block diagram of pre-amp.

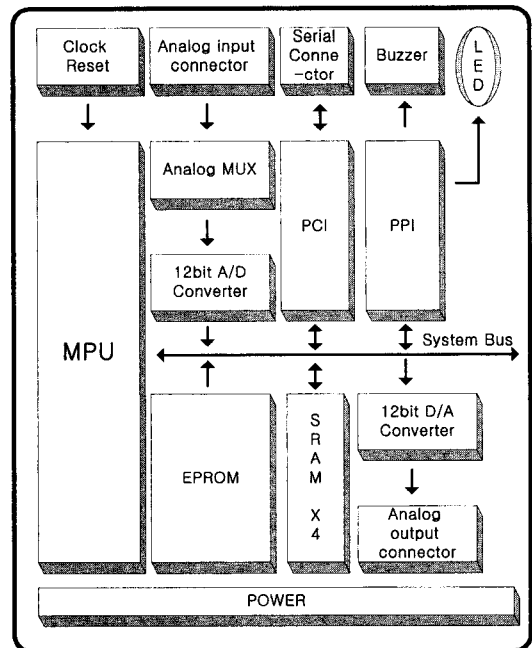


그림 4. 디지털 신호처리부의 구성도
Fig. 4. Block diagram of DSP part.

전극을 통해 획득된 뇌파는 설계된 전치증폭기를 통한 처리 과정을 거쳐 디지털 신호처리부의 입력단인 A/D회로에 인가되고 디지털 신호로 변환되어 DSP소자를 통해 신호 처리된다. 처리된 신호가 특정 문턱치 이상이 되면 피드백 트랜스듀서를 구동할 수 있도록 설계하고자 하였다. 그리고 특별히 컴퓨터와 직렬 통신을 하기 위해 데이터를 전송하기 위한 방법으로 RS-232C 통신을 하기 위한 소자를 사용하였다. 그리고 입력되는 뇌파에서 순수뇌파와 잡음신호의 분리를 위한 LMS 적응필터링 알고리즘과 DSP의 구동프로그램을 탑재하였다. 그림 4는 설계한 디지털 신호처리부의 구성도이며 그림 5는 제작한 디지털 신호처리부의 사진이다. 제작한 하드웨어는 휴대 가능한 시스템을 위해 최대한 소형 및 경량화 하여 제작하였다.

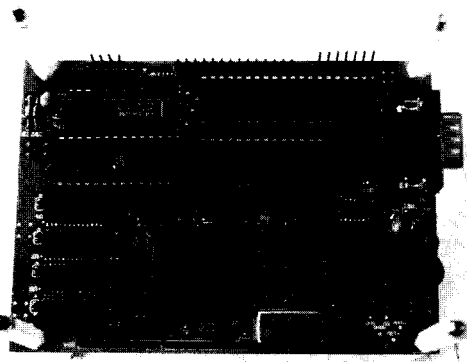


그림 5. 개발된 디지털 신호처리부의 사진
Fig. 5. Photograph of developed DSP part.

3. 적응 필터링

적응 알고리즘에는 least mean square (LMS)알고리즘과 recursive least square (RLS)알고리즘 등의 많은 방법들이 있다. 본 논문에서는 adaptive line enhancer(ALE) 필터 구조와 LMS 알고리즘을 이용하였다.

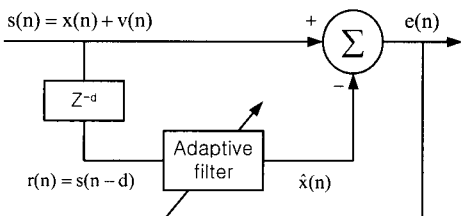


그림 6. The adaptive line enhancer
Fig. 6. The adaptive line enhancer.

ALE는 측정된 신호를 입력 신호로 하고 시간의 간격을 둔 입력신호를 기준 신호로 하여 적응 알고리즘을 수행함으로써 신호를 향상시켜 잡음을 제거한다. 본 논문에서 적용한 ALE 필터의 구조는 그림 6과 같으며 이러한 필터 구조와 적응 알고리즘을 개발된 디지털 신호처리부에 탑재하였다. 디지털 신호처리부의 동작 순서도는 그림 7에서 보였다. 전치증폭부의 출력 뇌파는 디지털 신호처리부의 A/D변환기를 거쳐 DSP소자에 입력되면 인터럽트가 발생하고 입력 데이터를 샘플링 하여 적응 알고리즘을 수행한 다음, 다시 인터럽트를 통하여 다음의 데이터를 샘플하면서 동시에 적응 알고리즘의 결과는 D/A변환기를 거쳐 출력한다. 이와 같은 과정은 뇌파 획득시간 동안 계속 반복 수행된다.

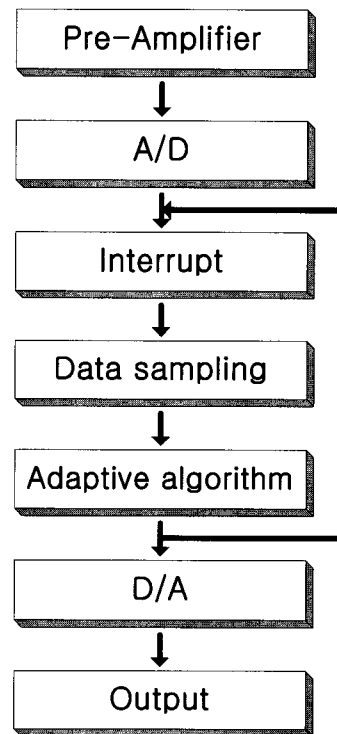


그림 7. 디지털 신호처리부의 동작 순서도
Fig. 7. Flowchart of DSP part.

IV. 시스템 실험 및 결과

본 논문에서 개발된 전치증폭부와 DSP 하드웨어의 성능을 평가하기 위하여 각 시스템을 연

결한 다음, 시뮬레이션 파형과 실제 측정된 뇌파를 이용하여 실험을 수행하였다. 제작된 전치 증폭기에 함수발생기를 이용하여 0, 3, 5, 10, 20, 40Hz의 주파수를 갖는 사인파 신호를 입력하여 전치증폭기의 주파수 및 증폭 특성을 분석하였으며 실험 결과는 그림 9와 같았다. 이때, 입력신호는 실제 뇌파의 크기와 유사한 신호를 입력하기 위하여 함수발생기의 출력을 전압분배 회로(voltage divider)를 이용하여 감쇄시켰다. 전치증폭기의 시뮬레이션 신호를 입력한 다음, 출력된 결과를 보면 3Hz에서 30Hz의 뇌파 대역의 신호만을 통과시키는 우수한 대역통과 필터 특성을 확인 할 수 있었다.

또한, 전치증폭기와 DSP보드를 연결한 상태에서 실제 뇌파를 입력하여 실험하였다. 실제 뇌파는 사람 머리의 전두엽에서 AgCl 전극으로 획득하여 전치증폭기에 입력하고 연결된 DSP보드를 통하여 디지털 신호처리를 수행하였다. 실제

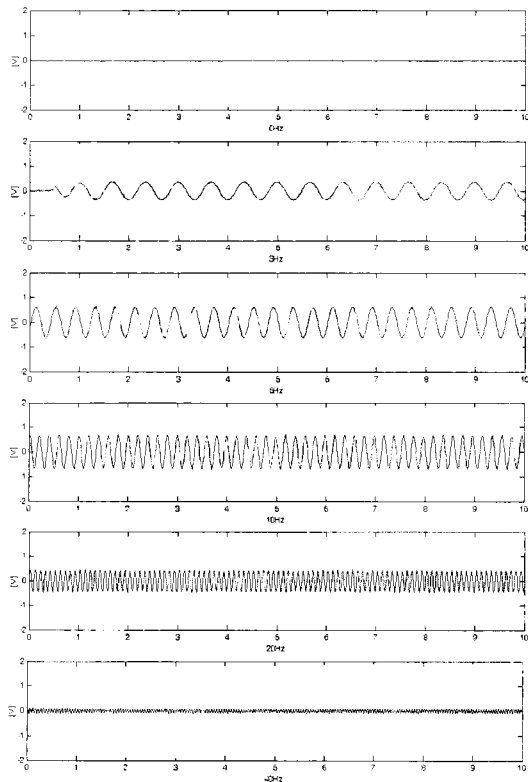


그림 8. 각 시뮬레이션 신호 주파수에 따른 전치증폭기의 출력 파형
 Fig. 8. Output waveform of pre-amp by each simulation signal frequency.

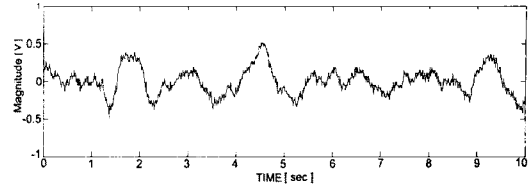


그림 9. 전치증폭기를 통과한 뇌파
 Fig. 9. EEG that is output of pre-amp.

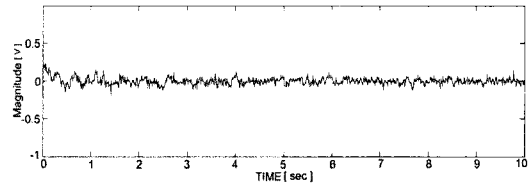


그림 10. 디지털 신호처리부의 출력 뇌파.
 Fig. 10. Output EEG of DSP board.

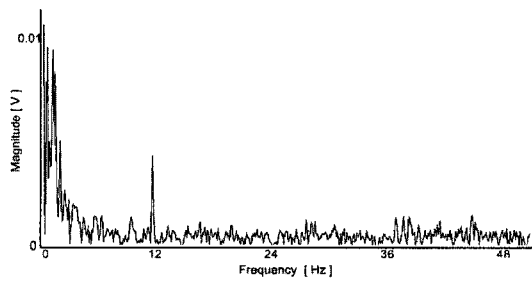


그림 11. 전치증폭기의 뇌파 출력에 대한 주파수 스펙트럼.
 Fig. 11. Frequency spectrum for output EEG of pre-amp.

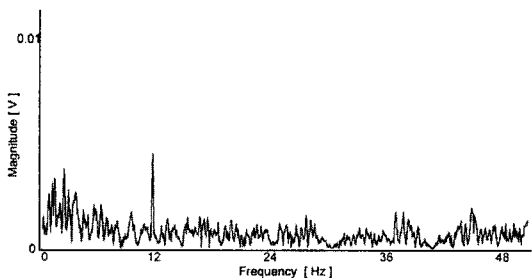


그림 12. 디지털 신호처리부의 출력 뇌파에 대한 주파수 스펙트럼
 Fig. 12. Frequency spectrum for output EEG of DSP board.

뇌파를 이용하여 직접 실험한 결과는 아래의 그림9와 그림 10과 같다. 전치증폭기를 통과한 실

제 뇌파에서의 잡음 신호가 디지털 신호처리부에 탑재된 LMS 적응필터를 통과하면서 우수하게 필터링 되었음을 알 수 있었다. 그림 9와 그림 10에서의 신호들에 대한 주파수 스펙트럼을 각각 그림 11과 그림 12에서 보였다. 각각의 주파수 스펙트럼을 비교해보면 지역의 생체 잡음신호들이 잘 제거되었음을 알 수 있으며 뇌파의 주요 성분인 12Hz근처의 알파 파 성분은 뚜렷하게 나타남을 확인할 수 있었다.

V. 결 론

본 논문에서는 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템 개발에 있어서 필수적인 순수 뇌파의 획득을 위한 전치증폭부와 적응필터가 탑재된 디지털 신호처리부를 구현하였다. 구현된 시스템은 소형 경량화로 설계 및 제작되었으며, 우수한 뇌파 획득과 잡음신호의 제거능력을 목표로 설계하였다. 구현된 시스템의 성능 실험 결과, 잡음신호를 최대한 억제한 순수 뇌파를 획득함을 알 수 있었으며 이를 통해 획득된 뇌파를 이용한 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템의 구현이 가능함을 확인하였다. 본 논문의 결과를 기반으로 하여 향후, 뇌파의 획득 및 분석에 있어서 개선된 결과를 도출하기 위하여 전극부착 위치에 관한 연구와 전치증폭기의 다채널화를 통한 활용성의 극대화 연구, 실제 임상 적용시 다양한 뇌파에 대한 판별 알고리즘의 개발 및 실시간 처리를 위한 연구를 지속적으로 수행할 것이다. 이러한 연구가 성공적으로 수행된다면, 일반 가정에서도 의사의 처방에 따라 사용할 수 있는 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템이 상용화될 것으로 판단된다.

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2001-00489) 지원으로 수행되었음.

VI. 참고문헌

- [1] Schwartz Mark S., *Biofeedback : a practitioner's guide*, Guilford, pp. 20-65, 1998.
- [2] 池田謙一, *医用電子工學*, Corona, pp. 230-231, 1980.
- [3] John G. Webster, *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, John Wiley & Sons, Inc., pp.215-217, 1978.
- [4] Zhang Zuoseng, Chen Weiming, "Development of EEG biofeedback system and research of the biofeedback in the alpha frequency band", *Engineering in Medicine and Biology Society, 1988., Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, vol. 3, pp. 1482 -1483, 1988.
- [5] Hao Qu, "A Patient-specific algorithm for the detection of seizure onset in long-term EEG monitoring : possible use as a warning device", *IEEE Trans. Eng.* vol.. 44. no. 2, pp. 74-80, 1996.
- [6] 성홍모, "바이오피드백 시스템 개발에 관한 연구", *대한의용생체공학회지* vol. 20, 1, pp. 453-456, 1997.
- [7] John R. Cameron, *Medical Physics*, John Wiley & Sons, Inc., pp. 215-217, 1978
- [8] Willis J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice Hall, pp. 72-162, 1993.
- [9] 김명남외 6명, "휴대형 EEG 바이오 피드백 시스템의 구현," *신호처리합동학술대회 논문집* vol.12, no. 1., pp. 659-662, 1999.
- [10] *TMS320C3x User's Guide*, Texas Instruments, 1994.
- [1] Schwarts Mark S., *Biofeedback : a practitioner's guide*, Guilford, pp.

著 者 紹 介

이 경 일

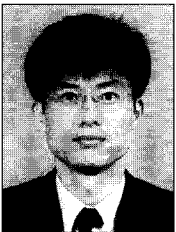
2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업
(공학사)
현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정
주관심 분야 : 생체신호처리, 의용전자기기

안 보 섭

2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업
(공학사)
현재 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
주관심 분야 : 생체신호처리, DSP

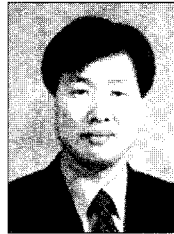
박 정 제

2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업
(공학사)
현재 경북대학교 대학원 의용생체공학과 석사과정
주관심 분야 : 생체신호처리, 의용전자기기



이 승 하

1988년 경북대학교 전자공학과(공학사)
1990년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)
1995년 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박사)
1996년~1999년 경북대학교 전자전기공학부 국책계약교수
2000년~현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 BK21 계약교수
주관심 분야 : 지능제어시스템, 의공학시스템



조 진 호

1977년 경북대학교(공학사)
1979년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
1988년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1986년~현재 경북대학교 전자전기공학부 교수

경북대학교병원 의공학과장
주관심 분야 : 생체신호처리, 센서 및 의용전자기기



김 명 남(교신저자)

1988년 경북대학교(공학사)
1990년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
1995년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1996년~현재 경북대학교 의대 의공학교실 교수

주관심 분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리