

논문 2006-43IE-1-3

인체 신경신호 제어시스템 구현에 관한 연구

(A Study on the Control System Implementation of Human Body Nerves Signal)

고 덕 영*, 김 성 곤**, 최 종 호***

(Duck-Young Ko, Sung-Gon Kim, and Jong- Ho Choi)

요 약

본 논문에서는 생체신호의 발생을 자유롭게 조절 할 수 있는 전정기관으로부터 생성된 전기신호를 추출하여 window discriminator 로 필요한 신호를 선택한 후, BCI 시스템 을 적용하여 정밀하고 정확한 제어가 가능하고 멀티채널을 이용하여 데이터를 처리할 수 있는 통합 시스템을 구현하였다. 전정신경세포의 흥분신호를 검출하는 전치증폭기는 측정된 이득이 47.6dB, 왜율은 100 Hz에서 측정 시 0.005%이었으며, 입력임피던스 특성은 12M Ω 이었다. Window discriminator는 2개의 CPU를 사용하여 역할을 분담함으로써 처리 속도를 증가시켰고, ADC 샘플링 주파수는 87kHz이었으며, 기존 시스템보다 분해능이 2배, 변별 오차는 10배가 향상되었음을 알 수 있었다. 제안된 방법이 뇌파분석법 보다 100ms동안 축적된 데이터양이 약 100배 정도 감소되었음을 입증하였다.

Abstract

This paper is aimed to develop of an integrated BCI(Brain Computer Interface System) that make possible for simultaneous multichannel data process and used extra cellular neural activity from the vestibular system instead of electroencephalogram signals for more precision control. The electrical properties pre-amplifier are 47.6 dB of gain, 0.005 % of distortion at 100 Hz, 12 M Ω of input impedance. Window discriminator used two CPU with difference role to increase processing speed so that sampling frequency was 87 kHz. The designed window discriminator has more not only two times in signal resolution power but also ten times in error discrimination power than commercially available discriminator. The proposed method decreases 100 times in amount of integrated data then BCI system during 100 ms.

Keywords : Brain Computer Interface, Multichannel data, Window discriminator, Precision control

I. 서 론

현대 과학의 발전에 따라 수많은 질병을 극복하기 위해, 다양한 인공장기들이 개발되어 삶의 질을 향상시키고 있다. 교통사고, 뇌졸중, 종양 등으로 인한 척수손상이나 중추신경계 손상에 의한 전신 및 일부 사지마비

환자의 경우는 아직도 확실한 치료방법이 개발되어 있지 못한 실정이며, 신경 계통의 이상으로 인한 이러한 장애를 치료하는 방법으로는 지속적인 물리 치료와 병행하여 각종 전기치료법이 개발되고 있다.

중추신경계 손상에 의한 마비환자에서 운동기능의 복원을 위하여 1980년대 후반부터 Handa 연구소를 중심으로 TES(Therapeutic Electrical Stimulation), FES(Functional Electrical Stimulation)가 개발되어 많은 임상실험에서 성공적인 결과를 보여주고 있다^{[1]-[2]}.

사지마비 환자에서 기능적 전기자극을 이용하여 상지의 운동기능을 복원하기 위한 FES는 각 근의 수축을 유발시키기 위한 전기자극기, 전기신호를 각 근에 전달하기 위한 전극과 조절시스템으로 구성되어 있으며, 일정한 동작을 수행할 수 있도록 각 근을 수축시키

* 정희원, 전주비전대학 디지털전자정보과
(Dept of Information and Communication Engineering, Jeonju Vision College)

** 정희원, 원광대학교 생활과학관
(Life Science Center, Wonkwang University)

*** 정희원, 강남대학교 전자시스템공학부
(Dept of Electronic System Engineering, Kangnam University)

접수일자: 2005년11월30일, 수정완료일: 2006년3월15일

기 위한 자극패턴을 생성하고, 전기자극기에서 각 운동을 선택할 수 있는 기능을 갖는다^{[3] [5]}.

이러한 시스템은 동작신호 및 제어신호 처리를 위하여 외부의 인공센서 및 스위치를 사용하기 때문에, 외부 장치의 착용 궤환 조절의 어려움과 기계적 취약성 등으로 최근에는 환자 본인의 생체신호를 제어신호로 이용하는 기술이 활발히 연구되고 있다.

환자 본인의 생체신호를 제어신호로 하는 근전도 및 뇌신경 세포의 활동성이 이용되는데, 이 제어기술로 BCI(Brain Computer Interface) 방법이 있다^{[6]-[8]}.

이 BCI는 뇌신경세포로부터 DBI(Direct Brain Interface) 장치를 사용하여 세포 흥분성을 직접 측정하고 그 결과를 컴퓨터에 전달하여, 신경세포의 활동성을 종합 분석하고 외부장비 및 신체근육을 제어할 수 있는 신호를 발생시켜 환자의 움직임을 원활하게 해준다^[9].

본 논문에서는 BCI 제어시스템의 효과적인 구현에 대한 방법으로 전정기관에서 제어신호를 얻고 머리의 움직임을 감지하여 전기신호를 뇌간에 위치한 전정 신경 핵으로 전달하여 자세조절에 관여하도록 한다. 머리 움직임을 속도에 비례하여 전기신호의 주파수가 증가하기 때문에 전정기관으로부터 생성된 전기신호를 측정하여 이용한다면 뇌파보다도 정확하고 간편하게 BCI 시스템을 구축할 수 있다. 따라서 세포의 기록법 중 다 채널 직접 측정법을 이용하여 실험용 쥐를 대상으로 전정신경세포의 활동전위를 추출하여 증폭하고 불필요한 파를 제거하도록 한다.

제어에 필요한 신호를 실험장비로 제작한 window discriminator에서 추출한 후, 데이터 전송기를 통하여 컴퓨터에 전송함으로써 분석에 필요한 데이터의 양을 줄여 실시간 분석이 가능한 시스템을 구현하고자한다.

II. 뇌 컴퓨터 인터페이스의 구성

1. 신경세포의 구조와 활동전위 측정

뉴런(neuron)에서 정보의 발생은 다양한 자극에 의하여 세포막을 통한 여러 이온의 이동에 의하여 세포막의 전기적 신호의 변화를 가져온다. 신경세포에서 세포막을 중심으로 세포 안쪽과 바깥쪽을 기준으로 세포 안쪽에서 약 $-60\sim 90\text{mV}$ 의 전압차가 유기되며 이러한 전압을 안전막 전압이라 하고, Goldman-Hodgkin-Katz 식에 의하여 안전막 전위가 결정된다.

신경세포에서 탈분극과 재 분극 현상에 의하여 활동

전위가 발생하며 활동전위의 발생은 신경세포에서 정보의 발생을 의미한다. 한편 뉴런에서 활동전위의 전파는 세포체에서 축 방향으로 전달된다^{[10]-[11]}.

신경세포에서 활동전위의 측정은 2개의 기록전극과 전압증폭기를 이용하여 측정되며 이때 2개의 기록전극 중 하나는 기준전극으로 다른 하나는 탐색전극으로 기록되는 전압의 변화를 측정하고 증폭시킨다.

뇌신경에서 활동전위를 기록하는 세포의 측정법 중 하나로 여러 개의 탐색전극을 직접 뇌에 삽입하여 개별 신경세포에 근접하여 이들 개별 신경세포들의 활동전위를 기록하는 세포의 단일 뉴런 기록법(Neuron using extra cellular single unit recording)을 이용하고 있다. 이는 각각의 탐색전극은 하나의 신경세포로부터 활동전위를 기록할 수 있어 뇌의 특정부위에서 선택적으로 활동전위를 측정할 수 있는 장점이 있으며, 또한 신경세포에 근접하고 있어 활동전위의 전압이 높게 측정되며 두피 및 안면근에서 유래하는 불필요한 파형의 유입을 배제할 수 있다^[12].

전극이 신경세포의 어느 부분에 위치함에 따라 활동전위의 파형이 변화되고, 전극과 기록되는 신경세포와 전극간의 거리의 변화에 따라 파형의 형태가 다양하게 나타나게 된다^[13].

세포의 단일 뉴런 기록법으로 뇌신경세포의 활동전위를 기록하기 위해서는 파형 형태의 활동전위를 분류할 수 있는 기계적 장치가 필요하다.

2. BCI의 구성과 개념

BCI는 인간과 컴퓨터 상호작용을 연구하는 HCI(Human Computer Interface)의 한 분야로써 그림 1과 같이 뇌파 신호를 측정하고, 측정된 뇌파의 특이점이나 특징 파라미터를 추출하는 알고리즘을 통하여 제어 신호를 발생시켜 제어하는 기술이다.

정밀제어 시스템을 분석하기 위해서는 16개 이상의 센서를 사용하게 되는데 이 때 발생하는 데이터의 양

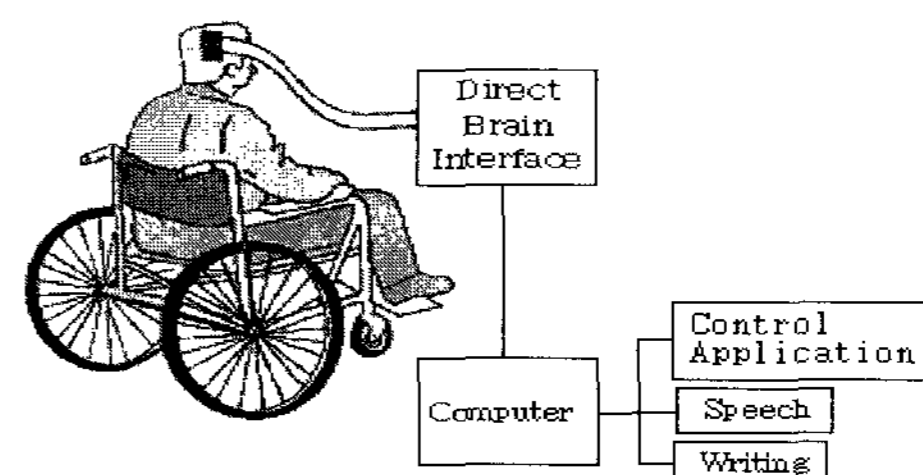


그림 1. BCI (Brain Computer Interface)의 개념도
Fig. 1. Conception diagram of Brain Computer Interface.

은 방대하며, 이를 분석해 내는 알고리즘의 개발에 많은 시간과 고도의 분석기술을 필요로 하고 있다.

BCI 시스템의 일반적인 구성에서 뇌파 검출을 위해서는 우선 센서를 두피에 부착하며, 이 때 검출되는 뇌파의 크기는 센서의 위치와 종류에 따라 차이가 있으나 0.5~100 μ V 정도의 미세한 신호로, 고감도 증폭기를 사용하여 분석이 가능한 신호 레벨로 증폭하고 필터를 사용하여 잡음을 제거하도록 한다.

데이터는 컴퓨터로 입력되어 특징 파라미터를 추출하게 되며, 변환 알고리즘을 통하여 장치 구동 명령을 생성하고 컴퓨터의 커서를 움직이거나 휠체어의 방향을 바꾸는 등 각종 장치를 구동할 수 있도록 한다.

III. 전정기관 신경 신호처리 시스템의 구성

BCI 시스템의 구현에 대한 방법으로 전정기관의 활동전위로부터 제어신호를 얻고, window discriminator에서 필요한 신호를 추출하도록 한다.

데이터 전송장치를 통하여 컴퓨터로 보낸 신호를 분석에 필요한 데이터의 양으로 바꾸고 실시간으로 분석이 가능한 시스템을 구현할 수 있도록 모터 제어시스템을 구성한다.

1. 뇌신경 신호 증폭기 설계와 구성

생체신호 중 특히 뇌신경 신호는 수 μ V에서 수십 μ V까지의 미약한 전기 생리 현상으로서, 여러 단계의 신호 증폭 및 처리 과정이 필요하다. 표피전극을 사용하지 않고 니들(needle) 전극을 직접 뇌신경 세포에 삽입하여 세포 전위를 획득하고자 하기 때문에 고 충실도의 증폭기 설계가 필요하다.

뇌신경 신호 증폭기는 그림 2와 같이 전치증폭기 및 전력증폭기로 구성되며, 신호를 제일 먼저 받아들이는 전치증폭기의 입력임피던스 입력감도 및 주파수 특성은 매우 중요하다. 사용된 니들 전극의 임피던스는 12 M Ω 으로 전치증폭기 입력회로의 구성은 임피던스가 높고 오프셋(offset) 전류가 작은 특성을 가지는 연산증폭기를 사용한다. 전력증폭기는 고역통과필터, 60Hz 노치필터와 저역통과필터, 이득 조정기, 출력 버퍼단으로 구성한다. 저역통과필터와 노치필터 설계는 계측용 증폭기를 통하여 동상성분 잡음이 제거된 뇌신경 신호는 고역통과필터를 통하여 고역 잡음의 차단과 AC 커플링 콘덴서에 의한 오프셋 전위를 제거 후에 저역통과필터를 거치게 된다.

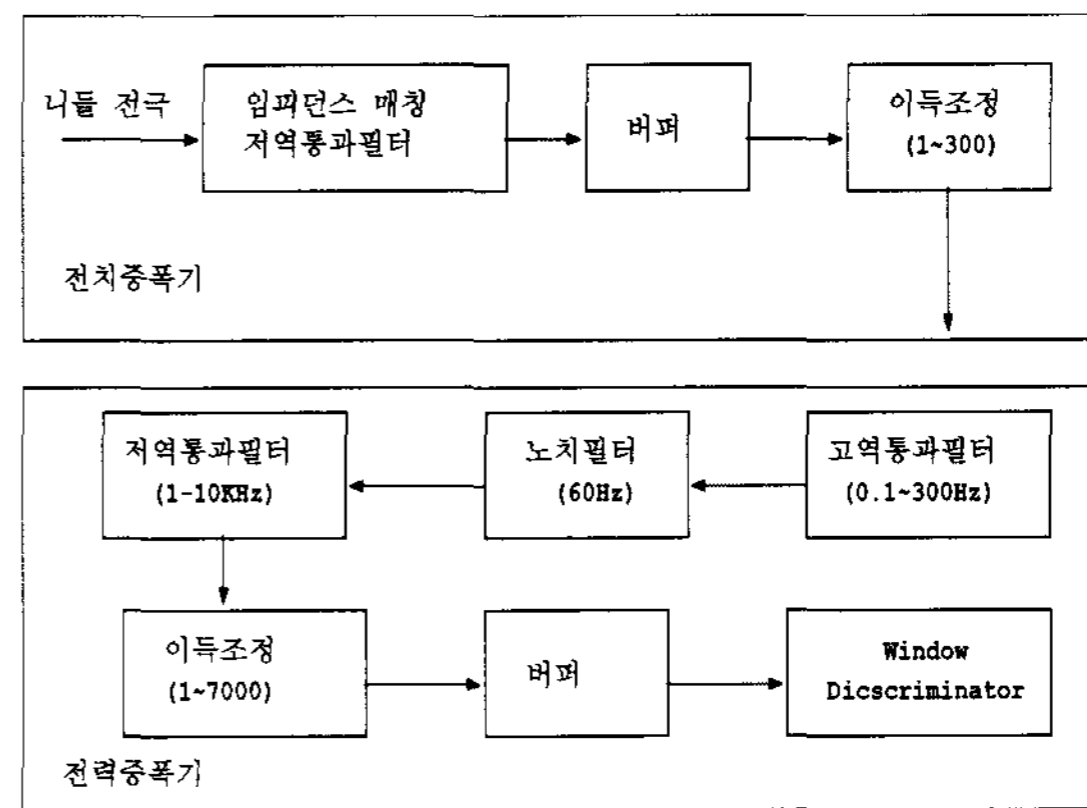


그림 2. 뇌신경 신호 증폭기의 블록선도
Fig. 2. Block diagram of the neural signal amplifier.

3차 Butterworth 필터의 전달함수는 식 (1)과 같고 극점은 s평면의 좌반부에 나타난다.

$$H(s) = \frac{1}{s^3 + 2s^2 + 2s + 1} \tag{1}$$

노치필터는 60Hz 대역폭을 갖는 대역통과필터와 가산기를 결합한 구조로 60Hz에서 급격한 감쇄 기울기를 가지며, 대역통과필터부로 대역폭은 회로의 R과 C 두 수동소자에 의해 결정되며 식(2)와 같다.

$$B = \frac{0.1591}{RC} = \frac{f_r}{Q} \tag{2}$$

여기서, B는 대역폭, f_r 은 공진 주파수, Q는 Quality Factor를 나타낸다.

공진 주파수에서 이득은 1이며 피드백 저항은 입력 저항의 두 배의 값인 2R이다. 이때 공진 주파수를 결정하는 저항 R_r 의 값은 식 (3)과 같다.

$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \tag{3}$$

여기서 R은 입력저항이다.

회로에서 소자의 값들이 결정되면 최종적으로 공진 주파수는 식 (4)로 계산할 수 있다.

$$f_r = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{R_r}} \tag{4}$$

실제 시스템에서는 콘덴서와 저항을 정밀급을 사용하고 공진 주파수 결정 저항인 R_r 은 가변저항으로 하여 조절한다.

컴퓨터에서 뇌파나 근전도 신호 분석을 하려면 ADC가 필요하며, 근전도 신호의 미세한 차이를 분석

하기 위해서는 분해능이 높은 16비트의 ADC를 사용한다.

2. Window discriminator의 설계

Window discriminator의 신호 판별법은 증폭기로부터 입력된 신호에서 필요한 신호를 선택하려면 그림 3과 같이 세 가지 신호의 레벨을 판독하여야 한다.

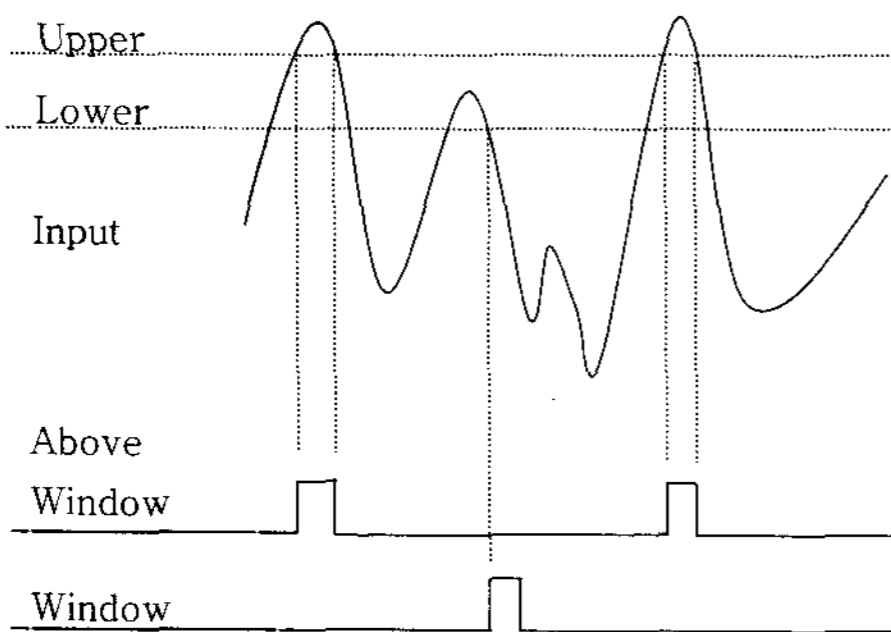


그림 3. Window discriminator의 신호 판별방법
Fig. 3. Signal discriminating method of window discriminator.

Window discriminator의 프로그램에서 TMega128 CPU는 key 스위치의 설정에 따라 뇌신경 신호와 상위 및 하위 레벨의 값을 고속으로 읽어서 그 값이 설정된 상위 레벨의 위에 있는지 또는 하위 레벨의 위에 있는지 판단하고 포트를 통하여 출력 한다.

ADC는 3개가 필요하나 하나는 외부 12비트용 ADC를 이용하여 뇌신경 신호의 값을 읽어 들이고, 상위 및 하위 레벨은 CPU 내부의 ADC 제어를 통하여 10비트로 읽어 들이며, 외부 ADC는 1개만 사용한다. 따라서 PWM(Pulse width modulation) 제어기는 11비트로 설정하며 PWM 출력값은 식 (5)와 식 (6)과 같이 나타낸다.

$$\text{PWM 출력값} = \text{ADC_value} + 1024$$

(상한 값을 출력할 때) (5)

$$\text{PWM 출력값} = 1024 - \text{DC_value}$$

(하한 값을 출력할 때) (6)

ATMega128 CPU에서 뇌신경 신호는 외부 12비트용 DAC를 이용하여 출력하며 이 신호와 PWM 출력 신호 2개를 혼합하여 아날로그 신호를 발생시키기 위한 타이밍을 발생시키고 있다.

Window discriminator의 구성으로 ATMega128 CPU에서는 인터럽트, PWM, 내부 ADC에 대한 설정이 필요하며 AT90S2313 CPU에서는 인터럽트에 대한

설정만 필요하다.

프로그램 환경은 IARC사의 C 컴파일러를 사용하고, ATMega128 CPU의 in-circuit Emulator는 ATMEL사의 JTAGICE를 사용하여 AVR Studio 4.0 환경에서 프로그램상의 오류가 없는지 동작 상태를 확인한다.

3. 데이터 전송기의 설계

4대의 window discriminator로부터 검출된 신호는 개인용 컴퓨터로 전송하여 데이터를 분석하여야 하며 8비트로 나타낸다.

데이터 전송기의 제작으로 window discriminator로부터 검출된 신호는 포토커플러(photo-coupler)를 통하여 데이터 전송장치에 입력되며, 이 신호를 정해진 시간만큼 누적시켜 counter IC를 enable하고 펄스가 들어오는 숫자를 누적시킨다.^[13]

버퍼에 저장된 각 채널의 데이터는 패킷 형태로 가공하여 하나의 데이터로 만든 후 개인용 컴퓨터에 전송하며, 시간 간격은 선택 스위치(selector switch)로 한다. 전체적인 데이터 전송기의 블록선도는 그림 4와 같다.

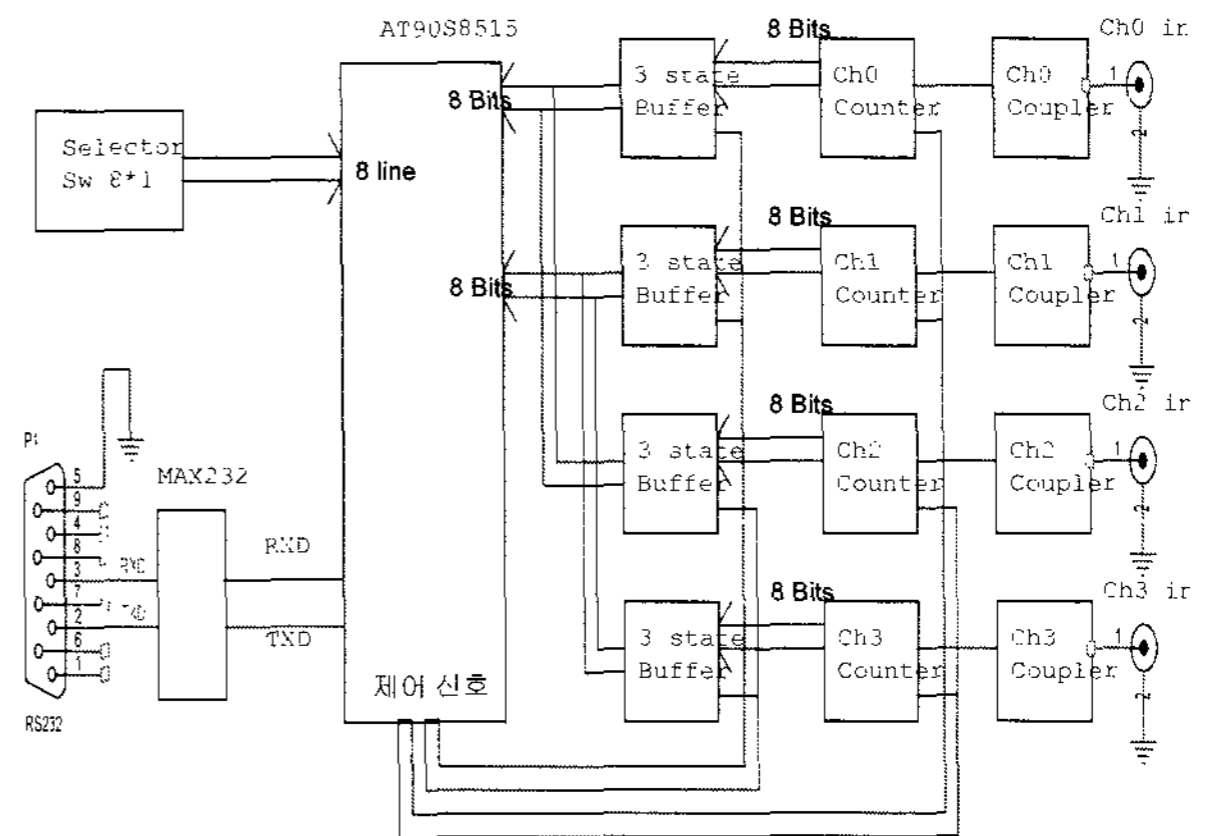


그림 4. 데이터 전송기의 블록선도
Fig. 4. Block diagram of data transmitter.

4. 데이터 전송장치의 프로그램

데이터 전송기의 프로그램은 전송 시간 선택 스위치의 값을 읽어 CPU 내부 타이머를 설정한 후, 타이머 오버플로우(overflow) 인터럽트가 발생할 때마다 각 채널의 누적 데이터를 읽어 버퍼에 저장하고 바로 clear 한다.

버퍼에 저장된 데이터는 패킷 형태로 가공하여 RS-232C 포트를 통하여 개인용 컴퓨터에 전송하며, 데이터 전송기의 흐름도는 그림 5와 같다.

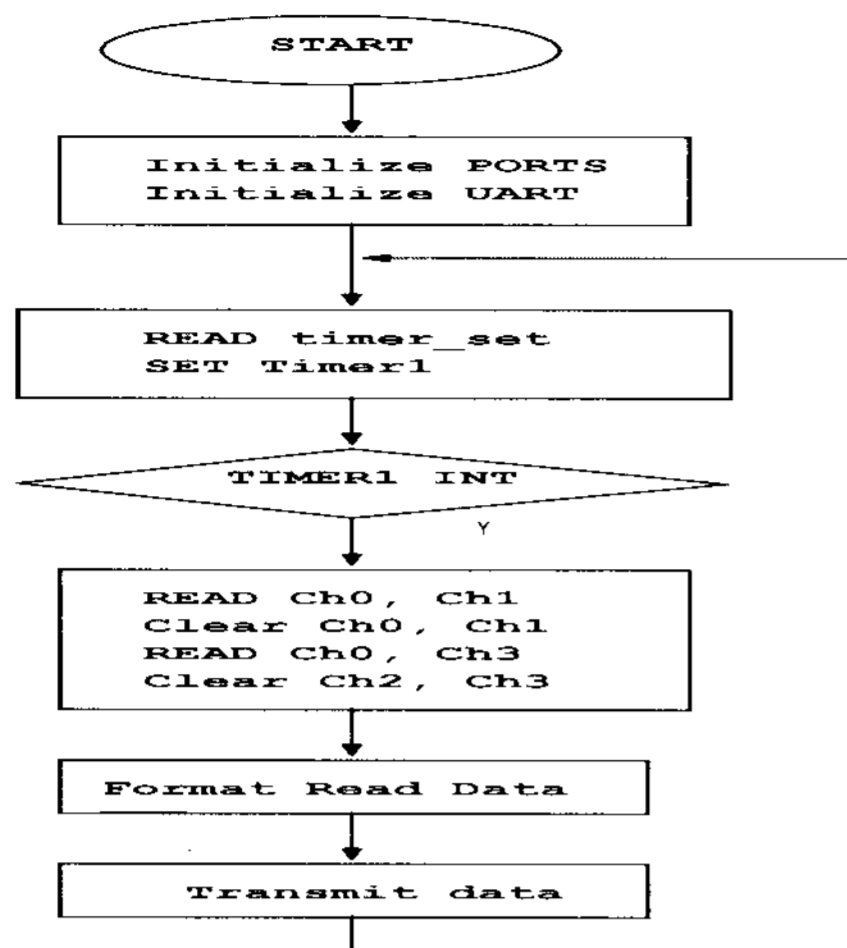


그림 5. 데이터 전송기의 흐름도

Fig. 5. Flow chart of data transmitter.

데이터 분석 알고리즘에서 뇌신경 신호 데이터 분석 및 모터속도제어를 위한 통합 제어 프로그램은 뇌신경 데이터 수신, 데이터 관리와 분석 그리고 속도제어 프로그램으로 구성하였다.

IV. 실험 및 결과 고찰

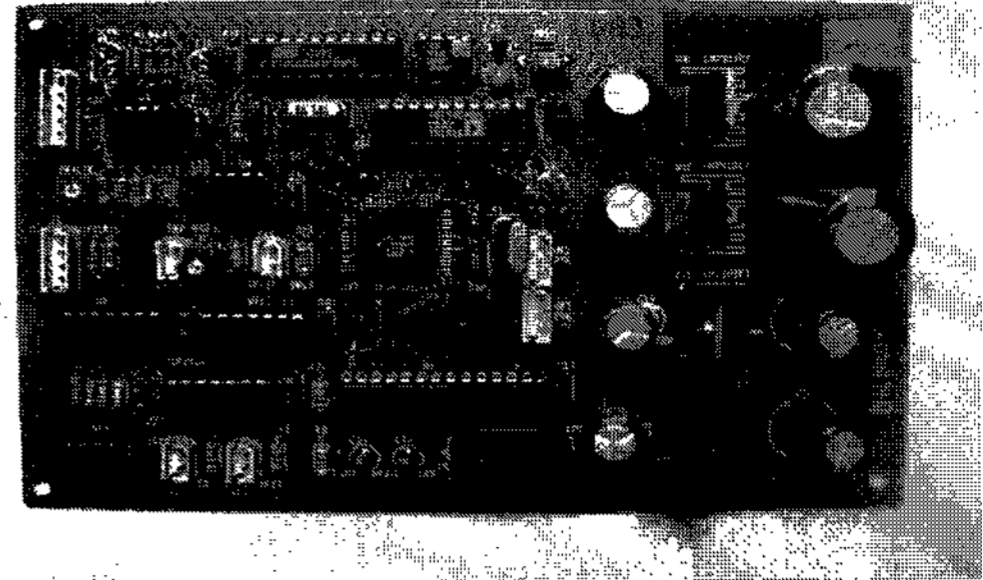
뇌신경신호는 여러 가지 신호를 포함하고 있어 직접 데이터를 분석할 때 처리해야할 데이터가 많아져 많은 분석시간이 요구된다. 전체적인 실험장치의 구성은 전자파 차단시설이 되어 있는 차폐실(shield room) 내부에 전치증폭기, 전력증폭기 및 window discriminator를 설치하고 실험회로를 그림6의 (a)에 나타냈다.

차폐실 외부에는 데이터 전송기, 분석용 개인용 컴퓨터, 모터 제어기 및 구동용 모터를 설치하였으며 이를 그림6의 (b)에 나타냈다. 실험용 쥐는 동물 고정대 위에 고정되어 있고 4채널 초소형전극이 뇌신경 신호 기록을 위해 삽입하였으며, 동물 고정 장치에는 마우스에 회전 자극을 주기 위한 모터 구동장치, 4대의 전력증폭기와 window discriminator를 설치하였다.

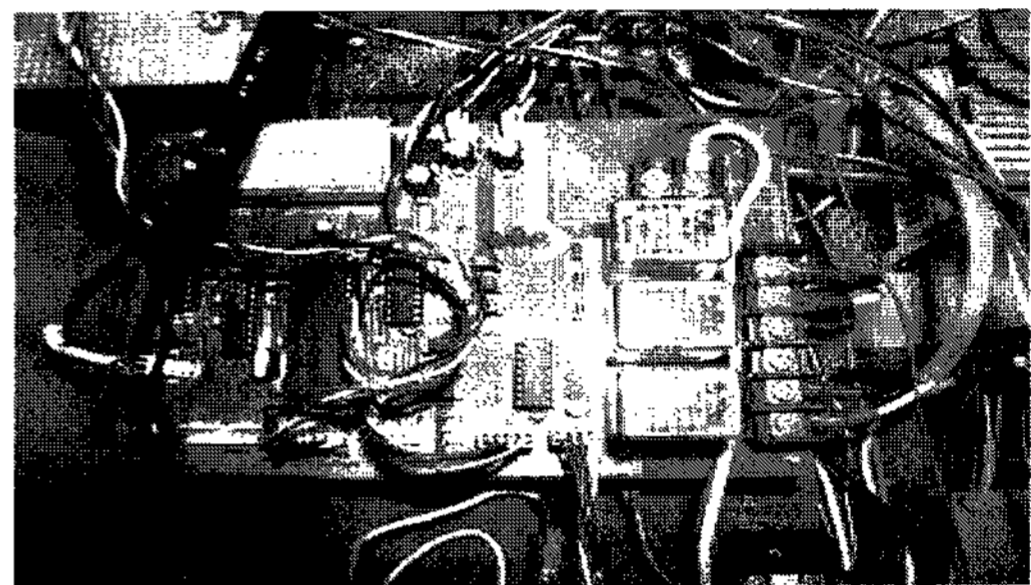
전치증폭기는 리튬이온 배터리를 전원장치로 사용하며 채널별로 분류하여 전력증폭기로 전송하였으며, 뇌신경 신호만을 증폭하기 위하여 필터회로와 이득 조정기 회로를 사용한다.

고역주파수 잡음은 저역통과필터를 통해 차단되며 이득 조정기를 통해 최대 신호로 증폭되어 출력된다.

컴퓨터의 분석 프로그램은 RS-232C 전송방식으로 데이터 수신 후 패킷단위로 구성된 데이터를 분리하여 채널별로 구분하여 저장하고 알고리즘에 의하여 이득



(a) 제작된 window discriminator



(b) 모터 구동 시스템

그림 6. 실험회로

Fig. 6. Experimental circuit.

과 주기를 계산한다.

이득이 가장 큰 채널 데이터 하나를 선택하여 모터 구동장치로 전송하며, 주기 정보를 기준으로 타이머 인터럽트를 발생시키고, DAC를 통하여 모터속도 명령신호를 생성하며, 모터제어기에 입력된 신호처리장치를 사용하여 외란 관측기로 정밀한 속도제어를 한다. 그림 6에 실험회로를 보여주고 있다.

1. 4채널 전치증폭기의 실험

4채널 전치증폭장치는 S/N비가 우수하여 전자파 차폐시설이 불필요하며, 움직이는 실험동물 및 사람의 생체신호 증폭기에 사용될 수 있다. 전치증폭기의 입력임피던스는 $12M\Omega$ 이고, 신호 증폭도는 47.6dB가 데이터가 얻어졌다.

Test Oscillator의 출력을 100Hz에서 $2\mu V$ 로 설정하고 HP334A distortion analyzer를 사용하여 측정된 결과 전치증폭기의 왜율은 0.005% 이하가 측정되었다.

그림 7은 개발한 4채널의 전치증폭기를 사용하여 실측한 뇌신경 신호를 나타냈다.

회전모터를 이용한 정현파 회전운동은 전정신경세포의 활동전위도 반 정현파와 유사한 형태를 보여주고 있다. 따라서 전정신경세포의 활동전위를 모터 회전을 유도하여 구동신호로 활용할 수 있음을 확인할 수

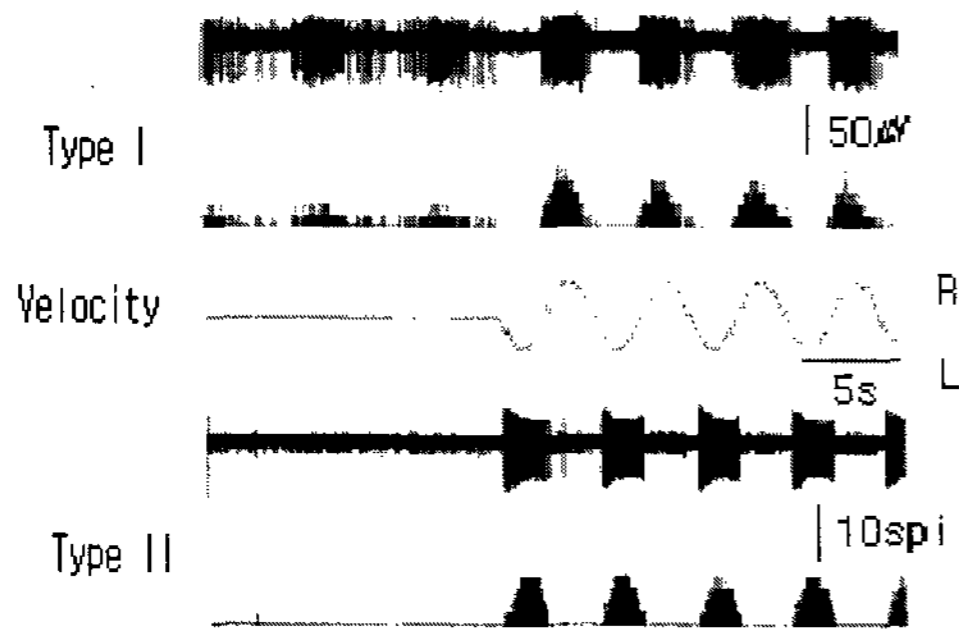


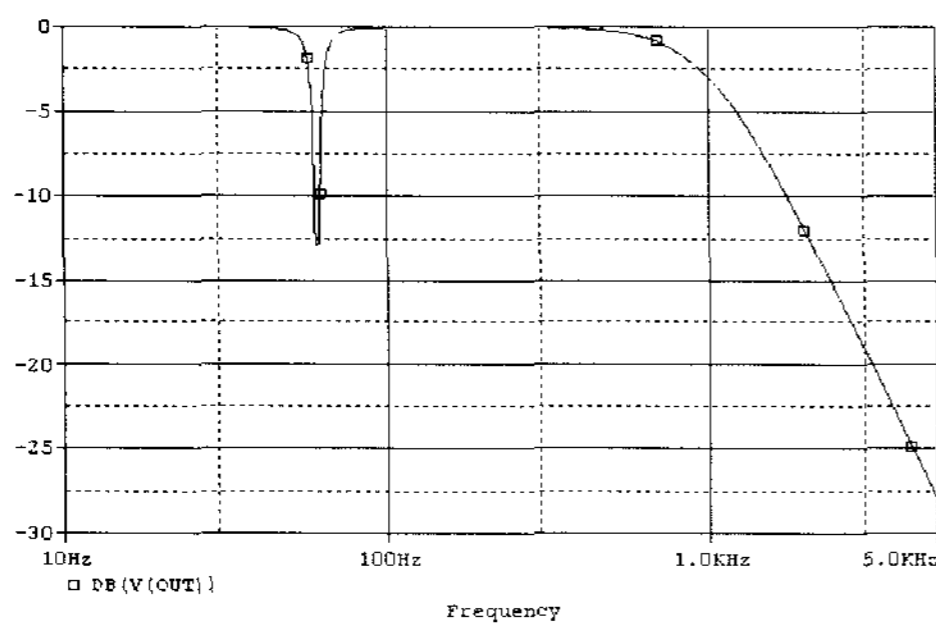
그림 7. 4채널의 전치증폭기로 실측한 뇌 신경 신호
Fig. 7. Neuronal activity recorded by 4 channel pre-amplifier.

있다.

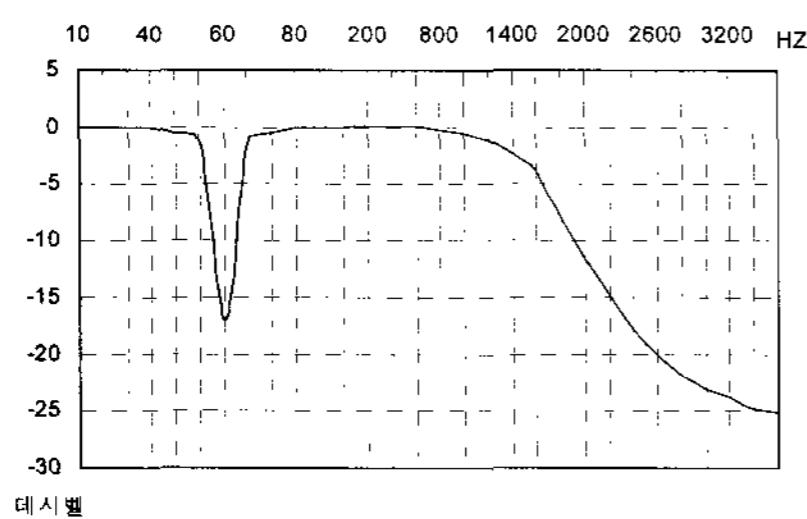
기록되는 전정세포가 동축 회전 자극에 의해 흥분할 때 제1형 (Type I) 전정신경세포라 하고 진폭은 $50\mu V$ 이며, 속도는 head position으로 5 sec에서 왼쪽에서 오른쪽으로의 상태를, 반대측 방향으로 회전자극에 의해 흥분할 때 제2형(Type II)의 neural activity로 전정신경세포는 10 spike를 보여주고 있다.

2. 신호 전력증폭기의 실험

뇌신경 신호 전력증폭기의 실험에서는 전력증폭기에서 증폭된 신호를 AT90S8515 CPU와 AD676 16비트



(a)시뮬레이션 결과



(b) 실험 결과

그림 8. 저역통과필터를 포함한 노치필터회로의 특성

Fig. 8. The characteristics of the notch filter with the LPF.

ADC를 사용하여 디지털 신호로 변환하고 RS-232C 포트를 통하여 직접 컴퓨터로 전송하여 분석할 수 있도록 회로를 구성하였다.

그림 8은 전력증폭기의 저역통과필터와 노치필터부의 시뮬레이션과 실제 실험결과를 보이고 있다. 노치필터의 공진 주파수인 60Hz에서 대역폭 6Hz 범위로 급격히 신호 감쇄가 이루어짐을 알 수 있었다.

그림 8(a)의 결과는 Orcad pspice를 사용한 시뮬레이션 결과로 이상적인 응답특성을 보이는 반면 그림 8(b)는 실제 측정된 실험결과를 보여주고 있다.

제작된 전력증폭기는 초단 입력회로 구성에 AD620 차동증폭기를 사용하여 CMRR 130dB를 확보하였으며, 고역통과필터는 1~300Hz 사이의 6단계 선택범위를 갖고, 60Hz 노치필터의 감쇄특성은 25dB로 측정되었다.

저역통과필터의 차단주파수는 1, 5, 10kHz 3단계의 선택이 가능하도록 하고, 전체 이득은 최대 86dB 까지 조정이 가능하였다.

3. Window discriminator의 실험

window discriminator의 사양은 입력저항이 $3k\Omega$, 입력진폭은 $0\sim\pm 10V$ 이며 ADC sampling비는 87kHz로 하였다. 성능 실험은 World Precision Instruments사의 Model 121 window discriminator와 비교하였을 때, 중요한 부분의 특성을 표 1에 나타냈다. 기존 window discriminator시스템의 분해능이 0.1%, 변별오차는 2%인 반면 개발된 window discriminator의 분해능은 0.05%, 변별능력은 0.2%로 개선되어 분해능이 2배, 변별오차는 10배가 향상되었음을 알 수 있었다.

표 1. Window discriminator의 특성

Table 1. Characteristic of window discriminator.

종류	Model 121	개발제품	사용비트
평가척도	121		
Discriminator Resolution	0.1 %	0.05%	11 bit
Discriminator Accuracy	2%	0.2%	9 bit

4. 데이터 전송기의 실험결과

데이터 전송기의 사양에서 CPU는 AT90S8515 8MIPS, 32K Flash Memory를 전송속도는 19,200bps로 전송간격은 5ms - 100ms 사이를 8단 으로 구성하였다.

window discriminator와 데이터 전송기를 사용하여

표 2. 데이터 발생량의 비교
(4채널 1kHz 샘플링 비)

Table 2. Comparison of generated data.
(4Channel 1kHz sampling rate)

축적시간	일반적인 뇌파분석기	window discriminator 사용의 뇌파분석기
5ms	40 byte	8 byte
10ms	80 byte	8 byte
20ms	160 byte	8 byte
30ms	240 byte	8 byte
40ms	320 byte	8 byte
50ms	400 byte	8 byte
75ms	600 byte	8 byte
100ms	800 byte	8 byte

데이터의 양이 줄어들어 분석이 용이함을 알 수 있다.

표 2에 데이터 발생량을 비교하여 나타냈다. 일반적으로 뇌파 분석기의 ADC 분해능을 11비트로 하고 1kHz로 샘플링하면 1ms당 2바이트의 데이터가 발생하고, 4채널을 사용하면 1ms당 8바이트의 데이터가 발생한다. 반면에 본 논문에 사용한 방법은 설정된 윈도우에서 상위 출력과 윈도우 출력만을 사용하므로 채널당 설정된 축적시간에 2바이트의 데이터가 발생하므로 100ms인 경우에 100배의 개선 효과가 있음을 확인할 수 있다.

5. 결과 및 고찰

뇌신경 신호 데이터 분석 프로그램 분석 결과는 그림 9와 같이 4채널 데이터를 동시에 분석할 수 있는 4개의 분할된 분석화면과 실험결과로부터 모터의 속도 명령신호 파형을 출력하여 나타냈다. 상단에 위치한 제어버튼은 데이터 기록과 분석에 관련된 기능버튼으로 구성되었으며, 출력 창은 분석된 데이터 결과 값을 표시하는데 이용하였다.

회전자극 주파수에 따른 전정기관 신경세포의 활동성은 50회 실험하여 평균한 결과로 0.05Hz에서 초당 22spike, 0.1Hz에서 초당 48spike, 0.2Hz에서 초당 68spike, 0.4Hz에서 초당 100 spike로 낮은 주파수에서는 활동성 횡수가 낮고 주파수 증가에 따라서 거의 선형적으로 증가하는 결과를 보여주고 있었다.

전체 프로그램의 구성은 크게 4개 부분으로 나뉘어 뇌신경 데이터 수신, 데이터 관리, 데이터 분석,

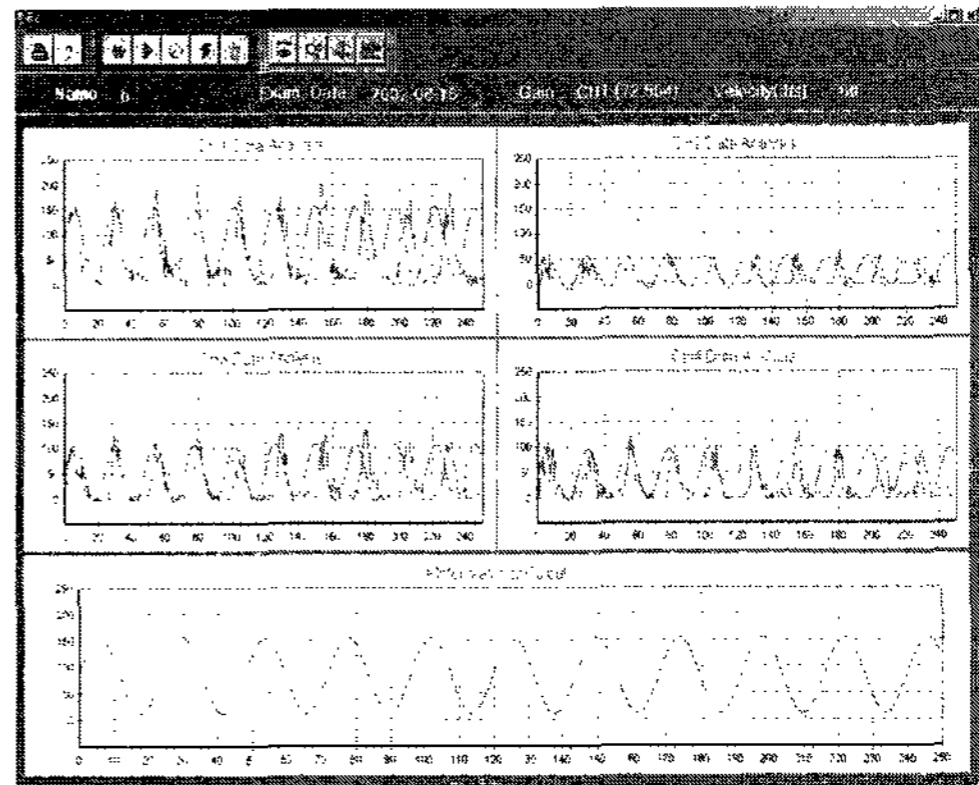


그림 9. 4-채널 데이터 분석

Fig. 9. 4-channel data analysis.

PMSM (Permanent Magnet Synchronous Motor) 속도 제어 프로그램으로 구성되었다.

데이터 수신은 USART 인터럽트에 의해서 수신 버퍼의 패킷단위의 데이터를 채널별로 구분하여 메모리에 저장하게 된다.

고찰에서 신호처리는 채널별로 저장된 데이터를 실시간으로 Fourier 급수 정현파 근사곡선 알고리즘에 의하여 정현파 근사추정을 하고, 이때 이득과 위상, 각주파수를 계산할 수 있었다.

모터 속도명령 발생은 정현파 발생함수를 이용하여 전정기관 신경활동성의 이득에서 회전 최고 속도를 결정하고 각주파수는 회전 주파수를 결정하게 된다.

모터 구동장치는 컴퓨터로부터 전송되어오는 컴퓨터로부터 전송되어 오는 데이터를 수신하여, 각주파수 정보로 타이머 인터럽트를 발생 시키며, 그때마다 정현파 발생함수에 의하여 모터 회전속도 명령을 수행함을 알 수 있다. 속도 명령신호는 DAC와 연산증폭기를 통하여 ±10V 범위내의 DC전압으로 모터 드라이버에 입력되고 있음을 분석하였다.

V. 결론

본 논문에서는 생체신호의 발생을 자유롭게 조절할 수 있는 전정기관으로부터 생성된 신호를 추출하여 window discriminator로 필요한 신호를 선택한 후, BCI 시스템에 적용함으로써 더 정밀하고 정확한 제어가 가능하며 멀티채널을 이용하여 데이터를 처리하는 통합 시스템을 구현하였다.

전정신경세포의 흥분신호를 검출하는 증폭기로 전치 증폭기는 측정된 이득이 47.6dB 이었으며, 전력증폭기는 전체 이득이 최대 86dB 까지 조정할 수 있었다. 제

어시스템 구현을 위해 개발된 window discriminator를 이용한 분석 장치의 분해능은 0.05%, 변별능력은 0.2%인 시스템을 구현함으로써 기존 시스템보다 분해능이 2배, 변별 오차는 10배가 향상 된 것을 보여주었다.

데이터 전송장치는 4채널로 window discriminator로부터 출력된 신호를 모아서 개인용 컴퓨터에 전송하였으며, 전송 간격은 5~100ms로 8단계로 구현하였고 정밀한 뇌신경 신호 분석을 위하여 16채널까지 확장 설계가 가능하였다. 또한 ADC를 통한 뇌파분석법 보다 100ms동안 축적된 데이터양이 100배 감소되었음을 입증하였다.

본 논문에서 제안한 시스템으로 처리하는 데이터양의 수를 줄이고 분석 시간을 단축하여 실시간으로 모터를 제어할 수 있는 통합시스템을 구축 할 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] Watanab T., Futami R., Hoshimiya N., handa Y., "An approach to a muscle model with a stimulus frequency force relationship for FES applications", Rehabilitation Engi., IEEE Trans., vol. 7, Issue 1, pp. 12-18, March 1999.
- [2] Hoshimiya N., Naito A., Yajima M., handa Y., "A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration controlled system for multi joint upper extremity", Biomed. Eng., IEEE Trans., vol. 36, Issue 7, pp. 754-760, July 1989.
- [3] Seruya M. D., Hatsopoulos N. G., Paninski L., Fellows M. R., Donoghue J. P., "Instant Neural control of a movement signal", Nature vol. 416, pp. 141-142, 2002.
- [4] G. pfurtscheller, Christa Neuper, "Motor Imagery and Direct Brain Computer Communication", Proceeding of the IEEE, vol. 89, No.7, July 2001.
- [5] McFarland DJ., Sarnacki WA., Wolpaw JR., "Brain-computer interface(BCI) operation: optimizing information transfer rates", Biol. Psychol., vol. 63, pp. 237-251, 2003.
- [6] Fetz EE., "Real-time control of a robotic arm by neuronal ensembles", Nat Neurosci., vol. 2, pp. 583-584, 1999.
- [7] Taylor DM., Tillery SI., Schwartz AB., "Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices.", Science, vol. 296, pp. 1829-1832, 2002.
- [8] Taylor DM., Tillery SI., Schwartz AB., "Information conveyed through brain-control: cursor versus robot", IEEE Trans, Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 11, pp. 195-199, 2003.
- [9] Blum DE., "Computer-based electroencephalography : technical basics, basis for new applications, and potential pitfalls. Electroencep hologram", Clin. Neurophysiol., vol. 106, pp.118- 126, 1998.
- [10] Baloh RW., "Clinical Neurophysiology of The Vestibular System", Oxford University Press, pp. 3-12, 2001.
- [11] Park BR., Kim MS., Kim JH., Jin YZ., "Effects of acute hypotension neuronal activity in the medial vestibular nuclei of rats", Neuro report., vol. 12, pp. 3821-3824, 2001.
- [12] J. Jeong, J. Gore, "Independent Component Analysis to the Analysis of EEG and MEG Recordings", IEEE Trans. on Biomedical Eng., vol. 47, No.5, pp. 589-593, 2000.
- [13] 정동규, 고덕영, "외관 전침자극이 뇌 활동에 미치는 영향", 대한전자공학회 논문지, 40권 1E편 4호, pp. 302-311, 2003.12

— 저 자 소 개 —



고 덕 영(정회원)
 1973년 한양대학교 전자공학과
 졸업 공학사
 1982년 건국대학교 대학원
 전자공학과 공학석사
 1990년 건국대학교 대학원
 전자공학과 공학박사
 1979년~현재 전주비전대학 디지털전자정보과
 교수 (옛 전주공업대학)
 1993년~1994년 미국 Wright State University
 컴퓨터 전자공학과 객원교수
 <주관심분야: 영상신호처리, 정보통신 정책, 초음
 파 비파괴검사, 의용전자공학 >



김 성 곤(정회원)
 1988년 원광대학교 전자공학과
 졸업 공학사
 1990년 원광대학교 전자계산기
 공학과 공학석사
 2005년 원광대학교 전자공학과
 공학박사
 1983년~현재 원광대학교 과학관 운영관리팀장
 <주관심분야: 컴퓨터 및 제어시스템, 의용전자공
 학, 마이크로프로세서 설계>



최 중 호(정회원)
 1982년 2월 중앙대학교
 전자공학과 졸업 공학사
 1984년 2월 중앙대학교 대학원
 전자공학과 공학석사
 1987년 2월 중앙대학교 대학원
 전자공학과 공학박사
 1990년~현재 강남대학교 전자시스템공학부 교수
 <주관심분야 : 제스처인식, 컴퓨터시각, 증강 현
 실, 정보통신 정책>