

고정밀도의 뇌파측정시스템 개발 연구

영남대학교 센서 및 시스템공학과, 경산대학교 전자물리학과*

도영수 · 장호경* · 한병국*

본 연구에서는 뇌파 신호를 측정할 수 있는 고정밀도의 뇌파측정시스템을 제작하였다. 진치증폭기는 분리증폭기의 방식으로 잡음제거 능력을 향상하였으며, 높은 사용자 안전도를 갖도록 제작하였다. 제작된 뇌파측정시스템은 주파수 대역별로 알파, 베타, 세타로 자동으로 분류될 수 있도록 A/D 변환하였다. 변환된 데이터는 DSP를 이용하여 실시간으로 FFT처리를 하였다. 실험은 현재 병력이 없고 건강 상태가 양호한 만 20세에서 26세까지의 학생을 대상으로 실시하였다. 외부의 물리적인 자극이 뇌파에 미치는 영향을 조사하기 위하여, 현재 시판되고 있는 뇌파 자극기인 MS제품을 이용하여 시각과 청각의 두 상태로 외부자극을 주고, 그 반응을 측정하여 비교하였다. 피검자의 감성평가 측정결과 본 연구에서 제작한 뇌파 측정기가 유효함을 확인하였으며, 심리적인 상태변화를 조사할 수 있었다.

중심단어 : EEG, Precision-amplifier, 뇌파측정시스템

서 론

생체 내 세포들의 전기적인 활동에 의해 발생하는 생체 전위에는 심전도(Electrocardiogram : ECG), 근전도(Electromyogram : EMG), 뇌전도(Electroencephalogram : EEG) 등이 있다.

뇌전위는 수많은 뇌의 신경세포의 활동으로 발생하는 전기적인 포텐셜이 합성되어 발생하며, 전극을 이용하여 뇌표면의 신호를 측정한다. 뇌파를 실시간 측정함으로써 두뇌의 활동성과 활성상태를 분석할 수 있다. 초기의 뇌파측정은 피검자가 각성 안정상태인 때에만 행해졌으나, 1950년대에는 George Dawson에 의하여 시각, 청각, 촉각 등을 자극했을 때의 감각기 자극에 의존하는 뇌파 검출에 성공하였다. 전자를 자발전위(spontaneous potential), 후자를 유발전위(evoked potential)라고 부른다. 일반적으로 안정상태에서 측정되는 뇌파의 크기는 0.5 Hz에서 100 Hz이하의 주파수 대역을 가지며, 그 크기는 0.5 μ V에서 수십 마이크로볼트 정도이다. 주파수를 좀더 세분하여 구분하면 Delta(δ , 1-3.99 Hz)대역, Theta(θ ,

4-7.99 Hz)대역, Alpha(α , 8-12.99 Hz)대역, Beta(β , 13-30 Hz)대역, Sigma(σ)대역, REM(rapid eye movement), K-complex 등으로 구분한다.¹⁻³⁾

최근 국내에서도 인간의 감성을 정량적으로 평가하고 이용하는 인간공학 및 감성공학분야에 대한 관심이 크게 증가하여 다양한 연구가 활발히 진행되고 있다. 최정미 등은 청각의 감성자극에 대한 뇌전위의 반응연구,^{4,5)} 황민철 등은 감성과 뇌파와의 다양한 상관관계를 조사하였다.⁶⁾ 민윤기 등은 EEG를 이용하여 동적인상태에서 뇌파 변화를 측정하였다.⁷⁾

빛과 소리의 자극으로 휴식시 발생하는 안정된 뇌파와 패턴이 비슷한 뇌파신호를 얻을 수 있으며, 그 결과 피로감, 긴장감, 스트레스 등을 해소시킬 수 있다는 다수의 임상실험 결과가 보고되고 있다.⁸⁾

극히 미세한 뇌파 신호를 검출하기 위해서는 전극과 계측부위의 전해질 반응으로 인해 발생하는 전극 반전지전위(electrode halfcell potential)를 극복할 수 있는 센서를 설계하여야 한다. 뇌파는 인체주변에서 관측되는 잡음에 비해 매우 미약한 신호로 측정이 매우 곤란하다. 그래서 저잡음 특성과 고이득을 갖는 증폭회로를 설계해야 하며, 높은 공통선 잡음제거 능력을 갖춘 고정밀 증폭기를 제작하여야 한다.⁹⁻¹¹⁾ 본 연구에서는 뇌파를 측정할 수 있는 고정밀도의 뇌파측정시스템을 제작하고, 그 특성을 조사하였다. 일반적으로 뇌파측정기는 증폭기에서 출력되는 아날로그 신호를 그대로 갈바노미터(galvano-meter)를 통해 실시간 파형이 그대로 그려져 사용된다. 이러한 경우

이 논문은 2002년 8월 19일 접수하여 2002년 9월 02일 채택됨.
이 논문은 1998년 경산대학교 기린연구비의 지원으로 이루어진 것임.

통신저자 : 장호경, 경북 경산시 점촌동 산75
경산대학교 전자물리학과
Tel : 053)819-1450
E-mail : changhg@kyungsan.ac.kr

기록속도(paper-speed)는 30 mm/s이상 진행 시켜야만 해독이 가능하다. 본 연구에서는 8 bit 의 해상도를 가지며, 샘플링 시간을 4 ms로 A/D변환하여 디지털 신호처리를 이용하여 실시간으로 뇌파를 FFT로 처리하고 연속적인 값을 취하도록 시스템을 구성하였다.

임상실험은 현재 병력이 없고 건강 상태가 양호한 만 20세에서 26세까지의 학생을 대상으로 실시하였다. 외부의 물리적인 자극이 뇌파에 미치는 영향을 조사하기 위하여, 현재 시판되고 있는 학습보조기구로 사용되고 있는 MS제품을 이용하여 빛과 소리의 자극을 주고, 뇌파의 성분비 변화를 실시간 분석하였다. 자극의 종류와 강도에 따른 개인별 반응을 분석함으로써 외부의 물리적 변화에 따른 뇌파의 반응변화를 관찰하였다.

재료 및 방법

1. 전극 및 센서

전극과 인체간의 접촉 전위가 높아 수백 GΩ의 임피던스

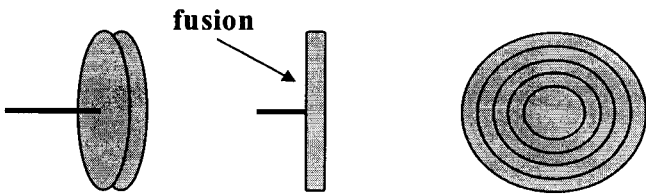


Fig. 1. E-type electrode.

스 값을 가짐으로써 미세한 뇌파의 변화 분리가 어렵다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 두피와 화학작용이 거의 없는 완전비분극(perfectly nonpolarizable) 전극에 가까운 특성을 가지는 은-염화은(Ag-AgCl) 전극을 사용하였다.

본 연구에서는 고정용 핀과 접촉 판이 용접됨으로 인한 임피던스 변화의 왜곡을 방지하기 위해서 전극은 Fig. 1과 같은 형태로 제작하고, 전극고정용 핀은 용접이 아닌 융합 형태로 제작한 결과 안정된 특성과 균일성은 확보할 수 있었다. 전기 접촉도를 좋게 하기 위한 접착제 사용을 최소화 하여 이마부분에 3-4개의 전극만으로 실험을 하였다.

이온전도를 전자전도로 변환하여야 하며, EEG 표면전극의 등가회로모델은 Fig. 2와 같이 구성하였다. 회로에 있는 저항은 전극과 피부접촉에서의 저항을 나타내며, 접촉 커패시터 C1A, C2B는 10 μF에서 수 μF의 값을 갖는다.

두 개 또는 그 이상의 전극이 함께 사용될 때 그들 사이의 전위차는 두 전극의 대수 합으로 나타낼 수 있다. 두 개의 전극 A, B에 대하여 식(1)로 정해진다.¹²⁻¹⁴⁾

$$V_d = V_a \pm V_b \dots\dots\dots(1)$$

전극 반전지전위는 DC 전위와 생체전위 사이의 큰 차이 때문에 EEG신호 측정에 있어서 심각한 문제를 일으킬 수 있으며, 일반적인 반전지전위 값이 1.5 V인 반면 EEG 신호의 전위는 50 μV로 EEG신호의 30,000배 이상이다.

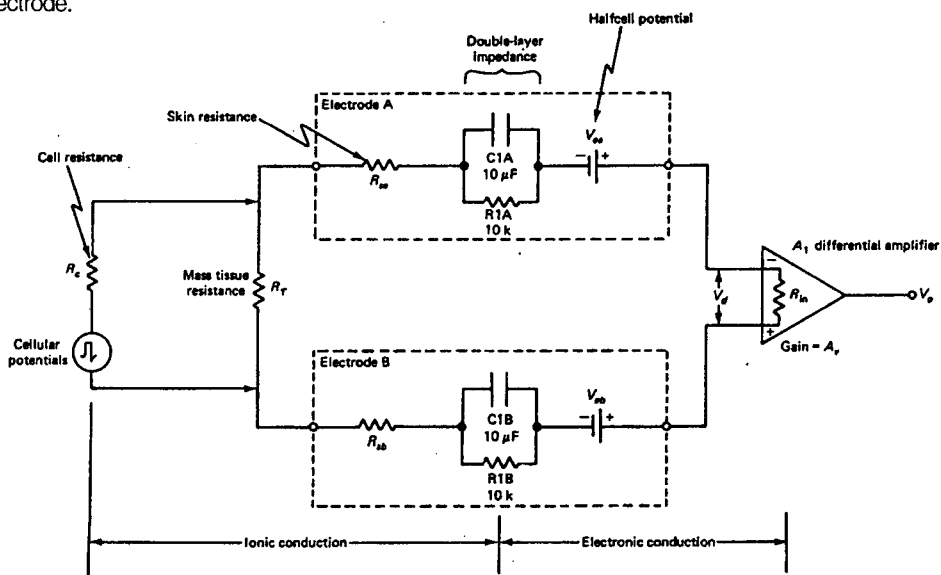


Fig. 2. The equivalent model of bio-electrode.

반전지전위는 미세한 신호전압에 대해서 큰 DC성분을 형성하기 때문에 반전지전위 오프셋을 없애기 위한 방법으로 DC 차동증폭기를 사용하였다.

뇌파를 효과적으로 검출전달하기 위해 센서에 최대한 가까이 EEG 신호를 증폭할 수 있는 구조로 센서모듈을 설계하였다. 본 연구에서는 Fig. 3과 같은 구조로 제작하였다.

센서모듈의 모식도는 Fig. 4와 같이 전극의 높은 소스 임피던스를 낮은 소스임피던스로 변환하여 입력시킬 수 있는 임피던스 변환기를 두어 차동증폭기의 CMRR (common mode rejection ratio)오차를 최소화 할 수 있게 하였다. 차동증폭기는 공통선 신호를 최대한 억제하면서 임피던스 변환기를 거친 신호를 20-30배 정도 증폭하며, 최대한 CMRR값을 얻도록 하였다. R-C 부정합은 C에 의한 보정을 케환하는 방식이 적용되며, 동시에 정확한 R값이 정합된 계측용 증폭기를 사용하였다. 능동필터 단에는 피검자의 안전을 위해 수십 μV 이하의 전류만이 전극에 유기 되도록 분리 증폭기를 설치하여 주 증폭기와 전단 증폭기 사이에 신호전달이 되도록 하였다.

2. 시스템구성

소스임피던스가 10 K Ω 이상을 갖는 전극의 영향을 줄이기 위해서 Fig. 5처럼 전극으로 입력된 EEG신호를 임피던스 변환기를 거쳐 저출력 저항값을 갖는 신호로 변환

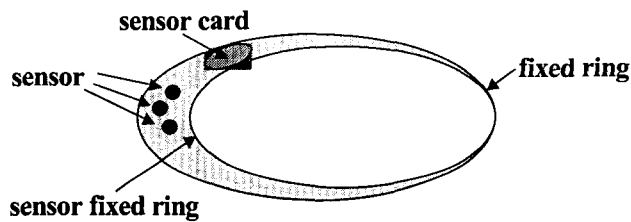


Fig. 3. Sensor module.

하여 차동증폭기로 입력하였다. 공통 입력임피던스가 10^{14} Ω 이상인 연산 증폭기를 사용함으로써 입력신호에 미치는 영향을 최소화 되도록 하였다.

차동 증폭회로는 동상이득이 이상적으로 제로 값이되어야 하나 정입력과 부입력의 저항값의 차이에 기인한 전압의 불일치가 생긴다. 이 불완전함을 정량화하기 위하여 동상제거비는 식 (2)와 같다.

$$CMRR = \frac{G_d}{G_c} \dots\dots\dots (2)$$

여기서, G_d 는 차동이득을 나타내며, G_c 는 동상이득을 나타낸다. 이 계수는 공통선 잡음제거에 영향을 미치는 것을 최소화하기 위해서 고입력 임피던스와 높은 CMRR를 가지며, 이득은 저항값을 조정함으로써 변화시킬 수 있는 계측용 증폭기(instrumentation amplifier)를 사용하여 효과적으로 60 Hz동상전압을 제거할 수 있었다.¹⁵⁻¹⁷⁾

Fig. 6은 0.1-1.0 KHz 대역통과 필터(BPF)이며, 미세한 뇌파신호를 효과적으로 분리하기 위해서 1차, 2차적인 필터링을 병행하여 수행하였다. 1차 제거된 60 Hz의 전력선 잡음은 T형의 저역통과필터와 고역통과필터를 병렬로 접속한 트윈T(Twin T)형 노치필터를 사용한 회로에서 완전히 제거되도록 하였다.

뇌파는 인체에서 관측되는 매우 미약한 신호이며, 불연속이므로, 이 신호를 효과적으로 검출하고 분석하기란 쉬

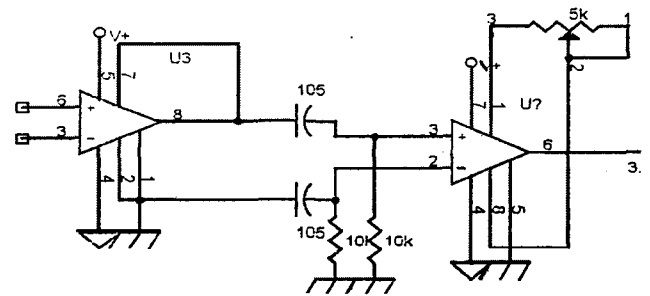


Fig. 5. The circuit diagram of impedance transducer.

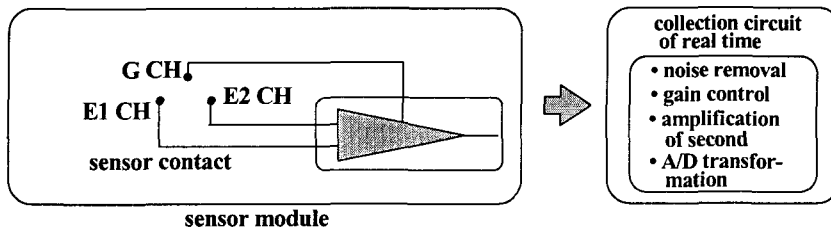


Fig. 4. The block diagram of sensor module.

운 일이 아니다. 이러한 뇌파를 측정하고 실시간으로 분석할 수 있는 시스템을 구축하기 위해서는 노이즈 제거를 위한 수 차례의 필터링을 요구하게 된다.

Fig. 7의 전체시스템은 처리속도가 빠르며, 실시간으로 뇌 정보를 수집하여 피드백 할 수 있는 시스템의 모식도를 나타낸 것이다. 개인별 특성과 생체리듬의 변화를 피드백 할 수 있는 기능의 장치를 개발하고, 운영프로그램을 연구하였다. 이러한 시스템은 사용자의 심리상태와 외부적인 요인에 반응하여 안정상태를 유지할 수 있도록 뇌를 연속적으로 자극할 수 있는 신호방출 시스템으로 구성되어 있다.

본 연구에서 시각과 청각 자극에 의한 정서상태의 변화를 시간 및 주파수 영역으로 분석하였다. 특이한 생체신호들의 정보량을 정량화 할 수 있는 시스템을 구축하고, 피드백 신호를 제방출하여 생체 신호처리 및 그에 관한

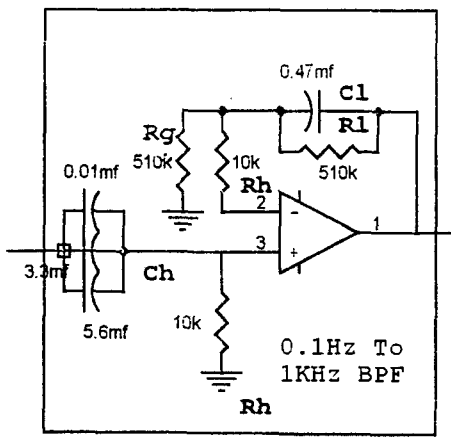


Fig. 6. 0.1Hz to 1KHz band pass filter.

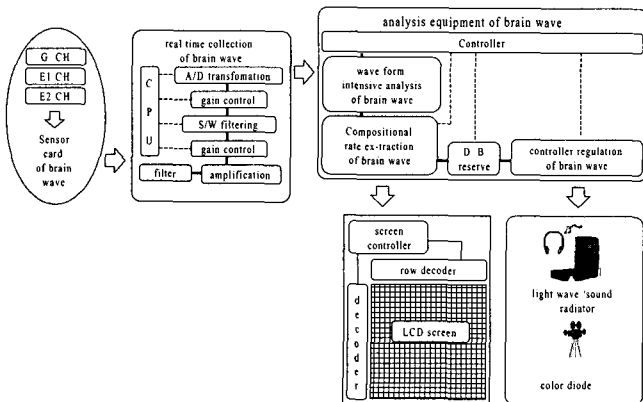


Fig. 7. The black diagram of real time EEG acquisition system

적절한 알고리즘의 개발을 이루는데 목적이 있다.

결과 및 고찰

뇌파의 파형과 뇌파의 세기는 실시간으로 측정된 데이터를 활용하여 분석하고 조절하여야 한다. 본 측정장비는 마이크로프로세서를 활용하여 미세한 뇌파가 소프트필터링 될 수 있게 했으며, 실시간 LCD 표시장치를 활용하여 시각적으로 뇌파 변화를 관찰할 수 있게 하였다. 그러나 실험실에서는 PC와 연결하여 DB를 효율적으로 분석 관리할 수 있도록 제작하였다.

Fig. 8의 소프트필터링 데이터는 LabView(national instrument사)의 프로그램을 사용하여 개발하였다. 개발된 프로그램은 휴대가능한 뇌파 측정 및 실시간 피드백 시스템의 안정성을 확보하기 위하여 제작하였다. 제작된 프로그램의 알고리즘은 실제 시스템에 사용하기 위하여 32 K 메모리를 시스템에 확보하였으나, 측정된 뇌파를 기록할 수 있는 메모리는 장착하지 못하였으므로, 실제 피검자들의 뇌파를 기록하고 가공, 분석 등을 하기 위해서는 컴퓨터에 연결하였다. 두 개의 전극을 사용하여 제작된 휴대용 측정기는 8-bit, 4 ms 샘플링 시간을 가짐으로 그 데이터가 크지 않기 때문에 측정된 데이터를 컴퓨터로 전송하기에 RS-232C 직렬 데이터 전송 프로토콜을 사용하였다.

인체의 변화를 뇌파의 파장별 분포비율, 세기로 실체화시킬 수 있는 진단 기능과 이를 피드백하여 뇌파를 조절할 수 있을 것이다. 그 결과 뇌파의 발생을 유도하여 심신을 안정시키고 피로의 회복이나 스트레스 해소를 도와

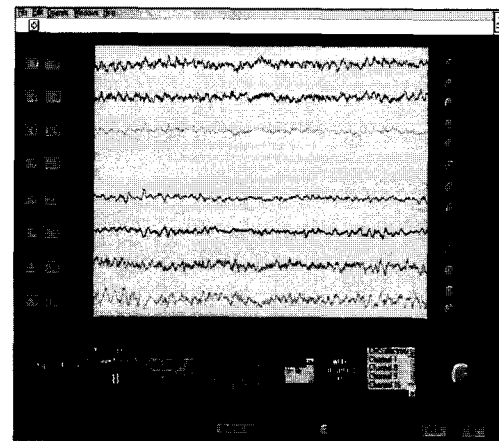


Fig. 8. Soft filtering program.

줄 수 있는 역할의 수행도 가능할 것이다. 본 연구에서는 EEG 신호 측정을 위한 고성능의 전치증폭기를 제작하고, 증폭기로부터 발생한 아날로그 신호파형을 알파, 베타, 세타파로 자동으로 분류한 후 실시간으로 그 구성비율을 판독하여 피검자에게 적절한 자극을 피드백 할 수 있는 시스템을 구성하였다.

본 연구에서 제작한 뇌파측정시스템의 알고리즘은 향후 두뇌 개발과 학습보조기기로 활용하여 뇌에 감성 자극을 가하고, 실시간 발생하는 뇌파를 관측하여 피드백으로 뇌파변화를 제어하는데 필요한 기초자료로 활용될 수 있을 것이다.

Table 1에는 20세에서 26세의 병력이 없는 학생 10명을 대상으로 외부 자극을 주지 않은 상태에서 측정된 자발적 전위와 이로부터 본 시스템을 통해 처리하여 발생한 신호를 통해 유발된 전위를 비교한 결과이다. 심리안정을 주기 위해 학습 보조기구인 MS제품을 사용하여 빛을 이용한 시각적인 자극을 15분 동안 주고 실시간으로 뇌파를 매 30초 간격으로 측정된 데이터의 평균 값이다.

측정결과는 피드백 된 자극에 대하여 약 6-7분까지 유의할 만한 알파파의 증가를 보이고 있으며, 그 값이 베타파의 감소로 이어지고 있다는 것을 알 수 있다. 또한 베타파는 전 시간영역에 걸쳐 30%이상 감소한 것을 알 수

Table 1. Comparison non-stimulation group with stimulation group (#)Mean±standard error

(sec)	α		β		θ	
	Non-stimulated state	Stimulated state	Non-stimulated state	Stimulated state	Non-stimulated state	Stimulated state
Before of start	30.63±2.52#)	34±1.13	45.25±5.5	30.75±2.6	6.13±1.82	8.5±1.18
30	29.5±2.15	36.38±2.11	44.13±4.16	29.75±2.6	5.63±1.6	8.88±1.16
60	31.25±2.2	37.5±2.02	47±3.11	29.5±2.2	5.38±1.24	7±0.96
90	30.13±3.25	34.88±2.37	51.88±4.55	34.75±3.17	5.25±1.11	8.25±1.64
120	31.63±2.5	39.75±2.26	47.5±4.45	32.75±2.83	4.38±1.02	7.13±1.63
150	35.63±2.82	39.5±3.19	41.75±5.11	35.25±4.66	5.63±1.28	5±0.76
180	29±3.4	36.38±1.93	51.13±6.7	32±3.38	4.88±1.04	7.38±0.78
210	32.5±2.21	35.25±1.35	47.63±5.11	30.38±2.61	4.75±0.88	6±1.2
240	29.75±2.68	33.88±2.31	50.75±4.72	32±1.43	4.5±1.44	6.13±1.03
270	31.38±2.09	34.63±2.71	45.88±2.68	29.75±4.18	6.25±1.03	7.38±1.72
300	30.5±1.84	33.38±2.16	46.25±4.56	32±4.12	5.5±1.87	6.13±1.25
330	27.75±3.6	32.5±2.29	51.25±5.64	34.88±3.95	3.75±1.25	5.75±1.25
360	29±2.75	38.88±2.49	49.25±6.04	31.25±3.12	4.88±1.13	7.5±1.78
390	31.88±2.34	40.5±3.12	45.75±3.84	28±2.98	4.88±2.83	7.25±1.99
420	32.25±1.71	38.38±2.65	43±4.42	32.38±2.48	6.25±1.22	6±0.91
450	30.63±2.27	42.38±2.64	48.88±5.33	34.13±1.87	4.75±0.96	4.13±0.58
480	33.38±1.59	35.63±2.91	44±3.67	27.63±2.13	3.38±0.86	6.5±2
510	36.5±2.21	32.5±1.92	40.38±3.36	34.5±2.83	5.25±1.05	8.13±1.39
540	32.88±0.99	35.13±2.48	48.38±4.4	34.13±3.61	4.38±1.01	4.75±0.92
570	34±2.25	36.13±1.55	45.25±4.5	33.63±3.13	5.5±1	5.88±1.06
600	32.75±2.81	35.13±2.83	44.13±5.68	29.63±2.33	5.13±1.23	7.25±1
630	31.38±2.15	31.63±2.28	42±4.02	33.38±3.33	7.38±1.21	6±1.16
660	35.38±2.43	35.88±2.13	41.38±4.83	32.63±2.91	5.25±1.06	5±0.89
690	34.88±1.94	36.5±2.93	41.63±4.4	33.13±3.38	5.63±0.92	5.75±1.59
720	33.5±2.35	32.38±2.78	40.25±5.08	32.25±3.01	5.38±1.7	5.75±1.26
750	32.13±1.16	29.25±2.63	42.13±4.35	33.5±2.96	5.25±1.5	8±2.01
780	33.5±2.89	37±2.73	40.13±3.93	36.25±3.63	4.75±0.9	5.38±0.84
810	30.5±2.55	36.25±2.39	46.13±5.79	33.13±4.84	6.25±1.73	7.5±1.21
840	30.88±3.34	34.5±2.25	45.13±5.97	28.63±2.27	4±1	6.5±1.21
870	32.75±3.83	34.38±1.82	42.13±5.43	31.63±3.9	4.88±1.2	5±0.93
900	33.63±3.08	32.88±1.92	39.88±4.94	34.75±4.22	5.63±1.07	5.88±1.01

있으며, 세타파의 경우도 전체적으로 증가한 것을 알 수 있다. 이 결과로 비취볼 때 심리상태가 주변 자극의 영향에 많이 좌우되는 것을 알 수 있으며, 빛과 같은 자극으로 심리적 변화를 줄 수 있음을 확인하였다. 이러한 시스

템은 감성의 평가방법 중 하나인 뇌파측정기로서의 역할 뿐만 아니라, 인간의 감성을 자극하여 심리적 안정성을 줄 수 있는 장비로의 발전이 기대된다고 할 수 있을 것이다.

Fig. 9는 실험에 참가한 10명의 학생들을 대상으로 자극이 없는 경우와 청각의 미약한 자극 및 강한 자극이 있는 경우 각각 실험의 평균값이다. (a)는 자극 없이 편안한 상태에서 뇌파를 측정할 경우로서 뇌파의 구성비로 알파파와 베타파의 측정결과가 시간변화에 대하여 유사한 값을 나타내고 있다. (b)는 미약한 청각 자극을 주었을 경우 뇌파 구성비율로써 베타파가 조금 약하게 발산되었다. (c)는 청각 자극을 강하게 하였을 경우 알파, 베타, 세타파의 뇌파를 백분율로 표시한 그래프이다. 측정결과 알파파의 성비가 이전 그래프에 비해 10-20%이상 강하게 나타났으며, 세타파 역시 증가했음을 알 수 있다. 즉 뇌파 유발전위에 의해 발생하는 뇌전위는 청각과 시각자극에 의해 크게 변화됨을 알 수 있었다.

향후 두뇌 개발과 학습보조기기로 활용하여 뇌에 감성 자극을 가하고, 실시간 발생하는 뇌파를 관측하여 피드백으로 뇌파변화를 제어하는데 사용될 수 있다.

결론

본 연구에서는 저잡음 특성과 고이득을 갖는 고정밀도의 뇌파측정시스템을 제작하였다. 피검자를 대상으로 실시간으로 측정된 데이터를 8-Bit의 해상도, 4 ms 샘플링 시간을 갖도록 A/D 변환하여 피검자의 심리상태를 시각과 청각 자극을 통해 피드백 함으로써 피검자의 감성상태 변화를 관찰하였다.

연구결과 제작한 저잡음 고정밀도의 뇌파측정시스템이 극히 미약한 뇌파의 분석과 해석장비로서 유효함을 확인하였다. 그리고 빛과 소리의 자극으로 피드백 한 경우 자극에 대하여 알파파의 증가와 베타파의 감소를 실험으로 확인하였다. 외부의 물리적인 자극에 따라 개인별 감성특성과 생체리듬의 변화는 다소 다르게 반응하였으며, 그 반응결과를 피드백 함으로써 개인별 특성과 생체리듬의 변화에 맞는 뇌파 안정화 장치와 운용프로그램을 개발할 수 있을 것이다.

향후 인체내의 미세한 변화와 생체정보를 모두 포함하고 있는 뇌파를 정량화하여 인간의 다양한 감성을 평가하

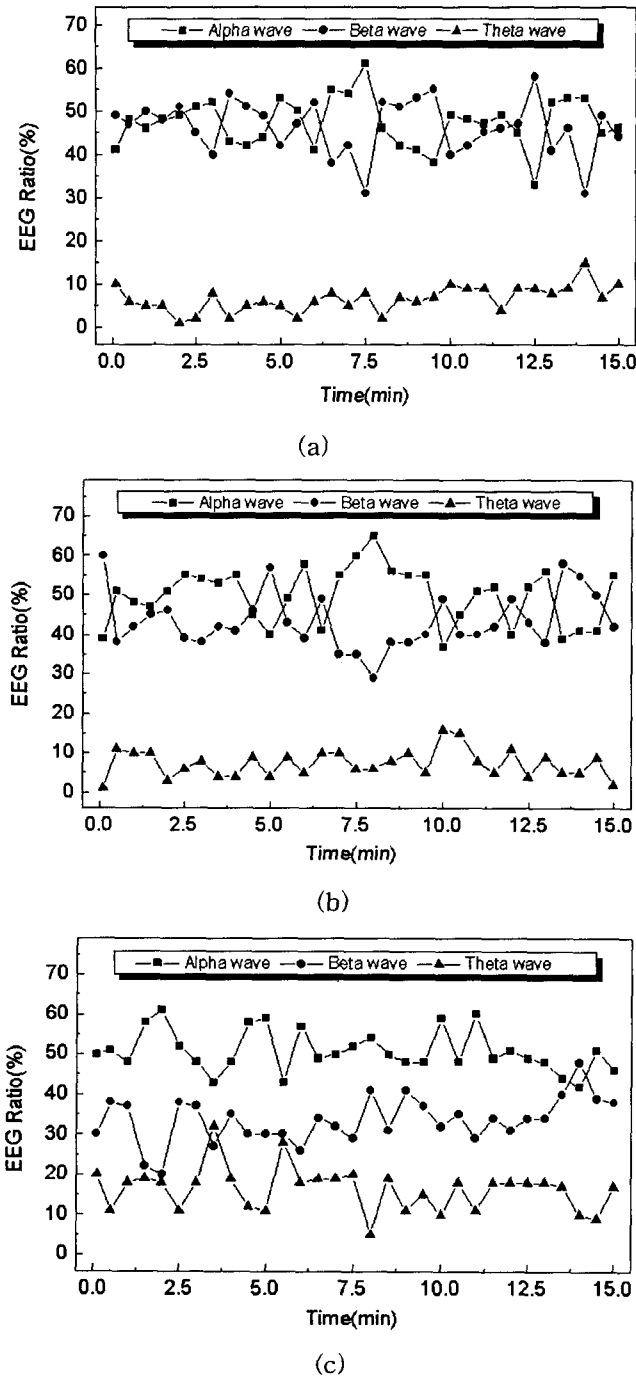


Fig. 9 EEG Signal portion of (a) non-stimulus group, (b) weak stimulus and (c) strong stimulus.

는 종합적인 감성평가시스템 등이 연구될 것이며, 본 연구의 결과들은 기초자료로 활용될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. 이명호: 생체 전기현상의 계측원리와 응용. 을유문화사 (1983)
2. Ary JP, and SA Klein DK Fender: Location of sources of evoked scalp potentials. IEEE Trans. Biomed. Eng. 28:447-452 (1981)
3. JG Webster: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. New York: Wiley, (1988) pp. 1084-1107
4. 최정미, 배병훈, 김수용: 청각자극의 반송주파수에 따른 뇌전위 신호의 해석. 의공학회지 15:383-388 (1994)
5. 황민철, 손진훈, 김철중: 감성에 따른 뇌의 변화 특성에 대한 연구. 대한산업공학회지 23:609-619 (1997)
6. 황민철, 유은경, 변은희, 김철중: 감성과 뇌파와의 상관성에 대한 연구. 한국감성과학 학술대회논문집 pp. 80-84 (1997)
7. 민윤기, 이강희, 이방형, 민병찬: EEG를 이용한 바이오 피드백 게임과 일반 컴퓨터게임 수행에 따른 뇌파비교. 한국감성과학회 학술대회논문집 pp. 53-57 (2000)
8. 윤상원: 뇌파 조절효과를 이용한 학습능력 향상의 실증분석 연구. 제5회 한국정신과학학술대회 발표논문 (1996)
9. 유선국, 김남현: 뇌파측정을 위한 고정밀 전치 증폭기의 설계. 의공학회지 16:301-307 (1995)
10. ChiappeK H: *Evoked Potentials in Clinical Medicine*. New York, Raven Press (1985)
11. Durka PJ, Blinowska KJ: Analysis of EEG transients by means of matching pursuit. Ann-Biomed-Eng. 23:661 (1995)
12. Rush S, DriscollD A: EEG electrode sensitivity-An application of reciprocity. IEEE Trans. Biomed. Eng. 16:15-22 (1969)
13. Rush S, DriscollD A: Current distribution in the brain from surface electrode. Anesth. Analg. 47:15-22 (1969)
14. Janz GJ, Ives DJG: *Silver-silver chloride electrodes*. Ann. N.Y. Acad. Sci. (1974) pp.169-181
15. Bruce B. Winter, and John G. Webster: Driver-right-leg circuit design. IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-30:62-66 (1983)
16. AC Mating van Rijn, A Peper, and CA Grimbergen : The isolation mode rejection ratio in bioelectric amplifier. IEEE Trans. Biomed. Eng. 38:1154-1157 (1991)
17. Franco S: *Design with Applications of Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*. McGraw-Hill (1988)

Fabrication of EEG Measuring System with High Precision Characteristics

Young-Soo Do, Ho-Gyeong Chang*, Byung-Kook Han*

Department of Sensor and System, Yeungnam University

*Department of Electrophysics, Kyungsan University

In this study, we attempted in preparing high precision EEG measuring equipment. To measure EEG in high efficiency, pre-amplifier should get high performance common mode rejection ratio. Also, separation amplifier is essential to eliminate common line noise. So, our study were pointed at elevating the efficiency of eliminating noise, user safety and low noise characteristics. Prepared high precision pre-amplifier for EEG was A/D converted to automatically classify a wave, β wave and θ wave. And converted data were Fast Fourier Transformed with real time DSP (Digital Signal Processing). Clinical demonstrations were carried out with healthy students, aged between 20 to 26 who has no histories of illness. To recognize the efficiency of the EEG, prepared EEG were used with MS equipment in low stimulated state and high stimulated state. Then, we studied at the effect of sensitivity on brain wave. From this study, it is known that our EEG equipment is efficient in sensitivity evaluation and suitable stimulations for each psychological state are required.

Keywords : EEG, Precision-amplifier, EEG measuring system