

정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위한  
실시간 영상 측정 시스템 개발

연세대학교 대학원

의공학과

김 기 훈

정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위한  
실시간 영상 측정 시스템 개발

지도 신 태 민 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2005년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

김 기 훈

# 김기훈의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2005년 6월 일

## 감사의 글

삶과 학문에 있어 실천으로 그 깊이와 넓음을 몸소 보여주시고, 늘 자상한 가르침으로 오늘까지 이끌어 주신 신태민 교수님께 진심으로 감사드립니다. 바쁘신 와중에도 항상 따뜻하고 세심하게 논문에 대한 충고를 해주신 김동윤 교수님, 순천향대학병원의 우성일 교수님께 깊이 감사드립니다. 길었던 대학원 생활을 통해 많은 가르침과 배움의 기회를 주신 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 이경중 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이용흠 교수님께 감사드립니다.

같은 연구실에서 많은 도움이 되어주던 도관호, 항상 모범적으로 연구실을 이끌어주던 김태균, 사람 좋고 이해심 많은 김덕현, 같이 지내면서 언제나 부족한 저를 도와주던 윤종수, 이균정, 뭐든지 열심히 하는 이동하, 든든히 논문 마무리를 도와줬던 우리방 막내들 김용현, 김진욱, 정선영 에게도 고마움을 전합니다.

항상 부족한 저에게 큰 조언과 도움을 주셨던 장승진 선배님, 이주성 선배님, 정광영, 서광석, 이현웅, 정인철, 김새롬, 배기수, 최동민, 조성필, 이정훈, 김영운, 한소희, 슬픔은 나눠서 반이되고 즐거움은 함께해서 배가 될 수 있었던 김영대, 김재영, 정진, 한수민, 손상륜, 이덕원, 장원철, 임예택, 최유나, 김민혜, 박주희 에게도 고마움을 전합니다.

학부 때부터 소중했던 95동기들과, 서로 바빠 자주 못 보지만 언제 만나더라도 편안한 친구들 김대준, 김덕영, 안정희, 양연주, 가끔씩 연락해도 반가운 김성균, 안민정 다른 길을 가고 있어도 즐겁게 만날 수 있는 최인석, 힘든 대학원 생활의 활력소가 되어주던 50보4302, 레이싱팀 매니아스펙의 형님, 동생들, 반포고 PCC 4기 후배들 고나영, 김선영, 박종선, 이원종, 이정범, 하현수, 홍창호 에게도 진심으로 고마움을 전하며, 자주 연락 못 드려서 언제나 죄송한 변영찬 선배님, 힘들 때마다 마음속의 큰 의지가 되어 주시는 초등학교 6학년 때 담임이셨던 박규섭 선생님께서도 진심으로 감사를 드립니다.

마지막으로 무엇보다 부족한 저를 사랑으로 지켜보시며 끝없이 믿어주시는 부모님과 격려와 질책을 쏟아주신 작은 매형, 작은 누나, 김도훈, 김도원 에게도 진심으로 감사의 마음을 드립니다.

2005년 여름  
김 기 훈 올림

# 차 례

그림 차례 .....	iii
표 차례 .....	v
국문 요약 .....	vi
제1장 서론 .....	1
제2장 이론적 배경 .....	3
2.1 정신분열병의 개념 .....	3
2.1.1 원인 .....	3
2.1.2 증상 .....	4
2.1.3 진단 .....	4
2.2 안구운동 .....	4
2.2.1 안구운동의 목적과 종류 .....	5
2.2.2 안구운동의 신경학 .....	6
2.2.3 안구운동 측정방법 .....	7
2.3 안구운동과 정신분열병 .....	10
2.4 추적안구운동에 대한 분석방법 .....	10
제3장 EOG 측정을 위한 시스템의 구성 .....	12
3.1 하드웨어 구성 .....	12
3.1.1 측정부 .....	13
3.1.2 획득부 .....	15
3.1.3 자극부 .....	15
3.2 소프트웨어 구성 .....	17
제4장 VOG 측정을 위한 시스템의 구현 .....	18
4.1 하드웨어 구성 .....	18

4.1.1 측정부 .....	19
4.1.2 획득부 .....	21
4.1.3 자극부 .....	21
4.2 소프트웨어 구성 .....	21
4.2.1 영상처리 .....	24
4.2.2 데이터처리 .....	29
제5장 연구대상 및 측정방법 .....	35
5.1 EOG를 이용한 추적안구운동 측정 .....	35
5.1.1 연구대상 .....	35
5.1.2 측정방법 .....	35
5.2 VOG를 이용한 추적안구운동 측정 .....	36
5.2.1 연구대상 .....	36
5.2.2 측정방법 .....	36
제6장 측정결과 및 데이터 분석 .....	37
6.1. 데이터 처리 .....	37
6.1.1 디지털 저역통과필터 함수 .....	38
6.1.2 FFT 및 자연대수 값 산출 .....	39
6.2. 데이터 분석 .....	39
6.2.1 EOG, VOG 피실험군의 평균과 표준편차 .....	42
6.2.2 두 측정법을 모두 실시한 피실험군의 S/N비 .....	43
6.2.3 두 측정법을 모두 실시한 피실험군의 평균과 표준편차 .....	43
6.2.4 두 측정법의 유의성 검증 .....	44
제7장 결론 및 향후과제 .....	46
참고문헌 .....	47
ABSTRACT .....	50

## 그림 차례

그림 2.1 안구운동제어계의 4가지 시스템과 각 시스템의 안구운동 기록	6
그림 3.1 EOG 측정 시스템 구성도	12
그림 3.2 EOG 측정 모습	13
그림 3.3 MP-150 EOG 측정기	14
그림 3.4 추적안구운동 외부 자극장치	15
그림 3.5 자극목표물의 이동영역 각도 구하기	16
그림 3.6 LabVIEW 기반의 EOG 측정용 응용프로그램	17
그림 4.1 VOG측정 시스템 구성도	18
그림 4.2 VOG 측정 모습	19
그림 4.3 추적안구운동 측정용 헬멧	20
그림 4.4 응용프로그램의 전체 순서도	23
그림 4.5 응용프로그램의 실행모습	24
그림 4.6 영상처리의 순서도	25
그림 4.7 원시 컬러영상과 그레이 영상으로 치환되는 영역	26
그림 4.8 영상의 히스토그램	26
그림 4.9 잡음을 제거하고 눈동자 영역만 남긴 상태	28
그림 4.10 속눈썹과 눈동자영역의 중첩	28
그림 4.11 눈동자의 중점을 표시	29
그림 4.12 연속된 영상프레임에서의 눈의 깜빡임 (#1 -#12)	30
그림 4.13 연속된 영상프레임에서의 눈의 깜빡임 (#13 -#18)	31
그림 4.14 눈깜빡임 영상에서 프레임당 픽셀 개수의 추이	32
그림 4.15 결과 값과 눈깜빡임을 같이 나타낸 그래프	33
그림 6.1 데이터처리 과정	37
그림 6.2 EOG 신호의 저역통과필터 적용	38
그림 6.3 정신분열증 환자의 EOG 신호와 PSD곡선	40

그림 6.4 정신분열증 환자의 VOG 신호와 PSD곡선 .....	41
그림 6.5 EOG 와 VOG의 상관도 .....	45



## 표 차례

표 2.1 안구운동 측정의 일반적 방법 .....	9
표 3.1 MP-150 모듈구성 .....	13
표 3.2 EOG100C 사양 .....	14
표 4.1 안구운동 측정용 화상카메라의 사양 .....	20
표 4.2 응용프로그램의 실시간 수행시간 .....	22
표 6.1 두 측정법의 평균과 표준편차 .....	42
표 6.2 두 측정법을 모두 실시한 실험군의 데이터 .....	43
표 6.3 두 측정법을 모두 시행한 실험군의 결과 .....	44
표 6.4 EOG 측정법과의 유의성과 상관관계 .....	44

## 국문요약

### 정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위한 실시간 영상 측정 시스템 개발

안구운동의 종류 중 도약운동과 추적운동의 장애가 정신분열병의 가장 유망한 생물학적 지표이다. 안구운동을 측정하는 방법에는 EOG, 적외선 반사기법, 콘택스 렌즈법 등이 있다. 본 논문에서는 정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위해 영상안구측정법(VOG)을 제안하며, 시스템 평가를 위해 EOG측정법을 비교실험으로 사용한다. 두 가지 측정법으로 추적안구운동을 측정한다.

하드웨어 구성은 vfw가 지원되는 USB 화상카메라와 PC 1대로 구성되며, 소프트웨어 구성은 Visual C++로 구현하였으며, 하드웨어와의 인터페이스는 vfw SDK를 이용하였다. 영상처리 과정은 실시간 처리에 알맞도록 구성하였으며, 가능한 신뢰성 있는 데이터를 저장할 수 있도록 구현하였다. 정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위해 측정된 데이터는 저역통과필터를 적용한 뒤 FFT를 거쳐 전력 스펙트럼 밀도곡선을 구하고 S/N비의 자연대수 값을 산출하여 통계적 분석에 사용한다.

본 논문에서 구현한 측정시스템의 상관성 평가를 위해 EOG측정법과 비교실험을 하였고, EOG측정법과의 선형회귀분석 결과 ( $r=0.824$ ,  $p<0.001$ ) 유의한 상관성을 가지고 있음을 확인하였다.

---

핵심 되는 말 : 정신분열병, 안구운동, SPEM, VOG, 영상안진기, 화상카메라

## 제 1 장 서론

정신분열병의 원인으로 유전적요인, 신경해부학적 요인, 생화학 및 정신약물학적 요인, 심리 사회학적 요인 등 여러 가지가 제시되고 있으나, 뚜렷한 단일 원인으로서는 규명된 바는 없다. 최근 정신병리를 이해하기 위한 노력으로는 첫째 유전자를 찾는 것, 둘째 아미노산 신경 전달 물질의 병인적 역할, 셋째 신경 발달학적 가설 등이 있으며, 여러 연구들의 결과는 유전적 요소에 의해 설명 되어질 수 있음을 지속적으로 시사하고 있다.

이런 연구들의 결과들은 부분적으로는 정신분열병에 대한 추정 유전자가 매우 다양한 형태로 표현되기 때문이라고 추측하고 있으며, 이에 따라 정신분열병 환자에서 객관적으로 측정될 수 있는 생물학적 지표가 필요하게 되었다. 이런 지표중의 하나는 정신분열병 환자는 움직이는 물체의 움직임에 따라서 눈이 따라가는 추적안구운동에 어려움을 겪는다는 것이다.

안구운동은 세 쌍의 근육에 의한 3축 회전에 의해 발생되며 각 근육에 가해지는 힘의 비율에 의해 도약운동(saccadic), 추적운동(smooth pursuit), 전정반사(vestibular reflex), 안운동 반사(optokinetic reflex) 등 6가지 운동으로 구성된다. [1][2][3]

각 안구운동 시스템들은 서로 다른 신경제어계에 의해 수행되므로, 안구운동을 독립적으로 측정하고 분석하면 임상적으로 진행되고 있는 질병의 진단에 필요한 정보를 얻을 수 있으며[4], 최근의 안구운동에 대한 연구는 순수한 안구운동 질환의 진단뿐 아니라 중추신경계의 정보처리 과정까지 다루고 있다.

이중 정신병리 연구영역에서는 안구운동 시스템 중 도약안구 운동계(saccadic system)와 추적운동계(smooth pursuit system)를 주로 다루며, 안구운동을 측정 및 분석하여 정신분열병 환자에 대한 연구가 가능하다. 추적운동 자체의 문제인지 도약운동의 문제인지는 아직 불명확하지만 정신분열병 환자는 눈의 추적운동(smooth pursuit eye movement: SPEM)시에 다양한 도약운동이 끼어드는 특징[5]을 보인다.

정신분열병 환자의 안구운동 이상은 Diefendorf와 Dodge의 첫 연구보고가 있었던 이후로 Holzman 등에 의해 근대적인 연구가 이루어졌고[6][7], 이 연구들에 의하면 정상인의 경우 8%에서만 보고 되고 있으나 정신분열병 환자의 경우는 51-86% 가량에서 보고 되고 있으며 정신분열병의 일차가족 내에서는 30-50% 정도가 보고 되고 있다[7]. 정신분열병 환자의 부모에 대한 연구들[8][9]과 쌍생아에 대한 연구들[10][11]을 통해 안구운동의 이상이 정신분열병 유전자형(schizophrenia genotype)의 다른 표현임을 시사해 주며 가장 유망한 생물학적 지표(biological trait)가 될 수 있다는 가능성을 높여 주었다.

안구운동을 측정하는 방법에는 여러 가지 안구운동의 양상 때문에 측정의 감도, 범위, 대역폭, 안정도 및 편의성 등에서 다양한 기법이 개발 되었다[12]. EOG(electro oculography), 적외선 반사기법(infra-red oculography), 콘택트렌즈법 등이 있으며, 각각의 방법들은 장점들이 있지만 EOG의 경우 전극을 피부에 부착 시키기 때문에 EMG가 함께 기록되거나 전극에서의 잡음이 문제 될 수 있고 콘택트렌즈법은 눈에 렌즈를 삽입하는 관혈적 방법이며 렌즈 착용 후 이물감을 느끼게 한다. 기존의 방법들은 대부분 아날로그 방식으로 데이터를 수집하게 되며 따라서 여러 가지 잡음에 의해 간섭이 생길 수 있고 관혈적인 방법들은 피검자에게 정신적 부담감을 줄 수 있다.

따라서 본 연구에서는 기존의 측정방법들에서 가지고 있는 단점들을 보완하는 영상기반의 VOG(video oculography) 시스템을 구현한다. 구현할 시스템은 전극이나 눈에 이물감을 주는 인터페이스 대신에 저렴하면서 쉽게 구할 수 있는 PC용 화상카메라를 이용하여 비부착 식의 인터페이스와 A/D 변환 없이 데이터를 처음부터 디지털방식으로 측정 및 기록하며 실시간으로 EOG와 같은 방식의 그래프를 보여준다.

본 연구는 비교실험으로 EOG로 정신분열병 환자의 안구운동 데이터를 기록하고 본 연구에서 구현하는 VOG로 측정된 데이터를 비교 분석하여 시스템의 상관성 확인을 통해 간단한 인터페이스와 상대적으로 저렴한 정신분열환자의 안구운동을 분석하는 시스템을 개발하는데 목적을 둔다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 정신분열병의 개념

정신분열병의 개념에 대해서는 학자들 사이에 많은 이견이 있고, 환자에 따라서 제각기 다른 증상을 나타내지만 사고과정에서 정상적 논리과정이 파탄되어 논리적 연결을 잃거나 단절되어 감정표현의 조화가 안 되고 이성과 감정사이가 유리되어 일치되지 않는 뇌기능 장애라는 것이 일반적 견해이다.[13]

#### 2.1.1 원인

정신분열병은 뇌의 신경 생리적 이상, 신경 화학적 이상, 유전적 성향, 성장과정, 가족 및 사회 환경 등 여러 요인이 복합적으로 작용하는 복합증후군으로 알려져 있다.

생물학적인 요인에는 유전적 요인, 생화학적 요인, 대뇌구조 요인 등이 있다. 환자가족, 친족, 쌍생아 연구를 통해 유전적인 요인을 설명하였으며 추적안구운동의 장애는 유전적이며, 전두엽 이상임을 시사하였다. 생화학적 요인으로는 도파민 과잉이라는 도파민가설이 가장 지배적이다. 대뇌구조의 요인으로는 뇌단층 촬영으로 좌반구이상을 확인 하였으며 언어, 손잡이, 신경심리학적 검사들을 통해 정신분열병이 전두엽 특히 좌반구 기능장애임을 시사하고 있으며 최근 추적안구운동의 장애도 전두엽 장애를 뜻한다.

심리학적인 요인으로 정신분열병 환자의 인격이 광범위하게 퇴행되어 있다고 보며 자아성숙과정이나 스트레스 등에 영향이 있다고 본다.

## 2.1.2 증상

환자마다 나타나는 증상은 다양하며 한 환자에게서 모든 증상이 나타나는 것도 아니다. 사고, 정동, 지각, 충동조절, 행동, 사회적, 지적능력의 장애 등이 있으며 정신분열증이 만성화 되면 망상, 환각, 급격한 감정반응은 점차 소실되고, 무감각한 상태가 되며 잔류증상과 신경학적 증후가 뚜렷해진다.

## 2.1.3 진단

로르샤하 검사, 주제통각검사, 인물화검사, MMPI 등의 성격검사나 웨슬러 지능검사 등의 심리검사를 통해 진단하거나, 병력과 임상자료에 근거하여 다른 장애를 배제해 나가는 방법에 의한다. DSM-IV에 의한다. 특수한 검사는 없다. DSM-IV와에서 비슷한 증상이지만 6개월 이하이면 정신분열형 장애, 1일 이상 1개월 이내이면 단기 정신병적 장애로 진단한다.

## 2.2 안구운동

고체가 공간에서 차지하는 위치는 기준 위치로부터 3축의 직선 운동과 3축의 회전 운동으로 기술할 수 있다. 눈의 움직임은 세 쌍의 근육에 의해서 이루어지는데 신경 제어를 통해서 이 근육에 가해지는 힘의 조합과 안구 궤도의 점성, 근육의 탄성 등에 의해서 위치가 결정된다. 안구가 움직이는 동안, 안구의 회전 중심(각막 표면에서 13.5mm 뒤)은 대체로 일정하게 유지되기 때문에 직선 운동은 무시할 수 있을 정도로 미미하고 따라서 안구의 회전 중심을 원점으로 하는 3차원의 회전으로 안구의 위치를 완전하게 기술할 수 있다. 안구 운동을 제어하는 신경 신호는 'Listing의 법칙'으로 알려져 있는 특성으로 안구 위치를 제약하여 안구 운동의 자유도를 2축의 회전으로 감소시킬 수 있다 [14].

## 2.2.1 안구운동의 목적과 종류

안구 운동은 망막의 구조적 특성과 운동의 목적에 따라서 아래의 몇 가지 형태로 진화하였다. 이 안구 운동들의 목적은 두 가지로서 망막 영상을 안정하게 유지하는 것과 흥미 있는 물체를 황반에 위치시키기 위한 것이다.

### A. Vestibular Reflex :

머리의 운동에 의해 야기되는 짧은 기간 동안의 망막 영상의 이동을 보상하기 위한 안구 운동.

### B. Optokinetic Reflex :

장시간 동안 지속되는 망막 영상의 움직임을 보상하는 안구 운동.

### C. Fixation :

안구 소켓의 한 위치에 안구를 고정. Tremor와 Drift의 형태가 있음.

### D. Saccadic :

주변 시야의 물체의 영상을 황반에 빠른 속도로 위치시키는 안구 운동.

매우 높은 초기 가속도와 최종 감속도( $40,000\text{deg}/\text{sec}^2$ )를 가지며, 사람인 경우 10도의 도약운동에서는 45ms 동안 계속하여 속도는  $400\text{deg}/\text{sec}$ 에 도달한다.

일반제어계의 표본 데이터(sampled-data)시스템과 같이 작용하며 이산적 시간 간격으로 정보를 전달한다[15].

### E. Smooth Pursuit :

이동하는 물체의 영상을 황반에 유지하는 안구 운동. 도약운동과 독립적이며 수의운동 하에서는 일어나지 않는다. 도약운동과 반대로 연속 데이터 시스템이며 반응시간은 125ms 이다[4].

### F. Vergence :

양안의 운동 방향이 반대이면서 물체의 영상을 양안의 황반에 위치시키는 운동.

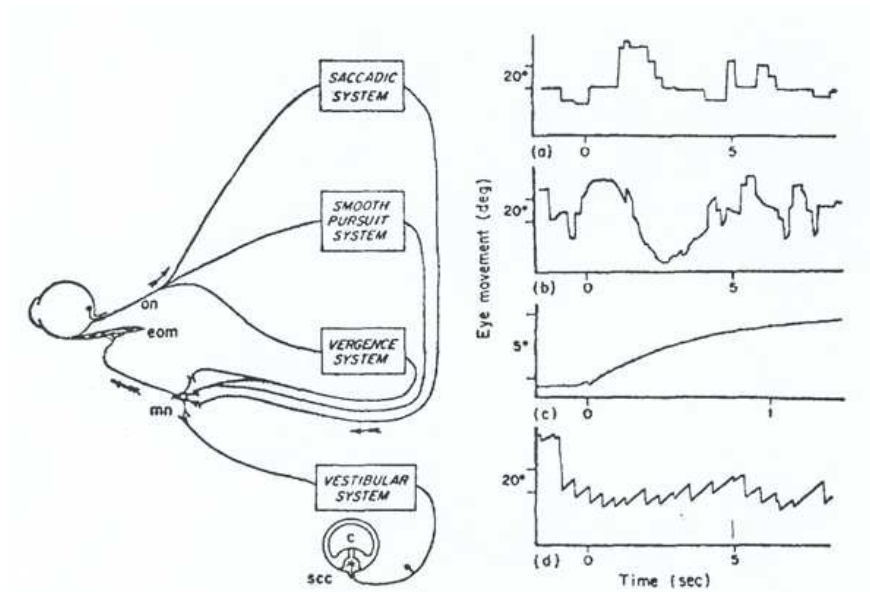


그림 2.1 안구운동제어계의 4가지 시스템과 각 시스템의 안구운동 기록

## 2.2.2 안구운동의 신경학

각 방향의 안구 운동은 각기 다른 신경 경로에 의해서 제어된다. 예를 들어, 방정중교뇌망상체(paramedian pontine reticular formation)는 수평 방향의 안구 운동을, 입구중뇌(rostral mesencephalon)는 안구 운동의 수직 성분을 제어한다. 상위 수준에서는 독립된 회로가 각 안구 운동의 제어 신호를 발생시키고 이들 뇌줄기(brain stem)회로를 거쳐서 최종 회로인 안구 운동 관련 신경 핵에 수렴한다.

위에서 언급하였듯이 안구 운동 신경계는 안구의 기계적 궤도와 외안근을 통해서 안구의 방향을 제어한다. 따라서 측정된 안구의 운동 궤도 역학과 외안근의 생리적 성질에 기초하여 특정 안구 운동을 일으키는 신경 제어 신호를 예측할 수 있으며 이에 기초하여 뇌 기능을 평가할 수 있다.



### 2.2.3 안구운동 측정방법

안구운동 측정법은 여러 가지 안구운동의 양상 때문에 측정의 감도, 범위, 대역폭, 안정도 및 편의성 등에서 다양한 기법이 개발 되었다[12].

#### (1) 주관적 방법

사진법과 전기적 기록 기술의 발달에 앞서 최초로 안구운동의 성질을 결정해 주고 도약운동, 추적운동 시스템의 안진이나 신경질환 등을 진단하는데 쓰여진 방법이다. 주로 쓰인 방법을 직접관찰과 잔상법이며 19세기 이후로 Dodge(1907), Helholtz(1925) 및 Barlow(1952)등은 잔상을 써서 안구운동을 연구 하였다. 이 방법의 원리는 밝은 빛의 영상이 추체와 간상체를 표백시켜 망막위에 잔상의 계열이 도달 하도록 하는 것으로 잔상의 수와 간격은 안구 운동의 지속시간과 속도를 나타내준다.

#### (2) 직접 사진법

20 세기에 들어와서 Dodge(1901) 눈 각막에서 반사된 점광원의 영상을 촬영하는 사진 기술을 개발 하였다. 이방법의 원리는 일정한 속도로 틈을 지나 내려오는 사진 건판이 수평 안구 운동중의 안구의 영상을 기록하도록 하는 것이다. 각막과 공막의 곡률차로 인해 각막 영상의 운동이 일어난다. Judd, McAllister 및 Steele(1905)[16], Totton(1926), Dodge(1907), Westheimer(1954)[15] 등에 의해 이 방법은 개량되었고, 최근에는 이방법의 개량으로 영화나 TV 카메라로 시야와 안구위치를 동시에 기록하는 방법도 나왔고 고속의 영화 촬영법으로 회선운동도 정확히 측정할 수 있다[17].

#### (3) Electrooculography (EOG)

각막과 망막간의 전위와 정전 쌍극은 Schott(1992)에 의해 알려져 안구 근처에 전극을 부착하고 전위차를 기록함으로써 안구의 위치를 측정할 수 있다는 것이

Miller(1936)등에 의해 발견되었다. 이 방법은 Marge(1951), Kris(1958), 및 Dix(1963) 등에 의해 발전 되고, Uenoyama(1963), Barry(1965) 등에 의해 백터 EOG가 도입 되면서부터 교차 결합은 개선되었다.

EOG에는 DC, AC 방법이 사용 되었다[18]. 임피던스 안전기는 Sullivan 및 Weltman(1963)에 의해 개발 되었으며 Geddes(1965) 등에 의해 동물(말) 실험에 쓰였다. 이것은 피부 전극을 통해 고주파와 낮은 전류를 안와에 보내면 임피던스는 안구의 위치의 함수로서 변하는 원리를 이용한 것이다.

측정범위가 넓은 장점이 있으나(+/- 40도) 정밀도가 떨어지고(1도 정도) 출력이 근육과 눈꺼풀의 움직임에 크게 영향 받으며 주위 조명에 순응해야하고 DC 드리프트가 존재한다는 단점이 있다. 임상에서 가장 많이 사용한다.

#### (4) 콘택트 렌즈법 (Scleral search coil technique)

이 방법은 안구에 꼭 맞는 콘택트렌즈 안쪽에 광학기기나 전자기기를 부착 시켜 음압을 이용하여 결막에서 미끄러지지 않도록 하여 안구와 콘택트렌즈가 함께 운동 하도록 하는 방법이다. 반사된 영상은 직접 관찰이나 사진에 찍혀 기록될 수 있다. Ditchburn(1953)등과 Cornsweet등은 이 방법을 써서 감도가 높은 기록을 얻었고 Fender(1964)는 부착방법과 안정도를 개선하였다. Yarbus(1967)은 suction contact lens(cap)을 써서 보다 큰 음압을 얻었다. 그 후 Fender는 Ratliff와 Riggs의 방법에 따라 공막 콘택트렌즈에 고정시킨 가벼운 봉 끝에 평면경을 달아 3축의 운동을 기록하였다. 이 방법들은 안구를 마취하는 불편한 점은 있지만 측정감도는 매우 높으며 Byford, Matin 등에 의해 개선되었다. Robinson(1963)은 평행운동의 간섭을 배제 시키고 3축에서의 콘택트렌즈 회전을 정확히 측정하는 자기 코일 방법을 개발 하였다. Webber(1972) 등은 이 방법에 간단한 능동 귀환 회로를 써서 안정된 망막 영상을 실현하였다[19].

#### (5) 각막 검사법

각막 면은 안구의 반경보다 적은 구면이므로 임의의 점에서 각막에 광속을 조사 시키면 각막에서 부분적으로 반사된 광선은 각막위에 광점을 형성한다. 광점의

위치는 각막의 위치와 같은 방향으로 움직인다. 이 방법은 직접 사진법의 특수한 경우로서 반사된 광점을 기록하여 안구위치를 기록할 수 있다. 기본적인 기술을 변형하여 많은 응용분야에서 이용되어왔다. Marchant(1967)는 이 방법을 응용하여 동공의 중심과 각막 반사간의 거리를 측정하여 안구위치를 기록할 수 있는 Oculometer를 개발하였다. 이것은 동공 직경의 측정에도 쓰일 수 있다[19].

Method	Application	Characteristics	Reference
Electro oculography (안전도)	Ocular dynamics 안구의 움직임	넓은 대역폭 눈이 감길 수 있음 측정범위: $\pm 30^\circ$	head
Corneal reflex (각막 반사)	한 점을 응시하며 움직이는 안구 주시	넓은 대역폭 모자로 인한 에러가 매우 크다. 측정범위: $\pm 12.5^\circ$	headgear
Pupil to corneal reflex vector	한 점을 응시하며 움직이는 경로 주시	에러가 적다 좁은 대역폭, $\pm 20^\circ$	headgear room
Contact lens	안구의 세밀한 움직임들을 주시 (갑작스러운 움직임, 의미 없는 움직임, 떨림 등을 포함)	가장 효과적이며 정밀하다 넓은 대역폭 사용의 불편함 제한된 영역으로 인한 곤란함. 측정범위: $\pm 20^\circ$	head

표 2.1 안구운동 측정의 일반적 방법

## 2.3 안구운동과 정신분열병

안구운동을 형태별로 수행 내용과 정도를 정확히 측정할 수 있으면 관련 신경 회로의 손상 및 진행 중인 질병 유무를 진단할 수 있다. 이러한 신경학적 진단뿐만 아니라 주의 등 과제 요구 특성을 달리하는 과제를 사용하여 안구 운동의 지표분석에 기초하여 정신 질환과의 상관을 보고해 오기도 하였다. 특히 정신분열병의 경우 안구 운동은 질병의 가장 신빙성 있고 안정된 소견의 하나로써 알려져 왔다(Holzman 1987; Clementz와 Sweeney 1990, Braff, 1993). Holzman은 정신분열병 환자의 약 70% 이상에서 추적안구운동 장애가 있음을 관찰하고 이러한 추적안구운동 이상이 정신분열병 환자의 주의력, 검사에 대한 동기, 약물 등과는 무관하고 정신분열병의 임상적인 상태와 관계없이 일관성을 갖는다는 보고를 하여 안구운동의 측정이 정신분열병의 중요한 진단 소견일 가능성을 보였다.

뿐만 아니라 정신분열병 환자와 정신분열병에 이환되지 않은 생물학적 가족 중에서도 높은 빈도로 안구운동의 이상이 확인되는 쌍생아 연구에서 일란성 쌍생아보다 일란성 쌍생아[10][11]가 통계적으로 의미 있게 높게 나와 안구운동의 이상은 정신분열병 유전자형의 다른 표현임을 시사해 주며, 가장 유망한 생물학적 지표가 될 수 있다는 가능성을 높여 주었다.

## 2.4 추적안구운동에 대한 분석방법

초기에는 정상에서 비정상까지 4~5 단계로 육안적인 분류(Shagass 등 1976)를 했고, 그 다음에는 추적하는 눈의 속도를 구하여 속도가 초당 2도 이하로 떨어지는 횡수를 잴으며[8], 스펙트럼 분석을 하여 S/N비의 자연대수 값을 구하거나(Linsay 등 1978, Blackwood 등 1991), 실효에러와 위상지연 점수를 구하여 비교하는 방법도 쓰였다. 최근에는 이득을 구하고 추적운동 중에 끼어드는 도약운동을 분류한 후 비교하는 방법(Abel 1991, Campion 1992)으로 발전 되었다.

본 연구에서는 세 번째 방법이며, Linsay (1978) 이후로 많이 사용 되어온 전력 스펙트럼과 S/N 비의 자연대수 값을 구하는 방법을 쓴다.

## 제 3 장 EOG 측정을 위한 시스템 구성

### 3.1 하드웨어 구성

전체적인 하드웨어 시스템은 개념적으로는 데이터 획득부, 데이터 측정부, 자극부로 이루어져 있으며 실제로는 간단하게 개인용 컴퓨터와 Biopac MP-150 system 으로 구현된다. EOG 측정부 전체는 Biopac MP-150 system 으로 처리하고, PC와 USB로 연결하여 데이터를 전송한다. 그림3.1은 시스템의 구성도 이고 실제 측정 시스템의 모습은 그림3.2와 같다.

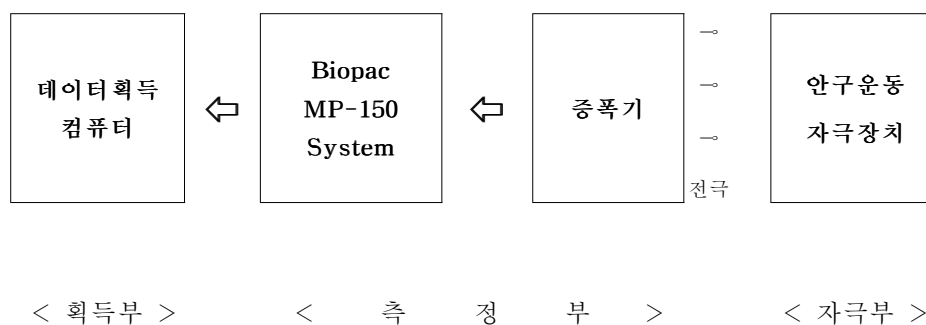


그림 3.1 EOG 측정 시스템 구성도



그림 3.2 EOG측정 모습

### 3.1.1 측정부 ( MP-150 system )

EOG 측정을 위한 증폭기 모듈과 전극 나머지는 기본 모듈을 사용하였다. EOG를 측정하기 위해서 3채널의 전극이 필요하며 두 개는 피검자의 양쪽 눈의 외안각(lateral canthus)에 부착하며 하나는 귀 뒤에 부착한다. 전극에 의해 측정되는 아날로그 신호는 MP-150 의 증폭기에 의해 증폭되며 역시 내장된 모듈에서 A/D 변환을 한다. 표3.1, 표3.2에 모듈 사양이 나와있다.

#### 3.1.1.1 MP-150 모듈구성

MP150ACE	Acquisition Unit
AC150A	Power Supply
UIM100C	Universal Interface Module
EOG100C	Amplifier

표 3.1 MP-150 모듈구성

### 3.1.1.2 증폭기 사양(EOG100C)

Gain	500, 1000, 2000, 5000
Low Pass Filter	0.1Hz, 1Hz
High Pass Filter	DC, 0.005Hz, 0.05Hz
Notch Interference Filter	50 dB rejection
Noise Voltage	0.1 $\mu$ V (rms) - (0.005-1.0Hz)
Zin	2M ohm (Differential), 1000M ohm
CMRR	110 dB min (50/60 Hz)
Output Range	$\pm$ 10V (analog)

표 3.2 EOG100C 사양



그림 3.3 MP-150 EOG 측정기



### 3.1.2 획득부

측정부에서 A/D 변환된 데이터를 전송받아 기록하는 PC이다. 운영체제는 Windows 98 SE 환경이며 Intel Pentium4 2.8GHz, RAM 512MB의 사양을 갖추었다. 인터페이스는 USB를 이용하며 응용프로그램은 LabVIEW 6i에서 작성되었다.

### 3.1.3 자극부

추적안구운동을 유도할 자극을 준다. 데이터를 획득하는 컴퓨터 외에 자극을 주기 위해 한 대의 컴퓨터를 더 세팅 하였다. Windows 98 SE 환경 기반의 Pentium3 1.0GHz, RAM 64MB의 PC를 사용하였다.



그림 3.4 추적안구운동 외부 자극장치

17인치 CRT 모니터 중앙에 녹색의 직사각형 모양의 표적을 좌에서 우로, 우에서 좌로 수차례 수평 왕복운동을 시킨다. 한번 왕복하는데 걸리는 시간은 4초이며 눈이 모니터에서 40cm 떨어진 곳에 위치할 때 직사각형의 점은 22.1 deg/sec의 속도로 왕복운동을 한다. 실제 구현 모습은 그림 3.4과 같다.

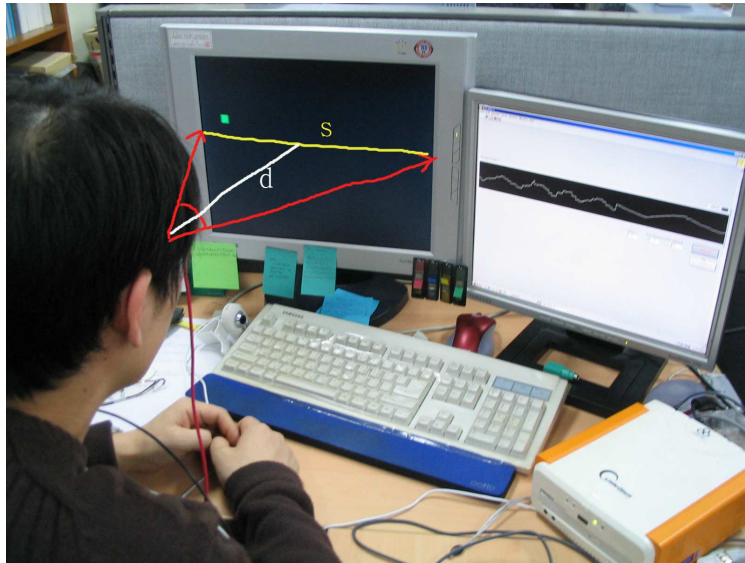


그림 3.5 자극목표물의 이동영역 각도 구하기

피검자의 안구운동 범위는

모니터의 중앙과 피검자의 눈의 거리  $d = 40\text{cm}$

표적의 이동거리  $s = 32.5\text{cm}$  (17인치 CRT모니터의 수평거리)

$$\tan^{-1} \frac{0.5s}{d} = \tan^{-1} \frac{0.5 \times 32.5}{40} = 22.1 \quad (3.1)$$

식(3.1)에 의해, 중앙을 기준으로  $\pm 22.1$ 도, 총 44.2도를 운동하게 된다.

## 3.2 소프트웨어 구성

MP-150에서 전송된 데이터를 처리하고 기록하기 위해 LabVIEW 기반의 응용프로그램을 제작하고 획득하였다. A/D 변환 빈도수, 측정시간을 조정할 수 있으며 측정하고 있는 데이터를 모니터링 할 수 있다. 측정이 완료되면 자동적으로 데이터를 저장한다. 실제 구현 모습은 그림 3.6과 같다.

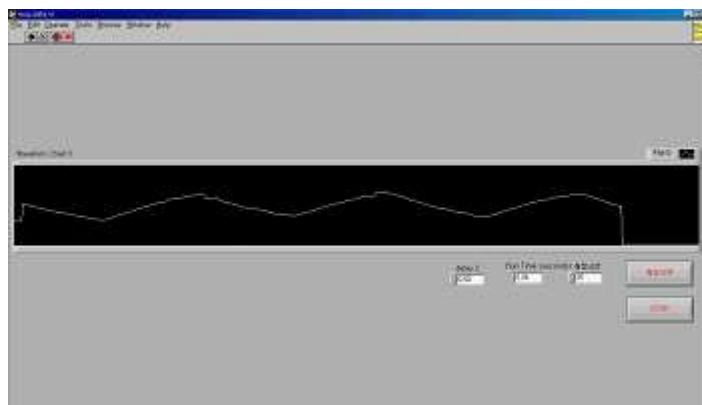


그림 3.6 LabVIEW기반의 EOG측정용 응용프로그램

## 제 4 장 VOG 측정을 위한 시스템 구현

### 4.1 하드웨어 구성

전체적인 하드웨어 시스템은 개념적으로는 데이터 획득부, 데이터 측정부, 자극부로 이루어져 있으며, 실제로는 간단하게 개인용 컴퓨터와 CMOS카메라가 장착된 헬멧으로 구현된다. VOG 측정부는 PC용 화상카메라가 피검자의 안구운동을 촬영한 영상데이터를 USB 인터페이스를 이용하여 PC로 전송한다.

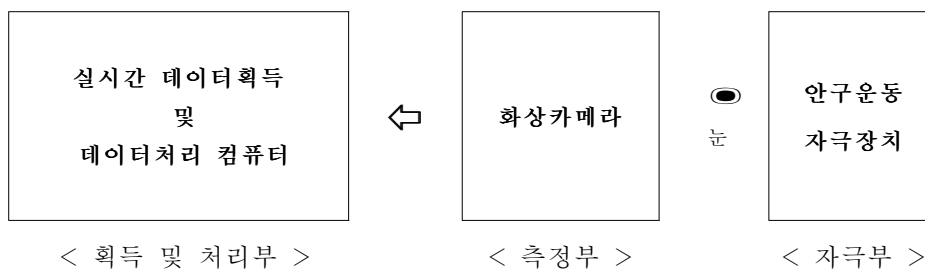


그림 4.1 VOG 측정 시스템 구성도



그림 4.2 VOG 측정모습

#### 4.1.1 측정부

VOG 측정을 위해서 피검자의 안구운동을 촬영할 영상기록 장치가 필요하며 촬영 중에 피검자의 머리가 움직여 발생하는 오차를 막아주고 영상기록 장치를 고정할 헬멧을 제작하였다.

##### 4.1.1.1 영상기록 장치

저렴하고 쉬운 시스템 구성을 위해 CCD카메라와 프레임그레버 대신에 쉽게 구할 수 있으면서 저렴한 가격의 USB 기반의 PC용 화상카메라를 사용 하였다. 선정된 화상카메라의 간단한 사양은 다음과 같다.

제품명	Savitmicro VIJE Talk 2.0 (USB2.0만 지원)
센서	1/4" CMOS
해상도	120만 화소 (1280x960 까지 지원)
칼라	24 Bit, True Color
초점거리	1cm ~ ∞
무게	75g (케이블 포함)

표 4.1 안구운동 측정용 화상카메라의 사양

#### 4.1.1.2 헬멧제작

실제 제작된 헬멧은 그림 4.3과 같다. 카메라를 부착시키기 위한 고정프레임은 피검자가 자극장치에 의해 수평 안구운동을 수행할 때 시야의 간섭을 받지 않는 범위를 고려하였으며, 헬멧의 위에서 아래로 안구를 촬영할시 조명에 의한 카메라 그림자의 간섭을 예상하여, 아래쪽에서 위쪽으로 촬영할 수 있도록 제작 하였다. 카메라와 프레임과의 고정은 고체 에폭시 접착제를 사용하였다.

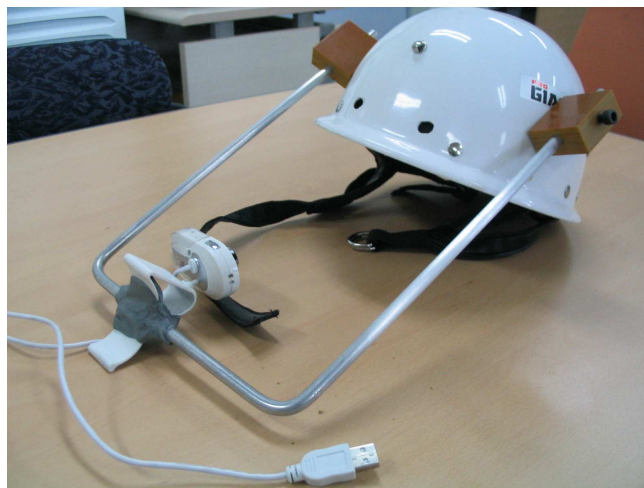


그림 4.3 추적안구운동 측정용 헬멧

### 4.1.2 획득부

실시간 영상 데이터 획득 및 영상처리를 위한 PC이다. 운영체제는 Windows XP 환경이며 Intel Pentium4 2.8GHz, RAM 512MB의 사양을 갖추었다. 응용프로그램은 Visual Studio 6.0에서 작성되었다.

### 4.1.3 자극부

추적안구운동을 유도할 자극을 준다. 데이터를 획득하는 컴퓨터 외에 자극을 주기 위해 한 대의 컴퓨터를 더 세팅 하였다. Windows 98 SE 환경 기반의 Pentium3 1.0GHz, RAM 64MB의 PC를 사용하였다.

17인치 CRT 모니터 중앙에 녹색의 직사각형 모양의 표적을 좌에서 우로, 위에서 좌로 수차례 수평 왕복운동을 시킨다. 한번 왕복하는데 걸리는 시간은 4초이며 눈이 모니터에서 40cm 떨어진 곳에 위치할 때 직사각형의 점은 22.1 deg/sec의 속도로 왕복운동을 한다.

## 4.2 소프트웨어 구성

고성능 CCD카메라와 부가적인 영상보드를 사용하는 대신 PC용 화상카메라를 사용한다는 점에서 한계가 있지만 화상카메라로 할 수 있는 최대한의 실시간 수행속도를 발휘할 수 있도록 고안 하였고, 자세한 사항은 표4.2와 같다. 영상을 카메라에서 비디오버퍼로 얻어오는 동안 충분히 실시간 영상데이터 처리가 가능함을 알 수 있다. 그리고 영상을 비디오버퍼로 얻어오는 수행시간은 PC의 수행능력에 종속적이다. 사양이 더 좋은 PC를 사용하면 더욱 빠른 수행 능력을 보인다.

전체 응용프로그램은 Visual C++ 6.0 MFC에서 구성 되었으며, 하드웨어와의 인터페이스는 Video for Windows SDK를 이용하였고, 실시간 영상처리를 통해

안구운동을 전위 값이 아닌 픽셀의 좌표로 기록한다.

	영상버퍼	전체영상처리	부가처리	1프레임당 수행주기
평균수행시간 (ms)	42.35	2.67	0.23	22Hz

표 4.2 응용프로그램의 실시간 수행시간 ( Intel P4 2.8GHz 512MB )

응용프로그램 실행 초기에 프로그램 창에서 피검자의 이름, 수행시간 등을 입력한 뒤 시작 버튼을 누르면 처음에 설정한 수행시간동안 추적안구운동을 측정할 수 있다. 측정이 시작되면 안구의 중심을 찾아서 프로그램 창 왼쪽 상단에 있는 실시간 영상 창에서 수직선으로 눈동자의 중심점을 표시한다. 수행시간을 카운트하여 측정 수행시간이 완료 되면, 데이터를 프로그램 창에 그래프로 보여 준다. 만약 측정 중에 오차가 될 수 있는 눈깜빡임이 있었을 경우, 데이터 기록 또는 재측정을 할 수 있도록 그래프에 같이 표시한다. 응용프로그램의 전체 순서도는 그림 4.4와 같고 그림 4.5는 응용프로그램의 실행한 모습이다.



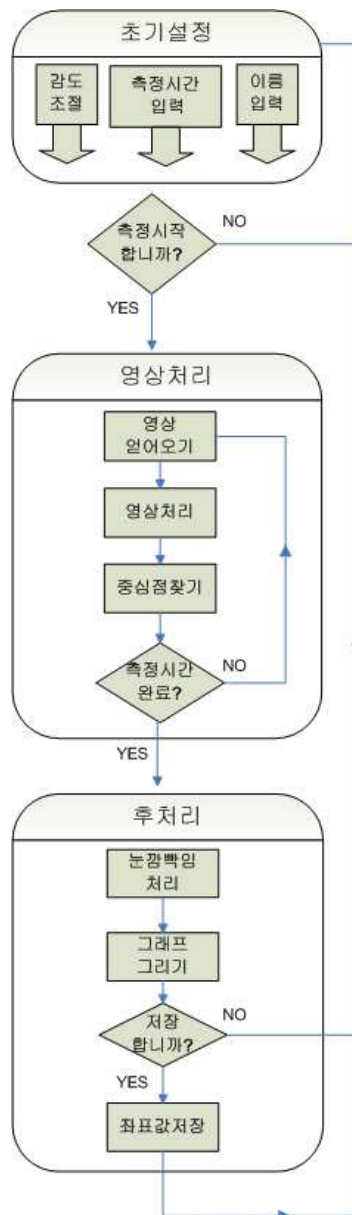


그림 4.4 응용프로그램의 전체 순서도

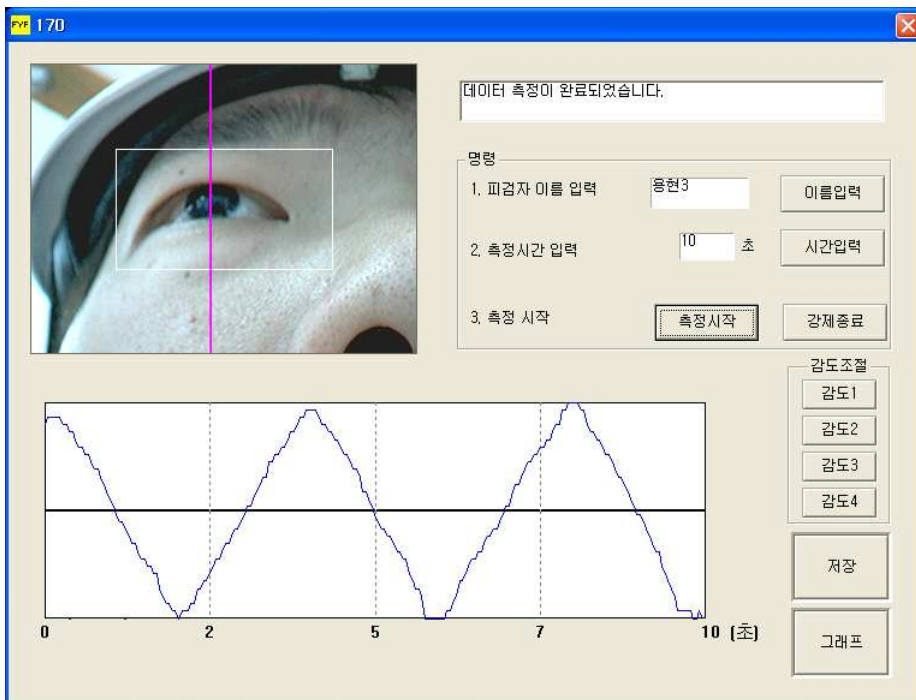


그림 4.5 응용프로그램의 실행모습

## 4.2.1 영상처리

USB 화상카메라를 통해 영상을 얻어낸 뒤 눈동자의 중심을 찾아내기 위한 일련의 영상처리의 과정은 그림 4.6과 같다. 카메라로 컬러영상을 획득하면, 그레이 영상으로 치환한 후 히스토그램에 의해 영상을 이진화 한다. 이진화 된 영상에서 눈썹이나 필요 없는 영역을 분리한 뒤, 눈동자의 중심점을 찾아내고, 다음 영상을 받아온다. 처음에 설정한 측정시간이 다 될 때까지 이 과정들을 계속 반복한다.

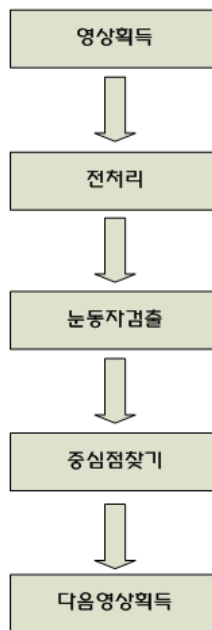


그림 4.6 영상처리의 순서도

#### 4.2.1.1 전처리

##### 4.2.1.1.1 그레이 영상 치환

본 연구에서는 YUV 영상을 지원하는 카메라를 사용하였고, 4:1:1 비율의 12비트 YUV 영상을 사용하였다. 이것은 24비트 RGB영상에 뒤지지 않으며, 적은 메모리 사용과 처리속도에서 높은 효율을 가지고 있다.

영상을 분석하기 위해 먼저 컬러 영상을 그레이 영상으로 변환하였다. 카메라에서 320×240 크기의 컬러영상을 획득한 후, 계산량을 최소화하기 위해 그림 4.7 처럼 눈동자를 중심으로 180×100 크기의 영상만을 그레이 영상으로 변환하였다. 12비트 YUV 영상을 추출하여 Y(8비트), U(2비트), V(2비트) 각 채널을 분리한 뒤, 식(4.1)을 통해 그레이 영상으로 변환 하였다.

$$\text{Pixel} = Y + 0.956U + 0.621V \quad (4.1)$$

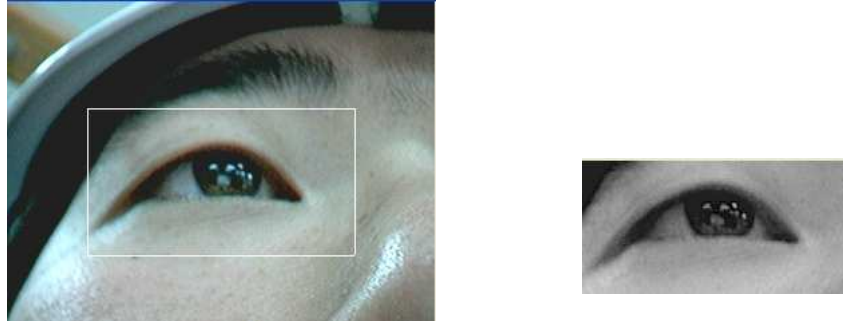


그림 4.7 원시 컬러영상과 그레이 영상으로 치환되는 영역

변환된 값으로 눈동자영역을 찾기 위해 일반적으로 많이 사용하는 문턱치 (threshold)를 사용하였다. 아래 그림 4.8처럼 히스토그램을 보면 눈동자 영역과 기타영역이 쉽게 분리될 수 있음을 알 수 있다.

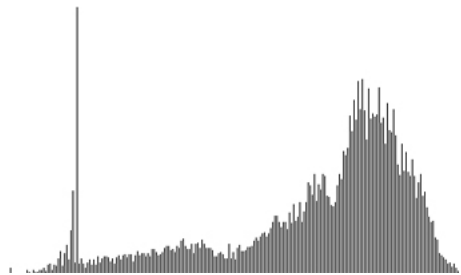


그림 4.8 영상의 히스토그램

위 히스토그램은 320×240 크기의 전체 영상을 그레이로 치환한 후, 픽셀 값의 정보를 x축으로 펼쳐 놓은 것이다. 그래프의 왼쪽편에 가장 많은 픽셀을 가지고 있는 픽셀 정보는 평균적으로 32~34를 나타내었고, 히스토그램의 정보를 토대로 적당한 문턱치를 사용하여 그레이 영상을 이진화 하였다. 실제 응용프로그램에서는 이 부분에서 좀 더 유연함을 주기 위해 문턱치를 조절할 수 있는 메뉴를 만들어 놓았다.

#### 4.2.1.1.2 눈동자 검출

전처리에 의해 이진화된 영상은 조명에 따라 눈동자 이외에도 속눈썹과 눈 가장자리 부분이 나타날 수 있으며, 이것을 제거하지 않은 상태에서 눈동자의 중심을 찾을 경우 눈동자가 가운데에 있을 때는 영향을 미치지 않으나 좌우로 이동시에 눈동자의 위치를 정확히 찾기가 어렵다.

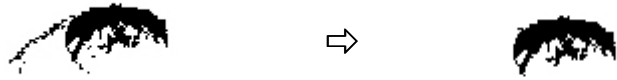
제거될 영역을 찾기 위해 Glassfire 알고리즘[21]을 사용하여 이진화된 영상을 라벨링 하였고, 라벨링된 영역들의 면적을 각각 구하여 가장 면적이 큰 영역의 라벨을 눈동자로 간주하고 나머지 라벨의 영역을 전부 제거하였다. 결과는 그림 4.9과 같다. 눈동자가 속눈썹이나 눈 가장자리 영역들보다 면적이 크다는 것을 수십 차례의 실험을 통해 확인하였다. 전체 영상처리 중 가장 시간이 많이 소요되는 과정이다. (평균1.6 ms)

#### 4.2.1.1.3 중심점 찾기

눈동자의 홍채는 완전 원형에 가까운 형태이지만, 실제로는 눈꺼풀에 의해 윗부분이 항상 가려져 있다. 따라서 완전한 (X, Y) 중심점을 찾는 것은 어려울 수 있지만, 본 실험에서는 X좌표만 필요하므로, X좌표만 얻는 방법을 고안하여 사용하였다.

보통 눈동자의 중심점을 찾기를 위해 무게중심법을 많이 사용하는데, 이 방법은 눈의 모양이 완전한 원형이며 노이즈가 없어야 한다는 가정이 필요하다. 물론 본 연구에서는 X좌표의 값만 필요하기 때문에 관심을 갖을 수 있지만, 광원에 의해서 각막표면에 생기는 각막반사나, 눈꺼풀, 속눈썹으로 인한 오차[22]가 크기 때문에 실제 적용해 보았을 때에도 좋은 결과를 보여주지 못했다. 그래서 다른 알고리즘이 필요하게 되었고 동공뿐만 아니라 홍채를 포함하는 눈동자 전체영역을 사각형으로 간주하고 중심을 구하는 방법을 적용하였다. 본연구에서 적용한 알고리

증은 다음과 같다.

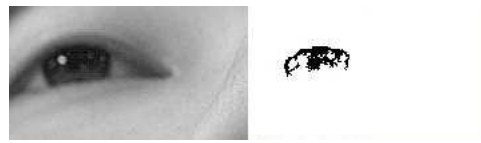


(a) 이진화 영상

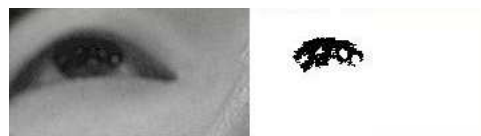
(b) 눈동자 검출

그림 4.9 잡음을 제거하고 눈동자 영역만 남긴 상태

이진화된 영상을 Glassfire 알고리즘으로 눈동자가 아닌 영역을 제거할 때, 속눈썹과 눈꺼풀 라인은 전체가 제거되지 않는다. 눈동자와 맞닿아 있던 눈꺼풀 외 각영역은 눈동자영역으로 편입되어 버림으로써 지워지지 않고 눈동자 영상의 가장위에 진한 선을 남긴다. 특히 눈동자와 맞닿아 있던 영역의 속눈썹은 조명을 일부 차단하여 각막반사를 막아주며, 마찬가지로 눈동자 영역에 중첩되어 부채꼴 호의 모양을 이룬다. 그림 4.10처럼 밝은 조명에서나, 어두운 조명에서나 정도의 차이만 있다.



(a) 밝은 조명



(b) 어두운 조명

그림 4.10 속눈썹과 눈동자영역의 중첩

실제 좌표를 얻는 순서이다. 이진영상을 X축 방향으로 좌에서 우로, 위에서 좌

로 검사하여 가장 왼쪽의 픽셀과 가장 오른쪽의 픽셀의 좌표를 얻는다. 두 X좌표의 중간 값을 취한다. 얻어진 X좌표를 이용하여, 응용프로그램의 좌측 상단에 있는 실시간 영상화면에서 위에서 아래로 분홍색 선을 긋는다. 실제영상에 선을 그려보면 그림 4.11처럼 거의 동공의 중점과 일치한다.



그림 4.11 눈동자의 중점을 표시

## 4.2.2 데이터 처리

데이터처리 과정에서는 피실험자의 눈깜빡임을 감지하고, 측정된 좌표값을 EOG와 같은 형태의 그래프를 보여주며, 최종적으로는 데이터를 기록한다. 이 과정들을 위해서 데이터는 다음과 같은 형태로 다루어 진다.

```
struct DataField{
    int xData;           // 현재 프레임의 X좌표
    int nPixel;         // 현재 프레임의 픽셀의 수
};
```

xData 는 눈동자의 현재 X좌표 값이며, nPixel 은 현재 프레임에서 눈동자 영역의 픽셀의 수이다.

#### 4.2.2.2 눈깜빡임 처리

측정도중 피실험자가 눈을 깜빡일 경우 잘못된 좌표 값이 처리 될 것이고 데이터 처리중 오류의 소지가 많다. 따라서 피실험자의 눈깜빡임을 감지하는 과정을 포함 시켰다. 중심점 찾기를 할 때 기록해 놓은 픽셀수를 이용해 감지한다.

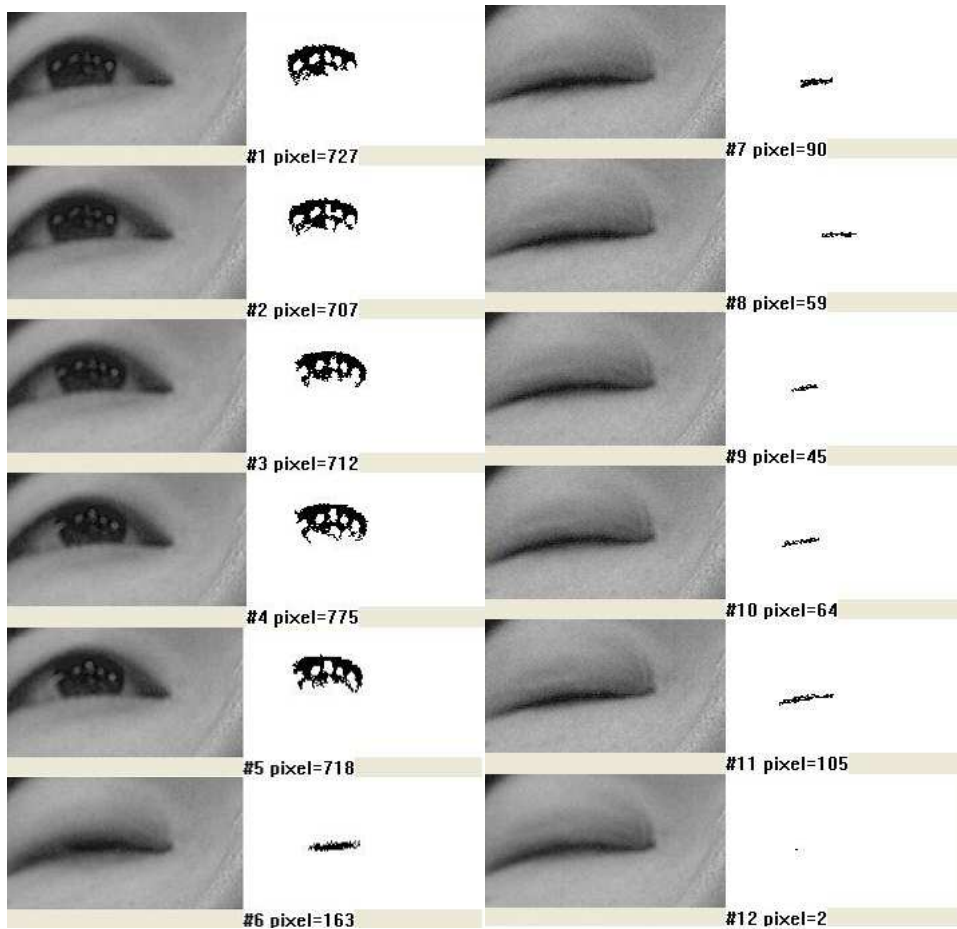


그림 4.12 연속된 영상프레임에서의 눈의 깜빡임(#1 -#12)



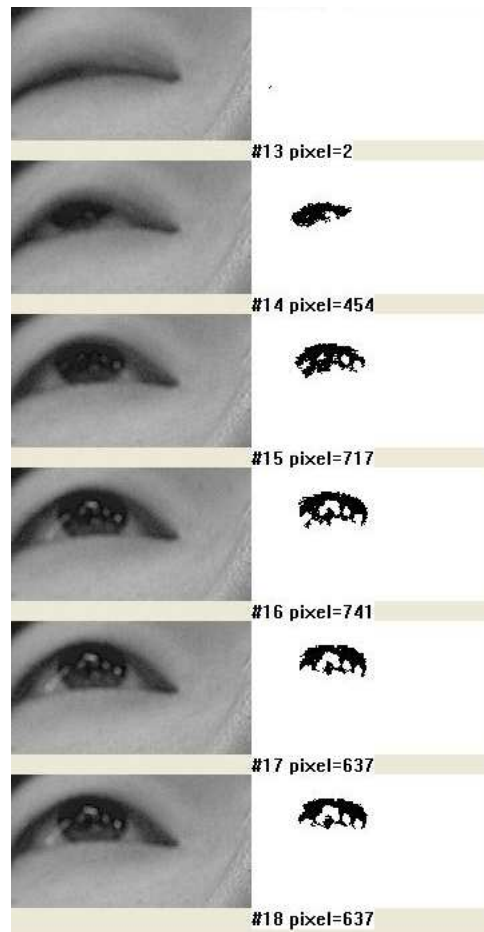
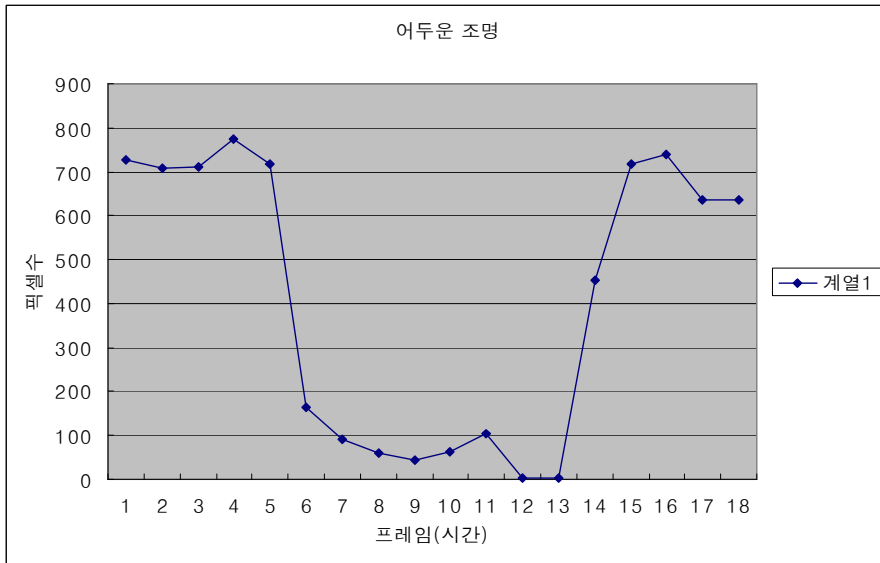
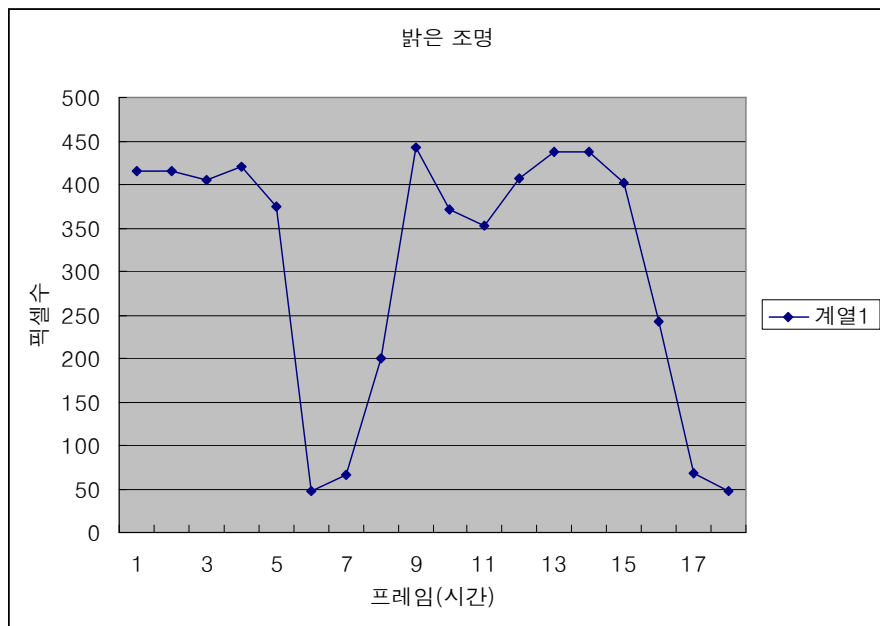


그림 4.13 연속된 영상프레임에서의 눈의 깜빡임(#13 -#18)

사람이 눈을 감기 시작해서 완전히 눈꺼풀이 눈이 전부 덮어 버리는 과정을 관찰하기 위해 그림 4.12과 4.13처럼 눈을 1-2초간 연속된 영상프레임을 저장해서 그때의 눈동자의 픽셀 수와 같이 표시 하였다. 그림 4.14에서는 위의 영상과 픽셀의 정보를 그래프로 나타내었다.



(a) 어두운 조명에서의 눈의 깜빡임 (1회 깜빡임)



(b) 밝은 조명에서의 눈의 깜빡임 (2회 깜빡임)

그림 4.14 눈깜빡임 영상에서 프레임당 픽셀 개수의 추이

(a)에서는 눈을 뜨고 있을 때의 평균을 대략 708픽셀이라고 간주하고, 완전히 감았을 때의 평균을 108픽셀로 가정 하여 그 차이인 600에서 약 50%가 되는 지점을 감기 시작 했다고 추정 하였다. (b)에서는 눈을 뜨고 있을 때의 평균을 대략 406 픽셀이라고 간주하고, 완전히 감았을 때의 평균을 111픽셀로 가정 하여 그 차이인 295에서 약 50%가 되는 지점을 감기 시작 했다고 추정 하였다. 이 방법은 추정된 가정 하에 적용하였다. 본 연구에서의 영상처리는 1초에 20-22 프레임을 처리한다. 눈깜박임을 감지하기 위해 현재 프레임 이전의 19프레임을 포함하여 20프레임의 평균을 내고 현재 프레임에서의 픽셀 수를 비교하여 감지하도록 설계하였다.

실제 적용에 있어서 ‘언제부터 감았는가?’ 라는 것은 별로 중요하지는 않다. 중요한 것은 눈을 감은 횟수만큼 잘 표시해 주는 것이다. 현재 데이터를 기록해도 좋은지 재추정을 해야 하는지에 대한 정보만을 얻는 과정이기 때문이다.

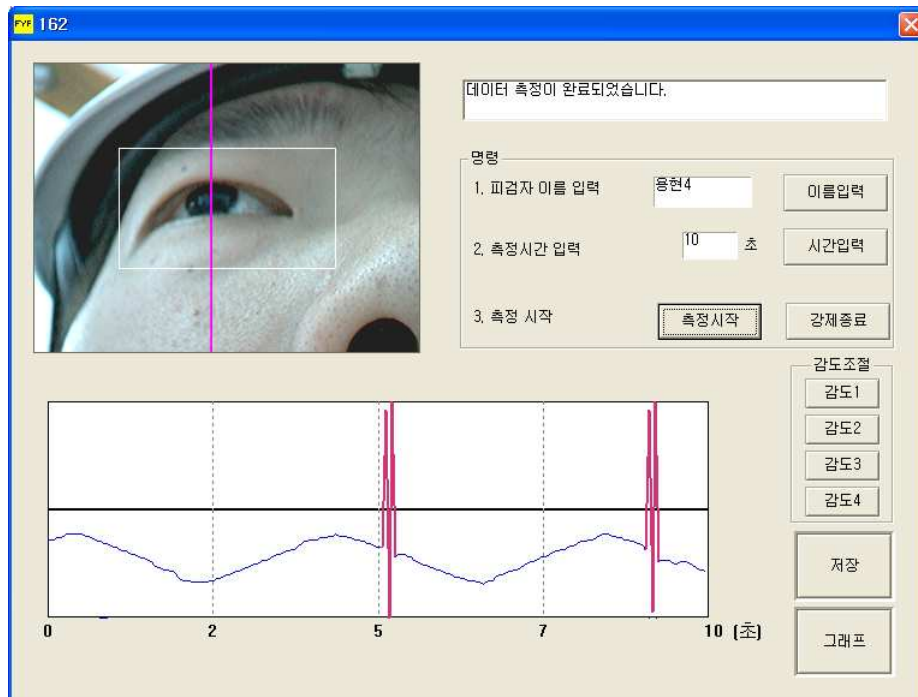


그림 4.15 결과 값과 값과 눈깜박임을 같이 나타낸 그래프

그림 4.15은 측정 도중 의도적으로 2번 눈깜빡임을 주었을 때의 상황이다. 눈을 깜빡인 곳에서 적절히 감지해 내었고, 그래프에 빨간색으로 진하게 표시하여 측정을 하는 사람에게 시각적으로 정보를 제공하였다.

#### 4.2.2.2 데이터 표시 및 기록

측정시간 타이머가 완료되면 자동적으로 창에 그래프를 표시하며, 측정시간동안 계산된 전체 X좌표 값들을 Y축으로 투영하여 EOG 그래프와 비슷한 형식으로 보여준다. 그래프를 보여줄 때에는 측정된 좌표 값들을 다시 계산하여 오토스케일링을 하여 그래프에 파형이 가장 크게 그려준다. 앞에서 설명한 눈깜빡임이 있었던 경우에는 그래프에 굵은 빨간선으로 추적안구운동 데이터와 같이 보여준다.

저장 버튼을 선택하면 프레임당 픽셀 수에 대한 정보는 제거되고 좌표 값만 파일로 기록한다. 파일형식은 나중에 데이터를 처리할 환경을 고려하여 이진파일과 텍스트 파일 두 가지로 동시에 기록한다.

## 제 5장 연구대상 및 측정방법

### 5.1 EOG를 이용한 추적안구운동 측정

#### 5.1.1 연구대상

피실험군은 안양에 있는 계요정신병원을 비롯한 여러 폐쇄 병동에 입원한 환자들 중 정신분열병 환자로 진단이 되고, 다른 정신과적 질환이나 신경과학적 및 신체질환이 없는 총 190명의 환자들을 대상으로 하였다.

#### 5.1.2 측정방법

안구운동을 유도하기 위해, 피검자의 눈에서 40cm 떨어진 곳에 17인치 CRT 모니터를 장치하고, 모니터 중앙에 나타나는 1.0cm×0.8cm 크기의 직사각형의 표적을 좌에서 우로, 우에서 좌로 왕복 44.2도의 거리를 수평이동 하도록 장치하였다.

자극장치를 이용하여 22.1deg/sec의 빠른 추적운동만을 유도하였다. 안구운동 측정시 느린 추적운동도 측정해 왔으나, 이전 연구[20]에서 볼 수 있듯이 빠른 추적운동만으로도 원하는 데이터를 얻을 수 있으며, 특히 집중력이 현저하게 떨어지는 정신분열병 환자에게 장시간동안 움직임 없이 측정해야 하는 느린 추적운동 측정은 적당하지 않았다.

빠른 추적운동(22.1deg/sec)을 측정하기 위해 자극장치의 표적은 좌우로 6번 반복 수평운동을 하며, EOG장치의 3채널의 전극중 두개의 전극은 피검자의 양쪽 눈의 외안각에 하나의 전극은 귀 뒤에 부착한 시킨 후, 전극에서 나오는 전기적 신호를 MP-150 EOG 모듈로 40Hz로 샘플링하고 증폭하여 A/D 변환후 개인용 컴퓨터에 저장하였다. 한명의 피검자에게 총 2번의 검사를 실시하였다.

## 5.2 VOG를 이용한 추적안구운동 측정

### 5.2.1 연구대상

피실험군은 경기도 안양에 있는 계요정신병원 폐쇄 병동에 입원한 정신분열병 환자들이며, EOG측정을 했던 환자들로만 총 30명의 여성 환자들을 대상으로 하였다.

### 5.2.2 측정방법

추적안구운동을 유도하기 위해, 피검자의 눈에서 40cm 떨어진 곳에 17인치 CRT모니터를 장치하고 모니터 중앙에 나타나는 1.0cm×0.8cm 크기의 직사각형의 표적을 좌에서 우로, 우에서 좌로 왕복 44.2도의 거리를 수평이동 하도록 장치하였다. EOG측정과의 비교 실험을 위해 동일한 자극장치를 이용하여 22.1deg/sec 의 빠른 추적운동을 실험하였다.

빠른 추적운동(22.1deg/sec)을 측정하기 위해 자극장치의 표적은 좌우로 6번 반복 수평운동을 하며, VOG측정을 위해 제작한 헬멧을 피검자의 머리에 고정했으며, 측정 장소가 상당히 어두웠으므로 카메라의 감도를 높이기 위해서 간단하게 사무용 스탠드로 조명을 대신 하였다. 카메라는 최대한의 속도를 위해 하나만 장치하였으므로 일괄적으로 환자의 우측 안구만 측정 하였다.

## 제 6 장 측정결과 및 데이터분석

각각의 측정법에 의해 수집한 데이터들의 처리에는 Matlab을 사용 하였으며, 본 연구에서 제안하는 시스템의 재현성 확인을 위해 선형회귀분석과 유의성 검정 수행은 MINITAB 통계 분석 프로그램을 사용하였다.

### 6.1 데이터 처리

EOG의 경우 임상에서 획득한 190명의 정신분열병 환자의 데이터 중 임의의 150명의 데이터를 선택한 뒤 다시 육안으로 확인하여, 측정도중 오차가 많았을 것으로 추정되는 15명의 데이터를 제외한 135명의 정신분열병 환자의 데이터를 처리하였고 VOG의 경우에는 EOG를 측정했던 환자 중에 26명을 실험 대상으로 하였으며 오차로 인해 데이터 처리에는 3명을 제외하였다.

데이터를 처리하는 전체과정은 다음과 같으며 Matlab 6.5를 이용하여 처리하였다.



그림 6.1 데이터처리 과정

EOG의 경우 25초 동안에 측정된 정신분열병 환자의 데이터 파형을 육안으로 확인한 뒤 오차가 있는 측정직후의 약 2-3초가량과 측정 종료전 1-2초 가량의 데이터는 잘라내어 처리하였다.

2Hz 저역 통과 필터를 거치고, hamming window를 거쳐 FFT를 적용한 다음, 전력 스펙트럼 밀도 곡선(Power Spectrum Diagram)을 구한 뒤, 신호면적(signal power)과 잡음면적(noise power)을 구하여 S/N비의 자연대수 값( $\ln S/N$ )을 구하였다.

### 6.1.1 디지털 저역통과필터 함수

수집된 데이터에서 잡음을 제거하기 위해 디지털 필터 함수를 사용하였다. 본 연구에서 사용한 안구운동의 외부자극은 약 0.25Hz의 주기운동을 수행했기 때문에 추적안구운동은 0.25Hz 부근에서 일어난다. 따라서 나머지 영역은 잡음으로 간주하고, 2Hz 이상의 신호를 차단하는 10차 저역 통과 필터를 Matlab 에서 사용하였다. 그림 6.2는 저역통과필터를 적용한 그래프이다.

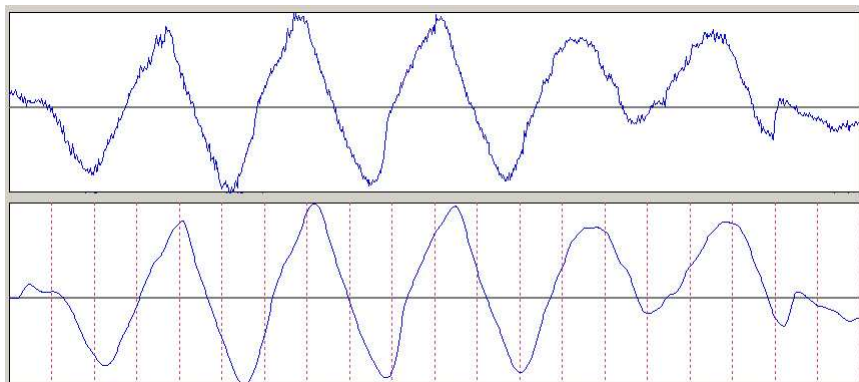


그림 6.2 EOG 신호의 저역통과필터 적용



## 6.1.2 FFT 및 자연대수 값 산출

추적운동의 신호 얻기 위해서 데이터들을 주파수 영역으로 치환해야 한다. Matlab에서 hamming window 적용후 전력 스펙트럼 밀도 곡선(PSD)을 구하였다. 0.25Hz ~ 0.38Hz의 면적을 신호면적으로, 0.38Hz ~ 2.0Hz의 면적을 잡음면적으로 구한 뒤, S/N비의 자연대수 값을 구하였고, 통계처리에 사용하였다.

## 6.2 데이터 분석

정신분열병 환자의 추적안구운동의 신호와 전력스펙트럼의 형태는 그림 6.3과 6.4와 같다. EOG, VOG 로 측정된 파형 모두 매끄럽지 않는 모습을 볼 수 있는데, 이것은 정신분열병 환자의 추적안구운동에 장애가 있다는 것을 나타낸다.

각각의 측정법에서 S/N비의 자연대수 값을 구하기 위해 전력 스펙트럼 밀도 곡선을 이용하였다. 두 경우 모두 0.25Hz ~ 0.38Hz의 면적을 신호면적으로, 0.38Hz ~ 2.0Hz의 면적을 잡음면적으로 구한 뒤, S/N비의 자연대수 값을 구하였고, 평균과 표준편차의 형태로 나타내었다.

EOG 측정의 경우 비교실험으로써의 신뢰를 높이기 위해 많은 정신분열병 환자를 대상으로 측정하였고, VOG 측정의 경우에는 시스템의 상관성 평가를 위해 EOG를 측정했었던 환자들을 대상으로만 측정 하였다

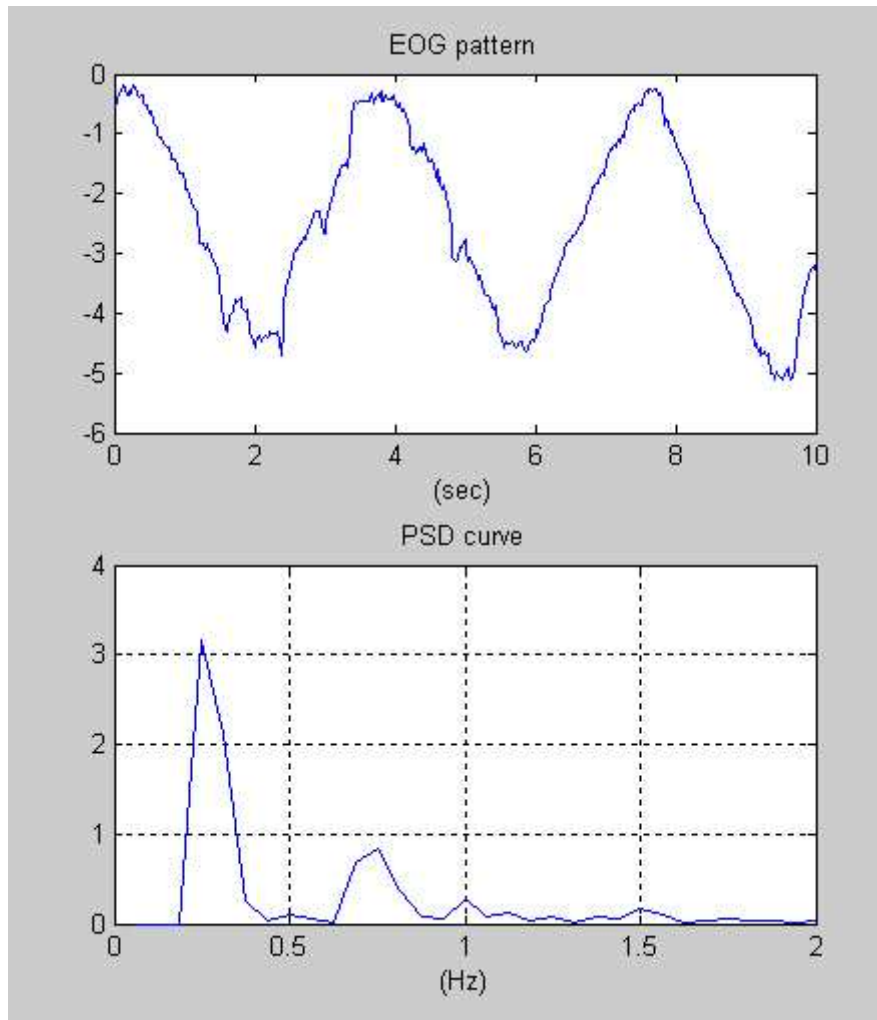


그림 6.3 정신분열병 환자의 EOG 신호와 PSD곡선

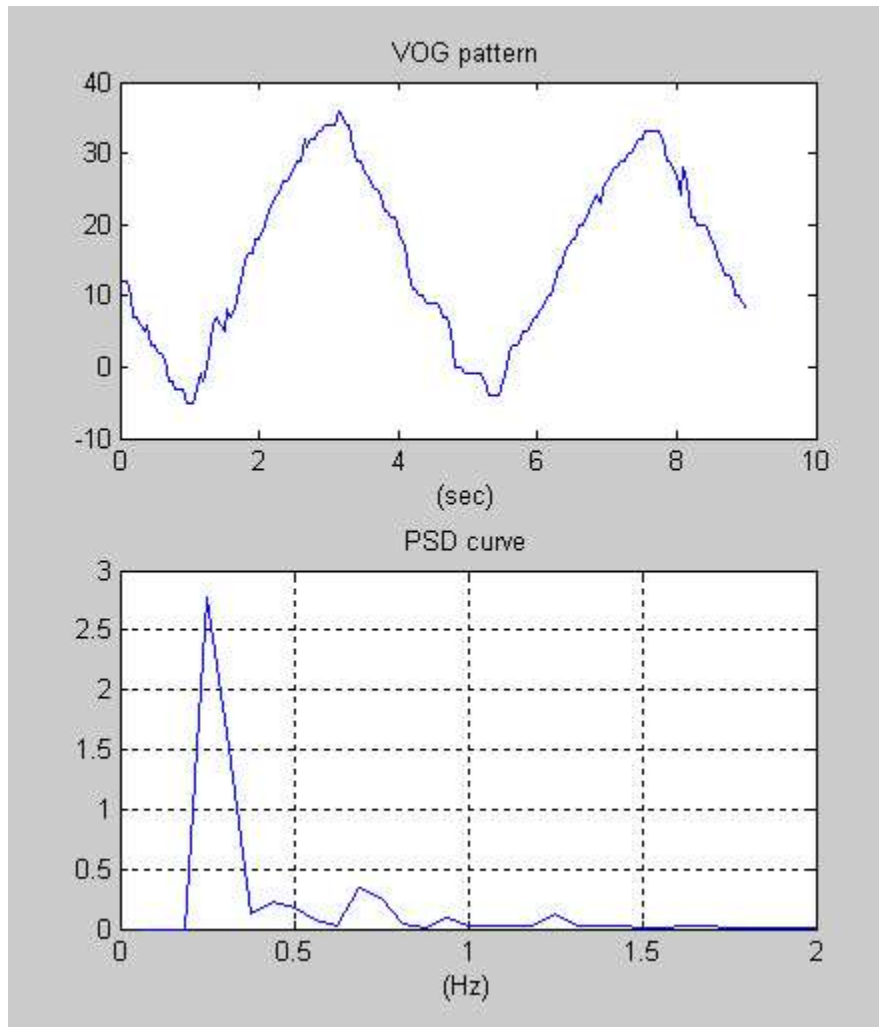


그림 6.4 정신분열병 환자의VOG 신호와 PSD곡선

### 6.2.1 EOG, VOG 실험군의 평균과 표준편차

EOG를 측정된 실험군과 VOG를 측정된 실험군의 평균과 표준편차를 구하였다. 표 6.1과 같이 S/N비는 EOG를 측정된 실험군에서  $3.7 \pm 0.6$  (N=130)로 산출되었고, VOG를 측정된 실험군에서는  $3.6 \pm 0.3$ 로 산출되었다.

측정법	LnS/N	환자수
EOG	$3.7 \pm 0.6$	130
VOG	$3.6 \pm 0.3$	21

표 6.1 두 측정법의 평균과 표준편차

### 6.2.2 두 측정법을 모두 실시한 실험군의 S/N비

	EOG	VOG
환자 1	2.8	3.2
환자 2	3.9	3.7
환자 3	3.7	3.7
환자 4	3.9	3.8
환자 5	3.1	2.9
환자 6	3	3.1
환자 7	3.5	3.3
환자 8	4.3	4
환자 9	3.7	3.8
환자 10	4.2	3.8
환자 11	3.8	3.7
환자 12	4.3	3.5
환자 13	4.4	3.9
환자 14	3.8	3.9
환자 15	2.7	3.2
환자 16	4.1	3.9
환자 17	4	4
환자 18	4	3.9
환자 19	3.9	3.6
환자 20	3.2	3
환자 21	3.6	3.7

표 6.2 두 측정법을 모두 실시한 실험군의 데이터

### 6.2.3 두 측정법을 모두 실시한 실험군의 평균과 표준편차

6.2.1에서 제시한 EOG 실험군의 평균과 표준편차는  $3.7 \pm 0.6$  (N=130) 이었다. 전체 EOG 실험군중에서 EOG와 VOG 모두 측정한 21명의 실험군의 EOG 평균과 표준편차는 표 6.3과 같이  $3.7 \pm 0.5$  (N=21)로 전체 EOG 측정 결과와 유의한 차이

가 없음을 확인하였고, 이 실험군과 VOG를 측정된 실험군으로 시스템 상관성을 분석한다.

측정법	LnS/N	환자수
EOG	3.7±0.5	21
VOG	3.6±0.3	21

표 6.3 두 측정법을 모두 시행한 실험군의 결과

#### 6.2.4 두 측정법의 유의성 검증

본 연구에서 제시하는 VOG측정법의 유의성을 검증하기 위해 선형회귀분석을 실시하였다. 이전 연구들에서 정신분열병 환자의 추적안구운동 측정에 계속 써오던 방식인 EOG 측정법을 종속변수로 놓고 분석한 결과 표 6.4과 같이 상관계수 (R)가 82.4 결정 계수 (R-sq)가 67.8 (p<0.001)로 통계적으로 유의한 결과를 얻었으며 그림 6.5는 두 측정법의 상관도이다. 본 연구에서 제안하는 측정법은 정신분열병 환자의 추적안구운동 평가에 있어서 EOG로 측정하는 방법에 유의한 상관관계가 있다고 볼 수 있다.

R	R-Sq	R-Sq(adj)	p
82.4%	67.8%	66.1%	0.001

표 6.4 EOG 측정법과의 유의성과 상관관계

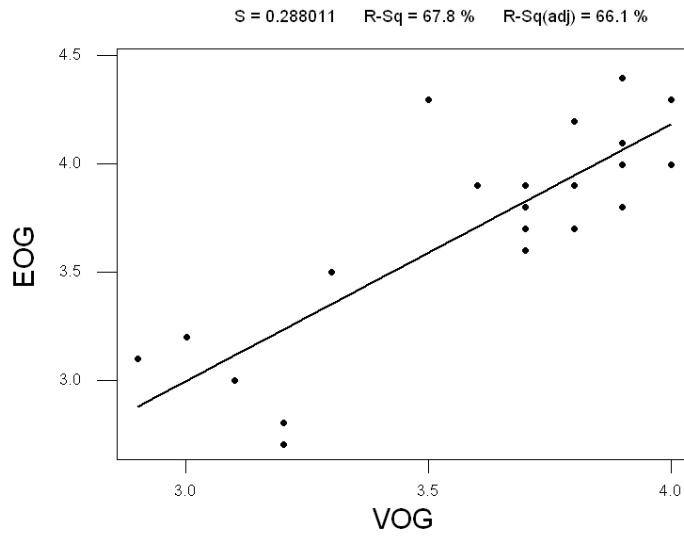


그림 6.5 EOG 와 VOG의 상관도

## 제 7 장 결론 및 향후과제

지난 20-30년 동안 안구운동 장애는 정신분열병 이외의 질병에서도 일부 나타나기 때문에 특수한 검사 방법의 개발 양적인 평가방법의 고안을 위한 노력이 계속 되어져 왔다. EOG, 콘택트렌즈법, 적외선 측정법, 자기코일법, 등등 여러 가지 방법이 개발 되어져 왔으며 다른 측정 장치들처럼 무구속, 비부착, 비관혈적인 검사방법들의 개발에 관심이 높아지고 있다. 따라서 본 연구에서 제안하는 영상기반의 안구운동 측정 장치도 같은 목적으로 제안하게 되었다.

본 연구에서는 정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위한 영상기반의 측정 시스템을 구현 하였다. 사용한 영상카메라는 CCD카메라나 영상획득 보드를 쓰지 않고 일반 PC에서 사용하는 USB기반의 화상카메라를 사용하여, 1초당 22Hz의 영상신호를 얻고 영상처리를 수행하여 눈동자의 중점을 찾아 데이터를 기록하는 실시간 영상 측정 시스템을 구현하였다. 정신분열병 환자의 추적안구운동 평가를 위해서 제안된 시스템에서 측정 기록한 데이터를 Matlab에서 전력스펙트럼 밀도곡선을 이용하였다. 구현한 영상측정시스템의 평가를 위해 EOG로 측정된 데이터와의 유의성을 검증하였고 선형회귀분석을 실시하여 상관성을 가지고 있음을 확인하였다( $r=0.824$ ,  $r^2=0.678$ ,  $p<0.001$ ).

본 연구에서 제안된 시스템은 현재는 완벽한 질병의 진단은 할 수 없지만, 향후에 유전자 감식과 같은 정밀진단 이전에 1차적 환자의심집단 형성은 가능할 것이다.



## 참고문헌

- [1] 이춘길, “정상인과 운동 장애환자의 안구운동 변수의 비교 연구”, 한국과학 재단 보고서, pp.1-4, 1997
- [2] 윤동호, 이상욱 외, 안과학, 도서출판(주) 일조각, pp. 261-271, 1996
- [3] 성호경 외, 생리학, 6판, 의학문화사, pp. 605-613, 1991
- [4] Robinson, D.A, “The Oculomotor control system: A review”, Proc. IEEE 56: 1032, 1968
- [5] Levin S, “Frontal lobe dysfunctions in schizophrenia-I”, Eye movement impairments, J Psychiatry 18, pp. 27-55
- [6] Diefendorf AR, Dodge R, “An experimental study of the ocular reactions of the insane from photographic records”, Brans 31: pp. 451-481, 1908
- [7] Holzman PS, Solomon CM, Levin S and Wateraux CS, “Pursuit eye movement dysfunctions in schizophrenia: family evidence for specificity”, Arch Gen Psychiatry 41, pp. 136-139, 1984
- [8] Holzman PS, Proctor LR, Levy DL, Yasillo NJ, Meltzer HY and Hurt SW, “Eye-tracking dysfunctions in schizophrenic patients and their relatives, Arch Gen Psychiatry 31, pp. 143-151, 1974
- [9] Levy DL, Lipton RB, Holzman PS, David JM, “Eye-tracking dysfunctions

unreated to clinical state and treatment with haloperidol", Bio Psychiatry, 1983

- [10] Holzman PS, Levy DL, "Smooth Pursuit eye movements an functional psychoses: A review", Schizophr Bull 3, pp. 15-27, 1977
- [11] Holzman PS, Kringlen E, Levy DL, Proctor LR, Haberman S, "Smooth Pursuit eye movements in twins discordant for schizophrenia", J Psychiatry Res14, pp. 111-122, 1978
- [12] Shackel,B, "Review of the Past Present in Oculography, Medical Electronics", Proceedings of Second International Conference, Iliffe and Sons, London, (57), 1960
- [13] 민성길, 최신정신의학, 도서출판(주) 일조각, 1999
- [14] <http://eye.snu.ac.kr/> , 서울대학교 심리학과 안구운동 연구실
- [15] Westheimer , G, "Eye Movement Responses to a Horizontally Moving Visual Stimulus", A.M.A. Arch. Opth., 52, pp. 932, 1954.
- [16] Judd, C.H., McAllister, C.N Steele, W.M, "General Introduction to a Series of Eye Movements by Means of Kinetoscope Phtography", Psychol, 6, pp. 287, 1962.
- [17] Graybiel, A., and Woellner, R.C, "New and Objective Method for Measuring Ocular Torsion", Am . J. Opth. 47, pp. 349, 1959.

- [18] Torskey, B., O'Connellm D.N, "A Comparision of AC and DC Eye Movement Recording", Psychoohsiology, 3, pp. 157, 1966.
- [19] 남문현, 박상희, 최억, "안구운동 측정법의 비교고찰", 대한안과학회지, 14, 4, 1973
- [20] 우성일, 정치영, "입원환 정신분열병 환자의 눈의 추적운동이상", 정신의학,18, 2, 1993
- [21] 강동중, "Visual C++을 이용한 디지털 영상처리", 사이텍미디어, pp. 250 - 258, 2003
- [22] D.Zhu, S.T. Moore, T. Raphan, "Robust pupil center detection using a curvature algorithm", Computer Methods Programs Biomed, vol. 59, no 3, pp. 145-157, 1999

## ABSTRACT

### Development of real-time video oculography system for SPEM measurement in schizophrenic patients

Kim, Ki Hoon

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Increased frequency of anticipatory saccades during smooth pursuit eye movements is a potential biological trait for schizophrenia. We intend to design the real-time video oculography system for measuring smooth pursuit eye movement in schizophrenic patients and examine to prove that the designed real-time system is suitable to by EOG method.

In this study, hardware system consists of a CMOS based PC camera and a PC for real-time image processing. Software is done in Visual C++ programming language and interfaced with the hardware system by video for windows SDK. Designed system has functions that real-time image processing and saving of processed data. For analyzing SPEM of schizophrenic patients, FFT is applied to accumulated data after digital lowpass filtering. PSD curves and  $\ln(S/N)$  ratio are used for analyzing SPEM.

In linear regression result, the designed system in this study has a high correlation ( $r=0.824$ ,  $p<0.001$ ) with EOG method.

---

Keyword : schizophrenia, eye movement, smooth pursuit, SPEM, VOG, videooculography