

전정기능 평가를 위한 정현파 회전자극시스템의 개발 Development of the Sinusoidal Rotatory Chair System for Evaluation of the Vestibular Function

임승관**, 정호춘**, 김규겸**, 진달복**,

김민선***, 이문영***, 박병림***

S.K. Lim, H.C. Jeong, G.K. Kim, D.B. Jin,

M.S. Kim, M.Y. Lee, B.R. Park

요약 전정기관은 자세의 조절에 관여하지만, 전정기관의 손상은 현기증 및 자세부조화를 초래한다. 본 연구에서는 현기증의 원인을 규명할 목적으로 전정기능을 평가할 수 있는 정현파 회전자극시스템을 개발하고자 하였다. 정현파 회전자극시스템은 회전의자와 구동 및 분석프로그램으로 구성하였으며, DC 서보모터로 구동되는 회전의자는 0.01 - 0.64 Hz의 주파수범위에서 60 °/sec의 최고속도로 정현파 회전한다.

현기증 환자에서 전정기능을 평가하기 위하여 전정안구반사, 시운동성 전정안구반사 및 시각의 억제에 의한 전정안구반사를 측정하여 안구운동의 이득, 위상, 대칭성 등을 산출하도록 정현파 회전자극시스템을 개발하였으며, 정상 성인에서 시험한 결과 신뢰성있는 성적을 얻었다. 따라서 본 시스템은 현기증 환자의 진단 및 치료정도를 판정할 수 있으므로 임상적으로 널리 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

서론

자세의 조절 및 평형은 내이에 위치한 전정기관, 시각계, 고유수용계 등의 구심성 신호가 뇌간의 전정신경핵을 통하여 이루어진다(1). 특히 내이에 위치한 전정기관은 각가속운동에 반응하는 반규관과 선가속운동에 반응하는 이석기관으로 구성되어 전정안구반사와 전정척수반사를 초래하여 반사적인 자세의 조절

에 중요한 역할을 한다(2). 전정안구반사는 개체의 회전자극에 반응하는 전정수용체로부터 발생한 구심성신호가 Scarpa's ganglion과 전정신경을 경유하여 뇌간에 위치한 전정신경핵에 도달한 후 안구운동신경핵에 전달되어 외안근의 수축을 초래하므로써 회전자극과 반대방향으로 안구운동을 유발하여 회전운동 중에도 전방의 물체를 망막에 일정하게 고정시켜 자세의 조절에 관여한다(3~6). 그리고 전정척수반사는 전정수용체로부터 전정신경핵에 전달된 구심성신호가 척수를 행하여 척수전각의 운동뉴론에 도달한후 골격근의 수축을 조절하므로써 자세의 조절에 관여한다(7,8).

그러나 일측 전정기관의 손상은 오심, 구토, 현기증, 자발안진, 자세부조화 등을 동반한 전정증상을 초래하며, 양측 전정기관의 손상은 시각이 차단된 상태나 빠른 회전운동시 자세의 조절이 불가능하게 된다

* 본 연구는 1996년도 과학기술부 지원 감성공학기술개발에 의하여 이루어졌음.

** 원광대학교 공과대학 전자공학과
Dept. of Electronics Eng. Wonkwang University

*** 원광대학교 의과대학 생리학교실
Dept. of Physiology, Wonkwang University School of Medicine

통신저자 : 박병림, (570-749) 전북 익산시 신동동 344-2,

Tel. (0653) 850-6773,

Fax. (0653) 52-6108

E-mail : byungp@wonwms.wonkwang.ac.kr

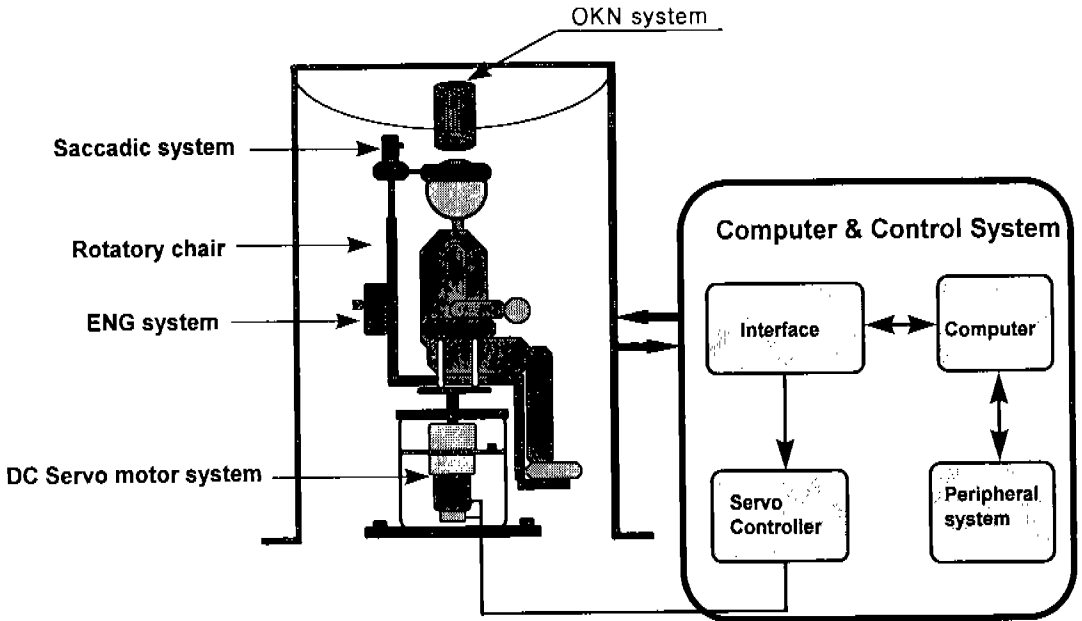


그림 1. 정현파 회전자극시스템의 전체 구성도
 Fig. 1. Configuration of sinusoidal rotatory chair system

[9]. 이러한 전정기능의 상실은 현재 점차 증가추세에 있으며, 현기증의 가장 많은 원인으로 알려져있다 [10]. 따라서 현기증의 원인을 규명하기 위해서는 전정기능의 평가가 필수적으로 수반되어야하기 때문에 최근 전정기능의 검사법이 점차 중요시 되고있다. 현재 우리나라에서 현기증을 진단하기 위한 전정기능의 검사법은 외이도에 온도자극을 가하여 안구운동을 육안적으로 관찰하는 방법이 널리 이용되고 있으나 전정기능의 정량적인 평가가 불가능하다[11].

본 연구에서는 전정기능을 정량적으로 측정하여 평형기능을 평가하고, 현기증의 원인을 진단하며 그 치료 정도를 판정하기 위하여 자연상태에서와 유사한 자극을 전정기관에 가할 수 있는 회전자극시스템[12]과 안구반응을 분석할 수 있는 안구운동분석시스템을 개발하고자 하였다. 회전자극에 의하여 일측의 전정기관을 흥분시키거나 억제시킬 수 있는 정현파 회전자극시스템은 회전운동을 제어하기 위한 서보제어기와 컴퓨터시스템, 그리고 제어신호의 생성과 신호의 저장 및 분석을 위한 응용프로그램으로 구성하였다. 안구운동의 분석을 위해서는 안구신호로부터 얻어진 안구속도 신호를 FFT처리하여 안구운동의 이득과 위상 및 대칭성을 산출하였다. 프로그램의 제작방식에

는 사용자의 편의를 위하여 GUI (graphic user interface) 방식에 의한 아이콘 제어(icon control)로 시스템을 제어하도록 구성하여 사용자의 운용상의 실수나 사용방법의 습득이 편리하도록 하였다.

회전자극 시스템 설계

1. 회전자극 시스템의 개요

현기증 환자의 진단을 위하여 자연상태와 유사한 상황에서 전정기능을 평가할 수 있는 방법은 정현파 회전자극시스템이다[12,13]. 정현파 회전자극시스템은 환자를 수직축을 중심으로 의자에 앉힌 상태에서 좌측과 우측 방향으로 다양한 속도의 회전자극을 가하여 주로 전정기관의 수평반구관을 자극하였을 때 발생하는 안구운동을 분석하여 전정안구반사를 평가하는 것이다.

개체의 회전자극에 의하여 유발된 전정안구반사(VOR: vestibuloocular reflex)는 우측 방향의 회전자극에 의하여 속상이 우측을 향하는 안진이 발생하고, 좌측 방향 회전시에는 좌측을 향하는 안진이 발생한다. 회전자극은 저주파수 영역인 0.01 ~ 0.2 Hz

와 중주파수 영역의 0.2 ~ 1.0 Hz, 고주파수 영역인 1.0 ~ 5.0 Hz까지 검사하게 되는데, 기계적인 한계와 자극속도에 대한 안구운동의 한계성 때문에 대부분의 경우 0.01 ~ 1.0 Hz이내에서 검사한다.

그림 1은 정현파 회전자극시스템의 전체적인 구성도를 나타낸 것으로써, 회전자극기의 전반적인 제어와 신호의 저장과 분석을 위한 컴퓨터 시스템 및 인터페이스 장치와 구동장치, 그리고 전기안진기록용 증폭기(ENG amplifier), 시운동성 자극장치(optokinetic stimulator)와 기타 기계적인 장치로 구성하였다.

2. 컴퓨터 및 인터페이스 장치

회전자극기를 제어하기 위한 컴퓨터는 IBM PC (486급 또는 상위기종)를 사용하였으며, GUI(graphic user interface) 환경에서 전반적인 회전자극시스템이 제어되고 구동되도록 하였다. 제어상태의 감시나 신호구분을 쉽게하기 위해 광형 디스플레이를 그래픽 처리하였으므로 VGA급의 비디오 카드를 사용하였으며, 피검자의 안구신호를 압축하여 저장하고 데이터의 효율적인 관리를 위해 850 Mbyte의 하드 디스크를 사용하였다. 또한, 안구신호를 읽고 저장하기 위해 최소 8 Mbyte 이상의 RAM이 필요하도록 제작하였으며, 그 밖에 프로그램의 메뉴선택 및 운용은 키보드에 의한 제어와 마우스에 의한 아이콘 제어가 동시에 가능하도록 하였다. 초기 구동시 피검자가 알아야 할 주의사항이나 검사안내 등을 음성 합성으로 자동 출력하기 위해 사운드 카드를 설치하였고, 각 채널의 신호는 다양한 색깔을 사용하여 신호 구분이

용이하도록 컬러 모니터를 사용하였다. 또한, 다수의 환자 진단 데이터나 안구신호의 장기간 보존을 위해 장당 100 Mbyte의 기억용량을 가지는 ZIP 드라이브(Iomega Co.)를 사용하여 데이터를 보존하도록 시스템을 구성하였다.

인터페이스 장치에는 12 비트의 분해능을 가지고 100 KHz의 샘플링이 가능하며 이극성 입력을 가지는 8 채널 A/D 변환기를 이용하여 안구신호를 컴퓨터로 읽어들이고 저장하였다. 12 비트의 이극성 출력력을 가지는 2개 채널의 D/A 변환기는 회전자극기의 속도제어신호와 시운동성 안구운동장치(OKN system)의 제어에 할당하였다. 또한, 센서의 각종 신호 입력과 전원의 제어를 위하여 32 비트의 I/O 입출력 장치를 사용하였으며, 안구신호의 샘플링 주기 설정과 회전자극 주기를 결정하기 위해 Intel 82C54를 사용하여 주기신호를 발생하였다. 회전자극기의 회전 위치와 방향의 검출을 위해서 PIC16C54 (Microchip Co.)를 이용하여 엔코더의 신호를 해석하고 카운트한 후 PC에 위치 및 방향 정보를 전송하도록 하였다. 인터페이스 장치를 제어하기 위한 레지스터에는 A/D 변환기제어 레지스터, D/A 변환기제어 레지스터, 멀티플렉스 레지스터, 상태 레지스터, 제어 레지스터, 이득조정 레지스터, 타이머 제어 레지스터 등의 프로그램 레지스터에 의해서 신호가 입출력되고 신호 흐름이 제어되도록 하였다(그림 2).

3. 구동장치 설계

피검자에게 정현파 회전자극을 가하는 구동부는 컴퓨터에서 생성된 제어신호를 15 KHz의 PWM 제어신호로 변환한 후 전력변조를 통해 모터의 속도를 제어한다. 이때 사용한 서보드라이브는 LG 기전에서 생산되는 FDD-106TD 기종을 사용하였고, DC 서보 모터로는 LG 기전의 FMD-E40TG 기종으로 400 W에서 정격 회전수가 3000 RPM인 모터를 사용하였다 [3].

모터의 회전감속비는 100 : 1로 회전자극시 기계적인 공차에 의해서 백래쉬가 발생하는 것을 방지하기 위하여 정밀감속기인 하모닉 감속기 (harmonic reduction)를 장착하였다. 그리고 회전자극시 회전관성에 의한 백래쉬와 부하의 크기 및 중심점의 변화에 따라 회전속도가 목표값을 추종할 수 없게 되는데, 이를 보정하기 위하여 타코제너레이터 신호를 피드백하여 속도오차를 보정하였고, 360 펄스의 로터리 엔

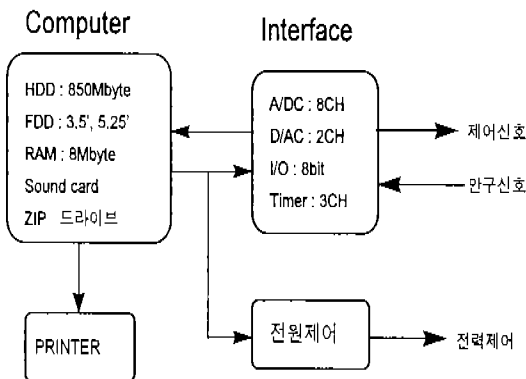


그림 2. 컴퓨터와 인터페이스 시스템 구성도
Fig. 2. Configuration of computer and interface system

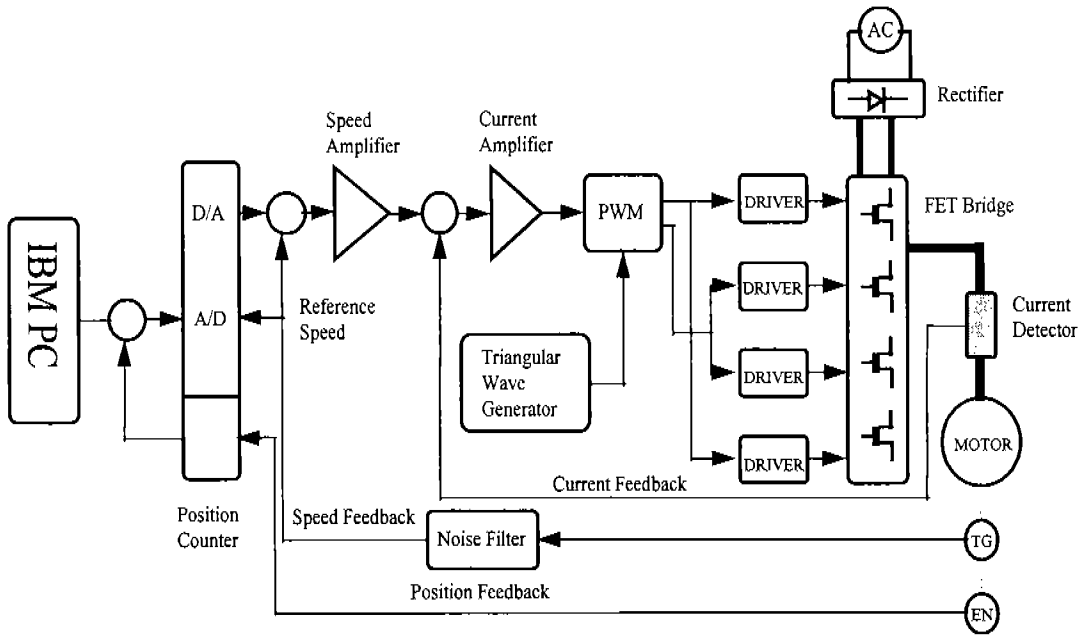


그림 3. 서보장치의 구성과 신호 흐름도
 Fig. 3. Configuration of servo system and signal flow

코더 (Autonics Co.)를 이용하여 위치오차를 보정하도록 하는 2차 피드백루프 제어계로 구성하였다. 또한, 회전 자극기에 장착된 ENG 시스템 신호선이나 표준화검사 장치 제어선 및 전원공급선이 회전할 때 꼬이지 않고 안정적으로 외부장치로부터 신호 및 전력을 공급받기 위하여 16채널의 슬립링을 이용하였다. 회전자극기의 기계적인 제원은 전체 높이가 1,900 mm이고, 구동부의 높이는 700 mm, 지름이 510 mm로 제작되었다. 전정기능점사를 암실에서 시행하기 위하여 높이 2,100 mm, 반지름 1,800 mm 크기의 원통형 FRP (fiberglass reinforced plastics) 부스를 제작하여 회전자극기를 내부에 고정하여 암실로 만들었다.

4. 전기안전기록계

안구는 안정상태에서 각막과 망막사이에 약 1 mV의 전위차가 존재하는데 안구가 움직이면 표면전극을 통하여 이러한 전위차를 검출하므로써 안구운동을 정량적으로 분석할 수 있다[11]. 전기안전기록계는 차동 증폭기를 통하여 안구신호를 1차적으로 증폭하고, 전극으로부터 유입되는 근전도 및 교류신호의 잡파를

제거하기 위해 0 ~ 40 Hz의 대역을 갖는 저역통과 필터(low pass filter)를 사용하여 저주파 영역의 안구위치신호를 검출하였다. 저역통과 필터를 거친 신호는 비반전 증폭기를 통과하여 안구신호가 1 ~ 5 V 사이의 전압으로 증폭되며, 안구신호의 검출 후 울기가 0 ~ 40 Hz 대역에서 선형의 기울기를 가진 고역통과 필터(high pass filter)를 통과 시키면 안구의 속도에 대응하는 신호파형이 얻어진다. 이러한 과정을 거쳐 발생된 신호가 안구속도 신호이다. 검출된 안구위치신호와 안구속도신호는 PC에 장착된 A/D 변환기를 통하여 디지털 신호로 변환되고 기억장치에 저장되어 데이터 처리가 가능하도록 하였다. 이때, 전기안전기록계의 입력 임피던스는 1 MΩ이고 최대 증폭률은 20,000배로 안구신호의 증폭이 가능하다. 그림 4는 전기안전기록계의 내부 블록도를 나타낸 것으로 오프셋 (off set) 블록은 양 전극간블록과 뒷블록 사이에 삽입하여 신호가 한쪽으로 편향 되거나 임피던스 부조화로 인하여 신호가 포화되는 것을 방지하기 위하여 자동 오프셋 (auto offset) 회로를 삽입하였다.

전기안전기록계의 회로구성은 안구가 움직일 때 발생하는 안구주위의 조직전위를 차동증폭기에 입력하

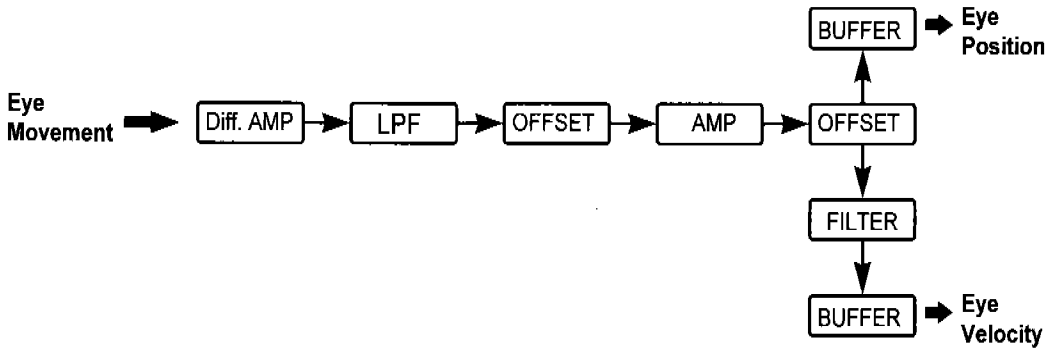


그림 4. 전기안진기록계의 블록도
Fig 4. Block diagram of electronystagmograph (ENG)

여 증폭하는데, 입력전압 $V_2 - V_1$ 을 A배로 증폭하고 싱글 엔드(single end) 출력으로 하는 차동증폭기를 이용한 인스트루멘테이션 증폭기(instrumentation AMP)를 사용하여 센서 신호를 고정도로 증폭하는 회로를 구성하였다. 인스트루멘테이션 증폭기는 직류 증폭시 거의 이상적인 동작 특성을 가지는 회로이며, 이득 $1 + 2R_2/R_1$ 의 비반전 증폭단과 이득 1의 차동 증폭단으로 구성되는 2단 증폭기이다.

안구운동의 속도를 산출하기 위한 방법으로 회전자극을 가하여 유발된 안진 주파수는 회전자극의 속도에 비례하여 증가한다. 그러므로 하이패스 필터의 차

단영역에서 완전한 통과대역에 이르는 기울기를 이용하여 안진의 속도를 검출하였다. 하이패스 필터의 일반적인 개념은 차단주파수 f_c 보다 큰 주파수 대역의 신호만을 통과시키고 그 이하의 대역은 차단하는 특성을 이용하는데, 0 ~ 40 Hz 범위에서 차단대역의 기울기를 이용하여 회전자극시 유발되는 안구신호를 주파수에 대한 이득을 변화하므로써 안구속도에 대응하는 신호를 얻을 수 있었다. 대부분의 경우에 안구에서 발생하는 안진 주파수는 0 ~ 20 Hz 사이에서 발생하였다.

전기안진기록계의 신뢰성을 검사하기 위하여 실제의 안구속도와 본 연구에서 제작한 전기안진기록계의 안구운동속도 신호의 상관도로 신뢰성을 검증한 결과 그림 5와 같이 상관도는 0.71로 임상적으로 유용한 신호를 발생하고 있음을 알 수 있었다.

Software 구성

회전자극시스템을 제어하는 프로그램으로 정현파 회전자극기의 제어신호를 생성하고 회전자극기를 구동하는 시스템구동 프로그램과 회전자극을 실시하여 얻어진 안구신호를 메모리에 저장하는 신호기록 프로그램이 있으며, 기타 시스템의 장애관리나 파일관리 등의 시스템 운용관리를 위한 관리 프로그램으로 구성하였다.

1. 관리 프로그램

시스템의 동작 순서는 시스템 초기화 모드에서 인터페이스 장치의 이상유무와 시스템의 동작을 위한 초기 테스트를 진행한다. 시스템 초기화가 끝나면 검

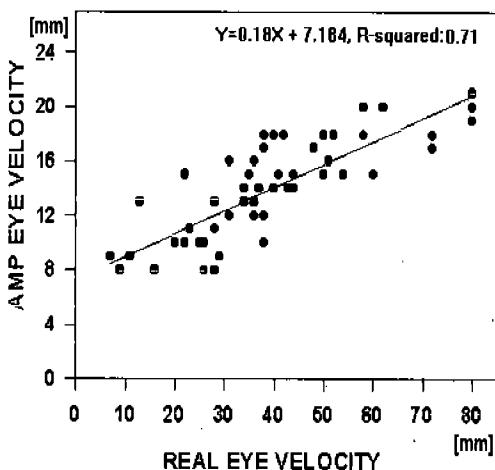


그림 5. 안구운동 속도와 전기안진기록계 신호의 상관도
Fig 5. Relationships between real eye velocity and signal of ENG system

사 실시를 위하여 회전자극기에 전원을 공급하고 회전 테스트와 더불어 초기 회전위치로 회전자극기의 위치를 설정한 다음 회전자극을 실시할 자극 주파수와 샘플링 주파수, 환자의 신상자료 등을 입력하고 회전자극을 실시한다. 회전자극이 실시되면 설정된 주파수의 자극 신호에 따른 인터럽트가 걸리고 회전 자극 제어신호를 출력한다. 회전자극 제어신호의 출력을 위한 인터럽트가 걸리지 않았을 때는 샘플링 주기신호의 인터럽트를 검출하며 인터럽트가 걸렸을 때는 안구신호를 A/D 변환기로 읽어들이어 안구신호를 디스플레이하고 메모리에 저장한다. 이러한 과정은 회전자극을 끝낼 때까지 계속 진행되며, 회전자극이 끝날 때는 시스템을 초기화시키고 검사의 종료를 알리도록 프로그램하였다. 본 프로그램은 자극신호와 안구신호 샘플링을 위한 2개의 인터럽트가 동시에 동작하고 있음을 알 수 있는데 자극신호 인터럽트 루틴은 구동제어 프로그램에 관한 부분이고 안구신호 샘플링을 위한 인터럽트는 안구신호를 저장하기 위한 프로그램 루틴이다.

플링을 위한 인터럽트는 안구신호를 저장하기 위한 프로그램 루틴이다.

2. 구동프로그램

회전자극시스템의 구동 프로그램은 피검자를 회전자극기의 의자에 앉힌 후 정현파 회전자극으로 전정기관을 자극하여 안구운동을 유발시키기 위한 정현파 회전자극기의 구동제어 프로그램으로 구성되었다. 회전자극기를 정현파 회전하기 위해서는 PC에서 3,600개의 정현파 데이터(360 / 0.1°)를 생성하고, 속도지령 주기의 결정은 기준자극 주파수를 1.28 Hz로 맞추기 위해 식 1·1를 적용하면 0.781 sec가 1주기 자극시간임을 알 수 있다.

$$T = 1 / 1.24 = 0.781(\text{sec}) \quad (1 \cdot 1)$$

T : 1주기 자극시간

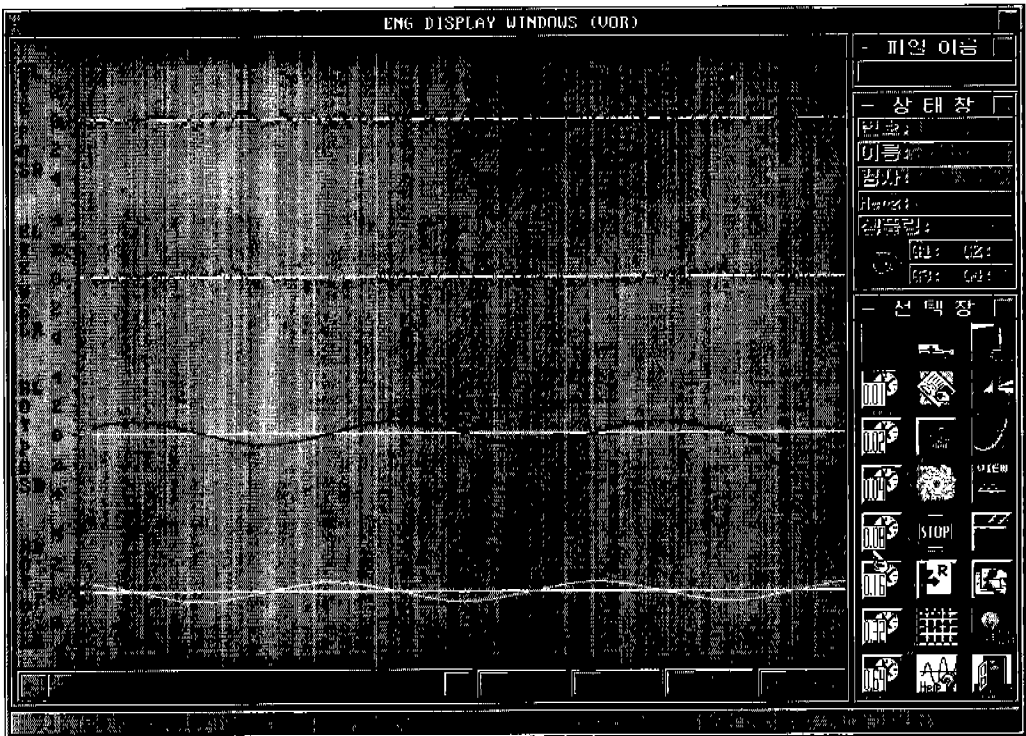


그림 6. 안구신호의 표시
EYE POS, 안구운동 (안진)의 위치곡선: EYE VEL, 안진의 속도곡선: ROT POS, 회전자극기의 위치곡선: ROT VEL, 회전자극기의 속도곡선.
Fig. 6. Display of electronystagmograph signal
EYE POS, position of eye movement: EYE VEL, velocity of eye movement: ROT POS, position of rotatory chair: ROT VEL, velocity of rotatory chair.

1주기 자극시간이 0.781 sec이고 1주기 정현파 데이터가 3,600개이므로 신호 데이터는 1주기 자극시간 동안에 3,600 개의 데이터를 출력하여야 한다. 이때 1주기 동안 발생하는 1주기당 속도 지령신호의 주기는

$$t = 0.781 / 3600 = 0.217(\text{msec}) \quad (1 \cdot 2)$$

t : 속도지령 신호의 주기

이므로 0.217 msec의 주기를 얻을 수 있다. 자극 주파수 조절은 0.217 msec마다 1개의 속도 지령신호를 1주기마다 출력 하였을 때 1주기 정현파 데이터인 3,600개의 지령신호가 모두 출력되면 1.28 Hz의 자극주파수가 발생되는데, 이 자극주기의 시정수를 2배로 하면 0.64 Hz의 자극 주기를 얻고, 0.64 Hz의 시정수를 다시 두배 하면 0.32 Hz의 자극주기를 얻을 수 있다. 이러한 방법으로 회전자극기의 자극주기는 0.64, 0.32, 0.16, 0.08, 0.04, 0.02, 0.01 Hz의 자극 주파수를 얻었다. 얻어진 0.216 msec의 기준 속도지령 주기신호를 INT 7의 인터럽트 단자에 연결하고 인터럽트가 걸릴 때마다 PC에서 정현파 데이터를 D/A 변환기로 1개씩 출력하여 속도 지령 출력을 만들고 ± 6 V 범위의 정현파 제어신호를 만들어 낸다. 이때, 회전자극기의 속도파형과 회전자극기의 위치파형은 회전자극기의 속도파형이 90도의 위상을 가질 때 위치 파형의 위상각은 0도이며, 회전자극 속도파

형이 180도가 되면, 위치파형의 위상각은 90도이다. 역방향 회전자극이 가해질 때는 속도 파형이 270도 일때 위치 파형의 위상각은 180도로 속도파형은 언제나 위치파형에 대하여 90도의 위상차를 보이고 있음을 알 수 있다.

이러한 시스템을 구현하는데 있어서 부하가 일정하지 않은 회전 구동장치에서 회전관성의 영향을 받지 않고 정현파 속도의 회전이 가능한 비선형 구동시스템을 구현하는 문제점이 있다. 선형 시스템에서는 속도의 계산이 가능하여 오차의 보정을 쉽게 이룰 수 있으나 비선형 제어기에서는 계속적으로 변하는 속도량과 부하의 무게중심의 변동을 즉시 검출하고 이에 따른 회전오차를 보정해야 하는 어려움이 있다. 또한, 회전과 역회전을 짧은 시간에 계속적으로 반복해야 하므로 회전관성의 영향을 직접적으로 받게되어 위치와 속도에 심한 왜곡을 가져오게 된다. 이러한 문제점으로 인해 본 시스템에서는 속도검출과 위치검출을 각각 별도로 검출하고 일차적으로 고속의 오차보정을 위해 속도 피드백을 구동 드라이브에서 OP 앰프로 목표값과 추종값을 비교하고, 비교된 오차분을 보정하여 1차 속도제어를 이룬다. 2차 위치량의 제어는 회전자극기의 엔코더로부터 위치신호를 검출한 후 정확한 위치계산 과정을 거쳐 실제 오차량을 산출하고 $\pm 5^\circ$ 이내의 위치 오차량에 3의 보정값을 넣고 $\pm 6^\circ$ 이상의 오차량에는 5, $\pm 9^\circ$ 에서는 7, $\pm 12^\circ$ 는 9, \pm

표 1. 신호기록을 위한 레코드

Table 1. Record for signal recording

자극주파수 (Hz)				회전 주기		gain 1 (CH1)		gain 2 (CH2)		gain 3 (CH3)		gain 4 (CH4)		gain 제어 값	램프	샘플링주파수			
H2	H1	H0	주파수	T	CW	GA1	GA0	GB1	GB0	GC1	GC0	GD1	GD0	gain	LP	SH(Hz)			
0	0	0	X	0	CW	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	off	0	0	X
0	0	1	0.01	1	CCW	0	1	0	1	0	1	0	1	2	1	on	0	1	128
0	1	0	0.02	X		1	0	1	0	1	0	1	0	4	X		1	0	256
0	1	1	0.04	X		1	1	1	1	1	1	1	1	8	X		1	1	512
1	0	0	0.08	X		X	X	X	X	X	X	X	X	X	X				X
1	0	1	0.16	X		X	X	X	X	X	X	X	X	X	X				X
1	1	0	0.32	X		X	X	X	X	X	X	X	X	X	X				X
1	1	1	0.64	X		X	X	X	X	X	X	X	X	X	X				X

16° 는 11로 오차의 정도에 따라 오차 보정값을 다르게 반영하여 차기 속도지령 신호에서 각기 오차량을 보정함으로써 속도와 위치 제어가 동시에 가능한 2중 페루프 제어계를 프로그램 하였다.

3. 신호기록

안구신호의 저장을 위해 PC 타이머를 사용하여 샘플링 주기를 0.976 msec로 설정하므로써 1024 Hz의 기준 주파수를 발생하였다. 발생하는 0.976 msec의 주기를 2배수 (512 Hz), 4배수 (256 Hz), 8배수 (128 Hz)를 취하면 타이머 인터럽트 주기가 변화되어 안구신호의 샘플링 주파수가 변화된다. 본 시스템은 최대 100 KHz까지 안구신호를 샘플링할 수 있으나 안구신호가 0 ~ 20 Hz 이내라는 점과 메모리의 효율적인 이용을 고려해서 128, 256, 512 Hz의 주파수로 고정하였다. 타이머에서 발생한 샘플링 주파수에 의하여 인터럽트가 걸리면 DMA (direct memory access)에 의해서 안구신호 데이터가 버퍼를 통하여 메모리에 직접 전송된다. 신호를 디스플레이 할때 시간지연이 많아 고속의 그래픽 처리 장치가 필요하였으나 DMA 버퍼링 방식을 이용하여 디스플레이 할때 생기는 시간지연에 대한 문제를 해결하였다.

파형의 화면디스플레이는 1채널, 2채널, 4채널의 3개 모드가 있는데, A/D 변환기를 통하여 입력된 신호를 선택하여 디스플레이할 수 있는 모드이다. 신호의 화면디스플레이는 입력된 신호를 X/Y 좌표에 픽셀 (pixel)로 뿌려줌으로써 파형의 표시가 가능하다. A/D 변환되어 PC에 입력된 안구신호는 확장 메모리에 일시 저장되고, 회전자극이 끝나면 파일로 생성되어 자기 디스크에 영구 기록된다. 128 Hz로 안구신호를 샘플링하였을 때 파일메모리 크기는 분당 61.4 Kbyte 정도의 용량을 차지 하였으며, 최대 샘플링 주파수인 512 Hz로 안구신호를 저장 했을 때의 메모리 용량은 분당 245.7 Kbyte를 사용하여 30분 동안 연속해서 신호를 기록할 때 메모리 크기는 7.3 Mbyte로 비교적 적은 메모리로 장시간 신호를 기록할 수 있다.

신호의 저장은 각 채널당 2 byte의 메모리를 할당 하였고 이중 12 bit는 샘플링 데이터를 기입하고 나머지 4 bit에 자극주파수, 자극주기, 이득, 샘플링 주파수 등의 자극상태를 기입하는 상태비트로 사용하였다. 자극방법이나 조건 등의 상태 변화를 기록하기 위하여 표 1과 같이 상태레코드 1개를 추가로 열어

회전자극 도중에 변하는 자극조건을 기록하였다. 즉, 1개의 채널을 열 때 레코드의 수는 2개, 2채널일 때는 3개의 레코드, 4채널일 때 5개의 레코드가 열림을 의미한다.

4. 신호분석

정현파 회전자극기를 0.01, 0.02, 0.04, 0.08, 0.16, 0.32, 0.64 Hz의 주파수로 회전자극하여 유발된 안구신호는 ENG 증폭기를 거치면서 안구의 속도신호와 위치신호를 발생한다. 그림 7(a)는 환자를 0.08 Hz로 한 주기 회전자극했을때 안구의 속도신호이고, 그림 7(b)는 안구속도신호에서 안진을 제거한 안구속도 파형이다. 안진을 제거하는 방법은 신호의 주기에 따라 안구속도신호의 최대지점을 기준으로 영역을 설정한 후 안진을 제거하므로써 그림 7(b)와 같은 데이터를 얻을 수 있었다. 여러주기의 파형을 반복하여 주기별로 자르고 안진을 제거한 후 얻어진 그림 7(b)와 같은 파형을 각 회전주기별로 잘라 같은 축선상에 중첩시키고, 이때 중첩된 데이터를 FFT 과정을 거쳐 회전자극기의 자극속도와 여러주기의 안구속도 신호의 평균된 안구속도값을 그림 7(c)와 같은 파형으로 부터 얻을 수 있었다. 이러한 과정으로부터 얻어진 안구운동속도 신호는 표준화검사 (calibration)에서 얻어진 값을 전기안진기록기의 특성식에 대입하여 안구운동속도값을 구할 수 있고, 안구운동속도값을 회전자극기의 최대 속도값과 비교하면 안구운동의 이득 (gain)을 얻을 수 있다. 또한, 안구운동속도 신호와 회전자극기의 회전속도를 비교하면 위상 (phase)을 산출할 수 있고, 회전과 역회전시 발생하는 안구신호에서 이득차의 비를 산출하여 대칭성 (symmetry)을 구할 수 있다. 이와같은 측정에 의하여 얻어진 이득, 위상, 대칭성의 비정상범위는 정상 평균수치보다 2 표준편차치 밖으로 벗어날 때이므로 전정기능의 상태를 쉽게 평가할 수 있다. 그림 8은 안구신호의 분석모드를 보여준다.

실험결과 및 고찰

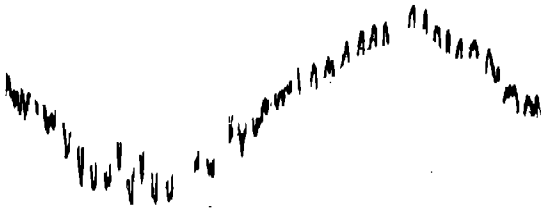
1. 안구운동 기록

본 연구의 회전자극시스템과 이미 상품화된 안구운동기록시스템과의 성능을 비교할 목적으로 본 시스템의 컴퓨터기록 프로그램과 Sensomedics Co.에서 생산된 생체신호기록기(physiograph: Dynograph Recorder R511)를 사용하여 안구신호를 검출하였다. 안구신호 검출용 전극은 0.875" × 1.75" 크기의 Ag-AgCl 표면전극(WPI, EL203)을 사용하였으며, 우측 안구의 안외각체피(lateral epicanthus)에 탐색전극을, 좌측의 안외각체피에 무관전극을, 이마의 정중앙 부위에 접지전극을 부착하였다. 그림 9는 정상성인에서 0.08Hz의 회전자극을 가하였을 때 출현한 안구운동을 상품화된 생체신호기록기(physiograph: Dynograph Recorder R511)에 의하여 기록한 것으로 본 연구의 회전자극 시스템에 의한 안구운동(그림 11)과 비교하면 모두 동일함을 보여주지만 본 시스템은 안진기록용 증폭기를 사용하여 안구운동의 신호를 A/D 변환시킨 후 PC에 기록하여 저장하고 분석할 수 있는 장점을 가지고 있다.

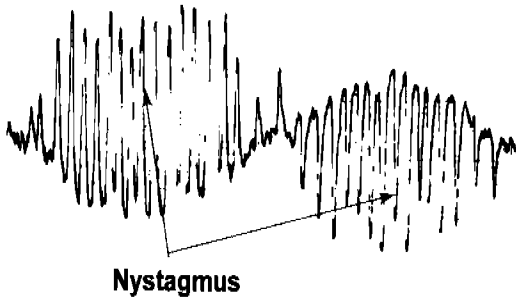
안구운동을 기록하기 위하여 피검자에게 전극을 부착한 후 약 10분 동안 앞에서 언급한 원형부스의 압실에서 적용시킨 후 전정안구반사의 억제를 방지하기 위하여 검사시간 동안 간단한 숫자계산이나 질문에 대한 답변 등으로 맑은 의식상태를 유지하도록 하였다. 안구운동파형은 안구가 탐색전극 방향으로 회전하면 상방을 향하고 무관전극 방향으로 회전하면 하방을 향하도록 하였다. 회전자극기의 위치파형은 자극기가 우측으로 회전할 때 상방으로, 좌측으로 회전할 때는 하방으로 향하도록 하였다. 방향이 바뀌는 위상의 -270° 지점과 $+90^\circ$ 지점의 속도는 $0^\circ / \text{sec}$ 의 정지상태이며 사인(sine) 0° 과 180° 지점은 최대속도점임을 의미한다.

2. 표준화검사 (Calibration)

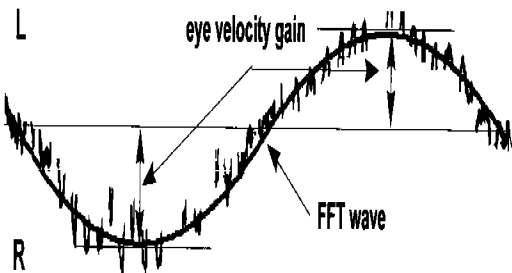
피검자의 안구로부터 유입된 안구신호의 이득은 안구운동과 직접적인 관계가 있기 때문에 측정된 신호로부터 안구의 이동각도와 위치를 산출할 수 있는데, 전극의 위치는 피부저항, 전극의 접촉저항 등의 요인이 전기안진기록기 증폭기의 신호 이득을 변화시킬 수 있으므로 안구의 운동량을 직접 측정할 수 없다.



- (a) 정현파 회전자극하였을 때 출현한 안구운동(Nystagmus)속도의 신호
 (a) Velocity signal of eye movement (Nystagmus) induced by sinusoidal rotation in healthy adult



- (b) 안구운동속도의 신호로부터 안진을 제거한 파형
 (b) Waveform which eliminated nystagmus from velocity signals of eye movement



- (c) 안구속도 신호의 FFT 변환
 (c) FFT transformation of eye velocity signals

그림 7. 안구운동 속도의 분석
 Fig. 7. Analysis of velocity of eye movement

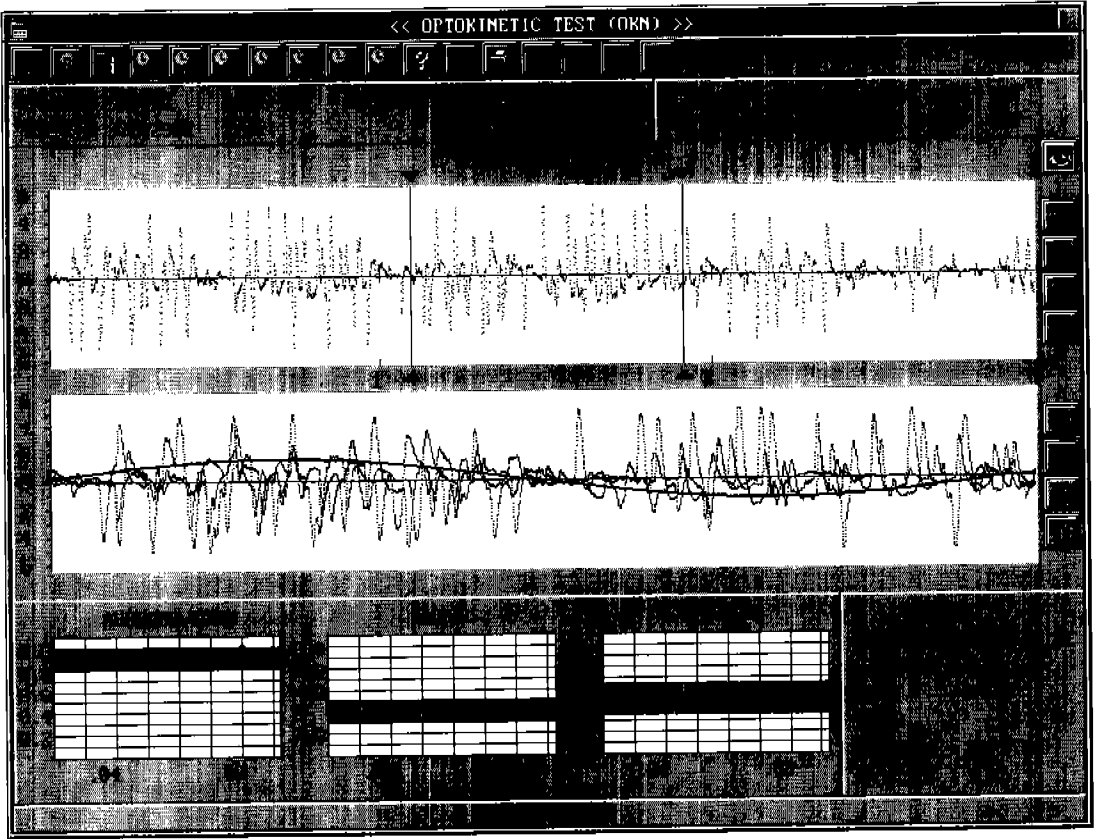


그림 8. 안구신호의 분석모드
 Fig. 8. Analytic mode of signal of eye velocity

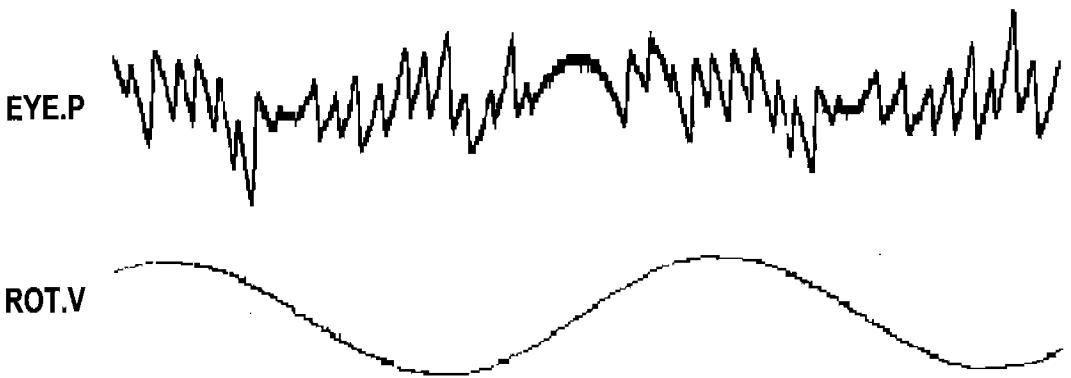


그림 9. 생체신호 기록기를 이용하여 기록한 안구운동
 EYE.P, 안구운동의 위치곡선; ROT.V, 회전자극기의 속도곡선
 Fig. 9. Eye movement recorded by physiograph
 EYE.P, position of eye movement; ROT.V, velocity of rotatory chair

이러한 이유로 각 피검자에서 안구운동량의 표준이 되는 기준치가 필요하게 되고 이를 위하여 표준화검사 과정을 거치게 된다.

표준화검사의 방법으로는 피검자의 안구가 정면에서 정해진 각을 이동하는 광점을 주시하므로써 정해진 광점의 이동각에 대한 안구운동파형의 높이가 결정된다. 이러한 신호분석의 표준치로 이득을 산출하는데 기준이 된다. 본 시스템에서는 레이저 인디케이터 안구운동값에 대한 표준화검사값의 비는 회전자극에 의하여 출현한 전정안구반사에서 이터를 사용하여 3 mm의 지름을 가진 광점으로 650 nm의 반도체 레이저를 사용하였고, 이 광점을 주기적으로 좌우측의 30° 범위를 이동시켜 안구신호에 대한 전기안진기록기 증폭기의 전기신호를 각도에 비례한 이득값으로 변환하여 표준화검사하였다. 그림 10은 표준화검사장치를 이용한 안구운동을 표시한 것으로 안구가 좌측과 우측으로 각각 15° 씩 이동하였을 때 기록된 안진곡선의 파형으로 안구가 우측을 향하면 파형은 상방을, 좌측을 향하면 하방을 향하였다.

125, 256, 512 Hz이며, 전기안진기록계의 증폭률은 20,000배로하였다. 그림 11는 정상 성인에서 0.08 Hz의 회전자극을 가하였을 때 출현한 안구운동을 기록한 것으로 좌측 방향의 회전자극에 의하여 안진의 속상은 좌측을, 서상은 우측을 향하였으며, 우측 방향의 회전자극에 의해서는 안구운동의 방향이 반대로 역전되었다. 또한 회전자극이 주어지지않는 시점에는 안구운동이 출현하지 않음을 보여준다.

4. 시운동성 안구운동 (OKN)

안구운동의 조절에 관여하는 시각의 역할을 추구하기 위하여 피검자가 고정된 상태에서 시운동성 자극을 가하였다. 시운동성 자극은 원형부스 내부안에 60W의 할로겐램프를 이용하여 15° 간격으로 그려진 막대그림자를 만든 후 DC 서보모터를 이용하여 20°/sec 와 40°/sec의 속도로 정현파 회전자극을 가하였으며, 이때 출현한 안구운동을 측정하였다. 전정기관의 자극을 배제하고 시운동성 자극만을 가하기 위

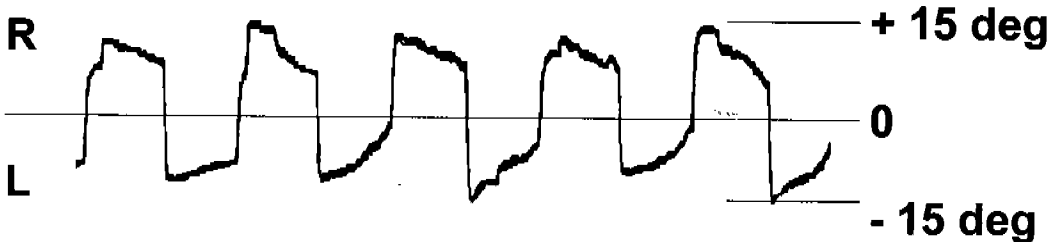


그림 10. 레이저 인디케이터를 좌우측으로 15° 회전하여 얻어진 안구운동의 표준화검사 신호
R, 우측; L, 좌측
Fig. 10. Calibration of eye movement by using laser indicator at degree of 15
R, right; L, left

3. 전정안구반사(VOR)

전정기능을 평가할 목적으로 원통 부스내에 설치된 회전자극시스템의 의자에 피검자를 앉힌 후, 0.01 ~ 0.64 Hz의 자극주파수로 3 ~ 6회의 범위에서 정현파 회전자극을 가하였다. 회전자극시 전정기관의 수평면규관을 선택적으로 자극하기 위하여 환자가 회전 의자에 앉은 상태에서 두부를 30° 전방으로 굽힌상태에서[14] 고정된 후 좌측과 우측으로 회전시켜 전정안구반사를 유발하여 안구신호를 검출하였다. 회전자극기의 최대회전자극속도는 60°/sec의 속도로 정현파 자극을 하였고, 이때 안구신호의 샘플링 주파수는

하여 피검자가 고정된 상태에서 막대그림자를 좌측과 우측 방향으로 회전하였을 때 안진이 출현하였으며, 좌측 방향의 회전에 의하여 안진의 속상은 우측을, 우측 회전에 의하여 속상은 좌측을 향하였다[15].

5. 시운동성 전정안구반사 (VVOR)

자세의 조절에 대한 시운동성 자극의 영향을 측정하기 위하여 회전자극을 가하는 동안에 시운동성 자극을 가하였다[16][17]. 시운동성 자극은 부스안의 회전의자에 피검자를 앉히고 시운동성 자극용 드럼을 40°/sec의 속도로 회전하면서 반대방향으로 정현파 회전자극기를 최대 60°/sec의 속도로 0.01 ~ 0.64

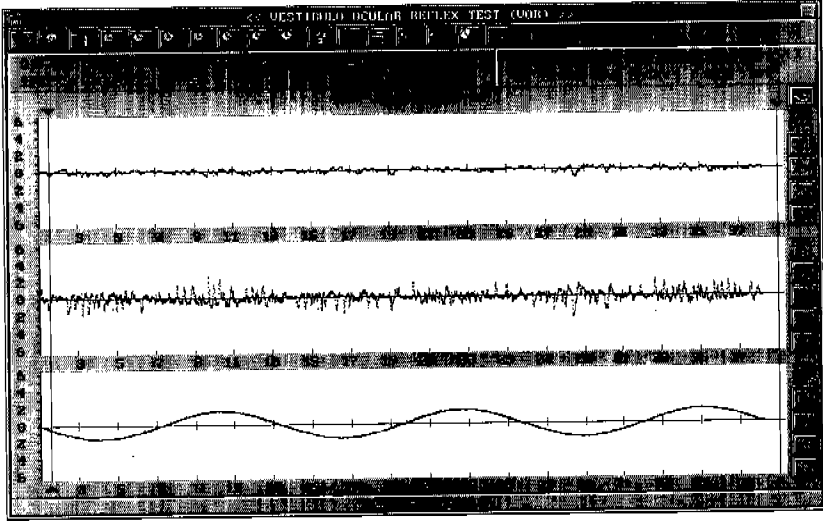


그림 11. 정상 성인에서 0.08 Hz의 회전자극에 의한 안구신호

(a) 안구운동의 위치곡선; (b) 안구운동의 속도곡선; (c) 회전자극의 속도곡선

Fig. 11. Signal of eye movement induced by sinusoidal rotation of 0.08 Hz in healthy adult

(a) Position curve of eye movement; (b) Velocity curve of eye movement;
(c) Velocity curve of rotatory chair

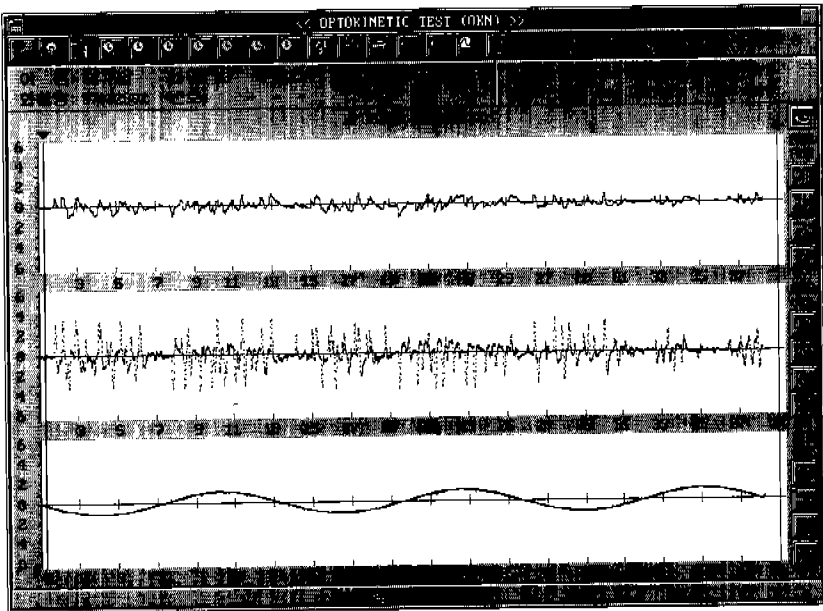


그림 12. 정상 성인에서 40°/sec의 시운동성 자극에 의한 안구반응

(a) 안구운동의 위치곡선; (b) 안구운동의 속도곡선; (c) 시운동성 드럼의 속도곡선

Fig. 12. Eye movement induced by optokinetic stimulation of 40°/sec in healthy adult

(a) Position curve of eye movement; (b) Velocity curve of eye movement;
(c) Velocity curve of optokinetic stimulator

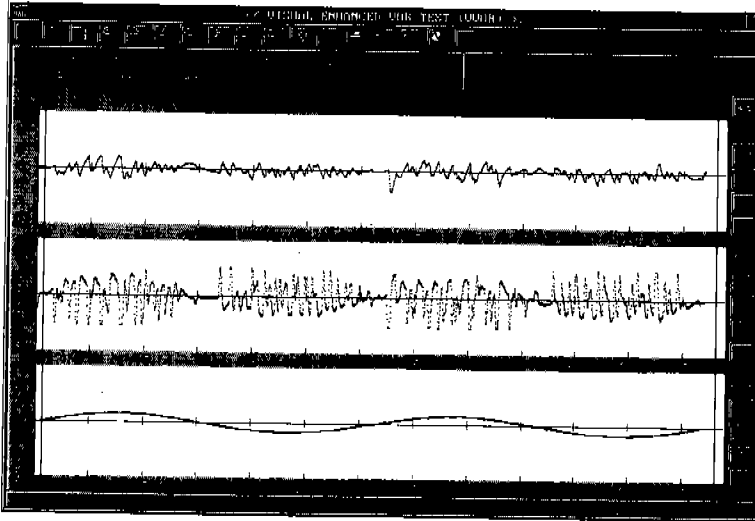


그림 13. 정상 성인에서 0.08 Hz의 회전자극시 시운동성 진정안구반사에 의한 안구운동
 (a) 안구운동의 위치곡선; (b) 안구운동의 속도곡선; (c) 회전자극의 속도곡선
 Fig. 13. Eye movement induced by visual vestibuloocular reflex of 0.08 Hz in healthy adult
 (a) Position curve of eye movement; (b) Velocity curve of eye movement; (c) Velocity curve of rotatory chair

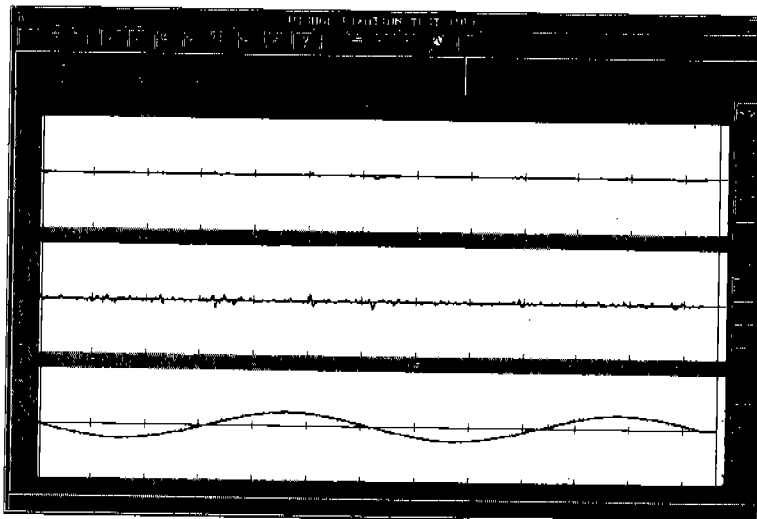


그림 14. 정상 성인에서 0.04 Hz의 회전자극시 시각의 억제에 의한 안구반응
 (a) 안구운동의 위치곡선; (b) 안구운동의 속도곡선; (c) 회전자극의 속도곡선
 Fig. 14. Eye movement induced by visual fixation test at 0.04 Hz in healthy adult
 (a) Position curve of eye movement; (b) Velocity curve of eye movement; (c) Velocity curve of rotatory chair

Hz까지 회전자극하였다. 이때 피검자는 반대방향으로 움직이는 그림자막대를 응시하므로써 전정기관의 자극과 시각자극을 동시에 가하는 검사를 실시하였다. 전정기능과 시각계가 정상인 피검자는 안구운동의 이득이 전정기관만을 자극한 경우에 비교하여 증가함을 보이므로써 시각이 전정안구반사에 영향을 미치며, 만일 전정기관이나 시각계의 이상을 동반한 경우에는 안구운동의 이득이 감소함을 예측할 수 있다.

6. 전정안구반사의 시각에 의한 억제 (VFX)

안구를 통한 신호는 시신경을 경유하여 하감랍핵에서 소뇌에 도달한 후 억제성 뉴론인 퍼킨제섬유(Purkinje fiber)를 통하여 신경신경핵을 억제하는 것으로 알려져 있다[18][19]. 따라서 전정안구반사를 이용하여 소뇌의 기능을 평가할 목적으로 암실에서 회전외자에 광원을 고정하여 피검자가 회전하는 동안에 광원을 주시하도록 하는 방법을 이용하고 있다. 본 연구에서는 암실에서 피검자를 회전외자에 앉힌 후 0.01 ~ 0.64 Hz 범위에서 회전자극을 가하였으며 회전방향과 동일한 방향으로 동일한 속도의 광점이 이동하도록 하여 피검자가 이 광점을 응시하도록 하여 안구운동을 측정하였다. 그림 14는 0.04 Hz의 회전 자극시 동시에 회전하는 광점을 주시한 결과 안구운동이 현저하게 억제됨을 보여준다. 이러한 결과는 시각에 의한 억제가 정상에서 30-40%이상이며, 느린 자극에서는 더욱 강한 억제를 초래한다는 Barnes와 Edge[19]의 연구결과와 일치하였다. 따라서 시각에 의한 전정안구반사의 억제는 임상적으로 소뇌의 기능을 평가하는데 유용하게 이용되고 있다.

7. 검사 결과보고

전정기능 검사의 결과는 이득, 위상, 대칭성으로 분석하며, 전정안구반사, 시운동성 안구운동, 시운동성 전정안구반사의 검사를 시행한다. 그림 15는 전정안구반사 신호를 분석하여 그래프로 그린 결과이고, 그림 16은 컴퓨터에 의하여 분석한 결과를 그래프로 표현한 그림이다.

결 론

본 연구에서 구현한 정현파 회전자극시스템의 구동 성능 및 검사의 신뢰도 등을 분석하기 위하여 구동특

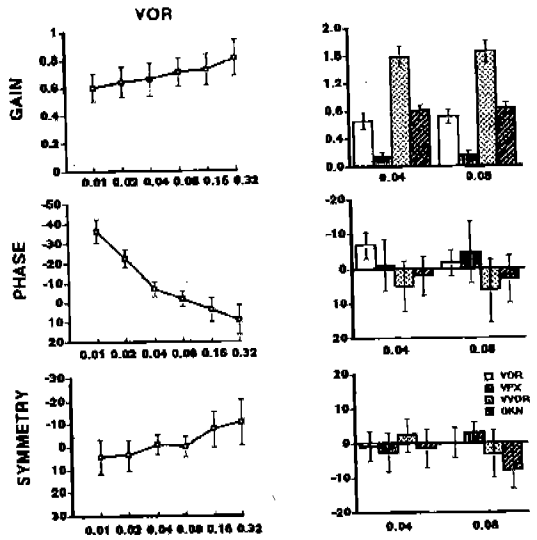


그림 15. 전정기능 검사결과
Fig. 15. Testing result of vestibular function

성 시험과 검사성적의 평가를 실시하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

(1) 전정기관에 의한 평형감각을 측정하고 현기증 환자의 진단을 위해서는 높은 주파수 영역까지 광범위한 회전자극이 필요하지만, 본 시스템에서는 정격 회전속도가 3,000 RPM인 DC 서보모터를 사용하여 자극 주파수가 최대 1.0 Hz까지 가능하였으며, 최대 자극속도가 60°/sec의 정현파 회전자극 특성을 갖는 시스템을 구현하였다.

(2) 회전자극에 의하여 안진이 출현하였고, 안진의 방향은 회전자극의 방향과 일치하였으며 안구운동의 속도는 회전자극의 속도에 비례하였다.

(3) $\pm 15^\circ$ 의 광원이 움직이는 표준화점사를 시행하였을 때 안구의 움직임에 비례하는 구형파의 안구 신호가 발생하였으며, 안구운동의 이득과 비례적인 관계로 일치하였다.

(4) 시운동성 자극에 의하여 안진이 출현하였으며, 안구운동의 속도는 회전속도에 비례적으로 증가하였다.

(5) 정현파 회전자극에 의하여 출현한 안구운동은 동일한 방향과 속도로 회전하는 광점을 주시한 결과 현저하게 억제되었다.

(6) 정현파 회전자극과 시운동성 자극기를 서로 반대방향으로 회전하여 전정기관과 시각을 동시에 자극하였을 때 출현한 안구운동의 이득은 회전속도에 비

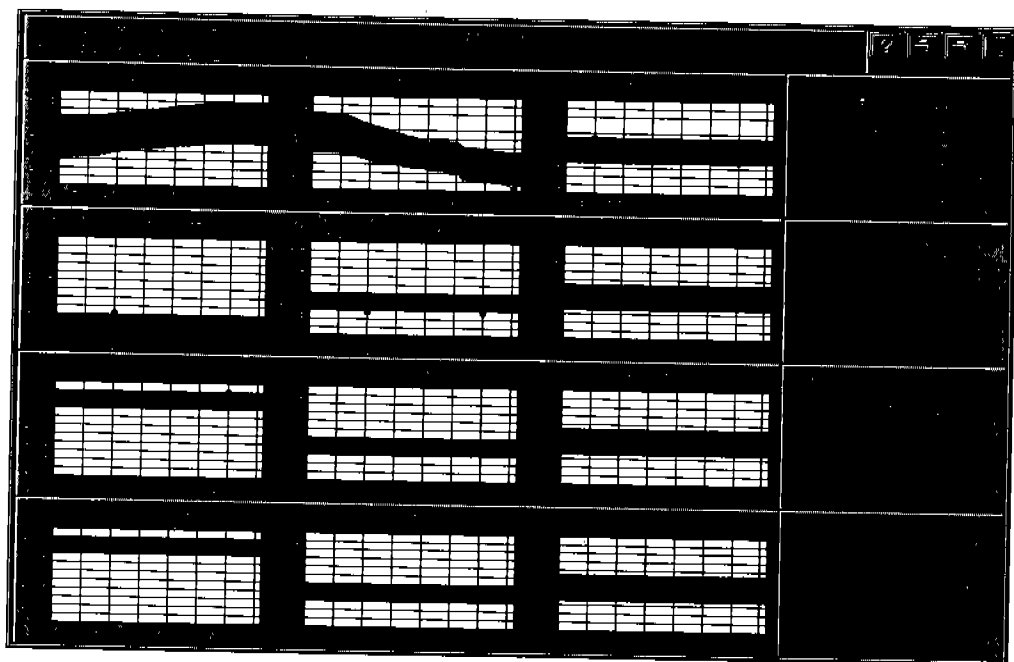


그림 16. 검사결과 디스플레이
Fig. 16. Display of testing result

레하여 증가하였다.

이상의 결과는 본 연구에서 개발한 정현파 회전자 극시스템이 전정기능을 정량적으로 측정하므로써 평형감각을 객관적으로 평가할 수 있을뿐만 아니라 전정기관으로부터 기인한 현기증의 진단 및 치료정도를 평가할 수 있기 때문에 임상에서 유용하게 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

V.B. Brooks, The neural basis of motor control, New York, Oxford University Press, pp.160-180, 1986.

V.J. Wilson and G. Melvill Jones, Mammalian vestibular physiology, New York, Plenum, pp41-76, 1979.

J. Szentagothai, "The elementary vestibulo-ocular reflex arc", J Neurophysiol, Vol. 13, pp395-407, 1950.

B. Cohen, J. Suzuki and M.B. Bender, "Eye movement from semicircular canal nerve stimulation in the cat", Ann Otol Rhinol

Laryngol, Vol. 73, 153-169, 1964.

M. Ito, N. Nishimaru and M. Yamamoto, "The neural pathways mediating reflex contraction of extraocular muscles, during semicircular canal stimulation in rabbits", Brain Res, Vol. 55, no. 1, pp183-188, 1973.

J.H. Kim, B.R. Park and C.S. Park, "Studies on the interrelationship between the vestibular semicircular canals and extraocular in rabbit and cats", Korean J Physiol Vol. 21, no. 1, pp91 - 101, 1987.

V.J. Wilson and B.W. Peterson, "Vestibulospinal and reticulospinal system", In: Handbook of physiology. The nervous system, edited by HH Kornhuber, Berlin, Springer-Verlag, pp 667-702, 1981.

V.J. Wilson, R.H. Schor, I. Suzuki and B.R. Park, "Spatial organization of neck and vestibular reflexes acting on the forelimbs of the decerebrate cat", J Neurophysiol, Vol. 55, no. 3, pp514-526, 1986.

- W. Precht, H. Shimazu, C.H. Markham, "A mechanism of central compensation of vestibular function following hemilabyrinthectomy", *J Neurophysiol*, Vol. 29, no. 6, pp996-1010, 1966.
- T. Brandt, *Vertigo: Its multisensory syndromes*, New York, Springer-Verlag, pp1-24, 1991.
- H.O. Barber and C.W. Sto, "Preparations for testing. In: Manual of electronystagmography", St Louis, The CV Mosby Co, pp159-187, 1980.
- A. Herman, Jenkins and Jefim Goldberg, "Test-Retest Reliability of the Rotatory Test in Normal Subjects", *Adv Oto-Rhino-Laryng*, Vol. 41, pp190-195, 1988.
- U.W. Buettner, V. Henn and L.R. Young, "Frequency response of the vestibuloocular reflex in the monkey", *Aviat Space Environ Med*, Vol. 52, pp73-77, 1981.
- I.S. Curthoys, P.H.I. Blanks and C.H. Markham, "Semicircular canal functional anatomy in cat, guinea pig and man", *Acta Otolaryngol*, Vol. 83, pp258-265, 1977.
- I.P. Howard, "The optokinetic system In: the vestibuloocular reflex and vertigo", edited by J.A. Sharpe and H.O. Barber, New York, Raven Press, pp163-184, 1993.
- B. Cohen, V. Henn, T. Raphan and D. Dennett, "Velocity storage, nystagmus, and visual-vestibular interactions in humans", *Ann NY Acad Sci*, Vol. 374, pp421 - 433, 1981.
- T. Villis, Interactions between the angular and translational components of the vestibuloocular reflex, In: the vestibuloocular reflex and vertigo, edited by J.A. Sharpe and H.O. Barber, New York, Raven Press, pp 117-124, 1993.
- M. Ito, The vestibulo-cerebellar relationships: vestibulo-ocular reflex arc and flocculus, In: The vestibular system, edited by RF Naunton, Academic Press, New York, 1975.
- G.M. Gauthier and J.L. Vercher, " Visual vestibular interaction: vestibulo-ocular reflex suppression with head-fixed target fixation ", *Exp Brain Res*, Vol. 45, pp150-160, 1990.
- G.R. Barnes and A. Edge, "Non-linear effects in visual suppression of vestibular nystagmus", *Exp Brain Res*, Vol. 52, pp9-19, 1983.
- A. Suyitno, J. Fujikawa, H. Kobayashi and Yasuhiko Dote, "Variable-Structured Robust Controller by Fuzzy Logic for Servomotors", *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 40, no. 1, pp80-87, 1993.
- R.W. Baloh, W.E. Kumley and V. Honrubia, "Algorithm for analysis of saccadic movements using a digital computer", *Aviat Space Environ Med*, Vol. 47, pp523-527, 1976.
- J.H.J. Allum, T.R. Tole and A.D. Weiss, "MITNYS-II-A digital program for on-line analysis of nystagmus", *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 3, pp196-202, 1975.
- D.H. Fender and P.W. Nye, "An investigation of the mechanisms of eye movement control", *Kybernetik*, pp81 - 88, 1961.
- I. Kato, T. Nakamura, Y. Koike and Y. Watanabe, "Computer analysis of optokinetic nystagmus for clinical usefulness", *Auris Nasus Larynx*, Vol. 13, pp97-103, 1986.

Development of the Sinusoidal Rotatory Chair System for Evaluation of the Vestibular Function

S.K. Lim, H.C. Jeong, G.K. Kim, D.B. Jin, M.S. Kim, M.Y. Lee, B.R. Park

(Won Kwang University)

Abstract The purpose of this study was to develop a sinusoidal rotatory chair system for evaluating the vestibular function in patients suffered from vertigo with vestibular disorders as well as normal subjects. The sinusoidal rotatory chair system is composed of a rotatory chair system and softwares. The rotatory chair system is composed of a comfortable chair and a DC servomotor with reducer (80:1) controlled by nonlinear motor system. And a double feedback loop system containing a velocity feedback loop and a position feedback loop was applied to the servo controlled rotatory chair system. Maximum velocity of the rotatory chair was upto 60 degree per second and frequency range was 0.01 to 0.64 Hz.

To evaluate the vestibular function in vertigo patients, vestibuloocular reflex was measured by sinusoidal rotation of the whole body about vertical axis in the darkness, and optokinetic nystagmus, visual vestibuloocular reflex, and visual supression test were also performed. Eye movement was measured by means of a electronystgmograph amplifier through Ag-AgCl surface electrodes. Gain, phase, and symmetry were obtained from analysis of the eye movement induced by vestibular or visual stimulation. In healthy adults, sinusoidal rotation of the whole body produced nystagmus, of which gain was directly proportional to the velocity of stimulation. The gain of visual vestibuloocular reflex was greater than that of vestibuloocular reflex or optokinetic nystagmus, and it was suppressed markedly by visual suppression test.

These results suggest that the sinusoidal rotatory chair system which was developed by this study can evaluate the vestibular function quantitatively, also this system is very useful to diagnose the vertigo patients with vestibular disorders and to estimate the vestibular function during recovery from vertigo.

Key word sinusoidal rotatory chair system, electronystagmograph amplifier, vestibuloocular reflex, optokinetic stimulation, vestibular function