

전자기학적 방법을 이용한 머리운동 측정 시스템

남 문 현 김 정 현
건국대학교 공과대학 전기공학과

ELECTRO-MAGNETIC MEASURING SYSTEM FOR HEAD ROTATIONS

Moon-hyon, Nam and Jung-hyun, Kim

Department of Electrical Engineering, Konkuk University, Seoul

I. 서 론

사람이나 동물의 일상생활은 머리, 눈, 사지 운동 등 운동의 연속이라 할 수 있다. 지금까지 인간의 운동제어 특성에 관한 연구 결과는 인간과 기계가 공존하는 시스템(man machine system)의 최적 설계, 신체 장애자를 위한 인공보철 장치 (artificial prosthesis), 인간과 특성이 유사한 로봇의 개발, 근육운동의 최적화를 이용하는 스포츠 과학 등에 널리 이용되고 있다. 현재까지 사람이나 동물의 운동은 두뇌(대뇌 및 소뇌)의 신경 지배에 의한다는 것이 신경생리학이나 운동제어 연구자들에 의해 제안되었으며 수학적 모델에 의해 규명하는 연구가 많이 발표되고 있다. (1)

최근에는 제어이론, 컴퓨터를 이용한 신호처리, 생체공학의 기법을 이용한 새로운 실험과 모델링 방법이 제안되고 있다. 이 가운데서 운동시 두뇌에서 근육에 전달되는 근육전기(myoelectricity) 신호를 검출하여 이것을 운동제어 신호로 보아 근육제어 기전을 규명하는 방법이 개발되고 있다 (2). 이를 위해서 머리운동의 동특성 및 근전신호를 측정하는 것이 필수적이다.

머리운동의 연구를 위해 개발되어온 각종 측정 시스템에는 여러 가지가 있으며 대표적인 방법은 다음과 같다 (6).

(1) 전기-기계적 방법 :

현재까지 인간과 영장류의 머리의 회전 축을 회전 전위차계, 가속도계에 연결하여 회전각도에 비례한

전압을 얻는 가장 보편적인 방식이다.

(2) 전기-광학적 방법 :

머리에 발광체를 부착하고 광검출기가 장치된 스크린에 투사하는 방법과 스크린 대신에 광검출기에 장착된 헬멧을 사용하여 머리에 부착한 발광체에서 나오는 빛을 검출하여 측정하는 방법 등이 있으나, 검출기 출력에서 머리위치를 사상하는 것이 크게 비선형적이어서 해석이 다소 어렵다. 이 방법을 개선하여 머리 후두부에 발광체를 장치하고 초점 평면에 x-y 광센서를 장치하여 표준 35mm 카메라로 영상화 하여 센서가 투사된 점을 x-y 좌표로 변환시키는 방법이 개발되었다. 동물의 머리운동은 영화 촬영 방법 등이 쓰였으며, 특히 곤충연구에는 소형 장치가 개발되었다.

(3) 전기-자기학적 방법

1963년 Robinson은 안구운동 측정 방법으로 탐지 코일을 이용한 측정 방법을 고안하였다. 이 시스템에서 탐지 코일은 머리위에 부착되어 머리와 측정장치 사이에는 아무런 기계적인 연결 부분이 없어 편리하며 동물의 여러가지 운동 측정에 널리 이용되고 있다.

그 밖에 압전소자를 이용하여 직접 머리 운동의 가속도를 측정하여 각종 운동중에 불필요한 머리운동을 경고하는 장치를 개발하였는데 생체 피드백(bio-feedback) 신호를 이용하는 훈련장치로 이용되고 있다.

이와 같이 머리운동을 측정하는데 여러 방법이 고

안되었으나 연구 목적에 따라 측정장치나 방법을 채택하게 된다.

본 연구는 시야나 머리운동을 구속하지 않고 수평 및 수직 머리 운동을 측정하여 처리하는 방법에 관한 것이다. 이를 위해 Helmholtz 코일을 적절히 구성하여 균일 자계를 발생시키고 탐지 코일을 이용하여 머리운동의 동적 특성을 검출하고, 검출된 신호는 신호처리 장치를 구성하여 처리하는 방법을 개발하고 다른 연구결과와 비교 고찰하였다.

II. 측정 원리 및 시스템 구성

(1) Helmholtz 코일을 이용하여 균일 자계를 발생시키려면 교류 발전기에서 수직 및 수평용 고주파의 정현파를 발생시켜 전력 증폭기에 의해 증폭된 전류를 두 개의 수평 및 수직 계자 코일에 인가한다. 이때 두 개의 수평 및 수직계자 코일에는 균일한 교류 자계가 발생한다. 한편 탐지코일(detection coil)을 피검자의 머리카락이나 안구 등 회전 축에 부착하면 피검자와 함께 자계에 놓여 피검자의 수평 및 수직 회전 운동시 함께 운동하게 된다. 이 때 회전각에 따라 탐지 코일에 유도 기전력이 발생하게 된다. 이 복합된 신호는 주파수 변별기에 의해 수평 및 수직 성분의 직류전압으로 변환된다.

$$\text{곧, } E_{hd} = f(\theta_h)$$

$$E_{vd} = f(\theta_v)$$

① Helmholtz 코일의 자계 해석

그림 1과 같이 반지름이 a 이고, 이격거리가 d 인 두 개의 루우프가 $X-Y$ 평면에 있을 때, 그 자속 밀도는 다음과 같다.

$$B = \frac{\mu_0 I a^2}{2} \left(\frac{1}{(z^2 + a^2)^{3/2}} + \frac{1}{((z-d)^2 + a^2)^{3/2}} \right) \quad (1)$$

(1)식으로 부터 자속밀도가 균일한 점은

$$\frac{dB}{dZ} = \frac{3\mu_0 I a^2}{2} \left(\frac{-z}{(z^2 + a^2)^{5/2}} - \frac{(z-d)}{((z-d)^2 + a^2)^{5/2}} \right) \quad (2)$$

이때 $dB/dZ = 0$ 을 만족하는 조건은 $Z = d/2$ 이므로 그림 2, 그림 3과 같이 두 개의 루우프의 바로 중앙(루우프의 중간)에서 자속밀도가 균일함을 알 수 있다.

② 반지름과 이격거리

$d=a$ 인경우가 $d=2a$ 인 경우 보다 자속 밀도의 크기나 균일도에 있어 우월하지만 수평과 수직운동을 동시에 측정하기 위해 두 개 코일의 자속을 발생시키려면 같은 지름을 갖는 네 개의 루우프 코일이 정방형으로 배치되어야 하므로 $d=a$ 의 배치 방법은 불가능하여 $d=2a$ 방법을 사용해야 한다.

(2) 탐지 코일에서의 유도 전압

탐지 코일은 회전체의 동축 상에 위치하여 운동시에는 동시에 회전하게 된다. 이 때 회전각 만큼 공간에 분포한 자속을 끊어서 전압을 유도하게 된다. 그림 4와 같이 균일한 교류 자장에 r 만큼 회전한 상태로 탐지 코일이 놓여 있다면, 이 때 자속은 아래와 같다.

$$\phi = \iint B_n \cdot dU$$

$$= \iint B \cdot \sin r \cdot dU$$

$$= \iint B_0 \cdot \sin \omega t \cdot \sin r \cdot dU \dots \dots \dots (3)$$

이 때 탐지 코일이 속한 영역의 자속밀도는 균일하므로 식(3)은 아래와 같이 된다.

$$\phi = \pi R^2 B_0 \cdot \sin \omega t \cdot \sin r$$

이고, 유도전압은

$$V = -N \frac{d\phi}{dt} = -N \pi R^2 B_0 (\omega \cos \omega t \cdot \sin r + \sin \omega t \cdot \cos r \frac{dr}{dt}) \dots \dots \dots (4)$$

이 된다.

식(4)에서 머리의 회전 운동은 자속의 각 속도 보다 크게 느려 무시할 수 있으므로 식(4)는 아래와 같이 된다.

$$V = -N \pi R^2 \omega B_0 \cdot \cos \omega t \cdot \sin r \dots \dots \dots (5)$$

N : 탐지 코일의 권수

ω : 자계 주파수의 각 속도 (rad/sec)

R : 탐지 코일의 반경

B : 자속 밀도 ($N \cdot A^{-1} - m^{-1}$)

탐지 코일에 유도된 전압은 수평 및 수직의 두 가지 주파수의 전압이 혼합된 것으로, 수평 및 수직코일의 위치에 따라 그 유도 전압의 크기가 결정된다. 조합된 전압에서 수직 및 수평 성분을 분리하기 위해 주파수 변별기를 이용해야 한다.

III. 시스템 설계

(1) 설계 조건

— 시각, 시야 및 정상적인 머리운동을 방해하지 않아야 한다.

— 머리의 부착물은 최소화 해야 한다.

— 시스템이 정확도와 신뢰도가 높을것.

— 시스템에서 상호 전자파 간섭을 극소화 할것.

— 시스템의 사용, 보수, 유지가 간편할것.

머리운동의 신호는 그림 7의 시스템에서 얻어진 수직 및 수평 운동신호를 A/D변환기를 통하여 컴퓨터의 디스켓에 저장하고 플로터로 출력을 기록 하였다.

(2) 탐지 코일

16번 동선을 지름 6cm인 원형으로 하여 헬멧 상단부에 부착하였다. 최대 유도전압은 약 2(mV)이다.

(3) 계자 코일

계자 코일은 Ronald · S Rimmel (1984)의 장치를 본 실험에 맞게 수정하였으며, 코일의 지름은 70cm로, 16번 동선을 4회 감아 직렬로 연결하였다. 이때 임피던스는 각각의 수평 및 수직 주파수에 대해 8[Ω]이 되게 하였다.

(4) 주파수 선택 변별기

연산 증폭기 및 아날로그 스위치 CD 4051 두 개 및 저역 필터로 구성하였다. 입력 2mV. 직류 출력 최대 9V를 얻었다.

(5) 시 표

피검자와 1.5m의 거리에 위치한 나무판에 0를 기준으로 좌우 7개 썩의 발광 다이오드를 부착하여 -35°에서 +35°의 회전 운동 범위를 얻도록 하였으며, 발광 다이오드의 위치를 변경하여 임의의 변위각을 조절할 수 있도록 하였다.

(6) A/D 변환기

아날로그 직류 전압을 컴퓨터로 처리하기 위하여 본 실험에서는 Interactive Structure 사의 Successive approximation A/D 변환기를 사용 하였으며, 그 특성은 12 비트, 데이터 입력은 16개 까지 사용할 수 있는 것으로 Apple II 개인용 컴퓨터

에 접속하여 사용 하였다.

(7) 소프트웨어의 구성

운동신호를 A/D변환 하기 위해서 입력 채널을 선택하고, 입력전압은 -2(V)에서 2(V), 데이터수는 400개, 샘플링 시간은 2(ms)로 지정 하였다. 컴퓨터의 언어는 BASIC으로 구성하였으며 흐름도는 그림 5와 같다.

시스템의 성능을 조사 하기 위하여 실험에 참가한 3명의 건강한 대학원생을 피검자로 하여 정해진 시표 패턴을 따라 머리를 운동하도록 하여 머리운동 모니터를 고정하였다.

±35°범위에서는 아주 높은 선형성을 나타냈으며 이보다 큰 범위에서는 포화현상을 나타냈는데 이것은 지속밀도의 비선형성에 기인한 것이라고 생각된다. 본 연구에서 구성한 시스템은 타연구 방법과 직접비교(전위차계법)하였으며 신호특성이 우수 함을 알았다.

탐지 코일 방법과 전위차계법의 비교 곡선은 그림 6과 같다. 본 연구에서 구성한 전체 측정 시스템은 그림 7과 같다.

IV · 결 과

— 계자코일 중앙에 탐지코일을 각도계에 연결하여 오실로스코프와 디지털 멀티메타로 교정한 결과는 그림 8과 같다. 그림 9는 5°간격으로 실험한 수평머리운동을 플로터를 사용하여 중첩해서 그린 것이다. 그림 10은 A/D변환을 하지 않은 아날로그 신호이다.

V. 고 찰

(1) 머리운동 모니터에 쓰인 Helmholtz 코일구성에서 코일의 지름이 클수록(같은 증폭기출력에서 볼 때) 자계의 세기는 감소되나 자계의 균일도 폭은 넓어지는 것을 시뮬레이션을 통해 확인하였다. 또한 인가 주파수가 높을수록 해상도가 개선됨을 알 수 있었다.

(2) 새로운 신호처리 프로그램을 개발하여 채널의 선택, 샘플링 수, 샘플링 시간을 임의로 조정할 수 있었으며, 그 결과 실험의 일괄적인 작업이 가능해

지고 데이터의 관리 및 처리가 간편하여 졌으며, 실험조건의 변화에 따라 적절하고 신속하게 데이터의 입력을 변화시킬 수 있었다.

(3) 머리운동의 속도와 가속도를 계산하기 위하여 2점 중앙 미분 알고리즘을 사용하였다. 이는 1 (ms)의 샘플링 시간에 74 (Hz)의 대역폭을 가졌으며, 머리운동의 미분에 적합함을 확인하였다. 따라서 이 알고리즘은 저주파 생체 신호의 동특성을 구하는 데 매우 유용한 알고리즘이라 생각한다.

(4) 머리운동 모니터의 측정범위는 수평 $\pm 30^\circ$, 수직 $\pm 15^\circ$, 해상도 0.046, 선형성은 $\pm 30^\circ$ 까지 5% 이내였으며 미세한 머리운동의 회전을 정밀하게 측정할 수 있었고 싼 값으로 제작이 가능하였다.

사람의 몸체를 구속하지 않은 상태에서 실제(net)의 목 회전을 측정하려면 몸통에 추가의 탐지 코일을 부착하려면 된다. 또한 수평 및 수직 운동의 상호작용의 관찰이 용이하였으며 세 개의 Helmholtz 코일을 이용하면 X, Y, Z 축의 운동을 측정할 수 있다. 본 연구의 결과를 사람이나 동물의 기계적 회전운동을 측정하는데 널리 이용될 수 있으리라 생각된다.

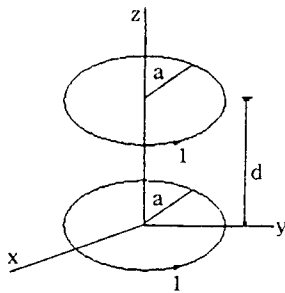


그림 1. Helmholtz 코일배치

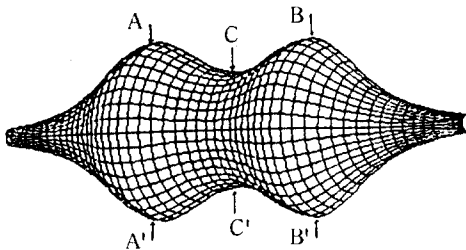


그림 2. 두 코일 주변에 분포한 자속밀도

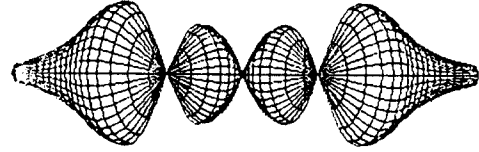


그림 3. 자속밀도 분포의 미분형

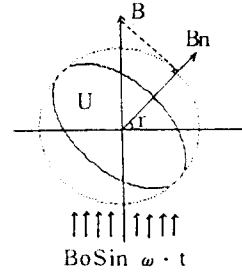


그림 4. 자속방향에 대해 r만큼 회전된 탐지 코일

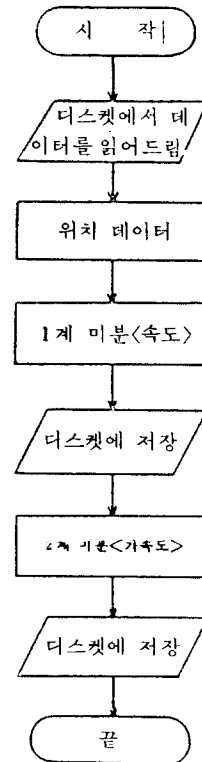


그림 5. 데이터 처리 흐름도

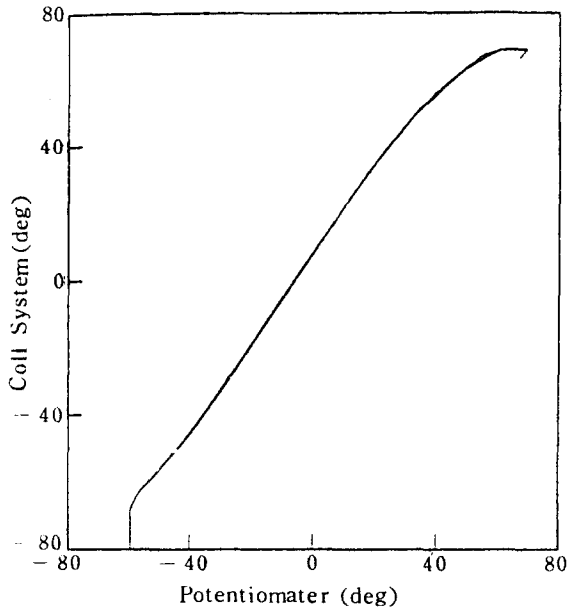


그림 6. 탐지 코일 방법과 전위차계법을 이용한 머리운동 측정 시험의 비교

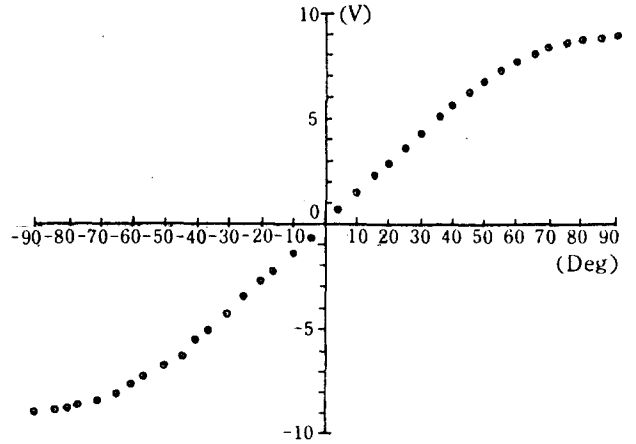


그림 8. 측정 시스템의 교정곡선

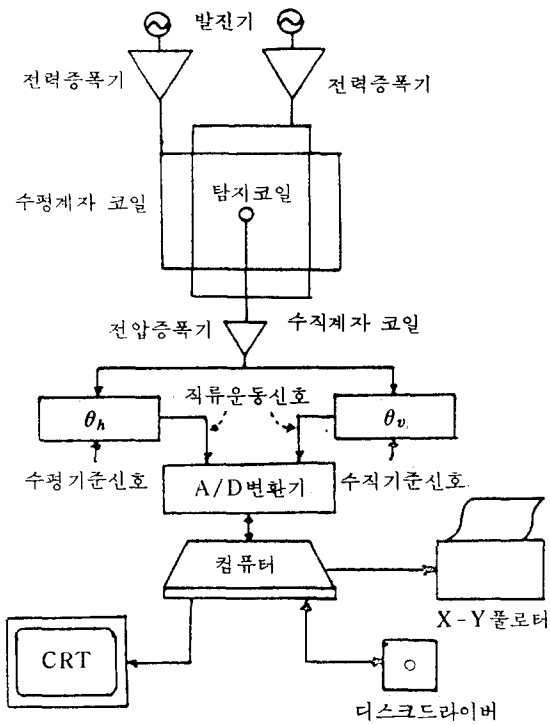


그림 7. 전체 시스템 구성도

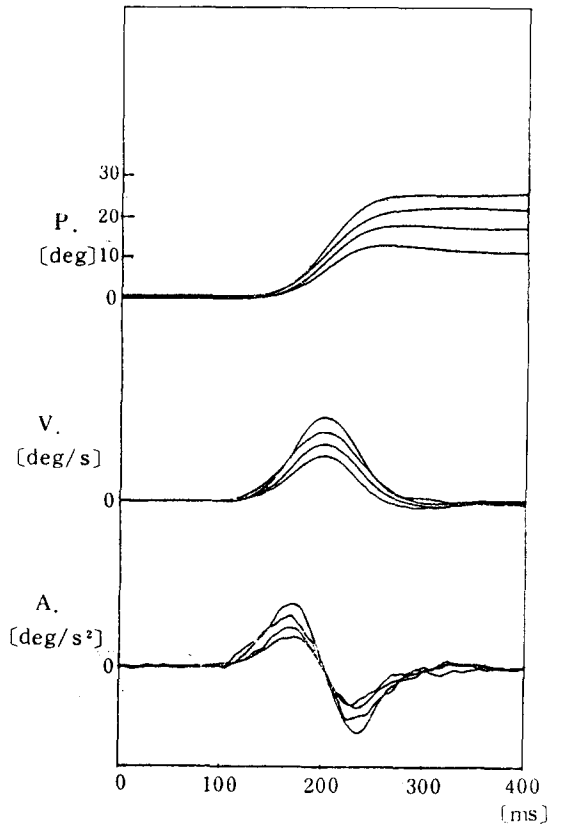


그림 9. 중첩된 머리운동
오른쪽 10°--15°--20°--25° 운동

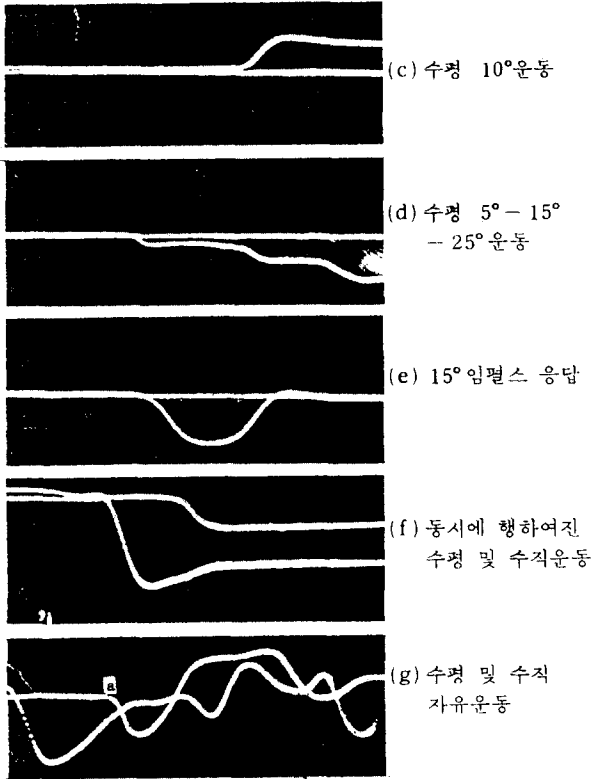


그림 10. A/D변환을 하지않은 아날로그 신호

참 고 문 헌

1. Cook. G. and Stark. L. : The human eye movement mechanism : experiment modeling. and model testing. Arch. Ophthal. 79 : 428 ~ 436. 1968.
2. Hannaford. B., Nam. M. H., Lakshminarayanan. V. and Stark. L. : EMG as Controller Signal with Viscos Load. J. Moter Beh. 16 : 255 ~ 274. 1984.
3. David A. Robinson. "A Method of Measuring Eye Movement Using a Scleral Search Coil in a Magnetic Field". IEEE Trans., Biomed. Eng., Vol. BME-10. pp.137 ~ 145. Oct. 1963.
4. J. G. McElligott. M. H. Lough nane and L. E. Mays, "The Use of Synchronous Demodulation for the Measurement of the Eye Movements by means of an Ocular Magnetic Search Coil". IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26, No. 6. June 1979.
5. 남문현 · 김정현 · 이병관. "자기탐지 코일을 이용한 회전체의 운동측정에 관한 연구". 대한 전가학회 계측제어 연구회 추계학술 발표대회 논문집. 10. 1985.
6. 이병관. "Helmholtz Coil 을 이용한 머리운동 측정장치에 관한 연구", 건국대학교 대학원 석사 학위논문. 1986.
7. 유인호. "A/D 변환기를 이용한 머리운동 신호의 처리에 관한 연구", 건국대학교 대학원 석사 학위논문. 1986.
8. Ronald S. Remmmel, "An Inexpensive Eye Movement Monitor Using The Scleral Search Coil Technique", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-31. No. 4, April 1984.