

EMG, EOG, ERG 계측시스템과 신호처리

金 成 煥

(正 會 員)

서울市立大學 電子工學科 副教授(工博)

I. 서 론

인간의 질병에 종류와 심도는 사회가 발전되어 감에 따라 한층 다양하고 복잡화 되어 가고 있다. 이러한 질병의 치료를 위하여 인체 각 부위에서의 특수한 생체 전기 현상을 측정하고 지금까지 발표된 제반현상과 생체시스템 모델을 검토하여 새로운 치료방법의 연구와 보다 나은 모델을 구성하기 위하여 꾸준히 연구가 진행되어 가고 있다. 반도체 기술의 발달로 말미암아 대규모 집적소자들이 출현하였고 일시에 다량의 정보를 간단히 처리할 수 있게 되었다. 이로 인하여 계측 및 제어 그리고 디지털신호처리에 획기적인 발전을 가져오게 되었다. 특히 컴퓨터 기술의 발전은 생체시스템 분석 및 임상실험에 매우 자극적인 요소가 되고 있다. 또한 인공지능(artificial intelligence)의 연구에 기초가 될 수 있는 인체시스템의 제어메카니즘의 연구가 활발히 진행되고 있다.

본고에서는 이러한 전자공학의 기술발달에 힘입어 많은 연구가 진행중인 인체의 전기현상 중에서 EMG (electromyography), EOG (electrooculography), ERG (electroretinography) 에 대한 계측시스템과 신호처리의 원리 및 최근 동향에 대해서 간략히 설명하고자 한다.

II. EMG 계측시스템과 신호처리

1. EMG 계측시스템

EMG는 근육활동과 관련된 전기적 신호를 도해적으로 기록한 것으로서 근전도라고 불리우고 있다. 신호의 크기는 $50\mu\text{v}\sim 1\text{mv}$ 의 침두치를 갖으며 주파수 특성은 근육에 따라 다르지만 $10\text{Hz}\sim 3\text{kHz}$ 의 범위를 갖는다. 신경임펄스와 비슷한 생화학적 변화가 근섬유(muscle fiber)를 따라 일어나며 이러한 전기적 신호는 침전극(needle electrode), 선전극(wire electrode), 표

면전극(surface electrode)을 사용하여 검출할 수 있다. 근전위의 발생기전의 원리와 근섬유 내에서의 전달메카니즘은 여러 문헌에 잘 나타나 있다.^(1,2,3)

그림 1은 일반적인 생체신호계측을 위한 시스템의 블럭다이어그램으로써 측정항목에 따라 전극 및 전치증폭기(pre-amplifier) 등을 목적에 맞도록 설계해 주면 된다.

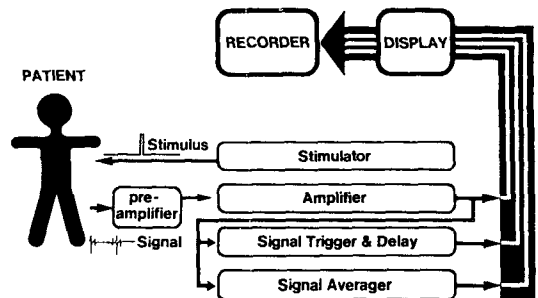


그림 1. 일반적인 생체신호 계측시스템

면전도 신호의 증폭은 차동증폭기(differential amplifier)를 사용하며 입력임피던스 10Mohm 이상, 동상신호제거비(CMRR)는 100dB 이상이 요구된다. 침전극 및 선전극으로부터 측정된 단일운동 단위활동전위(single motor unit action potential)는 신경질환(neuropathic disease)과 근육질환(myopathic disease) 진단에 활용되고 있다. 그러나 이러한 전극들은 사용하기 불편하며 환자들에게 많은 거부감을 주므로 표면전극의 사용이 요구되고 있다. 표면 전극으로부터 얻어진 EMG는 여러 운동단위의 활동전위와 관련된 많은 정보를 포함하고 있으나 전극의 종류, 전극의 위치, 전극간의 거리, 근육의 종류 및 해부학적 구조, 피로도(fatigue), 힘의 크기(force lev-

el), 피부영향(skin effect)에 따라 크게 영향을 받으며 단일활동전위의 구분에 어려운 점이 있다. 근래에 이르러서는 디지털신호처리 기술의 발달로 이러한 단점을 개선하여 표면근전도 신호에 포함된 정보를 자기회귀(autoregressive) 모델 파라미터로 특성화하여 응용하기 위한 노력이 이루어지고 있다. EMG 신호에서의 측정항목은 근육의 세동전위(fibrillation potential), 단일운동단위활동전위, 신경전도속도(nerve conduction velocity), 단일섬유의 근전도, 근섬유밀도(fiber density), H응답(H reflex), F응답, 근휴지기(EMG silent period) 등이 있다.

2. 신호처리

EMG 신호처리는 응용목적에 따라 처리방법이 다르며 크게 임상용처리와 보철(prosthesis) 제어용으로 나눌 수 있다. 신호의 분석은 시평면(time domain)과 주파수 평면(frequency domain)에서 수행되고 있으며 통계통신이론(statistical communication theory)과 확률처리과정(stochastic process)에 근거를 두고 있다.

진단을 위한 신호처리는 단일운동단위활동전위의 크기, 지속기간, phase, 발화율, 운동단위 참가수(recruitment)와 zerocrossing수, positive maxima의 수,

ISI(inter spike interval) 등을 포함한다. 근육질환이 있는 환자 특히 진행성 근육 이양증(progressive muscular dystrophy) 환자는 이와 같은 파라미터가 정상인에 비하여 현저히 다르기 때문에 이를 빠른 시간에 처리하는 방법과 다른 파라미터가 내재 하는가에 대한 연구가 활발히 진행중에 있다.

지금까지 제시되어 실용화되고 있는 EMG 신호처리법에 대해서 간단히 소개하면 다음과 같다.

그림 2는 임상진단과 치료를 위하여 신호로부터 가능한 다수의 운동단위의 활동전위를 추출하여 각운동단위의 발화비율(firing rate)를 구하는 EMG 분석 알고리즘이다.⁽¹⁾

EMG 신호가 각 운동단위에 한개의 펄스가 할당된 상태에서 matched filter에 의해서 필터링 된다. Threshold detector는 각 지역선을 통하여 천이되는 시점을 알려 주고 지연선 종점에 도착하면 비선형 분리 알고리즘에 의해서 분석이 시작된다. 오차판정절차에 의해서 세개의 가장된 신호가 분리되고 검출된 신호가 EMG 신호로부터 감산되어 새로운 신호형태가 가정된다. 각 운동단위활동전위에 대하여 세개의 형상(template) 즉 matched filter계수, 분리를 위한 고정된 기준, 적응(adaptive)을 위한 기준 등이 저장된다. 즉

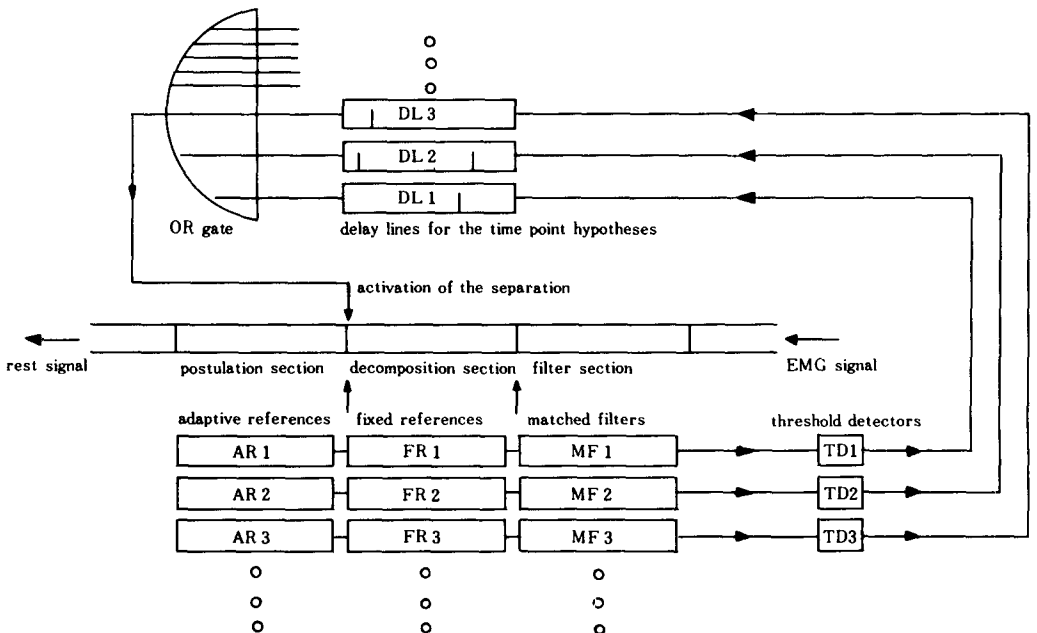


그림 2. 진단을 위한 EMG 분석 알고리즘

필터뱅크 내에 내재하는 기준이 되는 운동단위활동 전위의 형상을 연속적으로 수정하므로써 추출하고 있다.

인간의 사지기관의 일부가 거의 자연스러운 인공팔 치료 개발되고 있는 이때 근전도 신호처리는 인공팔 제어연구를 위하여 여러 연구자들에 의해서 연구되었고 연구결과는 산업용 로봇 개발에도 응용되고 있다. 근전도 신호에 의한 보철제어에서 중요하게 고려되어야 할 점은 근전도 신호로부터 잡음을 제거하고 신호 정보를 추출하여 여러가지 기능에 대응하는 근전도 신호를 분리하는 것이다. 따라서 서로 다른 기능에 의한 신호의 정확한 필터링과 인식을 하기 위해서는 근전도 신호처리의 엄밀한 통계적인 해석이 요구된다. 보철제어를 위한 근전도 신호처리에 관한 연구는 시계열 분석을 이용한 기능분리,^{15,16} 패턴인식을 이용한 기능분리¹⁷, 자기상관함수(auto correlation function)와 상호상관함수(cross correlation function)을 이용한 근전도해석¹⁸ 및 비례제어에 의한 근전도신호처리 방식이 있다. 그림 3은 다중채널 근전도의 최적프로세서¹⁹에 블럭다이어그램을 나타내고 있으며 최적화 과정은 maximum likelihood estimation 방법을 사용하였다.

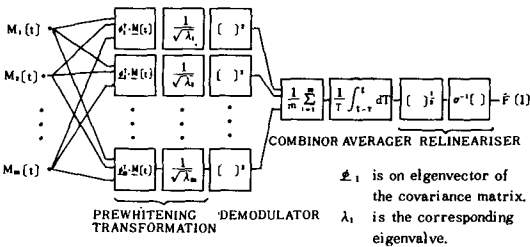


그림 3. 다중채널 최적 프로세서

여기서는 다중채널의 Gaussian 분포가 가정된 상태에서 모든 파라미터가 비선형함수에 의해서 변조된다. Prewhitening의 수행에 의해서 근신호가 변환되고 자승된 다음 평균화하여 발생하는 힘과 분산사이의 비선형 관계를 고려하여 근육의 힘을 추정하고 있다.

그림 4는 보철제어를 위하여 환자의 EMG 신호로부터 비례제어신호를 추정하는 방법을 나타내고 있다.¹⁹

제어신호추정을 위하여 승산모델(multiplicative model)을 설정하고 있다. 여기서 E(t)는 검출된 근전도 프로세스이고 C(t)는 제어신호인데 그 확률밀도함수는 환자에 따라 달라지나 여기서는 일정하다고 가정한다. C(t)는 3dB대역폭이 1Hz인 선형필터를 거쳐 구하였고 잡음신호 N(t)는 편차가 1인 잡음 프로세스

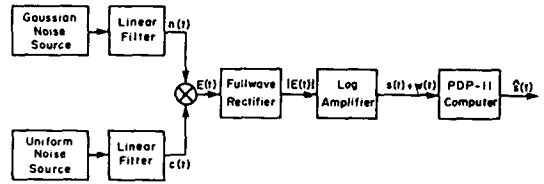


그림 4. 비례제어신호 추정 절차

평균이 0인 Gaussian 프로세스로 모델링하였다. 이와 같이 승산모델을 진폭변조모델로 보면 C(t)는 정보신호이고 N(t)는 반송파(carrier wave)로 볼 수 있다. EMG 신호를 처리하는데 있어서 가장 중요한 것은 기능을 분류하거나 제어신호를 추정하는데 있어서 오차가 일어날 확률을 최소화 하는 판단기법¹¹ 혹은 신호처리기법을 개발하는 것이다. 그림 4에서는 이를 위하여 선형 최소 평균 자승 오차 추정기(linear minimum mean square error estimator)를 이용하였다. E(t)를 전파정류한 다음 승산모델을 가산모델로 변환시키기 위하여 대수증폭기(log amplifier)를 사용하였고 제어신호를 얻기 위한 추정기로 칼만필터를 미니컴퓨터로써 구성하였다.

시계열 분석법에 의한 보철제어는 신호의 시간추이에 대한 정보를 처리하기 때문에 신호의 모든 스펙트럼을 해석할 수 있으며 한쌍의 전극으로 얻은 신호의 정보를 충분히 처리할 수 있고 기능분리에 있어서도 통계값을 사용하기 때문에 가장 합리적이고 타당성이 있는 방법으로 알려져 있다. 그러나 이 방법도 자기회귀 모델의 최적차수 선택과 신호의 안정성에 관한 검토가 힘든 문제이다. 또한 최적 샘플링주파수에 대한 명확한 결정이 어렵고 매개변수 추정알고리즘의 계산 시간이 길며 기능분리알고리즘의 인식율등에 문제점이 있다.¹² 즉 지금까지 제시된 보철제어방식은 다소간 문제점들이 있기 때문에 새로운 이론과 실험방법들이 계속 연구되고 있다.

근전도 신호처리에 있어서 반드시 검토하여야 할 사항은 신호가 안정한 신호(stationary signal)인지를 고찰하여 보아야 한다. 왜냐하면 근전도 신호의 선형모델링은 신호의 안정성을 전제로 하고 있기 때문이다. 근육에 가해지는 자극이나 혈액 또는 산소의 공급이 일정하게 유지된다면 근전도 신호는 안정하다고 볼 수 있다. 그러나 일반적인 경우는 근육의 상태가 변화 없을 지라도 근육시스템의 생리학적인 성질로 인하여 불안정한 성질을 갖는다.¹³ 그러므로 안정도를 테스트하여 안정구간을 확인한 후 신호처리 하는 것을 기본으로

하고 있음을 주의하여야 한다.

근전도의 생리학적 연구를 위해서는 주파수 해석을 필요로 하고 있다. 특히 정상인과 신경질환, 근질환 환자에 대한 근전도 고조파분석은 매우 의미가 크다. 또한 말초신경단위에 병변이 있는 환자에서의 주파수 스펙트럼의 변화는 진단과 치료에 큰 몫을 하고 있다.¹⁴⁾ 그리고 근전도 신호의 스펙트럼 해석은 근육피로(muscle fatigue)의 연구에 기본이 되고 있다. 즉 근육이 피로한 상태에서는 평균주파수(mean frequency)가 저주파 영역으로 천이되는 현상이 있기 때문에 근피로도 측정에 중요한 요소가 된다. 근육이 피로할 때 근전도 신호의 스펙트럼이 변하는 것은 근섬유의 전도속도(conduction velocity)가 감소하는데 있다. 이러한 근섬유의 전도속도 측정의 의미와 이를 위한 신호처리법에 대하여 언급하면 다음과 같다.

근전위가 근섬유를 따라 전파되는 속도는 근섬유의 상태와 개개의 근섬유의 특징에 따라서 서로 다른 값을 나타내므로 근전도 전위의 전도속도를 측정함으로써 근육의 질병상태나 각 개인의 근육의 특성에 관한 많은 정보를 얻을 수 있다.

전도속도를 측정하기 위한 방법은 크게 주파수평면과 시평면에서 연구 되어져 왔다. 물리적인 부하에 의한 국부적인(local) 근육의 피로는 근전도신호의 스펙트럼을 변화시킨다는 사실을 근거로 하여 주파수평면에서의 상대적인 속도를 측정하였다. 즉 근전도신호의 스펙트럼이 전극의 간격과 전도속도에 의해서 결정된 주파수에서 dip를 갖는다는 점에 기초를 두고 측정하는 방법¹⁵⁾ 중간주파수(median frequency) 변화를 추적하는 방법¹⁶⁾ 등이 주파수 평면에서 해석법이라 할 수 있다.

시평면에서 해석방법으로는 상호상관함수 측정방법¹⁷⁾이 있는데 이는 다량의 연산시간을 필요로하고 있는 단점이 있다. 이를 개선한 방법이 디지털필터를 이용하여 정확한 zero-crossing점을 얻은 다음 2개의 zero-crossing사이의 시간간격을 측정하는 방법이 제안되었다.¹⁸⁾ 그러나 디지털필터링과 A/D 변환시간의 제한으로 말미암아 on-line 수행이 불가능한 단점이 있다. 또한 zero-crossing 순간의 임계 기술을 이용하는 방법도 제안되었다.¹⁹⁾ 이와 같이 전도속도의 측정이라는 기본 전제하에 현재의 반도체 및 신호처리기술의 발전에 부응하여 그에 대응하는 전도속도측정 방법이 계속 발표되고 있다.

그림5는 단일칩 마이크로프로세서 Intel 2920을 사용하여 근육의 피로도와 병리학적 상태를 진단하고 근전

도속도를 측정하기 위하여 중간주파수를 모니터링하는 시스템을 나타내고 있다.¹²⁰⁾

가변감쇄기(variable attenuator)와 antialiasing filter를 제외하고는 모든 알고리즘이 마이크로프로세서 내부에 내장되어 있다. 그림 6은 Intel 2920 내부구조를 나타내고 있다.

모든 연산알고리즘이 EPROM에 저장되어 있어서 용이하게 프로그램 내용의 변환이 가능하여 계속시스

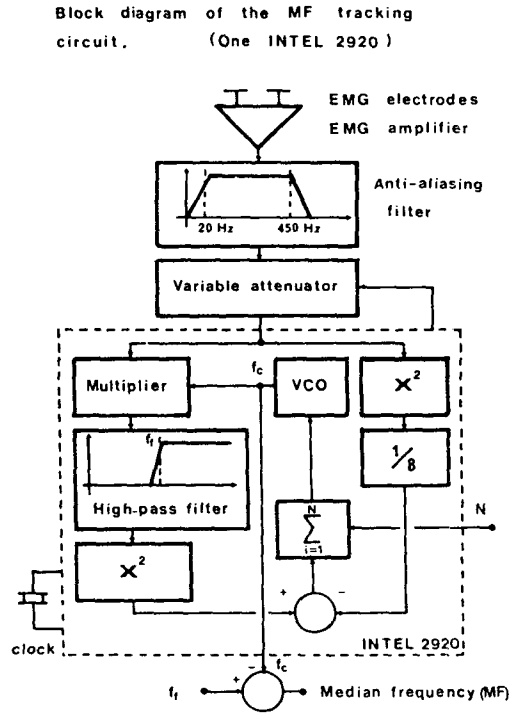


그림 5. 중간주파수 트래킹 회로

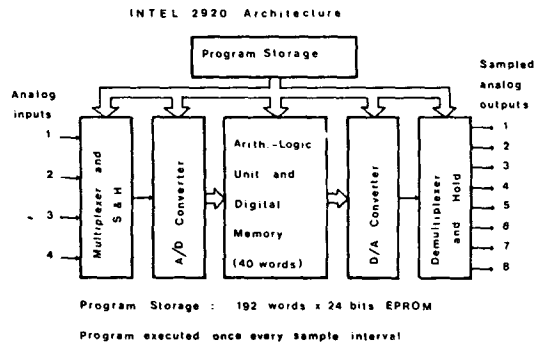


그림 6. Intel 2920의 내부구조

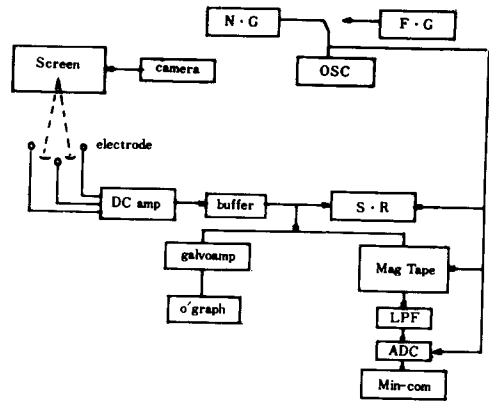
템의 용장성을 부여할 수 있는 것이 특색이다. 또한 이와 같은 근피로도도의 측정에는 스포츠 과학의 측면에서 우수선수의 선발 및 육성에 도움이 되리라 생각된다.

III. EOG 계측시스템과 신호처리

1. EOG 계측시스템

EOG (electrooculogram)은 안구운동에 의한 각막 (cornea)과 망막(retina)간의 전위변화를 기록한 것으로서 주로 안진(nystagmus)의 측정에 사용되고 있다. 인간의 안구는 일종의 전기쌍극자(electric dipole)로써 망막은 각막에 대하여 음극으로 대전되어 있다. 1877년 Dewar는 각막과 망막 사이에는 약간의 전위차가 존재한다는 것을 발견하였다. 이러한 전위차는 각막과 망막의 서로 다른 신진대사비율(metabolic rate)에 의해서 발생하며 오늘날 이는 corneoretinal potential이라고 알려져 있다. 안구주위의 조직은 피부에 부착되어 있는 전극에 대하여 도체역할을 하며 안구회전시 임피던스가 변화하므로 해서 전극사이의 전위변화를 가져온다. 이러한 전위변화가 안구운동의 회전각을 나타내게 된다. 일반적으로 EOG의 분해능은 1deg 정도이며 전극은 보통 Ag-AgCl 표면전극을 사용한다. EOG는 전기생리학적인 안구운동 측정방법^[11]으로써 30deg 까지 회전각의 선형성을 나타내는 간편한 측정방법이다.^[12] 발생전위는 실험상황에 따라 다소 변화하나 1deg당 5~10μV 정도이다.

그림 7은 EOG 계측시스템의 일례를 보이고 있으며 연구 및 실험목적에 부합되도록 다소 변경이 가능하다. 자극발생시스템은 잡음발생기, 오실로스코프, TV카메라 및 TV스크린으로 구성되어 있고, 이러한 시각자극 패턴에 대한 안구운동을 EOG로 검지하여 직류증폭기로 증폭한 다음 버퍼용 전치 증폭기로 직류오프셋을 제거시킨 후 기록기 및 FM테이프레코더에 입력시켜 미니컴퓨터로 데이터 처리하는 시스템을 나타내고 있다. EOG에 의해서 안구운동 측정시 안구가 운동하지 않더라도 일정한 크기의 직류오프셋전위(DC offset potential)가 발생하여 직류증폭기를 사용하는 경우 실험에 심각한 영향을 미친다. 또한 전극을 사용하여 생체현상의 출력을 얻어내는 경우는 피부와 전극사이에 삽입되는 전해질(electrolyte)에 의해서 분극현상이 발생하는데 이를 분극화 임피던스(polarization impedance)라 하며 출력신호에 드리프트(drift)를 가져온다. 이를 위하여 버퍼용 전치증폭기(buffer preamplifier)를 사용하여야 하며 고입력임피던스를 갖는 직류증폭기를 선정하여야 한다. 더우기 피부의



- NG : Noise Generator
- FG : Function Generator
- SR : Stripchart Recorder
- Galvo Amp : Galvanometer Amplifier
- O'graph : Oscillography
- Mag Tape : Magnetic Tape Recorder/ Reproducer
- LPF : Low Pass Filter
- ADC : A/D Converter
- Min-com : Mini-computer

그림 7. EOG 계측시스템

조건과 전극용 페이스트(electrode paste)에 따라 개선될 수 있으며 전극을 1%의 식염수(saline solution)에 넣어 안정화 시키는 것이 효과적이다.

일반적으로 EOG용 증폭기로서는 교류증폭기와 직류증폭기가 사용된다. EOG로서 안진을 기록할 때는 안구의 회전속도 특성을 측정하기 위하여 교류증폭기가 사용되나 회전각에 비례하는 직류출력을 필요로 하면 직류차동증폭기 사용이 요구되며 동작특성은 다음을 만족하도록 하는 것이 바람직하다.

- 1) 이득의 선형성은 ±0.005%
- 2) Slew rate는 3[V/μs]
- 3) CMRR은 직류에서 150dB, 60Hz에서 130dB
- 4) 입력임피던스는 최소 100Mohm
- 5) 출력임피던스는 직류에서 0.5ohm 이하
- 6) 입력잡음은 주파수 대역폭이 직류에서 10Hz까지 2μV 이하
- 7) 입력단자와 신호원 사이 리이드(lead)의 길이에 증폭기의 동작이 영향을 받지 않도록 한다.

외안근의 활동전위를 포함한 기타 여러가지 잡음이 안구출력과 함께 발생하는데 이를 제거하고 A/D 변환시 aliasing 현상을 방지하기 위하여 저주파필터를 사용해서 저역통과 시켜야 한다.

2. 신호처리

EOG신호의 처리는 주로 임상적으로 안전신호의 처리를 말한다. 안전이 발생시 전극에서 도출되는 전위는 약 20μV(peak-peak)이며 빠른상(fast phase) 운동과 느린상(slow phase) 운동으로 대별되며 중추신경계의 이상을 판단하는 중요한 척도가 된다. 특히 느린상 누적안구 위치와 속도의 측정은 매우 중요한 의미를 가지며 연구의 목적이 되고 있다. 안전의 종류는 전정안진(vestibular nystagmus), 열적안진(caloric nystagmus), 시각성안진(optokinetic nystagmus), spontaneous안진, alcoholic안진 등이 있다.

그림 8은 on-line으로 안전을 분석하기 위한 프로그램의 일예를 보여주고 있다.^[23]

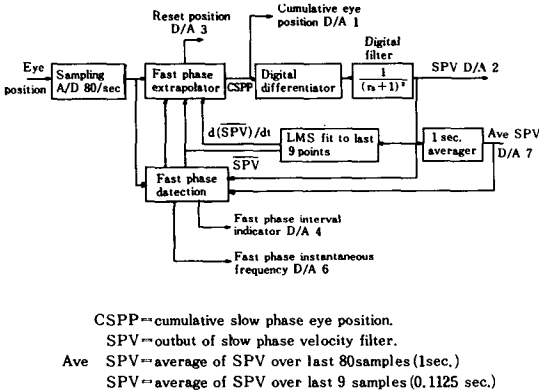


그림 8. 안전분석 프로그램의 블럭선도

우선 샘플된 안구위치가 빠른상 검출루틴에 의해서 모니터링된 다음 느린상 운동의 속도와 가속도를 기준으로 하여 포물선적으로 외삽(extrapolate)된다. 빠른상 운동의 끝부분에서 현재의 안구위치와 외삽된 안구위치의 차이가 부가되어 빠른상 운동의 높이를 결정한다. 이러한 부가된 값을 현재의 안구위치에서 감산하므로써 느린상 누적안구위치가 계산된다. 느린상 운동의 속도는 3차의 LMS(least mean square) 루틴에 의해서 얻어지고 2차 지연 디지털 필터링에 의해서 smoothing된다. 또한 누적안구위치와 느린상 속도 이외에 순간 빠른상 주파수, 빠른상 주기, 느린상 리셋트 위치를 추출한다. 기본적으로 그림 8의 프로그램은 페루우프 피이드백 특성을 가지며 입력자극 주파수에 적응적으로 동작하며 빠른상의 검출이 가능하다.

이와 같은 안전의 측정과 신호처리는 특히 MIT 대학

의 Man-Vehicle Lab.에서 우주비행사의 우주여행중의 제반현상을 연구하기 위하여 활발히 수행중에 있으며 임상적으로도 다수의 응용성을 내포하고 있다.

IV. ERG 계측시스템과 신호처리

1. ERG 계측시스템

ERG(electroretinogram)는 시각자극에 대한 망막(retina)의 전위변화에 기록을 말한다. 망막의 신경응답은 망막근처의 이온분포 변화를 가져온다. 안구내부의 물질은 전해질이므로 ERG는 전극을 안구 앞면에 위치시키므로서 측정할 수 있다. 여러가지의 ERG용 전극이 설계되었으나 Burian과 Allen의 콘택트렌즈법을 흔히 사용하며 이는 공막콘택트렌즈에 가는 선전극을 부착하여 측정한다.

그림 9는 2초동안 빛자극에 대한 전형적인 인간의 ERG를 보여주고 있다.

빛자극이 50ms보다 작게 지속되면 ERG응답은 단지 a와 b만 나타난다. 또한 ERG신호의 진폭과 파형은 명순응과 암순응된 안구에 따라 다르다. 망막은 추체(rod)와 간상체(cone), 두가지 형태의 광검지기를 가지고 있으며 각각의 다른 스펙트럼 감도를 나타내고 있다. ERG신호에 영향을 주는 요소는 추체와 간상체 및 양극세포(bipolar cell)로 귀착되고 있다. 그러므로 ERG는 망막의 상태를 알려주는 임상용 도구로서 사용될 수 있다. 적색 색맹환자의 적색 빛자극에 대한 ERG 신호의 진폭은 작고 추체에 이상이 있는 환자 역시 작은 진폭을 나타내고 있다는 보고가 있다. 그러나 ERG의 임상에서의 사용은 측정시간이 길어지며 환자에 대한 위험성이 내재하기 때문에 학문연구의 대상으로서의 의미가 있다 할 수 있다.

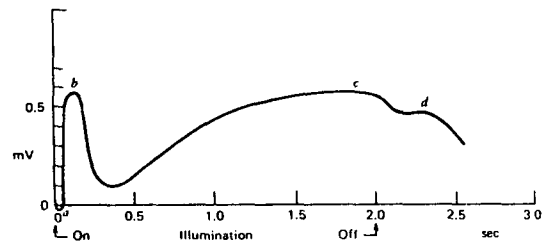


그림 9. 전형적인 ERG 신호

2. 신호처리

ERG신호의 해석을 위한 입력자극은 단순자극과 백색잡음자극이 사용되고 있다. 지금 현재는 단순반응에

대한 연구보다는 시스템의 동정 (identification) 이론을 적용하여 신경체인 (neuron chain) 해석에 그 주안점을 두고 있다.

Wiener의 범함수 전개(functional expansion) 이론은 수 많은 생체제어시스템의 특성화에 유용되고 있다. 이 방법은 비선형계통 해석법으로서 Gaussian 백색잡음 자극을 필요로 한다. Lee와 Schetzen^[24]은 자극과 응답 사이의 다중상관함수를 구하여 선형계통이론의 전달함수와 유사한 Wiener kernel을 계산하였다. 일반적으로 1차와 2차의 Wiener kernel의 연산이 요구되고 있다. 선형계통의 동작은 단위임펄스응답으로 특성지어지며 임의의 입력에 대한 응답은 convolution으로 예측되는데 이를 비선형계통으로 확장시키면 volterra series로 전개된다. Wiener kernel이 결정되면 임의의 입력에 대한 응답이 결정되고 비선형 시스템해석이 가능하게 된다.

그림10은 실시간(real-time)적으로 인간의 ERG 신호에 대하여 Winner kernel을 Ternary algorithm^[25]을 사용하여 계산하는 방법을 나타내고 있다.

이는 세가지 레벨의 신호를 사용하여 상관함수를 구하는 알고리즘이다. 즉 곱셈연산이 합산과 감산으로 대체되었고 n차 kernel의 분산(variance)은 자극과 응답시간차에 역비례한다. 자극과 응답을 A/D변환한 후에 쉬프트레지스터 A와 B는 세가지 레벨의 시퀀스를 ternary logic 제어회로에 내놓고 응답의 각 샘플은 16비트 accumulator memory의 어드레스로부터 가산 혹은 감산된다. 각 accumulator memory의 위치가 1차 및 2차 kernel에 해당된다. 이와 같은 연산방법 및 주변기기와의 인터페이스를 마이크로컴퓨터에 의하여 설계하는 것과 계통해석의 확장이 연구되어 지고 있다.

V. 결 론

지금까지 EMG, EOG, ERG의 연구현황을 계속시스템과 신호처리의 관점에서 검토하여 보았다. 이들은 현재 주로 임상용과 인공지능(AI) 개발을 위한 중요한 연구자료로서 사용되고 있다. 특히 인간과 기계(man-machine) 시스템의 인터페이스(interface)를 구성하고 학습 및 식별제어계의 설계를 위하여서는 반드시 이러한 연구의 필요성을 주시하게 된다. 예를 들면 근전도 및 그 밖의 임의의 신호처리를 시계열 분석(time series analysis) 법으로 하여 자기회귀파라미터를 패턴인식(pattern recognition) 방식을 도입하여 분류함을 온라인화, 자동화 시킨다면 이는 산업계에 즉각 응용이

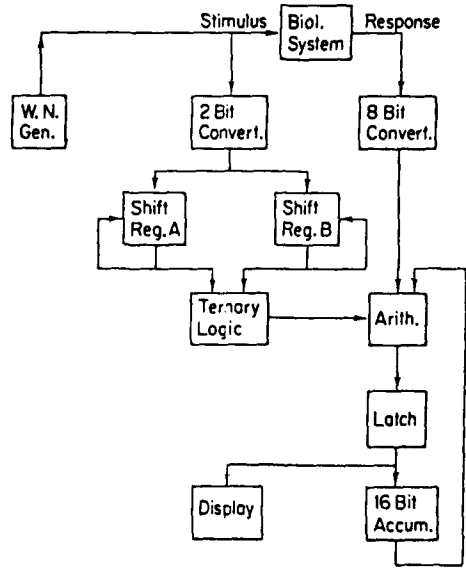


그림10. Kernel 연산의 블럭다이어그램

가능하다고 할 수 있다.

우리 나라에서도 국내 기업에서 256K DRAM, 1M DRAM등 기억소자를 생산, 연구 및 수출하고 있는 이때 일시에 다량의 데이터를 고속으로 신호처리하는 디지털 신호처리칩(digital signal processing chip)의 연구에 투자가 되었으면 한다. 그리고 임상적인 면으로 볼 때 하루바삐 의료용 센서(sensor)의 개발이 필요하다. 이를 위하여 본 대학 반도체 실험실에서는 이를 연구하기 위한 시스템을 구성하였으며 모든 연구자에게 도움이 되고 정보교환이 있었으면 하고 바라며 센서와 신호처리칩의 단일화가 무엇보다도 시급히 요청되는 때이라 할 수 있다. 또한 우리 사회 및 우리 모두의 숙제인 선천성 실명환자, 예를 들면 요사이 메스컴에서도 관심을 기울이고 있는, 가만히 앉아서 죽음을 기다리고 있는 진행성 근육이양증(PMD) 환자의 조기진단 및 치료를 위하여 근육의 현재 상태를 용이하게 검지하여 신호처리 할 수 있는 시스템의 개발 등이 공학자로서의 사명이 될 수도 있다고 감히 생각된다.

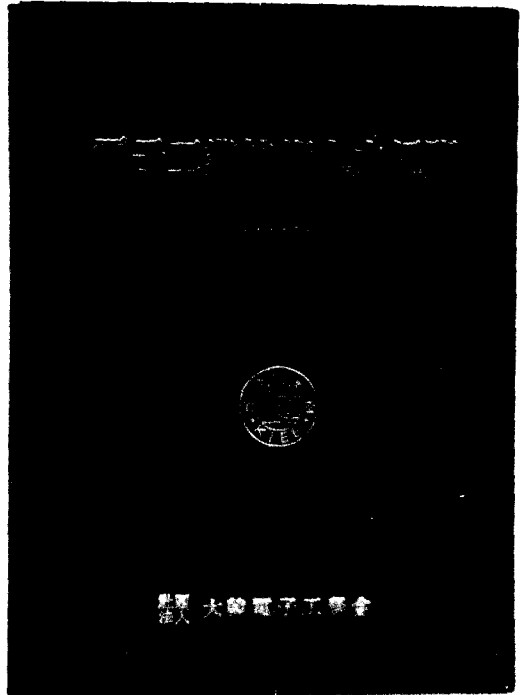
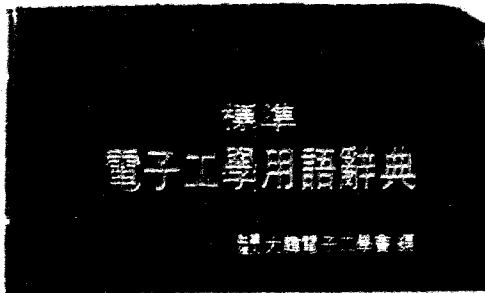
끝으로 본고에서 소개된 시스템은 단지 생체신호처리를 대상으로 하였을 뿐 이는 모든 제어시스템과 통신시스템의 연구와 일맥상통한다고 볼 수 있다. 이는 학문의 영역에 공학의 개념이 도입되었다는 자체가 영역이 서로 인접하여 밀접한 관계를 맺고 있기 때문에 모든 연구에서도 각각의 연구자들의 진정한 의미에서의 협력이 필요하다고 조심스럽게 사료된다.

參 考 文 獻

- [1] L.A. Geddes and L.E. Baker, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation* 2 ed, Wiley, 1975.
- [2] 박상희, 생체의 전기현상, 한신문화사, 1978.
- [3] P.A. Lynn, N.D. Bettles, A.D. Aughs and S.W. Johnson, "Influence of electrode geometry on bipolar readings of the surface EMG," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 16, pp. 651-660, 1978.
- [4] R.M. Studer, R.J.P. Figueiredo and G.S. Moschytz, "An algorithm for Sequential signal estimation and system identification for EMG signals," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, pp. 285-294, 1984.
- [5] D. Graupe, J. Magnussem and A. Beex, "A microprocessor system for multifunctional control fo upper limb prosthesis via myoelectric signal identification," *IEEE. Trans. Automat. Contr.*, vol. AC-23, pp. 538-544, 1978.
- [6] M.H. Sherif, A stochastic model of myoelectric signals for movement pattern recognition in upper limb prostheses, ph. D. dissertation, UCLA, 1980.
- [7] G.N. Saridis and T.P. Gootee, "EMG pattern analysis and classification for a prosthetic arm," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 403-412, 1982.
- [8] P.C. Doerschuk, D.E. Gustafson and A. S. Willsky, "Upper extremity limb function discrimination using EMG signal analysis," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-30, pp. 18-28, 1983.
- [9] H.B. Evans, Z. Pan, P.A. Parker and R.N. Scott, "Signal processing for proportional Myoelectric Control," *IEED. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, pp. 207-211, 1984.
- [10] N. Hogan and R.W. Mann, "Myoelectric signal processing: optimal estimation applied to electromyography-part I: derivation of the optimal myoprocessor," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-27, pp. 382-395, 1980.
- [11] B.P. Agrawal, "An algorithm for designing constrained least square filters," *IEEE. Trans. Accoust., Speech, Signal Processing*, vol. ASSP-25, pp. 410-414, 1977.
- [12] 변윤식, 다기능 보철제어를 위한 근전도 신호식별, 박사학위 논문, 연세대학교 대학원, 1985.
- [13] E. Kwatny, D.H. Thomas and H.G. Kwatny, "An application of Signal processing techniques to the study of myoelectric signals," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-17, pp. 303-313, 1970.
- [14] 박상희, 변윤식, 김광순, 김원기, "전력스펙트럼 밀도를 이용한 근전도신호의 주파수 해석"의 공학회지, 제 6 권, 제 1 호, pp. 19-30, 1985.
- [15] L. Lindstrom, R. Magnusson, and I. Peterson, "Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals," *Electromyogr.*, vol. 4, pp. 341-357, 1970.
- [16] L.O. Gilmore and C.J. De Luca, "Muscle fatigue monitor (MFM): secong generation," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, pp. 75-78, 1985.
- [17] M. Naeije and H. Zorn, "Estimation of the action potential conduction velocity in human skeletal muscle using the surface EMG cross-correlation technique," *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 23, pp. 73-80, 1983.
- [18] P.A. Lynn, "Direct on-line estimation of musde fiber conduction velocity by surface electromyography," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-26, pp. 364-571, 1979.
- [19] T. Masuda, H. Miyano, and T. Sadoyama, "The measurement of muscle fiber conduction velocity using a gradient threshold zero crossing method," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-29, pp. 673-678, 1982.
- [20] R. Merletti, D. Biey, M. Biey, G. Prato and A. Orusa, "On-Line monitoring of the median frequency of the surface EMG power spectrum," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, pp. 1-7, 1985.
- [21] 남문현, 박상희, 최 역, "안구운동 측정법의 비교 고찰", 대한안과학회지, vol. 14, 315, 1973.
- [22] E. Anzaldi and E. Mira, "An interactive program for the analysis of ENG tracings," *Acta Otolaryngol.*, vol. 80, pp. 120-127,

1975.
 [23] J.H.J. Allum, J.R. Tole and A.D. Weiss, "MITNYS-II-A digital Program for on-line analysis of nystagmus," *IEEE. Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-22, pp. 196-202, 1975.
 [24] Y.W. Lee and M. Schetzen, "Measurement

of the Wiener Kernels of a nonlinear system by cross-correlation," *Int. J. Contr.*, vol. 2, pp. 237-254, 1965.
 [25] A. Koblasz and S. Yasui, "Real-time Computer for First and Second-Order wiener Kernels," *IEEE. Biomed. Eng.*, vol. BME-25, pp. 559-562, 1978. *



■ 標準 電子工學 用語辭典 發刊

금번 본 학회에서는 電子工學, 通信工學, 컴퓨터科學 分野의 標準이 되는 用語辭典에 대한 절실한 필요성에 따라, 斯界元老와 重鎮들로 구성된 大韓電子工學會 電子工學 用語辭典編纂委員會의 헌신적인 參與와 노력의 結晶인 權威있는 專門用語辭典을 발간했습니다. 電子工學 및 그 관련분야에 從事하는 모든 學生, 一線實務者, 教育者, 科學者, 著述表 및 編輯人등 여러 분에게 많은 도움이 되리라고 생각합니다.

■ 電子工業技術人力便覽 發刊

금번 본 학회에서는 산학협동위원회의 주관으로 '84년부터 추진해 오던 전자공업기술인력카드를 수집, 편집하여 電子工業技術人力便覽으로 발간하였습니다. 電子工業技術人力便覽에는 각 대학교, 연구소 및 산업체에서 전자공학 및 인접학문 분야의 전문직에 참여하시는 분들의 기술인력을 조사, 수록하였습니다. 電子工業技術人力便覽이 여러분에게 많은 도움이 되리라고 생각합니다.

* 이에 대한 자세한 문의는 학회 사무국(568-7800, 568-7489)으로 연락하여 주시기 바랍니다.