

医用信號處理

최종수
(중앙대 공대 부교수)

1. 머리말

의사가 환자를 대상으로 진단을 할 때, 널리 사용하는 것은 五感 중에, 보고, 듣고, 만져 보는 것이다. 이 중에 환자의 내부상태에 관한 정보를 얻기 위한 수단으로 사용하는 것은 한의에서의 診脈과 양의에서의 聽診器를 쉽게 떠올릴 수 있다. 이것은 인체 리듬의 정상, 비정상 여부를 찾기 위한 것이다 할 수 있다.

근년, 이러한 인체의 정상, 비정상의 발견에 전기·전자공학이 이바지한 것은 실로 크다하지 않을 수 없다. 상기의 듣고 만져 보는 모든 것을 전기신호로 바꾸어 확실히 눈으로 보게 해주는 많은 의용공학 장치들이 개발되어 있다. 즉, 心電計, 心音計, 血流計, 血壓計, 呼吸計 등이 그 예이다. 아울러 이들과 컴퓨터를 결합시켜 자동 기록 및 분석을 할 수 있게 하여, 誤診의 가능성을 최소로 하여 우리들을 보호해 준다.

표 1에 여러가지 생체정보처리 예를 보인다. 생체정보처리의 범위를 명확히 하는 것은 극히 어려운 일이다. 여기서는 데이터처리의 대상, 처리의 목적 및 방법, 입출력장치를 보이고 있다. 計測物理量에는 전위 및 전위차(심음도, 뇌파도, 근전도 등), 압력(혈압, 심내압, 뇌내압 등), 유량 및 유속(혈류, 호흡기의 유량, 유속 등), 진동(심음, 호흡음, 혈관음 등), 변위(심장의 위치, 피부의 두께 등), 시간(知

覺시간, 반응시간, 맥파전파시간 등), 온도(피부온, 직장온, 위내온, 혈액온 등), 화학성분, 방사선, 위치(장기의 위치, 크기, 움직임 등) 등이 있다.

이와 같이 생체정보처리, 즉 의용신호처리의 대상은 너무나 방대하며, 하나로 다루기 어렵다. 따라서 본고에서는 예를 들면 이와 같은 것들을 의용신호처리라고 할 수가 있다는 관점에서 개략해 가기로 한다.

2. 생체정보 검출과 처리 상의 기초 이론

2.1 전처리

體表面에서 상처 없이 계속하고자 할 경우, 원치 않는 잡음이 특히 혼입되기 쉽고, 그 주요성분이 신호와 다른 주파수 대역에 있을 경우에는 事前에 적당한 필터를 통과시켜, 잡음의 영향을 경감시킬 수가 있다. 에널로그 신호에 대한 전기적인 필터 외에, 디지털신호에서는 移動加重平均을 사용한다. 즉

$$\bar{x}_i = \frac{1}{2k+1} \sum_{j=-k}^k W_j x_{i+j}$$

여기서, W_j 는 처리방법과 시계열의 성질에 따라 결정되는 상수로

$$\sum_{j=-k}^k W_j = 2k+1$$

이다.

특집 : 회로 및 신호처리

표 1 여러가지 생체정보처리

데이터처리의 대상	컴퓨터에 의한 처리 목적	데이터처리의 방법	입출력장치
1. 전기적 현상 a. 심전도, b. 태아심전도, c. 뇌파, d. 두부정상전위, e. 근전도, f. 신경활동전위 등 2. 음향, 진동 현상 a. 심음도, b. 심박동도 등 3. 순환기의 압력, 유량 등 a. 맥박, b. 혈압, c. 압력맥파, d. 유속맥파, 혈류량. 4. 호흡기의 압력, 유량 등 a. 호흡수, b. 기압곡선, c. 기류곡선, d. 폐포내압. 5. 그외 타의 압력, 유량 등 a. 소화기내압, b. 뇌척수압, c. 자궁내압 6. 온도 a. 체표온도, b. 기관온도, c. 온도분포 7. 방사선관계 a. 엑스선상, b. 키모그래프, c. 신치그래프, d. 레노그래프, e. 라디오 카디오그래프, f. 선량분포 8. 초음파 계측 데이터 상 a. A스코프, b. B스코프, c. 도플러 9. 그외의 사진, 광학상 a. 혈류의 세포성분, b. 세균, c. 병리조직, d. 내시경상 10. 그외의 임상검사 a. 산소포화도, b. pH치, c. 생화학 검사 결과 11. 모델 또는 시뮬레이션	1. 생체현상 해석 a. 생체현상의 수치해석, 통계해석 b. 잡음 중의 생체신호 검출 c. 모델방정식의 수치해 2. 패턴자동식별 a. 시간파형의 자동해독 b. 상의 자동해독 3. 진단과정에의 응용 a. 진단 b. 치료방침 결정 c. 예후판정 4. 치료계획 a. X선 치료계획 5. 생체제어, 의료기기의 제어 a. 마취과정의 제어 b. 인공장기의 제어	1. 연립 1차방정식 2. 고차방정식 3. 미적분 4. 미분방정식 a. 상미방 b. 편미방 5. 통계적 계산 a. 평균가산 b. 히스토그램 c. 평균치, 표준편차 d. 분류 e. 상관계수, 공분산 f. 선형회귀분석 g. 분산분석 h. 상관함수 6. 몬테카르노법 7. 프리에 해석 8. 필터처리 9. 합수발생 10. 분류	1. 입력장치 a. 타이프라이터 b. 광전식타이프 리더 c. 키보드 d. 어나로그 입력 • 샘플간격 • 샘플링수 2. 출력장치 a. 라인프린터 b. X-Y 레코더 c. 수치의 램프표시

이외에 최소 2승법이 쓰인다. 상기 식을 평활화(smoothing)라고도 하는데, 잡음의 혼입에 의해 오염된 파형을 어느 정도 복구시켜 줄 수 있다. $W_j(-k \leq j \leq k)$ 가 $j=0$ 에서 대칭인 때 위상왜곡이 전혀 없다.

2.2 시계열처리

생체신호를 시계열 $x(t)$ 로 보고, 이것이 定在性을 갖는지를 추정하기 위해서는 시계열을 短區間으로 분할하여, 평균치가 일정한 모집단으로부터의 표본치로 볼 수 있을 것인지를 통계적으로 판정하는 방법이 있다. 즉, 定在性時系列이라면, 자기상관함수

$$\phi_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)x(t+\tau) dt$$

를 추정하여, 이에 의해 시계열을 특징지우는 것이 일반적이다. 또 두 정재성시계열 $x(t)$ 와 $y(t)$ 인 때, 이들 두 시계열의 관계 깊이를 알게 되는 측도로써, 상호상관함수

$$\phi_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)y(t+\tau) dt$$

가 쓰인다.

2.3 주파수 분석

수학적으로는 시계열신호 혹은 자기상관함수를 푸리에변환으로 얻는다. 즉

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (\omega = 2\pi f)$$

또는

$$G(f) = \int_{-\infty}^{\infty} \phi(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (\omega = 2\pi f)$$

로 계산된다. $X(f)$ 를 주파수스펙트럼, $G(f)$ 를 전력스펙트럼이라고 부른다.

2.4 多變量的 解析 技法

생체신호의 측정기법의 발전과 함께, 하나의 측정치만이 아니라, 생체에 관한 다수의 정보가 동시에 얻어지거나, 과거에서 현재로의 측정치 변화가 시계열로서 여러번 측정되게 된다. 통계적인 불확정성을 남기면서, 이들 정보 혹은 측정치를 종합적으로 하여 생체의 상태를 파악하기 위해서는 다차원공간의 1점으로 표현할 필요가 있게 된다. 여기서는 이미 개발되어 있는 多變量解析의 기법을 응용하며, 생체신호 중의 異常波形的 검출이나, 보다 종합적인 생체 상태의 분류 등이 이루어진다.

3. 생체잡음에 매몰된 신호의 검출

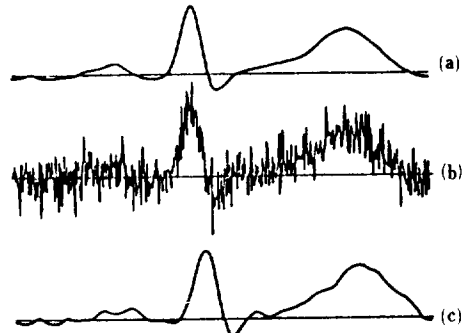
생체잡음에 매몰되어 있는 신호로서, 誘發腦波(빛, 소리와 같은 외부자극에 반응, 발생하는 노파)와 같이 신호파형이 未知인 경우와 태아 심전도와 같이 어느 정도 예상되는 경우가 있고, 각 파에 따른 검출 기법이 있다.

3.1 심전도 처리

심전도에 혼입된 잡음을 제거할 때에 애널로그 필터를 사용하면, 위상왜곡을 피할 수 없다. 심전도는 파형에 많은 정보가 들어 있으므로, 위상왜곡은 큰 문제가 된다. 따라서 디지털 필터를 사용하면 이러한 문제를 피할 수가 있다. 예를 들면

$$y(nT) = -x((n-51)T) + 3x((n-34)T) - 3x((n-17)T) + x(nT) - y((n-3)T) - 3y((n-2)T) + 3y((n-1)T)$$

은 차단주파수 59Hz인 저역통과필터로 위상왜곡이 없고, 7점의 데이터를 사용한다. 이 처리 예를 그림 1에 보인다.



(a) 원래파형
 (b) Gauss성 잡음을 부가한 파형
 (c) 디지털필터를 통과시킨 파형

그림 1. 디지털필터에 의한 심전도 처리

잡음을 제거한 심전도를 전송하거나 저장할 경우에는 그대로 하지 않고 데이터 압축 기술을 사용하게 되는데, 이에선 이산코사인변환(DCT) 등과 같은 직교변환을 사용한다(본 특집의 데이터 압축 참조).

앞에서 언급한 상관함수를 적용하는 예에, 태아의 심전도 검출이 있다. 이를 위해서는 모체의 심전도를 제거해야 하는데, 검출신호가

$$a(t) = r(t) \{m(t) + f(t) + n(t)\}$$

로 주어질 때, 여기서 $r(t)$ 는 호흡과 같은 변동량의 영향을 나타내며, 보통 1 정도이고, $m(t)$ 는 모체 심전도를, $f(t)$ 는 태아 심전도를, $n(t)$ 는 잡음을 나타낸다. 신호 $s(t)$ 를

$$s(t) = m(t)$$

로 선정하고, 검출신호와 기준신호와의 상관함수 차이로부터 태아 심전신호의 존재를 확인한다.

$a(t), m(t), f(t), n(t), s(t)$ 를 포락선 검파한 것을 각각 $a_1(t), m_1(t), f_1(t), n_1(t), s_1(t)$ 라고 한다면 자기상관함수는

$$\begin{aligned} \varphi_{a_1, a_1}(\tau) &= \varphi_{f_1, f_1}(\tau) + \varphi_{m_1, m_1}(\tau) + \varphi_{n_1, n_1}(\tau) \\ \varphi_{s_1, s_1}(\tau) &= \varphi_{m_1, m_1}(\tau) \end{aligned}$$

로 되고, 여기서 τ 가 충분히 클 때에는 잡음의 자기상관을 0으로 보아도 되므로

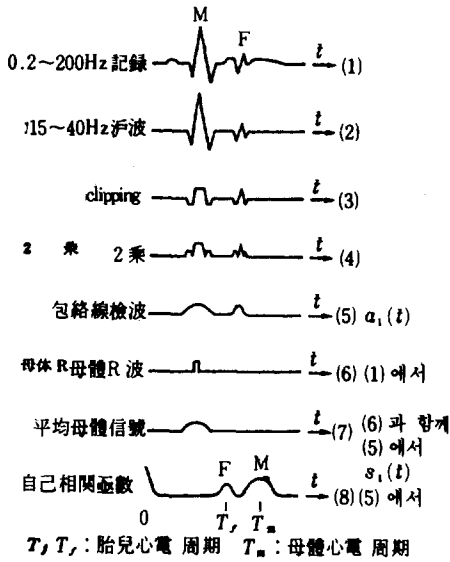


그림 2. 태아 심전도 검출 예

$$\Delta\varphi(\tau) = \varphi_{a_i a_i}(\tau) - \varphi_{s_i s_i}(\tau) \approx \varphi_{f_i f_i}(\tau)$$

로 되므로 $\Delta\varphi(\tau)$ 로부터 태아 심전도의 유무를 알 수가 있다. 그림 2에 상기 처리 과정을 보인다.

3.2 뇌파 처리

자극에 대한 응답이 일정하나 그것이 잡음 속에 매몰되어 있을 경우이다.

(a) 평균 응답법

동일 자극 응답 실험을 반복해서 그 응답을 추출하는 방법.

$$y_i(t) = s(t) + n_i(t)$$

$$\bar{y}(t) = \frac{1}{n} \sum y_i(t) = s + \frac{1}{n} \sum n_i(t)$$

잡음이 정재성 랜덤과정이면, n 회 더한 잡음의 실효치 또는 표준편차 $\sqrt{\sum [n_i - \bar{n}_i(t)]^2 / n}$ 은 \sqrt{n} 배로 되므로, 신호대 잡음비는 \sqrt{n} 배 만큼 향상될 것이다.

(b) 상호상관법

평균응답법에서는 입력 자극 시점을 기준으로 하여 출력 응답을 가산한다. 이에 대해 상관법은 실험의 시계열 그대로의 순서로 입력과 출력과를 나

란히 두고 상호상관 함수를 구한다.

$$y(t) = s(t) + n(t)$$

입력펄스열:

$$c(t) = \sum_{i=1}^{\infty} \delta(t - T_i)$$

상호상관함수:

$$\begin{aligned} \varphi_{cy}(\tau) &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T c(t) y(t + \tau) dt \\ &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \left\{ \sum_{i=1}^{\infty} s(\tau + T_i) + \sum_{i=1}^{\infty} n(\tau + T_i) \right\} \\ &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \sum_{i=1}^{\infty} s(\tau + T_i) \end{aligned}$$

여기서 $s(t) = s(t + T_i)$ 이고 (T_i 는 자극 간격), T_0 간격 내에 K 개의 자극펄스가 있다면, 평균응답은 다음과 같다. (그림 3 참조).

$$s(\tau) = \frac{T_0}{K} \varphi_{cy}(\tau)$$

4. 생체현상 검출 예

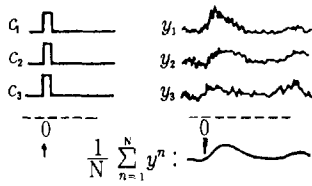
4.1 순환기

(a) 심전도

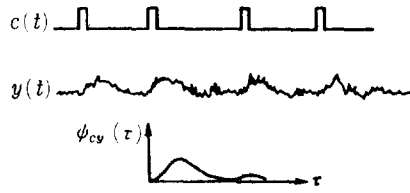
보통은 체표면에 복수개의 전극을 부착하여, 전극 간의 미약한 전위 변화를 증폭시켜 기록한 것으로, 이 전위변화의 레벨은 거의 1mV 정도이고, 약 0.5~200Hz 정도의 주파수를 갖고 있다. 심전도의 파형은 심전도를 끌어내기 위한 전극 위치에 따라 다르게 된다. 그림 4에 쌍극자 유도법의 대표적인 유도법의 전극 위치, 심전도 기록파형을 보인다.

상기 방법은 손발에 전극을 장착하여, 각각의 전극간의 전위변화를 기록한 것이다. 심장에 의한 전위변화를 유도하여 기록한 파형과 심장의 움직임은 그림 5에 보인다.

그림 5의 심전도의 파형에는 각각의 명칭이 붙여져 있고, P, Q, R, S, T, U파로 나뉜다. 최초의 P파는 양심방의 흥분에 의해 나타나는 파형이고, P파를 포함하는 기간 a는 심방의 수축기간(심방에서 심실로 혈액을 내어 보내는 기간)이다. Q, R, S 군파는 양심실의 흥분에 의해 나타나는 파형이고, Q, R, S파를 포함하는 기간 b는 심실의 수축기간(심실에서 동맥으로 혈액을 내어 보내는 기간)이다. 또 T파는 흥분한 심실이 원래 상태로 돌아옴으로 해

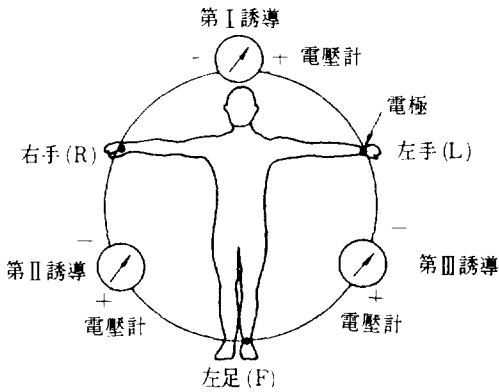


(a) 平均應答法

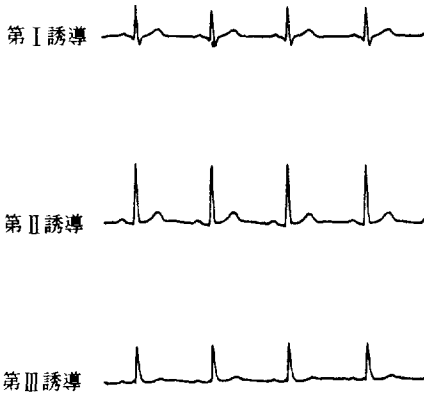


(b) 相互相關函數法

그림 3. 평균응답법과 상호상관함수법과의 대조



(a) 電極位置



(b) 雙極肢誘導心電圖 (그림 4)

그림 4. 雙極肢誘導法

서 그려지는 파형이며, T파를 포함하는 c는 심실의 확장기간(심실이 확장하여 다음의 수축의 준비기간)이다.

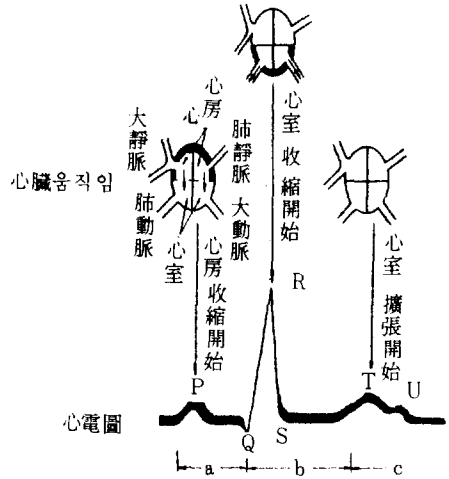


그림 5. 심장의 움직임과 심전도의 대비

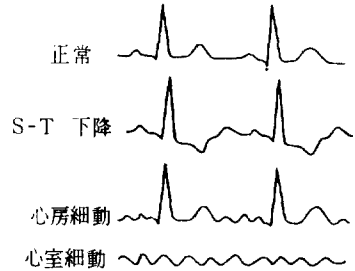


그림 6. 이상 심전도

그림6은 동일유도에서의 정상심전도와 이상심전도의 예를 보이고 있다.

(b) 심음계 (Phonocardi graph: PCG)

심음은 심장내에서 혈액이 심장벽에 부딪치거나 혹은 심장마개가 혈액의 역류를 막으려고 할 때 발생하는 음이다. 심음계는 이 음을 주로 하여 체표면에서 마이크로폰으로 검출하고, 증폭, 기록한다. 심음도는 심장의 활동상태를 잘 반영하는 것으로 변막증, 선천성심장병, 심막염 등의 진단에 많이 쓰이고 있다.

특집 : 회로 및 신호처리

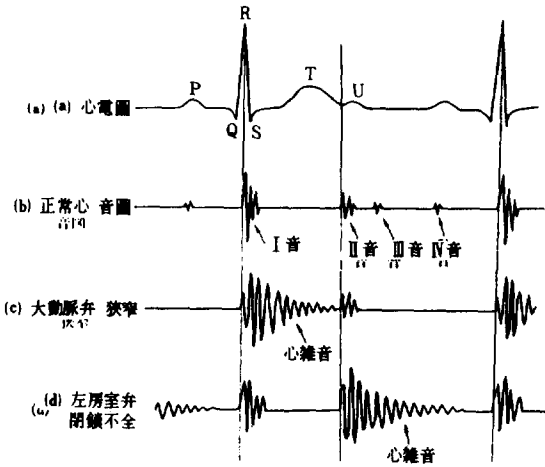
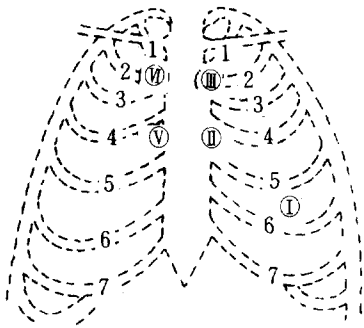


그림 7. 심음도



- I : 心尖
- II : 第 4 肋間胸骨左緣
- III : 第 2 肋間胸骨左緣
- IV : 第 2 肋間胸骨右緣
- V : 第 4 肋間胸骨右緣

그림 8. 심음 마이크로폰 부착 위치



그림 9. 전극 부착과 밴드

그림 7 (b)에서와 같이, 제 1~제 4 음으로 구분되고, 제 1 음은 심실의 수축에 수반되어 생기는 음이며, 심실의 수축음과 방실변의 지속시간이 긴 음이 있는데, 이러한 음은 심잡음이라고 하며, 심잡음의 세기, 주파수, 위상 등의 변화 및 심음의 분열 등을 관측하여 심음도에 의한 진단이 이루어진다.

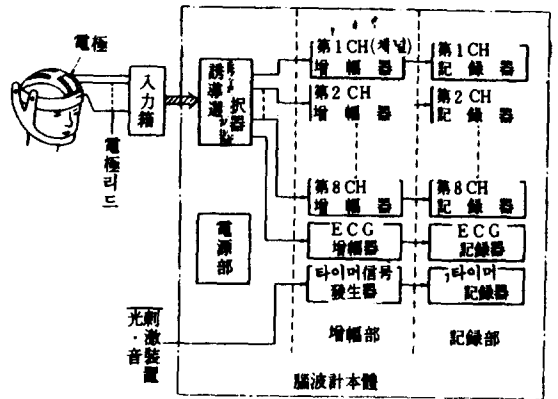


그림 10. 뇌파계의 구성도

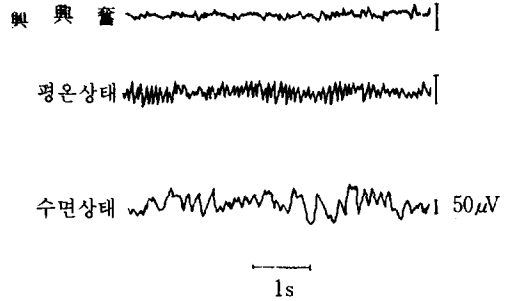


그림 11. 뇌파의 변화

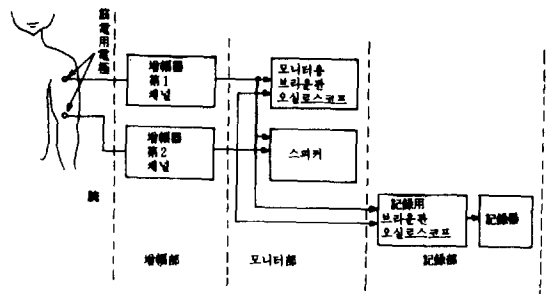


그림 12. 근전계의 블록도

4.2 신경, 근육, 감각기

(a) 뇌파계 (electroencephalograph : EEG)

뇌의 대뇌피질에서 발생하는 자발성의 전위변동인 뇌파를 측정, 기록하는 장치를 뇌파계라고 한다. 뇌파는 보통 두피질상에 부착된 전극에서 도출되

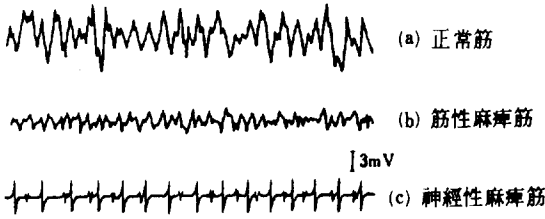


그림13. 근전도

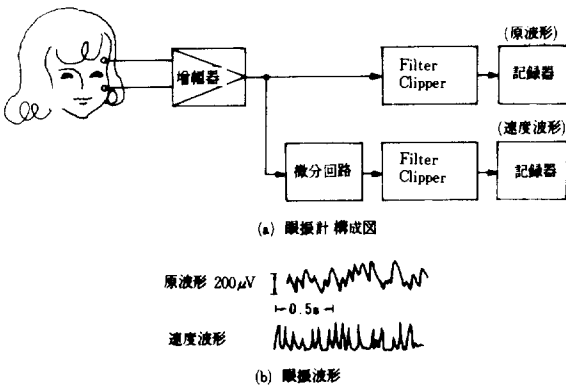


그림14. 안진계의 구성 및 기록파형

지만, 특수하게는 두께골에 구멍을 뚫어 직접 뇌에서 도출하는 것도 있다. 두피질에서 얻게 되는 뇌파는 그 전위변화가 수 $\mu V \sim 300 \mu V$ 이며, 또 뇌파가 가진 주파수 대역은 0.5~70Hz의 저레벨, 저주파 신호이다. (그림10, 11참조).

(b) 근전계 (electromyograph : EMG)

근육이 신경계로부터의 흥분을 받아서 수축하고, 수축에 수반하여 활동전위를 발생시킨다. 특히 골격근에서 발생하는 활동전위를 세포밖에서 끌어내어, 증폭, 기록시킨 것을 근전도라고 하며, 근육의 수축상태, 근육의 운동을 지배하고 있는 운동신경계의 연구 및 진단 등에 쓰이고 있다. (그림12,13참조).

(c) 안진계 (electromyostamograph : ENG)

인체의 평형감각을 장애하고 있는 얼굴기능검사의 한 방법으로, 안진이라는 안구의 진동을 관찰하는 검사가 있다. 이 얼굴기능검사에 안진을 사용하는 방법은 옛부터 연구되어 왔으나, 옛날에는 관찰자의 육안으로 혹은 광점을 비추어 그 반사를 취하

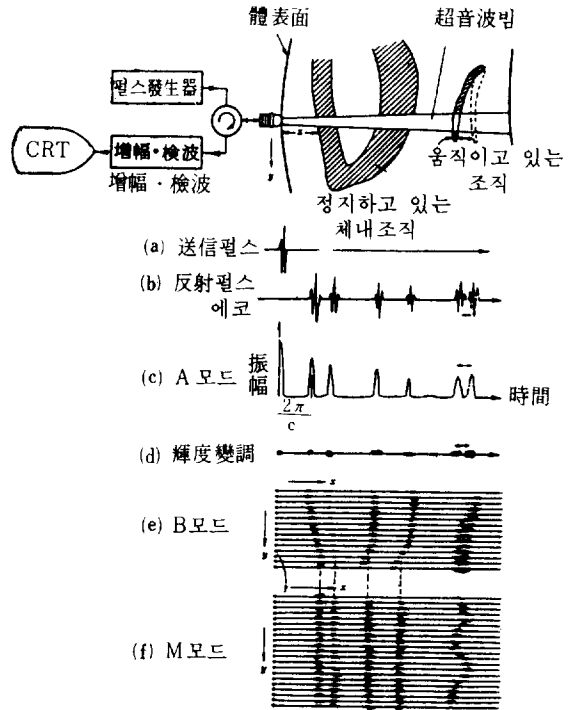


그림15. 초음파진단장치의 원리

표. 2 초음파 진단장치의 주요 이용 영역

영역	疾患 혹은 檢査對象
頷 科	眼軸長測定, 眼球異物, 出血, 網膜剝離, 眼窩腫瘍
乳 腺	乳腺腫瘍
心 臟	先天性疾患, 各種弁疾患, 心囊炎, 血流測定
血 管	動脈瘤, 血流計測
胆 囊 胆 管	胆石症, 胆管血石, 胆囊·胆管腫瘍, 總胆管囊腫
肝 臟	肝硬變症, 肝腫瘍
肝 臟	慢性 炎, 腫瘍
腹部腫瘍全般	大網腸間腹腫瘍, 腹膜腫瘍, 그의 腹部腫瘍全般, 膜
子宮·生殖器	子宮筋腫, 卵巢腫瘍
産 科	妊娠早期診斷, 胎盤附着部位診斷, 胎兒兒頭計測, 骨盤計測, 異常妊娠
泌 尿 器 科	腎腫瘍, 水腎症, 前立腺肥大, 前立腺암, 膀胱腫瘍, 精囊疾患, 副腎腫瘍

특집 : 회로 및 신호처리

는 방법을 사용했다. 그러나 안구가 진동함에 있어 각막망막전위가 변하는 것을 알게 되어 근년 이빈 후과 등에서 널리 쓰이고 있다.

즉 안구운동에 따른 각막, 망막전위의 변화를 측정, 기록하는 장치이다. (그림 14 참조).

4.3 초음파진단장치

초음파진단장치는 생체의 조직에 의한 음향임피던스의 차에 따라, 그 경계면에서의 반사파를 사용하여 생체 내의 경계면상을 만들어 주는 것이다. 그림 15에 그 원리를, 표 2에 주요 응용 영역을 보인다.

5. 맺음말

人體信號를 대상으로 하는 医用信號處理는 엄청나게 복잡하여, 그것을 어느 한 기법으로 논의할 수

가 없다.

검출센서를 사용하여 신호를 끄집어 낼 때부터 주의를 하지 않으면 안된다. 일반적으로 신호 자체가 微弱信號이거나 하여 잡음에 쉽게 매몰되기도 하고, 살아 있는 人體인 까닭에 움직임 등에 의한 不要成分이 함께 나타날 수도 있다. 따라서 그 경우에 따른 적절한 기법이 절대적으로 필요하게 된다.

참 고 문 헌

- 1) 洪勝弘 : "ME (의용생체공학) 기술의 현황과 전망" 전자공학회 잡지, 12, 1, pp. 40~46 (1985)
- 2) 池田謙一 : 医用電子工學, コロナ社 (1981)
- 3) 阪本捷房 : ME (医用工學) 入門, 東京電機大學出版局 (1982)
- 4) 崔宗秀 : "초음파 영상 진단의 원리 및 응용" 전기학회지, 34, 9 pp. 17~23 (1985)