

의용신호처리 및 응용 (Biomedical Signal Processing and Applications)

김 원 기* · 유 선 국**

(*연세대학교 의용공학과, **순천향대학교 전기공학과)

■ 차

■ 례 ■

- I. 서 론
- II. 동기적분과 EP
- III. AR 모델과 EMG
- IV. 스펙트럼 추정과 EEG

- V. 적응필터링과 FECCG
- VI. 2차원 신호처리와 CT
- VII. 맺음말

I. 서 론

1900년대 후반부터 급격히 발달하기 시작한 디지털 신호처리 기술은 인체 질병의 진단, 치료 및 재활의 목적으로 의학 및 생체공학 전반에 걸쳐 다양하게 적용되기 시작했으며, 또한 기초의학적인 연구는 인체의 정보처리 과정을 연구하여 역으로 공학에 접목시키려는 시도가 최근들어 활발해지고 있다.^{1) 10)}

일반적으로 공학에서 취급하는 신호와 의학에서 처리하는 신호와의 차이점은 정보를 전달하는 수단으로 사용되는 신호원에 있어서 차이가 있다. 의학 분야에서는 살아있는 생물체나 인체로부터 신호를 직접 추출한다. 그러나 물리학적, 화학적인 작용이 복합적으로 작용하는 살아있는 생명체 시스템은 복잡한 계층적 제어뿐만 아니라 신경전달 및 처리과정이 복합적으로 작용하고 있다. 계층적 제어 시스템에 있어서는 부시스템간의 연결 및 전환 경로가 아직까지도 정확히 밝혀져 있지 않을뿐만 아니라 복합적으로 작용하게 되므로, 신호처리를 위해 획득한 신호는 기본적으로 영향을 받은 다양한 잡음이 혼입되게 된다. 그러므로 의학 및 생체신호는 첫째 시스템의 기본 구조가 명확히 밝혀져 있지 않으므로 선정보(priori infor-

mation)를 활용하기 어렵다. 둘째 복합적인 작용을 하는 생체 시스템은 처리하기 원하는 신호의 추출을 어렵게 한다. 셋째 개인과 집단간의 큰 차이는 확실적인 처리과정에 의존하게 되는 특징을 갖는다.

본 고에서는 상기 특징을 갖는 신호를 처리하기 위한 시영역 처리 기법인 동기적분법, AR 모델방법에 의한 파라미터 추출, 주파수 영역에서의 스펙트럼 추정 방법, 적응 필터링 방법에 의한 신호향상기법에 대한 1차원 신호처리 기법과, 구조적인 영상을 얻기 위한 2차원 신호처리 기법에 대하여 살펴보았다. 또한 이러한 기법은 진단 및 치료에 가장 보편적으로 활용되는 뇌유발전위(EP), 근전도(EMG), 뇌전도(EEG), 태아 심전도(fetal ECG), 전산화 단층촬영기(CT)의 전기적인 특성과 원리에의 응용을 고찰하였다.

II. 동기적분과 EP

임상에 적용되는 생체신호 획득 시스템은 유한 시간 동안 만의 데이터 획득이 가능하고, 얻어진 신호는 확률적 불안정(non-stationary) 하므로 불안정한 신호를 추정하는 것보다 이 신호를 짧은 안정(stationary)한 구간으로 나누어 처리하는 것이 용이하다. 즉 유한

한 시간 샘플 함수로 주어진 추정하고자 하는 신호에 다른 생체 신호 및 주위 잡음이 첨가된 랜덤 프로세스의 유한시간추정(finite time estimation) 문제이며 추정에 의하여 신호대 잡음비를 향상 시키는데 목적이 있으며 대표적으로는 EP(Evoked Potential) 신호 처리를 들 수 있다.

EP신호는 시각(VEP: Visual Evoked Potential)이나 시각(AEP: Auditory Evoked Potential)적인 자극을 준 후 뇌에 의하여 발생된 전기적인 신호를 측정하는 것이다. 자극에 대한 뇌는 먼저 자극의 형태와 비슷한 일시적인 반응 신호를 보인 후 일정 시간후 반응에 대한 뇌의 활동을 나타내는 0.1에서 10 uV 크기의 EP 신호와 EP 신호보다 수십배 큰 자율반응 신호인 EEG(Electroencephalogram)신호가 잡음으로 작용하여 혼합되어 나타난다. 그러므로 동기적분법은 주기적인 자극에 대하여 반복되는 유한 시간 데이터로부터 평균된 EP파를 추정하는 EP신호 처리의 가장 기본적인 시영의 신호처리 방법이다.

t_1 시간에 T시간동안 가한 m번째 자극에 대한 유한한 스토캐스틱 응답을 $S(t)$ 라 한다면 처리하고자 하는 관측 신호 $z(t)$ 는 잡음 $n(t)$ 가 혼합된 응답으로 표현할 수 있다.

$$z(t) = \sum_{t_1}^t S_i(t-t_1) + n(t) \quad (1)$$

만약 $n(t)$ 가 zero mean 프로세스이고 확률적으로 $S_i(t)$ 와 독립되어 있고 $t \in [t_1, t_1 + T]$ 라면

$$z(t) = s_i(t - t_1) + n_i(t - t_1); t_1 \leq t \leq t_1 + T \quad (2)$$

또한 잡음의 자기상관 함수가 0 이라면 N번의 자극에 대한 unbiased 평균 응답 $S(N,t)$ 를 동기적분법(synchronous averaging)으로 추정할 수 있다.

$$S(N,t) = \frac{1}{N} \sum_{t_1}^t z_i(t) = \frac{1}{N} \sum_{t_1}^t (S_i(t-t_1) + n_i(t-t_1)) \quad (3)$$

그림 1.은 시각자극에 대하여 VEP신호로 N수가 증가할 수록 신호대 잡음비가 향상되어 신호가 점점 뚜렷하게 관측됨을 보이며, 이외에도 적용 필터링 기법이나 Weiner 필터링 기법이 사용된다.

III. AR 모델과 EMG

비선형적이며 확률적으로 불안정한 특징이 있는 인체에서 발생하는 전기적인 신호에 대한 고신적인 신호처리 이론을 적용하기 위해서는 스펙트럼 누설과 분산을 줄이기 위하여 적어도 30초 이상의 데이터를 요하게 된다. 생체신호에 대한 장시간의 데이터는 신호에 대한 확률적인 성질이 변하게 되므로 생체 신호 처리는 확률적으로 안정된 짧은 구간에 대하여 파라메트릭 방법을 적용할 수 있다. 파라메트릭 방법의 적용은 다량의 생체 신호를 압축 표현하여 저장함으로써 long term ECG(Electrocardiogram)에 응용이 가능하며 수면상태를 연구하는 다중 채널 EEG 데이터 보관에도 효율적으로 적용할 수 있다. 또한 파라메트릭 모델 방법에 의하여 추정된 파라미터는 진단 및 재활을 위한 신호 분류(classification)에 효과적으로 응용되며 대표적으로 인공모질(Prothesis)을 위한 EMG(Electromyogram)을 들 수 있다.

EMG는 일반적으로 표면 전극을 통하여 근육에 의하여 발생된 전위를 측정하는 것으로서 근육의 수축에 관계된다. 뇌의 운동과적에서 발생된 신경 입력스일을 신경을 통하여 연속적으로 전달되어 운동단위를 자극하며 활동전위를 발생하며 이 신호들이 합쳐져서 근전도 신호를 발생한다. 근전도 신호의 크기는 50 uV에서 5 mV의 크기를 나타내며 2에서 500 Hz까지의 주파수 대역에 분포되는 생체신호 중 고주파 신호를 포함한다. 그러므로 근육의 상태를 나타내는 진력 밀도 함수의 추정은 근육의 병리학적 진전(tremor) 및 피로도[7]의 진단에도 적용할 수 있으며 기능에 대한 파라미터를 분해해석 기법에 의하여 기능을 분류할 수 있다면 보철에도 적용할 수 있다.

파라메트릭 방법은 AR(Auto-regressive), MA(Moving-average), ARMA모델을 사용하나 계산적인 면과 효율적인 알고리즘에 비할 고려하면 AR 모델 방법을 보편적으로 사용한다.

$$x(k) = \sum_{i=1}^N a_i x(k-i) + n(k) \quad (4)$$

여기서 $x(k)$ 는 표면 근전도 신호이며, a_i 는 모델 계수, N 은 모델차수, $n(k)$ 는 zero-mean 백색잡음 프로세스이다. 모델계수 a_i 는 $x(k)$ 과 선형예측된 추정값

과의 평균 제곱오차(MSE: Mean Square Error)를 최소화 함으로써 계산한다.

$$e(k) = x(k) - \hat{x}(k) = x(k) - \sum_{i=1}^N a_i x(k-i) \quad (5)$$

$e(k)$ 는 예측오차이며, 최소화 과정을 아래식과 같은 Yule-Walker 방정식이 얻어진다.

$$\begin{bmatrix} R(0) & R(1) & \dots & R(N) \\ R(1) & R(0) & \dots & R(N-1) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ R(N) & \dots & R(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_a^2 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

여기서 $R(k)$ 는 $x(k)$ 의 자기상관 함수이며, σ_a^2 은 $w(k)$ 와 MSE의 분산값이다. 모든 차수 N 의 선택은 FPE(Final Prediction Error)나 AIC(Akaike Information Theoretic Criterion) 등과 같은 차수선택 알고리즘을 사용할 수 있으며, 매트릭스 방정식의 해는 자기상관 R 매트릭스가 Toeplitz 매트릭스라는 성질을 이용하여 일반적으로 Durbin 알고리즘에 의하여 순환 계산하며 그림 2.은 차수를 변화하며 계산된 추정도 신호를 보여준다.

IV. 스펙트럼 추정과 EEG

전력선 잡음 및 기타 여러신호가 혼입되어 혼탁된 시간영역에서 발생하는 생체신호를 주파수 영역으로 변환하면 시간영역에서 진단 및 예측하기 어려운 정량적인 분석이 가능해진다. 화음적 프로세스 성질을 갖는 생체 신호는 유한한 잡음이 혼입된 불안정한 데이터로부터 자기상관 함수와 전력밀도 함수(PSD)와의 Fourier 변환관계를 나타내는 Wiener Khinchin 관계로부터 변환한다.

$$S(w) = \lim_{T \rightarrow \infty} E \left[\frac{1}{2T} \left| \int_{-T}^T x(t) \exp(-j\omega t) dt \right|^2 \right] \quad (7)$$

스펙트럼 추정은 EMG, ECG, 음성신호로 부터의 후두장애(laryngal disorder)의 진단에 사용되나 대표적인 신호로는 그림 3.과 같이 시간 영역에서 복잡하며 잡음이 혼입된 다중 채널 데이터를 주파수 영역에서 정량적이며 객관적으로 신호처리 되는 EEG 신호를 들 수 있다. [10]

뇌의 전기적인 현상을 기록하는 EEG는 뇌의 여러 부위에서의 기능을 진단하는데 사용되며, 기본적으로 좌우 기준으로 하여 F(frontal), C(central), T(temporal), P(parietal), O(occipital)의 기본 전극으로 부터 6에서 32채널까지의 다중 채널 데이터를 획득해야 하

표. 1 스펙트럼 추정 방법

방법	모 델	장 점	단 점	비 고
Periodogram	Sum of sinusoidals	계산면에서 효율적 출력 전력에 비해	분해능 관측에 반비례 유구간에서 부정확 leakage	averaging smoothing
Pisarenko	ARMA with equal MA and AR	고분해능(잡음과 수기 상해결 경우)	잡음에 민감 정원파수의 결정 불확실 연산	eigenvalue solution
Blackman-Turkey	MA with correlation window	$p \ll N$ 계산면에서 효율적	분해능 관측에 반비례 leakage negative PSD	special MA estimator
AR(MEM)	AR	BT나 periodogram 보다 고분해능 누설없음	정점 주파수의 bias stability가 보장 안됨	모델 차수 결정
MA	MA	notch 추정의 효율	저분해능 지정점추정	모델 차수 결정
ARMA	ARMA	고분해능 누설없음	비선형추정	모델 차수 결정
Prony's method	ARMA with equal AR and MA	AR과 같은 분해능 누설없음	다항식 근해산	모델 차수 결정
MLM	Optimal BPF	AR보다 작은 분산	AR보다 저분해능	이행렬 계산

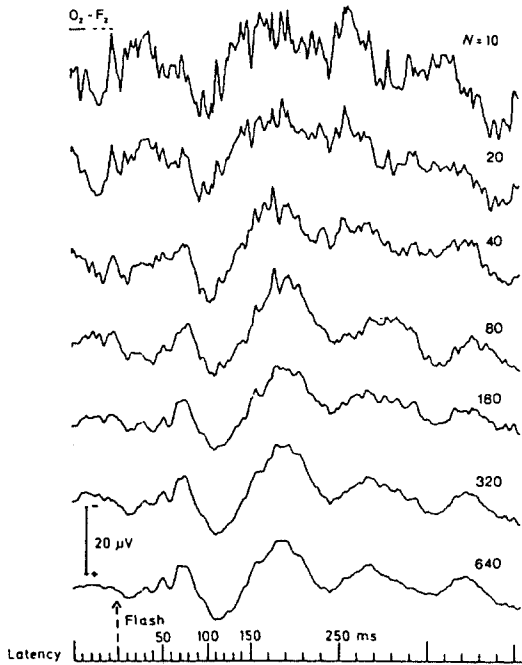


그림 1. N수의 변화에 대한 VEP 신호

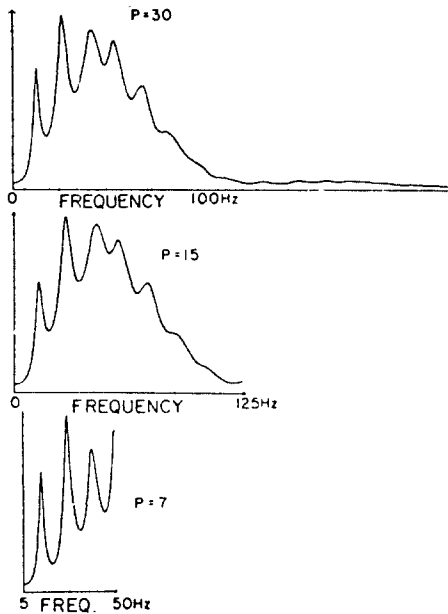


그림 2. AR 모델에 의해 계산된 EMG 스펙트럼

므로 EEG는 전극의 위치에 의존적으로 변화한다. 표면 EEG 신호는 2에서 100 μ V까지의 작은 신호 레벨을 갖으며, 직류에서 100 Hz까지의 주파수 대역에 분포하며, 주파수 해석은 delta(0-4 Hz), theta(4-8 Hz), alpha(8-13 Hz)밴드로 구분하여 간질, 두부손상, 정신질병, 수면장애 등의 진단에 사용된다.

스펙트럼을 추정하는 방법에는 FFT(Fast Fourier Transform)방법과 시계열 분석법으로 크게 구분할 수 있으며 표 1과 같은 장단점과 특징을 갖는 스펙트럼 추정법은 주로 고전적인 periodogram 방법, periodogram법을 현대적으로 접근시킨 Blakman-Tukey 방법, AR(maximum entropy), MA, ARMA, PHD(Pisarenko harmonic decomposition), Prony 방법, MLM(Maximum Likelihood Method)방법등이 응용분야에 따라 적용되고 있다.

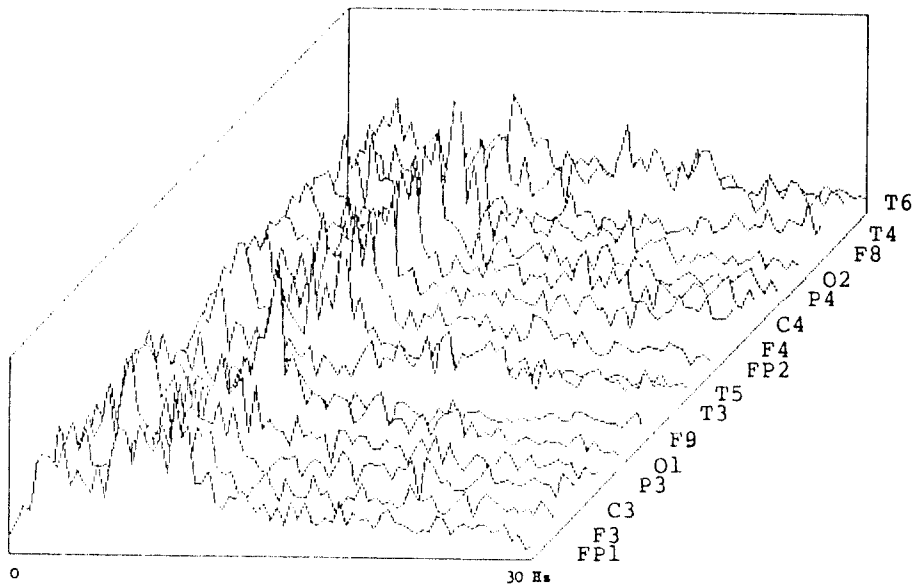
V. 적응필터링과 FECG

필터링 기법이란 신호를 처리하여 신호대 잡음비(SNR: Signal to Noise Ratio)를 향상시키는 것이다. 계층적 제어 시스템이며 신경 정보 전달 및 처리 과정이 복합적으로 작용하는 생체 시스템으로 부터 발생한 신호는 신호에 대한 선정보(priori information)가 없으며 다양한 경로의 신호가 합쳐진 잡음에 대한 선정보를 얻기가 어려우므로 최적 필터를 설계하기가 어렵다. 그러므로 생체신호 처리에 적용되는 적응 필터링 기법이란 적응 또는 학습과정을 거쳐 필터의 특성을 결정하여 빠르게 변화되는 잡음이나 생체신호원의 불안정한 변화에 고속으로 추정함으로써 최적 필터에 비해 비교적 성능 저하가 적은 필터링을 하는 것이다. 그러므로 선로향상에 사용되는 기법은 생체신호의 전력선 잡음의 제거에, 잡음제거 기법은 태아 심전도(fetal ECG)신호 처리에 대표적으로 적용되며 LMS(Least Mean Square) 알고리즘을 동일하게 적용할 수 있다[37].

ECG 신호란 심장의 기계적인 움직임을 놓기시키는 전기적인 신호를 측정하는 신호이다. SA(Sino Atria)노드에서 발생한 충격파가 심실, 심방의 펌프 작용을 위해 심장내를 전파해 감에 따라 PQRST complex파를 생성하며 PQRST 정보는 심장의 상태를 진단하기 위한 중요한 기준이 된다[38]. 특히 태아 심전도인 경우 신호 자체가 산모의 복부안에서 발생하고 잡음의 혼입되어 신호의 검출이 어렵다. 태아 심전도 신호는 어른의 심전도 파형과 비슷하며 QRS 진폭은

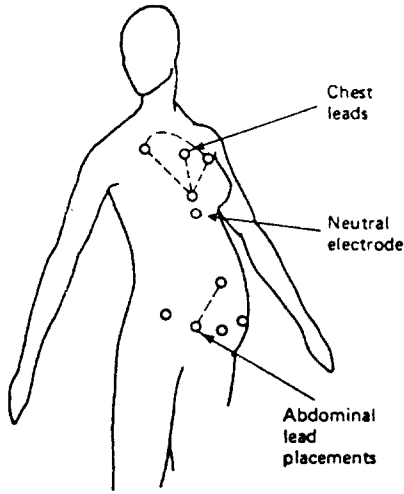


(a)

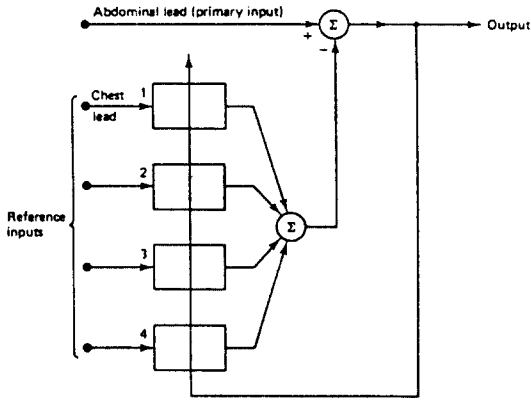


(b)

그림 3. 16 재단 EEG 신호와 스펙트럼



(a)



(b)

그림 4. 태아 심전도 전극부착 및 적응 필터링

어른에 비해 2-50배 적게(20-500 μV) 나타나고, 10에서 40 Hz 주파수 대역을 갖는다.

그림 4과 같이 산모의 배로부터 비침습적으로 추출된 심전도 신호에는 산모의 심전도, 태아의 심전도, 근전도 신호등과 같은 잡음이 혼입 되므로 (b)와 같이 잡음제거를 위한 다중채널 적응 잡음 제거기를 구성한다. 기준 입력(primary)이 되는 복부 부착 전극은 산모와 태아의 심전도, 비교(reference)입력이 되는 가

슴부착 전극은 산모의 심전도만이 포함된다.

$$x_a(k) = b(k) + m_a(k) + n_a(k) \tag{8}$$

여기서 $x_a(k)$ 는 기준입력(primary)이 되는 복부 부착 전극으로부터 추출된 신호로 산모($m_a(k)$)와 태아의 심전도($b(k)$), 근전도와 같은 잡음($n_a(k)$)가 포함된다.

$$x_i(k) = m_i(k) + n_i(k) ; i = 1, 2, 3, 4 \tag{9}$$

$x_i(k)$ 는 비교(reference)입력이 되는 i 번째 가슴부착 전극으로부터 추출된 신호로 산모의 심전도($m_i(k)$)와 잡음($n_i(k)$)이 포함된다.

$$\hat{b}(k) = x_a(k) - \sum_{i=1}^4 W_i^*(k) X_i(k) \tag{10}$$

태아 심전도와 산모 심전도와는 상관관계가 없으며, 부착위치에 대한 산모신호 $m_a(k)$ 와 $m_i(k)$ $i = 1, 2, \dots$ 에는 상관관계가 존재하므로 잡음이 제거된 태아 심전도는 $b(k)$ 의 추정값의 평균사승오차를 LMS 알고리즘에 의하여 최소화 함으로써 구할 수 있다.

VI. 2차원 신호처리와 CT

의료영상 시스템의 기본원리는 X선, 초음파, 자장 등의 에너지로부터 얻은 영상신호 성분을 사진 또는 TV 화면으로 직접 표시하거나 컴퓨터를 사용하여 신호처리를 기전후에 필요한 2차원 영상신호를 얻고 있다. 이러한 2차원 신호는 좀더 선명한 영상과 다량의 데이터를 저장하기 위해 영상개선, 영상복원, 영상해석, 영상압축등과 같은 영상신호 처리 기술이 복합적으로 적용되고 있으며, 디지털 영상처리 기술은 영상 특성에 따라 DR(Digital Radiography), DSA(Digital Subtraction Angiography), 초음파 장비, CT(Computerized Tomogram), NMR(Magnetic Resonance Imaging)등¹⁴⁾과 같은 인체기관의 진단 및 치료에 필수적인 의료영상 장비들에 적용되었으며, 특히 최근에는 영상장비들을 통합 구성하는 영상망(PACS: Picture Archiving and Communication System)에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

이러한 여러가지 2차원 신호처리 기법중 가장 기본이 되는 2차원 FFT방법이 적용되어 인체의 단면영상

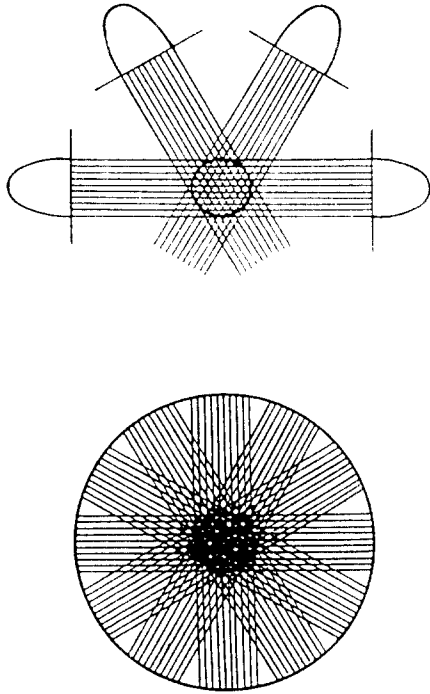


그림 5. CT 영상을 구성하기 위한 간단한 역투영의 예

을 구성하는 FBP(Filtered Back Projection)에 의한 X선 CT의 주파수 영역의 원리는 projection(p(x))의 푸리에 변환은 원점으로 부터 θ 각도에서 얻은 물체(f(x, y))의 푸리에 변환의 단면과 동일하다는 projection-slice 이론으로부터 출발한다. 그림 5.과 같은 FBP 방법은 스캔하는 동안 transmission profile의 각각의 각도에서 얻어진다. 이 profile을 정확한 각도로 놓여진 상태에서 영상의면을 가로질러서 그 값으로 역투영된다. 즉 FBP는 1차원 푸리에 데이터를 2차원 그리드를 통한 역투영에 기초하며, 이러한 역투영들이 모든 view에 대하여 원물체에 대한 추정영상을 얻을 수 있다.

$$\hat{f}(x,y) = \int_0^\pi p(x \cos\theta + y \sin\theta) d\theta \quad (11)$$

추정된 물체는 흐려짐(blurring)현상이 발생하며, 흐려짐을 제거하기 위해서는 원래의 profile을 역투영이 시작되기 전에 여과함수(filter function: h(x,y))를 혼불류선하여 제거한다.

$$\hat{f}(x,y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty f(ux) h(x-y, y-v) dy dv \quad (12)$$

$$h(x,y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty |F(u)| \exp(2\pi j(xu+yv)) du dv$$

맺음말

디지털 신호처리 기술은 영상 진단 및 기초의학 연구에 광범위 하게 적용되고 있으며, 선형회로방과 같이 생체체의 정보처리 시스템에 대한 연구는 좀더 정밀한 신호처리 기술의 발전에 기여되고 있다.

1차원 신호처리 기술은 영상을 진단하기 위한 삼각도, 위치도를 분석하기 위한 비선도 및 비유만전위, 제완 및 진단에 활용하기 위한 구절도등에 활용되고 있으며, 같은 세기 기법에 의한 신호의 향상, 특정 주파수 기법에 의한 지능 진단, 다량의 정보를 저장하기 위한 데이터 압축 기술이 적용되고 있다. 2차원 신호처리 기술은 DR, DSA, 초음파 장비, CT, NMR등과 같이 비침습적으로 인체기관을 육안으로 관측하여 진단 및 치료에 활용되는 의료 영상 장비들에 적용되고 있으며 좀더 정밀한 영상과 다량의 데이터를 저장하기 위해 영상 재질, 영상복원, 영상해석, 영상압축등과 같은 영상신호 처리 기술이 복합적으로 활용되고 있다.

따라서 의용공학에서의 신호처리 기술은 좀더 발전을 거듭하여 인간의 건강과 복지를 위한 진단, 치료, 제완에의 토대가 되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

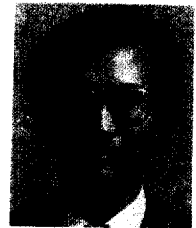
1. A. Isaksson, A. Wennberg, and L.H.Zetterberg, "Computer Analysis of ECG signals with parametric models," Proc. of IEEE, Vol.69, No.1, 1981.
2. D.Graupe, D.J.Krause, and J.B.Moore, "Identification of autoregressive moving average parameters of time series," IEEE trans. AC, Vol.AC, 20, 1975.
3. E.R.Ferrara and B. Widrow, "Fetal electrocardiogram enhancement by time sequenced adaptive filtering," IEEE trans. BME, Vol. BME, 29, No.3, pp.679-683, 1981.
4. H. Joel Trussel, "Processing of X-ray Images," Proc. of IEEE, Vol.69, No.5, pp.615-627, 1981.
5. J.G.Webster ed., "Medical instrumentation application and design," Houghton Mifflin Company, 1978.

6. J.Makhoul, "Linear prediction : A tutorial review," Proc. IEEE, Vol.63, 1975.
 7. O. Paiss and G.F. Inbar, "Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue," IEEE trans. BME, Vol.BME-34, No.10, pp. 761-770., 1987.
 8. R.Cooper, "EEG technology," Butterworths Co., 1980.
 9. R.E.Challis and R.I.Kitney, "Biomedical signal processing(part2)," Med. Biol. Eng. & Comput., Jan., pp. 1-17, 1991.

10. R.E.Challis and R.I.Kitney, "Biomedical signal processing(part3)," Med. Biol. Eng. & Comput., May., pp.225-241, 1991.
 11. S.L. Marple Jr., "Digital spectral analysis with applications," Prentice-Hall, 1987.
 12. Y.C.Park, K.Y.Lee, D.H.Youn, N.H.Kim, W.K.Kim, and S.H.Park, "On detection the presence of petal R-wave using the moving averaged magnitude difference algorithm," IEEE trans. BME, Vol. BME-39, No.8, pp.868-871, 1992.



김 원 기



유 선 국

- 1951년 8월 15일생
- 1974년 2월 : 연세대학교 전자공학과 졸업(공학사)
- 1976년 2월 : 한국과학원 전기및 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 1985년 2월 : 한국과학원 전기및 전자공학과 박사학위 취득
- 1975년 12월 ~ 1980년 7월 : 대한전선(주) TV 개발부 연구원
- 1980년 8월 : 연세대학교 의과대학 의용공학과 전임강사
- 1992년 10월 ~ 현재 : 연세대학교 의과대학 의용공학과 부교수
- 주관심분야 : 의학영상처리, 컴퓨터를 이용한 의용계측, 인공보조기기 등임.

- 1959년 1월 8일생
- 1981년 : 연세대학교 전기공학과 졸업(공학사)
- 1985년 : 연세대학교 대학원 전기공학과 졸업(석사)
- 1989년 : 연세대학교 대학원 전기공학과 박사학위 취득
- 1985년 : 연세대학교 의과대학 의용공학과 연구원
- 1989년 : 연세대학교 의과대학 의용공학과 연구강사
- 1990년 : 순천향대학교 전기공학과 강사
- 1992년 : 순천향대학교 전기공학과 조교수
- 주관심분야 : 생체신호처리, 의학영상처리, 실시간 디지털 영상 처리 등임