

## 생체신호처리 연구의 현황과 전망

안창범\*·우응제\*\*·윤영로\*\*\*·이경중\*\*\*

\*광운대학교 공과대학 전기공학과, \*\*건국대학교 의과대학 의학생명공학부  
\*\*\*연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과  
(1999년 4월 20일 접수, 1999년 5월 1일 채택)

### Recent Development Trend and Future of Biosignal Processing

C.B. Ahn\*, E.J. Woo\*\*, Y.R. Yoon\*\*\*, K.J. Lee\*\*\*

\*Department of Electrical Engineering, College of Engineering, Kwangwoon University  
\*\*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Kon Kuk University  
\*\*\*Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University  
(Received April 20, 1999, Accepted May 1, 1999)

#### 서 론

의공학의 발달과 함께 정확한 생체신호의 계측과 진단에 대한 요구가 높아지면서 다양한 생체신호를 처리하기 위한 연구가 진행되어 왔다. 특히 심전도, 근전도, 뇌파, 유발전위, 환자감시장치로부터의 생체신호가 그 대표적인 예이다.

심전도(Electrocardiography:ECG)는 동방결절(sinus node)에서 발생하는 미세한 전류에 의한 심장의 수축·이완 운동을 신체의 표면상에서 전기적 신호로 기록한 것으로서 컴퓨터를 기반으로 하여 심장의 이상 유무를 의사의 도움 없이 자동으로 판단하기 위한 자동진단 시스템에 관한 연구는 1961년부터 활발히 진행되었다.

유발전위(Evoked Potential:EP)는 외부의 운동이나 감각 자극 시각 자극(Visual Evoked Potential, VEP), 청각 자극(Brainstem Auditory Evoked Potential, BAEP) 그리고 체성 자극(Somatosensory Evoked Potential, SEP) 등에 대한 신경계의 전기적 현상을 말한다. 여기에서 나타나는 전위는 연속적인 파로 구성되어 있는데, 각각의 파는 특정한 latency, amplitude, polarity를 가지고 있으며, 신경계 질환의 위치를 파악하고 진단

하는데 유용하다.

뇌파(Electroencephalograms:EEG)는 뇌의 수많은 신경에서 발생된 전기적인 신호의 합성으로 나타난 뇌표면의 미세한 전위이다. 1924년 오스트리아의 Hans Berger 에 의하여 측정된 이래 뇌파 신호는 뇌의 활동 및 상태, 간질 등의 뇌기능 장애 등의 진단에 필수적인 과정으로 자리하고 있다.

근전도는 골격근의 수축에 수반해서 생기는 활동전위를 증폭·기록한 것으로서 근육의 활동범위 측정이나 반사활동의 검사, 장시간 측정을 요하는 운동학이나 운동생리학 등에서 사용하기도 하며, 여러 가지의 신경자극 테스트를 통해 신경 및 근육의 기능이상 치료에 적용된다.

환자감시장치(bedside monitor, patient monitor, 또는 vital signs monitor)는 각종 중환자실, 수술실, 분만실, 응급실 등에서 특정 환자의 상태를 연속적으로 집중 감시(monitoring)하는 의료기기이다. 기기에 의한 환자 상태의 감시는 중환자의 치료에 필요한 인력과 노력의 절감이라는 효과를 제공하며, 보다 신속하고 정확한 환자 상태의 파악을 바탕으로 의료진에 의한 적절한 대처를 가능하게 한다.

#### 심전도

심장근육 수축의 원동력이 되는 동방결절에서 발생하는 미세한 전류는 심장을 흥분시켜 수축과 이완 운동을 하는데 이러한

심장근육의 전기적 활동을 신체의 표면상에서 전기적 신호로 기록할 수 있도록 한 장치를 심전계(electrocardiography)라고 하며, 이 때 기록되어진 신호를 심전도라고 한다[1]. 컴퓨터를 기반으로 하여 심장의 이상 유무를 의사의 도움 없이 자동으로 판단하기 위한 자동진단 시스템에 관한 연구는 1961년부터 본격적으로 시작되었다[2]. 그 이후 자동진단을 위한 심전계 하드웨어의 설계와 정확한 진단을 위한 알고리즘 개발이 현재까지도 지속적으로 이루어져 왔다[3]. 현재 심전계는 환자가 안정된 상태에서 측정하는 12채널 진단 심전계를 비롯하여 24시간동안 환자의 상황을 감시하는 홀터 심전계, 운동부하 상황에서 심근허혈을 진단하는 스트레스 심전계, 및 12채널 고해상도 심전계가 개발되어 있으며, 다양한 환자 감시장치로 이용되고 있다[4-8]. 이와 같은 심전계의 소프트웨어는 크게 신호처리 알고리즘과 진단 알고리즘으로 구분된다.

신호처리 알고리즘은 심전도 신호처리시 오류를 발생시킬 수 있는 잡음제거를 위한 전처리 알고리즘과 중요한 진단 정보를 포함하고 있는 특징점 검출 알고리즘으로 구분된다. 심전도 신호의 주파수 대역은 약 0.05~100Hz인데, 심전계에서 획득한 심전도 신호에는 전력선에 의한 60Hz잡음, 호흡에 의한 기저선 변동, 그리고 전극의 움직임에 의해 발생하는 근잡음 등이 포함되어 있다. 이러한 잡음들을 효과적으로 제거하는 것은 정확한 특징점 검출 및 진단 파라미터의 획득을 위해 매우 중요하므로 많은 연구들이 진행되어 왔다[9-13]. 심전도 신호 진단에 사용되는 중요한 특징점은 QRS복합체, P파, T파, J점 및 ST세그먼트가 있으며, 고해상도 심전계가 등장하면서 U파에 대한 관심도 높아지고 있다. 특히 QRS복합체는 심전도 신호중 가장 큰 신호로서 심전도 신호의 대표점이라 할 수 있으며, 이 점을 기준으로 다양한 특징점을 검출하기 때문에 QRS복합체의 검출성능을 높이기 위한 알고리즘 개발에 많은 노력을 기울여왔다[14,15].

진단 알고리즘은 검출된 특징점을 이용하여 심장상태의 이상 유무를 결정하는 알고리즘으로서 정확한 진단 파라미터를 선택하는 것이 가장 중요하다. 결국 신호처리 알고리즘의 개발은 진단에서 사용한 파라미터를 추출하기 위한 전처리 과정이라고 할 수 있다. 진단 파라미터를 추출한 후에는 각각의 파라미터를 rule base화해서 입력되는 심전도 신호를 분류하는 방법[16]이 가장 많이 사용되고 있지만 표준화된 원칙은 없으며 현재 가장 많이 사용되고 있는 분류 기준표는 미네소타 대학의 Henry B. lackburn등에 의해 개발된 미네소타 코드이다[17]. 심전도 진단 기기 개발회사마다 서로 다른 진단 파라미터와 기준을 사용하고 있는 실정이다. 최근에는 진단 파라미터를 feature로 이용하는 신경 회로망이나 퍼지추론 시스템을 개발하여 진단 성능을 향상시키는 연구가 이루어져 왔다[18-20]. 또한 시간-주파수의 localization특성이 우수한 웨이브렛 변환을 이용함에 따라 다양하고 효과적인 진단 파라미터를 획득하여 진단 성능을 높일 수 있는 가능성을 제시하기도 하였다[21].

## 1. 전처리 과정

정확한 진단을 위해서는 환자로부터 얻은 심전도 신호에 포함되어 있는 다양한 잡음을 제거하여 신호의 질을 좋게 하는 전처리 과정이 중요하다. 심전도에 포함된 잡음은 60Hz 전력선 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동, 그리고 전극의 움직임에 의해 발생하는 근잡음으로 크게 구분할 수 있다. 이러한 잡음들은 각각 고유한 주파수 특성을 갖고 있기 때문에 적합한 디지털 필터를 설계하여 제거하는 방법을 가장 많이 사용하고 있으며, 이 외에도 현재 웨이브렛 변환에 의한 잡음제거 방법도 다양하게 제시되고 있다[22].

### (1) 60Hz 전력선 잡음

대부분의 심전도 신호는 0.05~100Hz에 포함되어 있어서 전력선 잡음은 영향을 줄 수 있으며 실제로 신호 해석시 진폭이 작은 Q파와 P파에 영향을 주어 부정맥과 심근경색 진단에 오류를 발생시키기도 한다. 뿐만 아니라 전력선 잡음에 의해 왜곡되어진 신호는 중요한 진단 파라미터인 QRS복합체 간격이나 QT간격의 측정에 오류를 발생시킨다. 현재까지 많이 사용되고 있는 디지털 필터는 저역통과필터, notch필터, 적응필터이다. 저역통과필터는 차단 주파수를 60Hz로 설정하여 그 이상의 주파수 대역의 신호를 제거하는 방법으로써 60Hz이상의 심전도 신호성분이 같이 제거되기 때문에 현재는 거의 사용되고 있지 않다. notch필터는 60Hz의 중심 주파수와 매우 좁은 대역폭을 갖는 대역필터를 설계한 후 심전도 신호에서 빼는 방식을 많이 사용하며, Lynn과 Weaver가 제시한 정수형 회귀(recursive)필터가 가장 안정화되어 널리 사용되고 있다[23]. 적응필터는 제거하고자 하는 60Hz성분을 기준신호로 설정하여 60Hz성분이 포함된 입력신호와와의 차이가 최소가 될 때까지 필터의 계수를 조정하는 방법이다[24]. 기준신호는 제거하기 원하는 주파수 성분과 상관관계가 있는 임의의 주기함수를 사용하기도 하고, 직접 입력신호의 샘플을 사용하기도 한다. notch필터나 적응필터의 설계시 중요한 것은 대역폭을 결정하는 요소의 설정이며, 이 값에 따라 제거되는 잡음의 크기나 왜곡도가 결정된다.

디지털 필터 설계시 중요한 평가요소는 원신호에 영향을 주는 왜곡도이므로 심전도 신호의 왜곡을 줄이기 위한 연구가 지속적으로 진행되어 왔으며, 그 외에도 전력선 잡음과 기저선 변동을 동시에 제거하고자 하는 연구도 이루어져 왔다[11].

### (2) 기저선 변동

기저선 변동은 호흡에 의해 발생하는 1Hz미만의 저주파 성분의 잡음으로서 심전도 신호의 ST세그먼트와 같은 주파수 대역을 갖는다. 심전도 신호의 저주파 성분인 ST 세그먼트는 심근허혈이나 심근경색의 진단 파라미터로 사용되는데, ST 세그먼트를 정확히 검출하기 위해서는 기저선 변동을 효과적으로 제거하는 것이 매우 중요하다[25]. 기저선 변동과 같은 저주파 잡음은 심전도의 저주파 성분인 ST 세그먼트의 주파수 대역과 겹치

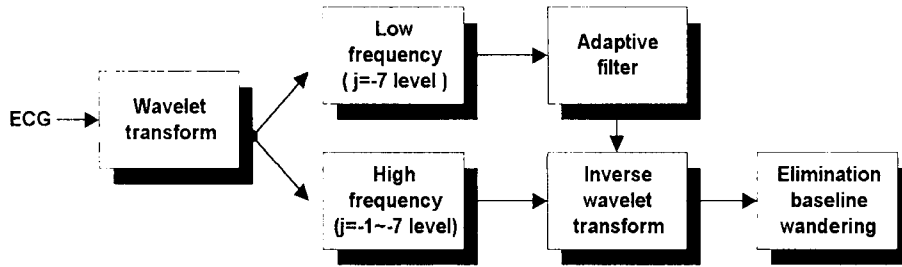


그림 1. WAF의 전체 블럭도

표 1. MIT/BIH 데이터베이스와 실제 환자 데이터를 사용한 제거된 잡음의 평균전력 비교 (단위 : 10<sup>4</sup>)

데이터 \ 필터종류	adaptive filter	standard filter	WAF
MIT/BIH database(43개)	3.929	3.681	3.936
실제환자 데이터 (8명)	1.569	0.981	1.590

표 2. AHA에서 제안한 삼각파에서의 왜곡도 평가 (unit : mV)

filter		adaptive filter	standard filter	WAF
distortion	J	-0.462	-0.297	-0.032
	ST segment	-0.326	-0.193	-0.032

기 때문에 전처리 필터 통과시 발생하는 신호왜곡을 최소화시켜야 한다. 기저선 변동을 제거하기 위한 전처리 필터로는 고정된 차단 주파수를 갖는 회귀성 혹은 비회귀성의 고역통과필터[26]와 주파수에 대한 영향을 고려하지 않아도 되는 cubic spline 필터[27], 그리고 시변 시스템에서 신호조건의 변화에 따라 적응적으로 잡음을 제거할 수 있는 적응필터[9]가 일반적으로 사용되고 있다. 고역통과필터는 차단 주파수 대역 이상의 기저선 변동은 제거할 수 없으며, 차단 주파수를 크게 할 경우 신호의 왜곡이 발생하는 단점이 있고, cubic spline 필터는 대부분의 심전계에서 많이 사용하고 있으나, 기저선 변동이 급격하거나 샘플링 간격이 넓은 경우 신호에 큰 오차를 발생시킨다. 적응필터의 경우 고정된 차단 주파수를 갖지 않는다는 장점이 있지만 신호 처리시 발생하는 신호왜곡 때문에 기저선 변동과 같은 저주파 신호처리시 문제점을 갖고 있다. 최근에는 웨이브렛 변환을 이용함으로써 적응필터에서 발생하는 신호의 왜곡을 줄이고, 효과적인 기저선 변동 제거함으로써 ST세그먼트의 정확한 검출을 위한 Wavelet Adaptive Filter(WAF)에 대해 연구되었다[28]. 그림 1은 WAF의 전체 블럭도로서 우선 웨이브렛 변환을 통해서 주파수를 분할하고, 기저선 변동이 가장 많이 포함된 저주파수 대역에서만 적응필터를 적용함으로써 ST 세그먼트에서의 신호왜곡 뿐만 아니라 기저선 변동이 발생된 이외의 주파수 대역에서 발생하는 신호왜곡을 최소화하였다.

WAF의 성능을 평가하기 위해서 기존에 상업적으로 사용되고 있는 표준필터와 일반적인 적응필터를 이용하여 제거된 잡음의 평균전력과 왜곡도를 비교하였다. 표 1과 표 2의 결과에서 볼 수 있듯이 제거된 잡음의 평균전력과 왜곡도 측면에서 WAF의 우수성을 보였다.

(3) 근잡음

근잡음은 넓은 주파수 대역에 걸쳐 분포하고 있고, 예측할 수 없는 잡음이기 때문에 제거하기가 상당히 어려우며, 심전도 신호의 주파수 대역과 겹쳐서 분포하고 있어 잡음 제거시 심전도 신호에 왜곡을 발생시킬 수 있다. 특히 저역통과필터나 적응필터를 사용할 경우 QRS복합체에 왜곡을 가져오게 된다. 심전도 신호 분석시 대표 템플리트를 구성하는 경우가 많은데 이 때 기존의 대표 템플리트와 입력되는 템플리트의 평균 혹은 메디안 값을 구하여 새로운 대표 템플리트로 만들면 근잡음의 영향이 상당히 줄어들게 된다[22]. 최근에는 웨이브렛 변환을 이용하여 심전도 신호의 진단 파라미터에 영향을 줄이기 위해 잡음의 정도를 우선 분석한 후 hard/soft threshold방법에 의해 근잡음을 제거하는 연구도 제시되었다[29].

2. QRS복합체 및 특징점 검출

QRS복합체 및 특징점 검출은 진단 파라미터를 검출하기 위한 전처리 과정이라고 할 수 있다. 특히 QRS복합체의 검출은 심전도 신호의 특징점을 검출하기 위한 기준점이 되기 때문에 매우 중요하며, 검출성능을 높이기 위한 많은 연구가 계속되어 왔다. 일반적으로 검출된 QRS복합체를 기준으로 구간을 설정한 후 P파, Q파, R파, S파, T파 및 ST세그먼트의 특징점 위치를 검출하기 때문에 QRS복합체의 검출오류는 진단의 오류까지 발생시키는 원인이 된다.

(1) QRS복합체 검출

QRS복합체 검출은 크게 필터링된 신호에 문턱치를 적용하는 방법과 구분론적인 패턴인식방법으로 나눌 수가 있다. 문턱치를 적용하는 방법은 심전도 신호를 디지털 필터 등의 전처리 과정에 통과시킴으로써 약 10~25Hz의 QRS복합체만을 부각시킨 후 미리 설정해 놓은 문턱치 이상의 신호를 검출하는 방법으로 전처리 과정은 대역통과필터를 이용하는 방법, 미분(derivative)과형을 이용하는 방법, squaring기법 및 moving

표 3. 9가지 알고리즘의 종류와 방법

대표 기준	방 법	종류
AF	신호 크기와 1차 미분을 이용	AF1, AF2, AF3
FD	1차 미분만 이용	FD1, FD2,
FS	1차 미분과 2차 미분을 이용	FS1, FS2
DF	디지털 필터를 이용	DF1, DF2

(AF:amplitude and first derivative, FD:first derivative, FS:first and second derivative, DF:digital filter)

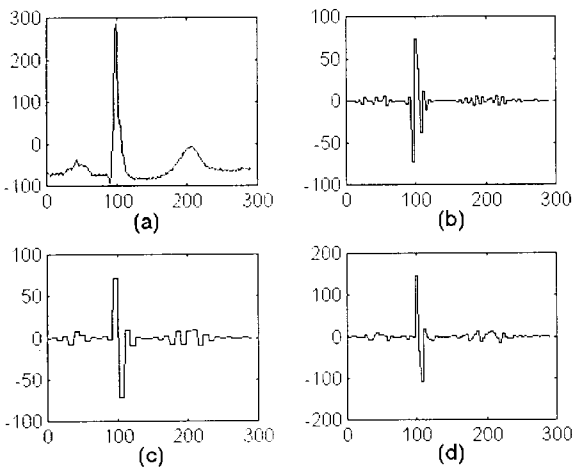


그림 2. 심전도 신호(101)와 웨이브렛 변환된 신호 및 합산신호 (a) 심전도 신호 (b) D3신호 (c) D4 신호 (d)  $D_{add}$  신호

average기법 등이 이용된다[30]. 표 3은 대표적인 QRS콤플렉스 검출 알고리즘의 검출기준과 방법을 나타낸다[31]. QRS콤플렉스 검출을 위한 다양한 알고리즘들은 입력 신호의 크기, 모양, 그리고 잡음의 정도에 따라 검출성능이 변하기 때문에 입력신호에 따라 가장 적합한 알고리즘을 설계하는 것이 중요하다. 그러나 위의 알고리즘들과 같이 고정된 문턱치를 신호에 적용할 경우 입력되는 심전도 신호에 다양한 형태의 QRS콤플렉스가 포함되어 있거나 신호대잡음비가 작은 경우에는 검출성능이 낮은 단점이 있다. 이러한 단점을 극복하기 위해 적응적 가변 문턱치 방법[15], 신경회로망을 이용한 방법[32], 웨이브렛 변환을 이용한 방법[29]등 좀 더 복잡화된 알고리즘들이 제안되었다. 최근에는 dynamic문턱치 방법이나 공진특성을 이용한 검출 알고리즘이 연구되었다[33,34]. 특히 웨이브렛을 이용한 방법은 명확한 주파수 분할이 어렵기 때문에 분할된 주파수 대역에서의 신호크기가 일정하지 않은 웨이브렛 변환의 단점을 극복하기 위하여 그림 2와 같이 QRS 콤플렉스가 포함되어 있는 3번째 레벨(D3)과 4번째 레벨(D4)의 신호를 더한 합산신호  $D_{add}$ 를 구성하여 신호의 크기를 보다 일정하게 조정함으로써 간단하면서도 검출 성능이 우수한 알고리즘을 설계하였다[29].

구문론적 인식방법은 Horowitz에 의한 기본적인 개념을 근거로 심전도 신호의 구분적 선형 근사화된 세그먼트의 기술기를

이용하여 QRS콤플렉스를 검출하는 방법이다[35,36]. 이 외에도 템플릿 매칭 방법도 선택된 QRS콤플렉스의 기준 템플릿과 입력되는 심전도 신호를 상관계수나 subtraction방법 및 automata이론에 의해 비교함으로써 입력되는 심전도 신호의 QRS 콤플렉스를 검출하는 방법도 연구되었다[37].

그러나 위의 경우는 각각의 한 리드에서 독립적으로 적용되는 방법이며, 좀 더 정확한 검출을 위해서는 여러 리드를 통해 입력되는 다채널 신호에 대한 검출 알고리즘을 이용하여 분석하여야 한다.

(2) 특징점의 검출

특징점은 검출된 QRS콤플렉스를 기준으로 검출되는데, 특히 심방의 활동을 분석하기 위한 P파의 경우는 검출이 매우 난해하다. 대부분 심전도 신호를 미분신호로 변환한 후 QRS콤플렉스 이전의 영교차점을 P파의 최고점으로 검출하고 TQ 간격에서 P파의 시작점을 찾고 QRS콤플렉스의 시작점에서 뒤로 P파의 끝점을 찾는 방식을 가장 많이 사용한다. 그러나 P파는 진폭이 작고 QRS콤플렉스와 혼합되는 경우가 있기 때문에 미분과형을 이용하는 방법[38], 적응필터를 이용하는 방법[8], 신경회로망을 이용하는 방법, 근사계적법을 이용한 방법[39] 등이 제안[31]되었으며, 최근에는 time-frequency 변환이나 웨이브렛 변환을 이용하여 P파를 검출하여 좋은 성능을 보이고 있다[41,42].

P파 검출과 마찬가지로 미분과형에서 QRS콤플렉스 이후의 영교차점을 T파의 최고점으로 검출하는데 진단에서는 T파의 끝점을 이용하기 때문에 T파의 최고점 이후에 최대기울기 값을 계산하여 T파의 끝점으로 인식한다. QRS콤플렉스에 포함된 Q파, R파, S파는 미분과형과 대표적인 7가지의 QRS콤플렉스 패턴을 미리 선정하여 영교차점들을 찾는 방식으로 구분한다.

3. 진단

진단을 위해 가장 널리 사용되고 있는 미네소타 코드[17]의 진단 파라미터로는 심박수, RR간격, QRS콤플렉스 간격, QT간격 등의 간격 파라미터와 각 특징점의 진폭을 이용하는 진폭 파라미터 그리고 QRS축, ST세그먼트 및 QRS콤플렉스 형태를 사용한다. 진단 내용은 심근경색, QRS의 축 변이, 심실비대, 심근허혈, 심근손상, 방실블록, 심실전도, 부정맥 및 기타질병으로 구분된다. 최근 자동진단을 위해서 주로 부정맥, 심근허혈 및 심실세동과 같이 생명에 직접적인 위협을 주는 진단을 위한 알고리즘들이 다양하게 개발되고 있다. 심전도 파형의 모양에 대한 연관성을 이용하는 방법이나 심전도 신호로부터 획득한 파라미터를 이용하여 rule base를 구성하는 방법[16], 그리고 파라미터들을 적절히 조정하여 feature를 구성하고 신경 회로망에 적용하는 방법[18]등이 있다. 신경회로망의 성능을 향상시키기 위해서는 구성하고자 하는 신경 회로망에 적합한 feature를 추출하는 것이 매우 중요한데 최근 시간-주파수상의 localization이 우수한 웨이브렛 변환을 통해 얻은 계수들을 ART 네트워크에

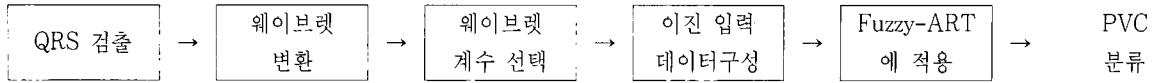


그림 3. PVC 분류를 위한 전체 블록도

표 4. 유발전위의 임상 활용

SEP	VEP	BAEP
<ul style="list-style-type: none"> <li>· Plexus stretch injury</li> <li>· Thoracic Outlet Syndrome</li> <li>· Carpal Tunnel Syndrome</li> <li>· Evaluation of Peripheral Nervous System</li> <li>· Evaluation of cervical or low back pain</li> <li>· Musculoskeletal injuries</li> <li>· Brachial Neuritis</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Headaches</li> <li>· Head Trauma</li> <li>· Optic Nerve damage</li> <li>· Optic Nueritis</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>· Headaches</li> <li>· Head Trauma</li> <li>· Tumors</li> <li>· Brainstem Lesions</li> </ul>

서 인식할 수 있는 이진 데이터로 전처리하여 feature를 구성한 후 무감독 학습방법인 fuzzy -ART 네트워크에 입력하여 PVC 를 분류하는 시스템을 설계하였다[22]. 그림 3은 fuzzy -ART 네트워크의 전체 블록도이다. 본 연구에서는 MIT/BIH arrhythmia database 중 정상파형과 PVC가 포함되어 있는 9개의 레코 드를 이용하여 성능평가를 한 결과 96.52%의 분류결과를 나타 내었다.

### 유발전위

유발전위(Evoked Potential : EP)는 외부의 운동이나 감각 자극, 즉 시각 자극(Visual Evoked Potential : VEP), 청각 자극(Brainstem Auditory Evoked Potential : BAEP) 그리고 체성 자극(Somatosensory Evoked Potential : SEP) 등에 대한 신경계의 전기적 현상을 말한다. 전통적으로 자극은 신경자극이 주로 사용되었는데, 운동유발전위(motor evoked potential)가 중요한 임상 도구로 사용되고 있다. 여기에서 나타나는 전위는 연속적인 파로 구성되어 있는데, 각각의 파는 특정한 latency, amplitude, polarity를 가지고 있다. 이러한 유발전위 테스트는 신경계 질환의 위치를 파악하고 진단하는데 유용하다[43]. 표 4 는 각각의 유발전위의 임상 활용에 대한 것이다.

유발전위와 함께 뇌파를 이용하여 신경과 관련된 뇌기능을 컴퓨터 및 신호처리 기술을 이용하여 뇌기능을 시간 및 주파수 영역에서 영상화한 것이 뇌파 및 유발전위 시스템으로서 기존의 X-선 단층 촬영 시스템 등과 비교하여 해상도는 많이 떨어지나 뇌구조에서 한 단계 더 진보한 뇌기능 진단이 가능하며 양자방출단층촬영기(Positron Emission Tomography, PET)나 뇌자도(Magnetoencephalography, MEG) 등에 비해 상대적으로 시스템 구현이 용이한 단점을 가지고 있다[44].

### 1. 유발전위 측정

유발전위를 측정하는 방법은 Ag-AgCl 전극을 International Federation에 의해 정의된 특정 위치의 두피(scalp)에 부착하여 측정한다[45]. 이러한 전극 위치의 배핑을 10-20 시스템(10-20 system)이라 한다. 측정된 데이터는 아날로그 대역필터(0.1~100Hz), 증폭, A/D 변환 과정(250 샘플), 디지털 필터링을 거쳐 진단용 시스템에 전송된다.

### 2. 신호처리

#### 1) 평균법(Averaging)

1960년대 이후로 평균법(averaging)이 유발전위에 대한 신호 처리 방법 중 가장 많이 쓰인 방법이다[46]. 평균법은 매 번의 자극 후에 측정되는 EP와 자발 전위가 중첩된 신호 파형에서 EP와 자발 전위의 신호 특성이 다름을 이용한다. 즉, EP는 자극 후에 동일한 파형을 유지하면서 기록되지만, 자발 전위는 매 번의 측정마다 동일한 파형을 유지하지 않고 불규칙한 특성을 갖는다. 따라서, 각각의 자극 후에 측정된 신호들에 대해 평균법을 취하면 자발 전위는 사라지게 되고 최종적으로는 EP만이 남게 되는 것으로서 SNR은 평균법을 시도한 횟수가 N이라 할 때  $\sqrt{N}$ 에 비례하여 증가하게 된다[47].

#### 2) Linear One-Dimensional Methods

##### ① 표준 디지털 필터링(Standard digital filtering)

EP 데이터를 필터링하는 데는 몇 가지 방법이 있다. 하나의 파형에 적용되는 것으로 평균법을 취하기 전의 각각의 시도나 최종 평균법 후의 파형에 선택적이다.

선형 1차원 방법에는 표준 디지털 필터링, 위너 필터(Wiener Filter), Least Mean Square(LMS) Error Filter 등이 있다.

표준 디지털 필터의 원리는 그림 4에 나타나 있듯이 입력 파형에 대해 푸리에 변환한 후 원하는 통과영역외의 coefficient를 제거한 후 푸리에 역변환을 통해 신호를 다시 재구성하게 된다.

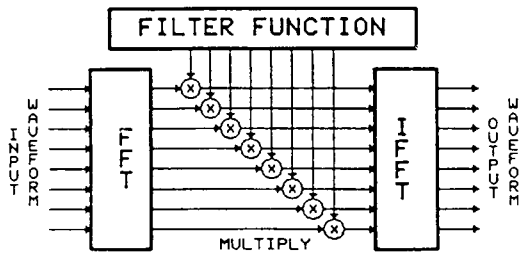


그림 4. 디지털 필터의 블록도

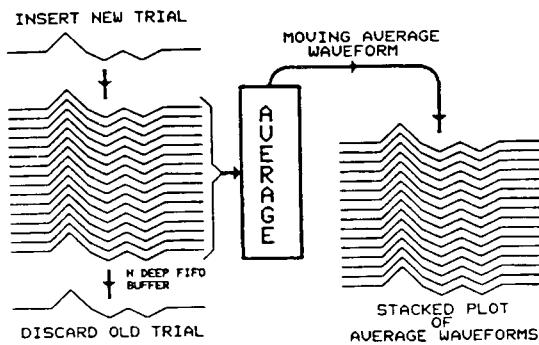


그림 5. Moving Average의 블록도

② 위너 필터(Wiener Filtering)

위너 필터는 아래 식에 나타나 있듯이 높은 SNR의 coefficient보다 낮은 SNR의 coefficient를 감쇄시킴으로써 EP 파형의 SNR을 개선하는데 사용된다.

$$A(f) = \frac{Signal\ Power(f)}{Signal\ Power(f) + Noise\ Power(f)} \quad (1)$$

그러나 위너 필터의 사용은 신호와 잡음의 파워 스펙트럼이 주어지고 안정적일 경우에 제한되어 있다. 또한 위너 필터는 저잡음 영역에서보다 고잡음 영역에서 신호의 콤포넌트를 감쇄시키기 때문에 EP 신호를 왜곡시킬 수도 있다.

③ LMS Error Filters

LMS error filter는 잡음이 있는 EP 신호에서 검출을 최적화하기 위해 연속적으로 조절되는 적응필터로서 입력 시도 파형과 템플릿 파형 사이의 mean square error를 최소화하기 위해 필터를 조절함으로써 수행이 된다.

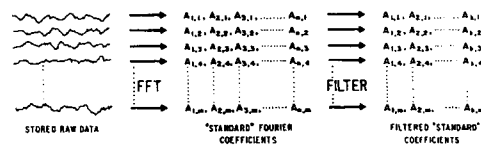
3) Linear Two-Dimensional Methods

선형 2차원 방법은 복수의 EP 파형에 대해 동시에 작동되는 방법으로서 가변적인 EP 신호의 기록에 특별히 사용된다.

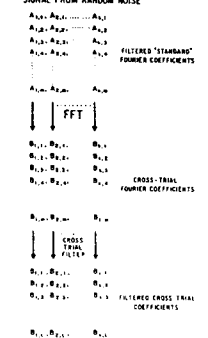
① Moving Averages

Moving average의 한 형태로서 ensemble average는 그림 5에 나타나 있듯이 고정된 깊이의 셋(set)이 연속적으로 업데이트되어 계산된다. 새로운 moving average는 각각의 새로운 시도와 함께 계산되는데 그 결과는 EP신호의 변화를 시각적으로 쉽게 검출하기 위해 파형의 stack plot이 화면에 표시된다.

1 STANDARD LINEAR DIGITAL FILTER REMOVES UNWANTED FREQUENCIES FROM RAW DATA



2 CROSS-TRIAL FILTERING OF "STANDARD" COEFFICIENTS DISCRIMINATES "QUASI-STABLE" SIGNAL FROM RANDOM NOISE



3 RECONSTRUCTION OF INDIVIDUAL EVOKED RESPONSES

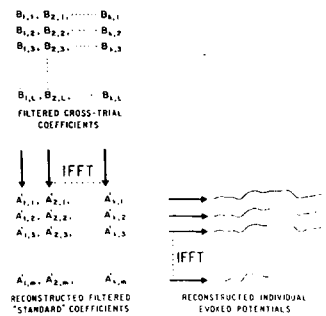


그림 6. 2차원 푸리에 필터링

② Two-Dimensional Fourier Filtering

Moving average보다 가변적인 EP 신호 검출의 성능이 더 좋은 2차원 푸리에 필터링은 그림 6과 같이 연속적인 시도가 가로좌표에는 시간이 세로좌표에는 시도한 횟수가 2차원 배열에 저장되어 있고 EP 신호의 통과영역 밖의 잡음을 제거하기 위해 디지털 필터로 작용한다.

EP신호의 검출에 있어서 moving average보다 속도면에서 월등하다. Moving average는 저역 필터로 적용이 되고 2차원 필터링은 대역이 넓은 저역 필터로 적용이 된다.

4) Non-Linear Digital Methods

① Woody's Adaptive Filter

Woody's Adaptive Filter는 안정적인 morphology를 유지하는 variable-latency EP의 파형을 측정하는데 사용된다. 시도는 템플릿과의 cross-correlation 함수를 최대화하기 위해 시간상으로 이동되고 최종 출력 파형으로 평균 적용이 된다. 이 방법은 LMS 필터링과 peak shifting을 포함하는 것으로서 McGillem과 Aunon에 의해 묘사되었다[46].

② Median Evoked Potential

Median evoked potential은 모든 시도 각각의 샘플 포인트에 대해 median value를 적용함으로써 계산되는데, 크기가 큰 잡음이 섞여 있는 환경에서 활용이 된다.

③ Statistical Outlier Elimination

Statistical outlier elimination은 averaging에 우선하여 통계 테스트에 의해 등시성(isochronous)의 샘플 포인트를 prefiltering하는 과정이다. 일반적인 잡음 제거 기술이 전체적인 시도에 적용되어 rejection criteria와 접하여 잡음이 제거되는 동안 statistical outlier elimination이 각각의 샘플포인트에 대해 적용

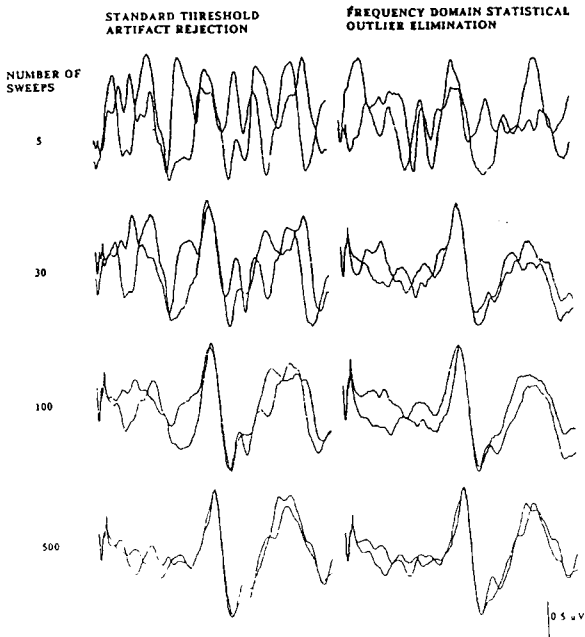


그림 7. 표준 역치 잡음제거 기술과 statistical outlier elimination 기술

이 된다. 그림 7에 일반적인 threshold artifact rejection과 주파수 영역에서의 statistical outlier elimination의 결과를 비교해 놓았다.

5) 웨이블릿(Wavelets)

기존의 선형 모델(AR and ARMA)에 기반을 둔 EEG 배경으로부터의 단일 전위 추출 방법과는 달리 frequency localization 및 temporal localization에 대한 다해상도 정보(multiresolution information) 기술에 바탕을 둔 EP 신호 추출 방법이 있다[48].

웨이블릿 분석은 scaling function에 바탕을 둔 것으로 다음과 같은 특징을 가지고 있는 set이 있다.

$$[(2^j)^{-1/2} \phi(t - 2^j n)]_{n \in Z} \tag{2}$$

$\phi(t)$ 를 2의 coefficient로 팽창함으로써 orthonormal basis를 생성하고 2<sup>-j</sup>에 비례하면서 grid의 interval에 결과함수를 해석하게 된다. 이 basis는 신호를 2<sup>-j</sup>의 해상도로 분석하는데 사용된다. 해상도 2<sup>j</sup>와 2<sup>j+1</sup>의 해상도에서 함수  $f(t)$ 의 근사값 사이에서 정보의 차이를 추출하기 위해 orthogonal wavelet  $\psi(t)$ 를 사용한다. Orthonormal basis를 정의하는데 있어 다음과 같은 특징을 가지고 있다.

$$[(2^j)^{-1/2} \psi_{2^j}(t - 2^{-j} n)]_{j, n \in Z} \tag{3}$$

함수  $\phi(t)$ ,  $\psi(t)$ 는 다음을 정의하기 위해 사용된다.

\* 해상도 2<sup>j</sup>에서의  $f(t)$ 의 이산 근사  
 $A_{2^j} f = \langle f(t), \phi_{2^j}(t - 2^{-j} n) \rangle$

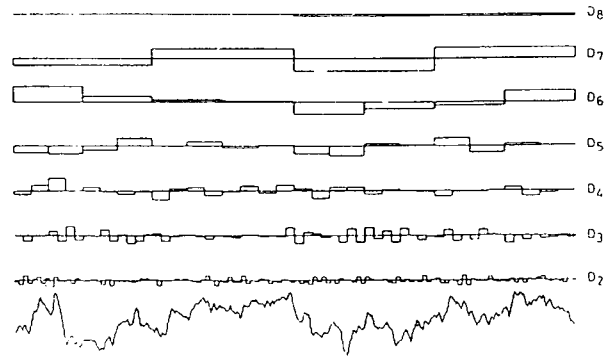


그림 8. 단일 유발전위의 다해상도 분해 방법  
 하부 : 원래 신호, 상부 : 해상도의 감소 및 이산 신호

\* 해상도 2에서의 이산 상세 신호

$$D_{2^j} f = \langle f(t), \psi_{2^j}(t - 2^{-j} n) \rangle$$

$A_{2^j} f$ 는 저역필터로 해석될 수 있고  $D_{2^j} f$ 는  $A_{2^j} f$ 와  $A_{2^{j+1}} f$  사이의 차를 묘사하는 신호로서 해상도  $A_{2^{j+1}} f$ 에서의 신호의 불규칙성을 측정하게 된다.  $D_{2^j} f$ 는 대역필터로 간주될 수 있다. 3차의 polynomial spline에 기반을 둔 웨이블릿을 적용하여 EEG 배경으로부터 EP를 추출하기 위해  $D_{2^j} f$ 를 사용하여 파라미터  $D_{2^j} f$ 의 여덟 개의 셋을 얻는데 있어  $-1 < j < -8$ 에서 다해상도 분해를 실행한다. 그림 8은 이와 같은 과정을 나타낸다. 그리고 나서 다른 해상도  $j$ 에서 다른 상세신호에 대해서 위와 같은 과정을 실행한다.

뇌 파

뇌파(Electroencephalograms : EEG)는 뇌의 수많은 신경에서 발생된 전기적인 신호의 합성으로 나타난 뇌표면의 미세한 전위(300 $\mu$ V 이하)이다[49]. 1924년 오스트리아의 Hans Berger에 의하여 측정된 이래 뇌파 신호는 뇌의 활동 및 상태, 간질 등의 뇌기능장애 등의 진단에 필수적인 과정으로 자리하고 있다[50]. 일반적으로 뇌파 신호는 주파수에 따른 대역별 특성과 시간 영역에서의 특성, 그리고 뇌기능과 관련된 공간적 특성을 함께 가지고 있다. 보통 뇌파 시스템은 전극과 증폭기, 그리고 기록장치로 구성되어 있다[51]. 전극으로는 지름이 1-3mm인 디스크모양의 Ag-AgCl 전극이 많이 사용되며, 전극의 수는 대개 8~32 정도이나 공간적인 해상도를 올리기 위하여 128 또는 256개의 전극을 사용하기도 한다. 300 uV 미만의 작은 뇌파 신호를 증폭하는 증폭기는 보통 전단증폭기와 주증폭기로 분리되어 있으며 여러가지 필터와 환자의 안전을 고려한 분리회로 등이 포함되어 있다[52]. 기록장치로는 일정한 속도로 움직이는 종이(chart) 위에 뇌파신호에 의하여 구동되는 펜으로 뇌파의 파형을 그리는 장치가 널리 사용되고 있으나, 종이에 기록하는 대신에 analog-to-digital converter (ADC)를 이용하여 뇌파를 디

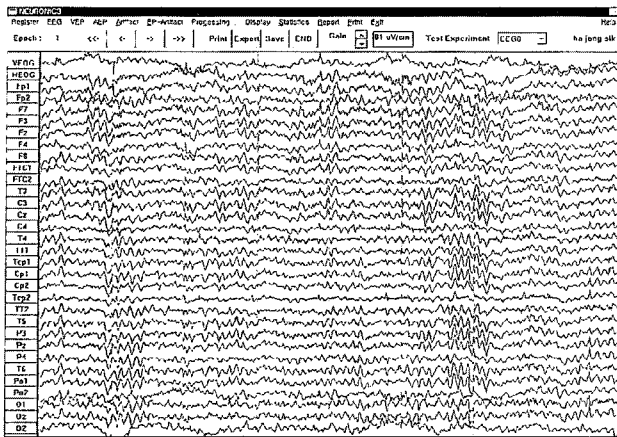


그림 9. 32 채널 뇌파 신호

지털화하여 컴퓨터에 저장하고 모니터에 디스플레이 하는 장치가 확산되고 있는 추세이다. 디지털 신호로 바뀐 뇌파신호는 FFT 등의 spectrum 분석, 신경망, chaos등의 비선형 신호 분석 등 다양한 신호처리가 가능한 장점이 있다. 공간적인 뇌파의 활동을 보기 위한 mapping(topography) 시스템은 X-ray 단층촬영시스템(Computerized Tomography : CT)이나 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging : MRI) 등과 비교하여 해상도는 많이 떨어지나 뇌구조가 아닌 뇌기능 진단이 가능한 장점을 가지고 있으며, 비슷한 목적의 양자방출단층촬영기(Positron Emission Tomography : PET)나 뇌자도(Magnetoencephalography : MEG) 등에 비하여 상대적으로 시스템이 간단하고 구현이 용이한 면이 있다[53-56].

1. Digital EEG 및 EEG mapping(Topography) 시스템

환자의 머리에 부착된 전극에서 측정된 뇌파는 증폭기 및 A/D (Analog to Digital) 변환기를 통하여 디지털신호로 바뀌어져 epoch 단 시간단위로 컴퓨터에 저장된다. 전극의 배치는 국제 뇌파 및 임상 뇌파 학회 연맹(International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology)에서 추천하는 10-20 시스템이 주로 사용된다[49]. 뇌파 신호에서 임상적으로 사용되는 유효한 주파수 성분은 대개 100Hz 미만이기 때문에 뇌파 신호의 Nyquist sampling rate는 약 200Hz가 되며, 12 bits/샘플 ADC가 주로 사용된다. 보통 analog multiplexer를 사용하여 하나의 ADC로 전체 채널을 scanning 하며 뇌파 신호를 디지털 데이터로 변환하게 된다. 각 전극의 전위는 보통 하나의 접지점(보통 귀의 전위)에 대하여 측정된다[57]. 뇌파 mapping을 위하여 측정된 32 채널 뇌파 신호의 예를 그림 9에 보였다.

측정된 뇌파 신호는 주파수 대역에 따라 delta(1-4Hz), theta(4-8Hz), alpha(8-13Hz), beta(13-22Hz)로 나뉘어지며 각 대역에서의 뇌파 스펙트럼은 뇌 기능에 따라 공간적으로 특정한

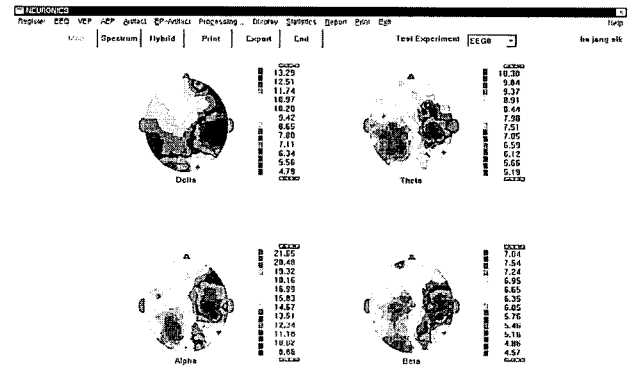


그림 10. 뇌파 map

패턴과 크기를 갖게 된다[58-59]. 스펙트럼을 얻기 위해서는 먼저 뇌파신호를 epoch 단위(1초)로 끊어서 Fast Fourier Transform (FFT)을 한 후, 절대값을 취하여 ensemble 평균을 취한다.

각각의 주파수 대역에 대한 뇌파의 크기를 보통 이차원 topography (map) 형태로 구성하여 진단에 사용하는데 실제 뇌파를 측정된 전극은 공간상에서 32 곳으로 한정되어 있기 때문에 보다 효율적인 이차원 map을 구성하기 위하여 보간법을 사용한다. 선형 보간은 보간하고자 하는 곳에서 가장 가까이 위치한 4곳의 전극에서 측정된 뇌파신호들에 보간하고자 하는 곳과 각 전극간의 거리에 반비례하는 가중치를 곱한 후 합하여 얻어진다[59]. 그림 10은 32개의 전극에서 측정된 뇌파의 스펙트럼의 크기를 delta, theta, alpha, beta 대역에 따라 선형보간법을 사용하여 머리 모양의 몽타주로 나타낸 것이다.

2. EEG 신호처리

(1) Spectrum 분석

뇌파신호처리에서 가장 일반적인 방법으로서 뇌파의 주파수 성분을 분석하여 크기, symmetry, coherence 등을 분석하는 것이다. 일반적으로 spectrum 분석에 앞서 baseline 제거와 linear detrend를 수행하며, 60Hz 잡음제거와 filtering 등을 수행한다[52].

① Baseline 제거

여러 가지 electronics 시스템의 온도변화 또는 static potential의 변화 등에 따른 offset을 제거하기 위하여 각 채널별로 EEG 신호의 평균을 구해서 EEG 전위값에서 뺀다. 즉

$$\bar{Y} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} Y_i \tag{4}$$

$$Y'_i = Y_i - \bar{Y} \tag{5}$$

여기서,  $Y_i$ 는 EEG 전위 값이고,  $\bar{Y}$ 는 평균,  $Y'_i$ 는 평균이 0으로 고쳐진 전위값이다.



② Linear Detrend

환자의 움직임 등에 의해 신호 파형이 점차 증가하거나, 감소하는 Artifact 가 생길 수 있는데, 이런 것을 줄이기 위해 Linear Detrend 를 한다. 우선, EEG 전극값과 직선과의 제곱 오차를 최소화하도록 기울기와 절편을 결정한다. 이 직선이 Artifact 에 해당하며, 이것을 제거한 것이 Artifact를 교정한 새로운 EEG 값이 된다.

$Y_i$ 를 측정된 EEG 전위 값이라 하면, 제곱 오차를 최소화하는 직선식  $Y = aX + b$ 의 기울기  $a$ 와 절편  $b$ 는 아래식으로 주어진다.

$$a = \frac{cov(X, Y)}{var(X)} \tag{6}$$

$$b = E[Y] - \frac{cov(X, Y)}{var(X)} E[X] \tag{7}$$

③ Filtering

60 [Hz] 전원으로부터 들어오는 60Hz 잡음과 고주파 잡음을 제거한다. 잡음을 제거하기 위한 Filter는 보통 Finite Impulse Response (FIR) 필터나 Infinite Impulse Response (IIR) 필터로 구현한다. FIR 필터는 feedback 이 없기 때문에 항상 안정된 특성을 가지며 선형위상을 갖는 이점이 있다. 반면에 IIR 필터의 경우 FIR 필터에 비하여 비슷한 필터특성을 구현하는데 차수를 낮출 수 있는 장점이 있다. FIR 필터의 경우 window 방법, numerical optimization 등의 방법으로 디자인 할 수 있고, IIR 필터의 경우 analog 필터와 비슷하게 Butterworth, Chebyshev, Elliptic filter 등의 형태로 디자인 할 수 있다[60].

④ Fast Fourier Transform (FFT)

Fast Fourier Transform은 시간영역의 신호를 주파수 성분으로 표시해 준다. 뇌파 신호를 epoch 단위로 끊어서 FFT 를 하게되면

$$Y(m\Delta f) = \sum_{k=0}^{N-1} y(k\Delta T) \exp(-j \frac{2\pi k m}{N}) \tag{8}$$

여기에서  $\Delta T$ 는 ADC의 sampling interval을 나타내며, 이때 얻어지는 주파수 영역에서의 resolution  $\Delta f$ 는

$$\Delta f = \frac{1}{N\Delta T} \frac{1}{Epoch} \tag{9}$$

의 관계를 갖는다[61]. FFT의 결과로 얻어지는 주파수 성분은 크기와 위상을 가진 복소수 형태( $R + jI$ )로 나타나는데, 보통 magnitude ( $=\sqrt{R^2 + I^2}$ ) 나 power ( $=R^2 + I^2$ )를 취하여 Ensemble 평균을 하여 스펙트럼을 얻는다. 주파수 영역으로 바뀐 신호는 대역에 따라 delta(1-4Hz), theta(4-8Hz), alpha(8-13 Hz), beta(13-22Hz)로 구분한다.

(2) Source localization

뇌의 전기적 활동의 근원지를 추정하는 일은 간질의 근원지를 제거하는 등의 임상응용에 있어 필수적인 일이다[62]. 측정된 뇌표면의 전위들로부터 근원지를 찾는 문제를 일반적으로 inverse problem이라 하는데 유일한 해는 존재하지 않는 것으로 알려져 있다. 따라서 source에 대한 모델링이 필요하게 되는데 보통 머리를 구로 나타내어 구내에 존재하는 쌍극자를 찾는 문제로 단순화한다[63,64]. 최근 들어 실제 머리에 보다 가까운 모델링이 시도되고 있다. Inverse problem을 푸는데는 Singular Value Decomposition (SVD) 등을 사용하여 pseudo-inverse matrix를 계산하게 된다. 추정된 전기적 활동의 근원지의 위치는 실제 머리와 사용된 모델링과의 차이, 뇌파를 측정하는 전극의 위치와 모델링상의 위치 예러 등에 의하여 크게는 약 1cm 정도까지의 오차를 가질 수 있다. 뇌전위의 단일 쌍극자 모델에서 전극의 개수, 쌍극자의 위치 및 방향이 신호대잡음비와 쌍극자 추정 오차사이의 관계에 미치는 영향에 대하여 시뮬레이션을 통하여 연구되었다[65]. 이러한 에러를 줄일 수 있는 방법들이 현재 연구되고 있다.

Inverse problem을 푸는 접근방식과 달리 interpolation 된 뇌파신호의 전위경사를 이용하여 source의 위치를 추정하는 방법도 제안되었다[66]. 비록 정량적인 해석은 이루어지지 않았으나 전위경사를 이용한 방식은 지배적인 source가 존재할 때 위치를 쉽게 파악할 수 있으며 구현이 용이한 장점이 있다. 여러개의 source가 있을 때에도 적용할 수 있는 연구의 확장이 필요하다.

(3) 신경망

신경망을 이용하여 측정된 뇌파에서 artifact를 자동으로 제거하는 알고리즘이 시도되었다[67,68]. 뇌파추정에서 발견되는 Artifact의 주요 원인은 환자의 움직임에 기인하며 특히 눈의 움직임은 artifact 발생의 주된 원인이 된다. 일반적으로 좋은 뇌파 신호는 주기성이 강하고 진폭의 변화가 그다지 크지 않은 반면에, artifact를 가지고 있는 뇌파는 주기성이 약하고 진폭의 변화가 심하다. 대부분의 뇌파 및 유발전위 시스템들에서는 측정된 뇌파를 전문가(의사)가 직접 눈으로 확인하면서 artifact를 제거해 왔는데 이때 많은 시간이 소요되고 또한 이 과정이 전체 시스템의 자동화에 큰 제약이 되어 왔다. 구성된 신경망은 다층 perceptron 구조로 입력층, 은닉층, 출력층의 3층으로 되어 있다. 신경망의 입력 신호로는 전처리 과정을 거친 뇌파 신호를 한 epoch 단위로 사용하였고, 신경망의 학습은 역전파 알고리즘을 사용하였다[69]. 학습을 마친 신경망의 일반화 정도는 우수한 것으로 나타났으며, 동일한 뇌파를 서로 다른 두 전문가가 판정할 때 판정이 일치할 확률보다 높은 것으로 나타났다.

이 외에도 적당한 전처리과정(Wavelet 변환)을 거친 뇌파에서 spikes를 찾는데 신경망이 성공적으로 적용된다[70,71]. Spikes는 간질환자에서 흔히 나타나는 파형으로 짧속하며 20-70ms 정도의 시간폭을 갖는 background activity 들과는 뚜

릿이 구분된다. 따라서 측정된 뇌파에서 spikes를 찾아내는 일이 중요한데 보통 전문가가 개별적으로 뇌파를 살펴보면서 판단하게 된다. 이 과정은 상당히 복잡하고 시간이 많이 소요되는 과정이며, 또한 전문가에 따라 주관적이며 경험적 요소가 많이 개입하게 된다. 이러한 과정을 Wavelet 변환 등의 전처리 과정을 거쳐서 신경망에 학습시킴으로써 검사과정을 자동화하고 검사시간을 현저하게 줄일 수 있다.

#### (4) 웨이블릿

시간과 주파수 영역에서 신호를 함께 분석할 수 있는 웨이블릿 변환은 시간영역에서 뚜렷한 특징이 없는 sinusoidal wave와 달리 nonstationary 한 신호를 분석하는데 적절하다[72]. 웨이블릿 변환의 기저함수(basis function)는 원형 웨이블릿 함수(mother wavelet function)의 확장(수축)과 이동으로 얻어진다. 따라서 원형 웨이블릿 함수의 확장계수를 바꾸어 가면서 공간축을 따라 이동하면서 분석하고자 하는 신호와 내적을 취하면 해당 기저함수의 성분을 얻을 수 있다. 원형 웨이블릿 함수는 유한한 에너지를 가지며 적분값이 0 이어야 완전한 재구성을 제공하게 된다. 뇌파신호처리는 시간과 주파수 공동영역에서의 분석(joint time-frequency analysis) 또는 discrete wavelet 변환을 사용한 multi-resolution을 주로 사용한다[73-75]. 시간과 주파수 공동영역 또는 multi-resolution 으로 나타낸 뇌파는 잡음 제거, feature extraction, 신경망 입력시 노드 수 조절 등 다양한 목적에 사용될 수 있다. 앞에서 언급하였듯이 신경망과 결합하여 뇌파에서의 spikes 검출에 사용된다[70,71].

#### (5) Chaos

카오스란, 결정론적 비선형 동적 시스템에서 일어나는 잡음과 같은 현상으로 카오스 신호는 불규칙한 진동, 일정한 제한 값을 가지고 진동하며, 초기 조건에 매우 민감하다는 특징을 가지고 있다[76]. 최근 들어 뇌파와 같은 생체신호에 카오스 이론을 적용하여 신호에 내재해 있는 카오스적 요소를 판별해 내고, 이러한 파라미터를 바탕으로 뇌기능과 연관시키려는 노력이 시도되고 있다[77-80].

뇌파에서의 카오스적인 분석에는 정량적인 분석과 정성적인 분석으로 크게 나눌 수 있다. 정성적인 분석방법은 주로 시간 공간상에서 분석하는 방법으로 시각적인 모습을 통해 신호의 카오스적인 요소를 발견해 내는 것이다. 시계열 데이터의 해석을 위하여 Embedding Dimension과 Time delay값을 결정하여 위상공간에 디스플레이하여 뇌파 신호가 어떠한 형태의 자기 유사성을 가지고 있는지를 끌개(Attractor)를 이용하여 확인한다. 또한 포엔카레 맵을 이용한 시각적인 분석방법을 사용하기도 한다. 정량적인 분석 방법에는 리아포노프 지수를 계산하거나, 프랙탈 차원을 계산하는 방법 등이 있다.

뇌파나 유발전위, 심전도 등에서 chaotic 한 성질을 분석하였다는 연구들이 보고되고 있다[77-80].

### 3. 뇌자도 (Magnetoencephalography : MEG)

1968년 David Cohen에 의한 뇌자도 측정에 이어 1970년 Zimmerman 등에 의한 초전도 양자간섭소자(Superconducting Quantum Interference Device : SQUID)의 발명으로 뇌자도 연구에 많은 관심이 모아지고 있다[81]. 뇌자도 시스템은 머리내의 전기적 활성도의 결과로 나타나는 자기장을 측정하는 시스템이다. 뇌에서 발생하는 자기장은 머리 내의 전도도에 영향을 많이 받는 뇌전위에 비하여 정확한 측정이 가능하고, 따라서 current source를 localize 하는데 보다 적합한 것으로 알려져 있다[82]. 이러한 뇌자도 신호의 크기는  $10^{12} \sim 10^{13}$  Tesla (지자기:  $10^{-4}$  Tesla)로 매우 작기 때문에 우수한 차폐장치와 함께 자기적으로 주위의 Static Field를 차단할 수 있는 Detector 구조와 다양한 신호처리 및 잡음제거 기술을 요구한다[83,84]. 측정된 뇌자도 신호는 뇌파신호와 비슷한 신호처리과정을 거치게 된다. 즉 baseline 제거, linear detrend, filtering, spectrum 분석, map 구성 등이 적용된다. 뇌자도 신호에서는 추가적으로 reference 채널을 사용하여 외부 잡음을 측정하여 측정된 신호에서 빼는 noise subtraction이 포함된다.

뇌자도 측정은 자발적인 뇌자도 외에 외부에서 시각 또는 청각 자극을 가하면서 자극에 의하여 유발된 자계를 측정하기도 한다. 이때 측정되는 자계에는 유발자계와 자발적인 뇌자도 신호가 함께 나타나는데, 자극에 동기가 되어 나타나는 유발자계만을 추출하기 위하여 ensemble average를 취한다. 유발자계 신호의 경우 시간의 함수로 나타나는 신호의 크기에 관심이 많기 때문에 특정한 시각(latency time)에서의 유발자계의 세기를 map으로 구성하게 된다. 그림 11은 한국표준과학연구원서 개발한 40채널 SQUID 시스템을 이용하여 측정된 유발자계를 topographic map 으로 나타낸 것이다[83,84].

### 근전도

근전도는 골격근의 수축에 수반해서 생기는 활동전위를 증폭·기록한 것이다. 대뇌피질에 있는 신경 세포에서 발생한 임펄스는 척수를 지나서 척수의 전주(前柱)세포에 전달되고, 이 세포의 흥분에 의한 임펄스가 운동신경을 지나서 이 운동 신경에 지배되어 있는 근섬유군을 수축시킨다. 전주세포와 이 지배하에 있는 근섬유군을 모아서 신경근 단위(neuromuscular unit : NMU) 또는 운동 단위(motor unit : MU)라고 하는데, 이 NMU의 활동전위를 세포외에서 측정할 것이 근전도이다. 근전도의 진폭은  $20\mu V \sim 30mV$ 이며 주파수 성분은  $20 \sim 300Hz$ 에 집중되어 있다[85].

#### 1. 근전도의 측정

근전도의 측정에는 표면전극(surface electrode)과 침전극(needle electrode)이 사용된다. 표면전극은 활동범위 측정이나

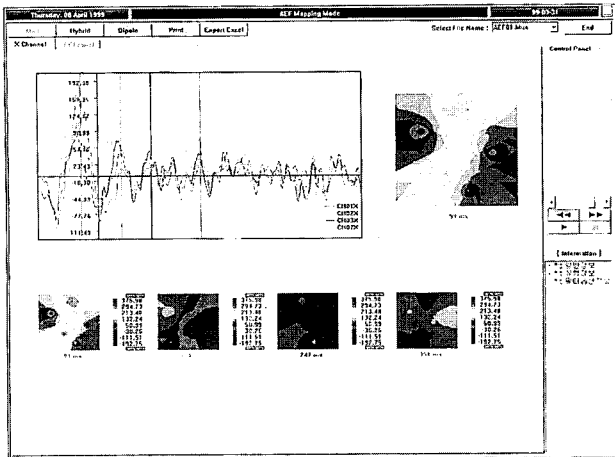


그림 11. 유발자극 Map

반사활동의 검사에 유용하며, 통증이 없기 때문에 장시간 측정을 요하는 운동학이나 운동생리학 등에서 사용하기도 한다. 표면전극을 통해 얻어진 근전도 신호는 여러 운동단위의 활동전위와 관련된 많은 정보를 포함하고 있으나 이를 해석하는 데에는 전극의 위치, 전극간의 거리, 근육의 종류 및 해부학적 구조, 피로도(fatigue), 힘의 크기(force level) 등을 고려해야 한다.

침전극은 전극을 근육 내에 찔러 넣고 그 끝에서 근육활동 전위를 유도하면 외장 침 사이의 전위가 기록된다. 근육 각각의 활동전위를 분리하여 유도하는데 좋기 때문에 개개의 NMU의 활동전위를 기록해서 신경근계 질환의 임상진단에 사용하기 위해 사용한다. 침전극 근전도와 여러 가지의 신경자극 테스트를 포함하여 전통적인 근전도 평가법은 신경 및 근육의 기능 이상의 치료에 적용되어져 왔다.

측정된 근전도 신호는 다음에 소개되는 각종 신호처리 방법을 이용해서 여러 가지 정보를 추출하게 된다. 이 때 근전도에서 얻는 일반적인 정보는 1) 근육이 활성화되는 시간의 결정. 즉 근육의 수축이 시작되었다가 끝나는 시간, 2) 근육에 의해 생성되는 힘의 평가, 3) 근전도 신호에 대한 주파수 스펙트럼 분석에 의한 근피로도 지표 획득 등이다.

## 2. 근전도에서의 신호처리 방법

근전도에서의 신호처리 방법은 크게 시공간(time-domain)에서의 분석방법과 주파수공간(frequency-domain)에서의 분석방법으로 구분 할 수 있다.

### 1) 시공간에서의 근전도 분석 방법[86].

시공간에서의 근전도 분석에서는 주로 다음과 같은 파라미터를 추출한다.

- Zero-crossing analysis, turn counting : 일정시간 동안에 신호에 포함되어 있는 영보다 큰 값이 몇 개인지를 세는 것이다.

- Mean and positive maxima : 신호의 정(positive)의 기울

기 및 변화 값을 측정하는 방법

- Integrated EMG : 근전도의 적분값은 근전도의 크기, 주파수, 지속시간등과 관련이 있다.

$$I|x(T)| = \int_0^T |x(t)| dt \quad (10)$$

- RMS 분석

$$RMS[x(t)] = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} x^2(t) dt} \quad (11)$$

- Linear Envelop : 근전도 활동치의 이동 평균값을 구하는 것이다.

$$|\overline{X(t)}|_{t_2-t_1} = \frac{1}{t_2-t_1} \int_{t_1}^{t_2} |x(t)| dt \quad (12)$$

### 2) 주파수 영역에서의 근전도 분석 방법[87]

주파수 영역에서의 근전도 분석에서는 주로 다음과 같은 파라미터를 추출한다.

- 평균주파수(mean frequency) : 파워스펙트럼의 평균값을 나타내는 주파수

$$f_{mean} = \frac{\int_0^{\infty} \omega Y(\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} Y(\omega) d\omega} \quad (13)$$

- 중간주파수(median frequency) : 파워스펙트럼의 중간값을 나타내는 주파수

$$\int_0^{f_{med}} Y(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} Y(\omega) d\omega, \quad or$$

$$\int_0^{f_{med}} Y(\omega) d\omega = \int_{f_{med}}^{\infty} Y(\omega) d\omega \quad (14)$$

- Skewness : 파워스펙트럼의 좌·우측의 기울어짐을 나타내는 것으로 정이면 우대칭이고 부이면 좌 대칭임을 나타낸다.

$$skewness = \frac{m_3}{s^3} (m_3 : \text{통계적 3차 모멘트}, s : \text{표준편차})$$

- Kurtosis : kurtosis는 파워스펙트럼의 첨예 정도를 나타내는 것으로 정이면 정규분포보다 뾰족함을 나타내고 부이면 완

만함을 나타낸다.  $kurtosis = \frac{m_4}{s^4} - 3 (m_4 : \text{통계적 4차 모멘트}, s : \text{표준편차})$

위와 같은 파라미터들을 조합하고 정해진 근전도 프로토콜에 의해 진단 지표로 삼는데 그 예로 근피로도를 나타내는 지수로는 median frequency, mean power frequency, zero-crossing 등을 사용하기도 한다.

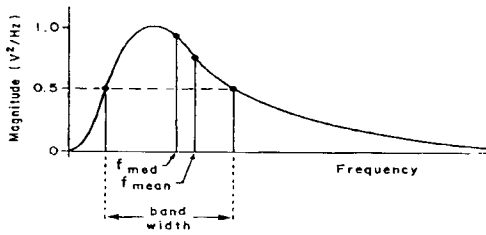


그림 12. 근전도 신호의 주파수 분석

① Fast Fourier Transform (FFT)

가장 보편적이고 고전적인 방법으로 이상적인 근전도 주파수 스펙트럼의 형태는 그림 12와 같다.

세 가지의 파라미터 - Median 주파수, Mean 주파수, 대역폭 - 가 스펙트럼 상에서 유용한 정보를 제공해 준다. 이들 중에서도 Median 주파수가 노이즈에 덜 민감한 것으로 나타났다[88].

② Nonparametric 방법

신호에 대한 정보를 이용하지 않고 신호를 waveform으로 취급하여 처리한다. 특정한 종류의 신호에 대해 제한적으로 적용되는 것이 아니라 신호의 특성에 관계없이 넓게 적용될 수 있다 [101]. 주어진 데이터로부터 autocorrelation sequence  $r_x(k)$ 를 구한 후 푸리에 변환을 취하여 파워스펙트럼을 구한다.

Nonparametric 방법에는 periodogram, modified periodogram, Bartlett's method(periodogram averaging) Welch's method (averaging modified periodogram), Blackman-Tukey method (periodogram smoothing) 등이 있다.

여기서 중요한 것은 어떤 방법을 선택할 것인가 하는 것이고 이를 위해 두 가지의 성능 평가지수를 이용할 수 있다. Nonparametric 방법을 사용할 때에는 주파수 분해능(resolution)과 분산정도(variance) 사이의 적절한 선택(trade-off)이 있어야 하며 그 판단 지수로서 하나는 정규화된 분산값인 variability가 있고, 다른 하나는 variability와 resolution의 곱인 overall figure of merit의 두 가지가 있다.

Periodogram에 기반을 둔 Nonparametric 주파수 분석법이 두 가지 지표로 성능평가를 해 보면, 우선 뚜렷이 나타나는 것은 각 분석방법들의 값은 근사적으로 거의 같다는 것과 이러한 분석방법의 값은 데이터 길이 N에 대해 반비례의 관계를 나타내고 있다는 것이다. 따라서 각 방법들의 분해능과 분산정도가 모두 다르다 하더라도 전체적인 성능은 취해지는 데이터의 양에 의해 한계가 지워진다고 말할 수 있다[88].

③ Parametric method

신호, 시스템을 표현하기 위한 파라미터를 찾는 방법으로 알려진 정보를 이용해서 신호나 시스템을 표현하게 된다. Parametric method에는 Autoregressive(AR) spectrum estimation, Moving average(MA) power spectrum estimation, Autoregressive moving average(ARMA) spectrum estimation 등이 사용된다[89].

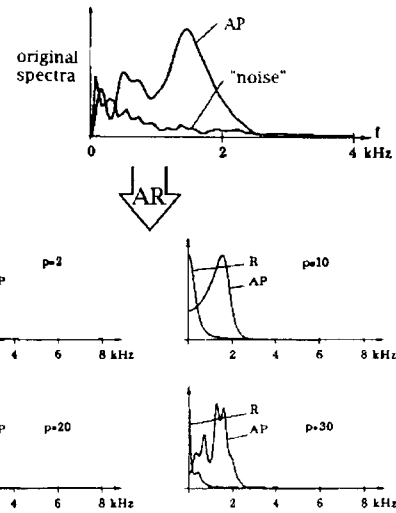


그림 13. 침전극 EMG의 AR 모델링

이 중에서 AR 방법은 특정 주파수 부근의 특징 검출이 필요한 기능인식 분야에 널리 사용되어 왔는데, Hefftner 등은 FNS (functional neuromuscular stimulation)를 하기 위한 제어 신호로서 근전도 신호를 해석하는데 있어 4차 AR 모델을 도입하였다[90].

단섬유 기록(single fiber recording)을 제외한 모든 다른 근전도는 여러 가지 MU의 Motor Unit Action Potential(MUAP)를 포함하는데 임상적으로 평가하기 전에 MU-specific spike train에서의 분해(decomposition)가 필요하다.

EMG 분해는 다음과 같은 두 가지 단계를 필요로 한다. 1) MUAP가 어느 곳에 위치하는 지를 결정하기 위한 신호분할(segmentation), 2) 이러한 MUAP가 어떤 MU에 속하는지를 결정하기 위한 분류.

신호와 노이즈의 주파수 도면은 다르기 때문에 임계값을 크기에 대해서 선택하기보다는 주파수 값으로 선택하는 것이 적절하다. EMG 신호의 AR 모델링은 식(15)와 같다.

$$x_k = \sum_{i=2}^p a_i * x_{k-1} + e, \tag{15}$$

$a_i$ : coefficient,  $e$ : residual error

그림 13에서처럼 계수 p가 증가할수록 스펙트럼 근사치가 더 자세하게 나타나는 것을 알 수 있다. 그러나 p를 증가시키는 것 또한 계산량이 많아지기 때문에 6~10 사이를 선택하는 것이 적절하다. MUAP는 다른 MUAP를 포함하지 않는 기준창(reference window)을 위한 1차 coefficient  $a_i^{(r)}$ 를 결정함으로써 검출할 수 있다. 그리고 coefficient  $a_i^{(t)}$ 에 대한 시험창(test window)을 검사한다. 사용된 거리 측정 D가 coefficient 사이의 중요한 deviation을 검출하면 경고음이 주어지고 MUAP가 검출된다. 이러한 알고리즘은 노이즈가 많은 EMG 신호의 경우 매우 안정적으로 작동한다.

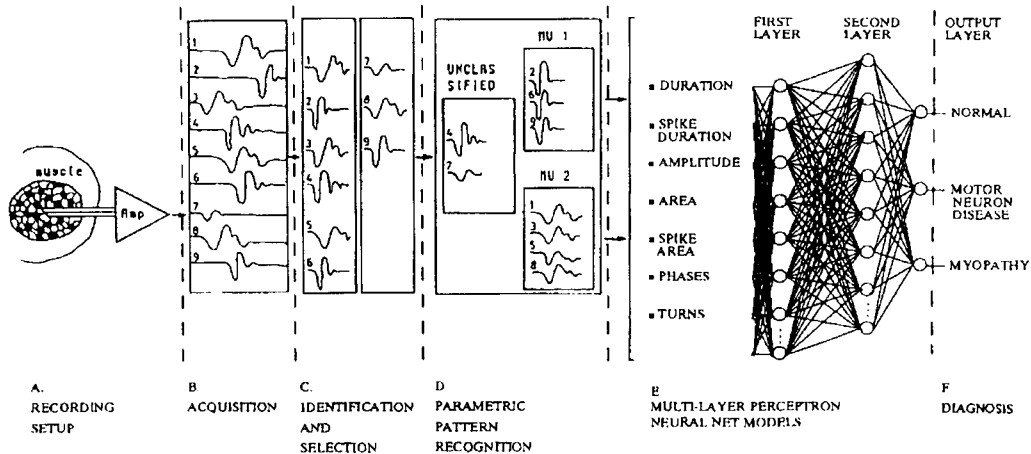


그림 14. 신경회로망에 의한 근전도의 분석

4) 향상된 주파수 estimation 방법

주파수 분석 방법을 향상시킨 것들에는 Eigenvector method, MUSIC(Multiple Signal Classification), Minimum norm 등이 있다. 이 방법들은 eigen-decomposition에 기반을 둔 고분해능의 신호처리 방법으로 단일 sinusoidal 성분에 대해서만 estimation이 가능한 periodogram 기반의 분석 방법과 달리 하나 이상의 다중 sinusoidal 성분에 대한 estimation이 가능하여 주파수 분석에 있어서의 분해능을 높일 수 있다[88].

5) 그 이외의 분석 방법들

이 외에 각종 Neural network, HMM, Fuzzy, Wavelet, Fractal 등의 신호처리 기법이 적용되고 있다. 신경회로망은 근전도의 패턴을 인식하거나 분류하는 데에 주로 이용된다. 이 방법의 주요 이점은 입력 데이터를 확률 분포 함수로써 가정하지 않고서도 수행할 수 있기 때문에 근전도와 같이 non-stationary 특성을 갖는 신호 분석에 유리하다는 것이다. 그림 14는 근전도 신호를 신경회로망을 이용하여 정상, 운동신경 이상, 근 질환 등으로 구분하는 과정을 나타낸 것이다[89].

근전도 신호의 인식과 패턴 인식에 사용되는 일반적인 신경회로망은 영상인식이나 문자 인식 등의 정적인 신호의 인식에는 뛰어나지만 근전도신호나 음성신호처럼 시간에 따라 변하는 동적인 신호의 처리에는 적합하지 못하다는 단점이 있다. 확률모델은 시변적인 신호의 인식에 효율적인데 Hidden Markov Model(HMM)이라는 확률모델을 적용하면 근전도신호의 동적인 특성을 잘 반영할 수 있다[88].

퍼지를 이용한 근전도 신호처리는 선행되어진 다양한 신호처리 결과 파라미터들 간의 상호 연관성을 지식 기반으로 구축하여 사용하는데 예를 들어 integral absolute value, absolute mean 값의 차이, 분산값, AR 모델의 계수, 선형 cepstrum 계수를 근전도 신호로부터 추출하여 이들을 입력으로 한 퍼지 함수와 규칙을 적용하여 기능 인식을 위한 패턴 분류에 이용된다[92].

근전도 신호는 시변성과 함께 많은 잡음을 포함하고 있기 때문에 신호 해석이 어려운 난점이 있으므로 이에 대한 극복을 위해 웨이블릿이 사용된다[91]. 대부분의 경우에 있어서 베이스라인의 local fluctuation과 time-offset에 의한 고주파 노이즈로 인해 패턴 분류에 이용되는 주파수 밴드가 제한되어 웨이블릿 계수가 결정된다[93].

Anmuth 등은 isometric contraction을 하는 동안 first dorsal interosseous muscle로부터의 근전도 신호의 프랙탈 차원을 결정하였는데, 근전도 신호의 프랙탈 차원이 최대 자발적 수축분의 1로 측정되는 근육의 활동에 대해서 선형적이라고 밝혔다[97]. Gitter 등은 hcleo 자발수축의 함수로 계산되어지는 근육의 힘과 침 전극을 사용하여 isometric 수축을 하는 일곱 개의 이두박근에서 측정된 근전도 신호의 프랙탈 차원을 결정하였다[98]. 이와 같이 근전도에 대한 프랙탈 차원의 값은 운동 부하 및 굽힘, 폼의 변화와 관계가 있어서 이를 이용하여 주파수 분석에 기반을 둔 패턴 분석에 유용하게 이용될 수 있다[90].

3. 근전도의 활용 범위

EMG신호의 처리 분야는 크게 진단 의학이나 스포츠 과학 분야와 재활공학 분야의 보철제어 응용으로 나눌 수 있다. 보철제어를 위한 신호처리에 대한 연구로서 잡음을 줄이거나 신호대 잡음비를 높이는 방식에 관한 연구, 기능분리의 신뢰도 및 정도를 높이는 방식에 관한 연구, 실시간 처리에 관한 연구와 근력 추정에 관한 연구 등이 있다[89].

FES(Functional electrical stimulation) : FES에 의한 사지기능의 활성화나 근전도 신호를 이용한 사지기능의 인식에 대한 연구가 최근 활발히 진행되고 있다. 전기자극에 의한 사지기능의 회복을 위해서는 정확하게 환자가 원하는 기능을 인식해 내어야 한다. 따라서 근전도 신호의 인식이 잘못되면 환자가 원하는 기능을 인식하지 못하여 적절한 전기 자극을 못 시키는 문제가 있다. 따라서 FES 시스템을 구현하기 위해서는 비정상인 근

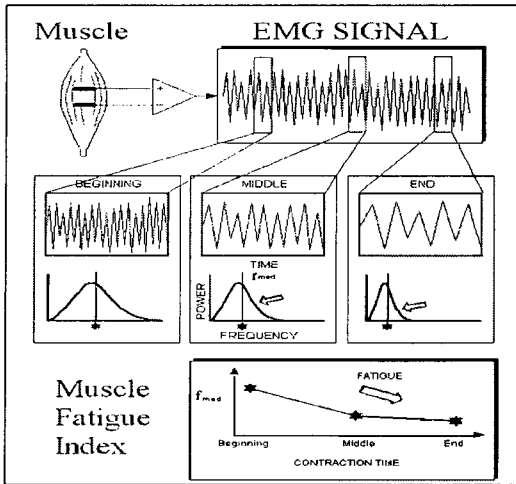


그림 15. Median freq.를 이용한 근피로도 분석의 예

전도 신호를 빠르게 인식할 수 있는 신호처리 기법들이 필요하게 된다[94].

근피로도 분석 : 특정부위의 근육을 계속 사용하게 되면 근육이 피로해지고 고통을 유발하게 된다. 이러한 근육의 피로도는 근전도의 주파수 분석을 통해 나타나는데 근전도 주파수의 중심대가 저주파 영역으로 옮겨지는 특징을 보인다. 근피로도를 정량화 하는 방법에는 영점교차(zero-crossing) 해석법, 주파수 해석을 이용한 방법, 자기회귀(autoregressive) 등이 사용된다[100]. 그림 15는 근피로도 분석의 예이다.

환자감시장치

각종 중환자실, 수술실, 분만실, 응급실 등에서는 특정 환자의 상태를 연속적으로 집중 감시(monitoring)하여야 할 상황이 빈번히 발생한다. 기기에 의한 환자 상태의 감시는 중환자의 치료에 필요한 인력과 노력의 절감이라는 효과를 제공하며, 보다 신속하고 정확한 환자 상태의 파악을 바탕으로 의료진에 의한 적절한 대처를 가능하게 한다. 또한, 일반병실이나 가정에서 치료를 받고 있는 환자의 경우에도 심박수(heart rate), 호흡율(respiration rate), 체온, 동맥 산소포화도(SpO<sub>2</sub>) 등 생명 유지와 직결되는 주요 신호들(vital signs)을 장시간 감시하는 경우가 늘고 있다. 이는 치료효과의 증대는 물론이고 환자의 치료에 소요되는 비용의 절감을 가져온다. 이러한 환자 감시의 기능을 수행하는 의료기가 환자감시장치(bedside monitor, patient monitor, 또는 vital signs monitor)이다.

환자감시장치의 가장 기본적인 기능은, 환자에 부착한 각종 센서들로부터 여러 종류의 생체신호들을 측정하고, 이를 처리 분석하며, 환자의 상태에 관한 정보를 추출하여 의료진에게 출력하는 것이다. 환자감시장치는 통상 환자 당 1대씩 설치되며, 여러 대의 환자감시장치로부터 수집된 정보는 중앙환자감시장치

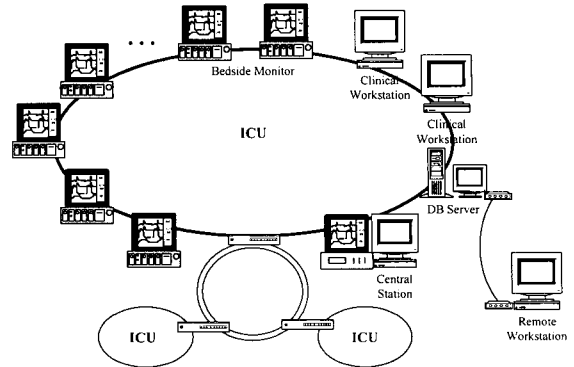


그림 16. 중환자실 환경에서의 환자감시시스템의 전체 구성도

(central station)로 전송되어, 여러 명의 환자들에 대한 중앙 집중적인 환자 감시가 이루어지기도 한다. 현재의 환자감시시스템은 그림 16과 같이 여러 대의 환자감시장치, 중앙환자감시장치, DB 서버, 임상의사용 워크스테이션 등과 통신망으로 구성된다[104].

환자감시장치는 아날로그 오실로스코프 형태의 실시간 심전도 모니터인 cardioscope로부터 시작되었다. 초기의 cardioscope는 이동하는 점의 궤적에 의해 심전도 파형을 도시하였으므로, 사용자는 오실로스코프 화면에서 느리게 이동하는 점의 궤적을 눈으로 추적하여 마음속으로 그 파형을 상상하여야 했다. 하드웨어적으로 구현되는 심박계수기(cardiotachometer)와 경보기(alarm)를 내장하였으며, 심박수가 일정 범위를 초과하는 경우에는 경보를 발생하는 기능을 가지고 있었다[105,106].

1970년대 이후의 발전된 반도체 소자 기술은 이러한 초기의 cardioscope의 기능을 혁신적으로 개선하게 된다. A/D 변환기는 생체신호의 디지털 처리를 가능하게 하였고, 반도체 메모리 소자는 파형 및 데이터의 저장을 용이하게 하였다. 따라서, 최근의 일정 시간 동안의 파형을 scrolling 방식이나 erasing bar 방식으로 도시하는 non-fade 파형 도시 기능이 구현되었다. 화면을 일시적으로 정지시켜서 도시된 파형을 자세히 관찰하는 것이 가능해 졌고, 경보가 발생하기 직전의 심전도 파형을 레코더로 출력하여 분석할 수 있게 되었다.

1980년대에는, 우수한 성능의 마이크로프로세서의 개발과 디지털 신호처리 기술의 발전에 의해, 환자감시장치는 마이크로프로세서를 기반으로 하여 개발되었고 다양한 기능을 갖추기 시작하였다. 강력한 마이크로프로세서의 등장과 여러 개의 마이크로프로세서들을 활용하는 분산처리 기술에 의해, 하나의 환자감시장치에서 심전도를 포함한 여러 종류의 생체신호들을 동시에 처리하는 것이 가능해 졌다. 이와 더불어, 각종 센서 기술의 발전은 심전도뿐만 아니라 혈압, 체온, 동맥산소 포화도 등의 주요한 생체신호들을 편리하고 정확하게 측정할 수 있도록 하였다. 또한, 측정 하드웨어의 디지털 제어에 의해 이득의 변경, 리드 선택, calibration 등의 기능이 편리하게 구현되었다[107].

디지털 신호처리 기술을 적용하여, 심전도의 경우에는 잡음의 감쇄, 신호 주파수 대역의 선택, 실시간 R-과 검출, 심박수의 계산, ST-segment의 해석, 일부 부정맥의 검출 등이 실시간으로 이루어졌고, 장시간에 걸친 이들 변수들의 변화(trend) 정보를 제공하는 것이 가능하게 되었다. 비관혈적인 자동 혈압 측정 기술에 의한 동맥압의 측정은 그 정확성이 향상되었고, 광센서를 이용한 비관혈적인 동맥 산소포화도의 실시간 측정과 photoplethysmography의 안정적인 도시가 가능해 졌다. 또한, 별도의 기기로 사용되던 열회석법에 의한 심박출량의 측정 기능이 환자감시장치에 포함되었다. 환자감시장치의 신호처리는 대부분이 실시간 동작을 필요로 하며, 각종 방해 신호나 잡음에 대해서 강건한(robust) 신호처리 알고리즘을 필요로 한다. 그리고, 센서 등 기기의 오동작이나 사용자의 실수에 의한 오동작, 또는 환자의 과도한 움직임에 의한 오동작 등 빈번히 발생하는 비정상적인 상황에 대한 대책이 필요하다.

1980년대의 또다른 주요한 변화 중의 하나는 통신 기능의 추가이다. 환자감시장치에 디지털 통신기능이 추가되자, 여러 대의 환자감시장치를 디지털 통신망을 통하여 중앙환자감시장치에 연결하는 것이 가능하게 되었다. 초기의 통신방식으로는 주로 RS-232C를 이용하였고, 1대의 중앙환자감시장치에 여러 대의 환자감시장치를 스타의 구조로 연결하였다. 따라서, 중환자실 내의 nurse station이나 또는 별도의 장소에 설치된 중앙환자감시장치는 여러 명의 환자의 상태를 동시에 감시하는 것을 가능하게 하였다. 이렇게 하여 여러 대의 환자감시장치와 중앙환자감시장치로 구성되는 환자감시시스템이 사용되기 시작하였다.

1990년대의 컴퓨터 하드웨어, 소프트웨어 및 통신 기술의 비약적인 발전은 환자감시장치에도 매우 큰 영향을 미치게 된다. 환자감시장치에 고기능의 CPU와 대용량의 반도체 메모리가 내장되었고, 강력한 흑백 또는 칼라 그래픽 기능을 제공하는 그래픽 프로세서와 디지털 신호처리 프로세서가 사용되기 시작하였다. 10 Mbps의 통신 속도를 가지는 LAN 기술이 환자감시시스템에 적용되었으며, 무선통신 기술을 이용한 이동형 환자감시장치(portable patient monitor)가 개발되었다. LCD 모니터를 장착한 소형의 이동형 환자감시장치는 이동중인 환자에 대해서도 연속적인 감시 기능을 제공하고 있다.

환자의 상태를 나타내는 측정 변수들도 심전도, 혈압, 호흡, 체온, 동맥 산소 포화도 등의 기본적인 생체신호들에서 정맥 산소 포화도, 심박출량, 호기 시 이산화탄소, 흡기 시 산소, 기타 가스 농도와 이산화탄소 및 산소 분압 등으로 확대되고 있다. 그러므로, 환자의 상태와 진료의 목적에 따라서 이러한 변수들 중에서 몇 가지를 선택적으로 사용할 필요가 발생하였다. 이러한 요구를 충족시키기 위해서, 각각의 생체신호 측정기는 환자감시장치 본체에 탈착이 가능한 소형의 모듈로서 개발되었고, 환자감시장치는 필요에 따라 그 구성을 달리할 수 있는 모듈형 환자감시장치의 구조를 가지게 되었다[108]. 따라서, 현재에는 가장 빈번히 사용되는 기본적인 생체신호들만으로 구성된 복합

형 환자감시장치와 모듈형 환자감시장치, 그리고 이동형 환자감시장치 등 다양한 형태의 환자감시장치가 사용되고 있다[109, 110].

모듈형 환자감시장치의 각 모듈은 단순한 생체신호 수집의 기능을 넘어서 신호의 처리, 해석 및 저장의 기능을 가지게 되었고, 따라서 환자감시장치 본체와의 적절한 통신방식을 필요로 하게 되었다. 수술 도중에는, 마취의 정도를 조절하기 위해서 환자의 상태에 대한 정보가 필요하고, 따라서 환자감시장치는 마취기와 연결되어서 사용되는 경우가 많다. 또한, 진단과 치료의 부분적인 자동화를 위하여, 약물주입기나 인공호흡기 등의 기기와 환자감시장치의 연동이 시도되고 있다. 이에 따라 한 환자를 중심으로 한 여러 가지 생체신호 측정기 모듈들과 환자감시장치 본체 및 기타의 의료기기들 사이의 데이터 통신망이 필요하게 되었고, 이를 인트라베드 통신망(intrabed network)이라 한다[111]. 인트라베드 통신망은 고속 직렬 통신 방법, RS-485 및 HDLC(high-level data link control) 프로토콜, 또는 1Mbps IEEE 802.3 규격 등이 채용되고 있으며, 통신방식의 규격화가 시도되고 있다[112-115].

다양한 인공지능 기술의 발전은 환자감시장치의 지능화를 가져오고 있다. 종래에는 각 변수에 대하여 그 값이 일정 범위를 초과하면 경보가 발생하는 단순한 경보 시스템이 사용되었다. 그러나, 최근에는 개별 환자의 특이성을 고려하면서, 여러 종류의 생체신호로부터 추출한 다양한 정보들을 종합적으로 해석하는 지능형 경보(smart alarm) 시스템이 연구되고 있다[116, 117]. 이는, 빈번한 오 경보(false alarm)의 횟수를 줄여서, 경보에 대한 의료진의 신뢰성을 향상시키며, 보다 효율적인 진료를 가능하게 할 것으로 기대된다. 지능형 경보 시스템을 갖춘 환자감시장치는 각종 신호의 단순한 수집 및 도시의 기능에서 한 걸음 더 나아가 기기 자체가 이러한 신호를 처리, 분석하여 위급한 상황을 검출하거나 또는 그러한 상황을 예견하여 의료진에게 전달하는 새로운 차원의 의료기기가 될 것으로 기대되고 있다. 이러한 기능을 구현하기 위해서는, 뛰어난 의사의 판단력에 접근하는 인공지능 기술의 개발이 필요하다. 이러한 기술에 대해서는 비관적인 견해도 제시되고 있으나, 차세대 환자감시장치의 핵심 기술은 지능형 경보 시스템이 될 것으로 예상된다.

사회 각 분야에 적용되는 정보화 기술은 환자감시시스템의 정보화를 가져왔다. 여러 환자들의 다채널 생체신호 데이터 및 각종 진료 자료를 실시간으로 저장하는 DB 서버가 환자감시시스템에 추가되었다. 이는 특정 환자의 상태를 기술하는 모든 자료의 저장(24-hour full disclosure)을 가능하게 하였다. 또한, 환자감시시스템에 일반적인 개인용 컴퓨터나 워크스테이션을 연결하여, 별도로 개발된 소프트웨어를 사용하여 환자들에 관한 각종 진단 및 치료 정보를 검색할 수 있게 되었고, 이는 임상사용 워크스테이션(clinical workstation)이라 불리게 되었다. 최근에는 한 걸음 더 나아가 인터넷 기술을 적용하는 원격환자감시시스템이 소개되기도 하였다[118].

표 5. 환자감시장치 생산회사와 홈페이지 주소

회사명	국가	WWW URL
바이오시스	한국	<a href="http://www.medison.co.kr/products/product-content.htm">http://www.medison.co.kr/products/product-content.htm</a>
Fukuda Denshi	일본	<a href="http://www.fukuda.co.jp/">http://www.fukuda.co.jp/</a>
Hewlett Packard	미국	<a href="http://interactive.medical.hp.com/mpgpmid/index.html">http://interactive.medical.hp.com/mpgpmid/index.html</a>
Marquette Medical System	미국	<a href="http://www.mei.com/">http://www.mei.com/</a>
Protocol system	미국	<a href="http://www.protocol.com/">http://www.protocol.com/</a>
Spacelabs Medical	미국	<a href="http://www.spacelabs.com/">http://www.spacelabs.com/</a>

현재의 환자감시시스템은 생체신호 및 기타 진료 정보의 수집, 처리, 저장, 전송, 재가공 등 다양한 기능을 제공하는 하나의 정보시스템으로 그 개념이 확대되고 있다. 따라서, 필요에 따라 다양한 형태로 구성될 수 있으며, 다채널의 모듈형 환자감시장치, 다채널의 복합형 환자감시장치, 단일채널의 각종 생체신호 측정기, 이동형 환자감시장치, 중앙환자감시장치, DB 서버, 및 임상 의사용 워크스테이션과 이들을 상호 연결하는 컴퓨터 통신망인 인터베드 통신망(interbed network) 등을 포함하게 된다 [119]. 인터베드 통신망도 그 규격이 제정되었으나, 현재에는 업체 별로 각자 개발한 통신방식을 사용하고 있으며, 그 대부분은 이더넷 등의 LAN 기술을 기반으로 하고 있는 상황이다.

이와 같이 환자감시장치의 기능이 다양해짐에 따라, 기기의 사용법이 복잡해졌고, 이를 해결하기 위하여 그래픽 사용자 인터페이스 기술이 응용되고 있다. 개인용 컴퓨터나 워크스테이션에 사용되는 컴퓨터 운영체제(operating system)가 환자감시장치에 사용되기도 하며, 터치 스크린, rotate-push 버튼, 유무선 리모콘, 마우스, 키보드 등의 입력장치들이 사용되고 있다. 일부 환자감시장치는 환자감시장치로서 동작하면서 동시에 별개의 창에서 인터넷 검색 프로그램을 수행시킬 수도 있도록 하고 있다. 즉, 컴퓨터 특히 PC를 기반으로 한 환자감시장치가 실용화되고 있는 것이다. 이는, 센서 및 생체신호의 측정 하드웨어와 의료기기로서의 안전도 및 신뢰성 문제 등을 제외한 나머지 부분은 거의 모두 PC 관련 기술로서 해결이 가능하기 때문이다. 더욱이, 엄청난 속도로 발전하는 저가의 PC 기술을 그대로 적용할 수 있다는 장점 때문에 이러한 추세는 더욱 확대될 것으로 전망된다.

미래의 환자감시장치에는 초소형화된 센서 및 생체신호 측정장치가 사용될 것으로 전망된다. 현재 활발한 연구가 진행되고 있는 BioMEMS 기술은 보다 비관혈적이고 간편한 생체신호의 측정을 가능하게 할 것이며, 비관혈적인 방법으로 측정이 가능한 신호들을 종류도 늘어날 것이다. 이와 더불어, 무선통신 기술의 응용은 환자감시장치를 새로운 차원으로 의료기기로 변화시킬 것으로 예상된다. 예를 들면, 가정에서 일반인들이 사용하는 건강 관리 시스템으로의 응용이 예상된다. 이는 가정용 의료기기로서 막대한 잠재적 시장 규모를 가지는 것으로, 질병의 예방 및 조기 진단을 가능하게 할 것이다. 일상적인 활동이나 수면, 운동, 또는 운전 등과 같은 특성의 활동 도중에도 간편한 방법으로 인체의 상태를 감시할 수 있게 될 것이다. 가정용 환자감시

장치 또는 생체신호 수집장치와 초고속 정보 통신망의 결합에 의한 원격진료 및 건강관리가 가능해질 것이며, 퇴원 후 환자 및 입원 전 환자들이나 만성 질환자를 대상으로 한 가정에서의 환자 모니터링이 실용화될 것이다[120]. 또한, 노인을 대상으로 한 가정 또는 노인 시설과 의료기관 사이의 규칙적인 건강관리는 노인의 삶의 질을 향상시키는 데에 기여할 수 있을 것이며, 보건소 또는 소규모 개인 병원과 대형 병원과의 협동 원격 진료는 현재에도 시도가 되고 있다.

환자감시시스템은 여러 종류의 기술을 필요로 한다. 컴퓨터나 통신 기술 등은 의공학 전문가가 경쟁력을 가질 수 있는 분야가 아니라고 생각된다. 이러한 기술들은 그 변화를 추적하면서 필요한 부분을 선택하고 적용하는 능력을 유지하는 것이 필요하다. 핵심 기술은 인체의 생리에 대한 이해를 바탕으로 한 생체신호의 측정과 처리 기술이며, 의료환경에 대한 정확한 이해를 바탕으로 한 시스템 설계 기술이다. 또한, 실제로 환자에게 사용되는 제품을 설계, 개발하기 위해서는 관련된 각종 규격에 대한 정확한 이해와 개발 과정에서의 반드시 지켜야 하는 필요한 절차에 대한 이해가 필요하다[121-124].

빠르게 발전하는 관련 기술의 변화를 추적하는 데에는, 최근의 발표 논문들 뿐 아니라 새로운 제품에 대한 정보가 큰 도움이 된다. 따라서, 표 5에 환자감시시스템을 생산하고 있는 국내외의 주요 업체들 및 WWW URL을 기록하였다.

## 결 론

현재 국내외적으로 생체신호를 분석하기 위한 연구는 매우 활발히 이루어지고 있으며, 이를 근거로 하여 보다 안정화되고 성능이 향상된 의료용 진단·계측기기들이 개발되고 있는 상황이다. 특히 10여년의 의용공학 역사를 갖고 있는 국내에서 최근 의료기기의 하드웨어 설계에 대한 축적된 기술을 활용하여 다양한 제품개발에 노력하고 있으며, 다양한 알고리즘을 개발하여 제품의 가치를 높이려는 연구가 진행되고 있다. 이러한 추세에 따라 알고리즘을 개발하기 위하여 time-frequency분석, 웨이블릿 변환, 신경회로망, 퍼지추론, 카오스 등의 다양한 이론들이 제시되고 있으며, 이를 바탕으로 우수한 알고리즘들이 제안되고 있다. 그러나 아직까지 시스템에 이러한 알고리즘을 이식하기에는 연구가 부족한 상황이며, 의료용 기기들이 실시간 처리를 요



구하고 있기 때문에 앞으로 이론적인 알고리즘이 아닌 실제로 시스템에 적용되어 성능을 향상시킬 수 있는 알고리즘으로 보완하는데 중점을 두어 연구되어야 할 것이다. 또한 통신망에 대한 관심이 높아지고 있는 현실에서 24시간 환자감시장치, 노인감시장치, 재택의료시스템, 병원내 정보화 시스템, 앰블런스용 의료기기 등에 유·무선통신 시스템을 설치하여 환자를 신속하게 진단하고 치료할 수 있도록 하는 것도 앞으로 생체신호처리 분야에 중요한 연구분야가 될 것이다.

정확한 생체신호의 분석과 이를 기반으로 개발된 의료기기를 21세기를 맞이하면서 다양한 의료복지에 대한 요구를 충족시켜 줄 것이며, 이 분야가 더욱 발전되어 인간에게 많은 유익을 끼치도록 끊임없는 연구와 노력이 필요할 것이다.

참 고 문 헌

1. Galen S. Wagner, *Marriott's practical electrocardiography*, William & Wilkins, 1994
2. F.W.Stallmann, H.V.Pigberger, "Automatic recognition of electrocardiographic waves by digital computer", *Circ. Res.*, vol.9, pp.1138q-1143, 1961
3. Gholam-Hosseini H.,Nazeran H., "Detection and extraction of the ECG signal processing", *Proc. of the 20th conf. of IEEE-EMBS*, vol.20, 1-123, 1998
4. 권혁제, 이정환, 이명호, "68000MPU를 이용한 12리드 심전도 자동진단장치 설계에 관한 연구", *전자공학회 하계 학술대회*, vol.15(1), pp.134-135, 1998
5. 송근국, 이경중, 윤영로, 윤형로, "플래쉬 메모리카드를 이용한 홀터 심전계의 설계", *의공학회지*, vol.19(3), pp.251-259, 1998
6. 김남현, 심원홍, 이건기, "ECG-SpO<sub>2</sub> 환자감시장치의 개발", *의용생체공학회 춘계학술대회*, vol.20(1), pp.35-36, 1998
7. 우용재외, "모듈형 환자모니터의 개발", *의공학회지*, vol.18(2), pp.133-146, 1997
8. 박재석, 차동익, 이경중, 윤영로, "스트레스 심전도 분석 시스템의 설계", *의용생체공학회 춘계학술대회*, vol.20(1), pp.163-164, 1998
9. Thakor, N.V., Zhu, Y. "Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancelation and arrhythmia detection", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.38, No.8, pp.785-794. 1991
10. R.Jane, P.Laguna, N.V. Thakor, and P. Caminal. "Adaptive baseline wander removal in the ECG: comparative analysis with cubic spline Technique", *Computers in cardiology*, pp.143-146, 1992
11. R.Wariar, C.Eswaran, "Integer coefficient bandpass filter for the simultaneous removal of baseline wander, 50 and 100Hz interference from the ECG", *Med. & Biol. Eng.*

- & *Comput.*, vol.29, pp.333-336, 1991
12. 권혁제, 이명호, "심전도 자동진단을 위한 60Hz 전위잡음 제거에 관한 연구", *의공학회지*, vol.17(1), pp.99-108, 1996
13. 박광리, 이경중, "ST세그먼트 검출성능향상을 위한 종속적 옹필터의 설계", *의공학회지*, vol.16(4), pp.517-524, 1995
14. J.Pan, W.J.Tomkins, "A real-time detection algorithm", *IEEE Trans.*, vol.32, no.3, pp.230-236, 1985
15. P.Laguna, et al., "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG:performance and application", *Med. & Biol. Eng & Comput.*, vol.28, pp.67-73, 1990
16. P.W. Macfarlane and T.V. Lawrie, "Comprehension electrocardiology Vol. 2", Pergamon Press, pp.1155-1167, 1989
17. R.J.Prineas, et al., "The Minnesota code manual of electrocardiograph findings-standard and procedure for measurement and classification", John Wright, 1982
18. H.S Chow, G.B. Moody and R.G. Mark, "Detection of Ventricular Ectopic Beats Using Neural Networks", *Proc. of the 14th conf. of IEEE-EMBS*, pp.659-662, 1992
19. Jurandir N. and Marcelo C. B, "Classification of cardiac arrhythmia based on principal component analysis and feedforward neural networks", *Proc. of the 15th conf. of IEEE-EMBS*, pp. 341-344, 1993
20. Bart Kosko, "Fuzzy Engineering", Prentice Hall, pp. 467-497, 1997
21. 박광리, 이경중, 윤형로, "웨이브렛 계수에 근거한 Fuzzy-ART 네트워크를 이용한 PVC 분류", *의공학회지*, 1998(accepted)
22. Valtino X. Afonso, et al., "Comparing stress ECG enhancement algorithm", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 37-44, May/June, 1996
23. Lynn P.A., "Recursive digital filter for biological signals", *Med. & Biol. Eng & Comput.*, vol.9, pp.37-49, 1971
24. Bernard Widrow, and Samuel D. Stearns, "Adaptive signal processing", Prentice Hall, 1985
25. Y. Suzuki, and K. Ono, "Personal computer system for ECG ST-segment recognition based on neural networks", *Medical & Biological Engineering & Computer*, Vol.30, No.1, pp. 2-8, 1992
26. Willis J. Tomkins, "Biomedical Digital Signal Processing", Prentice Hall, 1993
27. C.D. McManus, U. Teppner, and D. Neubert, "Estimation and Removal of Baseline drift in the Electrocardiogram", *Computer and Biomedical Research*, Vol.18, pp. 1-9, 1985
28. K.I.Park, K.J.Lee, H.R.Yoon, "Application of a wavelet adaptive filter to minimise distortion of the ST-segment", *Med. & Biol. Eng & Comput.*, vol.36, pp.581-586, 1998

29. 이경중, 박광리, “웨이브렛 변환을 이용한 스트레스 심전도 분석 알고리즘의 개발”, 의공학회지, 제 19권 제 3호, pp. 269-277, 1998
30. P.S.Hamilton, W.J.Tompkins, “Quantitative investigation of QRS complex detection rule using the MIT/BIH arrhythmia database”, IEEE Trans., vol.33, no.12, pp.1157-1165, 1986
31. G.M. Friesen et al, “A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithm”, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.37, No.1, pp.85-98, 1990
32. Q.Z.Xie, et al., “Neural network based adaptive matching filtering of QRS detection”, IEEE Trans., vol.39, no.3, pp.317-329, 1992
33. C.L. Chang et al., “Validation of Automated Arrhythmia Detection for Holter ECG”, Proc. of the 20th conf. of IEEE-EMBS, pp.101-103, 1998
34. J.Lee, K.L.Park, K.J.Lee., “A new QRS detection algorithm using resonance theory”, Proc. of the 20th conf. of IEEE-EMBS, vol.20, I-154, 1998
35. S.L.Horowitz, “A general peak detection algorithm with application in the computer analysis of electrocardiograms” Proc. of pattern recognition, Denmark, vol.13, pp.465-470, 1974
36. 황선철, 권혁제, 이명호, “심전도 신호의 QRS 패턴인식에 관한 연구”, 의공학회지, vol.12(2), pp.131-138, 1991
37. Dobbs, S.E. et al., “QRS detection by template matching using real-time correlation on a microcomputer”, J. of Clinical Engineering, Vol.9, No.3, pp.197-212, 1984
38. N.V.Thakor, et al., “ECG waveform analysis by significant point extraction”, Comp. Biomed. Res., vol.20, pp. 410-427, 1987
39. 전대근, 김동석, 길문중, 윤형로, “근사레적법을 이용한 P파와 T파 검출”, 의용생체공학회 춘계학술대회, vol.20(1), pp.410-427, 1987
40. Y.S.Tasi, et al., “An experiment on ECG classification using backpropagation neural network”, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.38, 1991
41. Cuiwei Li, et al., “Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms”, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.42, pp. 21-28, 1995
42. 장원석, 윤영로, “웨이브렛 변환을 이용한 P파 검출에 관한 연구”, 의공학회지, vol.17(4), pp.507-513, 1996
43. Karl E. Misulis, *Spehlmann's Evoked Potential Primer, Butterworth-Heinemann*, 1994
44. 안창범, 박대준, 유선국, 이성훈, 함윤정, 32채널 뇌파 및 뇌유발전위 Mapping 시스템, 의공학회지, 제17권, 제 2호, 179-187, 1996
45. Di Fabio RP, Badke MB, McEvoy A, Breunig, *Influence of local sensory afference in the calibration of human balance responses*, Exp Brain Res., 80:591-599, 1990
46. J.I. Aunon, R.W. Sencaj, *Comparison of different techniques for processing evoked potentials*, Medical & Biological Engineering & Computing, 642-650, 1978
47. Joseph A. Sgro, Ronald G. Emerson, Paul C. Stanton, *Advanced Techniques of Evoked Potential Acquisition and Processing*, Evoked Potentials in Clinical Medicine, 579-600, 1997
48. Letter, *Wavelets-new method of evoked potential analysis*, Medical & Biological Engineering & Computing, 125-126, 1992
49. R. Cooper, J.W. Osselton, J.C. Shaw, *EEG Technology, 3rd ed. Butterworths*, Boston, 1980
50. E. Niedermeyer and F.L. Da Silva, *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 3rd ed.*, Williams & Wilkins, Baltimore, 1993
51. J.D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press, 1995
52. 안창범, 박대준, 유선국, 이성훈, 함윤정, “32채널 뇌파 및 뇌유발전위 Mapping 시스템”, 의공학회지, 제17권, pp. 179-187, 1996
53. P.K.H. Wong, *Introduction to brain topography*, Plenum, New York, 1991
54. K.A. Maurer and T. Dierks, *Atlas of Brain Mapping: Topographic Mapping of EEG and Evoked Potentials*, Springer-Verlag, New York, 1991
55. G.K. von Schulthess and J. Hennig, *Functional Imaging*, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1998
56. F.H. Duffy, *Topographic Mapping of Brain Electrical Activity*, Butterworth, Boston, 1986
57. S.H. Lee, H.W. Ko, S.K. You, W.K. Kim, H.S. Lee, and H.Y. Lee, “Development of a Computerized EEG Imaging System with a Personal Computer”, Yonsei Medical Journal, Vol. 30, pp. 45-53, 1989
58. 유선국, 고한우, 이성훈, 이호영, 김원기, 박상희, “스펙트럼 해석 방법에 의한 다중 채널 뇌파의 Topographic Brain Map”, 의공학회지 제 9권, pp.31-36, 1988
59. G.K. Lee, I.T. Kang, and S.J. Shin, “The Study on BEAM for the Space Domain Analysis of EEG”, 의공학회지, 제 15권, pp. 129-134, 1994
60. S.D. Stearns and R.A. David, *Signal Processing Algorithms in Matlab*, Prentice-Hall, Upper Saddle River, 1996
61. E.O. Brigham, *The Fast Fourier Transform and its Application*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, 1988
62. B. He, T. Musha, Y. Okamoto, S. Homma, Y. Nakajima et. al., “Electrical dipole tracing in the brain by means of

- the boundary element method and its accuracy*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.34, pp.406-414, 1987
63. B. N. Cuffin, "EEG Dipole Source Localization", IEEE Eng. Med. Biol. Magazine, Vol 17, No 5, pp 118-122, 1998
  64. J.C. Mosher, R.M. Leahy, and P.S. Lewis, "EEG and MEG: Forward Solutions for Inverse Methods", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.46, pp.245-259, 1999
  65. 김동우, 배병훈, 김수용, 박찬영, 김신태, "뇌전위의 단일 쌍극자 모델에서 전극의 개수, 쌍극자의 위치 및 방향이 S/N 과 쌍극자 추정 오차사이의 관계에 미치는 영향에 관한 시뮬레이션 연구", 의공학회지, 제15권, 제1호, pp 71-76, 1994
  66. 이용희, 이용구, 김선일, 이두수, "Interpolated EEG 신호의 전위 경사를 이용한 Source Localization 추정", 의공학회지, 제15권, 제1호, pp 105-110, 1994
  67. C.B. Ahn, T.Y. Lee, J.H. Woo, and S.H. Lee, "Application of Neural Network to Automatic Artifact Detection in Computerized EEG Neuro-Functional Mapping System", Proc.'94 ICONIP, PP. 500-504, Seoul, Oct 17-21, 1994
  68. 안창범, 이택용, 이성훈, "신경망을 사용한 뇌파 및 Artifact 자동 분류", 의공학회지 제 16권, pp.157-166, 1995
  69. J.A. Freeman and D.M. Skapura, *Neural Networks: Algorithm, Applications, and Programming Techniques*, pp. 89-125, Addison-Wesley, New York, 1991
  70. 박현석, 이두수, 김선일, "웨이브렛과 신경 회로망을 이용한 EEG의 간질 파형 검출", 전자공학회 논문지-S, 제35권, pp.218-226, 1998
  71. T. Kalayci and O. Ozdamar, "Wavelet Preprocessing for Automated Neural Network Detection of EEG Spikes", IEEE Eng. Med. Biol. Magazine, Vol 14, No 2, pp 160-166, 1995
  72. S. Qian and D. Chen, *Joint Time-Frequency Analysis: Methods and Applications*, Prentice-Hall, Upper Saddle River, 1996
  73. W.J. Williams, "Reduced interference distributions: Biological applications and interpretations", IEEE Proc. Vol 84, pp 1264-1280, 1996
  74. S. Haykin, R.J. Racine, Y. Xu, and A. Chapman, "Monitoring neuronal oscillations and signal transmission between cortical regions using time-frequency analysis of electroencephalographic activity", IEEE Proc. Vol 84, pp 1295-1301, 1996
  75. A. Figliola, and E. Serrano, "Analysis of Physiologic Time Series Using Wavelet Transforms", IEEE Eng. Med. Biol. Magazine, Vol 16, No 3, pp 74-79, 1997
  76. H. Peitgen, H. Jurgens, and D. Saupe, *Chaos and Fractals: New Frontiers of Science*, Springer-Verlag, New York, 1992
  77. 이병재, 이명호, "생체 카오스의 비선형 시계열데이터의 분석", 의공학회지, 제15권, 제3호, pp 347-354, 1994
  78. 최정미, 배병훈, 김수용, "단축 주파수를 변환시킨 청각 자극에 반응하는 뇌전위신호의 카오스 분석", 의공학회지, 제15권, 제3호, pp 237-244, 1994
  79. 김세용, 박경태, 심영보, 이운철, 이상훈, "Surrogate 방법을 이용한 EEG의 비선형성의 분석", 새물리, 제38권, pp158-162, 1998
  80. W.J. Freeman, "Strange attractors that govern mammalian brain dynamics shown by trajectories of electroencephalographic (EEG) potential", IEEE Trans. Circuits Systems, Vol 35, pp 781-783, 1998.
  81. D. Cohen, "Magnetoencephalography: Evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents", Science vol. 161, pp.784-786, 1968
  82. R.Beisteiner, G. Gomiscek, M. Erdler, et. al., "Comparing localization of conventional functional magnetic resonance imaging and magnetoencephalography", Eur. J. Neurosci. vol.7 pp.1121-1124, 1995
  83. 이용호, 권혁찬, 김진목, 박용기, 박종철, "생체자기계측을 위한 초전도 양자간섭소자 시스템 개발", 대한의용생체공학회 추계학술대회 논문집, pp.11-14, 1996
  84. 이동훈, 신진교, 이용호, 안창범, "뇌자도 신호처리 시스템", 대한의용생체공학회 추계학술대회 논문집, pp.173-174, 1998
  85. Webster, "Medical Instrumentation - Application and Design", Houghton Mifflin Co., 1992, 150-221
  86. 전철완, 백길태, 이용하, 석광원, 이현철, 김성환, 골격근의 근전도 신호 분석을 위한 디지털 신호처리 시스템의 설계, 의공학회지, 1996, 17권, 2호, pp. 133-164
  87. John V. Basmajian, "Muscle Alive, Williams & Wilkins", 1983, pp. 99-100
  88. Monson H. Hayes, "Statistical Digital Signal Processing and Modeling", 1996, John Wiley & Sons, pp. 370-433
  89. 권장우, 장영건, 정동명, 홍승홍, 근전도 패턴분류와 근력 추정에 관한 연구, 의공학회지, 1992, 13권 1호, pp. 1-8
  90. Isak Gath and Gideon F. Inbar, "Advances in Processing and Parttern Analysis of Biological Signals", Plenum, 1996, pp. 343-360
  91. Constantinos S. Pattichis, Christos N. Schizas, and Lefkos T. Middleton, Neural Network Models in EMG Diagnosis, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1993, V.42 N.3, p. 486
  92. 신철규, 이동훈, 이상민, 권장우, 홍승홍, 근전도 신호인식을 위한 HMM과 GA-MLP의 합성에 관한 연구, 대한의용생체공학회 추계학술대회, 1996, p. 199
  93. Sang-Hui Park and Seok-Pil Lee, EMG Pattern Recognition Based on Artificial Intelligence Techniques, IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1998, V.6 N. 4, pp. 400-403

94. 강수철, 신철규, 이상민, 권장우, 홍승홍, 웨이브렛 변환을 이용한 근전도 신호 분석에 관한 연구, 대한의용생체공학회 추계 학술대회, 1997, p. 39
95. Peter Wellig, Analysis of Wavelet Feature for Myoelectric Signal Classification, Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems-Volume 3, p. 112, 1998
96. Vineet Gupta et al, "Fractal analysis of surface EMG signal from the biceps", International Journal of Medical Informatics, 1997, Vol. 43, p. 186
97. C.J.Anmuth, G.Goldberg, N.H.Mayer, "Fractal dimension of EMG signals recorded with surface electrodes during isometric contraction in linearly correlated with muscle activation", Muscle Nerve, Vol.17, 1994, 953-954
98. A.J.Gitter, J.M.Czerniecki, D.DeGroot, "Muscle force and electromyography activity 14 relationship using fractal dimension analysis", Muscle Nerve, vol.14, 1991, 884-885
99. 이진, 이영석, 김성환, "비정상 시변 신호 인식기의 실시간 구현 및 근파로도 측정예의 응용", 의공학회지, 1995, 16권, 3호, pp.317-324
100. 이두형, 이영석, 이진, 김성환, "주관절 근육의 활성화 유형에 대한 정량적 분석", 의공학회지, 1996, 18권, 4호, pp.413-419
101. 권장우, 정인길, 홍승홍, "시간 지연을 갖는 쌍진과 신경회로망을 이용한 근전도 신호인식에 관한 연구", 의공학회지, 1996, 17권, 3호, pp.395-401
102. Metin Akay, *Detection and Estimation Methods for Biomedical Signals*, AP, 1996, pp. 31-63
103. Saeed V. Vaseghi, "Advanced Signal Processing and Digital Noise Reduction", John Wiley & Sons, 1996, pp.3-22
104. 우응제, 박승훈, 김경수, 최근호, 김승태, 문창욱, 전병문, 이희철, 김형진, 서재준, 채경명, 박종찬, "환자 모니터링 시스템의 개발: 전체구조 및 기본사양", 의공학회지, 제18권, 제1호, 17-24쪽, 1997
105. J. G. Webster, ed., *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, New York, John Wiley & Sons, 1988
106. 의공학교육연구회, *의용계측공학*, 서울, 여문각, 1993
107. 김원기 또는 김남현 외 (환자감시장치에 관한 의공학회 논문)
108. 우응제, 박승훈, 김 경수, 최근호, 김승태, 문창욱, 전병문, 이희철, 김형진, 서재준, 박종찬, "모듈형 환자모니터의 개발", 의공학회지, 제18권, 제1호, 133-146쪽, 1997
109. 김남현, 심원흠, 김경하, 라상원, 이진기, "심전도 감시장치의 개발에 관한 연구", 대한의용생체공학회 춘계 학술대회, 제19권, 제1호, 461-464쪽, 1997
110. 김남현, 심원흠, 김경하, 라상원, 이진기, "ECG-NIBP-SpO2 환자감시장치 개발", 대한의용생체공학회 추계 학술대회, 제20권, 제2호, 129-130쪽, 1998
111. 우응제, 박승훈, 김경수, 최근호, 김승태, 이희철, 서재준, 김형진, "환자모니터링 시스템에서의 통신방식(I): 인트라베드 통신망", 의공학회지, 제18권, 제4호, 373-380쪽, 1997
112. M. Glass and L. Costa, "IEEE 1073 MIB: standardized connectivity for patient connected devices", Medical Electronics, September, pp. 44-53, 1996
113. C. H. Salvador, N. Pulido, J. A. Quiles, and M. A. Gonzalez, "An implementation of the IEEE medical information bus standard", IEEE EMBS Mag., vol. 12, No. 2, pp. 81-88, 1993
114. R. J. Kennelly and J. Wittenber, "New IEEE standard enables data collection for medical applications", SCAMC Proc., Am. Med. Informatics Assoc., pp. 531-535, 1994
115. ILC Data Device Corporation, *1073 Prototype Development Kit DD-51002X3-300 Instruction Manual*, Bohemia, NY, ILC Data Device Co., 1995
116. F. A. Mora, G. Passariello, G. Carrault, and J. L. Pichon, "Intelligent patient monitoring management systems: a review", IEEE EMBS Mag., vol. 12, Np. 4, pp. 23-33, 1993
117. T. Sukuvaara, M. Sydanmaa, H. Nieminen, A. Heikela, and E. M. J. Koski, "Object oriented implementation of an architecture for intelligent patient monitoring", IEEE EMBS Mag., vol. 12, Np. 4, pp. 69-81, 1993
118. 이호성, 박승훈, "Web을 이용한 원격환자 모니터링 서비스", 대한의용생체공학회 춘계 학술대회, 제19권, 제1호, 188-191쪽, 1997
119. 박승훈, 우응제, 김경수, 최근호, 김승태, 김형진, 서재준, "환자모니터링 시스템에서의 통신방식(II): 인터베드 통신망", 의공학회지, 제18권, 제4호, 381-388쪽, 1997
120. 박승훈, 박정현, 류세현, 정태권, 이형호, 임주환, "Real-time monitoring of patients on remote sites", 20th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., vol. 20, part: 3/6, pp. 1321-1325, 1998
121. AAMI, *Safe Current Limits for Electromedical Apparatus (ANSI/AAMI ES1)*, Arlington, VA, AAMI, 1993
122. AAMI, *Human Factors Engineering Guidelines and Preferred Practices for the Design of Medical Devices (AAMI HE)*, Arlington, VA, AAMI, 1993
123. AAMI, *Development of Safe, Effective, and Reliable Medical Software (AAMI MDS)*, Arlington, VA, AAMI, 1993
124. AAMI, *Cardiac Monitors, Heart Rate Meters, and Alarms (ANSI/AAMI EC13)*, Arlington, VA, AAMI, 1993