



KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TIBBİ ENSTRÜMANTASYON VE VERİ İZLENİŞİM YÖNTEMLERİ

120 745

MEHMET SAİD ÖZER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

120745

KAHRAMANMARAŞ
Eylül - 2002

KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TIBBİ ENSTRÜMANTASYON VE VERİ İLETİŞİM YÖNTEMLERİ

MEHMET SAİD ÖZER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Kod No :

**Bu tez 27/09/2002 Tarihinde Aşağıdaki Jüri Üyeleri Tarafından
Oy Birliği/Oy Çokluğu ile Kabul Edilmiştir.**



DANIŞMAN



ÜYE



ÜYE

Doç. Dr. M. Kemal KIYMIK Doç. Dr. H. Rıza ÖZÇALIK Doç. Dr. Şükrü ÖZGAN

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.


Prof. Dr. Cafer MART
Enstitü Müdürü

Bu çalışma K.S.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Daire Başkanlığı Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No : 2000/6-7

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaktan yapılan bildirişlerin, Çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak gösterilmeden kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

İÇİNDEKİLER

SAYFA

İÇİNDEKİLER.....	I
ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	V
ÖNSÖZ.....	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tıbbi Cihazların Tarihçesi.....	1
1.2. Biyoelektrik Fenomen.....	1
1.2.1. Elektrokardiyografi (EKG) Prensipleri.....	2
1.2.1.1. EKG İşaretinin ölçülmesi.....	3
1.2.2. Elektromiyografi (EMG) Prensipleri.....	5
1.2.2.1. EMG Kayıt Alma İşlemi.....	5
1.2.2.2. EMG Ölçüm eknikleri.....	6
1.2.3. Elektroensefalografi (EEG) Prensipleri.....	7
1.2.3.1. EEG Kayıt Teknikleri.....	7
1.3. Biyomedikal İşaretlerin Kaynakları Ve Sınıflandırılması.....	9
1.3.1. İşaret.....	9
1.3.2. Biyomedikal İşaretlerin Kaynakları.....	10
1.3.3. Biyoişaretlerin Sınıflandırılması.....	12
1.4. Biyomedikal Dönüştürücüler.....	13
1.4.1. Biyopotansiyel Elektrotlar.....	16
1.4.1.1. Biyoelektrik İşaretleri Algılama.....	16
1.4.1.2. Elektrik Karakteristiği.....	16
1.5. Biyomedikal İşaretlerin Analiz Yöntemleri.....	17
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	20
2.1. Hızlı Fourier Dönüşümü, Kısa Süreli Hızlı Fourier Dönüşümü, AR,ARMA ve Dalgacık Dönüşümü Yöntemleri Kullanılarak EEG İşareti İle Yapılan çalışmalar.....	21
2.1.1. Hızlı Fourier Dönüşümü ve AR Yöntemi Kullanarak EMG ile Yapılan Çalışmalar.....	21
2.2. Yapay Sinir Ağları Yönteminin Kardiyolojide Kullanımı.....	22
2.3. Kaotik Yapı Teşhisi Uygulamaları.....	22
2.4. Teletıp (Uzaktan Teşhis Ve Tedavi) Uygulamaları.....	22
3. MATERYAL VE METOT.....	24
3.1. Materyal.....	24
3.2. Metot.....	26
3.2.1. Giriş.....	26
3.2.2. Rasgele İşaretler Ve Genel Tanımlamalar.....	27
3.2.3. Klasik Yöntemler.....	28
3.2.3.1. Frekans Domeni Analizi (Fourier Dönüşümü).....	28
3.2.3.2. Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT).....	30
3.2.3.3. Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT).....	31

3.2.3.4. DFT İle FFT nin Karşılaştırılması.....	32
3.2.3.5. Veri Pencereleme.....	32
3.2.3.6. Klasik Spektral Tahmin Teknikleri.....	34
3.2.3.6.1. Blackman-Tukey Metodu.....	34
3.2.3.6.2. Periyodogram.....	34
3.2.4. Modern Yöntemler.....	35
3.2.4.1. Modern Spektral Analiz Yöntemleri.....	35
3.2.4.1.1. AR (Autoregressive) PSD Tahmini.....	36
3.2.4.1.1.1. Yule-Walker Eşitlikleri.....	37
3.2.4.1.1.2. Burg Metodu.....	37
3.2.4.1.2. MA (Moving Average) PSD Tahmini.....	39
3.2.4.1.3. ARMA PSD Tahmini.....	40
3.2.4.1.4. MA, AR, ARMA PSD Karşılaştırmaları	41
3.2.4.2. Kısa Süreli Fourier Dönüşümü (STFT).....	41
3.2.4.3. Dalgacık (Wavelet) Analizi.....	42
3.2.4.3.1. Dalgacıklara Genel Bakış	43
3.2.4.3.2. Fourier İle Dalgacık Dönüşümünün Benzerlikleri Ve Farklılıkları.....	44
3.2.4.3.3. STFT İle Karşılaşılan Olumsuzluklar.....	45
3.2.4.3.4. Sürekli Dalgacık Dönüşümü.....	46
3.2.4.3.5. Kesikli Dalgacık Dönüşümü.....	46
3.2.4.3.6. Altbant Kodlama Ve Katlı Çözünürlük Analizi.....	47
3.2.4.4. Biyomedikal İşaret İşlemede Yapay Sinir Ağları.....	49
3.2.4.4.1. Kardiyolojide Yapay Sinir Ağları	50
3.2.4.4.2. Nörolojide Yapay Sinir Ağları.....	50
3.2.4.5. Biyomedikal İşaretlerde Kompleks, Ölçekleme Ve Fraktallar.....	51
3.2.4.5.1. Kompleks Dinamikleri.....	51
3.2.4.5.1.1. Newton Matematiğinin Sınırlarını Aşmak.....	52
3.2.4.5.1.2. Kritik Fenomen : Faz Geçişleri.....	52
3.2.4.5.1.3. Faz Geçişleri İçin Bir Model.....	53
3.2.4.5.1.4. Kendinden Organizeli Kritiklik.....	53
3.2.4.5.1.5. Kaosun Sınırdaki Dinamikler.....	54
3.2.4.5.2. Ölçekleme Teorisine Giriş.....	55
3.2.4.5.2.1. Fraktal Başlangıçları.....	55
3.2.4.5.2.2. Matematiksel Ve Doğal Fraktallar.....	56
3.2.4.5.2.3. Fraktal Ölçümleri.....	57
3.2.4.6. Gelecekteki Yöntemler : Biyomedikal İşaret İşleme Ve Ağ Yapılı Çoklu Ortam Haberleşmeleri.....	57
3.2.4.6.1. Halka Açık Anahtarlamalı Ağ Ve ATM.....	58
3.2.4.6.2. Kablosuz Haberleşme.....	59
3.2.4.6.3. Optik İletişim.....	59
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	60
4.1. Blackman-Tukey, Burg Ve AR Yöntemi Karşılaştırması.....	60
4.2. FFT-STFT Karşılaştırmaları.....	61
4.3. STFT-Dalgacık Dönüşümü Karşılaştırmaları.....	64
4.4. Biyomedikal İşaretlerde Yapay Sinir Ağı Uygulaması.....	65
4.5. Biyomedikal İşaretlerde Komplekslik Teorisinin Uygulaması.....	66
4.6. Teletıp Uygulamaları.....	68
4.6.1. Evde Bakım (Uzaktan Hemşirelik Hizmeti).....	69

4.6.2. Uzaktan Muayene (Telekonsültasyon) Hizmeti:.....	69
4.6.3. Teleradyoloji.....	70
4.6.4. Uzaktan Cerrahi Uygulamalar.....	71
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	72
5.1. İrdeleme Ve Sonuç.....	72
KAYNAKLAR.....	75
ÖZGEÇMİŞ.....	77



**KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ÖZET

TIBBİ ENSTRÜMANTASYON VE VERİ İLETİŞİM YÖNTEMLERİ

MEHMET SAİD ÖZER

DANIŞMAN : Doç. Dr. M. Kemal KIYMIK

Yıl: 2002

Sayfa: 86

**Jüri : Doç. Dr. M. Kemal KIYMIK
: Doç. Dr. H. Rıza ÖZÇALIK
: Doç. Dr. Şükrü ÖZGAN**

Biyomedikal işaretlerin analizi, canlı insan vücudundan alınan bilgi yüklü işaretin işlenmesi ve elde edilmesi olayını merkezinde yer alır. Bu hayati önem taşıyan işaretler, belli başlı fizyolojik yapı ve dinamiklerin durumunu araştırmamıza yardımcı olmaktadır. Bu bakımdan teşhis için bunların yorumunun klinik çalışanları ve konu ile ilgili araştırmacılar için büyük önemi vardır.

Elde edilen işaretler genellikle gürültü ihtiva ederler ve genellikle işlenmemiş işaretten kolayca elde edilemezler. Bu nedenle işaretten faydalı sonuçlar sağlamak için belli işlemlere tabi tutulmalıdır. Sözü edilen işlemler, bu çalışmada genel olarak klasik ve modern yöntemler olmak üzere iki ana kısma ayrılmıştır.

Sonuçta , biyomedikal işaret işleme tekniklerinin gelişen haberleşme ve çoklu ortam teknolojileri ile birleşmesiyle uzaktan görüntüleme, teşhis ve müdahale için kullanılabilecek durumda olduğu gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyomedikal İşaret İşleme, AR, Dalgacık, Teletıp

**UNIVERSITY OF KAHRAMANMARAŞ SÜTÇÜ İMAM
INSTITUTE OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
DEPARTMENT OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING**

MSc THESIS

ABSTRACT

MEDICAL INSTRUMENTATION AND DATA COMMUNICATION METHODS

MEHMET SAİD ÖZER

Supervisor : Assoc.Prof.Dr. M. Kemal KIYMIK

Year: 2002

Pages: 86

**Jury : Assoc. Prof. Dr. M. Kemal KIYMIK
: Assoc. Prof. Dr. H. Rıza ÖZÇALIK
: Assoc. Prof. Dr. Şükrü ÖZGAN**

Biomedical signal analysis centers on the acquisition and processing of information-bearing signals that emanate from living system. These vital signals permit us to probe the state of the underlying biologic and physiologic structures and dynamics. Therefore, their interpretation has significant diagnostic value for clinicians and researchers.

The detected signals are commonly corrupted with noise. Often, the information cannot be readily extracted from the raw signal. It must be processed in order to yield useful results. These processing methods are organized in two main parts as conventional and modern in this study.

As a result of this study, it is demonstrated that it has reached the level to enable remote monitoring, diagnosis, and intervention by merging biomedical signal processing techniques with the rising technologies in telecommunication and multimedia computing

Key Words: Biomedical Signal Processing, AR, Wavelet, Telemedicine

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans çalışmalarım süresince yardımlarını esirgemeyen muhterem hocam Doç.Dr. M. Kemal KIYMIK' a, yardımlarını gördüğüm ve yönlendirmelerinden yararlandığım değerli hocam Öğr.Gör. Ahmet ALKAN' a, İngilizce kaynaklarda bana yardımcı olan çok kıymetli arkadaşım L.SPENCER' a, sürekli fikirlerinden yararlanma imkanı bulduğum ve aynı odayı paylaştığım arkadaşlarımın tümüne ve elbette öğrenim hayatım boyunca maddi ve manevi bana destek olan başta annem ve babam olmak üzere ailemin bütün bireylerine sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eylül 2002
KAHRAMANMARAŞ

Mehmet Said ÖZER

ÇİZELGELER DİZİNİ**SAYFA**

Çizelge 1.1. Biyomedikal İşaretler.....	11
Çizelge 1.2. Biyomedikal Dönüştürücülerin Sınıflandırılması.....	14
Çizelge 1.3. Biyopotansiyel elektrot ile algılanan biyoelektrik işaretler ve kaynakları.....	16
Çizelge 1.4. Elektrot özelliklerinin elektrot empedansı üzerindeki etkisi.....	17
Çizelge 3.1. Bazı pencere fonksiyonları ve bunlara ilişkin değerler.....	33

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AIC	:	Akaike Information Criterion
AR	:	Autoregressive
ARMA	:	Autoregressive Moving Average
ATM	:	Asencron Transfer Mode
CT	:	Computer Tomography
CWT	:	Continuous Wavelet Transform
DAQ	:	Data Acquisition
DFT	:	Discrete Fourier Transform
DOF	:	Degree Of Freedom
DWT	:	Discrete Wavelet Transform
EEG	:	Elektroencefalogram
EKG	:	Electrocardiogram
EMG	:	Elektromyogram
EOG	:	Elektrokulogram
ERG	:	Elektroretinogram
FFT	:	Fast Fourier Transform
FIR	:	Finite İmpulse Response
GSR	:	Galvanic Skin Reflex
LAN	:	Local Area Network
MI	:	Myocardial Infarction
MRI	:	Magnetic Rezonans Imaging
MUAP	:	Motor Unit Action Potential
NASA	:	National Aeronautics&Space Administration
PCI	:	Peripheral Communication Interface
PCN	:	Personal Communication Network
PSD	:	Power Spectrum Density
QMF	:	Quadrature Mirror Filters
SCXI	:	Signal Coditioning and Instrumentation
SFEMG	:	Single Fiber EMG
STFT	:	Short Time Fourier Transform
TTL	:	Transistor Transistor Logic
VLSI	:	Very Large Scale Integration
WAN	:	Wide Area Network

1. GİRİŞ

1.1. Tıbbi Cihazların Tarihçesi

Çok fazla geriye gitmeye gerek yok; yakın bir zamana kadar tıbbi cihaz terimi doktorların hastaları dinlemek, organlarını incelemek, basit ölçümler yapmak veya ilaçla tedavi şeklinde kullandıkları basit elle kullanılabilen cihazlara dayanmakta idi. Bunlar stetoskop, termometre, dile basmak için kullanılan alet, birkaç cerrahi alet yani tipik olarak bir doktorun el çantasına sığabilecek aletlerdi. Günümüzün tıbbi cihazları, algılama, ölçme, hesaplama, kaydetme veri veya bilgiyi göstermede elektronik sistemlerle iç içe olduğundan daha karmaşık ve değişik bir yapıdadır. Üstelik tıp uzmanları bugün hastalıkları ve anlaşılması güç durumlarda bunların teşhisi için daha fazla sayıda fizyolojik parametreye ve daha doğru, detaylı bilgiye gereksinim duymaktadırlar. Sonuç olarak tıbbi cihazların ve elemanların sayısı son birkaç yüzyıl içerisinde 10.000 i aşarken bunların kompleksliği de aynı hızla artmaktadır.

Tıbbi cihazlar hastaları kontrol etmek ve hastalığın teşhisi için bilgi ve veriyi işleyip değerlendiren istenilen tedaviye yönelik fizyolojik fonksiyonların sürdürülebilmesi için ve hastanın iyileştirilme sürecine yardımcı olmak için elektriksel, mekanik, kimyasal ve radyasyon enerjiden yararlanırlar. Bunlardan biraz bahsederek; kan pompalama, metabolik artıkları kaldırma, böbrek taşı kırma, ilaç ve sıvıları karıştırma, kasları ve sinirleri uyarma, doku örneği alma, anestezi, acıyı dindirme, dokuyu ısıtma örnek olarak verilebilir. Tıbbi cihazların karmaşıklığından ötürü tıp merkezlerinde ve hastanelerde eğitilmiş personel tarafından kullanılır. Ancak bazı durumlarda evde hastaların kendileri tarafından veya yardımcıları vasıtası ile kullanılabilir.

1.2. Biyoelektrik Fenomen

Vücuttaki uyarılabilen hücrelerin ve biyoelektrik işlemlerin biyomedikal mühendisliğinde önemli bir yeri vardır. Elektromiyografi (EMG), Elektrokardiyografi (EKG), Elektroensefalografi (EEG) gibi klinik işaretlerin tümü, hücre membranlarındaki potansiyelin kısa süreli değişimi, aktivasyon potansiyelinin yayılmasından oluşan biyoelektrik işaretlerin kayıt ve yorumlanılmasına gereksinim duyar. Kaydolunan işaretlerin yapısı; katılan hücrelerin sayısı, akımın aktığı ortamın geometrisi ve elektriksel özellikleri, kayıta kullanılan elektrotun uyarıma tabii tutulan dokuya olan uzaklığı gibi faktörlere bağlıdır. Tüm bu faktörler kayıt enstrümanlarının tasarımı ve de uygun yorum için hesaba katılmalıdır.

Biyoelektriğin prensipleri tedavi veya bir çeşit fiziksel anormalliğin terapisi için vücuda akım uygulama özelliğine sahip birkaç klinik elemanın imalatı ve gelişimi sonucunda oluşmuştur. Vuru düzenleyiciler ve uyarıcılar kas, kalp ve sinir fonksiyonuna yaklaşık uygun elektriğin iyi şartlarda uygulanmasına yardımcı olur. Uygun yöntemi belirlemeye yardım için biyoelektrik işaretleri işleme yeteneğine sahip mikroişlemcilerin kullanılmaya başlanması ile bu aletler çok daha sofistike bir hale geldi.

Kısmen artan tecrübeler ve daha doğru fiziksel modeller ve teorik kavramlar sayesinde, biyomedikal teknolojisindeki biyoelektrik fenomen kullanımı ve öğrenilmesi ilerledi. Akıl hastalıklarının teşhisi ve tedavisi için teknik süreçte devam eden gelişmeler

biyoelektriğin temellerinde bilgi sahibi biyomedikal mühendislerine gereksinimi artıracaktır.

Aşağıda biyoelektrik fenomenin en yaygın klinik uygulamaları olan EKG,EEG,EMG işaretlerine değinilecektir.

1.2.1. Elektrokardiyografi (EKG) Prensipleri

Elektrokardiyogram; kalp tarafından üretilen elektriksel aktivasyonun vücut yüzeyinden kayıta geçirilmesi ile elde edilir. 1889'da Waller tarafından keşfedildi. 1903'de Einthoven insan kalbinin anormal durumlarını ele alması ve kayıt elemanı olarak telli galvometre kullanması ile bu konuda ilerleme kaydedildi. Einthoven bugün hala kullanılmakta olan bazı kavramların sahibidir.

Bunlara örnek olarak değişik dalga formlarının adlandırılması , kol ve bacak bölgelerinde bazı standart kayıt alma bölgelerinin tanımlanması, kalbin zamanla değişen dipol olarak modellenmesini sağlayan teorik yaklaşım örnek olarak gösterilebilir.

EKG dalga formunu kaydetmek için vücut üzerindeki iki nokta arasındaki fark kaydı gerçekleştirilir. Einthoven roma rakamı I, II ve III ile gösterilen üç yöntem belirledi. Bunlar :

$$\begin{aligned} I &= V_{LA} - V_{RA} \\ II &= V_{LL} - V_{RA} \\ III &= V_{LL} - V_{LA} \end{aligned}$$

Burada RA: sağ kol, LA: sol kol, LL: sol bacak anlamını ifade etmektedir. Vücut EKG frekanslarında tamamen dirençsel özellik gösterdiğinden kollar ve bacaklar da direnç gibi düşünülebilir. Yukarıdaki ifadenin aralarındaki ilişki aşağıdaki gibidir:

$$II = I + III$$

EKG'nin değerlendirilmesi 30 yıl kadar süregeldi ta ki F.N.Wilson tek kutup (unipolar) kavramını ortaya atana kadar. O üç organı birlikte ele alıp, onların potansiyellerinin ortalamasının alınması ile bir referans noktası belirledi. Böylece organlar veya göğüs yüzeyindeki her bir kayıt alma bölgesi aynı referans noktasına göre farklı şekilde kayıt alabilecekti. Wilson biyofiziksel modelleri kalple ilgili kaynakları vücudun sıvı iletkenliğini de içine alabilecek biçimde genişletti. 1930 ların ortalarından günümüze kadar organ (kol, bacak) potansiyelleri Wilson noktası referans alınarak ölçülmüştür. Standart 12 elektrot esasına göre yapılan kuvvetlendirilmiş derivasyon (Augmented Lead) yönteminde de Wilson terminalleri referans alınmıştır.

Bu ölçüm alınan bölgelerin tarihi temeli vardır, gereğinden fazla yönlere sahip olup, kalbe dair olaylar için optimal değildir. İki bölgeden ölçülen voltaj farkı EKG'yi kaydeder. Ama bu bölgelerin standartlığı kesin olarak ispatlanmış ve 90 yıllık tecrübenin verdiği birikim ile uygunluğu sabit görülmüştür. Einthoven dalga formunu adlandırırken P'den U'ya kadar olan harfleri seçmiştir. EKG işaretleri $\pm 2mV$ arasında değere sahip olup, 0.05 ile 150Hz arası değişen kayıt bant genişliğine ihtiyaç duymaktadır. EKG cihazları için tüm

teknik özellikler Amerikan Kalp Kurumu ve Tıbbi Ölçüm Geliştirme Kurumu tarafından önerilmiştir.

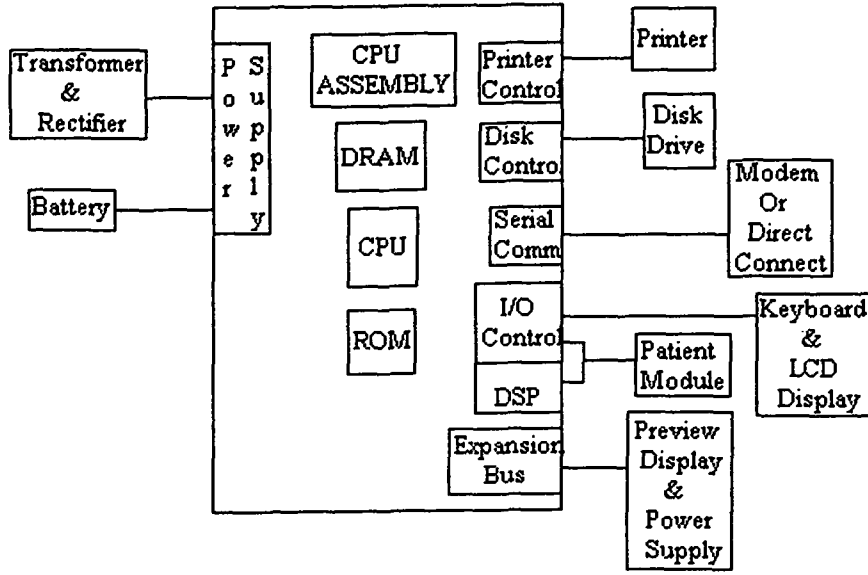
Makine yorumundan yararlanmada bilgisayarın EKG' ye uyarlanması bilgisayarın tıbbi alanda kullanımının ilk örneklerindedir. Bilgisayar temelli sistemlerde ki temel ilgi odağı standart dalgaların ve zaman aralıklarının açıklanmasında insanın yerini almasıdır. Bu EKG cihazları bir telefon hattı ile merkezi bir bilgisayara bağlı haldedir. Modern EKG cihazları, 12-16 bit analog-dijital (A/D) dönüştürücüye sahiptir. Hesaplama ve giriş çıkış için tahsis edilmiş mikroişlemcileri vardır. Bu tür cihazlar 12 adet elektrottan aldıkları işaretleri bir ölçüm matrisi ile hesaplar ve son olarak yorum ifadesi kümesini elde etmek için bu matrisi kurak kümesi ile analiz eder. Doktorlar her EKG kaydını önemsemezler ya değiştirirler ya da uygun olmayan durumu düzeltereklerdir. Geniş altyapılı hastaneler bu düzeltmeleri kaydeder ve tüm parametrelerin kombinasyonu(tüm erkekler, 50 yaşından büyükler veya hastalık tipine göre) ile erişilebilen tüm EKG kayıtlarını geniş bir veri tabanı halinde saklarlar. EKG için yapılan her biri spesifik teşhis olan yüzlerce yorum ifadesi mevcuttur, ama EKG için ancak 5 veya 6 ana sınıflama grubu vardır.

Yüksek çözünürlüklü EKG sistemlerinin geliştirilmesiyle sayısal biçimde ve rasgele gürültüyü azaltmak için ortalaması alınmış EKG işaretleri elde edildi. Ön ortalamalı (postaveraging) yüksek geçiren filtre ile bu yaklaşım, standart yaklaşımlar ile algılanmayan düşük seviyeli ($-1\mu\text{V}$) işaretleri algılamada ve ölçmede kullanılır. Bu bilgisayar temelli yaklaşım ileride yaşamımızı tehdit eden kalp hastalıklarının önceden belirlenmesine ve kaydedilmesine imkan vermektedir.

1.2.1.1. EKG İşaretinin Ölçülmesi

EKG için genel ölçüm prensipleri yıllardır profesyonel kurumlar tarafından dile getirilmiştir. Kısaca sistem bant genişliği için 0.05 Hz ve 150 Hz aralığı tavsiye edilmektedir. Frekans kaymaları olabildiği için sistemin düşük frekans cevabının EKG teşhisinde büyük önemi vardır. Mesela EKG işaretindeki "S-T" aralığı teşhiste bulunulurken kritik değere sahiptir. Kalp atışı 1Hz temel frekansa sahip olduğundan tipik analog yüksek geçiren filtrelerin cevaplarındaki sistem köşe frekansı yalnız genlik cevabının göz önüne alındığı 3 dB köşe frekansından daha küçük olmalıdır. Sistem kazancı sistemin toplam tasarımına bağlıdır. Tipik EKG işareti genlik değeri $\pm 2\text{mV}$ arası değişir. Eğer sayısal bir sistemde A/D dönüştürücü kullanılıyorsa kısa süreli yeterli kazanç için, dönüştürücünün tüm girişlerini kullanmak uygundur.

İlk olarak EKG yi elde etmek için hasta fiziksel olarak yükseltece ön sonlu (front-end) bağlanmalıdır. Hasta yükselteç arayüzü, vücuttaki iyonik akışı bir kablodaki elektron akışına dönüştüren özel bir elektrot tarafından oluşturulur. Bu elektrotlar tipik olarak bir kimyasal madde veya jel (yüksek iyon konsantrasyonlu) ile birlikte kullanılır. Bu da doku elektrot arayüzeyinde transduser gibi davranır. Kısa süreli uygulamalarda gümüş tabakalı emme elektrotları veya yapışkanlı metalik elektrotlar kullanılır. Uzun süreli kayıtlarda (müşahede altında tutulan hastalarda) sabit elektrot doku arayüzü ve etrafı jelli özel yapışkan bantlı $\text{Ag}^+/\text{Ag}^+\text{Cl}^-$ elektrotlar kullanılır.



Şekil 1.1. Mikroişlemci temelli EKG ölçüm sistemi (Berbari, 2000)

Hasta herhangi bir zamanda solunum cihazı, kan basıncı monitörü , geçici vuru düzenlicisi gibi değişik cihazlara bağlanabilir bunların bazısı vücudu kuşatır ve kalbe doğru düşük dirençli bir yol sağlar. Gerçekte bu cihazlar bir akım kaynağı gibi davranmaz ve hastanın vücuduna kalbi titreşim uyarılmasına yetecek kadar bir akım uygulanır. Ancak sistemin giriş katında bazı kutuplama akımlarından kaçınılmalıdır. Bu kutuplama akımlarının her cihaz için $10 \mu A$ olması önerilir. Bu normal ayarlar için uygulanır. Ancak hastanın yüksek voltajlı AC akım kaynağı ile irtibatı gibi bir hata durumu söz konusu olabilecekte bu da önlenmelidir. Bu bakımdan EKG referans toprağı ile AC güç hattının toprağı fiziksel olarak bağılı olmamalıdır. İzolasyon olarak ilk olarak hasta-güç hattı hatasını yani hastayı AC devrenin bir parçası olmasını engellemektir.

Eski tip EKG cihazları bir kez bir elektrot ile kaydedirdi. Daha sonra bu üç adet eşzamanlı çalışan elektrot için geliştirildi. 12 elektrotun kullanılmaya başlanması için anahtarlamalı ve ayrıca analog yapıda devrelerin kullanımına ihtiyaç duyuldu. Bu genellikle modern sayısal sistemlerde vücut üzerindeki her elektrot için bir adet tek yanlı yükseltecin kullanılması ile elimine edilmiştir. Elde edilen her potansiyel işaret sayısal forma dönüştürülür ve tüm EKG elektrotları yazılım içinde matematiksel formda ifade edilir. Böylece 9 adet yükselteç sistemine ihtiyaç duyulacaktır. Bazı elektrot hesaplamalarının analog fark yükselteçleri ile gerçekleştirilmesi ile, bu 8 kanallı bir sisteme dönüştürülebilir. Sonuçta 12 EKG elektrotunu modellemek için yalnız göğüs bölgesi için V_1 den V_6 ya ve 2 elektrot kol veya bacağı, mesela I ve III olacak biçimde gerek duyulur. Şekil 1.1 modern sayısal EKG sisteminin blok diyagramını göstermektedir.

Bu sistem 13 tek yanlı yükselteç ve 16 bit A/D dönüştürücü kullanır değişik türde küçük elektrot kabloları ve elektrot yükselteç bölümlerine sahiptir. Sayısal işaretler optik olarak izole edilmiştir. Yüksek hızlı seri hat üzerinden ana EKG cihazına gönderilir. Burada tüm hesaplamaları 32 bitlik bir mikroişlemci ve sayısal işaret işleme yongası gerçekleştirir. Her fonksiyonel bloğun kendi kontrol organı olduğuna ve sistemin, tüm sistem fonksiyonlarını koordine etmek için bir gerçek zamanlı çok fonksiyonlu

(multitasking) çalışma sistemine ihtiyaç duyduğuna dikkat edin. Verinin elde edilmesi ile EKG nin yorumlanması beraberinde gelecektir. Bu programlar oldukça sofistike olup sürekli geliştirilmektedir.

1.2.2. Elektromiyografi (EMG) Prensipleri

Organların hareketi ve pozisyonu; kaslar ve çevresel ve de merkezi sinir sistemi arasındaki elektrik işaretlerinin gidip gelmesi ile kontrol edilir. Omurilikte, motor sinirlerinde, kasta veya kas sinirsel (neuromuscular) eklemlerde patolojik şartlar yükseldiğinde (hastalık belirtileri görüldüğünde), kastaki elektriksel işaretlerin karakteristikleri değişir. Kasta oluşan elektriksel işaretin üzerinde çalışılması ve dikkatli kayıt edilmesi (EMG), yalnızca kaslardaki değil motor sisteminin tamamının anormalliklerinin tespiti ve teşhisine yardımcı olabilir. İşte EMG bu kas aktivasyon potansiyellerinin yorumlanması ve kayıt edilmesidir. Son zamanlara kadar EMG'ler özellikle tespit ve teşhis amacı ile kaydedilirdi. Ancak biyoelektrik teknolojisindeki gelişmeler ile EMG kayıtları organların hareketlerinin yapay kontrolünün gerçekleştirilmesinde, fonksiyonel elektrik uyarımında ve rehabilitasyonda temel gereksinim halindedir.

Modern klinik EMG'nin gelişmesi ile EMG'nin kayıt ve analizinde kullanılan teknik prosedürler mevcut teknoloji tarafından belirlenmekteydi. 1929'da Arian ve Bronk tarafından tanıtılan eş merkezli iğne elektrot; kullanımı kolay, yüksek mekanik kalitesi ve sağlamlığı ile yeniden yapılabilen ölçümlere olanak verdi. Galvanometrenin yerini yüksek kazançlı yükselteçlerin alması, daha yüksek empedanslı daha küçük elektrotların kullanımına ve daha küçük genlikli potansiyellerin kaydedilmesine imkan verdi. Bu teknik gelişmeler ile klinik EMG'ler öyle yüksek özelliğe sahip oldu ki bu işle uğraşıp yıllarca tecrübesi olanlar, EMG kayıtlarına bakarak onları okuyup yorumlayabilir hale geldiler. Daha sonradan potansiyel süre, tepe-tepe genliği, kayıt için kullanılan faz sayısı ve her yaştan ve sağlıklı insanlardan alınmış EMG verileri ile karşılaştırma gibi daha nicel yaklaşımlar ortaya çıktı. Son on yılda geçmişte kullanılan rafa monteli genel amaçlı cihazların yerini bilgisayarlı ergonomik tasarıma sahip EMG cihazları aldı. Bu cihazlarda EMG işareti sayısallaştırılıp işlenebilir ve taşınabilir ortama kaydedilip araştırmacı tarafından seçilen kayıt ve analiz tipine göre monitörde görüntülenebilmektedir.

1.2.2.1. EMG Kayıt Alma İşlemi

Bir kasın biyoelektrik durumu ile ilgili bilginin büyük bir bölümü, kas içindeki zamanla değişen uzay dağılımı içinde gizlidir. Maalesef, kas içine yüzlerce elektrot koymak gerektiğinden uzaya ait potansiyel dağılımın yüksek çözünürlüklü üç boyutlu örneklerini klinik olarak elde etmek mümkün değildir. Hastanın rahatsızlığını minimuma indirmek için, rutin EMG prosedürlerine göre kasın farklı bölgelerine yerleştirilmiş yalnız bir tek elektrot kullanılır. Elektrot vasıtası ile bir aktif motor biriminin "tek fiber aktivasyon potansiyelleri geçtiğinde onların yalnız toplamları mesela motor ünitesi potansiyeli elektrot tarafından kaydedilecektir. Elektrot geçen potansiyel komplekste gizli uzaya ait bilgiyi etkin biçimde dışarıda birleştirir ve yalnız kaydedilecek ve yorumlanacak zamanla değişen potansiyel dalga formunu ayırır. Biyoelektrik kaynaklar, sıvı iletkenliği, elektrotun kayıt özelliği gibi biyoelektrik prensiplerin detaylı anlaşılması ile bir EMG uzmanı kas-sinirsel

anormallikleri ile ilgili dalga formu karakteristiklerini hızlıca tanımlayıp açıklayabilmektedir.

Teşhis için gerekli bilginin artırılması için farklı kayıt karakteristiklerine sahip elektrotların kullanılması ile birkaç çeşit EMG cihazı ile araştırma yapılmalıdır. Şekil 14- 6 da en popüler EMG iğne elektrotları görülmektedir. Eşmerkezli ve tek kutuplu elektrotlar orta düzey işaret algılama sahası olup sıradan kayıtlarda kullanılır. Tek fiber elektrot daha yeni bir tiptir, çok az işaret algılama sahası olup, sıradan kayıtlarda kullanılır. Tek fiber elektrot yeni bir tiptir. Çok az sinyal algılama sahası vardır. Ancak bir veya iki kas lifinden kayıt almak amacı ile kullanılır. Makro elektrot ise ya eşmerkezli veya tek fiber elektrot kombinasyonundan oluşmuş uzaktan referanslı bir elektrottur. Motor ünitesi bölgesinin her yerindeki potansiyelleri algılar.

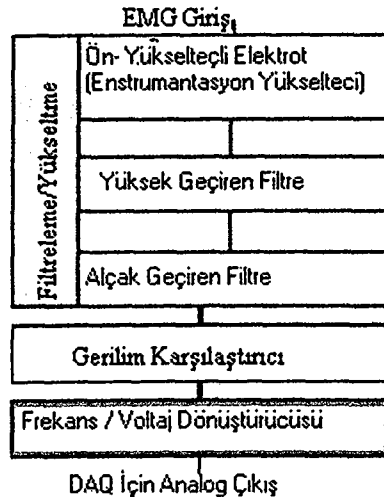
1.2.2.2. EMG Ölçüm Teknikleri

Deriyi delen ve yüzeyden olmak üzere iki çeşit ölçüm tekniği vardır. Deriyi delen ölçüm teknikleri :

- Tek lif elektromiyografisi
- Eşmerkezli iğne elektromiyografisi
- Makro EMG

Yüzey miyoelektrik işaret analizi: Bir kas üzerindeki deri üzerine yerleştirilen elektrotlarla elde edilen miyoelektrik sinyale yüzey miyoelektrik işareti adı verilir.

Bir çok klinik EMG uygulaması eşmerkezli iğne EMG ile yapılmaktadır. Eş merkezli iğne elektrot ile muayene süresince, araştırmacı sükunet halindeki kaslarda kendiliğinden oluşan anormal aktivasyonları ve anormal görünüşlü motor ünitesi potansiyellerini inceler. Şekil 1.2 de EMG ölçüm blok diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 1.2. Bir EMG Ölçüm Düzeni İçin Bileşenler (Anonim, 2002)

1.2.3. Elektroensefalografi (EEG) Prensipleri

EEG işaretleri beyin tarafından üretilen çok küçük (genellikle 300 μ V' tan az) elektrik potansiyellerdir. 1924'ten beri Hans Berger insan kafasından ritmik elektriksel aktivasyonları kaydettikten sonra, EEG üzerinde yapılan çalışmalar ilk olarak epilepsiler ve göze çarpan patolojilerin tespiti için klinik bölgelere ve yeni farmakolojik etmenlerin temeldeki etkilerini ölçmek için araştırma birimlerine taşınmıştır. Bu çabaların sonucunda EEG örneklerinin biyokimyasal, metabolik, hormonal, nöroelektrik, davranış ve dolaşım ile ilgili faktörleri içeren geniş bir alana sahip değişkenler tarafından değiştirilebileceği gösterilmiştir. Geçmişte EEG işaretlerinin yorumu, içinde anormallikler olan uzun kayıtlardan normal EEG işaretinin niteliğini ayırt edebilecek kadar bireysel olarak yetişmiş uzmanların görsel tespiti ile sınırlıydı. Bu yaklaşım doktorları ve araştırmacıları EEG kayıtları ile dolu bir denizin içinde gömülü bırakmak gibi olmuştur. EEG değişikliklerini ölçmek için bilgisayar ve teknolojinin gelişi onların etkin bir rol üstlenmelerini mümkün kılmıştır.

1.2.3.1. EEG Kayıt Teknikleri

Beyinde kendiliğinden oluşan sinirsel aktivitelerin kafa üzerinden alınan EEG olarak tanımlanan kayıtları çoğu zaman bir işaret elektrotu ile referans elektrotu arasındaki potansiyel değişimin ölçümüne müsaade eder (Kondarski,1986). EEG diğer biyopotansiyel ölçümlerle karşılaştırıldığında uzman olmayan kişiler tarafından yorumlanması oldukça zordur. Bu bakımdan bazı standartlar getirildi. Uluslararası EEG ve Klinik Nörofizyoloji Federasyonu 10-20 elektrot yerleştirme sistemini belirledi. Buna ilaveten göz hareketlerinin izlenmesi, EKG ve kas aktiveleri de dikkate alınarak değerlendirme yapılmalıdır.

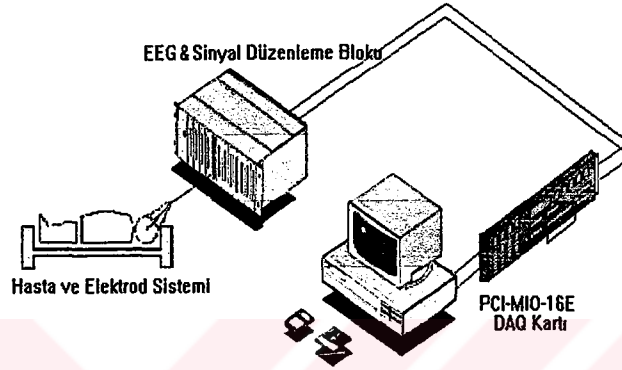
Herhangi bir EEG sistemi elektrotlar, yükselteçler (uygun filtreye sahip) ve kayıt cihazından ibarettir. EEG kaydı için gerekli elemanlar basit veya spesifik olabilir. Yaygın kullanılan elektrotlar 1-3 mm çapı olan ucu yükseltece girebilecek biçimde esnek Ag-AgCl disklerinden ibarettir. Elektrot-deri arayüzeyi için düşük empedans arzu edilmesine karşın (<10 k Ω) saç ve elektrotun mekanik olarak sabitleştirilmesinin zorluğundan dolayı bunun gerçekleştirilmesi zordur. İletken olan elektrot pastaları düşük empedans elde edilmesine ve elektrotların sabitleştirilmesine yardımcı olur. Derinin biraz aşındırılması düşük elektrot empedansını sağlamada kullanılırdı. Ama bu hem rahatsız edici olup hem de hastalığa sebebiyet verebilir.

Uzun süreli kayıtlarda, nöbet halindeki hastaları görüntüleme durumunda elektrotlar büyük problemler sergileyebilir. Doku içine yani deri ile kafatası arasına konulana iğne elektrotlar bazen faydalı olabilir. Ancak bununla birlikte hastalık tehlikesi de önemli derecede artar. İçinde yükselteç devreleri olan elektrotlar düşük empedans sağladığından bazen avantajlıdır. Ama bunlar pahalıdır. Elektrot uygulamaları ile işleri kolaylaştırmak ve uzun süreli kararlılığını garantilemek için bir çok girişimde bulunulmasına rağmen tek bir metot yaygın biçimde kabul görmedi.

Uygulamada elektrot çiftleri arasında empedans ölçümleri dikkate alınmalıdır ve ona göre seçilmelidir. Çünkü yüksek empedanslı elektrotlar gürültü oluşturur bu da gerçek

EEG işaretinin ayrıştırılmasını güçleştirir. Bu nedenle bazı EEG cihazlarında imalatçılar tarafından elektrot empedansı görüntüleme özelliği cihazlara kazandırılmıştır.

Dikkatlice uygulanmış elektrotlardan 1 den 10 μ V a kadar genliğe sahip işaret elde edilebilir. İşaretin kaydedilebilmesi için işaret önemli oranda yükseltilecek (kazanç : 10^6) belli bir seviyeye getirilir. Yüksek kalitede bir EEG kaydı için; elektrot kablolarının uzunluğu, ölçümün yapıldığı yerdeki elektriksel gürültünün varlığı gibi nedenlerden dolayı yüksek giriş empedanslı ve yüksek ortak mod bastırma oranına sahip fark yükselteçleri kullanılır. Şekil 1.3 de EEG Ölçüm blok şeması gösterilmiştir.



Şekil 1.3. EEG Ölçüm Blok Şeması (Alkan, 1999)

Bazı yerlerde, özellikle 60 Hz frekanslı alternatif akım hattı gürültüsü için, çevredeki elektriksel gürültüleri minimum yapacak özel izole edilmiş odalar vardır. EEG dalga formunda ilgi duyulan bilginin çoğu 40 Hz frekans bandının altında bulunduğundan, yükselteçte bulunan alçak geçiren filtreler 60 Hz lik gürültüyü azaltmak için kullanılabilirler. Ancak alçak geçiren filtrenin kesim frekansı 60 Hz in üstünde olduğunda, AC gürültüyü zayıflatmak için bir çok EEG yükselteçleri 60 Hz merkezli dar bantlı "notch" (çentik) filtresi kullanır.

Ayrıca sofistike haldeki FM bant kayıt ve tekraralama sistemleri doktorlara EEG kayıtlarını yeniden izleme fırsatı verir. Bu cihazlar sayesinde doktorlar EEG işaretinin her anını yeniden inceleyebilir. Bilgisayarlarda kayıt elemanı olarak kullanılabilir. Böyle sistemlerde, sabit bir zaman aralığında (örnekleme aralığı) analog EEG işaretinin bir veya daha fazla kanalları tekrarlı biçimde örneklenir ve her örnek analog sayısal dönüştürücü vasıtası ile sayısal biçimde ifade edilir. A/D dönüştürücü bilgisayar sistemi ile bağlıdır ve bu şekilde her örnek bilgisayarın hafızasına kaydedilir. A/D dönüştürücünün çözünürlüğü örneklenebilen en küçük genlik tarafından belirlenir. Bu da A/D dönüştürücünün gerilim değişim aralığının A/D dönüştürücü bit sayısının 2 üzeri ifadesine bölünmesi ile elde edilir. Örnek olarak gerilim değişimi ± 5 V ve 12 bit çözünürlüklü bir dönüştürücü için örnek genliği $\pm 2,4$ mV kadar küçük olacaktır. Uygun bir yükseltme ve A/D dönüştürücünün hassaslığı, büyük genlikli işaretlerin kırılmasını önlerken en küçük genlikli işaretlerin çözünürlüğüne müsaade eder.

Yeterli örnekleme oranı ile örneklenmiş bir (örneklenen işarettaki ilgilenilen en yüksek frekanslı bileşenin en az iki katı) bir örnek kümesi, dalga formundaki tüm bilgiyi

temsil etmek için yeterlidir. Sınırlı bantlı bir işarette bunu sağlamak için, kesim frekansı ilgilenilen en yüksek frekansa eşit olan bir alçak geçiren filtre kullanılır. Fiziksel olarak gerçekleştirilebilen filtreler ideal karakteristiklere sahip olmadığından, örnekleme oranı genellikle kesim frekansının iki veya daha fazla katı olacak biçimde ayarlanır. Üstelik işaret bir kez sayısal hale geldikten sonra sayısal filtreleme teknikleri kullanılır.

Eşzamanlı bilgisayar kayıtları ya kısa süreli kayıtlarda veyahut EEG nin derhal işlenmesi gereken durumlarda kullanılır. Bu sınırlama öncelikle depolama gereksinimleri yüzündendir. Mesela tipik örnekleme oranı 128 Hz için saniyede 128 yeni noktanın kaydedilmesi gerekir. 8 sn örnek için 1012 nokta kaydedilmektedir (her kanal için). 10 dakikalık bir kayıt için bu sayı 76800 veri noktasının kaydedilmesi anlamına gelir. Her örnek için veri noktalarının uzunluğu (zamana göre), 12-bit çözünürlük farz edilirse (bilgisayar ile gerçek zamanlı olarak elde edinilen), EEG işaretinin kanallarının sayısının belirlenmesinde mevcut bilgisayar hafızasının önemli bir rol oynadığı hemen görülür.

Daha ileri veri işleme yöntemleri, sıkıştırılmış spektral dizilerde, ölçüm için gerekli veriyi içeren özelliği azaltılmış grubun belirlenmesinde, uyarılmış cevap kayıtlarında, özellik çıkartma ve sonradan ortaya çıkan örüntü tanıma (pattern recognition) da, epileptik nöbet durumunu izleme süresince oluşan sivri tepelerin algılamasında olduğu gibi daha etkili bir veri kaydı (toplam bilgi içeriğinde kayıp olmakla birlikte) için sıkıştırma yöntemlerinden oluşmaktadır.

1.3. Biyomedikal İşaretlerin Kaynakları Ve Sınıflandırılması

1.3.1. İşaret

Bilgi taşıyan fenomen bir işarettir. Biyomedikal alanda kullanılan işaretler biyomedikal işaretlerdir. Genellikle inceleme altındaki biyolojik sistemi ilgilendiren bilginin alınması ile sağlanır. Bilgi alma sürecinin tamamı bir doktorun bir hastanın ortalama kalp atışını parmakları ile tahmini kadar kolay olabileceği gibi kompleks CT makinesi ile vücut içindeki yumuşak dokuların yapısının analizi gibi kompleks de olabilir.

Biyomedikal uygulamaların çoğunda (diğ er uygulamalarda olduğu gibi) işaretin elde edilmesi yeterli değildir. İşareti işlemek için, elde ettiğimiz işareten maksadımıza uygun bilgiyi çıkarmamız gerekir. İşaret içerdiği gürültüden dolayı bozuk olabilir bu nedenle işaret gürültüden arındırılmalıdır. Veyahut istediğimiz bildi görünmeyecek kadar zayıf olabilir bu durumda da işaretin yükseltilmesi gerekmektedir.

Biyomedikal işaretlerin kendine mahsus dezavantajları vardır. Bunun başlıca sebebi temel sistemin kompleksliği ve ölçümlerin dolaylı olarak gerçekleştirilmesidir. En iyi yöntemi seçmek için araştırmacı işlemin amacını, test şartlarını ve işaretin belli başlı karakteristiğini bilmelidir. Biyomedikal işaretler farklı işleme metotlarına gereksinim duyan karakteristik sınıflara ayrılırlar.

1.3.2. Biyomedikal İşaretlerin Kaynakları

Biyomedikal işaretleri diğer işaretlerden ayıran özelliği uygulamalarıdır. Bu işaretler biyomedikal alanında kullanılırlar. Biyomedikal işaretler değişik kaynaklar tarafından oluşturulurlar. Aşağıda bu kaynakların kısa açıklamaları verilecektir :

Biyoelektrik İşaretler : Biyoelektrik işaretler biyomedikal sistemlere mahsustur. Sinir hücreleri ve kas hücreleri tarafında üretilir. Bunun kaynağı ise membran (hücre zarı) potansiyelidir. Membran potansiyeli belli şartlar altında uyarılırsa aktivasyon potansiyeli üretir. Tek hücre ölçümlerinde algılayıcı olarak mikro elektrotlar kullanılır. Aktivasyon potansiyeli kendi kendisine potansiyel işarettir. Biyoelektrik işaretler belki de en önemli biyoışarettir. Biyoelektrik işaretlerin elde edilmesi için basit bir transdusere gereksinim vardır. Bunun nedeni ölçüm sistemlerindeki iletim elektronlar tarafından yapılırken, biyomedikal ortamda elektrik iletimi iyonlar vasıtası ile gerçekleştirilir. Tüm bunlar biyoelektrik işaretin, tıbbi alanda yaygın olarak kullanıldığını göstermektedir.

Biyoempedans işaretler : Dokunun empedansı; onun bileşimi, kan hacmi, kanın dağılımı, endokrinin çalışması ve diğer konularla ilgili önemli bilgi içerir. Biyoempedans işareti genellikle dokunun altına sinüzoidal akım uygulanması ile üretilir (50kHz-1MHz ; 20 µA- 20 mA). Ölçüm genellikle dört elektrot ile yapılır. İki elektrot akım kaynağına bağlanır ve doku altına akım uygulamakta kullanılır, diğer ikisi doku altına yerleştirilir ve akım tarafından oluşturulan potansiyeli ve doku empedansını ölçmede kullanılır.

Biyoakustik İşaretler : Çoğu biyomedikal fenomen akustik gürültü oluşturur. Bu akustik gürültünün ölçülmesi belli başlı fenomen hakkında bilgi edinmemize yarar. Kalpteki kanın akışı, kalbin içinden veya damarlardan geçen kanın oluşturduğu akustik gürültü örnek olarak verilebilir. Veya üst ve alt solunum yollarından hava akışı ve akciğerler akustik seslerin kaynağıdır. Bu sesler öksürük, horlama, akciğer ve göğüs sesleri olarak bilinir ve tıpta yoğun olarak kullanılır.

Biyomanyetik işaretler : Beyin, kalp, akciğerler gibi bazı değişik organlar çok zayıf manyetik alan üretirler. Bu alanların ölçümlerinden elde edilen bilgiler, diğer biyoışaretler tarafından elde edilemez. Ölçülen manyetik alan çok düşük olduğundan biyomanyetik işaretler genelde çok düşük S / N (işaret / gürültü) oranına sahiptir. Bu işaretlerin elde edilmesi için kullanılan sistemin tasarımında aşırı derecede itina gösterilmelidir.

Biyomekanik işaretler : Biyomekanik işaretler terimi, tıp alanındaki biyolojik sistemlerin bazı mekanik fonksiyonlarından meydana gelen tüm işaretleri ihtiva eder. Bu işaretler hareket ve yer değiştirme, basınç, tansiyon ve akış işaretleri gibi işaretleri içerir. Mekanik fenomen; elektrik, manyetik ve ses gibi yayılmadığından kesinlikle doğru bölgede yapılmalıdır. Bu nedenle kolay olmayıp direk temas halindeki ölçümlere gereksinim duyar.

Çizelge 1.1 en yaygın kullanılan biyomedikal işaretleri ve bazı karakteristiklerini göstermektedir.

Çizelge 1.1. Biyomedikal İşaretler (Cohen, 2000)

BİYOMEDİKAL İŞARET		KULLANILAN DÖNÜŞTÜRÜCÜ	FREKANS ARALIĞI	DİNAMİK SINIRLAR	ÖLÇÜM VE OLUŞUM ŞEKLİ
Aksiyon potansiyeli		Mikro elektrotlar	100Hz-2 KHz	10 μ V-100mV	Direkt (invasive) yolla yapılan membran potansiyeli ölçümü.
Elektronörogram (ENG)		İğne elektrotlar	100Hz-1 KHz	5 μ V – 10 mV	Sinir potansiyeli
Elektroretinogram (ERG)		Mikro elektrotlar	0.2-200Hz	0.5 μ V – 1 mV	Uyarılmış ışık potansiyeli
Elektrokulogram(EOG)		Yüzey elektrotlar	dc-100 Hz	10 μ V-5 mV	Durgun kornea-retinal potansiyeli
E L E K T R O E N S E F A L O G R A M (EEG)	-Yüzey	Yüzey elektrotlar	0.5-100 Hz	2 μ V –100 μ V	Çok kanallı kafa potansiyeli
	-Delta	Yüzey elektrotlar	0.5 - 4 Hz		Gençlerde derin uyku ve patolojik durumlarda
	-Teta	Yüzey elektrotlar	4 – 8 Hz		Alarm durumlarında şakak ve merkezde
	-Alfa	Yüzey elektrotlar	8 – 13 Hz		Gözler kapalı, dinlenirken, uyanırken
	-Beta	Yüzey elektrotlar	13 – 22 Hz		
	-Uyku içcikleri	Yüzey elektrotlar	6 – 15 Hz	50- 100 μ V	0.2 ile 0.6 s arasında patlama şeklinde
	-K kompleksi	Yüzey elektrotlar	12 – 14 Hz	100 – 200 μ V	Derin uyku esnasında patlama şeklinde
	-Uyarılmış Potansiyeller (EP)	Yüzey elektrotlar		0.1-20 μ V	Uyarıya karşı insan beyninin cevap potansiyeli
E L E K T R O M İ Y O G R A F İ (EMG)	Tek fiber (SFEMG)	İğne elektrot	500Hz – 1kHz	1-10 mV	Tek bir kas fiberindeki aksiyon potansiyeli
	Motor Bi-rim aksiyon Potansiyeli (MUAP)	İğne elektrot	5 Hz -10 kHz	100 μ V – 2 mV	
	Yüzey EMG	Yüzey elektrotları			
	İskelet kası		2 – 500 Hz	50 μ V- 5 mV	
	Düz Kas		0.01 – 0.02 1Hz		
	EKG	Yüzey elektrotları	0.03		
Yüksek Frekans EKG	Yüzey elektrotları	0.04			

Biyokimyasal işaretler : Canlı dokudaki kimyasal ölçümlerden veyahut klinik laboratuvarlarda analiz edilen örneklerden (dokulardan) yararlanılarak yapılan kimyasal ölçümler sonucu elde edilir. Özel iyon elektrotları yardımı ile hücre içindeki ve civarındaki değişik iyonların konsantrasyonunu ölçümü bu işarete bir örnek olarak verilebilir.

Biyooptikal işaretler : Biyolojik sistemin optik fonksiyonları sonucu ya doğal olarak veya ölçüm tarafından oluşturulur. Dokuya iletilen ve geri yansıyan ışığın ölçülmesi ile kan oksijeni ölçülebilir.

1.3.3. Biyoişaretlerin Sınıflandırılması

Bir çok şekilde sınıflandırılabilir. Aşağıda en önemli sınıflama biçimleri ve kısa açıklamaları verilmiştir :

Kaynağına göre sınıflama : İşlemin temelini oluşturan fiziksel karakterleri üzerine duruluyorsa bu sınıflama kullanılabilir. Yukarıdaki sınıflama buna örnek olarak gösterilebilir.

Biyomedikal uygulamasına göre : Biyomedikal işaret; teşhis, görüntüleme veya maksadımıza uygun biçimde elde edilir ve işlenir. Ve sınıflama uygulama alanına göre yağılabilir mesela nöroloji, kardiyoloji vb olabilir. Böyle bir sınıflama ile mesela amaç bir fizyolojik sistemin çalışması ise ilgilenilebilir.

İşaret karakteristiğine göre : İşaret analiz noktasından bakıldığında en çok konu ile ilgili sınıflama türü budur. Asıl amaç işaretin işlemesi olduğunda işaretin kaynağının ne olduğu veya hangi biyomedikal sisteme ait olduğu önemli değildir , mühim olan işaretin karakteristiğidir.

İşaretleri iki ana sınıfa ayırıyoruz : Sürekli işaretler ve ayrık işaretler. Sürekli işaretler verilen herhangi bir zamanda işaret hakkında bilgi alabilme olanağı veren sürekli bir fonksiyon olan $s(t)$ ile tanımlanır. Ayrık işaretler zaman ekseninde verilen ayrık bir noktadan bilgi alabilmemizi sağlayan bir dizi olan $s(m)$ tarafından tanımlanır. Biyomedikal işaretlerin çoğu süreklidir. Şu anki teknoloji ayrık işaret işleme için güçlü olanaklar sağladığından genellikle “örnekleme” denilen yöntem ile sürekli işaretleri ayrık işarete dönüştürürüz. $S(m)$ dizisi ile örneklenmiş $s(t)$ işareti aşağıda gösterilmiştir.

$$s(m) = s(t) \Big|_{t=mT_s} \quad m = \dots, -1, 0, 1, \dots \quad (1.1)$$

burada T_s örnekleme aralığı ve $f_s = (2\pi / T_s)$ örnekleme frekansdır.

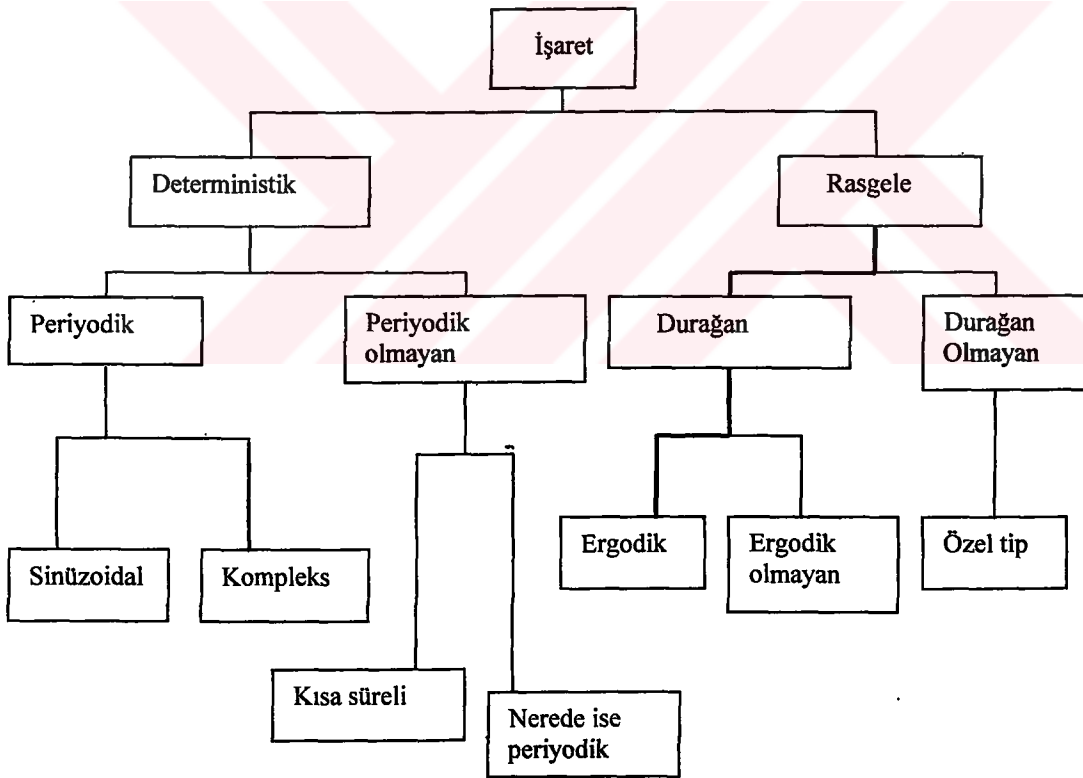
İşaretleri “deterministik” ve “rasgele” olmak üzere iki ana gruba ayırabiliriz: Deterministik işaretler tamamen matematiksel veya grafiksel olarak tanımlanabilir. Eğer bir işaret deterministik ise ve matematiksel tanımı verilmişse bilgi taşıyor demektir. Gerçek dünyadaki işaretler deterministik olamazlar. Daima bilinmeyen ve tahmin edilemeyen gürültüler ve parametrelerdeki bazı tahmin edilemeyen değişiklikler ve deterministik olmayan işaretlerin belli başlı karakteristikleri mevcuttur. Bununla beraber deterministik fonksiyon yardımı ile yaklaşık gösterim genellikle uygun olmaktadır.

Deterministik işaretlerin önemli bir ailesi “periyodiklik” ailesidir. Bir periyodik işaret aşağıdaki biçimde gösterilebilen deterministik bir işarettir.

$$s(t) = s(t+nT) \quad (1.2)$$

burada n bir tamsayı ve T periyottur. Periyodik işaret, T süreli basit bir dalga şeklinden ibarettir. Temel dalga şekli zaman ekseninde kendini sonsuz kez tekrar eder. En basit periyodik işaret sinüzoidal işarettir. Kompleks periyodik işaretler daha özenle hazırlanmış dalga şekline sahiptir. Bazı şartlar altında, kan basıncı işareti kompleks periyodik işaret tarafından modellenilebilir. Kalbin atış oranı, periyodu ve kan basıncı dalga şeklinde olduğu gibi. Bu model oldukça kaba biçimde çıkarılmaktadır.

Çoğu deterministik fonksiyonlar periyodik değildir. Ancak bazı zamanlar “neredeyse periyodik” olarak düşünülmesine değecek sonuçlar alınabilmektedir. EKG (Elektrokardiyografi) işaretlerinde PQRST kompleksi bir kalp atışı için alınan şekil ile diğeri hiçbir zaman aynı olamaz. Ancak bir PQRST diğeri ile nerede ise aynı kabul edilir. Bu nedenle EKG işareti bazı zamanlar “neredeyse periyodik” olarak düşünülür. Ayrık ve sürekli işaretler için kullanılan bir başka karakteristik sınıflama Şekil 1.4 de gösterilmiştir



Şekil 1.4. İşaretlerin karakteristiklerine göre sınıflandırılması (Cohen, 2000)

1.4. Biyomedikal Dönüştürücüler

Dönüştürücüler bir nicelikteki işareti mesela hidrostatik basıncı buna karşılık gelen başka bir niceliğe sahip işaretlere mesela elektriksel işarete dönüştüren elemanlardır.

Biyomedikal dönüştürücüler, biyomedikal değişkenlerle ifade edilen işaretleri alıp genellikle elektriksel işaretlere dönüştürürler. Biyomedikal dönüştürücüler biyolojik sistem ile elektronik sistem arasında arayüz olarak kullanılır bu nedenle sistemin her ikisi içinde uygun biçimde çalışmalıdır. Biyomedikal dönüştürücüler göz önüne alındığında arayüzün iki tarafını da göz önünde bulundurmamak gereklidir : Biyolojik ve elektronik. Çünkü biyolojik ve elektronik faktörler dönüştürücünün performansında önemli rol oynarlar.

Biyomedikal uygulamalarda bir çok değişik tip dönüştürücüler kullanılmaktadır.. Tüm dönüştürücüleri fiziksel ve kimyasal olarak ayırmak mümkündür. Fiziksel dönüştürücüler için, geometrik, mekanik, termal ve hidrolik nicelikler ölçülür. Biyomedikal uygulamalarda bunlara kas yer değişimi, kan basıncı, vücut içi ısısı, kan akışı, kemik büyümesi ilave edilebilir. Biyomedikal uygulamasına göre iki tür fiziksel dönüştürücüden söz etmek gerekir: Genellikle “elektrot” olarak bilinen, teşhis ve tedavi uygulamaları sonucunun elde edilmesinde önemli bir rol oynayan vücuttaki elektrik fenomen dönüştürücüleridir. Bu dönüştürücülerin en çok bilineni kalp tarafından üretilen bir elektriksel işaret olan EKG işaretini ölçmek için kullanılmaktadır. Biyoloji ve tıpta bir çok uygulama alanı bulan diğer fiziksel dönüştürücü “optik dönüştürücü”dür. Bu dönüştürücüler bilgi toplamada ışıktan yararlanır, eğer dönüştürücü fiber optik kullanıyorsa ışık aynı zamanda bilginin iletildiği ortamdır. Çizelge 1.2 bu dönüştürücülerin genel sınıflandırılmasını vermiştir

Çizelge 1.2. Biyomedikal Dönüştürücülerin Sınıflandırılması (Neuman, 2000)

Fiziksel Dönüştürücüler**Kimyasal Dönüştürücüler**

Mekanik
Termal
Hidrolik
Elektrik
Optik

Gaz
Elektrokimyasal
Fotometrik
Diğer fiziksel kimyasal metotlar
Bioanalitik

Dönüştürme elemanlarının ikinci ana sınıfı kimyasal olanlardır. Bu dönüştürücüler teşhise dayalı ve tedaviye yönelik uygulamalar için bazı özel kimyasal bileşenlerin varlığını tanımlamak, değişik kimyasal türlerin konsantrasyonunu algılamak ve vücuttaki kimyasal aktivasyonları görüntülemek için kullanılabilir. Elektrokimyasal dönüştürücüler kimyasal konsantrasyonları veya elektriksel sistemle etkileşim içinde olan kimyasal reaksiyonlara dayalı daha doğru aktivasyonları ölçer. Fotometrik kimyasal dönüştürücüler ışığın yansımaları, iletimi ve rengindeki değişime dayalı kimyasal konsantrasyonları algılayan optik elemanlardır.

Aslında kimyasal dönüştürücü olmalarına rağmen biyoanalitik dönüştürücüler de ayrıca ayrı bir dönüştürücü kategorisinden sayılmaktadır. Bu elemanlar kompleks biyokimyasal molekülleri tanımlamak için bazı reaksiyonlardan yararlanır. Bu reaksiyonların kullanımı, biyokimyasal maddeleri ölçme ve tanımlamada biyoanalitik dönüştürücülere yüksek hassasiyet ve özgüllük verir.

Biyomedikal dönüştürücülere uygulamaları bakımından da bakılabilir. Bu da genellikle dönüştürücülerin klinik ve biyomedikal araştırmada veri toplamak için kullanılıp

kullanılmadığına bakılarak ayrılır. Klinik kimya laboratuvarında gerçekleştirilen bazı klinik çalışmalar için kullanılan dönüştürücüler yanlış teşhis veya uygun olmayan tedavi sonucu oluşabilecek hataları minimum yapacak şekilde standartlaştırılmalıdır. Böylece bu dönüştürücülere daha çok güvenilebilir ancak yine de rutin olarak kullanılan dönüştürücülerin bir kısmını test için uygun metotlar olmalıdır.

Biyomedikal dönüştürücülere hastaya veya ilgilenilen deneğe nasıl uygulandığına bakılarak da sınıflama yapılabilir. Bu yaklaşımı dönüştürücü- denek arayüzü tipi açısından ele alıp aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

- Bağlantısız (dolaylı)
- Deri yüzeyi (bağlantılı)
- Az temas
- Yerleşik (direkt, cerrahi olarak)

Listenin en başındaki metot üzerinde çalışılan biyolojik denek ile en az etkileşim halindedir, en alttaki ise en çok etkileşim halindedir. Eğer üzerinde ölçüm yapılacak denek için, direkt kontak halinde olmayan dönüştürücü ile cerrahi olarak yerleştirilmiş dönüştürücü aynı derecede sonuçlar veriyorsa ilk durumdaki dönüştürücünün tercih edileceği açıkça görülmektedir. Bununla beraber hastalıklı bir organın iyileştirilmesi ve onun yerinin daha iyi tespiti için cerrahi biçimde vücuda yerleştirilmiş bir dönüştürücü tercih edilmelidir.

Biyomedikal dönüştürücülerin çoğu aslında diğer uygulamalarda kullanılan dönüştürücülerle aslında aynı dönüştürücülerdir. Bununla beraber biyomedikal dönüştürücülerde karşılaşılan bazı özel problemler vardır. Bu problemler dönüştürücü ve ölçülen biyolojik sistem arasındaki arayüzle ilgilidir. Biyolojik sistemlerdeki yabancı materyallerin varlığı özellikle deri altına yerleştirilmiş olanlar, yerleşmiş oldukları biyolojik ortamı etkileyeceklerdir. Ve bir çok biyolojik sistem onları elimine etmeye çalışır. Bu nedenle biyomedikal dönüştürücüler göz önüne alındığında bu reddetme fenomeni ve bunun dönüştürücünün performansını nasıl etkileyebileceği düşünülmelidir.

Görüldüğü gibi biyolojik sistemler dönüştürücü performansını etkileyebilmektedir. Bu özellikle yerleşik dönüştürücüler için geçerlidir. Biyolojik doku dönüştürücü performansını azaltan düşman bir çevre olarak gösterilir. Vücut sıvısı birçok bozucu (korozif) iyonlara ilaveten, yabancı zehirli materyalleri vücuttan atmak için enzimler içermektedir. Bu enzimler dönüştürücünün yapısını oluşturan malzemeye ve ambalajına zarar verip kalibrasyonunun bozulmasına neden olabilir.

Dönüştürücü ambalajlama önemli bir problemdir. Ambalaj; dönüştürücüyü yalnızca vücudun aşındırıcı ortamından korumamalı bununla birlikte biyolojik sistem ile haberleşmek için gerçek ölçümün gerçekleştirileceği kısma izin vermelidir. Üstelik dönüştürücünün olabildiğince küçük olması istendiğinden özellikle yerleşik olanlar için, ambalajlama işlemi dönüştürücünün ebatlarını arttırmayacak biçimde gerçekleştirilmelidir. Dönüştürücü ambalajlama konusunda birçok gelişme olmasına rağmen, bu konu biyomedikal dönüştürücü araştırması üzerine yapılan çalışmalarda önemini hala korumaktadır.

1.4.1. Biyopotansiyel Elektrotlar

Biyolojik sistemler sık sık elektriksel aktivitelerle içli dışlıdır. Bu aktiviteler DC elektrik alanı, bir sabit akım akısı veya (bazı zamana bağlı biyoelektrik veya biyokimyasal fenomenlerle beraber) zamanla değişen elektrik alan veya akım olabilir. Biyoelektrik fenomen, biyolojik yapıdaki yüklü moleküller veya iyonların dağılımı ve bu dağılımı spesifik işlemlerin sonucunda oluşan değişimlerin birleşimidir. Bu değişimler biyokimyasal reaksiyonlar sonucu oluşabilir veya lokal anatomiye değiştiren fenomenlerden yayılabilirler.

Biyoelektrik fenomen vücudun hemen hemen tüm organlarında bulunabilir. Bununla beraber bu işaretlerin büyük oranı özellikle klinik tıpta faydalı olmayan şimdiki zamanda ve zamanla değişmeyen gösterimdeki fenomenle birleşik durumda olan pratikte kolaylıkla ölçülemeyen düşük seviyeli işaretlerdir. Bununla beraber teşhise dayalı öneme sahip ve biyolojik sistemleri anlamaya yardım etmek için elektronik değerlendirmelere imkan sağlayan birkaç işaret vardır. Bu işaretler ve genel kısaltmaları ve onların ölçtükleri sistemler Çizelge 1.3 de verilmiştir. Tablodaki bazı işaretlerin şimdilerde daha az teşhise dayalı önemi vardır ancak yine de organ sistemleri ile çalışmalarda kullanılmaktadır.

1.4.1.1. Biyoelektrik İşaretleri Algılama

Vücuttaki elektrik iletkenliği mekanizması yük taşıyıcıları olarak iyonları içerir. Bu nedenle biyolojik işaretlerin anlaşılması bu iyonik yük taşıyıcıları ve akımların kabloların ve elektronik enstrüman tarafından elektrik akımına dönüşümü ile olan etkileşimini içermektedir. Bu dönüşüm işlemi vücuttaki sulu iyonik solüsyonlarla kontak halinde olan elektriksel iletkenlerden ibaret olan elektrotlar tarafından gerçekleştirilir. Elektrotlardaki elektronlarla vücuttaki iyonlar arasındaki etkileşim bu dönüştürücülerin performansını önemli ölçüde etkileyebilmekte olup uygulamalarda önemli bir yeri vardır.

Çizelge 1.3. Biyopotansiyel elektrot ile algılanan biyoelektrik işaretler ve kaynakları (Neuman, 2000)

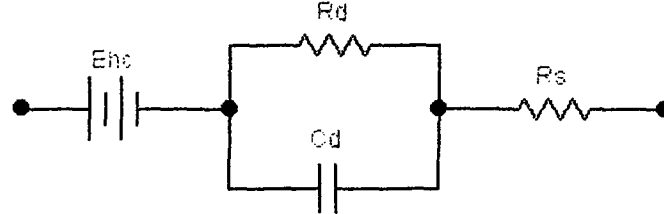
<u>Biyoelektrik İşaret</u>	<u>Kısaltma</u>	<u>Biyoelektrik Kaynak</u>
Elektrokardiyogram	EKG	Kalp-Vücut yüzeyinden
Kardiyak elektrogram		Kalp- İç kısım
Elektromiyogram	EMG	Kas
Elektroensefalogram	EEG	Beyin
Elektrooptigram	EOG	Göz dipol alanı
Elektroretinogram	ERG	Göz retinası
Aktivasyon Potansiyeli		Sinir ve kas
Elektrogastrogram	EGG	Mide
Galvanik deri refleksi	GSR	Deri

1.4.1.2. Elektrik Karakteristiği

Biyopotansiyel elektrotların elektriksel karakteristikleri genel olarak non-lineerdir ve yüzeydeki akım yoğunluğunun bir fonksiyonudur. Lineer modellerle temsil edilebilen

elemanlar düşük potansiyelerde ve akımlarda çalışabilirler. İdeal şartlar altında elektrotlar Şekil 1.5 de ki gibi eşdeğer devre ile gösterilebilir.

Bu devrede R_d ve C_d arayüzdeki elektrot-elektrolit arayüzü ve polarizasyonu ile birlikte empedansı temsil eden elemanlardır. R_s , elektrotun direnci ve arayüz etkileri ile birlikte temsil edilen seri dirençtir. Ehc kaynağı tek elektrot potansiyelini temsil eder.



Şekil 1.5. Bir biyopotansiyel elektrot için eşdeğer devre (Neuman, 2000)

Düşük frekanslarda eşdeğer devre R_s ve R_d dirençlerinin seri bileşenleri durumunda iken yüksek frekanslarda C_d , R_d nin etkisini ortadan kaldıracığından yalnızca R_s ten ibaret olacaktır. Böylece yüksek ve alçak frekanslardaki elektrik empedansının ölçülmesi ile elektrot eşdeğer devresi için eleman değerlerinin belirlenmesi mümkündür. Elektrotların elektriksel karakteristikleri bu elektrotların bir çok fiziksel özellikleri tarafından etkilenir. Çizelge 1.4 elektrotların en yaygın fiziksel özelliklerinin bazılarını ve bunların elektrotun nitel olarak empedansını nasıl etkileyebileceğini göstermektedir.

Çizelge 1.4. Elektrot özelliklerinin elektrot empedansı üzerindeki etkisi (Neuman, 2000)

Özellik	Özellikteki değişim	Elektrot empedansındaki değişim
Yüzey alanı	↑	↓
Polarizasyon	↑	↑ düşük frekanslarda
Yüzey engebesi	↑	↓
Eğriliğin yarıçapı	↑	↓
Yüzey kirliliği	↑	↑

Biyopotansiyel elektrotların en popüler uygulaması teşhis ve görüntüleme amaçlı kullanılan elektrokardiyogramdır.

Klinik tıpta kullanılan biyomedikal dönüştürücülerin en yaygını biyopotansiyel elektrotlardır. Bunların temel çalışma prensibi bir çok uygulama için aynı olmasına rağmen farklı biyoelektrik fenomenlerin ölçülmesinde değişik tiplerde kullanılmaktadır. Biyopotansiyel elektrotlar biyomedikal ölçüm sistemlerinde önemli rol oynamaya devam edeceklerdir.

1.5. Biyomedikal İşaretlerin Analiz Yöntemleri

İşaret ve Sistemler Mühendisliği bilgisi ve özellikle işaret işleme uzmanlığı işaretin elde edilme ve analizinde kritik bir rol üstlenmiştir.

Biyomedikal mühendislerine, biyomedikal işaretler için uygun bir işleme planı gerçekleştirme ve tasarımı için ihtiyaç duyulmaktadır. Biyomedikal mühendisleri aynı zamanda biyomedikal görüntüleme elemanlarının tasarımı ve geliştirilmesinde, işaret işlemede ve ölçme sistemlerinin gelişmesinde önemli rol oynamaktadırlar.

İşaret işleme uygulamalarının başarısı, önemli biçimde işaretin yapısı ve kaynağı hakkındaki bilgiye bağlıdır. Biyomedikal işaretler için kendilerine has özellikleri vardır bundan ötürü özel iyileştirme yöntemlerine gereksinim duyulur. Ayrıca doğrudan olmayan ölçümler için, biyomedikal işaret karakteristiklerini daha iyi anlamamız gereken bazı durumlar ile karşılaşabiliriz.

Ayrık zamanlı işaret işleme ile beraber hızlı süreçle birlikte sayısal hesaplamaların gelişi sayısal haldeki biyomedikal verinin iyileştirilmesi ve elde edilmesine ilişkin etkili ve esnek metotların gelişmesini sağladı. Bunlardan birisi durağan olmayan kısa süreli işaretlerin yeni şekli olan zaman-frekans analizi ile ilgilidir.

Çoğu fizyolojik yapı ve dinamikler zamana ve uzaya ait ölçek karakteristiğini boşa çıkarıyor. Zaman-frekans analizi ve dalgacık dönüşümü temeline dayanan son zamanlardaki biyomedikal işaret işlemedeki gelişmelere bakılırsa çoğu çözümlenemeyen işlemler için çözümler getirilmiş olmalı.

Sinir ağları biyolojik sistemlerde kendine ait bir işaret üretir sıra ile sinir sisteminin fonksiyonlarını taklit eder. Basit ağların süzme, yeniden çağırma, anahtarlama, yükseltme ve örüntü tanıma özelliği vardır. Bu nedenle birçok işaret işleme şekli için yararlıdır. Bu bölüm biyomedikal işaret işleme uygulamalarını ve sinir ağı prensiplerini birbirine katarak nasıl yararlanılabildiğini vurgularken bu yaklaşımın gücünün anlaşılmasına yardımcı olur.

Birbirinin zıddı iki değer alabilen değişken yani dikotomi, şimdi düzen ve düzensizlik arasındaki çoğu doğal kompleks fenomenin anlaşılmasında aynı anda her yerde olan fenomenin tabiatında mevcut bir özellik olarak algılanmaktadır. Son on yılda, doğal formlar ve fonksiyonlar tarafından paylaşılan yaygın fikir akışlarının “düzensizliğin fiziği” ve “ölçekleme düzeni”, fraktal varlıklarının geniş sınıflarının ayır edici özelliği olduğu açıkça görüldü. Biyomedikal işaretler evrensel gözle görülebilir belli başlı kompleks fiziksel ve fizyolojik işlemlerdir. “Komplekslik” teorisi bu yüzden fizyolojik sistemlerin dahili çalışmasını tanımlamadaki matematik gerekçelerini sağlayacak potansiyele sahiptir. Bu matematiksel yöntemler, fizyolojik sistemlerin dahili çalışmasına ışık tutar ve tanımlamasına yardımcı olur. Bu bölümde temel komplekslik teorisi prensipleri verilecektir.

Teletıp; uzaktan görüntüleme, teşhis ve müdahaleye olanak tanımak için biyomedikal işaret işleme ile birlikte haberleşme ve çoklu ortamın sisteminin gelişen teknoloji ile içice kullanılması üzerine gelişmiştir. İnternet üzerinden video konferans yardımıyla, hastalar uzak noktalardan muayene edilerek tanı konulabileceği fikri ortaya çıkmasıyla konsültasyon sırasında, coğrafi olarak farklı yerlerde bulunan uzman hekimler görüntü ve ultrason gibi video sinyallerini birlikte değerlendirebilmişlerdir. Ayrıca, hastaneler merkezi bir veri tabanına bağlanabilecek ve bu sayede de hasta dünyanın neresinde olursa olsun, onun hakkında saniyelerle ifade edilen sürelerde tıbbi bilgi elde edilebilecektir.

Tüm bu yöntem ve gelişmeler incelenip değerlendirildikten sonra biyomedikal işaretlerin analiz yöntemleri üzerine hangi biyomedikal işaretlerin hangi yöntemlerle daha iyi sonuçlar verdiği görülecek, biyomedikal işaretlerin analizinde gelinen noktanın anlaşılmasına yardım edecek ve bundan sonraki yapılacak çalışma ve analizlere de ışık tutacak sonuçların elde edilmesi hedeflenmektedir.



2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR**2.1. Hızlı Fourier Dönüşümü, Kısa Süreli Hızlı Fourier Dönüşümü, AR,ARMA ve Dalgacık Dönüşümü Yöntemleri Kullanılarak EEG İşareti İle Yapılan Çalışmalar**

Isaksson ve arkadaşları, orijinal EEG işaretin 200 Hz' te örnekleyerek, AR ve ARMA modelleri kullanılmıştır. Parametrik analiz yönteminde, α , β , δ ve θ gibi aktivite tanımının yerine, spektral parametre analizi değişkenlerinin (f = tepe frekansı, σ = band genişliği, G = güç) kullanılmasının daha avantajlı olduğu savunulmaktadır. AR ve ARMA yöntemleri kıyaslanarak elde edilen sonuçların birbirine yakın olduğu gözlenmiştir. Sadece işlem yükü açısından AR modelinin daha avantajlı olduğu belirlenmiştir (Isaksson, 1981).

1875 yılında Caton, hayvanlar üzerinde yaptığı çalışmalar sırasında beyindeki elektriksel aktiviteyi gözledi. Caton bu aktiviteyi sadece uyarıcı bir işarete karşı oluşan ve herhangi bir uyarıcı işaret olmadan beyin yüzeyinden elde edilen aktivite olmak üzere ikiye ayırdı. O yıllarda bu aktivitenin sadece beyin yüzeyinden algılanabileceği sanılıyordu . 1929 yılında Hans Berger ilk defa, insan beyninde elektriksel aktivitenin varlığını, kafaya yerleştirilen elektrotlar ve bunlara bağlı bir galvanometre yardımı ile ortaya koydu. Berger 1930' da Elektroensefelogram (EEG) adı verilen bu dalgaların gözün açılıp kapanması ile değiştiğini gösterdi (Yazgan, 1996).

EEG dalgalarına spektral analizi ilk olarak 1936 yılında Grass tarafından uygulanmıştır. FFT tekniğinin kullanıldığı bu uygulamadan sonra 1969 yılında Walter ve 1971'de Joy genel amaçlı bir bilgisayar kullanarak EEG dalgalarını spektral analiz yöntemi ile incelemiştir. Durağan olmayan sinyallerde FFT ile yapılan spektral analizleri iyi sonuç vermedi ve bunun üzerine alternatif yöntemler geliştirmek için daha farklı spektral analiz yöntemleri incelenmeye başlandı (Önal, 1998).

Modern spektral analiz veya parametrik analiz yöntemlerinden biri olan AR (Autoregressive) yöntemini EEG' ye ilk uygulayanlar sırasıyla Fenwick ve arkadaşları, Zxetterberg, Gersch ve Kleiner olmuştur. Bodenstein ve Praetorius, EEG işaretini iki bölüme ayırarak, her bir bölüme 8. dereceden bir AR modeli uygulamışlardır. Parametrelerin hesaplanmasından sonra orijinal EEG işareti kullanılarak ters filtreleme işlemi yapılmış ve spektral parametreler elde edilmiştir. EEG işareti uygun bir şekilde bölümlere ayrıldığı takdirde bu yöntemin çok net bir sonuç verdiği, nörofizyoloji uzmanlarının yorumlayabileceği bir görüntü elde edildiği ve kısa süreli ani değişikliklerin tespit edilebileceği bu çalışmada belirlenmiştir.

Jansen ve arkadaşları, dört kanal üzerinden bipolar olarak elde edilen 22 EEG işareti 100 saniye süresince 64 Hz'te örneklemişlerdir. Bu işaretlerin FFT, kalman filtresi, Burg algoritması ve Yule- Walker yaklaşımı ile elde edilen güç spektrumları karşılaştırılmıştır. Parametrik yöntemler arasında Burg algoritması ile elde edilen spektrumun en kararlı ve çözünürlüğü en yüksek spektrum olduğu gözlenmiştir. Kısa süreli EEG kayıtlarında, FFT veya parametrik yöntemlerin kullanılabileceği, fakat ani değişikliklerin ortaya çıkma ihtimalinin olduğu işaretlerde Burg yönteminin tercih edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır (Önal, 1998).

Birch ve arkadaşları, sağlıklı insanlardan alınan EEG'leri 1 saniyelik bölümlere ayırarak FFT ve AR yöntemleri ile incelemiştirler. FFT yöntemi uygulanırken örnekleme frekansı 1024 örn/s olan işaretler 64 örnek içerecek şekilde çerçevelenmiş ve sıfır ekleme yöntemi ile her bir çerçevedeki örnek sayısı 128'e yükseltilmiştir.

Yarman ve arkadaşları, yüksek performanslı jet kullanan pilotların, uçuş sırasında maruz kaldıkları sürekli ivmenin etkisini zamanında tespit ederek önlem alınmasını sağlamak için EEG işaretlerini inceledikleri çalışmalarda AR; ARMA ve yoğunlaştırılmış AR yöntemlerini kullanmışlardır. Baş-ayak doğrultusunda, uygulanan ivmeye karşılık, vücuttaki denge mekanizmasının devreye girmesi ile beyin dalgalarının yapısında değişiklik olmaktadır. Bu değişikliğin tespiti için işaretlerin spektral analizi yapılmıştır.

AR, ARMA ve yoğunlaştırılmış AR yöntemi ile elde edilen genlik spektrumlarının incelenmesi sonucu, işaretle oluşan yapısal değişikliğin yoğunlaştırılmış AR modelinde daha iyi izlendiği belirlenmiştir. Model derecesinin AIC (Akaike Information Criterion) ile tespit edildiği bu çalışmada model derecesi $p=5$ olarak alınmıştır.

Pradhan ve Dutt, çok kanallı EEG cihazı ile kaydedilen EEG işaretlerini standart Fourier yöntemlerinden olan bastırılmış spektral düzenek ve AR modeli ile incelemiştirler. Fourier yöntemi ile çeşitli işlemlerde kullanmak üzere depolanacak veri sayısı yarıya indirgenirken, model derecesinin 15 olarak alındığı AR yönteminde sadece AR katsayılarının ve varyansın depolanması gerekmektedir. Her iki yöntem kıyaslandığında işlem yükü, depolama kapasitesi ve EEG bilgilerin transferi açısından AR modelinin daha avantajlı olduğu gözlenmiştir.

EEG işaretlerinde olduğu gibi süresiz işaretlerin modellenmesinde işaret işlemede popüler olan Fourier analizi yetersiz kalmaktadır. Bu yetersizliği gidermek için yapılan çalışmalar sonunda STFT, AR, MA ve ARMA gibi parametrik yöntemler geliştirilmiş ve bu yöntemlerde işaretin durağan kabul edildiği küçük pencereler kullanılarak analizi gerçekleştirilmiştir. Gerçekte ise işaretlerin sabit pencerelerle ele alınması birçok bilginin kaybedilmesine yol açmaktadır. Bu eksikliği gidermek için son zamanlarda WT olarak bilinen güçlü bir yöntem uygulamalı matematik ve mühendislik araştırmalarında kullanılmaya başlandı. Sonsuza kadar salınım yapan Fourier sinüzoidlerine karşın, bir dalgacık zaman içerisinde yöreselleşmiş birkaç salınımda sonlanan yapıdadır. WT zaman ve frekans yöreselliği konusunda iyi tahmin üretebilen, kendisinden çok şey beklenen matematiksel bir araçtır. İşaretin çeşitli çözünürlükteki analizi, zaman ve frekans tanım aralığında iyi sınırlandırılmış elementer fonksiyonlarına ayrıştırılmasıyla gerçekleştirilir (Bruce, 1996).

2.1.1. Hızlı Fourier Dönüşümü ve AR Yöntemi Kullanarak EMG ile Yapılan Çalışmalar

Geçmişte bir kasın kasılması sonucu üretilen güç ile bundan ölçülen yüzey EMG işareti arasındaki ilişki oldukça geniş araştırmalara konu olmuştur. Bu çalışmaların çoğundaki temel amaç kas gücünün deriyi delmeden, dolaylı bir yolla ölçülmesidir. Bu araştırmalarda ya doğrudan (Hogan ve Mann, 1980) ya da dolaylı yollardan (Lippold 1952; Inman, 1952) yüzey EMG işaretinin kasın kasılma seviyesi tarafından modüle edilen bant sınırlı bir beyaz gürültü olarak modellenebileceği varsayılmıştır. Bu varsayıma göre, EMG

işaretini, kas kuvvetinin dolaylı bir ölçümü olarak kullanma, bant sınırlı beyaz gürültüden kasılma seviyesini çıkarmak için saf EMG işaretini işlemeyi gerektirir. Geçmiş pek çok yıl içerisinde tüm çabalar, yeni EMG işaret işleme tekniklerinin geliştirilmesine harcanmıştır (Hersler ve Milner, 1978; Hogan ve Mann, 1980). Tüm bu çabalara rağmen, en yüksek performansın elde edildiği EMG işaret işleme tekniği üzerinde genel bir mutabakata varılmamıştır. İşlemcinin seçimi çoğunlukla kişisel tercihinine bağlı kalmıştır (Daşgın, 1996).

2.2. Yapay Sinir Ağları Yönteminin Kardiyolojide Kullanımı

1991' de Baxt daha önce göğüs ağrısı olan hastaların bulunduğu acil bölümdeki hastaların, kalp kası hastalığı MI (Myocardial Infarction) durumunu tespit etmek için yapay sinir ağlarını kullandı. Sinir ağı, daha evvel hastanede büyük olasılıkla MI teşhisi konan hastalardan sağlanan tıbbi desen setleri üzerine eğitilir ve sinir ağının yeteneği aynı hastalar ile ilgilenen doktorları ile karşılaştırılır. Sinir ağı ile %92 hassasiyet ve %96 özgüllük ile sonuç alınır. Bu rakamlar %88 hassasiyet ve %71 özgüllük sonucunu alan doktorlardan ve %88 hassasiyet , %74 özgüllük ile de diğer bilgisayar teknolojilerinden daha iyiydi (Tzanakou, 2000).

EKG deki kompleks bir alan, karıncıkta meydana gelen geniş bir alanı kaplayan QRS hızlanmaları ile karıncık üstünde meydana gelen QRS hızlanmaları arasındaki farkı ayırt edebilmektir. 1991' de Brugada ve arkadaşları son zamanlarda bir kriter kümesi önermişlerdir.1993' te Dassen ve arkadaşları yine yapay sinir ağlarını kullanarak Brugada'nın kriterini daha geliştirerek bir tümevarım algoritması yaptılar (Tzanakou, 2000).

1993' te Hunter ve arkadaşları sol karıncığın sınırlarının ve sol karıncık çukurunun merkezini saptamak için yapay sinir ağları kullanmıştır (Tzanakou, 2000).

Yine 1993 te Nadal ve Bossan ani kalp durma risklerinden birisini araştırmak için EKG ye ait temel bileşenlerin analizi ve bağlantılı olarak R-R aralığını kullandılar .Bu çalışmada kalp atışlarını sınıflandırıcı olarak ileri beslemeli yapay sinir ağı kullanmışlardır (Tzanakou, 2000).

2.3. Kaotik Yapı Teşhisi Uygulamaları

Kardiyak dokular içinde nonlinear davranış ilk olarak 1981' de Guevara ve arkadaşları tarafından belirlenmiştir. 1987' de beynin çalışmasındaki nonlinear mekanizmalara yeni bir yaklaşımda Freeman' in çalışmasındaki fizyolojik deneyler ile elde edilir. Daha sonra, bir çok biyolojik sistem içerisindeki nonlinear dinamikler konusu büyük ilgi görmüş ve geniş bir çalışma alanı oluşturmuştur (Kemaloğlu, 2002).

2.4. Teletıp (Uzaktan Teşhis Ve Tedavi) Uygulamaları

Teletıp'ın temelleri dağlık alanlara yayılmış, adalarda ve kırsal alanlarda yaşayan yani sağlık personelinin ve ilk yardım ekiplerinin ulaşamadığı bölgelerdeki insanlara sağlık hizmeti ulaştırmaya dayanmaktadır.

Tarihteki ilk Teletıp projesi Nebraska Üniversitesi Tıp Fakültesinin Nebraska Psikiyatri Enstitüsünü yaklaşık 200 km uzaklıktaki Eyalet Ruh Hastalıkları Hastanesi ile kapalı devre televizyon sistemi ile bağlanması olarak rapor edilmiştir.

1960'lı yıllardan 1980'li yıllara uzanan dönemde ortaya çıkan tüm Teletıp projeleri başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Kullanılan telekomünikasyon teknolojileri çok maliyetli ya da kullanılmasının çok zor olması nedeniyle birçok proje devam ettirilememiştir.

1990'lardan itibaren, tıbbi tanı yöntemleri, bilişim ve haberleşme teknolojilerinde maliyetlerin düşmesiyle birlikte fiyatların ucuzlaması ve bu teknolojilerin kullanılmasındaki meydana gelen kolaylıklar toplumun büyük bir kısmının kolayca erişebilmesi, Teletıp uygulamalarının gelişmesini sağlamıştır. Günümüzde Teletıp uygulamaları artık sağlık hizmetlerinin iyileştirilmesinde bir klinik ve eğitim yöntemi olarak diğer yöntemlerin önünde gitmektedir.

Son dört beş yılda, Teletıp alanında yaşanan gelişmelerde patlama olması, Telekomünikasyon teknolojilerindeki yeni kullanım şekillerinden dolayı meydana geldiğini ortaya koymuştur. Gerçekte, Teletıp 30 yıldan beri çeşitli şekillerde (telefon, faks vb.) kullanılmıştır. Milli Uzay ve Havacılık İdaresi (NASA), Teletıp'ın bu gelişmelerinde önemli bir rol oynamıştır. NASA'nın çabaları, insanın uzayda dolaşmaya başladığı 1960'lı yıllara dayanır. Görev süresince, psikolojik parametreler hem uzay gemisi hem de uzay üssü tarafından karşılıklı olarak birbirilerine gönderilmiştir. Bu öncü çabalar ve gelişmeler Teletıp'ın gelişmesinde ve günümüzde sağlık alanında kullanılan birçok tıbbi cihazın gelişmesinde önemli etkileri olmuştur. NASA, teknolojinin büyük bir kısmının gelişmesinde ve Teletıp'ın gelişmesi için maddi destek hususunda önemli bir kaynak ayırmış ve bugün ortaya çıkan çeşitli Teletıp projelerinde öncü rol oynamıştır.

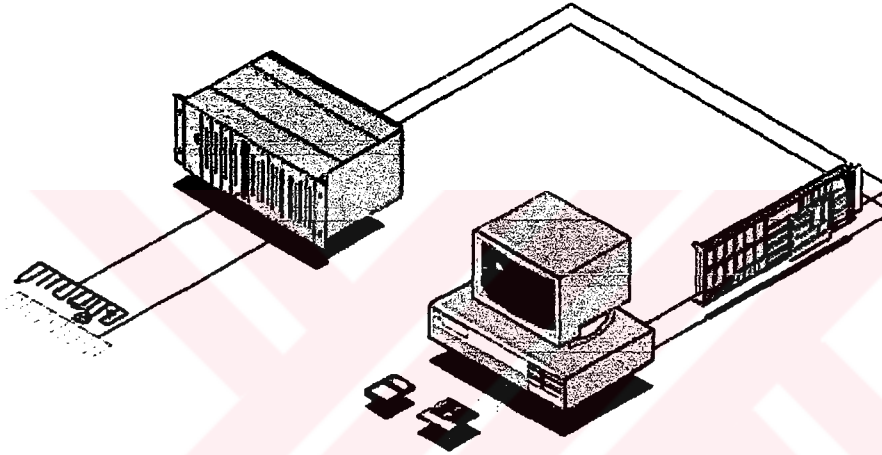
30 yılı aşkın süredir, doktorlar, sağlık hizmetleri araştırmacıları ve ilgili diğer kişiler sağlık bakım hizmetlerinin iyileştirilmesi için ileri telekomünikasyon ve bilişim teknolojilerinin kullanılması konusunda araştırmalar yapmışlardır. Bu çabaların kesişme noktasında Teletıp bulunmaktadır (Anonim, 2002).

3. MATERİYAL VE METOT

3.1. Materyal

Bu çalışmada geniş bir alanda biyomedikal işaretlerin farklı yöntemlerle analizi ele alınmıştır. Ancak verilen açıklamalarda en sık üzerinde uygulama yapılan farklı yöntemlerin üzerinde çalışıldığı biyomedikal işaret EEG işareti olduğundan bu verinin elde edilmesine ilişkin materyal aşağıda açıklanmıştır.

İncelenen çalışmalarda TÜBİTAK tarafından sağlanan PCI-MIO-16-E4 tipi yüksek performanslı veri toplama (DAQ) kartı kullanılmıştır. Bu kart Şekil 3.1’de görüldüğü gibi bilgisayarın PCI veri yoluna takılmıştır olup bu kart yardımıyla alınan veriler hızlı bir şekilde bilgisayarın hafızasına aktarılabilir.



Şekil 3.1. Veri Kazanç Düzenneği (National Instrument Kataloğu, 1997)

DAQ kartları, analog, dijital, zamanlama, giriş ve çıkış gibi bir çok kombinasyonlara sahiptirler. Çoğu da programlanabilir kanallara sahip olup örnekleme, çevirme modu, her bir kanal için ayrı ayrı kazanç, öncelik sonralık gecikme, analog ve dijital tetikleme gibi özelliklerle donatılmışlardır. Bu kartlar elde edilen sinyali gerçek zamanda işlerler ve çok yüksek performanslara sahiptirler.

Çalışmada kullanılan DAQ kartı:

- *20Mhz kaynak frekansında 24 bit çözünürlükte 2 adet Sayıcı/Zamanlayıcı
- *10 adet programlanabilir analog ve dijital tetikleme özelliklerine sahiptir.

DAQ sistemlerini kullanarak yapılacak tasarım 5 basamakta özetlenebilir.

Basamak 1: Kontrol edilecek olan fiziksel sistemden alınacak olan dönüştürücüler

DAQ sisteminizi belirlemeden önce kullanılacak olan dönüştürücü Giriş/Çıkış sinyal tiplerini belirlenmesi gerekmektedir.

PC tabanlı DAQ sistemlerinde tipik olarak Giriş Çıkış Modülleri:

*** Analog Giriş:**

Sıcaklık, basınç, gergi, voltaj, akım, akustik, ve titreşim gibi sinyaller olabilir.

*** Analog Çıkış:**

voltaj, akım, dalga jenerasyonu gibi sinyaller olabilir.

*** Dijital Giriş/Çıkış:**

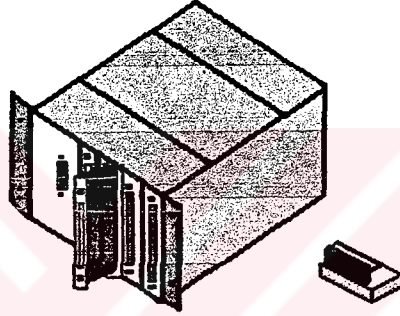
TTL (Transistor-Transistor Logic) uyumlu Giriş/Çıkış, yüksek voltaj giriş/çıkış, paralel haberleşme, röle kontrolü gibi elemanlar olabilir.

*** Zamanlama Giriş/Çıkış:**

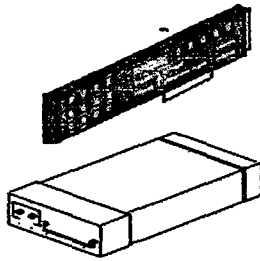
frekans Giriş/Çıkış, darbe genişliği ölçme, darbe treni jenerasyonu olabilirler.

Basamak 2: Sinyal düzenleme metodunun seçilmesi

Çoğu dönüştürücü tipleri DAQ kartlarına bağlamadan önce düzenleme yapılmalıdır. Örneğin: Yükseltme, filtreleme, izole, yüksek kanal girişler için çoğullama gibi.



Şekil 3.2 Sinyal düzenleme modülü

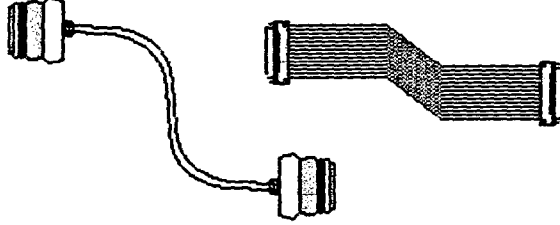
Basamak 3: Uygun DAQ Giriş/Çıkış elemanlarının seçimi

Şekil 3.3 Veri kazanç kartının seçimi.

Veri kazanç kartı için doğruluk, kazanç oranı, kanal sayısı, akıcılık, genişlik, bilgisayar platformu gibi kriterlerin belirlenmesi.

Basamak 4: Seçilen sinyal düzenleme elemanlarına göre uygun olan kablo aksesuarının seçilmesi

DAQ modüllerinin SCXI modüllerine bağlantısı için En uygun doğrulukta, gürültü izolasyonlu iyi bir bağlantının seçilmesi gerekmektedir.



Şekil 3.4 Uygun aksesuarın seçimi

Basamak 5: Uygun yazılımın seçilmesi

İyi bir donanım seçilecek olan iyi bir yazılımla mümkün olabilir. Karşılaştırılan yöntemlerde donanımı en iyi kullanan dünyada çok sık kullanılan grafiksel programlama olan Labview grafik analiz yazılımı kullanılmıştır.

3.2. Metot

3.2.1. Giriş

Deterministik işaretler matematiksel denklemlerle açıkça karakterize edilebilir ve onların herhangi bir zamandaki değeri tam olarak önceden tam olarak bilinebilir. Ancak rasgele işaretler matematiksel ifadelerle açıkça modellenemez. Genellikle istatistikleri vasıtası ile karakterize edilirler. Gerçek hayattaki karşılaştığımız konuşma, haberleşme vb. işaretlerin çoğu rasgele işaretlerdir. Bizim üzerinde yoğunlaştığımız işaretlerin DC bileşeni ve güç spektrumu zamanla değişmeyen ve sabit olan işaretlerdir. Böyle işaretlere durağan ve ergodik işaretler denir.

Tabiattaki bir çok olay istatistiksel olarak iyi ortalama değerleriyle karakterize edilebilirler. Meteorolojideki basınç ve sıcaklık değişimleri en iyi rasgele oluşumlar olarak karakterize edilebilir. Böyle rasgele salınımların olduğu işaretlerde bunların ortalama değeri ile ilgilenilir. Yani zaman bölgesindeki birinci ve ikinci momentleri bizim için önemlidir. Burada birinci moment ortalama ikincisi ise işaretin varyansdır).

Rasgele işlemin özilişki (otokorelasyon) fonksiyonu, rasgele işaretin zaman bölgesinde karakterize edilmesinde kullanılan uygun istatistiksel uygulamadır. Özilişki fonksiyonunun Fourier dönüşümü ise zaman bölgesinden frekans bölgesine dönüşümü sağlar ve frekans fonksiyonu olarak işaretin varyansının tahminini verir (Srinivasan ve arkadaşları, 1988).

3.2.2. Rasgele İşaretler Ve Genel Tanımlamalar

İşaretlerin en önemli sınıfı “rasgele” olan işaretlerdir. Bir rasgele işaret, bir rasgele işaretin örnek fonksiyonudur. rasgele işaretler tam olarak açıklanamaz., olasılıklara göre tanımlanabilir. Bir $s(t)$ işareti göz önüne alınırsa, N inci dereceden “Bileşik Olasılık Fonksiyonu” :

$$P[s(t_1) \leq s_1 , s(t_2) \leq s_2, \dots s(t_N) \leq s_N] = P [s_1, s_2, \dots, s_N] \quad (3.1)$$

şeklindedir. t_i anındaki işaretin bileşik olasılığı s_i den küçük veya eşit olacaktır veya t_j anındaki bileşik olasılık s_j den küçük veya eşit olacaktır vb. Bu durum bileşik olasılık işleminin istatistiksel davranışını ve bağımsızlığını tanımlar.

Çoğu kez bileşik olasılık fonksiyonunun türevi ile çalışmak daha yararlı sonuçlar vermektedir. Bu türev “Bileşik Olasılık Yoğunluk Fonksiyonu” olarak bilinir.

$$P (s_1, s_2, \dots, s_N) = \frac{\partial_N}{\partial s_1 \partial s_2 \dots \partial s_N} [P(s_1, s_2, \dots, s_N)] \quad (3.2)$$

Bunun birinci ve ikinci derece bileşik olasılık yoğunluk fonksiyonunun özel bir durumu söz konusudur. $s(t)$ işleminin beklendik değeri $E\{s(t)\}$ olarak veya m_s olarak gösterilir. Bu istatistiksel işlem aşağıdaki gibi ifade edilir :

$$E\{s(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} s p(s) ds = m_s \quad (3.3)$$

$s^n(t)$ fonksiyonunun beklendik değeri n inci mertebeden moment olarak bilinir. Birinci derece moment işlemin beklendik değeridir. n inci derece moment aşağıdaki gibi ifade edilir :

$$E\{s^n(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} s^n p(s) ds \quad (3.4)$$

Diğer önemli istatistiksel operatör n inci dereceden merkezi moment :

$$\mu_n = E \{(s-m_s)\} = \int_{-\infty}^{\infty} (s-m_s)^n p(s) ds \quad (3.5)$$

İkinci derece merkezi moment “varyans” olarak adlandırılır. Bunun karekökü ise “standart sapmayı” belirler. Varyans “ σ^2 ” olarak gösterilir :

$$\sigma^2 = \mu_2 = E \{(s-m_s)^2\} = \int_{-\infty}^{\infty} (s-m_s)^2 p(s) ds \quad (3.6)$$

İkinci derece bileşik moment bileşik olasılık yoğunluk fonksiyonu tarafından tanımlanır. Bunun özel bir durumu için “ özilişki fonksiyonu” elde edilir :

$$r_{ss}(t_1, t_2) = E \{ \delta(t_1) s(t_2) \} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t_1) s(t_2) p(s_1, s_2) ds_1 ds_2 \quad (3.7)$$

“Çapraz ilişki fonksiyonu” t_1 zamanındaki “s” işaretinin $s(t_1)$ ve t_2 zamanındaki $y(t_2)$ işaretinin ikinci bileşik momenti olarak tanımlanır.

$$r_{sy}(t_1, t_2) = E \{ s(t_1) y(t_2) \} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} s(t_1) y(t_2) p(s_1, y_2) ds_1 dy_2 \quad (3.8)$$

Durağan rasgele işlemler, zamanla değişmeyen istatistikleri olan işlemlerdir. Durağan bir işlemin beklendiği değeri ve varyansı zamandan bağımsızdır. Böylece bir durağan işlemin özilişki fonksiyonu t_2 ve t_1 den ziyade (iki boyutlu fonksiyon) $\tau = t_2 - t_1$ (bir boyutlu fonksiyon) zaman farkının bir fonksiyonu olacaktır.

Ergodik durağan işlemler önemli karakteristiklere sahiptirler. İstatistiksel dağılımları (işaretin tümü boyunca) onların zaman dağılımına (onun örnek fonksiyonlarından birisinin zaman eksenini boyunca) eşittir. Mesela bir durağan işlemin ilişki fonksiyonu onun işaretin tümü (ensemble) boyunca tanımlanması vasıtasıyla hesaplanabilir veya onun örnek fonksiyonlarından birisinin zaman eksenini boyunca

$$r_{ss}(\tau) = E \{ s(t) s(t-\tau) \} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T s(t) s(t-\tau) dt \quad (3.9)$$

3.2.2.9 ifadesinin sağ kısmı “zaman özilişki fonksiyonudur”

Ergodik işlemler dağılımlarının hesaplanması için işaretin tümüne (ensemble) ihtiyacı olmadığından tercih edilir. Bir tek örnek fonksiyon yeterlidir. İşleme bu noktadan bakıldığında işaretin ergodik olması arzulanır. Maalesef çoğu işaretler durağan değildir (bu yüzden ergodik de değildir). Bu bakımdan ya durağan olmayan işleme yöntemleri kullanılmalıdır ki bunlar nispeten kompleksdir veyahut işareti kısa süreli parçalara ayırıp her birini durağan olarak düşünmeliyiz (dalgacık dönüşümü).

Örnek olarak uyku halindeki birinden alınan EEG işareti “durağan olmayan” bir işarettir. Biz bu işaretin parçalarını göz önüne alabiliriz. İşareti tanımlamak için onun olasılık dağılımlarına ihtiyaç duyarız. Bununla beraber işaretin tümü (ensemble) elimizde yoktur. Eğer daha ileri bir varsayımla işareti ergodik varsayarsak dağılımlar, verilen örnek fonksiyon için zaman eksenini boyunca tahmin edilebilir. Standart işleme tekniklerinin çoğu işareti “durağan ve ergodik” olarak kabul eder.

3.2.3. Klasik Yöntemler

3.2.3.1. Frekans Bölgesi Analizi (Fourier Dönüşümü)

Her hangi bir işaret farklı genlik ve faza sahip sürekli sinüs dizileri şeklinde tanımlanabilir. Sinüs dalgasının genlik ve fazı ile işaretin frekans gösterimi tanımlanabilir. Bu iki gösterim arasındaki dönüşüm Fourier dönüşümü olarak bilinir :

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-j\omega t} dt = F\{s(t)\} \quad (3.10)$$

burada $\omega = 2\pi f$, açısal frekanstır ve $F\{*\}$ fourier işlemini gösterir.

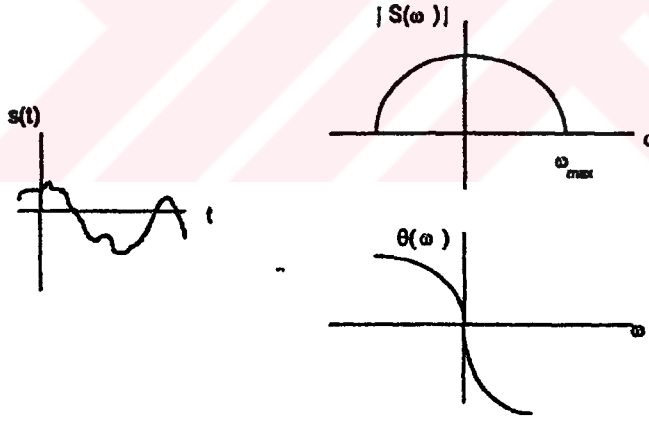
Ters fourier dönüşümü ise işareti frekans bölgesinden zaman bölgesine çevirir.

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega)e^{j\omega t} d\omega = F^{-1}\{S(\omega)\} \quad (3.11)$$

$S(\omega)$ kompleks bir ifadedir. Bu yüzden aşağıdaki gibi de ifade edilebilir:

$$S(\omega) = |S(\omega)|e^{j\theta(\omega)} \quad (3.12)$$

$|S(\omega)|$ kompleks fonksiyonun mutlak değeri olan genlik spektrumudur. $\theta(\omega)$ ise kompleks fonksiyonun faz spektrumudur. Mutlak değerın karesi, $|S(\omega)|^2$, güç spektrumu olarak adlandırılır. Güç spektrumu, işaretin frekans ekseninde güç dağılımını tanımlar. Frekans ekseninde sonlu bir değer aralığında güce sahip işaretler band-sınırlı işaret olarak adlandırılır. Şekil 3.5 te böyle bir işaret gösterilmiştir.



Şekil 3.5 Zaman ve frekans bölgesinde tanımlanmış örnek bir işaret (Cohen, 2000)

Şekil 3.5 de ki işaretin güç spektrumu $-\omega_{\max} \leq \omega \leq \omega_{\max}$ frekans aralığındadır. Eğer $s(t)$ gerçektir ise (nerede ise tüm uygulamalarda öyledir), genlik spektrumun çift, faz spektrumunun tek fonksiyon olduğunu göstermek kolaydır.

Rasgele işaretlere özel bir önem verilmelidir. Örnek bir işarete FD uygulanması ile frekans ekseninde örnek bir fonksiyon oluşacaktır. Bu işlem spektranın bütünü tarafından tanımlanır. Frekans bölgesi gösterimi için diğer alternatif işaretin ilişki fonksiyonunu ele almaktır. Bu fonksiyon deterministiktir ve FD uygulandığında deterministik bir frekans

fonksiyonu elde edilir. İlişki fonksiyonunun FD güç spektral yoğunluk fonksiyonu (PSD) olarak bilinir :

$$\text{PSD } [s(t)] = S_{ss}(\omega) = F \{r_{ss}(\tau)\} = \int_{-\infty}^{\infty} r_{ss}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (3.13)$$

PSD, rasgele işaretleri tanımlamak için kullanılır. Rasgele işaretlerin enerjisi sonsuz olduğundan güç spektrumu incelenir. PSD, frekans eksenini üzerindeki güç yoğunluğunu tanımlar. Özilişki fonksiyonu çift olduğundan , PSD gerçektir. Bu yüzden faz spektrumuna gerek duyulmaz.

EEG işareti, işaret işlemede PSD nin önemini anlaşılması için iyi bir örnek olabilir. EEG işareti işlenirken PSD çok yardımcı olmaktadır. İlgilenilen şeyin psikolojik durumu ve fizyolojisine göre EEG değişikliklerinin güç dağılımını çıkartır. Böyle durumların analizi ve tanımlanmasında PSD den yararlanılabilir.

3.2.3.2. Ayırık Fourier Dönüşümü (DFT)

Teorik olarak tanımlanan bazı dizilerin aksine gerçek dizilerin Fourier dönüşümleri hesaplanamaz. Bu nedenle, sayısal işaretler için Fourier dönüşümünün kullanılması uygun değildir. Frekansın analog olarak gösterilmesi ve sonsuz sayıda örneğin işareti karakterize etmek için gerekmesi bu uygunsuzluğun temel nedenleridir.

Bu güçlüklerden dolayı, Fourier dönüşümünün işaret işlemedeki önemi dikkate alınır, daha pratik bir çözüm tanımlamak gerekmektedir. Birim daire etrafında düzgün aralıklı N frekans noktası ω_k ve $x(n)$ dizisinin N örneği için tanımlanan bu yeni dönüşüm Ayırık Fourier dönüşümü (DFT) olarak adlandırılır. Tersine de alınabilen bu dönüşümün önemli özellikleri vardır. Özellikle iki DFT nin çarpımı bunlara karşı düşen dizilerin ayırık-zaman bölgesinde konvolüsyon toplamıdır. Ayrıca bir çok spektrum analiz yöntemleri DFT ne dayanmaktadır (Kayran, 1990).

Ayrık Fourier dönüşümü (DFT) (Proakis & Manolakis, 1988) , $s(m)$, $m = 0, 1, \dots, N - 1$, gibi bir sonlu diziyi , $S(k)$, $k = 0, 1, \dots, N - 1$. gibi diğer bir sonlu diziyeye haritalayan önemli bir operatördür. DFT :

$$S(k) = \text{DFT} \{s(m)\} = \sum_{m=0}^{N-1} s(m) e^{-jkm} \quad (3.14)$$

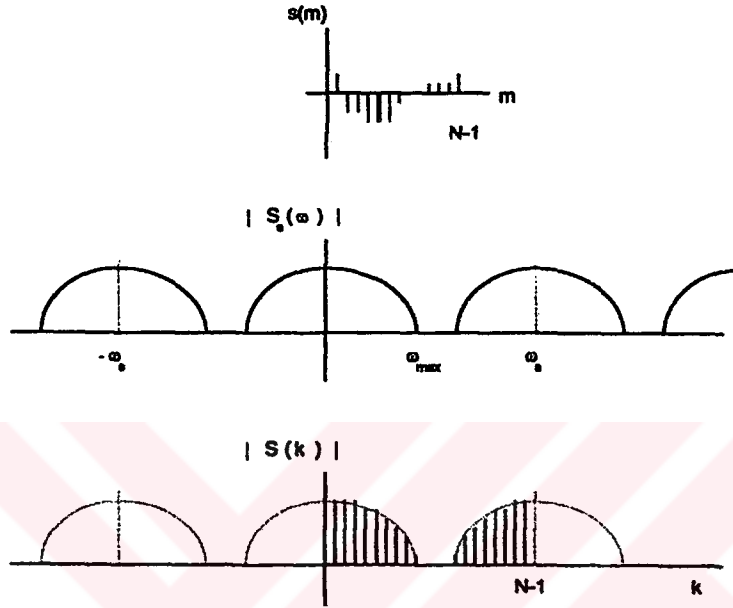
Ters Ayırık Fourier dönüşümü ters DFT ise $S(k)$ yı yeniden $s(m)$ dönüştürür :

$$s(m) = \text{IDFT} \{S(k)\} = \sum_{k=0}^{N-1} S(k) e^{jkm} \quad (3.15)$$

Eğer $s(m)$ dizisi band sınırlı bir $s(t)$ işaretinin T_s örnekleme aralığı ile Nyquist şartları sağlanmış şekildeki örneklerini temsil ediyorsa, DFT dizisi $S(k)$ (pencereleme etkisi ihmal edilerek) , orijinal işaretin Fourier dönüşümünün örneklerini temsil edebileceği gösterilebilir :

$$S(k) = S_s(\omega) \Big|_{\omega=k\frac{2\pi}{N}} \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.16)$$

Şekil 3.6, DFT yi ve onun FD ile ilişkisini göstermektedir. Bir periyot boyunca DFT deki N örneklerinin aralığına dikkat edin. Genlik spektrumu çift olduğundan, DFT örneklerinin ancak yarısı bilgi taşıyabilir, bitişik olan diğer yarısı kompleks eşleniğidir.



Şekil 3.6. Örneklenmiş $s(m)$ işareti ve onun DFT gösterimi (Cohen, 2000)

DFT, FD için bir tahmin sağlar, bunun frekans çözünürlüğü;

$$\Delta f = \frac{2\pi f_s}{N} = \frac{2\pi}{T} \quad (3.17)$$

burada T , pencere süresidir. Daha uzun pencere kullanılarak çözünürlük artırılabilir. Daha uzun pencere kullanımı mümkün olmayan durumda mesela işaret durağan olmadığında, “sıfır ekleme (zero padding)” yöntemi kullanılabilir. Dizi sıfırlar ile çoğaltılabilir :

$$s_A(m) = \{s(0), s(1), \dots, s(N-1), 0, \dots, 0\} \quad (3.18)$$

Sıfır eklenmiş dizi $s_A(m)$, $m = 0, 1, \dots, L-1$, ; orijinal diziden N eleman içerirken $L-N$ kadar sıfır içermektedir. Bu dizinin DFT sinin, $\Delta f = 2\pi f_s L^{-1}$ iken, FD örneklerini çözünürlüğü artmış biçimde temsil ettiği gösterilebilir.

3.2.3.3. Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT)

Ayrık Fourier Dönüşümünün doğrudan hesaplanmasında her bir $s(m)$ değeri için N karmaşık çarpma ve $N-1$ karmaşık toplama işlemi kullanılmaktadır. Bu nedenle, N adet DFT değeri bulunurken, N^2 çarpma ve $N(N-1)$ toplama işlemi gereklidir.

Ayrıca her karmaşık çarpma işlemi için dört gerçel çarpma ve iki gerçel toplama işlemi ve her bir karmaşık toplama iki gerçel toplama işlemi ile gerçekleştirilmektedir. Neticede, dizi uzunluğu olan N nin 1000 in üzerinde olması halinde doğrudan DFT nün bulunması çok fazla miktarda işlem gerektirmektedir. Yani N sayısı artarken gereken işlem sayısı çok fazla artmaktadır.

DFT hesaplanmasında bugün kullanılmakta olan verimli ve etkin bir yaklaşım hızlı Fourier dönüşüm algoritmalarıdır. Her ne kadar dönüşüm olarak adlandırılmasına rağmen, hızlı Fourier dönüşümü ayrı Fourier dönüşümünden farklı değildir. FD tahmini için DFT yi cazip kılan budur.

Kullanılmakta olan bazı FFT algoritmaları zamanda desimasyonlu FFT, frekansta desimasyonlu FFT en genel olanlarıdır.

3.2.3.4. DFT İle FFT nin Karşılaştırılması

Eşitlik 3.14' te belirtilen DFT nün hesaplanmasında N^2 karmaşık çarpımı ve $N(N-1)$ karmaşık toplama gereklidir. Oysa FFT yardımı ile $N = 2^L$ noktadan oluşan bir dizinin ayrı Fourier dönüşümü hesabında $NL/2$ karmaşık çarpma ve NL karmaşık toplama işlemi yeterlidir. Adım sayısı $L = \log_2 N$ olarak yazılırsa işlem yoğunluğu açısından DFT ile FFT karşılaştırılması kolaylıkla yapılabilir.

Mesela $N = 1024$ nokta için DFT için 1048576 çarpa gerekirken FFT için 10240 çarpma gerekmektedir. Dolayısı ile yüzde yüzün üzerinde bir kazanç sağlanmaktadır. Diğer bir deyişle $N \geq 1024$ için FFT için gerekli çarpım sayısı DFT (doğrudan yöntem) nün gerektirdiği çarpım sayısının yüzde birinden daha azdır.

DFT nin sayısal işaret işleme alanında spektrum analizi, konvolusyon, korelasyon gibi işlemlerin gerçekleştirilmesinde önemli rol oynamasının nedeni FFT algoritmalarından dolayıdır. Bu uygulamaların yanında; spektral tahmin (periyodogram), hızlı konvolusyonlar (Hızlı frekans bölgesindeki FIR filtreler), dönüşüm kodlama (IRIDUM Vocoder, MPEGS, AC-3), ses tanıma ve düzeyini değiştirme, ses ve görüntüyü yükseltme (spektral gürültüyü engelleme), adaptif sistem tanımlama ve gürültü temizleme ve sayısal hesaplamalar (denklemlerinin çözümü, sonlu elemanlar, vb.); FFT nin kullanıldığı bazı yerlere örnek olarak gösterilebilir.

3.2.3.5. Veri Pencereleme

İlişki fonksiyonu gibi daha önceden tanımlanan değişik fonksiyonların hesaplanması işaretin eksi sonsuzdan sonsuza kadar bilinmesini gerektirir. Bu elbette pratikte mümkün değildir. Çünkü işaret uzun süreli mevcut olmamasının yanında belli bir zaman diliminde hesaplanması beklenmektedir. Bu bakımdan işaretin kendisini kullanmayıp pencerelemiş işareti kullanırız.

Bir $w(t)$ penceresi fonksiyon zamanla sınırlı olsa bile gerçek olarak tanımlanır,

$$w(t) = 0 \quad \forall |t| > T/2 \quad (3.19)$$

Bir pencerenin Fourier Dönüşümü (FD) ; $W(w)$ gerçek ve çift fonksiyon olup band sınırlı değildir. Bir pencere tarafından çoklanmış bir işaret, pencere süresi(gözleme periyodu) dışında sıfır olacaktır. Pencereleşmiş sınırlı zamanlı bir işaret :

$$Sw(t) = s(t)w(t) \quad (3.20)$$

şeklinde gösterilirken, frekans bölgesinde pencereleşmiş işaret ise :

$$Sw(w) = S(w) * W(w) \quad (3.21)$$

biçiminde ifade edilir. Burada (*) işareti konvolüsyon operatörünü göstermektedir. İşaret spektrumunda pencereleşmenin etkisi, pencerenin FD ile konvolüsyondur. Çok dar spektrumlu bir pencere düşük gürültülere neden olacaktır. Enerjinin çoğu pencerenin FD nün ana lobundadır yan loblar frekans eksenine yayılır. İşaretin FD ile yan lobların konvülasyonu spektral sızıntı olarak bilinen bozulmalara neden olurlar. Değişik uygulamalar için bir çok pencere önerilmektedir.

En basit pencere dikdörtgensel (Dirichlet) penceredir. Ayrık biçimde: $w(m) = 1$; $m = 0,1,.....,N-1$ olur. Ancak dikdörtgen pencere fonksiyonundaki uçlardaki süreksizliklerin oluşturduğu spektrum dağılımından dolayı diğer pencere fonksiyonları kullanma yoluna gidilir. Pencere fonksiyonları zaman bölgesinde şekillendirilirken Fourier dönüşümünün frekans bölgesinde bazı özellikleri sağlaması istenir. Buna göre, pencerenin spektrumu yan loblarda minimum ve esas loba maksimum enerji taşırken band genişliği de olabildiğince dar olmalıdır. Literatürde çok sayıda pencere fonksiyonu mevcuttur. Çizelge 3.1 de bu pencerelerden bazıları ve bunlara ilişkin bazı değerler gösterilmiştir.

Çizelge 3.1' den görüldüğü gibi dikdörtgen pencere en dar ana loba ve en kötü yan loblara sahiptir. Daha kullanışlı bir pencere Hamming Pencere fonksiyonudur. Bu fonksiyon aşağıdaki denklemle ifade edilir:

$$w(m) = 0.54 - 0.46 \cos(2\pi m/N); m = 0,1,.....,N-1 \quad (3.22)$$

Çizelge 3.1. Bazı pencere fonksiyonları ve bunlara ilişkin değerler (Spanias, 2002)

N-Nokta Pencere	Ana LobGenişliği	Yan Lob Seviyesi
Dikdörtgen	$40/(N+1)$	-13dB
Üçgen	$80/N$	-25 dB
Hamming	$80/N$	-41 dB
Hanning	$80/N$	-31 dB
Blackman	$120/N$	-57 dB

Hamming pencere fonksiyonu ilk yan lobların etkisini minimum yapacak şekilde tasarlanmıştır.

3.2.3.6. Klasik Spektral Tahmin Teknikleri

Biyomedikal işaret işlemede PSD çok faydalı bir araçtır. Bununla beraber sonsuz toplama zamanı gerektirdiğinden hesaplaması mümkün değildir. İncelenen işaretin verilen sonlu örneğinin PSD sinin tahmininin elde edilmesi için tahmin metotları kullanılmaktadır. Literatürde (Kay,1988), her birinin diğerine göre avantajı ve dezavantajı olan bir çok spektral tahmin algoritması mevcuttur. Bir metot için keskin spektral tepeleri olan işaret için uygunken diğeri geniş ve düzgünleştirilmiş bir spektral için uygun olabilir. PSD tipi üzerine bir ön bilgi uygun spektral tahmin metodu için yardımcı olur.

3.2.3.6.1. Blackman-Tukey Metodu

Bu metot güç spektral yoğunluğunu (PSD) direkt olarak tanımından yararlanarak tahmin eder. Yani FFT ye dayalı klasik spektral analiz yöntemlerinden biri olan bu teknikte güç spektral yoğunluğu özilişki fonksiyonu değerleri kullanılarak bulunur.kullanır. Ayrık formda PSD tahmini

$$\hat{S}_{xx}(\omega) = T_s \sum_{m=-M}^M \hat{r}_{xx}(m) e^{-j\omega Ts} \quad (3.23)$$

$$\hat{r}_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-i-1} x(m+i)x(i)$$

burada N, ilişki katsayılarının tahmini için kullanılan örneklerin sayısıdır. M, PSD nin tahmini için kullanılan ilişki katsayılarının sayısıdır. İlişki için ön yargılı (biased) tahminin kullanıldığına ve ayrıca ilişkilerin bir kez tahmin edildiğine, PSD için ilişki dizisinin FFT si alınarak ta hesaplanılabileceğine de dikkat edilmelidir

3.2.3.6.2. Periyodogram

Periyodogram, PSD yi doğrudan işaretin kendisinden, ilişkinin tahminine gerek duymaksızın tahmin eder.İşaretin içindeki frekans bileşenlerinin güç yoğunluğunu belirlemek için kullanılan Fourier dönüşümü temeline dayanan bir yöntemdir. İfade şekli aşağıda gösterildiği gibidir :

$$S_{xx}(\omega) = \lim_{T \rightarrow \infty} E \left\{ \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t)e^{-j\omega t}.dt \right\} \quad (3.24)$$

Periyodogram yöntemi ile güç spektrumunu elde etmek için işaret ikinin kuvvetleri şeklinde 64, 128 veya 256 örnek kapsayan çerçevelere ayrılır. FFT' nin spektral çözünürlüğü örneklenen verinin süresi ile ters orantılı olduğundan çözünürlüğü arttırmak için sıfır ekleme (zero-padding) işlemi yapılır.

Eşitlik 3.24' te gösterilen PSD sonsuz toplama zamanına gereksinim duymaktadır. Periyodogram, limit işlemini kullanarak sonlu gözleme zamanından beri PSD yi tahmin eder. Ayrık formunda, periyodogram tahmin ediciler aşağıdaki gibi ifade edilir;

$$\hat{S}_{xx}(\omega) = \frac{T_s}{N} |DFT\{x(m)\}|^2 \quad (3.25)$$

Periyodogramın büyük avantajı, DFT operatörü, FFT algoritması tarafından çok etkili biçimde hesaplanabilir.

En yaygın periyodogram türleri şunlardır:

- Scuhuster Periyodogram
- Daniel Periyodogram
- Barlett Periyodogram
- Welch Periyodogram

3.2.4. Modern Yöntemler

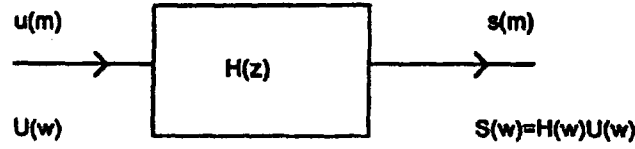
3.2.4.1. Modern Spektral Analiz Yöntemleri

Parametrik olmayan güç spektrumu tahmin metotları parametrik metotlara göre anlaşılması ve FFT kullanılarak hesaplanması daha kolaydır. Ama bu metotlar uygun frekans çözünürlüğü için uzun veri kayıtlarına gereksinim duymaktadır.

Parametrik modelleme yöntemlerinde böyle bir durum söz konusu değildir. Modern spektral analiz yöntemlerinde güç spektrumu, tepe frekansı, band genişliği veya güç içeriği gibi bir dizi parametre ile özetlenebildiğinden, bu yöntemlere parametrik analiz yöntemleri de denilmektedir. Parametrik(model tabanlı) güç spektrum tahmin metotları spektral kaçak problemlerini ortadan kaldırarak daha iyi frekans çözünürlüğü vermektedir (Barlow, 1979). Yine AR yöntemi ile elde edilen tahminlerin orijinal spektruma daha yakın olması ve spektrum hesaplamaları için FFT' ye göre daha kısa bir örnekleme süresi gerektirmesi de bu yöntemin avantajları arasında gösterilebilir.

Parametrik yöntemlerde analiz altındaki zaman serileri verilen matematik modelin çıkışı olarak kabul edilir ve kaydetme penceresi dışındaki veriler için kesin bir değerlendirme yapılmaz. PSD uygun ifadelerle göre model parametrelerinin bir fonksiyonu olarak hesaplanabilir. Ancak buradaki kritik nokta, spektral hesaplama için uygun modelin seçimi ve bunların parametrelerinin doğru tahminidir. Model ise yapısı, davranışları ve çalışması incelenmek istenen sistemin, açıklanabileceği bölgedeki temsil ediliş biçimidir. Model, biyolojik sistemin fiziksel,anatomik ve fizyolojik karakteristiklerinden tamamen bağımsızdır ama işlemin giriş-çıkış ilişkisinin basitçe elde edilmesini sağlar.

Zaman-serileri analizi metotları (parametrik spektral yöntemler), işareti , beyaz gürültü tarafından sürülen lineer bir sistemin çıkışı olarak modeller. Şekil 3.7 bu modeli ayrık formda göstermektedir.



Şekil 3.7 s(m) işareti için zaman-serileri modeli (Cohen, 2000)

En genel durumda girişi $u(m)$ olan beyaz gürültü işareti ile çıkış arasında ilişki kuran lineer denklem aşağıdaki gibi gösterilebilir :

$$\begin{aligned} s(m) &= \sum_{i=0}^q b_i u(m-i) - \sum_{i=1}^p a_i s(m-i) \\ &= - \sum_{i=1}^p a_i s(m-i) + \sum_{i=0}^q b_i u(m-i) + u(m) \end{aligned} \quad (3.26)$$

burada $u(m)$ sıfır ortalama değere sahip ve varyansı σ^2 olan beyaz gürültüdür, p ve q sırası ile AR ve MA kısımlarının derecesidir ve a_i ve b_i uygun katsayılardır.

Eğer b_i ve a_i sırası ile sıfır yapılırsa bu ARMA model bir AR ve bir MA olarak aşağıdaki gibi yeniden ifade edilir:

$$\text{AR serileri} \quad : s(m) = b_0 u(m) - \sum_{i=1}^p a_i s(m-i)$$

$$\text{MA serileri} \quad : s(m) = \sum_{i=0}^q b_i u(m-i)$$

$$\text{ARMA serileri} \quad : s(m) = \sum_{i=0}^q b_i u(m-i) - \sum_{i=1}^p a_i s(m-i)$$

AR parametreleri tahmini lineer denklemleri sonuç verdiğinden dolayı ARMA veya MA parametreleri yerine kullanılır. Ayrıca Wold ayrıştırma (decomposition) teoremine (Marple,1987) göre, sonlu varyanslı herhangi bir durağan ARMA veya MA işlemi uygun model derecesine sahip tek bir AR modeli ile ifade edilebilir, sonlu olsa bile keza aynı şekilde ARMA veya AR işlemi yüksek dereceye sahip MA modeli ile ifade edilebilir.

3.2.4.1.1. AR (Autoregressive) PSD Tahmini

AR spektral tahmini temelde jeofizik veri işleme için geliştirilmiş bir metottür. Ama radar, sonar, görüntüleme, astronomi, tıp elektronigi, ekolojik sistemler ve yön bulma gibi pek çok alanda kullanılmaktadır. AR PSD aşağıdaki denklemden elde edilebilir:

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2 \Delta t}{\left| 1 + \sum_{i=1}^p a_i \exp(-j2\pi f k \Delta t) \right|^2} \quad (3.27)$$

Filtre derecesi olan p'nin iyi şekilde seçimi önceden bilinemediği için pratikte pek çok model derecesinin önerilmesi gereklidir. Buna bağlı olarak, hangi model derecesinin seçileceğini gösteren bazı hata kriterleri hesaplanmalıdır. Seçilen derece küçük olduğunda spektrumda belirgin tepelikler oluşmaz yani işaretin frekans içeriği net olarak belirlenmez, çok yüksek bir model derecesi de spektrumda yanıtıcı, hatalı pikler oluşur ve spektrum bozulur (Jansen, 1981 ; Birch, 1988)

Model derecesinin belirlenmesinde literatürde bazı kriterler önerilmiştir. Akaike tarafından önerilen AIC (Akaike Information Criterion) bunlardan birisidir ve simüle veriler için bu kriter tavsiye edilmiştir. Ayrıca kullanılacak model derecesinin \sqrt{N} 'den küçük olduğu durumlarda yine AIC kriteri önerilmektedir.

AIC kriterine göre ideal model derecesi aşağıdaki denklemin minimum olduğu derecedir.

$$AIC_p = \ln(\xi_p) + \frac{2(p+1)}{N} \quad (3.28)$$

Burada p, model derecesini; ξ , varyansı; N ise veri uzunluğunu göstermektedir.

3.2.4.1.1.1. Yule-Walker Eşitlikleri

Denklem 3.29 dan PSD' yi tahmin etmek için sadece $\{a_1, a_2, \dots, a_p, \sigma^2\}$ 'nin tahmini yeterli olduğu görülmektedir. Özilişki denklemleri sayesinde AR parametreleri işaret ile ilişkilendirilebilir (Spanias, 2002). Bunlar Yule-Walker denklemleri olarak bilinmektedir:

$$r_{ss}(k) = \sigma_w^2 \delta(k) + \sum_{i=1}^p a_i r_{ss}(k-i) \quad k = 0, 1, 2, \dots, p \quad (3.29)$$

AR parametrelerini belirlemek için $k > 0$ için p eşitlik seçilir, $\{a_1, a_2, \dots, a_p\}$ için çözülür. $k=0$ için σ^2 elde edilecektir (Kay, 1981). Bu denklemden karşımıza çıkacak olan matris Toeplitz yapıda olacaktır. Ve bu özilişki matrisini çözmek için en popüler algoritma ise Levinson-Durbin algoritmasıdır (Bard, 1974 ve Dempster, Rubin, 1977).

3.2.4.1.1.2. Burg Metodu

Bu metotta zaman bölgesindeki işaret kullanılarak AR model parametreleri hesaplanır. Ancak Burg metodunda AR parametreleri doğrudan bulunmamaktadır. Bu özelliği ile diğerlerinden ayrılır. Bu algorithmada önce veri örneklerine dayalı yansıma katsayıları bulunur.

Spektral analizi yapılacak $x[n]$ işaretinin ilk basamaktaki örnekleme varyansı

$$\sigma_0 = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2 \quad (3.30)$$

ifadesinden hesaplanır. Burada N işaretin uzunluğunu göstermektedir. İlerideki ve geri yöndeki tahmin hataları

$$e_0^f[n] = x[n] \quad n = 1, 2, \dots, N-1 \quad (3.31)$$

$$e_0^b[n] = x[n] \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-2 \quad (3.32)$$

şeklinde ifade edilmektedir.

Birinci dereceden birinci yansıma katsayısı

$$a_{1,1} = k_1 \quad (3.33)$$

olarak ifade edilirse işaretin varyansı

$$\sigma_1 = (1 - |k_1|^2) \sigma_0^2 \quad (3.34)$$

olacaktır. Burada k = 2, ..., p için yansıma katsayısı

$$k_k = \frac{-2 \sum_{n=k}^{N-1} e_{k-1}^f[n] e_{k-1}^b[n-1]^*}{\sum_{n=k}^{N-1} \|e_{k-1}^f[n]\|^2 + |e_{k-1}^b[n]|^2} \quad (3.35)$$

şeklinde ifade edilir. Buna göre k. Dereceden i. model parametresinin ifadesi

$$a_{ki} = \begin{cases} a_{ki} = a_{k-1,i} + k_k a_{k-1,k-i}^* & i = 1, 2, \dots, k-1 \\ k_k & i = k \end{cases} \quad (3.36)$$

şeklindedir. Bu durumda, parametre hesabı sırasında, her aşamadaki ileri ve geri yöndeki tahmin hataları

$$e_k^f = e_{k-1}^f[n] + k_k e_{k-1}^b[n-1] \quad n = k+1, k+2, \dots, N-1 \quad (3.37)$$

$$e_k^b = e_{k-1}^b[n-1] + k_k^* e_{k-1}^f[n] \quad n = k, k+1, \dots, N-2 \quad (3.38)$$

şeklinde yeniden hesaplanır. Bu sayede hata giderek azalır ve parametre hesabında yakınsaklık elde edilir. Burada $e_k^f[n]$, k. derecedeki modelin ileri yöndeki tahmin hatasını, $e_k^b[n]$, geri yöndeki tahmin hatasını göstermektedir (Başa, 1996 ; Daşkın, 1996).

Elde edilen model katsayıları aşağıdaki denklemde kullanılarak işaretin güç spektral yoğunluğu elde edilir.

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2 \Delta t}{\left| 1 + \sum_{i=1}^p a_i \exp(-j2\pi f k \Delta t) \right|^2} \quad (3.39)$$

3.2.4.1.2. MA (Moving Average) PSD Tahmini

Bir MA işlemi, transfer fonksiyonu sadece sıfırları kapsayan ve girişi bir beyaz gürültü işlemi olan filtre çıkışından elde edilen rasgele bir işlemdir. Yani

$$\begin{aligned} x_n &= \sum_{m=0}^q b_m n_{n-m} \\ E[n_n] &= 0 \\ E[n_{n+m} n_n^*] &= \sigma^2 \delta_m \end{aligned} \quad (3.40)$$

burada $\delta_m = 1$ ise $m=0$; $\delta_m = 0$ için $m \neq 1$ dir. q . dereceden bir MA işlemi için özilişki fonksiyonu

$$R_{xx}(k) = \begin{cases} \sigma^2 \sum_{i=0}^{q-k} b_i^* b_{i+k} & k = 0, 1, \dots, q \\ 0 & k > q \end{cases} \quad (3.41)$$

Böylece, eğer özilişki fonksiyonunun $(q+1)$ gecikmeleri biliniyorsa, q . dereceden MA işleminin parametreleri, yukarıdaki lineer olmayan eşitlik çözülerek bulunabilir. Buna moment metodu denir. Fakat, sadece spektral tahmin isteniyorsa, MA parametreleri için çözmeye gerek yoktur. Sadece özilişki fonksiyonu belirlenmelidir.

$$P_{MA}(f) = \sum_{m=-q}^q R_{xx}(m) \exp(-j2\pi f m \Delta t) \quad (3.42)$$

Bu tahmin, Blackman-Tukey spektral tahmini ile aynıdır. Moment metodu spektral tahmin problemine uygulanamaz. MA parametrelerini belirlemek, spektrum tahmininde bir ara basamak olarak yapılmalıdır. MA modellemede, dar-band spektrasını göstermek için çok fazla katsayı gereklidir ve bu şartlarda zayıf spektral tahminlere götürür.

Sadece veri örnekleri elde edilebildiği zaman, MA modelinin derecesi belirlenmelidir. Metotlardan birisi ön yargılanmamış (unbiased) özilişki gecikme kestiricisi (estimator) kullanmaktır ve gecikme tahminlerinin az sayıda bir kaç terimden sonra sıfıra çabucak yaklaştığını kontrol etmektir. Eğer olmuyorsa, AR veya ARMA modeli daha uygun olabilir.

3.2.4.1.3. ARMA PSD Tahmini

Pratikteki pek çok deterministik ve rasgele ayrık-zamanlı işlemler, rasyonel bir transfer fonksiyonu ile tanımlanabilir. ARMA modelleri, pek çok modelin arasında, literatürde son yıllarda çok kullanılan bir model olmuştur. Klasik tekniklere göre ileri bir çözünürlük ve performans sunmaktadır. Bu model de daha önce de değinildiği gibi, bir giriş sürüm dizisi $u(m)$ ve çıkış dizisi $s(m)$ verisini modellemek için aşağıdaki lineer fark eşitliği kullanılır

$$s(m) = \sum_{i=0}^q b_i u(m-i) - \sum_{i=1}^p a_i s(m-i) \quad (3.43)$$

Bu şekilde ifade edilen en genel lineer model ARMA modelidir.

Giriş $u(m)$ ve çıkış $s(m)$ arasındaki sistem fonksiyonu $H(z)$, ARMA işlemi için aşağıdaki rasyonel ifade ile gösterilir

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} \quad (3.44)$$

burada $A(z)$ AR kısmı için z dönüşümü, $B(z)$ ise MA kısmı için z dönüşümünü ifade etmektedir.

Giriş, bir beyaz gürültü işlemi (sıfır ortalamalı ve birleşik varyanslı) olduğundan işaretin PSD si aşağıdaki gibidir,

$$S_{ss}(\omega) = |H(\omega)|^2 \quad (3.45)$$

İşaretin PSD si böylece sistemin transfer fonksiyonu tarafından temsil edilebilir. Genel kutup-sıfır sistemini göz önüne alarak p kutuplar ve q sıfırlar olmak üzere ARMA(p,q):

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^q b_i z^{-i}}{1 + \sum_{i=1}^p a_i z^{-i}} \quad (3.46)$$

frekans ekseninde değerlendirilen bu ifadenin mutlak değeri,

$$|H(\omega)|^2 = \frac{\left| \sum_{i=0}^q b_i z^{-i} \right|^2}{\left| 1 + \sum_{i=1}^p a_i z^{-i} \right|^2} \quad (3.47)$$

$z = e^{-j\omega T_s}$

şeklinde ifade edilir. Model katsayılarının tahmini için birkaç algoritma mevcuttur. ARMA model parametrelerinin tahmini, lineer olmayan denklem kümelerinin çözümüne gerek duymaktadır. $q = 0$ olması özel durumunda, yani, tüm kutup model [AR(p)], lineer denklemler tarafından hesaplanabilir. PSD tahmini için kullanılan etkili, popüler AR tahmin algoritmaları mevcuttur.

3.2.4.1.4. MA, AR, ARMA PSD Karşılaştırmaları

$$R_{MA}(e^{j\omega}) = \sigma_w^2 |B(e^{j\omega})|^2 \quad : \text{ FIR (tamamı-sıfır) model temeline dayanmaktadır.}$$

Spektral çukurlar için daha verimlidir. Lineer olmayan tahmin içermektedir.

$$R_{AR}(e^{j\omega}) = \left| \frac{\sigma_w^2}{A(e^{j\omega})} \right|^2 \quad : \text{ IIR (tamamı-kutup) model temeline dayanmaktadır.}$$

Spektral tepeler için daha verimlidir. Lineer tahmin içermektedir.

$$R_{ARMA}(e^{j\omega}) = \sigma_w^2 \left| \frac{B(e^{j\omega})}{A(e^{j\omega})} \right|^2 \quad : \text{ IIR (tamamı-kutup) model temeline dayanmaktadır.}$$

Spektral çukurlar ve tepeler için verimlidir. Lineer olmayan tahmin içermektedir

Yukarıdaki genel değerlendirmelerden sonra AR modelin en pratik bir yöntem olduğu aşağıdaki ifadelerle açıklanabilir :

- Genellikle spektral tepelerin elde edilmesi ve periyodikliğin ayırt edilmesi ile ilgilenildiğinden AR model oldukça uygundur.
- AR parametrelerinin hesaplanması hızlıdır.
- Sayısal davranışları güçlü hızlı algoritmalara sahiptir
- Gerçek zamanlı sabit noktalı gerçekleştirmeler için uygundur
- Bir işaretin spektral içeriğini tanımlamak için çok sayıda bileşene gereksinim duyan Fourier dönüşümünün aksine, bir kaç AR parametresi spektral içeriği yakalamak için yeterlidir.
- Özellikle gürültülü ortamlarda parametrik olmayan yöntemlere nazaran daha üstündür (Spanias, 2002)

3.2.4.2. Kısa Süreli Fourier Dönüşümü (STFT)

Birçok biyomedikal işaret durağan değildir ve şu ana kadar durağan işaretlerle ilgili olarak kullanılan en yaygın işaret işleme tekniği FD dür. STFT durağan olmayan işaret işleme yöntemlerinden biridir. Bu yöntemde işaret nerede ise durağan kısımlara ayrılır. Böylece bu işaret parçalı-durağan işaret olarak ifade edilir. Fourier Dönüşümünün lokalize edilmesi fikrine dayanan bu teknik uygulanan yerde uygun bir pencere seçilerek dönüşüm gerçekleştirilir. Burada kullanılan pencere fonksiyonu Denklem 3.48' de gösterilmiştir. Bu pencere fonksiyonunun sonlu olması ve entegralinin alınabilmesi gerekmektedir.

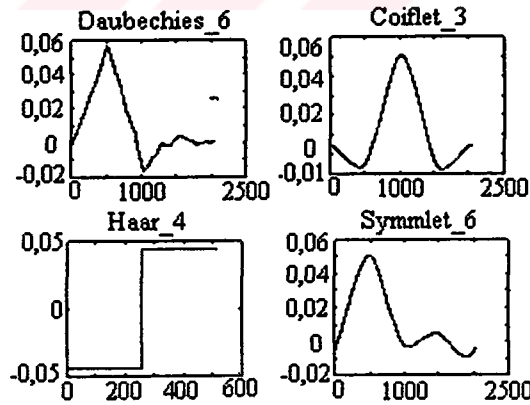
$$g_{w,\tau}(t) = e^{j\omega t} w(t - \tau) \quad (3.48)$$

birçok yeni dalgacık uygulamalarına yol açtı. Ancak biyomedikal mühendisliğindeki sinyal işleme için yeni bir konudur. İşaretlerin geniş bantda temsilini sağlayan dalgacık teorisi işaret işlemenin karmaşık hallerinde biyomedikal mühendislerinin tercihi olmakta ve halen üzerinde yoğun biçimde çalışmaktadırlar.

3.2.4.3.1. Dalgacıklara Genel Bakış

Dalgacıkların arkasındaki temel fikir, ölçeğe göre analiz etmektir. Veri işlemlerinde dalgacıkları kullanarak tamamen yeni bir düşünce yapısı veya bakış açısı kazanılabilir. Dalgacıklar, belirli matematiksel ihtiyaçları karşılayan ve veri veya diğer fonksiyonları temsil etmede kullanılan fonksiyonlardır. Bu fikir yeni değildir. Fonksiyonları yaklaşık olarak temsil etme, 1800'lü yılların başından beri mevcuttur. Bu yıllarda Joseph Fourier, fonksiyonları temsil etmesi için, sinüs ve kosinüs fonksiyonlarının kullanılabileceğini göstermiştir. Bununla birlikte, veriye bakmak için kullandığımız ölçek de dalgacık analizinde özel bir rol oynar. Dalgacık algoritmaları, veriyi farklı ölçek ve çözünürlükte işler. Eğer geniş bir pencereden işarete bakarsak, büyük özellikleri fark ederiz. Benzer şekilde küçük bir pencereden işarete bakarsak, küçük özellikleri fark ederiz.

Dalgacıkları ilginç ve aynı zamanda yararlı kılan bu özelliktir. Bilim adamları yıllarca çok sayıda kısa ve düzensiz dalgalara sahip olan işaretleri yaklaşık olarak temsil etmesi için, Fourier analizinin bazılarını oluşturan sinüs ve kosinüs fonksiyonlarından çok daha uygun fonksiyonlar aramışlardır. Tanımlarına göre bu fonksiyonlar lokal değildir (ve sonsuza doğru uzanırlar). O yüzden bu fonksiyonlar sivri uçları yaklaşık olarak temsil etme konusunda yetersiz kalırlar. Ama dalgacık analizi ile, sonlu tanım bölgelerinde düzgün olarak bulunan, yaklaşık olarak temsil edilmiş fonksiyonlar kullanılabilir. Dalgacıklar sivri süreksizliklere sahip olan veriyi yaklaşık olarak temsil etmek için oldukça uygunlardır. Bir dalgacık sınırlı ve düzensiz yapıda olup ortalama değeri sıfırdır. Şekil 3.8' de dalgacık ailesinden örnekler gösterilmiştir.



Şekil 3.8 Dalgacık ailesi örnekleri (Anonim, 2002)

Dalgacık analizinde amaç, “analiz eden dalgacık” veya “ana dalgacık” diye isimlendirilen bir dalgacık örnek fonksiyonunu elde etmektir. “Dalgacık” terimi, küçük dalga anlamındadır. Buradaki küçüklüğü belirli uzunlukta pencere fonksiyonu olarak tarif edebiliriz. Dalga ise bu pencere fonksiyonunun titreşimli olduğunu ifade etmektedir. “Ana” kelimesi ise; bir ana fonksiyondan dönüşüm (transform) tekniği ile türetilip değişik alanları

desteklemek için oluşturulan fonksiyonlardır. Diğer bir ifade ile ana dalgacık, diğer pencere fonksiyonlarını üretmek için bir prototiptir.

Zaman analizi, örnek dalgacığın daraltılmış, yüksek frekans versiyonu ile yapılır. Buna karşılık frekans analizi ise aynı dalgacığın genişletilmiş, düşük frekans versiyonu ile yapılır. Orijinal işaret veya fonksiyon, dalgacık açılımı (dalgacık fonksiyonlarının lineer kombinasyonundaki katsayıları kullanarak) cinsinden temsil edilebildiği için, veri işlemleri yalnız karşı gelen dalgacık katsayılarını kullanarak yapılabilir.

3.2.4.3.2. Fourier İle Dalgacık Dönüşümünün Benzerlikleri Ve Farklılıkları

Hızlı Fourier dönüşümü (FFT) ve ayrık dalgacık dönüşümünün (DWT) her ikisi de lineer işlemlerdir. Bu işlemler genellikle doldurarak ve 2^n uzunluğundaki farklı bir veri vektörüne dönüştürerek bir veri yapısı üretir. Bu veri yapısı çeşitli uzunluklara sahip $\log_2 n$ sayıda parça içerir.

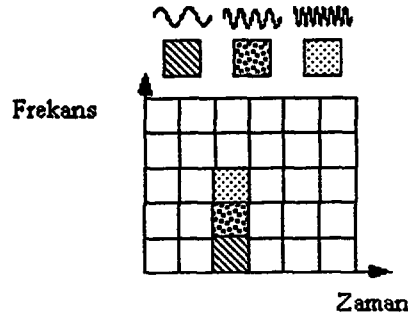
Dönüşümlerde kullanılan matrislerin matematiksel özellikleri de benzerdir. Hızlı Fourier dönüşümü (FFT) ve ayrık dalgacık dönüşümünün (DWT) her ikisi için ters dönüşüm matrisi orijinal matrisin transpozudur. Sonuç olarak, her iki dönüşüm, fonksiyon uzayında farklı tanım bölgesine dönüştüren hareket gibi görülebilir. Hızlı Fourier dönüşümü (FFT) için, bu yeni tanım bölgesi sinüs ve kosinüssten oluşan baz fonksiyonlarını içerir. Dalgacık dönüşümü için, bu yeni tanım bölgesi dalgacıklar, ana dalgacıklar veya analiz eden dalgacıklar diye isimlendirilen daha karmaşık baz fonksiyonlarını içerir.

İki dönüşümün başka bir benzerliği de vardır. Baz fonksiyonları frekans ile sınırlandırılırlar. Bu, güç tayfı (bir frekans aralığında ne kadar güç bulunduğu) ve güç dağılımlarını hesaplamada yararlı olan matematiksel araçları oluşturur.

Bu iki tür dönüşüm arasındaki en ilginç farklılık her dalgacık fonksiyonunun uzayda sınırlandırılmasıdır. Fourier sinüs ve kosinüs fonksiyonları böyle değildir. Dalgacıkların frekans sınırlaması düşünüldüğünde, bu sınırlama özelliği, dalgacık tanım bölgesine dönüştürüldüğü zaman seyrek dalgacıklar kullanan bir çok fonksiyon ve operatör oluşturur. Tersten bakıldığında bu seyreklik, veri sıkıştırma resimlerindeki özellikleri bulma ve zaman serilerindeki sorunları ortadan kaldırma gibi yararlı bir sürü uygulamayla sonuçlanır.

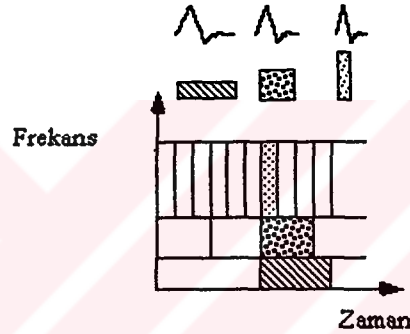
Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümü arasındaki zaman-frekans çözünürlük farklarını görmenin bir yolu, zaman-frekans düzleminde baz fonksiyonun kapladığı alana bakmaktır. Şekil 3.9 basit bir kare dalga ile pencerelemiş Fourier dönüşümünü (STFT) gösteriyor. Kare dalga pencere, pencereyi belirli bir genişliğe ayarlayacak şekilde sinüs veya kosinüs fonksiyonunu keser. STFT de bütün frekanslar için tek bir pencere kullanılması nedeniyle, çözünürlük analizi zaman-frekans düzlemindeki bütün bölgelerde aynıdır.

Dalgacık dönüşümlerinin bir avantajı pencerelerin değişebilir olmasıdır. İşaret süreksizliklerini ayırmak için, bazen çok kısa baz fonksiyonlarına ihtiyaç duyulur. Bunu elde etmenin bir yolu kısa, yüksek-frekans baz fonksiyonları ve uzun, düşük-frekans baz fonksiyonlarına sahip olmaktır. Bu da ancak dalgacık dönüşümleri ile elde ettiğimiz bir durumdur.



Şekil 3.9. STFT tabanlı fonksiyonların zaman-frekans düzlemini kaplaması (Anonim, 2002)

Şekil 3.10 Daubechies dalgacığı olarak bilinen dalgacık fonksiyonunun zaman-frekans düzleminde kapladığı alanı gösteriyor.



Şekil 3.10 Daubechies dalgacık baz fonksiyonunun zaman-frekans düzlemini kaplaması (Anonim, 2002)

Hatırlamamız gereken şey, dalgacık dönüşümlerinin sadece sinüs ve kosinüs fonksiyonlarını kullanan Fourier dönüşümü gibi tek bir baz fonksiyonları kümesine sahip olmadığıdır. Onun yerine, dalgacık dönüşümleri sonsuz sayıda mümkün baz fonksiyonları kümesine sahiptir. Bundan ötürü dalgacık analizi, Fourier analizi gibi diğer zaman-frekans metotları tarafından saklı bırakılan bilgiye doğrudan doğruya erişim sağlar.

3.2.4.3.3. STFT İle Karşılaşılan Olumsuzluklar

STFT zaman ve frekans bilgilerini kapsamaları yönüyle önemli olsa bile, seçilen pencerenin tüm frekans boyunca sabit olması bir dezavantajdır. Daha kısa segmentler (daha dar zaman-pencere) zaman bölgesinde iyi çözünürlük sağlar ama frekans bölgesinde daha zayıf frekans çözünürlüğü verir. Daha iyi frekans çözünürlüğü için daha geniş pencere gerekir ancak bu sefer zaman bölgesindeki çözünürlüğü azalacaktır. Bir çok işaret daha esnek yaklaşımlara, yani zaman veya frekans hakkında daha çok bilgi alabilmek için değişebilen pencereleme tekniklerine ihtiyaç duymaktadır.

STFT için temel fonksiyon sinüsoid yapıdadır. Bu yöntem dar bantlı durağan işaretler için uygundur. Ancak biyomedikal işaretler için bu analiz şekli uygun değildir. Çünkü biyomedikal işaretler frekans spektrumunda geniş bir alan üzerine yayılırlar. Ayrıca

belli bir zamanda oluşan keskin biçimde görülen özellikler içerir (epileptik tepecikler ve EKG dalgası gibi). Bu bakımdan işaretin analizi için temel fonksiyonun incelenen işarete benzemesi tercih edilir.

3.2.4.3.4. Sürekli Dalgacık Dönüşümü

Sürekli dalgacık dönüşümü (CWT) bütün zaman aralığı boyunca dalgacık fonksiyonu ψ ' nin ölçeklenmiş ve kaydırılmış şekliyle sinyalin çarpımı ile oluşur. CWT' nin sonucunda bir çok dalgacık katsayısı elde edilir. Bunlar, ölçek ve pozisyon fonksiyonlarıdır.

$$CWT_x^\psi(\tau, s) = \Psi_x^\psi = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int x(t) \psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (3.50)$$

Denklem 3.50, sürekli dalgacık dönüşümü olup τ ve s değişkenlerinden oluşur $\psi(t)$ ' ye ana dalgacık denir. s ve τ ise sırası ile ölçek ve öteleme anlamını ifade etmektedir. s ölçeği de $\psi(t)$ ' nin daralmasına ve genişlemesine izin verir.

Öteleme(τ), STFT' de olduğu gibi pencerenin yerini belirler ve işaret boyunca pencereyi kaydırır. Aynı zamanda öteleme durumu zaman bilgisi de içermektedir. Bu dönüşümde frekans bilgisine sahip değiliz fakat ölçek parametresi $\psi(t)$ ' nin frekansı ile ters orantıya sahip olması özelliğinden yararlanılır. Burada yüksek ölçek işaretin daha az detaylı görünüşünü ve düşük ölçek ise detaylı görünüşünü oluşturur. Ölçek bir matematiksel işlem olup işareti hem açar hem de sıkıştırır. Yüksek ölçekler sinyali açar düşük ölçekler ise sinyali sıkıştırırlar (Polikar, 1996).

Biyomedikal işaretler için inceleme genellikle değişim aralığı sivri yapıdaki hızlı değişim gösteren bir tepeden (tipik olarak geniş bantlı, yüksek frekanslı işaretler) yavaş değişim gösteren bir dalga şekli arasında bileşenlere sahiptir. Bu durumda iki yöntem ele alınır:

Bizim genellikle tam olarak ilgilendiğimiz tepenin ne zaman oluştuğudur. Bu anda işaretin tam frekans içeriğinin ne olduğunu dikkate almaz. O halde iyi zaman çözünürlüğüne sahip küçük ölçekli CWT ile analiz yapılabilir. Diğer yandan işaretin yavaş değişim gösteren bileşenlerinin yerini öğrenmemize de gerek yoktur. Bu durum için frekans içeriğinin iyi bir kestirimi daha önemlidir. Bu yüzden büyük ölçekli CWT kullanılır (Gils, 2001).

3.2.4.3.5. Kesikli Dalgacık Dönüşümü

Her bir ölçek için dalgacık katsayılarını bulmak problem olduğundan veri kaybına neden olmaktadır. Ayrık zaman frekans analizinde zaman ve ölçek değişimleri ayrıktır. Kesikli dalgacık dönüşümü için ölçekleme oranı değişimleri gerekmektedir. Daha büyük ölçek işaretin alt örneklenmesi (subsampling) ile elde edilir. Alt örnekleme azaltılmış frekans içeriği anlamına gelmektedir. Tipik olarak ayrık bir dalgacık fonksiyonu 2'nin katları ile ölçeklenir. Bu şekilde yaptığımız analizi Kesikli Dalgacık Dönüşümü (DWT) ile elde edebiliriz. Bunu oluşturmanın bir yolu da filtreler kullanmaktır. Bunun sonucu olarak

dalgacık analizinde düşük ölçek ve yüksek ölçek kullanılarak sırası ile işaretin yüksek frekans ve alçak frekans bileşenleri elde edilir. Denklem 3.51' de DWT ifadesi gösterilmiştir:

$$C(a,b) = C(j,k) = \sum_{n \in Z} x[n] 2^{-j/2} g(2^{-j}n - k) \quad (3.51)$$

Burada $a = 2^j$, $b = k2^j$, olup $j \in N, k \in Z$ dir. Zamanda öteleme daha büyük ölçekler için orantılı olarak artacaktır. Bu ölçek ve çözünürlüğün ilişkili olduğu ayrık zaman işaretleri içindir. Ölçek arttırıldığında, çözünürlük azalır. Çözünürlük frekansla güçlü biçimde ilişkilidir. Yüksek çözünürlük daha küçük zaman aralıkları ile alınan örneklemede daha açık görülmektedir. Kesikli dalgacık dönüşümü ele alınırken anlaşılması gereken en önemli nokta büyük ölçekler için alt örnekleme işareti "genel görünümü" ele alınırken, küçük ölçekler için işarettaki küçük "ayrıntılar" ele alınır.

3.2.4.3.6. Altband Kodlama Ve Katlı Çözünürlük Analizi

Temel fikir sürekli dalgacık dönüşümü ile aynıdır. Bir işaretin zaman-frekans gösterimi sayısal filtreleme tekniği kullanılarak elde edilir. CWT, işaret ile farklı ölçek veya frekanstaki dalgacıkların korelasyonu olarak ifade edilebiliyordu. CWT, analiz penceresinin ölçeğini değiştirip, pencereyi zaman ekseninde kaydırıp, işaret ile çarparak bütün zaman boyunca integrali alarak bulunur. DWT ise farklı kesim frekansına sahip filtreler kullanılarak farklı ölçeklerde işaretin işlenmesi ile gerçekleştirilir.

İşaret içerisindeki ayrıntı bilgisinin miktarının ölçüsü olarak kabul edilen işaretin çözünürlüğü filtreleme işlemleri ile değiştirilirken, ölçek ise yukarı-örnekleme (upsampling) ve alt-örnekleme (subsampling) veya aşağı örnekleme (downsampling) işlemi ile gerçekleştirilir.

Bir işareti alt örnekleme, örnekleme oranını azaltma veya işarettaki bazı örneklerin arasını açmak anlamına gelir. Örneğin iki ile alt-örnekleme işaretin her iki örneğinden birisini atmak demektir. N ile alt örnekleme ise işarettaki örneği N defa azaltmak anlamına gelir.

İşareti üst-örnekleme, örnekleme oranını arttırma veya işarettaki örneklere yenilerini eklemek anlamına gelir. Örneğin, iki ile üst örnekleme işaretin her iki örneği arasına, yenilerini yani sıfır veya interpolasyon değerini değere ekleme demektir. N ile üst örnekleme ise işarettaki örnekleri N defa arttırmak demektir (Misiti, 1996; Polikar, 1996).

DWT katsayıları 2^j nin kuvvetleri ile örneklenirler. Bilgisayarda incelenen işaret kesikli olduğundan işaretler $X[n]$ ile gösterilecektir ve burada n tamsayıdır. Bu işlem, impuls cevabı $h[n]$ olan yarı-band sayısal alçak geçiren filtreden geçirilmesi ile başlar.

Bir işaretin filtrenmesi, filtrenin impuls cevabı ile işaretin matematiksel olarak konvolüsyonunu almak demektir. Kesikli durumda konvolüsyon işlemi Denklem 3.52' de gösterilmiştir.

$$y[n] = X[n] * h[n] = \sum_k X[k]h[n-k] = \sum_k h[k]X[n-k] \quad (3.52)$$

Bir yarı alçak geçiren filtre, işaret içindeki en yüksek frekansın yarısının üstündeki frekansları uzaklaştırır. Örneğin, bir işarette en yüksek frekanslı bileşen 1000 Hz ise yarı band alçak geçiren filtre 500 Hz' in yukarısındaki frekansları uzaklaştıracaktır.

DWT' de frekans birimi radyan cinsinden ifade edilir. İşaretin örnekleme frekansı 2π radyana eşittir. Şayet işaret alçak geçiren filtreden geçirilirse Nyquist kuralına göre örneğin yarısı elimine edilebilir. Alçak geçiren filtreler yüksek frekans bileşenlerini uzaklaştırır fakat ölçek değişmeden kalır. Ölçek yalnızca alt-örnekleme ile değişir. Diğer taraftan çözünürlük işaretteki bilgi miktarı ile ilişkili olduğundan filtreleme işlemi ile yakından ilişkilidir. Yarı-band alçak geçiren filtreleme frekansların yarısını geçirmedüğinden bilginin yarısının kaybedildiği anlamına gelir. Bu yüzden çözünürlük filtreleme işlemi ile yarıya düşer. Bununla birlikte filtreleme işleminden sonraki alt-örnekleme işlemi çözünürlüğü etkilemez.

Özel olarak, alçak geçiren filtreleme çözünürlüğü yarıya düşürürken, ölçeği değiştirmez. İşaretin iki ile alt-örnekleme ile de örneklerin yarısı gereksiz hale gelir. Alt-örneklemeden sonra ölçek iki katına çıkar. Bu yöntem matematiksel olarak denklem (3.53)'de gösterilmiştir.

$$y[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} h[k]X[2n - k] \quad (3.53)$$

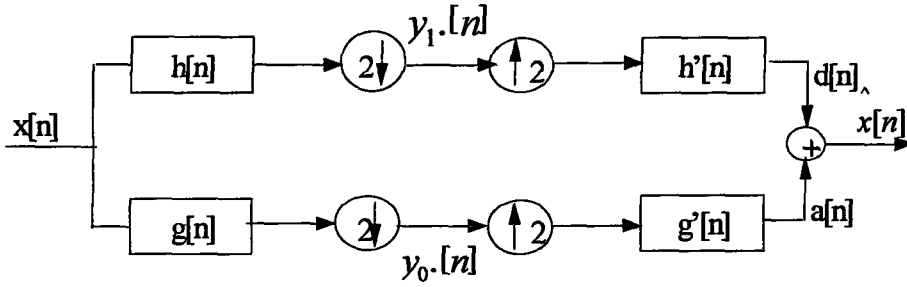
DWT, işareti farklı frekans bandlarında farklı çözünürlükte, kaba yaklaşım (coarse approximation) ve ayrıntı bilgisi (detail information) katsayılarına ayrıştırarak analiz eder. DWT, iki fonksiyon setinden oluşur : Ölçekleme fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonu. Bunlarda sırası ile alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelere tekabül ederler.

Orijinal $X[n]$ işareti, önce yüksek geçiren $g[n]$ ve alçak geçiren $h[n]$ süzgeçlerinden geçirilir daha sonra Nyquist' e göre örneklerin yarısı çıkartılır. Bundan sonra işaret iki ile alt-örneklenir, basitçe her iki örnekten birisi atılır. Bu işlem bir seviye ayrıştırılmayı oluşturur ve matematiksel Denklem 3.54' ve 3.55' te ifade edilmiştir.

$$y_{yüksek} = \sum_n X[n]g[2k - n] \quad (3.54)$$

$$y_{düşük} = \sum_n X[n]h[2k - n] \quad (3.55)$$

Burada $y_{yüksek}$ ve $y_{düşük}$, sırası ile yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerin çıkışlarının iki ile alt-örneklemeinden oluşur. Orijinal işaretle karşılaştırıldığında, örnek sayısı ile tüm işaret nitelendirildiğinden, bu ayrıştırma gerçekte zaman çözünürlüğünü yarıya indirir. Bununla birlikte, işaretin frekans bandı önceki frekans bandının yarısını taradığından bu işlem frekans çözünürlüğünü ikiye katlar. Yukarıdaki bu işlem alt band kodlama olarak ifade edilir ve Şekil 3.11' de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. Alt band kodlama algoritmasının şematik gösterimi

Burada ilginç olan, işlemi iyi bir biçimde gerçekleştirmek için ideal filtrelerin gerekmediğidir. Bunu yapmak için her ikisinin $g[n]$ ve $h[n]$ ile sırası ile filtrelenip 2 ile üst örneklenmesi gerekmektedir. Yeniden elde edilen $\hat{X}[n]$ işareti $X[n]$ ile tamamen özdeş değildir. Filtreler bazı özel sınırlamaları sağlamalıdır. Bu koşulları sağlayan filtreler mükemmel yeniden elde etme özelliğine sahiptir.

Yüksek ve alçak geçiren filtreler birbirinden bağımsız değildir ve bu ilişki Denklem 3.56'de verilmiştir.

$$g[L-1-n] = [-1]^n h[n] \quad (3.56)$$

Burada $g[n]$ yüksek-geçiren, $h[n]$ alçak-geçiren filtre ve L filtre uzunluğu (nokta sayısı cinsinden). Bu koşulu sağlayan süzgeçlere QMF (Quadrature Mirror Filters) denir. $X[n]$ işareti, filtrelenmiş ve 2 ile alt-örnekleilmiş $y_0[n]$ ve $y_1[n]$ 'den Denklem 3.57) de verildiği gibi kolayca yeniden elde edilebilir.

$$x[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} [y_0[k]g[2k-n] + y_1[k]h[2k-n]] \quad (3.57)$$

Yukarıdaki ayrıştırma işlemi tek taraflı yada iki taraflı olarak tekrar edilir. Gerçekte, düşük frekanslarda yüksek frekanslarda yüksek çözünürlük elde edebilmek için, sadece düşük band üzerinde işlemi tekrarlarız. Eğer $g[n]$ iyi bir yarı band alçak-geçiren filtre ise, $h[n]$ iyi bir yarı band yüksek-geçiren filtredir. O zaman, işlemi bir kez düşük band oluşturacaktır. Her bir işlemin tekrarı düşük bandın genişliğini yarıya indirirken frekans çözünürlüğünü iki katına çıkartır (Polikar, 1996).

3.2.4.4. Biyomedikal İşaret İşlemede Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağları ile hesaplama, yapay zeka tarihindeki en hızlı gelişen alanlardan birisidir. Çünkü sinir ağları giriş ve çıkış arasında non-lineer örüntüleri tanıması için eğitilebilir ve kompleks sorunları sayısal bilgisayarlardan daha hızlı çözebilirler. Yapay sinir ağlarının geniş uygulanabilirlik alanları ve kompleks ve nonlineer ilişkileri öğrenme yetenekleri onları biyomedikal mühendisliğinde ve özellikle de biyomedikal işaretlerin analizindeki sorunları çözmede cazip hale getirmiştir.

Yapay sinir ağları, sürekli konuşma tanımada ve sentezinde, örüntü tanımada (pattern recognition), gürültülü veriyi sınıflandırmada, nonlinear özellik algılamada ve diğer alanlarda önemli gelişmelere sahiptir. Yapısı gereği yapay sinir ağları, gerçek zamanda yüksek-hız paralel işaret işleme yeteneğine sahiptir. Geleneksel teknolojilere göre oldukça avantajlıdır; çünkü, algoritmik çözümü olmayan veyahut algoritmik çözümü bulunamayacak kadar kompleks problemleri çözebilirler. Yapay sinir ağları, kurallar yerine örnek tarafından eğitilir ve otomatik hale getirilir. Tıbbi teşhiste kullanılırken, insan yorgunluğu, duygusal durumlar gibi faktörlerden etkilenmezler. Hızlı tanımlama, şartları analiz etme ve gerçek zamanda teşhis etme yeteneğine sahiptirler.

Yapay sinir ağlarının en yaygın kullanılan mimarisi, geri-yayılım algoritması tarafından eğitilen çok katmanlı perceptron mimarisidir. Geri-yayılım algoritması ağın ortalama karesel hatasını minimum yapmaya çalışan bir gradient-decent algoritmasıdır. Gerçek uygulamalarda, ağ basit tek boyutlu bir sistem değildir ve hata eğrisi yuvarlak şekilli veya düzgün değildir. Bunun yerine oldukça kompleks olup tepe ve vadilerden oluşmuş çok boyutlu bir eğri şekline sahiptir.

Geri-yayılım ilk olarak P.Werbos tarafından 1974' te geliştirildi, Parker tarafından 1982' de yeniden keşfedildi ve daha sonra 1986' da Rummelhart tarafından popüler hale getirildi. Bu algoritmanın birçok değişik varyasyonları vardır. Bunlar özellikle hızını ve performansını arttırmak üzerine yapılan çalışmalardır

3.2.4.4.1. Kardiyolojide Yapay Sinir Ağları

İki boyutlu EKG kalp görüntülemesi için önemli bir tıbbi araçtır. Sol karıncığın iç ve dış sınırlarının belirlenmesi, kalbin değişik fonksiyonlarının nicel olarak ölçülmesi için çok faydalıdır. EKG görüntülerinde kalp yapılarının algılanması görüntülenen kısmın tanınması açısından da önemlidir. EKG işaretlerini yorumlamada yapay sinir ağlarının bir önemli yönü, sadece akla uygun gelmekle kalmayıp teşhis içinde anlam ifade etmekte olan parametreleri kullanmaktır.

Son yıllardaki bir çok araştırma- bu konular ve onların çözümünde yapay sinir ağlarının uygulaması üzerine yapılmıştır. Kalp kası hastalığı (Myocardial infarction) tanımlaması için bir çok çalışmada yapay sinir ağları kullanılmıştır. MI, Amerika' da ölümlere neden olan önde gelen kalp hastalıklarından birisidir. Şu anki teşhis için mevcut teknikler oldukça yeterlidir. Ancak o bölgenin tam nicel ağırlık ölçümü , derecesi ; hastalığın tam yerinin tespiti gibi kesin olumsuzluklardan rahatsızlık da duyulmaktadır.

3.2.4.4.2. Nörolojide Yapay Sinir Ağları

Yapay sinir ağları nöroloji de de kendine uygulama alanı bulmuştur. Özellikle hafıza da oluşan hastalıkların belirlenmesinde ve Parkinson ve Alzheimer gibi kolaylıkla tespit edilen hastalıklarda kullanılmaktadır. Her iki hastalıkta yok edici etkiler gösterip bunun sonucunda yaşamı bozucu etki yaparlar.

3.2.4.5. Biyomedikal İşaretlerde Kompleks, Ölçekleme Ve Fraktallar

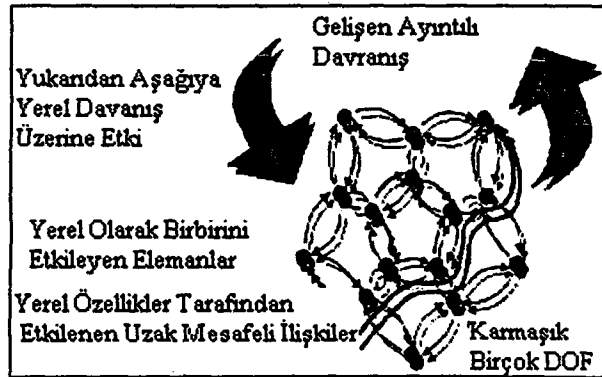
Kompleks formlar ve fonksiyonlar doğada çok sayıda bulunur. Özellikler biyolojide ve fizyolojide karşılaşmak mümkündür. Yükselmekte olan komplekslik bilimi, kompleks biyomedikal sistemlerin ayrıntılı davranışını analiz ve modellemek için güçlü araçları elinde tutmaktadır.

3.2.4.5.1. Kompleks Dinamikleri

Çok sayıdaki lokal alt-sistemin arasındaki zengin etkileşimler sayesinde çok kompleks uzaysal ve zamana ait davranışların üretildiği sistemlerin sınıfları vardır. Bir çok bağımsızlık derecesine sahip (karma sistemler) sistemlerle ilgili Komplekslik teorisi; uzaysal olarak genişlemiş (uzaya ve zamana ait bağımsızlık derecesi olan sistemler), ve lokal etmenlerin (bileşenlerin) arasındaki karşılıklı etkileşim yüzünden dağıtıcı ve nonlineerdir. Genellikle böyle sistemler, gelişmekte olan geniş çaplı davranışlar sergilerler. Bu, yalıtımda düşünülen basit bileşenlerinin mikroskobik karakteristiklerinden makroskobik karakterler ortaya çıkmaz anlamındadır. Lokal dinamiklerin karşılıklı etkileşiminden ayrıntılı davranış ortaya çıkar.

Komplekslik teorisi gücünü genellikle lokal elementlerin fiziksel özelliklerine bağlı olmayan kompleks dinamik sistemin davranışını tanımaktan çok, ayrıntılı biçimde gözlenebilir davranışları ortaklaşa (yardımlaşarak veya yarışarak) üretmek için birbirlerini nasıl etkilediklerini tanımaktan almaktadır. Bir kompleks dinamik sistemin lokal etmenleri genellikle (çok) basit kurallar sayesinde komşularıyla birbirini etkiler.

Lokal etmenlerin karşılıklı etkileşimi sayesinde oluşan, gelişmekte olan ayrıntılı organizasyon, merkezi kontrol biriminin aracılığı olmaksızın ortaya çıkar. Yani, kendi kendine bir organizasyon, kendiliğinden olan bir ayrıntılı düzen oluşumu vardır. Lokal elemanlar arasındaki uzun menzilli ilişkiler, bunun gibi modellerde açıkça tanımlanmaz ama lokal etkileşimler sayesinde ikna edilirler. Ayrıntılı organizasyon da makroskobik ve mikroskobik yapılar arasındaki geri beslemeyi sağlayan lokal elemanlar üzerine yukarı-aşağı etkisini kullanabilir (Forrest, 1990). Şekil 3.12' de kompleks bir dinamik sistem gösterilmiştir.



Şekil 3.12. Bir kompleks dinamik sistem (Onaral ve Cammarota, 2000)

3.2.4.5.1.1. Newton Matematiğinin Sınırlarını Aşmak

Lineerlik, doğal önceden bilme yeteneği Newton mekaniklerinin başarısında önemli bir faktördü. Eğer lineer bir sistemin küçük bir miktarı bozulursa sistem cevabı da orantılı olarak değişecektir. Non-lineer sistemlerde, sistemin küçük bir miktarı bozulursa, sistem cevabında ne küçük ne büyük ne osilasyon veya kaotik davranış olmayacaktı. Sistem cevabı, sistemin bozulduğu andaki durumuna bağlıdır. Doğanın çoğu non-lineer olduğundan, doğayı anlamaktaki başarının sırrı bu non-lineerliliği anlamakta yatmaktadır.

Lineer sistemlerde bulunan diğer özellik süperpozisyon özelliğidir. Süperpozisyon, bir bütünün parçalarının toplamına eşit olması anlamına gelmektedir. Bir lineer sistemin tüm özellikleri, onun her bir parçasının analizi sayesinde anlaşılabilir. Bu; basit lokal elemanlar arasındaki etkileşimin, kompleks gelişen ayrıntılı davranış üretebildiği kompleks sistemlerdeki bir durum değildir.

Komplekslik teorisi, sistemin onun en temel bileşenlerine ayrışması ile ayrıntılı davranışını açıklamaya çalışan, tamamen indirgemeci (reductionist) yaklaşıma karşı bütünü çelişkide durmaktadır. Böyle bir analizde, ortaya çıkarılmayacak lokal etkileşimler(ayrıntılı davranışı belirleyen) hakkında bilgi olası olduğundan, indirgemeci yaklaşım, kompleks sistemin davranışı hakkında ayrıntılı bilgi vermeyi garanti etmiyor. Mesela, bir tek karınca hakkındaki her şeyi bilmek, neden bir karınca kolonisinin savaş, çiftçilik ve değişen çevre şartlarına hızlıca uyum sağlama gibi yetenekleri hakkında bize hiçbir şey göstermez. Komplekslik teorisinin önerisi sisteme bir bütün olarak bakmak ve sadece azaltılamaz parçaların toplamı olarak bakmamaktır.

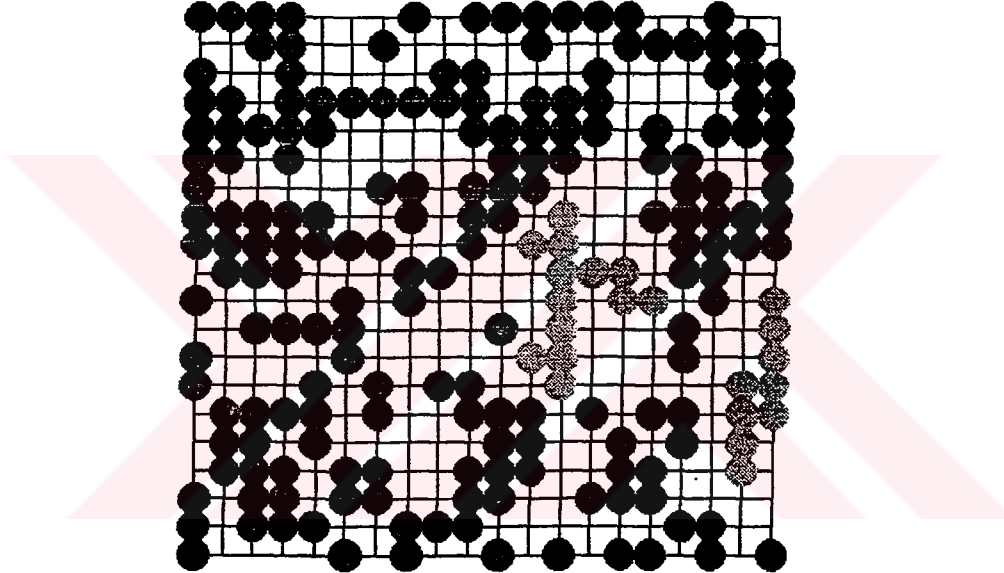
Komplekslik araştırması, etkileşimlerin simülasyonu için sayısal bilgisayarlara ihtiyaç duymaktadır. Kum tepelerini, depremleri, trafik seyrini, uydu haberleşme şebekelerini, evrimi, moleküler otokatalizi, orman yangınlarını ve tür etkileşimlerini (diğerleri arasında) modellemek için hücresel otomatikleştirme (kompleksliğin başlıca araçlarından biri) yapılmaktadır(Toffoli&Margoulis, 1987). Komplekslik, kaotik dinamikler (Devaney, 1992), kritik fenomen, faz geçişleri, yeniden normalize etme (Wilson, 1983), süzme (Stauffer&Aharony, 1992), sınır ağları (Harvey, 1994 ; Simpson, 1990), genetik algoritma (Goldberg, 1989) ve yapay yaşam (Langton, 1989) alanlarındaki gelişmeler üzerine ve bazı hallerde birlikte inşa edilmiştir.

3.2.4.5.1.2. Kritik Fenomen : Faz Geçişleri

Bu tartışmanın amacına göre, bir faz geçişi bir sistemin fiziksel ve/veya dinamik durumları arasındaki ani değişim olarak tanımlanabilir. En bilinen faz geçişleri maddelerin temel halleri arasındadır: katı, sıvı, gaz, ve plazma. Faz geçişleri ayrıca kristal yapıdaki veya manyetizma yapısındaki değişiklikler gibi maddedeki diğer değişiklikleri tanımlamak için kullanılır. Düzenliden(sabit-nokta ve limit-periyot kararlılığı) düzensizliğe(kaos) sistemlerin dinamiklerinde de faz geçişleri vardır. Maddenin durumunu belirlemek daima basit değildir. Bazen, gözlemenin ölçeği değiştirildiğinde (makroskobik ile mikroskobik karşılaştırılması) maddenin görülen hali değişir. Bir kritik nokta, düzen ve düzensizliğin tüm ölçeklerde birbirine karıştırıldığı anda olan özel bir faz geçiş durumudur (Wilson, 1983).

3.2.4.5.1.3. Faz Geçişleri İçin Bir Model

Bir süzme modeli, basit, düzenli geometrik bir çalışma çatisının kullanılması ve çatı üzerindeki elemanlar arasındaki basit etkileşim kurallarını yerleştirmeliyle oluşturulur. Bu modeller henüz fraktallar ve güç kuralları gibi ölçekleme kavramlarının kullanılmasıyla tanımlanabilen çok kompleks yapı ve ilişkilere bir kaynak teşkil etmiştir. Bir süzme modeli herhangi düzenli sonsuz n-boyutlu kafes üzerine yapılabilir (Stauffer & Ahrony, 1992). Kolaylık için, burada iki boyutlu sonlu kare örgü kullanılmıştır. Yer süzmesinde, örgüdeki her düğüm için iki durum söz konusudur, dolu veya boş. Kafesteki düğümler tek biçimli olasılık dağılım fonksiyonuna göre ve herhangi diğer düğümün durumundan bağımsız biçimde yerleştirilirler. Düğümün dolu olma olasılığı p (boş olma olasılığı $1-p$ olur) dir. Örgü üzerindeki komşu düğümler küme oluşturmak için birlikte bağılırlar. Şekil 3.14 de bir süzme ağı gösterilmiştir.



Şekil 3.13. Bir süzme ağı (Onaral ve Cammarota, 2000)

Kafesteki düğümler arasındaki bağlantılar kümeleri temsil eder. Küme ile birleşmiş her şey kümeye ait herhangi bir düğüme gidebilir (akış). Süzme, suyun gözenekli ortamdan akış kabiliyetini tanımlayabilir. Örgüdeki yerleşme olasılığı artarken, süzme ağının kümeleri lokal ilişkisizlikten geniş çaplı ilgisizliğe gelişir (Feder, 1988). Kritik yerleşme olasılığında, tüm kafesi dolaşan bir küme ortaya çıkar. Süzmenin ağının, dolu düğümlerin düzen, boş düğümlerin düzensizlik konusunu temsil ettiğinin görülmesi ile böyle bir fenomenin faz geçişleri olarak tanımlaması için nasıl kullanılabildiğini görmek koladır. Süzme ağları, manyetizmayı, orman yangınlarını, ve hücre zarlarındaki iyon kanallarının geçirgenliğini modellemek için kullanılmaktadır.

3.2.4.5.1.4. Kendinden Organizeli Kritiklik

Kendinden organizeli kritiklik, kompleksliğin olası başlıca kavramı olarak tanıtıldı (Bak&Chen, 1991). Kendinden organizeli kritik sistemlerin sınıfı, uzaysal olarak genişlemiştir, bir çok parçadan oluşmuştur ve bir çok lokal olarak bir birini etkileyen

bağımsızlık derecesi (degree of freedom, DOF) ile dağıtıcı özelliği göstermektedir. Bu sistemler doğal olarak kritik durum yönünde değişim (mesela,ısı veya basınç gibi belirgin ayarlama parametreleri yoktur) yeteneğine sahiptir.

Kendinden organizeli kritiklik en iyi biçimde bir kum yığını ile açıklanabilir. Düzgün bir levha ile başlayın. İlk olarak bir kum parçacığı ilave edin. Tepecik kritikliğe ulaşıncaya kadar büyümeye devam edecektir. Bu kritiklik ancak kum tanecikleri arasındaki lokal etkileşime bağlıdır. Lokal eğim, diğer kum parçacığı ilave edildiğinde ne olacağını belirler. Eğer lokal eğim kritikliğin altında ise (düzse), yeni bir kum parçacığı bulunduğu anda lokal eğim artacaktır. Eğer lokal eğim kritikliğe ulaştıysa yeni bir kum parçacığının ilavesi eğimi kritikliğin ötesine geçirip çökmesine neden olur. Kum taneciklerinin çökmesi ile bitişik alanlara yayılır. Eğer bu alanlar kritik bölgede ise, eğimli lokal bölgeler kritik bölgenin altına düşene kadar çığ devam edecektir. Uzun-menzilli ilişkiler (kum yığınının boyunca) lokal elemanların karşılıklı etkileşiminden ortaya çıkabilirler. Büyük çığlar azken, küçük çığlar yaygındır. Çığ oluşumunun frekansına karşı çizilmiş çığın büyüklüğü (ve süresi) bir güç kanunu ile tanımlanabilir (Bak ve arkadaşları, 1988). Kum yığını, kendine ait kritikliği araştırır. Kum yığınındaki eğim en büyük çığ olsa bile sabit kalacaktır. Bu aynı güç kuralları trafik seyirinde, depremlerde, ve diğer bir çok kompleks fenomende incelenmiştir.

3.2.4.5.1.5. Kaosun Sınırdaki Dinamikler

Sistemlerin dinamikleri birkaç kategoriye ayrılabilir. *Sabit nokta kararlılığı* gösteren dinamik sistemler bozulduktan sonra kendi ilk durumlarına geri döneceklerdir. Durumun periyodik değişimi, *limit periyot kararlılığı* gösteren bir sistemden meydana gelecektir. Kararlı bölgelere ulaşmadan evvel bu sistemlerin ikisi de bir süreksizlik durum değişimi gösterebilir. Dinamik sistemler ayrıca *kaotik* davranış ta gösterirler. Kaotik davranış ile birlikte durumların değişimi, aperiodyk, iyi sınırlanmış ve başlangıç koşullarına çok hassas ve gürlütye benzer fakat tamamen deterministiktir (Tsonis&Tsonis, 1989).

Çok düzenli ve çok düzensiz dinamikler arasındaki kritiklikten *kaos sınırı* olarak söz edilmektedir (Langton, 1990). Bu kritiklik, çok düzenli sistemin katı ve çok düzensiz sistemin sıvı olarak düşünülebildiği maddenin durumları arasındaki faz süreksizliğine benzer.

Kaos sınırı, düzen ve kaos arasındaki kritik sınırdır. Eğer sistem dinamikleri durgunsa(sabit-nokta kararlılığı, çok düzenli sistem), değişim için bir mekanizma yoktur. Yeni durumlar sisteme kodlanamayacağından, sistem uyarlanamaz ve gelişemez. Eğer sistem dinamikleri kaotikse(çok düzensiz), sistem bir sabit akış içindedir, ve hafıza, öğrenme, uyarılama(bazı ana özellikleri hayatla ilgili) yoktur. Sistemler, sabit nokta veya limit-periyot davranışına geçmeden önce durumların değişiminde süreksizlikler gösterebilir. Bir kompleks sistemin dinamikleri kaos sınırı bölgesine girerken, bu geçişin boyu çabucak büyür. “Süreksizliğin” boyunun sonsuz olduğu yer kaotik bölgedir. Kaos sınırında(dinamik faz süreksizliği), uzay ve zamanda keyfi olarak uzun ilişki boylarının belirmesi yüzünden karakteristik ölçek yoktur (Langton, 1990). Per Bak kum yığınındaki kendinden organizeli kritiklik, kaos sınırında olan sisteme bir örnektir. Bu bölge içinde karakteristik uzay veya zaman ölçeği yoktur. Kumun tepeye ilave edilen tek parçası iki kum parçasından oluşan bir çığa neden olabilir, veya tüm kum yığını yüzeyini etkileyen bir çığa neden olabilirdi.

3.2.4.5.2. Ölçekleme Teorisine Giriş

Komplekslik teorisinin daha önce yükselmesi, ölçekler arası sistematik bir ilişkinin varlığını ana bilim dallarının aklına getirmemiştir. Sonuç olarak doğal yapılar ve dinamikler çok düzensiz ve kompleks ve kötü formasyonları yüzünden reddedilmiş, kontrol edilmesi zor gürültüye sahip olduklarından yaygın olarak düşünülmemiştir. Ölçekleme kavramlarının gelişi (Mandelbrot, 1983), uzaysal veya zamana ait ölçeklerin önemli bir sayısı üzerinde devam eden dikkate değer aşamalı bir düzeni ortaya çıkardı.

Ölçek-sabit simetrilerinden yararlanan ölçekleme teorileri bir çok doğal geniş band (çok ölçekli) fenomeni tarafından gösterildi. Kendinden organizeli kritiklik teorisine göre, bu ölçekleme düzeni, uzay ve zaman ölçekleri üzerindeki geniş bir alan üzerinde enerjii dağıtırken, bir kritik duruma doğru doğal olarak değişen kompleks sistemler için organizasyonun doğasını tanımlayan açılma (sıkıştırma) simetrilerinin ortaya konmasıdır. Uzun süre gözden kaçan bu simetri, çeviri ve/veya dönme altında çoğunlukla sabitlerin yerine geçme temeline dayalı yaklaşımlar içeren, matematik modelleme kavramları repertuarı için şimdi ekleniyor.

Farklı ölçekler üzerinde basit kurallar biçiminde ölçekleme bilgisini yakalamaya çalışan metotlar birçok bilimsel alanda aktif şekilde geliştirilmişlerdir (Barnsley, 1993). Mühendisler; çok ölçekli sistem teorisi (Basseville ve arkadaşları, 1992), çok oranlı ve çok çözünürlüklü işaret işleme (Akansu&Hadad, 1992; Vaidyanathan, 1993), altband kodlama, dalgacıklar, ve filtre bankacıkları (Meyer, 1993), ve fraktal sıkıştırma (Barnsley&Hurd, 1993) yöntemlerinin araştırılmasıyla birlikte fonksiyonların ve formların özelliğini ölçekleme ile kopyasını alıyorlar.

Bu ortaya çıkan araçlar, eski verileri yeniden incelemek ve birçok ayrışmamış ters problemlerin kökündeki sorunları yeniden formüle etmek için mühendislere güç vermiştir. Onlar ayrıca verilen bir fiziksel (uzaysal) ortam ile teşhise dayalı sahalarda çalışan bilim adamlarının başlıca kaygılarını ortaya çıkaran gözlenen dinamik (geçici) davranış arasında neden-sonuç ilişkilerini kurmak için olanaklar önermişlerdir.

3.2.4.5.2.1. Fraktal Başlangıçları

En geniş anlamda fraktal isim veya sıfatı, uzayda veya zaman büyütmesinde yeni detaylar ortaya çıkaran fiziksel nesnelere veya dinamik işlemleri ifade etmektedir. Gerçekten fraktal obje veya işlemlerin en önemli yanı zaman veya uzaydaki ölçek karakteristiklerinin eksikliğidir. Doğadaki bir çok yapı sonlu bir alan üzerinde geniş bantlıdır. Genellikle art arda yapılarıdaki uzaysal zamana ait bir hiyerarşiden ibaret ölçekleme fraktalları çoğu kez daha iyi ölçeklerdeki örüntülerin yinelenen kopyaları sayesinde yapılır. Eğer kopyalama kuralı, ölçek sabitini varlığın her yerinde koruyorsa böyle fraktallar kesin veya istatistiksel anlamda *kendine-benzer* olarak tanınır.

Fraktalların önde gelen özellikleri, enerji, uzay veya gayri menkul her ne ise yapıyı kaynakların tasarrufu ile denk yapmaktır. Neredeyse sonsuz ağı, sonlu uzaya uydurmak bunlardan sadece bir başarısıdır. Bu tip fraktallar, ilave "hata toleransı" [West,

1990]özelliğine sahip fizyolojide, bronş örüntülerinin dallanmasında, kalp damarları ağacında ve sinir dokusunda (West ve Goldberger, 1987) yaygındır.

Fraktal kavramının destekleyicileri tarafından yapılan renkli tanıtım kampanyaları sayesinde arttırılan beklentilere rağmen fraktalları doğadaki inip çıkmalar ve ölçkleme şekilleri analizinde yalnızca başlangıç yaklaşımı olarak görmek tavsiye edilebilir. Fraktal kavramları genellikle, gösterişsiz fenomen bilimi seviyesinde belli başlı temel işlemlerin tam özelliğini ortaya çıkarmak için tanımlayıcıdır. Onlar bu konuda, her türlü özel ortak, birleşmiş veya ayrılmış defalarca tekrarlanmış fraktal nesneyi ortaya çıkaran mekanizmanın kesin kanıtını sunmuyorlar.

Fraktal kavramlarına neden olan güç kısıtlamalar mantığı getirişinde, bozukluklar, hünerler, enerji duvarları, artık hafıza, tersinmezlik veya herhangi diğer uygun birleşen veya etkileşen serbest rasgele davranışı engelleyen mekanizmaların neden olduğu hareketin asimetrik biçimde olup olmamasında bulunmaktadır. Daha önce tartışıldığı gibi kendiliğinden olan veya zorunlu organizasyon ve rasgele davranışlardan ortaya çıkan uyumlar ve ilişkilerde ki ardından gelen açılma fiziksel dünyanın her yerinde yaygın düzensiz yapılardan muhtemelen sorumludur.

Daha önemlisi, büyüyen bir araç olarak fraktal kavramlarının çok yönlülüğü, ölçek hiyerarşileri ve/veya ölçek sabitlerini kolaylıkla açıklamak için kesin veya istatistiksel anlamda araştırılır. Bir ölçek mikroskobunun rolünde, tüm önemli ölçeklere ilişkin olarak bir çok yapısal ve şimdiye kadar anormal veya çözülmez zannedilen dinamik problemler için yeni bir bakış öneriyorlar.

3.2.4.5.2.2. Matematiksel Ve Doğal Fraktallar

Matematik tarihi, Öklit boyut kavramlarına karşı gelen tekrarlanan tarzdaki “anlamsız (pathologic)” yapılarla doludur.

Bu matematiksel çıkartımları doğal fraktallar ile birleştiren bu özellik, Öklit tanımından farklı kesirli veya tam sayı boyutludur. Basitçe ifade edildiği gibi, bir kesirli boyut, Öklit geometrisi anlamında iki tam sayı boyut arasındaki bir objeyi gösterir. Bu en iyi şekilde, Hausdorff- Besicovith türevindeki (Feder, 1988) kritik boyutla gösterilmiştir. Ne zaman bu boyut fikri ileri sürülse ve boyut bir tam sayı değere ulaşırsa, uzay-dolma eğrisi, basınç dolma düzlemi vb. karşı sezi gerçekleri ile yüzleştirilir. Bu objeler, bronş dallanmaları kan damarları, beyin zarının karmakarışık açılıp kapanması ile başarılı neredeyse sonsuz ağlar ile gerçek ölçkleme özelliklerini paylaşmak için kolayca görülebilir.

Fraktal boyutun hesaplanması, halen geliştirilen bilinmeyen sinyallerin analizi için kullanılan algoritmaların bir parçasıdır. Fraktal boyutun ölçümü yapılırken objenin işgal ettiği düzlemin miktarı bir çok farklı ölçek altında gözlenmektedir.

Ölçkleme düşüncesinin gelişi ile ortaya çıkan denemeye değer bir sonuç, böyle yapıları, basit “ölçkleme” veya “boyut” ölçümlerine göre tanımlama yeteneğidir. Bundan, maksimum tasarruf (veya minimum sayı) veya parametreye sahip modelleri meydana getirmek için basit tekrarlayıcı kurallar ortaya çıkabilir (Barnsley, 1993). Bu prensip geniş

bilgiyi saklamak için kompleks şekiller veya formlar oluşturmaya ihtiyaç duyan doğa tarafından benimsenen kodlamanın temelini oluşturduğu kabul edilir

3.2.4.5.2.3. Fraktal Ölçümleri

Bir fraktalın teşhisinde kullanılan en yaygın ölçüm tüm fraktal objeleri ailesini içine alan şiddetli tanımlamalardan kendisini kurtarmış, fraktalların gerçek anlamında temel fraktal boyutudur. Uygun ölçüm seçimindeki yol gösterme faktörü, en fraktal objelerin kendi-benzerlik ölçeğini tanımlar. Diğer bir deyişle bir güç faktörü veya gözlenen bağımlı nicelik V de ki değişimi, bağımsız değişken x e $V(x) \approx x^{\delta}$ (Falconer, 1990) ile birleştiren δ ölçekleme üssü formunda açıklanan bir ölçüm ile tanımlanabilir. Burada $\delta = \log V(x) / \log x$ olur. δ fraktal anlamda ölçekleme üssüdür ve kesirli değer alabilir. Son analizde, en fazla ölçekleme ilişkileri ölçekleme özelliğinin analizine ilişkin bağımsız değişkene bağlı bazı logaritmik formların içine atılabilir, daha sonra da logaritmik ölçek üzerinde açıklanabilir. Bu gözlem temelinde dayalı bir kaç boyut formülü geliştirilmiştir, ve ayrıntılı derlemeler şimdi mevcuttur (Falconer, 1990; Feder, 1988).

3.2.4.6. Gelecekteki Yöntemler : Biyomedikal İşaret İşleme Ve Ağ Yapılı Çoklu Ortam Haberleşmeleri

Uzun süre beklenen “bilgi çağı” ağ alt yapılı haberleşmeler ve çoklu ortam işaret işleme kesiti içinde şekil almaktadır. Ortaya çıkan teknolojiler, geleneksel uzay ve zaman kavramlarına karşı gelinmesiyle, yaygın ve esaslı bir biçimde yaşamımızın tüm yüzlerini etkileyeceğini önceden haber veriyor (Mayo, 1992). Yüzyıllardır, fiziksel yer kısıtlamaları klasik hasta bakım servisleri ve olanaklarının ortaya çıkmasına öncülük etmektedir. Bilginin karayolu ile insanlara ulaştırılması bırakılırken ve neticede dünyanın kablolu veya kablosuz haberleşme kanalları üzerinden irtibatlaşması ile sağlık bakım hizmetini ulaştırmada öne çıkan yeni çağda, yani, uzaktan görüntüleme, teşhis ve müdahale çağı için daha yakın bir duruma gelmiş oluyoruz.

İleriye bakan tıp endüstrileri, araştırma ve geliştirmede ortaya çıkan teknolojilerden yararlanmak için çaba göstermektedirler. Bilhassa tıp kurumları olması yakın esaslı değişikliğin gücünün değişimini farketmektedirler. Bir kaç hastane çok gelişmiş sağlık bakım hizmetlerinin temellerini teşkil edecek yeni haberleşme ve etkileşim ortamı potansiyellerinin gücünü denemek için pilot projeler üzerine çalışmaktadır. Sağlık bakım idarecileri arasında, kurum görevlerinin beceriklilik ve etkinliğinin, gelecek bin yıl içinde uygulanabilirliğine karar verecek yeni tıbbi yaşam biçimini tamamen benimsemek için anlaşma vardır.

Çoklu ortam haberleşmeleri henüz başlangıçta olmasına rağmen, son gelişmeler parlak bir geleceği haber vermektedir. Çoğu kimse çoklu ortam ağ yapısının gerçekleşmesinde sayısal işaret işleme ve geliştirmeye şükranlık duyması gerektiğinde hemfikirdir. Az sayıdaki bileşenler ile algoritmaları gerçekleştirme eğilimleri, işlem fonksiyonunu artırırken donanımın kompleksliğini azaltmaya öncülük etmektedir (Andrews, 1994). Özel sayısal işaret işlemcileri ve video yonga kümelerinden (chipset) görüntülü telefonlara ve çoklu ortam bağlantılarına kadar uzanan çoklu ortam yazılım ve donanımı üreten çok geniş ve hareketli olan endüstri, sayısal işaret işlemenin nasıl olduğunu bildiğine aşırı derecede güvenmektedir.

Teletıp, mesafe hasta ve doktorları birbirinden ayırdığı zaman sağlık bakım hizmetleri sağlamak maksadıyla elektronik bilgi ve iletişim teknolojilerinin kullanılmasıdır. Bilişim ve haberleşme teknolojilerinde maliyetlerin düşmesiyle birlikte fiyatların ucuzlaması ve bu teknolojilerin kullanılmasındaki meydana gelen kolaylıklar, toplumun büyük bir kısmının kolayca erişebilmesi, teletıp uygulamalarının gelişmesini sağlamıştır.

Genel sayısal işaret işleme durumundaki gibi, biyomedikal işaret işlemenin teletıp alanında da önemli rol oynaması bekleniyor. Daha önceki bölümlerde, hayati sinyallerden bilgiyi elde etme kabiliyetimizde daha önemli ilerleme vadeden biyomedikal işaret analizlerinde ortaya çıkan metotlar tanıtılmıştır. Bu son bölüm (biyomedikal işaretler diğer hasta bilgisi ile bütünleştiğinde ve ağ yapılı çoklu ortam üzerinden iletildiğinde), önemli haberleşme teknolojilerindeki eğilimin incelenmesi, yani halka açık anahtarlamalı ağ protokolü, optik teknolojiyi, kablosuz haberleşmeyi, ve günümüzdeki durumun incelenmesi ile geleceğe kısa bir bakış sağlayacaktır.

3.2.4.6.1. Halka Açık Anahtarlamalı Ağ Ve ATM

Halka açık anahtarlamalı ağ zaten ağ yapılı çoklu ortam haberleşmelerinin geniş bir dizisine yer verebilir. Asenkron transfer biçimi (Asenkron Transfer Mode) gibi yeni standartların tanıtımı, bir yeni haberleşme hizmetleri dizisini kullanmak için ağı geliştireceği güçlü bir belirtidir.

ATM, ortam bağlantılarını kullanan, anahtarlamalı ağ temeline dayanan bir teknolojidir (ATM Networking, 1994). Kullanıcılar arasındaki her bağlantı bir yol veya anahtardaki tümleşik devreler serileri sayesinde gerçek bir kanalın ayarlanması ile fiziksel olarak kurulur. Geleneksel paylaşılmış ortam ağlarında, bağlantılar bilgilerin hedefleri kendilerine etiketlenmiş paketlere ayrılarak yapılır, bu paketler hedeflerine ulaşmaya kadar band genişliğini paylaşırlar. Anahtarlamalı ağlarda, band genişliğini paylaşma yerine, her bağlantı kendi yoluna sahip olduğundan paralel şekilde çalışabilir. Bu yaklaşım, video konferansı gibi, ağ üzerinde yoğun uygulamalar çalışan kullanıcıların sayısı artmasına rağmen, cevap zamanının azalmasını önler. Bu yüzden, ATM ağ üzerindeki tüm kullanıcılara, özellikle paylaşılmış ortam ağlarında şiddetli cevap zamanı azalmasıyla karşılaşan, gerçek zamanlı ağ yapılı ortam uygulamalarında sürekli yüksek performans önermektedir. Ayrıca ATM standartları, hem yerel alan ağları (Local Area Network) hem de geniş alan ağları (Wide Area Network) için aynıdır.

Çoklu ortam haberleşmeleri temelli ATM üzerine kurulu küçük ölçekli deneyler bir kaç tıp merkezinde zaten başlatılmıştı. İlk örnekler, doktor ve çalışanların hastanenin her yerinden, ATM anahtarlamalı ağ üzerinden, uzaktan çalışabilen göğüs x-ışınları, BT (Bilgisayarlı Tomografi) alıştırmaları ve MRI (Magnetic Rezonans Imaging) görüntüsü alınabilecek bölümleri içermektedir. ATM, LAN ve WAN' lardan oluştuğundan, kurumların birlikte çalışması, gelecekte aynı bilgiye ulaştırabilecektir. Benzer hasta çoklu ortam bilgi paylaşımı gayretleri, tüm hayati bilgileri tümleştiren, fizyolojik işaretler ve sesler, görüntüler ve video ve hasta verisi ve onları uzaktan mevcut yapabilme özelliğini içermektedir. Son bazı deneylerde tıbbi konferans gibi, erişim gerçek zamanlı olarak başarılmıştır, ve bu nedenle uzaktan teşhis mümkün olmaktadır.

3.2.4.6.2. Kablosuz Haberleşme

Haberleşme endüstrisinin en hızlı gelişen sektörü kablosuz haberleşmedir (Wittman, 1994). Kablosuz ağ teknolojisi kişisel haberleşme ağları (Personal Communication Network), geniş alana yayılmış performans ilerlemeleri ve ilk standartların yeni kısımları ile hızlı şekilde en iyi noktaya geliyor. Cep boyutundaki taşınabilir “akıllı” cihazlar, kablolu bağlantının getirdiği kısıtlamalardan ağ yapılı ortama geçerek kablosuz haberleşme sistemleri ile birleştirildi. Bu teknoloji, uzun süreli müşahedesi ve zamanında müdahale için biyomedikal işaret işleme tekniklerine gereksinim duyan, ayakta tedavi edilen hastaların serbest bırakılması için gerekli potansiyeli elinde tuttuğu için bu yöndeki gelişmeler sağlık ile ilgili kurumlarca yakından izlenmektedir. Fizyolojik çoklu ortam bilgisi için tıp personelinin kablosuz ve karşılıklı etkileşimli erişiminin, gelecekteki sağlık bakım ulaştırma sistemlerinin başlıca konusu olacağından kuşku duyulmamaktadır.

3.2.4.6.3. Optik İletişim

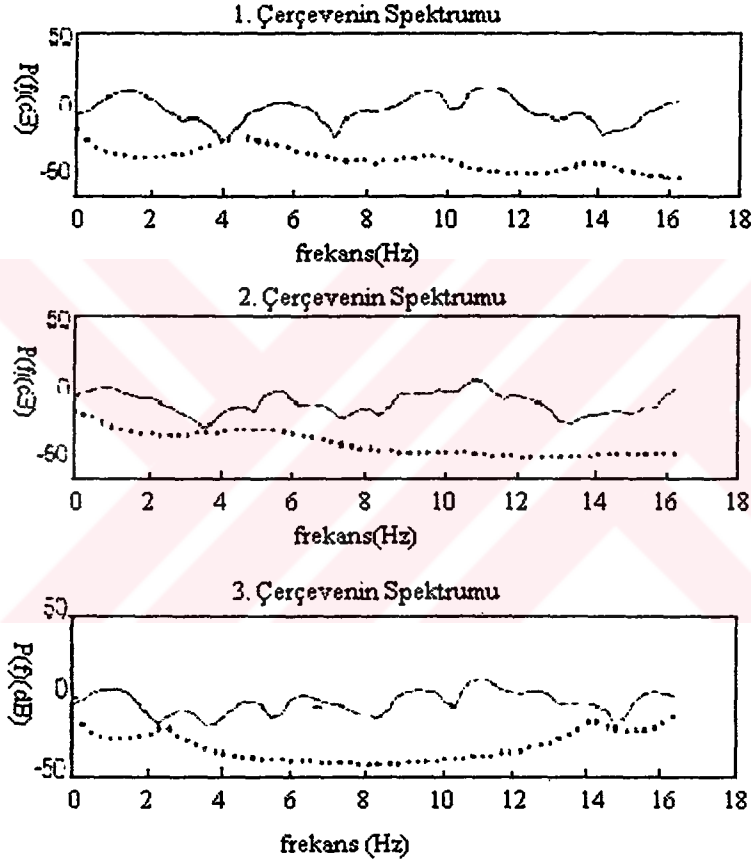
Yüksek band genişliğine sahip çoklu ortam uygulamalarının geniş alanını destekleme yeteneğine sahip bir teknolojiyi içerir. Şu anki uygulamada *elektro-optik* olarak gösterilen karışım teknolojisinde çağdaş bir rol oynamaktadır. Fiber optikler uzun mesafeli hatlardan merkezi anahtarlama görevi gören lokal bağlantıları sağlamaya yarayan deniz altı kablolarına kadar işaretlerin iletiminde geniş bir alanda kullanılmaktadır. Optik iletişimdeki eğilim çalışmaları işaretlerin iletimi ile sınırlı olmaktan çıkarıp lojik işlemler üzerine yönelmiştir. Işık dalgası kullanan lojik elemanlardaki son gelişmeler, paralel çalışmaya gerek duyan, çoğu biyomedikal işaret işleme uygulamalarında, optik bilgisayarların elektronik olanlara göre daha arzu edilen karakteristikler gösterebileceği izlenimini vermektedir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Klasik ve modern olmak üzere tüm analiz yöntemlerine ilişkin elde edilen sonuçlar karşılaştırılması yapılarak gösterilmiştir.

4.1 Blackman-Tukey, Burg Ve AR Yöntemi Karşılaştırması

Şekil 4.1 de 3 yaşındaki bir çocuktan alınmış epileptik EEG işareti ve ona ait periodogram ve Burg algoritması kullanılarak elde edilen AR spektrumunun Matlab yazılımı ile elde edilmiş sonuçları görülmektedir.

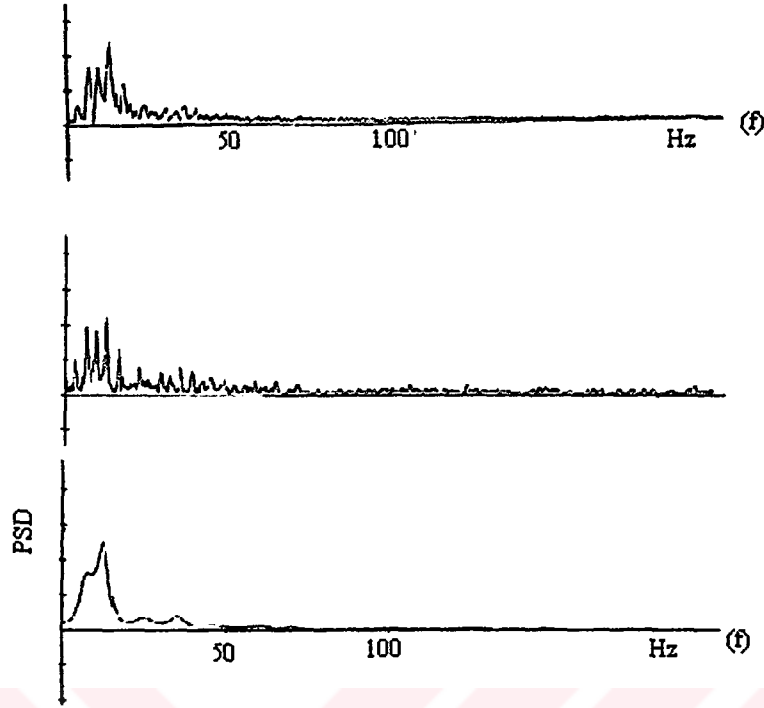


-Periodogram
..AR

Şekil 4.1. 3 yaşındaki bir çocuktan alınmış epileptik EEG işaretine ait Periodogram ve AR(p=10) spektrumu (Başa, 1996)

Şekil 4.1' de 3 yaşındaki epileptik bir hastadan alınan EEG işareti ile Periodogram ve AR spektrumlarının çerçevelerinin karşılaştırılması yapılmıştır.

Şekil 4.2' de EMG PSD nin birkaç tahmin metoduna göre alınan sonuçları gösterilmiştir

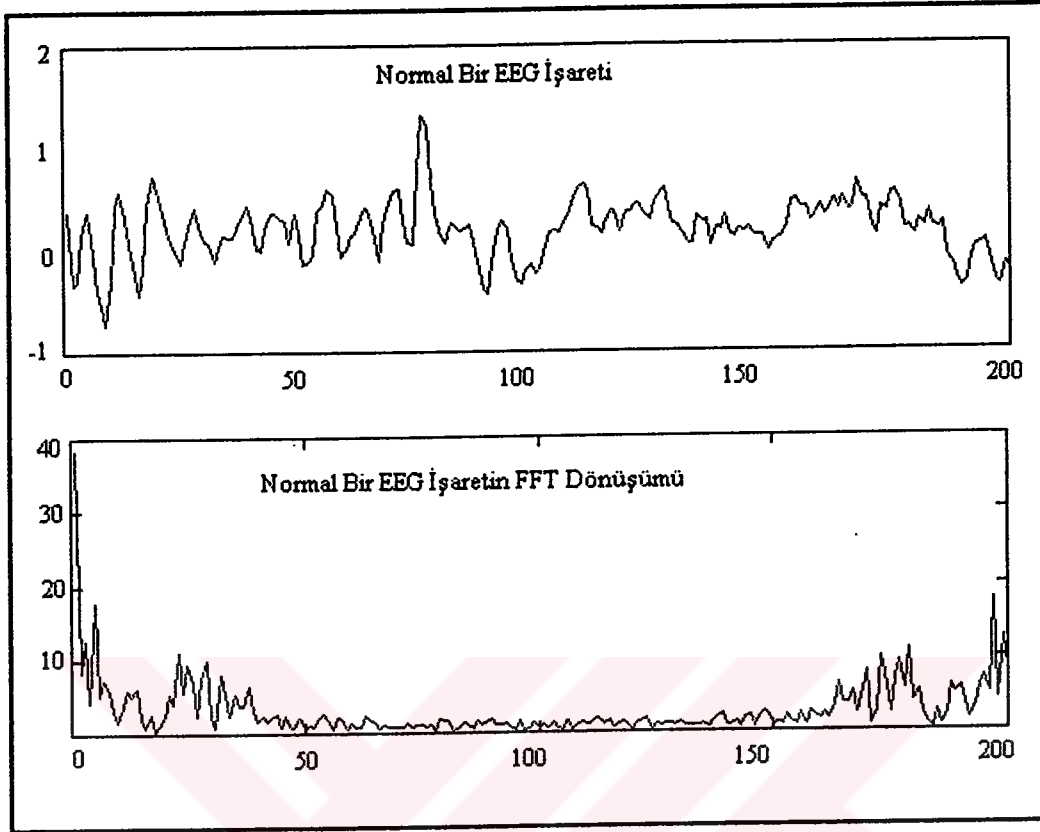


Şekil 4.2. Yüzeyden alınan EMG PSD işareti.En üstteki işaret Blackman-Tukey, ortadaki işaret Periyodogram alttaki işaret ise AR model ($p= 40$) kullanılarak elde edilmiştir (Cohen, 2000)

4.2. FFT-STFT Karşılaştırmaları

Bilgisayara kaydedilen EEG işaretleri genliği volt kademesinde olup bu bölüm boyunca, genlik ile ifade edilen birim volt birimidir. İlk önce Labview Programlama dili ile EEG işaretlerine Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) uygulanmış frekans spektrumu elde edilmiştir. Şekil 4.3 bu işlem sonucunda sadece EEG işaretlerinde mevcut olan frekans spektrumu gözlenebilmiştir. Bu yöntemle yüksek bir frekans çözünürlüğü elde edilmez ve ayrıca elde edilen spektral bileşenlerin nerede oluştuğunu söyleyemez. Kısaca zamana göre frekansı değişen sinyallerde bu yöntem iyi sonuçlar vermez.

Beynin aktivitesini gösteren EEG (Elektroencephalograph) işaretleri durağan olmayan bir yapıya sahiptirler ve bazı durumlarda istenilen özel spektrum bileşenleri her hangi bir anda ortaya çıkabilir. Örneğin beynin şiddetli bir ışığın aniden yanmasına tepkisi, veya bazı patolojik bilgilerin bir anda oluşabilmesi gibi. Bu gibi durumlarda zaman-frekans analizi daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlar. Durağan olmayan sinyallerin analizinde sinyalin belirli bir kesimini durağan kabul ederek inceleme yapabiliriz. STFT (Short-Time Fourier Transform) yöntemi Fourier dönüşümünün pencerelemiş versiyonu olup bu yöntemde pencere fonksiyonu seçilir ve bu pencerenin genişliği analiz edilecek sinyaldeki durağanlığın geçerli olduğu segmente eşit olmalıdır. Bu yöntem sinyaldeki mevcut frekans bileşenlerinin yanında bu bileşenlerin hangi zamanda olduğunu gösterebilmektedir. Bu yöntemle göre normal bir EEG sinyalinin analizi, önce geniş pencereleme ile daha sonra ise dar pencereleme yöntemi ile gösterilmiştir.



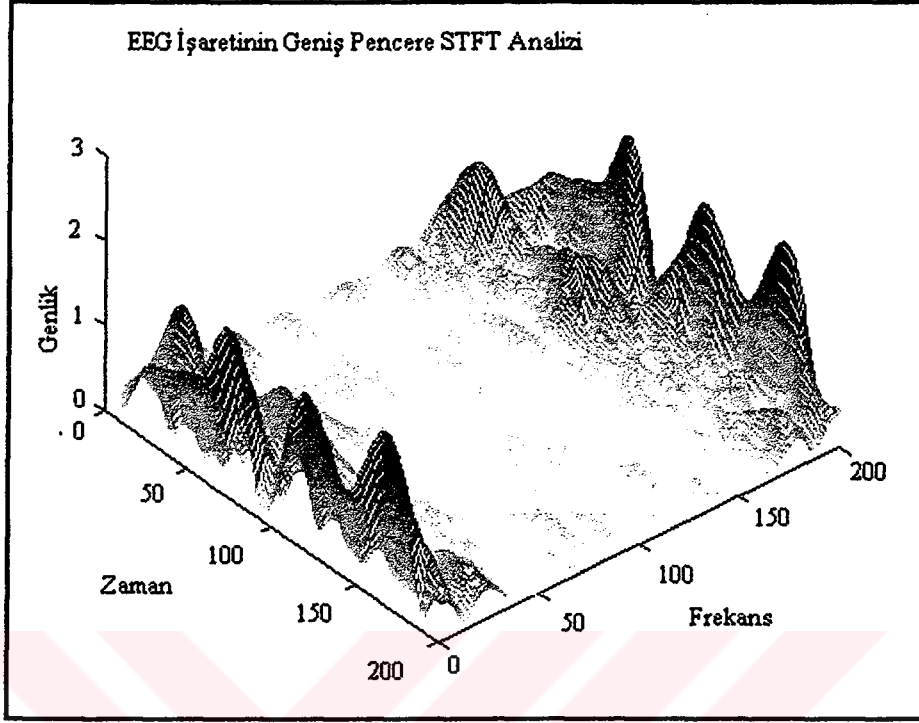
Şekil 4.3. Normal bir EEG işaretinin Hızlı Fourier (FFT) Dönüşümü (Güneş, 1999)

Şayet STFT de seçilen pencere genişliği sinyalin uzunluğunu geçerse o zaman sinyalin Fourier dönüşümünü almış oluruz, yani mükemmel bir frekans çözünürlüğü ve hiç olmayan zaman bilgisi elde edilir. Durağanlığın elde edilebilmesi için pencerenin daraltılması gerekmektedir.

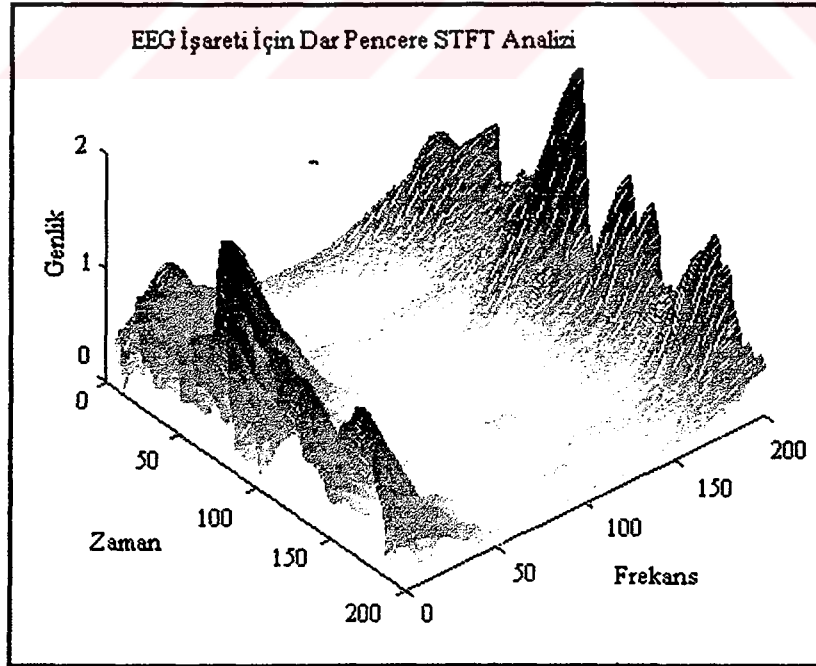
Şekil 4.4 ve 4.5 te gerçek EEG işareti için Hanning Geniş ve Dar Pencerelemleri kullanılarak elde edilen STFT analizi sonuçları gösterilmiştir.

Şekil 4.4' te ki geniş pencere STFT gösterimi için pencere genişliği 41 birim olarak alınmıştır. Şekilden görüldüğü gibi zaman çözünürlüğü zayıftır. Daha dar pencereleme işlemi işlemleri aynı EEG işareti için Şekil 4.5 te gösterilmiştir

Şekil 4.5' te normal bir insandan alınan EEG işaretine Hanning penceresi ile mutlak değer alınarak zaman-frekans gösterimi elde edilmiştir. Bu gösterimde pencere genişliği 11 birim olarak alınmış, frekans ekseninde görüldüğü gibi simetrik olup bu simetriklik FT de olduğu gibi negatif frekanslardan kaynaklanmıştır. Bu analiz, Şekil 4.4 ile kıyaslanacak olursa Şekil 4.5' te zaman çözünürlüğü iyileşmekte olup frekans çözünürlüğü zayıflamaktadır



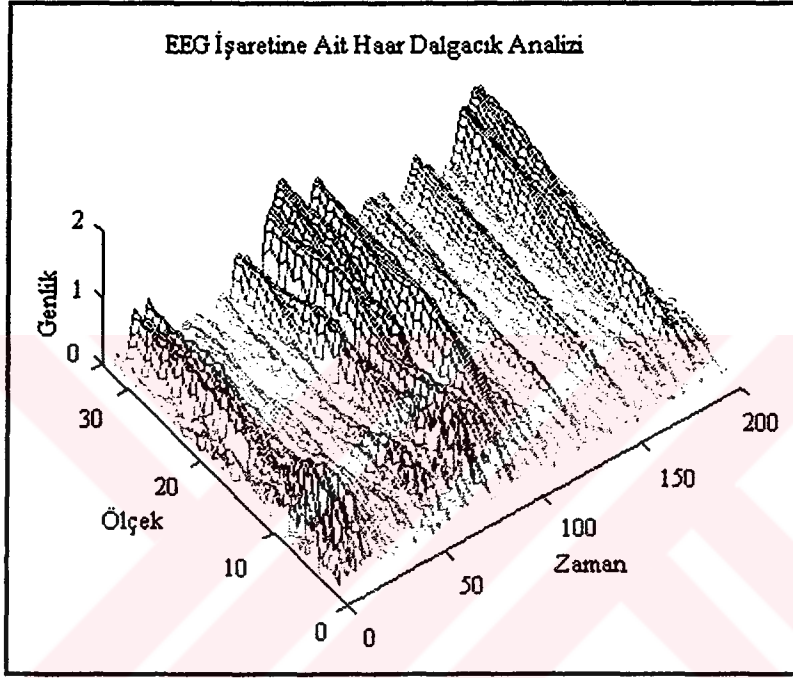
Şekil 4.4. Hanning Geniş pencere ile EEG işaretinin STFT üç boyutlu gösterimi (Güneş, 1999)



Şekil 4.5. Hanning dar pencere ile EEG işaretinin STFT üç boyutlu gösterimi (Güneş, 1999)

4.3. STFT-Dalgacık Dönüşümü Karşılaştırmaları

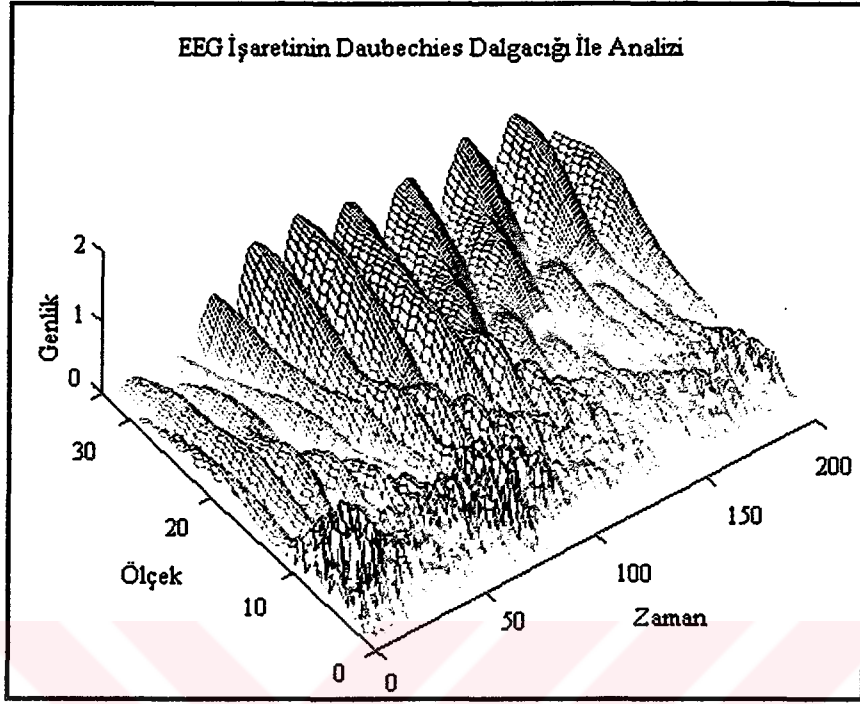
Normal bir insandan alınan EEG işareti için Matlab programı kullanılarak elde edilen sonuçlara bakarsak: Haar dalgacık fonksiyonu ile ölçek 1 den 32 ye kadar değiştirilerek uygulanmış ve genliğin mutlak değeri alınarak Şekil 4.6' da üç boyutlu gösterilmiştir. Bu Haar dalgacığı kullanarak yapılan analizde Şekil 4.6' da görüldüğü gibi analiz boyunca frekans ve zaman çözünürlüğü değişmektedir. Buradan anlaşılıyor ki, Dalgacık Analizi, STFT' de olmayan çözünürlüğün analiz boyunca değiştirilmesi özelliği ile ön plana çıkmaktadır.



Şekil 4.6. Haar Dalgacık fonksiyonu ile EEG işaretin Sürekli Dalgacık Dönüşümü (Güneş, 1999)

Ingrid Daubechies, Dalgacık Teorisi üzerine yıldızı parlak olan bir araştırmacıdır. Ortonormal Dalgacığı keşfederek kesikli dalgacık analizine ön ayak olmuştur. Şekil 4.7' de kullanılan dalgacık fonksiyonu Daubechies' in 10. mertebeden dalgacığı olup çözünürlüğü iyi bir şekilde göstermektedir.

Şayet ölçek ve pozisyon birimlerini 2' nin katları şeklinde seçecek olursak (DWT), analiz sonuçlarının daha doğru ve verimli olduğu görülecektir. EEG işareti için frekans bilgisi teşhis açısından önemli bilgiler taşıdığından bu yöntem gerçekleştirilir. Bu bakımdan EEG işaretini daha düşük çözünürlüklere bölerek ayrıştırma işlemine tabi tutulur (Wavelet Decomposition).



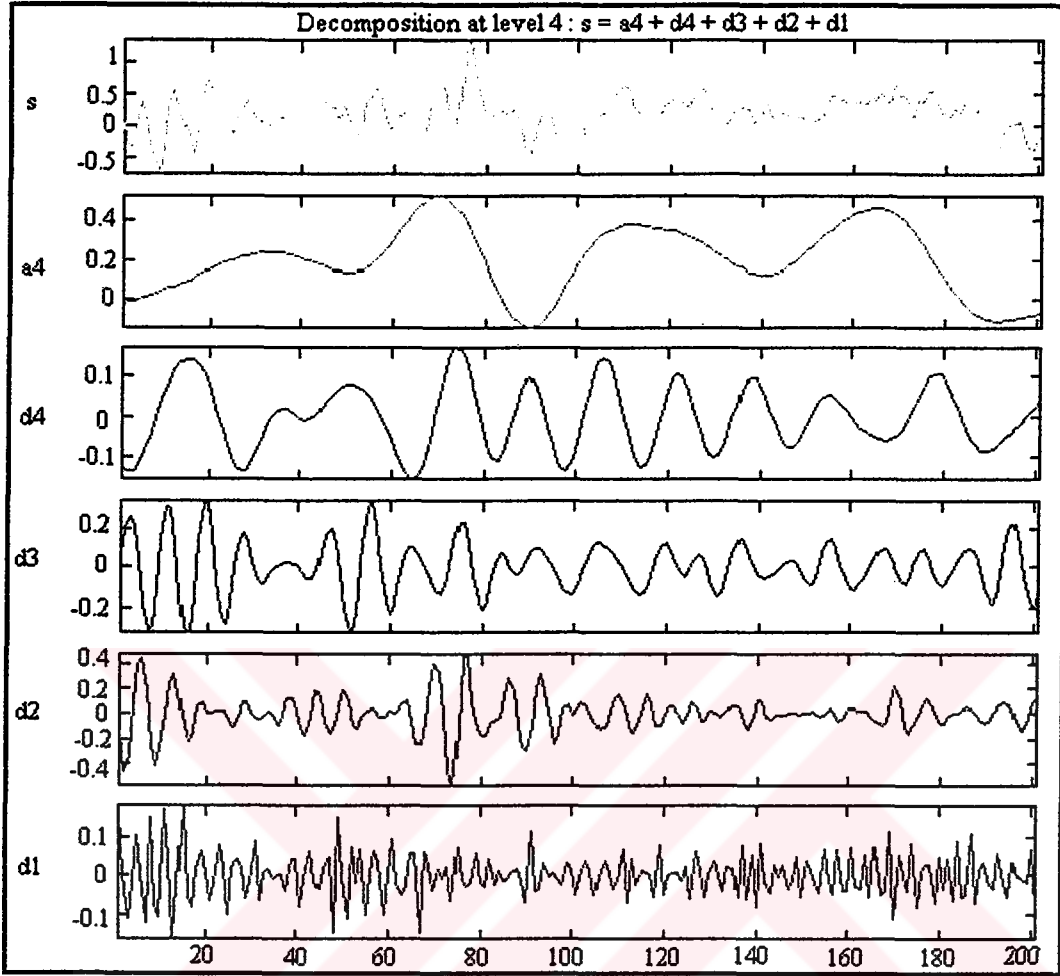
Şekil 4.7. Daubechies Dalgacık fonkiyonu ile EEG işaretinin Sürekli Dalgacık Dönüşümü(Güneş, 1999)

Bu ayrıştırma yönteminde çözümlene yapılıırken istenildiği kadar alt frekans bileşenleri elde edilebilmektedir ve teşhis bakımından olumlu sonuçlar vereceği düşünülmektedir. Bu yönetime ilişkin sonuçlar Şekil 4.8' de gösterilmiştir

4.4. Biyomedikal İşaretlerde Yapay Sinir Ağı Uygulaması

Son bir kaç on yılda, nörologlar, beyin fonksiyonlarını daha iyi anlamak için, bilgisayar simülasyonları ile biyolojik sinir ağlarının yapısını modelleme konusunu dile getirdiler.

Zahner ve arkadaşları akıl hastalığındaki, eğitimin etkilerini ve özellikle beyindeki zararını görmek için Alopex algoritması ile eğitilmiş üç katmanlı ileri beslemeli sinir ağını kullanmıştır. Sonuçlar, sinir ağının öğrenme seviyesi yükseldikçe (%50, %60, %70, %80 vb) beyin üzerindeki zararın yavaşladığını göstermiştir. Zarar, ağın ağırlıklarına sistematik olarak gürültü ilave edilmesi ile simüle edildi. Gürültü değişen standart sapmaya sahip Gauss dağılımı olup ortalama değeri sıfır idi.

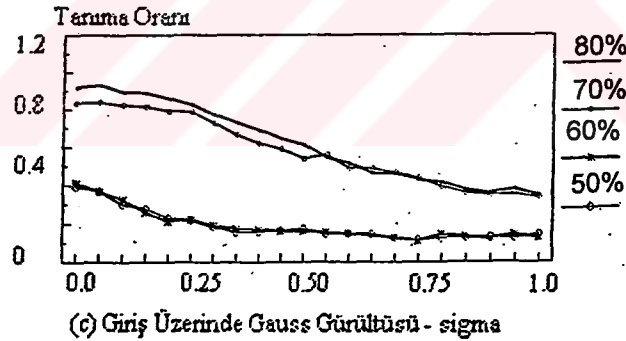
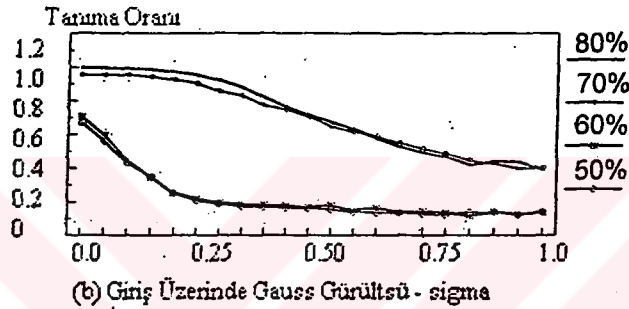
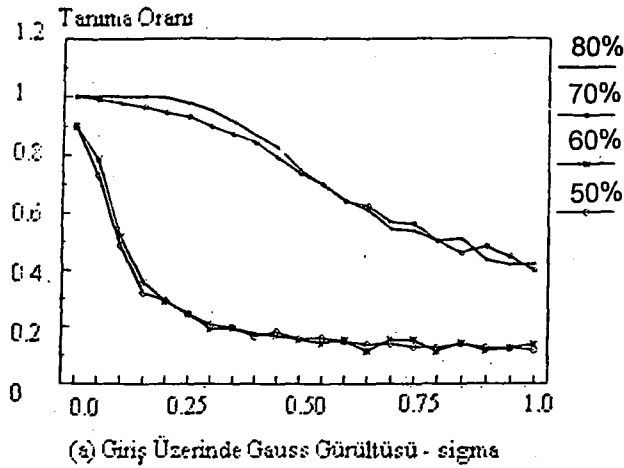


Şekil 4.8. EEG işaretinin Kesikli Dalgacık yöntemi ile ayrıştırılması (Güneş, 1999)

Şekil 4.9' da tanıma oranı ile değişik eğitim seviyelerinde artan bir biçimde zarar görmüş ağırlıklar için gürültü eklenmiş girişlerin standart sapmaları ile değişimleri gösterilmiştir. Her nokta ortalama 100 örneğe karşı gelmektedir. Tanıma oranının %70 ve %80 için, %50 ve %60 öğrenme ile karşılaştırıldığında ne kadar yavaş düştüğüne dikkat edin. Ayrıca her üç şekil içinde eğrilerin başlama noktalarının mesafesine de dikkat edin (Şekil 4.9 a,b,c). Tüm eğriler bozma ile zayıflamaya maruz kalmıştır, fakat sistem daha sağlıklı olduktan sonra, öğrenme seviyesinde bir eşik değeri gösteriyorlar.

4.5. Biyomedikal İşaretlerde Komplekslik Teorisinin Uygulaması

Bilinç, çok sayıda lokal etmenlerin arasındaki nöronlar üzerinden elektronların sinir ağlarına doğru akmasından doğan etkileşimlerden ileri gelen davranışın gelişmesi olarak değerlendirilebilir. Beynin, uzaysal ve zamanla ilgili çok sayıda ölçek üzerinde bulunan ve değişen aşamalı olarak örgütlenmesi (Churcland&Sejnowski, 1992 ; Newell, 1990), bir çok kompleks dinamik sistemlerde bulunan ölçekleme karakteristikleri için iyi bir örnektir.



Şekil 4.9. Tanıma oranı ile gürültü ilave edilmiş girişlerin standartlaştırmasının karşılaştırılması. Farklı eğriler bozulmuş ağırlıklar ile değişik öğrenme seviyelerine karşılık gelmektedir.(a) Gürültü yalnızca girişlere ilave edilmiş (b) “Beyin hasarını” taklit etmek için gürültü ilave edilmiş ağırlıklar, $\sigma = 0.05$ (c) $\sigma = 0.1$ iken ağırlıklar üzerindeki gürültü. Öğrenmenin yüksek seviyelerinde beyin daha sağlıklı olduğuna dikkat edilmelidir (Tzanakou, 2000)

Bu gelişmekte olan davranış için ana kontrol edici yoktur bu da çok sayıda lokal etmenler arasındaki etkileşimlerin karmaşık olmasından doğmaktadır.

Beyinle ilgili ischemia (beyin kan damarlarının tıkanması ile oluşan felç hastalığı) hastalığı yüzünden, lineer hızlandırma etkisi(G-LOC) tarafından üretilen, insanlarda evrensel bilinçaltı tümevarım dinamiklerinin aynısını kopya eden bir model, bazı

komplekslik prensipleri kullanılarak yapılmıştır (Cammarota, 1994). Bu, hem tarihe geçmiş hızlanma dayanma verisi hem de şimdiki belli başlı mekanizmaların kopyasını alabilecek bir teoriyi gerçekleştirmek için bir girişimdi. Model, düşünülen nörofizyolojik G-LOC (yerçekimini etkisiyle beyne yeterli miktarda kan gidememesinden oluşan bilinç kaybı durumu) teorisi ile bilinçten bilinç altına bir faz geçişi olarak düşünülen gerçekleştirme ile birleştirilir (Whinnery, 1989). Merkezi sinir sistemi içinde sinirsel yolların birleştiriciliğini değerlendirmek için bir süzme ağı kullanılarak bu geçiş safhası modellenir.

Modeli gerçekleştirmek için merkezi sinir sisteminin lokal elemanları arasındaki gözlenemeyen karşılıklı etkileşimin açıklamasını yapmak için birkaç hipotez açıkça ifade edilmek zorundaydı. Yerel olarak birbirini etkileyen elemanların (sızma kafesi düğümleri) karakteristikleri için ilham kaynağı, fizyolojik olarak tamamen bilinçli veyahut tamamen bilinçsizlik hali mekanizması (arousal), ischemia süresince sinir dokusunda oksijen kullanımı ve metabolik tehditler için sinir hücrelerinin cevabı tarafından sağlanmıştır. Nörofizyolojik hızlanmaya karşı dayanma teorisi, bilinçaltı halini, ischemia neden olan durumda oluşan bir metabolik tehdit tarafından tetiklenen aktif koruyucu bir mekanizma olarak görür. Lokal sistemler arasındaki karşılıklı etkileşim, bilinç hali (arousal) mekanizmasının (ağ yapılı harekete geçirme sistemi) bağlanabilirliğini modelleyen süzme ağının kullanılması ile belirlenir. Normal sinir fonksiyonu, lokal ischemia tarafından engellenirse buna karşı gelen düğüm süzme ağından ayrılır. Süzme ağının konfigürasyonu zamanın bir fonksiyonu olarak değişir. Ağ, bilinç halini (arousal) desteklemediğinde, bilinçaltı durumu ortaya çıkar.

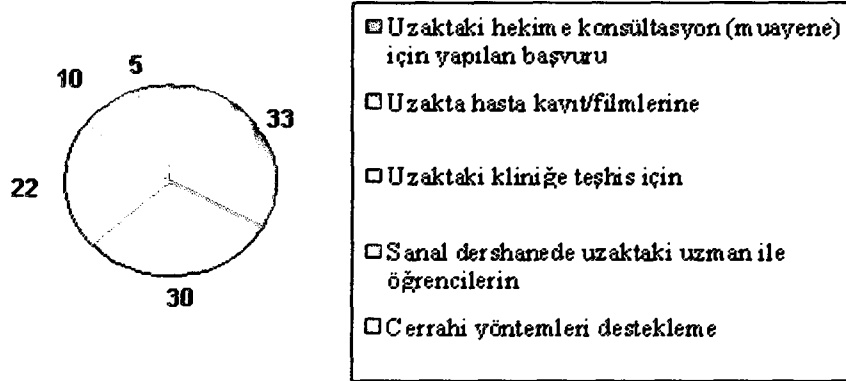
Model yüksek derecede aslına uygun biçimdeki geniş alana sahip insan verileri ile simüle edilmiştir. Şiddetli (akut), beyinle ilgi kan dolaşımı simülasyonundan dereceli olarak hızlandırma uygulamalarına kadar değişen etki alanı üzerinde populasyon cevabının kopyasını almıştır. Bundan başka, model, görüntüye göre birbirini tutmayan geçmişteki veri için olası birleştirilmiş açıklamayı önermektedir. LOC (Loss Of Consciousness) zamanının belirlenmesinden sorumlu parametrelerin bir analizi, modelin yapımına tam olarak birleştirilmemiş dinamiklerdeki bir faz geçişini gösterir. Model, mevcut data ile önceden bilinmeyen kardiyovasküler ve nörolojik sistemlerin karşılıklı etkileşimini aynen almıştır.

Modelin başarısının anahtarları, modelin tasarımındaki geniş biçimde insan ve hayvan fizyolojik verilerinin toplamı sayesinde lokal dinamik alt-sistemlerin etkileşimleri ve karakteristikleri hakkında yapılan makul varsayımlarındadır. Lokal parametrelerin hiçbiri ayrıntılı (giriş-çıkış) davranış üretmek için ayarlanmamıştır. Hızlandırma etkisi altındaki, insanların gözlenen ayrıntılı davranışının kopyası ile, bu model, merkezi sinir sisteminin bazı gözlenemeyen (şimdilik) iç dinamiklerinin kavranmasını sağlamıştır. Üstelik, model, özellikle makroskobik (incelenebilir) davranışlardan sorumlu bir başka mikroskobik karşılıklı etkileşimleri amaçlayan yeni deneysel protokolleri önermektedir.

4.6. Teletıp Uygulamaları

Teletıp uygulamaları günümüzde, evde bakım, Telekonsültasyon, Teleradyoloji, cerrahi uygulamalar gibi birçok alanda faaliyet sahası bulmuştur. 1995 yılında ABD' de bulunan Sağlık Bakım Bilgi ve Yönetim Sistem Topluluğu (HIMSS-Healthcare

Information Management System Society)'nun yıllık fuar ve sergisinde Teletıp uygulamaları konusunda yapılan bir araştırmada şu sonuçlar elde edilmiştir:



Şekil 4.10. Teletıp Uygulamalarının Yüzde Oranları (Anonim, 2002)

4.6.1. Evde Bakım (Uzaktan Hemşirelik Hizmeti)

Hastaların evde bakımı yakın gelecekte büyük gelişme gösterecek bir alan olacaktır. Hastalar gelişen cihazlar sayesinde takip edilmesi gereken bilgileri evlerinde toplayıp bilgisayar ağları vasıtasıyla doktorlarına gönderilebilecektir. Böylece kalp atım düzensizliği olan bir hasta 24 saatlik kalp ritim kaydını, şeker hastalığı olan bir insan şeker profilini veya tansiyon kaydını hastaneye gitmeden doktoruna gönderebilecek ve değerlendirilmesini yaptıracaktır (Anonim, 2002).

Kalp rahatsızlıkları olan hastaların bir EKG monitörü, bir kamera ve küçük bir ekran aracılığı ile bir sağlık personeli ile sürekli olarak görsel iletişim sağlayabilmesine olanak sağlanacaktır.

4.6.2. Uzaktan Muayene (Telekonsültasyon) Hizmeti

Telekonsültasyon, Teletıp uygulamaları içerisinde önemli bir yere sahiptir. Maliyet/yarar analizleri yapılmış, tıbbın bir çok dalında teşhis ve tedavi niteliği açısından önemli hatalara neden olmaksızın gerçekleştirilebilen ucuz bir hizmettir. Özel ve kamu kurumları ile her uzman hekimin verebileceği Telekonsültasyon hizmeti özellikle ülkemizde olduğu gibi uzman hekim dağılımının büyük kentlerde yığıldığı ülkelerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Pleksus Bilişim Teknolojileri Danışmanlık Temsilcilik ve Organizasyon A.Ş. tarafından geliştirilen tamamı web üzerine aktarılmış bir telekonsültasyon yazılımı ve servisi halen Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Pediatri ABD ile 10 sağlık ocağı arasında çalıştırılmaktadır.

Hastanın evine ve birinci basamak sağlık hizmeti veren uzmanların (aile hekimleri) muayenehanelerine yerleştirilen video kameralar sayesinde hastanın hastaneye sevk edilmesine gerek kalmadan uzaktan tıbbi konsültasyon yapmak mümkün hale gelmiştir. ABD'de hastalar üzerinde yapılan bir araştırmada, uzaktan yapılan muayeneler neticesinde hastaların tümünde bu muayene yönteminin yüz yüze muayene yöntemine nazaran aynı veya daha iyi olduğu kanaatine varılmıştır.

4.6.3. Teleradyoloji

Başka bir hastanede tıbbi teknik personel tarafından hazırlanmış olan Radyolojik görüntüler ve mikroskopik patoloji slaytlarının ikinci bir görüş almak üzere bu konuda uzmanlaşmış başka bir hastanedeki uzmanlara gönderilebilmesi sağlık hizmeti sunumunda fiziki sınırları ortadan kaldırmıştır.

İdeal bir dünyada her yerde bir radyoloji uzmanının bulunması ve röntgen çekme imkan ve kabiliyetine sahip olması beklenmekte, ancak bu gerçekte pek mümkün olamamaktadır. Geleneksel çözüm, röntgen filmlerinin radyoloji uzmanına götürülmesi ve onun bunları inceleyerek değerlendirmesi ile elde edilmektedir. Bant genişliği imkanlarının artması ve donanım fiyatlarının hızla düşmesi sayısal veri transferi imkanlarının artmasını sağlamıştır. Bu sayede, röntgen filmlerinin elektronik transferi olan Teleradyoloji kavramı ortaya çıkmıştır. Gerekli cihazlarla donatılması durumunda Radyoloji uzmanı hastayı görmeden elektronik olarak kendisine iletilen röntgen filmlerini inceleyerek bir değerlendirme yapma imkanına kavuşmuştur. Bir Teleradyoloji sistemi cerrahlara da hastayı görmeksizin, ameliyat öncesi ve sonrası röntgen filmlerini inceleme fırsatı vermektedir. Ayrıca, birinci basamak sağlık hizmeti veren uzmanların (aile hekimleri) röntgen dahil, hasta verilerine daha kolay ulaşma imkanı sunmaktadır. Böylelikle uzmanlarla yapılacak videokonferans görüşmesi öncesinde gerekli tüm bilgilere ulaşarak hastaların gereksiz yere yolculuk etmesi önlenerek tedaviyi hızlandırma imkanı yaratılmış olmaktadır.

Bir Röntgen filminin veya başka bir radyoloji resminin uzak merkezdeki uzmana değerlendirmek üzere gönderilmesi için geniş bant teknolojisine mutlaka ihtiyaç duyulmaktadır. Çünkü, orta büyüklükteki iki tıbbi resmin değerlendirilebilecek kalitede olması için en az 5 Megabyte'lık bir veri içermekte, bu verinin mevcut hatlardan 56 Kbps'lık bir modemle gönderilmesi bir-iki saat sürmektedir. Bu zaman da acil durumlarda çok uzun ve kabul edilemez bir zamandır. Bu nedenle, birçok Teletıp uygulamalarında, en az 128 Kps – 1,5Mbs. arasında bant genişliği hızına ihtiyaç duyulmaktadır.

Teleradyoloji'nin en önemli yönü maliyet ve klinik olarak etkinliğidir. Burada önemli nokta sistemlerin güvenilirliği, iletilen resimlerin kalitesi, resimlere ulaşmadaki hız ve kullanım kolaylığıdır.

Sistem röntgen filmlerinin çıktılarını alınuncaya kadar resimleri elektronik ortamda en az bir hafta saklayabilecek kapasitede olmalıdır. Birçok ülkede yılları kapsayacak bir periyotta saklamak yasal bir gerekliliktir. Aynı zamanda eski filmlerle beraber görüntüleme ve istenilen bölümü büyütme imkanı olması istenilen bir özelliktir. Ayrıca, röntgen filmi ile ilgili raporların, bilhassa sayısal ses kayıtlarının da resimlerle birlikte tutulması arzu edilen bir özellik olarak günümüzde göze çarpmaktadır. Teleradyoloji uygulamalarında, sakla ve gönder (Store-and-forward) adı verilen bir yöntem uygulanır. Bu yöntem temelde multimedya (çoklu-ortam) elektronik postalardan oluşur. Resimlerin transferi (örneğin CT taramaları veya Röntgen filmleri), laboratuvar verileri, geçmiş hasta kayıtları ve muayene bulgularının tek bir e-maile eklenmesi ve bunlarla ilgili görüşlerin geri gönderilmesi esasına dayanmaktadır.

Bir Teleradyoloji Sistemi, bir haberleşme ağına bağlı, bir resim elde etme bölümü ile resim gösterme/yorumlama bölümünden oluşur. Resim Arşivleme ve Haberleşme Sistemi (Picture Archiving and Communication System-PACS), bir girişimdeki (mesela hastane) sayısal resimleri saklama ve arşiv , aynı zamanda transferini sağlayan Teleradyoloji' nin kardeş teknolojisidir. Aralarındaki fark PACS Yerel Alan Ağı (Local Area Network- LAN) kullanırken Teleradyoloji Geniş Alan Ağlarını (Wide Area Networks-WAN) kullanmaktadır (Anonim, 2002).

4.6.4. Uzaktan Cerrahi Uygulamalar

21. yüzyılın cerrahi müdahale odası veya ameliyathanesi de gelişmiş kontrol ve haberleşme teknolojilerinin kullanıldığı başka bir alan olarak gözümüze çarpmaktadır. Gelişmiş ülkelerde, robotlar rutin işlemlerde cihazların (endoskop ve lazer gibi) hassas kullanılması amacıyla cerrahlara yardımcı olmak için kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde, bilhassa nörocerrahi ve KBB (Kulak Burun Boğaz) ameliyatlarında robotlar başarıyla kullanılmaktadır. Kesinlik, güvenilirlik ve tam isabet açılarından robotik cerrahinin insani müdahalelere göre üstünlükleri olduğu ispatlanmış bulunmaktadır.

Dünyada ilk başarılı uzaktan ameliyat 21 Aralık 2001 tarihinde Prof. Jacques Marescaux yönetimindeki bir ekip tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu uygulamada Computer motion firmasına ait entegre bir robotik sistemi ve Fransız Telekom'a network(ağ) irtibatları kullanılmıştır. New York'ta bulunan ekip, Fransa'nın Strasburg kentinde bulunan bir bayan hasta üzerinde laparoskopik (karın iç organlarını gözlenmesini sağlayan alet) yöntemle kolesistektomi (cerrahi girişimle safra kesesinin alınması) ameliyatı gerçekleştirmiştir. Roma' da yapılan 3. Yıllık Uluslararası Sindirim Onkolojisi Seminerine katılan 400' ün üzerindeki cerrah da bu uzaktan yapılan ameliyatı canlı olarak izlemiştir (Anonim, 2002).

5. SONUÇ VE ÖNERİLER**5.1. İrdeleme Ve Sonuç**

Bu tez çalışmasında biyomedikal işaretlerin analizleri için klasik ve modern yöntemler ve bununla ilgili olarak veri iletişim yöntemlerinde geline son durum incelenip değerlendirilmiştir. Buna göre aşağıdaki gibi genel bir sıralama ile sonuçları irdeleyebiliriz.

Biyomedikal işaretlerde bazı patolojik olayların özel durumlarda ortaya çıkması durumunda bu özel şartların iyi bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Bu gibi olayların belirlenmesinde iyi bir analiz yöntemi ortaya konmalıdır. Hangi şartlarda hangi yöntemin en iyi sonuç vereceğinin bilinmesi gerekmektedir.

Bu çalışmada ilk olarak Parametrik yöntemlerden AR-Burg yöntemi ile FFT' ye dayalı klasik yöntemlerden olan Periodogram yöntemi karşılaştırılmıştır. Buna göre, karşılaştırılan Periodogram ve AR spektrumları incelendiğinde bütün işaretlerin spektrumlarında aynı karakteristik özellikler göze çarpmaktadır. Periodogram yöntemi ile elde edilen spektrumlar daha karmaşık ve yanıltıcı tepeler içeren bir görüntüye sahiptir. Bu nedenle işaretin frekans içeriği hakkında kesin bir yargıya varmak mümkün olmamaktadır. AR yöntemi ile elde edilen spektrumlar ise oldukça düzenlenmiş olmakla birlikte belirgin pikler içermektedir. Bu nedenle işaretin frekans içeriği net bir şekilde görülmekte ve böylece işaretin patolojik olup olmadığı ve hangi aktivitelerin baskın olduğu belirlenebilmektedir.

İkinci olarak, beynin aktivitesini gösteren EEG işaretlerinin zaman, frekans ve zaman-frekans analizi çeşitli algoritmalarla ele alınmıştır. Bu incelemelerin sonucunda; İlk olarak, temel frekans analizi olan Fourier analizi, durağan olmayan EEG işaretleri için frekans çözünürlüğü arttırılamaması ve bazı özel şartların hangi anda meydana geldiğinin bilinemiyor olması açısından dezavantajlıdır. Fakat sinyalin ne tür spektral bileşenlere sahip olduğunu belirleme açısından yararlıdır.

Daha sonra Fourier analizin bazı özel spektral bileşenlerin hangi zaman aralığında gerçekleştiğini tespit edemediği için Zaman-Frekans analizi olan STFT (Short-Time Fourier Analiz) yöntemi kullanılmış ve bu yöntemde frekans ve zaman çözünürlüğünün seçilen pencerenin genişliğine bağlı olduğu ortaya çıkmıştır. Yalnız bu yöntemde iyi bir frekans çözünürlüğü istendiğinde pencerenin geniş seçileceği, iyi bir zaman çözünürlüğü istendiğinde ise pencerenin dar seçileceği ortaya çıkmıştır. Fakat bu yöntemde pencere genişliği analiz boyunca sabit kaldığı için bir çözünürlük probleminin ortaya çıkması bu yöntemin dezavantajıdır.

STFT' nin bütün analiz boyunca sabit çözünürlükte olmasına rağmen Dalgacık Dönüşümü değişebilir çözünürlük sağlayabilmektedir. Dalgacık Dönüşümü düşük ölçeklerde iyi bir zaman çözünürlüğü, yüksek ölçeklerde ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilebilmektedir. Bu özellik, Dalgacık Dönüşümünde, dalgacık fonksiyonunun genişliği analiz boyunca sürekli değiştiği için var olmaktadır ve bu dönüşümün en büyük avantajlarından birisidir. Ayrıca Kesikli Dalgacık Dönüşümü yöntemi kullanılarak analiz edilecek işaret alt frekanslarına ayrılarak genel ve ayrıntı kısımları incelenebilir.

Yapay sinir ağları, biyomedikal işaretlerin analizleri için güçlü araçlar sağlamaktadır. Bu çalışmada sadece nöroloji için Yapay Sinir Ağları (YSA) uygulamalarına yer verilmiştir. Geçen 10 yılda YSA uygulamaları değişik alanlarda kullanıldı. Uygulamaların yanında, en uygun algoritmaları ve bu algoritmalarda kullanılan parametrelerin en uygun değerlerini bulmak için bir çok araştırma hala devam etmektedir. Endüstride YSA üzerine VLSI (Very Large Scale Integration) chip tasarımında büyük bir artış gözlenmiştir. YSA'nın paralel karakterleri, hesaplamadaki darboğazlıktan ötürü onları çok arzu edilen çözümler haline getirmiştir.

Kompleks sistemlerin geniş sınıflarını açığa çıkarmasına bağlı komplekslik teorisinin temel prensipleri (çok sayıda karşılıklı etkileşim içindeki birleşimler), basit kurallar için azaltılır. Özellikle, kompleks sistemlerin yapısı ve dinamikleri değişmeyen bir yapıdadır veya çok sayıda uzaysal ve zamana ait ölçek üzerinde değişirler. Üstelik, ölçekler arasında sistematik bir ilişki gösterirler. Biyomedikal mühendisliği açısından, yapmaya değer sonuç, basit ölçekleme ve fraktal kavramları ve ölçümlerine göre, sıklıkla basit tekrarlama kurallarına çevrilebilen karmakarışık nesne ve sistemleri karakterize edebilir. Bu anlayışta, kavram ve araçların kümesi, komplekslik kuralının altında ortaya çıkan, kompleks davranış üretebilen basit sistemler (düşük dereceli deterministik) olan kaos teorisi tarafından yapılan kestirimi tamamlar. Onların ortaya çıkmasında, komplekslik ve ölçekleme kavramları, değişik bilimsel çalışmalar arasında bütünleştirici ve canlandırıcı rol oynamaktadır. Bu bakımdan bilimsel keşifler ve teknik yenilikler için ilgi uyandıran fırsatlar yer almaktadır.

En iyi ağ yapılı çoklu ortam hizmeti, bir yer veya olayı tüm boyutlarıyla uzaktan tecrübe ile öğrenme olanağı sunan gerçeğine oldukça yakın hazırlanmış bir ortamdır. Mevcut teknoloji uzakta bulunarak müdahaleyi (telepresence) mümkün kılmaktadır. İlerleyen teknoloji, karşılıklı etkileşimli telekomünikasyon yeteneği imkanı üzerine bina edilmektedir. Endoskopik cerrahi alanındaki uygulamalar geliştirilmektedir. Uzaktan cerrahlık, belli bir mesafeden ameliyat sahasının gerçek zamanlı görüntüsünün aktarılarak, yapılan cerrahi müdahaleler olarak tanımlanmış olup uzaktan tıbbi müdahalenin önünü açmaktadır.

Türkiye' de dijital iletişimin hızlı gelişmesine karşın Teletıp bu gelişmenin en altında yer almaktadır. Bunun nedenleri arasında teknik alt yapının yetersizliği, bu konu ile ilgili uzman personel azlığı ve bu sektörde paylaşma, reklam verme gibi unsurlar yatmaktadır. Teletıp, ikinci bir görüş almayı çok kolaylaştırmanın yanı sıra; sadece hasta açısından değil sağlık sisteminin tüm basamaklarında zaman ve dolayısıyla iş gücünden tasarruf etmeyi sağlayan güçlü bir klinik yöntemdir. Teletıp, sağlık sistemi içinde personel ve nitelik bileşiminde değişiklik ihtiyacını gündeme getirerek poliklinik ve hastane yatağı ihtiyacını önemli ölçülerde azaltma potansiyeline sahiptir. Böylece, coğrafi yerleşimden bağımsız olarak uzmanlaşmış klinikler bir hastane ağ sistemi içinde birbirine bağlanarak örgütlenebilmektedirler.

Sonuç olarak Teletıp bugünkü "taş ve tuğla" sistemini sanal sağlık hizmeti sistemine çevirmektedir. Bunun özellikle ülkemizde coğrafi koşullar ve yetersiz sağlık hizmeti imkanları nedeniyle nitelikli sağlık hizmetinden yararlanamayan kişilere büyük faydası olacaktır.

Teletıp uygulamaları konusunda gerekli yasal düzenlemeler yapılarak standartların belirlenmesine ve bu konuda yetkili bir otorite oluşturulmasına gerek duyulmaktadır.

Bu çalışmanın bundan sonraki biyomedikal işaretlerin analizi ile yapılacak çalışmalara ışık tutacağını düşünüyorum.



KAYNAKLAR

- ALKAN, A. 1999. EEG İşaretinin Modern Parametrik Yöntemlerle İzgel Çözümlemesi. KSÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş, 31s (yayınlanmamış).
- ANONİM, 2002. Wavelet Çalışma Raporu, 29s
- ANONİM, 2002., Teletıp Konusunda Hazırlanmış Çalışma Raporu, 35s
- BAŞA, H. 1996. EEG Dalgalarının Spektral Analiz Yöntemleri İle İşlenmesi. KSÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş, 80s (yayınlanmamış)
- BERBARI, J.E. 2000. Principles of Electrocardiography (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, II-13: 1-8.
- BRONZINO, J.D. 2000. Principles of Electroencephalography. The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, II-15: 1-4.
- BRUCE, A., DONOHO D., GAO, H. 1996. Wavelet Analysis, IEEE Spectrum, p26
- COHEN, A.2000. Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI-52:1-17.
- DAŞKIN, B. 1996. EMG İşaretlerinin Algılanması, İncelenmesi Ve Spektral Analizi. KSÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş, 92s (yayınlanmamış)
- HENNEBERG, K.A. 2000. Principles of Electromyography (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, II-14:1-9.
- HENRIQUEZ, C.S. 2000. Bioelectric Phenomena (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, II:2
- ISAKSSON, A., 1981. Computer Analysis of EEG Signals with Parametric Models. Proceeding of IEEE, 69(4), 451-461
- KAYRAN, H.A. 1990. Sayısal İşaret İşleme. Teknik Üniversite Matbaası, İstanbul, 351s.,
- KEMALOĞLU, S., KARA, S., OKANDAN, M. 2002. Biyoelektrik İşaretlerde Kaotik Yapı Teşhisi ve Uygulamaları. GAP IV. Mühendislik Kongresi Bildiriler Kitabı, Şanlıurfa, s.447-452

- KIYMIK, M.K., GÜNEŞ, M., ALKAN, A., ÖTER, A., DÖLEK, F., 2001. EEG İşaretlerinin Parametrik Yöntemlerle Gerçek Zamanda Spektral Analizinin Gerçekleştirilmesi İlişkin Proje Çalışması. Türkiye Bilimsel Ve Teknik Araştırma Kurumu, Ankara, 83s (yayınlanmamış)
- MAINARDI, L.T., BIANCHI, A.M., CERUTTI, S. 2000. Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI-53:21
- MALTZAHN, W.W. 2000. Medical Instruments and Devices (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VIII:2-3
- NEUMAN, M.R. 2000. Biomedical Sensors (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, V:1-3.
- NEUMAN, M.R. 2000. Biopotential Electrodes (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, V-48:1-6.
- ONARAL, B., CAMMAROTA, J.P. 2000. Complexity, Scaling, and Fraktals in Biomedical Signals (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI-59:1-9
- ONARAL, B. 2000. Future Directions : Biomedical Signal Processing and Networked Multimedia Communications (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI-60:1-3.
- ONARAL, B. 2000. Biomedical Signal Analysis (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI:2-3.
- ÖNAL, B. 1998. EEG İşaretlerindeki Epileptik Sürecin Dalgacık Dönüşümü İle Tesbiti. KSÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kahramanmaraş, (yayınlanmamış)
- SPANIAS, A. 2002. The Discrete And The Fast Fourier Transform. Lecture Notes. Arizona States University, USA
- THAKOR, N.V., GRAMATIKOV, B., SHERMAN, D. 2000. Wavelet (Time-Scale) Analysis in Biomedical Signal Processing (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI-56:2
- TZANAKOU, E.M. 2000. Neural Network in Biomedical Signal Processing (J.D. BRONZINO editor). The Biomedical Engineering Hand Book, Second Edition, CRC Press LLC, USA, VI-58:1-12
- YAZGAN, E., KORÜREK, M., 1996. Tıp Elektroniği. İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi, İstanbul, 11:85

ÖZGEÇMİŞ

Mehmet Said ÖZER, 1975 yılında Gaziantep’ de doğdu. Orta ve lise tahsilini Gaziantep’ de tamamladı. 1997 yılında Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik ve Haberleşme Bölümünden mezun oldu. 1997-1998 yıllarında Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsündeki İngilizce hazırlık programını tamamladıktan sonra İzmit’ de bir özel şirkette Enstruman Mühendisi olarak çalışmaya başladı. 1999 Eylül döneminde Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans çalışmasına başladı. 2000 Ocak ayında Araştırma Görevlisi olarak atandı. Halen Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında yüksek lisansını tamamlamış bulunmaktadır.