

**T.C.**  
**TRAKYA ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİJİTAL SİNYAL İŞLEME YAZILIMI GELİŞTİRİLMESİ  
VE GELİŞTİRİLEN BU YAZILIM İLE ELEKTROENSEFALOGRAFİ  
KAYITLARI KULLANILARAK TIKAYICI UYKU APNESİ BULUNAN BİREYLERİN  
APNESİZ BİREYLERDEN AYIRT EDİLMESİ**

**İlhan UMUT**

**Doktora Tezi**

**Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Yrd. Doç. Dr. Erdem UÇAR**

**II. Danışman: Prof. Dr. Levent ÖZTÜRK**

**EDİRNE 2011**

T.C.  
TRAKYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİJİTAL SİNYAL İŞLEME YAZILIMI GELİŞTİRİLMESİ  
VE GELİŞTİRİLEN BU YAZILIM İLE ELEKTROENSEFALOGRAFİ KAYITLARI  
KULLANILARAK TIKAYICI UYKU APNESİ BULUNAN BİREYLERİN APNESİZ  
BİREYLERDEN AYIRT EDİLMESİ**

**İlhan UMUT**

**DOKTORA TEZİ**

**BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**Bu tez 03/06/2011 tarihinde Aşağıdaki Jüri Tarafından Kabul Edilmiştir.**



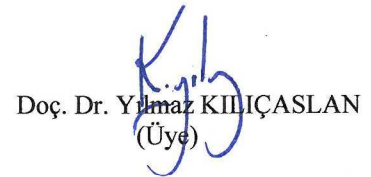
Yrd. Doç. Dr. Erdem UÇAR  
(I. Danışman)



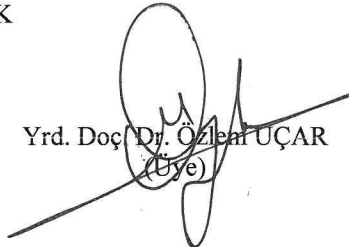
Prof. Dr. Levent ÖZTÜRK  
(II. Danışman)



Doç. Dr. Hasân Hüseyin BALIK  
(Üye)



Doç. Dr. Yılmaz KILIÇASLAN  
(Üye)



Yrd. Doç. Dr. Özlem UÇAR  
(Üye)

## ÖZET

Elektroensefalografik (EEG) frekans bandlarının obstrüktif uyku apnesi bulunan bireylerin apnesiz bireylerden ayırt etmede kullanılıp kullanılmayacağını belirlemek üzere bu çalışma planlandı.

Obstrüktif uyku apneli 121 hastadan kayıt edilen farklı 11842 olay, apnesiz 30 kontrol grubundan 4584 olay çalışmaya dâhil edildi. Tüm apneler solunum kayıt kanallarında işaretlendi ve anormal solunum olayı ile aynı zaman dilimine denk gelen EEG kayıtları C4-A1 ve C3-A2 kanallarından alınarak *Fourier* ve Dalgacık Dönüşümü'nü kullanan ve bizim tarafımızdan geliştirilen yeni bir yazılım ile incelendi. Delta (0,5-4 Hz), Teta (4-8 Hz), Alfa (8-13 Hz), Beta (13-30 Hz) ve Gamma (30 Hz üzeri) frekans bandlarının yüzde değerleri apneleri ayırdedebilmek amacıyla t-testi ve ROC Analizi yöntemleri kullanılarak değerlendirildi.

C3-A2 Beta(%) frekans düzeyi en yüksek ayırt edici değeri sağladı (AUC=0.662;  $p<0.001$ ), ancak C3-A2 Alfa(%) düzeyi en düşük ayırt edici değeri verdi (AUC=0.536;  $p<0.001$ ). Benzer şekilde, C4-A1 Beta(%) frekans düzeyi en yüksek ayırt edici değeri sağlarken (AUC=0.658;  $p<0.001$ ), C4-A1 Alfa(%) düzeyi en düşük ayırt edici değeri verdi (AUC=0.536;  $p<0.001$ ).

Bu çalışmanın ana bulgusu; EEG frekans bandlarındaki oranların obstrüktif uyku apneli bireylerin apnesiz bireylere göre bazı farklılıklar göstermesi ve bu bandlardaki değişikliklerin takip edilmesi ile apnelerin belirlenebileceğidir. Dört farklı frekans bandından en anlamlı sonucu Beta (%) bandı verdi.

**Anahtar Kelimeler:** Uyku apnesi, Dijital sinyal işleme, Elektroensefalografik

**ABSTRACT**

This study was undertaken to investigate whether Electroencephalographic (EEG) frequency bands are applicable in distinguishing people having obstructive sleep apnea from those not having this problem.

11842 different cases recorded from 121 patients with obstructive sleep apnea were included in the case study of control group of 30 people without sleep apnea. All apneas were marked at the respiration-record channels and EEG records synchronizing with abnormal respiration cases were extracted from C4-A1 and C3-A2. Later, they were examined through a new software which uses Fourier and Wavelet Transform and which was developed by us. The percentage values of Delta (0, 5-4 Hz), Theta (4-8 Hz), Alpha (8-13 Hz) and Beta (13-30 Hz) frequency bands were evaluated using t-test and ROC Analysis to distinguish between apneas.

The C3-A2 Beta (%) frequency level has produced the highest distinguishing asset (AUC=0.662;  $p<0.001$ ); however, the C3-A2 Alfa (%) level has produced the lowest distinguishing (AUC=0.536;  $p<0.001$ ). Likewise, while the C4-A1 Beta (%) frequency level has produced the highest distinguishing asset (AUC=0.658;  $p<0.001$ ), the C4-A1 Alpha (%) level has produced the lowest distinguishing asset (AUC=0.536;  $p<0.001$ ).

The main finding of this study suggests that the rates obtained from the EEG are different in the patients with obstructive sleep apnea from those of people without apnea and apneas can be detected following the changes at the channels. Of four different frequency bands, the Beta (%) has produced the most meaningful result.

**Key words:** Sleep apnea, Digital signal processing, Electroencephalography

## ÖNSÖZ

Bu çalışmada uyku sırasında solunumun 10 saniyeden fazla durması olarak kabul edilen ve ileri safhalarında ölümlere neden olabilen apnenin Elektroensefalografik (EEG) sinyal özelliklerinin incelenmesi hedef alınmıştır. Bu incelemeler sonucunda, normalde uyku odalarında sabaha kadar alınan kayıtların doktor tarafından incelenmesi sonucu vakit alan ve maddi yük getiren apne teşhisi koyma yöntemlerinin geliştirilerek hızlı ve ucuz hale getirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın her aşamasında Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Uyku Laboratuvarı'nda yapılan uyku skorlandırma çalışmaları sırasında kaydedilen gerçek hastalara ait polisomnografi kayıtları kullanılmıştır. Geliştirilen yöntemlerle apnesiz bireyler ile apneli bireylerin EEG verileri kullanılarak birbirinden ayırt edilip edilemeyeceği belirlenmeye çalışılmıştır.

Çalışmanın ilk aşamasında, sinyal işleme yöntemleri EEG sinyallerinin frekans ve genlik analizleri gerçekleştirilmiştir. Frekans analizlerinde, *Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü* (AZFD), sinyallerin alt frekans bant ayrışımalarında ise *Ayrık Dalgacık Dönüşümü* (ADD) kullanılmıştır. Delta (0,5-4 Hz), Teta (4-8 Hz), Alfa (8-13 Hz) ve Beta (13- 30 Hz) frekans bandlarının yüzde değerleri; apneleri ayırt edebilmek amacıyla t-testi ve ROC Analizi kullanılarak değerlendirilmiştir. Uygulanan analizlerde uyku apnesinin oluşumundan 5 saniye önce EEG sinyallerindeki değişimler araştırılmış ve her bir sinyalden uyku apnesinin ayırt edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın gelecekte daha kapsamlı olarak sürdürülmesi ve geliştirilmesi sonucunda; uyku apnesinin öngörülerek farklı bir tedavi yöntemi ile daha başarılı sonuçların elde edileceği beklenilmektedir.

**TESEKKÜR**

Çalışmamın her safhasında yakın ilgi ve önerileri ile beni yönlendiren, akademik bilgi ve tecrübelerini örnek aldığım danışman hocalarım, Sayın Yrd. Doç. Dr. Erdem Uçar'a ve Sayın Prof. Dr. Levent Öztürk'e teşekkürlerimi saygıyla sunarım.

Çalışmalarım sırasında istatistik konusunda benden yardım ve desteklerini esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Necdet Süt'e teşekkürlerimi saygıyla sunarım.

Ayrıca çalışmalarımında kullandığım verilerin temini konusunda bana yardımcı olan ve hiçbir zaman ilgisini esirgemeyen Sayın Necati Aslan'a teşekkürlerimi sunarım.

**İÇİNDEKİLER**

ÖZET .....	I
ABSTRACT .....	II
ÖNSÖZ.....	III
TESEKKÜR .....	IV
İÇİNDEKİLER .....	1
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	5
ŞEKİLLER .....	7
TABLolar .....	9
1 GİRİŞ .....	10
1.1 Konu.....	13
1.2 Amaç .....	13
1.3 Kapsam.....	13
1.4 Literatür Özeti .....	14
1.5 Yöntem.....	16
2 YAZILIM.....	18
2.1 Yazılım Geliştirme Aşamaları.....	19
2.2 Yazılım Geliştirme Modelleri .....	20
2.2.1 Barok modeli.....	21
2.2.2 Şelale (Waterfall) modeli .....	21

2.2.3	Helezonik (Spiral) model .....	22
2.2.4	Artırimsal (Incremental) geliştirme modeli .....	23
2.2.5	Döngüsel (Evrimsel) model .....	24
2.3	Çevik yazılım geliştirme metodları .....	26
2.3.1	Extreme programming .....	27
2.3.2	SCRUM.....	28
2.4	Çalışmada Kullanılan Yazılım Teknikleri .....	28
2.4.1	Delphi programlama dili .....	28
2.4.2	Microsoft SQL Server veritabanı .....	29
2.4.3	Genişletilebilir işaretleme dili (XML) .....	30
3	DİJİTAL SİNYAL İŞLEME YAZILIMI.....	32
3.1	Yazılımın içerdiği modüller .....	35
3.1.1	Veri erişim modülü .....	35
3.1.2	Filtreleme ve artefakt modülü .....	37
3.1.3	Analiz modülü.....	40
3.1.4	Veritabanı modülü.....	40
3.2	Yazılım Geliştirme Esnasında Karşılaşılan Zorluklar, Çözümleme Girişimleri Ve Öneriler .....	42
3.2.1	İhtiyaçların eksiksiz karşılanması .....	42
3.2.2	Yinelemeli/Artırımı süreçlerle geliştirme .....	42
3.2.3	Küçük ve kısa aralıklı sürümler (Release) .....	43

3.2.4	Kısa süreli proje .....	43
3.2.5	Genel bir model/mimari geliştirme .....	44
3.2.6	Teknolojiyi gereksinimlerin belirlemesi .....	44
3.2.7	Kodlama standartları .....	45
3.2.8	Risk yönetimi .....	45
3.2.9	Kabul testi .....	46
3.3	Programın Kullanımı.....	46
4	UYKU APNESİ VE EEG SİNYALLERİ.....	49
4.1	Uyku apnesi.....	49
4.2	EEG Sinyalleri .....	50
4.3	Uyku Çalışma Tekniği .....	53
5	ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	60
5.1	Çalışmada Kullanılan Sinyal Analiz Metodları .....	60
5.1.1	Ayrık ve Hızlı Fourier Dönüşümü .....	61
5.1.2	Haar Dalgacık Dönüşümü .....	63
5.1.3	TEO (Teager Energy Operator) metodu .....	67
5.2	İstatistik Analizde Kullanılan Yöntemler .....	67
5.2.1	ROC eğrileri ve eğrinin altında kalan alan.....	67
5.2.2	t-testi.....	69
6	UYGULAMA SONUÇLARI.....	72
6.1.1	C3-A2 Bandı karakteristik işlem eğrisi.....	72

6.1.2	C4-A1 Bandı karakteristik işlem eğrisi.....	74
6.1.3	t-test.....	76
7	UYGULAMA SONUÇLARININ YORUMLANMASI .....	80
	TEZ DÖNEMİNDE YAPILAN BİLİMSEL YAYINLAR.....	82
8	KAYNAKLAR .....	83
9	ÖZGEÇMİŞ VE ESERLER LİSTESİ .....	89

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

<b>AASM</b>	: American Academy Of Sleep Medicine
<b>ADD</b>	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
<b>AFD</b>	: Ayrık Fourier Dönüşümü (Discreate Fourier Transform)
<b>AHI</b>	: Apne-Hipopne İndeksi
<b>AI</b>	: Apne İndeksi
<b>AUC</b>	: Area Under the ROC Curve
<b>DD</b>	: Dalgacık Dönüşümü
<b>DDK</b>	: Diken Dalga Kompleksi
<b>ECG</b>	: Elektrokardiogram
<b>EcoG</b>	: Elektrokortikogram
<b>EDF</b>	: European Data Format
<b>EEG</b>	: Elektroensefalogram
<b>EMG</b>	: Elektromiyogram
<b>EOG</b>	: Elektrookülogram
<b>ERG</b>	: Elektroretinogram
<b>ERP</b>	: Olay Bağımlı Potansiyeller (Event-Related Potential)
<b>FD</b>	: Fourier Dönüşümü
<b>HFD</b>	: Hızlı Fourier Dönüşümü (Fast Fourier Transform)
<b>KZFD</b>	: Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
<b>NREM</b>	: Non Rapid Eye Movement
<b>OUAS</b>	: Obstruktif Uyku Apne Sendromu
<b>PSG</b>	: Polisomnografi
<b>RDI</b>	: Respiratory Disturbance Index
<b>REM</b>	: Rapid Eye Movement
<b>ROC</b>	: Receiver-Operator Curve
<b>SDD</b>	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
<b>SQL</b>	: Structured Query Language
<b>SUAS</b>	: Santral Uyku Apne Sendromu
<b>TXT</b>	: Text File
<b>XML</b>	: Extensible Markup Language
<b>YSA</b>	: Yapay Sinir Ağları

$\delta$	: Delta
$\theta$	: Teta
$\alpha$	: Alfa
$\beta$	: Beta
$\gamma$	: Gamma
$A$	: Sinyal genliği (amplitude)
$\omega_p$	: Radyan cinsinden frekans
$f_p$	: Herz cinsinden frekans
$T$	: Bir saniyedeki periyot
$T_n$	: Örnekleme aralığı
$f_n = (2\pi / T_n)$	: Örnekleme frekansı
$Z_n$	: Bir dinamik sistemin o andaki durumu
$\Delta w$	: Bant genişliği
$\Delta t$	: Zaman açıklığı
$f[k]$	: Ayrık dizi
$N$	: Örnek sayısı
$\psi(t)$	: Dalgacık dönüşüm temel fonksiyonu
$g(n)$	: Yüksek geçiren filtre
$h(n)$	: Alçak geçiren bir filtre
$ri$	: Örneklerin sırası
$n_+$	: Pozitif kümelerin sayısı
$n_-$	: Negatif kümelerin sayısı
$\hat{A}$	: ROC eğrisi altında kalan alan

## ŞEKİLLER

Şekil 2-1 Yazılım geliştirme aşamaları.....	19
Şekil 2-2 Şelale (Waterfall) modeli .....	21
Şekil 2-3 Helezonik (Spiral) model .....	23
Şekil 2-4 Artırımsal (Incremental) geliştirme modeli .....	24
Şekil 2-5 Döngüsel (Evrimsel) model .....	25
Şekil 2-6 Çevik yazılım geliştirme süreci.....	26
Şekil 2-7 Delphi 2010 programlama arayüzü.....	29
Şekil 2-8 SQL Server yönetim arayüzü .....	30
Şekil 3-1 EEG analiz programının arayüzü.....	34
Şekil 3-2 EEG analiz programının farklı bir arayüzü.....	34
Şekil 3-3 Veri erişim modülünün akış şeması .....	35
Şekil 3-4 Artefakt modülünün akış şeması.....	38
Şekil 3-5 Örnek bir artefakt bulunan EEG verisi.....	39
Şekil 3-6 Uyku veritabanında bulunan tablolar ve arasındaki ilişkiler.....	41
Şekil 3-7 Programın genel akış şeması.....	48
Şekil 4-1 Farklı frekanslarda EEG sinyalleri.....	52
Şekil 4-2 Farklı bilişsel faaliyetleri gösteren EEG sinyalleri .....	53
Şekil 4-3 Örnek bir PSG kaydı.....	54
Şekil 4-4 ProFusion PSG programı ile örnek bir skorlama çalışması.....	55

Şekil 5-1 Haar dalgacığının grafiksel gösterimi .....	66
Şekil 5-2 Dalgacık Dönüşümü prensibi .....	66
Şekil 5-3 Dalgacık Dönüşümü'nün seviyesi artırıldıkça, yaklaşım katsayıları ( $A_1$ , $A_2$ , $A_3$ , $A_4$ ) ve detaylı katsayıların ( $D_1$ , $D_2$ , $D_3$ , $D_4$ ) nasıl üretildiğini gösteren blok diyagram .....	66
Şekil 5-4 Farklı AUC değerlerine sahip ROC eğrileri.....	68
Şekil 6-1 C3-A2 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve) .....	73
Şekil 6-2 C4-A1 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve) .....	75

**TABLolar**

Tablo 4-1 Çalışma grubunun genel karakteristiği. ....	55
Tablo 6-1 C3-A2 Bandı çalışma özeti .....	72
Tablo 6-2 C3-A2 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve).....	73
Tablo 6-3 C4-A1 Bandı çalışma özeti .....	74
Tablo 6-4 C4-A1 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve).....	75
Tablo 6-5 Grup istatistiği.....	76
Tablo 6-6 t-testi sonuçlarının bilgisayar çıktısı .....	78
Tablo 6-7 C3-A2 EEG bandının Beta frekans bandı yüzdelerinin sağlıklı ve apneli bireylere göre t-testi sonuçları.....	79
Tablo 6-8 C4-A1 EEG bandının Beta frekans bandı yüzdelerinin sağlıklı ve apneli bireylere göre t-testi sonuçları.....	79

## 1 GİRİŞ

Bilgisayar Mühendisliği, temelleri 1945'li yıllarda ilk bilgisayarların kullanılmasıyla atılmış olan çok genç bir mühendislik dalı olmasına rağmen, dünyada ve Türkiye'de çok hızlı bir gelişim göstermiştir. Bu mühendislik dalı bilgisayar sistemlerinin yapısı, geliştirilmesi ve bu sistemlerin diğer disiplinler ile etkin kullanımı konularında araştırmalar yapar. Ayrıca bu mühendislik temel bilim dallarının teorik çalışmaları ve deneysel yöntemleri ile diğer mühendislik bilimlerinin tasarım boyutunu da kapsamaktadır. Bu haliyle teorinin pratiğe aktarılmasında ve geniş kitlelerin hizmetine sunulmasında en önemli payı olan disiplinlerden birisidir (Cumhuriyet Üniversitesi, 2001).

Bilgisayar Mühendisliğini üç ana dalda irdeleyebiliriz. Bunlar;

**a. Bilgisayar Bilimi:** Verileri barındırıp bunun üzerinde işlem yapmayı sağlayacak yapılarda, belirli amaçlara ulaşmak için verilerin nasıl işleneceği ile ilgilenir.

**b. Yazılım Mühendisliği:** Mühendislik Boyutunun hedefi tarif edilmiş bir işi gerçekleştiren yazılım ürününün tasarımı ve gerçekleştirilmesidir.

**c. Sistem Tasarımı:** Donanım ve yazılım içeren bilgi sistemlerinin tasarımı gerçekleştirilmesi ve işletilmesidir.

Günümüzde e-uygulamalardan (e-devlet, e-iş, e-ticaret...) savunma sanayisine, haberleşme ve elektronik teknolojilerinden eğitim ve sağlık sektörüne kadar her konuda bilgisayar mühendisliğinin önemi artmaktadır. Sonuç olarak hayatımızın can damarı durumuna gelmiş olan bilgi ve iletişim teknolojilerinin gelişiminde bilgisayar mühendisliği önemli rol oynamaktadır.

## **Bilgisayar Mühendislerinin Diğer Disiplinlere Katkısı**

### **Diğer Mühendislik Alanları**

Mühendisler bilgisayarı tasarımlarını oluşturmak için kullanırlar. Mesela bu programlardan biri AutoCAD' tir. Autocad'in en yaygın kullanıldığı alanlar ise mimarlık ve inşaat mühendisliği alanlarıdır. Model ya da parça tasarımlarını üç boyutlu olarak bilgisayar üzerinden yapabilmekte ve yeniden yapılandırabilmektedirler. Üçboyutlu tasarımı elle yapabilmek çok uzun bir süreyi gerektirdiği gibi istenilen şekil ve renk ve boyutta yapılamayabilir. Bu yüzden elle yapmak olanaksız gibidir.

### **Eğitim**

Eğitim alanında bilgisayardan beş temel alanda yararlanıldığını söylenebilir. Bu alanlar; bilgisayar öğretimi ve öğretme-öğrenme etkinlikleri, eğitim araştırmaları, eğitim hizmetleri yönetimi, ölçme-değerlendirme ve rehberlik hizmetleridir(Tandoğan, 1993).

### **Bilimsel Araştırmalar**

Uzay, Matematik, Kimya, Fizik gibi bilim dallarında yapılan deney ya da işlemlerin kontrolü bilgisayar kullanılarak yapılabilmektedir.

### **Sanat**

Video filmlerin yapımında ve görüntülemelerde bilgisayarla geliştirilmiş birçok animasyonlu örnekler bulunmaktadır. Ayrıca ses sanatçıları eserlerinde gerekli ses ayarları yapmak için bilgisayar kullanılmaktadır. Resim gibi görsel sanat alanlarında, iç mimari gibi tasarımlarda da uygun yazılımlar aracılığıyla profesyonel çalışmalar yapılmaktadır.

### **Bilgisayar Mühendisliğinin Tıp Alanında Gerçekleştirdiği Çalışmalar**

Geniş bir açıdan bakıldığında bilgisayar uygulamaları tıp alanında artarak kullanılmaktadır. Tüm laboratuvar tetkiklerinin yapıldığı cihazlarda, tomografi, MRI, US ve Nükleer tıp uygulamalarında bilgisayar teknolojisi uzun bir süredir kullanılmaktadır.

Geliştirilmiş robot bilgisayarlar aracılığıyla pek çok ameliyat günümüzde daha hızlı ve düşük hatalar ile yapılabilmektedir. Genetik çalışmalar bilgisayarın tıp alanında en çok kullanılan alanlarıdır. Tıp uygulamaları içinde bilgisayar teknolojileri tıp eğitiminde oldukça yaygındır. Örneğin Tıp Simülasyonu'nda, vücut parçalarını modellemek için kullanılan aktörlerden, hastaların gerçek ortamda anatomik ve fiziksel özellik ve komplikasyonlarının simüle edildiği bilgisayar grafiği ve robotik teknolojilerine kadar değişik teknolojiler kullanılır. Tıbbi görüntüleme ile elde edilen verilerin bilgisayar grafiği teknikleri kullanılarak 3 boyutlu olarak modellenmesi ve dış ortamdan gerçek zamanlı veriler alarak dış ortamla ilişkide bulunmasının modellenmesi tıp alanında giderek önem kazanmaktadır. (Erdem, 2005).

Bilgisayar mühendisliğinin tıp alanında gerçekleştirdiği çalışmalar aşağıdaki gibi sıralanabilir

- Fizyolojik sistemlerin modellenmesi, simülasyonu ve kontrolü,
- Fizyolojik sinyallerin algılanması, ölçülmesi ve monitörize edilmesi,
- Biyoelektrik verilerin sinyal işleme teknikleri kullanılarak tespiti, sınıflandırılması ve analiz edilmesi,
- Tedavi ve rehabilitasyon prosedürleri ve cihazlarının tasarlanması,
- Vücut fonksiyonlarını yerine getirmede yardımcı olacak, protez vb. ilave parçaların tasarlanması,
- Hastayla ilgili bilgilerin bilgisayarla analizi ile klinik karar vermeye yardımcı olunması,
- Tıbbi görüntüleme: anatomik detayların ve fizyolojik fonksiyonların görüntülenmesi,
- Faydalı amaçlar için yeni biyolojik ürünlerin tasarımı,
- Kliniksel gereçler, cihazlar, sistemler ve prosedürlerin geliştirilmesi ve dizayn edilmesi (Enderle, 2000).

## 1.1 Konu

Polisomnografi (PSG), uyku ile ilgili çeşitli bozuklukları laboratuvar ortamında çeşitli vücut parametrelerini ölçmek için çok kanaldan eş zamanlı biyosinyal kayıdı yapılarak tespit etmeye yarayan bilgisayarlı uygulama tekniğidir. Her kanal ayrı bir amaç için örneğin, uyku apnesinin teşhisi için solunum kanalları kullanılır. Bu çalışmada hedeflenen hastaya bağlanan kanal sayısını azaltarak uyku apnesini solunum kanalları yerine sadece Elektroensefalogram (EEG) kanallarını kullanarak tespit etmek üzere bir yazılım geliştirmektir.

## 1.2 Amaç

Bu tezin ana amacı; Dijital sinyal işleme yöntemlerini kullanan bir yazılım geliştirmektir. Geliştirilen bu yazılım ile Obstruktif Uyku Apne Sendromu (OUAS) teşhisi konulan hastalardan PSG kullanılarak alınan EEG kayıtları üzerinde dijital sinyal analizi ve istatistiksel analiz yaparak, sağlıklı bireyler ile apne hastalığı olan bireyler arasındaki farklılıkları tespit etmek. OUAS'nin EEG'deki tanımlanmış frekans bandları üzerine bir etkisinin olup olmadığını araştırmaktır.

## 1.3 Kapsam

Tezin amacı doğrultusunda gerçekleştirilen çalışmalar şu şekilde sıralanabilir:

1. Uzun süreli EEG kayıtlarında uyku apnesini hızlı ve doğru şekilde tespit edebilecek bir algoritma geliştirmek,
2. Geliştirilen algoritmayı kullanan bir program yazmak,
3. Geliştirilen program kullanılarak PSG kayıtlarından alınan EEG analizini kolaylaştıracak bir grafiksel kullanıcı ara yüzlerini Delphi ortamında geliştirmek,

4. Uyku apnesini tespit etmek için geliştirilen algoritmanın başarısını farklı EEG sinyalleri ve gürültü koşulları için test etmek,
5. Farklı uyku evrelerindeki uyku apnesi öncesindeki EEG sinyallerinin analizi için uygun bir istatistikî yöntem bulup bununla değişimi belirlemek,
6. OUAS'li popülasyon ve sağlıklı popülasyonu uyku evreleri bazında karşılıklı olarak, aynı popülasyonu ise kendi içinde karşılaştırarak anlamlı bir fark olup olmadığını ortaya koymaktır.

#### 1.4 Literatür Özeti

Literatürde uyku apnesi ve EEG ilişkisinin yeni bir konu olması nedeni ile yapılan çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir.

EEG dalgalarına ilk spektral analizi, Hızlı Fourier Dönüşümünü kullanarak, 1936 yılında Grass uygulamıştır. Bu uygulamadan sonra 1969 yılında Walter' ın ve 1971'de Joy' un genel amaçlı bir bilgisayar kullanarak spektral analiz yöntemiyle EEG dalgalarını incelediği bilinmektedir (Önal, 1998)

EEG Dikenlerinin Yapay Sinir Ağları ile Tanınması isimli doktora tezinde DDK, EMG ve Zemin-EEG tipi EEG olaylarının tanınmasında 3 katmanlı, tam bağlanmış, ileri beslemeli, geriye dağılma tipinde YSA' lar kullanmıştır. Beş hastadan kaydedilen EEG sinyalleri sayısallaştırıldıktan sonra özel olarak geliştirilen bir yazılım kullanılarak, YSA' lar için eğitim ve test verileri oluşturulmuştur. Bu veriler kullanılarak, çok sayıda ağ; giriş verisi sayısının, gizli katman nöron sayısının ve eğitim döngüsü sayısının tanıma performansı üzerindeki etkilerini belirlemek amacıyla eğitilmiş ve test edilmiştir (Kalaycı, 1996).

Hazarika ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Normal, Şizofren ve Obsesif Kompulsif Bozukluğu olan kişilerden aldıkları 3 tip EEG sinyalini kullanmışlardır. Sınıflama için 3 katmanlı yanlış öğrenme algoritmasının geri yayılımını sağlayan ağ yapısını tercih etmişlerdir. Şizofrenilerin sınıflamasında % 71, normallerde % 66'nın

üzerinde doğruluk sağlamışlardır. DD' nin, sınıflamadan önce EEG sinyallerinin ön işlemleri için güçlü bir teknik olduğu gösterilmiştir (Hazarika, 1997).

Önal tarafından hazırlanan EEG İşaretlerindeki Epileptik Sürecin Dalgacık Dönüşüm Yöntemi İle Belirlenmesi adlı Yüksek Lisans Tezinde; DD, frekans içeriği bilinen simüle işarete ve üç yaşında epilepsi nöbeti geçiren bir çocuktan alınmış gerçek işarete uygulanmıştır. Epileptik nöbet aktivitesinin tespit edilmesi ve görüntülenmesi için DD' nin kullanışlı olacağı gösterilmiştir (Önal, 1998).

2002'de Szilagyi ve arkadaşları EEG sinyal işlemeyi iki adımda gerçekleştirmişlerdir. Birinci aşamada EEG sinyali, Çoklu çözünürlük dalgacık ayrışımı ile farklı spektral bileşenlerine ayrılmıştır. İkinci adımda bu bileşenler yapay sinir ağının girişi olarak kullanılmıştır. Ağın bütün test sinyallerini tanıma oranı %95' in üzerinde elde edilmiştir (Szilagyi, 2002).

2003'te Zarjam çalışmalarında; yeni doğanlardaki EEG verilerinden kriz olaylarını seçmek için otomatik bir metod önermişlerdir. Eğitim ve test setleri; 2 günlükten 2 haftalığa kadar değişen yaş aralığındaki 5 yeni doğandan alınan EEG verilerinden elde edilmiştir. Üç katlı ileri beslemeli ağ kullanılmıştır. Eşleştirmeli eğitim öğrenme algoritması tercih edilerek bütün kriz verilerine '1' hedef değeri ve kriz olmayan verilere '-1' hedef değeri verilmiştir (Zarjam, 2003).

Subaşı çalışmasında, bir deneğin uyanıklık seviyesini ayırt etmek için hata geri yayımlı ağ yapısını kullanmıştır. Ağ, Uyanık, Uykulu ve Uyumakta olmak üzere 3 çıkışa sahiptir. YSA'nın girişleri EEG kayıtlarına DD uygulanarak elde edilmiştir. YSA'nın doğruluk oranı % 95 uyanık, % 93 uykulu ve % 92 uyumakta olarak bulunmuştur (Subaşı, 2005).

Erdamar 2007'de gerçekleştirdiği PSG kayıtlarından uyku apnesinin ön görülmesi ile ilgili tez çalışması vardır. Yaptığı çalışmadaki yöntemle uyku esnasında meydana gelen ilk apnenin öngörülmesi deneklerin %60'ından fazlasında başarı ile gerçekleştirilmiştir. Fakat çoğu hastada ilk apnenin olusmasından sonra, sık olarak tekrarlayan apnelerin öngörülmesinde aynı başarı oranı gözlenememistir (Erdamar, 2007).

Álvarez, D., ve arkadaşları, çalışmalarında apne hipapne sendromunda apneik olayların bulunmasına fuzzy logic tabanlı bir çözüm önerisi getirmişlerdir (Álvarez, 2009).

Duman F. ve arkadaşları (2009), çalışmalarında EEG sinyallerinin analizinden sonra karar ağacı algoritmasıyla uyku içciklerinin tesbit edilmesi, yerlerinin kesin olarak bulunması sağlanmış ve bunun için üç farklı yol kullanılmıştır. Bunlar STFT (Short Time Fourier Transform), MUSIC (Multiple Signal Classification) Algoritması ve TEO (Teager Energy Operator) dur (Duman, 2009).

Dünder 2010'da gerçekleştirdiği “uyku apne için ön tanı amaçlı üçüncü düzey holter cihazı tasarımı ve sinir ağları tabanlı uyku apne sezimi” isimli tez çalışmasında uyku laboratuvarından alınan EKG sinyali, oksijen doyumu ve hava akışı sinyali ayrı ayrı YSA modeline girdi olarak verilmiş ve apne sezimine etkileri gözlemlenmiştir. Oksijen doyumundaki düşüş miktarının diğer sinyallere oranla daha fazla etki ettiği anlaşılmış; ancak üç sinyalin aynı anda değerlendirilmesi ile elde edilen performans değerine ulaşamadığı görülmüştür (Dünder, 2010).

## 1.5 Yöntem

Şu ana kadar, konu ile ilgili ön bilgiler ve tezin temel amaçları hakkında bilgi verilmiştir. Tezin kalan kısmında, bu amaçlara ulaşmada etkili rol oynayan çalışmalara değinilecektir.

İkinci Bölüm'de; yazılımın geliştirme aşamaları ve modelleri, tez çalışmasında kullanılan teknikler ile ilgili literatür bilgileri “YAZILIM” başlığı altında sunulmaktadır.

Üçüncü Bölüm'de; Tez çalışması esnasında kullanılan veriler, yazılım geliştirme süreçleri, analizlerin yapılması ve sonuçları “DİJİTAL SİNYAL İŞLEME YAZILIMI” ana başlığı altında anlatılmaktadır.

Dördüncü Bölüm’de; Bu tez çalışmasında geliştirilen yazılımın uygulama alanı olan uyku ve uykuda solunum bozukluklarını tespit için gerekli sinyal ve sinyal işleme teknikleri, EEG ve dalga şekillerinin özellikleri ile ilgili literatür bilgileri “UYKU APNESİ VE EEG SİNYALLERİ” başlığı altında sunulmaktadır.

Beşinci Bölüm’de ise PSG kayıtlarının temin edilmesi, özellikleri ve analizinde kullanılan yöntemler “ANALİZ YÖNTEMLERİ” ana başlığı altında anlatılmaktadır.

Altıncı Bölümde ise; geliştirilen yazılım ile uygulama alanı olan uyku bozukluklarının tespitinde elde edilen başarı “UYGULAMA SONUÇLARI” ana başlığı altında verilmiştir.

Son bölüm, yapılan çalışmanın güçlü ve eksik yönlerini ayrıca bu tez çalışmasının devamında nelerin yapılabileceği üzerine öngörülerini içermektedir.

## 2 YAZILIM

Yazılım hem bilgisayar sistemini oluşturan donanım birimlerinin yönetimini hem de kullanıcıların işlerini yapmak için gerekli olan programlardır. Yazılım olmaksızın bir bilgisayar sistemi, bir takım elektronik kartlar, kablolar ve parçalardan ibaret bir cihazdır. Bir bilgisayar sistemi, üzerine işletim sistemi (*Operating Systems*) ve onun üzerine de uygulama yazılımlarının yüklenmesi ve çalıştırılmasından sonra istenilen işlevleri yerine getirebilmektedir.

Bilgisayar yazılımları genel olarak 2 ana grupta incelenebilir.

Sistem Yazılımları (*System Software*); bilgisayarın kendisinin işletilmesini sağlayan, işletim sistemi, derleyiciler (*compilers*) (Belirli bir programlama dilinde yazılan program metnini bilgisayarın anlayabileceği makine komutlarına çeviren program), çeşitli donatılar (*facilities*) gibi yazılımlardır.

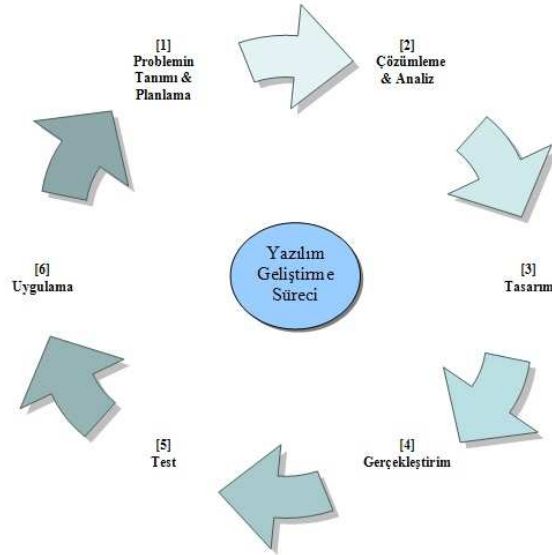
Uygulama Yazılımları (*Application Software*); bu kullanıcıların işlerine çözüm sağlayan yazılımlardır. Örneğin çek, senet, stok kontrol, bordro, kütüphane kayıtlarını tutan programlar, bankalardaki müşterilerin para hesaplarını tutan programlar vs.

Yazılım Mühendisliği, yazılım geliştirme ile ilgilenen bilim dalıdır. Yazılım Mühendisliği tanımı ilk olarak 1968 yılında gerçekleştirilen NATO toplantısında İtalya'nın başkenti Roma'da gündeme gelmiştir (Abran, 2004). Yazılım Mühendisliği tanım olarak "Karmaşık yazılım sistemlerinin belirli bir hedefe ve sisteme dayalı olarak ve iş bölümü yapılarak, belirli ilkeler, yöntemler ve araçlar kullanılarak geliştirilmesidir." Yazılım Mühendisliği belirli aşamalardan oluşmaktadır. Yazılım geliştirmenin yanında yazılımı işletmek de Yazılım Mühendisliğinin en önemli görevlerindedir. Bu alandaki güncel gelişmeler "*Software Engineering Body of Knowledge*" adlı dokümantasyonda tarif edilmektedir (Abran,2004).

## 2.1 Yazılım Geliştirme Aşamaları

Karmaşık yazılımları geliştirmek ve bakımını yapmak çok masraflı ve zordur. Bu yüzden yazılımlar yazılım mühendisleri tarafından nizami olarak planlı bir proje şeklinde geliştirilmektedir. Bu nizami geliştirme planına Yazılım Geliştirme Süreci adı verilmektedir. Yazılım geliştirme süreci zamanlamaya dayalı, içerik olarak bölünmüş ve görselleştirilmiş aşamalardan oluşmaktadır. Bu sayede yazılım adım adım planlı bir şekilde geliştirilmektedir. Bu aşamalar birbirleri ile bağlantılı olarak geliştirilmektedir (Abran, 2004).

Başlıca yazılım geliştirme aşamaları Şekil 2-1'de görüldüğü gibi şunlardır (Fairley R, 1985):



Şekil 2-1 Yazılım geliştirme aşamaları (Arifoğlu, 2001)

- Tanım ve planlama: Bir problemin çözümünde ilk adım olan problemin tanımı, çözümü aranan sorunun açık bir şekilde ifade edilmesidir.
- Çözümleme ve analiz: Bu aşamada problem hakkında analiz yaparak genel anlamda çözüm yolunu tespit etmeye çalışılır. Buna hangi bilgilerin girdi olarak alınacağı ve çıktının ne olacağından başlayabiliriz.

- **Tasarım:** Yeterince iyi tasarlanmamış bir yazılımın başarılı olması söz konusu değildir. Bu sebeple bu aşamada kullanılacak olan araç ve metodolojilerin iyi seçilmesi ve gerekliliklerinin yerine getirilmesi şarttır. Problemimizin seviyesini göz önünde bulundurarak tasarım aşaması için “Algoritma” ve “Akış Diyagramı” argümanlarından faydalanmak gereklidir.
- **Belirli bir programlama diline göre kodlama:** İyi tanımlanmış ve planlanmış, çözümlenme/analiz aşaması algoritma ve akış diyagramıyla desteklenerek çözüm yolu ortaya konmuş bir problem için gerçekleştirim aşaması artık son derece kolaydır. Çünkü gerçek zorluk bir problemin çözümü için gereken işlem adımlarını düzgün şekilde tarif edebilmektir.
- **Test:** Bir programı test etmenin birçok yöntemi vardır. Bu yöntemler programın büyüklüğüne göre çeşitlendirilebilir.
- **Uygulama:** İlk beş aşamanın başarılı bir şekilde tamamlanmasıyla yazılım artık kullanıma sunulabilir.

## 2.2 Yazılım Geliştirme Modelleri

Yazılım ihtiyaçlarının giderek büyümesi, yazılım geliştirme faaliyetlerinde kullanılmak üzere metodolojilerin gelişimini de ortaya çıkartmıştır. Yazılım teknolojilerinin gelişmesi ile var olan model ve metodolojiler de gelişmekte ve yeni modeller ortaya çıkmaktadır. Uygun yazılım geliştirme modelleri kullanılması, yazılımın daha emniyetli, doğru, anlaşılabilir, test edilebilir ve bakım yapılabilir olarak geliştirilmesinde çok önemli rol oynar. Daha emniyetli yazılımların daha kısa sürede, daha az bütçeyle ve en önemlisi daha az hatayla geliştirilmesi için sürekli yeni teknolojiler ve modeller bulunmaya çalışılmaktadır.

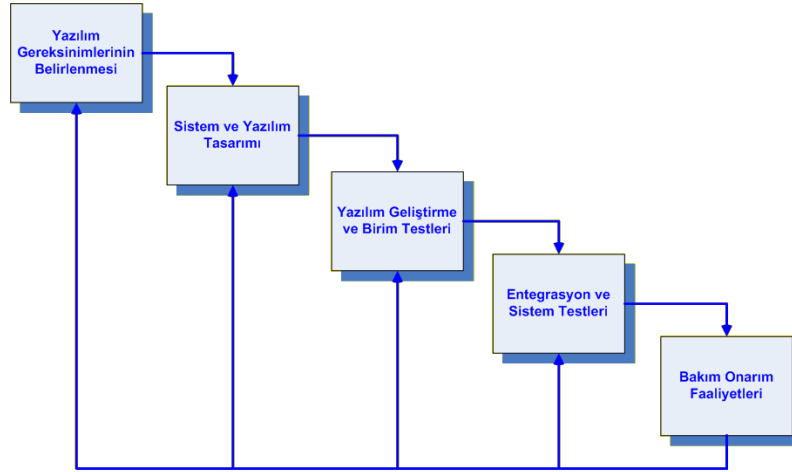
Yazılım geliştirme temel adımlarının nasıl gerçekleştirileceğine yönelik çeşitli modeller kullanılabilir. Model, yazılım geliştirme faaliyetinin nasıl yapılacağına, genel geliştirme düzeninin nasıl olacağına dair bir rehber niteliği taşır. Belli başlı yazılım geliştirme modelleri aşağıdaki gibi sıralanabilir (Ülgen, 2010).

### 2.2.1 Barok modeli

1970'li yıllarda ortaya çıkan Barok modelinde, proje yaşam döngüsü temel adımları doğrusal bir şekilde ele alınır ve geliştirilir. Aşamalar arasında gereken geri dönüşlerin nasıl yapılacağı tanımlı değildir. Bu modelde, dokümantasyon günümüz modellerinden farklı olarak ayrı bir süreç olarak ele alınır ve yazılımın geliştirme ve test faaliyetleri tamamlandıktan sonra yapılmasını öngörür. Günümüz yazılım geliştirme projelerinde uygulanan bir model olmaktan çıkmıştır.

### 2.2.2 Şelale (Waterfall) modeli

Şelale modeli yakın zamanlara kadar en popüler yazılım geliştirme modeli olarak görülmüştür. Geleneksel yazılım geliştirme modeli olarak da bilinir. Şelale modelinde yazılım, aşamalar Şekil 2-2'de görüldüğü gibi en az birer kez tekrarlanarak geliştirilir. Çok iyi tanımlanmış ve üretimi az zaman gerektiren projeler için uygun bir model olmakla birlikte günümüzde kullanımı gittikçe azalmaktadır.



Şekil 2-2 Şelale (Waterfall) modeli (Ülgen, 2010)

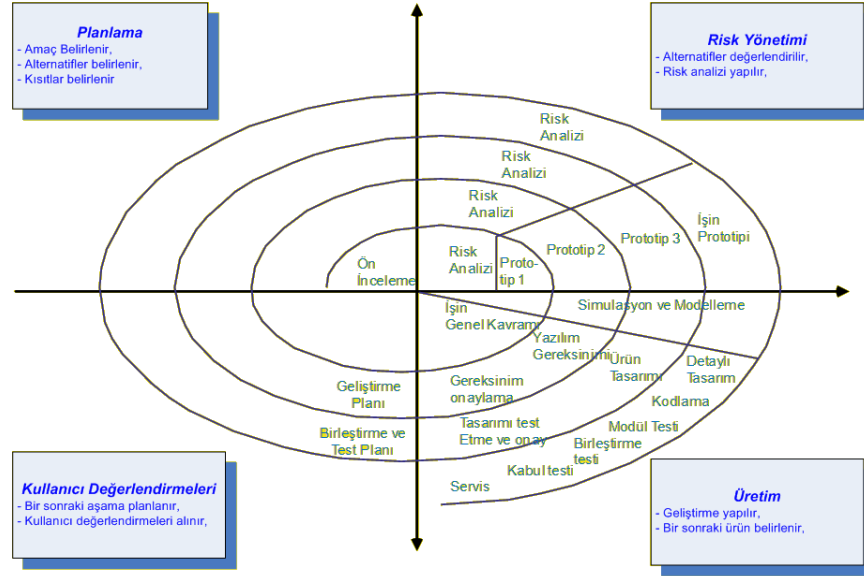
Şelale modeli, Barok modelinden farklı olarak proje içerisindeki dokümantasyonu ayrı bir süreç olarak değil üretimin doğal bir parçası olarak ele alır. Ayrıca, bu modelde aşamalar arasındaki geri dönüşlerin nasıl olacağı da tanımlıdır. Ancak, şelale modelinin kullanımında dikkat edilmesi gereken önemli hususlar vardır. Bunlardan en önemlisi,

her ne kadar model içerisinde aşamalar arasında geri dönüşler yapılabilse de analiz aşamasında mümkün olan tüm detayın tasarıma yansıtılabilmesi için müşteri ve sistem gereksinimlerinin en ince ayrıntısına kadar belirlenmesi gerekir. Tasarım aşaması da, yazılımın tüm gereksinimlerini karşılayacak şekilde detaylı bir çalışma gerektirmektedir. Dolayısı ile şelale modelini kullanan proje ekipleri en fazla zamanı bu iki aşamada harcamak zorundadırlar. Tüm bu efor ve detaylı çalışmalara rağmen özellikle uzun zamana yayılan projelerde gereksinimlerin değişecek olması kaçınılmazdır. Kodlama veya test aşamalarında olabilecek bu değişikliklerin sisteme/yazılıma yansıtılması maliyeti ise çok yüksektir.

Bu modelde, yazılımın son kullanıcıya ulaşması genel olarak uzun bir zaman alır. Bu durum, hem müşteri de hem de projenin geliştirildiği kurumun üst yönetiminde belirgin bir memnuniyetsizlik yaratabilir. Kullanıcı, yazılımın geliştirilme aşamasında sürecin içerisinde genellikle yer almaz ve bu durum yazılım tamamlandıktan sonra geri dönüşleri artırabilir. Bu geri dönüşler, yazılım geliştirme maliyetini büyük oranda yükselten bir durumdur. Tasarım aşamasında fark edilen hata ve eksiklikler küçük bir maliyet ile giderilebilir. Ancak, bu hata ve/veya eksiklikler entegrasyon veya bakım aşamalarında fark edilirse bunları gidermenin maliyeti 50-200 kat artacaktır.

### **2.2.3 Helezonik (Spiral) model**

Spiral yazılım geliştirme modeli Şekil 2-3'teki gibi temel olarak dört ana bölüm içerir. Bunlar, planlama, risk yönetimi, üretim ve kullanıcı değerlendirmeleri olarak tanımlanabilir. Planlama, üretilecek ara ürün için işin planlanması, amaç ve kısıt ve alternatiflerin belirlenmesi, bir önceki adımda üretilmiş olan ürün ile tümleştirme yapılması faaliyetlerini içerir. Risk yönetiminde, alternatifler değerlendirilir ve risk analizi yapılır. Üretim, planlanmış ara ürünün geliştirildiği aşamadır. Bu aşamadan sonra, kullanıcı değerlendirmesi kısmında, ara ürün hakkında kullanıcıların test ve değerlendirmeleri yapılır.



Şekil 2-3 Helezonik (Spiral) model (Ülgen, 2010)

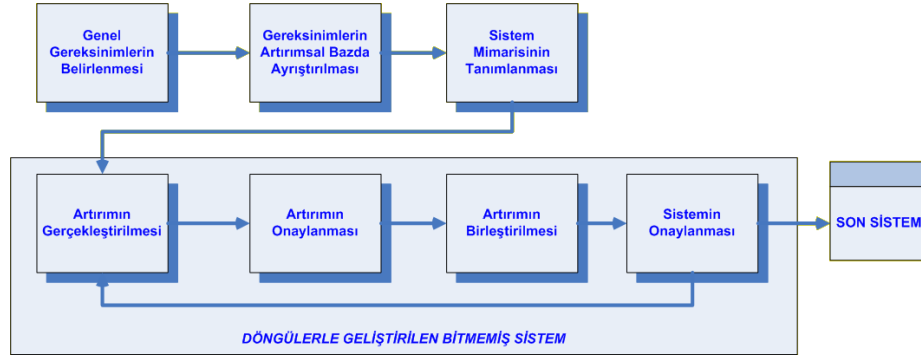
Helezonik model, risk analizi ve prototip üretme üzerine kurulmuştur. Her döngü öncesi, içinde bulunulan fazın risk analizi yapılır ve o faz için planlanmış olan prototip geliştirilir. Her döngünün sonunda, yeniden planlama yapılarak hedefler, alternatifler ve kısıtlamalar belirlenir. Bu model, önceden geliştirilmiş yazılım bileşenlerinin yeniden kullanıldığı projeler için çok uygundur.

Helezonik modelin en önemli getirisi, her döngünün başında risk analizi yapılması nedeniyle zaman ve maliyet bileşenlerinin kolay tahmin edilebilmesidir. Projelerin kaliteye yönelik hedeflerinin önceden belirlenmesi durumunda da bu kalite hedefleri her döngüde alternatif ve kısıtlar belirlendiği için diğer modellere göre daha kolaydır. Ancak, helezonik yazılım geliştirme modeli küçük projelerde kullanılmasının uygun olmaması, modeli uygulayanların bu konuda tecrübeli olması gerekliliği, risk analizi olgusuna dayandığından alt yüklenici kullanımında zorluklar taşıması gibi dezavantajlarda taşımaktadır.

#### 2.2.4 Artırımsal (Incremental) geliştirme modeli

Artırımsal model, yazılımın küçük parçalara ayrılarak döngüsel olarak geliştirilmesi fikrine dayanır. Proje süresi, artırım (veya döngü) olarak tanımlanan

küçük zaman dilimlerine bölünür. Proje birçok döngünün gerçekleştirilmesi ile ilerler. Her döngünün sonunda, projeye ait planlanmış çıktılar elde edilir ve yazılıma yeni bir fonksiyonalitye eklenir. Bu sayede yazılım artırımsal olarak geliştirilir. Projenin bir döngüsünde henüz tümleştirme süreci sonlanmamışken, diğer bir döngünün tasarım süreci başlayabilir. Dolayısı ile bu model yazılım geliştirme için daha uygun olarak görünmektedir. Her döngüde yeni bilgi ve tecrübeler edinilir ve bunlar projenin geliştirilmesi aşamasında çok değerli katkılar yapar. Artırımsal modelin en önemli avantajlarından biri, projenin ilk safhalarında elde edilen çıktıların projenin ilerleyen aşamalarında değişikliğe uğraması halinde bile büyük bir maliyete neden olmadan bu değişikliklerin yapılabilir olmasıdır.



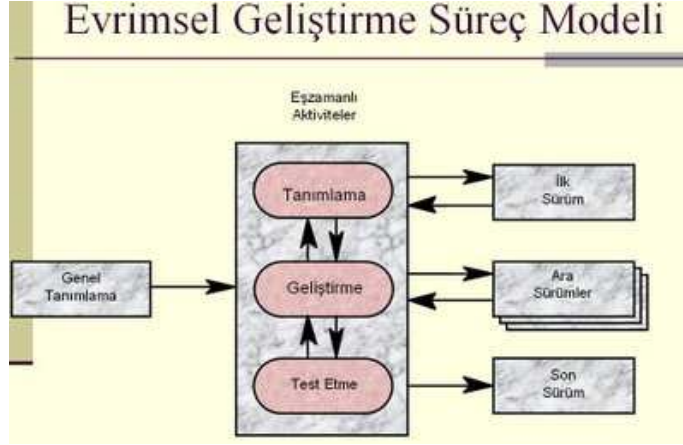
Şekil 2-4 Artırımsal (Incremental) geliştirme modeli (Ülgen, 2010)

Bu modelde her döngü, Şekil 2-4'te görüldüğü gibi tasarım, kodlama, test ve entegrasyon süreçlerini içerir. Yazılım, bir prototipten başlar ve her döngüde yeni bir fonksiyonalitye ekleyerek gelişir, genişler. Artırımsal model gereksinimlerin daha başta olgun olmadığı, Uzun zaman alabilecek ve sistemin eksik işlevlikle çalışabileceği türdeki projeler bu modele uygun olabilir ve döngüler halinde geliştirilmeye uygun projelerde kullanılmalıdır. Yazılım fonksiyonlara bölünmeye uygun olmalı, her bir parça ayrı olarak ele alınmalıdır.

### 2.2.5 Döngüsel (Evrimsel) model

Döngüsel yazılım geliştirme modeli artırımsal model çok benzerlik taşır. Bazı kaynaklar döngü veya artırım içeren modelleri evrimsel model olarak nitelendirirler (Şekil 2-5). Döngüsel yazılım geliştirme modeli, proje yaşam

döngüsündeki tüm süreçleri içeren döngülerden oluşur. Artırımsal modelden farklı döngülerin içerdiği süreçlerdir. Artırımsal modelde, her döngüde tasarım, kodlama, test ve entegrasyon süreçleri bulunurken döngüsel modelde planlamadan başlayarak tüm proje süreçleri kapsanır.



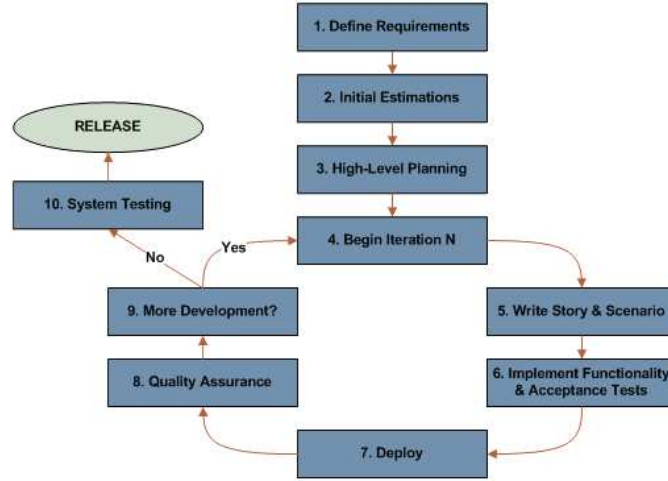
Şekil 2-5 Döngüsel (Evrimsel) model

Döngüsel modelin de artırımsal modeldeki gibi en büyük avantajı projenin ilerleyen aşamalarında gerek duyulan değişikliklerin gerçekleştirilmesi maliyetinin çok düşük olmasıdır. Bu modelde, yapılacak döngülerin sayısı ve süresini belirlemek çok önemlidir; belirlenen döngü sayısı olması gerekenden fazla olduğu takdirde fazladan öngörülen döngülerde yapılan işin tekrar yapılmasına neden olunabilir. Döngü süresini belirlerken de olması gereken süre çok dikkatli belirlenmelidir. Olması gerekenden kısa zaman belirleme yeni fonksiyonların geliştirilmesi için yeterli olamayacağı gibi olması gerekenden fazla zaman belirleme de modelin şelale modeli gibi işlemesine neden olabilir.

Günümüzde en etkili model döngüsel ve artırımsal modellerin birleştirilmesi ile oluşan Artırımsal Döngüsel Model olarak söylenebilir. Böyle bir modelde, her bir döngüde geliştirilen fonksiyonu bir sonrakine aktarabilmek için son aşamadan ilk aşamaya geri bildirim yapılır. Dolayısı ile her iki modelin avantajları birleştirilmiş olur.

### 2.3 Çevik Yazılım Geliştirme Metodları

Yazılım geliştirme süreci sıkıntılı ve uzun süren bir dönemdir. Yazılım projeleri yönetimsel eksikliklerden dolayı ancak kısmi başarı ve memnuniyet ile tamamlanabilmektedir. Yazılım sektöründe, yazılım sürümlerinin zamanında ortaya çıkarılamaması, değişiklik isteklerine çabuk cevap verilememesi, yazılım hatalarının geç fark edilmesi ve zaman içerisinde gelen isteklere göre sistemin kendi yapısını geliştirememesi gibi çeşitli sorunlar ortaya çıkmıştır. Bu sorunların aşılmasına yönelik yapılan çalışmalar sonucu, 1990'lı yılların sonlarına doğru “çevik” olarak isimlendirilen metodlar geliştirilmiştir (Highsmith, 2002).



Şekil 2-6 Çevik yazılım geliştirme süreci (Hashimi, 2010)

Çevik metodlar, piyasaya çok çabuk ürün çıkarabilme, değişen isteklere hızla yanıt verme ve en kısa sürede bir yazılım ürününü müşteri hizmetine sunmayı amaçlamaktadırlar (Boehm, 2003). Çevik metodlar, verimliliği yüksek, esnek, hata oranı düşük, hızlı ve ucuz çözümler sağlamaktadır.

“Çevik”, dünyada yazılım süreçlerini daha esnek ve güçlü kılmak için kullanılan aynı zamanda yazılım süreçlerini de kısaltan kavramsal bir yazılım geliştirme metodolojisidir (Cockburn, 2001). Bu metodolojide projenin ölçeği ne olursa olsun, proje küçük yinelemelere ayrılır ve her yineleme başlı başına bir proje gibi ele alınarak geliştirilir. Her yinelemenin sonunda da proje ekibi tarafından müşteriye, projenin ne kadarının gerçekleştirildiğine dair bilgi verilir. “Çevik” ile her bir yinelemenin 2-4 hafta

kadar sürmesi planlanmaktadır. Her yinelemenin kendi içerisinde çalışan bir sistem olması sonucu müşteriye sürekli çalışan bir yazılım teslim edilerek, müşteri memnuniyetinin artması sağlanmaktadır. “Çevik” in hızı proje ekibinde çalışan tüm ekip üyelerinin sürekli iletişim halinde olmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca projenin küçük parçalardan oluşması da geriye dönük hataların düzeltilmesini kolaylaştırmaktadır. Genel hatlarıyla çevik metodlar, verimliliği yüksek, esnek, hata oranı düşük, hızlı ve ucuz çözümler sağlamaktadır.

Extreme Programming (XP), Scrum, Agile Unified Process, Future Driven Development (FDD), LEAN Development, Dynamic System Development Methodology (DSDM) ve Microsoft Solution Framework (MSF) olarak bilinen çevik metodolojiler vardır (Highsmith, 2002). Bu metodolojiler arasından en yaygın uygulananları XP ve Scrum’dır.

Yapılan tez çalışmasında da avantajları ve çalışmaya uygunluğu nedeni ile XP ve Scrum metodolojileri kullanılmıştır. Dolayısı ile okuyucuyu gereksiz ayrıntıya boğmamak için sadece bu metodlar açıklanmıştır.

### **2.3.1 Extreme programming**

Extreme Programming (XP), Kent Beck tarafından 1999 yılında bir yazılım geliştirme disiplini olarak ortaya çıkarılmıştır. Yazılım geliştirmede kolaylığı ve esnekliği sağlamak için, 12 farklı pratiği öngören XP, grup içi iletişime önem veren, geri dönüşlerin daha fazla olmasına imkân sağlayan bir yazılım geliştirme yöntemidir (Beck, 2002).

1. Planlama Oyunu
2. Kısa Sürümler
3. Metafor
4. Basit Tasarım
5. Test
6. Yeniden Yapılandırma
7. Çiftli (Eşli) Programlama

8. Ortak Sahiplenme
9. Sürekli Entegrasyon
10. Haftada 40 Saat
11. Müşteri (Kullanıcı) ile İç içe Olmak
12. Kodlama Standardı

### **2.3.2 SCRUM**

SCRUM, Jeff Sutjerland ve Ken Schwaber tarafından 1990'ların ortalarında geliştirilen, çevik yazılım geliştirme metodolojileriyle uygulanabilecek bir proje yönetim yaklaşımıdır. Karmaşık yazılım işlerini küçük birimlere (sprint) bölerek geliştirmeyi öngörür. Bu metodoloji, karmaşık ortamlarda adım adım yazılım geliştiren tek kişilik veya küçük ekipler için uygundur.

Gereksinimlerin kolaylıkla tanımlanamadığı ve kaotik durumların beklendiği projeler için en uygun metodolojidir. Bu metodolojide bir yinelemenin tamamlanması 30 günden fazla sürmemekte ve günlük 15 dakikalık toplantılarla sürekli iş takibi yapılmaktadır (Schwaber, 2004).

## **2.4 Çalışmada Kullanılan Yazılım Teknikleri**

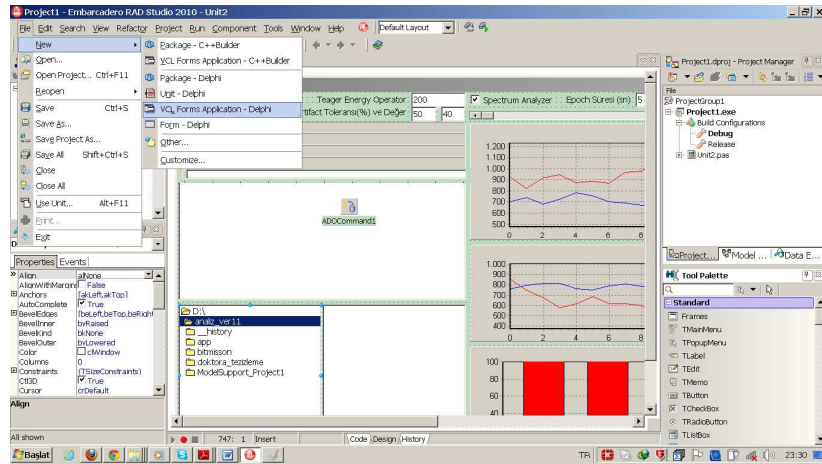
### **2.4.1 Delphi programlama dili**

Delphi, Borland'ın derleyici teknolojisindeki en iyi yanlarını alan, bunları Borland'ın veritabanı teknolojisindeki en iyi yanlarıyla birleştiren ve yeni görsel programlama araçlarını kullanan yeni, özgün bir üründür. Bu özellikleriyle karma bir ürün olan Delphi, programcılara hem standart uygulamaları hem de işlemci/sunucu uygulamalarını hızlı hazırlama imkânını sağlamaktadır. Başka bir deyişle, Delphi, Borland'ın derleyici ve veritabanı teknolojilerini güçlü bir araçta biraraya getirmek amacıyla görsel araçlardan yararlanan bir üründür.

Delphi programlama dili 'nin, temeli Pascal dilidir. Özellikle nesne yönelimli programlama anlayışıyla yapılandırılmış Turbo Pascal dilinin görsel sürümü denilebilir. Nesne, sınıf, kalıtım, fonksiyon aşırıyükleme(overloading) gibi temel nesneye yönelik programlama tekniklerini ve daha fazlasını içeren ve c++ den aşağı kalmayan güçlü ve esnek bir programlama dilidir. Borland tarafından geliştirilmektedir. Win32 ve .NET platformları üzerinde yazılım geliştirmeye olanak sağlar. GNU/Linux platformu üzerinde geliştirme imkânı sağlayan Kylix isimli bir sürümü de bulunmaktadır (Calvert, 1997).

Delphi programlama dili nesne yönelimli bir dil olduğu için eklenen bütün nesnelerin (Formlar da dahil) kodlarını oluşturur. Bu kodları "Unit" ler içerisinde barındırır.

Çalışmada kullanılan Delphi 2010 yazılımının arayüzü Şekil 2-7’te görülmektedir.

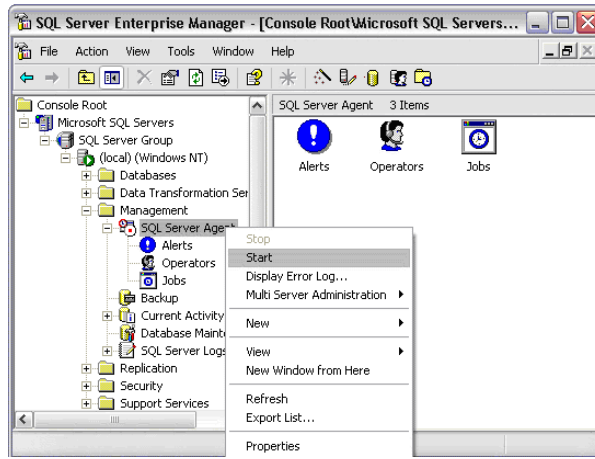


Şekil 2-7 Delphi 2010 programlama arayüzü

## 2.4.2 Microsoft SQL Server veritabanı

Microsoft SQL Server Client-Server ve web tabanlı uygulamalarda ihtiyaç duyulan veri depolama çözümlerinde kullanılan bir sunucu yazılımıdır. SQL Server'ı iki tür veritabanını yönetmek için kullanırız. Bunlar OLTP (Online Transaction Processing) veritabanları ve OLAP (Online Analytical Processing) veritabanları. Genel olarak farklı client'lar network üzerinden haberleşerek veritabanlarına erişirler (Delaney K, 2006).

SQL Server ile terabyte boyutundaki veritabanlarını yönetebilir. Birden fazla sunucu arasında Windows Clustering yaparak SQL Server'ı kullanabilir. SQL Server ile yoğun verileri işleyebilir, saklayıp analiz edebilir ve yeni uygulamalar geliştirebilir. SQL Server OLTP ve OLAP için gerekli olan veri saklama ürünlerini ve teknolojilerini destekler. SQL Server bir ilişkiel veritabanı yönetim sistemidir (RDBMS: Relational database management system). SQL Server; ·Veri işleme ve analiz için saklanan veri yığınlarını yönetebilir. Client uygulamalarından gelen isteklere cevap verebilir. SQL Server ve clientlar arasında veri göndermek için T-Sql (Transact SQL), XML, MDX veya SQL-DMO kullanabilir.



Şekil 2-8 SQL Server yönetim arayüzü

### 2.4.3 Genişletilebilir işaretleme dili (XML)

Extensible Markup Language (Genişletilebilir İşaretleme Dili, kısaca XML), hem insanlar hem bilgi işlem sistemleri tarafından kolayca okunabilecek dokümanlar oluşturmaya yarayan, W3C tarafından tanımlanmış bir standarttır. Bu özelliği ile veri saklamanın yanında farklı sistemler arasında veri alışverişi yapmaya yarayan bir ara format görevi de görür. SGML'in basitleştirilmiş bir alt kümesidir.

Microsoft'un geliştirdiği .NET teknolojisinde kullanılan DataSet nesnelere XML formatındadır. Ayrıca XML, ofis uygulamalarının alt yapısı haline getirilmiştir. İçeriğin, doküman yapısının ve şeklin birbirinden ayrı ele alınması XML'i İçerik yönetim sistemlerinin ideal formatı haline getirmiştir.

## XML dosyalarını işleme

### SAX

Olay tabanlı, sözcüksel işleme. Dosyada içerisindeki her düğüm bir geri-besleme(callback) fonksiyonu aracılığı ile istemci koda yansıtılır. Bu yapısı nedeniyle oldukça hızlı ve etkilidir, ancak XML dosyasından rastgele düğüm ulaşımı oldukça zordur; Hedef düğüme ulaşmak için, her defasında dosyayı en başından işlemek zorundasınız.

### DOM

Bu teknik tamamen arayüz yönelimlidir. Her düğüm ve parçalarına arayüz aracılığıyla ulaşılır. Rastgele ulaşımında etkili olmasına rağmen, büyük boyutlu dosyalar sözkonusu olduğunda oldukça yavaş ve hafıza tüketiminde fazla talepkârdır. Altta örnek bir XML dokümanını verilmiştir.

```
<not>
<kime>Nurefşan</kime>
<kimden>Sinan</kimden>
<heading>acıklama</heading>
<body>ders saatleri!</body>
</not>
```

HTML dokümanlarına çok benzeyen bu yapıda ilk etapta göze çarpan nokta tag yapılarının bizim tarafımızdan tasarlanmış oluşudur. HTML'de kullanılan <p> ve <h1> gibi standart tag yapıları yukarıdaki XML dokümanında kullanılmamıştır. Bahsedilen bu özelliği nedeniyle XML dokümanları genişletilebilir(extensible) bir yapıya sahiptir. Dokümanın bu hali gerçek anlamda herhangi bir şey ifade etmez. Dokümanın iletimi(gönderim veya alım) ya da sunumu için başka şeylerin de yapılması gerekmektedir.

Günümüz bilişim dünyasına bakacak olduğumuzda XML'in her alanda karşımıza çıktığını görmekteyiz. Bu nedenle XML'I bir anlamda geleceğin web dili olarak tanımlamak mümkündür.

### 3 DİJİTAL SİNYAL İŞLEME YAZILIMI

Bu çalışmanın amacı, dijital sinyal işleme yazılımı geliştirilmesi ve geliştirilen bu yazılım ile EEG kayıtları kullanılarak tıkaçıcı uyku apnesi bulunan bireylerin apnesiz bireylerden ayırt edilmesidir. Bu yazılım standart PSG analiz yazılımlarından farklı ve **bir ilk** olarak apneyi solunum kanallarından değil de EEG kanallarından tespit etmeyi hedeflemektedir.

Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen yazılım üç ana bölümde gerçekleştirilmiştir;

İlk bölümde; Trakya Üniversitesi Hastanesi Uyku Laboratuvarı'ndan uygulama yapmaya uygun gerçek 121 hasta ve 30 kontrol grubuna ait PSG kayıtları elde edildi. Bu çalışma retrospektif düzende yapıldı. Solunum hareketleri toraks ve abdomen bandlarından izlenerek hava akımı nazal kanül ile takip edildi. Hava akımının solunum hareketleri ile en az 10 saniye süreyle durması obstrüktif apne olarak tanımlandı. Hipopne, başlangıca göre hava akımı genişliğinde en az 10 saniye süreyle %50 azalma veya daha fazla azalma ile birlikte arteriyel oksihemoglobin saturasyonunda en az %3 azalma ve EEG'de uyanıklık varlığı şeklinde tanımlandı.

İkinci bölümde; çalışma için geliştirilen program sayesinde her bir apneye denk gelen EEG kanallarındaki kayıt parçaları apne öncesi 5 saniyelik epoklar halinde C4-A1 ve C3-A2 kanallarından toplandı. Sağlıklı kontrol grubundan ise rastgele seçildi. EEG işaretlerinde var olan istenmeyen artefaktlar büyük ölçüde giderildi ve yine EEG işaretinde büyük önem arz eden Delta, Teta, Alfa ve Beta alt bantları ve bunların spektrum değerleri geliştirilen program ile elde edildi. Her bir olay için bu değerler istatistiksel analiz yapılmak üzere veritabanında saklandı.

Son bölümde ise çalışma için üretilen yazılımdan elde edilen Delta, Teta, Alfa ve Beta frekans bandlarının yüzde değerleri istatistiksel analize alındı. Bu değerler apneli ve apnesiz bireyleri ayırt etmek için t-testi ve ROC eğrisi altında kalan alan (AUC-*Area Under the ROC curve*) analizlerinde kullanıldı. Analizde iki EEG kanalından gelen kayıtlar ayrı ayrı değerlendirildi. Çalışmada ayırt etme performansını görmek için ROC eğrisi altında kalan değerleri kullanıldı. t-testi ile iki grubun ortalamaları

karşılaştırılarak, aradaki farkın rastlantısal mı, yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğuna karar verildi.

Belirtilen yazılımın modüler olması, dosya ve ilişkisel veri tabanı üzerinde çalışması temel teknik özellikleridir. Belirlenen bu temel gereksinimler ve yazılım deneyimleri göz önünde bulundurularak gerçekleştirilen program için en uygun mimari yapı belirlenirken; veri erişim, filtreleme - artefakt, analiz ve veritabanı olarak dört katmanlı bir yapı modellenmiştir. Ayrıca katmanlar kendi içlerinde uygulamanın işlevlerine uygun olarak modüllere ayrılmıştır. Yazılımı oluşturmada mevcut olan yazılım lisansları ve yazılım yetenekleri göz önünde bulundurularak; Microsoft SQL Server ilişkisel veritabanı ve Delphi yazılım geliştirme ortamı kullanılmıştır.

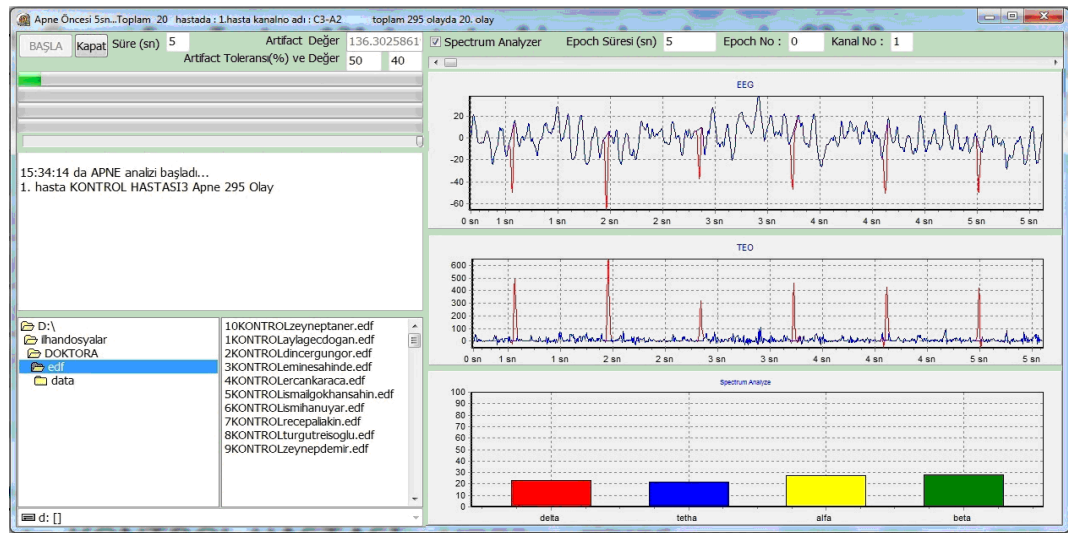
Tez çalışmasının başlangıcında yazılım geliştirme metodolojileri araştırılarak yazılım için gerekenler tespit edilmiştir. Ardından kullanılacak yazılım geliştirme ortamıyla örnek uygulamalar yapılmıştır.

Bu hazırlık aşaması tamamlandıktan sonra tez gereksinimleriyle ilgili hazırlık safhasına başlandı. Bu safhada proje gereksinimleri ana hatlarıyla tespit edildi. Yapılması gereken işler için genel bir zaman kestirimi çıkarıldı ve yazılımın birinci sürüm için kabaca 6 aylık bir geliştirme süresi belirlendi. Bu süre içerisinde belli aralıklarla değişen ihtiyaçlar tespit edilip yazılım güncellendi. En önemli ihtiyaç verilerin PSG ortamından raw data (işlenmemiş ham veri) olarak SQL server ortamına aktarılması idi. Bu aktarma işlemi 1 hasta için yaklaşık 1 saat süre alıyordu. Bu süre ihtiyacı veri erişim modülünde yapılan bir değişiklik ile giderildi. Yapılan değişiklik ile veriler PSG ortamından raw data olarak değilde EDF dosya formatında alınıp okunmaya başlandı.

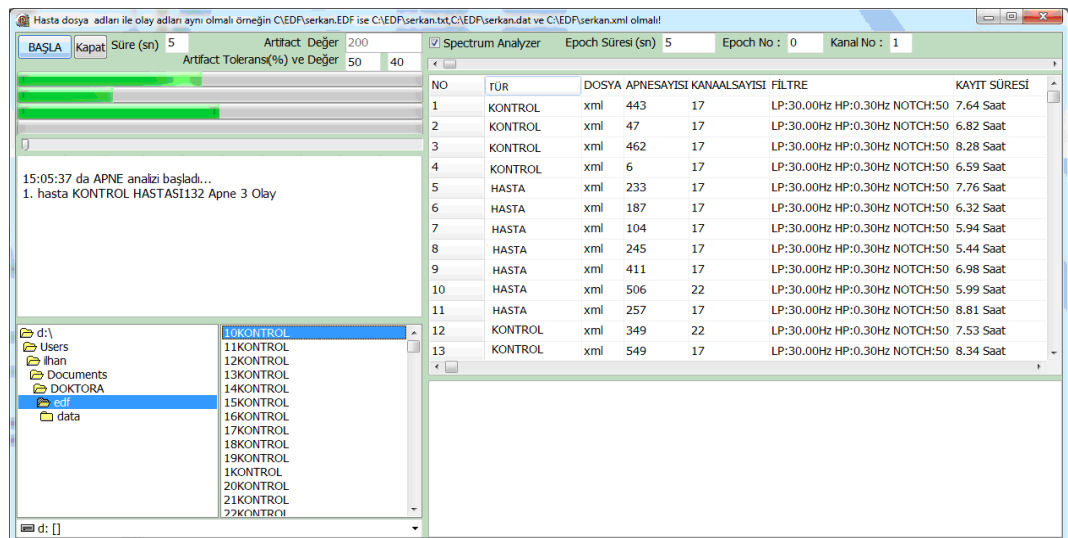
6 aylık süre sonunda yapılan testlerde büyük kayıt miktarlarında yazılımın beklenenden yavaş çalıştığı ve bellekte büyük miktarda yer işgal ettiği tespit edildi. Bu sorunun analiz modülünden kaynaklandığı tespit edilerek ikinci bir sürüm geliştirildi. Geliştirilen yeni sürüm için diğer modüller değiştirilmeden farklı bir analiz modülü kullanılarak yapılan testler sonucunda, yazılımın çok hızlı çalıştığı ve çok düşük bellek alanı işgal ettiği tespit edildi. Yapılan değişiklikle tüm anormal solunum olayları ve kontrol verilerine ait veriler ayrı bir nesne olarak değilde tek bir nesne kullanılarak

değiştirildi. Böylece analizi biten olayın bilgileri veritabanında saklanarak bellekte kullandığı alan boşaltıldı. Böylece yeni analiz edilecek olay için yer açılmış oldu ve performansa da çok büyük bir artış meydana geldi.

Çalışmanın son aşamasında tez için belirlenen hasta ve kontrol grubuna ait kayıtlar kullanılarak yapılan testte, artefaktların analiz sonuçlarını büyük ölçüde etkilediği belirlendi. Yazılıma ek olarak artefakt temizleme modülü eklenip bazı görsel düzenlemeler yapılarak yazılımın son sürümü oluşturuldu. Programın arayüzü Şekil 3-1 ve Şekil 3-2’te görülmektedir.



Şekil 3-1 EEG analiz programının arayüzü.

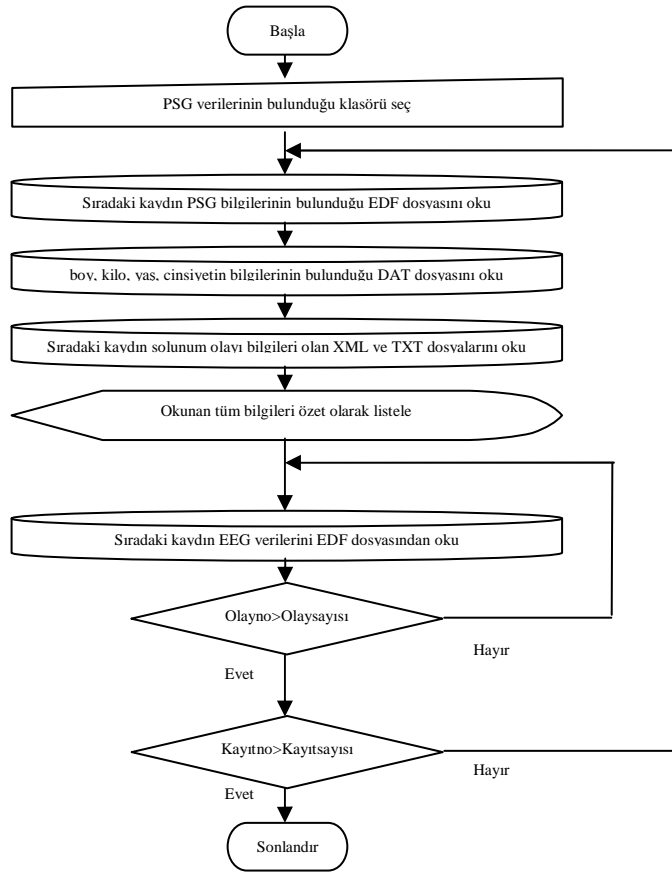


Şekil 3-2 EEG analiz programının farklı bir arayüzü.

### 3.1 Yazılımın İçerdiği Modüller

#### 3.1.1 Veri erişim modülü

Bu modülün bir işlevi; her anormal solunum olayının (uyku evresi, olay türü ve desatürasyon) bilgilerini TXT (*Text File*) formatlı dosyadan, her anormal solunum olayının zaman bilgisini (başlangıç zamanı ve süresi) XML formatlı dosyadan, kaydın yapıldığı bireyin (adı, soyadı, yaşı, boyu, kilosu ve boyun çapı) bilgilerini DAT (*Data File*) formatlı dosyadan okumaktır. Modülün akış şeması Şekil 3-3'teki gibidir.



Şekil 3-3 Veri erişim modülünün akış şeması

Dosyaların bulunduğu sürücü, klasörü seçmek için TDriveComboBox ve TDirectoryListBox nesnelere eklenmiştir. Dosyaları görüntüleme ve seçmek için ise TFileListBox nesnesi kullanılmaktadır. Ayrıca TFileListBox nesnesindeki dosya sayısına göre programın döngü adedi belirlenir.

```
for hastano:= 1 to FileListBox1.Count do
  Dosya:=form2.FileListBox1.Items.Strings[hastano-1];
```

Dosya verilerine erişim prosedürleri aşağıdaki gibidir.

```
procedure Readhastafile(hasta:string;hastano:integer); //DAT dosya okuma prosedürü.
```

```
procedure ReadTxtfile (dapne:string; shour:integer; sminute:integer; ssecond: integer
); // TXT dosya okuma prosedürü.
```

```
procedure ReadXMLfile(hastano:integer;hastaad:string); //XML dosya okuma
prosedürü.
```

Diğer bir işlevi ise; XML dosyasından alınan anormal solunum olayının başlangıç zaman bilgisine karşılık gelen C4-A1 ve C3-A2 kanallarındaki EEG verilerini 5 saniyelik zaman dilimleri (epok) şeklinde EDF formatlı dosyadan okumaktır. Bu işlem için gerekli fonksiyonun çağrıldığı komutlar aşağıdaki gibidir.

```
function edfseek(handle:integer; edfsignal:integer; offset:LONGLONG; whence:integer
):integer // Okunmak istenen verinin bulunduğu konuma erişilmesi.
```

```
function edfread_physical_samples( handle:integer; edfsignal:integer; n:integer; var
buf:array of Double):integer; // Erişilen konumdaki verinin okunması.
```

EDF dosyasının header bilgileri aşağıdaki yapıda gösterilmektedir.

```
type
  edf_hdr_struct=record
    handle:integer;
    filetype:integer;
    edfsignals:integer;
    file_duration:LONGLONG;
    startdate_day:integer;
    startdate_month:integer;
    startdate_year:integer;
    starttime_subsecond:LONGLONG;
    starttime_second:integer;
    starttime_minute:integer;
    starttime_hour:integer;
    patient:array[0..80] of ansichar ;
    recording:array[0..80] of ansichar ;
    patientcode:array[0..80] of ansichar ;
    gender:array[0..15] of ansichar ;
    birthdate:array[0..15] of ansichar ;
    patient_name:array[0..80] of ansichar ;
    patient_additional:array[0..80] of ansichar ;
```

```

admincode:array[0..80] of ansichar ;
technician:array[0..80] of ansichar ;
equipment:array[0..80] of ansichar ;
recording_additional:array[0..80] of ansichar ;
datarecord_duration:LONGLONG;
datarecords_in_file:LONGLONG;
annotations_in_file:LONGLONG;
signalparam:array [0..255]of edf_param_struct;
end;

```

EDF dosyasının kayıt bilgileri aşağıdaki yapıda gösterilmektedir.

```

type
edf_param_struct=record
labelname:array[0..16] of ansichar;
smp_in_file:LONGLONG;
phys_max:Double;
phys_min:Double;
dig_max:integer;
dig_min :integer;
smp_in_datarecord:integer;
physdimension:array[0..8] of ansichar;
prefilter:array[0..80] of ansichar;
transducer:array[0..80] of ansichar;
end;

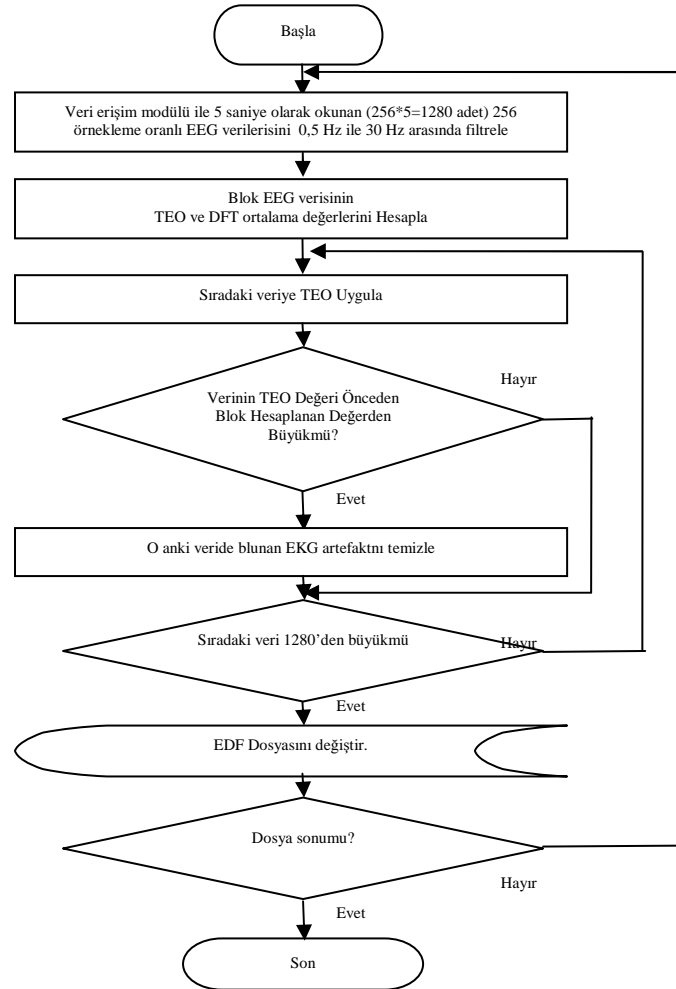
```

Uykuda solunumun en az 10 saniye durmasının apne olarak tanımlanması nedeni ile apnenin başlangıç ve sonunu analiz etmek istediğimizde çakışma olmaması için veriler 5 saniyelik epoklara ayrıldı. Programda bu değer ellede değiştirilebilmektedir.

### 3.1.2 Filtreleme ve artefakt modülü

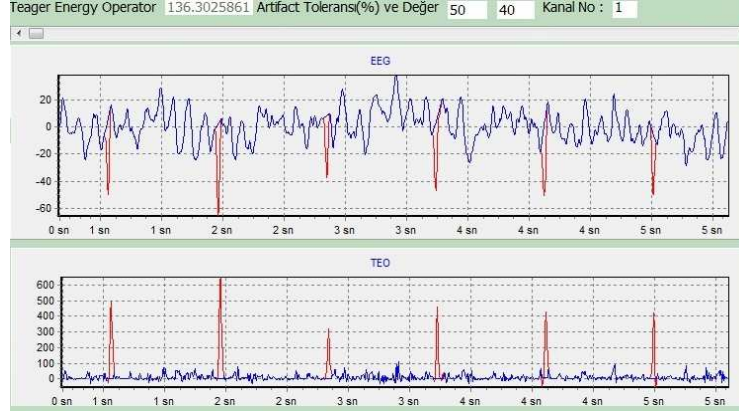
Çalışmada kullanılan EEG ve üst solunum sinyallerinin kaydedilmeleri sırasında kullanılan örnekleme sayısı 256, akciğer ve karın solunum sinyallerinin örnekleme sayısı 128'dir. Sağlıklı bir yetişkinin beyin sinyallerinin genlik ve frekansları, beyinin bir durumdan diğerine geçişi ile değişim göstermektedir. Ayrıca sinyaller yaşa göre farklılaşmaktadır. Beyin sinyalleri frekans bantları 0,5 Hz ile 30 Hz arasında değişmektedir. Bu modül ilk olarak; veri erişim modülü ile elde edilen EEG verilerini alt kesim frekansı 0,3 Hz - üst kesim frekansı ise 30 Hz olmak üzere 2 farklı filtreden

geçirerek EEG’de varolan gürültüleri beyin sinyallerinden ayırmaktadır. Modülün akış şeması Şekil 3-4’teki gibidir.



Şekil 3-4 Artefakt modülünün akış şeması

Modülün diğer işlevi ise; AFD ve TEO algoritmaları kullanılarak EKG kaynaklı artefaktların tespit edilip temizlenmesidir. Şekil 3-5’teki örnekte görüldüğü gibi istenilen EEG kanalı seçilebilir. En uygun artefakt tolerans parametreleri, program tarafından otomatik olarak belirlenebildiği gibi manuel belirlenerek istenilen sonuç elde edilebilir.



Şekil 3-5 Örnek bir artefakt bulunan EEG verisi

Modülde frekans spektrumları iki şekilde hesaplanır. Bunlardan birincisi *Welch* yöntemidir. Bu yöntemde, spektrumu kestirilecek veri zaman alanında bölütlenir ve her bir bölütün *Fourier* Dönüşümü elde edildikten sonra spektrumların ortalaması alınır. Veri zaman alanında bölütlenirken istenirse ardı ardına gelen bölütler arasında bir miktar örtüşme sağlanabilir. Bu durumda daha yumuşak bir spektrum elde etmek mümkün olabilmektedir.

Spektrum kestirilirken kullanılan bir diğer yöntem ise; verinin zaman alanında bölütlenip elde edilen EEG bölütlerinin ortalaması alınarak öncelikle sinyal/gürültü oranının artırılması, daha sonra *Fourier* Dönüşümü vasıtası ile ortalama sinyalin frekans alanı ifadesinin elde edilmesidir.

Çok çeşitli *Fourier* Dönüşüm yöntemi olmasına rağmen amacımıza en uygun olan AFD yöntemidir. TEO metodu ile tespit edilen bu R tepelerinin oluşum zamanına denk gelen o anki EEG kaydında da ani bir değişim var ise bu değişimin frekans ve enerjisi AFD metodu ile belirlenir. Böylece artefakt tespit edilmiş olur.

Artefakt tepeleri tespit edildikten sonra artefaktlı veri bölütlere ayrılır ve elde edilen bölütlerin ortalaması alınarak bir artefakt şablonu elde edilir. Elde edilen şablon ilgili artefaktlı bölütten çıkarılarak o bölüt için artefakt giderilmesi sağlanmış olur.

Bu yöntemde aynı kanal içinde mümkün olan tek şablonun artefaktlı verinin tamamı için kullanılması seçeneği EKG artefaktı giderilirken söz konusu olamaz. Çünkü EKG artefaktı durağan olmayan, oldukça değişken bir yapıdadır. Farklı kayıtlar

arasında, aynı kayıt için farklı kanallar arasında ve hatta aynı kanal içinde zamanla değişim gösterir. Dolayısıyla her EKG artefaktlı bölüt için ayrı bir şablon hesaplanması zorunludur.

Modülün ilk sürümünde artefakt bulunan veriler manuel olarak seçilip, analize dâhil edilmiyor iken modül geliştirilerek verilerin analiz edilmeden önce otomatik olarak artefak temizleme işleminden geçirilmesi, eğer çok miktarda artefakt varsa bu kısımların otomatik olarak analiz dışı bırakılması sağlandı. Analize dâhil edilmeyen bu verilere ait olaylar veritabanı modülü ile istatistiksel analizde kullanılmak üzere kaydedildi.

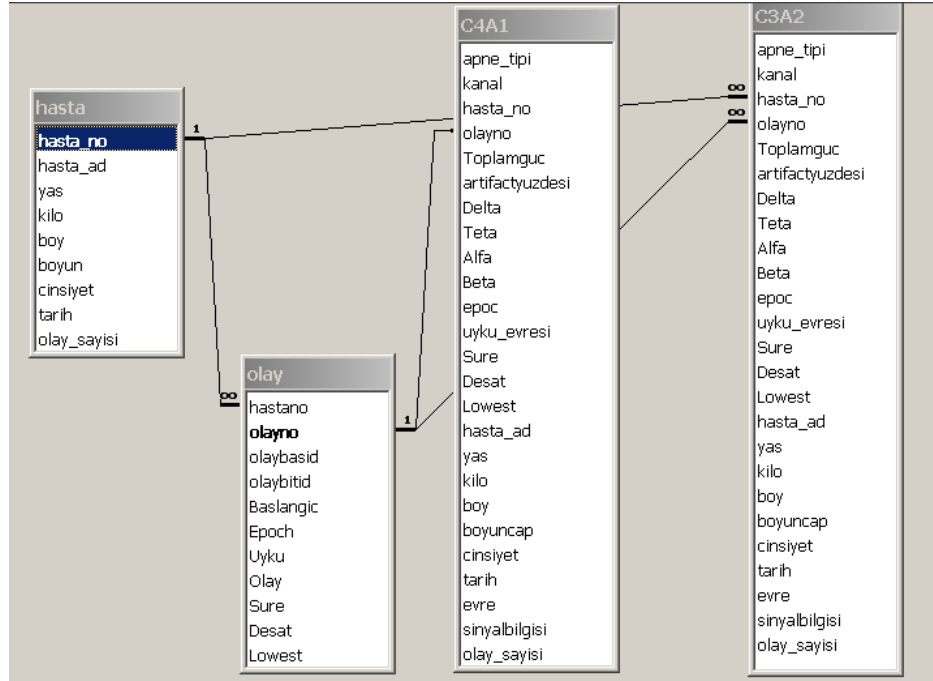
### 3.1.3 Analiz modülü

Bu modülde kullanılan yöntemler 5. Bölüm’de ayrıntılı olarak anlatılmaktadır. Bu modül daha önceki modüllerle elde edilen her olaya ait filtrelenip artefaktan arınmış 5 saniyelik EEG verilerini başta Haar Dalgacık Dönüşümü ile frekans bantlarına ayırmaktadır. Her bir bandın spektrum değerini hesaplamak için ise Ayrık ve Hızlı Fourier Dönüşüm teknikleri kullanılmıştır. Elde edilen bu bilgiler her hasta ve olay için ilgili veritabanı tablosunda saklanmaktadır.

Bu modül gerektiği durumlarda farklı dijital sinyal analiz teknikleri eklenebilecek şekilde tasarlanmıştır.

### 3.1.4 Veritabanı modülü

Analiz başladığında veri erişim modülü ile elde edilen hasta bilgileri **hasta** tablosunda saklanmıştır. Olaya ait süre bilgileri XML dosyasından bir fonksiyon yardımı ile çağırıldıktan sonra TXT dosyasından olayın türü, uyku evresi vb. bilgileri ayrı bir fonksiyon ile çağırılır. Elde edilen bu bilgiler **olay** tablosunda saklanmıştır. Analiz sonucu elde edilen analiz bilgileri ise her kanala ait tabloda SQL (Structured Query Language) komutları kullanılarak SQL Server’da bulunan **uyku** veritabanında saklanmıştır. Tablolar ve arasındaki ilişkiler Şekil 3-6’da gösterilmektedir.



Şekil 3-6 Uyku veritabanında bulunan tablolar ve arasındaki ilişkiler

SQL Server'a bağlantı için Delphide ADOCommand Nesnesi kullanılmıştır.

```
ADOCommand1.ConnectionString:=...;
```

Analiz modülü ile hesaplanan yüzdelerik Delta, Teta, Alfa ve Beta değerleri ise ileride istatistiksel analizde kullanılmak üzere ilgili kanala ait tabloda kişi bilgileri ile aynı yöntemler kullanılarak SQL Server'da saklanır. Tüm değerleri saklamak için *insert into* komutu kullanılır.

```
ADOCommand1.CommandText:='insert into hasta values ()';
ADOCommand1.Execute;
```

## **3.2 Yazılım Geliştirme Esnasında Karşılaşılan Zorluklar, Çözümleme Girişimleri Ve Öneriler**

### **3.2.1 İhtiyaçların eksiksiz karşılanması**

Proje ihtiyaçlarının eksiksiz karşılanması ve müşteri memnuniyeti, çevik metodolojilerin en önemli pratiklerinden biridir. Bu pratikte, proje ekibi yazılım projesinin başlangıcından itibaren düzenli aralıklarla çalışan programlar oluşturarak bunları müşteriye sunar. Müşteri de bu çalışan programlarda gerekli duyduğu değişiklikleri talep eder. Böylelikle yüksek oranda müşteri gereksinimleriyle örtüşen bir yazılım geliştirilmiş olur. Bu pratiği seçerken tez çalışması gereksinimleri doğrultusunda istenileni karşılayan bir yazılım projesinin oluşturulması amaçlanmıştır. Düzenli aralıklarla çalışan programlar danışmanlara sunulmuş ve gelen geri dönüşlere göre öncelikler belirlenerek, gerekli düzenlemeler yapılmıştır. İleride gerçekleşmesi zor olan büyük değişikliklere ihtiyaç duymamak için eksiklikler tespit edildiği anda giderilmiştir.

### **3.2.2 Yinelemeli/Artırmalı süreçlerle geliştirme**

Tüm çevik metodolojilerde yer alan bu pratikte, her bir yineleme 2-4 hafta arasında icra edilir (Augustine, 2005). Bir yineleme sonunda üzerine yeni özellikler eklenen ürün, müşteriye teslim edilir ve geri bildirimler alınır. Bu pratikle yinelemeli süreçlerle yazılım geliştirerek tezin gereksinimleriyle örtüşen bir yazılımın geliştirilmesi amaçlanmıştır. Tez başlangıcı sırasında yapılan görüşmeler sonucunda, proje için en uygun yinelemenin 3 hafta olacağına karar verilmiştir.

Uygulama aşamasında bu pratikle ilgili yaşanan en önemli sorun, önceki yinelemelerde çıkan yazılım hatalarını düzeltmek için aktif yineleme içinde zaman ayırma gerekliliği olmuştur. Başlangıçta yineleme planı içinde yer almayan bu unsur, yazılım geliştirme sürecinin ortalarına doğru iterasyona ayrı bir iş kalemi olarak eklenmiş ve gerekli zaman ayrılarak, yineleme planının daha doğru şekilde oluşturulması sağlanmıştır.

Bir yazılım projesinde yineleme süresi proje kapsamına, gereksinimlerine ve daha da önemlisi iş ürünlerinin büyüklüğüne bağlıdır. Bu faktörler göz önünde bulundurularak anlamlı bir artırım sağlayacak bir süre belirlenmelidir.

### **3.2.3 Küçük ve kısa aralıklı sürümler (Release)**

Bu pratik XP ve SCRUM metodolojilerinden alınmıştır. Bu pratikle proje, birbirinden ayrı zaman aralıklarına (2-4 hafta) bölünür. Her bir zaman aralığında yapılacak işin kendisine ait son teslim tarihi vardır. Belirlenen son teslim tarihini aşmadan iş tamamlanır ve müşteriye teslim edilir (Beck, 2002). Bu pratikle müşterinin, projenin ilerleyişini ve her bir yineleme sonrasında özellikleri artan, yaşayan bir uygulamayla takip edebilmesi amaçlanmıştır.

Proje sürümlerinden ilki 4, ikincisi 3 ve sonuncusu ise 2 yinelemeden oluşan 3 sürüm planlanmıştır. Bu pratik uygulanırken herhangi bir sorunla karşılaşılmamıştır. Sürüm sayısı planlanırken proje gereksinimleri ve zaman kısıtlılığı göz önünde bulundurulmalıdır.

### **3.2.4 Kısa süreli proje**

Bu pratik SCRUM metodolojisinden alınmıştır. Bu pratikle proje süresinin 1 yılı geçmemesi hedeflenir (Abrahamsson, 2002). Projenin ilk tahminlerde 12 ay süreceği öngörülmüş, ancak süreç içerisindeki eklenen ve çıkarılan işlevlerin ardından 14 ay içinde tamamlanmıştır.

Yazılım geliştirme sürecinde, yeni işlevler eklenmesine ve proje kapsamı dâhilindeki bazı işlevlerin çıkarılmasına karar verilmiştir. Bu kararlar proje süresinin değişmesine neden olduğundan proje süresi uzatılmıştır.

Projenin geliştirilmesi esnasında istemler değişmeyecek büyüklükte olmalıdır.

### 3.2.5 Genel bir model/mimari geliştirme

Bu pratik DSDM metodolojisinden alınmıştır. İstekler ve kısıtlar ana hatlarıyla belli olduktan sonra projenin tamamı için genel bir mimari belirlenir. Bu mimari daha sonra her bir yineleme safhasında detaylandırılır. Pratiği seçmemizin nedeni, projenin genel yapı ve kapsamını önceden görebilmektir. Uygulamanın tamamı için dört katmanlı ve her bir katman içinde işlemlere bağlı modüllere ayrılmış bir genel mimari oluşturulmuştur. Katmanlar sırasıyla veri erişim nesnelere ardından filtreleme - artefakt, analiz ve veritabanı şeklinde yapılandırılmıştır. Genel çözüm modeli ve mimari teknoloji seçilmiştir.

Proje gereksinimleri ve kısıtları ana hatlarıyla belli olduğunda, projenin geneli için bir mimari ve altyapı tasarımı oluşturmak projenin başarımına büyük oranda katkı sağlamaktadır. Bu noktada sahip olunan donanım, lisans vb. faktörlerin göz önünde bulundurulmasında fayda vardır.

### 3.2.6 Teknolojiyi gereksinimlerin belirlemesi

Bu pratik *Lean* metodolojisinden alınmıştır. Öncelikli olarak uygulama sahasına yönelik gereksinimler belirlenir. Daha sonra bu gereksinimlere uygun teknolojiler seçilir (Highsmith, 2002). Bu pratik, müşterinin istediği projenin, bütçesi dâhilinde gerçekleştirilebilmesi için önemlidir. Bir önceki pratikte belirtilen genel modeli geliştirebilmek için sahip olunan lisanslar, yazılım deneyimi gibi kısıtlar göz önünde bulundurularak teknoloji tercihleri belirlenmiştir. Mevcut durum gereği yazılım geliştirme için Embarcadero RAD Studio Delphi 2010, ilişkisel veritabanı olarak Microsoft SQL Server 2005 kullanımı tercih edilmiştir.

Yazılımın analiz aşamasında uyguladığımız bu süreçte karşılaşılan sorun, performans ve bellek alanı idi. Sorunu çözümlmek için veri okuma modülü değiştirilerek veritabanı sorgulama sayısı mümkün olduğunca azaltıldı.

Teknoloji belirlenmeden önce proje gereksinimleri ve kısıtları ana hatlarıyla belirlenmeli ve genel mimariye en uygun teknolojiler seçilerek projenin beklentilerinin

bu şekilde ne kadar karşılanabileceği hesaplanmalıdır. Teknoloji seçimi yaparken göz önünde bulundurulması gereken bir diğer faktör de ekibin bilgi düzeyi ve deneyimidir.

### **3.2.7 Kodlama standartları**

Bu pratik XP metodolojisinden alınmıştır. Ekip üyeleri önceden tanımlanmış kodlama standartlarına göre yazılımı geliştirirler (Beck, 2002). Bu pratiği seçerken, yazılan kodun karmaşıklığını azaltarak kolaylıkla anlaşılabilmesi amaçlanmıştır. Proje başlamadan önce kodlama, isimlendirme ve kod yorumları yazımı vb. üzerine standartlar belirlenmiştir.

Proje geliştirme süresince mutlaka bir kodlama standardına uyulması gereklidir.

### **3.2.8 Risk yönetimi**

Bu pratik MSF metodolojisinden alınmıştır. Projenin başından sonuna kadar karşımıza çıkabilecek, gerek projenin iptal olmasını gerekse de projenin yavaşlamasına yol açacak, bütün riskler belirlenir ve bu riskler önem sırasına göre sıralanır. Risk yönetim planı hazırlanarak, proje süresince oluşabilecek olağan dışı durumlara karşı önlemler alınmış olunur (MSF, 2009).

Projenin hazırlık safhasında muhtemel riskler tespit edildi. Bu risklerden bazıları proje kapsamı dışında tutuldu. Geri kalan riskler içinse önleyici tedbirler almak yerine risklerin gerçekleşmesi göze alındı. Bunun nedeni risk gerçekleşirse, düzeltmek için önleyici eylemlerin süresinin daha düşük olacağını tespit edilmesiydi.

Bu pratikle ilgili karşılaşılan en önemli zorluk, kayıtların Delphi ortamına aktarılması ve kayıtlarda var olan artefaktlardı. Olası tüm riskler değerlendirildi.

Proje hazırlık safhasında mutlaka riskler tespit edilmelidir. Tespit edilen risklerle ilgili olarak hangi risklerin proje kapsamı dışında tutulacağına karar verilmelidir. Kapsam dışında tutulmayacak riskler varsa, bu risklerin önceliğini yüksek tutarak önleyici tedbirler alınmalıdır.

### 3.2.9 Kabul testi

Kabul testi kullanıcıdan alınan gereksinimlerin “backlog” olarak tanımlanma safhasında, işin gerçekleşme kriterini ve bunun nasıl test edileceğinin tanımlanmasıyla başlar. Ardından yazılım ekibi tarafından geliştirilen işlev müşteri tarafından test edilir, varsa eksiklikler söylenir veya işlev gerçekleştirilmiş olarak kabul edilir. Müşterinin istediğini elde edip etmediğini ölçmek için en etkili yollardan biridir.

Proje boyunca kabul testleri oluşturulmuştur. Programla yapılan analizlerden rastgele seçilenlerden bazıları manuel olarak yapılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bu konuda yaşanan en büyük sıkıntı, manuel olarak yapılan analizlerin çok yavaş olması ve ciddi bir emek gerektirmesiydi.

Kabul testleri, proje ve ekip başarısının müşteri tarafından onaylandığı en önemli işlemdir. Bu yüzden projenin başında bu testler mümkün olduğunca ayrıntılı tanımlanmalı ve proje sürecindeki değişiklikler mutlaka kayıt altına alınmalıdır.

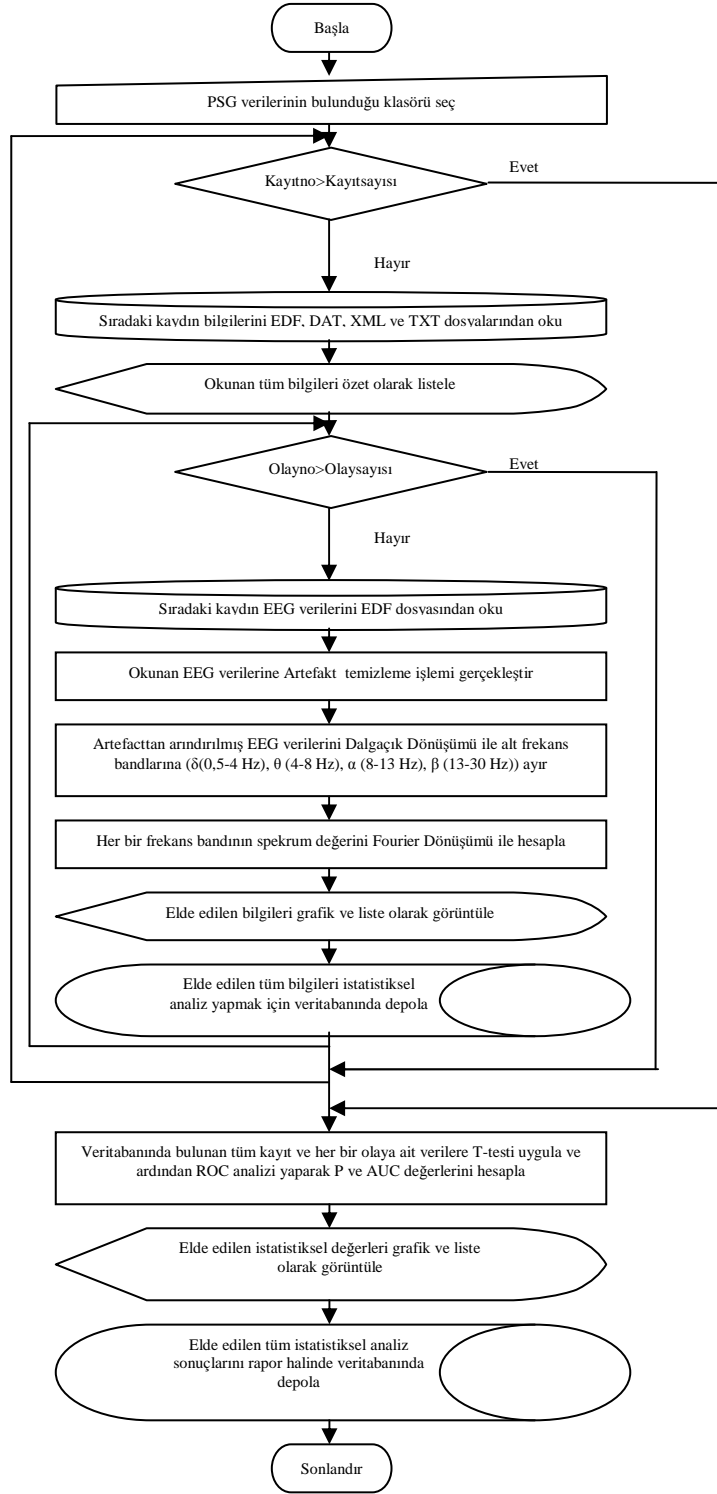
### 3.3 Programın Kullanımı

Program çalıştırıldığında verilerin bulunduğu klasör seçilir. Klasör seçildiği anda TXT, XML ve EDF(*European Data Format*) dosyalarında bulunan ön bilgiler formun sağ tarafında bulunan **grid** içinde listelenir. Analiz için ise formun sol üst köşesinde bulunan **epok süresi**, **analiz yöntemleri** ve **artefact toleransı** gibi parametreler girilebilir. Tüm ayarlamalar yapıldıktan sonra **başla** butonu tıklandığında sırasıyla veri erişim modülü, filtreleme ve artefakt modülü, analiz modülü ve son olarak veritabanı modülü çalıştırılır. Programın akış şeması aşağıda Şekil 3-7 gösterilmektedir.

Başlangıçta ilk hasta verileri hastaya ait dosyalardan okunup ilgili veritabanı tablosunda saklanır. Daha sonra 5 saniyelik parçalara ayrılarak filtrelenir v artefaktan arındırılır. Eğer parçanın %20'sinden fazlası artefaktlı ise anazi dahil edilmez. Bu tolerans değeri istenilen şekilde değiştirilebilir. Veriler filtrelenip artefaktan arındırıldıktan sonra EDF dosyasına yazılarak güncellenir.

Bu işlemler bittiğinde hastaya ait ilk olayın başlangıcından 5 saniyelik epoklar şeklinde veriler pencerelenir ve Haar Dalgacık Dönüşümü ile Delta, Teta, Alfa ve Beta alt bantlarına ayrılır. Bu ayrışım sonrası her bir frekans bandının spektrum değerleri ayırık *Fourier* Dönüşümü ile bulunarak yüzdellik değerleri hesaplanır. Hesaplanan bu değerler veritabanında ilgili tabloda saklanır. Bu işlemlerin bitmesi sonunda diğer olayın bilgileri okunarak aynı işlemler tüm kişiler için tekrarlanır. Analiz bittiğinde analizin ne kadar zaman sürdüğü, kaç hata oluştuğu gibi istatistiksel bilgiler formun alt sağındaki **text kutusunda** listelenir. Bu bilgiler ayrıca ilgili veritabanı tablosunda saklanır.

Analizin hangi aşamada olduğu **progress bar** ile gösterilir. En üstteki progress bar hangi **olay**, bir altındaki hangi **kanal** ve alttaki hangi **hastanın** analizinin yapıldığı bilgisini verir. Eğer analiz yapılan olay anında herhangi bir olumsuz durum ya da hata oluşur ise oluşan hata formun alt sağında bulunan **text kutusunda** belirtilir.



Şekil 3-7 Programın genel akış şeması

## 4 UYKU APNESİ VE EEG SİNYALLERİ

Gerçekleştirilen çalışma uyku apnesinin teşhisinde kullanılacağı için konuya uzak bilgisayar mühendislerine genel bilgi vermesi amacı ile bu bölüm hazırlanmıştır.

### 4.1 Uyku Apnesi

Uyku esnasında meydana gelen solunumun en az 10 sn durması “uyku apnesi” olarak tanımlanır (Rechtschaffen, 1968). Apne yetişkinlerde büyük ölçüde uyku esnasında ortaya çıkar. Uyku apnesi sendromuna sahip olan hastalarda apneler sıklıkla ve uzun süreli gerçekleşir. Bu tür hastalar; nefes durması nedeniyle gece uyku sırasında sık sık uyandıklarından uyku kaliteleri bozulur, günün çoğunda uykuludur ve yükseltgenmiş derecelerde arteriyel pCO<sub>2</sub> ve pulmoner arter basıncına sahip olurlar. Uyku apnesi en çok prematüre bebeklerde, yetişkin erkeklerde ve menapoz sonrası kadınlarda gözlemlenir. Apnelerin rastlanma sıklığı obez, üst solunum yolları dar olan ve horlayan bireylerde artar. Apneler uykunun NREM ve REM evrelerinde görülebilir (Aydın, 2005).

Üç tip uyku apnesi vardır; solunum çabasının sürmesine rağmen ağız ve burunda hava akımının olmaması “Obstrüktif”, solunum çabası ve hava akımının birlikte olmaması “Santral”, başlangıçta santral tipte olan apnenin solunum çabası başlamasına rağmen devam etmesi “Mikst” olarak adlandırılmaktadır. Apneler sıklıkla (%90-95) obstrüktif tiptedir. Tedavi planlaması açısından mikst apneler de obstrüktif apne gibi değerlendirilmektedir (Aydın, 2005).

Hipopne; uyku sırasında en az 10 sn süreyle, solunum hacminde %50 azalma ile birlikte, oksijen saturasyonunda en az % 4 oranında düşmenin gerçekleşmesi veya arousal (uyku sırasında daha yüzeysel uyku evresine ya da uyanıklık durumuna ani geçişlerdir ve aorusal apne ve hipopneyi sonlandırır) gelişmesidir. Uyku boyunca saatteki apne sayısına “Apne İndeksi (Aİ)”, saat başında görülen apne ve hipopnelerin toplam sayısına “Apne-Hipopne İndeksi (AHİ)” denir. AHİ’ye aynı zamanda solunum

sıkıntısı indeksi de (*Respiratory Disturbance Index-RDI*) denir.  $AHI > 5$  olması Uyku Apnesi Sendromu tanısı için yeterli kabul edilirken, son yıllarda apne ve hipopnelerin sağlıklı insanlarda görüldüğü de anlaşılmış ve sınır değeri 20 ve üzeri olarak kabul edilmiştir.  $Aİ$ , 5-15 arasında olanlar hafif, 16-30 arasında olanlar orta ve 30'un üzerinde olanlar ağır uyku apne sendromu olarak kabul edilmektedir (Aydın, 2005).

## 4.2 EEG Sinyalleri

EEG, beyin faaliyetleri sırasında oluşan elektrik potansiyellerinin titreşimlerinin (oscillations) kafatası üzerine yerleştirilen elektrodlar aracılığıyla gözlemlenmesidir (Nunez, 2006). Beynin nörolojik fonksiyonları ve nöropsikolojik özelliklerinin anlaşılması ve araştırılması, ayrıca teşhis ve tedaviye yönelik birçok klinik amaç için günümüzde EEG sinyallerine sıklıkla başvurulmaktadır. EEG sinyallerinin tıp, klinik psikoloji, bilişsel bilimler, biyomedikal mühendisliği gibi uygulama alanlarında ve daha geniş bir yelpazeye yayılan akademik araştırmalarda kullanım amaçları aşağıdaki gibi özetlenebilir (Sanei, 2007):

- Uyku bozuklukları ve uyku psikolojisinin araştırılması,
- Uyanıklılık, koma ve beyin ölümünün belirlenmesi,
- Beyin kanaması, travma ya da tümörler nedeniyle oluşabilecek hasarlı bölgelerin belirlenmesi,
- Uyarılmış potansiyeller (*evoked potentials*) ile sinir yollarının test edilmesi,
- Biyogeribildirim (*biofeedback*),
- Ameliyatlarda anestezi aşamasının kontrolü,
- Alfa ritmi takibi,
- Epilepsinin teşhisi ve nöbetlerin başlangıç bölgesinin belirlenmesi,
- Epilepsi ilaçlarının yan etkilerinin belirlenmesi,

- Beynin gelişiminin izlenmesi,
- Mental hastalıkların belirlenmesi,
- Beyin görüntüleme teknikleri yanında bilgi sağlaması.

Birçok beyin hastalığı, EEG sinyallerinin görsel olarak bir uzman tarafından incelenmesiyle tanımlanabilir. Sağlıklı bir yetişkinin beyin sinyallerinin genlik ve frekansları, beyin bir durumundan diğerine geçtiğinde değişim göstermektedir. Ayrıca sinyaller yaşa göre farklılaşmaktadır. Beyin sinyalleri frekans bantları açısından Delta, Teta, Alfa, Beta ve Gamma olarak beş temel grupta incelenmektedir (Sanei, 2007) :

**Delta ( $\delta$ ) ritmi:** Genlikleri 100  $\mu$ V'dan küçük, 4 Hz'in altındaki beyin dalgalarıdır. Bazı durumlarda frekans 1 Hz'in altına da düşer. Düşük Delta ritmi, süt çocuklarında ve ağır organik beyin hastalıklarında görülür. Bazı araştırmacılar insanların bebekliklerini hatırlamamasını, bu ritmin beynin gelişimiyle kaybolmasına bağlamaktadır.

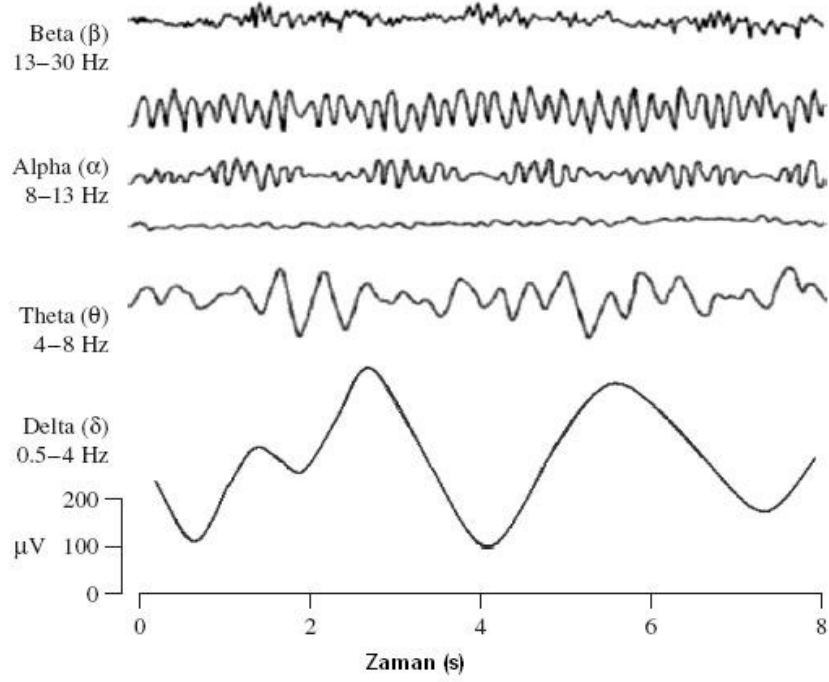
**Teta ( $\theta$ ) ritmi:** Genlikleri 100  $\mu$ V'dan küçük, 4 Hz ve 8 Hz arası frekanstaki dalgalarıdır. Özellikle, çocuklarda parietal ve temporal bölgelerde, yetişkinlerde ise duygusal gerginlik ve düş kırıklığı gibi durumlarında ortaya çıkar.

**Alfa ( $\alpha$ ) ritmi:** Yoğun şekilde oksipital bölgede ortaya çıkan, genlikleri 5  $\mu$ V'a kadar olan, 8 Hz ve 13 Hz arası dalgalarıdır. Beynin uyanıklılık ve sakin durumunda ortaya çıkar ve uyku durumunda yok olurlar. Dikkatin herhangi bir şeye yöneltildiği durumda, Alfa dalgaları yerini daha yüksek frekanslı, fakat düşük genlikli Beta dalgalarına bırakır.

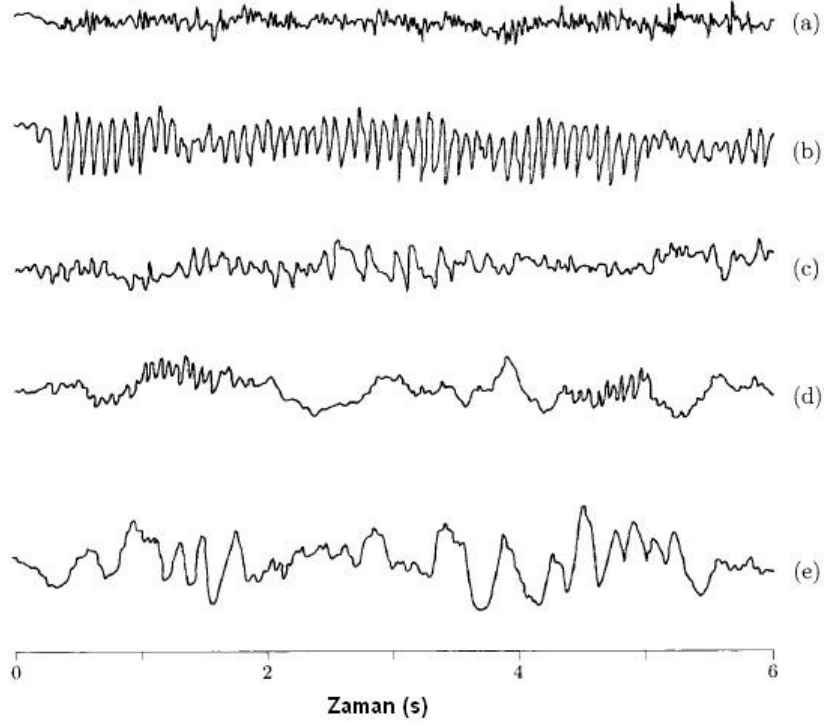
**Beta ( $\beta$ ) ritmi:** Frekansları 13 Hz ve üzerindeki beyin dalgalarıdır. 30 Hz'e ve nadiren 50 Hz'e kadar uzanırlar. Parietal ve frontal bölgelerde belirgin olarak kaydedilebilirler. Beta-I ve Beta-II olmak üzere ikiye ayrılırlar. Beta-II dalgalarının frekansı, Beta-I dalgalarının iki katıdır ve Alfa dalgalarında olduğu gibi zihinsel aktivitenin artması ile ortadan kalkarlar. Bu durumda yerlerine düşük genlikli asenkron dalgalar oluşur. Beta-II dalgaları, merkezi sinir sisteminin kuvvetli aktivasyonunda veya gerginlik hallerinde ortaya çıkar.

**Gamma ( $\gamma$ ) ritmi:** Bazı araştırmacılar Beta-II dalgaları yerine Gamma dalgalarını kullanmaktadır. Genlikleri  $2 \mu\text{V}$ 'dan küçüktür. Beynin merkezine doğru dalgaların genlikleri artar. Uykunun karakteristik belirtisini taşırlar.

Adı geçen beyin ritimleri Şekil 4-1'da gösterilmektedir



Şekil 4-1 Farklı frekanslarda EEG sinyalleri (Sanei, 2007)



Şekil 4-2 Farklı bilişsel faaliyetleri gösteren EEG sinyalleri (Sörnmo, 2005)

Şekil 4-2’de ise farklı beyin durumlarında oluşan sinyaller verilmiştir. Sinyaller sırasıyla (a) heyecan, (b) dinlenme, (c) rahavet, (d) uyku ve (e) derin uyku durumlarında ölçülmüştür.

### 4.3 Uyku Çalışma Tekniği

PSG, uyku ile ilgili çeşitli bozuklukları laboratuvar ortamında çeşitli vücut parametrelerini ölçmek için çok kanaldan eş zamanlı biyosinyal kaydı yapılarak tespit etmeye yarayan, tanıda altın standart bir uygulama tekniğidir. Uyku çalışması olarak da bilinen PSG uygulaması ile en sık olarak uykuda solunum bozuklukları, uykuda periyodik hareketler, insomnia, impotans ve uyku epizodları değerlendirilir.

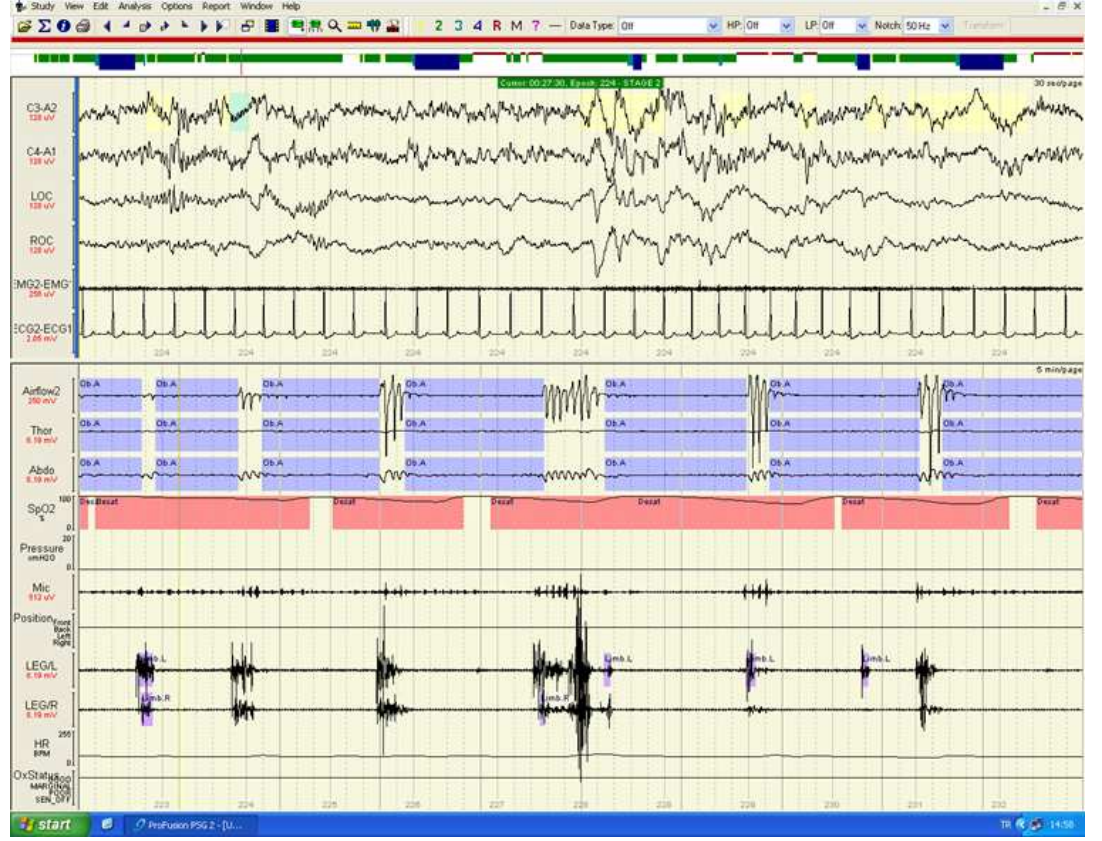
PSG’de EEG, EOG ve EMG kayıtları esastır. Temel protokole ek olarak, oronazal solunum (*airflow/kanül*), göğüs ve karın solunum hareket kaydedici (*pletismograf*),

parmak ucu (veya kulak memesi) oksimetre, trakeal mikrofon ve vücut pozisyonu parametreleri, polisomnografik olarak OUAS tanısını koyabilmek için gereklidir.



Şekil 4-3 Örnek bir PSG kaydı.

Çalışmada kullanılan PSG kayıtları, Edirne Tıp Fakültesi Uyku Laboratuvarı'nda yapılan uyku skorlandırma çalışmalarında kullanılan 44 kanallı poligraf (Compumedics 44E serisi, Avustralya) ile tam PSG teknikleri kullanılarak yapılan kayıtlardan alındı. PSG kaydında gece boyunca standart olarak kaydedilen EEG, EOG, EMG, EKG'nin yanı sıra hava yolu, solunum eforu, oksijen saturasyonu gibi veriler de bulunabilmektedir. Kaydedilen fizyolojik değişkenleri yapılan çalışmanın türüne göre artırmak veya azaltmak mümkündür. Bu çalışmada yalnızca EEG kayıtları ve hastalara ait uyku skorları kullanıldı. EEG kayıtlarının uzunlukları yaklaşık olarak 7-8 saat civarındadır. Kayıtlar, sayısal PSG'ye ait yazılımla otomatik olarak ve aynı zamanda uzman hekimlerin yaptığı görsel inceleme ile skorlandırılabilir. Skorlanan bu kayıtlar EDF dosya biçimi olarak saklanmaktadır. Şekil 4-4'de örnek bir skorlama çalışması gösterilmektedir.



Şekil 4-4 ProFusion PSG programı ile örnek bir skorlama çalışması.

Çalışmalar farklı yaş ve cinsiyetten toplam 151 birey üzerinde gerçekleştirildi. Bu bireylerden 121'i OUAS teşhisi konulan, kalan 30'u ise OUAS teşhisi konulmayan kontrol grubundan oluşmaktadır (Tablo 4-1). Hastalara ait seçilen toplam 11842, sağlıklı olanlara ait 4584 uyku dönemindeki (epok) EEG kaydı incelendi. Her bir olay öncesi 5 sn'lik epoklar şeklinde gerçekleştirildiğinden, bu çalışmada yapılan EEG analizleri ve üretilen sonuçlar olay bazında gerçekleştirildi.

Tablo 4-1 Çalışma grubunun genel karakteristiği.

Denek no	Yas	Kilo (Kg)	Boy (cm)	Boyun çapı (cm)	Cinsiyet	Olay sayısı	Denek tipi
1	50	81	160	45	1	295	K
2	53	90	168	34	1	295	K
3	47	83	177	38	1	295	K
4	46	125	180	46	1	295	K
5	69	75	167	34	0	295	K
6	56	120	170	45	1	295	K
7	92	60	170	31	0	295	K
8	66	93	180	45	1	295	K

9	68	77	174	39	1	295	K
10	67	97	174	45	1	295	K
11	68	92	180	43	1	295	K
12	46	110	167	45	1	295	K
13	62	92	170	44	1	295	K
14	32	75	169	38	1	295	K
15	64	73	150	39	0	295	K
16	65	110	168	47	1	295	K
17	77	79	178	42	1	295	K
18	57	82	168	36	0	295	K
19	55	96	173	41	1	295	K
20	61	95	170	46	1	295	K
21	84	47	155	31	0	295	K
22	68	75	167	34	0	295	K
23	66	93	180	45	1	295	K
24	59	89	175	40	0	295	K
25	63	77	174	39	1	295	K
26	86	105	184	44	1	295	K
27	54	58	155	33	0	295	K
28	55	84	178	41	1	295	K
29	64	95	185	44	1	295	K
30	64	73	150	39	0	295	K
31	59	96	173	43	1	201	H
32	65	103	183	43	1	348	H
33	79	109	183	43	1	173	H
34	52	90	167	43	1	523	H
35	45	102	155	42	1	207	H
36	55	90	168	39	1	416	H
37	48	84	173	40	1	409	H
38	82	80	176	38	1	102	H
39	58	101	172	45	1	236	H
40	60	94	160	41	1	253	H
41	62	83	177	38	1	395	H
42	45	125	180	46	1	230	H
43	47	122	162	53	1	297	H
44	66	103	182	44	1	461	H
45	62	110	160	40	0	463	H
46	60	77	155	36	0	134	H
47	55	120	170	45	1	525	H
48	62	81	168	45	1	276	H
49	61	117	184	47	1	145	H
50	46	95	172	42	1	115	H
51	65	127	184	44	1	406	H
52	75	115	183	41	1	75	H
53	77	96	180	41	1	161	H
54	63	98	172	46	1	203	H
55	52	93	170	43	1	367	H
56	50	90	174	42	1	47	H
57	66	97	174	45	1	514	H

58	66	97	174	45	1	40	H
59	73	90	187	43	1	284	H
60	79	120	182	44	1	238	H
61	51	82	169	42	1	186	H
62	52	94	176	41	1	512	H
63	77	87	170	42	1	443	H
64	78	68	177	39	1	47	H
65	79	92	180	40	1	462	H
66	79	92	180	40	1	6	H
67	55	73	160	37	0	233	H
68	37	60	165	36	0	187	H
69	78	94	187	40	1	104	H
70	57	92	168	41	1	245	H
71	42	110	166	47	0	411	H
72	60	149	178	50	1	506	H
73	94	134	167	41	0	257	H
74	75	161	183	52	1	349	H
75	46	110	167	45	1	549	H
76	65	87	165	44	1	66	H
77	61	92	170	44	1	335	H
78	59	70	164	38	1	18	H
79	55	90	170	43	1	141	H
80	40	85	168	39	1	231	H
81	74	85	178	43	1	341	H
82	60	108	175	44	1	464	H
83	60	108	175	44	1	21	H
84	59	195	178	40	1	513	H
85	52	80	170	40	1	127	H
86	61	78	172	39	1	80	H
87	73	85	185	40	1	297	H
88	40	70	170	39	0	355	H
89	60	87	172	42	1	266	H
90	60	76	161	41	1	92	H
91	56	94	167	43	1	328	H
92	63	88	179	41	1	33	H
93	67	105	175	42	1	532	H
94	48	89	172	42	1	391	H
95	48	89	172	42	1	3	H
96	63	90	175	42	1	333	H
97	64	80	170	43	1	374	H
98	62	74	165	39	1	356	H
99	51	100	175	42	1	488	H
100	50	80	160	41	0	202	H
101	60	119	168	40	0	224	H
102	60	119	168	40	0	26	H
103	60	90	165	35	0	266	H
104	51	97	168	42	1	420	H
105	60	100	173	40	1	254	H
106	72	85	165	37	0	229	H

107	65	120	179	48	1	160	H
108	65	110	168	47	1	209	H
109	41	90	157	37	0	261	H
110	73	110	175	43	1	522	H
111	76	151	182	46	1	192	H
112	56	78	165	41	1	562	H
113	45	110	178	44	1	226	H
114	54	95	150	43	0	433	H
115	48	75	163	45	1	192	H
116	69	83	165	39	1	553	H
117	65	95	172	41	1	444	H
118	48	74	158	36	0	243	H
119	58	100	179	42	1	331	H
120	57	104	171	48	1	546	H
121	55	85	160	36	0	507	H
122	51	94	155	41	0	7	H
123	72	122	192	45	1	203	H
124	72	92	180	43	1	204	H
125	81	62	160	30	0	9	H
126	75	68	156	34	0	33	H
127	76	79	178	42	1	69	H
128	56	98	180	45	1	157	H
129	65	123	177	45	1	585	H
130	75	72	183	37	1	22	H
131	73	105	187	40	1	542	H
132	62	70	158	32	0	469	H
133	55	93	173	42	1	153	H
134	67	90	169	39	0	35	H
135	86	91	176	40	1	86	H
136	55	109	177	48	1	568	H
137	61	98	172	43	0	334	H
138	56	116	169	46	1	554	H
139	57	82	168	36	0	690	H
140	71	118	172	50	0	361	H
141	71	118	172	50	0	8	H
142	63	72	162	38	1	98	H
143	94	55	155	42	0	6	H
144	51	84	155	38	0	445	H
145	54	96	173	41	1	483	H
146	57	75	165	36	0	313	H
147	54	77	169	40	1	348	H
148	42	64	155	39	1	168	H
149	61	95	170	46	1	445	H
150	58	95	160	43	0	151	H
151	65	90	168	43	1	414	H

\* 0: Bayan, 1: Erkek; K: Kontrol (Apnesiz birey), H: Hasta (Apneli birey)

Kaydedilen EEG sinyallerinin analizinin doğru yapılabilmesi için kayıt sırasındaki koşulların bilinmesi oldukça önemlidir. Bu çalışmada kullanılan EEG verilerinin kaydedilmesi sırasında kullanılan PSG montajı; iki kanal EEG (C3-A2 ve C4-A1), sağ ve sol elektrookülografi (EOG) (LOC-A2 ve ROC-A1), çene elektromiyografisi (EMG), elektrokardiyografi (EKG), kan oksijen saturasyonu (SpO<sub>2</sub>), termistör (üst solunum yolu sinyalleri için), toraks ve abdominal ölçümleri, horlama (mikrafon), vücut pozisyonu bilgilerini içermektedir. EEG elektroları uluslararası 10-20 sistemine göre yerleştirildi. Bu çalışmada kullanılan EEG ve üst solunum sinyallerinin kaydedilmesi sırasında kullanılan örnekleme sayısı 256, akciğer ve karın solunum sinyallerinin örnekleme sayısı 128, yapılan filtrelemenin alt kesim frekansı 0,3 Hz - üst kesim frekansı ise 30 Hz olarak belirlendi.

Solunumsal olaylar AASM (*American Academy Of Sleep Medicine*) tarafından önerilen standart kriterlere uyularak Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi Öğretim Üyesi Prof. Dr. Levent Öztürk tarafından manuel olarak skorlandı. Her EEG sinyali *Rechtschaffen ve Kales* (R&K) uyku evreleri kriterlerine göre sınıflandırıldı (AASM, 1999; Rechtschaffen, 1968). PSG kaydı üzerindeki tüm skorlama zamanları yani hangi olayın ne zaman başlayıp ne kadar sürdüğü şeklindeki bilgiler XML dosya biçiminde saklandı.

## 5 ANALİZ YÖNTEMLERİ

EEG işaretlerinde beyin fonksiyonlarıyla ilgili çok miktarda bilgi saklıdır. Bu bilgilerin tıbbi araştırmalarda ve hastalık teşhisinde kullanılabilmesi için, modern parametrik yöntemlerle gerçek zamanda spektral analizinin yapabildiğini bir programa ihtiyaç vardır. Bu tez çalışmasında geliştirilen program bu amaçla kullanılacaktır. Analizin kolaylıkla anlaşılabilmesi için bu bölüm oluşturulmuştur.

### 5.1 Çalışmada Kullanılan Sinyal Analiz Metodları

Sinyallerin analiz edilmesi direkt sinyalin kendisi veya sinyalin gösteriminin başka boyutlara (zaman, frekans, zaman-ölçek vb.) taşınarak gerçekleştirilmesiyle yapılmaktadır. Bu işlemin amacı ise; sinyalin bilgi kaybına uğratılmadan bu boyutlardan birisine dönüşümü yapılarak işlenmemiş haldeki verilerden sağlıklı seçilemeyen anlamlı detay bilgilerine ulaşmaktır.

Yukarıda belirtildiği gibi her hangi bir sinyalden daha fazla bilgi almak için matematiksel dönüşüm işlemi uygulanır. Mevcut birçok dönüşüm tekniği farklı tip sinyaller ve amaçlar için kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları *Hilbert*, *KZFD*, *Zak Fourier*, *Running Fourier*, *Wigner*, *Radon* ve *Wavelet* Dönüşümü gibi. Her bir dönüşüm tekniğinin kendine göre avantajları ve dezavantajları vardır. Bunlardan en eski olanlardan birisi de *Fourier* Dönüşüm tekniğidir (Polikar, 1999).

Çoğu sinyaller zaman alanında gösterilir. Zaman alanında bir sinyalin çizilmesi zaman-genlik gösterimi ile ifade edilir. Bu gösterim genellikle sinyal işlemede iyi bir gösterim olmamaktadır. Sinyallerin yapılarına bağlı olmakla birlikte çoğu kez ayırt edilebilir önemli bilgiler frekans bileşenlerinde gizli tutulurlar.

*Fourier* Dönüşümü sinyalin mevcut olan frekans bileşenlerini bize verir. Fakat bu tip bir dönüşüm frekansların hangi zaman aralığında var olduğunu gösteremez. Bu bilgiler sinyal şayet durağan ise gerekli değildir. Çünkü durağan sinyallerde zamana

göre frekans değişmez. Şayet sinyalin zamana göre frekansı değişiyorsa bunlara durağan olmayan sinyaller denir. *Fourier* Dönüşümü'nü durağan olmayan sinyallerde ne tür bir spektral bileşen olduğunu öğrenmek için kullanılabilir, fakat nerede oluştuğunu söyleyemez (Polikar, 1999).

Dalgacık Analizi, Kısa Zamanlı *Fourier* Dönüşümü'nün (KZFD) bir alternatifi olarak çözünürlük probleminin üstesinden gelmek için ortaya çıkmıştır. KZFD'de zaman-frekans alanında elde edilen bilgiler sınırlı bir hassasiyette elde edilebilmektedir. Bu hassasiyet pencerenin büyüklüğüne bağlıdır. Çoğu sinyaller daha hassas yaklaşıma ihtiyaç duyar ve bu pencerenin büyüklüğünün sürekli değişmesi gerekmektedir. KZFD'de zaman penceresi bütün frekanslarda değişmeyen büyüklüktedir.

Dalgacık Analizi ise bir sonraki yöntem olup pencere büyüklüğü değiştirilebilir. Dalgacıklar durağan veya durağan olmayan sinyallerin zaman-ölçek analizi için olanak sağlar. Dalgacıklar sonlu süreli dirler, bu yüzden yerel sinyal özelliklerinin analizini mümkün kılarlar. Dalgacık Dönüşümleri tüm sinyal frekans-zaman bilgisini korurlar. Bu sebeplerden dolayı durağan olmayan gerçek doğal sinyallerin dalgacık temelli metotlarla işlenmesi geleneksel metotlardan daha iyi sonuçlar sağlarlar (Miner, 1998). Dalgacığın en önemli avantajlarından birisi, büyük işaretlerin yöresel analizine olanak tanınmasıdır.

Yapılan çalışmada yapılan araştırmalar ile bu tekniklerden amacımıza en uygun olanı Ayrık ve Hızlı *Fourier* Dönüşümü ve Haar Dalgacık Dönüşümü olduğuna karar verilmiştir. Ayrık ve Hızlı *Fourier* Dönüşümü düzensiz olan EEG sinyallerinde en iyi sonucu vermektedir. Haar Dalgacık Dönüşümü en temel ve en hızlı dönüşüm tekniğidir. Teager Enerji Operatörü ise EKG kaynaklı artefaktların giderilmesinde R tepelerinin tespitinde kullanılmıştır.

### 5.1.1 Ayrık ve Hızlı *Fourier* Dönüşümü

Fonksiyonlar teorik olarak tanımlı hallerde *Fourier* Dönüşümleri rahatlıkla hesaplanabilir. Ancak uygulamada sinyallerin kesin fonksiyonel ifadeleri yoktur ve işlenmeleri için analog sinyallerden örneklenmiş sınırlı sayıda sayısal ayrık dizileri

mevcuttur. Bu yüzden daha önce bahsedilen şekilde *Fourier* Dönüşümleri hesaplanamaz.

Ayrıca bütün frekans boyutunun analog olarak gösterimi sonsuz sayıda örneklenmiş işareti gerektirmektedir bu ise uygulamada mümkün değildir. Sayısal işaretler için *Fourier* Dönüşümü'nün hesaplanması için belirli sınırlamalı içindeki yaklaşıklıklarla verilebilir. Bir  $f[k]$  ayrık dizisinin  $N$  örneği için tanımlanan bu yeni dönüşüm Ayrık *Fourier* Dönüşümü (AFD) olarak adlandırılır.

Tersi de alınabilen bu dönüşümün önemli özellikleri vardır. Ayrık *Fourier* temelli dönüşümler dizinin periyodik olduğunu kabul ederler (Torrence, 1998) dolayısıyla bir ayrık zaman sinyali periyodik ise bunun yaklaşık *Fourier* Dönüşümü AFD'dir. Özellikle iki AFD'nin çarpımı bunlara karşı düşen dizilerin ayrık-zaman boyutunda konvolusyon toplamıdır. Ayrıca sayısal ortamdaki birçok spektral analiz yöntemi AFD'ye dayanmaktadır (Smith, 1996).

AFD,  $f[k]$ ,  $k = 0, 1, \dots, N-1$ , gibi bir sonlu diziyi ,  $F[n]$ ,  $n = 0, 1, \dots, N-1$ , gibi diğer bir sonlu diziyeye eşleyen önemli bir operatördür. Normalize edilmiş örnekleme frekansı  $2\pi$  olmak üzere (Smith, 1996):

$$F[n]=AFD\{f[k]\}=\sum_{k=0}^{N-1}f[k]e^{-j2\pi kn/N} \quad (5-1)$$

Ters Ayrık *Fourier* Dönüşümü (TAFD) ise  $F[n]$ 'yi yeniden  $f[k]$  dizisine dönüştürür:

$$F[k]=TAFD\{f[n]\}=\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1}f[n]e^{j2\pi kn/N} \quad (5-2)$$

Eğer  $f[k]$  dizisi bant sınırlı bir  $f(t)$  işaretinin  $T_0$  örnekleme aralığı ( $f_0$  örnekleme frekansı) ile *Nyquist* şartları sağlanmış şekildeki örneklerini temsil ediyorsa, AFD dizisi  $F[n]$  (pencereleme etkisi ihmal edilerek) orijinal işaretin *Fourier* Dönüşümü'nün örneklerini temsil edebileceği açıktır:

$$F[n]=F(\omega)\Big|_{\omega=\frac{2\pi f_0 kn}{N}} \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (5-3)$$

$\mathbf{f}(t)$  sinyali toplam  $T$  süresi boyunca örneklenmişse dolayısıyla  $T$  süreli bir pencere ile sinyal örneklenmiş ise AFD, FD için sadece bir kestirim sağlar ve bunun frekans çözünürlüğü;

$$\Delta f = \frac{f_0}{N} = \frac{1}{T} \quad (5-4)$$

Burada dikkat edilmesi gereken husus  $T$ 'nin örnekleme periyodu değil pencere süresi olduğudur. Dolayısıyla daha uzun pencere kullanılarak çözünürlük artırılabilir. Daha uzun pencere kullanımı mümkün olmayan durumda mesela işaret durağan olmadığında, sıfır ekleme (*zero padding*) yöntemi kullanılabilir. Dizinin sonuna aynı  $N$  örnek sayıda sıfırlardan oluşan bir dizi daha eklenir:

$$f_z[k] = \{f[0], f[1], \dots, f[N-1], 0, \dots, 0\} \quad (5-5)$$

Sıfır eklenmiş dizi  $\mathbf{fz}[k]$ ,  $k = 0, 1, \dots, L-1$ , orijinal diziden  $N$  eleman içerirken  $L-N$  kadar sıfır içermektedir. Böylece daha fazla örneğe dolayısıyla daha geniş pencereye sahip bu dizinin frekans çözünürlüğü,  $T$  pencere süresi arttığı için artırılmış olur.

Son olarak ayrık zamanlı bir  $\mathbf{f}[k]$  işaretinin  $\mathbf{w}[k]$  ayrık pencere dizisi kullanılarak

AFD ifadesini aşağıdaki denklemlerle verebiliriz:

$$F[n] = \text{AFD}\{f[k]\} = \sum_{k=0}^{N-1} f[k]w[k]e^{-j2\pi kn/N} \quad (5-6)$$

### 5.1.2 Haar Dalgacık Dönüşümü

*Fourier* Analizi sayesinde bir sinyalin, sinüzoidal birçok frekanstan oluştuğunu biliyoruz. Dalgacık ise bir sinyalin, orijinal dalgacığın kaydırılmış ve ölçeklendirilmiş formundan oluşturulur. Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD) bütün zaman aralığı boyunca dalgacık fonksiyonu  $\psi$ 'nin ölçeklenmiş ve kaydırılmış şekliyle sinyalin çarpımından oluşur. SDD'nin sonucunda birçok dalgacık katsayısı elde edilir bunlar ölçek ve pozisyon fonksiyonlarıdır (Fliege, 1996).

$$\text{SDD}\{f(t),a,b\}=\langle f(t),\frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right)\rangle=\frac{1}{\sqrt{a}}\int f(t)\psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (5-7)$$

Denklem 5-7 Sürekli Dalgacık Dönüşümü olup **b** ve **a** değişkenlerinden oluşur ve sırası ile *translation* (zaman ötelemesi) ve *scale* (ölçek) anlamlarını ifade ederler.  $\psi(t)$  dönüşüm temel fonksiyonu olup Ana Dalgacık adı verilir. Farklı özellik ve kullanım amaçlarına sahip birçok Ana Dalgacık mevcuttur (Fliege, 1996).

Ana Dalgacık terimi, isminden de anlaşılacağı gibi iki önemli kelimedenden oluşup bunlar sırası ile: Dalgacık terimi, küçük dalga anlamında dalgacık olarak ifade edilir. Buradaki küçüklük belirli uzunlukta pencere fonksiyonu olarak tarif edebiliriz. Dalga ise buradaki pencere fonksiyonunun titreşimli olduğunu ifade etmektedir. Buradaki ana kelimesi ise: bir ana fonksiyondan dönüşüm tekniği ile türetilip değişik alanları desteklemek için oluşturulan fonksiyonlardır. Diğer bir ifade ile Ana Dalgacık diğer pencere fonksiyonlarını üretmek için bir prototiptir.

$\psi$  transfer fonksiyonunda öteleme terimi KZFD de olduğu gibi pencerenin yerini belirler ve sinyal boyunca pencereyi kaydırır. Bu terim transfer alanında zaman bilgilerini içerir. Bu dönüşümde frekans bilgisine sahip değil fakat ölçek parametresi 1/frekans olduğu için bu parametreden yararlanılır. Burada yüksek ölçek sinyalin daha az detaylı görünüşünü ve düşük ölçek ise detaylı görünüşü oluşturur. Ölçek bir matematiksel işlem olup sinyali hem açar hem de sıkıştırır. Yüksek ölçekler sinyali açar düşük ölçekler ise sinyali sıkıştırırlar (Polikar, 1999).

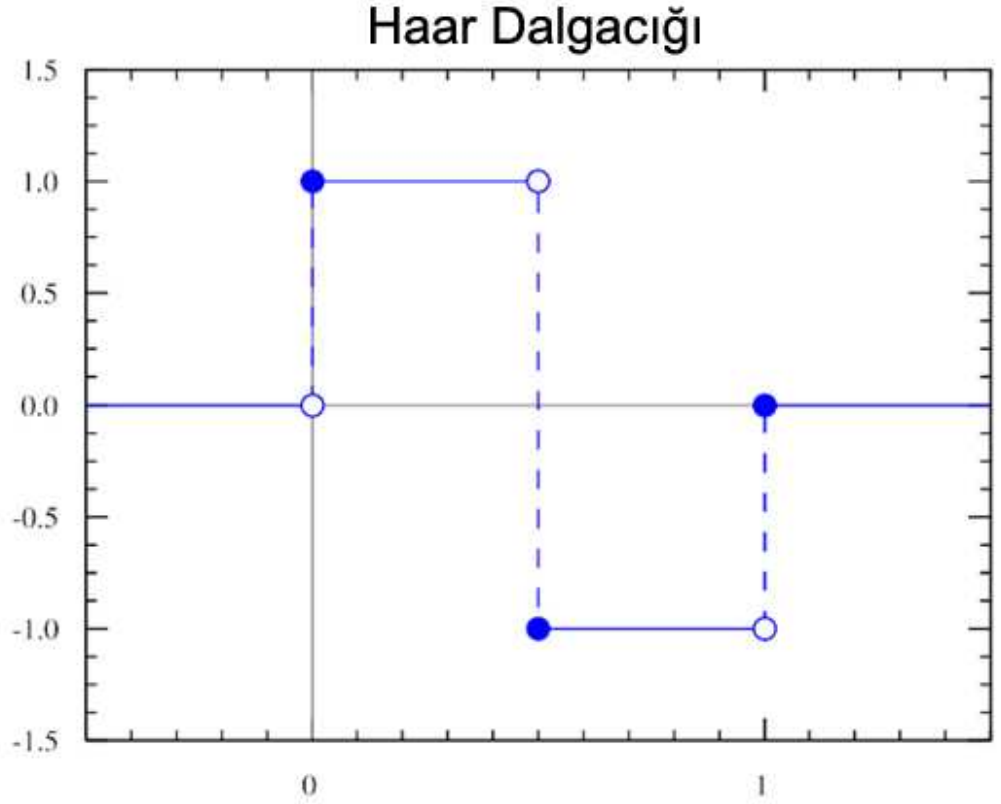
Çeşitli Dalgacık Dönüşüm tabanları mevcut olmakla birlikte, *Haar* Dalgacık Dönüşümü, sinyal karakteristiklerinin zaman alanındaki konumlarını ortaya koyma konusunda en basit ve kısa dönüşüm yoludur (Scholl, 1999). Bu yüzden bu çalışmada kullanılan Dalgacık Dönüşümleri'nde Şekil 5-1'de grafiksel olarak gösterilen Haar Dalgacığı, Ana Dalgacık olarak seçilmiştir. Ayrık Zaman Dalgacık Dönüşümü, giriş sinyalinin özel bir filtre ile konvolusyonundan elde edilen sonucun Dalgacık Dönüşümü'nün derecesi kadar aşağı örneklenmesi olarak tanımlanabilir (Şekil 5-2). Sinyali bileşenlerine ayrıştırma işlemi için yüksek geçiren bir filtre ( $g(n)$ ) ve alçak geçiren bir filtre ( $h(n)$ ) kullanılır. Bu filtreler Haar Dalgacığı'ndan türetilmiş ve matematiksel ifadeleri Denklem 5-8'deki gibidir. Alçak geçiren ve yüksek geçiren

filtreler,  $2^1$ . seviye Dalgacık Dönüşümü'nü gerçekleştirmek için giriş sinyali olarak analizi yapılan sinyali alır ve çıkışında yaklaşım katsayıları ( $A_1$ ) ve detaylı ( $D_1$ ) katsayılarından oluşan, örneklerinin yarısı atılmış bir sinyal üretir.  $2^2$ . derece Dalgacık Dönüşümü için ise  $2^1$ . derece Dalgacık Dönüşümü sonucu elde edilmiş yaklaşım ( $A_1$ ) katsayıları kullanılarak 2. Seviyeye ait yaklaşım katsayıları ( $A_2$ ) ve detaylı ( $D_2$ ) katsayılar üretilir. Dalgacık Dönüşümü'nün seviyesi artırıldıkça her seferinde bir önceki seviyenin yaklaşım ( $A_n$ ) katsayıları kullanılarak aynı işlem tekrar edilir (Şekil 5-3).

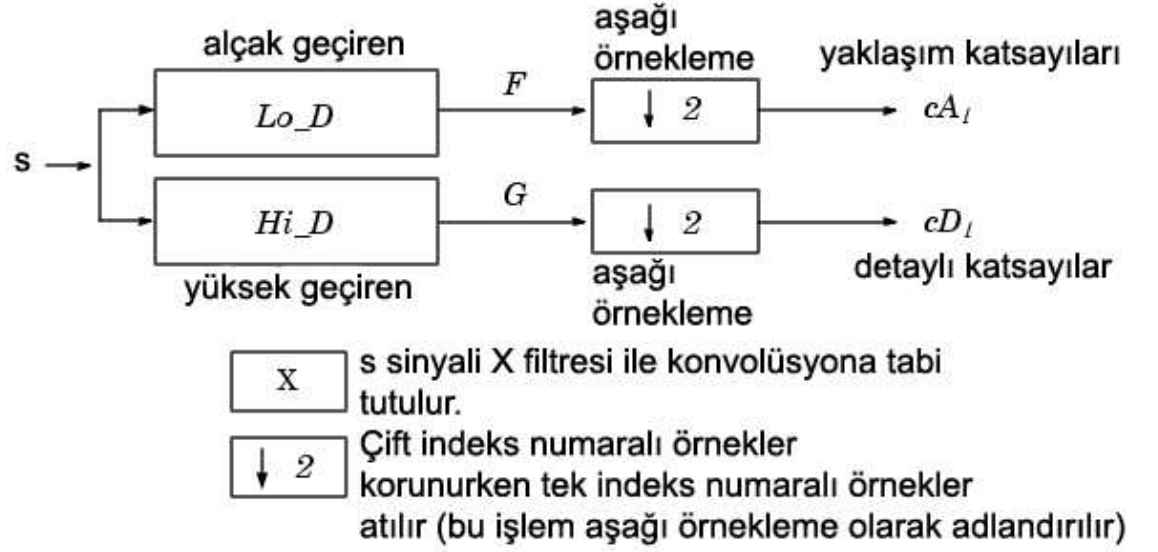
$$g(n) = \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}}, -\frac{1}{\sqrt{2}} \right\}, \quad (5-8)$$

$$h(n) = \left\{ \frac{1}{\sqrt{2}}, \frac{1}{\sqrt{2}} \right\}$$

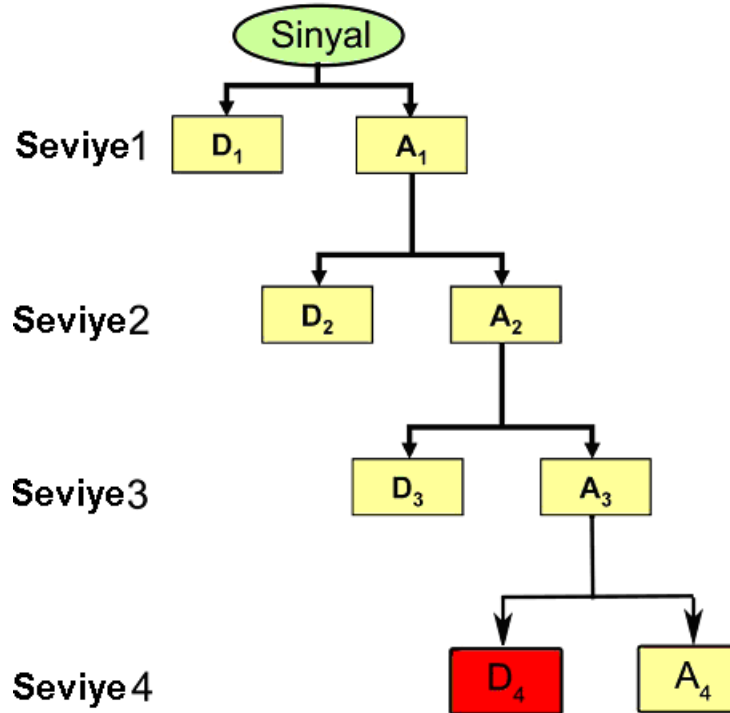
Bu tez çalışmasında EEG işaretinde büyük önem arz eden Delta, Teta, Alfa ve Beta alt bantlarını elde edebilmek için EEG sinyallerine  $2^1$  ile  $2^4$ . seviyeler arası Dalgacık Dönüşümü uygulanmıştır.



Şekil 5-1 Haar dalgacığının grafiksel gösterimi (Cuiwei, 1995)



Şekil 5-2 Dalgacık Dönüşümü prensibi (Arıkan, 2009)

Şekil 5-3 Dalgacık Dönüşümü'nün seviyesi artırıldıkça, yaklaşım katsayıları ( $A_1, A_2, A_3, A_4$ ) ve detaylı katsayıların ( $D_1, D_2, D_3, D_4$ ) nasıl üretildiğini gösteren blok diyagram (Arıkan, 2009)

### 5.1.3 TEO (Teager Energy Operator) metodu

Denklem 5-9'dan anlaşılacağı gibi TEO giriş sinyalinin ilk iki türevinden elde edilen bir değerdir. Bu işlem sonucunda şiddetli ani değişimler güçlendirilip zayıf olan değerler daha da azaltılarak EKG Kaydındaki R tepeleri tespit edilir (Kaiser, 1990).

$$\Psi_{Ts}(n) = \Psi_s^2(n) - \Psi_s(n-1) \cdot \Psi_s(n+1) \quad (5-9)$$

$\Psi_{Ts}$ : TEO değeri,  $\Psi_s$ : Orijinal veri

## 5.2 İstatistik Analizde Kullanılan Yöntemler

Bu bölümde, önerilen ve literatürde var olan veri dijital sinyal işleme tekniklerinin EEG veri kümelerini sınıflama performanslarını karşılaştırılmada kullanılan istatistik yöntemler anlatılmaktadır.

### 5.2.1 ROC eğrileri ve eğrinin altında kalan alan

Bir alıcı işlem karakteristiği eğrisi (ROC), sınıflandırıcıların performanslarına dayanarak sınıflandırıcıların seçilmesi, organize edilmesi ve görselleştirmesi için kullanılan bir tekniktir. ROC eğrileri, genellikle medikal karar verme aşamasında kullanılır, son zamanlarda makine öğrenmesi ve veri madenciliği araştırmalarında da kullanımı gittikçe artırmıştır (Fawcett, 2005).

ROC eğrileri, doğru pozitifin Y ekseninde ve yanlış pozitifin X ekseninde çizildiği iki boyutlu grafiklerdir. Bir ROC eğrisi, doğru pozitifler ve yanlış pozitifler arasındaki görsel ilişkiyi açıklar. Şekil 5-4, farklı AUC değerlerine sahip ROC eğrilerini göstermektedir. ROC eğrisi altında kalan alan (AUC-area under ROC curve) ne kadar büyükse sınıflandırıcının performansı da o derece iyidir (Fawcett, 2005).



Burada,  $ri$ , (+) sınıftaki örneklerin sırasını göstermektedir.  $n_+$  ve  $n_-$ , sırasıyla pozitif ve negatif kümelerin sayısını göstermektedir.  $\hat{A}$  ise ROC eğrisi altında kalan alanıdır. Yukarıdaki örnekte 1. sınıflayıcı için AUC değeri:

$$ri = 5, 7, 8, 9, 10 \quad n_+ = 5 \quad n_- = 5 \text{ dir.}$$

$$\hat{A} = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} r_i - n_+(n_+ + 1) / 2}{n_+ n_-} = \frac{(5 + 7 + 8 + 9 + 10) - (5 \times 6) / 2}{5 \times 5} = \frac{24}{25} = 0.96 \quad (5-11)$$

dir. 2. sınıflayıcı için AUC değeri Denklem 5-12'de verilmiştir.

$$ri = 1, 6, 7, 8, 9 \quad n_+ = 5 \quad n_- = 5 \text{ olması durumunda,}$$

$$\hat{A} = \frac{\sum_{i=1}^{n_r} r_i - n_+(n_+ + 1) / 2}{n_+ n_-} = \frac{(1 + 6 + 7 + 8 + 9) - (5 \times 6) / 2}{5 \times 5} = \frac{16}{25} = 0.64 \quad (5-12)$$

dir. Yukarıdaki sınıflayıcıların sınıflama doğrulukları aynı olmamakla birlikte AUC değerleri farklı çıkmıştır. Sınıflayıcıları karşılaştırırken sadece sınıflama doğruluğunun kullanılması başlı başına güvenli olmayabilir, bunun yanında AUC değerlerinin de kullanılması gerekir.

### 5.2.2 t-testi

“t” testi, hipotez testlerinde en yaygın olarak kullanılan yöntemdir. **t-testi** ile iki grubun ortalamaları karşılaştırılarak, aradaki farkın rastlantısal mı, yoksa istatistiksel olarak anlamlı mı olduğuna karar verilir. Küçük örnekleme teorisi olarak da bilinen “t” dağımı, küçük örneklemlerle de çalışmaya imkân verdiği için, araştırmacılar için büyük kolaylık sağlamaktadır. “t” testi örnek boyutunun küçük olduğu ve ana kütleyle ilişkin standart sapmaların bilinemediği durumlarda;

- İncelenen bir değişken açısından bir gruba ait ortalama değer önceden belirlenen değerden farklı olup olmadığının,
- İncelenen bir değişken açısından bağımsız iki grup arasında fark olup olmadığının,

- İncelenen bir değişken açısından herhangi bir grubun farklı koşullar altındaki tepkilerinde farklılığın olup olmadığının incelenmesine yönelik hipotezleri test etmeye yönelik olarak geliştirilmiş bir analiz yöntemidir (BED, 2009).

Bu nedenle üç tür “t” testi bulunmaktadır. Bunlar tek grup **t-testi** (*one-sample “t” test*), bağımsız iki grup arası farkların “t” testi (*independent samples “t” test*) ve eşleştirilmiş iki grup (*paired-samples “t” test*) arasındaki farklılıkların incelenmesine yönelik “t” testidir.

Tek grup “t” testi (*one-sample test*) genellikle herhangi bir konuda belirli öngörülerde bulunulduğunda bu öngörünün doğruluk derecesini test etmek amacıyla uygulanır.

Bir araştırmada çoğu kez farklı ana kütlede elde edilen gruplar arasında karşılaştırmalar yapmak gerekir. İşte bu gibi analizler Bağımsız iki grup arası farkların testi (*Independent Samples “t” test*) ile yapılır.

Bağımsız iki grup için farkların testi konusu incelenirken grupların birbirlerinden bağımsız evrenlerden geldiği varsayımı kabul edilmekte idi. Ancak özellikle kontrollü ve deneysel çalışmalarda aynı deneklerin farklı durumlarda nasıl davrandıklarının incelenmesine gerek duyulabilir. Amaç farklı iki koşulda elde edilen sonuçların farklı olup olmadığını araştırmaktır. İlişkili ölçümler için iki grup arasındaki farkların testi (*Paired-Samples “t” testi*) aşağıda özetlenen üç durum için kullanılabilir.

**Birinci Durum:** Bir grubun veya örneklemin iki bağımlı değişkene ilişkin ortalamalarının karşılaştırılarak ortalamalar arasındaki farkın belirli bir güven düzeyinde anlamlı (önemli) olup olmadığını test etmek için kullanılır.

**İkinci Durum:** Bir grubun veya örneklemin bir değişkene ait iki farklı zamandaki ölçümlerine ilişkin ortalamalarının karşılaştırılarak söz konusu ortalamalar arasındaki farkın belirli bir güven düzeyinde önemli olup olmadığını test etmek için kullanılır. Tekrarlı ölçümler ile iki ortalamanın karşılaştırıldığı bu duruma tipik örnek araştırmalarda uygulanan ön test-son test modelidir.

**Üçüncü Durum:** Bazı araştırmaların uygulamasının aynı örnekleme veya denek grubu üzerinde gerçekleşmesi zor ve hatta bazen de (özellikle sağlık ve fen bilimleri alanlarında) imkânsızdır. Böyle araştırmalarda araştırma konusu ile ilgili aynı veya benzer özelliklere sahip örnekleme kullanılır. Bu durumda, eşleştirilmiş iki grup tek bir grupmuş gibi varsayılarak iki ölçüme ilişkin ortalamalar karşılaştırılır. Burada iki grubun eşleştirilmesi, ölçüm sürecinden önce iki grup arasında ölçüm yapılacak konuda fark olmadığını varsaymak anlamına gelmektedir. Bu duruma, deney ve kontrol grupları üzerinde gerçekleştirilecek ölçümlerin karşılaştırıldığı araştırmalar örnek olarak verilebilir. Başlangıçta deney ve kontrol grupları ölçüm yapılacak konuda farksız (eş) varsayılır, daha sonra deney grubu üzerinde belirli bir işlem gerçekleştirildikten sonra ölçüm yapılır ve bu ölçümler kontrol grubundan elde edilen ölçümlerle karşılaştırılır. İki ölçüm ortalaması arasındaki farkın belirli bir güven düzeyinde önemli olup olmadığı bu test ile belirlenir (BED, 2009).

## 6 UYGULAMA SONUÇLARI

Delta, Teta, Alfa ve Beta frekans bandlarının yüzde değerleri apneleri ayırdedebilmek amacıyla ROC analizleri kullanılarak değerlendirilmiştir. C3-A2 Beta(%) frekans düzeyi en yüksek ayırt edici değeri sağlamış (AUC=0.662;  $p<0.001$ ), C3-A2 Alfa(%) düzeyi ise en düşük ayırt edici değeri vermiştir (AUC=0.536;  $p<0.001$ ).

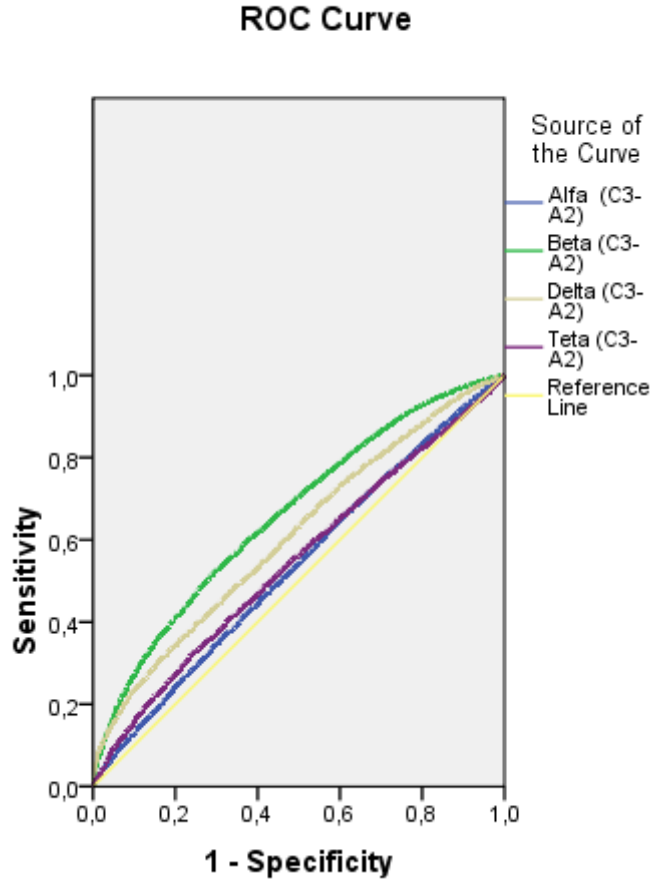
Benzer şekilde, C4-A1 Beta(%) frekans düzeyi en yüksek ayırt edici değeri sağlarken (AUC=0.658;  $p<0.001$ ), C4-A1 Alfa(%) düzeyi en düşük ayırt edici değeri vermiştir (AUC=0.536;  $p<0.001$ ). Dört farklı frekans bandı içinde en anlamlı frekans Beta (%) olarak tespit edilmiştir.

### 6.1.1 C3-A2 Bandı karakteristik işlem eğrisi

Şekil 6-1’da görülen eğrilerden eğri altında kalan değer Beta (AUC=0,662) yani en yüksek değere sahip olduğu, Alfa (AUC=0,536) ise en düşük değere sahip olduğu görülmektedir. Tablo 6-2’teki sonuca göre EEG sinyallerindeki 4 band içinde Beta apneli ve apnesiz bireyleri birbirinden ayırmada en yüksek ayırt ediciliğe, Alfa ise en düşük ayırt ediciliğe sahiptir. ROC analizi sonucunda tüm frekans bandları için elde edilen eğri altında kalan alanların istatistiksel anlamlı oldukları bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

Tablo 6-1 C3-A2 Bandı çalışma özeti

1: Kontrol (Negative) 2: Apne (Positive)	N
Positive	11842
Negative	4584



Şekil 6-1 C3-A2 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve)

Tablo 6-2 C3-A2 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve)

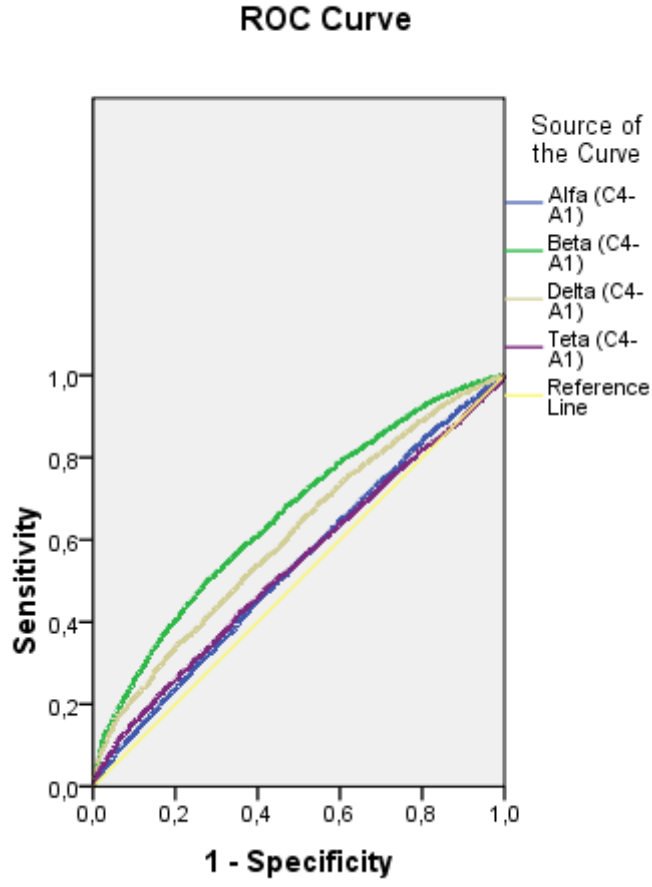
	AUC	Standart hata	P	% 95 Güven aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
Alfa (C3-A2)	0,536	0,005	<0,001	0,526	0,545
Beta (C3-A2)	0,662	0,005	<0,001	0,653	0,671
Delta (C3-A2)	0,610	0,005	<0,001	0,601	0,619
Teta (C3-A2)	0,547	0,005	<0,001	0,537	0,556

### 6.1.2 C4-A1 Bandı karakteristik işlem eğrisi

Şekil 6-2’de görülen eğrilerden eğri altında kalan değer Beta (AUC=0,658) yani en yüksek değere sahip olduğu, Alfa (AUC=0,536) ise en düşük değere sahip olduğu görülmektedir. Tablo 6-4’teki sonuca göre EEG sinyallerindeki 4 band içinde Beta apneli ve apnesiz bireyleri birbirinden ayırmada en yüksek ayırt ediciliğe, Alfa ise en düşük ayırt ediciliğe sahiptir. ROC analizi sonucunda tüm frekans bandları için elde edilen eğri altında kalan alanların istatistiksel anlamlı oldukları bulunmuştur ( $p<0,001$ ).

Tablo 6-3 C4-A1 Bandı çalışma özeti

1: Kontrol (Negative) 2: Apne (Positivea)	N
Positive	11842
Negative	4584



Şekil 6-2 C4-A1 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve)

Tablo 6-4 C4-A1 Bandı karakteristik işlem eğrisi (ROC Curve)

	% 95 Güven aralığı				
	AUC	Standart hata	p	Alt sınır	Üst sınır
Alfa (C4-A1)	0,536	0,005	<0,001	0,526	0,546
Beta (C4-A1)	0,658	0,005	<0,001	0,649	0,667
Delta (C4-A1)	0,609	0,005	<0,001	0,600	0,618
Teta (C4-A1)	0,538	0,005	<0,001	0,528	0,547

### 6.1.3 t-test

Grup istatistiği tablosunda her bir grupta kaç olay bulunduğu, bunların ortalama değerleri (EEG sinyallerinin frekans band ortalamaları) ile bunlara ait standart sapma ve standart hata değerleri yer almaktadır.

Tablo 6-5’da her iki EEG kanalında da kontrol grubunun Delta ve Teta ortalamasının apne grubundan daha yüksek, Alfa ve Beta ortalamasının ise daha düşük olduğu görülmektedir.

Tablo 6-5 Grup istatistiği

	1:Kontrol 2:Apne	N	Ortalama	Standart sapma	Standart hata ortalaması
Delta (C3-A2)	1	4584	42,2	10,5	0,2
	2	11842	38,0	10,4	0,1
Teta (C3-A2)	1	4584	19,1	3,8	0,1
	2	11842	18,5	4,1	0,0
Alfa (C3-A2)	1	4584	14,0	3,8	0,1
	2	11842	14,6	4,1	0,0
Beta (C3-A2)	1	4584	24,6	6,7	0,1
	2	11842	28,9	7,3	0,1
Delta (C4-A1)	1	4584	43,4	10,6	0,2
	2	11842	39,2	10,5	0,1
Teta (C4-A1)	1	4584	18,9	3,8	0,1
	2	11842	18,4	4,2	0,0
Alfa (C4-A1)	1	4584	13,8	3,9	0,1
	2	11842	14,4	4,2	0,0
Beta (C4-A1)	1	4584	23,9	6,7	0,1
	2	11842	28,0	7,3	0,1

Analiz sonuçları EEG kanallarından apneyi (apneli ve apnesiz bireylere göre) ayırt etmede anlamlı bir farklılık göstermektedir. Bu konuda hem C3-A2 hem de C4-A1 Beta bandının daha başarılı olduğu söylenebilir.

Apne ile kontrollerin frekans bandları karşılaştırıldığında tüm bandlarda istatistiksel anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p < 0.001$ ).

Delta (C3-A2) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı yüksek ( $42,2-38=4,2$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Teta (C3-A2) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı yüksek ( $19,1-18,5=0,6$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Alfa (C3-A2) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı düşük ( $14,0-14,6=-0,6$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Beta (C3-A2) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı düşük ( $24,6-28,9=-4,3$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Delta (C4-A1) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı yüksek ( $43,4-39,2=4,2$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Teta (C4-A1) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı yüksek ( $18,9-18,4=0,5$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Alfa (C4-A1) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı düşük ( $13,8-14,4=-0,6$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Beta (C4-A1) incelendiğinde kontrol grubunda apne grubuna göre frekans değerleri istatistiksel olarak anlamlı düşük ( $23,9-28,0=-4,1$ ) bulundu ( $p<0.001$ ).

Tablo 6-6'de ise apne durumuna göre sınıflandırmış olduğumuz bu iki grubun ortalamaları bakımından t-testi gerçekleştirilmiştir. Burada birçok istatistik verilmiştir. F, sig, t vs. burada kıyaslama için bakmamız gereken değer Sig değeridir. Bu değer 0.05 ( $1-\alpha =1-0.95=0.05$ )'ten küçük çıktığı için EEG sinyallerinden apnenin ayırt edilebileceği hipotezi reddedilemez. Çünkü yapılan test sonucu çıkan değerler güven aralığı içindedir.

Tablo 6-6 t-testi sonuçlarının bilgisayar çıktısı

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means	t-test for Equality of Means					
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Delta (C3-A2)	Equal variances assumed	2,795	,095	23,162	16424	,000	4,2055	,1816	3,8496	4,5614
	Equal variances not assumed			23,127	8309,440	,000	4,2055	,1818	3,8491	4,5620
Teta (C3-A2)	Equal variances assumed	32,489	,000	8,532	16424	,000	,6003	,0704	,4624	,7382
	Equal variances not assumed			8,831	8958,143	,000	,6003	,0680	,4671	,7336
Alfa (C3-A2)	Equal variances assumed	12,538	,000	-8,089	16424	,000	-,5626	,0696	-,6990	-,4263
	Equal variances not assumed			-8,308	8811,787	,000	-,5626	,0677	-,6954	-,4299
Beta (C3-A2)	Equal variances assumed	34,733	,000	-34,017	16424	,000	-4,2432	,1247	-4,4877	-3,9987
	Equal variances not assumed			-35,296	9007,119	,000	-4,2432	,1202	-4,4789	-4,0076
Delta (C4-A1)	Equal variances assumed	4,818	,028	23,139	16424	,000	4,2386	,1832	3,8796	4,5977
	Equal variances not assumed			23,038	8261,131	,000	4,2386	,1840	3,8780	4,5993
Teta (C4-A1)	Equal variances assumed	39,832	,000	6,804	16424	,000	,4872	,0716	,3469	,6276
	Equal variances not assumed			7,087	9081,882	,000	,4872	,0688	,3524	,6220
Alfa (C4-A1)	Equal variances assumed	8,155	,004	-8,126	16424	,000	-,5838	,0718	-,7246	-,4429
	Equal variances not assumed			-8,353	8826,849	,000	-,5838	,0699	-,7208	-,4468
Beta (C4-A1)	Equal variances assumed	46,711	,000	-33,164	16424	,000	-4,1421	,1249	-4,3869	-3,8973
	Equal variances not assumed			-34,495	9055,163	,000	-4,1421	,1201	-4,3775	-3,9067

Tablo 6-7 sonucuna göre; 4584 kontrol grubunun ortalaması 24,6 ve 11842 apne grubunun ortalaması 28,9'dur. Kontrol grubu için standart sapma 6,7 bulunmuştur.

Standart hata ise örneğe ilişkin standart sapmadır (Std error mean). Bu ise standart sapmanın, örneğin büyüklüğünün kareköküne bölünmesi ile elde edilir ( $6,7/\sqrt{4584}$ ).

Tablo 6-7 C3-A2 EEG bandının Beta frekans bandı yüzdelerinin sağlıklı ve apneli bireylere göre t-testi sonuçları.

1:Kontrol 2:Apne	N	X	SS	Sd	t	p
1	4584	24,6	6,7	16424	-34,017	,000
2	11842	28,9	7,3			

Tablo 6-8 sonucuna göre; 4584 kontrol grubunun ortalaması 23,9 ve 11842 apne grubunun ortalaması 28,0'dır. Kontrol grubu için standart sapma 6,7 bulunmuştur.

Tablo 6-8 C4-A1 EEG bandının Beta frekans bandı yüzdelerinin sağlıklı ve apneli bireylere göre t-testi sonuçları.

1:Kontrol 2:Apne	N	X	SS	Sd	t	p
1	4584	23,9	6,7	16424	-33,164	,000
2	11842	28,0	7,3			

## 7 UYGULAMA SONUÇLARININ YORUMLANMASI

Uyku apnesi varlığını belirlemek için EEG frekans bantlarını kullanarak uyku hakkında araştırma yapmak gelecek vaat eden bir alandır. Bu çalışmanın ana bulgusu, apneyi doğru sınıflandırma oranının anlamlı derecede yüksek olmasıdır. Çalışma sonucunda uyku apnesini EEG sinyallerinden ayırtetmede en kullanışlı frekans bandı olarak Beta bandının en anlamlı sonuç verdiği tespit edilmiştir.

Çalışmanın bazı sınırlamaları olmasına rağmen güçlü yönleri fazladır. İlk olarak bu çalışmanın amacı doğrultusunda, elektrofizyolojik sinyal bantlarını çıkarmak için yeni bir bilgisayar yazılımı geliştirilmiştir. Bu yazılım EDF formatındaki sinyal verilerini işleyebilmektedir. PSG sistemlerinin çoğu dijitalleştirdiği sinyal verilerini EDF dosya biçiminde saklar veya bu dosya biçimine dönüştürebilir. Böylece, bu yazılım biyo-sinyalleri işlemek için PSG sistemleri ile uyumlu olarak kullanılabilir. Bunun yanında obstrüktif uyku apneli 121 hastadan kayıt edilen farklı 11842 olay, sağlıklı 30 kontrol grubundan 4584 olay olmak üzere 16000'in üzerinde farklı olay incelenmiştir. Ayrıca daha önceden yapılan benzer çalışmalar incelenmiş, çalışmanın her aşamasında bilimsel kriterlere ve uluslararası standartlara uyularak sonuçlar elde edilmiştir. Tanımlayıcı istatistiğin ötesinde ayrıntılı istatistik yapılarak sonuçların elde edilmesi, çalışmanın en önemli güçlü yönleridir.

Yazılan program benzer çalışmalarda da kullanılabilir şekilde modüler bir yapıda ve analiz süresini büyük oranda kısaltacak şekilde tasarlanmıştır. Başlangıçta programdaki en önemli eksiklik; verilerin raw data (işlenmemiş veri) olarak alınıp analiz edilmesiydi. Bu durum büyük miktarda kapasite ve zaman kaybına yol açıyordu. Bu eksiklik, veri erişim modülünün verileri EDF ve XML dosya formatlarından okunmasını sağlayacak şekilde değiştirilmesi ile giderilmiştir. Ayrıca program başlangıçta tek bir analiz için tasarlanmıştı. Sonradan eklenen değişik parametre girişleri, filtre ve farklı analiz yöntemleri ile program tek bir analize bağlı kalmayıp, daha farklı amaçlar içinde kullanılabilir şekilde modüler hale getirilmiştir. Örneğin program ile EEG kanalındaki veriler dışında diğer kanallardan (EMG, ECG, EOG, SpO<sub>2</sub>, *Thermostat*, *Thoracic and Abdominal excursions*, *microphone* ve *body position*

vb.) alınan veriler de istenilen parametreler girilerek analiz edilebilir. Ayrıca sadece apne değil diğer olayların da (*respiratory*, bacak hareketleri, *arousals*, pH, SpO<sub>2</sub> ve ECG vb.) analizleri yapılabilecek şekilde tasarlanmıştır. Başlangıçta artefakt bulunan veriler manuel olarak seçilip, analize dâhil edilmiyor iken modül geliştirilerek verilerin analiz edilmeden önce otomatik olarak artefakt temizleme işleminden geçirilmesi, eğer çok miktarda artefakt varsa bu kısımların otomatik olarak analiz dışı bırakılması sağlanmıştır. Eklenen artefakt modülü ile büyük ölçüde zaman kaybı ve iş yükü azaltılmıştır.

Çalışmanın sınırlamaları ise şu şekilde açıklanabilir. İlk olarak EEG analizi yapılırken olay bağımlı potansiyeller (*ERP-Event-Related Potential*) ve uyku evreleri dikkate alınmamıştır. Çalışmanın hipotezinde apneyi ayırt ederken uyku evreleri ve olay bağımlı potansiyeller dikkate alınırsa daha başarılı sonuçlar elde edilebilir. Diğer bir sınırlama ise bazı PSG kayıtlarında yoğun olarak bulunan artefaktlardır. Bu artefaktlar gerek hasta kaynaklı gerekse çevreden kaynaklanan etkilerle saf EEG verisi üzerinde çeşitli gürültülere sebep olmaktadır. Meydana gelen artefactlar yazılım ile giderilmeye çalışılsa da eğer yoğun miktarda ise orijinal EEG verisi bozulmakta ve analiz sonucunu olumsuz yönde etkilemektedir. PSG kaydı esnasında teknikerlerin artefakt konusunda daha bilinçli hareket etmesi ve bu konuda yapılan çalışmaların artırılması bu sorunu büyük ölçüde çözecektir.

Yapılan tez çalışması anlamlı sonuçlar vermiştir. Gerçekleştirilen yazılım; hasta verilerinin analizinde uzmanlara zaman ve emek kaybını önlemede, hasta hakkında verilen kararın doğruluğunda etkili olacak yardımcı bir araçtır. Modüler yapısı dolayısı ile farklı sinyal analizlerinde de kullanılabilir. Apnenin öngörülmesi için model oluşturulması ve farklı bir tedavi yönteminin geliştirilmesi amacı doğrultusunda ileride çalışmaya makine öğrenmesi gibi çeşitli modüllerin eklenmesi hedeflenmektedir. Hedef doğrultusunda çalışmalar proje bazında devam etmektedir.

## TEZ DÖNEMİNDE YAPILAN BİLİMSEL YAYINLAR

17-21 Mart 2010 tarihleri arasında Kıbrıs'ta düzenlenen İkinci Ulusal Uyku Bozuklukları Kongresi'nde poster sunumu olarak sunulan farklı bir çalışma 2. en iyi poster sunum ödülü almıştır.

Uçar, E., Süt, N., Gülyaşar, T., Umut, İ. ve Öztürk, L, “Can obstructive apnea and hypopnea be differentiated by using electroencephalographic frequency bands: statistical analysis of receiver-operator curve characteristics”, The 2nd International Biophysics Congress and Biothecnology at GAP & 21st National Biophysics Congress Abstract Book, 117, Diyarbakır, Turkey, 2009

Umut, İ., Uçar, E., Süt, N. ve Öztürk, L, ”Uyku apnesi tiplerinin elektroensefalografik frekans bandları analizi ile ayırımı”, Türk Fizyolojik Bilimler Derneği 35. Ulusal Fizyoloji Kongresi Özet Kitabı, s.138, Ankara, 2009.

Umut, İ., Uçar, E., Öztürk, L, “Elektroensefalografik Kayıtlar Üzerinde Oluşan Artefaktlar ve Elektrokardiyografik Kaynaklı Artefaktların Giderilmesi”, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, s.76-77, Antalya, 2010.

Uçar, E., Süt, N., Gülyaşar, T., Umut, İ. ve Öztürk, L, “Can obstructive apnea and hypopnea during sleep be differentiated by using electroencephalographic frequency bands: statistical analysis of receiver-operator curve characteristics.” Turkish Journal of Medical Sciences, Basılma kararı, 2011.

## 8 KAYNAKLAR

- AASM (American Academy Of Sleep Medicine) Task Force, 1999, Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research, *Sleep*; 22: 667-689.
- Abran A, Moore J. W, 2004, Guide to the Software Engineering Body of Knowledge, IEEE Pres.
- Abrahamsson P, Salo O, Ronkainen J, Warsta J, 2002, "Agile Software Development Methods, Review and Analysis", Espoo, VTT Publications 478. 107 p.
- Arıkan E, 2009, Obstruktif Uyku Apne Sendromlu Hastalarda Qt Dağılımının İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü , Başkent Üniversitesi.
- Arifoğlu A, Doğru A, 2001, Yazılım Mühendisliği, SAS Bilişim
- Augustine S, 2005, "Managing Agile Projects",Prentice Hall
- Aydın H, Özgen F, Yetkin S, Sütçügil L, 2005, Uyku Ve Uykuda Solunum Bozuklukları, GATA Basımevi.
- Álvarez-Estévez D, Moret-Bonillo V, 2009, Fuzzy reasoning used to detect apneic events in the Sleep apnea-hypopnea syndrome, *Expert Systems with Applications* 36: 7778–7785
- Beck K, 2002, "Extreme Programming", Addison Wesley Longman
- BED (Bilgi Eğitim ve Danışmanlık) <http://www.istatistikanaliz.com/t-testi.asp>, 2009
- Boehm B, Turner R, 2003, "Observation on Balancing Discipline and Agility", Proceedings of the Agile Development Conference, IEEE Computer Society
- Bronzino J. D, 2000, The Biomedical Engineering HandBook, 2nd Ed., CRC Press LLC, MA, USA

- Cockburn A, 2001, “Agile Software Development”, Addison-Wesley Longman
- Cuiwei Li, Chongxun Zheng, Changfeng Tai, 1995, Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms, IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 42, No.14, January, pp. 21 – 28.
- Calvert C, 1997. “ Delphi Unleashed” , Sistem Yayıncılık, İstanbul
- Cumhuriyet Üniversitesi resmi web sayfası, 20.05.2001, <http://www.cumhuriyet.edu.tr/bolum.php?bolumkodu=331200000&fakultekodu=33&birimtipi=3>
- Delaney K, 2006, Microsoft SQL Server The Storage Engine, Microsoft Press.
- Duman F, Erdamar A, Eroğulu O, Telatar Z, Yetkin S, 2009, Efficient Sleep spindle detection algorithm with decision tree, Expert System with Application 36 : 9980-9985
- Dursunoglu D, Dursunoglu N, 2007, Effect of CPAP on QT interval dispersion in obstructive sleep apnea patients without hypertension, Sleep Medicine 8, pp. 478–483.
- Dünder T, 2010, Uyku Apne İçin Ön Tanı Amaçlı Üçüncü Düzey Holter Cihazı Tasarımı Ve Sinir Ağları Tabanlı Uyku Apne Sezimi, Yüksek Lisans Tezi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi
- Enderle J, Blanchard S, Bronzino J, 2000, Introduction to Biomedical Engineering, Academic Press, San Diego, A.B.D.
- Erdamar A, 2007, Uyku Apnesinin Öngörülmesi ve Dil Kasının Uyarılması İçin Model Geliştirilmesi, Doktora Tezi, Biyomühendislik Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi.
- Erdem A, Arıöz U, Erdem A. Y, Kaymakoglu B, 2005, Tıp Alanında Simülasyon Uygulamaları, 2. Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi/Medical Informatics '05 Turkey, p:165

- Fairley R, 1985, Software Engineering Concepts, McGraw Hill
- Fawcett F, 2005, "An Introduction to ROC analysis", Pattern Recognition Letters, 27(8): 861-874.
- Fliege N. J, 1996, Multirate Digital Signal Processing (Multirate Systems-Filter Banks-Wavelets), John Wiley & Sons, Chichester, S. 251.
- Girod B, Rabenstein R, Stenger A, 2001, Signals and Systems, John Wiley & Sons Ltd, West Sussex
- Göğüs Hastalıkları Serisi, 2004, Cilt 1, Sayı 1, Sayfa 36-39.
- Grap A, 1995, An Introduction To Wavelets. IEEE Computational Science And Engineering, 2(2).
- Güler I, Kıymık M. K, Akın M, Alkan A, 2001, Ar Spectral Analysis Of Eeg Signals By Using Maximum Likelihood Estimation. Computers İn Biology And Medicine, 31: 441-450.
- Harris F. J, 1978, On the use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform, Proceedings of the IEEE; 66: 51-83.
- Hashimi J, 2010, Agile(Çevik) Modelleme ve Çevik Yazılım Geliştirme, [http://www.ceturk.com/muhendislik/yazilim\\_muhendisligi/agilecevik-modelleme-ve-cevik-yazilim-gelistirme.html](http://www.ceturk.com/muhendislik/yazilim_muhendisligi/agilecevik-modelleme-ve-cevik-yazilim-gelistirme.html)
- Hazarika N, Chen J. Z, Tsoi A C, Sergejew A, 1997, Classification of EEG Signals using the Wavelet Transform, IEEE Proceedings of 13th International Conference on Digital Signal Processing, 89–92.
- Highsmith J, 2002, "Agile Software Development Ecosystems", Addison Wesley
- Jawert B, Sweldens W, 1992, An Overview Of Wavelet Based Multiresolution Analysis. <Http://Cm.Bell-Labs.Com/Who/Wim/Papers/Overview.Pdf>.

- Kalaycı T, 1996, EEG Dikenlerini Yapay Sinir Ağları ile Tanınması, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 52s, İzmir
- Kaiser J. F, 1990, "On Teager's Energy Algorithm and its generalization to continuous signals." IEEE Proc, ICASSP-90.
- Malmivuo J, Plonsey R, 1995, Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, Oxford University Press, New York,
- Miner N.E, 1998, An Introduction To Wavelet Theory And Analysis, Sandia Report, Nm, October:1-25.
- Mitra S. K, 1997, Digital Signal Processing: A Computer-Based Approach, 2nd Ed., Mc-Graw Hill, USA
- Moon T. K, Stirling W. C, 2000, Mathematical Methods and Algorithms for Signal Processing, Prentice Hall, New Jersey.
- Moore J, Zouridakis G, 2004, Biomedical Technology and Devices Handbook, CRC Press LLC, USA.
- MSF(Microsoft Solutions Framework v.1.1), 2009, Risk Management Discipline
- NIH (National Institutes of Health), 2007, Bethesda, Publication No.06-3440-c  
[http://www.ninds.nih.gov/disorders/brain\\_basics/understanding\\_sleep.htm](http://www.ninds.nih.gov/disorders/brain_basics/understanding_sleep.htm)
- Niedermeyer E, Silva F. L, 2005, Electroencephalography , 5th Ed., Lippincott Williams & Wilkins, USA.
- Nunez P. L, Srinivasan R, 2006, Electric Fields of the Brain – The Neurophysics of EEG, Oxford University Press, New York.
- Önal B, 1998, EEG İşaretlerindeki Epileptik Sürecin Dalgacık Dönüşüm Yöntemi ile Belirlenmesi. KSÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 78s,
- Papoulis A, 1984, Signal Analysis. Mcgraw-Hill International Edition, New York.
- Penney D. G, 2009,<http://www.coheadquarters.com/coOuterBrain1x.jpg>

- Polikar R, 1999, The Engineer's Ultimate Guide To Wavelet Analysis The Wavelet Tutorial. [Http://Engineering.Rowan.Edu/~Polikar/Wavelets/Wtpart3.Html](http://Engineering.Rowan.Edu/~Polikar/Wavelets/Wtpart3.Html)
- Rechtschaffen A, Kales AA. A, 1968, manual of standardized terminology, techniques and scoring for sleep stages of human subjects. Washington, DC: Government Printing Office; National Institutes of Health publication No.204.
- Roberts R A, Mullis C.T, 1987, Digital Signal Processing. Addison-Wesley Publishing Company, USA, s. 85-86.
- Sanei S, Chambers J. S, 2007, EEG Signal Processing, John Wiley & Sons Ltd, West Sussex.
- Santamarina J. C, Fratta D, 2005, Discrete Signals and Inverse Problems: An Introduction for Engineers and Scientists, John Wiley & Sons Ltd, West Sussex
- Scholl J. F, Agre J. R, Clare L. P, Gill M. C, 1999, "A low power impulse signal classifier using the Haar wavelet transform," in Proc. SPIE, Sensors, pp 136-145.
- Schwaber K, 2004, Agile Project Management with Scrum, Microsoft Press
- Semmlow J. L, 2005, Circuits, Systems, And Signals for Bioengineers: A Matlab-Based Introduction, Elsevier Academic Press, USA
- Senior C, Russell T, Gazzaniga M. S, 2006, Methods in Mind, The MIT Press, USA.
- Sevüktekin M, Nargeleçekenler M, 2007, Ekonometrik Zaman Serileri Analizi - Eviews Uygulamalı, 2. Baskı, Nobel Yayın Dağıtım, Ankara.
- Shmaliy Y, 2006, Continuous-Time Signals, Springer, Dordrecht.
- Small M, 2005, Applied Nonlinear Time Series Analysis – Applications in Physics, Physiology, and Finance, World Scientific, MA.
- Smith S. W, 1996, The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. 2nd ed. San Diego, Calif.: California Technical Publishing.

- Sörnmo L, Laguna P, 2005, Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications, Academic Press, USA.
- Subaşı A, 2005, Automatic Recognition of Alertness Level from EEG by using Neural Network and Wavelet Coefficients. Expert System with Applications, 701–711.
- Sweldens W, 1994, Wavelet Sampling Technics, [Http://W3.Nai.Net/~Alokaeng/Wavelet/Sampling.Pdf](http://W3.Nai.Net/~Alokaeng/Wavelet/Sampling.Pdf)
- Szilagyi L, Benyo Z, Szilagyi S. M, 2002, A New Method for Epileptic Waveform Recognition using Wavelet Decomposition and Artificial Neural Networks. Proceeding of the Second Joint EMBS/BMES Conference, 3, 2025–2026.
- Tandoğan M, 1993, “Bilgisayar ve Eğitimde Kullanımları”, A. Ü. Eğitim Fakültesi Dergisi. Cilt:16 Sayı 1
- Torrence C, Compo P. C, 1998, A Practical Guide To Wavelet Analysis. Bulletin Of American Meteorological Society, 79(1):61-78.
- Uyku Bozuklukları Kongre Kitabı, 2008, Uykuder 1.
- Ülgen S, 2010, <http://www.sulc3.com/model.html>
- Woyczynski W. A, 2006, A First Course in Statistics for Signal Analysis, Birkhauser, Boston.
- Vaseghi S. V, 2000, Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction, 2nd Ed., John Wiley & Sons Ltd, West Sussex
- Vaseghi S. V, 2007, Multimedia Signal Processing - Theory and Applications in Speech, Music and Communications, John Wiley & Sons Ltd, West Sussex.
- Yeung N, Bogacz R, Holroyd C. B, Cohen J. D, 2004, <http://www.cs.bris.ac.uk/~rafal/phasereset/phase.zip>
- Zarjam P, Mesbah M, Boashash B, 2003, Detection of Newborn EEG Seizure using Optimal Features Based on Discrete Wavelet Transform. IEEE, 265–268.

## 9 ÖZGEÇMİŞ VE ESERLER LİSTESİ

### ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı :** İlhan UMUT

**Doğum Tarihi :** 12 Kasım 1980

#### Öğrenim Durumu:

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Bilgisayar ve Kontrol Öğr.	Marmara Üniversitesi	1998-2003
Y. Lisans	Bilgisayar Mühendisliği	Trakya Üniversitesi	2005-2008
Doktora/S.Yeterlik/ Tıpta Uzmanlık	Bilgisayar Mühendisliği	Trakya Üniversitesi	2008-

#### Yüksek Lisans Tez Başlığı ve Tez Danışmanı :

Yenilenebilir enerji kaynaklarını elektrik enerjisine dönüştürmede kullanılan yöntemler ve örnek uygulamalar / Yrd.Doç. Dr. Erdem UÇAR

#### Görevler:

Görev Unvanı	Görev Yeri	Yıl
Öğr. Gör.	Pınarhisar Meslek Yüksek Okulu Trakya Üniversitesi	2004-2010
Uzman	Trakya Üniversitesi Rektörlüğü	2010-

#### İdari Görevler :

Müdür Yardımcılığı: Trakya Üniversitesi Pınarhisar Meslek Yüksek Okulu, 2004-2008.

Yüksekokul Kurulu Üyeliği : T.Ü. Pınarhisar Meslek Yüksek Okulu, 2004-2008

Yönetim Kurulu Üyeliği : T.Ü. Pınarhisar Meslek Yüksek Okulu, 2004-2008

Kırklareli Emniyet Müdürlüğü, MOBESE Teknik Danışmanlığı, 2008 (Nisan - Kasım).

## ESERLER

### **A. Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:**

**A1.** *Umut, İ* ve Uçar, E., “Micro-Controller Based Electrical Energy Producing From Solar Energy System Design”, Management and Education, 4(2), 175-179, 2008.

**A2.** Uçar, E., Süt, N., Gülyaşar, T., *Umut, İ* ve Öztürk, L., “Can obstructive apnea and hypopnea during sleep be differentiated by using electroencephalographic frequency bands: statistical analysis of receiver-operator curve characteristics.” Turkish Journal of Medical Sciences, Basılma kararı, 2011.

### **B. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings) basılan bildiriler:**

**B1.** *Umut, İ*, ve Uçar, E., “Micro-Controller Based Solar Tracking System Desing”, Proceedings of the International Scientific Conference (UNITECH–2008), Gabrovo, Bulgaria, 549-553, 2008.

**B2.** Uçar, E., Süt, N., Gülyaşar, T., *Umut, İ* ve Öztürk, L., “Can obstructive apnea and hypopnea be differentiated by using electroencephalographic frequency bands: statistical analysis of receiver-operator curve characteristics”, The 2nd International Biophysics Congress and Biothecnology at GAP & 21st National Biophysics Congress Abstract Book, 117, Diyarbakır, Turkey, 2009.

### **C. Yazılan Uluslararası Kitaplar veya Kitaplarda Bölümler:**

### **D. Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:**

### **E. Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler:**

**E1.** *Umut, İ* ve Uçar, E, "Güneş ve Yenilenebilir Diğer Enerji Kaynaklarının Enerji Üretiminde Birlikte Kullanılabilirliği Üzerine Örnek Bir Uygulamanın Geliştirilmesi", II. Ulusal Güneş ve Hidrojen Enerjisi Kongresi (UGHEK 2008), Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Eskişehir, s.112-119, 2008.

**E2. Umut, İ.**, Uçar, E., Süt, N. ve Öztürk, L,” Uyku apnesi tiplerinin elektroensefalografik frekans bandları analizi ile ayırımı”, Türk Fizyolojik Bilimler Derneği 35. Ulusal Fizyoloji Kongresi Özet Kitabı, s.138, Ankara, 2009.

**E3. Umut, İ.**, Uçar, E., Öztürk, L, “Elektroensefalografik Kayıtlar Üzerinde Oluşan Artefaktlar ve Elektrokardiyografik Kaynaklı Artefaktların Giderilmesi”, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, s.76-77, Antalya, 2010.

#### **F. Diğer yayınlar:**

**F1. Umut İ.**, Uçar E, “Development of a Sample Application on Collective Use of Renewable Energy Sources in Energy Generation”, Works in Progress: Approaches to Environmental Sustainability, Pervasive Computing, IEEE, Vol. 8, No. 1, pp. 54–57 January–March 2009..

**F2.** Uçar, E., Süt, N., Gülyaşar, T., **Umut, İ.** ve Öztürk, L, “Obstrüktif apne ve hipopne elektroensefalografik frekans bandları kullanılarak birbirinden ayırılabilir mi? Karakteristik işlem eğrisi (receiver-operator curve, ROC) analizi”, İkinci Ulusal Uyku Bozuklukları Kongresi ,Poster, Kıbrıs, 17-21 Mart 2010