

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALP VE SOLUNUM SESLERİNDEN  
UYKU APNESİ TESPİTİNİN  
YAPILABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ**

**ZEYNEP TABAK**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**2015**



**KALP VE SOLUNUM SESLERİNDEN  
UYKU APNESİ TESPİTİNİN  
YAPILABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ**

**FEASIBILITY ANALYSIS OF SLEEP  
APNEA DETECTION FROM HEART  
AND RESPIRATORY SOUNDS**

**ZEYNEP TABAK**

Başkent Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin  
BİYOMEDİKAL Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
olarak hazırlanmıştır.

2015

“Kalp ve solunum seslerinden uyku apnesi tespitinin yapılabilirliğinin incelenmesi” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından, 08/05/2015 tarihinde, BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Başkan Yrd.Doç. Dr. Derya YILMAZ

Üye (Danışman) Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ

Üye Yrd.Doç.Dr. Aykut ERDAMAR

**ONAY**

.../05/2015

Prof. Dr. Emin AKATA  
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## TEŐEKKÜR

Tez danıőmanım Sayın Yrd. Doç Dr. Metin Yıldız'a, yüksek lisans süresince yardımını esirgemediği, çalışmanın sonuca ulaőtırılmasında ve karőtılaőtılan güçlüklerin aőtılmasında her zaman yardımcı ve yol gösterici olduğu için...

İő arkadaőtım Sayın Mücella Görkem'e, yüksek lisans süresince bana destek verdiği için...

Sevgili arkadaőtım Erkan Milli'ye, tez süresince yardımlarını esirgemediği için,

Gülhane Askeri Tıp Akademisi'nde çalıőan Eyyüp Faruk ve İlkan Üren'e verilerin toplanmasında yardımcı oldukları için...

Baőtta annem ve babam olmak üzere, sevgili aileme benim bugünlere gelmemi sağladığı, maddi ve manevi katkısını hiç esirgemediği için...

Yüksek lisans öğrenimim boyunca gerek aldığım dersler, gerekse tez çalıőmalarımda yardımını ve desteğiniesirgemeyen değerli eőtım Tuna Tabak'a...

Teőtakkür ederim.

## ÖZ

### **KALP VE SOLUNUM SESLERİNDEN UYKU APNESİ TESPİTİNİN YAPILABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ**

Zeynep TABAK

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Uyku apne sendromu, uyku sırasında ağız ve burundaki hava akımının 10 saniye veya daha fazla süreyle durmasından kaynaklanan ve uyku düzeninin bozulmasına sebep olan önemli bir rahatsızlıktır. Tedavi edilmediği durumlarda, kalp krizi, felç gibi ciddi sağlık sorunlarına neden olabilmektedir. Hastalığın tanısında kullanılan altın standart inceleme yöntemi polisomnografidir (PSG). Fakat yöntemin pahalı ve zaman alıcı olması, özel ekipman ve eleman gerektirmesi gibi dezavantajlarının bulunması, uyku apne tespitinde farklı yöntemlerin araştırılmasına yol açmıştır. Sadece elektrokardiyogramdan (EKG) elde edilen özelliklerle uyku apnesi tespitinde önemli başarılar elde edilmesi ve son yıllarda yapılmış bir çalışmada kalp seslerinin morfolojisinde solunumla birlikte değişimler olduğunun rapor edilmesinin motivasyonu; bu çalışmada, literatürde ilk defa olmak üzere kalp ve solunum seslerinden elde edilen özelliklerle uyku apnesi tespitinin mümkün olup olmadığı araştırılmıştır. Bu amaçla 20 hastadan polisomnografi ile eş zamanlı olacak şekilde kalp ve solunum sesleri kaydedilmiştir. PSG cihazının apneli ve apnesiz olarak belirlediği sinyal bölgeleri referans alınıp, K en yakın komşuluk ve destek vektör makineleri sınıflandırıcıları ile uyku apnesi sınıflandırılması çalışmaları yapılmıştır.

Kalp ve solunum seslerinden elde edilen zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin çeşitli kombinasyonları ile yapılan sınıflandırma çalışmaları sonucunda; en başarılı sonuca kalp ve solunum sesi zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin birlikte özellik vektörü olarak kullanıldığı, K en yakın komşuluk algoritması kullanılan sınıflandırıcı ile ulaşılmıştır. Ancak en iyi durumda dahi, apnesiz sinyal bölgeleri %100 doğru tespit edilirken, apneli bölgelerin ancak %48'inin doğru tespit edilebildiği görülmüştür.

Sonuç olarak; apne hastalarında çoğunlukla görülen horlamaların sınıflandırmayı güçleştirdiği ve çalışmada kullanılan kalp ve solunum seslerinden elde edilen özelliklerin uyku apnesinin başarılı şekilde tespiti için yeterli olmadığına karar verilmiştir.

**ANAHTAR SÖZCÜKLER:** Kalp sesleri, Solunum sesleri, Uyku apnesi tespiti, Polisomnografi

**Danışman:** Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü.

## **ABSTRACT**

### **FEASIBILITY ANALYSIS OF SLEEP APNEA DETECTION FROM HEART AND RESPIRATORY SOUNDS**

Zeynep TABAK

Başkent University Institute of Science and Engineering

Department of Biomedical Engineering

Sleep apnea syndrome is a serious disorder which cause disrupt of the sleep pattern and it can be defined cessation of mouth and nasal airflow for at least 10 seconds during the sleep. If it is untreated, it can be cause serious health problems like heart attack and stroke. Polisomnography (PSG) considered the “gold standard” for diagnosis of sleep apnea syndrome and other sleep disorders. But PSG has some disadvantages. It is expensive, time consuming and needs qualified technician and equipment. These disadvantages of PSG leads to find new techniques for detection of sleep apnea. For the first time in literature, in this study, it has been investigated whether detection of sleep apnea is possible or not with features extracted from heart and respiratory sounds with the motivation of having obtained success on detection of sleep apnea with features extracted from only ECG and having reported that the heart sounds exhibited strong morphological variability during respiration. For this purpose, 20 objects’ heart and respiratory sounds were recorded simultaneously with PSG. Signal regions with apnea or not have been apnea identified by PSG device. And then these signal regions have been taken as a reference for the classification of sleep apnea. For the classification, K nearest neighbor algorithm and support vector machines were used in this work. The classifications were done with the combination of the time and frequency domains parameteres obtained from heart and respiratory sounds, and the best classification results were obtained when using the time and frequency domains parameteres of heart and respiratory sounds together with using the K nearest neighbor algorithm. But even in the best case, 100 % specificity and 48 % sensitivity were obtained.

As a result, it was decided that, the snoring, which is the most common sign of sleep apnea patients, makes difficult to classify and the features obtained from the



heart and respiratory sounds were not sufficient for detection of sleep apnea successfully.

**KEY WORDS:** Heart sounds, Respiratory sounds, Detection of sleep apnea, Polysomnography

**Advisor:** Assistant Professor Metin YILDIZ, Başkent University, Biomedical Engineering Department.

# İÇİNDEKİLER LİSTESİ

Sayfa

ÖZ .....	i
ABSTRACT .....	iii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ .....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	x
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1 Normal Uyku .....	3
2.2 Uykuda Solunum Bozuklukları .....	3
2.3 Uyku Apne Sendromu .....	3
2.3.1 Uyku apne sendromunun tarihçesi.....	4
2.3.2 Uyku apne sendromunun çeşitleri .....	5
2.3.2.1 <u>Obstruktif uyku apne sendromu (OUAS)</u> .....	5
2.3.2.2 <u>Santral uyku apne sendromu</u> .....	6
2.3.2.3 <u>Mikst uyku apne sendromu</u> .....	7
2.3.3 Uyku apne sendromunda tanı yöntemleri.....	7
2.3.4 Polisomnografi (PSG).....	8
2.4 Uyku Apne Sendromunun Evde Tanısı İçin Önerilen Sistemler .....	9
2.4.1 Sleep Quest Device.....	9
2.4.2 Watch Pad (Peripheral Arterial Tone).....	10
2.4.3 ApneaLink Plus .....	10
2.4.4 The Apnea Risk Evaluation System (ARES) .....	10
2.5 Uyku Apne Sendromunun Tanısına Yönelik Yapılan Bilimsel Çalışmalar	11

2.6	Kalp Ve Solunum Seslerinin Ortaya Çıkışı .....	12
2.6.1	Kalp sesleri.....	12
2.6.1.1	<u>Birinci kalp sesi (S1)</u> .....	13
2.6.1.2	<u>İkinci kalp sesi (S2)</u> .....	13
2.6.1.3	<u>Üçüncü kalp sesi (S3)</u> .....	13
2.6.1.4	<u>Dördüncü kalp sesi (S4)</u> .....	13
2.6.2	Solunum sesleri.....	14
<b>3.</b>	<b>MATERYAL ve METOD .....</b>	<b>15</b>
3.1	Veri Kayıt Sistemi .....	15
3.2	Veri Kayıtları.....	15
3.3	Kalp Ve Solunum Seslerinden Özellik Çıkarımı .....	17
3.3.1	Filtreleme çalışmaları .....	18
3.3.2	Kalp ve solunum seslerinden zaman ve frekans düzleminde özellik çıkarımı .....	19
3.4	Kullanılan Sınıflandırıcılar .....	20
3.4.1	K en yakın komşu bulma algoritması.....	21
3.4.2	Destek vektör makinaları (DVM).....	21
3.5	Eğitim Ve Test Verilerinin Oluşturulması .....	23
3.6	Kalp ve Solunum Sesleri İle Yapılan Sınıflandırma Çalışması .....	25
3.7	Sınıflandırıcıların Performans Testi .....	26
<b>4.</b>	<b>SONUÇLAR .....</b>	<b>27</b>
<b>5.</b>	<b>YORUM VE ÖNERİLER .....</b>	<b>32</b>
<b>6.</b>	<b>KAYNAKLAR LİSTESİ.....</b>	<b>34</b>
<b>7.</b>	<b>EKLER LİSTESİ.....</b>	<b>36</b>
EK 1	Etik kurul izni formu .....	37
EK 2	Kalp ve solunum sesi için analiz programı .....	39

EK 3 Eğitim ve test verilerinin oluşturulmasında kullanılan program .....	41
EK 4 Sınıflandırmada kullanılan program .....	43

## ŞEKİLLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1	Hipopne durumunda hava akımı ve SaO <sub>2</sub> 'deki değişiklikler [13] ..... 4
Şekil 2.2	OUAS'da solunumla ilişkili sinyallerin değişimi ..... 5
Şekil 2.3	Santral apne sırasında sinyallerin değişimi [13] ..... 6
Şekil 2.4	Mikst apne sırasında sinyallerin değişimi [13] ..... 7
Şekil 2.5	Kalp sesi sinyalleri ile EKG dalgalarının ilişkisi [30 numaralı kaynaktan alınarak değiştirilmiştir] ..... 13
Şekil 2.6	Solunum sistemi bileşenleri[28] ..... 14
Şekil 3.1	Analize dahil edilmeyen sinyal bölgeleri ..... 16
Şekil 3.2	PSG cihazından alınmış skorlama dosyası örneği ..... 17
Şekil 3.3	Kalp ve solunum seslerinden özellik çıkarımı ile ilgili blok diyagram.. 18
Şekil 3.4	Tasarlanan band durduran butterworth filtrenin frekans cevabı ..... 18
Şekil 3.5	Horlamanın filtrelenmesi ..... 19
Şekil 3.6	Çeyrekler arası aralık gösterimi[29] ..... 20
Şekil 3.7	K en yakın komşu bulma algoritmasının çalışma mantığı ..... 21
Şekil 3.8	Doğrusal olarak ayrılabilen veri kümeleri ..... 22
Şekil 3.9	Verilerin doğrusal olarak ayrılmadığı durum ..... 23
Şekil 3.10	%75 eğitim ve %25 test verisi seçme prosedürü ..... 23
Şekil 3.11	Eğitim verilerini rastgele seçmede kullanılan algoritma ..... 24
Şekil 4.1	Tüm gece boyunca kaydedilmiş kalp ve solunum seslerinin uyku apnesi skorları ile birlikte gösterimi (örnek1) ..... 27
Şekil 4.2	Tüm gece boyunca kaydedilmiş kalp ve solunum seslerinin uyku apnesi skorları ile birlikte gösterimi (örnek2) ..... 28
Şekil 4.3	KSZDP ile apne skorlarının ilişkisi ..... 29
Şekil 4.4	Kalp sesinin s1 ve s2 bileşenlerinin güçleri ile apne skorlarının ilişkisi ..... 29
Şekil 4.5	Solunum gücü ile apne skorlarının ilişkisi ..... 30
Şekil 4.6	Bir hastanın kendi verisinin rastgele seçilmiş %50 si ile eğitilmiş sınıflandırıcının tüm verisi ile test edilmesinin sonucu ..... 30

## ÇİZELGELER LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 2.1 Apne-Hipopne indeksine göre uyku apne sendromu .....	4
Çizelge 2.2 Standart PSG parametreleri .....	8
Çizelge 3.1 PSG cihazının apne skorları .....	16
Çizelge 3.2 Toplam sınıflandırmada kullanılan 15 hasta verisinin özellikleri .....	25
Çizelge 3.3 Sınıflandırıcı performansını değerlendirmede kullanılan parametreler .....	26
Çizelge 4.1 Tüm hasta verisi ile yapılan sınıflandırma çalışmasının sonuçları ....	31

## **SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ**

PSG	Polisomnografi
EKG	Elektrokardiyografi
EEG	Elektroensefalografi
EOG	Elektrookülografi
EMG	Elektromiyografi
AHI	Apne hipopne indeksi
OUAS	Obstruktif uyku apne sendromu
OSS	Otonom sinir sistemi
GSY	Güç spektral yoğunluğu

## 1 GİRİŞ

Uyku ile ilgili hastalıklar toplumda yaygın olarak görülmekte ve kişinin yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bunun yanında; kardiyovasküler, nörolojik, psikiyatrik ve metabolik hastalıkların ortaya çıkma riskini arttırarak kişinin sağlığında bozulmaya neden olmaktadır. Uyku ile ilgili hastalıklar içerisinde en önemli olanlardan biri, uykuda solunum bozuklularıdır. Tedavi edilmezse uykuda ölümlere kadar varan ağır sonuçları vardır. Bu nedenle, hastanın uyku ile ilgili problemlerinin araştırılması ve doğru tanının koyularak tedavi edilmesi hayati önem taşımaktadır.

Uykuda solunum bozuklukları arasında en sık görülen uyku apne sendromudur ve tanısında altın standart inceleme yöntemi olarak polisomnografi (PSG) kullanılmaktadır. Fakat yöntemin birçok dezavantajı vardır. Bunlar arasında; PSG kaydı için uyku laboratuvarlarına ve yetişmiş teknik elemanlara gereksinim olması, tam kapasiteli uyku laboratuvarlarının az olması nedeniyle uzun bekleme listelerinin oluşması, kayıtların gece boyunca ve en az 6 saat süreyle yapılması nedeniyle teknik personelin ve cihazların tüm gece boyunca çalışmasının gerekmeksi bu yüzden de testlerin pahalı olması sayılabilir. Ayrıca hastanın kendi yatağı dışında hastane odasında uyumasının gerekmesi, bunun yanında test için birçok parametreye bakılması bu nedenle de hastaya birçok sensörün takılması hastanın rahat uyuyamamasına neden olabilmekte ve test tekrarlanabilmektedir. Bu durumda zaman alıcı olmaktadır. Tüm bu dezavantajlarından dolayı, uyku apne sendromunun tanısında PSG dışında başka yöntemler araştırılmıştır.

Literatürde solunum parametreleri [1,2], nazal akış sinyalleri [3], EEG sinyalleri [4] ve EKG'den elde edilen özelliklere göre [5-11] uyku apne tespitine yönelik yapılan çalışmalar vardır.

Yukarıda sözü edilen apne tespitini polisomnografiye göre daha az parametreyle ve mümkünse hastanın kendi evinde yapmayı öneren çalışmaların hiç biri tam manası ile başarılı olamamıştır. Ayrıca, geliştirilen cihazları hastanın kendi kendine uygulaması güçtür. Birçoğu hastayla elektriksel bağlantılar içermekte, rahatsızlık vermekte ve hastanın hareketlerini sınırlamaktadır.



Amit ve ark.2009, çalışmalarında kalp seslerinin morfolojisinin solunuma bağı olarak değiştiiğini, soluk tutulması durumunda kalp seslerinin genliğinde azalma olduğunu gözlemlemişlerdir [12]. Kalp seslerini kaydetmek için kullanılacak bir elektronik steteskop ile solunum sesleri de gayri ihtiyari olarak kaydedilmektedir. Solunum durması olan apne durumunda solunum seslerinde de bir değişim olabileceği öngörülebilir.

Bu çalışmada, literatürde ilk defa olmak üzere; kablosuz olarakta üretilebilen elektronik bir steteskopla kaydedilebilecek, kalp ve solunum seslerinden uyku apnesi tespiti yapıp yapılamayacağı araştırılmıştır. Bunun gerçekleştirilmesi, evde kullanıma uygun, hastaya en az rahatsızlığı verecek, maliyeti düşük bir karar destek sisteminin yolunu açabilecektir.

Kalp ve solunum seslerinden uyku apnesi tespitinin olanağını araştırmak için; PSG uygulanan 20 apne hastasından eş zamanlı olarak elektronik bir steteskop ile kalp ve solunum sesleri kaydedilmiştir. Bu seslerden özellik çıkarımları yapıp, bunlar uyku apnesi tespitine dönük sınıflandırma çalışmalarında kullanılmıştır.

Çalışma beş bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde çalışmanın motivasyon ve amacına, ikinci bölümde genel bilgiler başlığı altında uyku apne sendromu ve çalışma kapsamında kullanılan fizyolojik parametreler ile ilgili bilgilere yer verilmiştir. Üçüncü bölüm olan materyal metotta ise apne tespitine yönelik özellik çıkarımı ve apneli ve apnesiz sinyal bölgelerinin sınıflandırılmasında kullanılan yöntemlerden bahsedilmiştir. Daha sonra ise gerçekleştirilen çalışmaların sonuçları verilip yorumlanmıştır.

## **2 GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Normal Uyku**

Uyku, zihinsel ve fiziksel sağlığımızı her gün yenilememiz için önemli olan ve yaşamımızın üçte birini kapsayan en önemli fiziksel ihtiyaçlardan biridir [4]. Uykunun amacı, restoratif (yenileyici) teoriler ve evrimsel (uyumcul) teoriler olmak üzere iki şekilde açıklanabilmektedir. Restoratif teoriler uykuda yenilenme ve onarım süreçleri olduğunu, evrimsel teoriler ise uykunun zaman içerisinde edinilmiş canlı kalmayı sağlayan uyumsal süreçler olduğunu ileri sürer [13]. Deneklerin uykusuz bırakılarak yapıldığı çalışmalarda, kas gücü ve bedensel fonksiyonlarda ciddi bir kayıp olmadığı fakat beyin fonksiyonlarında ve bilişsel işlevlerde önemli azalmalar olduğu saptanmıştır. Ayrıca beynin elektriksel aktivitesinde de önemli bozulmalar izlenmiştir. Çalışmaların sonucunda, uykunun bedenin dinlenme ihtiyacı için değil, beynin uyanık durumdayken normal fonksiyon gösterebilmesi için önemli olduğu saptanmıştır [14].

### **2.2 Uykuda Solunum Bozuklukları**

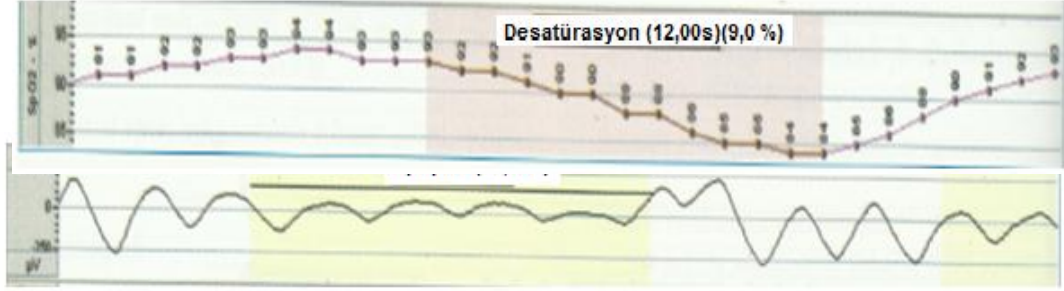
Uykuda solunum bozuklukları, uyku sırasında solunumda meydana gelen patolojik düzeydeki değişikliklerdir. Tedavi edilmediği durumlarda uykuda ölümlere kadar varan ağır sonuçları vardır.

Uykuda solunum bozuklukları içerisinde en sık rastlanan uyku apne sendromudur. Her yaştaki kadın ve erkekte yaygın olarak görülmektedir. Ülkemizdeki yaygınlığı %0,9-1,9 arasında bulunmuştur [15]. 65 yaş ve üstü dönemde, hastalığın yaygınlığının arttığı tahmin edilmektedir [16]. ABD’de, 30-65 yaş grubunda 12 milyon kişinin uyku apne sendromu hastası olduğu ve bunların da yaklaşık %25’nin orta veya ağır dereceli olduğu tahmin edilmektedir [17].

### **2.3 Uyku Apne Sendromu**

Bazı bireylerde orta yaşları geçince üst solunum yollarında daralma olabilir [4]. Bunun sonucunda nefes almak güçleşir ve apne oluşur. Apne, ağız ve burundaki hava akımının 10 saniye veya daha fazla süreyle durmasıdır. Hava akımının 10 saniye veya daha fazla süreyle en az %50 azalması ile birlikte oksijen saturasyonunda da (SaO<sub>2</sub>) %3’lük düşme meydana gelmesine ise "hipopne"

denilmektedir [17]. Şekil 2.1’de hipopne durumundaki hava akımı ve SaO2’deki değişimler gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Hipopne durumunda hava akımı ve SaO2’deki değişiklikler [13]

Uyku sırasında meydana gelen apne ve hipopnelerin toplam sayısının, uykuda geçen süreye (saat) bölünmesiyle Apne-Hipopne İndeksi (AHI) bulunur. Bu indeks ile uyku apne sendromunun derecesi belirlenmektedir [18]. Çizelge 2.1’de, AHI indeksine göre uyku apne sendromunun derecesi verilmiştir.

Çizelge 2.1 Apne-Hipopne indeksine göre uyku apne sendromu

AHI	Derece
<5	Normal
5-15	Hafif
16-30	Orta
>30	Ağır

### 2.3.1 Uyku apne sendromunun tarihçesi

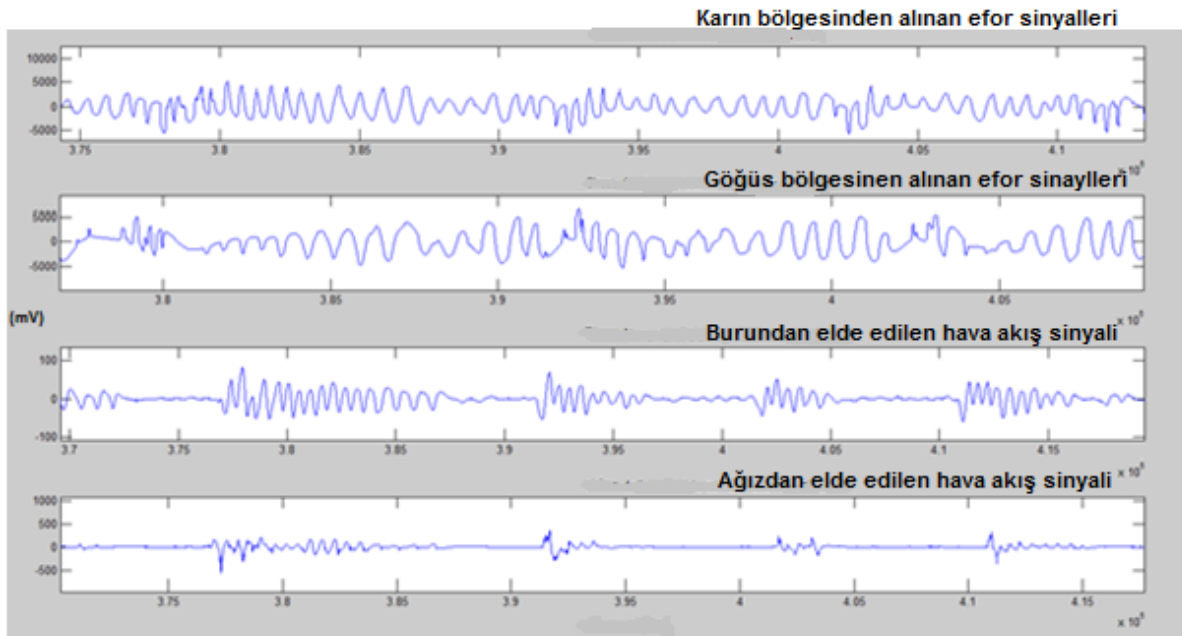
Avrupa’da uyku hastalıkları ile ilgilenen gruplar, birbirlerinden bağımsız olarak uykuda apneleri fark etmiş; Fransa’dan Gastaut, Tassinari ve Duron, Almanya’dan da Jung ve Kuhlo 1965’te bulgularını yayınlamışlardır [19]. Bu yazılar uyku apnelerini tarif eden ilk detaylı bilimsel yazılardır. 1970’li yıllarda, Avrupa ve ABD’de bir grup araştırmacı, uykuda görülen birçok hastalığın bugünkü tarifini yapmış fakat tüm gece uyku tetkikleri, tetkiklerin gece yapılmasından dolayı klinik pratiğe girememiştir. Hastanın tetkik için hastaneye gece gelmesi, testlerin deneyimli personel tarafından yapılması gereği, testlerin oldukça masraflı olması, ilk yıllarda uyku tıbbının gelişmesi konusunda karşılaşılan ilk engeller olmuş ve

aynı sorunlar günümüze de taşınmıştır [19]. 1970'li yıllarda, uyku testlerinde solunum ve kardiyovasküler parametrelerinin eklenmesi Guillemainault ile başlamış ve ilk kez uyku testleri, Holland tarafından "polisomnografi" olarak adlandırılmıştır [19]. Avrupa'da 1960'lı yıllarda uyku ile ilgili çalışmalar sürerken, Türkiye'den de Prof. Dr. Esat Eşkazan Lyon'da, Prof. Dr. Ayhan Arguner de Montpellier'de bu çalışmalara katılan ilk isimler olmuşlardır. 1985 yılında Gülhane Askeri Tıp Akademisi'nde (GATA) ve Cerrahpaşa Tıp Fakültesi'nde ilk uyku merkezleri açılmıştır. Türkiye'deki ilk uyku araştırmaları derneği 1988 yılında kurulmuştur. 2000'li yıllarda Türkiye'de uyku tıbbı hızla gelişmiş ve bu alanda birçok uzman çalışmaya başlamıştır [19].

### 2.3.2 Uyku apne sendromunun çeşitleri

#### 2.3.2.1 Obstrüktif uyku apne sendromu (OUAS)

OUAS, tüm olguların %90-95'ini oluşturmaktadır. Bu nedenle uyku apne sendromu denildiğinde "obstrüktif uyku apne sendromu" anlaşılmaktadır. OUAS'da solunum çabasının sürmesine rağmen ağız ve burunda hava akımı yoktur. Şekil 2.2'de OUAS sırasında, torasik ve abdominal efor sinyalleri ile ağız ve burundan alınan sinyallerin değişimi gösterilmiştir.



Şekil 2.2 OUAS'da solunumla ilişkili sinyallerin değişimi

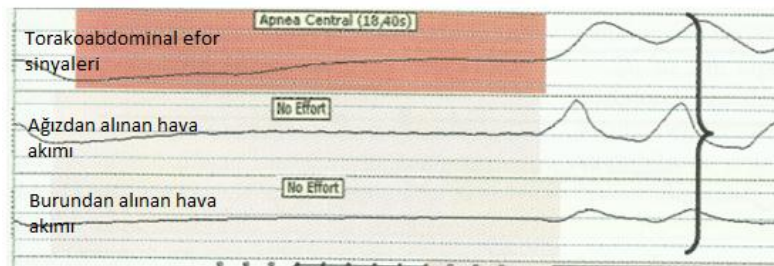
Yaş, cinsiyet, genetik özellikler, obezite, sigara ve alkol kullanımı, OUAS eğilimini arttıran faktörlerdir. En sık rastlanan semptomu horlamadır ve horlama olmadan apne görülmesi nadirdir. Horlamanın yanında, gündüz aşırı uykululuk, unutkanlık, gece terlemesi, gece sık idrara çıkma ve kişilik bozuklukları OUAS' da en sık rastlanan diğer semptomlardır. OUAS tedavi edilmezse depresyon, yüksek tansiyon, düzensiz kalp atımı, kalp krizi ve felç gibi rahatsızlıklara neden olabilmektedir.

OUAS'ta karakteristik polisomnografi bulguları aşağıdaki gibidir [20].

- Yüzeysel uykuda artma, derin uyku ve REM süresinde azalma görülür.
- Apneler ve hipopneler sık tekrarlar.
- Oksijen desatürasyonları sık tekrarlar.
- Apne sırasında paradoksal göğüs ve karın hareketleri görülür.
- Apne sırasında kalp hızı genellikle yavaşlar ve apne sonrası dönemde hızlanır; aritmiler görülebilir. Solunum sesi kaydında sık tekrarlayan apnelerle kesilen düzensiz, gürültülü horlama duyulur [20].

### **2.3.2.2 Santral uyku apne sendromu**

Uyku sırasında 10 saniye veya daha fazla süreyle ağız ve burundaki hava akımının durması ile birlikte solunum çabasının da olmamasıdır [21]. Santral uyku apnesinde hem oronazal hem de torakoabdominal hareketler durur. Şekil 2.3'de santral uyku apne sırasında torakoabdominal efor sinyalleri ile ağız ve burundan alınan sinyallerin değişimi gösterilmiştir. Obstrüktif uyku apnesinin tersine, santral uyku apnesinde solunum çabası yoktur. Santral apne ile obstrüktif apnenin ayrımı, respiratuvar indüktans pletismografi (RIP) veya oronazal termistör piezoelektrik kristal bantlarla anlaşılabilen solunum çabasının ölçümü ile yapılır [13].



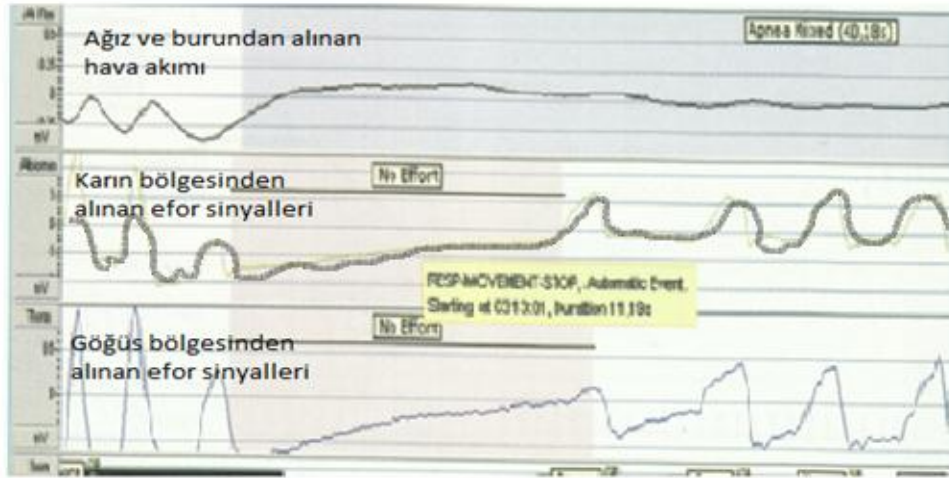
Şekil 2.3 Santral apne sırasında sinyallerin değişimi [13]

Gündüz uykululuk, dinlendirici olmayan uyku, uykuya dalmakta ve sürdürmekte zorluk, arada sırada horlama ve boğulma hissiyle uyanma santral uyku apne sendromunun başlıca semptomlarıdır.

Santral uyku apne sendromu uykuda solunum bozuklukları spektrumu içerisinde, apneik hastaların %5-10'unda görülen ve OUAS'dan belirgin farklılıkları bulunan bir hastalık tablosudur [22].

### 2.3.2.3 Mikst uyku apne sendromu

Başlangıçta ağız ve burundaki hava akımının durması ile birlikte karın ve göğüs solunumunun da durması şeklinde ortaya çıkıp, daha sonra hava akımının durmaya devam etmesine karşılık, karın ve göğüs solunum eforunun yeniden başlamasıdır. Kısaca, başlangıçta santral tipte olan apnenin, daha sonra obstruktif apne halini almasıdır [13]. Şekil 2.4'de mikst apne sırasında, ağız ve burundan alınan hava akımı ile karın ve göğüsten alınan sinyallerin değişimi gösterilmiştir.



Şekil 2.4 Mikst apne sırasında sinyallerin değişimi [13]

### 2.3.3 Uyku apne sendromunda tanı yöntemleri

Uyku apne sendromunun tanısında kullanılan yöntemler; klinik tanı, radyolojik tanı, endoskopik tanı ve polisomnografidir [20]. Klinik tanının amacı, klinisyenin hastanın şikayetlerinin dinlemesi ve fiziki muayene yaparak hastalık hakkında öngörü oluşmasına yardımcı olmaktır. Radyolojik tanıda, sefalometri, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans, floroskopi ve akustik refleksiyon gibi görüntüleme yöntemleri kullanılır. Endoskopik tanı ise, dinamik havayolu değişikliklerini

inceleyerek havayolunun tıkandığı seviyeyi belirler ve üst solunum yolunun değerlendirilmesini sağlar.

#### 2.3.4 Polisomnografi (PSG)

Polisomnografi, uykudaki değişik fizyolojik ve patafizyolojik parametrelerin en az 6 saat veya daha uzun süreyle kaydedilmesinden, bu kayıtların bir tıp doktoru tarafından değerlendirilip raporlanmasından oluşan işlemdir.

Polisomnografi, uykunun anlaşılması ve uyku sırasında ortaya çıkan anormal durumların saptanması amacıyla yapılır. Uykunun anlaşılması, fizyolojik uyku ve bu esnada organizmada meydana gelen değişikliklerin (örneğin uyku boyunca kalp atım hızındaki değişiklikler) ortaya çıkarılması için yapılan çalışmadır. Aslında uyku tıbbının asıl ilgi konusu, uyku sırasında ortaya çıkan anormal durumların saptanmasıdır. Bu anlamda polisomnografi, uykuda periyodik bacak hareketleri, uykusuzluk, horlama ve uyku apnesi gibi uyku bozukluklarının tanısında kullanılmaktadır. Özellikle OUAS tanısı için altın standart tanı yöntemidir [24]. Polisomnografi işlemi hastanın uykusu sırasında yapılır. Burada önemli olan nokta polisomnografi kaydının, uykunun anlaşılabilir olduğu kadar uzun süreli yapılması gereğidir. Ayrıca uyku saatleri gece olan kişilerde gündüz polisomnografi yapılmaz. Uyku birbirinden farklı evrelerden oluştuğundan ve gecenin her döneminde uyku özellikleri farklı olduğundan, polisomnografi kaydının uykunun tamamı hakkında bilgi verebilmesi için en az 6 saat süreyle ve gece yapılması gereklidir. Standart bir PSG sırasında rutin olarak kaydedilmesi gerekli olan parametreler Çizelge 2.2' de verilmiştir.

Çizelge 2.2 Standart PSG parametreleri

1. Elektroensefalografi (EEG)
2. Elektrokülografi (EOG)
3. Elektromiyografi (EMG)
4. Elektrokardiyografi (EKG)
5. Solunum efor kaydı
6. Ağız ve burundan hava giriş çıkışının kaydı
7. Solunum gazları değişimi
8. Kol ve bacaklarda kas aktivitesi
9. Vücut pozisyonu
10. Horlama ve görüntü kaydı

EEG kaydı ile kişinin uyku uyanıklık dönemleri ve uykunun evreleri, EOG kaydı ile göz hareketleri, EMG kaydı ile kas tonusu belirlenir. Kasların kasılı yada gevşek olduğu dönemler bulunur. EKG kaydı ile kalp ritmi ve kalp hızı belirlenir. Kardiyak patolojiler ile apneik epizodların ilişkisinin saptanması mümkün olur. Polisomnografide, hava akımı parametreleri, solunum eforu parametreleri ve oksijen satürasyonu kaydının yapılması şarttır. Hava akımının durmasının (apne) kaydı oronazal termistor ile, solunum efor kaydı indüktans pletismografi ile, oksijen satürasyon ölçümü ise puls oksimetre ile yapılmaktadır. Puls oksimetre ile kanda dolaşan oksijen satürasyonu ölçülerek, oksijenin azaldığı dönemler ve dönemlerin sayısı, süresi ve derinliği belirlenebilmektedir. Uyku kaydedildikten sonra uykunun skorlanması aşaması vardır. Uykunun skorlanması, uykunun evrelendirilmesidir. Uyku evrelendirilmesi için, polisomnografi kaydı, 30 saniyelik epoklara (bölümlere) bölünür ve her 30 saniyelik uyku bölümünün bir uyku evresiyle (Evre N1, Evre N2, Evre N3, Evre R, Evre W (uyanıklık) skorlanması gerekir. Uykunun evrelendirilmesinde EEG, EMG ve EOG parametreleri kullanılır. Uyku sırasında anormal solunumsal olaylar (solunumsal çabayla ilişkili arousal, apne, hipopne, Cheyne-Stokes solunumu) ortaya çıkabilir. Bunların yorumlanabilmesi için polisomnografide, oksijen satürasyonu, nazal-oronazal hava akımı, torakal solunum eforu, abdominal solunum eforu, EEG kaydı (arousal belirlemek için), vücut pozisyonu, trakeal mikrofon, bacak EMG ve EKG kayıtları yapılır.

Son yıllarda ise uyku apnesinin kolay tespitine yönelik yapılan çalışmalar vardır. Bunların içinde uyku apne sendromunun evde tanısı için yapılan çalışmalar dikkat çekicidir. Bundan sonraki bölümde, uyku apne sendromunun evde tanısına yönelik önerilen sistemler ve yapılan çalışmalar ile ilgili bilgilere yer verilmiştir.

## **2.4 Uyku Apne Sendromunun Evde Tanısı İçin Önerilen Sistemler**

### **2.4.1 Sleep Quest Device**

Cihaz uyku sırasında solunumda oluşan bozulmaları tespit etmekte ve bu bozulmaların sayısına göre apnenin şiddetini belirlemektedir. Apnenin şiddetini belirleme aşamasında, solunumdaki bozulmalara, nefes almakta zorlanıldığı dönemlerdeki soluk alma refleksi ile gerçekleşen uyanmaları da ekleyerek bir solunum bozukluk tablosu çıkartmakta ve bu tabloyu da saat dilimlerine göre inceleyerek apnenin şiddetini saptamaktadır. Bunun yanında kalp atış hızı, oksijen



satürasyonu, vücut pozisyonu, solunum gücünü, hava akışı ve horlama parametrelerini de ölçmektedir. Cihazın obstruktif, santral ve mikst apne tespitinde %85 başarı sağladığı belirtilmektedir [25].

#### **2.4.2 Watch Pad (Peripheral Arterial Tone)**

Periferik arteriyel tonometre (PAT), oksimetreyi (kandaki oksijen seviyesinin ölçümü), horlamayı ve vücut pozisyonunu ölçer. Ölçüm için, parmak ucundan sürekli arteriyel hacim değişikliklerini ölçen bir sensör kullanır. WatchPAT'in otomatik algoritması, PAT sinyallerinin genliği ile kalp atış hızı ve oksijen satürasyonunu analiz ederek uykudaki solunum problemlerini belirler. Apne tespiti için AHI ve RDI (Respiratory Disturbance Index) indekslerine bakar. RDI indeksi solunum eforu veya solunum eforuna bağlı uyanmaların şiddetini belirler. Ayrıca NREM ve REM periyodik modüllerini tespit edip dahili aktigrafına kaydeder. Doğrulama yazılımının otomatik aktigraf algoritması da sağlıklı uyuyan ve uyanık olma durumlarını ayırabilir. Bu özelliği sayesinde hastanın uyku yapısını belirleme özelliğine sahip alanındaki önde gelen cihazlardandır. WatchPAT hakemli dergilerde PSG ile en çok karşılaştırılan üründür [26].

#### **2.4.3 ApneaLink Plus**

Cihaz, uyku apne tespiti için solunum eforunu, kalp atım hızını, oksijen satürasyonunu ve nazal akışı kaydeder. Ayrıca apne, hipopne, akış limitasyonları, horlama, kandaki oksijen satürasyonu ve Cheyne–Stokes solunumu (CSR) gibi solunum modüllerini raporlar. Daha basitleştirilmiş ApneaLink ve ApneaLink Air gibi modelleri de mevcuttur [27].

#### **2.4.4 The Apnea Risk Evaluation System (ARES)**

Cihaz temel olarak kandaki oksijen satürasyonu (SpO<sub>2</sub>, oksihemoglobin satürasyonundaki 0.1%'lik artışı ölçebilmektedir ve bu değer genelde %1 oranındadır), kalp atış hızı, hava akışı, horlama seviyesi ile kafaya takılan bir ivme ölçer sayesinde kafa hareketleri ve kafanın pozisyonunu ölçer. Bunlara ek olarak iki adet elektrot yardımıyla da EEG, EOG ve EMG sinyalleriyle REM ve NREM ayrımını da gerçekleştirir. Tüm bu dataları kullanarak AHI (Apnea/Hypopnea Index) ve RDI (Respiratory Disturbance Index) çizelgelerini oluşturur.

## 2.5 Uyku Apne Sendromunun Tanısına Yönelik Yapılan Bilimsel Çalışmalar

Sériès F.ve ark. 1999, çalışmalarında, termistör ile nazal akış sırasında sıcaklıkta meydana gelen değişiklikler ve nazal basınçtaki artma ve azalmaları analiz ederek obstruktif uyku apne sendromu tanısı yapmaya çalışmışlardır [3]. Sonuçta, apne ve hipopnedeki değişikliklerin sadece termistör ile tam olarak gözlenemediği, solunum anormalliklerinin nazal basınç ile daha güvenilir bir şekilde tespit edildiği sonucuna varmışlardır. Fakat yöntem gerçek uyku apne tespiti yapan cihaz ile karşılaştırılmamıştır.

Zhi-De Deng ve ark. 2006, çalışmalarında, çocuklardaki obstruktif uyku apne sendromunun tespiti için kalp hızı değişkenliğinden yararlanmışlardır. Çalışmalarında, güç spktral analizi, numerikal titrasyon ve örnek entropi analizlerini kullanarak, kalp hızı değişkenliğinin OUAS tanısı koyma potansiyelini araştırmışlardır. Sonuçta, numerik titrasyon gibi doğrusal olmayan tekniklerin, KHD'nin güç spektral analizi ile birlikte kullanılmasının, çocuklardaki OUAS teşhisi için etkili bir yöntem olduğunu iddia etmişlerdir [6].

A. Ng ve ark. 2008, çalışmalarında, torasik (göğüsel) ve abdominal (karınsal) efor sinyallerinin birlikte kullanılmasının uyku apne tespiti için büyük oranda yeterli olduğunu ileri sürmüş ve ortalama mutlak genlik analizi ile %80 başarı elde etmişlerdir [1].

Bunların dışında kolay elde edilmesi sebebiyle kalp hızı değişkenliğinden yararlanılarak, obstruktif uyku apne sendromu tanısı yapılmaya çalışılan birçok çalışma vardır [5-11]. Saeed Babaeizadeh ve ark. 2010, çalışmalarında, uyku apnesi sırasında kalp hızında dalgaların olduğu hipotezine dayanarak, kalp hızı değişkenliğini kullanarak uyku apnesinin otomatik tespitini ve ölçümünü yapmışlardır. Kullandıkları algorithmada ilk olarak EKG sinyallerindeki QRS dalgasını tespit edip daha sonra RR aralıklarını kullanarak anlık kalp hızı elde etmişlerdir. Birer dakikalık bölgelerin apneik mi yoksa normal mi olduğunu sınıflandırmak için kuadratik sınıflayıcı kullanmışlar ve %84.7 doğrulukla sınıflandırma yapmışlardır [5].

Yılmaz ve ark. 2010, çalışmalarında tek kanallı EKG verilerinden yararlanarak obstruktif apneik epok sınıflandırması yapmışlardır. Çalışmalarında ilk olarak, EKG

verisinin 30 saniyelik epoklar halinde görsel kontrolünü yapmışlar ve sinyaldeki bozuk olan kısımları analize dahil etmemişlerdir. Daha sonra QRS bileşenindeki R dalgası tespit algoritması ile RR aralığını bularak RR aralığına dayalı özellik çıkarımı yapmışlardır. Özellik çıkarımı için RR aralıklarının her 30 saniyelik kısımları (1 epokları) için, medyan, ortalama mutlak sapma ve çeyrekler arası aralık hesaplanmıştır. Sınıflandırma yöntemi olarak, en yakın komşu bulma algoritması, kuadratik diskriminant analizi ve destek vektör makinalarını (DVM) kullanmışlardır. Sonuçta; %89 doğrulukla sınıflandırma yapmışlardır [7].

Tagluk ve ark. 2011, çalışmalarında, EEG sinyalinin bispektral karakteristiklerini ve yapay sinir ağlarını kullanarak %96.15 doğrulukla obstruktif uyku apne sendromu tanısını yapmışlardır [4].

Almazaydeh ve ark. 2012, uyku apne tespiti için, EKG verilerinin kısa süreli dönemlerini analiz eden, DVM'lere dayalı otomatik sınıflandırma algoritması kullanmışlar ve %95 doğrulukla uyku bozukluğu dönemlerini tespit etmişlerdir [10].

## **2.6 Kalp Ve Solunum Seslerinin Ortaya Çıkışı**

### **2.6.1 Kalp sesleri**

Kalp, kalp kası adı verilen özel bir tip çizgili kastan oluşmuş, kendiliğinden kasılma özelliğine sahip kuvvetli bir pompadır. Kalpte, sağ kulakçık (atrium dexter), sol kulakçık (atrium sinister), sağ karıncık (ventriculus dexter) ve sol karıncık (ventriculus sinister) olmak üzere dört odacık bulunmaktadır. Kalpte iki adet atrioventriküler kapak (mitral ve triküspit), iki adet de semilunar kapak (aortik ve pulmoner) olmak üzere dört kapakçık bulunmaktadır. Triküspit kapak, sağ kulakçık ile sağ karıncık arasında bulunur. Pulmoner kapak, sağ karıncık ile pulmoner arter arasındadır ve kalp kasıldıktan sonra açılarak kanın akciğerlere geçişini sağlar. Mitral kapak, sol karıncık ve sol kulakçık arasında bulunur. Aort kapağı ise, sol karıncık ile aort arasında bulunur ve sol karıncıktan pompalanan kanın geri dönüşünü engeller. Kalbin çalışması sırasında ortaya çıkan basınç, esnek yapıdaki kalp kapakçıklarını titreştirerek çeşitli kalp sesleri oluşmasına yol açmaktadır. Kalp seslerinin stetoskop denilen aletlerle dinlenmesi ve duyulan seslere göre çeşitli kalp rahatsızlıklarına teşhis konulması çok uzun zamandan beri kullanılan bir yöntemdir. Başlıca dört kalp sesi vardır [30].

### 2.6.1.1 Birinci kalp sesi (S1)

- Mitral ve triküspit kapakların kapanma sesleridir.
- Tok, donuk, yumuşak bir sestir ve karakteri “lup” diye ifade edilir.
- Süresi 0.15 saniye, frekansı 25-45 Hz’dir.
- EKG’de Q dalgasından sonra başlar.

### 2.6.1.2 İkinci kalp sesi (S2)

- Semilunar kapakların kapanma sesidir.
- Tiz, keskin, yüksek bir sestir ve karakteri “dup” diye ifade edilir.
- Süresi 0.12 saniye, frekansı 50-70 Hz arasındadır.
- EKG’de T dalgasının sonuna rastlar.

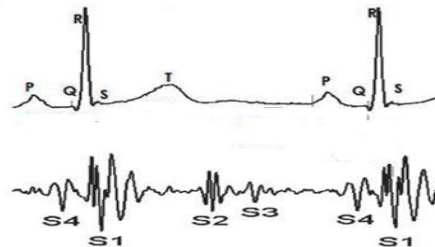
### 2.6.1.3 Üçüncü kalp sesi (S3)

- Atriyumlardan ventriküllere akan kanın ventrikül çeperlerini germesinin meydana getirdiği titreşimlerdir.
- Frekansı 30 Hz’dir.
- Diyastolün (kalbin gevşemesinin) ilk 1/3 kısmında duyulur.

### 2.6.1.4 Dördüncü kalp sesi (S4)

- Atriyum sistolu sırasında kanın ventriküllere hızlı akışının meydana getirdiği titreşimlerdir.
- Süresi 0.08 saniye, frekansı 20 Hz’dir.
- P dalgasından sonra gözükür.

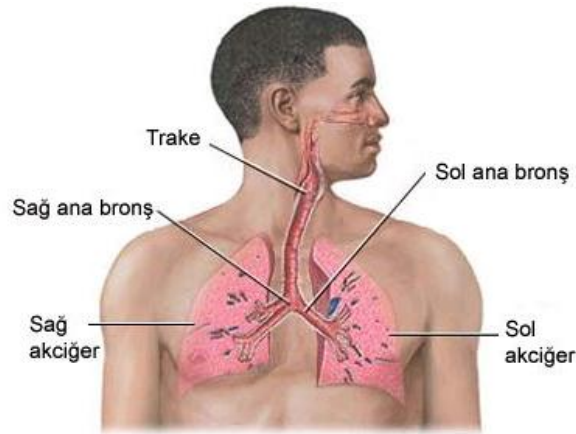
Şekil 2.5’de kalp sesi sinyalleri ile EKG dalgaları birlikte gösterilmiştir.



Şekil 2.5 Kalp sesi sinyalleri ile EKG dalgalarının ilişkisi[30 numaralı kaynaktan alınarak değiştirilmiştir.]

## 2.6.2 Solunum sesleri

Şekil 2.6'da gösterilen soluk borusu, sağ ve sol olmak üzere 2 tane ana bronşa ayrılır. Bir bronş sağ akciğere bir bronş da sol akciğere girer [28]. Trakea ve bronşlarda soluk alıp verme sırasında meydana gelen türbülanslı hava akımları, solunum yollarının çeperlerinde titreşim meydana getirir. Göğüs duvarından dinlenebilen bu titreşimler solunum sesleridir. Solunum sesleri, normal solunum sesleri ve anormal solunum sesleri olmak üzere ikiye ayrılır.



Şekil 2.6 Solunum sistemi bileşenleri [28]

Normal solunum sesleri, nefes alma sırasında havanın göğüsten içeri ve dışarı girip çıkmasında oluşan seslerdir. Normal solunum sesleri, sesin duyulduğu bölgeye ve sesin karakterine göre sınıflandırılır. Ayrıca seslerin yoğunluğu ve kalitesi perkütasyon yerine göre farklılıklar gösterir. Normal solunum seslerinin, bronşiyal, veziküler, bronkoveziküler olmak üzere üç tipi vardır. Bronşiyal ses hava yollarının yoğun olduğu, veziküler ses alveollerin yoğun olduğu, bronkoveziküler ses ise hava yolu ve alveollerin oranının yakın olduğu bölgelerden alınır. Veziküler seslerin duyulması gereken alanlarda bronşiyal ya da bronkoveziküler seslerin duyulması bir hastalık durumunu gösterebilir. Veziküler seslerin frekansı 500 Hz'den düşük, bronşiyal solunum seslerinin frekansı ise 200-600 Hz arasındadır. Anormal solunum sesleri ise, akciğere ait olan kesintili ek sesler ile plevreye ait kesintisiz ek seslerdir.

### **3 MATERYAL ve METOD**

Bu bölümde ilk olarak, çalışmada kullanılan veri kayıt sistemi ve veri kayıtlarından, ikinci olarak, kalp ve solunum sesleri ile uyku apne tespitine yönelik yapılan sınıflandırma çalışmaları için gerekli olan sinyal işleme uygulamalarından, son olarak da çalışmada kullanılan sınıflandırıcılar ve sınıflandırıcıların performansının tespitinde kullanılan yöntemlerden bahsedilmiştir.

#### **3.1 Veri Kayıt Sistemi**

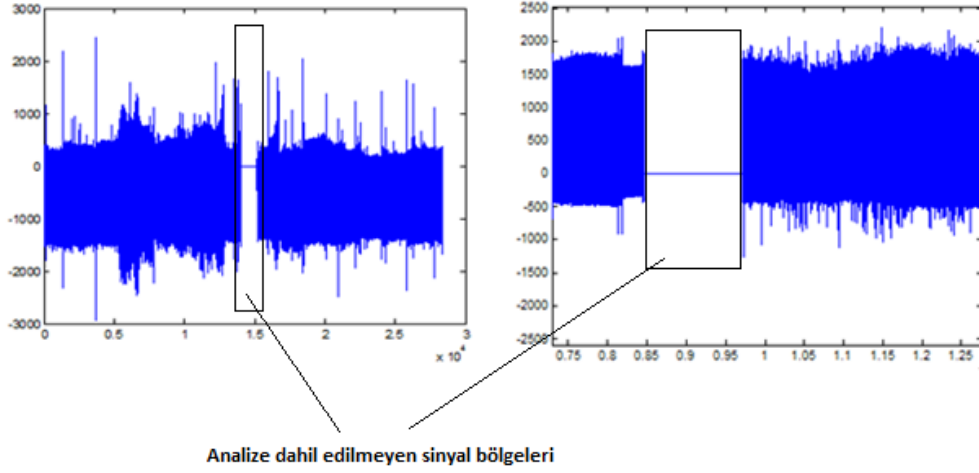
Çalışma için 20 kişiden tüm gece boyunca polisomnografi cihazı (Grass, Comet AS40-PLUS) ile abdominal ve göğüsden alınan solunum eforu sinyalleri, ağız ve burundaki hava akımı sensörlerinden alınan sinyaller, oksijen saturasyonu (SPO2), EEG, EKG, kalp hızı değişkenliği gibi birçok parametreyle eş zamanlı olarak BIOPAC MP36 fizyolojik veri toplama sistemi ile kalp ve solunum sesleri kaydedilmiştir. Hastalara polisomnografi cihazı standart bağlantıları yapıldıktan sonra, BIOPAC MP36 fizyolojik veri toplama sisteminin elektronik steteskobu hastanın sol interkostal aralığın sternuma yakın bölgesine bir bantla sabitlenmiştir.

BIOPAC MP36 fizyolojik veri toplama sisteminin profesyonel yazılımı ile örnekleme frekansı: 2000 Hz, genlik kazancı: \*5000, filtre frekansları: 0.5Hz -1 kHz olarak seçilmiş, kayıt süresi 7 saat olarak belirlenmiştir.

#### **3.2 Veri Kayıtları**

Veri kayıtları Gülhane Askeri Tıp Akademisi (GATA) Ruh Ve Sinir Hastalıkları uyku laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın amacını ve prosedürlerini belirttiğimiz bir dosya hazırlanarak GATA klinik araştırmalar etik kurulundan etik kurul izni alınmıştır (EK-1, ref no:50687469-1491-288). Hastalar deney hakkında bilgilendirilip deneye gönüllü olarak katılmayı kabul edenler, onay formu imzalatıldıktan sonra, deneye dahil edilmiştir. Deneye yaş ortalamaları  $40\pm 5$  olan 19 erkek ve yaşı 32 olan 1 bayan gönüllü denek katılmıştır. Kayıtların içerisinde, 3 kişinin PSG cihazından kaynaklanan sorun nedeniyle sinyallerin kaydedilmemiş olmasından, 2 kişinin de uykusu esnasında steteskopun kayıt alınan bölgeden kayması nedeniyle kalp seslerinin kaydedilememesinden sınıflandırma çalışmalarında 15 kişinin veri kayıtları kullanılmıştır.

Hastalar gece boyunca bazen birkaç defa tuvalete kalkabilmektedir. Bu durumda polisomnografi ile kaydı yapılan sinyallerin seviyesi Şekil 3.1’de gösterildiği gibi sıfır seviyesine düşmektedir. Tuvalet molası zaman ve süreleri polisomnografi kayıtları üzerinden gözlenerek, kalp ve solunum sesleri ile yapılan analizlerde bu sinyal bölgeleri analizlere dahil edilmemiştir.



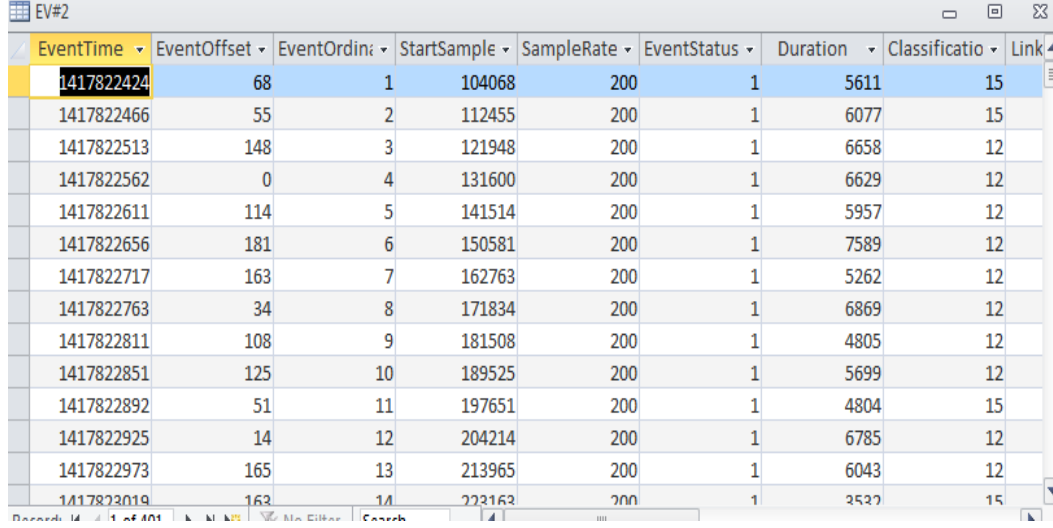
Şekil 3.1 Analize dahil edilmeyen sinyal bölgeleri

Polisomnografi cihazı birçok uyku rahatsızlığı yanında apne olup olmadığını da tespit etmekte, eğer apne var ise apnenin şiddetini raporlamaktadır. Çizelge 3.1’de analize alınan 15 hastanın, PSG’den elde edilen apne skorları ile ilgili veriler verilmiştir. PSG cihazının 4 kişide ağır, 4 kişide orta, 3 kişide hafif derecede uyku apne sendromu olduğunu, 4 kişide ise hastalık derecesinde uyku apne sendromu olmadığını tespit ettiği görülmektedir.

Çizelge 3.1 PSG cihazının apne skorları

Hasta Dataları	Apneli Epok Sayısı	Apneli Olmayan Epok Sayısı	Toplam Kayıt Süresi (Epok Sayısı)	Analize Alınan Epok Sayısı	Analize Dahil Edilmeyen Epok Sayısı
1	236	541	7 saat (866)	777	89
2	67	788	7 saat (866)	855	11
3	172	683	7 saat (866)	855	11
4	21	834	7 saat (866)	855	11
5	172	616	7 saat (866)	788	78
6	35	820	7 saat (866)	855	11
7	294	492	7 saat (866)	786	80
8	99	688	7 saat (866)	787	79
9	490	298	7 saat (866)	788	78
10	5	850	7 saat (866)	855	11
11	174	605	7 saat (866)	779	87
12	38	817	7 saat (866)	855	11
13	172	617	7 saat (866)	789	77
14	230	625	7 saat (866)	855	11
15	65	785	7 saat (866)	850	16

Sınıflandırma çalışmalarında apneli bölge olarak kabul edilecek kısımların tespiti, PSG cihazının apne skorlarını tuttuğu logfile isimli dosyadan alınmıştır. Şekil 3.2’de bu dosya içindeki kayıtların bir örneği gösterilmiştir.



EventTime	EventOffset	EventOrdin	StartSample	SampleRate	EventStatus	Duration	Classification	Link
1417822424	68	1	104068	200	1	5611	15	
1417822466	55	2	112455	200	1	6077	15	
1417822513	148	3	121948	200	1	6658	12	
1417822562	0	4	131600	200	1	6629	12	
1417822611	114	5	141514	200	1	5957	12	
1417822656	181	6	150581	200	1	7589	12	
1417822717	163	7	162763	200	1	5262	12	
1417822763	34	8	171834	200	1	6869	12	
1417822811	108	9	181508	200	1	4805	12	
1417822851	125	10	189525	200	1	5699	12	
1417822892	51	11	197651	200	1	4804	15	
1417822925	14	12	204214	200	1	6785	12	
1417822973	165	13	213965	200	1	6043	12	
1417823019	163	14	223163	200	1	3532	15	

Şekil 3.2 PSG cihazından alınmış skorlama dosyası örneği

Şekil 3.2’de start sample apnenin başladığı örneği; sample rate örnekleme frekansını; duration apne süresini ve classification da cihazın skorladığı apne tipini ifade etmektedir. Sınıflandırma çalışmasında kullanılmak üzere, start sample, duration ve classification sütunları bir klasörde skor.m ismi ile daha önce oluşturulmuş hasta ismi ile isimlendirilmiş klasöre kaydedilmiştir. Cihaz hipopneyi 15, santral apneyi 13, obstruktif apneyi 12, mikst apneyi ise 13 olarak skorlamaktadır. Bu çalışmada ise apne tipi gözetmeksizin, sadece epokta apne olup olmadığı analiz edilmiş o yüzden apne var ise 1, apne yok ise de 0 olarak yeniden skorlanmıştır.

### 3.3 Kalp Ve Solunum Seslerinden Özellik Çıkarımı

Kalp ve solunum seslerinden özellik çıkarımı ile ilgili blok diyagram Şekil 3.3’de verilmiştir. Kalp seslerinden özellik çıkarımı yapmadan önce, 2000 Hz ile örneklenmiş kalp sesi sinyalindeki horlamalar ve konuşmalardan kaynaklı istenmeyen gürültüleri en aza indirmek ve kalp sesi sinyalini belirgin hale getirmek için filtreleme çalışmaları yapılmıştır. Filtreleme çalışmalarından sonra, PSG cihazı ardışık 30 saniyelik bölgeler halinde (1 epok=30 saniye) analiz yaptığı için, kalp seslerinin de ardışık 30 saniyelik bölgeleri seçilerek, her 30 saniyelik bölge için



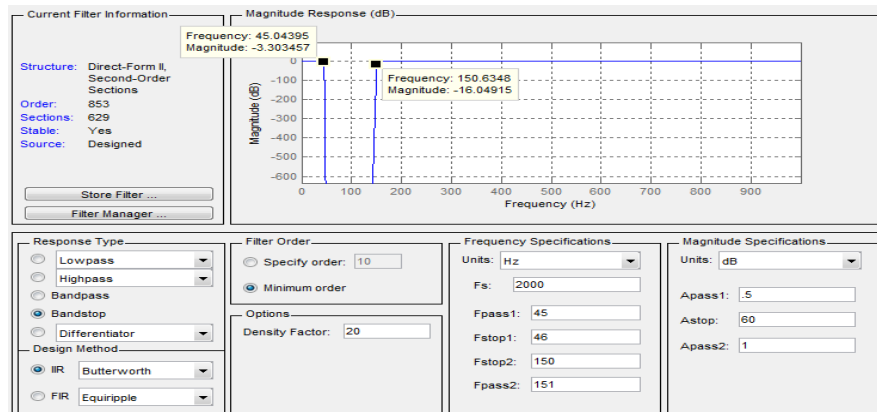
zaman ve frekans düzleminde özellik çıkarımı yapılmıştır. Daha sonra bu özellikler uyku apne tespitine yönelik sınıflandırma çalışmasında kullanılmıştır.



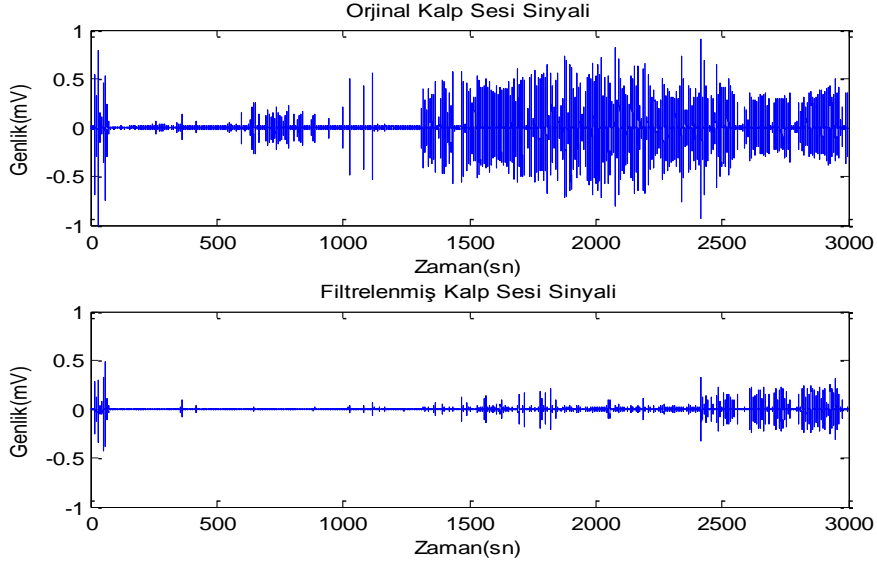
Şekil 3.3 Kalp ve solunum seslerinden özellik çıkarımı ile ilgili blok diyagramı

### 3.3.1 Filtreleme çalışmaları

Filtre tasarımı için Matlab'da hazır bulunan fdatool araç kutusu kullanılmıştır ve uygun filtreyi bulabilmek için farklı kişilerin S1 ve S2 kalp sesi bölgesi ile horlama ve konuşma bölgelerinin güç spektral yoğunlukları (GSY) incelenmiştir. Elde edilen sonuçlardan S2 kalp sesi ile konuşmalı ve horlamalı bölgelerin frekans aralıklarının birbirlerine yakın olduğu görülmüş, bu nedenle de S1 kalp sesi bölgesine odaklanmaya karar verilmiştir. Bu doğrultuda, S1 kalp sesi bölgesinin frekans aralığı 25-45 Hz arasında olduğundan, 60-130 Hz arasına yayılan gürültüleri zayıflatmak için, 45-150 Hz arasını zayıflatan bir bant durduran butterworth filtre (EK-2) tasarlanmıştır. Şekil 3.4'de tasarlanan band durduran filtrenin frekans cevabı, Şekil 3.5'de ise filtreleme sonucu elde edilen sinyal gösterilmiştir.



Şekil 3.4 Tasarlanan band durduran butterworth filtrenin frekans cevabı



Şekil 3.5 Horlamanın filtrelenmesi

Şekil 3.5’de, üstteki sinyal orijinal kalp sesi sinyalini, alttaki ise filtrelenmiş kalp sesi sinyalini göstermektedir. Şekilden de görüldüğü gibi, yüksek genlikli istenmeyen gürültüler azaltılarak, kalp sesi sinyali belirgin hale gelmiştir.

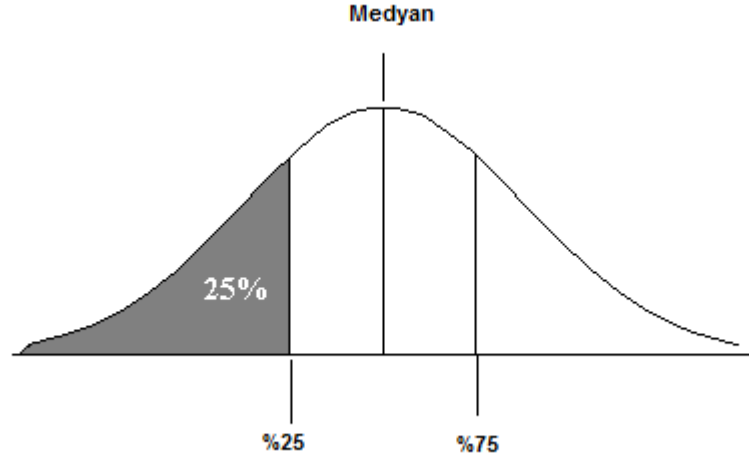
### 3.3.2 Kalp ve solunum seslerinden zaman ve frekans düzleminde özellik çıkarımı

Filtrelenmiş kalp ve solunum sesi sinyalinin, ardışık 30 sn’lik bölgeleri için zaman ve frekans düzleminde özellik çıkarımı yapılmıştır. Zaman düzleminde özellik çıkarımı yapılırken, seçili bölgenin medyanı, ortalama mutlak sapması ve çeyrekler arası aralık değerleri hesaplanmıştır.

Medyan, veri setindeki tek boyutlu verilerin küçükten büyüğe doğru sıralandığı zaman ortada kalan değerdir. Ortalama mutlak sapma ise, veri setindeki her bir gözlem değerinin, mutlak aritmetik ortalamadan farklarının alınıp toplanarak, toplam veri sayısına bölünmesi ile elde edilir ve eşitlik 3.1’deki gibi hesaplanır.

$$O.M.S = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - \bar{x}|}{n} \quad (3.1)$$

Şekil 3.6'da gösterilen çeyrekler arası aralık değeri ise, sıralanmış üçüncü dördtebirlik (3.çeyrek) ile birinci dördtebirlik (1.çeyrek) arasındaki istatistiksel yayılım farkını gösterir.



Şekil 3.6 Çeyrekler arası aralık gösterimi[29]

Frekans düzleminde özellik çıkarımı yapılırken ise seçili bölgenin güç spektral yoğunlukları (GSY) FFT tabanlı bir yöntem olan periodogramla bulunmuştur. Sınıflandırıcıda kullanılmak üzere S1 (25-45 Hz), S2 (50-70 Hz) ve solunum (200-600 Hz) bölgesindeki sinyal güçleri, nümerik integral alma yöntemlerinden en basiti olan yamuk yöntemi ile hesaplanmıştır.

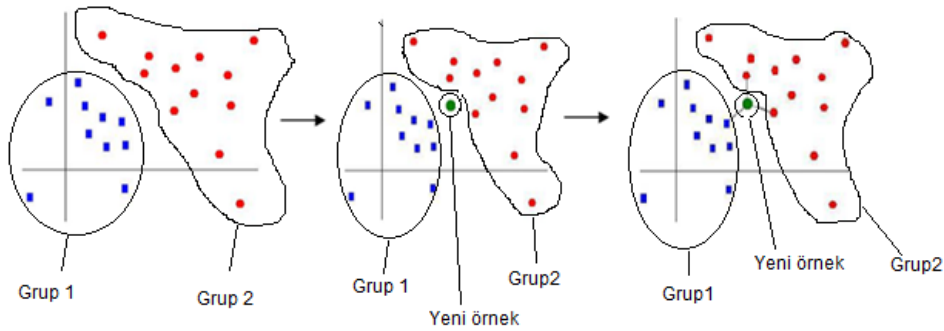
Özellik çıkarımı yapıldıktan sonra, PSG cihazının en az 10 saniye süre ile apne olduğunu belirttiği bölgeler apneli olarak kabul edilerek, apneli olan epoklar için Apnevar, apneli olmayan epoklar için Apneyok matrisi oluşturularak, çıkarılan özellikler sınıflandırıcıda kullanılmak üzere bu matrisler içine atanmıştır.

### 3.4 Kullanılan Sınıflandırıcılar

Uyku apnesi tespiti için kalp kaynaklı bir sinyal olan EKG'yi kullanan daha önceki sınıflandırma çalışmalarında en çok k en yakın komşu bulma algoritması (KNN : k nearest neighbors) ve destek vektör makinaları (DVM) sınıflandırıcıları kullanılmış ve oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir [7,9,10,11]. Buna dayanarak bu çalışma içinde aynı sınıflandırıcılar kullanılmıştır.

### 3.4.1 K en yakın komşu bulma algoritması

K en yakın komşu bulma algoritması, bir çeşit danışmanlı öğrenme algoritmasıdır. KNN algoritmasının uygulanması basittir ve öğrenim verilerinin sayısı çoğaldıkça algoritmanın etkinliği artar. Algoritma, yeni bir örnek geldiğinde, öğrenim veri setinde var olan ve önceden hangi sınıfa ait olduğu bilinen örnekler ile belli bir kriterle göre karşılaştırılır. Karşılaştırma kriteri olarak genelde Öklid uzaklığı kullanılır ve örneğin en yakın k komşusuna bakılarak sınıflandırma yapılır. Örnek kendisine en yakın olanların daha çok bulunduğu sınıfa ait olarak etiketlenir. Algoritmadaki k değeri, öğrenme verisi üzerinde en yakın kaç komşuya bakılması gerektiğini ifade eder. Şekil 3.7’de algoritmanın çalışma mantığı k=3 değeri için anlatılmıştır.



Şekil 3.7 K en yakın komşu bulma algoritmasının çalışma mantığı

Şekil 3.7’de iki boyutlu koordinat sisteminde bulunan öğrenim kümesine, yeni bir örnek geldiğinde, örneğin en yakın 3 komşusuna bakılarak, kendisine en yakın olanların daha çok bulunduğu sınıfa ait olarak etiketlenmiştir. Bu çalışmada, en yakın 1, 3, 5, 15 ve 20 komşuya bakılarak ve karşılaştırma kriteri olarak öklid uzaklığı kullanılarak sınıflandırma yapılmış ve elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

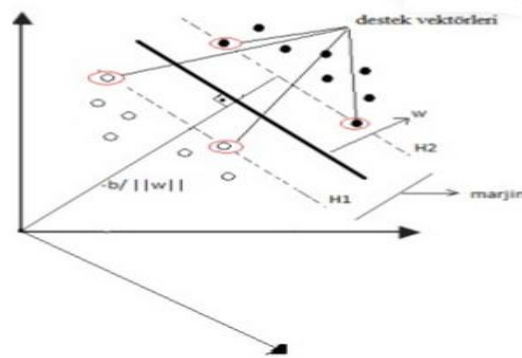
### 3.4.2 Destek vektör makinaları (DVM)

Destek vektör makinaları, değişkenler arasındaki örüntülerin bilinmediği veri setlerindeki sınıflama problemleri için kullanılan, oldukça etkili ve basit bir makine öğrenmesi yöntemidir. Eğitim verisinde öğrenme yaparak, yeni veri üzerinde tahmin yapmaya çalışır. Eğitim setlerinde girdi ve çıktılar eşlenerek, eşler aracılığı

ile test setinde ve yeni veri setlerinde girdi değişkenini sınıflayacak karar fonksiyonları elde ederler. Destek vektör makinelerinin yüksek doğruluklu olması, karmaşık karar sınırlarını modelleyebilmesi ve çok sayıda bağımsız değişken ile çalışabilmesi gibi avantajları vardır. DVM'ler hem doğrusal olarak ayırt edilebilen hem de doğrusal olarak ayırt edilemeyen veri kümelerini sınıflayabilir.

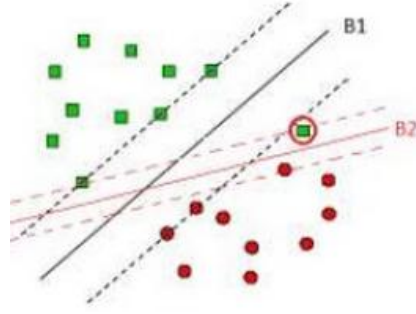
Veri kümeleri, bir hiper düzlem ile iki sınıfa ayrılabilir. Hiper düzleme en yakın öğrenme verileri DVM olarak adlandırılır. DVM'nin amacı, eğitim verilerini kullanarak her iki sınıfa da en uzak olan hiper düzlemi bulmaktır. Hiper düzlem bulunduktan sonra, test verileri sınırın hangi tarafında kalırsa o sınıfa ait olarak etiketlenmektedir.

DVM'ler, doğrusal destek vektör makinaları, doğrusal olamayan destek vektör makinaları ve çok sınıflı destek vektör makinaları olmak üzere üçe ayrılır. Doğrusal destek vektör makinaları kendi içinde, verilerin doğrusal olarak ayrılabildeği durum (Hard Margin) ve verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durum (Soft Margin) olmak üzere ikiye ayrılır. Verilerin doğrusal olarak ayrılabildeği durum en temel DVM uygulamasıdır. Doğrusal olarak ayrılabilen bir veri seti örneği Şekil 3.8'de gösterilmiştir. Örnekteki veri seti bir hiper düzlem ile iki sınıfa ayrılabilir. Şekilde kesikli çizgilerle gösterilmiş olan, iki çoklu düzlem arasındaki uzaklığa ise marjin denmektedir.



Şekil 3.8 Doğrusal olarak ayrılabilen veri kümeleri

Şekilde gösterilen,  $w$ ; hiper düzlemin normali (ağırlık vektörü),  $b$  ise sabit sayıdır. Burada uygun hiper düzlemi bulmak için uygun  $w$  ve  $b$  değerleri hesaplanmalıdır. Verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durum ise Şekil 3.9'da gösterilmiştir.

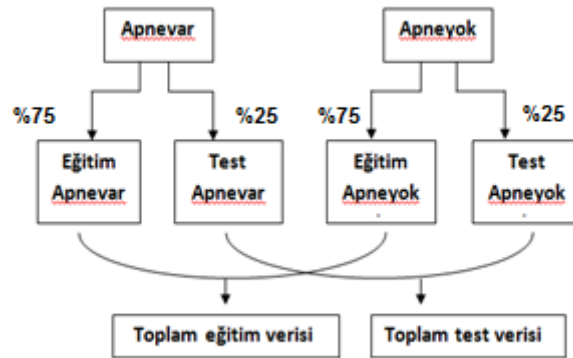


Şekil 3.9 Verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durum

Şekil 3.9'da B1 düzlemi tek bir nokta yüzünden tüm noktaları ayıramazken, B2 düzlemi tüm noktaları ayırabilmektedir. Bu çalışmada doğrusal destek vektör makinaları kullanılmıştır. Verilerin doğrusal olarak ayrılamadığı durumlarda yüksek boyutta doğrusal ayırım yapabilmesi nedeniyle doğrusal kernel (linear kernel) fonksiyonları kullanılmıştır.

### 3.5 Eğitim Ve Test Verilerinin Oluşturulması

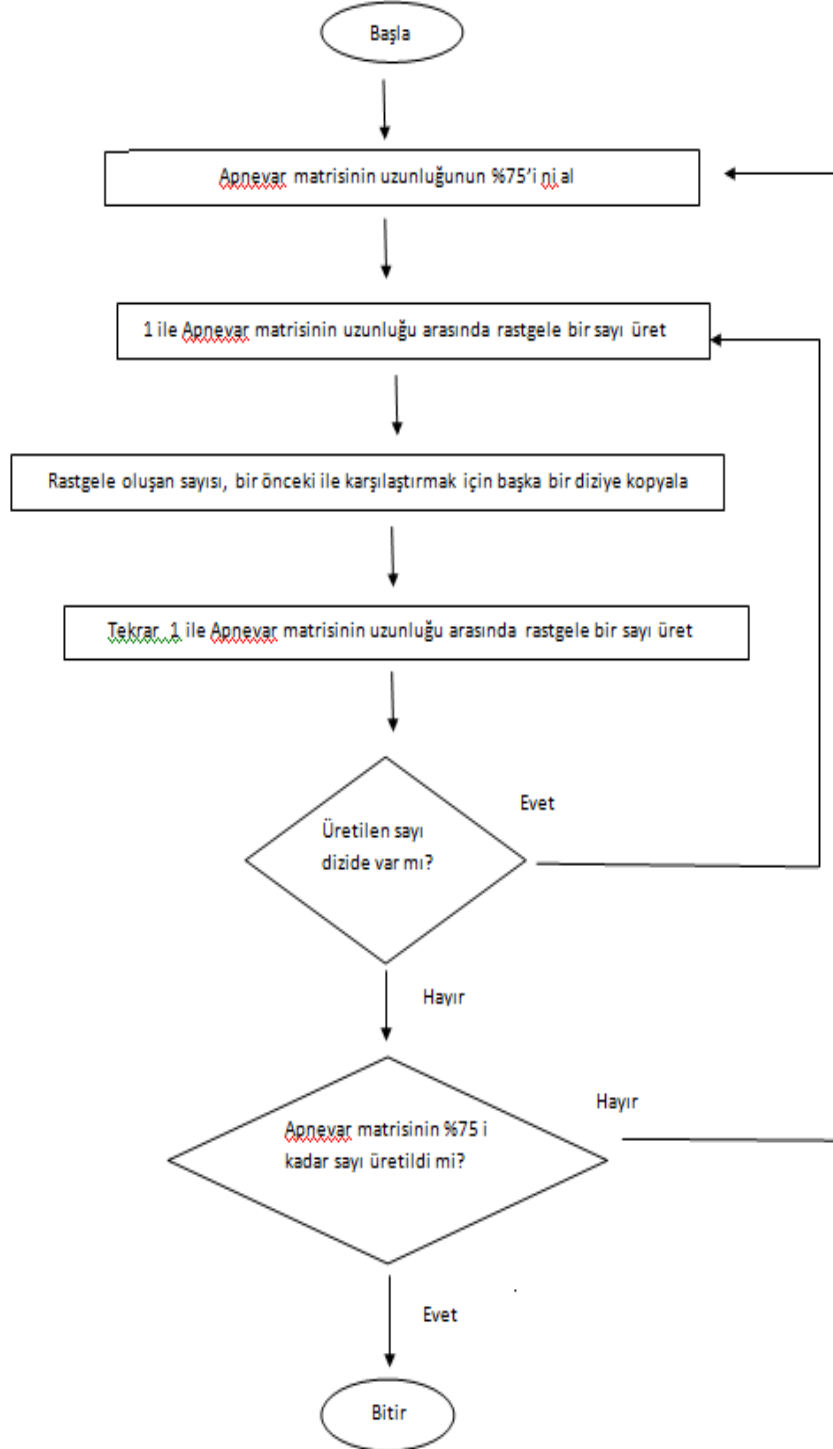
Sınıflandırma çalışmalarında eğitim ve test verileri seçilirken genelde tüm verinin rastgele olarak seçilmiş %50'si eğitim + %50'si test için kullanılmaktadır. Bu çalışmada; bazı hastalar için apne sayısı az olduğundan sistemin daha iyi öğrenme ve genelleme sağlayabilmesi için, tüm verinin rastgele seçilmiş %75'i eğitim + %25'i test için kullanılmıştır (EK-3). Şekil 3.10'da, eğitim ve test verisi oluşturma prosedürüne örnek gösterilmiştir.



Şekil 3.10 %75 eğitim + %25 test verisi seçme prosedürü

Şekil 3.10'a göre sınıflandırmada kullanılacak olan eğitim verileri Eğitim Apnevar ve Eğitim Apneyok matrislerinin toplamından, test verileri ise Test Apnevar ve Test

Apneyok matrislerinin toplamından oluşmaktadır. Şekil 3.10'da bahsedilen eğitim ve test seçme prosedürü için, eğitim verilerini rastgele seçmede kullanılan algoritmanın akış diyagramı Şekil 3.11'de gösterilmiştir.



Şekil 3.11 Eğitim verilerini rastgele seçmede kullanılan algoritma

### 3.6 Kalp ve Solunum Sesleri İle Yapılan Sınıflandırma Çalışması

Seçili kalp ve solunum sesi bölgesinden zaman ve frekans düzleminde özellik çıkarımı yapıldıktan ve sınıflandırıcıda kullanılacak olan eğitim ve test verileri oluşturulduktan sonra uyku apne tespitine yönelik sınıflandırma çalışmaları yapılmıştır. Çalışmada, sınıflandırıcılar 15 hastanın eğitim için ayrılan verileri ile eğitilmiştir. Çizelge 3.2'de eğitim kümesi oluşturulurken kullanılan 15 hasta verisinin özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3.2 Toplam sınıflandırmada kullanılan 15 hasta verisinin özellikleri

Hasta Dataları	Apneli Epok Sayısı	Apneli Olmayan Epok Sayısı	Toplam Kayıt Süresi (Epok Sayısı)	Analize Alınan Epok Sayısı	Analize Dahil Edilmeyen Epok Sayısı
1	236	541	7 saat (866)	777	89
2	67	788	7 saat (866)	855	11
3	172	683	7 saat (866)	855	11
4	21	834	7 saat (866)	855	11
5	172	616	7 saat (866)	788	78
6	35	820	7 saat (866)	855	11
7	294	492	7 saat (866)	786	80
8	99	688	7 saat (866)	787	79
9	490	298	7 saat (866)	788	78
10	5	850	7 saat (866)	855	11
11	174	605	7 saat (866)	779	87
12	38	817	7 saat (866)	855	11
13	172	617	7 saat (866)	789	77
14	230	625	7 saat (866)	855	11
15	65	785	7 saat (866)	850	16

Çizelge 3.2'de analize dahil edilmeyen epok sayısı sütunu, hastaların tuvalet molası verdiği zamanlardaki analize dahil edilmeyen sinyal aralıklarını (aralıklardaki toplam epok sayısını) ifade etmektedir. En yakın k komşu bulma algoritması ve destek vektör makinaları kullanılarak yapılan sınıflandırmada(EK-4), kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri, kalp sesi frekans düzlemi parametreleri ve solunum gücü parametresi sınıflandırıcılara, aşağıda tarif edildiği gibi 6 farklı şekilde verilmiş ve elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

- 1) Kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri (KSZDP)
- 2) Kalp sesi frekans düzlemi parametreleri (KFDP)
- 3) Kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri+kalp sesi frekans düzlemi parametreleri (KSZDP+KFDP)
- 4) Solunum gücü frekans düzlemi parametresi (SFDP)
- 5) Solunum gücü frekans düzlemi parametresi + kalp sesi frekans düzlemi parametreleri (SFDP+KFDP)



- 6) Kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri + kalp sesi frekans düzlemi parametreleri + solunum gücü frekans düzlemi parametresi  
(KSZDP+KFDP+SFDP)

### 3.7 Sınıflandırıcıların Performans Testi

Bir tanı testinin (sınıflandırıcı performansının) yeterliliğini değerlendirmek için kullanılan parametreler Çizelge 3.3'de verilmiştir. Bu çalışmada kullanılan sınıflandırıcıların performansının yorumlanabilmesi için, PSG cihazının apne skorları gerçek durum (altın standart tanı sonucu) olarak kabul edilmiştir. Sınıflandırıcılardan elde edilen sonuçlar, PSG cihazından elde edilen gerçek durum ile karşılaştırılarak özgüllük ve duyarlılık hesaplanmıştır. Testin, gerçek sağlamlar içinden sağlamları ayırma ayırma yeteneği olan özgüllük ve testin gerçek hastalar için hastaları ayırma yeteneği olan duyarlılık, sırasıyla eşitlik 3.2 ve 3.3'deki gibi hesaplanmaktadır. Sınıflandırıcıların performansları bunlar arasında yapılan kıyaslamalar ile değerlendirilmiştir.

Çizelge 3.3 Sınıflandırıcı performansını değerlendirmede kullanılan parametreler

Tanı Testi Sonucu	Gerçek Durum (Altın Standart Tanı Sonucu)		
	Pozitif (Hasta)	Negatif (Sağlam)	Toplam
Pozitif	A (DP)	B (YP)	A+B
Negatif	C (YN)	D (DN)	C+D
Toplam	A+C	B+D	A+B+C+D

**Doğru pozitif (A):** Gerçekte hasta olup, tanı testi sonucuna göre de hasta olarak belirlenen kişilerin sayısı

**Yanlış pozitif (B):** Gerçekte sağlam oldukları halde testin hatalı olarak hasta dediği kişilerin sayısı

**Yanlış negatif (C):** Gerçekte hasta olup, tanı testi sonucuna göre sağlam olarak belirlenen kişilerin sayısı

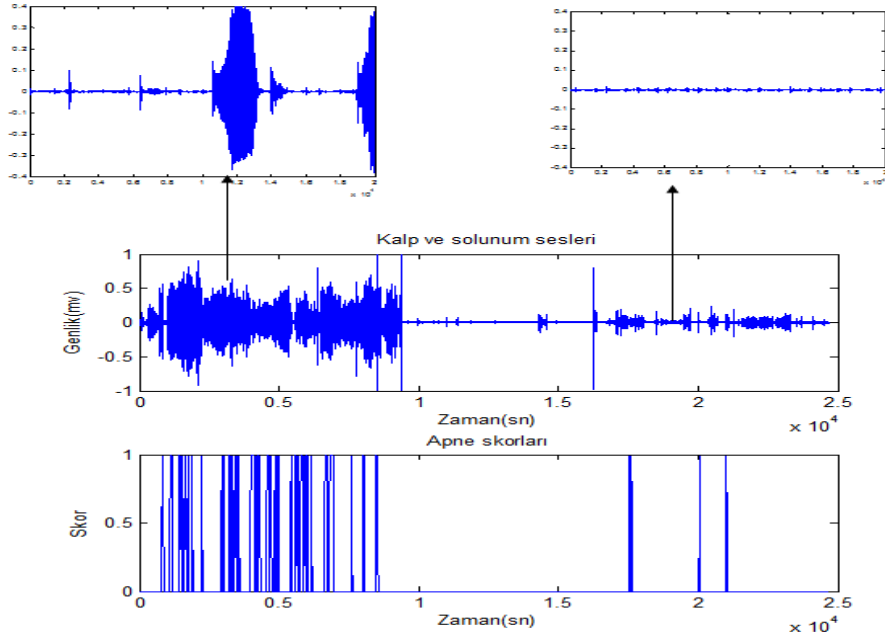
**Doğru negatif (D):** Gerçek tanı sonucuna uygun olarak testinde sağlam dediği gerçek negatif kişilerin sayısı

$$\frac{D}{B+D} = \frac{DN}{DN+YP} \quad (3.2)$$

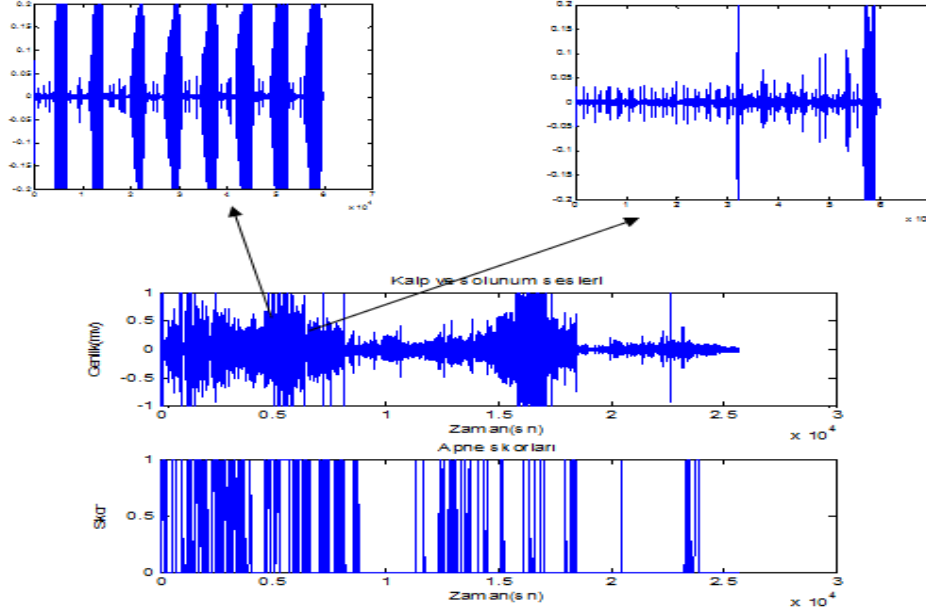
$$\frac{A}{A+C} = \frac{DP}{DP+YN} \quad (3.3)$$

#### 4 SONUÇLAR

Öncelikle hastalardan tüm uyku boyunca elektronik steteskop ile kaydedilmiş kalp ve solunum seslerinin iki örneği Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de verilmiştir. Şekillerdeki alttaki pencelerde PSG cihazının uyku skorları apne yok: 0, apne var: 1 olarak kodlanarak gösterilmiştir. Her iki şekildeki kalp ve solunum sesleri sinyalleri incelendiğinde uyku apnesi olan ve olmayan bölgeler arasında herhangi bir farklılık olmadığı görülmektedir. Şekil 4.1'de, sinyalin bazı bölgelerinde sadece kalp ve solunum sesleri görülürken, bazı bölgelerinde horlama sesleri hakimdir. Şekil 4.2'de gösterilen sinyalde ise uykunun büyük bir kısmında horlama sesleri hakimdir. Diğer hastaların kalp ve solunum sesleri de gözle incelenmiş, horlamaların şiddetleri ve sürelerinin hastadan hastaya, hatta aynı hastanın uykusunun farklı anlarında dahi büyük oranda değiştiği görülmüştür. Şekil 4.1 ve 4.2'de en üstteki küçük şekillerde, horlamalı ve horlamasız sinyal bölgelerine odaklanılmıştır. Bazı sinyal bölgelerinde sadece kalp ve solunum seslerinin, bazılarında ise bunlarla birlikte horlama seslerinin görüldüğü ve horlama sıklıklarının kişiden kişiye farklılık gösterdiği görülmektedir.

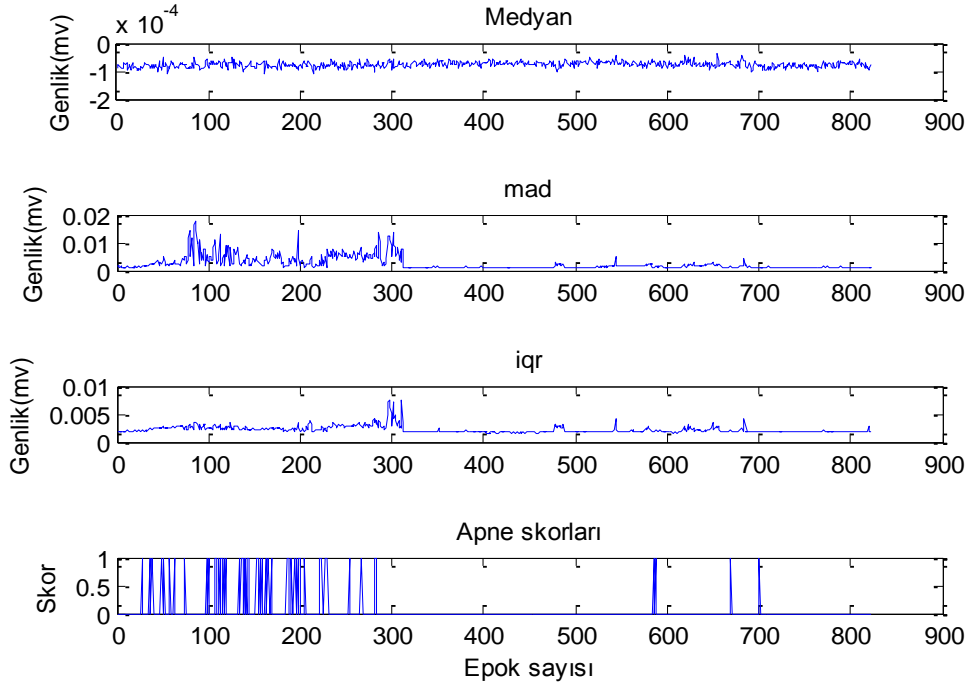


Şekil 4.1 Tüm gece boyunca kaydedilmiş kalp ve solunum seslerinin uyku apnesi skorları ile birlikte gösterimi (örnek1)

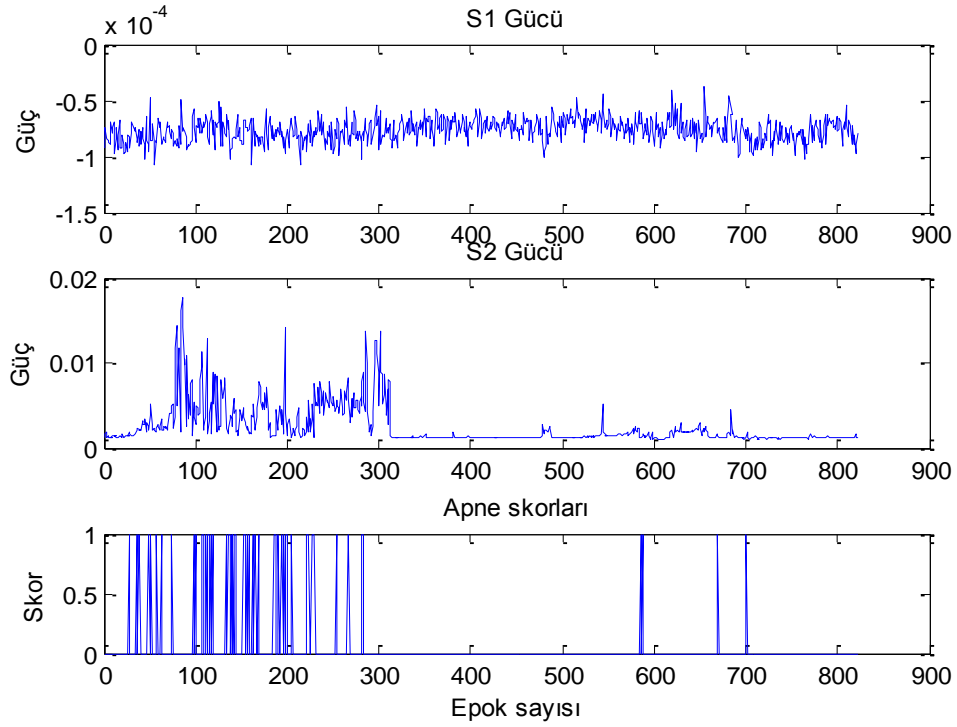


Şekil 4.2 Tüm gece boyunca kaydedilmiş kalp ve solunum seslerinin uyku apnesi skorları ile birlikte gösterimi (örnek2)

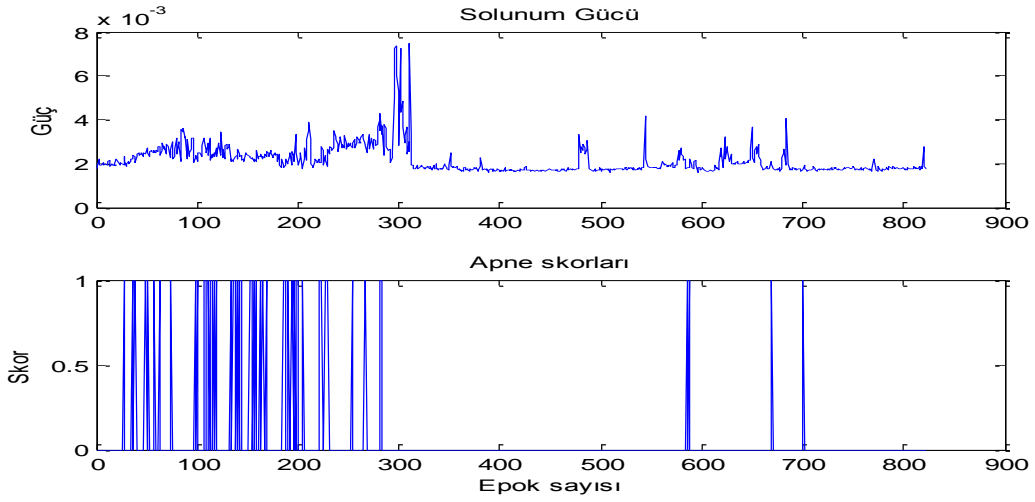
Aşağıda, kalp ve solunum seslerinden bu çalışma kapsamında hesaplanan parametrelerin bir hastanın uykusu boyunca nasıl değiştiğini gösteren şekiller verilmiştir. Şekil 4.3, 4.4 ve 4.5'te üst pencerelerde, hastanın tüm gece uykusuna ait, sırasıyla; kalp ve solunum seslerinden elde edilen zaman düzlemi parametreleri (KSZDP: medyan, ortalama standart sapma, çeyrekler arası aralık), kalp seslerinden elde edilen frekans düzlemi parametreleri (KFDP: S1 gücü, S2 gücü) ve solunum sesinin frekans düzlemi parametresinin (SFDP: solunum sesi gücü) değişimleri görülmektedir. Şekillerin en alt penceresinde ise PSG cihazının apne skorları apnesiz bölgeler 0, apneli bölgeler 1 ile kodlanarak gösterilmiştir. Şekil 4.3, 4.4 ve 4.5 incelendiğinde, parametreler tek tek değerlendirilirse apneli ve apnesiz bölgeler arasında hiç birinde bariz bir değişim olmadığı söylenebilir. Ancak bu parametrelerin bir kaçının birlikte değişimlerinin apne tespiti açısından bilgi taşıyıp taşımadığını bu şekilleri inceleyerek değerlendirmek mümkün değildir.



Şekil 4.3 KSZDP ile apne skorlarının ilişkisi

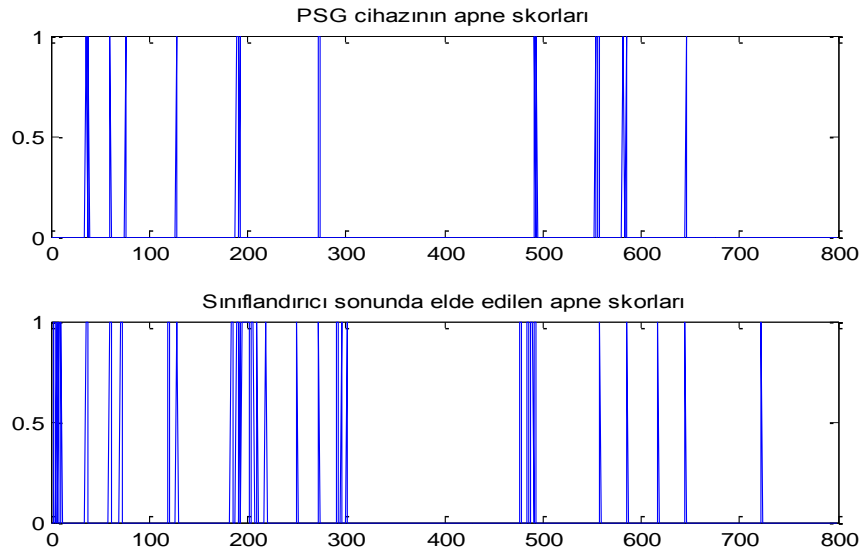


Şekil 4.4 Kalp sesinin s1 ve s2 bileşenlerinin güçleri ile apne skorlarının ilişkisi



Şekil 4.5 Solunum gücü ile apne skorlarının ilişkisi

Bu aşamada kalp ve solunum seslerinden hesaplanan parametrelerin Bölüm 3.6'da sayılan kombinasyonları kullanılan sınıflandırıcılara verilip sonuçları değerlendirilmiştir. Öncelikle, sınıflandırıcılar her hastanın gece boyunca hesaplanan parametrelerine ait özellik vektörlerinden rastgele seçilmiş %50 lik kısımları ile eğitilmiş, tüm veri ile test edilmiştir. Şekil 4.6'da örnek olması açısından tek bir hastadan elde edilen sınıflandırma sonucu ile PSG cihazının apne skorları birlikte gösterilmiştir.



Şekil 4.6 Bir hastanın kendi verisinin rastgele seçilmiş %50 si ile eğitilmiş sınıflandırıcının tüm verisi ile test edilmesinin sonucu

Şekil 4.6 incelendiğinde, PSG cihazının apne teşhisi koyduğu bölgeler ile sınıflandırıcının apne var olarak skorladığı bölgeler büyük oranda örtüşmektedir. PSG cihazının apnesiz kabul ettiği bölgelere ise sınıflandırıcı bazen apne var skorlaması yapmıştır. Farklı hastalarda yapılan çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Daha sonra 15 kişiye ait kalp ve solunum seslerinden elde edilen özellik vektörlerinin Bölüm 3.6’da sayılan kombinasyonları, K en yakın komşu ve destek vektör makinaları sınıflandırıcılarına öğretilmiş ve ayrılan test verileri sınıflandırıcıya verilerek elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir. PSG cihazının apne skorları referans alınarak, 6 farklı parametre içintüm hastaların verisi ile yapılan sınıflandırma çalışmasının sonuçları Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Tüm hasta verisi ile yapılan sınıflandırma çalışmasının sonuçları

TÜM DATA	KNN1		KNN3		KNN5		KNN15		KNN20		DVM	
	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük
KSZDP	0,29	0,83	0,24	0,90	0,19	0,92	0,14	0,97	0,14	0,97	0,82	0,41
KFDP	0,22	0,83	0,12	0,90	0,06	0,94	0,01	0,99	0,01	1,00	0,52	0,61
KSZDP+KFDP	0,48	1,00	0,45	0,84	0,43	0,80	0,32	0,81	0,30	0,87	0,79	0,50
SFDP	0,24	0,82	0,14	0,91	0,11	0,93	0,02	0,99	0,03	0,99	0,33	0,84
KFDP+SFDP	0,28	0,83	0,21	0,90	0,14	0,93	0,07	0,97	0,05	0,98	0,87	0,42
KFDP+SFDP+KSZDP	0,28	0,85	0,20	0,90	0,15	0,92	0,08	0,97	0,06	0,98	0,85	0,48

KSZDP : Kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri

KFDP : Kalp sesi frekans düzlemi parametreleri

SFDP : Solunum sesi frekans düzlemi parametresi

Çizelgeye göre, K en yakın komşuluk algoritmasını kullanan sınıflandırıcı ile en iyi sınıflandırma başarısına, 1 en yakın komşuluğa bakılarak, kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri (KSZDP) ile kalp sesi frekans düzlemi parametrelerinin (KFDP) birlikte kullanılması ile ulaşılmış ve apnesiz bölgeler tamamen tespit edilirken, apneli bölgelerin ise ancak %48’i tespit edilebilmiştir. Sınıflandırıcıda kullanılan en yakın komşuluk değeri arttırıldığında, kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri ile kalp sesi frekans düzlemi parametrelerinin birlikte kullanıldığı kombinasyon dışında özgüllük değerleri artarken, duyarlılık değerleri 6 farklı kombinasyon için de azalmış ve neredeyse hiçbir apne tespit edilememiştir. DVM ile yapılan sınıflandırma çalışmasında ise en iyi sınıflandırma başarısı kalp sesi frekans düzlemi parametreleri (KFDP) ile solunum parametrelerinin (SFDP) birlikte kullanılması ile elde edilmiştir. Ancak buda, %87 duyarlılık ve %42 özgüllük değeri ile düşük bir sınıflandırma başarımı olduğunu göstermektedir.

## 5 YORUM VE ÖNERİLER

Bu çalışmada literatürde ilk defa olmak üzere, kalp ve solunum seslerinden uyku apnesi tespiti yapıp yapılamayacağı araştırılmıştır. Bu amaçla, 20 kişiden elektronik steteskop ile kaydedilen sinyaller, PSG cihazının apne olduğunu ve olmadığını söylediği bölgelere göre önce gözle incelenmiş, apneli bölgelerde bariz bir değişim göze çarpmamıştır. Ancak apne hastalarının neredeyse tamamında uyku boyunca, literatüre uygun olarak [32,33,34] horlamalar görülmüştür. Genlikleri, süreleri ve uyku içindeki dağılımı hastadan hastaya, hatta aynı hasta için bile değişim gösteren bu sesler çoğu zaman kalp ve solunum seslerini bastırmıştır. Horlamaların 40-150 Hz arasında frekans bileşenleri olduğu tespit edilerek, incelenen sinyallerdeki bu bölgeler 8.dereceden bir bant durduran filtre ile zayıflatılmıştır. Geriye kalbin s1 sesi ve solunum sesleri ağırlıklı olan bir sinyal kalmıştır. Bu sinyallerden daha önce EKG ile yapılan uyku apnesi sınıflandırması çalışmalarında yüksek tanıma başarımı gösterdiği bilinen zaman düzlemindeki istatistiksel parametreler (medyan, ortalamadan mutlak sapma, çeyrekler arası genişlik) özellik vektörü olarak kullanılmak üzere hesaplanmıştır. Ayrıca yine özellik vektörü olarak kullanılmak üzere s1 ve s2 kalp sesi bölgelerinin gücü ve solunum gücü parametreleri hesaplanmıştır.

Hesaplanan zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin hiç birinde apne durumlarında (şekil 4.3, 4.4, 4.5) bariz bir değişim göze çarpmamıştır. Zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin çeşitli kombinasyonları ile yapılan sınıflandırma çalışmaları sonucunda; en başarılı sonuca kalp ve solunum sesi zaman düzlemi parametreleri (KSZDP) ile kalp sesi frekans düzlemi parametrelerinin (KFDP) birlikte özellik vektörü olarak kullanıldığı, K en yakın komşuluk algoritması kullanılan sınıflandırıcı ile ulaşılmıştır. Ancak en iyi durumda dahi, apnesiz bölgeler %100 doğru tespit edilirken apneli bölgelerin ancak %48'inin doğru tespit edilebildiği görülmüştür. Özellik vektörü olarak, kalp ve solunum sesi frekans düzlemi parametrelerinin kullanıldığı DVM ile yapılan sınıflandırma çalışmasında, apneli bölgeler %87 doğru tespit edilme seviyesine ulaşmıştır. Ancak bu durumda apnesiz bölgelerin %42'side apneli olarak belirlenmiştir.

Daha önce sadece EKG den elde edilen özelliklerle %90'nın üzerinde başarı ile apne tespiti yapılabildiği dikkate alındığında, çalışmada kullanılan kalp ve solunum

sinyallerinden elde edilen zaman ve frekans düzlemi parametrelerinin uyku apnesinin tespitinde yeterince başarı gösteremediğine karar verilmiştir.

Çalışmada önerilen uyku apnesinin kalp ve solunum seslerinden tespiti, apne tespitinin polisomnografiye gerek kalmadan hastanın kendi evinde, kendi başına uygulayabileceği ve çok daha düşük bir maliyetle yapılmasına olanak verebileceğinden, bundan sonraki çalışmalarda kalp ve solunum seslerinden daha yüksek başarı ile uyku apnesi tespitine imkan verecek özellik vektörlerinin tespitine çalışılması yararlı olabilecektir.



## 6 KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] A. Ng, J.Chung, M. Gohel, W. Yu, K. Fan and T. Wong, “Evaluation of the Performance of Using Mean Absolute Amplitude Analysis of Thoracic andAbdominal Signals for Immediate Indication of Sleep Apnoea Events”, 2008
- [2] Varady, P, “A novel method fort he detection of apnea and hypopnea events inrespiration signals”, Biomedical Engineering, IEEE Tran. Vol.49, No.9, 2002,p936-942
- [3] Series, F., Marc, I., “Nasal pressure recording in the diagnosis of sleep apnoea hypopnpea syndrome”, Thorax, 1999, p 54:506–510
- [4] Tagluk M., Sezgin N., “A new approach for estimation of obstructive sleepapnea syndrome”,Expert Systems with Applications,05/2011; s 5346-5351
- [5] Saeed Babaeizadeh, David P. White, “Automatic detection and quantification ofsleep apnea using heart rate variability” , Journal of Electrocardiology, 2010, p 535–541
- [6] Zhi-De Deng, Chi-Sang Poon, Natalia M. Arzeno, Eliot S. Katz, “Heart RateVariability in Pediatric Obstructive Sleep Apnea”, Proceedings of the 28th IEEEEMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3,2006
- [7] Yılmaz B., Asyalı M., Arıkan E., Yetkin S., Özgen F., “Sleep stage andobstructive apneic epoch classification using single-lead ECG” , BiomedicalEngineering Online 2010
- [8] A.F. Quiceneno-Manrique, J.B. Alonso-Hernandez, “Detection of obstructivesleep apnea in ECG recordings using time-frequency distributions and dynamic features”, 31st Annual International Conference of the IEEE, 2009
- [9] Khandoker, A.H, “Support Vector Machines For Automated Recognition ofObstructive Sleep Apnea Syndrome From ECG Recordings” , IEEE Tran. Vol.13, No.1, 2009, p37-48
- [10] Almazaydeh, L. , Elleithy, K. , “Detection of Obstructive Sleep Apnea ThroughECG Signal Features”, IEEE, 2012, p1-6
- [11] Bsoul, M., “ApneaMedAssist: Real time Sleep Apnea Monitor Using SingleLead ECG”, IEEE Tran. Vol.15, No.3, 2010, p416-427
- [12] Amit G., Shukha K., Gavriely N., Intrator N., “Respiratory modulation of heartsound morphology” , Am J Physiol Heart Circ Physiol 296: H796–H805, 2009.
- [13] İTİL O. , Uyku Fizyolojisi ve Hastalıkları, Uykuda Solunumun Kaydedilmesi ve Anormal Solunum Olaylarının Skorlanması, 2011, s: 439-444

- [14] <http://www.burhanettinuludag.com.tr/yazilar/yazilar/yazilar/normaluyku.html>
- [15] Özkurt S. , “Symptom Prevalence of Obstructive Sleep Apnea in Male andFemale Population in Denizli” , *Turkiye Klinikleri Arch Lung*, 2012, p15-21
- [16] Partinen,M., McNicholas,T., “Epidemiology, morbidity and mortality of thesleep apnoea syndrome” , *European Respiratory Monograph*, 1998, p10:63-74
- [17] Köktürk O., *Uykuda solunum bozuklukları, Tüberküloz ve Toraks Dergisi*2002; 50(4): 527-535
- [18] Jordi Solé-Casals, Cristian Munteanu, “Detection of severe obstructive sleepapnea through voice analysis” *Applied Soft Computing* 23, 2014,p 346–354
- [19] Kaynak H., *Uyku Tıbbının Tarihi*, 2011 Türk Uyku Tıbbı Derneği Yayını, s: 3-5
- [20] Fırat H., *Uyku Fizyolojisi ve Hastalıkları, Obstruktif Uyku Apne Sendromunda Tanı Yöntemleri ve Sonuçlarının Değerlendirilmesi*, 2011, s:216
- [21] Demir A. U, *Santral Uyku Apne Sendromu, Türk Uyku Tıbbı Derneği Yayını*,2011,s:177
- [22] KÖKTÜRK O., ÇİFTÇİ T. U, *Tüberküloz ve Toraks Dergisi*, 2003, p 349-360
- [23] Baklan B., *Uygunun Mekanizmaları Ve Normal Uyku*, Türk Uyku TıbbıDerneği Yayını, 2011
- [24] Aksu M., *Uyku Fizyolojisi ve Hastalıkları, Uygunun Kaydedilmesi ve Skorlanması*, s:431-438
- [25] <http://www.sleepquest.com>
- [26] <http://www.itamar-medical.com>
- [27] <http://www.resmed.com>
- [28] <http://www.bilimvesaglik.com>
- [29] [http://sites.stat.psu.edu/~ajw13/stat500\\_su\\_res/notes/lesson02/lesson02\\_03](http://sites.stat.psu.edu/~ajw13/stat500_su_res/notes/lesson02/lesson02_03)
- [30] <http://tr.wikipedia.org/wiki/Kalp>
- [31] <https://rijuven.com/cardiac-function>
- [32] H Bearpark, L Elliott, “Snoring and sleep apnea. A population study in Ausralian men.”, *Vol. 151, No. 5, 1995, pp1459-65*
- [33] M.W.Johns, “Daytime sleepiness, snoring, and obstructive sleep apnea. TheEpworth Sleepiness Scale”, *Chest Journal*, 1993, pp30-36
- [34] <http://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/sleepapnea/signs>

## **7 EKLER LİSTESİ**

EK 1 Etik kurul izni formu

EK 2 Kalp ve solunum sesi için analiz programı

EK 3 Eğitim ve test verilerinin oluşturulmasında kullanılan program

EK 4 Sınıflandırmada kullanılan program

## EK 1 Etik kurul izni formu

HİZMETE ÖZEL

HİZMETE ÖZEL

T.C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTAN BİLİMSEL YARDIMCILIĞI  
ANKARA

09 Nisan 2014

EĞT. ÖGT. : 50687469-1491 - 288 - 14/1648,4- 995  
KONU : GATA Etik Kurulu Kararı.

Doç. Dr. Sinan YETKİN'e

- İLGİ: (a) GATA Komutan Bilimsel Yardımcılığı'nın 19 Haziran 2009 tarihli, EĞT.ÖGT.C510-44-09/İd.İşl.(1648) sayılı ve "Araştırma Amaçlı Anketlerin Değerlendirilmesi" konulu yazısı  
(b) Gülhane Askeri Tıp Akademisi Etik Kurulu Yönergesi (GATA Y 69-1 (C)).

1. GATA Etik Kurulunun 02 Nisan 2014 günü yapılan 35'inci oturumunda, Başkent Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde görevli Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ'ın sorumlu araştırmacılığını, GATA Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD'da görevli Doç. Dr. Sinan YETKİN'in yardımcı araştırmacılığını yaptığı "Kalp ve/veya Solunum Seslerinden Uyku Apnesi Tespiti" başlıklı, tek merkezli, tanı geliştirme çalışması olan araştırma dosyası ile ilgili GATA Etik Kurulu'nun kararı EK-A'dadır.
2. Anket uygulaması yapılacak tüm çalışmalar ilgili (a) emir gereği GATA Anket Kurulundan onay almak şartıyla araştırmalarını uygulayabileceklerdir.

Rica ederim.

Mustafa BAŞBOZKURT  
Profesör Tabip Tuğgeneral  
GATA Komutan Bilimsel Yardımcısı,  
Askeri Tıp Fakültesi Dekanı ve  
Eğitim Hastanesi Baştabibi

EKİ :  
EK-A (1 Adet Etik Kurul Raporu)

HİZMETE ÖZEL  
Bağlantı Noktası : S/ M. NARAY (T. : 2296)

HİZMETE ÖZEL

## HİZMETE ÖZEL

### HİZMETE ÖZEL

T.C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ KOMUTAN BİLİMSEL YARDIMCILIĞI  
ANKARA

09 Nisan 2014

EĞT. ÖGT. : 50687469-1491 - 288 - 14/1648,4- 995  
KONU : GATA Etik Kurulu Kararı.

Doç. Dr. Sinan YETKİN'e

- İLGİ: (a) GATA Komutan Bilimsel Yardımcılığı'nın 19 Haziran 2009 tarihli, EĞT.ÖGT.C510-44-09/İd.İşl.(1648) sayılı ve "Araştırma Amaçlı Anketlerin Değerlendirilmesi" konulu yazısı  
(b) Gülhane Askeri Tıp Akademisi Etik Kurulu Yönergesi (GATA Y 69-1 (C)).

1. GATA Etik Kurulunun 02 Nisan 2014 günü yapılan 35'inci oturumunda, Başkent Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde görevli Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ'ın sorumlu araştırmacılığını, GATA Ruh Sağlığı ve Hastalıkları AD'da görevli Doç. Dr. Sinan YETKİN'in yardımcı araştırmacılığını yaptığı "Kalp ve/veya Solunum Seslerinden Uyku Apnesi Tespiti" başlıklı, tek merkezli, tanı geliştirme çalışması olan araştırma dosyası ile ilgili GATA Etik Kurulu'nun kararı EK-A'dadır.
2. Anket uygulaması yapılacak tüm çalışmalar ilgi (a) emir gereği GATA Anket Kurulundan onay almak şartıyla araştırmalarını uygulayabileceklerdir.

Rica ederim.



Mustafa BAŞBOZKURT  
Profesör Tabip Tuğgeneral  
GATA Komutan Bilimsel Yardımcısı,  
Askeri Tıp Fakültesi Dekanı ve  
Eğitim Hastanesi Baştabibi

EKİ :  
EK-A (1 Adet Etik Kurul Raporu)

HİZMETE ÖZEL  
Bağlantı Noktası : S/ M. NARAY (T. : 2296)

HİZMETE ÖZEL

## EK 2 Kalp ve solunum sesi için analiz programı

```
clear all
close all

[Fn,P] = uigetfile('D:\Düzenlenmiş uyku dataları\');
load ([P Fn]);

cd(P);
tic
bas=300;
son=25000;
kz=51;

kalp=data(2000*bas:2000*son);
t=1/2000:1/2000:length(kalp)/2000;

kalp(kalp>1)=1;
kalp(kalp<-1)=-1;
clear data

W1=45/1000;
W2=150/1000;
Wn=[W1 W2];
N=8;
[b,a]=butter(N,Wn,'stop');

y=filter(b,a,kalp);

clear data;

load skor1
skor=skor1;
load ('ekg.ascii')
tecg=1/200:1/200:length(ekg)/200;

t1=skor(:,1);
t2=t1+skor(:,2);
ay=zeros(1,length(ekg));
for i=1:length(skor(:,1))
ay(t1(i):t2(i))=skor(i,3);
end

ay=ay(200*bas:200*son+200*kz);
k=1;
l=1;
c=1;

for i=0:60000:length(y)-120000

sks=y(i+1:i+60000);
```

```

sm=median(sks);
smad=mad(sks);
siqr=iqr(sks);

if max(cumsum(ay((i/10+1+200*kz):(i/10+6000+200*kz))>1))>1800

[pxx,f]=periodogram(sks,[],4*1024,2000);

i1=411:1232;

g1=max(cumsum(((pxx(i1)+pxx(i1+1))/2)*(2000/4096)));
clear i1

i1=52:94;
g2=max(cumsum(((pxx(i1)+pxx(i1+1))/2)*(2000/4096)));
clear i1

i1=103:145;
g3=max(cumsum(((pxx(i1)+pxx(i1+1))/2)*(2000/4096)));
clear i1

av(k,1:6)=[sm smad siqr g2 g3 g1];
tv(c,1:6)=[sm smad siqr g2 g3 g1];

u(c)=1;
c=c+1;
k=k+1;
else

[pxx,f]=periodogram(sks,[],4*1024,2000);

i1=411:1232;
g1=max(cumsum(((pxx(i1)+pxx(i1+1))/2)*(2000/4096)));
clear i1

i1=52:94;
g2=max(cumsum(((pxx(i1)+pxx(i1+1))/2)*(2000/4096)));
clear i1

i1=103:145;
g3=max(cumsum(((pxx(i1)+pxx(i1+1))/2)*(2000/4096)));
clear i1

ayok(l,1:6)=[sm smad siqr g2 g3 g1];
tv(c,1:6)=[sm smad siqr g2 g3 g1];

u(c)=0;
c=c+1;
l=l+1;

end
end
save datal
toc

```

### EK 3 Eğitim ve test verilerinin oluşturulmasında kullanılan program

```
clear all
close all

[Fn,P] = uigetfile('D:\Düzenlenmiş uyku dataları\');
load ([P Fn]);

cd(P);
tic

%Orjinal halleri saklanır
av2=av;
ayok2=ayok;

% TRAINING ayok

ayok_Yuzde75 = round(0.75*length(ayok));

% Training için rasgele üretilen ilk sayı 'b'
b = randi(length(ayok),1,1);

for i=2:ayok_Yuzde75

    b2 = b;

    b(i) = randi(length(ayok),1,1);

while find(b2 == b(i))

    b(i) = randi(length(ayok),1,1);
end
end

for i=1:ayok_Yuzde75
    Trainingayok(i,:) = ayok(b(i),:);
end

for i=1:length(b)
    ayok(b(i),:) = 0;
end

j=1;
for i=1:length(ayok)
if ayok(i,:) ~= 0
    Testayok(j,:) = ayok(i,:);
    j = j+1;
end
end

clear ayok;
```



```

% TRAINING av

av_Yuzde75 = round(0.75*length(av));

c = randi(length(av),1,1);

for i=2:av_Yuzde75

    c2 = c;

    c(i) = randi(length(av),1,1);

while find(c2 == c(i))

    c(i) = randi(length(av),1,1);

end
end

for i=1:av_Yuzde75
    Trainingavar(i,:) = av(c(i),:);
end

% TEST av

for i=1:length(c)
    av(c(i),:) = 0;
end

j=1;
for i=1:length(av)
if av(i,:) ~= 0
    Testavar(j,:) = av(i,:);
j = j+1;
end
end

clear av;
fclose all

% Her bir datanın Eğitim ve test verileri kaydedilir
% (EAVAR2,EAVAR3...EAYOK2,EAYOK3...,TAVAR1,TAVAR2)

Test_Avy(1:length(Testavar),:)=Testavar;
Test_Avy(length(Testavar)+1:length(Testavar)+length(Testayok),:)=T
estayok;

EAVAR10=Trainingavar;
EAYOK10=Trainingayok;
TAVAR10=Testavar;
TAYOK10=Testayok;
Test_Avy10=Test_Avy;

save dataEAVAR10EAYOK10TAVAR10TAYOK10Test_Avy10

```

## EK 4 Sınıflandırmada kullanılan program

```
tic
%TÜM DATA
Trainingavar=TEAVAR1;
Trainingayok=TEAYOK1;
Testavar=TTAVAR1;
Testayok=TTAYOK1;

%TEST DATASI
Testavar=TAVAR10;
Testayok=TAYOK10;

Test_Avy(1:length(Testavar),:)=Testavar;
Test_Avy(length(Testavar)+1:length(Testavar)+length(Testayok),:)=T
estayok;

Training_Avy(1:length(Trainingavar),:)=Trainingavar;
Training_Avy(length(Trainingavar)+1:length(Trainingavar)+length(Tr
ainingayok),:)=Trainingayok;

g(1:length(Trainingavar),:)=1;
g(length(Trainingavar)+1:length(Trainingavar)+length(Trainingayok)
,:)=0;

%Gd1 Olması gereken
%Test_Avy datasının içinde ilk kısımda Testavar sonra Testayok
dataları
%vardır. Buna bakarak Gd matrisi oluşturulur ve Class matrisi ile
karşılaştırılır

Gd(1:length(Testavar))=1;
Gd(length(Testavar)+1:length(Testavar)+length(Testayok))=0;
Gd1=Gd';

%KNN SINIFLANDIRICI

z=1:6;

%KNN1

Class = knnclassify(Test_Avy(:,z),Training_Avy(:,z),g,1);

TP=0;
FP=0;
FN=0;
TN=0;

for i=1:length(Class)

if Class(i)==0 && Gd1(i)==0
    TN=TN+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==1
```

```

        TP=TP+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==0
    FP=FP+1;
end
if Class(i)==0 && Gd1(i)==1
    FN=FN+1;
end
end
    s1=TP/(TP+FN); %Sensitivity
    s2=TN/(TN+FP); %Spesifite

TP=0;
FP=0;
FN=0;
TN=0;

%KNN3

Class = knnclassify(Test_Avy(:,z),Training_Avy(:,z),g,3);

for i=1:length(Class)

if Class(i)==0 && Gd1(i)==0
    TN=TN+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==1
    TP=TP+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==0
    FP=FP+1;
end
if Class(i)==0 && Gd1(i)==1
    FN=FN+1;
end
end
    s3=TP/(TP+FN); %Sensitivity
    s4=TN/(TN+FP); %Spesifite

TP=0;
FP=0;
FN=0;
TN=0;

%KNN5

Class = knnclassify(Test_Avy(:,z),Training_Avy(:,z),g,5);

for i=1:length(Class)

if Class(i)==0 && Gd1(i)==0
    TN=TN+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==1

```

```

        TP=TP+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==0
    FP=FP+1;
end
if Class(i)==0 && Gd1(i)==1
    FN=FN+1;
end
end
    s5=TP/(TP+FN); %Sensitivity
    s6=TN/(TN+FP); %Spesifite

TP=0;
FP=0;
FN=0;
TN=0;

%KNN15

Class = knnclassify(Test_Avy(:,z),Training_Avy(:,z),g,15);

for i=1:length(Class)

if Class(i)==0 && Gd1(i)==0
    TN=TN+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==1
    TP=TP+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==0
    FP=FP+1;
end
if Class(i)==0 && Gd1(i)==1
    FN=FN+1;
end
end
    s7=TP/(TP+FN); %Sensitivity
    s8=TN/(TN+FP); %Spesifite

TP=0;
FP=0;
FN=0;
TN=0;

%KNN20

Class = knnclassify(Test_Avy(:,z),Training_Avy(:,z),g,20);

for i=1:length(Class)

if Class(i)==0 && Gd1(i)==0
    TN=TN+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==1

```

```

        TP=TP+1;
end
if Class(i)==1 && Gd1(i)==0
    FP=FP+1;
end
if Class(i)==0 && Gd1(i)==1
    FN=FN+1;
end
end
    s9=TP/(TP+FN); %Sensitivite
    s10=TN/(TN+FP); %Spesifite

TP=0;
FP=0;
FN=0;
TN=0;

%SVM Sınıflandırıcı

SVMStruct = svmtrain(Training_Avy(:,z),g);

Class1 = svmclassify(SVMStruct,Test_Avy(:,z));

for i=1:length(Class1)

if Class1(i)==0 && Gd1(i)==0
    TN=TN+1;
end
if Class1(i)==1 && Gd1(i)==1
    TP=TP+1;
end
if Class1(i)==1 && Gd1(i)==0
    FP=FP+1;
end
if Class1(i)==0 && Gd1(i)==1
    FN=FN+1;
end
end
    s11=TP/(TP+FN); %Sensitivity
    s12=TN/(TN+FP); %Spesifite

sonuc= [s1 s2 s3 s4 s5 s6 s7 s8 s9 s10 s11 s12];
toc

```