

**III. DÜZEY UYKU APNESİ KAYIT CİHAZI İÇİN VERİ
KALİTESİ DEĞERLENDİRMESİ VE İVMEÖLÇER
KAYITLARININ ANALİZİ**

**DATA QUALITY ASSESMENT OF III. LEVEL SLEEP
APNEA RECORDER DEVICE AND ANALYSIS OF
ACCELEROMETER RECORDINGS**

MEHMET ALİ MUTLU

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

ELEKTRİK ve ELEKTRONİK Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü

YÜKSEK LİSANS TEZİ

olarak hazırlanmıştır.

2012

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından **ELEKTRİK ve ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan :.....
Prof. Dr. Selçuk GEÇİM

Üye(Danışman) :.....
Doç. Dr. Atila YILMAZ

Üye :.....
Doç. Dr. Ziya TELATAR

Üye :.....
Doç. Dr. Uğur BAYSAL

Üye :.....
Yrd. Doç. Dr. A. Semih BİNGÖL

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından/...../..... tarihinde uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulunca/...../..... tarihinde kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Fatma SEVİN DÜZ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

III. DÜZEY UYKU APNESİ KAYIT CİHAZI İÇİN VERİ KALİTESİ DEĞERLENDİRMESİ VE İVMEÖLÇER KAYITLARININ ANALİZİ

Mehmet Ali MUTLU

ÖZ

Bu çalışmada, insanın yaşam kalitesini ciddi olarak etkileyen uyku apne sendromu (UAS) hastalığı tanısında alternatif bir yöntem olarak ev ortamında hastalığın ön tanısına uygun kayıt imkanı sağlayacak taşınabilir bir kayıt cihazının tasarımı iyileştirilmiş, altın standart (referans) kabul edilen polisomnografik verilerin tasarlanan kayıt cihazı verileri ile karşılaştırması yapılmıştır. Klinik çalışma olarak hastalar üzerine tanı amaçlı bağlanan polisomnografiyle (PSG) tasarlanan veri kayıt cihazı tarafından eş zamanlı olarak EKG, oksijen doyumu, solunum çabası ve oronazal solunum verileri 200Hz'lik örnekleme frekansı ile cihaz üzerindeki sabit belleğe kayıt edilmiştir. Alınan kaydın ardından PSG ile Tasarlanan Cihaz verilerinin MATLAB ortamında karşılaştırılması ve tasarlanan cihazın güvenilirliğinin araştırılması amacıyla ölçütler tanımlanmıştır. Özellikle kalp atımı için R komplekslerini ve solunum faaliyeti için otomatik soluk alım aralıklarını tespit eden Pan&Tompkins algoritmasının bir uyarlaması kullanılmıştır.

Son yıllarda kullanımının ve uygulamasının arttığı ivmeölçer duyargasının sağlayabileceği alternatif fizyolojik bilgilerden yararlanmanın yolları deneysel olarak tasarlanan cihaz üzerinde uyarlanmış, denenmiş ve faydalı olabilecek sonuçlar üzerinde çalışılmıştır. İvmeölçer duyargası göğüs kafesindeki sol 7. kaburga üzerine bağlanarak kalp atım akustiği, solunum hareketi, horlama titreşimi ve vücut pozisyon değişimi gibi UAS'a yönelik faydalı bilgileri elde etmek amaçlanmıştır. İşlenmemiş ivme verisine standart sinyal işleme ve dalgacık dönüşümü süzgeçleri uygulanarak UAS'a yönelik faydalı bilgiler karşılaştırmalı olarak elde edilebilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Apne Hastalığı, İvmeölçer, Bellek, Veri Kayıt, Pan&Tompkins, Dalgacık Dönüşümü

Danışman: Doç. Dr. Atila YILMAZ, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

DATA QUALITY ASSESMENT OF III. LEVEL SLEEP APNEA RECORDER DEVICE AND ANALYSIS OF ACCELEROMETER RECORDINGS

Mehmet Ali MUTLU

ABSTRACT

Sleep Apnea Syndrome (SAS) is a serious illness that affects the quality of human life seriously. The common diagnostic method for SAS requires the use of Polysomnographic (PSG) data recorded in hospitals as the golden standard. In this study, the improvement on the portable device for home recording, which has been designed before, is achieved on its acquisition unit and capability has been reviewed as an alternative diagnostic method for SAS. Data collected from this portable device is reformed and compared with the reference data set simultaneously recorded by PSG equipment in a hospital in terms of validity and reliability of the recorded information. PSG and modified portable device are both allowed to record data on subjects simultaneously. ECG, oxygen saturation, respiration effort and oronasal respiration data are recorded on portable device's flash memory at a sampling rate of 200 Hz. A number of criteria are evaluated in terms of data similarity and reliability. Data sets recorded with portable device and PSG are compared by using modified Pan&Tompkins algorithm, was developed in MATLAB environment, in order to reveal the R complexes for heart rate and each breathing interval in respiration activity automatically in the validity process of portable device.

The use of accelerometers as an emerging field in many useful applications is experienced and additive physiologic information provided by proper use of accelerometer is utilized by adapting the sensor to the portable device. The accelerometer attached on the 7th rib bone on the chest gives some useful information related to SAS. The raw accelerometer signal was recorded and processed by using several signal filtering algorithms and wavelet transformation to relate recorded information into heart beat acoustics, respiration motion, snoring vibration and change in body orientation.

Keywords: Sleep Apnea, Accelerometer, Memory, Holter, Pan&Tompkins, Wavelet Transform

Advisor: Assoc. Prof. Dr. Atila YILMAZ, Hacettepe University, Department of Electrical and Electronics Engineering

TEŐEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleőmesinde katkılarından dolayı aşağıda adı geçen kiői ve kuruluőlara içtenlikle teőekkür ederim.

Darda kaldığım ve çıkmaza girdiğim anlarda gerek hayat felsefesiyle beni rahatlatan gerekse akademik yönlendirmesiyle yol katetmeme yardımcı olan çok değerli tez danıőmanım Sn. Doç. Dr. Atila YILMAZ' a teőekkür ederim.

Tez süresince bana destek olan ASELSAN A.Ő.'deki tüm çalışma arkadaőlarıma ve özellikle değerli dokunuőlarını ile tezime ahenk katan Sn. Fırat BÜYÜKCİVELEK'e teőekkür ederim.

Bu çalışmanın klinik aőamasındaki yapmıő oldukları katkı ve yardımlarından dolayı Sn. Doç. Dr. Ahmet Demir ve Sn. Hilal Türkarıslan'a teőekkür ederim.

Tüm hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini eksik etmeyen, bana olan sınırsız güvenleri ve çabalarıyla bu günlere gelmemi sağlayan çok sevgili anne ve babama teőekkür ederim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

1	GİRİŞ.....	1
2	UYKU VE UYKU APNE SENDROMU (UAS).....	5
2.1	Uyku	5
2.2	Uyku Apne Sendromu	6
2.3	Apne Çeşitleri	7
2.4	Apne Tanısı	10
2.5	Sonuçları ve Tedavisi	12
2.6	UAS Kayıt Cihazları	14
2.6.1	Polisomnografi	14
2.6.2	Taşınabilir Kayıt Cihazları	17
2.6.3	Duyargalar	18
3	TAŞINABİLİR KAYIT CİHAZI TASARIMI	22
3.1	Donanım Tasarımı	23
3.1.1	Holter Cihazı Tasarımı	25
3.1.2	İvmeölçer Kayıt Alımı	25
3.1.3	Duyargalar ve Analog Devreler	36
3.2	Geliştirilen Sayısal Tasarım	39
3.2.1	Mikrodenetleyici	40
3.2.2	Veri Toplama Kartı	41
3.2.3	Veri Toplama Kartı Çalışma Fonksiyonları	42
3.3	Kullanıcı Arayüzleri	43
3.3.1	Kullanıcı Bilgilendirme Arayüzü	43
3.3.2	Veri Kayıt Dosyası Okuma Arayüzü	43
4	PSG İLE TAŞINABİLİR CİHAZ KAYITLARININ KARŞILAŞTIRILMASI	46
4.1	EKG Karşılaştırması	48
4.2	Oronazal Solunum Hızı Karşılaştırması	55
4.3	Abdomen Solunum Çabası Karşılaştırması	60
5	DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ VE STANDART FİLTRELEME YÖNTEMLERİ İLE İVMEÖLÇER VERİ ANALİZİ	62
5.1	Standart Sinyal İşleme ile İvmeölçer Veri Analizi	67
5.1.1	İvme Verisinden Kalp Atımı Çıkarımı	67
5.1.2	İvme Verisinden Solunum Sinyali Çıkarımı	68
5.1.3	İvme Verisinden Horlama Sinyali Çıkarımı	70
5.1.4	İvme Verisinden Vücut Pozisyonu Çıkarımı	72
5.2	Dalgacık Dönüşümü	73
5.2.1	Dalgacık Dönüşümü ile Kalp Atım Hızı Çıkarımı	77
5.2.2	Dalgacık Dönüşümü ile Solunum Çıkarımı	80
5.2.3	Dalgacık Dönüşümü ile Horlama Sinyali Çıkarımı	81
5.2.4	Dalgacık Dönüşümü ile Vücut Pozisyonu Çıkarımı	82
6	SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	85
	KAYNAKLAR DİZİNİ	90

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1: Taşınabilir Kayıt Cihazı Çalışma Akışı	3
Şekil 2.1: Uyku Evreleri.....	5
Şekil 2.2: Merkezi Uyku Apne Sendromu Tanısı	8
Şekil 2.3: Tıkayıcı Uyku Apnesi Tanısı	9
Şekil 2.4: Bileşik Uyku Apnesi Tanısı	9
Şekil 2.5: Hipopne Tanısı.....	10
Şekil 2.6: Pozitif Hava Basıncı Cihazı ve Hastaya Uygulanması	13
Şekil 2.7: Solunum Yolu Tıkanıklığı ve Dental Aparat Kullanımı.....	13
Şekil 2.8: Polisomnografi Kayıt Örneği	14
Şekil 2.9: Beyin dalgası, Göz hareketi ve Kas hareketi Sinyalleri	15
Şekil 2.10: EKG Sinyali (P,QRS, T dalgaları)	19
Şekil 2.11: İvmeölçerin Yeryüzüne Göre Çıkış Gerilimi	21
Şekil 3.1: Rezistif İvmeölçer Çalışma Prensibi.....	27
Şekil 3.2: Kapasitif İvmeölçer Çalışma Prensibi.....	28
Şekil 3.3: Fiber Optik İvmeölçer Çalışma Prensibi	29
Şekil 3.4: Kuvvet Dengeleyici İvmeölçer Çalışma Prensibi	30
Şekil 3.5: Titreşim Kuartz İvmeölçer Çalışma Prensibi	31
Şekil 3.6: Piezoelektrik İvmeölçer Çalışma Prensibi	32
Şekil 3.7: İvmeölçer Çeşitleri İçin Maliyet-Performans Karşılaştırması[62]	33
Şekil 3.8: İvmeölçer Eksenleri ve Devre Şeması	35
Şekil 3.9: Oksijen Doyumu Devresi	37
Şekil 3.10: Wheatstone Köprüsü Devre Şeması	39
Şekil 3.11: Tasarım Mimarisi	40
Şekil 3.12: Veri Toplama Kartı	42
Şekil 3.13: Tasarlanan Taşınabilir Kayıt Cihazı	45
Şekil 4.1: PSG ve Cihaz Veri Kaydının Yapıldığı Bir Hasta	47
Şekil 4.2: Pan&Tompkins Algoritma Akışı.....	48
Şekil 4.3: PSG ile Cihaz'dan Toplanan EKG Sinyallerinin Karşılaştırması	51
Şekil 4.4: Cihaz EKG'sinin Pan&Tompkins ile Q,R,S Anları	52
Şekil 4.5: PSG EKG'sinin Pan&Tompkins ile Q,R,S Anları.....	53
Şekil 4.6: Hasta3, Cihaz ve PSG Tarafından Toplanan EKG sinyallerinin Pan&Tompkins Algoritması ile R Komplekslerinin Bulunması ve Dakikadaki Kalp Atım Sayılarının Karşılaştırılması	54
Şekil 4.7: Hasta3, EKG Çapraz İlinti Katsayıları	55
Şekil 4.8: PSG ile Cihaz Solunum Sinyallerinin Genel Karşılaştırması	56
Şekil 4.9: PSG ile Cihaz Solunum Sinyallerinin Kısa Süreli Karşılaştırması	57
Şekil 4.10: Hasta3, Cihaz Termistörü ve PSG Solunum Verilerinin Karşılaştırması	58
Şekil 4.11: Hasta3, Cihaz ve PSG Tarafından Toplanan Solunum Sinyallerinin Tepe Noktaları ve Dakikadaki Solunum Sayılarının Karşılaştırılması.....	59
Şekil 4.12: Hasta3, Solunum Çapraz İlinti Katsayıları.....	60
Şekil 4.13: Uzun Süreli PSG ile Cihaz Solunum Çabası.....	61
Şekil 4.14: Kısa Süreli PSG ile Cihaz Solunum Çabası	62
Şekil 5.1: İvmeölçer Bağlantı Noktaları	64
Şekil 5.2: Solunum, Kalp Atımı ve Horlama Sinyallerinin Çalışma Frekans Bantlarında Ölçülen Titreşimlerin Vücut Bölgesine Göre Ortalama Güç Seviyeleri [43]	65

Şekil 5.3: Cihaz Tarafından Eş Zamanlı Toplanan Beş Kanal Ham Veri	67
Şekil 5.4: İvme Verisinden Kalp Atımı ile Cihaz EKG Karşılaştırması.....	68
Şekil 5.5: Ham İvme Verisinden Solunum Çıkarımı	69
Şekil 5.6: Termistör Verisi ile İvme Verisinden Solunumun Karşılaştırması.....	70
Şekil 5.7: TUAS'lı Bir İnsandaki Horlama Sinyalinin Frekansa Göre Güç Dağılım Grafığı	71
Şekil 5.8: TUAS Olmayan Normal Bir İnsandaki Horlama Sinyalinin Frekansa Göre Güç Dağılım Grafığı.....	71
Şekil 5.9: İvme Verisinden Elde Edilen Horlama Sinyali	72
Şekil 5.10: İvme Verisinden Elde edilen Vücut Pozisyon Değişimi	73
Şekil 5.11: Dalgacık Dönüşümünde Zaman-Oransal Katsayı İlişkisi	75
Şekil 5.12: Dalgacık Dönüşümü İleri ve Geri Çatım İşlemleri.....	77
Şekil 5.13: EKG işareti ile dalgacık modelleri arasındaki ilişki katsayıları	78
Şekil 5.14: EKG ve Dalgacık Dönüşümü Uygulanan İvme Verisi Sonucu	79
Şekil 5.15: Cihaz EKG Sinyali ile Dalgacık Dönüşümüyle Bulunan Kalp Atımı Karşılaştırması	80
Şekil 5.16: Cihaz Termistör Sinyali ile İvme Verisinden Dalgacık Dönüşümü ile Bulunan Solunum Sinyali Karşılaştırması	81
Şekil 5.17: İvme Verisinden Dalgacık Dönüşümü ile Horlama Çıkarımı	82
Şekil 5.18: İvme Verisinden Dalgacık Dönüşümü ile Vücut Pozisyonu Değişimi Çıkarımı.....	83
Şekil 6.1: İvme Verisi Sonucu Elde Edilen Sinyal Çıktıları	89

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2-1: Uyku Evrelerinin Belirlenmesi	16
Tablo 2-2: Uyku Gözleminde Cihaz Düzeyine Göre Kullanılan Ekipmanlar	18
Tablo 3-1: Taşınabilir Kayıt Cihazlarında Sinyaller İçin Geçerli Örneklem Oranları	24
Tablo 6-1: PSG ve Cihaz Verileri Karşılaştırma Tablosu	87

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AASM	American Academy of Sleep Medicine
ADD	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
ADC	Analog to Digital Converter
AZDS	Ayrık Zaman Dalgacık Serisi
AHI	Apne Hipopne İndeksi
ASÇ	Analog / Sayısal Çevirici
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
DC	Direct Current
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyogram
EMG	Elektromiyografi
EOG	Elektrookulografi
FAT	File Allocation Table
HRV	Heart Rate Variability
KHD	Kalp Hızı Değişkenliği
MKS	Metre Kilogram Saniye
MEMS	Microelectromechanical Systems
NTC	Negative Temperature Coefficient
OUAS	Obstrüktif Uyku Apne Sendromu
PSG	Polisomnografi
REM	Rapid Eye Movement
OSAS	Obstructive Sleep Apnea Syndrome
TUAS	Tıkayıcı Uyku Apne Sendromu
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
UAS	Uyku Apne Sendromu
UAHS	Uyku Apne Hipopne Sendromu
USB	Universal Serial Bus

TERİMLER VE AÇIKLAMALAR DİZİNİ

Antihistaminik: Histaminin etkisini önleyen maddelerdir. Histamin, kişinin alerjik olduğu madde ile karşılaştığında veya iltihap durumlarında ortaya çıkan önemli bir kimyasal ajandır.

Ekstremitte: Uzuv (kol ve bacak) kelimesinin Latincesidir.

Endikasyon: Hastada belirli bir tedavi veya müdahale uygulanmasına karar verilmesi gerektiren durum ya da belirtiyedir.

Epizodik: Nöbetler halinde gelip giden, ara sıra meydana gelen durumlardır.

Faringoplasti: Ameliyatla küçük dil, yumuşak damak ve bademcikler çevresindeki dokulara yeniden şekil verme yöntemidir.

Hipersomnia: Aşırı uyuma veya gündüz aşırı uyku halidir.

İnsomnia: Uykuya dalma, uykuyu sürdürme ve sonlandırmaya ilişkin sorunlar, dinlendirici olmayan uyku durumudur.

Kardiyorespiratuar: Dolaşım ve solunum sistemlerinin birlikteliğini ifade eder.

Mortalite: Ölüm riski, ölüm oranını ifade eden tıbbi terimdir.

Morbidite: Hastalıklı olma durumudur, tıpta hastalığın sıklığını ve şiddetini belirtmek için kullanılır.

Nazal: Burunla ilgili olan anlamına gelen kelimedir.

Oral: Ağız ve ağız yolu ile ilgili olan anlamına gelen kelimedir.

Oronazal: Ağız ve burnu birlikte ifade etmek için kullanılan kelimedir.

Parasomni: Uykuya geçiş sırasında ya da uyku sırasında izlenebilen çeşitli bozuklukları (uykuda konuşma, yürüme, dehşet hissi vb. durumları) ifade eder.

Sirkadian: Birbirini takip eden uyku ve uyanıklık döngüsüdür.

Tibialis: Ayağın kasılmasını ve gerilmesini sağlayan iki uzun bacak kasına verilen addır.

Verteks: Kafatasının tepesine verilen addır.

1 GİRİŞ

"Apne" Yunanca bir kelimedir ve "nefessizlik" anlamına gelir. Uyku apnesi, uyku sırasında horlama, solunumun 10 saniyeden fazla durduğu apne nöbetleri ve gündüz aşırı uyku eğilimi ile nitelenen bir hastalık sendromudur. Bu hastalık uzun sürdüğünde yüksek tansiyon, kalp krizi, iktidarsızlık, beyin damarında tıkanıklık sonucu felç, erken bunama gibi ciddi problemlere ve uykuda ölüme yol açabilir [1].

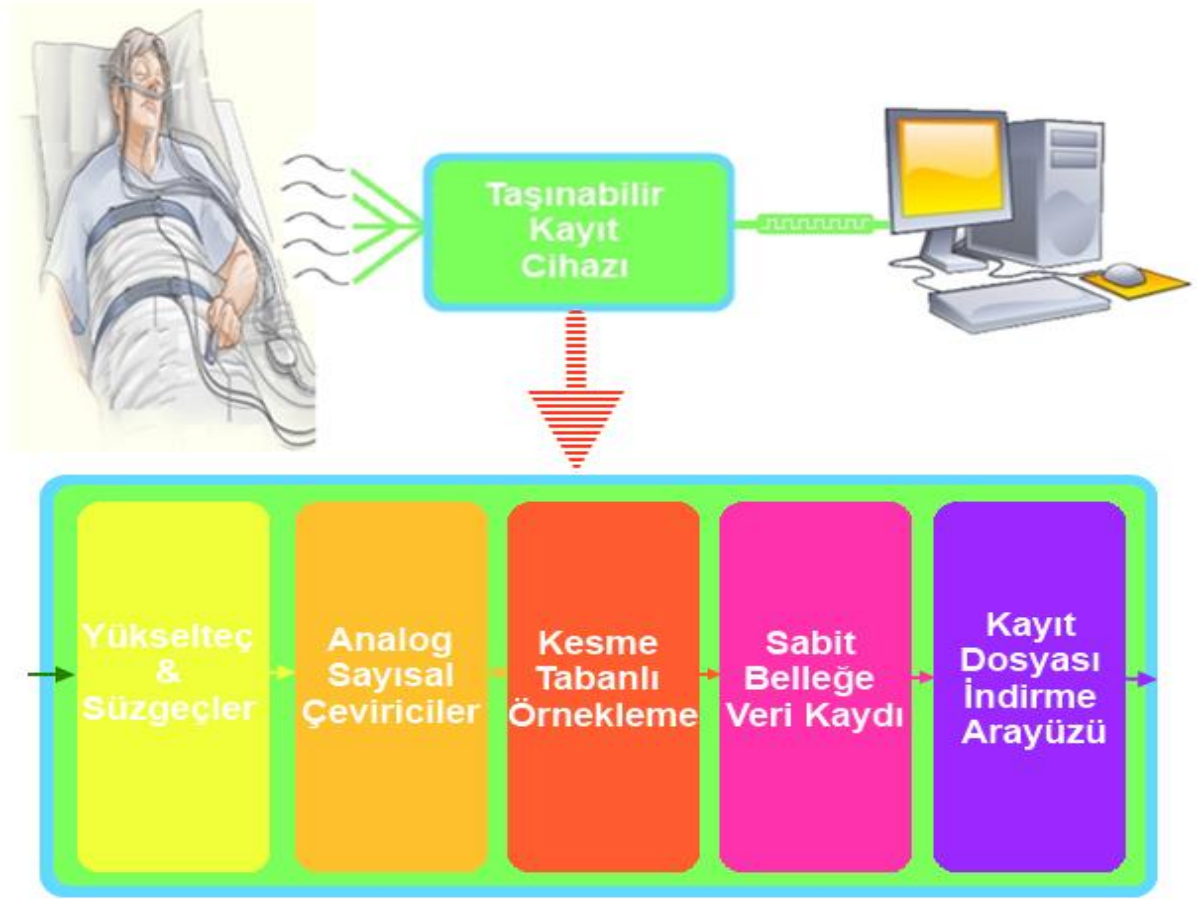
Genellikle bütün bir gece bağlı kalınan Polisomnografi (PSG) cihazı uykuda solunum durması hastalığının teşhisinde altın standarttır [2]. Polisomnografi, birçok fizyolojik parametrenin uyku laboratuvarında, gece uyku sırasında eşzamanlı olarak kaydedilmesi, analizi ve yorumlanması işlevidir. Bu tetkik ile uykuda elektroensefalografi (EEG), elektrookulografi (EOG), çene ve ekstremite elektromiyografisi (EMG), elektrokardiyografi (EKG), nazal ve/veya oral hava akımı, abdominal (karın) ve torasik (göğüs) solunum hareketleri, solunum çabası, oksijen doyumu, vücut pozisyonu, trakeal (soluk borusu) sesler, penil tümesans (sertleşme) gibi birçok değişken birlikte kaydedilir. Polisomnografi, mutlaka uyku bozukluklarında özelleşmiş hemşire, teknisyen ve hekimlerin çalıştığı uyku laboratuvarlarında yapılmalıdır. Uyku laboratuvarı, hastalara ait ses ve ısı yalıtımı yapılmış yatak odaları, hastaların tüm gece boyunca video kameralarınca izlenip, poligraflara kaydedildiği görüntüleme odası ve hastaların gün içinde diğer muayene ve izlemlerinin yapıldığı poliklinik odalarından oluşan bir yapı bütünüdür. Yatak odaları, bir hasta odasından ziyade, banyo ve tuvaleti olan ve hastanın kendisini evindeymiş gibi hissedeceği rahatlık ve konfora sahip olmalıdır.

1995 yılında Amerikan Uyku Bozuklukları Birliği (American Sleep Disorders Association, ASDA) yapılan çalışmaların sonuçlarına dayanarak, uyku tetkikinin kimlere yapılması gerektiğini belirleyerek yayınlamıştır. Hastaların hikayesinde uykusuzluk sebebi olarak uykuda solunum bozuklukları veya uykuda periyodik kol ve bacak hareketlerini düşündüren veriler varsa hastalara uyku tetkiki yapılmalıdır. Bu tür hastalıkların yaşlı hastalarda görülme sıklığının yüksek olması nedeni ile yaşlı olup ta uykusuzluk çeken hastalara uyku tetkiki endikasyonu daha geniş sınırlar içinde konulmalıdır [3].

Göreceli olarak yüksek fiyatı, yeterli miktarda uyku laboratuvarı olmamasından dolayı ortaya çıkan uzun bekleme listeleri ve kullanım zorluğu nedeniyle konusunda bilgili hemşire veya teknisyen yardımına ihtiyaç duyulan PSG'ler bu hastalığın hızlı teşhisine yardımcı olmada sınırlamalara neden olmaktadır. Tek gecelik polisomnografik testin maliyeti 300TL ile 1000TL arasında değişmektedir. Ayrıca verilere göre orta yaş grubundaki nüfusun tahmin edilen %9 - %24 kadarına tıkatıcı uyku apnesi olmalarına rağmen hiç tanı konulamamıştır [4][5]. Bu yüzden kullanımı nispeten daha basit ve daha ucuz donanımlar ile hastalığın ön tanısı için ideal, yüksek kaliteli, taşınabilir veri kayıt cihazlarının geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmalar önem kazanmaktadır. Taşınabilir veri kayıt cihazlarında kolay kullanım, herhangi bir yardımcı personele ve özel donanımlı odaya ihtiyaç duyulmaksızın rahat ve sağlıklı veri toplanabilmesi amaçlanmaktadır. Böylece hastalığın tanısında uyku laboratuvarı için beklenen zamandan ve harcanan iş gücünden tasarruf edilmesi mümkün olabilecektir.

Bu çalışmanın iki önemli hedefi vardır. Hedeflerden birincisi tasarlanan kayıt cihazıyla kaydedilen verilerin güvenilirliğini ve kalitesini hastaneden elde edilen polisomnografik verilerle sınamak ve hastane ortamında karşılaşılan problemleri tasarım aşamasında kullanarak tasarımı kullanıcı isterlerine göre şekillendirmektir. İkinci hedef ise ivmeölçer duyargalarının sağlayabileceği alternatif fizyolojik bilgilerden yararlanmanın yollarını araştırarak kayıt cihazlarının maliyetini düşürebilmek ve daha geniş bir hasta grubuna ön tanı konulabilmesine yardımcı olabilmektir. Bu hastalığın ön tanısına yönelik olarak EKG, oksijen doyumu, solunum çabası, oronazal hava akışı ve ivme sinyallerini aynı anda yüksek kapasiteli sayısal bellek üzerine kaydetmek amacıyla III. Düzey taşınabilir bir kayıt cihazı tasarımı geliştirilmiş ve iyileştirilmiştir [6][7]. Tasarlanan III. Düzey kayıt cihazı Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Ana Bilim Dalı Uyku Laboratuvarındaki PSG cihazı ile birlikte kullanılarak alınan verilerin güvenilirliği ve kalitesi üzerinde çalışmalar yapılmıştır.

Tezin temelini oluşturan tasarımın ana bileşenlerini ve bilgi akışını en genel anlamda Şekil 1.1'de verildiği biçimiyle özetlemek mümkündür.



Şekil 1.1: Taşınabilir Kayıt Cihazı Çalışma Akışı

Hastaya bağlanan duyargalar üzerinden EKG, oronazal hava akışı, solunum çabası, oksijen doymu ve ivmeölçer sinyalleri tasarlanan çeşitli kazanç değerlerine sahip yükselteç devrelerden ve analog süzgeçlerden geçirildikten sonra analog-sayısal çeviriciler üzerinden sayısallaştırılarak mikrodenetleyiciye alınır. Mikrodenetleyici içerisinde koşan gömülü yazılımda kesme değeri ayarlanmış örnekleme frekansı ile gelen sayısal veriler örneklenerek sabit belleğe yazılmak üzere düzenlenir ve seri kanal üzerinden veri kayıt kartına gönderilir. Veri kayıt kartı seri haberleşme kanalına gelen verileri FAT16 dosya biçimine uygun hale getirerek kart üzerindeki microSD hafıza kartına kayıt işlemini gerçekleştirir. Standart kart okuyucular veya USB(mini-B)-USB kablosu aracılığı ile kayıt dosyaları değerlendirmek üzere bilgisayara indirilir.

Bilimsel araştırmalarda, UAS tanısına yönelik EKG, oksijen doymu, hava akımı ya da solunum çabası sinyallerinden yalnız birinin ya da birkaçının kullanıldığı,

frekans ve zaman alanında geliştirilmiş birçok yordam yer almaktadır. AASM' nin (American Academy Sleep Medicine) oksijen doyumu ve hava akışı sinyallerini UAS hastalığında belirleyici fizyolojik sinyaller arasında göstermesi ile bu sinyallerdeki genlik değişiminin zamana bağlı bir fonksiyon olarak değerlendirilerek geliştirilen apne sezim yordamlarının yanı sıra frekans bölgesinde genliğe bağlı güç izgesel analiz (power spectral analysis) ile de UAS tanısının yapıldığı önemli çalışmalar bulunmaktadır [8][9].

EKG kayıtları üzerinde bulunan güç hattı, elektrot temassızlığı, elektrot hareketi, kas kasılması, taban çizgisi kayması, solunum ile EKG genlik modülasyonu, enstrümantasyon gürültüleri sebebiyle EKG sinyali çeşitli gürültü kaynaklarına maruz kalmaktadır. Hastanın uyku apnesi sorununun dışında kalp rahatsızlıklarının araştırıldığı apne analizinde, sadece EKG sinyalinin kullanılması durumunda, tanı koyma performansı kaybına yol açmaktadır. Aynı zamanda, termistörlerin hava akışının kısıtlanması durumunda yetersiz kalması ve karın bölgesine takılan piezo kemerlerin hastanın pozisyonuna göre değişken sonuç göstermesi sadece solunum sinyallerinin apne analizinde kullanılmasını yetersiz hale getirmektedir. Dolayısıyla UAS ön tanısında, tasarımı iyileştirdiğimiz III. Düzey Kayıt Cihazı ile dört ayrı kanaldan eşzamanlı olarak kayıt edilebilen oksijen doyumu, oronazal hava akımı, solunum çabası ve EKG sinyallerinin birlikte değerlendirilmelidir [10].

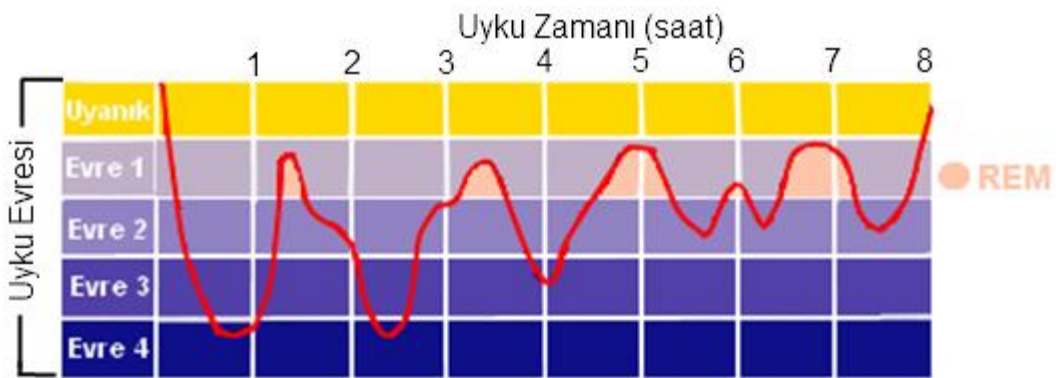
Çalışmanın ikinci bölümünde uyku ve uyku apne sendromu, üçüncü bölümünde ise UAS kayıt cihazları, tasarımı gerçekleştirdiğimiz cihazın özellikleri ve kullanım detayı konusu ele alınmıştır. Dördüncü bölümde hastanede toplanan PSG veri kaydı ile tasarladığımız cihaz tarafından eş zamanlı toplanan verilerin karşılaştırması yapılmıştır. Beşinci bölümde ise dalgacık dönüşümü ve standart sinyal işleme teknikleriyle ivmeölçer veri analizi iki alt başlıkta yapılmış ve ivme verisinden solunum, kalp atım hızı, horlama ve vücut pozisyonu gibi parametrelerin nasıl elde edilebileceği üzerinde durulmuştur. Altıncı bölümde çalışmanın genel sonuç ve değerlendirmesi yapılmıştır.

2 UYKU VE UYKU APNE SENDROMU (UAS)

2.1 Uyku

Uyku, her zaman insanoğlunun dikkatini çeken bir ilgi alanıdır. Elektrofizyolojik çalışmalar yapılmadan önceki dönemlerde uyku; enerji depo edilen, tekdüze, tam bir zihinsel ve fiziki durağanlık olarak kabul edilmiştir [11]. Çalışmalar sonunda uykunun, araştırma toplulukları tarafından kabul görmüş önemli bilgileri taşıyan bazı evreleri olduğu bilinmektedir. Uyanıklıktan uykuya geçiş dönemi belirgin olmayan (latent) dönem olarak adlandırılır. Bu geçişten sonra aşağıda bahsedilen uyku evreleri başlar. Uyku iki döneme ayrılır;

REM Uykusu (Rapid Eye Movements - Hızlı Göz Hareketleri): Toplam uyku süresinin %20-25'ini oluşturmaktadır. Rüya bu dönem içinde görülür. Beynin çalışmasının hızlanması, göz kaslarının çalışma hızlarının artması, çizgili kasların gücünü kaybetmesi ve kalbin çalışma hızının artması bu döneme ait önemli göstergelerdendir. Şekil 2.1'de de görüleceği üzere uykuya daldıktan 30-40 dk sonra bu REM dönemine geçiş olur, bu dönem 10-15 dk sürer ve tekrar beyin NREM dönemine geçiş yapar. Her 80-100 dk'da bir REM dönemi tekrarlanır. Bir uyku süresince 5-6 defa REM dönemine girilip çıkılır. Çocuklarda bu dönem oldukça uzundur.



Şekil 2.1: Uyku Evreleri

NREM (Non-REM): Uykuda göz hareketlerinin olmadığı dönemdir. Toplam uyku süresinin %75'ini kapsar. Bu dönem içinde kalp atışı ve solunum yavaştır, kas tonusu yoktur. NREM dört evreye ayrılır;

Evre 1: Toplam uyku süresinin % 5'ini oluşturur, uyku yüzeyseldir. Beyin fonksiyonları % 50 azdır. Uyandırıldığında kendine gelmesi zaman alabilmektedir.

Evre 2: Toplam uyku süresinin % 45'ini oluşturur. Uyku yüzeyseldir. Kalp atışı azalır, vücut sıcaklığı düşer, beyin derin uykuya hazırlanmaktadır.

Evre 3: Toplam uyku süresinin % 12'sini oluşturur. Derin uyku dönemidir.

Evre 4: Toplam uyku süresinin % 13'ünü oluşturur. Derin uyku dönemidir.

2.2 Uyku Apne Sendromu

Uyku apne sendromunu 1970'lerin başında, Gastaut, Tassinari ve Duran Fransa'da; Jung ve Kuhlo ise aynı dönemlerde Almanya'da tanımlamıştır [12][13].

Christian Guilleminault, 1972 yılında solunumsal parametrelerini ilk kez uyku çalışmalarında kullanmaya başlamış ve 1974'de Jerome Holland tarafından bu tip uyku çalışmalarına "polisomnografi" denilmiştir. Polisomnografi, uykuda solunum bozukluklarında hem tanı hem de ayırıcı olarak vazgeçilmez altın standart olarak görülen bir tetkiktir [12][13].

Uyku hastalıklarının ilk sınıflaması 1979 yılında "The Diagnostic Classification of Sleep and Arousal Disorders" (Uyku ve Uyku Hastalıklarının Tanısal Sınıflandırması) adıyla yapılmıştır [14][15]. Uyku hastalıklarının uluslararası sınıflaması (ICSD) ise "American Sleep Disorders Association" (ASDA) tarafından 1990 yılında yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre, dört ana başlık altında 84 değişik uyku hastalığı tanımlanmıştır. Bu sınıflama, 1997'de gözden geçirilip eklemeler yapılarak tekrar yayınlanmıştır [15]. Son sınıflama ise "International Classification of Sleep Disorders -2" (ICSD-2) adıyla 2005 yılında gerçekleşmiştir. Bu son sınıflamaya göre uykuda 85 farklı hastalık saptanmış ve sekiz ana başlık altında toplanmıştır [16]. Bunlar;

- İnsomnialar,
- Uykuya bağlı solunum hastalıkları,
- Solunumsal hastalıklara bağlı olmayan hipersomniler,
- Uykunun sirkadian ritim bozuklukları,
- Parasomniler,
- Uykuya bağlı hareket bozuklukları,

- İzole semptomlar, görünüş olarak normal varyantlar ve çözümlenemeyen konular,
- Diğer uyku hastalıklarıdır.

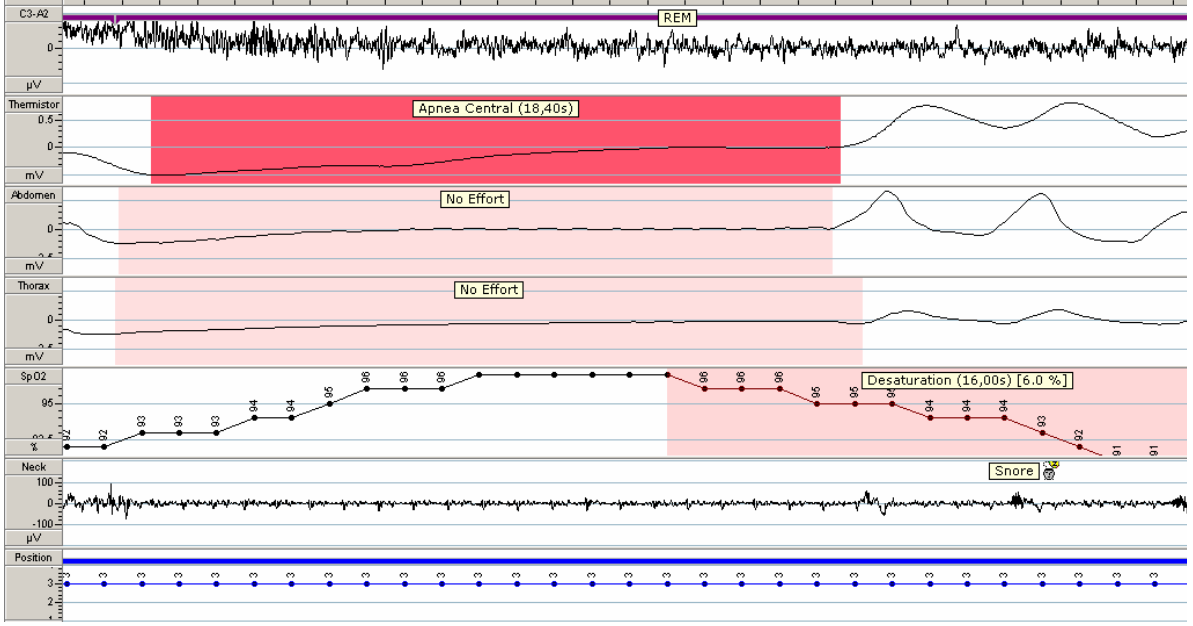
Bu çalışmada uykuya bağlı solunum hastalıkları ana başlığı altında yer alan apne ve hipopne hastalık türleri ele alınacaktır.

2.3 Apne Çeşitleri

10 saniye veya daha uzun süreyle ağız ve burunda hava akımının durmasına apne adı verilir. Uyku apnesi, merkezi sinir sistemindeki bir problem nedeniyle (Merkezi Uyku Apnesi) veya solunum yollarındaki bir tıkanıklık nedeniyle (Tıkayıcı Uyku Apnesi) oluşabilir. Bazen de bu her iki durum birlikte olmaktadır (Bileşik Uyku Apnesi). Bu hastalığın değerlendirilmesinde sadece solunumun durması (apne) değil aynı zamanda solunumun azalması (hipopne) da hesaba katılmaktadır. Hipopne, uyku sırasında soluk hacminin uyanıklığın %50'si seviyesinde seyrettiği 10 sn ve daha uzun solunum hastalığıdır [17].

Merkezi (santral) uyku apne sendromu (MUAS) nörolojik bozukluklardan dolayı solunum çabasının ve hava akımının oluşmaması durumudur. Şekil 2.2'de merkezi uyku apnesi olan bir hastanın PSG verisi görülmektedir. Toraks (göğüs) ve abdomen (karın) verileri, açık kırmızı ile boyalı süreçte hastanın solunum çabasının olmadığını ve dolayısıyla koyu kırmızı ile boyalı termistör verisinde de 18.40 saniye süresince soluk alış verişinin görülmediği işaretlenmiştir.

Solunum çabasının olmadığı ve oronazal hava akımının 10 saniye ve daha uzun süreyle durduğu durumlarda hastanın merkezi apnesinin olduğu kanısına varılır.

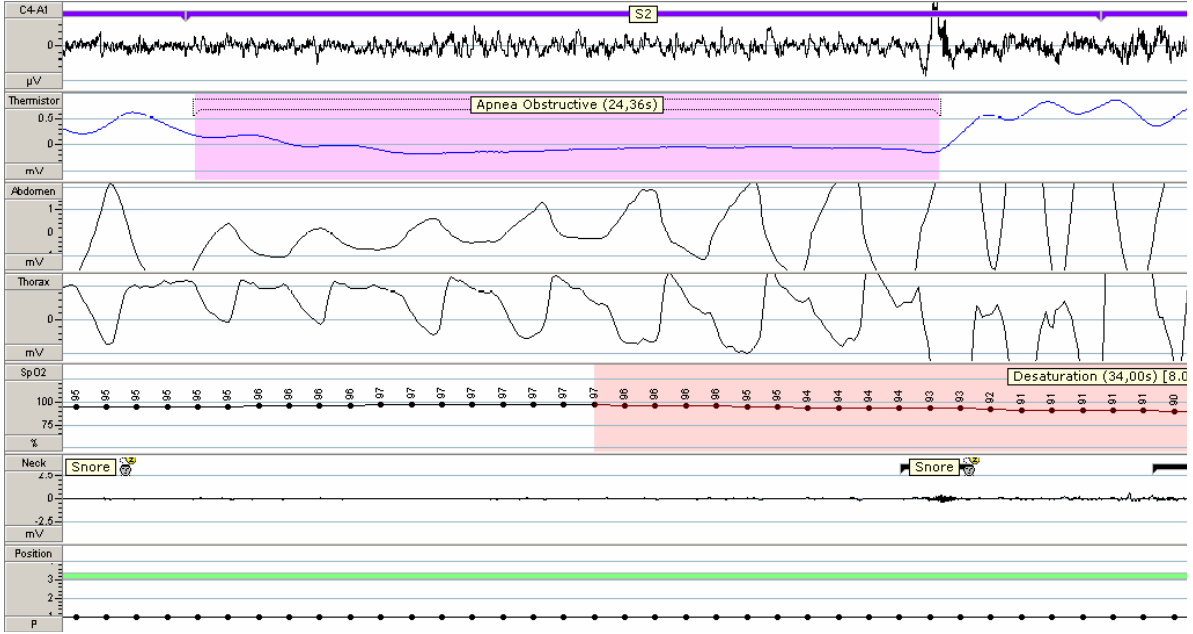


Şekil 2.2: Merkezi Uyku Apne Sendromu Tanısı

Şekil 2.2, Şekil 2.3, Şekil 2.4 ve Şekil 2.5'de dikey eksen verileri C3-A2 ve C4-A1 (EEG), Air Flow ve Thermistor (Oral/nazal hava akımı), Abdomen (Karın bölgesi solunum çabası), Thorax (Göğüs bölgesi solunum çabası), SpO2 (Oksijen doyumu), Neck (Boyun bölgesi horlama kaydı), Position (Vücut pozisyonu)'dur, yatay eksen ise zamanı ifade etmektedir ve kullanıcının isteğine göre 30s, 60s, 120s ve katları zaman dilimlerinde gösterimleri mevcuttur.

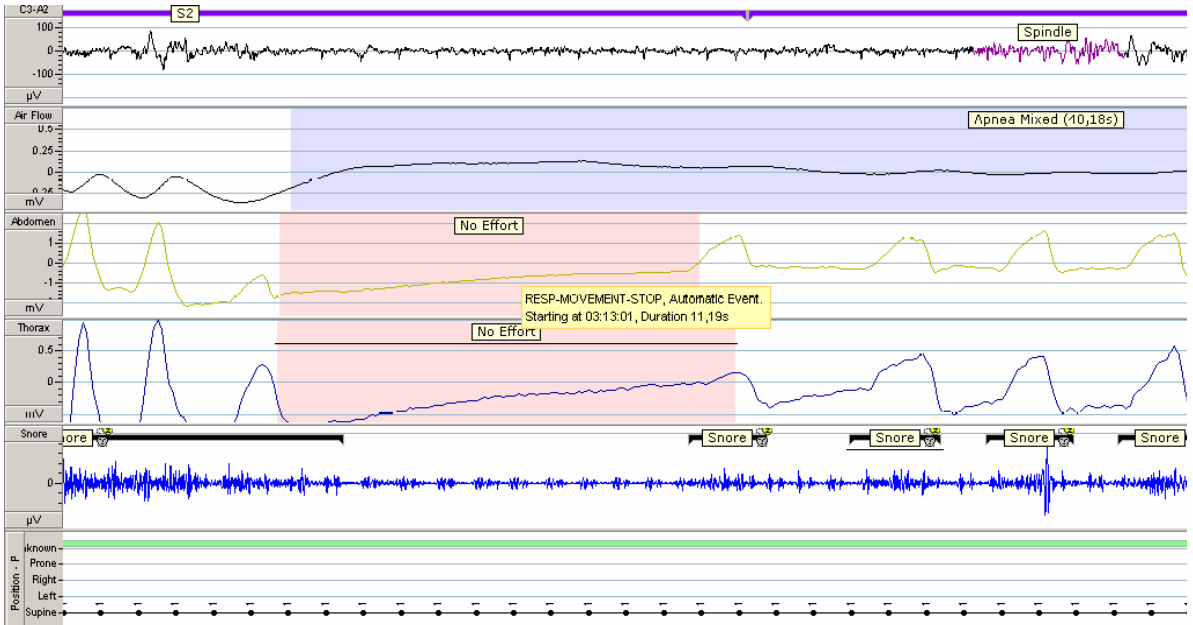
Tıkayıcı uyku apne sendromu (TUAS) çoğunlukla üst solunum yolunda çeşitli nedenlerle oluşan tıkanmalar sonucunda solunum çabasının olmasına rağmen soluk alış verişin durması ile karşımıza çıkmaktadır. Şekil 2.3'teki PSG kaydı, tıkayıcı uyku apnesine bir örnektir. Abdomen ve toraks sinyallerinden anlaşılacağı üzere solunum çabası hastada mevcut olmasına rağmen termistör verisi solunumun 24.36 saniye süreyle durduğunu göstermektedir.

Solunum çabası varken hastanın 10 saniye ve daha uzun süreyle oronazal solunumu kesilmişse solunum yolunu tıkayan bir etkenden şüphelenilir. Çoğunlukla gırtlak kaslarının gevşemesiyle hava yolunun daralması neticesinde solunumun geçici olarak kesilmesi ve akabinde gürültülü horlamayla karşımıza çıkan bu durum tıkayıcı uyku apnesi hastalığını işaret eder.



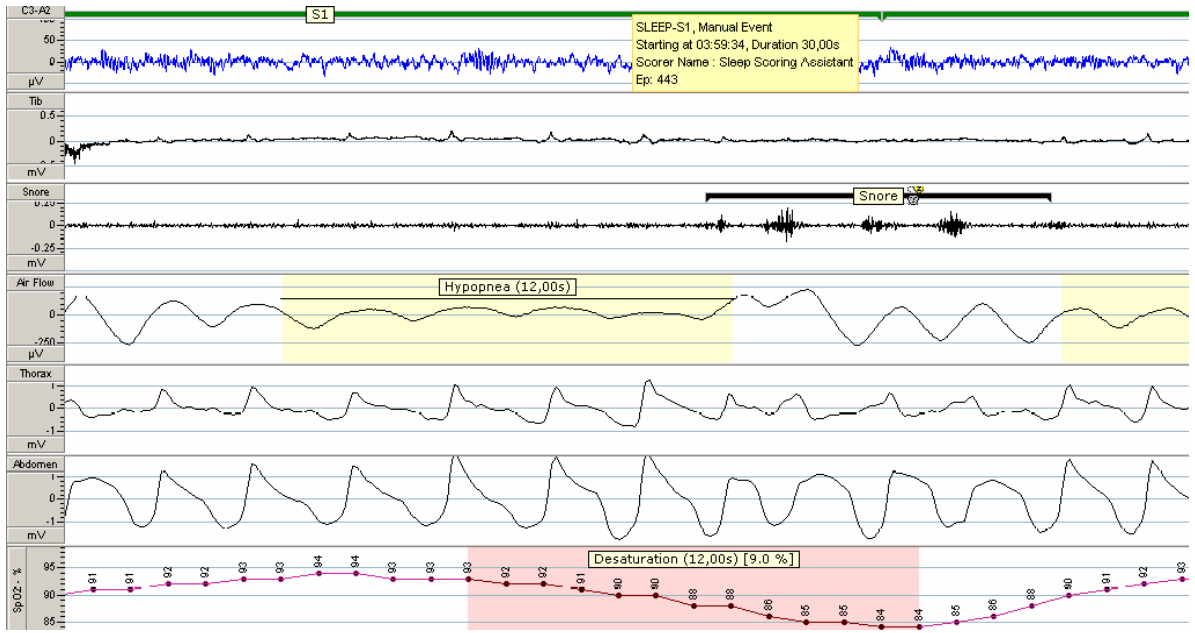
Şekil 2.3: Tıkayıcı Uyku Apnesi Tanısı

Bileşik (Mikst) uyku apne sendromu (BUAS) ise tıkayıcı ve merkezi uyku apnelerinin birlikte görüldüğü ve çoğunlukla merkezi uyku apne durumunun akabinde tıkayıcı uyku apnesiyle seyreden hastalık durumudur. Şekil 2.4'de ise bu durumu özetleyen bir örnek sunulmuştur.



Şekil 2.4: Bileşik Uyku Apnesi Tanısı

Hipopne ise 10 saniye veya daha fazla süre ile oksijen doyumunda % 3'lük düşme ya da arousal (Uyku sırasında daha yüzeysel uyku evresine ya da uyanıklık durumuna ani geçişlerdir) gelişimi ile birlikte hava akımında en az %50 azalma olmasıdır. Şekil 2.5'te bir hipopne hastasının PSG grafiği görülmektedir. Hastada hava akımı tamamen kesilmemiş ancak normal solunum genliğinin %50'sinin altına inmiştir. Buna bağlı olarak kanındaki oksijen doyum seviyesi de %9,0 düşmüştür. Bu tarz hastalarda ise hipopne tanısı konulmaktadır.



2.4 Apne Tanısı

Uyku apne-hipopne sendromu (UAHS), uyku sırasında tekrarlayan solunum kesintisi sonucu oluşan apne-hipopneler ve sıklıkla kan oksijen doyumunda azalma ile ifade edilen bir sendromdur [18]. Bu hastalığa önceleri Charles Dickens' in Joe tiplemesine istinaden "Pickwickian sendrom" denmiştir.

Guilleminault, 1973 yılında bu hastalık için ilk olarak "uyku apne sendromu" ismini kullanmıştır [19]. UAHS için ilk polisomnografik tanımlama, apne indeksi (AI) ≥ 5 veya gece boyunca 30'dan fazla apne ile karakterize bir sendrom şeklinde yapılmıştır [20][21].

Apne tanımı değişmemesine rağmen, günümüzde polisomnografik tekniklerin gelişmesiyle, hipopne tanımında bazı değişiklikler olmuştur [22]. UAHS tanısı ve ağırlığının belirlenmesinde kullanılan en geçerli kavram ise apne – hipopne indeksi (AHİ)' dir. AHİ, uyku sırasındaki apne ve hipopnelerin toplamının saat olarak uyku süresine bölünmesiyle elde edilen değerdir. Bu tanımlama bazı kavram farklılıkları olmasına rağmen, solunum sıkıntısı indeksi (respiratory disturbance index) olarak da isimlendirilmektedir [23].

AHİ' nin, UAHS tanısının anlaşılmasında veya sınıflandırılmasında tek kriter olarak kullanılması sakıncalı olabilir. Nitekim daha önce AHİ'si 20 ve üzerinde olgular, klinik önemi olan olgular olarak değerlendirilirken; günümüzde bu sınırın hastaların mortalite ve morbiditeleri göz önünde bulundurularak 15'e çekilmesi önerilmiştir [24].

PSG sonucu hesaplanan AHİ değeri ile hastalık derecesi sınıflandırılır. AHİ değeri 5'den küçük kişiler normal, 5-15 arasında olan kişiler düşük şiddette uyku apnesi hastası, 15-30 arasında olanlar orta şiddette uyku apnesi hastası, 30'dan büyük olan kişiler ise şiddetli uyku apnesi hastası olarak tanımlanır.

UAHS'de Karakteristik PSG Bulguları: [25]

- Yüzeysel uykuda artma, derin uyku ve REM uykusunda azalma izlenir.
- Özellikle apne - hipopne sonrası gelişen sık uyanma periyotlarındaki artış göze çarpar.
- Sık tekrarlayan apneler (genellikle %80'den fazlası tıkalı tiptedir), hipopneler ve arousallar saptanır.
- Klinik önemi olan olgularda AHİ>20'dir.
- Sık tekrarlayan oksijen doyumu bölgeleri izlenir. Kan oksijen doyumu ölçümüyle apne sonrası ve/veya apneye bağlı olmayan desatürasyon varlığı tespit edilir.
- REM uykusu sırasında, apnelerin sıklığının, süresinin, oksijen desatürasyonunun derecesinin ve süresinin arttığı izlenir.
- Tipik anlamsız (paradoksal) göğüs ve karın hareketleri izlenir.

- Apne sırasında kalp hızı genellikle yavaşlar ve apne sonrası dönemde hızlanır, aritmiler görülebilir.
- Solunum sesi kaydı yapılmakta ise sık tekrarlayan apne aralıkları ile kesilen düzensiz ve gürültülü horlama duyulur.

Bir gecelik PSG sonunda tespit edilen apne-hipopne indeksine göre UAHS derecelendirilmesi yapılır [24]. UAHS'yi artıran risk faktörleri yaş, cinsiyet, obezite, ırk, boyun çevresi, sigara, alkol ve genetik faktörlerdir.

2.5 Sonuçları ve Tedavisi

Hastalığı tespit ettikten sonra, hasta eğitimi (genel öneriler) tedavide mutlak şart olmalıdır [25][26][27][28].

Hasta eğitimi (genel öneriler) şunları içermelidir:

- Kilo vermek, güçlü bir kas yapısına sahip olabilmek için düzenli bir hayat ve egzersiz programı uygulamalı,
- Uyku öncesi, uyku ilaçları, sakinleştirici ve antihistaminik ilaçlardan kaçınmalı,
- Alkol ihtiva eden içeceklerden uzak durmalı,
- Uyumadan 3 saat önce yemek yemeyi bırakmalı,
- Aşırı yorgunluktan kaçınmalı ve düzenli uyumalı,
- Sırtüstü yatmaktansa, yan yatış pozisyonu denenmeli,
- Yatağın baş kısmı ayak kısmından 15-20 santimetre kadar yukarıya kaldırılmalı,
- Aynı odada yatan horlamayan kişinin ilk uyumasına izin verilmelidir.

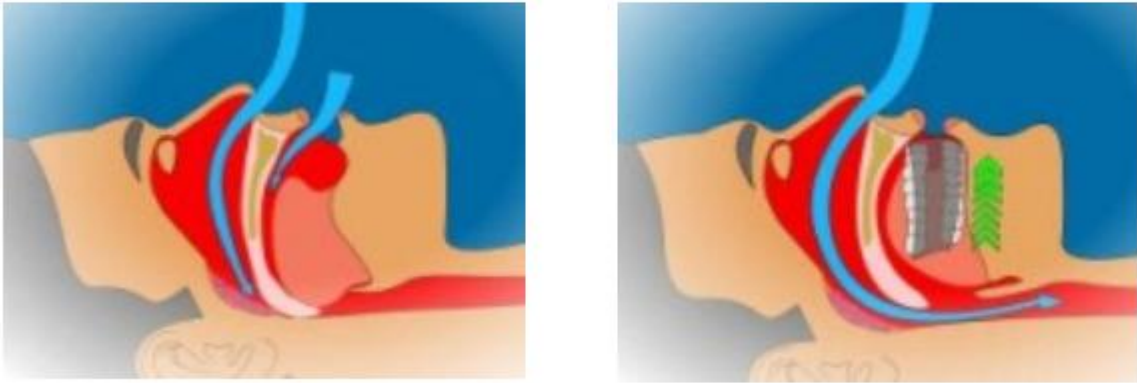
PAP (Pozitif Hava Basıncı), tıkaçıcı uyku apnesinde en etkili tedavi yöntemi, burun üzerine yerleştirilen bir maske aracılığıyla solunum yoluna basınç veren bir cihazla uyumaktır. Çalışma prensiplerine göre CPAP (continuous positive airway pressure), biPAP (bilevel positive airway pressure), aPAP (automatic positive airway pressure) isimleri verilen farklı türleri vardır. Şekil 2.6'da pozitif hava basıncı cihazına bağlı bir hasta görülmektedir.



Şekil 2.6: Pozitif Hava Basıncı Cihazı ve Hastaya Uygulanması

Uyku apnesinde **cerrahi tedavilerin** amacı hava yolunu kapatan dokuların alınması, küçültülmesi veya gerginleştirilmesidir. Bunlar Faringoplasti ameliyatları, Radyo frekans cerrahisi ve dil kökünü öne çekmeye yönelik ameliyatlardır.

Dental aparatlar alt çeneyi ve dili öne çekerek hava yolunu açık tutmayı amaçlayan, sadece hafif dereceli apnede kullanılabilen protezlerdir. Bu protezlerin her gece uykuda ağza takılması gerekir ve her hastanın diş kalıbı alınarak o hasta için özel olarak üretilirler. Şekil 2.7’de anatomik nedenlerle solunum yolu tıkanmış bir hasta ve hastanın ağzına yerleştirilen protez yardımı ile çenesinin öne çekilmesi suretiyle solunum yolunun açılabilirdiğini gösteren temsili resim görülmektedir.



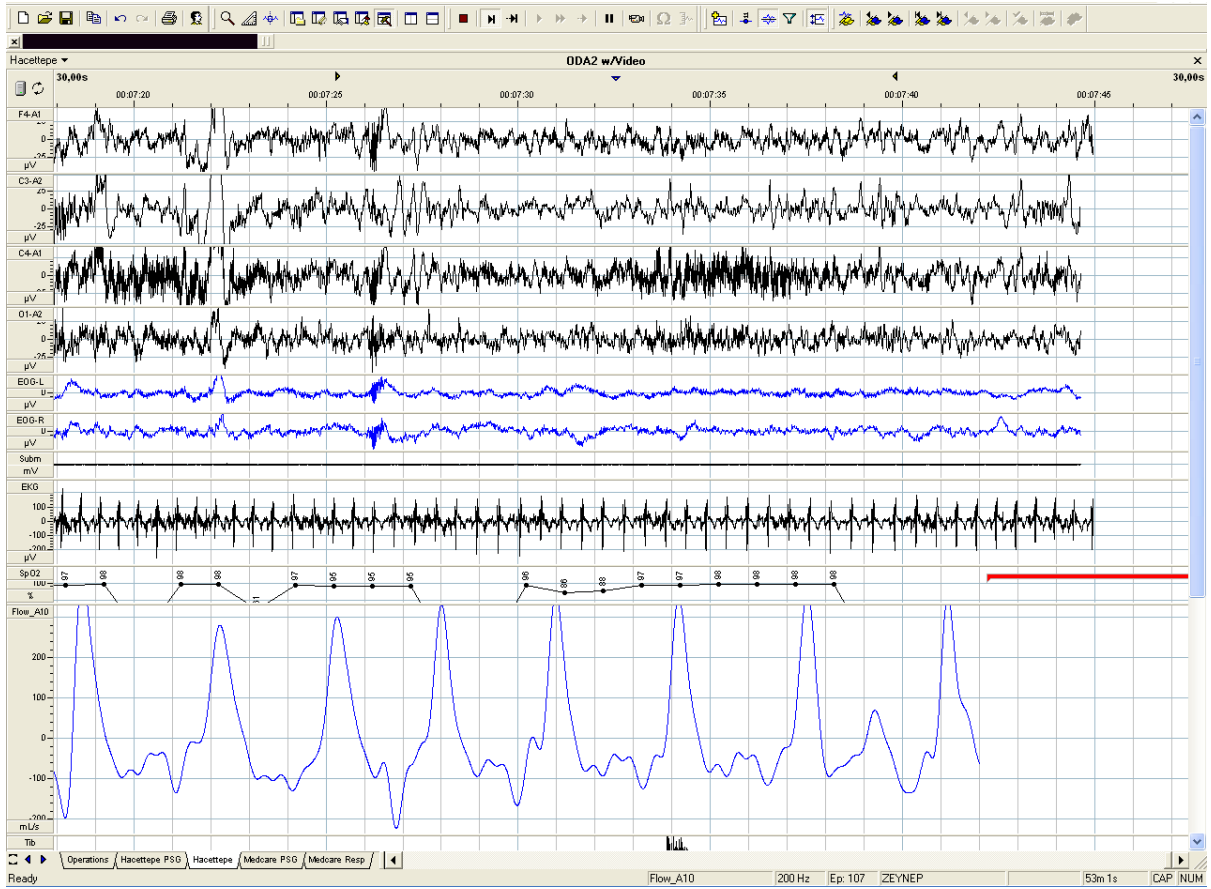
Şekil 2.7: Solunum Yolu Tıkanıklığı ve Dental Aparat Kullanımı

Sonraki bölümde UAS teşhisinde sıkça kullanılan PSG ve taşınabilir kayıt cihazlarının özellikleri ve karşılaştırmaları hakkında detaylı bilgiye yer verilmiştir.

2.6 UAS Kayıt Cihazları

2.6.1 Polisomnografi

Polisomnografi, uykuda solunum bozuklukları ve diğer uyku bozukluklarını tespit etmede kullanılan “altın standart” yöntemdir [29][30]. Uyku sırasında, nörofizyolojik, kardiorespiratuar, diğer fizyolojik ve fiziksel parametrelerin belli aralıklarla, genellikle gece boyunca, eş zamanlı ve devamlı olarak kaydedilmesi şeklinde tanımlanabilir [30]. Şekil 2.8’de bir hastamızın PSG kayıt örneği görülmektedir.



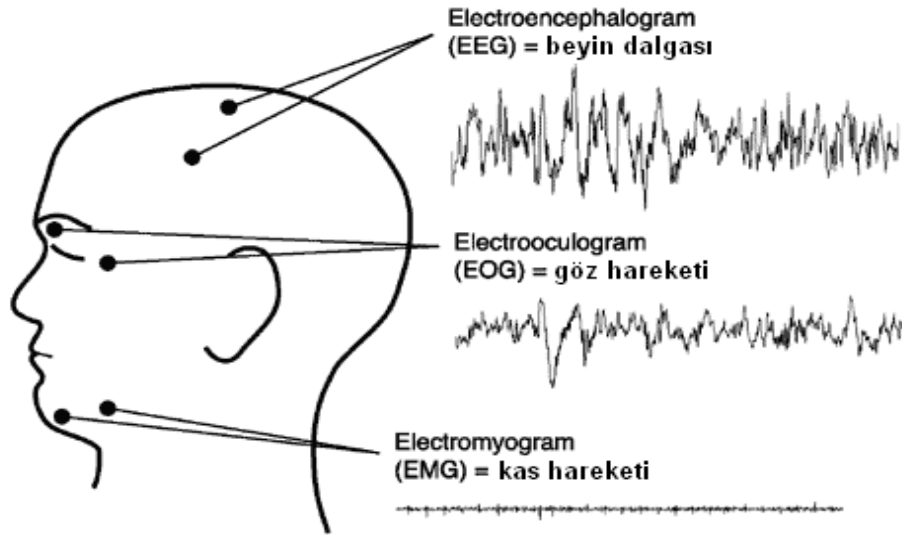
Şekil 2.8: Polisomnografi Kayıt Örneği

PSG ile kaydedilen veriler;

- Elektroensefalografi (EEG)
- Elektrokülofografi (EOG)
- Elektromyografi (EMG-submentalis)
- Ornazal hava akımı (Flow-meter)

- Toraks-abdominal hareketler
- Oksijen doyumunu
- Elektrokardiyografi (EKG)
- Elektromyografi (EMG-tibialis)
- Vücut pozisyonu
- Trakeal mikrofona

Kaydedilen bu veriler genelde uyku sırasında izlenebilecek bütün sorunlar için bir araya getirilmiş olup özellikle uyku apnesi için orozal, toraks, abdomen, EKG, oksijen doyumunu önem taşımaktadır. Ancak bu verilerin yanında yardımcı birtakım veriler ile teşhisin değeri artırılmaktadır. Apne-Hipopne İndeksi hesaplanırken hastanın derin uykuda (NREM Evre3 veya Evre4'ten birinde) olması gerekmektedir. Hastanın hangi evrede olduğu ise PSG kayıtlarında toplanan EEG, EOG ve EMG verileri ile anlaşılmaktadır. Şekil 2.9'da kafatası üzerinden bu sinyallerin toplandığı temsili noktalar ve toplanan sinyallerin karakteristiği örnek olarak verilmiştir.



Şekil 2.9: Beyin dalgası, Göz hareketi ve Kas hareketi Sinyalleri

Aşağıda EEG, EOG ve EMG verilerine bakılarak uyku evrelerinin nasıl bulunacağı aşağıdaki tabloda kısaca özetlenmiştir [31].

Tablo 2-1: Uyku Evrelerinin Belirlenmesi

<p><u>Uyanıklık</u></p> <p>EEG; Alfa aktivitesi (8-12 Hz) > %50</p> <p>EMG; yüksektir.</p> <p>EOG; hızlı göz küresi hareketleri, göz kırpmaları vardır.</p> <p>Uyku periyodunun % 5 (%1-4) ten azını oluşturur.</p>
<p><u>NREM Evre 1</u></p> <p>EEG; Düşük voltaj, mikst frekanslı EEG aktivitesi vardır. Alfa aktivitesi < % 50</p> <p>Santral bölgelerde yüksek genlikli "verteks" keskin dalgaları mevcuttur.</p> <p>EMG; Uyanıklık seviyesine göre yaklaşık % 50 azalma vardır.</p> <p>EOG; Yavaş göz küresi hareketleri vardır.</p> <p>Uyku periyodunun % 1-4 ünü oluşturur.</p>
<p><u>NREM Evre 2</u></p> <p>Delta (1-4 Hz.) < %20</p> <p>Uyku iğleri ve K-kompleksleri görülür. Bir uyku iği ve K-kompleks arasındaki süre < 3 dk 'tür.</p> <p>EMG; Düşük</p> <p>EOG; Yavaş göz küresi hareketleri var veya hiç yoktur.</p> <p>Uyku periyodunun % 45-50 sini oluşturur.</p> <p>EEG; Teta frekansında (4-7 Hz.) EEG aktivitesi görülür.</p>
<p><u>NREM Evre 3</u></p> <p>Yavaş EEG aktivitesi vardır. Delta %20-50</p> <p>EEG; K-kompleksler ile delta dalgalarının ayırımı mümkün olmayabilir.</p> <p>Uyku iğleri bazen görülebilir.</p> <p>EMG; Çok düşüktür.</p> <p>EOG; Göz küresi hareketleri yoktur.</p> <p>Uyku periyodunun % 3-8 ini oluşturur.</p>
<p><u>NREM Evre 4</u></p> <p>Belirgin olarak yavaşlamış EEG aktivitesi vardır. Delta > % 50</p> <p>EEG; K-kompleks ve uyku iğleri kaybolur.</p> <p>EMG; Çok düşüktür.</p> <p>EOG; Göz küresi hareketleri yoktur.</p> <p>Uyku periyodunun % 10-15 ini oluşturur.</p>
<p><u>REM</u></p> <p>EEG; Desenkron, düşük voltaj, mikst frekanslıdır.</p> <p>3 Hz frekansında "testere dişi" dalgalar görülür.</p> <p>EOG; Epizodik hızlı göz küresi hareketleri vardır. EMG; En düşük seviyededir.</p> <p>Çok kısa süreli tonik aktivite artışı veya birkaç saniye süreli fazik aktivite (twiches) görülebilir.</p> <p>Gece uykusunun % 20-25 ini oluşturur.</p>

Ayrıca uyku evrelerinin belirlenmesinin dışında bir diğer önemli girdi ise hasta pozisyonunu belirlemektir. Son yıllarda yapılan çalışmalar tıkalı uyku apnesi ile uykuda vücut pozisyonunun belirgin bir ilişkisinin olabileceğini ortaya koymaktadır. Horlama yakınması olanların birçoğu, sırtüstü yattığında horladığını, yan döndüğünde ise horlamasının kesildiğini ifade etmektedir. Bu durum klinik verileriyle de doğrulanan bir gözlemdir. Uykuda solunum durması olan (Obstrüktif Sleep Apne Sendromu - OSAS) hastalarda da uyku süresince vücut pozisyonu apne ve hipopne sıklığını etkilemektedir. Her zaman olmamakla birlikte bu vakaların çoğunda apne-hipopne indeksi (AHİ) sırtüstü (supine) pozisyonda artar, yan (lateral) pozisyonda ise azalır.

New York'ta iki uyku merkezinde bu konuda yapılan bir çalışma Chest dergisinde yayınlanmıştır. Sırtüstü olmayan pozisyonlarda uyku boyunca AHİ'de %50 azalma olduğunda pozisyonel uyku apnesinden söz edilir. CPAP'a alternatif olarak pozisyonel uyku apneli hastalar pozisyonel terapiye aday olabilir. Birçok çalışmalar pozisyonel terapinin tek başına tüm OSAS'lı hastaların yaklaşık %30-50'sinin tedavisinde kullanılabileceğini belirtmektedir [32].

Taşınabilir kayıt cihazları, tıkalı uyku apnesi şüphesinde tanısal kayıt için kolaylığı kabul edilmiş ancak değerlendirme için genel kabul görmesinin zaman alacağı bilinen bir yaklaşımdır.

2.6.2 Taşınabilir Kayıt Cihazları

Taşınabilir kayıt cihazlarının standart PSG cihazlarına kıyasla birçok avantajları vardır. Bu avantajlar; taşınabilir kayıt cihazlarına erişim kolaylığı, cihazların hasta tarafından daha fazla kabul görülmesi, evde kayıt imkanı, göreceli olarak ucuz maliyetli oluşu ve uzaktan sağlık uygulamasına imkan tanınması olarak sıralanabilir. Taşınabilir cihazlar kısıtlı kanal sayılarına rağmen uyku apne tanısında polisomnograflar kadar etkin olarak kullanılması amaçlandığında, hangi kanalların mutlaka gerekli olduğu da ayrıca bir tartışma konusudur. Bu tartışma doğrultusunda American Academy of Sleep Medicine (AASM) 1994 yılında uyku gözlemi için kullanılan ekipmanları Tablo 2-2'de özetlediği gibi dört düzeyde sınıflandırmıştır [6][7].

Tablo 2-2: Uyku Gözleminde Cihaz Düzeyine Göre Kullanılan Ekipmanlar

	I. Düzey	II. Düzey	III. Düzey	IV. Düzey
	Gözlemlı PSG	Gözlemsiz PSG	Modifiye Taşınabilir Uyku Apne Testi	Kayıt Cihazı
Kaydedilen Veriler	<ul style="list-style-type: none"> - EEG, - EOG, - EMG, - EKG, - Oronazal hava akımı, - Solunum çabası, - Oksijen doyumu içeren asgari 7 kanal 	<ul style="list-style-type: none"> - EEG, - EOG, - EMG, - EKG, - Oronazal hava akımı, - Solunum çabası, - Oksijen doyumu içeren asgari 7 kanal 	<ul style="list-style-type: none"> - Oronazal hava akımı, - Solunum çabası, - Kalp hızı veya EKG içeren asgari 4 kanal 	<ul style="list-style-type: none"> - Oksijen doyumu, hava akımı ya da solunum çabasını kaydeden asgari 1 kanal
Yatış Pozisyonu	Objektif olarak ölçülebilir	Mümkün	Mümkün	Yok
Bacak Hareketleri	EMG ya da Hareket duyargası	Mümkün	Mümkün	Yok
Tekniker	Evet	Hayır	Hayır	Hayır
Müdahale	Mümkün	Hayır	Hayır	Hayır

Bahsedilen bu avantajların yanında taşınabilir kayıt cihazlarının standart PSG cihazlarına göre bazı dezavantajları da mevcuttur. Muhtemel veri kayıpları, sınırlı veri kayıt kapasitesi nedeniyle uyku – uyanıklık zamanlarının ayırt edilememesi, buna bağlı olarak yanlış skorlama riskleri taşınabilir kayıt cihazlarında karşılaşılan en büyük sıkıntılardandır.

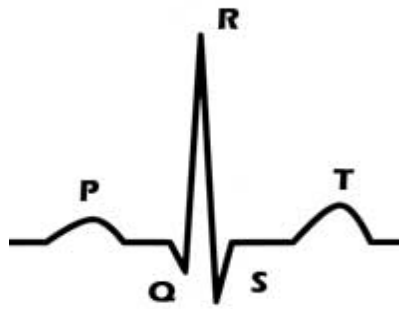
2.6.3 Duyurgalar

Oronazal hava akışındaki (Termistör) değişiklikler, hastanın ağız ve/veya burun kısmına yerleştirilen sıcaklığa bağlı olarak direnci değişen yarıiletken devre

elemanları olan termistörler vasıtasıyla belirlenmektedir. Çalışmamızda kararlı bir karakteristiğe sahip olan ve sıcaklıkla ters orantılı olarak direnç değeri değişen Negatif Sıcaklık Katsayısı (Negative Temperature Coefficient - NTC) tipi termistör kullanılmıştır.

Solunum çabası (Gerinim Ölçer) devresi bir piezo solunum dönüştürücüsünden gelen sinyalin genliğini arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Piezo, bir kristal çeşidi olup mekanik bir güç uygulandığında elektriksel olarak polarize olan bir maddedir. Solunum hareketi dönüştürücüsü ise bu kristali kullanarak göğüs veya karın bölgesinde nefes alma sırasında oluşan genişleme ve daralma hareketini elektrik sinyaline çevirmektedir. Vücut etrafına sarılmış bir elastığın gerginliğinin değişmesi, bunun ucuna bağlanmış piezo bir algılayıcı üzerindeki gerginliğin gerilime dönüştürülmesiyle ölçülür. Bu dönüştürücü sayesinde bireyin nefes alıp almadığı, bu yönde çaba olup olmadığı, nefesin derinliği, nefes alıp verme hızı gibi bilgiler elde edilir.

EKG (Elektrot) kalpteki elektriksel potansiyel değişikliklerini kaydetmeye dayanan bir yöntemdir. Kalbin sağ kulakçığında yer alan Sinüs düğümü tarafından üretilen küçük potansiyeller vücudun iletkenlik özelliğinden yararlanılarak kollara, bacaklara veya göğse konulan yüzey elektrotlarıyla alınıp, yükseltilerek Şekil 2.10'deki dalga yapısına benzer karaktere sahip sinyallere elde edilir.



Şekil 2.10: EKG Sinyali (P,QRS, T dalgaları)

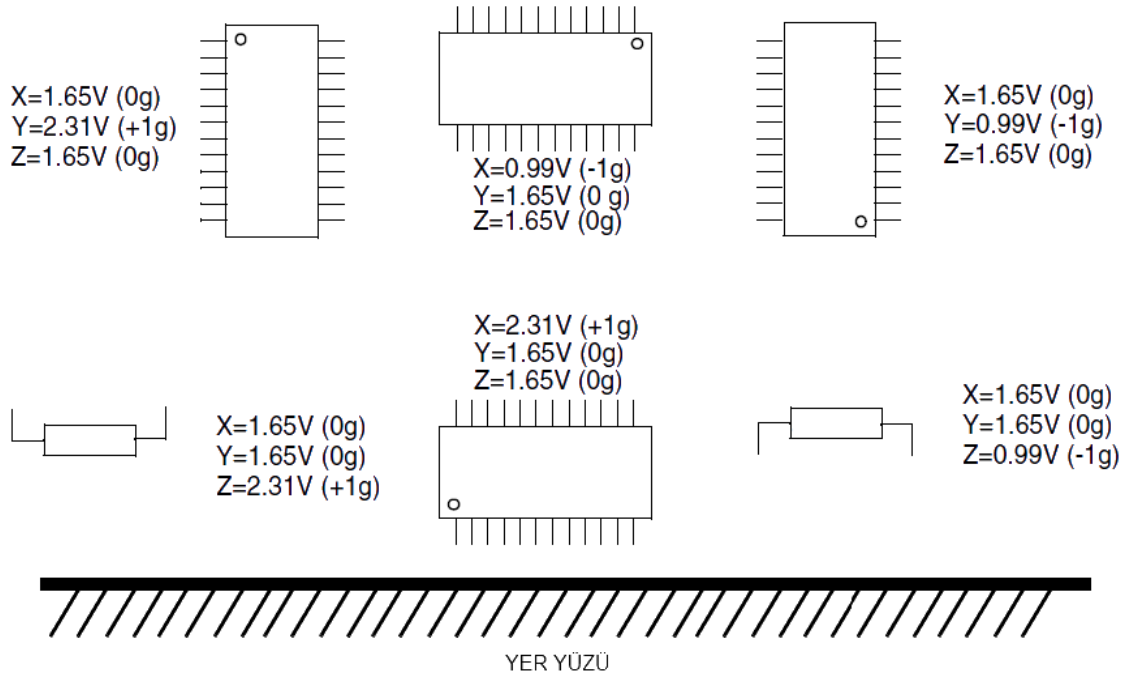
Normal bir EKG'de P, QRS ve T diye adlandırılan 3 dalga vardır. P dalgası kulakçıkların tembih ile kasılmasını, QRS dalgası karıncıklara geçen tembihin bunları kasmağını, T dalgası karıncıkların polarize (sakin) hale gelmesini gösterir.

Dalgalar arasındaki mesafeler dalgaların süresi, yükseklikleri, şekilleri, düzenli olarak birbirlerini takip etmelerindeki değişiklikler kalpte olabilecek yapı değişikliğini veya hastalığı gösterebilmektedir.

Oksijen Doyumu kırmızı ve kızılötesi LED'lerin sağlamış olduğu ışığın, soğurulma miktarına göre değişim gösteren sinyalin frekans değerlerini karşılaştırarak oksijen doyum miktarının hesaplanması işlevini gerçekleştirmektedir. HbO_2 kırmızı ışığı daha çok geçirirken, kızılötesi ışığı soğurmaktadır. Hb ise aksine kızılötesi ışığı daha çok geçirirken, kırmızı ışığın soğurulmasına sebebiyet vermektedir. HbO_2 ve Hb soğurulma spektrumundaki farklılık ile kırmızı ve kızılötesi ışığın dalga boyları arasında doku tarafından ışığın zayıflama oranının çok düşük olması, kırmızı ve kızılötesi ışık kaynaklarının kandaki oksijen doyumunun hesaplanmasında tercih edilmesinin en önemli sebebidir.

Vücut Pozisyonu (İvmeölçer) değişikliklerini ölçebilmek için ivmeölçerden yararlanılması düşünülmüştür. İvme duyargaları doğası gereği üzerine uygulanan tüm kuvvetleri algılamaktadır, yerçekimine bağlı olarak yaklaşık $1g$ ($9.8m/s^2$)'lik ivme değeri sürekli olarak ölçülmektedir ve doğrultusu yerin merkezine doğrudur. Bu bilgiden yola çıkarak, vücuda yerleştirilen ivmeölçerin çıkışlarından yerçekiminin yönü, dolayısıyla vücut pozisyonu kolaylıkla belirlenebilmektedir.

Vücut pozisyonu ve vücut hareketi 3 boyutlu olarak kayıt altına alınmak istendiğinde 3 eksenli ivmeölçerleri kullanmak faydalı olacaktır. Ancak genellikle kullanılan sırt üstü, yüz üstü ve sağ-sol omuz üstü yatışların tespiti için 2 eksenli ivmeölçer yeterlidir. Buna rağmen sadece sırt-yüz üstü ve omuz üstü yatışların belirlenmesinde tek eksenin yeterli bilgiyi verebildiği bilinmektedir [33].



Şekil 2.11: İvmeölçerin Yeryüzüne Göre Çıkış Gerilimi

Takip eden bölümde genel olarak tartışılan kayıt alma yöntemleri ve çeşitleri ayrıntılı bir tasarım analizi içinde tekrar gözden geçirilecek, taşınabilir Apne cihazını bir araya getiren önemli öğeler içinde kullanımı verilecektir.

3 TAŞINABİLİR KAYIT CİHAZI TASARIMI

Sistematik bir kaynak taraması göstermiştir ki 3 farklı bilimsel dernek; The American College of Chest Physicians (Amerika Göğüs Hekimleri Koleji), The American Thoracic Society (Amerika Göğüs Derneği) ve The American Academy of Sleep Medicine (Amerika Uyku İlacı/Hekimliği Akademisi) UAHS hastalığının hasta laboratuvara gelip, teknisyen tarafından gözetim altında tutulmadan izlenebilmesi imkanını sağlayan taşınabilir sistemlerin nasıl kullanılacağına dair kılavuzlar yayınlamıştır [34]. Bu kılavuzlar aşağıdakileri içermektedir:

- **I. Düzey:** Standart PSG'ler.
- **II. Düzey:** Gözlemsiz Taşınabilir PSG'ler. Bu cihazlar en az 7 değişkenin kaydını tutarlar (EEG, EOG, EMG, ECG, solunum çabası, hava akışı, SpO2). Az sayıda yayınlanmış çalışmanın dışında bu cihazlara günlük kullanımda örnek teşkil edebilecek veri bulunmamaktadır.
- **III. Düzey:** Uyku apnesi için taşınabilir sistemler ya da solunum (kayıt) cihazları. Üçüncü düzey cihazlar dört ya da daha fazla kalp ve akciğer biyolojik parametrelerini kaydeder. Bu düzeydeki cihazların uyku laboratuvarlarında UAHS'ı teşhis etme konusunda uygun olduklarına dair çok fazla kanıt vardır.
- **IV. Düzey:** Bir veya iki biyolojik değişkenin sürekli kaydının tutulması. Kayıt aldığı veri kanalının sınırlı olmasından dolayı bu sistemlerin rutin kullanımlarında uyku laboratuvarlarında ya da gözlemsiz ortamlarda kullanımları uygun değildir.

Son yapılan çalışmalara göre açıkça görülüyor ki UAHS'ın düzeyel teşhisinde II. ya da IV. düzey cihazlar yerine III. düzey cihazların kullanımına odaklanılması gerekmektedir.

III. düzey çalışmaları da bu nedenle, teşhiste önemli ve kabul edilebilir bir alternatif olmaktadır. Bu çalışmalar genellikle uyku patolojisi laboratuvarlarında uzun bekleme sıraları ve hasta teşhisinden doğan büyük baskıyı azaltmayı amaçlamaktadır. Bu cihazlar birçok durumda doğru teşhis için yeterli bilgiyi

verebilmektedir. Bu çalışmalar her ne kadar birbirinden farklı birçok ticari ürüne göre değişseler de solunum bozuklukları ile ilgili bilgileri (hipopne ve apne evrelerinin sıklığı ve sınıflandırılması ile solunum olaylarının saatteki sayısı), SpO2'nin değişimi, solunum sesleri, horlamalar ve vücut pozisyonunun tanımlanması ile ilgili bilgileri sağlamaktadır [35].

3.1 Donanım Tasarımı

Duyarlılık (yeterli çözünürlük ve sinyal seviyesi), özgünlük (istenilen sinyallere yönelik olma), tekrarlanabilirlik (zaman ve ortam koşullarından bağımsız sağlıklı veri alabilme) ve hasta güvenliği (invasif olmayan duyargalar ile hastaya zarar verebilecek her türlü tehlikeden arındırılmış olma) tasarlanacak donanım için en temel başlıklardır. Seçilecek duyargaların küçük boyutu olması, minimal girişim yapması, hızlı tepki vermesi ve düşük maliyetli olması tercih edilen özelliklerdendir. III. Düzey kayıt cihazları sinyallerini kapasiteleri ölçüsünde hızlı kaydedebilmeleri için bazı kanalları ve dönüştürücüleri içermezler (örneğin EEG, EMG, EOG). Bununla birlikte oronazal hava akımı, solunum çabası, horlama, oksijen doyumunu, kalp hızı ve vücut pozisyonu için çeşitli dönüştürücüleri kullanırlar [33]. AASM kılavuzunda (AASM 2007) polisomnografik duyarga kayıtları için tavsiye edilen ve minimum örnekleme oranları Tablo 3-1'de belirtilmiştir. (EEG, EKG, EMG ve EKG hariç diğer sinyaller)

Tablo 3-1: Taşınabilir Kayıt Cihazlarında Sinyaller İçin Geçerli Örnekleme Oranları

Sinyal	Tavsiye Edilen Örnekleme Hızı (Hz)	Minimum Örnekleme Hızı (Hz)
Hava Akımı (Apne için)	100	25
Solunum Basıncı (Hipopne için)	100	25
Oksijen Doyumu	25	10
Göğüs kafesi ve Karın hareketleri (Solunum Çabası)	100	25
Vücut Pozisyonu	1	1
Horlama Sesi	500	200

Tablo 3-1’de taşınabilir kayıt cihazları için AASM 2007’de tavsiye edilen örnekleme oranları dikkate alındığında 5 kanal verinin tamamının 200 Hz’lik örnekleme oranının uygun olacağı görülmektedir. Hava akımı, oksijen doyumu, solunum çabası ve vücut pozisyonu için tavsiye edilenin üzerinde bir örnekleme oranı tercih edilmiştir. Cihazın veri toplama kapasitesi 5 kanal için daha yüksek hızlara izin verse bile örnekleme oranını arttırmak toplanan verinin de dosya boyutunu arttırmak demek olduğundan ve yaklaşık 7-8 saatlik kayıt düşünüldüğünde sinyal işleme için gereğinden fazla iş yükü getirecek olmasından dolayı 200 Hz yeterli bulunmuştur.

Evde veya uyku laboratuvarlarında AHİ tabanlı bir karşılaştırma yapılabilmesi için 4 saat veya daha uzun süreli kayıtların ideal olduğu ve toplanan verilerin 4 saatten az olması durumunda AHİ seviyesi 15 veya daha çok olan hastalarda yanlış negatif sonuç almaya yol açabileceği yapılan çalışmalar ile ortaya konulmaktadır [36]. Bu nedenle tasarlanacak taşınabilir kayıt cihazının da en az 4 saatlik veri kaydı yapabilecek kapasitede olması beklenmelidir.

3.1.1 Holter Cihazı Tasarımı

Çalışmadaki holter cihazı tasarımı Hacettepe Elektrik ve Elektronik Mühendisliği yüksek lisans programında 2003 yılında başlamıştır. Sırası ile 2005 yılında Tacim Deniz [37], 2007 yılında Özgür Karadeniz [38] ve son olarak 2010 yılında Tolga Dünder [10] tamamladıkları yüksek lisans tezleri ile bu cihazın altyapısını önemli bir noktaya getirip tanıma yordamlarını değişik yönleri ile inceleyerek geniş bir çalışma gerçekleştirmişlerdir.

Bu çalışmada ise donanım bakımından kayıt cihazının güvenilirliğini artırıcı önlemler alınmış ve daha yeni çözümlerle son hali verilmek istenmiştir. Özellikle sayısal kartın mikrodenetleyici katında oluşan kesme sorunlarının yanı sıra pratik olarak sorun yaratan frekans kaymaları yeni eklenen birimlerle iyileştirilmiştir. Donanım çalışmasında var olan kanallara ek olarak hasta pozisyonunu belirlemek ve bazı fizyolojik verileri tek kanaldan üretebilme araştırmalarına alt yapı hazırlamak üzere ivmeölçer duyargalarının okunacağı bir kanal daha eklenmiş ve cihaza uyumlandırması sağlanmıştır. Sonuç olarak bu bölümde geliştirilen yeni yapılar daha fazla vurgulanarak sistem kuramsal olarak tekrar gözden geçirilecektir.

3.1.2 İvmeölçer Kayıt Alımı

Bu çalışmanın en önemli amaçlarından bir tanesi de uyku apnesi takibinde ucuz MEMS tabanlı ivmeölçer duyargasının taşınabilir kayıt cihazlarında kullanımını incelemektir. Fiyatı 5-10 dolar civarındaki bu ucuz ve erişilebilir duyargalar yüksek bant genişliğinde 3 eksen ivme verisi verebilmektedir.

Bu doğrultuda uyku apnesine tanı koyabilecek bilgilerin çıkarımına ve kullanımına yönelik kalp atım hızı, solunum çabası, horlama ve vücut pozisyonu bilgilerinin tek bir ivmeölçer üzerinden türetilebilme çalışması önemli bir adım ve nitelikli bir amaçtır.

3.1.2.1 İvme

Fizikte ivme, hızın zamana göre değişim hızı [39] veya zamana göre türevi olarak tanımlanır. Büyüklüğü ise uzaklık / zaman² olan bir vektörel niceliktir ve cismin hem hızının hem de yönünün şiddetlerindeki değişimini gösterir [40][41].

İvmeölçer yardımıyla ölçülen ivmenin MKS birimi metre / saniye² dir. Klasik mekanikte sabit kütleli bir cismin ivmesi, cisme etki eden net kuvvetle orantılıdır (Newton'nun ikinci yasası):

$$F = m \cdot a \rightarrow a = F/m \quad (3.1)$$

Denklem (3.1)'den görüleceği üzere ivme ile kuvvet arasında doğrusal bir ilişki vardır. Newton'un Evrensel Kütle Çekim Kanunu gereğince her bir noktasal kütle bir diğer noktasal kütleyi merkezleri üzerinden geçen eksen üzerinden birbirine çekmekte olduğunu anlatır. Yerküre de bizi kendi merkezine doğru yerçekimi ivmesi ile çekmektedir ki bu değer deniz seviyesinde yaklaşık olarak 9,81 m/s² dir ve aynı zamanda 1g'ye karşılık gelmektedir.

İvme, hareket unsuru olan bir cismin veya sistemin fiziksel karakterini belirten önemli bir parametredir. Ataletsel kuvveti ölçülebilir elektriksel sinyallere çeviren duyargalara da ivmeölçer adı verilir. İvmeölçerler bu özelliği ile mühendislik, biyoloji, sanayi, inşaat ve yapısal görüntüleme, medikal ve seyrüsefer gibi birçok alanda geniş bir kullanım alanı olan duyargalardır. Her geçen gün yeni bir uygulama ile birçok alanda kullanımı artarak karşımıza çıkmaktadır.

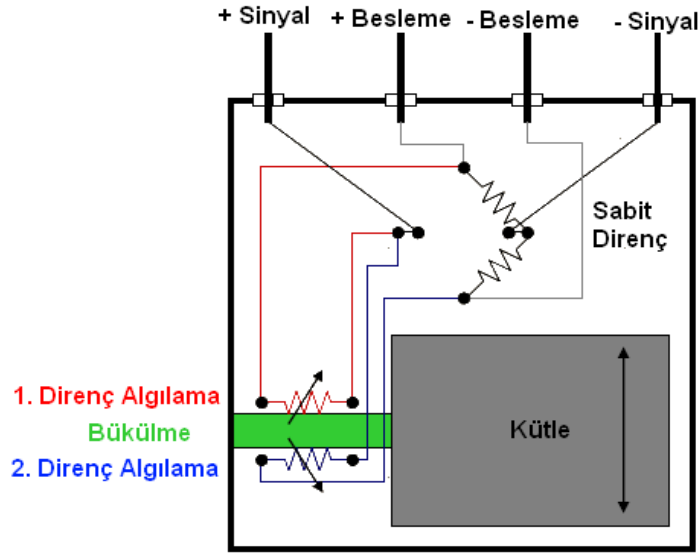
3.1.2.2 İvmeölçer Çeşitleri

İvmeölçer seçimi yapılırken ilk adımda ölçüm tipi belirlenmelidir ve böylece seçilecek teknolojiye de karar verilmiş olunacaktır. Aşağıda çeşitli ivmeölçerinin özellikleri ve çalışma prensipleri anlatılmıştır.

3.1.2.2.1 Rezistif İvme Ölçerler

Uygulanan ivme ile orantılı olarak direnç köprüsünün voltaj değişimi görülür. Rezistif ivmeölçerlerin genel çalışma prensibi Şekil 3.1'de gösterilmiştir. Kütle üzerine uygulanan ivmenin etkisi sonucu yeşil ile gösterilen parça üzerinde bükülme meydana gelerek direnç değeri değişim göstermektedir. Direnç köprüsü

üzerindeki bu değişim voltaj değişimiyle duyarga çıktısı oluşturur ve ivme değeri ölçülmüş olur.

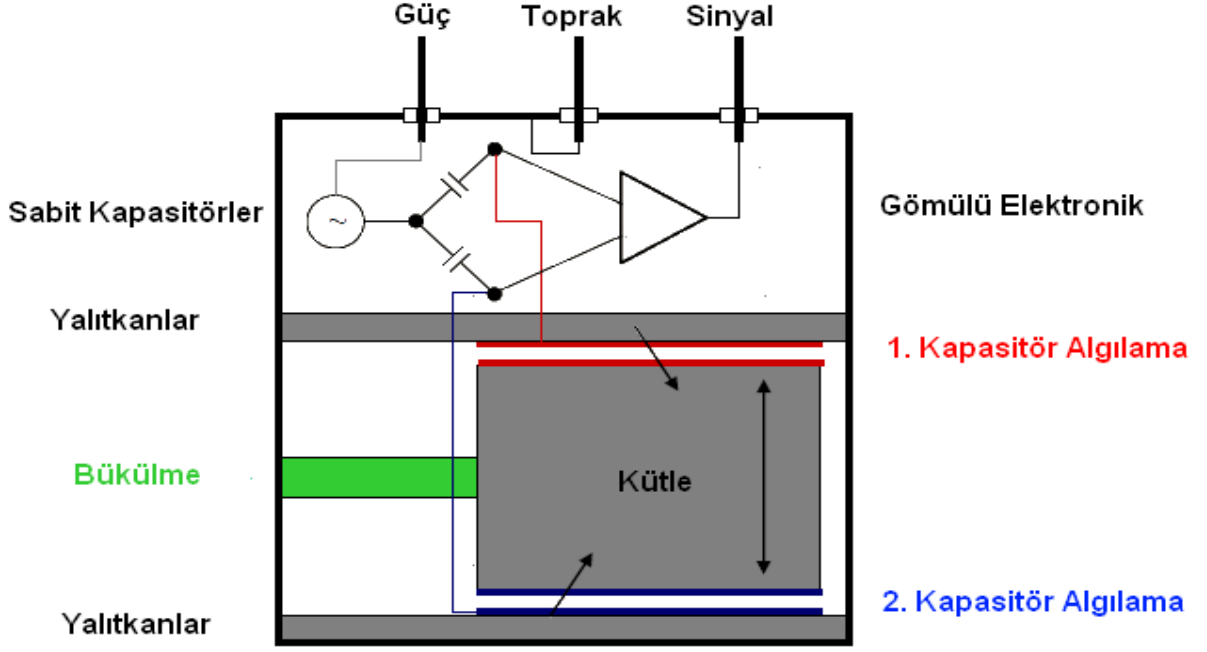


Şekil 3.1: Rezistif İvmeölçer Çalışma Prensibi

Gerinim ölçer (Strain Gauge), piezo rezistif, ince-film dirençler rezistif ivmeölçerde kullanılan türlerdir. Sınırlı frekans aralığında çalışırlar (<10kHz), hassasiyetleri giriş gerilimine göre değişkenlik gösterir, mikro düzeyde yerleştirilmiş kullanımları hem küçüktür hem de çok hafiftir. Fiyat aralığı 5-1000 Dolar arasında değişkenlik göstermektedir.

3.1.2.2.2 Kapasitif İvmeölçerler

İvme etkisine bağlı olarak kapasitör plakaları arasındaki mesafe değişir ve dolayısıyla hareket eden kütle üzerine tutturulmuş kapasitörlerin kapasitansı değişim gösterir. Bu değişimi algılamak üzere gömülü olarak duyarga içerisinde oluşturulmuş kapasitif köprü elektrik devresi ivme değişimini frekans modülasyonu olarak duyarga çıktısında üretir.

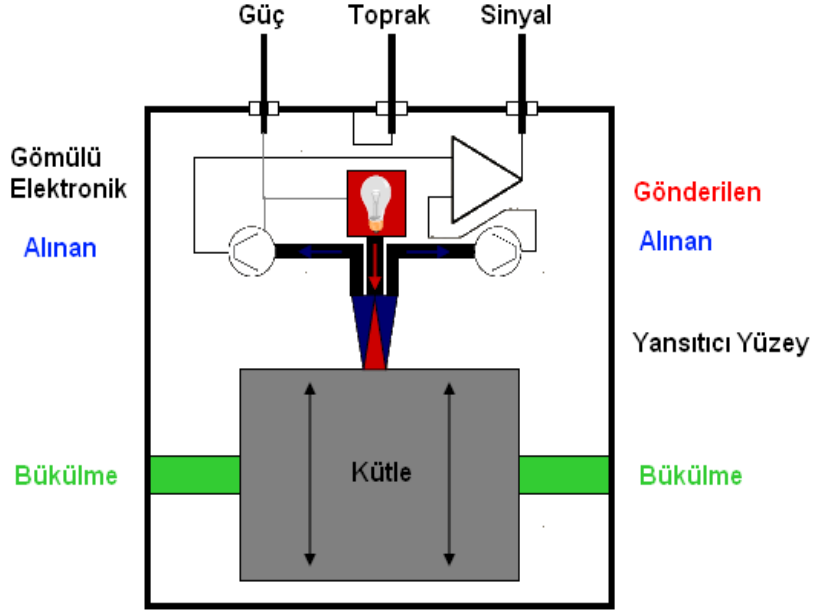


Şekil 3.2: Kapasitif İvmeölçer Çalışma Prensibi

Kapasitif ivmeölçerler düşük genlikli ve düşük frekanslı titreşimleri ve sabit ivmeleri ölçmekte kullanılırlar. Şekil 3.2'deki gibi karşılıklı yerleştirilmiş kapasitör plakalarının arasındaki kapasitansın değişmesi prensibi ile ölçüm yaparlar. Bu plakalar arasındaki mesafe ve dolayısı ile kapasitans ivmeye maruz kalması nedeniyle değişir ve ivme ile doğrusal bir sinyal çıkışı üretir. Rezistif ivmeölçerler ile benzer karakteristiğe sahiptir. Düşük frekans ve/veya uzun süreli kullanım gerektiren uygulamalarda, hareket benzetimlerinde, eğim ölçmede, hava yastığı veya otomobil alarm sistemlerinde ve daha birçok alanda kullanımı mevcuttur.

3.1.2.2.3 Fiber Optik İvmeölçerler

Alıcı/algılayıcı tarafından toplanan ışığın büyüklüğü uygulanan ivmeye göre değişim gösteren ivmeölçer çeşididir. Basit anlamıyla Şekil 3.3'te gösterilmiştir.

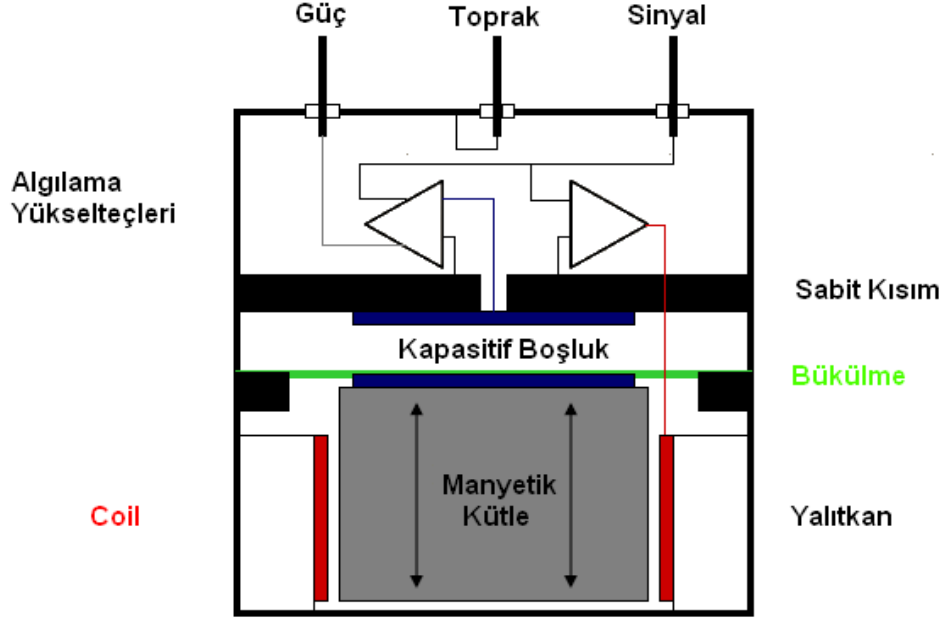


Şekil 3.3: Fiber Optik İvmeölçer Çalışma Prensibi

Rezistif ve kapasitif ivmeölçerler ile benzer karakteristik gösterir ve benzer uygulama alanları bulunmaktadır. Bunların dışında yüksek çalışma sıcaklığı, radyo frekansı ve elektro manyetik girişimli ortamlarda gürültüye karşı daha az duyarlı olması, dolayısıyla uzun kablo boylarında sinyalinin daha az kayba uğraması fiber optik ivmeölçerlerin avantajlarıdır. Duyarganın pahalı olması, kablolama ve sinyal yapısındaki zorluklar ve diğer duyargalara göre ebadının biraz daha büyük olması en önemli dezavantajlarıdır. Tek eksen birim fiyatları ortalama olarak 1700 ile 2300 Dolar arasında değişmektedir.

3.1.2.2.4 Servo / Kuvvet Dengeleyici İvmeölçerler

Temel olarak maruz kalınan ivmeyle orantılı kuvvet geri beslemesi ile sabit bir kapasitans elde edilme prensibiyle çalışan ivmeölçer türüdür.

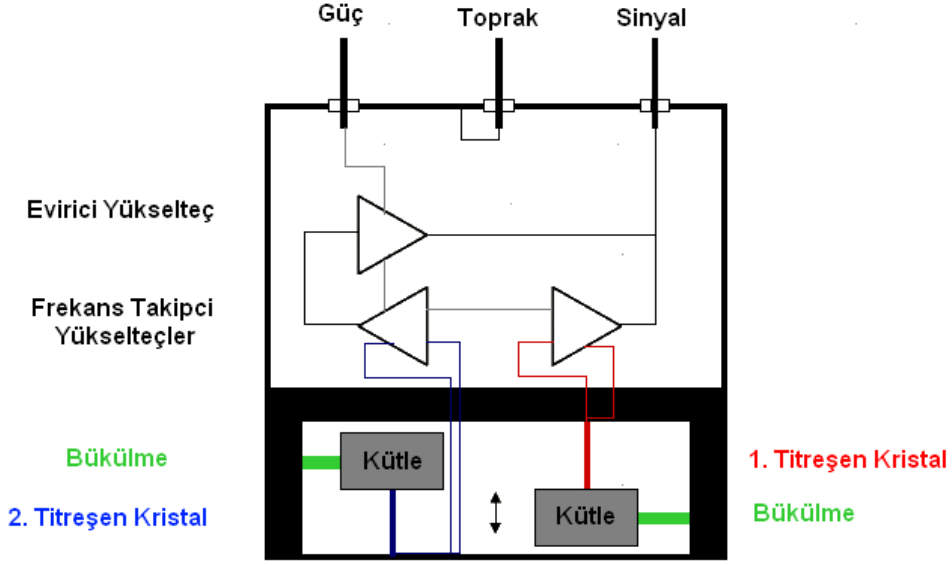


Şekil 3.4: Kuvvet Dengeleyici İvmeölçer Çalışma Prensibi

Şekil 3.4'te gibi negatif geri besleme olarak kullanılan akım sinyali tork bobinleri (coil) üzerinden akarak dengeleyici tork değerini manyetik kütle üzerinde üretir. Uygulanan akımın büyüklüğü dengeleyici tork ve dolayısıyla ivme ile orantılı olarak değişim göstermektedir. Yüksek performanslı bu ivmeölçerlerin gürültüye duyarlılık, sıcaklık dengesi, bant genişliği ve çözünürlük gibi performans özellikleri vardır. Bu tarz ivmeölçerler sismik görüntüleme, endüstriyel ve yapısal görüntüleme ve ataletsel seyrüsefer sistemlerinde kullanılır.

3.1.2.2.5 Titreşim Kuartz İvmeölçerler

Uygulanan ivme değeriyle orantılı olarak kütleler arasındaki rezonans frekansı farkı oluşur. Bu fark elektriksel sinyale dönüştürülerek ivme ölçülür.

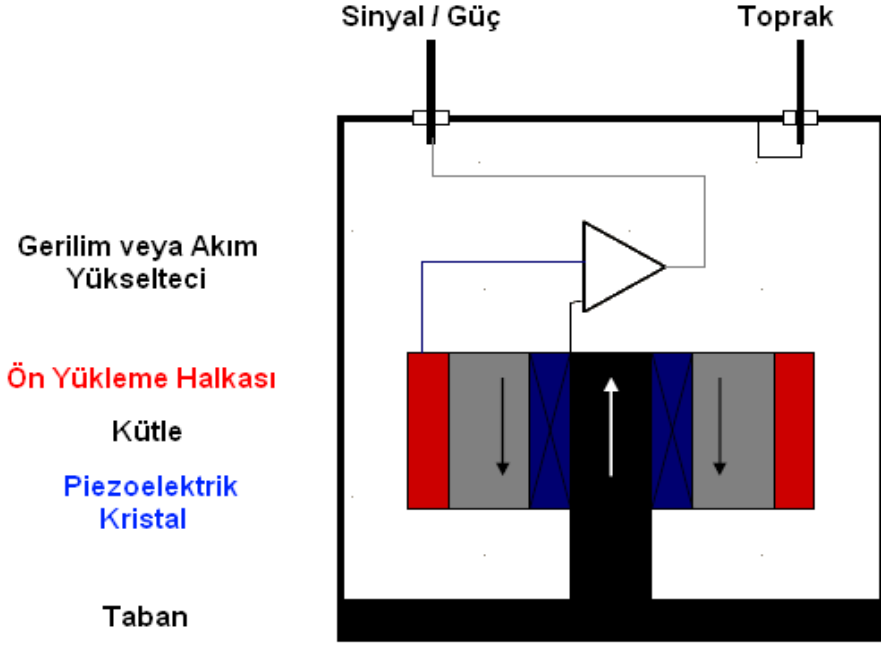


Şekil 3.5: Titreşim Kuartz İvmeölçer Çalışma Prensibi

Kuartz ivmeölçerler de yüksek performanslı ivmeölçerler sınıfındandır. Kuvvet dengeleyici ivmeölçerleri ile benzer karakteristik gösterir. Zamana ve sıcaklığa bağlı olarak değişim göstermez, çok kararlıdır. Bant genişliği 1kHz'den küçüktür. Ön yükleme kapasitesi düşüktür. Diğer ivmeölçer çeşitlerine göre biraz daha pahalıdır, ortalama fiyatları 1000 Dolar civarındadır.

3.1.2.2.6 Piezoelektrik

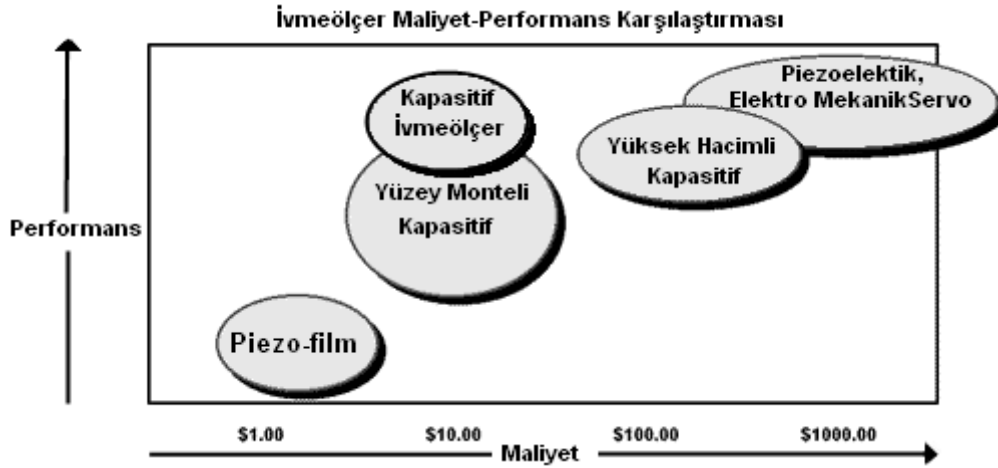
Mekanik gerinime maruz kalan yarı iletken maddeler bir elektrik sinyali üretirler. Kristaller de bir kuvvet altında kaldığında picocoulomb seviyesinde elektrik yükü üretirler. Bu elektrik yükünün kristal üzerindeki değişimi ivme değişimi ile doğru orantılıdır.



Şekil 3.6: Piezoelektrik İvmeölçer Çalışma Prensibi

Şekil 3.6'da genel çalışma prensibi verilen piezoelektrik ivmeölçerler sadece dinamik olayları ölçebilirler, durağan haldeyken üzerine etki eden yerçekimi ivmesi bu tip duyargalar tarafından ölçülemezler. Bant genişlikleri 1Hz ile 10 KHz arasındadır. Hareketli bir aksam barındırmazlar, katı hal modele sahiptir. Yüksek sıcaklık değerlerinde de çalışabilmesi, düşük güç gereksinimi ve yüksek şoklara dayanımı öne çıkan diğer özellikleridir.

Şekil 3.7'de görüleceği üzere kapasitif ivmeölçerler hem etkin maliyetli oluşları hem de yüksek performans özelliklerinden dolayı alternatif diğer ivmeölçer çeşitleri arasında tercih sebebidir.



Şekil 3.7: İvmeölçer Çeşitleri İçin Maliyet-Performans Karşılaştırması[42]

3.1.2.3 İvmeölçer Seçimi ve Kullanımında Dikkat Edilecek Hususlar

İvmeölçer seçiminin sağlıklı yapılabilmesi için öncelikli olarak sistem isterlerinin iyi belirlenmesi gerekmektedir. En önemli seçim kriterleri çalışma frekans aralığı, ölçülecek maksimum titreşim genlik değeri, kaç eksenli bir ivmeölçer olacağı, ivmeölçerin montaj metodu, kullanılacak yüzeyden dolayı dikkat edilmesi gereken fiziksel sınırlamalar ve çalışma sıcaklık aralığıdır. İvmeölçerin seçim sürecinde izlenen yol aşağıda detaylı olarak anlatılmıştır.

Ölçüm yapılacak sinyalin türü ve özelliğine göre tasarımda kullanılacak ivmeölçerin çalışacağı frekans aralığını belirlemek önem taşımaktadır. Yüksek frekans isterine sahip sinyalimiz horlama verisidir. Horlama verisi geniş bir bant aralığını kapsamaktadır. Horlama verisi 0- 500 Hz arasında temel frekanslara sahip bir sinyal olması nedeniyle bant sınırimız Nyquist oranına göre 1000Hz'den büyük olması faydalı olacaktır.

Ölçülecek azami titreşim genliği ise vücut pozisyonunun belirlenebilmesi için en az $\pm 1g$ değerinde olmalıdır. Ayrıca vücut hareketlerini görebilmek için bu değer üzerinde bir ivme değerini ölçebilen duyurga tercih sebebi olmalıdır.

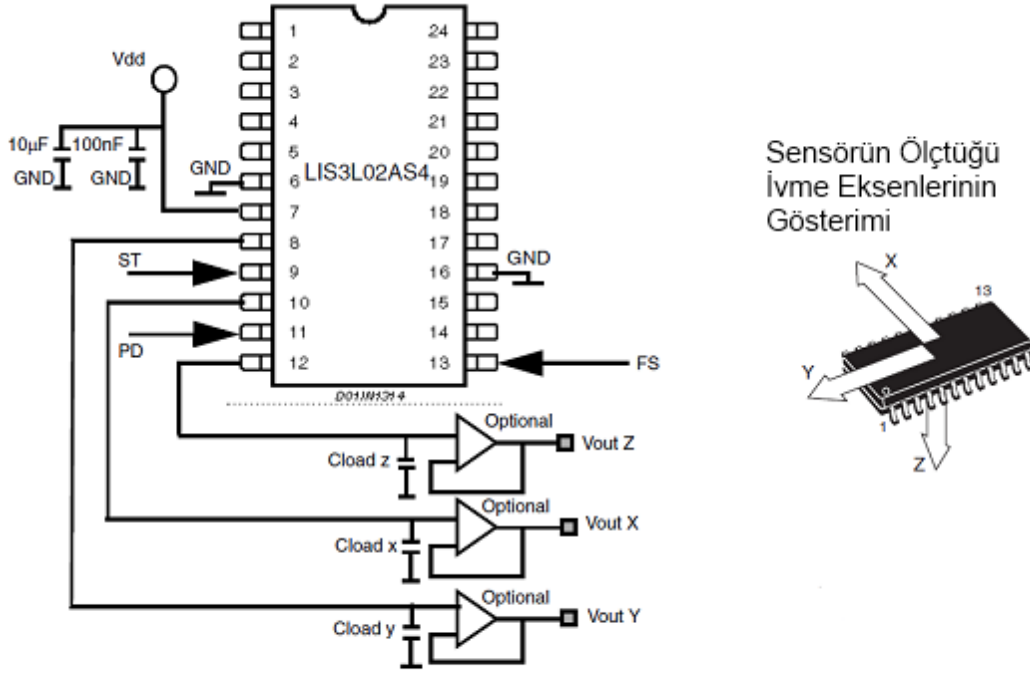
Uyku sırasında hastanın hareket detayının belirlenmesinin istenmesi durumunda birbirine dik üç eksenli ivmeölçer kullanılması uygun olacaktır. Ancak bu konuyla ilgili olarak daha çok hastanın vücut pozisyonu bilgisi önemli görüldüğü için iki ya da tek eksen ivmeölçer kullanılması mantıklı olacaktır. Tek eksen ivmeölçer ile de

sırtüstü, yüzüstü ve omuz üstü yatış pozisyonları kolaylıkla belirleneceğinden tek eksenli ivmeölçer kullanılması tercih edilmelidir.

Ölçüm yapılacak yüzeye ivmeölçerin montajının üç farklı yöntem ile yapılması daha önce yapılan bir çalışma ile tavsiye edilmektedir [43]. Birinci yöntem sıklıkla kullanılan balmumu ile montaj, ikincisi çift taraflı bant ile tutturma ve diğer yöntem ise civata yardımıyla bir montaj yüzeyine monte etmektir. İvmeölçerin vücuda geçici monte edilecek olması nedeniyle civata dışındaki iki yöntem de uygun görülmektedir. Montaj yöntemi daha sonraki bölümlerde netleştirilecektir.

Ayrıca ivmeölçer seçerken dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli husus, ivmeölçer ağırlığıdır. İvmeölçerin bağlanacağı cisim-yüzey ile ivmeölçer arasında üretici firmalar tarafından tavsiye edilen bir ağırlık oranı vardır. Seçilen ivmeölçer ağırlığı bağlanılan cismin-yüzeyin ağırlığının onda birinden az olmalıdır. Vücut yüzeyine tutturulacak ivmeölçer için bu kurala göre ağırlık belirlemek zor görünse de seçilecek ivmeölçerin olabildiğince hafif ve küçük ebatlarda olmasına dikkat edilmelidir.

Gevşek teller ile yapılan kablolama hatalı sonuçların üretilmesine neden olacağından dolayı, kablolama işlemi sıkıca gövdeye tutturularak yapılmalıdır. Ayrıca topraklama döngülerinin (ground loop) olmaması için kabloların birbirine sarılarak (twisted) taşınması gerekmektedir.



Şekil 3.8: İvmeölçer Eksenleri ve Devre Şeması

Yukarıda açıklamaları yapılan değerlendirme sonucunda çalışmada kullanılmak üzere seçilen ivmeölçer ST firmasının LIS3L02AS4 modelidir. Düşük güç tüketimine sahip bu duyarga 3 eksen doğrusal ivme çıktısını analog olarak üreterek arayüzüne çıkarmaktadır. Kullanım tercihinine göre ± 2 g veya ± 6 g ivme aralığı seçilebilmekte ve her eksende 1.5KHz'lik bant genişliği ile veri üretebilmektedir. Duyarganın ± 2 g'lik ivme aralığındaki performansının (doğrusallık ve duyarlılık) ± 6 g ivme aralığına göre daha iyi olması ve toplanacak verilerin bu aralığın içinde kalması nedeniyle ± 2 g'lik ivme aralığı seçilmiştir. Duyarganın vücut üzerine takılacak olması nedeniyle hafif ve küçük boyutlu olması gerekmektedir. Seçilen duyarganın ağırlığı sadece 0,6 gramdır ve boyutları ise 10mm x 15mm'lik bir yüzey alanı kaplamaktadır. Harici olarak kullanılan kapasitörler ile çıkış bant genişliği sınırlandırılabilir.

$$f_t = \frac{1}{2\pi \cdot R_{out} \cdot C_{load}(x,y,z)}$$

(3.2)

İvmeölçer çıkış empedansı $110K\Omega$ ($\pm 20\%$) olarak üretici firma tarafından verilmiş ve $1,5KHz$ ' lik veri akış frekansına karşılık entegrenin çıkış bacağına bağlanacak kapasitörler için $1.0nF$ değeri denklem (3.2)'den hesaplanmıştır. Seçilen frekansta alçak geçirgen süzgeç yapısı ile örtüşme-önler (anti-aliasing) ve gürültü azaltma işlemi gerçekleştirilmiştir. Mikrodenetleyicinin ADC modülü için tanımlı maksimum analog kaynak empedansının $2.5K\Omega$ ' dan küçük olduğu duyarganın dokümanlarında belirtilmiştir. İvmeölçerin çıkış empedansı ise $110K\Omega$ olması nedeni ile işlemsel yükselteçli gerilim takip devresi tasarlanarak mikrodenetleyici için empedans uyumu gerçekleştirilmiştir.

MEMS tabanlı ivmeölçerler göreceli olarak pahalı piezoelektrik tabanlı ivmeölçerlerle karşılaştırıldığında daha gürültülü ve hassasiyeti düşük duyargalardır. Bu yüzden toplanan ham veriler kullanılmadan önce sinyal işleme teknikleri ile süzülmesi ve anlamlı verilere dönüştürülmelidir.

3.1.3 Duyargalar ve Analog Devreler

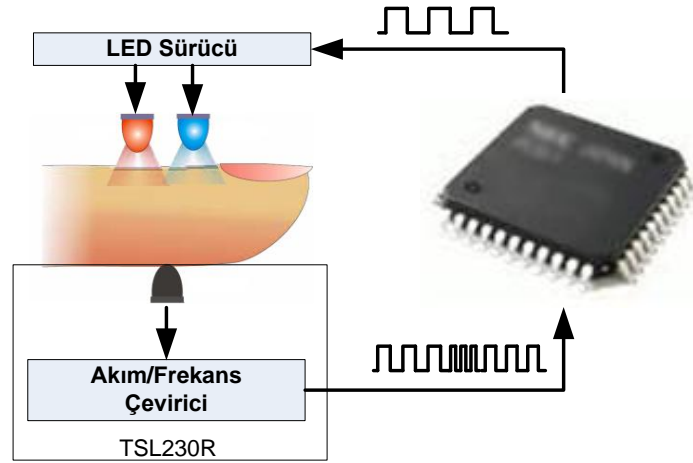
Holter cihazı duyargaları için daha önce tasarlanan EKG, oksijen doyumu, solunum çabası ve oronazal hava akışı analog devreleri ile ilgili detay bilgi için Tolga Dünder'in tez çalışmasına bakılabilir [10]. Bu bölümde ise kullanılan bu duyargalar hakkında sadece özet bilgiye yer verilmiştir.

EKG duyargası için tasarlanan ön yükselteç ile genliği 100 kat artırılan ve $0.5-100$ Hz'lik kesim frekanslarına sahip Butterworth bant geçirgen süzgeçten geçirilen EKG sinyalinin genliği $0.1 - 0.2$ V civarındadır. Mikrodenetleyici analog sayısal çeviriciden daha hassas bir şekilde bu değer okunabilmesi için genliğin artırılması gerekmektedir. Analog sayısal çeviricinin referans gerilimleri 0 V ve 5 V olarak ayarlanmıştır. Dolayısıyla bu devre ile EKG sinyalinin genliği 10 kat artırılıp 2.5 VDC gerilim üzerine bindirilir. Böylelikle 2.5 VDC üzerinde 1 V – 2 V civarında tepe-tepe gerilimine sahip EKG sinyali mikrodenetleyicinin analog girişlerine verilmek üzere hazır hale getirilir.

Oksijen Doyumu miktarını bulabilmek için kandaki oksijen bağlanmış hemoglobin (HbO_2) ile oksijensiz hemoglobin (Hb) oranındaki farklılığının elektriksel sinyale dönüştürülmesi gerekmektedir. HbO_2 ve Hb 'nin farklı dalga boylarındaki ışığa karşı

farklı geçirgenlik göstermesi nedeniyle iki farklı ışık kaynağına (LED) maruz bırakılarak soğurulmayan ışığın şiddetinin ölçülmesi gerekmektedir. Dokuların iki farklı dalga boyuna sahip ışık kaynaklarına karşı ışık zayıflama oranının çok düşük olması, kırmızı ve kızılötesi ışık kaynaklarının kandaki oksijen doyumunun hesaplanmasında tercih edilmesinin en önemli sebebidir.

Her iki LED için sabit ışık şiddeti üretebilmek için akım kontrolünün yapıldığı LED sürücü devresi tasarlanmıştır. Mikrodenetleyici tarafından LED'ler sırayla açılıp kapatılarak hemoglobinin bu farklı dalga boylarındaki ışıklara karşı geçirgenliklerini ölçebilmek için TAOS (Texas Advanced Optoelectronic Solutions) tarafından üretilen TSL230R ışığı frekansa çeviren optik duyarga kullanılmıştır. Optik duyarga üzerine düşen ışığın şiddeti arttıkça çıkışına verdiği kare dalgaların frekansı artmaktadır. Mikrodenetleyici üzerinde dahili olarak bulunan frekans sayıcı kristal ile örnekleme frekansı süresince ölçülen ışık şiddeti değeri hesaplanır. Şekil 3.9'da bahsedilen oksijen doyum devresinin özetlendiği gösterim bulunmaktadır.



Şekil 3.9: Oksijen Doyumu Devresi

Her iki dalga boyu için hesaplanan ışık şiddeti miktarı Beer-Lambert yasasına göre orantılanarak kandaki oksijen doyum yüzdesi bulunur [10].

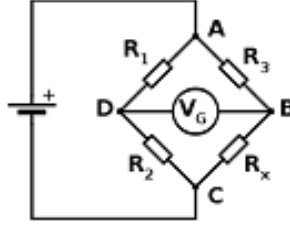
Solunum Çabası Devresi bir piezo solunum dönüştürücüsünden gelen sinyalin genliğini arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Piezo, bir kristal çeşidi olup mekanik bir güç uygulandığında elektriksel olarak polarize olan bir maddedir. Solunum hareketi dönüştürücüsü ise bu kristali kullanarak göğüs veya karın bölgesinde

nefes alma sırasında oluşan genişleme ve daralma hareketini elektrik sinyaline çevirmektedir.

Solunum dönüştürücüsünden elde edilen elektriksel sinyalin mikrodenetleyicinin analog sayısal çeviricisinden algılanabilmesi amacıyla sinyal genliğinin artırılması gerekmektedir. Analog sayısal çeviricinin referans gerilimleri 0 V ve 5 V olarak ayarlanmıştır. Bu nedenle dönüştürücü çıkışında yaklaşık 1 mV – 10 mV tepe-tepe gerilimine sahip olabilen sinyalin genliği 100 kat artırılıp 2.5 VDC gerilim üzerine bindirilir. Böylelikle mikrodenetleyicinin algılaması için orta değer olan 2.5 V üzerinde olan solunum sinyali analog sayısal çevirici girişlere verilmek üzere hazır hale getirilir. Bu devrede de kullanılan AD621 opamp entegresinin kazancı 100 olarak seçilir ve referans gerilimi bacağına LM317 regülatör entegresiyle elde edilen 2.5 V DC gerilimi verilerek istenen DC üzerindeki solunum sinyali elde edilir.

Oronazal hava akışı devresindeki sinyal değişiklikleri, hastanın ağız ve/veya burun kısmına yerleştirilen sıcaklığa bağlı olarak direnci değişen yarı iletken devre elemanları olan termistörler vasıtasıyla belirlenmektedir. Çalışmamızda kararlı bir karakteristiğe sahip olan ve sıcaklıkla ters orantılı olarak direnç değeri değişen Negatif Sıcaklık Katsayısı (Negative Temperature Coefficient - NTC) tipi termistör kullanılmıştır [44].

Termistör direncinin ölçülmesinde elektriksel dirençleri karşılaştırmaya ya da ölçmeye yarayan elektrik devresi olan *Wheatstone Köprüsü* kullanılmıştır. Dört direncin kare oluşturacak biçimde birbirine bağlanmasından oluşur. Karenin karşılıklı iki köşesi üretece, öteki iki köşe arasına da bir galvanometre bağlanır. Galvanometreden akım geçmediğinde karşılıklı dirençlerin çarpımı birbirine eşit olacağından, bu yöntemle, üçü bilindiğinde, bilinmeyen dördüncü direncin değeri bulunabilir.

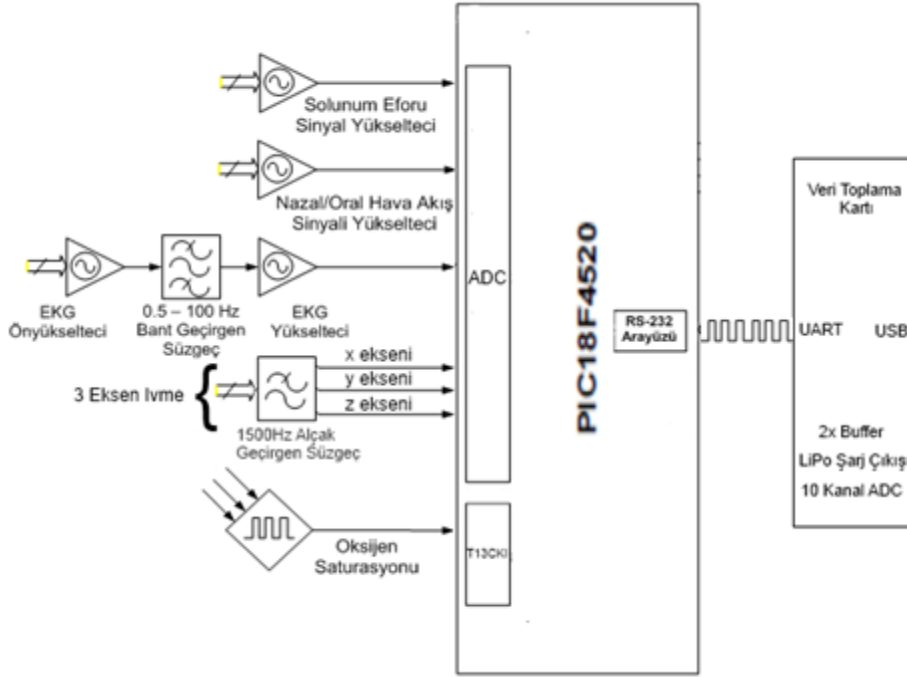


Şekil 3.10: Wheatstone Köprüsü Devre Şeması

Şekil 3.10'te gösterilen Wheatstone köprüsünde R_x olarak ifade edilen direnç çalışmamızda sıcaklık ile değişen termistör direncini simgelemektedir. Oda sıcaklığında termistör $2.2K\Omega$ değerinde iken, nefes alma sırasında $2.25K\Omega$, nefes verme sırasında ise $1.65K\Omega$ değerine ulaşmaktadır. Termistörden elde edilen elektriksel sinyalin mikrodenetleyici analog sayısal çeviricisinden algılanabilmesi amacıyla sinyal genliğinin artırılması gerekmektedir. Analog sayısal çeviricinin referans gerilimleri 0 V ve 5 V olarak ayarlanmıştır. Bu nedenle köprü devresi çıkışında yaklaşık $100\text{ mV} - 300\text{ mV}$ tepe-tepe gerilimine sahip olabilen sinyalin genliği 10 kat arttırılmaktadır. Böylelikle mikrodenetleyicinin algılaması için sinyali analog sayısal çevirici girişlere verilmek üzere hazır hale getirilir.

3.2 Geliştirilen Sayısal Tasarım

Şekil 3.11 ile verilen yapıda temel olarak mikrodenetleyici analog sinyal olarak gelen solunum çabası, oronazal hava akışı, EKG ve 3 eksen ivme verisini sayısallaştırma modülünden geçirir, ışık şiddetine göre frekansı değişim gösteren oksijen doyumu sinyalini ise yine dahili olarak bulunan frekans sayıcı ile toplar ve sabit belleğe yazmak üzere veri kayıt kartına UART arayüzünden seri olarak gönderir.



Şekil 3.11: Tasarım Mimarisi

Gönderilen her veri paketi çok hassas zamanlamayla meydana gelen sayısal kesme (interrupt) ile belirli örnekleme periyotlarına ayrılmıştır. Böylelikle gerçek zamanlı veriler zaman ekseninde yüksek doğrulukla toplanabilmektedir.

3.2.1 Mikrodeneleyici

Taşınabilir kayıt cihazının merkezinde programlanabilir mikrodeneleyici yer almaktadır. Mikrodeneleyiciler tek bir yonga üzerine paketlenen temelde mikroişlemci, RAM, ROM ve Giriş/Çıkış arayüzünden oluşan, üzerine yazılan program sayesinde verilen komutları yerine getiren akıllı devre elemanlarıdır. Günümüzde çeşitli amaçlar için kullanılan mikrodeneleyiciler bulunmaktadır. Herhangi bir ekstra devre elemanı gerektirmeden kolayca kullanılan bu parçalar hem ucuz olmaları, hem de kolay kullanımları sayesinde birçok uygulamanın merkezinde yer almaktadır.

Tasarlanan cihazda kullanılan mikrodeneleyici Microchip firmasının PIC18F4520 modelidir. 40 bacaklı olan bu mikrodeneleyici; sayısal giriş/çıkışlar, analog-sayısal çeviriciler, zaman kesmeleri, seri haberleşme arayüzleri, harici frekans sayıcıları gibi pek çok özelliği içerisinde barındırmaktadır. Harici olarak bağladığımız

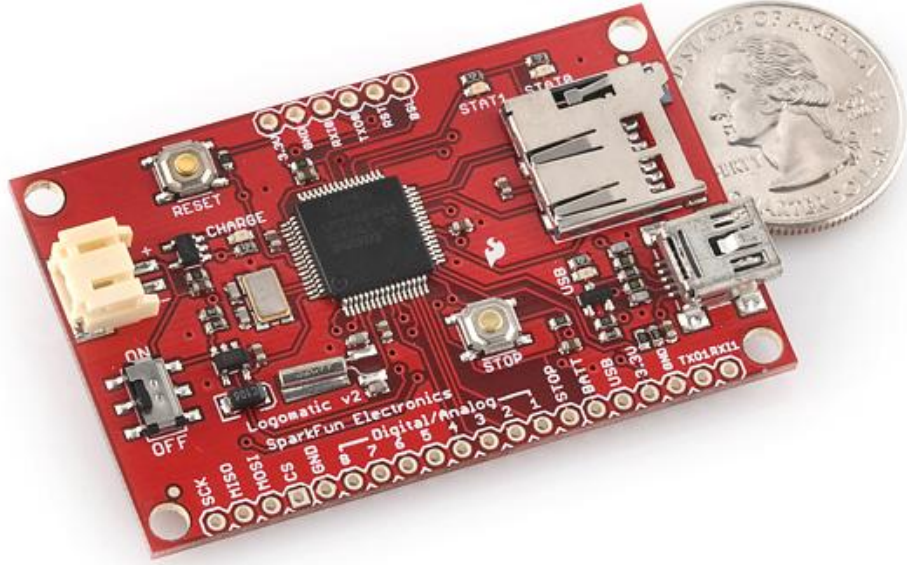
10MHz'lik kristali kullanarak x4 Faz Yakalama Döngüsü (Phase Lock Loop) sayesinde 40MHz'te işlem yapabilmektedir. Böylelikle temel bir işlemi 100ns gibi kısa bir sürede işleyebilmektedir.

Mikrodenetleyici üzerinde koşturmak üzere geliştirilen gömülü donanım yazılımı, CCS-C geliştirme ortamı aracılığıyla ve C programlama dilinin kullanılmasıyla yazılmıştır. Derlenen yazılım, mikrodenetleyicinin anlayacağı *.hex uzantılı veri dosyasına dönüştürülerek PIC programlayıcı kartı üzerinden PIC18F4520 mikrodenetleyicisinin program belleğine gömülmesiyle hazır hale getirilmiştir.

3.2.2 Veri Toplama Kartı

Mikrodenetleyicilerin sahip oldukları bellekler büyük boyutlu verilerin saklanması için yeterli değildir. Bu nedenle sayısallaştırılan veriler daha sonra değerlendirilmesi amacıyla yüksek kapasiteli taşınabilir belleğe yazılmalıdır. Çalışmada kullanılmak üzere çeşitli devreler ve kartlar araştırılmış ve ihtiyaca uygun olması nedeniyle Sparkfun Logomatic veri toplama kartının kullanılmasına karar verilmiştir.

Çok amaçlı veri depolama için kullanılan Sparkfun Logomatic kartı; 2GB'a kadar microSD bellek desteği, USB arayüzü ile bilgisayar üzerinden kayıt edilen dosyalara kolayca erişebilme ve LiPo (Lityum Polimer) pillerini üzerindeki USB (mini-B) konektörü üzerinden şarj edebilme imkanı sunması ile öne çıkmaktadır. Ayrıca dahili olarak kart üzerinde bulunan 10 kanallı analog-sayısal dönüştürücü ile sayısala çevrilen veriler bellek üzerine kayıt edilebilmektedir. Tek kanal için 1500Hz ile veri kaydı yapabilmekteyken kanal sayısı 10'a çıktığında kayıt hızı 150Hz'e düşmektedir. Ancak bu çalışmada kartın sadece seri veri kayıt özelliği kullanılacaktır, diğer tüm çevrim işlemleri daha önce bahsedildiği üzere mikrodenetleyici üzerinde yapılmaktadır. Şekil 3.12'de görülen veri toplama kartının kullanımı ile daha önceki tez çalışmasında karşılaşılan MMC hafıza kartına kayıt işleminde veri kaçırma sorunu giderilmiş, veri toplama ünitesi daha kararlı ve güvenilir hale getirilmiştir.



Şekil 3.12: Veri Toplama Kartı

FAT dosya sisteminin bir özelliği olan kümeler (cluster) şeklinde veri yazma zorunluluğu nedeniyle veriler 512 byte'a erişene kadar tampon belleğe (buffer) alınarak topluca sabit bellekte tanımlı ilgili adrese yazılmaktadır. Kümenin yazılma işlemi de bir süre almaktadır ve bu süre içerisinde gelen yeni verileri kaybetmemek için kart üzerinde ikinci bir tampon bellek vardır ve yeni gelen veriler buraya alınır. 512 byte'lık tamponlanan verinin sabit belleğe yazılma süresi yaklaşık olarak 42.5ms sürmektedir. Bu yüzden tampon belleğe gönderilen verilerin büyüklüğü 42.5ms'lik süre içinde 512 byte'tan küçük olması gerekmektedir. Aksi durumda yeni gelen veriler tampon belleğin üzerine yazılacak ve eski veriler kaybedilmiş olacaktır. Ne var ki çalışma için gerekli veri yazma hızları bu değer altında olduğundan herhangi bir sorun teşkil etmemektedir. 5 kanal veri (EKG, Oksijen Doyumu, Solunum Çabası, Oronazal Hava Akışı ve Z-Eksen İvme) 200Hz'teki örnekleme frekansı ile 42.5ms'lik sürede tampon belleğe en fazla 213 byte yazılacağından 512 byte'lık değer herhangi bir koşulda aşılmamaktadır.

3.2.3 Veri Toplama Kartı Çalışma Fonksiyonları

Veri toplama kartında 3 farklı çalışma fonksiyonu bulunmaktadır. Bunlar UART, karakter kontrollü UART ve ADC fonksiyonudur. **UART fonksiyonunda** seçilebilir baud rate'lerde (1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600 ve 115200) seri kanaldan gönderilen veriler sabit belleğe yazılmaktadır. **Karakter kontrollü UART**

fonksiyonunda ise başlangıç karakteri ile birlikte yazılacak karakter boyutu belirtilerek (510 Byte geçilmeyecek şekilde) tampon belleğe veriler gönderilerek yazma işlemi gerçekleştirilir. **ADC fonksiyonunda** seçili olan kanal adedi ve örnekleme frekansı ile analog veriler ADC'den geçirilip sayısallaştırıldıktan sonra sabit belleğe yazılmaktadır.

Tasarlanan cihazda kullanılan mikrodenetleyici sayesinde verilerin sayısallaştırıldıktan sonra uygun formata dönüştürülmesi ve arzu edilen frekans değerinde hazırlanması yapılabildiğinden UART fonksiyonu kullanılması tercih edilmiştir. Mikrodenetleyici tarafından toplanan veriler FAT16 dosya sisteminde ASCII formatında yazılmak üzere seri kanal (UART) üzerinden 115200 baud rate ile veri toplama kartına gönderilir.

Bellek içerisindeki dosyalar LOG0.txt ile LOG255.txt arasında oluşturulmaktadır. Kart güç aldığı anda belleğinde kayıtlı dosya adlarına bakarak en yüksek numaralı olanın bir fazlasında yeni bir dosya oluşturur. Veri toplama kartı her açılışında yeni oluşturduğu *.txt dosyası içerisine seri kanalına gelen veri paketini yazmaktadır.

3.3 Kullanıcı Arayüzleri

3.3.1 Kullanıcı Bilgilendirme Arayüzü

Veri kayıt cihazı aynı anda EKG, hava akımı, solunum çabası, oksijen doyumu ve vücut pozisyonu olmak üzere toplam 5 kanal veriyi 200Hz'de depolayabildiği gibi istendiğinde yüksek hızlı ivme verisini ve beraberinde EKG ile solunum çabasını 500Hz'de toplayabilmektedir. Bunun için yapılması gereken cihaz üzerindeki ivme anahtarını seçerek kayıt işlemini başlatmak yeterli olacaktır.

Ayrıca kayda başlamadan önce ve kayıt sırasında sürekli cihaz içi test yapılarak takılı olmayan veya çıkış üretmeyen duyargalar hata kodu ile kullanıcı bilgilendirme arayüzünden bildirilmektedir.

3.3.2 Veri Kayıt Dosyası Okuma Arayüzü

Her yeni kayıt, cihaz içerisindeki taşınabilir bellekte farklı isimde kayıt edilerek saklanmaktadır. Bellekteki veri kayıt dosyalarına yaygın olarak kullanılan USB

arayüzünden erişilebilmekte ve *.txt uzantılı bu dosya herhangi bir kişisel bilgisayar üzerinde kolayca okunabilmektedir. Dosya içerisinde yazılan veriler kolonlar halinde sıralanmaktadır. Her bir kolon kaydedilen bir kanalı temsil etmektedir. Sırası ile kolonlarda EKG, oksijen doyumu, solunum çabası, oronazal termistör verisi ve z-eksenindeki ivme verisi kaydedilmektedir.

Şekil 3.13'te tasarlanan taşınabilir kayıt cihazı ve cihaza bağlan duyarğalar görülmektedir. Tez içerisinde taşınabilir kayıt cihazı için anlatımda kolaylık sağlaması amacıyla kısaca "Cihaz" denilmektedir.



Şekil 3.13: Tasarlanan Taşınabilir Kayıt Cihazı

4 PSG İLE TAŞINABİLİR CİHAZ KAYITLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Klinik teşhis cihazları genellikle araştırma merkezleri ve ticari firmalarca geliştirilirler. Geliştiriciler her ne kadar son kullanıcının ihtiyaçlarını belirlemeye çalışsalar da bu cihazların birçok özelliği ergonomik olmayıp, teşhisler için optimize edilmemiştir. Bu cihazlar çoğu zaman teşhiste önemli olmayan birçok özellik içerirler ve bu tür gereksiz özellikler cihazları daha karmaşık ve daha pahalı hale getirir. Firmaların ilgilendikleri öncelikler (kar durumları) ve hastanelerin beklentilerinin (hastalıkların/hastaların teşhis ve tedavisi) genellikle kesişme olasılığı düşüktür. Örneğin, firmaların ticaret konsepti hassas parçaların bakım-onarımı ve pahalı yedek parçaların satımı üzerine kurulu olabilir. Az dayanıklı ve güvenilirliği düşük, taşınabilir uyku ekranları bu şüpheli ticari taktiğin örneği olarak görülebilir.

Ancak kullanıcının beklentileri, kullanımı incelenerek bulunan çözümler ile yeni fikirler ortaya çıkabilir. Ek olarak teknik-ticari cihazlar, mühendis bakış açısıyla hazırlandığı için kişilerin kullanımı durumlarında fazlasıyla karmaşık olabilirler. Bu durum ise kayıtlarda insan kaynaklı çok önemli hatalı kayıtlara yol açabilir [33].

Bu tezin önemli amaçlarından biri kararlı, güvenilir ve kolay kullanılabilir bir uyku apne kayıt cihazı tasarlamaktır. Cihazın son kullanıcılarıyla iletişim olanağı hastane ortamında yapılabildiğinden tasarıma geri besleme alma imkanı daha sağlıklı, hızlı ve doğrudan yapılabilmektedir.

Klinik çalışma için Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Ana Bilim Dalı ile bağlantı kurulmuş ve Doç. Dr. A.Uğur Demir'in aracılığı ile Göğüs Hastalıkları Ana Bilim Dalı Uyku Laboratuvarındaki PSG (Embla®) kayıt randevularına katılım için izin alınmıştır. Bu çalışma sürecindeki amaç, geliştirilen taşınabilir uyku apne amaçlı kayıt cihazını altın standart olarak kabul edilen PSG cihazı ile paralel kullanarak, elde edilen eşzamanlı kayıtları veri kalitesi, güvenilirlik ve süreklilik gibi önemli parametreler çerçevesinde karşılaştırmaktır. Bunun üzerine hastanede 5 hasta için PSG ile birlikte veri toplama gerçekleştirilmiş, önemli fizyolojik sinyallerden eş zamanlı toplanan EKG ve solunum verilerinin

karşılaştırması yapılmıştır. Hastaneden alınan polisomnografi kayıtları sinyal işlemeye tabi tutulmadan önce MATLAB programında işlenebilir hale gelmesi için *.embla formatından *.txt formatına çevrilmiştir [45]. Şekil 4.1’de hastane ortamında PSG ile Cihaz’ın bağlandığı bir hasta üzerinden yapılan eş zamanlı veri kayıt işlemi görülmektedir.



Şekil 4.1: PSG ve Cihaz Veri Kaydının Yapıldığı Bir Hasta

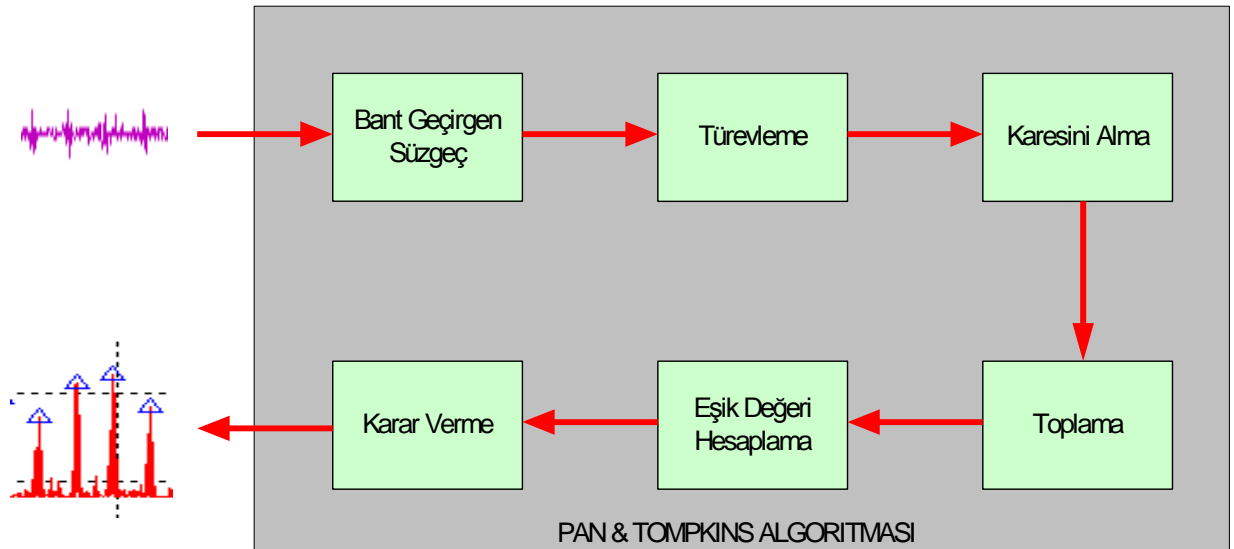
PSG ile Cihaz tarafından 5 farklı hasta üzerinde toplanan EKG ve solunum verileri şekil benzerliği ve atım/solunum sayısı parametreleri olarak karşılaştırılmıştır. PSG ve Cihaz tarafından eş zamanlı olarak toplanan EKG ve solunum verileri, geliştirilen algoritma sonucunda yazılmış MATLAB kodu ile değerlendirilmiştir. Geliştirilen karşılaştırma algoritması hakkındaki detaylı bilgi ve eş zamanlı olarak kaydı alınan verilerin ayrıntılı karşılaştırılması takip eden bölümlerde verilmektedir.

4.1 EKG Karşılaştırması

Toplanan EKG sinyalleri birkaç yönden karşılaştırmaya alınmıştır. Sinyallerin tamamının gözden geçirilmesinin zorluğu düşüldüğünde bazı önemli EKG parametrelerinin belirlenen aralıklarda karşılaştırılması benzerlik hakkında fikir alabilmek için önemlidir. Bu parametreler QRS noktaları ve kalp atım değişkenliği olarak belirlenmiştir.

Toplanan elektriksel sinyaller kalp atımı için anlamlı sinyal aralığından bant geçiren süzgeçler ile çıkarılıp gürültüleri arındırıldıktan sonra Pan&Tompkins algoritmasından geçirilmiş ve kalp atım anları işaretlenmiştir [46]. Şekil 4.2'de Pan&Tompkins algoritma akışı blok şemalarıyla özetlenmiştir.

İlk adımda 200 Hz'lik örnekleme frekansı ile toplanan ham veri içerisindeki analogdan sayısala çevrilirken veya belleğe yazılırken oluşabilecek hatalar, belirlenen eşik değerine göre tespit edilerek kendisinden bir önce gelen geçerli veri ile değiştirilmesi sağlanır. Yine de eşik değerinin altında kalarak tespiti yapılamayan hatalar sinyal içerisinde kalarak karşımıza çıkabilmektedir.



Şekil 4.2: Pan&Tompkins Algoritma Akışı

Pan&Tompkins Algoritmasında, sinyal ilk olarak bant geçiren süzgeçten geçirilmektedir. Bant geçiren süzgeç tasarımı için kullanılan alçak geçiren ve yüksek geçiren süzgeç aşağıdaki gibi özel olarak tasarlanmıştır.

Alçak geçirgen süzgecin aktarım fonksiyonu:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 - 2Z^{-6} + Z^{-12}}{1 - 2Z^{-1} + Z^{-2}} \quad (4.1)$$

İkinci dereceden tasarlanan alçak geçirgen süzgecin kesme frekansı yaklaşık olarak 11 Hz, kazanç değeri 36 ve işletim gecikmesi 6 örnekleme zamanı kadardır. Kullanılan alçak geçirgen süzgeç sayesinde horlama gibi yüksek frekanslı bileşenlerinden temizlenmeye çalışılmıştır. Ancak horlama sinyali içinde düşük frekanslı bileşenlerin de olması nedeniyle tasarlanan bant geçirgen frekansları arasında bu sinyalin etkisi az da olsa mevcuttur.

Yüksek geçirgen süzgeç aktarım fonksiyonu:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{-1 + 32Z^{-16} + Z^{-32}}{1 + Z^{-1}} \quad (4.2)$$

Birinci dereceden tasarlanan yüksek geçirgen süzgecin kesme frekansı yaklaşık olarak 5 Hz, kazanç değeri 32 ve işletim gecikmesi 16 örnekleme zamanı kadardır. Kullanılan yüksek geçirgen süzgeç ile solunum ve vücut pozisyonu gibi düşük frekanslı sinyal bileşenleri atılarak kalp atımı için geçerli frekans aralığındaki sinyal elde edilir. Bant geçirgen süzgeçten geçirildikten sonra sinyal türevlemeye tabi tutulur:

$$H(z) = \frac{1}{8} [2 + Z^{-1} - Z^{-3} - 2Z^{-4}] \quad (4.3)$$

Beş noktalı türevleme ile 0-30Hz arasındaki frekans tepkisi yaklaşık olarak doğrusal olan ve 2 örnekleme zamanı kadar gecikmesi ile belirtilen frekans aralığında ideale yakın bir süzgeçtir. Böylelikle kalp atımı sırasında oluşan sinyal sıçramaları belirginleştirilir.

Türevlenen sinyal çıktısının karesi alınarak sinyalin pozitif olması sağlanır ve düşük frekanslı bileşenler bastırılırken yüksek frekanslı bileşenlerinin vurgusu artırılır:

$$X = Y^2 \quad (4.4)$$

Karesini alma işleminden sonra sinyal hareketli pencere toplama (moving window integrator) adımından geçirilerek arzu edilen sinyal formunun oluşturulması sağlanır:

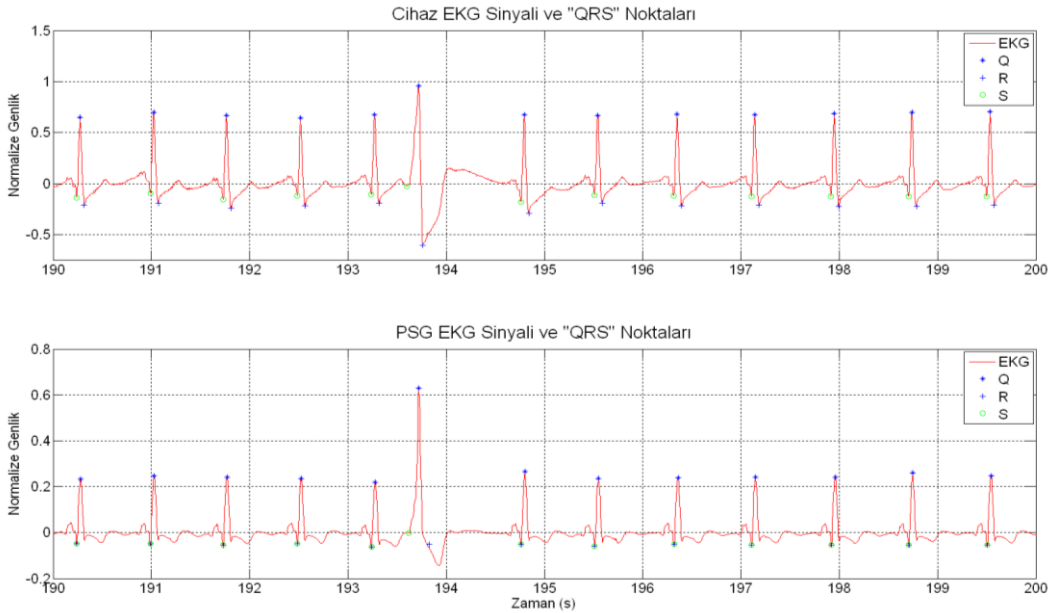
$$H(z) = \frac{1}{N} [Z^{N-1} + Z^{N-2} + Z^{N-3} + \dots + Z^1 + 1] \quad (4.5)$$

Toplama işleminin pencere genişliği N örnekleme sayısı kadardır. Burada N değerini uygun seçmek önemlidir. Bu değer yaklaşık olarak kalp atımındaki en geniş QRS kompleksinin genişliği kadar olmalıdır. Pencere genişliği daha büyük olursa QRS ve T kompleksleri birbirine karışabilir, daha küçük olursa QRS kompleksleri birden fazla tepe noktası oluşturabilir. Bu yüzden saniyede 200 örnekleme frekansına sahip bir sinyal için pencere genişliği 30 örnek (30/200 = 150ms) kadar olmalıdır. Sinyalin yükselen kenarı QRS başlangıcı olarak algılanarak işlemlere devam edilir.

Son adımda ise iki eşik değeri belirlenir; birinci eşik değeri sinyal tepe noktalarını belirlemek için ikincisi ise belirlenen zaman aralığında birinci eşik değeri tarafından herhangi bir sinyalin tepe noktası bulunamaması durumunda kullanılır. Bu yüzden algoritmanın zamanda geriye giderek sinyal tepe noktası olarak karar verilmemiş noktalarını belirlemesi gerekmektedir.

Algoritma tarafından yeni bir tepe noktası belirlendiğinde eğer bu tepe noktası birinci eşik değerinden büyükse “sinyal tepe noktası” olarak (veya ikinci eşik değerinden büyükse) ya da eşik seviyesinden küçükse bu sinyal “gürültü tepe noktası” olarak sınıflandırılır. QRS komplekslerini belirlemek için hem toplama işleminden geçirilmiş hem de süzgeçlenmiş sinyal yapısı kullanılır.

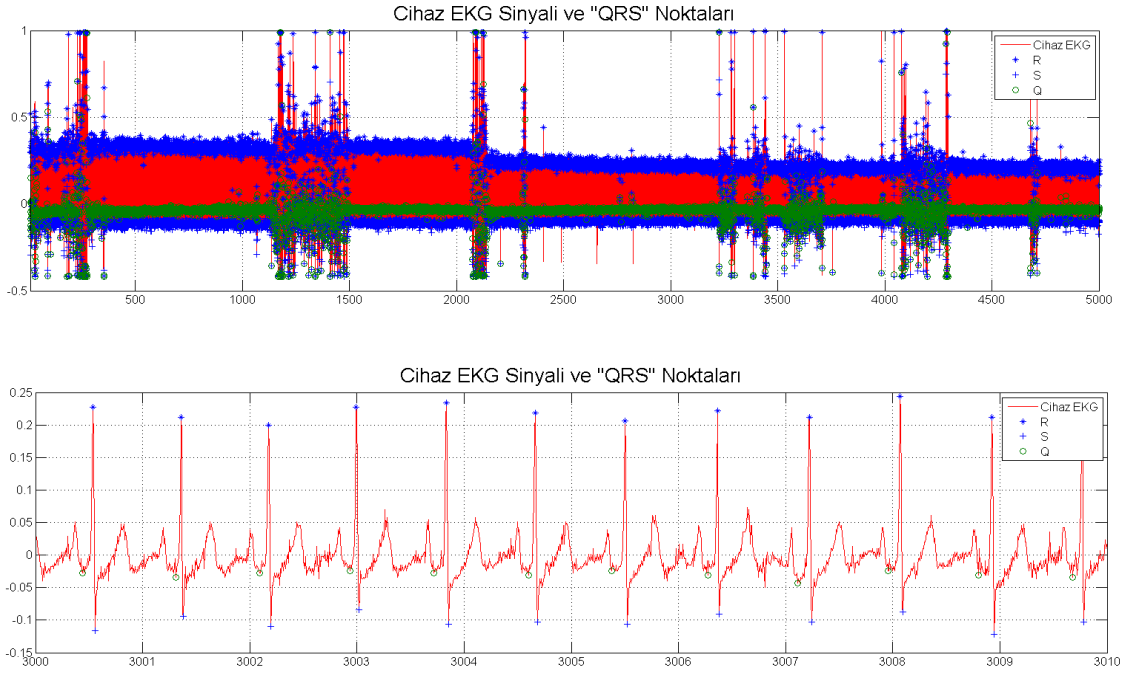
Karşılaştırma algoritmasının temelinde Pan&Tompkins metodu vardır ve EKG için R kompleksinin bulunmasında kullanılmıştır. Algoritma tarafından tespit edilen her bir R kompleksi arasındaki süre bulunarak dakikadaki atım sayısı hesaplanmıştır. Çeşitli nedenlerle meydana gelen hatalı R kompleksi olarak nitelendirilen anlar ise 30-200 atım/dakika arasındaki limitler ile sınırlandırılarak alçak geçirgen bir süzgeçten geçirilmiştir. Bu algoritma 60 saniyelik bölütler halinde toplanmış olan tüm EKG verilerine uygulanarak PSG ile Cihaz verileri arasında karşılaştırılabilir bir sinyal sonucu elde edilmiştir. PSG ve Cihaz tarafından bulunan kalp atım hızı sinyalleri çapraz ilintiye sokularak, sinyallerin benzerlikleri hesaplanmıştır. Ayrıca bu iki sinyalin ortalama atım sayıları da bulunmuştur. Şekil 4.3'te tasarlanan Cihaz ile PSG tarafından kaydı alınan EKG verileri görülmektedir. Sinyallerin Q, R ve S kompleksleri otomatik olarak yukarıda anlatılan algoritma yardımıyla bulunmuştur. İlgili komplekslerin zaman ekseninde gerçekleşme anları işaretlenerek benzerlikleri ortaya konulmuştur. Cihazın elektrotları sağ ve sol kol bilekleri ile sol ayak bileğine takılmaktadır. PSG elektrotları ise göğüs kafesi üzerine bağlanmaktadır. Bu yüzden vücudun farklı noktalarından alınan EKG sinyalinin genliği (voltajı) farklı olabilmektedir. Dolayısıyla normalize edilmiş bu genlikler arasında doğrusal bir ilinti kurmak doğru bir yaklaşım olmayacaktır.



Şekil 4.3: PSG ile Cihaz'dan Toplanan EKG Sinyallerinin Karşılaştırması

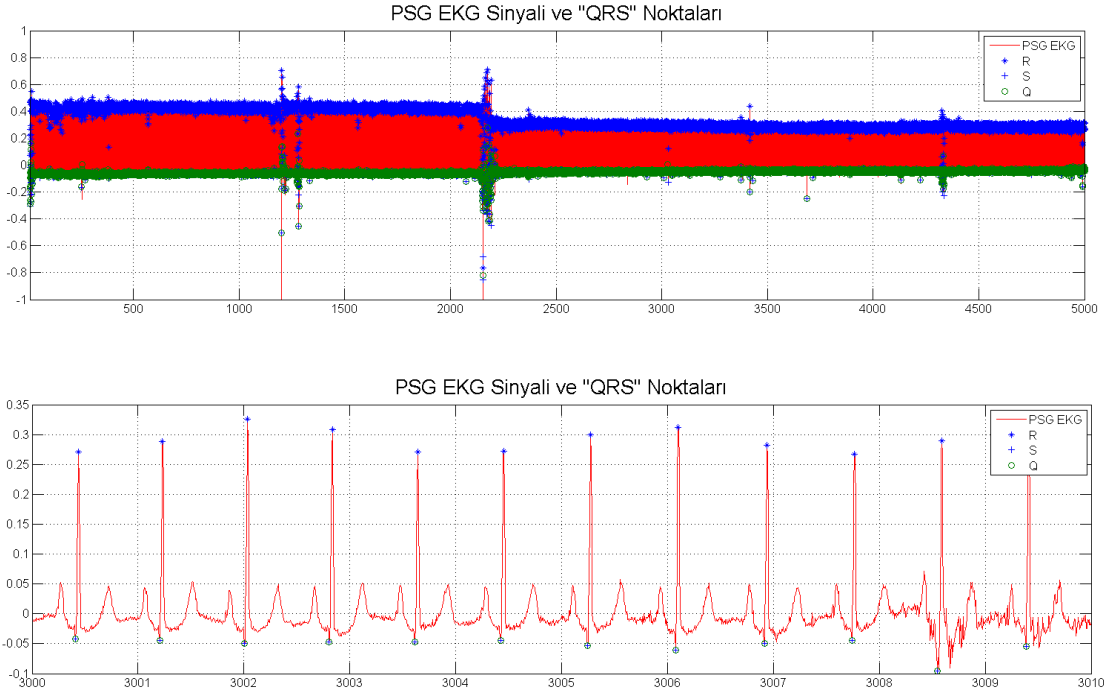
Şekil 4.4'te ise Cihaz tarafından alınmış bir EKG sinyalinin tamamının algoritma tarafından QRS komplekslerinin sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir. Şekilden de

görüreceği üzere, kayıt sırasında hastanın hareket etmesi nedeniyle bazı zaman aralıklarında EKG sinyali bozulmuş ve algoritma, bozulmuş sinyalden hatalı kompleksler bulmuştur.



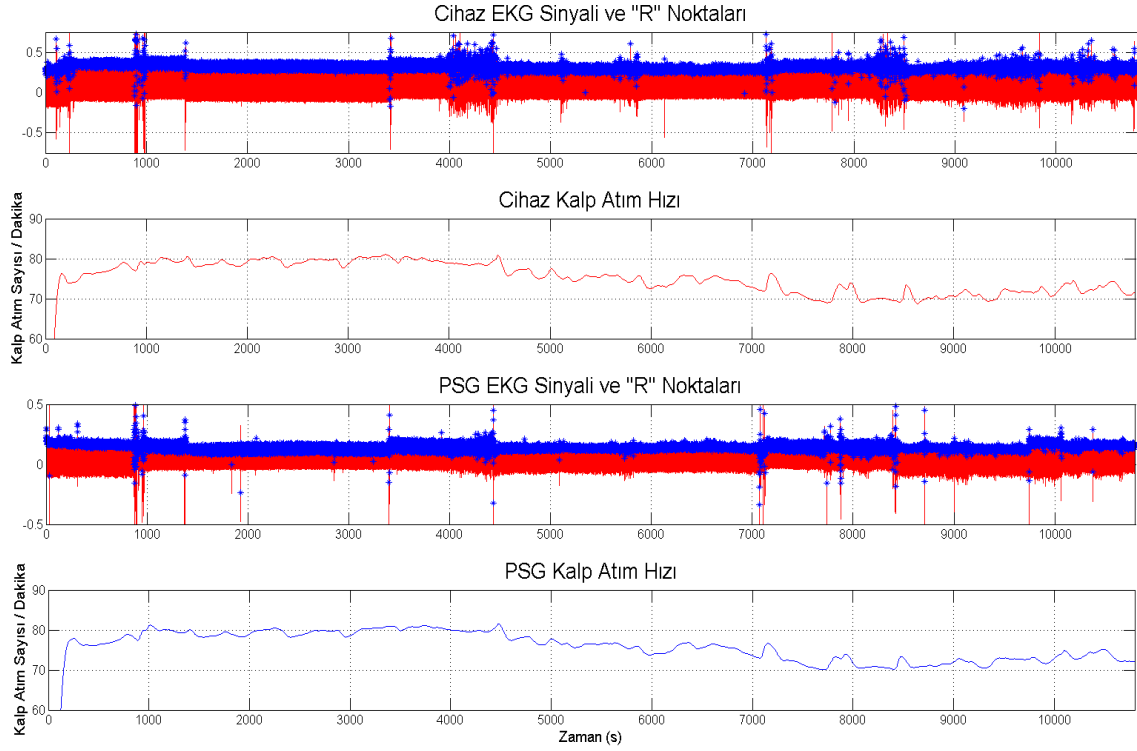
Şekil 4.4: Cihaz EKG'sinin Pan&Tompkins ile Q,R,S Anları

Yukarıdaki gösterimin bir benzeri de PSG tarafından toplanan EKG sinyali için Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Cihaz tarafından toplanan EKG sinyaline göre daha az gürültülü bir sinyal görülmektedir. PSG elektrotlarının vücuda bağlanma bölgelerindeki kas hareketliliğinin Cihaz elektrotlarının bağlandığı kol ve bacak bölgesine göre daha az olmasından kaynaklı bozucu etkiler göreceli olarak PSG'de daha az gözlenmiştir.



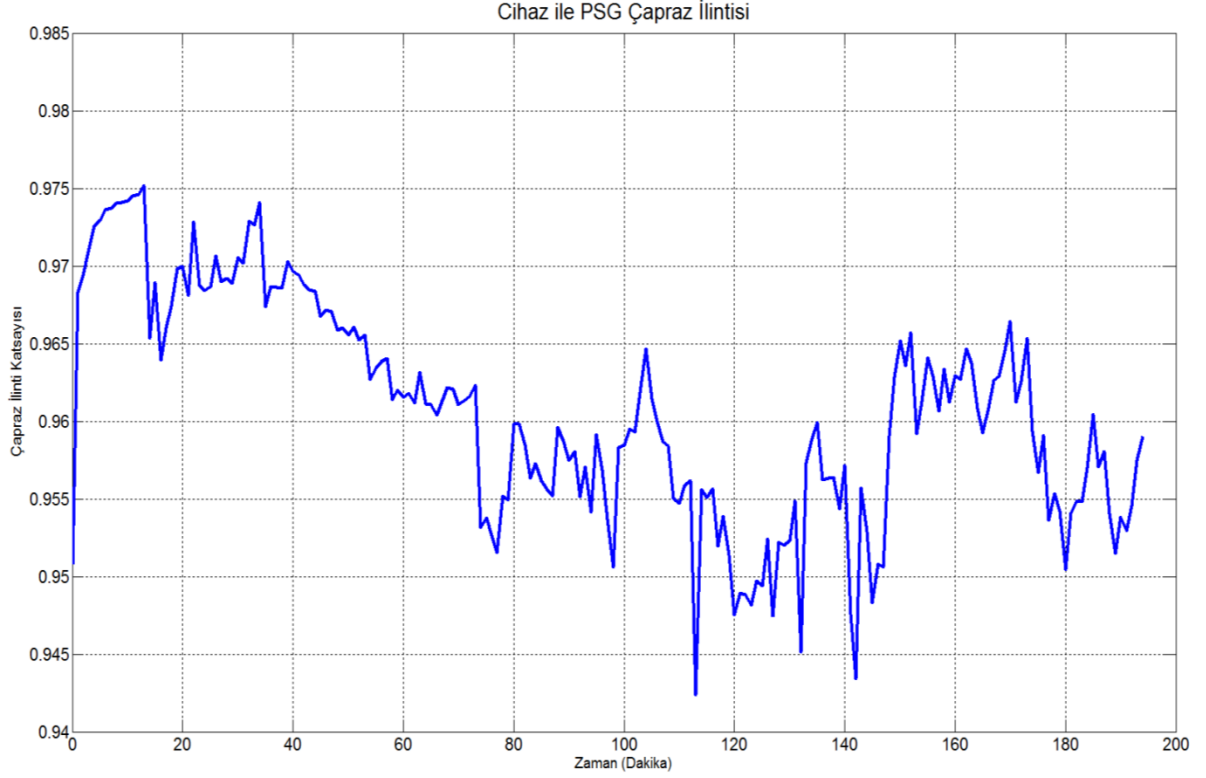
Şekil 4.5: PSG EKG'sinin Pan&Tompkins ile Q,R,S Anları

Şekil 4.6'da Hasta3'te Cihaz ve PSG tarafından toplanan yaklaşık 3,25 saatlik EKG verisi görülmektedir. Eş zamanlı olarak toplanan EKG verilerine sırasıyla Pan&Tompkins algoritması uygulanarak R kompleksleri bulunmuştur. Bulunan R kompleksleri arasındaki zamansal farktan dakikadaki kalp atım hızı hesaplanmıştır. Hesaplanan kalp atım hızları ise 3 Hz'lik ikinci dereceden Butterworth alçak geçiren süzgeçten geçirilerek grafikte çizdirilmiştir. Hasta 3,25 saatlik veri kaydı sırasında hareket etmesi nedeniyle bazı anlarda EKG sinyalinde bozulmalara neden olmuştur. Bu bozulmalar, uygulanan Pan&Tompkins algoritması tarafından R kompleksi olarak hatalı tespit edilmiş ve sonuç olarak hatalı kalp atım hızının hesaplanmasına neden olmuştur. Bu durumun önüne geçmek için yukarıda bahsi geçen alçak geçiren süzgeç uygulanmıştır. Bu durumda iki sinyal arasındaki çapraz ilinti (cross-correlation) 0,9606 olarak bulunmuştur (Şekil 4.7). Cihaz tarafından bulunan ortalama kalp atım hızı 76.82 atım/dakika'dır. PSG tarafından bulunan ortalama kalp atım hızı 76.72 atım/dakika'dır.



Şekil 4.6: Hasta3, Cihaz ve PSG Tarafından Toplanan EKG sinyallerinin Pan&Tompkins Algoritması ile R Komplekslerinin Bulunması ve Dakikadaki Kalp Atım Sayılarının Karşılaştırılması

Hasta3 için 60 saniyelik bölütler halinde hesaplanan iki sinyal arasındaki çapraz ilinti katsayıları Şekil 4.7’de ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Benzerliğin fazla olduğu yerlerde genliğin 1’e yakınlaştığı görülürken iki sinyal arasındaki farklılıklar ise grafik üzerinde aşağı yönlü hareketler ile vurgulanmaktadır.

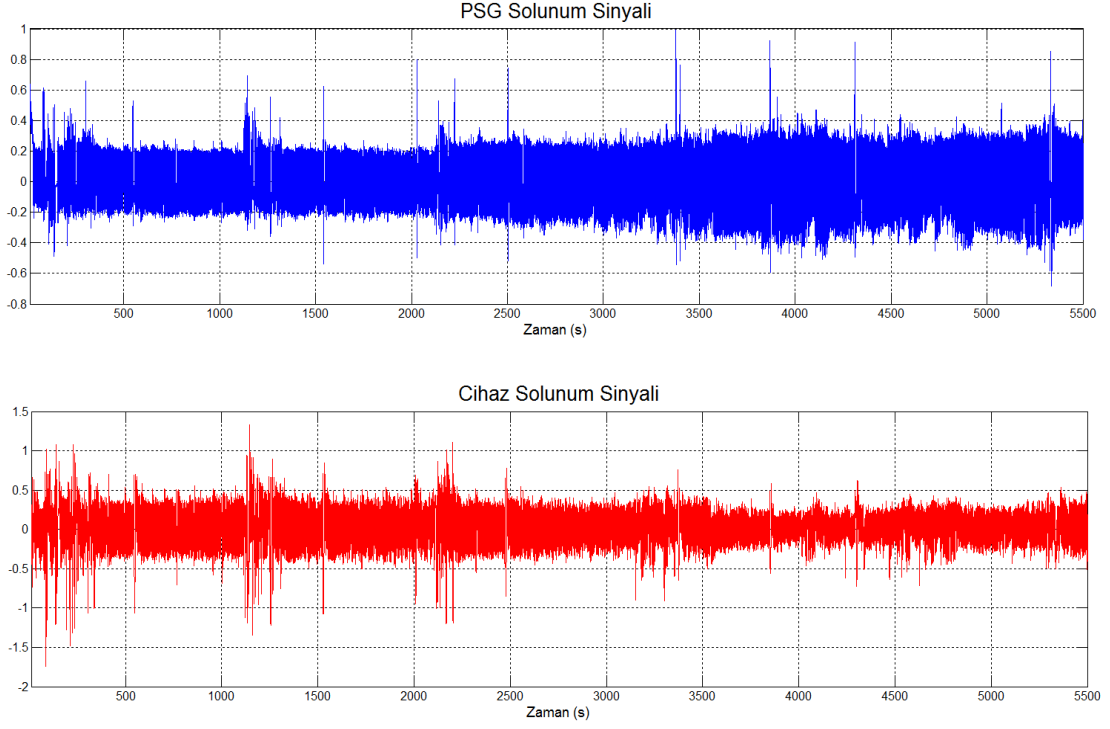


Şekil 4.7: Hasta3, EKG Çapraz İlinti Katsayıları

Yukarıda Hasta3 verileri üzerinden anlatılan karşılaştırma çalışması diğer hastalar için de uygulanmış ve elde edilen sonuçlar Tablo 6-1'e işlenmiştir.

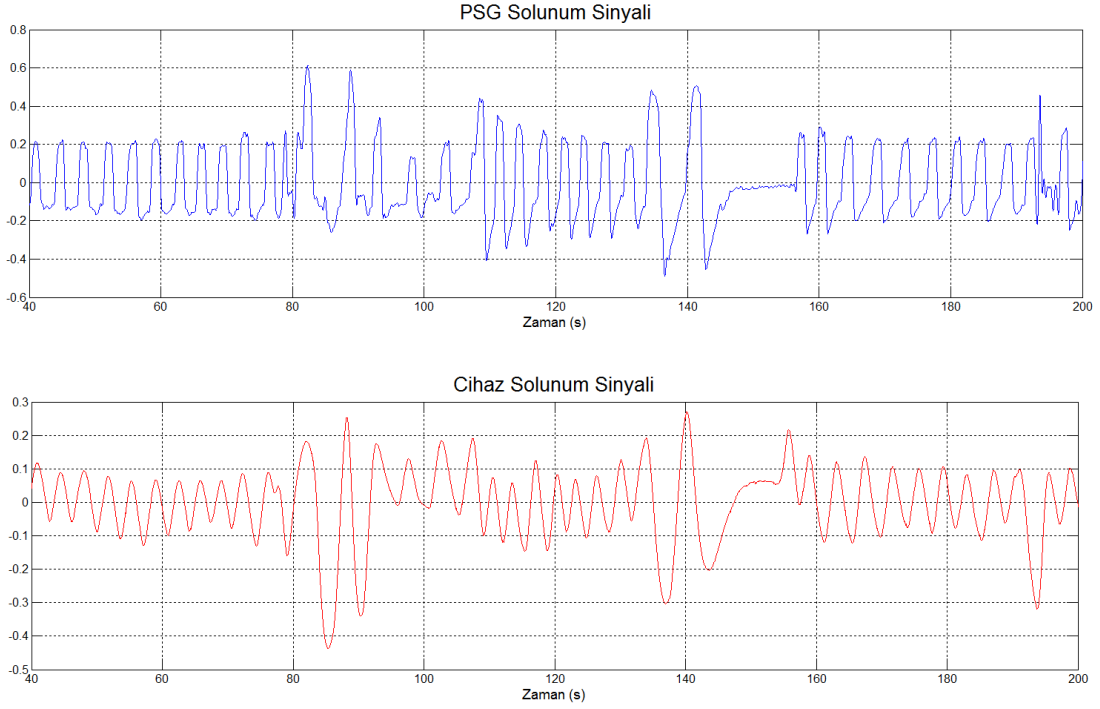
4.2 Oronazal Solunum Hızı Karşılaştırması

Cihazdan toplanan ham termistör verisi bant geçiren (0,1 – 0,5 Hz) süzgeçten geçirilerek yüksek frekanslı gürültüleri ve DC bileşeni çıkarılarak temizlenmiştir. Şekil 4.8'de görüldüğü gibi yaklaşık 5500 saniyelik (~1,5 saat) PSG ve tasarladığımız cihaz tarafından toplanan veriler çizilmiş ve takip eden şekilde de örnek olarak seçilmiş 160 saniyelik bölgede iki sinyalin karakteristik olarak benzerlikleri görülmektedir.



Şekil 4.8: PSG ile Cihaz Solunum Sinyallerinin Genel Karşılaştırması

Solunum verilerin benzerliklerini daha net görebilmek için Şekil 4.9'da küçük bir bölümüne yoğunlaşmış ve PSG ile Cihaz tarafından kaydı alınan solunum verilerin hem solunum sayısı hem de solunum durduğu anlar kolaylıkla belirlenebilmiştir.

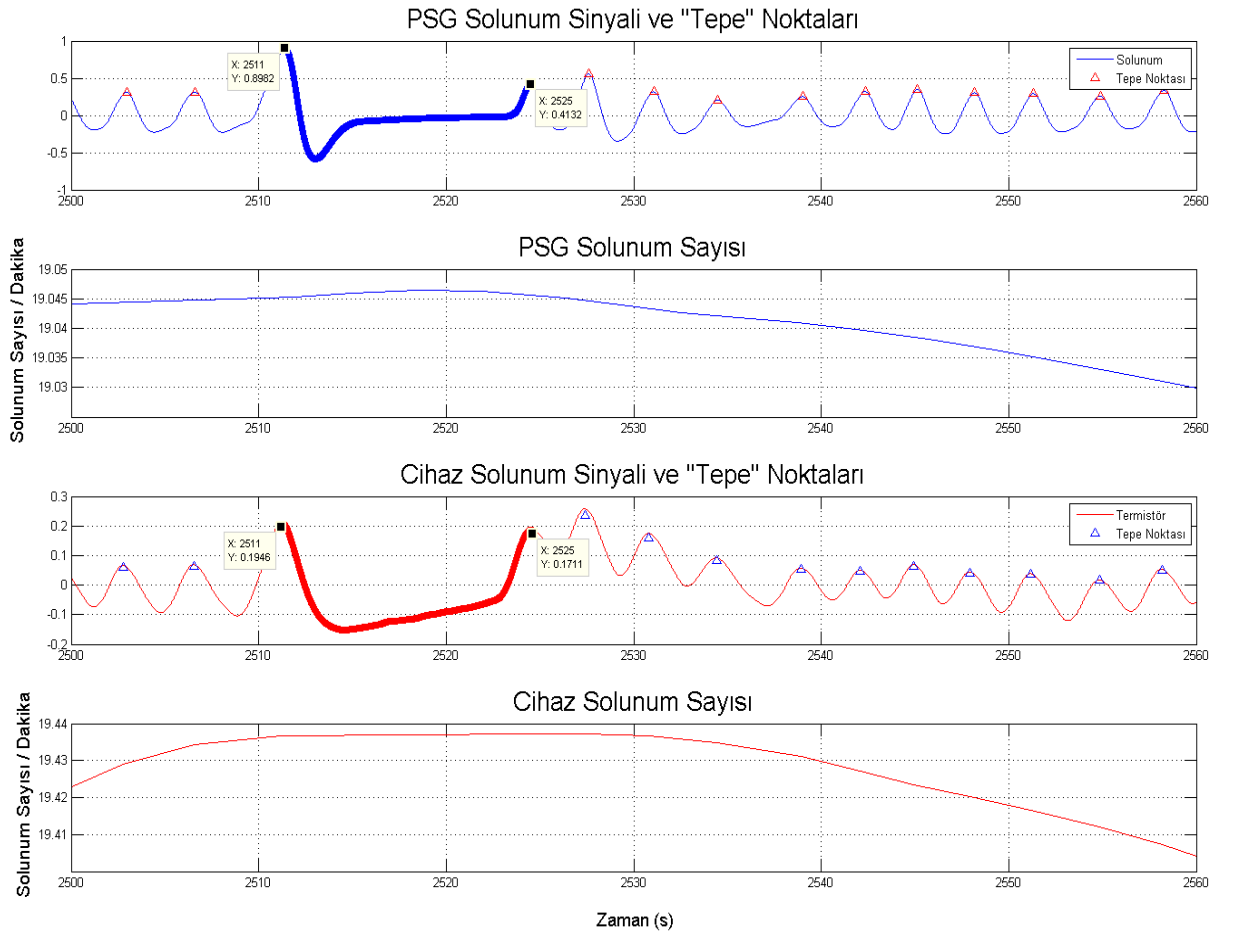


Şekil 4.9: PSG ile Cihaz Solunum Sinyallerinin Kısa Süreli Karşılaştırması

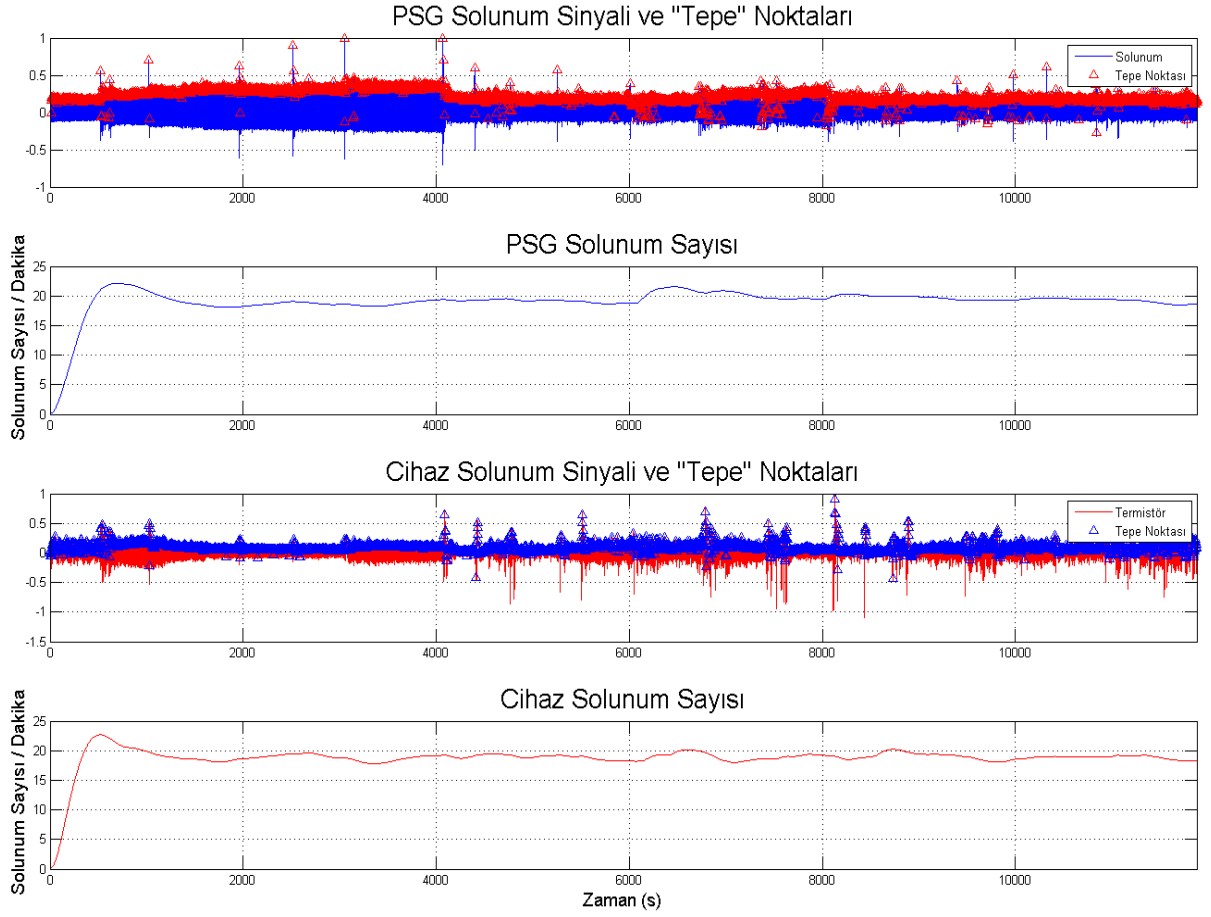
Solunum sinyali karşılaştırması için yine Pan&Tompkins metoduna benzer bir yapı temel alınmıştır. Termistörün ortam sıcaklığından etkilenmesi nedeniyle uzun süreli olarak toplanan verilerde termistör taban değerinin değiştiği görülmektedir. Soluk alma ve verme sırasında sinyaldeki bu taban değerinin üzerinde oluşan değişimler solunum hakkında bilgi vermektedir. EKG'den farklı olarak solunum sinyalleri 0.025-0.65Hz'lik bant geçiren süzgeçten geçirildikten sonra işleme konulmuştur. Süzgeç çıktısı türevlenerek sinyaldeki yükseliş ve inişler belirginleştirilmiştir. Sinyalin maksimum ve ortalama değerlerinden eşik değeri belirlenerek eşik değerini geçen zaman aralıkları bulunmuştur. Belirlenen zaman aralıklarındaki sinyallerin maksimum değerleri bulunarak tepe noktaları işaretlenmiştir. Tepe noktaları arasındaki zaman farkı örnekleme frekansı ve 60 ile çarpıldığında ise dakikadaki solunum sayısı bulunmuştur. Solunum anları tespit edildikten sonra hatalı olabilecek anlar 5-40 soluk/dakika arasındaki limitler ile sınırlandırılarak alçak geçiren bir süzgeçten geçirilmiştir. Algoritma 60 saniyelik bölümler halinde toplanmış tüm solunum verilerine uygulanarak PSG ve Cihaz arasında çapraz ilinti katsayısı ve dakikada ortalama solunum sayılarının

karşılaştırması yapılmıştır. Bu algoritma ile otomatik olarak uzun süreli verilerden solunum hızı hakkında bilgi edinilebilmektedir.

Şekil 4.10'da Hasta3 için cihaz termistör ve PSG solunum verisi karşılaştırılmıştır. İki sinyal arasındaki çapraz ilinti (cross-correlation) 0,9354 olarak bulunmuştur. Cihaz tarafından bulunan ortalama solunum hızı 18,23 soluk/dakika'dır. PSG tarafından bulunan ortalama solunum hızı 18,38 soluk/dakika'dır. Solunumun durduğu kalın çizgilerle grafik üzerinde belirtilen aralık ise her iki cihazda yaklaşık 14 saniye olarak ölçülmüştür.

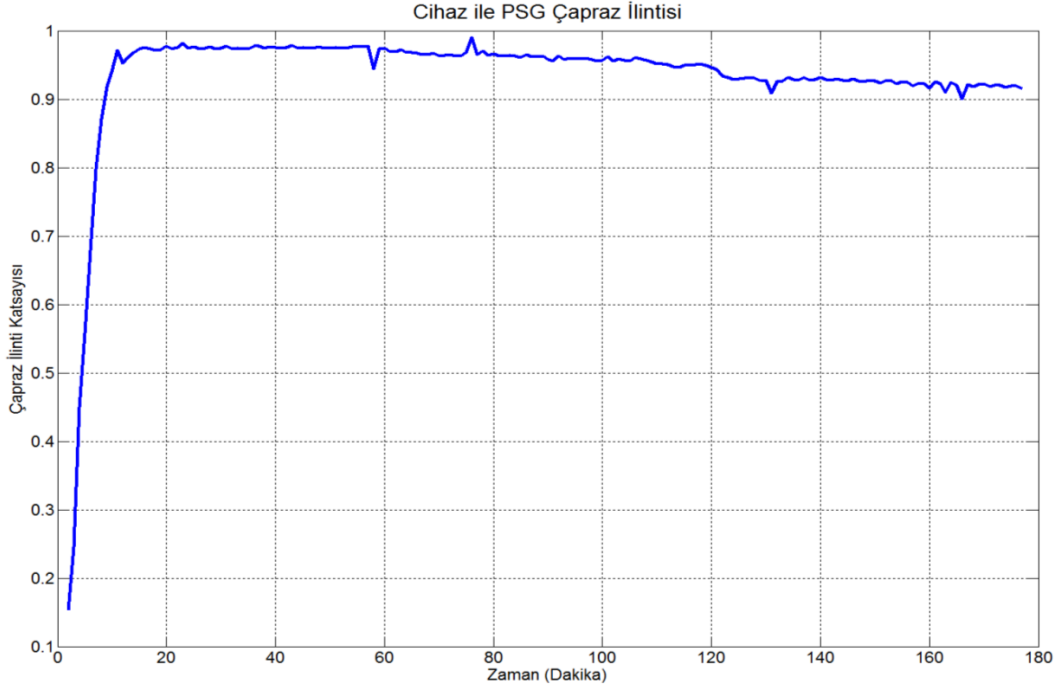


Şekil 4.10: Hasta3, Cihaz Termistörü ve PSG Solunum Verilerinin Karşılaştırması



Şekil 4.11: Hasta3, Cihaz ve PSG Tarafından Toplanan Solunum Sinyallerinin Tepe Noktaları ve Dakikadaki Solunum Sayılarının Karşılaştırılması

Hasta3 için 60 saniyelik bölütler halinde hesaplanan iki sinyal (PSG ve Cihaz) arasındaki çapraz ilinti katsayıları Şekil 4.12'de ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Benzerliğin fazla olduğu yerlerde genliğin 1'e yakınlığı görülürken iki sinyal arasındaki farklılıklar ise grafik üzerinde aşağı yönlü hareketler ile vurgulanmaktadır.



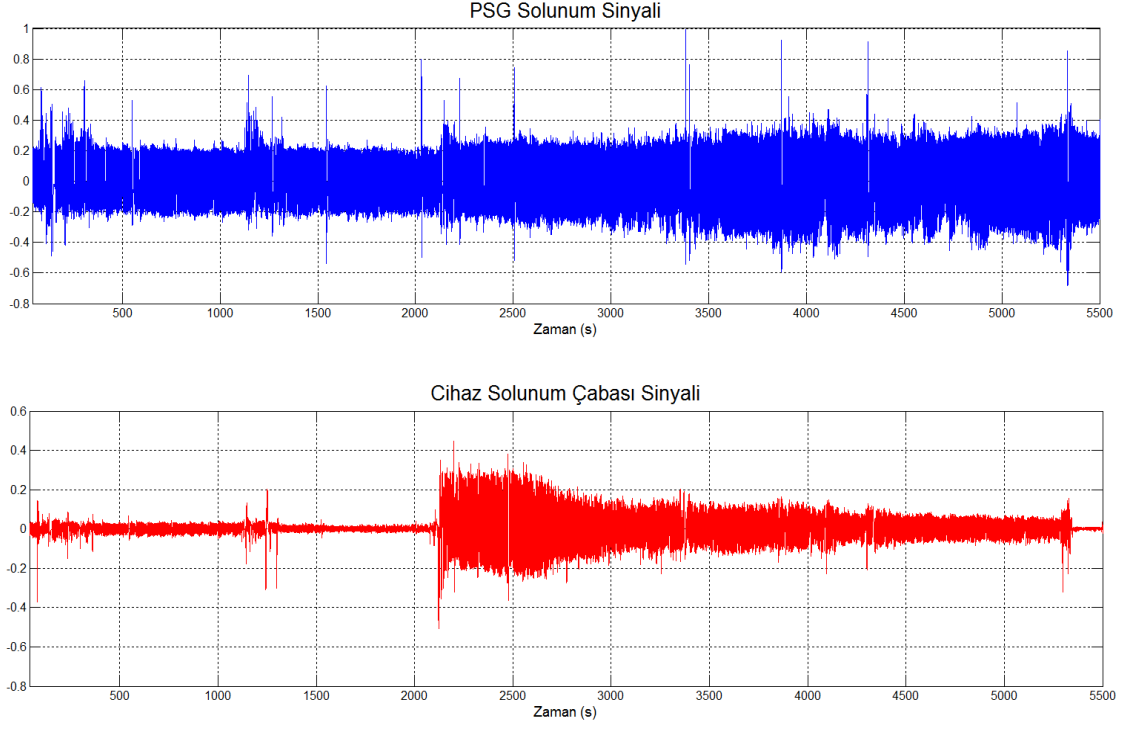
Şekil 4.12: Hasta3, Solunum Çapraz İlinti Katsayıları

Yukarıda Hasta3 verileri üzerinden anlatılan karşılaştırma çalışması diğer hastalar için uygulanarak Tablo 6-1'de işlenmiştir.

4.3 Abdomen Solunum Çabası Karşılaştırması

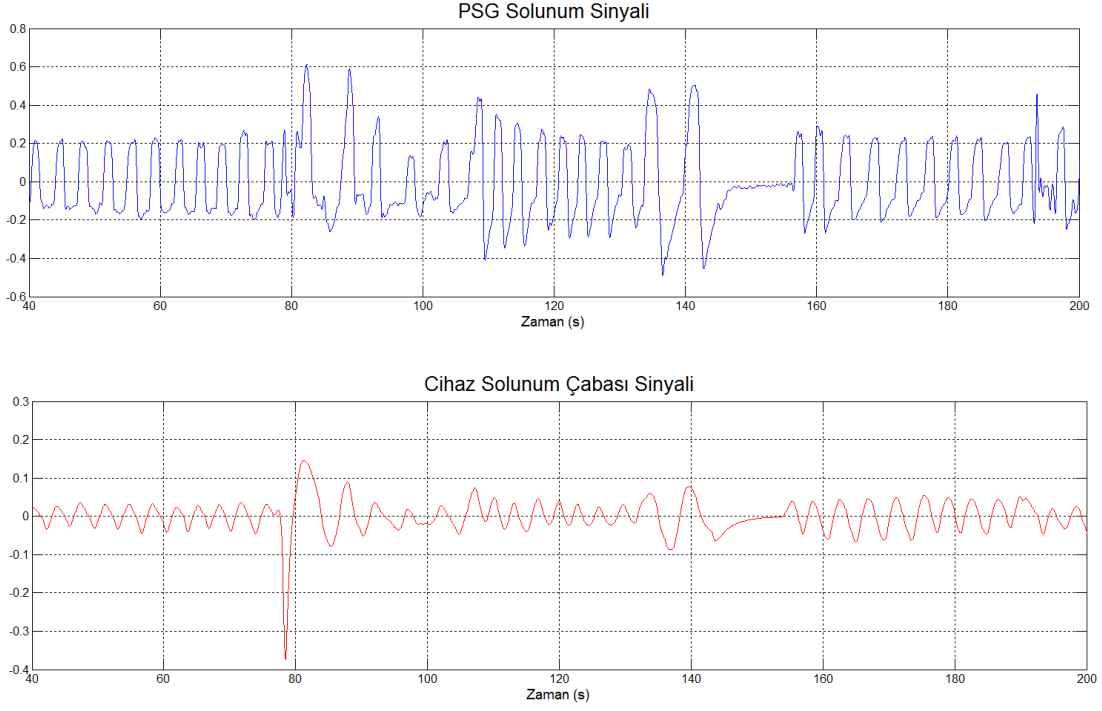
Cihazdan toplanan ham abdomen verisi bant geçirgen süzgeçten (0,1 – 0,5 Hz) geçirilerek yüksek frekanslı gürültüden ve DC sabitinden temizlenmiştir.

PSG ile tasarladığımız cihazdan toplanan ve tasarlanan bant geçirgen süzgeçten geçirilen abdomen verileri arasındaki ilişki Şekil 4.13'deki gibidir. Görüleceği üzere 2120. saniyeden sonra genlikte artma meydana gelmiştir. Buna neden olan durum hastanın vücut pozisyonunu değiştirmesi ve dolayısıyla abdomen kemerinden ölçülen genliğin artmasıdır. Bu durumu gidermek amacıyla belirli aralıklarla sinyalin maksimum ve minimum değerleri hesaplanarak bir katsayı ile çarpılıp normalizasyonu yapılabilir. Böylece kullanıcı tarafından algıda yanlışlığın önüne geçilebilir. Ancak bu durum daha çok bilgisayar kullanıcı arayüzlerinde gerçekleştirilmesi gereken bir durumdur.



Şekil 4.13: Uzun Süreli PSG ile Cihaz Solunum Çabası

Yukarıda tamamı verilen abdomen solunum çabası sinyalinin 160 saniyelik kısa süreli gösterimi Şekil 4.14'de verilmiştir. Elde edilen grafik; solunum sayıları, solunum düzeni ve çabanın olmadığı anları gözlemlmek adına sağlıklı bilgi verebilmektedir.



Şekil 4.14: Kısa Süreli PSG ile Cihaz Solunum Çabası

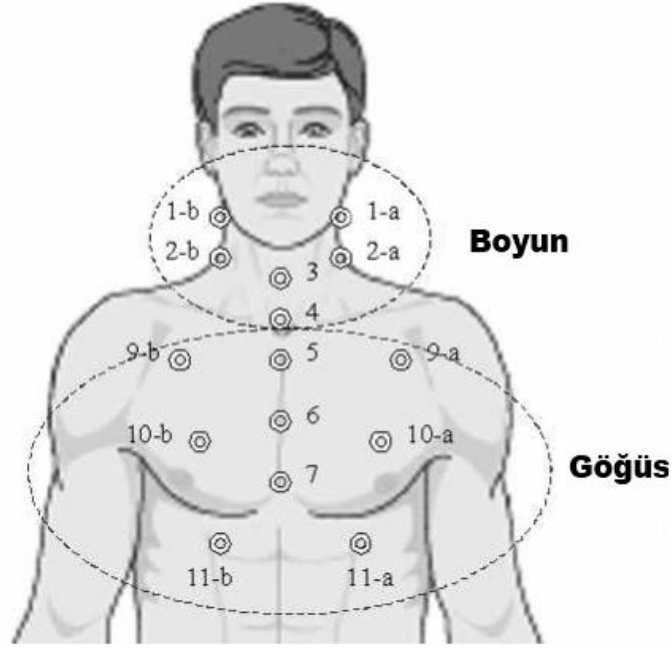
Karın (abdomen) bölgesine takılan PSG ve Cihaz solunum çabası kemerleri hastanın bu bölgesinde meydana gelen hacimsel değişimleri gözleyerek solunum isteğinin olup olmadığı bilgisini vermektedir. Bu iki sinyal sinüs sinyal formundaysa çabanın olduğu söylenebilirken sinyaldeki yatay seyir ise ilgili zaman aralığında hastanın solunum çabasının olmadığını göstermektedir. PSG ve Cihaz tarafından toplanan bu bilgiler sinyal formu olarak benzerlerdir. Ancak bu kemerlerin farklı gerginliklerde ve tam olarak aynı yere takılamamasından dolayı genlik olarak farklılıkların gözlenmesi olağandır.

5 DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ VE STANDART FİLTRELEME YÖNTEMLERİ İLE İVMEÖLÇER VERİ ANALİZİ

AASM tarafından taşınabilir uyku apne kayıt cihazları için önerilen kanallardan olan solunum aktivitesi, kalp atım hızı ve horlama sinyalleri ile elde edilen bilgiler özel önem taşımaktadır. Bu kanallardan elde edilen önemli bilgilerin uygun analizlerle bir ivmeölçer duyargasından elde edilebileceği öngörülmektedir [35]. Bu çalışmada ivme verisine standart sinyal işleme yöntemleri ve dalgacık dönüşümü uygulanarak iki farklı yaklaşımdan sonuçlar bulunmuştur.

Bu bölümün en önemli amacı, tek bir ivmeölçer verisinden apne tanısı için gerekli yukarıda bahsedilen bu sinyallerin türetilir olduğunu göstermektir. Önemli bir başka amacı ise cihazın diğer kanallarından alınan verilerin sonradan daha sağlıklı analiz edilebilmesinde kullanılmak üzere hastanın vücut pozisyonu bilgisini elde etmektir. PSG cihazlarında da hasta pozisyonu çeşitli duyargalar ile gözlemlenebilmektedir. Ancak bu çalışmada karşılaştırabileceğimiz bir duyarga çıktısı olmaması nedeniyle ivmeölçer çıktısı PSG kaydı sırasında kamera ile alınan hasta görüntüsü ile görsel olarak karşılaştırılmıştır.

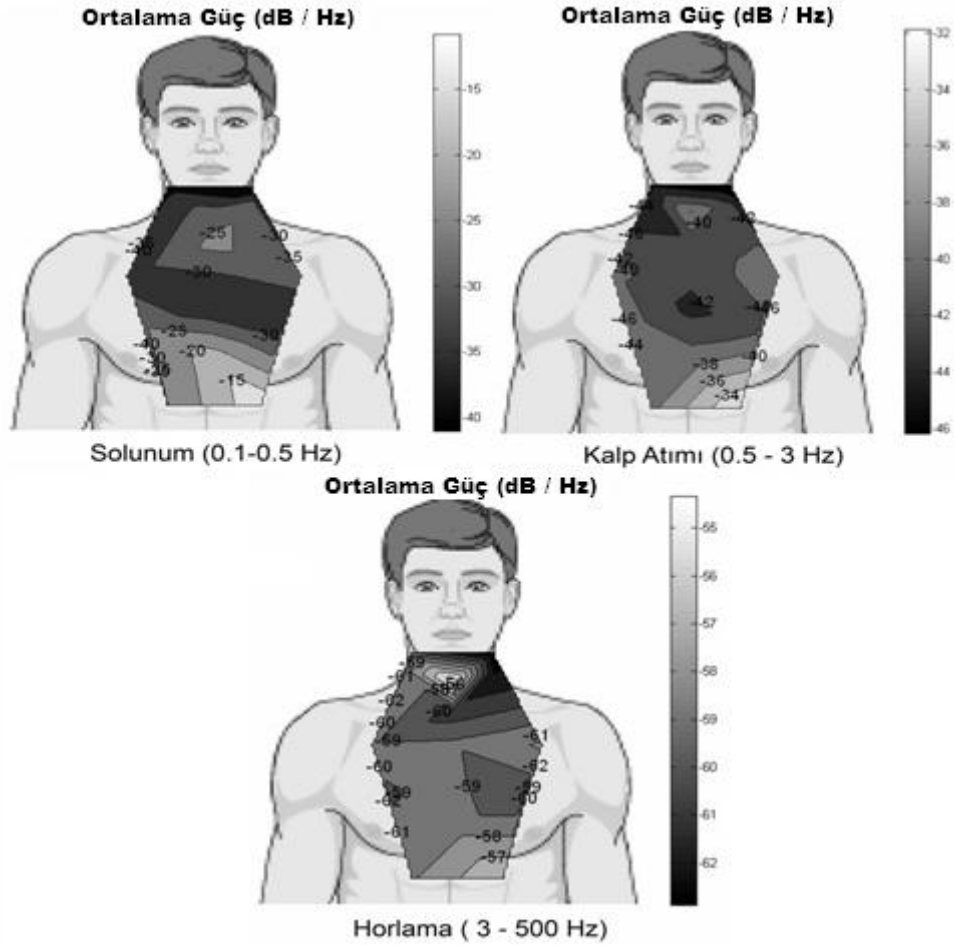
İvmeölçer duyargasının bahsi geçen solunum, kalp atım hızı, horlama ve vücut pozisyonu verilerinin elde edilebilmesi için vücut üzerinde uygun bir noktaya bağlanarak verilerin sağlıklı bir şekilde alınması gerekmektedir. Konuyla ilgili detaylı araştırmalarda karşılaşılan bir çalışmada boyundan göğüs kafesine kadar Şekil 5.1’de gösterildiği gibi altısı boyun ve dokuzu göğüs bölgesine yerleştirilmiş olan toplamda on beş farklı noktadan tek eksen piezoelektrik tabanlı ivmeölçer verisi 8192 Hz’lik örnekleme frekansıyla toplanmıştır [47].



Şekil 5.1: İvmeölçer Bağlantı Noktaları

Alınan ölçümler 0,1-0,5 Hz aralığında solunum, 0,5-3 Hz aralığında kalp atımı ve 3-500 Hz aralığında ise horlama sinyali olacak şekilde üç farklı frekans bandına ayrılmış, her frekans aralığındaki ortalama güç hesaplaması yapılarak ölçüm alınan bölgeler karşılaştırılmış ve Şekil 5.2'deki çizimler elde edilmiştir. Bu bilgiler ışığında horlama, solunum hareketi ve kalp atım akustiğinin aynı anda tek bir duyarga üzerinden gözlemlenebilmesi için en uygun yerin göğüs kafesi üzerinde sol 7. kaburga kemiği üzeri olduğu ilgili çalışmada belirtilmiştir [47].

Bu değerlendirme göz önünde bulundurarak veri kaydı ilgili bölgeye bağlanan ivmeölçer ile yapılmıştır.



Şekil 5.2: Solunum, Kalp Atımı ve Horlama Sinyallerinin Çalışma Frekans Bantlarında Ölçülen Titreşimlerin Vücut Bölgesine Göre Ortalama Güç Seviyeleri [47]

Oda sıcaklığında hafif duyargaların geçici olarak vücuda tutturulması işlemi için balmumunun 1KHz e kadar güvenilir olduğu ve temiz yüzeye tutturulan ivmeölçerlerin 100 m/s²'lik ivme (~10g) değerine kadar kullanılabilir olduğu değerlendirilmiştir [35]. Fakat ilgili çalışmada balmumu kullanımı ve duyarganın tutturuluş yöntemi konusunda yeterli bir bilgi verilmemektedir. Hastayı rahatsız etmeyecek daha basit ve etkin alternatif tutturma yöntemleri denenmiş ve denenilen yöntemler içinde en iyi sonucun çift tarafı yapışkan banttan alındığı gözlemlenmiştir. Bu yüzden çalışmada ivme duyargasının vücut yüzeyine tutturulmasında çift tarafı yapışkan banttan yararlanılmıştır.

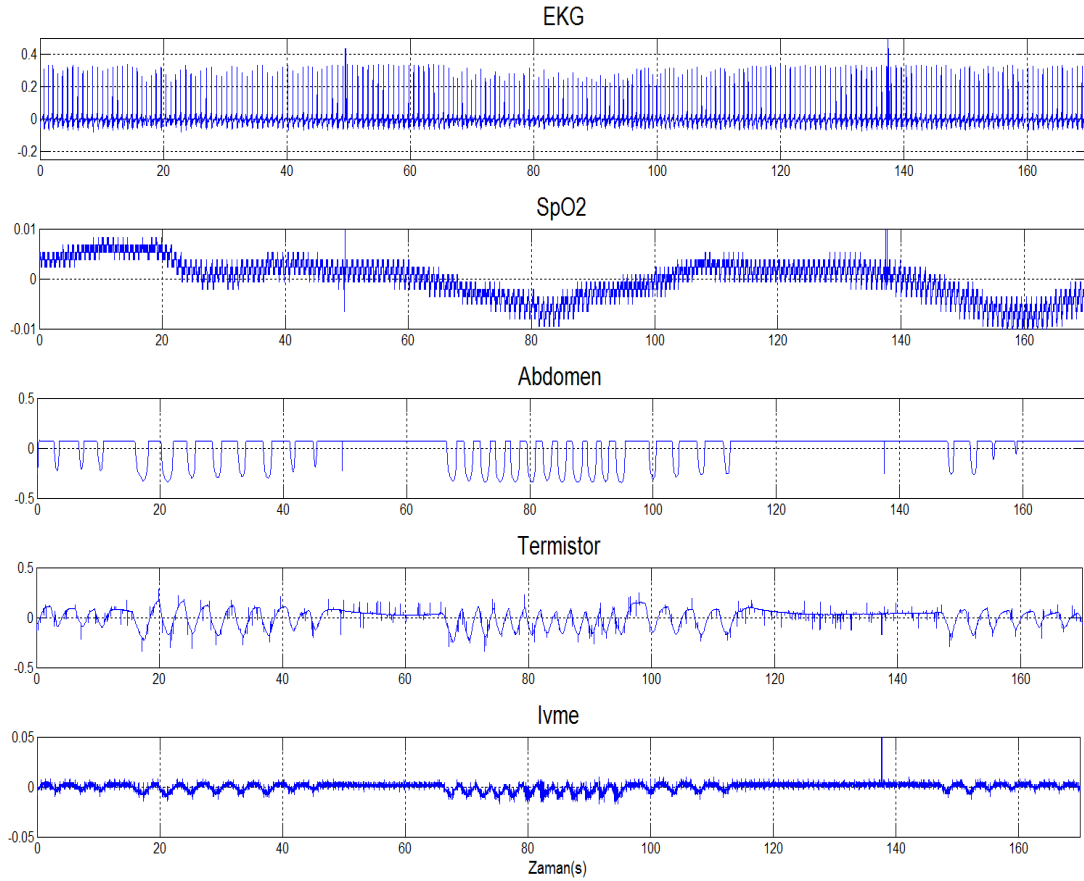
200 Hz örnekleme frekansı ile eş zamanlı olarak toplanan EKG, SpO₂ (Oksijen doyumu), abdomen solunum çabası, orozal termistör verisi ve ivmeölçer,

tasarlanan sayısal süzgeçlerden geçirilerek arzu edilen değerlendirmelerin yapılması amaçlanmıştır. İvmeölçer verisi işlenerek gerekli fizyolojik sinyaller elde edilmeye çalışılmış ve çeşitli karşılaştırmalarda bulunulmuştur. Bu çalışmada standart filtre yapıları ve dalgacık dönüşümü tabanlı filtre blokları olmak üzere iki farklı yaklaşımın sonuçları incelenmiştir. Aşağıda ivme sinyali içerisinde elde edilmek istenen bilginin hangi bantlarda olacağı belirtilmektedir.

İvmeölçer verisi uygun filtrelerden geçirildiğinde;

- 30-100 Hz arasında **horlama** sinyali,
- 3-30 Hz arasında **kalp akustiği** (kalp atım hızı),
- 0,1 – 0,5 Hz arasında **solunum hareketi** ve
- 0,1 Hz altında ise **vücut pozisyonu** elde edilebilmektedir.

Şekil 5.3'te tasarımı yapılan cihaz tarafından toplanmış veriler görülmektedir. Bu bölümdeki çalışmada toplanan yaklaşık 3 dakikalık veriler kullanılmıştır. Amaç, ivme verisi ile çıkarılacak sinyallerin karşılaştırması olduğundan uzun süreli veri kaydının yapılmasına ihtiyaç duyulmamıştır. Şekil 5.3'teki sinyaller herhangi bir işleminden geçirilmemiş ham verilerdir ve bu bölümde sinyal işlemeye tabi tutulacak veriler de bunlar olacaktır. Sayısal sinyal işleme, dalgacık dönüşümü ve şekillerin elde edilmesi için MATLAB 7.8.0 yazılımından yararlanılmıştır.



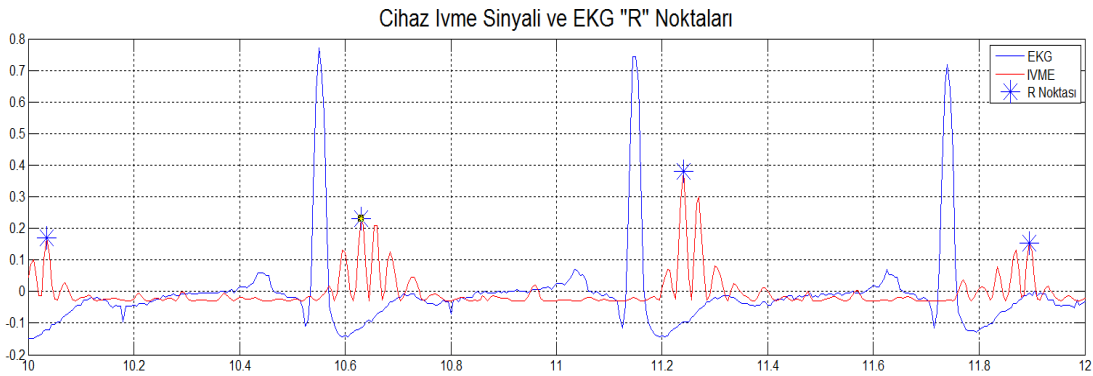
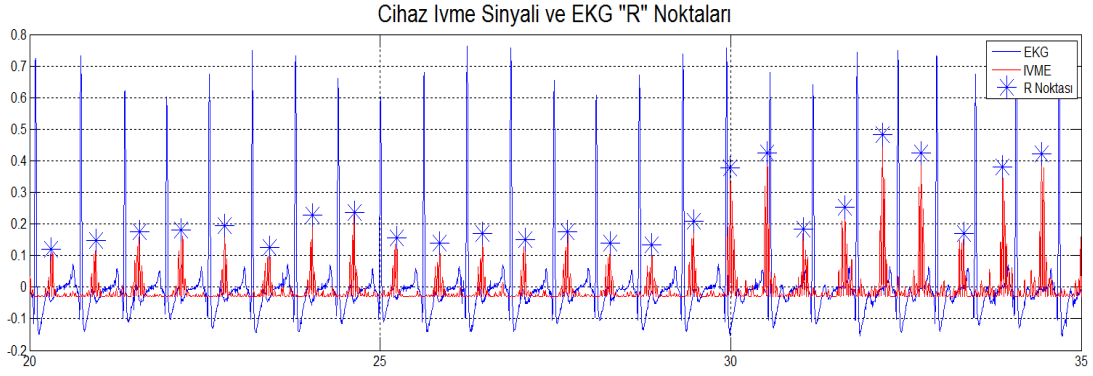
Şekil 5.3: Cihaz Tarafından Eş Zamanlı Toplanan Beş Kanal Ham Veri

Devam eden bölümlerde, ivme verisine çeşitli sinyal işleme teknikleri ve dalgacık dönüşümü uygulanarak elde edilen sonuçların cihaz tarafından kaydedilen diğer parametreler ile karşılaştırması yapılacaktır.

5.1 Standart Sinyal İşleme ile İvmeölçer Veri Analizi

5.1.1 İvme Verisinden Kalp Atımı Çıkarımı

Kalp Hızı Değişkenliği (KHD) uyku apnesi hastalığı teşhisinde sıkça kullanılan bir parametredir. Geleneksel olarak KHD, EKG sinyalinden hesaplanmaktadır. Bu aşamada biz de kalp atımı sırasında oluşan atım akustiğini vücuda bağladığımız ivmeölçer duyargası ile elektriksel sinyale çevirerek KHD'yi bulmaya çalışacağız.



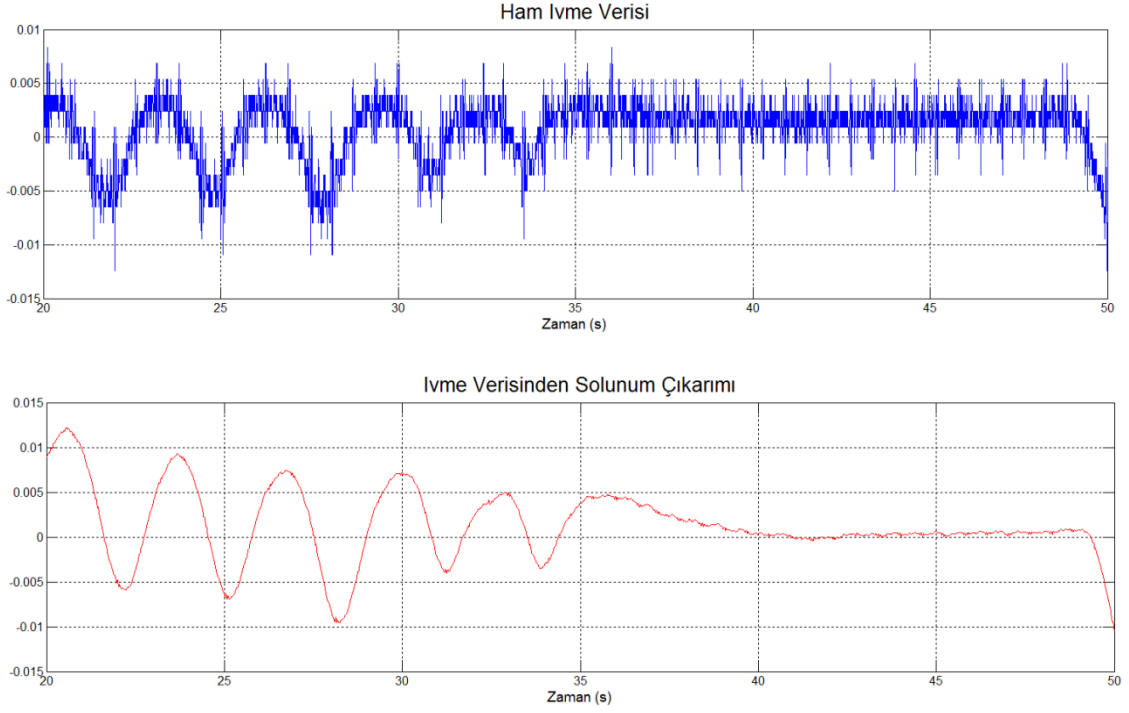
Şekil 5.4: İvme Verisinden Kalp Atımı ile Cihaz EKG Karşılaştırması

Yukarıdaki grafikte ise EKG sinyali ile Pan&Tompkins algoritması uygulanarak ivme verisinden üretilen kalp atım sinyalinin karşılaştırılması yapılmıştır. İvme verisinden türetilen sinyalde algoritma tarafından karar verilen R noktaları işaretlenerek kalp atım sayısını tespit etmek amaçlanmıştır. Elde edilen şekilsel bilgiden de anlaşılacağı üzere ivme sinyali ile EKG sinyali arasında bir ilişki kurmak mümkün görünmektedir. İvme sinyali üzerinde Pan&Tompkins algoritması ile R noktası olarak işaretlenen noktalar kalp akustiği sonucu oluşan titreşimlerin tepe noktasıdır. Bu noktalar ivmeölçerin solunum durumu ve titreşimin genliğine bağlı olarak değişim göstermekte ve gerçekte EKG'de gözlenen R kompleksinden farklı zamanlarda görülmektedir.

5.1.2 İvme Verisinden Solunum Sinyali Çıkarımı

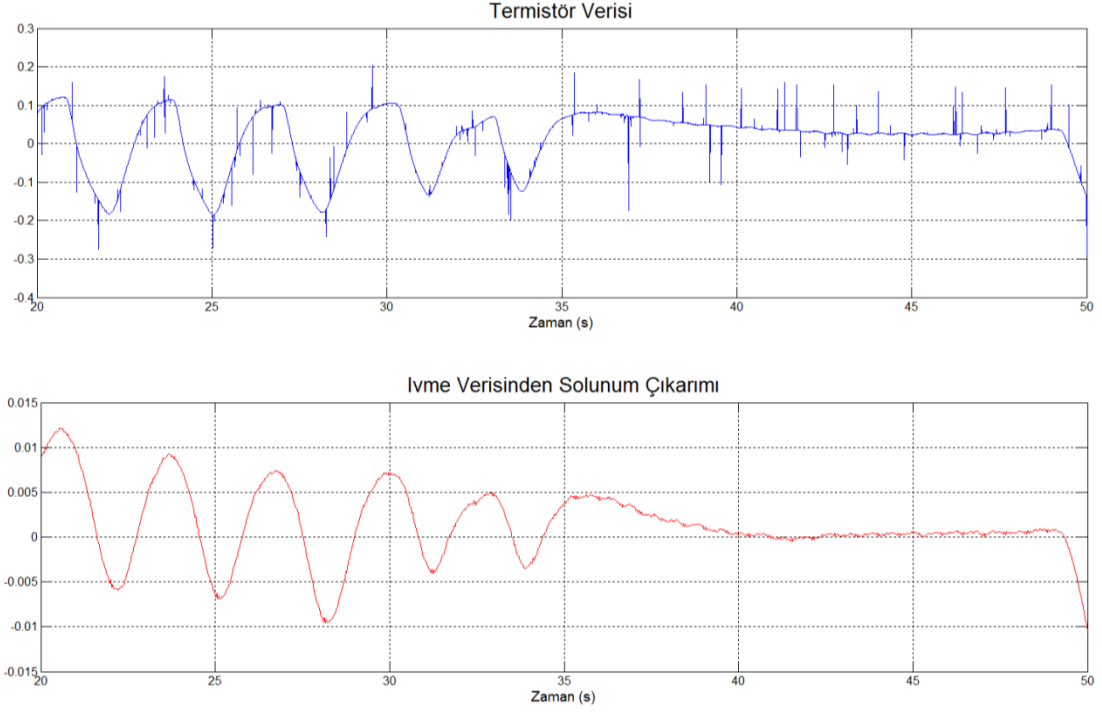
Solunum sinyali normal bir soluk alıp verme periyodu olarak dakikada 6 ile 30 arasında değişmektedir. Bu yüzden biz de 0,1 Hz ile 0,5 Hz arasındaki solunum sinyalini bulmaya çalışacağız. Ham ivme verisi üzerindeki solunum dışındaki sinyallerin temizlenmesi için birinci dereceden (0,1 – 0,5 Hz) aralığında çalışan

Butterworth 0,5 Hz'lik alçak geçiren ve 0,1 Hz'lik yüksek geçiren süzgeç birleşiminden elde edilen bant geçiren süzgeç tasarımı yapılmış ve aşağıdaki Şekil 5.5'de görülen solunum sinyali çıkarımı ortaya konulmuştur. Alçak geçiren süzgeç ile EKG ve horlama gibi yüksek frekanslı sinyal bileşenler, yüksek geçiren süzgeç ile de vücut pozisyonuna ve pozisyon değişimine bağlı düşük frekanslı bileşenler temizlenmiştir.



Şekil 5.5: Ham İvme Verisinden Solunum Çıkarımı

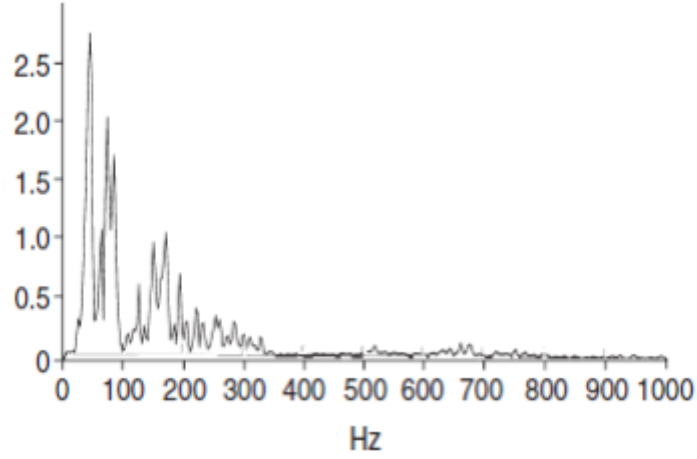
Çıkarımı gerçekleştirilen solunum sinyali, tasarladığımız cihaz tarafından elde edilen termistör sinyali ile karşılaştırılmıştır. Termistör üzerindeki yüksek frekanslı ölçüm hataları temizlenmemiş ham sinyaldir. Şekil 5.6'te görüleceği üzere ivme verisinden elde edilen solunum sinyali, termistör sinyali ile gerek solunum sayısı gerekse nefesin tutulma süresi olarak aynı karakteristiği göstermektedir. Bu yüzden solunum verisini elde etmek için ivme verisinden yararlanabileceği çıkarımı yapılmaktadır.



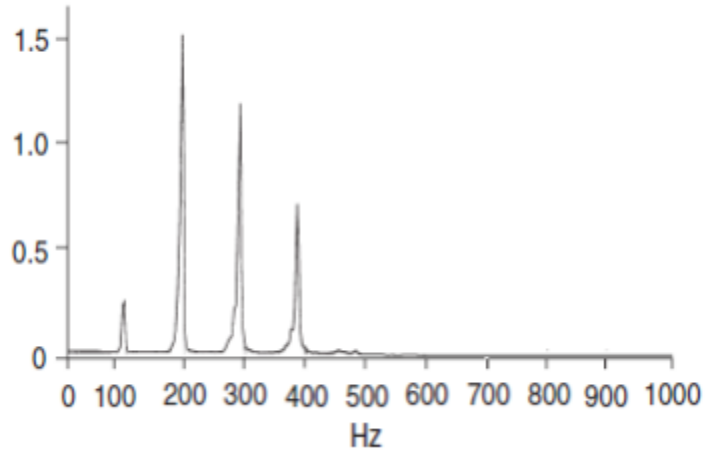
Şekil 5.6: Termistör Verisi ile İvme Verisinden Solunumun Karşılaştırması

5.1.3 İvme Verisinden Horlama Sinyali Çıkarımı

Horlama bilgisi henüz tam olarak PSG çalışmalarında kullanılan önemli bir değişken olarak görülmesi de, son zamanlarda UAS üzerine yapılan çalışmalarda bu bilgi sıkça işlenmektedir. Bu çalışmalardan birinde de horlama sinyalinin FFT'si alınarak frekansı incelenmiş ve normal bir horlama ile TUAS'lı bir horlama arasında farklar keşfedilmeye çalışılmıştır. Sonuç olarak TUAS'lı birinin Şekil 5.7'deki horlama kaydında temel frekans bileşeninin etrafında bir dağılıma sahip ve açıkça harmonikleri belli olmayan bir sinyalin olduğu tespitinde bulunulmuştur. Şekil 5.8'de normal birinin horlaması ise harmonikleri açıkça belirlenebilen temel frekanslı bir sinyal olduğu gösterilmiştir [48].

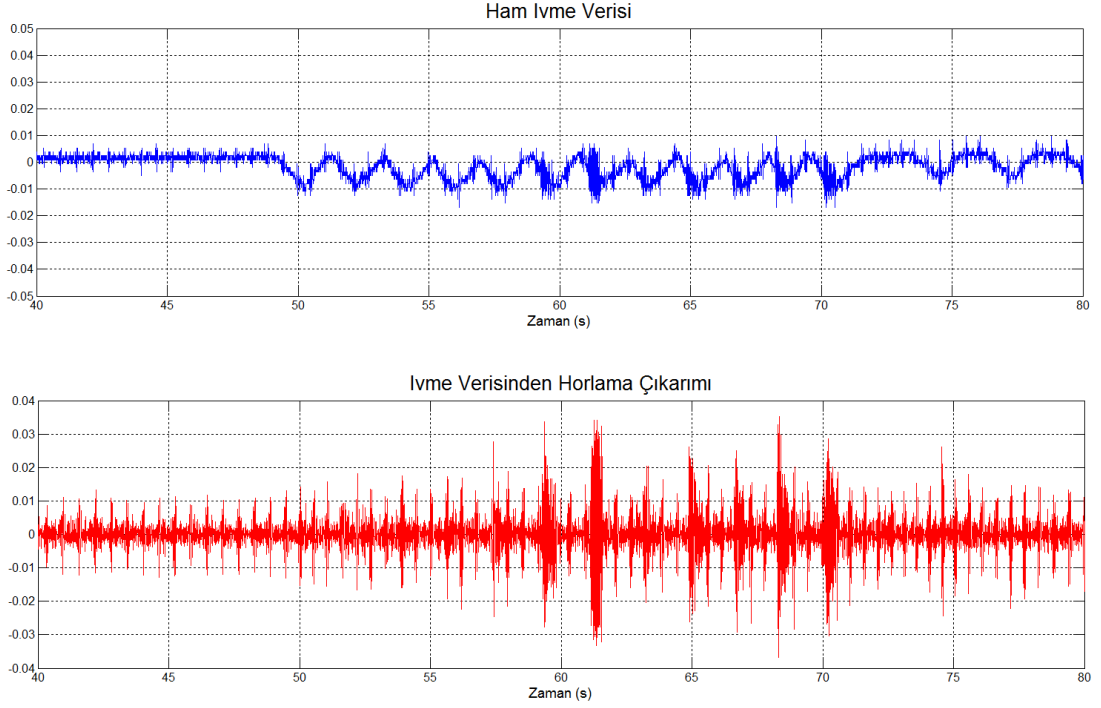


Şekil 5.7: TUAS'lı Bir İnsandaki Horlama Sinyalinin Frekansa Göre Güç Dağılım Grafiği



Şekil 5.8: TUAS Olmayan Normal Bir İnsandaki Horlama Sinyalinin Frekansa Göre Güç Dağılım Grafiği

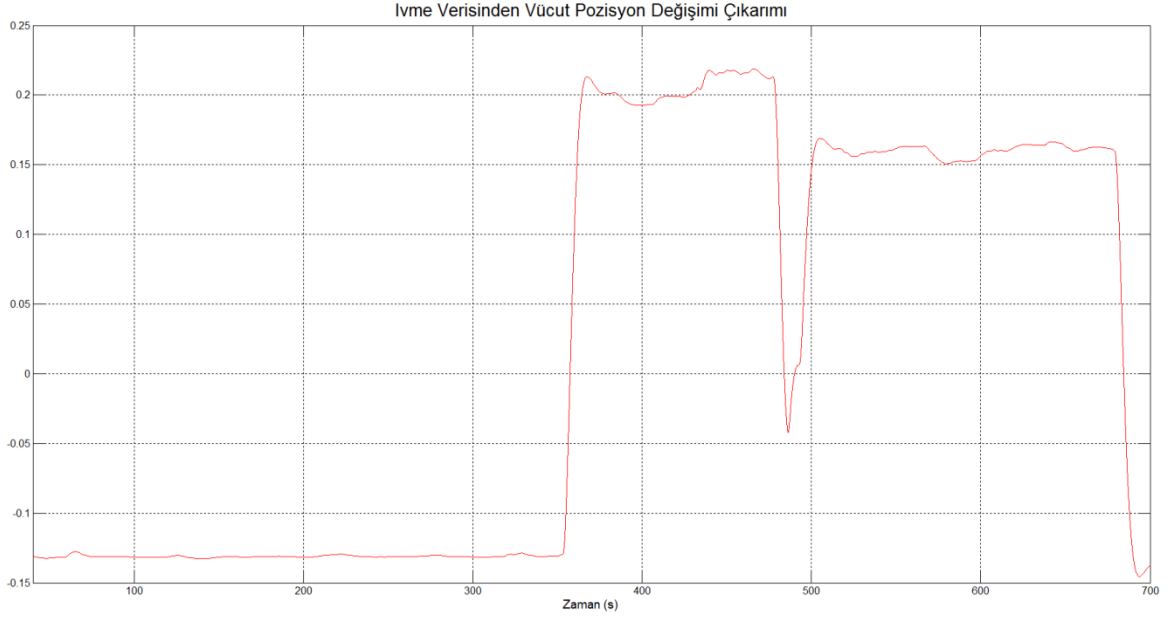
Horlama, geniş bir frekans bandına sahip akustik sinyalden oluşmaktadır. Bu yüzden toplanan veriler 5. dereceden 30-100 Hz arasında tasarlanan alçak geçiren ve yüksek geçiren Butterworth süzgeçlerden geçirilerek elde edilmiştir. Grafikten anlaşılacağı üzere kalp atım akustiği sinyalinin de tasarladığımız süzgeç frekansı aralığında bileşeninin olmasından ötürü salt olarak horlama sinyali elde edilememiştir. Fakat horlama sinyalinin gerek süresinin gerekse genliğinin kalp atımından farklılık göstermesi nedeniyle ayırt edilebilmesi mümkün görülmektedir. Tasarladığımız süzgeçler ile vücut pozisyonu, solunum ve az da olsa EKG sinyalinden temizlenerek elde edildiği aşağıdaki Şekil 5.9' dan anlaşılabilir.



Şekil 5.9: İvme Verisinden Elde Edilen Horlama Sinyali

5.1.4 İvme Verisinden Vücut Pozisyonu Çıkarımı

Orta yaş grubundaki erkeklerin yaklaşık %10'unda ve hastaların birçoğunda sırtüstü yattıklarında uyku apne durumunun arttığı görülmüştür. American Sleep Disorders Association tarafından uyku çalışmalarında uyku pozisyonunun görüntülenmesi önerilmektedir. Bu yüzden uyku apne sendromundan şüphelenilenler için uyku pozisyon bilgisine ihtiyaç duyulmaktadır. Biz de ivme verisini kullanarak hastanın sırt üstü mü yoksa omuz üstüne mi yattığını belirlemekteyiz. Bunu yaparken ham ivme verisi 0.1 Hz'lik alçak geçiren Butterworth süzgeçten geçirilerek yüksek frekanslı bileşenleri temizlenmiştir. Süzgeç çıkışında hastanın vücut pozisyonuna bağlı olarak yerçekimi ivmesinin algılanması ile oluşan seviyeden yararlanılmıştır. z-ekseninde hasta sırt üstü yatarken $-1g$ civarında ivme değerine karşılık gelen voltaj değeri okunmaktadır. Hasta omuz üstü yatarken ise yerçekiminin duyarganın z-ekseninde bir etkisinin olmamasından dolayı $0g$ civarına karşılık gelen voltaj değeri okunmaktadır. Aşağıda Şekil 5.10' da görüleceği üzere hasta sırtüstü olarak başladığı uykusuna omuz üstü yatarak devam etmektedir.



Şekil 5.10: İvme Verisinden Elde edilen Vücut Pozisyon Değişimi

5.2 Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık ifadesi ilk olarak 1909 yılında Alfred Haar tarafından ortaya atılmıştır [49]. Dalgacık dönüşümü Fourier dönüşümünün durağan olmayan sinyallerdeki eksiklerini gidermek için geliştirilmiş farklı bir dönüşüm yöntemidir.

Hem zaman hem de frekans alanındaki değişimleri birlikte görebilmeye olanak sağlaması Dalgacık dönüşümünün Fourier dönüşümüne göre en büyük avantajıdır.

Bu analiz yöntemi gürültüye karşı daha az hassasiyet göstermekte ve durağan olmayan sinyallere rahatlıkla uygulanabilmektedir. Bundan dolayı sinyal işleme ile uğraşanların ilgisi frekans tabanlı Fourier Dönüşümünden ölçek tabanlı Dalgacık Dönüşümüne doğru kaymıştır [50].

Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünde (KZFD) seçilecek pencereleme işaretinin türü çok önemlidir. Çünkü zaman ekseninde dar pencerelerle gerçekleştirilen KZFD sonucunda, işaret zaman ekseninde iyi bir çözünürlük sergilerken frekans ekseninde ise çözünürlük kötü seviyelerde olacaktır. Tersisi durumda yani pencere

genişletildiğinde frekans çözünürlüğünde iyileşme gözlenirken zaman ekseninde çözünürlük azalacaktır. KZFD'nin özünde taşıdığı bu problemden dolayı yeni alternatif bir teknik olarak ayırık zamanlı dalgacık dönüşümü kullanılmaktadır [51].

Mallat ikili dalgacık dönüşümü ile işaretlerin kademeli yüksek ve düşük frekanslara ayrılmasını önermiştir. Yüksek frekans kısmından ayrıntılar (detail), düşük frekans kısmından ise temel işaret elde edilir.

Dalgacık dönüşümü filtre bankası olarak kullanıldığında sinyalleri analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir, yüksek frekanslarda yüksek zaman çözünürlüğü ve düşük frekans çözünürlük özelliğine sahipken alçak frekanslarda ise yüksek frekans çözünürlüğü ve düşük zaman çözünürlüğünü sağlar.

Dalgacık dönüşümü sinyallerin, sistemlerin veya işlemlerin oluşturulması için bir takım özel sinyallerden oluşmuş matematik modelidir. Bu özel sinyaller küçük dalga veya dalgacıklardır. Bu dalgalar salınım yapmalı ve hem pozitif hem de negatif yönde genliği ile çabukça sıfıra yaklaşmalıdır. Bu iki koşul küçük dalga ve dalgacıklarda eş zamanlı olarak sağlanmalıdır. Kullanılacak sinyal veya işlem ana dalgacığa uygun olarak atılır. Dalgacıkların her bir elemanı ana dalgacığın ölçeklendirilip ötelenmiş türevlerinden oluşur. Ölçeklendirilmiş dalgacıkların enerjilerinin normalize edilmiş hali denklem (5.1)' de görölmektedir.

$$\frac{1}{\sqrt{a}} g\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (5.1)$$

Denklem (5.1)' da (**a**) ölçekleme katsayısını ve (**b**) ise ötelenme miktarını ifade eder. Ölçekleme ve öteleme işlemleri birleştirildiğinde, bu işleme ilgin işlemi denir. İlgili işlemi eş zamanlı olarak ölçekleme ve öteleme işlemi yapıldığında bağımsız **x** değişkeninden denklem (5.2)' de (**x'**) adında yeni bir değişken yaratılır.

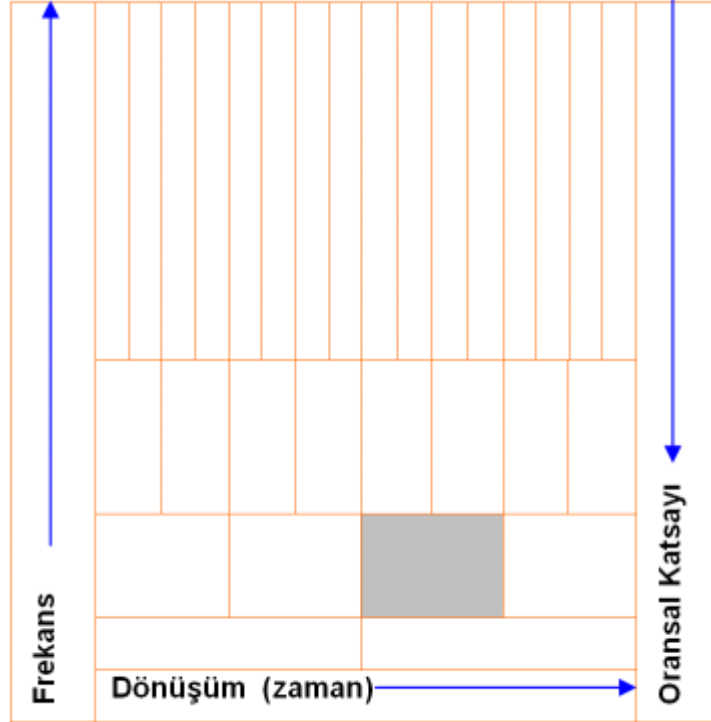
$$x' = \frac{x-b}{a} \quad (5.2)$$

Tüm dalgacık katsayı setleri ana dalgacığa göre f fonksiyonunun dalgacık alanını temsil eder. Ayırık Zaman Dalgacık Serisi (AZDS) aşağıdaki denklemdeki gibidir:

$$W_h f(m, n) = \frac{1}{\sqrt{a^m}} \sum_{-\infty}^{+\infty} f[k] h\left(\frac{k - nba^m}{a^m}\right) \quad (5.3)$$

Ölçekleme katsayısı, öteleme miktarı ve zamanların (ya da alanın) hepsi ayırık olarak tanımlanır. Zaman-Ölçek (Zaman-Frekans) çözünürlüğü Şekil 5.11' de gösterilmiştir.

Frekans ve Oransal katsayısı arasındaki ilişki Şekil 5.11'de gösterilmiştir.



Şekil 5.11: Dalgacık Dönüşümünde Zaman-Oransal Katsayı İlişkisi

AZDS, dalgacık serisine gerçekte çok yakındır, fakat ayırık zaman sinyallerinin tersi olarak uygulanır $x[n]$, $n \in \mathbb{Z}$. $x[n]$, ayrışmalarındaki çoklu çözünürlükler $j = 1..J$ ile tanımlanan J seviyesi ile denklem (5.4)'deki gibi ifade edilir.

$$x[n] = \sum_{j=1}^{\infty} \sum_{k \in \mathbb{Z}} c_{j,k} \bar{h}_j[n - 2^j k] + \sum_{k \in \mathbb{Z}} b_{j,k} \bar{g}[n - 2^j k] \quad (5.4)$$

Burada $\bar{h}_j[n - 2^j k]$ terimi sentezlenen dalgacığı ifade etmektedir. Buna ek olarak alçak geçiren terimi iyi bir geri çatımı temin etmek için kullanılır. İlgili temel fonksiyona $\bar{g}_j[n - 2^j k]$ "sentez serisi" adı verilir. Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD), $c_{j,k}$ dalgacık katsayılarını, $j = 1..J$ ve orantı katsayısı olan $b_{j,k}$, denklem (5.5)'de verildiği gibi hesaplar.

$$\begin{aligned} & \text{ADD} \{x[n]; 2^j, k2^j\}, \\ c_{j,k} &= \sum_n x[n] h_j^*[n - 2^j k] \\ b_{j,k} &= \sum_n x[n] g_j^*[n - 2^j k] \end{aligned} \quad (5.5)$$

$\bar{h}_j[n - 2^j k]$ terimi analiz edilmiş ayrık dalgacıkları ve $\bar{g}_j[n - 2^j k]$ terimi de analiz edilmiş orantı serisidir. Sinyal ve sinyalin katsayıları denklem (5.3)'teki gibi Ters Ayrık Dalgacık Dönüşümü (TADD) ile geri çatılmaktadır. Dalgacıklar ve ölçekleme serisi bir seviyeden diğerine çıkarılabilir olmalıdır. İki süzgecin etki tepkisi $\bar{g}[n]$ ve $\bar{h}[n]$ olsun (burada $\bar{h}[n]$ yüksek geçiren veya ayrık dalgacık ve $\bar{g}[n]$ 'de alçak geçiren fonksiyonudur). Dalgacık ve ölçekleme serisi yinelemeli (iteratif) olarak denklem (5.6)' deki gibi elde edilir:

$$\begin{aligned} g_1 &= g[n], h_1 = h[n] \\ g_{j+1} &= \sum_k g_j[k] g[n - 2k] \\ h_{j+1} &= \sum_k h_j[k] g[n - 2k] \end{aligned} \quad (5.6)$$

Yeni bir j seviyesinden sıradaki $(j+1)$ seviyesine ara değerlendirme operatörü uygulanarak gider:

$$f[n] \rightarrow \sum_k f[k] g[n - 2k]$$

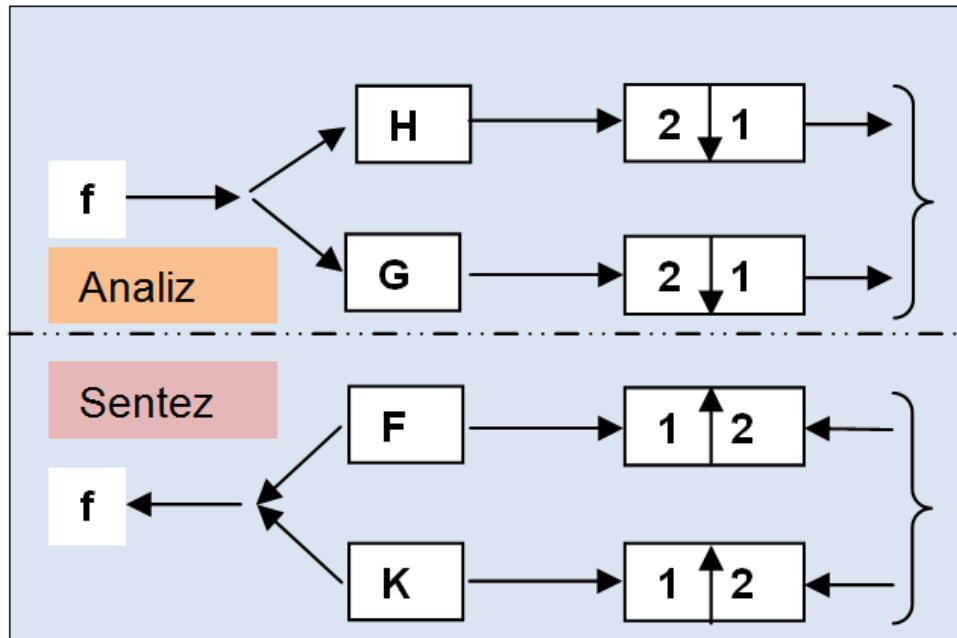
(5.7)

Genişleme operatörüne ayrık eşdeğer olarak düşünülmelidir:

$$f(t) \rightarrow 2^{-1/2} f\left(\frac{t}{2}\right)$$

(5.8)

ADD'deki hesaplama yapısı tam olarak Şekil 5.12'te gösterilen seviye-bant süzgeci bankası gibidir. ADD analiz süzgeciyse, TADD'da sentez işlemi olarak nitelendirilir.



Şekil 5.12: Dalgacık Dönüşümü İleri ve Geri Çatım İşlemleri

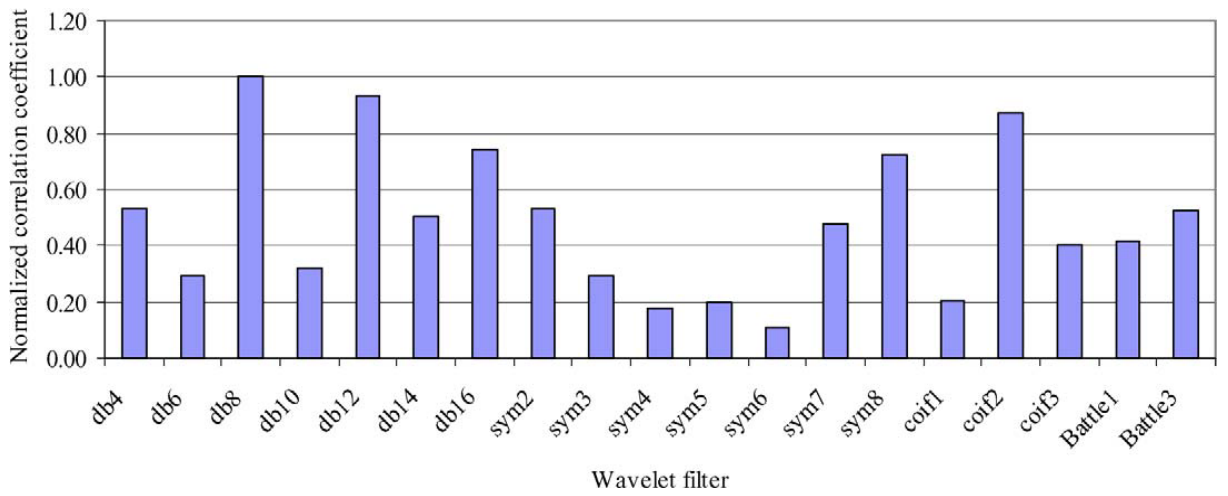
Süzgeçler $g[n]$, $h[n]$, $g'[n]$, $h'[n]$ 'dir. TADD kullanıldığında, bu filtrelerin tam olarak (5.4) ve (5.5) denklemlerinden hesaplandığını farz edelim. Süzgeç bankası mükemmel olarak geri çatıma izin verir.

5.2.1 Dalgacık Dönüşümü ile Kalp Atım Hızı Çıkarımı

İvme verisinden kalp atımı sinyalinin elde edilmesi için kullanılan bir diğer yöntem ise dalgacık dönüşümüdür. Uygun dalgacık modelini seçmek için detaylı literatür araştırması yapıldığında [52], EKG işaretlerinin gürültüden arındırılmasında

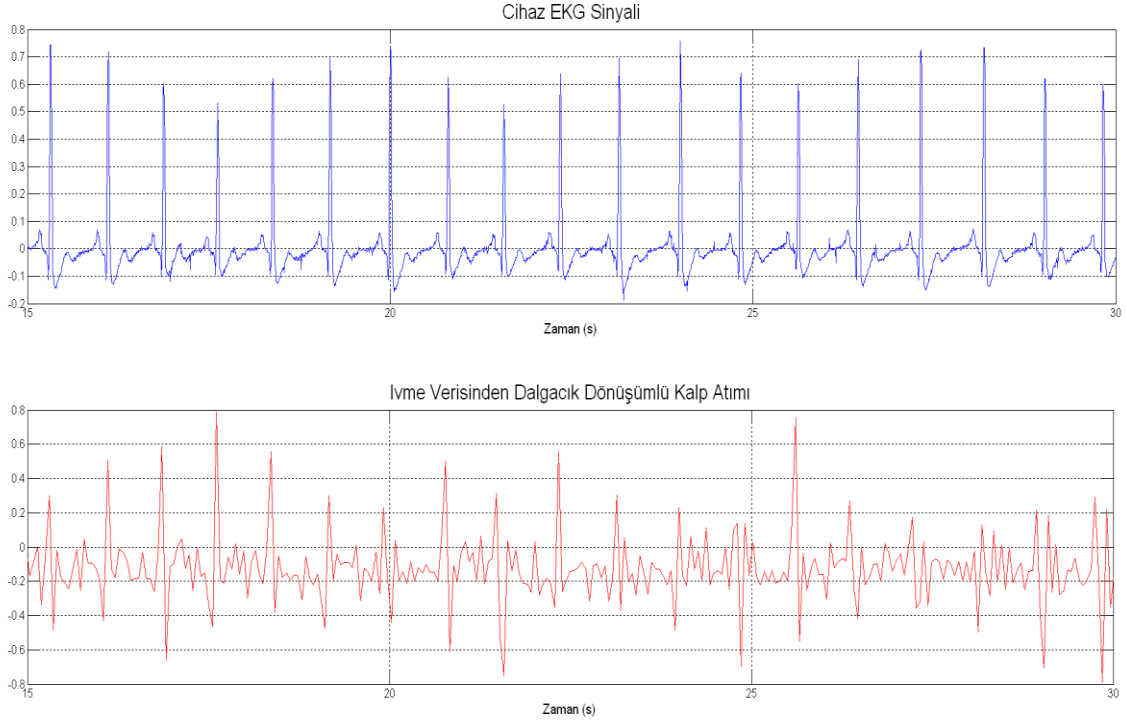
kullanılacak ana dalgacık fonksiyonunun, Çapraz ilinti yöntemiyle belirlenebileceği üzerine çalışıldığı görülmüştür. Buna göre, EKG işareti ile seçilecek ana dalgacık fonksiyonu arasındaki çapraz ilinti hesaplanmıştır. Çapraz ilinti katsayısının en yüksek değerde olduğu dalgacık fonksiyon modeli ana dalgacık olarak atanmıştır.

Daubechies, Symlet, Coiflet ve Battle ana dalgacık modellerinin EKG işaretleri ile ilişki katsayılarının değerleri Şekil 5.13’de görülmektedir. Bu grafiğe göre Daubechies8 (db8) dalgacık modelinin EKG ve benzeri işaretlerinin gürültüden arındırılması için seçilebilecek en uygun model olduğu görülmektedir [52].



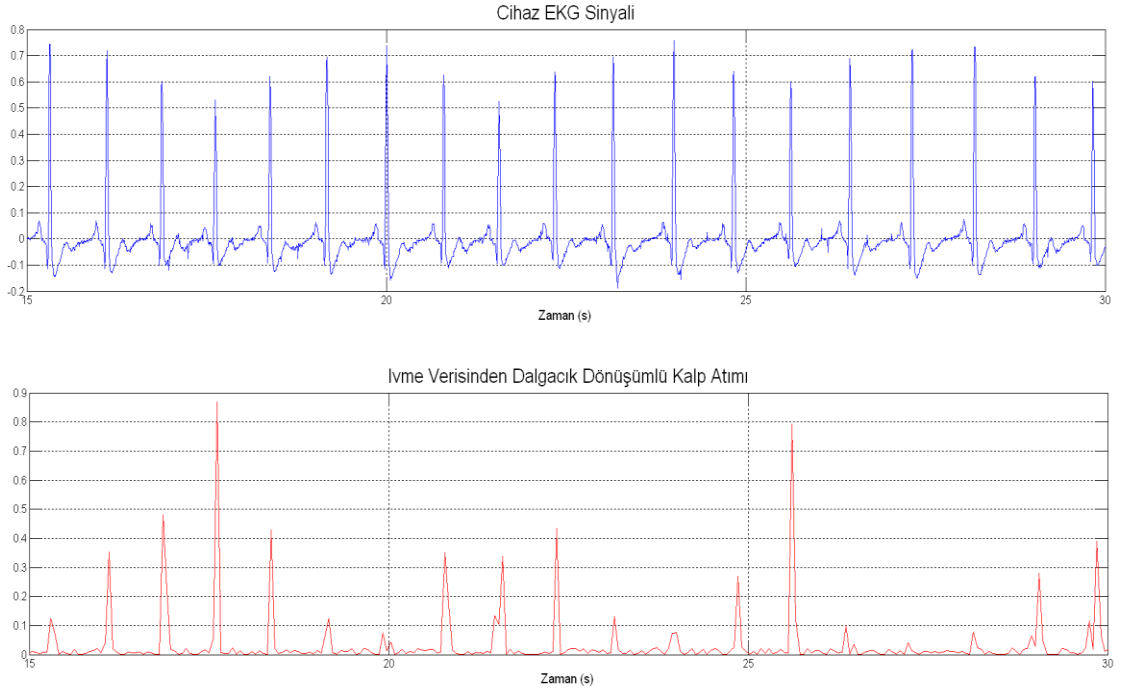
Şekil 5.13: EKG işareti ile dalgacık modelleri arasındaki ilişki katsayıları

Kalp atım sinyalini elde etmek için dalgacık dönüşümü işleminden geçirilen ivme verisi ile eş zamanlı toplanan EKG verisi karşılaştırılmıştır. Kalp atım sinyalleri 25-50Hz frekans bandında görülebilmektedir. Bu yüzden 200 örnekleme frekansı ile toplanan ivme verisinden ilgili frekans bandı elde etmek için 3.seviyedeki yüksek geçirgenli bileşeni olan ayrıntı sinyal (detail coefficient) seçilerek dönüşüm işlemi yapıldı. Dalgacık modeli Daubechies8 (db8)’in EKG ve benzeri işaretlerinin gürültüden arındırılması için uygun olması nedeniyle bu dalgacık tipi seçilmiştir.



Şekil 5.14: EKG ve Dalgacık Dönüşümü Uygulanan İvme Verisi Sonucu

Dalgacık dönüşümü sonucu çıkan Şekil 5.14'deki sinyalde her kalp atımı için pozitif ve negatif tepe noktaları ve bu noktaların harmonikleri görülmektedir. Sinyali, kalp atımına uygun hale getirmek amacıyla son adım olarak kareleme işlemi uygulanmıştır. Böylece sinyaldeki düşük frekanslı değerler baskılanırken, kalp atımı gibi yüksek frekanslı değerler belirginleştirilmiştir ve negatif değerler ortadan kaldırılmıştır.



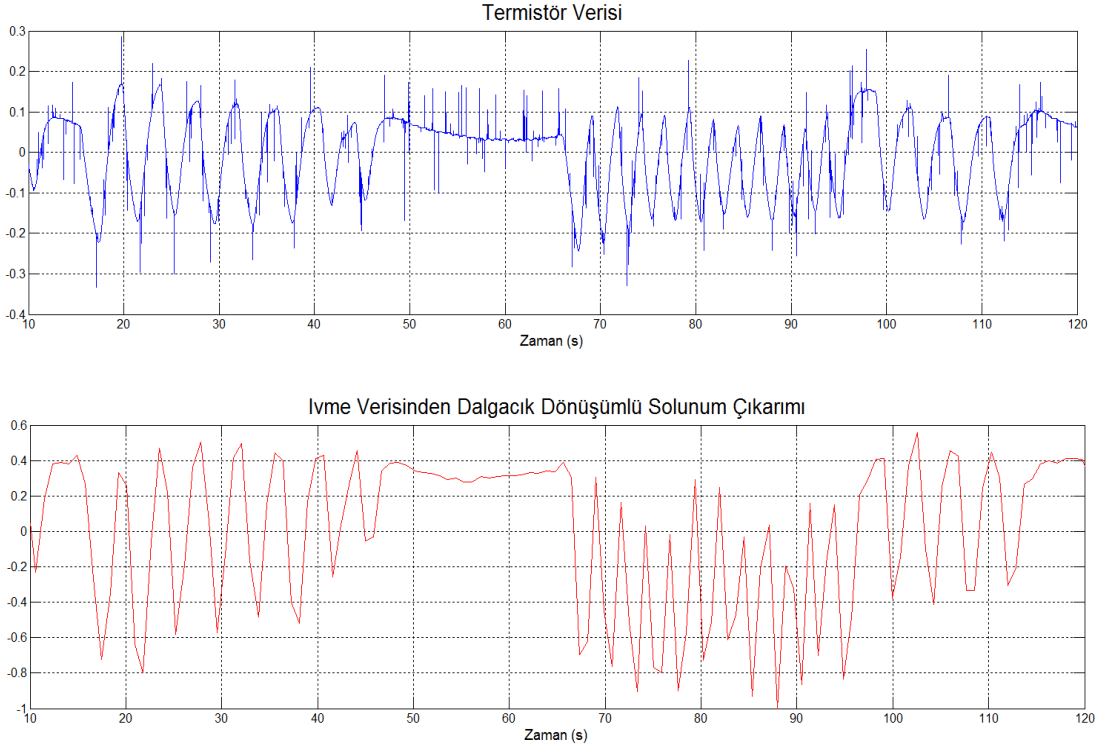
Şekil 5.15: Cihaz EKG Sinyali ile Dalgacık Dönüşümüyle Bulunan Kalp Atımı Karşılaştırması

Dalgacık dönüşümü ve sonrasında uygulanan kareleme işlemi ile ivmeölçer verisi Şekil 5.15’de görüldüğü üzere kalp atım anlarını işaret edebilmektedir. Tasarlanan cihazdan toplanan EKG verisindeki R kompleksleri ivmeölçerden elde edilen kalp atım anları ile takip edilmiştir. Solunum etkisi ile kalp atımının ivmeölçer yüzeyine uyguladığı kuvvetin değişmesi, vücut hareketi ve gürültü etkenlerinden dolayı duyarga tarafından ölçülen genliğin değişmesi kalp atımında gösterilen grafikte belirgin olarak görülebilmektedir. Bunları gidermek için ayrıca sinyalin lokal tepe noktaları işaret edilerek kalp atım hızı bilgisi elde edilebilir.

5.2.2 Dalgacık Dönüşümü ile Solunum Çıkarımı

Solunum sinyalini elde etmek için dalgacık dönüşümü işleminden geçirilen ivme sinyali ile ivme verisiyle eş zamanlı toplanan termistör verisi karşılaştırılmıştır. Bilindiği gibi soluk alma ve verme işlemi dakikada 10 ile 30 arasında değişmektedir. Bu nedenle ivme verisi içerisinde 0,1- 0,5 Hz frekans bandındaki solunum sinyali aranmalıdır. Fakat dalgacık dönüşümün işlem doğası gereği örnekleme frekansı ikinin katlarına bölünerek gitmektedir. 200 Hz örnekleme

frekansı ile toplanan ivme verisinden ilgili frekans bandını içine alan 7. seviyedeki (0 – 1,5625 Hz aralığında) alçak geçirgenli bileşen olan yaklaşım katsayısı (approximation coefficient) seçilerek dönüşüm işlemi yapılmıştır. Dalgacık modeli olarak EKG’de de kullanılan Daubechies8 (db8) dalgacık tipi kullanılmıştır. Buradaki amaç tek bir dalgacık modeli ile ivme verisini farklı seviyelerden geçirip birden fazla sonucu elde etmektir. Böylelikle eş zamanlı akan veri yığınının minimum işlem yapılarak anlamlı sinyaller elde edilmiş olacaktır.



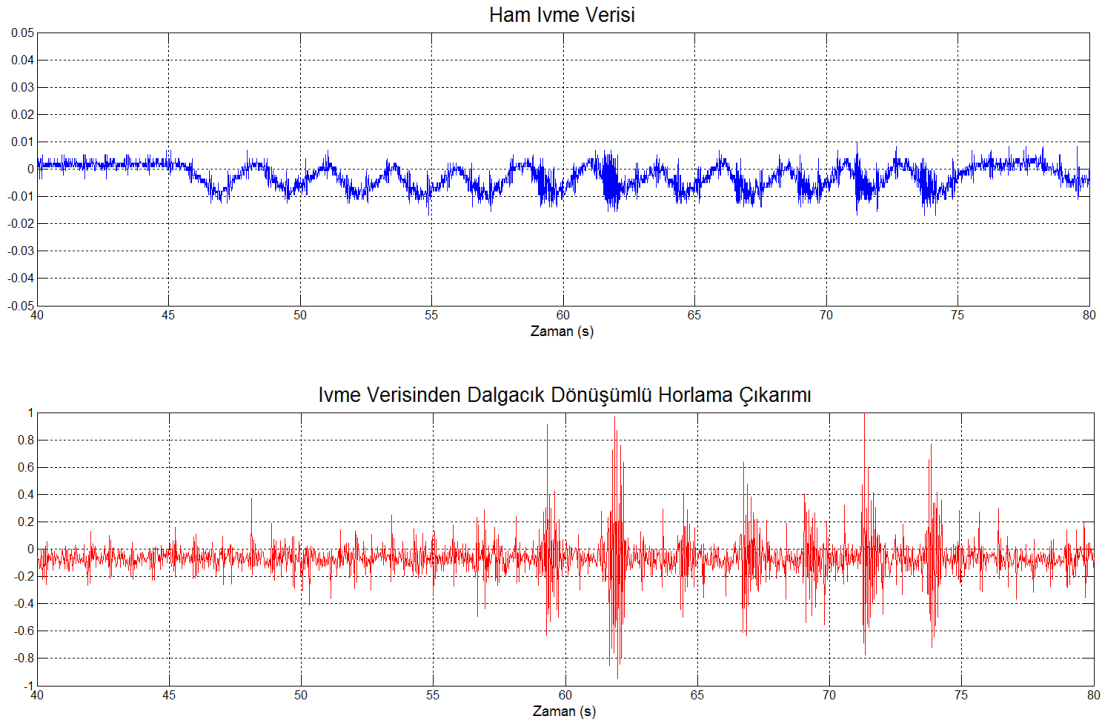
Şekil 5.16: Cihaz Termistör Sinyali ile İvme Verisinden Dalgacık Dönüşümü ile Bulunan Solunum Sinyali Karşılaştırması

UAHS’de en önemli parametrelerden biri olan solunum verisi hipopne durumu için solunum genliğine, apne durumu için ise solunumun durma süresine bakarak bilgi sağlamaktadır. Yukarıdaki Şekil 5.16’te oronazal bölgeye takılan termistör çıktısı ile dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen ivme verisi hem genlik hem de süre olarak paralellik göstermektedir.

5.2.3 Dalgacık Dönüşüm ile Horlama Sinyali Çıkarımı

Horlama sinyalini elde etmek için dalgacık dönüşümü işleminden geçirilmiş ancak alternatif bir duyarga ya da sistem kullanılarak horlama sinyali toplanmadığından

karşılaştırma yapılamamıştır. Buna rağmen soluk alma sırasında horlamada bulunduğu ve ardışık olarak horlamanın tekrar ettiği bilinmektedir. Bu çerçevede gösterimde bulunulmuştur. Horlama sinyali geniş bir frekans bandında bileşene sahiptir. Ancak ivme verisi içerisinde solunum ve EKG gibi nispeten düşük frekans bantlarını içeren bilgilerin var olmasından dolayı horlama bilgisi için sadece yüksek frekanslı bileşenin bulunduğu aralık gözlenmeye çalışılacaktır. Şekil 5.7 ve Şekil 5.8'de görülen horlama sinyalinin frekansa göre güç dağılım grafiğinden de görüleceği üzere 50-100 Hz frekans bandında yeterli güce sahip bir sinyal elde edilebilmektedir. Bu yüzden 2. Seviyedeki Daubechies8 (db8) dalgacık tipi seçilerek işlemler yürütülmüştür.



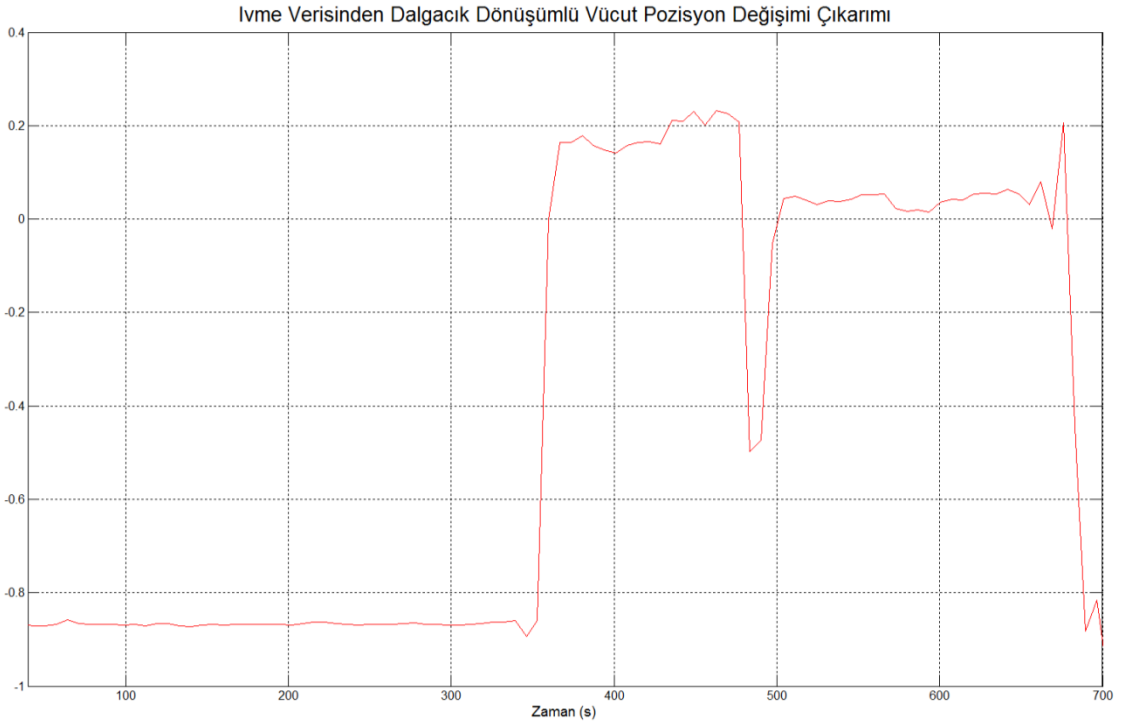
Şekil 5.17: İvme Verisinden Dalgacık Dönüşümü ile Horlama Çıkarımı

Şekil 5.9'de görüleceği üzere seçilen frekans bandında horlama sinyali gibi yüksek frekanslı bileşenler olduğu gibi EKG ve solunum sinyalleri de görülmektedir. Ancak genlik ve frekans baskınlığıyla horlama sinyalleri daha belirgin olarak görülmektedir.

5.2.4 Dalgacık Dönüşüm ile Vücut Pozisyonu Çıkarımı

Vücut pozisyonunun belirlenmesi için dalgacık dönüşümü işleminden yararlanılmıştır. Horlama sinyalinde olduğu gibi vücut pozisyonunun belirlenmesi için

de alternatif bir duyarga ya da sistem kullanılmamıştır. Yine de test verisi toplanırken belirli plan çerçevesinde sırayla sırtüstü, sol omuz üstü ve sağ omuz üstü yatılmıştır. Vücut pozisyon değişimi horlama sinyalinin aksine sıkça gerçekleşen bir durum değildir ve burada gözlenen sinyal daha çok pozisyona bağlı olarak ivmeölçer üzerine düşen yerçekimi ivmesinin algılanmasıdır. Bu yüzden sinyaldeki kısa süreli periyodik değişimlerden çok, sinyalin DC seviyesindeki oynamalar belirleyicidir. 0,1 Hz altındaki frekans bandı vücut pozisyon değişimini görebilmek için yeterli olacaktır. Bu yüzden 10. Seviyedeki Daubechies8 (db8) dalgacık tipi seçilerek işlemler yürütülmüştür. İşlemler sonucunda alçak geçirgenli terim seçilmiş ve aşağıdaki Şekil 5.18' de elde edilmiştir.



Şekil 5.18: İvme Verisinden Dalgacık Dönüşümü ile Vücut Pozisyonu Değişimi Çıkarımı

Tek eksen toplanan ivme verisinden dolayı hangi omuz üstünde yatıldığı net olarak anlaşılmasa da sırtüstü, yüzüstü ve omuz üstü olarak yatış pozisyonu belirlenebilmektedir. Yukarıdaki grafikte görüleceği üzere 2 farklı pozisyonda yatılmıştır. 0 – 350 sn arasında değer negatif olmasından kaynaklı olarak sırtüstü

yatıldığı diğer 350 – 480 sn ve 480 – 680 sn aralıklarında da sıfıra yakın bir değer almasından dolayı omuz üstü yatıldığı bilgilerine ulaşılmaktadır. Ayrıca 350, 480 ve 680. sn civarlarında vücut pozisyonunun değiştiği grafikten görülmektedir.

6 SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Bu çalışmanın amacı, polisomnografik kaydın tamamının ya da bir kısmının taşınabilir ve ideal olarak tekniker yardımına gereksinim duyulmaksızın ev ortamında yapılabilir olduğu bir sistem ile daha geniş bir hasta grubuna ön tanı koymaya yardımcı bir cihazı geliştirmektir. Bu hastalığının ön tanısına yönelik olarak EKG, oksijen doyumu, solunum çabası, oronazal hava akışı ve ivme sinyallerini aynı anda yüksek kapasiteli sayısal bellek üzerine kaydetmek amacıyla III. Düzey Taşınabilir Kayıt Cihazı tasarımı ve iyileştirilmesi üzerinde çalışılmıştır.

Cihaz'a bu çalışma ile eklenen veri toplama kartı ile daha önceki tez çalışmasında karşılaşılan MMC hafıza kartına kayıt işleminde veri kaçırma sorunu giderilmiş, veri toplama ünitesi daha kararlı ve güvenilir hale getirilmiştir. Üretiminin az olması ve ebatlarının büyük olması nedeniyle MMC kartlarının temin edilmesinde güçlüklerle karşılaşılmaktadır, bu yüzden mobil uygulamalarda sıkça kullanılan hem temini kolay hem de fiyatı daha ucuz olan mikroSD kartının kullanılmasının uygun olacağı değerlendirilerek veri kayıt işlemi için tercih edilmiştir.

Duyargaların cihaza bağlantılarının yapılmaması ya da duyarga çıkış sinyallerinin beklenen aralıkta olmaması durumunda cihaz üzerindeki LCD ekran ile kullanıcı bilgilendirerek hangi duyargada problem olduğunu gösterilmektedir, böylelikle cihazın kullanımına alışık olmayanlar için kolaylık sağlanmıştır.

Kayıt süresinin uzatılması için daha yüksek kapasiteli şarj edilebilir bir pilin kullanılmasının faydalı olabileceği düşünülmektedir. Mevcut pil ile ancak 3-4 saatlik veri kaydı alınabilmektedir. Cihazın pil tüketimini azaltmak amacıyla küçük çaplı bir çalışma yapılmış ve ışıklı uyarı LED'lerine seri direnç bağlanarak parlaklıkları kısılmıştır. Ancak yine de bu çalışma ile kayıt sürelerinin bir gecelik kayıt süresi olan ortalama 7-8 saatlere çıkarılması mümkün olmamıştır. Düşük hacimli ve yüksek kapasiteli şarj edilebilir bir pil çeşidi olan LiPo (lityum polimer) pillerin kullanılması ile kayıt süresinin istenilen aralıklara erişmesi mümkün olabilir.

Tasarlanan cihazın taşınabilir olması, yardımcı tekniker veya sağlık personeline ihtiyaç duymaması ve kullanılan algılayıcı fiyatlarının makul olması sebebiyle bu sınıf kayıt cihazların PSG'lere göre daha az maliyetle uyku apnesine yönelik testleri gerçekleştirebileceği açık olarak görülmektedir.

Çalışmanın 4. bölümünde referans olarak kabul edilen ticari bir ürün ile tasarlanan cihazın doğrulatmasının yapılması amaçlanmıştır ve farklı hastalardan alınan veriler üzerinde yapılan karşılaştırma sonuçlarına göre örnek olarak incelenen EKG ve solunum verilerinin sağlıklı olduğu görülmektedir (Tablo 6-1).

Veri kaydı sırasında duyargaların geçici olarak çıkarılması nedeniyle 1. ve 5. hastalarda 2 fazda değerlendirme yapılmak durumunda kalınmıştır (Hacettepe Üniversitesi Göğüs Hastalıkları Ana Bilim Dalı Başkanlığı'nda toplanan veriler ve özellikleri).

Tablo 6-1: PSG ve Cihaz Verileri Karşılaştırma Tablosu

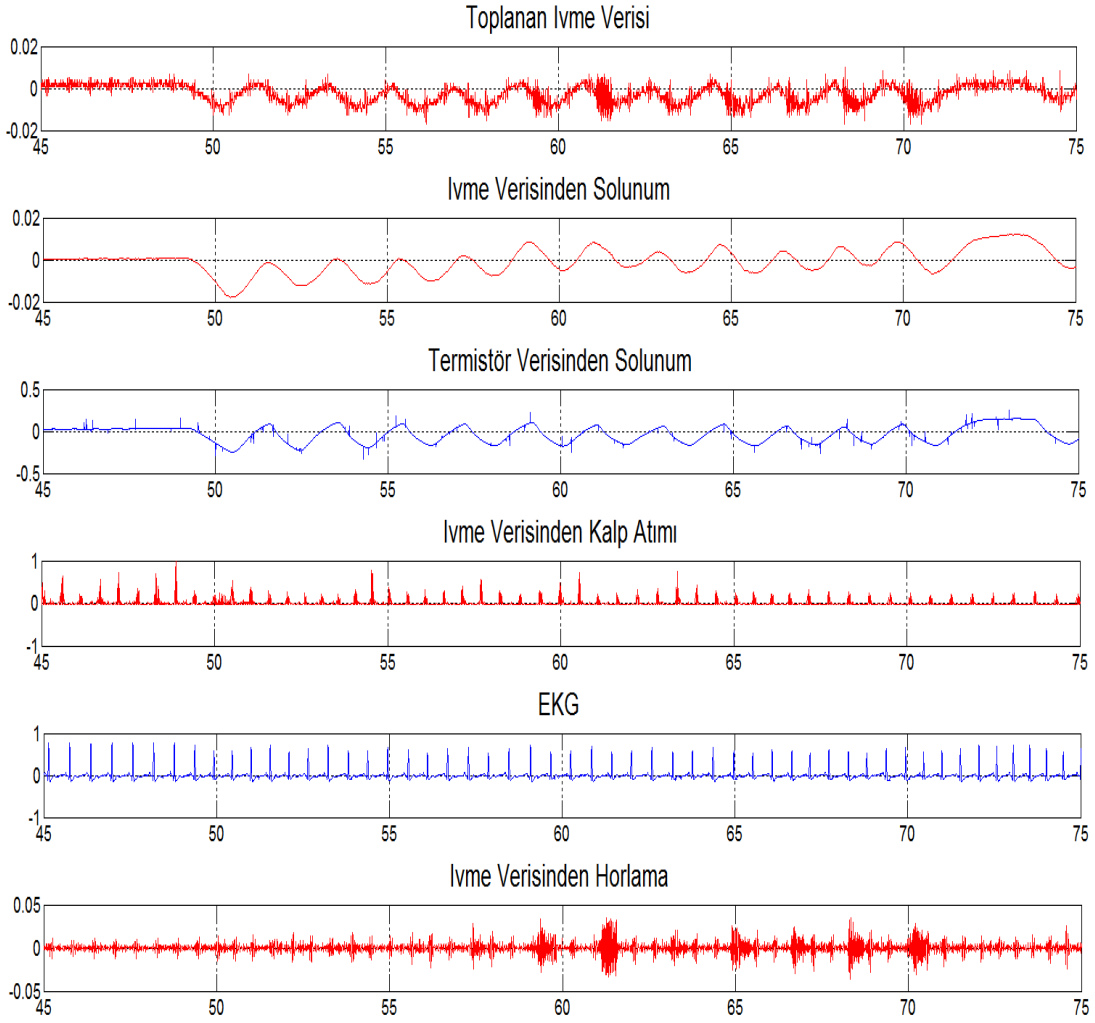
Hasta No	Cinsiyet, Yaş, Vücut Kütle İndeksi (kg/m ²)	Cihaz ile Alınan Verinin Süresi (Dakika)	EKG		Solunum	
			Ortalama Çapraz İlinti Katsayısı	Dakikadaki Ortalama Kalp Atımı (Cihaz/PSG)	Ortalama Çapraz İlinti Katsayısı	Dakikadaki Ortalama Solunum Sayısı (Cihaz/PSG)
Hasta 1	Bayan, 19, 22.8	66	Faz1:0.9545 Faz2:0.9476	(124.04/123.74) (114.83/114.71)	0.8975	23.95 24.45
Hasta 2	Bayan, 81, 30.5	90	0.9088	74.18 73.74	0.9417	13.36 13.45
Hasta 3	Bayan, 42, 39.1	195	0.9606	76.82 76.72	0.9354	18.23 18.38
Hasta 4	Bay, 69, 35.4	135	0.9596	77.25 77.25	0.9041	14.09 16.39
Hasta 5	Bay, 22, 31.2	135	Faz1:0.9663 Faz2:0.9182	(65.77/65.74) (69.57/69.63)	0.9839	12.92 13.30

Veri kalitesi ve verilerin sürekliliği düşünüldüğünde taşınabilir uyku apnesi kayıt cihazının ön tanı amaçlı olarak yaygınlıkla kullanılabileceği değerlendirilmektedir. Yapılan araştırmalarda ise orta yaş grubundaki nüfusun tahmin edilen %9 - %24 kadarına tıkatıcı uyku apnesi olmalarına rağmen hiç tanı konulamamış olması [4][5] taşınabilir kayıt cihazları ile yapılan ön tanı kapsamının ne kadar büyük bir hasta grubuna hitap ettiğini göstermektedir.

5. bölümde ise cihaza eklenen ivmeölçer verisi ile cihazın ürettiği kalp atımı ve solunum kanallarının güvenilirliğinin artırılması amaçlanmıştır. Güvenilirliğin

artırılmasının yanında ivmeölçer kanalı ile daha önce cihazda bulunmayan horlama ve vücut pozisyon bilgisinin alınması mümkün kılınmıştır. Şekil 6.1'de cihaz tarafından alınmış veriler ile sinyal işlemeye tabi tutulan ivmeölçer sinyalinin karşılaştırması görülmektedir. İvmeölçer duyargası vücut üzerinde uygun yere doğru bir tutturma yöntemiyle bağlandığında solunum, kalp atım sayısı, horlama ve vücut pozisyonu bilgilerinin elde edilebildiği bu çalışma ile ortaya koyulmuştur.

Dalgacık dönüşümünde tek bir ana dalgacık tipini kullanarak ivme sinyali farklı seviyelerden geçirildiğinde Şekil 6.1'deki sonuçlar bulunmuştur. Dalgacık dönüşümünün doğası gereği istenilen her frekans aralığı için süzgeç oluşturulamamış olsa da işlem kolaylığı açısından faydalı sonuçların elde edilebildiği ortaya konulmuştur. Standart sinyal işleme yönteminden bulunan sinyaller ile dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen sinyaller karşılaştırıldığında benzer sonuçlar başarı ile bulunabilmiştir.



Şekil 6.1: İvme Verisi Sonucu Elde Edilen Sinyal Çıktıları

Bu çalışmanın önemli bir diğer kazanımı ise hastane ortamında bizzat cihazın son kullanıcısı üzerinde denenmiş olmasıdır. Böylelikle kullanıcı görüşü neticesinde tasarım şekillenerek cihaz ile kullanıcı arasındaki arayüz sağlıklı olarak sağlanmaya çalışılmıştır. Hastaya bağlanan cihaz duyargalarının kablo boylarının yeterince uzun olması ve duyargaların hastayı uyku sırasında rahatsız etmemesi önem arz etmektedir. Bu doğrultuda gelen geri dönüşler neticesinde duyargaların kablo boyları uzatılmış ve ergonomisi hastayı rahatsız etmeyecek şekilde daha uygun hale getirilmiştir. Hastaların büyük çoğunluğu oronazal termistör maskesinin rahatsız edici olduğu şikayetinde bulunmuştur. Termistör duyargası oronazal maskenin kullanılmadığı durumlarda da denenmiş ancak sağlıklı bir veri elde edilememiş olmasından dolayı hastalar tarafından yapılan bu şikayet giderilememiştir. Gelecekte yapılacak çalışmalarda termistör duyargasına alternatif yeni ve daha ergonomik ürünlerin kullanılmasının faydalı olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- [1] İnternet: Koç, C., 2012, Uykuda Nefes Durması ve Horlama, http://www.doktorsitesi.com/profile/prof--dr--can_koc/?id=181597
- [2] Flemons, W.W., Littner, M.R., Rowlet, J.A., Gay, P., Anderson, W.M., Hudgel, D.W., McEvoy, R.D., and Loube, D.I., 2003, Home Diagnosis of Sleep Apnea: A systematic review of the literature, Chest, vol. 124, pp. 1543- 1579.
- [3] Kaynak, H., 2005, Polisomnografi Endikasyonları, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri Nörolog Olmayanlar İçin Nöroloji Sempozyum Dizisi No: 42, Ocak 2005, s. 233-236.
- [4] Young, T., Evans, L., Finn, L. & Palta, M., 1997, Estimation of the Clinically Diagnosed Proportion of Sleep Apnea Syndrome in Middle-Aged Men and Women. Sleep, no. 20, pp. 705-706.
- [5] Young, T., Palta, M., Dempsey, J., Skatrud, J., Weber, S. and Badr, S., 1993, The Occurrence of Sleep Disordered Breathing Among Middle-Aged Adults. N Engl J Med, no. 328, pp. 1230-1235.
- [6] Karasulu, A.L., 2008, Kısmi Parametrelı Aygıtların Tanı Sorunları, Türk Toraks Derneği Merkezi Kurs Sunumu.
- [7] Flemons W., Littner M., Rowley JA., Gay P., et al., 2003, Home Diagnosis of Sleep Apnea: A Systematic Review of the Literature CHEST, no. 124, pp. 1543-1579.
- [8] Levy, P., Pepin J.L., 1996, Accuracy of Oximetry For Detection of Respiratory Disturbances in Sleep Apnea Syndrome, Chest 109, pp. 395-399.
- [9] Nakano, H., Tanigawa, T., 2008, Automatic Detection of Sleep-Disordered Breathing From A Single-Channel Airflow Record, Eur. Respir. J., no. 32(4), pp. 1060-1067.
- [10] Dündar, T., 2010, Uyku Apne İçin Ön Tanı Amaçlı Üçüncü Düzey Holter Cihazı Tasarımı Ve Sinir Ağları Tabanlı Uyku Apne Sezimi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- [11] Aserinsky E, Kleitman N., 1953, Regularly occurring periods of eye motility and concomitant phenomena, during sleep. Science 1953, no.118, pp. 273-274.
- [12] Lavie P., 1984, Nothing new under the moon. Historical accounts of sleep apne syndrome. Arch Inter Med 1984, no.144, pp. 2025-2028.
- [13] Kryger M.H., 1983, Sleep apne: from the needles of Dionysius to continuous positive airway pressure. Arch Inter Med 1983, no143, pp. 2301-2303.

- [14] Dement W.C., 1994, History of sleep physiology and medicine. In: Kryger MH, Roth T, Dement WC, eds. Principles and practice of sleep medicine. 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders, pp. 3-15.
- [15] Thorpy M.J., 1990, International Classification of Sleep Disorders: Diagnostic and Coding Manual. Rochester, Minnesota: American Sleep Disorders Association.
- [16] Thorpy MJ., 2005, Classification of sleep disorders. In: Kryger MH, Roth T, Dement WC, eds. Principles and practice of sleep medicine. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders, pp. 615-625.
- [17] İnternet: Karadağ, M., 2012, Uykuda Solunum Bozuklukları, <http://uykubozuklugu.uludag.edu.tr>
- [18] Lawrence, KS., 1997, ASDA-Diagnostic Classification Steering Committee. The international classification of sleep disorders: diagnostic and coding manual, 2nd ed. Allen Press.
- [19] Guilleminault C., Eldridge FL., Dement WC., 1973, Insomnia with sleep apnea: a new syndrome, Science 1973, no. 181, pp. 856-58.
- [20] McNamara SG., Grunstein RR., Sullivan CE., 1993, Obstructive sleep apnoea, Thorax, no. 48, pp. 754-764.
- [21] Stradling JR., 1995, Sleep-related breathing disorders, 1. Obstructive sleep apnoea: definitions, epidemiology, and natural history, Thorax 1995, no. 50, pp. 683-689.
- [22] Phillips BA., Anstead MI., Gottlieb DJ., 1998, Monitoring sleep and breathing: methodology. PartI: Monitoring breathing. Clin Chest Med 1998, no. 19, pp. 203-212.
- [23] Redline S., Strohl KP., 1998, Recognition and consequences of obstructive sleep apnea hypopnea syndrome. Clin Chest Med. 1998, no. 19: pp. 1-19.
- [24] Sleep-1999, The Report of American Academy of Sleep Medicine Task Force, Sleep-related breathing disorders in adults: recommendations for syndrome definition and measurement techniques in clinical research, no. 22, pp. 667-689.
- [25] Guilleminault C., Kryger MH., Roth T., Dement WC., 1994, Clinical features and evaluation of obstructive sleep apnea, Principles and practice of sleep medicine, WB Saunders, Philadelphia, pp. 667-677.
- [26] Wiegand L., Zvillich CW., 1994, Obstructive sleep apnea, Dis Mon 1994, no.40, pp. 197-252.
- [27] Guilleminault C., Stoohs R., Partinen M., Kryger M., 1994, Mortality and morbidity of obstructive sleep apnea syndrome. In: Saunders NA,

Sullivan CE, eds. Sleep and breathing. Lung biology in health and disease. 2nd ed. Marcel Dekker, New York, pp. 557-573.

- [28] Sajkov D., Wang T., Saunders NA., et al., 2002, Continuous positive airway pressure treatment improves pulmonary hemodynamics in patients with obstructive sleep apnea. *Am J Respir Crit Care Med* 2002, no. 165, pp. 152-158.
- [29] Chesson AL. Jr, Ferber RA., Fry JM., et al., 1997, The indications for polysomnography and related procedures. *Sleep* 1997, no. 20, pp. 423-487.
- [30] Bloch KE., 1997, Polysomnography: a systematic review, *Technol Health Care* 1997, no. 5, pp. 285-305.
- [31] İnternet: Kaynak, H., 2012, Normal Uyku, <http://www.uyku.tr.gg/>
- [32] Mador, J., Kufel, T.J., Magalang, U.J., Rajesh, S.K., Watwe, V. and Grant, B.J.B., 2005, Prevalence of Positional Sleep Apnea in Patients Undergoing Polysomnography, *Chest* 2005, no. 128, pp. 2130-2137.
- [33] Tiihonen, P., 2009, Novel Portable Devices for Recording Sleep Apnea and Evaluating Altered Consciousness, Doctoral Dissertation, Kuopio University Publications, C. Natural and Environmental Sciences, pp. 1-79.
- [34] Amer. J., 2004, American Thoracic Society Documents, Executive summary on the systematic review and practice parameters for portable monitoring in the investigation of suspected sleep apnea in adults, *Respir. Crit. Care Med.*, vol. 169, no. 10, pp. 1160-1163.
- [35] Morillo DS., et al, 2010, An Accelerometer Based Device for Sleep-apnea Screening, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 14, March 2010, no. 2, pp. 491-499.
- [36] Erman, MK., Stewart, D., Einhorn, D., Gordon, N., Casal, E., 2007, Validation of the ApneaLink for the Screening of Sleep Apnea: a Novel and Simple Single-Channel Recording Device, pp. 391.
- [37] Deniz, T., 2005, Flash Multimediacard Bellekli Taşınabilir Çok Amaçlı Sayısal Kayıt Cihazı Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi: Uyku Apne Çalışması, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- [38] Karadeniz, Ö., 2007, Uyku Apne Analizi İçin Flash MMC Bellekli Holter Cihaz Tasarımı, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- [39] Henry, C., 2008, *The Principles of Mechanics*, BiblioBazaar, LLC, pp. 43.
- [40] Bondi, H., 1980, *Relativity and Common Sense*, Courier Dover Publications, pp. 3.

- [41] Lehrman, R.L., 1998, Physics the Easy Way, Barron's Educational Series, pp. 27.
- [42] Doscher, J., 2005, Accelerometer Design and Applications, Analog Devices Company brochure, Norwood, MA, pp. 61.
- [43] İnternet: Measurement Specialties Inc., 2010, Using Double-Sided Tape for Accelerometer Mounting, <http://www.meas-spec.com>
- [44] Eroğul, O., Çavuşoğlu, M. ve Telatar, Z., 2005, Design and Implementation of a Programmable Apnea Monitoring System, Eusipco 2005.
- [45] Gökel, C., 2010, Sleep Apnea Studio, Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Lisans Bitirme Projesi, Ankara.
- [46] Pan, J. and Tompkins, W.J., 1985, A real-time QRS Detection Algorithm, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 230-236.
- [47] Rendon, DB., Ojeda, JL., Foix, LF., Morillo, DS. and Fernandez, MA., 2007, Mapping the human body for vibrations using an accelerometer, in Proc. IEEE EMBS Annual International Conf., pp. 1673-1674.
- [48] Fiz, J.A., Abad, J., Jane, R., Riera, M., Mananas, M.A., Caminal, P., Rodenstein, D. and Morera, J., 1996, Acoustic analysis of snoring sound in patients with simple snoring and obstructive sleep apnoea. Eur Respir J, no. 9, pp. 2365-2370.
- [49] Kakilli, A., Akıncı, T.Ç., Yılmaz, Ö., 2005, Dalgacık Analizinin EKG Sinyallerine Uygulanması ve Sinyal Sıkıştırma, Bilimde Modern Yöntemler Sempozyum BMYS 2005, Kocaeli, s. 700-707.
- [50] Erdoğmuş, P. ve Pekçakar, A., 2009, Dalgacık Dönüşümü İle EKG Sinyallerinin Özellik Çıkarımı Ve Yapay Sinir Ağları İle Sınıflandırılması, Sempozyum IATS 2009, Karabük.
- [51] Li, J.H., Peng, H., Du, Y.Y., Wang, W.H., 2000, Analysis of Doppler ultrasound blood flow signal basing on wavelet transform, J.Northeastern University, Nat Sci, no. 21(5), pp. 487-489.
- [52] Singh N. B., Tiwari K. A., 2006, Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising, Elsevier Inc., Science Direct, Digital Signal Processing no. 16, pp. 275-287.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Mehmet Ali MUTLU

Doğum Yeri: KIRŞEHİR

Doğum Yılı: 1985

Medeni Hali: Bekar

Eğitim ve Akademik Durumu:

Lise: 2000-2003 Kırıkkale Fen Lisesi / KIRIKKALE

Lisans: 2003-2008 Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü / ANKARA

Yabancı Dil: İngilizce

İş Tecrübesi: 2008 - ... AR-GE, Sistem Mühendisi, ASELSAN A.Ş., ANKARA