

**UYKU APNESİ VE KOAH HASTALIKLARI İÇİN
TANI YÖNTEMİ GELİŞTİRİLMESİ**

**2017
DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

Harun SÜMBÜL

**UYKU APNESİ VE KOAH HASTALIKLARI İÇİN TANI YÖNTEMİ
GELİŞTİRİLMESİ**

Harun SÜMBÜL

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında

Doktora Tezi

Olarak Hazırlanmıştır

KARABÜK

Eylül 2017

Harun SÜMBÜL tarafından hazırlanan “UYKU APNESİ VE KOAH HASTALIKLARI İÇİN TANI YÖNTEMİ GELİŞTİRİLMESİ” başlıklı bu tezin Doktora Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin YÜZER

Tez Danışmanı, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 25/09/2017

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

Başkan : Prof. Dr. Orhan ŞEN (KBÜ)

Üye : Doç. Dr. Habibe TECİMER (KBÜ)

Üye : Doç. Dr. Kemal POLAT (AİBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Nihat DALDAL (AİBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin YÜZER (KBÜ)

İmzası



...../...../2017

KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Doktora derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Filiz ERSÖZ

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdür V.





“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Harun SÜMBÜL

ÖZET

Doktora Tezi

UYKU APNESİ VE KOAH HASTALIKLARI İÇİN TANI YÖNTEMİ GELİŞTİRİLMESİ

Harun SÜMBÜL

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin YÜZER

Eylül 2017, 162 sayfa

Bu çalışmada, birbiri ile bağlantılı olmayan fakat birlikte de görülebilen, kalp-damar hastalıkları için risk oluşturabilen, hava yollarını tıkayan ve soluma ile ilgili en yaygın hastalıklardan olan Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı (Koah) ve Uyku Apnesi hastalıklarına tanı koymada kullanılabilecek non-invaziv bir tanı yöntemi geliştirilmiştir. Bu amaçla 3 eksenli MEMS (Microelectro mechanical systems) tabanlı bir ivmeölçer kullanılarak soluma sırasında diyafram üzerindeki fiziksel hareketler sonucunda meydana gelen ivme değerleri ölçülmüştür.

Çalışmada ilk olarak uyku apnesi atağı başladığı anda hastayı uyaran bir yöntem sunulmuştur. Bu amaçla apne anında hastayı uyarmada kullanılmak üzere, ana cihaz ile kablosuz haberleşebilen Apne Bileklik Sistemi (ABS) geliştirilmiştir. Hasta apneye girdiği anda, ABS üzerindeki titreşim motoru harekete geçirilerek hasta uyandırılmakta ve hastanın tekrar nefes alması sağlanmaktadır. Bu işlem Arduino

mikrodenetleyici kontrollü kapalı çevrim kontrol sistemi ile sağlanmıştır. Uykusu ağır olan hastalar için, hasta apneden çıkamadığında (ABS'nin yetersiz kaldığı durumlar için) hasta yakınlarına haber veren bir sistem de çalışma içerisinde mevcuttur. Bu özellik sayesinde hasta yakınlarına, hastaya anında müdahale etme fırsatı sunulmaktadır. Bu durum özellikle yaşlı, engelli ve çocuk grubundaki uyku apnesi hastaları için hayati öneme sahiptir.

Çalışmada ikinci olarak; Koah ön tanısı için önemli parametrelerden olan spirometrik veriler (FVC, VC ve RR), medikal spirometre cihazı ile eş zamanlı olarak ölçülmüştür. Bu işlem için ölçüm verisi üzerinde sayısal işaret işleme yapılmış ve SD karta kaydedilen veriler filtrelenerek analizleri gerçekleştirilmiştir. Koah' lı hastaların geliştirilen sistemle ölçülen FVC eğrilerine bakılarak hastalık seviyesi başarılı bir şekilde belirlenebilmektedir. Böylelikle Koah hastalığı öncesi ön tanı koyma işlemi daha rahat ve zahmetsiz bir şekilde gerçekleştirilmiş olacaktır. Bu sonuçlara istinaden, geliştirilen taşınabilir, ekonomik ve ergonomik tasarıma sahip biyomedikal cihazın, mevcut medikal spirometre cihazına bir alternatif olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Sözcükler : Uyku apnesi, Koah, ivmeölçer, diyafram, spirometre.

Bilim Kodu : 905.1.021

ABSTRACT

Ph. D. Thesis

DEVELOPMENT OF DIAGNOSIS METHOD FOR SLEEP APNEA AND COPD DISEASES

Harun SÜMBÜL

Karabuk University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electrical-Electronics Engineering

Thesis Advisor:

Assist. Prof. Dr. A. Hayrettin YÜZER

September 2017, 162 pages

In this study, a non-invasive diagnosis that can be used to diagnose Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD) and Sleep Apnea, which are not related to each other but can be seen together, which may pose a risk for cardiovascular diseases, obstruct airways and are the most common diseases related to breathing method has been developed. For this purpose, acceleration values were measured by using 3-axis MEMS (Microelectro mechanical systems) based accelerometer as a result of physical movements on the diaphragm during inhalation.

Firstly in the study, a method of stimulating the patient was presented when the sleep apnea episode started. For this purpose, the Apnea Bracelet System (ABS), which can communicate with the main device wirelessly, has been developed to be used for the patient's apnea during apnea. When the apnea starts, the vibration motor on the ABS is activated and the patient is alerted and the patient is allowed to breathe again.

This process is conducted by the Arduino microcontroller controlled closed loop control system. There is an extra system which is informing the relatives of patients incase the patients who are in deep sleep wern't awoken (incase the ABS is inadequate). In this way, patients' relatives are offered the opportunity to intervene immediately. This is especially vital for the older people, disabled and children patients with sleep apnea.

Secondly in the study; Spirometric data (FVC, VC, and RR), which are important parameters for pre-diagnosis of COPD, were measured simultaneously with the medical spirometer. For this process, digital signal processing was performed on the measurement data and the data recorded on the SD card was filtered and analyzed. The disease level can be determined successfully by looking at the FVC curves measured by the developed system of the patients who are affected COPD disease. Thus, pre-diagnosis of disease COPD will be performed more easily and effortlessly. In view of these results, a biomedical device developed with a portable, economic and ergonomic design is thought to be an alternative to the existing medical spirometer device.

Key Words : Sleep apnea, COPD, accelerometer, diaphragm, spirometer.

Science Code : 905.1.021

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin YÜZER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışması boyunca fikirlerinden istifade ettiğim tez komitesi üyeleri Prof. Dr. Orhan ŞEN ve Doç. Dr. Habibe TECİMER' e ve yine çalışmayı yürütebilmem için gerekli izin taleplerimi hiç bir zaman geri çevirmeyen kurumum Ondokuz Mayıs Üniversitesi ve özellikle Yeşilyurt Demir Çelik Meslek Yüksekokulu ailesine teşekkür ederim.

KBÜ-BAP-15/1-DR-001 nolu “Uyku Apnesi ve Koah Hastalıkları İçin Tanı Yöntemi Geliştirilmesi” isimli Bilimsel Araştırma Projesi (BAP) ile tez çalışmama katkı sağlayan Karabük Üniversitesi Bilimsel Araştırma Koordinatörlüğü yetkililerine en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca çalışmalarım süresince sevgili eşim Şeyma SÜMBÜL' e ve aileme manevi hiçbir yardımı esirgmeden yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

Bu çalışmamı, oğlum Muhammed Talha SÜMBÜL'e atfediyorum.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xviii
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	5
LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	5
2.1. UYKU APNESİ HASTALIĞI VE TÜRLERİ.....	5
2.1.1. Tıkayıcı Uyku Apnesi.....	8
2.1.2. Merkezi Uyku Apnesi.....	8
2.1.3. Bileşik Uyku Apnesi.....	9
2.1.4. Pozisyonel Uyku Apnesi.....	10
2.2. UYKU - SOLUNUM BOZUKLUĞU İLİŞKİSİ	16
2.3. KOAH HASTALIĞI	21
2.3.1. Spirometre Cihazı	24
2.3.2. Solunum Fonksiyon Testi (SFT)	25
2.4. KOAH VE UYKU APNESİ BİRLİKTELİĞİ	29
2.5. İVME VE İVMEÖLÇER	30
2.5.1. MEMS Teknolojisi	31
2.5.2. İvmeölçer Seçimi	33
2.5.3. İvmeölçerin Vücuttaki Konumu	39

	<u>Sayfa</u>
BÖLÜM 3	49
SİSTEM TASARIMI	49
3.1. ÖLÇÜM SİSTEMİNİN DONANIMSAL BİLEŞENLERİ.....	49
3.1.1. Ana Devre Elemanları	51
3.1.1.1. Mikrodenetleyici	51
3.1.1.2. İvmeölçer	52
3.1.1.3. Gerçek Zaman Saati.....	52
3.1.1.4. Mikro SD Kart Ve Adaptörü.....	53
3.1.1.5. LCD Ekran	53
3.1.1.6. Verici Modül.....	53
3.1.1.7. Buzzer	54
3.1.1.8. Buton.....	54
3.1.1.9. Led	54
3.1.1.10. Bluetooth Modülü	54
3.1.2. ABS Elemanları	55
3.1.2.1. Alıcı Modül.....	56
3.1.2.2. Titreşim Motoru	56
3.1.2.3. Pil	56
3.1.3. Alarm Devresi Elemanları	56
3.2. ÖLÇÜM SİSTEMİNİN YAZILIMSAL BİLEŞENLERİ	58
3.2.1. Arduino Yazılımı	58
3.2.1.1. Algoritma	59
3.2.1.2. Fritzing.....	59
3.2.2. Solidworks	61
3.2.3. Proteus	63
3.2.4. C#.....	63
3.2.5. Matlab.....	64
3.2.5.1. Filtre Tasarımı.....	64
3.2.5.2. YSA İle Model Oluşturma	70
3.2.5.3. GUI İle Arayüz Oluşturma.....	71
3.2.6. Ofis	71

	Sayfa
3.2.7. SPSS	72
BÖLÜM 4	75
DENEYSEL ÇALIŞMALAR	75
4.1. SİSTEM ÇALIŞMA PRENSİBİ	75
4.2. ÇALIŞMA GRUBUNUN OLUŞTURULMASI.....	76
4.3. UYKU APNESİ TANISI İÇİN DENEYSEL ÇALIŞMALAR	77
4.3.1. İvmeölçerin Vücuda Konumlandırılması	77
4.3.2. Hasta Pozisyon Bilgisinin Elde Edilmesi	78
4.3.3. Apne Olayının Tespit Edilmesi Ve Raporlanması.....	82
4.4. KOAH TANISI İÇİN DENEYSEL ÇALIŞMALAR	87
4.4.1. Vital Kapasite	91
4.4.2. Tidal Kapasite	93
4.4.3. Zorlu Vital Vapasite	95
4.4.4. Soluma Oranı	99
4.5. CİHAZIN BENZER ÇALIŞMALAR İLE KARŞILAŞTIRILMASI	101
4.6. ÖLÇÜLEN VERİLER KULLANARAK YSA İLE APNE TESPİTİ.....	102
4.6.1. Gizli Katmandaki Nöron Sayısının Belirlenmesi	102
4.6.2. En İdeal İterasyon Sayısının Belirlenmesi.....	103
4.7. BULANIK MANTIK İLE AKCİĞER KAPASİTESİNİN TAHMİNİ.....	104
4.7.1. BGUS Tasarımı	104
4.7.1.1. Bulanıklaştırma Ünitesi	105
4.7.1.2. Çıkarım Motoru	106
4.7.1.3. Bilgi Bankası.....	106
4.7.1.4. Durulaştırma Ünitesi	106
4.7.2. Verilerin BGUS'e Uygulanması.....	107
4.7.2.1. Giriş Ve Çıkış Değişkenleri	107
4.7.2.2. Kural Tabanı	111
4.7.3. Sonuçlar Ve Karşılaştırma.....	112
BÖLÜM 5	114

	<u>Sayfa</u>
SONUÇLAR	114
KAYNAKLAR	116
EK AÇIKLAMALAR A. MİKRODENETLEYİCİ YAZILIM ALGORİTMASI ..	128
EK AÇIKLAMALAR B. C# PROGRAMI KODLARI	130
EK AÇIKLAMALAR C. MATLAB FİLTRE PROGRAM KODLARI (AVARAGE SMOOTING)	133
EK AÇIKLAMALAR D. MATLAB FİLTRE PROGRAM KODLARI (MOVING AVARAGE (LOW PASS) FİLTRE)	135
EK AÇIKLAMALAR E. ARDUINO MİKRODENETLEYİCİ PROGRAM KODLARI.....	137
EK AÇIKLAMALAR F. İVMEÖLÇER TEORİSİ VE AÇI ÖLÇÜMÜ	150
EK AÇIKLAMALAR G. ETİK KURUL RAPORU	159
ÖZGEÇMİŞ	162

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Tez çalışması tasarım mimarisi.....	3
Şekil 2.1. Tıkanıklığın fiziksel olarak gerçekleşmesi.	6
Şekil 2.2. Apne-Hipopne sinyal şekilleri.	6
Şekil 2.3. Tıkayıcı uyku apnesi.	8
Şekil 2.4. Merkezi uyku apnesi.	9
Şekil 2.5. Bileşik uyku apnesi.	9
Şekil 2.6. Pozisyon algılayıcının vücuda bağlanması.	11
Şekil 2.7. PSG cihazı.....	12
Şekil 2.8. Örnek PSG kayıtları.....	12
Şekil 2.9. PSG kayıtlarının gerçekleştirildiği örnek uyku odası.	14
Şekil 2.10. Soluma sinyallerine göre apne sınıflandırılması.....	15
Şekil 2.11. CPAP cihazı kullanımı.....	20
Şekil 2.12. Solunum sisteminin temel bileşenleri.	21
Şekil 2.13. Sağlıklı ve Koah hastalarına ait FEV1 ve FVC eğrisi.	23
Şekil 2.14. Ölçümlerde kullanılan örnek bir spirometre cihazı.	24
Şekil 2.15. Spirometre ile SFT testi.	26
Şekil 2.16. Akım-Hacim eğrisine göre Koah sınıflandırması.	27
Şekil 2.17. Akciğer hacim ve kapasite parametreleri.....	27
Şekil 2.18. Overlop şeması.	30
Şekil 2.19. MEMS ivmeölçer mekanizması.....	31
Şekil 2.20. Monolitik MEMS uygulama örnekleri.	32
Şekil 2.21. Akıllı telefonlarda kullanılan MEMS ivmeölçer mimarisi.	32
Şekil 2.22. ADXL345 ivmeölçerin blok diyagramı.....	33
Şekil 2.23. ADXL345 ivmeölçer	34
Şekil 2.24. ADXL345 ile Arduino bağlantısı.....	35
Şekil 2.25. İvmeölçerin vücuda yerleştirildiği noktalar.	40
Şekil 2.26. İvmeölçerin vücuttaki konumu.	42
Şekil 2.27. İvmeölçerin vücuttaki pozisyonu.....	44
Şekil 2.28. Filtrelenmiş ve normalize edilmiş solunum sinyal şekilleri	46

Sayfa

Şekil 2.29. İvmeölçerin diyafram üzerindeki hareketi.	46
Şekil 2.30. PSG ile hasta pozisyon bilgisinin elde edilmesi.	47
Şekil 2.31. Hasta pozisyon bilgisi.	47
Şekil 3.1. Kullanıcı menü ekranı.	49
Şekil 3.2. Kontrol sistemi blok şeması.	50
Şekil 3.3. Ana sistemin blok şeması.	51
Şekil 3.4. DS1302 ile Arduino bağlantısı.	53
Şekil 3.5. HC06 Bluetooth - Arduino bağlantısı.	55
Şekil 3.6. ABS blok şeması.	55
Şekil 3.7. ABS ilk hali.	55
Şekil 3.8. Alarm devresi.	57
Şekil 3.9. Alarm devresi son hali.	57
Şekil 3.10. Ana kart devresinin fritzingde kurulumu.	60
Şekil 3.11. Ana kart devresi.	60
Şekil 3.12. Geliştirilen cihazın Solidworks'te çizimi.	61
Şekil 3.13. ABS Solid Works'da çizimi.	62
Şekil 3.14. ABS devresi.	63
Şekil 3.15. Verileri bilgisayarda izlemek için hazırlanan arayüz programı.	64
Şekil 3.16. Hareketli ortalama filtre algoritması.	66
Şekil 3.17. 7 nokta hareketli ortalama filtre frekans cevabı.	67
Şekil 3.18. İvmeölçer ile ölçülen gürültülü sinyal örneği.	68
Şekil 3.19. Ortalama filtrenin çeşitli noktalara göre verdiği çıkış yanıtı.	69
Şekil 3.20. YSA modeli.	70
Şekil 3.21. YSA ağ yapısı.	70
Şekil 3.22. Hazırlanan GUI arayüzü.	71
Şekil 3.23. Ölçüm cihazının resimleri.	73
Şekil 3.24. ABS son hali.	73
Şekil 3.25. ABS'nin bilek üzerinde kullanımı.	73
Şekil 3.26. Gerçekleştirilen taşınabilir kayıt cihazı ve donanımları.	74
Şekil 4.1. Sistem çalışma prensibi.	75
Şekil 4.2. İvmeölçerin diyafram üzerine yerleştirilmesi.	77
Şekil 4.3. Karın bölgesinden ölçülen ivme ve pozisyon bilgisi.	79
Şekil 4.4. Göğüs bölgesinden ölçülen ivme ve pozisyon bilgisi.	79

Şekil 4.5. Karın bölgesinden ölçülen soluma çabası grafiği.	80
Şekil 4.6. Hasta yatış pozisyonu tespiti.	81
Şekil 4.7. İvmeölçer ile ölçülen parametreler.	83
Şekil 4.8. İvmeölçer ile apne anının tespiti.	84
Şekil 4.9. Spirometre ile apne olayının tespiti.	84
Şekil 4.10. Uyku kaydının raporlanması.	85
Şekil 4.11. Apne anı ve hasta uyarım bilgisi.	86
Şekil 4.12. Spirometre ile ölçülen hacim.	87
Şekil 4.13. İvme-Hacim ilişkisi.	88
Şekil 4.14. İki ölçüm arasındaki korelasyon ilişkisi.	90
Şekil 4.15. Ölçülen değerler ile tahmini değerler arasındaki ilişki.	91
Şekil 4.16. Spirometre ile ölçülen VK grafiği.	92
Şekil 4.17. Eş zamanlı ölçülen ivme-hacim grafiği.	92
Şekil 4.18. Diyafram hareketlerinden soluma sinyalinin ölçülmesi	94
Şekil 4.19. Koah ölçüm parametreleri.	95
Şekil 4.20. Spirometre ile TV ve FVC ölçümü.	95
Şekil 4.21. İvmeölçer ile ölçülen TVC ve FVC.	96
Şekil 4.22. Akım-Hacim halkası.	96
Şekil 4.23. Tüm hastalara ait FVC ölçüm sonuçları.	97
Şekil 4.24. RR sayılarının bulunması, örnek-1.	100
Şekil 4.25. RR sayılarının bulunması, örnek-2.	100
Şekil 4.26. Ölçülen veriler ile YSA verilerinin karşılaştırılması.	104
Şekil 4.27. BGUS yapısı.	105
Şekil 4.28. Tasarlanan BGUS Mimarisi.	107
Şekil 4.29. Üçgen üyelik modeli.	109
Şekil 4.30. Boy değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.	109
Şekil 4.31. Kilo değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.	110
Şekil 4.32. Yaş değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.	110
Şekil 4.33. Cinsiyet değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.	110
Şekil 4.34. Çıkışa (VK) ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.	111
Şekil 4.35. Vital kapasitenin bulunması.	112
Şekil 4.36. Sonuç karşılaştırma grafiği.	113
Şekil Ek A.1. Mikrodenetleyici yazılım algoritması.	128

	<u>Sayfa</u>
Şekil Ek F.1. Tek eksen ile açı hesaplama	151
Şekil Ek F.2. İki eksen ile açı hesaplama	152
Şekil Ek F.3. Üç eksen ile açı hesaplama.	153
Şekil Ek F.4. İvmeölçer üzerine etkiyen vektörel kuvvetler	155
Şekil Ek F. 5. Eksenlere göre değişen ivme ve açı değerleri	157



ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 1.1. Doktorların uzaktan izlemek isteği hasta parametreleri.....	2
Çizelge 2.1. İvmeölçer pozisyon tanımı.....	40
Çizelge 2.2. Algılayıcı konumuna göre ölçüm sonucu güvenilirlik oranı	43
Çizelge 2.3. Pozisyon bilgisinin için referans ivme aralıkları.	48
Çizelge 3.1. Kullanılan yazılımlar ve özellikleri.	58
Çizelge 3.2. Ana cihazda kullanılan parça numara ve isimleri.	62
Çizelge 3.3. ABS parça numara ve isimleri.	62
Çizelge 4.1. Çalışma grubu ve özellikleri.	76
Çizelge 4.2. Hacim - İvme karşılaştırılması.....	88
Çizelge 4.3. Korelasyon sonuçları.	89
Çizelge 4.4. Tahmin edilen hacim sonuçları.	90
Çizelge 4.5. Geliştirilen cihazın literatürdeki diğer çalışmalar ile karşılaştırılması.	101
Çizelge 4.6. Eğitim ve test verileri.....	103
Çizelge 4.7. Giriş-çıkış parametreleri ve dilsel ifadeleri.	108
Çizelge 4.8. Kural tabanı.....	111
Çizelge 4.9. Spirometre ve BGUS sonuçlarının karşılaştırılması.....	113
Çizelge Ek F.1. ADXL ivmeölçer açı doğrulama hesapları.	154
Çizelge Ek F.2. İvmeölçer ile ölçülen ivme ve bileşke kuvvet değerleri.	156
Çizelge Ek F.3. Tek eksenden ölçülen ivme değerlerine karşılık gerçek ivme ve açı değerleri.	158

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

α	: alfa açısı
β	: beta açısı
γ	: gama açısı
π	: pi sayısı
θ	: eğim açısı
Sin	: sinüs
Cos	: kosinüs
Tan	: tanjant
$^{\circ}$: derece
%	: yüzde
\pm	: artı-eksi
Ω	: ohm
k Ω	: kilo ohm
I/O	: giriş/çıkış
$\Gamma(x)$: gama işlevi
Sa	: ivmeölçer ölçeklendirme katsayısı
V	: volt
mV	: mili volt
A	: amper
mA	: mili amper
μ A	: mikro amper
Hz	: herzt
GHz	: giga herzt
MHz	: mega herzt
m	: metre
cm	: santi metre

mm : mili metre
L : litre
mL : mili litre
mW : mili watt
gb : giga bayt
kb : kilo bayt
dB : desibel
g, a : ivme
F : kuvvet
V : hız
t : zaman
h : saat
dk : dakika
s : saniye
ft : fit
nH : nano henry
 μ H : mikro henry
 μ C : mikro denetleyici
N : veri dizisi
n : dizideki veri sayısı
p : korelasyon katsayısı
P : pozisyon bilgisi
O₂ : oksijen
CO₂ : karbondioksit
SpO₂ : kandaki oksijen desaturasyonu
r(t) : referans sinyali
c(t) : çıkış sinyali
h(t) : geri besleme sinyali
e(t) : hata sinyali

KISALTMALAR

- ADC : Analog Digital Converter (Analog Dijital Çevirici)
- AASM : American Academy of Sleep Medicine (Amerikan Uyku Tıbbi Akademisi)
- AHI : Apne Hipopne İndeksi
- AC : Alternatif Current (Alternatif Akım)
- ASCII : American Standard Code for Information Interchange (Bilgi Değişimi için Amerikan Standart Kodu)
- ABS : Apne Bileklik Sistemi
- ACK : Acknowledge (Onaylama komutu)
- ArGe : Araştırma Geliştirme
- BT : Bilgisayarlı Tomografi
- BMI : Body Mass Index (Beden Kütle İndeksi)
- BGUS : Bulanık Girişli Uzman Sistem
- BPM : Breath Per Minute (Dakikadaki Soluma)
- CSA : Central Sleep Apnea (Merkezi Uyku Apnesi)
- COPD : Chronic Obstructive Pulmonary Disease (KOAHA)
- CCD : Charge Coupled Device (Şarj Bağlantılı Cihaz)
- CPAP : Continuous Positive Airway Pressure (Sürekli Pozitif Havayolu Basıncı)
- CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
- DC : Direct Current (Doğru Akım)
- ERV : Ekspirasyon Residual Volum (Nefes Alırkenki Atık Hacim)
- EEG : Electroencephalogram
- ECG : Electrocardiogram (EKG)
- EOG : Electrooculography
- EMG : Electromyogram
- FVC : Forced Vital Capacity (Zorunlu Hacim Kapasitesi)
- FIFO : First In First Out (İlk Giren İlk Çıkar)
- FPGA : Field Programmable Gate Array
- F : Female (Kadın)
- GUI : Graphical User Interfaces (Grafiksel Kullanıcı Arayüzü)
- IDE : Integrated Development Environment (Bütünleşik Geliştirme Ortamı)
- IRV : Inspirasyon Residual Volum (Nefes Verirkenki Atık Hacim)

IC	: Inspirasyon Capacity (Ciğere Alınan Hava Hacmi)
ICSP	: In-Circuit Serial Programming (Devre Üzerinden Programlama)
KOAH	: Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı
KBB	: Kulak Burun Boğaz
Kbps	: Kilobit Per Second (Saniye Başına Kilo Bit)
LSB	: Least Significant Bit (En Az Değerli Bit)
LCD	: Liquid Crystal Display (Sıvı Kristal Ekran)
MEMS	: Microelectromechanical Systems
M	: Male (Erkek)
MSA	: Mixed Sleep Apnea (Birleşik Uyku Apnesi)
MSB	: Most Significant Bit (En Değerli Bit)
MSE	: Mean Squared Error (Karesel Hatalar Ortalaması)
NACK	: Negatively (Onaylamama Komutu)
OSA	: Obstructive Sleep Apnea (Tıkayıcı Uyku Apnesi)
PDA	: Personal Data Assistant (Kişisel Dijital Yardımcı)
PSG	: Polysomnography
RR	: Respiratory Rate (Solunum Oranı)
RIP	: Respiratory Inductive Plethysmography (Solunum Pletismografi)
QRS	: EKG Ritm Örneği
RV	: Residual Volum (Atık Hacim)
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
SFT	: Solunum Fonksiyon Testi
SSI	: Solunum Sıkıntı İndeksi
SSE	: Square Sum of Errors (Karesel Hatalar Toplamı)
SD	: Secure Digital Memory Card (Güvenli Hafıza Kartı)
SVC	: Slow Vital Capacity (Yavaş Solunum Kapasitesi)
SPI	: Serial Peripheral Interface (Çevresel Arayüz)
TV	: Tidal Volum (Normal Solunum Hacmi)
VC	: Vital Capacity (Normal Akciğere Kapasitesi)
USB	: Universal Serial Bus
YSA	: Yapay Sinir Ağları

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Günümüzde farklı etkenlere bağılı olarak birçok yeni hastalığın ortaya çıkması ve bunların maliyetli ve uzayan teşhis ve tedavi süreci, bilim insanlarını daha pratik ve daha ekonomik teşhis ve tedavi metotları arayışı içerisinde sokmuştur. Teknolojinin ilerlemesi ile birlikte hastalıkların teşhis ve tedavisinde, çok çeşitli yöntemler geliştirilmektedir.

Ülkemizde sağlık alanında özellikle solunum ile alakalı hastalıkların teşhis ve tedavisinde kullanılan yöntemler büyük önem arz etmektedir. Zira bu alanda kullanılan mevcut tıbbi cihaz ve sağlık ekipmanlarının çoğu dışarıdan oldukça yüksek maliyetler ile ithal edilmektedir. Her yıl milyarlarca lira bu ekipmanların alınması için yurtdışına çıkmaktadır. Bu durum milli sermayemiz için oldukça büyük bir cari açık oluşturmaktadır. Her alanda olduğu gibi sağlık alanında da ihtiyacı karşılayabilecek, dışa bağımlılığımızı azaltacak, pratik çözüm sunabilecek ve hastaların bekleme süresini kısaltacak yerli ve milli biyomedikal cihazlara büyük ihtiyaç vardır.

Ülkemizin 2023 yılı vizyonu ve 10. Kalkınma Planında biyomedikal ekipman, tıbbi tanı kiti ve biyomalzeme alanlarında araştırma – geliştirme (ArGe) ve yenilik faaliyetlerinin desteklenmesinin milli hedef ve stratejiler açısından önemli olduğu vurgulanmıştır. Sağlık alanında dış ticaret açığını azaltmak ve teknolojik yetkinliğin artırılması amacıyla bu alanlarda ArGe çalışmalarının desteklenmesine karar verilmiştir.

Benzer şekilde Sağlık Bakanlığı tarafından tıbbi cihazlar alanında 2023 vizyonu “tıbbi cihaz alanında kurumsal yapılarıyla; dışa bağımlılığı en aza indirgenmiş, ileri teknoloji katma değeri yüksek ürünleri de geliştirip üretebilen ve uluslararası

standartların oluşumunda etkili küresel bir oyuncu olmak” olarak belirlenmiştir. Görüldüğü gibi bu alanda dışa bağımlılığımızın azaltılması ve yerli tıbbi cihazların üretiminin teşviki artık devlet politikası haline gelmiştir.

Bu çalışmada, Uyku Apnesi hastaları için apne anını hatasız tespit edebilen ve hastaların uyku kalitelerini bozmadan apneden çıkmalarını sağlayabilen, aynı zamanda Koah hastalığına ön tanı koymada da kullanılacak fonksiyonel bir biyomedikal cihaz geliştirilmiştir.

Son zamanlarda özellikle, ev tabanlı teşhis sistemleri çok popüler hale gelmiştir. Bu durum teşhis ve tedavi işlemlerini daha güvenli, daha ucuz ve pratik hale getirmiştir. Bunun yanında doktorlar, hastalarını uzaktan takip edebilmek ve uyguladıkları tedaviyi sürdürebilmek için hastalara ait önemli bazı parametreleri sürekli izlemek zorundadırlar. Yapılan bir ankete göre doktorların % 88’ i hasta kendi evinde iken hastasına ait önemli bazı parametreleri izlemek istediklerini belirtmiştir. Doktorlara göre uzaktan izlenmesi istenilen en önemli parametreler Çizelge 1.1’de belirtilmiştir[1].

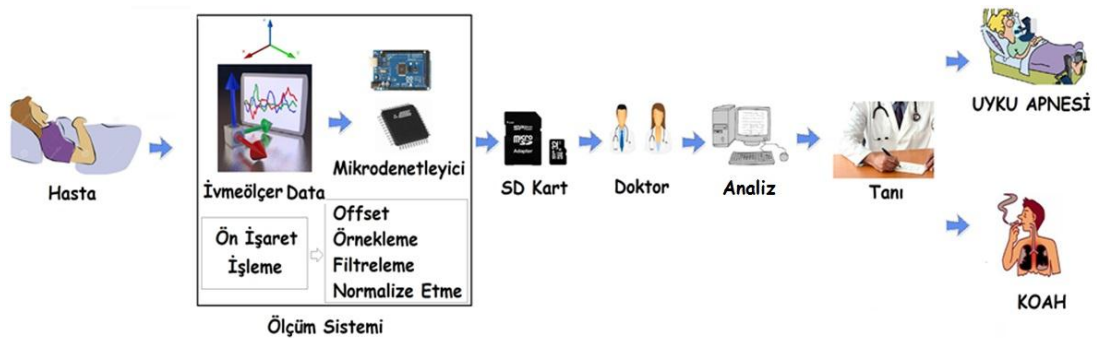
Çizelge 1.1. Doktorların uzaktan izlemek isteği hasta parametreleri.

No:	İzlenen parametre	Oran (%)
1	Sağlıklı Sindirim	13
2	Reflü / Hazımsızlık	16
3	Mesane Kontrolü	17
4	Kalp Ritmi	28
5	Uyku Örüntüsü	35
6	Ağrı Düzeyi	36
7	Alınan Kalori	36
8	Egzersiz/Fiziksel Aktivite	54
9	Bazı İşaretler (soluma , nabız vb.)	57
10	Kan Şekeri	61
11	Kilo	65

Çizelge 1.1'e göre, gerek uyku ile alakalı, gerekse soluma ile alakalı parametreler, uzaktan hasta takip sistemleri için oldukça önemlidir. Yapılan tez çalışmasında da bu parametreler üzerinde durulmuş olup tasarım mimarisi buna göre oluşturulmuştur.

Bu tez çalışmasında geliştirilen hasta kontrollü tanı sistemi mimarisi Şekil 1.1'de görülmektedir. Bu sistem yardımıyla hasta kendi parametrelerini (Apne veya Koah için) kendi evinde hafıza birimine (Secure Digital -SD kart) kendisi kaydedecek ve bu veriler ile doktoruna gidebilecektir. Doktor, hafıza biriminde kayıtlı olan verileri inceledikten sonra hastanın durumu hakkında bilgi sahibi olabilecektir. Bu yönüyle geliştirilen sistem, hastalara sunduğu kolaylık yanında doktorlara da pratik bir çözüm sunmaktadır.

Mevcut durumda apne hastalığı ön tanısı için ilk önce hasta kulak burun boğaz (KBB) servisine gönderilirken, Koah hastalığı ön tanısı için ise Solunum Fonksiyon Testi (SFT) yaptırmaya gönderilir. Mevcut durumda her iki ön tanı koyma yöntemi de zahmetli, maliyetli, randevulu ve ev ortamında gerçekleştirilmeye uygun olmayan yöntemlerdir. Bunun aksine, sunulan ölçüm yöntemi, hem daha az maliyetli, hem de hastaların kendi ev ortamlarında ölçümü kendilerinin gerçekleştirebilecekleri kadar pratik bir yöntemdir.



Şekil 1.1. Tez çalışması tasarım mimarisi.

Bu tez çalışması, Uyku Apnesi hastaları için ayrı bir öneme sahiptir. Zira hastada apne atağı başlar başlamaz, sistemin barındırdığı Apne Bileklik Sistemi (ABS) ile hasta uyandırılmakta ve apneden çıkması sağlanmaktadır. Bilekliğin hastayı uyandırmaya yetmediği derecede ağır uykuya sahip hastalar için ise alarm sistemi

devreye girmekte ve hasta yakınlarına hastanın apneden çıkamadığına dair sesli uyarım gönderilmektedir. Böylece hasta yakını, hasta ile farklı ortamda olsa bile hastanın durumu hakkında bilgi sahibi olacak ve acil müdahale etme şansı bulacaktır. Özellikle yaşlı, engelli ve çocuk grubundaki uyku apnesi hastaları için bu durum oldukça hayati bir öneme sahiptir.

Bu tez çalışması, dört bölümden oluşmaktadır. Birinci bölüm “Giriş” olup çalışmanın kısa özeti verilmiştir. İkinci bölümde, Uyku Apnesi, Koah ve Ovarlop sendromu konularında literatürde olan konulardan bahsedilmektedir. Bu hastalıkların teşhis ve tedavi yöntemleri incelenmiş ve teşhis ve tedavide kullanılan metotlar analiz edilmiştir. Ayrıca bu bölümde ivmeölçer çalışma mantığı, yapısı, üretim teknikleri, uygulama alanları, kartezyen koordinat düzlemine göre referans eksen bilgileri, açı ölçümü, ivmeölçerin hasta üzerinde konumlandırılacağı ideal bölge tespiti ve hasta pozisyon belirleme algoritması, referanslar ışığında anlatılmıştır.

Üçüncü Bölümde ise sistem tasarım mimarisi ve ölçüm sisteminde kullanılan donanımlar ve yazılımlar anlatılmıştır. Donanımda kullanılan elektronik malzemeler ve bu malzemeler hakkında teknik bilgi, bağlantı şekilleri ve mekanik özellikler bu bölümde anlatılmaktadır. Yazılım algoritması, kodlama ve baskı devre çizimi hakkında bilgilerde bu bölümde paylaşılmaktadır.

Dördüncü bölüm genel olarak her iki hastalığa ait deneysel çalışmalardan ve elde edilen sonuçlardan oluşmaktadır. Elde edilen ölçüm sonuçlarının bir kısmı istatistiksel yöntem ile incelenmiştir. Ayrıca bu bölümde geliştirilen cihazın özellikleri, benzer cihazlar ile karşılaştırılmıştır. Son kısımda ise deneysel çalışmalar sonucu elde edilen sonuçlar (5886 veri) YSA ile modellenerek apne tespiti gerçekleştirilmiştir. Bu bölüme birde bulanık mantık uygulaması eklenmiştir. Buna göre bulanık girişli bir uzman sistem (BGUS) tasarlanarak çalışma grubu üzerinden ölçülen akciğer vital kapasitesi başarılı bir şekilde tespit edilmiştir.

Bu bölümde ayrıca deneysel çalışmalar sonucu elde edilen bulgular, deneysel çalışmanın amacına uygun bir biçimde yorumlanarak sonuçlandırılmıştır.

BÖLÜM 2

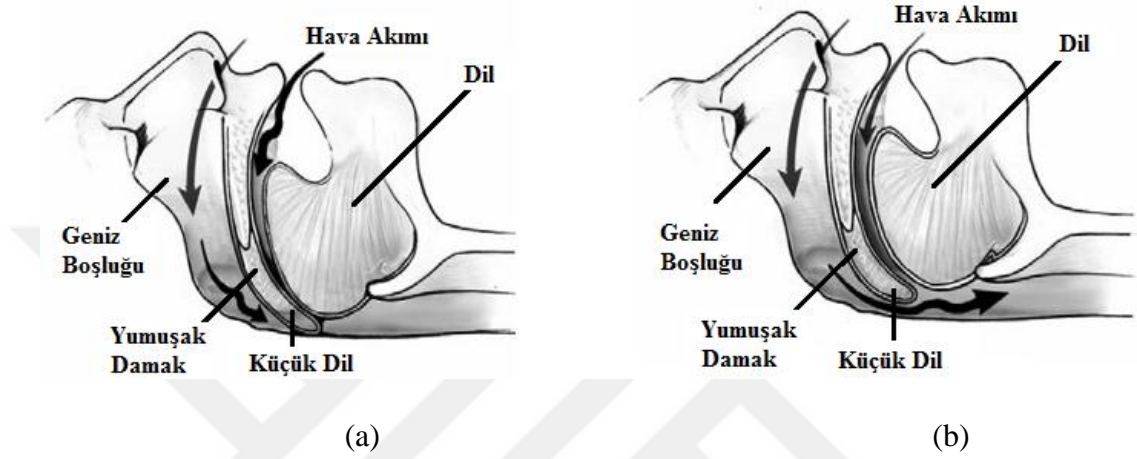
LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

2.1. UYKU APNESİ HASTALIĞI VE TÜRLERİ

Uyku Apnesi, halk arasında kısaca “apne” olarak ta bilinmektedir. Yunanca bir kelime olan “Apnea” terimi, soluk alamama, solunumun durması anlamlarına gelmektedir. Apne, uyku esnasında solunum sinyali genliğinin normal değerinden en az % 5 azalması olarak tanımlanmaktadır. Apne atakları fizyolojik olmakla birlikte, eğer bu ataklar, bir uyku saati içerisinde 5 veya daha fazla sayıda meydana gelir ise bu durum patolojik olarak değerlendirilebilmektedir. Apne ataklarının meydana gelmesinin asıl sebebi üst solunum yolları tıkanması nedeniyledir [2]. Apne sırasında kandaki oksijen desaturasyonunda bir azalma görülür. Her bir apne atağı, kandaki oksijen miktarının azalmasıyla sonuçlanan sempatik sinir aktivitesinde bir artışa sebep olabilir. Bu durum kan basıncını artırır ve kalp atışını hızlandırır. Apne ataklarının artması, vücudun normal olan metabolik bütünlüğünü bozar ve hipertansiyon, inme, koroner kalp hastalığı, diyabet, obezite ve zihinsel hastalıklar gibi çok ciddi hastalıklara yol açabilir [3]. Uyku apnesi hastalığı sağ ve sol kalp karıncığını olumsuz etkileyen önemli bir hastalıktır [4] ve ölümcül hastalıkların başında gelmektedir [5].

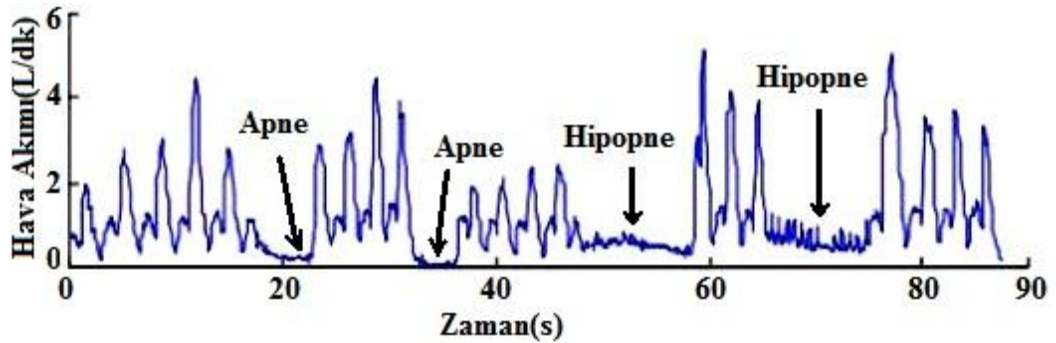
Apnenin hafif bir çeşidi olan Hipopne ise, kelime anlamı olarak “solunum azalması” anlamına gelmektedir. Hipopne; 10 saniye ve daha fazla süreyle hava akımında en az % 50 azalma, oksijen desaturasyonunda % 3'lük bir azalma ve arousal gelişim [6] şeklinde tanımlanmasına rağmen hipopne tanımı için evrensel bir fikir birliği yoktur [7]. Arousal gelişim, uyku esnasında daha hafif uyku evresine veya uyanıklık durumuna ani geçişler anlamına gelmektedir ve bu durum EEG (Electroencephalogram) işaretleri üzerinden izlenir.

Şekil 2.1’de apne ve hipopne olaylarının fizyolojik olarak gerçekleşme durumu verilmiştir. Görüldüğü gibi, apne durumunda damak aşağı doğru sarkarak ağız ve burundan içeri giren hava akımında tam hava yolu tıkanıklığı meydana getirmekte iken, hipopne durumunda ise bu tıkanıklık kısmi olarak gerçekleşmektedir, yani hava akımı az da olsa devam eder.



Şekil 2.1. Tıkanıklığın fiziksel olarak gerçekleşmesi. a) Apne, b) Hipopne [8].

Şekil 2.2’de ise uyku esnasında Apne ve Hipopne olaylarının zamana bağlı olarak nasıl meydana geldiği grafiksel olarak verilmiştir. Görüldüğü gibi, apne olayında hava akımı kesildiğinden solunumsal faaliyet olmazken, hipopne anında solunum olayı gerçekleşmekte fakat hava akımı oldukça azalmaktadır.



Şekil 2.2. Apne-Hipopne sinyal şekilleri [9].

Apne ve hipopne atakları, gece uykusu sırasında nefesin istem dışı duraksaması şeklinde ortaya çıkmasıyla bilinen ve iskelet, kas ve doku anormalliklerinden dolayı

hava yolunun tıkanmasından kaynaklanmaktadır [10]. Bu hastalıkların orta yaşlı kadınların % 2'sini ve orta yaşlı erkeklerin % 4'ünü etkilediği tahmin edilmektedir [11]. Quintas ve ark. apne ile ilişkili en önemli risk faktörlerini yaş, cinsiyet, yüksek beden kitle indeksi (BMI) olarak belirtmişlerdir [12].

Ölümcül hastalıkların başında gelen Apne hastalığına, uygun ön tanı ve düzgün tedavi uygulanmadığı zaman birçok olumsuz sonuç ile karşılaşılabilir. Bunların bir kısmı aşağıda verilmiştir;

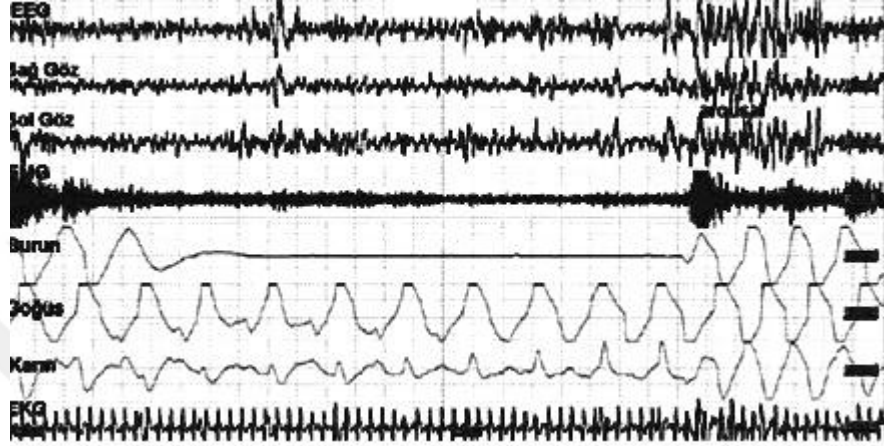
- *Yüksek tansiyon,*
- *Yüksek sesli horlama,*
- *Kalp büyümesi ve kalp atımında düzensizlikler,*
- *Sık idrara çıkma,*
- *Uykuda aşırı terleme,*
- *Uykusuzluk ve huzursuz uyku,*
- *Sabahları yorgun kalkma, gün içinde yorgunluk hali ve uyuklama,*
- *Aşırı ve hızlı kilo alma,*
- *Odaklanma güçlüğü,*
- *Depresyon ve davranış bozuklukları,*
- *Cinsel isteksizlik, yetersizlik,*
- *Sabah baş ağrısı ve ağız kuruluğu,*
- *Çocuklarda hiperaktivite,*
- *İnsülin direnci,*
- *Felç ve kalp krizi,*

Komada ve ark. uyku apnesi hastalığını üç ana gruba ayırmıştır [13]:

1. Tıkaçıcı Uyku Apnesi (Obstructive Sleep Apnea – OSA):
2. Merkezi Uyku Apnesi (Central Sleep Apnea – CSA):
3. Bileşik Uyku Apnesi (Mixed Sleep Apnea – MSA):

2.1.1. Tıkayıcı Uyku Apnesi

Hava akımı tamamen durmuş iken soluma çabasının devam ettiği, göğüs hareketinin çabasının varlığı ile tespit edilen bir durumdur. Bu duruma örnek olabilecek bir ölçüm sonucu Şekil 2.3'te verilmiştir.

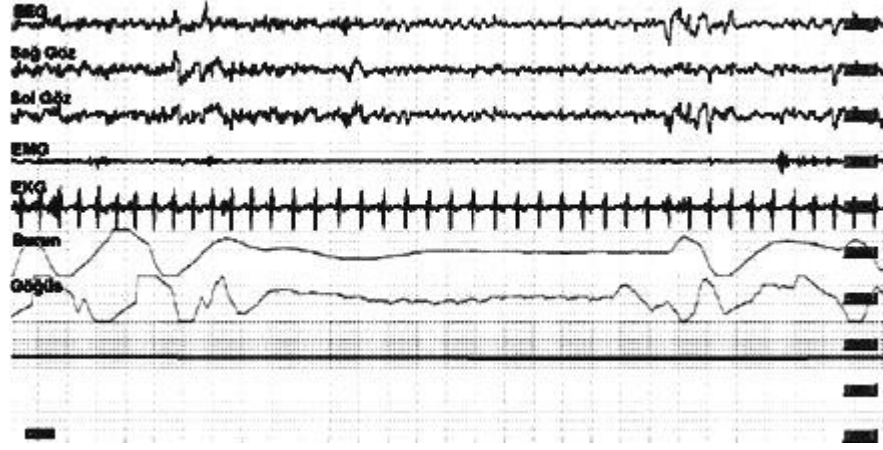


Şekil 2.3. Tıkayıcı uyku apnesi [14].

Tıkayıcı uyku apnesi durumunda hastanın karın ve göğüs bölgesindeki hareket devam ederken, vücuda giren hava miktarı nerede ise durmuştur. Bu durum en az 10 saniye devam ettiği için hastalık, Tıkayıcı (obstrüktif) Uyku Apnesi olarak isimlendirilmektedir. En sık görülen apne çeşididir.

2.1.2. Merkezi Uyku Apnesi

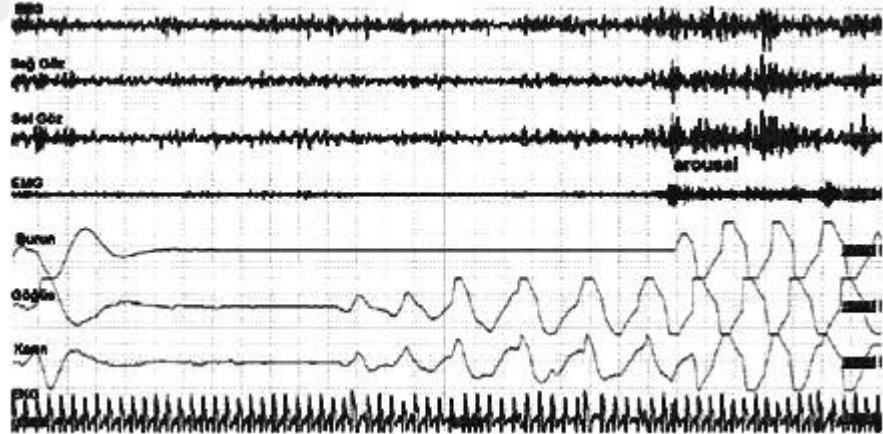
Teofilo, merkezi uyku apnesini hem solunum hareketlerinin hem de hava akımının 10 saniye ya da daha uzun süre tamamen kesilmesi şeklinde tanımlamaktadır [15]. Bu durum Şekil 2.4' te görülmektedir.



Şekil 2.4. Merkezi uyku apnesi [14].

2.1.3. Bileşik Uyku Apnesi

Bu durum, önceki iki durumun birleşimidir. Solunum çabası devam ederken zamana görece kısa bir aralıkta bu durumu merkezi solunum duraklaması takip eder. Bu durum Şekil 2.5’te görülmektedir.



Şekil 2.5. Bileşik uyku apnesi [14].

Dünya Sağlık Örgütüne göre, dünyada yaklaşık 100 milyon kişi tıkalı uyku apnesi hastasıdır [16]. Tıkalı uyku apnesi hastalığı, aynı zamanda bir solunum bozukluğu hastalığıdır. Solunum olayının incelenmesi ve Apne/Hipopne indeksi (AHI) tespiti, uyku apnesi hastalığı tespiti için kritik öneme sahiptir [17]. Dursunoğlu ve Dursunoğlu AHI veya solunum sıkıntısı indeksini (SSI), uykunun her saati başına düşen apne ve hipopnelerin toplamının ortalaması olarak tanımlamıştır [18].

2.1.4. Pozisyonel Uyku Apnesi

Beden pozisyonundaki değişim, kalp pozisyonunda da bir değişime sebep olacağından bu durum kendisini EKG (Elektrokardiyografi) işaretlerinde QRS kompleksi ve ST-T segment morfolojisinde bir değişim olarak gösterir. Bu tip değişiklikler yanlış iskemik ataklarına neden olabilir. Bu nedenle, doğru iskemik atakların tespiti için vücut pozisyonu değişikliklerini sorunsuz belirleyen tekniklerin geliştirilmesi oldukça önemlidir [19]. Bu amaçla uyku esnasında beden hareketlerini tespit etmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir [20,21].

Özellikle Uyku apnesi hastalığında hasta yatış pozisyonu büyük önem arz etmektedir. Yanlış uyku pozisyonunda yatan kişilerde uyku apnesi görülme riski daha yüksektir. Genellikle sırt üstü yatma pozisyonunda AHİ'nin arttığı görülürken, sağ veya sol taraf yatışlarda bu oran azalmaktadır. Diğer pozisyonlarda uyku boyunca AHİ oranında yarı yarıya azalma olduğunda pozisyonel apnenen söz edilmektedir. Pozisyonel uyku apnesi hastaları, en çok sırt üstü yatış pozisyonunda yattığı tespit edilmiştir[22]. Bu durum hastalar için büyük risk oluşturmaktadır ve bu hastaların özel terapi almaları gerekmektedir.

Hasta yatış pozisyonuna göre solunum olayları da değişiklik göstermektedir. Farklı pozisyonlarda akciğere giren hava hacmi değişmekte ve dolayısı ile solunum sayısı da değişmektedir. Uzun süre aynı pozisyonda yatmak solunumsal hastalıklara yol açabilmektedir.

Yatış pozisyonu, horlama ile de yakından ilgilidir. Özellikle kilolu erkekler sırtüstü pozisyonda yatarken karın kitlesinin diyaframa baskısıyla göğüs içi basınç artar. Bu durum dilin arkaya kaymasına sebep olur ve uyku sırasında yutak çevresindeki yumuşak dokuların ve kasların gevşemesiyle horlamayı doğuracak şartları ortaya çıkarır. Basit horlama başlangıçta pozisyoneldir; yani sırtüstü pozisyonda ortaya çıkar. Kilo arttıkça üst solunum yolundaki darlığın artmasından dolayı her pozisyonda horlama meydana gelmeye başlar [23].

Yatma pozisyonu, bebekler içinde oldukça önemlidir. Uyku esnasında bebekler yüz üstü dönebilmekte ve yutkunma özelliği gelişmediğinden kendi tükürüğünde boğulabilmektedir. Bu durum bebeğin nefes alamamasına ve uykunun ölümlle sonuçlanmasına sebep olabilir. Bu yüzden bebeğin sırtüstü yatırılması ve bu pozisyonunun korunması gereklidir. Uykuya sırtüstü pozisyonda başlansa bile, bebekler kendi başlarına pozisyon değiştirebilirler. Bu yüzden bebek pozisyonu sürekli takip edilmelidir [24].

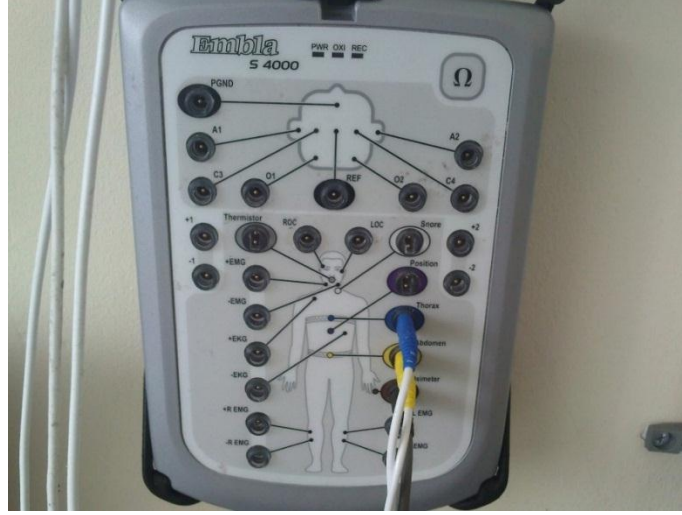
Yatış pozisyonu tespiti için çeşitli algılayıcılar kullanılmakla birlikte [25] bu konuda ivmeölçerler kullanımı da oldukça popülerdir [26,29]. Mevcut durumda hastanelerdeki uyku odalarında, uyku kaydı sırasında hasta üzerine 2 algılayıcı bağlanmaktadır. Bunlardan birincisi hasta soluma sinyali ile ilgili iken diğer algılayıcı hasta yatış pozisyonu hakkında bilgi verir. Bu durum Şekil 2.6'da görülmektedir.



Şekil 2.6. Pozisyon algılayıcısının vücuda bağlanması[30].

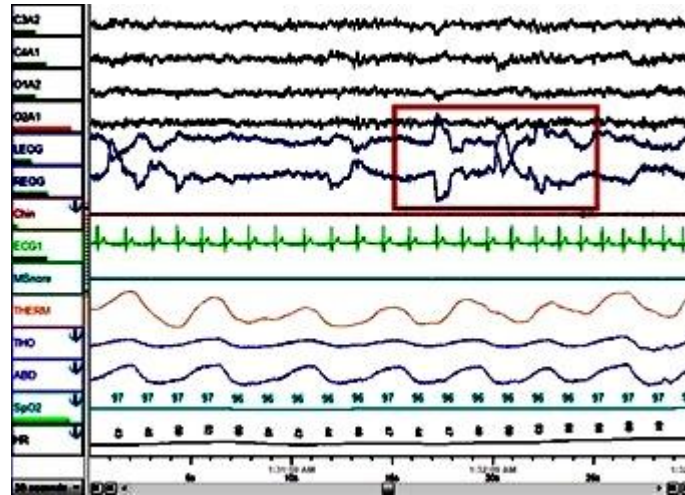
Polisomnografi Cihazı (PSG)

Uyku apnesi ile ilişkili solunum bozukluklarının teşhisinde, laboratuvarında en sık kullanılan cihaz, PSG [31] ismi verilen cihazdır ve bu alanda "altın standart" olarak kabul edilir. Şekil 2.7'de hastanelerde kullanılan standart PSG cihazı görülmektedir.



Şekil 2.7. PSG cihazı.

Şekil 2.7’de görüldüğü gibi, PSG cihazı oldukça fazla donanıma sahiptir ve bu donanımlar ile hasta üzerinden uyku odasında gece boyunca ölçümler gerçekleştirilir. Bahsedilen donanımlar ile EEG, EOG (elektrookülogram), EMG (Electromiyogram), EKG, hava akımı (nazal basınç ve termistör), göğüs ve karın solunum çabası (endüktans pletismografi), oksihemoglobin desaturasyonu (SpO_2), vücut pozisyonu ve horlama bilgisi bir teknisyen gözetiminde form kâğıtlarına ve bilgisayara eş zamanlı olarak kaydedilmekte ve uzman doktor tarafından incelenerek uyku apnesi hastalığı teşhisi konulmaktadır [32]. Şekil 2.8’de bir hastanın uyku odasında çekilen PSG kayıtları görülmektedir.



Şekil 2.8. Örnek PSG kayıtları [33].

PSG Dezavantajları

Tanı konmayan çoğu uyku apnesi hastaları için zamanında teşhis oldukça önemli bir sorundur [34]. PSG kaydı teknik uzmanlık gerektiren, yoğun emek isteyen ve zaman alan pahalı ve karmaşık bir işlemdir. Ülkemizde çok yaygın olmayan ve bu yüzden aylar sonrasına randevu verebilen uyku odaları ve oldukça pahalı olan PSG cihazları, mevcut durumun en önemli dezavantajlarıdır. Bütün bu olumsuzluklar, araştırmacı bilim insanlarını yeni yöntemler geliştirmeye yöneltmiştir.

Uyku Odaları

PSG kayıtları ‘uyku odası’ adı verilen özel mekânlarda gerçekleştirilir. Uyku çalışmaları, gece boyunca süren ve hasta uyurken PSG kaydının alındığı uyku odalarında gerçekleştirilir. Uyku çalışması sırasında temel olarak uyku örüntüsü ortaya konmaktadır.

PSG için hasta uyku laboratuvarına gelirken bir önceki gece gün içinde uyumamış olmalı, bedensel olarak aşırı zorlayıcı aktivitelerden kaçınmalıdır. Hastalar, uyku odasına alınmadan önce banyo yapılması ve erkek hastaların tıraş olması gereklidir. Yüzey elektrotlarının vücuda tutturulacağı bölgelerde kozmetik ya da benzeri losyon, krem, parfüm gibi maddeler kullanılmamalıdır. Hasta uyku süreci başlamadan önce üzerine rahat kıyafetler giymelidir. Kayıtların sağlıklı alınabilmesi için ortam mümkün olduğunca ev ortamına benzetilmeye çalışılır. Uyku saati geldiğinde hastanın vücuduna elektrotlar ve algılayıcılar takılır ve çeşitli kalibrasyonlar yapılır. Daha sonra bir gecelik uyku süresi boyunca (yaklaşık 6-7 saat) kayıt yapmaya devam edilir [35]. Şekil 2.9’da hastaların uyutulduğu ve PSG kayıtlarının gerçekleştirildiği örnek bir uyku odası görülmektedir;



Şekil 2.9. PSG kayıtlarının gerçekleştirildiği örnek uyku odası.

Uyku testlerinden sonra elde edilen bilgiler doktor tarafından değerlendirilerek hastanın tedaviye ihtiyaç duyup duymadığına karar verilir. Uyku apnesi hastalığı tespit edilen hastalarda vakit geçirmeksizin tedaviye başlanması gerekir.

Uyku apnesi hastalığı teşhisi konulan hastaların ilk önce Kulak-Burun-Boğaz uzmanının kontrolünden geçmesi önemlidir. Çünkü tespit edilen hastalığın sebebi anatomik bozukluklardan da kaynaklanıyor olabilir. Bu durumda hastaya cerrahi müdahale, protez veya ilaç tedavisi uygulanması gerekebilir.

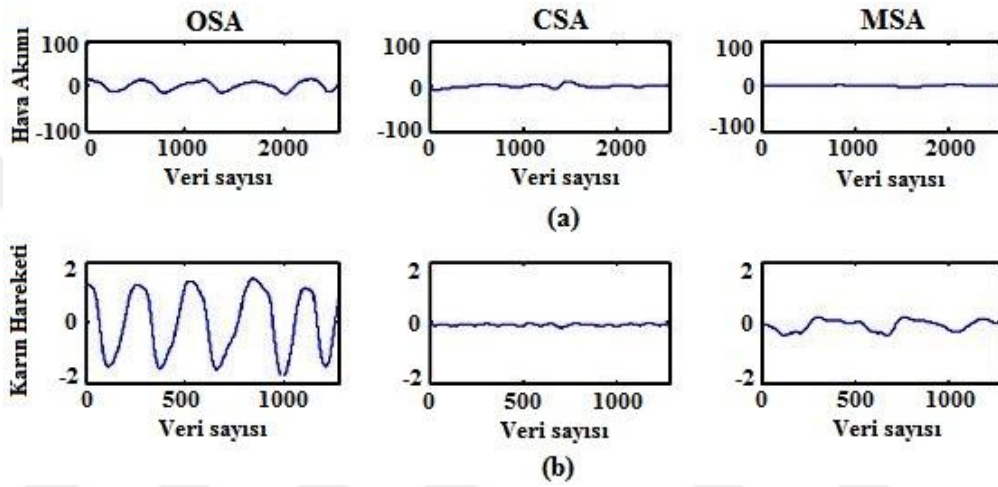
Uyku odalarında yapılan PSG kayıtlarının büyük çoğunluğu uykuda solunum bozukluğu ön tanısıyla yapılmaktadır. Bu nedenle PSG’ de solunumsal parametrelerin izlenmesi ve solunum kayıtlarının skorlanması çok önemlidir. Amerikan Uyku Tıbbi Akademisi (American Academy of Sleep Medicine -AASM)’ nin 2012 skorlama kılavuzunda aşağıdaki kriterlerin varlığı apne skorlamak için yeterli kabul edilmiştir.

1. Hava akımı genliğinde en az % 90’lık azalma olması,
2. Bu azalmanın en az 10 saniye sürmesi,

Görüldüğü gibi hava akımında % 90 ve üzerinde azalmanın en az 10 saniye sürmesi apne skorlamak için yeterlidir. Hipopne için ise aşağıdaki kriterler getirilmiştir.

1. Hava akımında en az % 30 azalma olması,
2. Bu azalmanın en az 10 saniye sürmesi,
3. Solunumsal olay öncesine göre en az % 3 oksijen desatürasyonu veya arousal olması [36].

Şekil 2.10'da hava akımı ve karın bölgesinde meydana gelen soluma çabası hareketlerine göre uyku apnesi sınıflandırması görülmektedir.



Şekil 2.10. Soluma sinyallerine göre apne sınıflandırılması, a) hava akımı, b) karın hareketi[37].

Şekil 2.10 (b)'de görüldüğü gibi soluma çabası üzerinden apne tespiti yapılabilir. Özellikle MSA ve CSA' da karın bölgesi hareketi tamamen durduğu veya oldukça yavaşladığından, geliştirilecek uyku apnesi hastalığı izleme cihazları ile bu bölgeden alınacak sinyaller izlenerek apneye ait birtakım önemli parametreler (apne başlama-bitiş gibi) ölçülebilir ve apne hakkında tanı konulabilir.

Bucklin ve ark. göre uyku apnesi izleme cihazları genel olarak dört farklı gruba ayrılır[38]:

- Seviye I: Standart PSG cihazı.
- Seviye II: en az 7 biyolojik işareti kayıt edebilen denetimsiz PSG.
- Seviye III: en az 4 biyolojik işareti kayıt edebilen taşınabilir sistemler.
- Seviye IV: Sadece bir ya da İki biyolojik işareti kaydedebilen taşınabilir sistemler.

Yukarıda sınıflandırılan taşınabilir apne izleme cihazları, ölçülebilecek parametreler açısından AASM, Amerikan Toraks Derneği (American Thoracic Society) ve Amerikan Göğüs Hekimleri Koleji (American College of Chest Physicians) tarafından 3 kategoriye ayrılmıştır. Buna göre standart PSG cihazı taşınabilir sınıfına dahil edilmemiş ve Chesson ve ark. tarafından Tip 2 (EEG, EOG, EMG çene, EKG ve kalp hızı, hava akımı, solunum çabası, oksijen doygunluğu olmak üzere en az yedi kanallı), Tip 3 (ventilasyon veya hava akımı olmak üzere minimum dört kanal, kalp atım hızı veya EKG ve oksijen doygunluğu) ve Tip 4 (bu tip çoğu monitör tek bir parametre veya iki parametreyi ölçer) cihazlarının laboratuvarlarda PSG cihazlarına bir referans olarak kullanılabilmesi belirtilmiştir [39].

Bu tez çalışmasının amaçlarından birisi de uyku apnesi hastaları için uyku kaydının evde hasta tarafından gerçekleştirilebilecek, taşınabilir, pahalı olmayan **IV.seviye** cihazının tasarımına yönelik bir uyku apnesi tarama tekniği geliştirilmesidir.

2.2. UYKU - SOLUNUM BOZUKLUĞU İLİŞKİSİ

Şahin' e göre solunum olayı, bütün memelilerde, aşağı beyin sapı içindeki sinirsel ağlar tarafından kontrol edilir. Solunum kaslarının periyodik kasılması bu ağ yapısı sayesinde gerçekleştirilir [40]. Solunum esnasında solunum nöronlarının ritmik aktivitelerinde meydana gelebilecek bir anormal durum, vücutta büyük bir hasara sebep olabileceği gibi uyku düzeninin bozulmasına da sebep olmaktadır.

Bu durumu önlemek amacıyla birçok yeni teknoloji geliştirilmiş ve farklı yaklaşımlar ortaya konmuştur. Bunların bazıları geliştirilen yeni algılayıcılar ile solunum olayını incelemek amaçlı iken diğer grup çalışmalar ise hastaların kalp-damar risk tespiti, uyku bölünmesi, aşağı beyin sapı içindeki sinirsel ağ yapısının incelenmesi ve uyku patolojisi ile ilgilidir [41].

Yapılan literatür araştırması genel olarak birinci gruptaki çalışmaları kapsamaktadır. Farre ve ark. uyku sırasında solunum mekaniğinin non-invaziv yöntemler ile değerlendirilmesinin, apne-hipopne sendromlu hastaların tanı ve tedavisini kolaylaştırılması açısından oldukça yararlı olduğu belirtilmiştir[42].

Otero ve ark. yaptıkları çalışmada apne tespiti için kişisel dijital yardımcı (PDA) tabanlı bir metot kullanmıştır. Bu metoda göre gece uyku sırasında hastanın elektrokardiyogram bilgileri geliştirilen PDA cihazına kaydedilmekte ve geliştirilmiş olan bir algoritma ile kalp atış hızı tespit edilerek hastanın kalp hızına dair bir katsayı hesaplanmaktadır. Hasta, cihaza kaydedilen verileri internet yolu ile doktoruna gönderebileceği gibi kablosuz bağlantı ile de doktorunun bilgisayarına aktarabilir. Böylece doktor hastanın uyku sırasındaki kaydedilmiş olan verilerini inceleyerek uyku kalitesi hakkında bilgi sahibi olur [43]. Fakat bu çalışma, apneye giren hastayı uyarıcı ve apneden çıkmasını sağlayacak hiçbir donanıma sahip değildir.

Al-Ashmouny ve ark. apne tespiti için FPGA (Field programmable gate array) tabanlı Uyku Apne Tarama Cihazı geliştirmiştir [44]. Bu cihaz, burun hava akımı ve toraks ve batin çaba sinyalleri olmaz üzere sadece üç sinyali kullanmaktadır. Elde edilen veriler SD karta kaydedilmektedir. Klinikte, uyku uzmanı depolanan veriyi okur ve uyku apnesi hastalığının tespiti ve sınıflandırılması için bir algoritma kullanır. Geliştirilen sistem yüksek maliyetlidir.

Liu ve ark. teletrek ismini verdikleri bir cihaz geliştirmiş ve bununla uyku apnesi hastası olan çocukları uzaktan izlemişlerdir. Bu sayede çocuklar, hastaneye gitmeden gözetim altında tutulabilmiş ve ortalama nabız (zaman/dakika), ortalama terapötik basınç (ortalama cmH_2O), günlük ortalama tedavi süresi (saat), ortalama sızdırma oranı (L/dk), ve çeşitli anormal parametreler uzaktan sürekli olarak izlenmiştir [45]. Fakat bu cihazda apneye giren hastayı uyaran sistem bulunmamaktadır.

Takemura ve ark. göğüs ve karın arasındaki sınırı otomatik olarak bulabilen ve vücudun her parçasının dikey hareketini tespit edebilen temassız bir solunum hareketi izleme sistemi geliştirmiştir. Sistem bir CCD (Charge coupled device) kamera yardımı ile yatmakta olan hastanın soluma çabasını kaydeder ve daha sonra görüntü işleme metodu ile elde edilen veriler analiz edilerek hastanın apneye girdiği anlar tespit edilir [46]. Bu metot oldukça karmaşık ve pahalıdır.

Boyle ve ark. giyilebilir bir sistem ile ayaktan alınan EKG sinyalini inceleyerek solunum sinyali ve solunum oranını otomatik algılayabilmişlerdir [47]. Naini ve ark.

ise görüntü dizisi analizi metodu ile bilgisayarlı tomografi (BT) görüntü dizilerinin varyasyonlarını inceleyerek akciğere giren hava hacmini tahmin etmişlerdir. Böylece birçok akciğer hastalığı (brakiterapi gibi) teşhis ve tedavisi ile ilgili bilgi toplamak oldukça kolay hale gelmiştir [48]. Fakat her iki metotta ev ortamında kullanıma uygun değildir.

Zhang ve ark., indüktans ölçme yöntemine dayanarak, güç tüketimi ve her bir kanal için otomatik kazanç ayarını destekleyen özelliklere sahip bir Solunum Endüktif Pletismografi (RIP -Respiratory Inductive Plethysmography) modülü sunmuşlardır. Bu modül uzun süreli solunum izleme için çoklu algılayıcı giyilebilir sistemler için tercih edilmektedir [49]. Fakat hasta uyarıcı bir özelliği bulunmamaktadır.

Güler ve Ata' ya göre ventilasyon modlarından biri olan senkronize aralık zorunlu ventilasyonda (SIMV) respirasyon süresi (nefes alıp-verme sürelerinin toplamı), tidal hacim ve hastaya verilen basınç bulanık mantık denetleyici ile hesaplanabilir. Bu ventilasyon tipinde solunum hızı, tidal hacim ve hastaya ulaşan basınç değeri anestezi uzmanı tarafından ayarlanmaktadır. Bulanık mantık denetleyici ile bu parametrelerin hesaplanıp, mekanik ventilatöre verilmesi ile anestezi uzmanının işinin kolaylaştırılması amaçlanmıştır [50]. Kullanımı anestezi uzmanı gerektirdiğinden bu metot ev ortamında kullanıma müsait değildir, daha çok klinikler için uygundur.

Raoufy ve ark. spirometre hacmi ve solunum endüktif pletismografi kayıtlarını asenkron solunum sırasında 7 dakika boyunca, 10 normal kişide ve 10 astımlı hasta üzerinden elde etmişlerdir. Kaydın ilk 5 dakikası modelleri geliştirmek için geri kalan veriler ise sonuçların doğrulanması için kullanılmıştır. Sonuçlar analiz edilmiş ve spirometrik veriler ile oldukça yakın sonuçlar elde edilmiştir. Doğrusal olmayan modeller doğru bir şekilde normal ve asenkron solunum sırasında solunum hacmini tahmin ve uzun süreli solunum izleme sırasında yararlı olabileceği görülmüştür [51]. Fakat bu çalışma apne tespitine uygun değildir.

Jane ve ark. göre horlama analizi de uyku hakkında objektif bilgi sağlayabilir [52]. Levendowski ve ark.' da horlama ile ilgili çalışmalar yapmış ve Fransson ve ark. yaptığı çalışmaya benzeyen, apne hastaları için kendi evlerinde de kullanabilecekleri

Alt Çene Cihazı geliştirmişlerdir [53,54]. Böylece apne sayısında ve horlamada bir azalma sağlanmıştır. Fakat bu cihaz maliyetlidir ve apne tespitini yapamamaktadır.

Weimin ve ark. Watch-PAT 200 ismini verdikleri taşınabilir uyku apnesi tespit cihazı geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri cihaz, hava akışını ölçmek için kullanılan bir kanül (burun solunum tüpü) ve kandaki oksijen miktarını ölçecek bir parmak probundan oluşmaktadır. [55]. Bu cihaz, çok sayıda donanım içerdiğinden kullanım konforu sunmamakta ve hastayı rahatsız edici yapıdadır

Daha önce geliştirilen cihazlardan farklı olarak, ivmeölçer ile göğüs ve karın hareketini izlemek son zamanlarda alternatif bir yöntem olarak ortaya çıkmıştır [56]. Bazı çalışmalarda değişik yapılarda ivmeölçerler kullanarak soluma analizi gerçekleştirilmiştir [57,58].

Santha ve ark. 3 eksenli ivmeölçer ile çeşitli hayvanlar üzerinden bir çalışma yaparak hayvanlara ait birçok parametreyi (yürüme analizi, pozisyon, konum, çeşitli yaşamsal aktiviteler vb.) başarılı bir şekilde tespit edebilmişlerdir [59].

Yukarıda verilen kapsamlı literatür araştırmasında da görüldüğü gibi apne tespiti için çok farklı metotlar geliştirilmiş olmakla birlikte hastayı apneden çıkarabilecek bir uyarım sistemine literatürde rastlanamamıştır.

Sürekli Pozitif Havayolu Basıncı Cihazı (CPAP)

Uyku apnesi hastalığı teşhisi konulmuş hastalar için tedavi olarak CPAP cihazı kullanılmaktadır. CPAP cihazı apne olduğu anda (nazal algılayıcı ile ağız veya burundan hava girmediği anlık tespit edilmektedir), ağızdan hava basmak suretiyle boğaz bölgesindeki tıkanıklığı açmaktadır. Uyku apnesi hastalığı tedavisi için kullanılan standart CPAP cihazı Şekil 2.11' de görülmektedir [60].



Şekil 2.11. CPAP cihazı kullanımı.

CPAP cihazı kullanımı, kesin bir çözüm olmayıp bu cihazı kullanan hastalarda solunum bozukluğu devam edebilmektedir. CPAP cihazı hastanın hastalık şiddeti ve tedaviye yanıtını sadece bir "anlık" sağlamakla sınırlıdır. CPAP ayarları, ağırlık, yaş, eşlik eden hastalıklar gibi kişisel birtakım değişikliklere göre değişir [61].

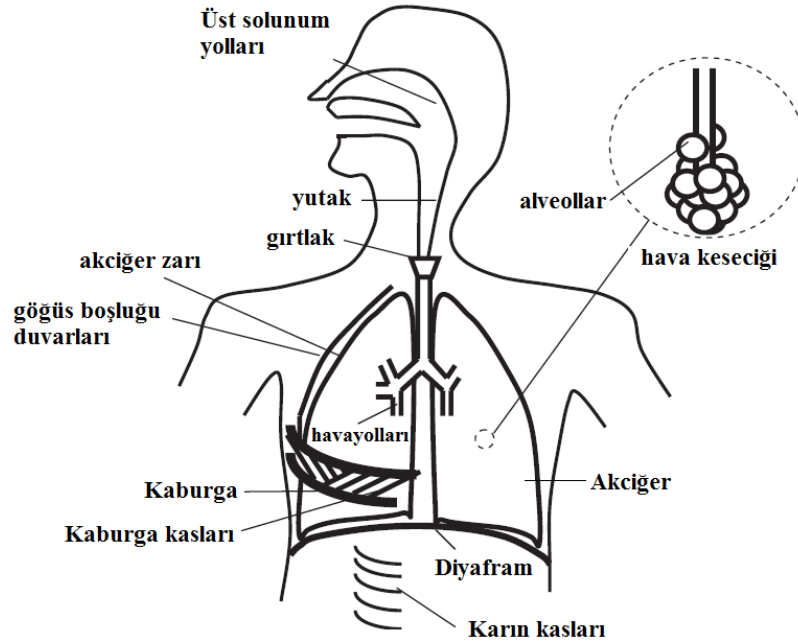
Uyku apnesi hastalığı tedavisinde oldukça sık kullanılan CPAP cihazı, bu tez çerçevesinde geliştirilen cihaza göre oldukça pahalı ve rahatsız edicidir. Gece boyunca maske ile yatmak ve apne durumunda zorunlu hava almak hastalar açısından konforsuz bir yöntemdir.

Yapılan tez çalışmasında, hasta bileğine takılan titreşim motoru sayesinde apne durumu başlar başlamaz hasta uyarılmakta ve rahat bir şekilde apneden çıkması sağlanmaktadır. Ayrıca aynı bileklikten uykusu ağır olan hasta yakınları da takabilmekte ve hasta apneye girdiğinde onlara da bilgi gitmektedir. Bu durum hasta yakınlarına, herhangi bir aksilik olduğunda hastaya anında müdahale edebilme fırsatı sunmaktadır. Özellikle yaşlı, engelli ve çocuk hastalar için geliştirilen cihaz hayati öneme sahiptir.

2.3. KOAH HASTALIĞI

Koah; astım, bronşit gibi solunumsal hastalıklar tüm dünyada oldukça yaygın görülebilen hastalıklardandır. Solunum yollarının tıkanması ile alakalı olan bu hastalığı incelemeden evvel, solunum sisteminin temel mekanik bileşenlerini tanımak gerekir.

Canlılar nefes alırken havada bulunan oksijeni (O_2) içeri alıp, nefes verirken de ciğerlerde bulunan karbon dioksiti (CO_2) dışarı verirler. Yapılan bu nefes alıp-verme (inspirasyon / ekspirasyon) döngüsünün tamamına solunum fonksiyonu denilmektedir [62]. Solunum fonksiyonu, sağlıklı canlılarda kendiliğinden gerçekleşirken, akciğer rahatsızlığı olan canlılarda ise solunum destek üniteleri sayesinde suni olarak gerçekleştirilmektedir [63]. Solunum fonksiyonunu gerçekleştiren fizyolojik mekanizma, vücudumuzdaki diğer organların fonksiyonlarını sağlıklı yerine getirmeleri için kritik öneme sahiptir [64]. Solunum sistemindeki organlar Şekil 2.12’de gösterilmiştir.



Şekil 2.12. Solunum sisteminin temel bileşenleri [65].

Solunum sisteminde burun ve ağız yardımıyla dışarıdan alınan havanın içindeki oksijen sırayla yutak, gırtlak ve soluk borusundan geçtikten sonra akciğerlere gelir.

Akciğerlerde bronş ve bronşçuklardan geçerek alveollere gelir. Alveollerin iç kısmının nemli tutulması solunumu kolaylaştırmaktadır. Alveollerden kana geçen oksijen, hücrelere kan vasıtası ile oksijeni taşır. Hücreler bu oksijeni kullanarak enerji elde ederler. Kan yardımıyla karbondioksit, tekrar alveollere gelir. Alveollerin içindeki kılcal damarlarda bulunan karbondioksit bronşçuk, bronş, soluk borusu, gırtlak ve yutaktan geçtikten sonra ağız ve burundan tekrar dışarı çıkar [66].

Barthel ve ark. göre nefes darlığı, solunum oranını (Respiratory Rate - RR) etkileyen en önemli faktördür. Solunum oranı, Akciğerle ilgili olarak ölçülmesi en basit parametre olup solunum reaksiyonu hakkında bilgi verir [67].

Koah, tedavisi maliyetli bir hastalıktır. Bu hastalık son yıllarda tıbbi çalışmalarda yoğun bir ilgi görmesine rağmen, hala tam anlamı ile müdahale edilemeyen ve ölümlü sonuçlanabilen bir hastalık olarak durmaktadır [68]. Mann ve ark. göre gelişmiş ülkelerin nüfusunun yaklaşık % 7'si, Koah' dan etkilenmiştir ve bu oran gelişen ülkeler için gittikçe artmaktadır [69]. Bu açıdan Mathers ve ark., dünyadaki en yaygın akciğer hastalıklarından birisi olan Koah' ın, , artan sigara içme oranı ve birçok ülkede meydana gelen demografik değişimlerden dolayı 2030 yılına kadar dünya çapında 4. ölümcül hastalık olacağını düşünmektedir [70,71].

Sarlabous ve ark. göre Koah hastalarında, solunum kas fonksiyonu ve göğüs kafesi mekaniği oldukça olumsuz etkilenir. Aynı şekilde kas kullanım yapısı (kasın elektrik ve mekanik faaliyetleri arasındaki ilişki), hastalık tarafından üretilen torako-diyafragmatik yapıda meydana gelen değişikliklerden dolayı oldukça azalır ve büyük miktarda enerji israfına sebep olurken aynı zamanda kasın etkisiz kasılmasına sebep olur [72].

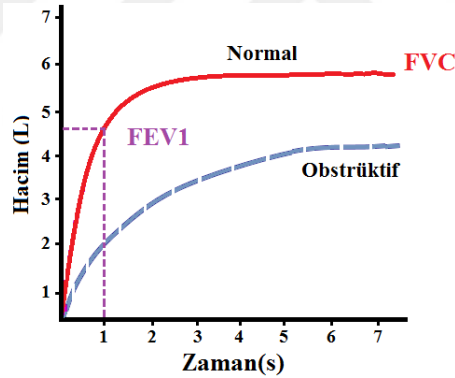
Bu açıdan Koah, tedavisi zor olan bir hastalıktır. Akciğer dokusunun mikro yapısının bozulması sonucu ortaya çıkan amfizem (*emphysema*-doku parçalanması) bu hastalığın ana sebebidir.

Akciğer hava yolları kasları, sert bir yapıya sahip değildir. Bu yüzden sağlıklı bireylerde bile kuvvetli ekspresyon sırasında hava yolları daralabilir. Hava yollarının

kas yapısı sayesinde, sağlıklı bireylerin, akciğer hacim kapasitesinin de üstünde bir hızda soluma yapabilmeleri mümkündür. Maksimum ekspresyon (*exhalation*) hızı ağız yoluyla dışarı atılan gazın akışını ölçmek sureti ile tespit edilebilir. Zorunlu ekspresyon sırasında atılan gazın maksimum genliği, Koah ve Astım hastalarında azalmaktadır. Hatta ileri Koah hastalarında bu durum, sakin soluma sırasında bile hissedilir.

Ekspresyon sırasında dışarı atılan gaz hacmi, Koah hastalığı tanısında oldukça önemli bir rol oynar. Özellikle akciğerden 1. saniyede atılan maksimum gaz hacmi (FEV1), Koah hastalığında büyük ölçüde azalmaktadır.

Diğer yandan, Koah hastalarında zorunlu ekspresyon ile tamamen atılan gaz hacmi olarak adlandırılan zorlu vital kapasite (FVC) de de azalma olur. Sağlıklı ve Koah hastalarına ait FEV1 ve FVC parametreleri Şekil 2.13' te verilmiştir.



Şekil 2.13. Sağlıklı ve Koah hastalarına ait FEV1 ve FVC eğrisi.

Koah tanısı koyabilmek amacıyla diyafram üzerinden Koah parametreleri ölçmek için farklı metotlar (giyilebilir algılayıcıları [73] ve Actimetry [74]) geliştirilmişse de son zamanlarda en popüler olan metot ivmeölçer kullanmaktır [75]. Bu cihazlar taşınabilir ve oldukça pratik çözümler sunabilmektedir.

Fakat Koah teşhisi koyabilmede en sık kullanılan yöntem Solunum Fonksiyon Testi (SFT)' dir ve spirometre adı verilen biyomedikal cihaz ile gerçekleştirilir. FEV1 ve FVC parametreleri farklı metotlarla da ölçülebilmesine rağmen [76] en yaygın ölçüm

metodu spirometre denen cihaz ile yapılan SFT' dir. Bu test ile akciğere dair FVC, FEV1 ve daha birçok parametre ölçülebilir.

2.3.1. Spirometre Cihazı

Spirometre, genel olarak tüm solunum yolu hastalıklarını değerlendirmek amaçlı kullanılan bir test cihazıdır. Bu cihaz, genel solunum sağlığı tarama testlerinde non-invaziv olarak kullanılan bir araçtır. Bu cihaz kullanılarak hasta tarafından solunan veya dışarı atılan hava hacmi, zamanın bir fonksiyonu olarak ölçülür. Spirometrenin solunum yolu tıkanıklığı tanısında önemli bir yeri vardır ve Koah tanısında kullanılan en önemli araçtır [77,78].

Al-ashkar ve ark. göre spirometre cihazı;

- Akciğer hastalığı bulguları değerlendirmek
- Akciğer hastalığının ilerlemesini değerlendirmek,
- Uygulanan tedavinin etkinliğini izlemek,
- Ameliyat öncesi hastaları değerlendirmek,
- Akciğer hastalığı riski olan kişileri taramak için kullanılır[79].

Gerek uyku apnesi hastalığı gerekse de Koah hastalığı ölçümlerinde kullanılan bir örnek spirometre cihazı fotoğrafı Şekil 2.14'te verilmiştir (Fukuda Sangyo,SpiroAnalyzer ST-75). Ölçümler, geliştirilen cihaz ve spirometre cihaz ile eş zamanlı gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.14. Ölçümlerde kullanılan örnek bir spirometre cihazı.

2.3.2. Solunum Fonksiyon Testi (SFT)

Solunum kasları iskelet kasıdır ve fibrillerden oluşmuştur. İnsan diyaframının yapısı yavaş oksidatif (Tip I), hızlı oksidatif glikolitik (Tip IIA) ve hızlı glikolitik (Tip IIB) fibrillerden oluşmuştur. Yorgunluğa dirençli fibrillerin (I ve IIA) daha çok olması diyaframın dinlenmeden çalışmasını sağlar. Diyafram kasları ömür boyu sorunsuz çalışabilse de Koah durumunda bu kaslar oldukça zorlanır [80].

SFT; solunum fonksiyonlarının değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan laboratuvar yöntemidir. Solunum sisteminin ventilasyon, diffüzyon ve mekanik özelliklerinin incelenmesinde kullanılan objektif bir yöntemdir. Hacime (volum) duyarlı ve hava akımına duyarlı olmak üzere 2 tip spirometre bulunmaktadır.

Hacime duyarlı spirometreler ilk geliştirilen cihazlardır. Sulu, kuru, körüklü, diyaframli tipleri vardır. Bunlar içinde sulu spirometreler altın standart olarak kabul edilmektedir. Bu tip spirometreler, direkt olarak hacmi ölçerler, ucuzdur, kolay uygulanırlar, fakat boyutları büyüktür, taşınamazlar, hava kaçakları önemlidir, elle hesaplama gerektirirler, sulu tipinin suyunu sık değiştirmek gerekir.

Hava akımına duyarlı spirometreler ise direkt olarak hava akımını ölçerler. Hacim, hava akımının zaman ile çarpılması ile hesaplanır. Küçük ve taşınabilir, bilgisayarlı sistemlerdir, referans değerleri hızlı hesaplanır, akım/hacim eğrisi çizdirilebilir fakat kullanımı daha fazla deneyim gerektirir, sık ve dikkatli kalibrasyon gerektirir, nem birikmesi problemlere yol açar [81].

Spirometrik ölçüm: ilk önce hastayı aşırı rahatsız etmeyecek bir şekilde burun bir mandalla sıkıştırılır. Bu işlem sonucu olumsuz etkileyebilecek sızıntıların önüne geçmek ve hava akımının sadece ağız yolu ile akmasını sağlamak içindir. Daha sonra hasta spirometrenin ağızlığını ağızlık kenarlarından hava sızıntısı olmayacak şekilde iki dudağı arasına sıkıştırarak normal soluk alıp vermeye başlar. Birkaç normal inspirasyon ve ekspresyondan sonra kişiden, alabildiği kadar derin bir nefes alması ve sonrasında aldığı havayı yavaşça ve kesintisiz olarak dışarı vermesi istenir. Bu uygulama ile RV, FVC ve TLC dışındaki hacim ve kapasiteler hesaplanır.

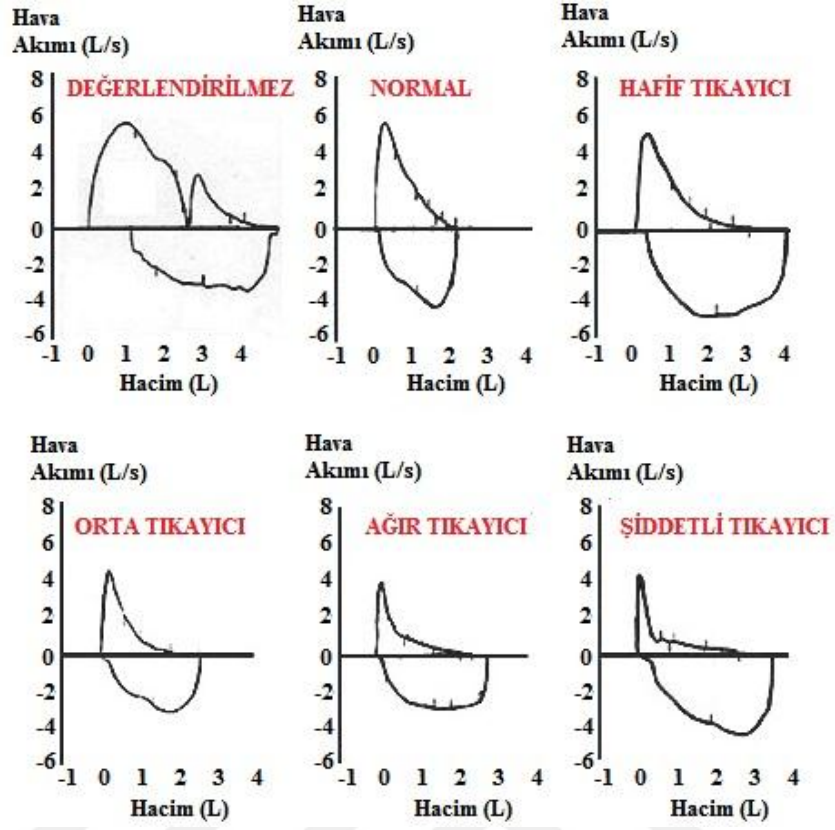
Akciğer hacim ve kapasiteleri yaş, boy ve cinsiyete göre farklılık gösterir. Test sonuçları aynı yaş, boy ve cinsiyetteki sağlıklı bireylerden daha önce alınan veriler ile karşılaştırılır. Öngörülen değerler spirometre cihazı içerisindeki veri tabanında kayıtlıdır ve buna göre olması gereken ile ölçülen değer karşılaştırılır ve sonuç yüzde olarak verilir. Eğer ölçülen değer, öngörülen değer % 80' inden eşit veya büyük ise sonuç normal olarak kabul edilir [82]. Şekil 2.15' te örnek bir SFT test uygulaması görülmektedir.



Şekil 2.15. Spirometre ile SFT testi [83].

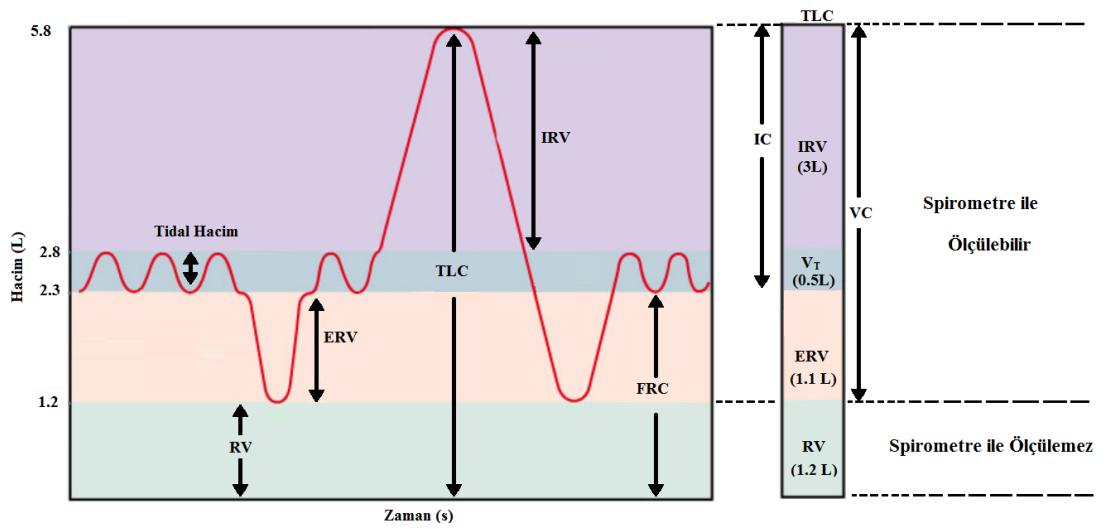
Akım-hacim eğrisi

Bu eğri, zorlu ekspresyonda x-ksenine hacim, y-ksenine hava akım hızı olmak üzere iki değişkenin aynı anda yazdırılması ile elde edilen eğridir [84]. Spirometre ile gerçekleştirilen SFT ile akım-hacim grafiği çıkarılır ve bu grafiğe bakılarak hastalık hakkında fikir sahibi olunabilir. İlk tanı koymada bu halkalar oldukça önemlidir. Şekil 2.16'da gerçek hastalar üzerinden elde edilmiş akım-hacim eğrileri ve bu eğrilere göre Koah sınıflandırması görülmektedir [85].



Şekil 2.16. Akım-Hacim eğrisine göre Koah sınıflandırması.

SFT ile akciğer hacim ve kapasite değerleri de ölçülebilir. Şekil 2.17’de akciğer hacim ve kapasiteleri gösterilmiştir.



Şekil 2.17. Akciğer hacim ve kapasite parametreleri[86].

Akciğer hacim ve kapasiteler aşağıda ifade edildiği gibidir [87];

- *RV (Residual Volum)*: Maksimum ekspresyon ile dahi çıkarılmayan, akciğerlerde kalan gaz hacmidir. Basit spirometre ile ölçülemez.
- *ERV (Ekspirasyon Residual Volum)*: Sakin solunum sırasında ekspresyon tamamlandıktan sonra derin bir ekspresyon la (atık hacim seviyesine kadar) çıkartılan gaz hacmidir. Vital kapasitenin yaklaşık % 25' i dir.
- *TV (V_T Tidal Volum)*: Sakin solunum sırasında akciğerlere giren ve çıkan gaz hacmidir.
- *IRV (Inspirasyon Residual Volum)*: Dinlenme durumunda normal bir soluk almadan sonra, zorlu bir soluk almayla alınan hava hacmidir.
- *VC (Vital Capacity)*: Derin bir inspirasyon sonrasında derin ve yavaş bir ekspresyonla dışarı atılan gaz hacmidir. İspiratuar ve ekspiratuar rezerv hacim ile tidal hacmi içerir.
- *TLC (Total Lung Vapacity)*: Derin bir inspiyum sonunda akciğerlerdeki gaz hacmidir. VC ile RV 'nin toplamıdır.
- *IC (Inspirasyon Capacity)*: Sakin solunum sırasında ekspresyon tamamlandıktan sonra derin bir inspirasyonla akciğerlere alınabilen gaz hacmidir. Tidal hacim ve inspiratuar rezerv hacmi içerir. Vital kapasitenin yaklaşık % 75'ini içerir.

SFT, mevcut durumda en sık kullanılan ölçüm metodu olmakla birlikte, yüksek maliyeti, teknisyen gerektirdiği için ev ortamında kullanılamaması ve yüksek maliyetli oluşu gibi olumsuzlukları vardır.

2.4. KOAH VE UYKU APNESİ BİRLİKTELİĞİ

Ardıç ve ark. göre Koah ve uyku apnesi hastalığı birbiri ile bağlantılı olmamalarına karşın birlikte görülebilir ve kardiyovasküler komplikasyon için risk oluşturabilirler [88]. Her ikisi de en sık görülen akciğer hastalıklardandır. Bu birliktelik “overlop sendromu” olarak isimlendirilmektedir. Overlop sendromu, hastaya tek başına Koah veya uyku apnesi durumundan daha çok zarar verir. Ancak hastalığın tanı ve tedavi metotları hakkında kesin bilgiler bulunmamaktadır. Tedavi için uygulanan yöntem; CPAP ile oksijen vermektir [89].

“Overlap” terimi, birbirleri ile ilişkili olan ve bir araya geldiklerinde farklı özellik gösteren klinik durumlar için kullanılır. 1985 yılında ilk kez Flenley tarafından kullanılan “Overlap Sendromu” ismi yalnızca Koah + uyku apnesi hastalığı birlikteliği için değil, astım, kistik fibrozis gibi diğer solunum sistemi hastalıklarının uyku apnesi hastalığı ile birlikteliği için de kullanılmıştır [90].

Weitzenblum ve ark. göre overlop sendromu, 40 yaş üzerindeki yetişkin nüfusun % 5' i ile % 10' u arasında oldukça yaygın görülen bir hastalık olup bu durum dünya nüfusunun yaklaşık % 0,5 'ine tekabül etmektedir [91].

Uyku apnesi hastalığı ve Koah arasında herhangi bir patofizyolojik bağlantı olup olmadığı hala bilinmemektedir, ancak birbirleriyle ortak risk faktörleri mevcuttur. Havayollarında meydana gelen ödemi artırdığından dolayı uyku apnesi hastalığı için büyük risk olan sigara kullanımı, Koah içinde önemli bir risk faktörüdür [92].

Overlop sendromunda solunum tepkisi, akciğer mekanizması ve gaz değişiminden dolayı olumsuz etkilenebilmektedir. Overlop durumu oluşmuş hastalar, yalnızca OSA hastalarına göre daha düşük tidal hacim ve daha yüksek solunum frekansına sahiptir. Overlop hastalarında uyku ile ilişkili hipoventilasyon, solumada bir azalmaya ve kas yapısının uyumsuzluklara sebep olabilmektedir. Ayrıca, sırtüstü pozisyonda ve uyku durumuna bağlı fonksiyonel rezidüel kapasitede bir azalma da vardır. Bu yüzden tek başına uyku apnesi veya Koah olan hastalara nazaran Overlap

sendromlu hastalar daha çok ağrı hissederler [93]. Koah ve uyku apnesi birlikteliği ve ortak belirtileri Şekil 2.18’de gösterilmektedir.



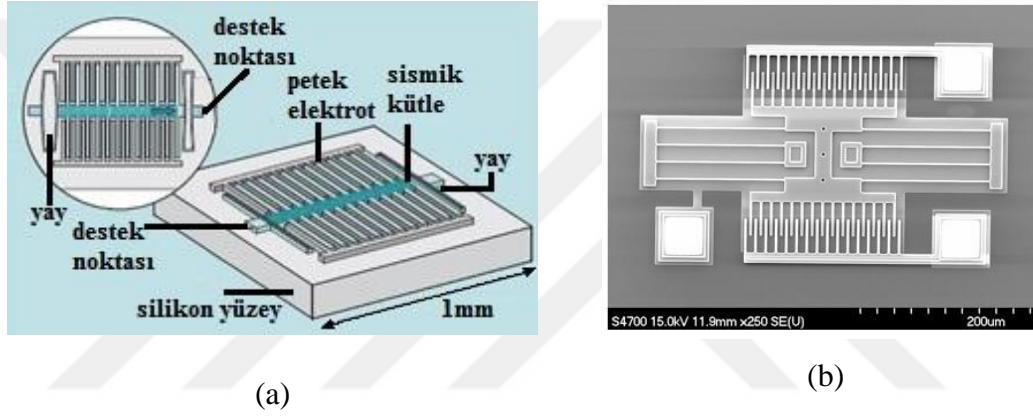
Şekil 2.18. Overlop şeması [94].

2.5. İVME VE İVMEÖLÇER

İvmeölçerler, ilk defa 1950 yılında yürüme analizi yapmak için kullanılmışlardır. 1970’den sonra ivmeölçer kullanarak insan hareketlerinin tespiti çalışmaları başlamıştır. Bu tarihten sonra ivmeölçer ile insan hareketlerinin izlenmesi konusunda diğer tekniklere göre daha fazla ilerleme sağlanmıştır. MEMS teknolojisinin de gelişmesi ile birlikte, ivmeölçerlerin maliyetleri oldukça düşmüş ve bu durum ivmeölçerleri daha popüler hale getirmiştir. Aynı şekilde, MEMS teknolojisi ile birlikte ivmeölçerlerin güç tüketimi de oldukça azalmış ve algılayıcı hassasiyeti ise oldukça yükselmiştir. MEMS kullanılarak geliştirilmiş ilk algılayıcı kullanımı 1979 olmuştur. O zamandan beri, giyilebilir sistemler ile fiziksel aktivite izleme uygulamalarında ivmeölçer kullanımı, çeşitli ticari ve akademik araştırmalarda oldukça yaygın hale gelmiştir [95].

2.5.1. MEMS Teknolojisi

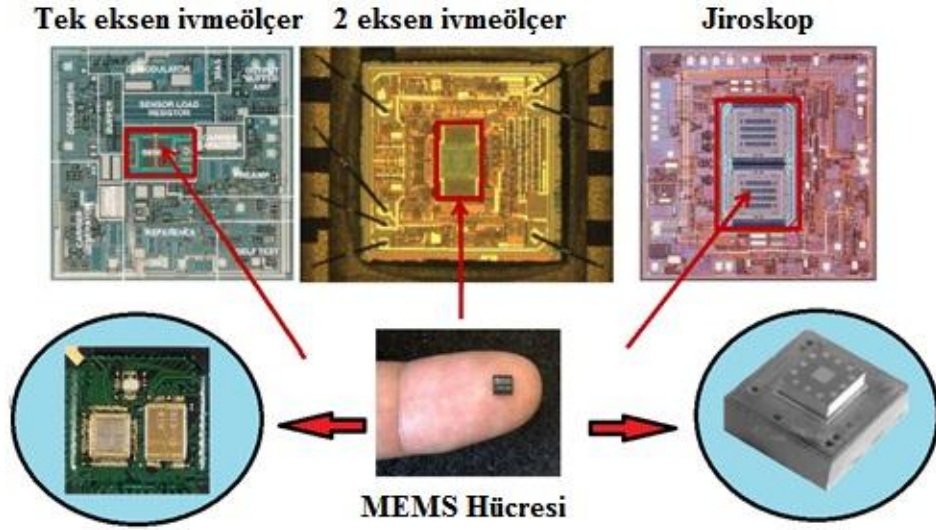
MEMS, kelime anlamı olarak mekanik süreçleri algılama, kontrol ve aktive etme yoluyla belli bir görevi yerine getirmek için, küçük mikronlardan milimetre seviyesine kadar değişen minyatür sistemler tasarlama amaçlı kullanılan portföy veya mekanik ve elektrik bileşenlerin bir araya geldiği teknik kombinasyon anlamına gelmektedir. Bu yüzden bu yapılar oldukça küçük boyutlardadır ve kararlı çalışmaktadırlar. Şekil 2.19’da MEMS tabanlı üretilen bir ivmeölçerin çalışma mekanizması ve gerçek boyuttaki yapısı görülmektedir.



Şekil 2.19. MEMS ivmeölçer mekanizması a) gösterimi ve b) gerçek yapısı [96].

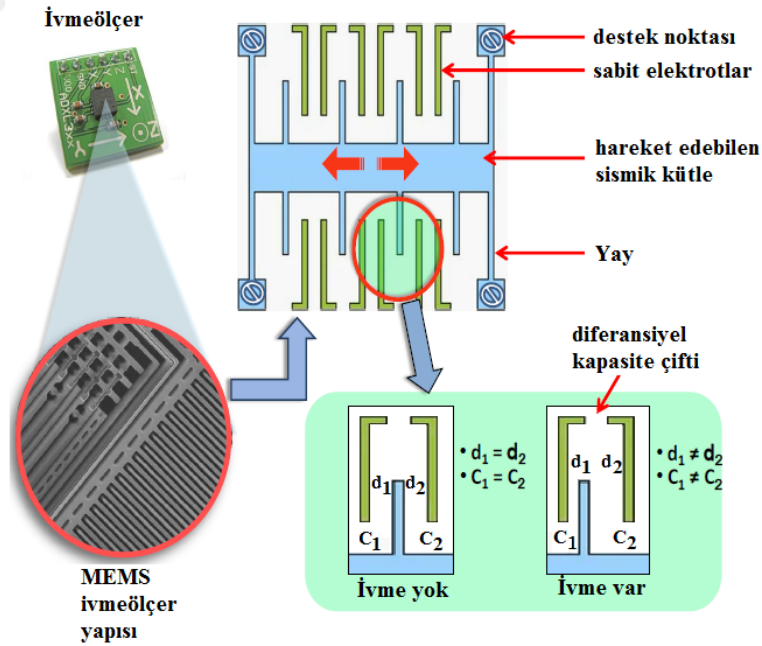
Yapı olarak incelendiğinde ise, bir sismik kütle bölgesinin elektrot çifti arasına yerleştirildiği görülmektedir. İvmeölçere bir hareket uygulandığında, bu sismik kütle hızlanma kuvvetinin miktarına göre yaya doğru hareket eder. Sonrasında elektrotlar bu değişimi algılanır ve elektronik araçlar yardımı ile ivmelenmeyi temsil eden bir elektrik sinyali gönderilir. Bu yapı, tek eksenli bir ivmeölçere ait olup diğer MEMS yapılarında da genelde aynıdır.

Benzer şekilde MEMS teknolojisi ile üretilen birçok ivmeölçer ve jiroskop mevcuttur. Şekil 2.20’de monolitik MEMS teknolojisi uygulama örnekleri görülmektedir.



Şekil 2.20. Monolitik MEMS uygulama örnekleri [97].

MEMS tabanlı ivmeölçerler farklı teknikler ile üretilebilmektedir [98]. Şekil 2.21’de akıllı telefonlarda kullanılan MEMS ivmeölçer mimarisi görülmektedir.



Şekil 2.21. Akıllı telefonlarda kullanılan MEMS ivmeölçer mimarisi [99].

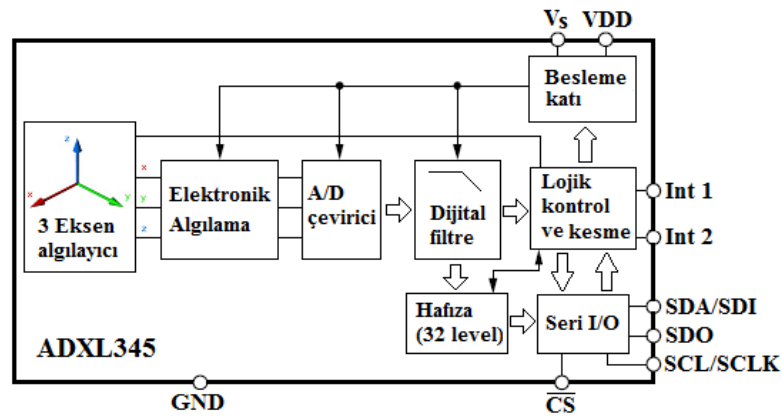
Görüldüğü gibi, MEMS teknolojisi ürünlerin boyutlarını küçültmekte ve fiyatlarını da düşürmektedir. Bu yüzden MEMS teknolojisi, farklı birçok uygulamada oldukça sık kullanılmaya başlamıştır [100,102].

2.5.2. İvmeölçer Seçimi

İvmeölçerler temel olarak verdiği çıkışa göre analog veya sayısal olmak üzere 2' ye ayrılır. Analog çıkışlı ivmeölçerler ivme değerine bağlı olarak çıkışa sürekli bir gerilim verirler. Sayısal ivmeölçerler ise çıkış için çeşitli arayüzleri destekleyen (I²C (Inter-Integrated Circuit), SPI (Serial Peripheral Interface), UART (Universal Asenkron Receiver Transmitter), gibi) modelleri mevcuttur ve uygun yazılım ile sayısal çıkış alınabilir.

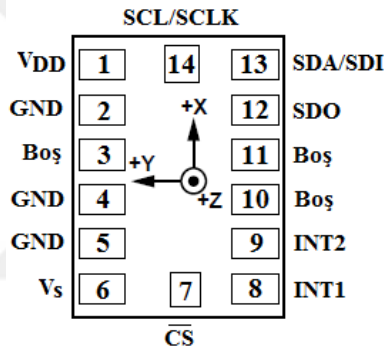
İvmeölçerler arasındaki farklar, düşük güç tüketimi, düşük maliyetli ve küçük boyutlu olmak gibi üretim tekniklerinden kaynaklanmaktadır. Çünkü bu özellikler, ivmeölçer kullanılacak uygulamaların çoğunda tercih edilmektedir. Bu yüzden, bu çalışma da kullanmak için ivmeölçer tercihi olarak; küçük boyutlara sahip oluşu, düşük güç tüketimi, düşük maliyeti, yüksek veri aktarım hızı, yüksek hassasiyet, yüksek çözünürlük ve düşük gürültü oranı gibi parametreler dikkatli bir şekilde incelendikten sonra kartezyen koordinat sisteminde 3 boyutlu sayısal çıkış verebilen, *Analog Device* firması tarafından üretilmiş, MEMS tabanlı yarı iletken bir ivmeölçer olan ADXL345 tercih edilmiştir. ADXL345 ivmeölçer son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir ve farklı birçok uygulamada oldukça sık kullanılmaktadır [103,108].

ADXL345, *Analog Devices* firmasının en son ürettiği MEMS tabanlı yarıiletken bir ivmeölçerdir. Şekil 2.22'de ADXL345'in blok yapısı görülmektedir [109].

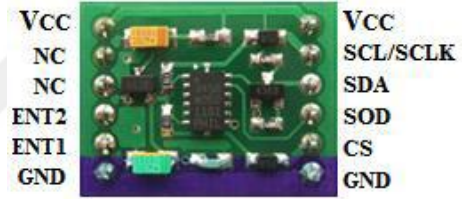


Şekil 2.22. ADXL345 ivmeölçerin blok diyagramı

ADXL345, bir silikon yüzey üzerine yerleştirilmiş yaylar tarafından askıya alınan polisilikon yüzey yapısına dayanmaktadır. Diferansiyel kapasitörler yapının sapmalarını ölçer. Dâhili 13-bit ADC (Analog Dijital Converter), dijital sinyalleri analog sinyale dönüştürür. Filtreli dijital sonuçlar, bir FIFO (first in, first out) bellekte kullanılabilir. FIFO bloğu 32 bit' den fazla X, Y ve Z örnek setlerini saklayabilir. Bu algılayıcı üzerinde INT1 ve INT2 adında iki programlanabilir kesme pini vardır. Bu pinler seri giriş-çıkış (I/Q) blokları, harici master cihaz ile seri haberleşme için seri adres sinyalleri sağlar. ADXL345, $\pm 16g$ kadar yüksek çözünürlükte (13bit) ölçüm yapabilen, küçük, ince (3mmx5mmx1mm), çok az güç tüketen, 3 eksenli bir ivmeölçerdir [110]. Şekil 2.23'te ADXL345 ivmeölçerin pin ve devre yapısı verilmiştir.



(a)

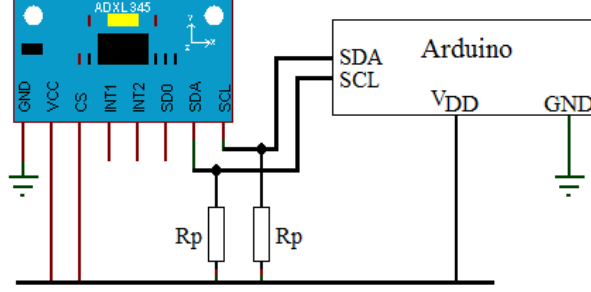


(b)

Şekil 2.23. ADXL345 ivmeölçer, a) pin yapısı, b) devre yapısı [109].

İvmeölçer ve mikrodenetleyici arasında kullanılan iletişim protokolü, oldukça hızlı veri aktarımına olanak tanıyan I^2C protokolüdür. Bu protokol, bir arada çalışan ve belirli aralıklarla birbiriyle haberleşen çeşitli çevresel cihazların minimum hârici donanım ile haberleşmelerini sağlar (Master/Slave haberleşme). Master – slave arasındaki veri alışverişi SDA(*Serial Data Line*) hattı üzerinden gerçekleşir. Bu hatta veri iletimi çift yönlüdür. Yani aygıtlara gelen ve giden veri aynı hat üzerindedir. I^2C iletişiminin veri yolu 8 bittir. Veriler 1 byte' lık paketler halinde iletilir. I^2C haberleşmede her 9. bit onaylama (ACK- *acknowledge*) veya onaylamama (NACK- *negatively*) bitidir. R/W biti ise okuma/yazma bitidir. Bu bit '0' ise yazma işleminin yapılacağını, '1' ise okuma işleminin yapılacağını bildirir.

ADXL345 ile mikrodenetleyici arasındaki I²C protokolüne göre gerçekleştirilen bağlantı Şekil 2.24'te görülmektedir.



Şekil 2.24. ADXL345 ile Arduino bağlantısı.

Bağlantıda kullanılan R_p dirençleri *pull-up* dirençleridir. Değer aralığı ($R_{p_{min}}$ ve $R_{p_{max}}$) ADXL345 kataloğunda verilmemektedir. Fakat her iki pinde pull-up yapılmalıdır. Hız arttıkça direncin değeri düşmelidir. En çok kullanılan direnç değerleri aşağıdaki gibidir;

Hız < 100kbps ise direnç: 4k7

Hız = 100kbps ise direnç: 2k2

Hız > 400kbps ise direnç: 1k

Direnç değer aralıkları ($R_{p_{min}}$ ve $R_{p_{max}}$) Eşitlik 2.1' deki gibi hesaplanır;

$$R_{p_{min}} = \frac{V_{DD} - V_{OI}(\max)}{I_{OI}} \quad (2.1)$$

Burada;

V_{DD} : dijital arayüz besleme gerilimi;

V_{OI} : Düşük seviyeli çıkış gerilimi;

I_{OI} : Düşük seviyeli çıkış akımıdır.

V_{OI} ve I_{OI} , değerleri, hızlı ve standart moda göre değişmekte olup işlemci kataloğundan bu bilgiye ulaşılabilir. V_{DD} ise yine ADXL345 kataloğunda 1,8V değerindedir.

R_{pmax} ise t_r ve C_b ' ye bağılı bir fonksiyonudur ve Eşitlik 2.2' ye göre hesaplanır.

$$R_{p \max} = \frac{t_r}{0,8473 \cdot C_b} \quad (2.2)$$

Burada;

t_r : SDA ve SCL sinyallerin iletilme zamanı olup katalogda 300ns'dir;

C_b : Her bir iletim hattı için kapasitif yük olup katalogda 400Pf'dır.

Arduino Mega denetleyicisi, kit olarak üretildiğinden hâlihazırda kart üzerinde 20-50 KOhm dâhili pull - up dirençleri mevcuttur. Yazılımda '*Input_Pullup*' şeklinde bir tanımlama kullanarak Arduino kartının dijital pinlerine mevcut olan pull-up direnci aktifleştirilebilir. Pull-up dirençleri, dijital pinleri giriş olarak kullanıldığı için sinyalin bozulmamasını sağlar.

Gerçekleştirilen sistem örnekleme frekansı 20 Hz' dir. Alınan her bir veri paketi içerisinde X, Y ve Z verisi mevcuttur. Bu verinin her biri 32 bitlik float tipinde tanımlanmıştır. Dolayısı ile aktarılan verinin bant genişliği $20 \times 3 \times 32 = 1920$ bit/s olup, bluetooth gibi kablosuz veri aktarımlarına da uygundur.

Ölçeklendirme katsayısı ve hassasiyet;

ADXL345 ivmeölçeri, $\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g, \pm 16g$ ölçüm aralığında programlanabilir. Ölçülen veriler, her bir eksen için 2 bayt olmak üzere toplam 6 bayt olarak, 2^n şeklinde kaydedilir. Seçilen ölçüm aralığına bağılı olarak, eksen veri çıkışının en önemli bitindeki (MSB) bazı bitler, işaret biti olarak ayrılmıştır. Kaydedicilerin ayarlanması ve her bir eksen için okunması gereken bit sayısı, seçilen ölçüm aralığına bağılıdır.

Ölçülen aksenal ivme bilgisinden (g') gerçek ivmenin (a) değerinin hesaplanması için ölçülen değerler, bir ölçeklendirme katsayısı ile (S_a) ölçeklenmelidir. Bu eşitlik aşağıda verilmiştir [111].

$$\|a(x, y, z)\| = g \cdot Sa \quad (2.3)$$

Ölçek katsayısını hesaplamak için 2 parametreye ihtiyaç vardır; orijinal değerleri temsil eden bit sayısı ve ölçüm yapılan aralık. ADXL345, 10 bit ölçme aralığında üretilmiştir fakat bu aralık uygun yazılımla değiştirilebilir. Ölçeklendirme katsayısı Eşitlik 2.4' teki gibi bulunur.

$$Sa = \frac{r}{2^n} \quad (2.4)$$

Burada;

r : toplam ölçek aralığı,

n : çözünürlük bit sayısıdır.

Örneğin, $\pm 16g$ aralığında 13-bit çözünürlük durumunda Sa aşağıdaki gibi bulunur:

$$Sa = \frac{16}{2^{13}} = 0,001953126 \quad mg$$

Buna göre ölçülen ivme değerinden(x,y,z) elde edilecek gerçek g verileri (X, Y, Z) aşağıdaki gibi olur;

$$X = x \cdot 0,001953125 \text{ g,}$$

$$Y = y \cdot 0,001953125 \text{ g,}$$

$$Z = z \cdot 0,001953125 \text{ g,}$$

İvmeölçerden elde edilen ham veri değerlerinden gerçek 'g' değerlerini bulabilmek için ivmeölçer kataloğunda verilen LSB (en az anlamlı ait)/g veya LSB/mg dönüşüm faktörlerine bakılmalıdır. Örneğin ham olarak ivmeölçerden {11,13,256} bilgisinin ölçüldüğü varsayalım. 13-bit çözünürlük durumu için 'g' biriminde X,Y ve Z eksen bilgileri aşağıdaki gibi hesaplanır;

$$X= 11. 0,001953125= 0,021484375\text{mg veya } 0,000021 \text{ g,}$$

$$Y= 13. 0,001953125= 0,025390625\text{mg veya } 0,000025 \text{ g,}$$

$$Z= 256. 0,001953125= 0,5\text{mg veya } 0,0005 \text{ g,}$$

Her g'de farklı bir ölçek faktörü kullanabilmesi için, tam çözünürlükte ve $\pm 2\text{g}$, $\pm 4\text{g}$, $\pm 8\text{g}$ ve $\pm 16\text{g}$ için bit sayıları sırasıyla 10, 11, 12 ve 13' tür fakat algılayıcı kataloğunda tam çözünürlükte tüm g-değerleri için 3,90625mg ölçek faktörünün kullanımı önerilmiştir. Bu durumda 'g' biriminde X,Y ve Z eksen bilgileri tekrar hesaplanırsa;

$$X= 11. 3,90625= 42,96875\text{mg veya } 0,042 \text{ g,}$$

$$Y= 13. 3,90625= 50,78125\text{mg veya } 0,05 \text{ g,}$$

$$Z= 256. 3,90625= 1000\text{mg veya } 1 \text{ g,}$$

şeklinde bulunur. Bu eksen bilgileri, ivmeölçerin XY eksenlerinin yere paralel, Z ekseninin ise yere dik olduğu referans konumu için geçerlidir. Dolayısıyla ivmeölçer farklı yönlerde hareket ettirildiğinde bu değerler ivmeölçerin hassasiyetine de bağlı olarak değişecektir.

Hassasiyet, belirli bir besleme gerilimi ile tespit edilir ve genel olarak analog çıkışlı ivmeölçerler için mV/g birimleriyle ifade edilirken, ADXL345 gibi dijital çıkışlı ivmeölçerler için LSB/g veya mg/LSB birimleriyle ifade edilir. Hassasiyet, genellikle bir aralık (min, tip, max) veya bir oran olarak belirtilir. Analog çıkışlı algılayıcılar için hassasiyet, besleme gerilimine orantılı bir değerdir.

'mg/LSB' birimi, bit başına düşen mili 'g' değerini ifade eder. Örneğin, 4 g ölçüm aralığında ayarlı ve 10-bitlik bir ivmeölçer için 10 bit, 1023 ölçüm değerini verir ($2^{10}=1023$). Böylece çıkış değerinin her bir biti, $4/1023$ veya 0,0039 g (3,9 mg) değerini temsil eder. Böylece her bir bit değeri için çıkış değişimi aşağıdaki gibi olacaktır;

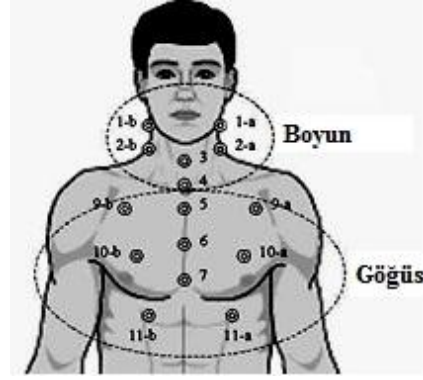
$$\begin{aligned}0000000000 &= 0 \text{ g,} \\0000000001 &= 0,0039\text{g,} \\0000000010 &= 0,0078\text{g,} \\0000000011 &= 0,0117\text{g,} \\0000000100 &= 0,0156\text{g,} \\&\cdot \\&\cdot \\&\cdot \\1111111111 &= 3,9897\text{g,}\end{aligned}$$

Görüldüğü gibi her zaman için LSB' deki bir bitlik değişim, ölçüm sonucuna 3,9 mg şeklinde yansıyacaktır. Bu nedenle bu terim 3.9mg/LSB şeklinde (yaklaşık 4mg/LSB) ifade edilir.

ADXL345, yüksek hassasiyeti (4mg/LSB) sayesinde 0.25° daha küçük eğim değişikliklerinin ölçülebilmesine de imkân sağlar [112]. Bant genişliği; yavaş hareket eden bir sistemde ivme değişimlerini algılayabilmek için 50 Hz, yüksek hızda ise 100 Hz olması gerekir. Çalışmada kullanılan ivmeölçerin ölçüm aralığı $\pm 157\text{m/s}^2$ ($\pm 16\text{g}$), hassasiyeti 4mg/LSB ve bant genişliği ise 100 Hz olarak seçilmiştir. Besleme gerilimi 3,3V, çektiği akım $150 \mu\text{A}$ ' dir.

2.5.3. İvmeölçerin Vücuttaki Konumu

Rendon ve ark. uyku apnesi tanısında kullanılacak önemli sinyallerden olan boyun ve göğüs hareketlerini ölçmek için piezo elektrik yapıda bir ivmeölçer kullanmışlardır. Ölçülen ivmelenmeler, kalp sinyalleri, göğüs hareketleri ve horlama sesleri tarafından üretilir. Burada amaç, farklı frekans bantlarında sinyalin ortalama güç seviyelerini, boyun ve göğüs yüzeyinde 15 farklı noktalarda konumlandırılmış ivmeölçer ile haritalandırmaktır [113]. Bu amaçla, Şekil 2.25'te gösterildiği gibi, boyun ve göğüs üzerinde on beş nokta seçilmiş ve bu noktalara ivmeölçerler yerleştirilmiştir.



Şekil 2.25. İvmeölçerin vücuda yerleştirildiği noktalar [113].

Elde edilen sinyallerin ortalama güç seviyeleri incelendiğinde, ivmeölçer pozisyonuna göre kalp ve solunum sinyallerinde en yüksek güç seviyeleri için en iyi bölge sol yedinci kaburga arası boşluk (11-a ile 11-b arası) olduğu tespit edilirken horlama bilgisi için ise en yüksek güç seviyesinin 3. bölgede (boyun ön tarafı, tiroid kıkırdak üzeri) meydana geldiği anlaşılmıştır. Ortalama güç değerleri dB/Hz şeklinde incelenmiştir. Yani ivmeölçer kullanarak kalp veya solunum sinyalleri ölçülmek isteniyor ise, en ideal algılayıcı konumu sol yedinci kaburgalar arası boşluk üzeridir. Bu bilgiler uyku apnesi tanısı için çok önemlidir [113]. İvmeölçerlerin yerleştirildiği noktalar Çizelge 2.1'de açıklanmıştır.

Çizelge 2.1. İvmeölçer pozisyon tanımı [113].

Boyun (6 Bölge)		Göğüs (9 Bölge)	
Algılayıcı Bölgesi	Açıklama	Algılayıcı Bölgesi	Açıklama
1a	Alt çene kenarı	5	Üst Sternum
1b	Alt çenekenarı	6	Orta Sternum
2a	Boyun etrafı	7	Alt Sternum
2b	Boyun etrafı	9a-9b	2.Kaburga boşluğu
3	Boyun ön tarafı, tiroid kıkırdak üzeri	10a-10b	5.Kaburga boşluğu
4	Göğüs kemiği (Sternum) üzerindeki boşluk	11a-11b	7.Kaburga boşluğu

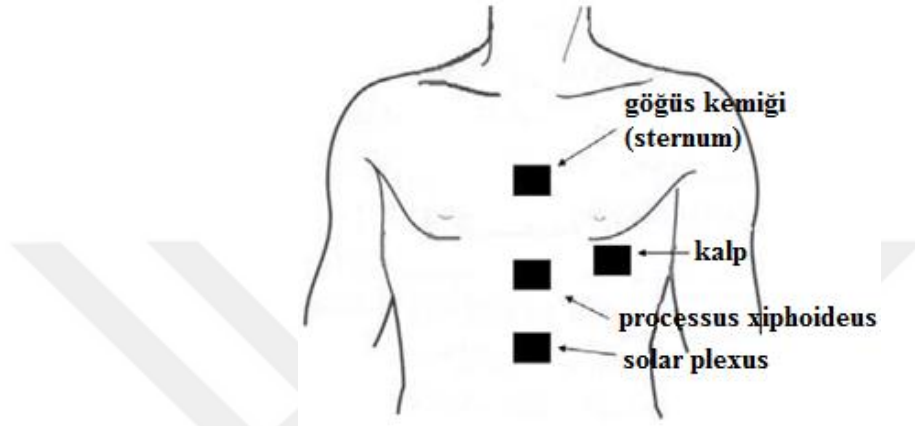
Dan ve ark. ise soluma sinyallerini, esnek yapıya sahip giyilebilir bir kemer ile elde etmeyi amaçlamıştır. Buna göre, kemer diyafram üzeri bir bölgeye yerleştirilmiştir. Kemer ilk takıldığında ölçülen endüktans yaklaşık olarak 2,9 μH ' dir. Daha sonra tekrarlanarak yapılan ölçümler sonucu kemerin genişlemesi neticesinde değişen endüktans değeri, her 1 cm yer değiştirmeye karşılık 6,6 nH olarak ölçülmüştür. Birçok kez tekrarlanan deneyler neticesinde, soluma sinyallerinin elde edilebilmesi için algılayıcının yerleştirileceği en iyi bölgenin diyafram üzeri bölge olduğu tespit edilmiştir [114].

Wongdhamma ve ark., geliştirdikleri giyilebilir, kablosuz çoklu algılayıcı sistem ile uyku apnesi taraması gerçekleştirmişlerdir. Sistem, 3 üniteden oluşmakta ve MEMS tabanlı ses algılayıcı (model MT-201) ile kalp sesi sinyalleri, dijital oksijen algılayıcısı (PC-60B model) SpO_2 seviyesi ve solunum sinyallerini ölçer. Tercih edilen MEMS tabanlı ses algılayıcısı, ses sinyallerini elektrik sinyallerine dönüştürmektedir. Bu algılayıcı aynı zamanda beden hareketleri ve soluma gibi çok düşük frekanslardaki (20 Hz'den daha düşük) sinyaller içinde çok hassas çıkış verebildiğinden solunum sinyallerini tespit etmede de kullanılabilir. Göğüs (Thorax) ve Karın bölgesine (abdomen) yerleştirdikleri solunum bandı (Reusable respiratory inductance plethysmography) ile soluma sinyalleri kaydedilmiş olup elde ettikleri sonuçları literatürdeki benzer başka bir çalışma ile (*LifeShirt systems*) karşılaştırmışlardır. Sonuçlar oldukça benzer çıkmıştır [115]. Bu çalışma, karın bölgesi, diyafram üzerinden soluma sinyallerinin ölçülebileceği ve apne ile alakalı bilgilere ulaşılabileceğini göstermektedir.

Gyllensten ve ark. tek bir ivmeölçer kullanarak fiziksel aktivite sınıflandırmayı başarılı bir şekilde gerçekleştirmişlerdir. Ayarlanabilir bir elastiki bant içine yerleştirilen ivmeölçer (Kionix KXP84), üç ortogonal yönde (dikey, mediolateral ve anteroposterior) vücut hareketini tespit etmek için kullanılmıştır. Algılayıcı, insan vücudunun kütle merkezine çok yakın olan bel kısmına bir kemer yardımı ile tutturulmuştur [116].

İvmeölçerin vücut üzerinde konumlandırılması ile alakalı incelenen başka bir çalışmada, Reinvo ve ark, yüksek çözünürlüklü ivmeölçer (kapasitif MEMS) ve

EMFit basınç sensörü (dielektrik film) kullanarak 10 denek üzerinden, hastaların klinik takibinde önemli bir parametre olan solunum hızını ölçmüşlerdir. Ölçümler, vücut üzerindeki dört farklı nokta (kalp, göğüs kemiği (sternum), processus xiphoideus bölgesi ve solar plexus üzeri) farklı pozisyonlarda (otururken ve yatarken) gerçekleştirilmiştir. Ölçüm yapılan bölgeler Şekil 2.26’da gösterilmiştir.



Şekil 2.26. İvmeölçerlerin vücuttaki konumu [117].

Elde edilen veriler Matlab programında incelenmiş ve bu veriler ışığında solunum hız analizi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca yukarıda bahsedilen ölçüm noktalarından en ideal olanı tespit edilmeye çalışılmıştır. Buna göre her iki algılayıcı içinde *Solar plexus* noktası üzerinden solunum hızının ölçülebildiği ve elde edilen sonuçların güvenilir olduğu sonucuna varılmıştır (% 80-100) [117]. Elde edilen veriler Çizelge 2.2’de görülmektedir.

Çizelge 2.2. Algılayıcı konumuna göre ölçüm sonucu güvenilirlik oranı [117].

		Ölçüm yöntemi ve algılayıcı ortalama güvenilirlik oranı (%)			
Hasta duruşu	Algılayıcı konumu	EMFit (DC)	EMFit (AC)	İvmeölçer I	İvmeölçer II
Otururken	Kalp	70	80	90	70
	Göğüs kemiği (sternum) üzeri	60	80	80	60
	processus xiphoideus bölgesi	60	70	70	80
	Solar plexus üzeri	100	90	90	90
Yatarken	Kalp	30	60	90	70
	Göğüs kemiği (sternum) üzeri	20	50	60	70
	processus xiphoideus bölgesi	70	50	70	70
	Solar plexus üzeri	80	90	80	70

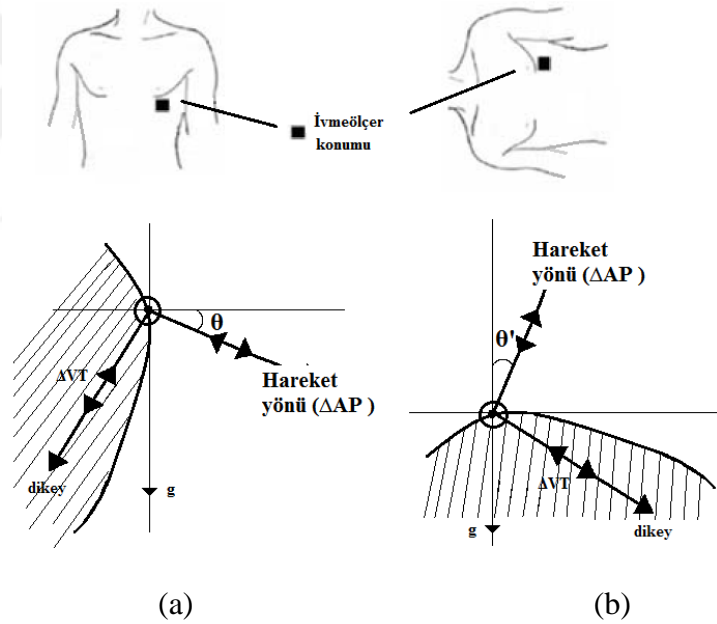
Solar pleksus, karın boşluğu denilen bölgedeki sempatik sinir ağlarının en büyüğüdür. Midenin arkasında bulunan birinci bel omuru seviyesinde bulunur. Kendinden çıkan sinir dalları, güneşi çağrıştırdığından güneş anlamına gelen “solar” adını almıştır [118].

Chan ve ark. ise soluma hareketlerini bir ivmeölçer ile göğüs üzerinden ölçmüştür. Solunum sırasında göğüste meydana gelen göğüs hareketi küçük olmasına rağmen bu hareketler, yerçekimi ivmesi olan g ve birim vektör u arasındaki θ açısına bakılarak tespit edilebilir. En iyi birim vektör u , yer çekimi ivmesi olan g 'ye dik olandır ($\theta=90$), çünkü bu durumda $\Delta\theta$ ($\Delta\theta\approx 0$) açısındaki bir değişiklik için, $u+\Delta u$ yönündeki yerçekiminin bileşeni aşağıdaki gibi olur,

$$\frac{(u + \Delta u) \cdot g}{[u + \Delta u]} = \sin(\Delta\theta) \approx \Delta\theta \quad (2.5)$$

Sonuçta, ampirik yaklaşım ile göğüsün ön yüzeyine yerleştirilmiş bir ivmeölçer referans konumu için, sırtüstü ya da yüzükoyun pozisyonda en bilgilendirici esken, aşağı-yukarı eksen (y eksen) iken, dik veya yatış konumunda, ön-arka eksen (z eksen) en güçlü solunum sinyali sağlar [119,120].

Hung ve ark. bilgisayara bağlı ve esnek bir kemer üzerine sarılı iki eksenli ivmeölçer (ADXL204) ve solunum indüktif pletismograf bandı (RIP) ile eş zamanlı ölçümler yaparak solunum dalga şeklini elde etmeye çalışmışlardır. Bu amaçla algılayıcı yerleştirme noktası olarak göğüs bölgesini tercih etmişlerdir. Ölçümleri, hastalar farklı pozisyonlarda (ayakta, otururken ve yatarken) gerçekleştirilmiştir. Yazarlar, yaptıkları bu çalışmanın uyku apnesi tespitinde kullanılabileceğini savunmuşlardır. Buna göre ivmeölçerin insan vücuduna yerleşimi Şekil 2.27’de görülmektedir.



Şekil 2.27. İvmeölçerin vücuttaki pozisyonu. a) dikey, b) yatay [121].

Dikey konumda,

$$\theta \approx 0$$

$$g_{AP} = g \cdot \sin \theta \approx g \cdot \theta \Rightarrow \Delta AP \approx g \cdot \Delta \theta \quad (2.17)$$

$$g_{VT} = g \cdot \cos \theta \approx g \cdot \sqrt{1 - \theta^2} \Rightarrow \Delta VT \ll \Delta AP \quad (2.18)$$

Yatay konumda ise,

$$\theta' \approx 0$$

$$g_{AP} = g \cdot \cos \theta \approx g \cdot \sqrt{1 - (\theta')^2} \Rightarrow \Delta AP \ll \Delta VT \quad (2.19)$$

$$g_{VT} = g \cdot \sin \theta' \approx g \cdot \theta' \Rightarrow \Delta VT \approx g \cdot \Delta \theta' \quad (2.20)$$

Burada;

θ : dikey konumda yer ile yapılan açı,

θ' : yatay konumda yer ile yapılan açı,

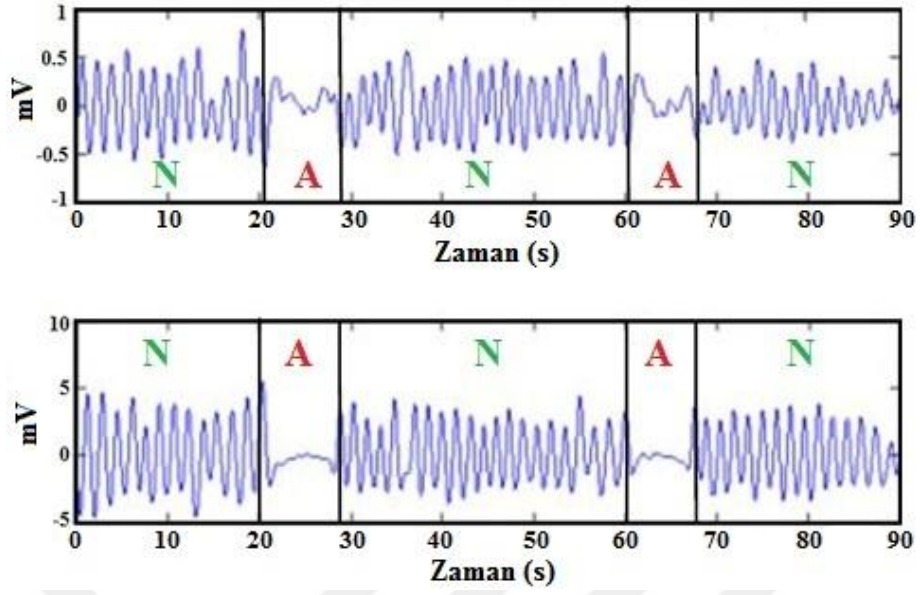
ΔVT : yatay konumdaki hareket yönü (içten dışa),

ΔAP : dikey konumdaki hareket yönü (içten dışa),

Soluma hareketi, göğüs üzerinde periyodik bir harekete neden olur ve bu durum göğüs üzerinde yerleştirilmiş olan ivmeölçerin eğiminde $\Delta\theta$ kadarlık bir değişim meydana getirir. Dinlenme durumunda ise, ivmeölçer yerçekimi ivmesini ölçer ve meydana gelen periyodik değişimler solunumu yansıtır.

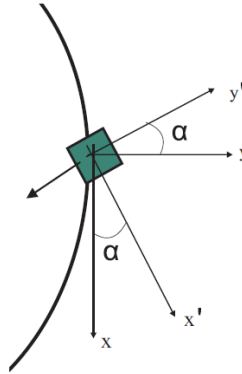
θ açısı, akciğere giren hava hacmi ile ilişkili olduğundan θ açısına bakılarak soluma sinyali üzerinden apne tespiti yapılabilmektedir. Yani açı değişimi aslında soluma çabasını yansıtmaktadır. Açının sabit kaldığı durumda hasta nefessiz kalmış demektir ve bu apneye işarettir.

Bu çalışmaya göre, göğüs hareketlerinin en hassas olarak ölçülebileceği pozisyon; algılayıcının yer çekimine dik yönde olacak şekilde yerleştirildiği pozisyonudur. Soluma sinyali ise dikey pozisyonda ön ve arka eksenler boyunca izlenebilirken yatay pozisyonda dik bir eksen boyunca izlenebilir. Yazarlar, soluma sinyali üzerinden apne tespiti yapmışlar ve Şekil 2.28'deki grafiği elde edilmiştir.



Şekil 2.28. Filtrelenmiş ve normalize edilmiş solunum sinyal şekilleri. a) RIP, b) ivmeölçer (N:Normal, A:Apne) [121].

Benzer şekilde Şekil 2.29'daki x değeri, ilk durumu temsil ederken, x' soluma periyodundaki 2. duruma karşılık gelir. Buna göre nefes alıp-verme esnasında α açısında da değişimler meydana gelmektedir. Bu değişim, soluma hareketi hakkında direkt bilgi vermektedir.



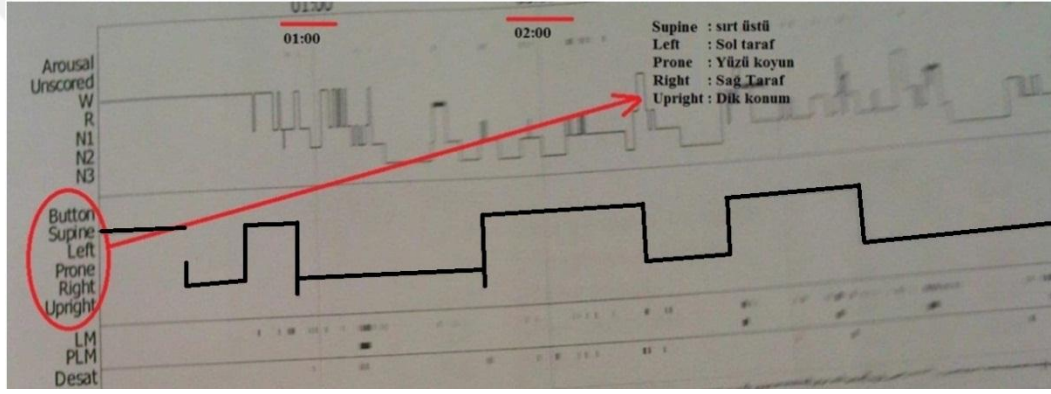
Şekil 2.29. İvmeölçerin diyafram üzerindeki hareketi.

Yukarıda verilen literatür araştırmasında özellikle diyafram ve soluma ile ilgili çalışmalarda ivmeölçerin konumlandırılmasında genellikle aynı bölgenin (solar plexus- diyafragma kasının olduğu vücut bölgesi) tercih edilmesi dikkat çekmiştir. Fakat yaşlılar ve hastalar ile ilgili olarak düşme algılama ve robotik çalışmalar için

vücut pozisyonu tespiti (human motion capture) gibi çalışmalarda ise algılayıcı sternum bölgesi üzerine konumlandırılmaktadır.

Kartezyen koordinat sistemine göre ivme değerlerinden pozisyon bilgisinin elde edilmesi;

Hastanelerde, hasta pozisyon bilgisi bilgisayarda, PSG cihazını kullanan teknisyenin daha kolay anlayabileceği, Şekil 2.30'daki gibi elde edilmektedir. Hasta pozisyonu, zamana göre gruplandırılmış ve hastanın hangi saatte hangi pozisyonda olduğu açıkça görülebilmektedir.



Şekil 2.30. PSG ile hasta pozisyon bilgisinin elde edilmesi.

Geliştirilen cihaz ile hasta pozisyonunu tespiti için, ivmeölçer ile 5 farklı pozisyon durumuna göre statik ivme değerleri ölçülmüştür. Hasta pozisyon bilgileri Şekil 2.31 temel alınarak kodlanmış olup program algoritması buna göre oluşturulmuştur. Pozisyon değişimi esnasında ivme değerlerinde değişkenlik olmaktadır. Bu durumda pozisyon bilgisi '0' olarak kabul edilmiştir.



Şekil 2.31. Hasta pozisyon bilgisi [122].

Pozisyon bilgisi ve pozisyon bilgisine göre elde edilen eksenel referans ivme aralığı Çizelge 2.3'te görülmektedir.

Çizelge 2.3. Pozisyon bilgisinin için referans ivme aralıkları.

POZİSYON	POZİSYON BİLGİSİ	EKSEN BİLGİSİ (g)		
		X	Y	Z
Sırt Üstü	1	[0,3, -0,3]	[0,3, -0,3]	[1,25, 0,75]
Sağ Yana	2	[0,3, -0,3]	[1,25, 0,75]	[0,4, -0,4]
Yüz Üstü	3	[0,3, -0,3]	[0,3, -0,3]	[-0,25, -1,75]
Sol Yana	4	[0,3, -0,3]	[-0,25, -1,25]	[0,3, -0,3]
Otururken	5	[-0,25, -1,25]	[0,3, -0,3]	[0,3, -0,3]

Diğer tüm durumlar için Pozisyon => 0, (Bu bilgi pozisyon değişikliği esnasında kullanılmaktadır.)

BÖLÜM 3

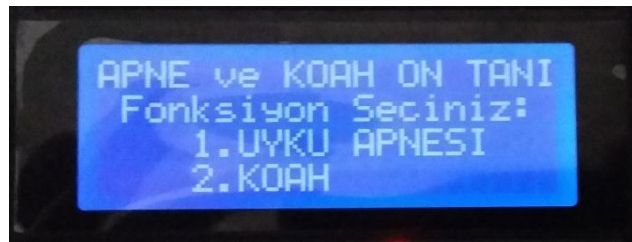
SİSTEM TASARIMI

3.1. ÖLÇÜM SİSTEMİNİN DONANIMSAL BİLEŞENLERİ

Bu çalışmada uyku apnesi ve Koah hastalıkları ön tanısında kullanılabilecek bir sistem tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Çalışmada aşağıdaki işlem adımları izlenmiştir;

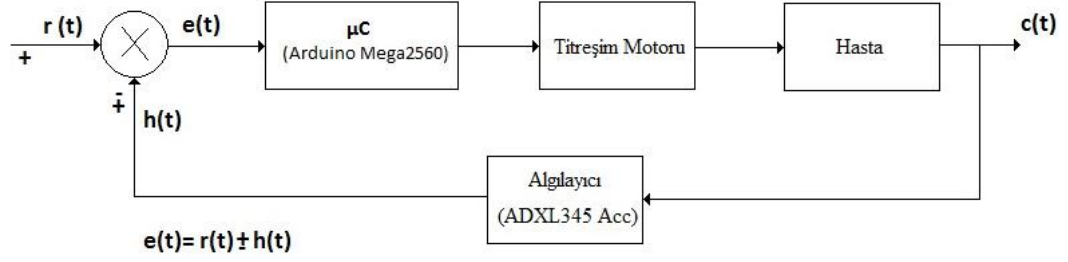
- Tasarım ve gerçekleştirme
- Çalışma grubunun oluşturulması
- Ölçümler ve analiz

Yapılan tasarıma göre, cihaz üzerinde bulunan butonlar yardımı ile program menüsünden ölçüm yapılacak hastalık seçilir. Menü ekranı Şekil 3.1’de görülmektedir



Şekil 3.1. Kullanıcı menü ekranı.

Menüden uyku apnesi hastalığı seçildiğinde program apne algoritmasına göre işlemeye başlar. Uyku apnesi ölçüm sistemi, kapalı çevrim olarak tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan sisteme ait blok şema Şekil 3.2’de görülmektedir.



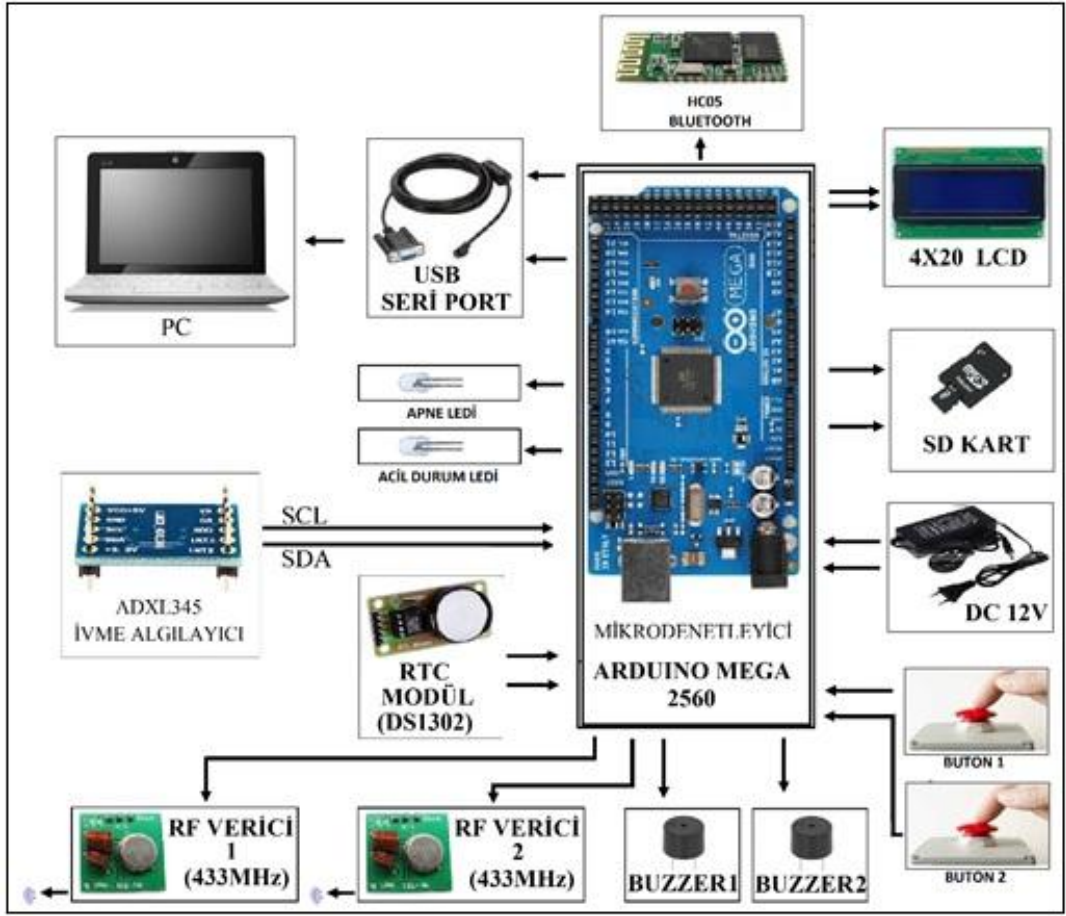
Şekil 3.2. Kontrol sistemi blok şeması.

Buna göre geri besleme elemanından (ivmeölçer) herhangi bir geri besleme gelmediğinde, yani geri besleme sinyali ($h(t)=0$) yok iken, sistem referans aralığında ($r(t)$) çalışır ve fark sinyali, hata sinyaline eşit olacağından ($r(t)=e(t)$) mikrodenetleyici, titreşim motoruna herhangi bir bilgi göndermez, dolayısıyla hasta uyarılmaz.

Hastanın diyafram bölgesinde 10 saniye süren bir hareketsizlik meydana geldiğinde ise (apne anında), mikrodenetleyici, bileklik sisteminde bulunan titreşim motorunu hareket ettirmek için kablosuz haberleşme ile bilekliğe sinyal gönderir ve bileklikteki titreşim motoru harekete başlayarak hasta tekrar nefes alana kadar hareketini devam ettirir. Böylece hasta uyarılarak nefessiz kalması engellenmiş olur. Sistem bu şekilde uyku süresi boyunca kapalı çevrim çalışmaya devam eder.

Program menüsünden Koah seçildiğinde ise program Koah ile ilgili kodları çalıştırmaya başlayacaktır. Hastanın derin bir nefes alması istenmekte ve daha sonra hızlı bir şekilde alınan nefes dışarı verilmesi istenmektedir. Bu süre boyunca, nefes tamamen dışarı verinceye kadar 1. buton basılı tutulur. Nefes verme işlemi tamamen bittiğinde buton bırakılır. Böylece cihaz üzerindeki LCD (Liquid Crystal Display-Sıvı Kristal Ekran) ekranda atılan nefes sırasında diyafram üzerinden ölçülen ivme değeri ve tüm nefes dışarı atılana kadarki sürede oluşan ivme değeri görülebildiği gibi bu bilgiler SD karta da kaydedilecektir.

Gerçekleştirilen ana sistemin blok şeması Şekil 3.3'te görülmektedir;



Şekil 3.3. Ana sistemin blok şeması.

Blok şemadan da anlaşılacağı üzere, sistem birçok elektronik parçadan oluşmaktadır ve her bir parçanın görevi ilerleyen bölümlerde ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır.

3.1.1. Ana Devre Elemanları

3.1.1.1. Mikrodenetleyici

Çalışmada kullanılan mikrodenetleyici, Arduino Mega 2560 denetleyicisidir. Bu denetleyici, ATmega2560 tabanlı bir işlemci içeren kit şeklinde üretilmiştir. Kit üzerinde 54 dijital giriş/çıkış pini vardır. Bunların 14 tanesi PWM çıkışı olarak kullanılabilir. 16 analog girişi, 4 UART, 16 MHz kristal osilatörü, evrensel veri yolu (USB) bağlantısı, adaptör girişi, ICSP (in-circuit serial programming) çıkışı ve bir reset butonu vardır.

3.1.1.2. İvmeölçer

Çeşitli üretim teknolojileri kullanılarak üretilmiş çok çeşitli ivmeölçer mevcuttur. Bu çalışmada, Analog Devices firmasının MEMS teknolojisi ile ürettiği ADXL345 ivme algılayıcısı kullanılmıştır.

ADXL345, küçük, düşük güç tüketimine sahip 3 eksenli çıkış verebilen bir ivmeölçerdir. ± 16 g'lik bir algılama alanına sahip olup, I²C hattı üzerinden ve SPI hattı üzerinden çıkış alınabilir. Kart üzerinde dâhili voltaj regülatörü bulunduğundan 3-5V arası bir giriş gerilimi ile beslenebilir.

Özellikleri:

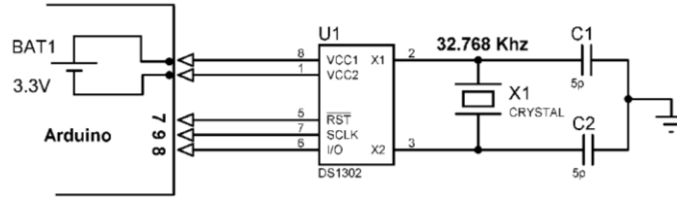
- Giriş Voltajı: 3-5V,
- Düşük güç tüketimi (40uA),
- Serbest düşüş algılama,
- SPI ve I²C arayüzü,

Arduino üzerindeki pull up dirençleri kullanılarak 2. bölüm Şekil 2.24' deki bağlantı yapılmıştır. İvmeölçer teorisi ve açı ölçümüne ait gerekli bilgiler EK Açıklamalar F' de verilmiştir.

3.1.1.3. Gerçek Zaman Saati

DS1302, Dallas firması tarafından üretilen, 2100 yılına kadar saniye, dakika, saat, gün, ay, yıl bilgilerini tutabilen, bununla birlikte artık yılları da hesaba katabilen, üzerinde 31 bayt kalıcı remi bulunan, küçük bir hafıza piliyle yıllarca zamanı doğru bir şekilde gösterebilen bir RTC (real time clock-gerçek zaman saat) entegresidir. Modül halinde de satılabilmektedir. Kart üzerinde CR2032 pil konnektörü ve CR2032 pil bulunmaktadır.

Şekil 3.4'te DS1302 RTC - arduino bağlantı devresi görülmektedir. Görüldüğü gibi, RTC beslemesi 3,3V olup, arduinodan alınabileceği gibi, hazır bios pili (CR2032) ile de besleme yapılabilir. Kullanılan kristal frekansı 32,768 kHz' dir.



Şekil 3.4. DS1302 ile Arduino bağlantısı.

3.1.1.4. Mikro SD Kart Ve Adaptörü

SD kart sayesinde geliştirilen cihazın veri depolama kapasitesi artırılarak daha fazla veri kaydedilmesi sağlanmıştır. Özellikle uyku apnesi çalışmalarında, uyku kaydının en az 8 saat sürdüğü uygulamalarda, elde edilen verilerin kesintisiz bir şekilde kaydedilmesi gerekmektedir. Bu amaçla yüksek kapasiteli SD (32 gb) kart kullanılmıştır.

3.1.1.5. LCD Ekran

Çalışmada, 4x20 karakter LCD kullanılmıştır. Karakter LCD gösterge, ASCII (American Standard Code for Information Interchange) tablosundaki yazdırılabilir karakterleri ekranlarında gösterebilen göstergelerdir.

3.1.1.6. Verici Modül

Yapılan çalışmada ana devre ile ABS ve alarm sistemi arasında kablosuz haberleşme için izin verilen frekans aralığında (433,92 MHz) çalışan ve insan sağlığına zararı olmayan RF (Radyo Frekans) verici modül kullanılmıştır. Bu modüller, açık havada 150 m, kapalı alanda 40-50 m kadar bir menzile sahiptir. Böylelikle sistemin hastane ortamında kullanımı kolaylaşmış, apneden çıkamama durumunda, hastanın yattığı odadan yayılan alarm sinyali, hastane içerisindeki istenilen her noktaya ulaştırılabilir hale gelmiştir.

3.1.1.7. Buzzer

Bu çalışmada, devresiz model buzzer kullanılmış olup görevi, tuşlara basıldığında “bip” sesi ile kullanıcıya sesli uyarı vermektedir.

3.1.1.8. Buton

Buton, üzerine basıldığında, makine veya yazılımlarda ki bir sürecin başlamasını ve kontrolünü sağlayan basit bir geçiş mekanizmasıdır. Çalışmada, menüde tercih yapmada kullanılmak amacı ile 2 adet buton kullanılmıştır.

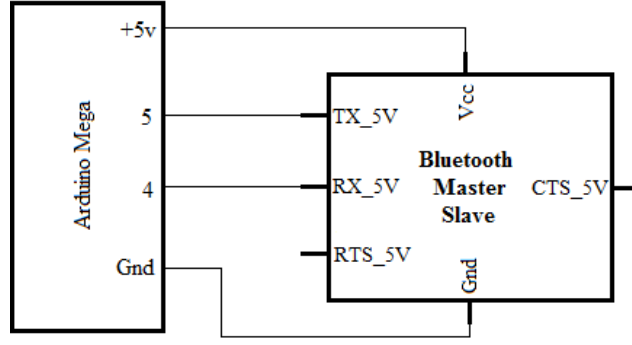
3.1.1.9. Led

Gerçekleştirilen sistemde apne ve Koah ölçümlerinde aktif olan 2 adet led kullanılmıştır. Menüden butonlar aracılığı ile gerçekleştirilen seçime bağlı ilgili led aktif olur. LED’ler, 220 Ω ön direnç ile kullanılarak aşırı akım durumunda bozulması engellenmiştir.

3.1.1.10. Bluetooth Modülü

Geliştirilen kart üzerinde, SD karta kaydedilen verilerin gerek bilgisayara gerekse de Android işlemcili akıllı telefonlara aktarımına imkân sunabilecek bir HC06 Bluetooth modülü de yerleştirilmiştir. Böylelikle sistem daha donanımlı hale getirilmiştir.

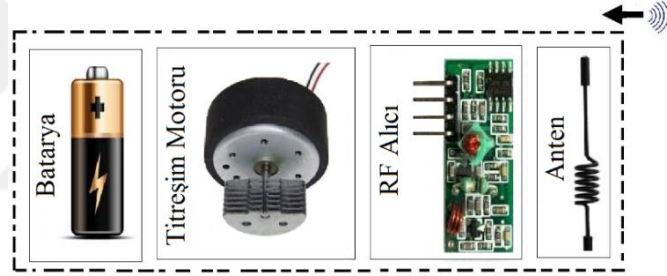
HC06 Bluetooth-Serial Modül Kartı, Bluetooth SSP(Serial Port Standart) kullanımı ve kablosuz seri haberleşme uygulamaları için tasarlanmıştır. Pratik kullanıma imkân sağlaması, breadboard, arduino ve çeşitli devrelerde rahatça kullanılabilmesi için gerekli pinler devre kartı sayesinde dışarıya alınmıştır. Standart pin yapısı sayesinde istenilen ortamlarda rahatça kontrol edilebilir. Bluetooth 2.0’ı destekleyen bu kart, 2,4 GHz frekansında haberleşme yapılmasına imkan sağlayıp açık alanda yaklaşık 10 metrelik bir haberleşme mesafesine sahiptir. Şekil 3.5’te HC06 Bluetooth - Arduino bağlantı devresi görülmektedir.



Şekil 3.5. HC06 Bluetooth - Arduino bağlantısı.

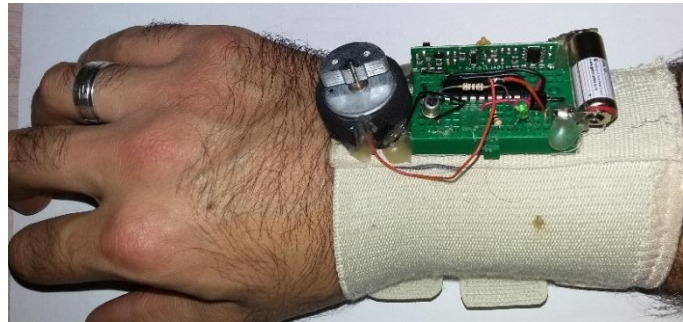
3.1.2. ABS Elemanları

Şekil 3.6'da ABS' nin blok şeması görülmektedir. Görüldüğü gibi sistem; batarya, titreşim motoru ve RF alıcı modülden oluşmaktadır.



Şekil 3.6. ABS blok şeması.

ABS, ilk başta board üzerine kurulmuş ve istenildiği gibi çalıştığı görüldükten sonra küçültülerek muhafaza içerisine alınmıştır. ABS'nin ilk hali (breadboard üzerine kurulu) Şekil 3.7'de görülmektedir. ABS elemanları aşağıda açıklandığı gibidir.



Şekil 3.7. ABS ilk hali.

3.1.2.1. Alıcı Modül

ABS' de kullanılan alıcı modül çalışma frekansı 433,92 MHz'dir. Ana kart ile ABS arasındaki kablosuz haberleşmeyi sağlamakla görevlidir. Ana karttan bir bilgi geldiğinde, kod çözücü entegre ile gelen bilginin kodu çözülür ve titreşim motoru harekete geçirilir.

3.1.2.2. Titreşim Motoru

Kullanılan titreşim motoru, 6,7x14,5mm boyutlarında olup çeşitli telefonların ve titreşim özelliğine sahip ürünlerin içinde yer almakta ve mil üzerindeki serbest ağırlık sayesinde dönme esnasında titreşim hareketi yapmaktadır. Titreşim motoru 1,7 ile 3,6v arası bir gerilimde çalışabilmektedir. 3v gerilimde yaklaşık 14000 dakikada dönme hızına (Rpm) ve 1,5 gr'lık bir titreşim genliğine sahiptir.

3.1.2.3. Pil

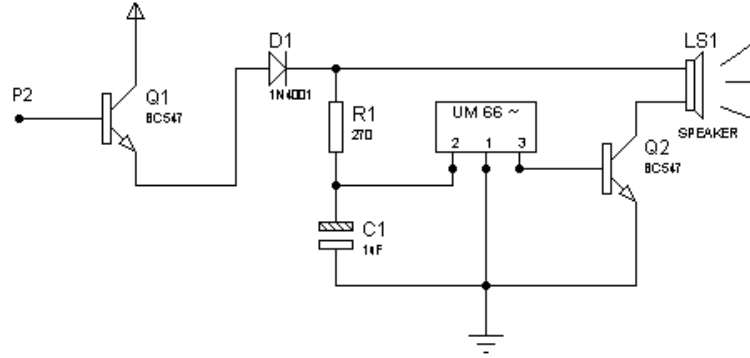
Bileklik devresinde 3v Lityum pillerden 2 adet seri bağlanmıştır. Böylelikle 6 volt gerilim elde edilmiştir.

3.1.3. Alarm Devresi Elemanları

ABS'de bulunan titreşim motoru, apne başlar başlamaz devreye girmesine ve hastaları uyarmasına rağmen, bazı hastaların uykusu çok ağır olabileceğinden bileklik sistemi ile uyarım yeterli olmayabilir. Özellikle yaşlı, çocuk ve engelli bireyler için apneden çıkmak oldukça zordur. Bu amaçla sisteme bir alarm devresi eklenmiş ve böylece ABS'nin yetersiz kaldığı durumlarda hasta yakınlarını uyaran bir sistem geliştirilmiştir.

Apne başlar başlamaz titreşim motoru devreye girmesine rağmen hasta uyanamaz ise, 10 saniye sonra acil alarmı devreye girecek ve böylece hastanın apneden çıkması daha da kolaylaşacaktır. Acil alarm devresi, RF ile kablosuz haberleştiği için, alarm hasta yakını tarafından istenilen mesafeye konulabilir. Böylece hasta yakını, hasta ile

farklı ortamlarda dahi olsa, hastanın apneden çıkamama durumunda hastaya acil müdahale edilebilme şansı yakalamış olur. Apne alarm devresi Şekil 3.8’de görülmektedir.



Şekil 3.8. Alarm devresi.

Bu devrede özel olarak üretilmiş melodi transistörü olan UM66 kullanılmıştır. P2 pini RF alıcı modülün data ucuna bağlı olup çıkış akımı çok zayıf olduğu için anahtarlama elemanı olarak BC547 transistörü kullanılmıştır. Alarm devresi dış ortamdan olumsuz etkilenmemesi için plastik bir kutu içerisine yerleştirilmiştir. Son hali Şekil 3.9’da görülmektedir.



Şekil 3.9. Alarm devresi son hali.

3.2. ÖLÇÜM SİSTEMİNİN YAZILIMSAL BİLEŞENLERİ

Geliştirilen sistemin yazılımı, veri toplama kartında ve toplanan verilerin analizinde kullanılmak üzere çeşitli programlardan oluşmaktadır. Kullanılan programlar ve kullanım amaçları Çizelge 3.1’de görülmektedir;

Çizelge 3.1. Kullanılan yazılımlar ve özellikleri.

Veri toplama kartında kullanılanlar			Veri analiz ve yorumlamada kullanılanlar		
Program İsmi	Sürüm No:	Kullanım Amacı	Program İsmi	SürümNo:	Kullanım Amacı
Arduino	V.1.6.4	Mikrodenetleyici programlamada	Matlab	V.7.12.0.635 (R2011a)	Ölçülen verilerin analizinde
Fritzing BETA	V.0.9.2	Veri toplama kartı açık şema çiziminde	Microsoft Office	V.2013	Grafik ve Tablo oluşturmada
Solid works	V.2015	Elektronik aksamların yerleştirileceği kutu ve bileklik sistemi modellenmesinde	SPSS	V.2015	Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde
Proteus	V.7.10 SP0	Bileklik sistemi kartı açık şema çiziminde	C#	V.10.0.40219.1 SP1Rel	Ham ivme verilerinin grafiğinin oluşturulmasında
C#	V.10.0.40219.1 SP1Rel	İvme verilerinin USB ile bilgisayara aktarılmasında kullanılan arayüz tasarımında			

3.2.1. Arduino Yazılımı

Arduino hem Windows, hem Mac, hem de Linux tabanlı işletim sistemlerinde çalışabilen açık kaynak kodlu bir yazılımdır. Arduino bütünleşik geliştirme ortamı (IDE) Arduino kendi sitesinden (<http://www.arduino.cc>) veya internetten ücretsiz indirilebilir. Program kurulumu ise oldukça basittir. Arduino IDE çalıştırıldıktan sonra kullanılan Arduino türü (mega, uno, mini, leonardo vb.) ve Arduino'nun hangi

porta bağı olduğunu (COM port) seçilir ve yazılım geliştirme ortamında kodlar oluşturulmaya başlanır. “*Serial Monitor*” özelliği ile arduinoya alınan veya arduinoya gönderilen veriler gerçek zamanlı izlenebilir.

Bu çalışmada Arduino V.1.6.4 kullanılarak arduino 2560 mikrodenetleyicisi için bir yazılımı geliştirilmiştir. Yazılım kodları EK Açıklamalar E’ de verilmiştir.

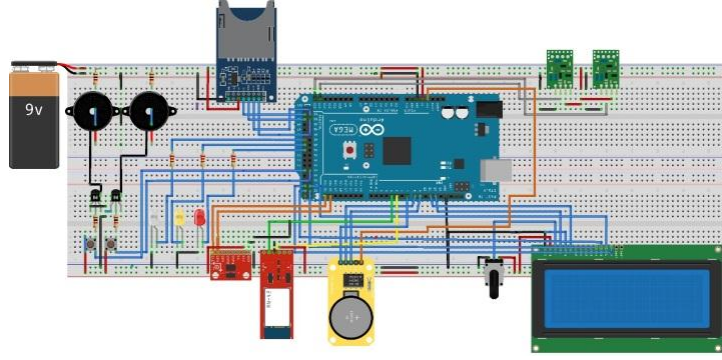
3.2.1.1. Algoritma

Geliştirilen Arduino yazılım algoritması EK Açıklamalar A’da verildiği gibi olup mikrodenetleyici kodları bu algoritmaya göre oluşturulmuştur.

3.2.1.2. Fritzing

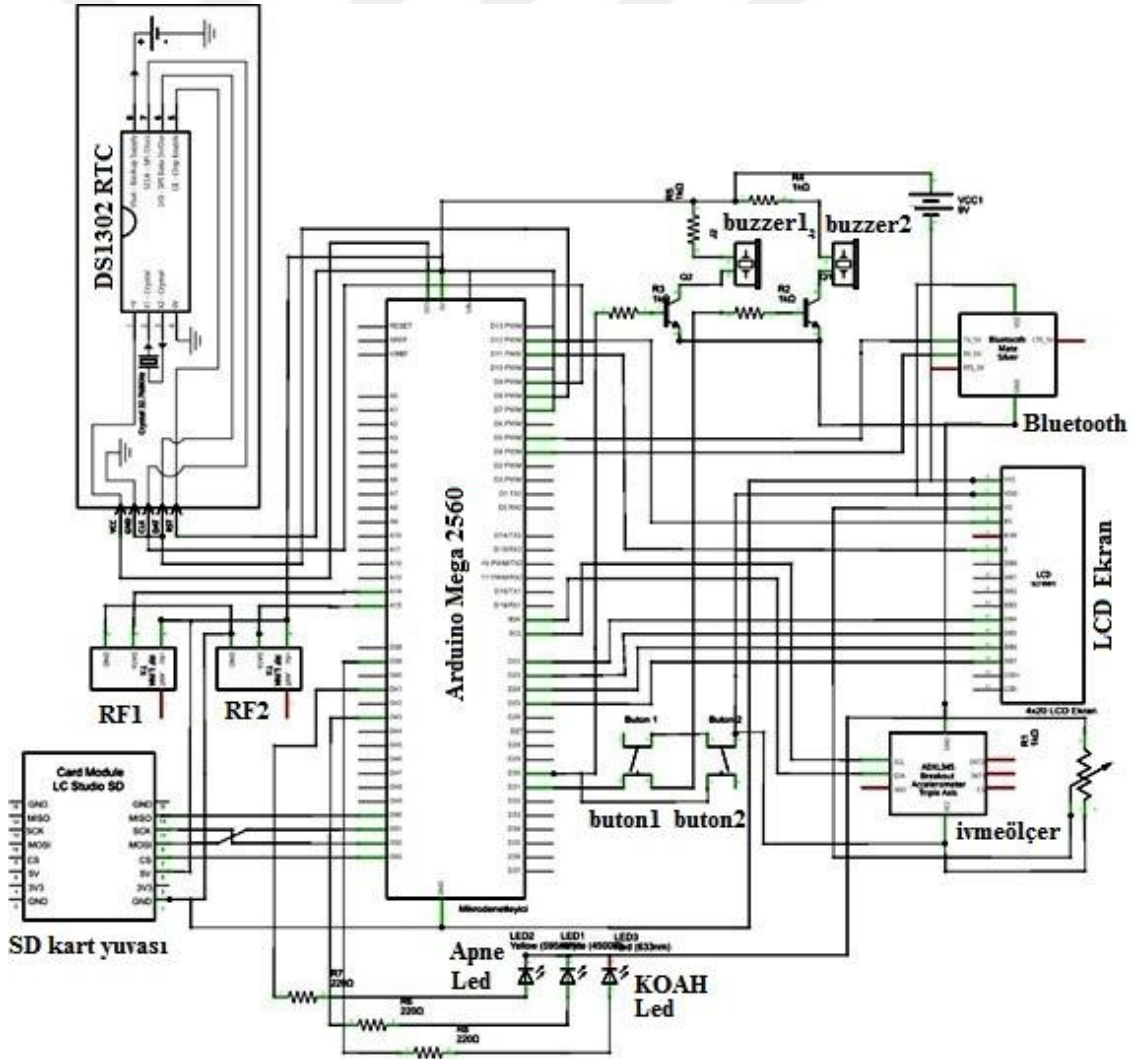
Fritzing programı, Arduino ve diğer elektronik tabanlı projelerde prototipten üretime geçerken üretim maliyetlerini azaltmayı ve çıkabilecek donanımsal sorunları en aza indirmeyi amaçlayan bir elektronik devre tasarım programıdır. Fritzing, açık kaynak kodlu sanal bir laboratuvardır. Tasarlanan projeler gerçek ortamda üretime geçmeden önce sanal prototip hazırlamakta kullanılır ve olası hatalar önceden görülerek tasarımcıya önemli avantajlar sağlamaktadır. Linux, Windows, Mac OS X işletim sistemlerinde çalışabilen bir program olup <http://fritzing.org/download/> sitesinden ücretsiz olarak indirilebilmektedir.

Fritzing açık kaynak kodlu bir elektronik çizim ve simülasyon programı olup içerisinde çeşitli geliştirme kartlarının ana boardları ve harici donanımları, direnç, led, diyot gibi temel komponentler haricinde röleler ve anahtarlama elemanlarını da bulundurmaktadır. Programın en büyük avantajı ise dilinin Türkçe olmasıdır. Ayrıca kullanıcı programın içerisine kendi hazırladığı kütüphanesini de ekleyebilir ve bu sayede bulunamayan donanımları kendisi oluşturarak devre içerisinde kullanabilir. Ana kartın breadboard üzerine kurulmuş hali Şekil 3.10’da görülmektedir.



Şekil 3.10. Ana kart devresinin fritzingde kurulumu.

Board üzerine kurulan ana kart devresi, Fritzing programı yardımı ile Şekil 3.11’de görüldüğü gibi çizilmiştir.

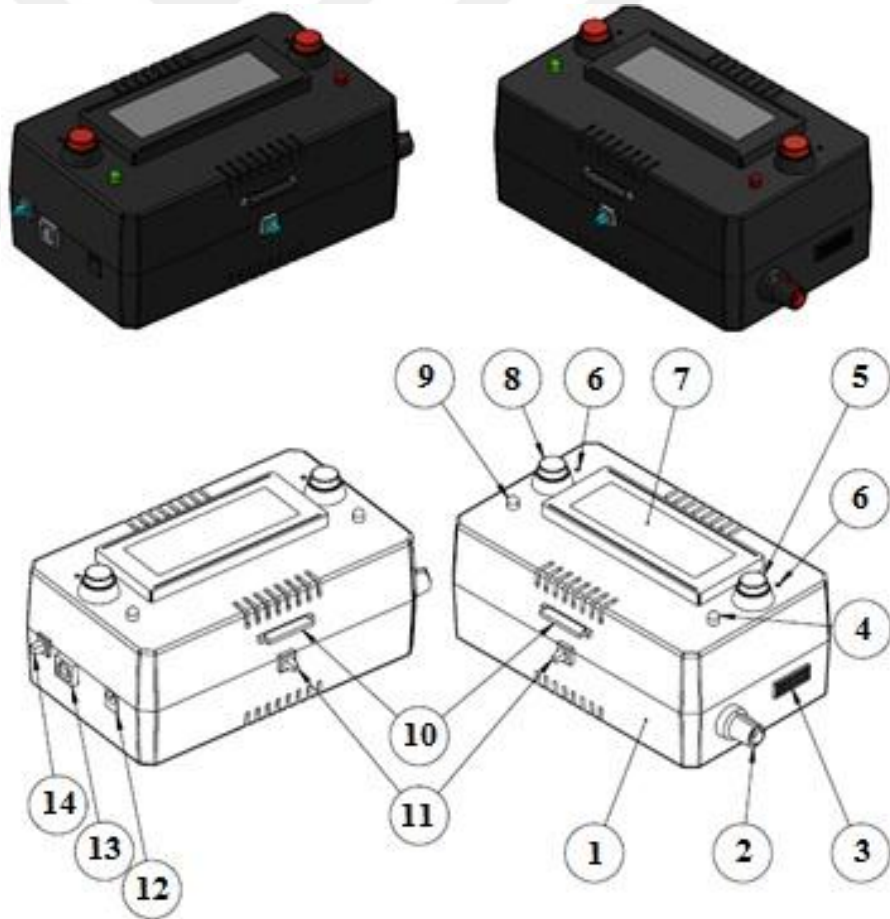


Şekil 3.11. Ana kart devresi.

3.2.2. Solidworks

Solidworks, Windows için hazırlanmış olan 3 boyutlu bir bilgisayar destekli tasarım (3D CAD) programıdır. Mevcut bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları arasında kullanımı en kolay olan ve en yaygın kullanılan 3 boyutlu katı modelleme yazılımıdır. Solidworks her türlü katı modellerin kolayca ve hızlı şekilde tasarım yapabilme imkânı sağlar.

Bu çalışmada, ABS ve ana kartın elektronik aksamalarının içerisine yerleştirildiği kutu ve bilekliğin 3 boyutlu katı modelinin çizdirilmesinde Solidworks kullanılmıştır. Geliştirilen cihaz kutusunun SolidWorks programında çizilmiş hali Şekil 3.12’de görülmektedir.



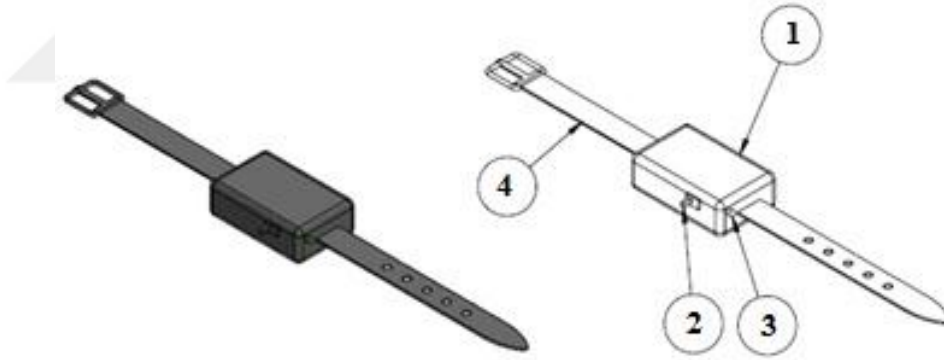
Şekil 3.12. Geliştirilen cihazın Solidworks'te çizimi.

Numaralandırılmış parça isimleri ise Çizelge 3.2’de görülmektedir;

Çizelge 3.2. Ana cihazda kullanılan parça numara ve isimleri.

Parça No	Parça Adı	Parça No	Parça Adı
1	Plastik kutu gövdesi	8	Koah seçim tuşu
2	LCD Parlaklık ayarı	9	Apne Acil Durum Ledi
3	Sensör bağlantı noktası	10	SD Kart yuvası
4	Apne Ledi	11	Reset Butonu
5	Apne seçim tuşu	12	Adaptör Girişi
6	Buzzer çıkışı	13	Seriport Bağlantı Noktası
7	LCD Ekran	14	Bluetooth Aç/Kapa

Geliştirilen ABS' nin SolidWorks programında çizilmiş hali Şekil 3.13'te görülmektedir.



Şekil 3.13. ABS Solid Works'da çizimi.

Numaralandırılmış parça isimleri ise Çizelge 3.3.'te görülmektedir;

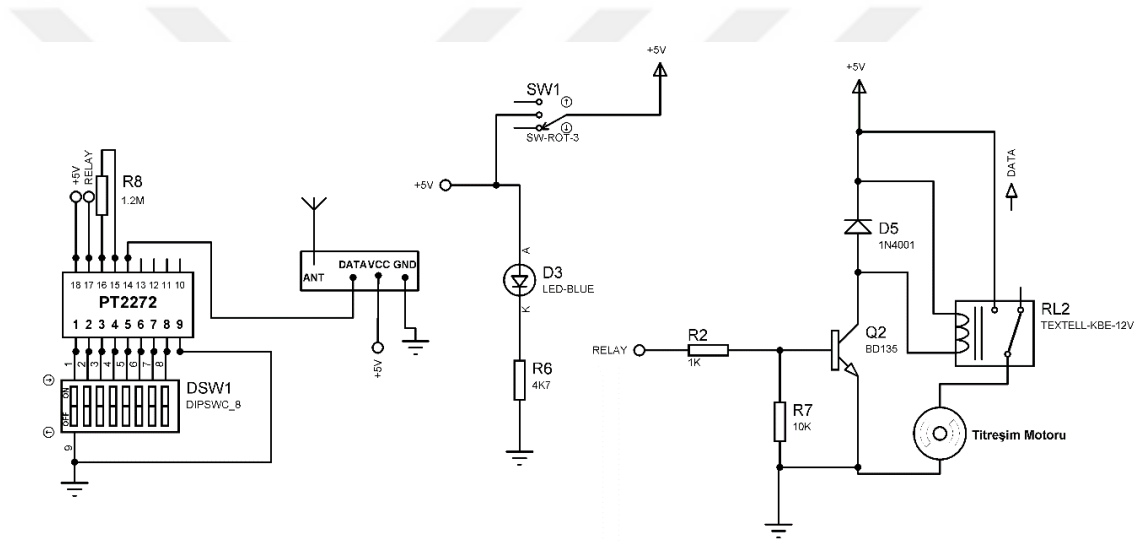
Çizelge 3.3. ABS parça numara ve isimleri.

Parça No	Parça Adı
1	Plastik Bileklik Gövdesi
2	Bileklik On/Off
3	Power Led
4	Bileklik Kordonu

3.2.3. Proteus

Labcenter Electronics firmasının piyasaya sürmüş olduğu Proteus programı ISIS ve ARES olmak üzere iki alt programdan oluşur. ISIS, sanal bir laboratuvardır ve elektronik devre çizimi gerçekleştirilerek devrenin analizine de imkan verir. ARES'te ise ISIS'ta çizilmiş olan devrelerin baskı devre çizimi yapılabilir. Klasik devre çizim programlarından en önemli farkı mikroişlemcilerle yüklenen '.hex' dosyalarını da çalıştırabilmesidir.

ISIS'da çizilen ABS devresi, Şekil 3.14'de görülmektedir.

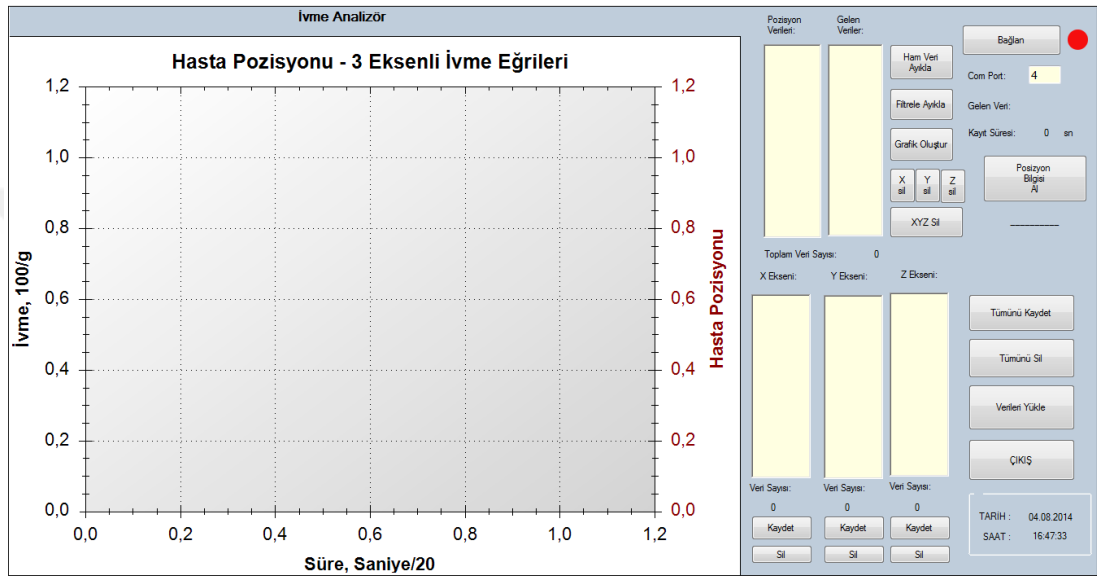


Şekil 3.14. ABS devresi.

3.2.4. C#

C#, Microsoft tarafından geliştirilmiş olan nesneye yönelik programlama dili olarak tasarlanmış yeni nesil programlama dillerinden biridir. Yani hem makine diline hem de insan algısına eşit seviyededir. C#, yazılım sektörü içerisinde en sık kullanılan iki yazılım dili olan C ve C++ etkileşimi ile türetilmiştir. Ayrıca C#, ortak platformlarda taşınabilir bir (portable language) programlama dili olan Java ile pek çok açıdan benzerlik taşımaktadır. C# sunucu ve gömülü sistemler için tasarlanmıştır.

Pozisyon bilgisi ve eksen bilgilerini bilgisayara aktarmak için C# programı (sürüm 10.0.40219.1 SP1Rel, 2010) kullanılarak bir arayüz programı geliştirilmiştir ve hasta pozisyon ve soluma bilgileri *zed graph* özelliği kullanılarak 3 eksenli çizdirilmiştir. Hazırlanan arayüz programı Şekil 3.15'te görülmektedir. Böylelikle hem soluma sinyali hem de hasta pozisyonu hakkında bilgi sahibi olunmuş ve çalışmalar buna göre ilerletilmiştir. C# program kodları EK Açıklamalar B' de verilmiştir.



Şekil 3.15. Verileri bilgisayarda izlemek için hazırlanan arayüz programı.

3.2.5. Matlab

MATLAB (**matrix laboratory**), çok paradigmatlı sayısal hesaplama yazılımı ve dördüncü nesil programlama dilidir. Mühendislik uygulamalarının, hesaplamalarının ve simülasyonlarının çoğunun gerçekleştirildiği matris ve matematik tabanlı karmaşık bir programdır. Her türlü grafiksel sonuçlar istenilen formda alınabildiği için kullanım alanı çok geniştir. Elde edilen ölçüm sonuçlarının analiz ve filtrelenmesi için Matlab programı kullanılmıştır.

3.2.5.1. Filtre Tasarımı

Elde edilen sinyallerin yüksek frekanslı gürültü bileşeninden kurtulmak için matlabta dijital filtre tasarlanmıştır. Kullanılan filtreler, hareketli ortalama alçak geçiren filtre

(10 point moving average low-pass filtering), ve yumuşatma algoritması (Smoothing Algorithm) şeklindedir.

Wang ve ark göre alçak geçiren filtre, en kolay kullanıma sahip olan ve anlaşılması en kolay olan dijital filtredir. Başta DSP(Digital Signal Processor)' ler olmak üzere birçok uygulamada kullanılan en yaygın filtre [124] olduğundan bu çalışmada da tercih edilmiştir. Hareketli ortalama filtre, adından da anlaşılacağı gibi, giriş sinyalindeki noktaların sayı ortalamasını alarak, çıkış sinyali için ayrı ayrı noktalar üretir. Eşitlik aşağıdaki gibidir:

$$y[i] = \frac{1}{P} \sum_{j=0}^{P-1} x[i+j] \quad (3.1)$$

Burada,

$x[j]$: giriş sinyali,

$y[j]$: çıkış sinyali

P : ortalama nokta sayısıdır.

Hareketli ortalama filtre algoritmasında, her bir örnek toplanır ve örnek sayısına bölünür. Örneğin tasarlanan 7 noktalı bir hareketli ortalama filtrede, çıkış sinyalindeki 50. nokta aşağıda verildiği gibi bulunur;

$$y[50] = \frac{x[50] + x[51] + x[52] + x[53] + x[54] + x[55] + x[56]}{7}$$

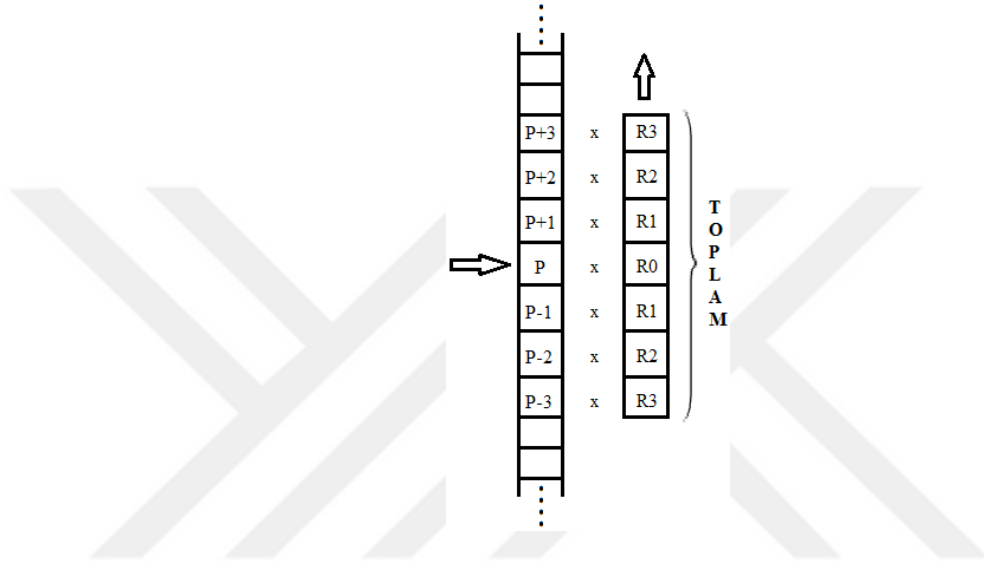
Ayrıca, giriş sinyalindeki nokta grubu, çıkış noktası çevresinden simetrik olarak ta seçilebilir;

$$y[50] = \frac{x[47] + x[48] + x[49] + x[50] + x[51] + x[52] + x[53]}{7}$$

Buradaki toplam, $j=0$ ile $P-1$ arasındaki değişime göre farklılaşabilir. Örneğin 7 noktalı hareketli ortalama filtre için j indeksi, 0' dan 7' ye kadar veya -3 ile 3 arası

çalışabilir (tek taraflı ortalama). Simetrik ortalama P sayısının tek sayı olması gerekir.

Şekil 3.16’da 10 point hareketli ortalama filtre algoritması görülmektedir. Buradaki kat sayı 1/7’ dir (eğer katsayı 1 olarak seçilir ise, o zaman toplam değeri 7’ ye bölünmelidir).



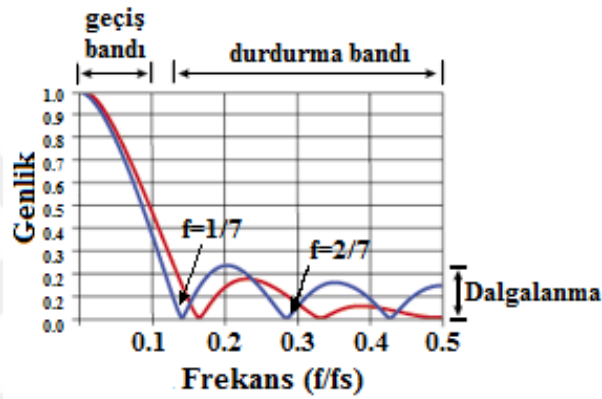
Şekil 3.16. Hareketli ortalama filtre algoritması.

Sol sütündeki her kutu veri dizisindeki bir noktayı temsil ederken sağ sütündeki kutular, 7 noktalı ortalama filtreyi temsil eder. 7 kutunun her birisi, filtrenin her bir terimini temsil eder ve her bir terim bir katsayıya sahiptir. Kısaca hareketli ortalama filtre, belirli sayıda örneği alıp, basit bir FIFO yapısıyla filtrenin boyutuna göre ortalama almak demektir.

Bir filtrenin frekans yanıtı, farklı frekanslarda sinüzoidal girişlerdeki filtre etkisi olarak tanımlanmaktadır. Frekansın yanıtı, genlik ve faz olmak üzere iki bileşene sahiptir. Verilen bir frekanstaki faz, zaman eksenini boyunca dalga pozisyonundaki kayma olarak tanımlanır. Bazı filtre uygulamaları için, orijinal verilerdeki dalgaları temsil eden yükselişler ve düşüşler, filtrelenmiş verilerde kaymadığı için, faz sıfır olarak tanımlanır. Belirli bir frekansta frekans yanıtının genliği, o frekanstaki bir çıkış sinüs dalgasının bir giriş sinüs dalgasına oranı şeklinde ifade edilir.

n noktalı bir hareketli ortalama filtrenin frekans yanıtı 1' dir. En düşük frekans için $f=0$ ' dır ve bu sonsuz dalga boyuna tekabül eder. $f=1/n$ noktasında 0' a kadar azalır ve filtre uzunluğu ile aynı dalga boyuna karşılık gelir.

Yedi noktalı bir hareketli ortalama filtrede, her katsayı için uygulanan ağırlıklara göre, frekans cevabı üretilir(mavi çizgi). Fakat ağırlıklardaki değişiklikler, geçiş bandını genişletirken aynı zamanda dalgalanmaları da azaltabilir(kırmızı çizgi). Bu durum Şekil 3.17'de görülmektedir.



Şekil 3.17. 7 nokta hareketli ortalama filtre frekans cevabı [125].

Gürültü azaltma miktarı ise ortalama nokta sayılarının kareköküne eşittir. Örneğin, 100 noktalı bir hareketli ortalama filtre için gürültüyü azaltma faktörü 10' dur [126].

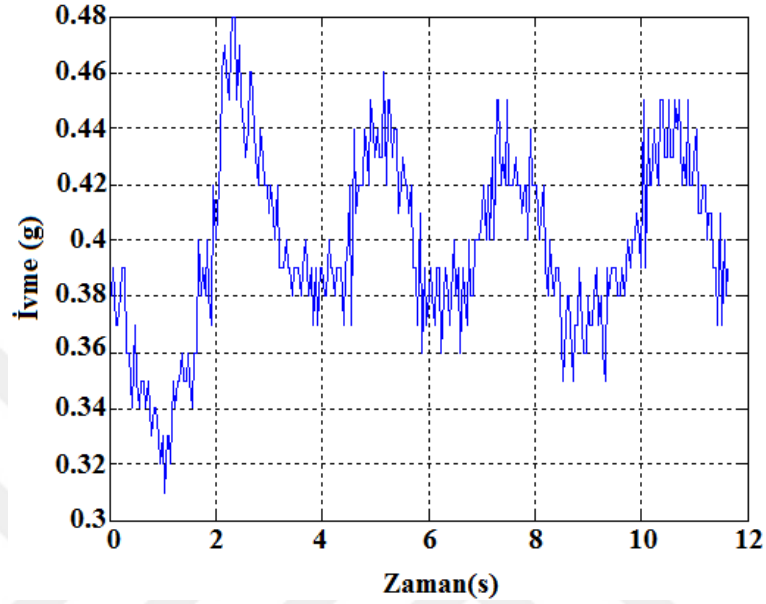
Bu çalışmada, 10 noktalı ortalama hareketli alçak geçiren fitre tasarlanmış ve ölçülen tüm sinyallere kullanılmıştır. Filtreye ait algoritma aşağıda görülmekte olup Matlab kodları EK Açıklamalar C ve EK Açıklamalar D' de verilmiştir.

```

{
B = 1/10*ones(10,1);
out = filter(B,1,input);
windowWidth = 10;
kernel = ones(windowWidth,1) / windowWidth;
out = filter(kernel, 1, myInputSignal);
}

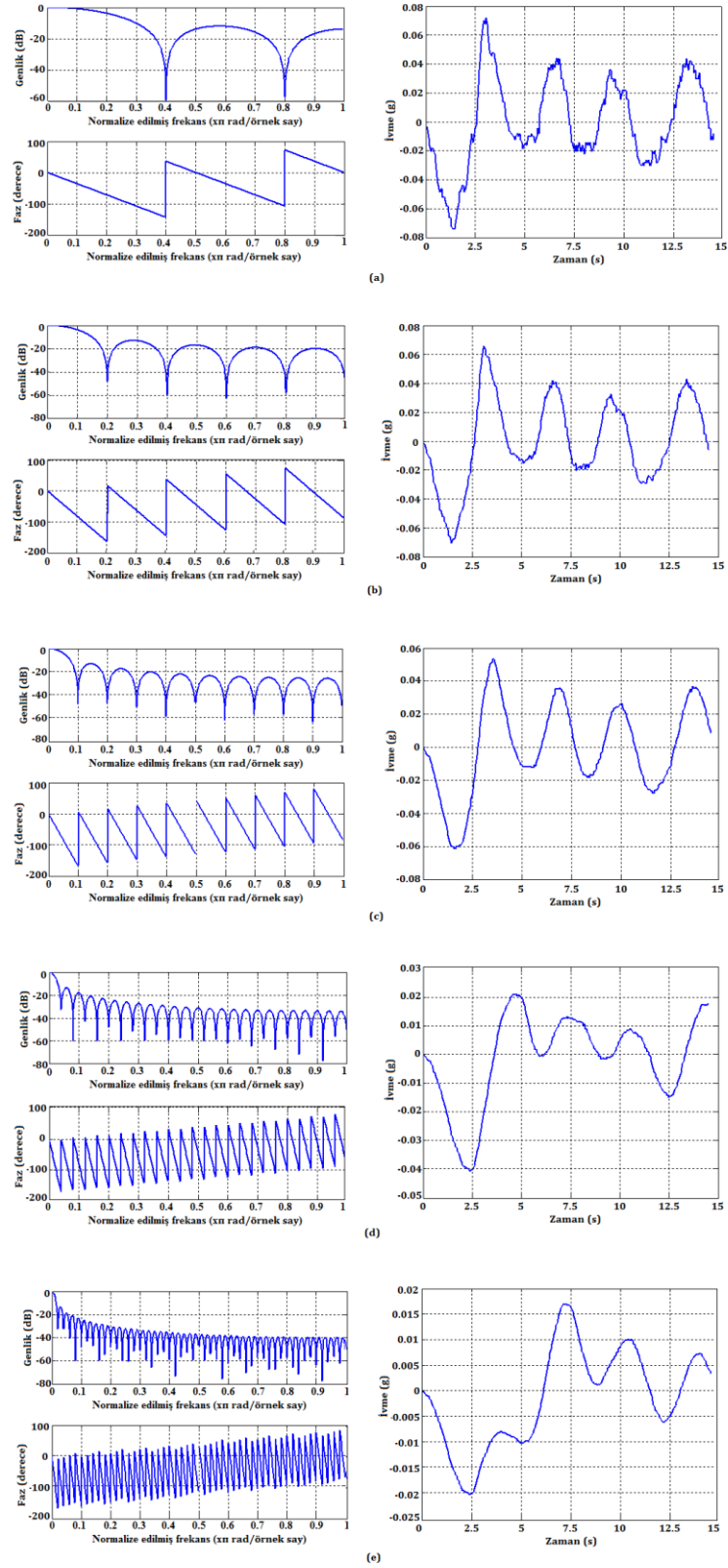
```

Şekil 3.18’de soluma sırasında meydana gelen diyaframın fiziksel hareketinin ivmeölçer ile ölçülmesi sonucu elde edilmiş oldukça gürültülü bir sinyal şekli görülmektedir.



Şekil 3.18. İvmeölçer ile ölçülen gürültülü sinyal örneği.

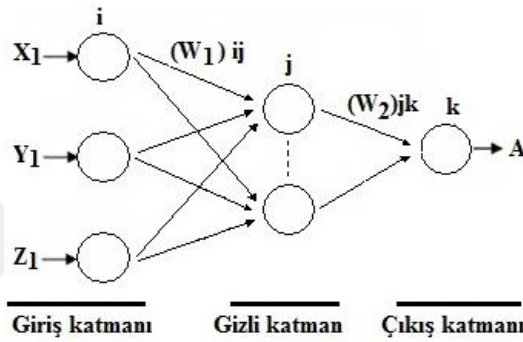
Şekil 3.19’da ise, yukarıdaki sinyale sırası ile 5, 10, 20, 50 ve 100 noktalı hareketli ortalama filtre uygulanmış ve elde edilen frekans, faz yanıtı ile çıkış sinyal şekilleri görülmektedir. Şekil 3.19’da görüldüğü gibi, filtredeki nokta sayısının artması, gürültüyü bastırmaktadır fakat bu durum, filtrelenmiş sinyal şeklinde de orijinal şekle göre bozulmalara sebep olabilmektedir (kenarlar keskinliğini yitirmekte ve yuvarlağa dönmeye başlamakta). O yüzden kenarlarda belirli bir keskinliği sağlayan nokta sayısının bulunması ve filtrenin buna göre oluşturulması gerekmektedir.



Şekil 3.19. Ortalama filtrenin çeşitli noktalara göre verdiği çıkış yanıtı.

3.2.5.2. YSA İle Model Oluşturma

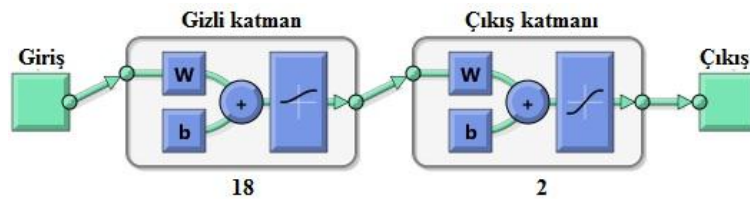
YSA son zamanlarda oldukça popüler olan ve bir çok alanda tercih edilen önemli bir optimizasyon yöntemidir [127,128]. YSA ile model oluşturmada Matlab yazılımının Neural Network Toolbox ve GUI arayüzünde olduğu V.7.12.0.635 (R2011a) sürümü kullanılmıştır. Geliştirilen cihaz ile ölçülmüş XYZ eksenlerine ait ivme değerleri, Şekil 3.20’de gösterilen 3 girişli 1 çıkışlı YSA modeline göre oluşturulan sisteme uygulanarak çıkışta Apne olayının tahmin edilmesi sağlanmıştır.



Şekil 3.20. YSA modeli.

YSA algoritması olarak ileri yayımlı geri besleme eğitim algoritması tercih edilmiştir. Geri beslemeli ağırlar, ileri yayımlı bir ağda bulunan hata miktarlarının gizli katmandaki sinir hücrelerine geri dönmesini sağlayarak eğitimin başarısını artırır.

Tasarlanan YSA için girişte iki nöron gizli katmanda 18 nöron ve çıkışta da 2 nöron olmak üzere üç katman oluşturulmuştur. Gizli katmandaki nöron sayıları için 5–10–18-20–25 değerleri seçilmiş ve en uygun sonucu veren 18 nöronlu gizli katmana sahip ağ seçilmiştir. Şekil 3.21’de ağ yapısı verilmiştir.



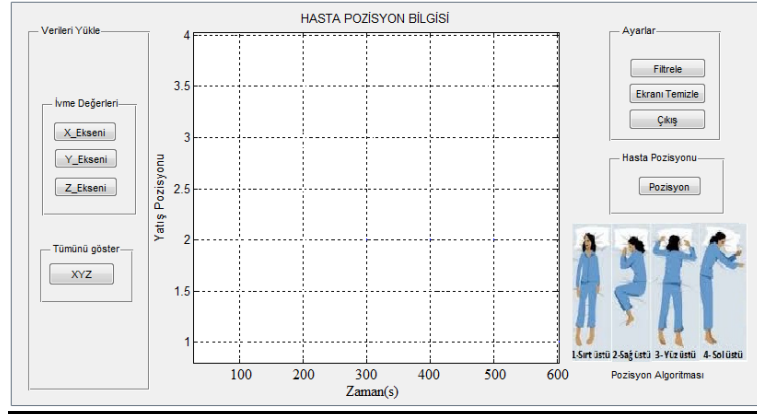
Şekil 3.21. YSA ağ yapısı.

3.2.5.3. GUI İle Arayüz Oluşturma

Günümüzde kullanılan programların neredeyse tamamı grafiksel tabanlı programlar olduğundan, matlab programı da yeni sürümlerinde GUI'yı kullanıcılarına sunmuştur.

GUI, kullanıcıya fare veya klavye ile ulaşabilecekleri veriler sunmaktadır. Ayrıca matlab arayüz programları *m-function* ile oluşturulabilse de bu kodları yazmak hem programcı tarafından zor hemde zaman kaybı oluşturacağından programlayıcılar için GUI ile programlama önemli bir avantaj sağlamaktadır.

Bu çalışmada GUI kullanarak Şekil 3.22'de görülen arayüz tasarlanmıştır. Böylece hasta pozisyonu ve aksenel veriler (X,Y ve Z) aynı ortamda izlenebilmiş ve hastanın hangi pozisyonda ne kadar soluma çabası gerçekleştirdiği izlenebilmiştir. Hastanın hangi pozisyonda ne kadar süre kaldığı ve pozisyon değiştirme bilgileri de bu arayüz ile rahatlıkla görülebilmektedir. Ayrıca apne olayı, apne sayısı ile apnede kalınan süre arayüz sayesinde kolaylıkla tespit edilebilmektedir.



Şekil 3.22. Hazırlanan GUI arayüzü.

3.2.6. Ofis

Microsoft Ofis, Microsoft firması tarafından sunulan, Microsoft Windows ve Mac işletim sistemlerinde birbiriyle ilişkili masaüstü uygulamalar, sunucular ve hizmetler sunan ticari bir ofis yazılım paketidir. İş hayatında gereksinim duyulan ihtiyaçların

pratik, hızlı, sistematik ve anlaşılabilir bir şekilde karşılanmasını sağladığı için dünyada birçok firma tarafından aktif bir şekilde kullanılmaktadır.

Ülkemizde en çok kullanılan Microsoft Ofis uygulamalarının başında Word ve Excel gelmektedir. Bu çalışmada da Grafik ve Tablo oluşturmak için ofis programları kullanılmıştır.

3.2.7. SPSS

SPSS programı (**S**tatistical **P**ackage for the **S**ocial **S**ciences), istatistiksel analize yönelik bir bilgisayar programıdır. Windows, Mac ve Linux'la uyumlu çalışabilmektedir. SPSS tahmine dayalı analitik yazılımıyla akıllı kararlar alabilmek, sorunları çözebilmek ve sonuçları geliştirebilmek için bir sonraki adımda ne olacağını rahatlıkla tahmin edilebilir.

Bu çalışmada sonuç verileri arasında istatistiksel analiz yapabilmek için SPSS programı kullanılmış ve Pearson korelasyon katsayısı hesaplanmıştır. Verilerin normal dağılıma sahip olması durumunda Pearson korelasyon katsayısı, verilerin normal dağılmadığı durumda ise Spearman Rank korelasyon katsayısı tercih edilir. Bir korelasyon katsayısının yorumlanabilmesi için p değerinin 0.05 den daha küçük olması gerekir. Yapılan analiz sonucunda $p < .01$ olarak bulunduğundan, ölçüm değerleri arasındaki ilişki anlamlıdır.

Ana devre ve yazılımların tasarım ve gerçekleştirme işleminden sonra, ölçüm ve analiz işleminin ev ve hastane ortamında sorunsuz gerçekleştirilebilmesi için, Ölçüm sistemi Şekil 3.23'te görüldüğü gibi bir plastik kutuya yerleştirilmiş ve çevresel şartlardan kaynaklanabilecek her türlü olumsuz durumdan etkilenmesinin önüne geçilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 3.23. Ölçüm cihazının resimleri, a) son hali, b) iç görünümü.

ABS' nin uygulamada kullanılabilir en son hali ise Şekil 3.24'te görüldüğü gibidir.



Şekil 3.24. ABS son hali.

ABS, tasarım ve gerçekleştirme işleminden sonra, ev ve hastane ortamında istenildiği şekilde kullanılabilirliğinin gerçekleştirilebilmesi için, Şekil 3.25'te görüldüğü gibi küçük bir plastik kutuya yerleştirilmiştir. Bu kutu aynı zamanda, zemininde bulunan sert plastik malzemedен dolayı titreşim gücünün hissedilebilirliğini de artırmıştır.



Şekil 3.25. ABS'nin bilek üzerinde kullanımı.

Şekil 3.26’da gerçekleştirilen taşınabilir kayıt cihazının tüm parçaları bir arada verilmiştir. Sistem bu hali ile ölçüm ve analiz yapmaya uygun hale gelmiştir.



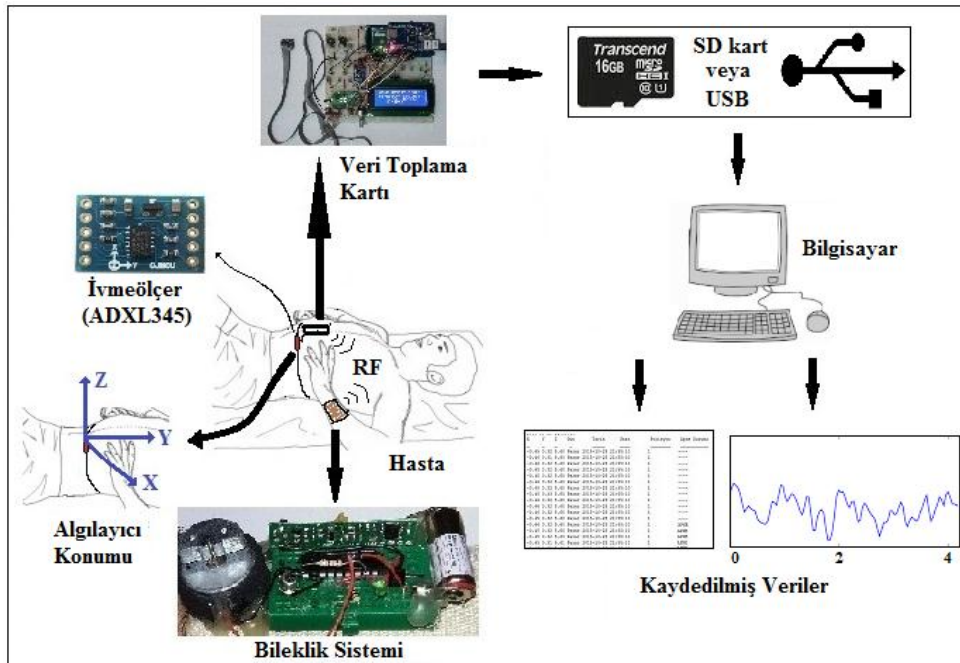
Şekil 3.26. Gerçekleştirilen taşınabilir kayıt cihazı ve donanımları.

BÖLÜM 4

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

4.1. SİSTEM ÇALIŞMA PRENSİBİ

Hasta üzerine bağlanan ivmeölçer yardımı ile soluma sırasında diyafram hareketi sonucu oluşan ivmeler 3 eksenli olarak ölçüldü ve SD karta kaydedildi. Veriler kaydedilirken gerek bilgisayar üzerinden gerekse de kart üzerinde bulunan LCD ekran üzerinden gerçek zamanlı olarak izlenilebildi. Kaydedilen veriler, USB veya SD kart ile bilgisayara aktarıldı ve filtrelenerek gürültüden arındırıldı. Elde edilen gürültüsüz veriler grafiklendirilerek analiz edildi ve solunuma ait önemli bazı parametreler çıkarılarak hastalık hakkında bilgi sahibi olundu. Şekil 4.1' de sistem çalışma prensibi görülmektedir.



Şekil 4.1. Sistem çalışma prensibi.

4.2. ÇALIŞMA GRUBUNUN OLUŞTURULMASI

Uyku Apnesi ve Koah hastalıklarına ait önemli bazı parametrelerin ölçülebilmesi için farklı özelliklere sahip katılımcılardan oluşan çalışma grubu oluşturulmuştur. Çalışma grubunun genel özellikleri Çizelge 4.1’de verilmiştir. Koah testleri gerçekleştirilirken her bir hasta için Spirometre ve geliştirilen cihaz ile 3 ölçüm yapılarak en uygun değerler dikkate alınmıştır.

Çizelge 4.1. Çalışma grubu ve özellikleri.

Hasta No.	Yaş (yıl)	Boy (cm)	BMI (kg/m ²)	Kilo (kg)	Cinsiyet (E/K)
1	60	168	40,7	115	E
2	13	159	17,4	44	E
3	42	174	27,1	82	E
4	50	178	34,1	108	E
5	48	167	30,5	85	K
6	17	160	23,4	60	K
7	20	175	21,2	65	K
8	29	168	25,2	71	K
9	34	187	30,9	108	E
10	50	160	29,7	76	K

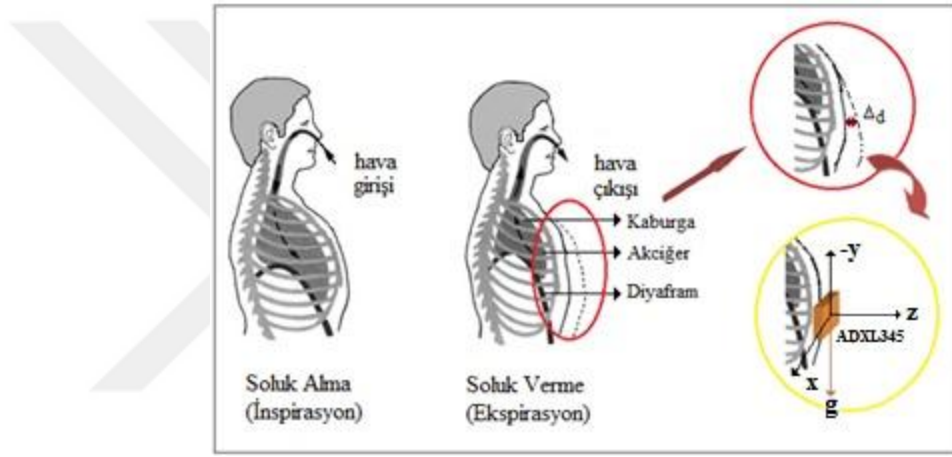
*E: erkek, K: Kadın, BMI: Vücut-kütle indeksi

Çalışmanın yöntemi ve geliştirilen ölçüm cihazı Ondokuz Mayıs Üniversitesi, tıp fakültesi, klinik araştırma birimi etik komitesi öğretim üyeleri tarafından 2015/123 sayı numarası ile onaylanmıştır. Alınan etik belgesi, EK Açıklamalar G’ de verilmiştir. Bu çalışmadaki her bir madde için, Hasta Bilgilendirilmiş Onay Formu doldurulmuş ve deneklere yapılan çalışma hakkında sözlü bilgi verilmiştir. Koah testlerinin bir kısmı Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Ana Bilim Dalı, SFT Laboratuvarında, ilgili teknisyenler gözetiminde gerçekleştirilirken Apne ile ilgili çalışmalar hastaların kendi evlerinde gerçekleştirilmiştir.

4.3. UYKU APNESİ TANISI İÇİN DENEYSEL ÇALIŞMALAR

4.3.1. İvmeölçerin Vücuda Konumlandırılması

Bölüm 2’ de literatürde verilen bilgiler ışığında, ivmeölçerin vücuda yerleştirildiği referans konum, diyafram üzerinde 7. kaburga arasındaki boşluk olan (*solar plexus*) bölgesidir. İvmeölçer XZ eksenine zemine paralel ve Z eksenine diyaframa dik olarak konumlandırılmıştır. İvmeölçerin vücuttaki konumu ve kartezyen koordinat sisteminde tanımlı eksen bilgileri, Şekil 4.2’ de gösterildiği gibidir.



Şekil 4.2. İvmeölçerin diyafram üzerine yerleştirilmesi [129].

Diyafram hareketleri prensip olarak eksenseldir, dorsoventral (sırttan karına doğru) değildir. Diyafram hareket bilgisi, hasta pozisyonundan bağımsız olarak en iyi yerçekimine dik olan eksen üzerinden alınır. Bu yüzden Z eksenindeki değişiklikler diyafram hareketini doğrudan göstermektedir. Nefes alıp verirken (*respirasyon*) diyafram hava ile dolup boşalacağından diyaframda bir hareket ($\Delta d = \text{anteroposterior}$ hareket mesafesi) meydana gelir. Diyafram hareketleri göğüs hareketlerinden daha büyük olduğu için (Δd değişimi) ölçümler bu noktadan yapılmıştır. Apne anı tespit edilirken, hasta yatış pozisyonuna göre daima diyaframa dik olan eksen bilgileri kullanılmıştır. Yani hasta hangi pozisyonda yatarsa yatsın, diyaframa dik olan eksende 10 saniye boyunca ivme oluşmaz ise bu durum apne olarak kabul edildi.

Hasta pozisyonu ve apne tespiti ile alakalı çalışmalarda ölçümler, hasta yatay (*vertical*) pozisyonda iken, Koah ölçümlerinde ise oturur pozisyonunda iken gerçekleştirilmiştir. 2 eksenli bir ivmeölçer ile de hasta solunum grafiği elde edilebilmesine rağmen pozisyon bilgisi ve solunum hareketlerinin farklı pozisyonlardaki değişimini inceleyebilmek için 3 eksenli bir ivmeölçerin kullanılması zorunludur.

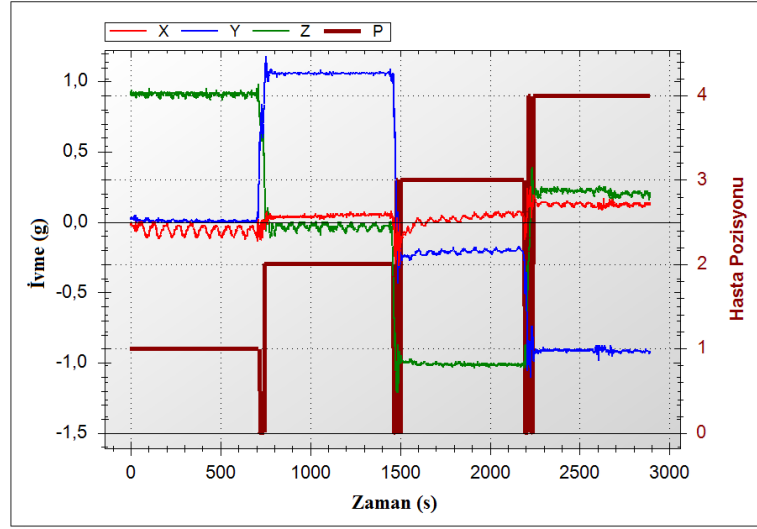
4.3.2. Hasta Pozisyon Bilgisinin Elde Edilmesi

Hasta pozisyon bilgisi oldukça önemlidir. Uyku apnesi hastalığının bir çeşidi olan pozisyonel apne tespitinde hastaların pozisyonunun en doğru bir şekilde tespit edilmesi gerekir. Zira hastanın hangi pozisyonda apneye girdiği belirlenmeli ve hastanın apne pozisyonundan uzak bir şekilde uyuması sağlanarak apnenin oluşması önlenmelidir. Çünkü pozisyonel apneden kurtulmanın tek yolu apneye girilen pozisyonda yatmamaktır. Yapılan ölçümlerde de apne bilgisi, geliştirilen cihaz ile oldukça başarılı bir şekilde tespit edilebilmiştir.

Solunum ve hasta pozisyon bilgisi için Bölüm 2’deki (Çizelge 2.3.) eksen bilgileri referans alınmıştır. Buna göre pozisyon bilgisi aşağıdaki gibi temsil edilmiştir;

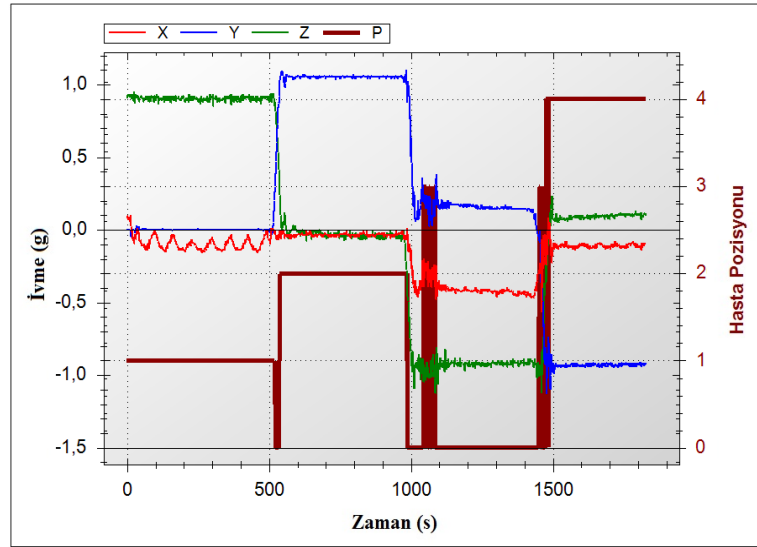
- 1 \Rightarrow sırt üstü
- 2 \Rightarrow sağ üstü yatıyor
- 3 \Rightarrow yüz üstü yatıyor
- 4 \Rightarrow sol üstü yatıyor
- 0 \Rightarrow pozisyon değiştirirken

Algılayıcı, hasta vücudunda 2 ayrı noktaya yerleştirilmiş (*thorax* ve *abdomen*) ve her iki noktadan solunum çabasına ve hasta pozisyonuna ait veriler ölçülmüştür. Şekil 4.3, ivmeölçer karın (*abdomen*) bölgesine bağlı iken elde edilen sonuçları göstermektedir.



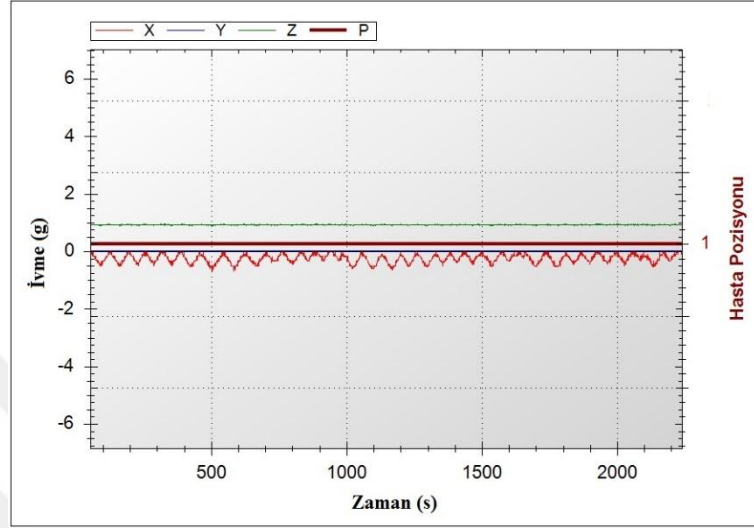
Şekil 4.3. Karın bölgesinden ölçülen ivme ve pozisyon bilgisi.

XYZ, eksen bilgilerini, P ise pozisyon bilgisini temsil etmektedir. Grafik incelendiğinde ölçüm süresince hastanın 4 defa pozisyon değiştirdiği görülmüştür. İlk başta sırt üstü yatarken yaklaşık 30 saniye sonra sağ omuzu üstüne yatmaya başlamış, daha sonra yine yaklaşık 30 saniye sonra pozisyon değiştirerek yüzüstü yatmaya başlamıştır. Aynı şekilde yaklaşık 30 saniye sonra bu sefer sol tarafına yatmıştır. Daha sonra ivmeölçer, hastanın göğüs kısmına yerleştirilmiş ve Şekil 4.4 elde edilmiştir.



Şekil 4.4. Göğüs bölgesinden ölçülen ivme ve pozisyon bilgisi.

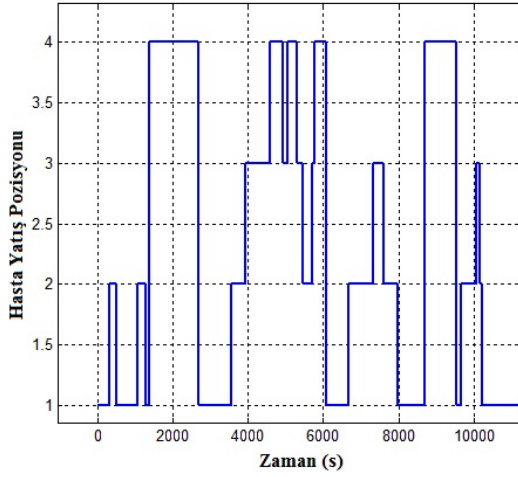
Bu ölçümde hasta 4 defa pozisyon değiştirmiştir. Şekil 4.5; ivmeölçer karın bölgesine bağlı iken sırt üstü yatar pozisyonda gerçekleştirilen soluma hareketini göstermektedir.



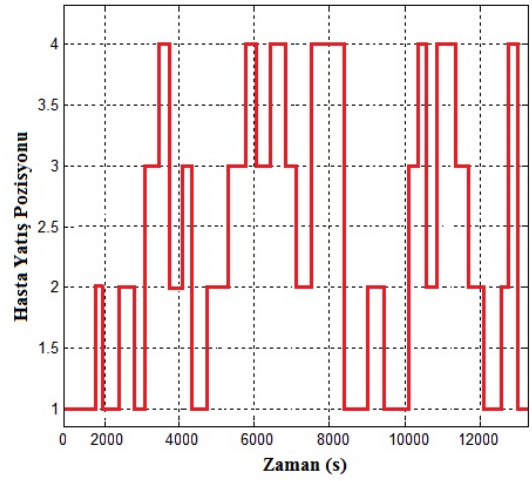
Şekil 4.5. Karın bölgesinden ölçülen soluma çabası grafiği.

Grafikler dikkatle incelendiğinde hastanın sırt üstü pozisyonda (1) daha rahat nefes aldığı, yüz üstü pozisyonda (3) ise nefes almada zorlandığı eksen bilgilerinden açıkça görülmektedir.

Ölçülen eksen ivme bilgilerinden, solunumdan bağımsız pozisyon bilgisi tespiti için MATLAB' da tasarım aracı olan GUI programı kullanılarak geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüz programı Bölüm 3'de anlatılmıştı. GUI kullanarak hazırlanan arayüz programı ile hasta pozisyonu tespiti için yapılan ölçüm sonucu Şekil 4.6'da görülmektedir. Şekil 4.6 (a)' dan anlaşılacağı üzere ölçüm süresince H1, uyku kaydı süresince yaklaşık 24 defa pozisyon değiştirirken H2 (Şekil 4.6(b)), yaklaşık 30 defa (8 defa sırt üstü, 9 defa sağ omuz üstü, 7 defa yüz üstü ve 7 defa da sol omuz üstü) pozisyon değiştirmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4.6. Hasta yatış pozisyonu tespiti, a) H1'den, b) H2'den.

Uyku esnasındaki pozisyon tespiti horlama hastalığı içinde çok önemlidir. Pozisyonel horlama hastalığına sahip bireyler için, horlamanın en fazla olduğu yatış pozisyonunun tespit edilmesi gereklidir. Zira hastanın hangi pozisyonda en çok horladığı tespit edilip, o pozisyonda yatmaması sağlanarak, pozisyonel horlamanın önüne geçilebilir. Yani pozisyonel horlama hastalığı içinde yatış pozisyonunun bilinmesine ihtiyaç vardır.

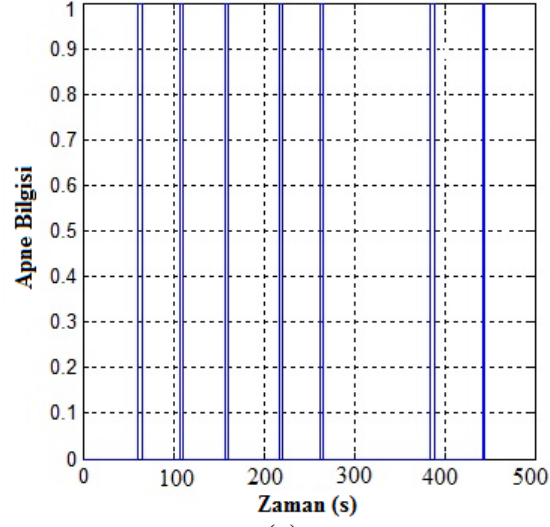
Gerçekleştirilen sisteme eklenecek bebek alarm modu ile bebek yüz üstü yatmaya başladığı anda anneye bilgi gönderilip bebeğin yanlış yatış pozisyonu hakkında anne haberdar edilebilecektir. Annede bebeğin pozisyonunu düzeltecek, böylece bebeğin uyku esnasında ölümü engellenmiş olacaktır.

Benzer şekilde yaşlı ve engelli bireyler içinde yatış pozisyonunun bilinmesi oldukça önemlidir. Bu gruptaki hastalar, kendileri için uygun olmayan pozisyonda yatmaya başladıkları anda bu durum tespit edilerek hasta yakınına anında bilgi gönderilecektir. Verilerin kaydedilmesi ile gece en sık hangi pozisyonda kaldığı daha sonra incelenebilecektir. Anlatılanlar ışığında yapılan çalışmanın oldukça pratik, ekonomik, zahmetsiz ve hayat kurtarıcı bir role sahip olduğu görülebilmektedir. Yapılan çalışma bu yönüyle hayati öneme sahiptir.

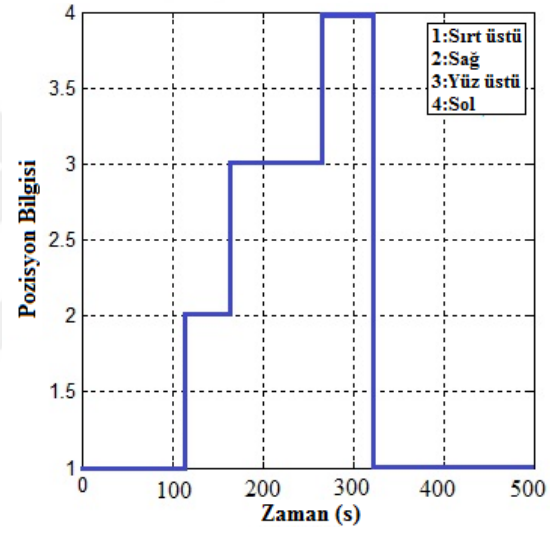
4.3.3. Apne Olayının Tespit Edilmesi Ve Raporlanması

Apne tespiti için ivmeölçer, hastayı rahatsız etmeyecek şekilde hastanın diyaframı üzerine bir kemer yardımı ile bağlanırken ABS ise hastanın tercihinine bağlı olarak sağ veya sol bileğine takılır. Hasta sırt üstü pozisyonda(*supine*) yatırılır ve uykuya geçmesi sağlanır. Program menüsünden APNE seçeneği seçilir, alarm cihazı çalıştırılır ve kayıt işlemi başlatılır. Hastaya ait parametreler (hastanın uyku süresince hangi saatte hangi pozisyonda yattığı, apneye ne zaman girdiği, uyku süresince geçirdiği toplam atak sayısı, pozisyon değişiklik sayısı, pozisyonel apne bilgisi (hangi pozisyonda apneye girdiği), uyku süresince kaç defa soluk alıp verdiği, toplam uyku süresi) cihaz üzerindeki SD karta kaydedilirken aynı zamanda seri port aracılığı ile bilgisayara da aktarılıp gerçek zamanlı izlenebilir.

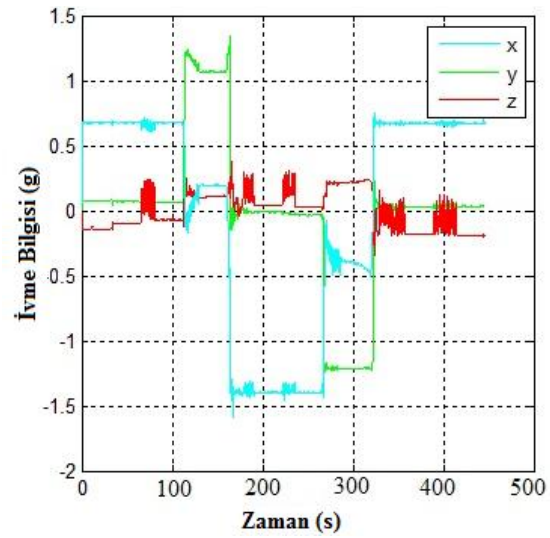
Apne anını net görebilmek ve ölçüm sonucunu akredite edebilmek için ilk ölçümde hastaya bileklik takılmamış ve alarm pasifleştirilmiştir. Bunun yerine ağızlığı uygun hale getirilen (CPAP maskesi kullanılarak) bir spirometre hastaya takılarak hastanın bu maske yardımı ile soluk alıp vermesi sağlanmıştır. Ölçümler her iki cihaz ile eşzamanlı gerçekleştirilmiştir. Ölçüm süresi yaklaşık 6 saat sürmüştür. Şekil 4.7 hasta uyku kaydına ait grafiğin apne anının yakalandığı yalnızca bir parçasını göstermektedir.



(a)



(b)

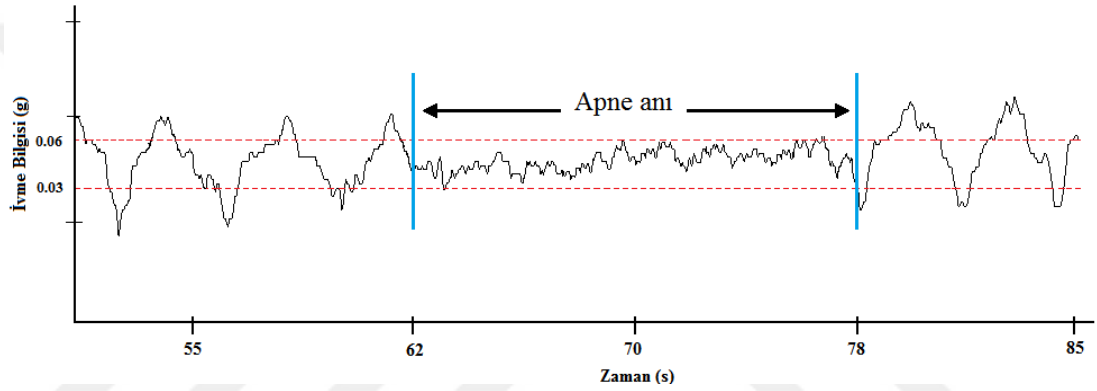


(c)

Şekil 4.7. İvmeölçer ile ölçülen parametreler, a) apne bilgisi, b) pozisyon bilgisi, c) ivme bilgisi.

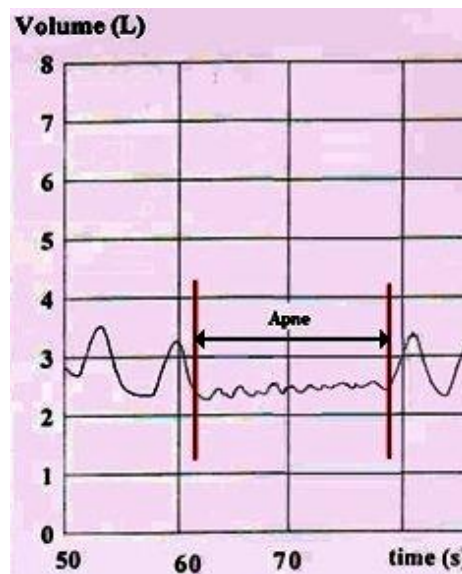
Hazırlanan arayüz programında apne başlaması “1”, apnenin bitme bilgisi “0” olarak kodlanmış ve grafik buna göre çizdirilmiştir. Buna göre bu süre içerisinde hastanın 5 defa pozisyon değiştirdiği ve 7 defa apneye girdiği anlaşılmaktadır. İvmesel limit referans değerleri ise alt eşik için; 0,32 g; üst eşik için 0,42 g olarak belirlenmiştir. Bu eşik değerleri arası apne atağı kabul edilmiştir. Apne sinyalinin referans aralığı ise alt eşik için; 0,03 g; üst eşik değeri: 0,06 g olarak ölçülmüştür. Soluma sinyal şekilleri ise, hasta yatış pozisyonuna göre değişiklik göstermektedir.

Şekil 4.7(c) daha yakından incelendiğinde hastanın apneye girdiği anda soluma sinyalinde meydana gelen değişim görülecektir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8. İvmeölçer ile apne anının tespiti.

Apne olayı spirometre ile Şekil 4.9’da görüldüğü gibi ölçülmüştür.



Şekil 4.9. Spirometre ile apne olayının tespiti.

Görüldüğü gibi apne atağı 16 saniye sürmüştür (62-78 saniyeler arası). Bu durum her iki cihaz ile başarılı bir şekilde tespit edilebilmiştir. Apne olayı gerçek zamanlı olarak bilgisayar ekranından da izlenmiştir. Şekil 4.10, seri port üzerinden bilgisayara gönderilen verilerin bulunduğu, uyku kaydının raporlandığı ekran görüntüsüdür. Buna göre hasta 25.10.2015 Pazar günü 21:55:10'da sırt üstü yatar iken apneye girmiştir. Bu şekilde veriler hastalar özel raporlanıp kaydedilerek bir veri tabanı oluşturulabilir.

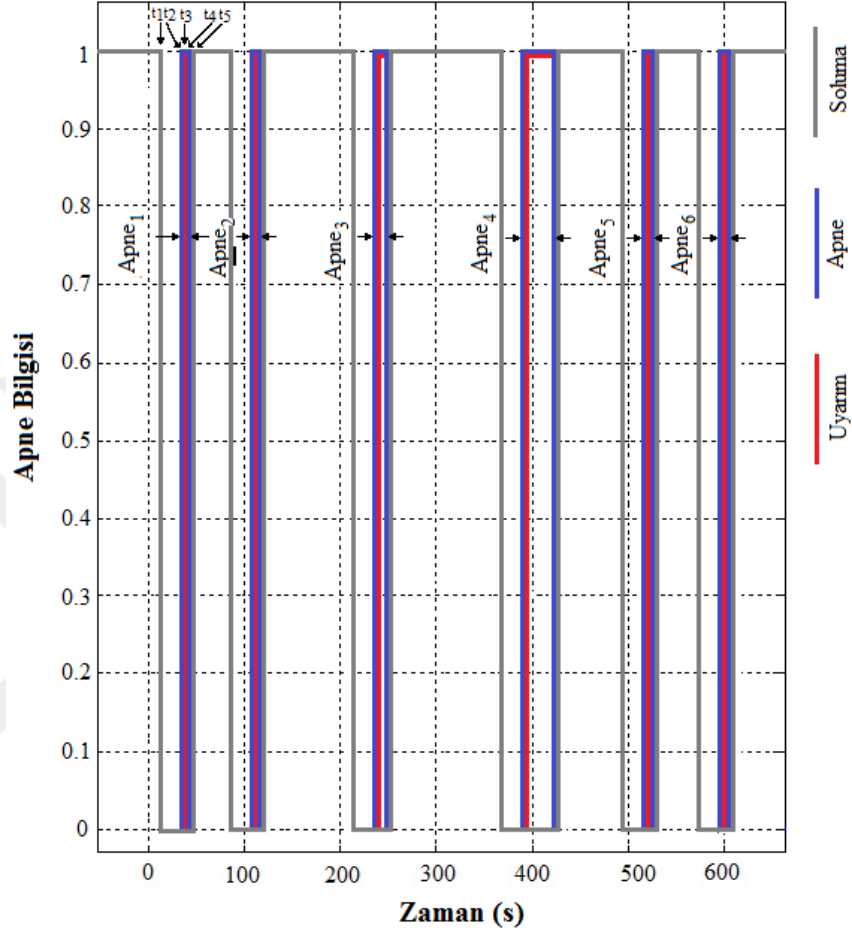
```
Sensoru Baglayiniz..
Kayit Baslatilacak..
Onay Icin Tuslayiniz
Hasta Adi:
SD Karta Kaydediyor.
Kayit Bas. Zamani:
2015-10-25 21:55:10
```

X	Y	Z	Gun	Tarih	Saat	Pozisyon	Apne Durumu
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.31	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.45	0.33	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	----
-0.46	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	APNE
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	APNE
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	APNE
-0.45	0.31	5.61	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	APNE
-0.45	0.32	5.60	Pazar	2015-10-25	21:55:10	1	APNE

Şekil 4.10. Uyku kaydının raporlanması.

Diğer ölçümde ise, çalışma grubundaki apne hastası olduğu bilinen başka hastanın (H2) bileğine apne bilekliğini takılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen verilere göre Şekil 4.11 çizdirilmiştir. Hasta, kayıt süresince 6 defa apneye girmiştir. Apne-1, Apne-2, Apne-5 ve Apne-6' da hasta, apne olayı başlar başlamaz bileklikte bulunan titreşim motorunun devreye girmesiyle başarılı bir şekilde uyarılmıştır. Apne-3 ve Apne-4'de hasta biraz gecikmeli uyarılmıştır. Bunun sebebi uyku süresinde hastanın derin uykuda olduğu (Non-REM evresi, evre 3 veya 4) zaman olabilir. Şekil 4.11' de

görüldüğü gibi hasta uyarılana kadar bileklikteki titreşim motoru hastayı sürekli rahatsız etmektedir (kırmızı çizgi devam ediyor).



t_1 , t_2 , t_3 , t_4 ve t_5 zamanları aşağıda belirtildiği gibidir;

- t_1 ; Solumanın durma başlangıcı,
- t_2 ; Apne anı başlangıcı,
- t_3 ; Titreşim başlangıcı,
- t_4 ; Apne anının sonlanması,
- t_5 ; Solumanın tekrar başlaması,

Görüldüğü gibi, klasik CPAP yöntemine göre gerçekleştirilen çalışma hastaya daha az rahatsızlık vermekte ve hastayı başarılı bir şekilde apneden çıkarmaktadır.

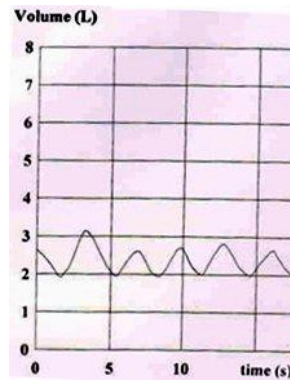
Çalışma bu haliyle uyku apnesi teşhisi konulan PSG cihazlarına ve uyku apnesi tedavisinde kullanılan CPAP cihazlarına alternatif olarak düşünülebilir.

4.4. KOAH TANISI İÇİN DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Pacia ve ark. göre karın boşluğu ve göğsü birbirinden ayıran diyaframın en önemli görevi solunuma sağladığı katkıdır [130]. Solunum sırasında alınan havanın büyük kısmından diyafram kasılması sorumludur. Normal solunum sırasında akciğerlere giren havanın yaklaşık % 75-80' i diyaframın kasılması sebebiyle gerçekleşir. Yatar pozisyonda yapılan solunumda dakikada içeriye çekilen havaya % 60 oranında diyafram katkı sağlar. Diyaframın soluma sırasında kasılır ve diyaframın orta kısmı ileri doğru hareket eder. Ortaya çıkan dikey hareket miktarı normal solunda yaklaşık 1-2 cm iken, zorlu nefes inspirasyonda ise 6-7 cm' ye kadar çıkabilmektedir. Diyaframın her 1cm' lik dikey hareketi, sakin solunum sırasında akciğere yaklaşık 350 ml hava girmesi anlamına gelmektedir [131].

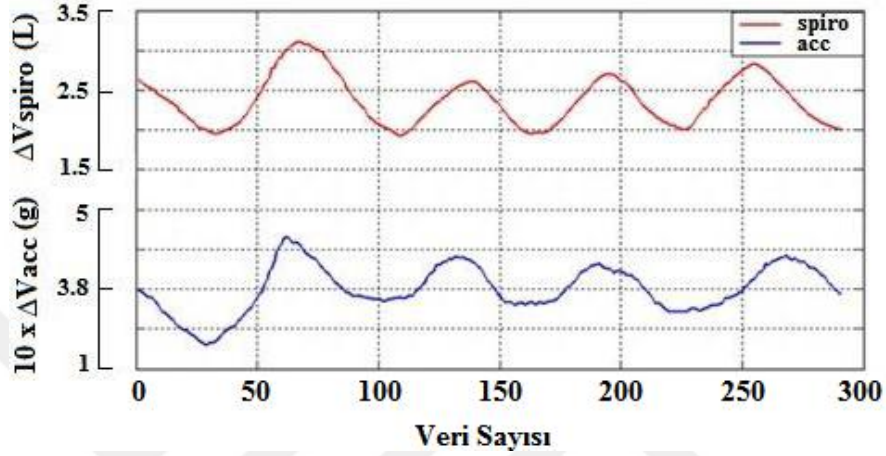
Diyafram hareketlerinin meydana getirdiği ivmeler üzerinden akciğere giren havanın hacmi ampirik yaklaşımla tahmin edilebilir ve ivme (g) – hacim (L) ilişkisi ortaya konulabilir.

Bu amaçla H3 üzerinden eş zamanlı ölçümler gerçekleştirilmiştir. Spirometre ile H3'e ait spirometre cihazından alınan normal soluma anındaki hava akış grafiği Şekil 4.12'de görülmektedir.



Şekil 4.12. Spirometre ile ölçülen hacim.

Daha sonra spirometre ile eş zamanlı ölçülen ivme değerlerinin 16 saniyelik bölümü (0-16 saniye arası) 20 Hz frekansında örneklendi ve elde edilen sinyal şekilleri Şekil 4.13'te çizdirildi. (İvmelenme ile akciğere giren hacim ters orantılı olduğundan, ölçülen ivme sinyali terslendi ve grafikte daha iyi anlaşılabilmesi için sabit 10 sayısı ile çarpılarak genliği artırıldı.)



Şekil 4.13. İvme-Hacim ilişkisi.

İvme-hacim ilişkisini bulabilmek için örnekleme sonucunda elde edilen 416 veri kümesinden 137 tanesi rastgele seçildi. Bu verilerin bir kısmı Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Hacim - İvme karşılaştırılması.

Örnek Sayısı	İvmesel (g)	Spirometrik (L)	Örnek Sayısı	İvmesel (g)	Spirometrik (L)
1	0,38	2,63	15	0,33	2,12
2	0,39	2,62	16	0,32	2,09
3	0,37	2,56	17	0,33	2,05
4	0,39	2,52	18	0,31	2,03
5	0,36	2,45	19	0,33	2,02
6	0,35	2,44	20	0,32	2
7	0,34	2,42	21	0,34	2,02
8	0,37	2,4	22	0,36	2,05
9	0,35	2,38	23	0,4	2,08
10	0,34	2,36	24	0,45	3,01
11	0,35	2,32	25	0,43	3,06
12	0,34	2,29	26	0,44	3,08
13	0,35	2,23	27	0,46	3,12
14	0,34	2,16			

Korelasyon analizleri, iki değişken arasındaki ilişki düzeyini belirlemek için kullanılmaktadır. İki veri grubu arasındaki ilişkiyi istatistiksel olarak bulabilmek amacıyla rastgele seçilmiş veri seti için (137 veri) SPSS programı kullanılmış ve Pearson korelasyon katsayısı hesaplanmış ve bulunan sonuçlar Çizelge 4.3'te verilmiştir.

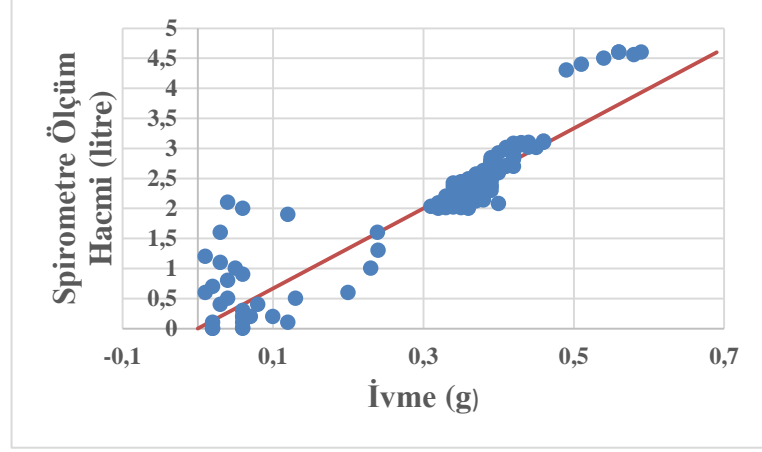
Çizelge 4.3. Korelasyon sonuçları.

		Spirometrik
İvmesel	Pearson	0,914(**)
	Korelasyon (r)	
	Sig. (2-tailed)	0,000
	N	137

** 0.01 seviyesinde (2-kuyruklu) korelasyon önemlidir.

Yapılan analiz sonucunda, Spirometre ölçüm değerleri ile geliştirilen cihaz ölçüm değerleri arasındaki ilişki 0,914 olarak bulunmuştur. Dolayısıyla, iki cihaz ölçüm değerleri arasında çok yüksek düzeyde (% 91) ve pozitif bir ilişki olduğu görülmektedir. Ayrıca $p < 0.01$ olarak bulunduğundan, ölçüm değerleri arasındaki ilişki anlamlıdır ve iki yıldız % 99 güvenirlilik anlamına gelmektedir.

Bu korelasyon araştırmasına ek olarak ölçülen ivme ve hacim değerleri Şekil 4.14' te verilmiştir. Spirometre değerleri ile ivmeölçer değerleri birbirine göre çizilmiştir. Şekil 4.14'de x-ekseni ölçülen ivme değerlerini, y-ekseni aynı değere karşılık gelen spirometre ölçüm hacimlerini göstermektedir. Grafikten, hacim 2 litre ile 4 litre arasında olduğunda, ivme değerleri ile spirometre değerleri arasında iyi bir korelasyon olduğu görülmektedir.



Şekil 4.14. İki ölçüm arasındaki korelasyon ilişkisi.

Analiz sonucunda, veriler arasındaki ilişkiyi tanımlayan denklem, Eşitlik 4.1'de verilmiştir. Burada; g ölçülen ivme, s tahmini hacim, n veri dizinidir.

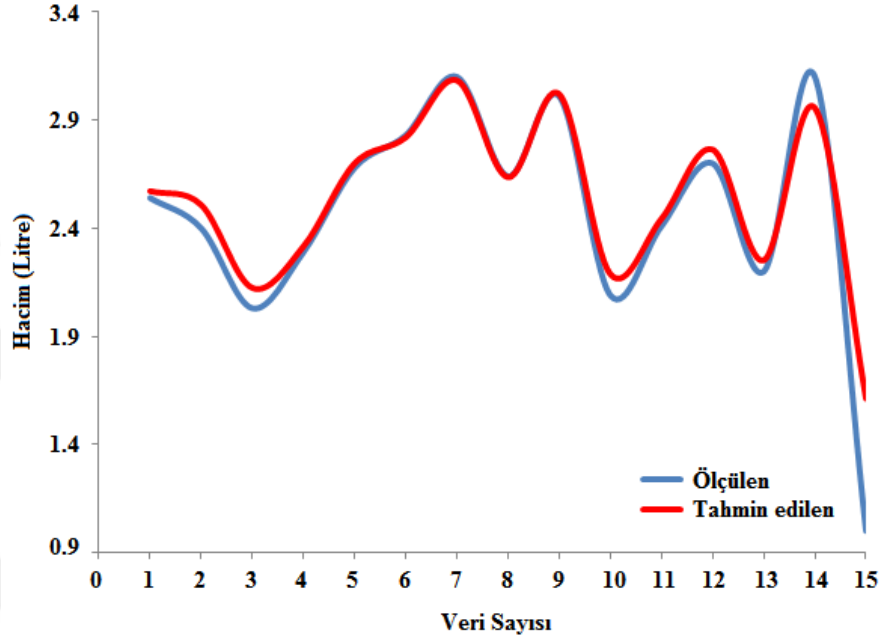
$$s = (g \cdot 6,4)_{[n]} + 0,14 \quad (4.1)$$

Eşitlikteki katsayı ve sabit, hastalara göre değişebilir. Eşitlik 4.1' in performansını incelemek için, Çizelge 4.2' de verilmeyen rasgele veri kümesinden 15 farklı veri seçilmiştir ve Eşitlik 4.1 uygulanmıştır. Ölçülen değere bağlı olarak oluşan tahmini değerler Çizelge 4.4' te verilen şekilde tablolştırılmıştır.

Çizelge 4.4. Tahmin edilen hacim sonuçları.

Veri No:	İvme (g)	Hacim (L)	Tahmini hacim (L)	Fark
1	0,38	2,54	2,572	0,032
2	0,37	2,4	2,508	0,108
3	0,31	2,03	2,124	0,094
4	0,34	2,29	2,316	0,026
5	0,4	2,68	2,7	0,02
6	0,42	2,83	2,82	0,002
7	0,46	3,1	3,084	0,016
8	0,39	2,64	2,636	0,004
9	0,45	3,01	3,02	0,01
10	0,32	2,09	2,188	0,098
11	0,36	2,41	2,444	0,034
12	0,41	2,7	2,764	0,064
13	0,33	2,2	2,252	0,052
14	0,44	3,1	2,956	0,144
15	0,23	1	1,612	0,612

Çizelge 4.4'te gösterildiği gibi cihaz ile spirometre ölçüm sonuçları arasındaki ortalama tahmini hata marjının (0,08) oldukça düşük olduğu ve ihmal edilebilir olduğu söylenebilir. Bu açıdan, bu çalışma Koah tanısında kullanılan spirometre testlerine alternatif bir yöntem olarak düşünülmüştür. Ölçülen değerler ile tahmini değerler arasındaki ilişki Şekil 4.15' te grafiksel olarak verilmiştir.



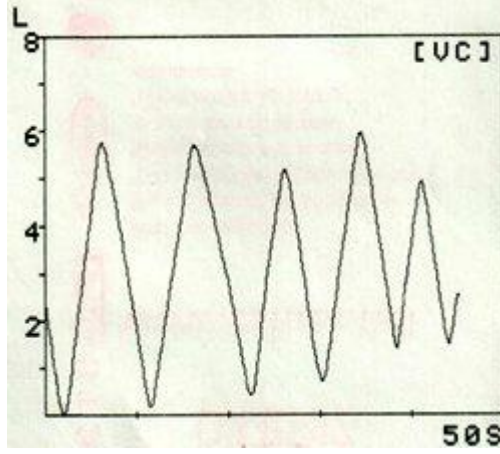
Şekil 4.15. Ölçülen değerler ile tahmini değerler arasındaki ilişki.

İvme-hacim ilişkisi ortaya konduktan sonra bu bölümde hasta üzerinden Koah tanısı için en önemli parametrelerden VC, TVC, FVC ve RR parametreleri ölçülmüştür.

4.4.1. Vital Kapasite

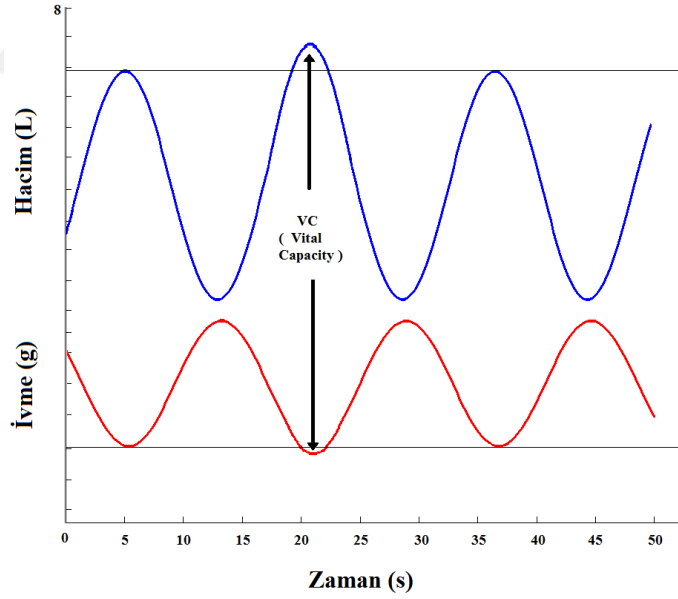
Akciğer kapasiteleri içerisinde en sık kullanılanıdır. Maksimum bir inspirasyondan sonra, yapılan tam bir ekspresyon ile çıkarılan hava hacmidir. Yaklaşık 4,6 litredir. Uzun ve zayıf kişiler, şişmanlara göre daha büyük vital kapasiteye sahiptirler. Yani vital kapasite için kilodan ziyade boy daha önemli ve belirleyici bir parametredir.

Ölçüm yapılırken hasta üzerine spirometre ve geliştirilen cihaz algılayıcısı bağlanmış ve eş zamanlı ölçümler gerçekleştirilmiştir. Spirometre cihazı ile ölçülen VC grafiği Şekil 4.16'da görülmektedir.



Şekil 4.16. Spirometre ile ölçülen VK grafiği.

Her iki cihazdan elde edilen verileri karşılaştırmak amacıyla spirometreden alınan veriler örneklenmiştir. İvme değerinin ise tersi alınmış ve Eşitlik 4.1'de ki katsayı ile çarpılarak VC değeri tahmin edilmiştir. Hacim ve ivme sinyalleri ile karşılaştırılarak Şekil 4.17'de çizdirilmiştir.



Şekil 4.17. Eş zamanlı ölçülen ivme-hacim grafiği.

Şekil 4.17 dikkatle incelendiğinde iki sinyalin birbirinin tersi olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, akciğere hava akımı ile beraber, diyaframın yukarı doğru şişmesi ve karın bölgesinde içeri doğru bir ivmelenme hareketinin olmasındandır. Bu yüzden hacim ile ivme arasında anlamlı bir ters ilişki mevcuttur. Yani vital kapasite

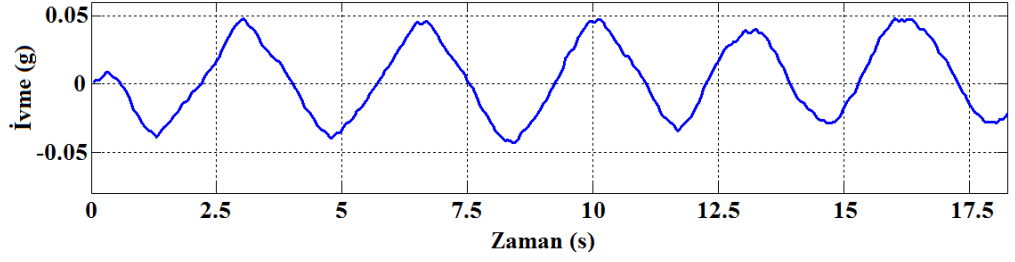
ölçülürken solunum esnasında akciğere giren en büyük hacim değerine karşılık, geliştirilen cihaz en küçük ivme değerini göstermektedir. Aynı şekilde ivme değerinin en büyük olduğu durum, akciğerden en fazla havanın atıldığı hacim değerini vermektedir.

Spirometre, VK değerini 5, 98 litre (68. epok) olarak ölçmüştür. Buna karşılık, gelen ivme değeri ise 0,5g (68.epok)' dir. Yani hacmin maksimum değere ulaştığı noktada, ivme değeri minimum değerde inmektedir.

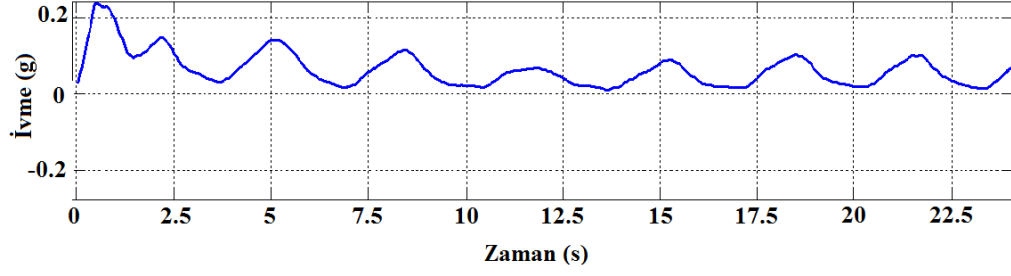
4.4.2. Tidal Kapasite

Normal soluma hacmi, dinlenme esnasında, normal soluk alıp verirken akciğere giren ve çıkan hava hacmini ifade etmektedir. Bu hacim değeri insanlar arasında boy, kilo gibi parametrelere bağlı olarak farklılık göstermekle birlikte ortalama 500 mL' dir. Diğer canlılarda ise akciğer hacmine bağlı olarak örneğin at için 1,75-13 L iken daha küçük bir akciğere sahip köpek için 0,17 L' dir.

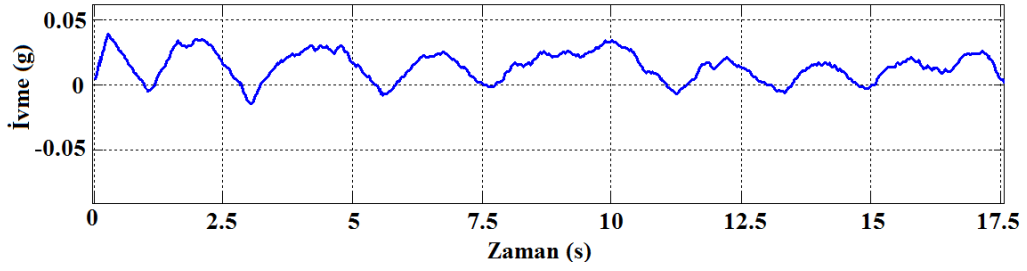
TVC' yi ölçebilmek amacıyla ivmeölçer ile çalışma grubundaki 4 hasta üzerine (H1, H5, H7, H9) ayrı ayrı bağlanmış ve hastalardan ilk önce sakin solunum yapmaları istenmiştir. Bu esnada oluşan ivme verileri SD karta kaydedilmiş ve daha sonra bilgisayar ortamına alınarak MATLAB programı ile filtrelenmiş ve böylelikle Şekil 4.18 elde edilmiştir. Görüldüğü gibi soluma dalga formu başarılı bir şekilde elde edilmiştir.



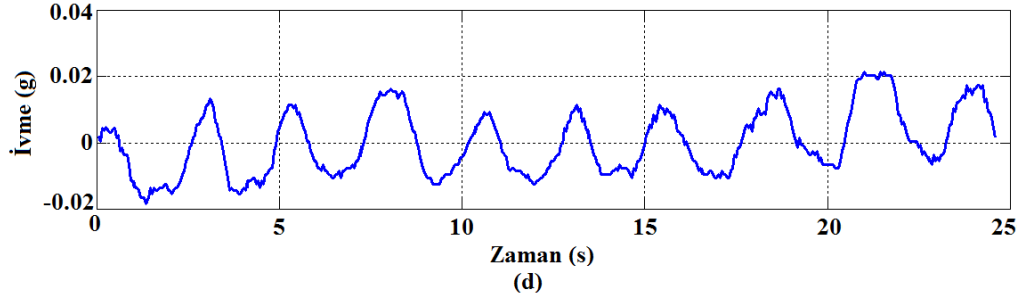
(a)



(b)



(c)



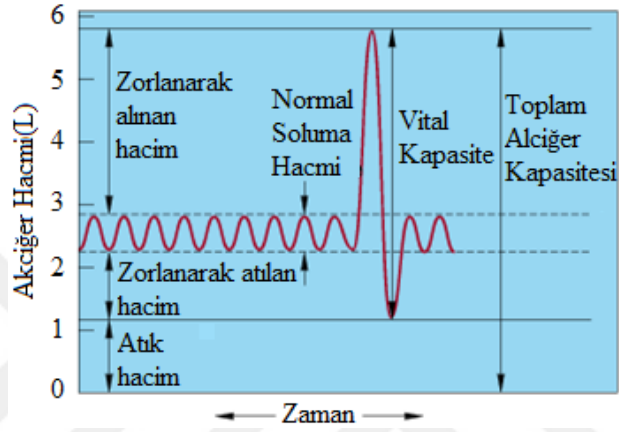
(d)

Şekil 4.18. Diyafram hareketlerinden soluma sinyalinin ölçülmesi, a) H1'den, b) H5'de, c) H7'den, d) H9'dan.

H1, H5 ve H7' in yavaş solunum yaparken H9 daha hızlı nefes alıp verdiği şekilde rahatlıkla anlaşılabilir.

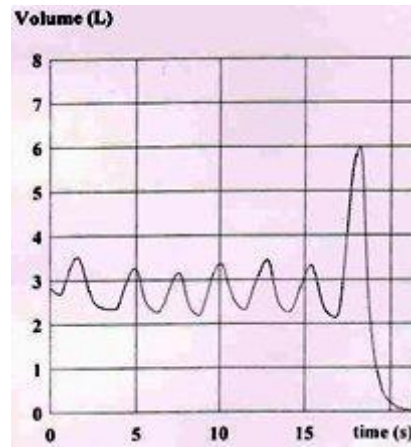
4.4.3. Zorlu Vital Vapasite

FVC, derin inspirasyondan sonra zorlu, hızlı ve derin ekspresyonla atılan maksimum hava hacmidir. Spirometre ile 2 formatta ölçülebilir; spirometre grafiği ve akım-hacim halkası. Koah' a ait ölçüm parametreleri genel olarak spirometre grafiği formatında Şekil 4.19'da görülmektedir.



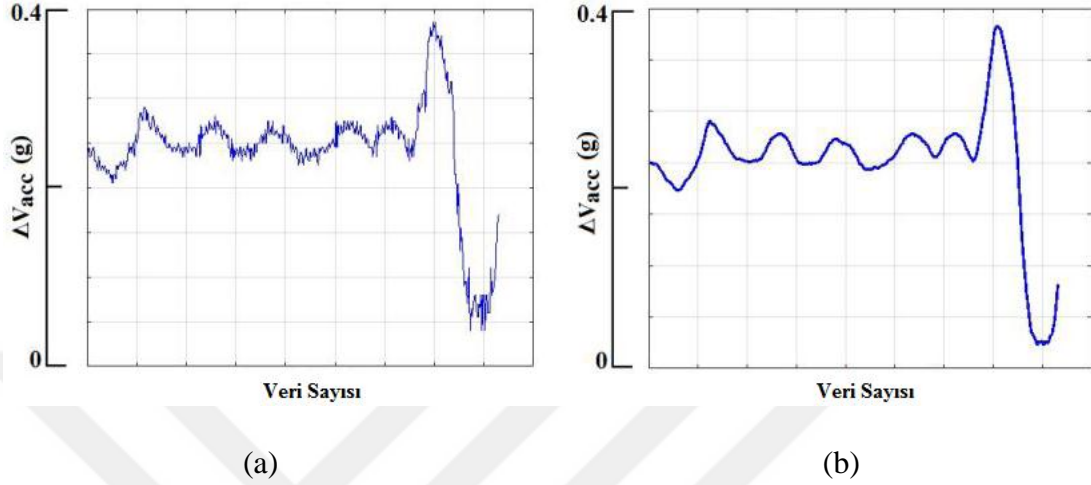
Şekil 4.19. Koah ölçüm parametreleri [132].

Spirometre ile hasta üzerinden FVC' nin grafiksel ölçülebilmesi için hastadan ilk önce normal soluma yapması ve daha sonra derin bir nefesin ardından alınan nefesin hızlı bir şekilde atılması istenmiştir. Böylece hem TVC hem de FVC ölçülmüştür. Spirometre ile gerçekleştirilen ölçüme ait sinyal şekli, Şekil 4.20' de görülmektedir.



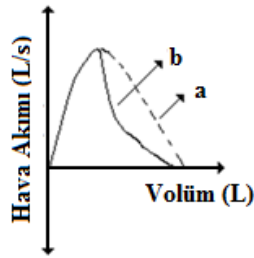
Şekil 4.20. Spirometre ile TV ve FVC ölçümü.

Spirometre ile eş zamanlı gerçekleştirilen ivme ölçüm grafiği Şekil 4.21'de görülmektedir. Ölçülen ivme grafiği, 2. bölümde anlatıldığı gibi Matlab kullanılarak filtrelenmiştir. Elde edilen ölçüm grafikleri birbirine oldukça yakın çıkmıştır.



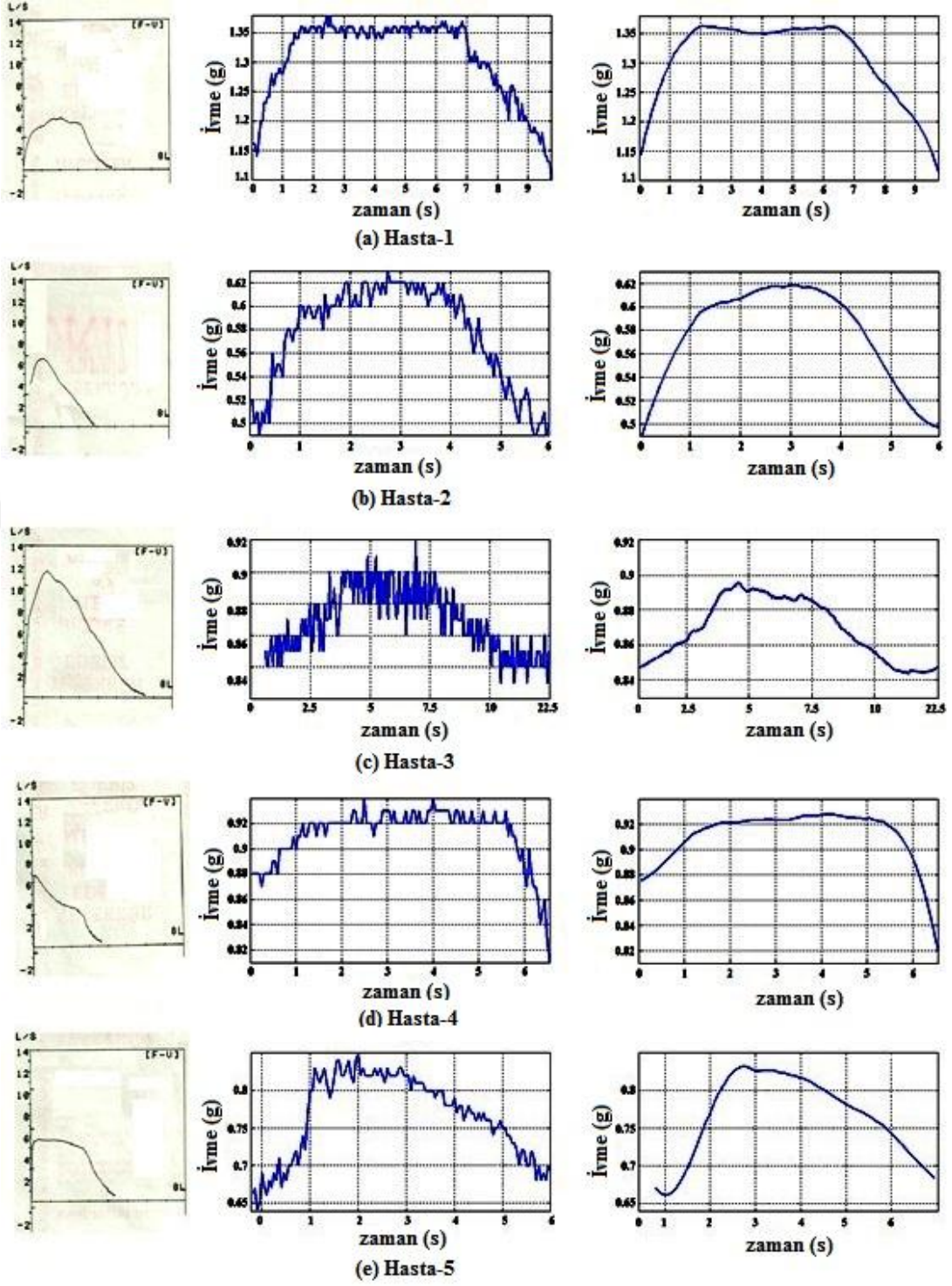
Şekil 4.21. İvmeölçer ile ölçülen TVC ve FVC. a) ham, b) filtrelenmiş.

FVC parametresi akım-hacim halkası şeklinde de ölçülür. Normal koşullar altında, FVC, TVC' ye eşittir, ancak hava yolu obstrüksiyonu durumunda FVC, TVC' den daha küçüktür. Şekil 4.22, normal ve tıkalı (obstrüktif) akış-hacim eğrisini göstermektedir.



Şekil 4.22. Akım-Hacim halkası, a) normal, b) tıkalı.

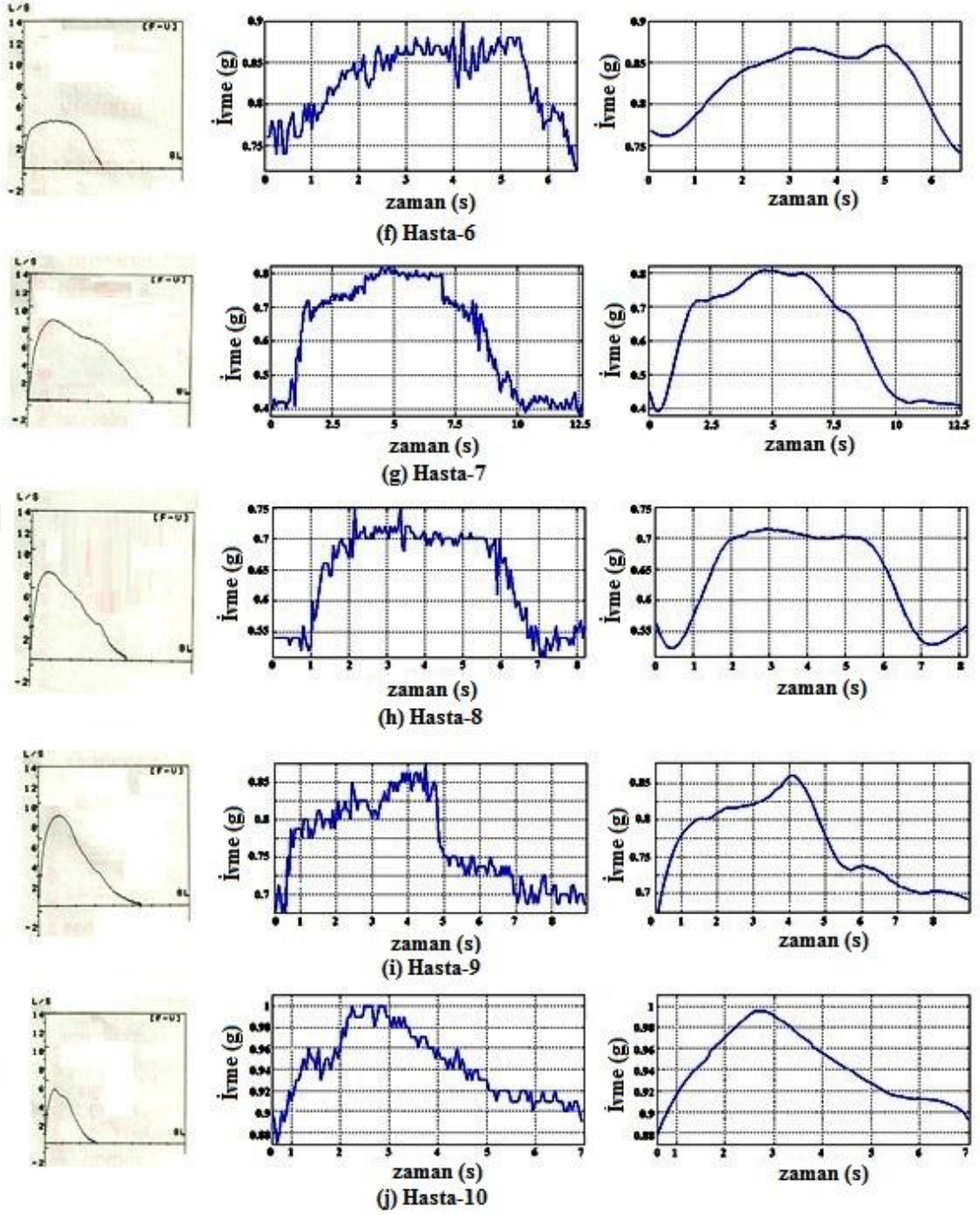
Buna göre çalışma grubunda bulunan 10 bireyden spirometre ile eş zamanlı ölçümler gerçekleştirilmiş ve elde edilen sonuçlar Şekil 4.23'te gösterilmiştir. Ölçülen ivme değerleri, ölçülen spirometre eğrisine benzemesi açısından ölçülen veriler filtrelenmiş, terslenmiş ve grafikler çizdirilmiştir.



(a)

(b)

Şekil 4.23. Tüm hastalara ait FVC ölçüm sonuçları, a) spirometre, b) geliştirilen sistem.



Şekil 4.23. (devam ediyor).

Şekil 4.23 dikkatle incelendiğinde, her iki grafik türünden de H9 ve H10' un tıkaçıcı bir eğriye sahip oldukları anlaşılabilmektedir.

Spirometre ile ölçülen hacim-zaman grafik sonuçları ile ivmeölçer ile ölçülen ivme-zaman grafik sonuçları görsel olarak karşılaştırıldığında, ivme grafiklerine bakılarak

ta hastaların normal mi yoksa Koah mı olduğu anlaşılabilir. Sayısal veriler ile karşılaştırma yapmak yerine bu şekilde görsel olarak karşılaştırma da sebep, doktorların hasta sonuçlarını grafikler üzerinden incelemeye alışık olmalarından dolayıdır.

4.4.4. Soluma Oranı

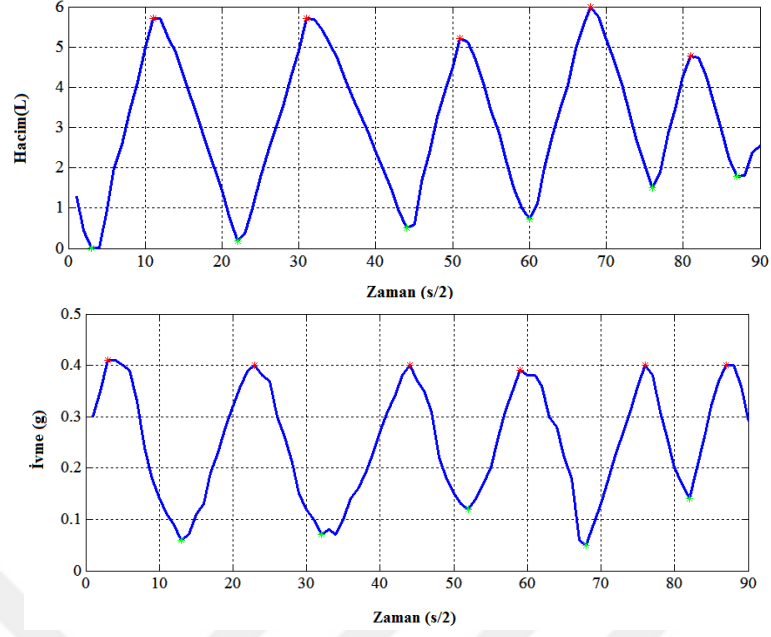
RR parametresi, solunum frekansını ifade etmekte olup dakikadaki soluma sayısına eşittir. Pratikte RR, diyaframın dakikadaki yükselme veya alçalma sayısı ile tespit edilir. RR, genellikle bir kişinin sağlığı hakkında hızlı bir değerlendirme yaparak fikir elde etmek amacı ile spirometre ile de ölçülebilen önemli bir parametredir. Hasta soluma hızının; normal, anormal hızlı (*taşipne*), anormal yavaş (*bradypnea*), veya varolmayan (*apnea*) olup olmadığını belirlemek için oldukça pratik bir yoldur.

Aşağıda dinlenme anında normal olarak gerçekleştirilen dakikadaki soluma oranlarının yaşa göre değişimi görülmektedir;

- Yaşı <1 ay: 30-60 bpm
- Yaş 1 6 aya kadar: 30-50 bpm
- Yaş 6-12 aya: 24-46 bpm
- Yaş 1-4 yıla: 20-30 bpm
- Yaş 4 ila 6 yıl: 20-25
- Yaş 6-12 yıl: 16-20 bpm
- Yaş > 12 yaş ve yetişkin: 12-16 bpm

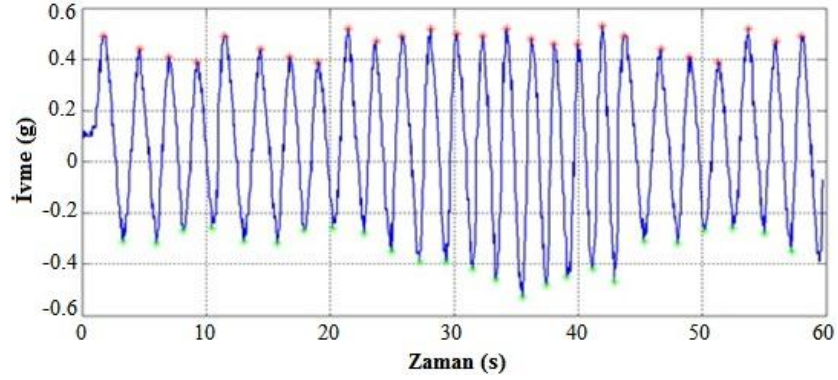
(Bpm = dakikadaki solunum)

Şekil 4.24'de, ölçüm yapılan hastaya ait soluma grafiği görülmektedir. Matlabda geliştirilen program sayesinde sinyallerin tepe ve çukur noktaları bulundu. Tepe noktaları kırmızı ile çukur noktalar ise yeşil ile gösterilmiştir. Tepe noktalar inspirasyon durumunu gösterirken, çukur noktalar ise ekspirasyon olayını göstermektedir. Dolayısı ile toplam kırmızı nokta sayısı, ölçüm sırasındaki inspirasyon sayısını verirken, toplam yeşil nokta sayısı ise ekspirasyon sayısını verir.



Şekil 4.24. RR sayılarının bulunması, örnek-1.

Her iki şekilde birlikte incelendiğinde, inspirasyon ve ekspirasyon sayılarının iki cihaz ile aynı (5 defa soluk alınıp verilmiş) olduğu görülmektedir. Bir diğer ölçümde yine soluma oranı tespit edilmiştir. Şekil 4.25’te ölçüm sonucu görülmektedir.



Şekil 4.25. RR sayılarının bulunması, örnek-2.

Bu ölçümde hasta, 26 kez soluma işlemi gerçekleştirmiştir. Normal duruma göre bu oran fazla olduğundan hastanın hızlı nefes alıp verdiği anlaşılmaktadır.

4.5. CİHAZIN BENZER ÇALIŞMALAR İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Yapılan çalışma, hem Koah hem de apneye yönelik veri analizine imkân sağlaması açısından ilk sayılabilir. Bu bölümde, geliştirilen cihaz, daha önce yapılan ve literatürde belirtilen biomedikal cihazlar ile Çizelge 4.5'te belirtilen özellikler bakımından karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.5. Geliştirilen cihazın literatürdeki diğer çalışmalar ile karşılaştırılması.

	Philips Stardust II[133]	Uyku Aktivitesi Görüntüleme [134]	Uyku Apnesi Tespit Sistemi[135]	Geliştirilen Cihaz
Kullanılan Algılayıcı	Basınç, efor, oximetre, pozisyon sensörü	EKG, ivmeölçer	EKG, jiroskop, basınç, efor, oximetre	ivmeölçer
Spirometre olarak kullanılabilme	HAYIR	HAYIR	HAYIR	EVET
Wireless/RF	HAYIR	Bluetooth	Zigbee	Bluetooth, RF
Mobil uygulama	HAYIR	HAYIR	HAYIR	HAYIR
Boyut(cm)	11.5x5.x8	3.9x5.8x2x3	6x6.4x0.15	12x6x5
Ağırlık (pilsiz)	102g	bilinmiyor	bilinmiyor	95g
Pil ömrü gücü	8.5 saat	18saat	5v	9v, 10 saat
Apne Tespiti	HAYIR	HAYIR	EVET	EVET
Hasta uyarım sistemi	HAYIR	HAYIR	HAYIR	EVET
Alarm sistemi	HAYIR	HAYIR	HAYIR	EVET
TVC/FVC/RR	HAYIR	HAYIR	HAYIR	EVET

4.6. ÖLÇÜLEN VERİLER KULLANARAK YSA İLE APNE TESPİTİ

YSA modeli olarak 3. Bölümde tasarlanan 3 katmanlı geri beslemeli ağ yapısı kullanılmıştır. YSA yapısı oluşturulduktan sonra geliştirilen cihaz ile ölçülmüş 5886 adet XYZ eksenel ivme verisi eğitim karakteristiğini iyileştirmek için 0 ile 1 değer kümesi içinde normalize edildi. Bir X veri kümesinin [0,1] arasında normalize işlemine tabi tutulması için o kümenin X_{\min} , X_{\max} değerleri bulunur ve Eşitlik 4.2 yardımıyla normalize edilir;

$$X_n = \frac{X - X_{\min}}{X_{\max} - X_{\min}} \quad (4.2)$$

Burada,

- X_n : normalize edilmiş değer,
- X: normalize edilecek değer,
- X_{\max} : dizideki en büyük veri değeri,
- X_{\min} : dizideki en küçük veri değeridir.

Aktivasyon fonksiyonu olarak gizli ve çıkış katmanları doğrusal olmadığından ve normalizasyon sonrası veri setinde negatif değer bulunmadığı için *log-sig aktivasyon fonksiyonu* seçilmiştir. Bu fonksiyonun matematiksel ifadesi Eşitlik 4.3'te verilmiştir.

$$F(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (4.3)$$

4.6.1. Gizli Katmandaki Nöron Sayısının Belirlenmesi

MSE değerine göre YSA parametre değerleri oluşturulmuştur. Gizli katmandaki uygun nöron sayısını bulmak için birçok farklı ağ denenmiştir. Nöron sayıları deneme yanılma metodu ile 5 den 25'e kadar denenerek belirlenmiştir. Buna göre en düşük hata değerinin elde edildiği YSA yapısı, 18 nörondan oluşan bir yapıya sahiptir.

4.6.2. En İdeal İterasyon Sayısının Belirlenmesi

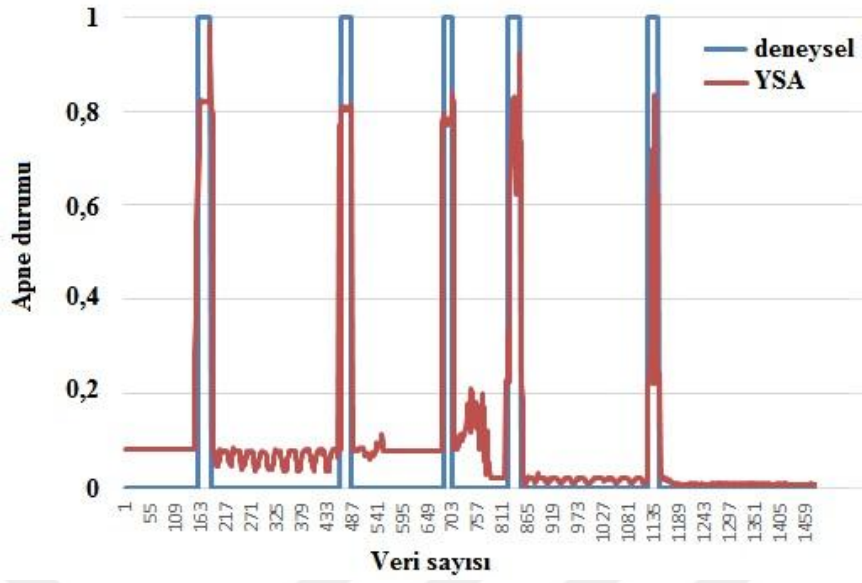
Tasarlanan YSA’da gizli katmandaki en uygun nöron sayısına göre en uygun iterasyon sayısını bulmak için 1 den 5000’e kadar deneme yapılmıştır. Bu denemeler sonucunda YSA için MSE ile en uygun olan iterasyon sayısı 1500 olarak alınmıştır. İnceleme sonucuna göre, 2–18–2 nöron ve 1500 iterasyona sahip olan YSA elde edilmiştir.

Ölçülen verilerden elde edilen veri seti eğitim ve test veri seti olarak ikiye ayrılmıştır. YSA’nın eğitiminde, bu verilerden rasgele seçilmiş 3943 (toplam verilerin % 66,6) adedi kullanılmıştır. Geriye kalan 1943 (toplam verilerin % 33,33) veri de test için kullanılmıştır. Bu verilerin bir kısmı Çizelge 4.6’da görülmektedir.

Çizelge 4.6. Eğitim ve test verileri.

Grup No	Eğitim Verileri				Grup No	Test Verileri			
	Girişler			Çıkış		Girişler			Çıkış
	X(g)	Y(g)	Z(g)	A		X(g)	Y(g)	Z(g)	A
1	0,53937	0,4	0,865672	0	1	0,535433	0,44	0,870647	0
2	0,53937	0,4	0,870647	0	2	0,535433	0,44	0,868159	0
3	0,53937	0,4	0,870647	0	3	0,53937	0,43	0,870647	0
4	0,535433	0,41	0,868159	0	4	0,543307	0,47	0,863184	0
5	0,535433	0,4	0,865672	0	5	0,535433	0,56	0,820896	0
6	0,53937	0,4	0,868159	1	6	0,531496	0,51	0,883085	0
7	0,535433	0,4	0,870647	1	7	0,535433	0,54	0,860697	0
8	0,53937	0,4	0,868159	1	8	0,535433	0,61	0,850746	1
9	0,53937	0,4	0,868159	1	9	0,53937	0,64	0,855721	1
10	0,53937	0,4	0,868159	1	10	0,53937	0,43	0,870647	1

Apne olayının varlığı ‘1’ olarak, apne olayının gerçekleşmediği durum ise ‘0’ olarak kabul edilmiştir. YSA’dan elde edilen sonuçlar ile deneysel veriler birbirleri ile karşılaştırılmıştır (Şekil 4.26).



Şekil 4.26. Ölçülen veriler ile YSA verilerinin karşılaştırılması.

Şekil 4.26’da görüldüğü gibi, YSA sonuç verileri ile deneysel test veri sonuçları oldukça yakın çıkmıştır. Her iki sonuca bakılarak ta apne olayı kolaylıkla anlaşılabilir.

4.7. BULANIK MANTIK İLE AKCİĞER KAPASİTESİNİN TAHMİNİ

Bu bölümde çalışma grubunda bulunan hastalara ait Spirometre ile ölçülmüş akciğer kapasiteleri (VT) bulanık mantık ile tahmin edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla bulanık girişli bir uzman sistem (BGUS) tasarlanmıştır. Spirometre ile ölçülen veriler, tasarlanan BGUS’ a uygulanmıştır.

4.7.1. BGUS Tasarımı

Uzman sistemler, bilgi ve hesaplama karar kuralları kullanarak, önemli ve uzmanlık gerektiren sorunların çözümüne yardımcı olan bilgisayar programlarıdır. Bu programlar, bir uzmanın düşünce kalıplarını ve mantıksal kararlarını taklit etmeye çalışır. Bulanık uzman sistem, bulanık mantık teorisini kullanır [136]. Literatürde, uzman sistem kullanımı ile alakalı birçok uygulama mevcuttur [137]. Uzman sistem, genel anlamda bir bilgi bankası (Knowledge-Base) ve bir de çıkarım mekanizmasından (Inference Engine) oluşmaktadır. Bilgi bankası, daha önce

doğrulanmış bilgileri içerir. İkincisi kısım ise veri tabanındaki bilgileri kullanarak seçilen soruların yanıtları sağlar [138]. Çalışmada kullanılan uzman sistem yapısı Şekil 4.27’de görülmektedir[139].



Şekil 4.27. BGUS yapısı.

Tasarlanan uzman sisteme ait birimler şu şekildedir;

- 1- *Bulanıklaştırma ünitesi (Fuzzifier)*: Bu bölüm giriş değişkenlerini ölçer, üzerinde bir ölçek değişikliği yaparak bulanık kümelere dönüştürür.
- 2- *Çıkarım motoru (Inference engine)*: Bu ünite, kurallar bulanık mantık kurallarını uygulayarak bulanık çıkışlar verir.
- 3- *Bilgi Bankası (Knowledge Base)*: Çıkarım motoru, kural tabanında kullanılan bulanık kümeleri buradan alır. Veri tabanı ve kural tabanından oluşur.
- 4- *Durulama ünitesi (Defuzzifier)*: Çıkarım motorunun bulanık küme üzerinde yapmış olduğu ölçek değişikliklerini sayısal değerler dönüştürür.

4.7.1.1. Bulanıklaştırma Ünitesi

Fiziksel giriş bilgilerinin, dilsel niteleyicilerle ifade edebileceğimiz bulanık mantık bilgileri şekline çevirme işlemine bulanıklaştırma adı verilir. Ancak bu bilgilerin tamamının mutlaka kesin bilgiler olmaz. Bulanıklaştırma işlemi önemli ölçüde kesin

olmayan bilgiyi de içine alır ve bulanıklaştırır. Bulanıklaştırma sonucu elde edilen değişkenlere dilsel değişkenler (linguistic variables) denir ve tüm giriş değişkenlerinin değerleri, üyelik derecesi olarak buraya atanır [140].

4.7.1.2. Çıkarım Motoru

Çıkarım motorunun görevi, bulandırma biriminden gelen bulanık değerleri, kural tabanındaki kurallar üzerinde uygulayarak bulanık sonuçlar üretmektedir. Giriş-çıkış arasındaki bağlantılar, kural tabanındaki kurallar yardımıyla sağlanır. Bu birimde elde edilen değer kural tablosundan dilsel ifadeye çevrilir ve durulama birimine gönderilir. Bulanık çıkarım yöntemleri içerisinde en yaygın kullanılan ve bu çalışmada da tercih edilen çıkarım yöntemi Mamdani yöntemidir.

4.7.1.3. Bilgi Bankası

Bilgi Bankası, sonuç çıkarımında kullanılan kurallar kümesini tutar. Bu sistemin, bilgiyi temsil etmek için EĞER – O HALDE kurallarını kullanır. Bu kurallar genellikle yüz ile bin arasında değişir [141]. Bilgi bankası, veri tabanı ve kural tabanından oluşmaktadır. Kurallar, aşağıdaki yapılarda olur [142];

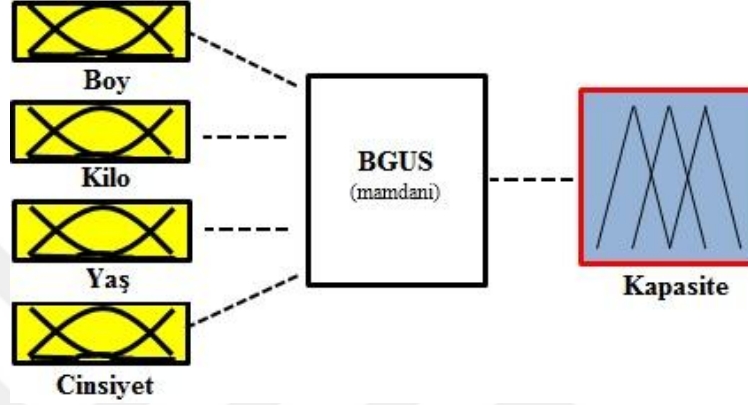
EĞER (*durum (bir veya daha fazla)*) **O HALDE** (*eylem*)

4.7.1.4. Durulaştırma Ünitesi

Durulama ünitesi, karar verme biriminden gelen bulanık bilgiden bulanık olmayan ve uygulamada kullanılacak gerçek değerini elde edilmesini sağlar. Durulama, bulanık bilgilerin kesin sonuçlara dönüştürülmesi işlemidir. Durulama işleminde değişik yöntemler esas alınmaktadır. Durulaştırmak için ağırlık merkezi yöntemi kullanılmıştır[143].

4.7.2. Verilerin BGUS'e Uygulanması

BGUS'a ait bulanık kurallar; üç giriş değişkeni ve tek çıkış değişkeni olacak şekilde tanımlanmıştır. Şekil 4.28, giriş ve çıkış değişkenlerini ve BGUS editörünü göstermektedir.



Şekil 4.28. Tasarlanan BGUS Mimarisi.

4.7.2.1. Giriş Ve Çıkış Değişkenleri

Giriş Değişkenleri

'Boy' için giriş değişkeni 3 bulanık kümeye ayrılmış ve sınır değerleri 0-200 arası seçilmiştir. Gerekli tanımlamalar aşağıdaki gibidir;

BOY: Hastanın boyu [0-200 cm].

B= K (Kısa) – O (Orta) – U (uzun)

'Kilo' için giriş değişkeni 3 bulanık kümeye ayrılmış ve sınır değerleri 0-120 arası seçilmiştir.

KİLO: Hastanın kilosu [0-120 kg].

K= Z (Zayıf) – N (Normal) – K (Kilolu)

‘Yaş’ için giriş değişkeni 3 bulanık kümeye ayrılmış ve sınır değerleri 0-80 arası seçilmiştir.

YAŞ: Hastanın Yaşı [0-80 yıl].

Y= G (Genç) – O (Orta) – Y (Yaşlı)

‘Cinsiyet’ için giriş değişkeni 2 bulanık kümeye ayrılmış ve sınır değerleri 0-1 arası seçilmiştir.

CİNSİYET: Hastanın Cinsiyeti [0-1].

Y= E (Erkek) – K (Kadın)

Çıkış Değişkenleri

Çıkış değişkeni 5 bulanık kümeye ayrılmıştır ve sınır değerleri 0-7 arası seçilmiştir.

Kapasite: Vital Kapasite [0-7 L].

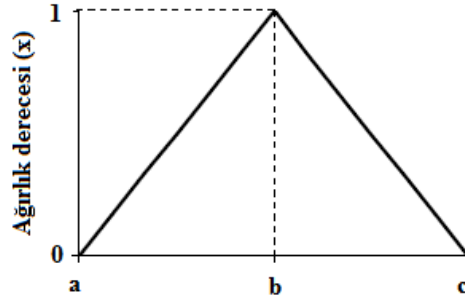
VK= ÇA (Çok Az) – D (Düşük) – O (Orta) – Y (Yüksek) – ÇY (Çok Yüksek)

Girdi-çıkış parametreleri ve dilsel ifadeler Çizelge 4.7’de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Giriş-çıkış parametreleri ve dilsel ifadeleri.

Giriş Değişkenleri				Çıkış Değişkeni
Boy (cm)	Kilo (kg)	Yaş (yıl)	Cinsiyet	Kapasite (L)
K[0 0 145 160]	Z [0 0 40 60]	G[0 0 20 35]		ÇA[0 0 1 2,5]
O[145 160 175]	N [40 55 65 80]	O[20 35 40 55]	E[0 0 0,4 0,5]	D[1 2.25 3,5]
U[160 175 200 200]	K [60 80 120 120]	Y[40 55 80 80]	K[0,5 0,6 1 1]	O[2 3.25 4,5]
				Y[3 4.25 5,5]
				ÇY[4 6,5 7 7]

Giriş – çıkış parametreleri ve sınır aralığı belirlendikten sonra üyelik fonksiyonları bulanıklaştırma metodu olarak Şekil 4.29’da görünen Üçgen model kullanılmış ve veriler bulanık kümelere dönüştürülmüştür.

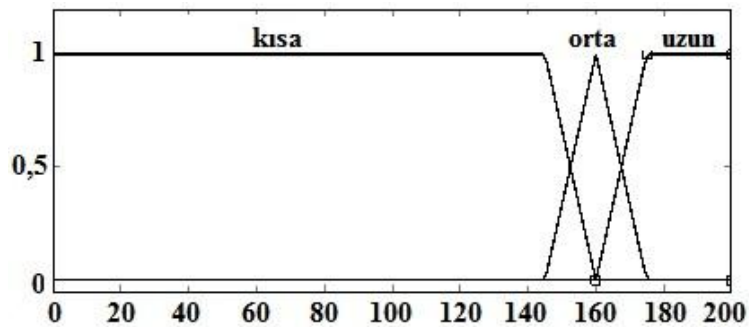


Şekil 4.29. Üçgen üyelik modeli.

Üçgen üyelik modeline ait bulanıklaştırma fonksiyonu Eşitlik 4.4’de ki gibi ifade edilir.

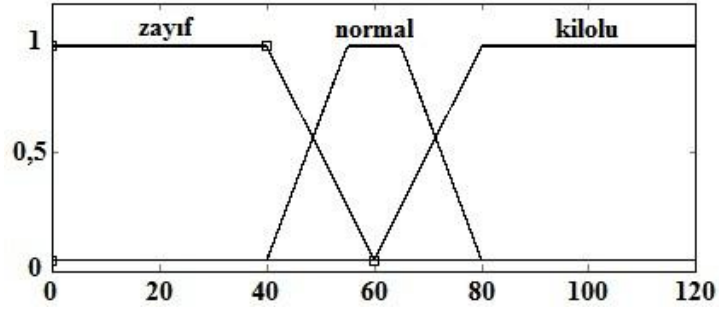
$$\mu(x) = \mu_A(x, a, b, c) = \begin{cases} \frac{(x - a)}{(b - a)}, & a \leq x < b; \\ \frac{(c - x)}{(c - b)}, & b \leq x < c; \\ 0, & x > c \vee x < a; \end{cases} \quad (4.4)$$

Çalışma Matlab (R2011a) programı Fuzzy Lojik Toolbox, FIS(Fuzzy Inference System) editörü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Üyelik fonksiyonları grafikleri bu program kullanılarak çizdirilmiştir. BOY değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği Şekil 4.30’da görülmektedir.



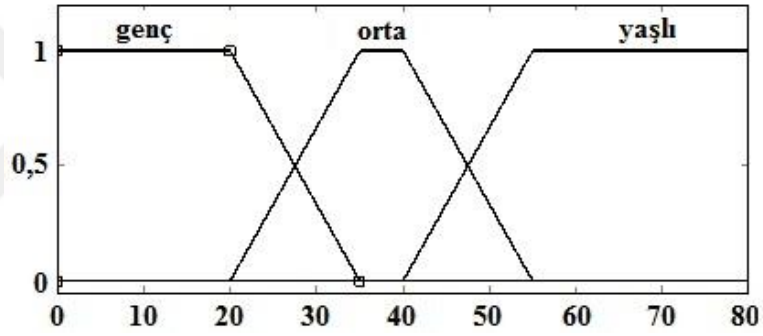
Şekil 4.30. Boy değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.

KİLO değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği Şekil 4.31’de görülmektedir.



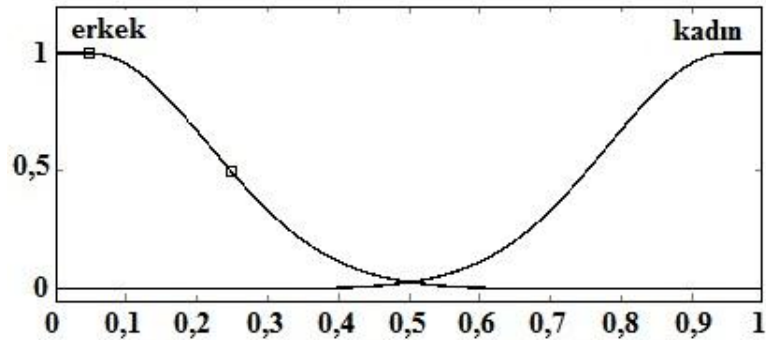
Şekil 4.31. Kilo değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.

YAŞ değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği Şekil 4.32’de görülmektedir.



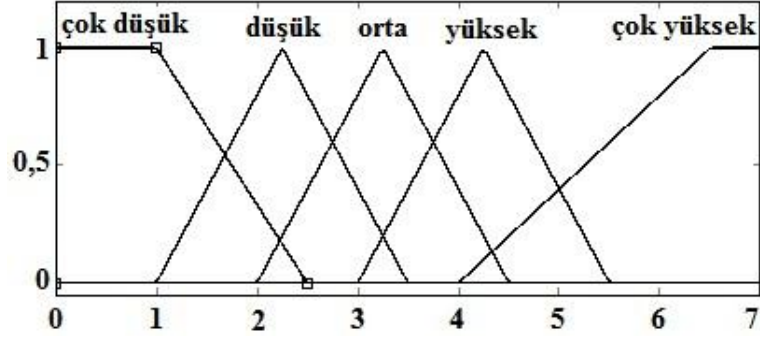
Şekil 4.32. Yaş değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.

CİNSİYET değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği Şekil 4.33’te görülmektedir.



Şekil 4.33. Cinsiyet değişkenine ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.

Çıkışa (Akciğer Kapasitesi) ait üyelik fonksiyonlarının grafiği Şekil 4.34'te görülmektedir.



Şekil 4.34. Çıkışa (VK) ait üyelik fonksiyonlarının grafiği.

4.7.2.2. Kural Tabanı

Kural tablosu üyelik fonksiyonları dikkate alınarak, bir uzman eşliğinde oluşturulmuştur. Buna göre oluşturulan 54 kurallı kural tabanının bir kısmı Çizelge 4.8'de verilmiştir.

Çizelge 4.8. Kural tabanı.

Kural No:	Kural Yapısı	Giriş Değişkenleri				Kural Yapısı	Çıkış Değişkenleri
	<i>durum</i>	B	K	Y	C	<i>eylem</i>	VK
1	<i>if</i>	U	Z	G	E	<i>then</i>	O
2		U	Z	G	K		O
...	
13		O	N	O	E		Y
14		O	N	O	K		O
...	
53		K	K	Y	E		ÇD
54		K	K	Y	K		D

Durulaştırma Metodu

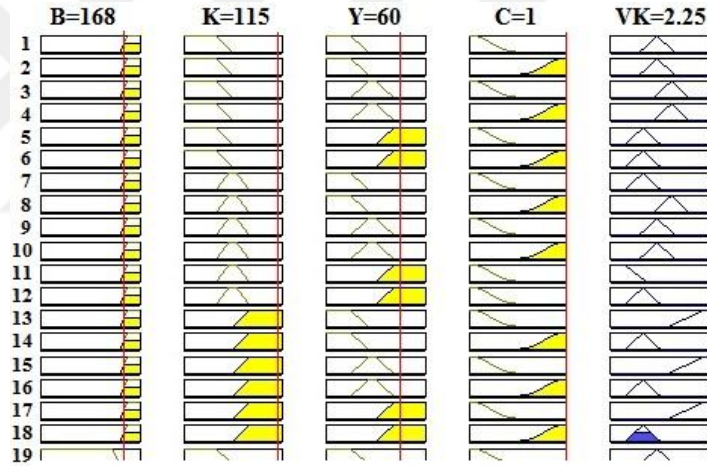
Durulaştırma yöntemi olarak en çok kullanılan yöntemlerden olan Ağırlıklı Ortalama Yöntemi (Weighted Average Method) tercih edilmiştir. Ağırlıklı ortalama yöntemi,

her bir üyelik fonksiyonunun çıktısı ile buna karşılık gelen maksimum üyelik değeri (z) oluşturulur. Bu yöntem Eşitlik 4.5'teki gibi ifade edilir:

$$z^* = \frac{\sum \mu_c(z) \cdot z}{\sum \mu_c(z)} \quad (4.5)$$

Bu metoda göre oluşturan bulanık kümelerin üyelik fonksiyonlarının her biri sahip oldukları en büyük üyelik derecesi değeri ile çarpılarak ağırlıklı ortalamaları alınır.

Örneğin, çalışmada similasyondan elde edilen sonuca göre rastgele seçilen B:168, K:115, Y:60 ve C:1 değerleri için çıkış VK:2,25 bulunmuştur. Bu durum Şekil 4.35'te görülmektedir.



Şekil 4.35. Vital kapasitenin bulunması.

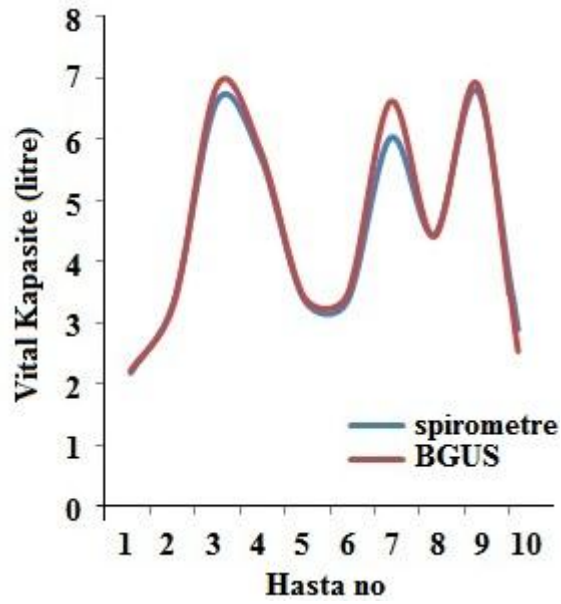
4.7.3. Sonuçlar Ve Karşılaştırma

Yapılan bu çalışmada, çalışma grubundaki 10 hastaya ait akciğer kapasitesi Spirometre cihazı ile ölçülmüş buna karşılık akciğer kapasite değerleri geliştirilen BGUS ile karşılaştırılmıştır. Bu durum, Çizelge 4.9'da görülmektedir.

Çizelge 4.9. Spirometre ve BGUS sonuçlarının karşılaştırılması.

Hasta No.	Vital Kapasite	
	Spirometre	BGUS
1	2,21	2,25
2	3,38	3,35
3	6,67	6,92
4	5,74	5,84
5	3,41	3,45
6	3,38	3,49
7	6,06	6,65
8	4,47	4,44
9	6,82	6,94
10	2,86	2,5

Çizelge 4.9’da verilen sonuçlar grafiklendirilmiş ve Şekil 4.36 elde edilmiştir. Her iki sonuçta birbirine oldukça yakın çıkmıştır.



Şekil 4.36. Sonuç karşılaştırma grafiği.

BÖLÜM 5

SONUÇLAR

Bu çalışmada, solunumun tıkanmasından kaynaklanan hastalıklardan olan Koah ve Uyku Apnesi hastalıklarına ön tanı koymada pratik ve zahmetsiz bir şekilde kullanabilecek bir biyomedikal ölçüm ve uyarım cihazı geliştirilmiştir. Algılayıcı olarak ADXL345 üç eksenli ivmeölçer kullanılmıştır. Uyku apnesi ve Koah hastalıklarının test ölçümlerinin gerçekleştirileceği 10 kişilik bir çalışma grubu oluşturulmuştur. Uyku Apnesi ve Koah hastalıklarına ön tanı koyabilecek araştırmanın yapıldığı bu çalışma sonucunda;

1. Algılayıcı konumu en uygun bir şekilde tespit edilmiştir.
2. Apne olayı, zamanı, ne kadar sürdüğü, toplam apne sayısı gibi apne hastalığına dair oldukça önemli parametreler başarılı bir şekilde belirlenebilmiştir.
3. Hasta pozisyonu, hangi pozisyonda ne kadar süre yattığı, uyku süresince kaç defa pozisyon değiştirdiği gibi pozisyona ait birçok parametre başarılı bir şekilde ölçülebilmektedir.
4. Apne hastaları için titreşim motorlu uyarma tekniği geliştirilmiştir.
5. Apneden çıkması zor olan ve uykusu ağır olan (özellikle çocuk, yaşlı ve engelli) hastalar için hayati öneme sahip, apne olayı hakkında hasta yakınına sesli bir şekilde uyaraabilen bir alarm sistemi geliştirilmiştir.
6. Koah tanısında oldukça önemli olan parametreler (TV, VK, RR, FEV, FVC) başarılı bir şekilde ölçülebilmektedir. Elde edilen sonuçlar grafiksel olarak çizdirilmiş ve doktorların Koah tanısında zorlanmadan karar verebileceği formatta şekiller elde edilmiştir.

7. Standart biyomedikal cihaz olan spirometre kullanılarak elde edilen gerçek hacim değerleri ile ölçülen ivme verileri arasındaki korelasyon ilişkisi istatistiksel olarak karşılaştırılmış ve ivme-hacim ilişkisi ortaya konmuştur, Böylece bundan sonraki çalışmalara ışık tutabilecek bir çalışma literatüre kazandırılmıştır.
8. Deneysel çalışmalar sonucu ölçülen 5886 adet XYZ eksen verisi Yapay sinir ağları kullanılarak geliştirilen modele uygulanmış ve YSA ile apne tespiti başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir.
9. Spirometre ile ölçülen vital kapasite değerlerini tahmin eden bulanık girişli bir uzman sistem tasarlanmıştır.
10. Elde edilen sonuçlar, literatürdeki benzer çalışmalar ile karşılaştırılmış ve geliştirilen sistemin üstün yanları ortaya konulmuştur.

KAYNAKLAR

1. İnternet: Health Research Institute, "Healthcare Unwired: New Business Models Delivering Care Anywhere", PricewaterhouseCoopers' HRI Physician Survey, http://www.lindsayresnick.com/Resource_Links/Healthcare_Unwired.pdf, (2017).
2. Varady, P., Micsik, T., Benedek, S. and Benyo, Z., "A novel method for the detection of apnea and hypopnea events in respiration signals", *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*; 49(9): 936-942 (2002).
3. Varady P., Bongar, S. and Benyo, Z., "Detection of airway obstructions and sleep apnea by analyzing the phase relation of respiration movement signals", *IEEE Transactions On Instrumentation And Measurement*, 52(1):2-6 (2003).
4. Polat, K., Yosunkaya, Ş. ve Güneş, S., "A new approach to diagnosing of importance degree of obstructive sleep apnea ayndrome: Pairwise AIRS and fuzzy-AIRS classifiers", *Journal of Medical Systems*, 32(6): 489-497 (2008).
5. Angius, G. and Raffo, L., "A sleep apnea keeper in wearable device for continuous detection and screening during daily life", *Computer in Cardiology*, 35:433-436 (2008).
6. Meslier, N., Simon, I., Kouatchet, A., Ouksel, H., Person, C. and Racineux, J. L., "Validation of a suprasternal pressure transducer for apnea classification during sleep", *SLEEP*, 25(7), 753-757 (2002).
7. Lloberes, P., Contalla, J. D., Garcia, M. A. M., Marin, J. M., Ferrer, A., Corral, J., Masa, J. F., Parra, O., Alvarez, M. L. A. and Sntos, J. T., "Diagnosis and treatment of sleep apnea-hypopnea syndrome", *Arch Bronconeumol*,47(3):143-156 (2011).
8. Somers, V. K., White, D. P., Amin, R., Abraham, W. T., Costa, F., Culebras, A., Daniels, S., Floras, J. S., Hunt, C. E., Olson, L. J., Pickering, T. G., Russell, R., Woo, M., and Young T., "Sleep apnea and cardiovascular disease", *Circulation*, 118:1080-1111 (2008).
9. Cao, Z. and Rong Zhu, R. and Que, R. Y., "A wireless portable System with microsensors for monitoring respiratory diseases", *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 59(11): 3110-3116 (2012).
10. Rasche, K., Duchna, H. W., Lauer, J., Orth, M., Kotterba, S., Bauer, T. T., Gillissen, A. and Schultze-Werninghaus, G., "Obstructive sleep apnea and hypopnea efficacy and safety of a long-acting β_2 -Agonist", *Sleep and Breathing*, 3(4):125-129 (1999).

11. Xie, B. and Minn, H., "Real-time sleep apnea detection by classifier combination", *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, 16(3):469-477 (2012).
12. Quintas, R. D., Novoa, M. T., Perez, M. T. A., Martinez, M. L. S., Fernandez, A. A. and Velazquez P. M., "Obstructive sleep apnea in normal weight patients: characteristics and comparison with overweight and obese patients", *Arch Bronconeumol*, 49(12):513–517 (2013).
13. Komada, Y., Takaesu, Y., Nishida, S., Sasai, T., Furudate, N. and Inoue, Y., "Comparison of clinical features between primary and secondary sleep-related eating syndrome", *Sleep Medicine*, 14S:e165–e238 (2013).
14. Çetintaş, G., "Apne-hipopne indeksi ile akciğer volümleri ve hava yolu rezistansı arasındaki ilişkinin tanımlanması", Tıpta Uzmanlık Tezi, *T.C. Sağlık Bakanlığı Süreyyapaşa Göğüs Hastalıkları Ve Göğüs Cerrahisi E.A. Hastanesi, Göğüs Hastalıkları*, İstanbul, (2008).
15. Teofilo L. Lee-Chiong Jr, "Monitoring respiration during sleep", *Clin. Chest. Med.*, 24:297-306, (2003).
16. Alqassim, S., Ganesh, M., Khoja, S., Zaidi, M., Aloul, F. and Sagahyroon, A., "Sleep apnea monitoring using mobile phones", *e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom), IEEE 14th International Conference on*, Australia, (2012).
17. Thornton, A. T., Singh, P., Ruehland, W. R., and Rochford, P. D., "AASM criteria for scoring respiratory events: interaction between apnea sensor and hypopnea definition", *SLEEP*, 35(3):425-432 (2012).
18. Dursunoğlu, N. ve Dursunoğlu, D., "Obstrüktif uyku apne hipopne sendromunun kardiyovasküler sistem üzerine etkileri", *Anadolu Kardiyol Derg*, 5: 41-45 (2005).
19. Minchole, A., Sörnmob, L. and Laguna, P., "Detection of body position changes from the ECG using a Laplacian noise model", *Biomedical Signal Processing and Control*, 14:189–196 (2014).
20. Aström, M., Garcia, L., Laguna, P., Pahlm, O. and Sörnmo, L., "detection of body position changes using the surface electrocardiogram", *Med. Bio. Eng. Comput*, 41:164-171 (2003).
21. Jia, J., Xu, G., Pei, X., Cao, R., Hu, L. and Wu, Y., "Accuracy and efficiency of an infrared based positioning and tracking system for patient set-up and monitoring in image guided radiotherapy", *Infrared Physics & Technology*, 69:26–31 (2015).
22. İnternet: Uyku Bozukluğu, <http://uykubozuklugu.uludag.edu.tr/ltrt014.htm> (2017).

23. İnternet: Horlama, <https://www.memorial.com.tr/saglik-rehberleri/horlama-nedir/> (2017).
24. İnternet: Uyku Pozisyonu, <https://www.medikalakademi.com.tr/bebeklerde-uyku-pozisyonu-nasil-olmali/> (2017).
25. Pino, E. J., Moran, A. A., Delapaz, A. D. and Aqueveque, P., "Validation of non-invasive monitoring device to evaluate sleep quality, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, Milan, Italy, (2015).
26. Hoque, E., Dickerson, R. F., and Stankovic, J. A., "Monitoring body positions and movements during sleep using WISPs", *Proceeding WH '10 Wireless Health*, New York, USA, (2010).
27. Ermes, M., Parkka, J., Mantyjarvi, J. and Korhonen, I., "Detection of daily activities and sports with wearable sensors in controlled and uncontrolled conditions", *IEEE Trans Inf Technol Biomed.*, 12(1):20-6 (2008).
28. Atallah, L., Lo, B., King, R. and Yang, G. Z., "sensor placement for activity detection using wearable accelerometers", *Proceedings of the 2010 International Conference on Body Sensor Networks*, IEEE Computer Society Washington, DC, US, (2010).
29. Prisk, G. K., Verhaeghe, S., Padeken, D., Hamacher, H. and Paiva, M., "Three-dimensional ballistocardiography and respiratory motion in sustained microgravity", *Aviat Space Environ Med.*, 72(12):1067-74 (2001).
30. İnternet: Uyku Laboratuvarı, <http://uykubozuklugu.uludag.edu.tr/uykulaboratuvari.htm> (2017).
31. Polat, K., Yosunkaya, Ş., Güneş, S., "Comparison of different classifier algorithms on the automated detection of obstructive sleep apnea syndrome", *Journal of Medical Systems*, 32(3), 243-250 (2008).
32. Polese, J. F., Silva, R. S., Ferrari, P. M. O., Sartori, D. E., Tufik, S. and Bittencourt, L., "Is portable monitoring for diagnosing obstructive sleep apnea syndrome suitable in elderly population?", *Sleep Breath*, 17:679-686 (2013).
33. İnternet: EKG, <http://www.wikiwand.com/en/Electrooculography> (2017).
34. Kim, M. J., Lee, G. H., Kim, C. S., Kim, W. S., Chung, Y. S., Chung, S. and Lee, S. A., "Comparison of three actigraphic algorithms used to evaluate sleep in patients with obstructive sleep apnea", *Sleep Breath*, 17:297-304 (2013).
35. İnternet: Polisomnografi, <http://cpapap.blogspot.com.tr/2015/04/polisomnografi.html> (2017).
36. Güven, S. F., "Solunum Kayıtlarının Skorlanması", *Solunum*, 15(2):30-34 (2013).

37. Tagluk, M. E., Akin, M., and Sezgin, N., "Classification of sleep apnea by using wavelet transform and artificial neural networks", *Expert Systems with Applications*, 37:1600–1607 (2010).
38. Bucklin, C. L., Das, M. and Luo, S. L., "An inexpensive accelerometer-based sleep-apnea screening technique", *Aerospace and Electronics Conference (NAECON)*, Proceedings of the IEEE, Fairborn, OH, USA, (2010).
39. Chesson, A. L., Berry, R. B. and Pack, A., "Practice Parameters for the Use of portable monitoring devices in the investigation of suspected obstructive sleep apnea in adults", *SLEEP*, 26(7): 907-913 (2003).
40. Şahin, G., "Solunumun Kontrolü", *Solunum*, 6(5): 245-254 (2004).
41. Penzel, T., Blau, A., Garcia, C., Schöbel, C., Sebert, M. and Fietze, I., "Portable monitoring in sleep apnea", *Curr Respir Care Rep*, 1:139–145 (2012).
42. Farre, R., Montserrat, J.M. and Navajas, D., "Noninvasive monitoring of respiratory mechanics during sleep", *Eur Respir J*; 24: 1052–1060 (2004).
43. Otero, A., Dapena, S. F., Felix, P., Presedo, J. and Tarasco, M., "A low cost screening test for obstructive sleep apnea that can be performed at the patient's home", *6th IEEE International Symposium on Intelligent Signal Processing*, Budapest, Hungary, (2009).
44. Al-Ashmouny, K. M., Hamed, H. M. and Morsy, A. A., "FPGA-based sleep apnea screening device for home monitoring", *Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, (2006).
45. Liu, D., Zhou, J., Liang, X., Huang, Z., Tan, Z. and Zhong, J., "Remote monitoring of home-based noninvasive ventilation in children with obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome", *Sleep Breath*, 16:317–328 (2012).
46. Takemura, Y., Sato, J. and Nakajima, M., "A respiratory movement monitoring system using fiber-grating vision sensor for diagnosing sleep apnea syndrome", *Optical Review* 12(1): 46–53 (2005).
47. Boyle, J., Bidargaddi, N., Sarela, A. and Karunanithi, M., "Automatic Detection of respiration rate from ambulatory single-lead ECG", *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, 13(6):890-896 (2009).
48. Naini, A. S., Lee, T. Y., Patel, R. V. and Samani, A., "estimation of lung's air volume and its variations throughout respiratory CT image sequences", *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 58(1):152-158 (2011).
49. Zhang, Z., Zheng, J., Wu, H., Wang, W., Wang, B. and Liu, H., "Development of a respiratory inductive plethysmography module supporting multiple sensors for wearable systems", *Sensors*, 12:13167-13184 (2012).

50. Güler H. ve Ata, F., "Senkronize aralık zorunlu ventilasyonda respirasyon süresi, tidal volüm ve basınç değerlerinin bulanık mantık denetleyici ile hesaplanması", **5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09)**, Karabük, Türkiye, (2009).
51. Raoufy, M. R., Hajizadeh, S., Gharibzadeh, S., Mani, A. R., Eftekhari, P. and Masjedi, M. R., "Nonlinear model for estimating respiratory volume based on thoracoabdominal breathing movements", **Respirology** 18:108-116 (2013).
52. Jane, R., Fiz, J. A., Sola-Soler, J., Mesquita, J. and Morera, J., "Snoring analysis for the screening of sleep apnea hypopnea syndrome with a single-channel device developed using polysomnographic and snoring databases", **33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS**, Massachusetts USA, (2011).
53. Levendowski, D. J., Morgan, T. D., Patrickus, J. E., Westbrook, P. R., Berka, C., Zavora, T. and Popovic, D., "In-home evaluation of efficacy and titration of a mandibular advancement device for obstructive sleep apnea", **Sleep Breath**, 11: 139–147 (2007).
54. Fransson, A. M. C., Tegelberg, A., Leissner, L., Wenneberg, B. and Isacson, G., "Effects of a mandibular protruding device on the sleep of patients with obstructive sleep apnea and snoring problems: a 2-Year follow-up", **Sleep and Breathing**, 7(3):131-141, (2003).
55. Weimin, L., Rongguang, W., Dongyan, H., Xiaoli, L., Wei, J. and Shiming, Y., "Assessment of a portable monitoring device WatchPAT 200 in the diagnosis of obstructive sleep apnea", **Eur Arch Otorhinolaryngol**, 270:3099–3105 (2013).
56. Bates, A., Ling, M. J., Mann, J. and Arvind, D. K., "Respiratory rate and flow waveform estimation from tri-axial accelerometer data", **International Conference on Body Sensor Networks**, Singapore, (2010).
57. Virtanen, J., Noponen, T., Kotilahti, K., Virtanen, J. and Ilmoniemi, r. j., "Accelerometer-based method for correcting signal baseline changes caused by motion artifacts in medical near-infrared spectroscopy", **Journal of Biomedical Optics**, 16(8): 087005-9 (2011).
58. Morillo, D. S., Ojeda, J. L. R., Foix, L. F. C. and Jimenez, A. L., "An Accelerometer-based device for sleep apnea screening", **IEEE transactions on information technology in biomedicine**, 14(2): 491-499 (2010).
59. Santha, G. and Hermann, G., "Accelerometer based activity monitoring system for behavioural analysis of free-roaming animals", **SISY 2013 IEEE 11th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics**, Subotica, Serbia, (2013).
60. İnternet: Solunum Cihazı, <http://www.solunumsistemi.com/bipap-solunum-cihazi.html> (2017).

61. Prasad, B., Carley, D. E. and Herdegen, J. J., "Continuous positive airway pressure device-based automated detection of obstructive sleep apnea compared to standard laboratory polysomnography", *Sleep Breath*, 14: 101-107 (2010).
62. Güler, H., Türkoğlu, İ. ve Ata, F., "Paralel çift bölmeli akciğer modelinin elektriksel eşdeğerinin elde edilmesi" *Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu*, Elazığ, Türkiye, (2011).
63. Güler, H., Türkoğlu, İ. ve Ata, F. "Mekanik ventilatör tasarım metotları" *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 26(3):248-257 (2010).
64. Yalçinkaya, F., Yıldırım, M. E. ve Ünsal, H., "Akciğerin elektriksel modeli yardımıyla akciğer hava akımı ve volüm dalga şekillerinin benzetimi", *Eleco 2014 Elektrik – Elektronik – Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği Sempozyumu*, Bursa, Türkiye, (2014).
65. Bates, J. H. T., "Lung Mechanics, An Inverse Modeling Approach", Hardback, *Cambridge University Press*, Cambridge, UK, (2009).
66. İnternet: Solunum Sistemi, https://tr.wikipedia.org/wiki/Solunum_sistemi (2017). Son erişim: 21.01.2017 saat:11:45.
67. Barthel, P., Wansel, R., Bauer, A., Müller, A., Wolf, P., Ulm, K., Huster, K. M., Francis, D. F., Malik, M. and Schmidt, G., "Respiratory rate predicts outcome after acute myocardial infarction: a prospective cohort study", *European Heart Journal*, 34:1644–1650 (2013).
68. Vestbo, J., Hurd, S. S., Agustí, A. G., Jones, P. W., Vogelmeier, C., Anzueto, A., Barnes, P. J., Fabbri, L. M., Martinez, f. j., Nishimura, M., Stockley, R. A., Sin, D. D. and Roisin, R. R., "Global strategy for the diagnosis, management and prevention of chronic obstructive pulmonary disease", American Thoracic Society. *AJRCCM Articles in Press*, (2012).
69. Mann, J., Rabinovich, R., Bates, A., Giavedoni, S., Macnee, W. and Arvind, D. K., "Simultaneous activity and respiratory monitoring using an accelerometer", *International Conference on Body Sensor Networks*, Dallas, TX, USA (2011).
70. Mathers, C. D. and Loncar, D., "Updated Projections Of Global Mortality And Burden Of Disease, 2002-2030: Data Sources, Methods And Results", *Evidence and Information for Policy*, World Health Organization, (2006).
71. Mathers, C. D. and Loncar, D., "Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030," *PLoS Med*, 3(11):2011-2030, (2006).
72. Sarlabous, L., Torres, A., Fiz, J. A., Gea, J., Martínez-Llorens, J. M. and Jane, R., "Evaluation of the respiratory muscular function by means of diaphragmatic mechanomyographic signals in COPD patients", *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS* Minneapolis, Minnesota, USA, (2009).

73. Patel, S., Healey, J. and Moy, M., "Using wearable sensors to monitor physical activities of patients with COPD: a comparison of classifier performance", *Body Sensor Networks*, 234-239, (2009).
74. Fox, N. A., Heneghan, C., Gonzales, M., Shouldice, R. B. and Chazal, P., "An evaluation of a non-contact biomotion sensor with actimetry", *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cité Internationale*, Lyon, France, (2007).
75. Shemll, D. S., Bonato, P., Moy, M. L. and Reilly, J. J., "Accelerometer-based measurement of exercise and mobility for pulmonary rehabilitation", *Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast*, Springfield, MA, USA, USA, (2004).
76. Bastianini, F., Silvestri, S., Schena, E., Cecchini S. and Sterzi, S., "Evaluation of pulmonary rehabilitation after lung resection through opto-electronic plethysmography", *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Buenos Aires, Argentina, (2010).
77. Devi, G. M. and Venkatesan, P., "Least squares support vector regression for spirometric forced expiratory volume (FEV1) values", *International Journal of Science and Technology*, 3(1):74-78 (2013).
78. Waghmare, K. A., Wakode, B. V. and Chatur, P. N., "Spirometry data analysis and classification using artificial neural network: an approach", *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, 2(1):67-70 (2012).
79. Al-ashkar, F., Mehra, R. and Mazzone, P. J., "Interpreting pulmonary function tests: Recognize the pattern, and the diagnosis will follow", *Cleveland Clinic Journal Of Medicine*, 70(10):866-881 (2003).
80. Umut, S. ve Yıldırım, N., "Kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH) olgularında solunum kas yorgunluğu ve solunumun regülasyonu", *Endoskopi Dergisi*, 3:42-51 (1991).
81. Akkoca, Ö., "Solunum Fonksiyon Testleri", *Toraks*, 17-31, (2010).
82. Kıyan, E., "Solunum Fonksiyon Testleri", *Toraks Derneği 5. Kış Okulu*, İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı, (2006).
83. İnternet: Solunum Testi, <http://www.baskentsaglik.com/solunum-fonksiyon-testi/solunum-testi/> (2017).
84. Coşkun, F., "Solunum Fonksiyon Testleri", *Türkiye solunum araştırmaları derneği*, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi, (2010).

85. İnternet: SFT, <http://www.tghyk.org/kurs-slaytlari/fonksiyoneldegerlendirme-gokselaltinisik%20.pdf> (2017).
86. İnternet: Solunum Fizyolojisi, <http://www.sinancanan.net.tr/p/dersler.html> (2017).
87. İnternet: Akım ve Volüm, <http://www.goguscerrahisi.com/mak/Mak019.html> (2017).
88. Ardiç, S., Demir, A. U., Hikmet, F., Oktay, B., Darılmaz, Y. G., Zübeyir, Y., Pınar, A., Cengiz, Ö. and Bardakçı, M. İ., "Chronic obstructive pulmonary disease and obstructive sleep apnea symptoms: an outpatient-based population study in turkey", *Turkish Journal of Geriatrics*; 15:(2),142-150 (2012).
89. Owens, R. L. and Malhotra, A., "Sleep-disordered breathing and COPD: The overlap syndrome", *Respiratory Care*, 55(10):1333-1346 (2010).
90. Köktürk, O., Çiftçi, B., "Uykuda Solunum Bozuklukları Dizisi: 19", *Tüberküloz ve Toraks Dergisi*, 51(3): 333-348 (2003).
91. Weitzenblum, E., Chaouat, A., Kessler, R. and Canuet, M., "Overlap syndrome, obstructive sleep apnea in patients with chronic obstructive pulmonary disease", *Proc Am Thorac Soc*, 5:237–241 (2008).
92. Cherneva, R. V., Georgiev, O. B., Petrova, D. S., Manov, E. I. and Petrova, J. I., "Sleep and chronic obstructive pulmonary disease – the role of oxidative stress in overlap syndrome", *COPD Clinical Perspectives book, Chapter 5*, 117-162 (2014).
93. Sanz, C. Z., Castedo, C. R., Lucas, E. Z., Aracay, E. M. and Matias, F. C., "COPD and sleep apnea syndrome – impact and interaction of coexisting disease", *Sleep and its Disorders Affect Society, Chapter 6*,113-134 (2014).
94. McNicholas, W. T., "Pulmonary perspective COPD and obstructive sleep apnea: overlaps in pathophysiology, systemic inflammation and cardiovascular disease", *AJRCCM Articles in Press*, (2009).
95. Yang, C. C. and Hsu, Y. L., "A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring", *Sensors*, 10:7772-7788 (2010).
96. Serdaroğlu, M. A. S., "A measurement system for human movement analysis", *Master of Science Thesis, Department of Signals and System Division of Biomedical Engineering Chalmers University Of Technology*, Göteborg, Sweden, (2011).
97. Földner, M., "MEMS by ADI Innovative technology to measure movement and sound", *The World Leader in High-Performance Signal Processing Solutions, Analog Device*, (2010).

98. Bütefisch, S., Schoft, A. and Büttgenbach, S., "Three-axes monolithic silicon low-g accelerometer", *journal of microelectromechanical systems*, 9(4):551-556 (2000).
99. Dey, S., "AccelPrint: accelerometers are different by birth", *Master of Science in Computer Science and Engineering College of Engineering and Computing University of South Carolina*, (2013).
100. Sinapov, J., Sukhoy, V., Sahai, R. and Stoytchev, A., "Vibrotactile recognition and categorization of surfaces by a humanoid robot", *IEEE Transactions On Robotics*, 27(3): 488-498 (2011).
101. Khan, A. M., Lee, Y. K., Lee, S. Y., Kim, T. S., "A triaxial accelerometer-based physical-activity recognition via augmented-signal features and a hierarchical recognizer", *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 14(5):1166-1172 (2010).
102. Ye, Z., Li, Y., Zhao, Q. and Liu, X., "A falling detection system with wireless sensor for the elderly people based on ergonomics", *International Journal of Smart Home*, 8(1):187-196 (2014).
103. Jacob, R. T., Manjiyani, Z. A. A. and Kumar, K., "Development of MEMS based 3-axis accelerometer for hand movement monitoring", *International Journal of Computer Science and Engineering Communications- IJCSEC*. 2(1):88-92 (2014).
104. Özçeneci, M. E., "Mems sensor based underwater ahrs (attitude and heading reference system) aided by compass and pressure sensor", *Thesis of Master of Science in Electrical and Electronics Engineering Department, Middle East Technical University*, Ankara, Türkiye, (2012).
105. Luinge, H. J. and Veltink, P. H., "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(2): 273-282 (2005).
106. Huynh, Q. T., Nguyen, U. D., Tran, S. V., Nabili, A. and Tran, B. Q., "Fall detection system using combination accelerometer and gyroscope", *Proc. of the Second Intl. Conf. on Advances in Electronic Devices and Circuits EDC 2013*. Kuala Lumpur, Malaysia, (2013).
107. Amin, M. S., Reaz, M. B. I., Nasir, S. S., Bhuiyan, M. A. S. and Ali, M. A. M., "A novel vehicle stationary detection utilizing map matching and IMU sensors", *The Scientific World Journal*, 2014:13, (2014).
108. Aras, M. S. M., Basar, M. F., Abdullah, S. S., Azis, F.A. and Ali, F.A., "Analysis movement of unmanned underwater vehicle using the inertial measurement unit", *International Journal of Emerging Science and Engineering (IJESE)*, 1(10): 47-53 (2013).

109. Internet: Analog Devices Digital Accelerometer ADXL345, <http://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Accelerometer/ADXL345.pdf> (2017).
110. Xiaoyan, X., Zhao, W., Bing, W. and Dongbing, C., "Design of wireless sensor networks node applied to acquisition and transmission of vibration signals", *International Conference on Computational Aspects of Social Networks*, Taiyuan, China, (2010).
111. Akbar, M. B., "Design and prototype development of motion and shock sensing Rf tags", *The Degree Master of Science in the School of Electrical and Computer Engineering*, Georgia Institute of Technology, (2012).
112. Soaz, C., Lederer C. and Daumer, M., "A new method to estimate the real upper limit of the false alarm rate in a 3 accelerometry-based fall detector for the elderly", *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego*, California USA, (2012).
113. Rendon, D. B., Ojeda, J. L. R., Foix, L. F. C., Morillo, D. S. and Fernandez, M. A., "Mapping the human body for vibrations using an accelerometer", *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, Lyon, France, (2007).
114. Dan, W., Lei, W., Zhang, Y. T., Huang, B. Y., Wang, B., Lin, S. J. and Xu X. W., "A wearable respiration monitoring system based on digital respiratory inductive plethysmography", *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, Minneapolis, MN, USA, (2009).
115. Wongdhamma, W., Le, T. Q. and Bukkapatnam, S. T. S., "Wireless wearable multi-sensory system for monitoring of sleep apnea and other cardiorespiratory disorders", *IEEE International Conference on Automation Science, and Engineering (CASE)*, Madison, WI, USA (2013).
116. Gyllensten, I. C. and Bonomi, A. G., "Identifying types of physical activity with a single accelerometer: evaluating laboratory-trained algorithms in daily life", *IEEE transactions on biomedical engineering*, 58(9): 2656-2663 (2011).
117. Reinvo, T., Hannula, M., Sorvoja, H., Alasaarela, E. and Myllyla, R., "Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and EMFit pressure sensor", *SAS 2006 – IEEE Sensors Applications Symposium*, Houston, Texas USA, (2006).
118. Internet: Solar Plexus, <https://eksisozluk.com/solar-plexus--447331> (2017).
119. Chan, A. M., Ferdosi, N. and Narasimhan, R., "Ambulatory respiratory rate detection using ECG and a triaxial accelerometer", *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, Osaka, Japan, (2013).

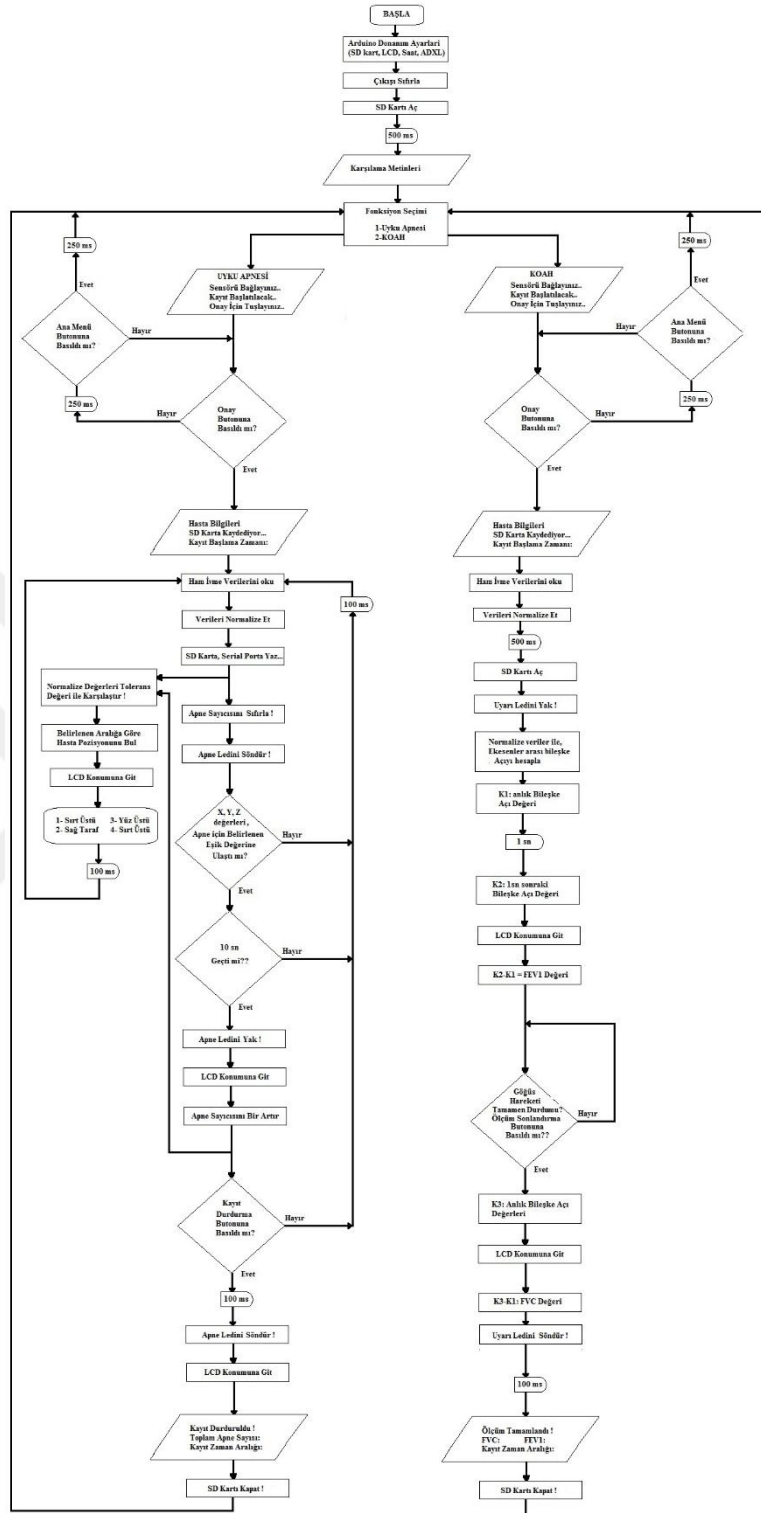
120. Chan A. M, Selvaraj, N., Ferdosi, N. and Narasimhan, R., “Wireless patch sensor for remote monitoring of heart rate, respiration, activity, and falls”, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, Osaka, Japan, (2013).
121. Hung, P. D., Bonnet, S., Guillemaud, R., Castelli, E. and Yen, P. T. N., “Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer”, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, Vancouver, BC, Canada, (2008).
122. Wai, A. A. P., Foo, S. F., Huang, W., Biswas, J., Hsia, C. C., Liou, K. and Yap, P., “Lying posture classification for pressure ulcer prevention”, *Journal of Healthcare Engineering*, 1(2):217-238 (2010).
123. İnternet: Arduino, http://www.robotiksistem.com/arduino_mega_2560_ozellikleri.html (2017).
124. Wang, X. and Quan, L., "Filtering the acceleration signal in different algorithm for comparison and analysis", *Computational Problem-Solving (ICCP), International Conference on, IEEE*, Chengdu, China, (2011).
125. İnternet: Filtre Tasarımı <http://www.edn.com/Home/PrintView?contentItemId=4385882> (2017).
126. Smith, S. W.. “Chapter 15 - Moving Average Filters“, *The Scientist and Engineer's Guide to, Digital Signal Processing*, , Recursive Implementation, 277-284 (2002).
127. Saritas, I., Ozkan, I. A. and Sert, I. U., "Prognosis of prostate cancer by artificial neural networks", *Expert Systems with Applications*, 37(9):6646-6650 (2010).
128. Ozkan, I. A., Herdem, S., Saritas, I., "FPGA-based self-organizing fuzzy controller for electromagnetic filter", *Neural Computing and Applications*, 28(9): 2535-2543 (2017).
129. İnternet: Diyafram, <http://www.meleklermekani.com/threads/diyafram-nasil-kullanilir.202599/> (2017).
130. Pacia, E. B. and Aldrich, T. K., “Assessment of diaphragm function”, *Chest Surg Clin N Am*, 8(2):225-36, (1998). Son erişim: 13.09.2017 saat:16:45.
131. Özkan, S., “Diyafram Evantrasyonu ve Cerrahi Tedavisi”, *Journal of Clinical and Analytical Medicine*, 88-98, (2015). Son erişim: 18.08.2017 saat:08:45.
132. İnternet: Akciğer hacim ve kapasiteleri, <http://www.lisantracy.com/more-studies.html> (2017).
133. İnternet: Philips’ “Stardust II” <https://www.usa.philips.com/healthcare/product/HC1025720/stardust-ii-portable-sleep-recorder> (2017).

134. Chang, K. M. and Liu, S. H., "Wireless portable electrocardiogram and a tri-axis accelerometer implementation and application on sleep activity monitoring", *Telemed. E-Health*, 17:177-184 (2011).
135. Oh, S., Kwon, H. and Varadan, V. K., "Wireless remote monitoring system for sleep apnea", *Proc. SPIE*, San Diego, California, USA, (2011).
136. Zadeh, L. A. "The role of fuzzy logic in the management of uncertainty in expert systems," *Fuzzy Sets and Systems*, 11(1-3):197-198 (1983).
137. Başçiftçi, F. and Eldem, A., "Using reduced-rule base with expert system for the diagnosis of disease in hypertension", *Medical & Biological Engineering & Computing*, 51(12): 1287-1293 (2013).
138. Başçiftçi F. and İncekara H., "Design of web-based fuzzy input expert system for the analysis of serology laboratory tests", *Journal of Medical Systems*, 36(4): 2187-2191 (2012).
139. Kunhimangalam, R., Ovallath, S. and Joseph, P. K., "A novel fuzzy expert system for the identification of severity of carpal tunnel syndrome", *BioMed Research International*, 2013:1-12, (2013).
140. İnternet: Bulanık Kontrol Sistemleri, <http://www.reocities.com/gutef01/arastirma/flc/03.htm> (2017).
141. İnternet: Uzman Sistemler, <http://www.cs.cf.ac.uk/Dave/AI1/mycin.html> (2017).
142. Allahverdi, N., "Expert systems", *Atlas Publications*, İstanbul, 2002.
143. Yeşil, E., "Sistemlerin bulanık modellenmesi ve koşut dağıtılmış kontrolü", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2000).
144. Fisher, C. J., "Using an Accelerometer for Inclination Sensing", *AN-1057 Application Note, Analog Device*, USA, (2010).
145. Pang, J. and Singh, I., "Accelerometer based real-time remote detection and monitoring of hand motion", *Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science*, San Francisco, USA, (2011).



EK AÇIKLAMALAR A.

MİKRODENETLEYİCİ YAZILIM ALGORİTMASI



Şekil Ek A.1. Mikrodenetleyici yazılım algoritması.



EK AÇIKLAMALAR B.

C# PROGRAMI KODLARI


```

if ((double.Parse(richTextBox1.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) > -
0.3)
    && ((double.Parse(richTextBox1.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture)) < 0.3) &&
        (double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
        ((double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture)) <
0.3) &&
            (double.Parse(richTextBox3.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > 0.75) &&
            ((double.Parse(richTextBox3.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture)) <=
1.25)
    )
    {
        richTextBox5.AppendText("10" + Environment.NewLine);
    }

    else if (
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
        &&
            (double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > 0.75) &&
            (double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) <=
1.25) &&
            (double.Parse(richTextBox3.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.4) &&
            (double.Parse(richTextBox3.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.4)
        )
    {
        richTextBox5.AppendText("20" + Environment.NewLine);
    }

    else if (
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
        &&
            (double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
            (double.Parse(richTextBox2.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
        &&
            (double.Parse(richTextBox3.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) < -0.75) &&
            (double.Parse(richTextBox3.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) >= -
1.25)
        )
    {
        richTextBox5.AppendText("30" + Environment.NewLine);
    }

    else if (
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
        &&
            (double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) <
-0.75) &&

```

```

(double.Parse(richTextBox2.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) >= -
1.25) &&
    (double.Parse(richTextBox3.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
(double.Parse(richTextBox3.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
    )
    {
        richTextBox5.AppendText("40" + Environment.NewLine);
    }

    else if (
        (double.Parse(richTextBox1.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) < -0.75) &&
(double.Parse(richTextBox1.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) >= -
1.25) &&
        (double.Parse(richTextBox2.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
(double.Parse(richTextBox2.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
&&
        (double.Parse(richTextBox3.Lines[m],
CultureInfo.InvariantCulture) > -0.3) &&
(double.Parse(richTextBox3.Lines[m], CultureInfo.InvariantCulture) < 0.3)
        )
    {
        richTextBox5.AppendText("50" + Environment.NewLine);
    }

    else
    {
        richTextBox5.AppendText("0" + Environment.NewLine);
    }

```



EK AÇIKLAMALAR C.

MATLAB FİLTRE PROGRAM KODLARI (AVARAGE SMOOTING)

```

clear all;
clc;
%%D = designfilt('lowpassfir', 'FilterOrder', 8, 'PassbandFrequency', 25,
'PassbandRipple', 0.2, 'SampleRate', 1e3);
%%http://www.mathworks.com/help/signal/ref/sgolayfilt.html

H1=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h1\AYŞE
ANNEM.txt');
H2=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h2\H.İBRAHİM.txt');
H3=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h3\ABDRR.ENİŞTE.tx
t');
H4=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h4\VAHİT
BABAM.txt');
H5=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h5\seher annem.txt');
H6=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h6\eslem.txt');
H7=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h7\RUMEYSA.TXT');
H8=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h8\C.YENGEM.txt');
H9=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h9\abim.txt');
H10=load('G:\DOKTORA\YAYIN
ÇALIŞMALARI\KONFERANSLAR\imsec2016\heb\datalar\h10\SEBEHAT
ABLA.txt');
%% h1 max:1.38 min: 1.1

sH1 = sgolayfilt(H1,3,41);

subplot(2,1,1)
plot(1:195, H1(1:195))
axis([0 195 1.1 1.38])
title('H1')
grid

subplot(2,1,2)
plot(1:195,sH1(1:195))
axis([0 195 1.1 1.38])
title('sH1')
grid

```



EK AÇIKLAMALAR D.

**MATLAB FİLTRE PROGRAM KODLARI (MOVING AVERAGE (LOW
PASS) FİLTRE)**

```

clc; clear all;
%% Degisken ve Sabitlerin Tanimlanmasi
fs=20 ; % sample rate
%% Sinyalin Matlab Ortamina Alinmasi
volum=load('D:\HABU_USB_13.02.2016\DOKTORA\TEZ\KOA\H\dökümanlar\yazılım\volum.txt');
hamsinyal=load('D:\HABU_USB_13.02.2016\DOKTORA\TEZ\KOA\H\dökümanlar\yazılım\ivme.txt');
plot(hamsinyal);
ylabel('Acceleration (g)');
xlabel('Time (20Hz)');
grid
title('Raw Signal');
figure
%% DC Bilesenlerin Atilmasi
dcsizsinyal=(hamsinyal-mean(hamsinyal));
%%plot(dcsizsinyal);
%%title('DC Bilesenleri Atilan Sinyal');
%% figure
%% Filtre
% 10 point avarage filter
B=(1/10)*ones(1,10);
A=1;
freqz(B,A);
title('10 Point Moving Avarage Filtre');
figure
avaragefiltrelisinyal=filter(B,A,dcsizsinyal);
plot(avaragefiltrelisinyal)
ylabel('İvme (g)');
xlabel('Veri Sayısı(20/s)');
grid
title('Moving Avarage (Low Pass) Filtreden Gecmis Sinyal');
%% figure
a=1:1:100;
plot(avaragefiltrelisinyal, 'DisplayName', 'harun', 'YDataSource', 'ivme');
hold all;
plot(volum, 'DisplayName', 'y', 'YDataSource', 'y');
grid
hold off;
ylabel('Acceleration (g)      Volume (L)');
xlabel('Time (20Hz)');
title('Acceleration - Volume Relationship');

```



EK AÇIKLAMALAR E.

ARDUINO MİKRODENETLEYİCİ PROGRAM KODLARI

```

/*
  ADXL345 Triple Axis Accelerometer. Simple Example.
  Read more: http://www.jarzebski.pl/arduino/czujniki-i-sensory/3-osowy-akcelerometr-adxl345.html
  GIT: https://github.com/jarzebski/Arduino-ADXL345
  Web: http://www.jarzebski.pl
  (c) 2014 by Korneliusz Jarzebski
*/
#include <stdio.h>
#include <DS1302.h>
#include <SPI.h>
#include <SD.h>
// include the library code:
#include <LiquidCrystal.h>
// initialize the library with the numbers of the interface pins
LiquidCrystal lcd(12, 11, 22, 23, 24, 25);
//rs e d4 d5 d6 d7
File Dosya1;//X; SD karta kayıt için dosya değişkeni
File Dosya2;//Y;
File Dosya3;//Z;
File Dosya4;//P;POZİSYON BİLGİSİ İÇERİR
File Dosya5;//A;APNE BİLGİSİ İÇERİR
File Dosya6;//KOA H BİLGİSİ İÇERİR
#include <Wire.h>
#include <ADXL345.h>

ADXL345 accelerometer;
//apne durum sayacı
double apne1=0;
int apne=0;
int apne_say=0;
int poz=1;
double tol;
float apx=0,apy=0,apz=0;
float k1,k2;
int cikis=0;//menü çıkış bayrağı
char buf1[50];//saat tampon belleği
void showRange(void) //ADXL de ölçülen g aralığını gösterme fonksiyonu
{
  Serial.print("Secilen olcum araligi: ");

  switch(accelerometer.getRange())
  {
    case ADXL345_RANGE_16G: Serial.println("+/- 16 g"); break;
    case ADXL345_RANGE_8G: Serial.println("+/- 8 g"); break;
    case ADXL345_RANGE_4G: Serial.println("+/- 4 g"); break;
    case ADXL345_RANGE_2G: Serial.println("+/- 2 g"); break;
    default: Serial.println("Bad range"); break;
  }
}

```



```

uint8_t ofx=accelerometer.getOffsetX();Serial.print("X Offset:");Serial.println(ofx);
uint8_t ofy=accelerometer.getOffsetY();Serial.print("Y Offset:");Serial.println(ofy);
uint8_t ofz=accelerometer.getOffsetZ();Serial.print("Z Offset:");Serial.println(ofz);
}
void showDataRate(void) //ADXL de ölçülen örnekleme frekans aralığını gösterme
fonksiyonu
{
  Serial.print("FREKANS: ");
  switch(accelerometer.getDataRate())
  {
    case ADXL345_DATARATE_3200HZ: Serial.println("3200 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_1600HZ: Serial.println("1600 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_800HZ: Serial.println("800 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_400HZ: Serial.println("400 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_200HZ: Serial.println("200 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_100HZ: Serial.println("100 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_50HZ: Serial.println("50 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_25HZ: Serial.println("25 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_12_5HZ: Serial.println("12.5 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_6_25HZ: Serial.println("6.25 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_3_13HZ: Serial.println("3.13 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_1_56HZ: Serial.println("1.56 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_0_78HZ: Serial.println("0.78 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_0_39HZ: Serial.println("0.39 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_0_20HZ: Serial.println("0.20 Hz"); break;
    case ADXL345_DATARATE_0_10HZ: Serial.println("0.10 Hz"); break;
    default: Serial.println("Bad data rate"); break;
  }
}
namespace {
// Set the appropriate digital I/O pin connections. These are the pin
// assignments for the Arduino as well for as the DS1302 chip. See the DS1302
// datasheet:
//
// http://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS1302.pdf
const int kCePin = 7; // Chip Enable
const int kIoPin = 8; // Input/Output
const int kSclkPin = 9; // Serial Clock

// Create a DS1302 object.
DS1302 rtc(kCePin, kIoPin, kSclkPin);

String dayAsString(const Time::Day day) {
  switch (day) {
    case Time::kSunday: return "Pazar";
    case Time::kMonday: return "Pazartesi";
    case Time::kTuesday: return "Sali";
    case Time::kWednesday: return "Carsamba";
    case Time::kThursday: return "Persembe";
  }
}

```

```

    case Time::kFriday: return "Cuma";
    case Time::kSaturday: return "Cumartesi";
    }
    return "(bilinmeyen gün!);
}
void printTime() { //saat bilgisini serial portta gösteriyor
    // Get the current time and date from the chip.
    Time t = rtc.time();

    // Name the day of the week.
    const String day = dayAsString(t.day);
    // Format the time and date and insert into the temporary buffer.
    char buf[50]; // 50 idi 80 yaptım
    snprintf(buf, sizeof(buf), "%s %04d-%02d-%02d %02d:%02d:%02d",
        day.c_str(),
        t.yr, t.mon, t.date,
        t.hr, t.min, t.sec);

    // Print the formatted string to serial so we can see the time.
    Serial.print(buf);
}
void printTimeSD() { //SD karta saat bilgisini aktarıyor
    // Get the current time and date from the chip.
    Time t = rtc.time();
    // Name the day of the week.
    const String day = dayAsString(t.day);

    // Format the time and date and insert into the temporary buffer.
    char buf[50];
    snprintf(buf, sizeof(buf), "%s %04d-%02d-%02d %02d:%02d:%02d",
        day.c_str(),
        t.yr, t.mon, t.date,
        t.hr, t.min, t.sec);

    // Print the formatted string to serial so we can see the time.
    //Dosya1.print(buf);
    //Dosya2.print(buf);
    //Dosya3.print(buf);
    //Dosya4.print(buf);
    //Dosya5.print(buf);
    //Dosya6.print(buf);
}
void printTimeLCD() {
    // Get the current time and date from the chip.
    Time t = rtc.time();
    // Name the day of the week.
    const String day = dayAsString(t.day);
    // Format the time and date and insert into the temporary buffer.
    snprintf(buf1, sizeof(buf1), "%04d-%02d-%02d %02d:%02d:%02d",
        t.yr, t.mon, t.date,

```

```

        t.hr, t.min, t.sec);
    }
void printHourLCD() { //tarihsiz saati LCD ye yazdırma fonksiyonu
    // Get the current time and date from the chip.
    Time t = rtc.time();

    // Name the day of the week.
    const String day = dayAsString(t.day);
    // Format the time and date and insert into the temporary buffer.
    snprintf(buf1, sizeof(buf1), "%02d:%02d:%02d",
        t.hr, t.min, t.sec);
}
} // namespace
void setup(void) //ayar fonksiyonu
{
    pinMode(2, OUTPUT);//tümleşik led pini çıkış olarak ayarlandı
    digitalWrite(2, LOW);//tümleşik led söndü
    pinMode(30, INPUT);
    pinMode(31, INPUT);
    pinMode(53, OUTPUT);//SD MODÜL BAĞLI

    Serial.begin(115200);
    while (!Serial) {
        ; // wait for serial port to connect. Needed for Leonardo only
    }
    //led flash
    for(int i=0;i<5;i++){
        digitalWrite(2, HIGH);delay(100);
        digitalWrite(2, LOW);delay(100);}
    //SD Card
    Serial.print("SD kart Baslatiliyor...");

    if (!SD.begin(53)) {
        Serial.println("SD Baslatma Basarisiz!");
        lcd.begin(20, 4);
        for(;;){
            delay(400);
            lcd.setCursor(0, 0);
            lcd.print("SD Kart Bulunamadi!!");
            lcd.setCursor(0, 1);
            lcd.print("Lutfen SD Kart Takin");
            lcd.setCursor(0, 2);
            lcd.print("Cihazı resetleyin...");
            lcd.setCursor(0, 3);
            lcd.print("    !!    ");
            delay(400);
        }

        return;
    }
}

```

```

}
Serial.println("SD Baslatma Basarili.");
//SD card
// Initialize ADXL345
Serial.println("Initialize ADXL345");
if (!accelerometer.begin())
{
  Serial.println("SENSOR bağlı değil, LUTFEN BAGLANTILARI KONTROL
EDINIZ..!");
  delay(500);
}
// Set measurement range
// +/- 2G: ADXL345_RANGE_2G
// +/- 4G: ADXL345_RANGE_4G
// +/- 8G: ADXL345_RANGE_8G
// +/- 16G: ADXL345_RANGE_16G
accelerometer.setRange(ADXL345_RANGE_16G);
accelerometer.setDataRate(ADXL345_DATARATE_100HZ);////////////////////
//burası 100 idi 25 yaptım

accelerometer.setOffsetX(0);
accelerometer.setOffsetY(0);
accelerometer.setOffsetZ(0);
//adxl345 ayarları sıfırlanıyor
//accelerometer.clearSettings();
// Show current setting
showRange();
showDataRate();

// Initialize a new chip by turning off write protection and clearing the
// clock halt flag. These methods needn't always be called. See the DS1302
// datasheet for details.
rtc.writeProtect(false);
rtc.halt(false);
// Make a new time object to set the date and time.
// Sunday, September 22, 2013 at 01:38:50.
Time t(2015, 10, 23, 23, 40, 55, Time::kFriday);// önce burayı guncelle !!

// Set the time and date on the chip.
//rtc.time(t);//ilk değişiklikte zamanı ayarlamak için bu komut çalıştırılır, yüklenir,
sonra kapatılır, tekrar yüklenir.
// set up the LCD's number of columns and rows:
lcd.begin(20, 4);
// Print a message to the LCD.
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("APNE ve KOAH ON TANI");
Serial.println("APNE ve KOAH ON TANI");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("KARABUK UNIVERSITESI");

```

```

Serial.println("KARABUK UNIVERSITESI");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("ELEK-ELEKTRONIK MUH.");
Serial.println("ELEK-ELEKTRONIK MUH.");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" DOKTORA TEZI ");
Serial.println(" DOKTORA TEZI ");
delay(3000);
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print(" HARUN SUMBUL ");
Serial.println(" HARUN SUMBUL ");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" DANISMAN: ");
Serial.println(" DANISMAN: ");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" A. HAYRETTIN YUZER ");
Serial.println(" A. HAYRETTIN YUZER ");
delay(3500);
}
void loop(void) //ANA DÖNGÜ FONKSİYONU
{
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("APNE ve KOAH ON TANI");
  Serial.println("APNE ve KOAH ON TANI");
  lcd.setCursor(0, 1);
  lcd.print(" Fonksiyon Seciniz: ");
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print(" 1.UYKU APNESI ");
  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print(" 2.KOAH ");
  Serial.println(" Fonksiyon Seciniz: ");
  Serial.println(" 1.UYKU APNESI ");
  Serial.println(" 2.KOAH ");
  while(digitalRead(30)==0 && digitalRead(31)==0);//herhangi bir tuşa basılmasını bekliyor
  if(digitalRead(30)//uyku apnesi seçildi

  //*****
  //***** UYKU APNESİ *****
  //*****
  {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("UYKU APNESI TESBITI");
    Serial.println(" UYKU APNESI TESBITI");
    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Sensoru Baglayiniz..");
    Serial.println("Sensoru Baglayiniz..");
    lcd.setCursor(0, 2);

```

```

lcd.print("Kayit Baslatilacak..");
Serial.println("Kayit Baslatilacak..");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Onay Icin Tuslayiniz");
Serial.println("Onay Icin Tuslayiniz");
while(digitalRead(30));
delay(100);
while(digitalRead(30)==0){if(digitalRead(31)){delay(200);cikis=1;break;}}
if(cikis!=1)
{

Dosya1 = SD.open("X.txt", FILE_WRITE);
Dosya2 = SD.open("Y.txt", FILE_WRITE);
Dosya3 = SD.open("Z.txt", FILE_WRITE);
Dosya4 = SD.open("POZISYON.txt", FILE_WRITE);
Dosya5 = SD.open("APNE.txt", FILE_WRITE);
//////// Dosya.println("Hasta Adi:      Soyadı:      TC:      Cinsiyet:      Yas:
Kilo:      Doğum Tarihi:");

Serial.println("Hasta Adi:");
printTimeLCD();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("SD Karta Kaydediyor.");
Serial.println("SD Karta Kaydediyor.");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Kayit Bas. Zamani: ");
Serial.println("Kayit Bas. Zamani: ");
///////// Dosya.print("Kayit Bas. Zamani: ");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(buf1);
Serial.println(buf1);
////////// Dosya.println(buf1);
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Apne:      Hast.Poz: ");
//başlık
Serial.println("X      Y      Z      Gun      Tarih      Saat      Pozisyon      Apne
Durumu");
Serial.println("_ _ _ _ _ _ _ _ _ _");
//-1.72 0.38 4.17 Wednesday 2015-08-05 17:02:10      0
////////// Dosya.println("X      Y      Z      Gun      Tarih      Saat      Pozisyon      Apne
Durumu");
////////// Dosya.println("_ _ _ _ _ _ _ _ _ _");
}

for(;;)
{ //UYKU APNESİ RUTİNİ
// Read raw values
Vector raw = accelerometer.readRaw();

```



```

    if(0.73-norm.XAxis<tol    &&    0.73-norm.XAxis>-1*tol    &&    0.40-
norm.YAxis<tol && 0.40-norm.YAxis>-1*tol && 4.45-norm.ZAxis<tol && 4.45-
norm.ZAxis>-1*tol)poz=2;//SAĞ
    if(-0.68-norm.XAxis<tol    &&    -0.68-norm.XAxis>-1*tol    &&    0.36-
norm.YAxis<tol && 0.36-norm.YAxis>-1*tol && 3.56-norm.ZAxis<tol && 3.56-
norm.ZAxis>-1*tol)poz=3;//YÜZÜSTÜ
    if(-1.82-norm.XAxis<tol    &&    -1.82-norm.XAxis>-1*tol    &&    0.38-
norm.YAxis<tol && 0.38-norm.YAxis>-1*tol && 4.7-norm.ZAxis<tol && 4.7-
norm.ZAxis>-1*tol)poz=4;//SOL

```

```

//sistem saati
printTime();
// printTimeSD();
//LCD de apne sayısı görüntüle
lcd.setCursor(5, 3);
lcd.print(apne_say);

//LCD de hasta pozisyonu görüntüleme
lcd.setCursor(18, 3);
lcd.print(poz);

//seri porta APNE yazdır poz ve LED i düzenle
Serial.print("    ");Serial.print(poz);Serial.print("    ");
//Dosya.print("    ");
Dosya4.println(poz);
//Dosya.print("    ");
if(apne==1){Serial.print(" APNE");
Dosya5.print("1");
digitalWrite(2, HIGH);}else {Serial.print("----");
Dosya5.print("0");
digitalWrite(2, LOW);}
Serial.println();
Dosya5.println();
delay(1);

//kayıt durdurma
if(digitalRead(31))
{

    digitalWrite(2, LOW);
    while(digitalRead(31));delay(100);
    //lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Kayit Durduruldu");

    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Toplam Apne Say.:");
    lcd.print(apne_say);
    Serial.print("Toplam Apne Sayisi:");

```



```

Serial.println(apne_say);
//Dosya6.println("Toplam Apne Sayisi:");
//Dosya6.println(apne_say);
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Durdurma: ");
Serial.print("Kayit Zaman Araligi: ");
//Dosya6.print("Kayit Zaman Araligi: ");
//lcd.setCursor(0, 3);
printHourLCD();
lcd.print(buf1);
Serial.print(buf1);
////////// Dosya.print(buf1);
Dosya1.close(); //SD kaydı bitiriliyor
Dosya2.close(); //SD kaydı bitiriliyor
Dosya3.close(); //SD kaydı bitiriliyor
Dosya4.close(); //SD kaydı bitiriliyor
Dosya5.close(); //SD kaydı bitiriliyor
//Dosya6.close(); //SD kaydı bitiriliyor
apne=0;
apne1=0;
apne_say=0;
poz=0;
while(digitalRead(31)==0);while(digitalRead(31));delay(100);break;
}
}
}
}
cikis=0;
}
else if(digitalRead(31)//koah seçildi
//*****
//***** KOAH *****
//*****
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print(" KOAH TESBITI");
Serial.println(" KOAH TESBITI");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Sensoru Baglayiniz..");
Serial.println("Sensoru Baglayiniz..");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("Kayit Baslatilacak..");
Serial.println("Kayit Baslatilacak..");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Onay Icin Tuslayiniz");
Serial.println("Onay Icin Tuslayiniz");
while(digitalRead(31));
delay(100);
while(digitalRead(30)==0){ if(digitalRead(31)){ delay(200);cikis=1;break; } }
}

```

```

if(cikis!=1)
{
digitalWrite(2, HIGH);//uyarı ledi yakılıyor ve ölçüm başlıyor
Dosya6= SD.open("koah.txt", FILE_WRITE);
Dosya6.println("Hasta Adı:          Soyadı:          TC:          Cinsiyet:          Yas:
Kilo:          Doğum Tarihi:");
Serial.println("Hasta Adı:");
printTimeLCD();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("SD Karta Kaydediyor.");
Serial.println("SD Karta Kaydediyor.");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Kayıt Bas. Zamani: ");
Serial.println("Kayıt Bas. Zamani: ");
Dosya6.print("Kayıt Bas. Zamani: ");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(buf1);
Serial.println(buf1);
Dosya6.println(buf1);
// Read normalized values
Vector norm = accelerometer.readNormalize();
float pitch = (atan2(norm.YAxis, sqrt(norm.XAxis*norm.XAxis +
norm.ZAxis*norm.ZAxis))*180.0)/M_PI; //eksenler arası bileşke açı tespiti
k1=pitch;
delay(1000);//fev1 için 1sn gecikme
norm = accelerometer.readNormalize();
pitch = (atan2(norm.YAxis, sqrt(norm.XAxis*norm.XAxis +
norm.ZAxis*norm.ZAxis))*180.0)/M_PI; // FEV1 için 1sn sonraki değer
k2=pitch;
float fev1=k1-k2;
float k3=pitch;
/* //FVC değerinin hesaplanması için göğüs hareketinin tamamen durması
algılanıyor (0.25 ref aralığında)
float fark=1;
while(fark>0.25)//değer alma için fark eşiği
{
delay(30);//hareket esnasında bir önceki değerle arada fark oluşması için
bekleme
norm = accelerometer.readNormalize();
pitch = (atan2(norm.YAxis, sqrt(norm.XAxis*norm.XAxis +
norm.ZAxis*norm.ZAxis))*180.0)/M_PI;
fark=k3-pitch;
k3=pitch;
}*/
// kayıt durdurmak için butona basılması bekleniyor. nefes tamamen verilince
FVC değeri ölçülüyor
while(digitalRead(30)==0);
norm = accelerometer.readNormalize();

```

```

pitch      =      (atan2(norm.YAxis,      sqrt(norm.XAxis*norm.XAxis      +
norm.ZAxis*norm.ZAxis))*180.0)/M_PI;
float fvc=k1-pitch;
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("Olcum Tamamlandi");
Serial.println("Olcum Tamamlandi");
digitalWrite(2, LOW); //uyarı ledi söndürülüyor, ölçüm bitiyor. bu led FVC
değeri alınana kadar yanar
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("FVC:   FEV1: ");
lcd.setCursor(4, 1);
lcd.print(fvc);
lcd.setCursor(15, 1);
lcd.print(fev1);
Dosya6.print("FVC:");Dosya6.println(fvc);
Dosya6.print("FEV1:");Dosya6.println(fev1);
Serial.print("FVC: ");Serial.println(fvc);
Serial.print("FEV1: ");Serial.println(fev1);
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Durdurma: ");
Serial.print("Kayit Zaman Araligi:");
Dosya6.print("Kayit Zaman Araligi:");
//lcd.setCursor(0, 3);
printHourLCD();
lcd.print(buf1);
Serial.println(buf1);
Dosya6.println(buf1);
Dosya6.close(); //SD kaydı bitiriliyor
while(digitalRead(31)==0);while(digitalRead(31));delay(100);
    }
}
}

```

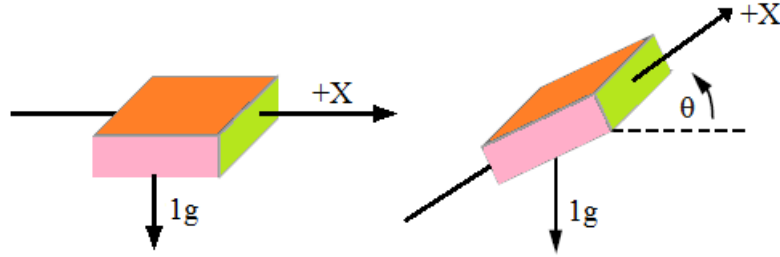


EK AÇIKLAMALAR F.

İVMEÖLÇER TEORİSİ VE AÇI ÖLÇÜMÜ

Tek Eksenli ivmeölçer ile Açı Hesaplama

Tek eksen ile eğim hesabı için sadece tek eksen (X eksen) ve yerçekimi vektörü yeterlidir. Hesaplanan eğim açısı yalnızca algılayıcının X eksen, devamlı yerçekimi düzlemine doğru yönlendirilmiş olması durumunda geçerlidir (Şekil Ek F.1.). Diğer eksenlerde oluşacak herhangi bir dönme hareketi, X ekseninde oluşan ivme genliğini azaltır ve hesaplanan eğim açısında (θ) hata meydana getirir [144].



Şekil Ek F.1. Tek eksen ile açı hesaplama.

Temel trigonometri ile bakıldığında, X eksenindeki yerçekim ivmesi izdüşümü, ivmeölçerin X eksen ve yatay düzlem arasındaki açının sinüsüne eşit bir ivme üretir. Yatay durum genellikle yerçekimi vektörüne dik düzlem olarak alınır. Yerçekimi ideal g ivme değerine karşılık bu pozisyonda üretilen g değeri Eşitlik Ek F.1'deki gibi hesaplanır;

$$A_x [g] = 1 g \cdot \sin(\theta) \quad (\text{Ek F.1})$$

Burada;

A_x : g biriminde ivmeölçer X eksen çıkışı,

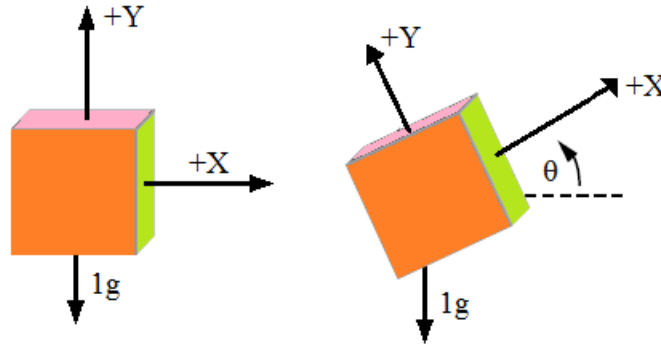
g : yerçekimi ivmesi,

dir. Tek-eksenli ivmeölçer kullanılarak eğim ölçümü yapıldığında, yatay eksen ve x eksen arasındaki açı arttıkça ivmeölçer çıkış hassasiyeti(mg/θ°) azalır, eğim açısı $\pm 90^\circ$ ye yaklaştığında ise eksen çıkış hassasiyeti 0 olur. Yani yaklaşık 90° de eğim açısındaki büyük bir değişiklik ivmelenmede küçük bir etki ile sonuçlanır. Çünkü ivmeölçer içerisinde eğim hesaplama ve çıkışa aktarma işlemi dijital olarak yapılır ve çıkış ivmesi bir ADC elde edildiği şekilde sunulur.

Bu yüzden tek-eksenli ivmeölçer ile eğim ölçmenin en önemli dezavantajı, yüksek çözünürlüklü bir ADC veya geçerli eğim açılarının büyük bir aralığını elde etmek için dijital çıkışa ihtiyaç duymasındır. Ayrıca tek eksenli ivmeölçer ile 360° ölçüm yapılamaz.

İki Eksenli ivmeölçer ile Eğim Hesaplama

Birçok uygulama için tek eksenli ivmeölçerler ihtiyaçları karşılayamamaktadır. Bunun yerine ya ikinci bir algılayıcı kullanılmalı, ya da iki eksenli bir ivmeölçer tercih edilmelidir. İkinci bir algılayıcı kullanılıyorsa, ikinci algılayıcının algılama eksenini birinci algılayıcının algılama eksenine dik olacak şekilde yönlendirilmelidir. Şekil Ek F.2’de iki eksenli ivmeölçer eksenleri görülmektedir. İki eksenli ivmeölçerlerde eksen açıları birbirine diktir.



Şekil Ek F.2. İki eksen ile açı hesaplama.

İki eksenli ivmeölçer kullanmanın en önemli avantajları; daha fazla hassasiyet ve 360° eğim ölçebilmedir. Eğim açısının hesaplanmasında eksenlerden alınan iki değerlerinin oranı için Eşitlik Ek F.2 ve Eşitlik Ek F.3’deki denklemler kullanılır.

$$\frac{A_x}{A_y} = \frac{g \cdot \sin(\theta)}{g \cdot \cos(\theta)} = \tan(\theta) \quad (\text{Ek F.2})$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{A_x}{A_y}\right) \quad (\text{Ek F.3})$$

Burada;

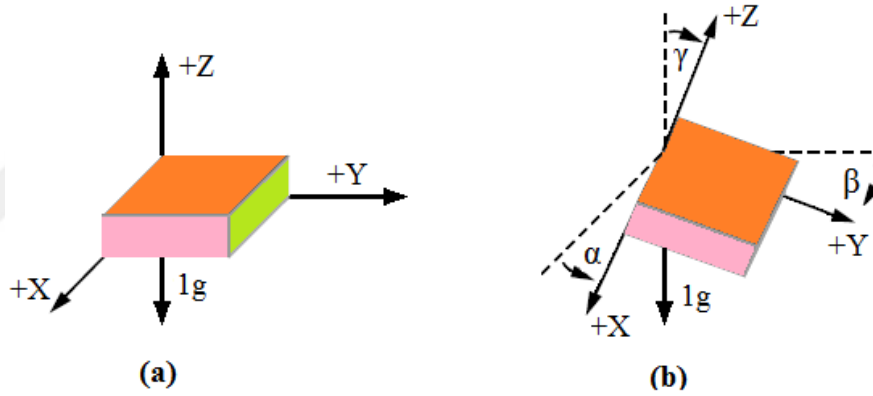
θ :eğim açısı,

A_x : ivmeölçer X eksen çıkışı,

A_y : ivmeölçer Y eksen çıkışıdır.

Üç Eksenli ivmeölçer ile Eğim Hesaplama

Üçüncü eksen ile birlikte, algılayıcı yönü kesin olarak belirlenebilir. Ayrıca eksen bilgileri (X, Y, Z) kullanılarak, referans seçilen bir eksen konumuna göre, eğim ve açı bilgileri (α , β , γ) de hesaplanabilir. Algılayıcının referans konumu genellikle, XY eksenlerinin yere paralel olduğu (0g), Z ekseninin ise yere dik olduğu (1g) konumdur (Şekil Ek F.3(a)).



Şekil Ek F.3. Üç eksen ile açı hesaplama, a) algılayıcı referans eksen bilgileri, b) eksenler arasındaki açı bilgisi.

Burada, α , β ve γ sırasıyla X, Y ve Z eksenlerinin yere göre ivmelenme açılarıdır. Referans konumda X ve Y eksenlerinde 0g, ve Z ekseninde 1g olduğundan hesaplanan tüm açılar 0° olur.

Temel trigonometri kullanılarak eğim açıları Eşitlik Ek F.4, Eşitlik Ek F.5 ve Eşitlik Ek F.6 yardımı ile hesaplanmaktadır;

$$\sin\left(\frac{\alpha \cdot \pi}{180}\right) = \frac{A_x}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \quad (\text{Ek F.4})$$

$$\sin\left(\frac{\beta \cdot \pi}{180}\right) = \frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \quad (\text{Ek F.5})$$

$$\cos\left(\frac{\gamma \cdot \pi}{180}\right) = \frac{A_z}{\sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}} \quad (\text{Ek F.6})$$

Pozitif açı, ivmeölçerin karşılık gelen pozitif ekseninin yukarı yönde olduğuna işaret ederken negatif açı, eksenin aşağı yönde olduğu anlamına gelir.

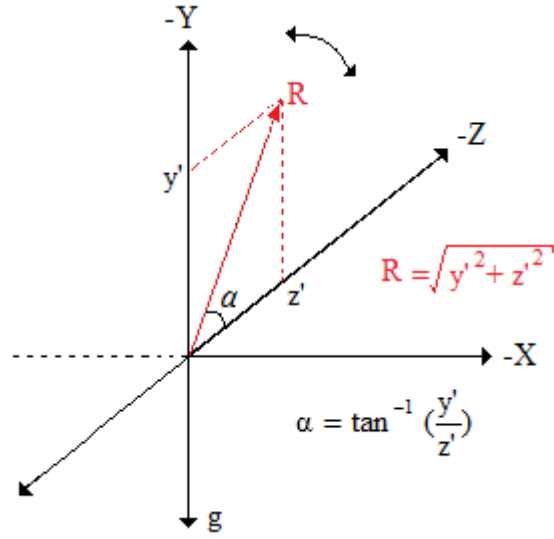
Üç eksenli yöntem ile tek ve çift eksenli yöntemlerden elde edilen eşitlikler arasındaki benzerliklerden dolayı üç eksenli çözüm analizi, tek ve çift eksenli yöntemlerin birleşmesinden oluşmaktadır.

ADXL345 0^0 ile 360^0 arasında açı doğrudan ölçülemez. X ve Y eksenleri için, 1.çeyrek dairede açı değeri $0^0 - 90^0$ arasında değişirken, 2.çeyrek dairede açı değeri $90^0 - 0^0$ arasında, 3.çeyrek dairede açı değeri $0^0 - (-90^0)$ arasında ve 4.çeyrek daire içinse açı değeri $(-90^0) - 0^0$ arasında değişmektedir. Z eksenini için ise; 1.çeyrek dairede açı değeri $0^0 - 90^0$ arasında değişirken, 2.çeyrek dairede açı değeri $(-90^0) - 0^0$ arasında, 3.çeyrek dairede açı değeri $0^0 - (-90^0)$ arasında ve 4.çeyrek daire içinse açı değeri $90^0 - 0^0$ arasında değişmektedir. Sonuç olarak, Çizelge Ek F.1'de listelenen formüller $0^0 - 360^0$ açı değeri üretmek için kullanılır [145].

Çizelge Ek F.1. ADXL ivmeölçer açı doğrulama hesapları.

α	β	γ	Açı Doğrulama		
>0	>0	>0	$\alpha_f = \alpha$	$\beta_f = \beta$	$\gamma_f = \gamma$
>0	>0	<0	$\alpha_f = 180 - \alpha$	$\beta_f = 180 - \beta$	$\gamma_f = 180 + \gamma$
>0	<0	>0	$\alpha_f = \alpha$	$\beta_f = 360 + \beta$	$\gamma_f = \gamma$
>0	<0	<0	$\alpha_f = 180 - \alpha$	$\beta_f = 180 - \beta$	$\gamma_f = 180 + \gamma$
<0	>0	>0	$\alpha_f = 360 + \alpha$	$\beta_f = \beta$	$\gamma_f = \gamma$
<0	>0	<0	$\alpha_f = 180 - \alpha$	$\beta_f = 180 - \beta$	$\gamma_f = 180 - \gamma$
<0	<0	>0	$\alpha_f = 360 + \alpha$	$\beta_f = 360 + \beta$	$\gamma_f = 360 - \gamma$
<0	<0	<0	$\alpha_f = 180 - \alpha$	$\beta_f = 180 - \beta$	$\gamma_f = 180 + \gamma$

Bu tablo, 3. Bölümde anlatılan hasta pozisyonunun tespitinde kullanılmıştır. Şekil Ek F.4'de ivmeölçer üzerine etkiyen kuvvetlerin vektörel gösterimi görülmektedir.



Şekil Ek F.4. İvmeölçer üzerine etkiyen vektörel kuvvetler.

Burada R vektörü ivmeölçerin üzerine etkiyen bileşke kuvvet vektörüdür. Bu kuvvet yerçekimi veya algılayıcının hareketi sonucu yerçekimi kuvveti ile eylemsizlik kuvvetinin bileşkesi olarak verilir. R vektörünün 3 bileşeni $R=[x',y',z']$ olarak ifade edilirse, Pisagor teoremine göre Eşitlik Ek F.7 bağıntısı yazılır;

$$R = \sqrt{x'^2 + y'^2 + z'^2} \quad (\text{Ek F.7})$$

İki eksen için ifade eşitlik Ek F.8' deki gibi olur;

$$R = \sqrt{y'^2 + z'^2} \quad (\text{Ek F.8})$$

Burada, her iki durumda da bileşke ivme değeri(R) daima $1g'$ ye eşit olmalıdır. Böylece iki eksen için (x' eksenini hareketsiz olduğundan ölçülen ivme değeri 0 olduğundan hesaplamalarda kullanılmadı) y' ve z' bileşenleri bilindiğinde, trigonometrik fonksiyonlar yardımı ile R vektörünün Y ve Z eksenleri ile yaptığı açılar Eşitlik Ek F.9' a göre hesaplanabilir.

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{y'}{z'}\right) \quad (\text{Ek F.9})$$

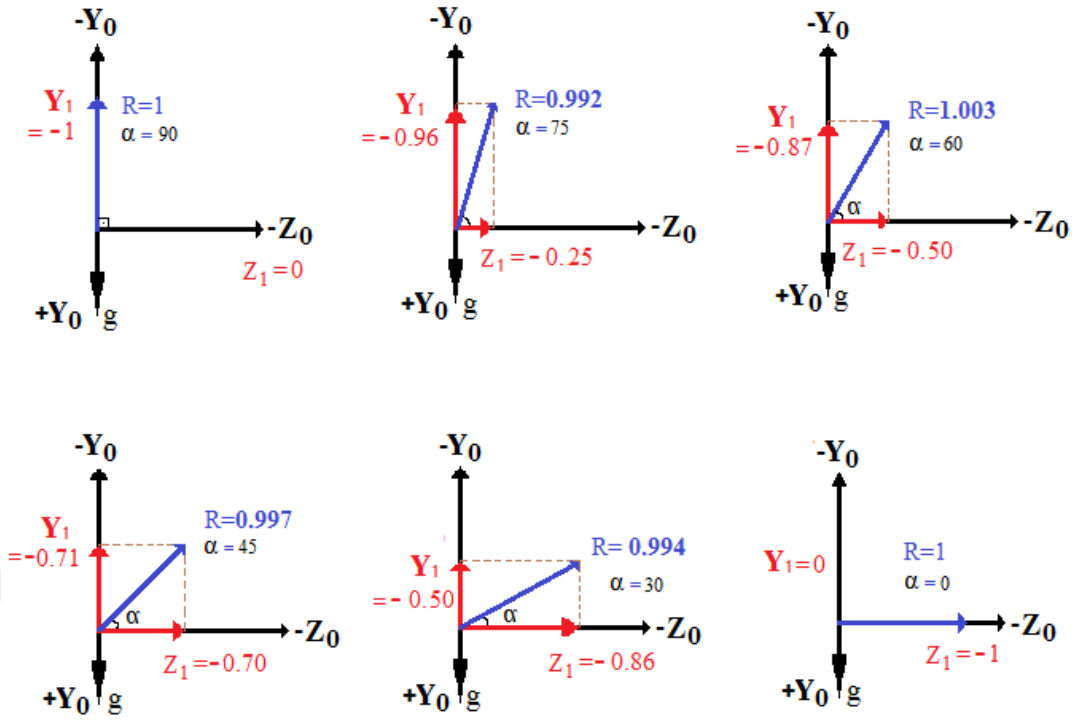
İvmeölçer eksen ölçümlerin doğruluğunu test etmek için, algılayıcı, farklı yönlerde farklı açılarda hareket ettirilmiş ve Tablo 2 deki değerler elde edilmiştir. Veriler, bir mikrodenetleyici aracılığı ile okunmuş ve C# programında geliştirilen bir arayüz programı aracılığı ile (I²C protokolü) ‘.txt’ formatında bir metin dosyası olarak bilgisayara kaydedilmiştir.

Çizelge Ek F.2, ivmeölçer ile ölçülen ivme değerlerine (x' , y' , z') göre ölçülen (α) ve hesaplanan (α') açı değerlerinin yanı sıra bileşke kuvvet (R) değerlerini de göstermektedir. Açı ve bileşke kuvvet hesaplamalarında yukarıdaki formüllerden yararlanılmış. Burada verilen x' , y' ve z' değerleri, X, Y ve Z yönündeki ivme değerleridir.

Çizelge Ek F.2. İvmeölçer ile ölçülen ivme ve bileşke kuvvet değerleri.

α (°)	α' (°)	x'	y'	z'	R
0	0	0	0	1	1
30	30,02	0	-0,50	0,86	0,994
45	45,4	0	-0,71	0,70	0,997
60	60,15	0	-0,87	0,50	1,003
75	75,4	0	-0,96	0,25	0,992
90	90	0	-1	0	1

Şekil Ek F.5, eksenlere göre değişen ivmeleri ve açı değerlerini göstermektedir. R bileşke ivme değeri, formül (2.12) yardımı ile hesaplanmıştır. X ekseninde herhangi bir değişme olmadığından bu eksen bilgisi daima 0 olarak ölçülmüştür.



Şekil Ek F. 5. Eksenlere göre değişen ivme ve açı değerleri.

Çizelge Ek F.3.'te, tek bir eksen için (X) ivmeölçer ile ölçülen ivme değerlerine karşılık gerçek yerçekimi ivme değerleri ve eksenin yer ile yaptığı açı değerleri görülmektedir;

Çizelge Ek F.3. Tek eksenli ölçülen ivme değerlerine karşılık gerçek ivme ve açı değerleri.

Ölçülen İvme (g)	Gerçek İvme (m/s ²)	Açı (°)
-1,0	9,81	-90
-0,9	8,829	-81
-0,8	7,848	-72
-0,7	6,867	-63
-0,6	5,886	-54
-0,5	4,905	-45
-0,4	3,924	-36
-0,3	2,943	-27
-0,2	1,962	-18
-0,1	0,981	-9
0,0	0	0
0,1	0,981	9
0,2	1,962	18
0,3	2,943	27
0,4	3,924	36
0,5	4,905	45
0,6	5,886	54
0,7	6,867	63
0,8	7,848	72
0,9	8,829	81
1,0	9,81	90

Görüldüğü gibi, eksen bilgisi cihazda 1 veya -1 değerini gösteriyor ise bunun anlamı, gerçekte 9,81m/s² (statik ivme ölçümü) değerini gösterdiği içindir.



EK AÇIKLAMALAR G.

ETİK KURUL RAPORU

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURULU BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	OMÜ Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ	Onü Tıp Fak. 1.kat (özel servis karşısı)
	TELEFON	03623121919-2782
	E-POSTA	onutuek@igmail.com

Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı: **Prof. Dr. A. Tevfik SUNTER**

BASVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Uyku Apnesi ve KOAH Hastalıkları İçin Tanı Yöntemi Geliştirilmesi			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU				
	KURUMSAL KURUMSAL ARAŞTIRMACI	Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin YÜZER			
	KURUMSAL ÜNİVERSİTE ARAŞTIRMACININ İZMİN ALANI	Elektronik Mühendisliği			
	KURUMSAL ÜNİVERSİTE ARAŞTIRMACININ ZİLZİLME MERKEZİ	Karabük Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>	FAZ 2	<input type="checkbox"/>
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>	FAZ 4	<input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Gözlemsel İlg. Çalışması	<input type="checkbox"/>	Yüksek Düz. Çalışması	<input type="checkbox"/>
	Diğer ise belirtiniz				
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili	
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	06.02.2015	V.1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRME SONUÇLU OLARAK FORMU SAĞLANSIN ÜZÜN GEBE PARTEKLERİNİN YÖNELİK GÖZ GEBELİK TAKİBİ GÖZ GEBELİK ÇALIŞMA KATILIMCILARININ KADIN PARTNERLERİNİN YÖNELİK GÖZ	06.02.2015	1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU	06.02.2015	1.0	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ	-	-	Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama			
	TÜRKÇE FİKET ÖRNEĞİ	<input type="checkbox"/>			
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>			
	ARAŞTIRMA ALTYAPISI	<input checked="" type="checkbox"/> 1.0			
	BİYÜLEK MATEKİYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>			
	HASTA KARTIĞI NÜKLELERİ EÜSS	<input type="checkbox"/> Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>			
	PLAN	<input type="checkbox"/>			
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>			
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>			
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>			
DİĞER:	<input type="checkbox"/>				

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/123	Tarih: 12.03.2015							
	<p>Etik Kurulumuzu sunmuş olduğunuz Uyku Apnesi ve KOAH Hastalıkları İçin Tanı Yöntemi Geliştirilmesi başlıklı OMÜ KAEK 2015/123 Karar nolu Klinik Çalışma nitelikli araştırma projeniz Amaç, gerekçe, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre incelenmiş etik açıdan bir sakınca olmadığına karar verilmiştir.</p> <p>İlaç Dışı Klinik Araştırmalar Başvuru Formunun, etik kurul onay kararımızla birlikte Sağlık Bakanlığı Tıbbi Cihazlar Genel Müdürlüğüne gönderilip, izin alındıktan sonra çalışmaya başlanmasına, çalışmanın süresi 6 ayı geçerse 6 aylık bildirimlerinin yapılmasına; çalışma tamamlandıktan sonra sonucunun tarafımıza en geç üç(3) ay içerisinde bildirilmesine 12.03.2015 tarihli Etik kurulumuzda oy birliği ile karar verilmiştir</p>								
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU									
ÇALIŞMA ESASI		Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaçları Kılavuzu							
BAŞKANIN İSİMİ / ADI / SOYADI:		Prof.Dr.A.Tevfik SÖNTER							
Unvanı/Adı/Soyadı	Unvanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. A.Tevfik SÖNTER	Eklik Sağlığı	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Cezir POLAT	Genel Cerrahi	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Haluk ATMACA	İç Hastalıkları Endokrinoloji	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Dursun AYGÜN	Nöroloji	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Seher H.ÇELİK	Eğitim Fakültesi	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Emine ŞENTÜRK	Diğ. İktisadi Fakültesi	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Barış MELİKOĞLU	Veteriner Fakültesi	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Yasemin ULUS	Fizik Ted. ve Reh.	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Ayhan SÖCÜT	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Aydın İİM	Fizyoloji	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mustafa ÇAKIR	Hukuk Fakültesi	Kocaeli Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. A. Pınar TÜRKMEN	Histoloji ve Embryoloji	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Feriye KAYA	Farmakoloji	Öndokuz Mayıs Üniversitesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Ünvan D. Nuraliye DİKMEN	Enfeksiyon Hastalıkları	Mehmet Aydın Eğitim Araştırma Hastanesi	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Osman YUMRULI	Sorbest Meslek	Samsun	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bolcaın

ÖZGEÇMİŞ

Harun SÜMBÜL, 1984 yılında Sivas'da doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı. Sivas Endüstri Meslek Lisesi ve Teknik lise, Elektronik Bölümü'nden mezun oldu. 2003 yılında Selçuk Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümünde öğrenime başladı. İlk yıl İngilizce hazırlık eğitimi gördü. 2008 yılında iyi derece ile mezun oldu. Mezun olduğu yıl Selçuk Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde Prof. Dr. Saadetdin Herdem danışmanlığında yüksek lisans eğitimine başladı. 2009 yılında Gümüşhane Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak atandı. Yaklaşık 2 yıl çalıştıktan sonra 2011 Aralık ayında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Yeşilyurt Demir Çelik MYO Elektronik Teknolojileri Bölümü, Biyomedikal Cihaz Teknolojisi Programına Öğretim Görevlisi oldu. Bu arada Yüksek Lisans Öğrenimini tamamladı (2011). 2012 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin Yüzer danışmanlığında doktora eğitimine başladı. Bugüne kadar pek çok ulusal ve uluslararası toplantılara katılan ve ulusal-uluslararası birtakım dergi ve sempozyumlarda hakemlik yapan Harun SÜMBÜL, evlidir ve iyi derecede İngilizce bilmektedir.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Yeşilyurt Demir Çelik MYO

Tekkeköy / SAMSUN

Tel : (507) 755 8742

E-posta : harun.sumbul@omu.edu.tr

TEZDEN ÇIKAN YAYINLAR

Uluslararası Hakemli Dergi (ESCI, SCI, SCIE, Diğer Engineering index):

- 1- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2016), “3D Monitoring of Lying Position for Patients with Positional Sleep Apnea Syndrome”, Journal of New Results in Science, vol. 12, no. 2016, pp. 59–70, Nov. 2016. ISSN:1304-7981. (JNRS is an international peer-reviewed journal and is indexed by Ulakbim, <http://dergipark.gov.tr/jnrs/issue/27333/287730>)
- 2- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2017), “Development of Diagnostic Device for COPD: A MEMS Based Approach,” International Journal of Computer Science and Network Security (IJCSNS), Vol:17, No:7, pp. 196-203, July 2017. (http://search.ijcsns.org/07_book/html/201707/201707027.html)
- 3- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2017), “Development of Sleep Apnea Screening and Patient Alert Device: A Mems-Based Approach,” IIUM Engineering Journal, Vol. x, No. x, 200x. (under review)
- 4- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2017), “Estimating the Value of the Volume from Acceleration on the Diaphragm Movements During Breathing,” Journal of Engineering Science and Technology (JESTEC), School of Engineering, Taylor’s University, Vol. x, No. x, 200x. (under review)
- 5- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2017), “Design of a Fuzzy Input Expert System for Detection of Apnea and Hypopnea,” Engineering Journal (EJ), Vol. x, No. x, 200x.,ISSN:0125-8281. (under review)

Uluslararası Konferans Bildirileri:

- 1- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2015), “Measuring of Diaphragm Movements by using iMEMS Acceleration Sensor “(İngilizce tam metin bildiri). International Conference on Electrical and Electronics Engineering, **ELECO2015**, Proceeding book, pp:166-170, **Bursa, Turkey**.
- 2- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2016), “Development of the Patient Alert System for Sleep Apnea Disease“ (İngilizce tam metin bildiri), 1st International Conference on Engeneering Technology and Applied Sciences-**ICETAS-2016**, Afyon Kocatepe University, **Afyon, Turkey** 21-22 April 2016. ISBN:978-605-4444-05-2.

- 3- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2016),” Determination of Acceleration-Volume Relation using ANN”, International artificial intelligence and data processing symposium'16 (**IDAP2016**), pp:141-146, September 17-18, 2016, **Malatya, Turkey**.
- 4- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2016),” The Measurement of COPD Parameters (VC, RR, and FVC) by using Arduino Embedded System”, 1st International Mediterranean Science and Engineering Congress(**IMSEC2016**) Çukurova University, Congress Center, October 26-28, 2016, Pp: 201-207, **Adana/Turkey**.
- 5- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2017), “A Fuzzy Rule-Based Expert System to Estimate Lung Vital Capacity”, 2nd International Conference on Computer Science and Engineering **UBMK'17**, 05-08 Oct 2017, vol: , pp: , **Antalya, Turkey. (ACCEPTED as oral presentation)**
- 6- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2017), “Detection of Apnea Event with ANN Using Acceleration Data”, 1nd International Symposium on Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies **ISMSIT2017**, November 2-4, 2017, vol: , pp: , **Tokat, Turkey. (ACCEPTED as oral presentation)**

Ulusal Konferans Bildirileri:

- 1- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2015), “İvmealgılayıcı Kullanarak Farklı Pozisyonlara Göre Soluma Sinyallerinin Elde Edilmesi”, **SİU2015**, Sinyal İşleme Ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 16 - 19 Mayıs 2015, Bildiriler kitabı, bölüm 1, sayfa:279-282, İnönü Üniversitesi, **Malatya, TÜRKİYE**. Print ISSN: 2165-0608, doi: 10.1109/SIU.2015.7129837. (<http://www.ieeeexplore.ws/document/7129837/>)
- 2- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2015), "Uyku Apnesi Tespit Cihazı ", Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Sağlık Ekipmanları Sektöründe İnovasyon ve Tasarım Yarışması”, 2. ARGE Proje Pazarı, POSTER, 5 Kasım 2015, **Samsun, TÜRKİYE**.
- 3- Sümbül, H., Yüzer A. H., (2016), “Mems Tabanlı Algılayıcı ile Hasta Yatış Pozisyonunun 3 Boyutlu İzlenmesi”, (Türkçe tam metin bildiri), **EEB2016**, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Sempozyumu, 11 - 13 Mayıs 2016, sayfa:287-290, Gaziosmanpaşa Üniversitesi, **Tokat, TÜRKİYE**.

PROJELER:

KARABÜK ÜNİVERSİTESİ B.A.P. PROJESİ [2015-2016]

Proje No: KBÜ-BAP-15/1-DR-001

Proje Adı: Uyku Apnesi ve KOAH Hastalıkları İçin Tanı Yöntemi Geliştirilmesi

Proje Yürütücüsü: Yrd. Doç. Dr. A. Hayrettin YÜZER

Bütçe:12.000,00 TL

ÖDÜLLER:

Uyku Apnesi Tespit Cihazı Projesi, 1.'lik Ödülü, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2.ARGE Proje Pazarı, Sağlık Ekipmanları Sektöründe İnovasyon ve Tasarım Yarışması, (49 proje içerisinde), 05.11.2015.

