



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN
ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**ÜST VÜCUT HAREKETLERİNİN ALGILANMASI İÇİN YAPAY ZEKÂ
DESTEKLİ KAPASİTİF TABANLI GİYİLEBİLİR SENSÖR SİSTEMİ
GELİŞTİRİLMESİ**

Muhammet Rojhat KARA

DOKTORA TEZİ

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Ağustos - 2024

KONYA

Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Muhammet Rojhat KARA tarafından hazırlanan "*ÜST VÜCUT HAREKETLERİNİN ALGILANMASI İÇİN YAPAY ZEKÂ DESTEKLİ KAPASİTİF TABANLI GİYİLEBİLİR SENSÖR SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ*" adlı tez çalışması 05/08/2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Başkan

Doç. Dr. Ahmet KAYABAŞI

Danışman

Prof. Dr. Mehmet Akif ERİŞMİŞ

Üye

Doç. Dr. Hakkı SOY

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Serkan KÜÇÇÜKTÜRK

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Sabri ALTUNKAYA

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun / ... /20.. gün ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Havvanur UÇBEYİAY

FBE Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Muhammet Rojhat KARA

Tarih: 05/08/2024

ÖZET

DOKTORA TEZİ

ÜST VÜCUT HAREKETLERİNİN ALGILANMASI İÇİN YAPAY ZEKÂ DESTEKLİ KAPASİTİF TABANLI GİYİLEBİLİR SENSÖR SİSTEMİ GELİŞTİRİLMESİ

Muhammet Rojhat KARA

**Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Prof. Dr. Mehmet Akif ERİŞMİŞ
Doç. Dr. Emrehan YAVŞAN**

2024, 136 Sayfa

Jüri

Prof. Dr. Mehmet Akif ERİŞMİŞ

Doç. Dr. Ahmet KAYABAŞI

Doç. Dr. Hakkı SOY

Dr. Öğr. Üyesi Serkan KÜÇÜKTÜRK

Dr. Öğr. Üyesi Sabri ALTUNKAYA

Uyku apnesi uyku durumundaki bir kişinin en az 10 saniye boyunca nefes alışverişinin durmasına, hipopne ise hava akışının en az %30 oranında 10 saniye veya daha fazla süre azalmasına bağlı olarak hastayı uyandırması şeklinde tanımlanan bir solunum olayıdır. Obezite, alkol ve sigara kullanımı ve yaş gibi risk faktörleri uyku apnesi ile yüksek korelasyon içerisindedir. Özellikle artan obezite ile birlikte uyku apnesi sendromunun ileride giderek yaygınlaşabileceği araştırmacılar tarafından önlem alınması gereken ciddi bir husus olarak belirtilmektedir. Erkeklerde kadınlara göre yaklaşık 3 kat daha fazla görülen uyku apnesinin dünyada yaklaşık 936 milyon kişide var olduğu tahmin edilmektedir. Uyku apnesi kişilerin

günlük hayatında yorgunluk ve dikkat eksiliği oluşturmasıyla trafik kazalarına ve iş yeri verimsizliklerine sebep olmasının yanında kalp yetmezliği, tip-2 diyabet, hipertansiyon, atriyal fibrilasyon ve hatta ölüme yol açabilmektedir. Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi 2015 raporuna göre Amerika'da teşhis edilmemiş yetişkin uyku apnesi hastalarının sayısı teşhis edilenlerin yaklaşık 4 katı olduğu tahmin edilmektedir. Ayrıca aynı raporda teşhis edilememiş hastaların direkt ve dolaylı sebeplerle ülkeye senelik maliyeti yaklaşık 150 milyar dolarken teşhis edilen hastaların maliyeti ise yaklaşık 12,5 milyar dolar olarak hesaplanmıştır.

Uyku apnesi teşhisinde günümüzde kullanılan polisomnografi cihazları altın standart (golden standart) değerlendirme aracı olarak kabul edilmektedir. Rutin bir polisomnografi testinde hastadan 12 kanal Elektroensefalografi, Elektromiyografi (çene ve bacaklara), 4 kanal Elektrokülografi, Elektrokardiyografi, göğüs hareketi sensörü, karın hareketi sensörü, horlama sensörü, vücut pozisyon sensörü, nasal transdüser, termistör, pulse oksimetre bulunmaktadır. Rutin testlerle ilgili en büyük iki problem, polisomnografi sırasının gelmesinin aylar hatta seneyi bulması, sensör sayısının çok fazla ve rahatsız edici olmasından dolayı hastaların uykuya dalmakta zorlanması şeklinde sıralanmaktadır.

Bu çalışmada belirtilen problemlere çözüm sunabilmek adına hastaların evde kendilerinin de kullanabileceği sensör sayısının standart ölçümlerden çok daha az olduğu kapasitif ölçüme dayalı yapay zekâ destekli bir sistem oluşturulmuştur. LC rezonatör metodu temel alınan bu çalışmada vücuttaki 4 anahtar bölgeden veriler toplanmıştır. Bunlar ağız/burun bölgesinden nefes alışverişi, göğüsten solunum hareketi, gırtlaktan (larinks) apne anı hareketleri ve parmaktan nabız sinyalleridir. Ağız ve burun bölgesinden yapılan solunumun neme bağlı olarak ölçülmesi adına sığır bağırsağı kullanılmış ve literatüre biyo-uyumlu bir sensör kazandırılmıştır. Polisomnografide bir parametre olarak bulunmayan larinks bölgesinin obstrüktif apne teşhisinde önemli bir nokta olabileceği tezde özgün bir nokta olarak sunulmuştur. Literatürde gırtlak bölgesinin obstrüktif apne teşhisinde kullanımı yapılan araştırma çerçevesince bulunamamış olup bu noktanın kapasitif olarak ölçülmesi yeniliği için patent başvurusunda bulunulmuştur. Konu uzmanı tarafından sağlanan, apne anında gerçekleşen fizyolojik durumlarla ilgili bilgiler ışığında yapılan apne mimiklerini içeren sensör sinyalleri, sistem denek üzerine bağlı iken toplanmıştır. Elde edilen mimik veri seti ön işlemlerden geçirildikten sonra 232 adet özellik çıkarılmıştır. Minimum Redundancy Maximum Relevance algoritmasıyla en önemli 20 özellik seçilmiştir. En önemli 20 özellik arasından 5 adet özellik ayırt edici karakteristik yapısıyla gırtlak bölgesinden seçilmiştir. Böylece tezde özgün olarak kullanılan gırtlak sensörünün gerçekten fayda sağladığı gösterilmiştir. Bu yirmi özellikle Yapay Sinir Ağları algoritması kullanarak yapılan eğitim sonucu elde edilen apne veya sağlıklı sınıflaması, %96,3 oranında doğruluk ve %86,2 oranında özgüllük değerlerini vermiştir. Aynı

veri setinde yapılan test sonuçları ise %96,3 doğruluk ve %82,4 özgüllük şeklindedir. Hasta üzerinde referans sensörlerle birlikte yapılan 4 saatin üzerinde ölçüm sonucunda Karar Ağaçları algoritması kullanarak 20 özellekle yapılan sınıflamada eğitim sonucu %99,6 doğruluk ve %90 özgüllük değerlerini verirken test sonuçları ise %99,2 doğruluk ve %87,5 özgüllük değerlerini vermiştir. Daha çeşitli bir veri seti oluşturmak amacıyla mimik veri seti ve hasta veri setinin birleştirilmesiyle karma veri seti elde edilmiştir. Bu veri seti üzerinde Adaboost algoritması kullanılarak yapılan sınıflamada eğitim sonucu doğruluk %99.7 ve özgüllük %77 iken test sonucu doğruluk %99.7 ve özgüllük %80.6'dır. Böylece yapay zekâ destekli kapasitif bir sensör sistemi geliştirilmiş ve özgün bir ölçüm noktasıyla uyku apnesi teşhisi için gerçek bir hasta üzerinde denenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Kapasitif sensör, makine öğrenmesi, medikal sensör, polisomnografi, uyku apnesi.

ABSTRACT

PHD THESIS

DEVELOPMENT OF ARTIFICIAL INTELLIGENCE SUPPORTED CAPACITIVE-BASED WEARABLE SENSOR SYSTEM FOR DETECTION OF UPPER BODY MOVEMENTS

Muhammet Rojhat KARA

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE / ELECTRICAL AND
ELECTRONIC ENGINEERING**

Advisor: Prof. Dr. Mehmet Akif ERİŞMİŞ

Assoc. Prof. Dr. Emrehan YAVŞAN

2024, 136 Pages

Jury

Prof. Dr. Mehmet Akif ERİŞMİŞ

Assoc. Prof. Dr. Ahmet KAYABAŞI

Assoc. Prof. Dr. Hakkı SOY

Asst. Prof. Dr. Serkan KÜÇÜKTÜRK

Asst. Prof. Dr. Sabri ALTUNKAYA

Sleep apnea is a respiratory condition defined by the cessation of breathing for at least 10 seconds during sleep, whereas hypopnea is characterized by a decrease in airflow by at least 30% for 10 seconds or more, both of which result in the awakening of the patient. Risk factors such as obesity, alcohol and cigarette use, and age are highly correlated with sleep apnea. Researchers state that sleep apnea syndrome may become increasingly common in the future, especially with increasing obesity, as a serious issue that needs to be taken precautions. Sleep

apnea, which is approximately 3 times more common in men than women, is estimated to be present in approximately 936 million people in the world. Sleep apnea leads to fatigue and lack of attention in people's daily lives, causing traffic accidents and workplace inefficiencies, as well as heart failure, type-2 diabetes, hypertension, atrial fibrillation and even death. According to a 2015 report from the American Academy of Sleep Medicine, the number of undiagnosed adult sleep apnea patients in America is estimated to be approximately 4 times that of diagnosed ones. In addition, in the same report, the annual cost of undiagnosed patients to the country due to direct and indirect reasons was approximately 150 billion dollars, while the cost of diagnosed patients was calculated to be approximately 12.5 billion dollars.

Polysomnography devices are considered the gold standard evaluation tool for diagnosing sleep apnea. A routine polysomnography test involves the patient using 12 channels of Electroencephalography, Electromyography (for the chin and legs), 4 channels of Electrooculography, Electrocardiography, chest movement sensors, abdominal movement sensors, a snoring sensor, a body position sensor, a nasal transducer, a thermistor, and a pulse oximeter. The two major problems associated with routine tests are the extended waiting times for polysomnography, which can take months or even up to a year, and the difficulty patients face in falling asleep due to the excessive number of sensors, which are often uncomfortable.

To address these issues, this study developed an artificial intelligence-supported system based on capacitive measurement, which patients can use at home and which involves significantly fewer sensors than standard measurements. This system, based on the LC resonator method, collected data from four key regions of the body: breathing signals from the mouth/nose area, breathing movements from the chest, apnea movements from the larynx, and pulse signals from the finger. A biocompatible sensor, introduced to the literature, was used to measure respiration from the mouth and nose based on humidity, using cattle intestine. The thesis introduces a novel point, suggesting that the laryngeal region, which is not typically included as a parameter in polysomnography measurements, may play a significant role in the diagnosis of obstructive apnea. To the best of the researchers' knowledge, the use of the larynx region in the diagnosis of obstructive apnea was not found in the literature, and a patent application was made for the innovation of capacitive measurement of this point. Sensor signals, containing apnea mimics based on information provided by a subject matter expert regarding the physiological conditions occurring during apnea, were collected while the system was connected to the test subject. Following pre-processing of the collected mimicry data set, the Minimum Redundancy Maximum Relevance algorithm was applied to extract the 20 most important features. Among these top 20 features, 5 distinctive characteristics were derived from the laryngeal region. This demonstrates that the laryngeal sensor, uniquely utilized in the thesis, indeed provides significant

benefits. The classification of "apnea" or "healthy" conditions, resulting from training with the Neural Network algorithm using 20 features extracted from the mimic data set, yielded an accuracy of 96.3% and a specificity of 86.2%. The test results on the same data set showed an accuracy of 96.3% and a specificity of 82.4%. When measurements were taken on a patient with reference sensors, the training results achieved 99.6% accuracy and 90% specificity using the Decision Trees algorithm, while the test results showed 99.2% accuracy and 87.5% specificity. In order to create a more diverse data set, a mixed data set was obtained by combining the mimic data set and the patient data set. To develop a more diverse dataset, a mixed dataset was generated by combining the mimic dataset with the patient dataset. The classification performed using the Adaboost algorithm on this combined dataset yielded a training accuracy of 99.7% with a specificity of 77%. Similarly, the test accuracy was 99.7%, and the specificity was 80.6%. Thus, an artificial intelligence-supported capacitive sensor system was developed and tested on a real patient to diagnose sleep apnea.

Keywords: Capacitive sensor, machine learning, medical sensor, polysomnography, sleep apnea.

ÖNSÖZ

Beni her türlü zorluktan geçirip bu aşamaya getiren Rabbime hamdolsun. Eğitim hayatımın her adımında beni sürekli teşvik edip, tavsiyelerini eksik bırakmayan babama, anneme ve aileme, onların deyiimiyle peşimi bırakmadıkları için, en içten şekilde teşekkür ederim.

Yüksek öğrenimim sırasında akademik gelişimim için bana hoca olmalarının yanında, özel hayatıma da katkılarıyla bana aynı zamanda birer abi olan Prof. Dr. Mehmet Akif ERİŞMİŞ ve Doç. Dr. Emrehan YAVŞAN'a teşekkürlerimi sunarım. Çalışmalarım sırasında yardımlarıyla yanımda olan İbrahim AYDIN'a, Yasin ELHAN'a teşekkür ederim. Çalışmanın tıbbî tarafında yardım ve yönlendirmelerde bulunan Dr. Öğretim Üyesi Serkan KÜÇÜKTÜRK'e, Doç. Dr. Hülya VATANSEV'e ve tezin gelişmesinde katkıları olan tez jürilerime teşekkür ederim.

Doktora sürecim içerisinde bana en yakından şahit olup desteğini ve inancını hiç eksik etmeyen eşime, yorgun ve enerjimin bitmiş olduğu anlarda bir gülüşü ile beni motive ve şarj eden kızıma gönülden teşekkür ederim. İnsana çalıştığından başkası yoktur (Necm 39). Gayret bizden, takdir ve tevfik Allah'tandır.

Muhammet Rojhat KARA

KONYA-2024

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	vii
ÖNSÖZ	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
TABLolar LİSTESİ	xviii
SİMGELER VE KISALTMALAR	xx
1. UYKU APNESİ	1
1.1. Çeşitleri, Risk Grupları ve Yakından İlişkide Olduğu Farklı Hastalıklar	1
1.2. Hastalığın Yaygınlığı ve Örneklerle Bazı Ülkelere Maliyeti	7
1.3. Teşhis.....	9
1.3.1. Polisomnografi	10
1.3.2. Kapasitif Sensörlerle Teşhis Çalışmaları	13
1.4. Tezin Amacı.....	33
2. KAPASİTİF SENSÖR ÖN ÇALIŞMALARI	35
2.1. Anahtar Ölçüm Noktalarının Belirlenmesi	35
2.2. Anahtar Noktalarda Kapasitif Sensör Ön Testleri.....	36
2.2.1. İlk Elektrot Tasarımları ve Empedans Analizörü Ölçümleri	36
2.3. Kapasitans-Dijital Dönüştürücü Seçimi	38
2.3.1. Anahtarlama Kapasitör (Switched Capacitor) Yapısı.....	39
2.3.2. LC Rezonatör Yapısı.....	39
2.4. Isolated Sensor ve Parallel Fingers Yapıları	41
2.5. LC Rezonatör Devresiyle Anahtar Nokta Ölçümleri.....	42
2.6. Aktif ve Pasif Ekranlama (Shield) Yapıları.....	46
3. GİYİLEBİLİR KOMPAKT SENSÖR SİSTEMİ	49
3.1. Kalp Atımı Ölçüm Çalışmaları	49
3.1.1. Göğüsten Kalp Atımı Ölçümü	49

3.1.2. Bilekten Kalp Atımı Ölçümü	57
3.1.3. Pulse Transit Time (PTT)	62
3.1.4. Giyilebilir Pulse Oksimetre Sistemi	64
3.2. Ağız ve Burundan Nefes (Nem) Sensörü Çalışmaları	65
3.3. Gırtlak (Larinks) Hareketi Sensörü Çalışmaları	72
3.4. Göğüsten Nefes Ölçüm Sensörü Çalışmaları	72
3.5. Kompakt Yapı ve Devre Fonksiyonları	73
4. VERİ TOPLAMA VE SİNYAL İŞLEME	78
4.1. Mimik Yardımıyla ve Gerçek Hastadan Veri Toplama	78
4.2. Sinyal İşleme	80
5. MAKİNE ÖĞRENMESİ	82
5.1. Veri Ön İşleme	82
5.2. Özellik Çıkarma (Feature Extraction)	82
5.3. Özellik Seçme (Feature Selection)	83
5.3.1. Mimik Verileri	83
5.3.2. Gerçek Hasta Verisi	85
5.3.3. Karma Veri	86
5.4. Sınıflama Performansı	88
5.4.1. Mimik Veri Seti Sonuçları	90
5.4.2. Gerçek Hasta Veri Seti Sonuçları	96
5.4.3. Karma Veri Seti Sonuçları	100
6. SONUÇ	103
KAYNAKLAR	105

ŞEKİLLER LİSTESİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 Dilin hava yolunu kapaması	2
1.2 Hava yolu etrafındaki yağlanma	2
1.3 OSA hastasının uyku analizinden kısa bir kesit	3
1.4 Farklı bir OSA hastasının uyku analizinden bir kesit	4
1.5 CSA hastasının uyku analizinden bir kesit	5
1.6 Üç çeşit apnenin özellikleri	5
1.7 Apneye sebep olan ve apne sonucu oluşabilen hastalıklar	6
1.8 Uyku apnesinin en yaygın olduğu tahmin edilen 10 ülke ve hasta sayıları	8
1.9 Polisomnografi için hastaya yapılan bağlantılar	11
1.10 EEG ölçümü için kafatası bağlantı noktaları	11
1.11 PSG ölçümü için sensörlerden alınan OSA hastasına ait sinyaller	12
1.12 Oluşturulan devre ve elektrotlar	14
1.13 Deneklerin solunum sinyalleri	15
1.14 İç içe geçme prensipli kapasitif sensör	15
1.15 Elektrot yerleşimi ve devre şeması	16
1.16 Nefesin tutularak referans ve oluşturulan sensörlerden ölçümü	16
1.17 Kapasitif basınç sensörü hareket ve sinyalleri	17
1.18 İletken kumaşların kanepeye dikilmesiye oluşturulmuş kapasitif postür sınıflama sistemi	18
1.19 En solda yatağa serilen ccECG sistemi, ortada sırt üstü yatarken elektrot seçimi ve en sağda sol tarafa yatınca seçilen elektrotlar	19
1.20 İlekten kumaşlarla solunum ölçümü için oluşturulan kapasitif sensör yapısı ve ölçüm sırasında meydana gelen elektrik alan gösterimi	19
1.21 İlekten kumaşlardan oluşturulan kapasitif sensörle sağlıklı bir bireyden alınan solunum sinyalleri	20
1.22 Baryum-titanat tabanlı kapasitif nem sensörü	21
1.23 İlekten kumaşlarla yapılan kapasitif biyolojik sinyal toplamı sistemi	21
1.24 Kapasitif sensör sistemi ile farklı pozisyonlarda toplanan sinyaller	22
1.25 Solunum ölçen giyilebilir kapasitif kemer sistemi	22
1.26 Giyilebilir kapasitif kemer sisteminin test edildiği postürler	23

1.27 CNN tabanlı uykuda/uyanık sınıflayıcısı	24
1.28 Basınca göre anahtar görevi gören ve kapasitif sensörlerden oluşan postür sınıflayıcı mat yapısı	24
1.29 Grafen oksit tabanlı bir nem sensörü ile elde edilen solunum sinyali	25
1.30 PDMS tabanlı kapasitif basınç sensörü ile solunum ölçümü	26
1.31 Elektrotlar (kırmızı-mavi) ve devre yapısı	26
1.32 Elektrotlar (kırmızı-mavi) ve devre yapısı	27
1.33 Sinyal kalitesine göre (a) iyi, (b) kabul edilebilir, (c) kötü	28
1.34 Sınıflama sonuçları DS1 için (a), DS2 için (b) ve DS3 için (c) iken turuncu ve kırmızı renkler yanlış sınıflamayı, yeşil doğru sınıflanmış verileri temsil etmektedir	28
1.35 Göğüs ve karından kapasitif, burundan sıcaklığa bağlı rezistif teknikle hidrojel malzeme tabanlı solunum ölçümü	29
1.36 Medikal maske içerisinde interdigitated yapıda kapasitif sensör ve test sonucu	30
1.37 Gözenekli eco-flex ara malzemesi kullanılarak kapasitif basınç sensörü yapımı	31
1.38 Elbise üzerinde dikilmiş kapasitif basınç sensörü ile derin, hızlı, apne, normal nefes sinyalleri	31
1.39 Interdigitated (iç içe geçmiş tarak) elektrot yapısı	32
1.40 Ticari bir maske üzerine yerleştirilmiş nem sensörü ve 3cm x 3cm boyutunda PCB	32
1.41 Orta şiddette apne sahibi deneğin solunum sinyalleri	33
1.42 (a) Kapasitif-rezistif sensörlerle karından alınan solunum sinyalleri, (b) sensörlerin karna ve burna yerleşimleri, (c) burun deliklerinden alınan sinyaller	33
1.43 Makine öğrenmesi destekli kapasitif sensör sistemiyle vücutta ölçülmesi hedeflenen yerler	34
2.1 Temel bir paralel plaka kapasitör yapısı	35
2.2 Gırtlak hareketi için elektrot tasarımı, yerleşim ve kapasitans ölçümü	37
2.3 Şakak bölgesinden nabız ölçümüne dair çalışmalar	38
2.4 AD7147 devre tasarımı ve gerçekleştirilmesi	40
2.5 Versiyon 1 FDC2214 devre tasarımı ve gerçekleştirilmesi	40

2.6	Switch capacitor ölçüm metodu blok diyagramı	41
2.7	FDC2214 çipi ile LC osilatör ölçüm metodu blok diyagramı	41
2.8	Isolated sensor ve parallel fingers konfigürasyonları	42
2.9	Çene elektrodu ile çene hareketi ölçümü	43
2.10	Nefes alma ölçümü için elektrot yerleşimi ve elde edilen sinyal	43
2.11	Boyunluk şeklinde tasarım ve elektrot yerleşimleri	44
2.12	Boynun sağında, gırtlakta, boynun solunda ve ensede elektrotlarla ölçüm çıkışı	45
2.13	Çene, gırtlakta, boynun sağında ve ensede elektrotlarla ölçüm çıkışı	45
2.14	Yutkunma sinyallerine yüksek frekansta çene artifaktının istemli olarak eklenmesi ile elde edilen sinyal	46
2.15	Sensör elektrodunun etrafını saran bir pasif shield yapısı	47
2.16	Aktif shield yapısında algılayıcı ve shield'ın aynı sinyal ile sürülmesi	47
2.17	Aynı boyutta, daha büyük ve halka şeklinde saran aktif shield örnekleri	48
3.1	Göğüsten kalp atımı ölçümü için sensör yerleşimi	50
3.2	Göğüsten kalp atımını ölçmek için tasarlanan paralel elektrot sensör yapısı ...	51
3.3	Nefes tutarak ve alıp vererek paralel elektrot ile göğüsten alınan kalp atımı sinyalleri	53
3.4	Nefes tutarak ve alıp vererek tek şerit elektrot ile göğüsten alınan kalp atımı sinyalleri	54
3.5	Nefes tutarak ve alıp vererek kare tek elektrot ile göğüsten alınan kalp atımı sinyalleri	56
3.6	Nefes alışverişi sırasında elbise üzeri kare elektrotla 15ms örnekleme ile toplanan bir verinin FFT analizi	57
3.7	Kapasitif bir basınç sensörü çalışma prensibi	58
3.8	Bilekten nabız ölçümü için kağıt ve polietilen tabanlı ara malzemeler kullanılarak oluşturulan kapasitif basınç sensörleri	58
3.9	Kağıt ara malzemeli kapasitif basınç sensörü bileğe bağlı değilken alınan sinyal ve FFT analizi	59
3.10	Kâğıt ara malzemesi ile oluşturulan basınç sensöründen bileğe bağlıyken alınan sonuçlar	60
3.11	Farklı ara katmanlara sahip basınç sensörleri ile bilekten nabız ölçüm sinyalleri	62

3.12 Pulse transit time ölçümü	63
3.13 Nefes tutarak kare elektrotla göğüsten ve bilekten ince beyaz köpük ara katmanlı basınç sensörü ile 31ms örnekleme sınıyaller	64
3.14 Pulse oksimetre kullanılarak oluşturulan giyilebilir parmaktan nabız ölçüm ve kayıt sistemi	65
3.15 Giyilebilir pulse oksimetre sistemiyle 1 saatlik kayıt boyunca elde edilen nabız sinyalleri	66
3.16 Neme bağı solunum sensörü katmanları (Yavsan vd., 2024)	67
3.17 Solunum sensörü ile nefes alışverişi ölçümü. (a) ve (b) sensörün üstten ve alttan görünüşü. (c) ağızdan nefes testi (Yavsan vd., 2024)	67
3.18 Hava akışı sensörü ile üç farklı tipte nefes alışverişinin yaklaşık 8 hafta arayla ölçülmesi (Yavsan vd., 2024)	69
3.19 Solunum sırasında farklı sıcaklıklarda yapılan fonksiyonellik testi	70
3.20 Giyilebilir nefes (nem) sensörü	70
3.21 Maskeden alınan normal nefes ve 20 saniyelik bir apne mimiik sinyali	71
3.22 Gırtlak hareketlerini ölçmek için oluşturulan sensör	72
3.23 Apne mimiği sırasında gırtlaktaki sinyaller	73
3.24 Göğüsten nefes ölçümü için oluşturulan sistem	74
3.25 Apne mimiği sırasında göğüsteki sinyaller	75
3.26 Üretilen yapıların vücuda giyilmiş durumu	75
3.27 Kapasitif sensörlerden veri okuma ve toplama devresi	76
3.28 Versiyon 3 devresi ve kutusu	77
4.1 Uzun süreli boşta ölçüm testleri	78
4.2 OSA mimiği sonucu göğüs ve gırtlaktan elde edilen sinyaller	79
4.3 Hasta üzerine kapasitif ve referans sensörlerin ölçüm için yerleşimi	81
5.1 Pencereleer arası örtüşme oranı	82
5.2 Çıkarılan özelliklerin MRMR ile önem sıralaması	83
5.3 Ağız-burundan solunum için kullanılan referans termistör ve göğüsten kapasitif sensörle ölçüm sinyalleri	86
5.4 Mimiik veri seti için Neural Network ile 232 özellik için karmaşıklık matrisi ..	91
5.5 Mimiik veri seti kullanarak Bagged Trees ile 10 özellik için karmaşıklık matrisi	92

5.6	100 özellik kullanılarak Medium Gaussian SVM algoritmasıyla yapılan mimik veri seti sınıflaması için karmaşıklık matrisleri	93
5.7	20 özellik kullanılarak Narrow Neural Network algoritmasıyla yapılan mimik veri seti sınıflaması için karmaşıklık matrisleri	95
5.8	70 dakikalık veri setinin eğitim ve test doğruluklarının özellik sayısına göre değişimi	96
5.9	232 özellik için Decision Trees algoritması kullanarak hastadan alınan verilerle yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri	97
5.10	20 özellik için Decision Trees algoritması kullanarak hastadan alınan verilerle yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri	99
5.11	232 özellik için Bagged Trees algoritması kullanarak karma veri seti ile yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri	101
5.12	20 özellik için Adaboost algoritması kullanarak karma veri setiyle yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri	102

TABLÖLAR LİSTESİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1.1 ABD’de 2015 yılı için OSA’nın teşhis edilmemiş maliyet yükü ile teşhis ve tedavi maliyetleri	9
1.2 PSG ölçümü için vücuda bağlanan sensörler	12
2.1 CDC çip karşılaştırması	39
5.1 Dört adet sensörden çıkarılan zaman ve frekans domaini özellikleri	84
5.2 Bir mimik veri setinden çıkan özelliklerin önem sıralaması	85
5.3 Bir hasta veri setinden çıkan özelliklerin önem sıralaması	86
5.4 Karma veri setinden çıkan özelliklerin önem sıralaması	87
5.5 Mimik veri seti için Neural Network ile 232 özellik kullanarak sınıflama sonuç metrikleri	91
5.6 Mimik veri seti için Bagged Trees ile 10 özellik kullanarak sınıflama sonuç metrikleri	92
5.7 Mimik veri seti için Medium Gaussian SVM ile 100 özellik kullanarak eğitim sonuç metrikleri	94
5.8 Mimik veri seti için Medium Gaussian SVM ile 100 özellik kullanarak test sonuç metrikleri	94
5.9 Mimik veri seti için Narrow Neural Network ile 20 özellik kullanarak eğitim sonuç metrikleri	94
5.10 Narrow Neural Network ile 20 özellik kullanarak test sonuç metrikleri	96
5.11 Decision Trees ile 232 özellik kullanarak hasta veri seti için eğitim sonuç metrikleri	98
5.12 Decision Trees ile 232 özellik kullanarak hasta veri seti için test sonuç metrikleri	98
5.13 Decision Trees ile 20 özellik kullanarak hasta veri seti için eğitim sonuç metrikleri	98
5.14 Decision Trees ile 20 özellik kullanarak hasta veri seti için test sonuç metrikleri	99
5.15 Bagged Trees ile 232 özellik kullanarak karma veri seti için eğitim sonuç metrikleri	100

5.16 Bagged Trees ile 232 özellik kullanarak karma veri seti için test sonuç	
metrikleri	100
5.17 Adaboost ile 20 özellik kullanarak karma veri seti için eğitim sonuç	
metrikleri	100
5.18 Adaboost ile 20 özellik kullanarak karma veri seti için test sonuç metrikleri ..	102

SİMGELER VE KISALTMALAR

AHI	:	Apne-Hipopne İndeksi
OSA	:	Obstrüktif Uyku Apnesi
CSA	:	Santral Uyku Apnesi
MSA	:	Karışık Uyku Apnesi
EEG	:	Elektroensefalografi
ECG	:	Elektrokardiyografi
SPO2	:	Oksijen saturasyonu
BMI	:	Vücut Kitle İndeksi
AASM	:	Amerikan Uyku Tıbbi Akademisi
PSG	:	Polisomnografi
EOG	:	Elektrookülografi
EMG	:	Elektromiyografi
PPG	:	Fotopletismogram
ccECG	:	Kapasitif Kuplajlı Elektrokardiyogram
SVM	:	Destek Vektör Makinesi
RBF	:	Radyal Temelli Fonksiyon
MEMS	:	Mikroelektro-mekanik Sistem
AC	:	Alternatif Akım
IR	:	Kızılötesi
NASA	:	Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi
cm	:	Santimetre
CNN	:	Konvolüsyonel Sinir Ağları
PDMS	:	Polydimethylsiloxane
SNR	:	Sinyal Gürültü Oranı
CDC	:	Kapasitans-Dijital Dönüştürücü
PCB	:	Baskı Devre Kartı
EMI	:	Elektromanyetik Enterferans
IIR	:	Sonsuz İmpuls Cevabı
BPF	:	Bant Geçiren Filtre
HPF	:	Yüksek Geçiren Filtre
FFT	:	Hızlı Fourier Dönüşümü

PTT : Darbe İletim Süresi

MRMR : Maksimum Alaka-Minimum Fazlalık

1. UYKU APNESİ

Uyku apnesi uyku halindeki bir kişiden ölçülen hava akışının en az 10 saniye boyunca durması sonucu uyanma olarak tanımlanan yaygın bir solunum olayı rahatsızlığıdır. Hipopne ise Amerikan Uyku Tıbbı Akademisinin tercih ettiği tanıma göre uyku anında hava akışının en az %30 oranında 10 saniye veya daha fazla bir süre için azalmasıyla gerçekleşen kandaki oksijen oranının en az %3 azalması veya uyanma durumudur (Iber, 2018; Rundo, 2019). Apne-Hipopne İndeksi (AHI) bir saat içerisinde gerçekleşen apne ve hipopne sayılarının toplamı olarak ifade edilmekte olup hastalığın şiddetini belirlemek için kullanılan bir indekstir. AHI'nın 5 ile 14.9 arasında olduğu vakalar hafif apne, 15-29.9 arasında olduğu vakalar orta derece apne ve 30 üzerinde olduğu vakalar ağır apne olarak sınıflandırılmaktadır (Gottlieb ve Punjabi, 2020; Sateia, 2014).

1.1. Çeşitleri, Risk Grupları ve Yakından İlişkide Olduğu Farklı Hastalıklar

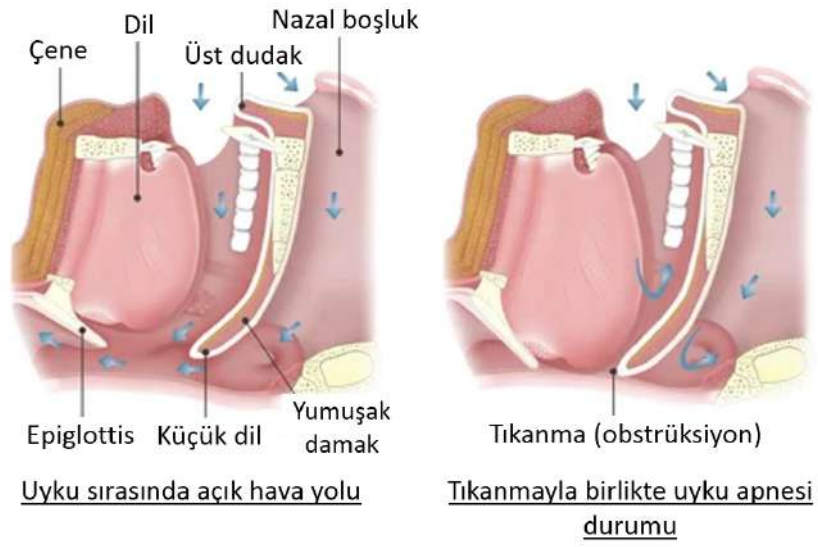
Uyku apnesi 3 çeşit olarak ortaya çıkmaktadır. Bunlar:

- Tıkayıcı Uyku Apnesi (Obstructive Sleep Apnea (OSA))
- Santral Uyku Apnesi (Central Sleep Apnea (CSA))
- Karışık Uyku Apnesi (Mixed Sleep Apnea (MSA))'dir.

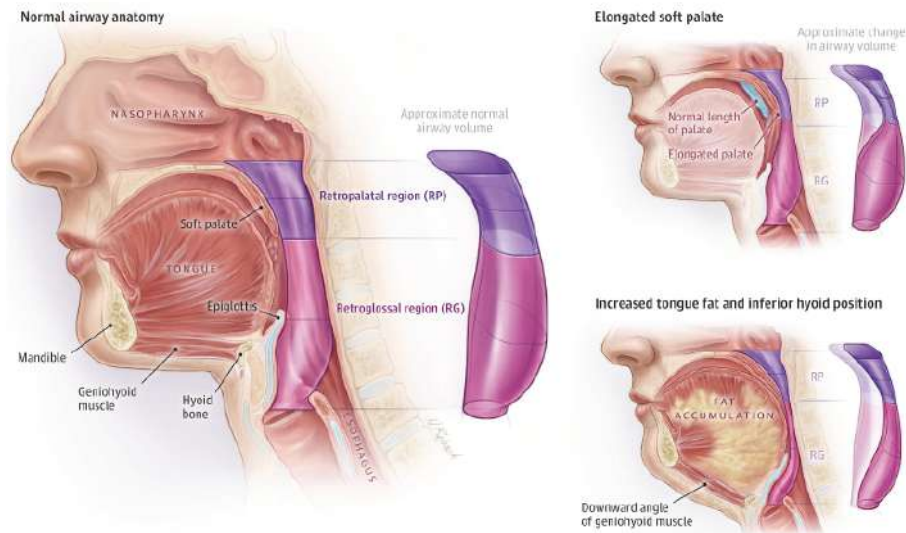
OSA solunum çabasının devam etmesine rağmen hava yolunun tıkanması ile gerçekleşmektedir. Hava yolunun tıkanma sebeplerinden bazıları Şekil 1.1'de görüldüğü gibi dilin hava yolunu tıkaması, çene ve yutakta anatomik anormallikler, hava yolu etrafının Şekil 1.2'de gösterildiği üzere kilo kaynaklı yağdan dolayı retropalatal ve retroglossal bölgenin daralması şeklinde sıralanabilir (Cowie, 2017).

OSA'ya sahip bir bireyin 5 dakikalık bir polisomnografi kesiti Şekil 1.3'de verilmiştir.

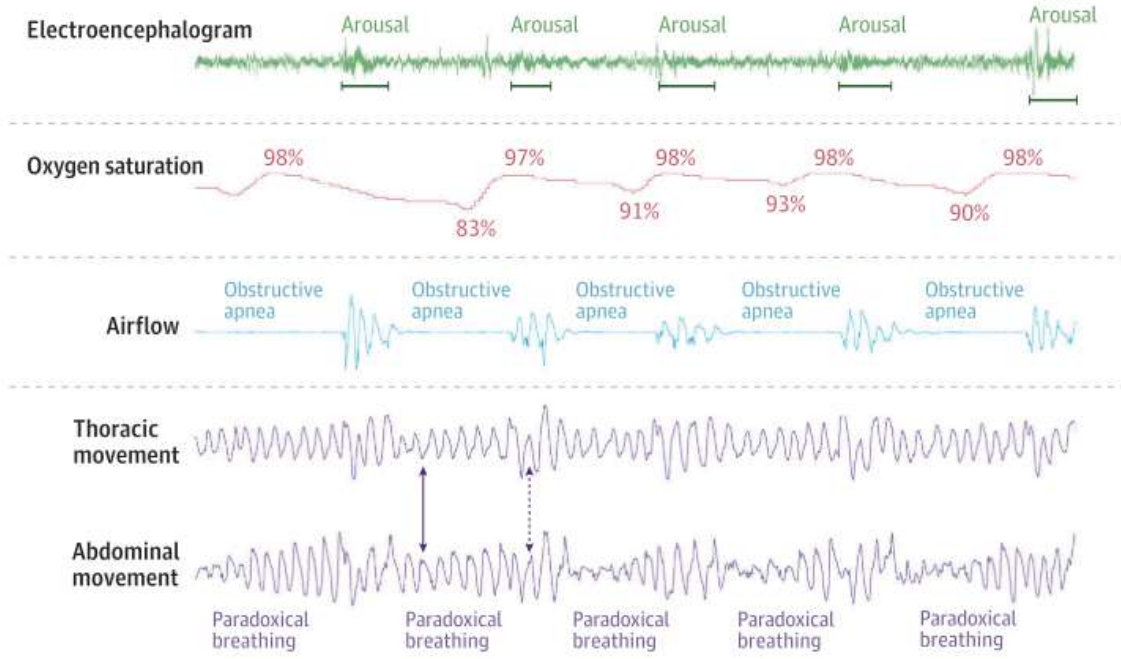
Şekil 1.3'de verilen OSA hastasının sinyalleri yukarıdan aşağıya sırayla Elektroensefalografi (EEG), oksijen saturasyonu (SPO2), hava akışı, göğüs bölgesinin (toraks) hareketi ve karın (abdominal) bölgesinin hareketinin ölçümlerinden oluşmaktadır. Grafiklerde görüldüğü üzere hava akışının kesildiği noktalar apnenin



Şekil 1.1. Dilin hava yolunu kapaması (Kevin Asp, 2016)



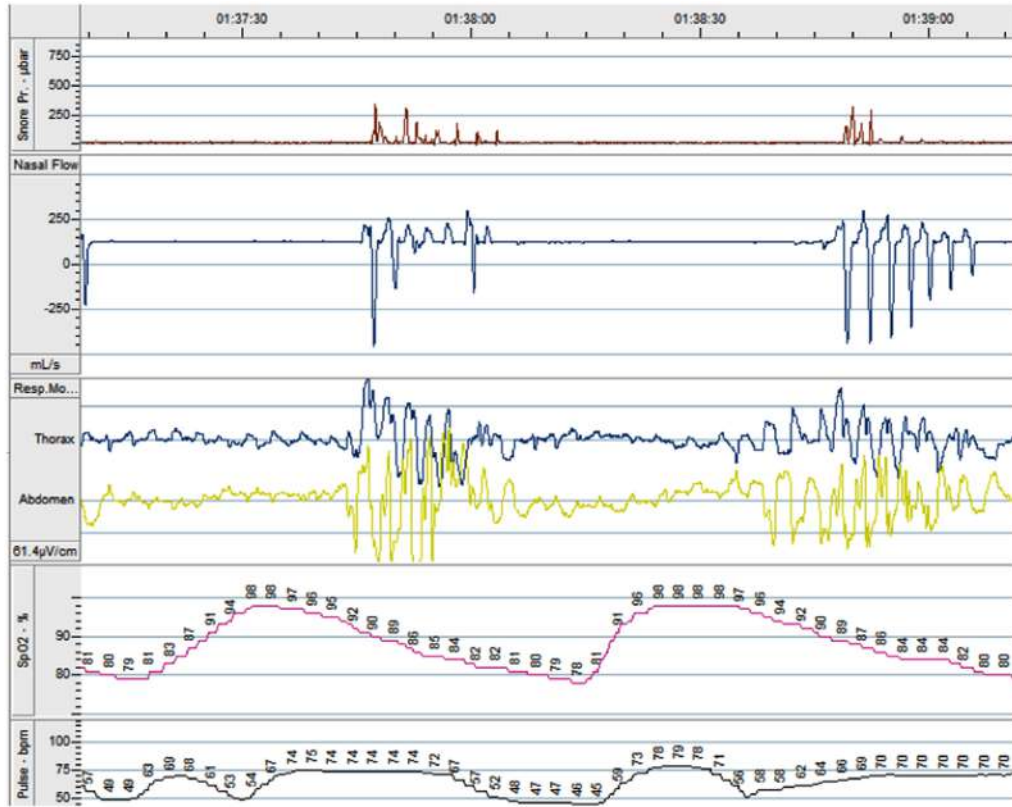
Şekil 1.2. Hava yolu etrafındaki yağlanma (Gottlieb ve Punjabi, 2020)



Şekil 1.3. OSA hastasının uyku analizinden kısa bir kesit (Gottlieb ve Punjabi, 2020)

gerçekleştiği anlardır. Bu sırada toraks ve abdominal bölgelerde solunum çabası devam ettiği için bu hareketler sinyallerde hala görülmektedir. Parmaktan ölçülen SPO2 sinyali ile apne arasındaki gecikme ise akciğerden elde edilen oksijenin parmağa ulaşmasının belirli bir süre gerektirmesidir. Nefes alışveriş gerçekleştiğinde SPO2 seviyesi yine normal düzeylere ulaşmaktadır. Apne epizodları sırasında gerçekleşen uyanayazma (arousal) durumları ile nefes alışverişinin tekrar devam edişi, EEG’de kısa süreli alfa aktivitesi olarak ve hava akışı sinyallerinde görülmektedir. Farklı bir hastadan alınan OSA uyku analiz sinyalleri Şekil 1.4’de verilmiştir (Cowie, 2017). Buradaki sinyaller sırasıyla horlama, hava akışı, toraks hareketi, abdominal hareket, SPO2 seviyesi ve kalp atışını göstermektedir. Şekil 1.4 ve Şekil 1.3’de görülen tipik OSA davranışları bulunmakla birlikte burada horlama sensöründe nefes alım sırasında bazı hareketlenmeler görülmektedir. Uzun süre nefessiz kalma (apne) durumu daha sonrasında horlamalı/gürültülü nefes alma şekline dönüşebilmektedir. Nabız sinyalleri apneye göre biraz gecikmeli değiştiğinden aralarındaki alakayı direkt farketmek Şekil 1.4’te görüldüğü gibi diğer sinyallere göre biraz daha güçtür.

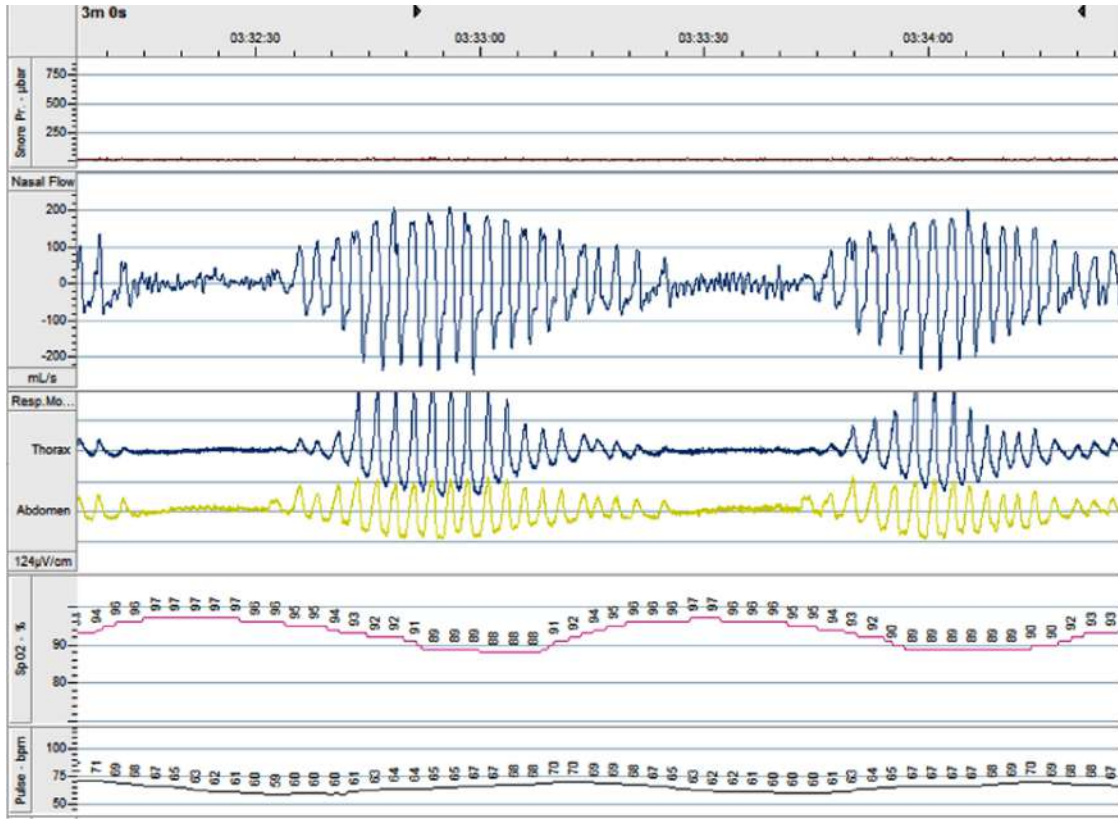
CSA’ya sebep olan anormallikler beyin sapındaki solunum merkezlerinin solunum düzenlemesinden kaynaklanmaktadır, yani sinirsel bir durumdur. Kalp yetmezliği ve kronik opioid (uyuşturucu-ağrı kesici ilaç) kullanımı da CSA’ya sebepler arasında gösterilmektedir (Javaheri ve Dempsey, 2013). Kandaki PaCO_2 (kandaki



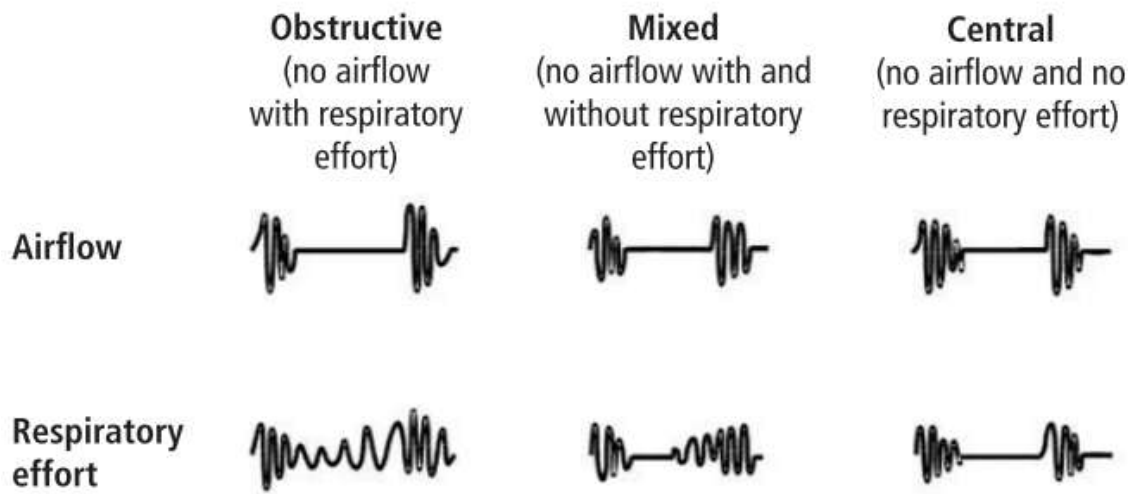
Şekil 1.4. Farklı bir OSA hastasının uyku analizinden bir kesit (Cowie, 2017; Pearse ve Cowie, 2016)

karbondioksit miktarı)’nin bir miktar artması kimyasal hassasiyetten dolayı kişiyi anormal bir hiperventilasyon (hızlı ve derin nefes alma) durumuna sokar. Hiperventilasyon sonucu PaCO_2 miktarı apne eşiğinin altına düşer ve nefes almak için oluşan sinirsel dürtü solunum için çok düşük kalır. Bu durumda hava akışı tamamen veya kısmi olarak durur. PaCO_2 seviyesinin artmasıyla bu durum tekrar eder. CSA’nın bir çeşidinde ise hiperventilasyonun hipoventilasyon (çok sık ve yavaş nefes alma) ile takip edilmesi sonucu Cheyne-Stokes solunum tipi ortaya çıkar. CSA’da OSA’dan farklı olarak apne sırasında solunum çabası yoktur (Cowie, 2017; Eckert vd., 2007). Bu durum Şekil 1.5’de verilmiştir. Sinyallerin sıralaması Şekil 1.4 için verilen sıralama ile aynıdır. CSA’da Şekil 1.5’de verildiği gibi apne anında solunum çabası olmadığı için toraks ve abdominal bölgede bir hareket yoktur. Horlamayı ölçmek için konulan sensörde de bir hareketleme yoktur. SPO2 miktarı yine nefes almayı gecikmeli olarak takip etmektedir. Hava akışı ise artıp azalan (Kreşendo-Dekreşendo) bir örtüntü olan tipik Cheyne-Stokes solunumunu göstermektedir.

MSA, OSA ve CSA’nın karışımı olup iki çeşidin özelliklerini de taşır (Yang vd., 2019). Şekil 1.6’de 3 apne çeşidinin karakteristik özellikleri verilmiştir.

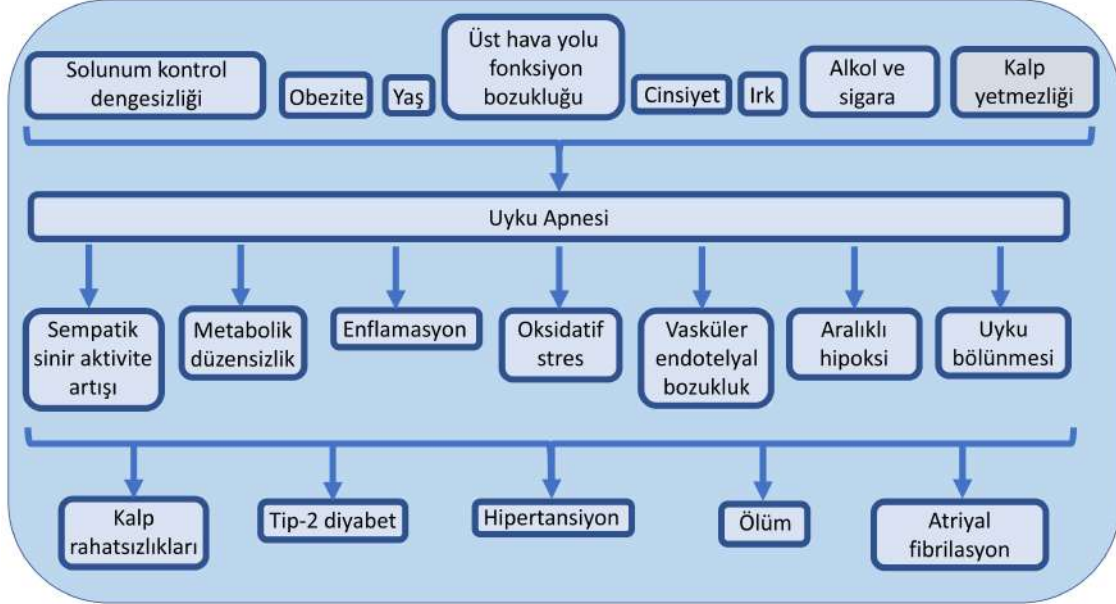


Şekil 1.5. CSA hastasının uyku analizinden bir kesit (Cowie, 2017; Pearce ve Cowie, 2016)



Şekil 1.6. Üç çeşit apnenin özellikleri (Rundo, 2019)

Şekil 1.6’de görüldüğü üzere MSA, OSA’da bulunan apne anındaki solunum çabası ve CSA’da bulunan apne anındaki solunum hareketinin kesilmesi olaylarını birlikte barındırmaktadır. Üç apnede ortak olarak nefeslerin apne anında kesilmesi gözlenmektedir.



Şekil 1.7. Apneye sebep olan ve apne sonucu oluşabilen hastalıklar

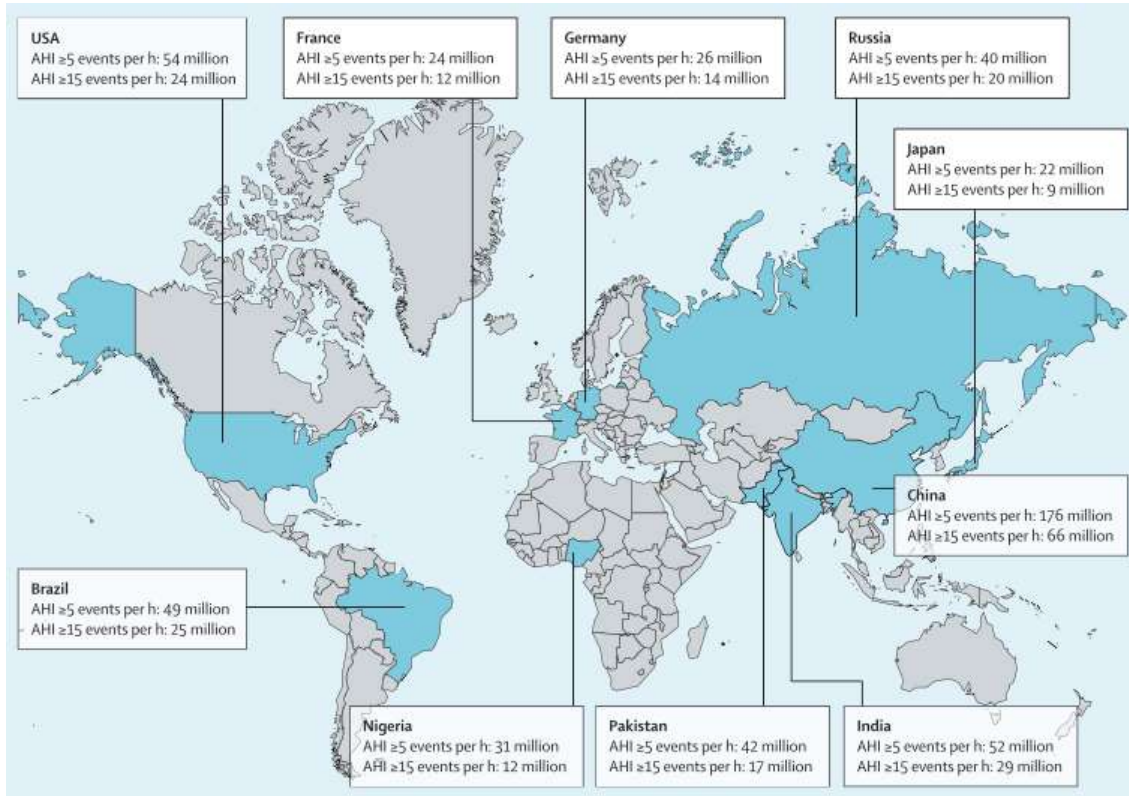
Apneyi oluşturabilecek risk faktörlerinin ve bunun sonucunda apnenin sebep olabileceği rahatsızlıkların bir kısmı Şekil 1.7’de verilmiştir. Risk faktörlerinden bazıları obezite, uyuşturucu ilaç kullanımı, alkol ve sigara kullanımı gibi değiştirilebilir durum veya özelliklerken, yaş, cinsiyet, ırk gibi bazı özellikler ise değiştirilemez faktörlerdir. Erkeklerde apne yaygınlığı kadınlara göre 2-3 kat daha fazladır. Bu fark kadınların menapoza girmesiyle azalmaktadır (Cowie, 2017). Irka bağlı yüz şekilleri, vücuttaki yağ dağılımları, kimyasal reseptörlerin hassasiyetleri apnenin ortaya çıkış oranını değiştirmektedir. Afroamerikan ve asyalılarda apne oranları daha yüksek görülmektedir (Young vd., 2002). Üst hava yollarının tıkanmasına, mekanik strese ve daha farklı durumlara sebep olarak obezite apneyle yüksek korelasyon içindedir. Obez kişilerin %40-60’ında uyku apnesi bulunmaktadır. Bir araştırmada vücut ağırlığındaki %10 miktarındaki bir artışın AHI’de %32’lik bir artmaya sebep olup uyku apnesinin şiddetini arttırdığını belirtmektedir (Peppard vd., 2000). 30-49 yaşları arasında vücut kitle indeksi (BMI) 25’ten az olan kişilerde OSA yaygınlığı erkeklerde %7 ve kadınlarda %1.4 olarak görülürken BMI’sı 30-39.9 arasında olan erkeklerde bu oranın %44.6 ve kadınlarda %13.5’e çıktığı kaydedilmiştir (Peppard vd., 2013). Yine ilerleyen yaşla

birlikte apne yaygınlığının arttığı birden çok çalışmada gözlemlenmiştir (Groth, 2005; Mehra vd., 2007; Peppard vd., 2013). Uyku apnesi sonucunda oksidatif stres, aralıklı hipoksi, enflamasyon gibi ara katmanda oluşan rahatsızlıklar sonrasında kalp yetmezliği, tip-2 diyabet, hipertansiyon, atriyal fibrilasyon gibi ciddi hastalıklara ve hatta ölüme sebep olabilmektedir. OSA kalp yetmezliği olan hastalarda yaygın olup bu kişiler için ciddi negatif sonuçlar doğurabilmektedir. Kalp yetmezliği hastalarının CSA'ya yakalanma riskleri de yüksektir. Semptomatik kalp yetmezliği hastalarında uykuda solunum bozukluğu yaygınlığı %40-%60 olup, OSA vakaları bunların yaklaşık üçte birini oluşturmaktadır (Oldenburg vd., 2007). Son çalışmalar, dirençli hipertansiyonu olan bireylerde OSA oranını %73-%82 (Muxfeldt vd., 2014; Martínez-García vd., 2013), atriyal fibrilasyonu olan bireylerde %76-%85 (Naruse vd., 2013; Abumumar vd., 2018), tip 2 diyabetli bireylerde %65-%85 (Foster vd., 2009), felçli bireylerde %71 (Seiler vd., 2019) ve bariatrik (obezite) cerrahi geçiren hastalarda %71-%77 (Sareli vd., 2011; Peromaa-Haavisto vd., 2016) olarak tahmin etmektedir.

1.2. Hastalığın Yaygınlığı ve Örneklerle Bazı Ülkelere Maliyeti

Uyku apnesinin, özellikle de daha yaygın alt tür olan OSA'nın Wisconsin uyku topluluğunun yaptığı araştırmaya göre Amerika Birleşik Devletlerinde (ABD) erkeklerin yaklaşık %34'ünde kadınların ise %17'sinde olduğu belirtilmektedir (Peppard vd., 2013). OSA yaygınlığının biraz daha yüksek olduğu Jackson Kalp Uyku araştırma grubunda, 50-80 yaş arası Afro-Amerikan yetişkinler arasında OSA sıklığının %53,6 olduğu ve bireylerin %20,4'ünde orta ila şiddetli OSA bulunduğu tahmin edilmiştir (Johnson vd., 2018). Çok Etnikli Ateroskleroz çalışmasında, 54 ila 93 yaş arasındaki yetişkinlerde OSA sıklığı %60'ı aşmış ve beyaz bireylerin %30,3'ünde, Afrika kökenli Amerikalı bireylerin %32,4'ünde, Hispanik bireylerin %38,2'sinde ve Çin kökenli katılımcıların %39,4'ünde orta ila şiddetli OSA görülmüştür (Chen vd., 2015). Diğer yüksek gelirli ülkelerde de benzer bir OSA prevalansı mevcuttur (Tufik vd., 2010; Arnardottir vd., 2016; Fietze vd., 2019; Heinzer vd., 2015). OSA yaygınlığı 1990-2010 yılları arasında erkeklerde %7.5 ve kadınlarda %4.2 mutlak artış olmakla birlikte toplamda yaklaşık olarak %30 artmıştır (Peppard vd., 2013).

OSA'nın yaygınlığına dair 16 ülkeden 17 adet araştırmanın verilerine dayanarak yapılan bir çalışmada Amerikan Uyku Tıbbi Akademisi (AASM) 2012 skorlama



Şekil 1.8. Uyku apnesinin en yaygın olduğu tahmin edilen 10 ülke ve hasta sayıları (Benjafield vd., 2019)

kriterlerine uygun şekilde BMI, ırk ve coğrafik yakınlıklar hesaplanarak oluşturulan algoritma ile uyku apnesinin dünyadaki yaygınlığı hakkında tahminler yapılmıştır. Şekil 1.8’de verilmiş bu yaygınlık haritasında görüldüğü üzere Çin, Amerika Birleşik Devletleri, Brezilya ve Hindistan ilk sıraları almaktadır. Bununla birlikte yine AASM 2012 skorumla kriterleri kullanarak yapılan tahmine göre AHI değeri hafiften ağır apne derecesine kadar 30-69 yaş arası erkek-kadın kişi sayısının dünya genelinde 936 milyon kişi olduğu tahmin edilmektedir. Apne derecesi ortadan ağıra kadar olan kişi sayısının ise 425 milyon kişi olduğu tahmin edilmektedir (Benjafield vd., 2019).

Tablo 1.1’deki veriler AASM tarafından ABD için 2015 yılında teşhis edilen ve edilmeyen OSA hastalarının ülkeye maliyetini göstermek için yapılan "Amerika’ya Milyarlara Mal Olan Gizli Sağlık Krizi" adlı sansasyonel bir başlığa sahip raporda sunulmuştur (Frost, 2016). Rapor ABD’de yaklaşık 245 milyon yetişkin nüfusun 23.5 milyonunun teşhis edilmemiş, 5,9 milyonunun teşhis edilmiş OSA hastası olduğunu tahmin etmektedir. Teşhis edilmemiş hastaların hipertansiyon, kalp hastalıkları, diyabet, astım ve diğer solunum rahatsızlıkları, uykusuzluk, depresyon, anksiyete ve diğer mental problemlere dayalı durumlardan dolayı 30 milyar dolarlık bir harcama gerektirmektedir.

Tablo 1.1. ABD’de 2015 yılı için OSA’nın teşhis edilmemiş maliyet yükü ile teşhis ve tedavi maliyetleri (Frost, 2016)

Teşhis Edilmemiş		Teşhis Edilmiş	
OSA Hasta Sayısı	23.500.00		5.900.000
	Teşhis Edilmemiş OSA Maliyet (Milyar Dolar (\$))		Teşhis Edilmiş OSA Maliyet (Milyar Dolar (\$))
Alakalı Hastalıklar ve Mental Sağlık	30	Teşhis, Testler ve Diğer Süreçler	0,8
Motorlu Taşıt Kazaları	26,2	Ameliyat Dışı Tedaviler	6,2
İş Yeri Kazaları	6,5	Ameliyatla Tedavi	5,4
Verim Kaybı	86,9		
Toplam Maliyet (Milyar Dolar (\$))	149,6		12,4
Kişi Başı Maliyet	6,366		2,105

Yine ölümle veya yaralanmalarla sonuçlanan OSA kaynaklı motorlu taşıt kazalarının 26,2 milyar dolar kayba sebep olduğu belirtilmiştir. Başka bir çalışmada OSA hastalarının iş başındayken neredeyse 2 kat daha fazla yaralanmaya meyilli olduklarını ortaya koymuştur (Allen vd., 2015). Verim kaybı ile birlikte teşhis edilmemiş OSA hastalarının ABD’ye yıllık 149,6 milyar dolar gibi büyük bir maliyete sebep oldukları vurgulanmıştır. Öte yandan teşhis edilmiş OSA hastalarında teşhis, testler, ameliyatlı ve ameliyatsız çözümler dahil toplamda 12,4 milyar dolarlık bir bütçe gerektirdiği görülmüştür. Bu rapora göre teşhis edilmemiş OSA hastaları yaklaşık 12 kat daha fazla gidere neden olmaktadır (Frost, 2016).

OSA’dan önemli ölçüde etkilenen klinik (örn. diyabet) ve klinik olmayan (örn. araba kazaları) vakaların İtalya’da yılda 10,7 ila 32,0 milyar € arasında değişen bir ekonomik yüke katkıda bulunduğu tespit edilmiştir. OSA’nın tedavi edilmemesi nedeniyle bozulan yaşam kalitesinin maliyeti yılda 2,8 ila 9,0 milyar Avro arasındadır. Bu maliyetler, şu anda OSA’nın teşhis ve tedavisi için katlanılan 234 milyon €/yıl’dan önemli ölçüde daha yüksektir (Borsoi vd., 2022).

1.3. Teşhis

Uyku apnesi yaygınlığının yüksek olmasına rağmen hastaların uyku sorunlarını genellikle klinisyenlere bildirmemesi nedeniyle çoğu hasta teşhis edilmemiş durumdadır. Hastalık şüphesi olan kişilerin horlama, gece nefes durmaları ve gün içinde

aşırı yorgunluk veya uykululuk hali teşhis için en önemli belirteçlerdendir (Gottlieb ve Punjabi, 2020). OSA riskini değerlendirmek için mevcut anketler arasında birinci basamakta kullanılmak üzere geliştirilen Berlin Anketi (Netzer vd., 1999) ve ameliyat öncesi tarama için geliştirilen STOP-Bang anketi (Chung vd., 2008) bulunmaktadır. Epworth Uykululuk Ölçeği (Johns, 1991) hem klinik uygulamada hem de araştırmalarda uykululuğu değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır, ancak OSA için düşük duyarlılığa sahiptir (Chiu vd., 2017). Üst hava yolunun muayenesi tonsiller hipertrofi, makroglossi veya retrognati gibi anatomik anormallikleri ortaya koyabilir, ancak normal üst hava yolu muayene bulguları OSA'ya has denilemez. Klinik değerlendirme OSA'yı düşündürüyorsa, tanısal doğrulama için gece boyunca polisomnografi testi yapılması gerekir.

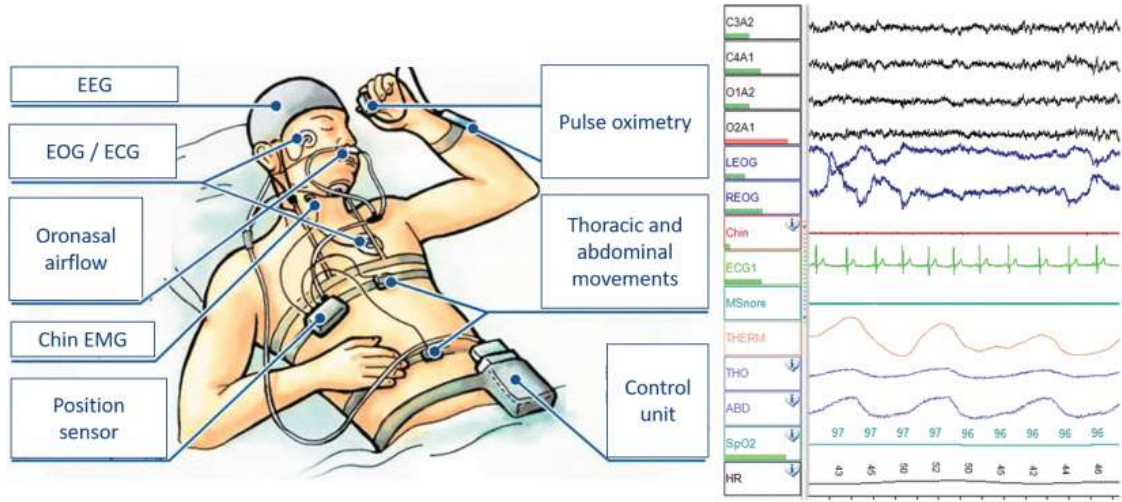
1.3.1. Polisomnografi

Polisomnografi (PSG) uyku problemlerinin teşhisi için uzun zamandır kullanılan altın standart değerlendirme aracı (golden standart) olarak kabul edilmektedir (Cowie, 2017). Rutin bir PSG, uyku evrelerini, bacak hareketlerini, hava akışını, solunum çabasını, kalp atış hızını ve ritmini, oksijen saturasyonunu ve vücut pozisyonunu kaydetmek için kapsamlı bir izleme sistemi gerektirir. Tip I uyku çalışması olarak da bilinen bu çalışma türü, çalışma süresi boyunca eğitilmiş bir uyku teknisyeninin hazır bulunduğu bir uyku laboratuvarında yapılır. PSG'ler öncelikle OSA, merkezi uyku apnesi ve uyku ile ilişkili hipoventilasyon/hipoksi dahil olmak üzere uyku ile ilişkili solunum bozukluklarını teşhis etmek için kullanılır (Rundo ve Downey III, 2019).

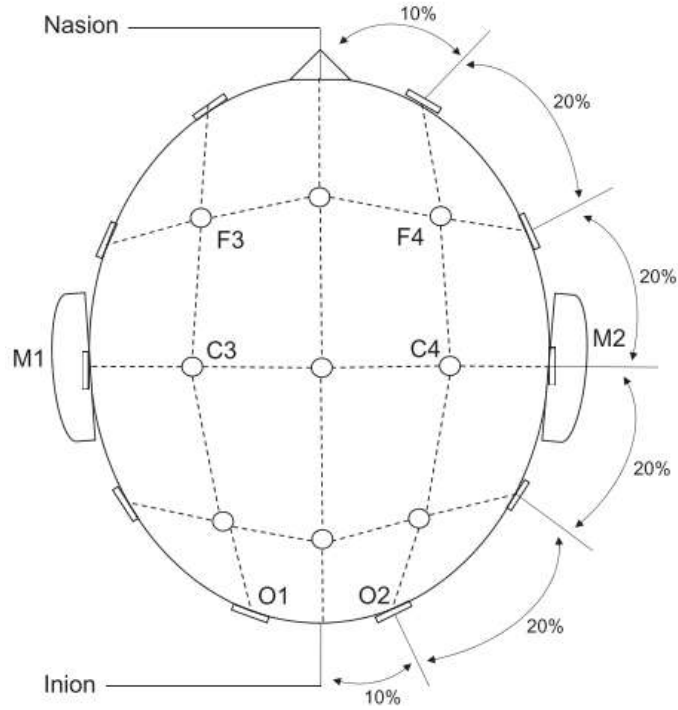
Bir PSG ölçümü için potansiyel hastaya takılan cihazların örnek gösterimi ve toplanan sinyaller Şekil 1.9'da verilmiştir. Şekil 1.10'da ise EEG bağlantısı için kafatasına yapılan bağlantıların noktaları verilmiştir. Bu şekillerden de anlaşılacağı gibi PSG ölçümü dolayısıyla hastanın normal bir vakitte uyumak için içinde bulunacağı durumdan çok daha rahatsız bir hâl içine girmesi gerekmektedir.

PSG ölçümü için vücuda bağlanan sensörlerin bir listesi Tablo 1.2'de verilmiştir (Rundo, 2019).

EEG sinyallerinin ölçülmesi için 12 adet elektrot gerekmektedir. Göz hareketlerinin ölçülmesi için Elektrookülografi (EOG)'de 4 adet elektroda ihtiyaç duyulmaktadır. Analiz edilen kişinin uykuda/uyanık durumunun anlaşılması için sağ,



Şekil 1.9. Polisomnografi için hastaya yapılan bağlantılar (Crivello vd., 2019)

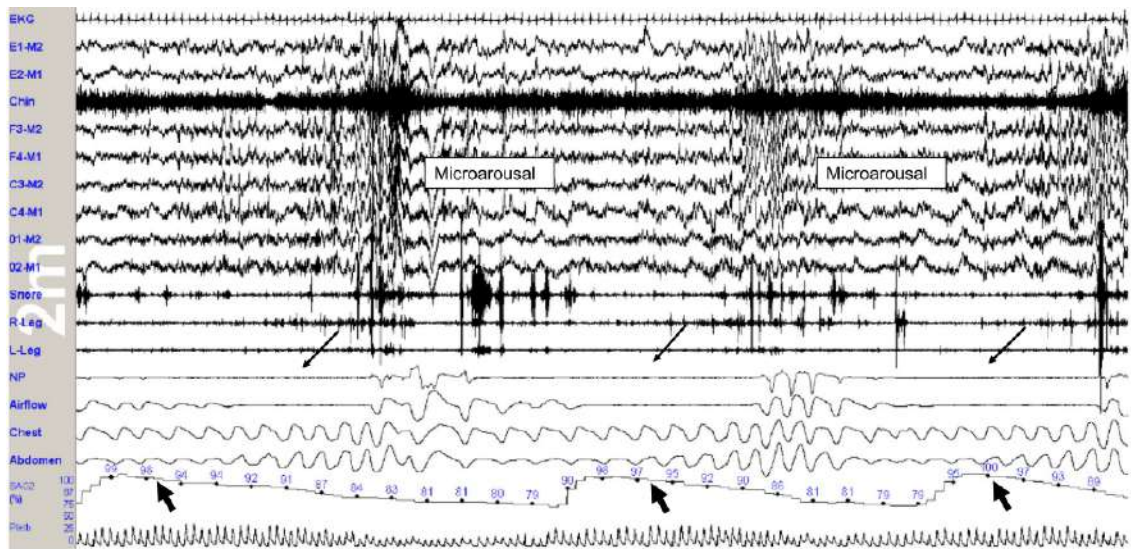


Şekil 1.10. EEG ölçümü için kafatası bağlantı noktaları (Rundo ve Downey III, 2019)

Tablo 1.2. PSG ölçümü için vücuda bağlanan sensörler

Parametre	Elektrot(lar)
Kalp Atımı	EKG
Beyin Dalgaları (EEG)	F3-M2, F4-M1, C3-M2, C4-M1, O1-M2, O2-M2
Göz Hareketleri (EOG)	E1-M2 ve E2-M1
Uykuda/Uyanık, REM uykusu, Çene ve Bacak Hareketleri (EMG)	CHIN-EMG, R-LEG, L-LEG
Oro-Nasal Hava Akışı	Nasal transdüser, Termistör
Torako-Abdominal Çaba	Göğüs, Abdomen
Oksijen Saturasyonu	SAO ₂
Horlama	Mikrofon
Vücut Pozisyonu	Video/Pozisyon Sensörü

sol bacağı ve çeneye Elektromiyografi (EMG) elektrotları takılmalıdır. Ağız ve burundan gelen hava akışının ölçülmesi için bir termistör, nefesin şiddetini ölçmek için bir nasal basınç transdüseri ve horlamanın anlaşılabilmesi için bunlara entegre bir mikrofon gereklidir. Göğüs ve karından nefes alışveriş çabasının ölçülmesi için buradaki hareketi elektrik sinyallerine döndüren piezokristal sensörler takılmalıdır. Kandaki oksijen miktarının ölçülmesi için Pulse oksimetre (PPG), vücut pozisyonunun anlaşılması için ise ya video tabanlı bir görüntüleme ile veya bir pozisyon sensörü ile bu verilere ulaşılmalıdır. Hastaya takılan sensörler uyku teknisyenleri veya uzmanların tercihiyle göre karbondioksit sensörü veya kol EMG'si gibi farklı sensör çeşitleriyle artırılabilir.

**Şekil 1.11.** PSG ölçümü için sensörlerden alınan OSA hastasına ait sinyaller (Rundo ve Downey III, 2019)

OSA'ya sahip bir hastanın PSG örneği Şekil 1.11'de görülmektedir. Bahsedilen sensörlerle elde edilen ölçüm sinyalleri bir uzman veya uyku teknisyenleri tarafından skorlanıp AHI değerleri elde edilir ve buna göre hastaya sonraki aşamada neler yapılması gerektiği aktarılmaktadır.

Halihazırda, OSA tanısı için gece boyunca laboratuvarında yapılan PSG altın standart olmanın yanında maliyetli, iş yükü yüksek ve hastalar için sensör sayısı yüzünden rahatsızlığı fazladır. Uyku laboratuvarlarına sınırlı erişim, birçok uzak bölgede sorun olmaya devam etmektedir. Bu yüzden evde test çalışmaları değer kazanmaktadır (Gu vd., 2020).

1.3.2. Kapasitif Sensörlerle Teşhis Çalışmaları

Hastanede yapılan standart PSG'ni bazı dezavantajlarından dolayı araştırmacılar uyku apnesinin teşhisi için farklı yöntemler üzere çalışmalar yapmaktadırlar. Bunlardan biri kapasitif sensörlerin kullanılmasıdır. Kapasitif sensörlerin kolay oluşturulabilmeleri, yüksek hassasiyetleri, küçük boyutları ve diğer sensör tiplerine göre düşük maliyetli olmaları onları ön plana çıkarmaktadır (Kara vd., 2022; Yavsan vd., 2024).

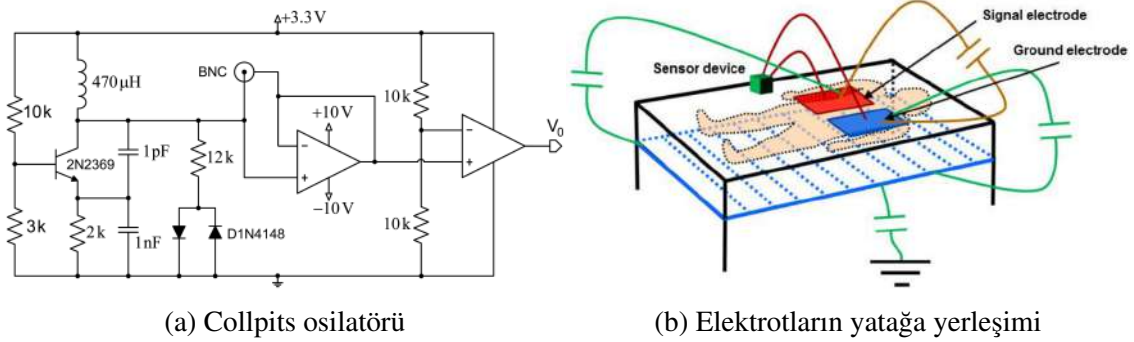
CSA'nın OSA'ya göre farklı komplikasyonlar içermesi ve OSA'ya kıyasla yaygınlık açısından oldukça düşük olması araştırmacıları OSA teşhisine yoğunlaştırmıştır (Donovan ve Kapur, 2016). Uyku apnesini kapasitif sensör veya sensörlerle teşhis etme çalışmalarının bulunması amacıyla Scopus ve Web of Science veri tabanları kullanılmıştır. Bu platformlarda arama yapılırken "(capacitor OR capacitance OR capacitive) AND sensor AND apnea" anahtar kelimeleri ile tarama gerçekleştirilmiştir. Bu tarama sonucunda iki veri tabanında ortak olan çalışmalardan sadece biri alınarak toplamda 31 çalışma elde edilmiştir. Bunlardan 6 tanesi konuyla alakalı bulunmadığı için çalışma sayısı 25'e inmiştir. Elde edilen 25 çalışmada üretilen sensör veya sensörlerle gerçek hasta üzerinde apne teşhisi yapan çalışma sayısı 1 tanedir. Geriye kalan çalışmalar üretilen sensörün apne teşhisinde kullanılmak üzere potansiyeli olduğunu belirtmişlerdir. Gerçek hasta üzerinde deneme yapılmayan ve sırf simülasyon olmayan çalışmalarda sağlıklı bireyler üzerinde bazı kısa ve uzun süreli ölçümler sağlanmıştır.

Okubo ve arkadaşları kapasitif bir mikrofon ve bir termokuplu maske içerisine yerleştirip nefes alışveriş ve öksürme sinyallerini ölçmeye çalışmışlar ve apne veya astım

gibi durumlarda kullanılma potansiyeli olduğunu söylemişlerdir (Okubo vd., 2009).

Lee ve arkadaşları yatakta uzanan kişinin pozisyonunu anlamak için kapasitif olarak kuplajlanan Elektrokardiyogram (ccECG) tabanlı 12 elektroda sahip bir sistem tasarlamışlardır. Yatağa konulan elektrotların ölçüm yapılacak kişilere direkt bir teması yoktur. 13 sağlıklı birey üzerinde yapılan ölçümlerde EKG sinyallerinde olan QRS dalgalarının morfolojik özellikleri çıkarılmış ve bunlarla bazı makine öğrenmesi algoritmaları eğitilmiştir. Sonuç olarak Support Vector Machine (SVM) ve Radial Basis Function (RBF) algoritmaları ile %98,4 oranında doğrulukla sırt üstü, sağ taraf üzere, sol taraf üzere, yüzüstü yatış pozisyonları sınıflandırılmıştır. Yatış pozisyonu tespiti uyku apnesi, uyku evreleri tespiti veya yatak yarası olmasının engellenmesinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Lee vd., 2013).

Luis ve arkadaşları Şekil 1.12a'da görüldüğü üzere LC osilatör tabanlı bir devre tasarlamışlar ve Şekil 1.12b'da gösterildiği şekilde bunu yatağa yerleştirmişlerdir.

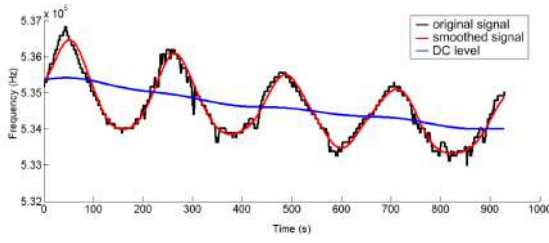


Şekil 1.12. Oluşturulan devre ve elektrotlar (Luis vd., 2014)

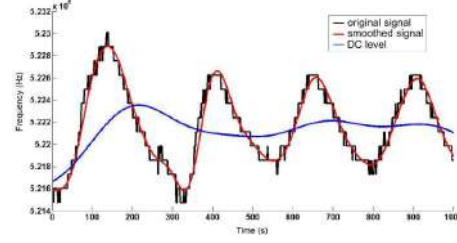
Elektrotlar arasında oluşan kapasitansın nefes alışverişiyle değişmesiyle devre çıkışındaki sinyal frekansı Şekil 1.13'daki gibi değişmiş ve bununla da solunum sinyallerini ölçmüşlerdir. Oluşturulan bu yapıyla uyku apnesi ve sonrasındaki tetkiklerin yapılabileceğini öne sürmüşlerdir (Luis vd., 2014) fakat uyku apnesinin hasta üzerinden veya taklit edilerek ölçümüne dair bir çalışmada bulunmamışlardır.

Chattopadhyay ve arkadaşı Mikroelektro-mekanik sistemler (MEMS) tabanlı nasal bir kapasitif basınç sensörünü sanal ortamda tasarlayıp simüle etmişlerdir. Yine bu sensör için okuma devresini de simülasyon ortamında tasarlamışlardır. Oluşturdukları sensörün gerçekleştirilmesiyle uyku apnesi, astım gibi hastalıklarda kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Chattopadhyay ve Chakraborty, 2015). Fakat çalışmanın gerçek hastaya geçirilmemiş olması değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır.

Steven ve arkadaşları nefes alışverişinin apne teşhisinde önemli bir belirteç



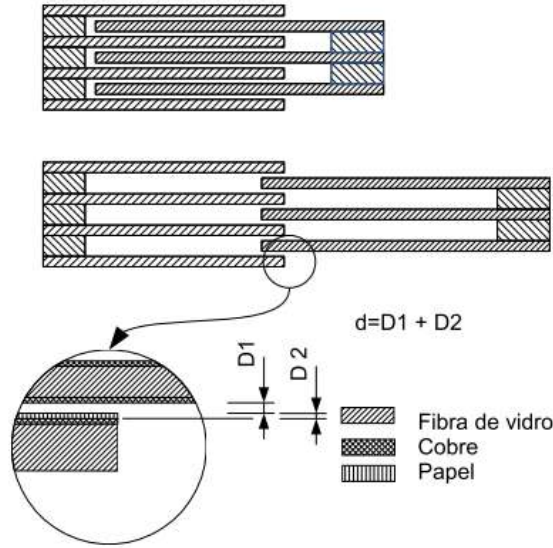
(a) İlk denegin solunum sinyali



(b) İkinci denegin solunum sinyali

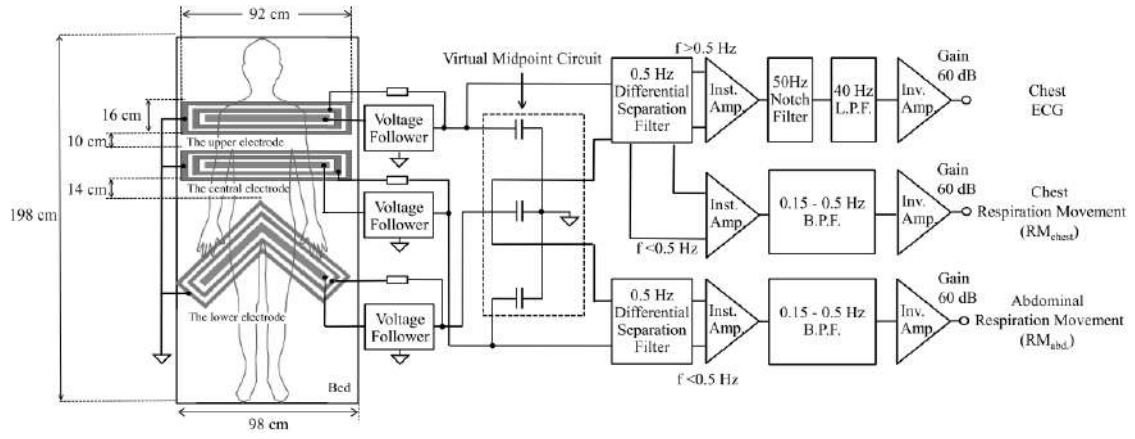
Şekil 1.13. Deneklerin solunum sinyalleri (Luis vd., 2014)

olmasını göz önünde bulundurarak bunu torakstan ölçebilecek kapasitif ve endüktif tabanlı sensörler yapıp karşılaştırmışlardır. Oluşturulan kapasitif sensör yapısı Şekil 1.14’de görülmektedir. Lastikli bir yapı ile nefes alıp verildikçe iç içe girip çıkan sensör plakaları kapasitansı değiştirmektedir. Oluşturulan karşılaştırma sonucunda kapasitif sensörün daha kolay oluşturulduğu ve daha lineer çıkışa sahip olduğu görülürken, indüktif sensörün yapı ve devre karmaşıklığının daha fazla olduğu belirtilmiştir. Fakat torakstan genişlemeyi ölçmede indüktif sensörde de hassasiyet açısından bazı üstün noktalar olduğunu gözlemlemişlerdir (Stevan vd., 2016).

**Şekil 1.14.** İç içe geçme prensipli kapasitif sensör (Stevan vd., 2016)

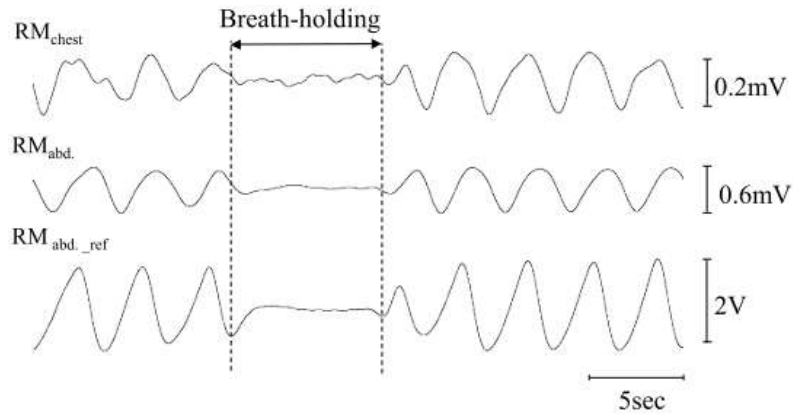
Takano ve arkadaşları yüksek giriş empedansına sahip yatağa serilebilen kapasitif sensör tasarlamışlardır. Bu sensör ile EKG dalgaları ve nefes alışveriş hareketlerini ölçmek istemişlerdir. Oluşturulan sensör ve devre şeması Şekil 1.15’de verilmiştir. (Takano vd., 2017)

7 sağlıklı kişi üzerinde 6 saat boyunca uyku testi yapıp referans sensörlerle ölçümlerini kıyaslamışlardır. EKG sinyalindeki T ve R dalgalarını %90 oranında



Şekil 1.15. Elektrot yerleşimi ve devre şeması (Takano vd., 2017)

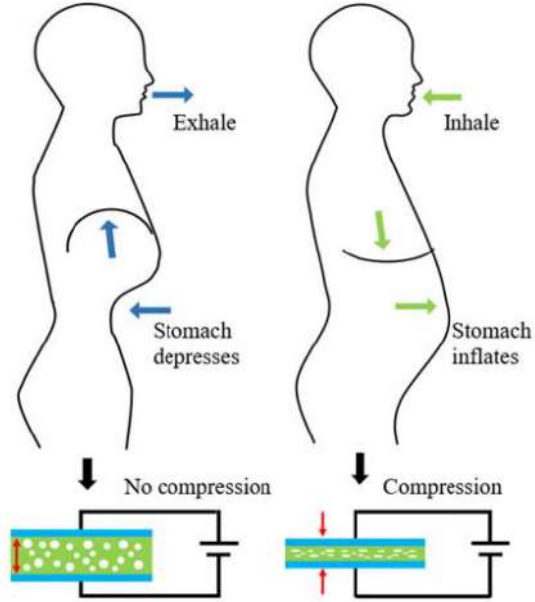
hassasiyet ve doğrulukla tespit edebilirlerken nefes alışverişi %70 oranında daha düşük bir doğrulukla bulabilmişlerdir. Şekil 1.16 deneklerden biri nefesini tutmuş ve sistemin cevabına bakılmıştır. Her ne kadar sinyaller de fark bulunsun da elde edilen sinyallerin genliklerinin çok düşük olması ayırt edilebilirliği düşürmekte olup hareket dolayısıyla oluşan artefaktlar bunu iyice kötü hale getirmektedir. İleriki çalışmalarda sistemlerini geliştirip OSA tespiti için kullanılmasını hedeflemektedirler (Takano vd., 2017).



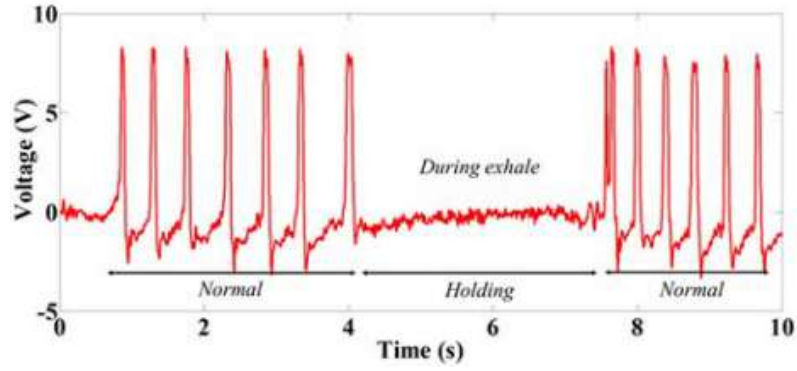
Şekil 1.16. Nefes tutularak referans ve oluşturulan sensörlerden ölçümü (Takano vd., 2017)

Park ve arkadaşları gözenekli bir ecoflex ara malzemesi oluşturup kapasitif basınç sensörü yapmışlardır. Bu sensörün bir kemer yardımıyla karın bölgesine yerleştirilmesiyle nefes alışverişi sırasındaki Şekil 1.17a'da görüldüğü gibi karının şişip sönmesinden faydalanıp solunumu ölçmeye çalışmışlardır. Üç sağlıklı denek üzerinde nefes alışverişi testleri yapmakla beraber Şekil 1.17b'de verilen nefes tutma deneyini de gerçekleştirmişlerdir. Oluşturdıkları bu sensörle uyku apnesi, astım vb. diğer solunum rahatsızlıklarında ölçümler yapılabileceğini belirtmişlerdir (Park vd., 2017).

Rus ve arkadaşları bir kanepeye 8 adet iletken kumaş dikmişler ve bu iletken



(a) Nefesle karnın ve kapasitif basınç sensörünün hareketi



(b) Nefes alışveriş/tutma sırasında sinyaller

Şekil 1.17. Kapasitif basınç sensörü hareket ve sinyalleri (Park vd., 2017)

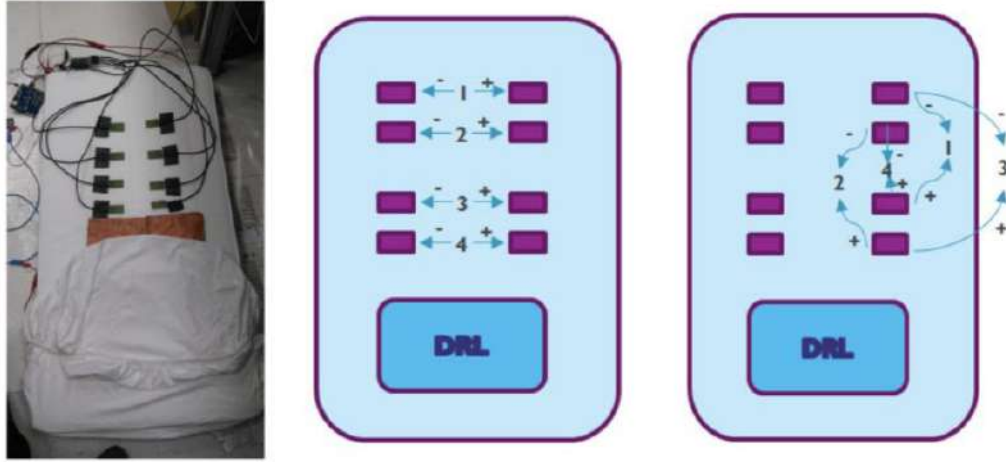
kumaşları kullanarak bir kapasitif sensör sistemi oluşturmuşlardır. Bu sistem üzerinde 15 deneye 14 farklı postürde kanepede üzerinde 10 saniye durmaları söylenip veriler elde edilmiştir. Makine öğrenmesi algoritmalarını bu verilerle eğittikten sonra sınıflama işlemleri gerçekleştirilip en iyi sınıflamayı %95,5 ile SVM algoritması sağlamıştır. Bu postür tanıma sistemiyle apne teşhisi veya diğer sağlık durumlarına katkıda bulunulabileceğini belirtmişlerdir (Rus vd., 2017).



Şekil 1.18. İletken kumaşların kanepeye dikilmesiyle oluşturulmuş kapasitif postür sınıflama sistemi (Rus vd., 2017)

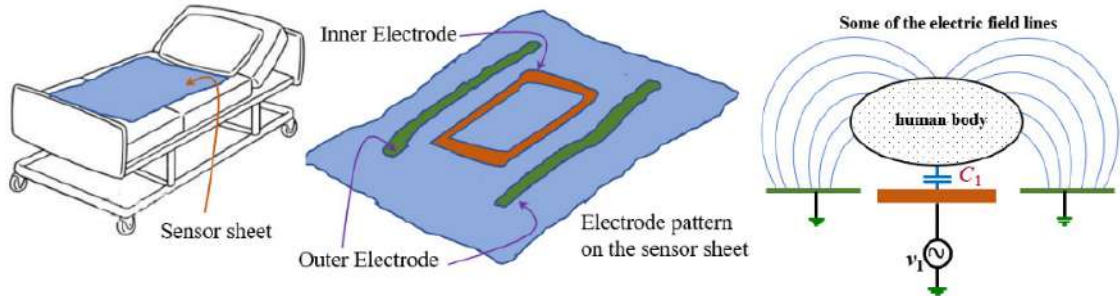
Castro ve arkadaşları Şekil 1.19’da verilen ccECG sistemi ve referans bir ECG ile 15 sağlıklı kişiden sırt üstü, sağ ve sol tarafa uzanacak şekilde 10 dakikadan toplamda 30 dakikalık kalp atımı verisi toplamışlardır. Toplanan bu sinyallerden çıkarılan özelliklerle sinyal kalitesi sınıflandırılmaya çalışılmıştır. Kalp atımı ve kalp atım hızı değişkenliği ccECG ve ECG’de %95 civarlarında benzer çıkarken sinyal morfolojisi açısından benzerlik yeterince iyi çıkmamıştır. Uyku apnesi teşhisinde kullanılma potansiyelinin olduğu belirtilen çalışmada gerçek hastalar üzerinde çalışılmaması ileride tamamlanması planlanan bir eksiklik olarak sunulmuş ve nefes alım sinyallerinin de ECG’den elde edilmiş solunum (EDR) yerine hastayı rahatsız etmeyecek bir nefes alışveriş ölçümü metoduyla olmasının daha iyi olacağını belirtmişlerdir (Castro vd., 2018).

Areekath ve arkadaşları nefes alışverişinin sağlığın kötüleşmesini gösteren en önemli belirteçlerden biri olduğunu belirtmiş bunun yanında bu ölçümün yeni doğan, vücudunda yanıklar olan vb. kişiler için giyilebilir olmasının zorluklarından bahsetmiş ve sonrasında vücuda giyilmeyip temassız olarak ölçüm yapabilecek Şekil 1.20’de



Şekil 1.19. En solda yatağa serilen ccECG sistemi, ortada sırt üstü yatarken elektrot seçimi ve en sağda sol tarafa yatınca seçilen elektrotlar(Castro vd., 2018)

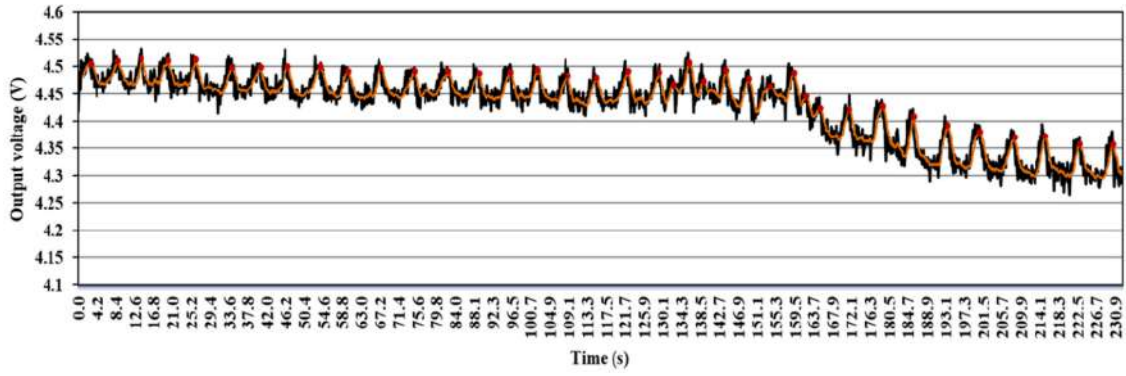
verilen kapasitif sensör yapısını önermişlerdir. Bu yapıda iç elektroda 2,5 kHz frekansında bir alternatif akım (AC) sinyali verilmiş daha sonra dış elektrotlardan insan bedeni üzerinden kuplajlanan sinyalleri toplamışlardır. Önerilen kapasitif sensör yapısının yine aynı amaçla kullanılan kızılötesi (IR) sensörlere kıyasla basınç ve pozisyona daha az duyarlı olduğunu ayrıca radar temelli ölçümler gibi pahalı ve karmaşık sinyal işleme aşamaları gerektirmediğini belirtmişlerdir (Areekath vd., 2018).



Şekil 1.20. İlektren kumaşlarla solunum ölçümü için oluşturulan kapasitif sensör yapısı ve ölçüm sırasında meydana gelen elektrik alan gösterimi (Areekath vd., 2018)

Ayrıca uyku apnesi teşhisi için de önemini belirttikleri bu sistemi herhangi bir hasta üzerinde denemeyip sağlıklı bir bireyden aldıkları nefes sinyali örneğini Şekil 1.21 'de verildiği üzere sunmuşlardır (Areekath vd., 2018).

Small ve arkadaşları göze çarpmayan ve hastayı rahatsız etmeyen solunum ölçüm sensörlerinin öneminden bahsedip bunun apne teşhisinde kullanılmasının gerekliliğine değinmişlerdir. National Aeronautics and Space Administration (NASA) tarafından üretilen dielektrik malzemenin neme karşı davranışlarından yararlanıp bir nem sensörü yapmışlar ve bunu nefes alışverişi ölçmek için kullanmışlardır.



Şekil 1.21. İlektren kumaşlardan oluşturulan kapasitif sensörle sağlıklı bir bireyden alınan solunum sinyalleri (Areekath vd., 2018)

Oluşturulan sensör test edilirken Şekil 1.22a'da görülen düzen kurulmuş termistör ve kapasitif sensörden gelen sinyaller toplanmıştır. Kapasitif sensör 30 cm kadar uzaktan nefes alışverişi ölçebilmiştir. Ayrıca Şekil 1.22b'de görüldüğü üzere normal solunum sırasında nefes tutulmuş ve apne mimiği yapılarak bu sensörün apne uygulamalarında kullanılabileme potansiyeli gösterilmeye çalışılmıştır (Small vd., 2019).

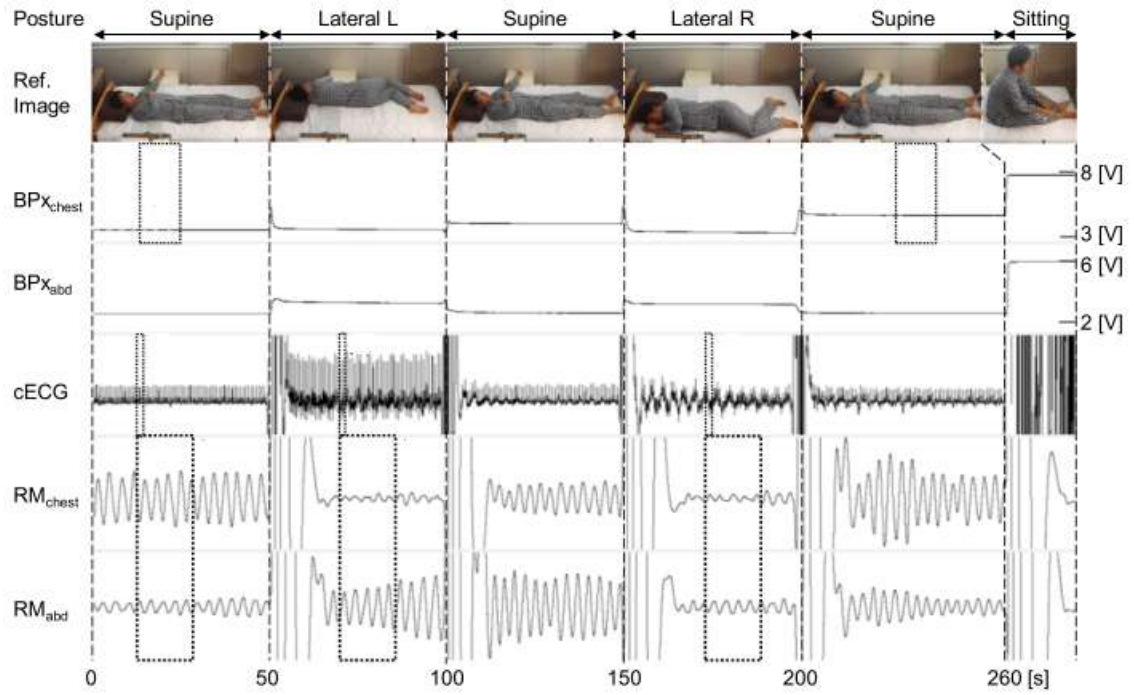
Takano ve arkadaşları bir yatağa iletken kumaşları Şekil 1.23 'de görüldüğü üzere yerleştirip bazı biyolojik sinyalleri ve pozisyonları tespit etmeye çalışmışlardır. Bu sinyaller ECG, göğüs-karın solunum hareketleri (RM), Balistokardiyogram (BCG), vücudun sisteme yakınlığı ve yan üstü/sırt üstü yatış pozisyonlarını (BPx) göstermektedir. Yedi erkekten yatakta 6 saatlik uzanma durumunda veriler toplanmıştır. Referans cihaz olarak Sleep EYE GD700 kullanılmıştır (Takano ve Ueno, 2018).

Hastalar geceleyin sensör sistemi üzerine sırt üstü, sağ/sol üstü ve oturur halde Şekil 1.24'de görüldüğü üzere iken veriler alınmıştır. Bu verilerde ECG hassasiyeti %90'ın altında iken nefes alışveriş sinyalleri %90'ın hemen üzerinde bir orana sahiptir.

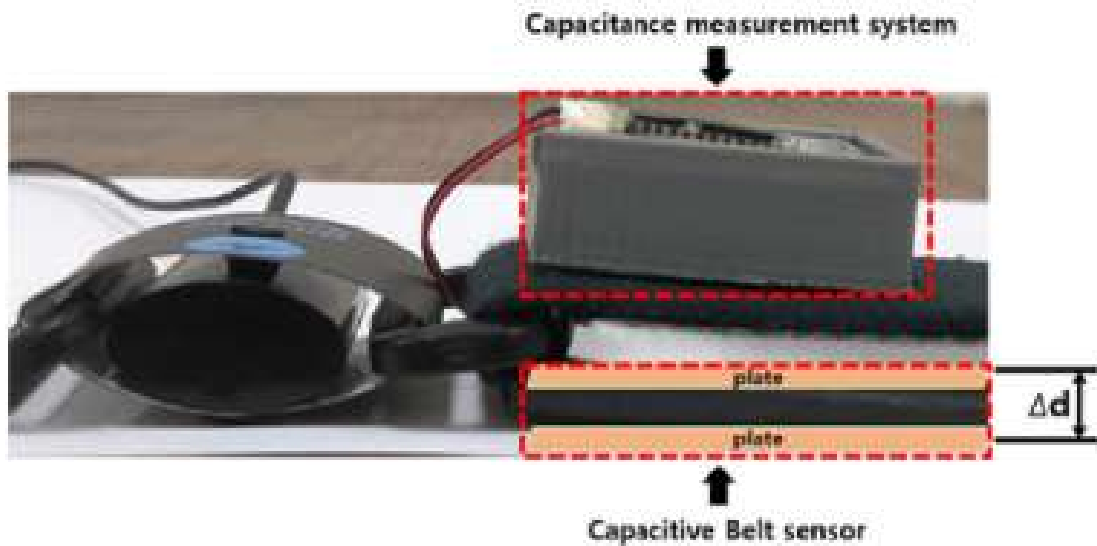
Elde edilen bu verilerin referans sensöre uyumu sonucunda Takano ve arkadaşları oluşturdukları bu sistemin apne ve bu tarz uykuya dair durumların ölçümde kullanılabileceğini ifade etmişlerdir (Takano ve Ueno, 2018). Bununla birlikte elde edilen sinyallerin mikro volt civarlarında olması sistemin artifakt ve gürültülere karşı olan dayanıklılığı açısından soru işaretleri oluşturmaktadır.

Kim ve arkadaşları kolay giyilebilir bir kapasitif kemer sistemi oluşturup bununla solunumu ölçmeye çalışmışlardır. Ölçüm yapılırken Şekil 1.25'de verilen kemer üzerinde iletken kumaşlar arasına bir yalıtkan konulmuş nefes sırasında iletken kumaşların birbirine yaklaşmasıyla kapasitans değişiminden solunum ölçülmüştür.

Oluşturulan bu sensörle 7 sağlıklı erkek üzerinde ticari bir sensör olan BIOPAC MP150

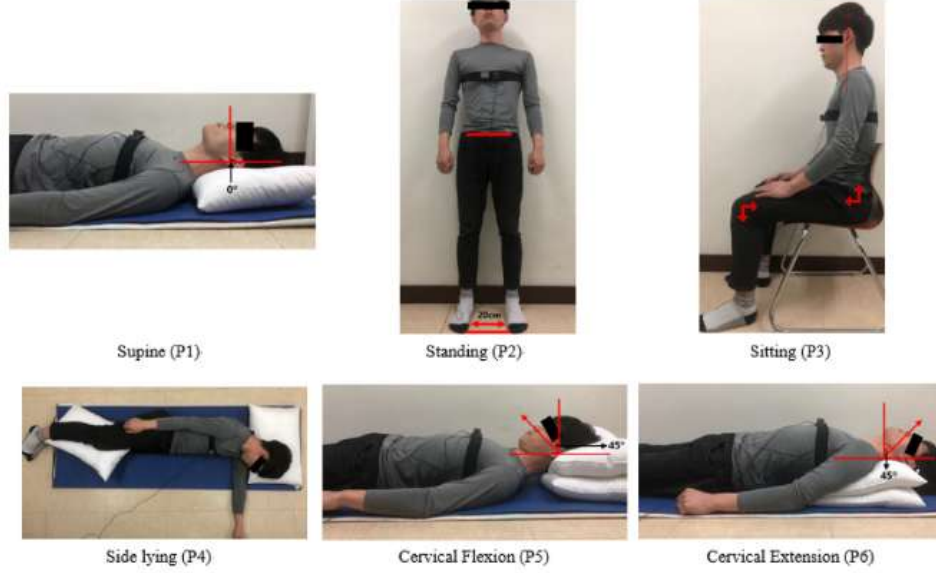


Şekil 1.24. Kapasitif sensör sistemi ile farklı pozisyonlarda toplanan sinyaller (Takano ve Ueno, 2018)



Şekil 1.25. Solunum ölçen giyilebilir kapasitif kemer sistemi (Kim vd., 2020)

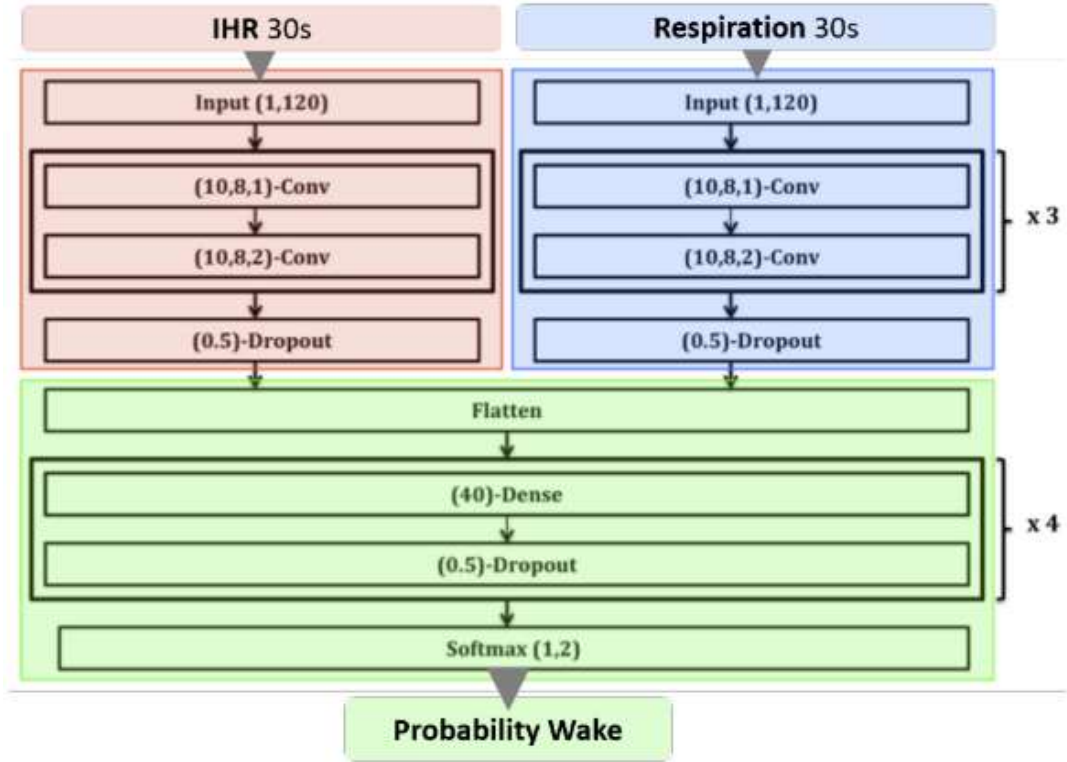
ile birlikte Şekil 1.26 'da verilen 6 farklı pozisyonda 3 dakika boyunca veriler toplanmıştır. Bu verilerden nefes sayısı ve nefesler arası süre gibi veriler çıkartılmıştır. Sonuç olarak oluşturdukları bu sensörün uyku apnesi gibi solunma dair rahatsızlıkların tespitinde potansiyel taşıdığını ileri sürmüşlerdir (Kim vd., 2020).



Şekil 1.26. Giyilebilir kapasitif kemer sisteminin test edildiği postürler (Kim vd., 2020)

Huysmans ve arkadaşları uyku apnesi skorlanırken kişinin uykuda/uyanık tespitinin bu skora etkisinin öneminden bahsedip bunun nefes ve kalp atışlarını kullanacak bir yapı önermişlerdir. Leuven uyku laboratuvarına gelen AHI'sı 10'dan küçük olan 81 hastanın PSG verilerinin yanında bunların 8 tanesinden ccECG verilerini toplamıştır. Bu verilerden nefes ve kalp atışı ön işlemeden geçirdikten sonra 30 saniyelik segmentler kullanılıp Şekil 1.27'de iç yapısı verilen Convolutional Neural Network (CNN) ile kişilerin uykuda/uyanık sınıflaması yapılmıştır. Normal ECG ile yapılan sınıflamalara göre ccECG kullanıldığında performans düşüşü gözlemlenmiştir (Huysmans vd., 2020).

Matthies ve arkadaşları kendin yap (DIY) konseptinden yola çıkıp Şekil 1.28'de verilen üzerinde basınç ile anahtar şeklinde çalışan ve esnek alüminyum levhalardan meydana gelen kapasitif sensörlerle yatak üzerine serilen bir mat tasarlamışlardır. Bu sistem sayesinde sırt üstü, yüz üstü, sağ üstü yatış, sol üstü yatış ve oturma durumlarından oluşan 5 postürü sınıflayabilmişlerdir. Veriler 11 adet katılımcıdan toplanmış, Random Forest makine öğrenmesi algoritması ile %85'lik bir sınıflama doğruluğuna erişmişlerdir. Yapılan çalışmanın uyku apnesine bakan tarafı için araştırmacılar, vücut pozisyonun uyku apnesini tetikleyebileceğini belirtip pozisyon



Şekil 1.27. CNN tabanlı uykuda/uyanık sınıflayıcısı (Huysmans vd., 2020)

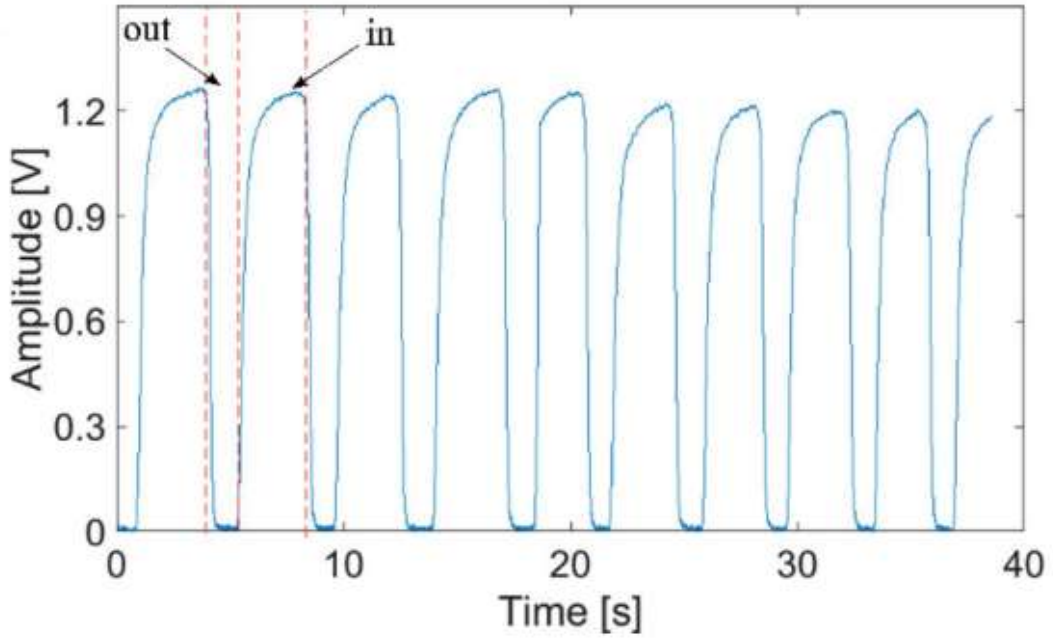
tespitiyle hastaların böyle durumlarda ses, titreşim veya farklı bir şekilde uyarılması ile bu halden çıkarılabileceğini ifade etmişlerdir (Matthies vd., 2021).



Şekil 1.28. Basınca göre anahtar görevi gören ve kapasitif sensörlerden oluşan postür sınıflayıcı mat yapısı (Matthies vd., 2021)

Al-Hamry ve arkadaşları çok çalışılmış bir materyal olan ve mekanik stabilite, değiştirilebilir elektriksel özelliklere sahip grafen oksit malzemesini kullanarak solunumu ölçen bir kapasitif-rezistif nem sensörü yapmışlardır. Oluşturulan sensörün uyku apnesi sırasında nefes ölçümlerinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Al-Hamry vd., 2021). Oluşturulan sensörle elde edilen bir nefes alışveriş grafiği Şekil 1.29'da verilmiştir.

Xia ve arkadaşları Polydimethylsiloxane (PDMS) ara malzemeli bir kapasitif basınç sensörü ile insan üzerinde atletik ve fizyolojik ölçümler yapmışlardır. Bu

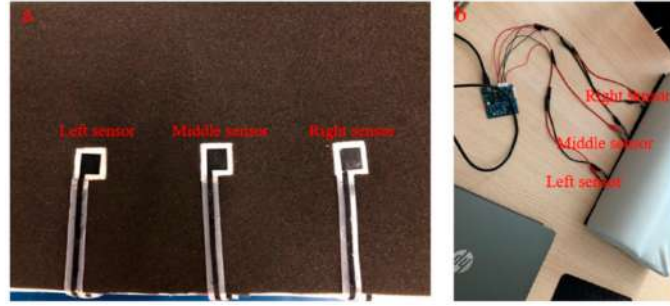


Şekil 1.29. Grafen oksit tabanlı bir nem sensörü ile elde edilen solunum sinyali (Al-Hamry vd., 2021)

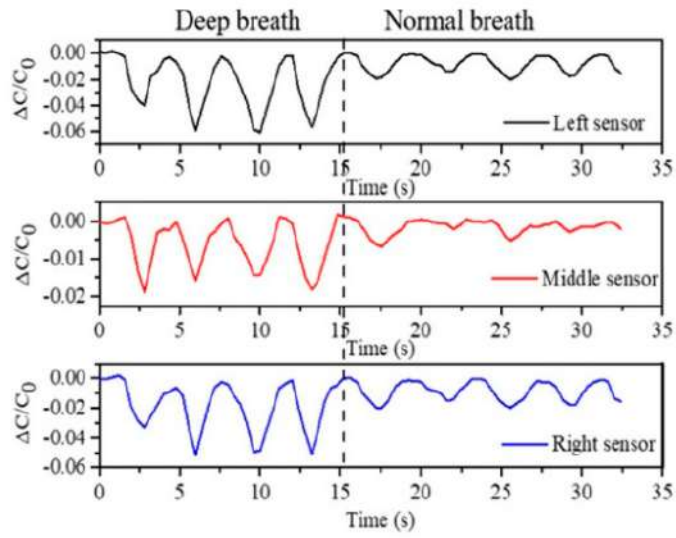
ölçümlerden biri nefes alışverişidir. Üretilen PDMS tabanlı kapasitif basınç sensörü Şekil 1.30a'da görüldüğü üzere yastık altına sol, orta ve sağ tarafına yerleştirilmiştir. Daha sonra denekten uzanmış halde başı yastıktayken belli bir süre derin ve sonra normal nefes alıp vermesi istenmiş bu sırada Şekil 1.30b'de görülen veriler kapasitif sensörlerden toplanmıştır. Oluşturulan bu sistemle solunumun PSG ölçümlerine göre hastaya daha az rahatsızlık vereceğini ve PDMS tabanlı kapasitif sensörlerin uyku apnesi gibi rahatsızlıkların ölçümünde potansiyellerinin keşfedilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (Xia vd., 2021).

Takano ve arkadaşları kapasitif kuplajlama ile yastık içerisine yerleştirdikleri Şekil 1.31'de gösterilen elektrotlu yapı ve devreyi kullanarak, boyundan cECG ve cEMG sinyallerini toplamaya çalışmışlardır. Apne, astım, kronik obstrüktif akciğer hastalığının, gece öksürüğü ve kalp atış hızındaki değişikliklerle ilişkili olduğunu belirten araştırmacılar uykuda oluşan öksürük sinyallerine erişmeyi hedeflemişlerdir. (Takano vd., 2021).

Oluşturulan devre yapısı ve referans sensörler ile ölçümler 7 sağlıklı kişi üzerinde yapılmıştır. Elde edilen grafiklerde Şekil 1.32 'de görüldüğü gibi cECG için bazı yerlerde sinyal kalitesi düşerken cEMG ona kıyasla daha iyi durumdadır ve öksürük anlarını ölçebilmiştir (Takano vd., 2021). Bununla birlikte sinyal genlikleri çok

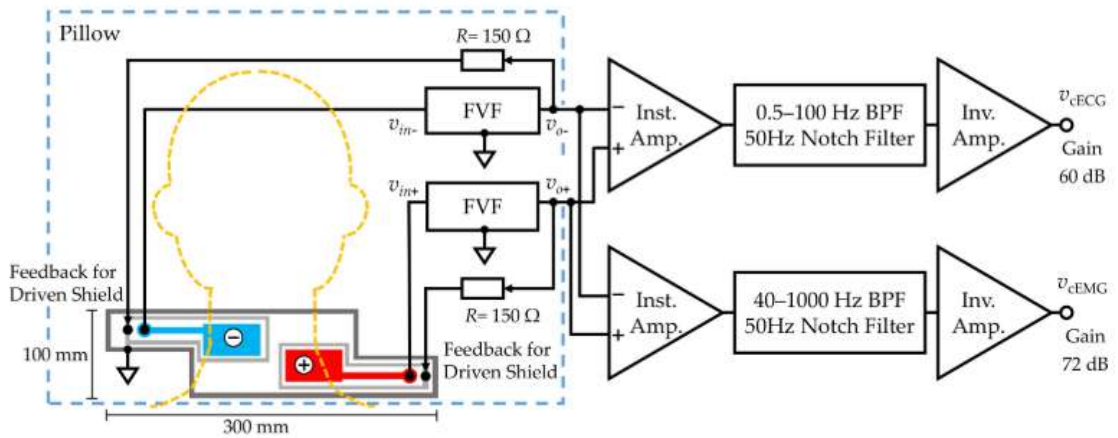


(a) Denek sırtüstü pozisyondayken sensör konumları



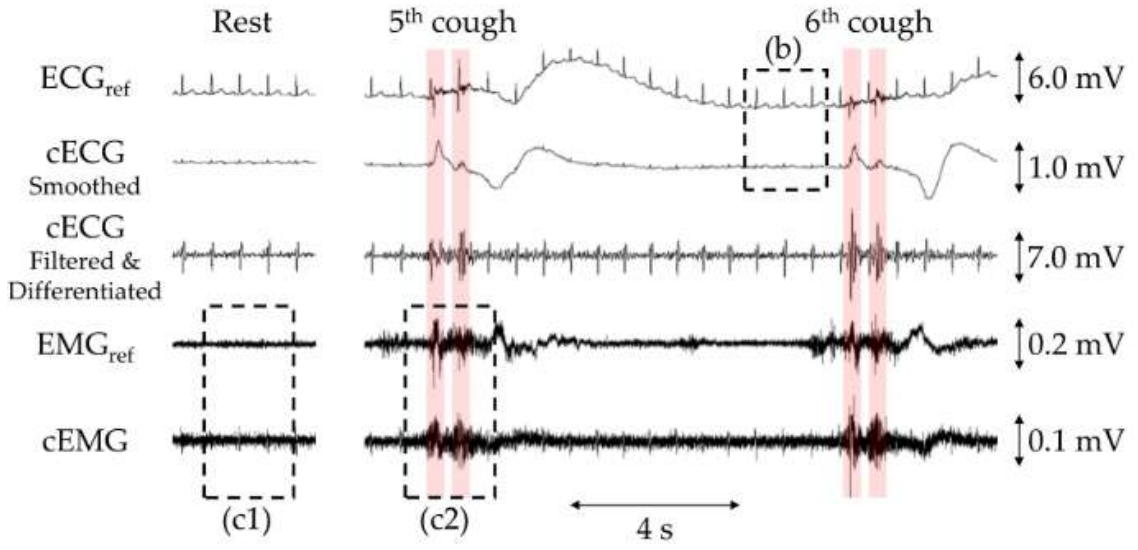
(b) Solda, ortada ve sağdaki sensörlerden elde edilen derin ve normal nefes sinyalleri

Şekil 1.30. PDMS tabanlı kapasitif basınç sensörü ile solunum ölçümü (Xia vd., 2021)



Şekil 1.31. Elektrotlar (kırmızı-mavi) ve devre yapısı (Takano vd., 2021)

küçük olup bozucu etkilere karşı dayanıklılıkları araştırılmalıdır.

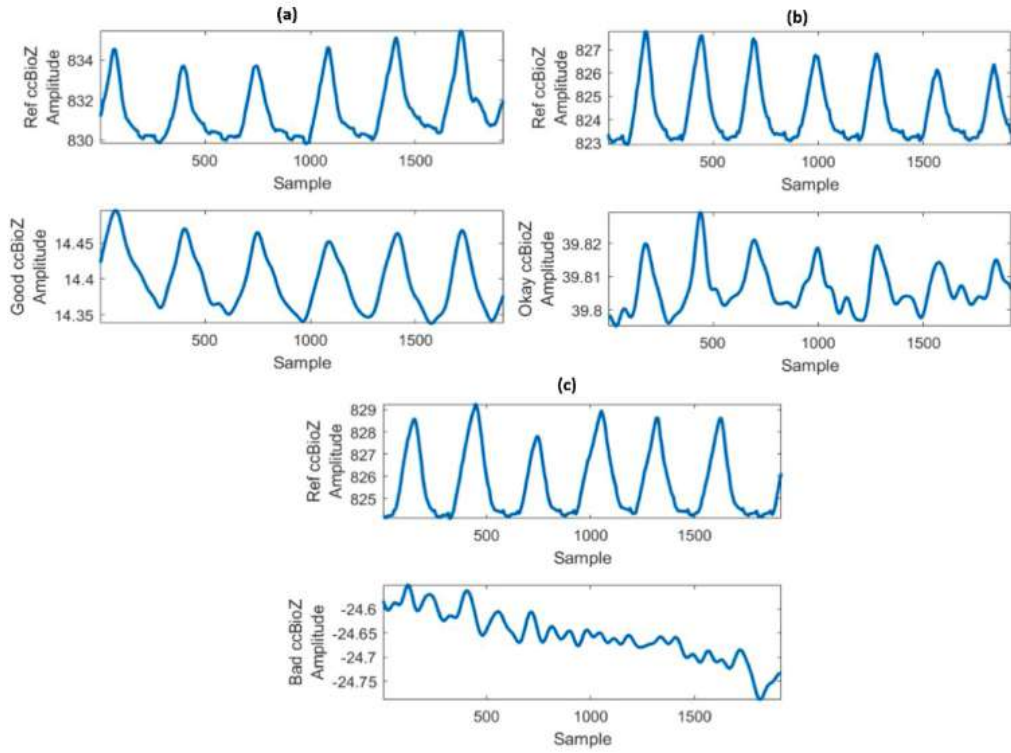


Şekil 1.32. Elektrotlar (kırmızı-mavi) ve devre yapısı (Takano vd., 2021)

Albaba ve arkadaşları 12 denekten kapasitif olarak kuplajlanarak solunum ölçen bir sistemle nefes alışveriş sinyallerini toplayıp bu sinyallerin makine öğrenmesi ile kalite sınıflamasını yapmayı amaçlamışlardır. Bu toplama PSG referans sensörleriyle birlikte gece yatış sırasında gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler DS1, DS2, DS3 olmak üzere 3 veri setine bölünmüştür. DS1’de uyku apnesi olduğu şüphelenilen 11 kişinin uyku apnesi anları çıkarılmış verileri bulunmaktadır. DS2’de yine aynı 11 kişinin uyku apnesi geçirdiği anlardan oluşturulmuştur. DS3 ise sağlıklı bir bireyin sinyallerinden oluşmaktadır. Elde edilen bu sinyaller 30 saniyelik segmentlere bölünüp işlendikten sonra uzman bir kişi tarafından Şekil 1.33’te örneğinin görüldüğü üzere referansa kıyasla iyi, kabul edilebilir ve kötü şeklinde etiketlenmiştir (Albaba vd., 2021).

Verilerden 52 adet özellik çıkarılmış bu özelliklerden en etkili 5 tanesi farklı algoritmalarla değerlendirildikten sonra seçilmiştir. Sonrasında bu özellikler kullanılarak DS1 veri setinin %70’i ile eğitilen sistem DS1’in geriye kalan %30’u, DS2 ve DS3 üzerinde test edilmiştir. Şekil 1.34’de bu veri setleri üzerinde yapılan test sonuçları verilmiştir. Araştırmacılar apne sinyalleri üzerinde yapılan (DS2) kalite sınıflama doğruluğunun diğerlerine göre bir miktar daha düşük olmasına rağmen genel olarak yüksek bir performans göstermesini, çalışmanın apne teşhisi için de değerli olup potansiyel içerdiğini ifade etmişlerdir (Albaba vd., 2021).

Jing Liu ve arkadaşları selüloz hidrojel tabanlı bir kapasitif-rezistif sensör üretmişler ve bunun uyku apnesi teşhisinde kullanılabileceğini önermişlerdir. Üretilen

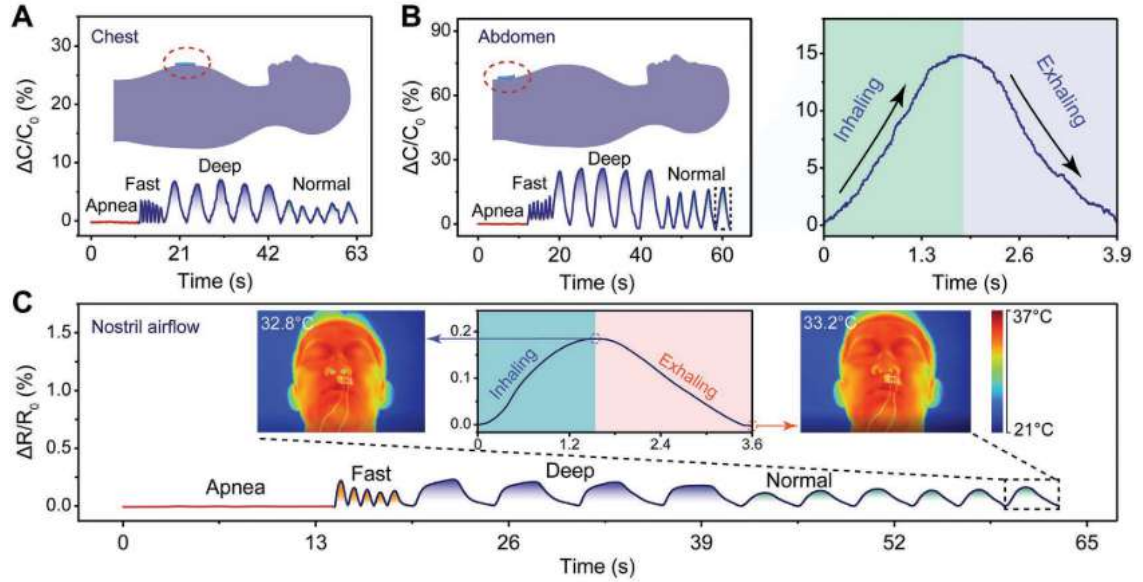


Şekil 1.33. Sinyal kalitesine göre (a) iyi, (b) kabul edilebilir ve (c) kötü (Albaba vd., 2021)

(a)			(b)			(c)		
Classes	Good (1,2)	Bad (3)	Classes	Good (1,2)	Bad (3)	Classes	Good (1,2)	Bad (3)
1	283 (97.59%)	7 (2.41%)	1	235 (94.00%)	15 (6.00%)	1	976 (99.69%)	3 (0.31%)
2	651 (85.43%)	111 (14.67%)	2	604 (80.11%)	150 (19.89%)	2	1714 (96.78%)	57 (3.22%)
3	74 (7.06%)	974 (92.94%)	3	1163 (20.21%)	4591 (79.79%)	3	1424 (13.38%)	9220 (86.62%)

Şekil 1.34. Sınıflama sonuçları DS1 için (a), DS2 için (b) ve DS3 için (c) iken turuncu ve kırmızı renkler yanlış sınıflamayı, yeşil doğru sınıflanmış verileri temsil etmektedir(Albaba vd., 2021)

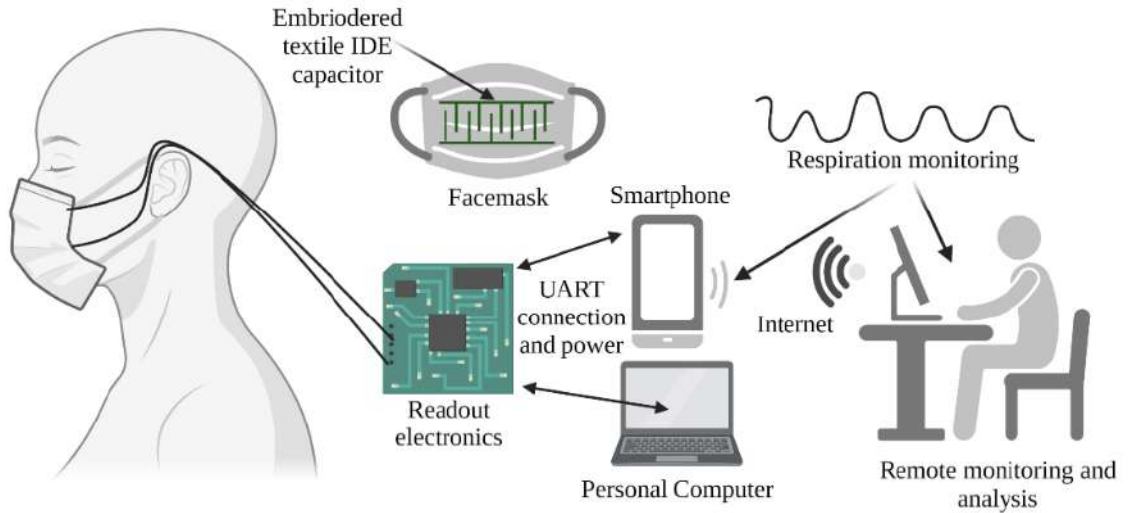
sensor hem normal bir paralel plaka kapasitörün kapasitansını değiştiren plakalar arası uzaklık ve alan gibi parametrelerle değişirken hem de rezistif özelliği ile sıcaklığa göre değer değiştirmektedir. Bu özellikleri kullanan araştırmacılar Şekil 1.35’de görüldüğü üzere karın ve göğüsten kapasitif ölçümle nefes alışverişi ölçerken burun deliği önüne konan sensörle sıcaklık değişimi kaynaklı rezistif bir ölçüm yaparak solunumu ölçmüşlerdir (Liu vd., 2022).



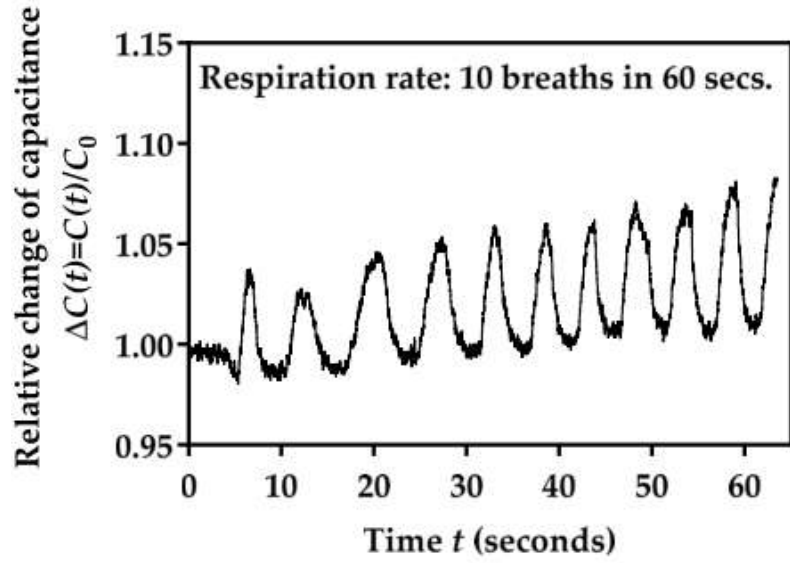
Şekil 1.35. Göğüs ve karından kapasitif, burundan sıcaklığa bağlı rezistif teknikle hidrojel malzeme tabanlı solunum ölçümü (Liu vd., 2022)

Simić ve arkadaşları giyilebilir bir medikal maske içerisine iletken iplikten Şekil 1.36a 'de görülen interdigitated (iç içe geçmiş tarak yapısı) elektrotlar dikmiş ve bu şekilde kapasitif bir nem sensörü oluşturmuşlardır. Oluşturdukları sensörün kapasitansını arduino mikrodenetleyicisinin bir analog ve dijital pininden yararlanıp kapasitif bir gerilim bölücü kullanarak okumuşlardır. Daha sonra alınına veriler akıllı telefon veya bilgisayarda toplanıp işlenmiştir. Oluşturulan sistem 10 adet sağlıklı birey üzerinde farklı solunum hızlarında test edilip deneklerden bir tanesine dair solunum sinyali Şekil 1.36b’de verilmiştir (Simić vd., 2022). Bu sensör yapısının astım, apne gibi solunum problemlerinin teşhisinde kullanılabileceğini araştırmacılar belirtmiş olsa da solunumu engelleyecek şekilde ağzı kapatan bu maske yapısının hastalar da oluşturacağı rahatsızlık incelenmelidir.

Ji-Seon Kim ve arkadaşları gözenekli bir eco-flex malzeme üretilip bunu Şekil 1.37’de görülen prensip ile kapasitif bir basınç sensöründe dielektrik malzeme olarak kullanmışlardır. Amaçları nefes alışverişi ölçmek olan araştırmacılar kapasitif sensörün



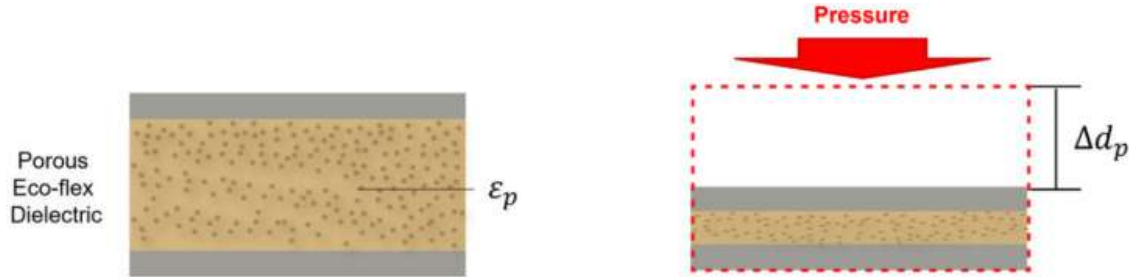
(a) İletken iplikle maskeye dikilen sensör yapısı ve veri iletimi



(b) Deneklerden birinin solunum sinyali

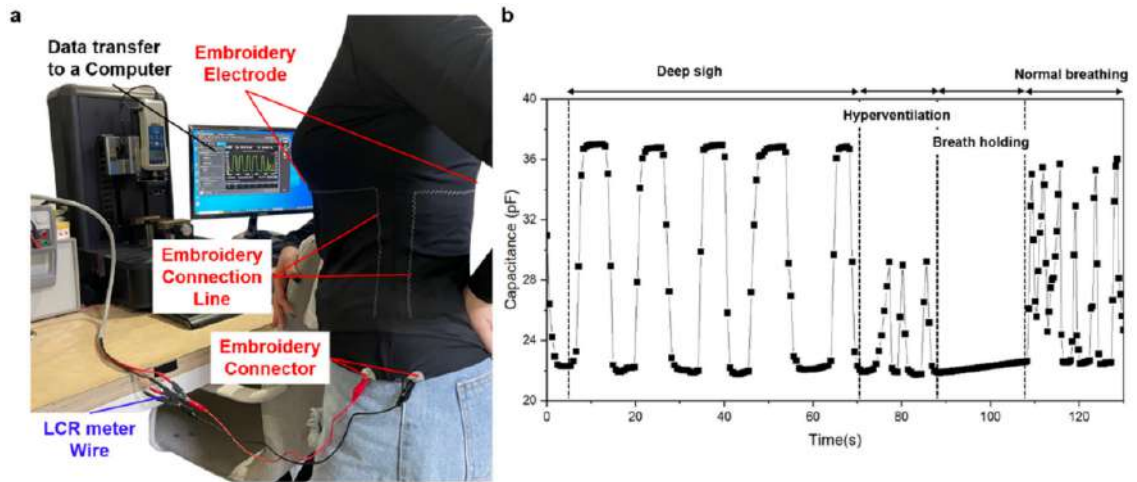
Şekil 1.36. Medikal maske içerisinde interdigitated yapıda kapasitif sensör ve test sonucu (Simić vd., 2022)

iletken kısmını gümüş ipliklerle bir elbise üzerinde göğüs hizasına elbisenin ön ve arkasında ayrı ayrı dikmişlerdir. Solunumla birlikte şişip inen göğüs bölgesi kapasitif basınç sensörünün plakaları arasındaki uzaklığı azalttığı için kapasitans artmış olup nefes alışverişi böylece kapasitans ile ilişkilendirilmiş olmaktadır.



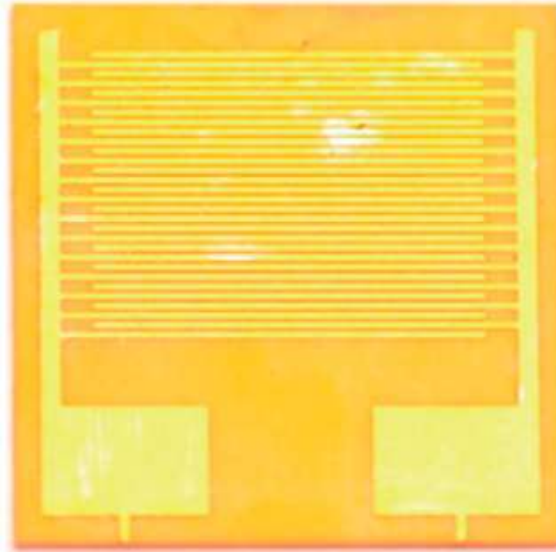
Şekil 1.37. Gözenekli eco-flex ara malzemesi kullanılarak kapasitif basınç sensörü yapımı (Kim vd., 2023)

Oluşturulan sensör kapasitansı bir LCR metre ile ölçülmüştür. Sensör deneğin üzerinde iken sırasıyla derin, hızlı, nefes tutma (apne taklidi) ve normal nefes alışverişi ölçümleri yapılmıştır. Elde edilen sinyaller Şekil 1.38 'de verilmiştir. Araştırmacılar bir elbise üzerine dikilmiş giyilebilir bu sistemin apne veya farklı solunum durumlarını ölçmede iyi bir alternatif oluşturabileceğini ifade etmişlerdir (Kim vd., 2023).



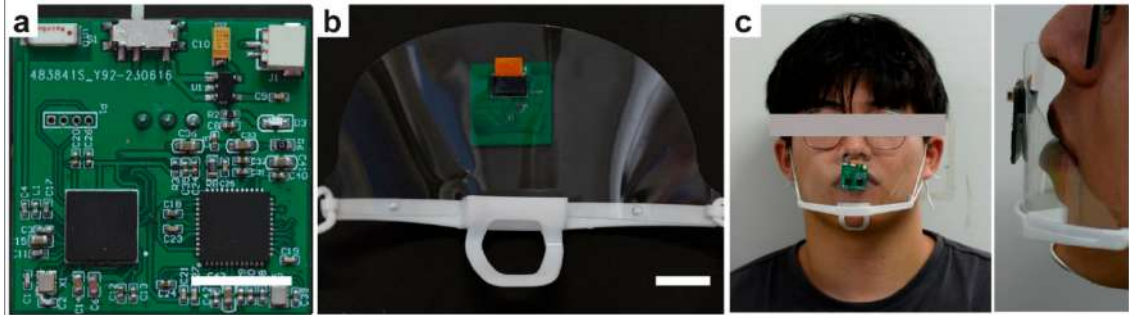
Şekil 1.38. Elbise üzerinde dikilmiş kapasitif basınç sensörü ile derin, hızlı, apne, normal nefes sinyalleri (Kim vd., 2023)

Yan ve arkadaşları nefese duyarlı kovalent organik yapıda bir malzeme üretip bunu Şekil 1.39 'de verilen interdigitated yapıda bir kapasitif sensöre neme duyarlı katman olarak eklemişlerdir. Böylece kapasitif bir nem (nefes) sensörü oluşturmuşlardır. Üretilen bu malzemenin nefese (neme) karşı tekrarlanabilirliğinin yüksek olduğunu belirtmişlerdir (Yan vd., 2023).



Şekil 1.39. Interdigitated (iç içe geçmiş tarak) elektrot yapısı (Yan vd., 2023)

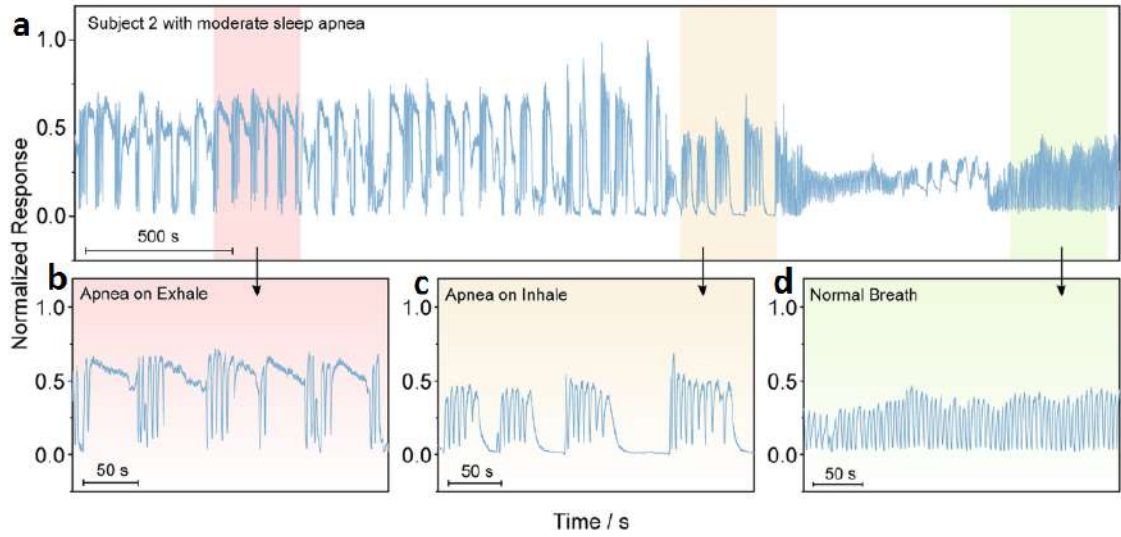
Üretilen sensör ticari olarak satılan bir yüz maskesine Şekil 1.40'de görüldüğü gibi baskı devre kartı (PCB) ile birlikte sabitlenmiş böylece medikal maske tarzı yüzü tamamen kapatıp hastayı rahatsız edebilecek bir yapıdan kaçınılmıştır. Üretilen PCB ile 1 saat boyunca bluetooth üzerinden gerçek zamanlı veri aktarımı gerçekleştirilebilmektedir.



Şekil 1.40. Ticari bir maske üzerine yerleştirilmiş nem sensörü ve 3cm x 3cm boyutunda PCB (Yan vd., 2023)

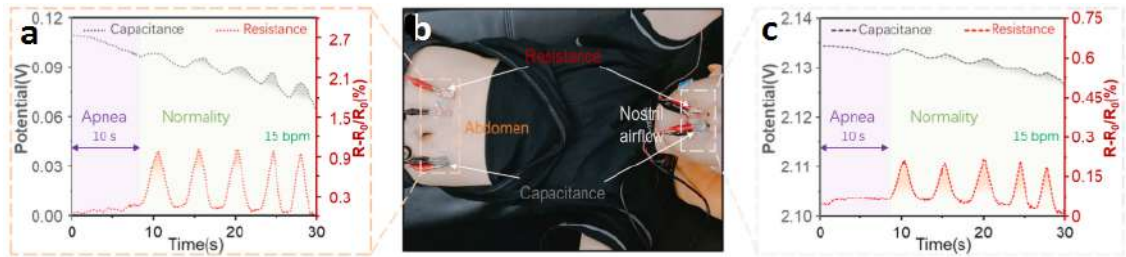
Üretilen sistem sağlıklı, horlayan, hafif şiddette apne, orta şiddette apne ve ağır derecede apneye sahip 5 gönüllü kişi üzerinde 1 saat uyku sırasında denenmiştir. Sağlıklı ve horlayan kişinin sinyalleri her ne kadar horlayan bazı fark edilebilir horlama belirtileri gösterebilir normal aralıklar arasında kalıp nefes kesilme durumu gözlemlenmemiştir. Diğer apne hastalarında açık bir şekilde nefes alışverişi belli bir miktar durmuş ve bu apne şiddetine göre artmıştır. Hatta ağır apne hastası apne yüzünden sık uyandığı için ancak 30 dakikalık bir veri toplanabilmiştir. Şekil 1.41'de orta şiddette apneye sahip gönüllü denneğin sık sık nefesinin kesildiği görülmekte olup

bu kesilmeler bazen nefes alış sırasında bazen veriş sırasında gerçekleşmektedir (Yan vd., 2023). Gerçek hasta üzerinde denenmiş nadir çalışmalardan olan bu kapasitif sensör yapısı apne teşhislerinde kullanılabilme potansiyelini göstermektedir.



Şekil 1.41. Orta şiddette apne sahibi deneğin solunum sinyalleri (Yan vd., 2023)

Jize Liu ve arkadaşları esnek hidrojel tabanlı kapasitif-rezistif bir sensör tasarlamış ve bunun basınç, gerilme ve bükme gibi davranışlara olan tepkilerini ölçerek olası uygulama önerilerinde bulunmuşlardır. Ayrıca uyku apnesi için de kullanılabileceğini öne sürdükleri çalışmalarında karın ve burun delikleri bölgelerine sensörlerini yerleştirmişler ve uyku apnesi taklidi yaparak Şekil 1.42’de verilen sinyalleri elde etmişlerdir. Bunun sonucunda sistemlerinin uyku apnesi teşhisinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

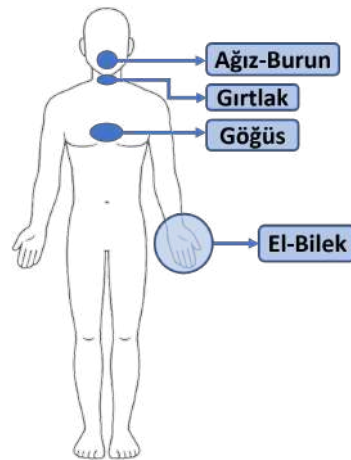


Şekil 1.42. (a) Kapasitif-rezistif sensörlerle karından alınan solunum sinyalleri, (b) sensörlerin karna ve burna yerleşimleri, (c) burun deliklerinden alınan sinyaller (Liu vd., 2024)

1.4. Tezin Amacı

Uyku apnesi dünyada giderek artan yaygınlığıyla, sebep olduğu hastalıklarla, ülkelerin birçok sistemine olan büyük maliyetiyle ve insanların günlük hayatlarında yol açtığı olumsuzluklarla bilinmektedir (Frost, 2016). Buna rağmen bu hastalığa sahip kişilerin büyük çoğunluğunun hiç teşhis edilmemiş olması ve tanı konulmak istense bile çok uzun süren randevu bekleyişleri, sıra geldiğinde PSG cihazlarının veya ortamın hastaları ciddi manada rahatsız etmesi sonucu uyuyamamaları karşılaşılan problemlerdendir (Gortseva vd., 2017; Stewart vd., 2015) .

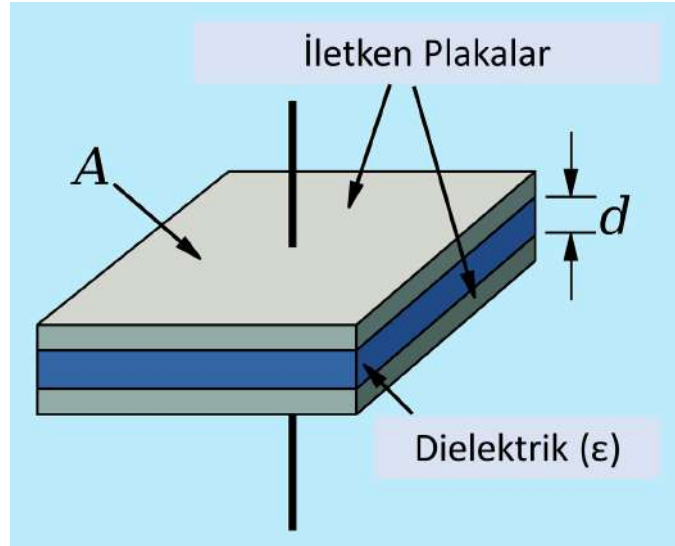
Bu problemlere çözüm önerisi sunmak adına hastaların gerekirse evde kendilerinin de giyilebilecekleri, sensör sayısı standart PSG'lere göre oldukça az olan 4 sayısı ile sınırlı, makine öğrenmesi destekli yerli bir sisteminin teşhis için potansiyelinin araştırılması amaçlanmıştır. Sensör sisteminin kolay oluşturulabilirliği, düşük maliyetli olması, yüksek hassasiyeti gibi sebeplerden ötürü kapasitif olmasına karar verilmiştir. Uyku apnesi ölçüm noktalarının pratikte uygulanabilirliği ve uyku apnesi teşhisi için öneminden dolayı Şekil 1.43 'de verilen yerler olması hedeflenmiş ve bu noktalardan istenen metodla beklenen verim alınamaması halinde farklı tip sensörlerin kullanılması düşünülmüştür. Bu tez çalışmasıyla elde edilmesi amaçlanan yenilikler; literatürde yapılan araştırmalarca larinks (gırtlak) bölgesinden obstrüktif uyku apnesinin teşhisine dair bir çalışma bulunamaması sonucu bu bölgeden teşhise dair bilgiler edinmek, ağız ve burun bölgesinden yapılan solunumun daha önce literatürde kullanılmamış biyo-uyumlu bir malzeme ile ölçülmesi ve azaltılmış sensör sayısının kapasitif bir şekilde oluşturulmasının yanında teşhis için makine öğrenmesi ile desteklenmesidir.



Şekil 1.43. Makine öğrenmesi destekli kapasitif sensör sistemiyle vücutta ölçülmesi hedeflenen yerler

2. KAPASİTİF SENSÖR ÖN ÇALIŞMALARI

Kapasitör en basit yapısıyla Şekil 2.1’de görüldüğü gibi birbirinden "d" kadar mesafe uzakta "A" alanı kadar yer kaplayan iki adet iletken plakanın arasına " ϵ " dielektrik katsayısına sahip yalıtkan bir tabakanın konulmasıyla oluşturulabilecek elektriksel yük depolayan bir komponentdir.



Şekil 2.1. Temel bir paralel plaka yapısı

Bir kapasitörün kapasitansı Denklem 2.1’de verildiği üzere ϵ , A, d parametrelerine bağlıdır. Bu parametrelerin kontrollü olarak değiştirilip kapasitans değerinin ölçülmesiyle kapasitif sensörler oluşturulabilmektedir.

$$C = \frac{\epsilon * A}{d} \quad (2.1)$$

2.1. Anahtar Ölçüm Noktalarının Belirlenmesi

Uyku apnesi teşhisinde kullanılan PSG cihazları pahalı bir prosedür içerip ölçüm sırasında hastalara verdiği rahatsızlık fazladır. Bu yüzden daha az sayıda noktadan ticari sensörlerle veri alarak uyku apnesi teşhisi yapılması araştırmacılar tarafından çeşitli çalışmalarda hedeflenmiştir (Mendonca vd., 2018). Örneğin bunlar arasında sadece oksimetre, ECG, solunum, ses, ve bunların kombinlenmiş şekilleriyle tespitler yapılmaya çalışılmıştır (Mendonca vd., 2018). Bu çalışma kapsamında ise bazıları zaten PSG ölçümlerinde bulunan noktalar olmakla birlikte bilimsel çalışmalarda (Elsobki vd.,

2019; Bae ve Chung, 2021) belirtilen ve bazı görsel kaynaklarda görüldüğü üzere apne anında dışarıdan çökme hareketinin gözlemlenebildiği fakat standart ölçümlerde olmayan gırtlak bölgesi ve farklı yerler belirlenmiştir. Bunu takiben bu konumlarla alakalı uygulanabilirlik çalışmaları yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre nihai anahtar ölçüm noktalarına karar verilmiş ve bu şekilde çalışmaya devam edilmiştir. İlk olarak belirlenen yerler şunlardır:

- Göğüs
- El parmağı
- Larinks
- Ağız, burun
- Boyun sağ, solu, arkası
- Bilek
- Çene
- Şakak

Sonrasında yapılan fizibilite çalışmalarıyla bu noktalardan sadece ilk dördü üzerinde karar kılınmış olup bu noktalardan sonraki bölümlerde bahsedilecektir.

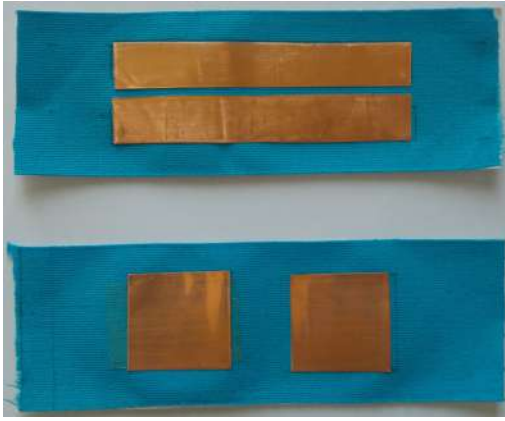
2.2. Anahtar Noktalarda Kapasitif Sensör Ön Testleri

İlk olarak belirlenen anahtar noktalar üzerinde vücut anatomisine ve hareketine uygun olacak şekilde bazı elektrot tasarımları gerçekleştirilmiş, Empedans Analizörü ve LC osilatör ile ölçümler yapılmıştır.

2.2.1. İlk Elektrot Tasarımları ve Empedans Analizörü Ölçümleri

Belirlenen anahtar noktalardan biri olan gırtlak (larenks) bölgesinin ölçümü için özellikle bu yerin en belirgin yeri olan adam elmasının aşağı-yukarı olan anatomik hareketleri göz önünde bulundurularak Şekil 2.2a'da verilen mavi kinezo band üzerindeki elektrot tasarımları gerçekleştirilmiştir. Böylece elektrot alanlarının içine girip çıkmayla değişecek kapasitans sayesinde ölçüm yapılması hedeflenmiştir.

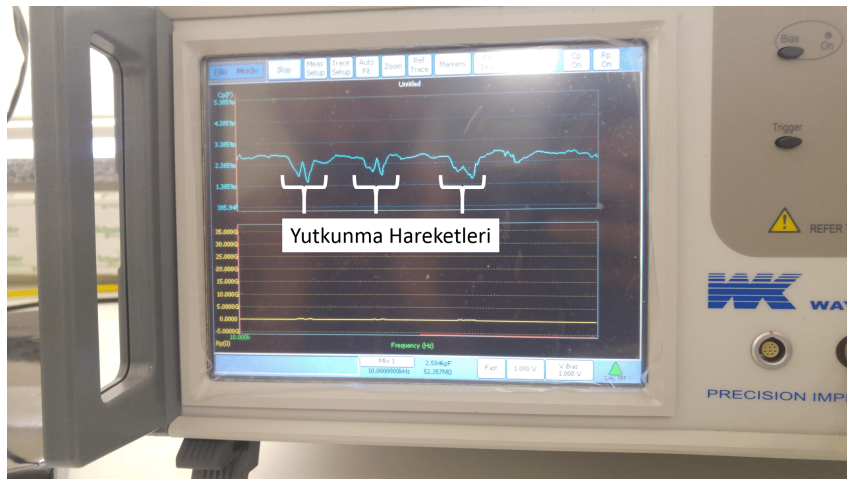
Oluşturulan yapılar Şekil 2.2b’de görüldüğü gibi ilgili bölgeye yerleştirilmiş ve Şekil 2.2c’de verildiği üzere Wayne Kerr 6500B Empedans Analizöründe ölçümler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre gırtlak hareketleri başarıyla ölçülmüş ve paralel şerit yapısı daha iyi bir sinyal gürültü oranı (SNR) sağlamıştır. Ölçümler sırasında kinezo bandın gırtlakın üzerine tamamen yapıştırılmasının ölçümün kalitesini önemli ölçüde düşürdüğü gözlemlenmiştir. Bunun sebebinin elektrotların gırtlakla birlikte hareket ettiği tahmini üzerine sadece kenarlardan yapıştırma şeklinde denemeler yapılmış ve sorunun bundan kaynaklandığı doğrulanmıştır. Böylece elektrodun gırtlak bölgesinin tamamına yapıştırılmaması gerektiği anlaşılmıştır.



(a) Bazı elektrot tasarımları



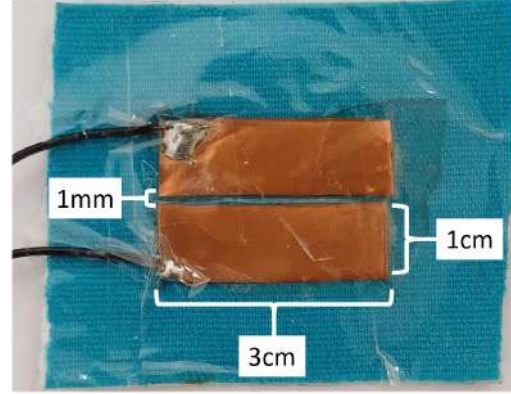
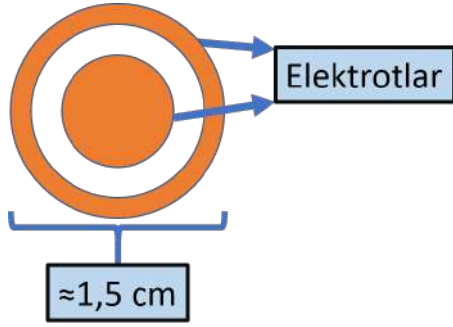
(b) Elektrodun gırtlak bölgesine yerleşimi



(c) Gırtlak hareketlerine karşılık empedans analizöründe elde edilen sinyaller

Şekil 2.2. Gırtlak hareketinin ölçümü için elektrot tasarım ve yerleşimi

Nabız ölçümü için şakak bölgesindeki atardamar üzerine konulacak elektrot düzeni Şekil 2.3a'da görülen iç içe geçmiş daire yapısı ve Şekil 2.3b'de verilen paralel elektrot yapısı olarak tasarlanmıştır. Şekil 2.3c'de verilmiş olan empedans analizörüyle yapılan ölçümler sonucunda iyi bir netice alınamamıştır. Yine aynı tasarımlarla el bileğinde bulunan radyal arter üzerinden de nabız ölçümü gerçekleştirilememiştir. Bu tasarımlarla iyi netice alınmadığından dolayı nabız ölçümünün farklı bir yerden veya metodla yapılmasına karar verilmiştir.



(a) Şakaktan nabız ölçümü için tasarlanan (b) Aynı nokta için tasarlanan farklı bir elektrot yapısı



(c) Empedans analizörü ile şakaktan nabız ölçüm testleri

Şekil 2.3. Şakak bölgesinden nabız ölçümüne dair çalışmalar

2.3. Kapasitans-Dijital Dönüştürücü Seçimi

Tasarlanan elektrotlar ile gelecek vadeden sonuçlar alındıktan sonra daha uygulanabilir ve kompakt bir sistem için Capacitance to Digital Converter (CDC) çip arayışına girilmiştir. Araştırma sonucunda çalışmaya uygun olabilecek çipler Tablo 2.1’de verildiği üzere belirlenmiştir.

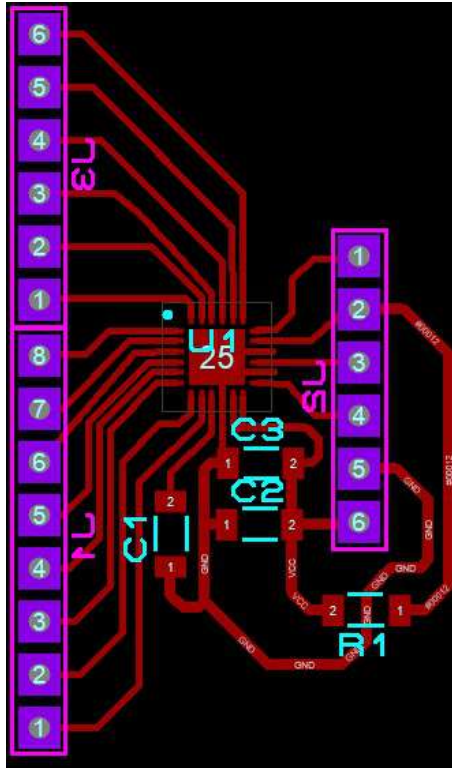
Tablo 2.1. CDC çip karşılaştırması

Çip Adı	Kanal Sayısı	Bit Çözünürlüğü	Fiyat	Ölçülebilir Kapasitans Giriş Aralığı	Ölçüm Metodu
AD7142	14	16	≈4,6\$	4pF	Switch Capacitor
AD7147	13	16	≈4,3\$	16pF	Switch Capacitor
FDC1004	4	16	≈6,6\$	30pF	Switch Capacitor
FDC2214	4	28	≈5,5\$	250nF	LC Resonator

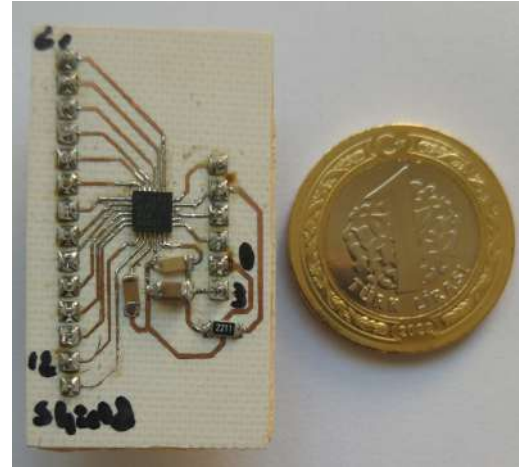
İlk olarak AD7147 entegresi temin edilmiş ve Şekil 2.4’de verildiği üzere devre tasarımı gerçekleştirilip baskı devre kartı (PCB) haline getirilmiştir. Çipin kullanılması için gereken register haritası öğrenilirken FDC2214 entegresinin daha kullanıcı dostu olduğu, planlanması ölçülen noktalar için ölçülebilir kapasitans giriş aralığının genişliği ve LC resonator yapısının bir bandpass filtre özelliği gösterip switch capacitor metoduna sinyal gürültü oranı (SNR) olarak üstünlük sağladığı (Texas-Instruments, 2017; Yu, 2017) bilgisine ulaşılması ile FDC2214 entegresinin kullanımına karar verilmiştir. FDC2214 çipi ile yapılacak ön ölçümler için tasarlanan versiyon 1 denilebilecek devre ve üretilen PCB Şekil 2.5’de verilmiştir.

2.3.1. Anahtarlama Kapasitör (Switched Capacitor) Yapısı

Switche capacitor yapısı ile kapasitif ölçüm yapılırken sensör elektrodundaki yüklerin sigma-delta analog dijital dönüştürücüye (ADC) aktarılması şeklinde gerçekleşir. Şekil 2.6’da verilen istenen frekans ve dalga formundaki tetikleyici (excitation) sinyali ile sensör elektrodu belli bir süre şarj edilir. Belirlenen süre geçtikten sonra sensör üzerindeki yükler örnek ve tut (sample-and-hold) devresine aktarılır. Sigma-delta ADC analog olan sinyali dijital çevirir. ADC çevrimi bitince sonuç dijital olarak filtrelenir. Sonrasında kazanç ve ofset kalibrasyonlarına göre düzeltmeler yapılır.

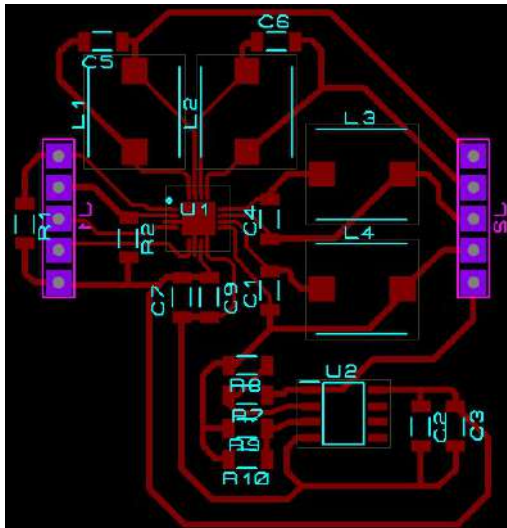


(a) Devre tasarımı

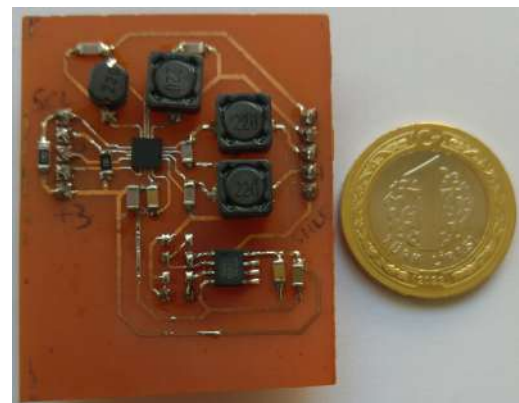


(b) PCB

Şekil 2.4. AD7147 devre tasarımı ve gerçekleştirilmesi

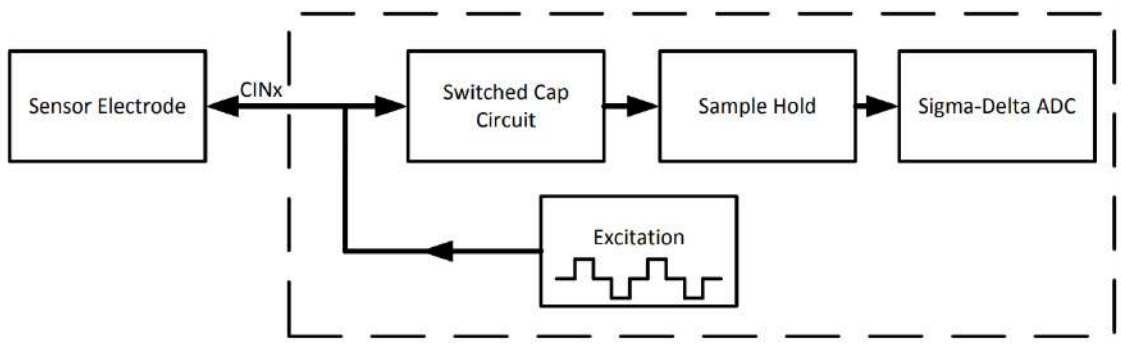


(a) Devre tasarımı



(b) PCB

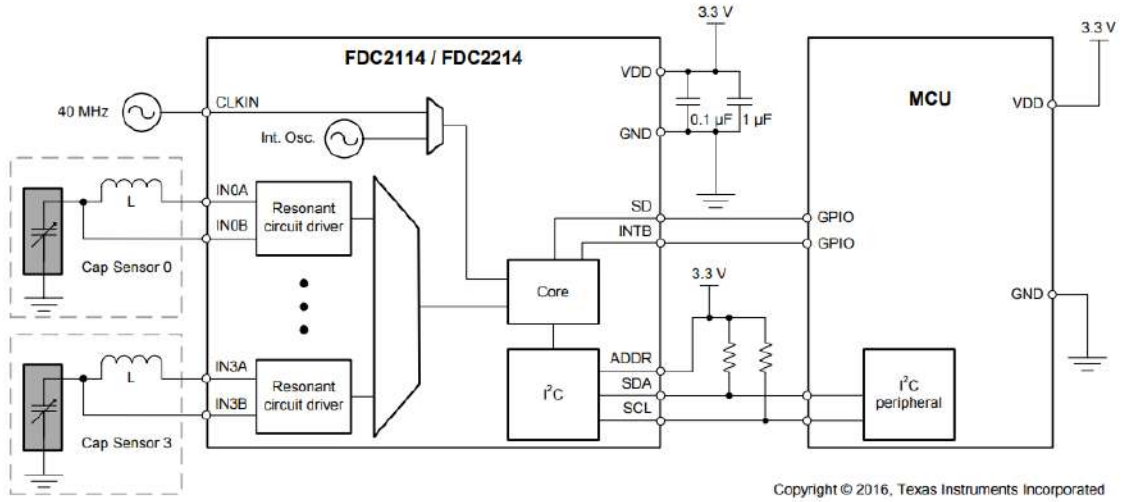
Şekil 2.5. Versiyon 1 FDC2214 devre tasarımı ve gerçekleştirilmesi



Şekil 2.6. Switch capacitor ölçüm metodu blok diyagramı (Wang, 2014)

2.3.2. LC Rezonatör Yapısı

Paralel LC osilatör yapısı FDC2214 çipi içindeki rezonatör sürücü devresine Şekil 8'deki gibi harici olarak bağlanıp, L ve C değerlerine göre $f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$ frekansında bir osilasyon sinyali üretmektedir. Bu sinyal daha sonra çip içindeki dahili 40 MHz'lik kristal osilatör veya harici bağlanacak bir osilatör ile karşılaştırılıp $\frac{f_{sensor}}{f_{dahili}}$ oranı olarak çekirdek kısmında dijitalize edilir ve I2C haberleşme protokolü ile dışarıya aktarılır.

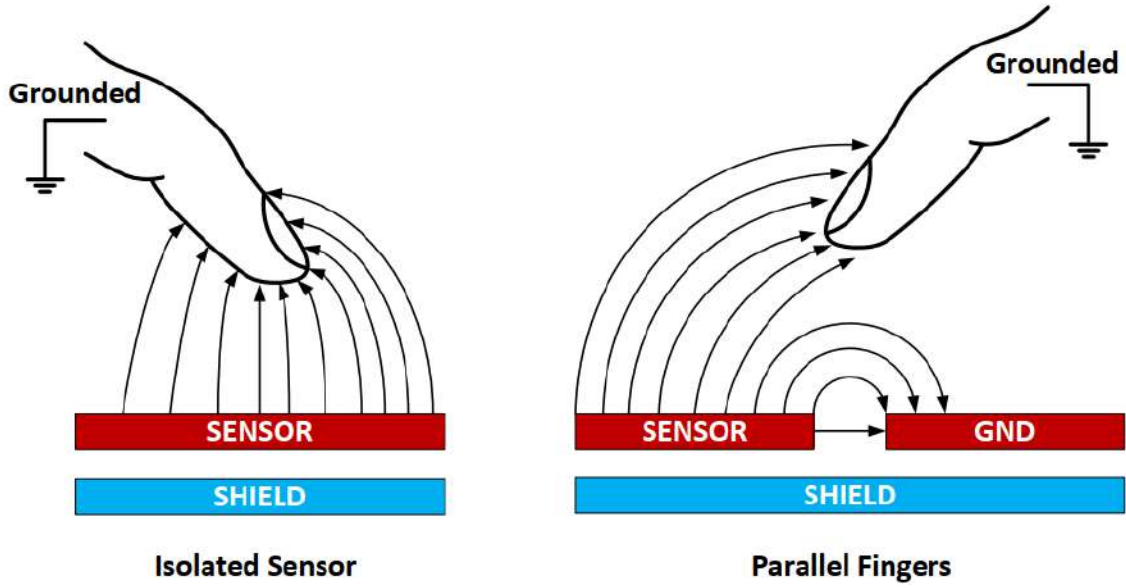


Şekil 2.7. FDC2214 çipi ile LC osilatör ölçüm metodu blok diyagramı (Texas-Instruments, 2016)

2.4. Isolated Sensor ve Parallel Fingers Yapıları

Kapasitif sensörlerde ölçüm yapılacak hedefin uzaklığına, ölçüm hassasiyeti gereksinimlerine, hedefin toprakla bağlantısının olup olmamasına göre kullanılacak elektrot yapısı da farklılaşabilmektedir. Genel olarak ölçüm topolojilerinde Şekil 2.1'de verilen birbirine altı üstlü paralel elektrot yapısı, Şekil 2.8'de görülen birbirleriyle yan

yana paralel olarak duran Parallel Fingers yapısı ve tek elektrotlu Isolated Sensor yapısı kullanılmaktadır (Instruments, 2014). Şekil 2.8’de verilen iki yapı da saçak kapasitanslar ile çalışmaktadır. İnsan vücudu topraklanmış olarak kabul edilmektedir. Parallel Fingers yapısındaki sensor elektrodundan çıkan elektrik alan çizgilerinin bazıları GND elektrodu üzerine yönelmektedir. Isolated Sensor yapısında ise sensor elektrodundan çıkan elektrik alan çizgileri topraklı hedefte son bulmaktadır. Bu yüzden topraklı hedefler için Isolated Sensor yapısı daha uzun menzilli ve hassas ölçüm sunabilmektedir. Her ne kadar sensor elektrot boyutu büyüyünce hassasiyet ve menzil artsa da Isolated Sensor yapısında hedef/toprak veya sensör elektrodunun çok büyük olması kapasitansın çok artıp ölçüm yapan devrenin doyuma ulaşmasına ve ölçüm yapamamasına sebep olabileceği için bu durumun göz önünde bulundurulması önemlidir (Wang, 2015). Bu bilgiler ışığında insan üzerinde çalışma yapılacağı için Isolated Sensor yapısı seçilmiştir.



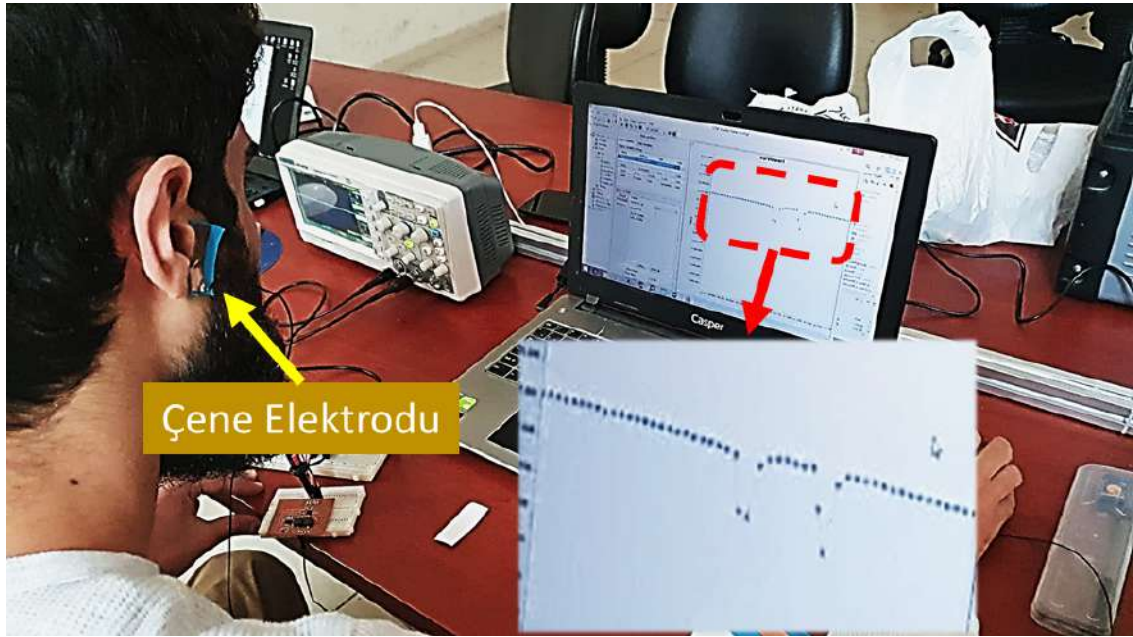
Şekil 2.8. Isolated sensor ve parallel fingers konfigürasyonları (Wang, 2015)

2.5. LC Rezonatör Devresiyle Anahtar Nokta Ölçümleri

Ölçülmesi hedeflenen anahtar hareketler için tasarlanan elektrotların uygun konumlara pozisyonlandırılması ile FDC2214 PCB’si kullanılarak veriler alınmış ve STM32F103 kartına I2C haberleşme protokolü ile oradan da bilgisayara UART haberleşme protokolü ile aktarılmıştır. FDC2214 entegresi 3 us – 26 ms arasında örnekleme frekansları aralığında çalışabilip 4 kanala sahip olduğundan bu örnekleme

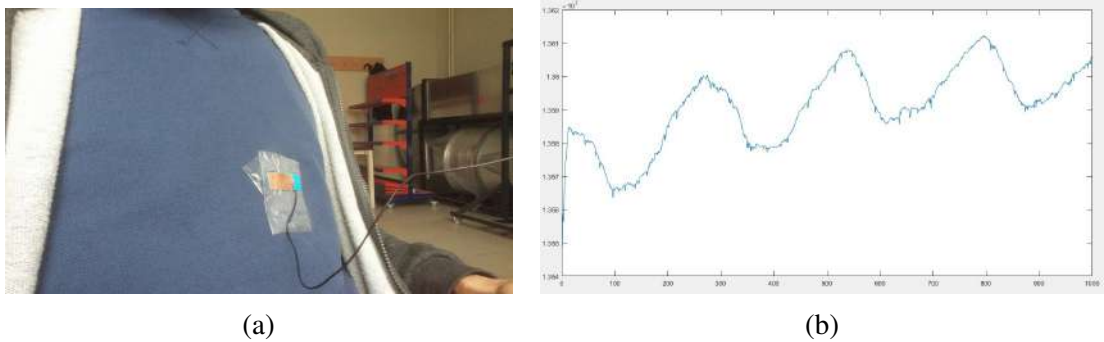
kullanılan kanal sayısına göre bölünmektedir. Ayrıca daha uzun sürede örneklemin alınması çipin iç yapısına bağlı olarak alınan verinin SNR'ını arttırmaktadır.

Birçok uygulamada önemli rol oynayabilen çene hareketleri anahtar noktalar arasında ölçülmek istenmiş ve Şekil 2.9'da bu hareketlerin algılanabilmesi için kulak önüne dikey şerit şeklinde elektrot yerleştirilmiştir. Yapılan çene hareketleri Şekil 2.9'da görüldüğü üzere başarılı bir şekilde elde edilmiştir.



Şekil 2.9. Çene elektrodu ile çene hareketi ölçümü

Yine birçok tıbbi uygulamada ölçülmesi önemli ve hatta hayati olan nefes alma hareketi giysi üzerinde göğüs kısmına yerleştirilmiş elektrot ile solunum hareketi sonucunda oluşan sinyaller Şekil 2.10'da gösterildiği gibi alınmıştır. Herhangi bir filtreleme işlemi olmamasına rağmen sinyaller oldukça açık bir şekilde solunuma bağlı olarak değişmektedir.



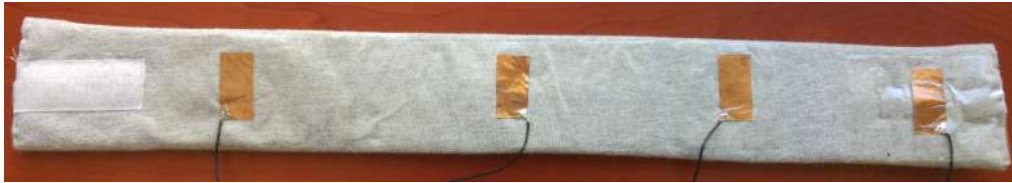
Şekil 2.10. Nefes alma için elektrot yerleşimi ve elde edilen sinyal

Boyun kısmından ölçülebilecek olan boyun hareketleri ve gırtlak hareketleri için kinezo

bant yerine daha kullanışlı bir sistem düşünülmüş ve Şekil 2.11a'da gösterildiği gibi simit şeklinde bir yapı tasarlanmıştır. Kinezo bantların tek kullanımlık olmaları elektrotların her ölçümde aynı yere yapıştırılma zorluğunu yanında getirmesinden bu şekilde bir çözüme gidilmiştir. Şekil 2.11b'de ise tasarlanan boyunluk üzerine yerleştirilen elektrotlar görülmektedir.



(a)

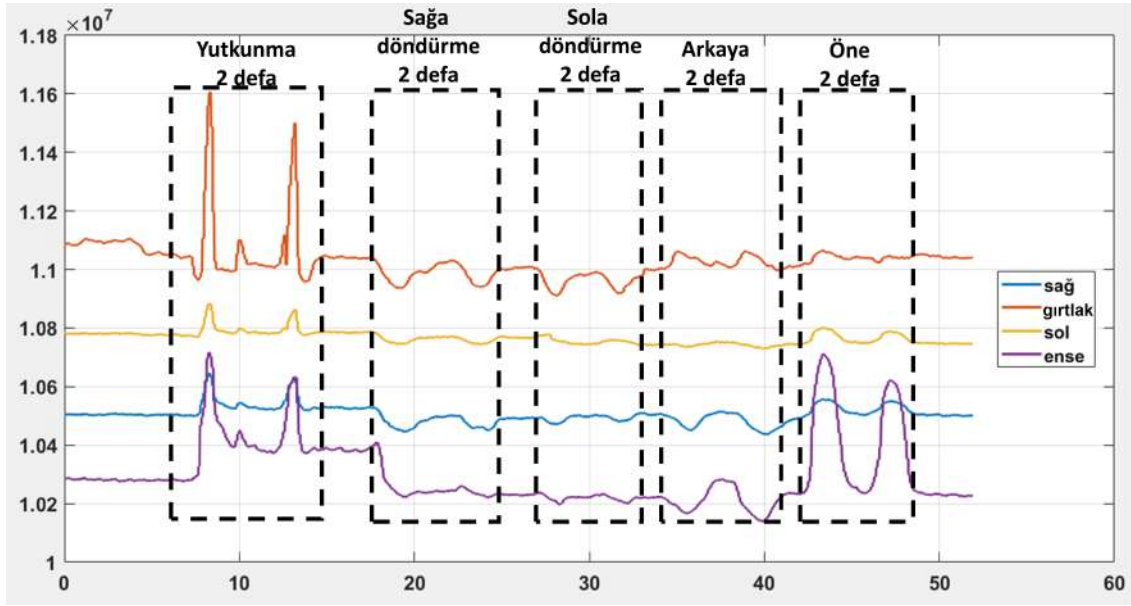


(b)

Şekil 2.11. Boyunluk şeklinde tasarım ve elektrot yerleşimleri

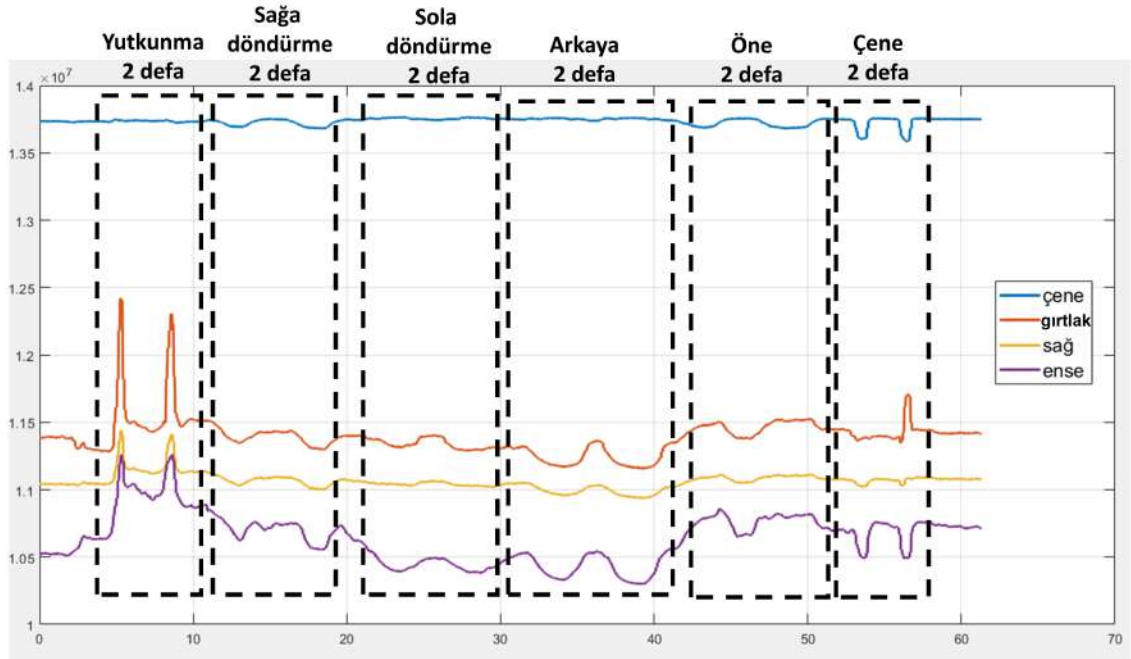
Tasarlanan bu boyunluk üzerine birden çok elektrot yapısı konulup ölçümler alınmış ve uygun pozisyonlar aranmıştır. Yapılan denemelerden biri Şekil 2.12'de verilmiştir. Boynun sağ tarafına, sol tarafına, gırtlak kısmına ve ense kısmına gelecek şekilde elektrotlar yerleştirilmiş, belirlenen hareketler 2 defa yapıp ölçümler alınmıştır. Yutkunma hareketine neredeyse tüm sensörler tepki vermiş fakat gırtlakta bulunan sensörden en büyük genlikte sinyal alınmıştır. Boynu sağa, sola eğme ile alakalı olarak sinyalde bazı değişiklikler olsa da bu tasarımda ve yerleşim noktasındaki sensörlerden yeterince verim alınamamıştır. Ense elektrodu yutkunma, öne ve arkaya eğilme hareketlerine fark edilir tepkiler vermiştir.

Daha sonra boynun sol tarafındaki elektrot çıkarılmış ve çeneyi ölçmek üzere uygun bir pozisyona yerleştirilmiştir. Yine hareketler ikişer defa yapılmış ve Şekil 2.13'de



Şekil 2.12. Boynun sağında, gırtlakta, boynun solunda ve ensede elektrotlarla ölçüm çıktısı

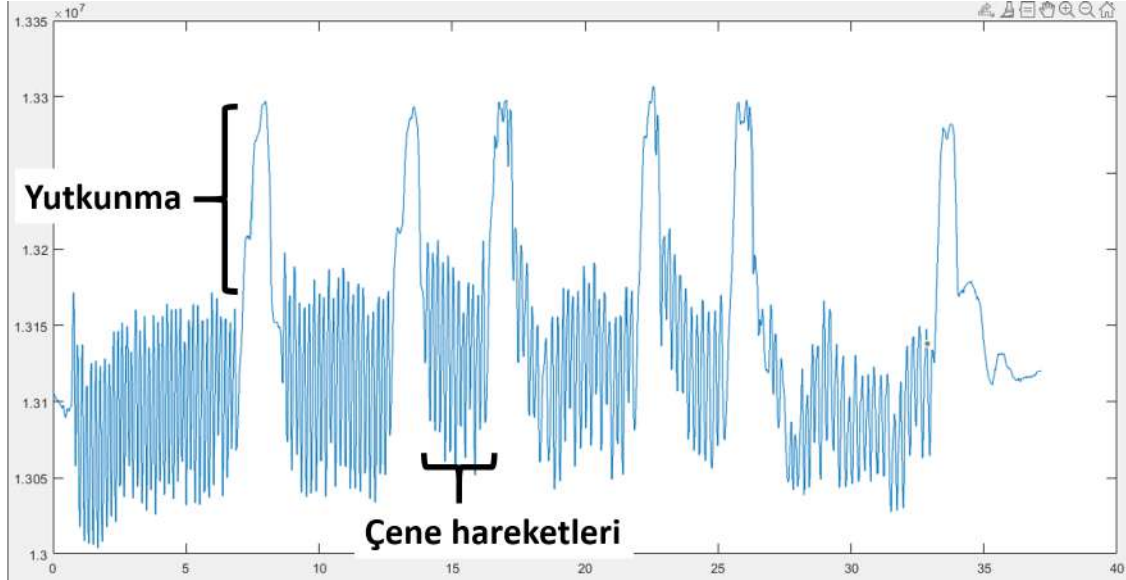
gösterildiği üzere veriler toplanmıştır. Çene hareketi için yerleştirilen elektrot çene hareketine uygun ve fark edilir tepkiler vermiştir. Boynun sağ tarafına yerleştirilen elektrot yine çok fazla bilgi sağlayamamıştır. Bu tecrübelerle elektrodun yerleşim yerinin ve tasarımının sonuca büyük bir etkisinin olduğu anlaşılmıştır.



Şekil 2.13. Çene, gırtlakta, boynun sağında ve ensede elektrotlarla ölçüm çıktısı

Ayrıca yapılan hareketlerin üzerine ekstra istenmeyen bozucu insan hareketlerinin (artifact) de eklenme olasılığı yüksek olduğundan bu tercih ve tasarımların oldukça dikkatli ve uygun seçilmesi büyük önem taşımaktadır. Şekil 2.14’de gösterildiği üzere

yutkunma hareketi yapıp ölçülmüş ve bunun yanında yutkunmadan daha yüksek frekansta olmak üzere bilerek bir çene artifaktı oluşturulmuştur. Buna rağmen yutkunma hareketi hâlâ gayet seçilebilir bir durumdadır. Bu ise elektrot yerleşimi ve tasarımının iyi olmasına bir işarettir.



Şekil 2.14. Yutkunma sinyallerine yüksek frekansta çene artifactının istemli olarak eklenmesi ile elde edilen sinyal

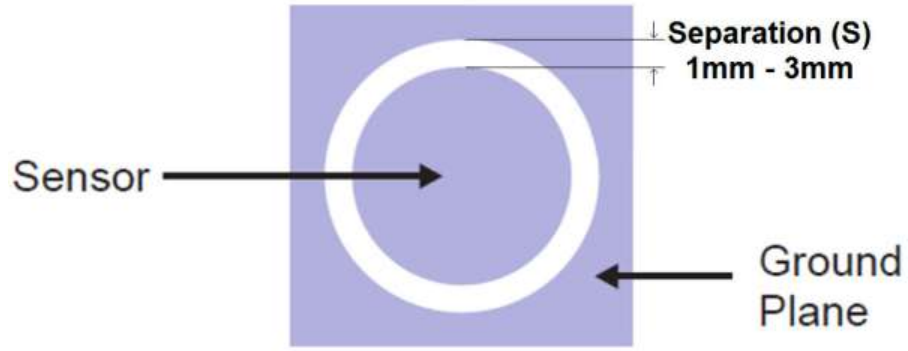
Bu ölçümler sonucunda bu çalışma için çene bölgesinin dış ortamın bozucu etkilerinden fazla miktarda etkilebileceği ve azaltılması hedeflenen sensör sayısı içerisinde çok önemli bir rol oynamaması sebebiyle ölçülmesi amaçlanan anahtar noktalardan çıkarılmıştır. Aynı şekilde boyun hareketleri için konulan elektrotlar da bu sebeplerden dolayı elimine edilmiştir.

2.6. Aktif ve Pasif Ekranlama (Shield) Yapıları

Bir çok uygulama için kapasitif sensörleri elektromanyetik enterferanslardan (EMI), dış dünyadaki bozucu etkilerden korumak için shield yapıları gerekmektedir. Bu yapılar aktif ve pasif olarak ikiye ayrılmaktadır.

Pasif shield genelde DC toprağa (GND) bağlanan bir yapı olup herhangi sabit bir DC gerilime de bağlanabilir. Algılama için kullanılan sensör elektrodunun arkasına konulabileceği gibi Şekil 2.15’de görüldüğü gibi etrafını kaplayacak şekilde de yerleştirilebilir.

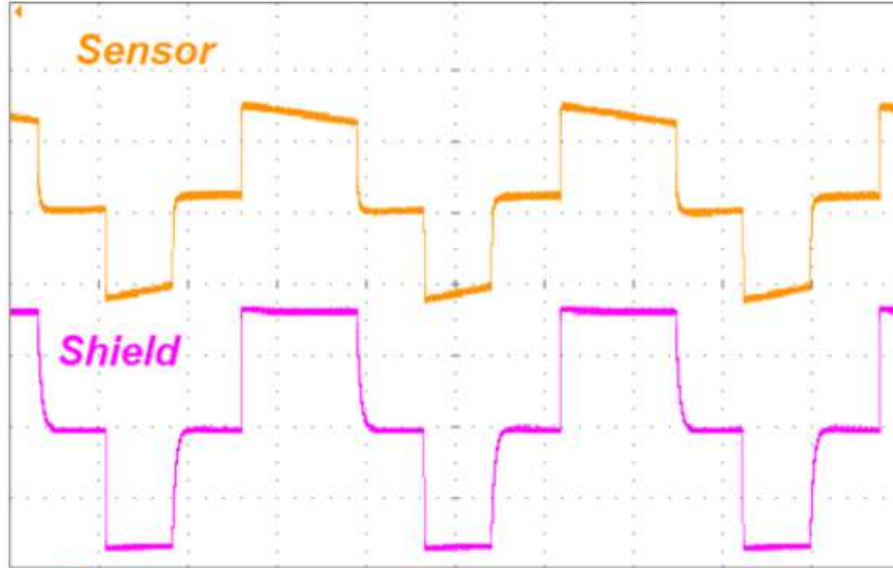
Pasif shield her ne kadar koruma sağlasa da sisteme ekstra bir kapasitif yük bindirdiği



Şekil 2.15. Sensör elektrodunun etrafını saran bir pasif shield yapısı (Cleary, 2020)

için ölçüm süresini uzatabilmektedir. Bu durumu aşmak için ızgara şeklinde (hatch) shield katmanları oluşturulmaktadır. Pasif shield'ın algılayıcı elektroda çok yakın olması durumunda sensör hassasiyeti ve ölçüm menzili düşmektedir (Cleary, 2020). Ayrıca pasif shield ısı ve nem durumlarında negatif etkilerde bulunabilmektedir.

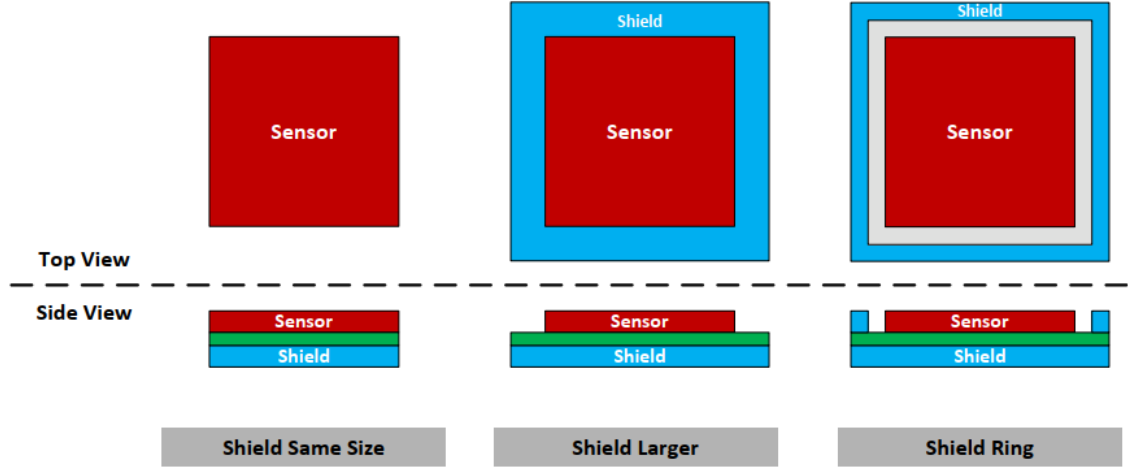
Aktif shield elektrodu algılayıcı sensör elektrodu ile Şekil 2.16'da verilen örnek üzere aynı sinyal tarafından sürülmektedir. Fakat aktif shield elektroduna verilen sinyal bir tampon yükselteçten (buffer) geçirilmektedir. Böylece aynı gerilim seviyelerinde olan iki iletken arasında bir kapasitans oluşmadığından sisteme ekstra bir kapasitif yük binmemektedir. Aktif shield bu şekilde sensörden toprak katmanına parazitik kapasitanstan, ısı ve neme bağlı değişimlerden oldukça az etkilenmektedir.



Şekil 2.16. Aktif shield yapısında algılayıcı ve shield'ın aynı sinyal ile sürülmesi (Cleary, 2020)

Aktif shield kullanılarak algılayıcı elektrotla aynı boyutta, daha büyük veya etrafını saran halka şeklinde yapılarla Şekil 2.17'de görüldüğü gibi çeşitli ekranlamalar

yapılabilmektedir. Shield ile elektrik alan yönlendirilmesi yapılarak ölçüm yapılması istenen alan ayarlanabilmektedir (Instruments, 2014). Shield boyutu büyüdükçe bozucu etmenlere karşı koruma artsa da ölçüm hassasiyeti ve menzili düşmekte olup uygulama özelinde seçimler yapılmalıdır.



Şekil 2.17. Aynı boyutta, daha büyük ve halka şeklinde saran aktif shield örnekleri (Instruments, 2014)

3. GİYİLEBİLİR KOMPAKT SENSÖR SİSTEMİ

Ölçümlerin daha doğru ve sistematik bir şekilde yapılabilmesi adına üretilen sensör yapıları daha giyilebilir bir forma sokulmuştur. Bu sensörler ağız ve burundan çıkan havadaki nemi ölçerek nefesi, gırtlak hareketlerini ve göğüsteki hareket vasıtasıyla nefesi veya nefes çabasını ve kalp atımını ölçmektedirler. Üretilen sensörler için devre yapısına uyumluluğu göz önüne alınarak hareket veya farklı gürültülerden korumak adına aktif veya pasif ekranlama (shield) yapılmıştır.

3.1. Kalp Atımı Ölçüm Çalışmaları

Diğer anahtar noktaların yanında kalp atımının da ölçülmesi hedefler arasında olup göğüs ve bilek noktasından bu bilgi elde edilmeye çalışılmıştır. Oluşturulan kapasitif sensör yapılarıyla ölçümler alınıp istenen sinyalin elde edildiğine emin olunduktan sonra parmağa takılan bir parmak tipi pulse oksimetre referans alınarak ölçümler kontrol edilmiştir. MATLAB’da bazı ön sinyal işleme aşamalarının ardından referans sensörün atım sayısı ile göğüs ve bilekteki kapasitif sensörlerden alınan atım (pulse) sayıları kıyaslanarak atım sayısı doğruluğu değerlendirilmiştir. Kapasitif sensörden alınan sinyaller ile elde edilen atım sayıları ticari pulse oksimetre ile büyük oranda uyuşmaktadır. Bununla birlikte harekete bağlı durumlar, farklı bozucu etmenler ve ölçüm doğruluğunun yüksek olması istekleri dolayısıyla kalp atımı için nihai olarak giyilebilir bir pulse oksimetre sistemi tasarlanıp bu şekilde devam edilmiştir. Ayrıca ilk ölçümlerde 15ms örnekleme zamanı kullanılmış daha sonra 50 Hz şebeke gürültüsünü bastırmak için 10ms örneklemeye geçilmiştir.

3.1.1. Göğüsten Kalp Atımı Ölçümü

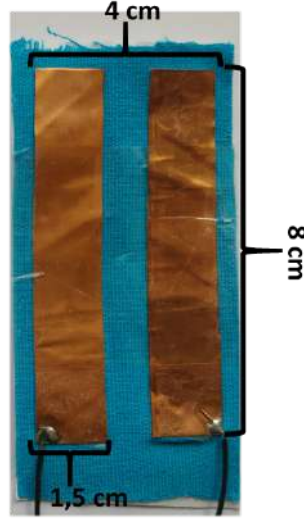
Göğüsten kalp atımı sinyalinin toplanılması adına Şekil 3.1’de verildiği gibi lastikli bir yapının altına elektrot koyarak farklı şekillerde birçok ölçüm yapılmıştır. Lastikli yapıdan önce yapılan ölçümler sensör elektrodu direkt deriye veya elbise üzerine bant yardımıyla yapıştırarak yapılmıştır. Hareket miktarını azaltıp buna bağlı gürültüleri engellemek adına oluşturulan lastikli göğüs kemeri yapısı sisteme olumlu etkide bulunmuştur. Alınan ölçümlerde kalp atımı ölçümü başarıyla gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.1. Göğüsten kalp atımı ölçümü için sensör yerleşimi

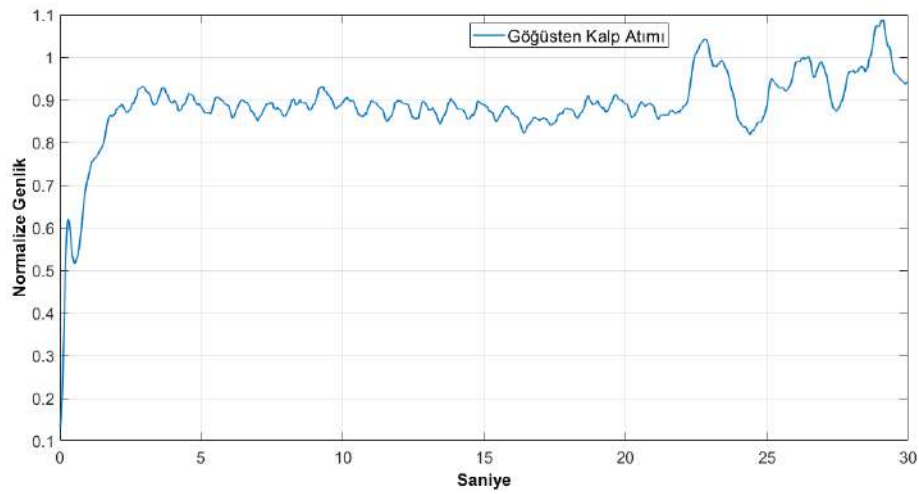
Göğüs bölgesinden toplanan sinyallerde kalp ve nefes bilgisi aynı bölgede yer alan harekete dayalı bilgiler olduklarından birlikte yer almaktadır. Nefes alıp verme hareketi genel itibariyle 0.2Hz-0.6Hz civarlarında olup kalp atımı ise yaklaşık 0.9Hz-2Hz arasındadır (Wannenburg vd., 2018; Badawy vd., 2017). Kişinin sakinlik, heyecan, yaş, sağlık vb. durumuna göre bu aralık büyüyüp küçülebilmektedir. Bu sinyallerin frekansları oldukça düşük ve birbirlerine yakın olduğundan ayrıştırılmaları için filtrelenmeleri bazen oldukça güç bir durum haline gelmektedir. Bu güç durumu oluşturan sebeplerden biri solunum sinyalinin (hareketinin) kalp atımına göre daha yüksek sinyal gürültü oranına (SNR) sahip olup harmoniklerinin kalp atımı frekansına yakın olmasıdır. Bu durumda ise nefesi kalpten ayırma operasyonu daha da zorlaşmaktadır. Ölçümler yapılırken sensör elektrodu farklı şekillerde göğüs bölgesine bağlanmıştır. Bunlar arasında tek elektrotlu ölçümler, iki elektrotlu ölçümler, direkt deriye temas edilerek yapılan ölçümler, elbiseye bağlı olarak yapılan ölçümler, nefes tutularak yapılan ve nefes alışverişi varken yapılan ölçümler bulunmaktadır. Bu tip farklı denemelerle hangi şekilde daha yüksek SNR'lara sahip sonuçlar üretilebileceği araştırılmıştır. Kalp atım sayılarına ulaşmak için göğüs bölgesinden elde edilen sinyaller normalizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Normalizasyon işleminin sebebi 28 bit dijital çıktı veren FDC2214 çipinin bu verilerinin direkt filtreye verilmesi, filtrenin oturma

süresini çok uzatıp doğru sonuçlar vermemesidir. Normalizasyondan sonra elde edilen sinyal 0.9Hz-2Hz frekans aralığına sahip 4. dereceden bir Infinite Impulse Response (IIR) bant geçiren filtre (BPF)'den geçirilmiştir. Böylece nefes alma sinyalinin en azından birinci harmoniğinden (kendinden) ve yüksek frekans gürültülerinden ayırıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir.

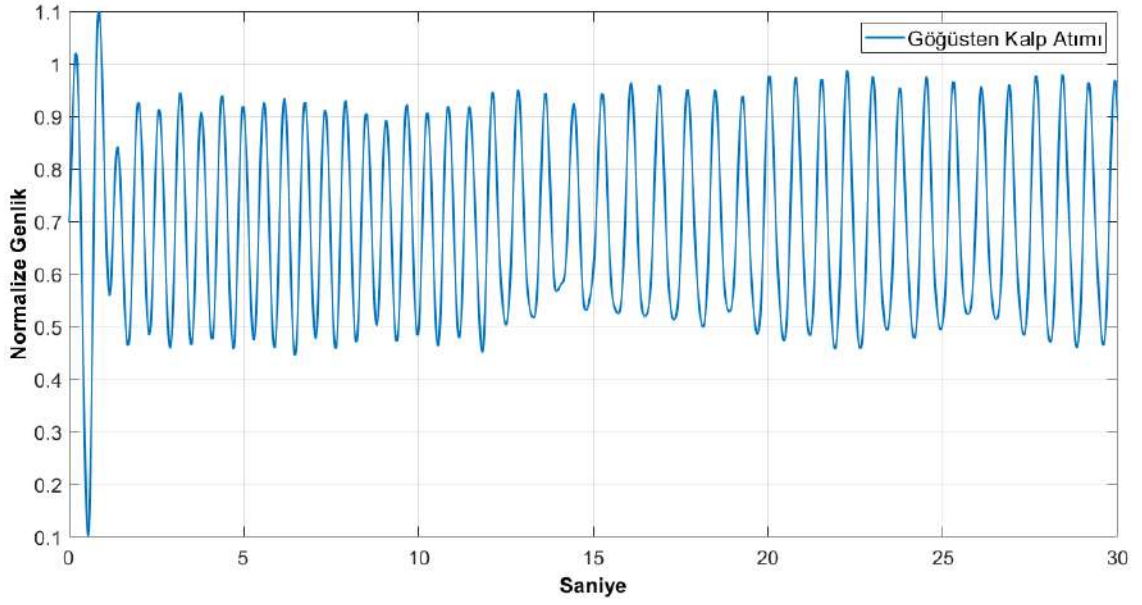


Şekil 3.2. Göğüsten kalp atımını ölçmek için tasarlanan paralel elektrot sensör yapısı

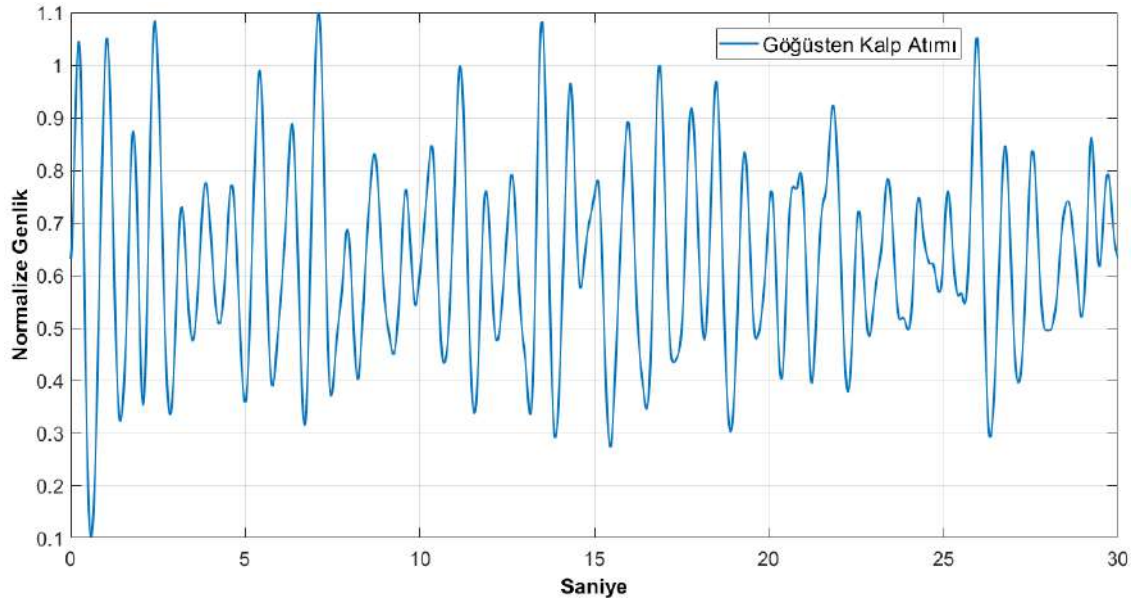
Solunum ve kalp atımı ölçümleri ilk olarak Şekil 3.2’de verilen paralel elektrot yapısıyla gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.3’de görüldüğü üzere nefes tutulma durumunda kalp atımı sinyalleri ayırt edilebilir olup nefes alışverişi sırasında elbiseden veya deri üzerinden elde edilen veride kalp atımı ayırt edilememektedir.



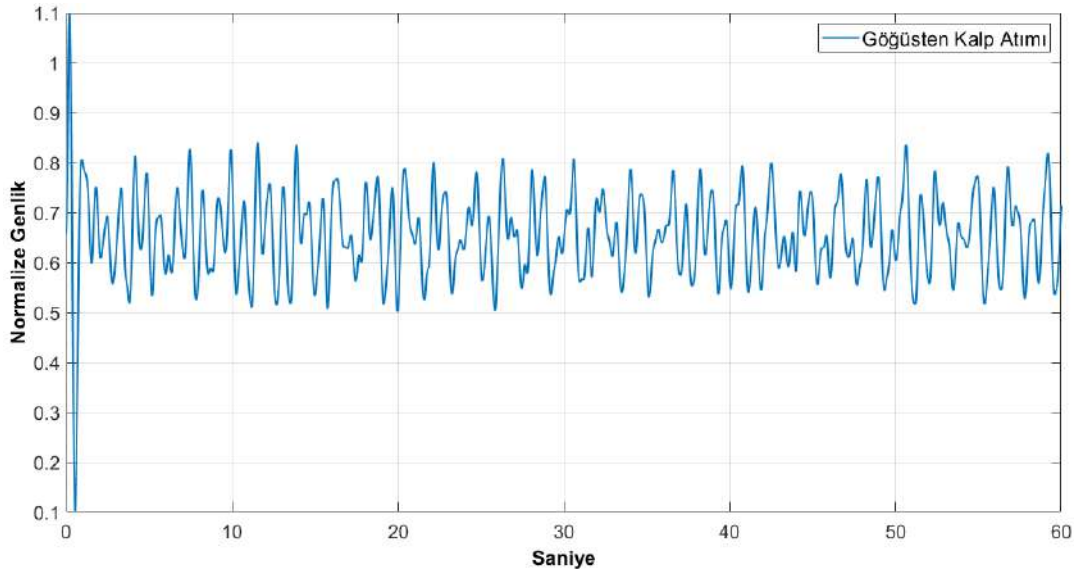
(a) Nefes tutarak elbise üzeri göğüsten 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü filtrelenmemiş sinyal



(b) Nefes tutarak elbise üzeri göğüsten 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü sinyali



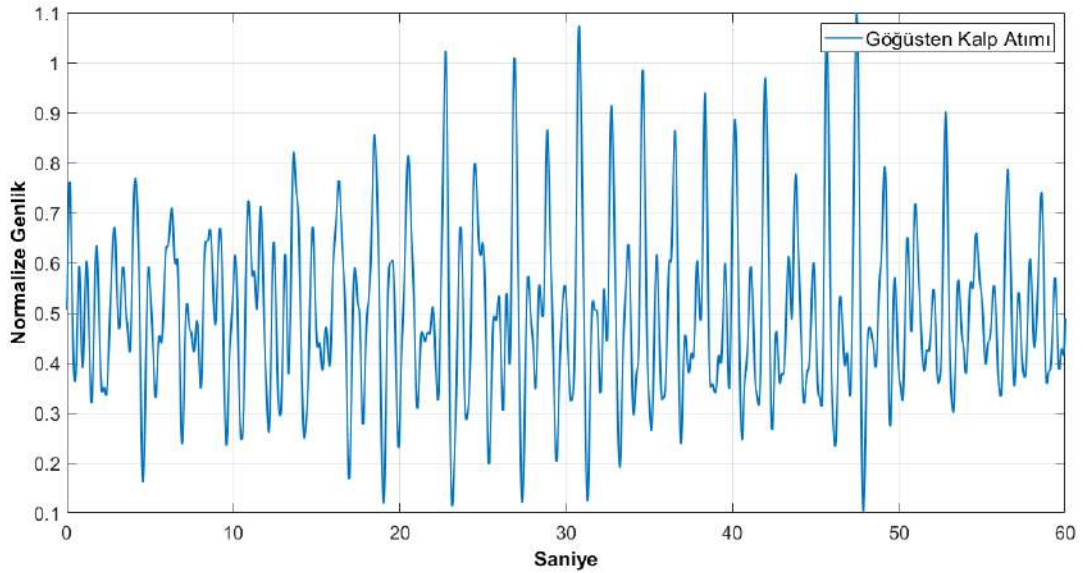
(c) Nefes alışverişi varken elbise üzeri göğüsten 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü sinyali



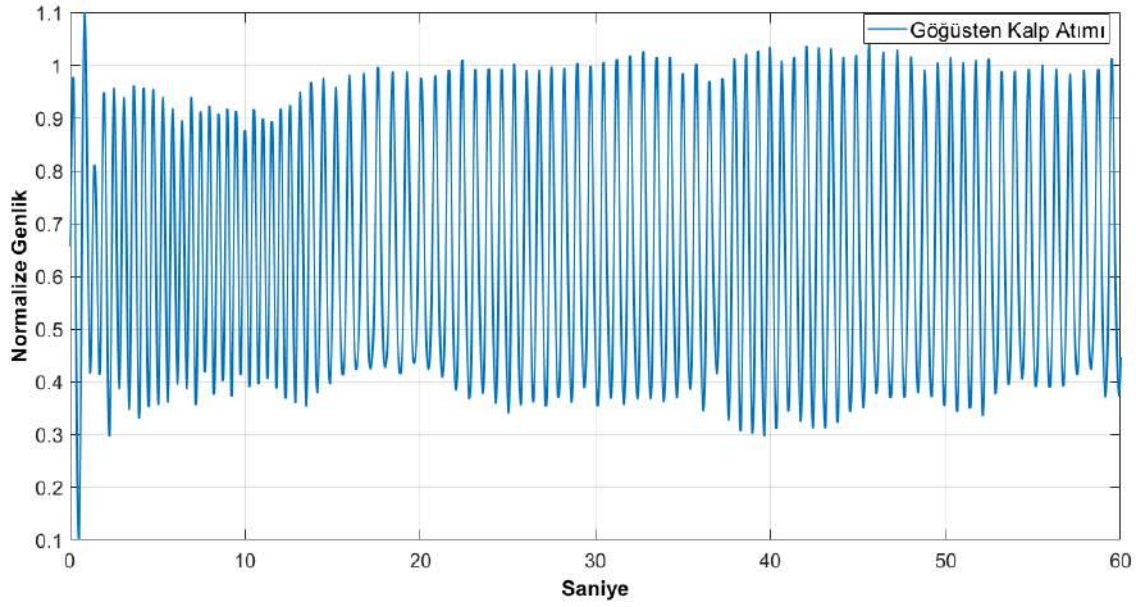
(d) Nefes alışverişi varken göğüsten deriye temas halinde 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü sinyali

Şekil 3.3. Nefes tutarak ve alıp vererek paralel elektrot ile göğüsten alınan kalp atımı sinyalleri

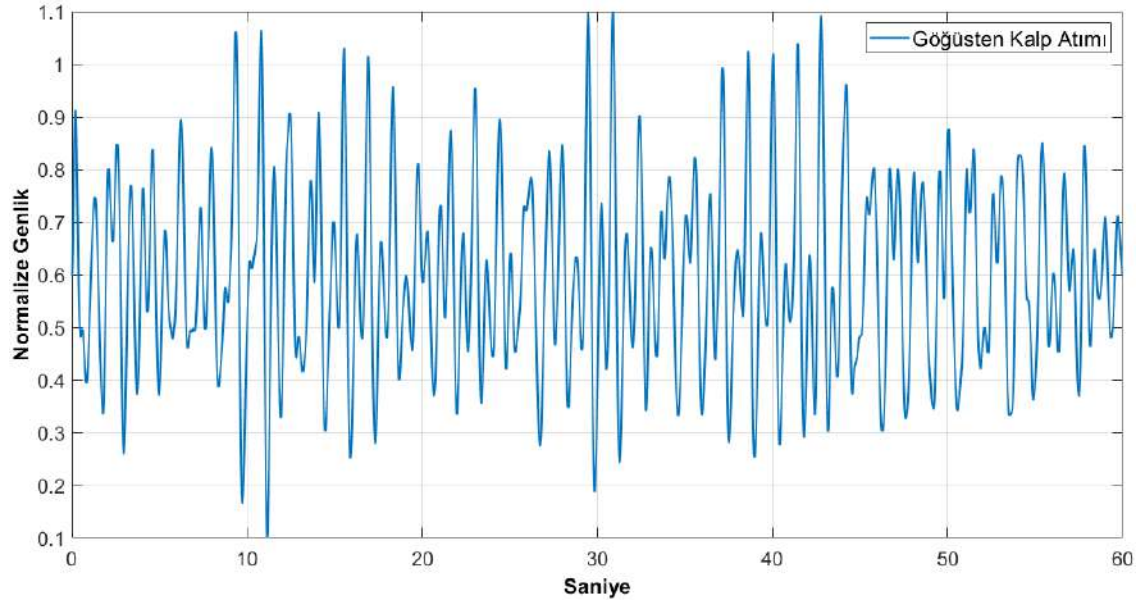
Şekil 3.2’de verilen paralel elektrot yapısından sadece 1 elektrot kullanılarak Şekil 3.4’te verilen ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümlerde deri üzerinden nefes tutularak elde edilen verilerde kalp atımı ayırt edilebilir yapıdadır. Nefes alışverişi olduğu durumda ise deri üzerinden ve elbise üzerinden alınan verilerde ayırt edilebilirlik oldukça azdır.



(a) Nefes alışverişi varken göğüsten deriye temas halinde 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü sinyali



(b) Nefes tutulmuşken göğüsten deriye temas halinde 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü sinyali

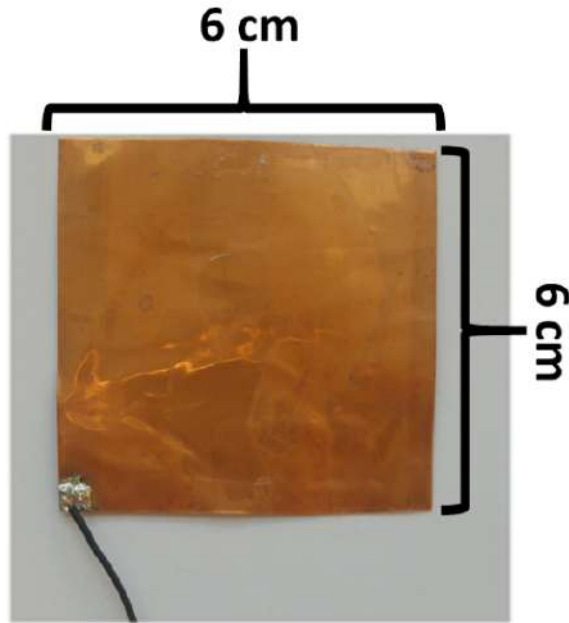


(c) Nefes alışverişi varken elbise üzeri göğüsten 15ms ile örneklenmiş kalp atımı ölçümü sinyali

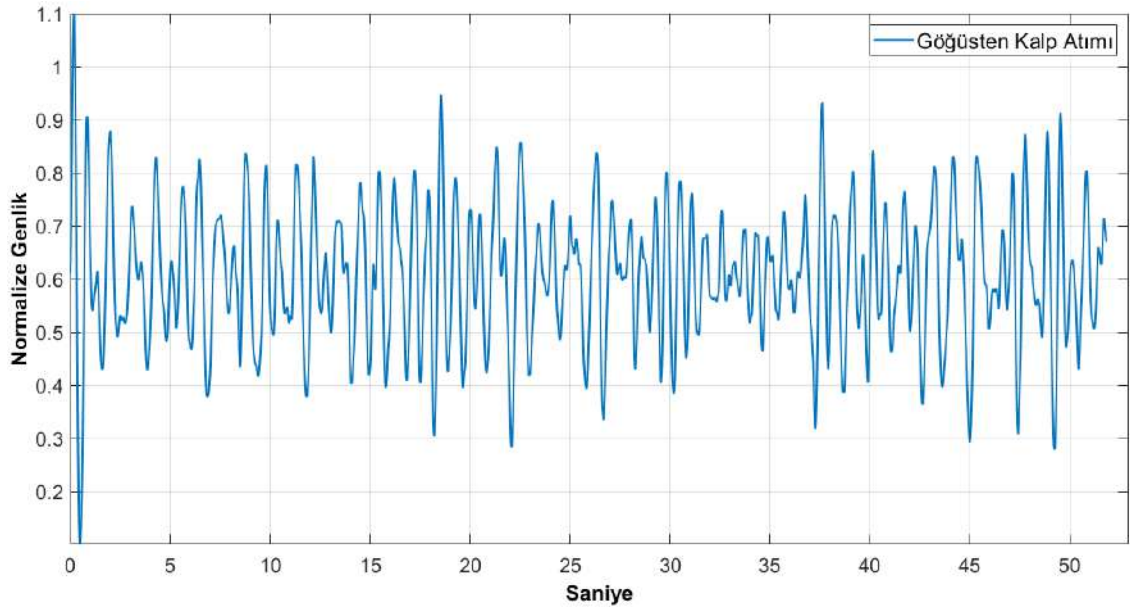
Şekil 3.4. Nefes tutarak ve alıp vererek tek şerit elektrot ile göğüsten alınan kalp atımı sinyalleri

Tek şeritli elektrottan sonra Şekil 3.5a'de verilen kare formunda tasarlanan elektrot ile alınan verilerde deriye direkt temas etme ve nefes alma durumunda önceki tiplerde olduğu gibi kalp atımı sinyalinin ayırt edilebilirliği gayet azdır. Elbise üzerinden ölçümde ise kare elektrot önceki tiplere göre daha yüksek performans göstermiştir. Paralel elektroda göre tek elektrotlu bu uygulama için daha iyi sonuç vermiş olup elektrot alanının daha büyük olması da sinyalin SNR'ını arttırmıştır. Şekil 3.5c ve Şekil 3.5d'de görüldüğü üzere kare elektrotla elde edilen kalp atımı sinyalleri

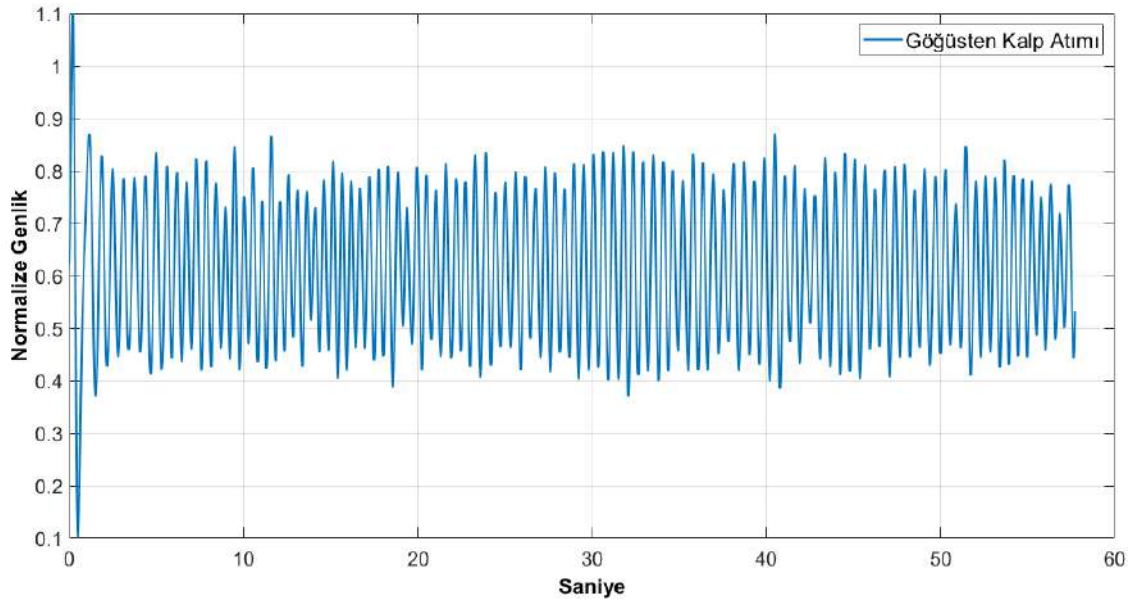
daha seçilebilir ve kolay işlenebilir durumdadır. Ulaşılan sonuçlardan çıkarımla göğüsten kalp atımı ölçümü için elektrot yapısı olarak kare elektrot, ölçüm yapılacak yüzey olarak ise elbise üstü uygun gözükmemektedir.



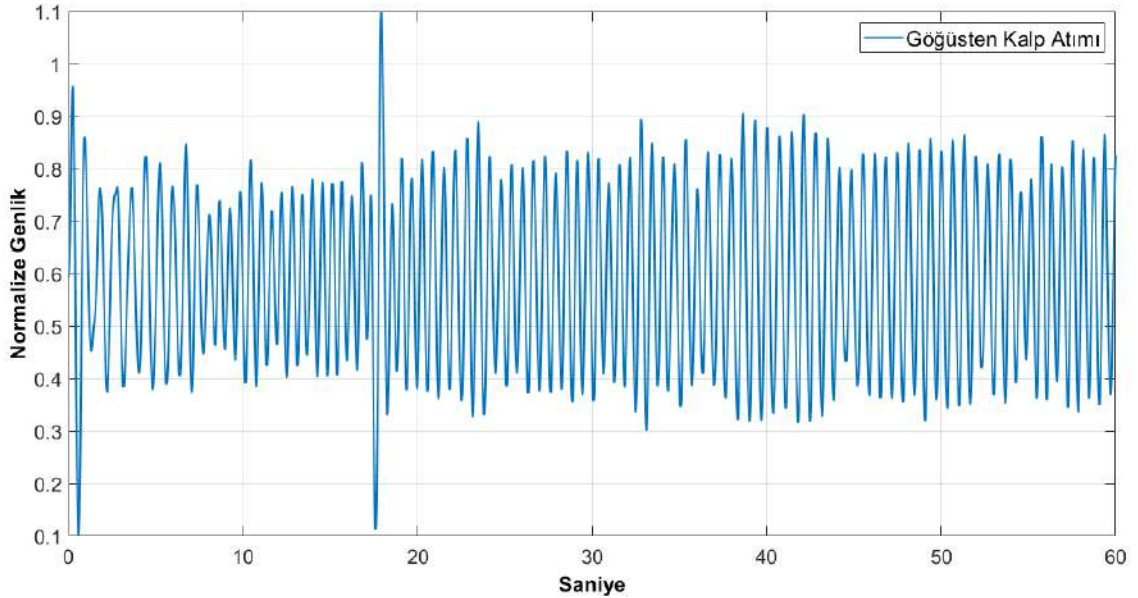
(a) Göğüsten kalp atımını ölçmek için tasarlanan kare elektrot sensör yapısı



(b) Nefes alışverişi varken göğüsten deriye temas halinde 15ms ile örneklenmiş kare elektrotlu kalp atımı ölçümü sinyali



(c) Nefes tutulmuşken elbise üzeri göğüsten 15ms ile örneklenmiş kare elektrotlu kalp atımı ölçümü sinyali

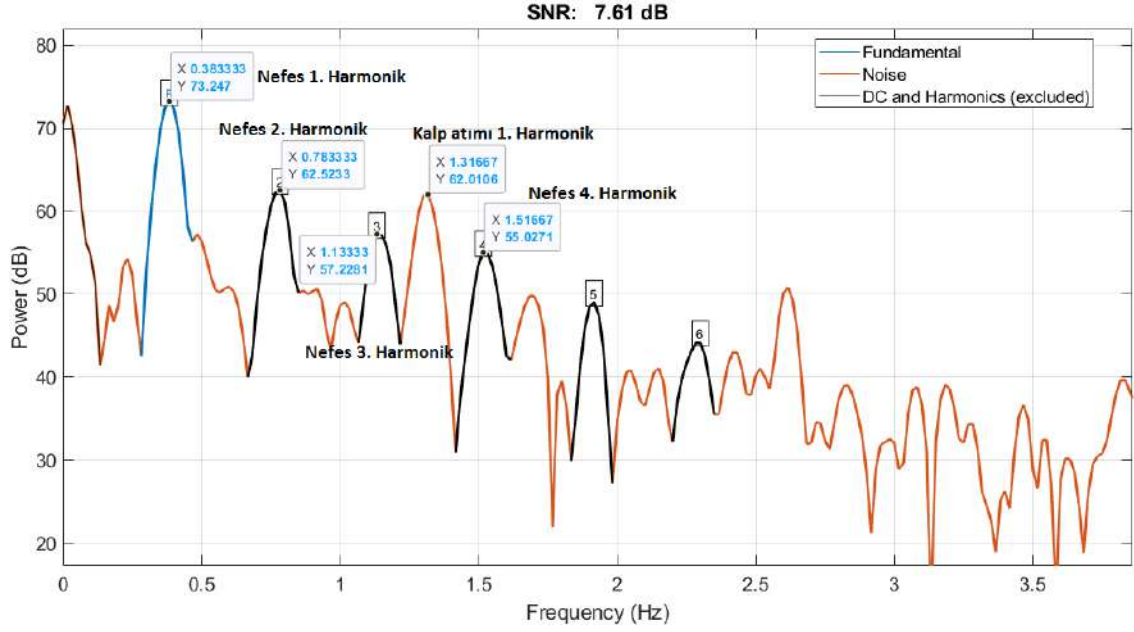


(d) Nefes alışverişi varken elbise üzeri göğüsten 15ms ile örneklenmiş kare elektrotlu kalp atımı ölçümü sinyali

Şekil 3.5. Nefes tutarak ve alıp vererek kare tek elektrot ile göğüsten alınan kalp atımı sinyalleri

Her ne kadar kare elektrotla diğer yapılara daha iyi sonuçlar elde edilse de nefes sinyalinin kalp atımına göre daha yüksek güçte olması, yakın frekanslarda olmaları ve nefes sinyalinin harmoniklerinin Şekil 3.6'da verilen Fast Fourier Transform (FFT) analizinde gösterildiği üzere kalp atımı sinyaline çok yakın olması bu sinyallerin ayrıştırılmasında bazı zorluklar oluşturmaktadır. Bu zorlukların olabildiğince aşılabilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmektedir. Literatürde de farklı ölçüm metodlarıyla elde edilen kalp ve solunum sinyallerinin birbirinden ayrılmasına dair

çalışmalar bulunmaktadır (Xu vd., 2021; Ling vd., 2022; Martin ve Voix, 2017).

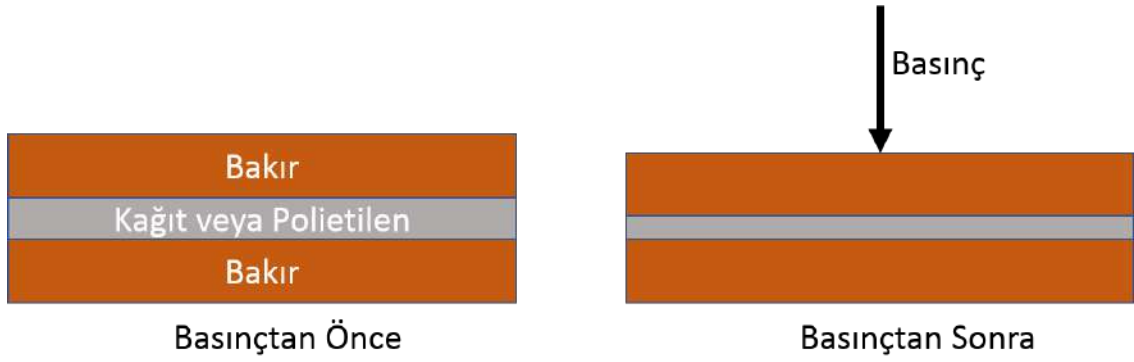


Şekil 3.6. Nefes alışverişi sırasında elbise üzeri kare elektrotla 15ms örnekleme ile toplanan bir verinin FFT analizi

3.1.2. Bilekten Kalp Atımı Ölçümü

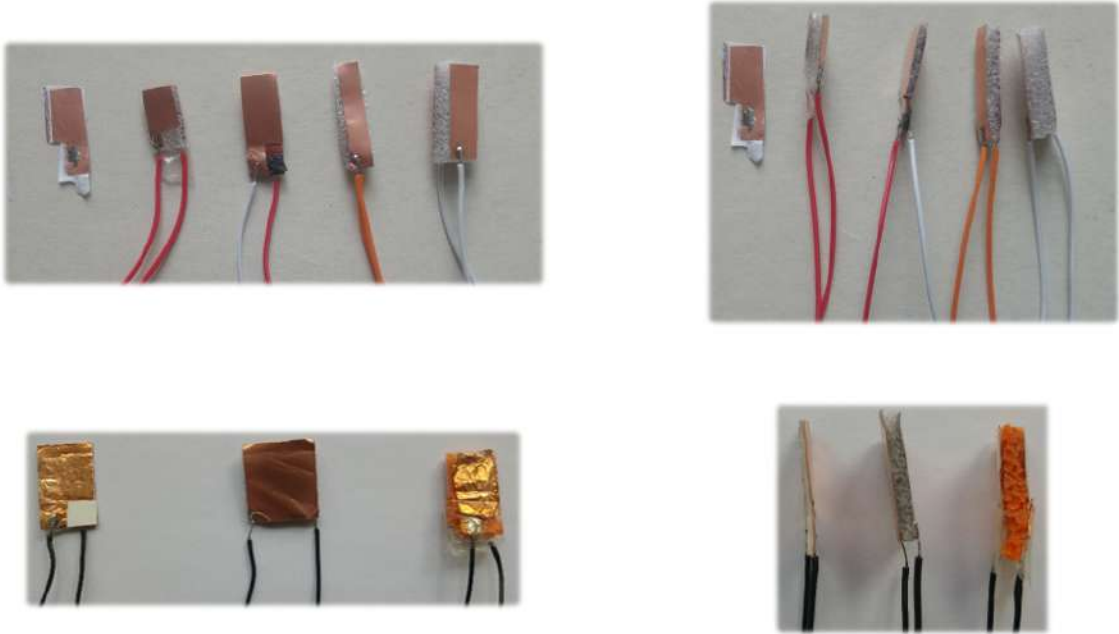
Kalp atımının ölçülmesi için göğüs bölgesinin dışında bilek bölgesindeki atar damarlar üzerinden de ölçümler yapılmıştır. Özellikle radyal arter üzerinde çalışmalara yoğunlaşmıştır. Bu bölgede nefes sinyallerinin olmaması sinyal ayırıştırma konusunda bir avantaj sağlamasına rağmen bilek bölgesindeki hareketler sinyale gürültü olarak etki etmektedir. Burada oluşturulan kapasitif sensör yapısı bir basınç sensörüdür. Sensör Şekil 3.7’de görüldüğü üzere 3 katmandan oluşup alt ve üst katmanlar iletkenlerden orta katman ise küçük basınçlara bile duyarlı, esnek ve hafif malzemelerden oluşmaktadır. Basınçla birlikte birbirine yaklaşan iletken katmanlar arasındaki kapasitans artmaktadır. Aradaki malzemenin yapısına göre ölçebileceği basınç/ağırlık aralığı değişen bu kapasitif sensör yapısı, literatürde güncel olarak çalışılan bir konu olma özelliği taşımaktadır (Meng vd., 2022).

Basınç sensörü şeklinde 3 katmanlı yapılar kullanılmadan önce Şekil 2.3b ve Şekil 3.2’da verilene benzer çift elektrotlu ve tek elektrotlu yapılarla nabız atımı ölçülmeye çalışılmışsa da tatmin edici bir sonuç elde edilememiştir. Üç katmanlı yapı için ara malzeme olarak kolay ulaşılabilirlik ve düşük maliyet göz önüne alınarak seçimler yapılmıştır. Bu bağlamda kâğıt, koruma malzemesi olarak kullanılan köpüksü yapıya



Şekil 3.7. Kapasitif bir basınç sensörü çalışma prensibi

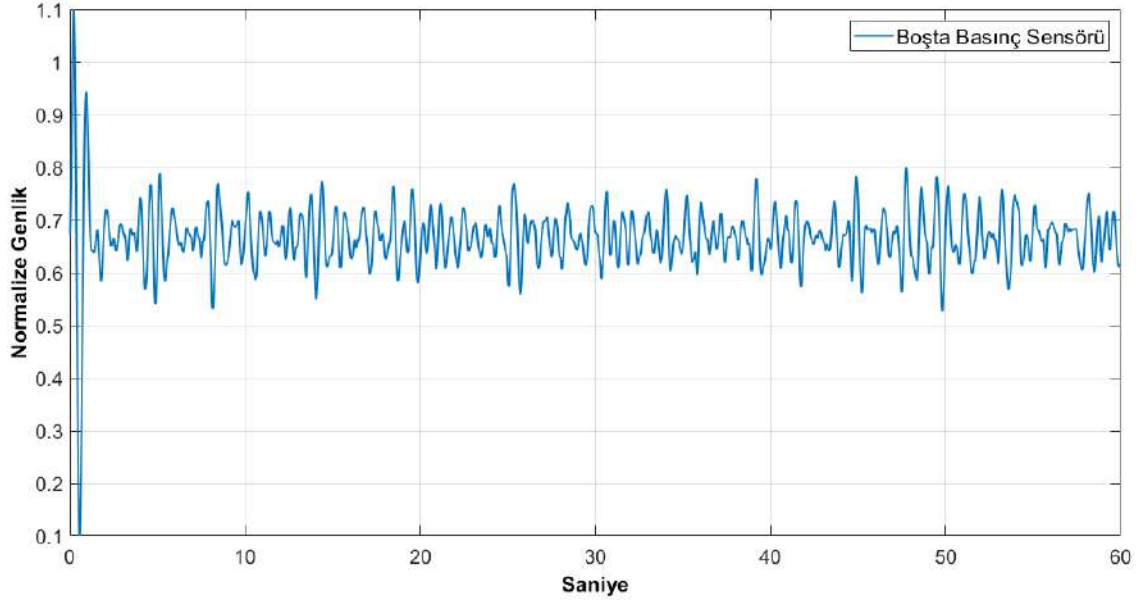
sahip polietilen tabanlı farklı plastikler, pul sünger ve çift taraflı bant kullanılmıştır. Oluşturulan sensörler maksimum 2cm x 2cm enine ve boyuna sahip olup Şekil 3.8’de verilmiştir.



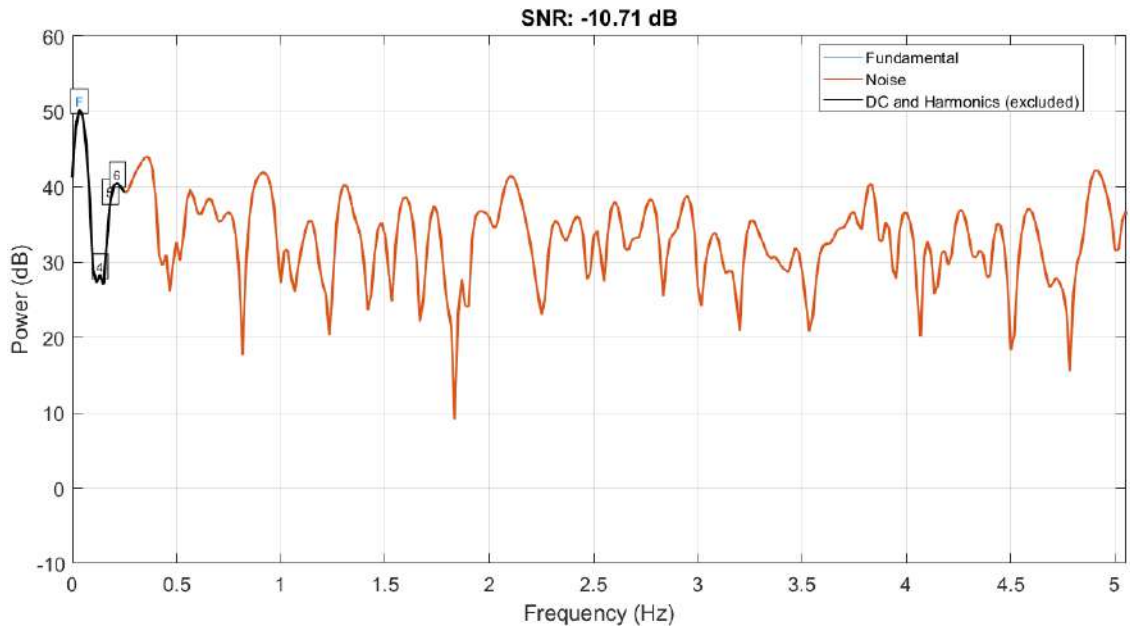
Şekil 3.8. Bilekten nabız ölçümü için kağıt ve polietilen tabanlı ara malzemeler kullanılarak oluşturulan kapasitif basınç sensörlerinin önden ve yandan görünüşleri

İlk ara malzeme olarak kâğıt kullanılmış olup bu yöntemle nabız bilgisinin alınabileceği kanısına varılmıştır. Kâğıt ara malzemesi ile sensör bileğe bağlı değilken alınan sinyaller Şekil 3.9’da, bileğe bağlıyken alınan sinyaller ise Şekil 3.10 ’da görüldüğü gibidir. Bağlı ve bağlı olmama durumlarının zaman domaini ve frekans domaini analizlerine bakılıp sinyaller doğrulanmıştır.

Şekil 3.9a ve 3.9b’de görüldüğü üzere toplanan verinin zaman domaininde ve frekans domaininde aranan bir bilgi sinyali bulunmayıp beklendiği gibi gürültüden ibarettir.

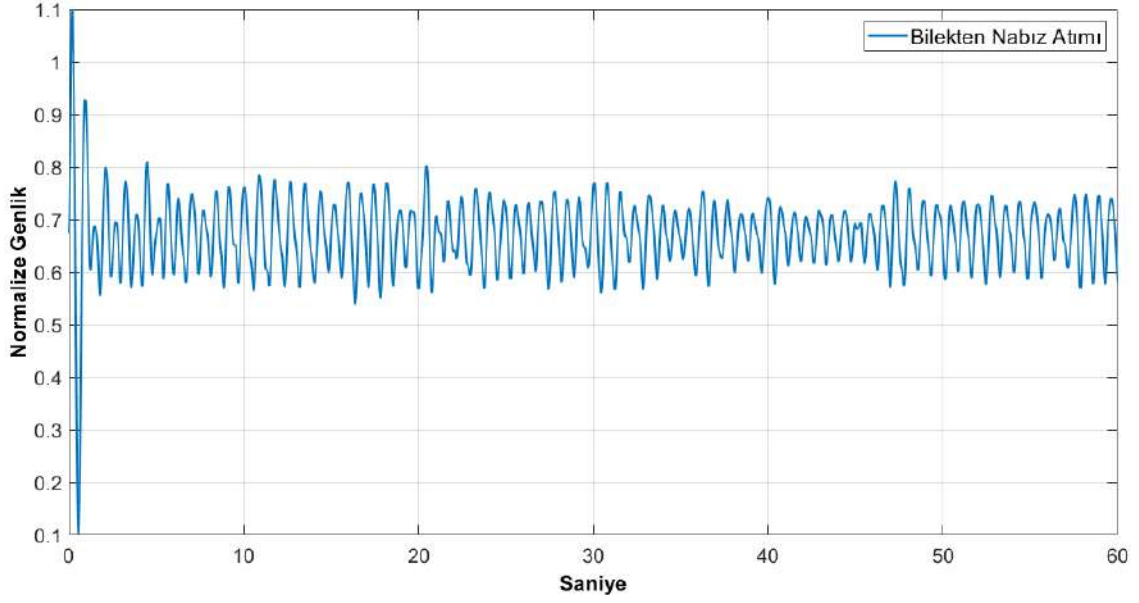


(a) Bileğe bağlı değilken 15ms ile örneklenmiş basınc sensörü çıkışı

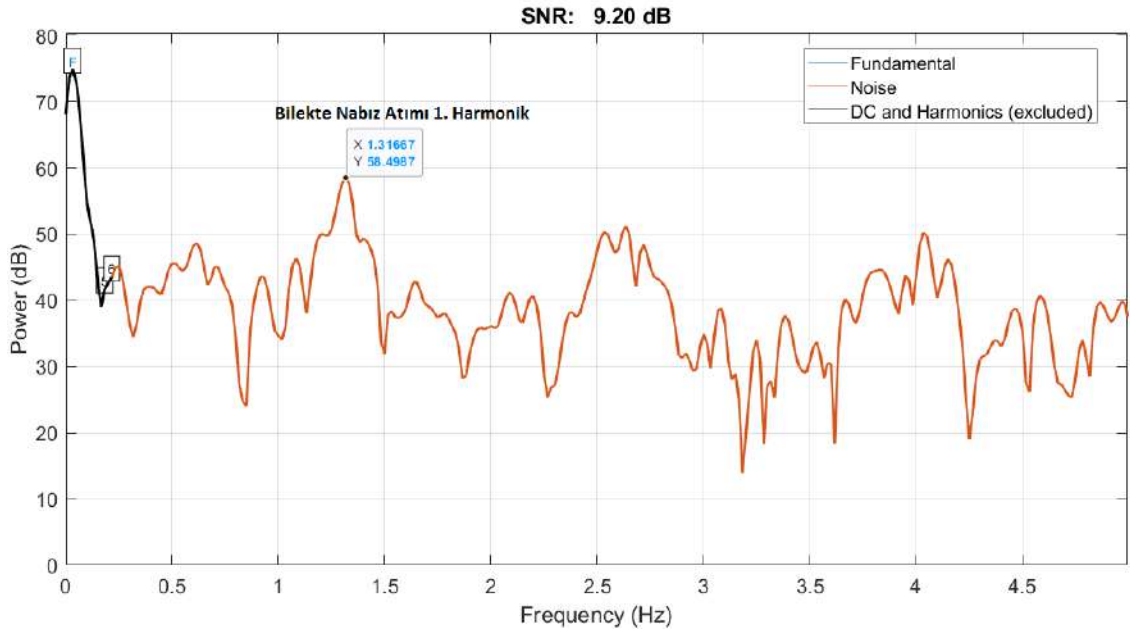


(b) Bileğe bağlı değilken 15ms ile örneklenmiş basınc sensörü  ıkışı FFT analizi

şekil 3.9. Kağıt ara malzemeli kapasitif basınc sensörü bileğe bağlı değilken alınan sinyal ve FFT analizi



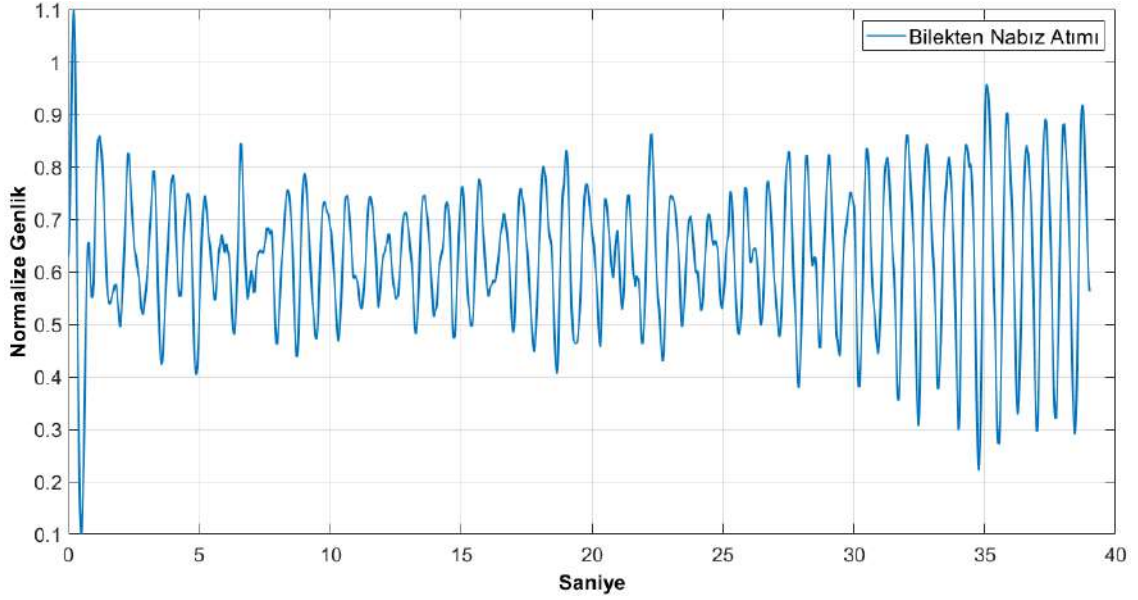
(a) Bileğe bağlıyken 15ms ile örneklenmiş basınç sensörü çıkışı



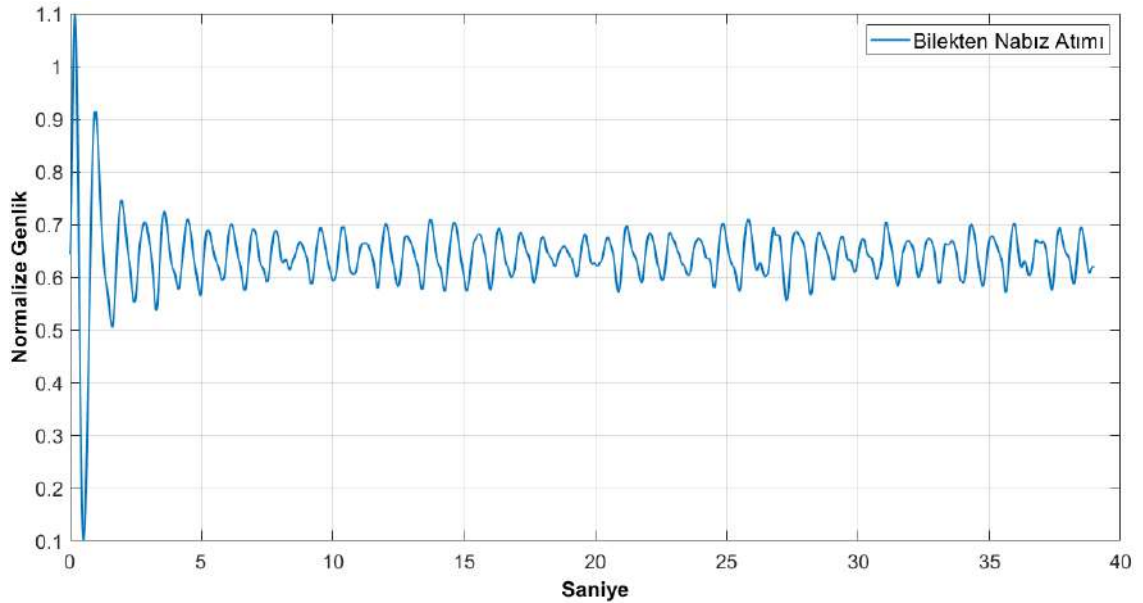
(b) Bileğe bağlıyken 15ms ile örneklenmiş basınç sensörü çıkışı FFT analizi

Şekil 3.10. Kâğıt ara malzemesi oluşturulan basınç sensöründen alınan sonuçlar

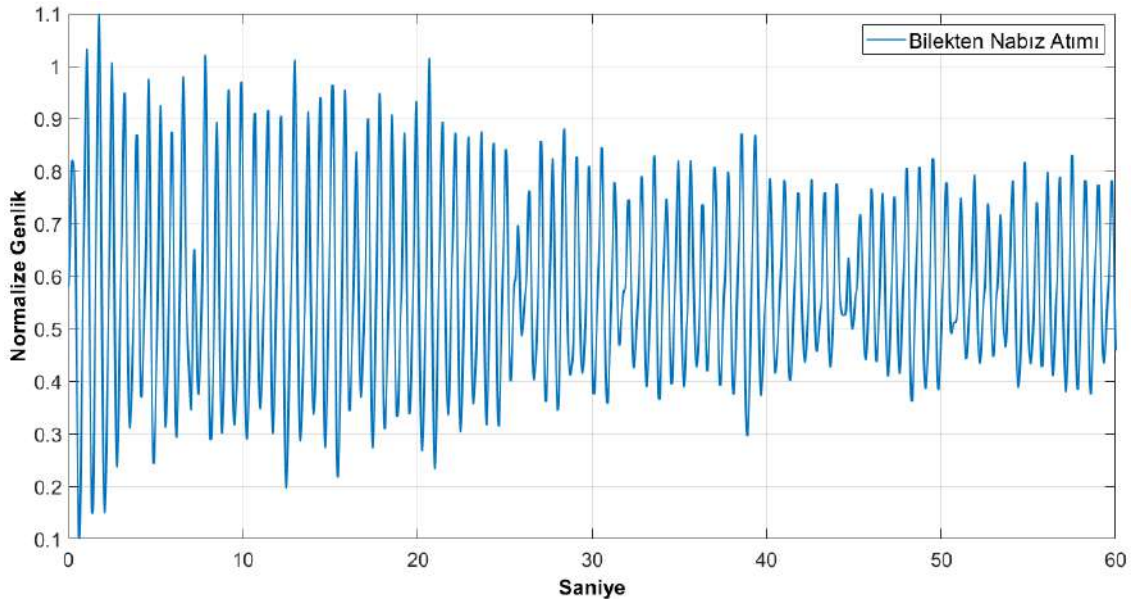
Sensör bileğe bağlandığında ise Şekil 3.10'da verildiği üzere hem zaman domaininde periyodikliğe hem de frekans domaininde beklenen frekans aralığında bir sinyale ulaşılmıştır ki bu nabız atım sinyalidir. Ölçümler sırasında parmak tipi pulse oksimetreyle de teyitler yapıp bu sinyalin nabız olduğu doğrulanmıştır. Farklı malzemelerle ölçümler ise Şekil 3.11'de sunulmuştur.



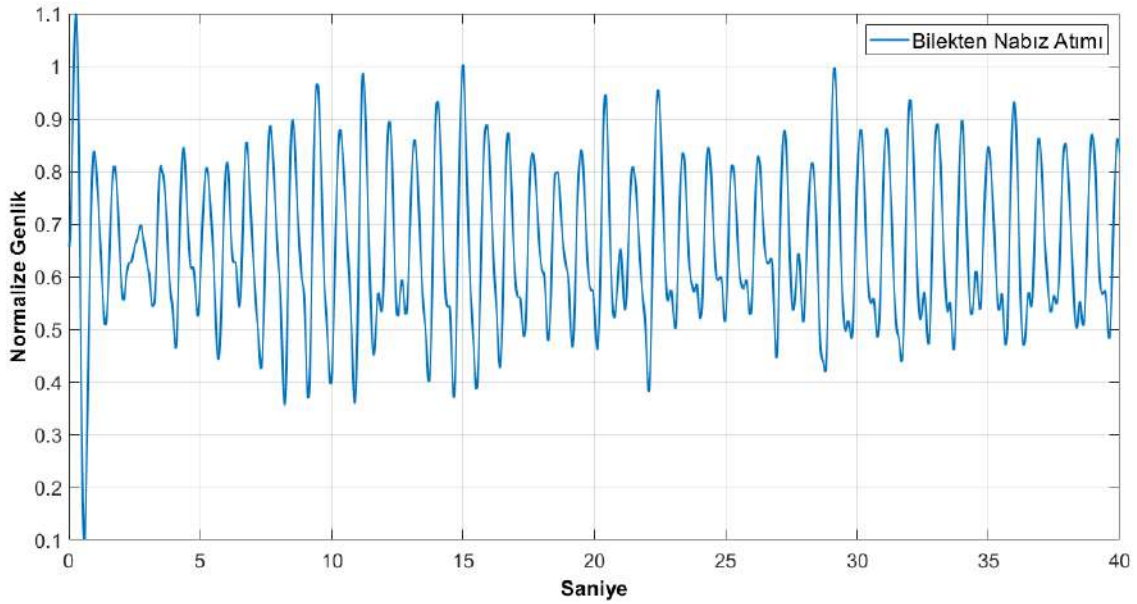
(a) Beyaz çift taraflı bant ara katmanlı 10ms ile örneklenmiş basınç sensörü sinyali



(b) Farklı bir çift taraflı bant ara katmanlı 10ms ile örneklenmiş basınç sensörü sinyali



(c) İnce siyah köpük ara katmanlı 15ms ile örneklenmiş basınç sensörü sinyali



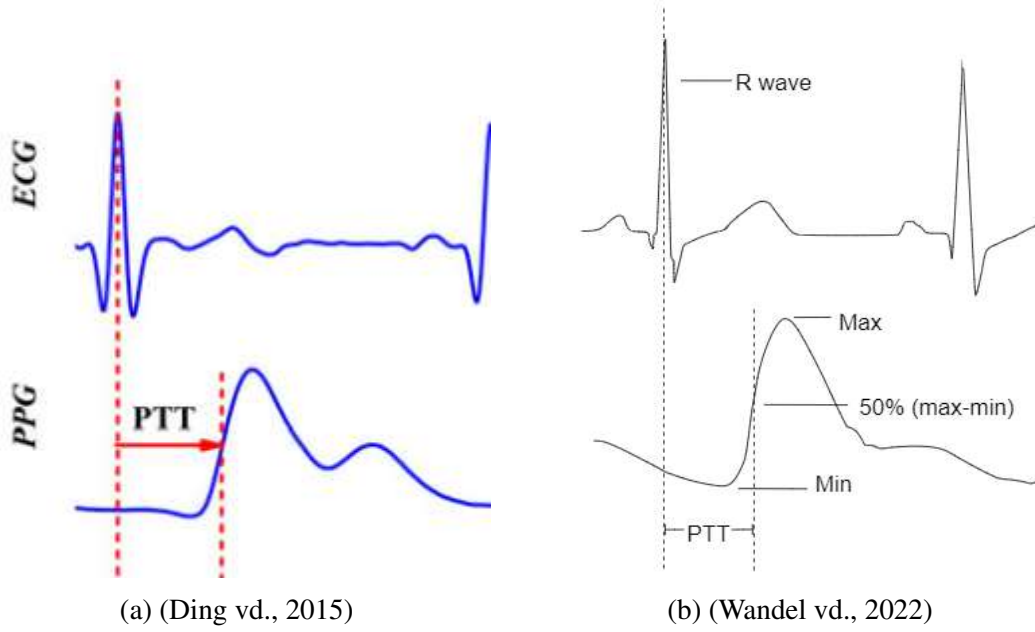
(d) Pul süngerli ara katmanlı 10ms ile örneklenmiş basınç sensörü sinyali

Şekil 3.11. Farklı ara katmanlara sahip basınç sensörleri ile bilekten nabız ölçüm sinyalleri

Oluşturulan farklı ara katmanlara sahip basınç sensörleri bilekte bulunan radyal arter üzerine yerleştirilmiş ve ölçümler alınmıştır. Sensör ara katmanlarının özelliklerine bağlı olarak nabza karşı tepkileri de Şekil 3.11’de görüldüğü üzere farklı olmuştur. Üretilen sensörler ile birden fazla ölçüm yapılmış ve en iyi SNR’a sahip sensör tespit edilmeye çalışılmıştır. İnce siyah köpük ve pul süngerli diğer malzemelere kıyasla daha iyi sonuçlar vermişlerdir. Bir dezavantaj olarak sensörün her seferinde birebir aynı noktaya takılamaması ölçümler açısından sorun teşkil eden bir durum olarak görülmektedir.

3.1.3. Pulse Transit Time (PTT)

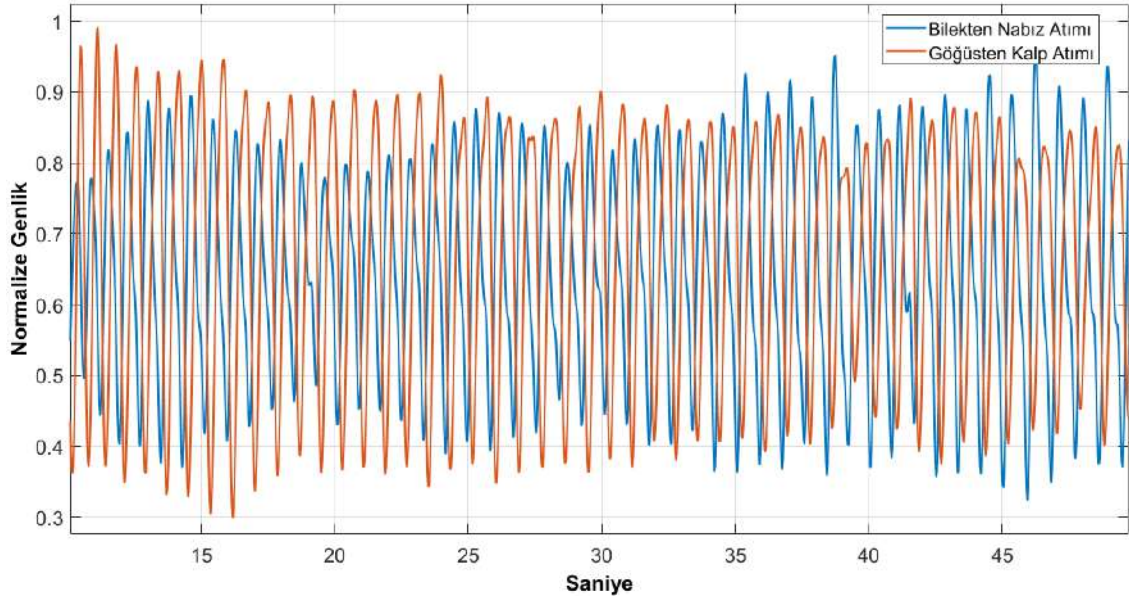
Pulse Transit Time (PTT), bir nabız dalgasının vücuttaki iki farklı arter bölgesi arasında yayılması için geçen süreyi temsil eden fizyolojik bir parametredir (Pitson vd., 1995; Mukkamala vd., 2015). PTT Şekil 3.12’de verildiği gibi elektrokardiyogramın (EKG) R dalgası tepe noktası ile nabız dalgasının periferik bir artere ulaşması arasındaki zaman gecikmesi olarak tanımlanmıştır. En sık kullanılan periferik arter bölgeleri parmak, bilek (radyal arter) ve boyundur (karotid arter).



Şekil 3.12. Pulse transit time ölçümü

PTT, arteriyel duvarların esnekliği ve sertliğinin yanı sıra kan basıncı ve kardiyak fonksiyondan etkilenmektedir (Mukkamala vd., 2015). Çeşitli kardiyovasküler parametrelerle bir korelasyona sahip olduğu ve kardiyovasküler sistemin dinamikleri hakkında bilgi sağlayabildiği bulunmuştur. PTT’nin yaygın bir uygulaması, invazif olmayan bir şekilde kan basıncını tahmin etmektir. Kan basıncı ölçümü, çeşitli kardiyovasküler durumların teşhisi ve yönetimi için gerekli olduğundan, güvenilir ve invaziv olmayan bir yöntem bulmak büyük ilgi görmektedir. PTT tabanlı yöntemler, kardiyovasküler durumları tahmin etmek için PTT ile kan basıncı arasındaki ilişkiyi kullanır. Bununla birlikte, PTT’nin tek başına doğru mutlak kan basıncı değerleri sağlamayabileceğini, bunun yerine eğilimler ve göreceli değişiklikleri sağlayabileceğine dikkat çekmek gerekir. PTT ayrıca, yaşlanma, hipertansiyon ve diğer kardiyovasküler hastalıklarla ilişkili bir durum olan arter sertliğini değerlendirmek için bir belirteç olarak

da kullanılabilir. Artan arter sertliği genellikle daha yüksek kardiyovasküler olay riski ile bağlantılıdır. Ayrıca, PTT'nin hidrasyon durumunun değerlendirilmesi, otonom sinir sistemi aktivitesinin değerlendirilmesi, uyku apnesinin izlenmesi ve teşhisi (Ioan vd., 2022) gibi başka alanlarda da potansiyel uygulamaları vardır. PTT'nin fizyolojik bir parametre olarak ümit vaat etmesine rağmen, klinik faydasını belirlemek ve ölçüm tekniklerini standart hale getirmek için daha fazla araştırma ve doğrulamaya ihtiyaç duyulmaktadır.

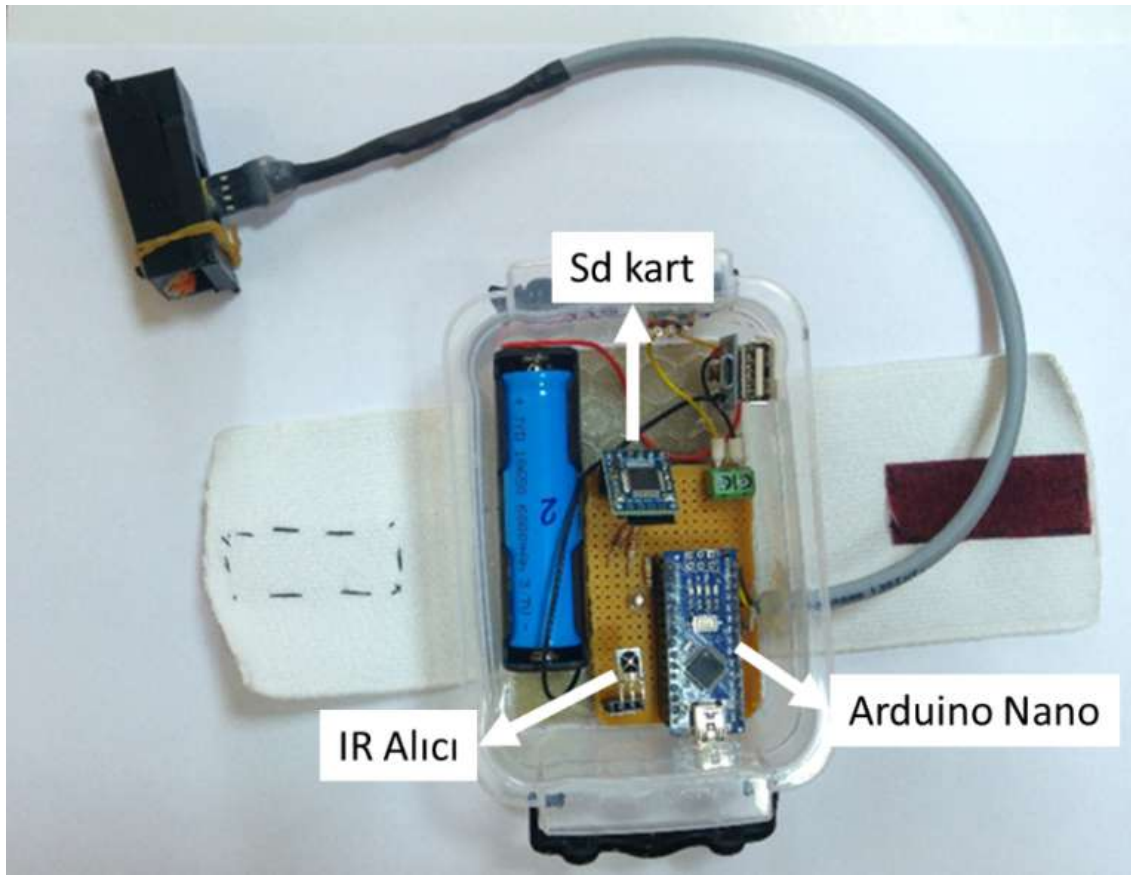


Şekil 3.13. Nefes tutarak kare elektrotla göğüsten ve bilekten ince beyaz köpük ara katmanlı basınç sensörü ile 31ms örneklemeli sinyaller

Şekil 3.13'de başlangıç göğüsten ve bitiş olarak bilekten alınan kalp atımı ve nabız sinyalleri görülmektedir. Bu sinyallerin tepe noktalarının zamansal farkının PTT ile yüksek korelasyona sahip olduğu düşünülmektedir. Göğüs ve bilekten veriler toplanırken PTT dışında bir zaman farkının oluşmaması için veri toplama işlemleri aynı anda başlatılmış ve uygulanan filtreler faz farkı oluşturmayacak şekilde (zero phase filtering) uygulanmıştır. Burada alınan veriler solunum sinyalinin etkisi olmadan PTT bilgisine direkt ulaşılmak istendiği için nefes tutularak alınmıştır. Nefes alışverişi ile birlikte harmoniklerin etkisiyle ölçüm biraz daha zorlaşacak olup vücut pozisyonuna ve nefes durumuna göre de PTT uzunluğu değişebilmektedir. Başlangıçta PTT ile uyku apnesinin alakası üzerine bir soru işareti ile yaklaşılmışken daha sonra PTT'nin birden fazla parametre ile birlikte değişmesi bu çalışma için konuyu karmaşıklatacağından PTT alanındaki uğraşlar şimdilik burada bırakılmıştır.

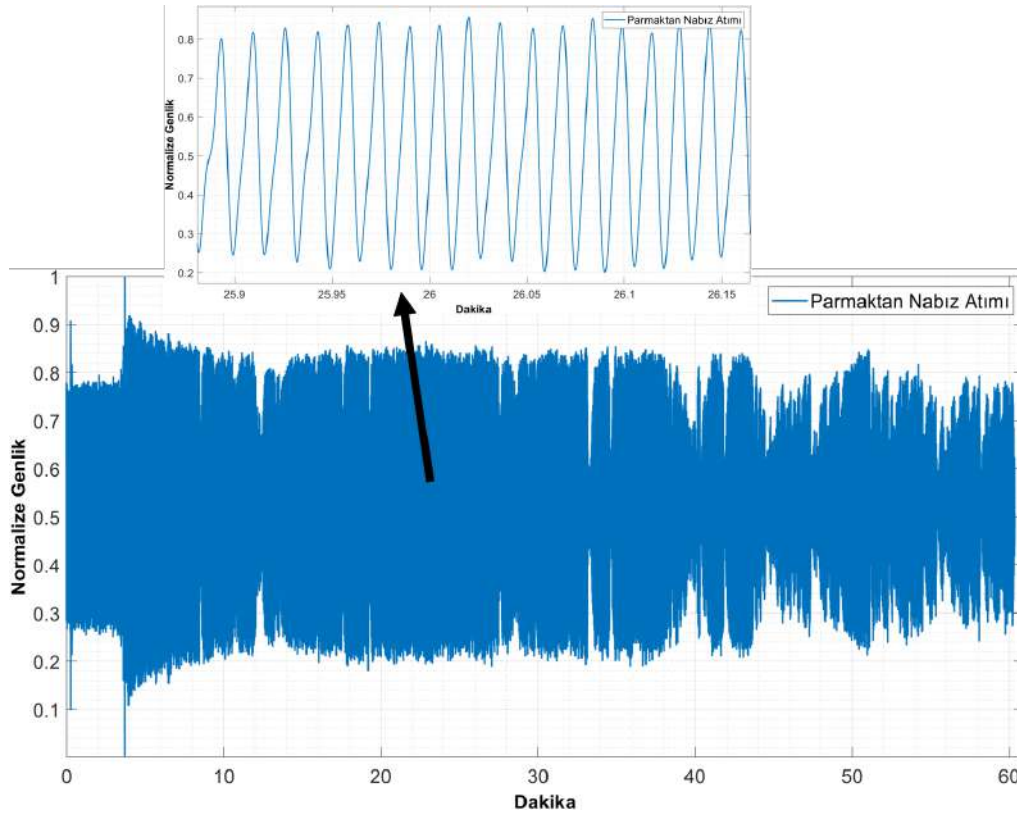
3.1.4. Giyilebilir Pulse Oksimetre Sistemi

Göğüsten ve bilekten kapasitif olarak kalp atımı ölçümü her ne kadar başarılı olsa da göğüsteki solunum sinyalinin harmoniklerinin bozuculuğu ve bilekteki sensörün hep aynı noktaya takılamaması gibi pratik sorunlar farklı bir yöntemle yönlendirilmesi gerekliliğini oluşturmuştur. Bu metodlar yerine parmaktan kalp atımının ölçülmesi için MAX30102 entegresi kullanılarak giyilebilir nabız ölçüm ve kayıt devresi Şekil 3.14’de verildiği üzere tasarlanmıştır. 3D yazıcıda üretilen siyah renkli hazne parmağa takılırken, devre kutusu ise el bileğine takılmaktadır. Parmağa takılan hazne içerisinde tavan kısmına parmağa rahatsızlık vermemesi adına bir sünger yerleştirilmiştir.



Şekil 3.14. Pulse oksimetre kullanılarak oluşturulan giyilebilir parmaktan nabız ölçüm ve kayıt sistemi

Oluşturulan giyilebilir pulse oksimetre sistemi bileğe ve parmağa takılmış 1 saat boyunca nabız bilgisi sd karta kaydedilmiştir. Elde edilen veriler 4. dereceden 0.9-2Hz aralığındaki bir butterworth BPF’den geçirildikten sonra Şekil 3.15’de görülen sinyaller elde edilmiştir. Alınan sinyallerden anlaşılacağı üzere parmaktan nabız ölçümü başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir.

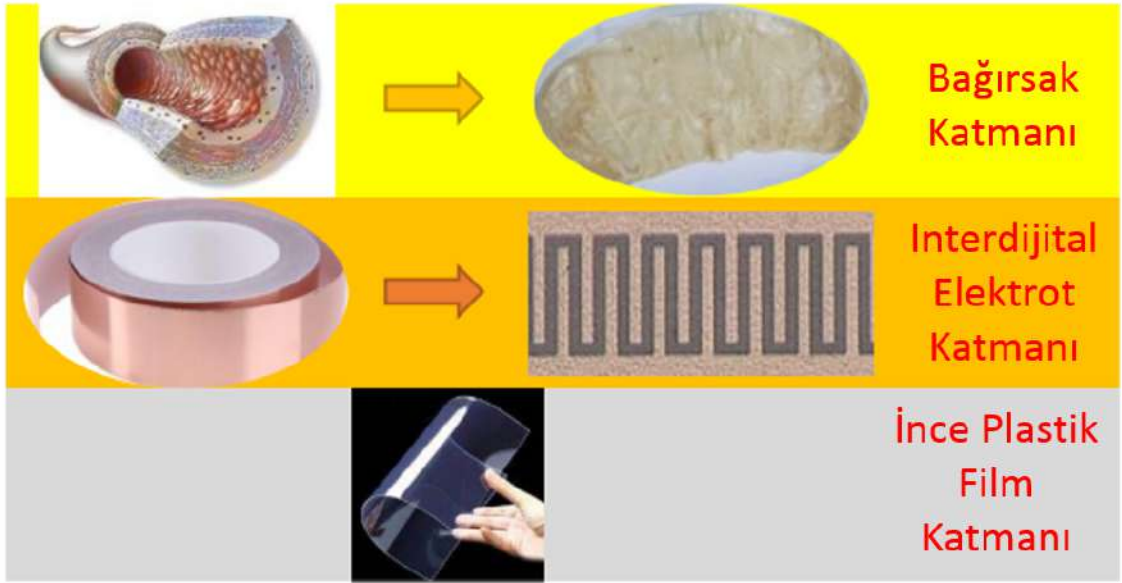


Şekil 3.15. Giyilebilir pulse oksimetre sistemiyle 1 saatlik kayıt boyunca elde edilen nabız sinyalleri

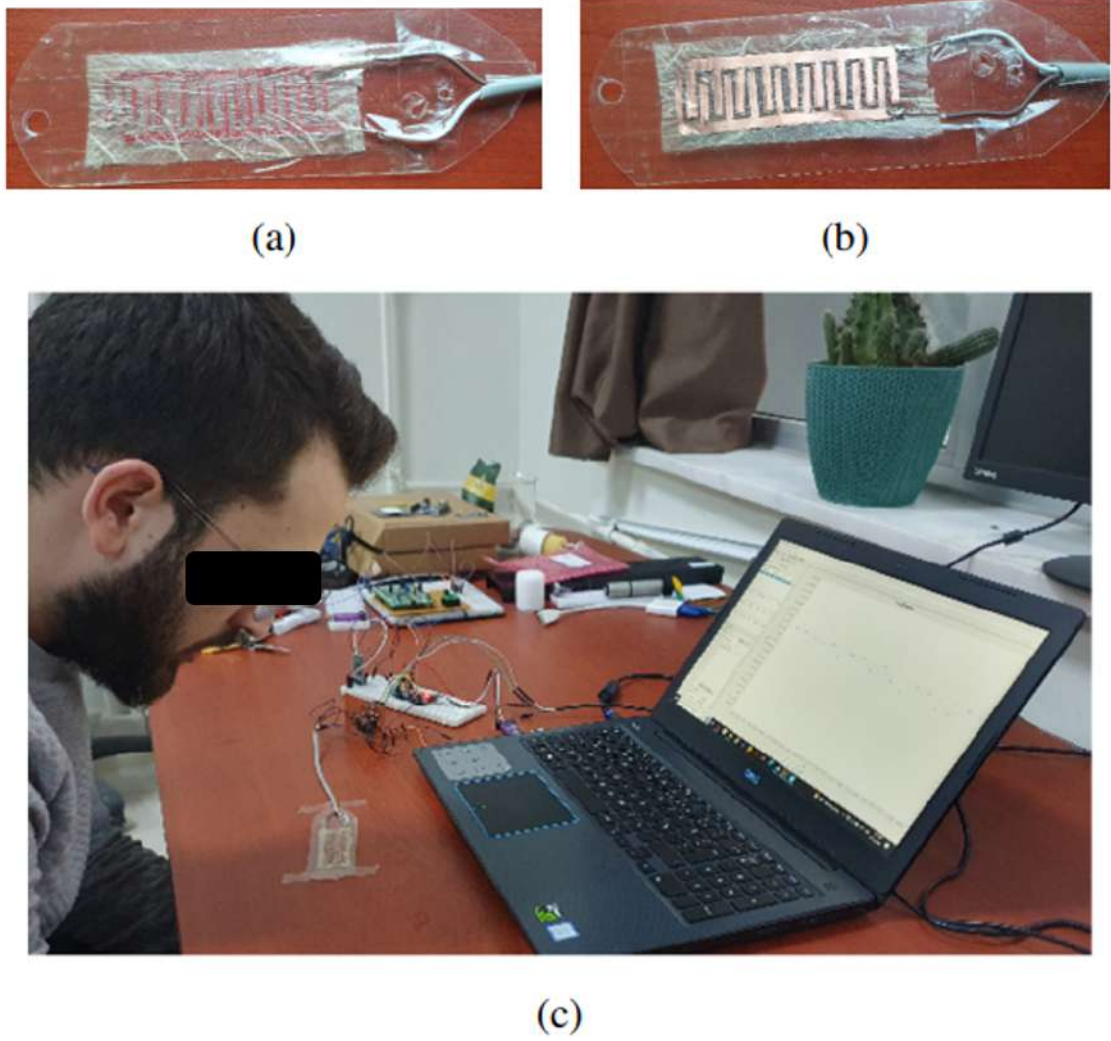
3.2. Ağız ve Burundan Nefes (Nem) Sensörü Çalışmaları

Ağız ve/veya burundan gelen nemli havanın neminin ölçülmesiyle göğüsten nefes alışverişi/solunum ölçümünün desteklenmesi amaçlanmıştır. İlk bölümde bahsedildiği üzere OSA’da apne anında da göğüs ve karında hareketler olduğu için solunumun sadece göğüsten ölçülmesi yanlış değerlendirmelere sebep olabilir. Bu sebeple ağız ve/veya burundan hava akışının ölçülmesi önem teşkil etmektedir. Üretilen sensör Şekil 3.16’da görüldüğü üzere 3 katmandan oluşmakta olup organik bir sensördür.

Sensörün ilk katmanı sığır bağırsağının işlenmiş hali olan ince bir şeritten oluşmaktadır. Sonraki katmanda ise interdiijital (iç içe geçmiş tarak yapısı) elektrot katmanı bulunmakta olup neme göre değişen kapasitansın ölçümü gerçekleştirilmektedir. En son katman olan ince plastik film katmanı ise sensörün esnekliğini ve sağlamlığını artırmak için konulmuştur. Şekil 3.17’de üretilen sensörün alttan ve üstten görünüşleri verilmiş olup masa üzerine sabitlendikten sonra yaklaşık 15 cm uzaktan nefes alışverişi ölçülmüştür. 3 farklı nefes alışveriş şekli gerçekleştirilmiş olup bunlar sırasıyla derin, hızlı ve normaldir. Bu üç tip nefes alışverişe dair ölçümler Şekil 3.18a’da verilmiştir. Aynı test yöntemiyle ölçümler



Şekil 3.16. Neme bağlı solunum sensörü katmanları (Yavsan vd., 2024)



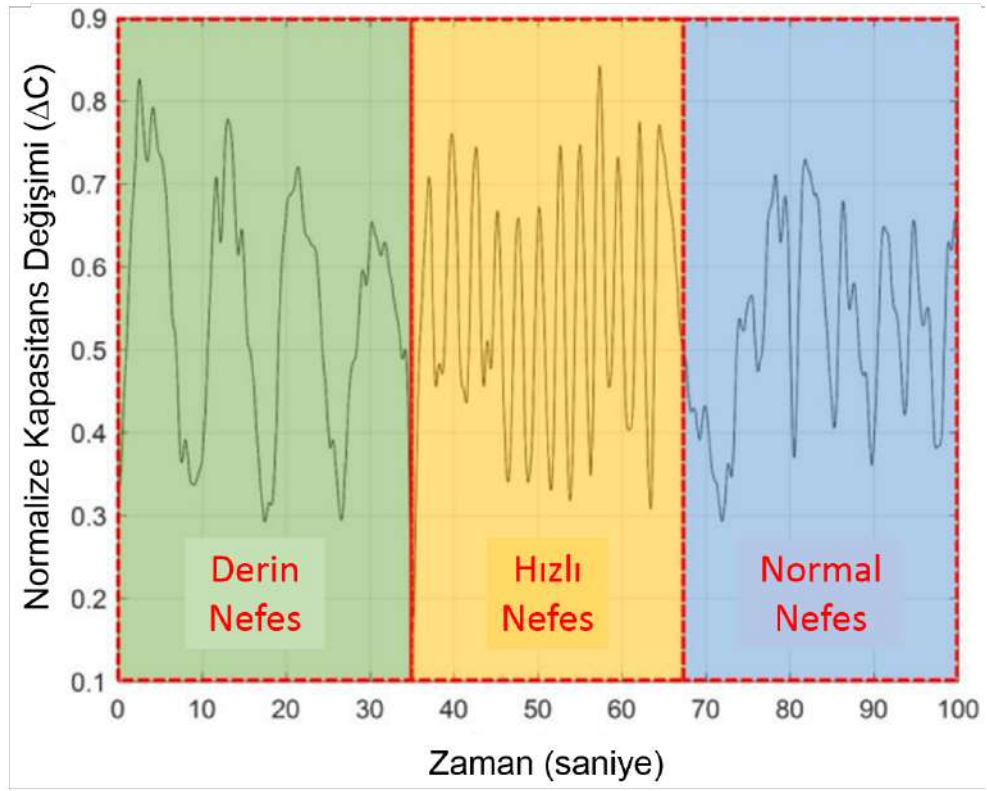
Şekil 3.17. Solunum sensörü ile nefes alışverişi ölçümü. (a) ve (b) sensörün üstten ve alttan görünüşü. (c) ağızdan nefes testi (Yavsan vd., 2024)

yaklaşık 8 hafta sonra yeniden gerçekleştirilmiş olup veriler Şekil 3.18b’de gösterilmiştir. Literatürde kullanılan soğan zarı (Sajid vd., 2016), yumurta zarı (Khan vd., 2019), patates kabuğu (ur Rehman vd., 2022) gibi malzemelerin aksine hayvan bağırsağının uzun süreler boyunca depolama amaçlı kullanılması uygulamada ilham kaynağı olmuş olup 8 hafta sonra yapılan ölçümlerdeki kararlılık da bunun bir göstergesidir.

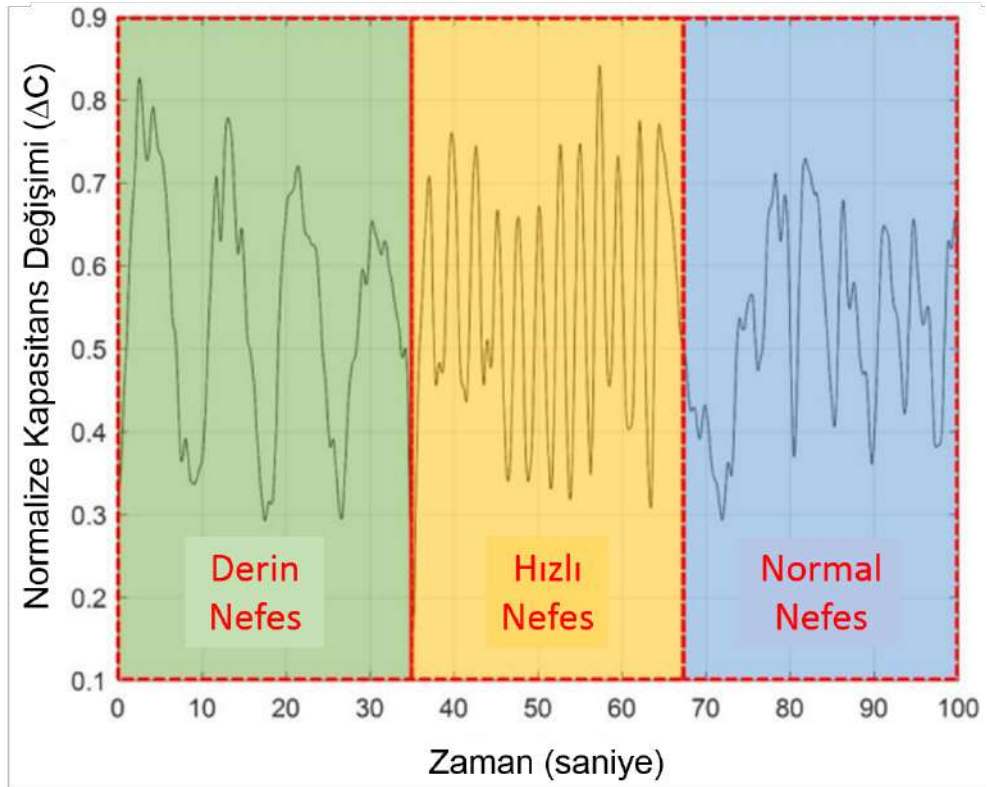
Ayrıca ikinci testten sonra yani toplam 56 hafta sonra yapılan solunum testinde de oluşturulan sensörün hâla fonksiyonel olduğu ve herhangi bir bozulmaya maruz kalmadığı gözlemlenmiştir. Yapılan testler 10’ar derece sıcaklık artımlarıyla yapılmış ve sıcaklığın artmasıyla gürültü seviyesinin arttığı Şekil 3.19 ’da verildiği üzere görülmüştür (Yavsan vd., 2024).

Son aşamada oluşturulan sensör sistemi giyilebilir hâle getirilmiştir. 3D yazıcıdan yüze uyumlu bir maske (Moretti, 2020) üretilmiş ve hava çıkış kısmı ölçüm alınan kişinin nefes alışverişini kısıtlamayacak biçimde Şekil 3.20’de görüldüğü gibi geniş bırakılmıştır. Şekil 3.20b’de görüldüğü üzere sensörün arka tarafına bakır bant ile shield yapılmıştır. Üretilen devrenin hastanelerde standart olarak kullanılan oro-nasal kanüllerle entegrasyonuna dair geliştirmeler devam etmekte olup bu şekilde hasta rahatı ve ergonominin artırılması hedeflenmektedir.

Sensörler vücuda bağlanıp apne mimik (nefesin tutulup solunum çabasına devam edilerek) sinyalleri ve normal durumlar kaydedilmiştir. Maske ile alınan verilerden bir örnek olarak 20 saniyelik bir apne mimiği Şekil 3.21’de verilmiştir. Görüldüğü gibi normal durumda nefes alışverişi devam ederken apnea anında nefes alımı durmuştur.

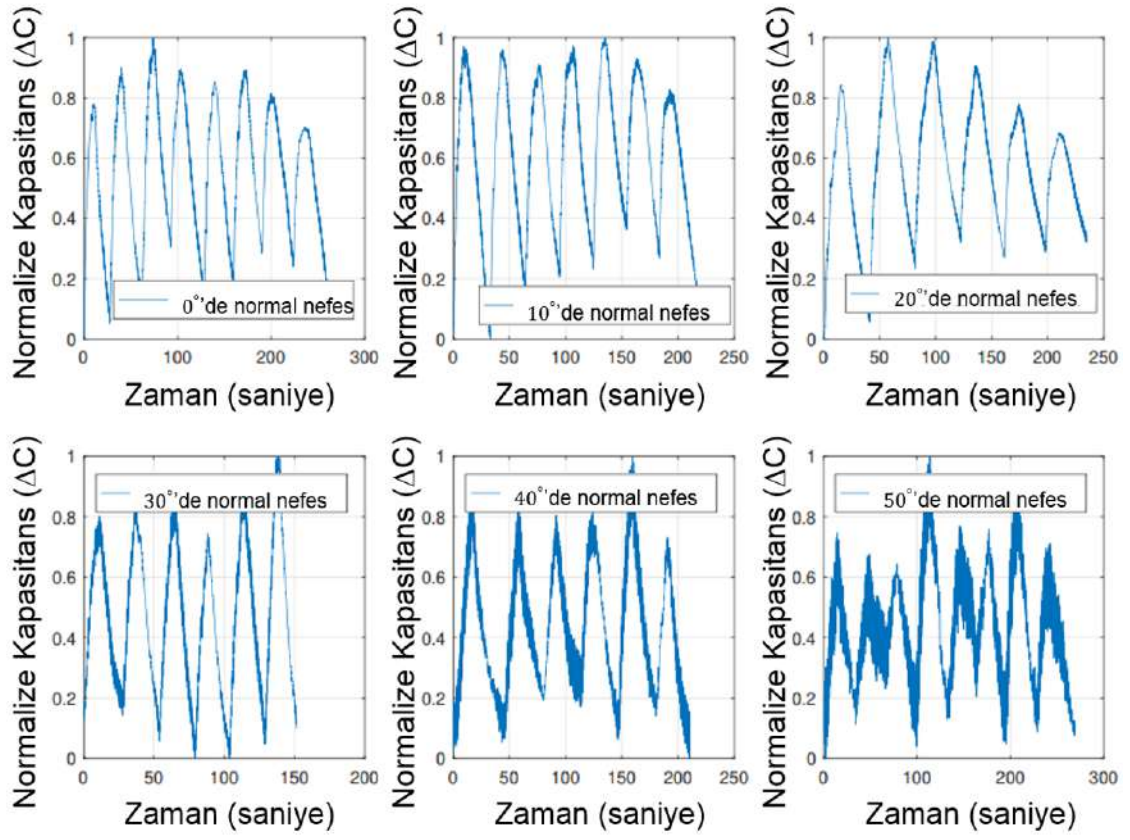


(a) İlk ölçüm



(b) 8 hafta sonraki ölçüm

Şekil 3.18. Hava akışı sensörü ile üç farklı tipte nefes alışverişinin yaklaşık 8 hafta arayla ölçülmesi (Yavsan vd., 2024)



Şekil 3.19. Solunum sırasında farklı sıcaklıklarda yapılan fonksiyonellik testi

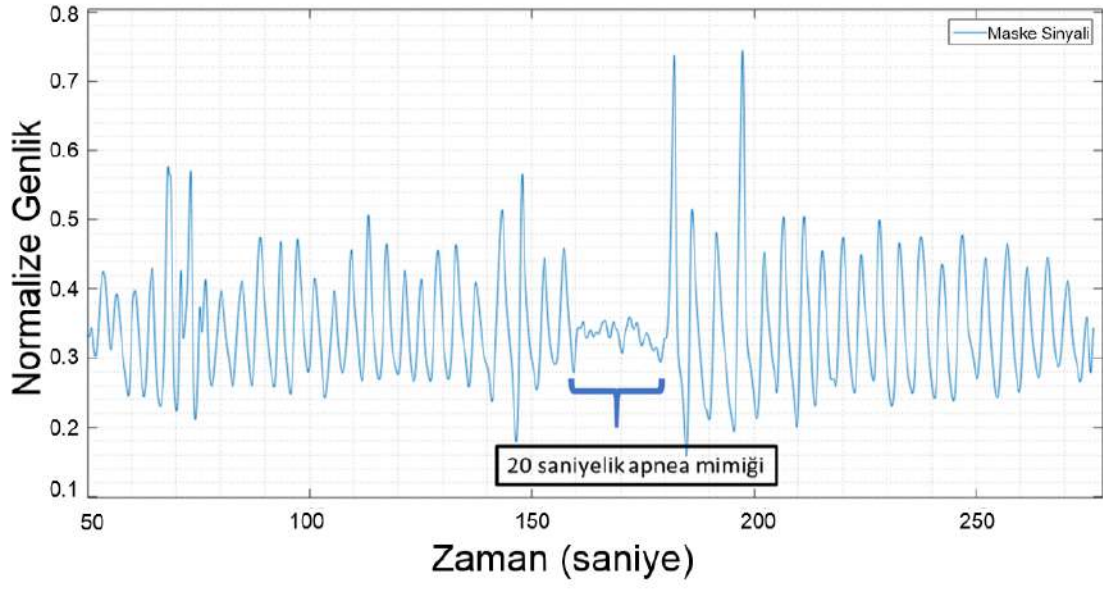


(a) Nefes (nem) sensörü içten görünüş



(b) Nefes (nem) sensörü dıştan görünüş

Şekil 3.20. Giyilebilir nefes (nem) sensörü



Şekil 3.21. Maskeden alınan normal nefes ve 20 saniyelik bir apnea mimik sinyali

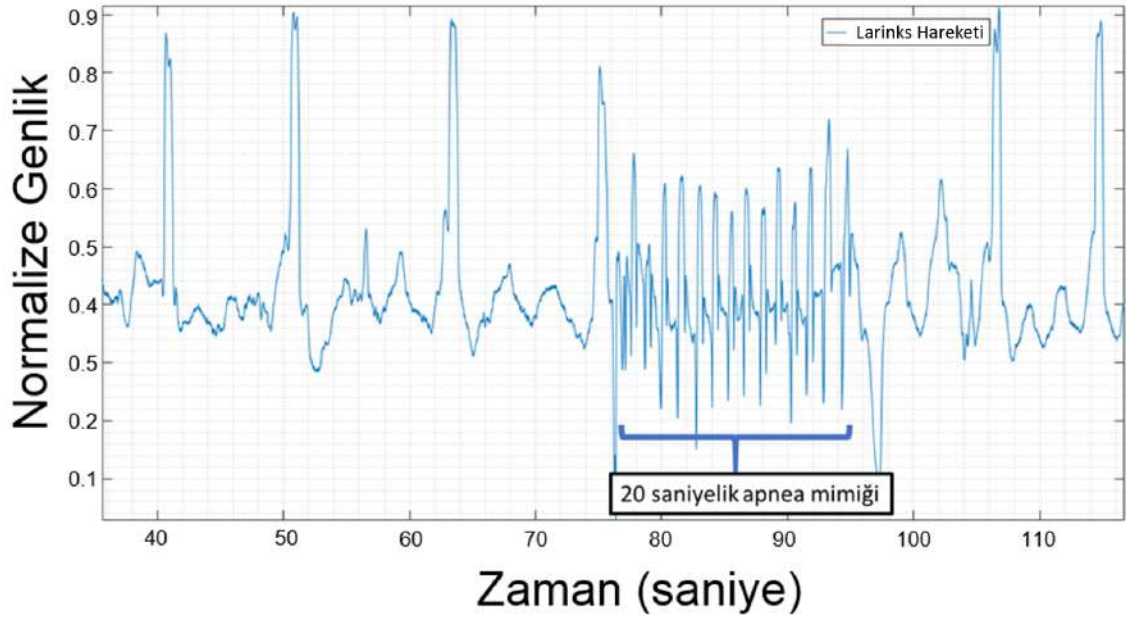
3.3. Gırtlak (Larinks) Hareketi Sensörü Çalışmaları

Gırtlak hareketini obstrüktif uyku apnesi tespiti için ölçmek bu tez kapsamında getirilen yeniliklerden biri olup uzman görüşü üzerine apnea mimiği ile o anda olanlar taklit edilmeye çalışılmıştır. Gırtlaktaki hareketi ölçmek için Şekil 3.22’de verilen sensör oluşturulmuştur. Sensörün arka yüzü Şekil 3.22’de yeşil okla gösterilmiş olup ön yüzünde ise aynı şekilde bir elektrot daha bulunmaktadır. Bunlardan öndeki algılama elektrodu iken arkadaki shield için kullanılan bakır iletkenidir.



Şekil 3.22. Gırtlak hareketlerini ölçmek için oluşturulan sensör

Şekil 3.23’de verilen grafikte yüksek genlikli sinyaller yutkunma hareketi sonucunda oluşurken obstructive apnea (tıkayıcı apne) mimiği sırasında nefes alma hareketi her ne kadar nefes alma gerçekleşmese de devam etmektedir. Bu sırada gırtlakta aşağı yukarı bir hareket oluşmaktadır. Bu hareket Şekil 3.23’de verilen 20 saniyelik apne mimiğinde açıkça görülmektedir.



Şekil 3.23. Apne mimiği sırasında gırtlaktaki sinyaller

3.4. Göğüsten Nefes Ölçüm Sensörü Çalışmaları

Göğüsten nefes alışverişini ölçmek için Şekil 3.24a’da verilen 6 cm x 6 cm’lik sensör oluşturulmuştur. Oluşturulan sensörün bozucu etmenlerden daha az etkilenmesi için Şekil 3.24b’de verilen aktif shield katmanı yapılmıştır. Ayrıca sensör elektroduna giden kabloda shield katmanı ile sarılıdır.

Şekil 3.25’de normal nefes alma durumundan 20 saniyelik apnea durumuna geçilmesi mimiği görülmektedir. Bu mimiği obstructive apnea mimiği olduğu için göğüste hala bir nefes alma çabası devam etmektedir (Gottlieb ve Punjabi, 2020). Bu yüzden oradaki hareket tamamen bitmemektedir. Fakat vücuda oksijen girişi Şekil 3.21’de maskeden alınan sinyallerde görüldüğü gibi yoktur.

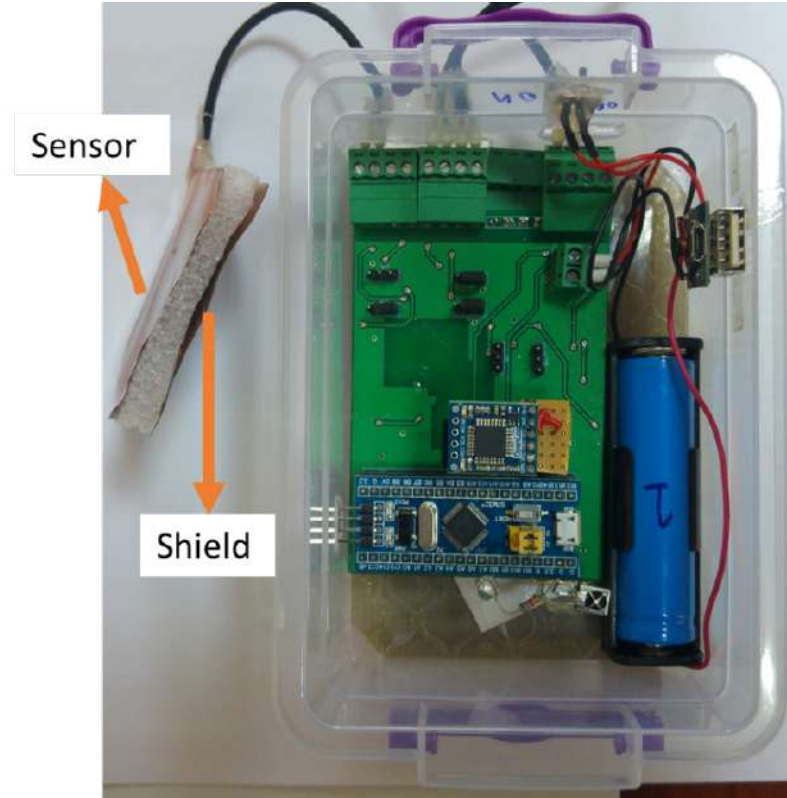
3.5. Kompakt Yapı ve Devre Fonksiyonları

Parça parça gerçekleştirilen kapasitif ve pulse oksimetre ölçüm devreleri burada hep birlikte vücuda giyilmiş şekilde sunulmuştur. Şekil 3.26’da üretilmiş bu sensörlerin vücuda uyumlu bir şekilde giyilebildiği görülmektedir. Bu sistem üç adet kapasitif sensörden ve bir adet pulse oksimetre sensöründen oluşmaktadır.

Şekil 3.14 ve Şekil 3.27’de verildiği üzere devrelerde IR alıcı elemanı bulunmaktadır. Bu komponent pulse oksimetre ve kapasitif sensörlerin veri almalarını aynı anda başlatabilmek için bir IR kumanda tarafından tetiklenmektedir. Böylece daha sonra

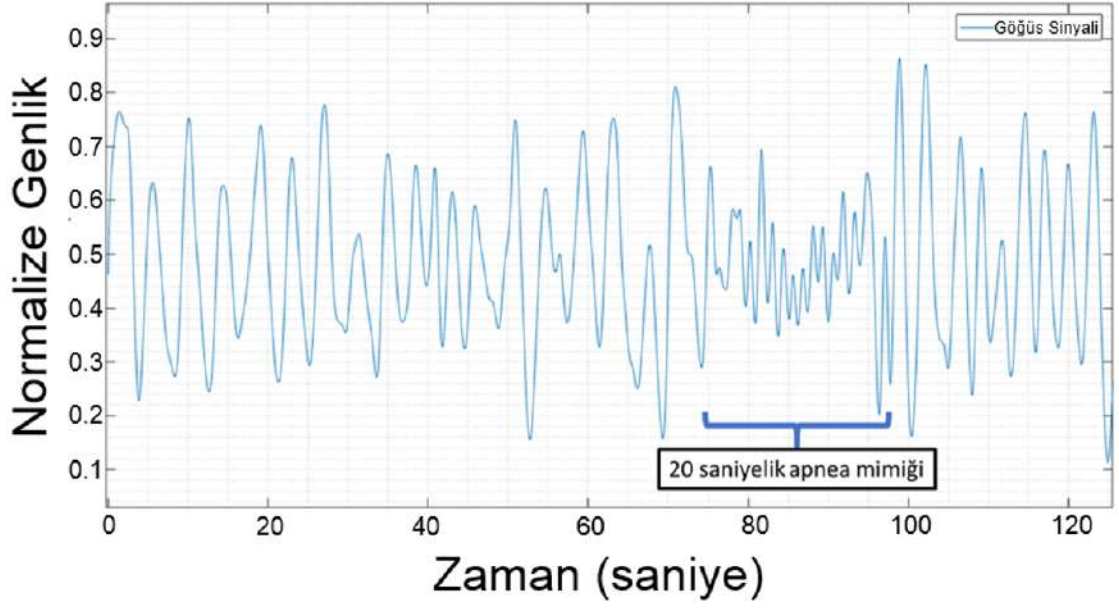


(a) Göğüsten nefes alışverişini ölçmek için oluşturan sensör yüzü

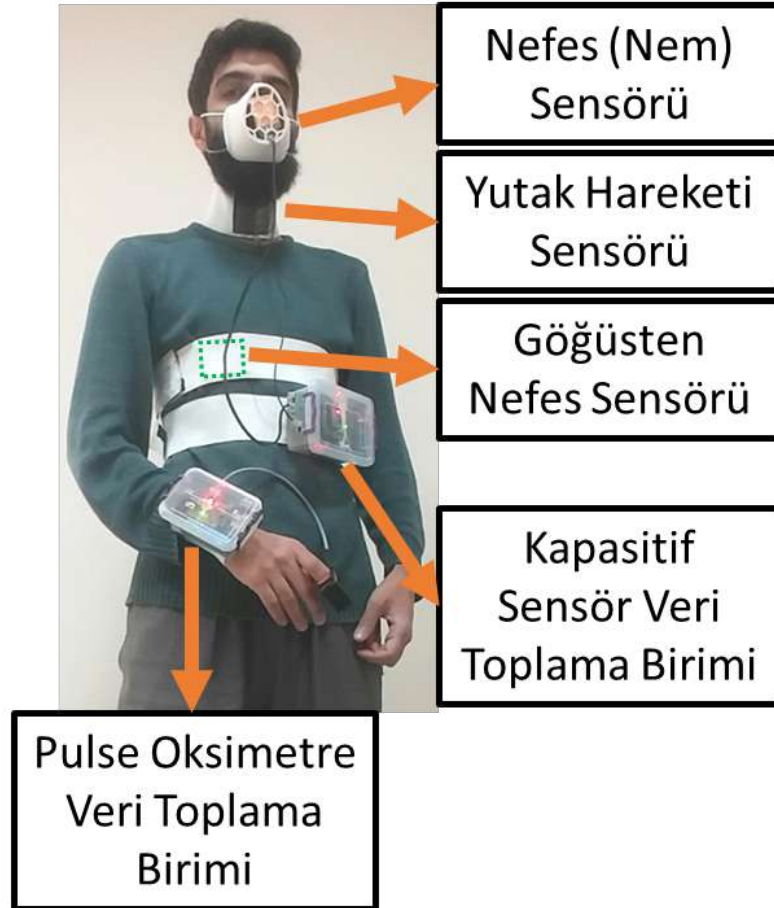


(b) Göğüsten nefes alışverişini ölçmek için oluşturan sensörün algılama ve shield katmanı

Şekil 3.24. Göğüsten nefes ölçümü için oluşturulan sistem

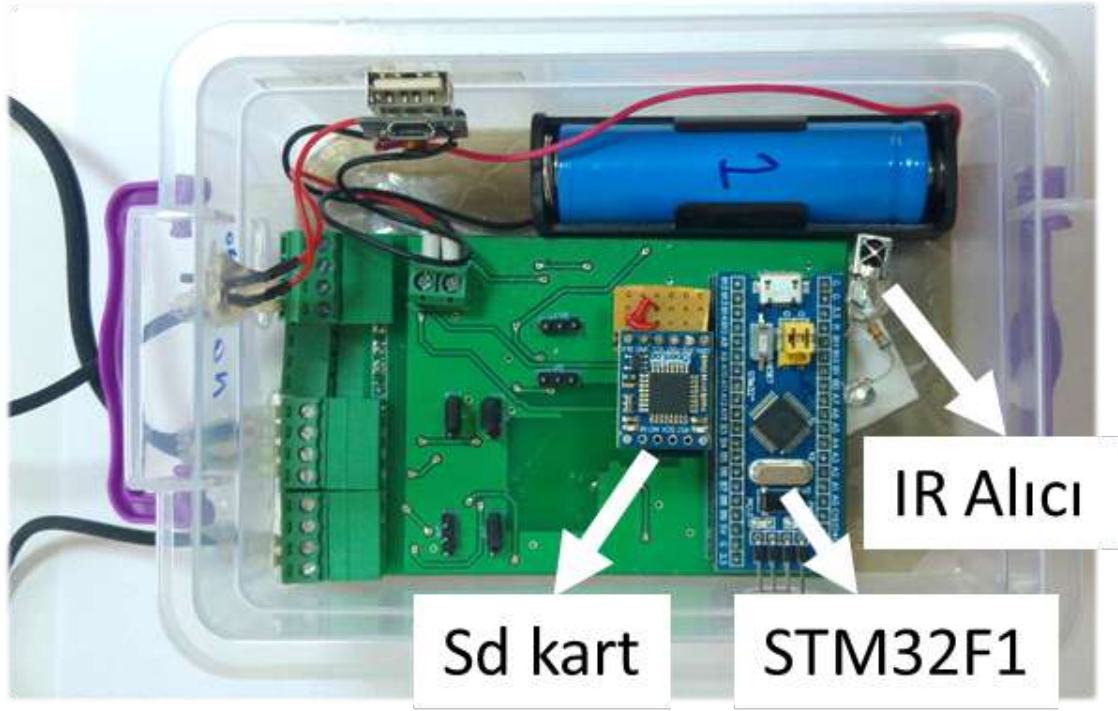


Şekil 3.25. Apne mimiği sırasında göğüsteki sinyaller



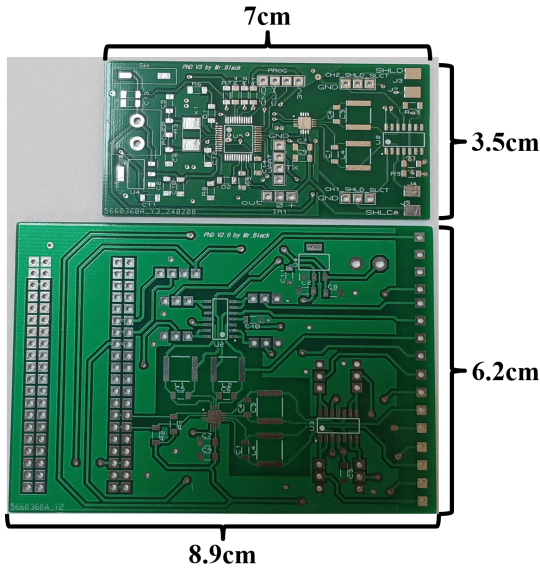
Şekil 3.26. Üretilen yapıların vücuda giyilmiş durumu

oluşabilecek senkronizasyon problemlerinin önüne geçilmesi hedeflenmiştir. İki devre de 100 Hz örnekleme frekansında veri almaktadırlar. Bu örnekleme frekansının seçilme sebebi 50 Hz olan şebeke geriliminin girişimleri sonucu oluşabilecek gürültülere karşı filtreleme yapabilmek için en az 2 katı frekansında örnekleme yapma zorunluluğudur. Vücutta ölçülen olaylar 100 Hz'e göre düşük frekanslarda olduğu için bu frekans örnekleme için yeterli gelmektedir.



Şekil 3.27. Kapasitif sensörlerden veri okuma ve toplama devresi

Kapasitif sensör ölçüm devresinde STM32F103 mikrodeneleyicisi kullanılmış olup dijital değerde olan 3 kanallı kapasitans ölçümleri Openlog sd kart modülüne UART üzerinden yazılmaktadır. Aynı şekilde pulse oksimetreden gelen verileri ise Arduino Nano UART üzerinden Openlog sd kart modülüne yazmaktadır. Devreler birer adet 3.7 volt Lityum iyon bataryanın bir boost converter yardımıyla 5 volt'a dönüştürülmesiyle beslenmektedir. Ayrıca birer anahtar yardımıyla devreler açılıp kapanabilmektedir. Kapasitif sensörlerin olduğu devre aktif olup veri topladığı zaman anlık yaklaşık 70 mA akım harcarken pulse oksimetre devresi anlık yaklaşık 60 mA akım harcamaktadır. Dönüşüm sırasındaki ve devre içindeki verim durumları göz önüne alınıp akım tüketimi 100 mA kabul edilirse, 8 saatlik bir çalışma için iki devrede de 3.7V 800 mAh'lık bir Lityum-İyon pil yeterli olacaktır. Fakat bu kapasiteden daha büyük bir batarya seçimi tedbiren daha uygun olacağından 1500mAh civarında bir batarya kullanılmıştır.



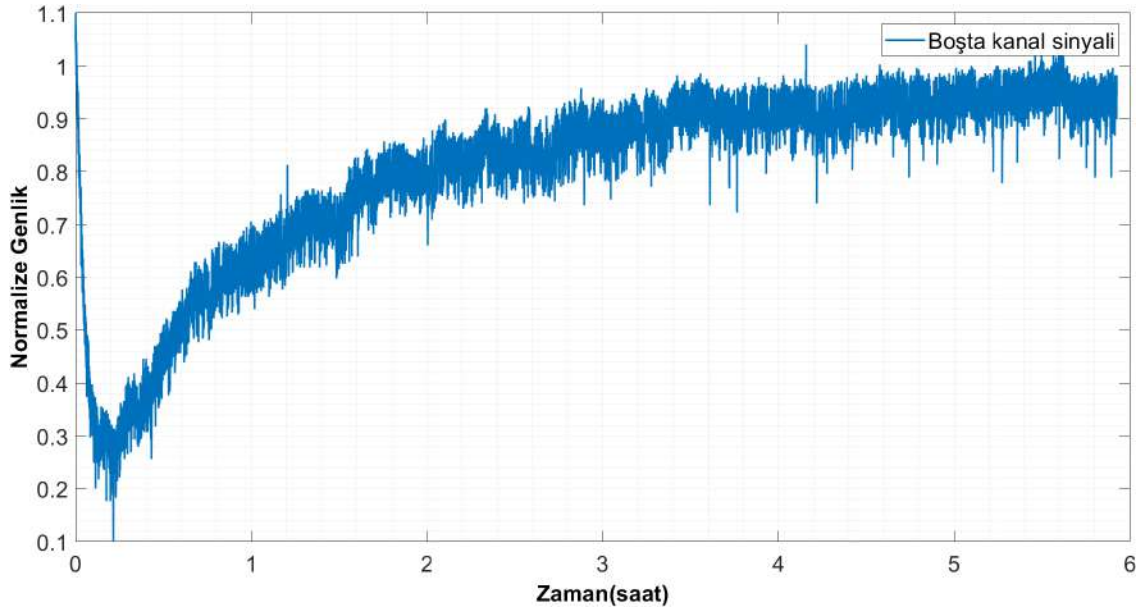
(a) Versiyon 2 ve 3 devre kartları boyut (b) Versiyon 3 devre kutusu ve sensör yapısı karşılaştırması

Şekil 3.28. Versiyon 3 devresi ve kutusu

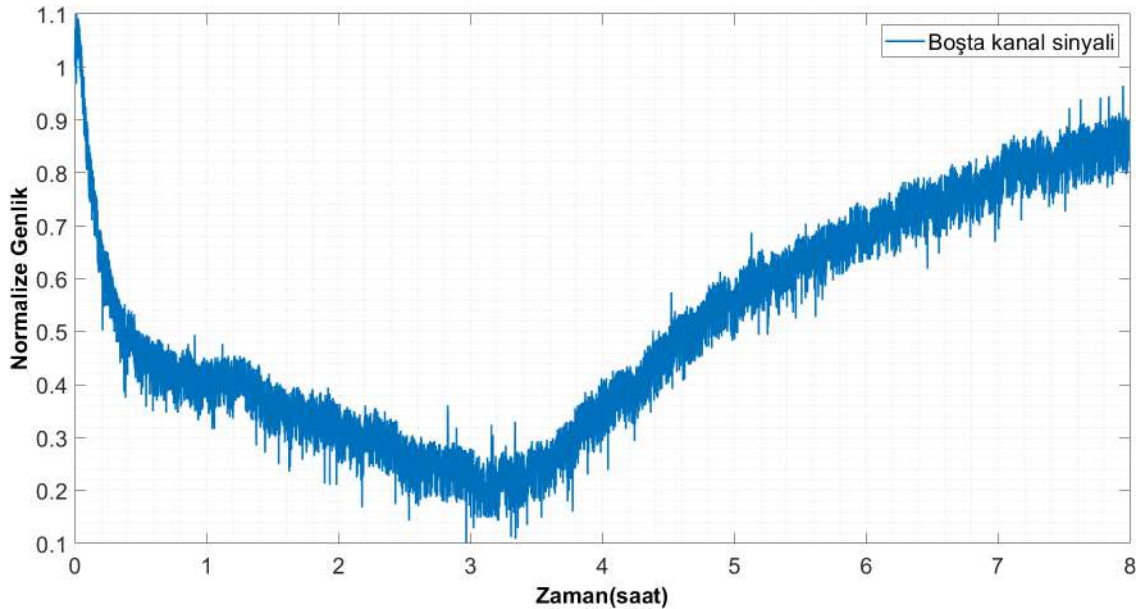
Şekil 3.27 'de kullanılan devre kartı versiyon 2 olup 4 kanal ile ölçüm yapabilmektedir. Hastanede referans sensörlerle kullanılacağından kanal sayısının 2'ye düşürülmesi ve komponent yerleşimi optimizasyonu ile versiyon 2 devre boyutu %55.9 oranında küçültülüp Şekil 3.28a'da verilen versiyon 3 oluşturulmuştur. Versiyon 3 göğüs ve gırtlak bölgesinden ölçüm yapılmak üzere tasarlanmıştır. Versiyon 3 devresi ve batarya ünitesi Şekil 3.28b'de verilen 3 boyutlu yazıcıda üretilmiş bir kap içerisine yerleştirilmiştir. IR alıcının sinyal alabilmesi ve LED belirteçlerinin görülebilmesi için üst kapak ızgara şeklinde tasarlanmıştır. Üretilen devrelerin tümüyle test ölçümleri yapılmış ve doğru şekilde çalıştıkları doğrulanmıştır.

4. VERİ TOPLAMA VE SİNYAL İŞLEME

Oluşturulan sistemle uzun süre veri toplanması gerektiği için uzun süre testleri yapılmıştır. Şekil 4.1’de 6 ve 8 saat boyunca süren test sonuçları görülmektedir. Bu testlerde sensörler bir yere bağlanmamış durumdayken veriler toplanmıştır. Ayrıca sağlıklı bir erkek üzerinde 4 saat 30 dakika boyunca uyku sırasında veri toplanmıştır. Bu şekilde uzun süre boyunca problem olmadan veri toplanabileceği anlaşılmıştır.



(a) Altı saatlik boşta ölçüm

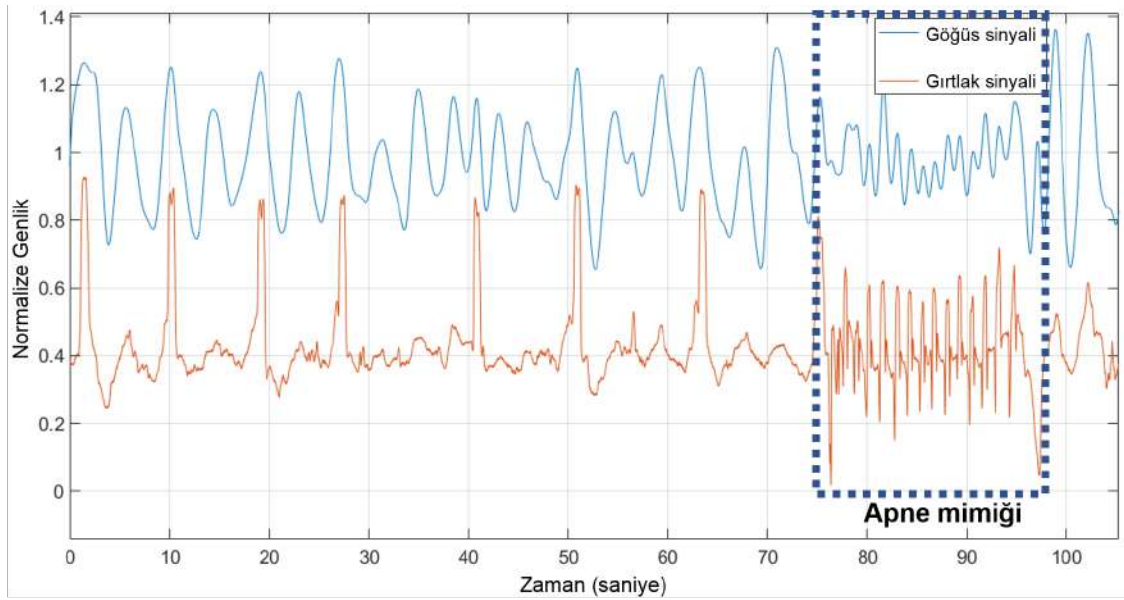


(b) Sekiz saatlik boşta ölçüm

Şekil 4.1. Uzun süreli boşta ölçüm testleri

4.1. Mimik Yardımıyla ve Gerçek Hastadan Veri Toplama

Veriler uzman görüşü ve literatür araştırmalarına göre uyku apnesi rahatsızlığı mimik edilerek toplanmıştır. Farklı zamanlarda Şekil 3.26'daki yapı giyilerek 20 dakika, 30 dakika ve 20 dakika uzunluğundaki veri setleri elde edilmiştir. Sonrasında bunlar birleştirilerek 70 dakikalık bir mimik veri seti elde edilmiştir. Mimik sırasında Şekil 4.2'de 75-95. saniyeler arasında görüldüğü üzere apne anında göğüste hâla bir nefes çabası olup, gırtlak kısmında da aynı nefes çabasının oluşturduğu yukarı aşağı hareketten dolayı farklı bir sinyal vardır. Elde edilen bilgiler ışığında yapılan bu apne mimiği sonucuna bakıldığında normal anlardaki sinyallerden ayırt edilebilen bir karakteristiği olduğu görülmektedir.



Şekil 4.2. OSA mimiği sonucu göğüs ve gırtlaktan elde edilen sinyaller

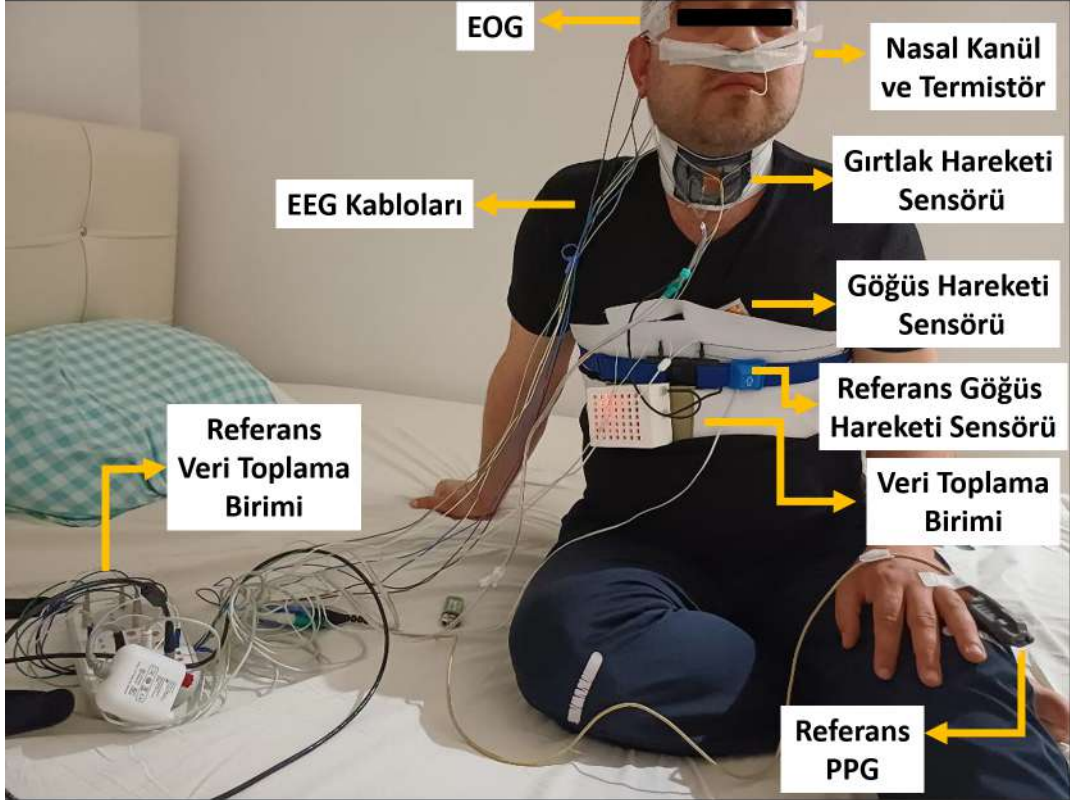
Gerçek hasta üzerinde testler yapılmadan önce Necmettin Erbakan Üniversitesi Etik Kurulundan çalışma ile ilgili 18544 başvuru numaralı etik izni alınmıştır. Ayrıca testten önce hastadan ölçümler için yazılı olarak rızası olduğuna dair hasta onam formu alınmıştır. Oluşturulan sistemin hasta üzerinde denenmesi için Necmettin Erbakan Üniversitesi Uyku Laboratuvarına gidilmiştir. Bir erkek hasta üzerinde veriler toplanmıştır. Yaşı 30 olan hasta 167 cm boyunda ve 85 kilo olup vücut kitle indeksi (BMI) 30.48 olarak belirtilmiştir. Şekil 3.28b'de verilen Versiyon-3 devre kartıyla veri toplama işlemleri referans sensörlerle birlikte Şekil 4.3 'te gösterildiği üzere yapılmıştır. Hastanın hali hazırda ağız ve burun bölgesinden solunum sinyalleri ve parmaktan kalp atımı sinyalleri alındığından dolayı o sinyaller ekstra olarak toplanmamıştır. Hasta uzun

süre uyuyamadığı için toplamda 4 saat 14 dakika 18 saniye boyunca referans ve kapasitif sensör sisteminden eş zamanlı veri alınmıştır. Hasta odasının ışığı kapandıktan 55 dakika sonra uyumuş olup uykuda olduğu süre 196 dakikadır. Uyku teknisyenlerinin skorlaması sonucu hastanın AHI değeri 12.8 bulunmuş olup hasta hafif bir uyku apnesine sahiptir. Ayrıca hastanın apneleri hipopnelerden oluşmakta olup obstruktif apne atakları saptanmamıştır.

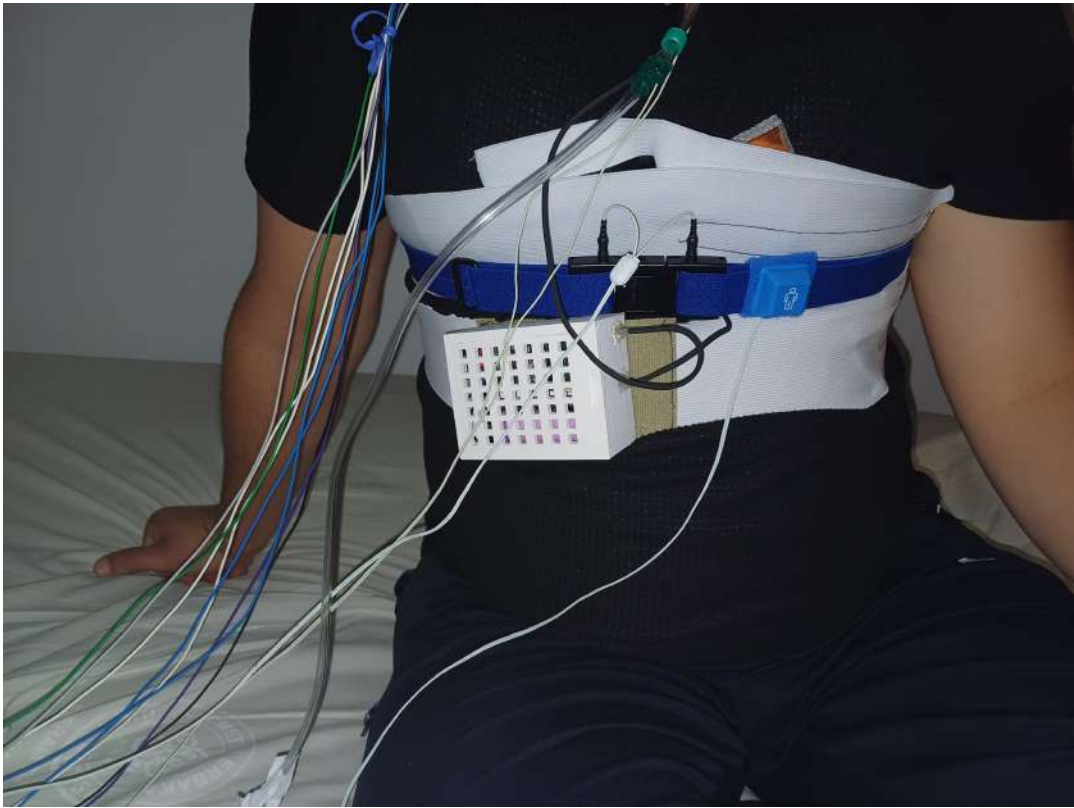
4.2. Sinyal İşleme

Sensörlerden veriler toplanıp sinyaller işlenirken şu aşamalardan geçirilmektedirler:

- Veriler SD karta yazılırken oluşan hataların Python dilinde yazılan kodla temizlenmesi
- 0-1 arasına max-min normalizasyonu
- Verideki drift (kayma)'ın alınması için detrend operasyonu
- Göğüs ve maske için 0.1 Hz-0.7 Hz arasında kesim frekansında 4. dereceden bant geçiren filtre (BPF), pulse oksimetre için 0.9 Hz-2 Hz arasında kesim frekansında 4. dereceden BPF ve gırtlak sensörü için 4. dereceden 0.05 Hz kesim frekansında yüksek geçiren filtre (HPF) kullanılmıştır.



(a)



(b)

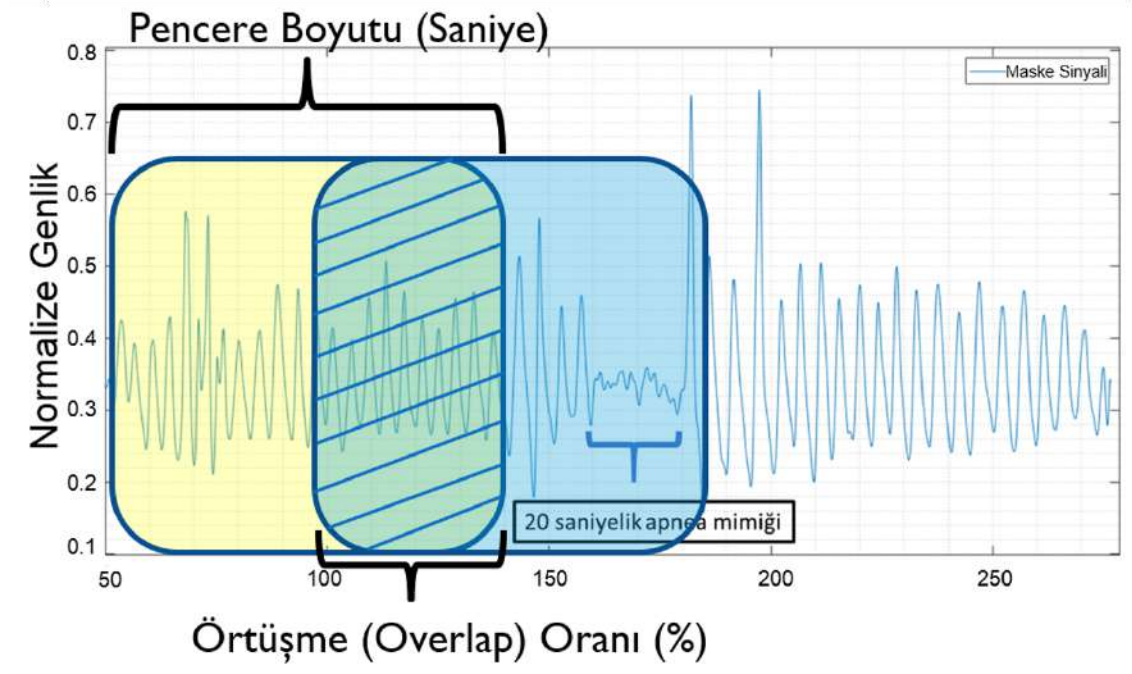
Şekil 4.3. Hasta üzerinde kapasitif ve referans sensörlerin ölçüm için yerleşimi

5. MAKİNE ÖĞRENMESİ

Üretilen sensörlerden elde edilen verilerle bir sınıflama işlemi yapılabilmesi için makine öğrenmesi algoritmaları kullanılmıştır. Algoritmalara girişler verilmeden önce veriler bir ön işlemeden geçirilip hazırlanmıştır. Daha sonra makine öğrenmesi algoritmalarına giriş olarak verilmesi için özellikler çıkarılıp önemli olanları seçilmiştir. Bu özelliklerle modeller eğitilmiş ve sınıflama çalışmaları yapılmıştır.

5.1. Veri Ön İşleme

Sinyal işleme kısmında hazırlanmış sensör verileri 10 saniyelik pencerelere bölündüğünde 100 Hz örnekleme ile toplamda 1000'in katı olması gerektiğinden veriler buna uygun olarak düzenlenmiştir. Daha sonra pencereler arasında 5 saniye ortak olacak şekilde ilerleme sağlanmıştır. Yani pencereler arasında Şekil 5.1'de verilen %50 örtüşme (overlap) bulunmaktadır. Her pencerenin karşılık olarak geldiği sınıf etiketi "healthy" veya "apnea" şeklinde veriler analiz edilerek hazırlanmıştır.



Şekil 5.1. Pencereler arası örtüşme oranı

5.2. Özellik Çıkarma (Feature Extraction)

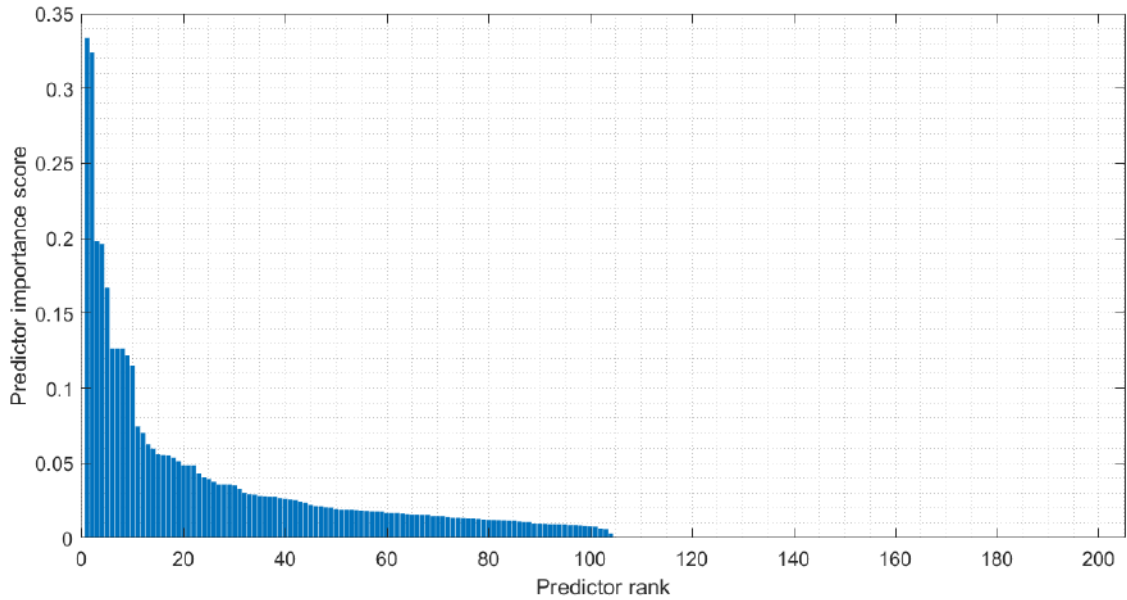
Her sensör verisi için oluşturulan pencerelerden 43'ü zaman domainine 15'i frekans domainine ait olmak üzere toplamda 58 adetten, genel toplamda 232 adet özellik çıkarılmıştır. Özellikler Tablo 5.1'de verilmiştir.

5.3. Özellik Seçme (Feature Selection)

Çıkarılan özelliklerin hepsinin sınıflama için kullanılması bütün özelliklerin eşit miktarda faydalı olmaması ve işlem yoğunluğunu artırması sebebiyle mantıklı değildir. Bu yüzden çıkarılan özelliklerin sınıflamaya en çok etkili olanlarının seçilmesi gerekmektedir. Özellik seçme için birden fazla yöntem olmasına rağmen sınıflama çalışmalarında yüksek doğruluk sağlaması sebebiyle Maximum Relevance-Minimum Redundancy (MRMR (MathWorks, 2024)) algoritması seçilmiş ve kullanılmıştır.

5.3.1. Mimik Verileri

MRMR algoritması mimik veri seti için seçilen özellikleri Şekil 5.2'de gösterildiği gibi sıralamaktadır.



Şekil 5.2. Çıkarılan özelliklerin MRMR ile önem sıralaması

20 dakikalık bir mimik veri setinden çıkarılan özelliklerden MRMR tarafından seçilen en önemli 20 özellik Tablo 5.2'de verilmiştir. Özelliklerden 5 tanesi gırtlak hareketi

Tablo 5.1. Dört adet sensörden çıkarılan zaman ve frekans domaini özellikleri

Çıkarılan Özellikler				
Zaman Domaini	1	Ortalama	2	Toplam Değer
	3	Standart Sapma	4	Quantile 25
	5	RMS	6	Quantile 50
	7	Skewness	8	Quantile 75
	9	Kurtosis	10	Varyans
	11	Maksimum	12	Quantile75-25
	13	Minimum	14	Mutlak Ortalama Sapma
	15	Medyan	16	Max-Min
	17	Mutlak Toplam	18	Karelerin RMS'i
	19	Mutlak Ortalama	20	Mod
	21	Mutlak Standart Sapma	22	1.Türevin Skewness'ı
	23	Mutlak RMS	24	1.Türevin Kurtosis'i
	25	Mutlak Skewness	26	1.Türevin Ortalaması
	27	Kareler Toplamı	28	1.Türevin Standart Sapması
	29	Karelerin Ortalaması	30	1.Türevin RMS'i
	31	Karelerin Standart Sapması	32	En Yüksek Slew Rate
	33	En Düşük Slew Rate	34	Toplam Harmonik Bozulma (THD)
	35	Tepe Sayısı	36	Tepe değerinin RMS'e Oranı
	37	Mean Crossing	38	Hjorth Activity
	39	Hjorth Mobility	40	Hjorth Complexity
Frekans Domaini	41	Z Skoru	42	Varyasyon Katsayısı
	43	(Max-Min)/Ortalama		
	44	0.05-1.99 Hz güç spektrumunun tüm spektruma oranı	45	0.05-1.99 Hz güç yoğunluğu
	46	2-4 Hz güç spektrumunun tüm spektruma oranı	47	2-4 Hz güç yoğunluğu
	48	Ortalama Frekans	49	Medyan
	50	Spektral Entropi	51	SNR
	52	Spektral Kurtosis	53	Güç Bant Genişliği
	54	Spektral Skewness	55	Gürültü Bant Genişliği
	56	Spektral Basıklık	57	SNR ve Distortion Oranı
	58	Occupied Bandwidth		

sensöründen elde edilmiştir.

Tablo 5.2. Bir mimik veri setinden çıkan özelliklerin önem sıralaması

Çıkarılan Özellik Adı			
1	'iqrValues_Chest_out1'	11	'meanDiffValues_Swa_out1'
2	'quantile75Values_Swa_out1'	12	'thdValues_Swa_out1'
3	'absSkewnessValues_Chest_out1'	13	'sumValues_PPG_out1'
4	'rmsSquaresValues_PPG_out1'	14	'kurtosisDiffValues_PPG_out1'
5	'skewnessDiffValues_Swa_out1'	15	'Spectral_Skewness_Mask_out1'
6	'SpectralFlatness_Chest_out1'	16	'SNR_Mask_out1'
7	'skewnessDiffValues_Mask_out1'	17	'PowerBandwidth_Mask_out1'
8	'Sinad_Chest_out1'	18	'AlphaPowerRatio_Swa_out1'
9	'sumValues_Mask_out1'	19	'PowerAlpha_PPG_out1'
10	'meanDiffValues_Mask_out1'	20	'hjorthMobility_Mask_out1'

Uyku apnesi tespiti için eklenen gırtlak hareketi sensöründen çıkarılan özellikler, en önemli ilk 10 özellik arasında veriye bağlı olmakla birlikte yerlerini almaktadırlar. Bu ise gırtlakın önemli bir nokta olabileceğine dair değerli bir bilgidir. Daha belirleyici sonuçların hastalar üzerinde veriler toplandıkça ortaya çıkacağı düşünülmektedir.

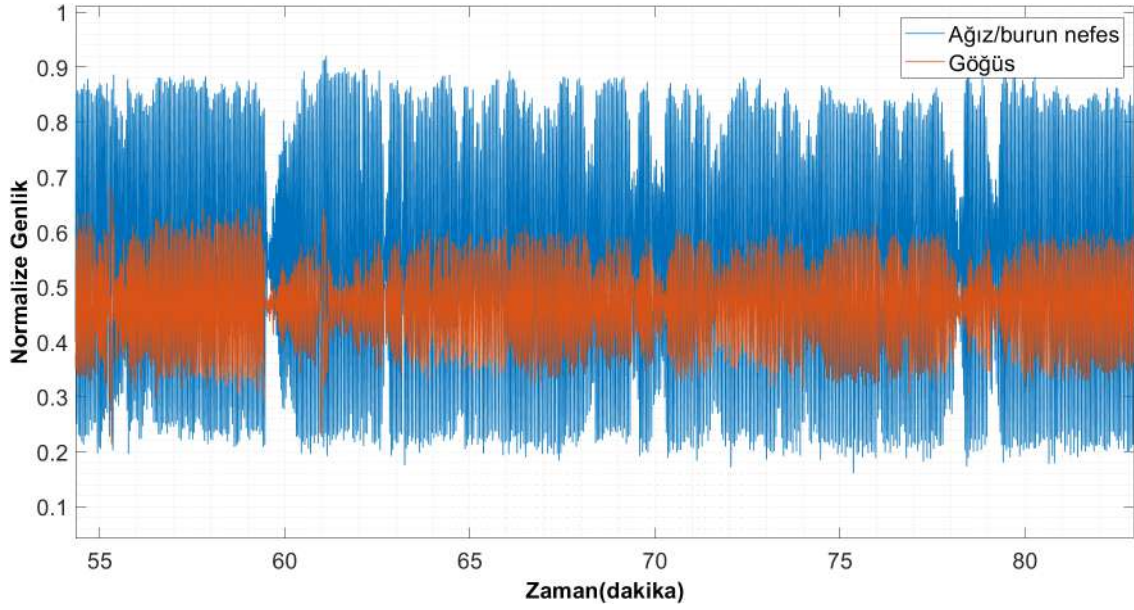
5.3.2. Gerçek Hasta Verisi

Hastanın üzerindeki referans sinyaller ve kapasitif sensör sinyallerinde elde edilen veriler makine öğrenmesi algoritmaları için hazırlanmıştır. Filtreleme ve ön işlemeden geçen veriler özellik çıkarımı için MRMR algoritmasına verilmiştir. Çıkarılan özellikler Tablo 5.3'de verilmiştir. Elde edilen özelliklerden görüldüğü üzere ağız ve burun yoluyla yapılan solunum sinyalinin özellikleri seçici özellikler arasında üst sıralarda yer almıştır. Gırtlak sinyali özelliklerinin ilk 20 özellik arasında 3 adet olması önemli bir ayırt edici olduğunu göstermesinin yanında hasta hipopnelere sahip olduğu ve nefes alışverişi tamamen durmadığı için gırtlaktaki hareketlerin tam olarak ortaya çıkmadığı düşünülmektedir. Yine hipopne dolayısıyla göğüsteki karakteristik özelliklerin kendini yeterince gösterememesi göğüsten alınan sinyallerin üst plana çıkmasını engellemiştir. Mimik veri setiyle gerçek hastadan alınan verilerden çıkarılan 232 özellik arasından ilk 20'si içinde ortak özelliklerin olması mimik veri setinin gerçeğe yakın şekilde alınmış olduğunu göstermektedir. Farklı özelliklerin oluşu ise mimik veri setinin büyük oranda obstrüktif uyku apnesi baz alınarak oluşturulmuş olmasına rağmen gerçek hastanın hipopnelerden muzdarip olmasıyla açıklanabilir.

Tablo 5.3. Bir hasta veri setinden çıkan özelliklerin önem sıralaması

Çıkarılan Özellik Adı			
1	'madValues_Mask_out1'	11	'thdValues_Swa_out1'
2	'hjorthMobility_Mask_out1'	12	'SpectralFlatness_PPG_out1'
3	'Spectral_Kurtosis_Mask_out1'	13	'quantile75Values_Mask_out1'
4	'thdValues_PPG_out1'	14	'DeltaPowerRatio_Mask_out1'
5	'kurtosisDiffValues_Swa_out1'	15	'quantile25Values_Mask_out1'
6	'meanDiffValues_Chest_out1'	16	'iqrValues_Mask_out1'
7	'kurtosisValues_Mask_out1'	17	'peaktoRmsValues_PPG_out1'
8	'skewnessValues_Swa_out1'	18	'stdDiffValues_PPG_out1'
9	'kurtosisDiffValues_Mask_out1'	19	'AlphaPowerRatio_Mask_out1'
10	'SpectralFlatness_Mask_out1'	20	'stdSquaresValues_Mask_out1'

Şekil 5.3'te hasta üzerindeki ağız-burundan referans termistör ile göğüsten kapasitif sensörle ölçülen solunum sinyallerinin görüldüğü üzere senkron olup doğru çalıştıkları doğrulanmıştır.



Şekil 5.3. Ağız-burundan solunum için kullanılan referans termistör ve göğüsten kapasitif sensörle ölçüm sinyalleri

5.3.3. Karma Veri

Veri setini daha çeşitli kılmak adına mimikle oluşturulmuş veri seti ve hastadan elde edilmiş veri setinin birleştirilmesiyle karma veri seri elde edilmiştir. Bu veri setinden MRMR algoritmasıyla seçilen en önemli 20 özellik Tablo 5.4'de verilmiştir. Burada da gırtlak bölgesinden 3 özelliğin 232 özellik arasından ilk 20'ye girdiği görülmekte olup

bu bölgenin teşhis için önemine dair bilgi taşımaktadır.

Tablo 5.4. Karma veri setinden çıkan özelliklerin önem sıralaması

Çıkarılan Özellik Adı			
1	'iqrValues_Mask_out1'	11	'meanDiffValues_Mask_out1'
2	'stdDiffValues_PPG_out1'	12	'SpectralEntropy_Swa_out1'
3	'Sinad_Chest_out1'	13	'hjorthComplexity_Chest_out1'
4	'Sinad_Mask_out1'	14	'kurtosisValues_Mask_out1'
5	'skewnessfValues_Chest_out1'	15	'absSkewnessValues_PPG_out1'
6	'kurtosisDiffValues_Swa_out1'	16	'OccupiedBandwidth_Mask_out1'
7	'kurtosisDiffValues_Mask_out1'	17	'OccupiedBandwidth_Chest_out1'
8	'SNR_PPG_out1'	18	'DeltaPowerRatio_Mask_out1'
9	'Spectral_Kurtosis_Mask_out1'	19	'kurtosisDiffValues_Chest_out1'
10	'kurtosisValues_Chest_out1'	20	'stdSDiffValues_Swa_out1'

5.4. Sınıflama Performansı

Sınıflama yapmak için toplanan veriler aynı türün farklı varyasyonlarını da içeren 32 adet makine öğrenmesi algoritmasını eğitmek ve test etmek için kullanılmıştır. İkili (binary) sınıflama sonuçlarını değerlendirirken kullanılan yöntemler birden fazla olmakla birlikte karmaşıklık matrisi (confusion matrix) bunlardan biridir. Denklem 5.1’de verilen yapı bir karmaşıklık matrisidir.

$$M = \begin{pmatrix} TP & FN \\ FP & TN \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

Karmaşıklık matrisinde geçen ifadelerin manaları ise şunlardır:

- True Positive (TP) gerçekte pozitif olarak adlandırılan bir şeyin pozitif olarak sınıflandırılması sayısıdır. Örneğin içerisinde kanser hastaları olan bir gruptan doğru şekilde kanser olarak sınıflandırılan sayısı TP sayısıdır.
- True Negative (TN) gerçekte negatif olarak adlandırılan bir şeyin negatif olarak sınıflandırılması sayısıdır. Örneğin içerisinde kanser hastaları olan bir gruptan kanser hastası olmayan kişilerin kanser değil olarak sınıflandırılma sayısı TN sayısıdır.
- False Positive (FP) gerçekte negatif olan bir şeyin yanlış şekilde pozitif olarak sınıflandırılması sayısıdır. Örneğin kanser olmayan hastaların yanlış şekilde kanser olarak sınıflandırılması sayısı FP sayısıdır.
- False Negative (FN) gerçekte pozitif olan bir şeyin yanlış şekilde negatif olarak sınıflandırılması sayısıdır. Örneğin kanser olan hastaların kanser değil şeklinde sınıflandırılması sayısı FN sayısıdır.

Karmaşıklık matrisi içerisindeki TP, TN, FP, FN değerleri kullanılarak bazı ölçütlendirmeler literatürde sıklıkla kullanılmaktadır (Hicks vd., 2022). Bunlardan bazıları şunlardır:

Doğruluk (Accuracy (ACC)). Doğruluk oranı doğru sınıflandırılmış örnek sayısının tüm örnekler oranı olarak ifade edilmektedir. Bu oran sonucunda 1 bütün örneklerin doğru sınıflandırıldığını gösterirken 0 hepsinin yanlış sınıflandırıldığını göstermektedir. Bununla birlikte örneklem içerisindeki sınıf oranlarının çok farklı olmasıyla doğruluk metriği yanlış yorumlamalara sebep olabileceğinden dengesiz veri

setlerinde tek başına kullanılması önerilmemektedir. Doğruluk formülü Denklem 5.2’de verilmiştir.

$$ACC = \frac{\# \text{ Doğru sınıflandırılmış örnekler}}{\# \text{ Tüm örnekler}} = \frac{TP + TN}{TP + FP + TN + FN} \quad (5.2)$$

Duyarlılık (Recall (REC)). Aynı zamanda hassasiyet (Sensitivity) olarak da adlandırılmaktadır. Pozitif olan örneklerin ne kadarının doğru olarak pozitif şeklinde sınıflandığını ölçen bir metriktir. En iyi sonuç olarak 1 ve en kötü 0 çıktıları verir. Formülü Denklem 5.3 ’de verilmiştir.

$$REC = \frac{\# \text{ Doğru sınıflandırılmış pozitif örnekler}}{\# \text{ Tüm pozitif örnekler}} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (5.3)$$

Özgüllük (Specificity (SPEC)). Duyarlılığın negatif versiyonudur. Negatif olan örneklerin ne kadarının doğru olarak negatif şeklinde sınıflandığını ölçen bir metriktir. En iyi sonuç olarak 1 ve en kötü 0 çıktıları verir. Formülü Denklem 5.4 ’de verilmiştir.

$$SPEC = \frac{\# \text{ Doğru sınıflandırılmış negatif örnekler}}{\# \text{ Tüm negatif örnekler}} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (5.4)$$

Kesinlik (Precision (PREC)). Kesinlik doğru olarak sınıflandırılmış örneklerin o sınıfa ait doğru ve yanlış bütün sınıflama sayısına oranıdır. Bu örnekleme pozitif örnekler için yapılırsa pozitif tahmini değer (PPV), negatif için yapılırsa negatif tahmini değer (NPV) olarak adlandırılıp kesinlik değerine karşılık gelir. Sonucu 0 ve 1 arasında değişen bu metrik için 1 sınıftaki bütün tahminlerin doğru yapıldığını, 0 ise hepsinin yanlış yapıldığını gösterir. Kesinlik formülü Denklem 5.5 ve 5.6’de verilmiştir.

$$PPV = \frac{\# \text{ Doğru sınıflandırılmış pozitif örnekler}}{\# \text{ Pozitif olarak sınıflandırılmış örnekler}} = \frac{TP}{TP + FP} \quad (5.5)$$

$$NPV = \frac{\# \text{ Doğru sınıflandırılmış negatif örnekler}}{\# \text{ Negatif olarak sınıflandırılmış örnekler}} = \frac{TN}{TN + FN} \quad (5.6)$$

F1 skoru (F1). F1 skoru precision ve recall değerlerinin harmonik ortalamasından oluşmakta olup iki değer de aşırı değerlerini cezalandırmaktadır. Bu metrik sınıflar arasında simetrik bir değerlendirmeye sahip değildir. Örneğin büyük bir

pozitif sınıfın olduğu durumda sınıflayıcı çokluğun olduğu tarafa meyledeceğinden ve F1 skoru TP ile orantılı olduğundan skor yüksek çıkmaktadır. Sınıfların yeniden adlandırılması ile negatifin çok olması ise F1 skorunun düşük çıkmasını sağlayacaktır. F1 skoru 0-1 arasında olup, 1 maksimum precision ve recall değerleri temsil ederken, 0 precision ve/veya recall değerlerini göstermektedir. F1 skor formülü Denklem 5.7'de verilmiştir.

$$F1 = 2 \times \frac{\text{precision} \times \text{recall}}{\text{precision} + \text{recall}} = \frac{2 \times TP}{2 \times TP + FP + FN} \quad (5.7)$$

Matthew korelasyon katsayısı (Matthews correlation coefficient (MCC)). MCC değeri karmaşıklık matrisindeki tüm değerleri kullanıp sınıflar arası dengeli bir ölçütlemeye yapmaktadır. MCC değeri -1 ile 1 arasında çıktı üretmekte olup 1 mükemmel bir sınıflamayı gösterirken, 0 rastgele tahmini, -1 ise tahmin ve gerçek değer arasında tamamen zıtlığı göstermektedir. MCC formülü Denklem 5.8'de verilmiştir.

$$MCC = \frac{TP \times TN - FP \times FN}{\sqrt{(TP + FP)(TP + FN)(TN + FP)(TN + FN)}} \quad (5.8)$$

Tehdit skoru (Threat score (TS)). Aynı zamanda Kritik Başarı İndeksi (Critical Success Index (CSI)) olarak da adlandırılan bu metrik doğru olarak sınıflandırılmış pozitif örneklerin, doğru sınıflandırılmış pozitif örnekler ve tüm yanlış sınıflandırılmış örnekler toplamına oranıdır. Bu metrik özellikle nadir gerçekleşen pozitif sınıfların gerçekleşmesini değerlendirmede iyi bir ölçüttür. TS 0–1 arasında değer alıp 1 hiç hatalı sınıflama olmadığını ve 0 ise hiç doğru sınıflandırılmış pozitif örnek olmadığını temsil etmektedir. TS formülü Denklem 5.9'de verilmiştir.

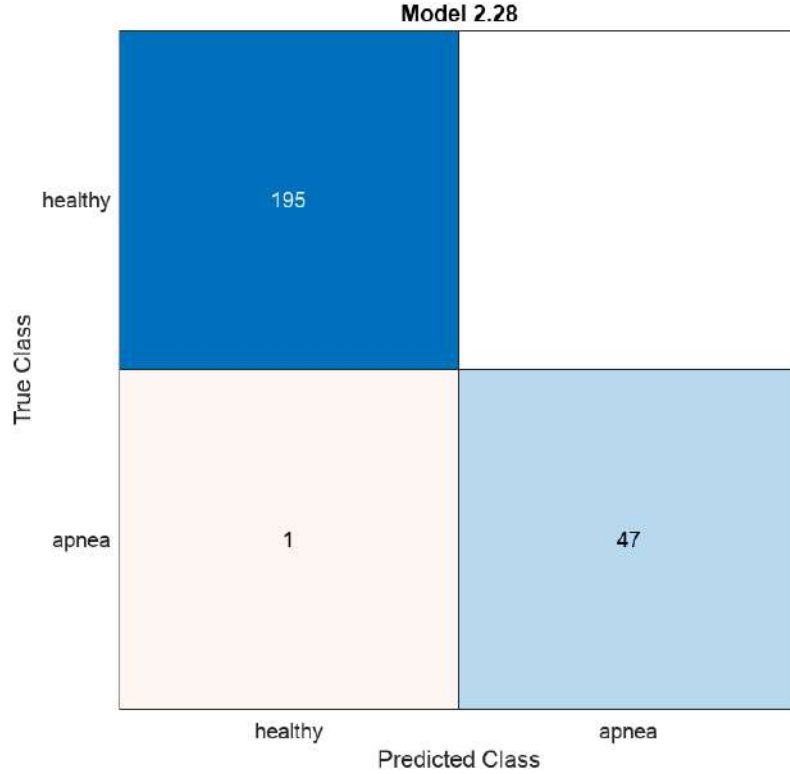
$$TS = \frac{\# \text{ correct positive predictions}}{\# \text{ correct positive and all false predictions}} = \frac{TP}{TP + FN + FP} \quad (5.9)$$

Bu çalışma kapsamında sağlıklı olarak sınıflandırılan "healthy" kategorisi pozitif sınıfları, "apnea" kategorisi ise negatif sınıfları temsil etmektedir.

5.4.1. Mimik Veri Seti Sonuçları

Konu uzmanı tarafından sunulan OSA mimiği hareketleri yapılmış ve veriler toplanmıştır. Toplanan veriler veri ön işleme, özellik çıkarma ve özellik seçme aşamalarından geçirilmiştir. Makine öğrenmesi algoritmalarına seçilen özellikler giriş

olarak verilmiştir. Yirmi dakikalık bir apnea mimiği veri setinden %50 pencere örtüşmesi ile toplam 243 pencere, sınıflanması için hazırlanmıştır. Sınıflama için makine öğrenmesine veriler verilirken 5 fold cross validation metodu ile eğitimler yapılmıştır. Bu makine öğrenmesi sınıflamasında ilk olarak çıkarılan 232 özelliğin hepsi kullanılmıştır. Bu şekilde Neural Network algoritması ile %99,6 doğruluğunda bir sonuç elde edilmiş olup karmaşıklık matrisi (confusion matrix) Şekil 5.4’de verilmiştir. Bu modelin değerlendirme sonuçları ise Tablo 5.5’de sunulmuştur.



Şekil 5.4. Mimik veri seti için Neural Network ile 232 özellik için karmaşıklık matrisi

Tablo 5.5. Mimik veri seti için Neural Network ile 232 özellik kullanarak sınıflama sonuç metrikleri

Recall	Precision	F1 Score	Accuracy	MCC	NPV	Specificity	Threat Score
1	0.995	0.997	0.996	0.987	1	0.979	0.995

Şekil 5.4’deki karmaşıklık matrisinden anlaşıldığı üzere 243 pencereden 242’si doğru sınıflandırılmış, 1 adet "apnea" olan pencere "healthy" olarak yanlış sınıflandırılmıştır. Çıkarılan özelliklerden MRMR algoritmasına göre seçilen en önemli 10 özellik kullanılarak sınıflama yapıldığında ise Bagged Trees algoritmasıyla %96,7’lik bir doğruluğa ulaşılmıştır. Sınıflamanın karmaşıklık matrisi Şekil 5.5’de verilmiştir. Bu modelin değerlendirme sonuçları ise Tablo 5.6’de sunulmuştur.



Şekil 5.5. Mimik veri seti kullanarak Bagged Trees ile 10 özellik için karmaşıklık matrisi

Bagged Trees algoritması ile Şekil 5.5’de görüldüğü üzere 243 pencereden 235 tanesi doğru sınıflandırılmış, 4 adet "apnea" sınıfından olan pencere "healthy" olarak ve 4 adet "healthy" sınıfından olan pencere "apnea" olarak yanlış sınıflandırılmıştır.

Tablo 5.6. Mimik veri seti için Bagged Trees ile 10 özellik kullanarak sınıflama sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.979	0.979	0.979	0.967	0.896	0.917	0.917	0.960

Bu sınıflama sonrasında ayrı ayrı zamanlarda 30 dakika, 20 dakika, 20 dakika şeklinde toplanmış 3 mimik veri seti birleştirilmiş ve 70 dakikalık veri ile sınıflama çalışması yapılmıştır. Verinin %85’i eğitim için, %15’i test için ayrılmıştır. Ayrıca çıkarılan özellikler MRMR algoritması ile sıralandıktan sonra en önemli 1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 100, 232 özellik için eğitim ve test doğrulukları elde edilmiştir. Yüz özellik kullanıp Medium Gaussian SVM algoritmasıyla elde edilen eğitim ve test karmaşıklık matrisleri Şekil 5.6’da, bu modelin değerlendirme sonuçları ise Tablo 5.7 ve Tablo 5.8’da verilmiştir.

Bir araya getirilmiş 70 dakikalık mimik veri setiden çıkarılan özelliklerden en önemli 20 tanesi ile yapılan sınıflama için eğitim ve test karmaşıklık matrisleri Şekil



(a) Eğitim



(b) Test

Şekil 5.6. 100 özellik kullanılarak Medium Gaussian SVM algoritmasıyla yapılan mimik veri seti sınıflaması için karmaşıklık matrisleri

Tablo 5.7. Mimik veri seti için Medium Gaussian SVM ile 100 özellik kullanarak eğitim sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
1	0.991	0.995	0.993	0.978	1	0.966	0.991

Tablo 5.8. Mimik veri seti için Medium Gaussian SVM ile 100 özellik kullanarak test sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.985	0.985	0.985	0.976	0.926	0.941	0.941	0.970

5.7’da verilmiştir. Yine bu yirmi özellik ile yapılan sınıflama metrik sonuçları eğitim için Tablo 5.9 ve test için Tablo 5.10’de sunulmuştur. Özellik sayısı düşünce makine öğrenmesi algoritmalarının sınıflama performansı düşse de çalışmaların uygulama açısı göz önünde bulundurulduğunda sistem karmaşıklığının istenen performansa uyumlu olarak olabildiğince az olması hedeflenmelidir.

Tablo 5.9. Mimik veri seti için Narrow Neural Network ile 20 özellik kullanarak eğitim sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.990	0.963	0.977	0.963	0.888	0.962	0.862	0.954

Toplanmış olan bu 70 dakikalık veri setinden çıkarılan özelliklerin önem sırasına göre seçilip sınıflama yapılması ve sonuçların değerlendirilmesiyle elde edilen grafik Şekil 5.8 ’de sunulmuştur. Grafikten anlaşılacağı üzere özellik sayısı ile birlikte eğitim ve test doğruluğu artsa da uygulama anında karmaşıklığı azaltmak için bu grafiğe spesifik olarak 20 özelliğin kullanılması uygun gözükmektedir.



(a) Eğitim

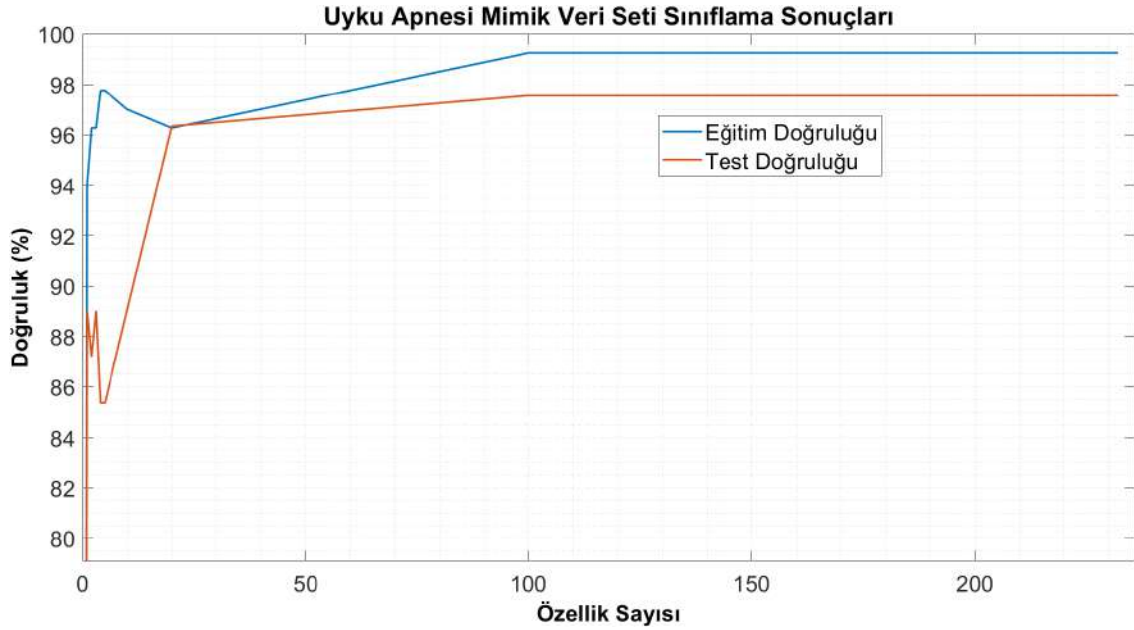


(b) Test

Şekil 5.7. 20 özellik kullanılarak Narrow Neural Network algoritmasıyla yapılan mimik veri seti sınıflaması için karmaşıklık matrisleri

Tablo 5.10. Narrow Neural Network ile 20 özellik kullanarak test sonuç metrikleri

Recall	Precision	F1 Score	Accuracy	MCC	NPV	Specificity	Threat Score
1	0.956	0.977	0.963	0.887	1	0.824	0.956

**Şekil 5.8.** 70 dakikalık veri setinin eğitim ve test doğruluklarının özellik sayısına göre değişimi

5.4.2. Gerçek Hasta Veri Seti Sonuçları

Hasta üzerinde toplanmış 4 saat üzerindeki veri işlenip 232 adet özellik çıkarılmıştır. Bu özellikler arasında en önemlileri belirlenmiştir. Sınıflaması için makine öğrenmesi algoritmalarına verilen 10'ar saniyelik pencerelerin %50'lik örtüşme içermeleri sağlanmıştır. Eğitimler aşırı öğrenmeyi (overfitting) engellemek adına 5 fold cross validation kullanılarak yapılmıştır. Aynı zamanda veri seti gerçek dünya problemlerinin çoğu gibi dengesiz veriseti (imbalanced dataset) olduğu için cross validation yapmadan önce 'apnea' pencereleri 'healthy' pencerelerinin arasına eşit olarak (Stratified K-Fold Cross-validation) rastgele dağıtılmıştır. Bu sayede verisetindeki sınıfların oranı eğitim anındaki ve testteki parçalara aynı oranda dağılarak dengesiz verisetinin eğitimi ve testi kötü etkilemesinin önüne geçilmeye çalışılmıştır. Eğitim verisi toplam verinin %80'ini, test ise %20'sini oluşturacak şekilde bölünmüştür. İlk olarak çıkarılan bütün özellikler kullanılarak sınıflama çalışması yapılmıştır. Eğitim ve test için elde edilen karmaşıklık matrisleri Şekil 5.9 'da verilmiştir.

Bütün özellikler kullanılarak yapılan sınıflama metrik sonuçları eğitim için Tablo 5.11 ve test için Tablo 5.12'de sunulmuştur. Tablolarda görüldüğü üzere eğitim için

Model 1

True Class	healthy	1880	3
	apnea	3	27
		healthy	apnea
		Predicted Class	

(a) Eğitim

Model 1

True Class	healthy	467	3
	apnea	1	7
		healthy	apnea
		Predicted Class	

(b) Test

Şekil 5.9. 232 özellik için Decision Trees algoritması kullanarak hastadan alınan verilerle yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri

%99.7'lik doğrulukla ve test için %99.2'lik doğrulukla sınıflama işlemi yapılmıştır. Eğitim aşamasında 30 apne penceresinde 27 tanesi doğru sınıflandırılmış ve 3 adet apne penceresi yanlış sınıflandırılmıştır. Test aşamasında ise 8 apne penceresinden 7'si doğru şekilde ve 1 tanesi yanlış şekilde sınıflandırılmıştır.

Tablo 5.11. Decision Trees ile 232 özellik kullanarak hasta veri seti için eğitim sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.998	0.998	0.998	0.997	0.898	0.9	0.9	0.997

Tablo 5.12. Decision Trees ile 232 özellik kullanarak hasta veri seti için test sonuç metrikleri

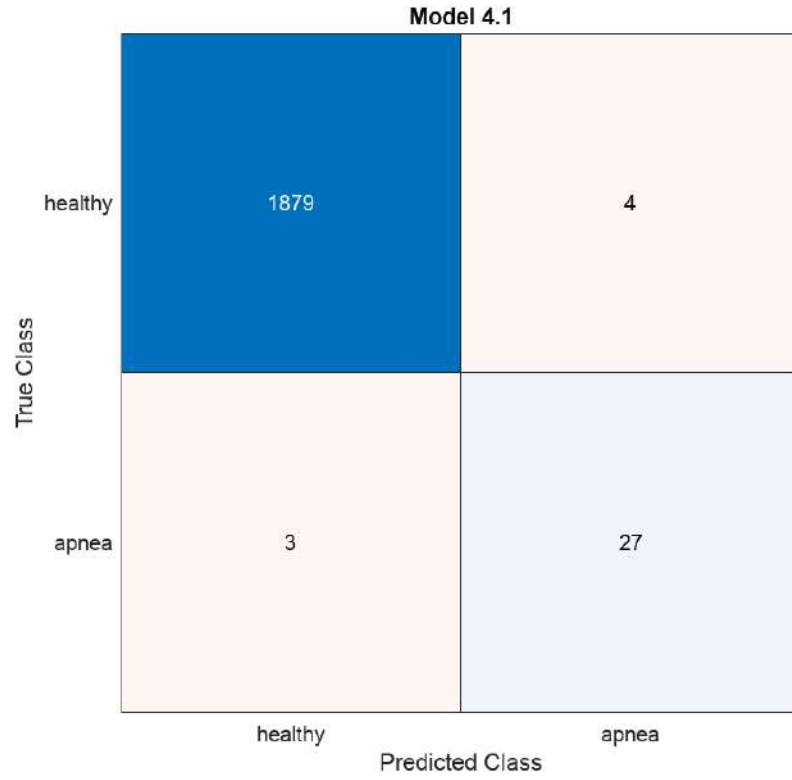
<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.994	0.998	0.996	0.992	0.779	0.700	0.875	0.992

Sistem karmaşıklığını ve işlem yükünün azaltmak için yapılan özellik seçme faaliyetinden sonra en önemli 20 özellik kullanılarak sınıflama çalışması tekrar yapılmıştır. Elde edilen karmaşıklık matrisleri Şekil 5.10'de verilmiştir.

Bütün özellikler kullanılarak yapılan sınıflama metrik sonuçları eğitim için Tablo 5.13 ve test için Tablo 5.14'de sunulmuştur. Tablolarda görüldüğü üzere eğitim için %99.6'lik doğrulukla ve test için %99.2'lik doğrulukla sınıflama işlemi yapılmıştır. Eğitim aşamasında 30 apne penceresinde 27 tanesi doğru sınıflandırılmış ve 3 adet apne penceresi yanlış sınıflandırılmıştır. Test aşamasında ise 8 apne penceresinden 7'si doğru şekilde ve 1 tanesi yanlış şekilde sınıflandırılmıştır. Bütün özellikler kullanılarak yapılan sınıflama sonuçlarıyla sadece 20 özellik kullanarak elde edilen sonuçlar büyük oranda aynı çıkmıştır. Böylece özellik seçme aşamasının önemi ve işlevselliği gösterilmiştir.

Tablo 5.13. Decision Trees ile 20 özellik kullanarak hasta veri seti için eğitim sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.998	0.998	0.998	0.996	0.884	0.871	0.9	0.996



(a) Eğitim



(b) Test

Şekil 5.10. 20 özellik için Decision Trees algoritması kullanarak hastadan alınan verilerle yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri

Tablo 5.14. Decision Trees ile 20 özellik kullanarak hasta veri seti için test sonuç metrikleri

Recall	Precision	F1 Score	Accuracy	MCC	NPV	Specificity	Threat Score
0.994	0.998	0.996	0.992	0.779	0.700	0.875	0.992

5.4.3. Karma Veri Seti Sonuçları

Mimik veri seti ve gerçek hasta veri setinin birleştirilmesinden oluşan karma veri seti ile yapılan sınıflama çalışmasında gerçek hasta veri setine uygulandığı gibi Stratified 5-Fold Cross-Validation uygulanmıştır. Bu sayede dengesiz veri setinin dağılımı düzenli hâle getirilip daha güvenilir bir eğitim ve test ortamı oluşturulmuştur. Veri setinin %80'i eğitim için %20'si ise test için kullanılmıştır. Başlangıçta veri setinden çıkarılan 232 özelliğin tümüyle sınıflama yapılmış ve elde edilen karmaşıklık matrisleri Şekil 5.11'de sunulmuştur. Bu modelle yapılan sınıflama performans metrikleri Tablo 5.15 ve Tablo 5.16'da verilmiştir. Tablolarda görüldüğü üzere eğitimde %98.3 ve testte %98.5'lik bir doğruluk elde edilmiştir.

Tablo 5.15. Bagged Trees ile 232 özellik kullanarak karma veri seti için eğitim sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.994	0.988	0.991	0.983	0.825	0.884	0.786	0.982

Tablo 5.16. Bagged Trees ile 232 özellik kullanarak karma veri seti için test sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.989	0.995	0.992	0.985	0.854	0.825	0.903	0.984

Özellik seçme işlemiyle birlikte seçilen 20 en önemli özellikle yapılan sınıflama sonrası karmaşıklık matrisleri Şekil 5.12'de verilmiştir. Bu modelle elde edilen sınıflama metrik sonuçları Tablo 5.17 ve Tablo 5.18'de sunulmuştur. Bu model için eğitim ve test doğruluk oranı sırasıyla %97.7'dir. Karma veri setindeki özgüllük değerlerinin bir miktar düşmesi ise hastanede toplanan verilerin, mimik ile toplanan verilerle örnekleme frekansının aynı olmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Parmaktan nabız ölçümü mimikle elde edilirken sinyal şeklinin tamamı, üretilmiş sistem tarafından toplanmış, hastane ölçüm cihazlarının gerçek hastadan toplayıp verdiği kalp atımı sinyali ise dakikada bir ortalama kalp atımı şeklinde olmuştur. Bu ise sinyal şekilleri ile alakalı bir çok önemli bilgiyi erişilemez hale getirmiştir. Karma veri setinde bu iki tipte veriden öğrenip sınıflama yapması model açısından zorlayıcı olmuştur.

Tablo 5.17. Adaboost ile 20 özellik kullanarak karma veri seti için eğitim sonuç metrikleri

<u>Recall</u>	<u>Precision</u>	<u>F1 Score</u>	<u>Accuracy</u>	<u>MCC</u>	<u>NPV</u>	<u>Specificity</u>	<u>Threat Score</u>
0.989	0.987	0.988	0.977	0.774	0.802	0.770	0.976

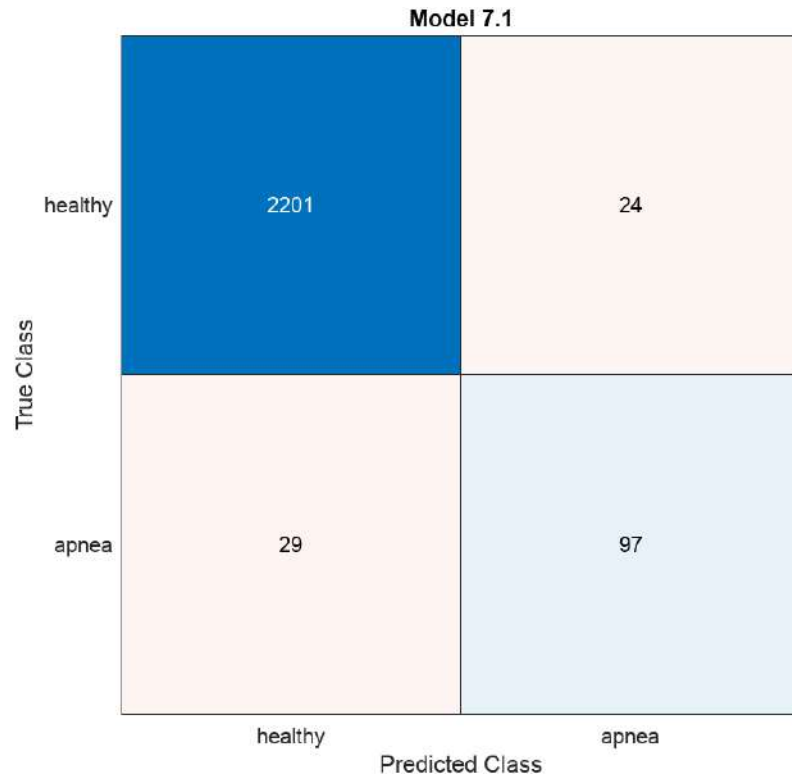


(a) Eğitim

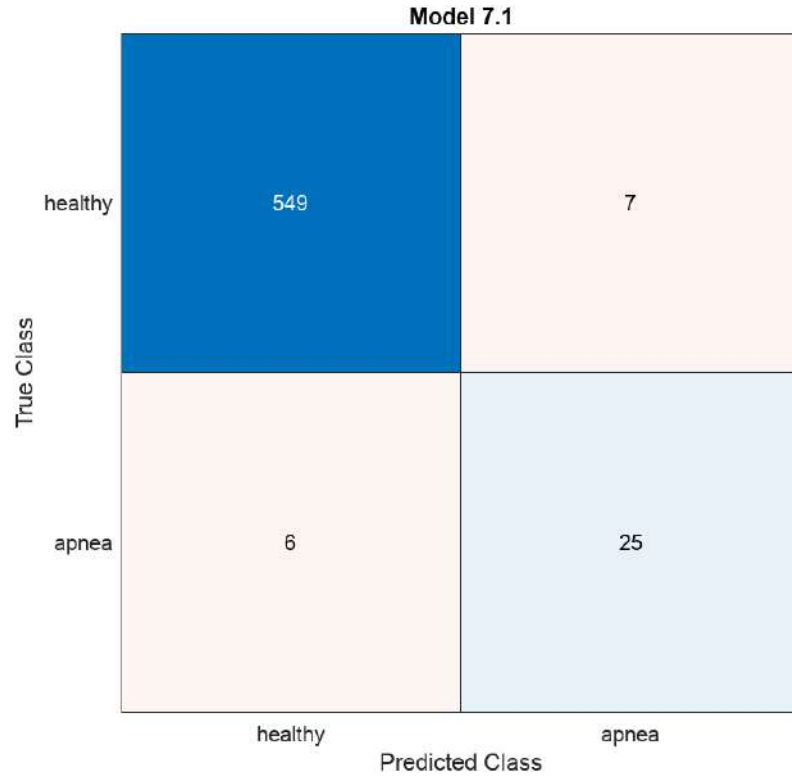


(b) Test

Şekil 5.11. 232 özellik için Bagged Trees algoritması kullanarak karma veri seti ile yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri



(a) Eğitim



(b) Test

Şekil 5.12. 20 özellik için Adaboost algoritması kullanarak karma veri setiyle yapılan sınıflama için karmaşıklık matrisleri

Tablo 5.18. Adaboost ile 20 özellik kullanarak karma veri seti için test sonuç metrikleri

Recall	Precision	F1 Score	Accuracy	MCC	NPV	Specificity	Threat Score
0.987	0.989	0.988	0.978	0.782	0.781	0.806	0.977

6. SONUÇ

Bu çalışmada uyku apnesi teşhisinde hastanelerde yürütülen yapıdaki sorunlara çözüm sunmak adına yapay zekâ destekli kapasitif tabanlı hastaların evde kendi kendilerine giyebilecekleri, sensör sayısı standart ölçümlere kıyasla oldukça azaltılmış bir sistem sunulmuştur. Üretilen sistemle apne teşhisi için vücutta 4 anahtar bölgeye odaklanılmış ve bu noktalardan üçü için kapasitif sensörler üretilmiştir. Bu bölgeler ağız/burun bölgesinden nefes alışverişinin, gırtlak bölgesinden apne anında hareketlerin, göğüs bölgesinden solunum hareketlerinin ve parmağın pulse oksimetre yardımıyla kalp atımı sinyallerinin ölçüldüğü noktalardır. Kapasitif ölçüm metodunda LC osilatör yapısı kullanılmış ve değişen kapasitansa karşılık rezonans frekans değişimi bilgi olarak alınmıştır. Ağız/burun bölgesindeki nefes alışverişi ölçülürken neme bağlı olarak kapasitans değışen bir sensör üretilerek gerçekleştirilmiştir. Bu sensörde biyo-uyumlu bir malzeme olan sıgır bağırsağı kullanılmış ve literatüre yeni bir sensör kazandırılmıştır. Gırtlak ve göğüsteki hareketlerin ölçülmesi için ölçüm alanına uyumlu şekilde tasarlanan elektrotlar, ekranlama (shield) katmanıyla birlikte o bölgeye yerleştirilmiştir. Gırtlak bölgesi standart apne teşhisi ölçümlerinde ve araştırmalar çerçevesinde literatürde bulunmayıp tez kapsamında kapasitif bir sensörle apne teşhisi için getirilen yeniliklerdendir. Mimik veri setlerinde gırtlak bölgesi için obstrüktif apne anında oluşan sinyallerin karakteristik farklılıklara sahip olduğu tespit edilmiştir. Elde edilen bu bilgiler sonucunda bir patent başvurusunda bulunulmuştur. Oluşturulan sistemlerin kompakt ve giyilebilir olması göz önünde bulundurulmuştur. Meydana getirilen sensörlerden verilerin alınabilmesi için baskı devre kartları tasarlanmış ve 3 boyutlu yazıcılarla üretilen yapılar giyilebilir hazne içine alınmıştır. FDC2214 kapasitans-dijital dönüştürücü ve STM32F103 tabanlı devre kartlarıyla toplanan veriler SD karta yazılmış buradan bilgisayar ortamına geçirilmiştir. SD karttaki yazım sırasında oluşan hatalar Python dilinde yazılmış bir kodla temizlenerek MATLAB programına aktarılmıştır. Burada öncelikle sinyallerin elde edildiği bölgelere göre filtreler uygulanmıştır. Daha sonra makine öğrenmesi algoritmalarını beslemek için ön işlemler yapılmıştır. Elde edilen veriler 10'ar saniyelik pencerelere bölünmüş sonrasında %50 örtüşme olacak şekilde veriler düzenlenmiştir. Her sensörden 43'ü zaman domainine, 15'i frekans domainine ait 58 adet olmak üzere toplamda 232 özellik çıkarılmıştır. Elde

edilen özellikler MRMR algortiması ile özellik çıkarma işleminden geçirilmiş ve en önemli özellikler bulunmuştur. Veri setleri uzman tarafından sunulan apne mimiği hareketlerinden oluşan mimik veri seti ve 1 hasta üzerinde uyku laboratuvarında referans sensörler birlikte alınan verilerden oluşmaktadır. Yetmiş dakikalık farklı zamanlarda toplanan sinyallerden oluşmuş mimik veri setiden 20 özellik çıkartılmıştır. En önemli ilk 20 özellik arasında 5 özellik gırtlak bölgesinden alınan sinyallerden elde edilmiştir. Bu ise gırtlak bölgesinin apne teşhisinde önemli bir bölge olabileceğine dair güçlü bir işarettir. Makine öğrenmesi algoritmaları ile yapılan eğitim sonucunda Neural Network algoritması eğitim veri seti apne veya sağlıklı sınıflamasını %96,3 oranında doğrulukta ve %86,2 oranında özgüllük değerinde gerçekleştirmiştir. Mimik veri setinde yapılan test sonuçları ise %96,3 doğruluk ve %82,4 özgüllük seklindedir. Hasta üzerinde referans sensörlerle elde edilen verilerden yine 20 özellik çıkarılmış ve makine öğrenmesi algoritmalarına verilmiştir. Decision Trees algoritmasıyla eğitim veri seti için elde edilen doğruluk değeri %99,6 iken özgüllük değeri %90'dır. Test sonuçları ise %99,2 doğruluk ve %87,5 özgüllük değerleri ile sonuçlanmıştır. Elde edilen veri setleri birleştirilip karma veri seti oluşturulmuştur. Karma veri setinden çıkarılan en önemli 20 özellekle yapılan sınıflamada Adaboost algoritmasıyla eğitim veri seti için doğruluk %97,7 ve özgüllük %77'dir. Test sonuçları ise doğruluk için %97,7 ve özgüllük için %80,6'dır.

Oluşturulan bu kapasitif sistemle uyku apnesi teşhisinin yüksek doğrulukta yapılabildiği görülmüştür. Teşhis için önemli bir bilgi sağlayabileceği gösterilen larinks bölgesiyle alakalı daha fazla sayıda hastadan veri toplayıp bölgenin sağlayacağı bilginin sınırları değerlendirilmelidir. Ayrıca giyilebilir olarak üretilen sistemin kullanıcı rahatı açısından yeni tasarımlarla bir miktar küçültülmesi ve giyim konforu arttırılabilir.

KAYNAKLAR

- Abumuamar, A. M., Dorian, P., Newman, D., ve Shapiro, C. M. (2018). The prevalence of obstructive sleep apnea in patients with atrial fibrillation. *Clinical cardiology*, 41(5):601–607.
- Al-Hamry, A., Panzardi, E., Mugnaini, M., ve Kanoun, O. (2021). Human breathing monitoring by graphene oxide based sensors. *Advanced Sensors for Biomedical Applications*, s. 97–107.
- Albaba, A., Castro, I., Borzée, P., Buyse, B., Testelmans, D., Varon, C., Van Huffel, S., ve Torfs, T. (2021). Automatic quality assessment of capacitively-coupled bioimpedance signals for respiratory activity monitoring. *Biomedical Signal Processing and Control*, 68:102775.
- Allen, A. M. H., Bansback, N., ve Ayas, N. T. (2015). The effect of osa on work disability and work-related injuries. *Chest*, 147(5):1422–1428.
- Areekath, L., George, B., Shruthi, P., Sharanya, M., ve Sudha, S. (2018). An electric-field based breathing rate monitor. In *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, s. 1–5. IEEE.
- Arnardottir, E. S., Bjornsdottir, E., Olafsdottir, K. A., Benediktsdottir, B., ve Gislason, T. (2016). Obstructive sleep apnoea in the general population: highly prevalent but minimal symptoms. *European respiratory journal*, 47(1):194–202.
- Badawy, J., Nguyen, O. K., Clark, C., Halm, E. A., ve Makam, A. N. (2017). Is everyone really breathing 20 times a minute? assessing epidemiology and variation in recorded respiratory rate in hospitalised adults. *BMJ Quality & Safety*, 26(10):832–836.
- Bae, M. R. ve Chung, Y.-S. (2021). Epiglottic collapse in obstructive sleep apnea. *Sleep Medicine Research*, 12(1):15–19.
- Benjafield, A. V., Ayas, N. T., Eastwood, P. R., Heinzer, R., Ip, M. S., Morrell, M. J., Nunez, C. M., Patel, S. R., Penzel, T., Pépin, J.-L., ve others (2019). Estimation of the

global prevalence and burden of obstructive sleep apnoea: a literature-based analysis. *The Lancet Respiratory Medicine*, 7(8):687–698.

Borsoi, L., Armeni, P., Donin, G., Costa, F., ve Ferini-Strambi, L. (2022). The invisible costs of obstructive sleep apnea (osa): Systematic review and cost-of-illness analysis. *PloS one*, 17(5):e0268677.

Castro, I. D., Varon, C., Torfs, T., Van Huffel, S., Puers, R., ve Van Hoof, C. (2018). Evaluation of a multichannel non-contact ecg system and signal quality algorithms for sleep apnea detection and monitoring. *Sensors*, 18(2):577.

Chattopadhyay, M. ve Chakraborty, D. (2015). A new scheme for determination of respiration rate in human being using mems based capacitive pressure sensor. In *Next Generation Sensors and Systems*, s. 143–160. Springer.

Chen, X., Wang, R., Zee, P., Lutsey, P. L., Javaheri, S., Alcántara, C., Jackson, C. L., Williams, M. A., ve Redline, S. (2015). Racial/ethnic differences in sleep disturbances: the multi-ethnic study of atherosclerosis (mesa). *Sleep*, 38(6):877–888.

Chiu, H.-Y., Chen, P.-Y., Chuang, L.-P., Chen, N.-H., Tu, Y.-K., Hsieh, Y.-J., Wang, Y.-C., ve Guilleminault, C. (2017). Diagnostic accuracy of the berlin questionnaire, stop-bang, stop, and epworth sleepiness scale in detecting obstructive sleep apnea: A bivariate meta-analysis. *Sleep medicine reviews*, 36:57–70.

Chung, F., Yegneswaran, B., Liao, P., Chung, S. A., Vairavanathan, S., Islam, S., Khajehdehi, A., ve Shapiro, C. M. (2008). Stop questionnaire: a tool to screen patients for obstructive sleep apnea. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, 108(5):812–821.

Cleary, F. (2020). Capacitive touch sensor design guide. Microchip Technology Inc.-Application Note. [Erişim Tarihi: 02-05-2024].

Cowie, M. R. (2017). Sleep apnea: state of the art. *Trends in cardiovascular medicine*, 27(4):280–289.

Crivello, A., Barsocchi, P., Girolami, M., ve Palumbo, F. (2019). The meaning of sleep quality: a survey of available technologies. *IEEE access*, 7:167374–167390.

Ding, X.-R., Zhang, Y.-T., Liu, J., Dai, W.-X., ve Tsang, H. K. (2015). Continuous cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and photoplethysmogram intensity ratio. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(5):964–972.

Donovan, L. M. ve Kapur, V. K. (2016). Prevalence and characteristics of central compared to obstructive sleep apnea: analyses from the sleep heart health study cohort. *Sleep*, 39(7):1353–1359.

Eckert, D. J., Jordan, A. S., Merchia, P., ve Malhotra, A. (2007). Central sleep apnea: pathophysiology and treatment. *Chest*, 131(2):595–607.

Elsobki, A., Cahali, M. B., ve Kahwagi, M. (2019). Lwptl: a novel classification for upper airway collapse in sleep endoscopies. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 85:379–387.

Fietze, I., Laharnar, N., Obst, A., Ewert, R., Felix, S. B., Garcia, C., Gläser, S., Glos, M., Schmidt, C. O., Stubbe, B., ve others (2019). Prevalence and association analysis of obstructive sleep apnea with gender and age differences—results of ship-trend. *Journal of sleep research*, 28(5):e12770.

Foster, G. D., Sanders, M. H., Millman, R., Zammit, G., Borradaile, K. E., Newman, A. B., Wadden, T. A., Kelley, D., Wing, R. R., Pi Sunyer, F. X., ve others (2009). Obstructive sleep apnea among obese patients with type 2 diabetes. *Diabetes care*, 32(6):1017–1019.

Frost, S. (2016). Underdiagnosing and undertreating obstructive sleep apnea draining healthcare system. *American Academy of Sleep Medicine*.

Gortseva, A. Y., Korostovtseva, L., Bochkarev, M., Sviryayev, Y. V., ve Konradi, A. (2017). The role of subjective methods for the evaluation of sleep quality. *Zhurnal nevrologii i psikiatrii imeni SS Korsakova*, 117(4. Vyp. 2):34–41.

- Gottlieb, D. J. ve Punjabi, N. M. (2020). Diagnosis and management of obstructive sleep apnea: a review. *Jama*, 323(14):1389–1400.
- Groth, M. (2005). Sleep apnea in the elderly. *Clinics in geriatric medicine*, 21(4):701–12.
- Gu, W., Leung, L., Kwok, K. C., Wu, I.-C., Folz, R. J., ve Chiang, A. A. (2020). Belun ring platform: a novel home sleep apnea testing system for assessment of obstructive sleep apnea. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 16(9):1611–1617.
- Heinzer, R., Vat, S., Marques-Vidal, P., Marti-Soler, H., Andries, D., Tobback, N., Mooser, V., Preisig, M., Malhotra, A., Waeber, G., ve others (2015). Prevalence of sleep-disordered breathing in the general population: the hypnolaus study. *The Lancet Respiratory Medicine*, 3(4):310–318.
- Hicks, S. A., Strümke, I., Thambawita, V., Hammou, M., Riegler, M. A., Halvorsen, P., ve Parasa, S. (2022). On evaluation metrics for medical applications of artificial intelligence. *Scientific reports*, 12(1):5979.
- Huysmans, D., Heffinck, E., Castro, I. D., Deviaene, M., Borzée, P., Buyse, B., Testelmans, D., Van Huffel, S., ve Varon, C. (2020). Sleep-wake classification for home monitoring of sleep apnea patients. In *2020 Computing in Cardiology*, s. 1–4. IEEE.
- Iber, C. (2018). The AASM manual for the scoring of sleep and associated events: Rules, Terminology, and Technical Specification. *Version 2.5. American Academy of Sleep Medicine*.
- Instruments, T. (2014). Fdc1004: Basics of capacitive sensing and applications. *TexasInstruments, Dallas*.
- Ioan, I., Weick, D., Sevin, F., Sanlaville, D., De Fréminville, B., Schweitzer, C., Akkari, M., Coutier, L., Putois, B., Thieux, M., ve others (2022). Pulse transit time as a diagnostic test for osa in children with down syndrome. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 18(1):119–128.
- Javaheri, S. ve Dempsey, J. (2013). Central sleep apnea. *Comprehensive Physiology*,

3(1):141–163.

Johns, M. W. (1991). A new method for measuring daytime sleepiness: the epworth sleepiness scale. *sleep*, 14(6):540–545.

Johnson, D. A., Guo, N., Rueschman, M., Wang, R., Wilson, J. G., ve Redline, S. (2018). Prevalence and correlates of obstructive sleep apnea among african americans: the jackson heart sleep study. *Sleep*, 41(10):zsy154.

Kara, M. R., Yavşan, E., Karali, M., ve Erişmiş, M. A. (2022). A new discrete analog circuit solution for capacitive rotary encoders. *IEEE Sensors Journal*, 22(15):15062–15070.

Kevin Asp, CRT, R. (2016). The different types of sleep apnea: Obstructive, Central and Mixed. <https://www.sleepresolutions.com/blog/the-different-kinds-of-sleep-apnea-obstructive-central-\\mixed>. [Erişim Tarihi: 14-03-2024].

Khan, M. U., Hassan, G., ve Bae, J. (2019). Bio-compatible organic humidity sensor based on natural inner egg shell membrane with multilayer crosslinked fiber structure. *Scientific reports*, 9(1):5824.

Kim, D. G., Wang, C., Ho, J. G., Min, S. D., Kim, Y., ve Choi, M.-H. (2020). Development and feasibility test of a capacitive belt sensor for noninvasive respiration monitoring in different postures. *Smart Health*, 16:100106.

Kim, J.-S., Truong, T., ve Kim, J. (2023). Development of embroidery-type sensor capable of detecting respiration using the capacitive method. *Polymers*, 15(3):503.

Lee, H. J., Hwang, S. H., Lee, S. M., Lim, Y. G., ve Park, K. S. (2013). Estimation of body postures on bed using unconstrained ecg measurements. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 17(6):985–993.

Ling, Z., Zhou, W., Ren, Y., Wang, J., ve Guo, L. (2022). Non-contact heart rate monitoring based on millimeter wave radar. *IEEE Access*, 10:74033–74044.

Liu, J., Wang, H., Liu, T., Wu, Q., Ding, Y., Ou, R., Guo, C., Liu, Z., ve Wang, Q. (2022). Multimodal hydrogel-based respiratory monitoring system for diagnosing obstructive sleep apnea syndrome. *Advanced Functional Materials*, 32(40):2204686.

Liu, J., Zhao, W., Li, J., Li, C., Xu, S., Sun, Y., Ma, Z., Zhao, H., ve Ren, L. (2024). Multimodal and flexible hydrogel-based sensors for respiratory monitoring and posture recognition. *Biosensors and Bioelectronics*, 243:115773.

Luis, J. A., Roa Romero, L. M., Gómez-Galán, J. A., Hernández, D. N., Estudillo-Valderrama, M. Á., Barbarov-Rostán, G., ve Rubia-Marcos, C. (2014). Design and implementation of a smart sensor for respiratory rate monitoring. *Sensors*, 14(2):3019–3032.

Martin, A. ve Voix, J. (2017). In-ear audio wearable: Measurement of heart and breathing rates for health and safety monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 65(6):1256–1263.

Martínez-García, M.-A., Capote, F., Campos-Rodríguez, F., Lloberes, P., de Atauri, M. J. D., Somoza, M., Masa, J. F., González, M., Sacristán, L., Barbé, F., ve others (2013). Effect of cpap on blood pressure in patients with obstructive sleep apnea and resistant hypertension: the hiparco randomized clinical trial. *Jama*, 310(22):2407–2415.

MathWorks (2024). Feature selection. <https://www.mathworks.com/discovery/feature-selection.html>. [Erişim Tarihi: 07-12-2023].

Matthies, D. J., Haescher, M., Chodan, W., ve Bieber, G. (2021). Diy-pressmat: A smart sensor mat for posture detection applicable for bed-exit intention detection, pressure ulcer prevention, and sleep apnea mitigation. In *Proceedings of the 14th Pervasive Technologies Related to Assistive Environments Conference*, s. 76–80.

Mehra, R., Stone, K. L., Blackwell, T., Ancoli Israel, S., Dam, T.-T. L., Stefanick, M. L., Redline, S., ve in Men Study, O. F. (2007). Prevalence and correlates of sleep-disordered breathing in older men: osteoporotic fractures in men sleep study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(9):1356–1364.

- Mendonca, F., Mostafa, S. S., Ravelo-Garcia, A. G., Morgado-Dias, F., ve Penzel, T. (2018). A review of obstructive sleep apnea detection approaches. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 23(2):825–837.
- Meng, K., Xiao, X., Wei, W., Chen, G., Nashalian, A., Shen, S., Xiao, X., ve Chen, J. (2022). Wearable pressure sensors for pulse wave monitoring. *Advanced Materials*, 34(21):2109357.
- Moretti, F. (2020). Custom 3d printed mask. <https://www.3dwasp.com/en/3d-printed-mask-from-3d-scanning/>. [Erişim Tarihi: 07-12-2023].
- Mukkamala, R., Hahn, J.-O., Inan, O. T., Mestha, L. K., Kim, C.-S., Töreyn, H., ve Kyal, S. (2015). Toward ubiquitous blood pressure monitoring via pulse transit time: theory and practice. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 62(8):1879–1901.
- Muxfeldt, E. S., Margallo, V. S., Guimarães, G. M., ve Salles, G. F. (2014). Prevalence and associated factors of obstructive sleep apnea in patients with resistant hypertension. *American journal of hypertension*, 27(8):1069–1078.
- Naruse, Y., Tada, H., Satoh, M., Yanagihara, M., Tsuneoka, H., Hirata, Y., Ito, Y., Kuroki, K., Machino, T., Yamasaki, H., ve others (2013). Concomitant obstructive sleep apnea increases the recurrence of atrial fibrillation following radiofrequency catheter ablation of atrial fibrillation: clinical impact of continuous positive airway pressure therapy. *Heart rhythm*, 10(3):331–337.
- Netzer, N. C., Stoohs, R. A., Netzer, C. M., Clark, K., ve Strohl, K. P. (1999). Using the berlin questionnaire to identify patients at risk for the sleep apnea syndrome. *Annals of internal medicine*, 131(7):485–491.
- Okubo, M., Imai, Y., Ishikawa, T., Hayasaka, T., Ueno, S., ve Yamaguchi, T. (2009). Development of automatic respiration monitoring for home-care patients of respiratory diseases with therapeutic aids. In *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering: ECIFMBE 2008 23–27 November 2008 Antwerp, Belgium*, s. 1117–1120. Springer.

Oldenburg, O., Lamp, B., Faber, L., Teschler, H., Horstkotte, D., ve Töpfer, V. (2007). Sleep-disordered breathing in patients with symptomatic heart failure a contemporary study of prevalence in and characteristics of 700 patients. *European journal of heart failure*, 9(3):251–257.

Park, S. W., Das, P. S., Chhetry, A., ve Park, J. Y. (2017). A flexible capacitive pressure sensor for wearable respiration monitoring system. *IEEE Sensors Journal*, 17(20):6558–6564.

Pearse, S. G. ve Cowie, M. R. (2016). Sleep-disordered breathing in heart failure. *European journal of heart failure*, 18(4):353–361.

Peppard, P. E., Young, T., Barnet, J. H., Palta, M., Hagen, E. W., ve Hla, K. M. (2013). Increased prevalence of sleep-disordered breathing in adults. *American journal of epidemiology*, 177(9):1006–1014.

Peppard, P. E., Young, T., Palta, M., Dempsey, J., ve Skatrud, J. (2000). Longitudinal study of moderate weight change and sleep-disordered breathing. *Jama*, 284(23):3015–3021.

Peromaa-Haavisto, P., Tuomilehto, H., Kössi, J., Virtanen, J., Luostarinen, M., Pihlajamäki, J., Käkälä, P., ve Victorzon, M. (2016). Prevalence of obstructive sleep apnoea among patients admitted for bariatric surgery. a prospective multicentre trial. *Obesity surgery*, 26:1384–1390.

Pitson, D., Sandell, A., Van den Hout, R., ve others (1995). Use of pulse transit time as a measure of inspiratory effort in patients with obstructive sleep apnoea. *European Respiratory Journal*, 8(10):1669–1674.

Rundo, J. V. (2019). Obstructive sleep apnea basics. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, 86(9 Suppl 1):2–9.

Rundo, J. V. ve Downey III, R. (2019). Polysomnography. *Handbook of clinical neurology*, 160:381–392.

Rus, S., Braun, A., ve Kuijper, A. (2017). E-textile couch: towards smart garments integrated furniture. In *Ambient Intelligence: 13th European Conference, Aml 2017, Malaga, Spain, April 26–28, 2017, Proceedings 13*, s. 214–224. Springer.

Sajid, M., Aziz, S., Kim, G. B., Kim, S. W., Jo, J., ve Choi, K. H. (2016). Bio-compatible organic humidity sensor transferred to arbitrary surfaces fabricated using single-cell-thick onion membrane as both the substrate and sensing layer. *Scientific Reports*, 6(1):30065.

Sareli, A. E., Cantor, C. R., Williams, N. N., Korus, G., Raper, S. E., Pien, G., Hurley, S., Maislin, G., ve Schwab, R. J. (2011). Obstructive sleep apnea in patients undergoing bariatric surgery—a tertiary center experience. *Obesity surgery*, 21:316–327.

Sateia, M. J. (2014). International classification of sleep disorders. *Chest*, 146(5):1387–1394.

Seiler, A., Camilo, M., Korostovtseva, L., Haynes, A. G., Brill, A.-K., Horvath, T., Egger, M., ve Bassetti, C. L. (2019). Prevalence of sleep-disordered breathing after stroke and tia: a meta-analysis. *Neurology*, 92(7):e648–e654.

Simić, M., Stavrakis, A. K., Sinha, A., Premčevski, V., Markoski, B., ve Stojanović, G. M. (2022). Portable respiration monitoring system with an embroidered capacitive facemask sensor. *Biosensors*, 12(5):339.

Small, I. K., Jovanov, E., ve Rolin, T. D. (2019). Monitoring of respiration by means of an additively manufactured barium titanate-based hygroscopic sensor. In *2019 SoutheastCon*, s. 1–5. IEEE.

Stevan, S. L., Dalla Stella, G. N., ve Santos, M. M. D. (2016). Monitoring of sleep apnea through thoracic expansion with capacitive and inductive sensors. *IEEE Latin America Transactions*, 14(1):102–108.

Stewart, S. A., Skomro, R., Reid, J., Penz, E., Fenton, M., Gjevre, J., Cotton, D., ve others (2015). Improvement in obstructive sleep apnea diagnosis and management wait times: A retrospective analysis of a home management pathway for obstructive sleep

apnea. *Canadian respiratory journal*, 22:167–170.

Takano, A., Ishigami, H., ve Ueno, A. (2021). Non-contact measurements of electrocardiogram and cough-associated electromyogram from the neck using in-pillow common cloth electrodes: a proof-of-concept study. *Sensors*, 21(3):812.

Takano, M. ve Ueno, A. (2018). Noncontact in-bed measurements of physiological and behavioral signals using an integrated fabric-sheet sensing scheme. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 23(2):618–630.

Takano, M., Yamagishi, S., Ohmura, T., Fukuoka, Y., ve Ueno, A. (2017). Non-contact simultaneous measurements of electrocardiogram and respiratory movements using capacitive sheet electrodes. *Advanced Biomedical Engineering*, 6:28–36.

Texas-Instruments (2016). FDC2214-q1 multi-channel 12-bit or 28-bit capacitance-to-digital converter (fdc) for capacitive sensing. https://www.ti.com/lit/ds/symlink/fdc2214-q1.pdf?ts=1714652504622&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.ti.com%252Fproduct%252FFDC2214-Q1. [Erişim Tarihi: 02-05-2024].

Texas-Instruments (2017). Reduce noise and interference in proximity sensing designs: Noise-immune capacitive sensing solution. https://www.youtube.com/watch?v=fp4l4EUDpWQ&ab_channel=TexasInstruments. [Erişim Tarihi: 30-04-2024].

Tufik, S., Santos-Silva, R., Taddei, J. A., ve Bittencourt, L. R. A. (2010). Obstructive sleep apnea syndrome in the sao paulo epidemiologic sleep study. *Sleep medicine*, 11(5):441–446.

ur Rehman, H. M. M., Khan, M., Rehman, M. M., Khan, S. A., ve Kim, W. Y. (2022). High-performance humidity sensor for multipurpose applications by recycling of potato peel bio-waste. *Sensors and Actuators A: Physical*, 343:113662.

Wandel, T., Hausherr, D. P., ve Berben, D. (2022). Measuring suite for vascular response monitoring during hyperbaric oxygen therapy by means of pulse transit time (ptt) analysis. *Sensors*, 22(21):8295.

Wang, D. (2014). Fdc1004: Basics of capacitive sensing and applications. *Texas Instruments-Application Report*, 12:1–12.

Wang, D. (2015). Capacitive proximity sensing using the fdc1004. *Application Report, Texas Instruments Incorporated, USA*.

Wannenburg, J., Malekian, R., ve Hancke, G. P. (2018). Wireless capacitive-based ecg sensing for feature extraction and mobile health monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 18(14):6023–6032.

Xia, Y., Gu, H., Xu, L., Chen, X. D., ve Kirk, T. V. (2021). Extending porous silicone capacitive pressure sensor applications into athletic and physiological monitoring. *Sensors*, 21(4):1119.

Xu, H., Ebrahim, M. P., Hasan, K., Heydari, F., Howley, P., ve Yuce, M. R. (2021). Accurate heart rate and respiration rate detection based on a higher-order harmonics peak selection method using radar non-contact sensors. *Sensors*, 22(1):83.

Yan, M., Hao, Q., Diao, S., Zhou, F., Yichen, C., Jiang, N., Zhao, C., Ren, X.-R., Yu, F., Tong, J., ve others (2023). Smart home sleep respiratory monitoring system based on a breath-responsive covalent organic framework. *ACS nano*, 18(1):728–737.

Yang, X., Xiao, Y., Han, B., Lin, K., Niu, X., ve Chen, X. (2019). Implication of mixed sleep apnea events in adult patients with obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome. *Sleep and Breathing*, 23:559–565.

Yavsan, E., Kara, M. R., ve Erismis, M. A. (2024). An intestine based bio-compatible humidity sensor for environmental and medical measurements. *IEEE Sensors Journal*.

Young, T., Shahar, E., Nieto, F. J., Redline, S., Newman, A. B., Gottlieb, D. J., Walsleben, J. A., Finn, L., Enright, P., Samet, J. M., ve others (2002). Predictors of sleep-disordered breathing in community-dwelling adults: the sleep heart health study. *Archives of internal medicine*, 162(8):893–900.

Yu, Y. (2017). Capacitive proximity sensing using fdc2x1y. *Texas Instruments, Oct-2015*.