T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NEFES TAKİP SİSTEMİ TASARIMI VE GİYİLEBİLİR SİSTEME ENTEGRESİ

Ünal HANCILAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Elektronik Tezli Yüksek Lisans Programı

Danışman

Doç. Dr. Umut Engin AYTEN

Ocak, 2022

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NEFES TAKİP SİSTEMİ TASARIMI VE GİYİLEBİLİR SİSTEME ENTEGRESİ

Ünal HANCILAR tarafından hazırlanan tez çalışması ..... tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektronik Tezli Yüksek Lisans Programı **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Umut Engin AYTEN
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Umut Engin AYTEN, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Prof. Dr. Herman SEDEF, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Dr. Öğr. Üyesi Nurullah ÇALIK, Üye
İstanbul Medeniyet Üniversitesi _____

Danışmanım Doç. Dr. Umut Engin AYTEN sorumluluğunda tarafımca hazırlanan Nefes Takip Sistemi Tasarımı ve Giyilebilir Sisteme Entegresi başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Ünal HANCILAR

İmza

Bu çalışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü'nün FBA-2021-4213 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

Aileme

ve

arkadaşlarıma

TEŞEKKÜR

Bu çalışmamın deney süreçlerinde gönüllü olan aileme ve arkadaşlarıma, ayrıca çalışmamın araştırılmasında, gelişmesinde ve hedefine giden yolda yönlendirmeleriyle katkılarını esirgemeyen sayın hocam Doç. Dr. Umut Engin AYTEN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ünal HANCILAR

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ vii
KISALTMA LİSTESİ viii
ŞEKİL LİSTESİ ix
TABLO LİSTESİ x
ÖZET xi
ABSTRACT xiii
1 GİRİŞ 1
1.1 Literatür Özeti ... 1
1.2 Tezin Amacı ... 4
1.3 Hipotez ... 5
2 TASARIM SÜREÇLERİ 6
2.1 Sensör Tasarımı ... 6
2.1.1 İvmeölçer ... 6
2.1.2 Elektronik Stetoskop ... 7
2.1.3 İletken İplikli Kordon Örgü ... 8
2.1.4 Velostat ... 9
2.2 Donanım Tasarımı ... 11
2.3 Yazılım Tasarımı ... 14
2.4 Sistem Tasarımı ... 15
3 DEĞERLENDİRME VE SONUÇLAR 17
3.1 Sensörün Değerlendirilmesi ... 17
4 SONUÇ VE ÖNERİLER 28
4.1 Sonuç ve Öneriler ... 28
KAYNAKÇA 29
A ETİK KURUL KARARI 31
B ÖRNEK ETİK GÖNÜLLÜ FORMLARI 32
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR 35

SİMGE LİSTESİ

Hz	Hertz
kΩ	Kilo ohm
mm	Milimetre
N	Newton
Ω	Ohm
cm^2	Santimetrekare

KISALTMA LİSTESİ

BLE	Bluetooth Low Energy
ECG	Electrocardiography
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyografi
EMG	Elektromiyografi
FN	False Negative
FP	False Positive
IMU	Inertial Measurement Unit
Lipo	Lityum polimer
TN	True Negative
TP	True Positive

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 İvmeölçer 6
Şekil 2.2 İvmeölçer ile test sonuçları 7
Şekil 2.3 Elektronik stetoskop 7
Şekil 2.4 Elektronik stetoskop ile test sonuçları 8
Şekil 2.5 İletken iplikli kordon örgü 8
Şekil 2.6 İletken iplikli kordon örgü ile test sonuçları 9
Şekil 2.7 Sensör yapısı 10
Şekil 2.8 Velostat sensör (solda: açık hali, sağda: birleştirilmiş hali) 10
Şekil 2.9 Velostat sensör ile test sonuçları 11
Şekil 2.10 Donanım şematiği 12
Şekil 2.11 Kartın üst katmanı (solda), alt katmanı (sağda) 12
Şekil 2.12 Donanımın 3-boyutlu gösterimi 13
Şekil 2.13 Tasarlanan donanım 13
Şekil 2.14 Veri akışı 15
Şekil 2.15 Sistem çalışma diyagramı 15
Şekil 2.16 Thingspeak veri gösterimi 16
Şekil 2.17 Thingview mobil veri gösterimi 16
Şekil 3.1 Dik oturma pozisyonunda yapılan testin sonuçları 17
Şekil 3.2 Ayakta yapılan testin sonuçları 18
Şekil 3.3 Uzanma pozisyonunda yapılan testin sonuçları 18
Şekil 3.4 Vernier solunum kemeri 19
Şekil 3.5 Sensörlerin vücut bağlantısı 21
Şekil 3.6 Örnek test sonuçları (üstte solunum kemeri, altta velostat sensör) 26

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1 İlk test sonuçları 19
Tablo 3.2 Hata matrisi 20
Tablo 3.3 Test sonuçları 22
Tablo 3.4 Karşılaştırma sonuçları 27

ÖZET

Nefes Takip Sistemi Tasarımı ve Giyilebilir Sisteme Entegresi

Ünal HANCILAR

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. Umut Engin AYTEN

Günümüz gelişen teknolojisinde giyilebilir sensörlere, kablosuz uzaktan izleme yöntemlerine olan önem ve ilgi artmaktadır. Özellikle insan fizyolojik sinyalleri olan kalp ritmi, solunum, elektroensefalografi (EEG), elektromiyografi (EMG), elektrokardiyografi (EKG), oksijen satürasyonu gibi sinyaller üzerinde çalışmalar hız kazanmaktadır. Tüm bu fizyolojik sinyaller, hekimlere hastalık öncesi teşhis için işaret olabilir. Bu sinyallerden olan solunum hızında anormallikler yaşanması ise önemli hastalıkların habercisi olabilir veya ani solunum durmasının erken teşhisi ile hastaya erken müdahale imkanı doğabilir. Bu çalışma kapsamında sürekli olarak nefes takibi yapabilen giyilebilir, kablosuz ve düşük maliyetli, solunum sırasında oluşan göğüs/diyafram hareketlerini algılayan bir sensör tasarlanmış ve giyilebilir sisteme entegre edilerek devre tasarımı gerçekleştirilmiştir. Sensör, basınca duyarlı bir malzeme ve hassasiyeti arttırmak için tekstil ürünlerinden oluşmakta ve mikrodenetleyici tabanlı devre kartı ile kontrol edilmektedir. Sensörün başarısını tespit edebilmek için literatürde altın standart olarak kullanılan referans bir solunum kemeri cihazı ve tasarlanan sistem ile gönüllü deneklerle testler yapılmıştır. 20 gönüllü denek üzerinde invaziv olmayacak şekilde 79 farklı test yapılmıştır; dik otururken, uzanırken, ayakta, hızlı nefes ve derin nefes test durumlarını oluşturmuştur. Yapılan testlerde, tasarlanan sensör ve referans cihaz ile aynı anda ölçüm yapılmış ve başarı ölçütü için dakikadaki nefes sayıları hesaplanmıştır. Sistemin sürekli olarak nefes takibi yapabilmesi, aldığı verileri bir buluta

anlık gönderebilmesi ve doğruluk açısında da referans cihaza göre ve literatürdeki diğer çalışmalara göre yüksek başarı sağlanması bu çalışmada gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Nefes, solunum takibi, giyilebilir sensör, sensör tasarımı.

ABSTRACT

Breath Tracking System Design and Integration Into The Wearable System

Ünal HANCILAR

Department of Electronics and Communication Engineering

Master of Science Thesis

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Umut Engin AYTEN

In today's developing technology, the importance and interest of wireless remote monitoring methods and wearable sensors are increasing. In particular, studies on signals such as heart rhythm, respiration, electroencephalography (EEG), electromyography (EMG), electrocardiography (ECG), oxygen saturation, which are human physiological signals, are accelerating. All these physiological signals can be signal to doctors for pre-disease diagnosis. Abnormalities in the respiratory rate, which is one of these signals, may be a harbinger of important diseases or early diagnosis of sudden respiratory arrest may lead to early intervention to the patient. Within the scope of this study, a wearable, wireless and low-cost sensor that detects chest/diaphragm movements during breathing, which can continuously monitor breathing, was designed and integrated into the wearable system, and circuit design was carried out. The sensor consists of a pressure sensitive material and textile products to increase sensitivity and can be controlled with a microcontroller based circuit board. In order to determine the success of the sensor, a reference respiration belt device, which is used as the gold standard in the literature, and the designed system were tested with volunteer subjects. 79 different non-invasive tests were performed on 20 volunteer subjects; sitting upright, lying down, standing, rapid breathing and deep breathing were test situations. In the tests, measurements were made simultaneously with the designed sensor and reference device, and the number of breaths

per minute was calculated for the success criterion. In this study, it has been shown that the system can continuously monitor breath, send the data it receives instantly to a cloud, and achieve higher success in terms of accuracy compared to the reference device and other studies in the literature.

Keywords: Breath, respiratory tracking, wearable sensor, sensor design.

1
GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

Literatürde farklı sensör çeşitleriyle ve farklı yöntemlerle solunum takip sistemleri, solunum hızı belirleme metotları bulunmakta olup, iki farklı kategoride sınıflandırılabilir olduğu görülmüştür; temalı ve temassız sistemler. Temaslı sistemlerde sensörler vücudun göğüs ve diyafram bölgesine bağlanarak oluşmaktayken, aynı zamanda burun ve ağız bölgesine de konumlandırılan çeşitli yapılar ile çalışmalar yapılmıştır. Temassız sistemlerde ise hiçbir şekilde vücut ile teması olmayan yapılar kullanılmıştır. Ancak bu sistemlerde deneğin belli bir pozisyonda veya belli bir deney ortamında bulunması beklenmektedir. Çünkü deneğin solunum tespiti için ölçülen sinyallerde ortamda bozucu farklı bir sinyal olmaması gereklidir. Bu kısıtlardan ötürü temassız sistemler giyilebilir kategorisine giremeyerek temaslı sistemlere göre dezavantajı ortaya çıkmaktadır. Temaslı sistemlerde genel olarak, solunum sırasındaki göğüs ve diyaframın hareketleri baz alınmıştır, ayrıca ağız ve burun bölgesinde kullanılan sistemlerde ise ses, nem ve sıcaklık gibi verilerden faydalanılmıştır.

Amirhossein Shahshahani ve arkadaşları 2018 yılında, diyafram duvarının hareketini temel alan çalışmalarında, ultrason tekniği ile solunum tespiti yapabilmişlerdir. Bir piezo-seramik dönüştürücü ile geliştirilen sensör, diyafram duvarına gönderdiği ses dalgalarını analiz ederek solunum takibini sağlamışlardır. Altın standartlardan bir olan spirometre cihazı dışında, literatürdeki diğer yöntemlerden ivmeölçer, jiroskop ve oksimetre ile sonuçları kıyaslayarak kendi yöntemlerinin bozucu vücut hareketlerinden daha az etkilendiğini göstermişlerdir [1].

Solunum sırasında oluşan göğüs ve diyafram hareketleri için uygun olan ve literatürde çokça kullanımı görülen ivmeölçer ile Reza Abbasi-Kesbi ve arkadaşları 2018 yılında, hem solunum hızı tespiti hem de kalp ritmi tespiti yapabilen bir sistem geliştirmişlerdir. İvmelenmeyi kullanarak hem kalp ritminden kaynaklanan hareketi hem de solunumdan kaynaklanan hareketi dijital filtrelerden faydalanarak ayırmayı başarmış ve verileri gerçek zamanlı olarak bluetooth üzerinden uzaktan takip edebilmişleridir. Altın standart olarak kullanılan bir solunum kemeri ile sistemlerini başarısını sunmuşlardır [2].

S. P. Preejith ve arkadaşları da 3-eksenli bir ivmeölçer ve altın standart olarak kullanılan gas basınç sensörü ile çalışmalarını tamamlamışlardır. Sistemleri için aynı zaman donanımı tasarımı da gerçekleştiren ekip, bluetooth low energy (BLE) protokolü ile veri iletimini oluşturmuşlar. Vücut hareketlerinden kaynaklanan gürültüler içinse bir eşik değeri yaklaşımı ile solunum sinyallerini bozacak gürültülerde hareketleri tespit edip solunum verilerini bozmasını engellemişlerdir [3].

Ambra Cesareo ve arkadaşları 2018 yılında ivmeölçeri içinde barındıran inertial measurement unit (IMU) sensörlerinden 3 adet kullanarak hata oranını en aza indirmeyi hedeflemişler. 2 sensörü göğüs ve karın bölgesine konumlandırarak solunum kaynaklı hareketleri takip ederken, diğer sensörü solunumdan dolayı hareket olmayan bir bölgeye yerleştirerek bozucu vücut hareketlerini de kontrol altına almak istemişlerdir. 3 sensörden aldıkları verilere farklı yaklaşımlar katarak geliştirdikleri algoritmayı önermişlerdir [4].

2018 yılında, Elise Jortberg ve arkadaşları da 3-eksenli bir ivmeölçer ile geliştirdikleri sistemi göğüs duvarına yapışan bir yapıda kullanarak ticari bir ürüne dönüştürmüşlerdir. Medikal altın standart olarak kullanılan polisomnografi ile 19 klinik hastada karşılaştırmalarını gerçekleştirip geliştirdikleri sistemin başarısını sunmuşlardır [5].

D. Chamberlain ve arkadaşları 2015 yılında solunum seslerinden akciğer seslerinin analizi için bir algoritma önermişlerdir. Mobil uygulama ile entegre çalışan sistemde, geliştirilen elektronik stetoskop sayesinde solunum esnasındaki akciğer seslerine hırıltı sınıflandırması yapan algoritma ile hastalık teşhisine yardımcı olan otomatik bir sistem geliştirmişlerdir [6]. Yine mikrofonu temel alan diğer iki çalışmada, göğüs ve ağız bölgesine konumlandırılan bluetooth modüllü, mikrofonlu baskı devre yapıları ile hem kalp ritmi hem de solunum takibi yapılabilmiştir [7-8].

2013 yılında Alexander M. Chan ve arkadaşları [9], 2018 yılında da Martine J M Breteler ve arkadaşları [10], EKG elektrotlarından alınan QRS kompleksi üzerinde geliştirdikleri sinyal işleme algoritmaları ile solunum hızı takibi yapabilen ve ticari ürüne dönüştürdükleri çalışmalarını sunmuşlardır. Vücuda yapışabilen mini sensörlere dönüştürdükleri ürünlerini, bluetooth haberleşmesi ile destekleyerek giyilebilir teknolojilere entegre etmişlerdir.

M. C. Caccami ve arkadaşları 2017 yılında, nefes takibi için malzeme bilimi üzerine grafen oksitli bir sensör tasarımı gerçekleştirerek nem değişimine duyarlı hale getirmişlerdir. Bir yüz maskesine entegre ettikleri sensör, nefes verildiğinde oluşan sıcak

hava, tükürük sayesinde artan nem oranını ve nefes alındığı sırada kuruyan hava ve tükürük damlacıklarının azalttığı nem oranını takip ederek nefes takibini sağlayabilmişlerdir [11]. 2018 yılında ise çalışmalarını geliştirerek nefes anomalilerini ayırt edecek algoritma geliştirmişler ve uyku apnesi gibi solunum rahatsızlıklarının tespitini yapabilmişlerdir [12]. Nem değişimini baz alan 2010 yılındaki başka bir çalışmada, Nicolas André ve arkadaşları alüminyum oksit kaplanmış metal elektrot dizileriyle geliştirdikleri sensör, burundan nefes alıp verme sırasındaki nem değişimlerine karşı kapasitif özellik göstermiştir [13].

Sina Moradian ve Reza Abdolvand piezo elektrik malzemenin rezonans frekansı değişimini sensör tasarımlarında solunum takibi için önermişlerdir [14]. 2016 yılında Firat Güder ve arkadaşları kağıdın higroskopik özelliğinden yararlanarak nem değişimlerini elektrik sinyallerine dönüştüren bir sensör tasarımında bulunmuşlar. Kağıdın iyonik iletkenliği, selüloz liflerinin yüzeyindeki su miktarı ile orantılı olduğundan, sensörü bir yüz maskesine entegre ederek nefes alıp verme sırasında oluşan tükürük damlacıklarının oluşturduğu nem kullanmışlardır. Geliştirdikleri donanım ile sinyalleri yükseltilerek işlenmiş ve bluetooth ile verileri uzaktan takip edebildikleri sistemi önermişlerdir [15].

2018 yılında bir tişört üzerine yapılan çalışmada, Mourad Roudjane ve arkadaşları kablosuz solunum takibinde bir fiber anten önermişlerdir. Fiber malzeme ve gümüş kaplama ile geliştirdikleri yapının solunum sırasında oluşan göğüs hareketlerinde değişen frekansı yakalamayı başarmış ve bluetooth haberleşme ile gerçek zamanlı olarak izleyebilmişlerdir [16].

Simiao Niu ve arkadaşları, 2019 yılında, bodyNET adını verdikleri sistemlerinde nabız, solunum ve vücut hareketleri tespit etmişlerdir. Esneyebilir kapasitör, indüktör ve resistif gerinim yapısı ile oluşturdukları esnek devre yapılarını solunum takibi için önermişlerdir [17]. Göğüs hareketlerinden faydalanılan diğer bir çalışmada, Marc Hesse ve arkadaşları, ticari olarak temin edilebilen bir esnek direnç kullanmışlar, mikrodenetleyici üzerinde topladıkları verileri bluetooth vericisi ile ileterek uzaktan takibi sağlamışlardır [18].

Temaslı sistemlerde giyilebilir avantajı yakalamak adına tekstil ürünlerinin de kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır. İletken gümüş iplikten yapılan kumaş parçası, iki yapay kumaş arasına sıkıştırılarak elde edilen kapasitör yapısı C. M. Yang ve arkadaşları tarafından 2014 yılında önerilmiştir. Oluşturdukları sensör yapısı bir kemer ile diyafram

bölgesine bağlandıktan sonra solunum sırasında sıkışıp gevşeyerek kapasitesi değişmektedir [19]. Rafiu King Raji ve arkadaşları da 2019 yılında iletken iplik ve normal örgü ipliği kullanarak tasarladıkları sensörde, yakaladıkları piezorezistif yapılarını önermişlerdir. Diyafram bölgesinin solunum hareketlerinden direnç değişimi gösteren sensör yapıları ile solunum takibi yapmışlardır [20].

Literatürdeki temassız sistemlere bakıldığında, haberleşme, sinyal işleme ve görüntü işleme tekniklerinin ön plana çıktığı görülmüştür. 2014 yılında, Philippe Arlotto ve arkadaşları ultrasonik alıcı ve verici sayesinde solunum sırasında bozulan sinyaller üzerinde çalışarak solunum takibi sağlamışlardır. Deneğin ağız ve burun bölgesine gönderilen ve alınan ultrasonik sinyaller nefes alıp verme sırasında değiştiği için solunum verileri olarak kullanılmak için önerilmiştir [21]. Neal Patwari ve arkadaşları ise, çeşitli sinyal alıcı vericileri yerleştirdikleri deney ortamında alınan sinyal gücünü ölçen standart kablosuz ağların, solunum tespitinde kullanılabileceğini önermişlerdir. Ancak tek alıcı vericide yaptıkları deneylerde istedikleri sonucu elde edemedikleri için birden çok alıcı verici olan bir ağ yapısında çalışmalarını geliştirmişlerdir [22]. Dangdang Shao ve arkadaşları da 2014 yılında, solunum tespiti için kamera ve görüntü işleme üzerine çalışma yapmışlar. Göğüs ve diyaframın solunum sırasındaki hareketlerinin kamera ile tespit edilmesi zor olduğu için, omuz bölgesindeki ufak hareketleri analiz ederek nefes alıp verme sırasındaki farklılıklar üzerine sistemlerini geliştirmişlerdir [23].

1.2 Tezin Amacı

Giyilebilir teknolojideki günümüzdeki gelişmeler birçok alanda giderek artmaktadır. Özellikle bu alanlardan biri olan sağlıkta, kişisel aktivite ve fizyolojik sinyallerin takibi ve değerlendirilmesi tıp bilimi için önemli bir noktaya doğru gittiği görülmüştür. Bu kapsamda, solunum hızının sürekli olarak takip edilebilmesi de solunum ile ilgili hastalıklarda haberci görevi görür ve solunum durması gibi acil durumlarda da kişinin uzaktan, erken tespit edilebilmesini sağlar. Gelişen teknoloji ile artık kişisel sağlık alanında da birçok çalışmanın hayatımıza girmesi ve fayda sağlaması öngörülmektedir.

Bu tezin amacı ise kişilerin gerçek zamanlı olarak nefes takibinin yapılabilmesi ve bu takip sonucunda kişilere anlamlı verilerin oluşturulmasının sağlanmasıdır. Bu doğrultuda, kişilerin günlük kıyafetleri ile rahat bir şekilde kullanabileceği bir sensör yapısının düşük maliyetli, kablosuz ve doğruluk oranı yüksek bir şekilde geliştirilmesi, bu sensörden verilerin doğru olarak alınabilmesi için bir elektronik devre tasarımının ve yazılımının

oluşturulması, bu verilerin sürekli olarak bir bulut sisteminde kayıt altına alınabilmesi ve acil durumlar için buluttan verilerin yetkili birimlere/kişilere gönderebilmesi amaçlanmıştır.

1.3 Hipotez

Solunum hızı, nefes takibi için geliştirilen sistemlerde temassız sistemlerin günlük giyilebilir teknoloji olarak kullanılmaması dezavantajı olduğu görülmüştür. Diğer taraftan temaslı sistemlerde kablolu yapıların yerini, kablosuz sistemlere bırakması ve düşük maliyet avantajı sağlanmasının ve başarı oranı yükseltilmesinin literatüre olacak katkısı kaçınılmazdır.

Çalışmada, daha önce literatürde kullanılmayan basınca duyarlı iletken malzeme ile oluşturulacak yapı sayesinde düşük maliyetli, yüksek hassasiyete sahip bir sensör tasarımı üzerine çalışılmıştır. Malzemenin tek başına çok ince olması ve hassasiyeti solunum sırasında oluşan göğüs hareketleri için yetersiz olması sebebiyle sert kumaş arasında sıkıştırılmış ve kumaşlar arasındaki iletkenliği iletken iplikler ile sağlanmaya çalışılmıştır. Elektronik devre tarafında ise uygulamaya özel baskı devre tasarımı ile sadece ihtiyaç duyulan modüller, giriş-çıkış pinleri, bağlantı konektörler kullanılarak maliyet ve boyut küçültülerek ergonomik bir tasarım elde edilmeye çalışılmıştır.

Bu tez kapsamında geliştirilen düşük maliyetli sensör, altın standart olarak kullanılan bir referans cihazla kıyaslanarak başarı oranı tespiti ve literatürdeki diğer çalışmalarla olan karşılaştırması üzerine çalışılmıştır. Çalışma detaylarında, geliştirilen sensör yapısı, donanım tasarımı, yazılım tasarımı, deney süreçleri, karşılaştırma metrikleri ve sonuçlar hakkında ayrıntılı şekilde bahsedilecektir.

2
TASARIM SÜREÇLERİ

2.1 Sensör Tasarımı

Sensör tasarımında doğru yöntemi belirlemek adına farklı sensörler ve tasarımlar denenmiştir. İvmeölçer, mikrofonlu elektronik stetoskop ve iletken iplikli kordon örgü ile yapılan çalışmalarda istenilen sonuçlar elde edilememiştir. Son olarak velostat ile tasarlanan sensörde sonuçların kabul edilebilir olduğu görülünce çalışma bir sonraki aşamaya geçmiştir.

2.1.1 İvmeölçer

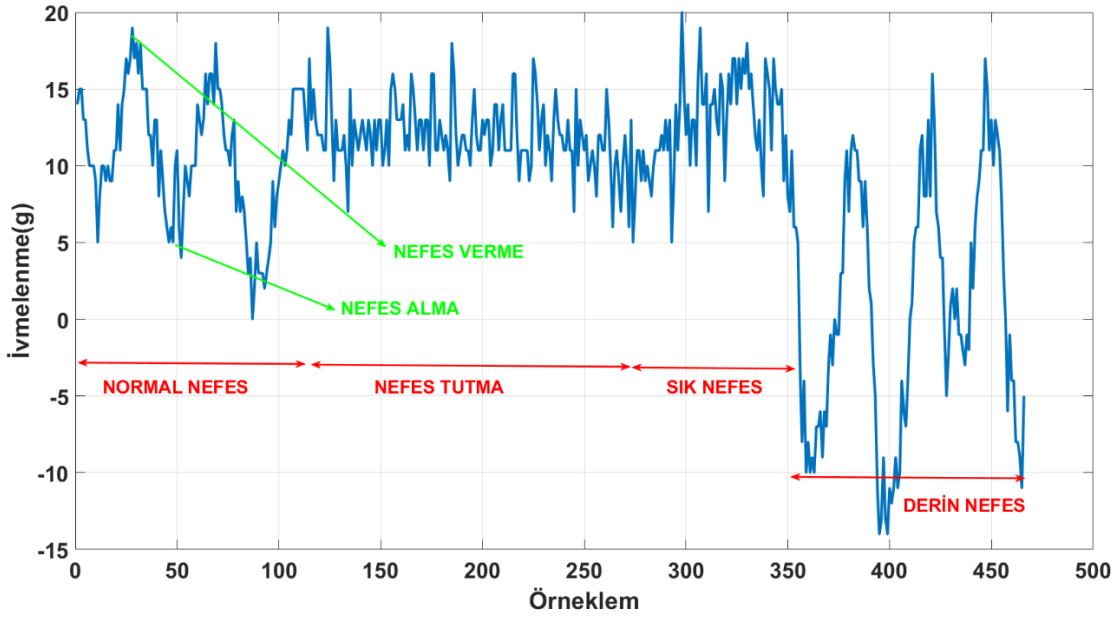
Yapılan literatür araştırmasında çoğunlukla ivmeölçer kullanıldığı görülmüş ve olumlu katkıları incelenmiştir. Bu sebeple ivmeölçer ile bir sensör daha kullanarak doğruluk oranını artırmak hedeflenmiştir.

Şekil 2.1'de gösterilen 12 bit çözünürlüğe sahip 3-eksenli MMA845X ivmeölçeri ile gömülü yazılım tasarımı yapılmıştır. Bir lastik kemer vasıtasıyla göğüs ve diyafram bölgesinde çeşitli ölçümler yapılmıştır. Diyafram bölgesi seçilerek normal nefes, nefes tutma, hızlı nefes ve derin nefes olarak çeşitli koşullarda yapılan testin sonucu Şekil 2.2'de verilmiştir.



Şekil 2.1 İvmeölçer

Şekil 2.2'de görüldüğü gibi z ekseninden alınan verilerde nefes tutulduğu ve hızlı nefes alıp verme bölümünde gürültülü sinyaller elde edilmiştir.



Şekil 2.2 İvmeölçer ile test sonuçları

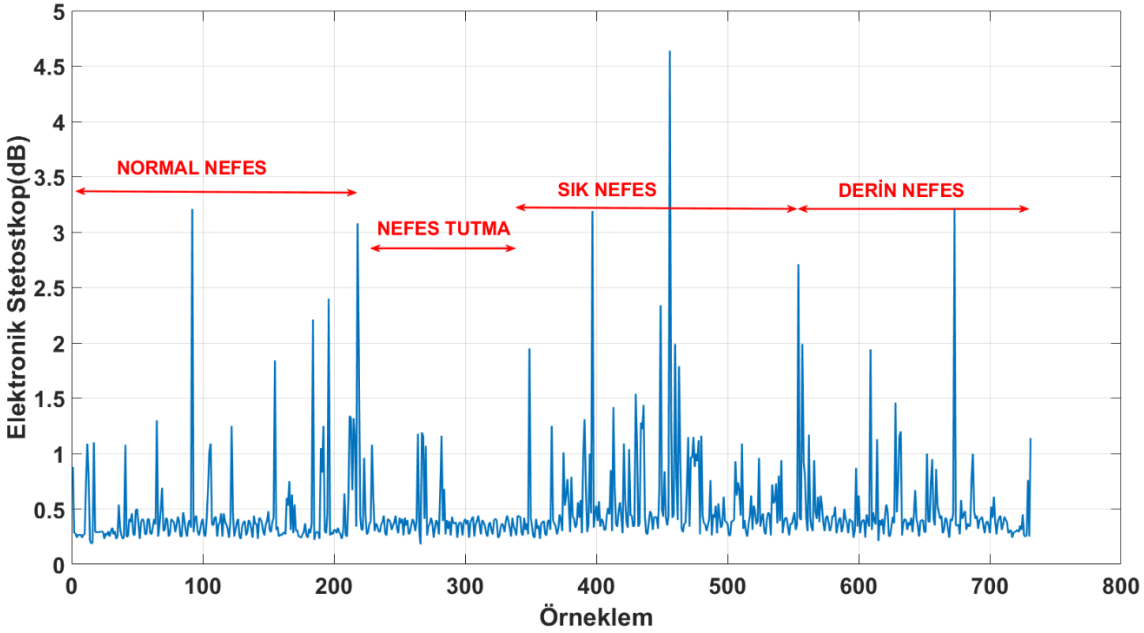
2.1.2 Elektronik Stetoskop

İvmeölçerden sonra farklı bir fikir olarak bir mikrofon modülünü, bir stetoskop içine yerleştirerek elektronik stetoskop tasarımı yapılmaya çalışılmıştır. MAX4466 mikrofon modülünün üzerinde mikrofon sökülerek kablolu hale getirilmiş ve ticari olarak satılan Galena marka stetoskop içine yerleştirilmiştir. Oluşturulan yapı Şekil 2.3'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3 Elektronik stetoskop

Göğüs bölgesinde konumlandırılan yapılan testte alınan sonuçları Şekil 2.4'te gösterilmiştir. Stetoskopun vücutta ile olan temasından kaynaklı oldukça gürültü oluşmuş ve anlamlı veriler elde edilememiştir.



Şekil 2.4 Elektronik stetoskop ile test sonuçları

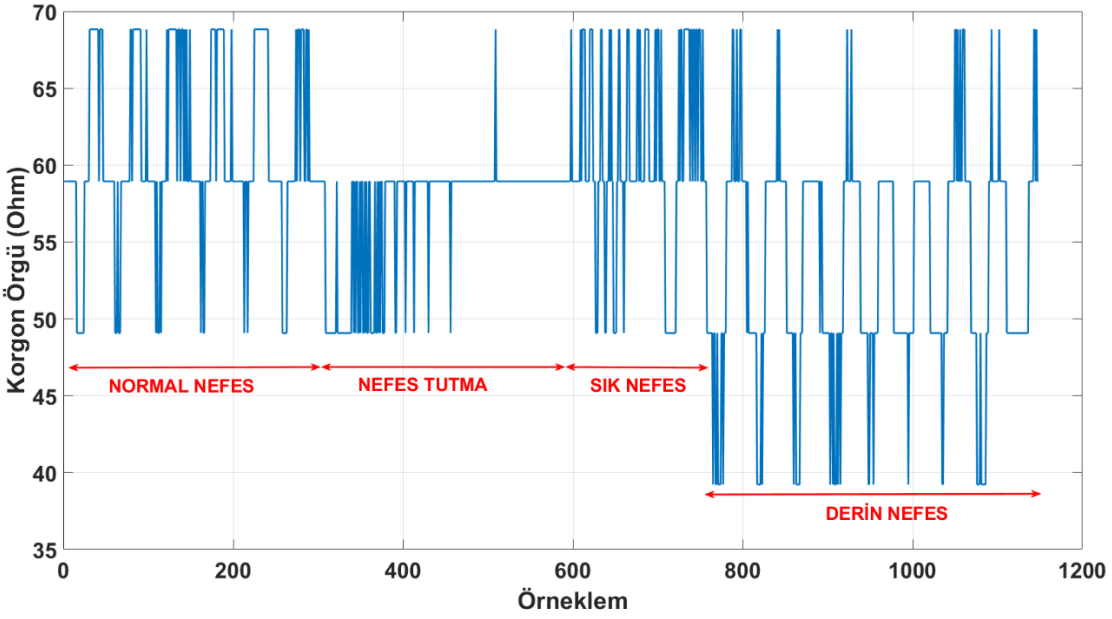
2.1.3 İletken İplikli Kordon Örgü

Metre başına yaklaşık 27Ω dirence sahip Sparkfun iletken iplik ve klasik örgü ipliği ile kordon örgü modeli denenmiştir. Gevşek bırakıldığında maksimum direnç değeri okunurken, gerildiğinde direnç değeri düşen kordon yapı Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



Şekil 2.5 İletken iplikli kordon örgü

Diyafram bölgesine bağlanarak, nefes alındığında kordonun gerilmesi ve nefes verildiğinde de gevşemesiyle oluşacak direnç değeri farklılıkları ile nefes takibi yapılabilirliği öngörülmüştür. Şekil 2.6'da gösterilen test sonuçlarında da görüleceği üzere nefes takibi için yeteri kadar anlamlı olabilecek veriler elde edilememiştir.



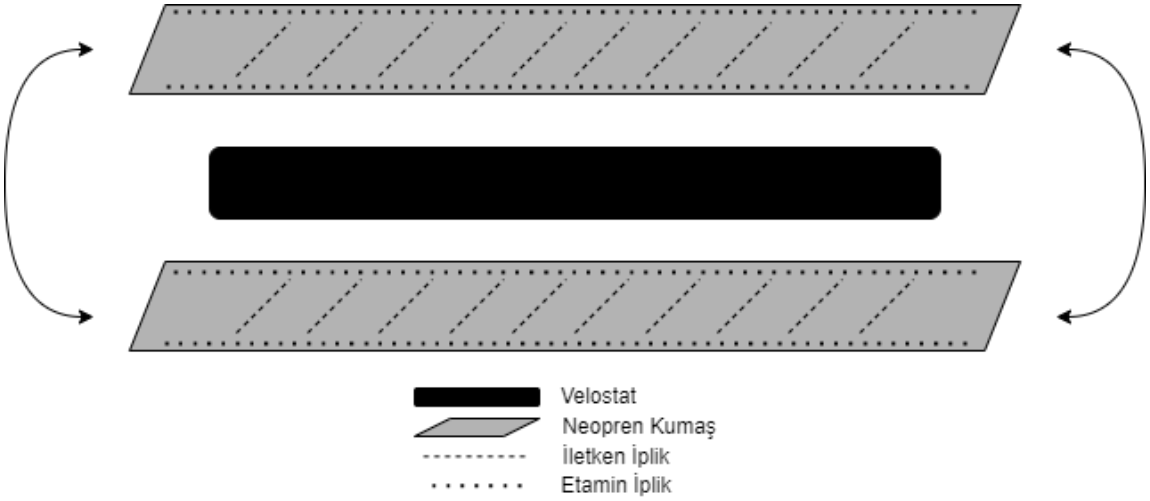
Şekil 2.6 İletken iplikli kordon örgü ile test sonuçları

2.1.4 Velostat

Polietilen karbon kompozit malzemeden üretilen, 0.1mm kalınlığında, basınca duyarlı folyo olarak da bilinen Velostat, yüzey direnci 31kΩ/cm^2'den küçük olan ve ticari olarak satılan bir üründür. Velostat, üst ve alt yüzeyine iletken bir malzeme ve onların üzerine yalıtkan bir yüzey yapılarak ince bir yapı elde edilir. İletken malzemelerden direnç değerleri alınır. Bu yapı oluşturularak diyafram bölgesinde sıkıştırılması düşünülmüş ve nefes alma sırasında üzerinde basınç oluşturması, nefes verme sırasında da gevşeyerek basıncın azalması düşünülmüştür. Böylelikle, üzerinde okunan direnç değeri değişerek rezistif bir yapı elde edilebilecektir.

Bu yapının oluşturulabilmesi için iletken malzeme olarak iletken iplik seçilmiş ve iletken ipliğe göre uygun olabilecek yalıtkan malzeme olarak bir kumaş seçilmesi düşünülmüştür. Hassasiyeti artırmak için velostat üzerine uygulanan basıncı artırmak için nispeten kalın olan ve büküldüğünde basıncı daha kolay artırabilecek bir kumaş olarak, ticari bir ürün olan, dalgıç kumaşı neoprenden yapılan zayıflama kemeri temin edilmiştir. Bu kemerden kesilen kumaş parçaları üzerine iletken iplikler dizgi olacak şekilde

dikilmiştir. Velostat folyodan uygun ölçülerde kesilen parça, iletken iplik dikilen kumaşlar arasına sıkıştırışmış ve yapının bir bütün halde durması için kenarlarından nakış ipliği olan etamin iplik ile dikilmiştir. Böylece sandviç şeklinde yapı elde edilmiştir, sensör yapısı Şekil 2.7'de gösterilmiştir.



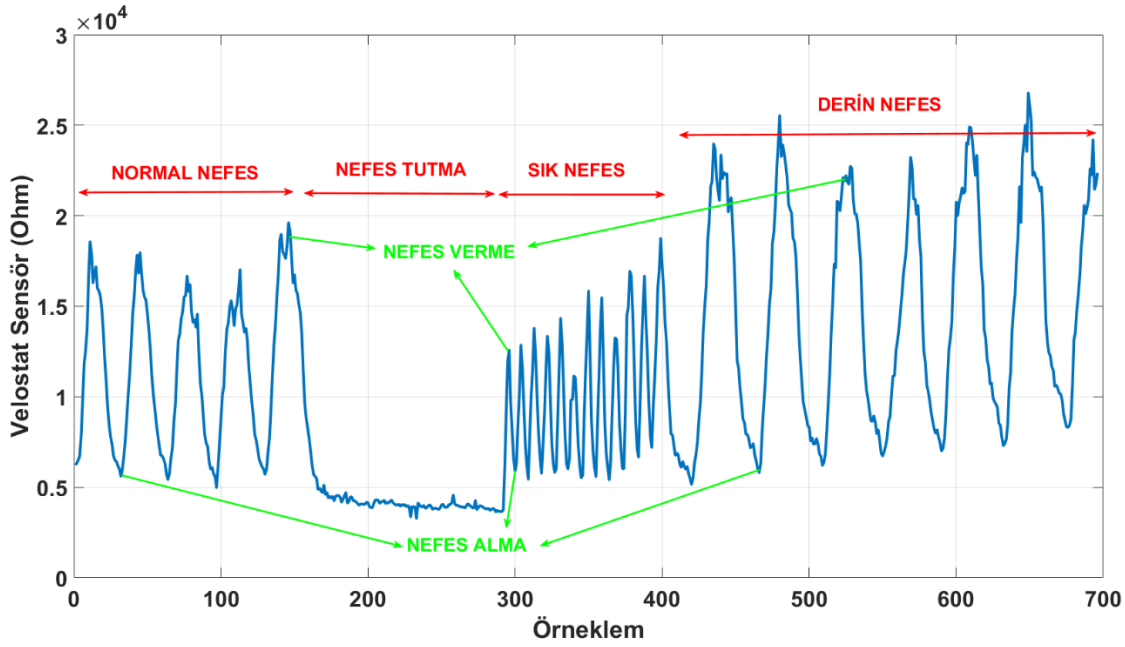
Şekil 2.7 Sensör yapısı

Şekil 2.8'de de tasarlanan sensörün görseli verilmiştir.



Şekil 2.8 Velostat sensör (solda: açık hali, sağda: birleştirilmiş hali)

Neopren kumaş yapısı gereği, küçük dokunuşlarda velostat üzerinde basıncı artırmada kullanılırken, iki kumaşta bulunan iletken iplikler de üst üstüne geldiğinde yine basınç hassasiyeti için rol almıştır. Oluşturulan sensör ile yine farklı durumlardaki nefesin takibi yapılmış, değerler 25kΩ ile 4kΩ arasında değişmiştir ve sonuçları Şekil 2.9'da gösterilmiştir.

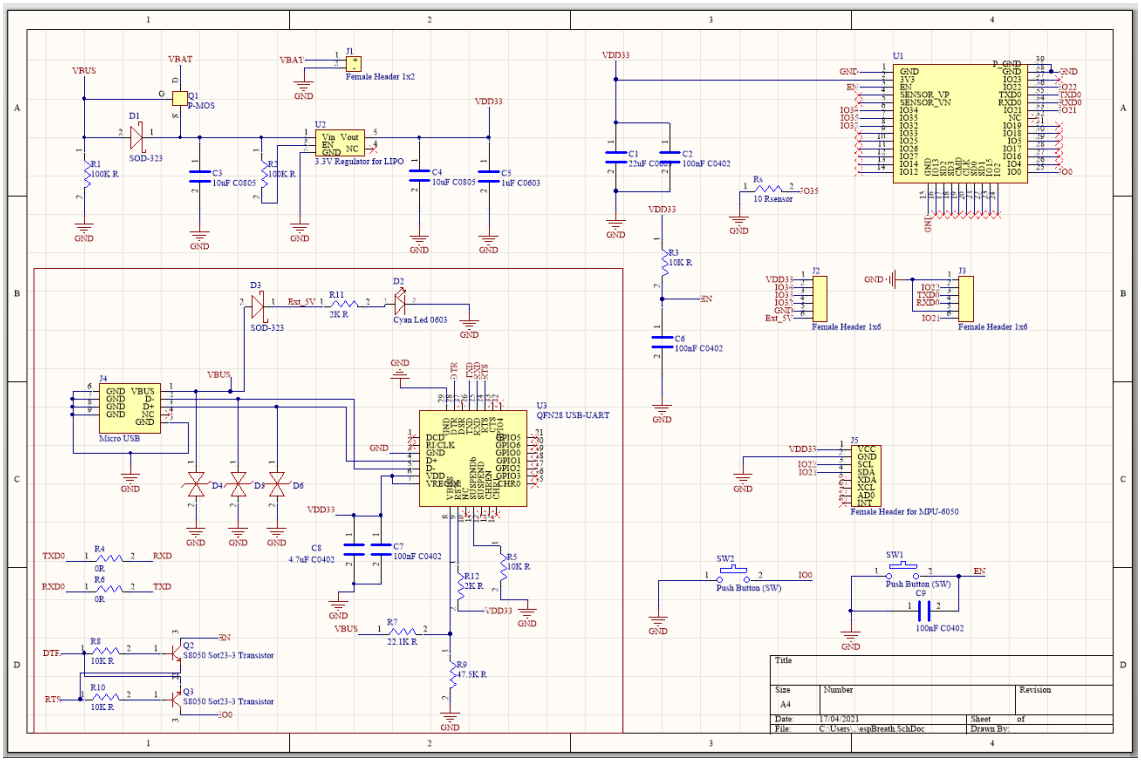


Şekil 2.9 Velostat sensör ile test sonuçları

2.2 Donanım Tasarımı

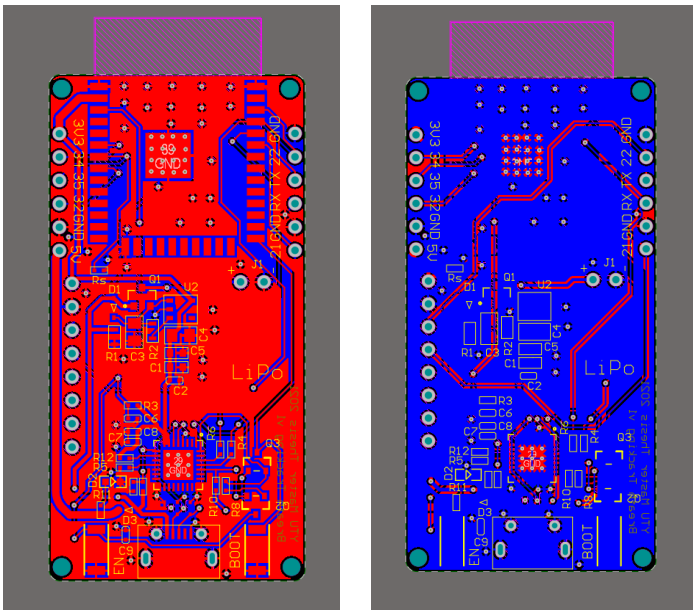
Kullanılacak sensör netleşene kadarki süreçte ESP32 geliştirme kartı ile çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Sonraki süreçte ise tez çalışması kapsamında şarj edilebilir Lipo (lityum polimer) pil ile çalışabilecek donanım tasarımı yapılması planlanmıştı.

Bu amaç doğrultusunda da dahili bluetooth modülüne sahip ESP32-Wroom-32D mikro denetleyici ile donanım tasarımı gerçekleştirilmiştir. Modül üreticisi Espressif firmasının tasarım tavsiyelerine bağlı kalarak Altium Designer programı ile şematik ve kart tasarımı yapılmıştır. Şekil 2.10'da tasarlanan şematik gösterilmiştir.

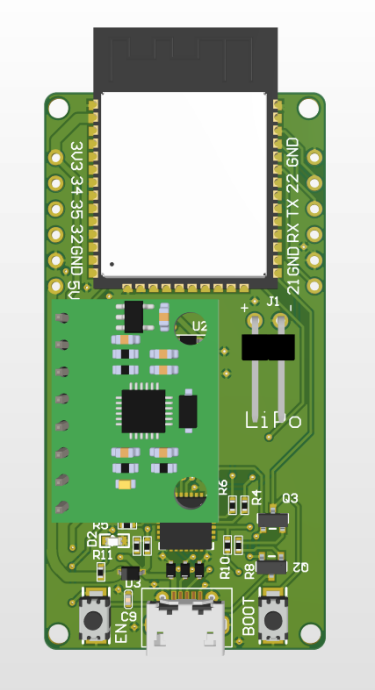


Şekil 2.10 Donanım şematiği

Tasarımında mümkün olduğunca küçük bir kart elde edilmeye çalışılmıştır. Ek olarak, çalışmanın ilerideki aşamalarında ihtiyaç doğabileceği öngörülerek MPU-6050 atalet sensörünün devreye harici olarak entegrasyonu için alan ayrılmıştır. Şekil 2.11'de tasarlanan kartın üst ve alt katmanları, Şekil 2.12'de ise kartın 3-boyutlu gösterimi verilmiştir.

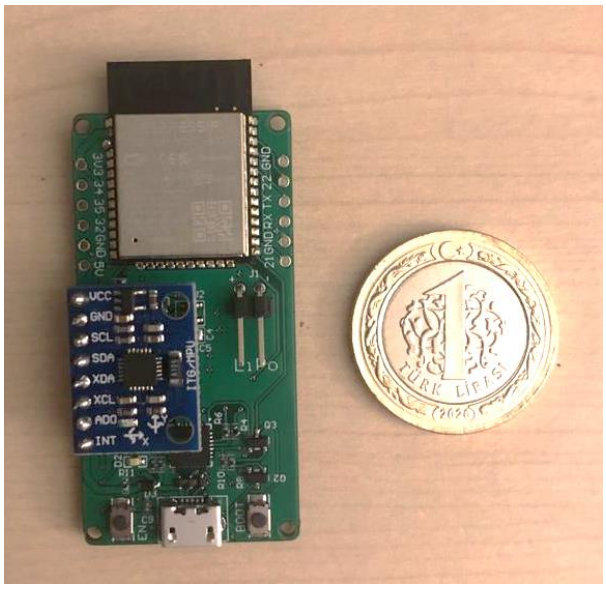


Şekil 2.11 Kartın üst katmanı (solda), alt katmanı (sağda)



Şekil 2.12 Donanımın 3-boyutlu gösterimi

Donanım tasarımı ve tasarım kontrolleri tamamlandıktan sonra, baskı devresi yaptırılmıştır. Aynı zamanda gerekli olan elektronik komponentler temin edilmiştir. Gerekli lehimleme işlemleri de tamamlandıktan sonra donanım son halini almıştır. Şekil 2.13'te tasarlanan donanım gösterilmiştir. Donanım fonksiyonel testleri de tamamlandıktan sonra herhangi bir sorun olmadığı görülmüş ve donanım tasarımı aşaması da sonlanmıştır.



Şekil 2.13 Tasarlanan donanım

2.3 Yazılım Tasarımı

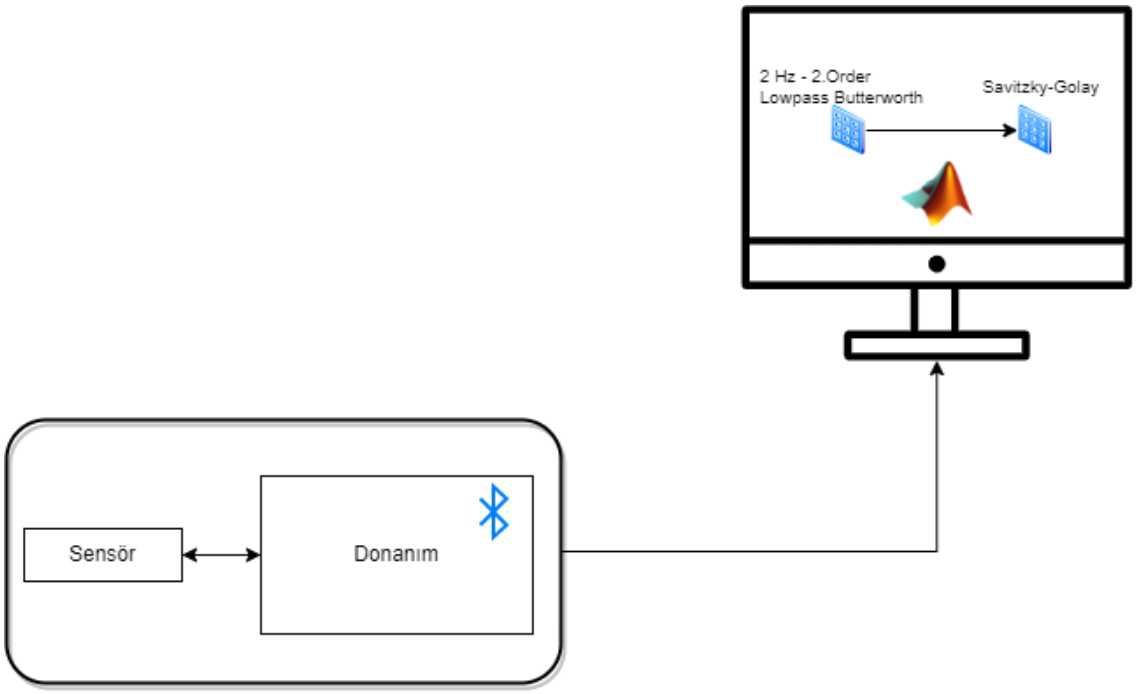
Donanım tasarımından önce sensör denemelerinde ESP32 geliştirme kart ile Arduino IDE (integrated development environment)'sinde gömülü C programlama kullanılmıştır. Donanım tasarlandıktan sonra da aynı yol izlenerek ve kullanım kolaylığı açısından Arduino IDE'sinde yazılım tasarlanmıştır.

Verileri aktarılması için BLE protokolü kullanılması enerji kullanımı açısından avantaj sağlayacaktı. Bu sebeple ESP32 için kullanılan BLE protokolü kütüphanesi yazılım içine entegre edilmiştir.

Donanımdan direkt olarak direnç değeri okunamayacağı için gerilim bölücü devre prensibini kullanmak gerekti. Bu sebeple donanım tasarımında değeri bilinen bir direnç olarak 10kΩ direnci eklenmiş. Tasarlanan sensörün de direnci bu dirence seri bağlanarak voltaj ve akım değerleri ölçülüp, sonrasında da sensör üzerindeki direnç değeri elde edilebilmesi için gerekli hesaplamalar yazılıma dahil edilmiştir.

Gömülü yazılım bölümü tamamlandıktan sonra verilerin değerlendirileceği ve bir buluta depolanacağı platform olarak Matlab kullanılması düşünülmüştür. Sensörden alınan ham direnç değeri BLE ile Matlab ortamına aktarılıp, analiz yapılıp, dakikadaki nefes sayısı çıkartılıp takibi için başka ortama aktarılması üzerine çalışılmıştır. Matlab üzerinde BLE kütüphanesi ile elde edilen ham veriler, istenilen formata getirilerek gerçek zamanlı olarak grafik üzerine aktarılmıştır. Testlerde dakikadaki nefes sayısını alabilmek için algoritma 60 saniyede bir kendini yenilecek şekilde tasarlanmıştır.

Matlab üzerinde analiz yapılacak olan verilerde temizlenmesi gereken gürültü sinyalleri görülmüştür. Veriler 4Hz frekansta Matlab üzerine alındığı için 2Hz 2.dereceden alçak geçiren Butterworth filtreden geçirilmiştir. Sonra da veriyi yumuşatmak için Savitzky-Golay filtresi kullanılmıştır. Şekil 2.14'te veri akışı verilmiştir.

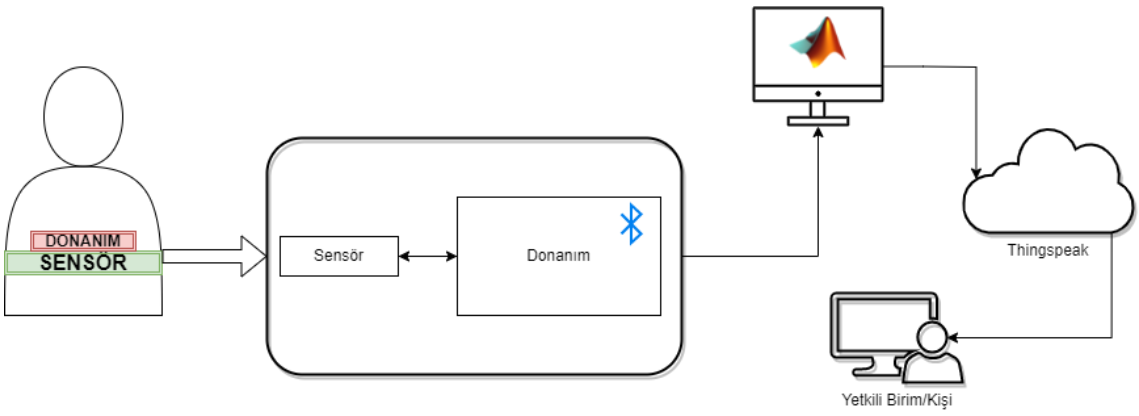


Şekil 2.14 Veri akışı

İstenilen sinyal düzeyi elde edildikten sonra nefes sayısı tespiti için tepe noktalarını saydırmaya yarayan 'findpeaks' fonksiyonundan yararlanılarak dakikadaki nefes sayısı tespit edilebilmiştir.

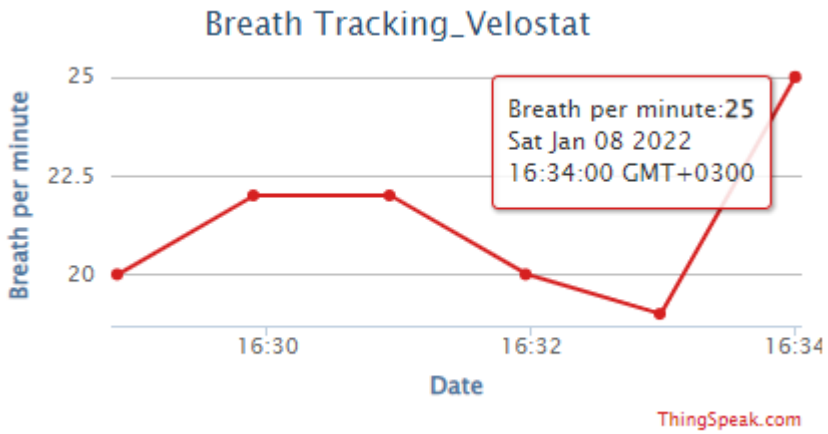
2.4 Sistem Tasarımı

Sensör olarak velostatlı çalışma ile ilerleme kararıyla birlikte; sensör tasarımı ile başlayan çalışmanın planında, donanım ve yazılım tasarımı da sağlanarak sistem gereksinimi olan aşamalar sırasıyla tamamlanmıştır. Tasarlanan sistemin çalışma diyagramı Şekil 2.15'te gösterilmiştir.



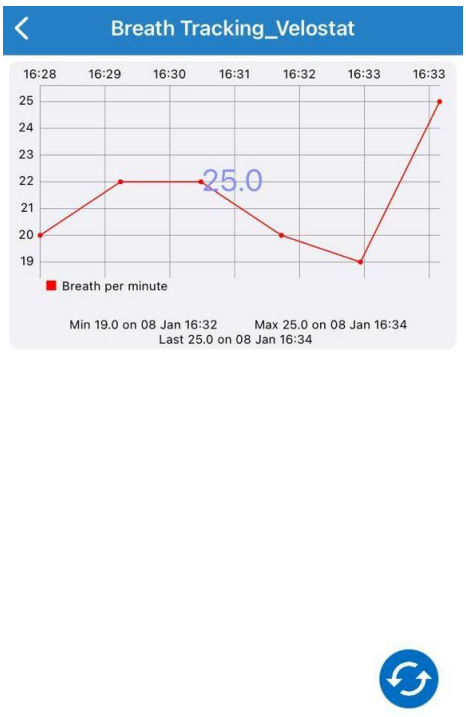
Şekil 2.15 Sistem çalışma diyagramı

Dakikadaki nefes sayısı bulunan verilerin izlenmesi için Matlab'in bir platformu olan Thingspeak seçilmiştir. Matlab üzerindeki algoritmada bulunan nefes sayısı her dakika Thingspeak'te oluşturulan veri kanalına gönderilerek hem bilgisayarda hem de mobilde takip edilebilmektedir. Şekil 2.16'da 5 dakikalık süren bir çalışmanın Thingspeak üstünde gösterimi verilmiştir.



Şekil 2.16 Thingspeak veri gösterimi

Bu platformdaki verilerin üzerine imleç getirildiğinde tarih ve saat detayları da gösterilmektedir. Şekil 2.17'de ise mobil uygulama olan thingview üzerindeki gösterimin bir örneği verilmiştir.



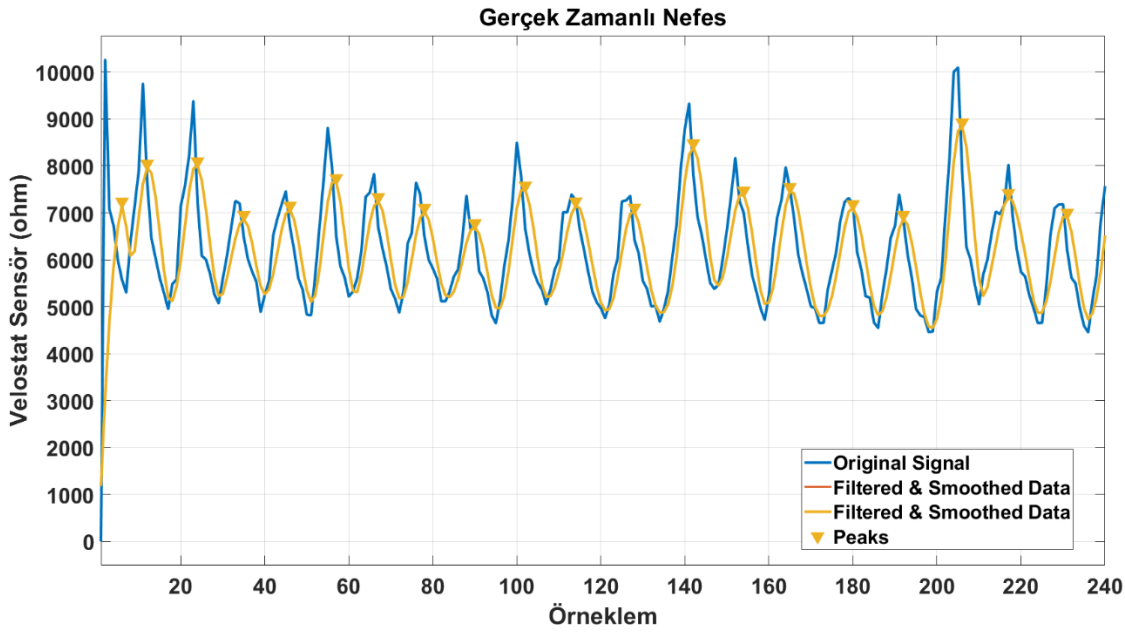
Şekil 2.17 Thingview mobil veri gösterimi

3
DEĞERLENDİRME VE SONUÇLAR

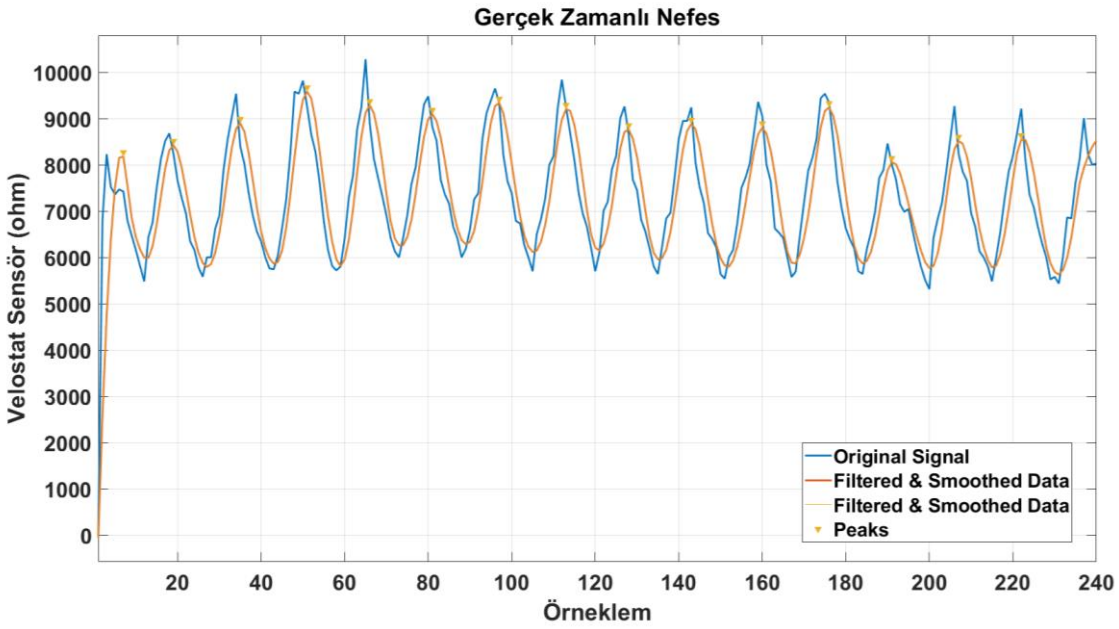
3.1 Sensörün Değerlendirilmesi

Öncelikle, önerilen sensörün tasarımının literatürde altın standart olarak kullanılan bir referans cihaz ile kıyaslanmadan önce çeşitli testler yapılmıştır. Buradaki kriterin dakikadaki nefes sayısı hesaplayabilmek olduğu literatür araştırmasından sonra ortaya koyulmuştur.

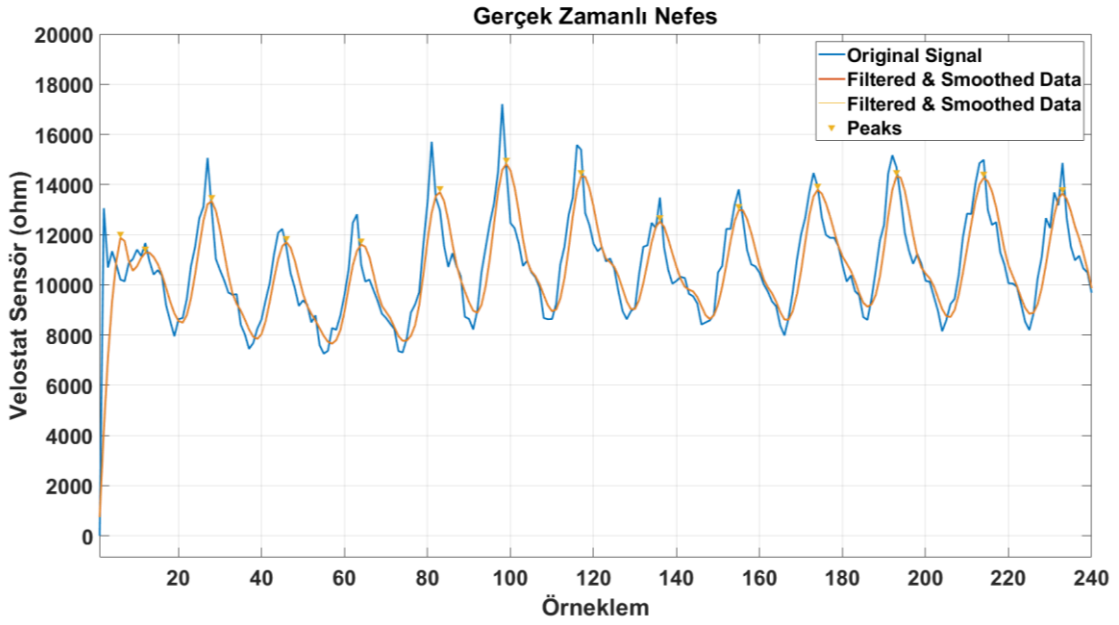
Dik oturma, ayakta ve uzanarak yapılan testlerde hatalı sonuçlarla birlikte kabul edilebilir bir seviyede olduğu görülmüştür. Şekil 3.1'de dik oturma pozisyonunda, Şekil 3.2'de ayakta ve Şekil 3.3'te de uzanarak yapılan testlerin sonuçları verilmiştir.



Şekil 3.1 Dik oturma pozisyonunda yapılan testin sonuçları



Şekil 3.2 Ayakta yapılan testin sonuçları



Şekil 3.3 Uzanma pozisyonunda yapılan testin sonuçları

Tablo 3.1'de yapılan testlerde uzman görüşü olarak sayılan nefes ve sistemin tespit ettiği nefes sayıları verilmiştir. Dik oturma pozisyonunda yapılan test hatasız geçilirken, diper pozisyonlarda yapılan testlerde birer kayıp yaşanmıştır.

Tablo 3.1 İlk test sonuçları

	Koşul	**Uzman Görüşü – Nefes Sayısı**	**Tespit Edilen Nefes Sayısı**
Test 1	Dik oturma	20 nefes/dakika	20 nefes/dakika
Test 2	Ayakta	16 nefes/dakika	15 nefes/dakika
Test 3	Uzanarak	13 nefes/dakika	14 nefes/dakika

Sistemin çalışma sonuçlarını doğrulamak için referans bir cihaz ile karşılaştırma yapılmalı ve farklı denekler üzerinde test sayısının artırılması gerekmekteydi. Bu doğrultuda Reza Abbasi-Kesbi ve arkadaşlarının çalışmasında altın standart referans cihaz olarak kullandıkları Vernier marka solunum kemeri temin edilmiştir [2]. Şekil 3.4'te solunum kemeri gösterilmiştir.



Şekil 3.4 Vernier solunum kemeri

Solunum kemeri temininden sonra değerlendirme metotlarının belirlenmesi adına literatürdeki çalışmaların değerlendirme metotları incelenmiştir; duyarlılık, özgüllük, keskinlik [1,8], kök ortalama kare hatası [2, 5, 7, 8], ortalama mutlak hata [4, 5] ve standart sapma [2, 3, 7, 8] değerleri hesaplanmış ve sonuçlar sunulmuştur. Duyarlılık,

özgüllük ve keskinlik için Tablo 3.2'deki hata matrisinden yararlanılmıştır. TP (True Positive) nefes tespiti yapılan ve doğru olanlar, FN (False Negative) nefes tespit edilmemesi gereken ve yanlış olanlar, FP (False Positive) nefes tespit edilen ve yanlış olanlar, TN (True Negative) ise nefes tespit edilmemesi gereken (2 doğru nefes tespiti arası) ve doğru olanlardır. Hesaplama denklemleri de (3.1), (3.2) ve (3.3) ile verilmiştir.

Tablo 3.2 Hata matrisi

		Gerçek Değerler	
		Pozitif	Negatif
Tahmini Değerler	Pozitif	TP	FP
	Negatif	FN	TN

$$Duyarlılık = \frac{TP}{TP + FN} \tag{3.1}$$

$$\text{Özgüllük} = \frac{TN}{TN + FP} \tag{3.2}$$

$$Keskinlik = \frac{TP}{TP + FP} \tag{3.3}$$

Kök ortalama kare hatası, ortalama mutlak hata ve standart sapma değerleri de Matlab aracından yararlanılarak hesaplanmıştır. (3.4), (3.5) ve (3.6) ile matematiksel ifadeleri verilmiştir.

$$Kök\ ortalama\ kare\ hatası = \sqrt{\frac{\sum_{j=2}^{n} e_j^2}{n}} \tag{3.4}$$

$$Ortalama\ mutlak\ hata = \frac{1}{n}\sum_{j=1}^{n}|e_j| \tag{3.5}$$

$$Standart\ sapma = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \overline{x})^2} \tag{3.6}$$

10 kadın ve 10 erkekten oluşan toplam 20 gönüllü deneğe, dik oturma, ayakta, uzanarak, hızlı nefes ve derin nefes olmak üzere toplamda 79 test uygulanmıştır. Diyafram bölgesine hem referans cihaz solunum kemeri hem de tasarlanan sensör sistemi bağlanarak aynı anda ölçümler gerçekleştirilmiştir. Sensörün ve referans cihazın bağlanması örnek olarak Şekil 3.5'te gösterilmiştir.



Şekil 3.5 Sensörlerin vücut bağlantısı

Yapılan testler sonucunda her deneğin farklı testleri ve testlerinin dakikadaki nefes tespit sayıları solunum Vernier'in ayrı, tasarlanan sensör velostatın ayrı olacak şekilde Tablo 3.3'te gösterilmiştir. Vernier solunum kemeri ile toplamda 1490 nefes tespiti yapılırken, velostat ile 1502 nefes tespiti yapılmış ve 36 nefes eksik veya fazla olarak sınıflandırılmıştır.

Tablo 3.3 Test sonuçları

		Vernier – Nefes Tespit	Velostat – Nefes Tespit	Vernier – Yanlış / Hatalı	Velostat – Yanlış / Hatalı
Denek 1	Test 1	14	14	1-	1-
	Test 2	17	17	0	0
	Test 3	13	13	0	0
	Test 4	15	15	0	0
Denek 2	Test 1	12	11	0	1-
	Test 2	13	13	0	0
	Test 3	12	12	0	0
	Test 4	17	18	0	1+
Denek 3	Test 1	15	15	0	0
	Test 2	14	14	0	0
	Test 3	17	18	0	1+
Denek 4	Test 1	19	20	0	1+
	Test 2	20	20	0	0
	Test 3	20	20	0	1-,1+
Denek 5	Test 1	17	17	0	0
	Test 2	16	16	0	0
	Test 3	16	18	0	2+

Tablo 3.3 Test sonuçları (devamı)

Denek 6	Test 1	17	18	1-	0
	Test 2	16	17	0	1+
	Test 3	33	33	0	0
	Test 4	20	20	0	0
	Test 5	17	17	0	0
Denek 7	Test 1	17	18	0	1+
	Test 2	17	18	0	1+
	Test 3	17	17	0	0
	Test 4	34	34	0	0
Denek 8	Test 1	18	18	0	0
	Test 2	17	17	0	0
	Test 3	17	17	0	0
	Test 4	42	41	0	1-
Denek 9	Test 1	19	19	0	0
	Test 2	16	16	0	0
	Test 3	16	16	0	0
	Test 4	13	14	0	1+
Denek 10	Test 1	18	18	0	0
	Test 2	16	16	0	0
	Test 3	17	17	0	0

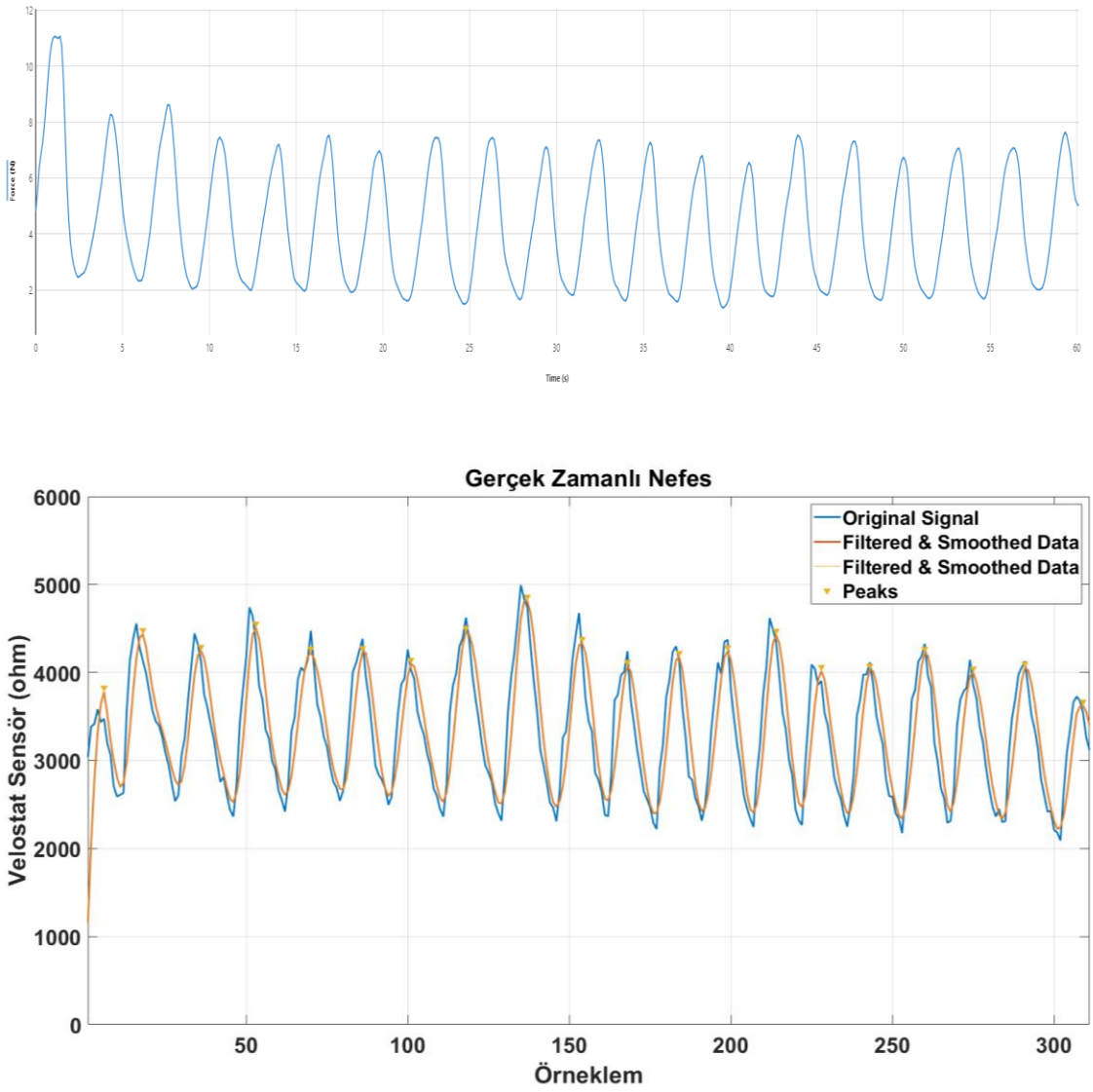
Tablo 3.3 Test sonuçları (devamı)

Denek 11	Test 1	17	18	0	1+
	Test 2	16	16	0	0
	Test 3	17	18	0	1+
Denek 12	Test 1	19	19	0	0
	Test 2	16	16	0	0
	Test 3	18	18	0	0
	Test 4	14	14	0	0
Denek 13	Test 1	19	19	0	0
	Test 2	16	15	0	1-
	Test 3	19	19	0	0
Denek 14	Test 1	22	22	0	0
	Test 2	21	20	0	1-
	Test 3	21	21	0	0
Denek 15	Test 1	17	17	0	0
	Test 2	10	11	0	1+
	Test 3	12	13	0	1+
	Test 4	24	22	0	2-
	Test 5	13	13	0	0
Denek 16	Test 1	17	17	0	0
	Test 2	17	17	0	0
	Test 3	17	17	0	0
	Test 4	36	35	0	1-

Tablo 3.3 Test sonuçları (devamı)

Denek 17	Test 1	18	19	0	1+
	Test 2	18	18	0	0
	Test 3	19	20	0	1+
	Test 4	15	15	0	0
	Test 5	36	35	0	1-
Denek 18	Test 1	21	22	0	1+
	Test 2	17	17	0	0
	Test 3	20	20	0	0
	Test 4	16	16	0	0
	Test 5	34	33	0	1-
Denek 19	Test 1	19	21	0	2+
	Test 2	20	20	0	0
	Test 3	20	20	0	0
	Test 4	16	16	0	0
	Test 5	27	27	0	0
Denek 20	Test 1	21	21	0	0
	Test 2	19	21	0	2+
	Test 3	20	21	0	1+
	Test 4	16	16	0	0
	Test 5	36	35	0	1-
Toplam		1490	1502	2-	12-, 22+

Testlerde hem referans solunum kemeri hem de tasarlanan sensör eş zamanlı olarak kullanılmıştır. Matlab'de tasarlanan algoritmanın bulduğu ve Vernier solunum kemeri için kullanılan Vernier Graphic Analysis programının bulduğu sonuçlar kaydedilmiştir. Şekil 3.6'da, Denek 6'nın 4.testinin iki sensördeki sonuçları verilmiştir. Referans solunum kemeri cihazı kuvvete dayalı çalıştığı için kuvvet birimi N (Newton) kullanmaktadır.



Şekil 3.6 Örnek test sonuçları (üstte solunum kemeri, altta velostat sensör)

Testler tamamlandıktan sonra değerlendirme metotları duyarlılık, özgüllük, keskinlik, kök ortalama kara hatası, ortalama mutlak hata ve standart sapma yukarıda verilen formüllere göre hesaplanmıştır. Literatürdeki değerlendirme metotları kullanarak

matematiksel sonuçları yayınlayan çalışmalara göre bu tez çalışmasının sonuçları da Tablo 3.4'te karşılaştırma olarak verilmiştir.

Doğru tespit edilen nefes sayısı TP 1488, nefes tespit edilmemesi gereken ve yanlış olan FN 12, nefes tespit edilen ve yanlış olan FP 22 ve nefes tespit edilmemesi gereken (2 doğru nefes tespiti arası) ve doğru olan FP ise 1490 olarak bulunmuştur. İlgili hesaplamalar bu değerlere göre yapılmıştır.

Tablo 3.1 Karşılaştırma sonuçları

	Duyarlılık	**Özgüllük**	**Keskinlik**	**Kök Ortalama Kare Hatası (nefes / dakika)**	**Standart Sapma (nefes / dakika)**	**Ortalama Mutlak Hata (nefes / dakika)**
Velostat	%99.20	%98.54	%98.54	0.7116	0.2864	0.1519
[1]	%84	%93	%94	-	-	-
[2]	-	-	-	2.27	1.26	-
[3]	-	-	-	-	1.37	-
[4]	-	-	-	2	-	-
[5]	-	-	-	1.84	-	0.26
[7]	-	-	-	0.92	0.63	-
[8]	%98.10	%98.30	-	0.93	0.62	-

4
SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1 Sonuç ve Öneriler

Bu tez çalışması kapsamında fizyolojik sinyallerden olan solunum takibi için yeni bir sensör tasarlanmış ve giyilebilir sisteme entegrasyonu sağlanmıştır. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde, başarı oranı yüksek, düşük maliyetli yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu düşünülmüştür. Özellikle temassız sistemlerin günlük, giyilebilir kullanıma uygun olmaması sebebiyle temaslı sensörlerin daha avantajlı olabildiği gösterilmiştir.

Daha önce literatürde kullanımı olmadığı görülen basınca duyarlı folyo, velostat ile sensör tasarımı yapılmıştır. Literatürde sıkça kullanılan ivmeölçer ile deneme yapılmış, bunun yanı sıra mikrofon ve iletken iplikli örgü tasarımı da denenmiştir. Ancak velostat sensörün görülebilir başarısı sayesinde çalışmaya velostat ile devam edilmiştir. Bu bir sistemin tasarımı hedeflendiği için çalışmanın diğer aşamaları olan donanım ve yazılım tasarımları da başarılı şekilde gerçekleştirilmiştir. İstenen sensör tasarımı gerçekleştirilmesine istinaden başarısını kanıtlamak adına altın standart referans bir cihaz sayesinde 20 gönüllü deneğe, 79 test yapılmıştır. Değerlendirme metotlarına göre yapılan hesaplamalarda da görülebildiği gibi literatüdeki diğer çalışmalara göre daha başarılı sonuçlar elde edilmiş ve Tablo 3.4'te matematiksel sonuçlar gösterilmiştir.

Solunum takibinde başarılı bir sensör olduğunu düşünülse de günlük kullanımlarda yapılabilecek testler oldukça önemli olabilir. Özellikle günlük hayata devam ederken vücudun hareket etmesi hem velostat sensörün hem de literatürde önerilen diğer sensörler için önemli bir engel olduğu düşünülmektedir. Çünkü yapılan tüm testler ve ortaya koyulan başarılar vücudun hareketsiz olduğu durumlarda gerçekleştirilmiştir. Öte yandan, 20 gönüllü denekten alınan testler ve referans cihazla alınan referans değerler ile makine öğrenmesi algoritmaları da çalışmalara dahil edilebilir ve başarı oranını artırmada önemli bir araç olarak kullanılabilir olduğu düşünülmektedir.

KAYNAKÇA

[1] A. Shahshahani, C. Laverdiere, S. Bhadra, and Z. Zilic, “Ultrasound Sensors for Diaphragm Motion Tracking: An Application in Non-Invasive Respiratory Monitoring,” Sensors, vol. 18, no. 8, p. 2617, Aug. 2018.

[2] R. Abbasi-Kesbi, A. Nikfarjam and A. Akhavan Hezaveh, "Developed wearable miniature sensor to diagnose initial perturbations of cardiorespiratory system," in Healthcare Technology Letters, vol. 5, no. 6, pp. 231-235, 12 2018, doi: 10.1049/htl.2018.5027.

[3] S.P. Preejith, A. Jeelani, P. Maniyar, J. Joseph and M. Sivaprakasam, "Accelerometer based system for continuous respiratory rate monitoring," 2017 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), Rochester, MN, 2017, pp. 171-176, doi: 10.1109/MeMeA.2017.7985870.

[4] A. Cesareo, Y. Previtali, E. Biffi, and A. Aliverti, “Assessment of Breathing Parameters Using an Inertial Measurement Unit (IMU)-Based System,” Sensors, vol. 19, no. 1, p. 88, Dec. 2018.

[5] Jortberg E, Silva I, Bhatkar V, McGinnis RS, Sen-Gupta E, Morey B, Wright Jr JA, Pindado J, Bianchi MT. “A novel adhesive biosensor system for detecting respiration, cardiac, and limb movement signals during sleep: validation with polysomnography”, Nat Sci Sleep. 2018;10:397-408

[6] D. Chamberlain, J. Mofor, R. Fletcher and R. Kodgule, "Mobile stethoscope and signal processing algorithms for pulmonary screening and diagnostics," 2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC), Seattle, WA, 2015, pp. 385-392, doi: 10.1109/GHTC.2015.7344001.

[7] A. Valipour and R. Abbasi-Kesbi, "A heartbeat and respiration rate sensor based on phonocardiogram for healthcare applications," 2017 Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE), Tehran, 2017, pp. 45-48, doi: 10.1109/IranianCEE.2017.7985502.

[8] R. Abbasi-Kesbi, A. Valipour and K. Imani, "Cardiorespiratory system monitoring using a developed acoustic sensor," in Healthcare Technology Letters, vol. 5, no. 1, pp. 7-12, 2 2018, doi: 10.1049/htl.2017.0012.

[9] A. M. Chan, N. Selvaraj, N. Ferdosi and R. Narasimhan, "Wireless patch sensor for remote monitoring of heart rate, respiration, activity, and falls," 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, 2013, pp. 6115-6118, doi: 10.1109/EMBC.2013.6610948.

[10] Breteler MJM, Huizinga E, van Loon K, et al, “Reliability of wireless monitoring using a wearable patch sensor in high-risk surgical patients at a step-down unit in the Netherlands: a clinical validation study”, BMJ Open 2018;8:e020162.

[11] M. C. Caccami, M. Y. S. Mulla, C. Di Natale and G. Marrocco, "Wireless monitoring of breath by means of a graphene oxide-based radiofrequency identification wearable sensor," 2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP), Paris, 2017, pp. 3394-3396, doi: 10.23919/EuCAP.2017.7928355.

[12] M. C. Caccami, M. Y. S. Mulla, C. Occhiuzzi, C. Di Natale and G. Marrocco, "Design and Experimentation of a Batteryless On-Skin RFID Graphene-Oxide Sensor for the Monitoring and Discrimination of Breath Anomalies," in IEEE Sensors Journal, vol. 18, no. 21, pp. 8893-8901, 1 Nov.1, 2018, doi: 10.1109/JSEN.2018.2867208.

[13] N. Andre et al., "Miniaturized Wireless Sensing System for Real-Time Breath Activity Recording," in IEEE Sensors Journal, vol. 10, no. 1, pp. 178-184, Jan. 2010, doi: 10.1109/JSEN.2009.2035666.

[14] S. Moradian and R. Abdolvand, "MEMS-based passive wireless respiration profile sensor," 2016 IEEE SENSORS, Orlando, FL, 2016, pp. 1-3, doi: 10.1109/ICSENS.2016.7808422.

[15] F. Güder et al., "Paper-Based Electrical Respiration Sensor", Angewandte Chemie International Edition, vol. 55, no. 19, pp. 5727-5732, 2016. Available: 10.1002/anie.201511805

[16] M. Roudjane, S. Bellemare-Rousseau, M. Khalil, S. Gorgutsa, A. Miled, and Y. Messaddeq, “A Portable Wireless Communication Platform Based on a Multi-Material Fiber Sensor for Real-Time Breath Detection,” Sensors, vol. 18, no. 4, p. 973, Mar. 2018 [Online]. Available: 10.3390/s18040973

[17] Niu, S., Matsuhisa, N., Beker, L. et al, “A wireless body area sensor network based on stretchable passive tags”, Nat Electron 2, 361–368 (2019). Available: 10.1038/s41928-019-0286-2

[18] M. Hesse, P. Christ, T. Hörmann and U. Rückert, "A respiration sensor for a chest-strap based wireless body sensor," SENSORS, 2014 IEEE, Valencia, 2014, pp. 490-493, doi: 10.1109/ICSENS.2014.6985042.

[19] C. M. Yang et al., "Textile-based capacitive sensor for a wireless wearable breath monitoring system," 2014 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE), Las Vegas, NV, 2014, pp. 232-233, doi: 10.1109/ICCE.2014.6775985.

[20] R. Raji, X. Miao, A. Wan, L. Niu, Y. Li and A. Boakye, "Knitted piezoresistive smart chest band and its application for respiration patterns assessment", Journal of Engineered Fibers and Fabrics, vol. 14, p. 155892501986847, 2019. Available: 10.1177/1558925019868474

[21] P. Arlotto, M. Grimaldi, R. Naeck, and J.-M. Ginoux, “An Ultrasonic Contactless Sensor for Breathing Monitoring,” Sensors, vol. 14, no. 8, pp. 15371–15386, Aug. 2014.

[22] N. Patwari, J. Wilson, S. Ananthanarayanan, S. K. Kasera and D. R. Westenskow, "Monitoring Breathing via Signal Strength in Wireless Networks," in IEEE Transactions on Mobile Computing, vol. 13, no. 8, pp. 1774-1786, Aug. 2014, doi: 10.1109/TMC.2013.117.

[23] D. Shao, Y. Yang, C. Liu, F. Tsow, H. Yu and N. Tao, "Noncontact Monitoring Breathing Pattern, Exhalation Flow Rate and Pulse Transit Time," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 61, no. 11, pp. 2760-2767, Nov. 2014.

A
ETİK KURUL KARARI

Evrak Tarih ve Sayısı :09.01.2021 - E.2101090024 Yazının Ekidir

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
Akademik Etik Kurul

Toplantı Tarihi: 24.12.2020 **Toplantı No:2020/11**

AKADEMİK ETİK KURUL TOPLANTI KARARI

Yürütücülüğünü Üniversitemiz Elektrik Elektronik Fakültesi öğretim üyelerinden Doç. Dr. Umut Engin AYTEN'in yapacağı "**Nefes Takip Sistemi Tasarımı ve Giyilebilir Sisteme Entegresi**" adlı çalışma ve bu çalışmada kullanılacak veri toplama araçları ve yöntemlerine ilişkin bilgilerde etiğe aykırı herhangi bir bulguya rastlanmamıştır.

Akademik Kurul Üyeleri

Prof. Dr. Belkız BİLGİN ERAN
Başkan

Prof. Dr. Erhan ALTAN
Üye

Prof. Dr. Kenan AYDIN
Üye

Prof. Dr. Muhammet ARICI
Üye

Prof. Dr. Nihan ÇETİN DEMİREL
Üye

Yıldız Kampüsü 34349 Yıldız /İstanbul Tel: ((0212) 260 21 99 Faks: (0212) 258 51 40 , Tlx:26837 IYU
E-posta: apry@yildiz.edu.tr Web: http://www.yildiz.edu.tr
Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
http://ebys.yildiz.edu.tr/Dogrulama/Index?EvrakNo=E.2101090024&ErisimKodu=59004a09

B
ÖRNEK ETİK GÖNÜLLÜ FORMLARI

Ek-2. Deneklerin Gönüllülüğü ve Aydınlatılmış Onam Formu

30./10./2021

DENEKLERİN GÖNÜLLÜLÜĞÜ
VE
AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

Doç. Dr. Umut Engin Ayten tarafından yürütülen, 'Nefes Takip Sistemi Tasarımı ve Giyilebilir Sisteme Entegresi' isimli proje kapsamında deneklerden alınacak olan nefes (solunum) verileri isimsiz olarak saklanacak olup, deneklerin özel hayatını ve kişilik haklarını etkilenmeyecektir. Gönüllü olmayan, sözlü ve yazılı rızası olmayan hiçbir denekten çalışmaya katılması istenmeyecektir. Deneklerden sözlü olarak çalışmada nefes verilerinin verilmesi rızası, yazılı olarak Bilgilendirilmiş Olur Formu, Deneklerin Gönüllüğü ve Aydınlatılmış Onam Formu ve Gönüllü Katılım Formu talep edilecek ve deneklerin imzalı onayları istenecektir.

Yukarıda bulunan bilgileri okudum ve onaylıyorum.
Katılımcının Adı ve Soyadı, Adresi: Tarih, İmza:

30.10.2021

Proje yürütücüsünün Adı ve Soyadı, Adresi: Tarih, İmza:

Doç. Dr. Umut Engin AYTEN, YTÜ Davutpaşa Kampüsü Elektrik-Elektronik Fakültesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü B014 Esenler/İstanbul

Ek-3. Bilgilendirilmiş Olur Formu

30/10/2021

BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

1. Aşağıda imzası olan ben " Nefes Takip Sistemi Tasarımı ve Giyilebilir Sisteme Entegresi" başlıklı çalışmaya katılmayı kabul ediyorum.
2. Bu çalışmayı yürüten Doç. Dr. Umut Engin AYTEN çalışmanın yapısı, amacı ve muhtemel süresi, hakkında ayrıntılı sözlü ve yazılı bilgi verdi.
3. Araştırmacı Ünal Hancılar'a çalışmasıyla ilgili her soruyu sorma fırsatını buldum. Cevapları ve bana verilen bilgiyi anladım.
4. Araştırmacı Ünal Hancılar'a bilgilerin ayrıntılarını açıklamama ve benimle ilgili sırları koruması şartıyla benimle bu çalışmayı yapmasına izin veriyorum.
5. Çalışma boyunca tüm kurallara uyacağıma, araştırmacı Ünal Hancılar ile tam bir uyum içinde çalışacağıma ve konuyla ilgili herhangi bir sorun çıktığında hemen onu arayacağımı kabul ediyorum.
6. Bu çalışma sonuçlarının kullanılmasını kısıtlamayacağımı ve yayın, rapor ve benzeri bilimsel dokümanlarda kullanabileceğini kabul ediyorum.
7. Bu çalışmadan istediğim zaman çıkabileceğimi anladım.

OKUDUM VE ONAYLADIM.

Katılımcının Adı ve Soyadı, Adresi: Tarih, İmza:

[redacted] 30.10.2021 [redacted]

Araştırmacının Adı ve Soyadı, Adresi: Tarih, İmza:

Ünal HANCILAR Pendik/İstanbul 30.10.2021

Ek-4. Gönüllü Katılım Formu

30.10.2021

GÖNÜLLÜ KATILIM FORMU

1. Biyomedikal verilerinizin kayıt altına alınmasını onaylıyor musunuz?

☑ *Evet* ☐ *Hayır*

2. Verdiğiniz biyomedikal verilerinin akademik yayınlarda basılı olarak kullanılmasına ve isimsiz olarak bir veri tabanında yer almasına izin veriyor musunuz?

☑ *Evet* ☐ *Hayır*

3. Demografik verilerinizin isimsiz olarak saklanmasına izin veriyor musunuz?

☑ *Evet* ☐ *Hayır*

4. Deneyde alınan verilerinizin proje süresince istediğiniz herhangi bir anda kayıt dışı kalmasını isteyebileceğiniz konusunda bilgilendirildiniz mi?

☑ *Evet* ☐ *Hayır*

5. Verdiğiniz biyomedikal verilerin araştırma niteliğini olumsuz yönde etkileyeceğinin düşünülmesi durumunda onayınıza başvurulmadan proje kapsamından çıkarılmasını kabul ediyor musunuz?

☑ *Evet* ☐ *Hayır*

Katılımcının Adı ve Soyadı, Tarih, İmza:

[redacted]

30.10.2021

[redacted]

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR

Konferans Bildirileri

1. Ü. Hancılar and U. E. Ayten, "Breath Tracking System Design with Velostat," 2021 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), 2021, pp. 1-4, doi: 10.1109/TIPTEKNO53239.2021.9632991.