

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KABLOSUZ POLİSOMNOGRAFİ CİHAZI TASARIMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Uğur ŞAHİN**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman EROĞUL**

**OCAK 2021**



## TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.



Uğur ŞAHİN



## ÖZET

Yüksek Lisans

### KABLOSUZ POLİSOMNOGRAFI CİHAZI TASARIMI

Uğur Şahin

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Osman Eroğul

Tarih: Ocak 2021

Uyku sırasında yaşanan solunum güçlükleri, uyku apnesi ve horlama gibi solunum problemleri hayatı tehdit eden ve uyku kalitesini olumsuz etkileyen uyku bozukluklarından. Bu tip uyku bozukluklarının doğru teşhisi de hayati önem taşımaktadır. Uykuda solunum bozukluklarının tespitinde altın standart olarak kabul edilen polisomnografi; inoperatif elektrofizyolojik izleme yöntemleri kullanılarak uykuya dalma sürecinde, uykuda ve uyku sonrasında sinir sisteminin, kardiyorespiratuar sistemin ve vücut pozisyonu, vücut sıcaklığı gibi uykuyla ilişkili bazı fiziksel ve fizyolojik büyüklüklerin gerçek zamanlı olarak kaydedilmesi olarak tanımlanabilir. Test sonunda toplanan veriler, uzman hekim tarafından incelenir ve uyku bozukluğu mevcut ise inceleme sonrası teşhisi yapılır. Polisomnografi testi oldukça maliyetlidir ve uyku merkezlerinde bu test için sınırlı sayıda oda, test cihazı ve uyku teknisyeni vardır. Bu sebeplerle, test maliyetlerini azaltmak ve daha fazla hastaya hizmet vermek üzere uyku testlerinin evde gerçekleştirilmesine imkân verecek cihazlar üretilmiştir. Genel olarak Evde Uyku Apnesi Testi (Home Sleep Apnea Test) (HSAT) kiti olarak adlandırılan bu cihazlar; kandaki oksijen yoğunluğu (SpO<sub>2</sub>), vücut pozisyonu ve solunum aktivitesi gibi vital sinyalleri izler ve kaydederler. İlerleyen ve

gün geçtikçe küçülen teknolojinin ofislerimize, evlerimize hatta cebimize kadar taşıdığı ve teknolojiye yeni bir trend olan Nesnelerin İnterneti'nin (Internet of Things) (IoT), e-sağlık alanında da önemli bir rol sahibi olacağı görülmektedir. Bu çalışmada uyku problemi yaşayan hastaların bir uyku teknisyenine ihtiyaç duymadan evde uyku testi yapılabilmelerini ve hastanın vital sinyallerinin anlık olarak izlenebilmesini amaçlayan; IoT tabanlı, batarya ile beslenen, giyilebilir ve kompakt bir test cihazı tasarlanmıştır. Hesaplama gücünü ve kablosuz haberleşme yeteneğini Espressif ESP32 SoC'den alan sistem saniyede 200 kez örneklenmiş EEG, EKG, 3 eksenli ataletsel ölçüm birimi, solunum eforu, nazal basınç sensörü sinyallerini toplayabilen; Pulse Oksimetre yardımıyla SpO2 hesabı yapabilen ve toplanan tüm verileri kablosuz ağ üzerinden gönderebilen sistem, FreeRTOS gerçek zamanlı işletim sistemi ile geliştirilmiş bir gömülü yazılıma sahiptir. Geliştirilen PSG cihazı, American Academy of Sleep Medicine Guidelines'a göre Tip II geniş kapsamlı taşınabilir test cihazıdır. Topladığı ve işlediği yaşamsal sinyaller ile elde ettiği SCOPER (Sleep, Cardiovascular, Oximetry, Position, Effort, and Respiratory) skoru S2 C1 O1 P2 E2 R2 dir. Hasta üzerinden toplanan tüm veriler 2.4GHz Wi-Fi ağı üzerinden TCP/IP protokolü aracılığı ile bir hedefe iletilmektedir. Toplanan veriyi izlemek ve kaydetmek amacı ile bir Python uygulaması geliştirilmiştir. Ağ izleme uygulamaları ile yapılan testlerde paket kaybı olmadan saniyede 200 paket ileildiği görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Uyku çalışmaları, Polisomnografi, Taşınabilir polisomnografi, Evde uyku testi, Biyopotansiyel yükselteçler

## **ABSTRACT**

Master of Science

### **DESIGN OF A WIRELESS POLYSOMNOGRAPHY DEVICE**

Uğur Şahin

TOBB University of Economics and Technology  
Institute of Natural and Applied Sciences  
Biomedical Engineering Science Programme

Supervisor: Prof. Dr. Osman Eroğul

Date: January 2021

Respiratory problems such as breathing difficulties during sleep, sleep apnea and snoring are life-threatening sleep disorders that adversely affect sleep quality. Diagnosis of sleep disorders is also vital. Polysomnography, which is accepted as the gold standard diagnostic method for sleep related respiratory disorders, can be defined as the real-time recording of the nervous system, cardiorespiratory system and some sleep-related physical and physiological parameters such as body position and body temperature during the falling asleep process, during and after sleep using inoperative electrophysiological monitoring methods. The data collected during the test are examined by the specialist physician and if there is a sleep disorder, the diagnosis is made after the examination of test results. Polysomnography tests are quite costly, and sleep centers have a limited number of rooms, polisomnographies and sleep technicians for the test. Therefore, devices that allow sleep tests to be performed at home have been produced to reduce test costs and serve more patients. These devices are generally known as Home Sleep Apnea Test (HSAT) kit. HSAT kits monitor and record vital signals such as oxygen concentration in the blood (SpO<sub>2</sub>), body position, and respiratory activity. In this study, we aimed to make sleep tests at home for patients

with sleep problems without the need for a sleep technician and to monitor the patient's vital signals instantly; An IoT-based, battery powered, wearable and compact wireless polysomnography system has been designed. The system, has calculation power and wireless communication capability of Espressif ESP32 SoC, can collect EEG, ECG, 3-axis inertial measurement unit, respiratory effort, nasal pressure sensor signals 200 times per second; calculate SpO<sub>2</sub> with the help of Pulse Oximeter and able to send all collected data over the wireless network. This PSG device is a Type II comprehensive portable test device according to the American Academy of Sleep Medicine Guidelines. The SCOPER (Sleep, Cardiovascular, Oximetry, Position, Effort, and Respiratory) score obtained is S<sub>2</sub> C<sub>1</sub> O<sub>1</sub> P<sub>2</sub> E<sub>2</sub> R<sub>2</sub>. All data collected from the patient are transmitted to a target via the 2.4GHz Wi-Fi network using TCP/IP protocol. A Python application has been developed to monitor and record the collected data. In tests conducted with network monitoring applications, it was observed that 200 packets were transmitted per second without packet loss.

**Keywords:** Sleep study, Polysomnography, Portable polysomnography, Home sleep apnea test, Biopotential amplifiers



## TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren çok kıymetli hocam Prof. Dr. Osman EROĞUL'a, tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve değerli arkadaşım Erdem İnanç Budak'a tezime verdikleri desteklerden dolayı teşekkür ederim.

Hayatım boyunca sonsuz desteklerini benden esirgemeyen çok kıymetli aileme, tüm çalışmalarımda beni yalnız bırakmayan sevgili eşim Esin Ezgi Şahin'e bu süreçte yanımda oldukları için teşekkür ederim.

Ayrıca sağladığı yüksek lisans bursu için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne teşekkür ederim.



## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>vi</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>viii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>ix</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>xii</b>
<b>ÇİZELGE LİSTESİ</b> .....	<b>xiv</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>xv</b>
<b>SEMBOL LİSTESİ</b> .....	<b>xvi</b>
<b>RESİM LİSTESİ</b> .....	<b>xvii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Polisomnografi .....	1
1.2 Problemin Tanımı.....	2
1.3 Tezin Amacı .....	3
<b>2. KURAMSAL TEMELLER</b> .....	<b>5</b>
2.1 Uyku .....	5
2.1.1 Uyku uyanıklık döngüsü .....	5
2.1.2 Uyku çalışmaları .....	6
2.1.3 Uyku evreleri.....	6
2.2 Uykuda solunum bozuklukları .....	8
2.2.1 Uyku apnesi sendromu .....	8
2.2.1.1 Tıkayıcı uyku apnesi sendromu .....	8
2.2.1.2 Santral uyku apnesi sendromu .....	8
2.2.1.3 Mikst uyku apnesi sendromu .....	9
2.3 Polisomnografi Uyku Testi .....	9
2.3.1 Elektroensefalografi .....	10
2.3.2 Elektrookülografi .....	11
2.3.3 Elektrokardiyografi .....	12
2.3.4 Elektromiyografi .....	13
2.3.5 Nazal hava akışı .....	14
2.3.6 Solunum eforu.....	14
2.3.7 Pulse Oksimetre .....	15
2.3.8 Vücut pozisyonu .....	15
2.4 Uyku Testi Cihazlarının sınıflandırılması .....	16
2.4.1 Tip 1 ve Tip cihazlar ile uyku testi .....	16
2.4.2 Tip 3 cihazlar ile uyku testi.....	16
2.4.3 Tip 4 cihazlar ile uyku testi.....	16
2.4.4 Periferik arter tonometrisi ile uyku testi .....	17
2.4.5 SCOPER Sınıflandırma Sistemi.....	17
2.5 Mevcut Ticari Sistemler .....	17

2.6 Yapılan çalışmalar .....	19
2.7 Patentler .....	21
<b>3. SİSTEM TASARIMI .....</b>	<b>23</b>
3.1 Sistem Gereksinimleri .....	23
3.1.1 Fonksiyonel gereksinimler .....	23
3.1.2 Kullanıcı gereksinimleri .....	23
3.1.3 Yazılım gereksinimleri .....	24
3.1.4 Donanım gereksinimleri .....	24
3.2 Sistem Bileşenleri .....	25
3.2.1 Batarya ve güç devresi .....	25
3.2.2 Biyopotansiyel yükselteçler .....	25
3.2.3 Filtreler .....	27
3.2.4 Respiratuar sistem monitörleri .....	28
3.2.5 Analogdan sayısala dönüştürücüler .....	29
3.2.6 Vücut pozisyonu ve vücut ısısı ölçer .....	29
3.2.7 Mikrobilgisayar .....	30
3.2.8 Gömülü yazılım .....	30
3.2.9 Görüntüleme bilgisayarı ve yazılımı .....	30
3.3 Kablosuz Polisomnografi Sistemi .....	31
<b>4. ELEKTRONİK TASARIM .....</b>	<b>33</b>
4.1 Biyopotansiyel Yükselteç Tasarımı .....	33
4.1.1 Elektrokardiyogram, elektromiyogram ve elektrookülogram yükselteci tasarımı .....	36
4.1.1.1 Giriş koruması ve radyo frekansı girişim filtresi .....	37
4.1.1.2 Referans gerilimi beslemesi .....	38
4.1.1.3 Sağ bacak sürücüsü .....	38
4.1.1.4 Filtre tasarımı .....	40
Yüksek geçiren filtre tasarımı .....	41
Alçak geçiren filtre .....	42
4.1.2 EEG yükselteci tasarımı .....	46
4.1.3 Biyopotansiyel yükselteçlerin devre benzetimleri .....	50
4.1.3.1 Elektrokardiyografi yükselteci devre benzetimi .....	50
4.1.3.2 Elektroensefalografi yükselteci devre benzetim .....	51
4.2 Solunum Eforu Ölçer Tasarımı .....	52
4.3 Solunum Ölçer Tasarımı .....	55
4.4 SpO <sub>2</sub> ve Nabız Ölçer Tasarımı .....	56
4.5 Vücut Pozisyonu Ölçer Tasarımı .....	56
4.6 Vücut Sıcaklığı Ölçer Tasarımı .....	57
<b>5. YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ .....</b>	<b>59</b>
5.1 Gömülü Yazılım Teorik Altyapı .....	59
5.1.1 Gömülü yazılım tanımı .....	59
5.1.2 Gerçek zamanlı işletim sistemleri ve FreeRTOS .....	59
5.1.3 Entegreler arası veriyolu .....	60
5.1.4 Seri çevre birim arayüzü veriyolu .....	62
5.1.5 Kullanıcı datagram protokolü .....	63
5.2 Geliştirme Ortamı .....	63
5.3 Gömülü yazılım akışı .....	64
5.3.1 Fotopletismografi Görevi .....	65
5.3.1.1 Nabız bilgisinin hesaplanması .....	66

5.3.1.2 Kandaki oksijen yoğunluğu bilgisinin hesaplanması.....	67
5.3.2 Solunum eforu.....	69
5.3.3 Veri Toplama .....	70
5.3.4 UDP Taskı.....	71
5.4 Bilgisayar Yazılımı Tasarımı .....	72
<b>6. SİSTEM ENTEGRASYONU.....</b>	<b>75</b>
<b>7. SONUÇ VE TARTIŞMA.....</b>	<b>79</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>83</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>89</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>103</b>





## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1: Uyku apnesi tipleri.....	9
Şekil 2.2: (a) önerilen EOG derivasyonu, (b) alternatif EOG derivasyonu .....	12
Şekil 2.3: Kalbin elektriksel iletim sistemi .....	13
Şekil 2.4: EEG, EMG ve EOG elektrotlarının yerleştirilmesi .....	14
Şekil 2.5: Mevcut patentler; (a) “Çok sayıda polisomnografik cihazı izlemek ve kontrol etmek için sistem ve yöntem”, (b) “Uyku bozukluğu izleme ve teşhis sistemi”, (c) “Uyku ile ilgili verilerin elektronik yönetimi”, (d) “Taşınabilir izleme, analiz ve terapi yardım cihazı” .....	22
Şekil 3.1: Biyopotansiyel yükselticinin aşamaları.....	26
Şekil 3.2: Alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren, bant durduran filtrelerin genlik cevabı.....	27
Şekil 3.3: Filtre sınıflarının genlik cevabı.....	28
Şekil 3.4: Örnekleme oranı artışının etkisi.....	29
Şekil 3.5: Sistemin blok diyagramı. ....	32
Şekil 4.1: Klasik 3 op-amp enstrümantasyon yükseltici. ....	33
Şekil 4.2: Bir op-amp ile in-ampın referans pininin sürülmesi.....	34
Şekil 4.3: Toprak referanslı çıkış işareti ve 1.65 Volt referanslı çıkış işareti. ....	35
Şekil 4.4: AD8232 fonksiyonel blok diyagramı .....	35
Şekil 4.5: AD8232 boşa elektrot tespit devresi.....	36
Şekil 4.6: AD8232 dahili in-amp giriş pinleri.....	37
Şekil 4.7: Dahili referansın geriliminin ayarlanması. ....	38
Şekil 4.8: Sağ bacak sürücü devresi.....	39
Şekil 4.9: AD8232 sağ bacak sürücüsü devresi. ....	39
Şekil 4.10: İkinci dereceden filtrelerin kutup/sıfır pozisyonları ve transfer fonksiyonları .....	40
Şekil 4.11: AD8232 yüksek geçiren filtre devresi. ....	41
Şekil 4.12: Alçak geçiren Sallen-Key aktif filtre topolojisi. ....	43
Şekil 4.13: KPS EKG, EMG, EOG yükseltici şematik diyagramı.....	45
Şekil 4.14: AD8232 prototipleme kartı.....	46
Şekil 4.15: EEG yükseltici Sallen-Key alçak geçiren filtresi.....	47
Şekil 4.16: AD8232 çıkış filtresi ve son uç yükseltici şematik diyagramı.....	49
Şekil 4.17: EEG biyopotansiyel yükseltici şematik diyagramı. ....	49
Şekil 4.18: KPS EKG, EMG ve EOG işareti yükseltici AC tarama analizi.....	50
Şekil 4.19: KPS EKG, EMG ve EOG işareti yükseltici DC tarama analizi.....	51
Şekil 4.20: EEG biyopotansiyel yükseltici AC tarama analizi.....	52
Şekil 4.21: Sparkfun SEN-10245 ve eşdeğer devresi. ....	53
Şekil 4.22: (a) Wheatstone köprüsü konfigürasyonu, (b) yük hücresinin gerinim ölçme konfigürasyonu .....	54

Şekil 5.1: Gerçek zamanlı yürütme yanılması .....	60
Şekil 5.2: I <sup>2</sup> C veriyolu bağlantı şekli .....	61
Şekil 5.3: Haberleşme sırasında I <sup>2</sup> C veriyolu hatları .....	62
Şekil 5.4: SPI veriyolu, veriyolu yöneticisi ve bağımlı cihazlar .....	62
Şekil 5.5: Haberleşme sırasında SPI veriyolu hatları. ....	63
Şekil 5.6: Fotopletismografi görevi akış diyagramı. ....	66
Şekil 5.7: Kırmızı ve kızılötesi PPG işaretleri .....	67
Şekil 5.8: HbO <sub>2</sub> ve RHb'nin molar emilim katsayısı.....	69
Şekil 5.9: HX711 haberleşme zamanlama diyagramı .....	70
Şekil 5.10: Solunum eforu görevi akış diyagramı.....	70
Şekil 5.11: Veri toplama görevi akış diyagramı.....	71
Şekil 5.12: UDP görevi akış diyagramı.....	72
Şekil 5.13:KPS grafik arayüzü. ....	73





## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 2.1: R&K Uyku Evreleri ve AASM Uyku Evreleri.....	7
Çizelge 2.2: Rutin PSG kayıtlamaları için örnekleme oranları.....	10
Çizelge 5.1: KPS gömülü yazılımı görevleri. ....	65
Çizelge 7.1: Ürünün teknik dosyasında yer alması gereken belgeler. ....	82
Çizelge Ek.1: SCOPER sınıflandırma sistemi .....	90





## KISALTMALAR

<b>AASM</b>	: American Academy of Sleep Medicine (Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi)
<b>AC</b>	: Alternative Current (Alternatif Akım)
<b>ADC</b>	: Analog Digital Converter (Analogdan Sayısala Dönüştürücü)
<b>AP</b>	: Aksiyon Potansiyeli
<b>CMRR</b>	: Common Mode Rejection Ratio (Ortak Mod Bastırma Oranı)
<b>CPU</b>	: Central Processing Unit (Merkezi İşlem Birimi)
<b>DAC</b>	: Digital to Analog Converter (Sayısalda Analoga Dönüştürücü)
<b>DC</b>	: Direct Current (Doğru Akım)
<b>EEG</b>	: Elektroensefalografi
<b>EKG</b>	: Elektrokardiyografi
<b>EMG</b>	: Elektromiyografi
<b>EOG</b>	: Elektrokülografi
<b>ESD</b>	: Elektro Statik Deşarj
<b>HSAT</b>	: Home Sleep Apnea Test (Evde Uyku Apnesi Testi)
<b>I<sup>2</sup>C</b>	: Inter Integrated Circuits (Devreler Arası)
<b>IMU</b>	: Inertial Measurement Unit (Ataletsel Ölçüm Birimi)
<b>IR</b>	: Infrared (Kızılötesi)
<b>KPS</b>	: Kablosuz Polisomnografi Sistemi
<b>MAF</b>	: Moving Average Filter (Hareketli Ortalama Alma Filtresi)
<b>MPU</b>	: Motion Processing Unit (Hareket İşleme Birimi)
<b>NREM</b>	: None Random Eye Movements (Rastgele Göz Hareketleri Olmayan)
<b>PGA</b>	: Programmable Gain Amplifier (Programlanabilir Kazançlı Yükselteç)
<b>PM</b>	: Portable Monitor (Taşınabilir Monitör)
<b>PPG</b>	: Photoplethysmography (Fotoplethysmografi)
<b>PSG</b>	: Polisomnografi
<b>RAM</b>	: Random Access Memory (Rastgele Erişim Belleği)
<b>REM</b>	: Random Eye Movements (Rastgele Göz Hareketleri)
<b>RF</b>	: Radyo Frekansı
<b>RFI</b>	: Radio Frequency Interference (Radyo Frekansı Girişimi)
<b>RIP</b>	: Restiratory Inductance Pletysmography
<b>ROM</b>	: Read Only Memory (Yalnızca Okunabilir Bellek)
<b>RTOS</b>	: Real Time Operationg System (Gerçek Zamanlı İşletim Sistemi)
<b>SUAS</b>	: Santral Uyku Apnesi Sendromu
<b>TCP</b>	: Transmission Control Protocol (İletim Kontrol Protokolü)
<b>TUAS</b>	: Tıkayıcı uyku apnesi
<b>UDP</b>	: User Datagram Protocol



## SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

### Simgeler

### Açıklama

A	Amper (akım birimi)
b	Bit
d	Optik uzunluk
dB	Desibel
f	Frekans
$f_c$	Kesim frekansı
HR	Nabiz
Hz	Hertz (frekans birimi)
s	Saniye
t	Zaman
V	Volt (elektriksel potansiyel birimi)
$V_t$	Tidal hacim
$\epsilon(\lambda)$	Molar emilim katsayısı
$\pi$	Pi sayısı (3.14)
$\Omega$	Ohm (direnç birimi)



## RESİM LİSTESİ

### Sayfa

Resim 4.1: AD8232 geliştirme kartının düzenlenmesi. ....	46
Resim 4.2: SN-10245 ve HX-711. ....	54
Resim 4.3: Honeywell TruStability™ HSC basınç sensörü ve nazal kanül. ....	55
Resim 4.4: KPS SpO <sub>2</sub> ölçüm aparatı ve MAXREFDES117. ....	56
Resim 4.5: MPU-6050 geliştirme kartı. ....	57
Resim 4.6: MAX30205 insan vücudu sıcaklık sensörü. ....	57
Resim 6.1: Lolin D32 PRO geliştirme kartı. ....	75
Resim 6.2: KPS'nin ilk prototipi. ....	76
Resim 6.3: KPS prototipinin kemer yardımıyla giyilmesi. ....	76
Resim 6.4: KPS'nin kullanıcı üzerine giyilmesi. ....	77





# 1. GİRİŞ

## 1.1 Polisomnografi

Polisomnografi (PSG); Poly, Somno, Graphy kelimelerinin birleşimiyle isimlendirilmiştir ve Türkçe çevirisi çoklu uyku grafisi olarak yapılabilir. PSG, uyku ile ilgili birden fazla fizyolojik işaretin kaydedilmesi olarak tanımlanmaktadır.

PSG ve uyku tıbbının gelişimi, Random Eye Movements (hızlı göz hareketleri) (REM) evresi ile uyku apnesinin keşfi ve karakterizasyonu ile hız kazanmıştır. REM evresi ilk olarak Chicago'da Kleitman, Aserinsky ve Dement tarafından ve ardından Fransa'da Jouviet, Michel ve Mounier tarafından tanımlanmıştır. 1960'ların ortalarında, iki araştırmacı grup, üst solunum yolu tıkanıklığı ile rahatsız uyku arasındaki ilişkiler hakkında gözlemler yapmış ve böylece uyku apnesini keşfetmişlerdir (Chesson Jr. Vd., 1997). 1973 yılında narkoleptik bir köpeğin uyku kaydı ilk kez yapılmış ve 1974 yılında da Jerome Holland tarafından ilk kez tüm bir gece süren uyku testleri "polisomnografi" olarak isimlendirilmiştir. Günümüzde American Academy of Sleep Medicine (Amerikan Uyku Tıbbı Akademisi) (AASM) gibi kuruluşlar uyku çalışmalarına ve PSG kayıtlarına bazı standartlar getirmek için çalışmaktadır.

PSG testi genellikle bir uyku merkezinde ve eğitimli bir personel tarafından gerçekleştirilir. Karakteristik olarak klinik çalışmalarda elektroensefalografi (EEG), elektrookülografi (EOG), submentalis elektromiyografisi (EMG), anterior tibialis EMG, solunum eforu, oro-nazal hava akımı, elektrokardiyografi (EKG) ve oksimetri parametrelerinin her birinin bir veya birkaç kanaldan toplanması yeterlidir (Chesson Jr. vd., 1997). Çoğunlukla uykuda solunum bozuklukları teşhisinde kullanılsa da uyku terörü, huzursuz bacak sendromu, uyku felci, narkolepsi gibi hastalıkların teşhisinde de PSG testinden destek alınır.

## 1.2 Problemin Tanımı

Tıkayıcı uyku apnesi sendromu (TUAS), sık görülen bir uyku bozukluğu olup yetişkin erkeklerde görülme sıklığı %14,3, kadınlarda ise %5 olarak tahmin edilmektedir. TUAS, inme veya geçici iskemik atak (GİA) geçirmiş hastalarda %72'ye varan bir oranda görülmektedir. Serebrovasküler ve kardiyovasküler sonuçları nedeniyle başka bozukluklara, hastalıklara ve ölüme yol açabilen önemli bir halk sağlığı problemidir. Yapılan araştırmalar, TUAS'lı olguların %90'ına varan bir kısmına tanı konulamadığını göstermektedir. (İnönü Köseoğlu, 2016).

T.C. Sağlık Bakanlığı, (2013) Türkiye'de 18 yaş ve üzeri bireylerin %23,7'sinin uyku sorunu yaşadığı tespit edilmiştir. Uyku sorunu yaşayan bireylerin %50,3'ünde az uyuma sorunu olduğu tespit edilmiştir. Uykuya dalmada sorun yaşayanların oranı ise %24,3 iken hiç uyuyamadığını belirten katılımcı oranı %16'dır. Katılımcıların %5,9'unda gündüz sürekli uyku isteği ve aşırı uykululuk hali bulunduğu ve %5'inin uyurken horladığı görülmüştür.

PSG testi eğitimli bir personel tarafından, özelleştirilmiş bir uyku laboratuvarlarında yapıldığından kolay ulaşılabilir bir tanı yöntemi değildir. Zamanla uyku bozukluklarının tanınması ve başvuru sayısının artması, ülkemizde PSG testi randevularının daha ileri tarihlere verilmesine sebep olmaktadır. Laboratuvar içi PSG testi için hastanın bir gece uyku laboratuvarında kalması gerekmektedir ve çoğu zaman tedavi sürecinde bir teste daha ihtiyaç duyulmaktadır (Kuzu Okur, 2012). Laboratuvar içi PSG, TUAS teşhisi için altın standart olmasına rağmen sınırlı erişim, uzun bekleme süreleri ve bazen hastanın bir laboratuvar ortamında uyumaya isteksizliği yaygın kullanılan bir tanı aracı olmasını engellemektedir (Boulos, 2017).

AASM tarafından evde uyku apne testi (HSAT) olarak adlandırılan taşınabilir poligrafik kayıt cihazları, komorbiditesi olmayan orta ve şiddetli TUAS olasılığı yüksek olan hastalarda laboratuvar içi PSG'ye bir alternatiftir (Saletu vd., 2018). Test tekrarlanabilirliği değerlendirildiğinde ardı ardına laboratuvar içi PSG testinin tekrarı mümkün değildir, bu durumda HSAT daha uygulanabilir bir yöntemdir (İnönü Köseoğlu, 2016).

### 1.3 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasının amacı, başta TUAS olmak üzere uyku bozukluğu yaşayan hastaların uyku testine erişimini kolaylaştıracak ve hastayı doğal uyku ortamından uzaklaştırmadan, kendi evinde uyku testine girmesine imkân verecek bir HSAT sistemi geliştirmektir. Uyku çalışmalarının daha fazla hastaya ulaşmasını sağlayacak ve uyku merkezlerindeki hasta yoğunluğunu azaltacak bir sistem tasarlanması hedeflenmiştir. Böylece, HSAT'ın uygulanabileceği olgular doğrudan uyku laboratuvarını meşgul etmeden kendi evinde uyku testini tamamlayabilecektir. Ardı ardına yapılan HSAT'ta kabul edilebilir veriler elde edilemediği, kesin tanı konulamadığı veya HSAT'ın uygulanamayacağı durumlarda laboratuvar içi PSG testi uygulanabilir. Gerçekleştirilen "Kablosuz Polisomnografi Sistemi" (KPS); uyku bozuklukları hakkında azami bilgi sağlayabilmesi için vücuttan alınan elektriksel tabanlı EEG, EKG, EMG, EOG fizyolojik işaretlerini ve solunum sayısı, solunum çabası, kandaki oksijen yoğunluğu, nabız gibi respiratuar sistemin fiziksel büyüklüklerini toplayabilecek yapıda tasarlanmıştır. Dahili bataryası sayesinde gece boyunca test yapılmasını sağlayan sistem herhangi bir kablolu bağlantıya ihtiyaç duymadan, toplanan tüm verileri kablosuz internet yardımıyla dünyanın herhangi bir yerindeki uzak bir merkeze iletebilmektedir.



## **2. KURAMSAL TEMELLER**

### **2.1 Uyku**

Uyku, fizyolojik ve davranışsal süreçlerin karmaşık bir karışımıdır. Tipik olarak postüral yaslanma, davranışsal sessizlik, kapalı gözler ve genellikle uyku ile ilişkilendirilen diğer tüm göstergeler ile birlikte yaşanır. Basit bir tanımla uyku, çevreden algısal kopukluğun ve tepkisizliğin geri döndürülebilir bir halidir (Caskadon vd., 2005).

Uyku, bir hareketsizlik hali olmasının yanında tüm vücudu dinlendiren bir yenileme dönemidir. Yapılan çalışmalar; derin uykuda hücre bölünmesinin, protein sentezinin ve ön hipofizden salgılanan somatotropin hormonu miktarının arttığını göstermiştir. Aynı şekilde, vücudun katabolik hormonları salgılanmasının da azaldığı gözlemlenmiştir. Düzenli uyku vücudun performansını arttırırken, kronik uykusuzluk işgücünü azaltmakta ve zihinsel yetenekleri kısıtlamaktadır (Çavuşoğlu vd., 2007). Her ne kadar işlevi tam olarak aydınlatılmamış olsa da uyku, insanlar da dahil olmak üzere tüm yüksek yaşam formlarının evrensel bir ihtiyacıdır ve yokluğu ciddi fizyolojik sonuçlar doğurur (Altevogt ve Colten, 2006).

#### **2.1.1 Uyku uyanıklık döngüsü**

Uyuma – uyanma sisteminin etkileşiminin, uykuyu teşvik eden S süreci ve uyanıklığı sürdüren C süreci tarafından düzenlendiği düşünülmektedir. S süreci uyku için bir homeostatik sürücüdür. C süreci ise sirkadiyen sistem tarafından düzenlenir ve uyanıklığı teşvik eder. Gün boyunca S sürecini baskılamaya, zihinsel ve fiziksel uyanıklığı sürdürmeye çalışır. Bununla birlikte, gün boyu uyanıklığı teşvik eden bu sistem, uyku konsolidasyonunu geliştirmek için gece vakti düşmeye başlar. C sürecinin yokluğunda, toplam uyku süresi değişmeden gece ve gündüze rastgele dağıtılır. Bu nedenle C süreci aynı zamanda uyku saatlerini düzenleyerek uykuyu pekiştirmek için çalışır ve uyku – uyanıklık sürecinin, gece – gündüz döngüleri ile koordine edilmesine yardımcı olur (Altevogt ve Colten, 2006).

### **2.1.2 Uyku alışmaları**

Uyku, insanoğunun tarih boyunca merak ettiği olgulardan biri olmuştur. Bu merak konusu üzerindeki çalışmaların geçmişi Antik Mısır'a, MÖ 16. yüzyıla kadar uzanmaktadır. Uyku üzerine yapılmış bilinen ilk çalışmalar dünyanın en eski cerrahi dokümanları olarak bilinen Edwin Smith ve Ebers papirüslerinde görölmektedir. Bu dokümanlarda haşhaş tohumu, it üzümü ve alkolün insomnia tedavisinde kullanılabileceğinden bahsedilmektedir. Eski ağlardan 17. yüzyıla kadar geçen dönemde uyku, ölüm ve uyanıklık arası bir hal olarak değerlendirilmiştir. 20. yüzyılda yapılan bilimsel çalışmalar ise uykunun gerçekte ne olduğunu ortaya koymuştur (Gökçay, 2012).

Somnoloji ve uyku tıbbı alanı, en büyük adımlarını son 50 yılda atmıştır. 1970 yılında uyku bozuklukları dünyadaki birkaç uyku laboratuvarında değerlendirilirken 2001 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nde uyku laboratuvarı sayısı 1300'lere ulaşmıştır (Altevogt ve Colten, 2006).

Uyku çalışmalarının bilimsel bir disiplin haline gelmesi ise teknolojinin gelişimi ile fizyolojik olayların keşfedilip kaydedilmesi sonucu olmuştur. İskoç fizyolog Richard Caton, uykuda beyin aktivitesinin kaydını ilk kez 1875 yılında hayvanlar üzerinde gerçekleştirmiştir (Iber vd., 2007). Uyku ve uyanıklık halleri arasındaki farklı EEG aktivitesi, 1928 yılında Hans Berger tarafından gösterilmiştir. 1937 Yılında, Alfred Lee Loomis, A, B, C, D ve E evreleri ile uykunun 5 farklı evreden oluştuğunu tanımlamıştır. 1953 yılında Kleitman ve Aserinsky, REM uykusunu tanımlamış ve rüya görme olgusu ile bağlantısını keşfetmişlerdir. Uykunun periyodik evrelere ayrılması ise 1957 yılında Dement ve Kleitman tarafından yapılmıştır. REM uykusu ve REM olmayan (NREM) evre 1, NREM evre 2, NREM evre 3, NREM evre 4 olarak beş evreden oluşan uyku sürecinin ortalama 90 dakika sürdüğü, dolayısıyla 8 saatlik bir gece uykusunda bu sürecin birbirini izleyerek yaklaşık beş kez tekrarlandığı ortaya çıkmıştır (Gökçay, 2012).

### **2.1.3 Uyku evreleri**

Literatürde iki tür uykunun varlığından söz edilir; hızlı göz hareketlerinin olduğu REM uyku ve hızlı göz hareketlerinin olmadığı NREM uyku. NREM uykusu da Evre N1, Evre N2, Evre N3 ve Evre N4 evreleri olmak üzere kendi içinde dört bölüme ayrılır.

Her bir evre EEG modeli, göz hareketleri ve kas tonusu gibi benzersiz fizyolojik karakteristiklere sahiptir (Altevogt ve Colten, 2006).

Rechtschaffen, Kales (R&K) ve ekibi ile 1968 yılında, insan uykusu evreleri için teknik, skorlama ve terminoloji kılavuzunu yayınlamıştır. Iber vd., (2007) uykusu evreleri için yeni kurallar tanımlamış ve yayınlamıştır. Bu tarihe kadar uykusu evrelerinin skorlanması R&K prensipleri esas alınarak yapılmakta ve sağlıklı bir kişide normal uykusu; NREM 1, NREM 2, NREM 3, NREM 4 ve REM olmak üzere iki ana bölüm ve beş evreden oluşmaktaydı. Iber vd. (2007) ise uykuyu Evre N1, Evre N2, Evre N3 ve Evre R olmak üzere dört evre olarak ele almıştır (Köktürk, 2013). R&K uykusu evreleri ve AASM uykusu evreleri Çizelge 2.1’de verilmiştir.

Çizelge 2.1: R&K Uykusu Evreleri ve AASM Uykusu Evreleri (Köktürk, 2013).

<b>Rechtschaffen ve Kales</b>	<b>AASM</b>
Evre W	Evre W
N-REM Evre 1	Evre N1
N-REM Evre 2	Evre N2
N-REM Evre 3	Evre N3
N-REM Evre 4	
REM Evre 5	Evre R

Bir uykusu epizodu kısa bir Evre N1 ile başlar ve sırasıyla Evre N2, Evre N3, Evre N4 ve Evre R uykusu yaşanarak devam eder. Bununla birlikte, bireyler gecenin geri kalanında REM uykusunda kalmazlar, bunun yerine gece boyunca NREM ve REM aşamaları arasında döngü yaparlar. Tamamlanmış bir uykusu döngüsüne bir uykusu siklusu denir.

NREM uykusu, uykuda geçirilen toplam sürenin yaklaşık %75-%80’ini oluşturmaktadır ve kalan %20 - %25’lik kısmı da REM uykusundan oluşmaktadır. İlk uykusu siklusunun ortalama uzunluğu 70 - 100 dakika arasındadır. Sonraki uykusu siklusları ise 120 dakikaya kadar uzayabilmektedir. Sağlıklı yetişkinlerde REM uykusunun süresi gece boyunca artar ve uykusu süresi ilerledikçe Evre N2, NREM uykusunun çoğunluğunu oluşturmaya başlar ve bazen Evre N3 ile Evre N4 atlanarak Evre N2 uykusundan doğrudan REM uykusuna girilir (Altevogt ve Colten, 2006).

## **2.2 Uykuda solunum bozuklukları**

Aşırı uykululuk hali, geç uykuya dalma, uyku sürecinde aşırı hareket etme, düzensiz solunum gibi durumların sıklıkla yaşanması kişinin yeterli kalitede uykudan mahrum bırakır. Canlının yaşam kalitesini etkileyen, sağlığını bozabilecek düzenli ve kaliteli uyku yoksunluğu durumu uyku bozukluğu olarak isimlendirilir. Uyku sırasında kardiyorespiratuar sistemde görülen patolojik değişiklikler ile karakterize; uykuda solunumun yavaşlaması, solunumun durması, horlama gibi problemler ise uykuda solunum bozuklukları olarak adlandırılır.

### **2.2.1 Uyku apnesi sendromu**

Uykuda solunum bozuklukları arasında en sık görülen rahatsızlık uyku apnesi sendromudur. Apne, Yunanca'da soluksuz kalmak anlamına gelir. Uyku apnesi, uyku sırasında tekrarlayan nefes durmaları ile karakterize, hipoksemi ve uyku bölünmelerine neden olan bir sendromdur TUAS ve santral uyku apnesi sendromu (SUAS) olmak üzere iki tipte görülür (Budak, 2015).

#### **2.2.1.1 Tıkayıcı uyku apnesi sendromu**

Türk Toraks Derneği (2012) tanımına göre TUAS uyku boyunca tekrarlanan üst hava yolu tıkanmaları, kandaki oksijen yoğunluğunun düşmesi ve arousallar ile karakterize bir uyku bozukluğudur. Apne boyunca bireyin solunum çabası devam eder ya da artar (Şekil 2.1). TUAS orta yaş erkeklerin %2 - %4'ünü, kadınların %1- %2'sini etkiler. Ülkemizde TUAS görülme sıklığı %0,9 - %1,9 arasında bulunmuştur (Özkurt, 2012) ancak günümüzde TUAS tanısı konabilen hasta sayısının toplam hasta sayısının %10'u kadar olduğu tahmin edilmektedir. TUAS, hipertansiyon, inme ve Kardiyovasküler hastalıklara yol açtığı gibi iş kazası ve trafik kazası riskini artırır. Sık uyku bölünmesi, aşırı uykululuk, kalitesiz uyku gibi uyku problemlerinin yanı sıra yaşam kalitesini, iş ilişkileri ve özel ilişkilerde bozulma da önemli etkilendir (Demir, 2017).

#### **2.2.1.2 Santral uyku apnesi sendromu**

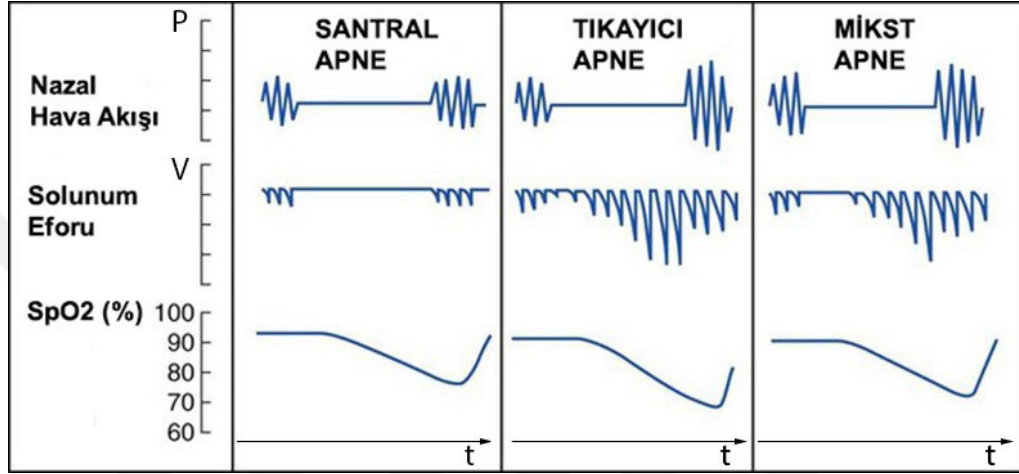
SUAS çok daha nadir görülür ve beynin solunumu kontrol eden kaslara doğru sinyaller göndermemesi sonucunda ortaya çıkar (Budak, 2015). Apne boyunca solunum



eforunun kaybolduğu görülür (Türk Toraks Derneği, 2012), bu sebeple TUAS'a göre daha tehlikeli bir uyku bozukluğudur.

### 2.2.1.3 Mikst uyku apnesi sendromu

TUAS ve SUAS semptomlarının bir arada görüldüğu bir uyku bozukluğudur. Apne ile eş zamanlı olarak solunum çabası önce durur sonra henüz apne sonlanmadan yeniden başlar (Türk Toraks Derneği, 2012).



Şekil 2.1: Uyku apnesi tipleri (URL-1).

### 2.3 Polisomnografi Uyku Testi

Uykuda yaşanan horlama, geçici solunum durması, güç nefes alma gibi sorunların teşhisi için kullanılan yöntemlerden biri laboratuvar içi PSG testidir. Hastanın apne durumu hakkında bilgi edinmek için uyku sırasında hastanın bazı fizyolojik parametreler izlenir. Apnenin öncesinde ve sonrasında vücutta meydana gelen fizyolojik değişikler incelenir ve hasta için en iyi tedavi yoluna karar verilir (Karamustafaoğlu vd., 2014). Gece boyu, gün boyu ya da birkaç saatliğine PSG uyku testi yapılabilir. Iber vd. (2007)'nin önerisine göre, PSG testinde kaydedilmesi önerilen fizyolojik parametreler ve örnekleme oranları Çizelge 2.2'de yer almaktadır.

PSG uyku testinde EEG, EOG, submental EMG işaretleri uykunun skorlanması ve bu sırada oluşan patolojik bulguların değerlendirilmesine imkân tanır.

Solunum eforu ve oro-nazal hava akımı verileri apne varlığını, tipini ve süresini saptamamızı sağlar. Kandaki oksijen yoğunluğu bilgisi, apne sonrası ve/veya apneye

bağlı olmayan oksijen yoğunluğundaki azalmaların varlığını ve şiddetini saptamamıza yardımcı olur.

EKG ve nabız takibi ise kardiyak problemlerin ve apne ile ilişkisinin saptanmasını sağlar. Tibialis EMG kaydı da uyku sırasında yaşanan bacak hareketleri bilgisini taşır (Köktürk, 1998).

Çizelge 2.2: Rutin PSG kayıtlamaları için örnekleme oranları (Iber vd., 2007).

Örnekleme Oranları	İstenen	Asgari	Alt Frekans Filtresi	Üst Frekans Filtresi
EEG	500 Hz	200 Hz	0,3 Hz	35 Hz
EOG	500 Hz	200 Hz	0,3 Hz	35 Hz
EMG (Submentalis ve Tibialis)	500 Hz	200 Hz	10 Hz	100 Hz
EKG	500 Hz	200 Hz	0,3 Hz	70 Hz
Burun hava akışı	100 Hz	200 Hz	0,1 Hz	15 Hz
Oksimetri	25 Hz	10 Hz	-	-
Nazal Basınç	100 Hz	25 Hz	0,1 Hz	15 Hz
Özofagus Basıncı	100 Hz	25 Hz	0,1 Hz	15 Hz
Vücut Pozisyonu	1 Hz	1 Hz	-	-
Horlama	500 Hz	200 Hz	10 Hz	100 Hz
Göğüs ve Karın Hareketleri	100 Hz	25 Hz	0,1 Hz	15 Hz

### 2.3.1 Elektroensefalografi

Elektroensefalografi ismi Yunanca'da beyin anlamına gelen ensefalo kelimesinden türetilmiştir (Reilly vd., 2010). İnsan beyninde elektriksel aktivitenin varlığı 1929 yılında Hans Berger tarafından sunulmuştur. Berger, yaklaşık bir yıl sonra bu elektriksel aktivitenin gözler açıkken ve kapalıyken farklı olduğunu göstermiştir. EEG işaretlerinin kesin bir şekilde sunulması ancak elektronik teknolojisindeki gelişmeler sonucu olabilmıştır. 1934'te Adrian ve Matthews, elektrotlarla alınan EEG işaretlerini kuvvetlendirilerek, kaydedilmesini sağlamışlardır.

Kafa derisi üzerinden alınan EEG işaretlerinin genlik değeri tepeden tepeye 1-100  $\mu$ V seviyesindedir, frekans bandı ise 0,5 Hz - 100 Hz civarındadır. Ölçümler, doğrudan

serebrum üzerinden alındığı takdirde, EEG işaretinin genliği 10 kata kadar artabilmektedir.

EEG işareti, EMG ve EKG işaretleri gibi periyodik bir karakteristiğe sahip değildir. Genlik, faz ve frekans değerleri sürekli değişir. Bu sebeple EEG aktivitesi; delta, teta, alfa, beta, gama dalgaları; uyku içcikleri, K kompleksleri ve verteks keskin dalgaları gibi özel genlik ve frekansa sahip dalga biçimleri ile karakterize edilir (Yazgan ve Korürek, 1996).

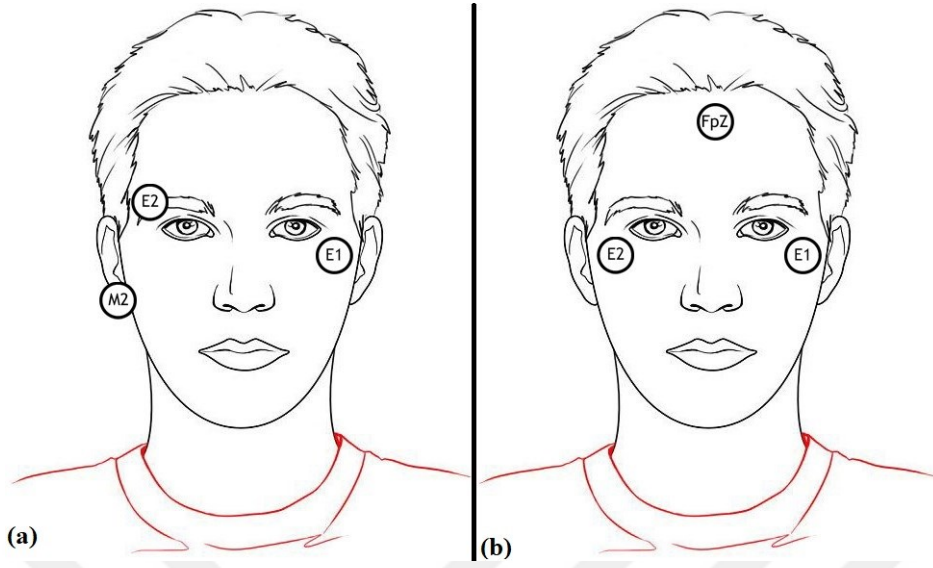
Uyku EEG'sinde amaç uyku evrelerini tespit etmek ve EEG işaretlerindeki bozunumları tespit etmektir. Bu sebeple uyku EEG'sinde klinik EEG'ye göre çok daha az kanalda kayıt alınır (Köktürk, 2013).

### **2.3.2 Elektrookülografi**

Göz hareketlerinin ve retina aktivitesinin göz çevresinde oluşturduğu elektriksel potansiyelin izlenmesini sağlayan yöntem EOG denir (Yazgan ve Korürek, 1996). Göz, retinada negatif kutup bulunan ve korneada pozitif kutup bulunan sabit bir elektrik dipolü olarak düşünülebilir. Retinada elektrik potansiyeller uyarılabilir bir doku tarafından üretilmez ancak retinadaki daha yüksek metabolik hızla bağlantılıdır. Korneoretinal potansiyelin büyüklüğü 400  $\mu$ V - 1 mV aralığındadır (Reilly vd., 2010).

EOG ölçümleri alternatif akım (AC) kuplajlı ya da doğru akım (DC) kuplajlı olarak yapılabilir. AC kuplajlı kayıtlar, yüksek frekanslı bileşenleri içereceğinden yalnızca REM ölçümü yapılabilir. Gözün gerçek pozisyonunun belirlenmesi gerekiyorsa DC kuplajlı kayıt gereklidir (Yazgan ve Korürek, 1996). EOG işaretlerini toplamak için Iber vd. (2007) kılavuzunda önerilen derivasyonlar E1 – M2 ve E2 – M2 derivasyonlarıdır. Alternatif olarak; Şekil 2.2'de yer alan E1 – FpZ ve E2 - FpZ derivasyonların kullanılması durumunda göz hareketlerinin yönü de kaydedilebilmektedir.

Uyku EOG'sinin iki temel amacı vardır. Birincisi; REM döngüsü tespiti için fazik hızlı göz hareketlerinin saptanmasıdır. İkincisi ise; uyku başlangıcında görülen, NREM-1 evresine geçişin bulgusu olan yavaş göz hareketlerinin saptanmasıdır. EOG, uyku skorlanması için kesin bir kriter değildir ancak oldukça değerli bilgiler sağlar (Köktürk, 2013).

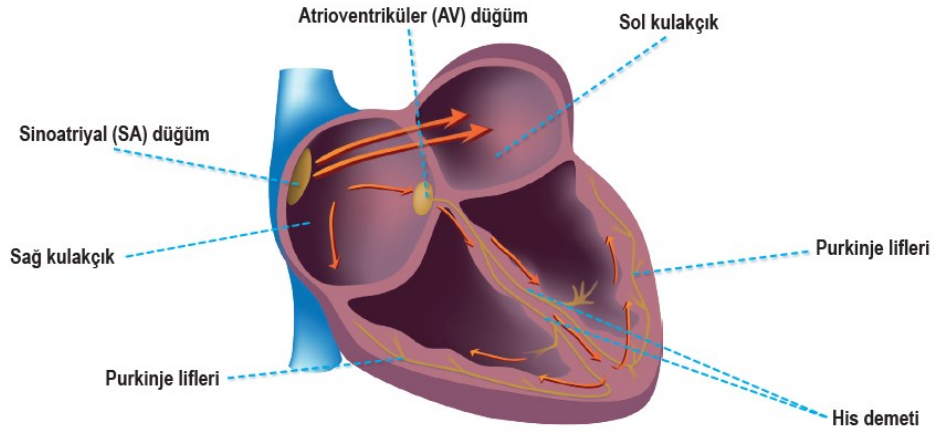


Şekil 2.2: (a) önerilen EOG derivasyonu, (b) alternatif EOG derivasyonu (Iber vd., 2007).

### 2.3.3 Elektrokardiyografi

Elektrokardiyografi terimi, Yunanca'da kalp anlamına gelen kardiyo kelimesinden türetilmiştir. EKG en bilinen elektrografidir ve vücut yüzeyinden ölçülen kalbin elektriksel aktivitesinin zamansal değişimi olarak tanımlanabilir (Yazgan ve Korürek, 1996).

Kalbin elektriksel iletim sistemi sinoatriyal (SA) düğüm, atriyoventriküler (AV) düğüm, his demeti, demet kolları ve purkinje liflerinden oluşur (Şekil 2.3). Kalpte üç tipte hücre vardır. Bunlar, kalp pili hücreleri, elektriksel iletken hücreler ve miyokard hücreleridir. Bu hücreler kalbin dinlenme halinde elektriksel olarak polarizedir. Kalbi harekete geçiren aksiyon potansiyeli (AP) bu hücreler üzerinden depolarizasyon dalgaları ile iletilir. Depolarizasyon gerçekleştiğinde kalp hücrelerinde dinlenme durumuna geçmek için repolarizasyon işlemi başlar. Depolarizasyon dalgası kalp boyunca ilerler ve kalp üzerinde bir biyopotansiyel oluşarak elektrik akımının oluşmasına neden olur. Bu depolarizasyon ve repolarizasyon döngüsü vücut yüzeyinden elektrotlar yardımı ile ölçülebilir (Reilly vd., 2010). Bu yöntem elektrokardiyografi olarak adlandırılır.



Şekil 2.3: Kalbin elektriksel iletim sistemi (URL - 2).

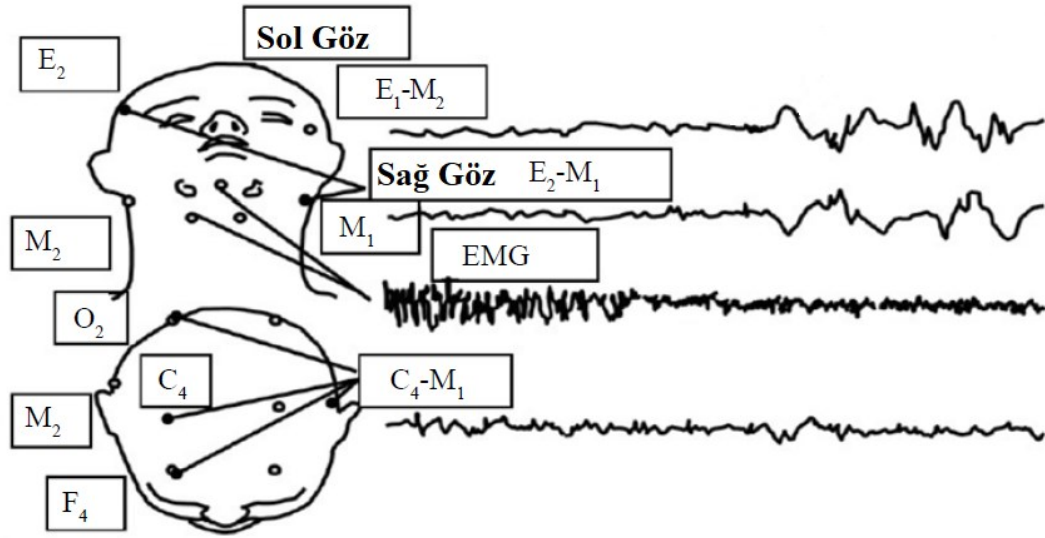
İlk pratik elektrokardiyogram 1903'te Hollandalı doktor ve fizyolog Willem Einthoven tarafından kaydedilmiştir. Einthoven, 1924'te elektrokardiyogramın mekanizmasını keşfettiği için Nobel Tıp Ödülü'ne layık görülmüştür.

#### 2.3.4 Elektromiyografi

Miyo kelimesi, Yunan dilinde kas anlamına gelir. EMG ise kasların dinlenme ve kasılma halleri arasındaki geçişlerinin yarattığı biyopotansiyel işaretlerdir. EMG işareti canlı bedeninde meydana gelen elektrokimyasal olaylar sonucu oluşur ve kasların mekanik özellikleri hakkında bilgi edinmemize yardımcı olur (Reilly vd., 2010).

Kaslar, bir motor nöron ve uyardığı kas liflerinden oluşan motor birimlerdir. Her bir motor ünite, motor nöronlar tarafından kontrol edilir. Kas hücrelerinin elektrik kaynağı, yaklaşık  $-70$  mV hücre zarı potansiyelidir. Kasın hareket, yön ve şiddetine bağlı olarak EMGde görülen potansiyeller  $50 \mu\text{V}$ 'dan  $20-30$  mV'a kadar çıkabilmektedir. EMG işareti üst üste binen motor üniteler üzerinde oluşan AP'lerden oluşmaktadır (Reilly vd., 2010). Bu sebeple yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerde birden fazla motor ünitenin aktivitesi görüntülenmektedir.

Daha derinlerdeki kasların ya da tek bir motor ünitesinin elektriksel aktivitesini görüntülemek için iğne tipli invazif elektrotlar kullanılır (Yazgan ve Korürek, 1996). Uyku EMG'sinde kasların kasılmış olduğu dönemler ve gevşemiş olduğu dönemler tespit edilir. Iber vd. (2007) kılavuzunda tek bir bipolar çene EMG'sinin (Şekil 2.4) görüntülenmesinin uyku skorlanması için yeterli olduğu önerilmektedir (Özol, 2013).



Şekil 2.4: EEG, EMG ve EOG elektrotlarının yerleştirilmesi (Özol, 2013).

### 2.3.5 Nazal hava akışı

Kayser'in 1895 tarihli raporu nazal hava akışı üzerine bilimsel çalışmaların başlangıcıdır (Eccles, 2000). Kayser, sağlıklı gönüllülerde burnun hava geçirgenliğinin yarım saat ile birkaç saat arasında değişkenlik gösterdiğini saptamıştır. Bu tarihe kadar solunum ölçümü için kullanılan yöntem Utrecht'li Zwaardemaker'in önerisi olan ekspirasyon sırasında her bir burun geçişinden elde edilen yoğunlaşma noktalarını ölçmek için soğuk bir ayna kullanılması olmuştur. Elektriksel basınç dönüştürücülerinin, bilgisayarların, rinomanometrinin ve akustik rinometrinin geliştirilmesi, nazal ölçümleri elde etmeyi çok daha kolay hale getirmiştir (Eccles, 2000).

Iber vd., (2007) kılavuzunda yalnızca nazal hava akımını kullanarak ve apneyi tespit etmek için önerilen yöntem oro-nazal sıcaklık sensörüdür. Hipopneyi de beraberinde tespit edebilmek için önerilen yöntem ise nazal basınç ölçerdir. Nazal hava akışı aynı hasta üzerinde bile zamanla değişebildiği için basınç ve sıcaklık değişimi için sabit bir değer belirlenmiş değildir. Değerlendirme anlık değişime göre yapılmalıdır.

### 2.3.6 Solunum eforu

Iber vd. (2007) solunum eforunun ölçülebilmesi için özofagus manometresi ve respiratuar indüktans pletismografisi (RIP) yöntemlerini önermiştir. Nefes alıp verme

sırasındaki özofagus basıncını ölçmek için manometre kateteri burundan mideye kadar uzatılır ve solunum sırasında bu noktadaki basınç gözlenir.

RIP ise solunumun hem zamanlamasını hem de hacmini ölçmek için kullanılabilen invazif olmayan bir yöntemdir. Biri göğüs kafesi çevresine diğeri ise karın çevresine yerleştirilen iki indüktans bandının takılması ile ölçülmektedir. Kişi nefes alırken göğüs kafesi ve karın bölgelerinin hacmi değişmektedir ve bu değişiklik RIP kemerinin indüktans değerinde bir değişikliğe sebep olur. Göğüs kafesi ve karın bölgelerinin bağımsız olarak hareket ettiği ve bu alanlardaki hacimsel değişimlerin toplamının  $V_T$ 'ye (Tidal Hacim) eşdeğer olduğu varsayılır.  $V_T$  Eşitlik 2.1'deki gibi hesaplanır.

$$V_T = \alpha GKÇ + \beta KÇ \quad (2.1)$$

Eşitlikte  $GKÇ$ : göğüs kafesi çevresini,  $KÇ$ : karın çevresini;  $\alpha$  ve  $\beta$  ise kalibrasyon parametrelerini ifade eder.

### 2.3.7 Pulse Oksimetre

Pulse Oksimetre, kan dolaşımındaki oksijen yoğunluğunu ( $SpO_2$ ) ölçmek için kullanılan bir cihazdır. Uyku testlerinde apne ve hipopne esnasında  $SpO_2$  takibi için kullanılır. Bu yöntem sağlık sektöründe kabul görmüş, etkinliği kanıtlanmış bir yöntemdir. Orijinal akademik gelişme 1935'te yapılmış olsa da ışık kaynakları ve fotosensörler kullanarak kandaki oksijen yoğunluğunu belirlemenin modern temeli, 1972'de Takuo Aoyagi ve Michio Kishi tarafından geliştirilmiştir (Analog Devices, 2014).

### 2.3.8 Vücut pozisyonu

Vücut pozisyonu ölçümündeki amaç, hastanın uyku pozisyonunun takip edilmesidir. Vücut pozisyonu görsel ya da görsel olmayan yöntemlerle takip edilebilir. Görsel yöntem, gözlem ya da video kamera kaydını içerir. Görsel olmayan yöntemler ise açı ölçer, ivme ölçer gibi sensörler ya da ataletsel ölçüm birimi gibi daha kompleks sensörler ile yapılabilir.

## **2.4 Uyku Testi Cihazlarının sınıflandırılması**

Uyku testi cihazları için yaygın olarak kullanılan ilk sınıflandırma sistemi, AASM tarafından 1994 yılında yayınlanmıştır. Söz konusu yayın taşınabilir kayıt kullanımı için uygulama parametrelerini ve uyku testi cihazlarını sırasıyla standart laboratuvar içi PSG Tip-1, kapsamlı taşınabilir monitörler (PM) Tip 2, modifiye PM Tip 3 ve devamlı tek veya çift biyoparametre kaydı yapan Tip 4 cihazlar olmak üzere 4 seviyede kategorize etmiştir (Collop vd., 2011).

### **2.4.1 Tip 1 ve Tip cihazlar ile uyku testi**

Tip 1 cihazlar, uykuda solunum bozuklukları teşhisinde altın standart olan laboratuvar içi PSG uyku testi cihazlarıdır. Uyku testi, laboratuvar ortamında, eğitim almış uzman personel eşliğinde gerçekleştirilir. Tip 1 cihazlar minimum yedi kanal fizyolojik parametre kaydeder. EEG, EOG, EMG, EKG, oksijen satürasyonu, hava akımı, solunum eforu ve vücut pozisyonu kaydedilmesi zorunlu kanallardır (Köseoğlu vd., 2016).

Tip 2 cihazlar, Tip 1 cihazlar ile aynı kanalları kaydedebilir yapıdadırlar. Bu cihazlar yardımı ile laboratuvar dışında da kapsamlı uyku testleri yapılabilmektedir. Bu testlerde uyku teknisyeni bulunması zorunlu değildir. Bu cihazlar kapsamlı PM olarak anılır.

### **2.4.2 Tip 3 cihazlar ile uyku testi**

Tip 3 cihazlar EEG, EOG, submentalis EMG gibi uyku evreleme ile ilgili kanalları kaydetmezler. Genellikle hava akımı, solunum eforu, nabız veya EKG, oksijen satürasyonu kanallarını kaydederler. Bazı cihazlar horlama seslerini, ortam ışığını ve vücut pozisyonunu da takip edebilir yapıdadır. Bu cihazlar modifiye PM olarak adlandırılır.

### **2.4.3 Tip 4 cihazlar ile uyku testi**

Tip 4 cihazlar genellikle bir veya iki kanal kaydı yaparlar. Devamlı tek veya çift biyoparametre kaydı olarak adlandırılırlar. Tipik olarak tercih edilen kanallar oksijen satürasyonu ve hava akımıdır.



#### **2.4.4 Periferik arter tonometrisi ile uyku testi**

Uyku testi, bileğe takılabilen periferik arter tonometresi olarak adlandırılan, nabız, oksijen satürasyonu, aktigrafi, vücut pozisyonu gibi parametreleri kaydedebilen cihazlar kullanılarak da yapılabilmektedir. Opsiyon olarak ivme ölçer yardımı ile solunum eforunu takip edebilir yapıda olanları vardır ancak bu tür cihazlarda hava akımı ölçümü yapılmamaktadır.

#### **2.4.5 SCOPER Sınıflandırma Sistemi**

Yeni teknolojiler içeren cihazların geliştirilmesi ile birçok cihazın mevcut kategorilere uymadığı görülmüştür. Bu sebeple AASM 2010 yılında yeni bir kılavuz yayınlamıştır. Bu yeni kılavuzda; uyku (sleep), kardiyovasküler (cardiovascular), oksimetri (oxymetry), pozisyon (position), efor (effort) ve solunum (respiratory) kanallarının her birini ölçmek için kullanılan yöntemeye dayalı yeni bir kategori şeması oluşturulmuştur. Bu şema kayıt kanallarının her birinin İngilizce adının ilk harfinin birleşimi ile adlandırılmıştır. SCOPER sınıflandırma sistemi ve kayıt parametreleri EK 1’de yer almaktadır (Collop vd., 2011).

#### **2.5 Mevcut Ticari Sistemler**

Uykuda solunum bozuklukları ciddi bir halk sağlığı sorunu olduğu için piyasada tanı ve tedavi için kullanılan birçok hazır ürün bulunmaktadır. Ülkemizde yaygın olmayan bu ürünlerden bazılarının ulaşılabilen özellikleri, Amerika’daki test maliyetleri ve satış fiyatları aşağıda sıralanmıştır.

Advanced Brain Monitoring Sleep Profiler PSG2 S<sub>2</sub>C<sub>3</sub>O<sub>1</sub>P<sub>2</sub>E<sub>1</sub>R<sub>2</sub> SCOPER skoruna sahip Tip 2 test cihazıdır. On altı saatin üzerinde EEG EOG ve EMG dahil on iki kanala kadar fizyolojik işareti kaydedip, otomatik uyku skorlaması yapabilmektedir. Test başı maliyeti 17,5 Amerikan dolarından başlayan bu ürünün satış fiyatı ise yaklaşık 5500 dolardır.

General Sleep Corporation Zmachine Synergy vücut pozisyonu, horlama sesleri, nabız ve solunum parametrelerini kaydedebilen EEG yardımı ile uyku evreleme yapabilen Tip 3 uyku testi cihazıdır. Sekiz GB dahili hafızası sayesinde üç yüz saatten fazla kayıt tutabilmektedir. Test başı maliyeti 10 dolardır.

Natus Medical Inc Embletta MPR, türetilmiş kanallarla birlikte toplamda 19 kanala kadar veri kaydı tutabilen Tip 2 uyku testi cihazıdır. Ek olarak satılan paketleri ile Tip 1 laboratuvar içi test cihazı olarak kullanılabilir. Cihazın dahili Bluetooth bağlantısı mevcuttur.

SOMNOtouch RESP, ek olarak satılan uyku evreleme seçeneği ile alındığında Tip 2 bir uyku testi cihazı olarak kullanılabilir. Standart respiratuar kanalların dışında CPAP cihazı basıncını da takip edebilmektedir. Dört EEG kanalı ile Iber vd. (2007) kılavuzunda önerilen EEG derivasyonlarının tamamının kaydedilebilmesini sağlamaktadır.

Neurovirtual BWMini PSG, ek olarak satılan seçenekleri ile Tip 1, Tip 2, Tip 3 ve Tip 4 uyku testi cihazı olarak kullanılabilir. On iki – otuz kanal arası biyoparametrenin kaydını tutabilmektedir. BWMini PSG ile üç kanal EMG, on iki kanal EEG, EKG işaretleri kaydedilmektedir. Rakiplerine göre oldukça ağır olan cihaz 363 gram ağırlığındadır ve yetmiş iki saate kadar parametre kaydı yapabilmektedir.

Cadwell ApneaTrak ürünü hava akımı, solunum eforu, horlama şiddeti, oksimetri başta olmak üzere toplam on kanal parametre kaydı yapabilen Tip 3 test cihazıdır. Opsiyonu ile Tip 3 ve Tip 4 cihaz olarak kullanılabilir. Yirmi dört saate kadar parametre kaydı yapılabilir. Test başı maliyet 3 dolar altındadır. Cihazın satış fiyatı yaklaşık 3250 dolardır.

CleveMed SleepView nabız, oksimetri, hava akımı, horlama, vücut pozisyonu ve harici kanallarla birlikte toplam sekiz kanal parametre kaydı yapabilen Tip 3 uyku testi cihazıdır. 57 gram ağırlığındaki cihaz, 100 MB dahili hafızasında yüz saate kadar kayıt yapabilmektedir. Test başı birim maliyeti 19 doların altındadır ve satış fiyatı yaklaşık 2400 dolardır.

Compumedics Somté 2 kanal elektrogram kanalı ve solunum parametreleriyle birlikte toplamda on üç kanal biyoparametre kaydına imkân veren Tip 3 test cihazıdır. Somté CPAP cihazı kullanılırken de ölçüm yapabilmektedir. Toplamda otuz altı saate kadar kayıt kapasitesine sahiptir. Test başı maliyeti 4 dolar altındadır ve satış fiyatı yaklaşık 3450 dolardır.

Philips Respironics Alice Night One, Iber vd. (2007) tarafından önerilen respiratuar sistem parametreleri, vücut pozisyonu ve tedavi cihazı verilerini ölçebilen Tip 3 test

cihazıdır. Toplamda yedi kanala kadar kayıt yapabilen cihaz 4 GB hafızaya sahiptir ve toplam on uyku testi kaydı tutabilmektedir. Satış fiyatı yaklaşık 3000 dolardır ve aylık 90 dolar karşılığında kiralanabilmektedir.

ResMed ApneaLink Air vücut pozisyonu, horlama sesleri, solunum eforu, nabız, oksijen yoğunluğu parametrelerini kaydedebilen Tip 3 uyku testi cihazıdır. 512 MB dahili hafızası ile kırk sekiz saate kadar kayıt yapabilmektedir. Satış fiyatı ise 2000 dolardır.

SleepMed Ares bir bant yardımı ile kafaya takılabilen, 10 kanal biyoparametre kaydı yapabilen Tip 3 cihazdır. Bir harici SD kartta yetmiş iki saate kadar kayıt tutabilmektedir. Cihazın satış fiyatı 3000 dolardır.

SOMNOtouch RESP eco ise SOMNOtouch RESP cihazının ekonomik modelidir. On bir kanala kadar biyoparametre kaydedebilmektedir. Tip 3 test cihazıdır. Test başı maliyeti 2 dolardan başlamaktadır ve 24 saate kadar kayıt yapabilmektedir.

Zephyr Sleep Technologies MATRx Plus ise 150 dolardan başlayan fiyatlarla satılmaktadır. Baş pozisyonu, vücut pozisyonu ve solunum parametreleri ile on bir kanala kadar kayıt yapabilen cihazın 4G LTE ve Wi-Fi bağlantı seçenekleri de mevcuttur. Tip 3 test cihazıdır. 16 GB hafıza ile gece başı sekiz saat kayıt yapabilmektedir.

Nox Medical NOX-T3, Bluetooth pulse oksimetre bağlantılı, iki kanal elektrogram kaydı ile toplam on dokuz kanal kayıt yapabilen Tip 3 cihazdır. 1 GB dahili hafızası ile yirmi dört saate kadar kayıt yapabilmektedir.

Nihon Kohden America Nomad iki adet EMG kanalı, solunum eforu, vücut pozisyonu ve horlama parametreleri ile toplam on bir kanal kayıt yapabilen bir cihazdır. Tip 3 uyku testi cihazıdır. Test başı maliyeti yaklaşık 5 dolardır. 2 GB dahili hafızası ile toplam on yedi saate kadar kayıt yapabilmektedir.

## **2.6 Yapılan çalışmalar**

Evde uyku testi yapabilen cihaz tasarımı çalışmaları arasında yalnızca solunum parametrelerini ya da EKG işaretlerini izleyen sistemler olduğu gibi Tip 2 cihaz olabilmesi için modifiye edilmiş Tip 1 cihazlardan oluşan sistemler de mevcuttur.

Jayarathna vd., (2019) çalışmalarında VitalCore adını verdikleri cihazın tasarımından, uygulamasından ve ön testlerinden bahsetmektedirler. Cihaz; solunum, solunum çabası, EKG ve vücut pozisyonu bilgilerini toplayarak, Bluetooth aracılığı ile yakın bir cihaza iletebilmektedir. Bu çalışmada giyilebilir, tek kullanıcı tarafından kullanılabilir bir Tip 3 uyku testi cihaz tasarımı yapılmıştır.

Astaras vd., (2008) çalışmalarında nabız, tansiyon, sıcaklık, ivme, EOG, EMG, EEG, aktigrafi gibi fizyolojik parametrenin toplandığı kablosuz sensör ağı ile çalışan Tip 2 bir uyku testi cihazı tasarımı yapmışlardır. Söz konusu cihaz tüm verileri kablosuz sensörler aracılığı ile toplayıp uzak bir merkeze iletebilir yapıdadır.

Chang vd., (2011) çalışmalarında, EKG işareti ve vücut pozisyonu bilgisini toplayan ve Bluetooth aracılığı ile yakın bir cihaza ileten bir sistem tasarımı ve ön testlerini yapmışlardır.

Chang vd., (2012) çalışmalarında baş, göğüs ve bileğe yerleştirilen üç farklı kayıt cihazı ile EEG, EOG, EMG, ECG, solunum eforu, solunum ve SpO<sub>2</sub> işaretlerini kaydedebilen Tip 2 bir uyku testi cihazı tasarlamışlardır.

Lin vd., (2017) çalışmalarında EEG, EOG, EMG, EKG ve solunum işaretlerini toplayıp bluetooth aracılığı ile yakın bir bilgisayara ileten bir cihaz tasarımı yapmış ve ön testlerini tamamlayıp sonuçları, “PSG-Alice 5 Diagnostic Sleep System” ticari cihazı ile kıyaslamışlardır.

Oh vd., (2011) adlı çalışmalarında EKG, vücut pozisyonu, solunum eforu, solunum ve SpO<sub>2</sub> ölçümü yapabilen Tip 3 uyku testi cihazı tasarımı yapmışlardır. Söz konusu cihaz, fizyolojik işaretleri toplayıp Zigbee protokolü ile bir Zigbee – Wi-Fi köprü cihazına iletmektedir. Böylece toplanan veriler uzak bir merkezden izlenebilir hale getirilmiştir.

Bsoul vd., (2010) çalışmalarında Apnea MedAssist adını verdikleri bir cihaz tasarlamışlardır. Söz konusu cihaz, tek kanal EKG verisini toplayarak bluetooth aracılığı ile yakın bir cep telefonuna iletebilir yapıdadır. Cep telefonundaki internet hizmeti kullanılarak bu veriler uzak bir merkeze iletilmektedir.

## 2.7 Patentler

Evde uyku testinde kullanılabilecek patentlenmiş ürünler de mevcuttur. Bu patentler arasında ürünleşmiş tasarımlar olduğu gibi, mevcut tasarımların iyileştirmelerinin önerildiği tasarımlar da mevcuttur.

Haberland vd., (2002) “Çok sayıda polisomnografik cihazı izlemek ve kontrol etmek için sistem ve yöntem” adlı çalışmalarında çok sayıda hasta üzerinde aynı anda uyku çalışmaları gerçekleştirmek için bir iletişim ağı ile kullanılmak üzere bir polisomnografik sistemini tanımlamışlardır (Şekil 2.5.a). Söz konusu sistem bir ya da iki PSG cihazını uzaktan izleyebilmektedir. Apne varlığında bir basınç destek cihazını kontrol edebilmektedir.

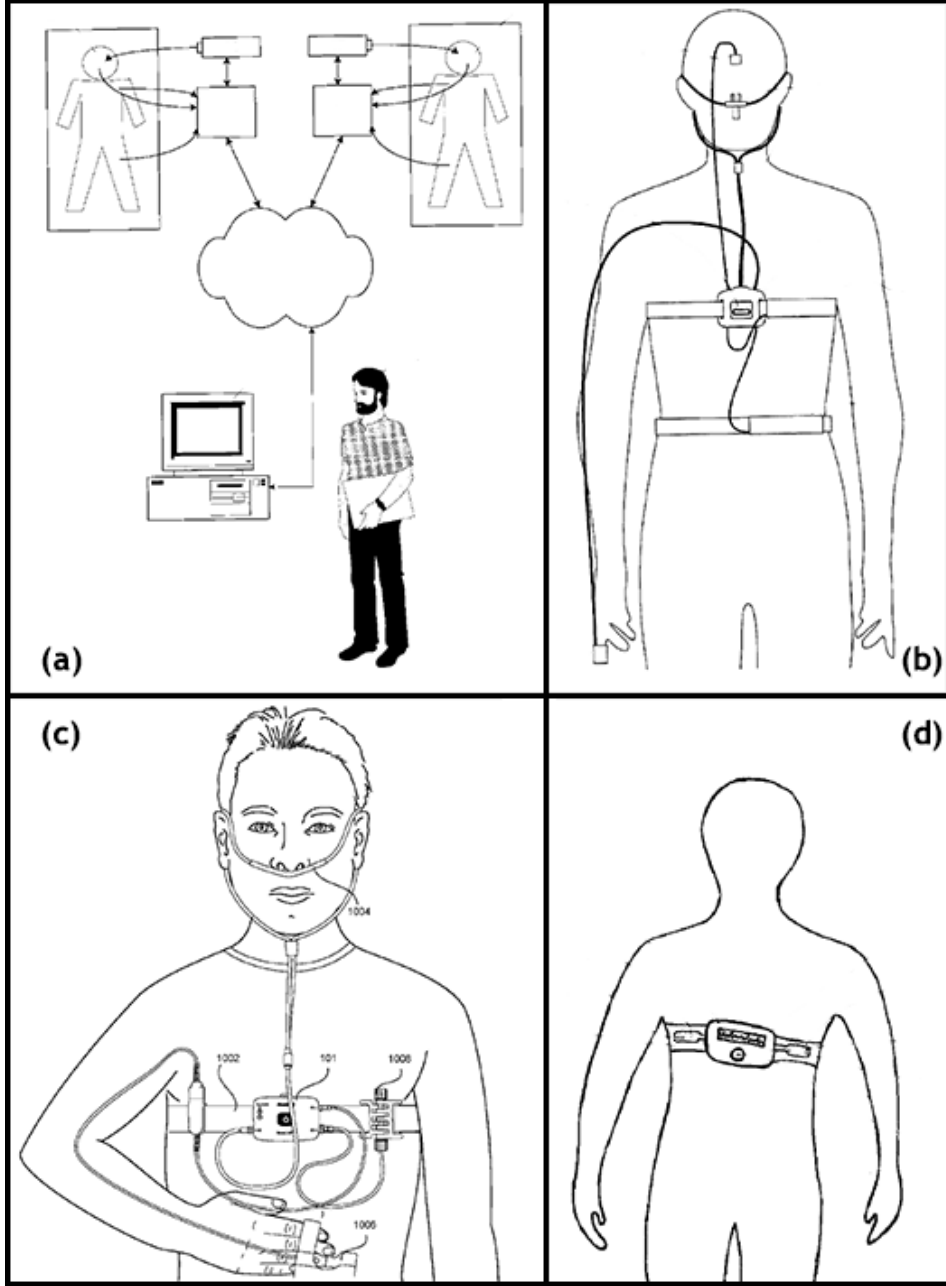
Bradley, (2008) “Uyku bozukluğu izleme ve teşhis sistemi” adlı patent başvurusunda giyilebilir bir uyku testi sistemini tanımlamıştır. Buluş uyku apnesi, hipopne, horlama ve anormal kalp ritimleri gibi uyku apnesi ile ilişkili bozuklukların tespiti, değerlendirilmesi ve teşhisi (taraması) için kullanılabilmektedir. Cihaz tarafından toplanan veriler dahili hafızasına kaydedilmektedir (Şekil 2.5.b).

Liu vd., (2016) “Uyku ile ilgili verilerin elektronik yönetimi” adlı patent başvurularında giyilebilir bir uyku testi cihazını tanımlamışlardır. Söz konusu cihaz hasta tarafından giyilebilir ve uyku ile ilgili parametreleri çoklu oturumlarda kaydedebilir yapıdadır (Şekil 2.5.c). Bu patent ticari ApneaLink Air cihazına aittir.

2013 yılında Guy Leonard Kouemou tarafından patent başvurusu yapılmış “Taşınabilir izleme, analiz ve terapi yardım cihazı” adlı buluş (Şekil 2.5.d), bir test kişinin veya hastasının uykusunu izlemek için biyolojik ses işaretlerini kullanmaktadır. Bununla birlikte uyku ile ilişkili solunum bozukluklarını analiz edip, solunum bozukluğu tespit ettiğinde hastayı uyarmaktadır.

Besson vd., (2014) “Kablosuz tıbbi teşhis ve izleme ekipmanı” adlı buluşunda hastanın cilt yüzeyine tutturulmuş kablosuz elektrotlara sahip ekipmanlar kullanılarak tıbbi teşhis ve izleme yöntemini tanımlamışlardır. Yöntem, bir hastadan veri toplanmasını, verilerin dijital forma dönüştürülmesini ve dijital verilerin kablosuz olarak bir hastadan uzakta bulunan bir baz istasyonuna iletilmesini içerir.

Guardia ve Tyler ise 2012 yılında patentini aldıkları “Uzaktan yönetim ile polisomnografi yöntemi” adlı çalışmalarında Tip 1 uyku testi cihazının internet üzerinden uzaktan erişim ve sesli veya görüntülü konferans ile birleştirilerek yönetileceği bir sistemi tanımlamışlardır.



Şekil 2.5: Mevcut patentler; (a) “Çok sayıda polisomnografik cihazı izlemek ve kontrol etmek için sistem ve yöntem”, (b) “Uyku bozukluğu izleme ve teşhis sistemi”, (c) “Uyku ile ilgili verilerin elektronik yönetimi”, (d) “Taşınabilir izleme, analiz ve terapi yardım cihazı” (Haberland vd., 2002; Bradley vd., 2008; Kouemou, 2013; Liu vd., 2016).

### **3. SİSTEM TASARIMI**

#### **3.1 Sistem Gereksinimleri**

KPS'nin temel amacı kullanıcının bir uyku teknisyenine ihtiyaç duymadan evde tam bir PSG testi gerçekleştirebilmesidir. KPS'nin bu amaca uygun hizmet edebilmesi için gerekli sistem gereksinimleri dört ana başlıkta incelenmiştir. KPS, kablosuz polisomnografi sistemini; kullanıcı, uyku testi yapılan hastayı ve teknisyen ise uyku testine refakat eden eğitimli uyku teknisyenini ifade etmektedir.

##### **3.1.1 Fonksiyonel gereksinimler**

KPS aşağıdaki gereksinimleri karşılamalıdır.

- KPS bir batarya ile enerjilendirilmelidir.
- Sistemin bataryası yeniden şarj edilebilmelidir.
- Batarya şarj edilirken KPS'nin çalışması engellenmelidir.
- Toplanan veriler gerçek zamanlı olarak iletilebilmelidir.
- Elektrot ve sensör bağlantıları dışında kablaj olmadan çalışabilmelidir.
- Minimum sekiz saat kayıt alabilmelidir.
- Sessiz çalışmalıdır.
- Olası hatalara karşı hata kaydı tutabilmelidir.
- Kullanımı kolay olmalıdır.

##### **3.1.2 Kullanıcı gereksinimleri**

- KPS elektrot bağlantıları, ergonomik olmalıdır ve uyku sırasında kullanıcı hareketlerini kısıtlamamalıdır.
- KPS normal uyku sürecini etkileyebilecek ses ya da titreşim gibi geribildirimler ile kullanıcıyı rahatsız etmemelidir.

Kullanıcı, uyku öncesinde teknisyene ihtiyaç duymadan aşağıdaki işlemleri gerçekleştirebilmelidir.

- KPS bağlantılarının yapılması
- KPS bağlantılarının kontrol edilmesi
- KPS'nin çalıştırılabilmesi
- KPS uyku kaydının başlatılması.
- KPS uyku kaydının sonlandırılması
- KPS bağlantılarının ayrılması
- Cihazın kapatılması

### 3.1.3 Yazılım gereksinimleri

KPS gömülü yazılımı aşağıdaki gereksinimleri karşılamalıdır.

- Tüm fizyolojik işaretler en az Çizelge 2.2'de belirtilen asgari frekanslarda örneklenmelidir.
- Toplanan tüm veriler gerçek zamanlı olarak UDP üzerinden iletilebilmelidir.
- TCP, UDP gibi soket kütüphaneleri önceden hazır olmalıdır.
- Kullanılan tüm kaynaklar ücretsiz olmalıdır.
- Geliştirme ortamı ve kütüphaneler yeterli belgelendirmeye ve forum desteğine sahip olmalıdır.

KPS bilgisayar yazılımı aşağıdaki gereksinimleri karşılamalıdır.

- Hızlı prototiplenebilir yapıda, sürekli değişim için uygun olmalıdır.
- PSG sisteminden iletilen tüm verileri gerçek zamanlı olarak alıp, görüntüleyebilmelidir.
- Düşük performanslı bilgisayarlarda da çalışabilmelidir.
- Çalışmak için internet bağlantısına ihtiyaç duymamalıdır.
- Toplanan tüm verilerin değerleri nümerik olarak izlenebilmelidir.
- Kullanıcı düzeyinde herhangi bir ayar yapmaya ihtiyaç duyulmamalıdır.

### 3.1.4 Donanım gereksinimleri

KPS donanımı aşağıdaki gereksinimleri karşılamalıdır.

- Kullanıcının taşıyabileceği ağırlıkta olmalıdır.
- Çalışmak için şebeke enerjisine ihtiyaç duymamalıdır.
- Tek hücreli bir pilden beslenebilmelidir.



- Beslendiği tek hücreli bataryayı şarj edebilmelidir.
- Aşırı gerilim ve düşük gerilime karşı KPS korunmalıdır.
- Batarya şarj durumundayken sisteme enerji verilmesi engellenmelidir.
- Minimum bir EEG derivasyonu ölçebilmelidir.
- Minimum bir EKG derivasyonu ölçebilmelidir.
- Minimum bir EMG derivasyonu ölçebilmelidir.
- Solunum eforu ölçebilmelidir.
- Solunum sayısı ölçebilmelidir.
- Kandaki oksijen yoğunluğu ölçebilmelidir.
- Nabız ölçebilmelidir.
- Vücut pozisyonunu algılanmalıdır.
- Kablosuz iletişim özelliğine sahip olmalıdır.
- En az sekiz saatlik bir uyku testi yapabilmelidir.
- Tak çalıştır yapıda olmalıdır.

## **3.2 Sistem Bileşenleri**

### **3.2.1 Batarya ve güç devresi**

KPS'nin batarya ile enerjilendirme, yeniden şarj edilebilir olma, şarj edilirken çalışmama ve devre koruma gereksinimleri KPS bünyesinde bir batarya yönetim sistem bulunmasını gerektirmektedir. Batarya yönetim sistemi, bataryayı aşırı deşarja ve şarja karşı korumalıdır. KPS'de olası bir arıza meydana gelmesi durumunda aşırı akım çekilmesini engellemelidir. Hasta ve cihaz güvenliği için şarj esnasında sisteme enerji gitmesini engellemelidir. Batarya ve şarj cihazı özel formlarda olmamalı, Türkiye içerisinden kolaylıkla temin edilebilmelidir. İstenmeyen anahtarlama gürültülerinin besleme ve toprak hattından biyopotansiyel yükselteçlere iletilmemesi için güç dönüşüm devreleri anahtarlamaşız tipte olmalıdır.

### **3.2.2 Biyopotansiyel yükselteçler**

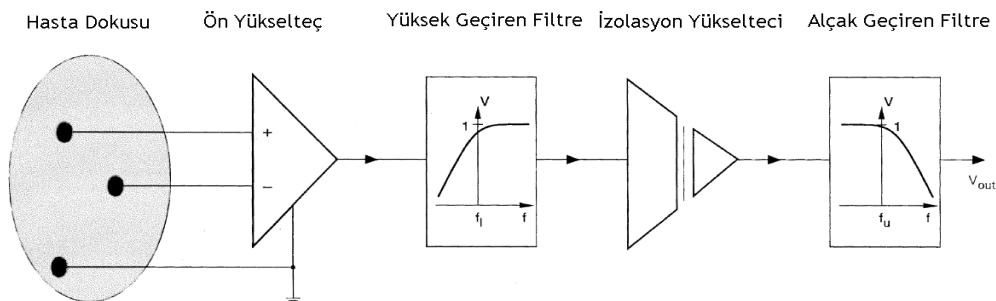
Fizyolojik işaretler, sinirler ve kaslar tarafından üretilen potansiyeller, gerilim ve elektrik alan güçleri olarak kaydedilir. Ölçümler, tipik olarak 1  $\mu$ V ile 100 mV arasında değişmektedir. Fizyolojik işaretler yüksek kaynak empedansları, üst üste binen yüksek seviyeli parazit sinyalleri ve gürültü ile çok düşük seviyelerde potansiyellere sahiptir.

Bu işaretlerin yüksek çözünürlüklü olarak ölçülebilmesi, görüntülenebilmesi ve kaydedilmesi için kuvvetlendirilmesi gerekmektedir. Bu işaretleri yükseltmek için kullanılacak yükselteçlerin fizyolojik işarete seçici kuvvetlendirme sağlaması, üst üste binen gürültü ve parazit sinyallerini reddetmesi ve hem hastayı hem de elektronik ekipmanları voltaj ve akım dalgalanmalarından kaynaklanan hasarlara karşı korumayı garanti etmesi gerekmektedir. Bu özelliklere sahip amplifikatörler, biyopotansiyel yükselteçler olarak adlandırılmaktadır (Bronzino, 2000).

KPS; EEG, EKG, EMG ve EOG işaretlerini ölçebilmek için biyopotansiyel yükselteçlere ihtiyaç duymaktadır. EKG, EMG ve EOG işaretleri benzer genlik ve frekans özellikleri taşıyan işaretlerdir. EEG işareti ise çok daha düşük genliğe ve farklı bir frekans bandına sahiptir. Tüm bu işaretler benzer topolojide biyopotansiyel yükselteç yardımı ile yükseltilebilir ancak kazanç değerleri ve filtre kesim frekanslarının işaretlerin karakteristiğine göre özelleştirilmesi gerekmektedir.

Biyopotansiyel yükseltecin giriş işareti; istenen potansiyel, istenmeyen potansiyeller, şebeke gürültüsü ve harmonikleri, doku ve elektrot ara yüzünde oluşan girişimler ve gürültü bileşenlerinden oluşmaktadır. İstenmeyen işaretleri bastırmak ve istenen potansiyeli yükseltmek için bir biyopotansiyel yükselteç Şekil 3.1'deki aşamaları içermelidir (Bronzino, 2000).

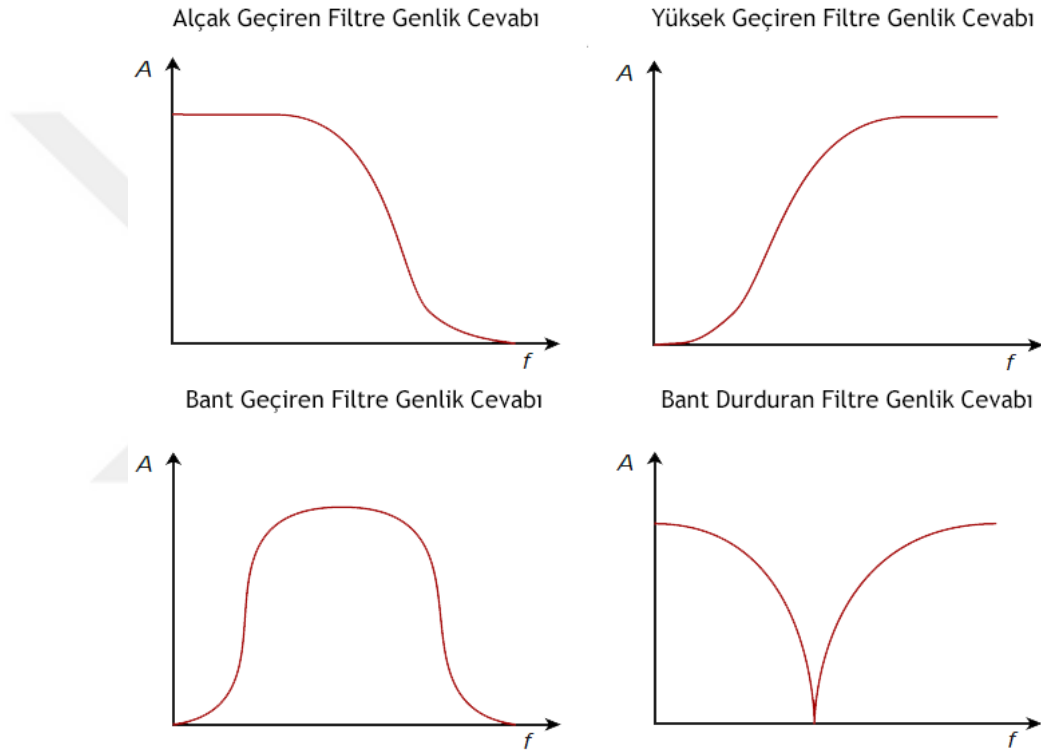
EKG, EMG ve EOG işaretleri benzer genlik ve frekans karakteristiğine sahip olduğu için üç işaret de tek bir tasarım ile istenmeyen bileşenlerinden arındırılarak kuvvetlendirilebilir. Farklı alt ve üst kesim frekansına sahip işaretler dijital filtreler yardımıyla filtrelenebilir. Dolayısıyla, her bir işaret için ayrı bir biyopotansiyel yükselteç tasarımı yapılmadığından tasarım süresi ve maliyeti düşmektedir.



Şekil 3.1: Biyopotansiyel yükseltecin aşamaları (Bronzino, 2000).

### 3.2.3 Filtreler

Filtreler, elektrik sinyallerini belirli frekanslarda veya frekans aralıklarındaki bileşenlerini geçirirken diğerlerinin geçişini engellemeye çalışan elektrik devreleridir. Frekans geçirgenliklerine göre bant geçiren, bant durduran, alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler olmak üzere dört ana tipte sınıflandırılabilirler (Şekil 3.2). Ayrıca kompleks işaretlerin herhangi bir frekans bileşenini filtrelemeyen ancak her bir frekans bileşenine sadece doğrusal bir faz kayması ekleyerek sabit bir zaman gecikmesi sağlayan filtreler de vardır (Texas Instruments, 2008).

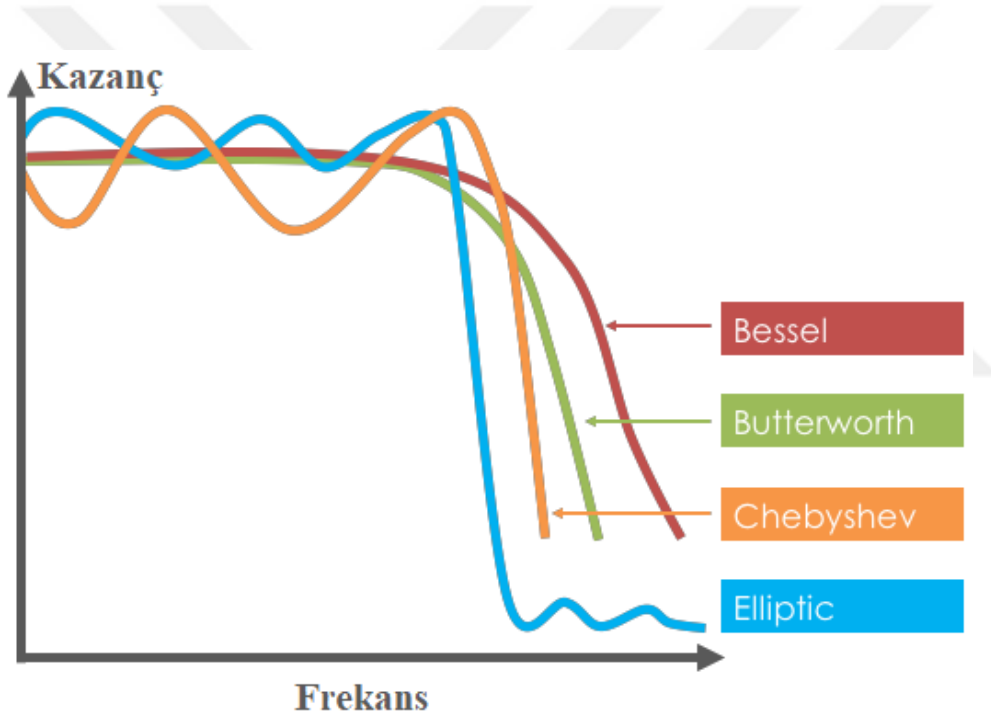


Şekil 3.2: Alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren, bant durduran filtrelerin genlik cevabı (M Fiore, 2018).

1 MHz üstü frekanslardaki filtreler genellikle bobin, kondansatör ve direnç üçlüsünü içerirler. Bu tarz filtreler LCR filtreler olarak adlandırılırlar. Daha düşük frekanslarda ise çok yüksek bobin değerlerinin kullanılması gerektiği için boyut ve maliyet etkin bir filtre tasarımı yapmak mümkün değildir. Bu durumlarda aktif filtreler olarak adlandırılan ve LCR devreleri gibi davranan direnç, kondansatör ve op-amp üçlüsünden oluşan filtre devreleri kullanılır (Texas Instruments, 2008).

KPS’de toplanan işaretlerin Bölüm 3.2.2 detayları verilen istenmeyen bileşenlerinden arındırılması için Bölüm 2.3’de verilen alt frekans ve üst frekans kesim noktalarına göre filtrelenmeleri gerekmektedir. Bu işlem için bir bant geçiren filtre tasarımı yapılmalıdır. Filtrelenen işaretlerin geçiş bandındaki genlik tepkisi mümkün olduğunca düz olmalıdır. Böylece işaretin geçiş bandındaki herhangi bir frekanstaki bileşeni diğer bileşenlerden fazla kuvvetlendirilmeyecektir.

Filtreler; Butterworth, Bessel, Tschebyscheff, Eliptik vs. sınıflara ayrılır (Şekil 3.3). Bu sınıflar arasında Butterworth filtreler geçiş bandında düz bir frekans tepkisine sahip olabilmek için tasarlanmış filtrelerdir (Texas Instruments, 2008). Bu sebeple KPS’de Butterworth sınıfı filtreler kullanılması faydalı olacaktır. Butterworth filtrelerde filtre derecesi arttıkça geçiş bandındaki düzlük uzar.



Şekil 3.3: Filtre sınıflarının genlik cevabı (URL- 3).

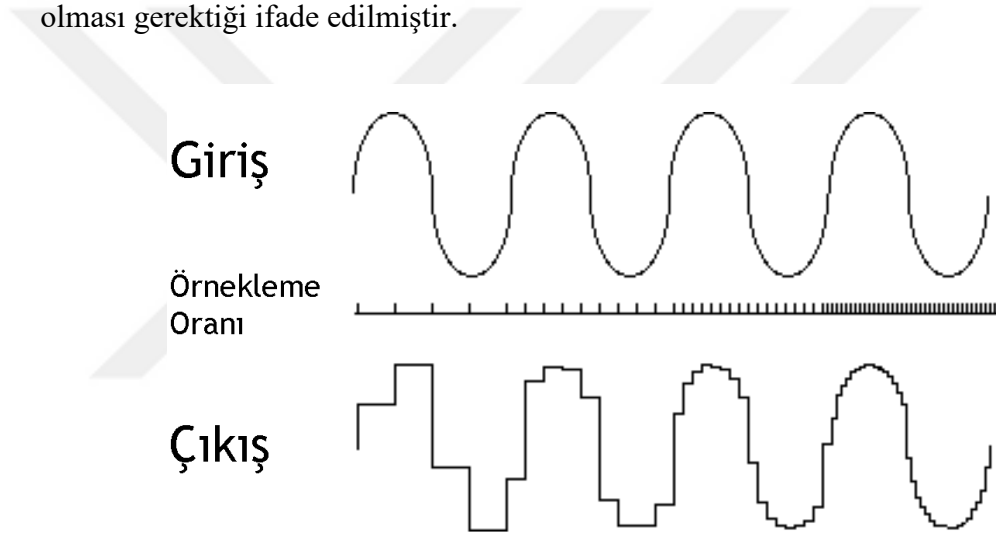
### 3.2.4 Respiratuar sistem monitörleri

KPS uyku testi cihazında, uykuda solunum bozuklukları tanısı için respiratuar sistemin bazı parametrelerini görüntülemelidir. Apne tespiti, apne tipi, hipopne tespiti solunum hızı, solunum formu, solunum eforu ve kandaki oksijen yoğunluğu parametreleri izlenerek yapılmaktadır. Bu sebeple KPS tasarımı bu parametreleri izleyebilir yapıda olmalıdır.

### 3.2.5 Analogdan sayısala dönüştürücüler

Analogdan Sayısala Dönüştürücü (Analog to Digital Converter) (ADC) zamanda sürekli olan bir işareti, ayrık zamanda örnekleyerek ikili sistemde kodlanmış sayısal veriye dönüştürürler. İşaretlerin analog veriden sayısal veri akışına dönüştürülme hızına örnekleme hızı veya örnekleme frekansı denir (Şekil 3.4). Nyquist Teoremine göre örnekleme frekansı en az toplanan işaretin en yüksek frekans bileşeninin iki katı olmalıdır. KPS’de toplanan fizyolojik işaretlerde en yüksek frekans bileşeni 100 Hz olduğundan örnekleme frekansı en az 200 Hz olmalıdır.

ADC çözünürlüğü veya bit sayısı, ikili sisteme dönüştürülmüş verinin bit sayısını ifade eder. Iber vd. (2007) çalışmalarında PSG için örnek çözünürlüğünün minimum 12-Bit olması gerektiği ifade edilmiştir.



Şekil 3.4: Örnekleme oranı artışının etkisi (URL- 4).

### 3.2.6 Vücut pozisyonu ve vücut ısı ölçer

KPS uyku ve test olgusunun durumu hakkında daha fazla bilgi edinebilmek için vücut pozisyonu ve vücut sıcaklığı parametrelerini de kaydedebilir yapıda tasarlanmıştır.

KPS’de hedef refakatiz ve gözetimsiz bir uyku testi olduğundan gözetimsiz vücut pozisyonu ölçüm yöntemi tercih edilmelidir. Açık ölçer, ivme ölçer, jiroskop veya tüm bu parametreleri doğrudan ya da dolaylı olarak ölçebilecek bir ataletsel ölçüm birimi (IMU) kullanılabilir. Uyku testinde vücut pozisyonu için önerilen örnekleme frekansı 1 Hz olduğu için sensör füzyonu yapılması gerekmemektedir.

Vücut sıcaklığı; nabız, EKG dalga formu, vücut salgıları gibi birçok fizyolojik mekanizmayı etkileyen bir fizyolojik parametredir. Normal vücut sıcaklığı 36,5 °C – 37,5 °C arasında bulunduğu için bu aralık yüksek çözünürlükte örneklenebilir olmalı ve vücut sıcaklık ölçer ASTM E1112 klinik sıcaklık ölçme standardına uygun tasarlanmalıdır.

### **3.2.7 Mikrobilgisayar**

Bir mikroişlemci, terim olarak, genel amaçlı bir dijital bilgisayar merkezi işlem birimidir (Central Processing Unit) (CPU). Popüler olarak çip içinde bilgisayar olarak bilinmesine rağmen, mikroişlemci hiçbir anlamda tam bir bilgisayar değildir. Eksiksiz bir mikrobilgisayar olması için, salt okunur bellek (Read Only Memory) (ROM) ve rastgele erişimli bellek (Random Access Memory) (RAM), bellek kod çözücüsü, bir osilatör ve bir dizi giriş/çıkış (Input/Output) (I/O) birimi gibi çevresel birimlere ihtiyaç duyar. Bir mikrodenetleyici ise gerçek bir çip içinde bilgisayardır. Mikrodenetleyiciler; ROM, RAM, paralel I/O, seri I/O, sayaçlar ve bir osilatör devresi gibi eksiksiz bir mikro bilgisayarda bulunması gereken diğer özellikleri de barındırır (Ayala, 2005). Bir çip üzerinde sistem (System on Chip) (SoC) ise birden fazla tümleşik devrenin yaptığı işi yapan tek bir tümleşik devre olarak tanımlanabilir. FPGA, kablosuz haberleşme birimi, CPU, ADC, sayısalan analoga dönüştürücü (Digital to Analog Converter) (DAC) ve benzeri çevrebirimleri tek bir tümleşik devrede toplayabilirler. KPS mikrobilgisayarının tüm çevrebirimleri ile konuşabilecek sayısal arayüze sahip olması gerekmektedir.

### **3.2.8 Gömülü yazılım**

Mikrobilgisayarda çalışan uygulama, tüm parametreleri gerçek zamanlı olarak toplayabilmeli ve kablosuz ağ üzerinden iletebilmelidir. KPS'ye birden fazla görüntüleme cihazı bağlanabilmelidir. Sistemin gerçek zamanlı olarak çalışması dahili zamanlayıcılar ve kesmeler aracılığı ile sağlanabileceği gibi gerçek zamanlı işletim sistemi kullanılarak da gerçekleştirilebilir.

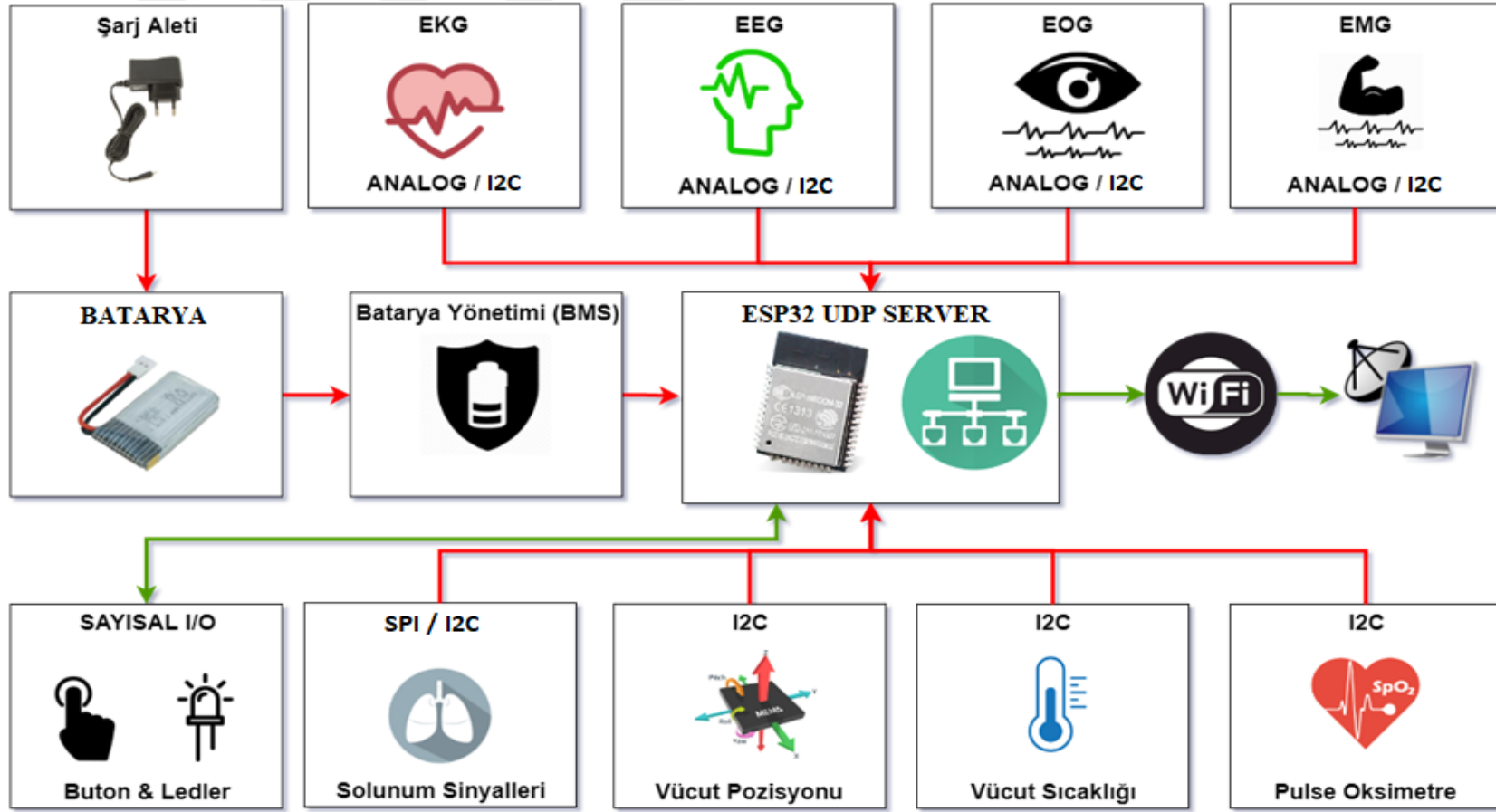
### **3.2.9 Görüntüleme bilgisayarı ve yazılımı**

KPS tarafından iletilen veriler herhangi bir özel aparat ihtiyacı olmadan, bir kişisel bilgisayar ya da cep telefonundan izlenebilir olmalıdır. Görüntüleme yazılımı, KPS

tarafından gerçek zamanlı toplanıp iletilen verileri, herhangi bir donma ya da gecikme yaşanmadan gösterebilmelidir. Grafik arayüzde her bir parametre kendi genlik eksenine sahip olmalıdır ve görüntüleme kolaylığı için eksen otomatik ayarlamayı desteklemelidir. KPS Bölüm 3.1.3 yer alan gereksinimleri göz önüne alındığında geliştirilecek görüntüleme ve doğrulama uygulaması hızlı prototiplenebilmeli ve platform bağımsız çalışabilmelidir

### 3.3 Kablosuz Polisomnografi Sistemi

KPS tasarımında ilk adım gereksinimleri karşılayabilecek bir sistemin konsept tasarımını yapmak olmuştur. Önerilen tasarımda giyilebilir uyku testi sistemi Panasonic/Sanyo 18650 tipinde 3200 mAh kapasiteli bir batarya ile beslenmektedir. Bir batarya yönetim sistemi ile şarj ve deşarj işlemleri kontrol edilmektedir. Batarya yönetim sistemi bir mikro USB portuna sahiptir ve bataryayı bu arayüz aracılığı ile kolay tedarik edilebilir bir cep telefonu şarj cihazı ile şarj edilebilmektedir. EKG, EEG, EOG ve EMG analog biyopotansiyel işaretleri doğrudan ESP32 SoC üzerinde yer alan dahili 12-Bit ardışık yaklaşım yazmaçlı (Successive Approximation Register) (SAR) ADC yardımıyla sayısallaştırılmaktadır. Vücut sıcaklığı, vücut pozisyonu, solunum eforu, solunum sayısı, nabız, SpO<sub>2</sub> gibi fizyolojik büyüklükler ise bu işler için özelleştirilmiş MAX30205, MAX30102, MPU6050, HX711 gibi I2C ve SPI arayüzlerine sahip tümleşik devreler yardımıyla toplanmaktadır. Mikrodenetleyicinin gömülü yazılımında, bir veri göndermek görevi bir istemci bağlana kadar bekler. Belirlenen zaman aralıkları ile periyodik olarak veri toplama görevleri çağırılır. Çağırılan görevler sistemin çevre birimleri ile konuşarak fizyolojik işaretleri toplamaktadır. Toplanan PPG işaretleri bir tampon belleğe yazılır ve filtrelenir. Filtrelenen veriler işlenir, SpO<sub>2</sub> ve nabız verisi hesaplanır. Toplanan diğer biyoparametreler ile hesaplanan SpO<sub>2</sub> ve nabız verisi bir tampon belleğe yazılır. Bir istemci KPS'ye bağlandığında bekleyen veri gönderme görevi, toplanan verileri gerçek zamanlı olarak bağlanan istemciye iletmektedir. Toplanan verileri gözlemlemek ve sistemi doğrulamak için bir Python dili ve pyqtgraph kütüphanesi ile bir bilgisayar uygulaması geliştirilir ve gönderilen veriler gerçek zamanlı olarak izlenir. Önerilen sistemin blok diyagramı Şekil 3.5'de yer almaktadır.



Şekil 3.5: Sistemin blok diyagramı.

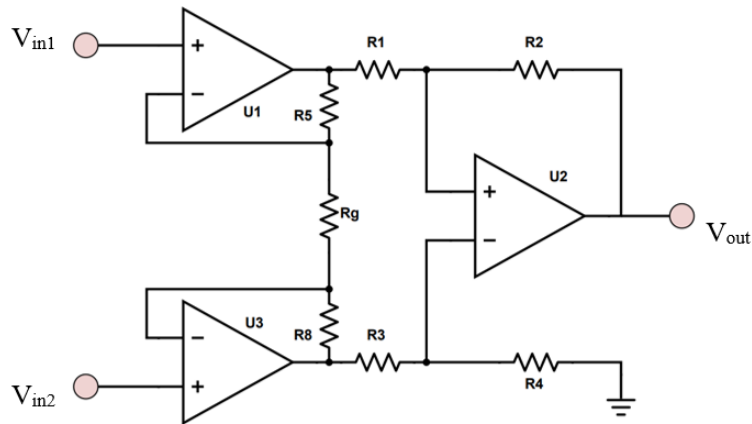


## 4. ELEKTRONİK TASARIM

### 4.1 Biyopotansiyel Yükselteç Tasarımı

Tüm biyopotansiyel yükselteçlerin ilk aşaması sistemin genel kalitesine önemli ölçüde katkıda bulunan giriş ön yükselteçidir. Ön yükseltecin ana görevi, ortak mod işaretleri bastırırken iki ölçüm elektrodu arasındaki fark gerilimini kuvvetlendirmektir. Ön yükseltecin performansını en çok etkileyen parametrelerden biri giriş empedansıdır. Yüksek performanslı bir yükselteç için bu değerin olabildiğince yüksek gerekmektedir. Standart bir op-amp devresi ile bu kadar yüksek giriş empedansı sağlamak mümkün değildir. Bu sebeple biyopotansiyel işaretlerin giriş katında enstrümantasyon yükselteçleri kullanılır (Bronzino, 2000).

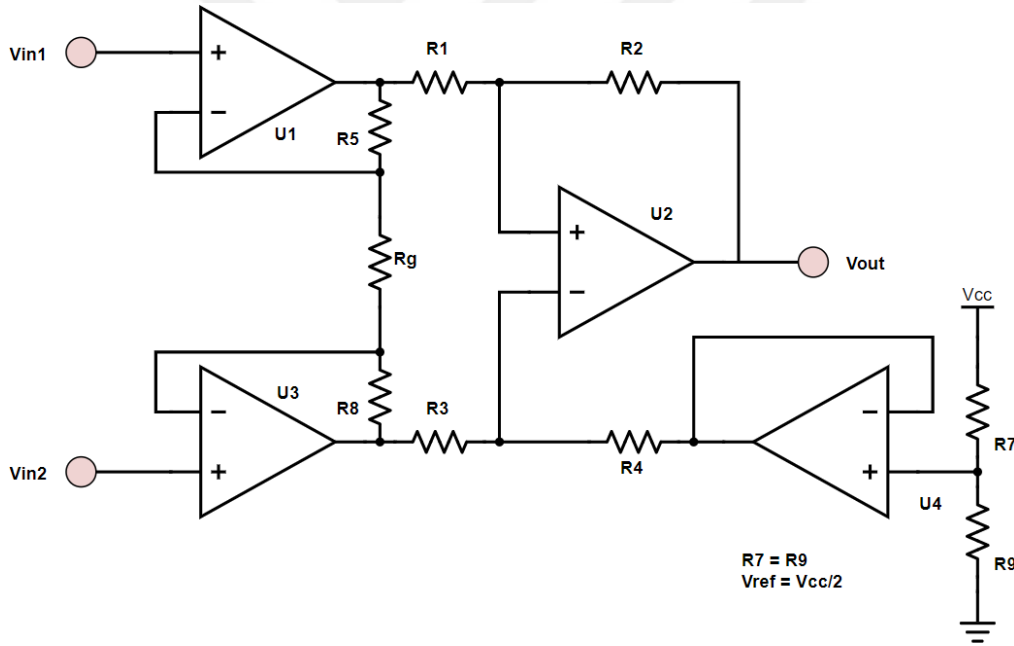
Enstrümantasyon yükselteçleri (Instrumentation Amplifier) diğer adıyla in-ampları; farksal girişli, bir referans pinine göre çıkış veren, tek uçlu çıkışa ve kapalı döngü kazanç bloğuna sahip fark yükselteçleridir (Şekil 4.1). Kapalı döngü kazancının evirmeyen giriş ile çıkış pinleri arasında yerleştirilen harici dirençler tarafından belirlendiği op-ampların aksine, in-ampları sinyal girişlerinden izole edilmiş bir dahili geri besleme direnç ağına sahiptir. In-ampları önceden belirlenmiş sabit kazançlı tümleşik devreler halinde bulunabileceği gibi, harici bir dirençle ( $R_g$ ) kazanç ayarı yapılabilecek yapılarda da bulunmaktadır (Kitchin ve Counts, 2006).



Şekil 4.1: Klasik 3 op-amp enstrümantasyon yükselteci.

Uyku testlerinde EKG, EMG, EOG ve EEG işaretleri radyo frekansı (RF) gürültüsü, şebeke gürültüsü, düşük frekans bileşenleri ve yüksek frekanslı gürültü bileşenlerinden arındırılmalıdır. Bu sebeple KPS’de enstrümantasyon yükselteçleri 50 Hz şebeke gürültüsünü bastırmak için bant durdurucu filtre, düşük frekans bileşenlerini ve yüksek frekanslı gürültüleri bastırmak için bant geçiren filtre ve çıkış gerilimini kuvvetlendirmek için bir son uç yükselteci ile desteklenmelidir.

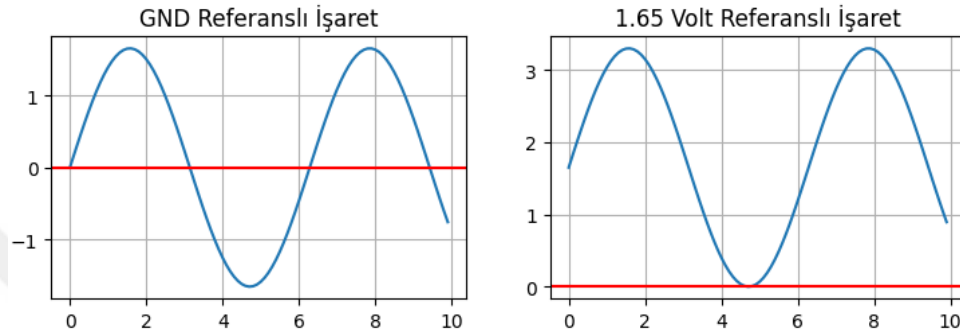
Ayrıca KPS’de negatif besleme gerilimi kullanmamak maliyet, boyut yönünden kazanç sağlayacağı ve besleme devresi tasarımını sadeleştireceğinden çıkış işareti negatif değerli kısmı kalmayacak kadar pozitif bölgeye ötelenmelidir. Fizyolojik işaretin öteleneceği gerilim, işareti şartlandırmak için kullanılan yükselteç ve filtre katlarında verilecek referans gerilimleri ile ayarlanabilir (Şekil 4.2). Bu referans gerilimi genellikle op-ampın azami çıkış geriliminin yarısı kadar olur, böylece şartlandırılan işaret 0 V ile azami çıkış gerilimi arasında salınım yapar (Şekil 4.3).



Şekil 4.2: Bir op-amp ile in-ampın referans pininin sürülmesi.

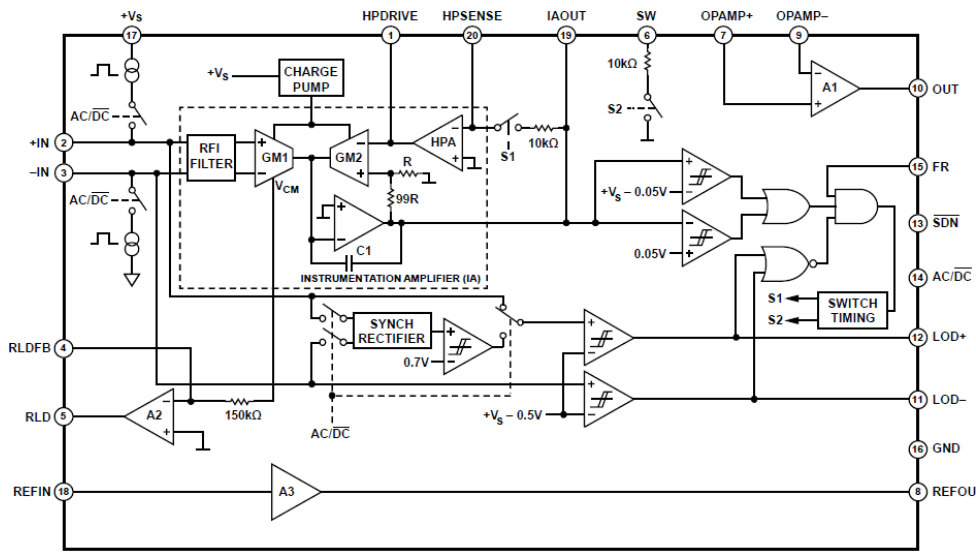
Enstrümantasyon yükseltecinin çıkış işareti, istenmeyen bileşenlerinden arındırılmak için filtrelenmeli ve çıkış gerilimi seviyesi analogdan sayısala dönüştürücülerin referans gerilimi seviyesine çıkacak kadar yükseltilmelidir. Tüm bu filtreleme, kuvvetlendirme ve şartlandırma gereksinimleri biyopotansiyel yükselteç tasarımı için birçok aktif ve pasif devre elemanı ihtiyacını doğurur. Bu devre elemanı yoğunluğu

tasarımı karmaşıktığı gibi maliyeti, tamir edilebilirliği, hat gürültüsünü, güç tüketimini, tümleşik devrelerin kapladığı yüzey alanını da olumsuz etkileyecektir. Buna parametrelere bağlı olarak KPS boyutları ve maliyeti de doğrudan olumsuz etkileneceğinden, KPS'nin biyopotansiyel yükselteçlerinin tasarımında veri sayfası EK 2'de yer alan ve gerekli aktif devre elemanlarını tek bir tümleşik devrede toplayan Analog Devices AD8232 analog ön yüzü kullanılmıştır (Şekil 4.4). Böylece birçok aktif devre elemanı tek bir tümleşik devre olarak KPS'ye entegre edilebilmiştir.



Şekil 4.3: Toprak referanslı çıkış işareti ve 1.65 Volt referanslı çıkış işareti.

AD8232, EKG başta olmak üzere tüm biyopotansiyel ölçüm uygulamaları için tümleşik bir sinyal şartlandırma bloğudur. Tek derivasyonlu, iki ve üç elektrotlu yükselteç tasarımları yapabilmek için uygundur. Dahili enstrümantasyon yükselteci, RF girişim (RFI) filtresi, sağ bacak sürücüsü ve bağlı olmayan elektrot tespiti devrelerini içerir.



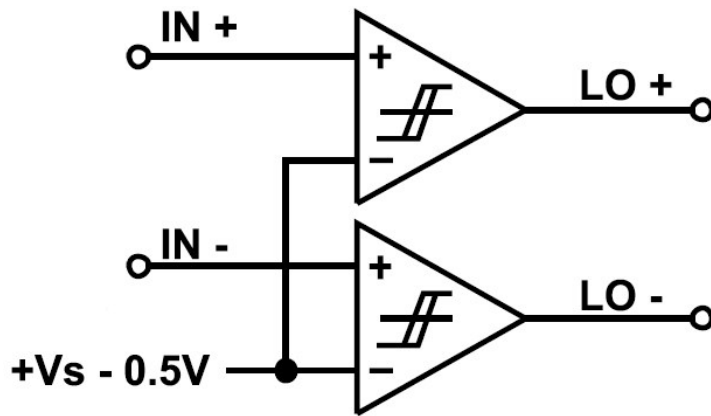
Şekil 4.4: AD8232 fonksiyonel blok diyagramı (Analog Devices, 2012).

AD8232 filtre olarak kullanılmak üzere yerleştirilmiş iki adet özel yükselteç içermektedir. Böylece tek bir tümleşik devre kullanılarak biyopotansiyel işaretler filtrelenip kuvvetlendirilebilmektedir. Bu özellikleri AD8232'yi EEG, EKG, EMG, EOG, GSR gibi birçok fizyolojik işaret şartlandırma uygulaması için tercih edilebilir bir analog ön yüz adayı yapmaktadır.

#### 4.1.1 Elektrokardiyogram, elektromiyogram ve elektrookülogram yükselteci tasarımı

Şekil 4.4'te görülen IA referanslı yükselteç AD8232 analog önyüzünün enstrümantasyon yükseltecidir. Bu enstrümantasyon yükselteci girişlerine uygulanan gerilimlerde bulunan ortak mod işaretlerini 80 dB CMRR ile bastırırken, geçiş bandında 40 dB işaret kazancı sağlamaktadır. IA içinde HPA olarak etiketlenmiş yüksek geçiren filtre bileşeni ise IA çıkışında gözlenen işaretin DC bileşenini negatif geri besleme yoluyla IA'ya iletmektedir. Böylece fizyolojik işaretin DC bileşeni ve diğer düşük frekanslı istenmeyen potansiyeller filtrelenmektedir.

AD8232'nin dahili boştaki elektrot tespit devresi ancak üç elektrotlu konfigürasyonda kullanılabilir. Bu devrenin doğru çalışabilmesi için her bir giriş kanalı yüksek değerli bir direnç yardımıyla besleme gerilim seviyesine çekilmelidir. Ölçüm sonuçlarını etkilememesi için her bir kanal 10 M $\Omega$  direnç yardımıyla besleme gerilimine çekilmiştir. Bu devre, enstrümantasyon yükseltecinin giriş uçlarındaki gerilimin  $+V_s$  besleme gerilimine 0,5 V yakın olduğunu algıladığında çıkış vermektedir. Böylece uçlar boştayken IA giriş pinlerinde besleme gerilimi algılanır, LO+ ve LO- çıkışlarında  $+V_s$  gerilimi görülür (Şekil 4.5).



Şekil 4.5: AD8232 boştaki elektrot tespit devresi (Analog Devices, 2012).

#### 4.1.1.1 Giriş koruması ve radyo frekansı girişim filtresi

AD8232'nin tüm terminalleri elektrostatik deşarja (ESD) karşı korumalıdır ancak uyku testi altındaki hastayı ve tümleşik devre içindeki devre elemanlarını korumak için giriş akımı sınırlandırılmalıdır. Akım yolunun doğrudan kalpten geçebileceği durumlarda hastaya bağlı elektrotlardaki akımların  $10 \mu\text{A}$ 'yı geçmemesi gerekmektedir (Laks vd., 1996). Bunun için elektrotlar ve giriş pinleri arasına seri akım sınırlama dirençleri eklenmiştir.

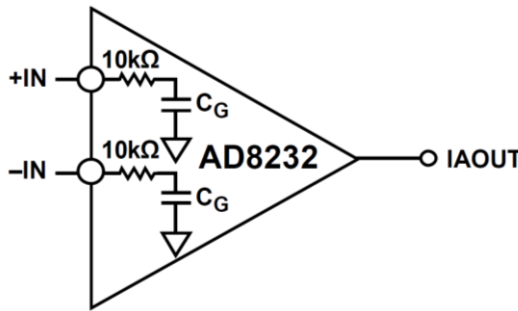
AD8232'nin besleme geriliminin  $3,3 \text{ V}$  olduğu ve şebeke gerilimine bağlantısı olmadığı bilgisiyle yola çıkarsak, giriş pinlerine seri olarak yerleştirilecek  $R_{\text{seri}}$  direninin değeri Eşitlik 4.1 yardımıyla en az  $330 \text{ k}\Omega$  olarak hesaplanmıştır.  $\text{In}^+$  ve  $\text{In}^-$  pinleri ile elektrotlar arasına yerleştirilecek  $180 \text{ k}\Omega$  değerindeki dirençler eklenmiştir. Böylece toplam  $360 \text{ k}\Omega$  seri direnç elde edilerek elektrot akımı  $9.16 \mu\text{A}$  değerini aşmayacak şekilde sınırlandırılmıştır.

$$10 \mu\text{A} < \frac{3.3 \text{ V}}{R_{\text{seri}}} \Omega \quad (4.1)$$

AD8232 enstrümantasyon yükseltecinin her girişinde  $10 \text{ k}\Omega$  seri direnç ve  $15 \text{ pF}$  parazitik giriş kondansatörü mevcuttur (Şekil 4.6). Hastayı korumak için eklenen  $180 \text{ k}\Omega$  akım sınırlama dirençleri ile toplam  $190 \text{ k}\Omega$  seri direnç ve  $15 \text{ pF}$  kondansatör ikilisi alçak geçiren tipte bir RFI filtresi oluşturmaktadır. Bu filtrenin kesim frekansı Eşitlik 4.2 yardımıyla  $55,843 \text{ kHz}$  olarak hesaplanmıştır.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (4.2)$$

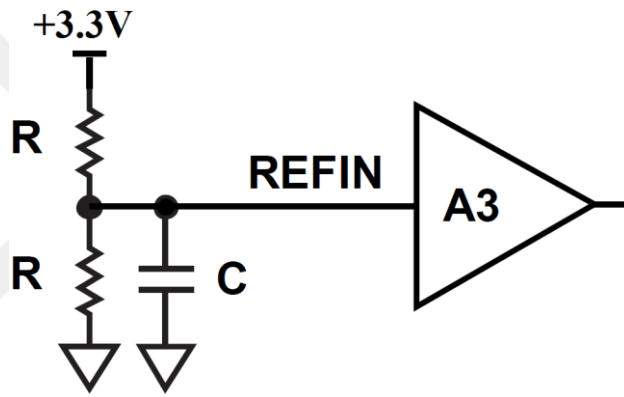
Eşitlikte  $f_c$  kesim frekansını,  $R$  seri direnç değerini ve  $C$  parazitik kondansatör değerini ifade eder.



Şekil 4.6: AD8232 dahili in-amp giriş pinleri (Analog Devices, 2012).

#### 4.1.1.2 Referans gerilimi beslemesi

KPS tek bir besleme kaynağı kullanılarak çalıştırılmak üzere tasarlanmıştır. Test cihazının hiçbir bileşeninde negatif gerimli besleme kaynağı kullanılmamıştır. Tasarlanan biyopotansiyel yükselteçlerin çıkış gerilimlerinin de sorunsuz bir şekilde sayısallaştırılabilmeleri için 0 V değerinin üzerinde kalmaları gerekmektedir. Bu sebeple Şekil 4.4’de görülen A3 referanslı yükselteç, referans gerilimine tampon olarak kullanılmıştır. Bu yükseltecin girişine bağlanan iki ortalama alma direnci kullanılarak besleme geriliminin yarısı olan 1,65 V analog işaret işleyen devrelerde referans gerilimi olarak kullanılmıştır. (Şekil 4.7). Ortalama alma dirençleri üzerinden sızan akımı sınırlayarak KPS güç tüketimini düşürmek için söz konusu dirençler 10 M $\Omega$  değerinde seçilmiştir.



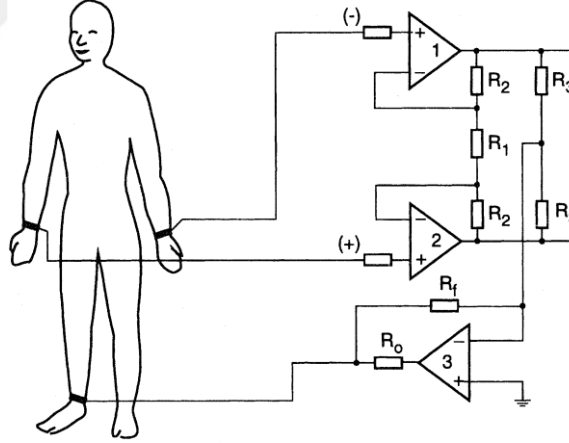
Şekil 4.7: Dahili referansın geriliminin ayarlanması.

#### 4.1.1.3 Sağ bacak sürücüsü

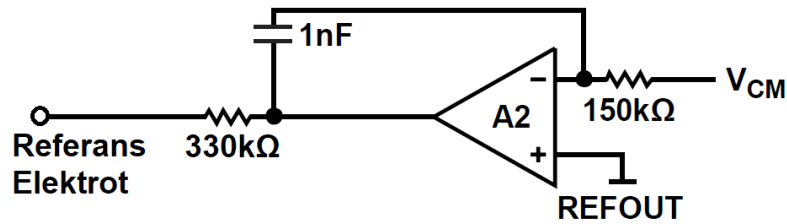
Pek çok modern biyopotansiyel yükselteçte referans elektrot topraklanmamıştır. Bunun yerine, Şekil 4.8’de yer alan devrede olduğu gibi ortak mod gerilimi azaltmak için bir eviren yükseltecin çıkışına bağlanır. Tersine çevrilmiş ortak mod gerilimi bir direnç üzerinden referans elektroda geri beslenir. Bu sürülmüş elektrot yapısı, sağ bacak sürücüsü olarak adlandırılır ve hasta ile biyopotansiyel yükselteç arasındaki potansiyel farkı sabit bir gerilim seviyesinde tutmaya çalışarak CMRR değerini büyük ölçüde iyileştirmektedir. Ortak mod işareti, Şekil 4.8’de gösterildiği gibi, bir enstrümantasyon yükseltecinin giriş op-ampolarının çıkışları arasına bağlanan ortalama alma dirençleri ile elde edilebilmektedir (Bronzino, 2000). Tek bir tümleşik devre

formunda bulunan enstrümantasyon yükselteçlerinin kazanç direnci pinleri arasına yerleştirilen seri dirençler yardımıyla da ortak mod gerilimi elde edilebilmektedir.

KPS'de biyopotansiyel yükselteç ön yüzü olarak seçilen AD8232, IA referanslı enstrümantasyon yükseltecine bağlı dahili sağ bacak sürücüsü içermektedir. Giriş işareti üzerindeki ortak mod gerilimi algılanarak, 150 k $\Omega$  bir direnç üzerinden sağ bacak sürücüsü yükseltecine iletilmektedir. Sağ bacak sürücüsünün özelleştirilebilmesi için çıkış ve negatif geri besleme pinleri AD8232 dışına uzanmaktadır. Böylece uygulamalarda doğrudan tampon olarak kullanılabilmesi gibi integral alıcı devre ya da filtre olarak da kullanılabilir. AD8232 uygulama notları, sağ bacak sürücüsünün bir adet 1nF değerli kondansatör ile integral alıcı devre olarak kullanılmasını önermektedir. Bu konfigürasyon, ortak mod şebeke gerilimini bastırmak için 50-60 Hz frekans aralığında yaklaşık 26 dB kazanç sağlamaktadır. Gerilim algılama elektrotları gibi sağ bacak sürücüsü elektrodunun akımının da 10  $\mu$ A'ya sınırlandırılması gerekmektedir. Çıkış geriliminin en fazla besleme gerilimi kadar olabileceğinden sağ bacak sürücüsü çıkışına eklenecek 330 k $\Omega$  ve üzeri değerde bir direnç, akımı sınırlamak için yeterli olmuştur (Şekil 4.9).



Şekil 4.8: Sağ bacak sürücü devresi (Bronzino, 2000).







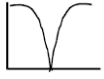



Şekil 4.9: AD8232 sağ bacak sürücüsü devresi.

#### 4.1.1.4 Filtre tasarımı

Bir filtrenin matematiksel karakteristiğini belirleyen ifade transfer fonksiyonudur. Transfer fonksiyonunun mutlak değeri olan genlik cevabının söndürme bandındaki azalma hızı filtrenin derecesine bağlıdır. Bir filtrenin derecesi ne kadar yüksekse azalma eğilimi o kadar yüksektir. Filtre derecesi bir tam sayıdır ve filtrenin transfer fonksiyonundan türetilir, aynı zamanda filtrenin ihtiyaç duyacağı minimum reaktif bileşen sayısını gösterir. Örneğin üçüncü dereceden bir filtre en az iki kondansatör ve bir bobin ya da iki bobin bir kondansatöre ihtiyaç duyar. Eğer tasarlanan filtre aktif bir filtre ise filtrenin derecesi en az üç adet kondansatör ihtiyacını gösterir.

Filtrenin transfer fonksiyonunun pay ve paydasının kökleri sırasıyla sıfırlar ve kutuplar olarak adlandırılır. Transfer fonksiyonunun paydasının derecesi, filtrenin derecesini gösterir. Bu ifade bir filtrenin kutup sayısının derecesine eşit olduğunu gösterir (M. Fiore, 2018). İkinci dereceden filtrelerin genlik cevabı, kutup konumları, sıfır konumları ve transfer fonksiyonları Şekil 4.10'da gösterilmiştir.

FİLTRE TİPİ	GENLİK CEVABI	KUTUP/SIFIR KONUMU	TRANSFER FONKSİYONU	FİLTRE TİPİ	GENLİK CEVABI	KUTUP/SIFIR KONUMU	TRANSFER FONKSİYONU
ALÇAK GEÇİREN			$\frac{\omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$	YÜKSEK GEÇİREN			$\frac{s^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$
BANT GEÇİREN			$\frac{\omega_0 s}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$	BANT DURDURAN			$\frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$

Şekil 4.10: İkinci dereceden filtrelerin kutup/sıfır pozisyonları ve transfer fonksiyonları (Analog Devices, 2008).

KPS'de biyopotansiyel yükselteçlerin istenmeyen bileşenlerini bastırmak için AD8232'nin HPA referanslı yükselteci yardımıyla bir yüksek geçiren filtre tasarlanmıştır. Yüksek frekanslı bileşenleri süzmek içinse A1 referanslı yükselteç ile bir alçak geçiren filtre tasarlanmıştır. Böylece bir bant geçiren filtre elde edilmiştir. Böylece toplanan fizyolojik işaretler, Iber vd. (2007) kılavuzunda önerilen geçiş bandı değerlerine göre süzülebilmiştir.

Biyopotansiyel işaretler şartlandırılırken minimum bozulmaya uğramaları için geçiş bandında kazanç grafiğinin mümkün olduğunca düz olması gerekmektedir. Bu durum tasarlanan filtrelerin tipi,  $Q$  değeri ve kazançları ile doğrudan bağlantılıdır.

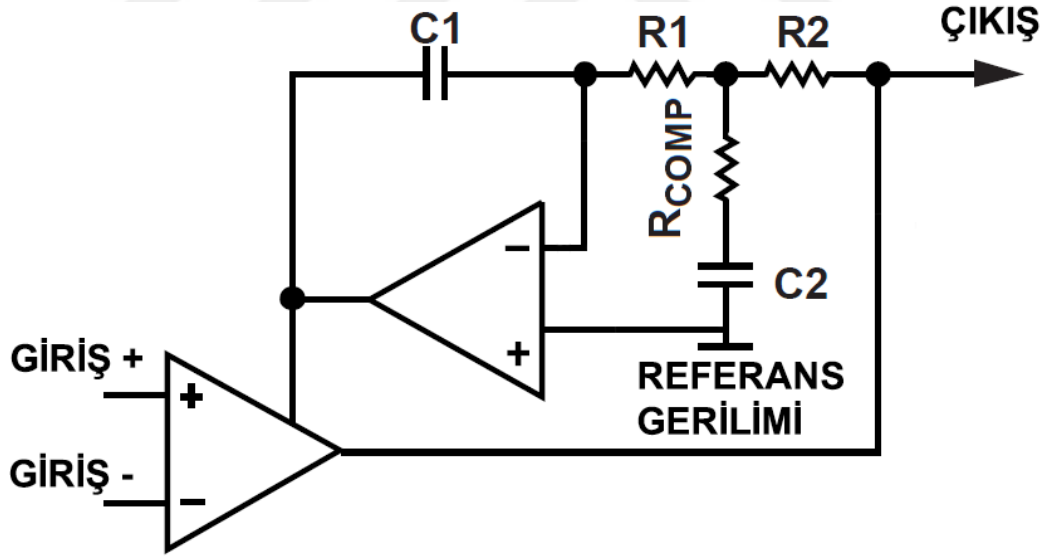


## Yüksek geçiren filtre tasarımı

AD8232’de yer alan dahili enstrümantasyon yükselteci Şekil 4.4’te görülen HPA referanslı yükselteç sayesinde yüksek geçiş filtrelemesi yapabilmektedir. Yalnızca Şekil 4.11 ’de yer alan  $R1$  ve  $C1$  pasif devre elemanları yardımı ile birinci dereceden bir filtre oluşturulabilmektedir. Dahili enstrümantasyon yükseltecinin 100 V/V (40 dB) geri besleme kazancının etkisi de göz önünde bulundurularak, yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı Eşitlik 4.3 yardımıyla hesaplanmaktadır.

$$f_c = \frac{100}{2\pi R1C1} \quad (4.3)$$

$R1$ ,  $C1$  ve HPA’dan oluşan birinci dereceden aktif filtrenin çıkışına  $R2$ ,  $C2$  ve  $R_{comp}$  pasif elemanlarının eklenmesi ile ikinci dereceden bir yüksek geçiren filtre elde etmek mümkün hale gelmektedir. Bu devre topolojisinin, filtre çıkışına eklenebilecek standart RC çifti yüksek geçiren filtre topolojisine göre avantajı, daha küçük pasif komponent değerleri ile daha düşük kesme frekanslarının ayarlanmasını mümkün kılmasıdır.



Şekil 4.11: AD8232 yüksek geçiren filtre devresi.

Bu tasarımda  $R_{comp}$  kompanzasyon direnci, filtrenin kalite faktörü değerini kontrol etmek için kullanılmaktadır. Analog Devices (2012),  $R1$  ve  $R2$  dirençlerinin değerlerinin birbirine eşit ve 100 k $\Omega$ ’dan büyük olmasını,  $C1$  ve  $C2$  kondansatörlerinin değerlerinin birbirine eşit olmasını ve  $R_{comp}$  direncinin değerinin  $R1$  ve  $R2$

dirençlerinin değerlerinin 0,14 katı olması önerilmektedir. Bu durumda filtrenin kesim frekansı Eşitlik 4.4 yardımıyla hesaplanabilmektedir.

$$f_c = \frac{10}{2\pi\sqrt{R1C1R2C2}} \quad (4.4)$$

Bu filtre EOG, EMG ve EKG işaretlerindeki düşük frekanslı bileşenleri bastırmak için kullanılacaktır. Bu sebeple yüksek geçiren filtrenin kesme frekansının, Çizelge 2.2’de yer alan en düşük değerli alt frekans kesim noktası olan 0,3 Hz olması gerekmektedir. Filtre kesim frekansı hesabı yapılırken  $C1 = C2 = C$  ve  $R1 = R2 = R$  değerleri seçilerek Eşitlik 4.4, Eşitlik 4.5’e sadeleştirilmiştir.

$$f_c = \frac{10}{2\pi RC} \quad (4.5)$$

0,3 Hz kesim frekansı değerine sahip bir yüksek geçiren filtre tasarımı için  $C$  değeri 4,7  $\mu$ F seçilerek sabit kabul edilmiştir. Bu durumda Eşitlik 4.5 kullanılarak  $R$  değeri 1,128 M $\Omega$  olarak hesaplanmıştır. Hesaplanan 1,128 M $\Omega$  direnç değerinin yerine daha kolay temin edilebilecek 1 M $\Omega$  direnç değerine sahip  $R1$  ve  $R2$  dirençleri kullanılmıştır. Böylece  $R_{comp}$  direncinin değeri 140 k $\Omega$  ve filtre kesim frekansı 0,34 Hz olarak hesaplanmıştır.

### **Alçak geçiren filtre**

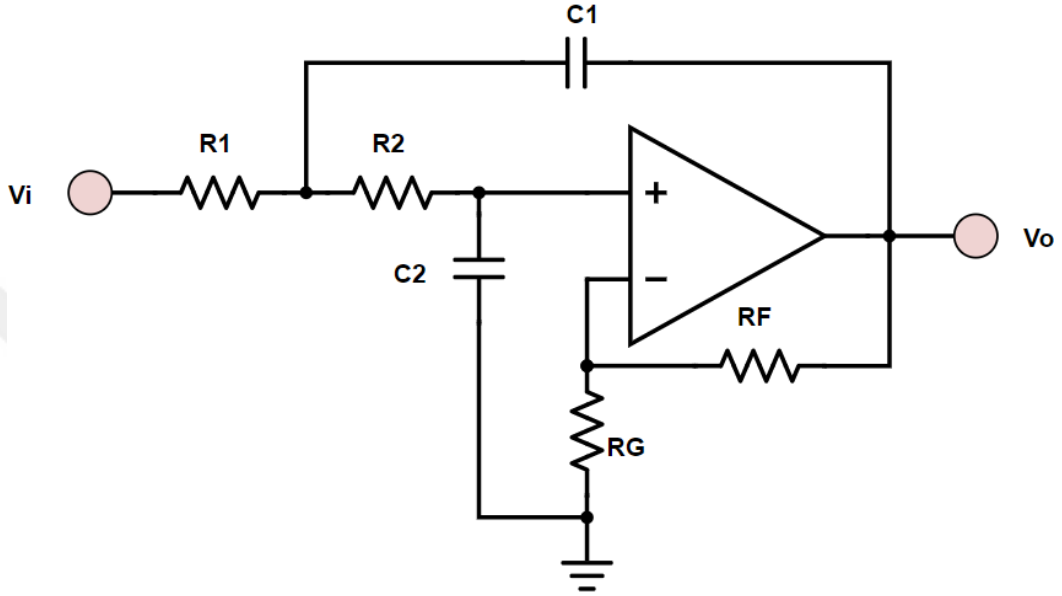
Şekil 4.4’te AD8232 içinde yer alan A1 referanslı dahili op-amp, IA referanslı enstrümantasyon yükseltecinin çıkış işaretini şartlandırmak ve ekstra kazanç sağlamak için kullanılabilir. Dahili tek op-amp ile basit tek kutuplu filtre, 2 kutuplu Sallen-Key ya da Multiple Feedback topolojilerinde filtreler tasarlanabilmektedir. Multiple Feedback topolojisinde işlenen işaret, filtre çıkışında terslenmiş olarak görülür. Bu işareti yeniden terslemek için fazladan bir eviren yükseltece ihtiyaç duyulacağından, KPS’de kullanımı uygun görülmemiş, ikinci dereceden alçak geçiren Sallen-Key filtre topolojisi tercih edilmiştir.

Şekil 4.12’de alçak geçiren Sallen-Key filtre topolojisi görülmektedir. Bu devrede RF ve RG referanslı dirençler geçiş bandındaki filtre kazanç değerini ayarlamak için kullanılan dirençlerdir.  $R1$ ,  $R2$ ,  $C1$  ve  $C2$  elemanları ise filtre kesim frekansını belirlemek için kullanılan pasif devre elemanlarını simgelemektedir. Bu kesim frekansı Eşitlik 4.6 yardımıyla hesaplanmaktadır.

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (4.6)$$

Bu tasarımda  $C_1 = C_2 = C$  seçilerek matematiksel işlemler sadeleştirilmiştir. Bu durumda kesim frekansı Eşitlik 4.7 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$f_c = \frac{1}{2\pi C\sqrt{R_1 R_2}} \quad (4.7)$$



Şekil 4.12: Alçak geçiren Sallen-Key aktif filtre topolojisi.

Sallen Key filtre topolojisinde kazanç hesabı evirmeyen yükselteç tasarımından farklı değildir. Filtrenin kazancı ( $K$ ) Eşitlik 4.8 yardımıyla hesaplanabilmektedir.

$$K = 1 + \frac{R_F}{R_G} \quad (4.8)$$

Bir filtrenin performansı yalnızca kesim frekansı ve kazanç değeri ile ölçülmez. Filtrenin sönümlenme bandındaki eğimi (merkez frekansın bant genişliğine oranı) ifade kalite faktörü de bir performans ölçütüdür. Sallen-Key topolojisinde kalite faktörü Eşitlik 4.9 yardımıyla hesaplanır.  $Q$  kalite faktörü, geçiş bandındaki kazancın hesaplanan değeri aşmaması için 0,5 ya da düz bir geçiş bandı ve keskin bir kesim eğrisi oluşturmak için 0,7 olarak ayarlanabilir. Dar bantlı uygulamalarda bant geçiren filtrenin seçiciliğini artırmak için yüksek bir  $Q$  değeri kullanılabilir. Bu durumda geçiş bandındaki düzlük bozulabileceği gibi merkez frekansında bir aşım noktası oluşabilmektedir.

$$Q = \frac{\sqrt{R1C1R2C2}}{R1C2 + R2C2 + R1C1(1-K)} \quad (4.9)$$

Sallen-Key filtrenin ikinci katının akım çekmeye çalışarak, birinci katını elektriksel olarak yüklememesi için  $R2C2$  çiftinin empedansı  $R1C1$  çiftinin empedansından yüksek olmalıdır.  $C1$  ve  $C2$  kondansatörleri 10nF değerinde seçilmiş,  $R2$  direnç değeri  $R1$ 'in değerinin 15 katı kabul edilmiş ve kesim frekansı Eşitlik 4.10 yardımıyla hesaplanmıştır.

$$f_c = \frac{10^8}{2\pi R1\sqrt{15}} \quad (4.10)$$

Bu alçak geçiren filtre tasarımı EOG, EMG ve EKG işaretlerindeki yüksek frekanslı bileşenleri bastırmak için kullanılacağından, kesim frekansının Çizelge 2.2'de yer alan kesim frekanslarından en yüksek değerli üst frekans kesim noktası 100 Hz olması gerekmektedir. Böylece  $R1$  değeri, Eşitlik 4.11 yardımıyla 41,09 k $\Omega$  ve  $R2$  değeri 616,4 k $\Omega$  olarak hesaplanmaktadır.

$$R1 = \frac{10^6}{2\pi\sqrt{15}} \quad (4.11)$$

$R1$  ve  $R2$  arasındaki oran bozulmadan en yakın standart direnç değerleri kullanılarak  $R1 = 41,2$  k $\Omega$  ve  $R2 = 619$  k $\Omega$  olarak seçilmiştir. Bu değerlerle kesim frekansı  $f_c = 99,66$  Hz olarak hesaplanmaktadır.

Bir yükseltecin çıkış gerilimi ancak belirli bölgelerde doğrusallık gösterir. Bu bölge çıkış gerilimi salınımı minimum ve maksimum noktaları arasında kalan bölgedir. Bu değerlerin dışında yapılan kazanç hesabına uygun bir çıkış gerilimi alınamaz, çıkış gerilimi doğrusallık göstermez.

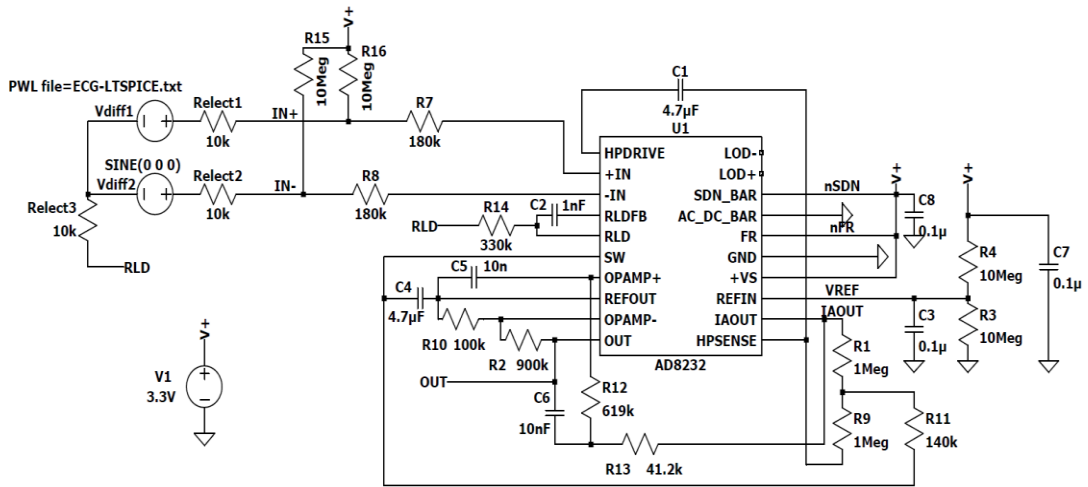
Referans gerilimi kullanarak çıkış geriliminin besleme geriliminin yarısı kadar yukarı ötelenmesi, yükseltecin doğrusal çıkış verdiği bölge içinde çalışmasına imkân tanır. Şekil 4.4'te görülen A1 referanslı yükseltecin çıkış gerilimi salınım aralığı GND negatif besleme geriliminin 100 mV üstünden  $+Vs$  pozitif besleme geriliminin 100 mV altına kadardır (Analog Devices, 2012). Pozitif besleme geriliminin 3,3 V, negatif besleme geriliminin 0 V olduğu KPS biyopotansiyel yükselteç tasarımında bu değer 100 mV ile 3200 mV olarak hesaplanmıştır. Biyopotansiyel yükseltecin doğrusal çıkış sağladığı bu bölgede çalışması için toplam yükselteç kazancı, çıkış gerilimini bu 100 mV ile 3200 mV aralığında tutacak şekilde ayarlanmıştır.

KPS'de toplanacak biyopotansiyeller I numaralı EKG derivasyonu, submentalis EMG derivasyonu ve E1 – M2 veya E2 – M2 EOG derivasyonlarıdır. Bu derivasyonlardan alınacak ham biyopotansiyellerin 3 mV değerini aşmaması beklenmektedir. Eşitlik 4.12'deki kazanç formülü yardımı ile toplam yükselteç kazancı 1033 V/V olarak hesaplanmaktadır. Kazanç hesabını kolaylaştırmak için bu değer 1000 V/V olarak ayarlanmıştır. Bu kazanç değeri giriş gerilimini yaklaşık 3,1 mV değerine sınırlanmaktadır. Giriş geriliminin bu değeri aşması analog önyüzün herhangi bir aşamasına zarar vermemektedir ancak çıkış geriliminin 100 mV ve 3100 mV değerlerinde doyuma gitmesine sebep olmaktadır.

$$\text{Kazanç} = \frac{\text{Çıkış gerilimi}}{\text{Giriş gerilimi}} \quad (4.12)$$

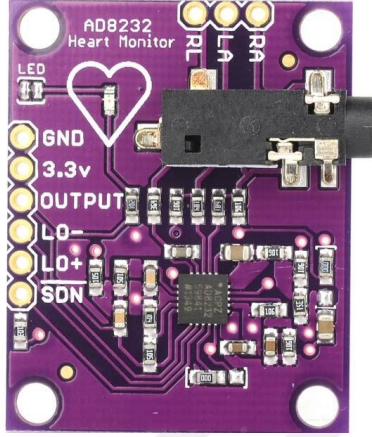
KPS'de biyopotansiyel analog ön yüzü olarak seçilen AD8232 içinde yer alan enstrümantasyon yükseltecinin kazancı sabit 100 V/V'dir. Toplam yükselteç kazancınının 1000 V/V olması bilindiğinden, filtre katının kazancı 10 V/V olarak hesaplanmıştır. Eşitlik 4.8'de RG değeri 100 kΩ seçilerek, 1000 V/V kazanç değeri için RF değeri 900 kΩ olarak hesaplanmıştır. Tasarlanan filtrenin kalite faktörü değeri 0,643 olarak hesaplanmıştır.

Sağ bacak sürücüsü, sağ kol ve sol kol elektrotları ile hasta dokusu arasındaki elektrot dirençlerinin benzetimleri de 10 kΩ değerindeki *Relect1*, *Relect2* ve *Relect3* dirençleri yardımıyla yapılmıştır. Tüm işlem basamakları sonucunda elde edilen biyopotansiyel yükseltecin şematik diyagramı Şekil 4.13'te görülmektedir.



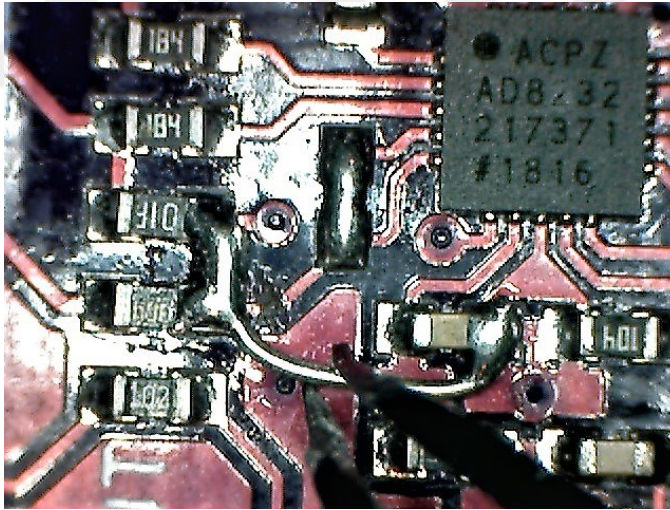
Şekil 4.13: KPS EKG, EMG, EOG yükselteci şematik diyagramı.

Bu biyopotansiyel yükselteç tasarımı KPS'ye en hızlı şekilde entegre edebilmek için açık kaynaklı donanıma sahip AD8232 hızlı prototipleme kartları kullanılmıştır (Şekil 4.14).



Şekil 4.14: AD8232 prototipleme kartı.

Tasarlanan biyopotansiyel yükselteç, AD8232 prototipleme kartı üzerindeki pasif devre elemanlarının değiştirilmesi ve düzenlenmesi ile gerçekleştirilmiştir (Resim 4.1).



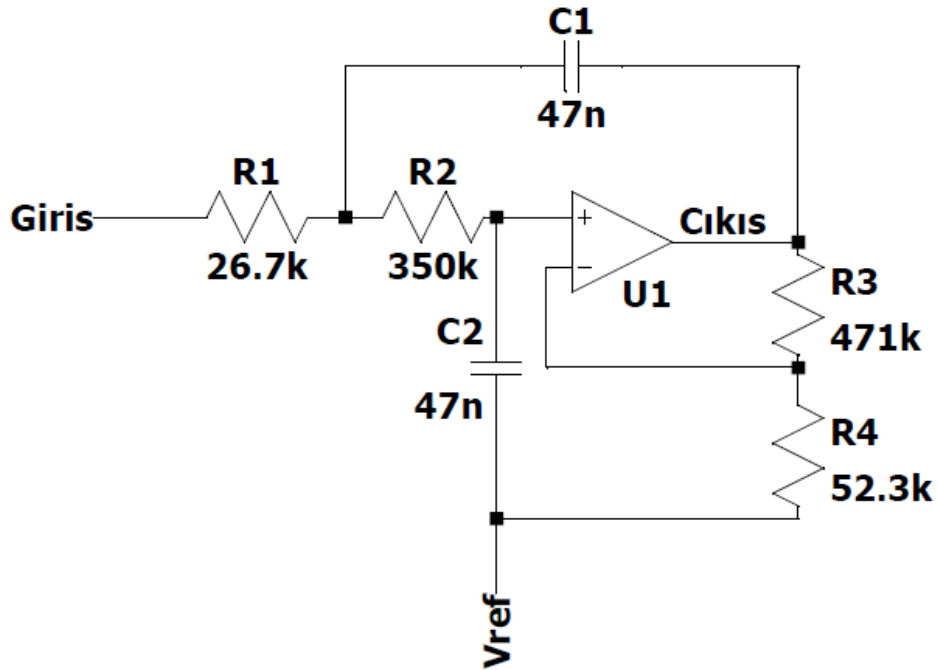
Resim 4.1: AD8232 geliştirme kartının düzenlenmesi.

#### 4.1.2 EEG yükselteci tasarımı

Bölüm 4.1.1'de tasarım basamakları anlatılan biyopotansiyel yükselteç yapısı, birtakım değişiklikler yapılarak EEG işaretlerini kuvvetlendirmek için kullanılabilir. Giriş koruma filtresi, enstrümantasyon yükselteci ve referans gerilimi tamponu

devreleri tüm fizyolojik işaretleri ölçmek için ortak kullanılabilir ancak alçak geçiren filtre kesim frekansı ve toplam geçiş kazancı değiştirilmelidir.

Iber vd. (2007) klavuzunda uyku EEG'si için alt frekans ve üst frekans filtrelerinin kesim noktaları sırası ile 0,3 Hz ve 35 Hz olarak önerilmektedir (Çizelge 2.2). KPS'de EEG işaretlerini toplamak için Bölüm 4.1.1 tasarım basamakları anlatılan 0,3 Hz ve 100 Hz aralığında 60 dB geçiş bandı kazancına sahip yükselteç, filtre katında yapılan değişiklikler ile EEG işaretini süzecek hale getirilmiştir. 35 Hz alçak geçiren filtre tasarımında Sallen-Key alçak geçiren filtre topolojisi değiştirilmeden filtre pasif elemanlarının değerleri değiştirilmiştir. Şekil 4.12'de yer alan filtre devresinde  $C1$  ve  $C2$  değerleri sabit tutularak 35 Hz kesim frekansına ve geçiş bandında maksimum düzlük elde etmek için 0,7 değerine yakın bir kalite faktörüne sahip filtre tasarımı için  $R1$ ,  $R2$ ,  $R3$  ve  $R4$  direnç değerleri optimize edilmiştir.  $R1$  direnci 26,7 k $\Omega$ ,  $R2$  direnci 350 k $\Omega$ , kazanç dirençleri  $R3$  ve  $R4$  ise sırasıyla 471 k $\Omega$  ve 52,3 k $\Omega$  olarak hesaplanmıştır. Eşitlik 4.7 ve Eşitlik 4.9 yardımıyla filtrenin kesim frekansı 35,03 Hz ve kalite faktörü değeri 0,708 olarak hesaplanmıştır. Bu filtrenin çıkış değerinin de referans gerilimi kadar yukarı ötelenmesi için referans gerilimi tamponu çıkışı filtreye referans gerilimi olarak beslenmiştir. Hesaplanan değerler ile oluşturulmuş Sallen-Key filtre şematiği Şekil 4.15'de yer almaktadır.



Şekil 4.15: EEG yükselteci Sallen-Key alçak geçiren filtresi.

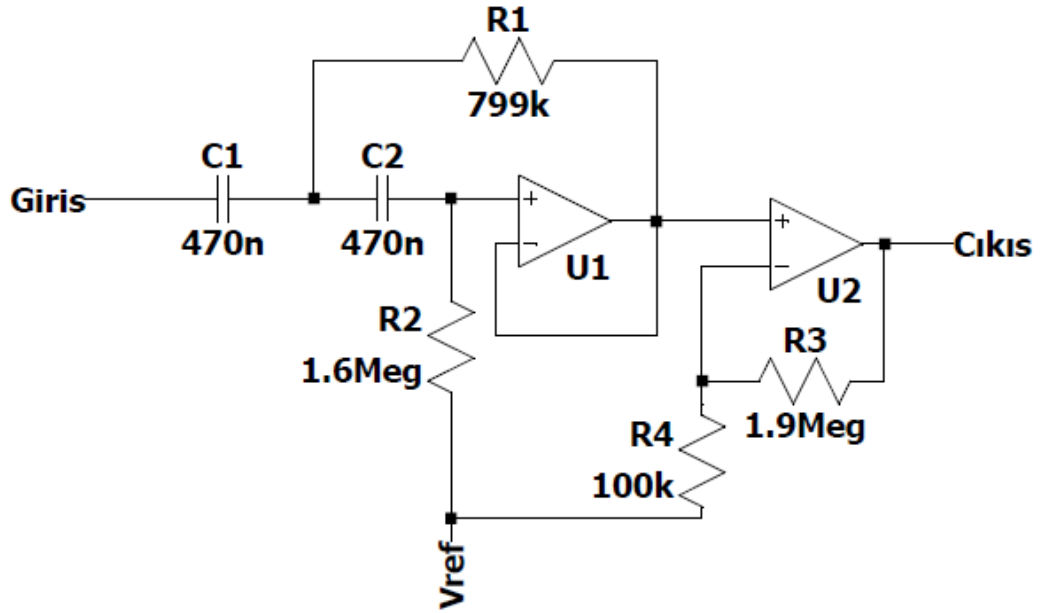
Birkaç  $\mu\text{V}$  seviyesindeki EEG işaretini yüksek çözünürlükte sayısallaştırmak için voltlar seviyesine yükseltmek gerekmektedir. EEG işaretleri EKG ve EMG işaretlerine göre çok daha düşük genlikli işaretler olduğundan bu işaretleri kuvvetlendirmek için tasarlanan biyopotansiyel yükselteçlerin geçiş bandındaki kazançları da EKG ve EMG işaretlerini yükseltmek için tasarlanan yükselteçlerden onlarca kat daha fazla olmalıdır. Dolayısıyla EEG yükseltecinin toplam geçiş bandı kazanç oranının 80 dB ile 120 dB arası bir değerde olmalıdır.

AD8232 analog ön yüzü kullanılarak tasarlanan yükselteçlerde kazanç ancak alçak geçiren filtre katının kazancı ile ayarlanabilmektedir. Bu kazanç Eşitlik 4.8'de görüldüğü gibi filtrenin Q değeri ile doğrudan ilişkilidir. Artan teorik kazanç, EK DSB'de yer alan grafiklerde görüldüğü gibi filtre katında kararsızlıklara ve geçiş bandında düzensizliklere sebep olmaktadır. Bu sebeple AD8232'nin filtre katındaki kazancı değiştirilmeden 20 dB ile sınırlı tutulmuş olup, toplam geçiş bandı kazancı bir son uç yükselteci yardımıyla 26 dB daha artırılmıştır. Son uç yükseltecinde 26 dB lik bir kazanç elde etmek için, evirmeyen yükselteç topolojisi kullanılmıştır. Bu topolojide 26 dB lik bir kazanç elde etmek için geri besleme direnci, kazanç direncinin 19 katı olmalıdır. Kazanç direncinin değeri 100 k $\Omega$  sabit kabul edildiğinde son uç yükseltecinin geri besleme direncinin değeri Eşitlik 4.8 yardımıyla 1,9 M $\Omega$  olarak hesaplanmıştır. Böylece 40 dB enstrümantasyon yükselteci kazancı, 20 dB alçak geçiren filtre kazancı ve 26 dB son uç yükselteci kazancıyla toplam teorik kazanç 86 dB değerine ulaşmıştır.

AD8232 tümleşik devresi içindeki giriş ve çıkış ofset değerlerinin, filtrelerin bastıramadığı yüksek frekanslı bileşenlerin oluşturduğu ofset değerinin bu kazanç değeriyle 26 dB kadar artacağından, son uç yükseltecinin öncesine bir yüksek geçiren filtre eklemek faydalı olacaktır. Böylece istenmeyen düşük frekanslı bileşenler bastırılmış olur. Son uç yükseltecinin giriş filtresinde, geçiş bandında optimum düzlük ve keskin bir sönümlenme eğrisi elde edebilmek için ikinci dereceden yüksek geçiren Sallen-Key filtre topolojisi tercih edilmiştir. Bu yapının alçak geçiren Sallen-Key topolojisinden tek farkı kondansatör ve direnç elemanlarının yer değiştirmiş olmasıdır. Bu tasarımda, kondansatörler 470 nF değerinde seçilerek sabit kabul edilirse,  $R1$  ve  $R2$  dirençlerinin değerleri sırasıyla 799 k $\Omega$  ve 1,6 M $\Omega$  olarak hesaplanmıştır. AD8232

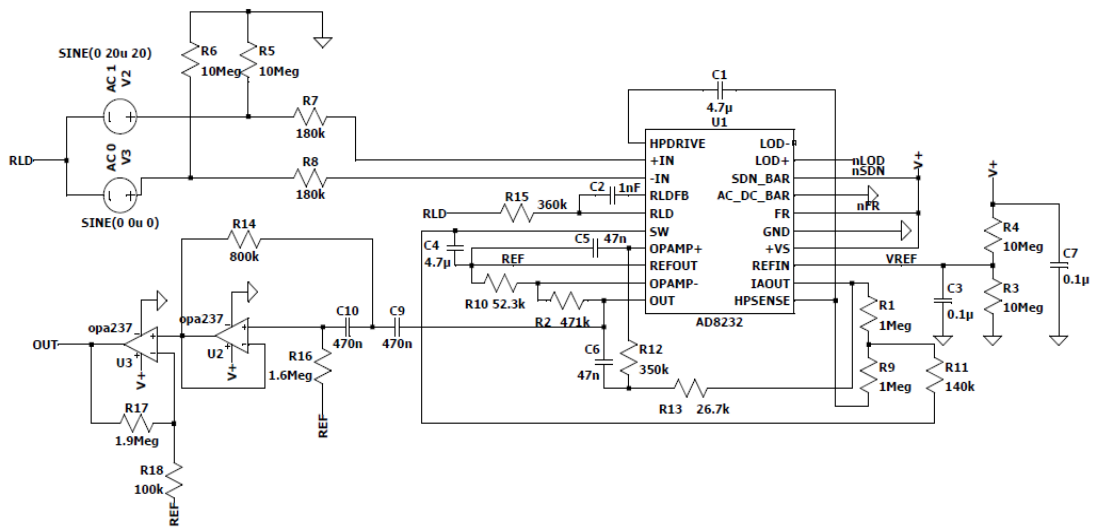


çıkışına eklenen yüksek geçiren filtre ve son uç yükseltecinin şematiği Şekil 4.16'de görülmektedir.



Şekil 4.16: AD8232 çıkış filtresi ve son uç yükselteci şematik diyagramı.

Geniş besleme gerilimi aralığı, düşük sızıntı akımı, düşük ofset gerilimi ve küçük boyutları sebebiyle filtre tasarımında veri sayfası EK 3'te yer alan OPA237 işlemsel yükselteci tercih edilmiştir. AD8232 filtre katında yapılan değişiklikler, çıkış katına eklenen filtre ve son uç yükselteci sonucu tasarlanan EEG biyopotansiyel yükseltecinin şematik diyagramı Şekil 4.17'de yer almaktadır.



Şekil 4.17: EEG biyopotansiyel yükselteci şematik diyagramı.

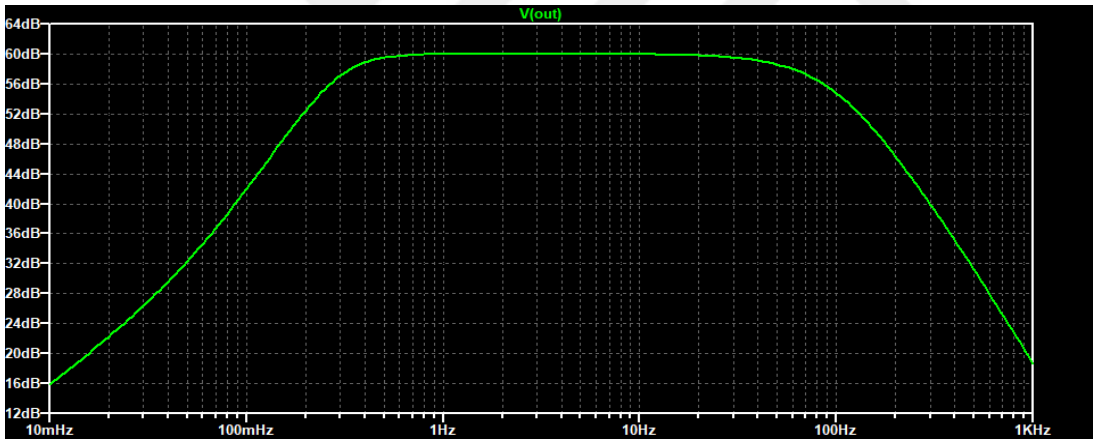
### 4.1.3 Biyopotansiyel yükselteçlerin devre benzetimleri

Analog ve sayısal elektronik devreler, Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis (SPICE) uygulamaları olarak bilinen bilgisayar destekli tasarım ve benzetim yazılımları aracılığı ile bilgisayar ortamında gerçekleştirilebilirler.

KPS araştırma geliştirme çalışmalarında tasarlanan biyopotansiyel yükselteçler, AD8232 tümeleşik devresinin de üreticisi olan Analog Devices firmasının ücretsiz olarak yayınladığı LTSPICE uygulaması yardımı ile bilgisayar ortamında gerçekleştirilmiş ve AC tarama, DC tarama analizleri yapılmıştır.

#### 4.1.3.1 Elektrokardiyografi yükselteci devre benzetimi

Şekil 4.13’de yer alan KPS EKG, EMG ve EOG işareti yükselteci devresinin LTSPICE AC tarama analizi (Şekil 4.18) sonucu, alçak geçiren ve yüksek geçiren filtrelerin teorik tasarıma uygun olarak 0,3 Hz ve 100 Hz değerlerinde -3 dB filtre kesim noktasına ulaştığını göstermiştir.

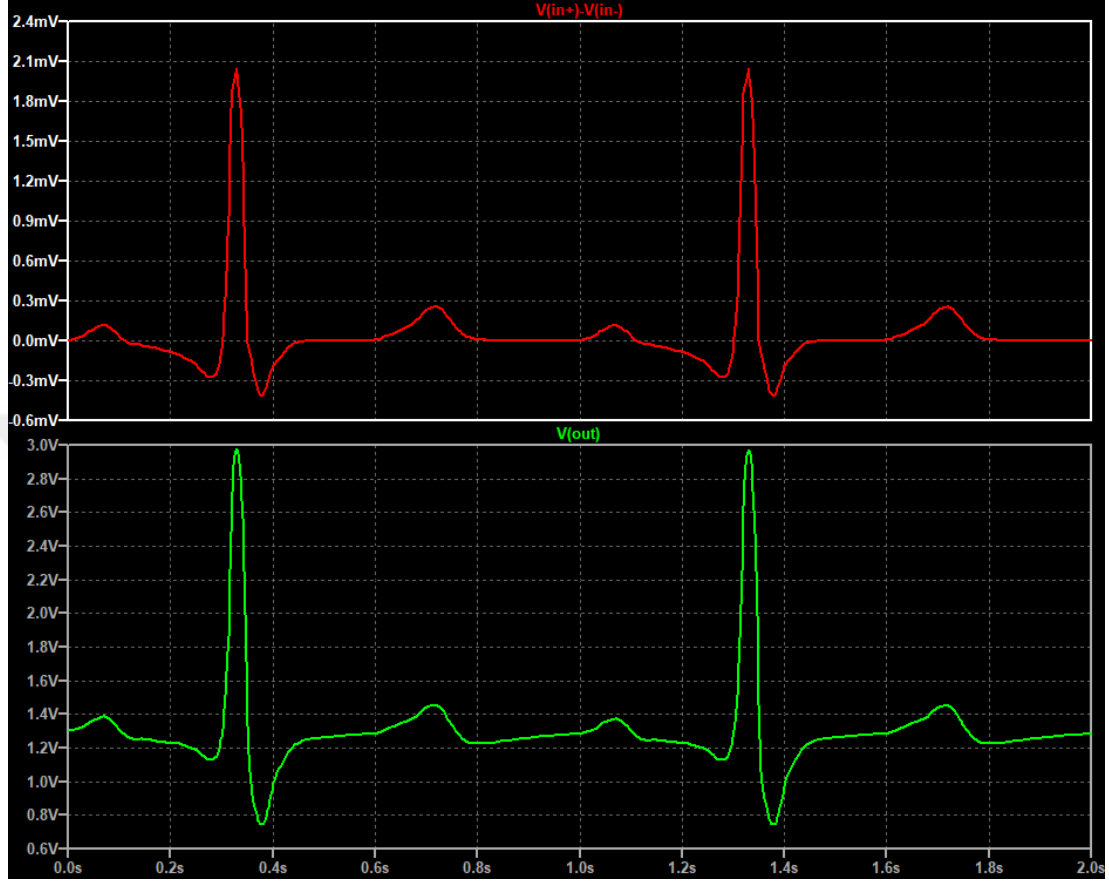


Şekil 4.18: KPS EKG, EMG ve EOG işareti yükselteci AC tarama analizi.

AD8232 enstrümantasyon yükseltecinin dahili 40 dB kazancı ve alçak geçiren filtre yükseltecinin 20 dB değerindeki geçiş bandı kazancı ile biyopotansiyel yükseltecin toplam geçiş bandı kazancının teorik olarak 60 dB değerine ulaştığı hesaplanmıştır. Bu teorik değer, Şekil 4.18’de görülen AC tarama analizi sonucu görülen 60 dB geçiş bandı kazancı ile uyduğu görülmüştür.

Giriş işaretinin ve çıkış işaretinin zamana bağlı genliklerini analiz edebilmek için yapay bir EKG işareti biyopotansiyel yükselteç girişlerine uygulanmıştır. DC tarama

analizi (Şekil 4.19) ve Eşitlik 4.12 yardımıyla kazanç 1000 V/V olarak hesaplanmıştır. Böylece AC tarama analizi sonucunda görülen 60 dB'lik geçiş bandı kazanç değerinin DC tarama analizi sonucuyla örtüştüğü görülmüştür.



Şekil 4.19: KPS EKG, EMG ve EOG işareti yükselteci DC tarama analizi.

#### 4.1.3.2 Elektroensefalografi yükselteci devre benzetim

EEG işaretlerini kuvvetlendirmek amacıyla tasarlanan yükseltecin de AC tarama ve DC tarama analizleri LTSPICE yardımıyla yapılmıştır. AC tarama analizinde filtre kesim frekanslarının ve geçiş bandı kazancının beraberinde, çıkış katına eklenen filtrenin etkisi de gözlemlenmiştir. Şekil 4.20'de yer alan analiz sonucu EEG yükselteci tasarımının 0,3 Hz – 35 Hz aralığındaki geçiş bandında giriş işaretine 86 dB'lik bir kazanç sağladığını göstermektedir. Yükseltecin çıkış katına eklenen yüksek geçiren filtre yükseltecinin, alt frekans sönümlenme bandı eğimini 30 dB/decade değerinden, 70 dB/decade değerine iyileştirdiği görülmüştür. Böylece alçak frekanslı istenmeyen bileşenlerin bastırılma oranının arttığı görülmüştür.



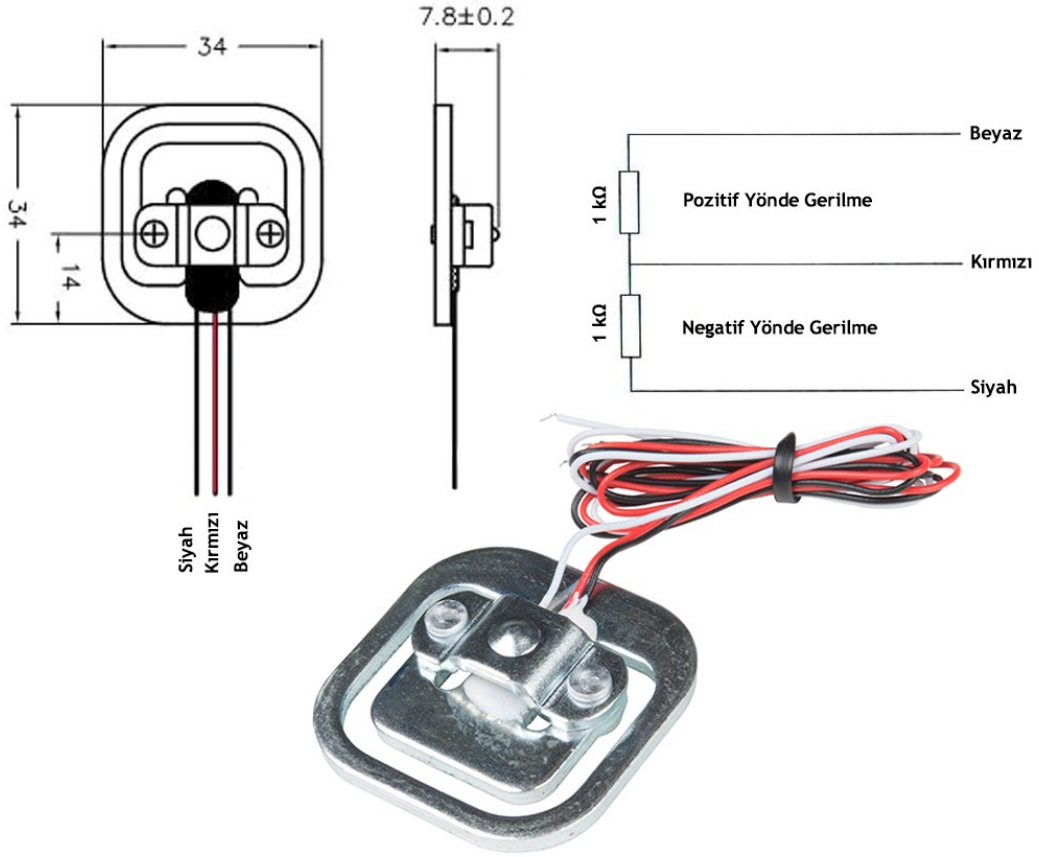
Şekil 4.20: EEG biyopotansiyel yükselteci AC tarama analizi.

DC tarama analizi sonuçlarından faydalanılarak, çıkış işaretinin yaklaşık 800 mV değerindeki tepeden tepeye genliği ile giriş işaretinin 40  $\mu$ V değerindeki tepeden tepeye genliği oranlanmış ve geçiş bandındaki teorik kazanç 20000V/V olarak hesaplanmıştır. Bu değer AC tarama analizinde görülen 86 dB'lik kazanç değeri ile örtüşmektedir.

#### 4.2 Solunum Eforu Ölçer Tasarımı

Solunum eforu ölçümü, göğüs çevresine yerleştirilmiş bir bandın solunum sırasında gerinme değişiminin ölçülmesi yöntemi ile yapılmıştır. Bu yöntem RIP ile benzer bir ölçüm yöntemidir. RIP kemeri ile solunum eforu ölçümünde ölçülen büyüklük kemer üzerinde zig-zag formunda yerleştirilmiş teflon materyalin indüktansdır. KPS tasarımında tercih edilen yöntem ise göğüs kafesi çevresine bağlanmış kemer üzerindeki gerilmeyi ölçme esasına dayanır. Nefes alınırken göğüs şişer ve göğüs kafesi çevresindeki gerinim artar, nefes verilirken de bu durumun aksine göğüs kafesi çevresindeki gerinim azalır. Bu fiziksel fenomenin ölçülmesi, DC seviyesinde bir işaretin üzerine binmiş AC solunum eforu işaretini verir.

Kemer üzerine yerleştirilmiş sensör endüstriyel uygulamalarda ağırlık ölçümü ve çekme testlerinde sıkça kullanılan yük hücresidir. KPS tasarımında pozitif ve negatif yönde gerinme ölçmeye imkân veren Sparkfun SEN-10245 (Şekil 4.21) yük hücresi kullanılmıştır.

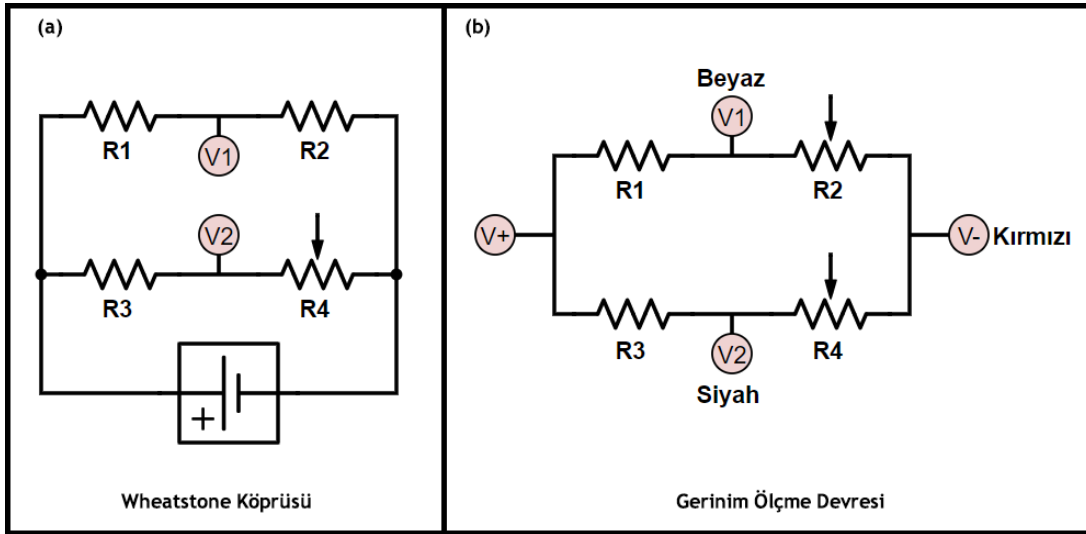


Şekil 4.21: Sparkfun SEN-10245 ve eşdeğer devresi.

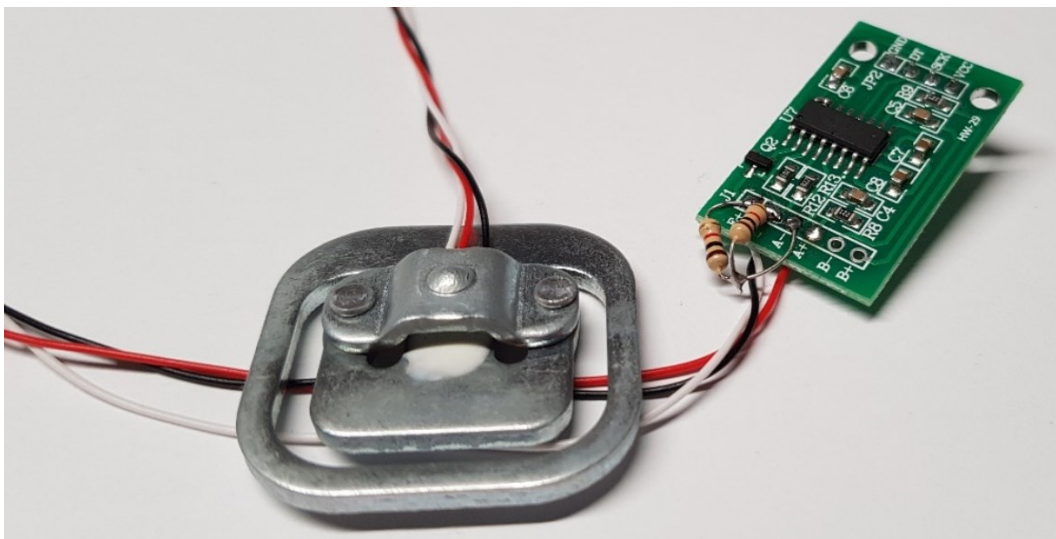
Yük hücresi bir metal plaka üzerine yerleştirilmiş, metal yüzeydeki birim uzamaları ölçmeye yarayan gerinim ölçer veya gerinim ölçerlerden oluşur. Bağlı olduğu yüzeyde oluşan gerinme, gerinim ölçerin iç direnç değerinde çok küçük değişikliklere sebep olur. Direnç değerlerini ve değişimlerini ölçmek için kullanılan elektronik çözüm Sir Charles Wheatstone tarafından diferansiyel direnç ölçer olarak adlandırılan Wheatstone köprüsü devresidir.

Wheatstone köprüsü Şekil 4.22.a'da görülen konfigürasyonda yerleştirilen üçü sabit değerli olan dört adet dirençten oluşur. Şekil 4.22.a'daki Wheatstone köprüsünde direnç değişimleri  $V1$  ve  $V2$  noktaları arasında gerilim farkı olarak ölçülür. Direnç değerinde oluşan çok küçük değişimle bu gerilim üzerinde çok küçük değişiklik olarak

görünür. Bu değişimi ölçmek ancak yüksek çözünürlüklü ADC'ler yardımı ile yapılabilir. KPS'de bu amaç için yük hücreleri için özel olarak tasarlanmış AVIA Semiconductor HX-711 24-Bit ADC'si kullanılmıştır. SEN-10245 kartı ile oluşturulmuş Wheatstone köprüsü (Şekil 4.22 (b)) Resim 4.2'de görülen HX-711 geliştirme kartı ile KPS'ye entegre edilmiştir. HX-711 geliştirme kartının veri sayfası ve önerilen şematiği EK 4'te yer almaktadır. Önerilen konfigürasyonla üretilen kart üstünde RATE pini toprak hattından ayrılarak besleme hattına bağlanmıştır. Böylece örnekleme frekansı saniyede on örnekten seksen örneğe çıkarılmıştır.



Şekil 4.22: (a) Wheatstone köprüsü konfigürasyonu, (b) yük hücresinin gerinim ölçme konfigürasyonu.

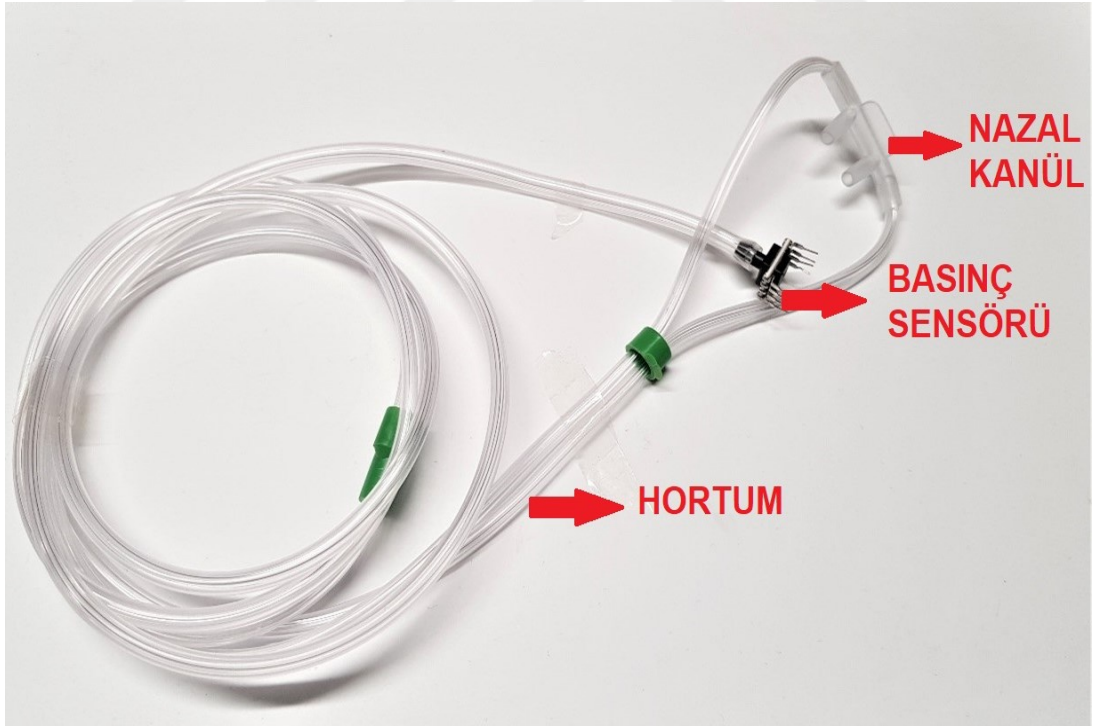


Resim 4.2: SN-10245 ve HX-711.

### 4.3 Solunum Ölçer Tasarımı

Solunum sayısı ölçümü için bir nazal kanül aracılığı ile nazal basınç izlenerek yapılmıştır. Solunum sayısı bilgisi, solunum sırasında nazal kanül içinde birbirini takip eden basınç artışı ve düşüşü hareketleri izlenerek elde edilmiştir. Basınç sensörleri de yük hücreleri gibi ölçtüğü fiziksel fenomene karşı bir direnç değişimi gösterir. Bu sensörlerin dahili Wheatstone köprüsü devresi içerenleri bulunduğu gibi, dahili PGA (programlanabilir kazanç yükselteci), ADC ve sıcaklık kompanzasyon devreleri içeren versiyonları da vardır.

KPS'nin çalışma sıcaklığı oda sıcaklığı olacağından solunum sayısını ve şiddetini ölçmek için sıcaklık kompanzasyonu içermeyen ancak dahili Wheatstone köprüsü ve ADC içeren Honeywell TruStability™ HSC serisi bir statik basınç sensörü tercih edilmiştir (Resim 4.3). Bu basınç sensörü basınç ve sıcaklık verisini SPI (Seri Çevrebirim Arayüzü) üzerinden iletmektedir.

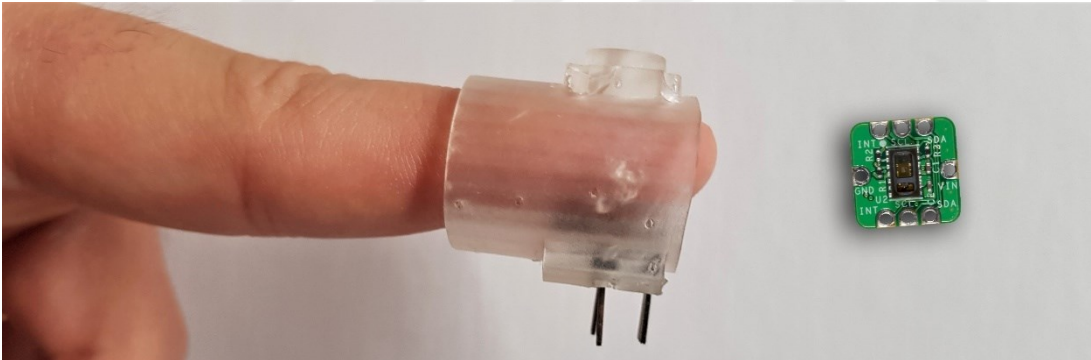


Resim 4.3: Honeywell TruStability™ HSC basınç sensörü ve nazal kanül.

#### 4.4 SpO<sub>2</sub> ve Nabız Ölçer Tasarımı

KPS tasarımında SpO<sub>2</sub> ve nabız ölçüm yöntemi olarak pulse oksimetre tercih edilmiştir. Pulse oksimetre, kandaki hemoglobinin ışık emilim özelliklerini kullanarak çalışır (Maxim, 2014). PPG işaretinden SpO<sub>2</sub> hesabı yapabilmek için iki farklı dalga boyunda ışık yayabilen bir ışık kaynağı, bu ışık kaynakları için sürücü, en az bir fotodiyot veya fototransistör, gün ışığı ve ortam ışığı filtresi ve en az bir ADC birimine ihtiyaç duyulur. Giyilebilir sağlık uygulamaları için üretilmiş MAXIM MAX30102 pulse oksimetre tümleşik devresi tüm bu ihtiyaçları tek bir tümleşik devrede toplayan yapıda olduğu için KPS’de SpO<sub>2</sub> ölçüm birimi olarak tercih edilmiştir. MAX30102’nin yapılandırılması ve ölçüm verilerinin toplanması işi I<sup>2</sup>C protokolü üzerinden yapılmaktadır.

Üzerinde gerilim regülatörleri ve sayısal seviye kaydırıcıların olduğu MAXIM 117 numaralı referans tasarımın KPS’de işaret parmağına takılarak kullanılabilmesi için Formlabs Form 3 SLA tipindeki üç boyutlu yazıcıdan 50 µm katman kalınlığına sahip bir aparat üretilmiştir (Resim 4.4).



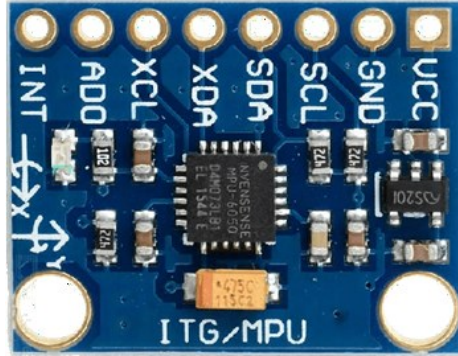
Resim 4.4: KPS SpO<sub>2</sub> ölçüm aparatı ve MAXREFDES117.

#### 4.5 Vücut Pozisyonu Ölçer Tasarımı

Vücut pozisyonu ve hareket ölçümü için üç eksen ivme ölçer ve üç eksen jiroskop barındıran MPU6050 hareket işlemcisi tercih edilmiştir. Böylece kullanıcı hareketleri sensör aracılığı ile algılanmaktadır. Toplanan veriler işlenerek vücut pozisyonu ve hareket bilgisi edile edilebilmektedir. Bu sensör KPS elektronik devresi üzerinde dolayısıyla kullanıcı göğsü üzerinde yer alacağından, solunum sırasındaki hareket



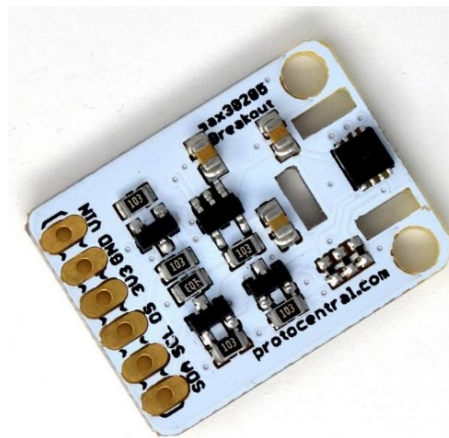
verileri işlenerek, solunum bilgisi de türebilebilir. KPS prototipinin daha hızlı gerçekleşmesi ve doğrulanması için MPU-6050 ihtiyaç duyduğu pasif devre elemanları da içeren bir geliştirme kartı (Resim 4.5) ile KPS'ye entegre edilmiştir.



Resim 4.5: MPU-6050 geliştirme kartı.

#### 4.6 Vücut Sıcaklığı Ölçer Tasarımı

KPS'de sıcaklık ölçüm sensörü olarak tercih edilen MAXIM firmasının MAX30205 parça numaralı ürünü PCB üzerine lehimlendiğinde ASTM E1112 klinik sıcaklık ölçme standardına uygun ölçüm yapabilmektedir. PCB üzerindeki FR4 malzemenin ve bakırın termal iletkenliğinin ölçüm sonucunu etkilememesi için MAX30205 PCB üzerinde ısılı olarak izole edilmelidir (Resim 4.6). 37 °C ve 39 °C arasında 0,1°C doğrulukla çalışan sensör yaklaşık 0,004 °C ölçüm çözünürlüğüne sahiptir. Tek bir ölçüm alıp uykuya geçebilmesi sistemin güç tüketimini düşürmekte katkıda bulunmaktadır.



Resim 4.6: MAX30205 insan vücudu sıcaklık sensörü.



## 5. YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ

### 5.1 Gömülü Yazılım Teorik Altyapı

#### 5.1.1 Gömülü yazılım tanımı

Bilgisayar yazılımları donanım olaylarına yanıt olarak ekrandaki bir karakterin hareketi, bir mekanik valfin açılması ya da bir telefon görüşmesinin başlatılması gibi kontrol işaretleri iletmelidir. Bu alt sistemlerdeki yazılım, genellikle donanımda yer alan ve yalnızca okunabilir yapıda olan bir belleğe gömülüdür. Bu tür yazılımlar gömülü yazılım olarak adlandırılır ve genellikle sistemdeki olaylara gerçek zamanlı olarak yanıt verir (Sommerville, 2011).

#### 5.1.2 Gerçek zamanlı işletim sistemleri ve FreeRTOS

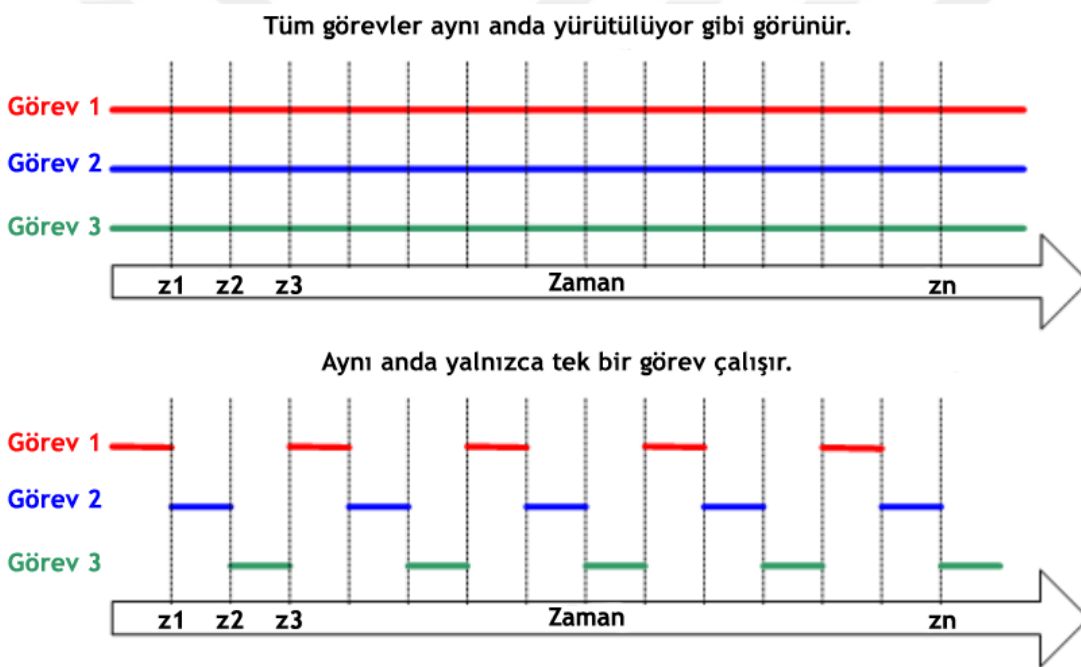
İşletim sistemi bir bilgisayarın temel işlevlerini yönetmesini sağlayan ve bilgisayarda çalışan diğer programlara hizmet veren bir bilgisayar programıdır. Çoğu işletim sistemi, aynı anda çok sayıda programın yürütülmesine imkân veriyor gibi görünür. Bu durum, Türkçe adıyla çoğul görevlendirme (Multi Tasking) olarak adlandırılır. İşlemci çekirdeği herhangi bir zamanda yalnızca tek bir program parçasığını yürütebilir. Görev zamanlayıcısı olarak adlandırılan program parçası, hangi zamanda hangi program parçasığının çalışacağına karar vererek, eş zamanlı çalışma yanılması yaratır (Şekil 5.1).

Gerçek zamanlı işletim sistemi (RTOS) üzerinde koşan görev zamanlayıcısı öngörülebilir bir işlem yürütme modeli sağlamak için tasarlanmıştır. Öngörülebilirlik özellikle gerçek zamanlı gereksinimleri olan gömülü sistemler için vazgeçilmez bir parametredir. Gerçek zamanlı sistemler, gömülü sistemin bir olaya belirli bir süre içinde yanıt vermesini gerektirir. Bu durum ancak öngörülebilir bir görev zamanlayıcısı varlığında yapılabilir. Geleneksel gerçek zamanlı görev zamanlayıcıları kullanıcının her bir iş parçasığına bir öncelik atmasına izin vererek bu belirleyiciliği sağlar (URL-5).

FreeRTOS bir mikrodenetleyici üzerinde koşabilecek kadar küçük kalacak şekilde tasarlanmış bir RTOS sınıfıdır. Birçok mikrodenetleyici firmasının desteği ile geliştirilmiştir. FreeRTOS güvenilirlik, erişilebilirlik ve kullanım kolaylığı ön planda tutularak oluşturulmuştur. MIT açık kaynak lisansı altında ücretsiz olarak dağıtılır.

### 5.1.3 Entegreler arası veriyolu

I<sup>2</sup>C, Inter-IC Bus yani entegreler arası veriyolu anlamına gelir ve 1980'lerde Philips Semiconductor tarafından birimlere ya da sistemlere tümleşik devreleri bağlamak için tasarlanmıştır. Philips bu veriyolunun televizyon ve diğer video cihazları içindeki birimlerde kullanılmasını amaçlamıştır. EEPROM'lar, , sıcaklık sensörleri, ADC'ler, DAC'ler, gerçek zamanlı saatler gibi birçok cihaz I<sup>2</sup>C veriyolunu destekler.



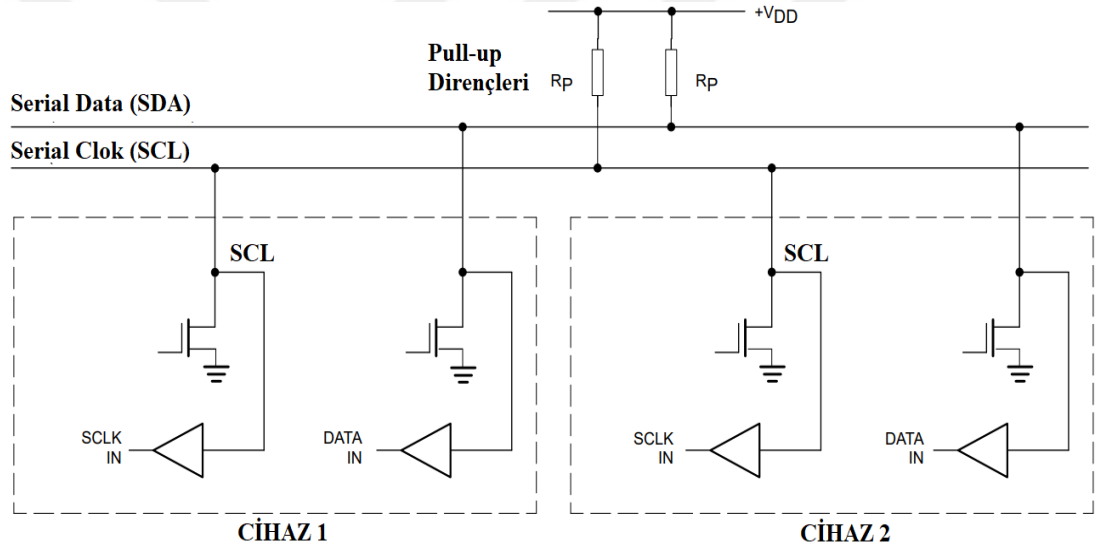
şekil 5.1: Gerçek zamanlı yürütme yanılması.

Standart I<sup>2</sup>C 100 kb/s kadar veri aktarımını destekler ancak 400 kb/s hızlı I<sup>2</sup>C hatları ve 3400 kb/s hızlarına çıkabilen yüksek hızlı I<sup>2</sup>C veriyolunu destekleyen cihazlar mevcuttur.

I<sup>2</sup>C veriyolu Serial Clock (SCL) ve Serial Data (SDA) adındaki seri veri hatlarından oluşur. Bu hatlar çift yönlü ve transistör çıkışlı yapılarda açık kollektör, fet çıkışlı yapılarda açık drain yapıdadır. Bu sebeple çalışmak için besleme gerilimi ile bu pinler arasında bağlanan harici dirençlere ihtiyaç duyarlar (şekil 5.2). Bu dirençler pull-up

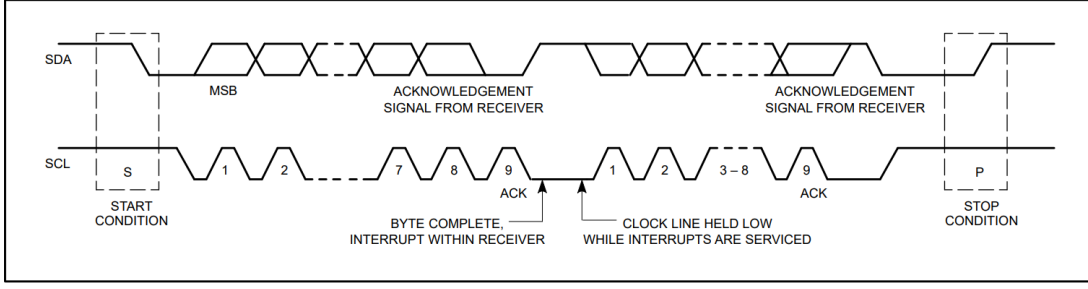
dirençleri olarak adlandırılır. SCL hattı veriyoluna bağlı cihazlar için referans saat ve bekleme için kullanılır, SDA hattı ise adres ve veri iletimi için kullanılır. Tek bir veri hattı olduğu için full-duplex (tam çift yönlü) haberleşme desteklenmez (Hanabusa, 2007).

I<sup>2</sup>C veriyolunda cihaz seçmek için bir işaret yoktur. Her bir cihaz bir I<sup>2</sup>C veriyolu adresi ile programlanır ve cihazlar adresleri kullanılarak seçilir. Toplamda 8-bit olan cihaz adresinin son biti yazma ve okuma işlemlerini gösterir geriye kalan 7-bit ile cihazlar 0'dan 127'ye kadar programlanabilir. I<sup>2</sup>C veriyolunda mesaj gönderimi benzersiz START ve STOP bitleri ile başlar ve biter. SDA hattına yerleştirilen her bayt 8 bit uzunluğunda olmalıdır. Aktarım başına iletilebilecek bayt sayısı sınırsızdır. Her baytın ardından bir onay biti gelmelidir (Philips, 1995).



Şekil 5.2: I<sup>2</sup>C veriyolu bağlantı şekli (Philips, 1995).

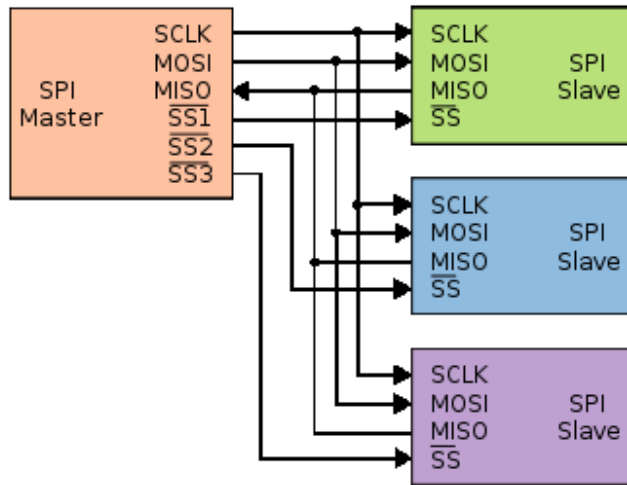
I<sup>2</sup>C SCL hattı veriyolu yöneticisi tarafından kontrol edilir ancak hatta bağlı alıcı cihazlar SCL hattını hazır olana kadar sayısal 0 seviyesinde tutabilir böylece en yavaş I<sup>2</sup>C cihazı hazır olana kadar sayısal 1 olacak işaret geciktirilir. I<sup>2</sup>C SDA hattı ise veriyolu kontrolü için kullanılır. Tüm potansiyel veriyolu kontrolcülerini aynı anda SDA hattını sürmeye çalışabilir. Her bir veriyolu yöneticisi sayısal 1 sürdüğü hatta sayısal 0 tespit ederse, SDA hattını sürmekten vazgeçer ve adreslenen bağımlı bir cihaz ise dinleyici moduna geçer (Hanabusa, 2007). Haberleşme esnasında SDA ve SCL pinlerinin sayısal durumları Şekil 5.3'te gösterilmiştir.



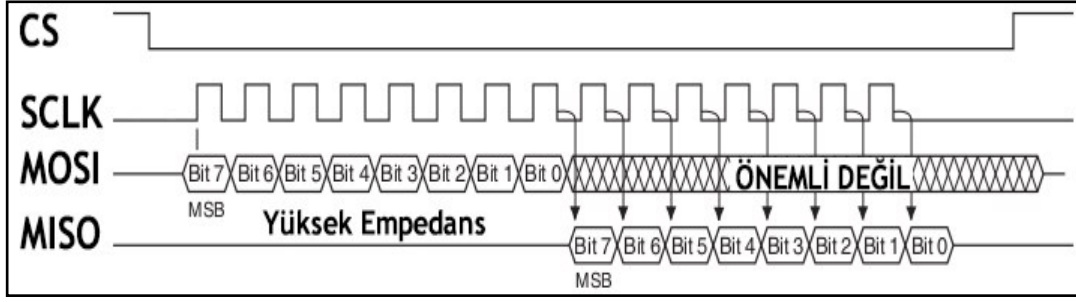
Şekil 5.3: Haberleşme sırasında I<sup>2</sup>C veriyolu hatları (Philips, 1995).

### 5.1.4 Seri çevre birim arayüzü veriyolu

Tükçesi Seri Çevre Birimi Arayüzü olan Serial Peripheral Interface (SPI) veriyolu, çift yönlü veri aktarımına izin veren bir protokoldür. Tipik olarak yalnızca bir veriyolu yöneticisi vardır. Veriyolu yöneticisi Serial Clock (SCLK) hattı üzerinden referans saati iletmek zorundadır ve Master Out Slave In (MOSI) hattı üzerinden veri iletir. Bağımlı cihazlar ise Master In Slave Out (MISO) hattı üzerinden veriyolu yöneticisine veri iletir, böylece yönetici cihazdan ve bağımlı cihazdan aynı anda veri iletilmesi mümkün olmaktadır. Tüm veri iletişimi veriyolu yöneticisi ve bağımlı cihazlar arasında olmak zorundadır. SPI protokolünde bağımlı cihazlar arası (Flyby) iletişime izin verilmez. SPI veriyolunda iletişim kurulacak cihazlar aktif seviyesi sayısal 0 olan Slave Select (SS) hattı ile seçilir (Şekil 5.4). Veriyolu yöneticisi herhangi bir veri paketi ilemeden önce iletişim kuracağı cihazı SS seçmelidir. Haberleşme esnasında SPI veriyolu hatlarının sayısal durumları Şekil 5.5'te yer almaktadır.



Şekil 5.4: SPI veriyolu, veriyolu yöneticisi ve bağımlı cihazlar (URL-6).



Şekil 5.5: Haberleşme sırasında SPI veriyolu hatları.

### 5.1.5 Kullanıcı datagram protokolü

Bir bilgisayar ağında, UDP (User Datagram Protocol, Kullanıcı Datagram Protokolü), IP (İnternet Protokolü) paketinin temel üyelerinden biridir. Bu protokol 1980 yılında David P. Reed tarafından tasarlanmıştır. UDP ile, bilgisayar uygulamaları datagram olarak anılan mesajları bir IP ağındaki diğer ana bilgisayarlar gönderebilir. İletişim kanallarını veya veriyollarını kurmak için önceden haberleşmeye gerek yoktur.

UDP, asgari protokol mekanizmalarına sahip basit bir iletişim modeli kullanır. Veri bütünlüğü için bit toplamları, mesaj kaynağı ve mesaj hedefi ve port (bağlantı noktası numaraları) bilgilerini taşır. El sıkışma diyalogları yoktur ve bu nedenle veri iletişiminin güvenilirliği ağ güvenliğine bağlıdır.

UDP genellikle hata kontrolü ve paket düzeltmelerine ihtiyaç duyulmayan uygulamalarda kullanılır. Protokol yığımında bu tür işlemlerin getirdiği zaman, veri ve işlem yükünü önler. Gerçek zamanlı uygulamalarda UDP tercih edilir çünkü veri paketlerini bırakmak yeniden haberleşme nedeniyle gerçekleşecek gecikmelere tercih edilir (URL-7).

## 5.2 Geliştirme Ortamı

KPS mikrobilgisayarının üreticisi Espressif ESP ailesindeki SoC'lerde koşacak uygulamalar geliştirmek için Espressif IoT Development Framework (ESP-IDF, Espressif Nesnelere İnterneti Geliştirme İskeleti) adındaki geliştirme ortamını sunmaktadır. Bu yazılım iskeleti ESP ailesindeki SoC'ler için donanım sürücülerini ve standart C fonksiyonları hazır kütüphaneleri içermektedir. ESP-IDF geliştirme ortamında FreeRTOS çekirdeğini ve fonksiyonlarını da barındırmaktadır. ESP-32

SoC’de koşacak bir uygulama geliştirmek için ESP-IDF yazılım iskeleti, yazılım araç zirciri, CMAKE ve Ninja derleyici araçları gereklidir.

Bu araçlar harici olarak alıştırılabilirdikleri için herhangi bir metin düzenleyici ya da tümleşik geliştirme ortamı ile uygulama geliştirmek mümkündür. Espressif resmi olarak VS Code metin düzenleyicisi ve Eclipse geliştirme ortamı için eklentiler yayınlamıştır. Hem Eclipse hem de VS Code Linux, Windows ve Mac OS işletim sistemlerinde alışabilirt yapıda olduğundan farklı platformlarda yazılım geliştirmek mümkündür. KPS için uygulama geliştirilirken de bu eklentiler kullanılmıştır. Böylece farklı cihazlarda da geliştirme ortamı oluştururken araç kurulumundaki hataların ve konfigürasyon sorunlarının önüne geçilmesi hedeflenmiştir.

### **5.3 Gömülü yazılım akışı**

KPS gömülü yazılımı bir dizi bileşen içermektedir. Bu bileşenlerden ESP-IDF, Wi-Fi sürücüleri, UDP yığını, FreeRTOS işletim sistemi, Espressif tarafından sağlanmıştır. SpO<sub>2</sub> algoritması geliştirilirken MAXIM SpO<sub>2</sub> hesaplama algoritmasından faydalanılmıştır. HX711 ADC sürücüsü, Honeywell basınç sensörü sürücüsü, MAX30102 sürücüsü, MPU6050 sürücüsü ve I<sup>2</sup>C haberleşme kütüphaneleri KPS için ayrı projeler halinde geliştirilmiş ve platform bağımsız kütüphaneler haline getirilmiştir.

KPS uyku ile ilişkili fizyolojik işaretleri gerçek zamanlı olarak toplamak üzere tasarlanmış bir test cihazıdır. Bu işaretler seri haberleşme yolları ve ESP32’nin ADC arayüzü ile toplanmaktadır. Toplanan veriler işlenerek bir Wi-Fi ağı aracılığı ile UDP protokolü üzerinden gönderilmektedir. Bu fizyolojik ve fiziksel büyüklüklerin farklı frekanslarda örneklenmesi, ortak haberleşme kaynaklarının kullanılması, gerçek zamanlılık ve senkronizasyon gerekliliği sebebiyle KPS gömülü yazılımı bu işlemleri birbirine paralel koşan görevler halinde yürütecek şekilde tasarlanmıştır. Veri toplama görevlerine ek Wi-Fi bağlantı noktası, UDP sunucusu ve UDP haberleşme işlemleri de ayrı bir görev olarak geliştirilmiştir. Bu sebeple KPS gömülü yazılımının ana fonksiyonu aynı anda yürütülecek dört farklı görevi çağırır. Bu görevler ve yürüttüğü işlemler izelge 5.1’de yer almaktadır.



Çizelge 5.1: KPS gömülü yazılımı görevleri.

Görev	İşlevi	Frekans
PPG	PPG işaretini toplamak ve SpO2 hesaplamak	100 Hz
Veri Toplama	Vücut pozisyonu, EKG, EEG, EMG, solunum basıncı işaretlerini toplamak ve şartlandırmak	200 Hz
Solunum Eforu	HX711 ADC'sini okumak ve solunum eforu hesaplamak	80 Hz
UDP	Toplanan verileri Wi-Fi ağı üzerinden iletmek	200 Hz

### 5.3.1 Fotopletismografi Görevi

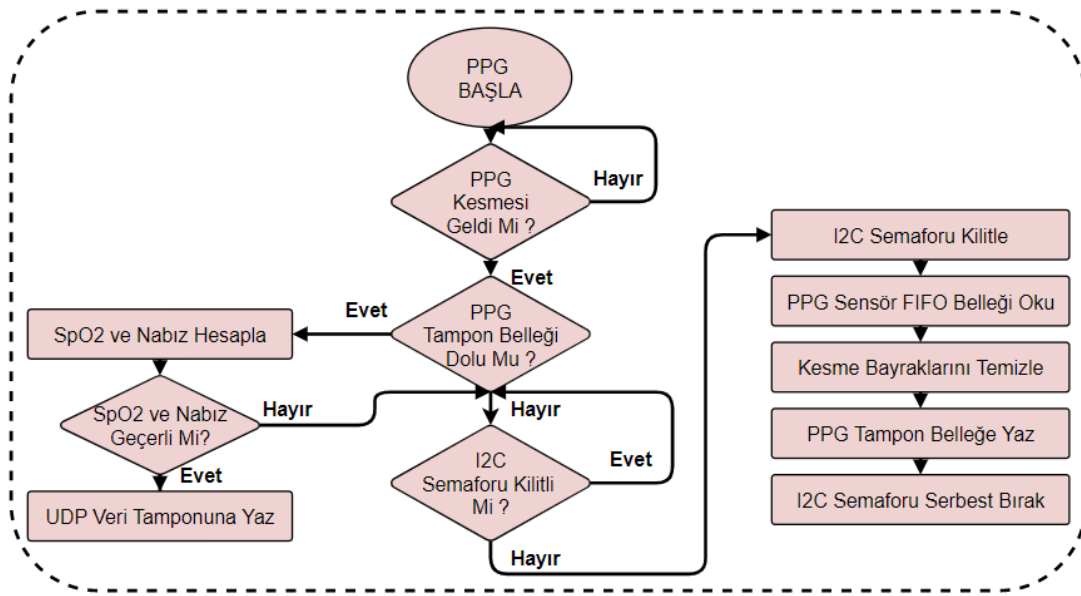
KPS'de iki farklı dalga boyunda PPG işareti, MAXIM MAX30102 bünyesinde bulunan kırmızı ve kızılötesi ışık kaynakları kullanılarak parmak dokusundan toplanmaktadır. Dokuya yayılan kırmızı ve kızılötesi ışıklar, kılcal arterial damarlardaki kan veya kemik, su gibi diğer doku bileşenleri tarafından soğurulmaktadır. MAX30102 içerisindeki fotodiyot, her iki dalga boyunda da soğurulmadan yansıyan ışık şiddetini algıladıktan sonra bir saniye içinde toplanan yüz örnek sensör içerisinde her dört örneğin ortalaması alınarak filtrelenmektedir. Dâhili ADC aracılığı ile bu bilgi 24-Bitlik bir sayısal veriye dönüştürülmektedir.

Filtrelenmiş değerler otuz iki örneklilik FIFO belleğe sıra ile yazılarak gecikmelerden kaynaklanacak veri kaybı engellenmiştir. MAX30102 her bir örnek hazır olduğunda ve FIFO bellekteki örnek sayısı on yediye ulaştığında kesme oluşturacak şekilde konfigüre edilmiştir. Böylece her sensörle her haberleşmede farklı örnek okunarak oluşabilecek örtüşmeler engellenmeye çalışılmıştır.

Her bir kesme sonunda dokudan yansıyan kırmızı ve kızılötesi ışık yoğunluklarından oluşan PPG işareti örnekleri I<sup>2</sup>C veriyolu aracılığı ile MAX30102'den okunarak yüz elemanlı dizilerde toplanmıştır. Bu yöntem sayesinde PPG işaretinin dört saniyelik bir

parçası işlenmek üzere mikrobilgisayar hafızasına kaydedilmiştir. Veriler okunduktan sonra kesme bayrağı temizlenir ve sensörün yeni kesme oluşturması beklenir. Sensör doku temasızlığı ya da hareket artefaktlarının oluşturduğu geçersiz veriler atılarak yanlış  $SpO_2$  değerlerinin hesaplanması engellenmiştir. Geçerli veriler ile doğru  $SpO_2$  ve nabız hesabı yapıldığında, hesaplanan değerler UDP veri tamponuna yazılarak gönderilmeye hazırlanmıştır.

$I^2C$  veri yolu MAX30102 ve MPU6050 iletişimi için paylaşılan bir kaynak olduğundan, kontrolsüz erişimi engellemek için  $I^2C$  iletişimi ikili semafor kullanılarak korunmuştur. PPG görevinin akış diyagramı Şekil 5.6'da yer almaktadır.



Şekil 5.6: Fotopletismografi görevi akış diyagramı.

### 5.3.1.1 Nabız bilgisinin hesaplanması

PPG işaretinin AC bileşeni, kılcal arterial damarlardaki kan tarafından emilen ışığı temsil eder. Bu AC bileşen, diğer kan ve doku bileşenleri (kemik, su, vb.) tarafından emilen ışığın etkilerini gösteren bir DC işaretin üzerinde görülür (Şekil 5.7). AC işaretin DC seviyesine oranı perfüzyon indeksi (PI) olarak adlandırılır (Maxim Integrated, 2014).

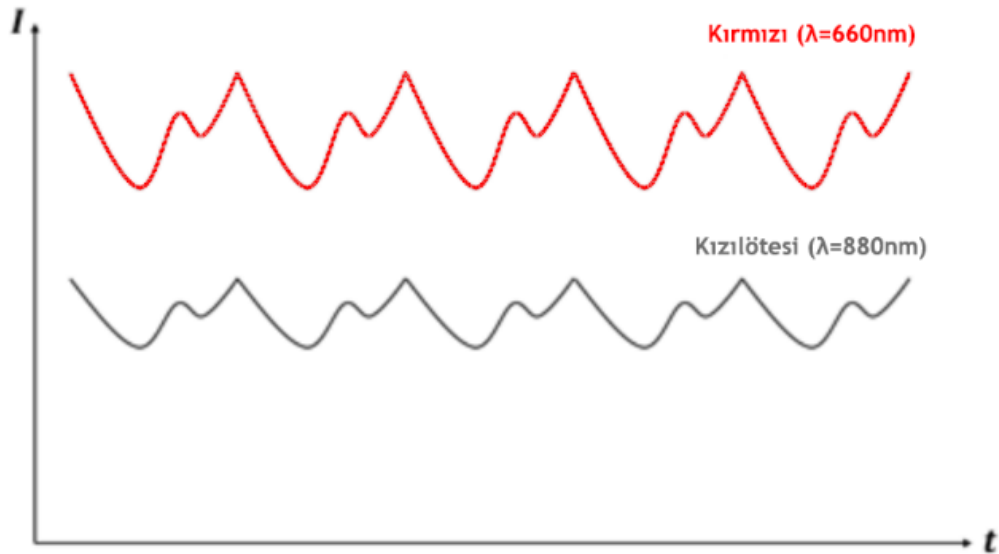
Kalp arterial damarlar üzerinden temiz kan pompalandığından kandaki periyodik  $HbO_2$  artışı ve azalışı nabız bilgisini taşımaktadır. Bu bilgidan nabız hesaplayabilmek için yüz elemanlık kızılötesi PPG dizisi dolduğunda örneklerin ortalaması alınarak işaretin

DC bileşeni hesaplanmıştır. Hesaplanan DC bileşen PPG işaretinden çıkarılarak PPG işaretinin AC bileşeni ayrıştırılmıştır. PPG işaretinin AC bileşeni dört elemanlık bir hareketli ortalama filtresinden (MAF) geçirilerek yüksek frekanslı gürültü bileşenleri bastırılmıştır.

Ardından PPG işareti terslenerek, soğurulan ışıktan HbO<sub>2</sub> değişimi bilgisi elde edilmiştir. Bu işaretin yerel maksimum noktaları tespit edilerek kalp atışları tespit edilmiştir. Dört saniyelik veride ardışık tepe noktaları arasındaki farkın ortalaması alınarak iki kalp atışı arasındaki ortalama süre hesaplanmıştır. Bu bilgi ve Eşitlik 5.1 kullanılarak nabız bilgisi hesaplanmıştır.

$$HR = \frac{60}{t} \quad (5.1)$$

Eşitlikte  $HR$  hesaplanmış nabız bilgisini,  $t$  ise ardışık tepe noktaları arasındaki ortalama süreyi ifade etmektedir.



Şekil 5.7: Kırmızı ve kızılötesi PPG işaretleri (Maxim Integrated, 2014).

### 5.3.1.2 Kandaki oksijen yoğunluğu bilgisinin hesaplanması

Hemoglobin oksijen taşıyan bir kırmızı kan hücresi proteindir. Kanda iki ana tipte hemoglobin bulunur, bunlar oksijen taşıyan oksihemoglobin (HbO<sub>2</sub>) ve oksijen taşımayan deoksihemoglobindir (RHb). SpO<sub>2</sub>, HbO<sub>2</sub> derişiminin ( $[HbO_2]$ ) toplam

hemoglobin derişimine ( $[HbO_2] + [RHb]$ ) oranı kullanılarak kandaki oksijen yoğunluğunun tahminidir ve Eşitlik 5.2'deki gibi ifade edilir.

$$SpO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [RHb]} \quad (5.2)$$

Toplanan PPG işareti LED ışığın dalga boyuna göre farklılık gösterir (Şekil 5.8). Bunun sebebi HbO<sub>2</sub>, RHb ve diğer doku bileşenlerinin farklı farklı dalga boyları için farklı emilim özellikleri göstermesidir. 660 nm (kırmızı ışık) ve 880 nm (kızılötesi ışık) dalga boyunda dokuya gönderilen ve yansıyan ışıkların yoğunlukları bilindiğinden bu bilgi kullanılarak HbO<sub>2</sub> ve RHb yoğunlukları hesaplanabilmektedir. Z oranı Eşitlik 5.3 yardımıyla hesaplanabilmektedir.

$$Z = \frac{\frac{AC_R}{DC_R}}{\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (5.3)$$

Eşitlikte Z kırmızı ışığın soğurulma değerinin kızılötesi ışığın soğurulma değerine oranını,  $AC_R$  kırmızı ışıktan elde edilen PPG işaretinin AC bileşenini,  $DC_R$  kırmızı ışıktan elde edilen PPG işaretinin DC bileşenini,  $AC_{IR}$  kızılötesi ışıktan elde edilen PPG işaretinin AC bileşenini,  $DC_{IR}$  kızılötesi ışıktan elde edilen PPG işaretinin DC bileşenini ifade eder.

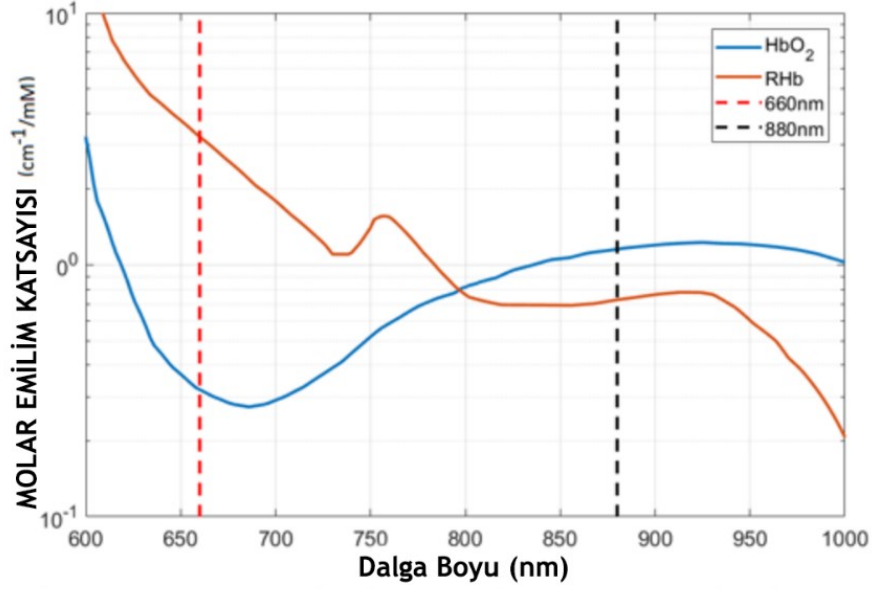
Beer-Lambert yasası ışığın içinden geçtiği malzemenin özelliğine göre ışığın soğurulmasını ifade eder (5.4).

$$A = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \varepsilon(\lambda)Cd \quad (5.4)$$

Eşitlikte  $A$  zayıflamayı,  $I_0$  gönderilen ışık yoğunluğunu,  $I$  yansıyan ışık yoğunluğunu,  $\varepsilon(\lambda)$  molar emilim katsayısını,  $C$  malzeme yoğunluğu ve  $d$  optik yol uzunluğunu ifade eder. Dokunun bileşenleri dikkate alındığında Beer-Lambert yasası Eşitlik 5.5 gibi yazılabilir.

$$A = d[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)C[HbO_2] + \varepsilon_{RHb}(\lambda)C[RHb] + \varepsilon_a(\lambda)C[a]] \quad (5.5)$$

Eşitlikte  $\varepsilon_a(\lambda)$  ve  $C[a]$  sırasıyla HbO<sub>2</sub> ve RHb dışındaki doku bileşenlerinin molar emilim katsayısını ve yoğunluklarını ifade etmektedir. Kırmızı ve kızılötesi ışığın HbO<sub>2</sub> ve RHb tarafından emilim katsayıları Şekil 5.8'de yer almaktadır.



Şekil 5.8: HbO<sub>2</sub> ve RHB'nin molar emilim katsayısı (Maxim Integrated, 2014).

Yukarıdaki bilgiler kullanılarak SpO<sub>2</sub> eşitlik 5.6 yardımıyla hesaplanmaktadır.

$$SpO_2 = aZ^2 + bZ + C \quad (5.6)$$

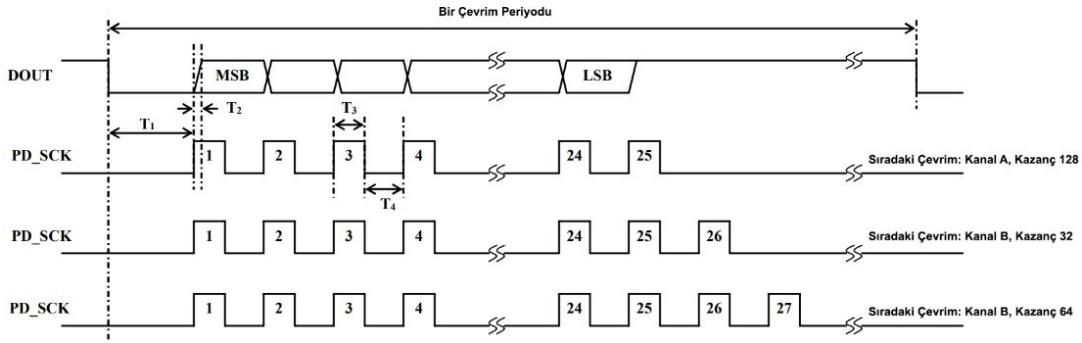
Eşitlikte  $Z$  kırmızı ışığın soğurulma değerinin kızılötesi ışığın soğurulma değerine oranını;  $a$ ,  $b$  ve  $c$  ise kalibrasyon katsayılarını ifade etmektedir. Eşitlik 5.6'da  $a$ ,  $b$  ve  $c$  yerine Maxim Integrated tarafından MAX30102 için sağlanmış kalibrasyon parametreleri konularak Eşitlik 5.7 elde edilmiştir ve  $SpO_2$  ölçümü için bu eşitlik kullanılmıştır (Maxim Integrated, 2012).

$$SpO_2 = -45.06 * Z^2 + 30.354 * Z + 94.845 \quad (5.7)$$

### 5.3.2 Solunum eforu

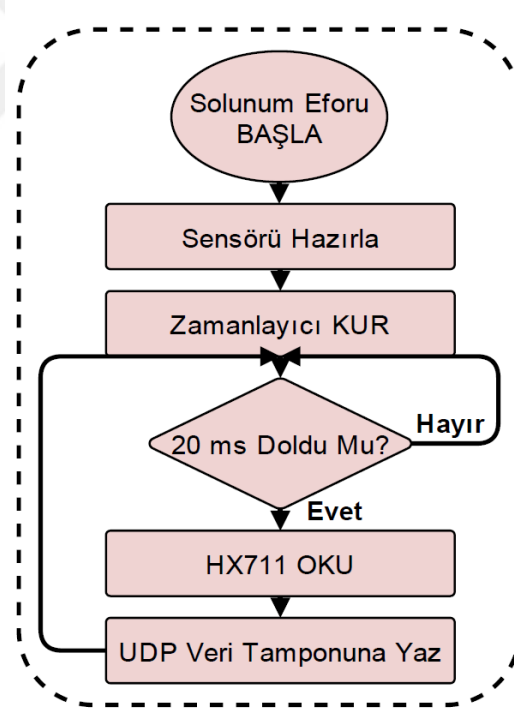
Solunum eforu ölçmek için tasarlanan sistemde yer alan HX711 ADC kendine özgü bir seri haberleşme protokolü üzerinden iletişim kurmaktadır. Bu protokolün KPS mikrobilgisayarı üzerinde herhangi bir donanımsal desteği bulunmamaktadır. Bu sebeple KPS mikrobilgisayarı ile HX711 arasında iletişimi kurabilmek için HX711'in güç kontrol / referans saat (PD\_SCK) pinleri yazılımsal olarak sürülürken, veri çıkışı (DOUT) pininden okunan sinyaller işlenerek 24-Bitlik veriye dönüştürülmüştür. 24-Bitlik veri okunduktan sonra iletilen zaman işaretinin sayısı bir sonraki çevrim için

kullanılacak ADC kanalını kazanç değerini belirler. Şekil 5.9’da iletişim için gerekli zamanlama diyagramı görülmektedir.



Şekil 5.9: HX711 haberleşme zamanlama diyagramı (URL-8).

Solunum eforu kaydı için FreeRTOS çekirdeğinin vTaskDelayUntil(); fonksiyonu yardımı ile bu işlem saniyede 50 kez yapılarak 50 Hz’de solunum eforu bilgisi toplanmıştır. Solunum eforu görevinin akış diyagramı Şekil 5.10’da yer almaktadır.



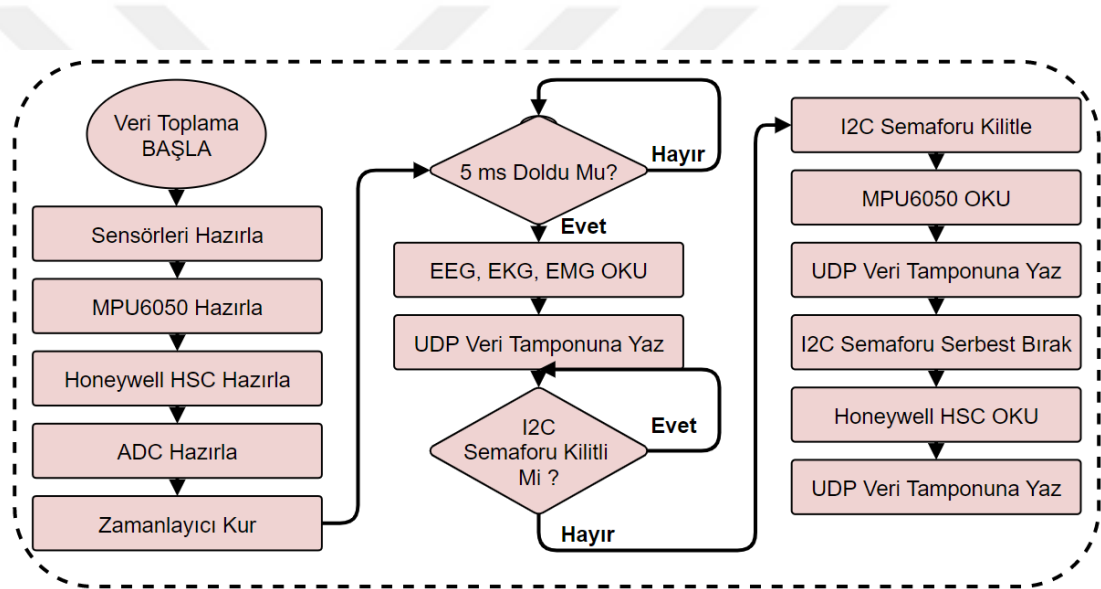
Şekil 5.10: Solunum eforu görevi akış diyagramı.

### 5.3.3 Veri Toplama

KPS’de PPG işareti ve solunum eforu dışındaki tüm fizyolojik ve fiziksel büyüklükler 200 Hz’de örneklenmektedir. Böylece tüm parametreleri tek bir görev aracılığı ile

toplamak mümkün olmaktadır. Bu görev içerisinde ADC, MPU6050 ve Honeywell HSC donanımları konfigüre edilerek hazırlanmış ve FreeRTOS çekirdeğinin vTaskDelayUntil(); fonksiyonu yardımı ile 5 ms sürecek döngüler oluşturulmuştur. Honeywell HSC basınç sensörü SPI veriyolu MPU6050 ise I<sup>2</sup>C veriyolu üzerinden haberleşmektedir. I<sup>2</sup>C veriyolu MAX30102 ile paylaşılan bir kaynak olduğundan bu kaynağa erişim ikili semafor kullanılarak sınırlandırılmıştır.

Görev boyunca her bir veri okunur okunmaz UDP tamponuna yazılmıştır. Bu görevde toplanan veriler diğer tüm verilerden daha hızlı örneklendiğinden veri toplama görevine en yüksek öncelik tanınmıştır. Böylece diğer görevlerin veri toplama görevini bölmeleri engellenmiştir. Veri toplama görevi akış diyagramı Şekil 5.11'de yer almaktadır.

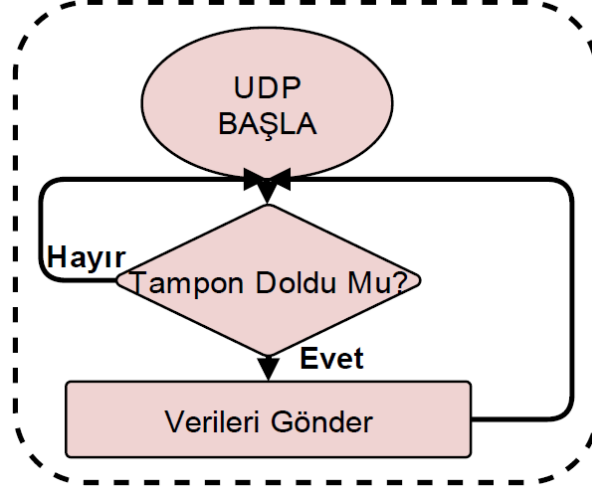


Şekil 5.11: Veri toplama görevi akış diyagramı.

### 5.3.4 UDP Taskı

KPS'de toplanan veriler 2,4 GHz Wi-Fi ağı üzerinden UDP aracılığı ile 3333 portu üzerinden yayınlanmaktadır. Böylece ağa dahil olan ve bu portu dinleyen tüm kullanıcıların herhangi bir ağ ya da IP konfigürasyonu yapmadan mesajları dinleyebilmesi hedeflenmiştir.

UDP görevinde UDP soketi oluşturulduktan sonra diğer görevlerin veri güncellendi bayrağını kaldırması beklenir. *SpO2* ya da Veri toplama görevi veri güncellendi bayrağını kaldırır kaldırmaz tampondaki veriler ağ üzerinden yayınlanır (Şekil 5.12).



Şekil 5.12: UDP görevi akış diyagramı.

#### 5.4 Bilgisayar Yazılımı Tasarımı

Python yüksek seviyeli ve nesneye yönelimli programlama dilidir. Platform bağımsız bir programlama dilidir. Windows, Linux, Mac OS, iOS, Symbian, Android gibi işletim sistemlerinde çalışabilmektedir. Python okunabilir bir yazım diline sahip, derleme ihtiyacı olmadan çok hızlı uygulama geliştirilmesini mümkün kılan popüler bir dildir.

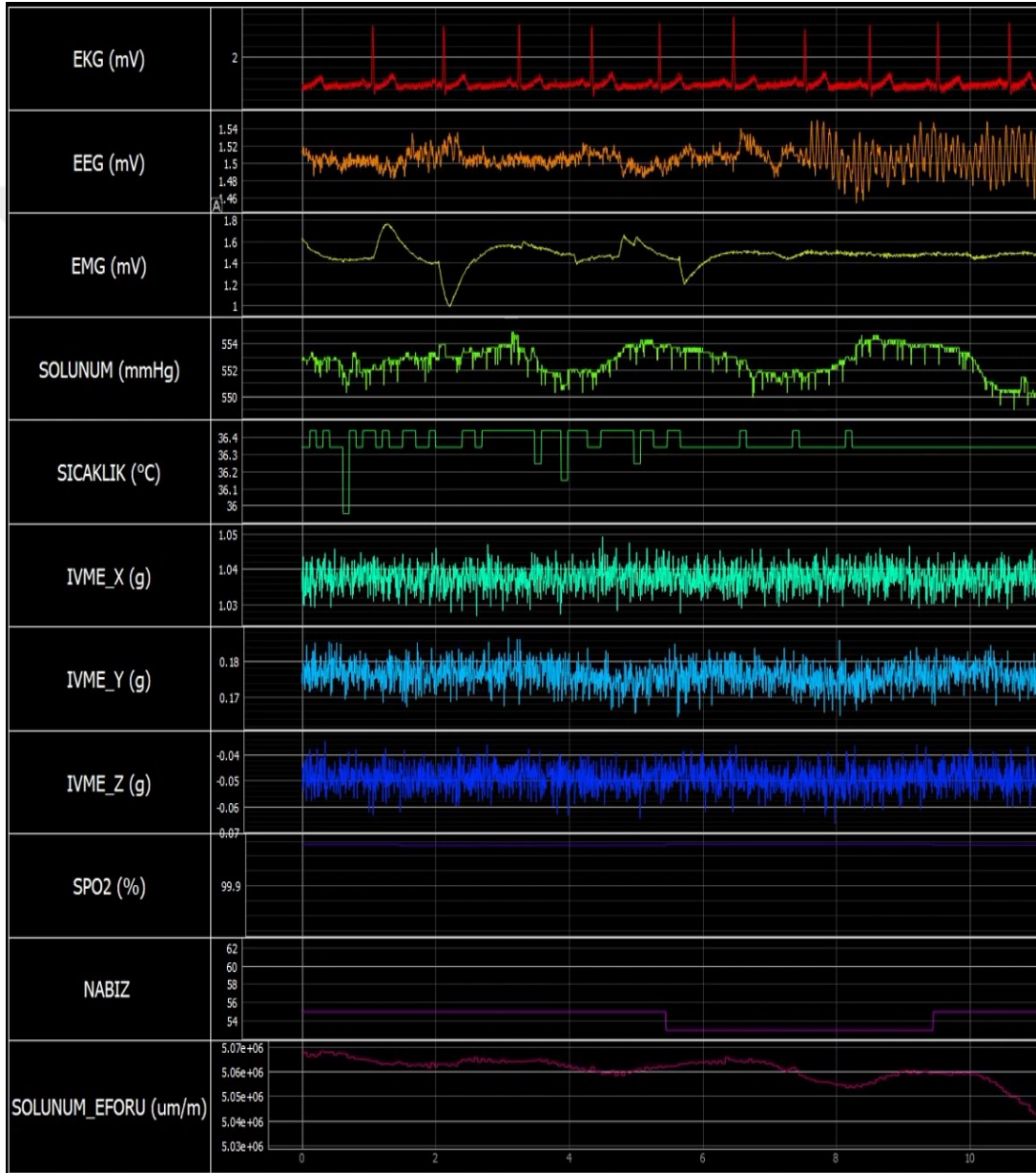
KPS’de toplanan verilerin görüntülenmesi ve sistemin doğrulanması için Python dili kullanılarak bir uygulama geliştirilmiştir. Geliştirilen uygulamada PyQt, QRunnable, QThreadPool, PyQtGraph, socket, scipy, collections ve struct kütüphaneleri kullanılmıştır.

UDP üzerinden yayınlanan verileri toplama ve aynı zamanda grafik arayüzde görüntülemek için QThreadPool sınıfı yardımıyla iki ayrı görev tanımlanmıştır. Bunlardan biri UDP üzerinden yayınlanmış verileri toplayıp işlerken, diğer görev ise grafik arayüzde yer alan grafikleri güncellemek için çalışmaktadır. Böylece yoğun zaman alan grafik işlemlerinin UDP üzerinden yayınlanan fizyolojik ve fiziksel işaretlerin toplanmasını geciktirmemesi hedeflenmiştir.

Yayınlanan veriler C dilinde struct yapısında paketlenmiştir, bu yapı Python struct kütüphanesi yardımıyla named tuple veri yapısına aktarılır ve görüntülenmek üzere parçalanarak işlenir. Uygulamanın grafik arayüzü PyQt kütüphanesi yardımıyla



geliştirilmiştir. Çizilen grafikler ise PyQtGraph kütüphanesi yardımıyla bu grafik arayüzüne yerleştirilmiştir. Her bir grafik toplanan işaretin adı ile isimlendirilmiştir ve ilgili büyüklükler SI birimlerine dönüştürüldükten sonra çizilmek üzere grafik verisi tampon belleğine yerleştirilir. Grafik arayüzü güncelleme görevi, görev zamanlayıcısı tarafından çağırıldığında tampon bellekten okunan veriler grafik arayüzde görüntülenir. Böylece KPS tarafından toplanan fizyolojik ve fiziksel büyüklükler bilgisayar ekranında görüntülenmiş olur (Şekil 5.13).



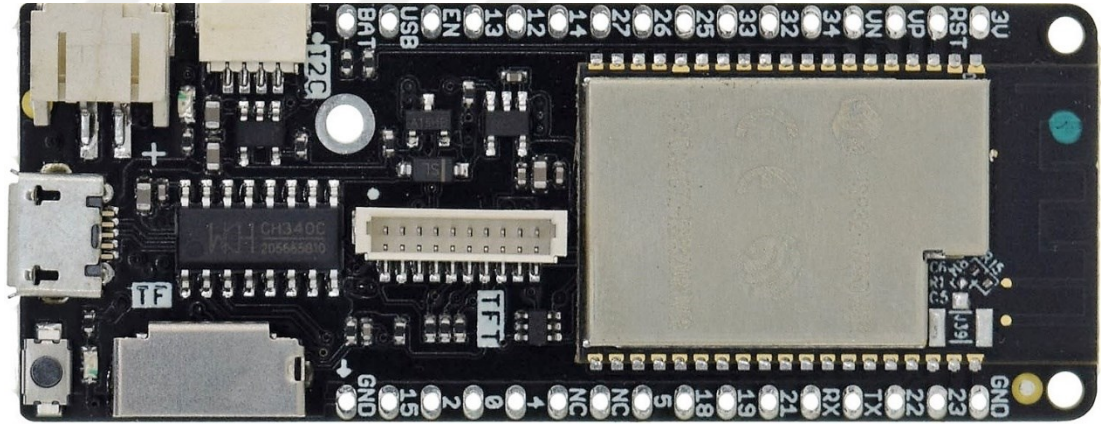
Şekil 5.13: KPS grafik arayüzü.



## 6. SİSTEM ENTEGRASYONU

KPS'nin tam bir uyku testi cihazı olarak çalışabilmesi için 3. , 4. ve 5. Bölüm'de tasarım detayları anlatılan sistem bileşenlerinin birleştirilmesi ve sistem entegrasyonunun yapılması gerekmektedir. Her bir sistem bileşeni kendi başına test edildikten sonra KPS'ye entegre edilmelidir.

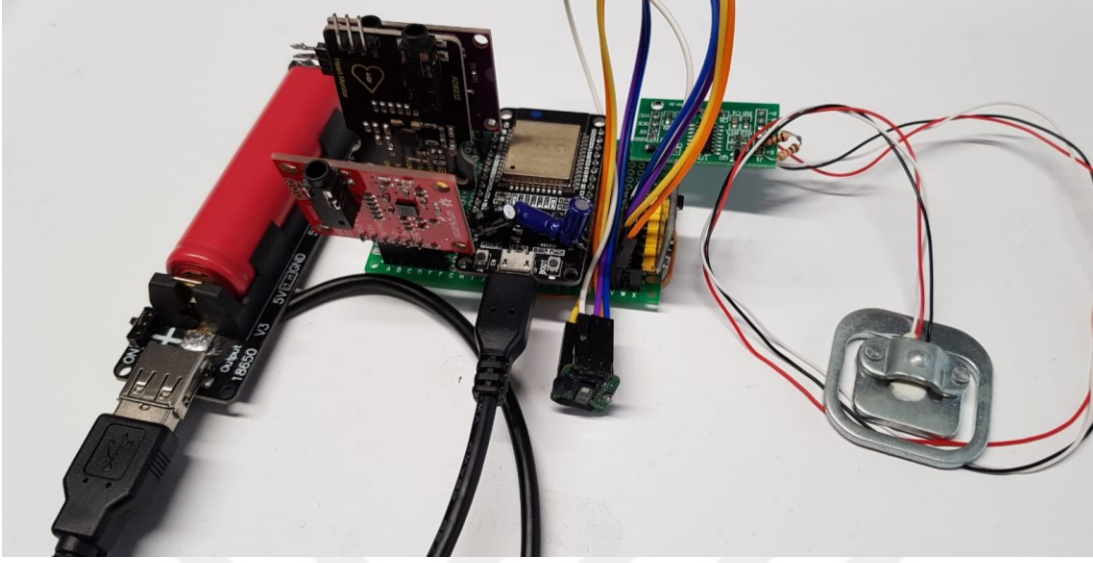
KPS mikrobilgisayar olarak seçilen ESP32 mikrodenetleyicisi tek bir tümleşik devre olarak satın alınabildiği gibi çeşitli çevre birimler içeren bir modül olarak ya da genel amaçlı bir geliştirme kartı olarak satın alınabilmektedir. 4. 'de tasarım basamakları anlatılan donanımların ESP32 SoC çipi ile bir araya getirilmesi için Wi-Fi haberleşme, SD kart kullanımı ve programlama işlemleri harici bir ekipmana ihtiyaç duyulmaması için üzerinde USB – UART dönüştürücüsü, Wi-Fi anteni, harici RAM bellek ve SD kart yuvası bulunan Lolin D32 Pro geliştirme kartı (Resim 6.1) tercih edilmiştir.



Resim 6.1: Lolin D32 PRO geliştirme kartı.

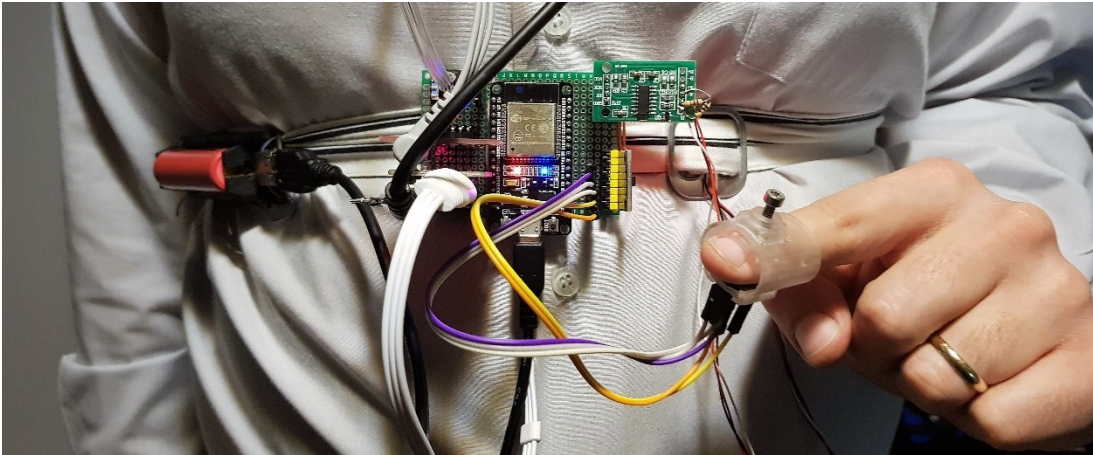
KPS'nin fizyolojik büyüklükleri toplaması için kullanılan tüm arayüzlerin prototip kartlarının ve Lolin D32 Pro ESP32 geliştirme kartının çıkışlarına erkek pinler lehimlenmiştir. Böylece delikli pertenaks kartı yardımıyla kolayca bir prototip devre oluşturulabilmektedir. Her bir kartın Lolin D32 proya nasıl bağlanacağını gösteren bir pin diyagramı çıkarıldıktan sonra, prototip devrenin oluşturulacağı pertenaksa dişi pinler

lehimlenmiştir. Böylece tüm elektronik ekipmanlar tek bir elektronik devre üzerinde birleştirilerek KPS elektronik devresinin ilk prototipi (Resim 6.2) gerçekleştirilmiştir.

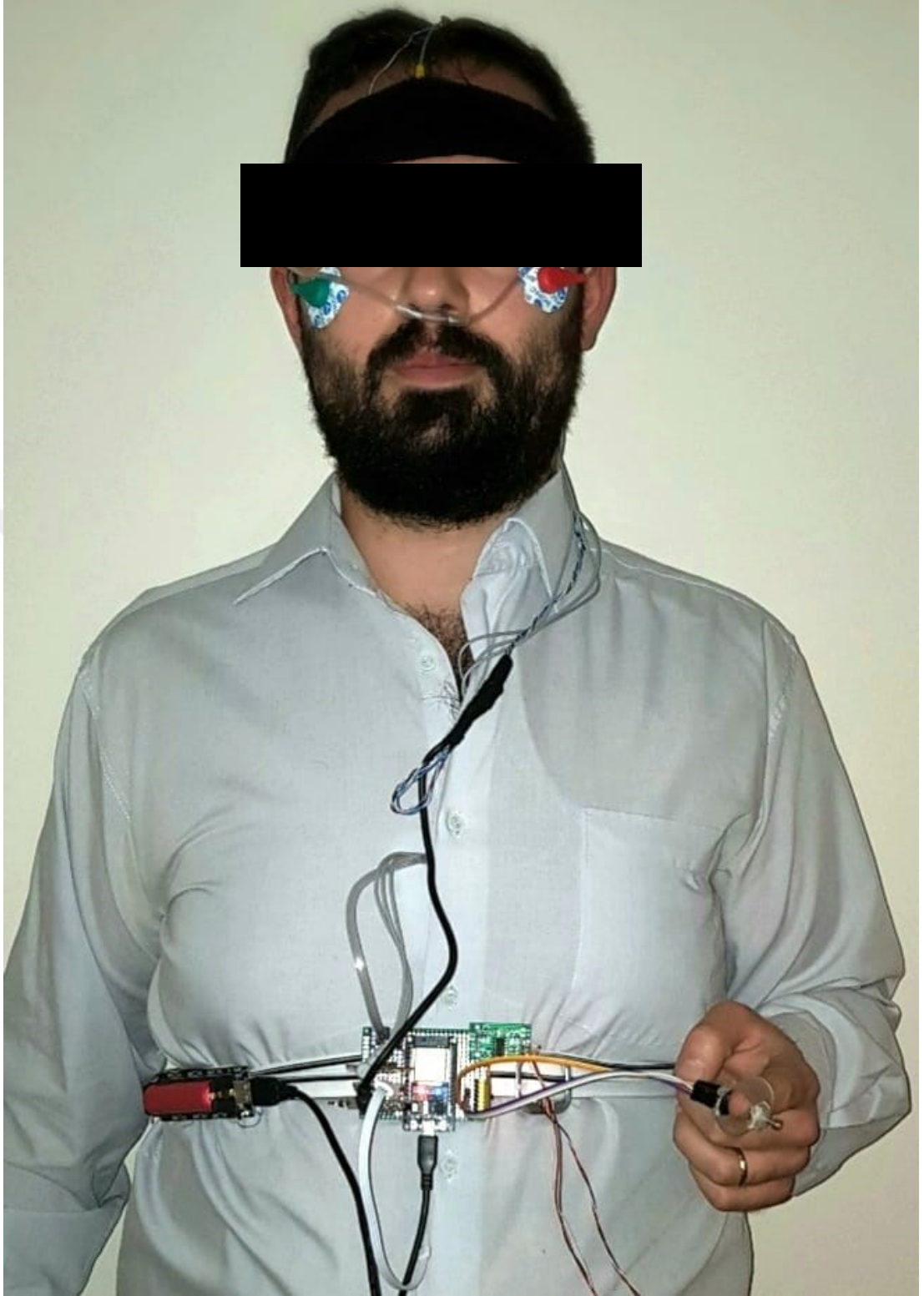


Resim 6.2: KPS'nin ilk prototipi.

Solunum eforu sensörü esnek olmayan bir kemer üzerine yerleştirilmiştir. KPS batarya yönetim sistemi ve elektronik devreleri bu kemer üzerine sabitlenerek sistem bir bütün haline getirilmiştir. KPS uyku testi cihazının ilk prototipin giyilebilirliği, KPS sistem bileşenleri bir araya getirilerek test edilmiştir. Resim 6.3 ve Resim 6.4 KPS'nin kullanıcı tarafından giyilmesini göstermektedir.



Resim 6.3: KPS prototipinin kemer yardımıyla giyilmesi.



Resim 6.4: KPS'nin kullanıcı üzerine giyilmesi.



## 7. SONUÇ VE TARTIŞMA

Uykuda solunum bozuklukları uykudan alınan verimi büyük ölçüde düşüren, kişinin yaşam kalitesini ve sağlığını olumsuz etkileyen bazı durumlarda ölüme varan ciddi sorunlara sebep olabilen ciddi bir sağlık problemidir. Bu sebeple uykuda solunum bozukluklarında erken teşhis ve bir an önce tedaviye başlanması büyük önem taşımaktadır. Bu bozuklukların teşhisinde altın standart olarak kabul edilen yöntem laboratuvar içi PSG uyku testidir. Klinik çalışmalarda EKG, EMG, EOG, solunum, solunum eforu, SpO<sub>2</sub> ve nabız parametrelerinin her biri bir veya birkaç kanaldan toplanır ve değerlendirilir. PSG eğitilmiş bir personel ile yüksek maliyetli fiziksel ve teknik altyapı gerektirdiğinden kolay ulaşılabilir bir tanı yöntemi değildir. Ayrıca uzak tarihli randevular, hastanın bir laboratuvar ortamında uyumaya isteksizliği, uyku bozukluklarının yeterince tanınmaması gibi sebepler laboratuvar içi uyku testinin yaygın kullanılan bir tanı aracı olmasını engellemektedir.

Bu tez çalışmasında standart uyku testini daha geniş bir kitleye ulaştırabilmek amacıyla giyilebilir KPS uyku testi cihazı geliştirilmiştir. KPS, standart uyku testinde incelenen EEG, EKG, EOG, EMG, solunum, solunum eforu, SpO<sub>2</sub>, vücut pozisyonu gibi fizyolojik büyüklükleri toplayarak 2,4 GHz Wi-Fi ağı üzerinden uzak bir cihaza iletebilmektedir. Bu uzak cihaz aynı yerel ağa bağlı bir cihaz olabileceği gibi internet erişimi yardımıyla hareketli bir bilgisayar, cep telefonu ya da tablet olabilir. Giyilebilir yapıda tasarlanmış olan uyku testi cihazı, hasta üzerine yerleştirilen elektrot bağlantıları dışında kablolu bağlantıya ihtiyaç duymamaktadır. Bu sebeple bu cihaz, gömülü yazılımı ve bilgisayar uygulaması ile birlikte Kablosuz Polisomnografi Sistemi olarak adlandırılmıştır.

KPS yardımıyla hastanın kendi evinde de uyku testine girmesi sağlanarak; uyku laboratuvarlarındaki toplam talep miktarının azalması, uyku testinin daha geniş bir kitleye ulaşması, tedavi sürecini doğrulayıcı testlerin yürütülebilmesi ve gerekli durumlarda ardı ardına uyku testi uygulanabilmesi hedeflenmiştir.

KPS'nin laboratuvar içi PSG uyku testi ile rekabet edebilmesi için standart PSG testinde değerlendirilen birçok fizyolojik işaretin şartlandırılması ve toplanması gerekmiştir. Bu sebeple araştırma ve geliştirme çalışmalarında EKG, EMG ve EOG işaretlerini süzüp kuvvetlendirebilecek bir biyopotansiyel yükselteç, EEG işaretlerini süzüp kuvvetlendirebilecek bir biyopotansiyel yükselteç, solunum eforu ölçebilen bir göğüs kemeri, solunum basıncı ölçer, vücut sıcaklığı ve vücut pozisyonu ölçer, SpO<sub>2</sub> ve nabız ölçer tasarımları yapılmıştır.

EKG işaretini kuvvetlendirmek için tasarlanan biyopotansiyel yükseltecin 0,3 Hz alt frekans kesim noktası ve 100 Hz üst frekans kesim noktası aralığındaki geçiş bandında 60 dB kazanç sağladığı görülmüştür. Benzer şekilde EEG işaretini kuvvetlendirmek için tasarlanan biyopotansiyel yükseltecin de 0,3 Hz alt frekans kesim noktası ve 100 Hz üst frekans kesim noktası aralığındaki geçiş bandında 86 dB kazanç sağladığı görülmüştür. Böylece, bu maliyet etkin biyopotansiyel yükselteç tasarımlarının uyku testlerinde kullanılmaya uygunluğu doğrulanmıştır.

Solunum eforunu takip edebilmek üzere tasarlanan, kemer ve gerinim ölçerden oluşan sistem 50 kg'a kadar üzerine düşen yükü ölçebilmektedir. 24-Bit çözünürlükte solunum eforu verisini işleyebilmek için yeterli veri sağlayabildiği görülmüştür.

Solunum ölçümü için kullanılan basınç ölçer  $\pm 15$  psi değerinde ölçüm yapabilmektedir. Bu tam ölçüm değerinin solunum sırasında görülen basınç değişimleri için yeterli çözünürlüğü sağlamadığı görülmüştür. Bu sebeple, bu sensörün dinamik bir basınç sensörü kullanılması, ölçüm aralığı 1 atm atmosfer basıncı civarında olan bir sensör kullanılması ya da bir sıcaklık sensörü ile desteklenmesi gerektiği görülmüştür.

Nabız ve SpO<sub>2</sub> ölçümü için kullanılan sensörden elde edilen veriler, bir pulse oksimetre ve Samsung Galaxy Note 8 cihazının Pulse oksimetresinden elde edilen veriler ile karşılaştırılmış ve hareketsiz durumlarda ölçüm sonuçlarının örtüştüğü gözlemlenmiştir. Mevcut sistemdeki SpO<sub>2</sub> hesabı için kullanılan algorithmada hareket artefaktlarının etkisi sonucu oluşan geçersiz veriler 0 olarak kabul edilmekte ve değerlendirilmemektedir. Bu artefaktları daha etkin bir yöntemle işleyerek geçersiz verilerden anlamlı SpO<sub>2</sub> elde edebilmenin veri devamlılığı için faydalı olacağı tespit edilmiştir.



Tasarlanan sistem gerçekenmiştir ve kablosuz polisomnografi cihazının ilk prototipi üretilmiştir. EEG elektrotları kullanımı kolaylaştırmak için bir spor kafa bandı içine 10-20 elektrot yerleşim düzenine uygun şekilde yerleştirilmiştir. Python dili ile geliştirilmiş bilgisayar uygulaması kullanılarak cihazın topladığı verileri kablosuz ağ üzerinden bozulmaya uğramadan doğru bir şekilde ilettiği gözlemlenmiştir. Sistem tasarımcısı üzerinde 30 dakika süren 2 test yapılmış ve veriler izlenip kaydedilmiştir. İşaret bazlı EEG, EKG, EMG, nazal basınç, solunum eforu ve hareket sensörü işaretlerinin hızlı fourier dönüşümü incelendiğinde her bir işaretin beklenen bant genişliğinde olduğu ve grafiksel arayüzde işaretlerin beklenen genlik değerleri arasında olduğu görülmüştür. Vücut sıcaklığı, SpO2 ve Nabız gibi sayısal değerlerin ise ortalamalarının sağlıklı insan verileri ile örtüştüğü görülmüştür.

Özetle, tüm bu sonuçlar göz önüne alındığında KPS'nin amacına uygun bir şekilde çalışabildiği ve görevini yerine getirdiği görülmektedir. Gerçeklenen sistemin elektronik devre tasarımı ve kutulanması için mekanik tasarımı yapıldıktan sonra, tıbbi cihaz etik kurul izni alınarak klinik araştırma ve denelerin yapılması hedeflenmektedir. Böylece klinik araştırmalarda cihaz performansını ölçmek ve muadil cihazlarla kıyaslamak mümkün olacaktır. Yapılan literatür araştırmalarında ürünün yerli bir alternatifi olmadığı belirlenmiştir. Bu sebeple KPS'nin patentlenmesi ve ticarileşmesi hedeflenmektedir. Bu süreç aşağıdaki adımlar izlenilerek yürütülecektir.

Gerçeklenen uyku testi cihazı 7 Haziran 2011 tarihli ve 27957 sayılı Resmî Gazete'de yayınlanan Tıbbi Cihaz Yönetmeliği'ne göre Sınıf IIa teşhis amaçlı aktif cihazlar sınıfına girmektedir. Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) yönetmeliklerine göre ise Sınıf II olarak sınıflandırılmaktadır. Tıbbi cihaz yönetmeliklerine tabi ürünlerin sınıf ayrımı yapılmaksızın klinik araştırmalarının yapılması zorunludur. Bu araştırmaların yapılabilmesi için 6 Eylül 2014 tarihli ve 29111 sayılı Resmî Gazete'de yayınlanan Tıbbi Cihaz Klinik Araştırmaları Yönetmeliği'nde belirtildiği üzere Sağlık Bakanlığı ve Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan (TİTCK) bazı izinler alınması ve istenilen belgelerin hazırlanması gerekmektedir. Klinik araştırmalarında araştırma protokolü ve diğer belgeler hazırlandıktan sonra etik kurul başvurusu yapılır ve etik kurul onayı alındıktan sonra Sağlık Bakanlığı'na başvurulur. Bu süreçte Sağlık Bakanlığı onayı alındıktan sonra çalışma başlatılabilir.

Klinik araştırmalar tamamlandıktan sonra ürünün ticarileştirilmesi isteniyorsa, CE belgelendirme sürecinden geçilmelidir. Ürün yeni bir teknoloji ise prototip üretildikten sonra patent başvuruları yapılır ve cihazın teknik dosyası hazırlanmalıdır. Bu teknik dosya Tablo 8.1’de yer alan dokümanlara ek olarak ürüne ait analizleri ve klinik değerlendirme raporlarını içermelidir. Bu belge cihazın klinik araştırmalarından elde edilen, muadil cihazlara ait bilimsel literatürde yer alan, muadil cihazlara ait yayınlanmış raporlarından ve muadil ürünlerin FDA recall raporlarından elde edilen performans ve güvenlik verileri kullanılabilir.

Belgelendirme sürecinde KPS’nin de içinde yer aldığı Sınıf IIa tıbbi cihazlar için Onaylanmış bir kuruluş tarafından hazırlanmış Uygunluk Beyanı belgesine ek olarak iki farklı yol ile belgelendirme yapılabilir. İlk yöntem uygunluk beyanı belgesi ile hazırlanan Tam Kalite Güvence Sistemi sertifikası hazırlanmasıdır. İkinci yöntem ise Uygunluk Beyanı belgesi ve Tip İncelemesi sertifikası ile Tip Doğrulaması, Üretim Kalite Güvencesi veya Ürün Kalite Güvencesi belgelerinden herhangi birinin hazırlanması ile belgelendirme yapılmasıdır. Bu süreç tamamlandıktan sonra ürüne CE işareti ilişitirilebilir ardından ürünün seri üretimi ve satışı yapılabilir. Bu ürünlerin piyasaya arz edilebilmesi ancak Tıbbi Cihaz Satış Merkezi Yetki Belgesi alınması ve ürünün Ürün Takip Sistemi’ne kaydedilmesi ile mümkündür.

Çizelge 7.1: Ürünün teknik dosyasında yer alması gereken belgeler.

<ul style="list-style-type: none"> <li>• Üretici adı ve adresi, üretim sahasının ve tasarım yerinin adresi</li> <li>• Uygunluk Beyannamesi</li> <li>• Avrupa Temsilcisi</li> <li>• GMDN kodu</li> <li>• Üretim akış şeması</li> <li>• Üretimde kullanılan makinelerin listesi</li> <li>• Hammadde tedarikçileri ISO Sertifikaları</li> <li>• Ürünün açık bir şekilde tanımı, varsa alt tip ve modellerinin, aksesuarlarının açıklanması</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ürünün kullanım amacı</li> <li>• Ürün etiketi</li> <li>• Kullanım Kılavuzu</li> <li>• Ürünün sınıflandırması ve gerekçelendirmeleri</li> <li>• Kullanılan standartların listesi</li> <li>• Tıbbi Cihazlar Yönetmeliği / Temel Gereksinimler (93/42/EEC, Ek-1)</li> <li>• Risk analizleri</li> <li>• Ön klinik değerlendirmesi</li> <li>• Ürün ömrü, stabilite çalışmaları, paketleme validasyonları</li> <li>• Ürünün teknik özellikleri</li> </ul>
--	--

## **KAYNAKLAR**

**Altevogt, B. M., Colten, H. R. (Eds.).** (2006). Sleep disorders and sleep deprivation: an unmet public health problem. National Academies Press.

**Analog Devices** (2008). Linear circuit design handbook.

**Analog Devices** (2012). Single-lead, heart rate monitor front end. AD8232 Datasheet.

**Arulvallal, S., Snehalatha, U., & Rajalakshmi, T.** (2019, April). Design and Development of Wearable Device for Continuous Monitoring of Sleep APNEA Disorder. In 2019 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP) (pp. 0050-0053). IEEE.

**Astaras, A., Arvanitidou, M., Chouvarda, I., Kilintzis, V., Koutkias, V., Sánchez, E. M., ... & Maglaveras, N.** (2008, August). An integrated biomedical telemetry system for sleep monitoring employing a portable body area network of sensors (SENSATION). In 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 5254-5257). IEEE.

**Ayala, K. J.** (2005). The 8051 microcontroller. Cengage Learning.

**Besson, M., Czertriz, G. V., & Bax, R.** (2014) Wireless medical diagnosis and monitoring equipment. US Patent No: US8771184B2

**Boulos, M. I., Elias, S., Wan, A., Im, J., Frankul, F., Atalla, M., ... & Boyle, K.** (2017). Unattended hospital and home sleep apnea testing following cerebrovascular events. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 26(1), 143-149.

**Boylestad, R. L.** (2013). Electronic devices and circuit theory. Pearson Education India.

- Bradley, D. C. (2008)** Sleep disorder monitoring and diagnostic system. US Patent No: US20080319277A1
- Bronzino, J. D. (2000).** Biomedical Engineering Handbook 2 (Vol. 2). Springer Science & Business Media.
- Bsoul, M., Minn, H., & Tamil, L. (2010).** Apnea MedAssist: real-time sleep apnea monitor using single-lead ECG. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 15(3), 416-427.
- Budak, E. İ., Beytar, F., & Eroğul, O. (2015, Ekim).** Solunum hızı değişkenliği sinyallerinden apnenin öngörülmesi için öznelik belirleme Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi (TIPTEKNO) 2015 IEEE.
- Carskadon, M. A., & Dement, W. C. (2005).** Normal human sleep: an overview. *Principles and practice of sleep medicine*, 4, 13-23.
- Carter, B., & Brown, T. R. (2001).** Handbook of operational amplifier applications. Dallas, Tex, USA: Texas Instruments.
- Carter, B., & Huelsman, L. P. (2001).** Handbook of operational amplifier active RC networks. Dallas: Texas Instruments.
- Chang, D. W., Liu, Y. D., Young, C. P., Chen, J. J., Chen, Y. H., Chen, C. Y., ... & Liang, S. F. (2012).** Design and implementation of a modularized polysomnography system. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 61(7), 1933-1944.
- Chang, K. M., & Liu, S. H. (2011).** Wireless portable electrocardiogram and a tri-axis accelerometer implementation and application on sleep activity monitoring. *Telemedicine and e-Health*, 17(3), 177-184.
- Chesson Jr, A. L., Ferber, R. A., Fry, J. M., Grigg-Damberger, M., Hartse, K. M., Hurwitz, T. D., ... & Sangal, R. B. (1997).** The indications for polysomnography and related procedures. *Sleep*, 20(6), 423-487.
- Collop, N. A., Tracy, S. L., Kapur, V., Mehra, R., Kuhlmann, D., Fleishman, S. A., & Ojile, J. M. (2011).** Obstructive sleep apnea devices for out-of-center (OOC) testing: technology evaluation. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 7(5), 531-548.

- Çavışoğlu, M., Kamaşak, M., Ertaş N.Y., Eroğul,O., Serinağaoğlu Y., Çiloğlu T.,** “Horlama Seslerinin Uyku Safhalarına Göre Şiddet Ve Sıklık Analizi”, 12. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Biyomut 2007, İstanbul.
- Demir, A. U.** (2017). Uykuda Solunum Bozukluklarında Tanısal Yaklaşım: Polisomnografi. *Journal of Turkish Sleep Medicine*, 4(1), 139.
- Eccles, R.** (2000). Nasal airflow in health and disease. *Acta oto-laryngologica*, 120(5), 580-595.
- Elsamnah, F., Bilgaiyan, A., Affiq, M., Shim, C. H., Ishidai, H., & Hattori, R.** (2019). Comparative design study for power reduction in organic optoelectronic pulse meter sensor. *Biosensors*, 9(2), 48.
- Gökçay, B., & Arda, B.** (2012). Tıp Tarihi Açısından Uyku ve Uyku Araştırmaları. *Mersin Üniversitesi Tıp Fakültesi Lokman Hekim Tıp Tarihi ve Folklorik Tıp Dergisi*, 3(1), 70-78.
- Guardia, R.L., & Tyler, C.L.** (2012) Polysomnography method with remote administration US Patent No: US20120029319A1.
- Haberland, B., Berquin, Y., & Michel, D.** (2002) System and method for monitoring and controlling a plurality of polysomnographic devices US Patent No: US6425861B1
- Hanabusa, R.** (2007). Comparing JTAG, SPI, and I2C. Spansion’s application note, 1-7.
- Iber, C., Ancoli, I., Chesson, A., and Quan, S.F.** (2007). *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications*, 1st ed.: Westchester, Illinois: American Academy of Sleep Medicine .
- J. Karki** (2002), Analysis of the Sallen Key Architecture, SLOA024B, Texas Instruments

- Jayarathna, T., Gargiulo, G. D., & Breen, P. P.** (2019). Polymer sensor embedded, IOT enabled t-shirt for long-term monitoring of sleep disordered breathing. In 2019 IEEE 5th World Forum on Internet of Things (WF-IoT) (pp. 139-143). IEEE.
- Karamustafaoğlu, G., Aydın A., and Esra S.,** (2014, September) "Automatic Detection of Sleep Apnea by Processing of Polysomnography Signals."
- Kitchin, C., & Counts, L.** (2006). A designer's guide to instrumentation amplifiers (pp. 1-3). Norwood, MA: Analog Devices.
- Kouemou, Guy L.** (2013), Portable monitoring, analysis and therapy assistance appliance Uluslararası Patent No: WO2013091613A1.
- Köktürk, O.** (1998). Uykuda solunum bozuklukları. Tarihçe, tanımlar, hastalık spektrumu ve boyutu. *Tüberküloz ve Toraks Dergisi*, 46, 187-92.
- Köktürk, O.** (2013). Uyku Kayıtlarının Skorlanması
- Köseoğlu İnönü, H., Kanbay, A., & Acıca, T.** (2016). Uyku testi nerde yapılmalı; laboratuvarda mı, evde mi? *Tüberk Toraks*, 64(4), 299-305.
- Köseoğlu, H. İ., Kanbay, A., & Acıcan, T.** (2016). Uyku testi nerde yapılmalı; laboratuvarda mı, evde mi ?. *Tüberk Toraks*, 64(4), 299-305.
- Kuzu Okur, H.** (2012). Polisomnografi tanımı ve endikasyonları. *Turkish Journal of Family Practice/Türkiye Aile Hekimliği Dergisi*, 16(1).
- Laks, M. M., Arzbaeher, R., Bailey, J. J., Geselowitz, D. B., & Berson, A. S.** (1996). Recommendations for safe current limits for electrocardiographs: a statement for healthcare professionals from the Committee on Electrocardiography, American Heart Association. *Circulation*, 93(4), 837-839.
- Lin, C. T., Prasad, M., Chung, C. H., Puthal, D., El-Sayed, H., Sankar, S., ... & Sangaiah, A. K.** (2017). IoT-based wireless polysomnography intelligent system for sleep monitoring. *IEEE Access*, 6, 405-414.
- Liu, N. Z., Lui, P. H., & Natoli, C.L.** (2016) Electronic management of sleep related data US Patent No: US20160270719A1

- M Fiore, J.** (2018). Operational Amplifiers & Linear Integrated Circuits: Theory and Application/3E.
- Maxim Integrated**, “Application Note 6845 Guidelines for SPO2 Measurement using the Maxim R MAX32664 Sensor Hub,” 2014.
- Oh, S., Kwon, H., & Varadan, V. K.** (2011). Ubiquitous health monitoring system for diagnosis of sleep apnea with Zigbee network and wireless LAN. Journal of nanotechnology in engineering and medicine, 2(2).
- Özkurt, S., Polat, B., Dursunoğlu, N., & Bozkurt, A.İ.** (2012). Symptom Prevalence of Obstructive Sleep Apnea in Male and Female Population in Denizli.
- Özol, D.** (2013). Elektrotlar, Sensörler, Hastanın Kayıt için Hazırlanması.
- Philips Semiconductor** (1995). The I2C-bus and how to use it.
- Poole, K. A., Hallinan, H. M., & Beardsmore, C. S.** (2000). Respiratory inductance plethysmography in healthy infants: a comparison of three calibration methods. European Respiratory Journal, 16(6), 1084-1090.
- Reilly, R. B., & Lee, T. C.** (2010). Electrograms (ecg, eeg, emg, eog). Technology and Health Care, 18(6), 443-458.
- Sağlık Bakanlığı** (2013) Türkiye’de Sağlıkın Geliştirilmesi Araştırma Raporu
- Saletu, M. T., Kotzian, S. T., Schwarzingler, A., Haider, S., Spatt, J., & Saletu, B.** (2018). Home sleep apnea testing is a feasible and accurate method to diagnose obstructive sleep apnea in stroke patients during in-hospital rehabilitation. Journal of Clinical Sleep Medicine, 14(9), 1495-1501.
- Silber, M. H., Ancoli-Israel, S., Bonnet, M. H., Chokroverty, S., Grigg-Damberger, M. M., Hirshkowitz, M., ... & Pressman, M. R.** (2007). The visual scoring of sleep in adults. Journal of clinical sleep medicine
- Sommerville, I.** (2011). Software engineering 9th Edition. ISBN-10, 137035152, 18.
- Texas Instruments** (2008). Active filter design techniques. White Paper, Literature Number: SLOA088.
- Texas Instruments** (2018),  $\mu$ A741 General-Purpose Operational Amplifiers, Literature Number: SLOS094G.

**Türk Toraks Derneği** (2012). Obstrüktif uyku apne sendromu tanı ve tedavi uzlaşma raporu. Türk Torak Dergisi, 13.

**Yazgan, E., & Korürek, M.** (1996). Tıp elektronigi, İTÜ Elektrik-Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atölyesi

**URL-1** <<https://thoracickey.com/sleep-apnea/>>, alındığı tarih: 7 Kasım 2020

**URL-2** <<https://biologydictionary.net/junctional-rhythm/>>, alındığı tarih: 7 Kasım 2020

**URL-3** <<https://blog.bliley.com/filter-typology-face-off-a-closer-look-at-the-top-4-filter-types>>, alındığı tarih: 28 Ekim 2020

**URL-4** <[http://artsites.ucsc.edu/EMS/music/tech\\_background/TE-16/teces\\_16.html](http://artsites.ucsc.edu/EMS/music/tech_background/TE-16/teces_16.html)>, alındığı tarih: 28 Ekim 2020

**URL-5** <<https://www.freertos.org/about-RTOS.html>>, alındığı tarih: 31 Ekim 2020

**URL-6** <[https://tr.wikipedia.org/wiki/Serial\\_Peripheral\\_Interface](https://tr.wikipedia.org/wiki/Serial_Peripheral_Interface)>, alındığı tarih: 28 Ekim 2020

**URL-7** <[https://en.wikipedia.org/wiki/User\\_Datagram\\_Protocol](https://en.wikipedia.org/wiki/User_Datagram_Protocol)>, alındığı tarih: 28 Ekim 2020

**URL-8** <[http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711\\_english.pdf](http://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf)>, alındığı tarih: 28 Ekim 2020



## **EKLER**

EK 1: SCOPER Skor tablosu

EK 2: AD8232 Veri Sayfası

EK 3: OPA237 Veri Sayfası

EK 4: HX711 Veri Sayfası



## EK 1

Çizelge Ek.1: SCOPER sınıflandırma sistemi (Collop vd., 2011).

Uyku	Kardiyovasküler	Oksimetri	Pozisyon	Efor	Solunum
S <sub>1</sub> EOG ve submentalis EMG ile 3 x EEG kanalı,	C <sub>1</sub> 1'den Fazla Uçlu EKG	O <sub>1</sub> Kulak veya Parmak Oksimetrisi	P <sub>1</sub> Görsel ya da video ile pozisyon ölçümü	E <sub>1</sub> 2 respiratuar indüktans pletismografisi (RIP) Kemerli	R <sub>1</sub> – Nazal basınç ve termal ölçüm
S <sub>2</sub> – 3'ten az EEG (EEG, submentalis EMG opsiyoneldir)	C <sub>2</sub> – Periferik arter tonometresi	O <sub>1x</sub> – Kulak veya Parmak Oksimetrisi / Tavsiye Edilen Örnekleme Frekansından Düşük	P <sub>2</sub> – Görsel olmayan pozisyon ölçümü	E <sub>2</sub> – 1 RIP Kemerli	R <sub>2</sub> – Nazal basınç
S <sub>3</sub> – Uyku Göstergeleri Örn: Aktigrafi	C <sub>3</sub> – Standart 1 Uç EKG	O <sub>2</sub> – Alternatif bir yerden alınan oksimetri ölçümü		E <sub>3</sub> – Türetilmiş Efor	R <sub>3</sub> – Termal Ölçüm
S <sub>4</sub> – Diğer Uyku Ölçümleri	C <sub>4</sub> – Türetilmiş Pals (Genellikle Oksimetriden)	O <sub>3</sub> – Diğer oksimetri		E <sub>3</sub> – Diğer Efor Ölçümü (Piezo kemerler dahil)	R <sub>4</sub> – ETCO <sub>2</sub>
	C <sub>5</sub> – Diğer Kalp Ölçümleri				R <sub>4</sub> – Diğer solunum ölçümleri


**ANALOG  
DEVICES**
**Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End**

Data Sheet

**AD8232**
**FEATURES**

Fully integrated single-lead ECG front end  
 Low supply current: 170  $\mu$ A (typical)  
 Common-mode rejection ratio: 80 dB (dc to 60 Hz)  
 Two or three electrode configurations  
 High signal gain ( $G = 100$ ) with dc blocking capabilities  
 2-pole adjustable high-pass filter  
 Accepts up to  $\pm 300$  mV of half cell potential  
 Fast restore feature improves filter settling  
 Uncommitted op amp  
 3-pole adjustable low-pass filter with adjustable gain  
 Leads off detection: ac or dc options  
 Integrated right leg drive (RLD) amplifier  
 Single-supply operation: 2.0 V to 3.5 V  
 Integrated reference buffer generates virtual ground  
 Rail-to-rail output  
 Internal RFI filter  
 8 kV HBM ESD rating  
 Shutdown pin  
 20-lead, 4 mm  $\times$  4 mm LFCSP and LFCSP\_SS package  
 Qualified for automotive applications

**APPLICATIONS**

Fitness and activity heart rate monitors  
 Portable ECG  
 Remote health monitors  
 Gaming peripherals  
 Biopotential signal acquisition

**GENERAL DESCRIPTION**

The AD8232 is an integrated signal conditioning block for ECG and other biopotential measurement applications. It is designed to extract, amplify, and filter small biopotential signals in the presence of noisy conditions, such as those created by motion or remote electrode placement. This design allows for an ultralow power analog-to-digital converter (ADC) or an embedded microcontroller to acquire the output signal easily.

The AD8232 can implement a two-pole high-pass filter for eliminating motion artifacts and the electrode half-cell potential. This filter is tightly coupled with the instrumentation architecture of the amplifier to allow both large gain and high-pass filtering in a single stage, thereby saving space and cost.

An uncommitted operational amplifier enables the AD8232 to create a three-pole low-pass filter to remove additional noise. The user can select the frequency cutoff of all filters to suit different types of applications.

Rev. D

[Document Feedback](#)

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

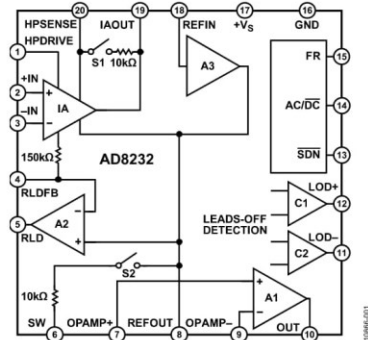
**FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM**


Figure 1.

To improve common-mode rejection of the line frequencies in the system and other undesired interferences, the AD8232 includes an amplifier for driven lead applications, such as right leg drive (RLD).

The AD8232 includes a fast restore function that reduces the duration of otherwise long settling tails of the high-pass filters. After an abrupt signal change that rails the amplifier (such as a leads off condition), the AD8232 automatically adjusts to a higher filter cutoff. This feature allows the AD8232 to recover quickly, and therefore, to take valid measurements soon after connecting the electrodes to the subject.

The AD8232 is available in a 4 mm  $\times$  4 mm, 20-lead LFCSP and a LFCSP\_SS package. Performance for the A grade models is specified from 0°C to 70°C and the models are operational from -40°C to +85°C. Performance for the W grade models is specified over the automotive temperature range of -40°C to +105°C.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
 Tel: 781.329.4700 ©2012–2020 Analog Devices, Inc. All rights reserved.  
[Technical Support](#) [www.analog.com](http://www.analog.com)

## THEORY OF OPERATION

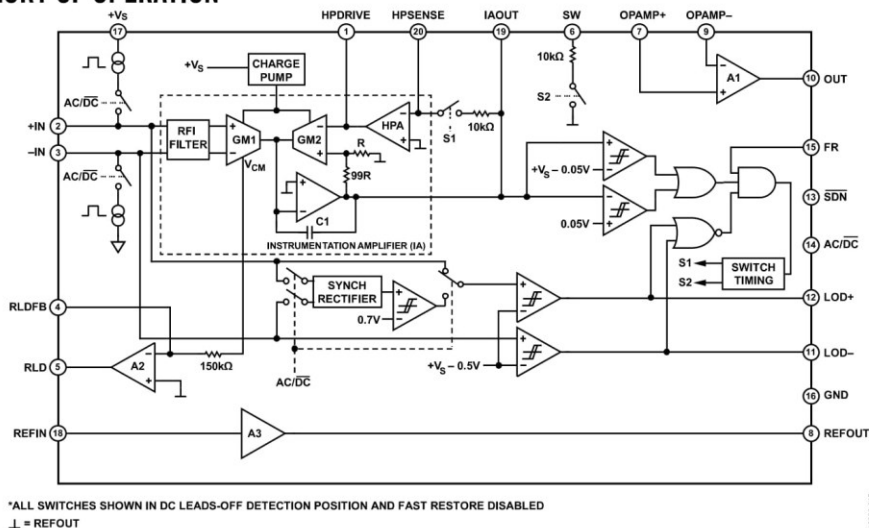


Figure 45. Simplified Schematic Diagram

## ARCHITECTURE OVERVIEW

The AD8232 is an integrated front end for signal conditioning of cardiac biopotentials for heart rate monitoring. It consists of a specialized instrumentation amplifier (IA), an operational amplifier (A1), a right leg drive amplifier (A2), and a midsupply reference buffer (A3). In addition, the AD8232 includes leads off detection circuitry and an automatic fast restore circuit that brings back the signal shortly after leads are reconnected.

The AD8232 contains a specialized instrumentation amplifier that amplifies the ECG signal while rejecting the electrode half-cell potential on the same stage. This is possible with an indirect current feedback architecture, which reduces size and power compared with traditional implementations

## INSTRUMENTATION AMPLIFIER

The instrumentation amplifier is shown in Figure 45 as comprised by two well-matched transconductance amplifiers (GM1 and GM2), the dc blocking amplifier (HPA), and an integrator formed by C1 and an op amp. The transconductance amplifier, GM1, generates a current that is proportional to the voltage present at its inputs. When the feedback is satisfied, an equal voltage appears across the inputs of the transconductance amplifier, GM2, thereby matching the current generated by GM1. The difference generates an error current that is integrated across Capacitor C1. The resulting voltage appears at the output of the instrumentation amplifier.

The feedback of the amplifier is applied via GM2 through two separate paths: the two resistors divide the output signal to set an overall gain of 100, whereas the dc blocking amplifier integrates any deviation from the reference level. Consequently, dc offsets as large as  $\pm 300$  mV across the GM1 inputs appear inverted and with the same magnitude across the inputs of GM2, all without saturating the signal of interest.

To increase the common-mode voltage range of the instrumentation amplifier, a charge pump boosts the supply voltage for the two transconductance amplifiers. This further prevents saturation of the amplifier in the presence of large common-mode signals, such as line interference. The charge pump runs from an internal oscillator, the frequency of which is set around 500 kHz.

## OPERATIONAL AMPLIFIER

This general-purpose operational amplifier (A1) is a rail-to-rail device that can be used for low-pass filtering and to add additional gain. The following sections provide details and example circuits that use this amplifier.

### RIGHT LEG DRIVE AMPLIFIER

The right leg drive (RLD) amplifier inverts the common-mode signal that is present at the instrumentation amplifier inputs. When the right leg drive output current is injected into the subject, it counteracts common-mode voltage variations, thus improving the common-mode rejection of the system.

The common-mode signal that is present across the inputs of the instrumentation amplifier is derived from the transconductance amplifier, GM1. It is then connected to the inverting input of A2 through a 150 kΩ resistor.

An integrator can be built by connecting a capacitor between the RLD FB and RLD terminals. A good starting point is a 1 nF capacitor, which places the crossover frequency at about 1 kHz (the frequency at which the amplifier has an inverting unity gain). This configuration results in about 26 dB of loop gain available at a frequency range from 50 Hz to 60 Hz for common-mode line rejection. Higher capacitor values reduce the crossover frequency, thereby reducing the gain that is available for rejection and, consequently, increasing the line noise. Lower capacitor values move the crossover frequency to higher frequencies, allowing increased gain. The tradeoff is that with higher gain, the system can become unstable and saturate the output of the right leg amplifier.

Note that when using this amplifier to drive an electrode, there should be a resistor in series with the output to limit the current to be always less than 10 μA even in fault conditions. For example, if the supply used is 3.0 V, this resistor should be greater than 330 kΩ to account for component and supply variations.

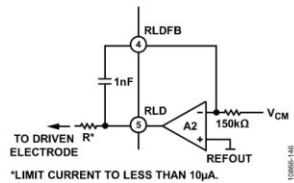


Figure 46. Typical Configuration of Right-Leg Drive Circuit

In two-electrode configurations, RLD can be used to bias the inputs through 10 MΩ resistors as described in the Leads Off Detection section. If left unused, it is recommended to configure A2 as a follower by connecting RLDFB directly to RLD.

### REFERENCE BUFFER

The AD8232 operates from a single supply. To simplify the design of single-supply applications, the AD8232 includes a reference buffer to create a virtual ground between the supply voltage and the system ground. The signals present at the output of the instrumentation amplifier are referenced around this voltage. For example, if there is zero differential input voltage,

the voltage at the output of the instrumentation amplifier is this reference voltage.

The reference voltage level is set at the REFIN pin. It can be set with a voltage divider or by driving the REFIN pin from some other point in the circuit (for example, from the ADC reference). The voltage is available at the REFOUT pin for the filtering circuits or for an ADC input.

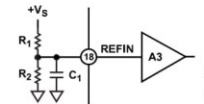


Figure 47. Setting the Internal Reference

To limit the power consumption of the voltage divider, the use of large resistors is recommended, such as 10 MΩ. The designer must keep in mind that high resistor values make it easier for interfering signals to appear at the input of the reference buffer. To minimize noise pickup, it is recommended to place the resistors close to each other and as near as possible to the REFIN terminal. Furthermore, use a capacitor in parallel with the lower resistor on the divider for additional filtering, as shown in Figure 47. Keep in mind that a large capacitor results in better noise filtering but it takes longer to settle the reference after power-up. The total time it takes the reference to settle within 1% can be estimated with the formula

$$t_{\text{SETTLE\_REFERENCE}} = 5 \times \frac{R1R2C1}{R1 + R2}$$

Note that disabling the AD8232 with the shutdown terminal does not discharge this capacitor.

### FAST RESTORE CIRCUIT

Because of the low cutoff frequency used in high-pass filters in ECG applications, signals may require several seconds to settle. This settling time can result in a frustrating delay for the user after a step response: for example, when the electrodes are first connected.

This fast restore function is implemented internally, as shown in Figure 48. The output of the instrumentation amplifier is connected to a window comparator. The window comparator detects a saturation condition at the output of the instrumentation amplifier when its voltage approaches 50 mV from either supply rail.

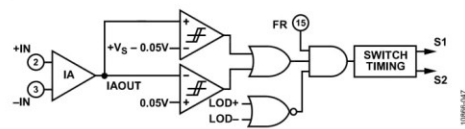


Figure 48. Fast Restore Circuit

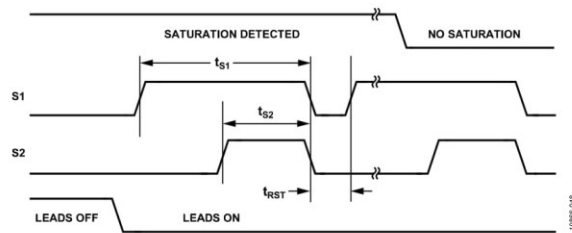


Figure 49. Timing Diagram for Fast Restore Switches  
(Time Base Not to Scale)

If this saturation condition is present when both input electrodes are attached to the subject, the comparator triggers a timing circuit that automatically closes Switch S1 and Switch S2 (see Figure 49 for a timing diagram).

These two switches (S1 and S2) enable two different 10 k $\Omega$  resistor paths: one between HPSENSE and IAOUT and another between SW and REFOUT. During the time Switch S1 and Switch S2 are enabled, these internal resistors appear in parallel with their corresponding external resistors forming high-pass filters. The result is that the equivalent lower resistance shifts the pole to a higher frequency, delivering a quicker settling time. Note that the fast restore settling time depends on how quickly the internal 10 k $\Omega$  resistors of the AD8232 can drain the capacitors in the high-pass circuit. Smaller capacitor values result in a shorter settling time.

If, by the end of the timing, the saturation condition persists, the cycle repeats. Otherwise, the AD8232 returns to its normal operation. If either of the leads off comparator outputs is indicating that an electrode has been disconnected, the timing circuit is prevented from triggering because it is assumed that no valid signal is present. To disable fast restore, drive the FR pin low or tie it permanently to GND.

#### LEADS OFF DETECTION

The AD8232 includes leads off detection. It features ac and dc detection modes optimized for either two- or three-electrode configurations, respectively.

#### DC Leads Off Detection

The dc leads off detection mode is used in three-electrode configurations only. It works by sensing when either instrumentation amplifier input voltage is within 0.5 V from the positive rail. In this case, each input must have a pull-up resistor connected to the positive supply. During normal operation, the subject's potential must be inside the common-mode range of the instrumentation amplifier, which is only possible if a third electrode is connected to the output of the right leg drive amplifier.

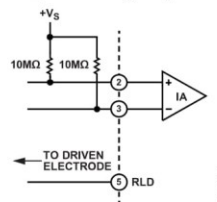


Figure 50. Circuit Configuration for DC Leads Off Detection

Because in dc leads off mode the AD8232 checks each input individually, it is possible to indicate which electrode is disconnected. The AD8232 indicates which electrode is disconnected by setting the corresponding LOD $-$  or LOD $+$  pin high. To use this mode, connect the AC/DC pin to ground.

### AC Leads Off Detection

The ac leads off detection mode is useful when using two electrodes only (it does not require the use of a driven electrode). In this case, a conduction path must exist between the two electrodes, which is usually formed by two resistors, as shown in Figure 51.

These resistors also provide a path for bias return on each input. Connect each resistor to REFOUT or RLD to maintain the inputs within the common-mode range of the instrumentation amplifier.

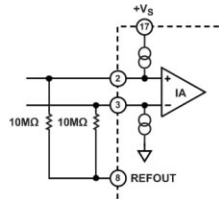


Figure 51. Circuit Configuration for AC Leads Off Detection

The AD8232 detects when an electrode is disconnected by forcing a small 100 kHz current into the input terminals. This current flows through the external resistors from IN+ to IN- and develops a differential voltage across the inputs, which is then synchronously detected and compared to an internal threshold. The recommended value for these external resistors is 10 MΩ. Low resistance values make the differential drop too low to be detected and lower the input impedance of the amplifier. When the electrodes are attached to the subject, the impedance of this path should be less than 3 MΩ to maintain the drop below the comparator's threshold.

As opposed to the dc leads off detection mode, the AD8232 is able to determine only that an electrode has lost its connection, not which one. During such an event, the LOD+ pin goes high. In this mode, the LOD- pin is not used and remains in a logic low state. To use the ac leads off mode, tie the AC/DC pin to the positive supply rail.

Note that while REFOUT is at a constant voltage value, using the RLD output as the input bias may be more effective in rejecting common-mode interference.

### STANDBY OPERATION

The AD8232 includes a shutdown pin ( $\overline{\text{SDN}}$ ) that further enhances the flexibility and ease of use in portable applications where power consumption is critical. A logic level signal can be applied to this pin to switch to shutdown mode, even when the supply is still on.

Driving the  $\overline{\text{SDN}}$  pin low places the AD8232 in shutdown mode and draws less than 200 nA of supply current, offering considerable power savings. To enter normal operation, drive  $\overline{\text{SDN}}$  high; when not using this feature, permanently tie  $\overline{\text{SDN}}$  to +Vs.

During shutdown operation, the AD8232 is not able to maintain the REFOUT voltage, but it does not drain the REFOUT voltage, thereby maintaining this additional conduction path from the supply to ground.

When emerging from a shutdown condition, the charge stored in the capacitors on the high-pass filters can saturate the instrumentation amplifier and subsequent stages. The use of the fast restore feature helps reduce the recovery time and, therefore, minimize on time in power sensitive applications.

### INPUT PROTECTION

All terminals of the AD8232 are protected against ESD. In addition, the input structure allows for dc overload conditions that are a diode drop above the positive supply and a diode drop below the negative supply. Voltages beyond a diode drop of the supplies cause the ESD diodes to conduct and enable current to flow through the diode. Therefore, use an external resistor in series with each of the inputs to limit current for voltages beyond the supplies. In either scenario, the AD8232 safely handles a continuous 5 mA current at room temperature.

For applications where the AD8232 encounters extreme overload voltages, such as in cardiac defibrillators, use external series resistors and gas discharge tubes (GDT). Neon lamps are commonly used as an inexpensive alternative to GDTs. These devices can handle the application of large voltages but do not maintain the voltage below the absolute maximum ratings for the AD8232. A complete solution includes further clamping to either supply using additional resistors and low leakage diode clamps, such as BAV199 or FJH1100.

As a safety measure, place a resistor between the input pin and the electrode that is connected to the subject to ensure that the current flow never exceeds 10 μA. Calculate the value of this resistor to be equal to the supply voltage across the AD8232 divided by 10 μA.

### RADIO FREQUENCY INTERFERENCE (RFI)

Radio frequency (RF) rectification is often a problem in applications where there are large RF signals. The problem appears as a dc offset voltage at the output. The AD8232 has a 15 pF gate capacitance and 10 k $\Omega$  resistors at each input. This forms a low-pass filter on each input that reduces rectification at high frequency (see Figure 52) without the addition of external elements.

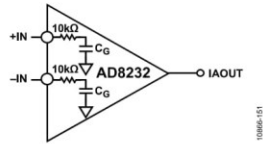


Figure 52. RFI Filter Without External Capacitors

For increased filtering, additional resistors can be added in series with each input. They must be placed as close as possible to the instrumentation amplifier inputs. These can be the same resistors used for overload and patient protection.

### POWER SUPPLY REGULATION AND BYPASSING

The AD8232 is designed to be powered directly from a single 3 V battery, such as CR2032 type. It can also operate from rechargeable lithium-ion batteries, but the designer must take into account that the voltage during a charge cycle may exceed the absolute maximum ratings of the AD8232. To avoid damage to the part, use a power switch or a low power, low dropout regulator, such as ADP150.

In addition, excessive noise on the supply pins can adversely affect performance. As in all linear circuits, bypass capacitors must be used to decouple the chip power supplies. Place a 0.1  $\mu$ F capacitor close to the supply pin. A 1  $\mu$ F capacitor can be used farther away from the part. In most cases, the capacitor can be shared by other integrated circuits. Keep in mind that excessive decoupling capacitance increases power dissipation during power cycling.

### INPUT REFERRED OFFSETS

Because of its internal architecture, the instrumentation amplifier should be used always with the dc blocking amplifier, shown as HPA in Figure 45.

As described in the Theory of Operation section, the dc blocking amplifier attenuates the input referred offsets present at the inputs of the instrumentation amplifier. However, this is true only when the dc blocking amplifier is used as an integrator. In this configuration, the input offsets from the dc blocking amplifier dominate appear directly at the output of the instrumentation amplifier.

If the dc blocking amplifier is used as a follower instead of its intended function as an integrator, the input referred offsets of the in-amp are amplified by a factor of 100.

### LAYOUT RECOMMENDATIONS

It is important to follow good layout practices to optimize system performance. In low power applications, most resistors are of a high value to minimize additional supply current. The challenge of using high value resistors is that high impedance nodes become even more susceptible to noise pickup and board parasitics, such as capacitance and surface leakages. Keep all of the connections between high impedance nodes as short as possible to avoid introducing additional noise and errors from corrupting the signal.

To maintain high CMRR over frequency, keep the input traces symmetrical and length matched. Place safety and input bias resistors in the same position relative to each input. In addition, the use of a ground plane significantly improves the noise rejection of the system.





## SINGLE-SUPPLY OPERATIONAL AMPLIFIERS

### MicroAmplifier™ Series

#### FEATURES

- MICRO-SIZE, MINIATURE PACKAGES:
  - Single: SOT23-5, SO-8
  - Dual: MSOP-8, SO-8
  - Quad: SSOP-16 (Obsolete)
- LOW OFFSET VOLTAGE: 750µV max
- WIDE SUPPLY RANGE:
  - Single Supply: +2.7V to +36V
  - Dual Supply: ±1.35V to ±18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 350µV max
- WIDE BANDWIDTH: 1.5MHz

#### DESCRIPTION

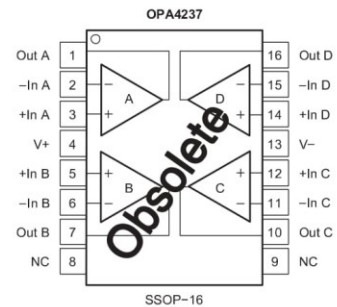
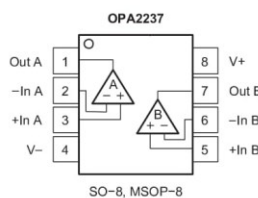
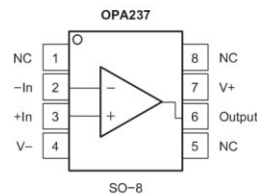
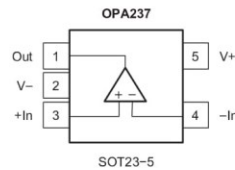
The OPA237 op amp family is one of Texas Instruments' MicroAmplifier™ series of miniature products. In addition to small size, these devices feature low offset voltage, low quiescent current, low bias current, and a wide supply range. Single, dual, and quad versions have identical specifications for maximum design flexibility. They are ideal for single-supply, battery-operated, and space-limited applications, such as PCMCIA cards and other portable instruments.

OPA237 series op amps can operate from either single or dual supplies. When operated from a single supply, the input common-mode range extends below ground and the output can swing to within 10mV of ground. Dual and quad designs feature completely independent circuitry for lowest crosstalk and freedom from interaction.

Single, dual, and quad are offered in space-saving surface-mount packages. The single version is available in the ultra-miniature 5-lead SOT23-5 and SO-8 surface-mount. The dual version comes in a miniature MSOP-8 and SO-8 surface-mount. The quad version is obsolete. MSOP-8 has the same lead count as a SO-8 but half the size. The SOT23-5 is even smaller at one-fourth the size of an SO-8. All are specified for -40°C to +85°C operation. A macromodel is available for design analysis.

#### APPLICATIONS

- BATTERY-POWERED INSTRUMENTS
- PORTABLE DEVICES
- PCMCIA CARDS
- MEDICAL INSTRUMENTS
- TEST EQUIPMENT



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS:  $V_S = +5V$**

**Boldface** limits apply over the specified temperature range,  $T_A = -40^\circ\text{C}$  to  $+85^\circ\text{C}$ .

At  $T_A = +25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = +5V$ ,  $R_L = 10k\Omega$ , connected to  $V_S/2$ , unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA237UA, NA OPA2237UA, EA OPA4237UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	
<b>OFFSET VOLTAGE</b>					
Input Offset Voltage vs Temperature <sup>(1)</sup> vs Power Supply (PSRR) Channel Separation (dual and quad)	$V_{CM} = 2.5V$ <b>Specified Temperature Range</b> $V_S = +2.7V$ to $+36V$		$\pm 250$ $\pm 2$ 10 0.5	$\pm 750$ $\pm 5$ 30	$\mu V$ $\mu V/^\circ\text{C}$ $\mu V/V$ $\mu V/V$
<b>INPUT BIAS CURRENT</b>					
Input Bias Current <sup>(2)</sup> Input Offset Current	$V_{CM} = 2.5V$ $V_{CM} = 2.5V$		-10 $\pm 0.5$	-40 $\pm 10$	nA nA
<b>NOISE</b>					
Input Voltage Noise, $f = 0.1$ to $10\text{Hz}$ Input Voltage Noise Density, $f = 1\text{kHz}$ Current Noise Density, $f = 1\text{kHz}$			1 28 60		$\mu V_{PP}$ $nV/\sqrt{\text{Hz}}$ $fA/\sqrt{\text{Hz}}$
<b>INPUT VOLTAGE RANGE</b>					
Common-Mode Voltage Range Common-Mode Rejection Ratio	$V_{CM} = -0.2V$ to $3.5V$	-0.2 78	86	$(V+) - 1.5$	V dB
<b>INPUT IMPEDANCE</b>					
Differential Common-Mode			$5 \cdot 10^6 \parallel 4$ $5 \cdot 10^9 \parallel 2$		$\Omega \parallel pF$ $\Omega \parallel pF$
<b>OPEN-LOOP GAIN</b>					
Open-Loop Voltage Gain	$V_O = 0.5V$ to $4V$	80	88		dB
<b>FREQUENCY RESPONSE</b>					
Gain-Bandwidth Product Slew Rate Settling Time, 0.1% 0.01%	$G = 1$ $G = -1$ , 3V Step, $C_L = 100pF$ $G = -1$ , 3V Step, $C_L = 100pF$		1.4 0.5 11 16		MHz V/ $\mu s$ $\mu s$ $\mu s$
<b>OUTPUT</b>					
Voltage Output, Positive Negative Positive Negative Positive Negative Short-Circuit Current Capacitive Load Drive (stable operation)	$R_L = 100k\Omega$ to Ground $R_L = 100k\Omega$ to Ground $R_L = 100k\Omega$ to $2.5V$ $R_L = 100k\Omega$ to $2.5V$ $R_L = 10k\Omega$ to $2.5V$ $R_L = 10k\Omega$ to $2.5V$	$(V+) - 1$ 0.01 $(V+) - 1$ 0.12 $(V+) - 1$ 0.5	$(V+) - 0.75$ 0.001 $(V+) - 0.75$ 0.04 $(V+) - 0.75$ 0.35 -10/+4		V V V V V V mA See Typical Characteristic Curves
<b>POWER SUPPLY</b>					
Specified Operating Voltage Operating Range Quiescent Current (per amplifier)		+2.7	+5 170	+36 350	V V $\mu A$
<b>TEMPERATURE RANGE</b>					
Specified Range Operating Range Storage Range Thermal Resistance, $r_{JA}$ SOT23-5 MSOP-8 SSOP-16 (Obsolete) SO-8		-40 -55 -55		+85 +125 +125	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$

(1) Specified by wafer-level test to 95% confidence.

(2) Positive conventional current flows into the input terminals.

**OPA237**  
**OPA2237**  
**OPA4237**



SBOS057A – OCTOBER 1996 – REVISED FEBRUARY 2007

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS:  $V_S = +2.7V$**

**Boldface** limits apply over the specified temperature range,  $T_A = -40^\circ C$  to  $+85^\circ C$ .

At  $T_A = +25^\circ C$ ,  $V_S = +2.7V$ ,  $R_L = 10k\Omega$ , connected to  $V_S/2$ , unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA237UA, NA OPA2237UA, EA OPA4237UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	
<b>OFFSET VOLTAGE</b> Input Offset Voltage vs Temperature <sup>(1)</sup> vs Power Supply (PSRR) Channel Separation (dual and quad)	$V_{CM} = 1V$ <b>Specified Temperature Range</b> $V_S = +2.7V$ to $+36V$		$\pm 250$ $\pm 2$ 10 0.5	$\pm 750$ $\pm 5$ 30	$\mu V$ $\mu V/^\circ C$ $\mu V/V$ $\mu V/V$
<b>INPUT BIAS CURRENT</b> Input Bias Current <sup>(2)</sup> Input Offset Current	$V_{CM} = 1V$ $V_{CM} = 1V$		$-10$ $\pm 0.5$	$-40$ $\pm 10$	nA nA
<b>NOISE</b> Input Voltage Noise, $f = 0.1$ to $10Hz$ Input Voltage Noise Density, $f = 1kHz$ Current Noise Density, $f = 1kHz$			1 28 60		$\mu V_{PP}$ $nV/\sqrt{Hz}$ $fA/\sqrt{Hz}$
<b>INPUT VOLTAGE RANGE</b> Common-Mode Voltage Range Common-Mode Rejection Ratio	$V_{CM} = -0.2V$ to $1.2V$	$-0.2$ 75	85	$(V^+) - 1.5$	V dB
<b>INPUT IMPEDANCE</b> Differential Common-Mode			$5 \cdot 10^6 \parallel 4$ $5 \cdot 10^9 \parallel 2$		$\Omega \parallel pF$ $\Omega \parallel pF$
<b>OPEN-LOOP GAIN</b> Open-Loop Voltage Gain	$V_O = 0.5V$ to $1.7V$	80	88		dB
<b>FREQUENCY RESPONSE</b> Gain-Bandwidth Product Slew Rate Settling Time, 0.1% 0.01%	$G = 1$ $G = -1$ , 1V Step, $C_L = 100pF$ $G = -1$ , 1V Step, $C_L = 100pF$		1.2 0.5 5 8		MHz V/ $\mu s$ $\mu s$ $\mu s$
<b>OUTPUT</b> Voltage Output, Positive Negative Positive Negative Positive Negative Short-Circuit Current Capacitive Load Drive (stable operation)	$R_L = 100k\Omega$ to Ground $R_L = 100k\Omega$ to Ground $R_L = 100k\Omega$ to $1.35V$ $R_L = 100k\Omega$ to $1.35V$ $R_L = 10k\Omega$ to $1.35V$ $R_L = 10k\Omega$ to $1.35V$	$(V^+) - 1$ 0.01 $(V^+) - 1$ 0.06 $(V^+) - 1$ 0.3	$(V^+) - 0.75$ 0.001 $(V^+) - 0.75$ 0.02 $(V^+) - 0.75$ 0.2		V V V V V V mA See Typical Characteristic Curves
<b>POWER SUPPLY</b> Specified Operating Voltage Operating Range Quiescent Current (per amplifier)		$+2.7$	$+2.7$ 160	$+36$ 350	V V $\mu A$
<b>TEMPERATURE RANGE</b> Specified Range Operating Range Storage Range Thermal Resistance, $\theta_{JA}$ SOT23-5 MSOP-8 SSOP-16 (Obsolete) SO-8		$-40$ $-55$ $-55$		$+85$ $+125$ $+125$	$^\circ C$ $^\circ C$ $^\circ C$ $^\circ C/W$ $^\circ C/W$ $^\circ C/W$ $^\circ C/W$

(1) Specified by wafer-level test to 95% confidence.

(2) Positive conventional current flows into the input terminals.

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS:  $V_S = \pm 15V$**

**Boldface** limits apply over the specified temperature range,  $T_A = -40^\circ\text{C}$  to  $+85^\circ\text{C}$ .

At  $T_A = +25^\circ\text{C}$ ,  $V_S = \pm 15V$ ,  $R_L = 10k\Omega$ , connected to  $V_S/2$ , unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	OPA237UA, NA OPA2237UA, EA OPA4237UA			UNITS
		MIN	TYP	MAX	
<b>OFFSET VOLTAGE</b>					
Input Offset Voltage vs Temperature <sup>(1)</sup> vs Power Supply (PSRR) Channel Separation (dual and quad)	$V_{CM} = 0V$ <b>Specified Temperature Range</b> $V_S = \pm 1.35V$ to $\pm 18V$		$\pm 350$ <b><math>\pm 2.5</math></b> 10 0.5	$\pm 950$ <b><math>\pm 7</math></b> 30	$\mu V$ $\mu V/^\circ\text{C}$ $\mu V/V$ $\mu V/V$
<b>INPUT BIAS CURRENT</b>					
Input Bias Current <sup>(2)</sup> Input Offset Current	$V_{CM} = 0V$ $V_{CM} = 0V$		-8.5 <b><math>\pm 0.5</math></b>	-40 <b><math>\pm 10</math></b>	nA nA
<b>NOISE</b>					
Input Voltage Noise, $f = 0.1$ to $10\text{Hz}$ Input Voltage Noise Density, $f = 1\text{kHz}$ Current Noise Density, $f = 1\text{kHz}$			1 28 60		$\mu V_{PP}$ $nV/\sqrt{\text{Hz}}$ $fA/\sqrt{\text{Hz}}$
<b>INPUT VOLTAGE RANGE</b>					
Common-Mode Voltage Range Common-Mode Rejection Ratio	$V_{CM} = -15V$ to $13.5V$	(V-) -0.2 80	90	(V+) -1.5	V dB
<b>INPUT IMPEDANCE</b>					
Differential Common-Mode			$5 \cdot 10^6 \parallel 4$ $5 \cdot 10^9 \parallel 2$		$\Omega \parallel pF$ $\Omega \parallel pF$
<b>OPEN-LOOP GAIN</b>					
Open-Loop Voltage Gain	$V_O = -14V$ to $13.8V$	80	88		dB
<b>FREQUENCY RESPONSE</b>					
Gain-Bandwidth Product Slew Rate Settling Time, 0.1% 0.01%	$G = 1$ $G = -1$ , 10V Step, $C_L = 100pF$ $G = -1$ , 10V Step, $C_L = 100pF$		1.5 0.5 18 21		MHz V/ $\mu s$ $\mu s$ $\mu s$
<b>OUTPUT</b>					
Voltage Output, Positive Negative Positive Negative Short-Circuit Current Capacitive Load Drive (stable operation)	$R_L = 100k\Omega$ $R_L = 100k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$ $R_L = 10k\Omega$	(V+) -1.2 (V-) +0.5 (V+) -1.2 (V-) +1	(V+) -0.9 (V-) +0.3 (V+) -0.9 (V-) +0.85 -8/+4.5		V V V V mA See Typical Characteristic Curves
<b>POWER SUPPLY</b>					
Specified Operating Range Operating Range Quiescent Current (per amplifier)		$\pm 1.35$	$\pm 15$	$\pm 18$ $\pm 475$	V V $\mu A$
<b>TEMPERATURE RANGE</b>					
Specified Range Operating Range Storage Range Thermal Resistance, $\theta_{JA}$ SOT23-5 MSOP-8 SSOP-16 (Obsolete) SO-8		-40 -55 -55		+85 +125 +125	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$ $^\circ\text{C/W}$

(1) Specified by wafer-level test to 95% confidence.

(2) Positive conventional current flows into the input terminals.

**24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales**

**DESCRIPTION**

Based on Avia Semiconductor's patented technology, HX711 is a precision 24-bit analog-to-digital converter (ADC) designed for weigh scales and industrial control applications to interface directly with a bridge sensor.

The input multiplexer selects either Channel A or B differential input to the low-noise programmable gain amplifier (PGA). Channel A can be programmed with a gain of 128 or 64, corresponding to a full-scale differential input voltage of  $\pm 20\text{mV}$  or  $\pm 40\text{mV}$  respectively, when a 5V supply is connected to AVDD analog power supply pin. Channel B has a fixed gain of 32. On-chip power supply regulator eliminates the need for an external supply regulator to provide analog power for the ADC and the sensor. Clock input is flexible. It can be from an external clock source, a crystal, or the on-chip oscillator that does not require any external component. On-chip power-on-reset circuitry simplifies digital interface initialization.

There is no programming needed for the internal registers. All controls to the HX711 are through the pins.

**FEATURES**

- Two selectable differential input channels
- On-chip active low noise PGA with selectable gain of 32, 64 and 128
- On-chip power supply regulator for load-cell and ADC analog power supply
- On-chip oscillator requiring no external component with optional external crystal
- On-chip power-on-reset
- Simple digital control and serial interface: pin-driven controls, no programming needed
- Selectable 10SPS or 80SPS output data rate
- Simultaneous 50 and 60Hz supply rejection
- Current consumption including on-chip analog power supply regulator:
  - normal operation  $< 1.5\text{mA}$ , power down  $< 1\mu\text{A}$
- Operation supply voltage range: 2.6 ~ 5.5V
- Operation temperature range:  $-40 \sim +85^\circ\text{C}$
- 16 pin SOP-16 package

**APPLICATIONS**

- Weigh Scales
- Industrial Process Control

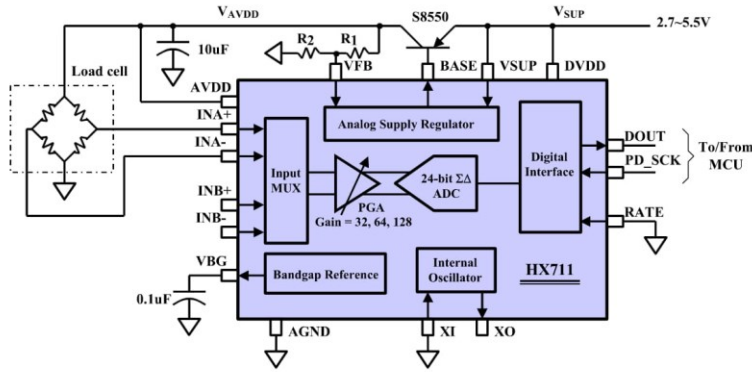


Fig. 1 Typical weigh scale application block diagram

Reference PCB Board (Single Layer)

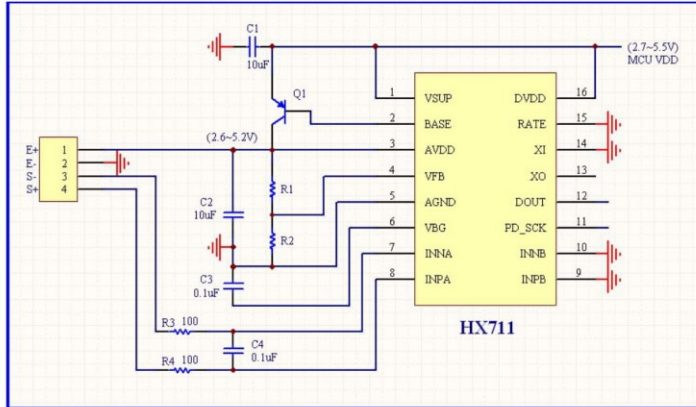


Fig.4 Reference PCB board schematic

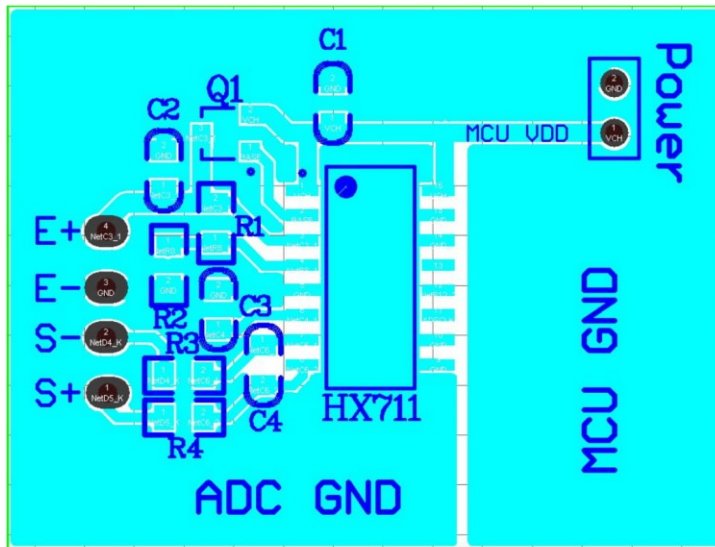


Fig.5 Reference PCB board layout

