

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**BEBEĞİN YAŞAMSAL VERİLERİNİN NONİNVAZİV ÖLÇÜMÜ VE
MOBİL TAKİP-ANALİZ SİSTEMİ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nadide Gülşah GÜLENC

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

ŞUBAT 2021

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**BEBEĞİN YAŞAMSAL VERİLERİNİN NONİNVAZİV ÖLÇÜMÜ VE
MOBİL TAKİP-ANALİZ SİSTEMİ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Nadide Gülşah GÜLENC
(504171408)**

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Mesut KARTAL

ŞUBAT 2021

İTÜ, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün 504171408 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Nadide Gülşah GÜLENÇ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “BEBEĞİN YAŞAMSAL VERİLERİNİN NONİNVAZİV ÖLÇÜMÜ VE MOBİL TAKİP-ANALİZ SİSTEMİ TASARIMI” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Mesut KARTAL**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Sedef KENT PINAR**

İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Rifat Koray ÇİFTÇİ

Namık Kemal Üniversitesi

Teslim Tarihi : 21 Ocak 2021

Savunma Tarihi : 19 Şubat 2021





Anneme,



ÖNSÖZ

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde değerli bilgilerini benimle paylaşan, tez konusunu seçerken ve projeyi sürdürürken isteklerimi, imkanlarımı göz önüne alarak bana yardımcı olan sevgili tez danışmanım Prof. Dr. Mesut Kartal'a, lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca her zaman bana inanıp destekleyen yardımımı benden esirgemeyen sevgili hocam Doç. Dr. Rifat Koray Çiftçi'ye, tez sürecinde benden desteğini esirgemeyen değerli Erne Medikal Cihazları A.Ş. ailesine, tüm eğitim hayatım boyunca maddi, manevi desteklerini esirgemeyen her zaman destekçim olan sevgili aileme ve özellikle hastalığımla mücadele edip savaşırken bile benim iyiliğimi düşünüp kendini değil benim geleceğimi düşünen bana her zaman destek olan canım anneme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Şubat 2021

Nadide Gülşah GÜLENC
Biyomedikal Mühendisi



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xiii
SEMBOLLER	xv
ÇİZELGE LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xix
ÖZET	xxiii
SUMMARY	xxvii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı	1
1.2 Literatür Araştırması	2
2. YAŞAMSAL PARAMETRELERİN ÖLÇÜMÜNDE KULLANILAN YÖNTEM VE MATERYALLER	5
2.1 Vücut Sıcaklığı Ölçüm Yöntemi	5
2.1.2 Vücut sıcaklığının düzenlenmesi	5
2.1.3 Vücut sıcaklığı değerleri	6
2.1.4 Vücut sıcaklığının düzenlenmesi	7
2.1.4.1 Cıvalı cam termometre	7
2.1.4.2 Elektronik (dijital göstergeli) termometre.....	8
2.1.4.3 Disposable termometre	8
2.1.4.4 Timpanik membran termometre.....	9
2.1.5 Kızılötesi termometre çalışma prensibi.....	9
2.1.6 Vücut sıcaklığı tespiti için temel ölçüm denklemi.....	10
2.1.7 MLX90615 infrared dijital sıcaklık ölçer sensör	11
2.2 Pulseoksimetre Ölçüm Yöntemi.....	14
2.2.1 Pulseoksimetrenin tarihçesi.....	14
2.2.2 Pulseoksimetrenin çalışma prensibi	15
2.2.3 Pulseoksimetre tespitinde lambert-beer kanunu	17
2.2.4 Pulseoksimetre tespitinde artefakt nedenleri.....	19
2.2.5 Oksijen saturasyon değerleri	19
2.2.5.1 Hipoksi	20
2.2.5.2 Hipoksemi	20
2.2.6 Pulseoksimetre cihazı ile oksijen saturasyonun ölçülmesi	20
2.2.7 MAX30100-tb saturasyon ölçer sensör.....	22
2.3 Solunum Ölçüm Yöntemi.....	24
2.3.1 Solunumu etkileyen faktörler.....	24
2.3.2 Solunum sayma tekniği	25
2.3.3 Solunum tip ve evreleri	25
2.3.4 Solunum değerleri	26
2.3.5 MPU6050 3 eksen gyro ve ivme ölçer sensörü.....	27

2.3.5.1 İvmeölçerin çalışma mantığı	28
2.3.5.2 Jiroskop sensörü	29
3. SİSTEM TASARIMI	31
3.1 Sistemin Genel Yapısı	31
3.2 Sistemde Kullanılan Elektronik Komponent ve Malzemeler	31
3.3 Sistem Tasarımında Kullanılan Yazılım Dilleri	32
3.4 Cihazın Açılışı, Wi-fi Bağlantısı ve Çalıştırılması	32
3.5 Sistemin Enerji Tüketimi ve Batarya	33
3.6 Yazılımsal Test ve Kalibrasyonlar Sistemde Nasıl Yapılmaktadır?	34
3.7 Sistemin Mikrodenetleyici Bağlantı Şeması ve Çalışması	34
3.8 Elektronik Devre Tasarımı	36
3.8.1 Altium designer programı	39
3.8.1.1 Temel özellikleri	39
3.8.1.2 Kullanım alanları	40
3.8.1.3 Altium designer programında proje nasıl oluşturulur?	40
3.8.1.4 Altium kütüphanesi nasıl oluşturulur?	41
3.8.1.5 Altium designer devre çizimi	42
3.8.2 Atmega328p 8-Bit AVR Mikrodenetleyici	42
3.8.2.1 Atmega328p mikroişlemcisinin teknik özellikleri	43
3.8.2.2 Atmega328p mikroişlemcisine program yükleme	43
3.8.3 ESP8266-12E mikrokontrollü wi-fi modülü	46
3.8.3.1 ESP12-E wi-fi modülünün sistemdeki bağlantısı	47
3.8.3.2 ESP12-E'ye kod nasıl yüklenir?	48
3.8.4 Kristal osilatör devresinin amacı	49
3.8.5 Haberleşme protokolleri	50
3.8.5.1 I ² C protokolü	50
3.8.5.2 UART protokolü	52
3.8.6 LM7805-LF33CV regülatörleri hakkında	53
3.9 Sensörlerde Kullanılan Filtreleme Yöntemleri	54
3.9.1 MAX30100 sensöründeki filtreleme yöntemi	54
3.9.2 MLX90615 sensöründeki filtreleme yöntemi	58
3.9.3 MPU6050 sensöründeki filtreleme yöntemi	60
3.10 Web Tasarımı	61
3.10.1 Web tasarımında neler var?	62
3.10.2 PHP'nin temeli ve avantajları	66
3.10.3 PHP'nin temel yazım kuralları	67
3.10.4 PHP dilinin özellikleri ve PHP ile yapılabilecekler	67
3.10.5 MySQL özellikleri	68
3.10.6 MySQL ve PHP kullanımı	68
3.10.7 MySQL bağlantısı ve kullanılan komutlar	69
3.10.8 PHPMyAdmin	70
3.11 Web Programının Ayrıntıları	70
3.11.1 Gösterge paneli	71
3.11.2 Grafikler ekranı	72
3.11.3 Uyarılar ekranı	72
3.12 Android APK Dosyası Oluşturma	73
3.13 3D Kutu Tasarımı	75
4. YAPILAN ÖLÇÜMLER	79
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	81
KAYNAKLAR	83





KISALTMALAR

SpO₂	: Kandaki oksijen doygunluğu
RF	: Radyofrekans
GPRS	: Genel paket radyo servisi
GSM	: Mobil iletişim için küresel sistem
MATLAB	: Matris laboratuvarı
Wi-fi	: Kablosuz bağlantı alanı
PTC	: Pozitif termocouple
IR	: Kızılötesi
ADC	: Analog dijital dönüştürücü
DSP	: Dijital sinyal işleyici
MetHb	: Methemoglobin
COHb	: Karboksihemoglobin
CaO₂	: Oksihemoglobin konsantrasyonu
PaO₂	: Arteriyal oksijen basıncı
C.O.	: Kardiak output
VO₂	: Oksijen tüketimi
I₂C	: Inter entegre devre, haberleşme yöntemi
DMP™	: Dijital hareket işlemci
SMD	: Yüzey montaj elemanları
PCB	: Baskılı devre tasarımı
AVR	: Atmel şirket ismi
RAM	: Rastgele erişimli bellek
ROM	: Sadece okunan bellek
RISC	: İndirgenmiş komut kümeli bilgisayar
USART	: Evrensel senkron asenkron alıcı verici
MCU	: Mikro denetleyici birimi
DC	: Doğrudan akım
AC	: Alternatif akım
RMS	: Karelerinin ortalamasının karakökü

FIR	: Sonu darbe yanıtı (Finite Impulse Response)
IIR	: Sonsuz darbe yanıtı (Infinite Impulse Response)
PHP	: Hiper metin önışlemcisi (Hypertext Preprocessor)
MySQL	: Yapısal sorgu dili (My Structured Query Language)
HTML	: Hiper metin işaretleme dili (Hypertext Markup Language)
3D	: 3 boyut
PLA	: Polilaktik asit



SEMBOLLER

SCL	: Seri saat girişi
PWM/SDA	: Veri giriş/çıkış
VDD	: Harici besleme gerilimi
VSS	: Toprak
TSURF	: Ölçülen nesnenin sıcaklığı
TBG	: Arka plan sıcaklığı
S	: Radyometrik referanstan okuma ışımaya ölçümü
T	: Sıcaklık
λ	: Dalga boyu
ϵ	: Yayılım
A, B, C	: Radyometrik referanstan kalibrasyon sabitleri
M	: Elektromanyetik spektrum
σ	: Enerji
L	: Spektral parlaklık
I₀	: İletilen ışığın ışık şiddeti
I_N	: Gelen ışığın ışık şiddeti
ϵ	: Absorpsiyon katsayısı
C	: Maddenin yoğunluğu
L	: Optik yol uzunluğu (cm)
A	: Absorbans
y(t)	: Filtrenin çıkış sinyali
x(t)	: Sinyalin girişi
w(t)	: Ara değer
α	: Filtrenin yanıt sabiti
F_s	: Örnekleme oranı
F_c	: Kesim frekansı
R	: İki dalga boyu arasındaki oran
angleA	: Son açı değer
alpha	: Yüksek geçiren filtrenin katsayı değer

gyroA : Jiroskoptan elde edilmiş olan açı değeri
accelA : İvmeölçerden elde edilmiş olan açı değeri



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Vücut bölgelerine göre vücut sıcaklığının normal değerleri	7
Çizelge 2.2 : MLX90615 sensörün pin işlevleri.....	13
Çizelge 2.3 : Hipoksemi dereceleri.....	20
Çizelge 2.4 : Solunum sayısının normal değerleri.....	27
Çizelge 3.1 : Kullanılan yazılım dillerinin tablosu.....	32
Çizelge 3.2 : I ² C protokolünün olumlu ve olumsuz tarafları.....	51
Çizelge 3.3 : SpO ₂ mod örnekleme hızı ile darbe genişliği tablosu	55
Çizelge 3.4 : Kalp atımı mod örnekleme hızı ile darbe genişliği tablosu.....	55
Çizelge 4.1 : Ölçülen değerler	80



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	: Vücut sıcaklığının ayarlanması	6
Şekil 2.2	: Cıvalı cam termometre	8
Şekil 2.3	: Elektronik termometreler	8
Şekil 2.4	: Disposable termometre.....	9
Şekil 2.5	: Timpanik membran termometre.....	9
Şekil 2.6	: Temel kızılötesi termometresinin çalışma prensibi.....	10
Şekil 2.7	: Spektral radyans ve sıcaklık	10
Şekil 2.8	: MLX90615 sensörü.....	12
Şekil 2.9	: MLX90615 vücut sıcaklık sensörü blok diyagramı	12
Şekil 2.10	: MLX90615 (üstten görünüm) pin Açıklaması	13
Şekil 2.11	: Oksihemoglobin disosiasyon eğrisi.....	16
Şekil 2.12	: Pulseoksimetre çalışma prensibi	17
Şekil 2.13	: Oksihemoglobin ve deoksihemoglobinin ışık absorpsiyon farklılıkları	18
Şekil 2.14	: Pulseoksimetre kullanımı sırasında dokuda ışık emilimini etkileyen faktörler.....	19
Şekil 2.15	: Pulseoksimetre cihazları a) Masa tipi pulseoksimetre cihazı b) El tipi pulseoksimetre cihazı c) Parmak tipi pulseoksimetre cihazı..	21
Şekil 2.16	: Nellcor çok kullanımlık prob	22
Şekil 2.17	: Nellcor tek kullanımlık prob	22
Şekil 2.18	: Pulseoksimetre probunun farklı vücut bölgelerinde kullanma şekilleri..	22
Şekil 2.19	: Max30100-TB sensörünün çalışma sistemi blok diyagramı	23
Şekil 2.20	: Max30100 sensörü	23
Şekil 2.21	: Max30100 sensörünün iç yapısı	23
Şekil 2.22	: Pulseoksimetre cihazına sensör aparatının yerleşimi	24
Şekil 2.23	: Solunum güçlüğü çeken bebekler	26
Şekil 2.24	: MPU-6050 Sensörü	27
Şekil 2.25	: Yatay olarak konumlandırılan kütle ivme	28
Şekil 2.26	: İvmeölçer eksenleri gösterimi	29
Şekil 2.27	: Mekanik jiroskop.....	30
Şekil 3.1	: Tasarlanan sistemin genel yapısı	31
Şekil 3.2	: Tasarlanan sistemin açma kapama ve batarya göstergesi kısmı.....	33
Şekil 3.3	: Sistemin wi-fi ağına bağlanması ve giriş ekranı	33
Şekil 3.4	: Sistemin çalışma diyagramı	35
Şekil 3.5	: Atmega328P mikrodenetleyicinin çalışmada kullanımı ve şematik görüntüsü	35
Şekil 3.6	: ESP12E Mikrodenetleyici'nin projede kullanımı ve şematik görüntüsü	36
Şekil 3.7	: Elektronik devre tasarımı	37
Şekil 3.8	: I ² C haberleşme protokolü.....	37

Şekil 3.9 : Elektronik devrenin PCB tasarımı.....	38
Şekil 3.10 : Elektronik devrenin PCB-3D tasarımı.....	39
Şekil 3.11 : Altium designer programında proje oluşturma.....	40
Şekil 3.12 : 3 boyutlu görüntü elde edilmesi	41
Şekil 3.13 : Sistem tasarımının 3D görüntüsü	41
Şekil 3.14 : Sistem tasarımı için kütüphaneden eleman seçimi	42
Şekil 3.15 : Atmega 328p Mikroişlemcisi	43
Şekil 3.16 : Atmega 328p datasheeti	44
Şekil 3.17 : ISP programı yükleme adımları.....	44
Şekil 3.18 : Arduino Uno kartı seçilmesi.....	45
Şekil 3.19 : ATMEGA328 ve Arduino uno bağlantısının fritzing programında	45
çizimi.....	
Şekil 3.20 : Wi-fi modülü	46
Şekil 3.21 : FTDI1232 modülü	47
Şekil 3.22 : ESP programlama ve FTDI gösterimi	47
Şekil 3.23 : ESP8266 arduino kütüphanesinin programa eklenmesi	48
Şekil 3.24 : ESP8266 arduino kütüphanesinin programa eklenmesi	49
Şekil 3.25 : Kristal osilatörler	49
Şekil 3.26 : En temel kristal osilatör devresi	50
Şekil 3.27 : I ₂ C ile iletişim aşamaları	51
Şekil 3.28 : UART haberleşme protokolü bağlantısı.....	52
Şekil 3.29 : UART ile iletişim aşamaları	52
Şekil 3.30 : LM7805 regülatörü.....	53
Şekil 3.31 : LM33VC regülatörü	54
Şekil 3.32 : Sensör testi sonucu çıkan yazı	54
Şekil 3.33 : Sensördeki DC filtreleme kodu	56
Şekil 3.34 : Sensördeki medyan filtreleme kodu	56
Şekil 3.35 : Piklerin tespiti için durum makinesi.....	57
Şekil 3.36 : FIR filtreleme yöntemi modeli	59
Şekil 3.37 : IIR filtreleme yöntemi modeli	59
Şekil 3.38 : Tamamlayıcı filtre	60
Şekil 3.39 : Web tasarımının ana sayfası.....	61
Şekil 3.40 : Veritabanı bağlantısı için yazılan kodlar.....	62
Şekil 3.41 : Kullanıcı sayfası için yazılan kodlar	62
Şekil 3.42 : Menü kısmını oluşturmak için yazılan kodlar	63
Şekil 3.43 : Mysql den veri okunması için yazılan kod.....	63
Şekil 3.44 : Tablo kısımlarını oluşturmak için yazılan kodlar.....	63
Şekil 3.45 : Alarm limit değerleri ayarlamak için yazılan kodlar.....	63
Şekil 3.46 : Tablo kısımlarına değerleri yerleştirmek için yazılan kodlar.....	64
Şekil 3.47 : Veri tabanı bağlantısı.....	64
Şekil 3.48 : Sonuçları tabloya yerleştirmek için yazılan kodlar	64
Şekil 3.49 : Çıkış sayfası kodu.....	65
Şekil 3.50 : PHP ve MySQL'in bir arada çalışması	69
Şekil 3.51 : Gösterge paneli.....	71
Şekil 3.52 : Grafikler ekranı	72
Şekil 3.53 : Uyarılar ekranı.....	73
Şekil 3.54 : Sistemin mobil uygulamadaki görüntüsü	74
Şekil 3.55 : 3D kutu tasarımının iç kısmı	75
Şekil 3.56 : 3D kutu tasarımının alt kısmı	76
Şekil 3.57 : 3D kutu tasarımının üst kısmı.....	76

Şekil 4.1 : Sistemin bebek üzerinde yerleşimi.....	79
Şekil 4.2 : Tasarlanmış olduğumuz sistemin bölümleri.....	79
Şekil 4.3 : Erne marka hastabaşı monitörü.....	80
Şekil 5.1 : Tasarlanan sistem ve iç yapısı.....	81





BEBEĞİN YAŞAMSAL VERİLERİNİN NONİNVAZİV ÖLÇÜMÜ VE MOBİL TAKİP - ANALİZ SİSTEMİ TASARIMI

ÖZET

Kablosuz iletişim teknolojilerinin günümüzde gelişmesiyle birlikte tıbbi cihaz sektöründe de yaşamsal standartları arttırmak amacıyla birçok cihaz geliştirilmiştir. Tıbbi verilerin gerçek zamanlı izlenmesi ve acil durumlarda kullanıcıyı haberdar etmesi vazgeçilmez olmuştur. Hastanın vital bulgularını değerlendirmek hastadaki enfeksiyon şüphesinde, hastaya verilecek ilaç tedavisi gibi müdahalelerde önem taşımaktadır. Yaşamsal veriler vücudun işlevlerinin düzgün bir şekilde devam edebilmesi için hasta kişide sürekli takip edilmesi gerekmektedir. Bu bilgiler dikkate alınarak yapmış olduğumuz çalışmada kablosuz haberleşme sistemi ile bebeklerin eş zamanlı solunum, nabız, SpO₂, vücut sıcaklığını ölçmek amaçlanmıştır. Özellikle yenidoğan bebeğin hastane veya ev ortamında sağlık uzmanının veya ailelerin kolaylıkla durumunu takip etmesi amacıyla geliştirilmiştir.

Tasarlamış olduğumuz sistem 3 ana kısımdan oluşmaktadır. Sıcaklık, SpO₂, pulse rate, solunum takibinin yapılacağı hasta üzerine yerleştirilen mobil ölçüm ünitesi, ölçüm değerlerinin kablosuz olarak sisteme iletileceği ünite, iletilen ölçüm değerlerinin mobil olarak görülmesini sağlayan kullanıcı arayüzüdür. Sistemin enerji tüketimi minimuma inmesi için sistem tasarımında 850 mAh kapasiteli LiPo batarya tercih edilmiştir. Bu batarya ile ortalama aralıksız çalıştırılarak 1 hafta boyunca batarya kullanımı sağlanılmıştır. Hastanın vital bulgularını tespit etmek için sistemde ATMEGA328P-PN mikroişlemcisi kullanılmıştır. Sistemin çalışmasında kullanmış olduğumuz ATMEGA328P mikrodenetleyicisi ile sensörlerin çalışması ve ölçümlerinin alınıp matematiksel işlemleri yapılmıştır. Yaşamsal bulgulardan nabız ve SpO₂ değerlerini elde etmek için Max30100-TB sensörü, sıcaklık değerini ölçmek için MLX90615-TP sensörü, solunum sayısı tespiti için ise MPU6050 sensörü kullanılmıştır. Sensörler I²C protokolü ile çalışmaktadır. Dijital sıcaklık ölçer sensörü olan MLX90615 geniş aralıkta sıcaklık algılama yapabildiği için çalışmada kullanılmıştır. Nesnelere temas etmeden kızılötesi sinyal gönderilerek vücut sıcaklığını tespit etmektedir. Sensör içinde yer alan PTC (pozitive thermo couple) sayesinde daha hassas bir şekilde ölçüm yapmaktadır. Pulseoksimetre değerinin tespiti için kullanılan Max30100 sensörün çalışma prensibi ise Lambert-beer kanununa dayanmaktadır. Bu kanun; kızılötesi ışık gönderilerek içinden geçen maddenin konsantrasyon değerleri artarsa eğer ışığın gücünü azaltmaktadır. Kızılötesi ışıkların farklı miktarda absorbe edilmesine dayanmaktadır. Yenidoğan bebeklerden pulseoksimetre değeri %93-100 aralığında olmaktadır. Pulseoksimetre ölçümünü tespit etmek için kullandığımız MAX30100 sensöründe hem pulseoksimetre hemde nabız sensörü bir arada bulunmaktadır. İçerisinde kızılötesi ve kırmızı ledler bulunmaktadır. Kanın rengi oksijen miktarına bağlı olarak değişmektedir. Bu değişiklikten yararlanılarak alyuvarda yeterli sayıda oksijen bulunup bulunmamasına bakılır. Algılayıcı sayesinde ulaşılan ışık miktarı

ölçülerek oksijen saturasyon değeri tespit edilir. Solunum hareketleri düzensiz olduğu için genellikle de manuel olarak solunum sayısı tespit edildiğinden doğru olarak farkedilmeyebilir. Manuel olarak kullanılan solunum sayma teknikleri doğru teşhisi engellemektedir. Bu sebeple tasarlamış olduğumuz bu sistem tasarımı sayesinde daha doğru teşhis elde edilerek sağlık uzmanlarına yardımcı olması hedeflenmiştir. Yenidoğanlarda genellikle solunum değerleri dakikada 30-50 arasındadır. Solunum hareketini algılaması için ise MPU6050 sensörü bu çalışmada kullanılmıştır. İçerisinde yer alan ivmeölçer sayesinde üzerine düşen ani hızlanmayı, yerçekimi kuvvetini veya durma ivmesini ölçmektedir. Kısaca; bu sensörde ivme değerini tespit etmek için içerisinde yer alan kütlelinin değişken konumundan faydalanılır. MPU6050 sensörünün içerisinde bulunan jiroskop sensörü ile 3 koordinatın (X, Y, Z) dönüş hızı ölçülmektedir. Devre yapımında sensörlerden elde edilen verilerden daha doğru bilgi edinebilmek amacıyla filtreleme işlemleri yapılmıştır. MAX30100 sensöründe filtreleme gerçekleştirirken ilk olarak DC sinyalinin filtreleme işlemi yapılmıştır. Bu işlem gerçekleştirildikten sonra geriye kalan AC sinyal kısmına da ortalama medyan filtreleme yöntemi uygulanmıştır. Vücut sıcaklığını tespit etmek amacıyla kullanmış olduğumuz MLX90615 sensöründe filtreleme işlemi olarak 2 yöntem tercih edilmiştir. Bunlar; Finite Impulse Response (FIR) ve Infinite Impulse Response (IIR) yöntemleridir. Filtreleme olarak bu yöntemleri kullanmamızdaki amaç ise; gürültü kontrolünü sağlamak ve hızlı sıcaklık ölçümlerinde yaşanan değişiklikleri daha doğru bir şekilde tespit etmektir. MPU6050 sensöründe filtreleme yöntemi olarak ise tamamlayıcı filtreleme kullanılmıştır. Bu sensöre hem yüksek geçiren hemde alçak geçiren filtreleme yöntemi uygulanarak solunum varlığını daha doğru tespit edilmesi amaçlanmıştır. Devrede eş zamanlı olarak internet bağlantısını sağlayan arayüze veri iletimi Wi-Fi modülü ile sağlanmaktadır. Kullanmış olduğumuz ESP-12E modülü hem mikrokontrolcü olarak çalışabilen hemde Wi-Fi entegreleri bulunan bir modüldür. Sistemin tasarımında kullanmış olduğumuz ikinci denetleyici olan ESP-12E ise elde edilen ölçüm değerlerini web sunucusuna iletmektedir. Üzerinde bulunan Wi-Fi internet modülü sayesinde tasarımını yapmış olduğumuz web sistemimizin bulunduğu sunucuya veritabanları iletilmektedir. Sistemin veritabanı için en uyumlu ve en kararlı bir şekilde çalışabilen dillerden biri olan MySQL kullanılmıştır. MySQL'in manuel olarak düzenleyebilmek ve rahatlıkla kullanabilmek amacıyla PhpMyAdmin aracı kullanılmıştır. Web tasarımında ise HTML, CSS ve PHP dilleri kullanılmıştır. PHP dili sunucu tarafında arkaplandaki çalışmalar için kullanılan bir dildir. PHP dili ile veri tabanına veri gönderip geri çekme, uyarı gösterme, arka planda çalışması gereken matematiksel işlemler yapılmıştır. Tasarlamış olduğumuz bu arayüz ile aynı hasta kayıt sistemleri gibi veriler veri tabanımıza kayıt olmaktadır. Böylece hastaya ait tüm yaşamsal parametreler gereksinim duyulan yerde rahatlıkla erişilebilmektedir. Web tasarımında program 3 panelden oluşmaktadır. Bunlar; kontrol paneli, grafik-analiz paneli, uyarı ve bildirimler panelidir. Sistemin gösterge panelinde tüm alınan ölçüm değerleri ve son gönderilen değerleri tablo halinde rahatlıkla izlenmektedir. Çalışmada android uygulaması olarak çalışması için Android Studio programı kullanılarak apk dosyası oluşturulmuştur. Android cihaza oluşturmuş olduğumuz apk dosyasını yükleyerek telefonda kurulumu gerçekleştirilip rahatlıkla takip edilebilmektedir.

Tasarlamış olduğumuz bu sistem sayesinde hastanede tedavisi bitmesine rağmen ev ortamında gözetim altında olması gereken bebeklerin verilerinin sağlık uzmanı tarafından rahatlıkla izlenmesi de doğru teşhis için önemli bir kolaylık olacaktır. Gerçekleştirilmiş bu sistem sayesinde takip yapan kişi kolaylıkla mobil uygulama ile bebeğin durumunu takibini yapabilmekte ve ani durumlarda uyarı alabilmektedir. Oluşabilecek bir solunum durması gibi tehlikeleri kısa sürede tespit etmektedir. En

ufak bir solunum hareketini bebeğin algılamaktadır. Bebeğin solunumu algılanmadığında sistem uyarı vermektedir. Böylelikle tespit ve tedavi süresi kısaltılarak hastanın ölüm riski azaltılmıştır. Vücut sıcaklığı, SpO₂, nabız ve solunum tasarlanmış olduğumuz bu sistem ile sürekli takip edilmektedir. En son ölçümü alınan bu yaşamsal parametreler ve hastadan alınan tüm ölçümler web arayüzünde gösterge panelinde görülmektedir. Ani görülen rahatsızlıklar için programda belirli bir alarm seviyeleri oluşturularak uyarı alınması sağlanmaktadır. Web tasarımında tüm alınan ölçümlerin grafiksel olarak analizi sağlanmaktadır. Vücut sıcaklığı, SpO₂, nabız, solunum düzenli olarak bu sistem sayesinde raporlanarak hekimler için bilgi verici veri oluşturmaktadır. Sağlık uzmanına teşhis için daha verimli bir zaman yönetimi sağlanmıştır.





NONINVASIVE MEASUREMENT OF BABY'S VITAL DATAS AND MOBILE MONITORING – ANALYSIS SYSTEM DESIGN

SUMMARY

Many devices have been developed in order to increase the life standards of the medical device industry with the development of wireless communication technology today. Real-time monitoring of medical data and informing the user in emergencies has become indispensable. It is important to evaluate the vital signs of the patient in interventions such as the suspicion of infection in the patient and drug therapy to be given to the patient. Vital data must be constantly monitored in the sick person in order for the body to function properly. Considering this information, our study aimed to measure babies' respiration, pulse, SpO₂, body temperature simultaneously with the wireless communication system. It was especially developed for the newborn baby to easily follow the condition of the healthcare professional or families in the hospital or home environment.

We have designed the system consists of three main parts. The mobile measurement unit placed on the patient where temperature, SpO₂, pulse rate, respiration will be monitored, the unit where the measurement values will be transmitted wirelessly to the system, is the user interface that enables the transmitted measurement values to be viewed mobile. In order to minimize the energy consumption of the system, an 850 mAh LiPo battery was preferred in the system design. This battery was provided to use running average continuous battery for 1 week. In order to detect the vital signs of the patient, ATMEGA328P-PN microprocessor was used in the system. We have used in the operation of the system of exchange of ATMEGA328P microcontrollers with sensor and measurement work was carried out mathematical operations. The Max30100-TB sensor was used to obtain the heart rate and SpO₂ values from vital signs, the MLX90615-TP sensor to measure the temperature value, and the MPU6050 sensor for the respiratory rate detection. Sensors work with I2C protocol. MLX90615 sensor digital temperature gauge, which is used in the study because it can detect a wide range of temperatures. It detects body temperature by sending an infrared signal without touching objects. It measures more precisely thanks to the PTC (positive thermo couple) inside the sensor. The working principle of the Max30100 sensor, which is used to determine the pulse oximeter value, is based on the Lambert-beer law. This law; if the concentration values of the substance passing through it by sending infrared light increase, the power of the light decreases. It is based on different amount of infrared light absorption. Pulse oximetry value in newborn babies is in the range of 93-100%. The MAX30100 sensor, which we use to detect the pulse oximetry measurement, has both a pulse oximeter and a pulse sensor. There are infrared and red leds inside. The color of the blood changes depending on the amount of oxygen. Using this change, it is checked whether there is enough oxygen in the red blood cell. The oxygen saturation value is determined by measuring the amount of light reached by the sensor. Since respiratory movements are irregular, it may not be noticed correctly

as the respiratory rate is usually determined manually. Respiratory counting techniques used manually prevent accurate diagnosis. Due to this reason, we design this system design is aimed at helping health professionals to be more accurate diagnosis. For this reason, thanks to this system design we have designed, it is aimed to help healthcare professionals by obtaining a more accurate diagnosis. Respiratory values are generally between 30-50 per minute in newborns. MPU6050 sensor was used in this study to detect respiratory motion. It measures the sudden acceleration, gravitational force or stopping acceleration falling on it thanks to the accelerometer inside. Briefly; in this sensor, the variable position of the mass inside is used to determine the acceleration value. The rotation speed of 3 coordinates (X, Y, Z) is measured with the gyroscope sensor inside the MPU6050 sensor. Filtering processes have been made in order to obtain more accurate information from the data obtained from the sensors in circuit construction. While filtering the MAX30100 sensor, the process of filtering the DC signal was done first. After this process, the average median filtering method was applied to the remaining AC signal part. In MLX90615 sensor, which we used to determine body temperature, 2 methods were preferred as filtration. These; Finite Impulse Response (FIR) and Infinite Impulse Response (IIR) methods. The purpose of using these methods as filtering is; to control the noise and to detect changes in rapid temperature measurements more accurately. Complementary filtering is used as the filtering method in the MPU6050 sensor. It is aimed to detect the presence of respiration more accurately by applying both high pass and low pass filtering methods to this sensor. Data transmission to the interface that provides internet connection simultaneously is provided by the Wi-Fi module. The ESP-12E module we have used is a module that can work as a microcontroller and has Wi-Fi integrated. ESP-12E, which is the second controller we used in the design of the system, transmits the measured values to the web server. Thanks to the Wi-Fi internet module on it, databases are transmitted to the server where our web system is located. MySQL, one of the most compatible and stable languages, is used for the database of the system. PhpMyAdmin tool was used in order to edit MySQL manually and to use it easily. HTML, CSS and PHP languages are used in web design. PHP language is a language used for server-side background work. With PHP language, mathematical operations that need to be sent to the database and recall, show warnings, and run in the background are done. With this interface we have designed, data such as patient registration systems are recorded in our database. Thus, all vital parameters belonging to the patient can be easily accessed where needed. In web design, the program consists of 3 panels. These; control panel, graphic-analysis panel, warning and notifications panel. On the display panel of the system, all measured values and last sent values can be easily monitored in a table. In the study, the apk file is created using the Android Studio program to work as an android application. By installing the apk file we have created on the Android device, it can be installed on the phone and followed easily.

Thanks to this system we have designed, it will be an important convenience for the correct diagnosis to be able to easily monitor the data of babies who need to be under surveillance in the home environment even though their treatment in the hospital is over. Thanks to this implemented system, the follower can easily follow the baby's status with the mobile application and receive alerts in sudden situations. It quickly detects dangers such as respiratory arrest that may occur. The baby perceives the slightest respiratory movement. The system gives a warning when the baby's breathing is not detected. Thus, the risk of death of the patient was reduced by shortening the duration of detection and treatment. Body temperature, SpO₂, pulse and respiration are constantly monitored with this system we have designed. These vital parameters

and all measurements taken from the patient are displayed on the instrument panel on the web interface. For sudden disturbances, certain alarm levels are created in the program to receive warnings. Graphical analysis of all measurements taken in web design is provided. Body temperature, SpO₂, pulse, and respiration are regularly reported through this system, creating informative data for physicians. A more efficient time management for diagnosis has been provided to the healthcare professional.





1. GİRİŞ

Teknolojinin hayatımızda gelişmesiyle birlikte her alanda olduğu gibi sağlık alanında da yaşam konforumuzu arttıracak yöntemler ön plana çıkmaktadır. Bu çalışmada, halen manuel olarak yapılan nabız, solunum, vücut sıcaklığı ve oksijen satürasyonu yüzdesi gibi birçok yaşamsal fonksiyonun ölçümünün sensörler ve kablosuz iletişim sisteminden oluşacak bir sistem aracılığıyla yapılarak, verilerin otomatik ve daha düzenli bir şekilde elde edilmesi ile sağlık uzmanına hasta bireylerin teşhisi için daha verimli bir zaman yönetiminin sağlanması amaçlanmıştır. Bebeklerde özellikle uyku halindeyken ölümlerle sonuçlanan solunum durması çok rastlanan bir durum olup solunum durmasının erken dönemde tespiti, ev ortamında takip altında olması gereken yenidoğan bebeklerin ebeveynlerinin önerilen bu sistem ile tedirginlikten uzak olarak daha konforlu ve rahat bir şekilde bebekleriyle ilgilenebilmesi, hastane ortamında yenidoğan ünitelerindeki hasta bebek sayısının artması ve kullanılan tıbbi cihazların yetersiz olmasından dolayı maliyet açısından daha düşük ve hemşire için birden fazla bebeği daha kolay bir şekilde takip edebilecek bir sistemin geliştirilmesi bu çalışmanın üç temel hedefini oluşturmaktadır.

1.1 Tezin Amacı

Bu çalışmayı yapmamızdaki amacımız ise; mekândan bağımsız bir şekilde sürekli veri depolayarak kullanıcı için oluşturulan bir arayüz programı sayesinde kolaylıkla bebeğin solunum, nabız, SpO₂, vücut sıcaklığı ölçülüp takip edebilmektir. Yaşamsal veriler biliyorsunuz ki vücudun en önemli işlevlerinin ölçümüdür. Bu verileri tespit etmeden sağlık sorunları çözmek çoğunlukla sıkıntılı olabilmektedir. Bu sebeple sağlık personeli tarafından, gerekli görüldüğünde ve gerekli sıklıkla hastaların yaşamsal verilerinin takip edilmesi gerekmektedir. Vücudun işlevlerinin düzgün bir şekilde devam edebilmesi için belirli bir aralık değerinde olması gerekmektedir. Çalışmamızda özellikle hastanın ve kullanıcıların yaşamsal standartları arttırmak amacıyla bir mobil takip analiz sistemi tasarımı yapmayı amaçladık. Bir diğer bu çalışmayı yapmamızdaki amacımız ise özellikle yenidoğan bebeğin hastane veya ev

ortamında sağlık uzmanının veya ailelerin kolaylıkla durumunu takip etmesi, daha konforlu ve tedirginsiz bir şekilde bebeğinle ilgilenbilmesidir. Örneğin; bebeklerde en sık görölen hastalıklardan biri pnemonidir. Bebeklerde ciddi ölümlere sebep olmaktadır. Belirtileri ise solunum sayısının artması, sesli nefes alması, ateşin yüksek olmasıdır. Bu çalışma sayesinde bebekte yaşamsal veriler sürekli elde edilip herhangi bir kötü progresyonda sistem uyarı vereceği için dolayısıyla bebeklerdeki ölüm riskide en aza inecektir. İster istemez sürekli hastanın yanında olunup takip edilemeyeceği için böyle bir sistemin olması hem hasta yakınları hemde sağlık uzmanları için büyük bir kolaylık olacaktır. Yaşamsal verilerin tespiti için söylemiş olduğumuz bu amaçlar çerçevesinde bu çalışmayı yapmaya karar verdik.

1.2 Literatür Araştırması

Literatürde uzaktan takip sistemiyle ilgili yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır. Eriş ve ark. 2010 yılında RF (433 MHz) standardında bir haberleşme sistemi ile oksijen saturasyonu, nabız ve vücut sıcaklığı tespit ve takibinin sağlandığı bir sistem tasarlamışlardır [1]. Moron ve ark. 2005 yılında bluetooth/GPRS/Wi-Fi yöntemi ile tasarladıkları sistemde oksijen saturasyonu ve nabız işaretini alarak sonuçları GPRS ile iletmışlerdir [2,3]. Toral ve ark. 2007 yılında RS-232 haberleşme yöntemini kullanarak nabız, oksijen saturasyonu ve sıcaklık bilgilerini kablosuz iletişim teknolojisi kullanmadan Labview programı ile bilgisayara aktarıp sonuçları görüntülemişlerdir [4]. Kumar ve Rahman 2006 yılında RF (433 Mhz) standardı kullanarak ilelettiği oksijen saturasyonu ve vücut sıcaklığı sinyallerini GSM altyapısını kullanarak sunucu ünitesine mesaj gidecek şekilde aktarmışlardır. Bu çalışmada da Labview programı kullanılmıştır [5]. Çetin ve ark. 2012 yılında Wi-Fi/internet haberleşme yöntemini kullanarak vücut sıcaklığı ve nabız ölçüm sonuçlarını MATLAB programına aktarmış ve özel bir yazılımla sonuçların görüntülenmesini sağlamışlardır [6]. Işık ve ark. 2013 yılında Bluetooth/3G/Wi-Fi/RF haberleşme yöntemleri ile tasarladığı sistemde sadece solunum fonksiyonun tespiti üzerine çalışmışlardır [7].

Bu çalışmada önerilen sistem ise Wi-Fi/internet iletişim teknikleri ile iletilen vücut sıcaklığı, oksijen saturasyonu, pulse rate ve solunum takibini nümerik ve grafiksel olarak sunmaktadır. Mevcut çalışmalardan farklı olarak yaşamsal fonksiyonların takibi için oksijen saturasyonu, pulse rate, solunum, vücut sıcaklığı gibi önemli parametreleri

birlikte içermesi, sistemin grafiksel bir arayüzünün olması, ayarlanan referans değerlerini aştığında uyarı vermesi ve bildirimler kısmında ölçülen değerlerin rapor olarak sunulmasıdır.





2. YAŞAMSAL PARAMETRELERİN ÖLÇÜMÜNDE KULLANILAN YÖNTEM VE MATERYALLER

Yaşamsal parametreler, vücudun fizyolojik durumunu tespit etmede, homeostatik dengeyi değerlendirmede, kişinin sağlığı ile ilgili olumsuz bir durum olduğunda bilgi veren verilerdir. Sağlık personeli tarafından tanı ve tedavide gerekli planlamayı yapmak için gerekli sıklıkta takip edilmektedir. Yaşamsal parametreler; solunum, nabız, vücut sıcaklığı, pulseoksimetre ve kan basıncıdır. Bu çalışmada hastadan sürekli veri alınarak nabız, vücut sıcaklığı, solunum, pulseoksimetre değerleri tespit edilmektedir.

2.1 Vücut Sıcaklığı Ölçüm Yöntemi

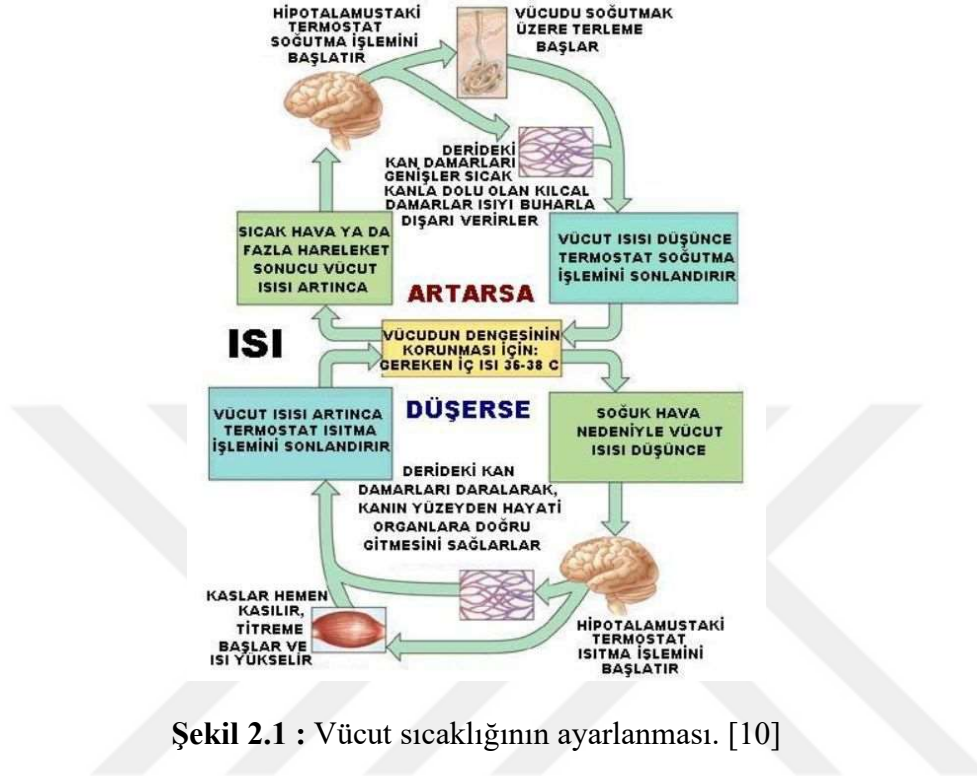
Vücut sıcaklığı hastalık teşhisinde kullanılan bir yaşamsal parametredir. Vücutta üretilen ve tüketilen ısı arasındaki dengeyi vücut sıcaklığı sağlamaktadır. Vücudun işlevlerinin devam edilebilmesi için belirli bir sıcaklık değerinde olması gerekmektedir. Zamanında ateş ya da hipotermiğin tespit edilmesi ve tedaviden olumlu bir yanıt alınması için vücut sıcaklığını doğru bir şekilde tespit etmek önemlidir. Özellikle bebeklerde karşılaşılan yüksek ateş durumu zamanında tespit edilemez ve önlem alınmazsa vücutta hasar bırakabilmektedir. Ebeveynler ve sağlık uzmanları vücut sıcaklığını önerilen bu sistem sayesinde sürekli olarak ve rahatlıkla kontrol edebileceklerdir. [8]

2.1.2 Vücut sıcaklığının düzenlenmesi

Vücudumuzun bir kontrol mekanizması vardır. Vücudun ürettiği ve kaybettiği ısı arasındaki dengeyi bu kontrol mekanizması sağlamaktadır. Vücudumuzdaki bu mekanizma; sinirsel kontrol, deri ve terlemedir. [8,9]

Beyin yarım küresi arasında yer alan hipotalamus vücut sıcaklığı düzenlenmesi için termostat gibi bir görevi bulunmaktadır. Hipotalamus sayesinde vücut sıcaklığı geri bildirim (feedback) mekanizması ile düzenlenmektedir. Vücut sıcaklığını kontrol eden

bu mekanizmaya hipotalamik termostat denir. Reseptör aracılığıyla vücut sıcaklığı yükseldiğini ya da düştüğünü algılayıp vücut sıcaklığını yükseltici ya da düşürücü olarak yönlendirerek vücudun sıcaklık dengesini düzenlenmesinde görev alır. [8,9,10]



Şekil 2.1 : Vücut sıcaklığının ayarlanması. [10]

Vücut sıcaklık değerlerinin düzenlenmesinde derinin önemli bir görevi vardır. Isıyı vücut içinde iyi tutmaktır. Derinin ana görevi ısıyı toplamak, dağıtmak, yağ dokusu ve deri altı doku sayesinde ısıyı vücut içinde tutmaktır. Vücut sıcaklığı yükseldikçe deri ısıyı vücut yüzeyine yaymaktadır. Buna vazokonstriksiyon denir. Vücut sıcaklığı düştükçe ise ısıyı tutmaktadır. Ayrıca, derinin üzerinde yer alan reseptörler sayesinde sıcak ve soğuğu algılar, hipotalamusa iletmekte görevlidir. Ter bezleri tarafından sodyum, üre, laktik asit, potasyum, su ve klor gibi maddeleri içeren ter salgılanmaktadır. Ter, deriden buharlaşarak vücutta bir sıcaklık kaybı olmaktadır. Vücut sıcaklığı düştüğünde ise hipotalamus ter bezlerini uyararak sıcaklığı korumayı sağlamaktadır. [8,10]

2.1.3 Vücut sıcaklığı değerleri

Vücut sıcaklık değerleri ölçülen bölgeye göre değişmektedir. Vücut sıcaklığı aksiler yol, oral yol, rektal yol, timpanik membran yol ve deri yolu ile ölçülmektedir. Normal vücudun iç sıcaklığı yaklaşık $37,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'dir. Yetişkin bir kişide oral olarak vücut sıcaklığı

ölçülür ise ortalama 37 °C, rektal olarak vücut sıcaklığı ölçülür ise 37,5 °C, aksiller 36,5 °C ve timpanik 37 °C'dir. [10]

Çizelge 2.1: Vücut bölgelerine göre vücut sıcaklığının normal değerleri [10]

BÖLGELER	NORMAL DEĞERLER	ORTALAMA
Oral	36,5-37,5	37 °C
Rektal	37-38 °C	37,5 °C
Aksiller	36-37 °C	36,5 °C
Timpanik yol	36,5-37,5 °C	37 °C

Vücut sıcaklığının yüksekliği veya düşüklüğü birçok hastalığın belirtisi olabilmektedir. Bu sebeple özellikle bebeklerde takibi sürekli yapılması gerekmektedir. Vücut sıcaklığının yükselmesi veya düşmesine beyin tümörleri, vücutta bulunan bakterilerinin salgılamış olduğu toksin maddeler sebep olabilmektedir. Vücut sıcaklığının uzun süreli normal değerden daha düşük seyretmesi durumunda iç organlar hasar görmeye başlar ve hipotermi belirtileri meydana gelir. Vücut sıcaklığının 41°C'tan yüksek olmasına ise hiperpireksi denir. Vücudun iç sıcaklığı gittikçe 25°C altına düşerek kalbin durmasına, 44°C üstüne yükselerek ise solunumun durmasına sebep olabilir. Yapmış olduğumuz bu sistem sayesinde doğru bir şekilde belirli aralıklarda hastada ölçüm alınıp veri tabanına kayıt altına alınmaktadır. [8,10]

2.1.4 Vücut sıcaklığı ölçme araçları

200 yıldan fazla vücut sıcaklığını tespit etmek için klasik yöntem olan cıvalı cam termometreler kullanılmaktadır. Günümüzde ise; vücut ısısı tespit etmek için ağız, rektal, özefageal, timpanik, deri, intratorasik, pulmoner arter gibi bölgelerde cam, elektronik, cıvalı, transtimpanik, tek kullanımlık termometre ile ölçüm yapılmaktadır. Temassız bir şekilde ölçümü gerçekleştiren tasarlanmış olduğumuz bu sistemin diğer avantajı ise, kulaktan ve koltukaltı bölgelerinden alınan ölçümlere göre daha hijyenik olmasıdır. [10]

2.1.4.1 Cıvalı cam termometre

Cıvalı cam termometrelerin içinde sıvı cıva bulunmaktadır. Cıva deri ve mukoza ile temas eder ve sıcaklık yükseldikçe cıva seviyesi yükselir. Vücut sıcaklığına ulaşıncaya cıva seviyesi sabit kalmaktadır. Cıva seviyesindeki bu sabit değer ölçülen vücut

sıcaklığıdır. Cıvalı cam termometrelerin kırılma gibi riski olduğundan günümüzde artık kullanılmamaktadır. [10]



Şekil 2.2 : Cıvalı cam termometre. [11]

2.1.4.2 Elektronik (dijital göstergeli) termometre

Elektronik termometre; pille çalışır ve ısıya duyarlı alıcıları bulunan termometredir. Elektronik termometre ile aksiller, rektal, oral ve deriden ölçüm yapılmaktadır. Kullanımı ise düğmesine basıldıktan sonra kullanıma hazır hale getirilir ve vücut sıcaklığı değeri okunur. Cihaz hastanın vücut sıcaklığına ulaşınca sinyal verir ve sıcaklık değeri ekranında görülür. Ölçüm işlemi yaklaşık 1-2 dakika sürmektedir. Kullanımı oldukça kolaydır. Bu projede yer alan vücut sıcaklığı ölçümü de elektronik olarak yapılmaktadır. [10]



Şekil 2.3 : Elektronik termometreler. [12,13]

2.1.4.3 Disposable termometre

Disposable (tek kullanımlık) termometre cilde yapıştırılarak kullanılmaktadır. Plastikten yapılmış ince bir materyalden yapılmış olup üzerinde sıcaklığı tespit etmek için alıcıları bulunmaktadır. Alıcılar ölçülen sıcaklık değerine göre renk değiştirir. Kullanımı ise disposable termometre ölçüm yapılacak bölgeye yapıştırılır ve yaklaşık 1-3 dakika beklenerek vücut sıcaklığı sonuç değeri renk değiştiren alıcılar sayesinde

belirlenir. İkinci kez asla kullanılmazlar tek kullanımlıktır. Güneş ışınlarından, ısıdan uzak 30 °C'nin altında saklanmalıdır. Tek kullanımlık olmasının avantajı ise enfeksiyon geçişinin önlenmesinde disposable termometre olumlu bir şekilde etkilidir. [10]



Şekil 2.4 : Disposable termometre. [10]

2.1.4.4 Timpanik membran termometre

Timpanik membran termometreler pille çalışmaktadır. Bu termometrelerin de sıcaklığı tespit etmek için alıcı ucu bulunur ve ölçüm alınmadan önce alıcı üzerine disposable bir prob yerleştirilir. Alıcı dış kulağın 1/3'lük kısmına konulup timpanik membrandan dışarı yayılan kızılötesi ışınları ölçerek vücut sıcaklığı değeri tespit edilir. Timpanik membrana kesinlikle değmez. [10,14]



Şekil 2.5 : Timpanik membran termometre. [14]

2.1.5 Kızılötesi termometre çalışma prensibi

Güneş ışığı bir prizmadan geçtiğinde ayrışır ve bu ayrışan kısımlardan biri de kızılötesi ışımalarıdır. Kızılötesi ışımaların bir enerjisi vardır. Bir kızılötesi termometrenin çalışma prensibi, içinde hareket eden moleküllere sahip mutlak sıfırın üzerindeki herhangi bir malzeme ile siyah cisim radyasyonuna dayanır. Sıcaklık yükseldiğinde moleküller daha hızlı hareket eder. Moleküller hareket ettiklerinde kızılötesi

Şekil 2.7, Planck Yasası ile Wien'in Yerinden Edilme Yasası arasındaki ilişkiyi göstermektedir.

Wien'in kanunu:

$$\lambda_{max}T = c_3 \quad (2.3)$$

Plank's kanunu:

$$S = \frac{c}{\left[\exp\left(\frac{c_2}{AT+B}\right) \right]} \quad (2.4)$$

Stefan-Boltzmann Kanunu:

$$M = \sigma T^4 = \pi \int_0^{\infty} L(\lambda, T) d\lambda \quad (2.5)$$

S=Radyometrik referanstan okuma ışınma ölçümü

T=Sıcaklık

TSURF=Ölçülen nesnenin sıcaklığı

TBG=Arka plan sıcaklığı

λ =Dalga boyu

ϵ =Yayılm

A, B, C= Radyometrik referanstan kalibrasyon sabitleri

M=Elektromanyetik spektrum

σ =Enerji

L = Spektral parlaklık [15]

2.1.7 MLX90615 infrared dijital sıcaklık ölçer sensör

Melexis tarafından üretilen MLX90615 sensörü ile hassas bir şekilde sıcaklık ölçmek için kullanılmıştır. Bu sensör 3V-5V arasında giriş gerilimi olan geniş aralıkta sıcaklık algılama yapan bir sensördür. Sensör çalışma sıcaklığı -40 ile +85 ° C arasındadır.

VDD : Harici besleme gerilimidir. Kızılötesi radyasyonun dalga boyu 0.7 mikron ile 1000 mikron arasındadır, ancak bu cihazlar 0.7 mikron ile 14 mikron arasındaki dalga boylu radyasyonu ölçebilir. Bununla birlikte, bu cihazlar havanın sıcaklığını ölçemezler. Çünkü tasarım, bu cihazın sensörü hedefin radyasyonunu algıladığında, sensör ile hedef arasındaki hava son ölçümde herhangi bir sıcaklık değişimine neden olmayacak şekilde yapılmıştır . [18]

2.2 Pulseoksimetre Ölçüm Yöntemi

Pulseoksimetre ilk olarak 1980'lerde kullanılmıştır. Kişideki taşınan oksijen varlığını gösterdiği ve cerrahi pratikte kolaylık sağladığı tespit edilince 1980 yılından sonra bütün cerrahi odalarında artık gerekli bir standart olmuştur. İnvaziv bir yöntem olmadığı için herhangi pulseoksimetre kullanımı özel bir eğitim gerektirmemektedir. Kişideki yetersiz oksijen varlığında hipoksemi bakımından doktora bir uyarı sağlaması ve noninvaziv bir ölçüm yöntemi olduğundan dolayı hastaların yoğun bakım izlemlerinde tedavilerinde kullanılmaktadır. [20]

2.2.1 Pulseoksimetrenin tarihçesi

Pulseoksimetre 1980 yılında kullanılmaya başlanmasına rağmen aslında tarihi 1935 yılında Carl Matthes'in görünür ve infrared ışığın iki dalga boyunu kullanarak dokulardaki hemoglobin oksijen saturasyonunu tespit eden bir cihaz geliştirilmesiyle ilk kullanımı olmuştur. Ancak cihazların doğruluğunun sağlanması kalibrasyonu zor olduğu için bir süre sonra kullanılmamıştır. [20,21] Bunun üzerine J.R. Squires bu cihazı daha da geliştirerek kendi kendine kalibrasyon yapabilen pulseoksimetre cihazı geliştirmiştir. [22] Daha sonra Glen Millikan 1940 yılında kulak oksimetresi geliştirmiştir. Bu cihaz ise yüksek irtifada olan pilotların, kişilerin kanında bulunan hemoglobin saturasyonunu ölçmek için kullanılmıştır. [23] 1964 yılında ise Shaw kalibre edilebilen kulak oksimetresi geliştirmiştir. 1970 yılında bu cihazı Hewlett-Packard piyasaya sunmuş intraoperatif monitörleme olarak kullanılmıştır. Bu cihazın alıcının düzgün olmaması, boyutunun büyük olması ve pahalı olmasından dolayı daha sonra cerrahi odalarda kullanılmamaya başlanmıştır. [24] 1970 yılında ise Takuo Aoyagi tarafından kulaktan ışığın geçirgenliği tespit edilip intravenöz boya maddesi kullanılarak pulseoksimetre cihazı geliştirilmiştir. Dokuların içindeki dalgalanmaları kapsayan ışığın absorpsiyonu ile meydana gelen eğrilerin arteriyal nabız ile olduğunu

yine Aoyagi bulmuştur. İki ışık dalgalarının birbiri ile ilişkisinden arteriyal hemoglobin saturasyonunu tespit etmiştir. Daha sonra bu cihaz Nihon Kohden firması tarafından piyasaya sunulmuştur. [25] 1970 yılının sonlarında doğru ise Biox firmasında çalışan Scott Wilbur ise ışık yayan diod ve fotodedektörler kullanarak pulseoksimetre cihazı geliştirmiştir. Pulseoksimetre cihazıyla ilgili gelişmeler 1980 yılının başlarında Biox ve Nellcor firmaları tarafından yapılmıştır. 1980 yılından sonra artık cerrahi odalarda cerrahi monitör olarak bu cihazlar kullanılmıştır. [26]

Pulseoksimetre cihazları bu yıllardan sonra cerrahi müdahale esnasında ölümlerin azaltılmasında hekimlere yardımcı olduğu, ucuz olduğu, non-invazif bir şekilde kolay kullanıldığı tespit edilince artık kullanımı daha da yaygınlaşmıştır. Günümüzde de hala Yoğun Bakım Ünitelerinde, ameliyathanelerde, cerrahi girişim esnasında rutin olarak kullanılmaktadır.

2.2.2 Pulseoksimetrenin çalışma prensibi

Pulseoksimetrenin doğruluğu, güvenilirliği klinik uygulamalarda çok önemlidir. Pulseoksimetre noninvaziv bir şekilde arteriyal hemoglobin saturasyonunu tespit etmektedir. Hemoglobin saturasyonu aşağıdaki formülde görüldüğü gibi oksihemoglobin, deoksihemoglobin konsantrasyonuna bağlıdır. SaO₂ arteriyel oksijen saturasyonudur.

$$SaO_2 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb+} \times 100\% \quad (2.6)$$

Methemoglobin (MetHb), karboksihemoglobin (COHb) kanın içinde bulunan hemoglobin tipleridir. Bu tipler hemoglobin saturasyonunu ve oksihemoglobin (O₂Hb%) değerinin belirlenmesinde etkilidir.

$$O_2Hb\% = \frac{O_2Hb}{O_2Hb+RHb+COHb+MetHb} \times 100 \quad (2.7)$$

Denklem 2.7 ile oksihemoglobin yüzdesi tespit edilir. Oksihemoglobin yüzdesi arteriyal oksijen (CaO₂) değeri ile ilişkilidir. Denklem 2.8 ile tespit edilmektedir. [27,28,29]

$$CaO_2 = \left[1,37 \times Hb \times \left(O_2Hb\% \frac{1}{100} \right) \right] + (0,003 \times PaO_2) \quad (2.8)$$

Oksihemoglobin konsantrasyonunun birimi gr/dl'dir. Arteriyal oksijen basıncı (PaO₂) birimi mmHg' dir. Oksihemoglobin yüzdesi ve arteriyal oksijen basıncı,

oksihemoglobin eğrisi ile orantılıdır. [30,31] Dokuların içerisinde yer alan oksijen miktarı (O_2) arteriyal oksijeni ve kardiyak output (C.O.) ile elde edilmektedir.



Şekil 2.11: Oksihemoglobin disosiasyon eğrisi.[32]

Oksihemoglobin disosiasyon eğrisinde mmHg cinsinden Hb saturasyonu ile O_2 basıncı arasında bulunan ilişki görülmektedir. Normal durumda erişkin bir kişide 27 mmHg arteriyal O_2 basıncında Hb saturasyonu %50 oranındadır. Hiperkarbi; asidoz; hipertermi ve azalmış 2,3- difosfogliserat değeri durumunda sağa doğru eğri kaymaktadır. [32]

Saturasyon değeri Şekil 2.11 de görülen oksihemoglobin disosiasyon eğrisindeki eğimli kısmın üstünde bulunmalıdır. Bu eğri hemoglobinin oksijen tarafından doymuşluk yüzdesi olarak ilişkilendirilmektedir. Eğrinin eğimli bölgesinden yer alan PaO_2 'deki küçük olan değişiklikler SpO_2 değerinde büyük değişikliğe sebep olmaktadır. Aşağıdaki denklem 2.9 ile ifade edilmektedir. O_2 del dokulara verilen oksijen değeridir.

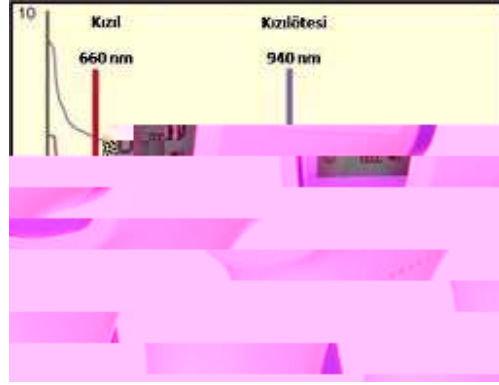
$$O_2 del = CaO_2 \times C.O. \times 10 \quad (2.9)$$

Kardiyak out-put L/min cinsinden ifade edilmektedir. Dakikada harcanan oksijen miktarı (VO_2) arteriyal kan ile dokulardaki O_2 ve venöz kandaki oksijen miktarı arasındaki fark ile tespit edilmektedir. [32,33]

$$VO_2 = O_{2del} - O_{2re} = (CaO_2 - CV O_2) \times C.O. \times 10 \quad (2.10)$$

Fick kanunu olarak adlandırılan bu denklemde arteriyal oksijen miktarı ve venöz oksijen miktarı Hb saturasyon ifadesi ile yer değiştirilmektedir.

görüldüğü gibi iki dalga boyundaki ışıkların hemoglobin tarafından emilmesinden dolayı oluşan değişim ölçülerek pulseoksimetre değeri elde edilir. [36,37]



Şekil 2.13 : Oksihemoglobin ve deoksihemoglobinin ışık absorpsiyon farklılıkları.

[32]

Şekil 2.13’de gösterilen ışınların farklı miktarda soğurulması ile nabız ve kandaki oksijen saturasyon değeri denklem 2.12 de belirtilen Lambert Beer Yasası ile ifade edilir. [38]

$$I_0 = I_N - \epsilon CL \quad (2.12)$$

I_0 : iletilen ışığın ışık şiddeti

I_N : gelen ışığın ışık şiddeti

ϵ : absorpsiyon katsayısı

C: maddenin yoğunluğu

L: optik yol uzunluğu (cm)

Denklem 2.13 de görüldüğü gibi; geçen ışık miktarı ışığın içerde kat ettiği yol ve ışığın geçmiş olduğu maddenin konsantrasyonu ile doğru orantılı olan absorblanan ışık miktarı arttıkça azalacaktır [38]. Denklem 2.13’ün logaritmik olarak aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$A = \ln\left(\frac{I_0}{I_N}\right) = \epsilon CL \quad (2.13)$$

A: absorpsiyon

normal aralığı %90-100 arasındadır. Saturasyon değerleri yaşla ve rakımla ilişkilidir. Deniz seviyesinde sağlıklı bebek ve çocuklarda saturasyon değeri %97-99 arasındadır. Yenidoğan bebeklerde ise daha düşük değerde %93-100 aralığında olabilir. Orta rakımlı bölgelerde saturasyon değeri biraz daha düşüktür. Ortalama %97-98 değerindedir. Yüksek rakımlara gidildikçe saturasyon değeri azalmaktadır. [36]

2.2.5.1 Hipoksi

Dokulara yeterince oksijen taşınmadığında dokudaki oksijen dağılımı yetersiz olur ve hipoksi meydana gelir. Hipoksi olan kişide solunum hızı artar ve nabız atımı düzensiz ve hızlı olur. Akciğerlere az oksijen ulaşması ve akciğerden kana geçiş yapan oksijenin az olması hipoksinin oluşma sebeplerindedir. Şişmanlık, kardiopulmoner hastalıklar, hemoglobin değeri ve ileri yaş hipoksi oluşumu hızlandıran etkenlerdir. Ciltte, kardiovasküler sistemde, solunum sisteminde, merkezi sinir sisteminde ortaya çıkan herhangi bir değişiklikte hipoksi oluşabilir. [36]

2.2.5.2 Hipoksemi

Hipoksemi; arteriyel düzeydeki oksijenlenmenin yetersiz olmasıdır. PaO_2 , hemoglobin miktarı, arteriyel pH, kalp atım hacmi, ventilasyon perfüzyon ilişkisi gibi faktörelere göre değişmektedir. PaO_2 ve SpO_2 değerlerine göre 3 düzeyde hipoksi gelişmektedir. Hipoksemi meydana gelince cilt mor rengini alır. Bu duruma siyanoz denilir. [36]

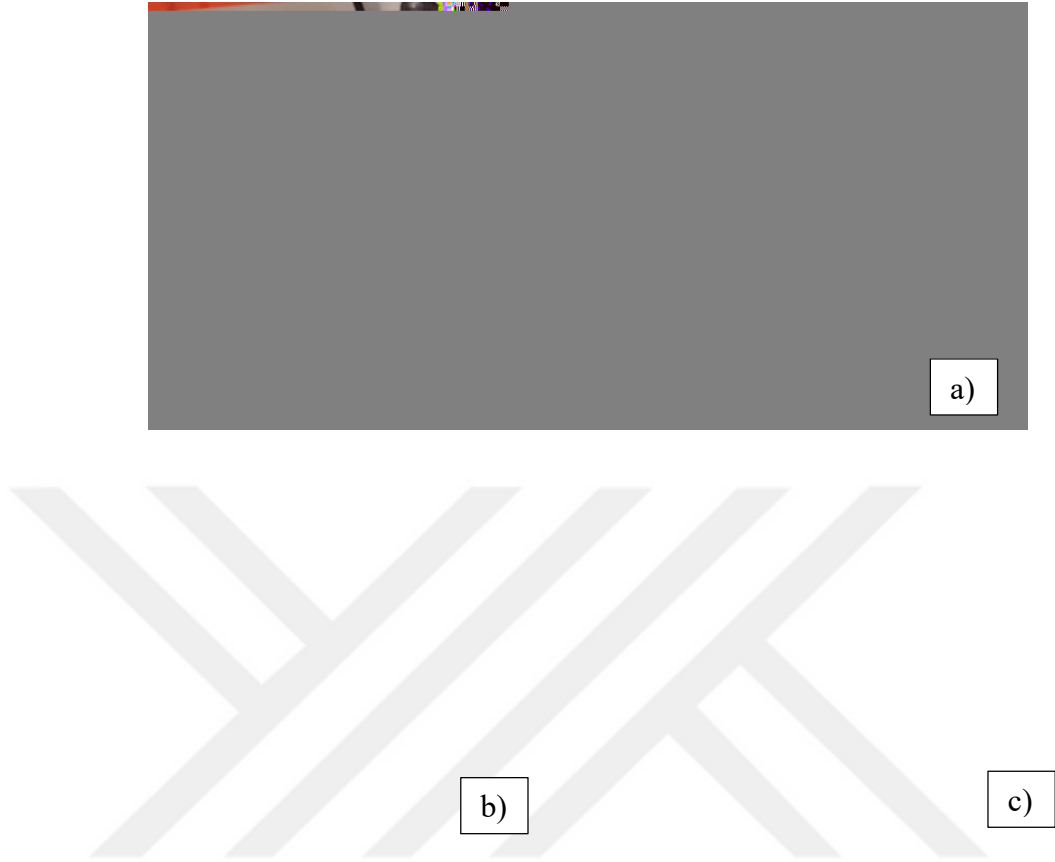
Çizelge 2.3: Hipoksemi dereceleri. [36]

Hipoksemi derecesi	PaO_2 değeri	SpO_2 değeri
Hafif hipoksemi	$80 \text{ mm/Hg} > PaO_2 \geq 60 \text{ mm/Hg}$	$\%95 > SpO_2 \geq \%90$
Orta dereceli hipoksemi	$60 \text{ mm/Hg} > PaO_2 \geq 40 \text{ mm/Hg}$	$\%90 > SpO_2 \geq \%85$
Ciddi hipoksemi	$PaO_2 < 40 \text{ mm/Hg}$	$SpO_2 < \%85$

2.2.6 Pulseoksimetre cihazı ile oksijen saturasyonun ölçülmesi

Günümüzde pulseoksimetre cihazları perifere yerleştirilen algılayıcı çok kullanımlık yada tek kullanımlık bir prob, periferden alınan sinyalin işlenerek ekrana yansıtıldığı mikroişlemci özelliği olan bir monitör ve bu iki kısmı birbirine bağlayan bir ara

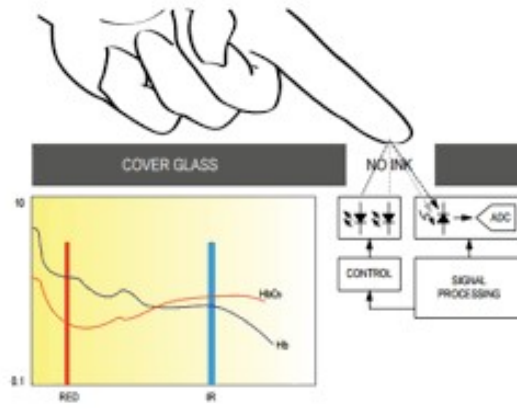
bağlantı kablosundan oluşmaktadır. Pulseoksimetre cihazlarında oksijen satürasyonu ve kalp atım değerleri tespit edilmektedir. [36,40,41]



Şekil 2.15 : Pulseoksimetre cihazları a) Masa tipi pulseoksimetre cihazı

b) El tipi pulseoksimetre cihazı c) Parmak tipi pulseoksimetre cihazı

Günümüzde masa üstü, el tipi ve parmak tipi pulseoksimetre cihazları yaygın olarak kullanılmaktadır. Hastabaşı monitörlerinde de satürasyon tespiti yapılmaktadır. Satürasyon değeri pulseoksimetre cihazlarına parmak, alın, burun ve kulak probu bağlanarak tespit edilmektedir. Bu problemlerin tek kullanımlık ve çok kullanımlık çeşitleri bulunmaktadır. Tek kullanımlık problemler dokuya yapışabilen yara bandı, süngerimsi ve foam yapıdadır. Çok kullanımlık problemler klipsli yapıdadır. Klipsli olan problemler genellikle sürekli takip gerektirmeyen hastaların satürasyonlarını tespit edilmesi için kullanılmaktadır. Tek kullanımlık pulseoksimetre problemleri ise genellikle pediatrik, yenidoğan hastaların sürekli takibinde, tremoru olan hasta takibinde kullanılmaktadır. Tek kullanımlık problemlerin enfeksiyon oluşturma riskide çok kullanımlık problemlere göre kişiye özel olduğu için daha azdır. Fakat tek kullanımlık problemlerde bazı hastaların alerjisi bulunmaktadır. Pulseoksimetre problemleri ise;

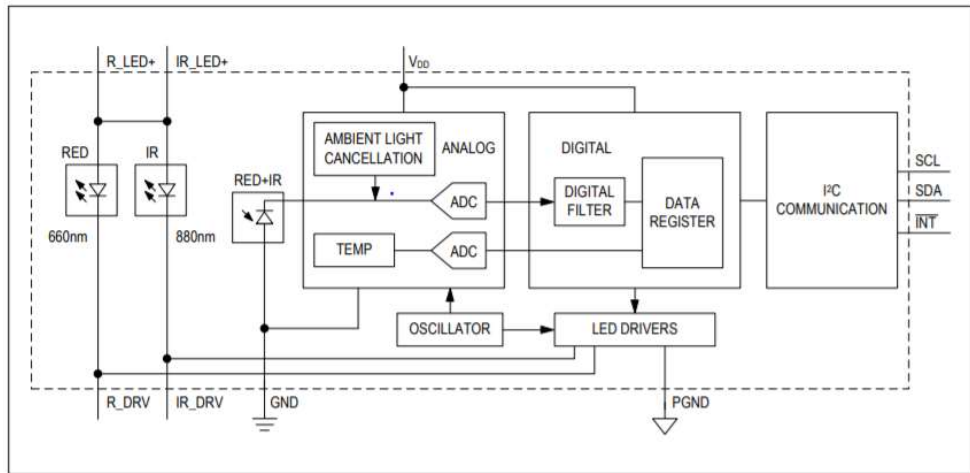


Şekil 2.19 : Max30100-TB sensörünün çalışma sistemi blok diyagramı. [45]

Şekil 2.19’da Max30100-TB sensörünün çalışma prensibi görülmektedir. MAX30100 sensöründe pulseoksimetre ve nabız sensörünü bir arada bulundurmaktadır. Parmak ucuna yerleştirilerek SpO₂ değeri ve nabız değeri ölçülmektedir. İçerisinde kırmızı ve kızılötesi ledler bulunmaktadır. Bunların yansımından ölçüm alınarak çalışmaktadır. Ledlerden gelen veriler mikroişlemci tarafından işlenerek I₂C haberleşmesiyle sensöre çıkış verilmektedir.

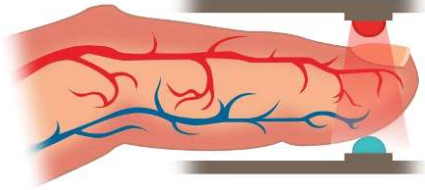


Şekil 2.20 : Max30100 sensörü. [46]



Şekil 2.21 : Max30100 sensörünün iç yapısı. [45]

Projemizde kullanacağımız bu sensör sayesinde piyasada bulunan kandaki oksijen miktarını ölçen pulseoksimetre cihazıyla aynı görevi yapmaktadır. Kanın içerisindeki oksijen miktarını ölçmeye yarayan aletlere pulseoksimetre denilmektedir. Kanın rengi oksijen miktarına bağlı değişmektedir. Sensör fototransistör ve kızılötesi ışık yayan ledlerden oluşmaktadır. Işık kaynağı ve algılayıcı olan sistemin arasında parmak konularak SpO₂ ölçümü kolaylıkla yapılmaktadır.



Şekil 2.22 : Pulseoksimetre cihazına sensör aparatının yerleşimi. [47]

Pulseoksimetre cihazının genel prensibi ise; alyuvarların içindeki hemoglobinin oksijenli olup olmasına göre ölçüm yapar. Sensör kanın rengini kullanarak oksijen oranını tespit etmektedir. Kısaca; bir yandan kızılötesi ışık gönderir diğer yandan algılayıcı sayesinde verileri algılayıp ölçüm yapılmaktadır. Kanın renk tonundaki farklılık alyuvarlarda yeterli oksijen bulunup bulunmamasına bağlıdır. Oksijeni bol olan kan daha parlak kırmızıdır ve pulseoksimetreden gönderilen kızılötesi ışığı absorbe eder. Algılayıcı sayesinde ulaşan ışık miktarının ölçümü tespit edilir ve böylece oksijen saturasyon değeri elde edilmiş olunur. Ayrıca Max30100 sensörü atardamardaki dakikada atan nabız sayısını belirlemekte kullanılmaktadır. [47,48]

2.3 Solunum Ölçüm Yöntemi

Solunum kişinin yaşamı için gerekli olan fizyolojik bir olaydır. Soluk alınıp vücudumuzdaki organizmaların alınan oksijeni kullanıp karbondioksit çevirerek dışarı atması olayına solunum denilmektedir.

2.3.1 Solunumu etkileyen faktörler

Kişinin ayakta dururken, otururken ya da yattığında kişinin pozisyonuna bağlı olarak akciğerlerin genişlemesi tam olmayabilir ve bu sebeple solunum hareketi düzensiz olabilmektedir. Egzersiz yapılırken hücrelerin daha fazla oksijen ihtiyacı olacağı için dakikada gerçekleşen solunum hızı artmaktadır. Vücut sıcaklığının artmasında

solunumu etkileyen faktörlerdendir. 0.6°C artarsa vücut sıcaklığı solunum hızı dakikada 4 sayı artış olur. Psikolojik sorunlar, ağrılarda solunum hızını etkilemektedir. Amfizem, anemi, pnömotoraks, kas hastalıkları gibi bazı hastalıklarda solunum hızında değişimler görülür. Alkol ve sigara gibi maddelerin kullanımında solunum hızının sayısını etkilemektedir. Diazem, morfin vb. narkotik analjezikler solunum merkezinde etki gösterdiği için solunum hızında ve derinliğinde değişimler görülür. Kalp, akciğer hastalıklarında, ateşli hastalıklarda solunum hızı sayısı yükselir. [49,50]

2.3.2 Solunum sayma tekniği

Solunum sayısı tespit edilecek kişiye en uygun pozisyonda oturtulmalı ve kişinin solunumu sayıldığını farkettilirmemelidir. Kişi solunumu sayıldığını farkettilğinde normal bir şekilde solunum yapabilir. Bu durumda doğru teşhisi engeller. Kişinin karın ya da göğüs iniş çıkışları takip edilir. Solunum sayısı ölçümü yapacak kişi saniyeli bir saatle takip etmelidir. Solunumu sayarken saatin saniye ibresinin nerede olduğuna bakılıp 1 dakika süre içerisindeki sayı tespit edilmelidir. Sağlıklı bir kişide de dört kalp atımına karşı bir defa solunum gerçekleşmektedir. [49,50]

2.3.3 Solunum tip ve evreleri

Özellikle erken doğan yenidoğan bebeklerde solunum merkezi görevini tam yerine getirmeye başlamadığından düzensiz solunum ritmi görülmesi çok fazladır. Bu sebeple yenidoğan bebekte solunum güçlüğünü tespit etmek zor olmakla birlikte erken teşhis ve tedavi için çok önemlidir. Solunum tipleri;

Takipne: Normal değer in üzerinde olan solunum hızına denilir. Bu tipte solunum düzenli fakat hızlıdır. Hastada takipne tespit edildiğinde sürekli konuşulup sakinleştirmeye hastayı çalışılmalıdır. Vücut sıcaklığı kontrol edilmelidir.

Bradipne: Normal değer in altında olan solunum hızına denilir. Bu tipte kullanılan ilaçların veya hastanın hastalıklarını göz önüne alarak değerlendirmek gerekmektedir. Solunum düzenli ve derinliği normaldir.

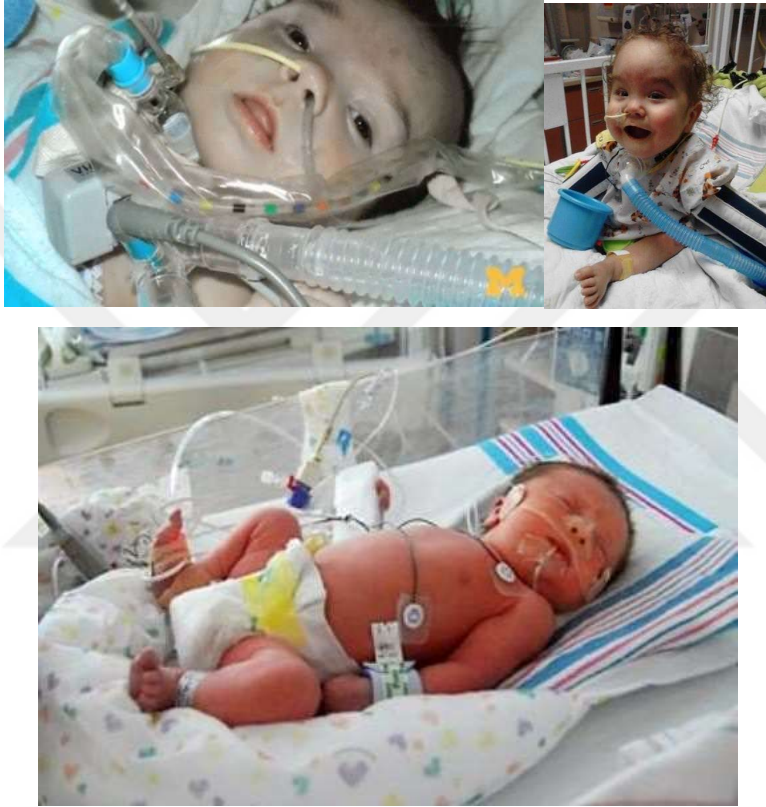
Apne: Geçici olarak hastanın solunumunun durmasına denir. Kalıcı solunum durmasına arrest denilmektedir.

Dispne: Hastanın soluk alıp verme esnasına solunum güçlüğü çekmesidir. Hasta dispne olduğunda kandaki oksijenlemede bozukluk görülür.

Hiperventilasyon: Solunum derinliğinin ve hızının artmasına denilir. Hasta çok fazla

fiziksel güç kullandığında genellikle ortaya çıkmaktadır. Tespit edildiğinde hasta dinlendirilmeli ve daha yavaş soluk alıp vermesi söylenip sakinleştirilmelidir. Hiperpne ise solunum derinliği artması sonucunda meydana gelmektedir.

Cheyne-stokes solunum: Hem solunum hızının hem de solunum derinliğinin bozulmasına denir. Solunum hızı, derinliği ilk başta artar, sonra düşer ve hastada apne gelişir. Nörolojik hastalıkları, kalp yetmezliği ve üremi gibi hastalıklar sebep olabilir. Bu tip hastalarda sürekli solunumun takip edilmesi gerekmektedir. [49,50]



Şekil 2.23 : Solunum güçlüğü çeken bebekler. [50,51,52]

Solunumun hızı, derinliği beyin sapında yer alan medullanın oblangata kısmında kontrol edilmektedir. Solunum hızı kişinin yaşına, fiziksel aktiviteye, yaşam koşullarına, çalıştığı işe göre değişmektedir.

2.3.4 Solunum değerleri

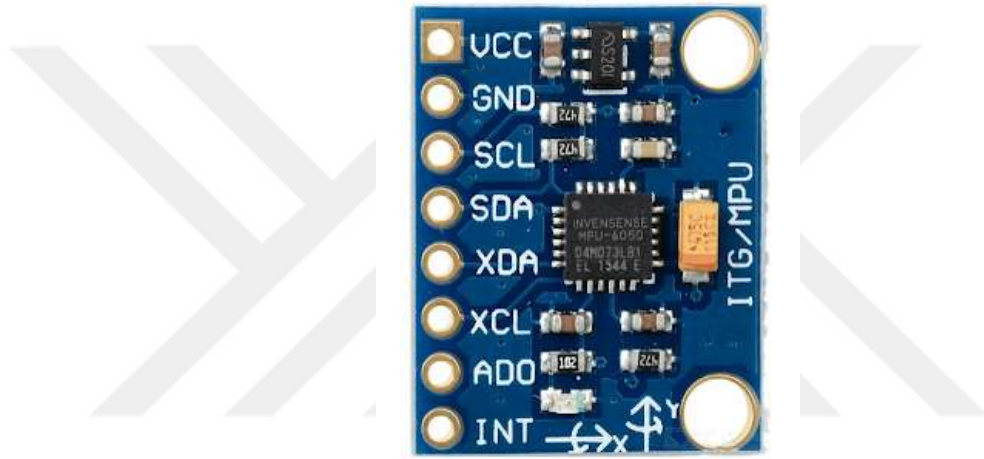
Dinlenme halindeyken yetişkin bir kişide dakikada gerçekleştireceği normal solunum değeri 12-20'dir. Çocuklarda bu sayı 20-25, yenidoğan ise 30-50 değerleri arasındadır. (Çizelge 2.4)[10]

Çizelge 2.4: Solunum sayısının normal değerleri. [10]

Yaş	Normal Değer
Erişkin	12-20/dakika
Çocuk	20-25/dakika
Yenidoğan	30-50/dakika

2.3.5 MPU6050 3 eksen gyro ve ivme ölçer sensörü

MPU-6050 sensörü üzerinde bir adet ivmeölçer ve bir adet jiroskop sensörü bulunmaktadır. Ayrıca; sensörün üzerinde olan dijital hareket işlemci (DMP™) bulunmaktadır. Hareket füzyon algoritmaları bu işlemci ile 6 eksenlide işlenmektedir. [54]



Şekil 2.24 : MPU-6050 Sensörü [53]

MPU-6050 sensörü içerisinde yer alan ivmeölçer sayesinde üzerine düşen aniden hızlanma, yerçekimi kuvveti (statik) veya durma (dinamik) ivmesini ölçmektedir. Sensörden sonuç olarak g veya m/s^2 cinsinden değer elde edilir. Yerçekimi kuvveti yaklaşık $9.8 m/s^2$ ve sürekli var olduğundan sensörde yer çekimi etkisi altındadır. Genellikle MPU-6050 sensörü hareket algılayıcı, eğimölçer tespitleri için kullanılmaktadır. Bu projede ise solunum varlığının tespiti için kullanılmıştır. İvmeölçerlerin bir, iki ve üç eksenle ölçüm yapan türleri vardır. MPU-6050 sensörü üç eksenli ölçüm yapmaktadır. [54]

16 bit analog veriyi dijital veriye dönüştürür. Bu donanım her kanalda mevcuttur. Bu sebeple MPU-6050 sensöründen X,Y ve Z kanallarından bu veriler elde edilmektedir. Ayrıca; MPU-6050'ler maddi bakımdan da uygun sensörlerden biridir. İvme ölçer ve gyro tespiti için gerekli olan ham değerleri elde etmek, okumak kolaydır. MPU-6050 sensörü I²C haberleşme ağına bağlı SDA ve SCL pinleri ile Arduino'ya slave

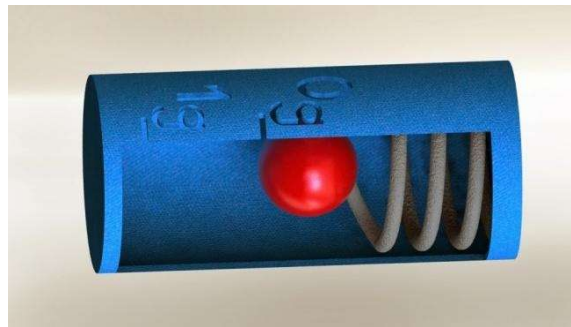
olmaktadır. Bununla birlikte normal I₂C kendi I₂C sini kontrol etmek için ikinci bir master I₂C haberleşme ağına sahiptir. İkinci I₂C haberleşmesi için ise AUX_DA ve AUX_CL pinleri kullanılmaktadır. Bazen alınan ölçümlerdeki değerleri hesaplamak çok karmaşıktır. İşlemler çok uzun sürer. Fakat bu sensörde bir tane “Digital Motion Processor” (DMP) bulunmaktadır. DMP ile zor, karmaşık hesaplamaları yapmak daha kolaydır. [54,55,56]

MPU6050 Pinlerinin Açıklaması:

1. VCC : I/O Dijital besleme gerilimi. 3.3V yada 5V girişi.
2. GND : Bu pin toprağa bağlanır.
3. SCL : I₂C için seri haberleşme zamanlayıcısıdır.
4. SDA : I₂C protokolü için data hattıdır. Yani seri veri girişi ve çıkışı.
5. XDA : MPU6050 'e slave bir aygıt takılırsa bu sensör master görevi görebilir. Slave data hattıdır.
6. XCL : Slave clock hattıdır.
7. AD0: Sensörün I₂C adresinin 0x68 ya da 0x69 olarak belirler.
8. INT : Interrupt pinidir. [57]

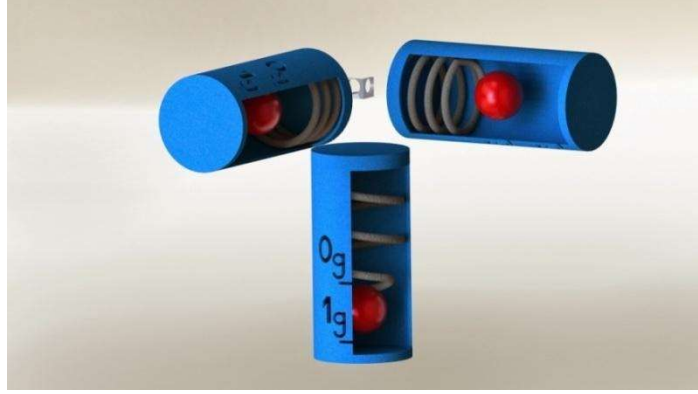
2.3.5.1 İvmeölçerin çalışma mantığı

Bir kütle için ivme değerini tespit etmek için içerisinde yer alan kütle için değişken konumundan faydalanılmaktadır. Yani; öncelikle kütlelerin dik konumu referans kabul edilir. Daha sonra oluşan kütledeki değişiklikler bu referans noktasıyla karşılaştırılarak ivme değeri elde edilir.



Şekil 2.25 : Yatay olarak konumlandırılan kütle ivme. [58]

Şekil 2.25'te, yatay olarak konumlandırılmış bir kütle ivme görülmektedir. Başlangıç noktası 0 gramdır. Karşılaştırmalar 0 grama göre yapılmaktadır. Dikey bir şekilde konumlandırıldığımızda ise, kütle konumu 1 grama ulaşmaktadır. İçerisinde yer alan kütle yatay olarak 9.86 m/sn^2 ye eşit bir ivmeyle hareket ettirilirse eğer 1 gram noktasına kütle ulaşır. [58]



Şekil 2.26 : İvmeölçer eksenleri gösterimi.[58]

Hareket Şekil 2.26'te görüldüğü gibi ivmeölçer eksenlerin birleşmesiyle kontrol edilmektedir. Bu sensörler tek yönlü ölçüm yapmaktadır. 3 adet sensör birleştirilerek 3 boyutta hareketi kontrol edilmektedir. Bu 3 eksen ise; x, y, z olarak isimlendirilmektedir. [58]

2.3.5.2. Jiroskop Sensörü

Jiroskop sensörleri, açısal hızı algılamaktadır. Yani sabit duran bir cismin açısal oranları karşılaştırılır. Üç dikey eksenle bu gerçekleştirilir. Dönüş yönü ve hızı belirlenmektedir. Daha sonra algılanan veriler işlemci sayesinde işlenir ve elektrik sinyaline çevrilir.

Jiroskop sensörünün çalışma özellikleri;

- Belirli bir ölçüm aralığı vardır.
- 2-3 eksenle ölçüm yapar.
- Sapmaların önlenmesi için kalibrasyon ayarı yapılmalıdır.
- Sıcaklıktan etkilenirler, -40 ile +70 derece arası sıcaklıkta arası çalışırlar.

Jiroskop sensörü ivmeölçere benzemektedir. Fakat aralarında büyük bir fark bulunmaktadır. İvmeölçer cihazın ivmesini ölçmektedir. Jiroskop ise; 3 koordinatın (X, Y, Z) dönüş hızını ölçmektedir. Jiroskop ile dış koordinatları ivmeölçerdeki gibi

referans alınmaz. Gerçekleşen rotasyonel değerleri ölçmektedir. Eğer jiroskoplar rotasyonun hızını tek yön olarak tespit ediyorsa bu jiroskoplar tek yönlüdür. Rotasyonun hızı ise saniyede veya saatte elde edilen açı değeridir ($^{\circ}/\text{sec}$ veya $^{\circ}/\text{h}$).



Şekil 2.27 : Mekanik jiroskop.

Sensörün doğruluğu ve performansı çıkış hatalarına bakılarak ölçülür. Bunlar;

- Sapma (Bias),
- Ölçekleme faktörü hatası,
- Gürültüdür.

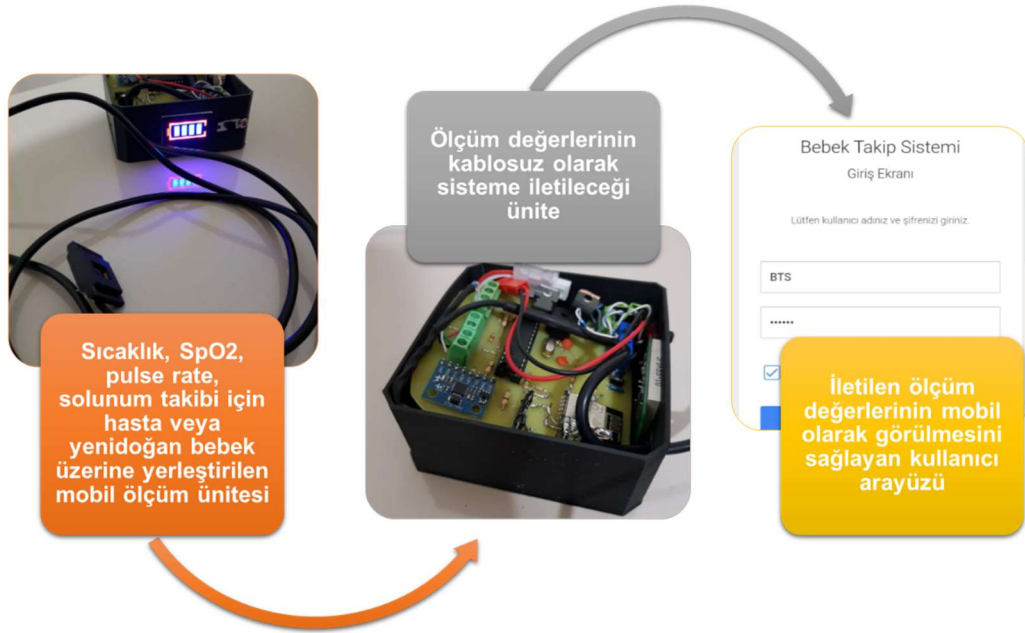
Jiroskopta gerçekleşen sapmasına (bias) ($^{\circ}/\text{saniye}$ veya $^{\circ}/\text{saat}$) ise ofset çıkış hatası denilmektedir. Ölçekleme faktörü hatası ölçülen değer ile doğru olan değer arasındaki oranın lineer sapmasıdır. Gürültüde sensörden doğru veri elde edebilmek için önemli faktörlerden birisidir. Genellikle sinyal integrasyonundan sonra gürültü rastgele davranmaktadır. Buna Random-Walk denilir. Sensörün doğruluğunu, performansını etkileyen bu faktörlerin hepsi sıcaklığa da bağlıdır. [54]

3. SİSTEM TASARIMI

3.1 Sistemin Genel Yapısı

Önerilen sistem ile yenidoğan bebeklerde SpO₂, pulse rate, oksijen saturasyonu, vücut sıcaklığı ve solunum takibinin uzaktan yapılabilmesi hedeflenmiştir. Sistem 3 ana kısımdan oluşmaktadır.

- Sıcaklık, SpO₂, pulse rate, solunum takibinin yapılacağı hasta veya yenidoğan bebek üzerine yerleştirilen mobil ölçüm ünitesi.
- Ölçüm değerlerinin kablosuz olarak sisteme iletileceği ünite.
- İletilen ölçüm değerlerinin mobil olarak görülmesini sağlayan kullanıcı arayüzü.



Şekil 3.1 : Tasarlanan sistemin genel yapısı.

3.2 Sistemde Kullanılan Elektronik Komponent ve Malzemeler

Devre kurulumunda aşağıdaki malzemeler kullanılmıştır.

- Atmega328p 8-Bit AVR Mikrodenetleyici
- ESP8266-12E Mikrokontrollü Wi-Fi Modülü
- MPU6050 3 Eksen Gyro ve İvme Ölçer Sensör
- MLX90615 Infrared Dijital Sıcaklık Ölçer Sensör

- MAX30100 Dijital Pulse ve SPO₂ Ölçer Sensör
- PCB Tipi Klemens
- Çeşitli Değerlerde Dirençler
- 16 MHz Kristal Osilatör
- 22 pF Kapasitör
- LM7805 – 5 Volt Gerilim Regülatörü
- LF33CV – 3.3. Volt Gerilim Regülatörü
- 2S 7.4 Volt Li-po Batarya
- PCB Tipi Klemens
- On/Off Switch

3.3 Sistem Tasarımında Kullanılan Yazılım Dilleri

Sistemi geliştirirken kullanılan programların ve kullanılan yazılım dillerinin tablosu alt kısımda görülen Çizelge 3. 1 gibidir.

Çizelge 3.1: Kullanılan yazılım dillerinin tablosu.

Platform	Geliştirme Ortamı	Kullanılan Dil
Mikrodenetleyici / Gömülü Yazılım	Sublime Text / C İde'leri	C, C++
Wifi Module / Gömülü Yazılım	Sublime Text / C İde'leri	C, C++
Web / Arayüz	Jetbrains WebStorm	HTML, CSS
Web / Backend	Jetbrains PhpStorm	PHP
Mobil Uygulama	Android Studio	Java
Elektronik Devre Tasarımı	Altium Designer	-
Veritabanı	PhpMyAdmin	SQL

3.4 Cihazın Açılışı, Wi-Fi Bağlantısı ve Çalıştırılması

Cihaz üzerinde bulunan açma/kapama butonu açıldığında bataryamız ilettime geçmekte ve devredeki hatlarımıza sinyaller ulaştırmaktadır. Şekil 3.2 de sistemin açma/kapama tuşu kısmı görülmektedir. Cihazın çalıştırma butonu açıldıktan sonra bir telefon ya da bilgisayardan cihazımızın oluşturmuş olduğu wi-fi ağına bağlamamız gerekmektedir. Bu wi-fi ağında cihazımızın etrafımızda bulunan hangi wi-fi'ye bağlanacağını seçimini yapmamız gerekmektedir. Cihazımızın oluşturmuş olduğu wi-fi ağının ismi 'BTS' ve şifresi '123456' dır. Bu ağa bağlandıktan sonra otomatik olarak karşımıza Şekil 3.3 de görülen bir ekran çıkacaktır ve en üstte yer alan Configure Wi-fi butonuna tıklamamız gerekmektedir. Burada etrafımızda yer alan wi-

fi ağırları sıralanacak ve bağlanmak istediğimiz wi-fi ağını seçip, şifresini girdikten sonra sistem bu ayarları otomatik kaydedecektir. Artık veritabanı/sunucu iletişimi için seçmiş olduğunuz internet ağını kullanmış olacaktır.



Şekil 3.2 : Tasarlanan sistemin açma kapama ve batarya göstergesi kısmı.

BTS üzerinde oturum açın 192.168.4.1 iPTA

Bebek Takip Sistemi
Giriş Ekranı

Lütfen kullanıcı adınızı ve şifrenizi giriniz.

BTS

WiFiManager

Configure WiFi

Configure WiFi (No Scan)

Info

Reset

BTS

.....

Beni Hatırla [Şifremi Unuttum](#)

Giriş

Şekil 3.3 : Sistemin wi-fi ağına bağlanması ve giriş ekranı.

3.5 Sistemin Enerji Tüketimi ve Batarya

Sistemde LiPo batarya tipi kullanılmıştır ve kullanılan batarya 2S olarak adlandırılan iki hücreli 7.4 Volt çıkış gücüne sahip 850 mAh kapasitededir. LiPo pil; lityum polimer pil olarakta bilinmektedir. Diğer pil türlerine göre daha fazla akım kapasiteleri

nedeniyle ve hücreli sistemleri ile elektronik cihazlarda, laptop, telefon gibi bir çok cihazda tercih edilmektedir. Ayrıca diğer pil yapılarına göre daha hafif ve küçüktürler. Bu yüzden sistemimizde bu pil türü tercih edilmiştir.

Cihazda 7.4 volt değerinde bir batarya tercih edilmesinin en büyük nedeni ise sistemde farklı voltajlarda güç kullanımınıdır. Devre kartı üzerinde kullanılan çeşitli modül, sensör ve mikro işlemcilerin farklı voltaj seviyelerinde çalışmalarından dolayı sistemin ana girişine 7.4 volt bir batarya ile güç sağlanmıştır ve devre kartı üzerinde 5 volt ve 3.3 volt çıkış veren iki farklı voltaj regülatörü ile giriş enerji sinyali hem regüle edilmiş hem de istenilen lojik seviyelere getirilip sistemde gerekli yerlere devre kartı üzerinden dağıtımını sağlanmıştır.

Sistemin saatlik enerji tüketimi oldukça düşüktür ve 850 mAh kapasiteli LiPo batarya ortalama aralıksız çalıştırmada 1 hafta yetebilecek şekilde öngörülmüş ve bu pil türünün seçimi yapılmıştır.

3.6 Yazılımsal Test ve Kalibrasyonlar Sistemde Nasıl Yapılmaktadır ?

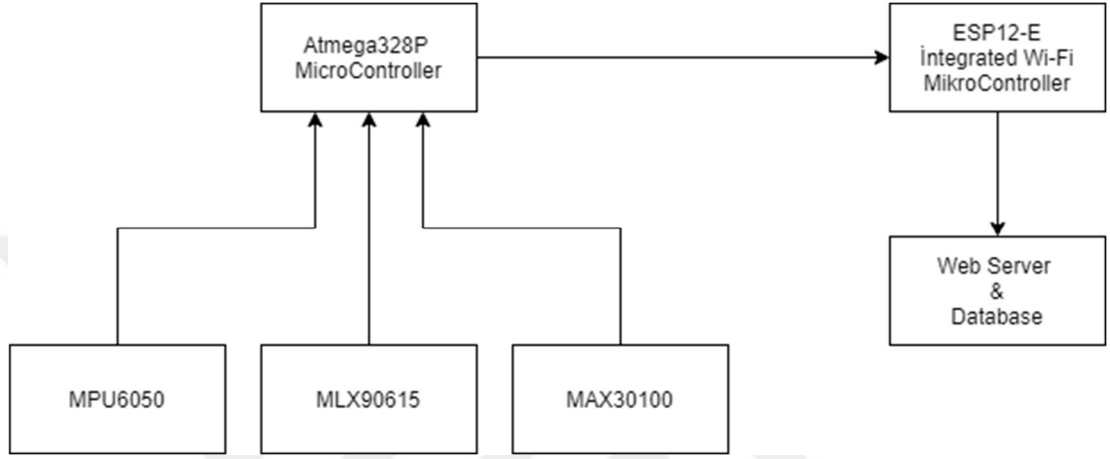
Sensörlerin ayrı ayrı test edilebilmesi için kendi datasheetlerinde verilen analizlerden ve sistemin yazılım kütüphaneleri içerisindeki test ve kalibrasyon kodları kullanılmaktadır. Bu kod parçacıkları sayesinde sensörler ortam şartlarına uygun bir şekilde ölçüm alabilecek vaziyete gelmektedir. Kalibrasyon ve tekli sensör test komutları üretici ya da ana kütüphane geliştirici tarafından sunulmaktadır. Tüm sensörler için elde ettiğimiz sonuçları sensörlerin teknik dökümanlarındaki sonuçlar ile karşılaştırma yapılmıştır.

3.7 Sistemin Mikrodenetleyici Bağlantı Şeması ve Çalışması

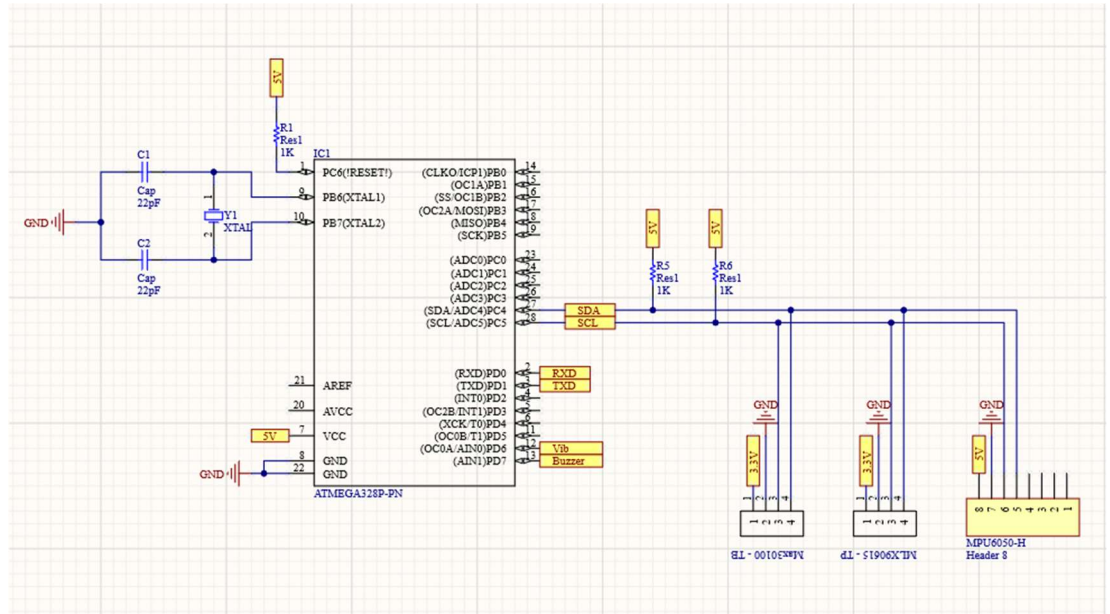
Sistemde iki adet mikrodenetleyici kullanılmıştır. Bu mikrodenetleyiciler; Atmel firmasının üretimi olan ATMEGA328P ve Espresif firmasının üretimi olan ESP-12E'dir. İki mikrodenetleyici kullanılmasının temel sebebi ise tasarladığımız sistemimiz için internet bağlantısı gerekesidir.

Birinci ve ana denetleyicimiz olan ATMEGA328P; sensörlerin çalışması ve ölçümlerin alınması ve bu veriler ile ilgili matematiksel tüm işlemleri yapmak ile görevlidir. MAX30100, MPU6050 ve MLX9015 gibi sensörler ve diğer tüm çevre birimleri bu mikrodenetleyicinin kontrolindedir.

İkinci denetleyicimiz ise ESP-12E' dir ve bu birim birinci denetleyiciden UART protokolü ile seri haberleşme yapıp ölçüm değerlerini almaktadır. Elde edilen ölçüm değerlerindeki de web sunucusuna iletmek ile yükümlüdür. Bu denetleyicinin kullanılmasının amacı dahili wi-fi internet modülünün olmasıdır. Bu sayede denetleyici internete bağlanarak web sistemimizin bulunduğu sunucuya ve veritabanına verileri iletebilmektedir.

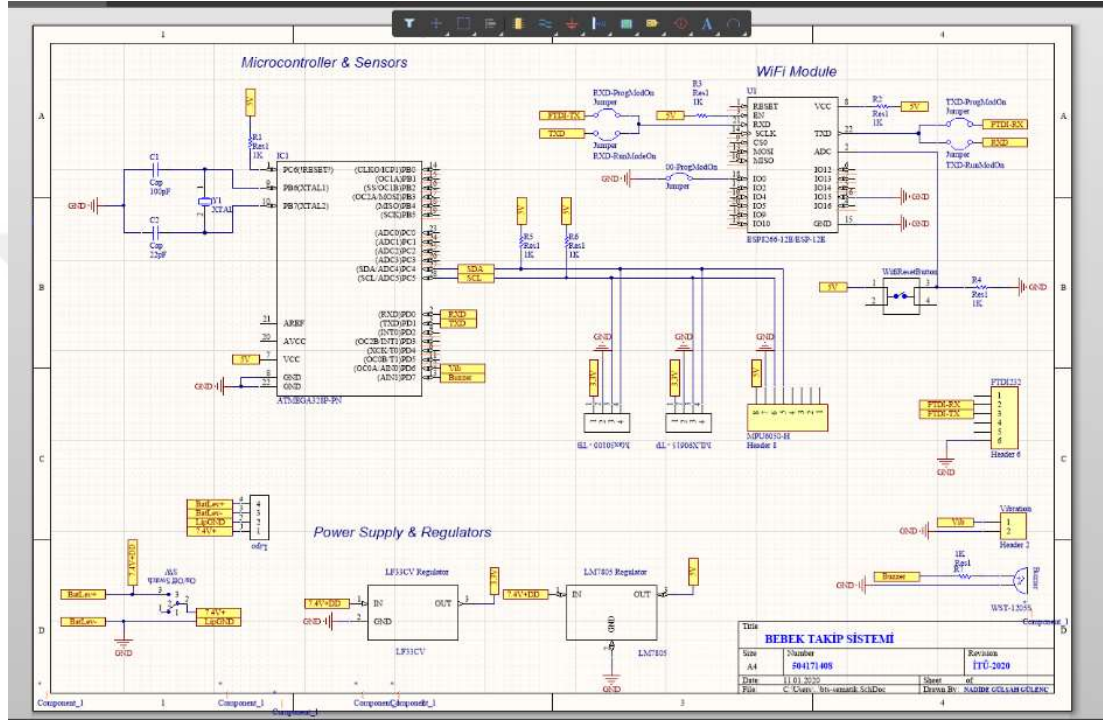


Şekil 3.4 : Sistemin çalışma diyagramı.

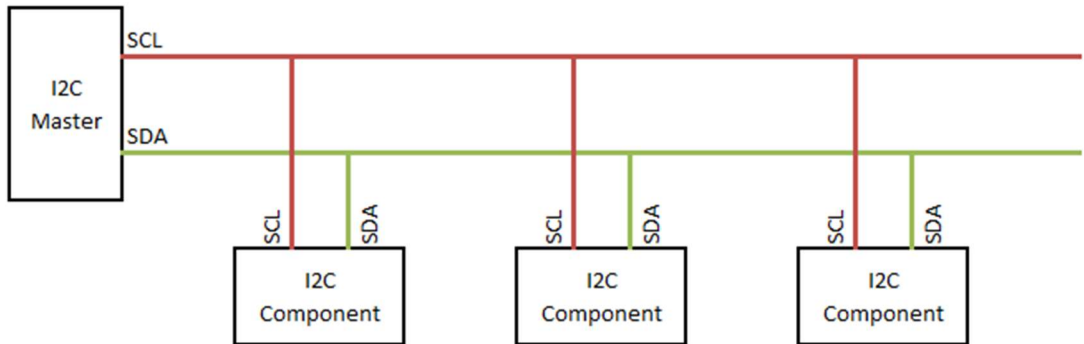


Şekil 3.5 : Atmega328P mikrodenetleyicinin çalışmada kullanımı ve şematik görüntüsü.

(serial clock-senkronizasyon için gerekli olan clock darbe hattı) hattı ise verilerin senkronizasyonunu sağlamaktadır. (Şekil 3.8) Burdaki pinlere MAX30100-TB (Nabız ve SpO2 ölçer sensörümüz), MLX90615-TP (İnfrared sıcaklık ölçerimiz), MPU6050 üç eksen ivme gyro için kullandığımız sensörleri gerekli olan datasheetlerde belirtildiği şekilde bağlantıları yapıldı. Devreye gerekli gerilimler verildi. Buzzer ve stretcher motorundanda devreye çıkışı verildi. [49,59]



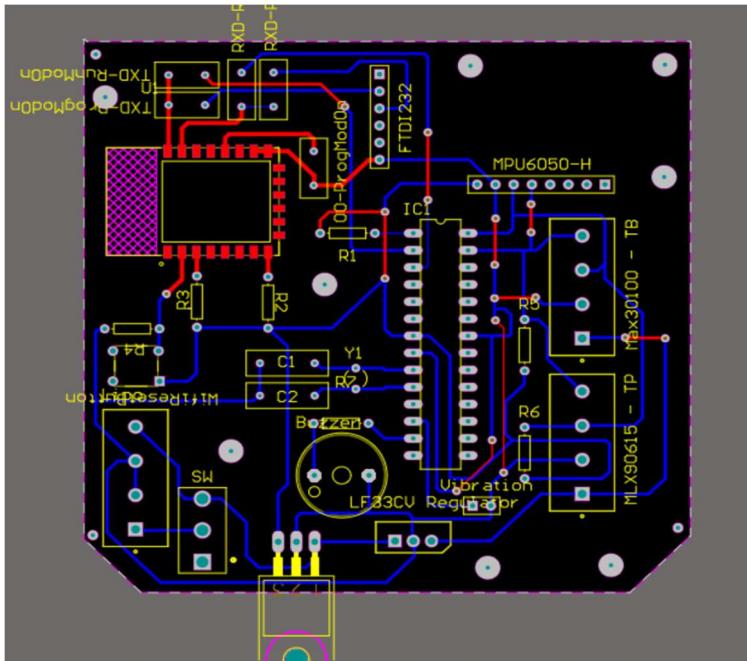
Şekil 3.7 : Elektronik devre tasarımı.



Şekil 3.8 : I2C haberleşme protokolü. [60]

Devrede aynı zamanda internete veri iletimini yapması için wi-fi modülü kullanıldı. ESP-12E modülü hem mikrokontrolcü olarak çalışabilen hemde üzerinde wifi

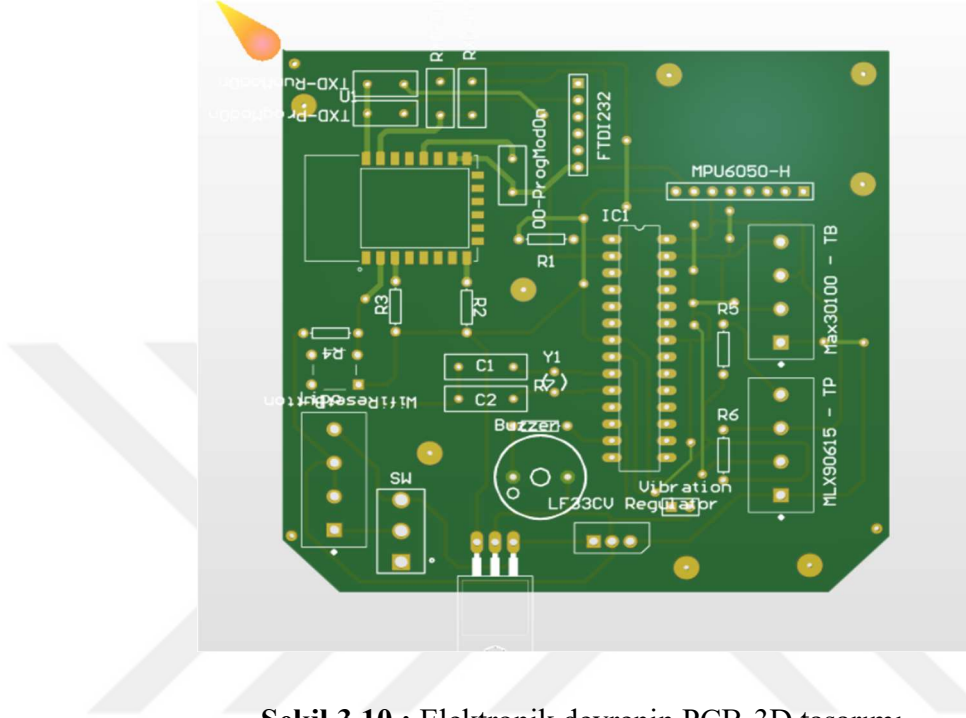
entegreleri bulunan bir modüldür. İki atmega ile birlikte çalışmaktadır. Atmega tüm verileri alıp işlemektedir. Kısaca; verilerin değerlendirilmesini atmega mikroişlemcisi yapmaktadır. Daha sonra nihai verileri wi-fi modülüne yollamaktadır. Wi-fi modülde sunucuya gönderip veri tabanına kayıt etmektedir. Wi-fi modülü yüzey montajlı bir eleman SMD'dir. Söküp takma gibi bir ihtimalimiz olmadığı için sadece bir sefer lehimleyip orda kalması gerekmektedir. Bu yüzden üzerinde programlamak için FTDI132 isminde bir modül kullanıldı. Bu modülü devreyi programlamamızı sağlıyor bir aracı modül olarak değerlendirebiliriz. Programlayıcı kartta denilebilir. RXD TXD pinleri ile wi-fi modülümüz haberleşmektedir. Devrede bir reset butonunda bulunmaktadır. Tüm ayarları kolaylıkla resetlenebilmesini sağlamaktadır. FTDI232 nin pinleri var. Buzzerın bağlantısının ve titreşim motorumuzun bağlantısıda devrede yapılmıştır. Bunlar dışında devre tasarımında gerekli olan bataryamız, pil seviye göstergemiz ve switch kullanıldı. 2 tane regülatörümüz bulunmaktadır. Bunlardan biri LM7805 diğeri LF33CV dir. 5 v ve 3.3 V gerilim regülatörleridir. Devrede regülatör koyulma sebebi ise; bataryadan 7.4 V seviyesinde gerilim alınmaktadır. Bizim bu seviyedeki gerilimi devreye iletebilmemiz mümkün değildir. Çünkü hem regüle edilmemiş bir sinyal hemde bizim kullandığımız sensörlerin mikroişlemcilerin optimum çalışma voltajları farklı seviyelerdedir.



Şekil 3.9 : Elektronik devrenin PCB tasarımı.

Şematik tasarımından sonra devrenin PCB tasarımında Altium Designer programında yapıldı. Şekil 3.9 ve Şekil 3.10'da tasarlanmış olduğumuz devremizin PCB tasarımı

görülmektedir. PCB tasarımında olabildiğince devre tasarımını küçültmeye çalıştık. Devre iki katlı bir devredir. Şekil 3.9’da görüldüğü gibi kırmızı hatlar devrenin üst katını oluşturmakta yüzey montajlı elemanlardır. Mavi olan hatlar elektronik devremizin alt katını oluşturmaktadır.



Şekil 3.10 : Elektronik devrenin PCB-3D tasarımı.

3.8.1 Altium designer programı

Altium Designer, 1985 yılında kurucusu olan Nick Marten tarafından piyasaya sunulmuştur. Baskılı devre kartları tasarlamak ve mühendislerin kullanımı için PC tabanlı bir elektronik tasarım yazılım programıdır. Eski adıyla Protel olarak bilinen Altium Designer programı Avustralya, Amerikan merkezli bir şirkettir. İçermiş olduğu birçok fonksiyon özelliği sayesinde her türden elektronik tasarım yazılımına ihtiyaç olan kişilerin tercih ettiği bir programdır. [61]

3.8.1.1 Temel özellikleri

Altium designer programının temel özellikleri maddeler halinde açıklanmıştır.

- Son teknoloji sert esnek board tasarımı için kolaylık,
- Güçlü veri ve kolay kullanılabilen yönetim araçları,
- Güçlü yönlendirme teknolojisi,
- 3D görsel ve boşluk kontrolü,

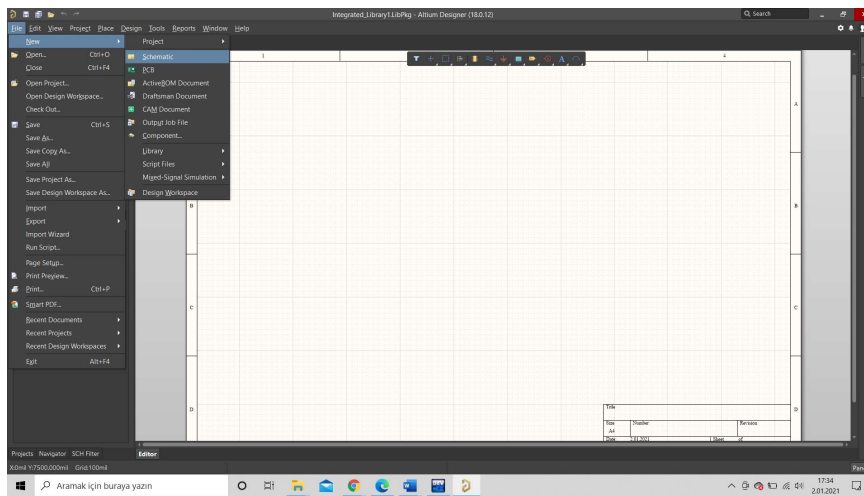
- Gerçek zamanlı maliyet tahmini ve takibi,
- 300.000'den fazla hazır bileşen içeren ECAD Kitaplığı,
- Kavramdan sonuç aşamasına kadar süren PCB ve FPGA seviyelerinde tasarım imkanı,
- Şematik tasarımdan PCB'ye ve PCB tasarımdan FPGA'ye eşleme imkanı ile proje yönetimi, sürüm kontrol özelliği ve tasarımı,
- Şematik tabanlı olan FPGA tasarımı için 68,000 bileşenden fazla tasarım kütüphanesi,
- Sinyal analizi ile hızlı tasarım özelliği,
- PADS, AutoCAD, Orcad® gibi programlar ile dosya transferi yapabilme vb. özellikleri bulunmaktadır. [62]

3.8.1.2 Kullanım alanları

Büyük sanayi kuruluşları, küçük işletmeler, PCB tasarım ve elektronik ürün geliştirme işi ile ilgilenen firmalar Altium Designer programını kullanmaktadır. Otomotiv, tıbbi cihaz tasarımı, elektrik/elektronik aletler, ev aletleri, havacılık ve savunma alanlarının imalat kısmında, her türlü elektronik cihaz tasarımı ve geliştirilmesinde, üniversiteler ve AR-GE kurumlarında Altium Designer programı kullanılmaktadır. [63]

3.8.1.3 Altium designer programında proje nasıl oluşturulur?

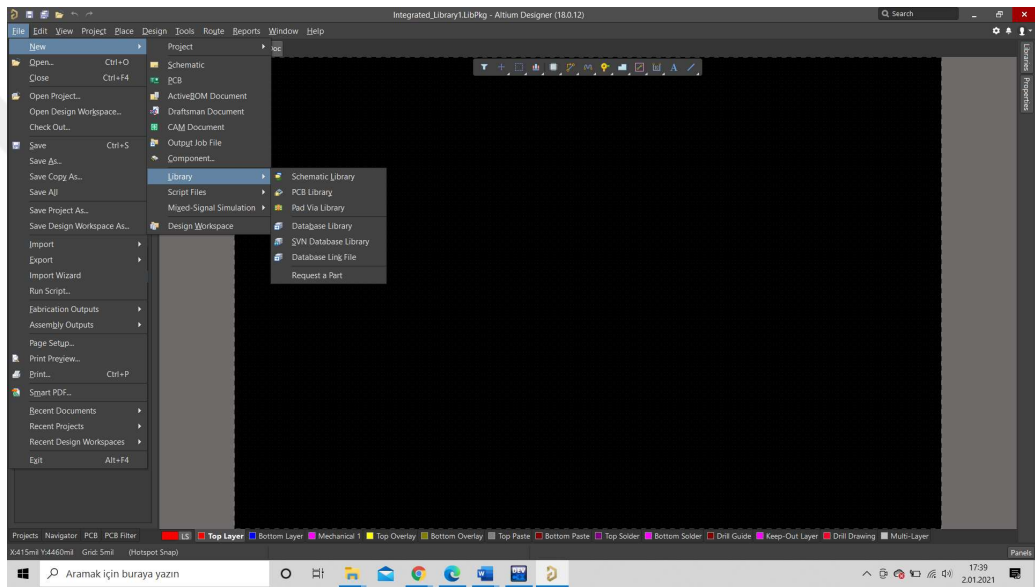
Altium Designer programı açıldıktan sonra Şekil 3.11 deki gibi şematik tasarım yapmak için *File-New-Schematic* kısmından sayfa açılır. *File-New-PCB* tasarımı yolu izlenerek PCB tasarım sayfası açılmış olur.



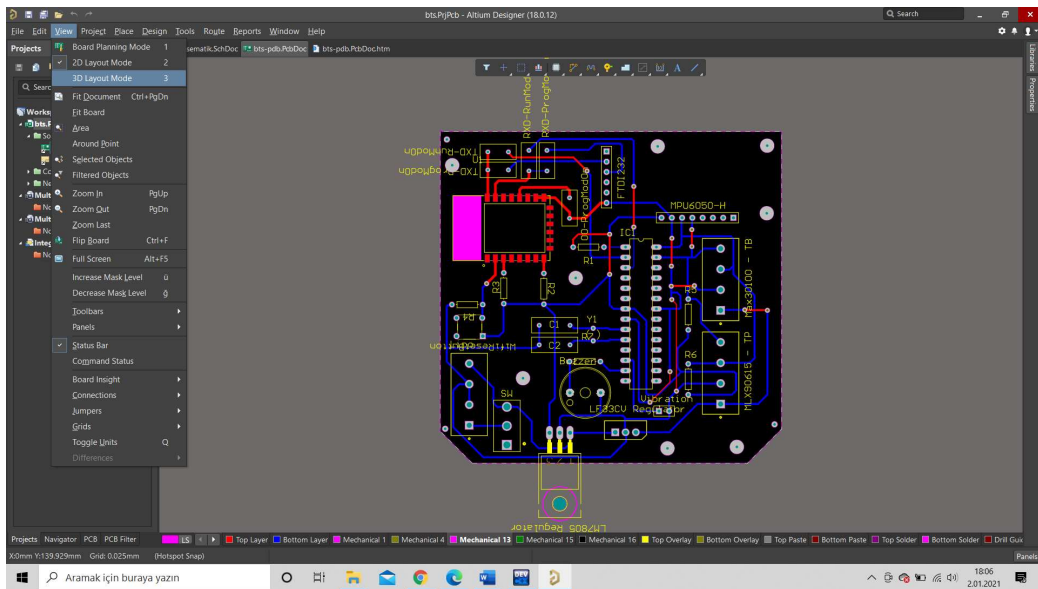
Şekil 3.11 : Altium designer programında proje oluşturma.

3.8.1.4 Altium kütaphanesi nasıl oluşturulur?

Tasarlayacağımız devre için kullanılması gereken bileşenler eğer Altium Designer programında hazır kütüphane olarak yer almıyorsa kütüphane oluşturmamız gerekmektedir. Kütüphane oluşturmak için ise *File-New-Library-Schematic Library* yolu izlenmelidir. *Place* sekmesinden de istenilen bileşenler kullanılarak yapmak istediğimiz devrenin kullanılacak elemanlarını seçerek yapılmaktadır. PCB kütüphanesi oluşturulması ise *File-New-Library-PCB Library* sekmelerine girilerek oluşturulur. *Place* sekmesinde yer alan bileşenler kullanılarak planlanan PCB tasarımı yapılabilir.



Şekil 3.12 : 3 boyutlu görüntü elde edilmesi.

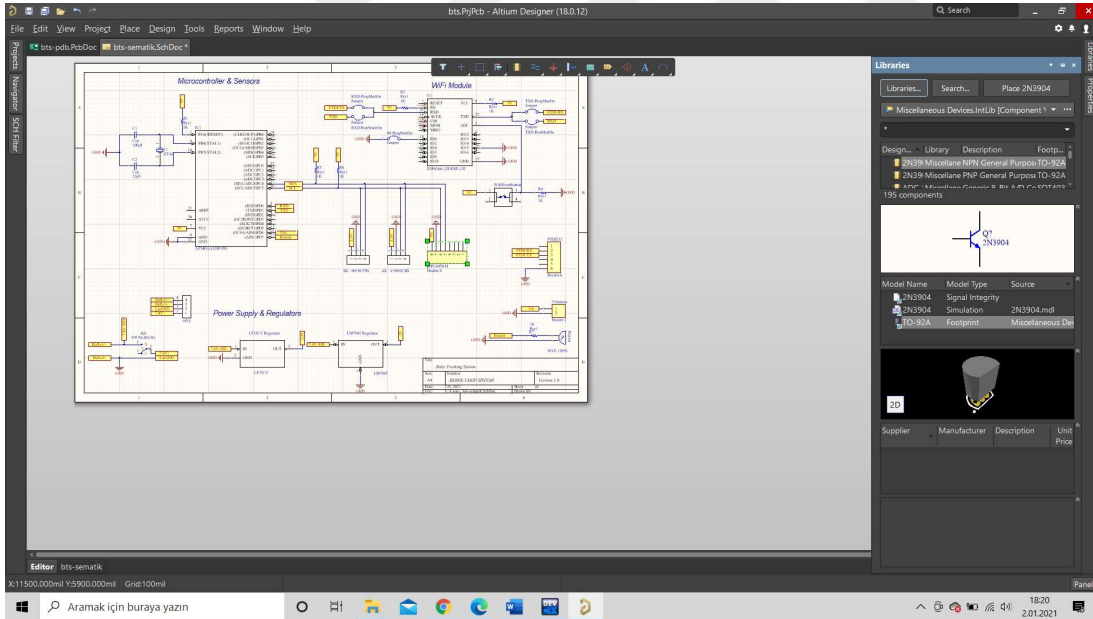


Şekil 3.13 : Sistem tasarımının 3D görüntüsü.

İstenirse 2 boyutlu görüntü elde edildikten sonra Şekil 3.12 görüldüğü gibi View-3D Layout Mode kısmına seçtiğimizde 3 boyutlu görüntüsü elde edilmiş olunur. Şekil 3.13 te ise; sistemin tasarımının 3D görüntüsü görülmektedir.

3.8.1.5 Altium designer devre çizimi

Altium Designer programında kütüphane elemanları oluşturulup sayfanın yan şeridinde bulunan Şekil 3.14'te görüldüğü gibi Library sekmesine basılır. Kütüphaneden kullanılması gereken bileşenler seçilip sayfaya sürüklenmektedir. Sayfanın üst kısmında yer alan bağlantı araçları kullanarak devre elemanları birbirlerine bağlanılarak devre çizimi gerçekleştirir. PCB tasarımda *File- New-Project- PCB Project* girişi yapıldıktan sonra PCB tasarım sayfası açılmış olunur. Daha sonra *Design- Import Changes* butonuna tıklanır ve otomatik olarak seçilen elemanlar PCB devrenin üzerine gelir. *Place* sekmesinde sayfanın üst kısmında yer alan bileşenler kullanılarak elemanlar bağlanabilir. Bu programda bu yolları izleyerek tek katlı devre, çift katlı devre ve çok katlı devre tasarımı yapılmaktadır.

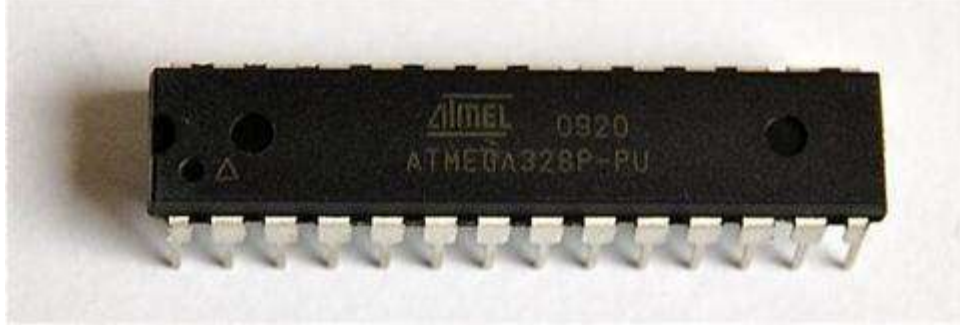


Şekil 3.14 : Sistem tasarımı için kütüphaneden eleman seçimi.

3.8.2 Atmega 328p 8-Bit AVR Mikrodenetleyici

Atmel şirketi ilk olarak 1993 yılında Intel 8051 tabanlı bir mikroişlemci geliştirmişlerdir. AVR seri olan mikrodenetleyicilerini ise 1996 yılında yapmışlardır. Atmega mikroişlemcileride AVR serisine aittir. 8 bitlik bir mikroişlemcidir. Atmega mikroişlemcilerinin 8,16,32,256,328 gibi çeşitleri bulunmaktadır. Bu çeşitteki sayısal

değerler arttıkça mikroişlemcilerin RAM, ROM ve FLASH belleğinin daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu mikroişlemciyi seçmemizdeki amacımız ise daha düşük güç tüketimi yapması ve buna karşılık yüksek bir performansı olmasıdır.



Şekil 3.15 : Atmega 328p Mikroişlemcisi [64]

3.8.2.1 Atmega328p mikroişlemcisinin teknik özellikleri

Kullanırken gerekli olan Atmega328p mikroişlemcisinin teknik bilgileri kısaca aşağıdaki maddelerde açıklandığı gibidir.

- 8 bitlik bir RISC işlemcisi vardır.
- 131 adet çoğu tek çevrimlik olan assembly kodları bulunmaktadır.
- 8 bitlik 32 adet kayıtçı bulunmaktadır.
- 20 MHz'e kadar olan çalışma hızı vardır.
- 1 kb EEPROM, 2 kb dahili RAM, 32 kb flash belleği vardır.
- I₂C ve SPI iletişim desteği bulunmaktadır.
- 10 bitlik 6 adet ADC bulunmaktadır.
- Programlanma özelliği olan seri USART vardır.
- Programlanma özelliği olan bir watchdog timer bulunmaktadır.
- Programlanma özelliği olan 23 adet giriş-çıkış portu vardır.
- 1.8 V- 5,5 V besleme özelliği vardır.
- Çalışma sıcaklığı -40° ile 85° arasındadır. [64]

3.8.2.2 Atmega328p mikroişlemcisine program yükleme

Atmega 328p mikroişlemcisi arduino uno gibi bazı geliştirme kartları ile birlikte kullanılarak programlanabilmektedir. Atmega328p mikroişlemci üzerinde arduino uno programları çalıştırılmaz. İlk olarak bu yüzden çalıştırmak için aşağıda belirtileceği gibi bazı yüklemeler yapmamız gerekmektedir.

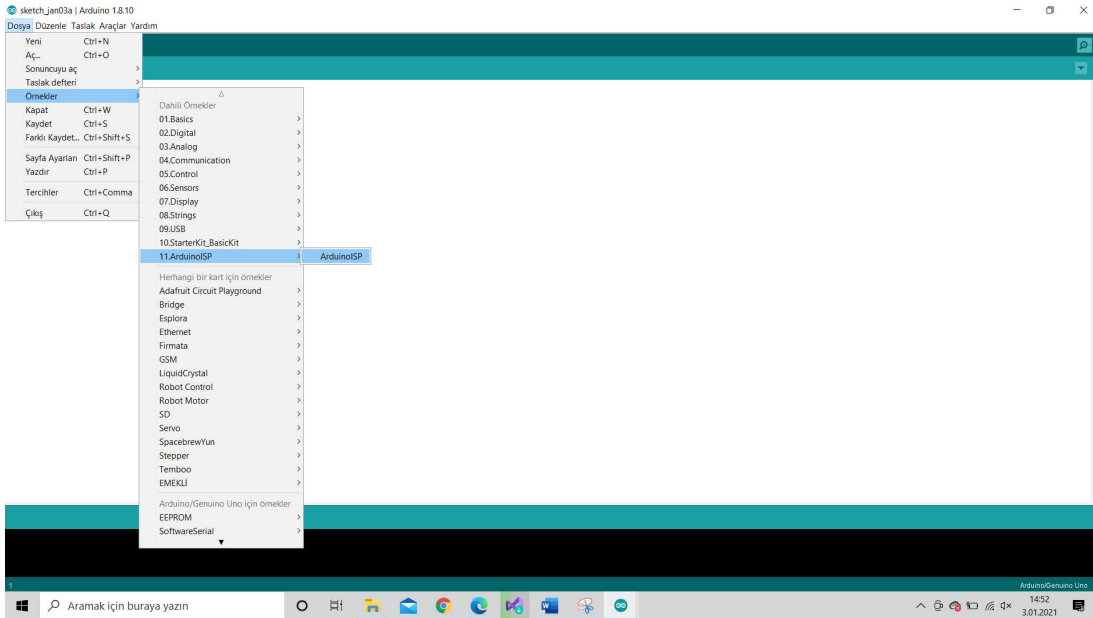
ATmega328 Pin Mapping

Arduino function	ATmega328 Pin	ATmega328 Pin	Arduino function		
reset	(PCINT14/RESET) PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)	analog input 5
digital pin 0 (RX)	(PCINT16/RXD) PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)	analog input 4
digital pin 1 (TX)	(PCINT17/TXD) PD1	3	26	PC3 (ADC3/PCINT11)	analog input 3
digital pin 2	(PCINT18/INT0) PD2	4	25	PC2 (ADC2/PCINT10)	analog input 2
digital pin 3 (PWM)	(PCINT19/OC2B/INT1) PD3	5	24	PC1 (ADC1/PCINT9)	analog input 1
digital pin 4	(PCINT20/XCK/T0) PD4	6	23	PC0 (ADC0/PCINT8)	analog input 0
VCC	VCC	7	22	GND	GND
GND	GND	8	21	AREF	analog reference
crystal	(PCINT8/XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC	VCC
crystal	(PCINT7/XTAL2/TOSC2) PB7	10	19	PB5 (SCK/PCINT5)	digital pin 13
digital pin 5 (PWM)	(PCINT21/OC0B/T1) PD5	11	18	PB4 (MISO/PCINT4)	digital pin 12
digital pin 6 (PWM)	(PCINT22/OC0A/AIN0) PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)	digital pin 11 (PWM)
digital pin 7	(PCINT23/AIN1) PD7	13	16	PB2 (SS/OC1B/PCINT2)	digital pin 10 (PWM)
digital pin 8	(PCINT0/CLKO/CP1) PB0	14	15	PB1 (OC1A/PCINT1)	digital pin 9 (PWM)

Şekil 3.16 : Atmega 328p datasheeti.[65]

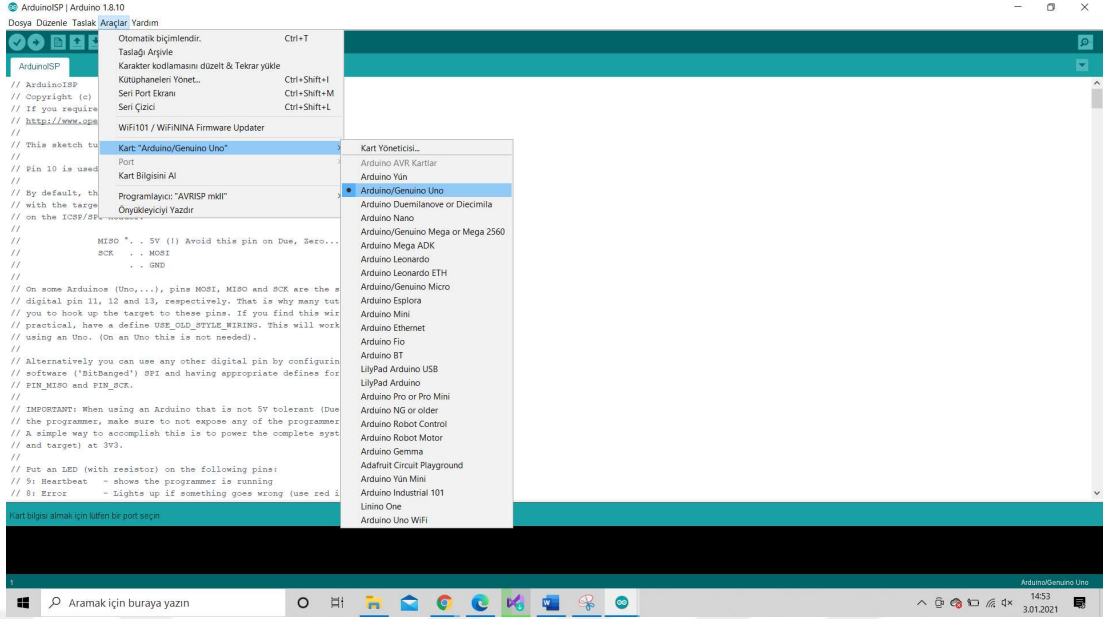
Mikroişlemcimize bootloader yükleme işlemini yapmadan önce programlama için kullanmış olduğumuz arduino uno kartımıza ilk olarak ISP programını yüklememiz gerekmektedir. ISP programını yükleme adımları aşağıdaki gibi gerçekleşmektedir.

IDE programını açmak için Şekil 3.17 de görüldüğü gibi sırasıyla *Dosya-Örnekler-Arduino ISP-Arduino ISP* seçilir.



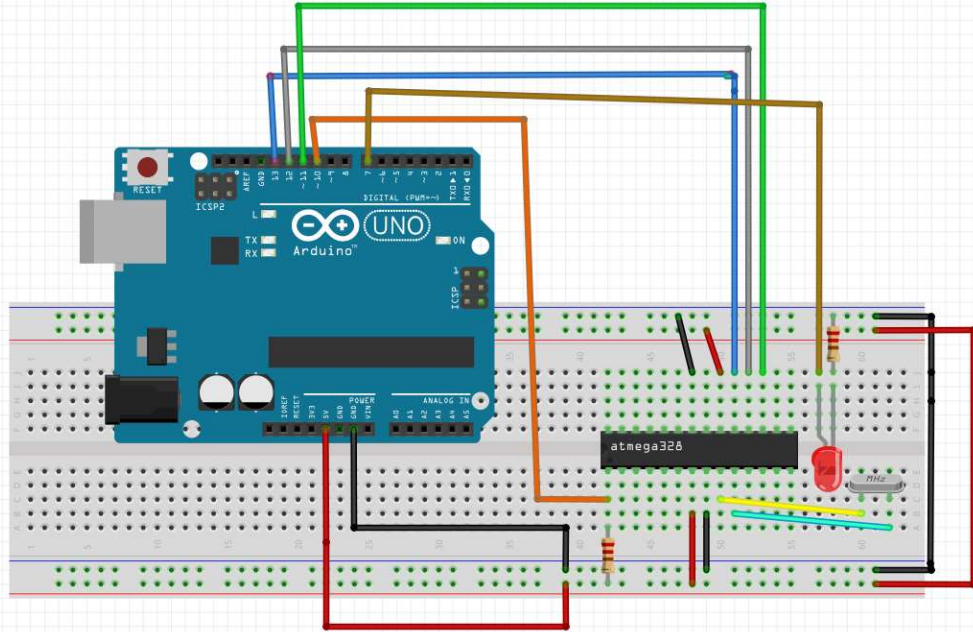
Şekil 3.17 : ISP programı yükleme adımları

Daha sonra ise Araçlar-Kart-Arduino Uno seçeneğini ile uno kartımızı seçmemiz gerekmektedir. Şekil 3.18 de görülmektedir.



Şekil 3.18 : Arduino Uno kartı seçilmesi.

Yine *Araçlar-Serial Port* seçeneği ile de arduinomuzun bağlı bulunduğu USB portunu ve *Araçlar-Programlayıcı-AVRISP mkII* seçerek işlemleri yapmaya başlayabiliriz. *Yükle* butonuna bastığımızda Arduino Uno kartımıza Arduino ISP programını yüklemiş oluruz. Böylece artık Arduino Uno kartımız Atmega328p işlemcisine bootloader yüklenebilmektedir.



Şekil 3.19 : ATMEGA328 ve Arduino uno bağlantısının fritzing programında çizimi.

Bootloader yüklememiz için arduino ile mikroişlemci arasında bağlantıları Şekil 3.19 da görüldüğü gibi yapıldı. Devre kurulduktan sonra ise aşağıdaki adımlar izlenmiştir. *Tools-Burn Bootloader* butonunu seçerek bootloader yüklemesi gerçekleştirilir. Burada yüklemenin başarılı olup olmadığını anlamak için bir led takıldı. Led yanıp söndüğünde program yüklemesi tamamlanmış olduğu anlaşılmaktadır. “Done burning bootloader” yazısı durum çubuğunda yer aldığı da işlemi tamamladığımız anlamına gelmektedir. Böylece Arduino uno programlarını yükleyebileceğimiz bir mikroişlemci elde etmiş olduk. Bu işlemlerden sonra Atmega328p mikroişlemcimizi ya arduino kartı üzerine yada bir devre düzeneği kurarak programlanabilmektedir.

Arduino kartından kodlarını yazmış olduğumuz yeni sketch yüklemesini yapmak için ise şu seçimleri yapmamız gerekmektedir.

Araçlar-Kartlar-Arduino Nano w/Atmega328 seçilir. Daha sonra *Araçlar-Seri Port* kısmında arduinomuzun bağlı olduğu portu seçmemiz gerekmektedir. Yükle butonuna bastığımızda ise artık yazmış olduğumuz sketch’imiz mikroişlemciye yüklenmiş olmaktadır.

3.8.3 ESP8266-12E mikrokontrollü wi-fi modülü

Espressif System tarafından üretilen ESP-12E wi-fi teknolojisi olan, küçük boyutlu olmasına rağmen yüksek performanslı, düşük güç tüketen bir mikrokontrollü modüldür. Kablosuz ağ ile bağlanabiliyor ve istenirse ağ erişim noktasında kurulabilmektedir. Veri aktarımı, paylaşımı için kullanılmaktadır. [66]



Şekil 3.20 : Wi-fi modülü. [66]

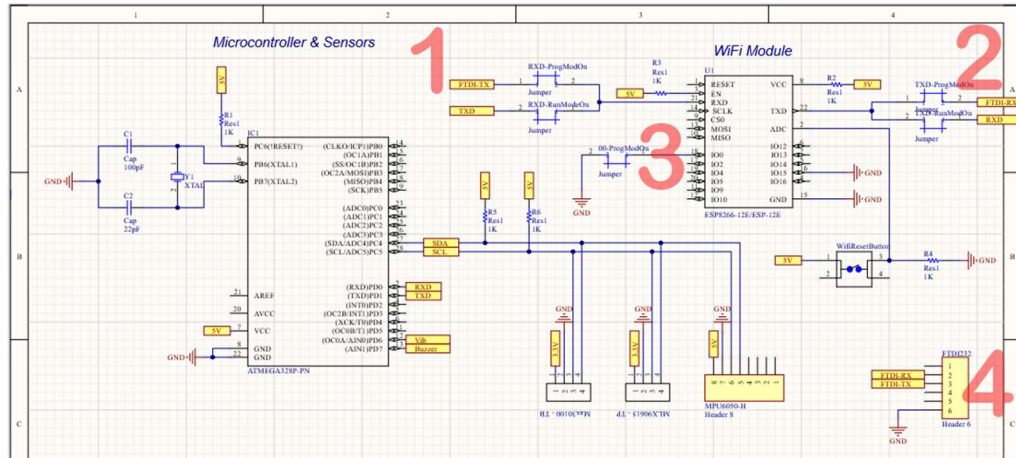
3.8.3.1 ESP12-E wi-fi modülünün sistemdeki bağlantısı

ESP12-E'nin iki farklı çalışma modu vardır. Bu çalışma modlar üzerindeki programı çalıştırdığı bir mod ve sadece üzerine kod yüklenmesine izin verdiği bir moddur. Şekil 3.22'deki devre şemasında görüldüğü gibi ESP12-E 'nin etrafında ProgModOn – RunModOn şeklinde takılıp çıkartılabilen jumperlar bulunmaktadır. Bu jumperlar aracılığı ile ESP12-E'yi istediğimiz zaman çalışma moduna istediğimiz zamanda kod yükleme moduna getirebilmekteyiz. Kontrolcüyü programlama moduna aldıktan sonra yine devre şemasında görüldüğü gibi boş bırakılmış FTDI çıkışları bulunmaktadır. Bunlar ESP'yi programlayabilmek için boş bırakılmış pinlerdir. Bu pinlere FTDI232 kodlu programlayıcı modülümüzü bağlayarak kod yükleme işlemini Arduino IDE programı ile gerçekleştirdik.



Şekil 3.21 : FTDI232 modülü.

Şekil 3.21 de görüldüğü gibi FTDI232 üzerinde MAX232 entegresi barındıran bir basit modüldür yani programlama modülüdür. Arduino vb. geliştirme kartlarında üzerinde bu entegre bulunmaktadır. Ancak ESP üzerinde bu entegre dahili olarak olmadığı için harici programlayıcı olarak bu modül kullanılmaktadır. Bu entegre aracılığı ile RX-TX pinleri üzerinden kod yüklemesi yapılmıştır.



Şekil 3.22 : ESP programlama ve FTDI gösterimi.

1 Numaralı Alan : RX pininin programlama mı yoksa run modunda mı çalışacağı fiziksel jumper ile seçilmektedir. Programlama modunda hat FTDI 'a gider. Run Modunda ise hat Atmega mikroişlemcisine gitmektedir. (RX-TX pinleri üzerinden atmega ile arasında seri haberleşme yaptığı içindir.)

2 Numaralı Alan : TX pininin programlama mı yoksa run modunda mı çalışacağı fiziksel jumper ile seçilmektedir. Programlama modunda hat FTDI 'a gider. Run Modunda ise hat Atmega mikroişlemcisine gitmektedir. (RX-TX pinleri üzerinden atmega ile arasında seri haberleşme yaptığı içindir.)

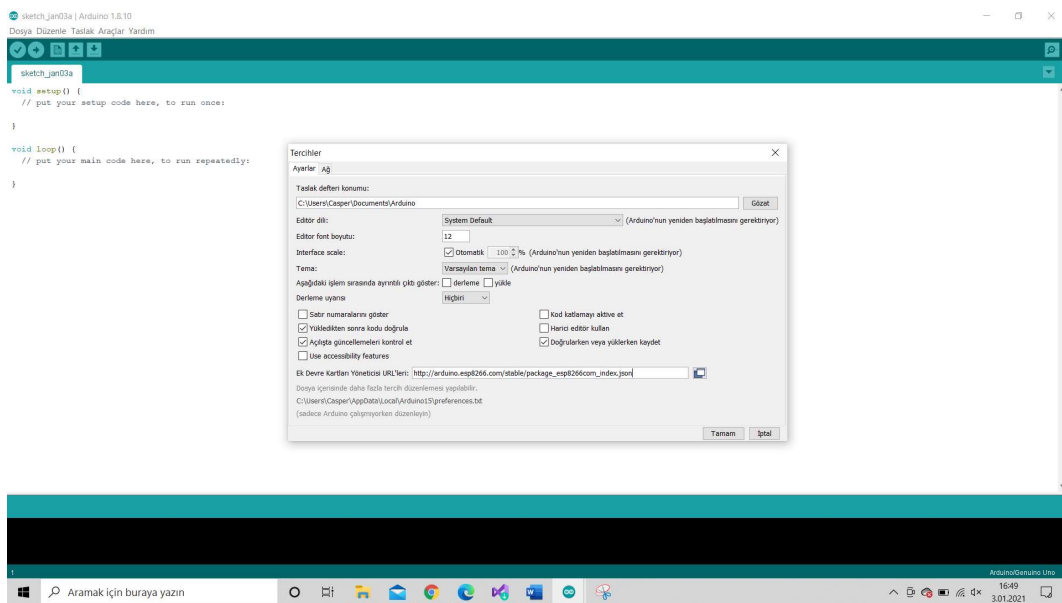
3 Numaralı Alan : Bu Pin GND bağlantısına çekildiğinde ESP kendini programlama moduna alır. Bu pin toprağa çekilmediğinde ise daima run modunda çalışmaktadır.

4 Numaralı Alan : ESP wi-fi modülünü programlamak için kullanılan FTDI232'nin soket girişidir. Bu soket girişi kullanılarak üzerinden FTDI232 bağlanarak ESP'ye kod atılmaktadır.

3.8.3.2 ESP12-E'ye kod nasıl yüklenir?

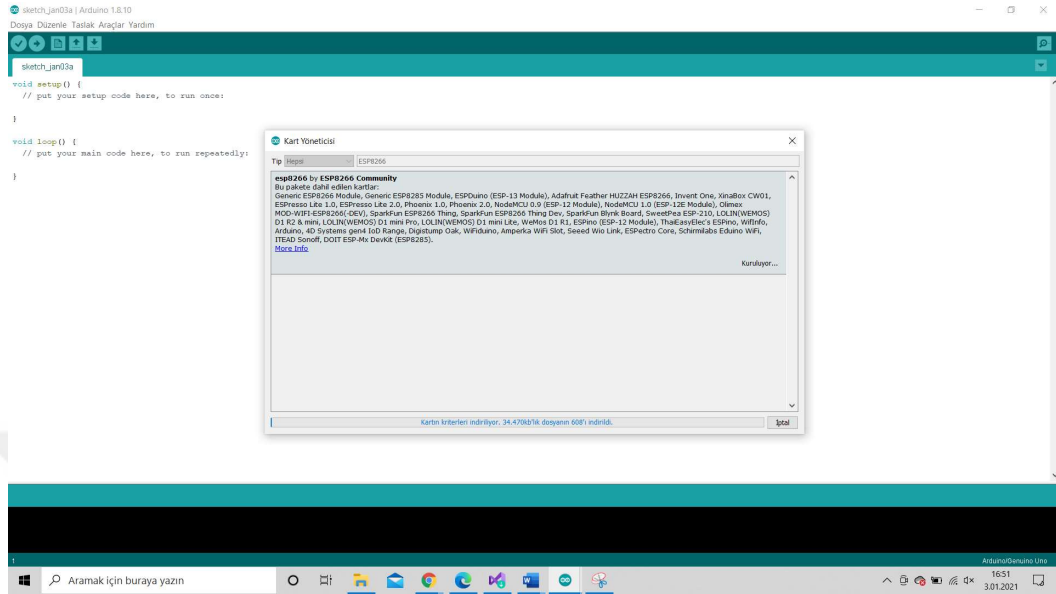
ESP8266 Mikrokontrollü Wi-fi Modülü Arduino programı üzerinden programlanmıştır. Bu programlama işlemini gerçekleştirebilmek için ise ESP8266 kart yöneticisi olarak Arduino programında yüklememiz gerekmektedir.

İlk olarak Şekil 3.23'te görüldüğü gibi *Dosya-Tercihler* kısmına giriş yapılarak ESP8266 Arduino kütüphanesinin indirilmesi gerçekleştirildi.



Şekil 3.23 : ESP8266 arduino kütüphanesinin programa eklenmesi.

Arduino programında da *Araçlar-Kart-Kart Yöneticisi* kısımlarına girilerek sisteme entegre etmek amacıyla ESP8266 by ESP Community kısmı yazılıp programa yükleme işlemi gerçekleşir.

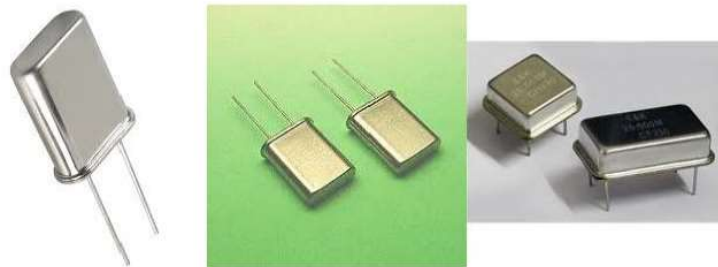


Şekil 3.24 : ESP8266 arduino kütüphanesinin programa eklenmesi.

Bu yüklemenin ardından *Araçlar-Kart-Generic ESP8266 Module* seçildi. Daha sonra yazılan kod wi-fi modülüne yükleme işlemi gerçekleştirilerek programlama işlemi yapıldı.

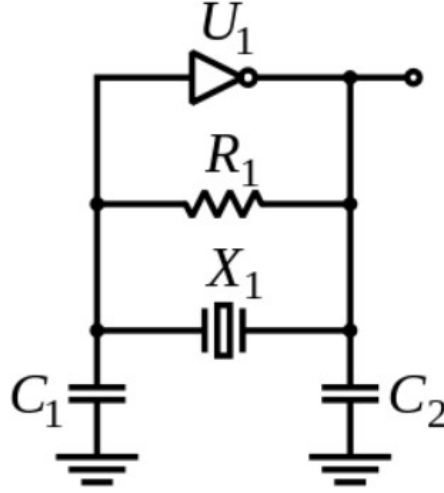
3.8.4 Kristal osilatör devresinin amacı

Osilatörlerdeki frekans kararlılığı çok önemlidir. En kararlı frekans aralığına sahip olan kristal osilatörlerdir. Osilatörler sabit frekansta kalmasına ise frekans kararlılığı denilmektedir. Kristal, piezoelektrik etkisi ile çalışabilen elemandır. Rochelle tuzu, quartz (kuartz) ve turmalin doğal özellik gösteren kristal elemanlardır. Genellikle komplike devrelerde frekans kararlılığı maksimum seviyede olması istenir. Bu sebeple genellikle osilatör olarak quartz (kuartz) kristali kullanılmaktadır. [67]



Şekil 3.25 : Kristal osilatörler. [67]

Şekil 3.26 da görülen kristal osilatör devresi kullanılan en genel ve en basit devre yapısıdır. Opamplı ve transistörlü kristal osilatör devreleri bulunmaktadır. [68]



Şekil 3.26 : En temel kristal osilatör devresi. [68]

Osilatör devrelerinin kullanım amacı ise; karışık sistemlerde yer alan her elemanın görevini düzgün bir şekilde yerine getirmesi için sinyallere ihtiyaç duyulmaktadır. Mikrodenetleyici olan bir devrede programın çalışması için kare dalganın tetiklemesi sağlanmalıdır. Kısaca, istenilen yerde osilatörler istenilen miktarda ve türde bir sinyal üretimi sağlayarak devrede yer alan elemanların, sistemin ihtiyaçlarını gidermektedir. [69]

3.8.5 Haberleşme protokolleri

3.8.5.1 I²C Protokolü

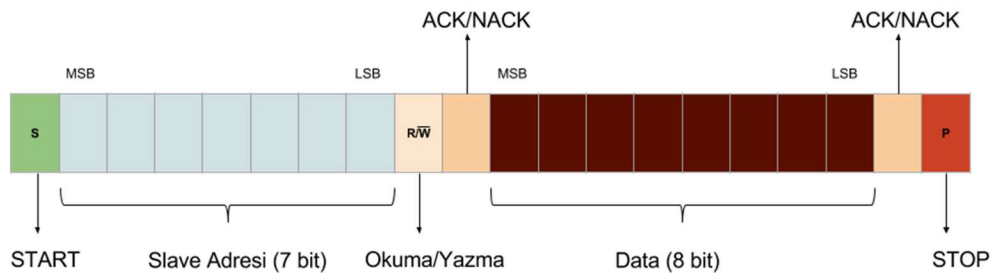
Philips (NXP) firması tarafından oluşturulan I²C protokolü SDA ve SCL pinleri üzerinden iletişim kurmaktadır. Eğer entegre içerisinde I²C sistemi olursa bu protokol kullanılır yoksa kullanılamaz. I²C protokolünde “master” yönetici MCU lara, “slave” ise yönetilen diğer parçalardır.

I²C protokolünün kullanım amacı; çok fazla sayıda pin ayrılması gereken elemanlar ile bu protokol sayesinde sadece 2 adet pin aracılığıyla kullanılmasıdır. Birçok EEPROM, RTC, RAM vb. parçalar ile bağlanarak kullanılabilir. I²C protokolü ile 10 bit adresleme yaklaşık 1024 cihaza kadar kullanılmaktadır ve bu iletişim iki tel kablo ile kurulabilmektedir. Bu protokole sahip olan her elemanın ayarlanmış bir kimliği ya da bir adresi vardır. Bu sayede master hangi cihazlar ile iletişim kuracağını seçmektedir. [70,71]

Çizelge 3.2: I²C protokolünün olumlu ve olumsuz tarafları.

Olumlu Tarafları	Olumsuz Tarafları
Esnek yapıda olması, sistem içinde birkaç master/slave ve master parça eklenebilinerek istenilen şekilde geliştirilebilmektedir.	Diğer paralel haberleşme sistemlerine göre hızları daha sınırlıdır.
Adrese bağlı olarak seçim yapmaktadır. Fazla bir pine ihtiyaç gerekmemektedir.	Çok fazla pull-up direnci konulursa PCB lerde alan sıkıntısına sebep olmaktadır.
Hatayı tespit etmek için NACK ve ACK bulunmaktadır.	Üretilirken parça adresleri tanımlanırsa adres çakışma yaşanmasıdır.
I ² C protokolüne sahip tüm elektronik elemanlar ile hız gözetmeksizin çalışmaktadır.	
Sade bir bağlantısı bulunmaktadır. Birden çok parça kullanılsa dahil sadece 2 hat üzerinden bağlantı gerçekleşmektedir.	

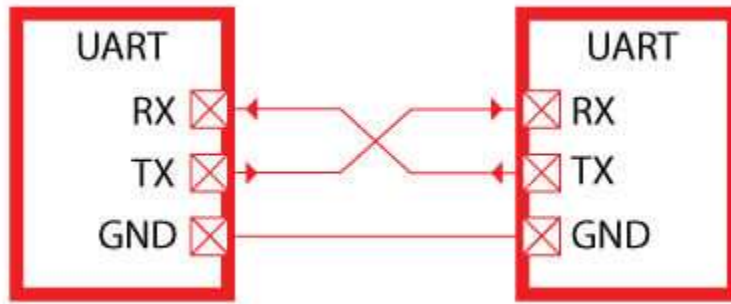
I²C iletişim aşamaları; verinin transferi esnasında SDA hattında yer alan verinin, SCL hattında lojik 0 iken değişir fakat 1 olduğunda değişmez. SCL lojik değeri 0'dan 1'e geçtiğinde ise veri örneklenmiş olmaktadır. Yani, SCL lojik 1 olduğunda SDA lojik seviyesi değişirse iletişim başlamış veya sonlandırılmış olmaktadır. İletişim; I²C üzerinde 8 bitlik olan paketler halindedir. Daha sonra alıcı tarafı 9. bit olarak bir ACK/NACK (onay biti) gönderir. Lojik 1 NACK, lojik 0 ise ACK anlamına gelir. Master ve slave için ise NACK ve ACK değerlerini şöyle açıklayabiliriz. Veriyi gönderen master ve alıcı slave tarafında ise, slave tarafından yollanan ACK verisinin doğru alındığını göstermektedir. NACK olduğunda ise bir sorun olduğuna işaret eder. Veriyi gönderen slave ve master tarafında yeni veri paketi talep ederse ACK, etmezse eğer NACK göndermektedir ve daha sonra iletişim durmaktadır. Slave ve master arasında gerçekleşen bu 1 byte'lık alışveriş SDA üzerinde gerçekleşen gidip gelen bir veri ile olup Şekil 3.27 de gösterilmiştir. [71]



Şekil 3.27 : I²C ile iletişim aşamaları. [71]

3.8.5.2 UART protokolü

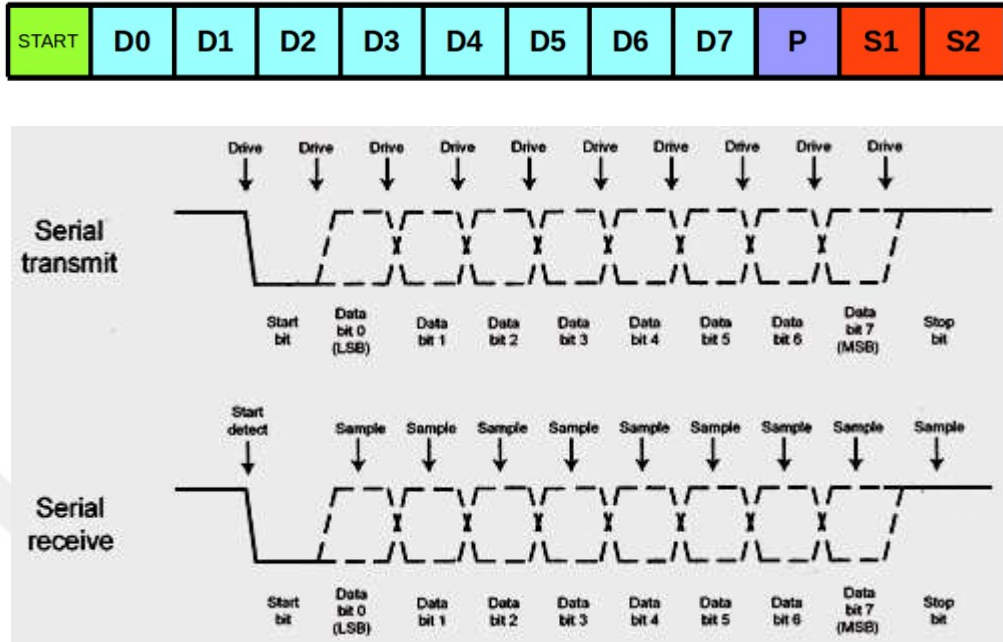
UART; evrensel bir asenkron yani eş zamanlı olmayan alıcı vericidir. Bu protokolde verici tarafında paralelden seriye bir veri dönüşümü, alıcı tarafında ise seriden paralele bir veri dönüşümü gerçekleşmektedir. Evrensel bir seri iletişim cihazıdır. Aktarım ve veri hızı gibi parametreler düzenlenebilir. UART; SPI ve I²C haberleşme yöntemlerine zıttır. Kendisine ait bir saatli alıcısı ve vericisi bulunmaktadır. Harici olan sürücü devresi tarafından elektriksel sinyal seviyeleri gerçekleşmektedir. Alıcı ve verici arasındaki senkronizasyonu ise veri kelimelerinin başında ve sonunda bitler kullanmasıdır. UART haberleşme protokolünün yaygın kullanılmasının sebebi ise Şekil 3.28 de görüldüğü gibi mikrodenetleyicilere entegre ederken iletişim için gerekli sadece üç kablo olmasıdır. UART tabanlı haberleşme; gönderici durumunda olan UART, CPU'dan paralel bir şekilde verileri alıp seri verilere dönüştürmektedir. Bu seri olan veri alıcı olan cihazda UART'a iletilmektedir. Alınan seri veriler ise tekrar paralel verilere dönüştürülerek CPU'ya iletilmektedir. Seri bir şekilde veri ileten verici UART protokolünde yer alan TX pime, seri bir şekilde veriyi alan alıcı ise UART protokolünde yer alan RX pime iletilmektedir. GSM modemleri, RFID tabanlı uygulamalarda, GPS alıcılarında bu protokol yaygın kullanılmaktadır. [72]



Şekil 3.28 : UART haberleşme protokolü bağlantısı. [73]

UART protokolünde haberleşme gerçekleşirken veri taşıma hızı dediğimiz baudrate ayarlanması gerekmektedir. Bu kullanacağımız verimizin saniyede taşınacak byte değerini belirlememizi sağlar. Örneğin veri taşıma hızı olarak 9600 seçersek saniyede yaklaşık olarak 9600 byte veri iletimi olacaktır. Veri iletimi gerçekleşirken Şekil 3.29 da görüldüğü gibi bir yapı kullanılmaktadır. Haberleşme işleminde ilk olarak başlangıç biti gönderilir, sonra data bitleri gönderilmektedir. Data bitinden sonra parity ve ardından bitiş biti gönderilmektedir. Bu haberleşme protokolünde veri taşıma hızının

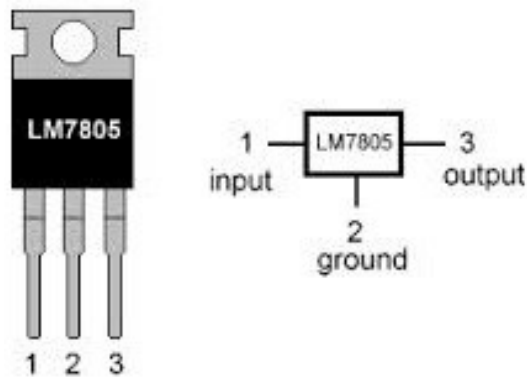
alıcı ve vericide aktarımda oluşacak hataları en aza indirmek için aynı olması tercih edilmektedir. [72,73]



Şekil 3.29 : UART ile iletişim aşamaları. [73]

3.8.6 LM7805-LF33CV regülatörleri hakkında

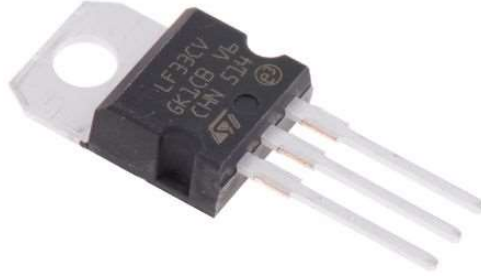
LM7805 regülatörü sabit olarak 5V çıkış vermektedir. Şekil 3.30 da görüldüğü gibi üç bacaklı olan pozitif bir voltaj regülatörüdür.



Şekil 3.30 : LM7805 regülatörü. [74]

LM7805 regülatörünün 1 numaralı bacağı giriştir. Bu bacadaki 7 Volt ile 35 Volt arasında voltajlar uygulanmaktadır. 2 numaralı bacak topraktır. 3 numaralı bacak çıkıştır. Bu bacadan sabit olarak 5 Volt alınıp devre düzeneğine verilmektedir. LM7805 regülatörünün üstünde yer alan metalin işlevi ise; üzerinde yer alan fazla enerjiyi ısı yoluyla dağıtmaktır. Herhangi bir zemine civata aracılığıyla

sabitlenmesidir. 2 numaralı bacak toprak olup istenirse şase imkanında zemine sağlamaktadır.



Şekil 3.31 : LM33CV regülatörü. [75]

LM33CV regülatörü ise sabit olarak 3.3 V çıkış vermektedir. 3 adet pinden oluşmaktadır. Maximum giriş voltajı 16 Volttur. Maksimum çıkış akımı ise 500mA'dır.

3.9 Sensörlerde Kullanılan Filtreleme Yöntemleri

3.9.1 MAX30100 sensöründeki filtreleme yöntemi

İlk olarak sensörün düzgün çalışıp çalışmadığını öğrenmek amacıyla kütüphanesinde bulunan Max30100 test örneğini çalıştırdık. Bu testi çalıştırdığımızda karşımıza Şekil 3.32 de görüldüğü gibi yazı çıktığında sensörün test edilip düzgün çalışmış olduğunu sensörle ilgili herhangi bir sorun olmadığını tespit ettik.

```
Initializing MAX30100..Success
Enabling HR/SPO2 mode..done.
Configuring LEDs biases to 50mA..done.
Lowering the current to 7.6mA..done.
Shutting down..done.
Resuming normal operation..done.
Sampling die temperature..done, temp=24.94C
All test pass. Press any key to go into sampling loop mode
```

Şekil 3.32 : Sensör testi sonucu çıkan yazı.

Sensörün alınan sinyalin geçtiği aşamalar ise aşağıdaki gibidir. Sinyallerden 50/60 HZ gürültü filtrelendi. Nabızı tespit etmek için sadece IR sensör yeterlidir ama biz bu çalışmada hem nabız hem de SpO₂ değerini tespit ettik. Bu sebeple, oksijen doygunluğu için çalışmada hem IR hem de kırmızı led aktif hale getirmemiz gerekmektedir. LED'lerin örnekleme oranları, darbe genişlikleri değiştirilerek ADC çözünürlüğünü de değiştirmiş oluruz. Darbe genişlikleri ve örnekleme hızları

doğrudan birbirleriyle ilişkilidir. Bu veri seçimlerinin de rastgele yapamayız. Datashette verilen çizelge 3.3 ve çizelge 3.4 de gösterilen seçimlerle yapılandırabiliriz. [76,77]

Çizelge 3.3: SpO₂ mod örnekleme hızı ile darbe genişliği tablosu.

Örnekler (her saniye)	Pulse Genişliği (µs)			
	200	400	800	1600
50	O	o	O	o
100	O	o	O	o
157	O	o	O	
200	O	o	O	
400	O	o		
600	O			
800	O			
1000	O			
Çözünürlük (bits)	13	14	15	16

Çizelge 3.4: Kalp atımı mod örnekleme hızı ile darbe genişliği tablosu.

Örnekler (her saniye)	Pulse Genişliği (µs)			
	200	400	800	1600
50	O	o	O	O
100	O	o	O	O
157	O	o	O	
200	O	o	O	
400	O	o		
600	O	o		
800	O	o		
1000	O	O		
Çözünürlük (bits)	13	14	15	16

SPO₂ ve kalp atış hızını düzgün bir şekilde elde edebilmek için önce DC sinyalini filtrelememiz gerekmektedir. Bu işlem için ise aşağıda belirtilen denklem 3.1 ve denklem 3.2 kullanılarak yapılmaktadır.

$$w(t) = z(t) + \alpha * w(t - 1) \quad (3.1)$$

$$y(t) = w(t) - w(t - 1) \quad (3.2)$$

y(t): filtrenin çıkış sinyalidir.

x(t): sinyalin girişidir.

w(t): ara değerdir.

α : fitrenin yanıt sabitidir.

α değeri 1'e yakın olduğunda DC uzaklaştırma işlemi gerçekleşmektedir. α değeri 0 olduğunda ise hiçbirşey filtrelenmemektedir. Kütüphanesine aşağıdaki Şekil 3.33 kodlar yazıldığında DC filtreleme işlemi gerçekleşmektedir.

```
struct fifo_t {
    uint16_t rawIR;
    uint16_t rawRed;
};
dcFilter_t MAX30100::dcRemoval(float x, float prev_w, float alpha)
{
    dcFilter_t filtered;
    filtered.w = x + alpha * prev_w;
    filtered.result = filtered.w - prev_w;

    return filtered;
}
```

Şekil 3.33 : Sensördeki DC filtreleme kodu.

Bu işlem gerçekleştikten sonra sadece sinyalde AC kısmı kalmaktadır. DC sinyalimizi filtreledikten sonrada sinyalde elde edilen darbeleri daha iyi tespit etmek için ortalama medyan filtresi uygulanmaktadır.

```
struct meanDiffFilter_t
{
    float values[MEAN_FILTER_SIZE];
    byte index;
    float sum;
    byte count;
};

float MAX30100::meanDiff(float M, meanDiffFilter_t* filterValues)
{
    float avg = 0;

    filterValues->sum -= filterValues->values[filterValues->index];
    filterValues->values[filterValues->index] = M;
    filterValues->sum += filterValues->values[filterValues->index];

    filterValues->index++;
    filterValues->index = filterValues->index % MEAN_FILTER_SIZE;

    if(filterValues->count < MEAN_FILTER_SIZE)
        filterValues->count++;

    avg = filterValues->sum / filterValues->count;
    return avg - M;
}
```

Şekil 3.34 : Sensördeki medyan filtreleme kodu.

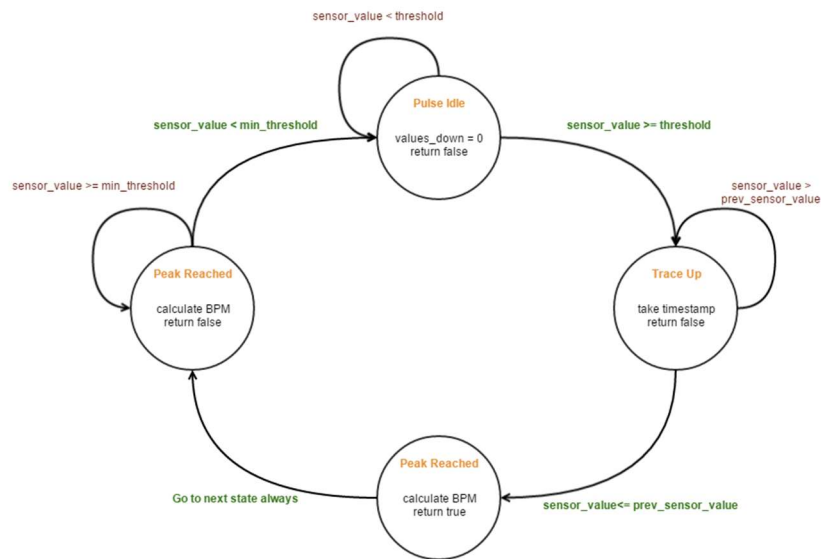
Butterworth filtreside sensörde uygulanmaktadır. Bu filtreleme yöntemi ise; medyan filtreleme uygulandıktan sonra çıkan sinyaldeki yüksek ve alçak seviyedeki değerleri filtrelemektedir. Teknik olarak bant geçiren bir filtredir. Butterworth filtresi için istediğimiz frekans aralıklarında bir filtre frekans sabitleri oluşturulur. F_s (örnekleme oranı), F_c (kesim frekansı) olan iki değişken oluşturulur. MAX30100 sensöründe mevcut olan en hızlı örnekleme hızı 1 kHz dir. Nabız değerini tespit ettiğimiz için sonuç olarak almamız gereken nabız değerlerinden yola çıkarak frekans değerleri seçildi. 220 bpm yüksek bir kalp atışı değeri fakat bazı yenidoğan bebeklerde riskli durumlarda ulaşılabilir olduğu için bu değer seçildi. Maksimum frekans değerimiz ise denklem 3.3 gibidir. 50 bpm değerini de en düşük ölçmek istediğimiz nabız değerini de varsayarsak frekans değerimiz denklem 3.4 elde edilir. [77]

$$f = \frac{220 \text{ BPM}}{60} = 3.66 \text{ Hz} \quad (3.3)$$

$$f = \frac{50 \text{ BPM}}{60} = 0.83 \text{ Hz} \quad (3.4)$$

Böylelikle kalp atış sinyalleri daha düzgün bir şekilde elde edildi. Nabızı algılamak için ise bir durum makinesi uygulanmıştır. Şekil 3.35 yer alan durum makinesinden BPM değeri hesaplanmıştır. Arduino milisaniye cinsinden zaman bilgisi veren millis() komutu olan bir işleve sahiptir. Sinyaldeki vuruş olunan zamanlarına göre denklem 3.5 ile kalp atış hızı hesaplanmıştır.

$$BPM = \frac{60000}{\text{mevcut vuruştaki zaman bilgisi} - \text{önceki vuruş zaman bilgisi}} \quad (3.5)$$



Şekil 3.35 : Piklerin tespiti için durum makinesi.

SpO₂ ölçümü ise iki farklı dalga boyu olan IR LED (950nm) ve Kırmızı LED (650nm) kullanılmıştır. Sensör parmağa takıldığında bu iki dalga boyu sırayla parmağa doğru yayılım yapmaktadır. Önce ilk dalga boyu açılıp ölçüm alınır ve daha sonra kapanır. Diğer spektrum içinde bu tekrar etmektedir. İki aynı anda ölçülmemektedir. İki dalga boyu arasındaki oran R olarak ifade edilmektedir.

$$R = \frac{ACrmsred/DCred}{ACrms ir/DCir} \quad (3.6)$$

R; denklem 3.7 ile de ifade edilmektedir.

$$R = \frac{\log(I_{AC}) * \lambda_1}{\log(I_{AC}) * \lambda_2} \quad (3.7)$$

DC seviyelerini zaten dengelediğimiz için geriye IIR ve IRED için RMS değerini hesaplamak kalmıştır. RMS değeride sinyalin karelerinin toplamının ortalaması alınıp, ortalamalarının karekökünü alarak hesaplanmaktadır. Her iki dalga boyu ve R değerini hesapladıktan sonra SpO₂ değerini hesaplamak için öncelikle sensörü kalibre etmemiz gerekmektedir. SpO₂ hesaplama işlemide denklem 3.8 ile tespit edilmektedir. [77,78]

$$SpO_2 = 110 - 180 * R \quad (3.8)$$

3.9.2 MLX90615 sensöründeki filtreleme yöntemi

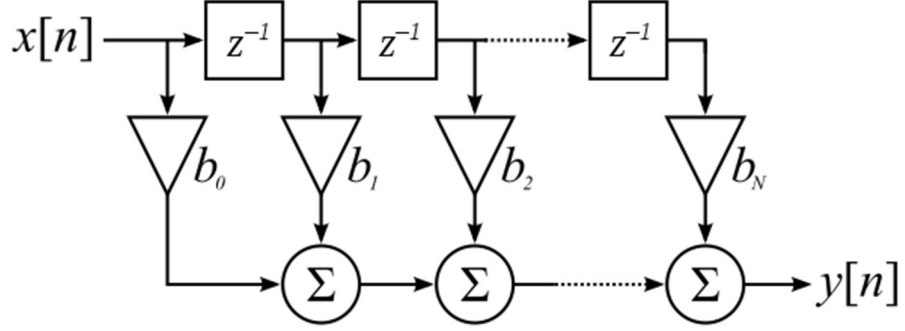
MLX90615 vücut sıcaklığı tespiti için kullanmış olduğumuz sensörde ise kullanılan filtreleme yöntemi Finite Impulse Response (FIR) ve Infinite Impulse Response (IIR)'dir. Filtrelemede zaman alanında görüntülenmesi impulse response olarak adlandırılmaktadır. IIR ve FIR filtresi için kullanılan denklemler denklem 3.9 ve denklem 3.10'da gösterilmektedir. Giriş sinyalin zamana bağlı serisi olarak filtrelemede x(n) olarak, çıkış sinyalin zamana bağlı serisi ise y(n) olarak ifade edilmektedir.

$$FIR \text{ Filtresi Eşitliği: } y(n) = \sum_{k=0}^N a(k)x(n-k) \quad (3.9)$$

$$IIR \text{ Filtresi Eşitliği: } y(n) = \sum_{k=0}^N a(k)x(n-k) + \sum_{j=0}^p b(j)y(n-j) \quad (3.10)$$

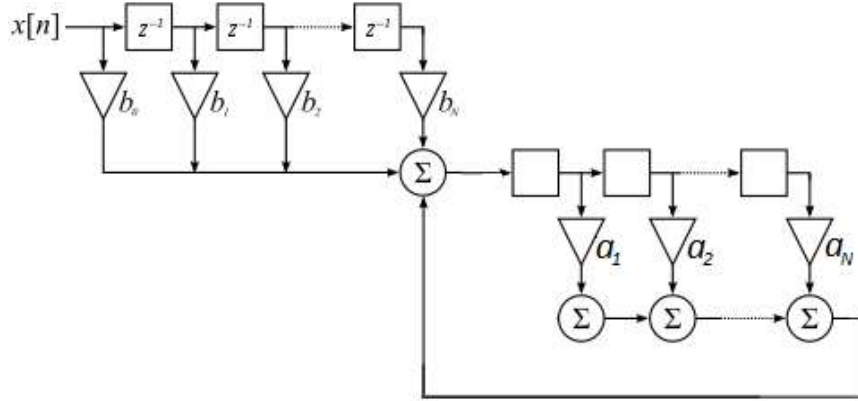
FIR ve IIR filtreleme yöntemleri arasındaki fark; IIR filtresinde çıkış sinyalinin bir kısmı tekrar giriş olarak bir sonraki döngüde kullanılmasıdır.

FIR filtreleme yönteminin modeli Şekil 3.36 gibidir.



Şekil 3.36 : FIR filtreleme yöntemi modeli. [79]

IIR filtreleme yönteminin modeli Şekil 3.37 gibidir.



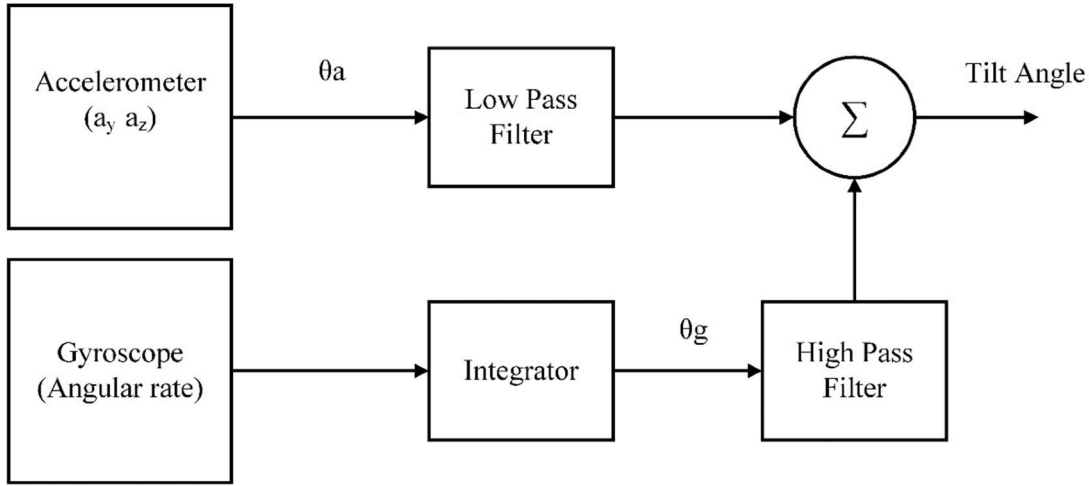
Şekil 3.37 : IIR filtreleme yöntemi modeli. [79]

Bu filtreleme yöntemi uygularken üç seri kullanılır. Bunlar; giriş zaman sinyali, filtre ve çıkış zaman sinyalidir. $X(n)$ giriş zaman serisidir ve “n” sayısına kadar alanında bulunan giriş sinyallerinden elde edilen verilerin toplam sayısıdır. $A(k)$ filtre olarak kullanılan seridir. FIR filtrede kullanılmaktadır. IIR filtrede ise filtreleme olarak kullanılan seri hem a hem de b değerleridir. Şekil 3.37 de gösterilen filtreleme modelinde de görülmektedir. $Y(n)$ ise çıkış zaman sinyali olarak ifade edilmektedir. FIR filtresi, öncelikle bir gürültü kontrolü sağlamak için kullanılmaktadır. IIR filtresi, hızlı sıcaklık ölçümlerinin değişikliklerinin etkisini kontrol etmek için kullanışlıdır.

IIR elde edilen ölçümleri pürüzsüzleştirmek için kullanılmaktadır. FIR ve IIR filtre birbiri ardına uygulanarak çalışmaktadır. [79,80]

3.9.3 MPU6050 sensöründeki filtreleme yöntemi

MPU6050 sensöründe filtreleme yöntemi olarak ise tamamlayıcı filtreleme kullanılmıştır. Bu sensör için kalman filtreleme yöntemide kullanılmaktadır fakat pratik olmaması nedeniyle tercih edilmemiştir. Tamamlayıcı filtreyi kullanmamızdaki amacımız ise gürültülü olan çoklu sinyallerden daha doğruya yakın kararlı bir açı değeri elde etmektir. Tamamlayıcı filtrede hem yüksek geçiren hem de alçak geçiren filtre uygulanmaktadır.



Şekil 3.38 : Tamamlayıcı filtre.

Tamamlayıcı filtrenin Arduino programında uygulanması için kullanılan yazılımın algoritması ise denklem 3.11 de gösterilmiştir.

$$\mathit{angleA} = \mathit{alpha} * (\mathit{gyroA} * \mathit{dt} + \mathit{get_last_A_angle}()) + (1.0 - \mathit{alpha}) * \mathit{accelA} \quad (3.11)$$

angleA: son açı değeridir.

alpha: yüksek geçiren filtrenin katsayı değeridir.

gyroA: Jiroskoptan elde edilmiş olan açı değeridir.

accelA: İvmeölçerden elde edilmiş olan açı değeridir.

get_last_A_angle(): angleA değerlerini döndüren fonksiyondur.

dt: Son iterasyon ve başlangıç iterasyon arasında gerçekleşen döngü süresidir.

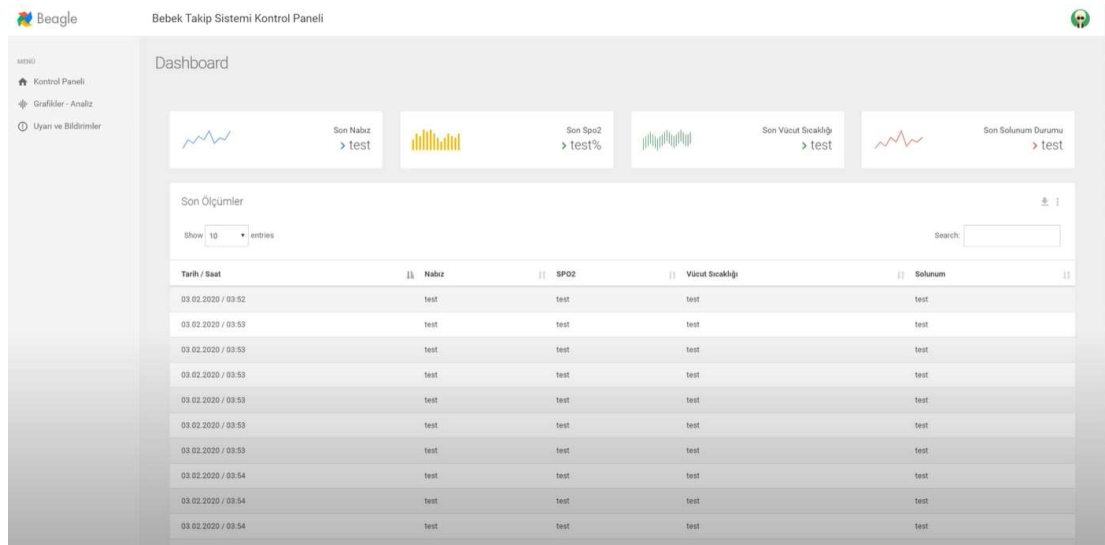
Bu filtreleme yönteminde ivmeölçerden ve jiroskoptan alınan sinyaller birlikte kullanılır. İvmeölçer sinyallerini alçak geçiren filtreden, jiroskop sinyallerini yüksek geçiren filtreden geçirilir. Bu filtrelerin frekans tepkilerinin toplamının ise 1 e eşit olması gerekmektedir. [80]

3.10 Web Tasarımı

Sistemin web tasarımında HTML, CSS ve PHP dilleri kullanılmıştır ve veritabanı olarak MySQL tercih edilmiştir. HTML ve CSS dilleri arayüz tasarımı için kullanılan statik bir betik dilidir. Bu diller aracılığı ile sistemin görünümü, butonların, renklerin vb. tüm arayüzün tasarımı yapılmaktadır.

PHP ise server-side (sunucu tarafında) çalışan bir arkaplan dilidir. Bu dil komutları sayesinde veritabanına veri gönderme, veritabanından veri çekme, uyarı gösterme ve tüm arka planda çalışan matematiksel işlemler bu dil sayesinde yapılmaktadır.

Sistemdeki ölçümlerin kayıt tutulabilmesi ve gerektiğinde bu verilerin istenilen formatta ve istenilen verinin görüntülenebilmesi, verilerin hiyerarşik bir biçimde kaydedilebilmesi için veritabanları kullanılmaktadır. Sistemde web projeleri ile en stabil ve en uyumlu şekilde çalışabilen veritabanı sistemleri/dillerinden birisi olan MySQL tercih edilmiştir. MySQL 'in komut haricinde manuel olarak elle düzenlenebilmesi ve kullanılabilmesi için PhpMyAdmin aracı kullanılmıştır.



Şekil 3.39 : Web tasarımının ana sayfası

3.10.1 Web tasarımında neler var?

Anasayfanın web tasarımında HTML ve PHP dilleri kullanıldı. HTML kodlarımız normalde bizim sayfamızda yazılı olur. PHP ile araya gireceğimiz zaman Şekil 3.40 da yer alan koddaki gibi php ile başlangıç yaparak araya girerek kodumuzu yazabiliriz.

```
1 <?php
2 $host="localhost";
3 $db="ngulsahgulenc_bts";
4 $user="ngulsahgulenc_btsadmin";
5 $pass="bebek@takip.123";
6 $conn=@mysql_connect($host,$user,$pass) or die("Mysql Baglanamadi");
7
8 mysql_select_db($db,$conn) or die("Veritabanina Baglanilamadi");
9 mysql_set_charset('latin5',$conn);
10 ?>
11
```

Şekil 3.40 : Veritabanı bağlantısı için yazılan kodlar.

Şekil 3.40 de yer alan kodlar php komutunda yazılmıştır. Veritabanına bağlantı olup olmadığı ile ilgili bilgi vermektedir.

```
1 <!DOCTYPE html>
2 <html lang="en">
3 <head>
4 <meta charset="utf-8">
5 <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0, maximum-scale=1.0, user-scalable=no">
6 <meta http-equiv="X-UA-Compatible" content="IE=edge">
7 <meta name="description" content="">
8 <meta name="author" content="">
9 <link rel="shortcut icon" href="assets/img/logo-fav.png">
10 <title>Bebek Takip Sistemi - Giriş</title>
11 <link rel="stylesheet" type="text/css" href="assets/lib/perfect-scrollbar/css/perfect-scrollbar.min.css"/>
12 <link rel="stylesheet" type="text/css" href="assets/lib/material-design-icons/css/material-design-iconic-font.min.css"/><!--[if lt IE 9]>
13 <script src="https://oss.maxcdn.com/html5shiv/3.7.2/html5shiv.min.js"></script>
14 <script src="https://oss.maxcdn.com/respond/1.4.2/respond.min.js"></script>
15 <![endif]-->
16 <link rel="stylesheet" href="assets/css/style.css" type="text/css"/>
17 </head>
18 <body class="be-splash-screen">
19 <div class="be-wrapper be-login">
20 <div class="be-content">
21 <div class="main-content container-fluid">
22 <div class="splash-container">
23 <div class="panel panel-default panel-border-color panel-border-color-primary">
24 <div class="panel-heading">
25 <b><h3>Bebek Takip Sistemi</h3>
26 <h4>Giriş Ekranı</h4></b>
27 <br>
28 <span class="splash-description">Lütfen kullanıcı adınız ve şifrenizi giriniz.</span></div>
29 <div class="panel-body">
30 <form action="login.php" method="POST">
31 <div class="form-group">
32 <input id="username" type="text" name="kadi" placeholder="Kullanıcı Adı" autocomplete="off" class="form-control">
33 </div>
34 <div class="form-group">
35 <input id="password" type="password" name="sifre" placeholder="Şifre" class="form-control">
36 </div>
37 <div class="form-group row login-tools">
38 <div class="col-xs-6 login-remember">
39 <div class="be-checkbox">
40 <input type="checkbox" id="remember">
41 <label for="remember">Beni Hatırla</label>
42 </div>
43 </div>
44 <div class="col-xs-6 login-forgot-password"><a href="#">Şifremi Unuttum</a></div>
```

Şekil 3.41 : Kullanıcı sayfası için yazılan kodlar.

Şekil 3.41 de yer alan kodları ise kullanıcı adı ve şifremizi girdiğimiz kontrol giriş paneli olarak hazırladığımız kullanıcı sayfamızdır. Burada eğer doğrulama yapıldıysa sistem ana sayfaya geçiş yaparak görüntülenmektedir. Doğrulama yapılmadıysa da ana

sayfaya güvenlik ve hastanın gizliliği açısından giriş izni vermemektedir. Bu veritabanı tasarımında SQL dili kullanılmıştır.

```
39 <!-- Sol sidebar başlangıcı -->
40
41 <?php include "sidebar.php" ?>
42
43 <nav class="navbar navbar-default navbar-fixed-top be-top-header">
44 <div class="container-fluid">
45 <div class="navbar-header"><a href="index.php" class="navbar-brand"></a></div>
46 <div class="be-right-navbar">
47 <ul class="nav navbar-nav navbar-right be-user-nav">
48 <li class="dropdown"><a href="#" data-toggle="dropdown" role="button" aria-expanded="false" class="dropdown-toggle"><span class="user-name">Admin</span></a>
49 <ul role="menu" class="dropdown-menu">
50 <li>
51 <div class="user-info">
52 <div class="user-name">Admin</div>
53 <div class="user-position online">Online</div>
54 </div>
55 </li>
56 <li><a href="#"><span class="icon mdi mdi-face"></span> Hesap</a></li>
57 <li><a href="#"><span class="icon mdi mdi-settings"></span> Ayarlar</a></li>
58 <li><a href="logout.php"><span class="icon mdi mdi-power"></span> Güvenli Çıkış</a></li>
59 </ul>
60 </div>
61 </div>
62 <div class="page-title"><span>Bebek Takip Sistemi Kontrol Paneli</span></div>
63 <ul class="nav navbar-nav navbar-right be-icons-nav">
64 </ul>
65 </div>
66 </div>
67 </div>
68 </nav>
```

Şekil 3.42 : Menü kısmını oluşturmak için yazılan kodlar.

Burdada sidebar dosyasını ana sayfanın içine çağırıyoruz. Tasarımda bu kod sayesinde Şekil 3.39 da solda görülen menü kısmı oluşturulmuştur.

```
84 <?php
85 $LastValuesQuery = mysql_query("SELECT * FROM logs ORDER BY TimeStamp DESC LIMIT 1");
86 $LastValuesRow = mysql_fetch_array($LastValuesQuery);
87 ?>
```

Şekil 3.43 : Mysql den veri okunması için yazılan kod.

Son veri değerlerin çekilmesi ve veritabanından MySQL'den okunması için Şekil 3.43 de görülen kod yazılmıştır.

```
135 <div class="row">
136 <div class="col-sm-12">
137 <div class="panel panel-default panel-table">
138 <div class="panel-heading">Son Ölçümler
139 <div class="tools"><span class="icon mdi mdi-download"></span><span class="icon mdi mdi-more-vert"></span></div>
140 </div>
141 <div class="panel-body">
142 <table id="table1" class="table table-striped table-hover table-fw-widget">
143 <thead>
144 <tr>
145 <th>Tarih / Saat</th>
146 <th>Nabız</th>
147 <th>SPO2</th>
148 <th>Vücut Sıcaklığı</th>
149 <th>Solunum</th>
150 </tr>
151 </thead>
152 <tbody>
```

Şekil 3.44 : Tablo kısımlarını oluşturmak için yazılan kodlar.

Şekil 3.44 de yazılan kodlar sayesinde veri tabanımızdaki tablo kısımları oluşturuldu. Tablo isimleri HTML kod ile yazıldı.

```
79 <?php
80 $respirationAlertQuery = mysql_query("SELECT * FROM logs WHERE resp = 0 ORDER BY TimeStamp DESC LIMIT 1");
81 $respirationAlertRow = mysql_fetch_array($respirationAlertQuery);
82 $temperatureAlertQuery = mysql_query("SELECT * FROM logs WHERE temp < 36 OR temp > 39 ORDER BY TimeStamp DESC LIMIT 1");
83 $temperatureAlertRow = mysql_fetch_array($temperatureAlertQuery);
84 $spoAlertQuery = mysql_query("SELECT * FROM logs WHERE spo < 90 OR spo > 95 ORDER BY TimeStamp DESC LIMIT 1");
85 $spoAlertRow = mysql_fetch_array($spoAlertQuery);
86 $pulseAlertQuery = mysql_query("SELECT * FROM logs WHERE pulse < 100 OR pulse>200 ORDER BY TimeStamp DESC LIMIT 1");
87 $pulseAlertRow = mysql_fetch_array($pulseAlertQuery);
88 ?>
```

Şekil 3.45 : Alarm limit değerleri ayarlamak için yazılan kodlar.

Şekil 3.45 de görülen kısımda ise alarm limit değerleri belirlenerek yazılmıştır.

```
153 <?php
154 $result = mysql_query("SELECT * FROM logs");
155 ?>
156 <?php while($row = mysql_fetch_array($result)) :?>
157 <tr>
158 <td><?= date('d.m.Y / h:i', strtotime($row["TimeStamp"]))?></td>
159 <td><?= $row["pulse"] ?></td>
160 <td><?= $row["spo"] ?></td>
161 <td class="center"><?= $row["temp"] ?></td>
162 <td class="center"><?= $row["resp"] ?></td>
163 </tr>
164 <?php endwhile?>
```

Şekil 3.46 : Tablo kısımlarına değerleri yerleştirmek için yazılan kodlar.

Şekil 3.46 de görülen PHP kodu ise veri tabanında verileri çekip tabloya değerlerini yerleştirmek amacıyla yazıldı.

```
1 <?php
2 $host="localhost";
3 $db="ngulsahgulenc_bts";
4 $user="ngulsahgulenc_btsadmin";
5 $pass="bebek@takip.123";
6 $conn=@mysql_connect($host,$user,$pass) or die("Mysql Baglanamadi");
7
8 mysql_select_db($db,$conn) or die("Veritabanina Baglanilamadi");
9 mysql_set_charset('latin5',$conn);
10 ?>
```

Şekil 3.47 : Veri tabanı bağlantısı.

Şekil 3.47 de görülen kod ise; veri tabanı bilgilerimizi alıp bağlanmamızı sağlamakta, değiştirmemizi sağlamaktadır. Bu kod olmazsa hiçbir bilgiye ulaşamamaktayız.

```
1 <?php
2
3 header("Access-Control-Allow-Origin: *");
4
5 //Creates new record as per request
6 //Connect to database
7 $servername = "localhost";
8 $username = "ngulsahgulenc_btsadmin";
9 $password = "bebek@takip.123";
10 $dbname = "ngulsahgulenc_bts";
11
12 // Create connection
13 $conn = new mysqli($servername, $username, $password, $dbname);
14 // Check connection
15 if ($conn->connect_error) {
16     die("Database Connection failed: " . $conn->connect_error);
17 }
18
19 //Get current date and time
20 date_default_timezone_set('Asia/Kolkata');
21 $d = date("Y-m-d");
22 //echo " Date:". $d."<br>";
23 $t = date("H:i:s");
24
25 if(!empty($_GET['pulse']) && !empty($_GET['spo'] ) && !empty($_GET['temp'] ) && !empty($_GET['resp'] ) && !empty($_GET['station'] ) )
26 {
27     $pulse = $_GET['pulse'];
28     $spo = $_GET['spo'];
29     $temp = $_GET['temp'];
30     $resp = $_GET['resp'];
31     $station = $_GET['station'];
32
33     $sql = "INSERT INTO logs (pulse, spo, temp, resp, station, Date, Time)
34
35     VALUES ('" . $pulse . "', '" . $spo . "', '" . $temp . "', '" . $resp . "', '" . $station . "', '" . $d . "', '" . $t . "')";
36
37     if ($conn->query($sql) === TRUE) {
38         echo "OK";
39     } else {
40         echo "Error: " . $sql . "<br> " . $conn->error;
41     }
42 }
43
44
45 $conn->close();
```

Şekil 3.48 : Sonuçları tabloya yerleştirmek için yazılan kodlar.

Get metoduyla cihazdan gelen veri okunup veri tabanında ilgili kısma yerleştiriliyor. Görevi budur. Pulse dan gelen veri tabanındaki pulse sütununa yerleştiriliyor.

```
1 <?php
2 session_start();
3 ob_start();
4 session_destroy();
5 echo "<center>Çıkış Yaptınız. Ana Sayfaya Yonlendiriliyorsunuz.</center>";
6 header("Refresh: 1; url=index.php");
7 ob_end_flush();
8 ?>
```

Şekil 3.49 : Çıkış sayfası kodu.

Şekil 3.49 da yer alan kodlar ile de sayfadan çıkış sağlanılmaktadır. Session değişkenleri, birden çok sayfada kullanılan kullanıcı bilgilerini (kullanıcı adı, mail, kullanıcı konumu vb.) depolayarak bu sorunu çözer. Varsayılan olarak, session değişkenleri kullanıcı tarayıcıyı kapatana kadar sürer. Şifre ve kullanıcı adını girdiğinde session kavramı oturumu belli bir süre açık tutuyor. Bunu sonlandırmak için kullanılmaktadır. Bu kavramı yazmazsak her sayfada kullanıcı adı şifre istemektedir.

Son veri çekilecek değerleri MySQL veri tabanı kullanarak okunmasını sağlamıştır. PHP kodları bize veri tabanındaki verileri çekip oluşturulan tablodaki yerlere yerleştirmemizi sağlamıştır. Sitede görmüş olduğumuz kısımların hepsi HTML-CSS frontend kısmıdır. Veri çekilen yerler PHP'dir.

Tasarlamış olduğumuz bu arayüz sayesinde aynı bir hasta kayıt sistemi gibi veriler veri tabanına kayıt olur. Bu arayüz tasarımı sayesinde hastaya daha kaliteli ve faydalı sağlık hizmeti verilir, doğru bir tedavi uygulanır, zaman kaybı önlenir. Böylece hastaya ait tüm vital parametreler gereksinim duyulan yerde erişilebilmektedir. Veritabanı, geniş verilerin düzenlenmesi, sorgulanması, depolanması gibi amaca yönelik kullanılan bir kayıt tutma sistemidir. Fazla miktardaki verilerin hızlı ve güvenli bir şekilde istenilen bilgiye dönüştürüp, verilerin işlenip kontrolünü sağlamaktadır. Verileri yönetmek boyutları arttıkça daha da zorlaşmaktadır. Başarılı ve doğru bir şekilde verileri yönetmek için bir sistem tasarlamak gerekir. Yani burda veri tabanına ihtiyaç duyulur. Veritabanları amaçları aynı olan verileri bir araya getirerek farklı niteliklere sahip verilerden oluşmaktadır. Telekomünikasyon alanındaki veri iletişimde büyük gelişmeler yaşanmaktadır. Kablosuz iletişim ile istenilen yerden gerekli olan bu vital parametre bilgilerine erişim gerçekleşmektedir. Gün geçtikçe hastanedeki sabit sistemler yerini taşınabilir kolay veri alınabilececek sistemlere

dönüşecektir. Mobil iletişimin genel yapısı, sistemin kullanım ve önemi, PhpMyAdmin ve SQL özelliklerinden bahsedilmiştir. Uygulama bölümünde ise hastanenin yenidoğan yoğun bakım ünitesindeki bebeğe cihaz takılarak ölçüm sonuçları elde edilmiştir.

Tasarlamış olduğumuz sistemde veritabanı yönetim sistemi olan MySQL kullanıldı. Web sayfaları genel anlamda etkileşimli ve dinamik sayfalara olarak yayınlanmaktadır. İçeriği sabit olan web sayfalarına statik denir. Tasarımcının değiştirip içerik kısmı yenilenebilen sayfalara ise dinamik web sayfası denilmektedir. Tasarlamış olduğumuz web tasarımında dinamik bir web sayfasıdır.

3.10.2 PHP'nin temeli ve avantajları

PHP script bir dildir. Kodlar editörde yazılarak dosya PHP uzantılı olarak kaydedilmektedir. PHP uzantılı olan dosyalar derlenemezler.

PHP ilk olarak Rasmus Lerdorf tarafından 1995 yılında geliştirilmiştir. PHP: Hypertext Preprocessor sunucu tarafı, HTML içine gömülebilen bir programlama dilidir. Geliştirilmesini hala bugün PHP topluluğu sürdürmektedir. PHP kodları genel olarak bir web sunucusu tarafından yorumlanıp çıktı olarakta web sayfası üretmektedir. Direk HTML kodu içinde de gömülebilir veya harici bir dosyada kaydedildikten sonra da çağrılabilir.

PHP dili ile yazılan web sayfasına bağlanıldığında aşağıdaki işlemler gerçekleşmektedir.

1. PHP dosyası kullanıcı (client) tarafından tarayıcı (browser) ile çağrılmaktadır.
2. Web sunucusu (web server) dosyasının uzantısından PHP dosya olduğunu algılayarak PHP yorumlayıcı kısmına göndermektedir.
3. PHP yorumlayıcısı dosya içinde yer alan scriptleri çalıştırıp sonucu geriye döndürüp web sunucusu tekrar iletilmektedir.
4. Web sunucusuna iletilen sonu, kullanıcı tarafına HTML dosya olarak yollanmaktadır.

PHP dili oyun programı dahil birçok amaç için yazılıp uygulanabilecek niteliktedir. HTML dilinin yapamadığı işlemleri yapabilmektedir. PHP'nin temelinde web

sunucusuna istenilen işlemleri yaptırmak vardır. HTML de ise daha çok işlevsel sayfalar yapılmaktadır.

PHP dilinde yazmış olduğumuz kodların çalışması için aşağıda belirtildiği gibi komut ayrıçaları kullanılması gerekmektedir.

```
<?
```

```
“echo php scripti”;
```

```
?>
```

PHP'nin avantajı ise; web uygulamaları ile hızlı, rahat kodlanabilmesidir. Kodun derlenmesine gerek kalmadan HTML içine yerleştirilip çalıştırılabilir. PHP dili ile SQL veri tabanı sunucusuna hızlı bağlantı gerçekleştirilerek platform ve tarayıcılarda rahatlıkla çalışmaktadır. [82,83,84]

3.10.3 PHP'nin temel yazım kuralları

PHP komutu ; (noktalı virgül) işareti ile sonlanmaktadır.

Print, Echo ve Printf : Ekrana istenilen bilgiyi yazdırmak için kullanılmaktadır.

/* ve */ : Açıklama yapmak için kullanılmaktadır. Bu komut arasında yazılan açıklamalarda PHP komutları dikkate almamaktadır.

\n : Yeni satıra geçiş yapmak için kullanılmaktadır. (New Line)

\r : Satır başı yapmak için kullanılmaktadır. (Return)

\t : Sekme karakteridir.

```
<?
```

```
echo(“Bebek Takip Sistemi”);
```

```
?>
```

Ekrana Bebek Takip Sistemi şeklinde yazılmasını sağlamaktadır.

3.10.4 PHP dilinin özellikleri ve PHP ile yapılabilecekler

PHP dili ile kolay ve hızlı hazırlayabilmemizi sağlayarak kullanıcı tarafı ile interaktif bir iletişim kurabilmektedir. PHP dili ile ileri seviyede gerçekleşen veritabanı kullanımı rahatlıkla yapılır. PHP ile diğer yapılabilecekler;

- Veri tabanı bağlantılı uygulamalar,
- Tartışma forumları,

- Web tabanlı olan e-posta uygulamaları,
- Elektronik olarak kullanılan ticaret uygulamaları,
- XML verilerini okuma ve oluşturma,
- WAP uygulamalar yapılabilinmektedir. [82,83,84]

3.10.5 MySQL özellikleri

MySQL güvenilir, kolay kullanabilen ve yüksek performanslı bir SQL veritabanıdır. Çok fazla miktarda verileri depolayarak arka planda çalışan bir web sunucusudur. Hem standart bir kullanıcı / server yapısı olan hem de gömülü veritabanı olarak kullanılmaktadır. C/C++ kullanarak yazılmış ve gcc araçlarının olduğu platformlarda çalışmaktadır. (Linux, OpenBSD, Windows vb.)

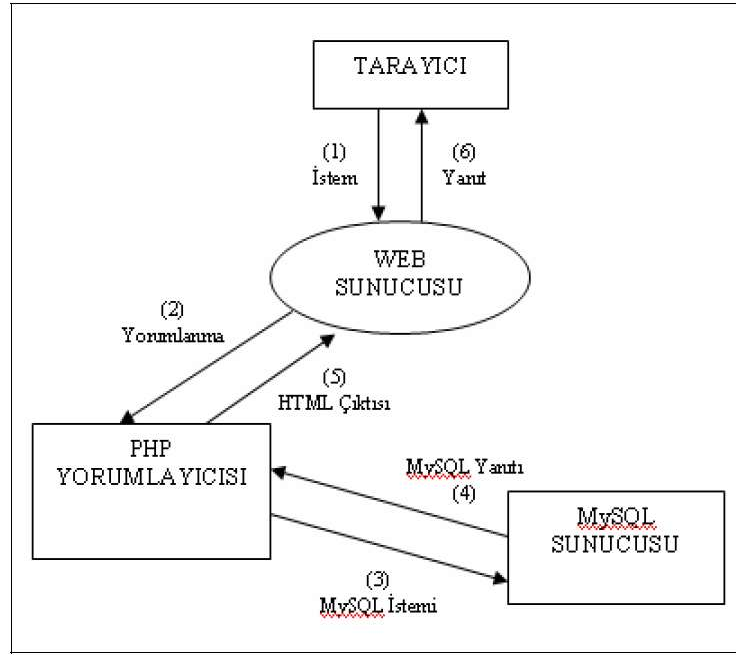
MySQL, tüm alınan veriler tek bir yere sığdırmak yerine veritabanlarında düzenli olarak saklamaktadır. Verileri düzenlemek için SQL adında veritabanına erişim sağlayan standart bir dil kullanılmaktadır.

MySQL, sağlam ve hızlı, çok kullanıcı, birçok sistemde bulunan çoklu iş parçacıklı bir veritabanı sistemidir. UNIX, Windows ve OS/2 platformları için ücretsiz kullanılabilinmektedir. Web sunucuları arasında en çok kullanılan veritabanı programıdır. Php, asp gibi birçok programlama dili ile de rahatlıkla kullanılabilinmektedir. [82,83]

3.10.6 MySQL ve PHP kullanımı

Tarayıcı ile MySQL ve PHP bir web sayfasına erişim sağlandığında Şekil 3.50 de yer alan işlemler gerçekleşmektedir. İlk olarak web sunucusu ile tarayıcı bağlantı kurarak istenilen verileri web sunucusundan isteyerek web sayfasına aktarılacaktır. Web sunucusu istemi yapan sayfanın PHP scripti olduğunu anlayıp, sayfayı yorumlayarak görüntü ekranına aktarımın yapılıp yapılmayacağını karar vererek ve yorumlayarak PHP yorumlayıcı kısmında aktarımını yapmaktadır. PHP yorumlayıcısı MySQL veritabanı ile de iletişim kurarak gerekli olan istemleri MySQL veritabanına yapmaktadır. MySQL veritabanı PHP yorumlayıcı tarafından aktarılan yapılması gereken işleme göre işlemleri yapıp sonucu tekrar PHP yorumlayıcısına cevap olarak iletmektedir. MySQL veritabanı sunucusu PHP yorumlayıcısında almış olduğu cevaba göre gerekli işlemleri yapıp web sunucusunu HTML çıktısı olarak iletmektedir. PHP

yorumlayıcısında alınan bilgileri web sunucusu tarayıcıya geri göndermektedir. [82,83]



Şekil 3.50 : PHP ve MySQL'in bir arada çalışması.

3.10.7 MySQL bağlantısı ve kullanılan komutlar

PHP dilini kullanarak MySQL bağlantısını aşağıdaki komutlar ile yapılmaktadır.

```
Mysql_connect("localhost","root","sifre");
```

```
Mysql_select_db("baslangicdb");
```

MySQL veritabanı kullanılması için PHP dosyasında veritabanı sunucusuna bağlanılmalıdır. Mysql_connect komutu ile veritabanı sunucusuna kullanıcı adı, şifre ve IP bilgileri verilerek bağlantı sağlanmaktadır. Mysql_select_db komutu ile dosyadaki MySQL işleminde kullanılması gereken veritabanı tercihleri yapılmaktadır. Veritabanında gerçekleşecek işlemlerden önce mutlaka veritabanı sunucusu ile bağlantı sağlanması gerekmektedir.

Mysql_query() komutu ile de PHP kısmında MySQL'in sorgu gönderilmesi için kullanılmaktadır. Parantez içine "" işareti kullanılarak komutlar gönderilip PHP değişkenine aktarım sağlanmaktadır.

Mysql_result () geriye dönük olan sonuçların yer aldığı tablodaki verileri MySQL de sorgulanmasını sağlamaktadır.

mysql_numrows satır sayısını öğrenilmek için kullanılmaktadır.

mysql_fetch_array sonuç dizi değişkenini atamak için kullanılmaktadır.

mysql_close(bağlantı numarası); MySQL sunucusu ile işlerimizi bitirip sonlandırmak için kullanılmaktadır. Böylece, MySQL bağlantısı kapatılmış olunur. [84]

3.10.8 PHPMyAdmin

PhpMyAdmin, açık kaynak kodlu PHP dili ile yazılmış bir araçtır. Ana kullanım amacı ise MySQL veritabanı yönetimi sağlamaktır. Veritabanı oluşturup silme; alan ekleme, silme, değiştirme; kullanıcıları, alan anahtarlarını ve yetkilerini yönetme; SQL sorgusu çalıştırma, tablo ekleme, değiştirme ve silme gibi işlemleri ücretsiz bir şekilde yapan bir yazılım programıdır. [85]

PhpMyAdmin ile yapılan işlemler:

- Kullanıcı tanımlama,
- Veritabanı oluşturma,
- Tablolar oluşturma,
- Tablolara veri ekleyip düzenleme,
- Veritabanının yedeğini alma,
- Tablolara yeni bir alan açabilme ve istenilen alanı silebilme,
- Veritabanının optimize etme,
- Veritabanına SQL sorgusu gönderme,
- Txt dosyasındaki SQL kodlarını okuyarak çalıştırma.

3.11 Web Programının Ayrıntıları

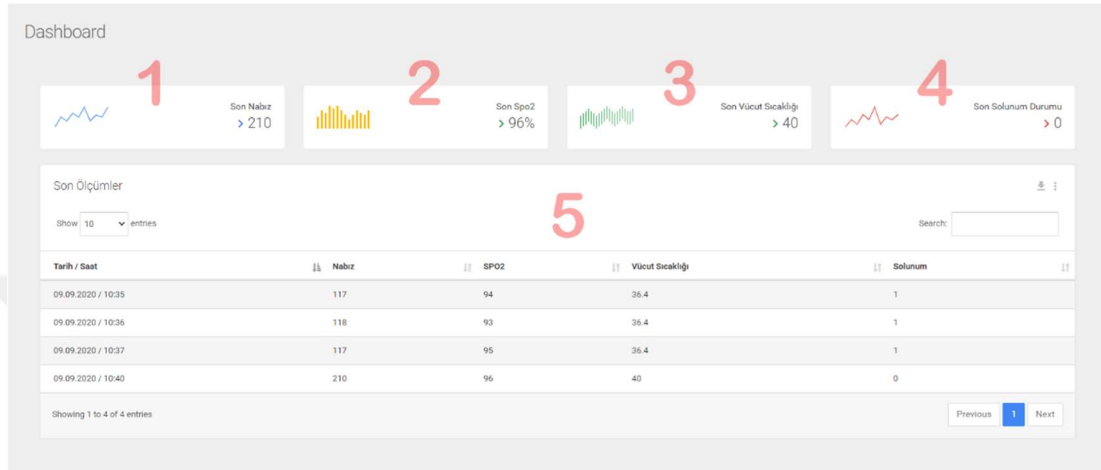
Kullanıcı adı ve oluşturulan şifre ile giriş sağlanırsa Şekil 3.51 de görüldüğü gibi ana sayfa ekranı görüntülenir. Veri sonuçları görüntülenebilir. Eğer kullanıcı adı ve şifre yanlış girilirse sürekli giriş ekranı açık kalmaktadır.

Program 3 panelden oluşmaktadır. Sol taraftaki menü alanında yer alan kısımlarda kontrol paneli, grafik-analiz paneli, uyarı ve bildirimler paneli yer almaktadır. Sağ

taftaki alanda ise sol tarafta yer alan panellerin seçimlerinin sonuçlarını göstermektedir. SpO₂, nabız, vücut sıcaklığı, solunum değerleri görülmektedir.

3.11.1 Gösterge paneli

Bu ekranda sistem tarafından gönderilen tüm değerler ve son gönderilen değerler tablo halinde izlenebilir.



Şekil 3.51 : Gösterge paneli.

Görselde 1 Numaralı Alan : Cihazdan gelen en son gelen nabız değerini gösterir. Her yeni ölçüm yapıldıkça bu alanda güncellenir.

Görselde 2 Numaralı Alan : Cihazdan gelen en son gelen SpO₂ değerini gösterir. Her yeni ölçüm yapıldıkça bu alanda güncellenir.

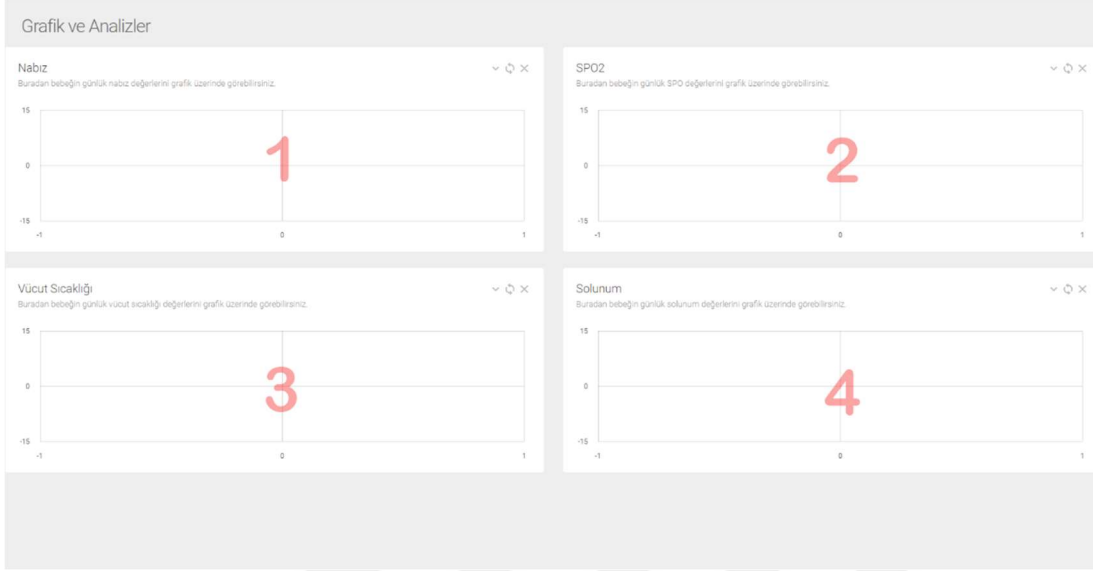
Görselde 3 Numaralı Alan : Cihazdan gelen en son gelen vücut sıcaklığı değerini gösterir. Her yeni ölçüm yapıldıkça bu alanda güncellenir.

Görselde 4 Numaralı Alan : Cihazdan gelen en son gelen solunum değerini gösterir. Her yeni ölçüm yapıldıkça bu alanda güncellenir. Bu alanda eğer değer 1 ise solunum var anlamındadır ve eğer değer 0 ise solunum kesilmiş ya da solunum verisi alınamamış demektir.

Görselde 5 Numaralı Alan : Bu alanda cihazdan gelen tüm veriler tablo halinde sunulur. Tarih/Saat kısmında verinin geldiği tarih ve saati, aynı satırda ilgili sütunlara göre o tarih ve saatteki ölçümde nabız, SpO₂, vücut sıcaklığı ve solunum durumu verileri gözlemlenebilir. Veriler arttıkça sayfalar halinde tablo sunulur. Ayrıca yukarı kısımdaki 10 yazılı kısımdan istenilen kadar veri gösterilir ve gözlemlenebilir.

3.11.2 Grafikler ekranı

Web sistemindeki bu sayfada günlük olarak gelen verilerin grafiksel görünümü sağlanır. Bu grafiklerde sadece aynı gün içerisinde çekilen veriler grafiksel olarak gösterilir.



Şekil 3.52 : Grafikler ekranı.

Görselde 1 Numaralı Alan : Gün içerisindeki nabız verilerinin saatlere göre grafik haline getirildiği alandır.

Görselde 2 Numaralı Alan : Gün içerisindeki SpO₂ verilerinin saatlere göre grafik haline getirildiği alandır.

Görselde 3 Numaralı Alan : Gün içerisindeki vücut sıcaklığı verilerinin saatlere göre grafik haline getirildiği alandır.

Görselde 4 Numaralı Alan : Gün içerisindeki solunum verilerinin saatlere göre grafik haline getirildiği alandır.

3.11.3 Uyarılar ekranı

Web sistemindeki bu sayfada belirtilen limitleri aşınca ya da düşünce uyarı geçmişinin gözlemlendiği ekrandır. Bu ekran herhangi bir nabız, solunum, vücut sıcaklığı ve SpO₂ değerlerinden sadece birisi ya da birden fazlası belirtilen değer aralığı dışında ise otomatik olarak tüm değerler ekrana yazdırılmaktadır. Ayrıca limit aşımına uğrayan değer uyarı türü olarak hangisi olduğu belirtilmektedir.

Uyan ve Bildirimler

1

Uyan Türü	Tarih ve Saat	Nabız	SPO2	Vücut Sıcaklığı	Solumun
Solumun Uyarısı	09/09/2020	210	96	40	0
Nabız Uyarısı	09/09/2020	210	96	40	0
SPO2 Uyarısı	09/09/2020	210	96	40	0
Vücut Sıcaklığı Uyarısı	09/09/2020	210	96	40	0

Şekil 3.53 : Uyarılar ekranı.

Görselde 1 Numaralı Alan : Değer aralıkları dışında ölçümlenen değerlerden dolayı uyarıya düşen tüm ölçüm bu ekrandan tablodan gözlemlenir. Tabloda uyarı türü kısmında hangi değer limit aşımına uğradığını ve tarih, saat ile birlikte ölçümlenen değerler gösterilir.

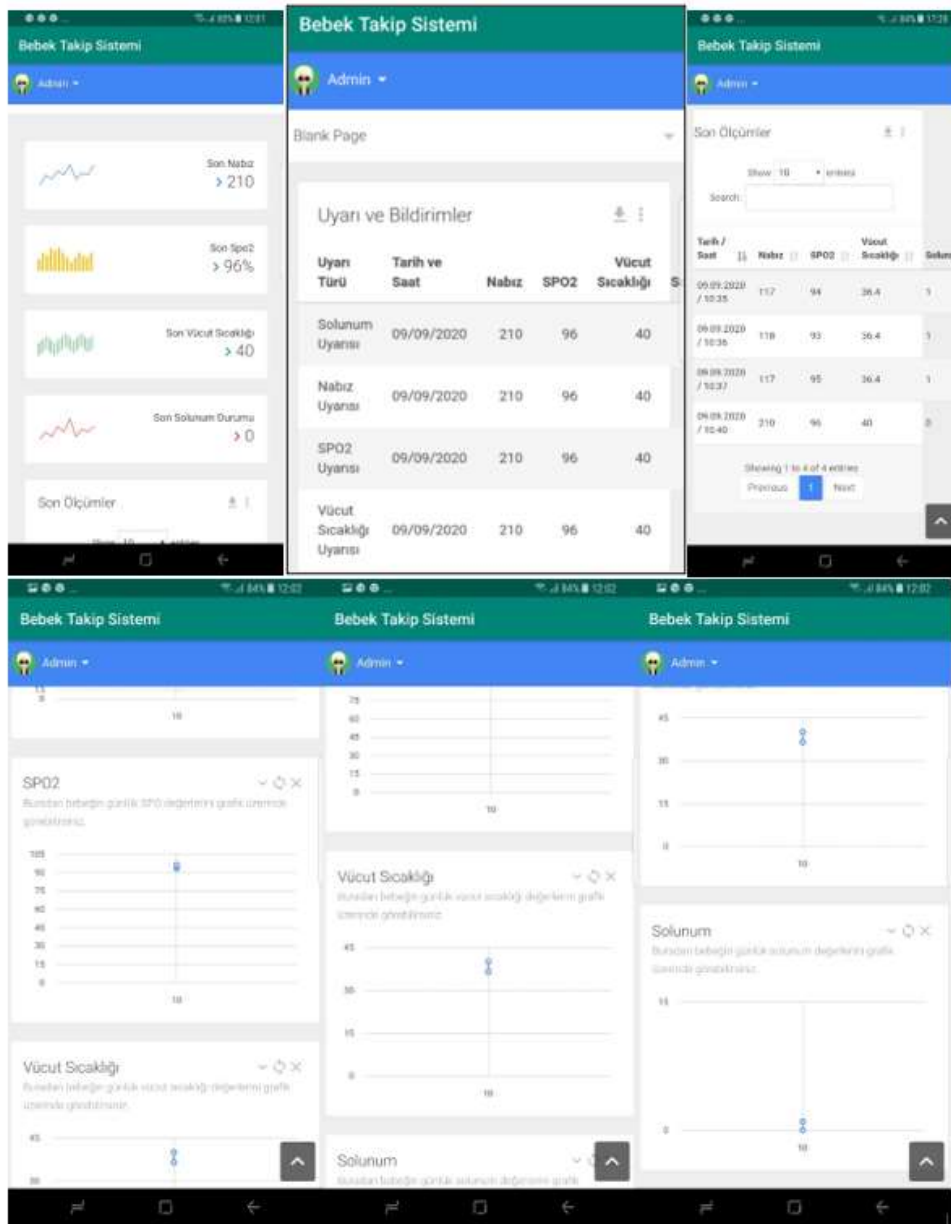
3.12 Android APK Dosyası Oluşturma

Android Studio programı, Android uygulamaların çalışması için Google tarafından önerilen üst seviye bir programlama aracıdır. Android Studio programının temel özellikleri şunlardır:

- Farklı sürüm ve özelliklere göre APK çıktısı
- Temelinde yer alan proje şablonları sayesinde kolay ve hızlı bir proje üretimi sağlaması
- Esnek, gradle tabanlı projeleri inşa etme sistemi
- Ekran tasarımlarına yardımcı zengin özellikli editör
- Uygulamanın performansını kontrol etmek amacıyla kullanılan test araçları
- Güvenli ve basit bir şekilde APK imzalanması
- Kolay bir şekilde Google hizmetlerini uygulamaya dahil edebilme özelliği

Android Linux tabanlı, cep telefonlar ve mobil cihazlar için geliştirilmiş olan, ücretsiz, açık kaynak kodlu işletim sistemidir. Uygulamanın uzantısı “.apk” olarak yapılmaktadır. Google tarafından da kullanımı ücretsiz olmasından dolayı sistem daha çabuk gelişmektedir, daha hızlıdır. Ayrıca daha fazla kişinin kullanmasını sağlamaktadır. Google aslında reklam firması olup reklam yapması üzerinden genelde

para kazanmaktadır, Google play market uygulamasında android sistemleri üzerine genellikle çalışmaktadır almış olduğu reklamların uygulamalarını yayınlamaktadır. Bu uygulamalar Google da yer alan Java kütüphanesinde kontrolü sağlanarak geliştiriciler uygulamaları Java dilinde yazmışlardır. Tasarlamış olduğumuz sistemin uygulamasında Java dilinde yazılmıştır ve Android Studio programında .apk dosyasına dönüştürülmüştür. 5 Kasım 2007 tarihinde Open Handset Alliance Android'i kurmuştur. Yazılım, donanım ve telekom şirketleri mobil cihazları için bu işletim sisteminin yararlı olduğunu düşünerek teknolojinin gelişimi için uygulamaya almışlardır. [86,89]

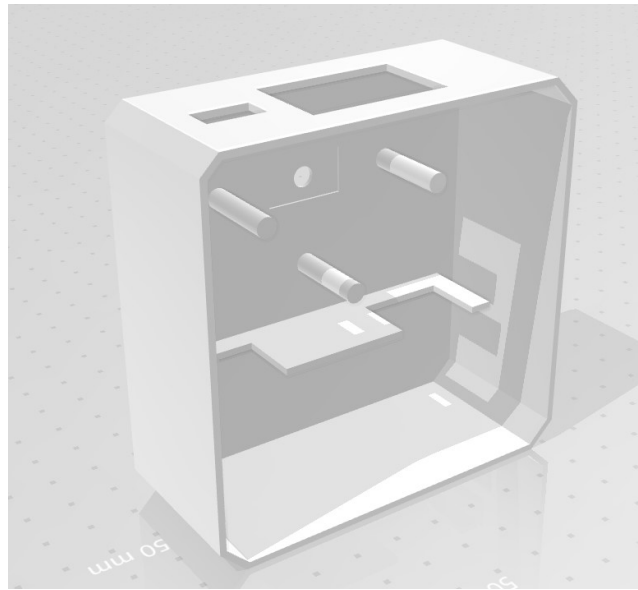


Şekil 3.54 : Sistemin mobil uygulamadaki görüntüsü.

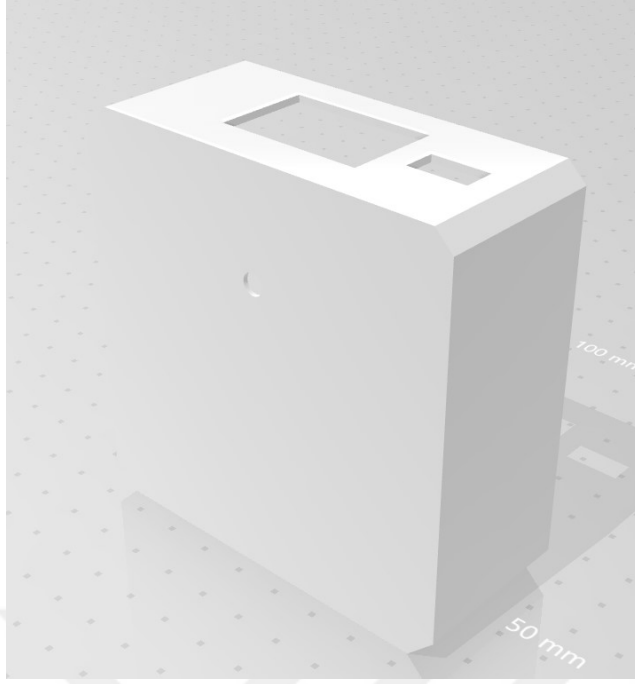
Çalışmada Android uygulaması kısmı da gerçekleştirilmiştir. Tasarlamış olduğumuz uygulama kullanılacak Android cihaza apk dosyası olarak yüklenildikten sonra telefonda kurulumu gerçekleşmektedir. Uygulamada ilk olarak kullanıcı adı ve şifre bilginizi girmemiz gereken ekran açılır. Kullanıcı adı ve şifre doğru olduktan sonra uygulamanın anasayfasına giriş gerçekleşir. Mobil uygulamadaki sistemin görüntüleri Şekil 3.54’te görülmektedir. Bu uygulama sayesinde gereksiz kullanılan kağıtlar israf olmamış olur, ölçüm alınırken zaman kaybı yapılmamış olunur. Güvenli bir şekilde hekimler doğru bilgi edinilmiş olunur. Devlet hastanelerinde ki hasta yoğunluğunda hekimlere, sağlık uzmanlarına birçok sıkıntıdan kurtarılarak doğru teşhis için zaman yaratmaktadır.

3.13 3D Kutu Tasarımı

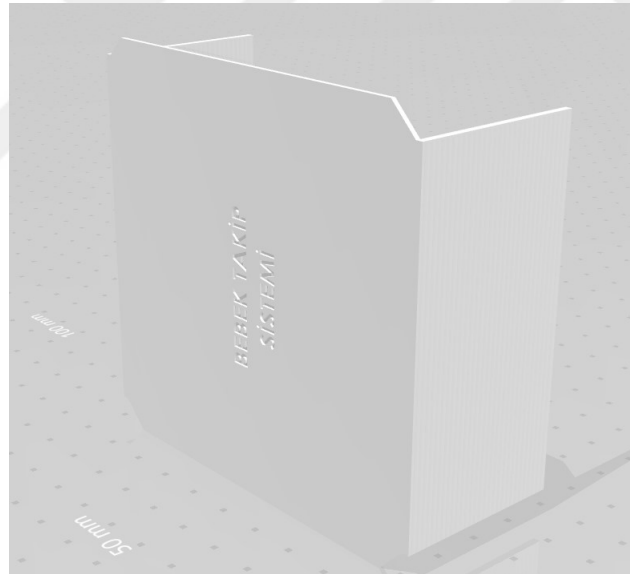
Şekil 3.55, Şekil 3.56 ve Şekil 3.57 de görülen 3D kutu tasarımı yapılırken Autodesk firmasının Fusion360 isimli programı kullanıldı. 3D kutu modellemesi çizilmeden önce kullanmış olduğumuz elemanların devrenin boyutlarını çıkarma işlemleri yapıldı. Kumpas yardımıyla devrenin boyutları, sensörlerin yerleri, kablo deliğinin çapı gibi ölçümler alındı. Daha sonra programda kare bir kutu üzerinden model çıkartıldı. Sıcaklık sensörünün yerleşimi için özellikle sensörün boyutuna uygun yer oluşturuldu. 3D kutu tasarımı Ultimaker 2 extended marka makinede oluşturduk. Fusion 360 programından kutunun modeli .stl uzantılı şekilde dışarıya aktarıldı.



Şekil 3.55 : 3D kutu tasarımının iç kısmı.



Şekil 3.56 : 3D kutu tasarımının alt kısmı.



Şekil 3.57 : 3D kutu tasarımının üst kısmı.

Ardından 3D yazıcılar katman şeklinde baskı yaptıkları için bir dilimleme programı ile işlemi tamamlamamız gerektiğinden cura isimli program kullanıldı. Bu program kod olarak makinenin anlayacağı şekilde bir formata dönüştürmektedir. Kutunun ana kısmı ve kapak kısmı ayrı olarak baskılandı.

Baskı malzemesi olarak 3D baskılardan en sık kullanılan PLA kullanıldı. PLA petrol türevi bir baskı filamentidir. PLA kullanmamızdaki sebep ise hem maliyet avantajının

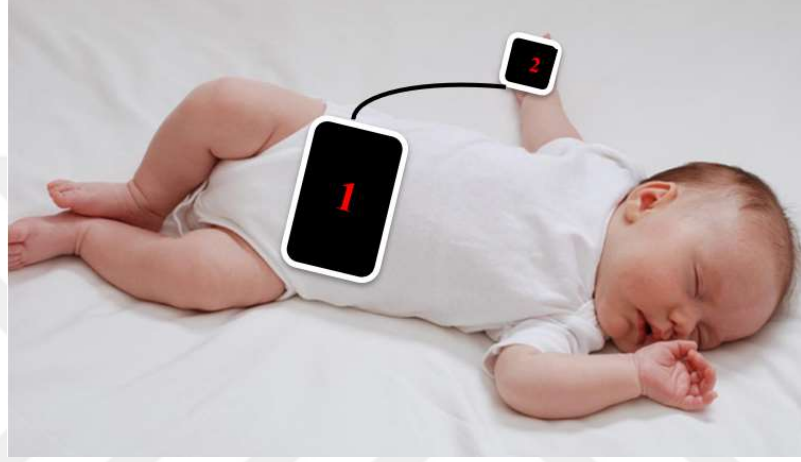
olması hemde yapısı sayesinde kırılma, genleşme, çekme gibi sorunlarının olmamasıdır. PLA baskı esnasında ortam ısısından fazla etkilenmediği için çizilen parça düzgün bir şekilde baskılanmaktadır. Diğer 3D baskılarda kullanılan malzemelere göre dayanıklı ve uzun ömürlüdür.





4. YAPILAN ÖLÇÜMLER

İlk üç bölümde bahsedildiği gibi tasarlamış olduğumuz sistemden vücut sıcaklığı, SpO₂, nabız ve solunum değerleri tespit edilmektedir. Gerçekleştirmiş olduğumuz sistemden bu ölçümleri tespit etmek için yenidoğan bebeğin karın bölgesine ve parmak ucuna sistem yerleştirilir. Şekil 4.1 de sistemin bebek üzerinde yerleştirilme konumları görülmektedir. Tasarlamış olduğumuz sistemin bölümleride Şekil 4.2 de görülmektedir.

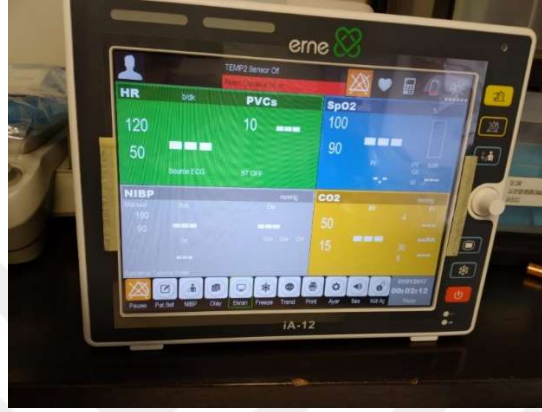


Şekil 4.1 : Sistemin bebek üzerinde yerleşimi.



Şekil 4.2 : Tasarlamış olduğumuz sistemin bölümleri.

Bebek üzerine yerleştirilen sistem açılıp wi-fi ağına bağlanma işlemi yapıldıktan sonra ölçüm almaya başlamaktadır. Alınan ölçümler eş zamanlı olarak veri tabanına iletilmektedir. Sistemin güvenilirliğini tespit etmek için hastane ortamında 5 denekten ölçümler alınmıştır. Çizelge 4.1 de ölçüm sonuçları görülmektedir. Bu ölçümlerin güvenilirliğide Şekil 4.3 de görülen hastabaşı monitörü ile karşılaştırma yapılarak tespit edilmiştir.



Şekil 4.3 : Erne marka hastabaşı monitörü.

Çizelge 4.1: Ölçülen değerler

Ölçüm alınan denek sırası	Yaşamsal Parametreler	Ölçüm değerleri		
		Tasarlanan sistemden ölçülen değer	IA-12 Hastabaşı monitördeki ölçülen değer	Sapma değeri
1.	Nabız (bpm)	108	116	8
	SpO ₂ (%)	90	97	7
	Vücut sıcaklığı (°C)	34	35.5	1.5
	Solunum/dk	33	40	7
2.	Nabız (bpm)	112	118	6
	SpO ₂ (%)	93	99	6
	Vücut sıcaklığı (°C)	35	36.8	1.8
	Solunum/dk	32	40	8
3.	Nabız (bpm)	108	115	7
	SpO ₂ (%)	89	97	8
	Vücut sıcaklığı (°C)	38	38.5	0.5
	Solunum/dk	35	43	8
4.	Nabız (bpm)	110	119	9
	SpO ₂ (%)	92	99	7
	Vücut sıcaklığı (°C)	35	36.2	1.2
	Solunum/dk	31	35	4
5.	Nabız (bpm)	115	121	6
	SpO ₂ (%)	93	100	7
	Vücut sıcaklığı (°C)	34	35.6	1.6
	Solunum/dk	37	44	7

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmada kalp atımı, SpO₂, solunum takibi ve sıcaklık ölçümleri gerçekleştirilmek için bir sistem tasarlanmıştır. Ölçümler için tezin ilk üç bölümünde belirtilen sensörler ve entegreler yardımı ile kendi tasarlanmış olduğumuz devre üzerinden bir sistem oluşturulmuştur. Çalışmada bebeğin solunumun takibini yapılabilmek için MPU6050 sensörü yardımı ile hareket takibi hassas olarak tespit edilip, solunum esnasındaki vücuttaki hareketler cihaz içerisine tanımlanarak solunum sayısı, solunumun durup durmadığı gibi veriler elde edilmiştir. En hassas sıcaklık ölçümü kızılötesi sensörler ile yapılacağından dolayı çalışmamızda vücut sıcaklığını tespit etmek için infrared sıcaklık ölçer kullanılmıştır. Kullanmış olduğumuz MLX90615 sensörü sayesinde -4 C derece ile +60 C derece arasında 1.8 derece hassasiyetli bir ölçüm gerçekleştirebildik. SpO₂ ve kalp atımı için en hassas ölçüm alabileceğimiz noktalardan birisi olan parmak ucuna yerleştirdiğimiz sensör ve buradaki aparat ile ana devremize dahili şekilde çalıştırdık. Tüm bu ölçümler Atmega328 mikrodenetleyicisi tarafından çalıştırılarak, kontrol edilerek ve elde edilen veriler yazılımsal olarak derlenerek I₂C, UART gibi haberleşme protokolleri aracılığı ile ESP12E Modülüne gönderilmektedir. ESP12E Modülü kullanıcı tarafından bağlanan internet ağı sayesinde projeyi bir IOT projesi haline getirilerek internet ağına açılır.



Şekil 5.1 : Tasarlanan sistemin iç yapısı.

ESP12E içerisindeki yazılımımız sayesinde web yazılımımız ve veritabanımız ile haberleşme sağlanarak anlık olarak veriler web ortamında veritabanımıza kayıt olmaktadır. Tasarlanmış olan web arayüzü ve web yazılımı sayesinde raporlamalar, grafiksel olarak incelemeler ve kullanıcı tarafından belirlenen solunum durması, kalp atımında düşüş vb. durumlar için uyarı bildirimini gönderilmektedir. Çalışmada bebekler üzerinde kullanılmak üzere yola çıktık. Günümüzde meydana gelen Covid-19 pandemi sürecini de göz önüne alarak ihtiyaç halinde kolaylıkla kullanılması amacıyla sistemin arayüzünde açılışta kullanıcı ayarlı parametrelerin alt ve üst limitleri girilmesi hedeflenmiştir. Yüksek ateş ve solunum durmasına bağlı olarak rahatsızlıkların bu sistem sayesinde önüne geçilmesi hedeflenmektedir. Böylece, erişkin ve çocuk hastalarda da sistem kolaylıkla kullanılacaktır. Hastanın verilerini sürekli yanında temas halinde ölçmeye gerek kalmadan uzak yerlerden kontrolünü yapmak daha kolay ve mümkün olacaktır. Ayrıca, arayüzde elde edilen verilerin dökümünü kolaylıkla kayıt altında tutmak veya kâğıda dökmek amacıyla kayıt altına alınan verilerin excel programına aktarımı sağlanacaktır. Hastanın başında endişeli bir şekilde sürekli bekleme durumunda kalmadan sağlık durumlarını kolaylıkla takip edecek bir sistem geliştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistemin yaşamsal parametrelerini ölçmede güvenilirliğini test etmek için kalibrasyonu yapılmış İA-12 model hastabaşı monitörü ile birlikte test edilerek karşılaştırılması yapılmıştır. Sonuç olarak, elde edilen karşılaştırmada nabız değerinde 6-9 sapma değeri, SpO₂ değerinde 6-8 sapma değeri, vücut sıcaklığı değerinde 0.5-1.8 sapma değeri, solunum değerinde 4-8 sapma değeri tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] Eriş, Ö., Korkmaz, H., Toker, K., Buldu, A. (2010). İnternet Üzerinden Hasta Takibi Amaçlı PIC Mikrodenetleyici Tabanlı Kablosuz Pals-Oksimetre Ölçme Sistemi Tasarımı ve LabVIEW Uygulaması.VII. Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi Bildirileri.
- [2] Hakan I.A. ve Güler İ. (2010). Teletıpta Mobil Uygulama Çalışması ve Mobil İletişim Teknolojilerinin Analizi. Bilişim Teknolojileri Dergisi, Cilt:3, Sayı:1.
- [3] Moron, M. J., Casilari, E., Luque, R. ve Gazquez J. A. (2005). A Wireless Monitoring System for Pulse-oximetrySensors. IEEE Proceedings of Systems Communications: 1-6.
- [4] Toral T.R., Palomares R.A., Iturriaga M.C.Y.T. (2007). Vital Signs Monitoring Through Internet. 17th International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP'07).
- [5] Kumar A., Rahman F. (2006). Wireless Health Alert and Monitoring System. Intl. Conf. On Biomedical and Pharmaceutical Engineering.
- [6] Çetin G. D., Bayılmış C., Kaçar S., Kırbaş, İ. (2012). Application of an on-line medical monitoring system. Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU).
- [7] Işık A. H., Şener M. U., Güler İ. (2013). A Low Cost Mobile Adaptive Tracking System for Chronic Pulmonary Patients in Home Environment.Telemedicine Journal and E-Health 19:24-30
- [8] Arzu İ., Oğuz K. (2009). Ateş ölçümünde dört farklı vücut bölgesinin karşılaştırılması ve hasta tercihinin incelenmesi. Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 2009, 11(3):5-10
- [9] Liebmann F. (2008). Uncertainty Budgets for IR Temperature Measurement–An Overview. Proceedings of Thermal Solutions.
- [10] T.C. Milli Eğitim Bakanlığı. (2012). Hemşirelik. Yaşam (Vital) Bulguları, Ankara.
- [11] Url-1 <<https://optolov.ru/tr/dizajjn-kvartiry-rtutnyi-gradusnik-vs-elektronnyi-termometr-vazhnye pravila.html>>, erişim tarihi 10.11.2020.
- [12] Url-2 <<http://kadikoy.ganipara.com/product/detail/dijital-ates-olcer-termometre>>, erişim tarihi 10.11.2020.
- [13] Url-3 <<https://www.hepsiburada.com/buyfun-el-elektronik-termometre-tasinabilir-alin-termometre-yurt-disindan-p-HBV0000121GFA>>, erişim tarihi 12.11.2020.
- [14] Dr. Nurettin Erdem. (2015). Ateş Ölçüm Tekniklerin Karşılaştırılması, Uzmanlık Tezi, Ankara.
- [15] Sudianto A., Jamaludin Z., Rahman A.A.A. , Novianto S., Muharrom F.

- (2020). Smart Temperature Measurement System for Milling Process Application Based on MLX90614 Infrared Thermometer Sensor with Arduino. *Journal of Advanced Research in Applied Mechanics* 72, Issue 1:10-24
- [16] **Mert A., Seçkin Ö. ve Akan A. (2014).** Sürekli vücut sıcaklığı ölçümü için biyotelemetri cihaz tasarımı. *TIPTEKNO* 2014: 312-315.
- [17] **Url-4** <<https://www.direnc.net/i2c-temassiz-ir-sicaklik-sensoru-mlx90614-gravity>>, erişim tarihi 12.12.2020
- [18] MelexiMLX90614 kılavuzu.
- [19] **Url-5** <<https://learn.sparkfun.com/tutorials/mlx90614-ir-thermometer-hookup-guide/all>>, erişim tarihi 10.01.2021.
- [20] **Severinghaus J.W., Astrup P. (1986).** The history of blood gas analysis. VI. The history of oximetry. *J Clin Monit* 2: 270-288.
- [21] **Vegfors M., Tryggvason B., Sjöberg F. (1990).** Assessment of peripheral blood flow using a pulse oximeter. *J Clin Monit* 6: 1-4.
- [22] **Severinghaus J.W., Kelleher J.F. (1992).** Recent developments in pulse oximetry, *Anesthesiology* 76: 1018-1038.
- [23] **Kagle D.M., Alexander C.M., Bekro R.S. (1987).** Evaluation of the Ohmeda 3700 pulse oximeter: steady-state and transient reponse characteristics, *Anesthesiology* 66: 376-380.
- [24] **Kelleher J.F. (1990).** Pulse oximeter. *J Clin Monit* 6: 1-4.
- [25] **Alexander C.M., Teller L.E., Gross J.B. (1989).** Principles of pulse oximetry: Theoretical practical considerations. *Anesth Analg* 68: 368-376.
- [26] Nellcor N-200 pulse oximetry note number 6. CLOCK ECG synchronization principles of operation. Calif, Nellcor: Hayward, 1988.
- [27] **Kim J.M., Arakawa K., Benson K.T. (1986).** Pulse oximetry and circulatory kinetics associated with pulse amplitude measured by photoelectric plethysmography, *Anesth Analg* 65: 1333-1339.
- [28] **Brown L.J. (1980).** A new instrument for the simultaneous measurement of total hemoglobin, % oxyhemoglobin, % carboxyhemoglobin, % methemoglobin, and oxygen content in whole blood, *IEEE Trans Biomed Eng* 27: 132-138.
- [29] **Scheller M.S., Unger R.J., Kelner MJ. (1986).** Effects of intravenously administered dyes on pulse oximetry readings, *Anesthesiology* 65: 550-552.
- [30] **Cote C.J., Goldstein E.A., Fuchsman W.H. (1988).** The effect of nail polish on pulse oximetry, *Anesth Analg* 67: 683-686
- [31] **Lawson D., Norley I., Korbon G. (1987).** Blood for limits and pulse oximeter signal detection. *Anesthesiology* 67: 599-603.
- [32] **Yetkin U., Karahan N., Gürbüz A. (2002).** Klinik Uygulamalarda Pulseoksimetre. *Van Tıp Dergisi, Cilt:9, Sayı:4:126-133*
- [33] **Morris R.W., Buxchman A., Warren D.L. (1988).** The prevalence of hypoxemia detected by pulse oximetry during recovery from anesthesia, *J Clin Monit* 4: 16-20.
- [34] **Lynn P.B. (2011).** Taylor's Clinical Nursing Skills a Nursing Process, 3rd ed.

China, Lippincott Williams&Wilkins: 704-709.

- [35] **Marlı E. P.** (2015). Bir Üniversite Hastanesinde Çalışan Hemşirelerin Pulse Oksimetre Kullanımı Konusunda Bilgi Ve Davranışlarının Değerlendirilmesi. Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- [36] **Öncel T.U.** (2006). Puls Oksimetre. Türk Yoğun Bakım Derneği Dergisi, Cilt: 4, Sayı:2/2006 p:96-106
- [37] **Szocik J.F., Barker S.J., Tremper K.K.** (2005). Fundamental principles of monitoring instrumentation. In. Miller's Anesthesia. Ed, Miller RD. Pennsylvania: Elsevier, p: 1191-1226.
- [38] **Chong K. L., Holden D., Olin T.** (2010). Heart Rate Monitor, p: 2-10.
- [39] **Severinghaus J.W., Spellman M.J.** (1990). Pulse oximeter failure thresholds in hypotension and vasoconstriction. Anesthesiology; 73: 532-537.
- [40] **Berman A., Koziar B.** (2008). Koziar & Erb's Fundamentals of Nursing: Concepts, Process, and Practice, 8th ed. Australia, Pearson Prentice Hall:558-563.
- [41] **Grap M.J.** (2002). Pulse oximetry, Critical Care Nurse, 22(3):69-76.
- [42] **Url-6** <<https://www.neisteriz.com/nellcor-oximax-ds100a-oksometre-probu>>, erişim tarihi 18.12.2020.
- [43] **Url-7** <<https://urun.n11.com/medikal-malzemeler/nellcor-neonatal-spo2-sensor-adult-P298059550>>, erişim tarihi 18.12.2020.
- [44] **Url-8** <<http://www.covidien.com/rms/imageServer>>, erişim tarihi 18.12.2020.
- [45] **Url-9** <<http://www.alldatasheet.com/datasheetpdf/pdf/879178/MAXIM/MAX30100.html>>, erişim tarihi 13.03.2017.
- [46] **Url-10** <<https://www.gudreviews.com/arduino-scm-supplies/619067520/max-pulse-oximeter-heart-rate.html>>, erişim tarihi 18.12.2020.
- [47] **Url-11** <<https://sesanltd.com.tr/pulse-oksometre-nedir-nasil-calisir/>>, erişim tarihi 18.12.2020.
- [48] **Altuğ M. E., Gönenci R.** (2003). Pulse Oksimetre ile Arteriyel Oksijenasyonun İzlenmesi. Veteriner Cerrahi Dergisi , 58-62.
- [49] **Url-12** <<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100>>, erişim tarihi 15.12.2019.
- [50] **Url-13** <<https://www.sabah.com.tr/galeri/anasayfa/mucize-bir-sekilde-hayata-donen-bebek/13>>, erişim tarihi 08.01.2020.
- [51] **Url-14** <https://www.sozcu.com.tr/2016/dunya/19-aylik-bebek-hayata-3d-yazici-sayesinde-tutundu-1113132/3/?_szc_galeri=1>, erişim tarihi 10.01.2021
- [52] **Url-15** <<https://www.haberler.com/17-kasim-dunya-premature-gunu-6696112-haberi/>>, erişim tarihi 10.01.2020.
- [53] **Url-16** <<https://www.arduinoer.com/en/prodotto/gy521-mpu6050-module-triaxial-accelerometer-gyroscope-6dof-module-code-schematic/>>, erişim tarihi 08.01.2020.
- [54] **Gülenç N. G., ÇİFTÇİ R. K.** (2016). Mobil Postürografik Analiz Sistemi, Electric Electronics, Computer Science, Biomedical Engineerings' Meeting (EBBT).
- [55] **Url-17** <<http://www.barissamanci.net/Makale/26/accelerometer-gyroscope-imu-nedir/>>, erişim tarihi 12.01.2020.

- [56] **Url-18** <<http://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050>>, erişim tarihi 12.01.2020.
- [57] MPU6050 datasheet.
- [58] **Url-19** <<http://imalattaotomasyon2014.blogspot.com/2014/02/furkan-ozturk-030100324-hwl-ivmeolcer.html>>, erişim tarihi 15.01.2020.
- [59] **Köksal R., Öztekin H., Temurtaş F.** (2014). Eğitim Amaçlı Mikrobilgisayar Sistemleri İçin I2C Seri Haberleşme Protokolü ile Analog Arayüz Tasarımı. ELECO2014 Elektronik-Bilgisayar ve Biyomedikal Mühendisliği sempozyumu.
- [60] **Url-20** <https://rheingoldheavy.com/i2c-basics/>, erişim tarihi 15.01.2020.
- [61] **Öz A.** (25.10.2016). Altium Designer. İstanbul Teknik Üniversitesi Elektrik Elektronik Fakültesi Elektrik Mühendisliği.
- [62] **Url-21** <<https://en.wikipedia.org/wiki/Altium>>, erişim tarihi 07.02.2020.
- [63] **Url-22** <<http://www.altium.com/documentation/17.0/display/ADES/Altium+Designer+Documentation>>, erişim tarihi 07.02.2020.
- [64] **Url-23** <<https://diyot.net/atmega328/>>, erişim tarihi 07.01.2020.
- [65] **Url-24** <<https://mesutpiskin.com/blog/atmel-atmega-328p-programlama-kendi-arduinonu-yap.html>>, erişim tarihi 07.01.2020.
- [66] **Nisio D.A., Noia D.T., Carducci G.C., Spadavecchia M.** (2015). Design of a Low Cost Multipurpose Wireless Sensor Network" Measurements & Networking (M&N).
- [67] **Url-25** <<https://diyot.net/kristal-osilator/>>, erişim tarihi 17.03.2020.
- [68] **Url-26** <<https://www.elektrikport.com/universite/osilator-nedir-1-bolum/11410#ad-image-0>>, erişim tarihi 17.03.2020.
- [69] **Url-27** <<https://www.elektrikrehberiniz.com/osilator/kristal-osilator-devresi-10166/>>, erişim tarihi 17.03.2020.
- [70] **Url-28** <<https://devreyakan.com/seri-haberlesme-protokolleri/>>, erişim tarihi 13.05.2020.
- [71] **Url-29** <https://demirten.gitbooks.io/gomululinux/content/i2c_protokolunun_tanitilmasi.html>, erişim tarihi 13.05.2020.
- [72] **Kahveci S., Safran M., Çakır O., Kaya İ.** (2005).Elektrokardiyogram İşaretlerin Kablosuz İletimi. TMMOB Elektrik Mühendisleri Odası Elektrik-Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği 11. Ulusal Kongresi ve Fuarı, s. 86-90
- [73] **Url-30** <https://herenkeskin.com/uart-nedir-ve-nasil-calisir/>, erişim tarihi 26.02.2020.
- [74] **Url-31** <https://www.electronicstforum.com/technology-trends/learn-electronics/7805-ic-voltage-regulator>, erişim tarihi 16.12.2020.
- [75] **Url-32** <<https://tr.rsdelivers.com/product/stmicroelectronics/lf33cv/stmicro%20electronics-lf33cv-ldo-gerilim-reglat%c3%b6r/1781433>>, erişim tarihi 16.12.2020.
- [76] **Url-33** <<https://github.com/oxullo/Arduino-MAX30100>>, erişim tarihi 10.03.2019.
- [77] **Url-34**<<https://morf.lv/implementing-pulse-oximeter-using-max30100>>, erişim tarihi 11.02.2020.

- [78] **Url-35** <http://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_8.html>, erişim tarihi 08.10.2020.
- [79] **Url-36** https://sites.google.com/site/clerveauxr/fir_iir, erişim tarihi 10.06.2020.
- [80] **Url-37** <<https://www.baranekrem.net/dsp-notlari-filtrelemenin-iki-buyuk-gizemi-fir-iir-filtreler/>>, erişim tarihi 12.01.2020.
- [81] **Url-38** <<https://www.sciencedirect.com/topics/computer-science/complementary-filter>>, erişim tarihi 10.02.2021.
- [82] **Doğan, H.** (2006). PHP Dokumanları.
- [83] **Gülseren D.** (2006). Mobil İletişim Teknolojilerinin Öğrenci Bilgi sistemlerinde Kullanımı ve Bir Uygulama”, Anadolu Üniversitesi.
- [84] **Çaycı, Ö.** (2003). PHP ve MySQL, Seçkin yayıncılık.
- [85] **Url-39** <<tr.wikipedia.org/wiki/PhpMyAdmin.>>, erişim tarihi 20.01.2021.
- [86] **Url-40** <<https://gelecegiyazanlar.turkcell.com.tr/konu/egitim/android-201/android-projesi-olusturmak>>, erişim tarihi 11.12.2020.
- [87] **Öğütmen N.** (2013). Profesyonel Uygulamalarla Android Programlama Öğrenin. s.l.: KODLAB.



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Nadide Gülşah GÜLENÇ

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2016, Namık Kemal Üniversitesi, Çorlu Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği
- **Yükseklisans** : 2021, İstanbul Teknik Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- Namık Kemal Üniversitesi Mühendislik Fakültesi 1. liği
- Mobil Postürografik Analiz Sistemi - Biyomedikal Mühendisliği Lisans Bitirme Projesi TÜBİTAK (2209-A Üniversite Öğrencileri Yurt İçi Araştırma Projeleri) destekli projedir.
- EXPOMED 2016 Tüyaş Fuarı'nda Namık Kemal Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği bölümü tarafından düzenlenen 5. Biyomedikal Mühendisliği Öğrenci Sempozyumu Poster Yarışması'nda tanıtımını yapmış olduğum Mobil Postürografik Analiz Sistemi adlı lisans bitirme çalışmamı poster olarak sunarak sektör temsilcileri ve akademisyenler tarafından birinci seçilmiştir.
- 2013 Temmuz - 2013 Eylül Mehmet Akif Ersoy Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi (Gönüllü Stajyerlik – 34 iş günü)
- 2014 Haziran - 2014 Temmuz İstanbul Üniversitesi Hastaneleri Genel Direktörlüğü - Biyomedikal Koordinatörlüğü Cerrahpaşa Tıp Fakültesi (Stajyerlik - 30 iş günü)
- 2014 Ağustos - 2014 Eylül ERTUNÇ ÖZCAN Medikal Cihazlar Pazarlama ve Teknik Servis Hizmetleri Tic. Ltd. Şti. (Gönüllü Stajyerlik - 25 iş günü)
- 2015 Temmuz - 2015 Ağustos Türk PHILIPS Ticaret A. Ş. Medikal Sistemler Bölümü PHILIPS Healthcare (Stajyerlik - 25 iş günü)

- 2015 Ağustos - 2015 Eylül BOZLU Holding - Varinak Onkoloji Sistemleri Satış ve Servis A.Ş. (Stajyerlik - 25 iş günü)
- 2017 Nisan – 2021 Ocak ERNE Medikal Cihazları Turizm Sanayi ve Tic. Ltd. Şti. Biyomedikal Mühendisi
- 2021 Şubat – Halen Namık Kemal Üniversitesi Araştırma Görevliliği

YAYINLAR:

- **GÜLENC N. G., ÇİFTÇİ R. K.,** Mobil Postürografik Analiz Sistemi, Electric Electronics, Computer Science, Biomedical Engineerings' Meeting (EBBT) (26.04.2016-27.04.2016).
- **GÜLENC N. G., KARTAL M.,** Noninvasive Measurement of Baby's Vital Datas and Mobile Monitoring - Analysis System Design, Tıp Teknolojileri Kongresi, TIPTEKNO'20 (19.11.2020 20.11.2020).