

**KULLANICI DOSTU BİR OKSİJEN KONSANTRATÖRÜNÜN
TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ**

Muzaffer KORKUSUZ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

OCAK 2011

ANKARA

Muzaffer KORKUSUZ tarafından hazırlanan KULLANICI DOSTU BİR OKSİJEN KONSANTRATÖRÜNÜN TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. İsmail ATACAK
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Ömer Faruk BAY

Üye : Yrd. Doç. Dr. İsmail ATACAK

Üye : Yrd. Doç. Dr. Metin YILDIZ

Tarih : 28.01.2011

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Muzaffer KORKUSUZ

KULLANICI DOSTU BİR OKSİJEN KONSANTRATÖRÜNÜN TASARIMI VE GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Muzaffer KORKUSUZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Ocak 2011

ÖZET

Uzun süreli oksijen tedavisi, kronik obstrüktif akciğer hastalığında sağ kalım süresini artıran metotlardan biri olup, bu tedavide en uygun ve ekonomik seçim oksijen konsantratörü kullanmaktır. Yapılan araştırmalar; Ülkemizde kullanılan oksijen konsantratörlerinin önemli bir kısmının hastalar tarafından hatalı kullanıldığını, teknik servis hizmetlerinin yetersiz olduğunu, belirli dönemlerde bakım ve kontrolü gereken cihazlara düzenli bakım yapılamadığını ve bazı cihazların uzun dönemli kullanımlarda beklenen oksijen saflığını vermediğini göstermiştir. Bu durum, hastanın belirlenen dönemde yeterli saflıkta oksijen alamamasına ve tedavi sürecinin aksamasına neden olmaktadır. Bu yüzden tıp elektroniği alanındaki gelişmelere paralel olarak oksijen konsantratörlerinin tıbbi gereklilikleri yerine getiren ve hasta-cihaz kaynaklı sorunları en aza indiren bir sistem şeklinde düzenlenmesi, zorunluluk haline gelmiştir. Bu çalışmada; oksijen tedavisi alan hastalar için kullanıcı dostu bir oksijen konsantratörü tasarlanmış olup, bir prototip üzerinde uygulaması gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan sistemde hasta, cihazda zamanla değişmesi gerekli sarf malzemeleri, kullanım anındaki oksijen saflığı oranı, basınç bilgisi, cihazda oluşan aşırı ısı, düşük basınç, yüksek basınç, yetersiz saflıkta oksijen oranı arızaları ve cihaz kullanım saati hakkında görsel ve işitsel olarak bilgilendirilmektedir. Gerçekleştirilen sistemin en önemli özelliği, hastanın cihaz kullanım bilgilerinin SD karta kayıt edilmesi ve C# programlama dilinde geliştirilen bir ara yüz yazılımı ile bu kayıtların okunarak istenen dönemler için

çıktı alınabilmesidir. Tedavi süreci, bu çıktı ve yazılan paket programın getirdiği avantajlar ile sadece hasta beyanına bağlı kalmadan ilgili hekim tarafından kolayca takip edilebilecek olup, cihazın işlevsel sorunlarından kaynaklanan aksamanın da önüne geçilecektir. Cihaza ait ölçüm sonuçları; 1 – 4 lt/dk'lık akış hızlarında cihazın % 96,3 – 93,5 oksijen saflığını sağlayabildiğini, bununda tedavi için yeterli olduğunu göstermiştir.

Bilim Kodu : 702.1.0.21
Anahtar Kelimeler : kronik obstrüktif akciğer hastalığı, mikrodenetleyici, oksijen konsantratörü
Sayfa Adedi : 78
Tez Yöneticisi : Yrd. Doç. Dr. İsmail ATACAK

**DESING AND IMPLEMENTATION OF A USERFRIENDLY OXYGEN
CONCENTRATOR**

(M.Sc. Thesis)

Muzaffer KORKUSUZ

**GAZI UNIVERSITY
INFORMATICS INSTITUTE**

October 2011

ABSTRACT

Long-term oxygen therapy is one of the methods increasing the duration of survival in chronic obstructive pulmonary disease, with the oxygen concentrators being the most appropriate and economical choice for this treatment. Studies so far conducted show that a significant amount of oxygen concentrators in Turkey are wrongly used by patients, technical services are inadequate, no periodical maintenance is being done for devices requiring regular maintenance and control, and some devices do not yield the expected oxygen purity in long-term use. These problems in the oxygen concentrators are the most important factors causing delays in the treatment process because the patients are unable to receive oxygen at sufficient purity levels during the scheduled period. Therefore, it has become a necessity that oxygen concentrators are rearranged as devices addressing medical requirements and minimizing patient/device-based problems in parallel with the developments in the field of medical electronics. In this study, a userfriendly oxygen concentrator system is designed for patients receiving oxygen therapy and a prototype of this device is realized. In designed system the patient is informed visual and auditory, about the materials need change over time in device, the rate of oxygen purity in utilization time, pressure information, the high temperature in device, high pressure, low pressure, the fault of inadequate purity of oxygen rate and the utilization time of device. The most important feature of the system is

the registration of the patient's device usage information to the sd cards, an interface software that is developed in C# programming language, reading this registrations and taking a printout whenever wanted. The treatment process can be followed easily by the physicians without the necessity of the patient declaration, with the help of this printouts and the advantages of the packaged software that is written. So the setbacks originated from the functional problems of the device are prevented. The measurement results of the device show that it can provide an oxygen at the purity of 96.3% to 93,5 for flow velocities of 1 to 4 l/min, which is a sufficient rate for the treatment.

Science Code : 702.1.0.21
Key Words : cronic obstructive pulmonary disease, microcontroller, oxygen concentrator
Page Number : 78
Adviser : Asst. Prof. Dr. Ismail ATACAK

TEŞEKKÜR

Tez çalıőmamda yardım ve katkılarıyla bana yol gösteren danıőmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. İsmail ATACAK' a, benden fikir ve tecrübelerini esirgemeyen hocalarım Sayın Prof. Dr. İnan GÜLER ve Sayın Prof. Dr. Ömer Faruk BAY' a, teşekkür ederim.

Bu tezi hazırlamamda daima destek olan eőim Őengül KORKUSUZ ile ocuklarım Gl Deniz ve Glsu' ya, tıp alanındaki yardımlarından dolayı Sayın Uzm. Dr. Didem KATAR' a, teknik destek ve yardımlarını esirgemeyen SGK tıbbi cihazlar teknik servisi çalıőanlarına teőekkürü borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xiii
TABLoların LİSTESİ.....	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. UZUN SÜRELİ OKSİJEN TEDAVİSİ.....	4
2.1. Uzun Süreli Oksijen Tedavisinin Tarihçesi.....	4
2.2. Uzun Süreli Oksijen Tedavisinde Kullanılan Yöntemler.....	5
2.3. Uzun Süreli Oksijen Tedavisi Endikasyonları.....	6
2.4. Uzun Süreli Oksijen Tedavisinde Karşılaşılan Problemler.....	7
3. OKSİJEN KONSANTRATÖRLERİ.....	10
3.1. Zeolit Minerali.....	11
3.2. Oksijen Konsantratörlerinin Yapısı ve Çalışması.....	13
3.2.1. Moleküler elekler.....	14
3.2.2. Kompresör.....	15
3.2.3. Ürün tankı.....	15
3.2.4. Filtreler.....	15
3.2.5. Basınç regülatörü.....	15
3.3. Ülkemizde Kullanılan Oksijen Konsantratörleri ve Yapısal Sorunları.....	16
3.4. Oksijen Konsantratörlerinde Oluşan Arıza İstatistikleri.....	18
4. ÖNERİLEN SİSTEMİN TASARIMI.....	21
4.1. Sistemin Tanımı.....	21
4.2. Sistemin Tasarımı.....	24
4.2.1. Donanım.....	26
4.2.1.1. LM 2576 T besleme devreleri.....	27
4.2.1.2. 18F4620 mikrodenetleyici.....	29

4.2.1.3. Maxtec 250 oksijen sensörü.....	33
4.2.1.4. AD 627 diferansiyel yükselteç.....	35
4.2.1.5. MPX 4250 basınç sensörü.....	37
4.2.1.6. Valf sürücü devre.....	40
4.2.1.7. Motor sürücü devre.....	40
4.2.1.8. SD kart devresi.....	41
4.2.1.9. DS 1307 zamanlayıcı devresi.....	43
4.2.1.10. Ethernet devresi.....	45
4.2.1.11. Grafik LCD devresi.....	47
4.2.2. Yazılım.....	48
4.3. Deneysel Çalışmalar.....	54
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	67
KAYNAKLAR.....	69
EKLER.....	72
EK-1 Gerçekleştirilen sistemin maliyet hesabı.....	73
EK-2 Gerçekleştirilen sistemin üst, alt baskı devre ve eleman yüzeyi görünümü.	74
EK-3 Gerçekleştirilen sistemin kalibrasyon sertifikası ve ölçüm sonuçları.....	76
ÖZGEÇMİŞ.....	78

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3. 1. Mikro gözenekli yapısıyla zeolit molekülü.....	12
Şekil 3. 2. Oksijen konsantratörü blok diyagramı.....	13
Şekil 3. 3. SGK tıbbi cihazlar teknik servisine bakıma gelen ve arızalı olan oksijen konsantratörlerinin markalarına göre dağılımı.....	19
Şekil 3. 4. 531 adet oksijen konsantratöründe tespit edilen arızalar.....	20
Şekil 3. 5. 531 adet oksijen konsantratöründe tespit edilen arıza oranları.....	20
Şekil 4. 1. Tasarlanan oksijen konsantratörünün blok diyagramı.....	21
Şekil 4. 2. Gerçekleştirilen sistemi oluşturan temel bileşenler.....	25
Şekil 4. 3. LM 2576 iç yapısı	28
Şekil 4. 4. DA 3,3 V besleme devresi	28
Şekil 4. 5. DA 5 V besleme devresi	28
Şekil 4. 6. Mikrodenetleyiciye ait port bağlantıları.....	30
Şekil 4. 7. Mikrodenetleyiciye ait blok diyagram	31
Şekil 4. 8. AD 627 diferansiyel yükselteç devresi.....	36
Şekil 4. 9. AD 627 diferansiyel yükselteç ayak bağlantıları.....	36
Şekil 4. 10. MPX 4250 basınç sensörünün basınç farkına göre çıkış gerilimi	38
Şekil 4. 11. MPX 4250 basınç sensörü bağlantı uçları ve paket tipi	38
Şekil 4. 12. Ürün tankındaki basıncın sınıflandırılması.....	39
Şekil 4. 13. Mosfetlerden oluşturulmuş valf sürücü devre	40
Şekil 4. 14. Motor sürücü devre.....	41
Şekil 4. 15. SD kart devresi.....	42
Şekil 4. 16. DS 1307 entegresi ile oluşturulan zamanlayıcı devre.....	43
Şekil 4. 17. DS 1307 entegresine ait blok diyagram.....	44
Şekil 4. 18. PIC' den DS 1307' ye bilgi aktarımı	45
Şekil 4. 19. DS 1307' den PIC' e bilgi aktarımı.....	45
Şekil 4. 20. Ethernet devresi.....	46
Şekil 4. 21. Grafik LCD bağlantı uçları.....	47
Şekil 4. 22. Ana ekran ve ilk sayfa.....	49
Şekil 4. 23. Tıbbi özgeçmiş sayfası.....	50

Şekil 4. 24. Muayene bulguları sayfası.....	50
Şekil 4. 25. Reçete sayfası.....	51
Şekil 4. 26. Randevu sayfası	52
Şekil 4. 27. SD kartın değerlendirildiği sayfa	52
Şekil 4. 28. Teknik servis sayfası	53
Şekil 4. 29. Rapor görünüm sayfası.....	53
Şekil 4. 30. Sistemi denetlemek için kullanılan programa ait akış şeması	55
Şekil 4. 31. Akış 1 lt/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi.....	60
Şekil 4. 32. Akış 2 lt/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi.....	60
Şekil 4. 33. Akış 3 lt/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi.....	61
Şekil 4. 34. Akış 4 lt/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi.....	62
Şekil 4. 35. 1 lt/dk akış hızında flow-metre çıkışından elde edilen O ₂ saflığı	63
Şekil 4. 36. 2 lt/dk akış hızında flow-metre çıkışından elde edilen O ₂ saflığı	63
Şekil 4. 37. 3 lt/dk akış hızında flow-metre çıkışından elde edilen O ₂ saflığı	64
Şekil 4. 38. 4 lt/dk akış hızında flow-metre çıkışından elde edilen O ₂ saflığı	65

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3. 1. Zeolit minerali.....	11
Resim 3. 2. Ülkemizde kullanılmakta olan OK cihazlarından bazıları.....	16
Resim 3. 3. Oksijen konsantratörünün dış görünümü.....	17
Resim 4. 1. Cihaza ait sarf malzeme bilgileri.....	22
Resim 4. 2. Cihaz ana çalışma ekranı.....	23
Resim 4. 3. Cihazda oluşan arıza bildirim örnekleri.....	23
Resim 4. 4. PIC programlama ve donanım.....	33
Resim 4. 5. Maxtec 250 oksijen sensörü.....	34
Resim 4. 6. Cihazın ürettiği oksijen bilgisi.....	34
Resim 4. 7. Gerçekleştirilen prototip.....	54
Resim 4. 8. Cihazda oksijen ve basınç kalibrasyonu.....	59

TABLoların LİSTESİ

Tablo	Sayfa
Tablo 2. 1. USOT endikasyonları.....	7
Tablo 4. 1. Mikrodenetleyiciye ait teknik veriler.....	32
Tablo 4. 2. Maxtec 250 oksijen sensörüne ait teknik veriler.....	34
Tablo 4. 3. AD 627 diferansiyel yükselteciye ait teknik veriler.....	35
Tablo 4. 4. Bazı direnç değerlerine karşılık kazanç oranları.....	37
Tablo 4. 5. MPX 4250 basınç sensörüne ait teknik veriler.....	39
Tablo 4. 6. DS 1307' de zaman bölümlerinin adres gözlerine yazılması.....	44
Tablo 4. 7. Arıza durumlarına göre algılayıcı çıkışları ve sistemin tepki süresi..	66

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklama

A	Amper (akım şiddeti)
W	Watt (güç birimi)
Ω	Ohm (direnç birimi)
m³	Metreküp (hacim birimi)
V	Volt (gerilim birimi)
°C	Santigrad derece (ısı birimi)

Kısaltmalar

Açıklama

KOAH	Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı
USOT	Uzun Süreli Oksijen Tedavisi
OK	Oksijen Konsantratörü
O₂	Oksijen
AKG	Akciğer Kan Gazı
P_aO₂	Kısmi (Parsiyel) Oksijen Basıncı
P_aCO₂	Kısmi (Parsiyel) Karbondioksit Basıncı
S_aO₂	Oksijen Satürasyonu
EKG	Elektrokardiografi
mmHG	Milimetre Civa (0 derecede)
CPAP	Sürekli Pozitif Hava Yolu Basıncı (Continuous Positive Airway Pressure)
Bi-PAP	2 Düzeyli Pozitif Hava Yolu Basıncı (Bi-Level Positive Airway Pressure)

Kısaltmalar	Açıklama
mL	Mililitre
PSA	Basınç Salımlı Emilme (Pressure Swing Adsorption)
AlO₄	Dörtüzlü Alüminyum İyonu
SiO₄	Dörtüzlü Silisyum İyonu
PSI	Pound/İnçkare
l/min	Litre/Dakika
LCD	Liquid Crystal Display
MMC/SD	Multi Media Card/Secure Digital
UBB	Ulusal Bilgi Bankası
µV	Mikrovolt
mV	Milivolt
PIC	Peripheral Interface Controller
RICS	Reduced Instruction Computer Set (Azaltılmış Bilgisayar Komut Seti)
I²C	Inter-Integrated Circuit
Kbyte	Kilobyte
Mbit	Megabit
DA	Doğru Akım
AA	Alternatif Akım
Kg	Kilogram
dB	Desibel (Gürültü katsayısı)
kPa	Basınç Birimi (1 metrekarelik bir alana 101 kg'lık bir ağırlık konulduğunda elde edilir)
LC	Endüktif-Kapasitif
Hz	Hertz
Khz	Kilohertz
KΩ	Kilo-Ohm
GND	Ortak Uç
NOTT	Nokturnal Oxygen Therapy Trial

Kısaltmalar	Açıklama
MRC	Medical Research Council Working Party
CMMR	Ortak Gürültülerden Etkilenmeme Derecesi
SGK	Sosyal Güvenlik Kurumu
NASA	Ulusal Havacılık ve Uzay Dairesi (National Aeronautics and Space Administration)
I/O	Input/Output (Giriş/Çıkış)
SUT	Sağlık Uygulama Tebliği
SPI	Serial Peripheral Interface
EEProm	Electronically Erasable Programmable Read-Only
msn	Milisaniye
MCU	Micro Controller Unit
ADC	Analog Dijital Converter
sn	Saniye

1. GİRİŞ

Kronik¹ Obstrüktif² Akciğer Hastalığı, (KOAİ) geri dönüşü olmayan ve ilerleyici özellikte bir hastalıktır [1]. Dünya Sağlık Örgütü verileri; dünyada en önemli 4'ncü, Türkiye'de ise en önemli 3'ncü ölüm nedeninin KOAH olduğunu göstermiştir. Bu örgüt araştırmalarında; KOAH' lı hastaların dünyada % 80' inin, Türkiye'de ise % 90' ının bu hastalığa yakalandığının farkında olmadığı sonucuna varmıştır [2]. Amerika Birleşik Devletlerinde (ABD) her yıl yaklaşık 120 000 kişi bu hastalıktan ölmekte olup, 2020 yılında dünyada en sık rastlanan 3'üncü ölüm nedeni olacağı tahmin edilmektedir. ABD'de yıllık oksijenle ilgili toplam tedavi ödemeleri 2 milyar dolardan fazladır ve bu ödemeler her yıl % 12-13 artmaktadır [3, 4].

Önemli bir morbidite³ ve mortalite⁴ nedeni olan KOAH, tıbbi harcamalar ve işgücü kaybı nedeniyle tüm dünyada ekonomik ve sosyal açıdan bakıldığında önemli bir yük oluşturmaktadır. Sağlık Bakanlığı verilerine göre; ülkemizde iyimser bir tahminle 4,5 milyon KOAH' lı vardır ve yılda bu hastalıktan 26 000'den fazla insan ölmektedir. Türkiye' de Uzun Süreli Oksijen Tedavisi (USOT) alan hasta sayısının 20 000 - 25 000 kişi arasında olduğu tahmin edilmekte olup, bu sayıya her yıl 1 500 – 2 000 arası Oksijen Konsantratörü (OK) kullanan hasta eklenmektedir [2, 5].

En önemli amacı yaşam süresini uzatmak ve yaşam kalitesini arttırmak olan KOAH tedavisi, günümüzde dört aşamalı bir program ile yapılmaktadır. Bunlar;

- Sigaranın bırakılması
- Çevresel ve meslek nedenli maruz kalmanın kontrolü
- Uzun süreli oksijen tedavisi
- Akut atakların tedavisi olarak sayılabilir

1 Uzun süredir devam eden anlamında

2 Tıkaçıcı anlamında

3 Belli bir nüfustaki hasta sayısının, toplam nüfusa oranı

4 Bir hastalıktan genelde yıllık hesaplanan, her 1 000 kişi başına ölümlerin sayısının oranıdır

KOAH' da ilerleyici hipoksemi¹ olduğundan hücre hasarına yol açan, hipokseminin düzeltilmesi veya önlenmesi önemlidir. USOT hipoksemiye ikincil polisitemiyi² düzeltir, vücut ağırlığını arttırır, pulmoner³ hipertansiyonu düşürür, kor pulmonaye⁴ bağlı sağ kalp yetmezliğini düzeltir, kalp fonksiyonlarını güçlendirir. Ayrıca nörofizyolojik fonksiyonlar üzerinde olumlu etkileri vardır. Hastaneye yatma sayısını ve süresini azaltır. Efor kapasitesini arttırır, yaşam kalitesini yükseltir ve süresini uzatır. Bu tedavi ile beklenen yaşam süresi iki katına çıkarılabilir [1].

Son yıllarda evde USOT ve takip imkanlarının gelişmesiyle, KOAH' lı hastaların yaşam kalitesinde bir iyileşme ve sağlık giderlerinde de kayda değer bir azalma olmuştur. Bir Akciğer Kan Gazı ölçümünün (AKG) 1-2 günlük, bir günlük hastanede yatışında, bir aylık Oksijen (O₂) tedavisinin maliyetine eşdeğer olduğu düşünülürse, USOT' un KOAH tedavisi harcamalarında kayda değer bir azaltma sağladığı söylenebilir [6-7, 30].

Türker ve arkadaşları tarafından yapılan araştırmalar; Türkiye de kullanılan OK' ların önemli bir kısmının hastalar tarafından hatalı kullanıldığını, teknik servis hizmetlerinin yetersiz olduğunu, belirli dönemlerde bakım ve kontrolü gereken cihazlara düzenli bakım yapılmadığını ve bazı cihazların uzun dönemli kullanımlarda beklenen O₂ saflığını vermediğini göstermiştir. Bu durum, hastanın belirlenen dönemde yeterli saflıkta O₂ oranını alamamasına ve tedavi sürecinin aksamasına neden olmaktadır [7].

USOT' da kullanılan OK' ların donanımlarının geliştirilmesi, oluşan problemlerin en aza indirilmesini sağlar. Tedaviye ilişkin ilgili hekime aktarılacak hasta beyanına dayalı bilginin elektronik çıktıya dayandırılması da, bu tedavide eksik beyan sonucu, fazladan yapılan harcamaları önleyecektir. Bunun sonucunda da daha etkin ve ekonomik bir tedavi sağlanmış olacaktır.

1 Kandaki oksijen oranının düşmesi

2 Kemik iliğindeki aşırı üretim sonucunda kan hücrelerinin sayısında anormal artış meydana gelmesi

3 Kalbin sağ tarafından çıkan, akciğere giden ana damardaki veya bu damarın kapağındaki darlıktır

4 Akciğer yapı ve fonksiyonlarının ileri derecede bozulmasına bağlı olarak pulmoner dolaşımın bozulması, sağ ventrikülde yetmezlik oluşması

Sunulan çalışmada; USOT alan hastalar için kullanıcı dostu bir OK tasarlanmakta ve bir prototip üzerinde uygulaması gerçekleştirilmektedir. Tasarlanan sistem hastayı cihazın çalışmasına ait parametreleri bir grafik LCD ekran üzerinden göstererek bilgilendirmekte olup, sistemde bir arıza durumu oluştuğunda cihazı kapatarak bir buzzer üzerinden de işitsel olarak ikaz etmektedir. Hastayı bilgilendirme amaçlı sistem parametreleri olarak; O₂ saflığı, çalışma basıncı, çalışma saati, zamanla değişmesi gerekli sarf malzemelerin kullanım bilgisi ve arıza bilgileri kullanılmaktadır. Cihaza ait bu özellik hastanın tedavi süreci içerisinde cihazla ilgili problemleri görerek, bir sorun oluştuğunda cihazı en kısa sürede teknik servise götürmesini sağlamaktadır. Bu, cihaz kaynaklı tedavi sürecinde yaşanacak problemleri en aza indirger.

Tasarlanan sistem aynı zamanda hastanın cihaz kullanım bilgileri ve sistemin arıza durumu bilgilerini uzun süreli kullanım dönemlerinde belli aralıklarla dijital kayıt (SD kart) ortamına aktarmaktadır. Kişisel bilgiler, tıbbi özgeçmiş, muayene bulguları, SD kart ve teknik servis modüllerini içeren C# programlama dilinde geliştirilmiş bir ara yüz programı aracılığı ile bu bilgiler SD karttan okunarak veri tabanına aktarılır. Hastaya ait bu bilgilerin veri tabanına aktarılması, doktorun tedavi sürecini net bilgilere göre değerlendirmesine olanak sağlayacaktır. Bu hasta beyanına bağlı tedavi sürecindeki aksamayı minimuma indirir. Ara yüz programındaki teknik servis modülü aracılığı ile arıza durum bilgilerine göre cihazdaki arızalı elemanlar tespit edileceğinden, tedavi sürecindeki teknik servis tabanlı aksamalarda ortadan kalkacaktır.

Çalışma beş bölümden oluşmaktadır. Giriş bölümünü takip eden ikinci bölümde USOT'un önemi, endikasyonları ve karşılaşılan genel problemler açıklanmaktadır. Üçüncü bölümde OK ve çalışma prensibi hakkında bilgiler verilmekte ve bu tedavide kullanılan cihazların yapısal sorunları irdelenmektedir. Dördüncü bölümde önerilen sistemin tasarımı ile deneysel çalışmalar ve geliştirilen ara yüz programı anlatılmaktadır. Son bölümde ise bu sonuçlar değerlendirilmekte ve tartışılmaktadır.

2. UZUN SÜRELİ OKSİJEN TEDAVİSİ

KOAH' da USOT' un kullanımının biyolojik bir mantığı vardır. İnhalasyon¹ havasındaki O₂ konsantrasyonunun yükseltilerek kan oksijeninin artırılması, hipoksemili KOAH' ın başlıca fizyolojik sonucunu telafi etmektedir. Bu tedavinin faydaları, artmış O₂ sunumunun basit metabolik etkilerinden fazla olabilir. Oksijen bütün vücutta birçok fizyolojik ve moleküler süreçleri etkilemektedir [8,9,31].

Uzun süreli tedavi başlığı altında yer alan USOT; kronik solunum yetmezliği gelişmiş olan olgularda, yeterli eğitimin verilmesi, hasta takibi, düzenli bakımı yapılan cihazlar ile uygun süre kullanıldığında, yaşam kalitesini ve süresini arttırdığı ispat edilen tek tedavi yöntemidir [5, 10-12]. 1981 yılında yayınlanan Nokturnal Oxygen Therapy Trial (NOTT) ve Medical Research Council (MRC) yaptığı çalışmalarda KOAH' da USOT kullanım süresi ile sağ kalımın arttığı belirlenmiş ve etkin kullanım en az 15 saat/gün olarak tanımlanmıştır [16, 17]. Bu nedenle hastalar mümkün olduğu kadar uzun süre O₂ kullanmaya teşvik edilerek, uykusunda da O₂ alması sağlanmalıdır [1].

2.1. Uzun Süreli Oksijen Tedavisinin Tarihçesi

USOT ile ilgili ilk araştırma 1967 yılında Levin ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Küçük ve kontrolsüz olan bu çalışmada hipoksemik kronik hava yolu obstrüksiyonu olan hastalarda klinik düzelme, egzersiz toleransında artma ve pulmoner vasküler² dirençte düşme olduğu bildirilmiştir [13]. Taskar ve arkadaşlarının 16 KOAH' lı hastaya 3 hafta süreyle günde 18 saat olmak üzere O₂ uygulaması yoluyla gerçekleştirdiği çalışmada; tedavi sonunda solunum fonksiyon testlerinde bir değişiklik olmamasına rağmen, parsiyel³ oksijen basıncında (P_aO₂) anlamlı bir artma ve parsiyel karbondioksit basıncında (P_aCO₂) anlamlı bir düşme olduğu saptanmıştır [14]. Danimarka'da yapılan güncel bir çalışmada, 15-24 saat/gün USOT alan 8 487 hasta değerlendirildiğinde, ortalama yaşam süresinin 1,07 yıldan 1,40 yıla çıktığı

1 İlaçların gaz ya da buhar halinde akciğerlere verilmesi yöntemidir

2 Kan damarlarıyla ilgili

3 Kısmi

tespit edilmiştir [15]. Bir yıl süreyle yapılan başka bir çalışmada; uygulanan USOT tedavisi sonucu, hastalardaki ortalama P_aO_2 45 mmHg' den 59 mmHg' ya yükselmiş, buna karşılık P_aCO_2 59 mmHg' dan, 48 mmHg' ya düşmüştür. Buna oksijenin tamir edici özelliği denilmektedir [10]. Düzenli ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda; USOT' un kronik solunum yetmezliğinde yaşam süresini uzattığı, hastaneye yatış sıklığını azalttığı, ancak tüm bu etkilerin hastaların tedaviye uyumuna ve takiplerinin düzenli yapılmasına bağlı olduğu, bunun içinde özellikle ülkemizde sistemli bir kayıt ve kontrol mekanizmasına ihtiyaç duyulduğu belirtilmektedir [11].

Yapılan araştırmalara göre, USOT almayan hastaların hastaneye yatış oranının, USOT alan hastalara göre 5 kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir [12]. Literatürde USOT' un yararlılığı tartışılmakla birlikte olumsuz etkisi olabileceğine dair veri yoktur [5].

2.2. Uzun Süreli Oksijen Tedavisinde Kullanılan Yöntemler

Bu tedavi basınçlı gaz silindirleri, sıvı oksijen ve OK olmak üzere üç yolla yapılmaktadır. Evde uzun süreli O_2 tedavisi uygulamasında en uygunu konsantratörlerdir [1]. Bu cihazlar sağlık güvencesi olan hastalara kurumları tarafından verilmektedir.

Basınçlı gaz silindirleri ve likit oksijen tanklarının verdiği O_2 saflığı (% 98 - 99) OK cihazlarına göre daha yüksektir. Herhangi bir enerji sarfiyatı olmadığından, gürültü sorunu da bulunmamaktadır. Ancak bu tankların transportu, kapladığı alan, sürekli doluma ihtiyaç duyması, dolum maliyeti ve yangın tehlikesi gibi nedenlerden dolayı kullanımı yaygın değildir. OK' nın ise doldurulması gereken deposu yoktur, cihazın kendisi oda havasından oksijen üretmektedir. Ancak bu cihazlarında sarf malzeme değişimi, cihaz bakımı ve elektrik sarfiyatı gibi giderleri bulunmaktadır.

2010 yılı için Türkiye' de Sosyal Güvenlik Kurumu' nun (SGK) ödediği OK bedeli 833.-TL + KDV' dir [33]. ABD' de konsantratörler için yapılan Medicare harcamaları ayda 200 dolar ve taşınabilir cihazlar için 30 dolar olup, gerçek hasta giderleri eyaletten eyalete ve oksijen sağlayan firmaya göre değişebilmektedir [32].

2.3. Uzun Süreli Oksijen Tedavisi Endikasyonları

USOT pahalı bir tedavi olup, hasta seçiminde Tablo 2.1.'deki kriterlere uyulması gerekmektedir. USOT öneren hekimler, sağlık kuruluşları, sigortalar, masrafı ödeyecek olan kurumlar bu kriterlere uymalıdır [1]. USOT endikasyonu¹ için hasta sabah uyandığında alınan kan gazı örneği değerlendirilmelidir. Oksijen tedavisi önerilen hastalara, diğer tedavi şekillerinde olduğu gibi oksijenin kullanma miktarı, süresi, akım hızı belirtilerek reçetelenmelidir. Tedavinin amacı O₂ doygunluğunu % 90'ın, P_aO₂'yi 60 mmHg'nin üstüne çıkarmaktır. İstirahat halinde bu oksijenasyonu² sağlayacak O₂ akım hızı saptandıktan sonra efor esnasında ve uykuda ayrıca değerlendirilmelidir. O₂ akım hızı uyku ve eforda 1 lt/dk arttırılmalıdır. Olgular uykuda da olmak üzere günde en az 15 saat O₂ almalıdır. Eğer O₂ tedavisine rağmen kor pulmonale bulguları veya uyku bozuklukları varsa uyku esnasında oksimetre ile takip edilerek gerekli O₂ akım hızı ayarlanmalıdır.

Stabil dönemde optimal³ tedavi altında sürekli oksijen tedavisi gereksinimi gösteren hastanın bu gereksinimi genellikle ömür boyu sürecektir. Oksijenasyonun düzelmesi O₂'nin onarıcı etkisine bağlıdır. Oksijen doygunluğunu % 90'ın üstünde bulmak O₂ tedavisini sonlandırmayı gerektirmez. USOT alan hastalar her yıl tekrar değerlendirilmelidir [1].

Sürekli oksijen tedavisi kriterlerine uysa da, sigara içmeye devam eden hastalara evde oksijen tedavisi önerilmemektedir. Sigara içimi yanık ve yangın riskleri içermektedir.

1 Bir hastalığa ilişkin veya tedavisine işaret eden bir şey

2 Bir moleküle ya da bileşiğe oksijen eklenmesi

3 En uygun

Tablo 2.1. USOT endikasyonları

<p>Mutlak ölçütler:</p> <p>$P_aO_2 \leq 55$ mmHg veya $S_aO_2 \leq \% 88$ (en az 3-4 haftalık stabil dönemde)</p> <p>P_aO_2 55-59 mmHg ve $S_aO_2 \geq 89$ olması (kor pulmonale varlığında)</p> <p>EKG’de “p” pulmonale bulunması, hemotokritin¹ $> \% 55$ olması, konjestif² kalp yetmezliği.</p>
<p>Sadece özel durumlarda:</p> <p>$P_aO_2 \geq 60$ mm Hg veya $S_aO_2 \geq \%90$</p> <p>Noktürnal desatürasyonun³ CPAP ile düzeltilemediği uyku apne⁴ olguları gibi özel klinik durumlar.</p>
<p>Oksijen tedavisi, uyku ve efor sırasında doz ayarlanarak uygulanmalıdır.</p>
<p>Sadece efor ya da uyku sırasında desatürasyon</p> <p>($P_aO_2 < 55$ mmHG) geliyorsa, uyku ve efor sırasında da oksijen tedavisi uygulanmalıdır. Uykuda gelişen desatürasyon varlığında nazal CPAP veya Bi-PAP’ da düşünülebilir.</p>

2.4. Uzun Süreli Oksijen Tedavisinde Karşılaşılan Problemler

USOT, günlük aktiviteleri sınırlayan, sıkıntı verici bir tedavi olduğu için, tedaviye uyumda düşüktür. Yurt dışında yapılan araştırmalar tedaviye uyumun % 17 ile % 70 arasında değiştiğini göstermektedir. Bu farklılık, çalışma gruplarının özellikleri, hastaların sayısı ve hasta izleminden kaynaklanmaktadır [18,19-22].

1 Kırmızı kan hücrelerinin oluşturduğu hacmin, toplam kan hacmine oranı

2 Doğuştan gelen, kronik

3 Koah’ lılarda gece boyunca S_aO_2 ’ de % 3’ lük ve daha fazla düşüş ile gece S_aO_2 ’ nin normalin altında seyretmesi

4 Geçici solunum durması

Ülkemizde USOT' a uyum oranı Avrupa ülkelerinden daha düşük görünmektedir. Hatta bu oranın yapılan araştırmalarda tedaviye ilişkin bilgiler hasta beyanına dayandığı için, gerçek orandan daha düşük olacağı belirtilmektedir [5]. Ayrıca cihazlarda belli zamanlarda değişmesi gerekli filtreler, nazal kanül ve su kabının kullanım süreleri de hasta beyanına dayanmakta olup, bu beyanların doğruluğu tartışmalı olsa da, tedavi bu beyanlara göre devam etmektedir.

Kurtar ve arkadaşlarının yaptığı çalışma; Türkiye de USOT almada sorun yaşanma oranının % 39 olduğunu göstermektedir. Sorunlar sırasıyla;

- Cihazın bozulması
- Bakım pahalılığı
- Bakım yapılmaması
- O₂ saflığının yetersizliği
- Elektrik kesintisi veya tüketimi
- Tedavi ile ilgili eğitim verilmemesi olarak saptanmıştır

Cihazlarda uygunsuz çalışma oranı % 45 iken, firma tarafından bakım yapılma oranı % 16 olarak belirlenmiştir [5]. OK' nın periyodik bakımları için teknik servis gereksinimi kaçınılmazdır. Cihazlardaki O₂ saflığı ve akış hızı kontrolünün, ideal olarak ayda bir yapılması gereklidir [14]. Türker ve arkadaşları tarafından yapılan benzer bir çalışma; Türkiye'deki cihazların neredeyse tamamının hastalar tarafından hatalı kullanıldığını, teknik servis hizmetlerinin yeterli olmadığını, cihazların yıllık bakım sayılarının düşük olduğunu, takip edilen belli sayıdaki hasta cihazlarından hiç birisine düzenli bakım yapılmadığını göstermiştir. Bazı OK' larda da uzun kullanım dönemlerinde beklenen O₂ saflığı sağlanamadığı için, hastadaki hipokseminin yeterli oranda düzeltilemediğini gözlemlemişlerdir [7].

Bu sonuçlar bize USOT almada oluşan sorunların önemli bir kısmının; cihazda oluşan yapısal problemlerden ve cihazın belirli periyot aralıklarında bakım ve kontrolünün yapılmamasından kaynaklandığını göstermektedir.

OK' da en sık karşılaşılan sorunlar aşırı ısı, düşük basınç, yüksek basınç arızaları ve O₂ saflığındaki yetersizlik olup, cihazda zamanla değişmesi gerekli su kabı, nazal kanül ve hava filtresinin süresinde değiştirilmemesi de bu arızalara yol açabilmektedir.

USOT alan hastalar yılda bir kez sağlık kontrolünden geçirilerek, cihazla tedaviye devam edilip-edilmeyeceğine veya bir üst düzey tedaviye geçilerek ek cihazlar kullanılıp-kullanılmayacağına karar verilmektedir. Sağlık tesisindeki bu kontrolde hekimin ihtiyaç duyduğu cihaz kullanım bilgileri tamamen hasta beyanına bağlı olup, bu beyan genellikle eksik bilgi içerdiği için muğlak olacaktır.

Sonuç olarak ülkemiz için toplamda yüksek tedavi maliyeti nedeni ile sağlık kuruluşları, SGK ve cihazı sağlayan firmaların birlikte çalışmalarının uygun olacağı, USOT endikasyonu olan tüm olguların ulusal kayıt sistemi ile takip edilmesi, hekimlerin bu konudaki eğitimlerinin artırılması ve iyi bir hekim hasta ilişkisinin sağlanması, hekimlerin tedavinin gerekliliği, süresi, komplikasyonları, yan etkileri ile akım hızı ve sigara ile ilgili vereceği hasta eğitiminin uyumu arttırabileceği, olguların tıbbi izlem dışında teknik hizmetler yönünden de izlenmesi, SGK tarafından firmaların sunduğu teknik desteğin denetlenmesi gerektiği tespit edilmiştir [5].

Ülkemizde bazı tıbbi malzemelerin temin edilme esaslarını düzenleyen Sağlık Uygulama Tebliği' ne (SUT) göre;

- Evde uzun süreli oksijen tedavisi cihazı verilen hastaların yılda bir kez sevk evrakı ile sağlık tesisine gönderilmesi ve cihazla tedaviye devam edilip edilmeyeceğine ilişkin sağlık kurulu raporu tanzim edilmesi gerekmektedir
- Cihazla birlikte kullanılan ve belli sürelerde değişmesi gereken maske, başlık, ara hava hortumu, oksijen ara bağlantı hortumu ve bakteri filtresi gibi aksesuarların, sağlık kurulu raporuna istinaden yılda en fazla bir kez reçete edilmesi durumunda bedellerinin ilgili kurumca ödenmesi gerekmektedir [33].

Ancak yapılan araştırmalar hastalarca SUT' a uyulmadığını ve sarf malzemeleri için yılda bir defa değişimin de yeterli olmadığını göstermiştir.

3. OKSİJEN KONSANTRATÖRLERİ

Kandaki oksijenin hemoglobine bağlı olarak taşınan miktarına O_2 doygunluğu (satürasyon) denir. Normal vücut ısısında sağlıklı insanlarda 15 gram hemoglobin bulunmaktadır ve bu değerdeki hemoglobin 20,1 mL O_2 bağlayabilir. Yetişkinler için arteriyel¹ kandaki normal P_aO_2 oranı 90 ila 100 mmHg arasındadır (12-13.3 kPa) [24]. Geleneksel yaşam bulguları vücut ısısı, nabız, solunum ve kan basıncından oluşmaktadır. Son zamanlarda bu dört parametreye O_2 doygunluğu da eklenmiştir. İnsanlarda normal O_2 doygunluğu % 95 - 99 arasındadır, % 90' ın altındaki değere sahip olan hastaların ise O_2 desteğine gereksinimi vardır.

Literatürde USOT için en uygun ve en ekonomik seçeneğin, OK olduğu bildirilmektedir [6,18]. OK' lar havadaki O_2 saflığını % 90 - % 97' lere kadar yükselten cihazlardır. Günümüzde OK' lar Fransa' da % 90 ve Amerika' da % 80 oranında kullanılırken [18,25], Türkiye' de ilk olarak 1986 yılında kullanılmaya başlanmıştır [26].

Soluduğumuz hava yaklaşık % 78 oranında azot, % 21 oranında O_2 ve % 1 oranında diğer gazları içermektedir. Bu yapı içerisindeki O_2 ' yi ayırmanın en kolay yolu National Aeronautics and Space Administration (NASA) tarafından geliştirilen basınç salınımlı emilme (Pressure Swing Adsorption - PSA) teknolojisini kullanmaktır. Bu teknolojinin kullanıldığı en yaygın uygulama OK' dır [27]. Basınç salınımlı emilme teknolojiyle O_2 elde etme işlemi, zeolit olarak bilinen aluminosilikat mineraller yoluyla havanın filtre edilmesi esasına dayanır. Bu amaçla mineraller moleküler yatak yada zeolit yatak olarak bilinen bir konteynır içerisine yerleştirilir. Bu yapıya belli bir basınçla ortam havası uygulandığında, hava içerisindeki azot molekülleri yatak içerisindeki minerallerce emilirken, O_2 uygulanan basınçla çıkışa aktarılır.

¹ Atardamarla ilgili

3.1. Zeolit Minerali

Zeolit, kelime olarak "Kaynayan Taş" anlamındadır; 1756 yılında İsveçli mineralog Freiherr Axel Fredrick Cronstedt tarafından bulunmuştur. Resim 3.1.'de gösterilen zeolitler, milyonlarca yıl önce oluşan doğal minerallerdir. Volkanik küllerin su ortamında değişime uğraması sonucunda oluşurlar. Zeolit mineralleri, birbirine O_2 atomlarını paylaşarak bağlanan tetrahedral¹ AlO_4 ve SiO_4 'in sınırsız uzayabilen üç boyutlu ağından oluşan aluminosilikat² yapıdadır [28]. Yapıları Şekil 3.1.'deki gibi bal peteği, kafese benzeyen, değişebilir katyonlar ve su ihtiva eden mikro gözenekli malzemelerdir. Bu özellik zeolitlerin seçimli adsorpsiyon³, moleküler elek ve katalitik⁴ kullanım alanları gibi uygulamalarda değerlendirilmesini sağlar.



Resim 3.1. Zeolit minerali

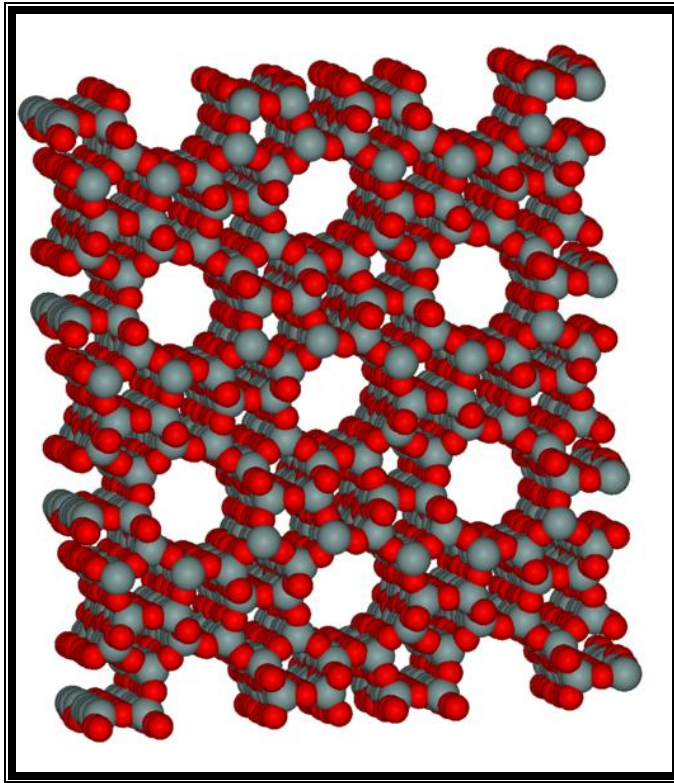
1 Dörtüzlü

2 Silisli alüminin asit rolü oynadığı tuzlar

3 Atom, iyon ya da moleküllerin bir katı yüzeyinde tutulması

4 Kataliz ile ilgili: Bir maddenin kimyasal bir tepkimeye uğramadan tepkimenin olmasını veya hızının değişmesini sağlayan etkisi

Zeolitlerin başlıca fiziksel ve kimyasal özellikleri olan; iyon¹ değişikliği yapabilme adsorpsiyon ve buna bağlı moleküler elek yapısı zeolitlerin çok çeşitli endüstriyel alanlarda kullanılmalarına neden olmuştur. Son yıllarda zeolit mineralleri iyon değişirme ve adsorpsiyon özellikleri nedeniyle kirlilik kontrolünde gittikçe artarak kullanılmaktadır.



Şekil 3.1. Mikro gözenekli yapısıyla zeolit molekülü

Yasam için gerekli olan oksijenin azalmasına yüzyılımızın sorunlarından olan su ve hava kirliliği neden olmaktadır. Akarsu ve göllerdeki O₂ eksikliği, bu ortamlarda yaşayan balık ve bitkilerin yok olmasına neden olurken kapalı bir mekandaki O₂ azlığı insan sağlığını tehdit etmektedir. Bu durumlarda zeolitlerin azotu seçimli adsorplama özelliklerinden yararlanarak bu ortalamalara oksijence zenginleştirilmiş hava sağlanabilmektedir.

¹ Bir veya daha çok elektron kazanmış ya da yitirmiş bir atomdan oluşmuş elektrik yüklü parçacık

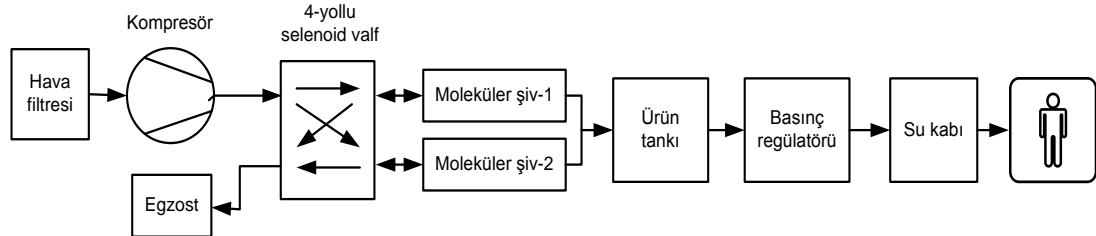
Doğal zeolitlerin su ve çevre uygulamalarından bir kaçını aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Endüstriyel atık suların temizlenmesi
- Çöp depolama sahalarındaki sızıntı suyu arıtımı
- Organik kentsel katı atıkların kompostlaştırılması¹
- Arsenik giderimi
- Havuz ve spa filtre malzemesi
- Radyoaktif atıkların temizlenmesi
- Baca gazlarının temizlenmesi
- Petrol sızıntılarının temizlenmesi
- Oksijen üretimi

3.2. Oksijen Konsantratörlerinin Yapısı ve Çalışması

Basınç salınımlı emilme teknolojisi kullanılarak tasarlanmış olan OK' lara ait blok diyagram, Şekil 3.2.' de gösterilmektedir. OK cihazı; hava filtresi, kompresör, 4 yollu selenoid valf, moleküler elekler, ürün tankı, regülatör, su kabı ve egzost bileşenlerinden oluşmaktadır.

Bu sistemde; atmosferden alınan hava, filtreden geçirilerek kompresörün sağladığı basınçla ilk moleküler eleğe gönderilir. Basınçlandırılmış olarak moleküler eleğe giren havadaki azot moleküler elekte tutulurken, O₂' nin geçmesine izin verilerek ürün tankına O₂ dolması sağlanır.



Şekil 3.2. Oksijen konsantratörü blok diyagramı

¹ Mikroorganizma adı verilen ve çoğunluğu gözle görülmeyen canlıların, ortamın oksijenini kullanarak çöp içerisindeki organik maddeleri biyokimyasal yollarla ayrıştırmasıdır

O₂ tankındaki basıncın 23 PSI' a ulaşması ilk moleküler elekteki zeolitin azotla doymasına neden olduğundan, bu basınca ulaşıldığında O₂ sürekliliğinin devam edebilmesi için selenoid valf konumu değiştirilerek basınçlandırılmış havanın ikinci moleküler eleğe verilmesi sağlanır. Bu esnada ilk moleküler elekte tutulan azot, egzost sistemi aracılığı ile dışarı atılarak, elek ikinci çevrim için çalışmaya hazır hale getirilir. İkinci elek azotla doyuma ulaştığında basınçlandırılmış hava tekrar ilk eleğe verilir ve ikinci elekteki azot egzost sistemi üzerinden dışarı atılmaya başlar. Bu çevrim sistemin çalışması süresince sürekli devam eder.

Ürün tankında uygun basınca getirilen, % 90 - 95 saflıktaki O₂, istenilen akış ayarı flowmetre üzerinden sağlanarak çıkışa ulaşır. Nemlendiriciden geçirilen O₂' nin nazal kanül veya O₂ maskesi aracılığıyla hastaya verilmesi sağlanır.

3.2.1. Moleküler elekler

Moleküler elekler cihazın performansını belirleyen en önemli bileşenlerinden biri olup, içerisinde moleküler şiv 5A adı verilen kimyasal bir madde bulunmaktadır. Bu madde azotla hızlı bir şekilde doyuma ulaştığından, sistemde O₂ sürekliliğini sağlamak için OK' larda iki moleküler elek kullanılır. Her bir moleküler eleğin tasarımı yatak uzunluğu, yatak çapı, yatak ambalajı ve beslenen hava oranı gibi temel parametrelere bağlıdır.

Moleküler eleklerin yapımında geleneksel ve çok katmanlı ambalajlama olmak üzere iki tip ambalajlama kullanılır. Geleneksel ambalajlama sadece tek tip moleküler elek kullanılarak yapılan eşit dağılımlı bir ambalajlama tipidir. Başka bir deyişle bu tip bir ambalajlamada moleküler elek aynı çap genişliğinde homojen bir şekilde emme kolonlarına dağıtılır. Geleneksel ambalajlamadaki en önemli problemlerden biri; merkezde nüvedeki akış hızının merkez nüvenin dışındaki akış hızından çok daha yüksek olmasıdır. Bu yüzden ilk aşamada merkez nüve yeterli azotu emerek doyuma ulaşırken, merkez dışındaki nüve düşük akış hızından dolayı yeterince doyuma ulaşmayacaktır. Bu durum tüm kolon içerisinde moleküler eleklerin yetersiz kullanımına sebep olmaktadır. Geleneksel ambalajlamadaki bu dezavantaj merkez nüvedeki akış hızı azaltılarak ortadan kaldırılabilir. Bu işleme olanak sağlayan

ambalajlama tipine çok katmanlı ambalajlama adı verilir. Bu yapıda merkez nüve küçük çaplı moleküler elekler halinde yapılandırılırken, merkez nüve dışı çok katmanlı ve büyük çaplı moleküler eleklerden oluşur [34].

3.2.2. Kompresör

Moleküler eleklerle gerekli basıncı sağlamak için kullanılan kompresör bir kuru hava kompresörü olup, alternatif akım motoru ile motorun sürdüğü zıt yönlerde aşağı yukarı işleyen iki adet piston düzeneğinden oluşur. Her bir düzene motor aracılığı ile bir silindir içerisinde yukarı aşağı işleyen bir pistonu içerir. Her iki silindir gaz çıkışı zenginleştirilmiş maksimum O₂' yi üretmekte gerekli olan basınç ve hava akışını sağlamak için birbirine bağlanmıştır.

3.2.3. Ürün tankı

Sistemde istenilen O₂ saflığını sağlamada bir başka faktör, moleküler eleklerden gelen O₂' yi depolamak için kullanılan O₂ tankı (ürün tankı)' nın hacmidir. Bu hacmin büyük olması tank içerisindeki O₂ saflığının düşmesine, küçük olması ise O₂ akışındaki bir takım dalgalanmaların oluşmasına neden olacaktır. Bu yüzden konsantratör tasarımında O₂ tankının hacmine moleküler elekler ve kompresör gücüne bağlı olarak karar verilir.

3.2.4. Filtreler

Cihazın hava alma girişinde ilk olarak kaba toz filtresi olarak tabir edilen ortamdaki kalın partikülleri tutacak özel süngerler, daha sonrada çevresel şartlardan kaynaklanan ve cihazın çalışmasını olumsuz etkileyecek en az 0,3 mikrona kadar havadaki ince toz ve nem gibi mevcut partikülleri süzecek bir hava filtresi kullanılır. Bu kompresörün sağlıklı bir şekilde çalışmasına olanak sağlar.

3.2.5. Basınç regülatörü

Ürün tankındaki akış dengesizliklerini minimuma indirmek için hazne içerisindeki ortalama 23 PSI' lık basıncı 5-10 PSI aralığına düşüren bir basınç regülatörü

kullanılır. Uygun basınca düşürülen O₂, flowmetre ile hastanın ihtiyaç duyduğu akış hızına göre (genellikle gündüz 1,5-2 l/dk, gece ise 2-3 l/dk aralığında olmak üzere) 9 PSI'lık valf emniyetli bir su kabı üzerinden nemlendirilerek, nazal kanül vasıtasıyla hastaya verilir.

3.3. Ülkemizde Kullanılan Oksijen Konsantratörleri ve Yapısal Sorunları

Ülkemizde kullanılmakta olan OK cihazlarından bazıları Resim 3.2.'de gösterilmiştir. Ortalama hacimleri 0,1 m³ olup, yaklaşık ağırlıkları 25-40 kg arasındadır. Halen cihazların en büyük problemlerinden birisi olarak gösterilen gürültü seviyesi de, yaklaşık 40-60 dB civarındadır.



Resim 3.2. Ülkemizde kullanılmakta olan OK cihazlarından bazıları

Bölüm 2' de USOT tedavisinden şifa bulmak için etkin kullanım, O₂ saflığı % 90' dan aşağı olmamak üzere ≥ 15 saat/gün olarak tanımlanmıştır. Ancak Resim 3.2. ve 3.3.'de bulunan cihazlar dikkatlice incelendiğinde, bu kriterlerin herhangi bir şekilde takip edilemeyeceği anlaşılabacaktır. Cihazlar kalibresiz olmasından dolayı çalışmasını olumsuz etkileyecek herhangi bir faktörde dahi, normal olarak çalışıyormuş gibi gözükülecektir. USOT' da en önemli kriterlerden birisi olarak kabul edilen cihazların verdiği O₂ saflığı da belirsiz olduğundan, alınan tedavinin etkinliği de tartışmalıdır.



Resim 3.3. Oksijen konsantratörünün dış görünümü

Resim 3.2. ve 3.3. incelendiğinde genel olarak bir OK cihazının dış görünümünün aşağıdaki bileşenlerden oluştuğu anlaşılabacaktır.

- 1 Isı-basınç alarm ışıkları (her cihazda olmayabilir)
- 2 O₂ akış hızını l/min cinsinden ayarlayan flowmetre (her cihazda olmayabilir)
- 3 Açma-kapama anahtarı
- 4 Su kabı ve O₂ çıkışı
- 5 Mekanik sayaç

Özellikle kış aylarında genel sağlık durumu bozulan hastaların sağlık tesislerine müracaatları artmaktadır. Yapılan tetkik ve tedaviler neticesinde, hastaların kullandığı OK' ların bozuk ya da yeterli oranda O₂ vermeyebileceği tahmin edilmekte olup, teknik serviste kontrol ettirilmesi tavsiye edilmektedir. Cihaz görülmeden veya cihaza ait son bilgiler bilinmeden yapılan bu tahminler, iş gücü, zaman ve maddi kayıplara neden olmaktadır.

Ülkemizde kullanılan OK cihazlarının ekonomik nedenler, ihale mevzuatı ve mevcut cihazlar içerisinde en ucuzunun alınması politikası nedenleriyle, özelliklerinin yeterli olmadığı ve sahip olunan donanımlarının da hassas çalışmadığı gözlenmiştir. Söz konusu cihazların hastanın ihtiyaç duyduğu O₂ miktarını (O₂ ≥%90) sağlamadığı zaman, cihazın rutin bakımlarının yapılmadığı ve kontrol donanımları da hassas olmadığı için, nadiren düşük basınç arızası verdiği gözlenmiştir. Bu durum hastanın cihazın bozuk ya da sağlam olması durumu hakkında bilgi sahibi olmasını ve cihazını onarıma götürmesini engelleyen bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır.

Cihazlarda kullanılan kompresör, moleküler elekler ve diğer malzemeler zamanla özelliğini yitiren malzemeler olup, bu malzemelerin zamanla özelliğini yitirmesi beklenen O₂ saflığının elde edilememesine neden olan en önemli etken olarak göze çarpmaktadır. Cihazlar üzerinde hastanın aldığı anlık O₂ oranını belirten bir göstergede bulunmadığı için, kullanıcının aldığı O₂ saflığı da belirsizdir. Hatta bazı cihazların normal çalışıyor gibi görünmesine rağmen, ortamdaki havayı tekrar hastaya verdiği karşılaşılan durumlardandır. Bu durum hastanın ölümüne dahi sebep olabilecek olumsuz bir neden olarak karşımıza çıkmaktadır.

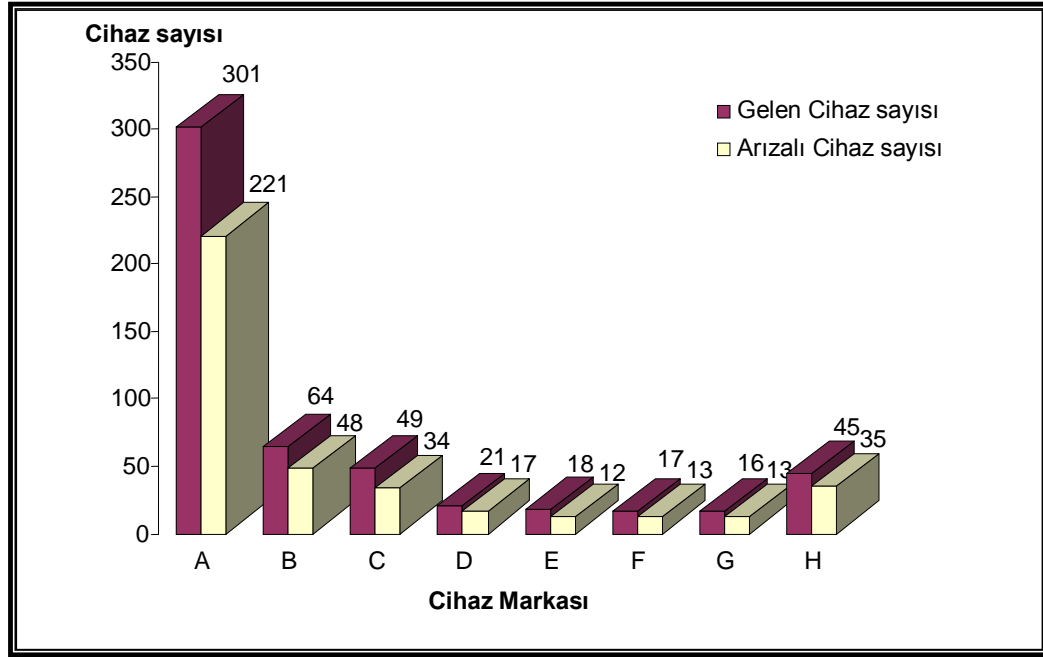
Ülkemizde yaklaşık 25 000 adet OK kullanılmakta olup, önemli bir kısmında yukarıda sayılan sorunların bulunduğu tahmin edilmektedir. Cihaz donanımlarının yetersiz olmasından dolayı yaşanan hasta kayıpları hakkında herhangi bir araştırma yapılmamıştır. Ancak konunun hukuki boyutu da düşünüldüğünde, çok ucuza tasarlanabilecek bir teknolojik sistem ile cihaz arızasından kaynaklanabilecek hasta kayıplarının ve ilgili kurumların ödemesi muhtemel tazminatların önüne geçilebilir.

3.4. Oksijen Konsantratörlerinde Oluşan Arıza İstatistikleri

Bu kısımda Ankara SGK tıbbi cihazlar teknik servisine gelen cihazların bakım ve onarımı sonucunda kayıt altına alınmış verilere dayanarak yapılan istatistiksel sonuçlara göre, bu cihazlara ait yapısal sorunların tespiti anlatılmaktadır.

Ocak 2007 - Aralık 2009 tarihleri arasında Ankara ilinde onarıma gelen 531 adet OK cihazı ve markalarına göre arıza yapma oranları, Şekil 3.3.' deki grafikte

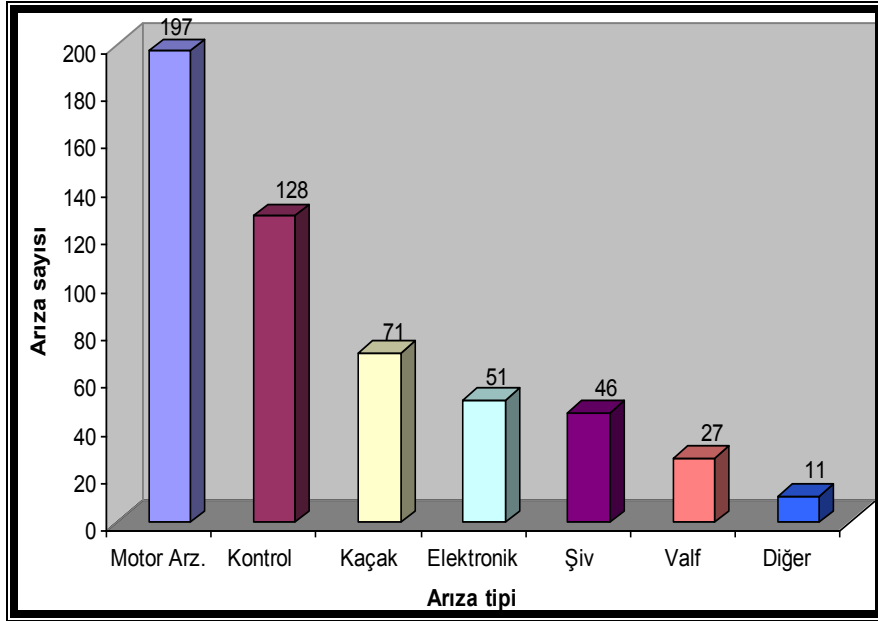
verilmektedir. Grafikteki veriler Ankara SGK tıbbi cihazlar teknik servisi verilerine göre düzenlenmiş olup, servise gelen farklı markalardaki cihazlar üzerinde yapılan incelemeler; aynı markadaki cihazların sayıları ile arıza yapma oranları arasında doğrusal bir bağıntı olduğunu göstermiştir.



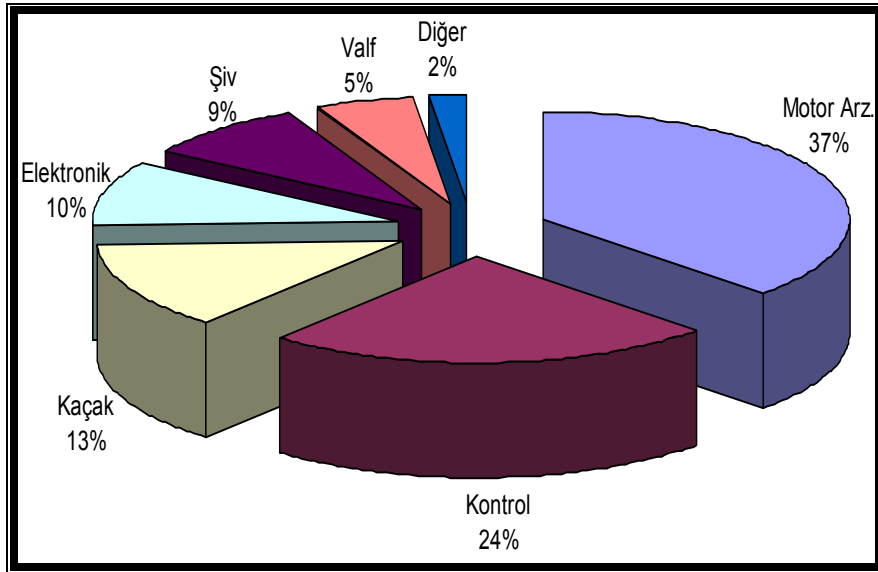
Şekil 3.3. SGK tıbbi cihazlar teknik servisine bakıma gelen ve arızalı olan OK' ların markalarına göre dağılımı

Bu çalışmada OK cihazlarının yapısal sorunları; Ocak 2007 - Aralık 2009 tarihleri arasında cihazlarının onarılması için SGK' ya müracaat eden 531 hastanın her birinin kullandığı cihazın hikayesinin dinlenmesi, cihazlar üzerinde ölçümler yapılarak arızalarının tespit edilmesi ve bunların muhtemel sebeplerinin incelenmesi sonucunda tespit edilmiştir. Tespit aşamasında sık karşılaşılan sorunlar kayıt altına alınarak, sorunların hasta, hekim ve teknik uzman işbirliği ile tıp elektroniği tabanında çözümüne yönelik araştırmalar yapılmıştır.

531 adet OK cihazında oluşan arızalar incelenerek, Şekil 3.4. ve Şekil 3.5' te gösterilen grafiklerde olduğu gibi gruplandırılmıştır. Grafiklerden anlaşıldığı gibi; motor arızasından sonra gelen en yüksek oran cihazın sorunsuz olduğu halde, kontrolü işlemidir.



Şekil 3.4. 531 adet oksijen konsantratöründe tespit edilen arızalar



Şekil 3.5. 531 adet oksijen konsantratöründe tespit edilen arıza oranları

Bu sonuç; bazı kullanıcıların cihaz arızalıyken arızasını anlayamadığı için eksik tedavi aldıklarını, bazılarının da cihaz sağlamken arızalı olduğunu düşünerek tedavi sürecini aksattıklarını göstermektedir. Elde edilen rakamlar ülkemizde kullanılan 25 000 cihaz için düşünüldüğünde, aksayan tedavi sürecine ek olarak; ortaya çıkan işgücü ve maddi-manevi kayıpların da ne kadar büyük olduğu görülebilecektir.

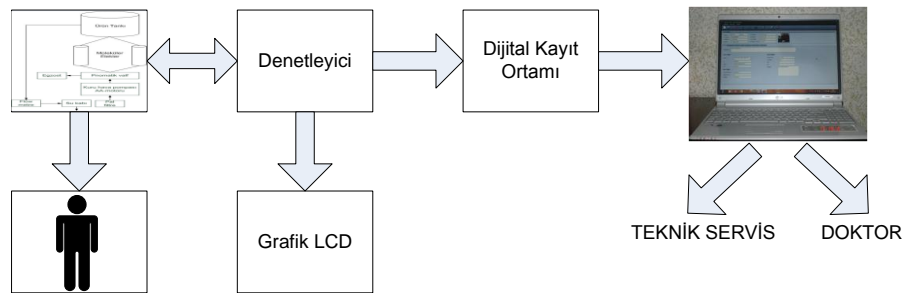
4. ÖNERİLEN SİSTEMİN TASARIMI

Bu bölümde daha önceki bölümlerde anlatılan uygulamadaki OK' ların yapısal ve kullanıcı kaynaklı problemlerini ortadan kaldıran kullanıcı dostu bir OK' nın tasarımı sunulmaktadır. İlk olarak tasarlanan sistemin tanımı verilmiş olup; bu başlıkta sistemin yapısı bir blok üzerinden anlatılarak uygulamada kullanılan OK' lardan üstün kılan özellikleri detayları ile verilmektedir. Tasarım işlemi; denetleme amaçlı kullanılan mikrodenetleyicinin seçimi, oksijen basınç ve sıcaklık algılayıcıları, valf ve motor sürücü devreler, SD kart devresi, zamanlama devresi ile önerilen OK' yı oluşturan moleküler elekler, ürün tankı, AA motoru gibi temel bileşenlerin seçiminden oluşur.

Sisteme ait yazılım C# programlama dilinde geliştirilmiş olup, bu program hasta ile ilgili genel işlemler, tıbbi özgeçmiş, muayene, reçete ve randevu bilgilerini içeren modüller ile SD kart ve teknik servis bileşenlerinden oluşur.

4.1. Sistemin Tanımı

Tasarımı gerçekleştirilen OK 1 - 4 lt/dk' lık akış hızlarında % 96,3 – 93,5 saflıkta O₂ üreten, cihazın çalışmasına ait parametreler hakkında hastayı görsel ve işitsel olarak bilgilendiren, hastanın aldığı O₂' yi, yüksek basınç, düşük basınç ve sıcaklık arızası bilgilerini dijital ortama belli aralıklarla kayıt eden, geliştirilen ara yüz programı aracılığı ile de, hasta bilgileri ve dijital kayıt ortam bilgilerini veri tabanına kayıt eden kullanıcı dostu bir sistemdir. Şekil 4.1.' de tasarlanan sisteme ait blok diyagram gösterilmektedir.



Şekil 4.1. Tasarlanan OK' nın blok diyagramı

OK' nın ürün tankındaki basınç, denetleyici aracılığı ile kontrol edilerek; ihtiyaç duyulan akış hızı ve saflıkta O₂ üretilmektedir. Hasta cihazı ilk kullanmaya başladığında, hastaya ait ad, soy ad ve TC kimlik bilgileri cihaz üzerindeki tuş takımı aracılığı ile girilerek, bilgilerin dijital kayıt ortamına kaydedilmesi sağlanır. Bu işlem, cihaz için geliştirilen ara yüz programının hasta ve cihaza ait parametreleri veri tabanına aktarırken gereklidir. Dijital kayıt ortamı bilgisayara takıldığında, program bu ortamdan ilk olarak hasta kimlik bilgilerini okur ve hastanın aldığı O₂ bilgileri ve cihaza ait arıza bilgilerini ilgili hasta adına ait olarak veri tabanına aktarır. Cihaz çalıştırıldığında ilk 6 sn' lik süreçte cihazda kullanılan filtreler ve su kabının değişimi için kalan zaman bilgileri hastaya bir grafik LCD üzerinden görüntüledikten sonra O₂, basınç ve cihaz kullanım saatini içeren ana çalışma ekranına geçer. Resim 4.1. ve Resim 4.2.' de bu çalışma durumlarını gösteren grafik LCD ekran çıktıları verilmiştir.



Resim 4.1. Cihaza ait sarf malzeme bilgileri

Sistemde herhangi bir arıza durumu oluştuğunda, kullanıcı bir buzzer vasıtasıyla işitsel olarak uyarılırken, arızanın içeriği de LCD ekrana yansıtılır. Bu durumda oluşan ekran çıktıları Resim 4.3.' de gösterilmektedir.

Cihazın sürekli çalışması durumunda denetleyici aracılığı ile O₂ ve cihaza ait arıza bilgileri kayıt ortamına aktarılır. C#' da yazılan ara yüz programı bu ortamda kayıtlı olan bilgileri okuyarak, o hastaya ait veriler olarak veri tabanına aktarır. Bu program

doktor ve teknik servis verilerini içeren iki grup bilgiden oluşmaktadır. Doktor modülü; hasta genel bilgileri, tıbbi özgeçmiş, muayene, reçete, randevu ve SD kart pencerelerinden oluşurken, teknik servis modülünü arıza bilgileri ve cihaz üzerinde hangi malzemelerden kaynaklandığını görsel olarak gösteren bir pencere temsil eder.



Resim 4.2. Cihaz ana çalışma ekranı



Resim 4.3. Cihazda oluşan arıza bildirim örnekleri

Tasarlanan sistem uygulamada kullanılan OK' larla karşılaştırıldığında aşağıda verilen üstünlükleri sıralayabiliriz;

- 1- Tasarlanan OK uygulamadaki OK' lardaki yapısal ve hasta kaynaklı problemleri ortadan kaldırmak için gelişmiş bir mikrodenetleyici kullanılarak denetlenmektedir.
- 2- Grafik LCD ekran üzerinden, hasta cihaz çalışmasına ait parametreler hakkında görsel olarak bilgilendirilmektedir.
- 3- Bir arıza durumu oluştuğunda, hasta görsel ve işitsel olarak bilgilendirilmektedir.

4- Hastaya ve cihaza ait bilgiler belirli aralıklarla SD karta yazılarak, geliştirilen OK otomasyonu aracılığı ile veri tabanına kaydedilebilmektedir. Bu sayede veri tabanındaki bilgiler kesin veriler olduğundan, tedavi süresince doktorun hasta durumu ile ilgili daha doğru bir değerlendirme yapmasına olanak sağlayacaktır. Aynı zamanda program arıza tespiti de yaptığından, arızalı cihazın en kısa sürede hastaya dönmesine yardımcı olur.

Bu özellikleri ile tasarlanan sistem; KOAH' lı hastaların tedavi sürecinde hasta ve cihaz kaynaklı problemlerin çözülmesine önemli katkılar sağlar.

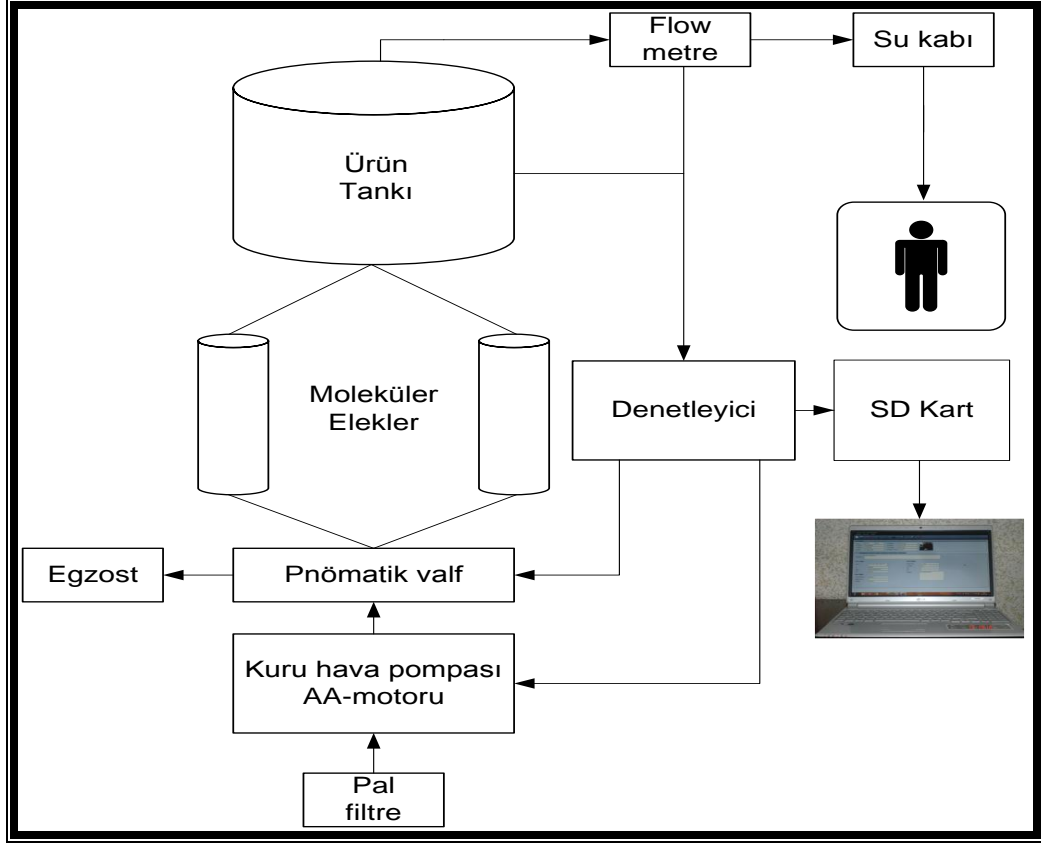
4.2. Sistemin Tasarımı

Önerilen sistemin tasarımı; donanım ve yazılım olmak üzere iki temel kısımdan oluşur. Sisteme ait donanım OK' nın temel bileşenlerini oluşturan moleküler elekler, ürün tankı, AA motoru ile denetleyici kart üzerinde bulunan algılayıcılar, motor sürme devresi, valf sürme devresi, SD kart devresi ve mikrodenetleyiciyi içerir. Yazılım kısmı ise C# programlama dilinde yazılmış bir OK otomasyon programından oluşur. Önerilen sistemin tüm bileşenlerini gösteren diyagram Şekil 4.2.' de verilmektedir.

Denetleyici kart üzerindeki algılayıcılar; basınç, ısı ve O₂ algılayıcı devreleri içermektedir. Algılayıcılardan basınç ve oksijen algılayıcı çıkış bilgisi hem sistem denetimi, hem de arıza bildirimini için, ısı çıkış bilgisi ise sadece arıza bildirimini amaçlı kullanılmaktadır.

Motor sürme devresi, denetleyicinin algılayıcılardan aldığı bilgiye bağlı olarak hava kompresörü içerisindeki AA motorunu şebekeye bağlar ya da şebekeden keser. Denetleyicinin algılayıcılardan aldığı durum bilgisi arıza durumunu gösteriyor ise sürücü devresine giden tetikleme sinyali kesilerek sistem kendini korumaya alır ve kompresörü durdurur. Kullanıcı da arızanın tipine göre grafik LCD ve buzzer vasıtasıyla görsel ve işitsel olarak bilgilendirilir. Aksi durumda sürücü devre üzerinden kompresör şebekeye bağlı tutularak O₂ saflığı için gerekli olan hava basıncı sağlanır. Valf sürme devresi, O₂ tankındaki basınç bilgisine bağlı olarak selenoid valfi sürme amaçlı kullanılmaktadır. 4 yollu valf 2 konumlu olup, konumu

kompresörden gelen hava basıncının sistemdeki iki moleküler elekten hangisine gideceğini belirler.



Şekil 4.2. Gerçekleştirilen sistemi oluşturulan temel bileşenler

Ürün tankından ölçülen basınç bilgisi bir yandan kompresör aracılığı ile gönderilen havanın solenoid valf üzerinden hangi silindirik yatağa gönderileceğine karar verirken, diğer taraftan yüksek basınç ya da düşük basınç arızalarının tespitine olanak sağlamaktadır.

Bu çalışmada merkez, orta ve dış katman olmak üzere 3 katmanlı bir moleküler elek ambalajı kullanılmıştır. Merkez, orta ve dış nüvelerdeki moleküler eleklerin boyutları sırasıyla 1.7 mm, 2.6 mm ve 2.1 mm' dir. Her bir silindirin çapı 82 mm ve yüksekliği 650 mm' dir.

Cihazın ürettiği oksijenin saflığındaki düşüş; ürün tankındaki basıncın düşmesi, kuru hava kompresörünün yeterli kompresyonu sağlayamaması, moleküler eleklerdeki

şiv'lerin veya pnömatrik bağlantı elemanlarının özelliğini kaybetmesi, denetleyicinin denetim işlevini yerine getirmemesi ve selenoid valflerdeki arızalanma durumu gibi farklı sebeplerden kaynaklanabilir. Sistem basınçla ilgili bir arıza bildirimine sahip olmakla birlikte, bu düşmeye sebep olan diğer sebepler özellikle de moleküler eleklerden kaynaklanan arıza bildirimini, oksijen algılayıcısı kullanılarak sağlanmaktadır.

Oksijen saflığını algılamak için ölçüm aralığı 20,9 - 100 %, doğrusal tam skala üzerinde ortam oksijeni için çıkış gerilimi 10 mV, 100 %'lik oran için tepki süresi 15 saniye, sabit sıcaklık ve basınçta doğruluğu ± 1 ve sıfır ofset gerilimi 0.5 mV olan galvonik¹ hücreli bir oksijen algılayıcısı kullanılmıştır. Algılayıcı çıkışında mV'lar seviyesindeki sinyal tam skalada 5 V seviyesine AD 627 diferansiyel yükselteç kullanılarak getirilmektedir.

Cihazda ortam ısısının 60 - 70 °C' lere çıkması kompresör motorunun aşırı yüklenmesi anlamına gelmektedir. Bu uzun süreli bir çalışmada motorun arızalanmasına neden olur. Sistem için motordaki yüklenme kompresör pistonlarındaki tozlanma ve cihazı oluşturan diğer bileşenlerdeki problemlerden kaynaklanabilir. Bu durumda oluşacak ısı arızası 60 °C derecelik bir limit termostat aracılığı ile algılanarak mikrodenetleyici I/O portuna gönderilmektedir.

4.2.1. Donanım

Cihaz donanımında kullanılan bileşenler aşağıda sıralanmıştır.

- LM 2576 T ile oluşturulan besleme devreleri
- 18F4620 mikrodenetleyici
- Maxtec 250 O₂ sensör
- AD 627 diferansiyel yükselteç
- MPX 4250 basınç sensörü
- Valf sürücü devre
- Motor sürücü devre

¹ Elektrik iletim kabiliyeti olan akışkan, elektrolit, içine daldırılan, farklı metallere yapılmış olan iki elektrottan meydana gelir

- MMC/SD kart devresi
- DS 1307 ile oluşturulan zamanlayıcı devresi
- Ethernet devresi
- Grafik LCD devresi

4.2.1.1. LM 2576 T besleme devreleri

Gerçekleştirilen sistemdeki devre elemanlarının beslemesinde DA 24 V, DA 5 V ve DA 3,3 V kullanılmıştır. Selenoid valfin beslemesinde DA 24 V kullanıldığı için 4 W gücünde 220V/24V çıkışlı bir transformatörden elde edilen voltajın klasik olarak bir köprü ile doğrultularak kullanılmasının yeterli olduğu, yapılan çalışmalarda gözlenmiştir.

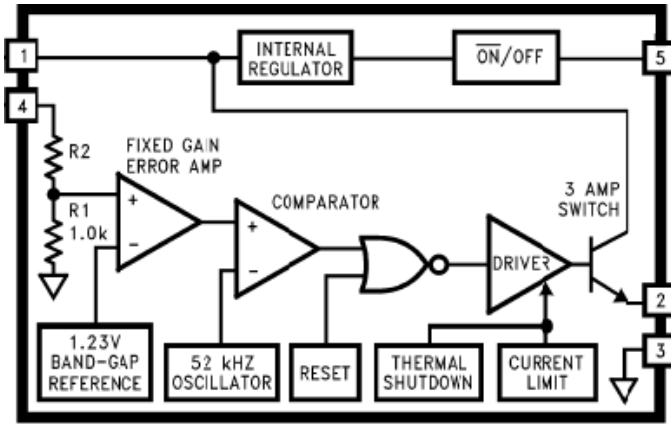
Sistemde sadece MMC/SD kart devresi DA 3,3 V ile beslenirken, diğer tüm devreler DA 5 V ile beslenmektedir. DA 3,3 – 5 V besleme devreleri, geleneksel devrelerden farklı olarak LM 2576T-3,3 ve LM 2576T-5 anahtarlama tip gerilim regülatörü kullanılarak tasarlanmıştır. LM 2576T' nin 1 no lu ayağına bağlanan kondansatör girişteki dalgalanmaları önlediği gibi, çekilen anlık akımlar içinde depo görevi görmektedir. Devrenin çıkışında LC ve diyot ile oluşturulan devre ile hem feedback¹ sağlanmakta, hem de şebeke geriliminin etkisiyle oluşan 50 Hz artifact² ve rıplı³ lar düzenlenerek kararlı bir çıkış elde edilmektedir.

LM 2576 ile oluşturulan devrenin tercih edilmesinin nedeni, aynı işi gören diğer devrelere göre daha kararlı çalışması ve 3 Amper'e kadar çıkış akımı verebilmesidir. LM 2576 DA 7-40 V gibi geniş bir voltaj aralığında beslenebilmekte ve 52 KHz sabit frekansta çalışmaktadır. İç yapısı Şekil 4.3.' de verilen LM 2576' nın (3,3V-5V-12V-15V ve Adj.) 5 farklı seçeneği mevcuttur.

1 Geri besleme, geri bildirim

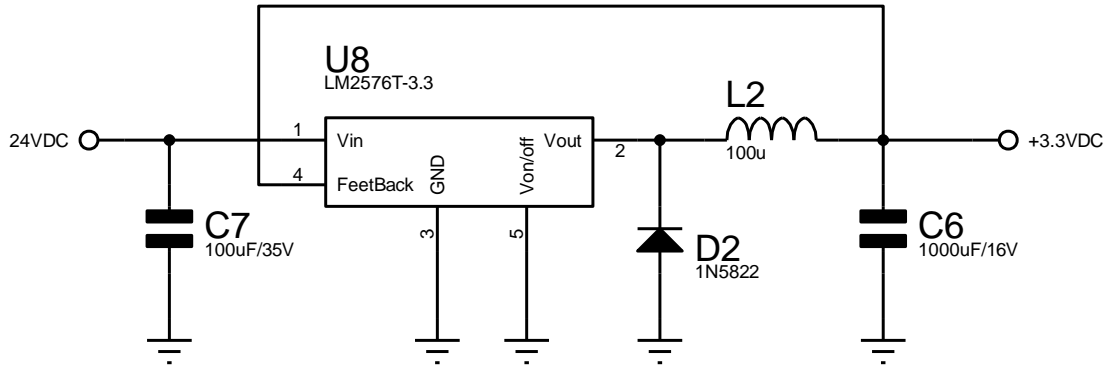
2 Uyumsuz, yapay olgu

3 Çıkış işaretindeki dalgalanma

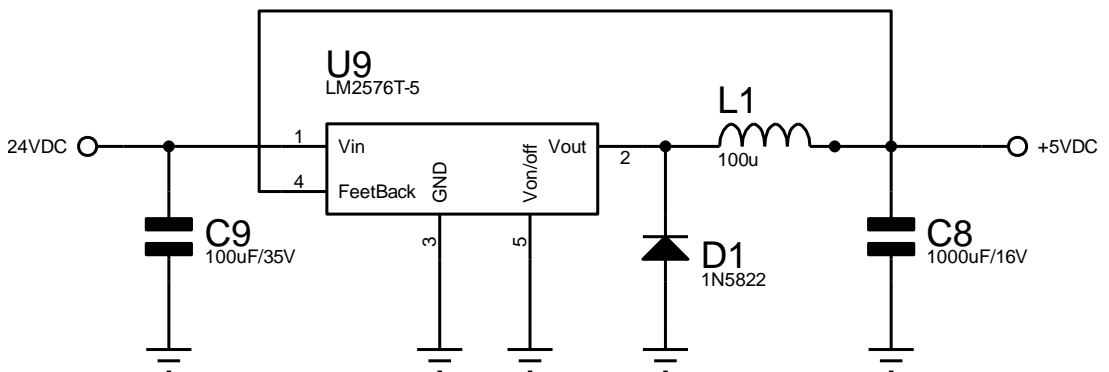


Şekil 4.3. LM 2576 T iç yapısı

DA 3,3 V besleme devresi Şekil 4.4.' de, DA 5 V besleme devresi Şekil 4.5.' de gösterilmiştir.



Şekil 4.4. DA 3,3 V besleme devresi



Şekil 4.5. DA 5 V besleme devresi

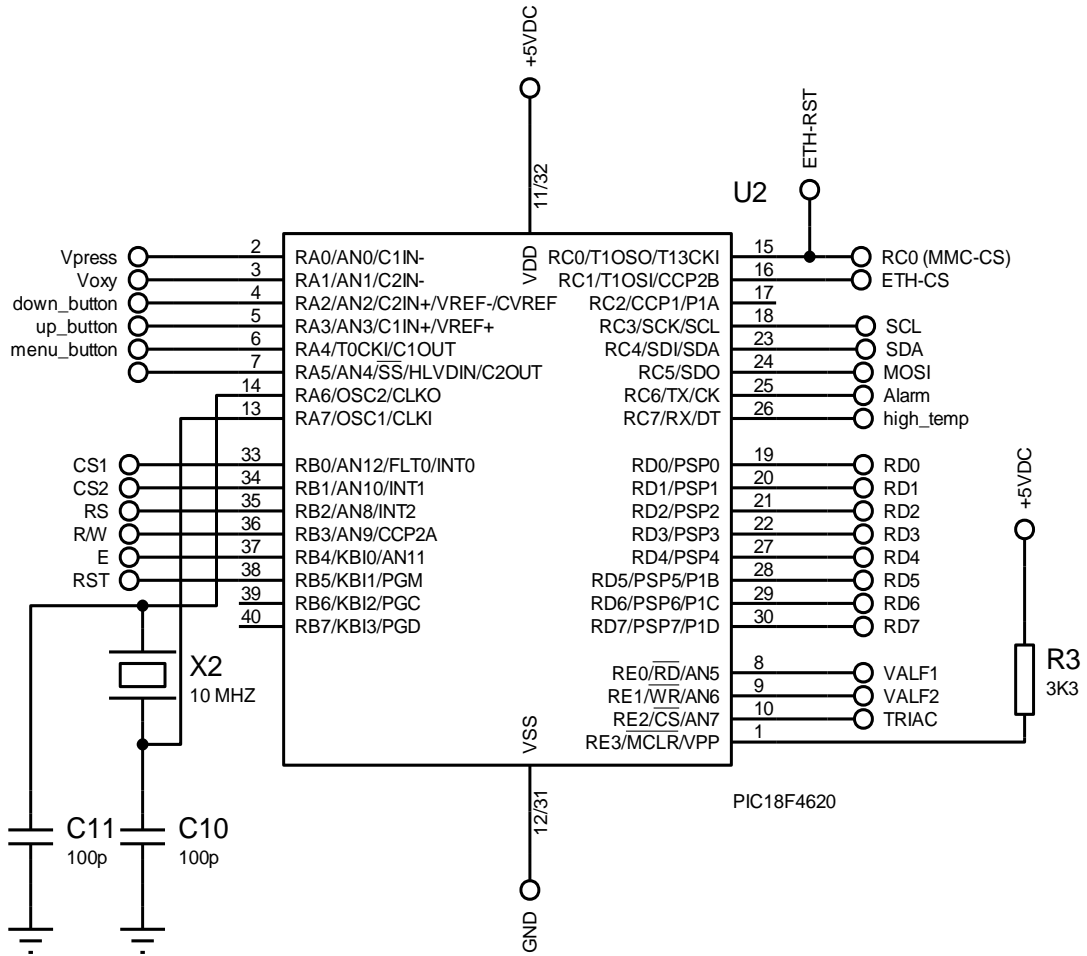
4.2.1.2. 18F4620 mikrodenetleyici

Daha işlevsel bir OK, cihaz çalışma bilgilerinin görselleştirilmesi, hasta konforu ile tıbbi ve teknik bilgilerin takip edilebilmesi için, gelişmiş bir mikrodenetleyicinin kullanılması, önceden tespit edilen OK' lara ait problemlerin giderilmesinde önemli katkı sağlar. Mikrodenetleyiciler özel amaçlı bilgisayarlar olarak da adlandırılırlar ve genellikle tek bir programı çok hassas olarak çalıştırmak için kullanılmaktadırlar. Gömülü sistemlerde sıklıkla kullanılan mikrodenetleyiciler yüksek hızlara ve düşük güç tüketimine sahiptirler ve maliyetleri oldukça düşüktür [29].

PIC düşük maliyetli olduğu için uygulamada yaygın olarak kullanılan bir mikrodenetleyici olup, adını İngilizce' deki "Peripheral Interface Controller" cümlesindeki kelimelerin baş harflerinden almıştır. Bu denetleyici donanımsal olarak çevresel üniteler adı verilen lamba, motor, role, ısı ve ışık sensörü gibi I/O elemanların denetimini çok hızlı olarak yapabilecek şekilde tasarlanmış bir chip' tir. RICS mimarisi adı verilen bir yöntem kullanılarak üretildiklerinden bir PIC' i programlamak için kullanılacak olan komutlar basit ve sayı olarak da azdır.

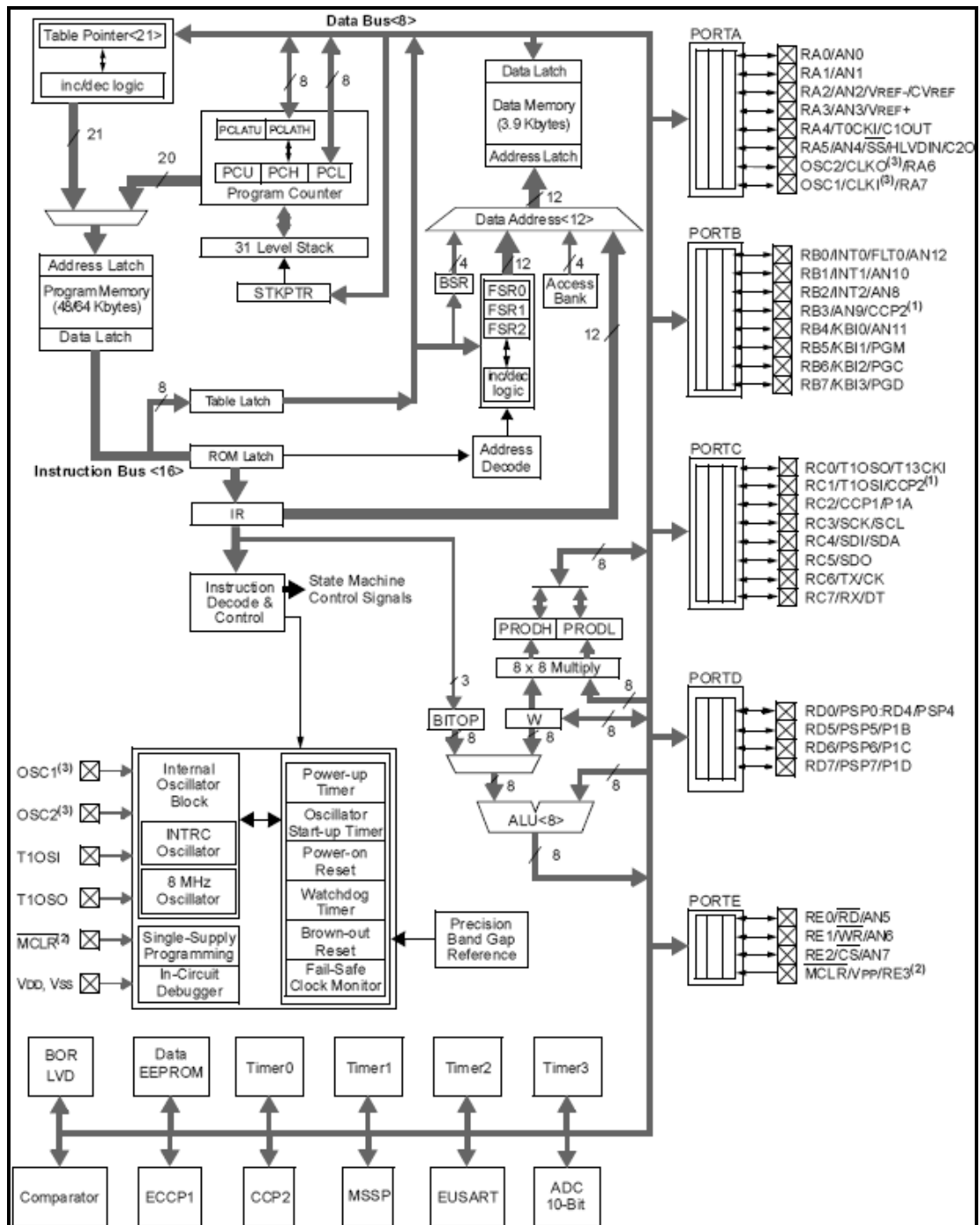
Ülkemizde kullanılan OK cihazlarının denetiminde genelde manuel, lojik ya da mikrodenetleyici kontrollü kontrol kartları kullanılmaktadır. Kolay yazılım özellikleri ve düşük maliyetlerinden dolayı bu cihazlarda genelde PIC mikrodenetleyiciler kullanılır. Bölüm 3.4.' de yapılan istatistik çalışmada ele alınan 531 cihazın % 95' inden fazlasında 16 serisi PIC veya daha eski metotlar kullanılmıştır. Dolayısıyla 16 serisi PIC' lerle yapılabilecek denetim uygulamaları da sınırlı olacaktır. Bahse konu nedenler, geliştirilebilir sistem gereklilikleri ve yapılan araştırmalar sonucu, kullanacağımız MMC/SD kart bağlantısı için I²C ve SPI haberleşme protokolü bulunan, 1 Kbyte hafızalı EEPROM ihtiva eden ve port bağlantıları Şekil 4.6.' da gösterilen 18F4620 kodlu mikrodenetleyici seçilmiştir.

Sistem için gerekli olan komut sinyalleri PIC donanım kartında yazılım yolu ile üretilmektedir ve I/O portlarından alınmaktadır. Yazılım geliştirmek için Mikro Elektronika firmasının Micro C PRO Advanced C Compiler for PIC MCU Version 3.8. derleyicisi kullanılmıştır.



Şekil 4.6. Mikrodnetleyiciye ait port bağlantıları

A-B-C-D-E olmak üzere 5 adet (I/O) portuna sahip olan mikrodnetleyiciye ait blok diyagram, Şekil 4.7.' de gösterilmiştir.



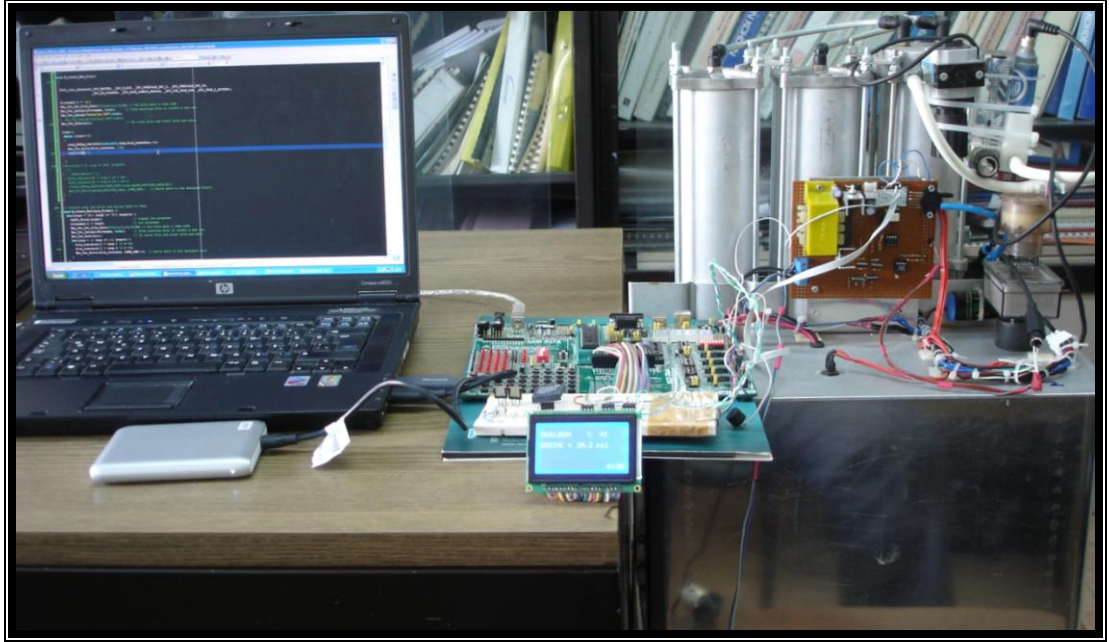
Şekil 4.7. Mikrodenetleyiciye ait blok diyagram

Kullanılan mikrodenetleyiciye ait teknik veriler Tablo 4.1.' de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Mikrodenetleyiciye ait teknik veriler

Çalışma Frekansı	DA-40 MHz
Program Belleği (Byte)	65536
Program Belleği (Komut)	32768
Veri Belleği (Byte)	3968
EEPROM Veri Belleği (Byte)	1024
Kesme	20
I/O Çıkışlar	Çıkış A, B, C, D, E
Zamanlayıcılar	4
Yakalama/Karşılaştırma/PWM Modülleri	1
Gelişmiş yakalama/Karşılaştırma PWM Modülleri	1
Seri İletişim	MSSP, Enhanced USART
Paralel İletişim	Evet
10 Bit A/D Çevirici Modül	13 Giriş Kanallı
Resetler ve Gecikmeler	POR, BOR, RESET Instruction
Programlanabilir Düşük Gerilim Algılayıcısı	Evet
Programlanabilir Brown-Out Reset	Evet
Komut seti	75 Instructions; 83 with Extended
Paket tipleri	40-pin PDIP, 44-pin QFN, 44-pin TQFP

Donanım kartı geliştirilirken Mikro Elektronika firmasının EASYPIC 4 isimli geliştirme kartı kullanılmıştır. EASYPIC 4 geliştirme kartı üzerinde bulunan hazır donanım modülleri kullanılarak birçok uygulama kısa sürede ve kolaylıkla gerçekleştirilmiş olup, donanıma ait görünüm, Resim 4.4.' de verilmiştir.



Resim 4.4. PIC programlama ve donanım

4.2.1.3. Maxtec 250 oksijen sensörü

Günümüzde kullanılan OK' larda cihazın verdiği O_2 saflığı henüz izlenememektedir. Bunun maliyet kaygısı, daha fazla servis ihtiyacı veya daha yeni bir teknoloji gerektirmesi gibi birçok nedeni olabilir. Ancak insan hayatının hiçbir maddi karşılığı olmadığı da açıktır. Bilindiği gibi O_2 sensörleri kimyasal özellikte olup, kullanılmadığı durumlarda bile içindeki reaksiyondan dolayı bir süre sonra kararlılığını yitirmektedir. Bir O_2 sensörü civalı pil gibi düşünülebilir. Sensör algıladığı O_2 saflığı oranına göre, kendi voltajını kendisi üretebilmektedir. Bu yüzden de miatlı bir malzemedir.

Bu çalışmada basitliği, ucuzluğu, kararlılığı, çıkış genliğinin lineer olması ve eş değerlerine göre daha uzun garanti süresine sahip olması nedeniyle, Resim 4.5.' de gösterilen Maxtec 250 kodlu O_2 sensörü tercih edilmiştir. Kullanılan sensöre ilişkin teknik veriler, Tablo 4.2.' de verilmiştir.



Resim 4.5. Maxtec 250 O₂ sensörü

Tablo 4.2. Maxtec 250 O₂ sensörüne ait teknik veriler

Ölçüm Aralığı	20,9 - 100 % Oksijen
Çıkış Voltajı	10,0.....15,5 mV
Tepki Süresi	15 sn
Kullanım Sıcaklığı	5 - 40 °C
Max Önerilen Depolama Süresi	3 Ay
Yaklaşık Sensör Ömrü	4 Yıl (ortam havasında 20,9 % O ₂)
Garanti Süresi	24 Ay

Maxtec 250 O₂ sensörünün, algılanan % O₂ saflığına göre ürettiği mV seviyesindeki DA voltaj, bir sonraki alt bölümde açıklaması yapılan AD 627 diferansiyel yükselteci ile istenilen seviyeye getirilerek PIC' e iletilmektedir. Resim 4.6.' da PIC' de değerlendirilen O₂ bilgisinin, grafik LCD' de görünümü verilmiştir.



Resim 4.6. Cihazın ürettiği % O₂ bilgisi

4.2.1.4. AD 627 diferansiyel yükseltec

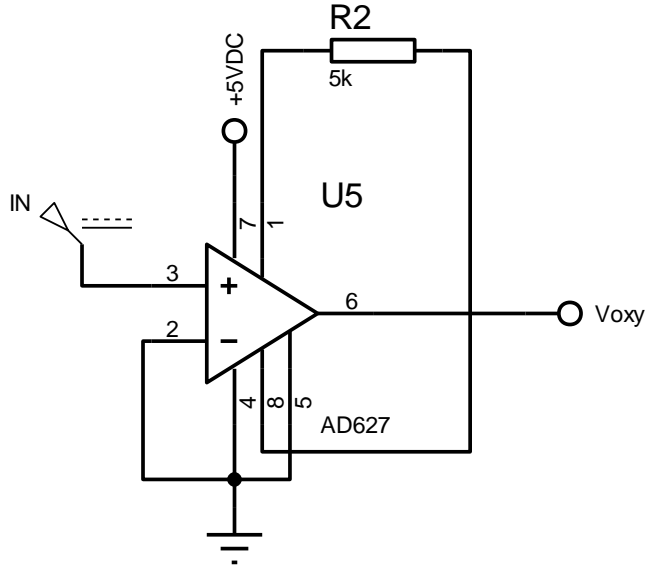
Elektronik sistemlerde kullanılan birçok sensörün çıkış gerilimi μV veya mV seviyesinde olup, bu değerin bazen 1000 kata kadar yükseltilerek, volt seviyelerine getirilmesi gerekmektedir. Bu yükseltme işlemi transistör gibi elektronik devre elemanlarıyla yapılabildiği gibi tümleşik devrelerle de yapılabilmektedir. Yapılan yükseltme işlemlerinde karşılaşılan en büyük sorun, işlemin kararlılığı olarak gösterilebilir. Bunun sebebi operasyonel amplifikatör (Op-amp) devrelerinde birçok elektronik elemanın kullanılması, kullanılan her bir elemanın kararlılığı veya toleransı gibi birkaç küçük hatanın birleşerek devrenin tümünü etkilemesidir.

Gerçekleştirilen sistemde mevcut O_2 sensörünün çıkışı $10,0 - 15,5 \text{ mV}$ olduğu için, bu değerin volt mertebesine yükseltilmesinde, teknik özellikleri Tablo 4.3.' de verilen AD 627 diferansiyel yükseltici kullanılmaktadır.

Tablo 4.3. AD 627 diferansiyel yükselticine ait teknik veriler

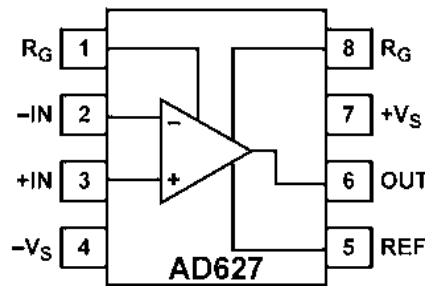
Besleme Voltajı	$\pm 1,1 \text{ V} - \pm 18 \text{ V}$
Band With	0,08 MHz
Besleme Akımı	60 μA
Çalışma Isısı	$-40 + 85 \text{ }^\circ\text{C}$
Single/Dual Supply	Single/Dual
Kazanç Ayarı	Direnç Değeri
Max Kazanç	1000
CMMR	90 dB
V_{noiseRTI}	1,2 $\mu\text{V p-p}$
Kazanç Hatası	+ 0,35 %
V_{os}	50 μV
Giriş Voltajı (Offset)	200 μV

Devre şeması Şekil 4.8.' de gösterilen AD 627' nin seçiminde yükseltme işleminde sadece 1 adet kazanç direncinin kullanılması ve devrenin kararlılığı etkili olmuştur.



Şekil 4.8. AD 627 diferansiyel yükselteç devresi

Ayak bağlantı uçları Şekil 4.9.' da gösterilen AD 627 diferansiyel yükselteç devresinde kullanılan kazanç direncine karşılık oluşan ve istenen kazanç oranları Tablo 4.4.' de verilmektedir. Tablo incelendiğinde devrenin kararlılığı daha iyi görülebilir.



Şekil 4.9. AD 627 diferansiyel yükselteç ayak bağlantı

Tablo 4.4. Bazı direnç değerlerine karşılık kazanç oranları

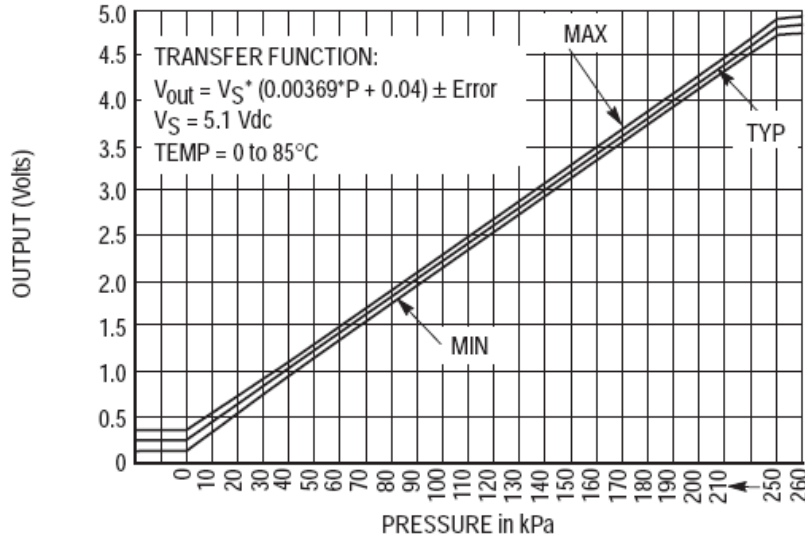
İstenen Kazanç	Kazanç Direnç Değeri (Ω)	Oluşan Kazanç
5	∞	5,00
6	200 K	6,00
7	100 K	7,00
9	51,1 K	8,91
15	20 K	15,00
25	10 K	25,00
40	5,76 K	39,72
70	3,09 K	69,72
100	2,1 K	100,24
200	1,05 K	195,48
500	412	490,44
1000	205	980,61

4.2.1.5. MPX 4250 basınç sensörü

OK cihazları basınç salınımlı emilme teknolojisi ile çalışmakta olup, sistem için gerekli olan 3 barlık hava basıncını, bir kuru hava kompresörü sağlamaktadır. O₂' nin yoğunlaşması için ürün tankında 15 - 23 PSI aralığında bir basıncın oluşmasına ihtiyaç duyulur. Dolayısıyla basınç esasına göre çalışan sistemin denetiminin de, uygun özellikte bir basınç sensöründen alınan bilgiye göre yapılması gerekmektedir.

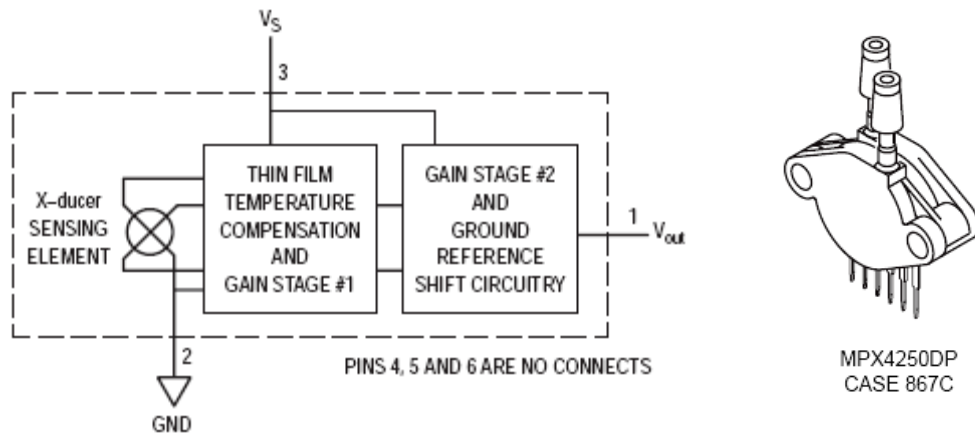
Ürün tankındaki basıncın hassas bir şekilde algılanması sistemin çalışma performansı açısından önemlidir. Bu amaçla yüksek doğruluk oranına sahip ve çıkışı uygulanan basınçla doğru orantılı olarak değişen piezo-rezistif bir basınç algılayıcısı kullanılmaktadır. Şekil 4.10.' da ki algılayıcının basınç farkına göre çıkış gerilimindeki değişimini gösteren karakteristik eğri incelendiğinde 0 - 36,3 PSI' lık (0 – 250 kPa) basınç değişiminde çıkış geriliminin 0,2 - 4,9 V arasında doğrusal olarak değiştiği görülmektedir.

MPX 4250 basınç sensörünün seçiminde, ısı değişimlerine karşı kompanse¹ edilmiş olması, amplitüd² kalibreli olması, çıkışının analog olarak basınca göre 0,2 – 4,9 V arasında değişmesi ve ayrıca bir yükseltme işlemine gerek kalmaması etkili olmuştur.



Şekil 4.10. MPX 4250 basınç sensörünün basınç farkına göre çıkış gerilimi

Kullanılan basınç sensörünün bağlantı uçları ve paket tipi Şekil 4.11.' de, teknik özellikleri ise Tablo 4.5.' de verilmiştir.



Şekil 4.11. MPX 4250 basınç sensörü bağlantı uçları ve paket tipi

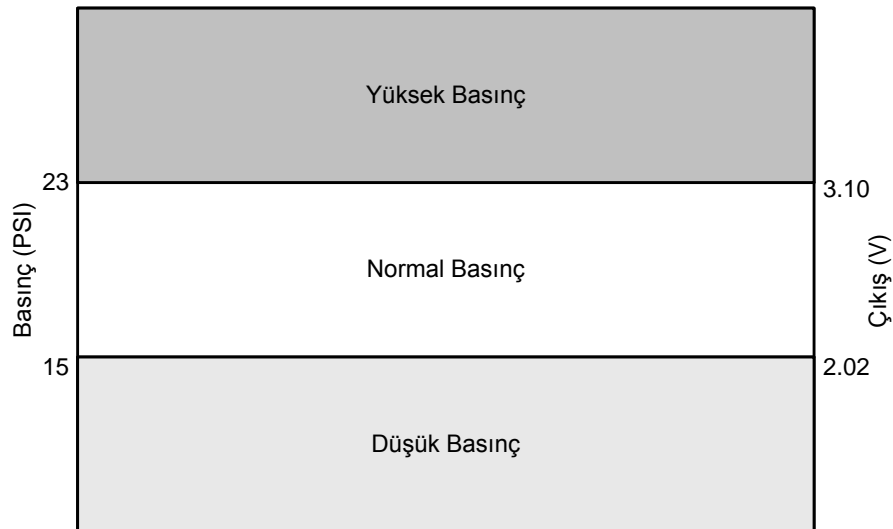
1 İndüktif ve kapasitif etki neticesinde oluşan voltaj ve akım sinyali arasındaki faz kaymasını düzelterek, ideale yakın, 0 derecede sabit tutmaya yarayan işlem

2 Genlik

Tablo 4.5. MPX 4250 basınç sensörüne ait teknik veriler

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Pressure Range ⁽¹⁾	P_{OP}	0	—	250	kPa
Supply Voltage ⁽²⁾	V_S	4.85	5.1	5.35	Vdc
Supply Current	I_o	—	7.0	10	mAdc
Minimum Pressure Offset @ $V_S = 5.1$ Volts ⁽³⁾ (0 to 85°C)	V_{off}	0.139	0.204	0.269	Vdc
Full Scale Output @ $V_S = 5.1$ Volts ⁽⁴⁾ (0 to 85°C)	V_{FSO}	4.844	4.909	4.974	Vdc
Full Scale Span @ $V_S = 5.1$ Volts ⁽⁵⁾ (0 to 85°C)	V_{FSS}	—	4.705	—	Vdc
Accuracy ⁽⁶⁾ (0 to 85°C)	—	—	—	±1.4	% V_{FSS}
Sensitivity	$\Delta V/\Delta P$	—	18.8	—	mV/kPa
Response Time ⁽⁷⁾	t_R	—	1.0	—	ms
Output Source Current at Full Scale Output	I_{o+}	—	0.1	—	mAdc
Warm-Up Time ⁽⁸⁾	—	—	20	—	ms
Offset Stability ⁽⁹⁾	—	—	±0.5	—	% V_{FSS}

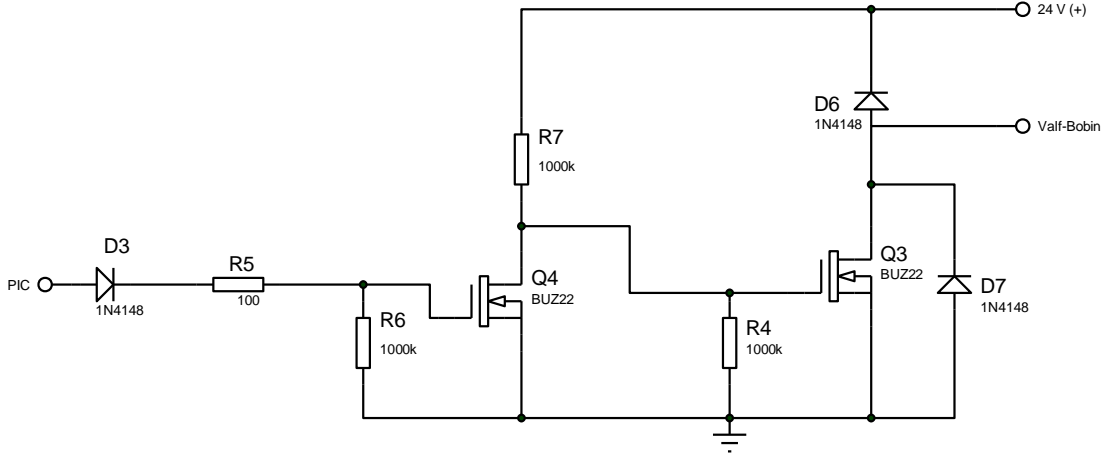
0 - 36,3 PSI' lik basınç, sensör çıkışında 0,2 - 4,9 V olarak ölçeklenmiştir. Ürün tankındaki O_2 ' nin yoğunlaşmasına göre 23 PSI' lik basıncın üzeri yüksek basınç ve 15 PSI' lik basıncın altı düşük basınç olarak sınıflandırılmaktadır. Bu durum Şekil 4.12.' de gösterilmektedir.



Şekil 4.12. Ürün tankındaki basıncın sınıflandırılması

4.2.1.6. Valf sürücü devre

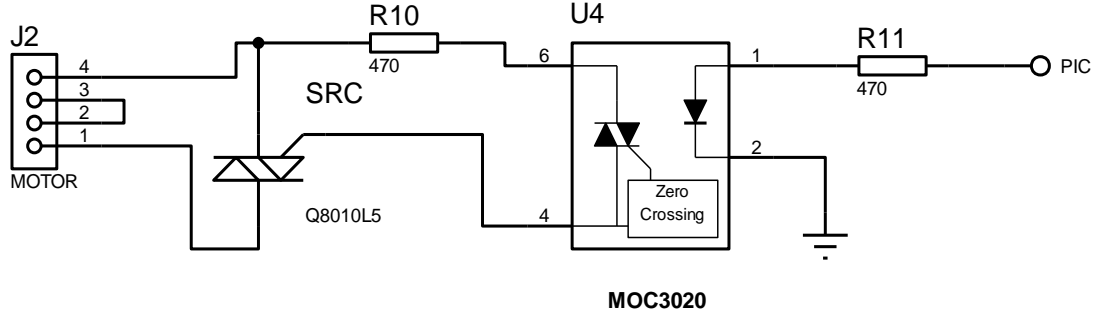
Sistemde 4 yollu 2 konumlu DA 24 V beslemeli festo marka selenoid bir valf kullanılmıştır. Sistem testlerinde ilk etapta PIC çıkışı BD 679 kodlu bir transistörle anahtarlanarak valf sürülmüştür. Ancak gerek transistörde oluşan geri besleme akımı, gerekse valf bobinlerinin doyuma ulaşması neticesinde PIC' in stabil çalışmadığı tespit edilmiştir. Bu nedenle PIC ile valf arasında Şekil 4.13.' de gösterilen mosfetlerden oluşturulan devre kullanılmıştır. Mosfetlerin giriş direncinin yüksek olması ve yüksek akımlarda hızlı anahtarlama özelliği sayesinde, PIC portları ters akımlardan izole edilmiştir. Yapılan testler, gerçekleştirilen sistemin mosfetler sayesinde daha kararlı çalıştığını göstermiştir.



Şekil 4.13. Mosfetlerden oluşturulmuş valf sürücü devre

4.2.1.7. Motor sürücü devre

Sistemde kullanılan AA motoru devreye bağlayıp devreden ayırmak için triyak kullanılmış olup, şebeke voltajını PIC' den izole etmek için optik kontrollü MOC 3020 opto-coupler tercih edilmiştir. Kullanılan devre Şekil 4.14.' de gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Motor sürücü devre

4.2.1.8. SD kart devresi

Giriş bölümünde gerçekleştirilen sistemin en önemli özelliğinin, hastanın cihaz kullanım bilgilerinin kayıt edilmesi ve istenen dönemler için çıktı verebilmesi olduğu, bu çıktı ile tedavinin hasta beyanına bağlı kalmadan, ilgili hekim tarafından kolayca planlanabileceği anlatılmıştı. Hastanın cihaz kullanım bilgilerinin kayıt altına alınması, gerçekleştirilen sistemi benzerlerinden ayıran en temel özellik olarak göze çarpmaktadır. Yoğun bakımlarda kullanılan ventilatör cihazı ile hasta başı monitörler, Bi-PAP, CPAP cihazları ve yaşamımızın her noktasında yer alan cep telefonlarında veya fotoğraf makinelerinde veri kayıt işleminin SD kart'a yapılması, sistemimizdeki kayıt işleminin de SD karta yapılmasında etkili olmuştur. Kullanılan SD kart devresi Şekil 4.15.' de gösterilmiştir.

Sistemde hastanın cihaz kullanım bilgilerinin kaydı 10 dakikalık periyotlar halinde text modunda SD karta yapılmaktadır. Bir saatlik dilim içinde kaydı yapılan örnek bilgiler (datalar) aşağıda verilmiştir.

010820100800088

010820100810090

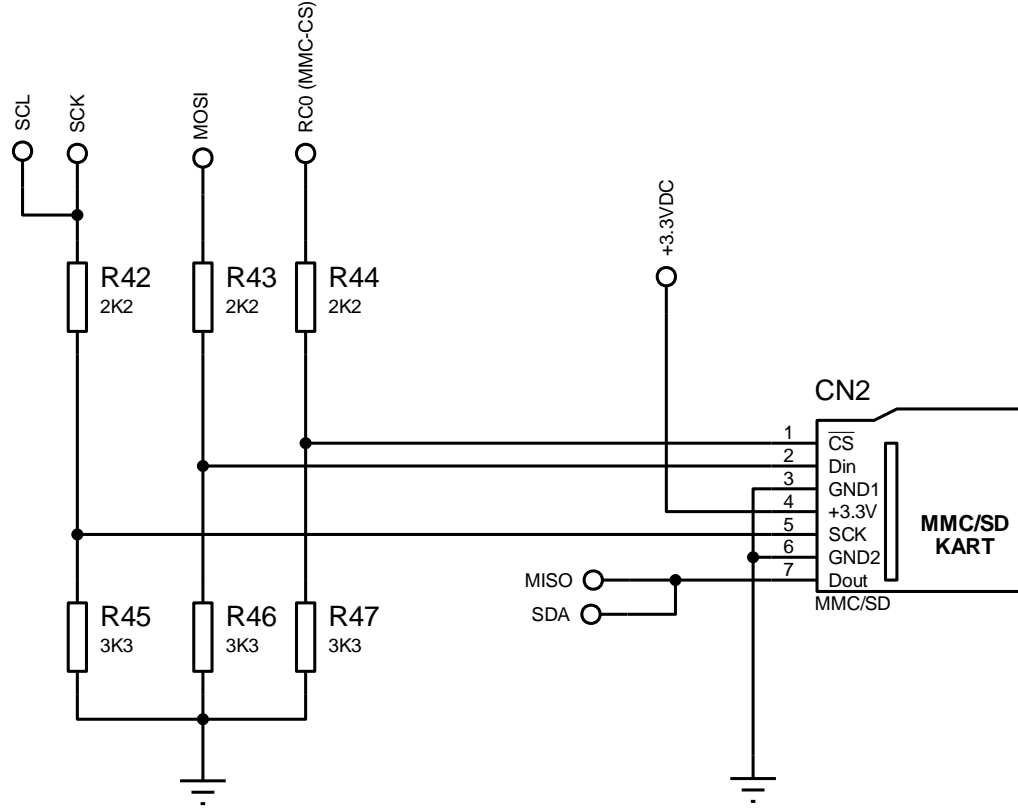
010820100820090

010820100830091

010820100840092

010820100850093

İlk satırdaki bilginin anlamı “01 Ağustos 2010 tarihinde saat 08:00’ da hastanın aldığı O₂ oranı % 88” olduğuna göre, ikinci satırdaki bilginin anlamı da “01 Ağustos 2010 tarihinde saat 08:10’ da hastanın aldığı O₂ oranı % 90” olacaktır.



Şekil 4.15. SD kart devresi

Hastaların cihazı günlük olarak ortalama 15 saat kullanmaları gerektiğine göre;

1 saatte 10’ar dakikadan, 6 kayıt,

15 saat için düşünüldüğünde;

$$6 * 15 = 90$$

kayıt alınması anlamına gelir.

SD karta kaydı yapılan örnek bir data;

“010820100830091”

şeklinde olduğuna göre, 1 datanın 15 byte yer kapladığı anlaşılacaktır.

Sistemde kullanılan SD kartın 512 Mbyte hafızaya sahip olması;

$$512 \text{ Mbyte} = 512 \text{ 000 000 byte}$$

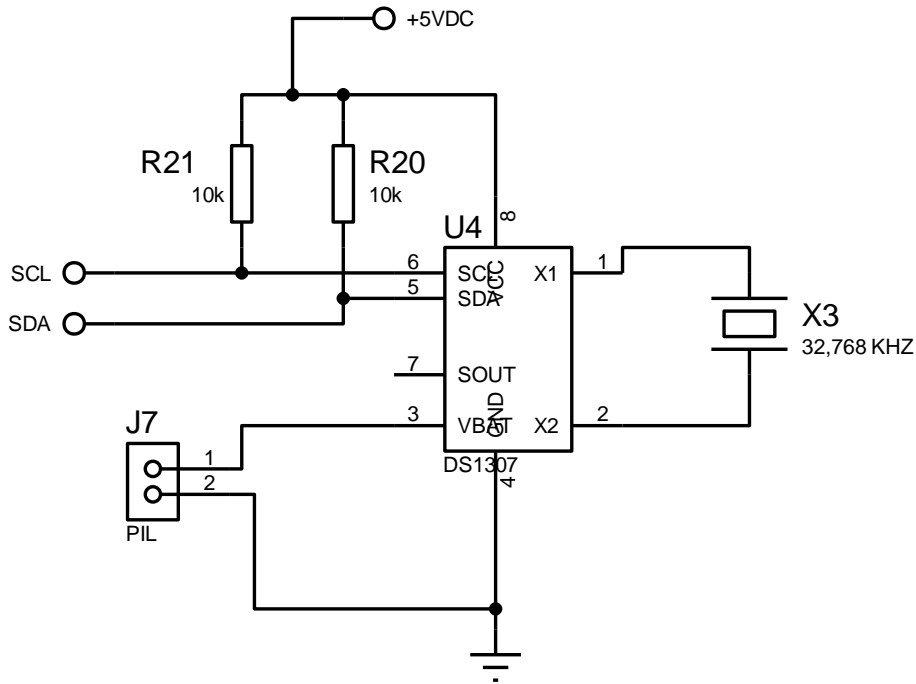
$512\ 000\ 000/15 = 34\ 133\ 333$

adet data kaydı yapabileceğimiz anlamına gelmektedir.

Cihazların kullanılmasını tavsiye eden hekimlerle yapılan görüşmelerde, hastanın son 20 - 30 günlük cihaz kullanım bilgilerinin kendileri için yeterli olacağını beyan etmişlerse de, gerçekleştirilen sistemde bunun çok üzerinde kayıt alma imkanı mevcuttur.

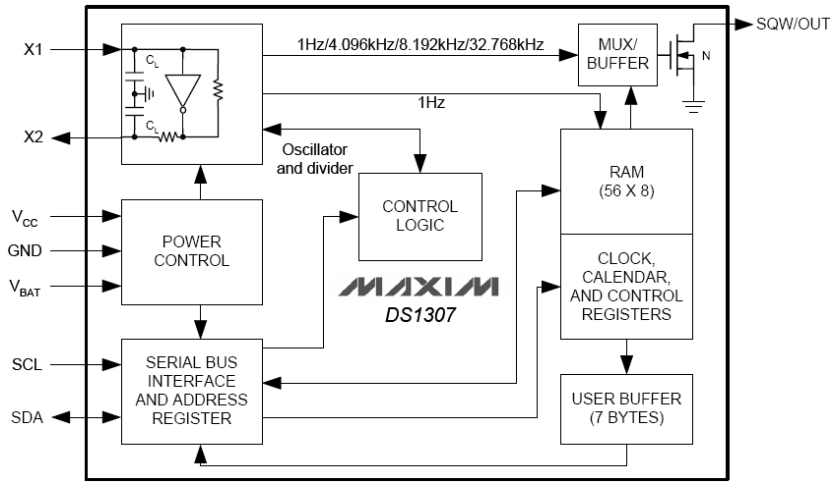
4.2.1.9. DS 1307 zamanlayıcı devre

Cihaz kullanım bilgileri kayıt altına alınırken tarih ve saat bilgilerinin elde edilmesi için, Şekil 4.16.' da gösterilen DS 1307 entegresi ile oluşturulan zamanlayıcı devre kullanılmıştır. Kullanılan entegreye ait blok diyagram ise Şekil 4.17.' de verilmiştir.



Şekil 4.16. DS 1307 entegresi ile oluşturulan zamanlayıcı devre

DS 1307 entegresi girilen tarihi, artık yılları ve ayın 28 - 31 arasındaki değişimlerini otomatik olarak kendisi algılamakta olup, her bir clock' ta zaman değişiminin gereği olan hesaplamaları otomatik olarak yapabilmektedir ve 2100 yılına kadar da kompanzelidir.



Şekil 4.17. DS 1307 entegresine ait blok diyagram

Kullandığımız entegre, seri haberleşme protokolü ile çalışmaktadır. İçerisinde 00h – 07h bellek gözlerinde (Register) sırasıyla saniye, dakika, saat, haftanın günü, gün, ay, yıl ve kontrol bilgisini kayıt etmektedir. Zaman bölümlerinin adres gözlerine yazılma şekli Tablo 4.6.' da gösterilmektedir.

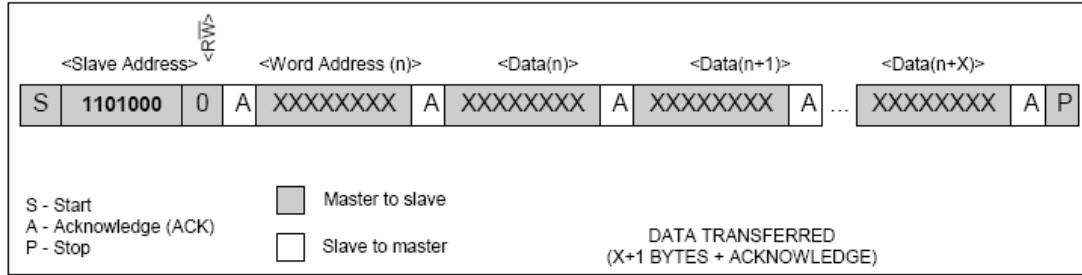
Tablo 4.6. DS 1307 entegresinde zaman bölümlerinin adres gözlerine yazılması

ADDRESS	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0	FUNCTION	RANGE
00h	CH	10 Seconds			Seconds			Seconds	Seconds	00–59
01h	0	10 Minutes			Minutes			Minutes	Minutes	00–59
02h	0	12	10 Hour	10 Hour	Hours			Hours	1–12 +AM/PM	
		24	PM/AM							
03h	0	0	0	0	0	DAY		Day	01–07	
04h	0	0	10 Date		Date			Date	Date	01–31
05h	0	0	0	10 Month	Month			Month	Month	01–12
06h	10 Year			Year			Year	Year	00–99	
07h	OUT	0	0	SQWE	0	0	RS1	RS0	Control	—
08h–3Fh									RAM 56 x 8	00h–FFh

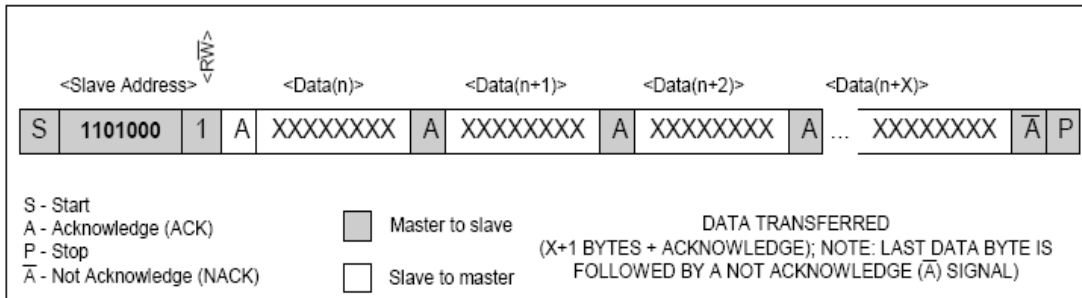
Zamanlayıcı devresinde I²C haberleşme protokolüne göre önce start bilgisi PIC tarafından verilerek DS 1307 uyarılır, daha sonra sırasıyla kontrol byte' ı ile DS 1307' nin adres bilgisi verilir ve okuma mı-yazma mı yapılacağı bildirilir. Adresi uygun olan DS 1307 bilgisini aldığı PIC' e iletir, bu bilgiyi alan okuma yapacaksa okuyacağı register bölümünün adresini tekrar DS 1307' ye iletir, ardından yazacağı bilgiyi gönderir ve adres ile bilgiyi alan DS 1307 ilgili register' e bilgiyi kayıt eder.

PIC tarafından gönderilen stop bilgisi ile de haberleşme bağı kesilir. Okuma sırasında da aynı işlemler tekrar yapılmaktadır.

PIC' den DS 1307' ye bilgi aktarımı Şekil 4.18.' de, DS 1307' den PIC' e bilgi aktarımı ise Şekil 4.19.' da gösterilmektedir.



Şekil 4.18. PIC' den DS 1307' ye bilgi aktarımı (PIC' den okuma)



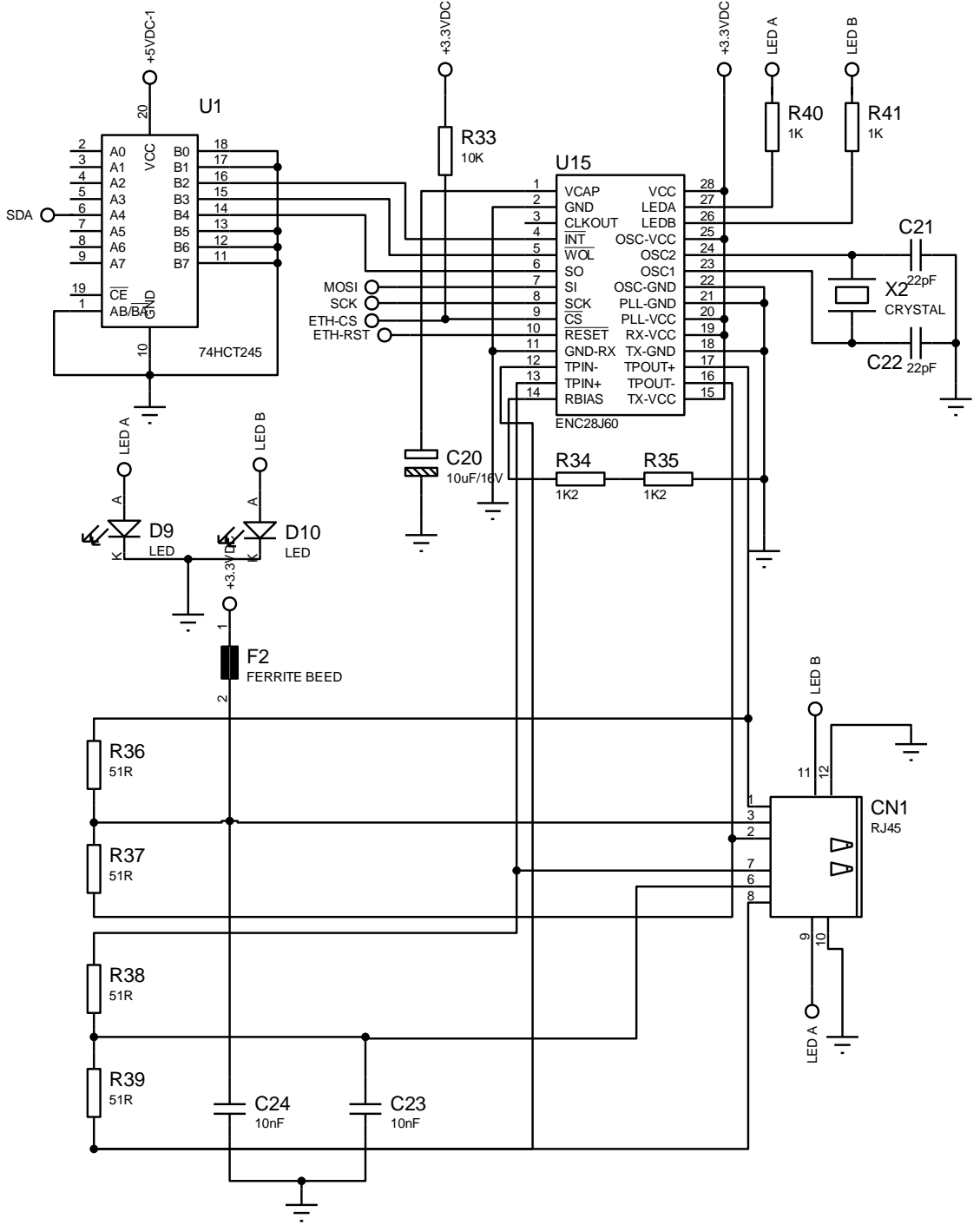
Şekil 4.19. DS 1307' den PIC' e bilgi aktarımı (PIC' den yazma)

DS 1307' nin 1 ve 2 no lu uçlarına bağlanan kristal sayesinde zamanlayıcı sinyalleri oluşturulmaktadır. Kontrol kartının üzerindeki + 5 V kesilse bile, devrede ayrıca kullandığımız batarya sayesinde takvim ve saat bilgilerinin kalıcı olması sağlanmaktadır.

4.2.1.10. Ethernet devresi

Cihazın geliştirilebilir sistemlere adaptasyonu için ethernet bağlantı devresi de kontrol kartımıza eklenmiştir. Bu sayede ülkemizde kurulacak Ulusal Bilgi Bankası, (UBB) teknik servis veya doktor tarafından cihaza ister internet, ister lokal olarak

erişimin alt yapısı da hazırlanmıştır. Ethernet bağlantısı için kullanılan devre Şekil 4.20.' de gösterilmiştir.



Şekil 4.20. Ethernet devresi

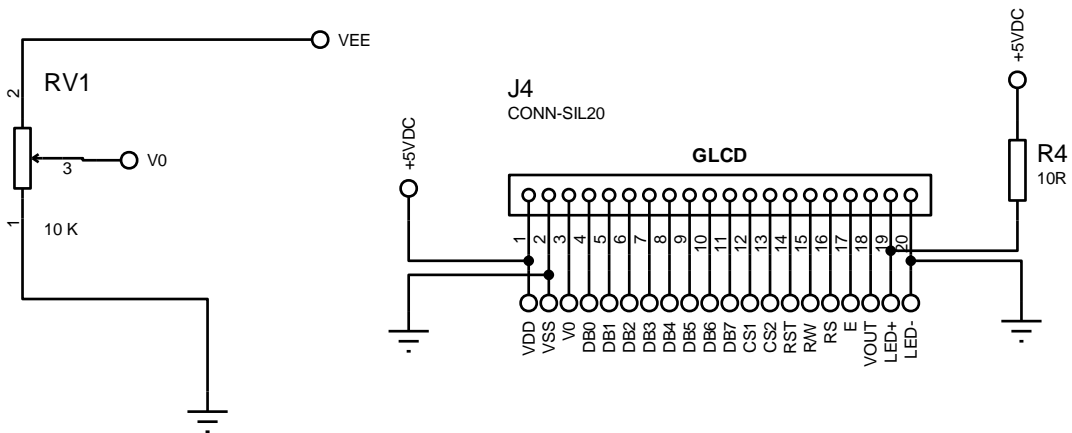
Oluşturulan devrede ENC 28J60 ethernet haberleşme protokolünü uygulayan komponent olup, ethernet soketinden gelen ve giden sinyalleri PIC ile uyumlu olarak kontrol eder. Ethernet konektöründen gelen ve giden analog sinyalleri PIC' e dijital olarak göndermeyi ve almayı sağlar. LedA ve LedB çıkışlarıyla da ethernet konektörü üzerinde bulunan ledleri yakarak uzak ortama bilgi gönderilip, alındığı bilgisini kullanıcıya görsel olarak iletir.

74 HCT 245 devrede buffer görevi görür ve ENC 28J60' ın kullandığı 3,3 V' luk gerilimi 5 V' a uyarlar. PIC' den gelen 5 V' luk gerilimi de 3,3 V' a çekerek ENC 28J60' ın zarar görmesini önler ve PIC ile ethernet komponenti arasında gerilim düzeyinde iletişimi sağlar. PIC ile ethernet konektörü arasında olan ENC 28J60' ı çalıştırmak için mevcut yazılımın güncellenmesi gerekmektedir.

Ethernet konektörü ise tek başına konektör olmayıp, içerisinde devremizi dış ortamdan izole etmek için akım ve gerilim trafosu içermektedir.

4.2.1.11. Grafik LCD devresi

Cihazın normal çalışma ve arıza durumu bilgilerini görüntülemek için LG128*64 grafik LCD ekran kullanılmış olup, ekrana ait bağlantı uçları Şekil 4.21.' de gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Grafik LCD bağlantı uçları

Bilgiler GLCD' ye, içerisinde paralel 1 Byte (8 Bit) bilgi girişi olan “DB0 – DB7” uçlarından gönderilir. “CS1” (chip select), “CS2” uçları GLCD içerisindeki X ve Y koordinatlarında chip' leri kontrol eder. “VSS” ve “VDD” uçlarına + 5 V ve GND voltajı uygulanarak GLCD' nin beslemesi sağlanır. “V0” için gerekli olan – 10 V değerindeki voltaj 10 K değerinde bir trimpot ile ayarlanarak kontrast ayarlaması yapılır. “RS” ucu komut girişi istenildiğinde aktif olur. “R/W” ucu ile okuma ve yazma isteği GLCD' ye bildirilir. “E” ucu enable ucu olup, GLCD' yi kullanmak istediğimiz bilgisi iletilir. “LED +, LED -” uçları ile ekran aydınlatması sağlanır. “RST” ucu ile ekran resetlenerek, başlangıç değerlerine dönlür.

4.2.2. Yazılım

Sistem, normal cihaz kullanıcı bilgilerini 10 dakika aralıklarla ve arıza bilgilerini de oluştuğu anda SD karta yazacak şekilde dizayn edilmiştir. Doktor kontrolüne gidilirken, cihaza servis verilirken veya herhangi bir adli olayda, SD kartın sistemdeki yuvasından alınarak KOAH-TAKİP programı olan bir bilgisayara takılması yeterli olacaktır. SD kartta mevcut text modundaki veriler, C# programlama dilinde geliştirilen bir ara yüz yazılımı ile istenilen formatta çıktıya dönüştürülebilecektir. Tedavi süreci, bu çıktı ve yazılan KOAH-TAKİP programının getirdiği avantajlar ile sadece hasta beyanına bağlı kalmadan ilgili hekim tarafından kolayca takip edilebilecek olup, cihazın işlevsel sorunlarından kaynaklanan aksamanın da önüne geçer. Aynı zamanda ara yüz programı teknik servis modülü aracılığı ile SD karta yazdırılan arıza verilerini kullanarak, cihazdaki problem oluşturan donanım parçalarını tespit eder. Bu şekilde teknik servis kaynaklı problemleri de en az indirecek bir yazılım geliştirilmiştir.

KOAH' lı hastaların tedavi takibi için yazılan program sayesinde, muayene veya kontrole gelen hastaya ait cihaz kullanım bilgilerini içeren SD kart bilgisayara takıldığı zaman, bu bilgiler veri tabanına işlenecektir. Veri tabanı olarak Access veri tabanı kullanılmıştır. Diğer veri tabanlarında veri tabanına ait yönetim programlarının bilgisayara kurulu olması gerekir. Her bilgisayarda ofis programı kurulu olduğu için Access veri tabanında her hangi bir yönetim programı kurulmaya ihtiyaç duyulmaz. Yazılan programın menüsü hasta bilgilerini içeren başlık altındaki

7 sayfadan oluşmaktadır. Bu sayfalardan ilk 5 tanesi hastaya ait genel bilgiler, tıbbi özgeçmiş, son muayene bulguları, yazılan reçete ve yeni randevu bilgilerini içermektedir. 6. sayfa SD karttaki OK kullanım bilgilerinin görüntülenerek, değerlendirildiği sayfa olup, 7. Sayfa ise teknik servis işlemlerini kolaylaştıran sayfadır. Bu sayfada SD karttan okunan Error.txt dosyasındaki arıza kodları değerlendirilerek, arızaya neden olabilecek cihaz bileşenlerinin tespiti yapılmaktadır. Kullanılan ara yüz programı sayesinde, arıza nedeni cihaz bileşenlerinin resmi flash yaparak teknik servis çalışanını yönlendirir. Bu da cihazın daha kısa süre onarılarak, tedavi sürecinin aksamasını önler.

Hastanın kimlik bilgilerinin girildiği, fotoğrafının, iletişim bilgilerinin bulunduğu ana ekran ile hastanın adres ve kişisel bilgilerinin girildiği 1. sayfanın görünümü Şekil 4.22.' de, tıbbi özgeçmiş bilgilerinin bulunduğu 2. ekran Şekil 4.23.'de gösterilmiştir.

Şekil 4.22. Ana ekran ve ilk sayfa

KOAH'LI HASTA TAKIP PROGRAMI
İŞLEMLER RAPORLAR YARDIM

YENİ KAYDET BUL SİL SÜRÜCÜ AYARLA GRAFİK ÇİZ EXCEL'E ÇİZ BASKI ÖNİZLEME RAPOR YAZDIR ÇIKIŞ

Hasta Bilgileri

Cinsiyeti : Erkek Bayan Ev Telefonu : (312)315-6987
Ad, Soyadı : FATH ŞENGÜNLÜ İş Telefonu : (312)356-9854
TC Kimlik No : 11145889356 Cep Telefonu : (535)476-0074
İlgili Doktor : Dr. Didem KATAR Son Muayene Tarihi : 10.10.2010

Genel Tıbbi Özgeçmiş Muayene Reçete Randevular MMC / SD Kart Teknik Servis

Hastanın Özgeçmiş / Soygeçmiş :
Annede geber, babada KOAH var

Alışkanlıklar / Alerji Çyküsü :
Polen alerjisi var

Hikayesi / Kaza Ameliyat Çyküsü :
Daha önce ameliyat olmamış

Kullandığı İlaç ve Tedaviler :
Apranax, Parol, Novalgine

Sigara : Günde 5 adet
Alkol : Nadiren
Obezite : normal
Kolesterol : 140
Trigliserit : 120
Akoçer Grafiği : Normal
Kan Gazı Bulguları : Normal
Hemogram-Hematokrit : 45
F Ev % ml : 65
FVC % ml : 85
FEV1 / FVC Oranı : 1,15
Pulse Oksimetre Değeri : 91

Şekil 4.23. Tıbbi özgeçmiş sayfası

Hastanın muayene edildikten sonraki bulgularının ve alınan tahlil sonuçlarının girildiği ekran Şekil 4.24.' de, kullanacağı ilaçların gösterildiği reçete ekranı Şekil 4.25.' de gösterilmiştir.

KOAH'LI HASTA TAKIP PROGRAMI
İŞLEMLER RAPORLAR YARDIM

YENİ KAYDET BUL SİL SÜRÜCÜ AYARLA GRAFİK ÇİZ EXCEL'E ÇİZ BASKI ÖNİZLEME RAPOR YAZDIR ÇIKIŞ

Hasta Bilgileri

Cinsiyeti : Erkek Bayan Ev Telefonu : (312)315-6987
Ad, Soyadı : FATH ŞENGÜNLÜ İş Telefonu : (312)356-9854
TC Kimlik No : 11145889356 Cep Telefonu : (535)476-0074
İlgili Doktor : Dr. Didem KATAR Son Muayene Tarihi : 10.10.2010

Genel Tıbbi Özgeçmiş Muayene Reçete Randevular MMC / SD Kart Teknik Servis

İlgili Doktor :
Dr. Didem KATAR

Muayene Tarihi :
10.10.2010

Muayene Nedeni :
Kontrol

Konulan Tanı :
KOAH

Uygulanan Tedavi + Karar :
Uzun süreli oksijen tedavisi günlük 18 saat olmak üzere gündüz 2 lt/şk gece 3 lt/şk

Labaratuvar : Normal
EKG : Normal
Fizik Muayene : Normal
FEV1 %ml : 65
FVC %ml : 85
FEV1 / FVC : 1,15
Hemogram : 15
PO2 : 59
PCO2 : 51
O2 Sat : 89

Şekil 4.24. Muayene bulguları sayfası

The screenshot displays the 'KOAHLI HASTA TAKIP PROGRAMI' software interface. The window title is 'KOAHLI HASTA TAKIP PROGRAMI' and the menu bar includes 'İŞLEMLER', 'RAPORLAR', and 'YARDIM'. The toolbar contains icons for 'YENİ', 'KAYDET', 'BUL', 'SİL', 'SÜRÜCÜ AYARLA', 'GRAFİK ÇİZ', 'EXCEL'E ÇİZ', 'BASKI ÖNİZLEME', 'RAPOR YAZDIR', and 'ÇIKIŞ'.

The 'Hasta Bilgileri' section contains the following information:

- Cinsiyeti: Erkek Bayan
- Adı, Soyadı: Fath ŞENGÜNLÜ
- TC Kimlik No: 11145889356
- İlgili Doktor: Dr. Didem KATAR
- Ev Telefonu: (312)315-6987
- İş Telefonu: (312)356-9854
- Cep Telefonu: (535)476-0074
- Son Muayene Tarihi: 10.10.2010

The 'İlaçlar' section contains the following information:

- Hasta Adı: Fath ŞENGÜNLÜ
- Reçete No: 15
- Reçete Tarihi: 10.10.2010
- İlgili Doktor: Dr. Didem KATAR
- Veriliş Nedeni: Kontrol
- İlaç Adı: Apranax_Parol, Alpar
- Dozajı: 3*1, 2*1, 1*1
- Açıklama: Verilen tedavi ve ilaçlar 3 aylıktır

Şekil 4.25. Reçete sayfası

Hastanın muayenesi tamamlandıktan sonra bir dahaki kontrol için verilen randevuyu gösteren sayfa Şekil 4.26.' da, hastanın cihaz kullanım bilgilerini içeren SD kartın değerlendirilerek grafiğe dönüştürüldüğü sayfa Şekil 4.27.' de gösterilmektedir. Bu sayfa hastanın cihaz kullanımını, dolayısıyla tedavisi için aldığı O₂ bilgilerini ve süresini göstermektedir. Şekil 4.27. incelendiğinde hastanın 2010 yılı ağustos ayının hangi tarihlerinde günlük kaç saat, hangi oranda O₂ aldığı kolaylıkla görülebilecektir. NOTT ve MRC kriterlerine göre uygun değerler ekrana siyah renkte, uygun olmayanlar ise dikkat çekmesi amacıyla kırmızı renkte gelmektedir.

KOAHLI HASTA TAKIP PROGRAMI
İŞLEMLER RAPORLAR YARDIM

YENİ KAYDET BUL SİL SÜRÜCÜ AYARLA GRAFIK ÇİZ EXCEL'E ÇİZ BASKI ÖNİZLEME RAPOR YAZDIR ÇIKIŞ

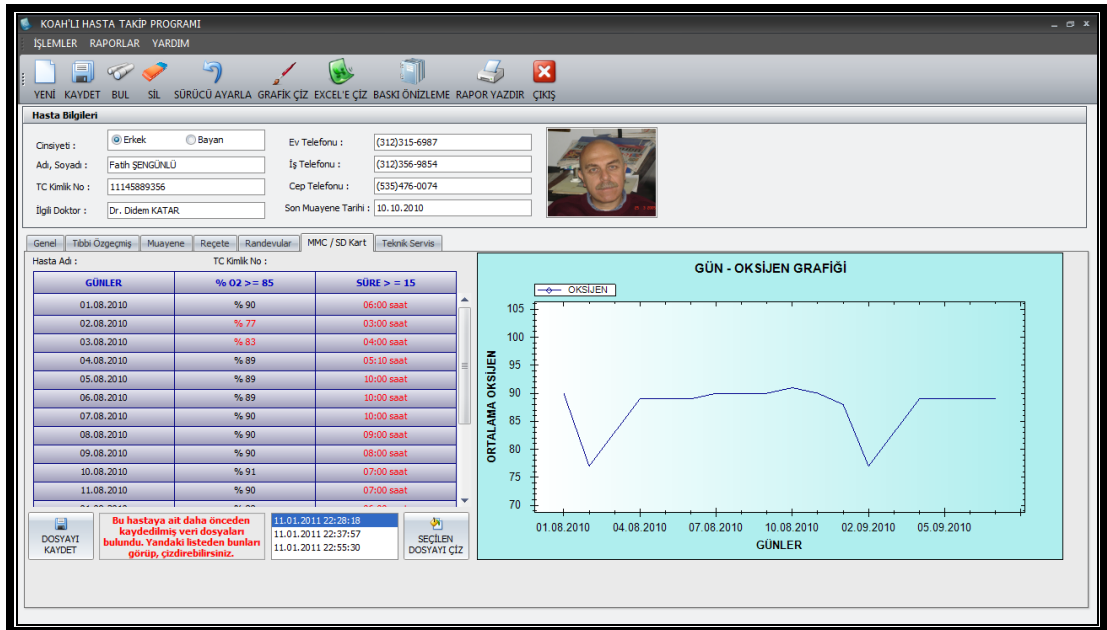
Hasta Bilgileri

Cinsiyeti: Erkek Bayan Ev Telefonu: (312)315-6987
Adı, Soyadı: FATH ŞENGÜNLÜ İş Telefonu: (312)356-9854
TC Kimlik No: 11145889356 Cep Telefonu: (535)476-0074
İlgili Doktor: Dr. Didem KATAR Son Muayene Tarihi: 10.10.2010

Genel Tıbbi Özgeçmiş Muayene Reçete Randevular MMC / SD Kart Teknik Servis

Hasta Adı: FATH ŞENGÜNLÜ
Randevu Tarihi: 01.04.2011
Randevu Saati: 01.04.2011 15:00:00
Randevu Konusu: Kontrol
Açıklama: Hasta kontrole gelirken Oksijen Konsantratorüne ait SD kartı getirecektir

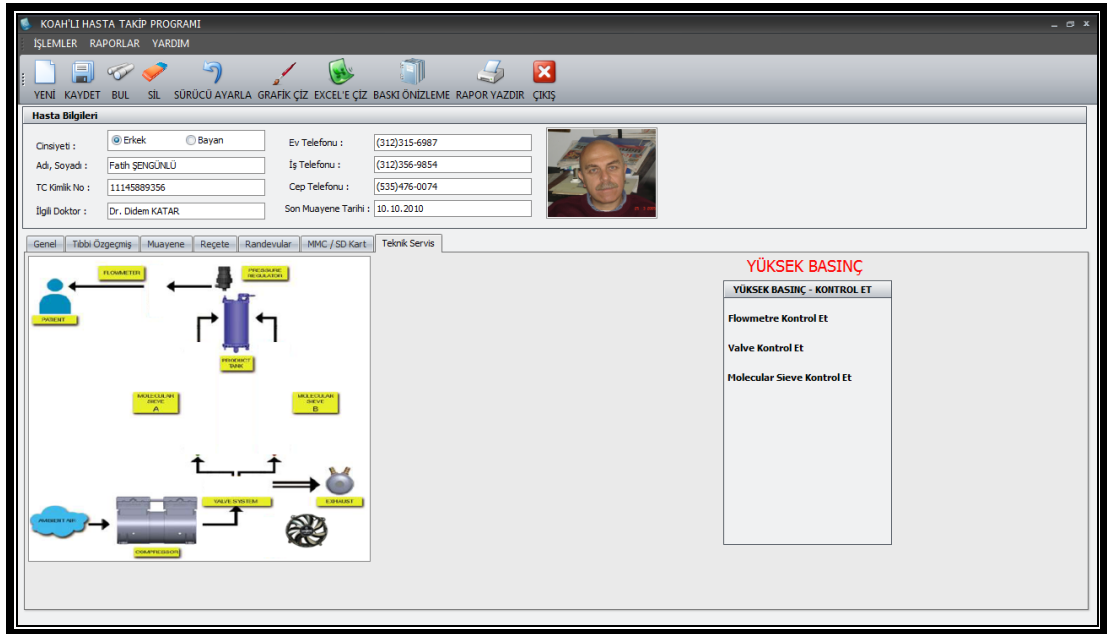
Şekil 4.26. Randevu sayfası



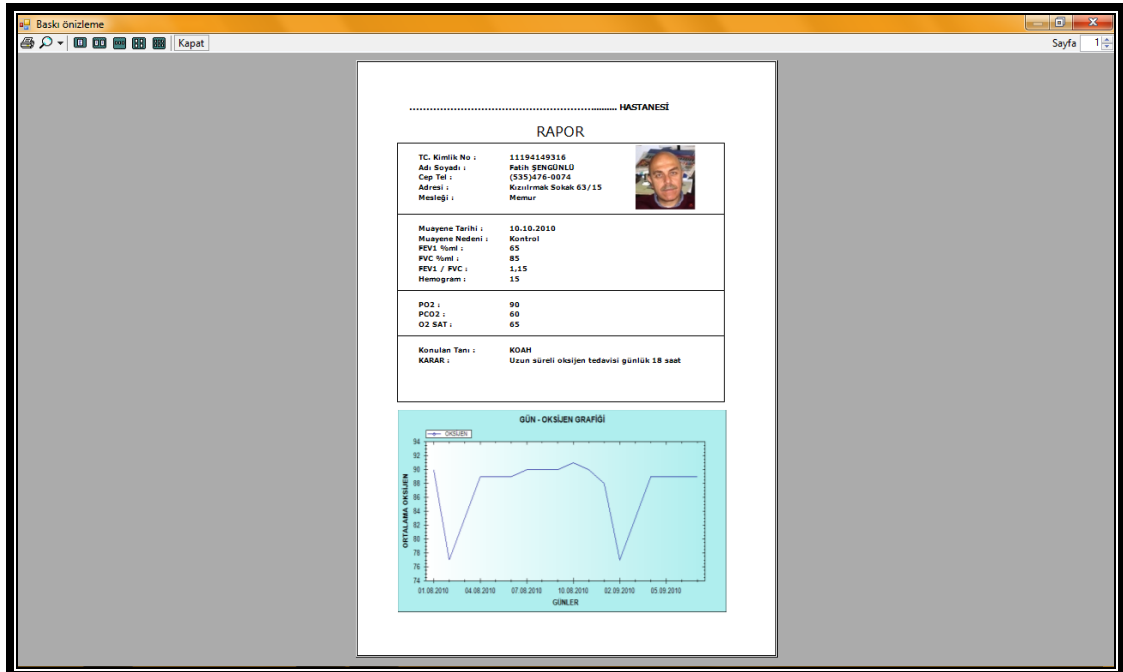
Şekil 4.27. SD kartın değerlendirildiği sayfa

Cihazda oluşan arıza bilgilerinin ve arızaya neden olabilecek parçaların resminin bulunduğu teknik servis sayfası Şekil 4.28.' de, hastaya ait son tıbbi bilgilerin bulunduğu raporlama sayfası Şekil 4.29.' da gösterilmektedir. Şekil 4.28.

incelendiğinde, arızaya sebep olabilecek bileşenler hakkında teknik servis çalışmasının doğru yönlendirilerek, cihaz tamir sürecinin azaltılması amaçlanmıştır.



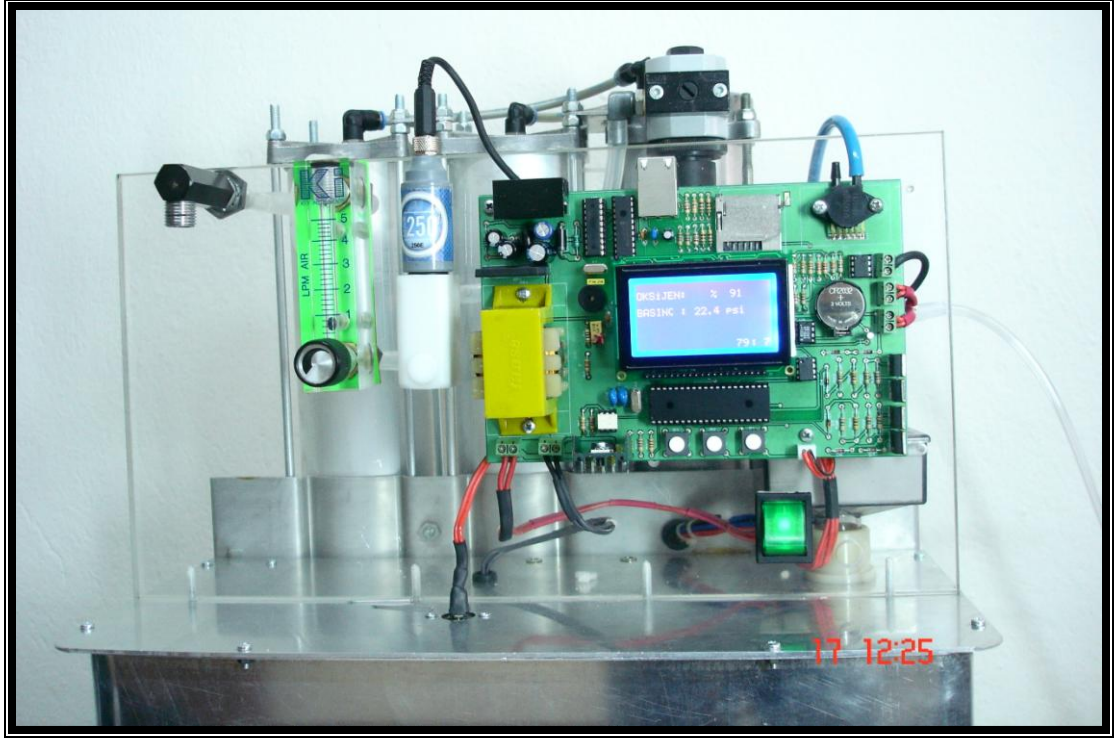
Şekil 4.28. Teknik servis sayfası



Şekil 4.29. Rapor görünüm sayfası

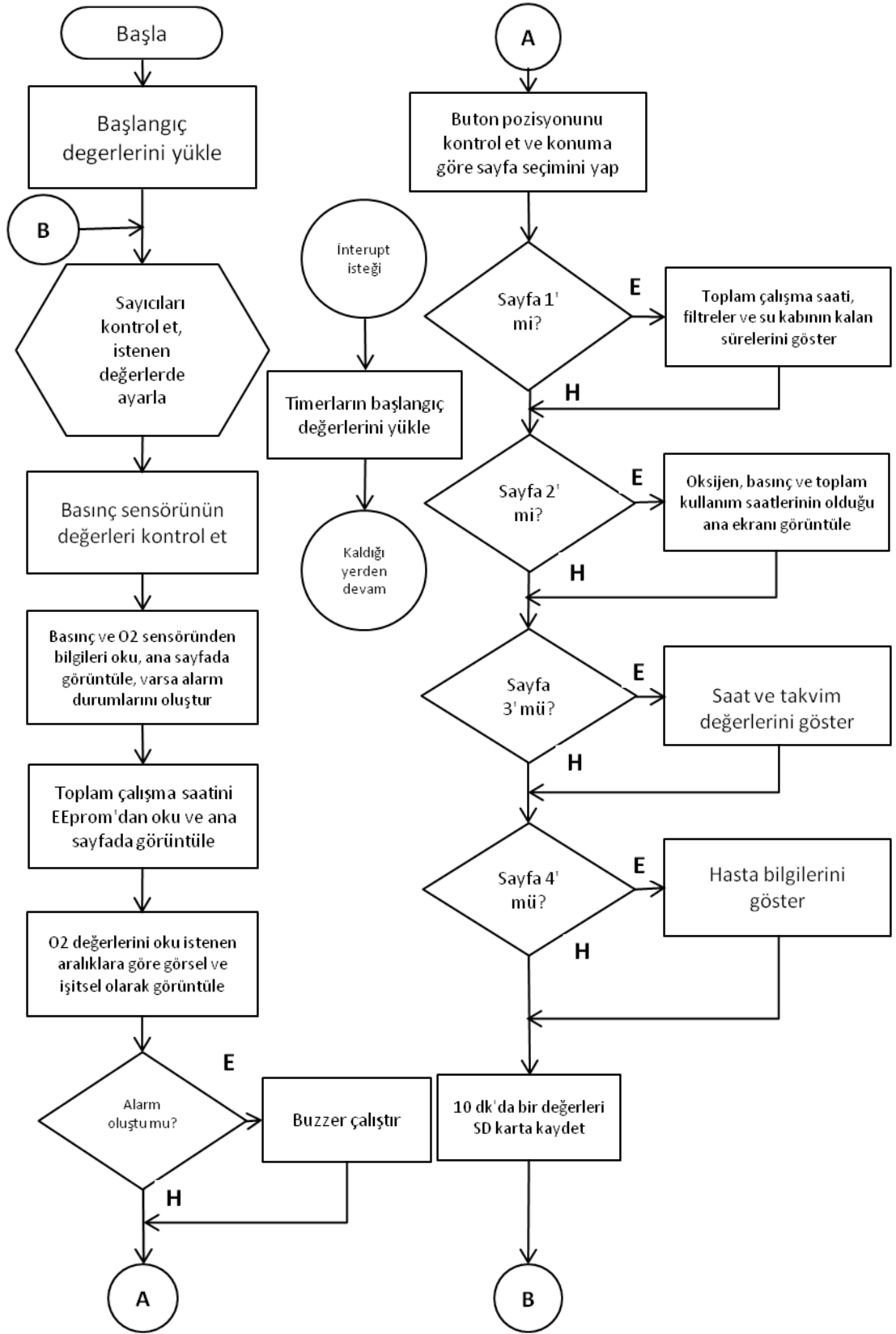
4.3. Deneysel Çalışmalar

Gerçekleştirilen sistemin deneysel çalışmaları, tasarım kısmında verilen bileşenler kullanılarak oluşturulmuş ve Resim 4.7.'de gösterilen bir prototip üzerinde yapılmıştır. Sistemde oluşması muhtemel aşırı ısı, düşük basınç, yüksek basınç ve yetersiz oksijen saflığı gibi arıza durumları suni olarak oluşturularak, sistem testi gerçekleştirilmektedir. Sistemin pnömomatik valf besleme uçları yerinden çıkarılarak yüksek basınç arızası, havayı taşıyan pnömomatik hortumlar yuvasından çıkarılarak düşük basınç arızası ve yetersiz oksijen saflığı arızası, limit termostat kısa devre edilerek de, aşırı ısı arızası oluşturulmuştur.



Resim 4.7. Gerçekleştirilen prototip

Denetim işlevi ve sistemde oluşan arızaların bildirimini, denetleyicide yazılan bir program aracılığı ile yerine getirilir. Şekil 4.30.' da bu programa ait akış şeması verilmektedir. Program eş zamanlı olarak hem sistem denetimini hem de sistemde oluşan arıza durumlarının tespitini yaparak, her hangi bir arıza durumu olduğunda sistemi durdurmaktadır. Akış diyagramından anlaşılacağı gibi, ilk çalışma anında başlangıç değerleri yüklenerek, sistem hazır hale getirilir.



Şekil 4.30. Sistemi denetlemek için kullanılan programa ait akış şeması

Başlangıç değerlerinde interrupt kontrollerinin yapıldığı değişkenler, ilk değerlerine yüklenir. Bu değerler içerisinde valfin konumunun belirlendiği port çıkışları, grafik LCD' nin başlangıç değerleri, ADC' nin başlangıç değerleri, saat ve takvim bilgisinin kontrol edildiği DS 1307' nin başlangıç değerleri, I²C haberleşme protokolünün başlangıç değeri, sistemin ilk çalışma anında olduğunu gösteren değişkenin resetlenmesi (ilk çalışmada ürün tankındaki basınç yetersiz olacağından, 23 PSI' lık basınca ulaşınca kadar düşük basınç alarmının oluşmaması için) ve SPI başlangıç değerleri yüklenmektedir. Ayrıca cihaz açılış anında ilk 6 saniye filtreler ve su kabının değişimi için kalan zaman bilgilerinin görüntülediği 1. sayfanın yüklenmesi gerçekleştirilir.

Başlangıç değerleri yüklendikten sonra interrupt sayıcımız çalışmaya başlar ve sistemin akışından bağımsız olarak her 5 milisaniyede (msn) bir Micro Controller Unit (MCU) tarafından interrupt oluşturulur. Her interrupt anında sayıcıların değerleri 1 arttırılır ve program interrupt' dan çıkarak kaldığı yerden çalışmaya devam eder. Başlangıç değerleri yüklendikten sonraki adımda interrupt tarafından arttırılan sayıcıların değerleri kontrol edilir. Saniye, dakika ve saat bilgileri bu sayıcı değerleri ile tespit edilir.

Ürün tankında oluşan basıncın görüntülenmesi, Analog Dijital Converter' in (ADC) basınç değerlerini doğrudan okuması ile sağlanır. Basınç sensörünün çıkış voltajı ürün tankında oluşan basınç ile doğru orantılı olarak değişiklik göstermekte ve oluşan bu değişimle ADC bilgileri etkilenmektedir. MCU' nun ADC registeri 10 bit olduğu için 5 V, 1024 basamağa bölünecektir. Dolayısıyla ADC içerisindeki değerin 1023 sayısına ulaşması, girişin 5 V olduğu anlamına gelmektedir. ADC içerisinde okunan herhangi bir değer 1023' e bölünüp 5 ile çarpıldığında elde edilen değer, ADC' ye giren voltajdır. Kullandığımız basınç sensörünün max 36,3 PSI basınçta 4,9 V ürettiği düşünüldüğünde, 4,9 V karşılığının basit bir matematiksel hesaplama ile ekranda 36,3 PSI olarak yazılacağı anlaşılacaktır. Cihazın ürettiği O₂ saflığının görüntülenmesi işi de, O₂ sensöründen elde edilen voltaj bilgisine göre, aynı mantıkla yapılmaktadır.

İlk çalışma anında 6 sn bekleddikten sonra açılan ana sayfada, okunma işlemi yukarıda anlatılan O₂ ve basınç bilgileri ile EEprom' da kayıtlı olan toplam çalışma zamanı bilgisi görüntülenir. Okunan basınç bilgisi eğer 23 PSI' ın altında ise valfin konumu değiştirilmez. Basınç değeri üst eşik değerimiz olan 23 PSI' ın üzerine çıktığında, 6 sn beklenerak durum kontrol edilir ve valf konumu değiştirilir. Konumu değişen valf moleküler elekte depolanmış basınçlı havayı egzost aracılığıyla dışarı atarken, üretilen havanın yönünü de diğer moleküler eleğe çevirir, bu esnada ürün tankı içerisindeki basınç da 15 – 25 PSI aralığında değişir. 23 PSI' ın altına düşen basınç tekrar yükselmeye başlarken bu eşik değeri geçildiğinde, yine 6 sn beklenir ve valf konumu yeniden değiştirilir. Bu döngü cihaz çalıştığı sürece devam ederken, ADC tarafından okunan basınç bilgileri de ana sayfada görüntülenir.

Sistemde herhangi bir hava kaçağının oluşması ve ürün tankındaki basıncın 15 PSI' ın altına düşmesi durumunda, bu düşüş 6 sn süreyle takip edilir. 6 sn' lik zaman diliminde yükselme olmaz ise kompresör durdurulur ve ekranda oluşturulan düşük basınç yazısı ile görsel, buzzer ile de işitsel olarak devamlı alarm verilir.

Ürün tankındaki basıncın istenen seviyenin üstüne çıkması durumunda (> 23 PSI) bu durum 6 sn süreyle izlenir, düşüş olmaz ise kompresör durdurulur ve görsel olarak ekranda yüksek basınç ikazı verilirken, işitsel olarak da buzzer vasıtasıyla devamlı alarm verilir. Sistem çalışırken cihazın aşırı ısınarak ortam ısısının belirlenen limitlerin üstüne çıkması durumunda da (> 60 °C) benzer şekilde kompresör durdurulur ve aşırı ısı alarmı verilir.

Cihazın ilk çalışma anında ürün tankındaki O₂ değeri % 21 civarında olup, normal şartlarda bu değer hızla artarak 4 – 5 dakika içinde % 90 – 95 aralığına oturacaktır. Oksijen saflığındaki artış ADC tarafından okunur ve bu değerler % 1' lik artışlarla ekranda görüntülenir. Oksijen saflığı oranı % 21 - % 40 aralığında iken, 10 sn sıklıkla, % 41 - % 60 aralığında 20 sn sıklıkla ve % 61 - % 85 aralığında ise 30 sn aralıklarla bu artış buzzer vasıtasıyla bildirilir. Cihazın ürettiği O₂ saflığı oranının % 85' in üzerine çıkması durumunda da bu sesli uyarılar son bulur ve sistemin beklenen üretimine devam ettiği anlaşılır. Bu durum kullanıcıya ana sayfa açıkken, % O₂ yazısı flaş yapılarak, görsel olarak da iletilir. O₂ oranının % 85' in üzerine

çıkması durumunda flaş ile sesli uyarı son bulur ve sadece oksijen saflığı değeri % olarak görüntülenir.

Sistemde bulunan 3 adet buton ile menü konumlarının seçimi, değerlerin değiştirilmesi ve yeniden yüklenmesi sağlanır. MCU' da A portunun girişinin yapıldığı 6. pine bağlanan buton ile menü seçimi, 4 ve 5. pinlerdeki butonlar ile de yukarı-aşağı yönlendirmeler yapılır. Menü butonuna basıldıkça sırası ile 1, 2, 3 ve 4. sayfalar arasında geçişler yapılır. 1. sayfada pal filtre, nazal kanül ve su kabına ait kalan zamanlar görüntülenir. 2. sayfa ana sayfa olup, oksijen ve basınç bilgilerinin yanında, toplam çalışma zamanı da görüntülenir. 1. ve 2. sayfada kullanıcının müdahale edebileceği bir parametre bulunmamakta olup, tamamen sistemin okunduğu ve görüntülediği sayfalardan ibarettir. 3. sayfaya gelindiğinde, burada takvim ile saat bilgileri okunmakta ve görüntülenmektedir. Bu bilgilerin güncellenmesi veya değiştirilmesinin gerekmesi halinde, menü butonuna 3 saniye (sn) süreyle basılır. Bu aşamadan sonra ekranda önce yıl hanesinin yazıldığı bölüm flaş yapmaya başlar, yukarı ve aşağı tuşlarından birisine istenen yıl bilgisine ulaşılan kadar basılır. Bu bilgiler 2000 - 2099 tarihleri aralığında değişmektedir. İstenen yıla ulaşıldıktan sonra tekrar menü butonuna basıldığında ay bilgisinin bulunduğu bölüm flaş yapmaya başlar, aynı şekilde ayarlandıktan sonra sürekli menüye basarak sırasıyla gün, saniye, dakika ve saat bölümleri arasında gezinti yapılır ve tarih parametreleri ayarlanmış olur. En son aşamada tekrar menü butonuna basıldığında bütün bu değişimler DS 1307' nin hafızasına kayıt edilmiş olur ve sistem bundan sonra bu bilgilerle çalışmaya devam eder.

Menü butonu ile 4. sayfayı seçtiğimizde; bu sayfada cihazı kullanan hastanın adı soyadı ve TC kimlik bilgilerinin girileceği ekran görüntülenir. Sistemi kullanan kişinin bilgileri yine menü butonuna 3 sn süre ile basılarak ve yukarı-aşağı tuşları ile yönlendirilerek, yukarıda anlatıldığı gibi kayıt edilir.

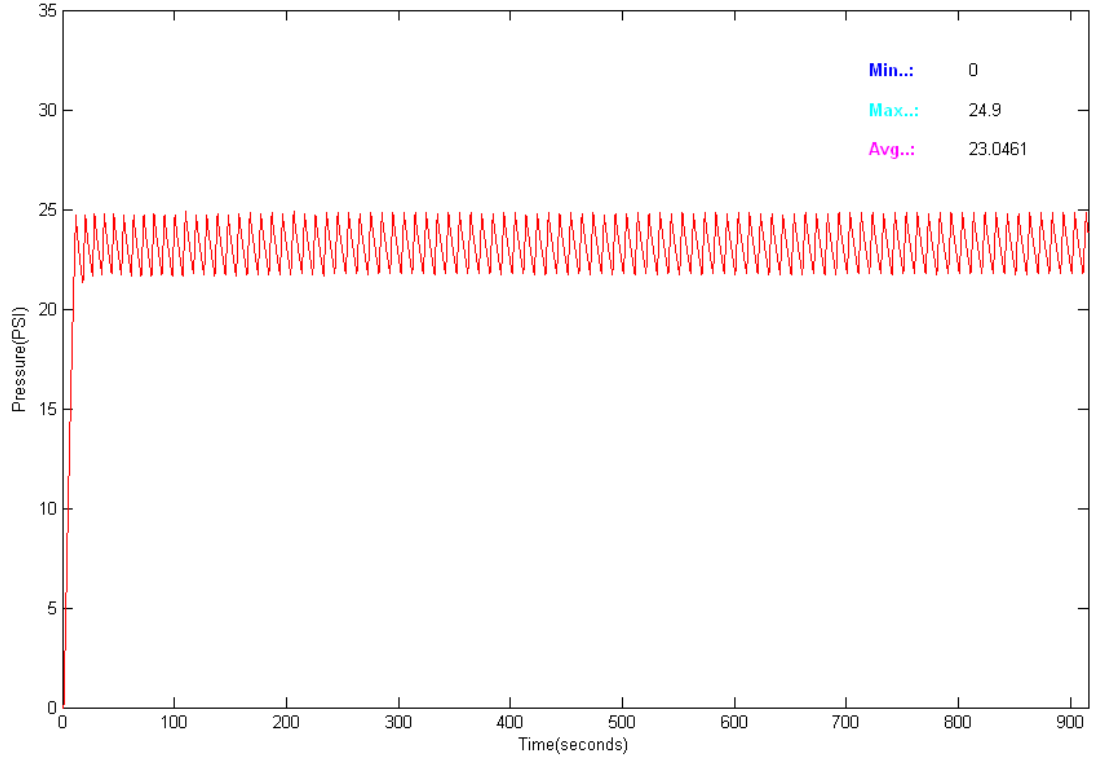
Sistem çalışma zamanı sayfalardan bağımsız olarak çalışma anında interrupt' lardan almış olduğu bilgilerle oluşturulan zaman baz alınarak sürekli olarak güncellenir. Güncelleme her 10 dakikada bir yapılır, 10 dakika tamamlandığında öncelikli olarak PIC içerisindeki EEprom' da kayıtlı çalışma zamanı okunur ve değeri 1 arttırılarak

aynı yere kayıt edilir. Sistem çalışırken her 10 dk' da bir okunan oksijen bilgileri de SD karta doğrudan yazılır.

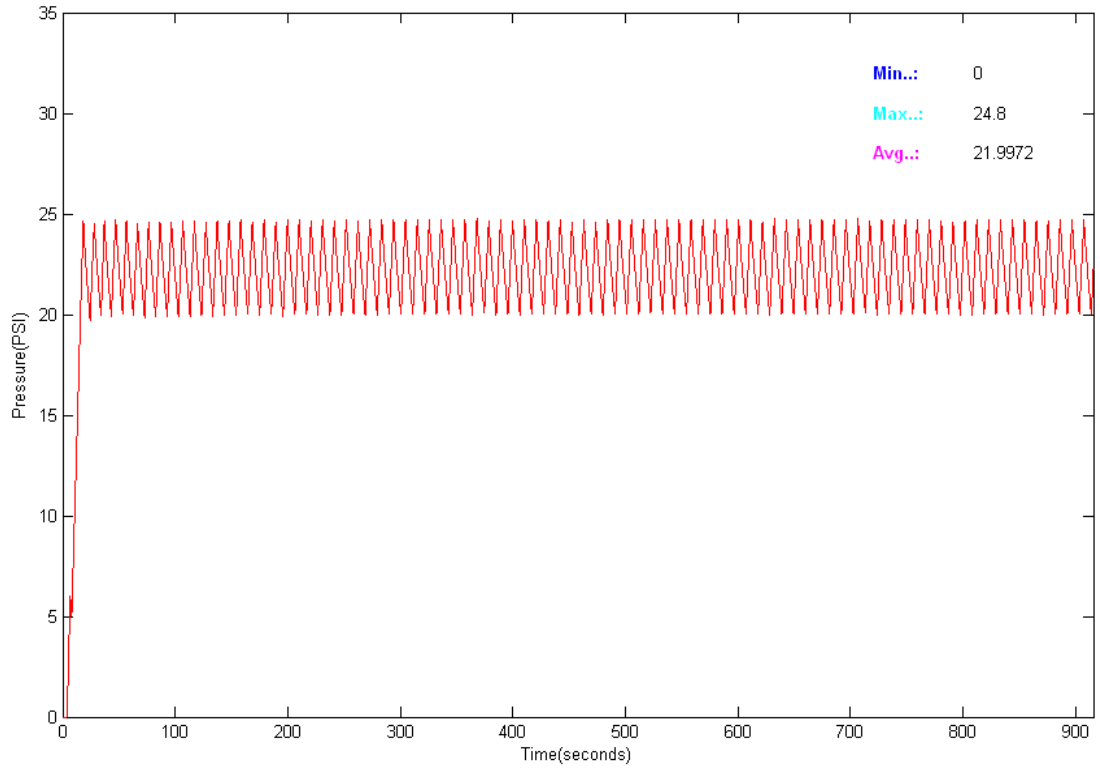
Gerçekleştirilen sistemin farklı akış hızlarında ürün tankında oluşan basınçtaki değişim ve hastaya giden oksijen saflığındaki değişimi görüntülemek için, Resim 4.8.' de görülen Fluke firması tarafından üretilen biyomedikal amaçlı gas flow analyzer ölçüm cihazı kullanılmıştır. Şekil 4.31.' de 1 l/dk, Şekil 4.32.'de de 2 lt/dk akış hızındaki ürün tankındaki basıncın 0 - 900 saniyelik zaman dilimindeki değişimleri gösterilmektedir.



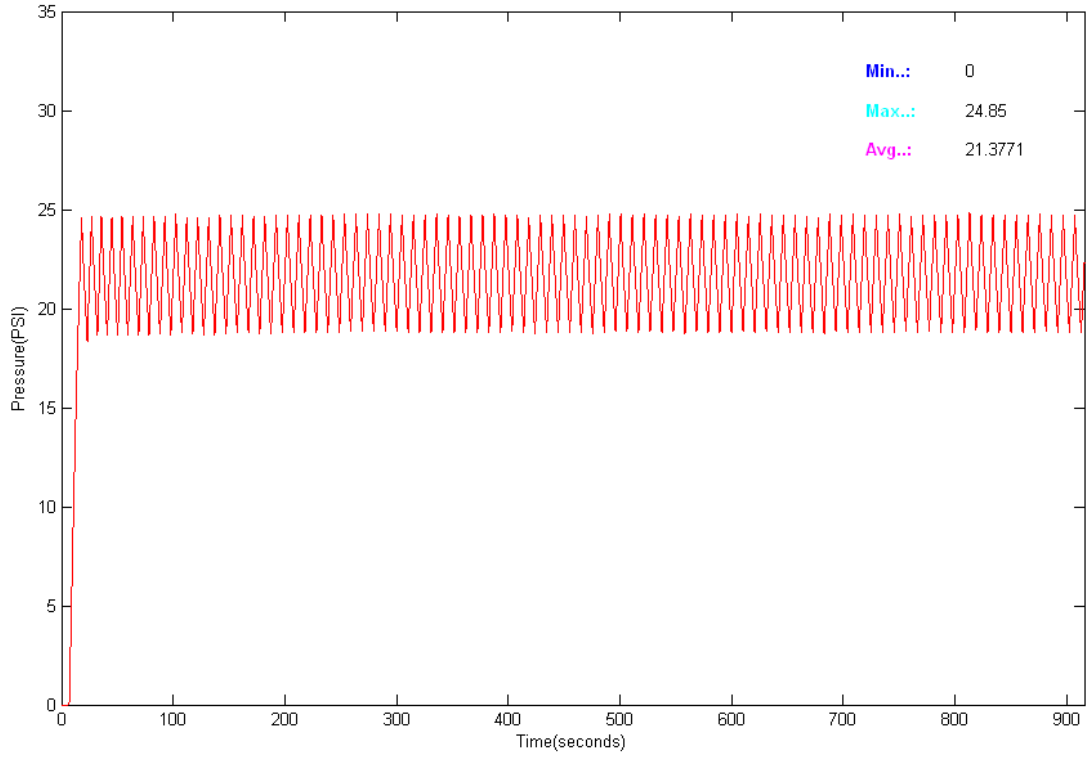
Resim 4.8. Cihazda oksijen ve basınç kalibrasyonu



Şekil 4.31. Akış 1 l/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi



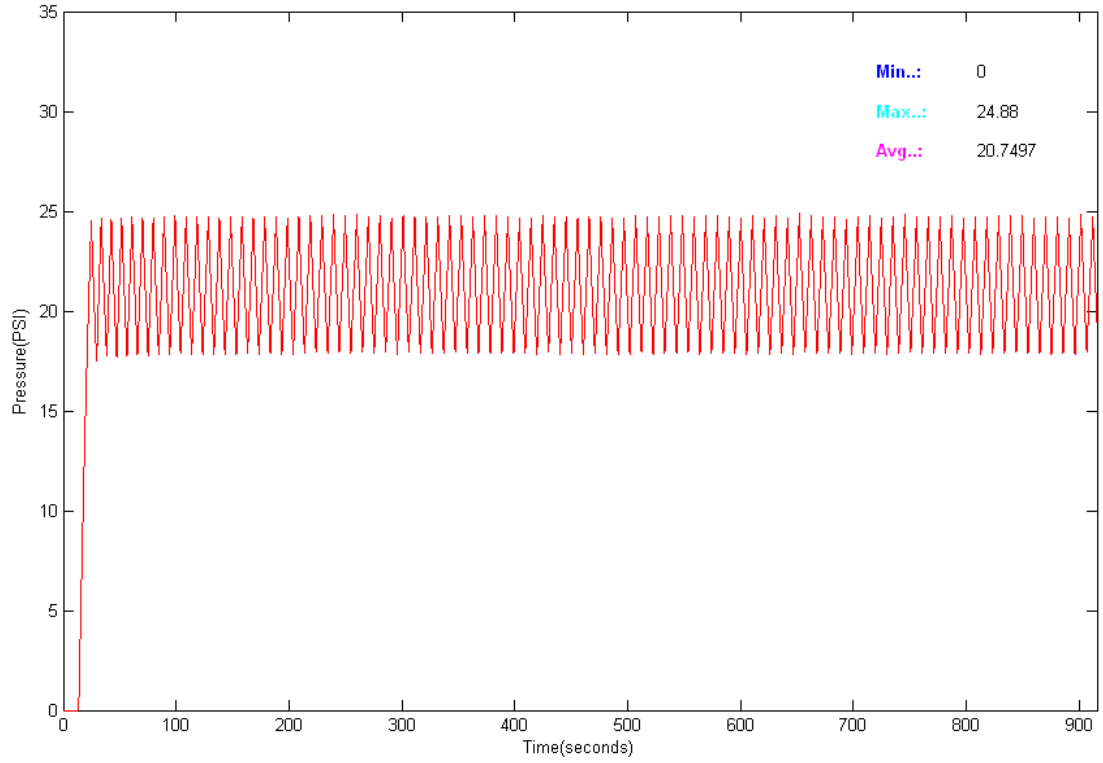
Şekil 4.32. Akış 2 l/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi



Şekil 4.33. Akış 3 l/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi

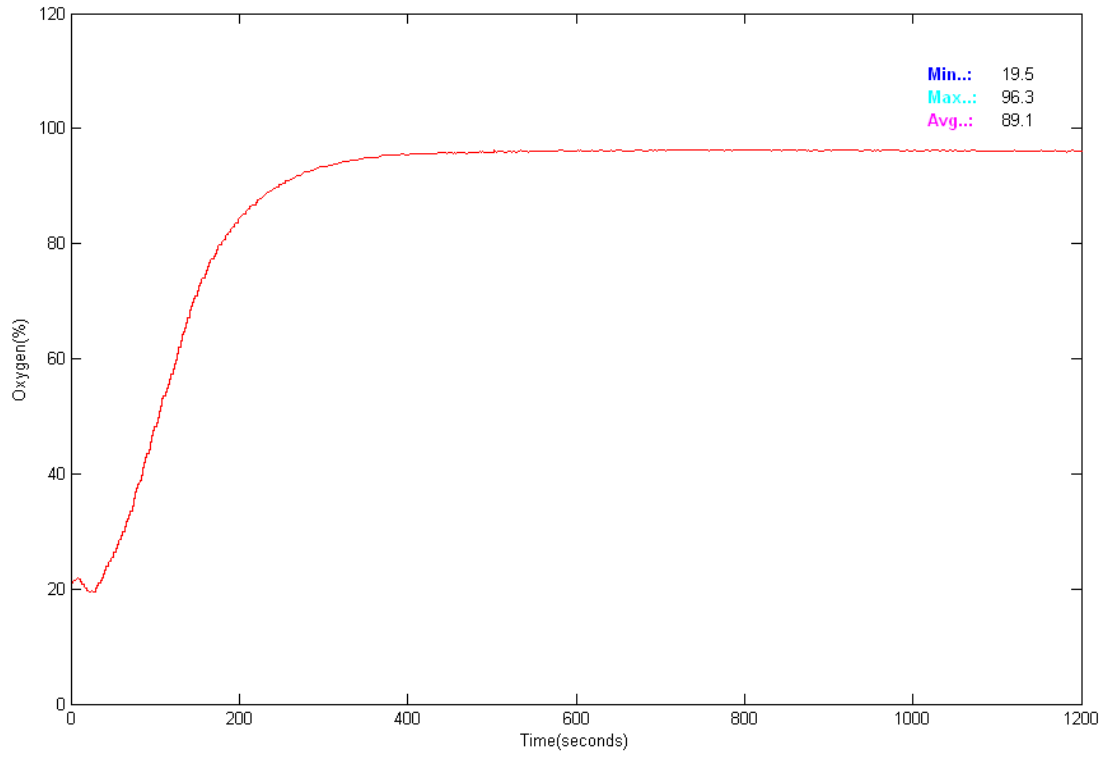
Şekil 4.33.' de 3 l/dk, Şekil 4.34.' de de 4 lt/dk akış hızındaki ürün tankındaki basıncın 0 - 900 saniyelik zaman dilimindeki değişimleri gösterilmektedir.

Dalga şekillerinden anlaşıldığı gibi ilk çalışma anı için ürün tankındaki basıncın tepe değerine (23 PSI) ulaşması 10 saniyede olmaktadır. Sürekli çalışma durumunda ürün tankında oluşan basınçtaki dalgalanma 1 l/dk' lık akış hızında 3,01 PSI, 2 l/dk' lık akış hızında 4,5 PSI, 3 l/dk' lık akış hızında 5,8 PSI ve 4 l/dk' lık akış hızında 6,8 PSI olarak ölçülmüştür.

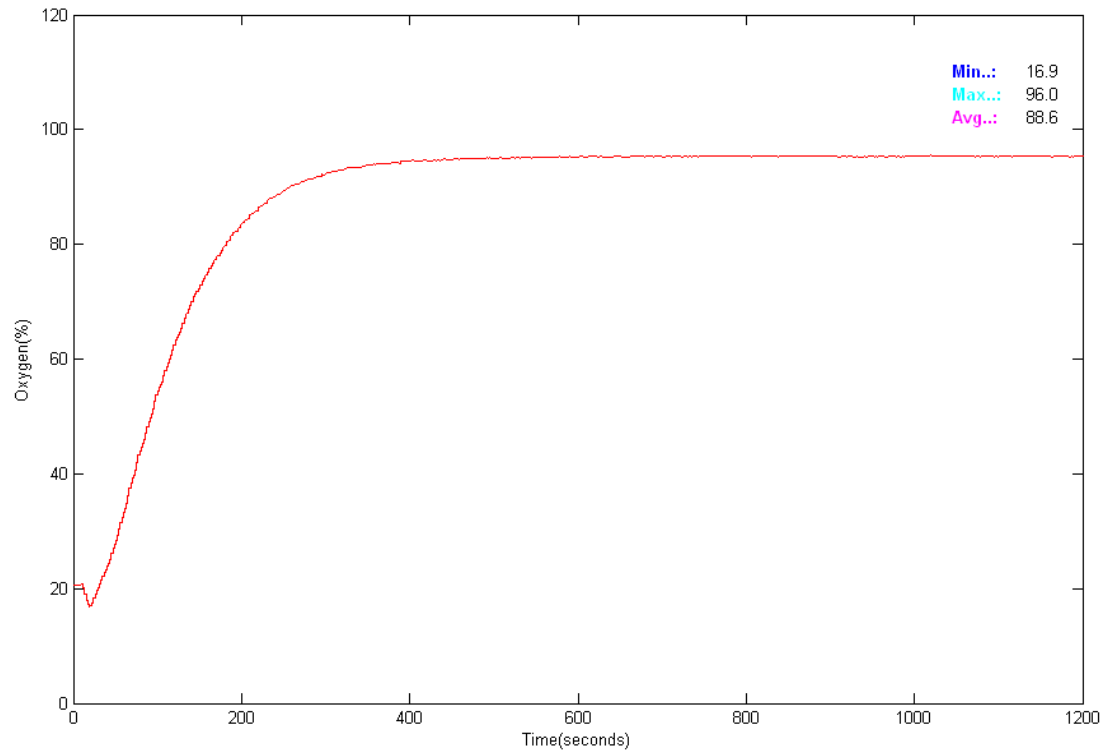


Şekil 4.34. Akış 4 l/dk iken ürün tankındaki basınç değişimi

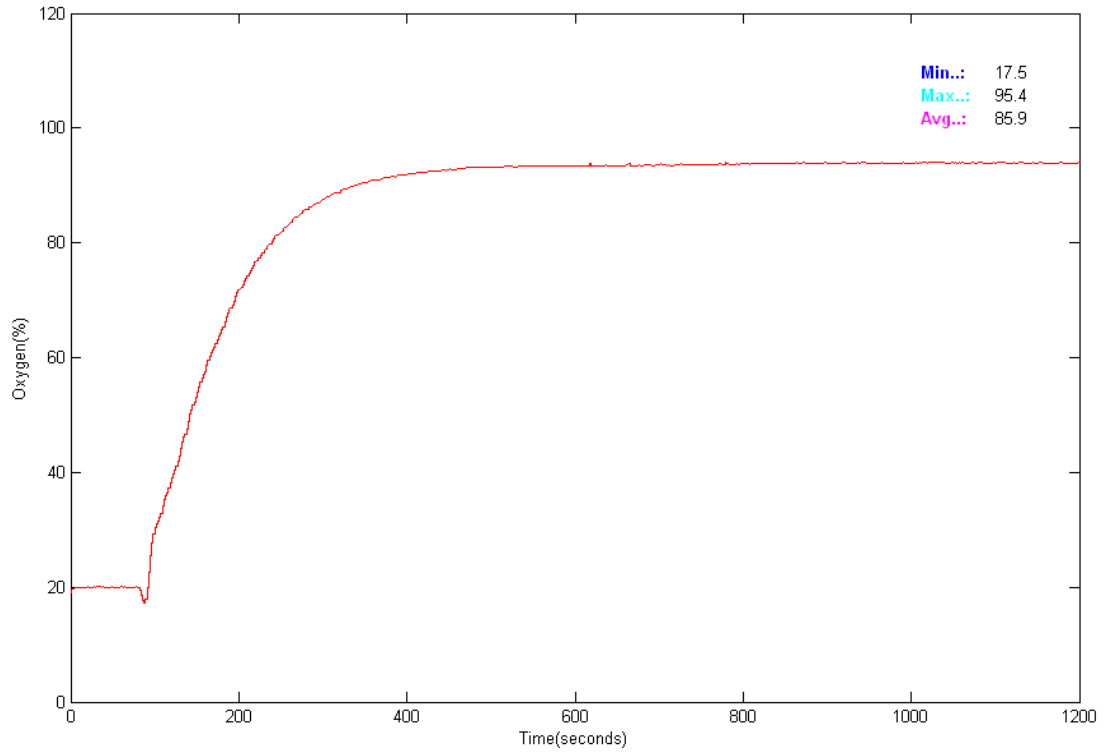
Şekil. 4.35.' de 1 l/dk, Şekil 4.36.' da ise 2 l/dk akış hızı aralığında flowmetre çıkışından elde edilen oksijen saflıkları gösterilmektedir. Şekillerden gerçekleştirilen sistemin 1 l/dk akış hızında hastaya max % 96,3 saflıkta, 2 l/dk akış hızında ise max % 96 saflıkta bir oksijen sağladığı gözlenebilir.



Şekil. 4.35. 1 l/dk akış hızında flowmetre çıkışından elde edilen oksijen saflığı

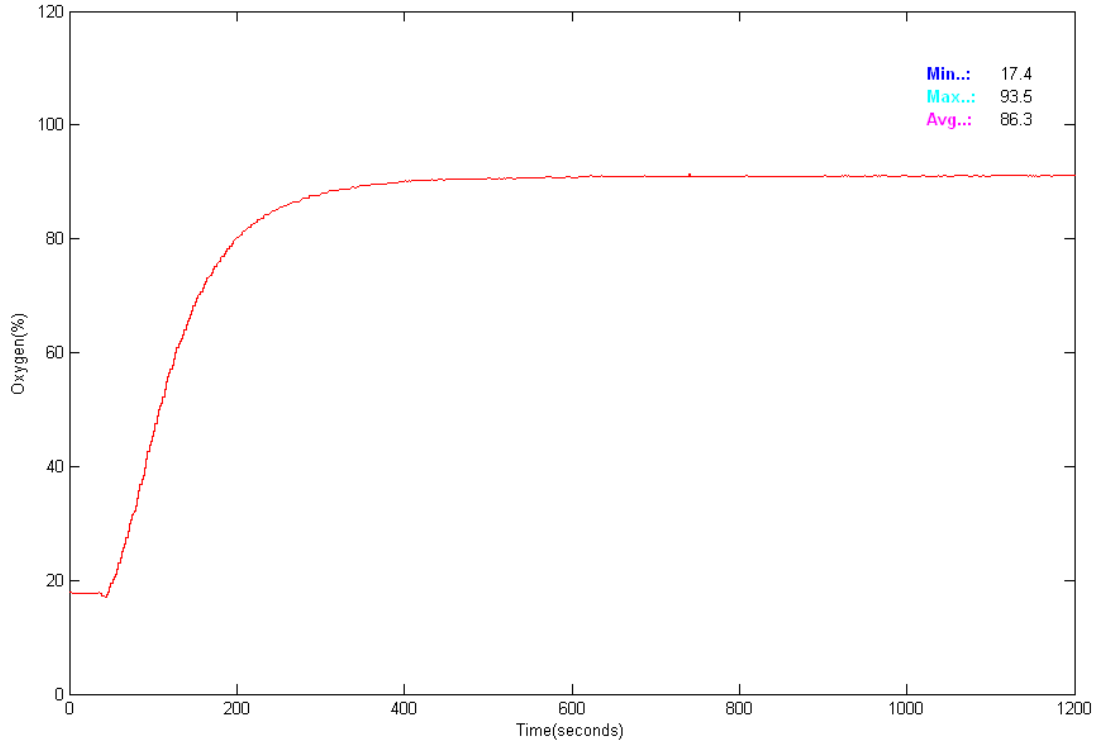


Şekil. 4.36. 2 l/dk akış hızında flowmetre çıkışından elde edilen oksijen saflığı



Şekil. 4.37. 3 l/dk akış hızında flowmetre çıkışından elde edilen oksijen saflığı

Şekil. 4.37.' de 3 l/dk, Şekil 4.38.' de ise 4 l/dk akış hızı aralığında flowmetre çıkışından elde edilen oksijen saflıkları gösterilmektedir. Şekillerden gerçekleştirilen sistemin 3 l/dk akış hızında hastaya max % 95,4 saflıkta, 4 l/dk akış hızında ise max % 93,5 saflıkta bir oksijen sağladığı gözlenebilir.



Şekil. 4.38. 4 l/dk akış hızında flowmetre çıkışından elde edilen oksijen saflığı

Tablo 4.7.' de oluşturulan suni arıza durumlarına göre; hangi algılayıcıların aktif oldukları, algılayıcı çıkışları ve sistemin ilgili arıza durumuna verdiği tepki süreleri gösterilmektedir.

Tablo 4.7. Arıza durumlarına göre algılayıcı çıkışları ve sistemin tepki süreleri

Algılayıcı Adı	Yapılan işlem	Sistem Tepki Süresi (sn)
Basınç Algılayıcısı	-Pnömatik valf besleme voltajı kesildi (Yüksek basınç)	22
	-Pnömatik hortumlar yuvasından çıkarıldı (Düşük basınç)	17
Isı Algılayıcısı	-Limit termostat uçları kısa devre edildi.	1
Oksijen Algılayıcısı	-Pnömatik hortumlar yuvasından çıkarıldı.	9,60

Bu sonuçlar sistemde bir arıza durumu olduğunda en fazla 22 saniyelik bir gecikme ile sistemin durdurulduğunu göstermektedir. Deneysel sonuçlara bakıldığında, sistemin 1-4 l/dk akış hızında istenilen oksijen saflığını sağladığı görülebilir.

Sistem TSE-EN 60601 standartlarına göre elektriksel güvenlik analizörü ile kalibre edilerek sertifikalandırılmıştır. Düzenlenen kalibrasyon sertifikası ve ölçüm sonuçları EK-3' te verilmiştir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada kullanıcı dostu bir OK tasarlanarak uygulaması bir prototip olarak gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistem yazılım ve donanım olmak üzere iki temel bileşenden oluşmaktadır. Donanım kısmı bir yandan ihtiyaç duyulan akış hızı ve saflıktaki oksijeni hastaya aktarma işlemini gerçekleştirirken, diğer taraftan cihazın çalışması ile ilgili parametreleri LCD ekran üzerinde görüntüleyerek hastayı bilgilendirir. Bu kısım aynı zamanda sürekli çalışma anında hastanın aldığı oksijen oranı ve cihaza ait arıza durum bilgilerini belli aralıklarla SD karta yazar. Yazılım kısmı ise C# programlama dilinde yazılmış, SD kart bilgilerini okuyarak veri tabanına kaydeden bir programdır. Program hem doktora hastayla ilgili verileri takip edip raporlama imkanı sağlar, hem de teknik servise cihazın arızasına ait durum bilgilerini görüntüleyerek, muhtemel arızanın hangi donanım bileşeninde oluştuğunu tespit eder.

Deneysel sonuçlar sistemin 1 - 4 lt/dk akış hızlarında % 96,3 – 93,5 saflıkta bir oksijen çıkışı sağladığını göstermiştir. KOAH hastalığının tedavisinde en az % 90 O₂ saflığına ihtiyaç duyulduğu düşünüldüğünde, gerçekleştirilen sistemin bu sınırın üzerinde bir performansa sahip olduğu anlaşılmaktadır.

Gerçekleştirilen sistem bu özellikleri ile literatür taraması ve istatistiksel analizlerle OK' larda tespit edilen hasta ve cihaz kaynaklı problemleri ortadan kaldıran nitelikte bir cihazdır. Bu sistem ile KOAH tedavisinde fazladan yapılan harcamalar ve tedaviden kaynaklanan yanlış bilgilendirmelerde önlenerek, bunun sonucunda da daha etkin ve ekonomik bir tedavi sağlanmış olacaktır.

Gerçekleştirilen sistem geliştirilebilir özelliktedir. UBB için ethernet kartı çıkışı hazırlanmış olup, cihaza uzaktan erişim ile arıza tespiti ve kullanım bilgilerinin elde edilmesi yönünde geliştirilmesi, hasta konforu açısından uygun olabilir. Cihazla ilgili tespiti yapılan sorunların giderilmesine yönelik diğer bir çözüm ise; mikrodenetleyici kontrollü cihaza seri iletişim devresinin eklenmesi, seri iletişim devresi üzerinden gönderilen cihaza ait bilgilerin UBB veri tabanına aktarılması içinde uygun yazılımlar ve veri tabanı kullanılarak hazırlanmış bir WEB ara yüzü geliştirilebilir.

WEB ara yüzündeki hasta, doktor ve teknik servise ait kullanıcı adı ve şifresi girişleri ile; her üç kullanıcıda kendisini ilgilendiren anlık ya da belli periyottaki bilgileri ve grafikleri gözlemlene imkanına sahip olur.

Benzer bir uygulama OK cihazlarına GPRS teknolojisi uygulanarak gerçekleştirilebilir. Hatta böyle bir sisteme puls oksimetre eklenerek; oksijen akım hızlarının günün saatine, hastanın aktivitesine ve oksijen yoğunluğuna göre denetlenmesi ile kandaki oksijen oranı sınır değerin altına inmesi durumunda doktorun bilgilendirilmesi sağlanabilir.

Aynı şekilde cihazın en büyük sorunu olarak gösterilen gürültü seviyesinin azaltılmasına yönelik olarak, kompresyon için DA motor kullanılması ve motorun devir kontrolünün hastanın kullanacağı flow-sensör içeren tasarruf sisteminden alınacak bilgilere göre yapılmasıyla, enerji ve oksijen tasarrufu sağlanabilir.

Sonuç olarak bilişim ve elektronik alanındaki gelişmelere paralel olarak OK cihazlarına önerilen donanımların adapte edilmesi; bahse konu sorunların giderilmesine olanak sağlayacağı gibi, bu hastalığın oluşturduğu ekonomik ve sosyal yükü de azaltacaktır.

KAYNAKLAR

1. İnternet : Prof Dr. Sema UMUT “KOAİ Tedavisi”
<http://www.toraks.org.tr/kisokulu-ppt-pdf/sema.pdf> (2009).
2. İnternet : Türk Toraks Derneği KOAH Çalışma Grubu Bildirisi
“Bilinmeyen Ölümcül Hastalık: KOAH”
<http://www.kocaelism.gov.tr/haber.php?id=1846> (2009).
3. Mannino, D.M., Homa, D.M., Akinbami, L.J., et al., “Chronic obstructive pulmonary disease surveillance-United States, 1971-2000”, *MMWR Surveill.*, 51:1-16 (2002).
4. Murray, C.J., Lopez AD., “Evidence-based health policy: lessons from the Global Burden of Disease Study”, *Science.*, 274:740-743 (1996).
5. Kurtar, N.P., Uçan, E.S., Şahbaz, S., Ellidokuz, H., Çımrın, A.H., Kurtar, E., İtil, O., Akkoçlu, A., “Uzun Süreli Oksijen Tedavisinin Etkinliği ve Hasta Uyumu”, *Toraks Dergisi.*, 8(3):163-169 (2007).
6. Fauroux, B., Howard, P., Muir, J.F., “Home treatment for chronic respiratory insufficiency: the situation in Europe in 1992”, *Eur Resp.*, 7:1721-6 (1994).
7. Türker, G., Kızıkm, Ö., Hacıevliyagil, S.S., Günen, H., “Oksijen Konsantratörü Reçete Edilmesi ve Kullanımındaki Hatalar”, *Solunum Hastalıkları.*, 13:7-11 (2002).
8. Zielinski, J., Tobianz, M., Hawrylkiewicz, I., et al., “Effects of long-term oxygen therapy on pulmonary hemodynamics in COPD patients a 6-year prospective study”, *Chest.*, 113:65-70 (1997).
9. Raj, U., Shimada, L., “Oxygen-dependent signaling in pulmonary vascular smooth muscle Am J Physial Lung”, *Cell Mol Physial.*, 283:L671-L677 (2002).
10. Tutluoğlu, B., Atış, S., Özge, C., Salepçi, B., Yılmazkaya, Y., “Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalarında Evde Uzun Süreli Oksijen Tedavisi”, *Solunum Hastalıkları.*, 11: 338-342 (2000).
11. Düzenli, H., Doğan, T., Berk, S., Özşahin, L.S., Akkurt, İ., “Kronik Solunum Yetmezliği Olan Olgularda Uzun Süreli Oksijen Tedavisinin Yaşam Süresi Üzerine Etkisi”, *Tüberküloz ve Toraks Dergisi.*, 56 (2):179-186 (2008).
12. Yentürk, P.Y., Umut, S., “Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığında Uzun Süreli Oksijen Tedavisi Etkinlik ve Uyumu”, *Solunum.*, 4:391-395 (2002).

13. Robert, H., Groves, J.R., et al., "Long Term Oxygen Therapy", *Chest.*, 100:544-9 (1991).
14. Taskar, V.S., Rupware, R.U., "Effect of 3 Week O₂ Therapy on Functional and Hemodynamic Parameters in COPD", *J Assoc Physicians India.*, 38:839-42 (1990).
15. Ringbaek, T.J., Lange, P., "The impact of the Danish Oxygen Register on adherence to guidelines for long-term oxygen therapy in COPD patients", *Respir Med.*, 100: 218-25 (2006).
16. Nocturnal Oxygen Therapy Trial Group., "Continuous or nocturnal oxygen therapy in hypoxemic chronic obstructive lung disease:A clinical trial", *Ann Intern Med.*, 93:391-8 (1980).
17. Report of the Medical Research Council Working Party., "Long-term domiciliary oxygen therapy in chronic bronchitis and emphysema", *Lancet.*, 1:681-6 (1981).
18. Restricks, L.J., Paul, E.A., Braid, G.M., "Assesment and follow up of patients prescribed long-term oxygen treatment", *Thorax.*, 48:708-13 (1993).
19. Weitzenblum, E., "Observance of long-term oxygen therapy at home", *Chest.*, 109:1135-36 (1996).
20. Evans, TW., Waterhouse, J.C., Howard, P., "Clinical experience with the oxygen concentrator", *BMJ.*, 287:459-61 (1983).
21. Howard, P., Waterhouse, J.C., Billings, C.G., "Compliance with longterm oxygen therapy by concentrator", *Eur Respir.*, J 5:128-9 (1992).
22. Walshaw, M.J., Lim, R., Evans, C.C., et al., "Factors influencing the compliance in patients using oxygen concentrators for long-term home oxygen therapy", *Respir Med.*, 84:331-3 (1990).
23. Pepin, J.L., Barjhoux, C.E., Deschaux, C., Brambilla, C., "ANTADIR Working Group on Oxygen Therapy: Long-term oxygen therapy at home: Compliance with medical prescription and effective use on therapy", *Chest.*, 109:1144-1150 (1995).
24. Peura, R.A., "Chemical Biosensors", Medical Instrumentation-Appplication and Desing, *John Wiley&Sons Inc*, USA, 10:540-543 (1998).
25. Pepin, J.L., Levy, P., Leger, P., Robert, D., et al., "Are patients education and technical and medical follow-up able to increase compliance with therapy in chronic respiratory patients?", *Eur Respir.*, J 6:380 (1993).

26. Akçay, Ş., Eyüboğlu, Ö.F., Çelik, N., “Kronik solunum yetmezliği olan hastalarda uzun süreli oksijen tedavisi uyumu ve etkileyen faktörler”, ***Tüberküloz ve Toraks Dergisi.***, 49:13-20 (2001).
27. İnternet:http://www.elitfarma.com/userfiles/file/catalogues_pdf/oxyliveCatalogue_LR.pdf (2009).
28. İnternet: Vikipedi “Mineraller-Zeolit”
<http://www.msxlab.org/forum/kimya/252664-mineraller-zeolit.html> (2009).
29. Altınbaşak, O., “Mikrodenetleyiciler ve PIC Programlama”, ***Altaş yayıncılık ve Elektronik.***, İstanbul, 11-20 (2005).
30. Umut, S., “Kronik obstrüktif akciğer hastalığında oksijen tedavisi”, Kronik obstrüktif akciğer hastalığı Toraks kitapları, Umut S, Erdiñç E, Sayı 2, ***Turgut Yayıncılık.***, İstanbul 128-135 (2000).
31. Mitchell, G.S., Baker, T.L., Nanda, S.A., *et al.*, “Invited review: Intermittent hypoxia and respiratory plasticity”, ***J Appl Physiol.***, 90:2466-2475 (2001).
32. Philip, O.R., William, B., “Kronik obstrüktif akciğer hastalığında uzun-dönem sürekli oksijen tedavisi: uygun kullanım, faydalar ve çözülmemiş konular”, ***Current Opinion in Pulmonary Medicine.***, Türkçe Baskı Cilt 1, Sayı 2 (2007).
33. İnternet: Resmi Gazete 25 Mart Perşembe Sayı:27532
“Sağlık Uygulama Tebliği ve Ekleri”
<http://rega.basbakanlik.gov.tr/eskiler/2010/03/20100325M1-1.htm> (2010).
34. Yuwen, Z., Yuyuan, W., Jianying, G., and Jilin, Z., “The experimental study on the performance of a small-scale oxygen concentration by PSA”, ***Separation and Purification Technology.***, 42(2):123-127 (2005).

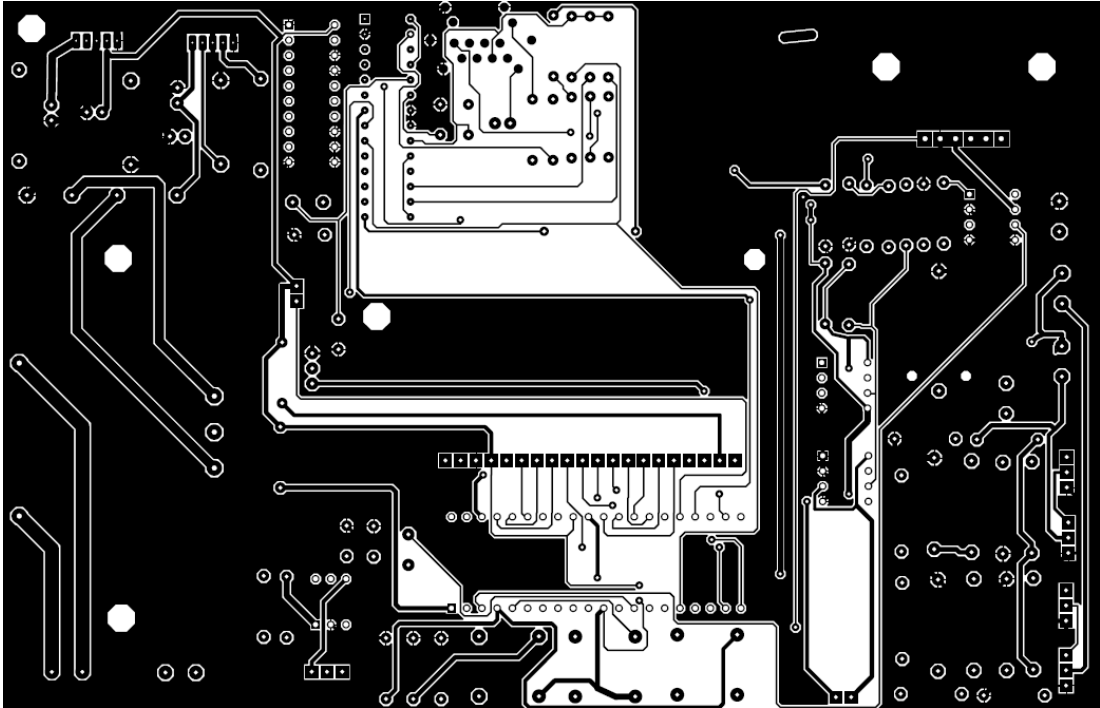
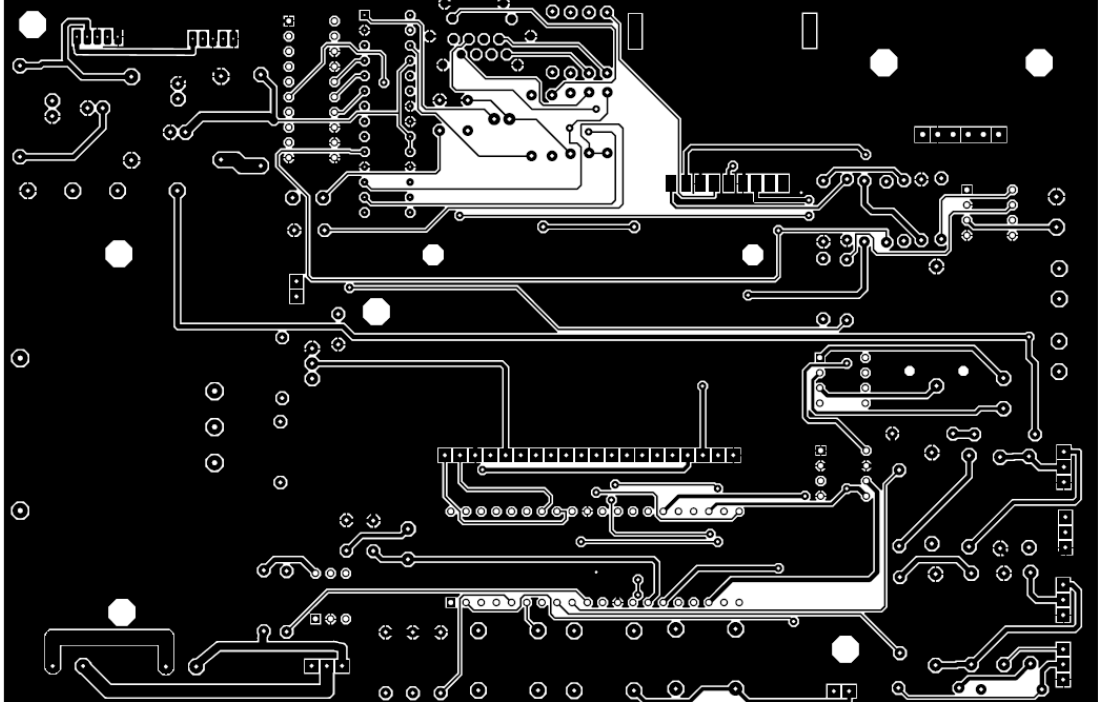
EKLER

EK-1. Gerçekleştirilen sistemin maliyet hesabı

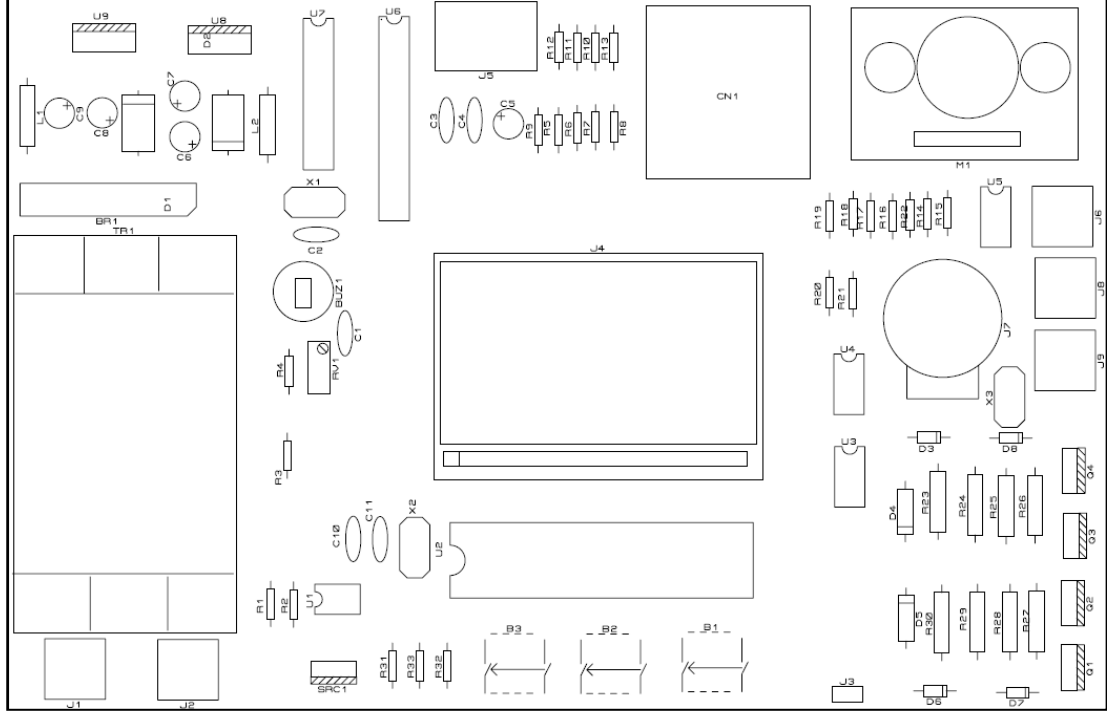
Tablo 1.1 Gerçekleştirilen sistemin maliyet hesabı

Malzeme Adı	Adet	Tutarı (TL)
Kuru Hava Kompresörü	1	150.-
Moleküler Elek	2	140.-
Festo Valf	1	120.-
Max 250 Oksijen Sensörü	1	120.-
Yoğunlaşma Tankı ve Regülatör	1	50.-
Grafik LCD	1	31.-
Dış Kasa	1	30.-
MPX 4250 Basınç Sensörü	1	25.-
Çift Yüzlü Kart İmalatı	1	25.-
18F4620 PIC	1	15.-
AD 627 Dif. Yükselteç	1	15.-
Flowmetre	1	15.-
Pnömatik Bağlantı Elemanları	1	10.-
Filtre Takımı	1	10.-
512 Mbyte MMC/SD Kart	1	10.-
Buz 22 Mosfet	4	6.-
2*12 Volt 4 Watt Trafo	1	5.-
MMC/SD Kart Soketi	1	4.-
3 V Pil ve Soketi	1	3.-
LM 2576 T 3,3 V	1	3.-
LM 2576 T 5 V	1	3.-
DS 1307	1	3.-
60 Derecelik Isı Termostadı	1	2.-
Buton	3	1.50.-
Vidalı soket	5	1.50.-
10 MHZ Kristal	1	1.-
32.768 MHZ Kristal	1	1.-
100 µf 35 V Kondansatör	2	1.-
BTA 16 Triyak	1	1.-
Muhtelif Direnç	23	1.-
Muhtelif Kondansatör	4	1.-
10 A Köprü Diyot	1	1.-
Buzzer	1	1.-
1N4148 Diyot	6	0.90.-
Moc 3020 Optokuplör	1	0.60.-
100 µH Bobin	2	0.50.-
1N5822 Diyot	2	0.50.-
10 K Trimpot	1	0.50.-
1000 µf 16 V Kondansatör	2	0.50.-
	TOPLAM	809.50.- TL

EK-2. Gerçekleştirilen sistemin üst, alt baskı devre ve eleman yüzeyi görünümü



EK-2. (Devam) Gerçekleştirilen sistemin üst, alt baskı devre ve eleman yüzeyi görünümü



EK-3. Gerçekleştirilen sistemin kalibrasyon sertifikası ve ölçüm sonuçları




T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TÜRKİYE YÜKSEK İHTİSAS EĞİTİM VE ARAŞTIRMA SAĞLIK İŞLETMESİ
KALİBRASYON MERKEZİ
KALİBRASYON SERTİFİKASI

Certificate of Calibration

Kalibrasyon Laboratuvarı / Calibration Laboratory :

Kalibrasyonun Yapıldığı Yer / Place of calibration	: KALİBRASYON LABORATUVARI
Kalibrasyon Tarihi / Date of Calibration	: 02.02.2011
Gelecek Kalibrasyon Tarihi* / Calibration Due To	: 02.02.2012
Elektriksel Güvenlik Test No / Electrical Safety Test No	: 01
Sertifika No / Certificate No	: 1

* Bu süre bir tavsiyedir

Kalibrasyonu Yapılan Cihazın Özellikleri / Device Property :

Cihazın Tanımı / Description	: OKSİJEN KONSANTRATÖRÜ
İmalatçısı / Manufacturer	: PROTOTİP
Modeli / Model	: Ev Tipi
Seri No / Serial No	:
Cihazın Sahibi / Customer	:
Sertifika Sayfa Sayısı / Total Pages	: 2

Kullanılan Kalibrasyon Standartları/Calibration standards used(İzlenebilirlik/Traceability) :

Model / Model	Tanım / Description	Seri No / Serial No	Geçerlilik Süresi / Due date
601 PROSERIES XL	ELEKTRİKSEL GÜVENLİK ANALİZÖRÜ	8864033	02.03.2011

Kalibrasyonun Yapıldığı Çevre Şartları / Calibration Environment Details :

Sıcaklık Temperature (23°C ± 2°C)	Bağıl Nem Relative Humidity (40% ± 15%)	Sıcaklık Dengeleme Zamanı Temperature Stabilization Time 30 dak. / min.

Kalibrasyon Metodu / Calibration Method :

Kalibrasyonda kullanılan cihazların değerleri; NIST (National Institute of Standards), UME (Ulusal Metroloji Enstitüsü), PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) ve/veya NRS (National Reference Standards) tarafından realize edilmiş birimler olup, kalibrasyonu yapılan cihazdan doğrudan alınan bilgilerdir. Kalibrasyon, üretici firmanın belirttiği talimat ve limitler doğrultusunda yapılmıştır. / The values of the calibrators which are basic units realized by NIST (National Institute of Standards), UME (National Metrology Institute), PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) and/or NRS (National Reference Standards) are the values of the unit under test. Calibration is made according to directions and limits which are defined by manufacturer. Ölçüm belirsizliği %95 güvenlik seviyesi ve k=2 örtme faktörü esasa alınarak hesaplanmıştır. / In the calculations of uncertainties confidence level is taken 95% with the coverage factor k=2.

	Tarih Date 02.02.2011	Kalibrasyonu Yapan Calibrated by Mehmet BİLGAMA	Laboratuvar Yöneticisi Head of the Calibration Laboratory Şükrü TAŞ	Onay Approved By Dr. Firat HARDALAC
---	------------------------------------	--	--	--

Bu sertifika, laboratuvarın yazılı izni olmadan kısmen kopyalanıp çoğaltılmaz. İmzasız ve mühürsüz sertifikalar geçersizdir.
This certificate shall not be reproduced other than in full except with the permission of the laboratory. Calibration certificates without signature and seal are not valid.

ADRES: T. YÜKSEK İHTİSAS EĞİTİM VE ARAŞTIRMA SAĞLIK İŞLETMESİ KALİBRASYON LABORATUVARI SİHİYE ANKARA TEL: 3061371

EK-3. (Devam) Gerçekleştirilen sistemin kalibrasyon sertifikası ve ölçüm sonuçları

OKSİJEN KONSANTRATÖRÜ / (SN :)
ÖLÇÜM RAPORU

Mod	Limit Değer	Görülen Değer	Ölçüm Belirsizliği %
Besleme Voltajı / Supply Voltage			
L1 - Earth	---	0,6 V	4,915
L2 -Earth	---	217,2 V	4,915
L1 - L2	---	216,9 V	4,915
Akım Tüketimi / Current Consumption			
	---	2,100 A	0,131
Şase Kaçak Akımı / Enclosure Leakage Current			
NO POL	100 μ A	0 μ A	2,523
NO L2	500 μ A	0 μ A	2,523
NO L2	500 μ A	0 μ A	2,523
REV POL	100 μ A	0 μ A	2,523
NO L2	500 μ A	0 μ A	2,523
NO L2	500 μ A	0 μ A	2,523

Ölçümler TSE - EN 60601 standartlarına göre yapılmıştır.

Mehmet ÖZGÜR
Elektrik Teknisyeri

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KORKUSUZ, Muzaffer
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 24.06.1968 Ankara
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (542) 216 65 33
e-mail : mzkorkusuz@hotmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik Eğitimi	1990
Lise	Balgat Teknik Lisesi	1986

İş Deneyimi

Yıl	Yer
1990-Halen	SGK Tıbbi Cihazlar Teknik Servisi

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Bilim ve Teknoloji, Voleybol, Seyahat etmek