

**EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
(DOKTORA TEZİ)**

**GÜNEŞ ENERJİSİ DESTEKLİ HASTANE TİPİ
NEGATİF İYON JENERATÖRÜ TASARIMI VE EGE
ÜNİVERSİTESİ HASTANESİNDE PİLOT ÇALIŞMASI**

Erdem DİNÇSOY

**Güneş Enerjisi Anabilim Dalı
Bilim Dalı Kodu : 625.05.01**

Sunuş Tarihi : 06.03.2007

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Metin ÇOLAK

III

Erdem DİNÇSOY tarafından **Doktora** tezi olarak sunulan “**Güneş Enerjisi Destekli Hastane Tipi Negatif İyon Jeneratörü Tasarımı ve Ege Üniversitesi Hastanesinde Pilot Çalışması**” başlıklı bu çalışma, E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitü Eğitim ve Öğretim Yönergesi’nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve **06.03.2007** tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği/oyçokluğu ile başarılı bulunmuştur.

İmza

Jüri Başkanı	: Prof. Dr. Metin ÇOLAK	
Raportör Üye	: Yrd. Doç. Dr. Koray ÜLGEN	
Üye	: Prof. Dr. Erol UYAR	
Üye	: Prof. Dr. Eyüp AKPINAR	
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Bircan DİNDAR	

ÖZET

GÜNEŞ ENERJİSİ DESTEKLİ HASTANE TİPİ NEGATİF İYON JENERATÖRÜ TASARIMI VE EGE ÜNİVERSİTESİNDE PİLOT ÇALIŞMASI

DİNÇSOY, Erdem

Doktora tezi, Güneş Enerjisi Enstitüsü

Tez Yöneticisi: Prof. Dr. Metin ÇOLAK

Mart, 2007, 385 sayfa

Bu çalışmada tüm Dünya hastanelerinde ve Hava Kalitesinin önem arz ettiği yerlerde kullanılabilecek, Hastanelerdeki MRSA, Acinebacter SPP ve mikrop, bakteri ve mikropartiküllerin dezenfeksiyonunda kullanılabilecek bir cihaz tasarımı yapılmıştır. Bu cihaz bulundurduğu üniteleri ile havada dolaşan Virüsler, Bakteriler, Küf ve Mantar grupları, Akarlar, Nem gibi tüm mikro-organizmaları toprak potansiyeline indirmekte, yakmakta, filtrelemekte ve havadaki oksijeni açığa çıkarmaktadır. Böylelikle hastanelerde insanlar arasındaki virüs transfer riski minimuma indirilmektedir. Bu da Ülkemize büyük İş Gücü, Hijyen, Sağlık Standardı ve dolayısıyla Maddi Yarar sağlayacaktır.

Anahtar Sözcükler: Hastane Mikrobu, Negatif İyon jeneratörü, UV-Ozon Sterilizasyonu, Virüs Alışverişi Önleme,

ABSTRACT

**DESIGN AND APPLICATION AT THE AEGEAN
UNIVERSITY HOSPITAL OF NEGATIVE ION
GENERATOR WHICH OPERATES BY PV SYSTEMS**

DINCISOY, Erdem

Ph D. Thesis, Solar Energy Institute

Supervisor: Prof. Dr. Metin COLAK

March, 2007, 385 pages

As a result of this thesis study a Solar Energy- Negative Air Ionizer Prototype of which is Designed and Produced for the Installation and Disinfection in any Hospital Environment in the World where the clean and quality air is an essential.

Within the scope of this thesis study; disinfection of the MRSA bacteria, Acinebacter SPP and microbes, bacteria and micro particles took the main purpose and aim of the study for a better quality hospital environment. This New Air Ionizer Equipment and its operative units features the core operative functions of Emitting Negative Ions to the Environment, Ionization of the micro particles in the air like viruses, bacteria's, moulds, fungus organisms, humidity and reducing all the other air pollutants in the air by bringing them to the Ground Potential, Burn Process through UV Light Affect and Ozone Sterilization, Filtration as a Part of the Disinfection Process and More Oxygen as an Output which is a positive contribution for a quality air environment.

Keywords: Hospital, Microbes, Negative Ion Generator, UV, Ozone, Sterilization, Disinfection, Hygiene,

TEŞEKKÜR

Aileme teşekkür ederim.

Tez çalışmamın başarıya ulaşmasında büyük bir özveri ile bütün imkânlarını seferber eden, yüksek lisansımın doktoraya uzanan süreçte, bana yeni ufuklar açan tez danışman hocam sayın Prof. Dr. Metin ÇOLAK'a;

Cihazın testleri, tasarımı ve de mantıksal açıklamalarında eşsiz yardımlarından ve insani yaklaşımlarından ötürü Doç. Dr. Tayfun DALBASTI'ya;

Cihazın, fikirden tasarıma dönüşmesi sürecinde bana yardımlarından dolayı tüm ELEKTRAL A.Ş. personeline;

Tezimin gelişme aşamalarında aktif katkılarından dolayı Tez İzleme Komite Üyeleri sayın hocam Prof. Dr. Erol UYAR'a, Ana Bilim Dalımızda her zaman tam desteğini esirgemeyen ve bana pozitif enerji veren hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Koray Ülgen'e sonsuz teşekkürlerimi arz ediyorum.

Erdem DİNÇSOY

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET.....	V
ABSTRACT.....	VII
TEŞEKKÜR.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XV
TABLO DİZİNİ	XXVI
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	XXVIII
1.GİRİŞ	1
1.1 Hava Kalitesi	3
1.1.1 Hava Kalitesi İndeksi	4
1.1.2 Negatif İyonlar	11
1.1.3 Ozon	23
1.1.4 UV Işık	38
1.1.5 Filtreler	65
1.2 Hastane Havası	67
1.2.1 Hastane iklimlendirmesi.....	71
1.2.2 Hastanelerde klima kullanım kuralları	76
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	84

3. NEGATİF İYON ÜRETİM PROSESİ	93
3.1 İyonların Kimyasal Özellikleri	97
3.2 Reaktif Oksijen Formları	101
3.3 Negatif İyon Jeneratörlerinin Çalışması	105
4. PARTİKÜL SAYACI.....	109
4.1 Partikül Sayacının Amacı	109
4.2 Partikül Sayacının Çalışma Prensipleri.....	112
4.3 Partikül Sayacının Şematiği.....	116
5. HAVA AKIMI ÖLÇER.....	118
5.1 Hava Akımı Ölçerin Amacı	118
5.2 Hava Akımı Ölçerin Metodları	120
5.2.1 Sabit sıcaklık anemometreleri.....	122
5.2.2 Sabit akım anemometreleri	122
5.2.3 Lazer doppler anemometre	123
5.2.4 Sabit sıcaklık anemometre tasarımı	129
5.2.5 Sabit sıcaklık tel anemometre tasarımı	140
5.2.6 Sabit akımlı NTC anemometre tasarımı	143
5.2.7 Dijital IC entegre ile anemometre tasarımı.....	145
5.2.8 Sabit akımlı ısıtma devresi.....	145
5.3 Data Logger Devresi.....	146
6. ODA HARİTASI ÇIKARILMASI	151
7. CİHAZ TASARIMI.....	153
7.1 Elektronik Tasarım	155
7.1.1 Besleme.....	157

XIII

Sayfa

7.1.2 Osilatör	176
7.1.3 Yüksek gerilim katı	197
7.1.4 Motor	201
7.1.5 UV lamba	203
7.2 Elektromekanik Tasarım	204
7.2.1 Emitör ünitesi	205
7.3 Mekanik Tasarım	214
7.3.1 Filtre	219
7.3.2 Hava kanalı	220
7.3.3 Dış plastik ana iskelet	221
7.4 Maliyet Analizi	223
8. DENEYLER VE UYGULAMA	224
8.1 Mikrobiyolojik Testler	225
8.2 Yoğun Bakım Testleri	226
8.3 Oda Testleri	227
8.4 Radyasyon Doz Testleri	229
8.5 EBSO Bilirkişi Raporu	231
8.6 Matematiksel Model ve Simulasyon Çalışması	232
9. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	234
9.1 Cihazın Faydaları	234
9.2 Kullanım Alanları	235
9.3 İleride Yapılabilecek Çalışma ve Testler	237
KAYNAKLAR	238

EKLER	244
EK-1 İngiltere’de Yapılan Çalışma	244
EK-2 TÜBİTAK Proje Onay ve Destek Yazısı	248
EK-3 GP2Y1001 AU Toz Sensörü	249
EK-4 GP2Y1001 AU Uygulama Notları	252
EK-5 18F452 Verileri	264
EK-6 Partikül Sayacı Programı.....	272
EK-7 Alınan Veriler.....	276
EK-8 Data Logger Programı.....	285
EK-9 PC’den Grafikselsel İzleme ve Kaydetme Programı	291
EK-10 Anakart Mikroişlemci Programı	296
EK-11 Uzaktan Kumanda Programı	327
EK-12 Anakart Çizimi	332
EK-13 Test ve Deney Verileri	333
EK-14 Matlab Simulasyon Kodu.....	345
EK-15 Medya.....	347
ÖZGEÇMİŞ	354

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1 İyon oluşumu	12
Şekil 1.2 İyon hızları	13
Şekil 1.3_Havadaki ozona maruz kalan Escherichia coli (üst) ve Staphylococcus aureus (alt) kültürleri. Rakamlar saniye cinsinden ozonla temas sürelerini göstermektedir.....	32
Şekil 1.4 Bakteri hücresinin ana bileşenleri	38
Şekil 1.5 Bakteri hücresinin ana bileşenleri.....	38
Şekil 1.6 Bira Mayasının çeşitli evrelerinde gelişimi a. Çeşitli Formlar b. Maya Hücre Sporu c. Maya Sporları d. Mayalanmadan sonraki maya sporları	40
Şekil 1.7 Mikroskoptan gözlenen küf kültürü, ipe dizilmiş boncuk gibi	40
Şekil 1.8 Spor oluşumunun döngüsü.....	41
Şekil 1.9 Bazı virüslerin şekil ve büyüklükleri	42

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.10 Bir tip grip virüsünün elektron mikroskobunda 3600 kez büyütülmüş hali. Bu virüs ince filamenler şeklinde bulunup çapı yaklaşık 0.1 mm. genişliğindedir	43
Şekil 1.11 Değişik mikroorganizmaların büyüklükleri	44
Şekil 1.12 TLV tarafından limitlendirilmiş eşik değerli Morötesi Işıma Radyasyon.....	45
Şekil 1.13 Antiseptik Harekete Geçme Spektrumu	47
Şekil 1.14 Bazı camların özel iletimleri (I mm)	48
Şekil 1.15 TUV lambalarının Spektral Güç Dağılım Grafiği	49
Şekil 1.16 Mikroorganizmaların doz ve değer sabitlerine göre grafikleri.....	50
Şekil 1.17 Havanın dezenfektasyonu ile ilgili çeşitli olanaklar a. Tavandan aydınlatmalı lambalar.....	55
Şekil 1.18 b. Yukarıdan yansıtmalı reflektörler.....	56
Şekil 1.19 c. Aşağıdan yansıtmalı reflektörler.....	56
Şekil 1.20 Hava dezenfektasyonunda oda hava kanalına TUV Lambaları ile yapılan uygulamanın basit gösterimi.....	58
Şekil 1.21 Hava dezenfektasyonu uygulaması	60

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.22 UV ışınlamasını lambaya uzunluğu ile ilgili farklı şekillerini gösterir.....	61
Şekil 1.23 UV ışınlamasının hesabı	61
Şekil 1.24 Sıcaklığın lamba verimine etkisi.....	62
Şekil 1.25 TUV lambaların ışıma değerleri	63
Şekil 1.26 Lamba ömrü	64
Şekil 1.27 Modern bir hastaneden görüntü	67
Şekil 1.28 Hastane klima santrali görüntüsü.....	83
Şekil 2.1 Mevcut hastanelerimizde bulunan hava sterilizasyon cihazı ..	91
Şekil 3.1 Partiküllerin toprak potansiyeline indirilmesi prosesi	105
Şekil 4.1 GP2Y1001AU toz sensörü.....	110
Şekil 4.2 GP2Y1001AU toz sensörü ölçüleri	111
Şekil 4.3 GP2Y1001AU toz sensörü voltaj çıkış grafiği	112
Şekil 4.4 Toz sensörü infrared led ve dedektör çalışma prensibi.....	113
Şekil 4.5 Toz sensörü infrared led ve dedektör iç yapısı	113
Şekil 4.6 Örnekleme alabilmek için önerilen bir devre	114

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 4.7 Pals gönderme ve okuma süreleri.....	114
Şekil 4.8 Toz tiplerine göre oluşan çıkış sinyalleri.....	114
Şekil 4.9 Toz sensörüne ilişkin karakteristik eğriler (a) Pals aralığı	115
Şekil 4.10 Partikül sayacı şematiği	116
Şekil 4.11 Partikül sayacı devresi.....	117
Şekil 5.1 Kullandığımız NTC termistörlerinin veri sayfaları	119
Şekil 5.2 Doppler efektinin çizimsel gösterimi	123
Şekil 5.3 İki düzlem dalgasının karışması	126
Şekil 5.4 Optik lazer doppler anemometresi.....	128
Şekil 5.5 Sabit dereceli anemometre devresi	130
Şekil 5.6 Basit sıcak film anemometre devresi.....	132
Şekil 5.7 Wheatstone köprüsü ile sabit sıcaklık anemometre tasarımı.....	139
Şekil 5.8 Tel anemometre tasarımı	140
Şekil 5.9 Wheatstone köprüsü ile sabit sıcaklık anemometre tasarımı.....	143

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 5.10 Sabit akımlı NTC anemometre devresi.....	144
Şekil 5.11 Boru içinde tüm tasarlanan anemometre devreleri	145
Şekil 5.12 Data logger akış diyagramı	146
Şekil 5.13 MCU-içi-Data logger akış diyagramı	147
Şekil 5.14 Data logger devresi	148
Şekil 5.15 Data logger devresi	150
Şekil 6.1 Laboratuar ortamında data logger – Tasarlanan devreler ve PC'ye nakli.....	151
Şekil 6.2 PC negatif iyon jeneratörü programı	152
Şekil 6.3 (a) Boruda mevcut devreler (b) referans anemometre	152
Şekil 7.1 Negatif iyon jeneratörü ana bileşenleri	154
Şekil 7.2 Emitör çıkışından yayılan negatif iyon ve ozon	155
Şekil 7.3 Negatif iyonların pozitif iyonları nötralize etmesi.....	156
Şekil 7.4 Nötr iyonların polarizasyonu	156
Şekil 7.5 Pozitif iyonların imha edilmesi.....	156
Şekil 7.6 Şebeke trafosu ve motor bağlantıları	157

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 7.7 Ana kart üzerindeki besleme trafosu	158
Şekil 7.8 Motor trafosu	158
Şekil 7.9 Sistem blok diyagramı	160
Şekil 7.10 PV DesignPro S v6.0 Otonom PV sistem tasarım program.....	161
Şekil 7.11 İzmir ‘in aylık bazda ortalama güneş ışıınım değerleri	163
Şekil 7.12 İzmir’in günlük bazda ortalama güneş ışıınım değerleri	163
Şekil 7.13 Tasarladığımız NİJ’in sistemdeki yük gösterimi.....	164
Şekil 7.14 GEE-119 2006 mc-si PV panelleri I-V karakteristikleri	165
Şekil 7.15 GEE-119 2006 mc-si PV panellerin I_{sco} , V_{oco} , I_{mpo} ..vs teknik verileri	166
Şekil 7.16 GEE-119 2006 mc-si 6 paralel PV panellerin (array) teknik verileri	166
Şekil 7.17 6’lı paralel dizin PV panel verimi.....	167
Şekil 7.18 3 paralel içinde 2 seri bağlı dizinin ideal koşullarda I-V karakteristiği	168
Şekil 7.19 GEE-119 2006 mc-si 3 paralel-2 seri PV panellerin (array) teknik verileri	169

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 7.20 Değişik ılımalarda 3 paralel-2 seri dizinin I-V karakteristikleri	169
Şekil 7.21 3 paralel-2 seri dizinin akü verileri	170
Şekil 7.22 3 paralel-2 seri dizinde akü deşarj verimleri.....	170
Şekil 7.23 3 paralel-2 seri dizinde akü şarj verim grafiği	171
Şekil 7.24 3 paralel-2 seri PV panel verimi	172
Şekil 7.25 Güneş enerjisi verileri Ay:1 Gün:1	173
Şekil 7.26 Güneş enerjisi verileri Ay:1 Gün:2	174
Şekil 7.27 Tasarladığımız PV sistem analizi	175
Şekil 7.28 Tasarladığımız PV sistem sonuç grafikleri.....	175
Şekil 7.29 Bir LC devresinin rezonans frekansında a) devre b) Genlik-Zaman Grafiği	177
Şekil 7.30 Osilatör dalga şekilleri	179
Şekil 7.31 Lc Osilatör tipleri a) Colpitts b) Hartley c) Amstrong.....	180
Şekil 7.32 Tetiklemeli transistör ile beyz zamanlamalı blok osilatör ...	181
Şekil 7.33 Tetiklemeli transistör ile beyz zamanlamalı blok osilatörlerde kollektör ve beyz akım grafikleri	183

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 7.34 Tetiklemeli transistör ile beyz zamanlamalı blok osilatörlerde kollektör ve beyz akım karakteristiği.....	184
Şekil 7.35 Tetiklemeli transistör ile emitör zamanlamalı blok osilatör.....	186
Şekil 7.36 Tetiklemeli transistör ile emitör zamanlamalı blok osilatörlerde a) akım b) gerilim karakteristikleri	188
Şekil 7.37 Transistörlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör	189
Şekil 7.38 Transistörlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör akım gerilim karakteristikleri.....	190
Şekil 7.39 Transistörlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör $i_M=0$ konumundaki eşdeğer şeması	191
Şekil 7.40 Transistörlü kararsız RC kontrollü blok osilatör	192
Şekil 7.41 Transistörlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör	192
Şekil 7.42 Hava iyonizatöründe osilatör ünitesi	194
Şekil 7.43 Hava iyonizatöründe I_{c1} akımının değişimi.....	195
Şekil 7.44 Nij frekans verileri.....	197
Şekil 7.45 Hava iyonizatörünün yüksek gerilim kaskat yapısı.....	198
Şekil 7.46 Hava iyonizatörünün yüksek gerilim kaskat yapısı.....	198

ŞEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 7.47 Q2 transistörünün iletimde olduğu an kaskat yapıda C3 kondansatöründeki gerilim değeri.....	198
Şekil 7.48 Q1 transistörünün iletimde olduğu an kaskat yapıda C4 kondansatöründeki gerilim değeri.....	199
Şekil 7.49 Q2 transistörünün iletimde olduğu an kaskat yapıda C5 kondansatöründeki gerilim değeri.....	200
Şekil 7.50 Tek fanlı blover.....	201
Şekil 7.51 Kanal Tipi motor.....	202
Şekil 7.52 Tasarımda kullandığımız motor.....	202
Şekil 7.53 Tasarımda kullanılan UV lambalar.....	203
Şekil 7.54 Yüksek gerilim ünitesindeki kaskat yapı.....	204
Şekil 7.55 Yüksek gerilim ünitesindeki kaskat yapı.....	205
Şekil 7.56 Emitör ünitesi.....	205
Şekil 7.57 Negatif İyon Jenaratörünün Ana Bileşenleri (Arka).....	207
Şekil 7.58 Anakart PCB (Mikrokontrolör-LCD).....	208
Şekil 7.59 Anakart PCB (Gerilim ve Osislasyon).....	209

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 7.60 Anakart PCB (Röle Kontrolleri).....	210
Şekil 7.61 Negatif İyon Jenaratörünün Ana Bileşenleri (Ön).....	212
Şekil 7.62 Negatif İyon Jenaratörünün PCB Ön-Arka Görünümü	213
Şekil 7.63 NİJ ana tava	215
Şekil 7.64 NİJ ana tava sabitleme sapmaları	215
Şekil 7.65 NİJ ana tava montaj	216
Şekil 7.66 NİJ ana tava (a) Uv lamba (b) motor.....	216
Şekil 7.67 NİJ ana tava hava kanalı ve trafo montajı	217
Şekil 7.68 NİJ ana tava ana kart ve kablo bağlantıları montajı	218
Şekil 7.69 NİJ anakart ve yüksek gerilim kartı bağlantısı, filtre gömülü.....	218
Şekil 7.70 NİJ saç tava montajı tamamlanmış hali	219
Şekil 7.71 Hava emiş filtrelerin yandan görünüşü (4 katmanlı).....	219
Şekil 7.72 Hava emiş filtrelerin yandan tam görünüşü.....	220
Şekil 7.73 Hava üfleme filtresi	220
Şekil 7.74 NİJ saç tava montajı tamamlanmış hali.....	221

SEKİLLER DİZİNİ (Devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 7.75 Dış plastik kalıpları.....	222
Şekil 7.76 Plastik dış kapak	222
Şekil 8.1 Yoğun bakım ünitesinde tasarımımızın prototipi çalışırken.....	224
Şekil 8.2 Petri kaplarının mikroskop altında incelenmesi.....	226
Şekil 8.3 Oda test çıktıları.....	227
Şekil 8.4 Oda test çıktıları.....	228
Şekil 8.5 Radyasyon Ölçüm cihazıyla ölçümleme.....	229
Şekil 8.6 Radyasyon doz hızı ölçüm raporu	230
Şekil 8.7 Ebso Bilirkişi Özellik-Fonksiyon-Deney Raporu.....	231
Şekil 8.8 Sistem araçlarının blok diyagramı	232
Şekil 8.9 Simulasyonda değişik olasılıkların sonuçları	233
Şekil 9.1 Negatif İyon Jeneratörü tasarımı tamamlanmış hali	236

TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
Tablo 1.1 Hava İndeksi Skalası	5
Tablo 1.2 Hava Kalite İndeksi Ozon-O ₃	7
Tablo 1.3 Hava Kalite İndeksi Partiküler Madde Kirliliği	9
Tablo 1.4 Hava Kalite İndeksi Karbon Monoksit (CO).....	10
Tablo 1.5 Negatif İyon Yoğunluğu – İnsan ve hayvana etkisi	15
Tablo 1.6 Negatif İyon Yoğunluğu – Mekan.....	16
Tablo 1.7 Havadaki ozonun bakteriler üzerine etkisi	31
Tablo 1.8 Havadaki ozonun bakteriler üzerine etkisi	33
Tablo 1.9 254 nm. Morötesi Işımada izin veriler değerler	46
Tablo 1.10 254 nm altındaki yaşamsal %10 luk alan ve k (mVJ) sabit oran.....	51
Tablo 1.11 Filtre sınıflandırması	65
Tablo 1.12 Ortalama Toz Tutma ve Sınıflandırma.....	66
Tablo 3.1 Hava İyonizasyon Prosesi ile etkileşim gösteren Kimyasal Komponentler	104
Tablo 4.1 Toz sensörüne ilişkin veriler	110

TABLO DİZİNİ (devam)

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
Tablo 4.2 Toz sensörünün elektro optik karakteristikleri	111
Tablo 5.1 Tel anemometrede metal karakteristikleri	141
Tablo 7.1 Negatif iyon jeneratörü maliyet tablosu.....	223
Tablo 8.1 Mikrobiyolojide ölçümlenen değerler	225
Tablo 9.1 Nij kullanım alan ve uygulamaları.....	236

SİMGELER VE KISALTMALAR

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
μm	Mikrometre
μs	Mikrosaniye
A	Gelen ışığın genliği
ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene
AQI	Air Quality Index
Ar	Yansıyan ışığın genliği
A_s	Probun yüzey alanı
A_w	Telin Yüzey Alanı
Bat	Batarya
Cytokin	Vücut Bağışıklık Hücreleri
DIN	Deutsches Institut für Normung
DOTS	Directly Observed Therapy Short-course
E_{eff}	W/m^2 'de Etkin Işıma
ESD	Electrostatic Discharge
f	frekanslı
f_d	Doppler patlamasının frekansı
Fr	Frekans
f_r	Gözlemlenen frekans
GEE	Güneş Enerjisi Enstitüsü
Gr	Grashof sayısı
h	Hour
h	Telin ısı transfer katsayısı
HEPA	High Efficiency Particulate Air
HKİ	Hava Kalite İndeksi

SİMGELER VE KISALTMALAR (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
HVAC	Heating, Ventilation & Air Conditioning
I	Akım
I	Işıma miktarı
IAQ	Indoor Air Quality
Ibc	Baz Akımı
IC	Integrated Circuit
Ic	Kolektör Akımı
INIT	Başlangıç durumuna getirme
Isc	Short Circuit Current
k	Boltzman sabiti ($1,38 \times 10^{-23}$ J/K)
k _f	Hava ısı iletim değeri
kWp	PV Sistemin maksimum anma gücü[Watt]
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light Emiting Diod
MAPS	Microgenix air purification system
MCU	Main Control Unit
MPP	Maksimum güç noktası
MPPS	Most Penetrating Particle Size
MRSA	Methicillin-Resistant Staphylococcus Aureus
N	Azot
NİJ	Negatif İyon Jeneratörü
npn	negative-pozitive-negative transistor

SİMGELER VE KISALTMALAR (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
N_t	Hücre Sayısı
NTC	Negative temperature coefficient
Nu	Nusselt sayısı
O	Oksijen
O ₃	Ozon
Pa	Çalışma basıncı
PIC	Programmable Interface Controller
ppm	Parts Per Million
Pt	Platin
PTC	Positive temperature coefficient
PV	Güneş Pili, Fotovoltaik (Photovoltaic)
Re	Reynolds sayısı
RF	Radio Frequency
ROS	Reactive Oxygen Species
RTC	Real Time Clock
R_w	Telin Direnci
SA	Sabit Akım
Sat	Satürasyon
SDA	Sabit Sıcaklık Anemometre
SSN	Sabit sıcaklık NTC
SSW	Sabit Sıcaklık Tel
T_a	Çevre sıcaklığı

SİMGELER VE KISALTMALAR (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
TB	Tüberküloz
T_f	Akışkan Sıcaklığı
TI	Turbulans yoğunluğu
T_r	Trafo
T_s	Prob veya sensor derecesi
T_w	Telin Sıcaklığı
UVGI	Ultraviyole Mikrop Öldürücü Röntgen
v	Bağıl hız
V_c	Kolektör Gerilimi
V_{mp}	Voltage maximum power
v_n	Normal saçak hızı
V_o	Çıkış Gerilimi
VOC	Volatile Organic Compounds
V_{oc}	Voltage Open Circuit
W	Watt
WHO	World Health Organization
α	ısıl direnç katsayısı
δ	Saçak Boşluğu
λ	dalga boyu

1. GİRİŞ

Yıllar ilerledikçe günümüz hastalıklarında da çeşitlilikler artmaktadır. Projede son yıllarda ciddi anlamda hayatımızı tehdit eden hava yollu hastalıklara karşı önlem geliştirme konusu işlenmiş, “Fikirden, Ürüne” iki yıl süresi içerisinde konu teorisiyle incelenmiş, cihaz tasarlanmış, test ve uygulamaları gerçekleştirilmiştir.

Hastanelerdeki MRSA, Acinebacter SPP ve diğer hava bazlı hastalığa sebebiyet veren mikropların dezenfeksiyonunda kullanılan, inovatif bir cihazın tasarımı tamamlanmıştır. Bu cihaz bulundurduğu üniteleri ile havada dolaşan virüsler, bakteriler, küf ve mantar grupları, akarlar, nem gibi tüm mikro-organizmaları toprak potansiyeline indirmekte, yakmakta, filtrelemekte ve havadaki oksijeni açığa çıkarmaktadır. Böylelikle hastanelerde insanlar arasındaki virüs transfer riski minimuma indirilmektedir. Bu da Ülkemize çok büyük iş gücü, hijyen, sağlık standardı ve dolayısıyla maddi yararlar sağlayacaktır.

MRSA mikrobiyotiklere dirençli ve bir hastayı 4-5 gün gibi kısa bir sürede öldürebilecek kadar etkilidir. İlk gün ateşle başlayan hastalık her 20 dakikada 2 kat çoğalmakta ve 3. günde kanı teslim almaktadır. 4. günde de hastayı bitkisel hayata sokmaktadır. MRSA hastalığı sayısı 1980’lerde %5-10 iken, 1990’lara %20’lere, 2000’lerde yoğun bakım ünitelerinde %50’lere kadar yükselmiştir. Bu mikroba etkili bir antibiyotik 10 yıl içinde kalmayacağı, ABD Başkanlık danışmanı ve Arizona Eyalet Üniversitesi Ens. Bşk. Prof. George Post tarafından söylenmekte, “Birçok hükümet bu değişime karşın uykuda” diye ifade edilmektedir. İstatistikler 1990 yılından geçtiğimiz yıla kadar 40.000’e

yakın potansiyel vakaya rastlandığını göstermekte ve 2003 yılında bu sebepten 934 ölüm gerçekleştiği verisine ulaşabilmekteyiz.

Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre hastanede yatan hastaların %3,1 ila % 14,1'inde hastane enfeksiyonu gelişebilmektedir. Gelişmiş toplumlarda bu enfeksiyonun yıllık ek maliyeti 10 Milyar Dolar civarındadır. Sadece İngiltere'de her yıl 1000–2000 kişi bu enfeksiyon sebebiyle hayatını kaybetmektedir. Londra Stoke Mandeville Hastanesinde son 18 ay içerisinde 300 vakaya rastlanmış olduğunu görebiliyoruz.

Türkiye'de de durum pek iç açıcı değildir. İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi, Mikrobiyoloji Ana bilim Dalından Prof. Dr. Nezahat Gürler Türkiye'de bazı merkezlerde %70'lere ulaşan MRSA tespitini bildirmiştir. Türkiye'de eski Ulaştırma Bakanı Veysel Atasoy, Pelin Coşkun, İ.Ü Tıp Fakültesi Genel Dâhiliye Bşk. Prof. Dr. Mehmet Oran, Prof. Dr. Üstün Korugan da maalesef bu hastalığa yenik düşen isimlerimizdendir. Yine son zamanlarda medyamızda hastanelerde gerçekleşen bebek ölümü haberleri de geniş yer bulmuş ve bu enfeksiyon sebebiyle hayatını kaybeden çok sayıda bebek olmasından, toplumun konuya dikkati çekilmiştir.

İngiltere'de yapılan benzer araştırma projesi sayesinde hastane mikrobundan kaynaklı yaklaşık 200 Milyon Sterlin giderin büyük ölçüde azalacağını beklendiği belirtilmiştir. Bununla ilgili bilgi Ek-1'dedir. Ülkemizin sosyo-ekonomik durumu, hastane teknolojilerimiz ve kalitemiz, nüfusumuz gibi faktörleri eklediğimiz zaman bu katkının İngiltere'dekinden kat kat fazla olması beklenebilir. Ayrıca cihazın ihracatı ile sekonder olarak Ülke ekonomisine de katkı sağlaması beklenmektedir.

Ayrıca bu araştırma projesi için de Leeds Üniversitesi, EPSRC (Physical Sciences Research) tarafından yaklaşık 280.000 Sterlinle desteklenmektedir. Yapılmış olan bu proje de TÜBİTAK tarafından arge desteğine layık bulunmuş ve bu desteğin çok daha altında bir rakamla proje gerçekleştirilmiştir. Ek-2’de ilgili kabul yazısı mevcuttur.

Bu tez çalışması ile tabiatta şelaleler, ormanlar ve denizler tarafından doğal olarak yaratılan negatif iyonları-ozon yaratılmakta, oksijen açığa çıkarılmaktadır. Ozon ünitesi ile kısmi sterilizasyon yapılmakta, UV ile virüsleri yakılmakta, filtre sistemi ile çeşitli partiküller yakalanmaktadır. Sonucunda çok fonksiyonu ile hava kalitesini yükseltilmekte, sağlığımızı tehlikeye sokan virüsler, bakteriler, küf ve mantar grupları, akarlar, nem gibi tüm mikro-organizmaları toprak potansiyeline indirilmekte, yakılmakta, filtrelenmekte ve havadaki oksijen açığa çıkarılmaktadır.

Ege Üniversitesi Mikrobiyoloji bölümünden alınan test raporları cihazın hastane hava kalitesinde önemli değişiklikler yarattığını ve havada asılı parçacık miktarını PPM cinsinden önemli ölçüde azaltıp, virüs, bakteri, sigara dumanı, toz gibi mikro-partikülleri minimum seviyelere taşıdığını kanıtlamaktadır.

1.1 Hava Kalitesi

Yaşadığımız ortamlarda soluduğumuz havanın yaşamımıza çok büyük etkisi vardır. Bu yüzden de çalıştığımız, yaşadığımız, vakit harcadığımız her yerde hava kalitesinin yüksek olunmasına dikkat edilmelidir.

1.1.1 Hava kalitesi indeksi

Hava Kalitesi İndeksi (HKİ), hava kalitesinin günlük olarak rapor edilmesi için kullanılan bir indekstir. Yaşadığımız bölgenin havasının ne kadar temiz veya kirli olduğu ve ne tür sağlık etkilerinin oluşabileceği konusunda bilgiler vermektedir. HKİ, kirli havanın solunmasından bir kaç saat sonra veya bir kaç gün içinde oluşabilecek sağlık etkilerini belirtir.

HKİ, 0–500 aralığında düzenlenmiş bir skala olarak düşünülebilir. HKİ değeri yükseldikçe hava kirliliğinin yükseldiği ve sağlık riskinin de arttığı düşünülmelidir. HKİ değerinin 50 olması, hava kalitesinin iyi olduğunu ve toplum sağlığını etkileyebilecek riskin çok az olduğunu gösterir. Buna karşılık, 300'ün üzerindeki HKİ değeri ise, hava kalitesinin kötü ve dolayısıyla sağlık riskinin yüksek olduğunu gösterir.

HKİ değerinin 100 olması, genellikle ulusal hava kalitesi standardına karşılık gelir. 100'ün altındaki indeks değeri, genel olarak iyi bir durumun göstergesidir. HKİ değeri 100'ü aştığında, hava kalitesinin sağlıksız olduğu düşünülür.

HKİ'nin amacı, yaşanan bölgedeki hava kalitesi ile sağlığımızı ilişkilendirmek için yardımcı olmaktır. HKİ gösterge çizelgesi 6 kategoriye bölünmüştür:

Tablo 1.1 Hava Kalite İndeksi Skalası

Hava Kalitesi İndeksi (HKİ / AQI)	Sağlık Seviyesi	Renkler
HKİ aşağıda belirtilen aralıkta olduğunda	Hava Kalitesi	Aşağıda belirtilen renklerle sembolize edilir
0 - 50 arasında	İyi	Yeşil
51 - 100 arasında	Orta	Sarı
101 - 150 arasında	Hassas gruplar için sağlıksız	Turuncu
151 - 200 arasında	Sağlıksız	Kırmızı
201 - 300 arasında	Çok sağlıksız	Mor / Pembe
301 - 500 arasında	Tehlikeli	Kahverengi

Her bir kategori, farklı sağlık seviyesine karşılık gelmektedir ve anlamları şu şekildedir:

- "İyi" :HKİ değeri 0-50 aralığındadır. Hava kalitesinin tatmin edici, hava kirliliğinin çok az olduğu veya sağlık riskinin bulunmadığı anlamına gelmektedir.

- "Orta" :HKİ değeri 51-100 aralığındadır. Hava kalitesi kabul edilebilir, ancak bazı kirleticilerin, toplumun küçük bir kesiminde orta düzeyde sağlık etkisi olabilir demektir. Kirleticilere çok hassas olan kişilerde bazı solunuma bağlı hastalık belirtilerine rastlanabilmektedir.

- "Hassas gruplar için sağlıksız" :HKİ değeri 101-150 aralığındadır. Toplumun belli bir kesimi, özellikle belli kirleticilere karşı hassastır. Bu grubun, genel nüfusa göre daha düşük seviyelerde dahi etkilenmeleri muhtemeldir. Solunum rahatsızlığı olan kişiler, kirleticilere maruz kalmaları sonucu daha fazla risk taşırken; kalp rahatsızlığı olan kişiler de havadaki partikül kirleticilerine maruz kalmaları sonucu daha

da fazla risk taşımaya başlarlar. Genel olarak, toplumun büyük kesimi, bu aralıkta etkilenmemektedir.

- "Sağlıksız" :HKİ değeri 151-200 aralığındadır. Toplumun tüm kesimleri sağlık etkileri ile karşılaşmaya başlayabilmektedir. Hassas gruplar, daha ciddi düzeyde etkilenebilmektedir.

- "Çok sağlıksız" :HKİ değeri 201-300 aralığındadır. Sağlık alarmı için bir tetikleme noktasıdır. Toplumun tüm kesimleri, çok ciddi düzeyde etkilenebilir.

- "Tehlikeli" :HKİ değeri 300'ün üzerindedir. Acil durum alarmı için bir tetikleme noktasıdır. Toplumun tüm kesimleri, büyük bir ihtimalle etkilenecektir.

Hava kalitesi, belli kirletici konsantrasyonlarını kaydeden ölçüm cihazlarından oluşan bir ağ yardımı ile ölçülür. Bu ham ölçüm değerleri, geliştirilen standart formüller kullanılarak HKİ değerlerine dönüştürülmektedir. HKİ değeri, bölgedeki her bir kirletici için ayrı ayrı hesaplanır (yer seviyesindeki ozon, partiküller, karbon monoksit, kükürt dioksit ve azot dioksit). Her bir kirletici için hesaplanan en yüksek HKİ, o güne ait HKİ değerini oluşturur. Örneğin, belli bir alandaki HKİ değerleri, ozon için 90, kükürt dioksit için 88 ise, o güne ait HKİ değeri ozon için hesaplanan 90 değeri olacaktır.

Tablo 1.2'de değişik partiküller ve oranları için hava kalitesi indeksine ilişkin veriler gösterilmiştir:

Tablo 1.2 Hava Kalite İndeksi Ozon- O₃

Hava Kalitesi İndeksi (HKİ / AQI)	Sağlık Seviyesi	Uyarılar
0 - 50 arasında	İyi	Yok
51 - 100* arasında	Orta	Nadiren hassas olan kişiler, dış ortamda uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmayı dikkate almalıdır.
101 - 150 arasında	Hassas gruplar için sağlıksız	Aktif olan çocuk ve yetişkinler ile astım gibi solunum hastalığı olan kişiler; dış ortamda uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmalıdır.
151 - 200 arasında	Sağlıksız	Aktif olan çocuk ve yetişkinler ile astım gibi solunum hastalığı olan kişiler; dış ortamda uzun süre efor sarfetmemelidir. Bunun dışında herkes, özellikle çocuklar dış ortamda uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmalıdır.
201 - 300 arasında	Çok sağlıksız	Aktif olan çocuk ve yetişkinler ile astım gibi solunum hastalığı olan kişiler; dış ortamda uzun süre efor sarfetmemelidir. Bunun dışında herkes, özellikle çocuklar dış ortamda uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmalıdır.
301 - 500 arasında	Tehlikeli	Hiç kimse dışarıda her hangi bir şekilde efor sarfetmekten kaçınmalıdır.

Havadaki partiküler kirlilik (aynı zamanda PM - partiküler madde olarak bilinir), havada bulunan katı partiküllerin ve sıvı damlacıkların bir karışımıdır. Partiküllerin boyutları geniş bir aralığa yayılır. Akciğerlerimize kadar girebilen çok küçük partiküller 10 µm.'nin altındaki partiküllerdir ve solunum sisteminde birikerek ciddi sağlık problemlerine yol açabilirler. (1 µm. = 0.001 milimetre)

- İnce partiküller: 2.5 µm.'den daha küçük partiküller “ince partiküller” olarak adlandırılır. Bu partiküller o kadar ufaktır ki sadece elektron mikroskopları ile görülebilmektedir. İnce partikül kaynakları:

motorlu taşıtlar, enerji santralleri, yakacak odun kullanımı, orman yangınları, tarımsal yangınlar ve endüstriyel proseslerdir.

Kaba toz partikülleri: 2.5-10 μm . aralığındaki partiküller, “kaba” partiküller olarak adlandırılmaktadır. Kaba partikül kaynakları: kırma, öğütme işlemleri, yollardan kalkan tozlardır.

Çapı 10 μm . 'den küçük partiküller bazı sağlık problemlerine sebep olabilir veya mevcut sağlık problemlerini şiddetlendirebilir (astım gibi) ve bu partiküller kalp ve solunum hastalıklarından kaynaklı ölümler ile bağdaştırılmıştır.

Partikül kirliliği için kalp veya solunum rahatsızlıkları olanlar, yaşlı yetişkinler (teşhisi konulmamış kalp veya solunum rahatsızlıkları olanlar) ve çocuklar hassas gruplardır.

Kalp veya solunum rahatsızlıkları olanlar (kalp yetersizliği, kalp ile ilgili damar hastalıkları, astım veya Koah - Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı) ve yaşlı yetişkinler acil servislere başvurabilirler, hastaneye yatabilirler ve hatta bazı durumlarda ölebilirler. Bu grup hava kirliliğine maruz kalırsa göğüs ağrısı, kalp çarpıntısı, nefes darlığı ve yorgunluk hissedebilirler. Partikül kirliliği (hava kirliliği) kalp ritim bozukluğu ve kalp krizi ile de ilişkilendirilmiştir.

Solunum rahatsızlıkları bulunanlar (astım gibi), bu partiküllere maruz kalırlarsa normalde nefes aldıkları gibi derin nefes alamayabilirler, öksürebilirler ve nefes darlığı çekebilirler. Sağlıklı insanlarda da bunun gibi sağlık etkileri gözlenebilir, fakat ağır sağlık problemleri yaşamayabilirler.

Partikül kirliliği, solunum yolu enfeksiyonlarına hassasiyeti arttırabilir, astım, kronik bronşit gibi mevcut solunum hastalıklarını kötüleştirebilir.

Tablo 1.3 Hava Kalite İndeksi Partiküler Madde Kirliliği

Hava Kalitesi İndeksi (HKİ / AQI)	Sağlık Seviyesi	Uyarılar
0 - 50 arasında	İyi	Yok
51 - 100* arasında	Orta	Nadiren hassas olan kişiler, uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmayı dikkate almalıdır.
101 - 150 arasında	Hassas gruplar için sağlıksız	Kalp veya solunum hastalığı (astım gibi) olan kişiler, yaşlılar ve çocuklar uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmalıdır.
151 - 200 arasında	Sağlıksız	Kalp veya solunum hastalığı (astım gibi) olan kişiler, yaşlılar ve çocuklar uzun süreli ve yoğun efor sarfından kaçınmalıdır. Bunun dışında herkes, uzun süreli ve yoğun efor sarfını azaltmalıdır.
201 - 300 arasında	Çok sağlıksız	Kalp veya solunum hastalığı (astım gibi) olan kişiler, yaşlılar ve çocuklar dış ortamda yapılan tüm fiziksel aktivitelerden kaçınmalıdır. Bunun dışında herkes, uzun süreli ve yoğun efor sarfından kaçınmalıdır.
301 - 500 arasında	Tehlikeli	Kalp veya solunum hastalığı (astım gibi) olan kişiler, yaşlılar ve çocuklar evlerinde kalmalıdır ve aktivite seviyelerini düşük tutmalıdır. Bunun dışında herkes, dış ortamda yapılan tüm fiziksel aktivitelerden kaçınmalıdır.

Genel olarak, ozon için HKİ değerinin 100 olması, 9 ppm (parts per million) CO seviyesine karşılık gelmektedir. (8 saat üzerindeki ortalama)

Tablo 1.4 Hava Kalite İndeksi Karbon Monoksit (CO)

Hava Kalitesi İndeksi (HKİ / AQI)	Sağlık Seviyesi	Uyarılar
0 - 50 arasında	İyi	Yok
51 - 100* arasında	Orta	Yok
101 - 150 arasında	Hassas gruplar için sağlıksız	Angina gibi kalp hastalığı olan kişiler, dış ortamda yoğun efor sarfını azaltmalı ve yoğun trafik gibi CO kaynaklarından kaçınmalıdır.
151 - 200 arasında	Sağlıksız	Angina gibi kalp hastalığı olan kişiler, dış ortamda orta seviyede efor sarfını azaltmalı ve yoğun trafik gibi CO kaynaklarından kaçınmalıdır.
201 - 300 arasında	Çok sağlıksız	Angina gibi kalp hastalığı olan kişiler, dış ortamda efor sarfetmekten ve yoğun trafik gibi CO kaynaklarından kaçınmalıdır.
301 - 500 arasında	Tehlikeli	Angina gibi kalp hastalığı olan kişiler, dış ortamda efor sarfetmekten ve yoğun trafik gibi CO kaynaklarından kaçınmalıdır. Bunun dışında herkes, yoğun efor sarfını azaltmalıdır.

Karbon monoksit, kokusuz ve renksiz bir gazdır. Yakıtların yapısındaki karbonun tam yanmaması sonucu oluşur. Şehirlerdeki CO 'ın kaynağını büyük oranda araç egzozları oluşturmaktadır. Diğer kaynaklar ise endüstriyel proseslerdeki yakıtların yanması ve yangınlar olarak sıralanabilmektedir.

CO, akciğerler yolu ile kan dolaşımına girmekte ve oksijeni hücrelere taşıyan hemoglobine bağlanmaktadır. Bu yolla, CO, organ ve dokulara ulaşan oksijen miktarını azaltmaktadır.

Angina gibi kalp hastalığı olan kişiler, CO'e karşı en riskli grupturlar. Bu kişiler, CO'e maruz kaldıklarında, özellikle egzersiz

yaparken göğüs ağrısı çekebilirler ve diğer kalp rahatsızlıklarını yaşayabilmektedirler.

Hafif ve daha ağır kalp ve solunum sistemi hastalığı olan kişiler (örneğin; kalp yetmezliği, beyin kan damarları ile ilgili hastalıkları, anemi, KOAH kronik tıkalı akciğer hastalığı olan kişiler) ve yeni doğmuş ve henüz doğmamış bebekler, CO kirliliğine karşı en riskli grubu oluşturmaktadırlar.

Sağlıklı kişilerde, daha yüksek seviyelerdeki CO'e maruziyet, zihinsel algılama ve gözün görme gücünü etkileyebilmektedir.

1.1.2 Negatif iyonlar

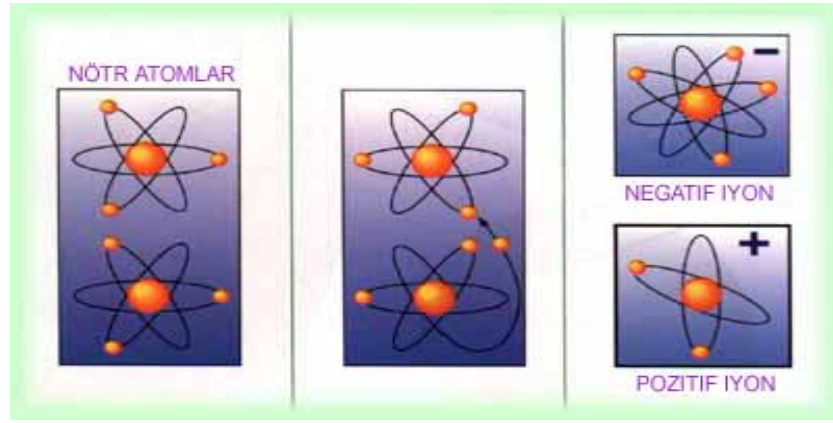
Negatif İyonlar, bulunan kapalı ortamdaki havayı toz, koku, polen gibi mikro-kirleticilerden ve aynı zamanda bakteriler, virüsler, küf, mantar grupları, akarlar, nem gibi tüm mikro-organizmalardan temizlemekle kalmayıp, sürekli olarak, havadaki oksijeni açığa çıkarmaktadırlar. Toprak potansiyelinde (-) yaşamaya alışmış olan insanoğlunun, günümüzde toprakla bağlantısının kesilmesinden ötürü ihtiyaç duyduğu (-) elektrik yükünü havaya iletmektedirler. Böylelikle insanoğlunun toprakla olan bağlantısını kesen sentetik yer döşemeleri, halıfleks, koltuk döşemelerine karşı toprak potansiyeli oluşturmaktadırlar.

Negatif iyon jeneratörünün ortama yaydığı negatif iyonlar, ortamda bulunan pozitif yüklü partiküllerle ya da iyonlarla birleşmekte, önce onları nötr hale getirmektedirler. Sonra nötr hale gelen partikül (-)

yüklü hale gelmektedir. Birleşen partiküller ağırlaşmaktalar ve (-) büyük partikül olarak toprağa yapışmaktadırlar.

Artı yüklü iyonlara katyon, eksi yüklü iyonlara ise anyon denir. İyonlar, nötr atomlara, moleküllere ve başka iyonlara elektron katılması ya da eksilmesi, iyonların başka parçacıklarla birleşmesi, iki atom arasındaki ortaklaşım bağının, bağın her iki elektronunun da atomlardan birinde kalacak biçimde parçalanması yoluyla oluşmaktadırlar.

Elektron kazanan, negatif (-) iyon, elektron kaybedense pozitif iyon haline dönüşmektedir.

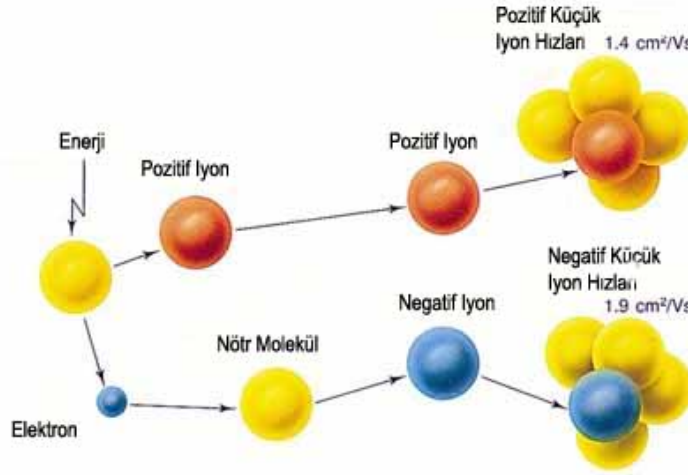


Şekil 1.1 İyon oluşumu.

Olayın bilimsel tarafından yola çıkılarak günümüz dünyası ele alındığında, 24 saat temas halinde olduğumuz ve günde yaklaşık olarak 26000 defa ciğerlerimize çekilen havanın kirlenme oranı da teknolojiye paralel olarak artmıştır. Bu kirlilik, büyük şehirlerde insan sağlığını tehdit edecek hale gelmiştir.

Bricard Kanunu'na göre “İçeriğinde sürekli ve yeterli sayıda küçük negatif (-) iyonlar bulunan hava; mikro-kirlilik oranı çok düşük ya da mikro-kirliliği olmayan ve hep öyle kalacak havadır.”

Ortama homojen olarak (-) iyon yayarak, (+) yüklü kirleticileri önce nötr hale getirip, daha sonra da nötr parçacıkları (-) yükleyerek ortamdaki iletkenler yardımıyla uzaklaştırıp, etkisiz kılmaya “İyonizasyon” denilmektedir. Bu sayede, havayı canlı-cansız her türlü mikro-kirleticiden, elektronik cihazlardan kaynaklanan statik elektrik ve radyasyondan arındırıp, oksijen oranı yüksek solunabilir havayı elde etmek ve bunun sürekliliğini sağlamak başarılmıştır.



Şekil 1.2 İyon hızları

Negatif İyonlar, bulunduğumuz kapalı ortamdaki havayı; Toz, koku, polen gibi mikro-kirleticilerden ve aynı zamanda bakteriler, virüsler, küf, mantar grupları, akarlar, nem gibi tüm mikro-organizmalardan temizlemekle kalmayıp, sürekli olarak, havadaki oksijeni açığa çıkarmaktadırlar.

Soluduğumuz kirli havanın sebep olduğu; stres, depresyon, zihinsel yorgunluk, uykusuzluk, kas yorgunluğu, migren, erken cilt kırışması, cilt bozuklukları, tansiyon, romatizmal ağrılar, astım ve alerjiler, nefes darlığı, mikrobik enfeksiyonlar gibi birçok rahatsızlığı sürekli negatif iyon kütlesi ile tedavi etmenin mümkün olduğu belirtilmektedir.

Esen sert rüzgârlardan sonra, hastane girişleri, intihar olayları ve suç oranları yükselmektedir. Uykusuzluk, çabuk sinirlenme, tansiyon, migren, mide bulantısı, çarpıntı ile terleme veya titreme, baş dönmesi, şişlikler, nefes darlığı, bağırsak hareketliliği; daha yaşlılarda depresyon, duyarsızlık, bitkinlik şikâyetleri, pozitif iyon konsantrasyonunun artmasıyla çoğalmaktadır. Deneyler ve yaşananlar gösteriyor ki pozitif iyonlar iyi hislerimizi ve doğamızı bozmaktalar ve hatta bitkilerin gelişiminden, insanların seks yaşamına kadar etkileri gözlemlenmektedir.

Bio-psikolog Ruh Doktoru, Thayer R.E. 1996, New York, Oxford Üniversitesi yayınında “Yüksek konsantrasyonlarda Negatif İyonlar, yüksek enerji ve pozitif ruh hali için şarttır” demektedir.

Marian Diamond [(Neuroanatomî (sinirbilim) Profesörü) Kaliforniya Üniversitesi- Berkeley, 1997] Negatif İyon sayısı ile beyinde bulunan Serotonin miktarının doğru orantılı olduğunu keşfetmiştir.

Dolayısıyla Negatif İyon sayısı ne kadar yüksek olursa – Serotonin miktarı o derece yüksek olmaktadır. Negatif İyonlar, aynı güneş ışığının melafonini uyardığı gibi serotoninini uyarmaktadırlar. Havadaki Negatif İyon miktarı düştüğü zaman, beyinde serotonin miktarı azalmaktadır.

Josh Backon [İsrail – Hebrew University of Jerusalem (Kudüs) , Kardioloji departmanı, 2002] yazdığı yazılarında negatif iyonların faydalarına dikkat çekmekte ve öneminden bahsetmektedir.

Karbondiyoksit, Oksijen, Su Buharı, Nitrojen elektron fırlatarak (+) yüklü hale gelebilmektedir. Fırlayan elektron da yakındaki bir molekülle birleşerek negatif iyon oluşturur. Elektron kaybeden molekül pozitif iyon olmuştur. Bu iyonlar, (+), toz ve kirlenici maddelerle birleşerek daha büyük iyonlar oluşturmaktalar ve ağırlaşır, bir yerlere yapışmaktadırlar. Böylelikle negatif iyon jeneratörlerinin kullanıldıkları yerlerde karbondiyoksit miktarının da düşmesinden bahsedilebilir.

Bulunulan ortamın havası, konsantrasyon sağlanması, uyanık kalmak, verimli çalışması ve sağlıklı olabilmek için büyük önem taşımaktadır. Yapılan araştırmalar, insanların yeteri kadar temiz hava solumaları için, cm^3 alanda en az 1500 negatif iyon yoğunluğunun bulunması gerektiğini ortaya çıkarmıştır.

Tablo 1.5’de Negatif İyon Yoğunlukları – İnsan ve hayvana etkileri gösterilmiştir.

Tablo 1.5 Negatif İyon Yoğunluğu – İnsan ve hayvana etkisi

Cm^3 İyon Sayısı	İnsana ve hayvanlara etkisi
0 - 100	Ölü hava, bunalıcı, konsantrasyon zorlaştırıcı; virüs ve mikrop gelişimine elverişli
500 - 1000	Temizlenmesi gerekli az kirli hava.
1000 - 5000	"Köy Havası," İnsanın uyuması, çalışması, yaşaması için gerekli miktar.
5000 +	"Dağ Havası" Çok temiz, yaşam kalitesini yükseltir.
50,000 +	Saf Hava, canlı tutucu, keyiflendirici ve rahatlatıcı, mikroplar yaşayamaz.

Doğanın doğal olarak yarattığı negatif iyon yoğunlukları:

Şelale eteklerinde	50.000 (-) iyon cm^3
Dağlarda	8.000 (-) iyon cm^3
Deniz kıyılarında	4.000 (-) iyon cm^3
Ormanlarda	3.000 (-) iyon cm^3
Şehir dışında	200 (-) iyon cm^3
Şehir içinde	100 (-) iyon cm^3
Konutlarda	20 (-) iyon cm^3
Otomobillerde	14(-) iyon cm^3 , olduğunu görmekteyiz.

Tablo 1.6’da günlük yaşamın geçirildiğimiz çeşitli mekânlardaki negatif iyon konsantrasyonlarının değerleri gösterilmiştir.

Tablo 1.6 Negatif İyon Yoğunluğu – Mekan

Referans	Cm^3 İyon Sayısı	Mekân
A	0 - 100	Sigara Dumanlı Oda.
B	0 - 250	Merkezi Isıtma ve Klimalı Ofis.
C	20 - 250	Uçak içi.
D	250 - 500	Pencereleri açılan normal bir oda.
E	250 - 750	Büyükşehir Havası.
F	1000 - 2000	Köy Havası
G	1000 - 5000	Dağ Havası
H	5000 - 20,000	Mağara İçi
I	25,000 - 100,000	Şelale ya da Negatif İyon Jeneratörü

Negatif iyonların etkileri endüstride, hava kirliliğinin önlenmesinde, statik elektrik yüklerinin yokedilmesinde ve insanlardaki sağlıksal problemlerin tedavilerinde görülmektedir.

İnsanlarda özellikle ana başlıklarıyla şu etkilerden sözedilebilir:

İnsanların çeşitli etkilerle üzerlerine elektrik yükü almaları, elektrik şokları riski; Arabadan inip kapı koluna dokunma (10.000 ila 20.000 volt arası bir gerilim), yalıtkan ayakkabılarla yalıtkan bir zeminde bulunmak (yaklaşık 40.000 volta kadar çıkabilmekte) ya da iletken bir maddeye elle dokunma gibi örneklerle yüksek gerilimlerde yüklenme yaratabilmektedir. Ani ve büyük bir yükün alınması ve aniden bırakılması halinde tüm etkiler insanoğluna ciddi sağlıksal problemler açabilir. Bu durum, sinirsel rahatsızlığa ya da kalp damar hastalığı olan insanlar için büyük bir risk olabilir ve düşmeye ya da yaralanmaya sebep olacak, kas gerilmelerine yol açabilir. Negatif iyon ozon jeneratörleri ortama negatif iyonlar yayarak, ortamda toprak etkisi yaratmak suretiyle, ani kazalardan bizleri korumaktadırlar.

Bu etkiler dışında, hassas birçok insanda daha çok gözlemlenen rahatsızlıklar meydana getirmektedir; an içerisinde önemsenmeyen, uzun vadede ciddi rahatsızlıklara sebep olabilen bünyeden bünyeye çok hızlı bir şekilde gelişebilen bu rahatsızlıklar, başlangıçta: migren, baş dönmesi, bayılma, uyuklama, konsantrasyon kaybı, uyuma güçlüğü, uyku bölünmeleri, nefes alma güçlüğü ve bunların sonucunda, dikkat dağınılığı, sürekli yorgunluk ve bu yorgunluk hissinin hiçbir zaman geçmediği hissi, sinir sisteminin olumsuz yönde etkilendiği için sürekli sinirlilik, asabiyet ve vücutta ağrılar meydana getirebilmektedir.

Bu etkilere rastlanan kişilerin çalışma ortamları dikkate alındığında; özellikle faks, fotokopi, TV monitörü, bilgisayar ya da

hassas elektronik cihazlar kullanan işyerleri olduğu dikkat çekmiştir. Bunun sebebi aslında bu ortamlarda kullanılan, plastik ya da plastik bazlı maddelerin, statik elektrik yüklü olmalarıdır. Ayrıca sigara kullanımı ile havaya daha fazla miktarda toksin, büyük pozitif iyonları eklemektedir. Bu iyonlar sürekli olarak insanlar tarafından solunmaktadır. Negatif iyon-ozon jeneratörleri ortama negatif iyonlar yayarak, ortamdaki pozitif iyonları nötrleştirmek suretiyle, sağlığımızı bozan kirli hava şartlarından bizi korumaktadırlar.

Yüzeyler tarafından çekilen bu yük, sürekli ve itici bir elektrik alanı oluşturmaktadır. Böylece havada sürekli olarak aerosoller ve de partiküller (mikro tozlar ve sporlar) bulunmaktadır. Bunların hemen yok edilmesi de imkânsızdır. Mikro kirlilik ve de bulaşıcılık, böylece birbirinden ayrılamayacak iki büyük risk faktörü haline gelmektedirler. Bu sebeple, statik elektrik yüklü olan tüm ortamlarda “elektiriksel bir temizlik” gerekmektedir. Bu da, ortama sistematik bir şekilde negatif iyon yükü verilerek yapılabilir. Negatif iyon-ozon jeneratörleri ortama negatif iyonlar yayarak, ortamda elektiriksel temizlik yapmak suretiyle, bizleri yüksek gerilim risklerine karşı korumaktadırlar.

Spor yapan kişilerin (özellikle sporcuların) spor yapmayan insanlara göre daha çok enerjiye ihtiyaçları vardır. Bu enerjinin kaynağı besin maddeleri ve oksijendir. Alınan besini yakmak için bol oksijene ihtiyaç vardır. 1 litre oksijene yaklaşık 4,8 kilokalori enerjiye eşittir. Bu sebeple negatif iyon-ozon jeneratörleri kullanmak suretiyle, havada bulunan oksijeni açığa çıkarmak mümkün olacak, bu da sporcuların performansını pozitif yönde etkileyecektir.

Bu nedenle özellikle profesyonel sporcular, antrenmanlarını ve kamp dönemlerini şehir dışında, oksijeni bol olan, hava kirliliğinin olmadığı ortamlarda yapmaktadırlar. Yalıtkan zeminlerde (kapalı spor salonları, parke zeminler, tahta sahalar...) spor yapan kişiler sağlık için

çok sakıncalı olan, pozitif (+) yüklü statik elektrik yüklenmektedirler. Yalıtkan bir zeminde, yalıtkan ayakkabılarla spor yapan bir kişi 40000 volta kadar yüklenebilmektedir. Bu da, o an için önemsenmeyen, ama uzun vadede ciddi rahatsızlıkların habercisi olan; migren, baş dönmeleri, bayılma, konsantrasyon kaybı, uyuma güçlüğü, uyku bölünmesi, nefes alma güçlüğü ve bunların sonucunda dikkat dağılımı, sürekli yorgunluk, yorgunluk halinin hiç geçmediği hissi gibi belirtilerle beraber, düşme ve yaralanmalara sebep olabilmekte ve de kas gerilmelerine de yol açabilmektedir.

Kapalı ortamdaki havanın kirlenmesi, orada yaşayan insanlar (özellikle hassas kişiler; çocuklar, yaşlı kişiler, hastalar vb.) için ağır sonuçlar doğuran gerçektir. Kapalı ortamda ölçülen mikro kirliliğin, dışarıda ölçülen kirlilikten 100 ila 500 kat fazla olduğu tespit edilmiştir.

Günümüzde rahatsızlıklardaki artışın sebebi; taşıt motorlarının ve sanayinin çıkardığı maddelerin zararlıdır. Buna birde duvar ve yer kaplamaları için kullanılan sentetik ürünleri, döşemeleri, boyaları, pelüşleri, tutkalları beraberinde getirdikleri tehlikeleri çok daha fazla olan mikro-parçacıkları serbest bırakan tüm maddeleri de göz önüne alındığında durum daha da ciddidir. Örneğin sigara dumanı, broşlara yapışıp kalan, ince katran parçaları ihtiva etmektedir. Mikro-toz olarak yutulanların %20'si akciğer hava peteklerinde kalmaktadır.

Mikro kirlletici parçacıklardan arındırılmış halde sadece orta yükseklikteki dağlar ve çam ağaçlarının bol olduğu ormanlık alanlar vardır. Apartman daireleri, iş yerleri, kent siteleri son derecede kirlenmiş bulunmaktadır. Ortalama bir dağda bulunan kirlletici, 1 litrede 1000 iken, ev ya da iş yerlerinde 1 litrede 200.000 ile 1.000.000 parçacık bulunmaktadır. Ve bu kirlletici parçacıkların varlığı bir başka kirlletici

olan bakteri, virüs jermi için de barınak görevi yapmaktadır. Yani bu kirleticiler havada dolaşırken beraberinde pek çok bulaşıcı hastalığa neden olan bio kirleticileri de taşımaktadırlar.

Fizikçiler, bir asır önce havada çok değişen sayılarda elektrik yükleri bulunduğunu kanıtlamışlardır. Soluduğumuz oksijen daima negatif (-) yüklüdür. Ve mevcut mikro parçacıklar sistemli bir şekilde pozitif yük kazanma eğilimindedirler. Ve bu pozitif yükün akciğerler için hiçte elverişli olmadığı bilinen bir gerçektir. Bir dağda negatif iyonlar taşıyan hava, mikro kirleticileri ihtiva etmez ve akciğerler için en ideal havadır. Fizik bize, eğer havada bulunan bu mikro kirleticilere güçlü bir negatif elektrik yükü verilebilirse, onları yere doğru çöktürerek, onlardan kurtulabileceğini öğretmektedir. Negatif iyon jeneratörleri ortama negatif iyonlar yayarak, ortamdaki pozitif iyonları nötrleştirmek suretiyle, sağlığını bozan kirli hava şartlarından bizi korumakta, havayı temizlemektedirler.

Statik elektrik, yalıtkan olan bir ortamın yüzeyinde ya da izole edilmiş iletken bir maddenin üzerinde oluşmaktadır.

Bu da herhangi bir eşyanın yüzeyi olabilmektedir. (Bir masanın ya da sandalyenin üstü, koltuk, kanep, yatak, kaplaması plastik bazlı olan bir mobilyanın ya da elektronik cihazın halının ya da halıfleksin yüzeyi, duvar kâğıdı, yerde veya tavanda bulunan her hangi bir kaplama, arabanın koltukları ve iç kaplamaları, herhangi bir giysi vb...) Havanın kendisi mükemmel bir yalıtkan görevi yaptığı için bu aerosoller aldıkları statik yükü (ki bu yük genellikle pozitifdir), ortadan kaldıracabilecek herhangi bir şey yapılmazsa, her zaman taşırlar. Bu mekanizma iki yüzeyin “sürtünme ile yüklenme”sinden meydana gelmektedir. Yüzeylerden bir tanesi diğerlerinden elektronlarını koparır ve bu elektronları beraberinde taşır, geri kalan yüzey pozitif yükleri fazla

kaldığı için pozitif yüklenmiş olur. İki yüzey arasındaki bu yük değişimi, temas halindeki iki cismin elektronik (atomik) özelliklerine bağlıdır: ister elektron alırlar, ister elektron verirler. Ancak sentetik bazlı maddelerin özellikle inşaat, dekorasyon ya da bilgisayar, elektronik alanında kullanımları yoğundur, mutlak sürtünme (buna hava akımları ve cereyan sebep olmaktadır) ile alınan bu yükler genellikle pozitiflerdir. Bu da, bu cisimleri oluşturan moleküllerin (kapalı uzun molekül zincirleri) en az bir elektronlarını kaybettikleri anlamına gelmektedir, böylece geri kalan pozitif yük cismin üzerinde kalmaktadır.

Yine buna benzer başka bir sebep de, hava tarafından kaldırılan tozların etraftaki yüzeylerin üzerine atılmalarıdır. Bu durumda pozitif ya da negatif yükler bu tozların tarafından önlerine çıkan engelin yapısına bağlı olarak alınacaklardır.

Pozitif ya da negatif bir kaynağın (doğal ya da yapay) varlığı, yakın çevresindeki herhangi bir yalıtkan ya da iletken cismin, cisim ile aynı işaretli yükü alması ile sonuçlanacaktır. Yalıtkan bir cisim çok önemli miktarda pozitif yüklenebilir ve onu çok uzun süre taşıyabilir, böylece beraberinde yüksek akımın getirdiği tüm rahatsızlıkları getirir ki bu yüksek akım binlerce hatta on binlerce voltun üzerinde olabilmektedir. Negatif olarak yüklenen kısım ise genelde daha az olur ve çok hızlı bir şekilde ortadan kaybolur. Bunun sebebi pozitif yükün onu taşıyan dayanağa ait olması, aksine fazlalık elektronun da bu dayanağa genelde çok az bağlı olması ve bu nedenle çok hareketli olmasından kaynaklanmaktadır. Çözüm yeterli miktarda negatif iyon verebilecek kaynağı kullanıp pozitif statik yükleri ortadan kaldırmaktır.

Mikroplardan büyük olan hayvanlar negatif iyonları yararlı bulmaktadırlar. Sıçanlar daha kolay öğrenir ve daha az kaygılı olurlar. Fareler daha uzun yaşarlar. (Gribe yakalanan fareler negatif iyonlardan yoksun bırakılırsa daha çabuk ölürler.) Yün kurtları daha erken yumurtadan çıkarlar, larva dönemi daha hızlı gelişir, ipek oluşumu daha geç başlar, kozalar normal şartlarda oluşanlardan daha ağır olurlar.

Bitkiler âleminde ise fideler negatif iyonlarla yüklenirse, %50 daha hızlı büyürler. Meyveler daha uzun süre taze kalırlar, negatif yüklü domatesler 10 gün sonra hala tazeyken, negatif yüklü olmayan domatesler çürürler. Bitkilerin hem pozitif, hem negatif iyonlardan faydalandıkları bir gerçektir. İyonlar, demir içeren enzimlerin üretiminde, demirin hem alımını hem de faydalanılmasını hızlandırır ve kolaylaştırırlar. Ayrıca kloroplastlarda ATP metabolizmasını düzenlerler ve de nükleik asit metabolizmasını ve oksijen alımını da arttırırlar. [Dr. Krueger, 1999].

Araştırmacılar iyon etkileriyle ilgili birçok nedenler sunmaktadırlar. Çoğu araştırmacı negatif iyonların oksijen alımı ve yararlanımında rol oynadığını düşünürler. Negatif iyonların, kanın doku ve hücrelere taşınmasını hızlandırdığı, daha büyük ve geniş hacimli hücre çekirdekleri oluşturdukları belirtilmiştir [Dr. R. Gualaterotti, Milan Üniversitesi]. Bu da Krueger'in iyonların kandaki serotonin miktarını arttırdığını kanıtlıyor.

II. Dünya savaşında, Almanlar, luftwaffe uçaklarında, pilotların yorgunluğunu azaltmak ve havanın sürekli taze kalması için, elektrik alan oluşturmak suretiyle negatif iyon emisyonu sağlamışlardır. Yine benzer bir olay Amerika'da yapılmış, nükleer denizatlıları iyon makineleriyle donatmışlardır.

1.1.3 Ozon

Ozon üç oksijen atomundan oluşan bir kimyasal bileşiktir (O_3). İki atomlu normal atmosferik oksijenin (O_2) çok yüksek enerji taşıyan bir şeklidir. Böylece bu iki çeşit molekülün yapıları birbirinden aşağıdaki gibi farklıdır:

O_3 oda sıcaklığında renksiz, karakteristik kokusu olan bir gazdır. (fırtınalı havalardan sonra, yüksek yerlerde veya deniz kıyısında hissedilebilir). İsmi Yunanca "koklamak" manasına gelen ozein'den gelmektedir. Alman kimyacı Christian Friedrich Schönbein (1799-1868) tarafından 1840 yılında keşfedilmiştir. Zemin seviyelerine yakın yerlerde 10 milyon hava partikülü başına bir partikül O_3 ($= 0.1 \text{ ppm} = 200 \mu\text{g}/\text{m}^3$) konsantrasyonlarında duman şeklinde bulunur. 2000 metre yükseklikte, çok daha azalarak 0.03-0.04 ppm seviyelerine düşmektedir.

Ozon, bizim gezegenimizi kuşatan stratosfer tabakasındaki en önemli gazlardan birisidir(10-50 km yükseklikte). 20 - 30 kilometre yukarıda, maksimum konsantrasyonu 100,000 hava partikülü içinde 1 partikül O_3 (10 ppm) düzeyine ulaşır ve zemin seviyesinden çok daha yüksektir (0.03 - 0.04 ppm).

Ozonosfer, ozondan oluşan bu koruyucu tabaka, güneşten gelen ve dünya ve cilt için tehlikeli ve yıkıcı etkileri olan morötesi (UV) ışınların enerjisini emerek yeryüzüne ulaşmasını engelleyen bir filtredir, böylece bizim gezegenimizde biyolojik dengeyi sürdürmeye yardımcı olmaktadır.

Ozon deliği, endüstriyel gazların sebep olduğu karışık bir süreç yüzünden, koruyucu ozonosferimizdeki ozonun parçalanmasına sebep

olmaktadır. Bu tabakadaki O₃ moleküllerinin azalması, filtreleme yapacak yeterli ozon kalmadığından UV ışınlarının (deri kanserine sebep olabilen ve genetik süreçleri etkileyebilen), engellenmeden geçişine ve gittikçe büyüyen bir aralığın (deliğin) oluşmasına sebebiyet vermektedir.

İşyerlerinde müsaade edilen maksimum ozon konsantrasyonu 200 µg/m³ ya da 0.1 ppm'dir. Solunum yollarına ve mukozaya zarar verebildiği için günlük 8 saat, haftalık 40 saat boyunca bu seviye aşılmamalıdır. Bu değerler bir ülkeden diğerine değişebilir ve buna çoğu zaman uyma zorunluluğu yoktur.

Endüstriyel ozon atmosferdeki havanın içinde bulunan oksijen (O₂) gazından elde edilen ozon (O₃) gazı ile havanın karışımı ile oluşur ve dünyanın her tarafında başlıca kullanım alanı, şehir su şebekesinin sterilizasyonu ve kimyasal beyazlatma işlemleridir.

Medikal ozon, Endüstriyel ozonun aksine saf medikal oksijenden elektrik deşarjı ile ozon/oksijen karışımını tam istenen konsantrasyon ve dozda karıştırarak elde edilir. Konsantrasyonu 1 ile 100 mikrogram/mililitre (µg/ml) arasında %0,05 O₃ / %99,95 O₂ ile %5 O₃ / % 95 O₂ arasında değişen ozon/oksijen konsantrasyonlarına karşılık gelir. Ozon molekülü stabil olmadığından, medikal formu her zaman klinikte özel bir jeneratör tarafından taze olarak hazırlanır ve hastaya hemen uygulanmalıdır. Üretildikten 1 saat sonra ozon moleküllerinin yarısı oksijen moleküllerine dönüşür ve geriye orijinal karışımın sadece yarısı kalmaktadır.

Özellikleri ve etkisi medikal ozonun iyi bilinen bactericidal (bakteri öldürücü), fungicidal (mantar öldürücü) ve virostatic (virüs çoğalmasını önleyici) özelliği sebebiyle, enfekte olmuş yaraların

dezenfeksiyonunda ve ayrıca bakteri ve virüslerin sebep olduğu hastalıkların tedavisinde kullanılır.

Kan dolaşımını artırma yeteneği sayesinde dolaşımla ilgili bozuklukların tedavisinde kullanılır. Organik fonksiyonların yeniden canlandırılmasında ozonu çok değerli kılar.

Düşük dozlarda kullanıldığında, vücudun direncini artırır diğer bir deyişle ozon bağışıklık sistemini aktive eder.

Ozon sayesinde oluşan bu aktivasyona cevap olarak, vücudun bağışıklık hücreleri cytokin (interferones ya da interleukins gibi önemli araçları içeren) adı verilen özel habercileri (mesaj taşıyıcıları) üretir. Bunlar hastalıklara direnmek için uyarılan bütün bağışıklık sistemi boyunca zincirleme bir şekilde pozitif değişiklikler yaratarak diğer bağışıklık hücrelerini haberdar ederler. Bu da medikal ozonun, özellikle bağışıklık sisteminin zayıf olduğu veya bozuk olduğu hastalara uygulanmasında özellikle çok başarılı sonuçların alınmasına yolaçmaktadır.

Majör Otohemoterapi adıyla bilinen küçük miktarlarda uygulanan ozon sonuç olarak vücudun kendi antioksidanlarını ve serbest radikalleri yok eden enzimleri aktive ederler. Kronik enflamatuvar hastalıklarda ozonun neden kullanıldığı böylece anlaşılmaktadır.

Seçici özellikleri sayesinde medikal ozon 4 temel alanda kullanılmaktadır:

1. Dolaşım bozukluklarının tedavisi ve geriatride

2. Virüslerin sebep olduğu hastalıkların tedavisinde örneğin karaciğer hastalıklarından hepatitler, uçuklar (herpes).
3. Zor iyileşen enfekte yaralarda ve enflamatuvar hastalıklarda örneğin bacaklardaki açık yaralar (ulcus cruris) Enflamatuvar barsak hastalıkları (kolit, Proktit) Yanıklar, haşlanma ve enfekte yaralar, mantar enfeksiyonları
4. Kanser tedavisinde ilave ya da tamamlayıcı olarak ozon bağışıklık sistemini güçlendirici olarak düşük dozlarda "majör otohemoterapi" formunda veya "minör otohemoterapi" olarak kullanılmaktadır.

Son yapılan klinik çalışmalar ışığında beş uygulama şeklinin geçerliliği kabul edilmiştir:

1.Majör otohemoterapi (Hastadan kan alınarak tedavinin yapılması) geriatri (yaşa bağlı hastalıklar), dolaşım bozukluklarında yeniden canlanmayı sağlamak için, viral kökenli hastalıklarda ve genel bağışıklık sistemi aktivasyonu için kullanılır.

Bu methodla, 50 ila 100 ml hastanın kanı alınmakta, tam olarak tesbit edilmiş ozonla karıştırıldıktan sonra hastaya geri verilmektedir. (steril ozona dayanıklı sarf malzemesi ve vakumlu şişe kullanılır). Ozon kırmızı ve beyaz kan hücrelerini oluşturan belirli maddelerle tamamen reaksiyona girer ve böylece vital aktivitelerini = metabolizmayı hızlandırır. İşte bu aktive edilmiş kan (ozon ya da oksijen değil) hastaya hemen normal bir damlalık kullanarak tekrar geri verilir.

2.Aynı prensibi kullanarak, minör otohemoterapi diye adlandırılan yöntemde ise ozonlanmış 3-5 ml. kan intramusküler yolla hastaya geri verilir. Bu yöntemle spesifik olmayan bağışıklık sistem aktivasyonu

yapılır: alerjik hastalıklarda ve genel olarak bağışıklık sistemini güçlendirmekte kullanılır.

3.Eksternal tedavi ozon gazını kapalı bir sistemde özel bir plastik bot (ayaklar ve bacaklar için) içinde dolaştırarak ya da vücudun farklı bölgelerine uygun torbalar, folyolar ile gerçekleştirilir. Bu sarf malzemeleri ozona dayanıklı materyalden yapılır. Vücudun tedavi edilecek kısmı önceden su ile nemlendirilir, çünkü ozon kuru bölgelere etki etmez. Bu metod ülserleri, yaraları, açık yaraları, ameliyat sonrası oluşan lezyonları, shingles (herpes) ve enfekte olmuş alanları tedavi etmekte çok etkilidir. Diğer yöntemler ise ozonlu saf su (dental tedavilerde) ve ozonlu saf medikal zeytinyağıdır. (cilt eruptionları örneğin egzema, mantar, liken gibi)

4.O₃ gazının rektal yolla uygulanması rahatsızlık verici değildir. (tıbbi olarak rektal insuflasyon denir). Aslında hasta kesinlikle hiçbir rahatsızlık hissetmez, çünkü O₃ gazı direkt olarak hassas barsak cidarı (membranı) tarafından emilir; buna ek olarak tüp ve torbalar tek kullanımlık olduğundan tamamen hijyeniktir ve hasta kendi kendine uygulayabilir. Bu metod genelde barsakların enflamatuvar hastalıklarında endikedir ancak son zamanlarda daha az invaziv olmasından dolayı genel sağlık ve yeniden canlanma için kullanılmaktadır.

5.Ozonun eklem içi enjeksiyonu;(intra artikuler yolla ozon verilmesi); adından da anlaşılacağı gibi ozon gazı (eğitimli kişilerce), yavaşca eklem içine enjekte edilir. Bu metod ağrılı enflamatuvar hastalığı olan eklem uygulanır (artrit, rekurren artroz, genel patolojik sertliklerde uygulanabilir)

Ozon tedavisi ile birçok patolojik durum daha iyi hale gelmekte veya tamamen düzelmektedir. Bu durum bir seri tıbbi araştırma ve tıbbi

yayın ile kanıtlanmıştır. Kural olarak hastalıkların tedavisinde ozon diğer tedavilere ek olarak uygulanır, tamamlayıcı tedavi grubuna girer.

Tüm hastalar için, ozon tedavi ile ilgili en son yeniliklerin hızla öğrenilebilmesi için Avrupa’da pek çok terapist bir araya gelip ”Medical Society for Ozone Application in Prevention and Therapy”, birliğini oluşturmuşlardır. Bu grubun amacı doktorlar ve hastaların bu konu hakkındaki bilgilerini geliştirmek ve iletmektir.

Medikal ozon kurallara uygun olarak uygulandığı takdirde tamamen güvenli, pratik, etkili ve ucuzdur.

Doğal olarak, diğer tıbbi tedavi yöntemlerinde de olduğu gibi % 100 garanti hiçbir zaman söylenmemekte, tedavi başarısı uygulanan duruma, hastalığın ve hastanın genel sağlık durumlarına ilişkilendirilmektedir ancak ozon tedavi ile hastanın genel durumunda iyileşme ve ağrılarında azalma mutlaka beklenmektedir. Başarı hastanın ve hastalığın durumuna bağlı olduğu gibi uygulanan yöntem, konsantrasyona ve sıklığına da bağlı olduğu belirtilmektedir.

Dolaşım bozuklukları arteriel dolaşım bozukluklarında diğer semptomların yanı sıra bacaklarda hissedilen soğukluk, kısa yürüyüşler sonrasında ayaklarda hissedilen ağrı alarm veren semptomlardır, bu durum ozon tedavi için 40 yıldır çok önemli endikasyon oluşturmaktadır. Ozon tedavinin dolaşım bozukluklarındaki başarısı yapılmış birçok sayıda tıbbi çalışma ile kanıtlanmıştır. Ozon klasik tedaviye ek olarak veya tamamlayıcı olarak kombine kullanılabilir.

Anti-aging (geriye yaşlanma) ve yeniden canlanma iş hayatındaki stres, yoğun çalışma temposu, zihinsel ve bedensel yorgunluk ozon (O₃) tedavisine çok iyi yanıt verdiği söylenmektedir.

Ozonun kırmızı ve beyaz kan hücrelerinin metabolizma aktivasyonu ile genel iyilik hali sonucu kişiler, kendilerini yenilenmiş hissetmektedirler. Profesyonel sporcular ve kadınlar bu tedaviden oldukça faydalanmaktadırlar. Ozon fiziksel dayanıklılığı arttırmaktadır.

Kanser hastalarında ozon tedavisi tamamlayıcı tedavi olarak oldukça başarılıdır. Burada ozon immün sistem (bağışıklık sistemi) aktivasyonunda düşük dozlarla kullanılmaktadır. İmmün hücreler – örneğin lenfositler, yardımcı ve baskılayıcı hücreler, lenfositler ve natural killer hücreler (katil hücreler) - cytokin denilen interferonu da içeren haberci proteinleri üretmek için ozonun başlattığı biyolojik reaksiyonlar yoluyla aktif hale getirilir. Aslında, ozon vücudun kendi interferon ve interlökinlerini artan miktarlarda üretmesini sağlar. Ozonlanmış kanın hastaya verilmesiyle, pozitif olarak artan bir immün reaksiyonu başlatılır, bu aynı zamanda vücudun genel direncinin ve zindeliğinin artmasına katkıda bulunmaktadır.

Cilt mantarları ve enfekte cilt lezyonları, ozonun mantar ve bakterileri yok edici özelliği, 100 yıl boyunca içme suyunun arıtılmasında başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Bu özellikleri, inatçı deri humusları ve mantarlarla savaşmakta tıbbi ozonu çok etkili bir tedavi ajanı yapmakta, özellikle bakteriyel enfeksiyonlu ayaklar, gövdedeki mantar enfeksiyonları, mukozaların fungal / mycotic enfeksiyonlarında etkili kılmaktadır.

Enfeksiyonlu yaraların lokal tedavisi, mesela açık yatak yaraları (decubitus ülserler), alt bacağın ülserleri (Ulcus cruris), şeker hastalarının iyileşmeyen yaraları ve kangren, tıbbi ozonun klasik uygulama alanlarına ait olan proseslerdir. Burada öncelikle, mikropsuz ve temiz yaralar elde etmek için ozonun dezenfektan özelliğinden, diğer deyişle bakterisid ve fungisid etkisinden yararlanılmaktadır. Yaranın temizlenmesinden

itibaren, düşük dozda ozon uygulayarak iyileşme süreci hızlandırılır.

Barsak hastalıkları, proktitis ve kolit enflamasyonlu barsak hastalıklarında özellikle erken dönemde rektal ozon gazı üflenmesi şeklinde yapılan lokal uygulamanın çok yararlı olduğu kanıtlanmıştır. Birçok durumda arka arkaya 10 seans ozon uygulanması yeterli olmaktadır. 248 hasta üzerinde yapılan proktitis klinik çalışmasında sadece hastaların %10'unda, 10 seanslık uygulama gerekmiştir.

Virüslerden kaynaklanan hastalıklar: herpes simplex (facial herpes), herpes zoster (shingles)

Uçuğun her iki tipi, virüsler tarafından oluşur. Dudakların uçuğu (Herpes Labialis), sık sık tekrar eden ve nahoş bir hastalıktır, çok başarılı bir şekilde diğer tıbbi metotlarla ozonun kombinasyonu şeklinde tedavi edilmektedir.

Herpes zoster veya padavralara, ozonla tamamlayıcı uygulama faydalıdır, ozonlu su kompresleri ve ozonlu kan transfüzyonu şeklinde iki farklı yoldan tedavi edilebilir.

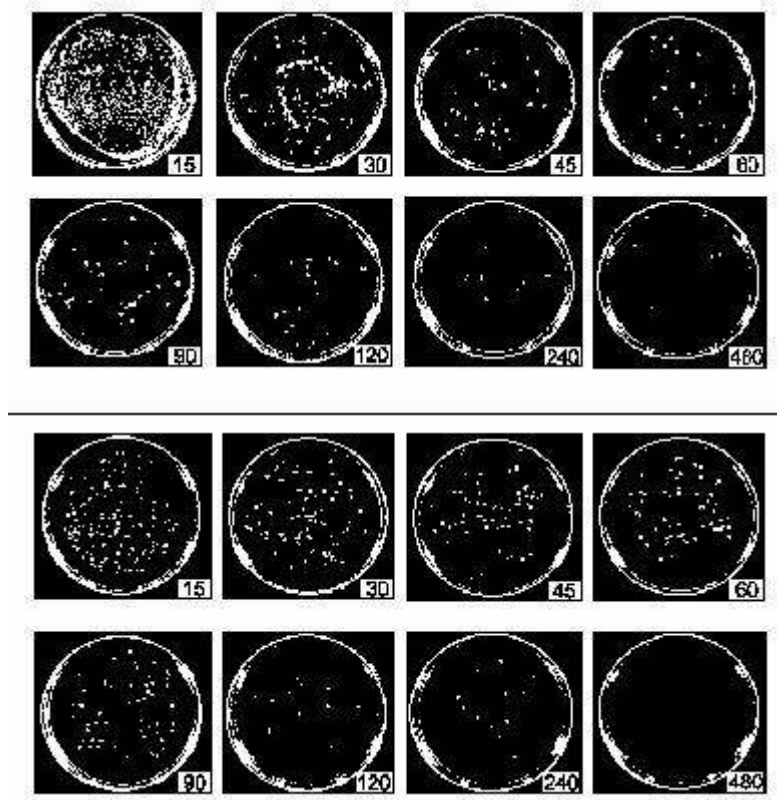
Karaciğer enflamasyonu (Hepatit A, B, C) tıbbi ozon için klasik tedaviler arasında sayılır. Hepatit A (HVA = hepatitis virus A) diğerlerine göre problemsiz ve tamamen iyileşebilirken, virüsün diğer şekli, hepatit B (HVB = hepatitis virus B), sıklıkla kronik bir şekilde seyreder. Burada klasik tıbbi tedavi metodlarına ilave olarak, ozonlu kan transfüzyonu ya da rektal yolla ozon/oksijen gazının kontrollü bir şekilde verilmesi ile başarılı sonuçlar alınmıştır. Aynı yöntemler ayrıca kuluçka süresi yıllar süren ve kronikleşene kadar bir karaciğer hastalığı olarak teşhis edilemeyen hepatit C hastalığına da uygulanır.

Kronik poliartritler, artritik romatizmal durumlar iskelet veya kas sistemiyle ilgili pek çok ağrılı, fonksiyon kısıtlılığı da yapabilen hastalığı kapsamaktadır. Romatoid artrit (kronik poli artrit) de yapılan çalışmalarda akut olmayan durumlarda ozon majör otohemoterapi tamamlayıcı olarak başarılıdır. Burada kullanılan etkisi anti enflamatuvar etkidir.

Pennsylvania State Üniversitesi'nde 1998 yılında yayınladıkları makalede ozonun çok iyi kanıtlanmış olan suda mikrop öldürme özelliğinin kütle bazında benzer oranlar kullanıldığında havada da geçerli olması gerektiği savını incelemişlerdir. Elde edilen sonuçlar Tablo 1.7.'de özetlenmiştir:

Tablo 1.7 Havadaki ozonun bakteriler üzerine etkisi

Bakteri	Ozon ppb	Kontrol sayısı	Kontrol KOB	Deneme sayısı	Yaşayan Oranı		
Ortalama	Min.	Max.					
E. coli	300	5	180,000	21	0.056	0.042	0.064
"	327	3	401,000	23	0.005	0.002	0.006
"	389	4	717,000	24	0.021	0.019	0.022
"	631	5	180,000	8	0.007	0.007	0.008
S. aureus	300	5	188,000	26	0.004	0.003	0.004
"	389	3	195,000	24	0.004	0.003	0.004
"	631	5	188,000	8	0.005	0.004	0.006
"	1500	4	415,000,000	18	0.003	0.003	0.003



Şekil 1.3 Havadaki ozona maruz kalan *Escherichia coli* (üst) ve *Staphylococcus aureus* (alt) kültürleri. Rakamlar saniye cinsinden ozonla temas sürelerini göstermektedir.

Deneylerde elde edilen *E. coli* ve *S. aureus* ölüm eğrileri havadaki ozonun etkin bakteri sterilizasyonu için alt limitinin 0.1 ppm dolaylarında olduğunu göstermiştir. Bu da sudaki bakteri sterilizasyonunun etkinliğine yakın bir etkinliğe işaret etmektedir.

Amerika’da St. Louis kentinde ozonlu hava sirküle edilen ve edilmeyen iki okullarda yapılan gözlemlerde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Tablo 1.8 Havadaki ozonun bakteriler üzerine etkisi

Hastalık	Hastalanan Çocuk Sayısı	
	Ozonlu Hava	Ozonsuz Hava
Bademcik	13	57
Boğaz ağrısı	24	60
Soğuk algınlığı	46	64
Baş ağrısı	9	66
Mide ağrısı	0	25
Kulak ağrısı	1	15
Diş ağrısı	0	20
Hazımsızlık	0	9
Ateşlenme	1	49
Pnemoni	0	4

Ozon, bu belirtilen özellikleriyle ev, işyeri, okul, sinema, vb yerlerdeki ortamın hava kalitesini artırarak yaşamın çok daha güvenli ve huzurlu bir şekilde sürdürülmesine olanak sağlayacaktır.

Ozonla okside edilebilen organizmalar:

BAKTERİ

Achromobacter butyri NCI-9404

Aeromonas harveyi NC-2

Aeromonas salmonicida NC-1102

Bacillus anthracis

Bacillus cereus

B. coagulans

Bacillus globigii

Bacillus licheniformis

Bacillus megatherium sp.

Bacillus paratyphosus
B. stearothermophilus
Clostridium botulinum
C. sporogenes
Clostridium tetoni
Cryptosporidium
Coliphage
Corynebacterium diphthriae
Eberthella typhosa
Endamoeba histolica
Escherichia coli
Escherichia coli
Flavobacterium sp A-3
Leptospira canicola
Listeria
Micrococcus candidus
Micrococcus caseolyticus KM-15
Micrococcus spharaeroides
Mycobacterium leprae
Mycobacterium tuberculosis
Neisseria catarrhalis
Phytomonas tumafaciens
Proteus vulgaris
Pseudomonas aeruginosa
Pseudomonas
Fluoriscens (biofilms)
Pseudomonas putida
Salmonella choleraesuis
Salmonella enteritidis
Salmonella typhimurium

Salmonella typhosa
Salmonella paratyphi
Sarcina lutea
Seratia marcescens
Shigella dysenteriae
Shigella flexnaria
Shigella paradysenteriae
Spirillum rubrum
Staphylococcus albus
Staphylococcus aureus
Streptococcus 'c'
Streptococcus faecalis
Streptococcus hemolyticus
Streptococcus lactis
Streptococcus salivarius
Streptococcus viridans
Torula rubra
Vibrio alginolyticus & anguillarum
Vibrio cholerae
Vibrio comma
Vibrio ichthyoderms NC-407
V. parahaemolyticus

MANTAR

Aspergillus candidus
Aspergillus flavus (yellowish-green)
Aspergillus glaucus (bluish-green)
Aspergillus niger (black)
Aspergillus terreus,saitoi & oryzae
Botrytis allii

Colletotrichum lagenerium
 Fusarium oxysporum
 Grotrichum
 Mucor recomosus
 Mucor piriformis
 Oospora lactis (white)
 Penicillium cyclopium
 P. chrysogenum & citrinum
 Penicillium digitatum (olive)
 Penicillium glaucum
 Penicillium expansum (olive)
 Penicillium egyptiacum
 Penicillium roqueforti (green)
 Rhizopus nigricans (black)
 Rhizopus stolonifer

VIRUS

AIDS

Adenovirus (type 7a)
 Bacteriophage (E.coli)
 Coxackie A9, B3, & B5
 Cryptosporidium
 Echovirus 1, 5, 12, & 29
 Encephalomyocarditis
 Hepatitis A
 GD V11 Virus
 Infectious hepatitis
 Influenza
 Legionella pneumophila
 Polio virus (poliomyelitis) 1, 2 & 3

Rotavirus

Tobacco mosaic

Vesicular stomatitis

MAYA

Baker's yeast

Candida albicans-all forms

Common yeast cake

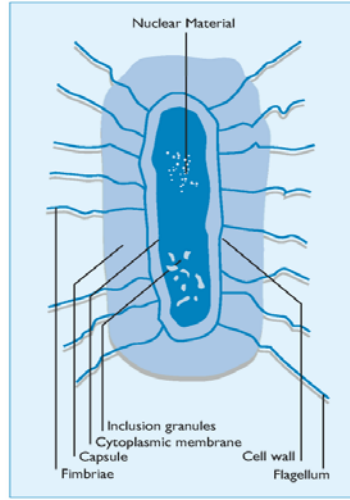
Saccharomyces cerevisiae

Saccharomyces ellipsoideus

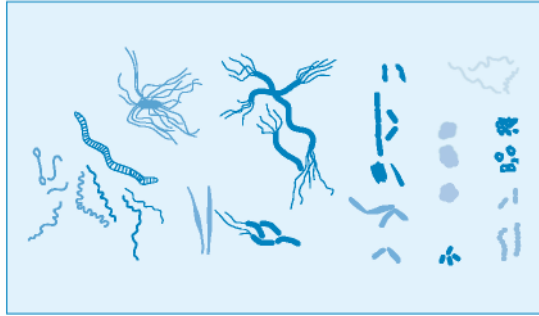
Saccharomyces sp.

1.1.4 UV ışıık

Küçük organizmalar hayatın ilkel formlarıdır. Küçük ebatları onları diğer hayvanlardan ve bitkilerden ayırmak için tek neden olmamakla beraber ekolojik zincirdeki yerleri, metabolizmalarının esnekliği ve aktiviteleri olarak biçim bilimin konusu içine girer. Tek hücreli canlıları, bakterileri ve şekilleri kapsamaktadır.



Şekil 1.4 Bakteri hücresinin ana bileşenleri



Şekil 1.5 Bakteri hücresinin ana bileşenleri

Küçük organizmalardaki hücre ölümü, büyüme yeteneğinin kaybedilmesi, çoğalma, pratik ifadeler, hücre bölünme yeteneğinin kaybı ile ilgilidir. Sterilizasyon bütün hücrelerin ölümü anlamına gelir.

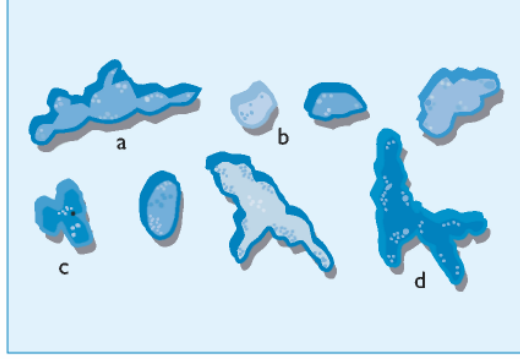
Pastörizasyon ve koruyucu diğer sistemler toplam küçük organizmaların sayısını azaltır.

Dezenfeksiyon, nem ısısı, kuru ısı, süzme, kimyasal ve UV radyasyonu ile elde edilebilir.

1.1.4.1 Bakteri ve bakteri hücreleri

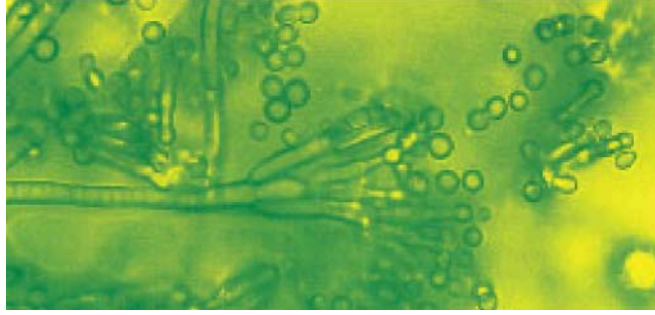
Bakteri çift ve çok hücreli olabilen geniş bir organizma kümesinin genel adıdır. Hızlı ve çok yönlü basit nükleer atom bölünmesine sahiptirler. Bakteri hücresinin genel yapısı şekil 1.4'te gösterilir ve grafik örnekleri de şekil 1.5'te verilir. Bakteriler havada, suda, toprakta, çürümüş organik materyallerde, hayvan ve bitkilerde olabilir. Saprofitik şekiller(çürüyen organik maddelerde yaşayan) asalak şekillerden sayıca fazla olabilirler, sonraki hayvan ve bitki virüslerini içerebilir. Birkaç S bakteri türü sindirim sistemine hâkimdir, basit maddelerden kendine yemek üretebilirler.

Bakteri hücreleri yüksek sıcaklık ve kuruluk gibi çok zor yaşama koşullarına dayanıklıdır; Örneğin bazı bakteri hücreleri filizlenme kabiliyetini yitirmeden 120 derece sıcaklığa dayanabilir. Yerkürede bulunan bazı yaşayan hücreler, yüzlerce yıl kuru alanda dahi hayatta kalarak uygun olmayan yaşam koşullarına uyum gösterebileceğini kanıtlamaktadır.



Şekil 1.6 Bira Mayasının çeşitli evrelerde gelişimi **a.** Çeşitli Formlar **b.** Maya Hücre Sporu **c.** Maya Sporları **d.** Mayalanmadan sonraki maya sporları

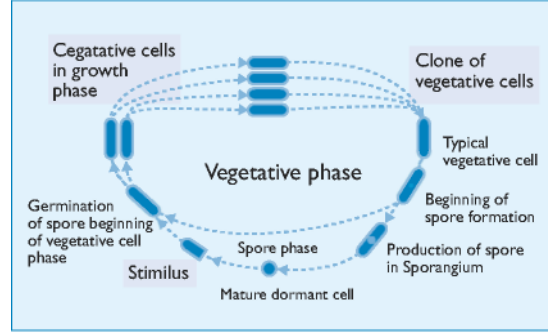
Hüresel şekillerin çeşitliliği sınırsızdır ve her yerde bulunabilirler. Birçoğu ölü canlılar üzerinden yaşayabilir, asalaktırlar.



Şekil 1.7 Mikroskoptan gözlenen küf kültürü, ipe dizilmiş boncuk gibi

Bu hücrelerin neden olduğu felaketler arasında en fazla rastlananı deri enfeksiyonu ve bitki ve hayvanları çevreleyen sümüklü yapıdaki bakterileşmedir.

Bu tür hücrelerin bazıları antibiyotik üretir ve antibiyotik endüstrisinde önemli bir yer alır. Penisilin ve streptomisin bunlara örnektir.

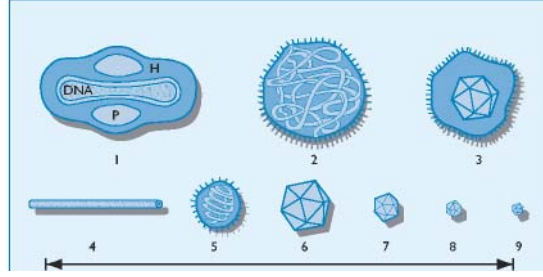


Şekil 1.8 Spor oluşumunun döngüsü

Normal şartlarda sporlar yüzeydeki suyu ve yiyeceği emerek filizlenirler. Sporlar hücre sınıflandırılması bir konusu olarak ele alınır.

1.1.4.2 Mayalar

Keseler tek hücrelidir. Çoğalma yöntemleri de diğer hücrelerden farklıdır. Tomurcuklanma ve filizlenme ile sayıca katlanabilirler. Ekmek, şarap, sirke, bira, şarap mayalanması gibi birçok endüstride kullanılır.



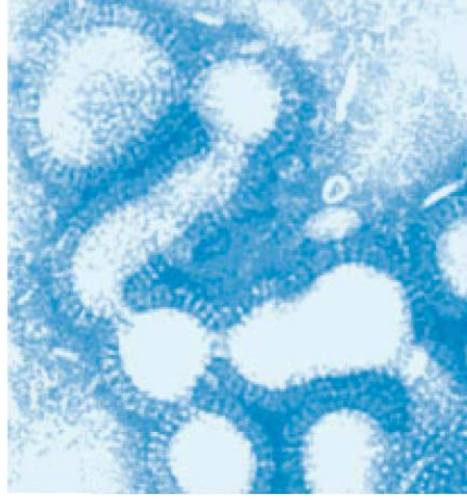
Şekil 1.9 Bazı virüslerin şekil ve büyüklükleri

- | | |
|---------------------------|--------------------------|
| 1. Çiçek Hastalığı Virüsü | 5. Grip Virüsü |
| Kısaltma: | 6. Çokyüzlü Böcek Virüsü |
| DNA = virus DNA | 7. Adeno virüsü |
| P = Protein Yapısı | 8. Polyoma virüsü |
| H =Kaplama Yüzeyi | 9. Çocuk Felci virüsü |
| 2. Kabakulak Virüsü | |
| 3. Uçuk Virüsü | |
| 4. Tütün Mozaik Virüsü | |

Mayalanma olayı alkolik karbonhidrat mayalanması gibi enzimatik ve yapısal bir şekil değiştirmedir. Bazıları da mikrobiktir.

1.1.4.3 Virüsler

Virüsler aşırı derecede küçük ebatlarda biyolojik yapıları olan asalak gruplardır. Virüsler, bakterisel filtreler ve ayırıcıların bile tutamadığı kadar küçüktürler. Yalnızca elektromikroskoplarla gözlenebilirler. Virüsler yalnızca hücrelerinde büyürler, bu yüzden bölünme yoluyla büyüüp çoğalamadıkları için konuk oldukları hücreyi öldürürler.



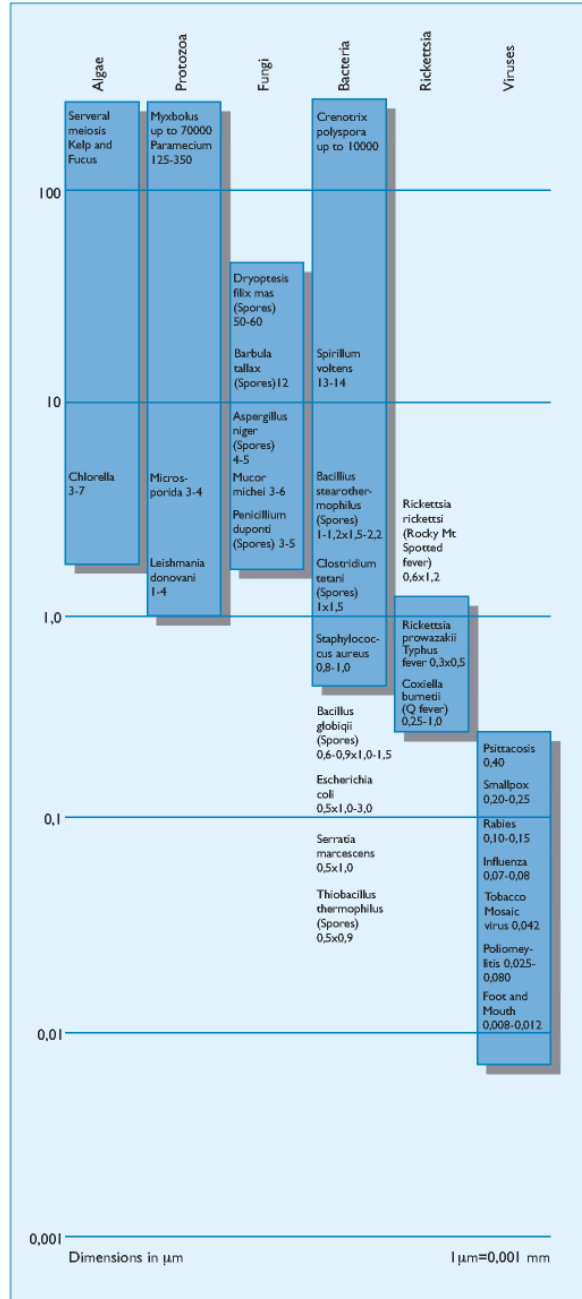
Şekil 1.10 Bir tip grip virüsünün elektron mikroskopunda 3600 kez büyütülmüş hali. Bu virüs ince filamenler şeklinde bulunup çapı yaklaşık 0.1 mm. genişliğindedir.

Aynı süreç bütün birleşik hücrelerde yer almakta ve sonunda tüm hücresel yapı yok olmaktadır. Doku yapısındaki hasar virüsün habercisidir.

Virüsler insanlar, hayvanlar, bitkiler hatta bakterilerin kendi yapısındaki felaketin nedensel sorumlusu olarak tarif edilir. İnsanlarda suçiçeği, kabakulak, kızamık, poliomiyelit ve soğuk algınlığı, grip olarak kendini gösterebilirler.

Hayvanlarda ayak-ağız hastalığı, Newcastle hastalığı, kanatlılar belası (kuş gribi) olarak ortaya çıkmaktadırlar.

Bitkilerde birçok mozaik hastalığına neden olurlar. En ilginçlerinden bir tanesi papağan lalesi'dir. Eskiden bunlar çok renkli oluşumundan ve çiçek yaprakları gibi tüy görünümünden değişik bir tür olarak bakılıyordu. Renkli desenleri ve çiçeğinin gölgesi lalenin kendisine, yeniden üretim gücüne yıkıcı bir zarar vermeyen virüse neden olur. Renkli desenleri ve çekici renkleri bu hastalığın belirtileridir.



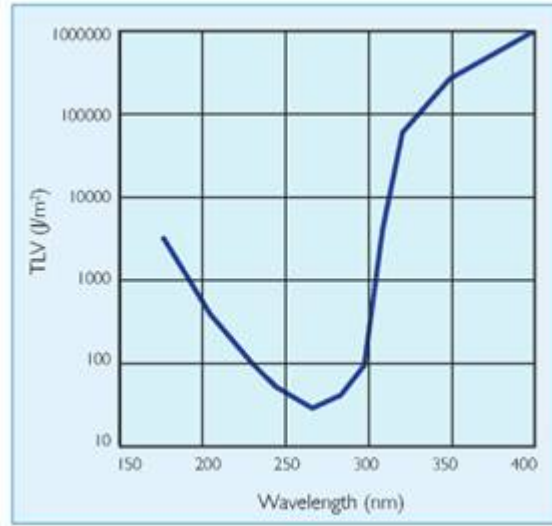
Şekil 1.11 Değişik mikroorganizmaların büyüklükleri

UV Işıma

Morötesi, x-ray radyasyon bandının en sonu ve görülebilir düşük dalgalı spektrum tarafından sınırlandırılmış miknatıslı radyasyonun bir parçasıdır. Morötesi radyasyonun izgezimsel menzili 100-400 nm. arasındadır ve insan gözüyle görülmez. UV spektrumu üç banda ayrılır:

UV-A (uzun dalga)	315-400 nm.
UV-B (orta dalga)	280-315 nm.
UV-C (kısa dalga)	100-280 nm.

Birçok fotobiolojist 320nm altında ve üstünde dalga boylarının yüzey verimini belirtmekte, böylece alternatif bir tanım sunmaktadırlar.



Şekil 1.12 TLV tarafından limitlendirilmiş eşikdeğerli Morötesi Işıma Radyasyon

Güçlü antiseptik etki kısa UV-C bandındaki radyasyondan sağlanır. Buna bağlı olarak radyasyon, eritem (derinin kızarması) ve konjunktivit'e (göz mukozasındaki alevlenme) neden olabilir. Bu yüzden, morötesi radyasyon lambaları antiseptik olarak kullanıldığı zaman UV-C kaldırıcını ve etkilerini dışarıda tutacak bir sistemin kullanılması önemlidir.

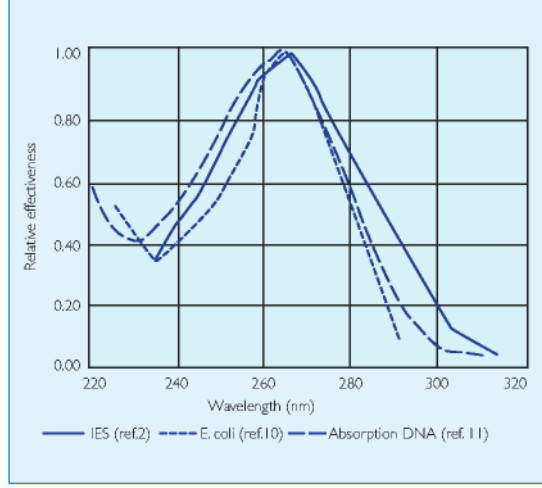
İzin Verilebilir Morötesine Kalma Süreleri

Tablo 1.9 254 nm. Morötesi Işımada izin verilen değerler.

Günlük Süre	Işıma Miktarı ($E_{eff}(uW/cm^2)$)
8 saat	0,2
4 saat	0,4
2 saat	0,8
1 saat	1,7
30 dak.	3,3
15 dak.	6,6
10 dak.	10
5 dak.	20
1 dak.	100

İnsanlar çıplak olarak UV-C ışığına temastan sakınmalıdır. Bu şans eseri doğada kolaydır, birçok ürün tarafından emilir hatta düz standart camlar tüm UV-C'yi hapseder. Kuarts ve PTFE istisnadır. UV-C genellikle ölü deri tarafından emilir, bu yüzden eritem kısıtlanabilir;

Üstelik UV-C göz lensine girmez; bununla beraber konjunktivit olur ve çok acı verebilir.



Şekil 1.13 Antiseptik Harekete Geçme Spektrumu.

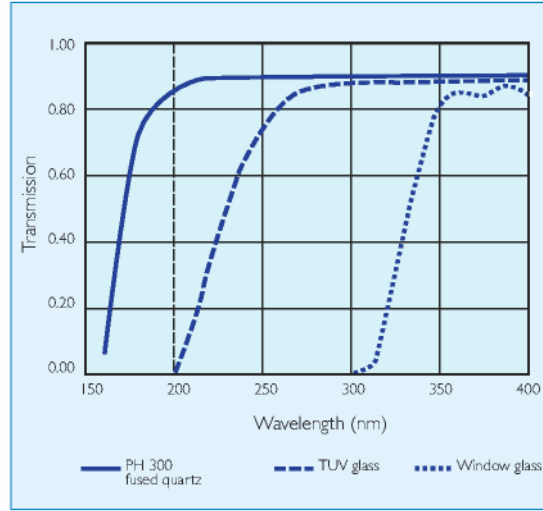
UV-C radyasyonuna maruz kalındığı yerde başlangıç seviyesi gecikmeden sağlık önlemleri alınmalıdır. Birçok türdeki antiseptik TUV lambaları elektronik ve mekanik özellikleri aydınlatmalarıyla özdeşir.

Şekil 1.12 çoğu CIE UV spektrum için bu değerleri gösterir.

Tablo 1.9 Amerikan Hükümet Kongresini ve zamana bağlı olarak insanların maruz kaldığı yayılan UV Işın değerlerinin başlangıç etkileri limitinden sorumlu endüstriyel hijyenistçilerin oluşturduğu tablodur. Bu durumda havadaki oksijendeki şekillenen ozonun, 240nm altında kalan radyasyon dalgaları bir şey ifade etmez.

Bu yüzden bazı maddelerin ve insanların radyasyona maruz kalmaması için tüm tedbirler alınmalıdır.

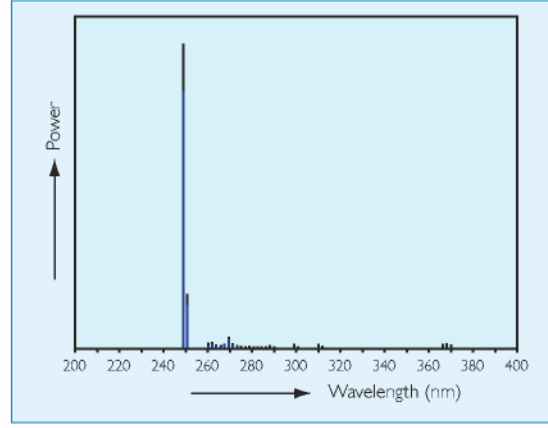
En etkili UV-C üretim kaynağı, %35 watt girdisinin UV-C'ye dönüştürüldüğü yerde lambanın boşalttığı düşük basınçlı civa lambasıdır. Radyasyon hemen hemen %85 maksimum antiseptik effectle 254nm. üretilir. (şekil 1.13). Philips'in düşük basınçlı TUV lambaları 185 nm. civa seviyesinde ozon şekillendirici radyasyonu dışarıya süzen özel cam zarfına sahiptir. Camın ezgisel iletimi şekil 1.14'te gösterilir ve TUV lambalarının ezgisel dağılım gücü şekil 1.15'te verilir.



Şekil 1.14 Bazı camların özel iletimleri (I mm).

Bu onlara elektronik veya manyetik dolanımı kullanarak aynı yolda işlem görmesini sağlar. Tüm düşük basınçlı lambalar göz önüne alınarak, lamba sıcaklık işlemcisi ve çıktısı arasında bir bağ vardır. 254 nm. de en güçlü düşük basınç lamba rezonansı tüp boşaldığındaki malum civa basıncıdır. Bu basınç yaklaşık 25 derece sıcaklığı çevreleyen ile ilgili, 40 derecedeki iyiselleştirilmiş tüp duvar sıcaklığı ve sıcaklık işlemi tarafından belirlenmektedir. Örneğin, havadaki 10°C'de TUV lambaları %20, 25°C'de %80 UV-C radyasyon üretmektedir(Şekil 1.24). Hava

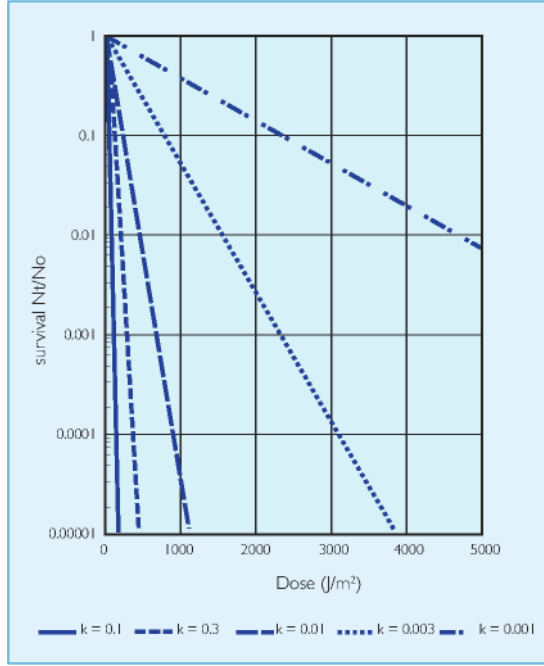
sıcaklığı azalırken antiseptik oranı artar. Artan antiseptik oranı normalden daha yüksek voltaja neden olur.



Şekil 1.15 TUV lambalarının Spektral Güç Dağılım Grafiği.

İkinci tip UV kaynağı, orta basınçlı mercekli lambalardır. Burada yüksek basınç yüksek enerji seviyesi üreten daha fazla spektral ve düzenlenmiş radyasyonlara neden olmaktadır. Kuarz zarf 240 nm. altında iletir, bu yüzden ozon havada şekillenir. Orta basınçlı kaynakların avantajları şunlardır:

1. Daha yüksek yoğunluk
2. Aynı uygulamada kullanılan düşük basınç tipinden daha az lambaya neden olan yüksek güç
3. Çevre sıcaklığına daha az duyarlılık



Şekil 1.16 Mikro Organizmaların doz ve değer sabitlerine göre grafikleri.

Duvar Sıcaklığı 600 ve 900 derece arasındadır ve lamba da 350 dereceyi geçmemektedir. Bu durumda lambalar loşlaşır.

1.1.4.4 Antiseptik etkisi

UV radyasyonu (W/m^2) olarak ifade edilen ışınlama yoğunluğu ve Watt(W) tarafından dışarıya emisyon yapar. Antiseptik oranı önemlidir. Değer, (t) zaman ve (J/m^2) joule'un çarpılmasıyla bulunur.

Düşük basınçlı lambaların IES eğiminin %80 olduğu ve DNA'nın en yüksek değerinin %85 olduğu yerde 254 nm'de kendi öz emisyon hacmi vardır. Bu 235 nm. altındaki antiseptik dalgaları için geçerli değildir ama DNA emilimi için dikkate alınabilir.

Küçük organizmaların dirençleri UV radyasyonu altında değişir. Bununla beraber, küçük organizmaların yaşama alanı yok olması gereken radyasyon oranını etkiler. Mesela su yoğunluk oranına göre radyasyonu emer. Yaşayan UV radyasyonu şu yaklaşıma maruz kalır:

$$N_t/N_0 = \exp. (-kE_{\text{eff}}t) \dots\dots\dots 1$$

$$\text{Böylece } \ln N_t/N_0 = -kE_{\text{eff}}t \dots\dots\dots 2$$

- N_t zamandaki hücre sayısı
- N_0 --- maruza kalan hücre sayısı
- k türlerine göre sabit oran
- E_{eff} ---- W/m^2 'de etkin parlaklık

E_{eff} ürünü, H_{eff} dozundaki etkinliktir ve Ws/m^2 of J/m^2 olarak ifade edilir.

$$2.303 = kH_{\text{eff}}.$$

Tablo 1.10'da bazı k göstergeleri verilmektedir ve $0.2 \text{ m}^2/\text{J}$ ye kadar değişmektedir. Bu verilerden virüslerin yaşama şanslarıyla ilgili tahmin yürütülebilir.

Tablo 1.10 254 nm altındaki yaşamsal %10 luk alan ve k (mVJ) sabit oran

Bakteriler	Doz	K sabiti
Bacillus anthracis	45.2	0.051
B. megatherium sp. (spores)	27.3	0.084
B. megatherium sp. (veg.)	13.0	0.178
B. paratyphosus	32.0	0.072
B. subtilis	71.0	0.032
B. subtilis spores	120.0	0.019
Campylobacter jejuni	11.0	0.209
Clostridium tetani	120.0	0.019

<i>Corynebacterium diptheriae</i>	33.7	0.069
Dysentery bacilli	22.0	0.105
<i>Eberthella typhosa</i>	21.4	0.108
<i>Escherichia coli</i>	30.0	0.077
<i>Klebsiella terrifani</i>	26.0	0.089
<i>Legionella pneumophila</i>	9.0	0.256
<i>Micrococcus candidus</i>	60.5	0.038
<i>Micrococcus sphaeroides</i>	100.0	0.023
<i>Mycobacterium tuberculosis</i>	60.0	0.038
<i>Neisseria catarrhalis</i>	44.0	0.053
<i>Phytomonas tumefaciens</i>	44.0	0.053
<i>Pseudomonas aeruginosa</i>	55.0	0.042
<i>Pseudomonas fluorescens</i>	35.0	0.065
<i>Proteus vulgaris</i>	26.4	0.086
<i>Salmonella enteritidis</i>	40.0	0.058
<i>Salmonella paratyphi</i>	32.0	0.072
<i>Salmonella typhimurium</i>	80.0	0.029
<i>Sarcina lutea</i>	197.0	0.012
<i>Serratia marcescens</i>	24.2	0.095
<i>Shigella paradysenteriae</i>	163	0.141
<i>Shigella sonnei</i>	30.0	0.077
<i>Spirillum rubrum</i>	44.0	0.053
<i>Staphylococcus albus</i>	184	0.126
<i>Staphylococcus aureus</i>	26.0	0.086
<i>Streptococcus faecalis</i>	44.0	0.052
<i>Streptococcus hemolyticus</i>	21.6	0.106
<i>Streptococcus lactus</i>	61.5	0.037
<i>Streptococcus viridans</i>	20.0	0.115
<i>S. enteritidis</i>	40.0	0.057
<i>Vibrio cholerae</i> (V comma)	35.0	0.066
<i>Yersinia enterocolitica</i>	110	0.209

Mayalar	Doz	K sabiti
Bakers' yeast	39	0.060
Brewers' yeast	33	0.070
Common yeast cake	60	0.038
<i>Saccharomyces cerevisiae</i>	60	0.038
<i>Saccharomyces ellipsoideus</i>	60	0.038
<i>Saccharomyces sp.</i>	80	0.029
Küf mikro-Organizmaları		
<i>Aspergillus flavus</i>	600	0.003
<i>Aspergillus glaucus</i>	440	0.004
<i>Aspergillus niger</i>	1320	0.0014
<i>Mucor racemosus</i> A	170	0.013
<i>Mucor racemosus</i> B	170	0.013
<i>Oospora lactis</i>	50	0.046

Penicillium digitatum	440	0.004
Penicillium expansum	130	0.018
Penicillium roqueforti	130	0.018
Rhizopus nigricans	1110	0.002
Virüsler		
Hepatitis A	73	0.032
Influenza virus	36	0.064
MS-2 Coliphase	186	0.012
Polio virus	58	0.040
Rotavirus	81	0.028
Tek Hücreli Hayvanlar		
Cryptosporidium parvum	25	0.092
Giardia lamblia	11	0.209
Deniz Yosunları		
	3000	0.0008
Chlorella vulgaris	120	0.019

1.1.4.5 Mor ötesi ışınların dezenfeksiyondaki etkisi

Dezenfeksiyon amaçlı beş tip Philips lambası mevcuttur.

- Klasik T5 ve T8 TUV lambaları (tasarımımızda kullanılmamıştır)
- Yüksek çıkışlı TUV lambaları
- PL-S ve PL-L ikiz tüp TUV lambaları
- Ve en yeni XPT cıvalaşım T6 da çok yüksek çıktılı antiseptik lambalar ve T10 çaplılar

Bütün bunlar düşük basınçlı mercek teknolojileri üzerine kurulmuştur. Düşük basınçlı lambalar aynı uzunluktaki lambalara göre UV etkinliğinin maliyetinde daha fazla çıktı vermektedir.

- Orta basınçlı mercek tipindeki HOK lambaları düşük basınçlılara göre daha fazla UV-C çıktısı verir fakat daha az etkili olmaktadır.

Lamba seçimi özel uygulamalara bağlıdır. Birçok durumda küçük basınçlı tipler daha çekicidir. Çünkü antiseptik lambalar küçük organizmalara daha fazla zarar verir. Böylece yüksek voltajlı lambalara daha az ihtiyaç olmaktadır. UV-C etkinliği seçimi önemli olmamasına rağmen su dezenfeksiyonu için hem düşük hem orta basınç kullanılabilir. Toplamda boşluk ve metal alan sınırlaması daha fazla bir maliyete neden olur.

Hava düşük emilme katsayısı içerdiği için bu alanda iyi sonuçlar alınır. Böylece UV-C küçük organizmalara etkilidir. Aslında diğer iki yararlı şart mevcuttur. Katının nadir hareketleri bakterilere izin verir ve saldırı için moleküler uyuma, kapalı sisteme birçok fırsat verir. Bunun içindir ki hava dezenfeksiyonu UV radyasyonu için önemli bir uygulamadır.

Hatta en basit sistemlerde bile odada, havada uçan organizmaların sayısında övgüye değer bir azalma vardır. Böylece havada uçan enfeksiyon tehlikesi ve birçok hastalıkta azalma gözlenir.

Bununla beraber dezenfekte olmuş hava dezenfekte bir alanı belirtmez.

Morötesi lamba isimlerini kullanarak hava dezenfeksiyonu yapan beş basit yöntem vardır.

- a.Tavan ve asılı duvar TUV lambaları
- b.Yüksek ışınlamalı TUV lambaları
- c.Yer ışınlaması için TUV lambaları.
- d.Bazı mikroplar için özel filtreli TUV lambaları
- e.Basit filtreli tek TUV lambaları

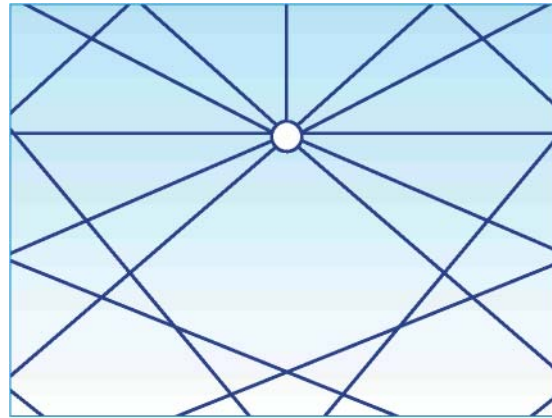
Tavana asılı TUV lambaları

Bu yöntem içerisinde boş olduğu veya radyasyona karşı koruyucu önlemleri almanın mümkün olmadığı durumlarda kullanılır. Bu koruyucu önlemler şunları içerir:

Yüz: Koruyucu gözlük, camgözlük
Eller: Eldivenler
Yüz ve Ense: Yüz maskesi

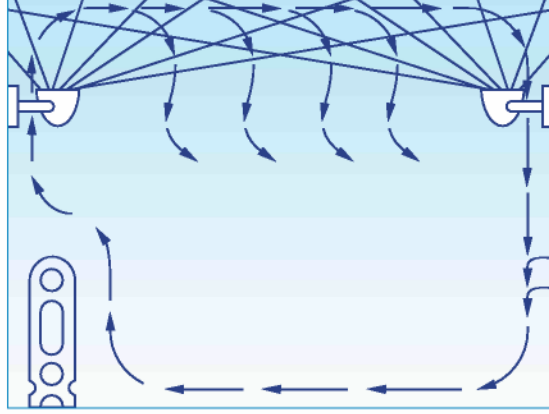
Yukarıya bakan yansıtıcı yüksek hava ışınlamalı TUV lambaları

Bu yöntem dezenfeksiyonlama sistemleri bakterilere karşı savaşta kullanılır; Bunun faydası kapalı alanlarda koruyucu kıyafetsiz de kullanılmasıdır. Lambalar aşağıdaki dikeyin altında radyasyonu emici amaçlı uygun yansıtıcılara asılabilir.



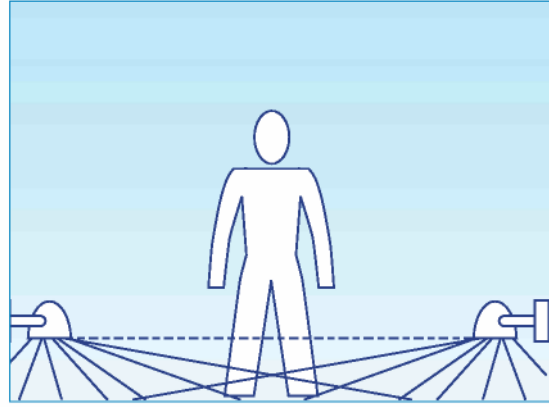
Şekil 1.17 Havanın dezenfektasyonu ile ilgili çeşitli olanaklar a. Tavandan aydınlatmalı lambalar.

Yansıtıcılar yerden 2,1 m'den daha yukarıya asılmalıdır. Bu morötesi radyasyonu serbest kılar. Çünkü UV-C radyasyonunun direkt konusudur.



Şekil 1.18 b. Yukardan yansıtımlı reflektörler.

Havanın vantilatörsüz normal aktarımı dakikada 8,15 m. harekete neden olur. Böylece havada sirkülasyon olur. Bu süreç TUV lambalarının olduğu yerde hava kirliliğinin azalmasına neden olur.



Şekil 1.19 c. Aşağıdan yansıtımlı reflektörler.

Yer ışınlaması için TUV lambaları

Bu yöntem odanın bütün hava temizliğinin önemli olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Bu durumda lambalar 60 cm. üzerindeki aşağıya bakan yansıtıcılar tarafından filtrelenmektedir.

Hava kanallarında özel filtreli TUV lambaları

Bu yöntemde bütün klimalar, radyasyonun öncelikli girişidir. Enjekte edilen hava takılan lambalara bağlı olarak özel öldürücü seviyeyle dezenfekte edilmektedir.

Böyle sistemler düşük akışkanlıdır ve performansları teorik olarak tahmin edilebilir.

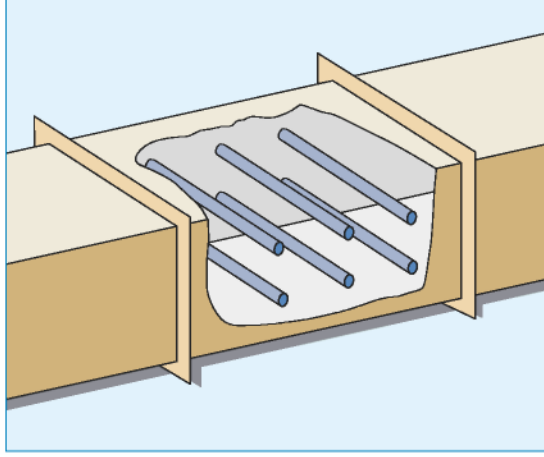
Bu sistem sadece bakteriler için uygundur; birçok kesenin morötesi için daha yüksek direnci vardır, bu yüzden akışkanlık oranı üretim için yeterli değildir.

Toz filtreleri lambaların lekelenmemesi için döşenmektedir, bu emilme hacmini daraltmaktadır. Odanın dezenfeksiyonu için gerekli olan lamba sayısı UV yansıtıcıları için oda duvarı uygunluğu, havanın nemi, hava akışı ve sıcaklığına bağlıdır.

Dezenfekte olmuş bir odaya girmenin avantajları sayısızdır ve insanlığın korunmaya başladığından beri kullanılan radyasyon seviyesi sınırsızdır.

Dışarıdaki hava değişimleri sistemdeki sıcaklık ve nemlilik farklılığını etkiler. Odanın içindeki hava değişimi sistemin etkinliğini artırır.

Alüminyumlu UV lambaları etkinliği de artırır. Lamba takım sistemleri ulaşım ve temizliği göz önüne alınarak takılmalıdır. UV 'ye maruz kalan küçük organizmalar da yok olur.



Şekil 1.20 Hava dezenfektasyonunda oda hava kanalına TUV Lambaları ile yapılan uygulamanın basit gösterimi.

$$N_t/N_0 = \exp(-k_{eff}t)$$

Bu sabit oran UV radyasyonu altında kalan küçük organizmaları tarif eder ve her çeşit için farklıdır. Bunlar çeşitli hava temizleme testlerinden geçer.

Basit filtreli TUV lambaları

Bu yöntem kapalı alanlardaki hava kalitesine duyulan ihtiyaç çerçevesinde doğmuştur. Bağımsız üniteler rahat, basit ve esnektir. TUV lambalarından oluşan üniteler asılı 'ışık tuzağı' olarak adlandırılır. Tek ve çift çıkıtlı lambalar bir ve birden fazla lamba için üretilebilir. Esnek bir tasarım için PL-L ve PL-S lambaları önerilir, çünkü boyutları sıkıştırılabilir, böylece daha fazla lamba asılabilir.

Tasarımın özelliği çok basit ve taşınılabilir olması, böylece lambaları ve voltajı değiştirilebilir.

1.1.4.6 UV ışık uygulamaları

UV antiseptik uygulamaları aşağıdaki gibi sınıflanabilir.

- Hava dezenfeksiyonu
- HVAC soğutucuları
- Konut içme suyu
- Sanayi içme suyu
- Kullanım amaçlı su
- Yarıiletken ve IC Üretiminde
- Atık su
- Yüzme havuzu, Spa, akvaryum..vs

Hava dezenfeksiyonu

Bakteri, virüs, küf, polen, duman ve toksin gazı dezenfeksiyonudur. Böylece astım gibi birçok hastalıktan korunulur.

İş ve endüstri çevrelerinde HEPA (-YHEÖ-yüksek hava etkinliği özelliği) (High Efficiency Particulate Air) kurulur. Bazı filtreler etkin olmasına rağmen hava akımı, ısınma ve soğuma hava basıncındaki uygun korumayı azaltabilir.



Şekil 1.21 Hava dezenfektasyonu uygulaması

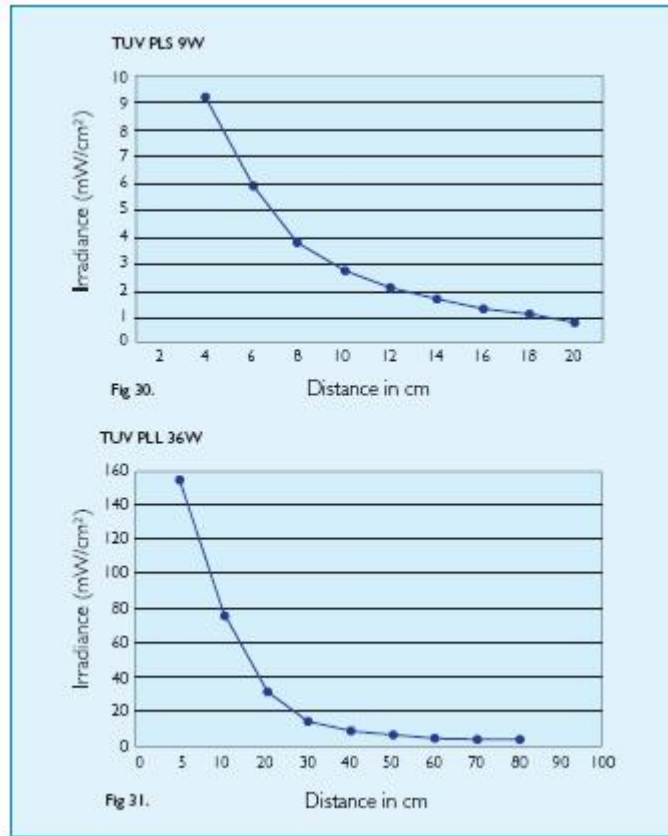
Konut tipi kullanımları

- 25 mikron ızgara filtresi
- Karbon filtreler.
- Elektronik klimalar
- Ozon ve iyon jeneratörleri
- UV ışığı

Hasta sağlığı ve görevliler için ameliyat odaları ve benzer görevdeki alanlar kansere yol açan havada uçuşan mikroplara karşı dezenfekte edilmelidir. Hastanelerdeki genel hastalık kontrol etme yöntemleri şunlardır.

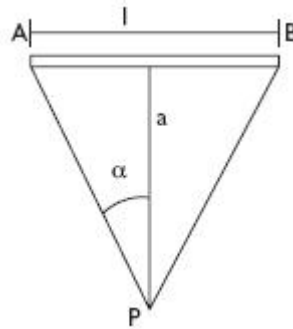
- Havalandırma
- İzolasyonlu odalı negatif basınçlar
- HEPA Filtresi

Havada uçuşan mikroplardan doğan hastalıkların %99'dan fazlası temiz havada ve UV radyasyonunda yok olur. UV, antiseptik ışınlama enfeksiyonlara karşı geliştirilmiş koruma sağlamaktadır. Özellikle üstün hava dezenfekte TB kontrolü ve havada uçuşabilen hastalıklara karşı çok etkilidir. Hatta bu mikroplar konuşma ile bile alınarak nezle ve soğuk algınlığına neden olmaktadır.



Şekil 1.22 UV ışınlamasının lambaya uzunluğu ile ilgili farklı şekillerini gösterir.

P noktasındaki küçük yüzeydeki E radyasyonu, En uygun doğrusal radyasyon kaynağı AB, Uzunluğundaki I miktarı için;



Şekil 1.23 UV ışınlamasının hesabı.

$$E = \frac{\varphi}{2\pi^2 l a} (2\alpha + \sin \alpha) \quad (1)$$

Bu formül Hollanda'da Philips Teknik Kütüphanesinde MacMillan and Co Ltd, 1971 tarafından geliştirilmiş ve yüzeydeki UV ışımalarının gücünü veren bir denklemdir.

Lambaya olan uzaklık arttıkça, formül:

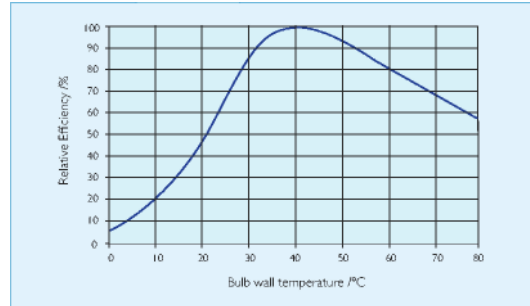
$$E = \frac{\varphi}{\pi^2 a^2} \dots (\alpha \gg 1) \dots (2)$$

Daha yakınlaştıkça da ışıma buna orantılı olarak:

$$E = \frac{\varphi}{2\pi a l} \dots (\alpha < 0.5 l) \dots (3)$$

değişmektedir.

Düşük basınçlı lambalarda UV etkinliği merceğin basıncına bağlıdır. Bu basınç lamba spotlarındaki sıcaklığa bağlıdır. Uygun UV etkinliği sıcaklığın 40 dereceye vurduğu yerde yakalanır. Dolaşan havanın tüp sıcaklık duvarlarında güçlü bir etkisi vardır. Havadaki soğuma lambanın gücü artırılarak telafi edilebilir.



Şekil 1.24 Sıcaklığın lamba verimine etkisi

Düşük basınçlı TUV lambalarında 1m.'de radyasyon oranı:

	$\mu\text{W}/\text{cm}^2$
TUV 4W T5	9
TUV 6W T5	14.5
TUV 8W T5	21
TUV 10W T5	22.5
TUV 11W T5	21.5
TUV 15W T5	48
TUV 16W T5	33
TUV 25W T8	69
TUV 30W T8	100
TUV 36W T8	145
TUV 55W HO T8	150
TUV 75W HO T8	220
TUV 115W VHO T12	330
TUV 240W XPT	800
TUV 270W XPT	920
TUV PL-S 5W	9.5
TUV PL-S 9W	22
TUV PL-S 11W	32
TUV PL-L 18W	55
TUV PL-L 35W HO	105
TUV PL-L 36W	120
TUV PL-L 55W	160
TUV PL-L 95W HO	300
TUV 36T5	140
TUV 64T5	240
TUV 36T5 HO	240
TUV 64T5 HO	460

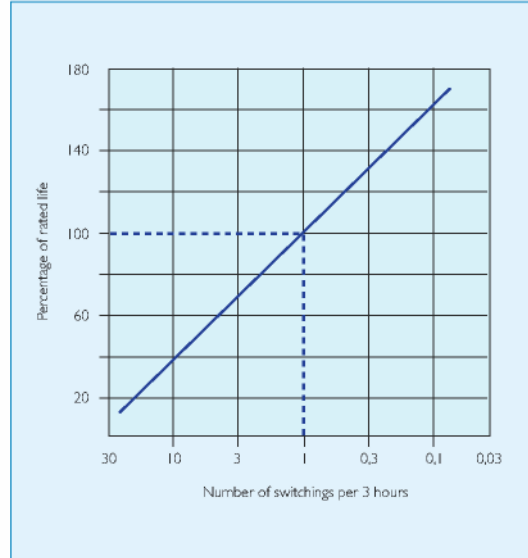
Şekil 1.25 TUV lambaların ışıma değerleri

Tasarımda kullanılan lamba da TUV 6 W T5'tir. Tabii ki tasarlanan cihazda uzaklık çok daha küçük olduğundan (2-3 cm.) verim de burada hesaplananın çok daha üzerindedir.

Yalnız lambaların ömrü de önemli bir husustur. Bunu etkileyen unsurlar:

- elektrot geometri
- lamba akımları
- gaz doldurma
- eşleştirme aralığı
- çevreleyen derece
- devre tasarımıdır.

Elektronik önden ısıtmalı balastların kullanımı lambanın ömrünü uzatmaktadır. Lamba kullanımında da gereksiz açma kapamalardan uzak durulmalıdır.



Şekil 1.26 Lamba ömrü

1.1.5 Filtre

Tasarımımızda son aşamada filtre seçimi yapılmıştır. Hepa filtre konulması başlarda düşünülse de bunun standartlarının tasarımımıza uymayacağını anlaşıldığından sonra alternatifler bulunmuştur.

Yapılan araştırmalarda dünyadaki filtre cinsleri, sınıflandırmaları ve verimlerine göre Tablo 1.11 ve Tablo 1.12 teknik verileri elde edilmiştir.

Tablo 1.11 Filtre sınıflandırması

Test Standardı	Sınıfı	Ağırlıkça Toz Tutma*	Verimlilik**	Başlangıç Toz Tutma
DIN EN 779	G1	$A < 65$		
	G2	$65 < A < 80$		
	G3	$80 < A < 90$		
	G4	$90 < A$		
DIN EN 779	F5		$40 < E < 60$	
	F6		$60 < E < 80$	
	F7		$80 < E < 90$	
	F8		$90 < E < 95$	
	F9		$95 < E$	
DIN EN 1822 (HEPA)	H10			$85 < n$
	G11			$95 < n$
	H12			$99,5 < n$
	H13			$99,95 < n$
	H14			$99,995 < n$
DIN EN 1822 (HEPA)	U15			$99,9995 < n$
	U16			$99,99995 < n$
	U17			$99,999995 < n$

* Yüzde Ortalama Değer ** MPPS (most penetrating particle size)deki yüzde

Bunların neticesinde emiş filtrelerinde 4 cins (toz, partikül, karbon, hava) filtelerinden bir kaset oluşturulmuştur.

Tablo 1.12 Ortalama Toz Tutma ve Sınıflandırma

Filtre Sınıfı	FİLTRE SINIFI (μm)						
	0,1	0,3	0,5	1	3	5	10
G1					0-5	5-15	40-50
G2				0-5	5-15	15-35	50-70
G3			0-5	5-15	15-35	35-70	70-85
G4		0-5	5-15	15-35	30-55	60-90	85-98
F5	0-10	5-15	15-30	30-50	70-90	90-99	> 98
F6	5-15	10-15	20-40	50-65	85-95	95-99	> 99
F7	25-35	45-60	60-75	85-95	> 98	> 99	> 99
F8	35-45	65-75	80-90	95-98	> 99	> 99	> 99
F9	45-60	75-85	90-95	> 98	> 99	> 99	> 99

Filtre seçiminde öncelikle yerli piyasadan temin edilen bazı filtreler incelenmiştir. Ancak maliyetlerin çok yüksek olması bizi biraz sıkıntıya sokmuştur. Burada gelen numune filtrelerin standart teknik özellikleri ve de boyutları bizim tasarımıımızdan da farklılık arz etmekteydi.

Daha sonra klima santral üreticileri araştırılarak çeşitli filtreler toplanmak suretiyle, şekil 7.71’de görülen kaset filtre tasarımı gerçekleştirilmiştir.

1.2 Hastane Havası

Hastane iklimlendirme ve havalandırması, hasta ve hastane hijyeni açısından büyük önem taşımaktadır. Hastanelerin iklimlendirme sistemleriyle ilgili uygulamalar ve bu uygulamalardan önce yapılan çalışmaların sorumlu uzmanlarca yapılması ve iklimlendirme işleminin belli standartlara uyularak gerçekleştirilmesi gerekmektedir.

Son zamanlarda Ülkemizde ve de Dünyada hastanelerin kurulması aşamasında üzerinde fazla ihtisas yapılmadan kurulan yanlış sistemler ve ihmallerden kaynaklı ciddi sorunlarla karşılaşmıştır.



Şekil 1.27 Modern bir hastaneden görüntü

Sağlık hizmetlerinin özelliği ve hastane teknolojisinin gereği, hastane binalarında uygulanan havalandırma ve klima sistemlerinin; mahallerin konfor şartlarından öte, hastaların tedavisine, mikrop ve virüslerden korunmasına ve sağlıklarına kavuşmasına yönelik tasarlanmış olmaları gerekli görülmektedir.

Hastaneler farklı özellikte birçok birimden oluşan tesisler olduğundan teknik tasarımları da özel ihtisas istemektedir. Hastaneler

havalandırma normlarına göre iki ayrı grupta incelenir. Birinci grupta, ameliyathaneler ve koridorlar, bunlara bitişik steril malzeme depoları, yoğun bakım üniteleri, ağır yanık ve tedavi bölümleri gibi tam steril alanlardır.

İkinci grupta ise doğumhaneler, endoskopi, pansuman, fizyoterapi, radyoloji bölümleri gibi normal steril odalar bulunmaktadır.

Bu ünitelerin bir araya gelmesiyle oluşan hastaneler, günün çalışma saatleri içinde insan sirkülasyonunun ve yükünün en fazla olduğu, kendine has özellikleri olan yapılardır. Havada taşınan mikroorganizma ve tozlardan oluşan partiküller, belirli bir oranın üzerinde olduğu takdirde insan sağlığı açısından tehlike oluşturmaktadırlar. Kontaminasyon oranı olarak anılan bu oranların, konut veya iş yeri niteliğindeki mahallere nazaran hastane ve özellikle ameliyathane gibi mahallerde çok daha düşük olması gerekmektedir. Ameliyathanelere taze hava kullanımının kriterleri ise şöyledir: Amerikan standardı ameliyathanelerde yüzde 100 taze hava kullanımı öneriliyor. DIN normları ise, eğer her ameliyathane ayrı bir cihazla besleniyorsa ve başka hacimlerden sızdırmazlığı sağlanıyorsa resirküle hava kullanılmasına izin veriyor. Ancak genelde 2-3 ameliyathane tek cihazdan beslendiği için yüzde 100 taze hava kullanımı zorunlu oluyor. Bu durumda ameliyathanelerde farklı sıcaklık ve nem gerekiyorsa son filtreden önce "reheat coll" ve buharlı nemlendirici monte edilmesi gerekmektedir.

Acıbadem Hastanesi Teknik Müdürü Özay Kas, kuruluşlarında gerek sistem tasarımında gerekse işletilmesinde, standart hava kalitesi ve konfor şartlarının yanı sıra en çok önem verdikleri kriterin hijyen

olduğunu belirtmekte ve *"geleneksel havalandırma sistemlerinin ötesinde, özellikle iç hava kalitesi ve ameliyathanelerde laminar hava akımı ve hız kriterleri; sistemimizin tasarlanması ve işletilmesi açısından en çok önem verdiğimiz konulardır"* demektedir.

Acıbadem Hastanesi'nin havalandırma sistemi steril odalar ve ameliyathaneler gibi en hassas mahallerden, koridor gibi sıradan mahallere kadar tüm binada uygun görülen taze hava oranları, sıcaklık ve nem değerleri ile ses seviyelerini sağlayacak şekilde Alman DIN 1946/4 standartlarına uygun tasarlanmıştır. Sistem temel olarak, sıcaklık ve nem kontrolü, kontaminasyon oranı kontrolü, ameliyathanelerde laminar akış kontrolü, sistem genelinde çok steril bölgelere doğru hava akımının sağlanması şeklinde 4 ana gruptan oluşmaktadır.

Florence Nightingale Hastaneler Grubu Klima Departman Sorumlusu Zeki Özkanlı'nın verdiği bilgilere göre ise Florence Nightingale Hastaneler Grubu'nda, merkezi sistem taze havalı klima santralleri ve fancoil sistemi ile birlikte klimatize edilmiş, split klima kullanılmamıştır. Özkanlı; hastanenin bilgisayarlı klima otomasyonuna sahip olduğunu, ameliyathaneler ve yoğun bakımlar da mikrobiyoloji departmanı tarafından partikül sayım cihazı ile partikül sayımının sürekli olarak yapıldığını belirtilmiştir.

Güven Hastanesi Teknik Servis Müdürü İsmail Selci, bina konstrüksiyonunda hijyenik faktörlerin göz önüne alınabilmesi ve profesyonel kişilerce doğru yapılandırılması görüşünü savunuyor. Bu amaçla, Ankara Güven Hastanesi binasının HVAC sistem danışmanlığını dört ayrı şirketin üstlendiğini, (Alarko, EMO, Selnikel, Gürman) ortak çalışmalar sonucunda bugünkü şeklin verildiğini söylemiştir. İsmail

Selci'nin verdiği bilgilere göre, Güven Hastanesi'nde birbirinden tamamen bağımsız santraller kullanılmıştır.

Tüm santrallerin kontrolleri uzman teknik ekip tarafından merkezi otomasyona bağı bilgisayarlar aracılığı ile kontrol ediliyor ve gerektiği takdirde tüm sisteme bu bilgisayarlar ile müdahale edilebilmektedir. Ayrıca ameliyathane uygulaması ve partikül oranları 24 saat boyunca bilgisayarlarda izleniyor ve tüm tespitler kayda geçiriliyor. International Hospital İstanbul'un havalandırma sisteminin dünya standartlarında olduğunu söyleyen Fikret Balaban, *"bütün mahal projelerinin yurt dışında çizilip İngiltere, Almanya ve Amerika şirketlerinin kontrollerinde yapıldığını"* söylemiş ve bütün cihazların dışarıdan ithal edildiğini sözlerine eklemiştir.

Yukarıdaki  rnekler gözönüne alındığında Türkiye'deki belli başlı özel hastanelerin, hastane iklimlendirmesinin önemini kavradığı söylenebilir. Ancak gerek devlet, gerekse  niversite hastanelerinde, bu kurumların yapısal büyüklüklerinin de etkisiyle, bina iklimlendirmesi açısından uluslararası standartların geçerli olduğunu söyleyebilmek oldukça zor görünmektedir. Tabii diğer bir konu da ülkemizde henüz bu konularda üretimin istenen ölçülerde gerçekleşmemesi ve tedarici sağlanan hijyen cihazlarının yurt dışından temin edilmesidir.

Hastanelerde iklimlendirme/havalandırma sistemlerinin uygulanmasında profesyonel, sorumlu uzmanlar tarafından yapılmasından öte bu uygulamaların hangi standartlar çerçevesinde yapıldığı da önem kazanmaktadır. Ancak Türkiye'de havalandırmayla ilgili standart henüz yoktur. Sadece bazı hastaneler uluslararası standartlar gözönüne alınarak iklimlendirilmektedir.

Dünya Sağlık Teşkilatı'nın geçerli standartları dışında, sağlık yapılarında uygulanacak genel standartlar mevcuttur. Ancak Ülkemizde hastane tasarımında ihtisaslaşmış, entegre proje kurumları bulunmadığından bunlar da henüz uygulamaya geçememektedir.

1.2.1 Hastane iklimlendirmesi

Hastane klima ve havalandırma sistemleri ile ilgili çeşitli standart ve yayınlar mevcuttur. DIN 1946/4 standardı Türkiye'de ve Avrupa'da ana referans olarak kabul edilen bir standarttır. Bu standartta, hastane klima ve havalandırma sistemlerinin tasarımı, kullanılacak cihazların teknik özellikleri, cihazların montajı, kullanımı sırasında dikkat edilecek hususlar, test ve bakım konularında detaylı bilgiler verilmiştir.

DIN 1946/4 standardı hastane ortamlarını birinci ve ikinci sınıf ortamlar olarak ikiye ayırmıştır. Birinci sınıf ortamlar, hijyenik gereksinimin yüksek olduğu ortamlardır. Birinci sınıf ortamların listesi DIN 1946/4 standardında verilmiştir. Bu ortamlarda havanın sıcaklığı, nem oranı, taze hava oranına ek olarak havadaki partikül ve mikro-organizma sayısı ve ayrıca ortamdaki hava basıncının da istenilen değerlerde tutulması gerekmektedir. Diğer bir söylemle, birinci sınıf bir ortamın havası ile ilgili beş parametrenin göz önünde bulundurulması ve kontrol altına tutulması gerekmektedir. DIN 1946/4 standardına göre ikinci sınıf ortamlar, normal hijyen gereksinimi gerektiren ortamlardır. Bu ortamlarda, konfor şartları daha fazla önem taşımaktadır. Hasta odası, muayene odası, idari birimler ve benzeri ortamlar ikinci sınıf ortamlar grubuna girmektedir. Pratikte, DIN 1946/4 standardında bazı ortamların hijyeniklik sınıfı belirtilmemiş olabilir, bu tip ortamların sınıfı, hastane hijyenistleri ile danışarak belirlenmektedir.

Hastane klima ve havalandırma sistemlerinin tasarımı, konfor klima sistemlerinin tasarımından daha zordur. Hastane klima ve havalandırma sistemlerinin tasarımını, montajını, işletme ve bakımını konfor klimasına göre zorlaştıran faktörler şunlardır:

1- Yukarıda da belirtildiği gibi hastane klima ve havalandırma sistemlerinin tasarımında en önemli zorluk beş parametrenin (sıcaklık, nem oranı, taze hava oranı, partikül ve mikro-organizma ve ortam basıncı) aynı anda göz önüne bulundurulması ve tasarımın bu beş parametreye göre yapılmasındandır.

2- Hastane klima ve havalandırma sistemlerinde, filtrasyon konfor klimasına nazaran daha fazla önem taşımaktadır. Bu konu yalnızca birinci sınıf ortamlar için geçerli olmayıp, ayrıca ikinci sınıf ortamlarda da dış ortamdan alınan ve ortama verilen havanın filtrelenmiş ve mümkün olduğu kadar canlı ve cansız partiküllerden arındırılmış olması gerekmektedir.

3- Hastane ortamlarında bulunan değişik kimyasal ve biyolojik gazlarının konsantrasyonunu azaltmak ve tehlikesiz hale getirmek için, taze hava oranına daha fazla önem vermek gerekir. Hastane havasının ısıtılması, soğutulması ve nem oranının ayarlanmasına ek olarak kesinlikle hastanenin bütün ortamlarına taze hava verilmesi gerekir. Hastanenin değişik bölümlerine verilmesi gereken taze hava miktarı DIN 1946/4 standardında belirtilen şekilde olmalıdır.

4- Hastanelerde, ortamlar arası hava akışı önemlidir. Değişik hijyenik sınıfına sahip olan ortamlar arasındaki hava akışı standartlara uygun olması gerekmektedir. Genelde hava akışı, hijyen derecesi yüksek olan ortamdaki hijyen derecesi düşük olan ortama doğru olmalıdır. Hava akışı bir ortamın hava basıncı, yan ortamlara göre pozitif veya negatif

basınçta tutulması ile mümkün olmaktadır. İkinci sınıf ortamlarda bile, hastalığın yayılmaması açısından ortamlar arasındaki hava akışına dikkat etmek gerekir. DIN 1946/4 standardında hastanenin değişik ortamların arasındaki hava akışını belirlenmiştir. Hava akışının belirtilmediği ortamlar için, hastane hijyenistlerine danışılarak, ortamın pozitif veya negatif basınçta tutulmasına karar vermek gereklidir.

5- Hastane klima ve havalandırma sistemleri direk insan sağlığı ile ilgilidir. Sistemin tasarımı, işletilmesi, bakımı ve servisi sırasında oluşan problemlerden ve aksaklıklardan dolayı geri dönüşü olmayan durumlar ortaya çıkabilmektedir. Hastanelerde, hava şartları daha hassas ve daha güvenilir bir şekilde tasarlanıp ve kontrol altında tutulmalıdır.

6- Hastanelerde değişik ortam ve bölümler mevcuttur. Bu ortamların sıcaklığı, nem oranı, taze hava oranı, ortam basıncı, mikroorganizma ve partikül sayısı birbirinden farklı olmalıdır. Bu da, hastanelerde bölge sayısının arttırılmasına neden olmakta, tasarım ve kontrol zorluğu yaratmaktadır.

7- Hastane klima ve havalandırmasında kullanılan bütün cihazlar hijyenik yapıda ve bu konudaki standartlara uygun olması gerekir. Seçimlerde, cihazların ses seviyesi, çevre dostu olması, uzun ömürlü gibi parametrelere ek olarak cihazların hijyen kurallara uygun olmasına dikkat edilmelidir.

Ameliyathaneler birinci sınıf ortamlar arasında özel bir yere sahiptir. Ameliyathaneler, enfeksiyon riski yüksek olan ortam olarak bilinmektedir. Bu nedenle, DIN 1946/4 standardında ameliyathanelerin havalandırılması ile ilgili ayrı bir bölüm düzenlenmiş ve bu konu detaylı olarak ele alınmıştır. Ameliyathanelerde havanın sıcaklığı, nem oranı, taze hava oranı, partikül ve mikroorganizma sayısı ve ortam basıncı

sürekli kontrol altında olmalıdır. Sistem durmadan sürekli tam yükte veya istenilen koşullar bozulmadan düşük yükte 24 saat çalışmalıdır. Burada ameliyathane havası ile ilgili kontrol edilmesi gereken parametreler:

1- Ameliyathane sıcaklığı

Ameliyathane sıcaklığı, ameliyathane ekibinin konforu açısından önem taşımaktadır. Ameliyat sırasında konforun sağlanmaması, ameliyat ekibinin konsantrasyonu ve dolayısı ile operasyon başarısını etkilemektedir. Bu nedenle, ameliyathane sıcaklığı, ameliyat ekibi tarafından kontrol edilmesi gerekmektedir.

Bazı ameliyatlarda hasta vücut sıcaklığı, ameliyat için önem taşımaktadır. Bu tip ameliyatlarda konfor sıcaklığının sağlanmasından ziyade, hasta vücut sıcaklığının kontrol edilmesi ön plana çıkmaktadır. Ameliyat ekibi, ameliyathane sıcaklığını uygun gördüğü sıcaklıkta ayarlayabilmelidir.

Sıcaklığın artması mikroorganizmaların çoğalmasında önemli rol oynamaktadır. Ortam sıcaklığının artması ile beraber mikroorganizma üreme hızı da artmakta, bu nedenle stand-by durumunda da ameliyathane sıcaklığının düşük olmasında fayda görülmektedir.

2- Ameliyathane Nem Oranı

Ameliyathane nem oranı ameliyat ekibinin konforu açısından önem taşımaktadır. Ameliyathanelerde nem oranı, ameliyat ekibini rahatsız etmeyecek oranda olmalıdır. Genellikle ameliyathanelerde nem oranı ile ilgili bölgeleme yapılmamaktadır. Ancak, ameliyatın başarısı

açısından nem oranının belirli değerlerde olması isteniliyorsa, bölgelemenin yapılması gerekmektedir.

3- Ameliyathanelerde Taze Hava Oranı

Ameliyathanelerde yayılan narkoz ve diğer biyolojik ve kimyasal maddeler, ameliyat ekibini rahatsız etmekte ve ameliyat başarısını etkilemektedir. Dolayısı ile ameliyathaneye taze havanın verilmesi, bu gazların konsantrasyonunun düşürülmesi açısından önem taşımaktadır.

Ameliyathanelerde iç hava kalitesi, ameliyathane konfor şartlarını sağlanmasında ve ameliyat ekibinin konsantrasyonunun bozulmamasında önemli rol oynamaktadır.

4- Ameliyathanelerde partikül ve mikro-organizma sayısı

Ameliyathanelerde hava yolu ile oluşan enfeksiyon oranı direkt partikül ve mikroorganizma sayısına bağlıdır. Ameliyathane havasında partikül ve mikroorganizma sayısının artması, enfeksiyon riskini arttırmaktadır.

Prensip olarak ameliyathanelerde partikül ve mikroorganizma üretimini yok etmek mümkün değildir. İnsan, partikül ve mikroorganizmanın yayılmasında en büyük etken olarak kabul edilmektedir. Yürümekte olan bir insanın yaydığı partikül ve mikroorganizmalar dakikada 10000 adet olup, bunların %5 - %10'u, 2,5–10 mikron arasında bakteri taşıyan partiküllerdir. Ameliyat sırasında ameliyathanede yapılan ölçümler, ameliyat ekibinin bulunduğu ortamın en yüksek partikül konsantrasyonuna sahip olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, özellikle ameliyat ekibinin bulunduğu bölge ve hasta etrafında, partikül ve mikroorganizma sayısını düşürmek gereklidir.

Yukarıda da değinildiği gibi, ameliyathanelerde partikül ve mikroorganizmaları yok etmek mümkün değildir. Ameliyathanelerde, partikül sayısını düşürmek ancak ameliyathaneye partikül ve mikroorganizmalardan arındırılmış havanın verilmesi ve ameliyathane içindeki partikül konsantrasyonu yüksek olan havanın egzost edilmesi ile mümkün olmaktadır. Bu da, ameliyathanelerde havalandırmanın önemini göstermektedir.

5- Ameliyathane Hava basıncı

DIN 1946/4 standardına göre ameliyathaneleri septik ve aseptik olarak ikiye ayırmak mümkündür. Aseptik ameliyathanelerde, yan ortamlardan ameliyathanelere hava akışı önlenmelidir. Bu tip ameliyathanelerde hava akışı ancak sterilizasyonun yapıldığı ve sterilize edilmiş malzemelerin depolandığı ortamlardan ameliyathanelere doğru olabilir. Diğer ortamlardan ameliyathaneye doğru her hangi bir hava akışı olmaması gerekir. Septik ameliyathanelerde ise, enfeksiyon yayılım riski yüksek olan ameliyathaneler olarak kabul edilmektedir. Bu tip ameliyathanelerde ameliyat havasının yan hacimlere yayılması engellenmelidir. Başka bir deyişle ameliyathane negatif basınçta tutulması gerekmektedir. Her ne kadar, DIN 1946/4 ameliyathaneleri septik ve aseptik olarak ikiye ayırdıysa, pratikte çoğu ameliyathaneler aseptik ameliyathaneler olup, sürekli pozitif basınçta tutulması gerekmektedir.

1.2.2 Hastanelerde klima kullanım kuralları

Hijyenik klima santrallerinin sahip olması gereken teknik ve yapısal özellikleri dört ana kural çerçevesinde toplamak mümkündür. Bu ana kurallar:

- Santrale partikül ve mikro-organizma transferinin önlenmesi
- Santralde partikül ve mikro-organizmanın birikmemesi
- Santralde partikül ve mikro-organizmanın oluşmaması
- Santralin rahatlıkla temizlenmesi veya dezenfekte edilebilmesi

Bu dört ana kural göz önüne alındığında, önerilen her hangi bir santralin ne kadar hijyenik şartlara uygun tasarlanıp üretildiği anlaşılabilir. Bu kurallar, santralin bütün hücre ve elemanları için geçerlidir.

Kural 1: Hijyenik Santrallerine Partikül ve Mikro-Organizma Transferinin Önlenmesi

Hijyenik santrallerde partikül ve mikro-organizmaların santral içine girmemesi için gerekli olan bütün önlemler alınmalıdır. Santralin birinci elemanı filtre olup, santralin içine giren hava partikülleri F5 veya daha üst sınıflarda olan filtreler tarafından alınmaktadır. Ancak, giriş havasının ön filtreden geçmesi yeterli olmayıp, partikül ve mikro-organizmaların santral içine girmemesi için diğer önlemler de alınmalıdır.

Hijyenik klima santrallerinde filtre kaçak oranı çok önemlidir. Filtreden önce oluşan pozitif basınç, filtre ile filtre çerçevesi arasında veya filtre çerçevesi ile santral kaseti arasında olan açık yerlerden havanın by-pass etmesine neden olmaktadır. Bu da, partikül ve mikro-organizmaların santralin içine girmesini sebep olmaktadır. Hijyenik klima santrallerinde, filtre çerçevesinde ve çerçeve ile santral kaset arasındaki olası boşluklar giderilmelidir. Filtre hava kaçak oranı, filtre sınıfına bağlı olarak EN 1886 [3] standardında belirlenmiştir.

- Santralde oluşan pozitif basınç, partikül ve mikro-organizmaların santral içine girmesini önlemektedir. Bazı dokümanlarda santrallerin pozitif basınçta çalıştırılması tavsiye edilse de, pratikte problemler ile karşılaşılabilir.
- Hijyenik santrallerde gerek pozitif gerekse negatif basınçta kaset hava sızdırmazlığının yüksek olması gerekmektedir. DIN 1946/4 göre santral kasetleri DIN V 24 194/2 [4] de açıklanan sınıf -2 şartlarına haiz olması gerekmektedir.

DIN V 24 194/2 standardına göre hijyenik uygulamalar için kasetteki hava kaçak miktarı:

Çalışma basıncı (Pa)	Hava kaçak miktarı (m ³ /m ² .s)
200	0.00084
400	0.00132
1000	0.0024

- Santral girişinde motorlu otomatik damperler konulmalıdır. Cihaz çalışmadığı durumlarda damper otomatik olarak kapanmakta ve partiküllerin santrale girmesi engellenmektedir. DIN 1946 / 4 göre damperlerde hava kaçak oranı 100 Pa test basıncında, 10 m³/hm² geçmemelidir.
- Santral emişine yağmur ve karın girmesi önlenmelidir. Ayrıca, bu açıklıklarda hava hızı düşük tutulmalıdır.
- Santral dışına giden drenaj hatları vasıtası ile toz veya mikro-organizma santral içine girmemelidir. Uygun sifon sistemi yapılmalıdır. Drenaj boruları direk şehir kanalizasyonuna bağlanmamalıdır.
- Santral servis kapıları kilit mekanizması ile donatılmalı, servis elemanları dışında kişilerin kapıları açmasına izin verilmemelidir.

- Santral servis kapıları, mümkün olduğu kadar az açılmalıdır. Bu nedenle, gözle yapılan kontrol işlemleri, servis kapılarına konulan gözetleme camlarından yapılmalıdır. Santral hücrelerinin içi, kolayca görünmesi için aydınlatma ile donatılmalıdır. DIN 1946/4 standardına göre, fan hücresi, nemlendirici, soğutma serpantin ve filtre hücresi aydınlatma ve servis kapılarının gözetleme camlı olması zorunludur.

Kural 2: Hijyenik Santrallerde Partikül ve Mikro-Organizmanın Birikmemesi

Santralde dış ortamdan sürekli hava akışı olduğu için, kir ve partiküllerinin tutulması gereklidir. Santral konstrüksiyonu partiküllerin birikmesine izin vermemelidir. Bunun için de;

- Santral kaseti iç yüzeyleri düz olması gerekmektedir. Santral iç yüzeyleri kesinlikle pürüzlü olmamalıdır. Pürüzlü yüzeyler kir ve partiküllerin birikimi için ideal yerlerdir.
- Santral iç yüzeyinde her hangi bir girinti, çıkıntı veya açık profiller bulunmamalıdır.
- Paneller arası gerek 180 derece gerekse 90 derece birleşmelerde, birleşme çizgileri veya boşluklar, toz veya kirin birikmemesi ve rahatça temizlenebilmesi için hijyenik sıvı conta ile kapatılmalıdır.
- Santralde kullanılan ve hava ile temasta bulunan fitil ve contaların kapalı gözenekli olması gerekir. Gözenekler, partikül birikimi ve mikro-organizma üremesi için ideal yerlerdir.

Kural 3: Hijyenik Klima Santrallerinde Partikül ve Mikro-organizmanın Oluşmaması

- Santral kaset iç saçı ve santrallerde kullanılan diğer saçların malzemesi korozyona dayanıklı olması gerekmektedir. Santral kaset iç saçı paslanmaz olması tavsiye edilmektedir.
- Soğutma serpantini ve seperatör altına konulan yoğuşma tavası, suyun bekletilmemesi için çift eğimli olmalı, uygun çapta tahliye borusu tasarlanmalıdır.
- Santral kasetindeki ısı köprüleri, kaset yüzeyinde yoğuşmaya neden olabilir. Kullanılacak santralin kaseti, santralin bulunacağı ortamın termal şartları ve kasetteki En 1886 göre [5] ölçülen ısı köprüleme katsayısı göz önünde bulundurularak seçilmelidir.
- Susturucu yüzeyi aşınmaya karşı dayanıklı olmalı ve suyu absorbe etmemelidir. Susturucu malzemesi santral havasına karışmamalıdır.
- Filtrelerde yoğuşmanın oluşması, mikro-organizmaların üremesine neden olmaktadır. Santral içindeki nem oranı %90'ı geçmemelidir.
- Pratikte, nemlendirme işlemi için buharlı ve sulu nemlendiriciler kullanılmaktadır. Buharlı nemlendiriciler ile ilgili hijyenik açısından herhangi bir sorun yoktur. Su ile çalışan nemlendiricilerde ise hijyenik olmasında sorun vardır. Su ve özellikle durgun su mikro-organizma oluşumu için oldukça uygun bir ortamdır. Bu nedenle, sudaki bakteri oranı sürekli kontrol edilmeli ve standartlarda yazılan kurallara uyulmalıdır. Püskürtmeli nemlendiriciler yerine son zamanlarda yaygınlaşan dolgulu tip nemlendiricilerin kullanılması çok daha uygun olacaktır. Dalgulu tip nemlendiricilerde, evaporatif nemlendirme söz konusu olduğundan, bakterilerin santral havasına karışma olasılığı daha düşüktür. Su ile çalışan nemlendiricilerde dikkat edilmesi gereken hususlarla ilgili DIN 1946 / 4 ve prEN 13053 [1,6] standartlarında detaylı bilgi verilmiştir.

- Soğutucu serpantini ve nemlendiriciden diğer hücreye su damlacıklarının geçişi olmayacaktır. Bu nedenle, hava hızına dikkat edilmesi gerekir. Tavsiye olarak, hava hızına bakılmaksızın damla tutucular kullanılmalıdır.

Kural 4: Santralin rahatlıkla temizlenmesi veya dezenfekte edilebilmesi

Hijyenik klima santrallerin en önemli özelliği santral kaseti iç yüzeyi ve santralde kullanılan bütün elemanların her taraftan ulaşılabilir ve dolayısıyla temizlenebilir olmasıdır. Santral kaset iç yüzeyleri ve santralde bulunan elemanların temizlenebilmesi için aşağıdaki önlemler alınmalıdır.

- Santralin her elemanı için en az bir servis kapısı veya servis paneli olması gerekmektedir. Kaset içinde erişilmesi zor olan elemanların temizlenebilmesi için elemanın güvenilir bir şekilde dışarıya alınması daha uygundur.
- Santrallerdeki filtre kirliliğini izleyebilmek için, eğik manometre veya benzeri cihazlar kullanılmaktadır. Eğik manometre hortum çıkışları, filtre hücresinde filtrenin iki tarafına (sağ ve soluna) konulacaktır. Böylece, kullanılan filtrenin ilk basınç ve kontrol anındaki çalışma basıncını izlemek mümkündür.
- Hijyenik klima uygulamaları için, plug fanlar tercih edilir. Buna karşın gözetleme camlı ve belli büyüklükte olan fanlar için drenaj hatlı radyal fanlar da kullanılabilir. Fan kanatları ve malzemesi galvaniz kalitesinin yüksek olmak şartı ile galvaniz boyalı veya paslanmaz seçilebilir.

- Kullanılan elektrik motorlarının yüzeyi yıkanabilir ve istenildiğinde dezenfekte edilebilir olmalıdır. Bu nedenle, elektrik motorlarının koruma sınıfı olarak IP 55 seçilmelidir.
- Su damla tutucularının temizlik amacı ile diğer elemanlardan bağımsız ve rahatlıkla sökülebilir ve temizlenebilir olması gerekmektedir.
- Küçük santral uygulamalarında temizlik amacı ile fan ve motor grubunun dışarıya çıkartılması zorunlu olmamakla beraber kolaylık sağlarken, büyük santrallerde fan hücreesine girilebilmesi ve fanın temizlenebilmesi için yeterince yer bırakılmalıdır. Büyük santraller yıkanılabilir olarak imal edileceği için hücre drenaj hattı olmasında fayda vardır.
- Elektrik tesisat ile ilgili dikkat edilmesi gereken husus ise, kullanılan kabloların temizlenebilir ve dezenfektasyon malzemesine dayanabilen olması gerektiğidir. Kablolamada ise en kısa hat kullanılarak kablolar mümkün olduğu kadar santral dışına alınmalıdır.
- Hijyenik klima santral üreticileri, normal santraller için hazırladıkları bakım kılavuzlarındaki açıklamalara ek olarak, santralin temizleme yöntemleri ile ilgili gerekli bilgileri vermeleri gerekir. Dezenfektasyon malzemesi ile ilgili önerilerde bulunmalıdırlar. Elemanların dışarıya alınma yöntemleri açıklanmalıdır. Kaset ile ilgili panel montajı ve hücre bağlantılarındaki sızdırmazlığının sağlanması için gerekli uyarılar yapılmalıdır. Tesisat bağlantıları, elemanların dışarıya çıkartılmasını önlemeyecek şekilde yapılmalıdır.
- Santral içi, üretimden sonra iyice temizlenmelidir. Gerek ürün ambarında, gerek taşıma veya sahada her hangi bir şekilde içine toz veya partiküllerin girmemesi gerekir. Santrali işletmeye almadan önce iyice temizlenmelidir.

- Filtre ile ilgili bilgi edinmek ve filtrenin son durumunu değerlendirebilmek için, aşağıdaki bilgiler filtre hücresinde bulunması gereklidir:

- o İlgili hücrede kullanılan filtre sınıfı
- o İlgili filtrenin malzemesi
- o Nominal hava debisi
- o Filtre başlangıç çalışma basıncı
- o Filtre izin verilen son çalışma basıncı
- o Filtre değişim tarihi



Şekil 1.28 Hastane klima santrali görüntüsü

2 ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

C.B. Beggs, K.G. Kerr, J.K. Donnelly, P.A. Sleight, D.D. Mara, ve G. Cairns 1999 yılında İngiltere Leeds Üniversitesi İnşaat Mühendisliği ve Mikrobiyoloji Bölümü tarafından yapılan çalışmaya göre Dünya’da tüberküloz hastalığının yaygınlığı ifade edilmekte ve bu soruna ilişkin ilaç kullanımının yetersiz kaldığı ifade edilmektedir. Yapılan çalışmada Ultraviyole Mikrop öldürü röntgen ışınları ile tüberküloz mycobakteri ve diğer hava kaynaklı patojenlerin yayılmasını önleyici gelişmiş havalandırma tekniklerinin uygulaması sağlanmıştır.

Yapılan çalışmaya göre: Toplam dünya nüfusunun yaklaşık üçte birinin Tüberküloz Mikrobu ile enfekte olduğu tahmin edilmektedir. (MILLER et al., 1996), ve Hindistan gibi ülkelerde bu yetişkin nüfusun %50 si oranına ulaşmaktadır. (WHO, 1997). 1996 yılında dünya genelinde 8 milyon yeni tüberküloz hastası ve 3 milyon ölüme neden olduğu tahmin edilmekteydi. (MILLER 1996). Dünya Sağlık Örgütüne göre (WHO) eğer hastalığın tedavisinde radikal değişiklikler ortaya çıkartılamaz ise bugün sağolan 200 milyon Tüberküloz hastası hastalığın yaygınlığını daha da artıracaktır. (WHO, 1998; GRANGE & ZUMLA, 1999).

Tüberküloz Hastalığı sorunu Dünya Sağlık Örgütünü 1993 yılında bir Global Acil Durum Bildirisi yayınlamaya ve DOTS Programını (directly observed therapy short-course) uygulamaya yöneltti. (WHO 1998) DOTS programı birkaç ülkede başarı ile uygulamaya konulmuştur. Örneğin, Hindistan’da 12 Milyon insanı kapsayan uygulama ile hastalığı saptanan kişilerde %80’e varan iyileştirme oranına ulaşılmıştı. (WHO, 1997). DOTS programının başarısına rağmen dünya genelinde sadece toplam tüberküloz vakalarının %12 sine ulaşılabilirdi görüşü hakimdir.

(WHO, 1998; GLEISSBERG, 1999). Ayrıca yapılan çalışma yüksek HIV oranı bulunan Sahra Afrika gibi ülkelerde DOTS Programının TB hastalığını kontrol altına alamadığı gerçeğini ortaya çıkartmıştır. (GLEISSBERG, 1999) Ek olarak, halihazırda uygulanabilir olan TB aşısı BCG' nin etkinliği geçerli olmakla birlikte yetişkinlerde beklenen sonucu vermediği anlaşılmıştır. (CHINTU&MWINGS,1999) ve sadece tüberkülozun belirli formlarının yayılmasında önleyici olduğu anlaşılmaktadır. Örneğin: Çocuklarda Menenjit. (PORTER & McADAM, 1994). Bu durum ilaç kullanımı ve aşının kendi başına yeterli olamayacağı görüşünü güçlendirmiştir. Genel halk sağlığı mühendisliği tekniklerinin sorunun çözümüne katkıda bulunacak tamamlayıcı çalışmaları olabileceği ortadadır. Birkaç farklı mühendislik kontrol stratejisi bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak Ultraviyole Mikrop Öldürücü Röntgen Işınları Tatbiki (UVGI) ve Tüberküloz Mycobakteri ve diğer hava kaynaklı patojenlerin yayılmasını önleyici geliştirilmiş havalandırma tekniklerinin uygulanması çalışmalarında gösterilmiştir.

Beggs ve ekibinin yaptığı çalışmaların sonucunda havalandırma sistemi içerisindeki farklı noktalardan, farklı hava hızları dikkate alınarak incelenmeler yapılmıştır. Daha hızlı hareket eden patojenlerin daha az UV Radyasyonuna maruz kalacağı hesaplanmıştır. Havalandırma sisteminin hızlı çalışması UV lambasının öldürücü etkinliğini azaltmaktadır. 325-W UV flux bir UV Lambanın UVGI ya karşı daha dirençli olan *Micrococcus sphaeroides* dışında tüm test bakterilerini öldürebileceğini ortaya çıkartmaktadır. Sonuçlar UV Lambasının *Micrococcus sphaeroides* haricinde diğer tüm bakteriler için 4 m/s ventilasyon hızına kadar etkili öldürücü olduğunu ortaya koymaktadır. UV Lambasının etkileri bu ventilasyon hızı aşıldığında özellikle Tüberküloz Mycobakteri üzerindeki öldürücü etkisi azalmakta olduğunu

göstermektedir. Hesaplamalar 0.5 m/s altında hızlarda *Micrococcus sphaeroides* bakterisinin öldürülebileceğini göstermektedir ancak tipik havalandırma sistemlerinde kullanılacak (4-7 m/s) hızlarda akışta, UV lambasının daha güçlü olması gerekliliğini ortaya koymuştur.

Havanın ventilasyon hızındaki değişiklikler göreceli olarak Tüberküloz Mycobakteri, *S. aureus*, *P. aeruginosa*, viridans-group streptococci ve 'S. albus üzerinde çok önemli farklar yaratmasa da *Micrococcus sphaeroides* üzerinde oldukça önemli bir etki yaratmıştır. Bu durum UV lambasının büyüklük tercihine büyük önem verilmesi gerektiği gerçeğini ortaya koymuştur. Hedef patojenler ve ventilasyon hızı, UV Lambası tercihten önce mutlak suretle tespit edilmesi gerekliliği bu çalışma ile ifade edilmiştir.

Diğer bir önemli çalışma da W.D. Griffiths, A. Bennett, S. Speight ve S. Parks tarafından 2005 yılında İngiltere’de gerçekleştirilmiştir. Hastane ortamındaki havanın patojenlerden arındırılmasını amaçlayan ve havalandırma sistemine monte edilen bir dezenfeksiyon sisteminin performansını değerlendirmek üzere bir yeni bir test metodolojisi ile bir çalışma yürütülmüştür. Metodoloji cihazı bir test havalandırma kanalına yerleştirilmesini, arındırıcı sistem devreye girdikten sonra müteakip aralıklarla örnekler alınması ve sistem devreye girmezden önceki veriler ile karşılaştırılmasından ibarettir. Dezenfeksiyon sistemi yeni ve kimyasal kaplı bir filtre ve 500 m³ /saat debi ile çalışan bir UV (Ultraviyole Radyasyon) dezenfeksiyon ünitesi kullanılmıştır. Sistem MS2 phage ve *Vaccae* Mikro Bakterisi patojenlerini hedef almaktaydı. Üç UV lamba sistemi havanın patojenlerden arındırılmasında ortalama 97.34% oranında etkili olmuştur.

UV sistemi devreden çıkarıldığında ise ortalama etkinlik 61.46% oranına geriledi. Bu Kimyasal Kaplamalı bir Filtre Sisteminin UV radyasyonundan daha etkin bir işlev gördüğünü ortaya çıkartmaktadır. Altı UV lambası kullanıldığında sistem havayı mikro bakteri ve patojenlerden 99.99% oranında arındırmayı başarmıştır. Bu test metodolojisi cihaz üreticilerin ortaya sürdüğü hastane havası dezenfeksiyon etkileri hakkında bir yargıya varmak için kullanılabilir bir veri bütünü olarak açıklanmıştır.

Griffiths ve ekibinin çalışmasında havalandırma kanalına monte edilmiş bir have temizleme mühendislik kontrol ünitesinin yeni bir test yöntemi ile etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlandığı belirtilmiştir. Farklı test mikro organizması aerosollerini kullanılarak yapılan test sonuçları incelenmiş ve istatistiki verilere ulaşılmıştır. Uygulama öncesi ve sonrasında alınan numunelerin analizi sürekli bir ölçümleme tekniği geliştirme olanağı sunduğu açıklanmıştır. Ufak çaplı bir aerosol uygulaması sisteme etkin bir şekilde nüfuz edebilmektedir. Bu sistem Kimyasal Plazma, Filtreleme ve UV Lambalarının bir arada kullanılması şansını vermektedir. Etkinlik yüzdeleri 2 ve 99.9999% farklı cihazlar kullanılarak saptanmıştır. (A. Bennett,).

Özetle, havalandırma kanalına monte edilmiş olan MAPS sistemi viral ve mikro bakteriyel 2 tip aerosol üzerinde etkin kontrol sağlamış ve havanın dezenfeksiyonunda hastane ortamlarında havalandırma sistemi ile birlikte kullanılabilecek etkin bir dezenfeksiyon tekniği olabileceği sonucunu vermiştir. MS2 phage mikro bakterisi üzerinde yapılan testlerde etkinliğin büyük ölçüde filtreleme mekanizması ve daha az etkin olmak üzere UV lambaları vasıtası ile sağlandığı görüldüğü açıklanmıştır.

Operasyonel parametrelerde oluşacak farklılıklar (örn. filtrelerin tıkanması, UV lambalarının iş görmez hale gelmesi ya da tozla

kaplanması ya da fanların çalışmaz hale gelmesi) halinde sistem önemli ölçüde etkilenecek ve etkinliği büyük ölçüde değişecektir. Buna rağmen, yapılan çalışmada sistem basınç değişimlerini izleyen bir sensör ile birlikte monte edilmekte ve tıkanan filtreler gibi unsurlar tespit edilebilmektedir. Ek olarak UV lambalarının etkinliği ise bir UV sensörü vasıtası ile takip edilmektedir. Havalandırma kanalında kullanılacak dezenfeksiyon sisteminin uyarı ve kontrol sistemi binanın genel arıza tespit uyarı sistemine bağlanabileceği de belirtilmiştir.

Üreticiler sistemin normal çalışma koşullarında 12 aylık periyotlar ile düzenli olarak bakım ve kontrolden geçirilmesi gerektiğini önermektedir. Bu bakım ve kontrol sıklığı sistemin kullanıldığı birimlerdeki risk düzeyine göre sıklaştırılabilir. Rutin kontroller esnasında Biogreen ile aktive edilen matrix ve UV lambaları değiştirilmektedir. Çalışmada, ortalama UV lambası ömrü yaklaşık 14 ay olarak verilmiştir.

Prensip olarak sistemin üretim ve kullanımından önce havanın patojenler ve mikro organizmalardan dezenfeksiyonu ve nosocomial enfeksiyonların önlenmesinde mühendislik tekniklerinin etkinliğinin değerlendirilebilmesi ekonomik açıdan önem taşımaktadır. Böylelikle pahalı ve zaman alıcı klinik uygulama testleri gereksinimleri giderilmiş olacağı açıklanmıştır.

Kowalski ve Beggs'in çalışmalarında güncel İngiltere Medyası yayımları ile endüstrinin acil ihtiyacı olan dezenfeksiyon tekniklerinin standardizasyonu ve geliştirilebilmesine hizmet edecek standart bir modelleme metodolojisi oluşturmuşlardır. Bu teknikler, havanın dezenfeksiyonunu kapsayan mühendislik kontrol teknikleri olarak karşımıza çıkmaktadır. Hava dezenfeksiyon cihazlarının laboratuvar ortamında denenerek geliştirilebilirliğinin sağlanması yeni teknolojilerin uygulamaya girmeden ve pahalı klinik testler

uygulanmadan gerçekleştirilebilmesini olurlu kılmaktadır. Tek geçimli test sistemlerinde elde edilecek etkinlik verileri sistemin gerçek bir ortamda kullanıldığında elde edilecek sonuçlar üzerinde bizlere önemli ipuçları vermektedir. Oda testlerinde sistemin bir aerosol üzerinde etkinliğinin kontrolü farklı karmaşık parametrelere göre değişiklik gösterebilmektedir. Bunlar doğal bozulma ve çürüme durumları, mikro organizmaların pozisyon ve konsantrasyonu, sıcaklık, nem durumu, hava akımı ve önceden öngörülemeyen pek çok değişken faktörle ilintili olduğu açıklanmıştır.

Patojenik mikro organizmalar ihtiva eden aerosolün yüksek bir konsantrasyon düzeyinde bulunması ve kontrolsüz uygulamanın önlenmesi sistemin test düzeneği ile çok pahalı test cihazları kullanılmadan değerlendirilebilmesi açısından önemlidir. Bununla beraber, sistemin denenebilirliği mikro organizmalar yerine kullanılabilir ve filtrelerden geçişlerinin daha kolay ve kimyasal ve fiziksel etkilere karşı daha dirençli olacağı test mikro bakterileri ile gerçekleştirilmesi önem taşımaktadır. Araştırmacılar tarafından test sisteminde kullanılacak vekil mikro bakteri grupları önceden tespit edilerek listelenmelidir. Böylelikle elde edilen veriler yüksek standartlı ve öngörü sağlayacak test sonuçları olacaktır.

Bilimsel olarak yeni bir mühendislik kontrol hava temizleme cihazının etkinliğinin değerlendirilmesinde ilk adım cihazın hastane ortamlarında patojen ve mikro organizmalar üzerinde denenmesi ve nosocomial enfeksiyonları ne derecede azalttığının tespiti olacaktır. Bu çalışmalar, ilave sensörler ve MAPS sistemi parametrelerinde meydana gelen değişimlerin izlendiği klinik uygulama testleri ile pekiştirilmelidir.

A. W. Berrington ve S. J. Pedler tarafından 1998 yılında İngiltere’de yapılan çalışmada hastane odalarında MRSA mikrobuna karşı ozon gazı etkisi incelenmiştir. Bu çalışmada ozon gazının MRSA mikrobuna karşı ilk 4 saatte %80 oranında azalma sağladığı belirtilmiştir. Daha sonra takip eden 3 saatlik dilimde ise etkinin antibakteriyel korunumu arttırıcı nitelikte olmadığı gözlemlendiği belirtilmiştir.

S. Dharan ve D. Pittet 2002 yılında İsviçre’de yaptıkları çalışma ile Dünyada hijyen standartlarının Ülkeler arasında karşılaştırma yapılamamasından bahsetmiştir. Rutin prosedürler ve yöntemler yaratılmak suretiyle mikropartiküllerden arındırılmış ortamlar yaratılmasının gerekliliğini vurgulamışlardır.

Heindel, T H; Streib, R; Botzenhart, K tarafından 1993 yılında Almanya’da yapılan çalışmada ozonun sterilizasyondaki etkileri araştırılmıştır. Metreküpte 50 – 600 gr. Arası ozon konsantrasyonu stafilokok epidermidis, Mikrokok luteus, Arthrobacter citreus, çomaksı bakteri, Escherichia coli, Salmonella typhimurium, Serratia marcescens, Pseudomonas fluorescens ve Candida albicans mikroorganizmalarına gönderilmiştir. Bu durum ozonlu ve ozonsuz olarak oda derecesinde ve sabit nemde yapılmıştır. Filtrelerde biriken organizmalar incelenmiştir. Buna göre 50-100 gr. arası konsantrasyonlarda 1 saat sonunda az bir mikroorganizma azalması tespit edilmiştir. Ancak 500-600 gr/m³ konsantrasyonda %99 oranında bir azalma tespit edilmiştir.

K. Morlan tarafından 2004 yılında Amerika’da yapılan bir poster çalışmasında da Uv ışıklı ve filtreli bir sistem hastanede Kulak-burun-boğaz cerrahi kliniğinde, ayakta tedavi edilen cerrahi kliniğinde, hastane cerrahi kliniğinde, çocuk muayenanesi ve bekleme salonlarında test

edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre cihazın çalışmasıyla mikroorganizma düşme oranları; Kulak-burun-boğaz cerrahi kliniğinde %69, ayakta tedavi edilen cerrahi kliniğinde %92, hastane cerrahi kliniğinde %85, çocuk muayenanesinde %47 ve bekleme salonlarında %70 olarak tespit edilmiştir.

Yine mevcut hastaneler de incelendiğinde kullanılan cihazların ithal tedarik edildiği ve özelliklerinin de tasarımımızda olduğu gibi çoklu sterilizasyon kısımlarından oluşmamaktadır. Şekil 2.1



Şekil 2.1 Mevcut hastanelerimizde bulunan hava sterilizasyon cihazı

Önceki çalışmalarda gerek Uv ışığı gerekse de Ozon yayılımı ile sterilizasyon uygulamaları değişik açılardan yapılmış, çeşitli sonuçlara ulaşılmıştır.

Diğer çalışmalardan farklı olarak, tasarımımda çift hava emiş kanalı oluşturularak iki tane UV lambası kullanılmış yine iki kanaldan alınan bu hava filtrelerden ve UV etkisinden sonra iki kanaldan negatif iyon ya da ozon bombardımanı da aynı esnada kullanılmıştır. Önceki çalışmaların tersine sistem hibrit olarak tasarlanmıştır. Bunun yanı sıra akış debisi ayarlanabilir yapılmak suretiyle etki arttırması sağlanabilmektedir. Emisyon frekansları da ayarlanabilir tasarlanmıştır.

Sistem tasarlanırken sistemin kompaktlığı da göz önünde bulundurulmuş ve tüm teknikler tek cihazda toparlanmıştır. İnceleme, araştırma ve derlemelerimiz sonucunda tasarlanan cihaz, Ultraviyole Mikrop Öldürücü Röntgen Işınları yayabilen, değişik filtrelerle büyük partikülleri yakalayabilen, çoklu emisyon iğneleri ile Negatif iyon ve ozon yayabilen ve bombardıman edebilen bir yaklaşımdır. Sadece tasarlanan devreler değil aynı zamanda test ekipmanları için yapılan partikül sayacı, 4 çeşit anemometre yaklaşımı ve tasarımı, data logger ile verilerin bilgisayarda toplanabilinmesi, bilgisayarda anlık grafiksel partikül sayısı ve hava akışı izleme grafik programımız da bilimsel veriler ışığında cihazın testlerinin yapılabilinmesi için tasarlanmıştır.

Bilinen ve uygulanan yöntemler, tasarımımda birleştirilmiş, orjinal ve tüm hastanelerde kullanılabilecek bir cihaz meydana getirilmiştir. Ülkemizde ilk kez tasarlanmış bir cihaz olup, çalışma, fonksiyon ve bilimsel deneylerle etkinliği bilimsel olarak da raporlanmıştır.

3 NEGATİF İYON JENERATÖRÜ ÇALIŞMA PRENSİBİ

"Elektriksel çalışmaların başlamasından bu yana gazlardaki elektriksel yükün boşaltılmasına dair çalışmalar günümüze değin çeşitli fazlardan geçmiş bulunmakta olmasına rağmen, bu alandaki bilimsel nitelikli tatmin edici bilgiler son beş altı yıl içinde form bulmuştur. Bu olgu yüzlerce fizikçi tarafından yıllar boyu titiz araştırmalar yürütülerek incelenmiş ve yeni bilimsel veriler literatürde büyük bir ilgi ve bilimsel önem ile yerini almıştır. Fakat bütünsellik içermeyen ve teori olarak ortaya konmamış parçalı bilimsel veriler korelasyon kurulabilecek kesinlik ifade etmekten uzak bulunmaktadır." JJ. Thomson (Lord Kelvin) "The Discharge of Electricity Through Gases", (Gazlarda Elektriksel Yükün Boşaltılması) New York, 1899

Evrendeki birçok madde iyonikleşmiştir. Atmosferdeki yüksek vakum ile atom ve moleküller enerjik yapılı elektriksel yük hallerinde bulunmaktadırlar. Karşıt olarak dünyada bulunan başka birçok madde ise iyonikleşmemiş (un-ionized) halde bulunmaktadır. Elektriksel yükün ayrımı ve iyonizasyonun sağlanması için yeterli düzeyde yüksek enerjiye ihtiyaç duyulmaktadır. Enerji doğal ya da endüstriyel (antropojenik) olarak nükleer, termal, elektriksel ya da kimyasal prosesler sonucu elde edilebilir. Özel amaçlı elektrik enerjisi kaynakları kozmik radyasyon; dünya kaynaklarından iyonlaştırma (nükleer), UV ışınları, friksiyonel rüzgar etkisi ile elektrik yüklenmesi, su kaynaklarından elde edilen (çağlayan, baraj vb.) elektrik enerjisi ve elektriksel yükün boşaltılması (discharge/lightning), yanma yöntemi ile (katı ve sıvı yakıtlar

kullanılması) ve güçlü elektriksel alanlar (corona) olarak karşımıza çıkmaktadır.

Çevreye insanlar tarafından eklenen/yayılan iyonlar ve bunlara yönelik ifadeler:

- Yanma Süreci: iyon ve partiküllerin eş zamanlı emisyonu ve sonrasında temizleyici ve zarar verici nitelikli iyonlar yayanlar... sigara dumanı ve mumlar vb.
- İç ortamlarda: sentetik dekor ve yapay ventilasyon elektriksel yükün boşaltılmasında etkili olabilmektedir
- Diğer durumlar: iletişim hatları iyon emisyonu oluşmasına neden olmaktadır. Video görüntüleyiciler lokal elektriksel yüklerin boşaltılmasında etkili olmaktadır
- Özel cihazlar: nötralizasyon ve hava temizliği amaçlı iyon üretenler

Yapay hava iyonizasyon yöntemleri ve endüstriyel tasarımlar ile hava temizleme ve iyonizasyon sağlamaya yönelik cihazlar doğal kaynaklı süreçlere nazaran daha kontrol edilebilir niteliktedirler. Büyük iyon jeneratörleri tasarımına yönelik gelişmeler düşük enerji tüketimli kontrollü çıktı teknolojisi ile istenen yapıda spesifik iyon emisyonu ile ozon tarzi çıktı formasyonlarının dengelenmesini sağlayan ticari cihaz üretimlerini olurlu kılmıştır. İyon jeneratörleri aynı zamanda statik yüzey elektriksel yüklenmelerini kontrol altına almak için kullanılagelmektedir. Hava İyonizatörleri (İyon Jeneratörleri) daha ziyade iç ortam havasını temizlemek ve kaliteli temiz iç ortam havası elde etmek amacı ile kullanım alanı bulmaktadır.

İyonizasyon; süreç olarak ya da bir sürecin sonucu olarak karşımıza çıkan ve elektriksel açıdan nötr durumda bulunan bir atom veya molekülün artı ya da eksi elektriksel yük ile yüklenmesi işlemidir. İyonizasyon, elektron potansiyelinden fazla enerji yüklü elektronların enerji yükünün serbest bir elektron ve bir pozitif atom barındıran bir atom tarafından absorbe edilmesi suretiyle oluşmaktadır. Atmosferde bulunan iyonlar bir asırdan daha uzun bir süre için bilim dünyasının ilgisini çeken bir uğraş alanı olmuştur. “Hava İyonları” ifadesi hareketleri elektriksel yüklenmeler ile açıklanan her türlü hava kaynaklı partiküller için kullanılmaktadır.

Hava iyonlarının kimyasal değerlendirmesi ister doğal ortamda kendiliğinden oluşsunlar ister yapay ortamda insan yapısı cihazlar ile oluşturulsunlar bulunan ortamın kompozisyonu ve özellikle konsantrasyon türleri ve izlenen türlere göre değişiklik göstermektedirler. Spesifik reaksiyonlar karakteristik (tek) atomlar ve moleküllerin fiziksel özelliklerine bağlıdır. Örnek: iyonizasyon potansiyeli, elektron yakınlıkları, proton düzenleri, dipol momenti, polarize edilebilirlikleri ve kimyasal reaksiyon süreçleridir. Öncelikli pozitif iyonlar, N_2^+ , O_2^+ , N^+ , ve O^+ proton yüklü hidratlara karşı $H^+ \cdot (H_2O)^n$ ($n < 10$), çok hızlı değişim göstermektedirler. (mikro saniyeler). Serbest elektronlar hızla Oksijen ile birleşerek süperoksit radikal negatif iyonunu, aynı zamanda hidrat formlarının oluşmasını sağlayan $^3O_2 \cdot^-$ oluştururlar. Bu orta seviyeli gurup ise "iyon kümesi" olarak anılmaktadır.

İyon kümeleri diğer uçucu partiküller ile farklı reaksiyonlara girebilirler. Bir cluster iyon yaşam periyodu boyunca toprak seviyesinde bulunan 1,000,000,000,000 (10^{12}) ve daha fazla molekül

ile çarpışabilir. Kimyasal, nükleer, foto, ve elektro iyonizasyon süreçleri kimyasal ayrıştırma ve ayrıştırılmış kimyasal yapının belirlenmesi amacı ile kullanılmaktadır. Moleküler ayrışmalar ve reaksiyonlar açısından gerçek atmosfer ortamında gaz hali ve pürüzlü/parçacıklı yüzeyler işlemi genel olarak reaksiyon prosesini bir hayli zorlaştırmaktadır. İyon kimyası kimyasal reaksiyonlar sonucu süreklilik arzeden değişiklikler göstermektedir. Bunlar moleküler yapıda farklılaşmalar ve moleküler iyonların büyümesi küme/salkım iyonları oluşturarak iyonik partiküller haline gelmeleridir. Proton yüklü hidratlar 1 nm (0.001 μm) çapında ve 1-2 $\text{cm}^2/\text{V}\cdot\text{s}$. elektriksel mobilitede olabilirler. Küme/Salkım iyonlar ise 0.01 - 0.1 μm çap ve 0.3 - 1 $\times 10^6 \text{ m}^2/\text{Vs}$. elektriksel mobilitede bulunabilirler. Fiziksel açıdan zaman geçtikçe büyürler ancak elektronik mobiliteleri azalır. Karşılaştırma yapılması açısından genel sis damlacıkları ya da toz tanecikleri fiziksel büyüklüklerinin 10 μm seviyesinde olduğunu belirtmekte fayda vardır.

Atmosferde birlikte bulunan iyon ve elektronların varlığı toplam serbest dengesiz elektriksel yüklenmeleri oluşturur. Tek kutuplu pozitif veya negatif atmosferik kütleler ölçümlenebilirler. İyi hava koşullarında negatif iyon değerleri deniz seviyesinde her iki polarizasyon için 200-3,000 iyon/cm^3 seviyesindedir. Küçük iyonlar yağmur ve şimşekli havalarda doğal aktivasyonun bir sonucu olarak belirgin şekilde artış gösterir: Pozitif iyonlar 7,000 iyon/cm^3 , negatif iyonlar ise 14,000 iyon/cm^3 seviyesine kadar yükselebilirler. Pozitif iyonların toprak seviyesinde negatif iyonlara oranı normal olarak yaklaşık 1.1-1.3 olup farklı hava koşulları etkilerinin bir sonucu olarak 0.9 seviyesine kadar düşebilmektedir. Bir odada 1 (bir)

sigara içmek oda içinde bulunan iyonların 10-100 iyon/cm³'te eksilmesine neden olmaktadır.

Küçük iyonlar ve iyon kümelerinin çok çeşitli kirli hava partikülleri ile çarpışma ve reaksiyona girme ihtimalleri bulunmaktadır. Bunlar atmosferden diğer uçucu komponentler ile reaksiyona girerek ya da daha büyük partiküllere difüzyon ya da alan etkisi ile birleşip elektriksel kutuplaşma sonucu ortadan kalkarlar. İyonların yaşam periyotları daha kısadır. Yüksek yoğunluklu iyonların yaşam periyodu daha uzun olur. Farklı bir ifade ile düşük yoğunluklu iyonların hayatta kalma süresi ve dolayısı ile farklı partiküllerle çarpışma şansı daha az olmaktadır. İyonların yaşam döngüleri büyük ölçüde nem, ısı ve inceleme yapılan uçucular ile partikül gruplarının görelî korelasyonlarının bir sonucu olarak şekillenmektedir. Tipik bir doğal reaksiyon iyonunun yaşam periyodu 100-1000 s. olarak ifade edilebilir.

3.1 İyonların Kimyasal Özellikleri

"Oksijen" birçok hayat formu için gereklidir. Dinamik bir denge bulunmaktadır. Her nasılsa, yaşam için gerekli olan her türlü oksijen formunun oluşumu ve diğer tarafta bunun zehirli etkilerinden korunma gelmektedir. Moleküler dioksijen'in dört farklı oksidasyon formu dioksijen için $[O_2]^n$, $n = 0, +1, -1, \text{ ve } -2$, dioksijen katyonu, süperoksit negatif iyonu ve peroksite dianion (3O_2 , $^3O_2^+$, $^3O_2^-$, ve $^3O_2^{2-}$) sembolleri ile ifade edilmektedir. Ek olarak, havada bulunan ortak oksijen 3O_2 "toprakta" (enerjetik olarak uyarılmamış) halde serbest ve eşleşmemiş iki elektronlu bir "diradikal"dir. Oksijende dışta bulunan iki eşleşmiş elektronlar "triplet" halini

ifade eden paralel spinler çizerler. Biyokimyasal süreçlerde oksijenin kendisi genel bir elektron kabul edici terminal işlevi görmektedir. Özellikle reaktif olmayıp kendisi biyolojik sistemlerde fazla oksidasyon kaynaklı hasara yol açmamaktadır. Kendisi zaten varolan bir form olmasına rağmen, farklı oksijen formları açısından toksik etkiler gösterebilmektedir: süperoksit negatif iyon radikalleri, hidroksil radikali, peroksi radikali, alkali radikali ve hidrojen peroksit. Diğer yüksek reaksiyonlu moleküller ise: singlet oksijen, $^1\text{O}_2$, ve ozon, O_3 olur.

Normal oksijen çoğu molekül ile iyi reaksiyon göstermemekte fakat enerji kullanılarak “aktivasyon” sağlanabilmektedir (doğala ya da yapay olarak; elektriksel, termal, fotokimyasal veya nükleer), ve reaksiyon gösteren oksijen formlarına dönüştürülebilir. (ROS – Reactive Oxygen Species) tek bir elektron eklenmek sureti ile oksijenin reaksiyon gösterir formuna ulaşılması prosesi “indirgeme” olarak isimlendirilmektedir. (Formül 1). Elektronu bırakan donör molekülü oksidasyona uğrar. Bu tek elektron aktarımının neticesi olarak gerçekleştirilen “indirgeme” (Reaksiyon Gösteren Oksijen Formu’na ulaşılması) sonucu triplet (üçlü) oksijen süperoksit’dir. , O_2^- . hem bir radikal ($\bullet$, işareti) hem de bir negatif iyondur.



Süperoksit radikal negatif iyonu miktar olarak insanlarda bulunan en önemli radikaldır. 70 kg’lık bir yetişkin en az 10 kg/yıl üretilmektedir. Yaklaşık olarak tüketilen oksijenin %98’i solunum mitokondriyumunda suya çevrilmektedir; kalan %2 ise süperoksit formunda çeşitli solunum yolu reaksiyonlarına tabi

kalmaktadır. İnsan hücreleri sürekli olarak süperoksit üretmektedir. (ve reaktif moleküller bu süreç sonunda elde edilmektedir) bunlar mikroorganizmalar ile mücadele eden "antibiyotikler" niteliğindedir. Küçük hava iyonları ve oksijen radikallerinin kimyası Krueger ve Reed, 1976 tarafından incelenmiştir. Süperoksit aynı zamanda NO[•] ile birlikte sinyal veren bir molekül olarak hareket etmekte ve pek çok moleküler düzenleme fonksiyonu görmektedir. Biyolojik şartlar altında süperoksitler kendisi ile bir dizi reaksiyona girerek hidrojen peroksit ve oksijene dönüşür. Bu süreç (Formül 2) "Ters Değişim", dismutasyon olarak adlandırılır ve bu reaksiyonlar doğal tetiklemeler yada süperoksit dismutasyonu ile katalize olabilir.



Süperoksit hem bir oksidan (electron acceptor) hemde bir “reductant” (electron donor) indirgeyicidir. Yüksek reaktiviteli (HO[•]) hidroksil radikalının metalik iyonlar ve/veya güneş ışığı ile katalize olması süreci önemlidir. Süperoksit nitrik oksit radikali (NO[•]) ile canlı organizmalarda reaksiyona girerek farklı bir yüksek reaksiyon özellikli oksidasyon molekülü peroksinitrat (OONO[•]) açığa çıkarır. Süperoksit aynı zamanda indirgemeye uğrayarak farklı bir aktif oksijen formu olan peroksit (O₂⁻²) oluşturur. Oluşan bu form genellikle "hidrojen peroksit" (H₂O₂) dir ve suya bağlı sistemlerde aynı zamanda sağlık için gerekli bir unsurdur.

Süperoksit zayıf bir asit olan hidroperoksil radikalının HO₂[•] ayrılmış bir formudur. Sulu sistemlerde bu iki farklı grubun bağlı

oransallığı pH değerlerine ve karşılıklı denge sabitine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Süperoksit aynı zamanda negatif iyonizasyon ile form bulabilmektedir. Nemli havada negatif hava iyonizasyonu ile düşük konsantrasyonlu hidrojen peroksit oluşumu da kabul görmektedir.

Metalik partiküllerin bulunmaması durumunda güçlü alkaliler içindeki süperoksit gece boyunca soğuk hava koşullarında tutma prosesine tabi tutulma yöntemi uygulanabilir. Karşıt olarak havada bulunan süperoksit iyon kümeleri hızlı bir şekilde hava kaynaklı partiküller ve uçucu organik moleküler yapılar (VOCs) ile reaksiyona girer. Hidrojen peroksit bir oksidasyon ajanı olarak vazife görür iken hidrojen peroksit ve süperoksit kombinasyonu (Formül 3) çok daha fazla reaktif gruplara sahiptir. Hidroksil radikali bilinen en güçlü oksidanlardan birisidir.



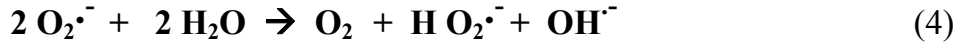
Kimyasal reaksiyonlarda yer alan farklı kimyasal formların tanımlanması inceleme açısından önemsiz nitelikli değildir. Yukarıda belirtildiği üzere reaksiyon şemalarının modellenmesinde düzinelerce homojen ve heterojen reaksiyonlar ve çok farklı kimyasal formların etkisi bulunmaktadır.

3.2 Reaktif Oksijen Formları

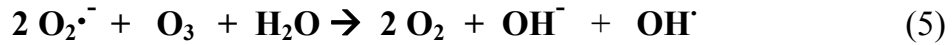
Oksijen, süperoksit, peroksit, and hidroksil formlarının tümü "Reaktif Oksijen Formları" (ROS)dır. Bu formlar gazlar ve sulu fazlar oksidasyon-indirgeme reaksiyonlarında farklı biçimler içinde yer alabilmektedirler. Bu aktif formlar atmosferdeki organiklerin yok edilmesinde belirgin rol üstlenmektedirler. Partiküllerden arındırma, sis ve kirli havanın formasyonu ve ozon (O₃) gazının yok edilmesi süreçleri buna örnektir. Hidroksil radikali uçucu organik moleküler yapıların troposferik (atmosferin en alt katmanı) yok ediliş sürecinde anahtar bir rol üstlenmektedir. Bu süreç oldukça karmaşık bir dizi kimyasal reaksiyon sonucu olup oksidasyon (elektronların organik uçucu komponentlerden ayrılması) ile yeni formlarında farklı organik moleküller ile zincir reaksiyona girmesi işlemidir.

Reaktif oksijen iyonlarının kimyası atmosferik ve atmosfer dışı incelemelerde karşımıza çıkan bir husustur. SnO₂ katı durum sensorları genellikle gazların incelenmesinde kullanılmakta ve su buharı ve oksijen kemisorpsiyonu ile etkileşimleri izlenmektedir. Yeterli düzeyde yüksek ısılarda havadaki O₂ negatif elektrik yüklü kristalize yüzeyler tarafından “absorbe” edilmektedir. Kristal formu donör elektronlar daha sonra absorbe edilmiş süperoksit radikalleri formunu alacak ve CO, hidrokarbonlar ve incelenen diğer gazlar ve buharlar ile reaksiyona girmektedir. Sonuç olarak serbest kalan elektronlar yüzey elektriksel yükünü hafifletecek ve iletkenliği artırarak “algılanabilir” seviyelere ulaşılacaktır. Benzer kimyasal reaksiyonel fotokatalitik oksidasyon süreçlerinde de karşımıza çıkmaktadır. Katı oksit yakıt hücreleri ve farklı termal olmayan plazma süreçleri buna örnek gösterilebilir.

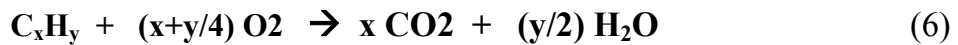
Uzay araştırmacılarının tahminleri alışlageldik olmayan mars toprağı reaksiyonlarının toprakta ultraviyole radyasyon kaynaklı olarak bulunmayan organik komponentlerden kaynaklandığını ortaya koymaktadır. Ultraviyole radyasyon toprakta metal atomlarının oksidasyonunu ve reaktif oksijen formlarının oluşmasını sağlamaktadır. UV ışınları tarafından oluşturulan oksijen içinde bulunan üç temel radikal form: $O^{\cdot-}$, $O_2^{\cdot-}$ ve O_3 , bazen hep birlikte reaktif oksijen formları olarak anılırlar (ROS). $O_2^{\cdot-}$ en az reaktif özelliğe sahip en kalıcı ve radikal oksijen oluşumlarına en çok benzeyen form olarak karşımıza çıkmakta ve atmosferik ısılarda karşılaşılmaktadır. Bu formun kimyası su ve hidrat küme iyonları ile reaksiyon gösterir. İki bağlantılı form hidroperoksit ve hidroksit organik moleküllerin oksidasyonunda etkilidirler. Süperoksit su ile reaksiyona girer (Formül 4) ve oksijen oluşturur. Perhidroksil ve hidroksil radikalleri ise organik moleküllerin oksidasyonunda etkilidirler.



Süperoksit aynı zamanda direkt olarak ozon ile reaksiyona girerek hidroksil radikallerini oluşturmaktadır.(Formül 5).



Bu kompozit yapı (Formül 6) yukarıda ifade edilen farklı reaksiyonlar ve iyonizasyon sonucunda süperoksit oluşumu ve neden olduğu hava kaynaklı metalik uçucu organik moleküler yapıların (VOCs) oksidasyonu şeklinde tahminlenebilir:



Bu basite indirgenmiş bir temsildir. Herhangi bir veri reaktif oksijen formu (ROS) onaylanmış ya da tahminlenmiş reaksiyon süreçleri ile farklı formlara dönüşebilirler.

Farklılaşmış tekil VOC unsurları iyonizasyon öncesi ve sonrasında da karbondioksit ve su haricinde benzer formların ortadan kalkması, ürün formlar ile reaksiyon neticesinde farklı formlar alması hususları modellenen çalışma ile izlenmeye çalışılmıştır. Elektron etkili kimyasal süreç güncel bir deneysel çalışma ürünü olarak incelenmiştir. Termal olmayan gaz halindeki plazmaların atmosfer basıncı ve ısısı altında elektronik olarak oluştuğu ve bu oluşumların düşük konsantrasyonlu uçucu organik moleküler yapıların (VOCs) yok edilmesinde etkili olduğu bilinmektedir. Normal ortam koşullarında (10-100 ppmv) miktarında VOC hazırlanmış bir deneysel puls korona reaktörü içinde incelenmiştir. İmha ve ortadan kaldırma etkinlik süreçleri ise kimyasal iyonizasyon sürecinin bir bağımlı değişkeni olarak görülmüştür. İyonizasyon ve diğer korona süreçleri kısmi olarak düşük oranlı konsantrasyonlar (<100 ppmv - 10 ppbv) ihtiva eden havaya uygulanmıştır. Birkaç özel ve hükümet araştırma görevlileri (bilim adamları) tarafından rapor edilen kimyasal komponentler (örnek: kimyasal reaksiyonlar ile yok edilen veya hava iyonizasyon işbirliği süreci ile ortadan kaldırılan kimyasal komponentler) aşağıda tablo halinde çıkarılmıştır: (Tablo 3.1).

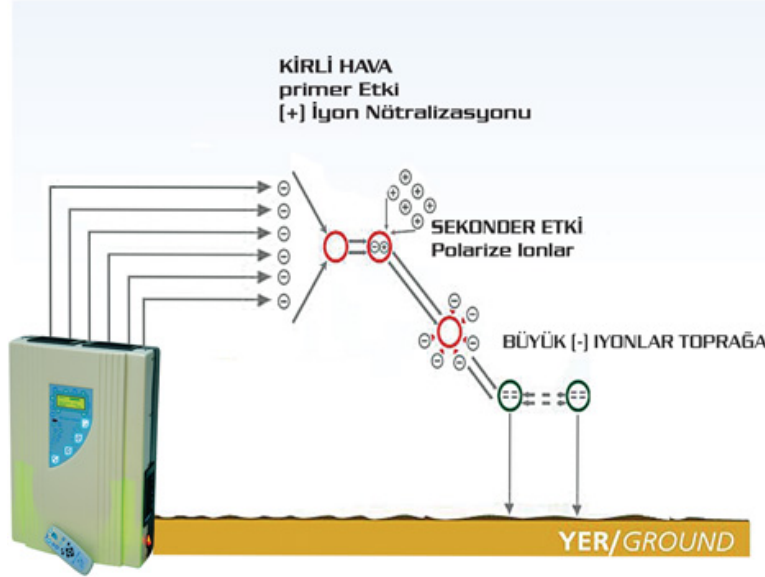
Tablo 3.1 Hava İyonizasyon Prosesi ile etkileşim gösteren Kimyasal Komponentler (*).

No	Kimyasal	MF	No.	Kimyasal	MF
1	Karbon	CO	16	Naftalin	C ₁₀ H ₈
2	Nitrojen Oksitler	NO, NO ₂	17	Etilen	C ₂ H ₄
3	Amonyak	NH ₃	18	Pinene (a-)	C ₈ H ₁₉
4	Metan	CH ₄	19	Formaldehid	CH ₂ O
5	Ethane	C ₂ H ₆	20	Acetaldehyde	C ₂ H ₄ O
6	Butane	C ₄ H ₁₀	21	Metil Alkol	CH ₄ O
7	Pentane	C ₅ H ₁₂	22	Metil Etil Keton	C ₃ H ₈ O
8	Hexane	C ₆ H ₁₄	23	Metilen Klorid	CH ₂ Cl ₂
9	Cyclohexane	C ₆ H ₁₂	24	Trichloroethane (1,1,1-	C ₂ H ₃ Cl ₃
10	Benzen	C ₆ H ₆	25	Trichloroethane (1,1,2-	C ₂ H ₃ Cl ₃
11	Toluene	C ₇ H ₈	26	Karbon Tetraklorid	CCl ₄
12	Xylene(o-,m-,p-	C ₈ H ₁₀	27	Tetrakloritelin	C ₂ Cl ₄
13	Trimethylbenzen	C ₉ H ₁₂	28	Hexafluoroethane	C ₂ F ₆
14	Etilbenzen	C ₈ H ₁₀	29	FC-12B	CClBrF ₂
15	Styrene	C ₈ H ₈	30	CFC-113	C ₂ Cl ₃ F ₃

(*) Raporlanan uygulama etkinlikleri başlangıç konsantrasyon düzeyleri nemlilik oranı ve oksijen unsuruna bağlı olarak farklılıklar gösterebilmektedir.

Hava iyonizasyonunun benzer mekanizmalar göstermesi ve çift kutuplu iyonlar, serbest radikaller ile reaksiyonlar göstererek organik komponentlerin okside edilmesi ve çıktı formlar ve ara ürünler ile etkileşim sayesinde karbondioksit ve suyun farklı formları ile etkileşim içerisinde olacaktır. Hava iyonlarının dahil olduğu 4 ayaklı süreç şu şekilde işlemektedir; (i) hava iyonlarının farklı hava iyonları ile tekrar kombinasyonlar oluşturması (recombination), (ii) gaz molekülleri ile reaksiyona girmeleri (iii)daha büyük parçacıklar ile birleşme ve (iv) bir yüzey ile temas. Baştaki yer alan iki süreç VOCs ların ortadan kaldırılması

süreci ve takip eden 2 süreç ise parçacıkların havadan arındırılması işlemi olarak ifade edilebilir.



Şekil 3.1 Partiküllerin toprak potansiyeline indirilmesi prosesi

3.3 Negatif İyon Jeneratörlerinin Çalışması

Çift kutuplu negatif iyon jeneratörleri elektrik yüklü moleküller yaratırlar. Hava molekülleri bir elektron almak yada vermek sureti ile negatif yada pozitif elektriksel yük ile yüklenmiş olurlar. Üç farklı iyonizasyon tekniği olarak: foton iyonizasyonu, nükleer iyonizasyon ve elektronik iyonizasyon yer almaktadır. Foton iyonizasyonu düşük x-ray enerji kaynağı kullanarak elektronların gaz moleküllerinden ayrılmasını sağlar. Nükleer iyonizerler ise polonium-210 radyasyon kaynağını kullanarak alfa partikülleri oluştururlar ve gaz molekülleri ile etkileşim içine girerek elektron

yapılarını değiştirirler. Elektron kaybeden moleküller pozitif iyonlara dönüşürler. Doğal, gaz molekülleri sürekli olarak elektronları yakalarlar ve negatif iyon haline gelirler. Bu tip iyon jeneratörlerinin yayıcı uçları bulunmamaktadır böylelikle depozitler bir kaygı unsuru olmamaktadır. Ancak x-ışını ve nükleer kaynaklar çok dikkatli bir şekilde monte edilmeli ve radyasyon kaynaklı güvenlik kaygıları ortadan kaldırılmalıdır.

Elektronik iyonizer ya da corona-discharge(korona boşalması) iyonizatörleri yayıcı uçlara yüksek voltaj uygulayarak güçlü bir elektriksel alan yaratılmak suretiyle oluşturulurlar. Bu alan elektronlarla ve gaz molekülleri ile etkileşime geçerek uygulanan voltaj ile aynı elektriksel yüke sahip elektronlar oluşmasını sağlar. Bu tip iyonizatörler yayıcı uçlara uygulanan elektrik akımı türüne göre sınıflandırılırlar: pulse edilmiş DC, stabil DC veya AC. AC cihazlar çift kutuplu iyonizatörler olup rotatif olarak her döngüde negatif ve pozitif iyon bulut kümeleri oluştururlar. Diğer kimyasal formların formasyonunda akım türü, çalışma modu, tek kutuplu iyonların konsantrasyonu, pozitif iyonların negatif iyonlara oranı ve bağlı nem unsurları etkilidir. AC iyonizatörler kullanımdaki bilinen en eski tipler olup kontrol edilmedikçe içsel bir voltaj dalgalanmasının yarattığı elektriksel alanın pozitif ve negatif olarak değişiklik göstermesi prensibine dayanmaktadır.

Hava iyonu jenerasyonu ESD Association Ionization Standard, ANSI EOS/ESD S3.1-1991 standardı ile belirlenen yönergeler uyarınca elektrik yüklü plaka monitörleri kullanmak suretiyle ölçümlenebilir. Farklı bir ölçümleme tekniği olarak elektrostatik-alan ölçerleri kullanılarak statik cam yüzeyler üzerine düşen partiküller izlenebilir. (İyonmetre T-III, Transjonic AB, Kallered, Sweden) iyonları ± 20 iyon/cm³

çözünürlük ile monitörleme kabiliyetine sahiptir. İyonların ölçümlenebilmesi optimum verimlilikte iyonizasyon sonuçları elde etmek için talebe göre iyon jenerasyonunu olanaklı kılmaktadır.

Elektronik negatif iyon jeneratörleri arasındaki farkları incelemek önem taşımaktadır. Negatif iyon jeneratörleri, elektrostatik püskürtücüler ve ozon jeneratörleri genellikle bir arada bulunmaktadır. Fakat modern operasyon teknikleri açısından önemli farklılıklar arz etmektedirler. Ozon gazının toksin etkileri üzerine geçerli teoriler ortaya konmuştur. Ozon jeneratörlerinin iç ortamda kullanılabilirlikleri ve iç ortam kirlilikleri ile mücadelede kullanılmasına ilişkin hususlar Bölüm 1.1.3'te incelenmiştir.

Hava İyonizasyon Prosesinde farklı bileşenler bulunmaktadır: hava kalitesini ölçümlemeye yarayan (VOCs ve PM_x) sensörler (algılayıcılar), iyonların elektronik olarak monitörlenmesi ve isteğe bağlı iyon jeneratörleri. iyon jeneratörleri, iyonizasyon sağlayarak kaliteli iç ortam havası yaratmak, mikro organizma ve uçucu kirliliklerin ortadan kaldırılmasını sağlamak, odorları nötralize etmek ve parçalayıp yok etmek sureti ile uçucu organik moleküler zararlıların kaldırılması amacına hizmet eden bir cihazdır. Hava iyonizasyon uygulaması esnek bir montaj için dizayn edilmiş olup hem direkt olarak temas halinde bulunan hava hem de hava toplama ünitesi tarafından sağlanan hava üzerinde iyonizasyon işlevi görebilmektedir. Dış ortama verilen hava direkt olarak atmosfere boşaltılabileceği gibi dış ortam havası ile karıştırılarak geri verilebilmektedir.

Negatif iyon jeneratörlerinin montaj yerleri VOCs ve PM_x kaynak ve yoğunluklarına göre farklılık arz edebilir. Hava iyonizasyon

cihazları direkt olarak mono blok merkezi havalandırma sistemine monte edilerek hava akımı düzenlenebilir. Ya da alternatif olarak oluşturulmuş havalandırma sistemlerine montajı yapılabilir. (HVAC system). Stand-Alone tarzı hava iyonizasyon cihazları anlık ihtiyaçları karşılamak üzere evsel olarak gerekli görülen oda ve mahallerde kullanılabilirler. Tasarımlanan cihaz da kompakt yapısıyla istenen mahale götürülebilecek bir şekilde stand-alone tarzı bir mekanik yapıdadır. Bir hava iyonizasyon sisteminin doğru çalışabilmesi için gerekli olan süreç 7 temel aşamadan oluşmaktadır ve durum ve ihtiyaç kriterleri burada önemli roller üstlenmektedir. Bir proses kontrol ünitesi merkezi olarak konumlandırılmıştır. Girdiler izlenen ihtiyaç kriterleri esas alınarak manuel ya da otomatik olarak ayarlanabilir. Üç manuel girdi: ihtiyaç duyulan iyon yoğunluğu düzeyi, güç kapasitesi ve hava akımı alanı. Dört elektronik girdi ise: hava akımı, nem, hava kalitesi ve ozon dedeksiyonudur.

4. PARTİKÜL SAYACI

4.1 Partikül Sayacının Amacı

Cihaz tasarımına başlanıldığında öncelikli olarak sonuçların yorumlanabilmesi üzerinde durulmuştur. Bu yüzden önemli noktalardan bir tanesi de ortam kirliliğinin ölçümlenebilmesiydi. Buradan hareketle çeşitli yöntemler araştırılarak partikül sayacı yapılmasına karar verilmiştir.

Partikül sayacı ile oransal ve kantitatif olarak ortamdaki partiküller hakkında yorum yapabileceği düşünülmüştür. Fotometrik yöntemle sintilasyon yapılmış ve birim hacimde partikül yoğunluğu değişimi incelemesine imkân kılan bu cihaz da proje kapsamında tasarlanmıştır.

İlk düşünülen partikül sayacı için lazer bir ışık yollanması (bu lazer kaynakları araştırılmış ve ciddi bir ışık huzmesi yollayan cins bulunmuştur) ve bu ışıktan saçılımları izlemek kaydıyla ve referans değerle karşılaştırılarak ortamın parça yoğunluğu hakkında yorumda bulunulmasıydı.

Ancak daha sonraki araştırmalarımızda Sharp Microelectronics of The Americas firmasının üretimi olan GP2Y1001AU (Ek-3) sensörü ile Çıkış Voltajı(V)/Toz Yoğunluğu(mg/m^3) arasında orantılı bir çıkış veren toz sensörü bulunmuştur. Amerika'dan 3 adet temin edilmiştir.

Getirilen toz sensörü kompakt yapıda olup (58x38x20.7 mm), çok düşük akım tüketimi (20 mA.) ile parçacık detekte etmektedir. Genelde üretim amacı klimalar ve hava temizleyicilerde eşik değeri aşma durumlarında sistemi otomatik devreye alması içindir.

Tablo 4.1 Toz sensörüne ilişkin veriler

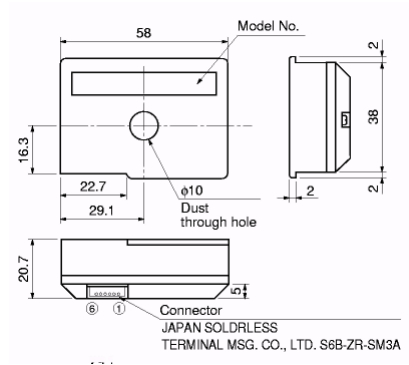
Parametreler	Sembol	Değerler	Gösterim
Besleme Voltajı	V_{cc}	-0.3 – +15	V
Led Besleme Voltajı	V_{led}	-0.3 – + V_{cc}	V
Çalışma Derecesi	T_V	-10 - +65	° C
Lehimleme Derecesi	T_i	-20 - +80	° C

Sensöre ilişkin verilen kataloglarda sensörün 12 V gerilimle beslenmesi önerilmekte ve sensöre ait grafiklerde de bu gerilimde beslendiği belirtilmektedir. (Ek-3)

**Şekil 4.1** GP2Y1001AU toz sensörü

Toz sensörünün ortasında bir delik bulunmaktadır. Bu deliğin içinde bulunan bir fotodiyot ve bunun karşılığında bulunan bir dedektör ile

tanecik sayımı gerçekleştirilmektedir. Cihazın ebatları da şekil 4.2’de görüldüğü gibidir.



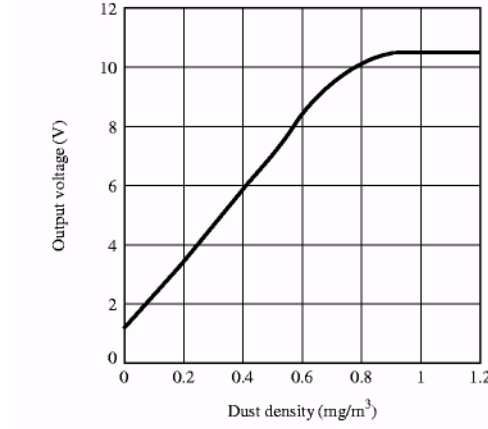
Şekil 4.2 GP2Y1001AU toz sensörü ölçüleri

Sensör toz yokken 0 ile 2.5 V. arasında bir çıkış vermektedir ve bunun kalibrasyonu da sensörün üstünde mevcuttur. Tozun Yoğunluğuna göre çıkış voltajı 10.2 V. maksimuma kadar ulaşabilmektedir. Tasarlanan partikül sayacında bu eğride kalan alanı 256’ya bölmek suretiyle LCD üzerinde gerekli parametre değerleri yazdırılır hale getirilmiştir.

Tablo 4.2 Toz sensörünün elektro optik karakteristikleri

Parametreler	Sembol	Şartlar	MIN.	TYP.	MAX.	Birim
Dedeksiyon Hassasiyeti	K	Ekte	0.84	1.2	1.56	V/ 0.1mg/m ³
Çıkış Voltajı (toz yokken)	V _{oc}	Ekte	0	1.2	2.5	V
Çıkış Voltaj Tepesi	V _{OH}	Ekte	10.2	-	-	V
Led Terminal Akımı	I _{led}	Ekte	-	13	20	mA
Maksimum Akım	I _{ce}	Ekte	-	13	20	mA

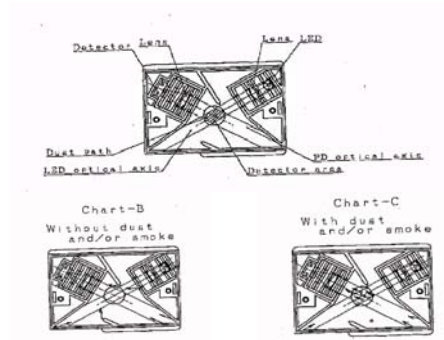
Buradaki tablonun yorumlanmasından aşağıdaki grafik elde edilmektedir:



Şekil 4.3 GP2Y1001AU toz sensörü voltaj çıkış grafiği

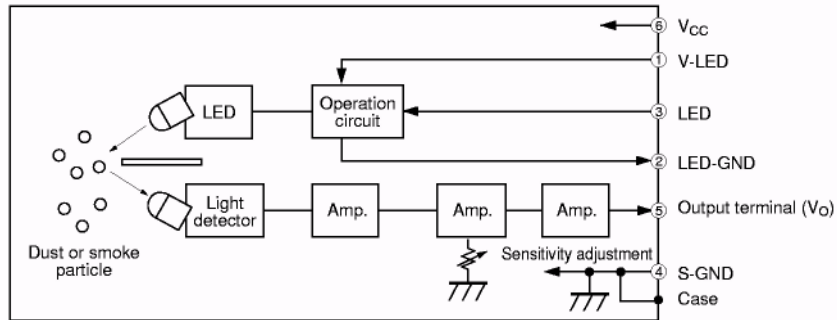
4.2 Partikül Sayacının Çalışma Prensibi

Sensör toz ve dumanı dedekte etmek amacıyla infrared led ve fotodiyot ve lensler kullanmaktadır. İnfrared led tarafından üretilen ve gönderilen ışık bir lens aracılığıyla tozun geçeceği yol üzerine yansıtılır. Burada led sürekli olarak değil belli genişlikteki palslerle belirli aralıklarla sürülmektedir. Toz yolu üzerindeki zerreciklerden yansıyan ışık alıcı fotodiyot önündeki lens üzerinden fotodiyotu uyarır. Fotodiyot, üzerine düşen ışığın şiddetine yani zerrecik yoğunluğuna göre analog bir sinyal üretir. Elde edilen sinyal amplifikatörlerden geçirilip sensör çıkışına verilmektedir. Ek-4'te uygulama notları sunulmuştur.



Şekil 4.4 Toz sensörü infrared led ve dedektör çalışma prensibi

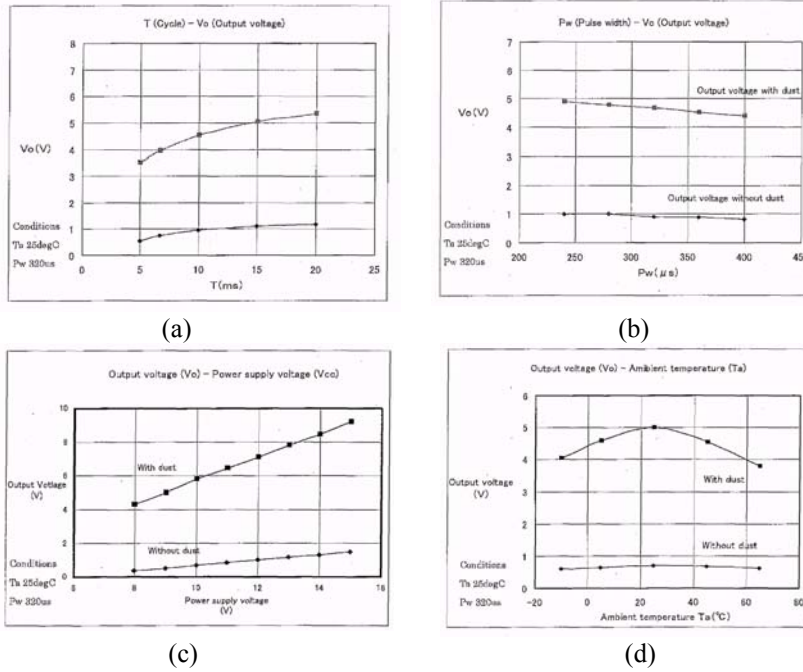
Sensör iç yapısında şekil 4.1’de gösterilen şeklin elektronik malzemelerle oluşturulmuş şekli şekil 4.5’te açıklanmaktadır.



Şekil 4.5 Toz sensörü infrared led ve dedektör iç yapısı

Sensora ait uygulama notları (Ek-4) incelendiğinde bir mikrokontrolörle istenen değerlerde palsler göndermek suretiyle belirli aralıklarda ölçümler yapılabilir.

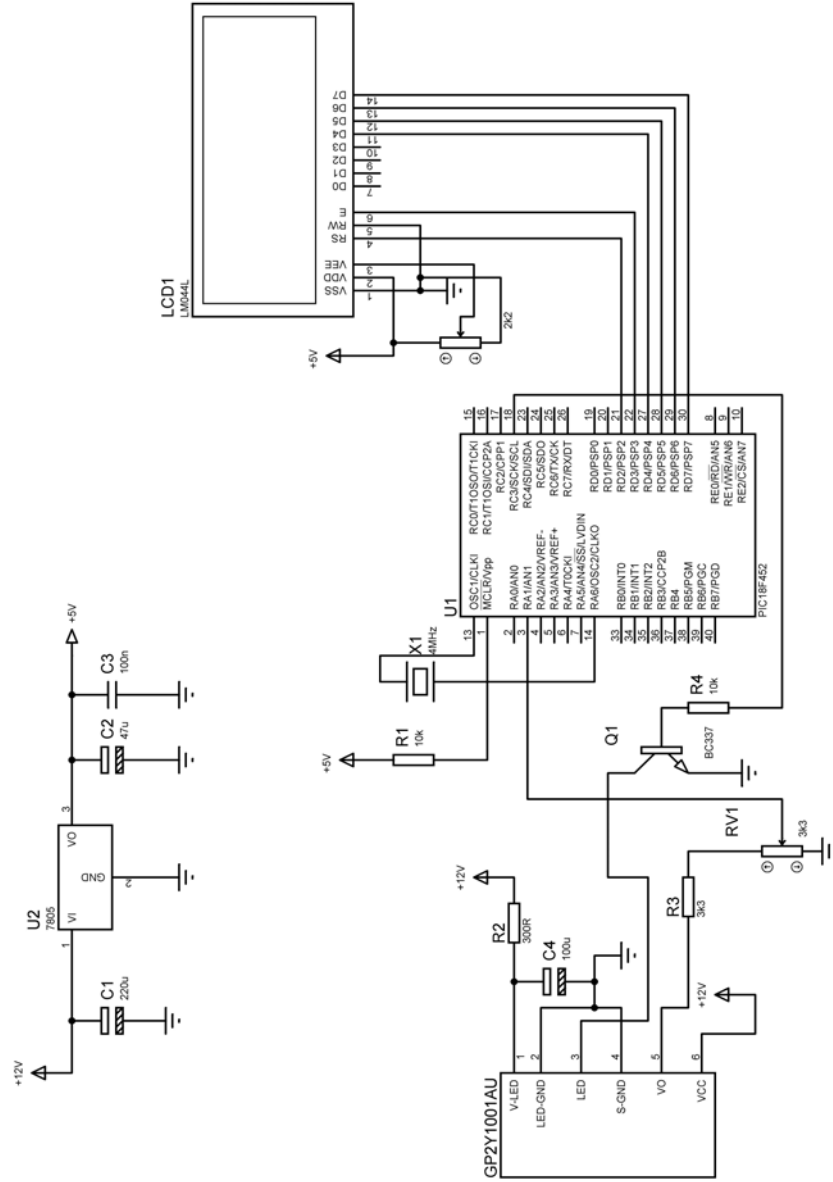
Uygulama notlarında tavsiye edilen pals aralığı 10 ms’dir. Bu 10 ms’lik pals aralığında 0,32 ms’lik pals genişliği oluşturulur ve bunun 0,24 ms’inde de örnekleme okuma değeri alınmaktadır. Buna ilişkin gösterim de şekil 4.6 ve 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.9 Toz sensörüne ilişkin karakteristik eğriler (a) Pals aralığı-çıkış voltajı (b) Pals genişliği-çıkış voltajı (c) Besleme voltajı-çıkış voltajı (d) Ortam sıcaklığı-çıkış voltajı

Cihazı çalıştırmak için kullanılan devre şekil 4.10'da verilmiştir. Devre temel olarak üç kısımdan oluşmaktadır. Bunlar besleme kısmı, kontrol ve sensör kısımlarıdır. Devrede U2 (L7805) ile 12V.'luk besleme gerilimi, işlemci için gerekli 5V.'a indirilmiştir. Kullanılan C1,C2,C3 kondansatörleri besleme gerilimlerini stabilize etmek amacıyla kullanılmıştır. Buradan elde edilen 5V işlemciyi çalıştırmak için kullanılmıştır. Kontrol kısmı mikrokontrolör (18F452) (Ek-5) ve 4x20 LCD modülüyle sürücü transistorundan oluşmaktadır.

4.3 Partikül Sayacının Şematiği



Şekil 4.10 Partikül sayacı şematiği

Cihazın kullanım özelliklerine uygun olarak LED(Pin-3) girişine 320 μ s genişlikli 10ms aralıklarla palsler RC3 çıkışından R4 ve Q1 yoluyla gönderilmektedir. Her palsin başlangıç anından 240 μ s sonra Vo çıkışı mikrokontrolörün analog-dijital girişine uygulanarak örnekler alınmıştır. Mikrokontrolörün analog girişi 0-5V aralığında çalıştığı için bu çıkıştaki sinyal R3 ve RV1 gerilim bölücü devresiyle 0-5V aralığında değişecek şekilde ayarlanmıştır. Bu gerilim bölücü çıkışı mikrokontrolörün RA1 analog girişine uygulanmıştır. Sinyal analog-dijital dönüştürücüde 8-bitlik dönüşüm işlemine sokulmuştur. Buradan 0-255 arasında değerler elde edilmektedir. Elde edilen değerler LCD de gösterilmektedir. Bu işlemler için mikrokontrolöre yazılan program Ek-6'dan görülebilir.



Şekil 4.11 Partikül sayacı devresi

Bu devrenin çalışmasının video görüntüleri ve partikül sayım işleminin yapılışını ekte verilen CD'den görmek mümkündür.

5. HAVA AKIMI ÖLÇER

5.1 Hava Akımı Ölçer Amacı

Cihazın tasarımına başlanıldığında zorlamalı bir sistem düşünülmemiştir. Dolayısıyla da motor, sistemin içinde yoktu. Bu da hava sirkülasyonu açısından, cihazın verimini en yüksek değerde tutabilmek için, çok doğru noktalara yerleştirilmesini gerekli kılmaktaydı.

Bu noktada hava akımı ölçme için çok çeşitli literatür taraması yapılmıştır. Çeşitli yöntemler bulunmuş ve bunların incelenmesi sonucunda:

- Data logger Devresi
- Sabit Akımlı NTC Devresi
- Sabit Sıcaklıklı NTC Devresi
- Sabit Sıcaklıklı Tel Devresi
- Dijital IC Entegre Devresi
- Sabit Akımlı Isıtma Devrelerini kurup,

Data loggerdan alınan verilerle en stabil devre belirlenmiştir. Bu esnada da hem Data logger için hem de oda haritasını çıkartan program için iki ayrı program yazılmıştır.

Burada amaç, hastanede hava sirkülasyonunun en yoğun olduğu noktaları tespit etmek bu bağlamda da cihazın konulacağı yerdeki hava sirkülasyonu, bozucu etkiler belirlenerek ve göz önünde bulundurularak odanın hava sirkülasyon haritası çıkarılması amaçlanmıştır.

Termistörlerin, hava akımı değişimlerine göre değişen Isıl İletkenlik katsayılarının izlenmesi ile hava akımı değişimi tespit edilmesi yöntemi tercih edilmiştir. Bu konuda sistemi temel olarak sabit sıcaklık prensibinde, akım izleme yöntemiyle yapılması kararı verilmiş olsa da diğer yöntemlerin de denenmesi uygun bulunmuştur. Bu bağlamda uygun termistörlerin seçilmesi yapılmış, tedariki ancak yurtdışından sağlanabilmektedir.

Product information  **NTC thermistors, temperature sensing**



	Accuracy line			Surface mount	
Series 2322 ...	640 0	640 6....	640 5....	615 5....	615 3....
Resistance at 25 °C	$R_{25} = 470 \Omega$ to $470 \text{ k}\Omega$	$R_{25} = 3.3 \Omega$ to $470 \text{ k}\Omega$	$2 \text{ k}\Omega$ to $470 \text{ k}\Omega$	$R_{25} = 2.2 \text{ k}\Omega$ to $100 \text{ k}\Omega$	$R_{25} = 2.2 \text{ k}\Omega$ to $100 \text{ k}\Omega$
Tolerance: $\Delta R/R_{25}$	$\pm 5\%$, $\pm 3\%$, $\pm 2\%$, $\pm 1\%$	$\pm 5\%$, $\pm 3\%$, $\pm 2\%$	$\pm 5\%$, $\pm 3\%$, $\pm 2\%$, $\pm 1\%$	$\pm 10\%$, $\pm 5\%$, $\pm 3\%$	$\pm 10\%$, $\pm 5\%$, $\pm 3\%$
B-value: $B_{25/85}$	3528 to 4570 K	3528 to 4570 K	3528 to 4570 K	3500 to 4100 K	3500 to 4100 K
Max. power dissipation: P_{max}	0.1 W - 0.2 W	0.5 W	0.1 W	0.210 W	0.125 W
Operational temperature range: or P_D or P_{max}	-40 to +125 °C (+150 °C) 0 to +55 °C	-40 to +125 °C (+150 °C) 0 to +55 °C	-40 to +125 °C (+150 °C) 0 to +55 °C	-55 to +150 °C	-55 to +150 °C
Response time	approx. 1 s	approx. 1.2 s	approx. 1.7 s	approx. 10 s	approx. 10 s
Features	- new process technology provides resistance tolerances as good as 1% - high stability over a long life - small profile - excellent price/performance ratio - high impedance, suitable for low-current electronic switching - fast response time			- high sensitivity - suitable for wave or reflow soldering - available in paper tape	- high sensitivity - suitable for wave or reflow soldering - available in paper tape
Applications	very accurate temperature sensing in domestic appliances, automotive and industrial electronics			for temperature sensing and compensation	for temperature sensing and compensation

Şekil 5.1 Kullanılan NTC termistörlerinin veri sayfaları

Sağlanan termistörlerle teoride bulunan devreler tasarlanmış ve testler Faz Elektronik laboratuvarında yapılmıştır. Burada 136 sayfa veri data logger ile toplanmış ve grafik olarak bilgisayar ekranından takip edilmiştir. Burada bulunan dijital anemometre ile hava akış hızı sabitlenmiş ve bu değişik hava akış hızlarında devrelerimizin tepkileri incelenmiş ve kalibrasyon yapılabilinmiştir.

5.2 Hava Akımı Ölçerin Metodları

Bir tel akışkan bir sıvıya daldırıldığında bu telin ısıtıldığını varsayarsak, çevresiyle ısı olarak dengede kalacaktır. Isıtmak için uygulanan elektrik gücü, telin çevresine kaybettiği enerjiye eşittir.

$$I^2 R_w = h \cdot A_w (T_w - T_f) \quad (4.1)$$

Burada; I giriş akımı, R_w telin direnci, T_w ve T_f sırasıyla telin ve akışkanın sıcaklıklarıdır, A_w telin yüzey alanı ve h de telin ısı transfer katsayısıdır.

Telin direnci R_w aynı zamanda Sıcaklığın da fonksiyonudur,

$$R_w = R_{Ref} [1 + \alpha (T_w - T_{Ref})] \quad (4.2)$$

Burada α ısı direnç katsayısı ve R_{Ref} referans sıcaklıktaki T_{Ref} telin direncidir.

King Yasasına göre, h telin ısı transfer katsayısı da akışkanın hızının bir fonksiyonudur,

$$h = a + b \cdot v_f^c \quad (4.3)$$

Burada a , b , ve c katsayıları kalibrasyonla elde edilir. ($c \sim 0.5$).

Yukarıdaki üç eşitliği h 'yi çekerek birleştirirsek,

$$\begin{aligned} a + b \cdot v_f^c &= \frac{I^2 R_w}{A_w (\tau_w - \tau_f)} \\ &= \frac{I^2 R_{Ref} [1 + a (\tau_w - \tau_{Ref})]}{A_w (\tau_w - \tau_f)} \end{aligned} \quad (4.4)$$

Buradan akışkan hızı çözümlenebilir,

$$v_f = \left[\left[\frac{I^2 R_{Ref} [1 + a (\tau_w - \tau_{Ref})]}{A_w (\tau_w - \tau_f)} - a \right] / b \right]^{1/c} \quad (4.5)$$

Çoğunlukla Isıl (sıcak tel) rüzgâr hız ölçeri (anemometre) olarak iki yöntem kullanılır: sabit sıcaklık ve sabit akım.

Sabit Sıcaklık anemetreleri değişik akış değişimlerinde daha az etkilendiklerinden Sabit Akım anemetrelerinden daha yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Hiçbir zaman yeterli ısıtılmamış tel (akış sıcaklığından daha yüksek dereceye) verimli olamaz. Eğer akışkan sıcaklığı birden düşerse, sabit akımla ısıtılan tel yanabilir. Ters durumda eğer akışkan sıcaklığı birden yükselirse, tel tamamen donabilir. Bu nedenle Sabit Akım anemetreleri kaliteli veri almada problem yaratabilirler.

5.2.1 Sabit sıcaklık anemometreleri

Ayarlanabilir akımlı sıcak tel anemometre, T_w ve R_w sabit, sürekli olarak sabit bir sıcaklık verebilir. Akışkan hızı giriş akımı ve akış derecesinin fonksiyonudur.

$$\begin{aligned} a + b \cdot v_f^c &= \frac{l^2 R_w}{A_w (T_w - T_f)} \\ &= f(l, T_f) \end{aligned} \quad (4.6)$$

İleri gidersek, akış derecesi T_f ölçülebilir. Buradan akış hızı sadece giriş akımının fonksiyonuna indirgenebilir.

5.2.2 Sabit akım anemometreleri

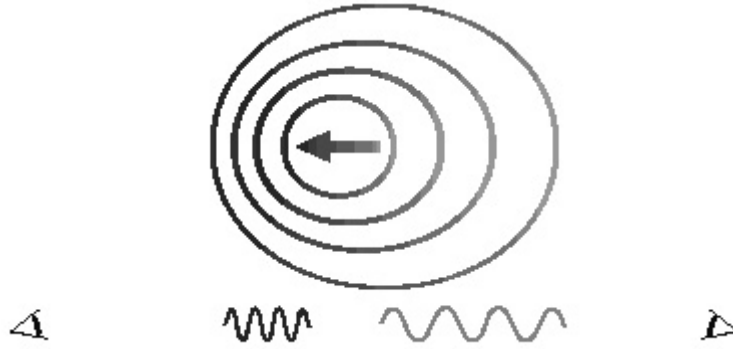
Sabit Akım I ile yapılan anemometrelerde akışkan hızı telin sıcaklığı ile akışkanın sıcaklığının fonksiyonudur,

$$\begin{aligned} a + b \cdot v_f^c &= \frac{l^2 R_{ref} [1 + \alpha (T_w - T_{ref})]}{A_w (T_w - T_f)} \\ &\quad - \varepsilon (T_w, T_f) \end{aligned} \quad (4.7)$$

Eğer akışkan sıcaklığı ayrıca ölçülebiliniyorsa, akışkan hızı sadece Telin Sıcaklığının fonksiyonuna indirgenebilir. Döngüde, telin sıcaklığı, telin direnci R_w ile de orantılıdır. Bu yüzden de akışkan hızı telin rezistansı ile ilişkilidir.

5.2.3 Lazer doppler anemometre

Doppler Efeği, Avusturyalı Fizikçi J. C. Doppler tarafından ilk olarak ses üzerinde 1842 yılında keşfedilmiştir, bunu bir kaynaktan yayılan dalgalar gözlemleyiciye doğru giderken karışır diyerek aşağıdaki diyagramda gösterdiği biçimde; dalganın dalga boyu kısalır, frekansı artar olarak açıklamaktadır. Tersinde de, bir kaynaktan yayılan dalgalar, gözlemciden uzaklaşıyorken; dalgaların dalga boyu uzamakta ve frekansı azalmaktadır. Dalgalar akustik ve elektro-manyetik ışıma ile olabilmektedir.



Şekil 5.2 Doppler efektinin çizimsel gösterimi

Tek Dalga boylu (tek frekans) , f frekanslı ve λ dalga boylu bir ışık kaynağı düşünelim, lazer gibi. Işığın hızı c , frekans ve dalga boyu ile ilişkilidir,

$$c = \lambda \cdot f$$

Farzedelim ki ışık kaynağı ile gözlemci arasında d kadar mesafe olsun. Eğer ışık kaynağı da gözlemci de sabit durağanlarsa, ışık dalgaları n dalgalanma sayısı ile kaynaktan gözlemciye yayılacaktır.

$$n = d / \lambda \quad (4.8)$$

Varsayalım ki ışık kaynağı gözlemciye doğru v hızıyla hareket ediyor. Yayılım uzaklığı d küçülür,

$$(1 - v / c) \cdot d \quad (4.9)$$

Bu esnada n sayısı aynı kalır. Böylece, dalga boyu v / c oranında sıkıştırılmış ve gözlemlenen dalga boyu λ_r ,

$$\lambda_r = (1 - v / c) \lambda \quad (4.10)$$

Işığın hızı sabit olduğundan,

$$c = \lambda \cdot f = \lambda_r \cdot f_r \quad (4.11)$$

Gözlemlenen frekans bulunabilir,

$$f_r = \frac{f}{1 - \frac{v}{c}} \quad (4.12)$$

Eğer gözlemlenen frekans f_r ölçülebilir ve/veya diğer frekansla f karşılaştırılabilirse, ışık kaynağının hızı çıkarılabilir.

Hareket eden bir cisim aydınlatmak için ışık huzmesi yollayan tek Dalga boylu, lazer gibi, f frekanslı ve λ dalga boylu bir ışık kaynağı düşünelim. Ve bu cisim de v hızıyla gözlemciye doğru yaklaşıyor olsun.

Doppler Efektine göre, yansıyan ışığın dalga boyu λ_r kısalmış ve frekansı f_r artmıştır.

Bir ışık algılayıcı, gelen ve yansıyan ışığı toplayabilir. Matematiksel olarak, bu iki ışık huzmesinin toplamı,

$$E = A \cos(2\pi f t + \varphi_1) + A_r \cos(2\pi f_r t + \varphi_2) \quad (4.13)$$

burada A , gelen ışığın genliği ve A_r , yansıyan ışığın genliğidir. Işıma miktarı bulunabilir,

$$\begin{aligned} I &= |E|^2 \\ &= A^2 \cos^2(2\pi f t + \varphi_1) + A_r^2 \cos^2(2\pi f_r t + \varphi_2) \\ &\quad + 2AA_r \cos(2\pi f t + \varphi_1) \cos(2\pi f_r t + \varphi_2) \end{aligned} \quad (4.14)$$

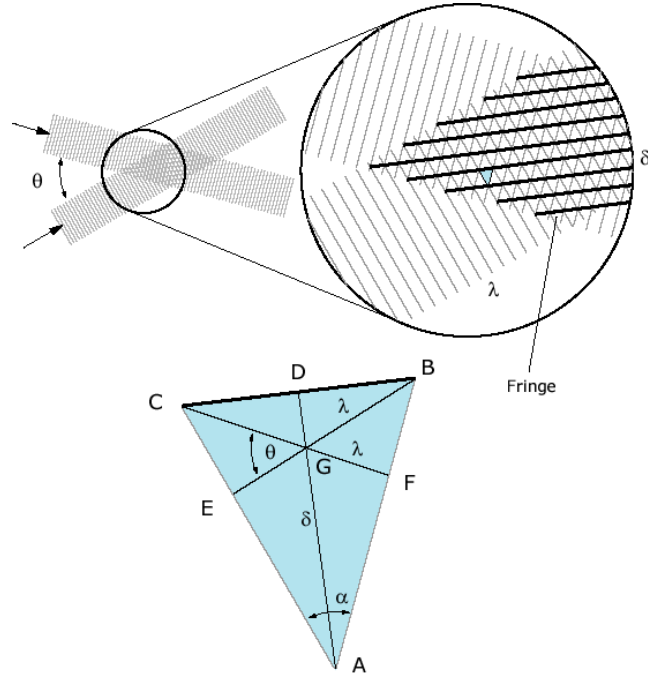
Yukarıdaki üçüncü denklemden son eşitliği sadeleştirirsek (trigonometrik kuralla),

$$\begin{aligned} I &= A^2 \cos^2(2\pi f t + \varphi_1) + A_r^2 \cos^2(2\pi f_r t + \varphi_2) \\ &\quad + AA_r \cos[2\pi(f_r + f)t + (\varphi_2 - \varphi_1)] \\ &\quad + AA_r \underbrace{\cos[2\pi(f_r - f)t + (\varphi_2 - \varphi_1)]}_{\text{the only low frequency term}} \end{aligned} \quad (4.15)$$

Bağıl hız v , ışık hızına göre çok düşüktür. ($v \ll c$). Gözlemlenen frekans f_r , gerçek f frekanstan çok fazla sapmaz. Sonuç olarak, sonda elde edilen denklemden sadece düşük frekans komponenti mevcuttur. Diğer tüm eşitlikler f, f_r veya daha yüksek frekanstadır.

Ölçümlemeye alçak geçirgen filtre ekleyerek, yansıyan ve direk ışık arasındaki frekans farkı doppler efekt prensibine göre elde edilebilir. Bu tür alçak geçirgen filtre genellikle ultrasonik doppler hız ölçümlemelerinde kullanılmaktadır.

Tipik lazer doppler anemometreleri iki eşit yoğunluklu lazer demeti kullanırlar, bu dalgalar aşağıdaki şematikte de gösterildiği biçimde hedefte θ açısıyla birbirleriyle kesişmektedirler.



Şekil 5.3 İki düzlem dalgasının karışması

Lazer ışığın dalga boyu λ olarak verilmiş, birleşen lazer ışığının ışık yoğunluğunun sıfır olduğu ve birbirine karıştığı saçaktaki boşluğu hesaplamak istenirse:

Yukarda gösterilen ikizkenar üçgende basit geometrik kuralları uygulanarak,

$$\Delta ADB \sim \Delta BEC \sim \Delta CFB \quad (4.16)$$

İlerlenilirse, $\angle BAC \triangleq \alpha$, bu üç açıdan şöyle eşitlikler oluşturabiliriz,

$$\begin{cases} \angle ABC = \angle ACB = \frac{1}{2}(\pi - \alpha) \\ \angle ABE = \angle ACF = \frac{\pi}{2} - \theta \\ \angle CBE = \angle BCF = \angle BAD = \frac{\alpha}{2} \end{cases} \quad (4.17)$$

Yukarıdaki eşitlikleri sadeleştirilerek,

$$\begin{aligned} \angle ABC &= \angle ABE + \angle CBE \\ \Rightarrow \frac{\pi}{2} - \frac{\alpha}{2} &= \frac{\pi}{2} - \theta + \frac{\alpha}{2} \end{aligned} \quad (4.18)$$

Buradan α ,

$$\alpha = \theta \quad (4.19)$$

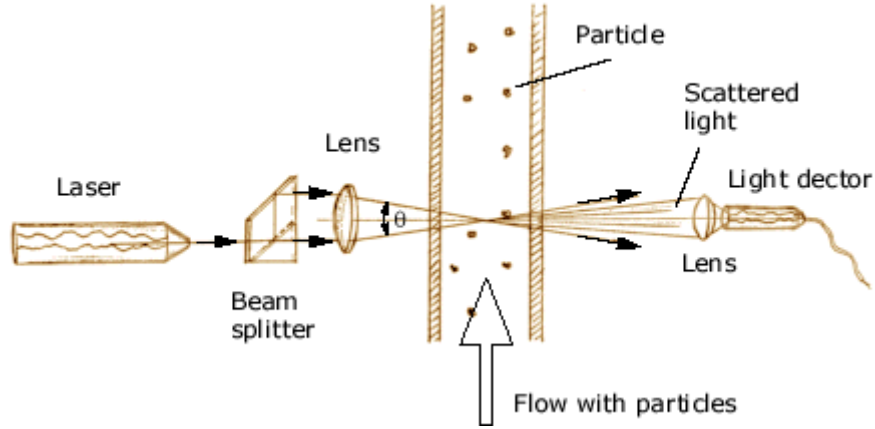
Birbirleriyle ilişkilendirilmek için δ dan λ ve θ , esas ABC üçgenini kullanılarak,

$$\begin{aligned}
 BC &= BE \sec\left(\frac{\theta}{2}\right) = \lambda \frac{1}{\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)} \\
 &= 2BD = 2AD \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) = 2\delta \frac{\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}{\cos\left(\frac{\theta}{2}\right)}
 \end{aligned}
 \tag{4.20}$$

Saçak Boşluğu δ lazer özellikleri açısından şimdi açıklanabilir,

$$\delta = \frac{\lambda}{2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}
 \tag{4.21}$$

Tipik bir lazer doppler anemometresi üstte de açıklandığı biçimde, hedef bölgede, iki tane yarı lazer demeti göndermek suretiyle, saçak deseni şeklinde bölge oluşturur. Aşağıda gösterildiği biçimde hedef bölge akış bölgesinin içindeyse, saçılan partiküller saçığın boşluk uzunluğuna ve normal akış hızlarına bağlı olarak titremeli bir frekansla patlama biçiminde ışık oluşturup, yansır.



Şekil 5.4 Optik lazer doppler anemometresi

Doppler Patlamasının *frekansı* f_D , normal saçak hızının v_n , saçak boşluğuna δ , bölümü ile elde edilir.

$$f_D = v_n / \delta \quad (4.22)$$

Saçak Boşluğunun σ lazer dalgaboyuna λ ve kesişme açısının θ bir fonksiyonu olduğu göz önüne alınırsa Doppler frekans formülü şu şekli alır,

$$f_D = \frac{v_n}{\delta} = \frac{2v_n}{\lambda} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (4.23)$$

Normal partikül hızı da böylelikle bulunabilir,

$$v_n = f_D \cdot \delta = \frac{f_D \cdot \lambda}{2 \sin\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (4.24)$$

Yukardaki formülde herhangi bir negatif bileşen yoktur. Diğer bir deyişle, bu formülle partikülün yönü hakkında yorum yapılamamaktadır. Daha da ilerisi, ölçülen hız gerçek hız değil sadece saçak dokusuna göre ölçülen hızdır. Sonucunda tasarımımda kullanılması sakıncalı olacağı düşünülmüş ve başka yöntemlere yönelinmiştir.

5.2.4 Sabit sıcaklık anemometre tasarımı

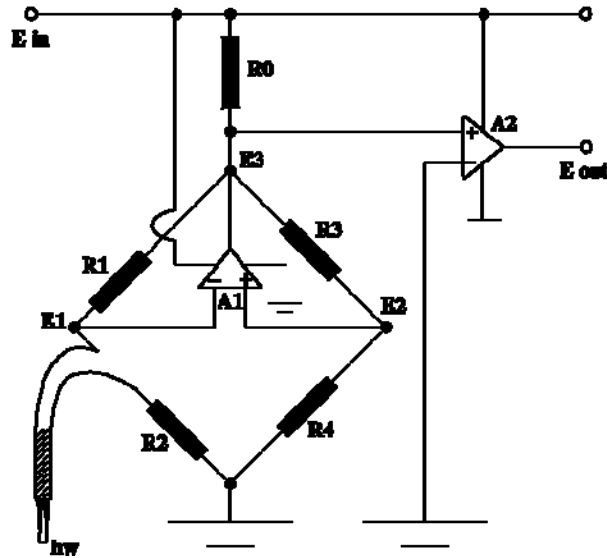
Temeli, rezistansa bağımlı olarak değişen telin sıcaklığıdır. Genellikle Tungsten, Platinum gibi metallerle kullanılır, aralarındaki bağlantı telin rezistansı R_w ve sıcaklık T ye göre belirlenir burada

dikkate alınan denklemde $T \in [300\text{ K} - 500\text{ K}]$ sıcaklığın istenen sıcaklık aralığında linear olduğu varsayılır. (ikinci katsayı birinci katsayıdan $\sim 10^4$ oranında farklıdır)

$$\frac{R_w(T)}{R_w(T_0)} = 1 + \alpha_{T_0}(T - T_0) \quad (4.25)$$

T_0 daki α , T_0 prensibine bağlı olduğunu belirtir.

Tel, PCB şemadaki şekle göre yerleştirildiğinde, R_2 kabloların, kontakların, sivri uçların ve de anemometrenin iç rezistans direncini temsil etmektedir. Opamp A_2 sabit sıcaklıklı anemometre devresinin çıkışını ayarlamak üzere dahil edilmiştir, onun yükselteci burada 1 olarak alınacaktır.



Şekil 5.5 Sabit dereceli anemometre devresi

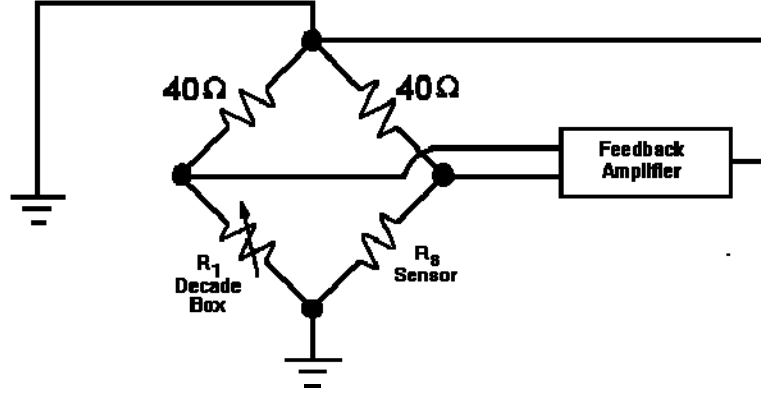
Anemometre şu adımlara göre çalışmaktadır:

1. Giriş Voltajı E_{in} Wheatstone köprüsü üzerinden $(R_1, R_2 + R_{tel}, R_3, R_4)$ elemanları üzerinde bir akım akmasını sağlar.
2. Eğer E_1 voltajı E_2 den küçük olursa, diferansiyel amplifikatör A_1 E_3 ü yükseltecektir.
3. Bunun sonucu olarak, E_1 artacak, telden yüksek akım akacak, ısınması artacak.
4. Isınan telin rezistansı da artacak, Wheatstone köprüsünü daha çok stabil kılacaktır.
5. Bu döngü tekrarlanarak denge elde edilecektir.
6. Eğer telin sıcaklığı çok artarsa da bu sefer ters prosesle köprü dengeye gelecektir.

Geri bildirimli takiple, telin rezistansı sabit bir değerde tutulmakta, devre dengeye oturmaktadır. Bu da telin sıcaklığını sürekli dengede tuttuğunu gösterir. Genellikle A_1 ampifikatörünün yükselteci yüksek seçilir, bu da hızlı frekans cevabı sağlar. Frekans cevabından öte, SDA-anemometrelerin bir önemli avantajı daha vardır: Sabit dereceli tel probun öteki yüzeylerinde de sabit ısı kayıpları oluşturur. Sabit akımlı anemometrelerde ısı kaybı hızın fonksiyonuydu ve bu yüzden de modellemek de zorlanmaktaydık.

Tel voltajı E_{in} E_{out} tan aşağıdaki biçimde çıkartılabilir:

$$E_{hw} = \frac{R_4 R_{hw}}{(R_3 + R_4)(R_{hw} + R_2)} E_{out} \quad (4.26)$$



Şekil 5.6 Basit sıcak film anemometre devresi

Üstteki dirençler birbirine eşit (40 ohm her biri), R_1 değişken direnç, R_s sensörün kendisi ve iç ve kablo dirençleri için 17.4Ω hesaba katılmaktadır. Köprünün çalışması: Köprü aktive edildiğinde, köprünün üstündeki düğümü köprü voltajı maruz bırakılıyor. Bu elektrik akımının köprünün kollarından aşağıya inmesine sebep olmaktadır. Eğer R_1 , sensor direncinden büyükse, differansiyal amplifikatöre giriş voltajı DC sıfır olmayacaktır. Amplifikatör bu dengeyi güç kaynağı ile kurar ve buna göre köprünün voltajı artar veya azalır- bu sensörün uygun dereceye gelmesine, köprünün dengeye oturmasına ve amplifikatörün girişinin sıfırlanmasına bağlıdır. Bu ayarlama mikrosaniyeler civarında çok hızlı olmaktadır. Akışkanın sıcaklığı telin sıcaklığından düşük olduğu zaman, sensorun sıcaklığını düşürür, bu da sensorun sabit sıcaklığı yakalayana dek köprünün voltajının yükselmesini sağlar. Temel ölçümler köprü voltajı ve hızla ilgili kalibrasyon eğrisinde gösterilmekte, akışla birlikte voltaj da yükselmektedir.

Teori

Çevre sıcaklığı T_a olarak verilsin ve sensor sıcaklığı T_s olsun. Sensörün elektrik direnci, R_s , linear yakınsaklıkla şu şekilde hesaplanabilir:

$$R_s/R_a = 1 + \alpha(T_s - T_a) \quad (4.27)$$

R_a normal koşullar altındaki direnç ve α her sensor için fabrikada tanımlanan ve kutusunda belirtilen, direncin sıcaklık katsayısıdır. Direnç oranı R_s/R_a , Fazla Isı Katsayısı olarak bilinir. Sıcaklık farkı, $T_s - T_a$, Fazla Isı denir ve birim derecelerden oluşur.

Sıcak filmde dağılan güç,

$$P = I^2 R_s \quad (4.28)$$

Ve bu ısı transferi de sıcak filmle etrafındaki akışkanla anlık eşit olmalıdır. (sensor kutlesi ve iletim kayıpları ihmal edilebilir.)

$$\text{Böylece, } P = Q = hA_s (T_s - T_a) \quad (4.29)$$

h ortalama ısı iletim katsayısı ve A_s sıcak film yüzey alanı, ($A_s = \pi dL$, d = çap, L = uzunluk).

Sıcak Filmde, zorlamalı aktarımda Nusselt sayısı **çapa** ve serbest aktarımda yatay prob eksenine bağlıdır.

$$Nu = \frac{hd}{k_f} \quad (4.30)$$

Eğer probun eksenini dikey olursa, probun uzunluğu karakteristik hal alır ve Nusselt sayısı şöyle bulunur,

$$Nu = \frac{hL}{k_f} \quad (4.31)$$

Benzer şekilde, Reynolds sayısı da serbest akıntı hızına ve çapa göre,

$$Re = \frac{U_\infty d}{\nu_f} \quad (4.32)$$

Serbest dolaşım hızının sıfır olduğu gibi ve uygun iletim faktörünün Grashof sayısı alınarak,

$$Gr = \frac{g\beta(T_s - T_\infty)d^3}{\nu_f^2} \quad (4.33)$$

Veya

$$Gr = \frac{g\beta(T_s - T_\infty)L^3}{\nu_f^2} \quad (4.34)$$

d veya L karakteristik uzunluk, probun yerleştirme konumuna göre, "g" yerçekimi ivmesi ve "β" havanın hacimsel genişleme katsayısı,

$$\beta \equiv \frac{1}{\nu} \left(\frac{\partial \nu}{\partial T} \right)_p = \frac{1}{T_f} \quad (4.35)$$

T_f , "ortalama film derecesi" mutlak bölgelerde.

Hesaplamalar

Nusselt Sayısı

Nusselt sayısının açıklaması,

$$Nu = \frac{hd}{k_f} \quad (4.36)$$

Burada

h = ortalama ısı transfer katsayısı

d = karakteristik uzunluk (" d " veya " L " olabilir)

$k_f = T_f$ 'de değerlendirilen hava ısı iletim değeri

$$T_f = \frac{T_p + T_a}{2} \quad (4.37)$$

Isı transferini bulmak üzere,

$$Q = hA_s(T_s - T_a) \quad (4.38)$$

burada

A_s = probun yüzey alanı

T_s = prob veya sensor derecesi

T_a = çevre sıcaklığı

Q = dağılmış güç = $I^2 R_s$ burada I sensordan akan elektrik akımıdır. Sensordan geçen akım, köprünün voltajı okunarak tespit edilebilir, şekil 5.5'te köprü voltajı ve akım şu denklemle birbiriyle ilişkilidir.

$$e_b = I (R_s + 40 + 17.4) \quad (4.39)$$

Birbirleriyle çıkartılarak,

$$N_u = \frac{e_b^2 R_s d}{A_s (T_s - T_a) k_f (R_s + 40 + 17.4)^2} \quad (4.40)$$

Yukarıdaki eşitlikte "40 Ω " köprünün üst direnci ve "17.4 Ω " prob kablosu ve iç direçtir. R_s, R_1 ayarlanır elektronik ünite, e_b ölçülür ve T_s ısıtma katsayısından bulunabilir, R_s/R_a . R_a deneysel olarak köprü devresi kullanılarak bulunabilir.

Grashof sayısı

Tanımından,

$$Gr = \frac{g \beta (T_s - T_a) d^3}{\nu_f^2} \quad (4.41)$$

Burada özellikler film derecesinden T_f değerlendirilir.

Reynolds sayısı

$$Re = \frac{\rho U_{\infty} d}{\mu} \quad (4.42)$$

Burada özellikler film derecesinden T_f ve hız manometre ile ölçülür.

Turbulans Yoğunluğu

Turbulans yoğunluğunun açıklaması:

$$TI = \frac{\sqrt{u'^2}}{\bar{u}} \quad (4.43)$$

Burada kök içerisindeki değer u' hızın dalgalanma değişimidir. Paydadaki hız, anemometre ile ölçülür.

Turbulans yoğunluğunun bulunmasında TI'nin gözlenmesi genellikle çok az bir etkidir. Bu da kalibrasyon eğrisinin oluşturulmasında e_b , hız gibi şekil 5.6'da etkileyen faktörler göz önüne alınmıştır.

$$e_b = A + Bu \quad (4.44)$$

ama, buradan sonra

$$u = \bar{u} + u' \quad (4.45)$$

ve

$$e_b = \bar{e}_b + e'_b \quad (4.46)$$

sonra

$$\bar{e}_b + e'_b = A + B\bar{u} + Bu' \quad (4.47)$$

Zaman ortalaması önceki denklemde, köprü voltajı ve dalgalı hıza bağlıdır.

$$e'_b = Bu' \quad (4.48)$$

Burada matematiksel genişlemeyi kullanırsak,

$$\sqrt{e_b'^2} = B\sqrt{u'^2} \quad (4.49)$$

Sadeleştirilme yapıldığı takdirde,

$$(TI) = \frac{\left(\frac{\sqrt{e_b^2}}{B} \right)}{\bar{u}} \quad (4.50)$$

Burada önemli değişken hız olarak belirlenmektedir. Buradaki önemli problem kalibrasyon eğrisinin çalışma noktasının doğru analizlenmesidir. Burada King kanunu kullanılarak daha lineer iyileştirme kalibrasyon dataları sağlanabilir. C_1 ve C_2 katsayıları ile lineer oturtma sağlanabilir ve "r" parametresi ile de test edilebilir.

Bu yüzden,

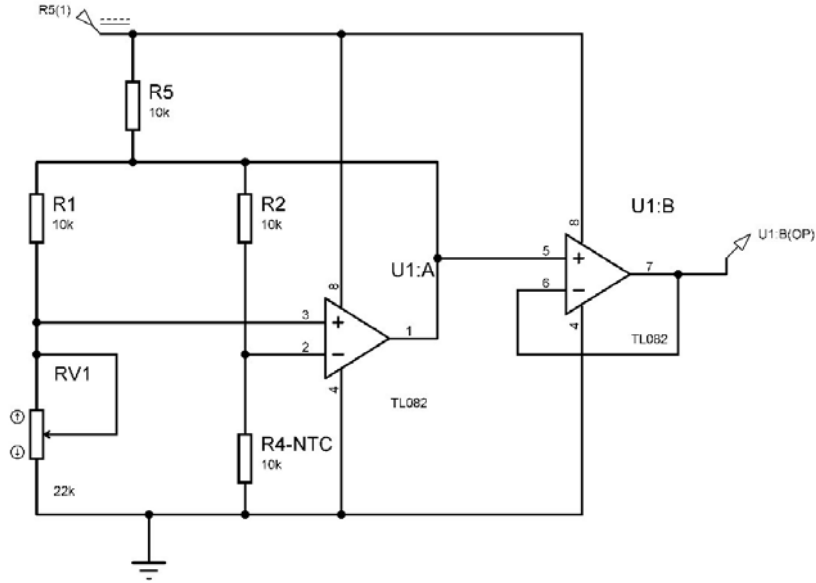
$$\bar{e}_b^2 = C_1 + C_2 \sqrt{u} \quad (4.51)$$

Yukarıdaki denklemin türevi alınıp, çözümlenirse, kalibrasyon eğrisinin eğimini bulunur:

$$B = \frac{\text{Slope of calibration curve}}{\frac{d\bar{e}_b}{d\bar{u}}} \equiv \frac{C_2}{4\bar{e}_b\sqrt{\bar{u}}} \quad (4.52)$$

C_2 katsayısı, King kanunundan gelmektedir ve köprü voltajı ile hız deney süresince ölçülür.

Buralardaki teorilere göre hava akışını tespit etmek üzere sabit sıcaklıklı iki adet devre tasarlanmıştır. Bir tanesi NTC ile diğeri sabit tungsten teli iledir:



Şekil 5.7 Wheatstone köprüsü ile sabit sıcaklık anemometre tasarımı

Şekil 5.7’deki devre (sabit sıcaklık yöntemi) NTC ile hava hızını ölçmeye yarayan devredir. Devrede bir direnç köprüsü kullanılmıştır. Köprü’nün alt ayaklarından birini NTC, diğerini 22K’lık trimpot oluşturmaktadır. Devre belli bir voltajda dengeye gelmektedir. Hava hızıyla orantılı olarak NTC’nin sıcaklığı düştüğünde direnci artacaktır. Köprü’nün dengesi bozulacak U1:A opamp’ının negatif girişindeki voltaj yükselecek, U1:A opamp’ının çıkışı düşecektir. U1:A opamp’ının çıkışı yine köprüyü beslediğinden NTC’den geçen akım azalacak, NTC’nin direnci azalacaktır. Bu şekilde köprü tekrar daha düşük bir voltajda dengeye gelecektir. U1:B opamp’ı tampon olarak kullanılmıştır. Çıkış değerini okumak amacıyla bağlanacak sistemlerin devreye olan etkisini engellemeye yaramaktadır. Devrede önce RV1 trimpotu yerine 10k direnç kullanılmıştır. Fakat ortam sıcaklığı çok farklı olduğunda devre çok hızlı doyuma gitmiştir. Bu yüzden buradaki direnç potansiyometre

ile değiştirilmiştir. Bu sayede farklı oda sıcaklıklarında kalibre edilebilir hale getirilmiştir.

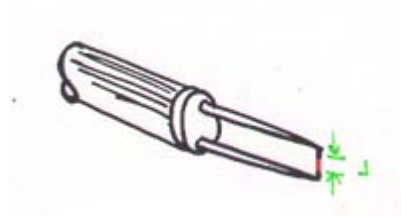
Sabit sıcaklıklı Anemometre kullanılmasının avantajları: Geniş bant genişliğine sahip olmasından dolayı, sınırlama frekansı sadece elektronikte sağlanabilmektedir. (150 kHz).

Akış dalgalanmalarına çok hassas olması küçük sirkülasyonları dahi dedekte edebilmesini sağlamaktadır.

Çok stabil bir elektronik geri dönüşüm devresine ihtiyaç duyması dezavantajıdır.

5.2.5 Sabit sıcaklık tel anemometre tasarımı

Tel malzemesi, kullanılan maddenin sıcaklık hassasiyetine göre seçilir.



Şekil 5.8 Tel anemometre tasarımı

$$R = R_0 [1 + \alpha_1(t - t_0) + \alpha_2(t - t_0)^2 + \dots] \quad (4.53)$$

Ayrıca, kullanılan malzeme sağlam olmalıdır. Aşağıdaki tablo değişik malzemelerin, değişik kriterlere göre kıyaslamalarını göstermektedir.(1.- en iyi).

Tablo 5.1 Tel anemometrede metal karakteristikleri

Madde	x1	Mukavemet	Zaman Sabiti
Tungsten	2	1	1
Platin	3	4	3
Nikel-Platin	1	3	4
İridyum(80%Pt)	4	2	2

Radyasyon ve doğal konveksiyon kayıpları birçok uygulamada ihmal edilebilir.

Uca iletim %20 oranında zorlanmış konveksiyonla da olur ve bu Fourier ile aşağıdaki biçimde elde edilir:

$$Q_c = -2K\left(\frac{dT}{dx}\right) \cdot \frac{\pi d^2}{4} \quad (4.54)$$

Zorlanmış Konveksiyon (silindir içinde paralel hava akışında):

$$Q_{FC} = Nu \cdot \pi K (T_w - T_a); Nu = \frac{hd}{k} \quad (4.55)$$

Nusselt sayısı birçok parametreye bağlıdır;

$$Nu = Nu(Re, Pr, Gr, Ma, l/d, T)$$

Birçok belirsiz parametre operasyonda ihmal edilebilir.

$$Nu = Nu(Pr, Re)$$

[izotermal, düşük hava akışları hariç sabit kullanım]

Bu tür ifadeler değerlendirilirken kullanılan maddenin film sıcaklığı hesaba katılabilir.

$$T_m = \frac{T_w + T_a}{2} \quad (4.56)$$

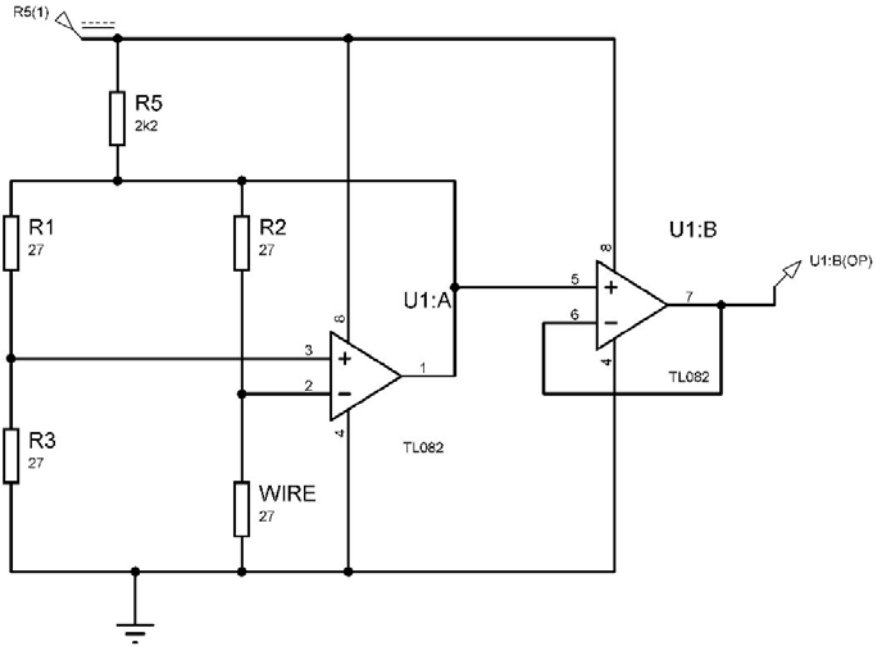
Silindir içindeki ısı transferi-hava akışıyla ilgili ilk teorik çözüm 1914 yılında King tarafından yapılmıştır.

$$Nu = \frac{1}{\pi} + \sqrt{\frac{2}{\pi}} \sqrt{Re Pr} \quad (4.57)$$

Bugün halen sıcak tel ölçülmemesinde modifiye edilmiş şekli kullanılmaya devam edilmektedir.

$$Nu = \{A(Pr, \Delta t) + B(Pr, \Delta t) Re^n\} \left(\frac{T - T_m}{T_m} \right)^s \quad (4.58)$$

Sabitler A, B, n ve s değerleri kalibrasyonla belirleniyor.



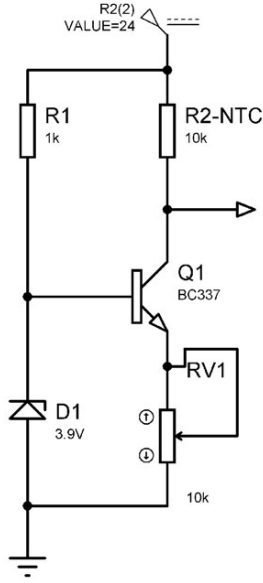
Şekil 5.9 Wheatstone köprüsü ile sabit sıcaklık anemometre tasarımı

Yukarıdaki devrede Sabit Sıcaklık yöntemiyle algılama yapılmaktadır. Fakat burada sensör olarak tel kullanılmaktadır. Bunun için 27Ω olacak şekilde özel tel sarılmış ve devreye konulmuştur.

5.2.6 Sabit akımlı NTC anemometre tasarımı

Sabit Akım NTC sensor devresi rüzgâr hızını sabit akım yöntemiyle ölçmek için hazırlanmıştır. Devre bilinen bir sabit akım devresidir. Şekil 5.10'da R2 direnci olarak gözüken direnç NTC'dir.

Devrede transistörün baz kısmında R1 direnci D1 zener diyotu ve Q1 transistörü için gerekli akımı sağlamaktadır. D1 sayesinde transistörün bazında 3.9V'luk sabit bir gerilim elde edilir. Transistörün emiter gerilimi bu yüzden 3.2V olacaktır. RV1 direnci üzerindeki gerilim sabit olduğu için içinden geçen akım da sabit olacaktır. Transistörün emiter akımı sabit olduğu için kolektör akımı da sabit olacaktır. Yani kullanılan NTC üzerinden geçen akım sabit olacaktır. Bu akımın değeri emiter direncinin değerine bağlıdır. Bu yüzden burada 10k'luk bir potansiyometre kullanılmıştır. Bu potansiyometre ayarlanarak NTC'den geçen akım istenilen değere ayarlanabilir. Transistörün kolektör ucundan elde edilen değer çıkış olarak alınır ve işlemci tarafından işlenir. NTC sabit akımla sürüldüğü için üzerinde sabit bir enerji harcanacaktır. Rüzgâr nedeniyle meydana gelecek sıcaklık düşmesinde NTC'nin değeri değişecektir. İçinden geçen akım sabit olduğu için üzerine düşen voltaj değişecektir. Bu da çıkış ucundan işlemci tarafından izlenmektedir.



Şekil 5.10 sabit akımlı NTC anemometre devresi

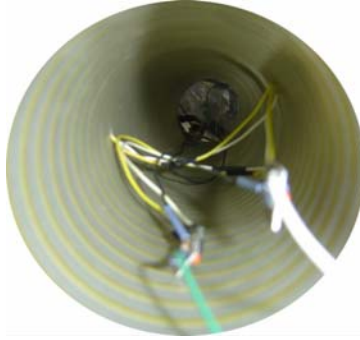
5.2.7 Dijital IC entegre ile anemometre tasarımı

Bu kısımda da DS 1631 dijital IC kullanılarak 4 basamak hassasiyetle sıcaklık değişimleri incelenmiştir. Tasarladığımız devrede el dahi entegreye yaklaşırken IC çıkışlarının değişimleri gözlenebilmektedir. IC'nin direk çıkışları mikrokontrolör tarafından loglanmaktadır.

5.2.8 Sabit akımlı ısıtma devresi

Hava değişimlerinin doğru alınabilmesi için tüm tasarlanan (sabit akım, sabit sıcaklıklı ve dijital IC'li devrelerin altlarına wattlı direnç koyulmak suretiyle ortam sıcaklığının üzerinde bir ortam sağlanmıştır.

Böylelikle hata oranı minimize edilmiş ve bozucu etkilerden uzaklaştırılmıştır.

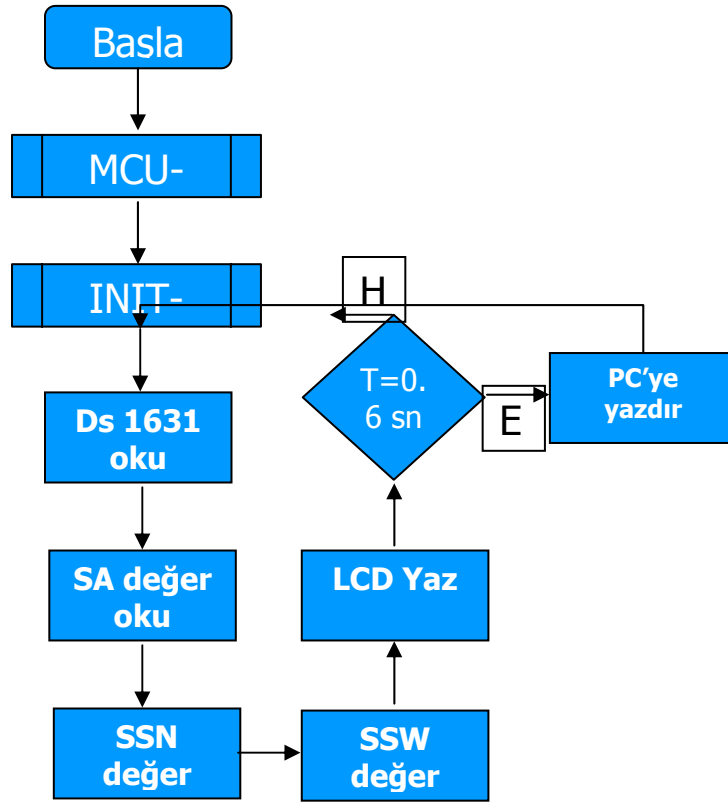


Şekil 5.11 Boru içinde tüm tasarlanan anemometre devreleri

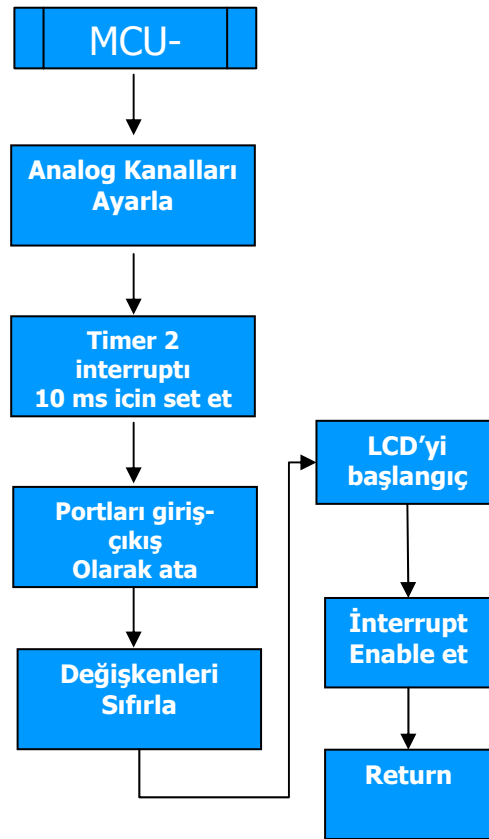
5.3 Data Logger Devresi

Alınan verilerin kaydedilip, doğru devrenin seçilebilmesi açısından bir data logger devresine ihtiyaç duyulmuştur. Bunun için de 16F877 ile dataların toplanması ve toplanan bu dataların da PC'ye gönderilmesi için bir ara devre yapılmıştır.

Tasarlanan data logger hem sıcaklık sabit NTC ve telden, akım sabit NTC'den, Dijital IC'den ve de partikül sayacının datalarını PC ekranına yollayabilmekte ve text dosyası olarak çıktı verebilmektedir.



Şekil 5.12 Data logger akış diyagramı



Şekil 5.13 MCU- içi -Data logger akış diyagramı

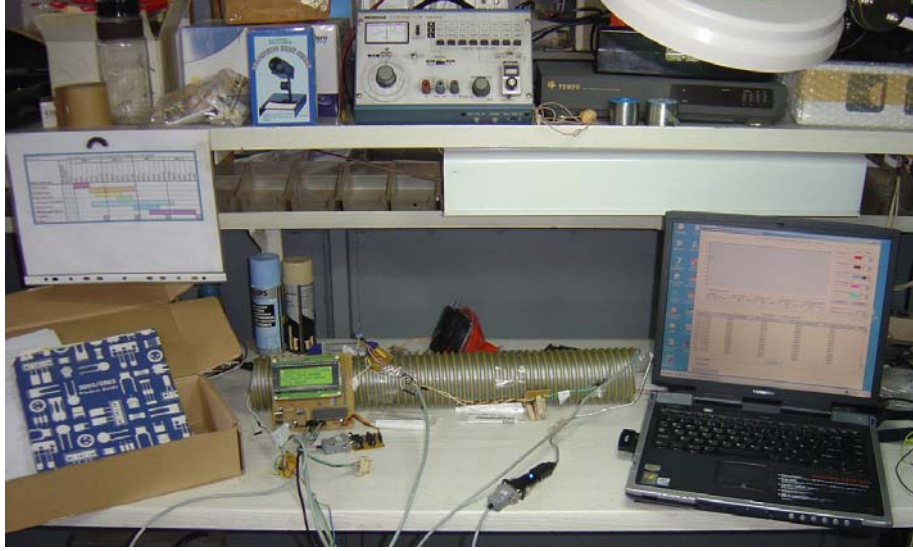
INIT içinde de Dijital IC okunması için gönderilen komut işlemleri yapılmaktadır.

Devrenin merkezinde PIC16f877 mikrokontrolörü vardır. Besleme gerilimleri için 7812 ve 7805 entegreleri kullanılmıştır. Mikrokontrolör tarafından elde edilen değerlerin izlenmesi için 4x20 nokta matris LCD kullanılmıştır. PC ile olan haberleşmeyi sağlayabilmek için RS232 bağlantısı kullanılmıştır.

Şekil 5.14 Data logger devresi

İşlemci ilk çalışmaya başlatıldığında öncelikle kullanacağı analog girişleri set etmektedir. Burada AN0, AN1, AN2, AN3, AN4 girişleri analog girişler olarak seçilmiştir. Kullanılan diğer giriş-çıkışlar ayarlanır. Kullanılan değişkenlerin ilk değerleri atanır. LCD için gerekli çalışma şekli lcd'ye gönderilir. İnterraptlar aktif hale getirilir. Burada işlemcinin Timer2 interrupti kullanılmıştır. Bu bir zamanlama interruptıdır. İçerideki 16bitlik Timer2 sayacı 0 a ulaştığında interrupt oluşur. Bu sayaç 10ms aralıklarla sıfırlanacak şekilde ayarlanmıştır. Daha sonra işlemci DS1631 sıcaklık sensorunun başlangıç ayarlarını yapar. Sensor başlangıçta haberleşmeye açılır. Sürekli algılama moduna ve 12bit çözünürlüğe ayarlanır. Normal program akışı sırasında interrupt oluştuğunda toz sensörünün çalışması kontrol edilir. Toz sensörünün çalışması için, dahili ledine 10ms aralıklarla 320us genişlikli palsler gönderilir. Bu palsler B portunun 2 nolu pininden transistörle uygulanır. 320us lik palsin 240 us sinde sensörün Vo çıkışından alınan sinyal analog-dijital dönüşüme uğratılır. Elde edilen değer 12 bitlik değerdir. Programın normal akış kısmında ise sırasıyla DS1631 den sıcaklık değeri, sabit akım devresinin çıkış değeri, sabit sıcaklık NTC devresinin çıkış değeri ve sabit sıcaklık tel devresinin çıkış değeri elde edilir. Elde edilen bu değerler LCD'ye yazılır. 0,6sn aralıklarla bu değerler PC'ye gönderilir. Buna ilişkin data logger programı Ek-8'de sunulmuştur. PC'ye gönderilen datalar gönderilirken başlangıçta (253) rakamı başlık olarak gönderilir, arkadan elde edilen datalar aralarında & karakteriyle birlikte gönderilir, son olarak da (253) rakamı işleminin tamamlandığını belirtmek amacıyla gönderilir. Programın bu kısmında öncelikle datalar Windows'da hiperterminal programına aktarılmıştır. Bunun için de datalarla birlikte

aralardaki boşluklar ve satır sonu karakterleri de gönderilmiştir. Fakat daha sonra PC’de ayrı bir program hazırlanınca bunlar gereksizleşmiş bunların yerine haberleşmenin düzenli bir şekilde yapılabilmesi için başlangıç ve sonlandırma dataları eklenmiştir.

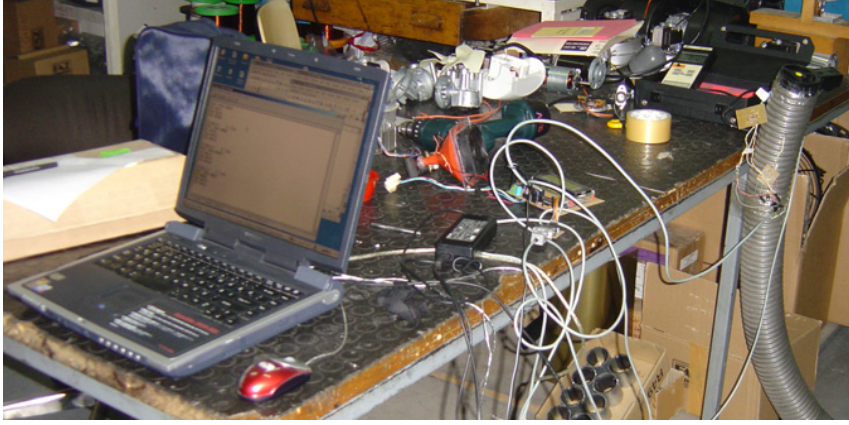


Şekil 5.15 Data logger devresi

Şekil 5.15’te tasarlanan devreler ve data loggerin laboratuardan bir görüntüsü mevcuttur.

6. ODA HARİTASI ÇIKARILMASI

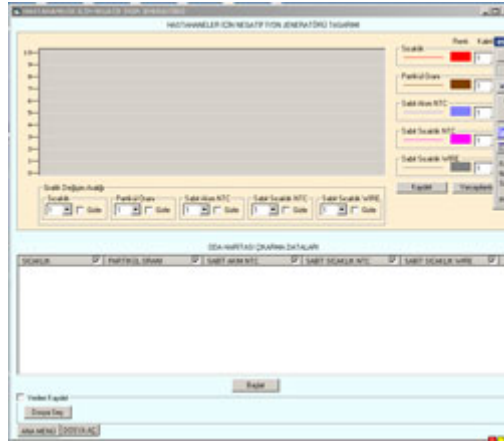
Yapılan çalışmanın PC'ye nakledilmesi için Ek-9'daki program (şekil 6.2) yazılmıştır. Bu program ve 5. Bölümde tasarlanan cihazlarla laboratuvar ortamında veriler toplanmış ve grafiksel olarak PC'de işlenmiştir.



Şekil 6.1 Laboratuvar ortamında data logger – Tasarlanan devreler ve PC'ye nakli

Şekil 6.2'de görülen program arayüzü visual basicde yazılmış olup, odada ya da simüle edilen borudaki sensörlerden gelen verileri okuyup, grafiksel hale getirmektedir. Sürekli olarak da gelen her veri bir öncekinin yanına yazılmakta ve çizim incelenmektedir.

Burada çizgi kalınlıkları ve grafiksel gösterimde hangi parametrelerin gösterileceği programdan seçilebilmektedir.

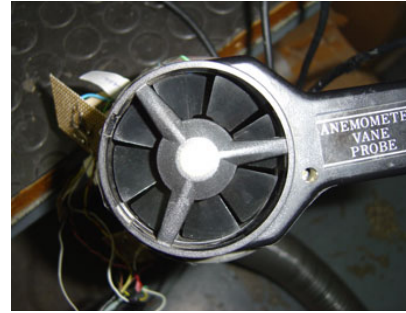


Şekil 6.2 PC negatif iyon jeneratörü programı

Şekil 6.3'te yapılan simülasyon ve kalibrasyon çalışmalarından bir görüntü vardır. Burada 132 sayfa veri alınmış ve incelenmiştir. (Ek-7)



(a)



(b)

Şekil 6.3 (a) Boruda mevcut devreler (b) referans anemometre

Dijital anemometre ile de kalibrasyonlar yapılmıştır.

7. CİHAZ TASARIMI

“Fikirden üretime” diyerek başlanılan projenin daha üçüncü ayında eski ulaştırma bakanlarımızdan Sn. Veysel Atasoy’un hastane enfeksiyonu sonucu ölüm haberini alınmıştır. Proje devam ederken de tasarımın %80’i bitirildiğinde hastanelerde görülen bebek ölümleri haberleri vuku gelmiştir. Bu olaylar bizi deneysel tıp, hastalıklar ve hijyen konularına giren projemizin insanlığa önemini daha da vurgulamış ve o bilinçle tasarımlarımız şekillendirilmiştir.

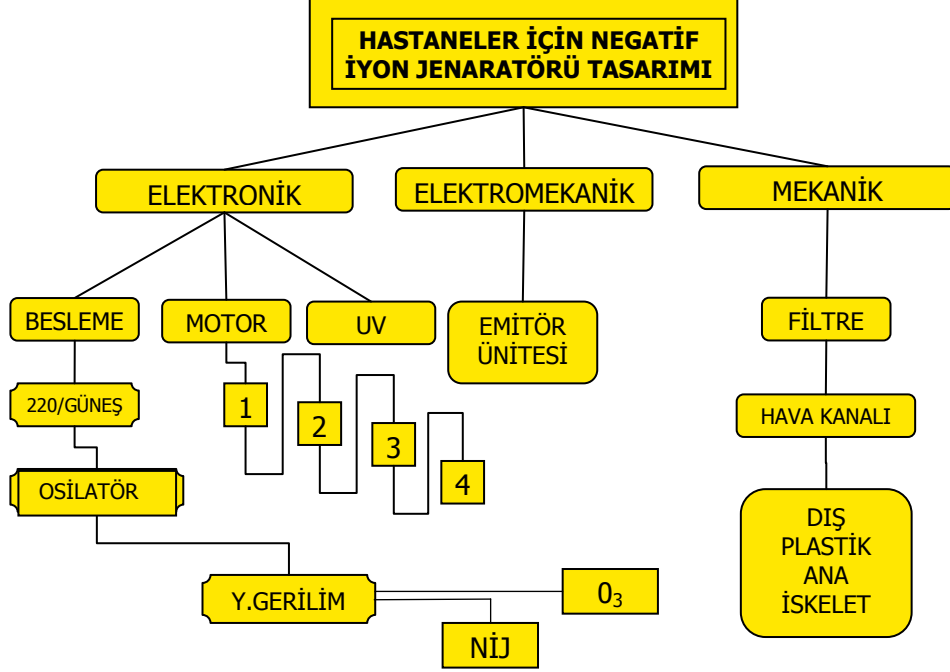
Hastanelerde virüs, bakteri, mantar ve bunlar gibi mikropartikülleri yok etmenin yollarını önceki bölümlerde incelenmişti. Bu kısımda bu incelenen yöntemler elektronikle birleştirilip, güneş enerjisinden de faydalanılarak tasarımı tamamlanmıştır.

Tasarladığımız cihazda ana bileşenler olarak:

- Negatif iyon jeneratörü ünitesi
- Ozon jeneratörü ünitesi
- UV ışık lambaları
- Motor – Fan hızı ayarı
- Filtreler
- Toz, Nem sensörü
- Frekans Değiştiricilerden oluşmaktadır.

Cihazın tasarımı yapılırken sistemi sadece elektronik olarak düşünmek doğru olamazdı. Cihazda elektromekanik ve mekanik ünitelerde cihazın hava sirkülasyonu ve dezenfektasyon yapacağı ortama uygun olarak dizayn edilmesini gerekli kılmaktaydı.

Bu doğrultuda ana hatlarıyla Şekil 7.1’de görüldüğü gibi tasarım üç ana kısma ayrılmıştır.



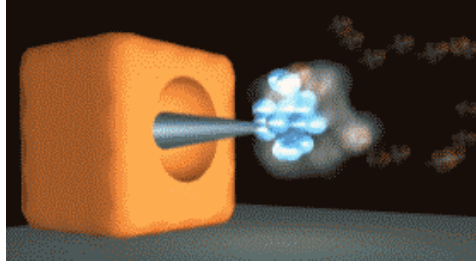
Şekil 7.1 Negatif iyon jeneratörü ana bileşenleri

Negatif iyon jeneratörüyle ilgili olan devre üç kısımda (besleme, osilasyon ve yüksek gerilim katı) incelenmiştir. Ozon kısmı aynı devre üzerinde gerilim ayarlanarak, mikrokontrolörle ayarlanmaktadır. Burada ION veya OZONE seçeneği cihazda bir komuta anahtarıyla belirlenebilmektedir.

7.1 Elektronik Tasarım

Elektronik tasarım kısmında cihazın fonksiyonlarının donanım ve program tasarımı yapılmıştır. Cihazın özellikleri, UV ışık açma kapama, osilasyon başlatma, ozon veya negatif iyon bombardımanı başlatma, motor hızları için röleyle trafıyı bölme, uzaktan kumandayla algılama, nem sensör verilerini gösterme, LCD'den kullanıcıya bilgiler verme ve bunlar gibi tüm işlemlerin tasarımı elektronik tasarım sonunda yapılmıştır.

Negatif İyon Jeneratörü ve ozon jeneratörü, besleme kaynağından her ne şekilde gelen gerilimi (güneş, şebeke, akü) osilatör devresi ile modüle etmekte ve kaskat yapıda bulunan seri kondansatörler vasıtası ile yükseltmekte ve 2 pertinaks levhada elektrik alan oluşumunu sağlamaktadırlar. Bunun neticesinde katot levhaya bağlı sivri uçlardan, 4600VDC – 6000 VDC civarı bir gerilimle, negatif iyonlar veya ozon püskürtülmektedir.



Şekil 7.2 Emitör çıkışından yayılan negatif iyon ve ozon

Püskürtülen negatif iyonlar, havanın yer değiştirmesi ve moleküllerin karşılıklı birbirlerine teması ile temizlenmesi istenilen bütün hacmi devamlı olarak dezenfekte etmektedirler. Nötrleşen iyonlar, daha sonra negatif yüklenmekte ve hava negatif iyon yoğunluklu hale getirilmektedir.

İyonizasyon üç aşamada gerçekleşmektedir:

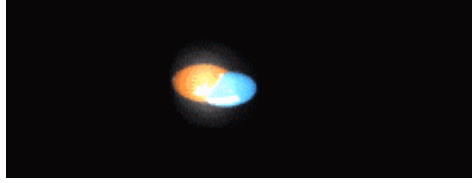
Birinci aşamada, pozitif iyonların nötralizasyonu (mikro toz, kokular, bakteriler ve mikroplar)



Şekil 7.3 Negatif iyonların pozitif iyonları nötralizasyonu

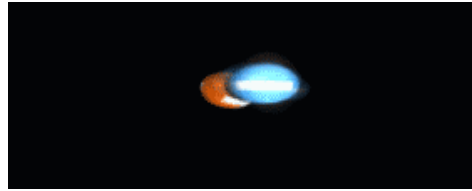
Negatif iyon jeneratöründen çıkan milyarlarca negatif iyonlar öncelikle pozitif iyonlara yapışmakta ve onları nötralizasyon etmektedir.

İkinci aşamada, nötr iyonların polarizasyonu



Şekil 7.4 Nötr iyonların polarizasyonu

Üçüncü aşamada, mikro kirleticileri taşıyan pozitif iyonların etkisini, negatif iyonlar bunları imha ederek ve aşağı dökülmelerini sağlayarak yok eder.



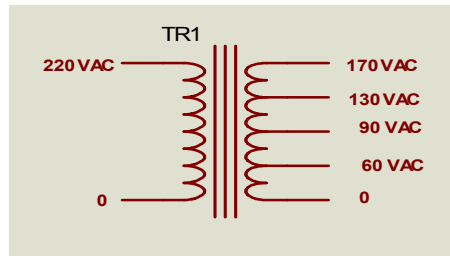
Şekil 7.5 Pozitif iyonların imha edilmesi

7.1.1. Besleme

Tasarlanan negatif iyon jeneratörü için besleme normal şehir şebekesi düşünülerek 220 VAC düşünülmüştür. Güneş enerjisinden faydalanılarak cihazın çalıştırılabilmesi de mümkündür. Bunun için de 7.1.1.2’de gereken sistem tasarımı sunulmuştur.

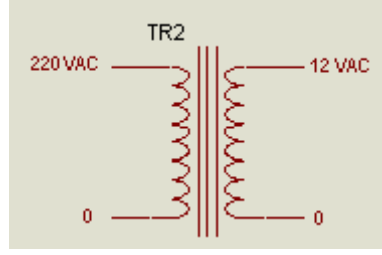
7.1.1.1 Şehir şebekesinden besleme

Cihazda şebeke gerilimini devrenin ihtiyacı olan gerilim değerlerine dönüştüren 2 adet trafo mevcuttur. TR1 trafosu şebeke gerilimini motorun dört farklı hızda çalışmasını sağlayan çıkış değerlerine, TR2 trafosu da anakartı besleyen çıkış değerine dönüştürmektedir.



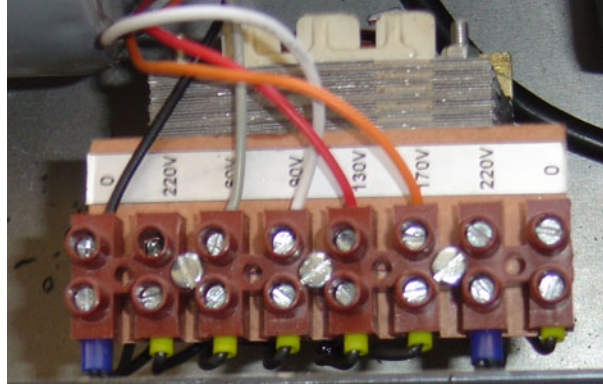
Şekil 7.6 Şebeke trafosu ve motor bağlantıları

220 VAC : 0/60/90/130/170 VAC, Nom. Güç: 90 VA



Şekil 7.7 Ana kart üzerindeki besleme trafosu

Anakart beslemesi için ışıklı anahtar bir konumuna alınarak 220VAC cihaza verilir. Bu noktada şekil 7.7’de görülen trafoda gerilim 12 VAC’ye düşürülür.



Şekil 7.8 Motor trafosu

7.1.1.2 Güneş enerjisiyle besleme

Günümüzde, temiz ve yenilenebilir enerji kaynaklarından “Güneş Enerjisi”, doğrudan elektrik üretiminde de kullanılmaktadır. Tanım olarak, Fotovoltaik (PV) Sistemler; güneş enerjisinden doğrudan elektrik enerjisi üreten sistemlerdir. Bu elektrik, direkt olarak kullanılabileceği

gibi, akümülatörlerde daha sonra kullanılmak üzere saklanabilir ya da enterkonnekte sisteme (şebekeye) verilebilir. İnsanların temiz enerji kullanımına yönelmesi ve bu konuda yapılacak eğitim çalışmaları, bize daha temiz bir dünya sağlayacaktır. Güneş açısından zengin olan Türkiye’de, özellikle Ege ve Akdeniz bölgelerinde yapılan ölçümler, güneş enerjisinin Türkiye için en önemli enerji kaynaklarından biri olduğunu göstermiştir.

Eskiden beri küçük güçlü, tek fazlı şebekeye bağlı, fotovoltaik sistemler için değişik invertör topolojileri tavsiye edilmektedir. Çoğunlukla tam köprü invertör çıkışına transformatör bağlanan sistemler kullanılmaktadır. İnvertörün transformatörle kullanımı şart değildir, hatta olmamasının bazı avantajları vardır. Avrupa'daki pazar araştırmaları göstermektedir ki; transformatörsüz invertörler daha yüksek verimli, daha düşük maliyetli, hafif ve küçüktür.

Tasarlanan negatif iyon jeneratörü şebeke yokken de bir savaş halinde bir dağda ya da ihtiyaç duyulabilecek yerde çalışabilmesi için güneş enerjisinden beslenebilir düşünülmüştür.

Burada önemli unsur bize günlük gereken güçtür. Tasarımımızda fanın birinci konumda çalıştığı (en efektif konum) ve UV ışığın açık olduğunu ve sistemin hiç durmadan 24 saat çalışacağı göz önünde bulundurularak bir PV sistem tasarımı oluşturulmuştur.

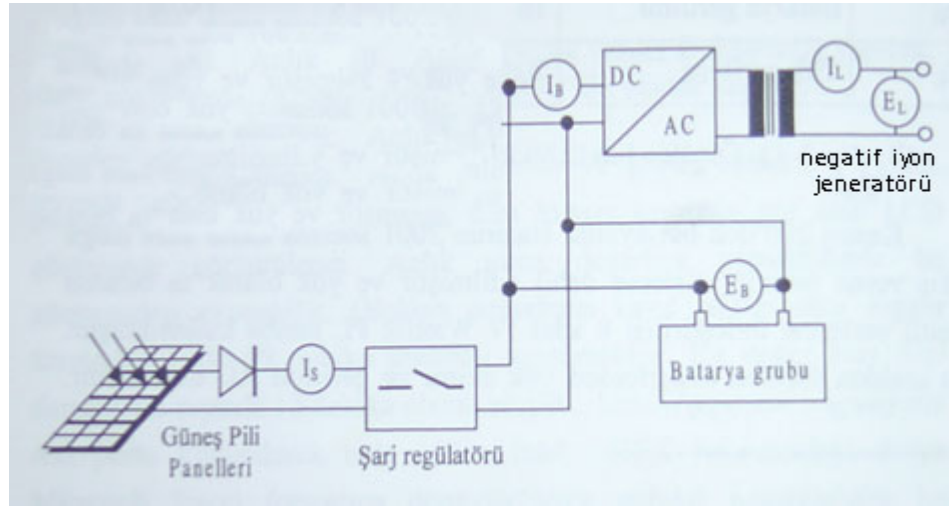
Motor, birinci konumda çalışırken 230 mA. akım çekmektedir. Aynı esnada UV lambalar da 30 mA. akım çekmektedir. Yani toplam

olarak çekilen akım 260 mA.'dir. 220 VAC ile sistemin çalıştırıldığı göz önünde bulundurulursa ~ 60 W'lık sürekli bir güce ihtiyaç vardır.

24 saat süresince çalışacağı düşünülürse;

$60 \times 24 = 1440$ Wh/gün enerji ihtiyacı olacaktır.

Burada 24 V'luk akü kullanılması sistemin optimizasyonu açısından daha mantıklı olacaktır. İlk yapılan tasarımda 12 V çıkışlı PV modül kullanılmıştır. Ancak sistemde o zaman kullanılması gereken invertör akımı ve şarj regülâtör değerleri çok yüksek olduğundan, yüksek bir maliyet söz konusu olmuştur.



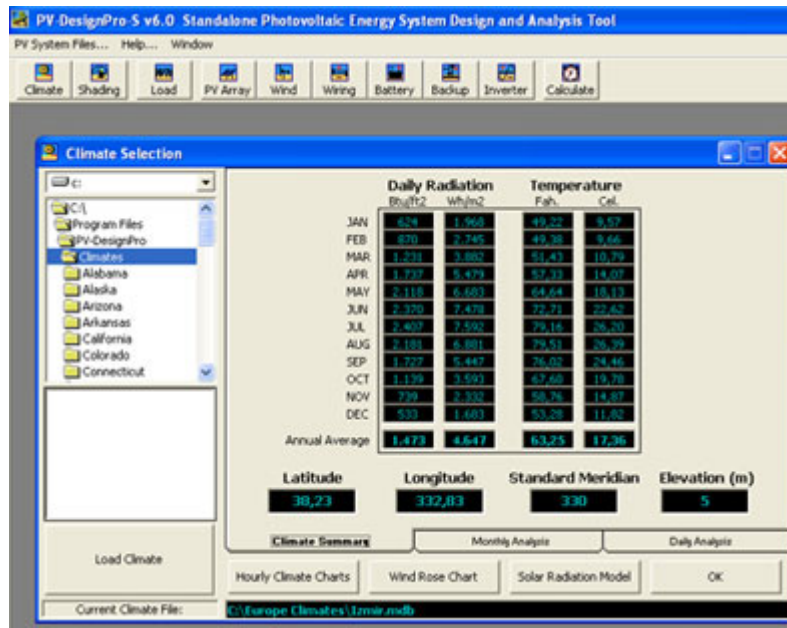
Şekil 7.9 Sistem blok diyagramı

12 V'luk Ege Üniversitesi, Güneş Enerjisi Enstitüsünde üretilen PV panellerin kullanılması halinde:

PV Modül Sayısı Esdec programı ile excel'de hesaplatılınca, 706 Wp PV modülünün gerekli olacağı bulunmuştur. Bunun sağlanması için de 6 tane 120 W'lık güneş pili kullanılmıştır. (Bu da yaklaşık 720 W.

yapmaktadır.) (Bu hesaplamada akü verimi %80 ve sıcaklığın PV modüllere etkisi %85 olarak alınmıştır.)

Daha sonra bu veriler PC’de PV DesignPro S v6.0 programı ile simüle edilip, uygulanmıştır:



Şekil 7.10 PV DesignPro S v6.0 Otonom PV sistem tasarım programı

Şekil 7.10’da öncelikle dünyanın neresinde olduğu girilmiştir. Buna ilişkin enlem, boylam, meridyen ve yükseklik verileri otomatik olarak karşımıza gelmektedir. Aynı esnada programda çıkan tabloda İzmir’e ait günlük ışıma (Wh/m^2), sıcaklık derecesi ($^{\circ}\text{C}$) 12 aya ilişkin ortalama verileri ile gösterilmektedir.

Bu noktada program ışıma değerleri, rüzgar hızları, sıcaklık ve diğer bozucularla ilgili etkileri kendisi hesaplara otomatik olarak

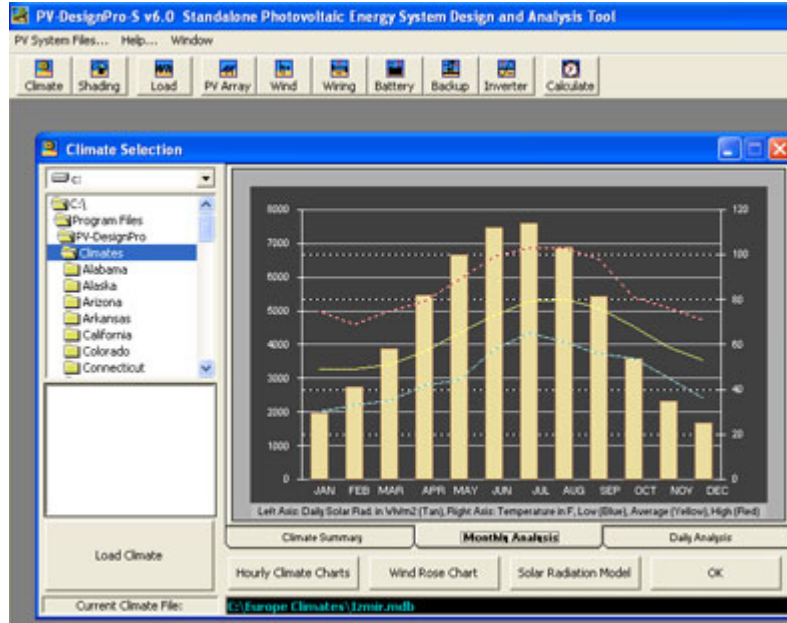
katmaktadır. Dolayısıyla elle yaptığımız ve de birçok veriyi hesaba katamadığımız tasarımlardan çok daha profesyonel bir tasarım yapılmıştır. Burada bir diğer avantaj da sistem tasarım parametrelerini değiştirerek sonucu, simülasyonda anında görebilmektir.

Tasarımımızda öncelikle 6 PV paneli paralel bağlamak suretiyle bir tasarım yapılmıştır. Daha sonra bu 3 paralel kolda 2'şer seri panellerle denenmiştir.

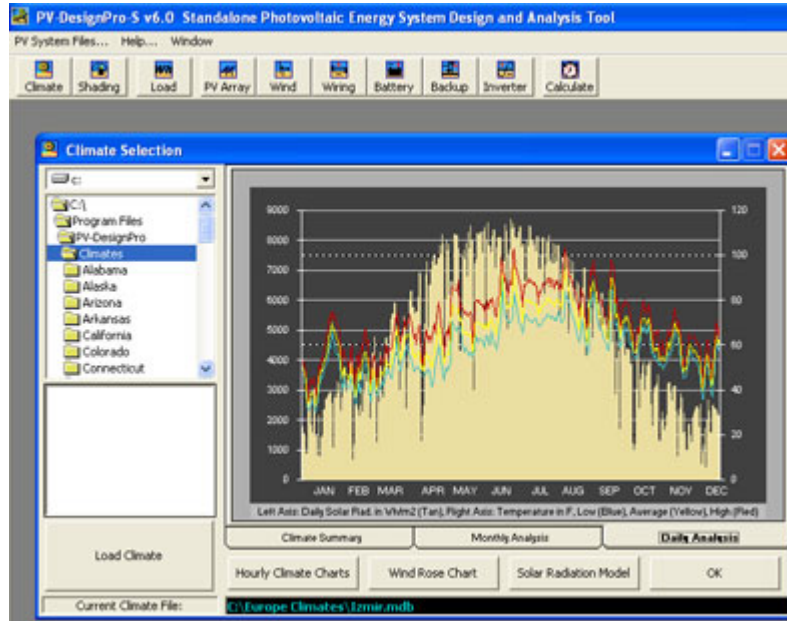
Buna ilişkin program grafikleri ve açıklamaları:

Şekil 7.10'da gösterilen İzmir'e ait verilerin aylık olarak gösterimi de aşağıda şekil 7.11.'te verilmiştir. Burada soldaki dikey eksen günlük ısıma değerlerini (Wh/m^2), sağdaki dikey eksen fahrenheit cinsinden sıcaklık derecelerini göstermektedir. Yine sarı grafik ortalamayı, kırmızı da en yüksek değerlerinin gösterimidir. Yatay eksen de 12 ay gösterilmiştir.

Şekil 7.12'de de aynı gösterimin günlük verilerle yapılan analizi izlenmektedir. Burada da soldaki dikey eksen günlük ısıma değerlerini (Wh/m^2), sağdaki dikey eksen fahrenheit cinsinden sıcaklık derecelerini göstermektedir. Yine sarı grafik ortalamayı, kırmızı da en yüksek değerlerinin gösterimidir. Yatay eksen de 12 ay gösterilmiştir.



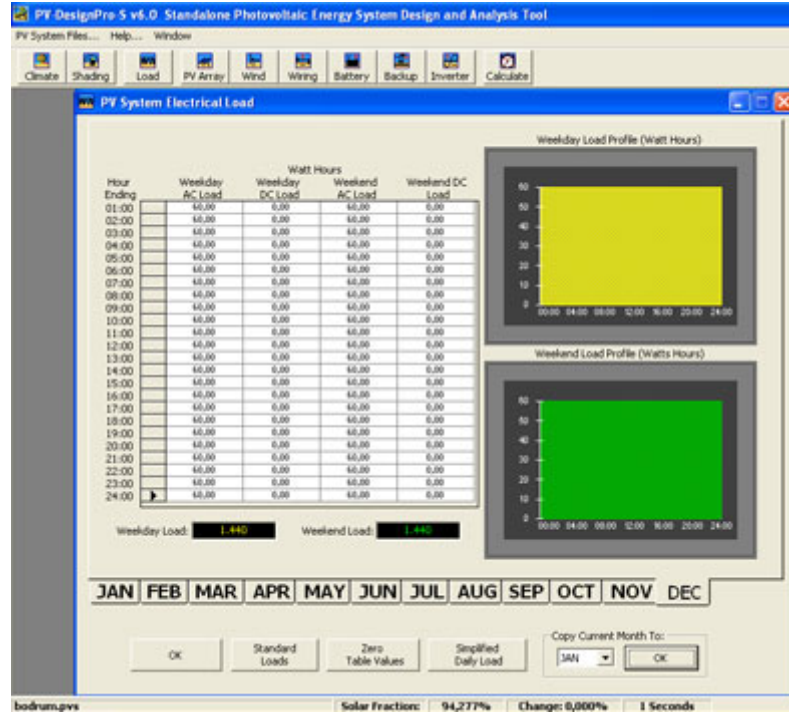
Şekil 7.11 İzmir'in aylık bazda ortalama güneş ışınlm değerleri



Şekil 7.12 İzmir'in günlük bazda ortalama güneş ışınlm değerleri

Güneş enerjisiyle besleme tasarlanırken iki yöllü düşünülmüştür:

- Günde 6 saat %30 yükte, 6 saat %40 yükte, 6 saat %50, 4 saat %60 ve 2 saat de tam yükte çalışırsa, günde 1427Wh enerji harcanır bu da 1,43kWh yapar.
- Tasarlanan negatif iyon jeneratörü birinci hız konumunda ve UV ışıklar açık olduğu takdirde ve 24 saat bu şekilde çalıştığında günde 1440 Wh enerji harcanacaktır bu da 1,44 kWh yapar.

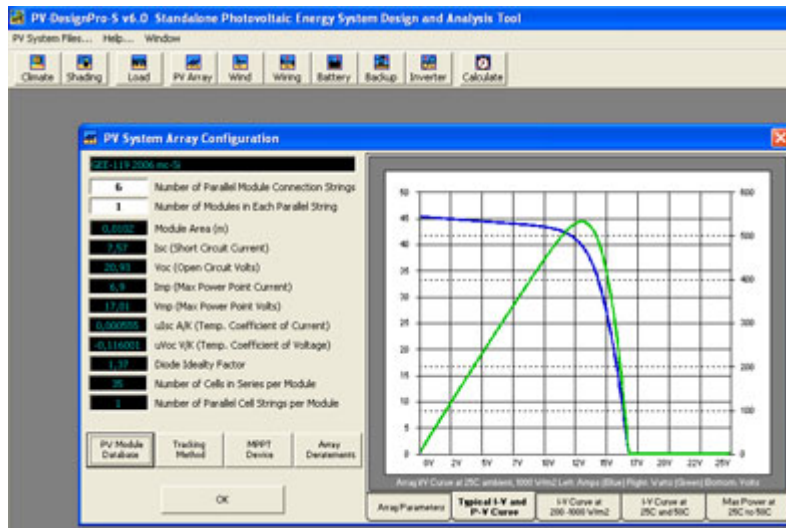


Şekil 7.13 Tasarladığımız NİJ'in sistemdeki yük gösterimi

Burada değişken herhangi bir yük olmadığından, sistemde bir durma da bulunmadığından, cihaz sürekli olarak sabit 260 mA akım çekmektedir. Bu da yaklaşık 60 W'a denk gelmektedir. Şekil 7.13'te

buna ilişkin günlük, aylara göre çekilen enerji miktarının hesabının gösterildiği grafik kullanılmıştır.

Şekil 7.14'te de sisteme uygun paralel 6 PV panel bağlandığı taktirde kullanılan GEE-119 2006 mc-si PV panellerin teknik verilerini (açık devre akımı, açık devre gerilimi, maksimum güç noktası, diyot ideal faktörü, modüldeki seri hücre adedi..vs) gözlemlenebilmektedir. Grafikte de ideal şartlarda akım-gerilim grafiği görülmektedir.



Şekil 7.14 GEE-119 2006 mc-si PV panellerin I-V karakteristikleri

Şekil 7.15'te Güneş Enerjisi Enstitüsünde üretilen güneş paneline ait verilerin tablo halinde gösterimi bulunmaktadır.

[illegible]

Şekil 7.15 GEE-119 2006 mc-si PV panellerin I_{sc0} , V_{oc0} , I_{mp0} ..vs teknik verileri

Kullanılan PV panellerle oluşturulan otonom sisteme (array) ilişkin toplu veriler incelenirse, toplam dizin alanının 0,06 m. olduğunu, toplam 6 modülden oluştuğu, dizinin kısadevre akımının 45,42 A, açık devre geriliminin 20,93 V olduğunu, maksimum akım değerinin 41,4 A, maksimum geriliminin 17,01 V ve array maksimum gücünün 706 W olduğu verisini Şekil 7.16’da gözlemlenebilir.

PV DesignPro S v6.0 Standalone Photovoltaic Energy System Design and Analysis Tool

File System Files... Help... Window

Climate Shading Load PV Array Wind Wiring Battery Backup Inverter Calculate

PV System Array Configuration

20-119 2006-06-19

6	Number of Parallel Module Connection Strings	0.06	Array Area (m)
1	Number of Modules in Each Parallel String	6	Modules in Array
0.000000	Module Area (m)	45.42	Array Isc
2.00	Vsc (Short Circuit Current)	20.93	Array Voc
20.93	Voc (Open Circuit Voltage)	41.4	Array Imp
8.9	Imp (Max Power Point Current)	17.01	Array Vmp
17.01	Vmp (Max Power Point Voltage)	0.00333	Array Isc
0.000000	Isc A/K (Temp. Coefficient of Current)	10.11600	Array V/Voc
0.110001	V/Voc (Temp. Coefficient of Voltage)		
1.37	Diode Ideality Factor		
10	Number of Cells in Series per Module		
1	Number of Parallel Cell Strings per Module		

Array Rated
Max Power

704.21 W

PV Module Database	Tracking Method	MPPT Device	Array Deratements
OK			

Array Parameters

Typical I-V and P-V Curve

I-V Curve at 200-5000 Wind

I-V Curve at 25C and 50C

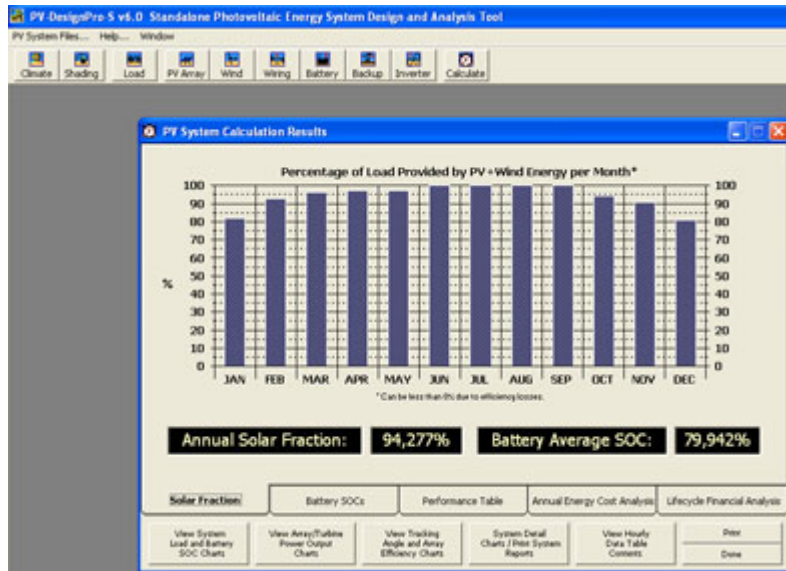
Max Power at 25C to 50C

Şekil 7.16 GEE-119 2006 mc-si 6 paralel PV panellerin (array) teknik verileri

Bu tasarlanan güneş panelinde 3 adet 12V çıkışlı, 60 Ah. Akü kullanımını yeterli bulunmuştur. Bataryanın kullanımda kalım süresi %100'dür. Bataryanın kendi kendine deşarj olma oranı 0,00625'tir. 3 bataryanın paralel bağlanmasıyla 180 Ah güç elde edilir bu da 2,16 kWh enerjiye denk gelmektedir.

Sistemde invertör olarak SMA Sunny Boy 700 kullanılmıştır.

Tasarımı düşünülen 6'lı dizine ilişkin Yıllık Güneşleme kesiri ve bataryaların görevde bulunma durumu verileri Şekil 7.17'de gösterilmiştir.

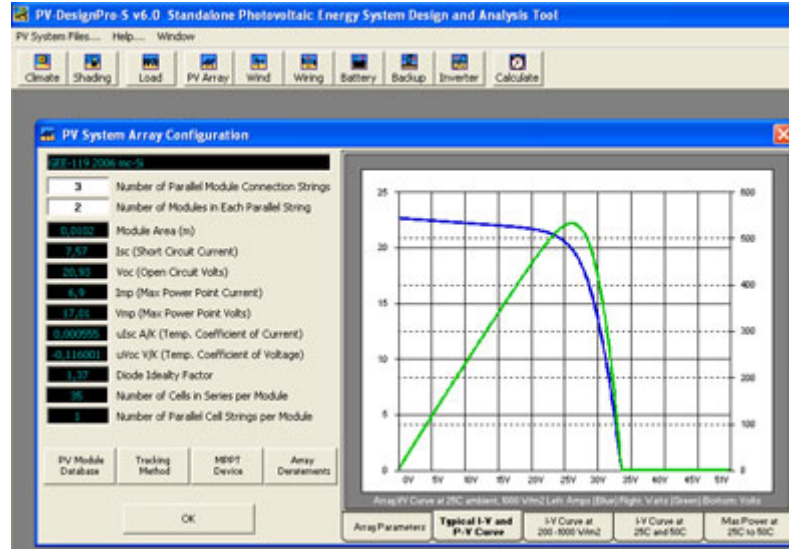


Şekil 7.17 6'lı paralel dizin PV panel verimi

Şarj regülatörü de 12V. çıkışlı, 30-50 A. olmalıdır. (Fiyatları yüksektir)

Diğer bir yapılan tasarım da 3 paralel modüllü ve modüllerin içinde 2'şer seri dizginin bulunduğu yapıdır. Burada da yine 6 modül kullanılmıştır. Modüllerin seri kullanılmasından dolayı çıkış voltajı yükselmiştir. Bu sistemi kullanarak akım değeri düşürülecek bunun yanı sıra gerilim değeri yükseltilecektir. Bunun yapılmasındaki amaç da yüksek amperlere çıkıldığında astronik rakamlara tedarik edilecek şarj regülâtöründendir.

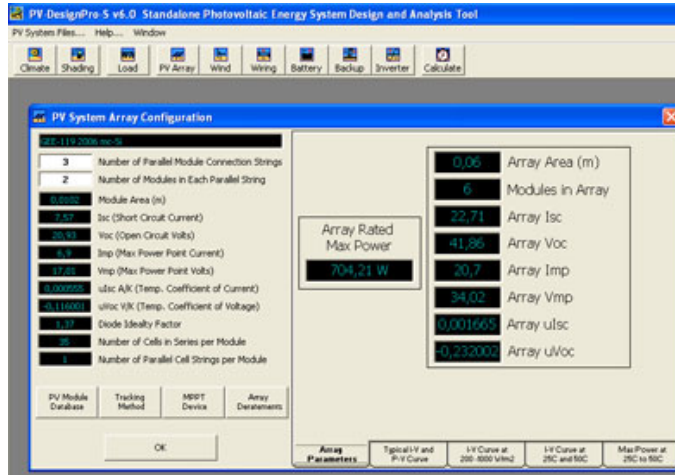
Şekil 7.18'de bu yeni tasarıma ait 25°C sıcaklıkta, 1000 Wh/m² ışımda akım-gerilim karakteristikleri görülmektedir.



Şekil 7.18 3 paralel içinde 2 seri bağlı dizinin ideal koşullarda I-V karakteristiği

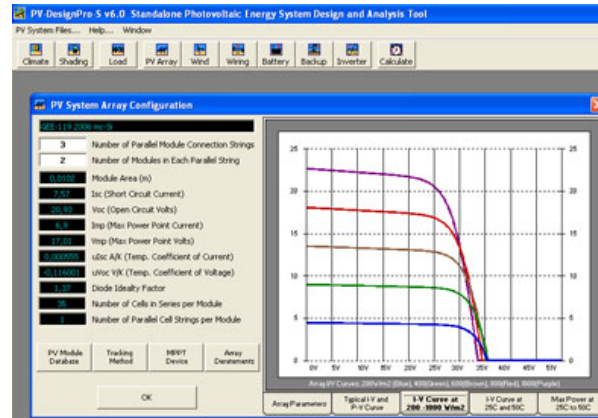
Kullanılan PV panellerle oluşturulan otonom sisteme (array) ilişkin toplu veriler incelenirse, toplam dizin alanının 0,06 m. olduğu, toplam 6 modülden oluştuğu, dizinin kısıadevre akımının 22,71 A., açık devre geriliminin 41,86 V. olduğunu, maksimum akım değerinin 20,7 A.,

maksimum geriliminin 34,02 V. ve array maksimum gücünün 704 W olduğu verisini Şekil 7.19'dan gözlemlenebilir.



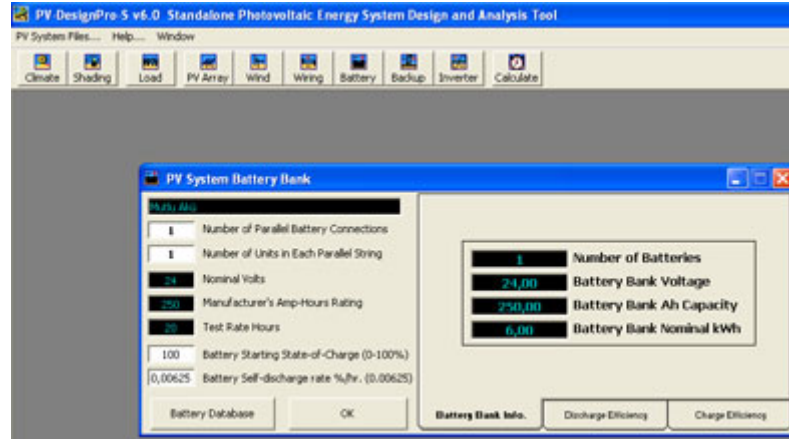
Şekil 7.19 GEE-119 2006 mc-si 3 paralel-2 seri PV panellerin (array) teknik verileri

Şekil 7.20'de de oluşturulan dizine ilişkin değişik ışıma değerlerinde (200 Wh/m², 400 Wh/m², 600 Wh/m², 800 Wh/m², 1000 Wh/m²) sistemin akım-gerilim karakteristiği gösterilmektedir.



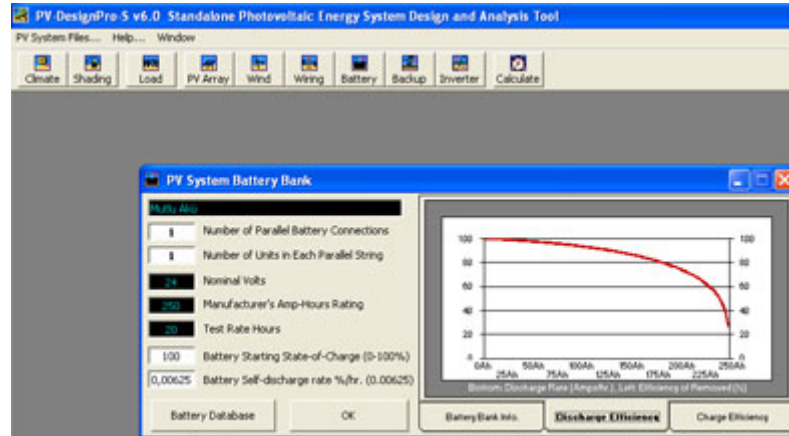
Şekil 7.20 Değişik ışımalarda 3 paralel-2 seri dizinin I-V karakteristikleri

Bu tasarlanan güneş panelinde 1 adet 24V çıkışlı, 250 Ah. Akü kullanımı yeterli bulunmuştur. Bataryanın kullanımda kalım süresi %100'dür. Bataryanın kendi kendine deşarj olma oranı 0,00625'tir. Bataryanın nominal enerji kapasitesi 6 kWh'tir. Şekil 7.21'de buna ilişkin verileri görmek mümkündür.



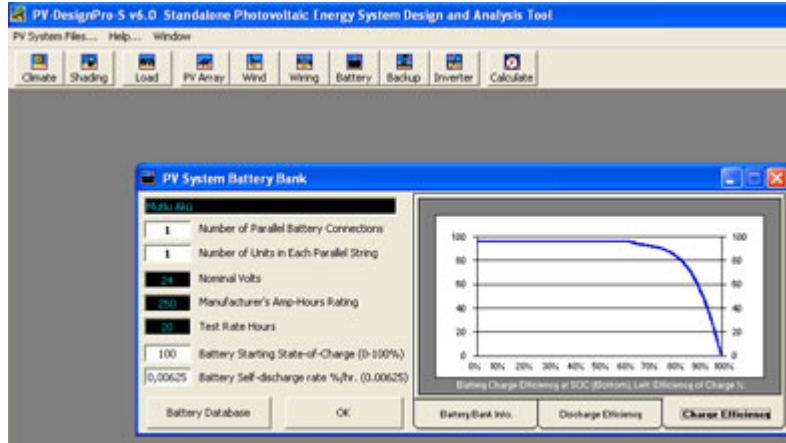
Şekil 7.21 3 paralel-2 seri dizinin akü verileri

Şekil 7.22'de de deşarj verimlerine ilişkin grafik görülmektedir. Burada alt eksen deşarj değerini amper/saat olarak göstermekte, sol eksen de kaybolan verimi belirtmektedir.



Şekil 7.22 3 paralel-2 seri dizinde akü deşarj verimleri

Kullanılan aküye ilişkin şarj verim eğrisi Şekil 7.23'te görülmektedir. Burada dikey eksen akünün kullanım oranını, yatay eksen de verimini ifade etmektedir.

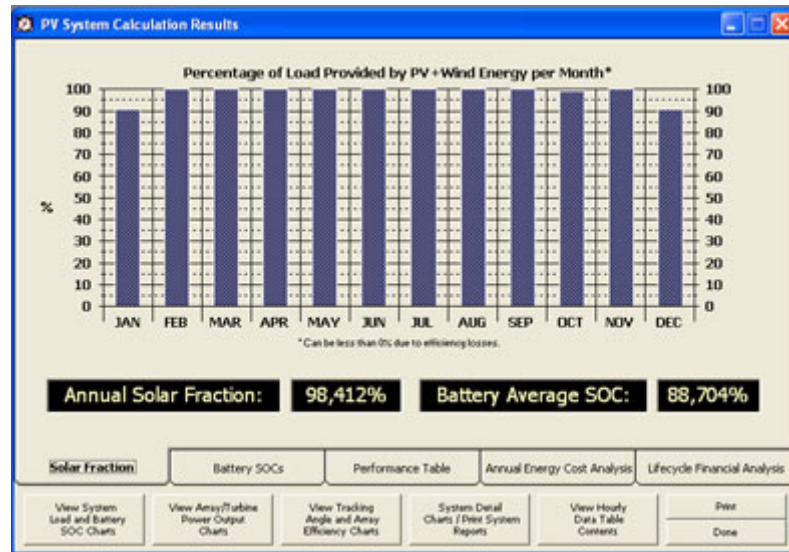


Şekil 7.23 3 paralel-2 seri dizinde akü şarj verim grafiği

Bu sistemde de invertör olarak SMA Sunny Boy 700 kullanılmıştır.

Bu son tasarımda yapılmış olunan seri bağlantı akım değerinin düşüp, gerilimin artmasını sağlamıştır. Bununla birlikte de kullanabilecek şarj regülatör seçenekleri artmış (24V, 30 A.), fiyatlar da makul düzeylere indirilmiştir. Burada PR3030 LCD, IBC Solar firmasının regülatörü kullanılması düşünülmüştür.

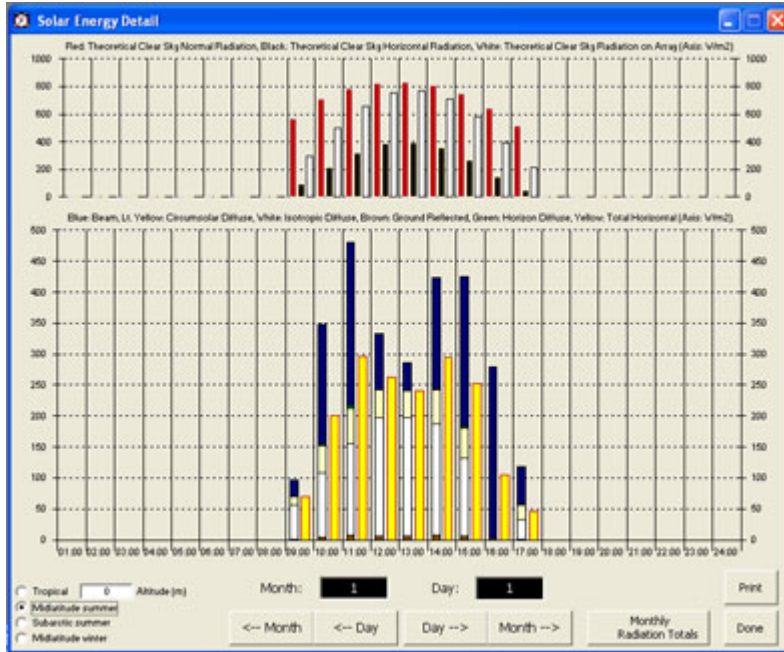
Tasarımı planlanan 3 paralel-2 seri dizine ilişkin Yıllık Güneşleme kesiri ve bataryaların görevde bulunma durumu verileri Şekil 7.24'te gösterilmiştir. Önceki tasarıma göre ciddi bir yükseliş elde edilmiştir. (%4 güneş kesrinden, %10'da akü görev alma oranında iyileşme)



Şekil 7.24 3 paralel-2 seri dizinde PV panel verimi

Tasarlanan fotovoltaik sisteme ilişkin veriler yılın birinci gününün birinci saatinden (hava sıcaklığı, ekstra radyasyon oranı, güneş deklinasyon açısı, güneş zamanı, saat aç değeri, güneş azimut açısı, modül eğimi, zenith açısı, ışıın oranı, dizi gerilim değeri, PV hücre sıcaklık değeri, hava basıncı, kısa devre akımı, açık devre gerilimi, maksimum akım değeri, maksimum gerilim değeri, doldurma katsayısı, Wh cinsinden dizi potansiyeli, dizin güç verimi, akü başlangıç değeri, Ah olarak yük, akü verimi, akünün bitmesine olan süre, gerekli backup değeri, akü çıkış voltajı...vs) yılın son gününün son saatine kadar simüle edilmiştir.

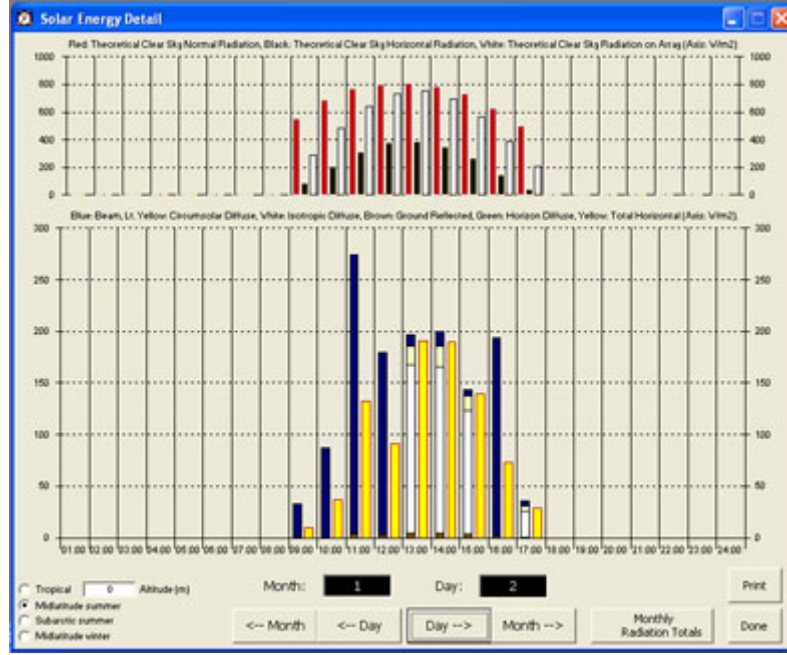
Buna ilişkin toplam 1952 sayfa excelde veri alınmıştır. Bunu eklere eklemek mümkün olamadığından CD'den ulaşılabilir.



Şekil 7.25 Güneş enerjisi verileri Ay:1 Gün:1

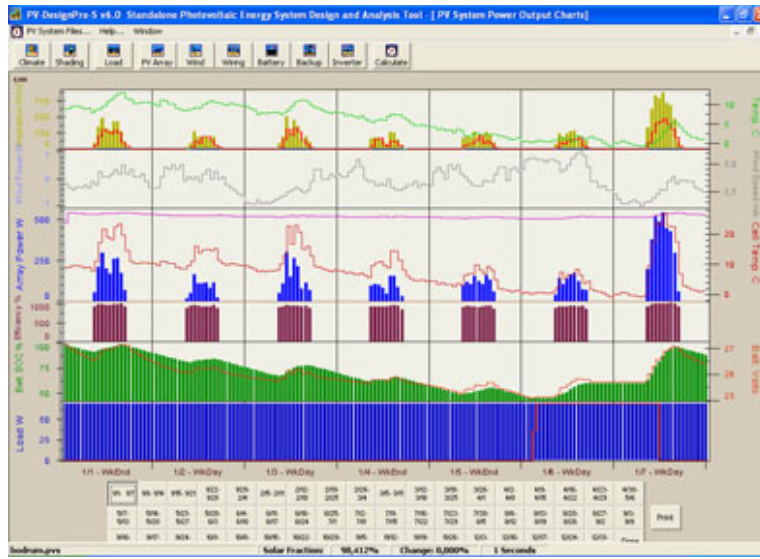
Buradaki grafiklerde üst kısımlarda kırmızı ile gösterilen teorik açık gökyüzünü, siyah olan teorik açık gökyüzünde yatay radyasyonu, beyaz da açık gökyüzünde dizin üzerine olan radyasyonu W/m^2 değeri ile göstermektedir.

Alt kısımdaki grafiklerde ise W/m^2 cinsinden (mavi renkle ifade edilen ışıma, sarı-difüz ışıma, beyaz-isotropik difüz ışıma, kahverengi-yerden yansıma, mavi-yatay difüz ışıma sarı da toplam yatay) ışımadır.



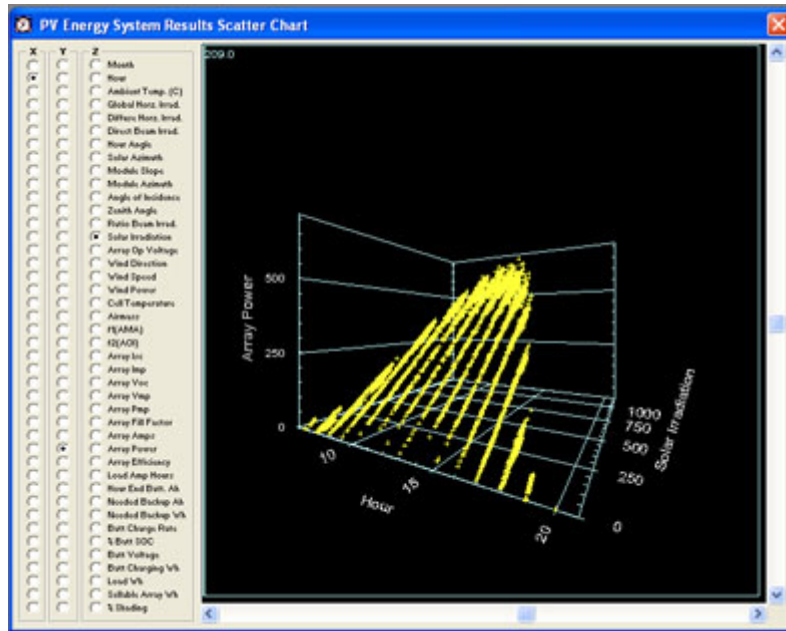
Şekil 7.26 Güneş enerjisi verileri Ay:1 Gün:2

Şekil 7.27’de de yapılmış olunan fotovoltaik sistem tasarımına ilişkin birçok değişkenin bir arada sonuçları görülmektedir. (radyasyon oranı, dizin çıkış gücü, verim, akü kullanım oranı, yük, sıcaklık değerleri, akü voltajı.....vs)



Şekil 7.27 Tasarladığımız PV sistem analizi

Şekil 7.28’de de istenen çıktı veya girdiler grafiğe dökülmüş haldedir.



Şekil 7.28 Tasarladığımız PV sistem sonuç grafikleri

7.1.2 Osilatör

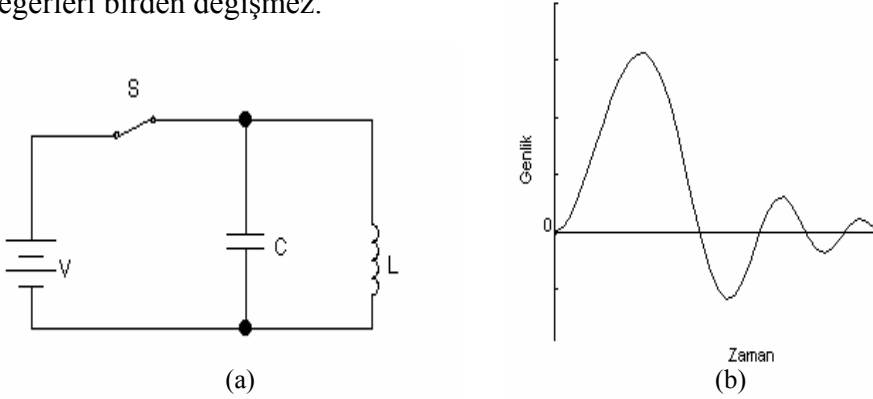
Osilatör, bir AC çıkış üreten, transistor, işlemsel kuvvetlendirici (Operational Amplifier, opamp) veya vakum tüpü içeren bir devredir. Bir osilatör, temelde bir kuvvetlendiricidir, ancak çıkışı ile girişi arasındaki geri besleme devresi, bir giriş sinyali verilmesine gerek kalmadan çıkışındaki sinyali devam ettirmesi sağlayacak şekilde kurulmuştur. En çok kullanılan osilatörler tuned RF(Radio Frequency, Radyo Frekansı) osilatörleri, bir L bobini ve bir C kondansatörü içerirler ve LC devresinin rezonans frekansında sinüs dalgası üretirler. Her vericinin taşıyıcı dalgaları üretebilmesi için osilatörü olması gerekir. Ayrıca IF(Intermediate Frequency, Orta frekans) alıcılarındaki frekans dönüştürücülerde de bir osilatör kullanılır. Belirli bir frekansta puls(pulse) üreten multivibratör devreleri de osilatördür. Son olarak, bir sinyal üretici(signal generator) de test sinyallerini üreten bir osilatördür. İster ses, ister radyo frekansında olsun, sinüzoidal olan veya olmayan sinyaller, osilatör devreleri ile üretilmektedirler. Tasarımda yüksek gerilim katı çıkışları elde edilmek üzere osilatör kısmı kullanılmıştır.

7.1.2.1 Osilatörlerin çalışma prensipleri

Düzenli zaman aralıklarıyla, zıt yönlerde yapılan hareketler osilasyon, bu şekilde hareket eden cihazlara ise osilatör adı verilir. Osilasyonda hareket yönleri periyodik olarak değişir. Bu hareketin periyodu, iki zıt yönde birer defa hareket yapılması için gereken süredir. Osilasyona en uygun mekanik örnek, sallanmakta olan bir sarkaçtır. Bu hareketin elektrikteki karşılığı, gerilim veya akımın belirli bir orta değer etrafındaki sinüzoidal değişimleridir. Bu tür osilasyonlar, rezonans frekansındaki bir LC devresine enerji sağlandığında üretilebilir.

Bir LC devresinin osilasyonu:

Şekil 7.29.a'daki devrede kaynak devreye bağlıken, kondansatörde bir V_C gerilimi, bobinde ise bir I_L akımı oluşur. Kaynak, devreden ayrıldığında bobinin manyetik alanı azalır. Bu durumda bobin üzerinde bir V_L gerilimi indüklenir. Bu gerilim kondansatör geriliminden büyük olduğu sürece değeri zamanla azalan bir I_L akımı bobinden Kondansatöre doğru akar. Kondansatör gerilimi bobin geriliminden büyük olduğunda bu defa devreden I_L 'ye ters yönde bir kondansatör boşalma akımı I_C akmaya başlar. Bu akım da bobin üzerinde bir gerilim indükler. Bu gerilim kondansatör geriliminden büyük olursa akım yönü değişir, ve bu hareket böylece devam eder. Bu şekilde, LC devresinin rezonans frekansında bir osilasyon hareketi oluşur. Bu hareketler sonucunda gerilim ve akımda Şekil 7.29.b'de gösterilen şekilde değişimler gözlenir. Dalga şekli sinüzoidaldir, çünkü gerilim ve akım değerleri birden değişmez.



Şekil 7.29 Bir LC devresinin rezonans frekansında a) devre b) Genlik-Zaman Grafiği

Kaynak devredeyken, C yüklenir ve L'de akım üretilir. Anahtar açılarak kaynak devreden ayrıldığında akım ve gerilimde b'de gösterilen şekilde sinüzoidal bir değişim oluşur.

Devrenin direncinden dolayı, akım ve gerilimin genlikleri zamanla azalır. Bu nedenle, Şekil 7.29.b’de gösterilen genliği zamanla azalan sinüzoidal dalga şekli oluşur.

Bir LC devresinin depolanmış enerjisinden sinüs dalgası üretmesine ringing¹ denir. Gerçekte bir bobin, bir kondansatörle paralel bağlı durumda olduğu her devrede ringing olayına başlayabilir. Bu olay özellikle yüksek Q (kalite faktörü) ne sahip bobinlerin bulunduğu devrelerde akımda büyük bir azalmaya neden olur.

LC kombinasyonuna, tuned devresi veya osilasyon için enerji depoladığı için tank devresi denir. Tank devresinin bir DC gerilim kaynağı veya pulslardan sinüs dalgası oluşturmaya olayına, flywheel etkisi(flywheel effect) denir.

Pratikte, osilatör devreleri kuvvetlendirici olarak bir transistör, bir entegre, bir opamp veya vakum tüpü içerirler. Bu elemanların kullanılması ile osilasyonları sürdürecektir geri besleme devreleri kurulabilir. Kuvvetlendiricinin DC besleme gerilimi osilasyonu sürdürmek için gerekli enerjiyi devreye sağlar, yani osilatör, kuvvetlendiricinin DC besleme gerilimini AC sinyale dönüştürür.

Tuned LC devreli bu tip bir osilatör, 300 MHz’e kadar olan radyo frekanslarında kullanılabilir. Ses frekanslarında, gereken direnç ve bobin değerleri çok büyük olacağından bunların yerine RC geri beslemeli osilatör devreleri kullanılır. 300 Mhz’in üzerindeki frekanslarda ise, UHF ve mikrodalga osilatörleri kullanılır.

Osilatör frekansı:

Bir tuned RF osilatöründe çıkışın frekansı rezonans frekansı olup, değeri

¹ Çan veya zil çalması anlamına gelen bu sözcük, mekanik bir benzetme olarak bu olayın ismi olmuştur.

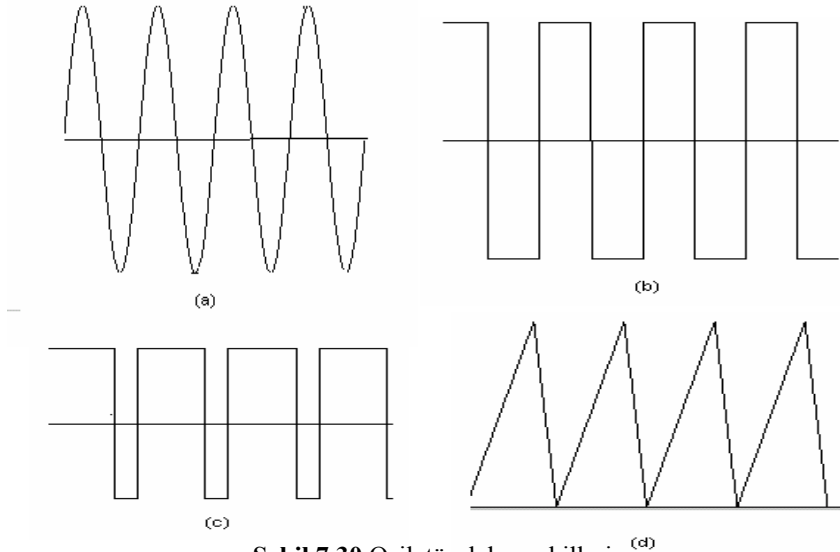
$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (7.1)$$

denklemini ile hesaplanır.

Pratikte, L değeri mikrohenry, C değeri ise pikofarad olarak alınır ve frekans gigahertz cinsinden bulunur.

Osilatör dalga şekilleri

Şekil 7.30'da osilatör devrelerinden elde edilen dört çıkış sinyali gösterilmektedir. Şekil 7.30.a'daki sinyal tuned LC devresinden elde edilen sinüs dalgasıdır. Şekil 7.30.b'deki kare dalga simetrik, yani ON ve OFF zamanları eşit bir puls osilatöründen, Şekil 7.30.c' deki dikdörtgen dalga simetrik olmayan bir puls osilatöründen elde edilmiştir. Şekil 7.30.d'deki testere dişi dalga ise, Şekil 7.30.c'deki dalga ile bir RC devresi sürülerek oluşturulur.

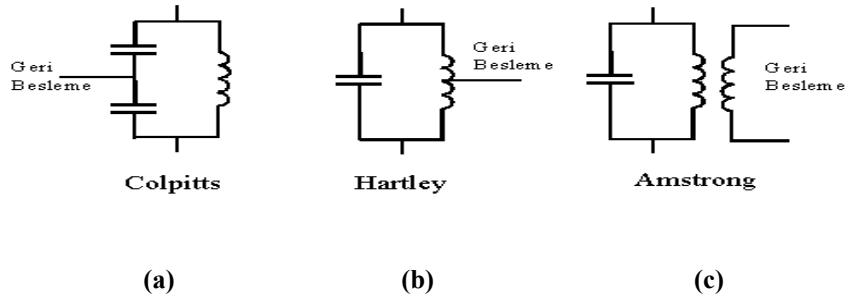


Şekil 7.30 Osilatör dalga şekilleri

Osilatör türleri

Yapılarına ve ürettikleri çıkış dalga şekillerine göre isimlendirilirler. Başlıca çeşitleri Hartley, Colpitts gibi sinüs dalga osilatörleri ya da kare dalga osilatörü, üçgen dalga osilatörü yada RC osilatör, Wien Bridge ve blok osilatörlerdir.

Devrede kullanılan rezonans devresi, bir bobin ve bir kondansatörden (LC) oluşuyorsa, bu tür osilatörlere LC osilatör denir. LC osilatörlerin de türleri vardır. Şekil 7.31'deki gibi Colpitts osilatör geri beslemesini, kapasitif bir gerilim bölücüden almaktadır. Hartley osilatör, geri beslemesini endüktif bir gerilim bölücüden almaktadır. Amstrong osilatör ise geri beslemesini ana sarım üzerine sarılmış birkaç turluk başka bir sarımdan almaktadır. Amstrong osilatörde ki bu yapı aslında bir trafodur.

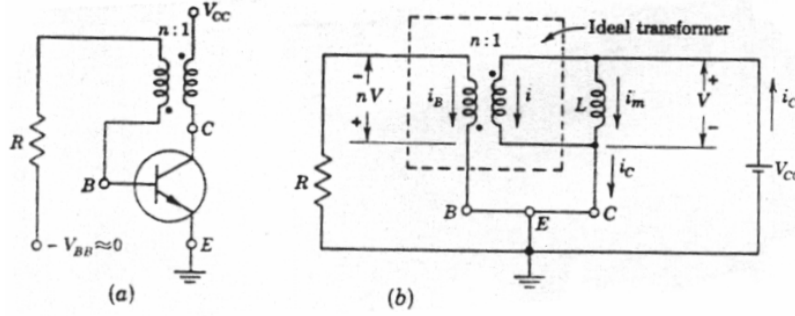


Şekil 7.31 LC Osilatör tipleri a) Colpitts b) Hartley c) Amstrong

7.1.2.2 Blok osilatörler

Tetiklemeli transistör ile blok osilatör (Beyz zamanlamalı)

Beyz'den tetiklemeli tek zamanda kararlı blok osilatör devresi Şekil 7.32'de gösterilmiştir. Darbe genliği, devredeki komponentlere ve trafonun parametrelerine göre nanosaniye ve mikrosaniye cinsinden elde edilebilir. Trafonun n sarım sayısı ve kutuplamaları ile ayarlar yapılır ve transistorün beyz sargısına seri olarak konan R direnci zamanlama ve darbe süresini ayarlar. Transistör kesimdeyken normal şartlarda beyz emitör arası gerilim germanyum için 0.1 V., silikon (n-p-n) transistör için 0.5 V.'tur. V_e , V_{BB} sıfıra yaklaşır.



Şekil 7.32 Tetiklemeli transistör ile beyz zamanlamalı blok osilatör

V_{BB} , V_{CC} 'den küçük olduğu sürece, devrenin çalışması etkilenmez. Tetikleme sinyali, kollektöre, kollektörün voltajından düşük olarak, bir anlık uygulanırsa, trafo endüklenir ve potansiyeli artar. Beyz-Kollektör arasındaki voltaj değeri, normal voltaj değerini aşarsa, transistör kesime girer. Kollektör akımının artması, kollektör voltajının düşmesi, beyz voltajının yükselmesi anlamına gelir. Bu döngüde sürekli yükselen akım daha sonra transistörü doymaya sokar.

Transistorün doymaya giriş zamanını ihmal edersek, darbe genlik genişliği ve dalga şekli Şekil 7.32.b'den darbe trafosu, ideal trafo ile yer değiştirilip, kollektör bacağına buna paralel bir manyetizma bobinini temsilen L ile gösterilerek ve de sızıntı indüklemesi de paralel kapasite ile sembolize edilmek suretiyle bulunur.

Transistörün doyma voltajları, $V_{CE(SAT)}$ ve $V_{BE(SAT)}$ kolaylıkla devrede göz önünde tutulabilir ancak V_{CC} 'ye göre çok küçük olduklarından, basitleştirmek için onları ihmal edilebilir.

Eğer ideal bir trafo kullanıldığı varsayılırsa, kollektör akımı i ;

$$i - ni_B = 0 \quad (7.2)$$

Eğer kollektör bacağındaki gerilime V denirse, kutuplama prensibine göre beyz'de görülecek gerilim nV olacaktır.

Şekil 7.32.b'de kollektör devresinin voltajı:

$$V = V_{CC} \quad (7.3)$$

Beyz devresinden,

$$i_B = \frac{nV}{R} = \frac{nV_{CC}}{R} \quad (7.4)$$

İşlem 7.2 'den

$$i = \frac{n^2 V_{CC}}{R} \quad (7.5)$$

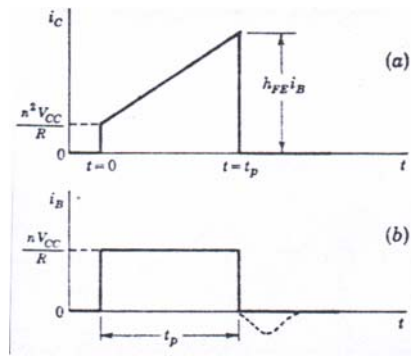
Eğer I_M endüklenen akım ve V 'de sabitse

$$L \frac{di_M}{dt} = V \quad i_M = \frac{Vt}{L} \quad (7.6)$$

Buradan $i_C = i + i_M$ ve işlem 7.6, 7.5 ve 7.3'ten

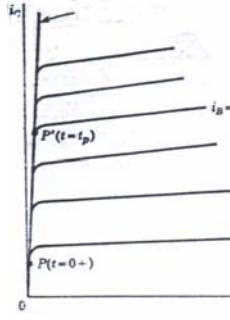
$$i_C = \frac{n^2 V_{CC}}{R} + \frac{V_{CC}}{L} t \quad (7.7)$$

Burada dikkat edilecek husus Şekil 7.33'te görüldüğü şekilde kollektör akımının trapezoidal olması ve beyz akımının sabit olmasıdır.



Şekil 7.33 Tetiklemeli transistör ile beyz zamanlamalı blok osilatörlerde kollektör ve beyz akım grafikleri.

$t=0^+$ anında kollektör akım karakteristikleri Şekil 7.34'te belirtilmiştir.



Şekil 7.34 Tetiklemeli transistör ile beyz zamanlamalı blok osilatörlerde kollektör akım karakteristiği

P noktasında $i_C = \frac{n^2 V_{CC}}{R}$ ve $i_B = \frac{n V_{CC}}{R}$ transistörün doymaya girmesi $h_{FE} i_B > i_C$ veya $h_{FE} > n$ koşulları ile sağlanır. T zamanı ilerledikçe, kollektör akımı yükselir ve dolayısıyla çalışma noktası da Şekil 7.34'te görüldüğü şekilde üst tarafa kaymaktadır. Çalışma noktası eğride yukarı doğru kayarken, V_{CE} hızla yükselir ve bu da trafonun ve beyz akımının voltajını düşürür. Bu noktada (P') transistör doymadan çıkar.

Transistör doymaya girdikten itibaren sinyal darbesi başlar. Vc sinüzal genişliği, t_P , koşullara bağlı olarak saptanır.

$$i_C = h_{FE} i_B \quad (7.8)$$

ya da İşlem 7.4 ve 7.7 'den

$$\frac{n^2 V_{CC}}{R} + \frac{V_{CC}}{L} t_P = h_{FE} \frac{n V_{CC}}{R} \quad (7.9)$$

taraflar birbirleri ile sadeleştirilirse;

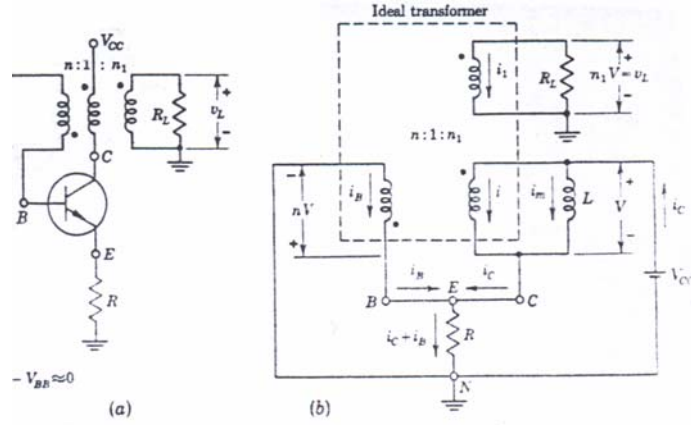
$$t_p = \frac{nL}{R}(h_{FE} - n) \approx \frac{nLh_{FE}}{R} \quad (7.10)$$

Bu sonuç bize darbe genliğinin h_{FE} ile lineer olarak değiştiği sonucunu verir. (h_{FE} , sıcaklık ve transistör karakteristiği ile değiştirilebilir.)

Şekil 7.32’de görülen devre beyzde zamanlama dirençli(R) stabil ve kesin darbe genliği için uygulanabilir değildir. Burada açıklanmasının sebebi basit prensipleri kapsamaması ve darbe şeklini belirleyen bir blok osilatör olmasındandır. Diğer aşamada açıklanan blok osilatörde ise R direncini beyzden alınıp, emitör kısmına koyulmak suretiyle devrenin h_{FE} ’ye göre değişimini etkisiz hale getirilmek istenmektedir.

Tetiklemeli transistör ile blok osilatör (Emitör zamanlamalı)

Şekil 7.35’te görülen blok osilatör, emitörüne direnç bağlı ve 3 uçlu trafodan oluşmaktadır. Bir uç kollektör devresine, ikinci uç n sarımın çıkışı, beyz devresinde; ve üçüncü uç da n_1 sarımlı, kollektör bacağına R_L direncini beslemektedir. Beyz ve kollektör sargıları, geri beslemeli olarak üçüncü uca bağlantılı olmalıdır.



Şekil 7.35 Tetiklemeli transistör ile emitör zamanlamalı blok osilatör

İleri aşamada devrenin akım, gerilim ve dalga şekillerini incelemek için Şekil 7.36'dan istifade edebiliriz.

Döngüdeki gerilimler toplanırsa;

$$-V_{CC} + V + nV = 0 \quad (7.11)$$

V çekilirse,

$$V = \frac{V_{CC}}{(n+1)} \quad (7.12)$$

Beyz koluyla emitör arasında döngü yapılırsa;

$$V_{EN} = nV = (i_C + i_B)R \quad (7.13)$$

$$-i_E = i_C + i_B = \frac{nV}{R} = \frac{n}{n+1} \frac{V_{CC}}{R} \quad (7.14)$$

Emitör akımı sabittir. Kollektör ve beyz akımlarını tek tek bulunmak istenirse, i_B ve i_C arasında bir denklem daha bulmak gereklidir:

Trafoyu ideal olarak kabul edilirse;

$$-i - ni_B + n_1 i_1 = 0 \quad (7.15)$$

yük direncinden;

$$i_1 = -\frac{n_1 V}{R_L} \quad (7.16)$$

İşlem 7.16'dan da ifadeyle,

$$i = i_C - i_M = i_C - \frac{V_T}{L} \quad (7.17)$$

ve 7.16'yı işlem 7.15'te yerine koyarsak;

$$i_C - \frac{V_T}{L} - ni_B - \frac{n_1^2 V}{R_L} = 0 \quad (7.18)$$

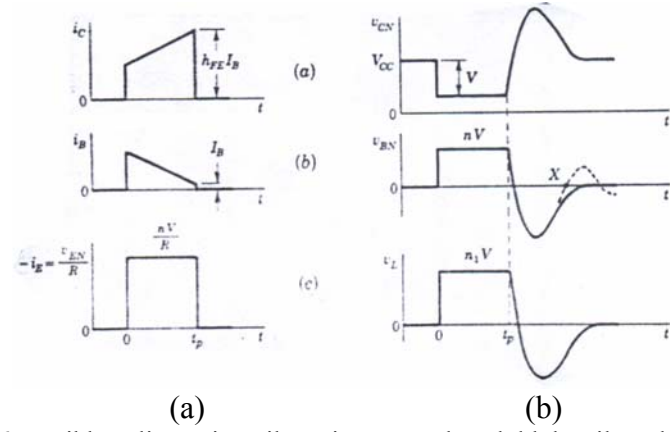
Böylelikle i_C ve i_B arasında ikinci denklem de çıkarılmış oldu. 7.14 ve 7.18 işlemlerinin birbiriyle çözümlenmesinden;

$$i_C = \frac{V_{CC}}{(n+1)^2} \left(\frac{n^2}{R} + \frac{n_1^2}{R_L} + \frac{t}{L} \right) \quad (7.19)$$

ve

$$i_B = \frac{V_{CC}}{(n+1)^2} \left(\frac{n^2}{R} - \frac{n_1^2}{R_L} - \frac{t}{L} \right) \quad (7.20)$$

Şekil 7.36.a'da kollektör akımının trapezoidal bir yapıda ve pozitif eğimli olduğu, beyz akımının da trapezoidal yapıda olduğu ancak negatif eğimli olduğu ve emitter akımının darbeden sonra sabit olduğu görülmektedir. Bunlara ait beyz, kollektör ve yük için voltaj grafikleri Şekil 7.36.b'de gösterilmiştir.

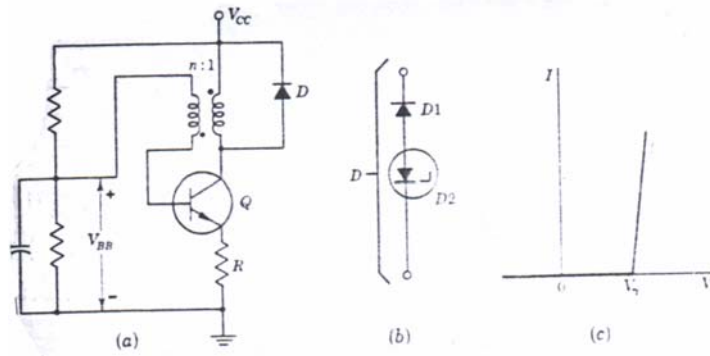


Şekil 7.36 Tetiklemeli transistör ile emitör zamanlamalı blok osilatörde a) akım b) gerilim karakteristikleri

$t=0^+$ anında $h_{FE}i_B > i_C$ ve transistör doyumdadır. Zamanla i_C yükselir ve çalışma noktası doyum çizgisine Şekil 7.34'te olduğu gibi yükselir. i_C yükselirken, beyz akımı azalır ve P' çalışma noktası $t=t_p$ olur, $i_B=I_B$ ve $i_C=h_{FE}I_B$ olur. İşlem 7.8'de açıklandığı gibi bu durumda transistör doyumdan çıkar ve genel çalışma rejimine girer.

Transistorlü kararsız blok osilatör (Diyot kontrollü)

Serbest çalışmalı diyot kontrollü blok osilatör Şekil 7.37'de gösterilmiştir. Devrede kullanılan D, p-n jonksiyonu bir germanyum veya silikon diyot veya seri p-n diodu (D1) ve seri pil diyodu (D2) ile Şekil 7.37'de gösterildiği şekilde tanımlanmaktadır. Oluşturulan diyot yapısına ait akım-gerilim grafiği Şekil 7.37.c'de gösterilmiştir. V_γ , p-n diyodun ofset voltajıdır veya zener voltajı ya da pil voltajıdır. RF diyodun iletim direncidir. Bölücü, 1V. gibi küçük bir gerilim ($V_{BB}=1V.$) emitöre uygular. Beyzden akım akmaya başladığında, önceki blok osilatörde olduğu şekilde çalışma başlar. Ters diyot kesime gidinceye kadar darbenin genlik ve süresi hesaplanabilir.



Şekil 7.37 Transistorlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör

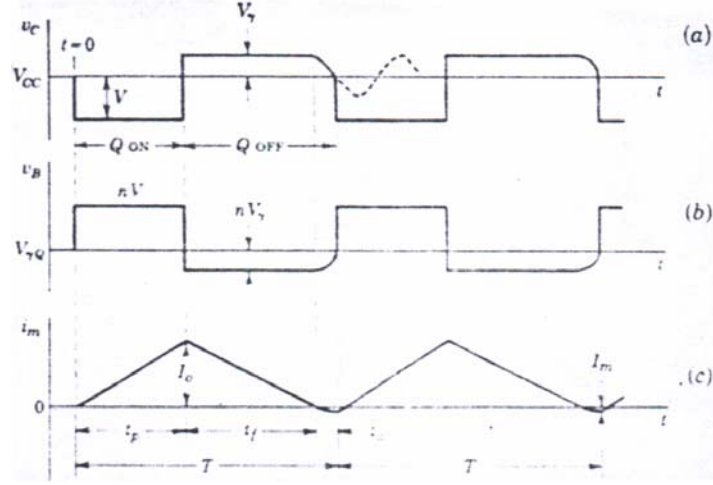
Darbenin sonunda indüklenen akım İşlem 7.6 ve 7.12’de gösterildiği şekilde;

$$i_M = \frac{V_{CC}}{n+1} \frac{t_p}{L} \equiv I_0 \quad (7.21)$$

İşlem 7.10 ve R_L direnci sonsuz kabul edilirse;

$$i_0 = \frac{n}{n+1} \frac{V_{CC}}{R} \quad (7.22)$$

Bu da gösterir ki en yüksek endüktans akımı kapasiteye bağlıdır. $t=t_p$ anında transistör kesimdedir ve kapasite akımı, diyot ve trafo kapasitansından akmaktadır. Diyodun iç direncini ihmal edilebilir. Üzerindeki gerilim düşümü L ’ye seri, C ’ye paraleldir. Şekil 7.38.a’da görüldüğü şekilde kollektör voltajı zamana bağlı olarak $t > t_p$, $L \frac{di_M}{dt} = -V_\gamma$ şartlarında V_{CC} olur.



Şekil 7.38 Transistorlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör akım gerilim karakteristikleri

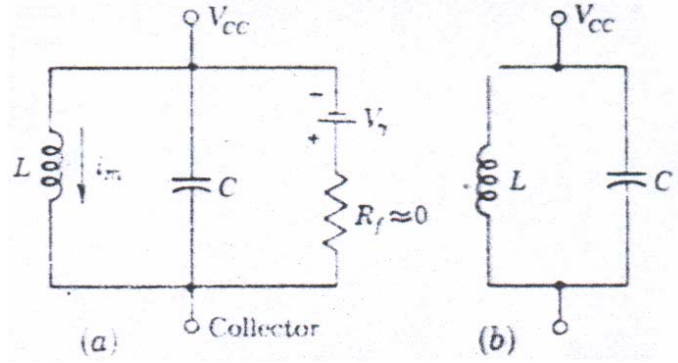
Buradan,

$$i_M = \frac{-V_\gamma t}{L} + i_0 \quad (7.23)$$

Şekil 7.38.c’de görüldüğü şekilde darbenin bitiminde akım lineer olarak azalır. İşlem 7.23 ve 7.22’te t_f anında akım sıfıra düşer.

$$t_f = \frac{Li_0}{V_\gamma} = \frac{n}{n+1} \frac{L}{R} \frac{V_{CC}}{V_\gamma} \quad (7.24)$$

i_M sıfıra düştükten sonra, diyot açık devre konumuna girer ve devre Şekil 7.39.b’deki şeklini alır.



Şekil 7.39 Transistorlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör $i_M=0$ konumundaki eşdeğer şeması

Paralel C kapasitesi, V_γ 'ya şarj olana kadar, V_γ şeklinde sinüzoidal bir dalga ve $2\pi\sqrt{LC}$ periyodunda eğim şekil 7.38.a'daki biçimde oluşur. Bir periyottan sonra;

$$t_a = 1.57\sqrt{LC} \quad \text{olur.} \quad (7.25)$$

VC, V_{CC} 'nin altına düşer. Bu kollektördeki negatif salınım, beyz de pozitif salınım yaratır. Buradan periyot hesaplanacak olursa

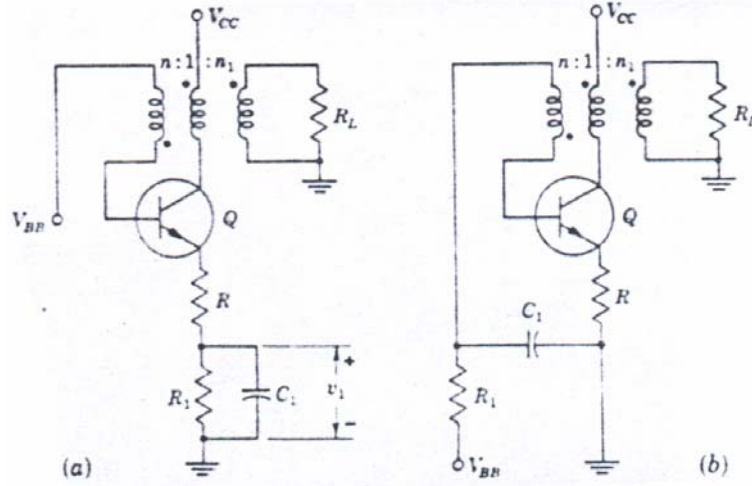
$$T = t_p + t_f + t_a \quad \text{olarak bulunur.} \quad (7.26)$$

Kollektör beyz voltajları Şekil 7.38.a.b'de görüldüğü gibi yaklaşık dikdörtgen şeklindedir. Şekil 7.36'da olduğu gibi yüksek eğimler ve hızlı düşüşler yoktur.

Transistorlü kararsız blok osilatör (RC kontrollü)

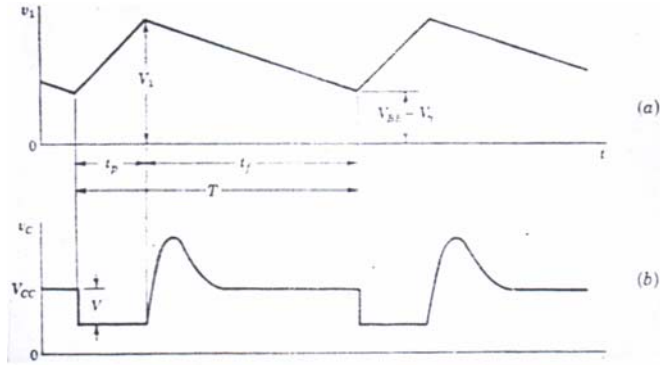
Şekil 7.40'da görüldüğü şekilde diğer bir blok osilatör şekli de emitör devresine R_1C_1 eklenmesi ile yada şekil 7.40.b'de olduğu gibi beyz'de R_1C_1 olması durumudur. Bu şekilde osilatör şekil 7.35'teki devreye sadece RC eklenmiş hali değil, aynı zamanda V_{BB} 'nin polaritesinin de oradakinin tersi olduğu osilatör tipidir. Şekil 7.41.a'daki C_1 üzerindeki V_1 voltajı, $V_{BB}-V_\gamma$ 'den büyüktür. V_γ , beyz-emitör

arasındaki voltajdır. Transistör kesime girdiğinde, C_1 eksponansiyel olarak R_1C_1 'e bağlı olarak deşarj olur. V_1 gerilimi, $V_{BB}-V_\gamma$ 'ya düştüğü zaman, beyzden küçük bir akım akmaya başlar.



Şekil 7.40 Transistorlü kararsız RC kontrollü blok osilatör

Kollektör ve beyz gerilimleri Şekil 7.41.a.b'deki hallerini alırlar. Darbe süresinden sonra (t_p), kondansatör V_1 gerilimine şarj olmuş olur. Transistör t_f süresince kesimde bulunur, C_1 yine deşarj olur. Ve döngü tekrarlanır.



Şekil 7.41 Transistorlü kararsız diyot kontrollü blok osilatör karakteristikleri

Şekil 7.41.a'dan

$$t_f = R_1 C_1 \ln \frac{V_1}{V_{BB} - V_\gamma} \quad (7.27)$$

Serbest döngülü osilatörlerde period; $T = t_p + t_f$ 'dir. V_1 ve t_p değerleri eşdeğer devreden şekil 7.35.b'den bulunabilir.

Yine bu aşamadan sonra devrenin çözümlenmesinden gerekli işlemler yapılarak $h_{FE} \gg 1$ ve $R_1 \gg R$ olduğu göz önüne alınarak ve $V_{BE(SAT)}$ ve $V_{CE(SAT)}$ ihmal edilerek;

$$\frac{t_p}{L} - \frac{n}{R} E^{\frac{-t_p}{RC_1}} = -\frac{n_1^2}{R_L} \quad (7.28)$$

Genellikle $t_p / RC_1 \ll 1$ ile denklemi şu şekle dönüştürebiliriz.

$$\frac{t_p}{L} \left(1 + \frac{nL}{R^2 C_1} \right) \approx \frac{n}{R} - \frac{n_1^2}{R_L} \quad (7.29)$$

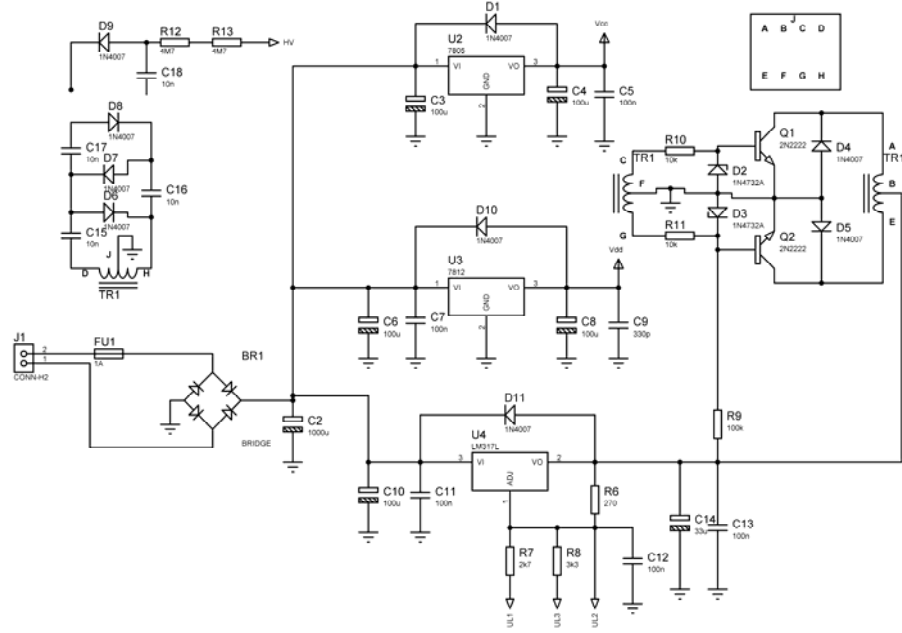
Darbe süresi C_1 'e bağlıdır. Çok yüksek kapasiteli C_1 için İşlem 7.29'dan $t_p \approx \frac{nL}{R} - \frac{n_1^2 L}{R_L}$ şeklini alır.

7.1.2.3 Devremizde osilatör ünitesi

Diyot kontrollü çift yönlü blok osilatör devresini tasarımıımızda kullanılmıştır. Böylelikle kapasiteler iki ayrı transistörün çıkışları ile doldurulacak ve herhangi bir akım dalgalanmasına karşı da diyotlarla önlem alınabileceği düşünülmüştür. Daha evvel blok osilatörler kısmında

değinildiği şekilde, osilasyonun başlangıç tetiklemesi 100 kΩ tarafından sağlanmıştır.

Besleme kısmından bir şekilde gelen gerilim (güneş pili, normal şebeke) R₉'dan 100 kΩ üzerinden tetikleme vermek suretiyle şekil 7.42'de görüldüğü şekilde, Q₂ transistörünün beyz bacağına ufak bir akım vermektedir. Beyzden akan akım, kollektörden trafo 1'de bir gerilim endüklemektedir. Endüklenen gerilim, R₁₁ üzerinden Q₂'ye giden beyz akımını çoğalmaktadır.



Şekil 7.42 Negatif iyon jeneratöründe osilatör ünitesi

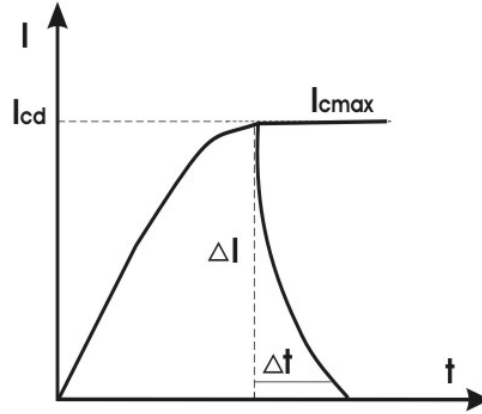
Osilatörün temel çalışması, iletimde kalan transistorün I_c akımının doyma noktasına ulaşması prensibine dayanmaktadır.

$$V_{cc} = L \frac{dI_c}{dt} \quad (7.30)$$

Kollektör akımı arttıkça, beyz akımı artıyor, beyz akımı arttıkça da kollektör akımı artmaktadır. Denklem 7.30'da V_{cc} sabit, L 'de sabit değerlerdir.

Dolayısıyla, trafonun sabit gerilimine gelene kadar I_c akımı zamana bağlı olarak lineer olarak artmaktadır. Q_2 transistörü, I_c akımının belli bir değerinden sonra doymaya gitmekte ve I_c akımının artışı durmaktadır.

$\frac{dI_c}{dt}$ değeri sabit olacaktır. Bu da I_c 'nin lineer bir şekilde değişimini verir. I_c 'nin lineer değişimi, $I_c = h_{fe} \times I_{bc}$ doyma noktası değerine kadar devam eder. Bu noktada $\frac{dI_c}{dt}$ değeri sıfır olur.



Şekil 7.43 Negatif iyon jeneratöründe I_{c1} akımının değişimi

$\frac{dI_c}{dt} = 0$ doyma noktasında $V = L \frac{dI_c}{dt} = 0$ oluyor. $I_{beyz} = 0$ olmaktadır. Dolayısıyla Q_2 transistörü kesime girmektedir. Çok kısa sürede $\frac{dI_c}{dt} = 0$ olmasından dolayı, gerilim bir anda, ters yönde, çok yüksek değere fırlamaktadır. UF 4007 diyodu oluşan negatif yüksek gerilime karşı transistörü korumaktadır, ters yönde oluşan bu gerilim, R_{10}

üzerinden bir I_{b2} akımı akıtmakta ve Q_1 'yi ilettime sokmaktadır. Aynı Q_2 'in kesime gittiği şekilde I_{c1} doymaya gidinceye kadar akım yükselmekte ve daha sonra aynı işleyişle Q_2 tekrar ilettime geçmektedir. Bu işleyiş osilatör devrelerinde akım-gerilim karakteristikleri ve devrelerle ayrıntılı olarak anlatıldığı şekilde, sürekli olarak osilasyon yapmaktadır.

UF 4007 diyodlar bir anda yükselen gerilimin transistörlere zarar vermemesi için gerilimi toprak potansiyeline çekilip, mevcut transistörü korurlar. Diğer zener diyotlarsa (Z_1, Z_2) beyz akımda oluşabilecek akımı toprağa çekmektedirler.

Sistemin çalışma frekansını tayin etmek için ;

$$V = L \frac{dI}{dt} \quad (7.31)$$

$$I_c = \frac{V_c}{L} \times t \quad (7.32)$$

$$I_c = h_{fe} \times I_{bc} \quad (7.33)$$

$$I_{bc} = \frac{1}{h_{fe}} \times \frac{V_c}{L} \times t \quad (7.34)$$

$$I_{bc} = \frac{V_c}{n \times R_B} \quad (7.35)$$

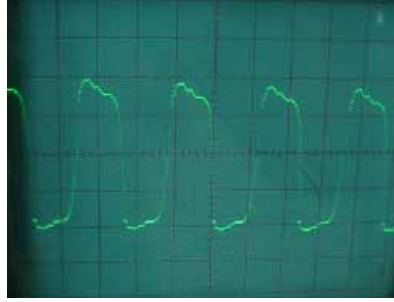
İşlem 7.34 ve 7.35 denklemlerinin birbirine eşitliğinden osilasyon periyodu bulunur.

$$t = \frac{h_{fe}}{n} \times \frac{L}{R_B} \quad (7.36)$$

$$f = \frac{1}{2t} \quad (7.37)$$

$$f = \frac{n}{2 \times h_{fe}} \times \frac{R_B}{L} \quad (7.38)$$

Tasarlanan devrede $n=1$, $R_B = 10 \text{ K}\Omega$, $h_{fe} = 150$, $L= 1.6 \text{ mH}$ olarak seçilmiştir. Bu verilere göre frekans hesaplanıldığında $f=18 \text{ kHz}$. olarak, Şekil 7.44'te osiloskop monitöründen görüldüğü şekilde bulunur.



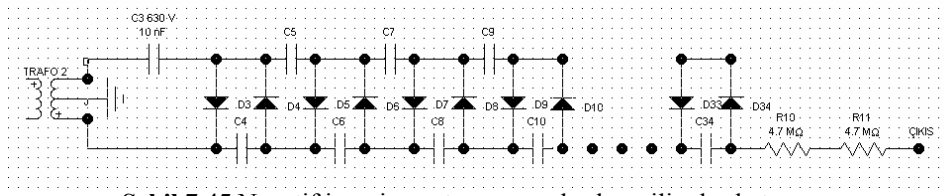
Şekil 7.44 Negatif iyon jeneratörünün frekans verileri

7.1.3 Yüksek gerilim katı

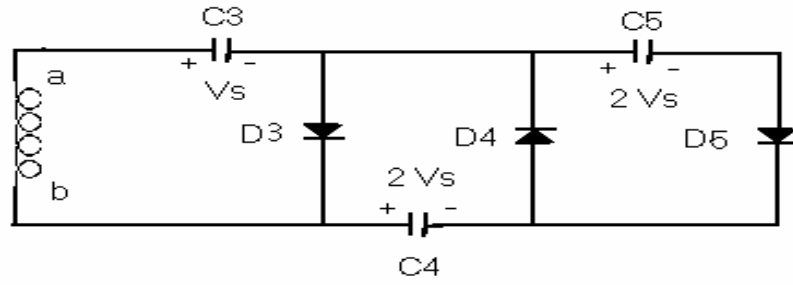
Transistörlerin kolektör bacaklarına bağlı trafo sargılarında meydana gelen gerilim değişimleri, trafonun yüksek sarımlı bobinlerinde de daha büyük bir gerilim endüklenmesine sebep olur. Bu endüklenen gerilim elektronik devrenin yüksek gerilim ünitesine verilir. Burada kaskat yapı ile gerilim katlanır ve iyonizasyon yaratmak için yüksek gerilim değerlerine çıkılır. Burada 2 basamaklı tasarlanan devre ile istenirse sadece negatif iyon gönderimi istenirse de daha yüksek gerilim uygulama sayesinde ozon gönderimi de yapılabilinmektedir.

İlk önce osilasyon ünitesindeki Q_2 transistörünün iletme geçmesi ile Şekil 7.45'te görülen C_3 kondansatörü dolmakta, şekil 7.46'da eş değer şeması görüldüğü biçimde V_s gerilimin değerine ulaşılmaktadır.

Osilasyon ünitesinden gelen sinyali üç aşamada incelenilmesinde fayda vardır. Şekil 7.42’de, Q_1 ve Q_2 nin iletim ve kesim durumlarına göre kaskat yapıda oluşan gerilim değerlerini aşağıda ayrı ayrı gösterilmiştir.

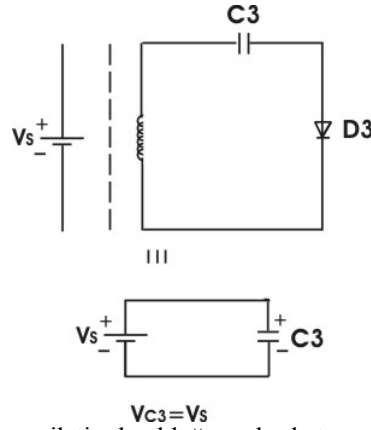


Şekil 7.45 Negatif iyon jeneratörünün yüksek gerilim kaskat yapısı



Şekil 7.46 Negatif iyon jeneratörünün yüksek gerilim kaskat yapısı

Birinci aşamada Q_2 ’nin iletimde olması, Q_1 ’in kesimde olması hali,

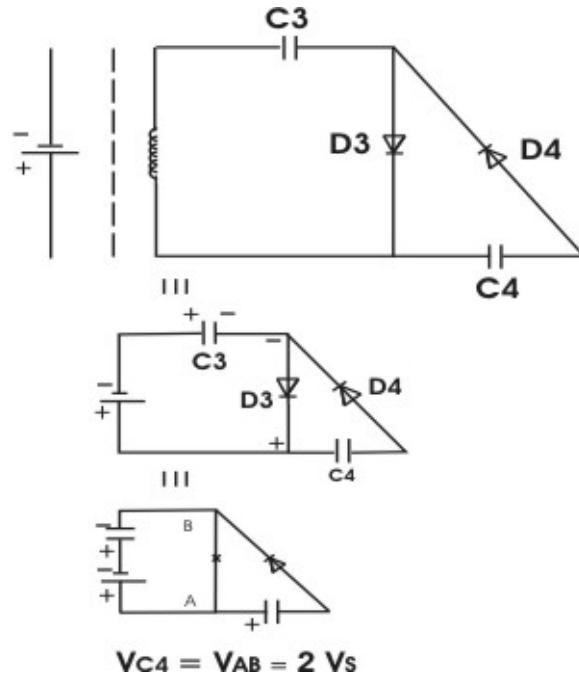


Şekil 7.47 Q_2 transistörünün iletimde olduğu an kaskat yapıda C3 kondansatöründeki gerilim değeri

Negatif iyon ve ozon jeneratörünün yüksek gerilim ünitesininin birinci kondansatöründe şehir şebekesinden beslenen tiplerde gerilim C_3 , 220 VDC. civarındadır.

İkinci aşamada Q_1 'in iletimde olup, Q_2 'nin kesimde olması hali;

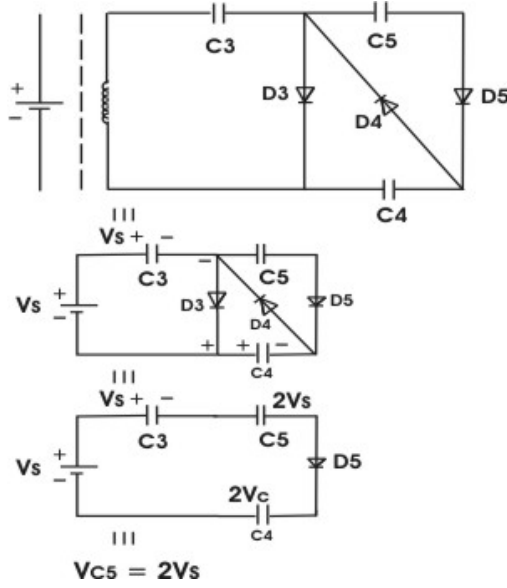
Bu aşamada Şekil 7.47'de görülen gerilim değeri kutup değiştirecek ve dolayısıyla diyotların bir kısmı kesime gidecek, eş değer devre şekil 7.48'teki şeklini alacaktır. Böylelikle C_4 kondansatörü üzerinde biriken gerilim 440 VDC olarak ölçülmüştür.



Şekil 7.48 Q_1 transistörünün iletimde olduğu an kaskat yapıda C_4 kondansatöründeki gerilim değeri

Üçüncü aşamada Q_2 'in iletimde olup, Q_1 'nin kesimde olması halinin ilerlemiş şekli;

Bu aşamada Şekil 7.46’da görülen gerilim değeri ilk başlangıçtaki kutup değerlerinde olacak ve dolayısıyla yine diyotların bir kısmı kesime gidecek, eşdeğer devre Şekil 7.49’daki şeklini alacaktır. Böylelikle C_5 kondansatörü üzerinde biriken gerilim değeri hesaplanabilecektir. Yine ölçü aleti ile ölçüldüğünde bu değerin ≈ 289 VDC. olduğu görülmüştür.



Şekil 7.49 Q2 transistörünün iletimde olduğu an kaskat yapıda C_5 kondansatöründeki gerilim değeri

Özetlenirse, osilasyon devresindeki Q_2 transistörü iletime geçtiğinde C_3 , V_s gerilimine ulaşmakta; Q_1 işletimdeyken de; V_s , trafo sargılarında endüklenen gerilim ve V_c , C_3 kondansatöründe biriken gerilim birbirine seri olarak, C_4 'te $2V_c$ gerilim endüklemektedir. Aynı olayların tekrarı ile sonuçta C_3 'te V_c gerilimi ve diğer tüm kondansatörlerde yaklaşık $2V_c$ gerilimi oluşmaktadır.

Trafonun orta ucu sargısı ve kartın elektronik toprak kısmı artı pertinaks levhaya, elektronik devrenin R_{13} ucu da eksi pertinaks levhaya

bağlanmıştır. R_{13} direncinin üzerinde yüksek gerilim eşdeğer devresi üzeri $V_s + (C_4 + C_6 + C_8 + C_{10} + \dots + C_{24})$ yaklaşık 4600 V. gerilim oluşturulmuştur.

7.1.4 Motor

Hava, zorlamalı olarak sirküle edilmektedir. Bu noktada da motorun hızı gerilimle orantılı, 4 konumda değiştirilerek yapılmaktadır. Kart üzerinde rölelere mikroişlemciye gelen basma ya da uzaktan kumanda komutu, rölelere iletilmekte ve bu rölelerde gelen bilgiye göre trafo sargısını devreye almakta, sirkülasyon-fan hızı değiştirilmektedir.

Cihazın tasarımı esnasında önceleri değişik tipler düşünülmüş buna paralel olarak da değişik motor cinsleri kullanılmıştır.



Şekil 7.50 Tek fanlı blower

Diğer bir düşünce de kanal içinde bir cihaz tasarımı yapılmasıydı. Bununla ilgili motor araştırmalarında da şekil 7.51’de görülen tipte bir motor denenmesi düşünülmüştür.



Şekil 7.51 Kanal tipi motor

Sonucunda tasarımın iki yandan da hava alması düşünülerek ve daha büyük kapasitelere ulaşabilmek için iki motorlu Şekil 7.52’de görülen motor kullanılmıştır.



Şekil 7.52 Tasarımda kullandığımız motor

7.1.5 UV lamba

Devrenin UV lamba kısmında Philips'in TUV 6 Wattlık T5 tipi 2 adet lamba kullanılmıştır. Giriş filtrelerinden sonra iki tarafta bulunan bu lambalarla UV dezenfeksiyonu yapılmaktadır.

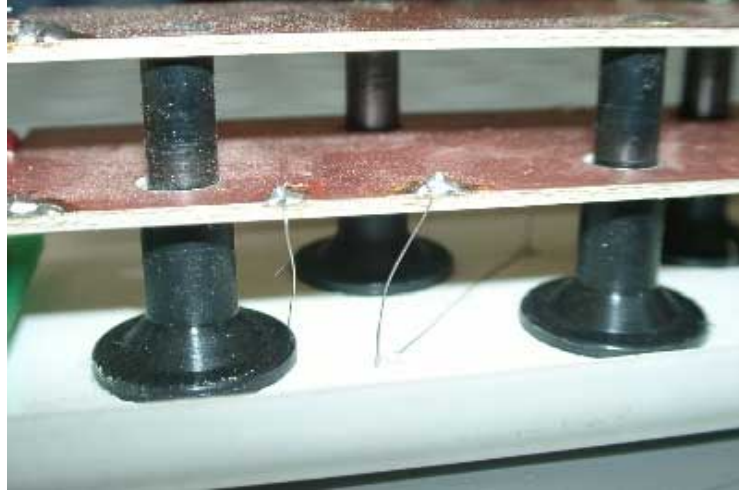
UV özelliğinin açılması da yine uzaktan kumanda ya da tuş takımından gelen sinyalin mikroişlemci ile analizi ve röleyi çekmesiyle yapılmaktadır.



Şekil 7.53 Tasarımda kullanılan UV lambalar

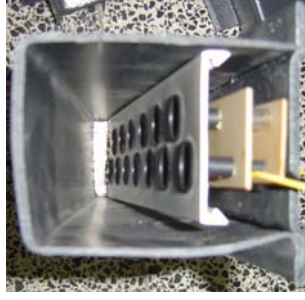
7.2 Elektromekanik Tasarım (Ozon ve Negatif İyon Üretim Kısım)

Elektronik devre ünitesinde sağlanan yüksek gerilim, şekil 7.54'te görüldüğü gibi, elektromekanik ünite olan anot ve katot tabakalara verilmektedir. Elektronik devrenin negatif ucu katot plakete bağlıdır. Katot plaketin üzerinde emitör iğneleri monte edilmiştir. Hemen üstünde anot yapı bulunmaktadır. Anot yapıdan ince teller sarılarak elektrik alanın etkisi arttırılmış, negatif iyon konsantrasyonu ve ozon cm^3 'te fazlalaştırılmıştır. Cihazdaki bu kaskat yapı (şekil 7.54) neticesinde yüksek emitör sayılarına ulaşılmaktadır.



Şekil 7.54 Yüksek gerilim ünitesindeki kaskat yapı

Elde edilen kaskat yapı, filtrelerden geçen ve UV lamba ile prosese girdikten sonra fanlarla çekilip, hava kanalına aktarılan havayı negatif iyon veya ozon bombardımanına maruz bırakmaktadır. Şekil 7.55'te tasarlanan elektromekanik ünite görülmektedir.



Şekil 7.55 Yüksek gerilim ünitesindeki kaskat yapı

7.2.1 Emitör ünitesi

Emisyonun yapıldığı ünedir. Burada gerilim ayarlanarak Ozon ya da Negatif iyon yayılımı gerçekleştirilmektedir.



Şekil 7.56 Emitör ünitesi

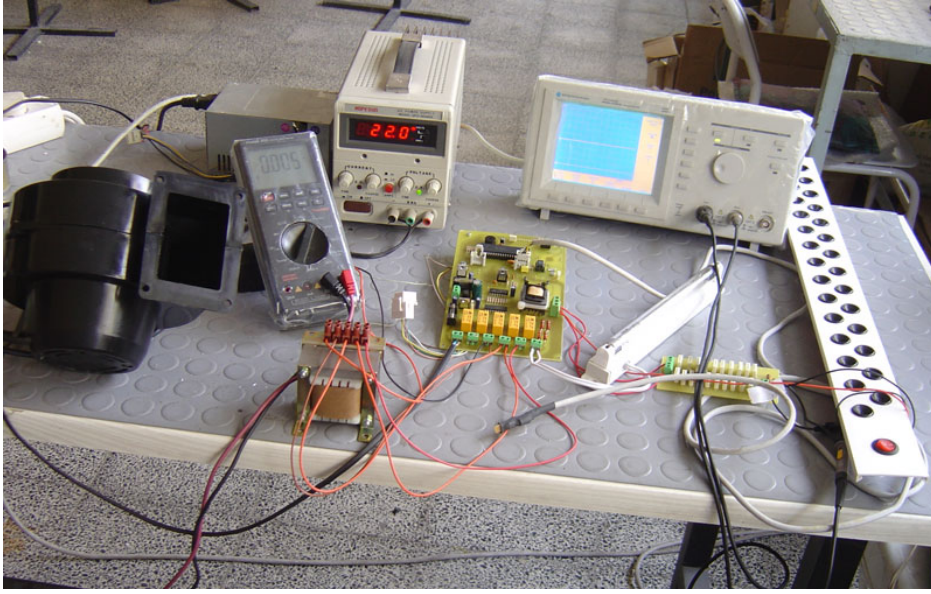
Tasarlanan devrenin merkezinde 18F4520 mikrokontrolörü bulunmaktadır. Devrenin tüm kontrolü bu eleman tarafından yapılmaktadır. Bu mikrokontrolörde yazılı program Ek-10'da

sunulmuştur. Sistemin çalışmasıyla ilgili bilgiler 4x20 LCD ekran üzerinde gösterilmektedir.

Devre üzerindeki dört adet buton ile cihazın fonksiyonları kontrol edilebilmektedir. Bunlardan SPEED butonuna her basışta fan hızı arttırılır. Fan dört hızlıdır. Dördüncü hızda SPEED butonuna tekrar basıldığında fan durur.

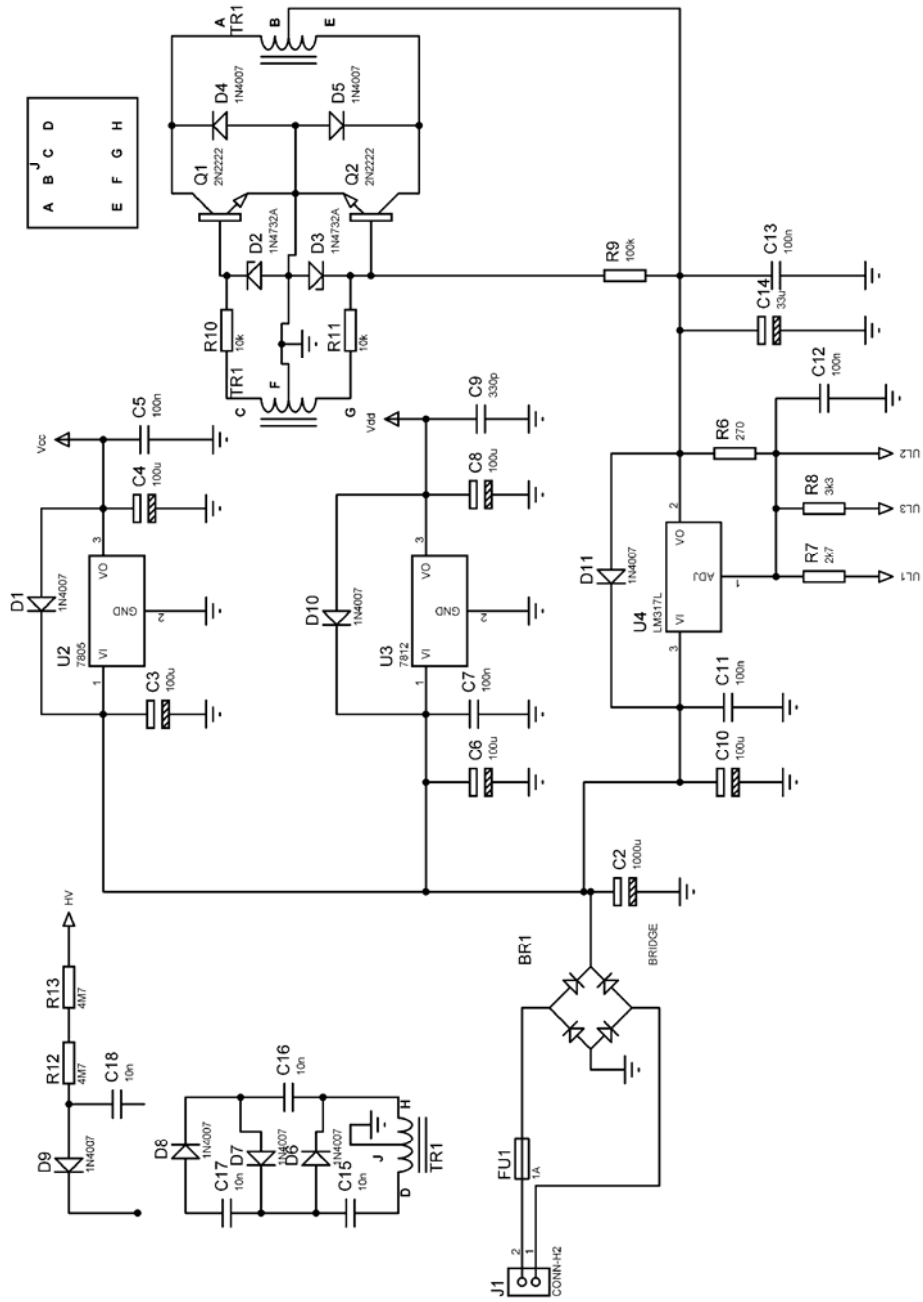
ION/OZON butonu iyon ozon seçimi yapmak amacıyla kullanılmaktadır.

FREQ butonu cihazın iyonizasyon kısmının çalışma frekansını seçmek için kullanılır. Dört adet çalışma frekansı mevcuttur. Bu çalışma frekanslarından kasıt modülasyon frekanslarıdır. Cihazın taşıyıcı frekansı 18KHz civarındır. Bu seviyede bir frekans seçilerek osilatör katından kaynaklanacak rahatsız edici gürültüden uzak durulmuştur. Bunlar ekranda FRQ 0-3 olarak gösterilir. FRQ0 7,83 Hz, FRQ1 10Hz, FRQ2 25Hz, FRQ3 40Hz e karşılık gelmektedir. Bunların seçimindeki amaç da değişik frekansların insanlar üzerinde değişik etkiler yarattığındandır.

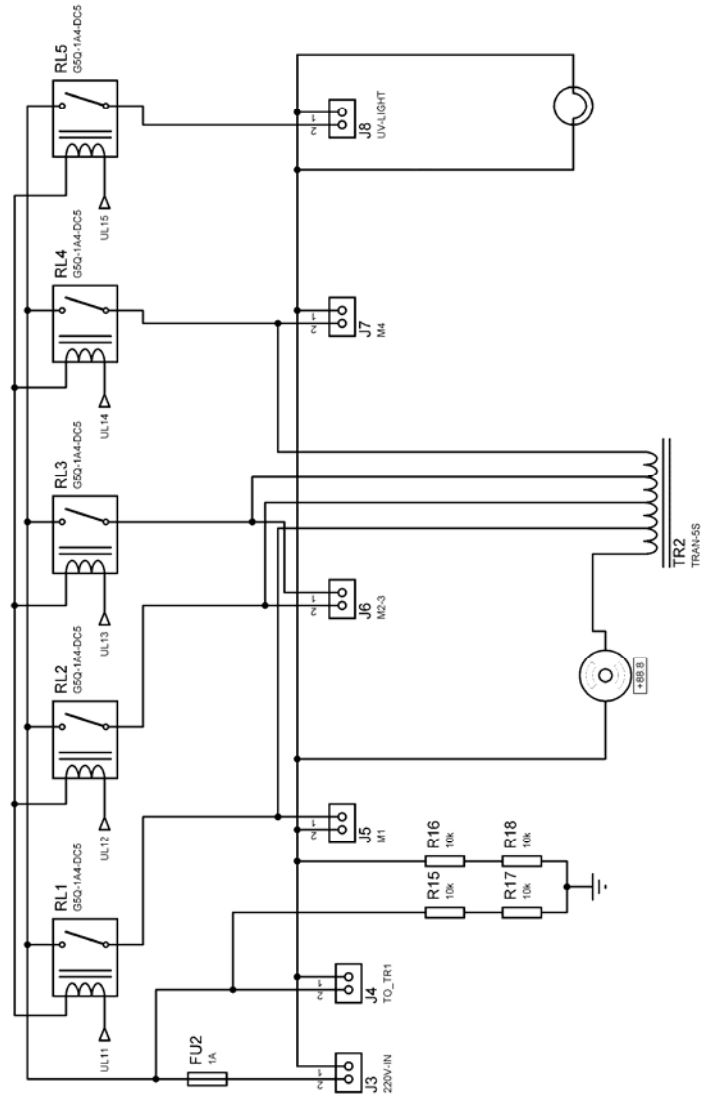


Şekil 7.57 Negatif iyon jenaratörünün ana bileşenleri (anakart arka)

Devre üzerindeki R1-C1 ikilisi işlemcinin MCLR ucuna gerekli olan Vcc gerilimini belli bir zaman gecikmesi sonunda verir. Bu sayede işlemciye bağlı X1 rezonatörü ile sağlanan osilatör devresi stabil çalışmaya ulaşıncaya kadar beklenmiş olunur. Böylece işlemcinin hatalı işlem yapması engellenmiş olur.



Şekil 7.59 Anakart PCB (Gerilim ve Osislayon)



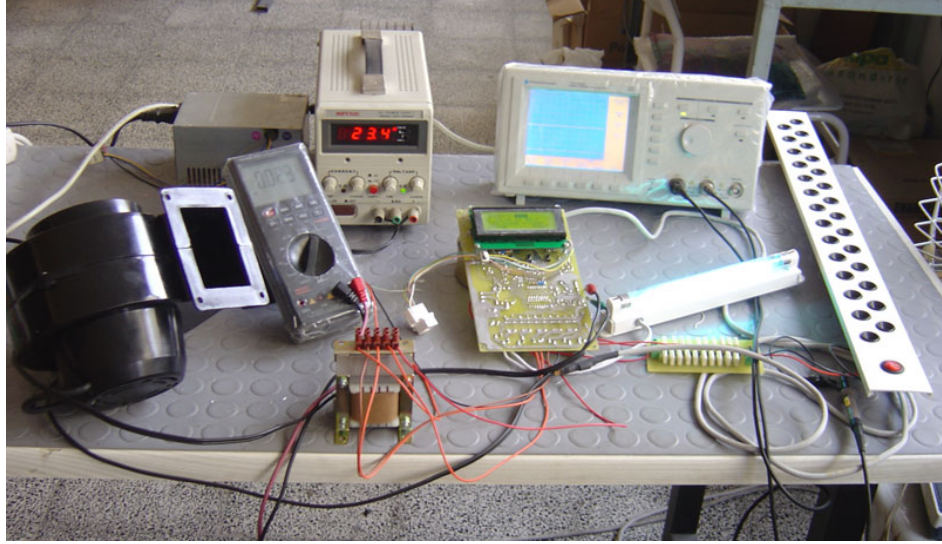
Şekil 7.60 Anakart PCB (Röle Kontrolleri)

Cihaz aynı zamanda uzaktan kumanda ile de kontrol edilebilmektedir. Bunun için RC5 protokolünde çalışan uzaktan kumanda vericisi kullanılmıştır. Buna ilişkin yazılım da Ek-11’de sunulmuştur. Alıcı olarak 38 KHz de çalışan IR modülü kullanılmıştır. IR modulden RC5 protokolünde gelen datalar işlemcide RC5 dekode programı tarafından işlenmektedir. Gelen komutlar işlemci tarafından tanınırsa komuta uygun işlem yerine getirilir. C22 kondansatörü IR modül için filtre kondansatörü olarak kullanılmıştır. BUZ1 buzzeri cihazın açılışı sırasında, butonlara basıldığında ve kumanda da bir tuşa basıldığında beep sesi çıkararak kullanıcıyı uyarmak amacıyla kullanılmıştır.

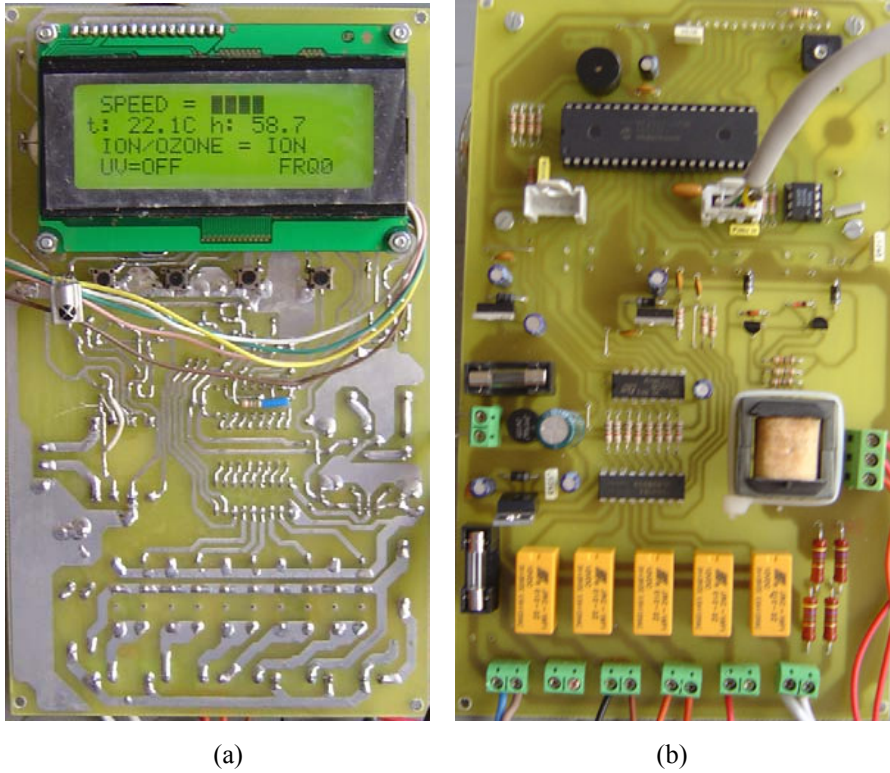
Cihaz üzerinde SHT11 nem ve sıcaklık sensörü kullanılmıştır. Bu sensor üzerinde hem sıcaklık hem de nem sensörü bulunmaktadır. Sıcaklık sensörü 14bit çözünürlükte, nem sensörü 12bit çözünürlüktedir. Nem sensorunun doğruluğu $\pm 3\%RH$, sıcaklık sensorunun doğruluğu $\pm 0,3 K$ ’dır. Sensor tam kalibrasyonlu ve dijital çıkışlıdır. Uzun süre stabil çalışma imkânına sahip düşük enerji tüketimi olan bir sensordur. Sensor işlemci ile haberleşmede I2C protokolüne benzer bir protokol kullanır. Bunun için sensörle haberleşmek için işlemci yazılımına bir driver yazılımı eklemek gerekmiştir. Yine C19 kondansatörü SHT11 sensörü için filtre olarak kullanılmıştır. U7 DS1307 entegresi RTC (Real Time Clock) olarak kullanılmıştır. DS1307 entegresi I2C protokolü ile haberleşir. Üzerinde sürekli ve yüksek doğrulukta zaman bilgisini tutar. 2000 yılı uyumludur. Saniye, Dakika, Saat, Gün, Ay, Yıl ve haftanın günü bilgisini hem ayarlanabilir hem de istendiğinde alınabilir.

Cihaz üzerinde ayrıca DS1307 ye bağlı BAT1 3 voltluk pil vardır. Bu sayede cihaz enerjisiz olduğu zamanlarda da zaman bilgisinde kayıp olmaz. DS1307 zaman bilgisini üretmek için 32768Hz’lik bir kristal kullanır. Devrenin sürücü katı olarak (U5-U6) 74HC595 ve ULN2803A

entegreleri kullanılmıştır. (şekil 7.61) 74HC595 8-bit shift register entegresidir. Gerekli sürme işlemi yapmak için işlemci üzerindeki bir registerin bitleri uygun şekilde 1-0 yapılır. Oluşturulan 8-bitlik veri 3 pin ile seri olarak 74HC595 e aktarılmaktadır. Burada 8-bitlik veri paralele çevrilir. 74HC595'in çıkışları ULN2803A'nın girişlerini sürer. ULN2803A 8 adet darlington transistorlü sürücü entegresidir. ULN2803A çıkışları motor, UV lamba gibi kısımları kontrol eden röleleri sürmektedirler. Ayrıca iyonizasyon osilatörünün besleme devresinin çıkış gerilimi yine bu çıkışlar tarafından kontrol edilmektedir.



şekil 7.61 Negatif İyon Jenaratörünün Ana Bileşenleri (Ön)



Şekil 7.62 Negatif İyon Jenaratörünün PCB Ön-Arka Görünümü

Cihazın enerji girişi 220V şehir şebekesinden olmaktadır. Şebekeden gelen voltaj J3 klemensi ile devreye alınır. (Şekil 7.62) Buradan FU2 koruma sigortası üzerinden J4 klemensi ile besleme transformatörüne aktarılır. Besleme trafosundan 0-15V çıkış elde edilir. Elde edilen çıkış J1 klemensi ile devreye alınır. Giriş voltajı FU1 koruma sigortası ile BR1 köprü sigortasına uygulanır. Burada tam dalga doğrultulup, C2 kapasitörü ile filtre edildikten sonra regülatör entegrelerine aktarılır. LM7805 regülatör entegresi U1, LCD1, SHT11, IR1, DS1307 ve U6 için gerekli olan +5V gerilimi sağlamak için kullanılmaktadır. Cihazın besleme katındaki LM7812 entegresi röleler için gerekli +12V gerilimi sağlamak için kullanılır. LM317 regülatör

entegresi ise iyonizasyon osilatörünün besleme gerilimini sağlamaktadır. Ayrıca yine aynı entegreden yararlanılarak iyonizasyonda kullanılan modulasyon işlemi yapılır. LM317 çıkış voltajı ayarlanabilir bir gerilim regülatörüdür. LM317'nin çıkış ucuna bağlı R6 direnci ve R7, R8 dirençleri ile istenilen değere ayarlanır. UL1 ucu toprak potansiyeline çekilerek çıkış voltajı 12V a ayarlanır. UL3 ucu toprak potansiyeline çekilerek çıkış voltajı 15V.'a ayarlanır. UL2 ucu toprak potansiyeline çekilerek çıkış voltajı 1.25V ayarlanır.

Diyot kontrollü çift yönlü blok osilatör devresi tasarımıımızda kullanılmıştır. Böylelikle kapasiteler iki ayrı transistörün çıkışları ile doldurulacak ve herhangi bir akım dalgalanmasına karşı da diyotlarla önlem alınabileceği düşünülmüştür. Daha evvel blok osilatörler kısmında değinildiği şekilde, osilasyonun başlangıç tetiklemesi 100 k Ω tarafından sağlanmaktadır. (Şekil 7.59)

Anakartın çizimi Ek-12'den görülebilir.

7.3 Mekanik Tasarım

Tasarım için gerekli olan tüm komponentler hazırlandıktan sonra ana montaja geçilebilir. Tasarımda saç bir tava yapılmıştır ve konulan saplamalarla motor, UV lamba, kart ve elektromekanik üniteler sabitlenmiştir.



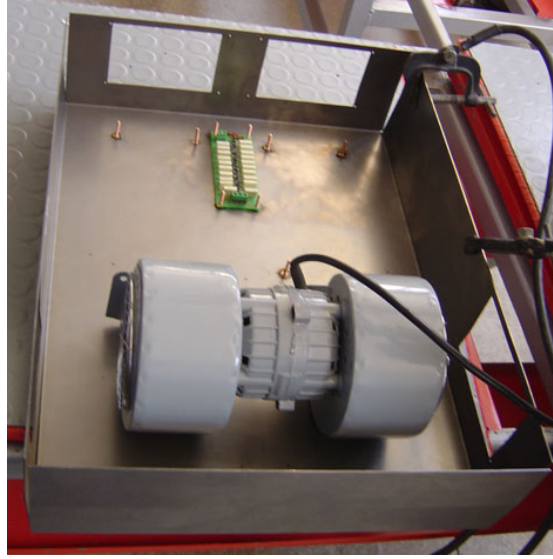
Şekil 7.63 NİJ ana tava

Burada şekil 7.63'te görülen bir saç levha filtre delikleri, açma-kapama anahtar deliği ve diğerleri açılarak şekle sokulur.



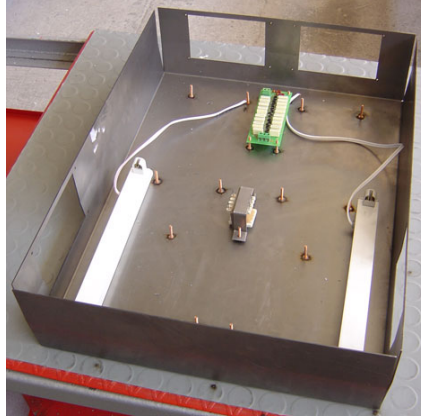
Şekil 7.64 NİJ ana tava sabitleme saplamaları

Uygun deliklere tasarımda hazırlanan kartları ve diğer ekipmanları monte etmek için vida puntalama tekniği kullanılarak, uygun vidalar sabitlenmiştir.

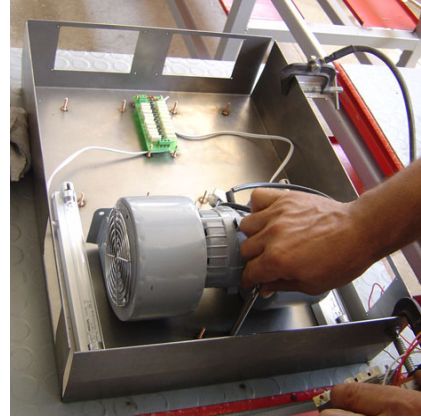


Şekil 7.65 NİJ ana tava montaj

Saplama vidalara ekipmanlar uygun olacak biçimde monte edilir.

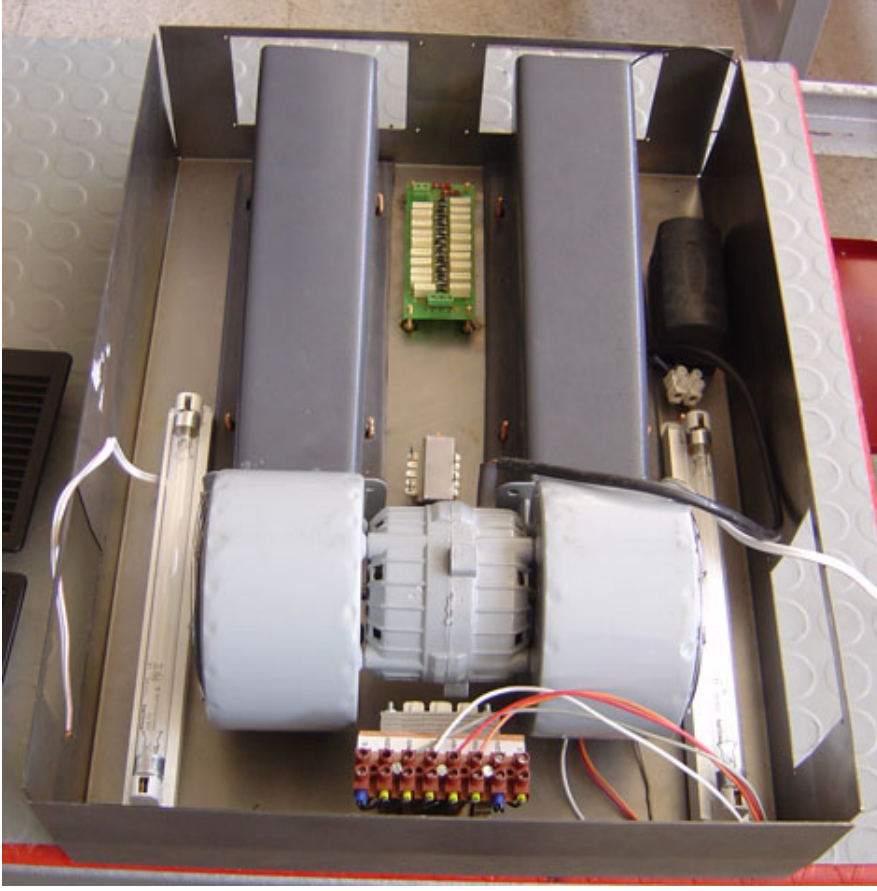


(a)

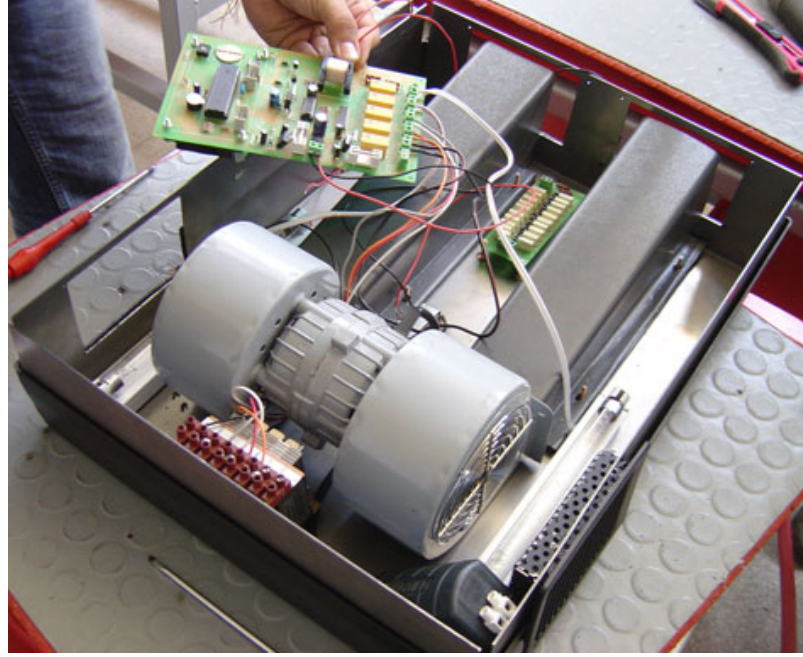


(b)

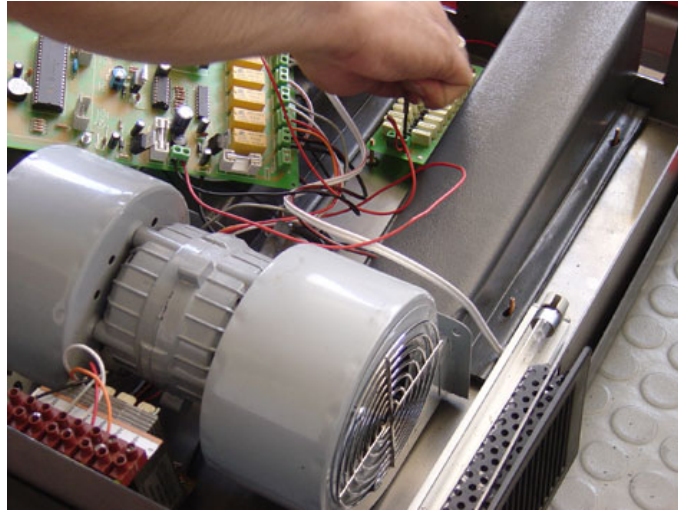
Şekil 7.66 NİJ ana tava montaj (a) UV lamba (b) motor



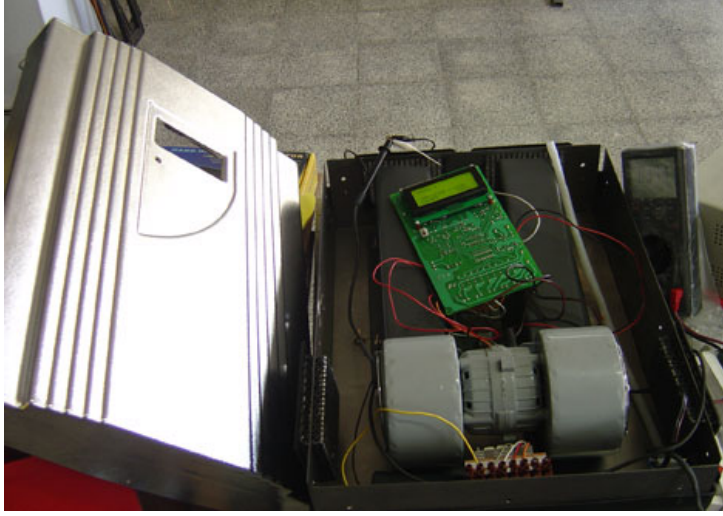
Şekil 7.67 NIJ ana tava hava kanalı ve trafo



Şekil 7.68 NİJ ana tava ana kart ve kablo bağlantıları montajı



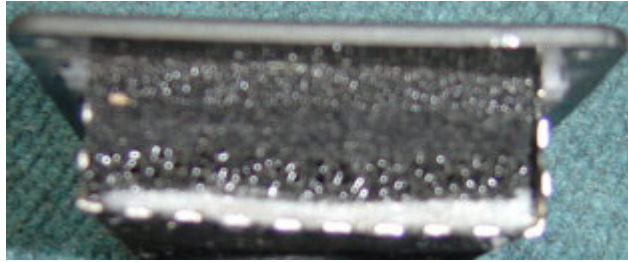
Şekil 7.69 NİJ anakart ve yüksek gerilim kartı bağlantısı, filtre gömülü



Şekil 7.70 NİJ saç tava montajı tamamlanmış hali

7.3.1 Filtre

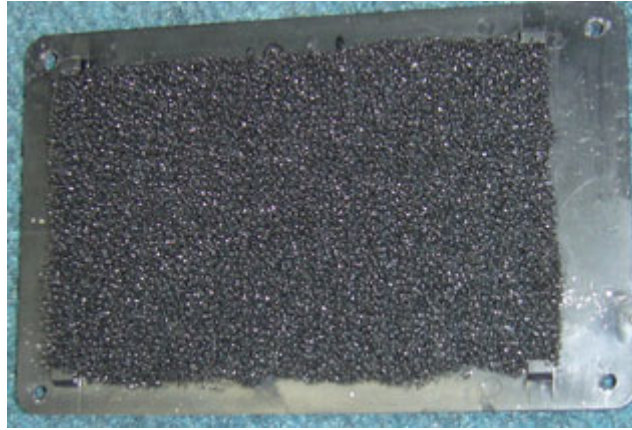
Tasarlanan cihazda 4 farklı tipte filtre kullanılmış, 2 değişik kaset filtre oluşturulmuştur. Giriş tarafındaki filtreler karbon, partikül, toz ve hava filtrelerinden oluşmaktadır. Çıkış ucunda da partikül tutucu ve hava filtresi mevcuttur.



Şekil 7.71 Hava emiş filtrelerin yandan görünüşü (4 katmanlı)



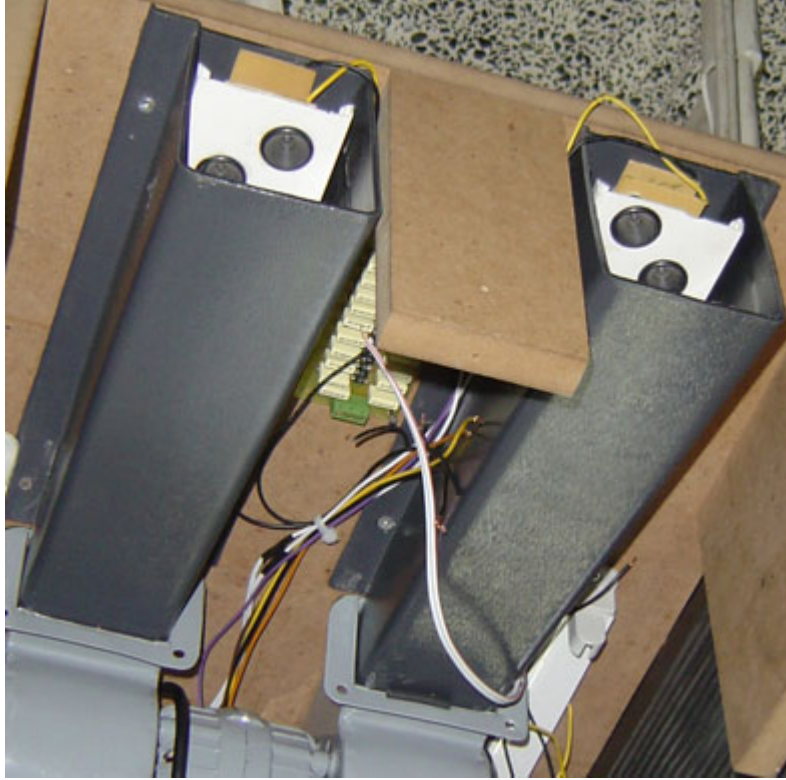
Şekil 7.72 Hava emiş filtrelerin yandan tam görünüşü



Şekil 7.73 Hava üfleme filtresi

7.3.2 Hava kanalı

Hazırlanan elektromekanik kaskat yapıyı burada motorun üfleme yoluna uygun yerleştirebilmek için motorun ağzına uygun bir hava kanalı yapılmıştır. Burada oluşturulan ozon ya da negatif iyonlar tüm kanal boyunca emitörlerden havaya bombardıman edilerek verim arttırılmaktadır.



Şekil 7.74 NIJ saç tava montajı tamamlanmış hali

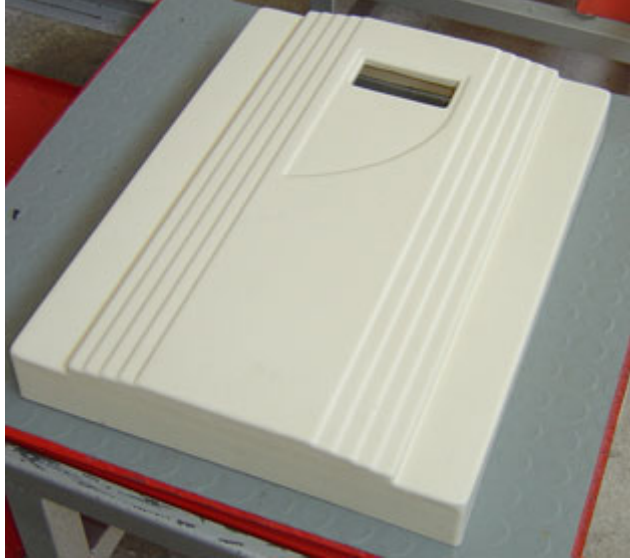
7.3.3 Dış plastik ana iskelet

Cihazın saç tavasına monte edilen elemanların dışarıdan gözükmemesi için üzerine ABS malzemedan bir başlık yaptırılmıştır. Bu başlık vakum teknolojisi kullanılarak şekillendirilmiştir.



Şekil 7.75 Dış plastik kalıpları

Değişik renklerde ABS kapak görüntülerini şekil 7.75 ve şekil 7.76'dan görülmektedir. Öncelerde tuşlu yapılan kontrol ünitesi tasarımı daha sonra membrane dokunmatik tuşlara değiştirilmiştir.



Şekil 7.76 Plastik dış kapak

7.4 Maliyet Analizi

Tablo 7.1 Negatif iyon jeneratörü maliyet tablosu

Negatif İyon Jeneratörü			
		Adet	Toplam Tutarı YTL
1	2'li Blower Motoru	1	60,00
2	Metal Şase Kasa	1	23,00
3	ABS	1	18,00
4	Anakart	1	27,00
5	İyonizasyon Ozon Kısım	1	20,00
6	Mikroişlemci	1	6,50
7	LCD Ekran	1	12,00
8	Filtre Malz.	2	10,00
9	Membran Tuş Takımı	1	19,00
10	UV florasan	2	20,00
11	Armatür (UV için)	2	13,00
12	Uz.Kumanda	1	5,00
13	Trafo1	1	9,00
14	Trafo2	1	5,00
15	İnvertor (membran için)	1	12,00
		TOPLAM:	259,50 YTL

Tasarımda kullanılan komponentlerin metal maliyetleri yukarıdaki tabloda görüldüğü şekildedir.

8 DENEYLER VE UYGULAMA

Cihazın tasarımı kadar amaçlanan sonuçlardaki başarısı da önemli bir husustur. Bu konuda Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirürji Ana Bilim Dalı yoğun bakım bölümünde Haziran-Ağustos aylarındaki 3 aylık dönemlerde kültürlerdeki üreme sayıları:

- 2005 yılında değer: 172
- 2006 yılında değer: 140 ‘a düşmüştür.

Burada alınan istatistiksel verilerdeki iyileşmeden cihazların etkinliği hakkında olumlu verilere ulaşılması mümkündür.



Şekil 8.1 Yoğun bakım ünitesinde tasarımıımızın prototipi çalışırken

8.1 Mikrobiyolojik Testler

Cihazın kullanımı ve etkileri üzerine yapılan çalışmada, bir referans cihaz (sadece mekanik düzenekte, filtresiz, uv ışıksız, iyon ve ozon emisyonuzuz şekilde) ve de tamamen tam işlevde biz cihazla denemeye tabii tutulmuştur.

A Cihazı: Test edilen tam fonsiyonlu negatif iyon jeneratörü.

B Cihazı: Sadece mekanik donanımda referans cihaz.

Tablo 8.1 Mikrobiyoloji’de ölçümlenen değerler

	A	B	
1	2	1	Düşük devir
2	18	21	Yüksek devir
3	12	17	İyon
4	3	18	Ozon
5	2	16	Ozon + İyon
6	15	13	Yüksek Devir

Buradan da çıkan sonuç, düşük devirde ve de ozon-negatif iyon emisyonunda cihazın genel besleme yerinde 1 cm² deki bakteri kolonisi adedini düşürmede büyük etkisinin olduğudur.

Deney esnasında çeşitli petri kaplarında örnekler alınmış ve mikrobiyoloji laboratuvarında analizleri çıkarılmıştır.



Şekil 8.2 Petri kaplarının mikroskop altında incelenmesi

8.2 Yoğun Bakım Testleri

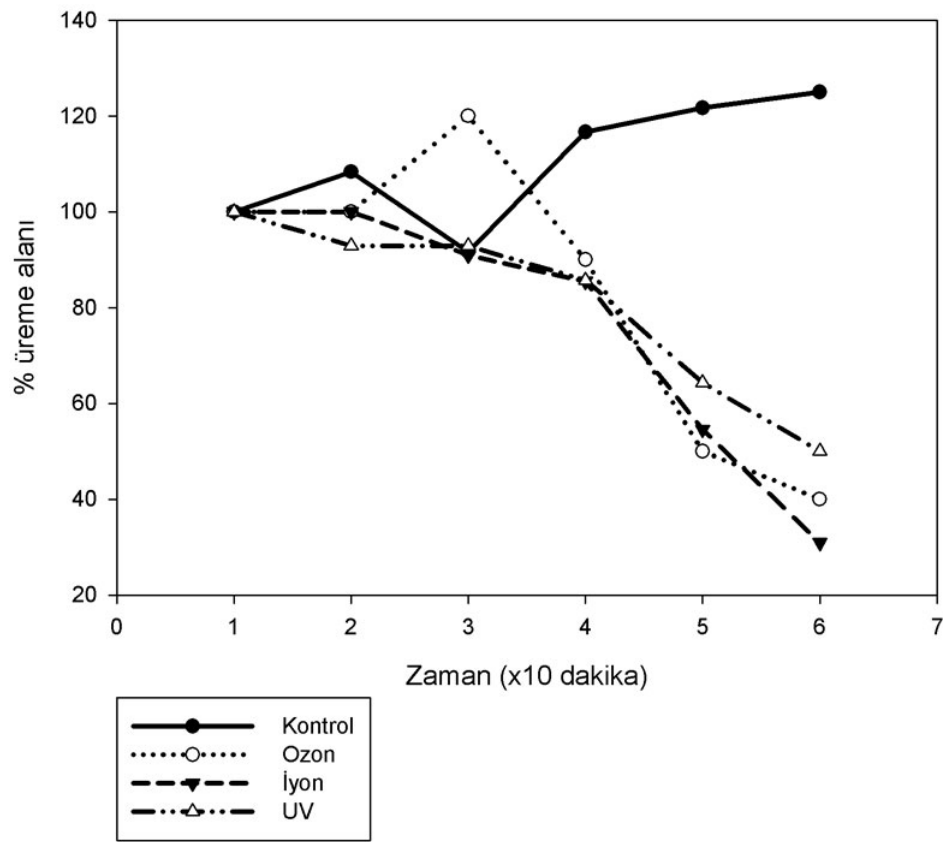
Bu esnada da şekil 8.1’de görüldüğü biçimde yoğun bakım ünitesine 3 adet prototip negatif iyon jeneratörü yerleştirilmiştir. Burada sürekli alınan istatistiksel veriler, geçen yılın aynı dönemiyle karşılaştırılmıştır.

Sonuç: %23 oranında istatistiksel verilerde gelişme bulunmuştur.

8.3 Oda Testleri

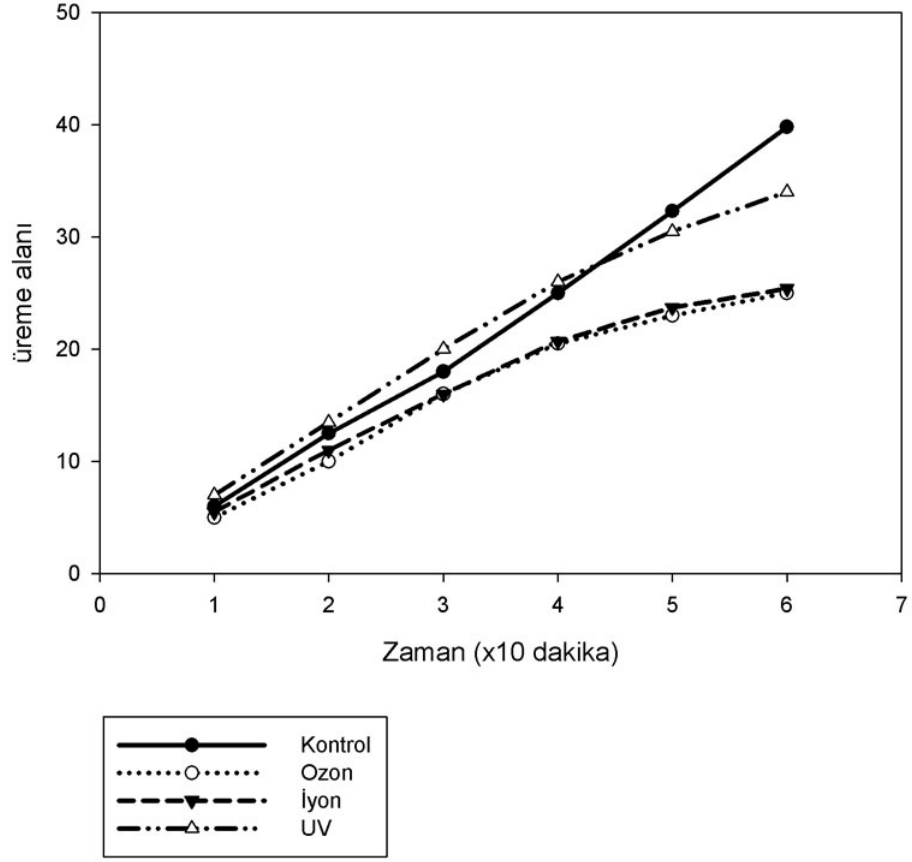
Oda testleri de 1mx3mx1m bir kutuda, yaklaşık 27°C’de gerçekleştirilmiştir. Burada 2 şer adet petri kabına 10 dakika aralıklarla ölçümler yapılmıştır. Sistemin sadece iyon yayılımı varken, sadece ozon yayılımı varken ve de UV yayılımı varken ki değerleri alınmıştır.

Bu ölçümler neticesinde Ek-13’te görülen ölçümler alınmış ve Şekil 8.3’teki eğri elde edilmiştir:



Şekil 8.3 Oda test çıktıları

Şekil 8.3'ün integralinin alınmasından, şekil 8.4'ü elde edilmiştir:



Şekil 8.4 Oda test çıktıları

Bu çıktılarından lineer olmayan gerileme metodunu kullanılırsa, Ek 13'te, Sigma Plot 10 programıyla kübik fonksiyonda karakteristik bir eğri çizgileri sonucuna varılabilir.

Yapmış olunan ölçümlemelerde ortamdan kaynaklı bazı hatalar da söz konusudur. Petri kaplarının iletimi esnasında da bazı üremelerin oluştuğu göz önüne alınmalıdır. Ancak genel anlamda cihazın performansı için deneysel verilerin yeterli olduğu söylenebilir.

Yapmış olunan deneysel çalışma anova testiyle değerlendirildiğinde kontrol grubuyla alınan değerler arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. ($P=0,012551$)

8.4 Radyasyon Doz Testleri

Tasarlanan cihazın radyasyon doz hızı ölçümleri de Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde yapılmıştır. Buna göre tasarlanan cihaz odadayken ve odada değilken ölçümlemeler alınmıştır.

Tasarlanan cihaz odada çalışırken de hava çıkışı, ön panel, arka panel, UV lamba önü ve hava giriş kısımlarında Automess marka 6150 AD 6/E radyasyon ölçüm cihazı ile ölçümlemeler gerçekleştirilmiştir.



Şekil 8.5 Radyasyon ölçüm cihazıyla ölçümleme



**GÜNEŞ ENERJİSİ DESTEKLİ HASTANELER İÇİN
NEGATİF İYON JENERATORÜ TASARIMI VE EGE
ÜNİVERSİTESİNDE UYGULAMASI ADLI DOKTORA TEZİ
RADYASYON DOZ HIZI ÖLÇÜM RAPORU**



15/09/2006

Ege Üniversitesi Güneş Enerjisi Enstitüsü, Enerji Teknolojisi Ana Bilim Dalında, 91.02.12581 no'lu Erdem Dinçsoy tarafından gerçekleştirilen doktora çalışması sonunda gerçekleştirilmiş olan cihaz için, cihaz odada değilken ve odadayken cihazın üstünde ve çevresinde yapılan radyasyon doz hızı ölçümünün sonuçları aşağıdaki 2 tabloda verilmiştir.

Geliştirilmiş olan alet etrafında hava girişi, hava çıkışı, UV lambaların önü, İyon ve Ozon emitörlerinin arkasında ölçülen radyasyon doz hızlarında ilgilide(*) verilen cihazla, doğal radyasyon hızından farklı bir değer elde edilmemiştir.

Tablo 1 – Oda Ölçümleri (Cihaz odada değilken)

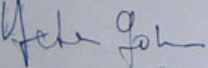
Ölçülen Mekan	Radyasyon Doz Hızı ($\mu\text{Sv/h}$)
Pozisyon 1	0,102
Pozisyon 2	0,086
Pozisyon 3	0,094
Pozisyon 4	0,074
<i>Ortalama</i>	$0,089 \pm 0,01$

Tablo 2 – Cihaz Çalışırken Yanında Yapılan Ölçümler

Ölçülen Mekan	Radyasyon Doz Hızı ($\mu\text{Sv/h}$)
Hava Çıkışı	0,081
Ön Panel	0,076
Arka Panel	0,073
Uv Lambası Önü	0,084
Hava Girişi	0,075
<i>Ortalama</i>	$0,080 \pm 0,01$

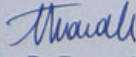
Sonuç olarak, cihazın etrafında doğal radyasyon hızının üzerinde herhangi bir radyasyon dozu ölçülmemiştir.

* Deneyler esnasında Automess marka 6150 AD 6/E model radyasyon doz hızı ölçüm cihazı kullanılmıştır.



Doç.Dr. H. Yeter GÖKSU

GSF- Research Center for Environment and Health
Institute of Radiation Protection
Department of Risk Analysis / Germany



Doç.Dr. Turgay KARALI

Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü
Bornova-İzmir

Şekil 8.6 Radyasyon Doz Hızı Ölçüm Raporu

8.5 EBSO Bilirkişi Raporu

	EGE BÖLGESİ SANAYİ ODASI	BİLİRKİŞİ RAPORU					
	Konu: Hava İyonizatör'ü (bio-TRON) nitelikleri tespiti hk.						
Türkiye'de, İzmir Atatürk Organize Sanayi Bölgesi, M.K. Atatürk Bulvarı(10006 Sk.) 23 no'da yerleşik, Elo.Y.Müh. Erdem Dinçsoy tarafından hazırlanan doktora projesi ELEKTROL Elektromekanik Sanayi ve Ticaret A.Ş. tarafından üretilen Türkiye Odalar Birliği-EBSO 2002/627 sayılı Kapasite Raporu ile belirli, (Sanayi Sicil 510119.85, Oda Sicil No: 9537, Ticaret Sicil No: 1659/ K: 1327)							
HAVA İYONİZATÖRÜ - (Negatif İyon -UV-Ozon Jeneratörü -/ Dr. bio-TRON)							
Tipler : Hastane, Salon, Oda, Vasita, Güneş Enerjili, Duylu, Taşınır ve Aksesuar							
Kapalı ortamlardaki havayı; Toz, koku, polen gibi mikro-kirleticilerden ve aynı zamanda bakteriler, virüsler, küf, mantar grupları, akarlar, nem gibi tüm mikro-organizmalardan temizlemekte, havadaki oksijeni açığa çıkarmaktadırlar. Bu cihazların; Rasgele olarak üretim bandından alınarak, aşağıda yazılı ilgili kriterleri, broşürü, genel ölçüm kaideleri ve Yurtdışı benzerlerinde dikkate alınan Standart ve teamüller çerçevesinde Fiziksel ve Elektronik testlere tabi tutulmuştur.							
Buna göre;							
1) Cihazlar, TSE'nin yayınladığı TS EN 60335-2-90 uyarı Elektrikli Ev Aletleri Güvenliği ve TS 2127 Elektronik-Elektromekanik ve Mekanik Cihazların Güvenlilik Deney standart koşullarını yerine getirmiştir. Cihazlarda kullanılan yurt içi ve yurt dışı malzemelerde NORM içi ve TSE'li marka ve tiplerin kullanımının tercih edildiği tespit edilmiştir.							
2) Genel Özellikler ;							
a- Cihazın çalıştırıldığı kapalı ortamda, bütün aerosollerin hızla toprağa çekildiği, varolan organik ve anorganik mikro-partikül, mikro-organizmalar ve mikroplar üzerinde çöktürücü etkisi gözlemlenmiştir.							
b- Hava iyonizatörünün yaydığı negatif iyonlarla(elektron), ortamda bulunan pozitif yüklü iyonların önce nötr hale geldiği, birleşen partiküllerin iyonizasyonla ağırlaşarak tespit edilmiştir. Ağırlaşan partiküllerin toprak potansiyeline yapıştıkları böylece ortam havasının arındığı gözlenmiştir. Ayrıca püskürtülen bu negatif iyonların, ortamdaki insan, hayvan ve bitkilerde, canlılarda biriken zararlı pozitif yükleri de nötrleştirerek katkı yarattığı anlaşılmaktadır. Örneğin; vasıtada insan üzerinde biriken ve inildiğinde toprağa deşarj olan elektriksel yükler ifna olmuştur.							
c- Numune cihazların yalıtkan ve plastik parçaları, ahşap, metal ve elektromekanik bağlantı elemanları ve benzeri birleşenleri eğik, bükük, çatlak, çizik vb. işçilik hataları yönünden kusurlu olmadığı,							
d- Cihazların işletilmesi ve kontrolü ile ilgili seçme veya ayar tuşları veya düğmeleri kullanımı kolay ve anlaşılabilir şekilde seçildiği, Dr bio-Tron'un 4 kademeli fan, UV ışıklar, 4 katmanlı kaset filtrelerden, İyon ve Ozon bombardıman kanalından oluştuğu, saatte 60 m³ hava temizleme kapasitesi olduğu, max 1A. akım çektiği gözlemlenmiştir.							
e- Cihazın dış etkenlere karşı korunmasında IP20 ve Emniyet sınıfında IEC 348 Class 1'e uyduğu, satış sonrası hizmetlerinin kolaylığı için modüler sistem kullanıldığı;							
f- CE direktiflerini karşıladığı.							
3) Fonksiyonel Özellikleri ;							
a-Korona Boşalması prensibine dayandırılarak taç etkisi yaratılmak suretiyle çok yüksek elektrik alan yaratıldığı, bu özellikte birlikte cihazın multi-point emission (çok noktadan yayın) yaptığı;							
b-Yapılan testlerde cihazın ozon yaymadığı, ancak bunun ayarlanabilir bir elektronik düzenele ozon yayınımlı ya da ozon yayınımsız hale getirilebildiği; Dr. Biotron modelinde Ozon yayılımının da ayarlanabildiği, UV ışınımlı da virüs-bakteri gibi organizmaların DNA yapısının değiştirilebildiği-parçalandığı-yaktığı,							
c-Cihazların modellerine ve kullanım amaçlarına göre İyon Odası testleri yapıp; negatif iyon yayılım oranları bulunmuştur: Yapılan testlerde Hastane tipinin ≈25000x10³ salon tipinin ≈12000x10³; Oda tipinin ≈5500x10³; Vasita tipinin ≈2800x10³ ; Duylu tipinin ≈2000x10³ ; Aksesuar tiplerinin de kendi aralarındaki modellere göre ≈1000 - 5000x10³ saniyede negatif iyon yaydıkları gözlenmiştir.							
d- Kullanılan emitör plastikleri ve cihaz kasalarında delinim gerilim voltajlarının standartları sağladığı;							
e-Cihazların iç kasalarında, elektronik devre ve elektromekanik ünitelerde istenmeyen deşarjlara karşı yalıtım önlemleri alındığı, elektronik devrelerde koruma sistemlerinin kullanıldığı;							
4) Deneysel Özellikleri; Ege Üniversitesi'nde yapılan testlerde							
a-Dr.bio-TRON'un İyon ve Ozon Emisyonunda petri kaplarında 1 Cm² deki %30 ve %85 oranlarında bakteri koloni adedini düşürdüğünü, Ozon ve İyonun birlikte uygulandığında bu oranın %90 olduğu,							
b- 27° C'de gerçekleştirilen oda testlerinde de 2 şer adet petri kabına 10 dakika aralıklarla ölçümler yapıldığı, iyon, ozon ve UV emisyonu yapılırkenki değişimler kaydedilmiş ve grafiksel olarak değişim izlenmiştir. Neticesinde Zaman içinde üreme alanı değerinin %10 lara kadar düştüğü gözlenmiştir.							
c-Yapılan testler Anova test metodolojisiyle değerlendirildiğinde kontrol grubuyla arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. (P=0,012551)							
d- Ege Üniversitesi Nöroşirürji Bilim Dalı Yoğun Bakım ünitesinde cihazın çalışır zamanda çalışmaz zamana göre (3 aylık periyotta) kültür üreme sayılarında 172'ye 140 oranında iyileşme							
Tespit ve teyit edilmiştir. 20.02.2007							
<table border="1"> <tr> <td colspan="2"> BİLİRKİŞİLER </td> <td rowspan="2"> GENEL SEKRETER EGE BÖLGESİ SANAYİ ODASI </td> </tr> <tr> <td> Erol ŞEN Fizik Yük. Mühendisi (AÜ) </td> <td> Muzaffer YEŞİLTAŞ Elektronik Yük. Mühendisi (İTÜ) </td> </tr> </table>			BİLİRKİŞİLER		GENEL SEKRETER EGE BÖLGESİ SANAYİ ODASI	Erol ŞEN Fizik Yük. Mühendisi (AÜ)	Muzaffer YEŞİLTAŞ Elektronik Yük. Mühendisi (İTÜ)
BİLİRKİŞİLER		GENEL SEKRETER EGE BÖLGESİ SANAYİ ODASI					
Erol ŞEN Fizik Yük. Mühendisi (AÜ)	Muzaffer YEŞİLTAŞ Elektronik Yük. Mühendisi (İTÜ)						
Yukarıdaki imzaların Odamız bilirkişilerinden Erol Şen ve Muzaffer Yeşiltaş'a ait olduğu tasdik olunur.							

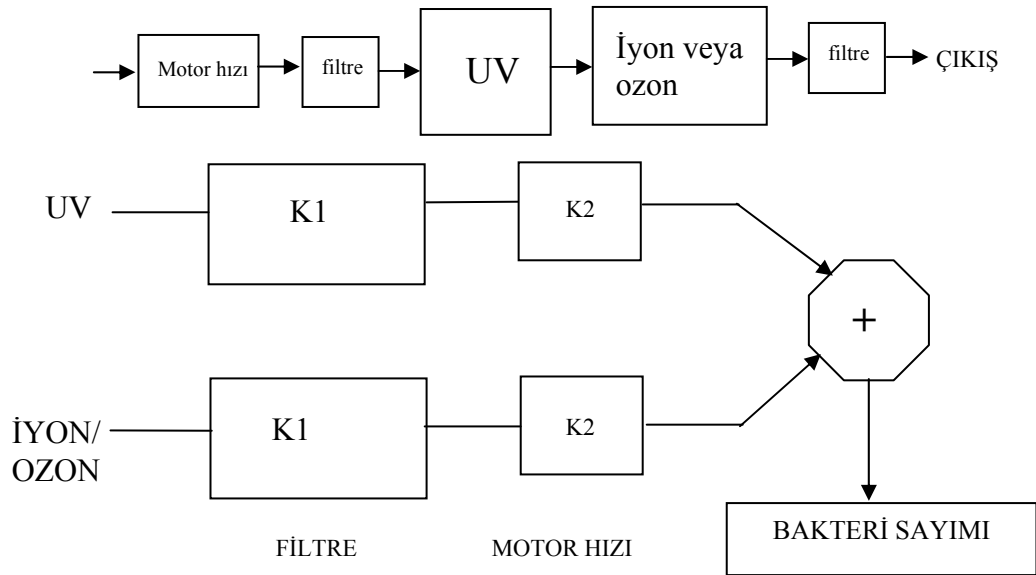
Şekil 8.7 EBSO Bilirkişiler tarafından Cihaz Özellik-Fonksiyon ve Deney Raporu

8.6 Matemetiksel Model ve Simulasyon Çalışması

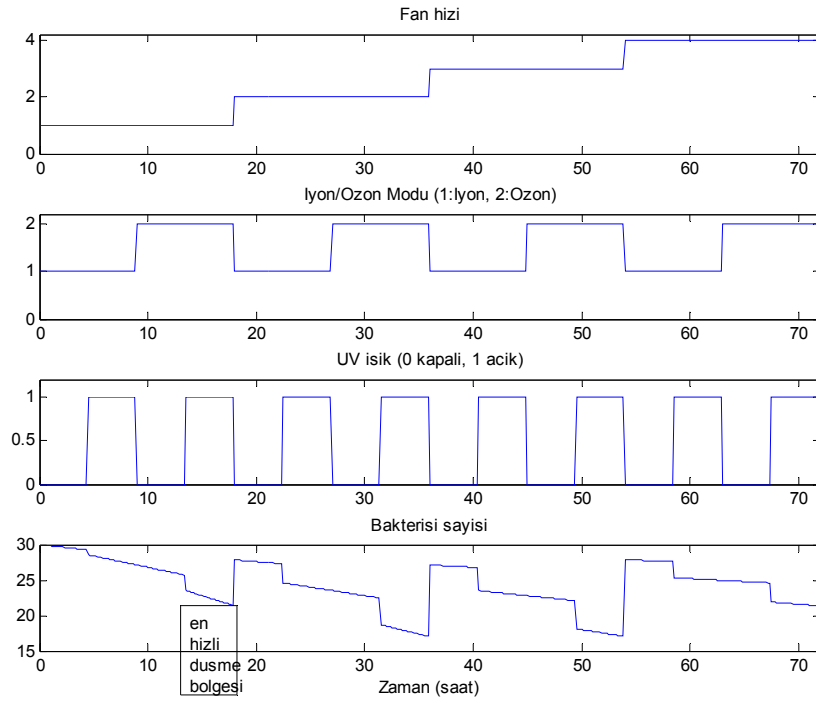
Tasarlanan cihazın deneysel verilerinin alınmasının ardından blok diyagramlarıyla ilişkilendirilmesiyle MATLAB Version 7.1, R14'de (Ek 14'te) aşağıdaki simulasyon elde edilmiştir.

Burada sistem oluşturulurken göz önünde bulundurulananlar:

- Motor 4 hızlı – en yavaş hızda, en etkindir.
- İyon veya ozon açık olabiliyor. Ozon daha dezenfektandır.
- Uv ışık da ozon kadar etkili bir dezenfektandır. Bakteri ve virüs DNA yapısını da bozmaktadır.
- Filtreler pasif – zamanla eskime-tıkanma olabilme ihtimali vardır.
- 4 frekans mevcuttur. Yükseldikçe ozon veya iyon emisyonu artmaktadır. Ancak bunun çıkış verimine etkisi görülmemiştir.



Şekil 8.8 Sistem araçlarının blok diyagramı



Şekil 8.9 Simulasyonda değişik olasılıkların sonuçları

Maksimum partikül sayısının düştüğü bölge incelendiğinde, fan hızının en düşükte olduğunu, ozon modunun ve UV lambaların açık olduğunu gözlemleyebiliyoruz. Aynı şekilde grafiklerin diğer bölgeleri de değerlendirildiğinde tasarlanan cihazın etkileri hakkında ayrıntılı, fonksiyonlarıyla karşılaştırmalı olarak, yorum yapılabilinmektedir.

9. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Yapılan projede elektronik mühendisliği, enerji mühendisliği, tıp, biyoloji, hijyen teknolojileri, sağlık, makine mühendisliği, kimya alanlarına ilişkin çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Sonucunda insanlık için faydalı bir cihaz tasarlanmıştır. Sadece son olarak cihazın tasarımının tamamlanması da değil sekonder olarak yapılan anemometreler, partikül sayaçları, data logger, oda haritası programı gibi ekipmanlarımız da tasarlanmıştır.

9.1. Cihazın Faydaları

Giriş bölümünde bahsedilen, MRSA mikrobuna karşı geliştirilmiş bir cihazdır. Bu “hastane mikrobi” olarak da geçen mikrop antibiyotiklere karşı çok yüksek dirençli ve dünyada gittikçe büyüyen ciddi bir tehlikedir. İstatistikler 1990 yılından geçtiğimiz yıla kadar 40.000’e yakın potansiyel vakaya rastlandığını gösteriyor. Sadece 2003 yılında 934 ölüm gerçekleşmiştir.

Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre hastanede yatan hastaların %3.1 ila %14.1’inde hastane enfeksiyonu gelişebilmektedir. Gelişmiş toplumlarda bu enfeksiyonun yıllık ek maliyeti 10 Milyar dolar civarındadır.

Cihaz tabiatla şelaleler, ormanlar ve denizler tarafından doğal olarak yaratılan Negatif İyonları yaratmakta, oksijeni açığa çıkarmaktadır. Ozon ünitesi ile kısmi sterilizasyon yapmakta, UV ile virüsleri yakmakta, DNAlarını bozmakta, Filtre sistemi ile çeşitli partikülleri yakalamaktadır. Sonucunda çok fonksiyonu ile hava kalitesini yükseltmekte, sağlığımızı tehlikeye sokan Virüsler, Bakteriler,

Küf ve Mantar grupları, akarlar, nem gibi tüm mikro-organizmaları toprak potansiyeline indirmekte, yakmakta, filtrelemekte ve havadaki oksijeni açığa çıkartmaktadır.

Bu projenin hayata geçmesi ile hastanelerde görülen Hastane Enfeksiyonu kaynaklı bebek ölümleri, yaşam kayıpları ya da hastaların başka hastalıklara yakalanma risklerinin azalacağı beklenmektedir. Yine kuş gribi vakalarında da hava yollu enfeksiyonları azalttığından ötürü faydalı bir korunma metodu oluşturması beklenmektedir. Bu da Ülkemize iş gücü kazancı yani maddi kazanç ve sekonder yararlar doğurabilecektir.

Tasarımdan sonra alınan deney sonuçlarına göre kurulan matematiksel modelle cihazın fonksiyon ve özellikleri simule edilmiştir. Böylelikle cihazın beklenen etkileri hakkında önceden yorum yapabilme olanağı da sağlanmıştır.

Projenin tasarımı esnasında da bazı medya kuruluşları projeden haberdar olmuşlardır. Bunlarla ilgili ekler de Ek-15'te sunulmuştur.

Forbes dergisinin Ekim 2005 sayısında projenin insanlığa faydasından ve hastanelerde yaşanan sorunlara çözüm olabileceğinden bahsedilmiştir.

Ege Üniversitesi'nin Kalem dergisi Ağustos 2005 sayısında da projenin başarısı, önemi ve yararından bahsedilmiştir.

9.2 Kullanım Alanları

Yapılan tasarım hastanelerde hava kalitesine önem verilen bölümlerinde, hijyen istenen her yerde (spor salonları, sinemalar, toplu alanlar, evler, ofisler, reanimasyon merkezleri, güzellik salonları, kahveler, restoranlar) kullanılabilir.

Sağlıkta Kalite Derneğinin kurucu başkanı Op. Dr. Cüneyt Tuğrul tasarlanan cihazla ilgili “Görüş Bildiren Rapor”unda cihazın etkinliğinin dikkat çekici olduğunu, Ülkemiz hastanelerinde bu tarz cihazların yutdışından teminini ortadan kaldırdılabileceğini belirtmiştir.



Şekil 9.1 Negatif İyon Jeneratörü tasarımı tamamlanmış hali

NİJ başlıca kullanım alanları:

Tablo 9.1 NİJ kullanım alan ve uygulamaları

Et/Yiyecek Deposu	Süpermarket	Odor ve hava kaynaklı mikroptan arındırma
Anatomi Laboratuvarı	TIP Okulu	Formaldehid den kurtulma
Patoloji Laboratuvarı	Hastane	Hava kaynaklı mikroplardan kurtulma
Futbol Stadyumu	Şehir Merkezi	Odor kontrolü
Mobilya Atölyesi	İmalat Fabrikası	Sigara/Tütün dumanından arınma
Baskı Merkezi	Küçük Şehir	Uçucu temizleyicilerden arınma
Kuaför	Tırnak Cilalama Birimi	VOCs lardan kurtulma
Hayvan Merkezi	Araştırma Laboratuvarı	Odor ve hava kaynaklı mikroptan arındırma
Restorant Kompleksi	Central Plaza	Mutfaktan yayılan egzost odorlarının kaldır.
Bir Restoran	Şehir Merkezi	Mutfak odorları ve sigara dumanından arınma
Et İşleme Ünitesi	Geri Dönüşüm Odorları	Hava kaynaklı mikroplardan kurtulma

9.3 İleride Yapılabilecek Çalışma ve Testler

İleride tasarımı tamamlanan cihaz tam teşekküllü bir gaz spektrometresi ile test edilerek, çalışmasının ardından ortamda değişen gaz etüdü yapılabilir.

Hastanede yapılan mikrobiyoloji ve diğer testler daha da detaylı olarak tekrarlanabilir, başka hastanelerden de benzer testler istenebilir. Bu testler yurtdışında özel suçlar getirilerek, değişik bakteri, mikrop ve mikroorganizmalar üzerinde denenebilir.

Cihazın kasasında bazı modifikasyonlara gidilebilir, standart toz sensörü ve nem sensörü cihazlara konulup, geri besleme sistemiyle çalışması sağlanabilir.

Filtre sistemlerinin temizlenme uyarısı için cihazın filtre kısmına uygun seçilecek bir sensorla uyarı vermesi sağlanabilir. Nano titanyum filtre teknolojilerinden de faydalanılabilir.

Cihaz hava kanallarında, yüksek kapasitelerde(büyük ameliyathane tipi..vs) kullanılabilecek biçimde başka bir tasarıma da çevrilebilir.

KAYNAKLAR

A. W. Berrington and S. J. Pedler, 1998, Investigation of gaseous ozone for MRSA decontamination of hospital side-rooms, Department of Medical Microbiology, Royal Victoria Infirmary Queen Victoria Road, Newcastle upon Tyne NE/ 4LFj UK

Alirio Rodrigues E., 1986, Ion Exchange: Science And Technology, Dordrecht: Martinus Nijhoff, 124(3): 489-493.

Andreopoulos, J., 1983, Improvements of the performance of hot wire probes, Rev. Sci. Instr. 54(6).

Antinia, R.A., Browne, L.W.B. and Chambers, A.J., 1981, Determination of time constants of Cold wires, Rev. Sci. Instr., 52(9) 1382-1385,

Ausloos P., 1979, Ion Exchange-Kinetics of ion-molecule reactions, New York: Plenum Press, published in cooperation with NATO Scientific Affairs Division, 24

Boztepe M., 2002, İzmir (Bornova) Koşullarında Şebekeye Bağlı Bir Fotovoltaik Enerji Sisteminin Tasarımı Ve Denenmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 142s.

Brickner, PW., Vincent R.L., Nardell E., Murray M., and Kaufman W.; The application of Ultraviolet Germicidal radiation to Control Transmission of Airborne Disease, Public Health Reports, March-April 2003,VH I 18

KAYNAKLAR (devam)

Burke F.M., Samarawickrama D.Y.D., Johnson N.D., Beighton D., and Lynch E., 1995, Use Of Negative Air Ion Treatment On Carious Microflora, J Dent Res, 22: 388.

C Krüger, C Zugck, S Dürr, S.H Gerber, A Haunstetter, K Hornig, W Kübler and M Haass, 1999, Is the 6-minute walk test a reliable substitute for peak oxygen uptake in patients with dilated cardiomyopathy?, Germany

C. B. Beggs, K. G. Ked, J. K. Donnelly, P. A. Sleight, D. D. Mara and G. Cairns, 1999, An engineering approach to the control of Mycobacterium tuberculosis and other airborne pathogens: a UK hospital based pilot study, School of Civil Engineering, and Division of Microbiology, University of Leeds, Leeds LS2 9JT, UK;

Daniels, Stacy L., and Frost, Charlie, 2001, Applications of Negative Air Ionization for Removal of Volatile Organic Compounds (VOCs) and Particulate Matter (PM_x), pp 346-52, Second NSF International Conference on Indoor Air Health, Miami Beach, FL.

Dinçsoy E., 2001, Hava iyonizatörü tasarımı ve uygulaması, güneş enerjisi ile çalıştırılması, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 35 , 70.

Elektrik İşleri Etüd İdaresi Genel Müdürlüğü, 2005, Güneş Enerjisi. “<http://www.eie.gov.tr/turkce/gunes/tgunes.html>”.

KAYNAKLAR (devam)

Engin M., 2002, Fotovoltaik-Rüzgar Hibrid Enerji Sisteminin İzmir Koşullarında Tasarımı ve Denenmesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 159s.

Harland C.E., 1994, Ion Exchange : Theory And Practice, Royal Society of Chemistry, Cambridge, 126: 5225 – 5233.

Harm, W., 1980, Biological Effects of Ultraviolet Radiation, Cambridge University Press 104, 538-547.

Heindel, T H; Streib, R; Botzenhart, K, 1993, Effect of ozone on airborne microorganisms, International Journal Of Hygiene And Environmental Medicine Volume 194, Issue 5-6, Universität Tübingen, Germany

http://www.innovations-report.com/html/reports/medicine_health/report-23809.html (Solution to hospital infections could be in the air)

http://www.innovations-report.com/html/reports/medicine_health/report-15463.html (New weapon to fight hospital infections)

Jacoby, W.A., Blake, D.M., Fennell, J.A., Boulter, I.E., Vargo, L.M., George, M.C., and Dolberg, S.K., 1996, Heterogeneous Photocatalysis for Control of Volatile Organic Compounds in Indoor Air, JAWMA 46, 891-8

K. Morlan, 2004, New Proven Technology for the Reduction of Airborne Pathogens in the Medical/Healthcare Setting, Kesair, Kennesaw, Georgia, USA

KAYNAKLAR (devam)

Ki Youn Kim, Chi Nyon Kim, 2006, Airborne microbiological characteristics in public buildings of Korea, Department of Preventive Medicine and Public Health, School of Medicine, Ajou University, Suwon, Republic of Korea

Kondrashova, M. N., Grigorreko, E.V., Tikhonov, A.N., Sirota, T.V., Temnov, A.V., Stavrovskaya, I.G., Kosyakova, N.I., Lange, N.V., and Tiknonov, V.P., 2000, The Primary Physico-Chemical Mechanism for the Beneficial Biological/Medical Effects of Negative Air Ions, IEEE Trans. Plasma Sci.. 28(1), 230-7

Krueger, A. P. and E. J. Reed, 1976, Biological Impact of Small Air Ions. Science 193(Sep): 1209-1213

Lawless, P.A., Viver, A.S., Ensor, D.S., and Sparks, L.E., 1990, Computations on the Performance of Particle Filters and Electronic Air Cleaners, Proc. Indoor Air '90: Fifth Int. Conf. On Indoor Air Quality and Climate, 3, 187-92

Lawless, P.A., Viver, A.S., Ensor, D.S., and Sparks, L.E., 1990, Computations on the Performance of Particle Filters and Electronic Air Cleaners, Proc. Indoor Air '90: Fifth Int. Conf. On Indoor Air Quality and Climate, 3, 187-92

Muhammad, H.R., 1993, Power Electronics, Circuits, Devices and Applications, Second Edition, Prentice-Hall International, USA.

KAYNAKLAR (devam)

Nunez, C., Ramsey, G.H., Ponder, W.H., Abbott, J.H., Hamel, L.E., and Kariher, P.H., 1993, Corona Destruction: An Innovative Control Technology for VOCs and Air Toxics, Air & Waste 43, 242-7

Oktik Ş., Tozlu C., Eke R., Eltez M., 2005, Güneş Enerjisi ve Muğla Üniversitesi Temiz Enerji Kaynakları Araştırma Geliştirme Merkezi (MUTEK-ARGE) Uygulamaları., Muğla.

Penetrante, B.M., and Schulthesis, S.E. (Eds.), 1993, Non-Thermal Plasma Techniques for Pollution Control: Part A. Overview, Fundamentals, and Supporting Technologies, Part B., Electron Bean and Electrical Discharge Processing, Springer, Berlin.

Penetrante, B.M., Hsiao, M.C., Bardsley, J.N., Merritt, B.T., Vogtlin, G.E., Kuthi, A.,Burkhart, C.P., and Bayless, J.R., 1997, Identification of Mechanisms for Decomposition of Air Pollutants by Non-Thermal Plasma Processing, Plasma Sources Sci. Tech., 6(3), 251-9

Pilling, J. And Seakins, W., 1997, Reaction Kinetics, Oxford University Pres, Oxford, 36p

Priest, J., McLaughlin, J., Christiansen, L., Zhivov, A., McCulley, M., Chamberlin, G.,Tumbleson, M., Maghirang, R., Shaw, B., Li, Z., Arogo, J., and Zhang, R., 1995, Ventilation Technology Systems Analysis, U.S. EPA Report EPA-600/R-95-065,

KAYNAKLAR (devam)

S. Dharan and D. Pittet, 2002, Environmental controls in operating theatres, Infection Control Programme, Department of Internal Medicine, University of Geneva Hospitals, 1211 Geneva 14, Switzerland

Shargawi J.W., Drucker D.B., Duxbury A.J., **1995, Effect Of Negative Air Ion (Nai) Streams On Candida Albicans**, J Dent Res. Dalton Trans, 74: 887, 526.

Shaughnessy, Y., and Oatman, L., 1992, The Use of Ozone Generators for the Control of Indoor Air Contaminants in an Occupied Environment, Proc. ASHRAE Conf., Indoor Air Quality '91: Healthy Buildings, pp 318-24, Atlanta, GA, ASHRAE.

Shaughnessy, Y., Richard R., Levetin J., Estelle W., Blocker M., and Kerry L., 1994, Effectiveness of Portable Indoor Air Cleaners: Sensory Testing Results, Indoor Air, J. Int. Soc. Indoor Air Quality and Climate 4, 179-88

W.D. Griffiths, A. Bennett, S. Speight, S. Parks, 2005, Determining the performance of a commercial air purification system for reducing airborne contamination using model micro-organisms: a new test methodology, Airborne Matters, 47 Manor Road, Toddington, Dunstable LU5 6AJ, UK

EKLER

Ek – 1 İngiltere’de Yapılan Çalışma

Solution to hospital infections could be in the air

A breakthrough in the fight against infections acquired in hospital could be achieved thanks to pioneering new research.

The project is investigating the use of ionisers to eradicate airborne infections in hospitals – a technique that could deliver major health benefits and financial savings.

Starting in December, the 3-year initiative will be carried out by engineers at the University of Leeds with funding from the Swindon-based Engineering and Physical Sciences Research Council (EPSRC).

Infections originating in hospital are a serious and widespread problem, affecting around 10% of patients during their stay. There is increasing evidence that up to 20% of these infections are transmitted by an airborne route – at a cost of £100-200 million a year in England alone.

The project will build on a recent successful study at St James's University Hospital in Leeds. This found that using ionisers to negatively charge air particles in an intensive care unit prevented all infections caused by the *Acinetobacter* pathogen. Immune to nearly all currently available antibiotics, *Acinetobacter* infections are a growing problem in hospitals and can be fatal in some groups of patients.

In the new project, the same team will set out to understand the science behind this success and provide a firm basis for future use of the technique. They will focus on the biological and physical processes associated with negative air ionisation and airborne transmission of infection, and establish guidelines for the effective use of ionisers in hospital buildings.

Much of the research will be carried out in the University's state-of-the-art aerobiological test facility, which was part funded by EPSRC. The facility incorporates a 32m³ climatic chamber where temperature, humidity and ventilation rate can be varied and controlled. The chamber enables researchers to mimic various clinical environments and perform a wide range of experiments involving aerosols doped with micro-organisms.

The project team is being led by Dr Clive Beggs of the University of Leeds' Aerobiological Research Group. Dr Beggs says: "Negative air ionisation could have a dramatic impact on a problem that has been attracting increasing publicity and causing growing concern".

Notes for Editors:

The research initiative, "The Use of Small Negative Air Ions to Disinfect Acinetobacter SPP and Other Airborne Pathogens in Hospital Buildings", will receive EPSRC funding of over £280,000.

The Aerobiological Research Group is a leader in the investigation of the behaviour of airborne micro-organisms and the use of engineering measures to control infection.

The previous study undertaken at St James's University Hospital was funded by NHS Estates.

A pathogen is a microbe that causes disease.

The Engineering and Physical Sciences Research Council (EPSRC) is the UK's main agency for funding research in engineering and the physical sciences. EPSRC invests more than £500 million a year in research and postgraduate training to help the nation handle the next generation of technological change. The areas covered range from information technology to structural engineering, and from mathematics to materials science. This research forms the basis for future economic development in the UK and improvements in everyone's health, lifestyle and culture. EPSRC also actively promotes public awareness of science and engineering. EPSRC works alongside other Research Councils with responsibility for other areas of research. The Research Councils work collectively on issues of common concern via Research Councils UK.

TÜRKÇESİ

Havada Oluşabilecek Hastane Enfeksiyonlarına Çözüm

Yeni araştırmalar sayesinde hastanelerde havada oluşan enfeksiyonlara karşı olan savaş kazanılacak.

Proje, hastanede havadan kaynaklanan enfeksiyonların nasıl yok edileceğini araştırıyor, bu da teknik olarak büyük sağlık faydaları ve finanslar kazançlar sağlıyor.

Aralıkta başlayan bu 3 yıllık girişim, Leeds Üniversitesi mühendisleri tarafından "Fiziksel Bilimler Araştırma Kurulu" (EPSRC – Physical Sciences Research) fonuyla yürütülüyor.

Hastane kaynaklı enfeksiyonlar, ciddi ve yaygın bir problem olup, hastaların yaklaşık %10' unu hastanede kaldıkları sırada etkilemektedir. Artış gösteren bir kanıta göre, bu enfeksiyonların %20' si havadan kaynaklanan bir yolla geçmektedir, bu da İngiltere' ye sadece bir yılda 200 milyon Sterline maloluyor.

Proje, Leeds' teki St. James Üniversitesi Hastanesi' ndeki yeni ve başarılı bir çalışma üzerine bina edilecek. Bunun temeli, hava iyonizatörleri kullanarak hava partiküllerini negatif olarak yüklemek ve bir yoğun bakım ünitesinde, "Acinetobacter" den kaynaklanan bütün enfeksiyonları engellemektir. Mevcut hemen hemen bütün antibiotiklere bağışıklı olduğu için, "Acinetobacter" enfeksiyonları hastanelerde gittikçe büyüyen bir problemdir ve bazı grup hastalarda ölümcül olabilir.

Yeni projede, aynı takım, bu başarının ardındaki bilimi anlamaya başlayacak, bu tekniğin gelecekte kullanılması için sabit bir ilke bulacaklar. Negatif hava iyonizasyonu ve hava kaynaklı enfeksiyon geçişi olan fiziksel ve biyolojik yöntemlere odaklanacaklar ve hastane binalarında iyonizörlerin etkili kullanımları için ana hatlar oluşturacaklardır.

Araştırmanın büyük bir kısmı, EPSRC' nin fonuyla üniversitenin "state-of-the-art" aerobiyojik test etkinliği ile yürütülecek. Bu etkinlik 32 metreküplük ısı, nem ve havalandırma oranı değiştirilip kontrol edilebilen bir iklimsel daireyi içeriyor. Daire, araştırmacıların çeşitli klinik çevreleri taklit etmesine olanak sağlıyor ve mikro organizmalarla uyuşturulan aerosoller ile bir dizi deneyleri içeriyor.

Proje takımı, Leeds Üniversitesi Aerobiyojik Araştırma Grubu' ndan Dr. Clive beggs tarafından yönetiliyor. Dr. Begg: "Negatif hava iyonizatörleri, ilgi çeken bir konu üzerinde büyük bir etki yaratabilir." demektedir.

Editöre Notlar:

Araştırma teşebbüsü, "küçük negatif hava iyonlarının, hastanelerdeki acinetobacter SPP ve diğer hava bazlı hastalığa sebebiyet veren mikropların dezenfeksiyonunda kullanılması" EPSRC fonundan 280 bin Sterlinin üzerinde kabul edecek.

Aerobiyojik Araştırma Grubu "hava kaynaklı mikro organizmaların davranışları ve enfeksiyonu kontrol eden mühendislik ölçümlerin kullanımı" incelemesinde başı çeker.

St. James Hastanesi' nde girilen bir önceli çalışma NHS emlakları tarafından karşılandı.

Patojen, hastalığa sebebiyet veren mikroptur.

EPRSC, mühendislik ve fiziksel bilimlerle ilgili araştırmalara para sağlayan İngiltere' nin ana acentesidir.

ESPRC, ulusa gelecek jenerasyonun teknolojik değişimlerine ulaşmasını sağlamak için, araştırma ve doktora öğrencilerine yılda 500 milyon Sterlinden fazla harcıyor.

Bu alanlar bilgi teknolojisi ve yapısal mühendislik ve matematikten somut bilimlere kadar bir dizi bölümü kapsar. Bu araştırma, İngiltere' nin gelecekteki ekonomik gelişimi için temel oluşturuyor ve herkesin sağlığını, yaşam biçimini, kültürünü daha iyiye götürüyor. EPSRC aktif olarak bilim ve mühendislikteki toplum bilincini de artırıyor. EPSRC diğer araştırma alanlarının sorumluluğuyla, diğer araştırma konseyleriyle paralel çalışıyor. Araştırma Konseyleri İngiltere Araştırma Konseyleri yoluyla gelen ortak sorunlar konusunda ortaklaşa çalışıyor.

Ek – 2 TÜBİTAK Proje Onay ve Destek Yazısı

TÜBİTAK **TÜRKİYE BİLİMSEL VE TEKNİK ARAŞTIRMA KURUMU**
TEKNOLOJİ İZLEME VE DEĞERLENDİRME BAŞKANLIĞI

Sayı : B.02.1.TBT.0.06.01.00- 6264
Konu : AR-GE Yardımı Kararı (TİDEB3040122)

Sayın Erdem Dinçsoy
Proje Yürütücüsü
ELEKTRAL ELEKTROMEKANİK SAN. VE TİC. A.Ş.
İZMİR ATATÜRK ORGANİZE SANAYİ BÖLGESİ
M.K. ATATÜRK BULVARI 23
ÇİĞLİ 35620 İZMİR

07 ARALIK 2004

Başkanlığımıza başvurusu bulunan “HASTANELER İÇİN NEGATİF İYON JENERATÖRÜ TASARIMI VE UYGULAMASI-TİDEB3040122” başlıklı proje önerinizin Ar-Ge Yardımından yararlandırılması uygun bulunmuştur.

Projenizde :

1. Tüm giderler önerildiği şekilde desteklenecektir.
2. Ekonomik Bilgi Formu, Başkanlığımızın web adresinden (www.tideb.tubitak.gov.tr) temin edilerek bilgisayar ortamında doldurulmalı ve tarafımıza faksla veya posta ile gönderilmelidir. Daha önce gönderildiyse bu madde dikkate alınmamalıdır.

Söz konusu projenin bağlayıcı olmayan tahmini destekleme oranı yaklaşık %54 olarak belirlenmiştir. Bu oran harcama belgelerinin incelenmesi sonrası kesinlik kazanacaktır. Dönemsel ödemelerinizin yapılabilmesi için **Banka Hesap Numarası** (TL) (daha önce gönderilmediyse veya değiştiyse) her dönem AGY300 dokümanı içinde gönderilmelidir.

AR-GE Yardımından yararlanabilmesi için, Uygulama Esasları Rev B kitapçığında da (sayfa 10, madde 10) açıklandığı gibi dönem harcamalarının **takip eden dönemin son gününe kadar** sözkonusu kitapçıkta belirtilen esaslara uygun olarak ve “AGY300 AR-GE Yardımı İstek Formları” (AR-GE Yardımı Uygulama Esasları Revizyon B) kullanılarak Başkanlığımıza gönderilmesi gerekmektedir.

“Belgelendirilen giderler ve değerlendirme kriterleri ile ilgili inceleme süresi- yerinde yapılan incelemeler dahil-üç aydır. Bu süre, konu ile ilgili belgelerin, gereken yeterlilikte TÜBİTAK’a sunulduğu tarihte işlemeye başlar.” (AR-GE Yardımı Uygulama Esasları, sayfa 11, madde 14)

Atatürk Bulvarı No: 221
Kavaklıdere, 06100 ANKARA

Tel : (0.312) 467 18 01
466 13 89
467 32 95

Faks : (0.312) 427 43 05
E-Mail : tideb@tubitak.gov.tr
Web : www.tideb.tubitak.gov.tr

Ek – 3 GP2Y1001 AU Toz Sensörü

SHARP

GP2Y1001AU

GP2Y1001AU

Compact Dust Sensor for Air Conditioners

■ Features

1. Compact, thin type (58×38×20.7mm)
2. Low dissipation current (Icc:MAX. 20mA)
3. Single-shot detection of house dust

■ Applications

1. Air conditioners
2. Air cleaner

■ Absolute Maximum Ratings (Ta=25°C)

Parameter	Symbol	Rating	Unit
Supply voltage	V _{CC}	-0.3 to +15	V
*1 Input terminal voltage	V _{LED}	-0.3 to V _{CC}	V
Operating temperature	T _{op}	-10 to +65	°C
Soldering temperature	T _{sol}	-20 to +80	°C

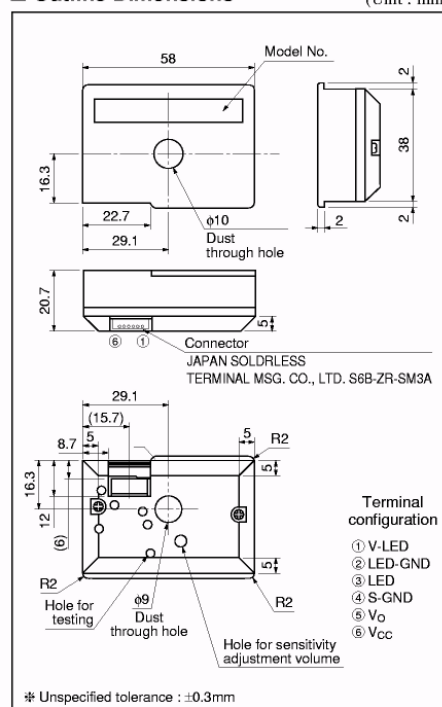
*1 Open drain drive input

■ Recommend Operating Conditions

Parameter	Symbol	Rating	Unit
Operating Supply voltage	V _{CC}	12±1.8	V

■ Outline Dimensions

(Unit : mm)



Notice In the absence of confirmation by device specification sheets, SHARP takes no responsibility for any defects that may occur in equipment using any SHARP devices shown in catalogs, data books, etc. Contact SHARP in order to obtain the latest device specification sheets before using any SHARP device.

Internet Internet address for Electronic Components Group <http://www.sharp.co.jp/ecg/>

SHARP

GP2Y1001AU

■ Electro-optical Characteristics

(Ta=25°C, Vcc=12V)

Parameter	Symbol	Conditions	MIN.	TYP.	MAX.	Unit
Detecting sensitivity	K	*1 *2 *3 *4	0.84	1.2	1.56	V/(0.1mg/m ³)
Output voltage (no dust)	V _{OC}	*2 *3 *4	0	1.2	2.5	V
Output voltage range	V _{OH}	*2 *3 *4 R _L =4.7kΩ	10.2	—	—	V
LED terminal current	I _{LED}	*2 *3 *4 LED terminal=0V	—	13	20	mA
Dissipation current	I _{CC}	*2 *3 R _L =∞	—	13	20	mA

*1 Dust density shall be measured the density of Mild seven by using a digital dust indicator. (P-SL2 made by SIBATA SCIENTIFIC TECHNOLOGY LTD.)
Sensitivity:K shall be specified about output voltage change when dust density is changed 0.1mg/m³

*2 Input condition for LED input terminal (pulse driving condition) is shown in Fig.1

*3 Refer to Fig.1

*4 Refer to Fig.2

Fig.1 Input Condition for LED Input Terminal

The diagram shows the internal circuit of the GP2Y1001AU sensor. It includes an LED input terminal (pin 3) connected to a 300Ω resistor and a 100μF capacitor. The LED current I_{LED} is indicated. A pulse waveform is shown with a period T=10ms and a pulse width Pw=0.32ms.

Fig.2 Sampling Timing of Output Pulse

The diagram shows the timing of the output pulse. The LED current I_{LED} is OFF during the sampling period. The output pulse is shown with a width of 0.24ms.

■ Recommended Input Condition for LED Input Terminal

Parameter	Symbol	Recommendation	Unit
Pulse cycle	T	10±1	ms
Pulse width	Pw	0.32±0.02	ms

Fig.3 Internal Block Diagram

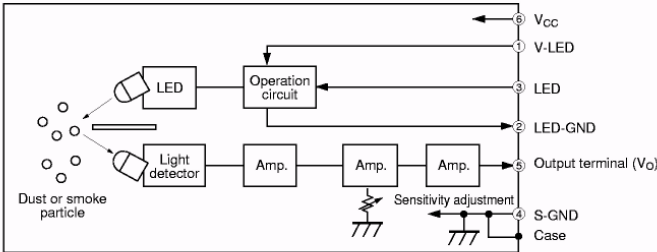
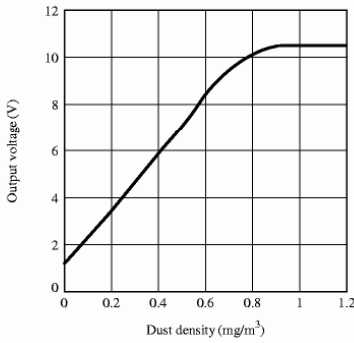


Fig.4 Output Voltage vs. Dust Density



Ek – 4 GP2Y1001 AU Uygulama Notları

Application note

GP2Y1001AU (Dust Sensor)

GP2Y1001AU Application Note

Application note of Sharp dust sensor (GP2Y1001AU)

Contents

	Page
1. Outline of this document	2
2. Features of <i>GP2Y1001AU</i>	2
3. Objects to detect	2
4. Application	2
5. Principle of dust detection	3
6. Application guidance	
6-1 Example of system connection	4 - 5
6-2 Mounting method	6
6-3 Detection of dust and cigarette smoke	7
6-4 Adjustment method	8
6-5 Other cautions	8
7. Characteristics data	
7-1 Dust density vs Output Voltage	9
7-2 LED operation data	10
7-3 Power supply voltage vs Output Voltage	11
7-4 Ambient temperature vs Output Voltage	11

GP2Y1001AU Application Note

1. Outline of this document

This application note of Sharp dust sensor "GP2Y1001AU" is a document consists from explanation how to use, cautions when using it, characteristics data, etc. for the customer's reference when applying this device.

When designing the device, please refer to this document and also evaluate it under actual usage conditions.

2. Features of GP2Y1001AU

- Compact & thin package (58 x 38 x 20.7mm)
- With application of pulse output system, the device can detect even single house dust.
- House dust and cigarette smoke can be distinguished.

3. Objects to detect

- House dust
- Cigarette smoke

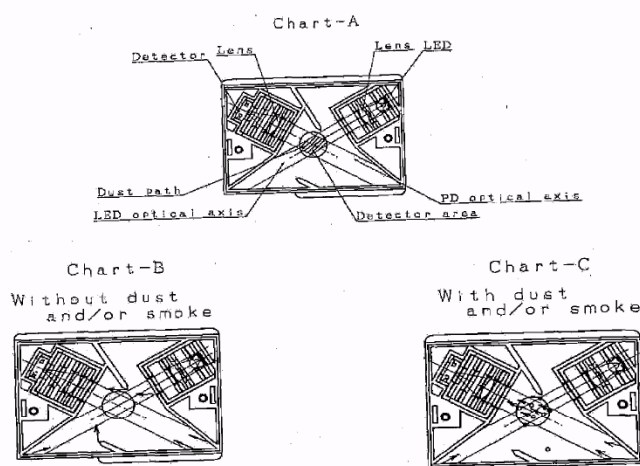
4. Application

- Air conditioner
- Air purifier

GP2Y1001AU Application Note

5. Principles of dust detection

This dust sensor "GP2Y1001AU" is the device to detect house dust, cigarette smoke, etc. and designed as a sensor for automatic running of application like air purifier and air conditioner with air purifier function.



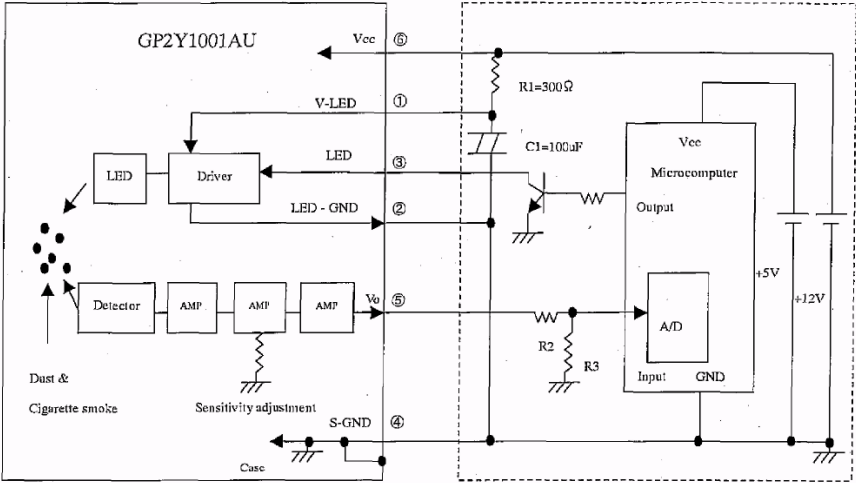
Light from the light emitter (Light Emitting Diode) is spotted with a lens and a slit as shown on the chart-A. Also for the light detector (Photodiode), a lens and a slit is positioned in front of it to cut disturbance light and to detect light reflection (when detecting dust) efficiently. Area where those two optical axis cross is detection area of the device.

Chart-B shows what is ongoing inside of the device when no dust exists and Chart-C shows that when dust exists.

The device makes voltage output even when dust is not being detected. This output voltage at no dust condition is specified as V_{oc} on the specification. This is because light emitted from the LED reflects at case of the device & some part of it gets to the detector.

Chart-C shows how the device works when dust and/or cigarette smoke exists inside of it. In this case, the detector detects the light reflected from the dust and/or a particle of the cigarette smoke. Current in proportion to amount of the detected light comes out from the detector and the device makes analog voltage output (Pulse output) after the amplifier circuit amplifies the current from the detector.

6. Application guidance
6-1 Example of system connection
<Example>



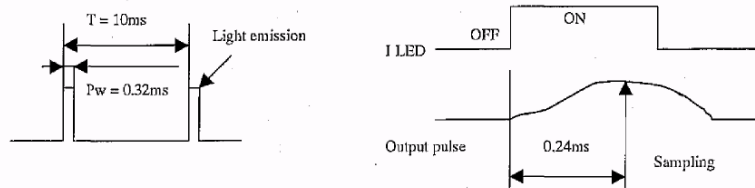
- Resistor, $R1=300\Omega$ and capacitor, $C1=100\mu F$ mentioned above is required for pulse drive of the LED of GP2Y1001AU. Please use the ones with the above mentioned constants. Without these components, the device does not work.
- As input conditions of the LED terminal, please apply LED drive conditions mentioned in Electro-optical characteristics chart of the specification. When it is impossible to apply those conditions, please make it within the recommended input conditions mentioned in the specification. When the LED is driven under the condition beyond the specification, characteristics of the device will be affected. Please refer to 7-2 LED operation data.
(T (Cycle) – V_o (Output voltage), Pw (Pulse width) – V_o (Output voltage)).

Parameter	Symbol	Specified condition	Recommended condition	Unit
Pulse cycle	T	10	$10+/-1$	ms
Pulse width	Pw	0.32	$0.32+/-0.02ms$	ms

GP2Y1001AU Application Note

- The LED emits pulse light. Detected signal is amplified by the amplifier circuit and goes out as the output synchronized to the pulse mission of the LED.
- The specified output value is the one that is measured 240us after the LED is turned on. Therefore, it is recommended that microcomputer to read the output 240us after the LED emission also.

Sampling timing of output pulse



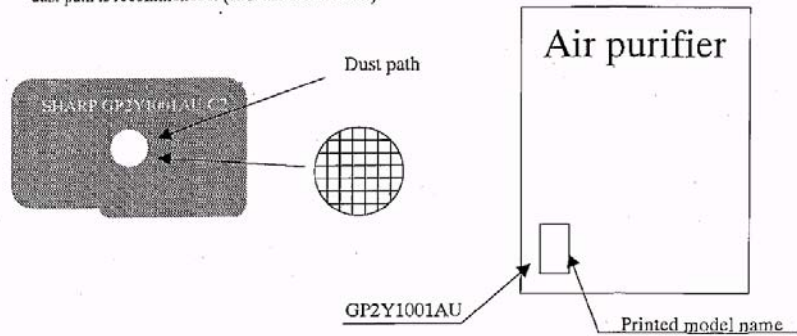
- Resistor R2 and R3 is voltage-dividing resistor which prevents input voltage for the microcomputer to go beyond the limited value. $R2 + R3 \geq 4.7\text{K}\Omega$ is recommended.
- Time required for the device to be ready to detect dust from when the system is turned on is less than 1 sec. Since GP2Y1001AU does not have peak hold circuit, the time is shorter compared with that of the conventional model (GP2U05/GP2U06), which have the peak hold circuit.

GP2Y1001AU Application Note

6-2 Mounting method

To minimize affect of dust sticking to the emitter and the detector, please mount the device so that printed model name on the device to be in upper side. (In this manner, lens of both emitter & detector faces downward.) In addition, please mount the device so that a plane with the print to face inside of the system to minimize affect of disturbance light.

Also to avoid big dust (string dust, etc.) to collect inside the device, placing a filter in front of dust path is recommended. (Ref. the below chart)



When dust collects inside the device and the sensor makes wrong output, please clean up by wiping up or by vacuum cleaner.

GP2Y1001AU Application Note

6-3 Detection of dust and cigarette smoke

Difference between GP2Y1001AU and the conventional models

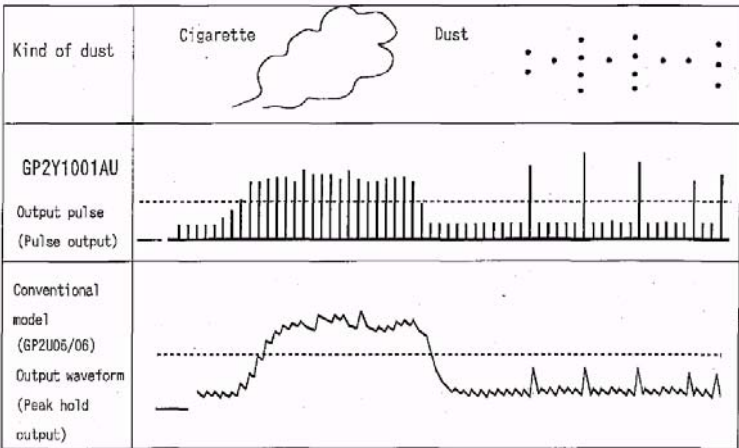
As mentioned in the below chart, GP2Y1001AU is pulse output type and the conventional model (GP2U05/GP2U06) is DC output type. The conventional models have peak hold circuit in amplifier circuit but GP2Y1001AU does not have the peak hold circuit and makes pulse output.

Distinguishing between dust and cigarette smoke

In general, cigarette smoke consists of highly dense small particles and is diffusing while moving slowly. On the other hands, dust is big, density is low and it comes periodically into the detection area. As on the below chart, cigarette smoke can be detected & the sensor can make detection output continuously. But the output when detecting dust becomes intermittent. Therefore, by reading a transition of the sensor output (pulse output synchronized to the LED emission) during a certain time period by microcomputer, the system can distinguish

- (a) No dust
- (b) Cigarette smoke exists
- (c) Dust exists

And the system can also detect how much air is polluted.
Since the conventional models have the peak-hold circuit and time constant is big, response time (rise/fall time) is long and it may difficult to detect sporadic dust sometimes.



GP2Y1001AU Application Note

6-4 Adjustment method

This device applied light emitting diode (LED). In general, output of LED decreases long term operation.

This LED degradation has the following affect on the dust sensor.

- (a) Output voltage with no dust detection decreases.
- (b) Detection sensitivity decreases.

As the adjustment methods for the above two items, there exist two methods mentioned below.

- (1) Memorize output voltage with no dust detection at the time of shipment of the finished product on EPROM. In the market, when the output voltage stays in the same level for a certain time period or becomes lower than the memorized value, the system refreshes the memory. And the microcomputer adjust judgement criteria of dust detection in proportion how much the voltage with no dust detection decreases.
- (2) The system counts operation time and adjust the criteria depending on it. Operation time shall be memorized on EPROM.

6-5 Other cautions

- Please do not clean the device since cleaning may affect characteristics of the device and it may result in operation failure of the device.
- VR for sensitivity adjustment is adjusted in accordance to the specification at the time of shipment from Sharp. Therefore, please do not change value of it or the value may become out of the specification.
- Please do not disassemble the device. Once disassembled, the device may not have the same characteristics that it has had before the disassembly even if it is assembled again.
- Vibration may affect the characteristics of the device. Therefore, please make sure that the device works properly under actual usage conditions.
- The device does not work properly if bedewing occurs inside of it. Please design products so that the bedewing does not occur inside of the device.
- If the device is placed close to a noise generator (Electric dust collector, etc.), the sensor output may fluctuate due to inductive noise from the noise generator. Please consider the affect of the noise generator to the device when designing products.

GP2Y1001AU Application Note

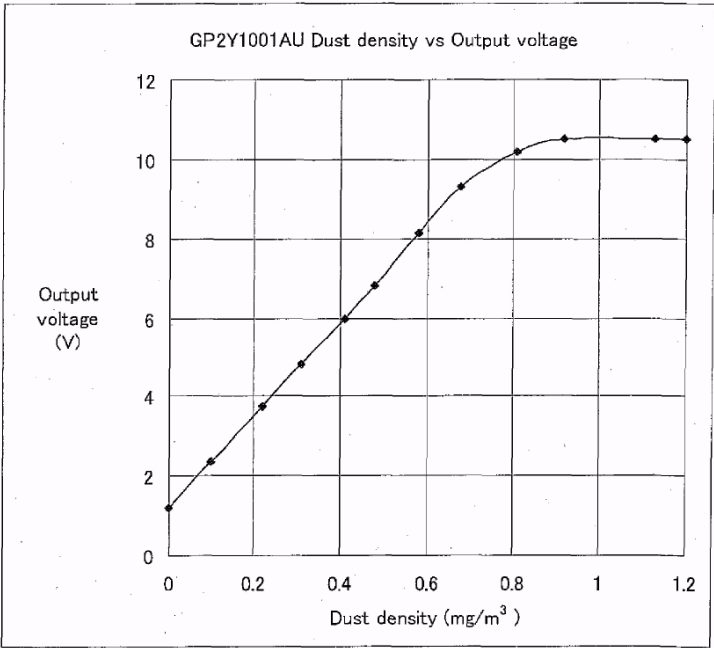
7. Characteristics data

Data of 7-1~7-4 are for reference and characteristics shown on the data is not guaranteed.

7-1 Dust density vs Output Voltage

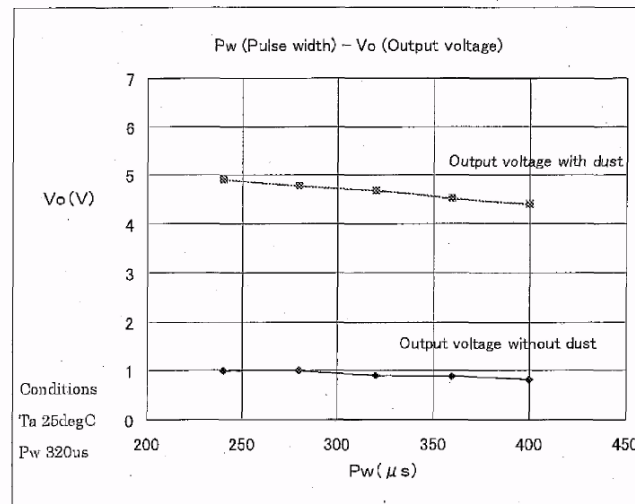
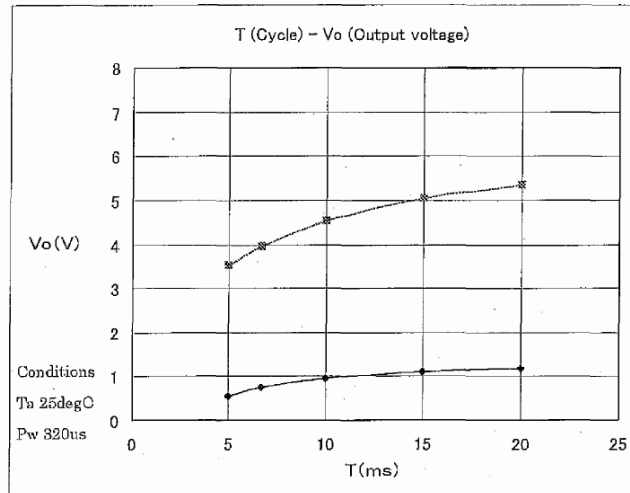
Test conditions:

According to 3-3 (Electro-optical characteristics) of the specification of GP2Y001AU



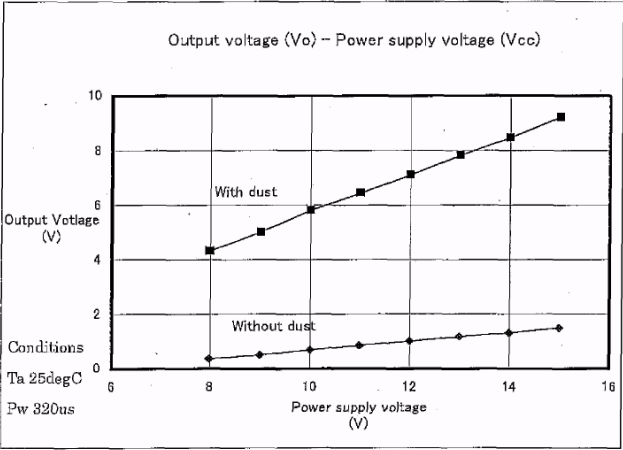
GP2Y1001AU Application Note

7-2 LED operation data

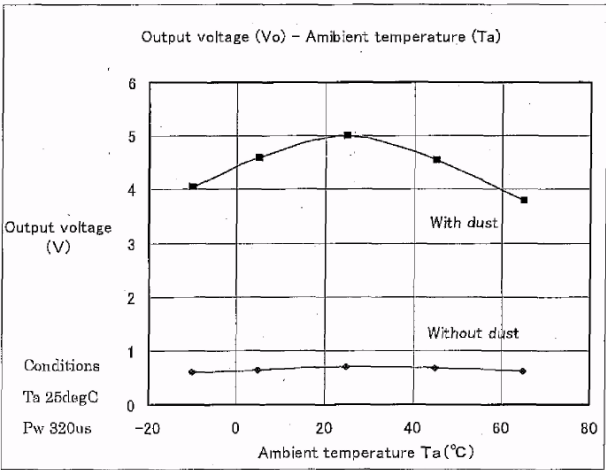


GP2Y1001AU Application Note

7-3 Power supply voltage vs Output Voltage



7-4 Ambient temperature vs Output Voltage



Ek – 5 18F452 Verileri



**PIC18F2420/2520/4420/4520
Data Sheet**

28/40/44-Pin
Enhanced Flash Microcontrollers
with 10-Bit A/D and nanoWatt Technology


MICROCHIP
PIC18F2420/2520/4420/4520

28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers with 10-Bit A/D and nanoWatt Technology

Power Managed Modes:

- Run: CPU on, peripherals on
- Idle: CPU off, peripherals on
- Sleep: CPU off, peripherals off
- Idle mode currents down to 5.8 μ A typical
- Sleep mode current down to 0.1 μ A typical
- Timer1 Oscillator: 1.8 μ A, 32 kHz, 2V
- Watchdog Timer: 2.1 μ A
- Two-Speed Oscillator Start-up

Peripheral Highlights:

- High-current sink/source 25 mA/25 mA
- Three programmable external interrupts
- Four input change interrupts
- Up to 2 Capture/Compare/PWM (CCP) modules, one with Auto-Shutdown (28-pin devices)
- Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) module (40/44-pin devices only):
 - One, two or four PWM outputs
 - Selectable polarity
 - Programmable dead time
 - Auto-Shutdown and Auto-Restart
- Master Synchronous Serial Port (MSSP) module supporting 3-wire SPI™ (all 4 modes) and I²C™ Master and Slave Modes
- Enhanced Addressable USART module:
 - Supports RS-485, RS-232 and LIN 1.2
 - RS-232 operation using internal oscillator block (no external crystal required)
 - Auto-Wake-up on Start bit
 - Auto-Baud Detect
- 10-bit, up to 13-channel Analog-to-Digital Converter module (A/D):
 - Auto-acquisition capability
 - Conversion available during Sleep
- Dual analog comparators with input multiplexing

Flexible Oscillator Structure:

- Four Crystal modes, up to 40 MHz
- 4X Phase Lock Loop (available for crystal and internal oscillators)
- Two External RC modes, up to 4 MHz
- Two External Clock modes, up to 40 MHz
- Internal oscillator block:
 - 8 user selectable frequencies, from 31 kHz to 8 MHz
 - Provides a complete range of clock speeds from 31 kHz to 32 MHz when used with PLL
 - User tunable to compensate for frequency drift
- Secondary oscillator using Timer1 @ 32 kHz
- Fail-Safe Clock Monitor:
 - Allows for safe shutdown if peripheral clock stops

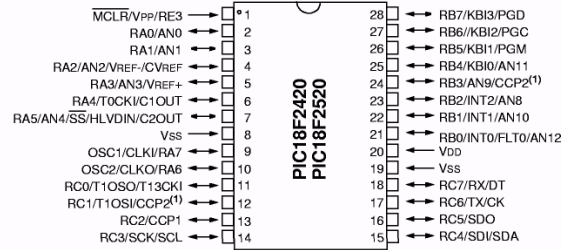
Special Microcontroller Features:

- C compiler optimized architecture:
 - Optional extended instruction set designed to optimize re-entrant code
- 100,000 erase/write cycle Enhanced Flash program memory typical
- 1,000,000 erase/write cycle Data EEPROM memory typical
- Flash/Data EEPROM Retention: 100 years typical
- Self-programmable under software control
- Priority levels for interrupts
- 8 x 8 Single-Cycle Hardware Multiplier
- Extended Watchdog Timer (WDT):
 - Programmable period from 4 ms to 131s
- Single-supply 5V In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) via two pins
- In-Circuit Debug (ICD) via two pins
- Wide operating voltage range: 2.0V to 5.5V
- Programmable 16-level High/Low-Voltage Detection (HLVD) module:
 - Supports interrupt on High/Low-Voltage Detection
- Programmable Brown-out Reset (BOR)
 - With software enable option

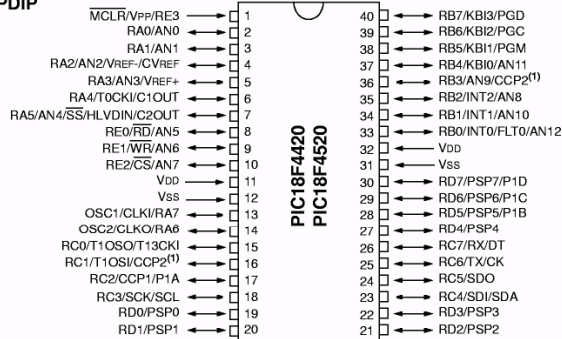
PIC18F2420/2520/4420/4520

Pin Diagrams

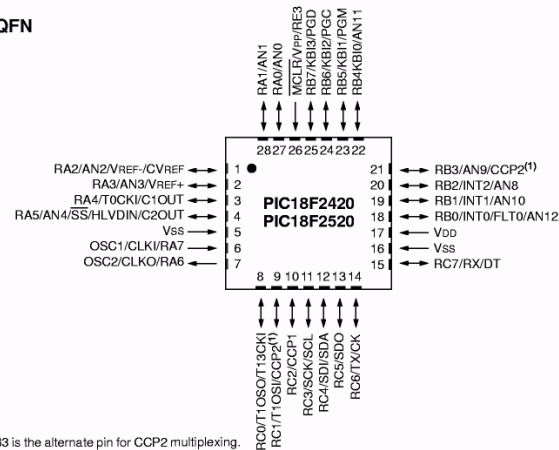
28-pin PDIP, SOIC



40-pin PDIP



28-pin QFN



Note 1: RB3 is the alternate pin for CCP2 multiplexing.

PIC18F2420/2520/4420/4520

Table of Contents

1.0 Device Overview	7
2.0 Oscillator Configurations	23
3.0 Power Managed Modes	33
4.0 Reset	41
5.0 Memory Organization	53
6.0 Flash Program Memory	73
7.0 Data EEPROM Memory	83
8.0 8 x 8 Hardware Multiplier	89
9.0 Interrupts	91
10.0 I/O Ports	105
11.0 Timer0 Module	123
12.0 Timer1 Module	127
13.0 Timer2 Module	133
14.0 Timer3 Module	135
15.0 Capture/Compare/Pwm (CCP) Modules	139
16.0 Enhanced Capture/Compare/PWM (ECCP) Module	147
17.0 Master Synchronous Serial Port (MSSP) Module	161
18.0 Enhanced Universal Synchronous Receiver Transmitter (EUSART)	201
19.0 10-Bit Analog-to-Digital Converter (A/D) Module	223
20.0 Comparator Module	233
21.0 Comparator Voltage Reference Module	239
22.0 High/Low-Voltage Detect (HLVD)	243
23.0 Special Features of the CPU	249
24.0 Instruction Set Summary	267
25.0 Development Support	317
26.0 Electrical Characteristics	323
27.0 DC and AC Characteristics Graphs and Tables	361
28.0 Packaging Information	363
Appendix A: Revision History	371
Appendix B: Device Differences	371
Appendix C: Conversion Considerations	372
Appendix D: Migration from Baseline to Enhanced Devices	372
Appendix E: Migration from Mid-Range to Enhanced Devices	373
Appendix F: Migration from High-End to Enhanced Devices	373
Index	375
On-Line Support	385
Systems Information and Upgrade Hot Line	385
Reader Response	386
PIC18F2420/2520/4420/4520 Product Identification System	387

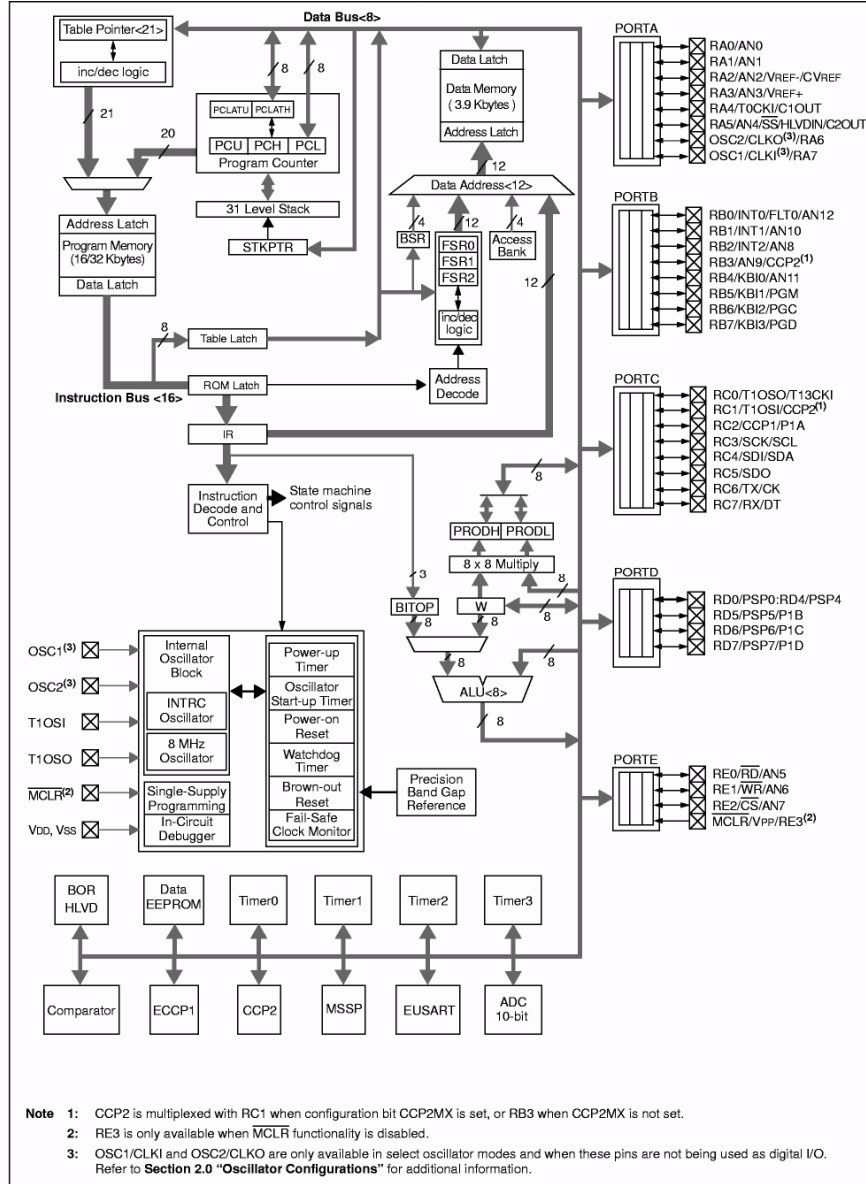
PIC18F2420/2520/4420/4520

TABLE 1-1: DEVICE FEATURES

Features	PIC18F2420	PIC18F2520	PIC18F4420	PIC18F4520
Operating Frequency	DC – 40 MHz	DC – 40 MHz	DC – 40 MHz	DC – 40 MHz
Program Memory (Bytes)	16384	32768	16384	32768
Program Memory (Instructions)	8192	16384	8192	16384
Data Memory (Bytes)	768	1536	768	1536
Data EEPROM Memory (Bytes)	256	256	256	256
Interrupt Sources	19	19	20	20
I/O Ports	Ports A, B, C, (E)	Ports A, B, C, (E)	Ports A, B, C, D, E	Ports A, B, C, D, E
Timers	4	4	4	4
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	1	1
Enhanced Capture/Compare/PWM Modules	0	0	1	1
Serial Communications	MSSP, Enhanced USART	MSSP, Enhanced USART	MSSP, Enhanced USART	MSSP, Enhanced USART
Parallel Communications (PSP)	No	No	Yes	Yes
10-bit Analog-to-Digital Module	10 Input Channels	10 Input Channels	13 Input Channels	13 Input Channels
Resets (and Delays)	POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT	POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT	POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT	POR, BOR, RESET Instruction, Stack Full, Stack Underflow (PWRT, OST), MCLR (optional), WDT
Programmable High/Low-Voltage Detect	Yes	Yes	Yes	Yes
Programmable Brown-out Reset	Yes	Yes	Yes	Yes
Instruction Set	75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled	75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled	75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled	75 Instructions; 83 with Extended Instruction Set enabled
Packages	28-pin PDIP 28-pin SOIC 28-pin QFN	28-pin PDIP 28-pin SOIC 28-pin QFN	40-pin PDIP 44-pin QFN 44-pin TQFP	40-pin PDIP 44-pin QFN 44-pin TQFP

PIC18F2420/2520/4420/4520

FIGURE 1-2: PIC18F4420/4520 (40/44-PIN) BLOCK DIAGRAM



PIC18F2420/2520/4420/4520

2.0 OSCILLATOR CONFIGURATIONS

2.1 Oscillator Types

PIC18F2420/2520/4420/4520 devices can be operated in ten different oscillator modes. The user can program the configuration bits, FOSC3:FOSC0, in Configuration Register 1H to select one of these ten modes:

1. LP Low-Power Crystal
2. XT Crystal/Resonator
3. HS High-Speed Crystal/Resonator
4. HSPLL High-Speed Crystal/Resonator with PLL enabled
5. RC External Resistor/Capacitor with Fosc/4 output on RA6
6. RCIO External Resistor/Capacitor with I/O on RA6
7. INTIO1 Internal Oscillator with Fosc/4 output on RA6 and I/O on RA7
8. INTIO2 Internal Oscillator with I/O on RA6 and RA7
9. EC External Clock with Fosc/4 output
10. ECIO External Clock with I/O on RA6

2.2 Crystal Oscillator/Ceramic Resonators

In XT, LP, HS or HSPLL Oscillator modes, a crystal or ceramic resonator is connected to the OSC1 and OSC2 pins to establish oscillation. Figure 2-1 shows the pin connections.

The oscillator design requires the use of a parallel cut crystal.

Note: Use of a series cut crystal may give a frequency out of the crystal manufacturer's specifications.

FIGURE 2-1: CRYSTAL/CERAMIC RESONATOR OPERATION (XT, LP, HS OR HSPLL CONFIGURATION)

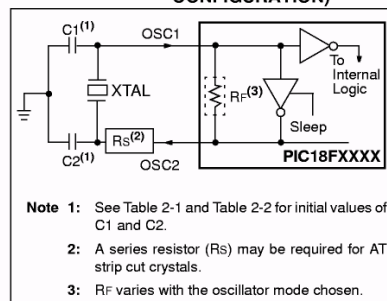


TABLE 2-1: CAPACITOR SELECTION FOR CERAMIC RESONATORS

Typical Capacitor Values Used:			
Mode	Freq	OSC1	OSC2
XT	3.58 MHz	15 pF	15 pF
	4.19 MHz	15 pF	15 pF
	4 MHz	30 pF	30 pF
	4 MHz	50 pF	50 pF

Capacitor values are for design guidance only.

Different capacitor values may be required to produce acceptable oscillator operation. The user should test the performance of the oscillator over the expected VDD and temperature range for the application.

See the notes following Table 2-2 for additional information.

Note: When using resonators with frequencies above 3.5 MHz, the use of HS mode, rather than XT mode, is recommended. HS mode may be used at any VDD for which the controller is rated. If HS is selected, it is possible that the gain of the oscillator will overdrive the resonator. Therefore, a series resistor should be placed between the OSC2 pin and the resonator. As a good starting point, the recommended value of RS is 330Ω.

PIC18F2420/2520/4420/4520

TABLE 2-2: CAPACITOR SELECTION FOR CRYSTAL OSCILLATOR

Osc Type	Crystal Freq	Typical Capacitor Values Tested:	
		C1	C2
LP	32 kHz	30 pF	30 pF
XT	1 MHz	15 pF	15 pF
	4 MHz	15 pF	15 pF
HS	4 MHz	15 pF	15 pF
	10 MHz	15 pF	15 pF
	20 MHz	15 pF	15 pF
	25 MHz	0 pF	5 pF
	25 MHz	15 pF	15 pF

Capacitor values are for design guidance only.

These capacitors were tested with the crystals listed below for basic start-up and operation. **These values are not optimized.**

Different capacitor values may be required to produce acceptable oscillator operation. The user should test the performance of the oscillator over the expected VDD and temperature range for the application.

See the notes following this table for additional information.

Crystals Used:

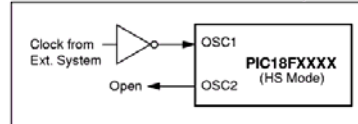
32 kHz	4 MHz
25 MHz	10 MHz
1 MHz	20 MHz

Note 1: Higher capacitance increases the stability of the oscillator but also increases the start-up time.

- 2: When operating below 3V VDD, or when using certain ceramic resonators at any voltage, it may be necessary to use the HS mode or switch to a crystal oscillator.
- 3: Since each resonator/crystal has its own characteristics, the user should consult the resonator/crystal manufacturer for appropriate values of external components.
- 4: Rs may be required to avoid overdriving crystals with low drive level specification.
- 5: Always verify oscillator performance over the VDD and temperature range that is expected for the application.

An external clock source may also be connected to the OSC1 pin in the HS mode, as shown in Figure 2-2.

FIGURE 2-2: EXTERNAL CLOCK INPUT OPERATION (HS OSC CONFIGURATION)

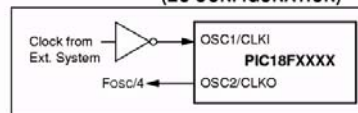


2.3 External Clock Input

The EC and ECIO Oscillator modes require an external clock source to be connected to the OSC1 pin. There is no oscillator start-up time required after a Power-on Reset or after an exit from Sleep mode.

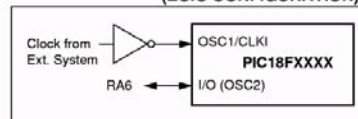
In the EC Oscillator mode, the oscillator frequency divided by 4 is available on the OSC2 pin. This signal may be used for test purposes or to synchronize other logic. Figure 2-3 shows the pin connections for the EC Oscillator mode.

FIGURE 2-3: EXTERNAL CLOCK INPUT OPERATION (EC CONFIGURATION)



The ECIO Oscillator mode functions like the EC mode, except that the OSC2 pin becomes an additional general purpose I/O pin. The I/O pin becomes bit 6 of PORTA (RA6). Figure 2-4 shows the pin connections for the ECIO Oscillator mode.

FIGURE 2-4: EXTERNAL CLOCK INPUT OPERATION (ECIO CONFIGURATION)



Ek – 6 Partikül Sayacı Programı

```
#include <lcdotomatv1.c>
```

```
/*
```

```
#byte TRISA=0xF92
```

```
#byte TRISB=0xF93
```

```
#byte TRISC=0xF94
```

```
#byte TRISD=0xF95
```

```
#byte PORTA=0xf80
```

```
#byte PORTB=0xf81
```

```
#byte PORTC=0xF82
```

```
#byte PORTD=0xf83
```

```
*/
```

```
#byte TRISA=0x85
```

```
#byte TRISB=0x86
```

```
#byte TRISC=0x87
```

```
#byte TRISD=0x88
```

```
#byte PORTA=0x05
```

```
#byte PORTB=0x06
```

```
#byte PORTC=0x07
```

```
#byte PORTD=0x08
```

```
#bit pulse = PORTC.3
```

```
int8 value=0;
```

```
int8 i;
```

```
#int_TIMER2
```

```
TIMER2_isr() {
```

```
    pulse=1;
```

```
    delay_us(240);
```

```
    value=read_ADC();
```

```
    delay_us(75);
```

```
    pulse=0;
```

```
}
```

```
void SYS_INIT(void)
```

```

        {
setup_adc_ports(AN0_AN1_AN2_AN3_AN4);

setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);

        set_adc_channel( 1 );

setup_psp(PSP_DISABLED);

        setup_spi(FALSE);

        // setup_wdt(WDT_OFF);

setup_timer_0(RTCC_INTERNAL);

setup_timer_1(T1_DISABLED);

setup_timer_2(T2_DIV_BY_16,252,10);

// setup_timer_3(T3_DISABLED|T3_DIV_BY_1);

        set_tris_a(0b00001111);

        set_tris_c(0b00011000);

        set_tris_d(0b00000000);

        pulse=0;

        lcd_init();

        lcd_init();

        lcd_init();

```

```
enable_interrupts(INT_TIMER2);  
enable_interrupts(global);  
  
}  
  
void main() {  
    // init_temp();  
    delay_ms(100);  
  
    while(1)  
    {  
  
        printf(lcd_putc,"\2 DUST DENS %02u",value);
```

Ek – 7 Alınan Veriler

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00676
SSN 00339
SSW 00503

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00681
SSN 00339
SSW 00484

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00685
SSN 00339
SSW 00487

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00692
SSN 00339
SSW 00001

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00698
SSN 00340
SSW 00515

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00011
SA 00703
SSN 00340
SSW 00526

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00705
SSN 00341
SSW 00551

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00693
SSN 00340
SSW 00567

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00679
SSN 00001
SSW 00571

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00672
SSN 00339
SSW 00537

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00012
SA 00671
SSN 00339
SSW 00525

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00679
SSN 00339
SSW 00487

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009

278

SA 00682
SSN 00339
SSW 00479

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00000
SSN 00340
SSW 00499

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00700
SSN 00340
SSW 00519

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00705
SSN 00340
SSW 00531

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00701
SSN 00341
SSW 00551

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00692
SSN 00341
SSW 00571

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00683
SSN 00341
SSW 00567

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00673
SSN 00339
SSW 00543

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00673
SSN 00340
SSW 00523

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00001
SA 00677
SSN 00339
SSW 00495

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00681
SSN 00339
SSW 00487

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00682
SSN 00339
SSW 00485

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00689
SSN 00339
SSW 00495

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013

280

SA 00691
SSN 00339
SSW 00500

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00697
SSN 00340
SSW 00513

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00698
SSN 00340
SSW 00516

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00699
SSN 00340
SSW 00519

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00701
SSN 00340
SSW 00521

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00699
SSN 00339
SSW 00517

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00697
SSN 00340
SSW 00515

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00694
SSN 00340
SSW 00507

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00687
SSN 00339
SSW 00491

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00687
SSN 00339
SSW 00489

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00681
SSN 00339
SSW 00485

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00001
SA 00679
SSN 00339
SSW 00001

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00673
SSN 00339
SSW 00513

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013

282

SA 00675
SSN 00339
SSW 00551

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00001
SA 00677
SSN 00340
SSW 00559

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00683
SSN 00340
SSW 00567

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00000
SSN 00340
SSW 00573

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00685
SSN 00340
SSW 00569

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013
SA 00691
SSN 00340
SSW 00573

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00001
SA 00684
SSN 00340
SSW 00569

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00684
SSN 00340
SSW 00572

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00681
SSN 00340
SSW 00565

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00674
SSN 00339
SSW 00549

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00674
SSN 00339
SSW 00543

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00001
SA 00673
SSN 00339
SSW 00517

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00677
SSN 00339
SSW 00503

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00013

284

SA 00679
SSN 00339
SSW 00489

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00009
SA 00686
SSN 00339
SSW 00489

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00690
SSN 00339
SSW 00497

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00001
SA 00699
SSN 00340
SSW 00517

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00703
SSN 00340
SSW 00527

SICAKLIK = 21,3125
DUST DENS 00009
SA 00707
SSN 00340
SSW 00543

SICAKLIK = 21,3750
DUST DENS 00013
SA 00699
SSN 00340
SSW 00561

BU SADECE BAŞLANGIÇ VERİLERİDİR
KALAN KISMI CD DE MEVCUTTUR.

Ek – 8 Data Logger Programı

```
#include
"D:\ELEKTRAL\ELO\Teknik\Çevre\BIO\C_Programları\dust
_sensorv1.h"

#include "lcdotomatv1.c"

#include
"D:\ELEKTRAL\ELO\Teknik\Çevre\BIO\C_Programları\ds16
31.c"

#byte TRISA=0x85

#byte TRISB=0x86

#byte TRISC=0x87

#byte TRISD=0x88

#byte PORTA=0x05

#byte PORTB=0x06

#byte PORTC=0x07

#byte PORTD=0x08


int16
Virgul[16]={0,625,1250,1875,2500,3125,3750,4375,5000,5625,62
50,6875,7500,8125,8750,9375};
```

```
#bit pulse = PORTB.2
```

```
int16 value=0;
```

```
int16 deger0=0;
```

```
int16 deger2=0;
```

```
int16 deger3=0;
```

```
int8 i;
```

```
#int_TIMER2
```

```
TIMER2_isr() {
```

```
    pulse=1;
```

```
    delay_us(240);
```

```
    set_adc_channel( 1 );
```

```
    value=read_ADC();
```

```
    delay_us(75);
```

```
    pulse=0;
```

```
}
```

```
void mcu_init()
{
    setup_adc_ports(AN0_AN1_AN2_AN3_AN4);
    setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL);
    setup_psp(PSP_DISABLED);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL);
    setup_timer_1(T1_DISABLED);
    setup_timer_2(T2_DIV_BY_16,252,10);
    set_tris_a(0b00111111);
    set_tris_b(0b11111011);
    set_tris_c(0b11111111);
    set_tris_d(0b00000000);
    set_tris_e(0b00000111);
    datah=0;
    datal=0;
    pulse=0;
    lcd_init();
}
```

```
    lcd_init();

    lcd_init();

    enable_interrupts(INT_TIMER2);

    enable_interrupts(global);
}

void main()

{

    mcu_init();

    init_temp();

    delay_ms(100);

    i=0;

    while(1)

    {

        read_full_temp();

        set_adc_channel( 0 );

        delay_ms(1);

        deger0=read_ADC();

        set_adc_channel( 2 );
```

```

delay_ms(1);

deger2=read_ADC();

set_adc_channel( 3 );

delay_ms(1);

deger3=read_ADC();

Printf(lcd_putc,"\1SICAKLIK =
%3D,%04lu",datah,Virgul[datal]);

printf(lcd_putc,"\2 DUST DENS %05lu",value);

printf(lcd_putc,"\3SA %05lu ",deger0);

printf(lcd_putc,"SSN %05lu",deger2);

printf(lcd_putc,"\4 SSW %05lu",deger3);

///*****PC ye gonderiliyor*****////////////////////

if(i==30)

{

i=0;

Putc(253);

Printf("%03D,%04lu&",datah,Virgul[datal]);

printf("%05lu&",value);

```

```
printf("%05lu&",deger0);  
printf("%05lu&",deger2);  
printf("%05lu&",deger3);  
putc(254);  
}else i++;
```

```
lcd_gotoxy(12,1);  
if(bit_test(datah,7))lcd_putc("-");  
else lcd_putc("+");*/  
}  
}
```

Ek – 9 PC'den Grafiksel İzleme ve Kaydetme Programı

```
Private Static Sub MSComm1_OnComm()
```

```
    Dim EVMsg$
```

```
    Dim ERMsg$
```

```
    Select Case MSComm1.CommEvent
```

```
        ' Event messages.
```

```
        Case comEvReceive
```

```
        Dim Buffer As String
```

```
        ' On Error Resume Next
```

```
        Buffer = MSComm1.Input
```

```
        VeriDonustur Buffer
```

```
        Case comEvSend
```

```
        Case comEvCTS
```

```
            EVMsg$ = "Change in CTS Detected"
```

```
        Case comEvDSR
```

```
            EVMsg$ = "Change in DSR Detected"
```

```
        Case comEvCD
```

```
            EVMsg$ = "Change in CD Detected"
```

```
        Case comEvRing
```

```
            EVMsg$ = "The Phone is Ringing"
```

```
        Case comEvEOF
```

```
            EVMsg$ = "End of File Detected"
```

```
        ' Hata Mesajları.
```

```
        Case comBreak
```

```
            ERMsg$ = "Break Received"
```

```
        Case comCDTO
```

```
            ERMsg$ = "Carrier Detect Timeout"
```

```
        Case comCTSTO
```

```
            ERMsg$ = "CTS Timeout"
```

```
        Case comDCB
```

```
            ERMsg$ = "Error retrieving DCB"
```

```
        Case comDSRTO
```

```
            ERMsg$ = "DSR Timeout"
```

```
        Case comFrame
```

```
            ERMsg$ = "Framing Error"
```

```

    Case comOverrun
        ERMsg$ = "Overrun Error"
    Case comRxOver
        ERMsg$ = "Receive Buffer Overflow"
    Case comRxParity
        ERMsg$ = "Parity Error"
    Case comTxFull
        ERMsg$ = "Transmit Buffer Full"
    Case Else
        ERMsg$ = "Unknown error or event"
End Select

If Len(EVMsg$) Then
    ' Display event messages in the status bar.
    sbrStatus.Panels("Status").Text = "Status: " & EVMsg$

    ' Enable timer so that the message in the status bar
    ' is cleared after 2 seconds

ElseIf Len(ERMsg$) Then
    ' Display event messages in the status bar.
    Text3.Text = "Status: " & ERMsg$

    ' Display error messages in an alert message box.
    Beep
    Ret = MsgBox(ERMsg$, 1, "Click Cancel to quit, OK to ignore.")

    ' If the user clicks Cancel (2)...
    If Ret = 2 Then
        MSComm1.PortOpen = False ' Close the port and quit.
    End If

    ' Enable timer so that the message in the status bar
    ' is cleared after 2 seconds

End If

End Sub

-----

Sub VeriDonustur(veri As String)

Dim Veri1 As String, Veri2 As String, _
Veri3 As String, Veri4 As String, Veri5 As String

```

```

veri = Replace(veri, Chr(253), "")
veri = Replace(veri, Chr(45), "0")
veri = Replace(veri, Chr(38) & Chr(254), " ")

```

```

Text3.SelText = veri
On Error Resume Next

```

```
Text5.Text = Mid(Text3.Text, Text3.SelStart - 32, 8)
```

```
Text6.Text = Mid(Text3.Text, Text3.SelStart - 23, 5)
```

```
Text7.Text = Mid(Text3.Text, Text3.SelStart - 17, 5)
```

```
Text8.Text = Mid(Text3.Text, Text3.SelStart - 11, 5)
```

```
Text9.Text = Mid(Text3.Text, Text3.SelStart - 5, 5)
```

```

VeriYaz Text5.Text, Text6.Text, Text7.Text, Text8.Text, Text9.Text
End Sub

```

```

Sub VeriYaz(Veri1 As String, Veri2 As String, _
Veri3 As String, Veri4 As String, Veri5 As String)

```

```
If InStr(1, Veri1, "&") > 0 Then Exit Sub
```

```
If InStr(1, Veri2, "&") > 0 Or InStr(1, Veri2, ",") > 0 Or InStr(1, Veri2, "-") > 0 Then Exit Sub
```

```
If InStr(1, Veri3, "&") > 0 Or InStr(1, Veri3, ",") > 0 Or InStr(1, Veri3, "-") > 0 Then Exit Sub
```

```
If InStr(1, Veri4, "&") > 0 Or InStr(1, Veri4, ",") > 0 Or InStr(1, Veri4, "-") > 0 Then Exit Sub
```

```
If InStr(1, Veri5, "&") > 0 Or InStr(1, Veri5, ",") > 0 Or InStr(1, Veri5, "-") > 0 Then Exit Sub
```

```
If Check5.Value = 0 Then Veri1 = ""
```

```
If Check6.Value = 0 Then Veri2 = ""
```

```
If Check7.Value = 0 Then Veri3 = ""
```

```
If Check8.Value = 0 Then Veri4 = ""
```

```
If Check9.Value = 0 Then Veri5 = ""
```

```
If SiraNo >= 2000 Then Liste.ListItems.Clear
```

```
SiraNo = SiraNo + 1
```

```
With Liste
```

```
.ListItems.Add 1, , SiraNo & " " & Veri1
```

```
.ListItems(1).SubItems(1) = Veri2
```

```
.ListItems(1).SubItems(2) = Veri3
.ListItems(1).SubItems(3) = Veri4
.ListItems(1).SubItems(4) = Veri5
End With
```

```
OncekiXDegeri = XDegeri
XDegeri = XDegeri + 100
```

```
If XDegeri + 100 > grGrafik.Width Then XDegeri = 0: grGrafik.Cls: Cizgiciz
```

```
KatsayiSicaklik = Val(comKatsayiSicaklik.Text)
KatsayiPartikul = Val(comKatsayiPartikul.Text)
KatsayiSbtAkimNTC = Val(comKatsayiSbtAkimNTC.Text)
KatsayiSbtSicaklikNTC = Val(comKatsayiSbtSicaklikNTC.Text)
KatsayiSbtSicaklikWIRE = Val(comKatsayiSbtSicaklikWIRE.Text)
```

```
If isKatsayiSicaklik.Value = 1 Then GoTo SicaklikSon
```

```
OncekiVeri1Y = Veri1Y
Veri1Y = grGrafik.Height - (Veri1 * 3) * KatsayiSicaklik - 128
grGrafik.DrawWidth = cizSicaklik.BorderWidth
Eğer XDegeri = 0 ise işlem yapmadan "SicaklikSon" satırına git
If XDegeri = 0 Then GoTo SicaklikSon
```

```
X1,Y1 Noktasından X2,Y2 Noktasına Cizgi çiz
```

```
grGrafik.Line (OncekiXDegeri, OncekiVeri1Y)-(XDegeri, Veri1Y), etkSicaklik.BackColor
SicaklikSon:
```

```
If isKatsayiPartikul.Value = 1 Then GoTo PartikulSon
'PARTİKÜL ORANI
OncekiVeri2Y = Veri2Y
Veri2Y = grGrafik.Height - (Veri2 * 3) * KatsayiPartikul - 128
```

```
grGrafik.DrawWidth = cizPartikul.BorderWidth
If XDegeri = 0 Then GoTo PartikulSon
```

```
grGrafik.Line (OncekiXDegeri, OncekiVeri2Y)-(XDegeri, Veri2Y), etkPartikul.BackColor
PartikulSon:
```

If isKatsayiSbtAkimNTC.Value = 1 Then GoTo SbtAkimNTCSon

'SABİT AKIM NTC

OncekiVeri3Y = Veri3Y

Veri3Y = grGrafik.Height - (Veri3 * 3) * KatsayiSbtAkimNTC - 128

grGrafik.DrawWidth = cizSbtAkimNTC.BorderWidth

If XDegeri = 0 Then GoTo SbtAkimNTCSon

grGrafik.Line (OncekiXDegeri, OncekiVeri3Y)-(XDegeri, Veri3Y), etkSbtAkimNTC.BackColor
SbtAkimNTCSon:

If isKatsayiSbtSicaklikNTC.Value = 1 Then GoTo SbtSicaklikNTCSon

'SABİT SICAKLIK NTC

OncekiVeri4Y = Veri4Y

Veri4Y = grGrafik.Height - (Veri4 * 3) * KatsayiSbtSicaklikNTC - 128

grGrafik.DrawWidth = cizSbtSicaklikNTC.BorderWidth

If XDegeri = 0 Then GoTo SbtSicaklikNTCSon

grGrafik.Line (OncekiXDegeri, OncekiVeri4Y)-(XDegeri, Veri4Y), etkSbtSicaklikNTC.BackColor
SbtSicaklikNTCSon:

If isKatsayiSbtSicaklikWIRE.Value = 1 Then GoTo SbtSicaklikWIRESon

'SABİT SICAKLIK WIRE

OncekiVeri5Y = Veri5Y

Veri5Y = grGrafik.Height - (Veri5 * 3) * KatsayiSbtSicaklikWIRE - 128

grGrafik.DrawWidth = cizSbtSicaklikWIRE.BorderWidth

If XDegeri = 0 Then GoTo SbtSicaklikWIRESon

grGrafik.Line (OncekiXDegeri, OncekiVeri5Y)-(XDegeri, Veri5Y), etkSbtSicaklikWIRE.BackColor
SbtSicaklikWIRESon:

If isKaydet.Value = 1 Then Print #1, " " & SiraNo & " - ", Veri1, Veri2, Veri3, Veri4, Veri5

End Sub

Ek – 10 Anakart Mikroişlemci Programı

```

#include"D:\ELEKTRAL\ELO\Teknik\Çevre\BIO\C_Programları\Biotro
n.h"

//#include <lcdotomatv1.c>

#define HUM_SENSOR

#include <LCDLEV.c>

#include <math.h>

#ifdef HUM_SENSOR

#include <SHT11_GER.c>

#endif

#include <ds1307v2.c>

#include <74595otomatv16.c>

#use fast_io(A)

#use fast_io(B)

#use fast_io(C)

#use fast_io(D)

#use fast_io(E)


int1 Sinyal_enable=1;

#define Mod_Frq 65510


#define EEPSPEED 1

```

```
#define EEPIONOZON 2
#define EEPFREQ 3
#define EEPYAZSAATI 4
#define EEPKISTLAMABASS 5
#define EEPKISTLAMASONS 6
```

```
#bit Voltage_Level1 = DATAO.5
#bit Voltage_Level2 = DATAO.7
#bit Voltage_Level3 = DATAO.6
```

```
#bit Motor1 = DATAO.3
#bit Motor2 = DATAO.2
#bit Motor3 = DATAO.1
#bit Motor4 = DATAO.0
#bit UV_Light = DATAO.4
//#bit = PORTA.4
#bit Speed = PORTA.5
#bit Ion_Ozon= PORTE.0
#bit Op_Freq = PORTE.1
#bit UV_But = PORTE.2
```

```
#bit Buzzer = PORTB.4
```

```
int8 Device_ID=0,Button_Code=0,Control=0,Control_Eski=0;
```

```
int8 TUSNO;
```

```
#bit TUS_YOK =TUSNO.7
```

```
#bit TUS_SEL =TUSNO.2
```

```
#bit TUS_RUN =TUSNO.3
```

```
#bit TUS_YUKARI=TUSNO.0
```

```
#bit TUS_ASAGI =TUSNO.1
```

```
#bit IR_IN =PORTC.0
```

```
#define Custom_Code 30
```

```
#define MUTE 0x0D
```

```
#define POWER 0x0C
```

```
#define CHUP 0x20
```

```
#define VOLDOWN 0x11
```

```
#define VOLUP 0x10
```

```
#define CHDOWN 0x21
```

```
//#define IR_Bekle 10000
```

```
#define IR_Bekle 26000
```

```
//SHT nem sensörü degiskenleri////
```

```
#ifndef HUM_SENSOR
```

```

// value humi_val,temp_val;
// unsigned char error,checksum;
#endif

const int8 AYT[13]={0,31,28,31,30,31,30,31,31,30,31,30,31};
////////////////////////////////////

int8 Motor;
int8 IonOzon;
int8 Frekans;
void Ion_Ozon_Sec(void);
void TUS_OKU(void)//ok
{
    SET_TRIS_D( 0xf0);
    delay_ms(1);
    TUSNO=0xf^(PORTD >>4);
    if (TUSNO==0) TUSNO=128;
    SET_TRIS_D( 0x00);
}

void TUS_OKUBEKLE(void)//ok
{
    do TUS_OKU(); while(!TUS_YOK);
    delay_ms(100);
}

```

300

```
do TUS_OKU(); while(TUS_YOK);  
}
```

```
void LCDSATSIL(int8 SATIR)
```

```
{  
    lcd_gotoxy(1, SATIR);  
    printf(LCD_PUTC,"          ");  
}
```

```
void read1603()
```

```
{  
    Saat_Oku();  
}
```

```
void write1603(void)
```

```
{  
    Saat_Ayarla();  
}
```

```
#INT_TIMER0
```

```
void Pulse_Gen(void)
```

```
{  
    switch(Frekans)  
    {  
        case 0: set_timer0(0x07F4);
```

```

    break;
case 1: set_timer0(0x3CB0);
    break;
case 2: set_timer0(0xB1E0);
    break;
case 3: set_timer0(0xCF2C);
    break;
}
Sinyal_enable=~Sinyal_enable;
if(Sinyal_enable)
{
Voltage_Level1=0;
Voltage_Level2=0;
Voltage_Level3=1;
}else
{
Voltage_Level3=0;
if(!IonOzon)
{
Voltage_Level1=1;
Voltage_Level2=0;
}else

```

302

```
{
    Voltage_Level1=0;
    Voltage_Level2=1;
}

}

    write_expanded_outputs();
}/*

#INT_TIMER1
void Zarf_Gen(void)
{
}*/

void KISITLAMAKON(void)
{
    signed int8  bassaat,sonsaat;
    //  command1603(0x81);

    read1603();

    sonsaat=read_EEPROM(EEPKISTLAMASONS);
    bassaat=read_EEPROM(EEPKISTLAMABASS);

    if((sonsaat-bassaat)>=0)
    {
```

```

        if(Zaman[Saat]   >=   bassaat   &&   saat   <   sonsaat)
{IonOzon=1;Ion_Ozon_Sec();}

    }

    else

    {

        if(Zaman[Saat]   >=   bassaat   ||   saat   <   sonsaat)
{IonOzon=1;Ion_Ozon_Sec();}

    }

```

```

}

```

```

void BEEP(void)

```

```

{
    Buzzer=1;
    delay_ms(100);
    Buzzer=0;
}

```

```

void Ion_Ozon_Sec(void)

```

```

{
    BEEP();

    write_eeprom(EEPIONOZON,IonOzon);

    if(!IonOzon)

```

```

{
Voltage_Level1=1;
Voltage_Level2=0;
}else
{
Voltage_Level1=0;
Voltage_Level2=1;
}
write_expanded_outputs();
Printf(lcd_putc,"\3 ION/OZONE = ");
if(!IonOzon) Printf(lcd_putc,"ION ");
else Printf(lcd_putc,"OZON");
}
void Motor_Hizi(void)
{
int8 i;

BEEP();

Motor++;

write_eeprom(EEPSPEED,Motor);

if(Motor==1)
{
Motor1=1;Motor2=0;Motor3=0;Motor4=0;

```

```
}  
  
if(Motor==2)  
{  
    Motor1=0;Motor2=1;Motor3=0;Motor4=0;  
}  
  
if(Motor==3)  
{  
    Motor1=0;Motor2=0;Motor3=1;Motor4=0;  
}  
  
if(Motor==4)  
{  
    Motor1=0;Motor2=0;Motor3=0;Motor4=1;  
}  
  
  
if(Motor==5)  
{  
    Motor1=0;Motor2=0;Motor3=0;Motor4=0;Motor=0;  
}  
  
write_expanded_outputs();  
Printf(lcd_putc, "\1 SPEED = ");  
lcd_gotoxy(10,1);
```

```
    for(i=0;i<Motor;i++)
    {
        lcd_send_byte(1,255);
        lcd_send_byte(1,255);
    }

}

void frekans_degistir(void)
{
    BEEP();
    Frekans++;
    if(Frekans>3)Frekans=0;
    write_eeprom(EEPFREQ,Frekans);
    lcd_gotoxy(15,4);
    printf(lcd_putc,"FRQ%u",Frekans);

}

void UV_degistir(void)
{
    BEEP();
    UV_Light=~UV_Light;
    write_expanded_outputs();
}
```

```

    lcd_gotoxy(2,4);
    if(UV_Light)
        printf(lcd_putc,"UV=ON ");
    else
        printf(lcd_putc,"UV=OFF");
}
int1 IR_Con(void)
{
    int8 i,j;
    int32 Z=30000;
    Device_ID=0;
    Button_Code=0;
    Control=0;
    if(!IR_IN)
    {
        delay_ms(27);
        while(IR_IN && (Z>0)) Z--;
        if(!IR_IN)
        {
            i=0;
            while(!IR_IN)
            {

```

```

    delay_us(4);
    i++;
    if(i>230){return 0;}
}
i=0;
while(IR_IN)
{
    delay_us(4);
    i++;
    if(i>230){return 0;}
}
delay_us(2115);
Control=Control_Eski ^ IR_IN;
Control_Eski=IR_IN;
    delay_us(846);
    for(i=4;i!=255;i--)
    {

        if(IR_IN)
        {
            bit_set(Device_ID,i);
            j=0;

```

```
while(IR_IN)
{
    delay_us(4);
    j++;
    if(j>125){return 0;}
}
}
else{
    j=0;
    while(!IR_IN)
    {
        delay_us(4);
        j++;
        if(j>125){return 0;}
    }
}
    delay_us(1269);
}
for(i=5;i!=255;i--)
{
    if(IR_IN)
    {
```

```
    bit_set(Button_Code,i);
    j=0;
    while(IR_IN)
    {
        delay_us(4);
        j++;
        if(j>125){return 0;}
    }
}
else
{
    bit_clear(Button_Code,i);
    j=0;
    while(!IR_IN)
    {
        delay_us(4);
        j++;
        if(j>125){return 0;}
    }
}
delay_us(1269);
}
```

```
if((Device_ID==Custom_Code) && Control)
{
return 1;
}else
{
return 0;
}
}else
{
return 0;
}
}else return 0;
}
void init(void)
{
setup_adc_ports(NO_ANALOGS);
setup_adc(ADC_OFF);
setup_psp(PSP_DISABLED);
setup_spi(FALSE);
setup_wdt(WDT_OFF);
setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_4);
// setup_timer_1(T1_INTERNAL|T1_DIV_BY_4);
```

```
setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);

setup_timer_3(T3_DISABLED|T3_DIV_BY_1);
// setup_comparator(NC_NC_NC_NC);
// setup_vref(FALSE);

set_tris_a(0b11100011);
set_tris_b(0b11101111);
set_tris_c(0b11000111);
set_tris_d(0b00000000);
set_tris_e(0b00000111);

DATAO=0;

write_expanded_outputs();

UV_Light=0;

Buzzer=0;

Voltage_Level3=0;

write_expanded_outputs();

#ifdef HUM_SENSOR
// SHT_init();
#endif

// init_ds1307();


lcd_init();

lcd_init();
```

```

lcd_init();
set_timer0(0);
set_timer1(0);
read1603();           // Saatin calismasini garantilemek icin
Zaman[Saniye]&=127;
write1603();
/*
enable_interrupts(INT_TIMER0);
enable_interrupts(INT_TIMER1);
enable_interrupts(GLOBAL);
*/
}
void Bir_Yap(void)
{
int x;
if(Zaman[Yil] % 4 == 0 && Zaman[Ay]==2)x=1;
else x=0;
Zaman[Saat]++;
if(Zaman[Saat]==24)
{
Zaman[Saat]=0;
Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]++;

```

314

```
Zaman[Gun]++;  
if(Zaman[Gun] > (AYT[Zaman[Ay]] + x))  
{  
    Zaman[Ay]++;  
    Zaman[Gun]=1;  
}  
  
if(Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]==8)Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]  
=1;  
}  
write1603();  
write_eeprom(EEPYAZSAATI,1);  
read1603();  
}  
void Sifir_Yap(void)  
{  
    int x;  
    Zaman[Saat]--;  
    if(Zaman[Saat]==255)  
    {  
        Zaman[Saat]=23;  
        Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]--;
```

```

if(Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]==0)Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]
=7;

Zaman[Gun]--;

if(Zaman[Gun]==0)

{

Zaman[Ay]--;

if(Zaman[Ay]==0)

{

Zaman[Yil]--;

Zaman[Ay]=12;

}

if(Zaman[Yil] % 4 == 0 && Zaman[Ay]==2)x=1;

else x=0;

Zaman[Gun]=AYT[Zaman[Ay]] + x;

}

}

write1603();

write_eeprom(EEPYAZSAATI,0);

read1603();

}

void Saat_Ayari(void)

{

```

```

int8 i=4,R[8]={0,5,2,8,14,17,20,11},a;

a=read_eeeprom(EEPYAZSAATI);

read1603();

while(1)

{

    LCDSATSIL(1);

/*  if(i==1)lcd_gotoxy(2*3,1);

    else if(i==2)lcd_gotoxy(1*3,1);

    else lcd_gotoxy(i*3,1);*/

    lcd_gotoxy(R[i],1);

    printf(LCD_PUTC,"X");

    printf(LCD_PUTC,"\2%02u:%02u                                %02u
%02u:%02u:%02u",Zaman[Saat],Zaman[Dakika],a,Zaman[Gun],Zaman[
Ay],Zaman[Yil]);

    lcd_gotoxy(7,2);

    printf(LCD_PUTC,"%02u",Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]);

    TUS_OKUBEKLE();

    if(TUS_RUN)i++;

    if(i!=7)

    {

        if(TUS_YUKARI)Zaman[i]++;

        if(TUS_ASAGI)Zaman[i]--;

    }else

```

```

{
if(TUS_YUKARI)a++;
if(TUS_ASAGI)a--;
}

if(TUS_SEL) break;

// if(i==3)i++;

if(i==8)i=1;

if(a==2)a=0;

if(a==255)a=1;

switch(i)
{
case 1:{ // Dakika Ayarı
    if(Zaman[i]==60)Zaman[i]=0;
    if(Zaman[i]==255)Zaman[i]=59;
    }
break;

case 2:{
    if(Zaman[i]==24)Zaman[i]=0; // Saat Ayarı
    if(Zaman[i]==255)Zaman[i]=23;
    }
break;

case 3:{

```

```
        if(Zaman[i]==8)Zaman[i]=1; // Haftanın Günü Ayarı
        if(Zaman[i]==0)Zaman[i]=7;
    }
break;
case 4:{
    if(Zaman[i]==32)Zaman[i]=1; // Gun Ayarı
    if(Zaman[i]==0)Zaman[i]=31;
    }
break;
case 5:{
    if(Zaman[i]==13)Zaman[i]=1; // Ay Ayarı
    if(Zaman[i]==0)Zaman[i]=12;
    }
break;
case 6:{
    if(Zaman[i]==100)Zaman[i]=0; // Yıl Ayarı
    if(Zaman[i]==255)Zaman[i]=99;
    }
break;
}

}
```

```

write_eeprom(EOPYAZSAATI,a);
//command1603(0x80);
write1603();
}
void main()
{
int8 i;
long Sayac=0;
init();
if(read_eeprom(0)==255)
{
write_eeprom(EEPSPEED,1);
write_eeprom(EEPIONOZON,0);
write_eeprom(EEPFREQ,0);
write_eeprom(EOPYAZSAATI,0);
write_EEPROM(EEPKISTLAMABASS,1);
write_EEPROM(EEPKISTLAMASONS,2);
write_eeprom(0,0);
Zaman[Gun]=24;
Zaman[Ay]=10;
Zaman[Yil]=5;
Zaman[Saat]=16;

```

```

Zaman[Dakika]=54;
Zaman[Saniye]=0;
Saat_Ayari();
}

IonOzon=read_eeprom(EEPIONOZON);
Motor=read_eeprom(EEPSPEED);
Frekans=read_eeprom(EEPFREQ);
Motor--;
Motor_Hizi();
IonOzon=~IonOzon;
Ion_Ozon_Sec();
lcd_gotoxy(15,4);
printf(lcd_putc,"FRQ%u",Frekans);
lcd_gotoxy(2,4);
if(UV_Light)
printf(lcd_putc,"UV=ON ");
else
printf(lcd_putc,"UV=OFF");
for(i=0;i<5;i++)

BEEP();

/*****Yaz Saati UYgulaması*****/

//*****/

```

```

read1603();
if(Zaman[Ay] > 3 && Zaman[Ay] < 11)
{
    if(Zaman[Ay]==10 && Zaman[Gun] > 24) break;
    if(!read_eeprom(EEP_YAZSAATI))
    {
        Bir_Yap();
    }
}
if(Zaman[Ay] > 10 || Zaman[Ay] < 4)
{
    if(Zaman[Ay]==3 && Zaman[Gun] > 24) break;
    if(read_eeprom(EEP_YAZSAATI))
    {
        Sifir_Yap();
    }
}
if(Zaman[Ay]==3 && Zaman[Gun] > 24)
{
    if((Zaman[Gun]-Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]) < 24)
    {
        if(read_eeprom(EEP_YAZSAATI))

```

```

    {
        Sifir_Yap();
    }
} else
{
    if(!read_eeprom(EEPYAZSAATI))
    {
        Bir_Yap();
    }
}
}

if(Zaman[Ay]==10 && Zaman[Gun] > 24)
{
    if((Zaman[Gun]-Zaman[DAY_OF_WEEK_REG]) < 24)
    {
        if(!read_eeprom(EEPYAZSAATI))
        {
            Bir_Yap();
        }
    } else
    {
        if(read_eeprom(EEPYAZSAATI))

```

```

    {
        Sifir_Yap();
    }
}

}

/*****/

read1603();

while(TRUE)

{
/*****Yaz Saati Uygulaması*****/

//*****/

    if(Zaman[Ay]==3    &&    Zaman[Gun]    >    24    &&
Zaman[DAY_OF_WEEK_REG] == 1 && Zaman[Saat] ==1 )

    {
        if(!read_eeprom(EEPYAZSAATI))

        {
            Bir_Yap();

        }

    }

    if(Zaman[Ay]==10    &&    Zaman[Gun]    >    24    &&
Zaman[DAY_OF_WEEK_REG] == 1 && Zaman[Saat] ==2 )

    {
        if(read_eeprom(EEPYAZSAATI))

```

```

    {
        Sifir_Yap();
    }
}

/*****/

read1603();
if(IR_Con())
{
    switch (Button_Code)
    {
        case CHUP :{
            Motor_Hizi();
            break;
        }
        case CHDOWN:{
            IonOzon=~IonOzon;
            Ion_Ozon_Sec();
            break;
        }
        case VOLUP:{
            frekans_degistir();
            break;

```

```

    }
    case VOLDDOWN:{
        UV_degistir();
        break;
    }
}

}

// Saat_Oku();
//      printf(LCD_PUTC,"\2%02u.%02u.20%02u      %02u:%02u
\2",Zaman[Gun],Zaman[Ay],Zaman[Yil],Zaman[Saat],Zaman[Dakika]);
#ifdef HUM_SENSOR
    if(!Sayac)sht11_sample();
    Sayac--;

#endif

    if(!Speed)
    {
        Motor_Hizi();
        while(!Speed) delay_ms(100);
    }

    if(!Ion_Ozon)
    {
        IonOzon=~IonOzon;

```

```
Ion_Ozon_Sec();  
while(!Ion_Ozon) delay_ms(100);  
}  
if(!Op_Freq)  
{  
    frekans_degistir();  
    while(!Op_Freq) delay_ms(100);  
}  
if(!UV_But)  
{  
    UV_degistir();  
    while(!UV_But) delay_ms(100);  
}  
  
}  
}
```

Ek – 11 Uzaktan Kumanda Programı

```

int1 IR_Con(void)
{
int8 i,j;
int32 Z=30000;
    Device_ID=0;
    Button_Code=0;
    Control=0;
    if(!IR_IN)
    {
        delay_ms(27);
        while(IR_IN && (Z>0)) Z--;
        if(!IR_IN)
        {
            i=0;
            while(!IR_IN)
            {
                delay_us(4);
                i++;
                if(i>230){return 0;}
            }

```

```

i=0;
while(IR_IN)
{
delay_us(4);
i++;
if(i>230){return 0;}
}
delay_us(2115);
Control=Control_Eski ^ IR_IN;
Control_Eski=IR_IN;
    delay_us(846);
for(i=4;i!=255;i--)
{

if(IR_IN)
{
bit_set(Device_ID,i);
j=0;
while(IR_IN)
{
delay_us(4);
j++;

```

```

    if(j>125){return 0;}
    }
    }
    else{
        j=0;
        while(!IR_IN)
        {
            delay_us(4);
            j++;
            if(j>125){return 0;}
        }
    }
    delay_us(1269);
}
for(i=5;i!=255;i--)
{
    if(IR_IN)
    {
        bit_set(Button_Code,i);
        j=0;
        while(IR_IN)
        {

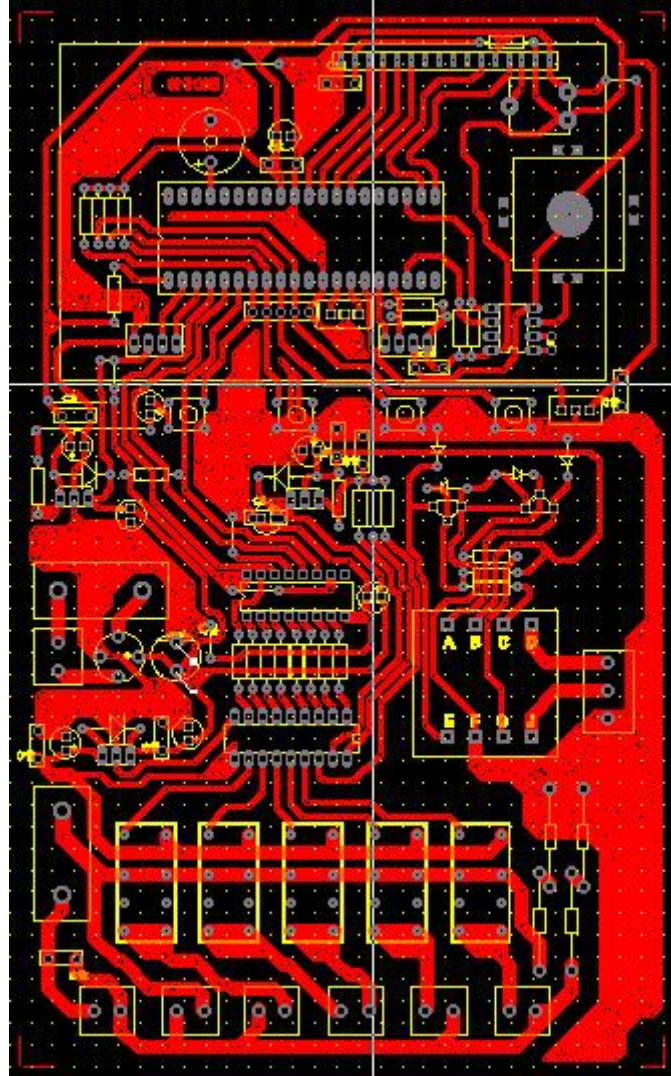
```

```

    delay_us(4);
    j++;
    if(j>125){return 0;}
}
}
else
{
    bit_clear(Button_Code,i);
    j=0;
    while(!IR_IN)
    {
        delay_us(4);
        j++;
        if(j>125){return 0;}
    }
    delay_us(1269);
}
if((Device_ID==Custom_Code) && Control)
{
    return 1;
}else

```

```
    {  
        return 0;  
    }  
}else  
{  
    return 0;  
}  
}else return 0;  
}
```

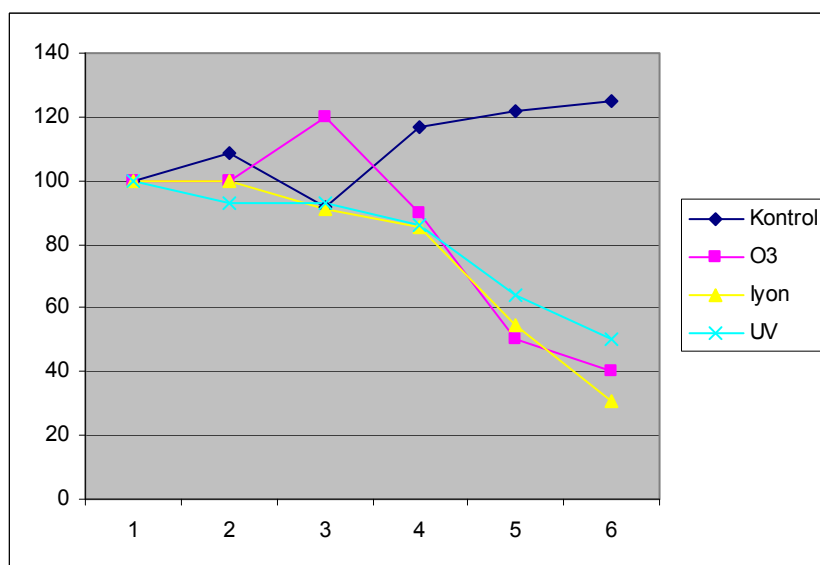
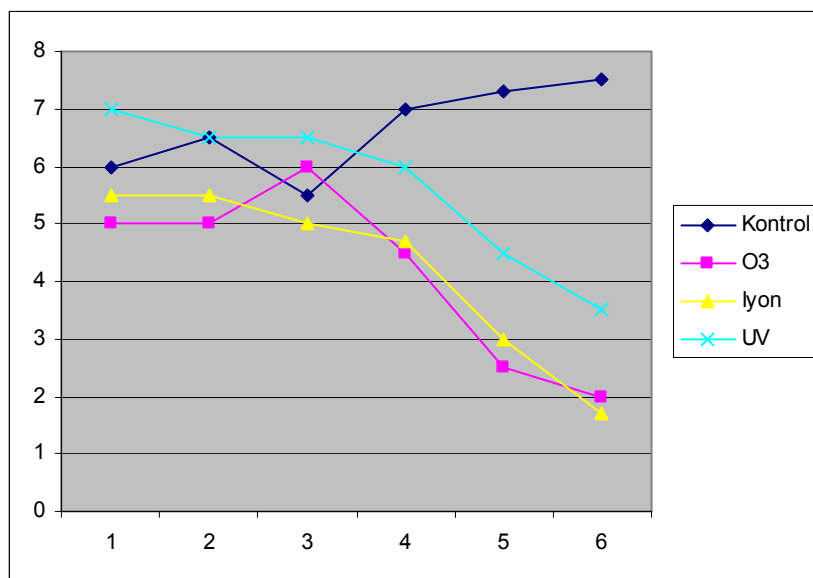
Ek – 12 Anakart Çizimi

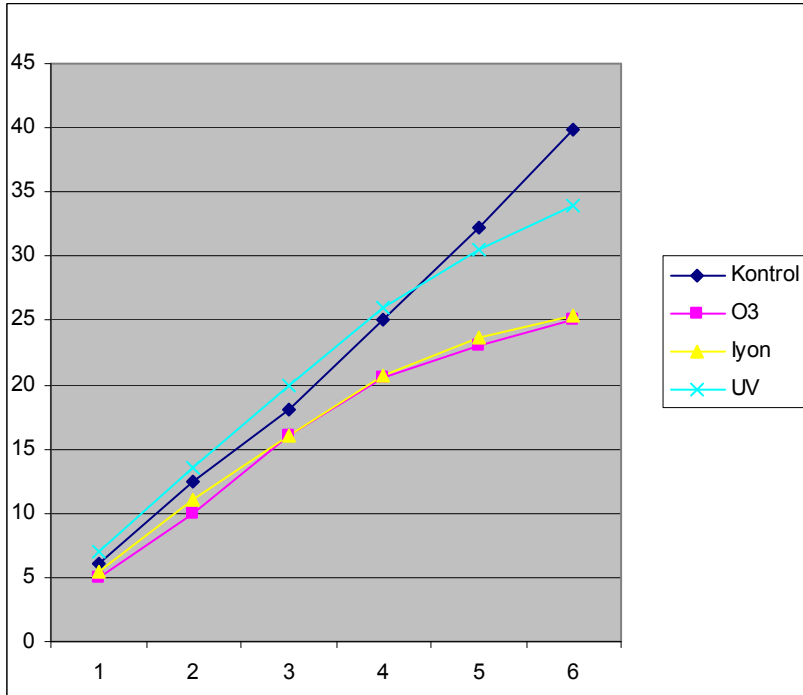
Ek – 13 Test ve Deney Verileri

Kontrol	O3	Iyon	UV
6	5	5,5	7
6,5	5	5,5	6,5
5,5	6	5	6,5
7	4,5	4,7	6
7,3	2,5	3	4,5
7,5	2	1,7	3,5

Kontrol	O3	Iyon	UV
6	5	5,5	7
12,5	10	11	13,5
18	16	16	20
25	20,5	20,7	26
32,3	23	23,7	30,5
39,8	25	25,4	34

Kontrol	O3	Iyon	UV	
100	100	100	100	1
108,3333	100	100	92,85714	2
91,66667	120	90,90909	92,85714	3
116,6667	90	85,45455	85,71429	4
121,6667	50	54,54545	64,28571	5
125	40	30,90909	50	6





İYON İÇİN YAPILAN LİNEER OLMAYAN GERİLEME FONKSİYONU

Nonlinear Regression

Data Source: Data 1 in erdem.JNB

Equation: Polynomial; Cubic

$$f=y_0+a*x+b*x^2+c*x^3$$

R	Rsqr	Adj Rsqr	Standard Error of Estimate
0,9928	0,9856	0,9640	5,3342

	Coefficient	Std. Error	t	P	VIF
y0	92,7273	19,2326	4,8214	0,0404	77,9999<
a	10,1587	21,9138	0,4636	0,6885	1535,8236<
b	-3,1385	7,0123	-0,4476	0,6983	3931,5918<
c	-0,0505	0,6626	-0,0762	0,9462	1036,5880<

Analysis of Variance:

Uncorrected for the mean of the observations:

	DF	SS	MS
Regression	4	39440,6139	9860,1535
Residual	2	56,9067	28,4534
Total	6	39497,5207	6582,9201

Corrected for the mean of the observations:

	DF	SS	MS	F	P
Regression	3	3894,6084	1298,2028	45,6256	0,0215
Residual	2	56,9067	28,4534		
Total	5	3951,5152	790,3030		

Statistical Tests:

PRESS 1092,6568

Durbin-Watson Statistic 3,4754 Failed

Normality Test Passed (P = 0,9416)

K-S Statistic = 0,2027 Significance Level = 0,9416

Constant Variance Test Passed (P = 0,0600)

Power of performed test with alpha = 0,0500: 0,9982

Regression Diagnostics:

Row	Std. Res.	Stud. Res.	Stud. Del. Res.
1	0,0568	0,2852	0,2059
2	-0,0162	-0,0250	-0,0177
3	-0,5032	-0,6849	-0,5536
4	1,0388	1,4140	64,1576<
5	-0,7872	-1,2138	-1,6724
6	0,2110	1,0592	1,1304

Influence Diagnostics:

Row	Cook's Dist	Leverage	DFFITS
1	0,4920	0,9603	1,0128
2	0,0002	0,5794	-0,0208
3	0,1000	0,4603	-0,5113
4	0,4264	0,4603	59,2527<
5	0,5073	0,5794	-1,9628
6	6,7880<	0,9603	5,5610<

95% Confidence:

Row	Predicted	95% Conf-L	95% Conf-U	95% Pred-L	95% Pred-U
1	99,6970	77,2059	122,1881	67,5629	131,8311
2	100,0866	82,6171	117,5560	71,2433	128,9298
3	93,5931	78,0215	109,1646	65,8582	121,3280
4	79,9134	64,3419	95,4850	52,1785	107,6483
5	58,7446	41,2751	76,2140	29,9013	87,5878
6	29,7835	7,2925	52,2746	-2,3506	61,9177

Fit Equation Description:

[Variables]

x = col(5)

y = col(3)

'Automatic Initial Parameter Estimate Functions

F(q)=ape(x;y;3;0;1)

[Parameters]

y0 = F(0)[1] "Auto { {previous: 92,7273} }

a = F(0)[2] "Auto { {previous: 10,1587} }

b = F(0)[3] "Auto { {previous: -3,13853} }

```

c = F(0)[4] "Auto {{previous: -0,0505051}}
[Equation]
f=y0+a*x+b*x^2+c*x^3
fit f to y
"fit f to y with weight reciprocal_y
"fit f to y with weight reciprocal_ysquare
[Constraints]
[Options]
tolerance=1e-10
stepsize=1
iterations=200

```

Number of Iterations Performed = 1

OZON İÇİN YAPILAN LİNEER OLMAYAN GERİLEME FONKSİYONU

Nonlinear Regression

Data Source: Data 1 in erdem.JNB

Equation: Polynomial; Cubic

$f=y0+a*x+b*x^2+c*x^3$

R Rsqr Adj Rsqr Standard Error of Estimate

0,9501 0,9027 0,7567 15,4945

	Coefficien	Std. Error	t	P	VIF
y0	43,3333	55,8662	0,7757	0,5191	78,0000<
a	72,4339	63,6543	1,1379	0,3731	1535,8258<
b	-21,7063	20,3691	-1,065	0,3982	3931,597
c	1,5741	1,9248	0,8178	0,4994	1036,5896<

Analysis of Variance:

Uncorrected for the mean of the observations:

	DF	SS	MS
Regression	4	46119,8413	11529,9603
Residual	2	480,1587	240,0794
Total	6	46600,0000	7766,6667

Corrected for the mean of the observations:

	DF	SS	MS	F	P
Regression	3	4453,1746	1484,3915	6,1829	0,1424
Residual	2	480,1587	240,0794		
Total	5	4933,3333	986,6667		

Statistical Tests:**PRESS** 22022,7126**Durbin-Watson Statistic** 3,0016 Failed**Normality Test** Passed (P = 0,5447)

K-S Statistic = 0,3059 Significance Level = 0,5447

Constant Variance Test Passed (P = 0,0600)**Power of performed test with alpha = 0,0500: 0,8877****Regression Diagnostics:**

Row	Std. Res.	Stud. Res.	Stud. Del. Res.
1	0,2817	1,4142	1733,8433<
2	-0,9015	-1,3900	-5,3333<
3	0,7888	1,0738	1,1667
4	0,2254	0,3068	0,2222
5	-0,6198	-0,9556	-0,9167
6	0,2254	1,1314	1,3333

Influence Diagnostics:

Row	Cook's Dist		Leverage	DFFITS
1	12,1000<	0,9603	8529,3798<	
2	0,6653	0,5794	-6,2592	
3	0,2458	0,4603	1,0775	
4	0,0201	0,4603	0,2052	
5	0,3145	0,5794	-1,0758	
6	7,7440<	0,9603	6,5591<	

95% Confidence:

Row	Predicted	95% Conf-L	95% Conf-U	95% Pred-L	95% Pred-U
1	95,6349	30,3036	160,9662	2,2930	188,9769
2	113,9683	63,2237	164,7129	30,1854	197,7511
3	107,7778	62,5461	153,0094	27,2145	188,3411
4	86,5079	41,2763	131,7396	5,9446	167,0713
5	59,6032	8,8586	110,3478	-24,1796	143,3860
6	36,5079	-28,8233	101,8392	-56,8340	129,8499

Fit Equation Description:

[Variables]

x = col(5)

y = col(2)

'Automatic Initial Parameter Estimate Functions

F(q)=ape(x;y;3;0;1)

[Parameters]

y0 = F(0)[1] "Auto {{previous: 43,3333}}

a = F(0)[2] "Auto {{previous: 72,4339}}

b = F(0)[3] "Auto {{previous: -21,7063}}

c = F(0)[4] "Auto {{previous: 1,57407}}

[Equation]

 $f=y0+a*x+b*x^2+c*x^3$

fit f to y

"fit f to y with weight reciprocal_y

"fit f to y with weight reciprocal_ysquare

[Constraints]

[Options]

tolerance=1e-10

stepsize=1

iterations=200

Number of Iterations Performed = 1

UV İÇİN YAPILAN LİNEER OLMAYAN GERİLEME FONKSİYONU

Nonlinear Regression

Data Source: Data 1 in erdem.JNB

Equation: Polynomial; Cubic

$$f=y_0+a*x+b*x^2+c*x^3$$

R Rsqr Adj Rsqr Standard Error of Estimate

0,9875 0,9751 0,9378 4,8670

	Coefficient	Std. Error	t	P	VIF
y0	100,0000	17,5484	5,6985	0,0294	78,0001<
a	-0,9070	19,9948	-0,0454	0,9679	1535,8386<
b	-0,0850	6,3982	-0,0133	0,9906	3931,6407<
c	-0,1984	0,6046	-0,3282	0,7740	1036,6018<

Analysis of Variance:

Uncorrected for the mean of the observations:

	DF	SS	MS
Regression	4	41177,1137	10294,2784
Residual	2	47,3761	23,6880
Total	6	41224,4898	6870,7483

Corrected for the mean of the observations:

	DF	SS	MS	F	P
Regression	3	1857,3858	619,1286	26,1368	0,0371
Residual	2	47,3761	23,6880		
Total	5	1904,7619	380,9524		

Statistical Tests:

PRESS 2292,7265

Durbin-Watson Statistic 2,9567 Failed

Normality Test Passed (P = 0,4973)

K-S Statistic = 0,3172 Significance Level = 0,4973

Constant Variance Test Passed (P = 0,0600)

Power of performed test with alpha = 0,0500: 0,9924

Regression Diagnostics:

Row	Std. Res.	Stud. Res.	Stud. Del. Res.
1	0,2446	1,2279	1,7499
2	-0,6989	-1,0775	-1,1765
3	0,3494	0,4757	0,3571
4	0,6989	0,9513	0,9091
5	-0,8736	-1,3469	-3,1251<
6	0,2795	1,4033	8,0041<

Influence Diagnostics:

Row	Cook's Dist		Leverage	DFFITS
1	9,1212<	0,9603	8,6085<	
2	0,3998	0,5794	-1,3807	
3	0,0482	0,4603	0,3298	
4	0,1930	0,4603	0,8396	
5	0,6247	0,5794	-3,6677	
6	11,9142<	0,9603	39,3753<	

95% Confidence:

Row	Predicted	95% Conf-L	95% Conf-U	95% Pred-L	95% Pred-U
1	98,8095	78,2881	119,3310	69,4895	128,1295
2	96,2585	80,3189	112,1981	69,9412	122,5758
3	91,1565	76,9486	105,3644	65,8504	116,4625
4	82,3129	68,1051	96,5208	57,0069	107,6190
5	68,5374	52,5978	84,4771	42,2200	94,8548
6	48,6395	28,1180	69,1609	19,3194	77,9595

Fit Equation Description:

[Variables]

x = col(5)

y = col(4)

'Automatic Initial Parameter Estimate Functions

F(q)=ape(x;y;3;0;1)

[Parameters]

y0 = F(0)[1] "Auto {{previous: 100}}

a = F(0)[2] "Auto {{previous: -0,907029}}

b = F(0)[3] "Auto {{previous: -0,085034}}

c = F(0)[4] "Auto {{previous: -0,198413}}

[Equation]

f=y0+a*x+b*x^2+c*x^3

fit f to y

"fit f to y with weight reciprocal_y

"fit f to y with weight reciprocal_ysquare

[Constraints]

[Options]

tolerance=1e-10

stepsize=1

344

iterations=200

Number of Iterations Performed = 1

Ek – 14 Matlab Simulasyon Kodu

```
% iyon generatoru matematiksel modeli uzerinde simulasyon
calismasi
% simulasyonda kullanılan parametreler tablo 7.1'den elde
edilmistir

% t saat bazinda zaman

% cikti (etkilenen/bagimli degisken)
% bt: zamana (saate) gore bakteri sayisi, bu deger ne kadar
dusukse cihaz o kadar etkindir

% girdiler (etkileyen/bagimsiz degiskenler)
% fh: fan motoru hizi, 4 hýzly - en yavas hýzda en etkin
% iyon_ozon: ýyon veya ozon açýk olabiliyor. ozon daha
oxýdan, o yuzden iyon_ozon = 1 ise iyon modu, iyon_ozon = 2
ise ozon modu
% ff: frekans. 4 deger var (1,2,3,4) yükseld?kçe ozon veya
ýyon emisyonu artýyor
% uvin: uv lamalar aciksa 1 degilze 0 (ýsýk da ozon kadar
etkili bir dezenfektan)
% filtre_verimi: filtre verimliliği: 0.5 (orta) ile 1 (en
iyi) arasinda surekli degisken (filtrede zamanla olabilecek
eskime veya tikanmayi modeller)

dt = 1/6; %zaman artimi 10 dak = 1/6 saat
t = 0:dt:72-dt; % toplam simulasyon zamani 72 saat
qt = length(t)/4; % bu zamani 4 degisik fan hizi icin dorde
bolduk
fh = [ones(1,qt) 2*ones(1,qt) 3*ones(1,qt) 4*ones(1,qt)]; %
qt saat sureyle 4 degisik fan hizi
it = qt/2; % her fan hizi icin iyon ve ozon modlarini
deneyecegiz
iyon_ozon = repmat([ones(1,it) 2*ones(1,it)],1,4);
ut = it/2; % her iki iyon_ozon modunda uv sinyalinini acip
kapayacagiz
uv = repmat([zeros(1,ut) ones(1,ut)],1,8);

filtre_verimi = .8;

azalma_egilimi = (5-fh).*filtre_verimi.*iyon_ozon + (5-
fh).*filtre_verimi.*uv;
```

```
bt = 30 - 0.05*azalma_egilimi.*t; % 30 baslangicataki
bakteri sayisi olsun

subplot(411); plot(t,fh), axis([0 72 0 4.2]); title('Fan
hizi')
subplot(412); plot(t,iyon_ozon), axis([0 72 0 2.2]);
title('Iyon/Ozon Modu (1:Iyon, 2:Ozon)')
subplot(413); plot(t,uv), axis([0 72 0 1.2]); title('UV
isik (0 kapali, 1 acik)')
subplot(414); plot(t,bt), axis([0 72 15 30]);
title('Bakterisi sayisi')
xlabel('Zaman (saat)')
```

Saglik

HASTANELER

Dikkat Enfeksiyon!

Bir yanda ev tipi ameliyathane kimaları, 50 hastaya bir hemşirenin düştüğü acil servisler, apartmandan dönme hastaneler... Diğer yanda medikal planlamada uzmanlaşan mimar bürolar, 200 milyon dolar potansiyel vaat eden hijyenik klima pazarı, hijyenik klima pazarının eniselerindece Türk malı negatif iyon jeneratörü...

17 AYI ARINDA TÜRKİYE'YE 18

[illegible]

Dünyada gıda krizi tatarak bilinir. Bu krizin temel nedeni olan tahıl fiyatlarının artması, özellikle Afrika ve Asya'da yaşayan fakir halkın hayatını ve sağlık durumunu olumsuz etkilemektedir. Bu kriz, tahıl fiyatlarının artmasıyla birlikte, tahıl üreticilerinin de zarar gördüğü bir krizdir. Tahıl fiyatlarının artması, tahıl üreticilerinin de zarar gördüğü bir krizdir. Tahıl fiyatlarının artması, tahıl üreticilerinin de zarar gördüğü bir krizdir.

hastaya bir haftada yaklaşık bin 200 dolar ekstra maliyet yaratıyor.

Klinik Mikrobiyoloji ve Enfeksiyon Hastalıkları Derneği Başkanı Prof. Dr. Haluk Eraksoy'a göre Türkiye'deki hasta personeli yeterliliği, özellikle hemşire kadrolarında ve bakım personeline sıkıntı yaşanıldığını söyleyen Eraksoy, "Bir hastaya muayenesinden sonra diğer hastaya geçerken klinizi mutlaka yıkamalısınız. Ama bulaşın bakım servisinde 25

2012. Avusturya'nın yedinci başbakanı Sebastian Kurz, Avusturya'da bir hemşire düşürsün diye sor-
dort yarı da bir hastada hayatı problemler
baş gösterdikçe zaman "hemşire hasta de-
gıştiğini" niye kim ykammıyor?" diye sor-
mak alele itigaldim" diyor. Türkiye'de
her 702 kişiye bir doktor düşüyor. Dünya
Sağlık Kurumunu Avrupa Bölgesi'nde doktor
sayısı bakımından 52 ülke arasında so-
nuncuyuz. Hemşire sahunda ise durum
daha da vahim: her bin 228 kişiye bir
hemşire düşüyor.

Personel eksikliği için acısı manzaralar yaratılıyor: 50 hastaya bir hemşirenin düştüğü acil servislere, hastalarının

hatta komadaki hastalarıyla birlikte MR'a (Manyetik Renozans) giren refakatçiler

Erksoy Türk sağık sisteminde refakatörler (akozanlar) giden refakatçileri (akozanlar kenzozanlar) gibi çağırıyor ve olmasa da karışılabilir şahneler...

Erksoy Türk sağık sisteminde refakatörler ek sağık personeli gibi çağırıyor. İngilizce terminolojii taramalarında "refakatçi" sozcuğunun karşılığını bulamadığında ssurdugim benzerlek sistemler arasındaki farkla dikkat çekiyor: "Refakatçiler başlı başına emeklenmiyor karmagdur. Bideyse gece personelleri sersiz oldu ki refakatçiler üst koran

[illegible]

kaynaklarıyla bir araya getirilmemesi, düşük orta ve yüksek risk bölgelerinin mi-

Dünya Sağlık Örgütü, hastane planlamalarının ISO 9000 ve ISO 14000 serileri kapsamında yapılmasını öngören bütün ülkelerde ya da yaşı sağlık sistemlerinde bu standartlara uygun olarak yapılmaması, bozulan olmazsa olmaz parçalarını oluşturuyor.

Türkiyədə halen 2781 özəl olimpiya məktəbi fəaliyyət göstərir. Bu məktəblərdə təhsil alan 100 minə yaxın uşaqın təhsilində özəl sektorun iştirakı vardır. Türkiyədə 2003-cü ildən bəri özəl məktəblərin sayı 1000-ə qədər artmışdır. 2003-cü ildən bəri özəl məktəblərin sayı 1000-ə qədər artmışdır. 2003-cü ildən bəri özəl məktəblərin sayı 1000-ə qədər artmışdır.

netim Görevlisi Mimar Fikret Oğuz

"[İstanbul'daki herhangi bir sokakta konut olarak inşa edilmiş bir yapının özel hastane adı altında faaliyet göstermesi olasıdır diye değil."

Yönetim Kurulu Başkanı Yardımcısı Erol Mehmet Altın'a göre, "özel hastaneler için hiçbir esası yok". SSK'lı hastaların özel hastanelere yönlendirilmesiyse bütçe ve özelliği denetleyen mekanizmaların arttırılması fedadır.

122 P O R B E S • Elkin, 2005

133 • Film, 2005

Sağlık

ve personel yetersizliği nedeniyle kamu hastanelerinde görülür" diyecek kadar da iddialı konuşuyor.

Hastanelerin havalandırma sistemleri de bir enfeksiyon fabrikası gibi çalışıyor. Makine Mühendisleri Odası İstanbul Şubesi Başkanı Tevfik Peker özellikle apartmandan bozma hastanelerin ameliyathanelerinde ev tipi klimaların kullanıldığını belirterek bunun cinayet olduğunu ifade ediyor. Hastane iklimlendirilmesi yurtdışında Alman Standardı DIN 1946, İngiliz Standardı ISO 14644, BS 5295 ve Federal Standart 209 – US FD 209 gibi uluslararası standartlara bağlı kalınarak yürütülüyor. Türkiye'de ise hastanelerde kullanılan hijyenik klimalara yönelik bir standart geliştirilmiş değil. Bu noktada da devreye vicdan ve insaf unsurları giriyor. Makine Mühendisleri Odası ise hastane iklimizasyonunun denetimine talip, çalışmalarını sürdürüyor.

Son derece girift bir yapı çizen bu sorunlar yumağı sistem, politika ve anlayış değişikliklerini bekliyor. Ancak tüm bu kaotik durumun içinde ümit vaat eden gelişmeler de kaydedilmiyor değil. Zira söz konusu değişiklikleri beklerken gelişen yatırımcı ve girişimci arayışları yeni iş sahaları ve yatırım alanları oluşturmaya başladı. Örneğin büyük mimari bürolar hastane projelendirme ve medikal planlama alanlarına yönelmeye başladı. Erzurum Hastanesi, Kazakistan-Almata Pediatric Hastanesi, Acıbadem Bursa Kozyatağı ve Maslak Hastanelerini projelendiren Ertem Ertunga Mimarlık'ın sahibi Ertem Ertunga, son iki yılda önemli talep artışıyla karıştıklarını belirtiyor. "Bizim gibi üç dört büro daha var ama sayımız artacak" diyor.

"Mimari bürolar tarafından tasarlanan hastaneler ilaçsız tedavinin bir parçası. Hastalar mimari tasarımı hastane normlarında hatta bunla da yetinmeyip bir adım ötesine geçen, onlara sağlam ellerde olduklarını hissettiren hastanelerin farkını hemen anlıyor. Gelişen talepler de yatırımcıları bize yönlendiriyor."

Klima üreticisi ve distribütörü Alperen Mühendislik'in Genel Müdürü İlker Kuran da benzer bir kıpırdanmayı hijyenik klimada da beklediklerini belirtiyor. Kuran özellikle ameliyathanelerde kullanılan ev tipi klimaların önüne geçmek için yeni açılımlar gerektiğini belirtiyor. "Ev ti-

pi klimaların maliyeti birkaç yüz, hijyen klimaların ise ortalama 20 bin YTL'de seyreliyor. Ameliyathanelerde ev tipi klima kullanımı tipik bir bir ucuz kaçma refleksi mi?" diye soruyoruz. "Sorun sadece maliyet değil, değişim zahmetli bir iş" diye yanıtıyor. "Türkiye'de hastane olarak tasarlanmış, havalandırma boşlukları hijyenik klimayı taşıyabilecek yapıların sayısı çok değil. Eski ve sonradan hastaneye dönüştürülmüş binalarda projelendirme yöntemiyle geliştirilecek hijyenik klima çalışmalarının hız kazanması gerekiyor. Paket klima sistemleri orijinalinde hasta-

“Negatif iyon jeneratörü, hijyenik klima pazarını sarsacak gibi görünüyor”

ne olarak yapılmış binalara cevap veriyor. Ölçüler uyumayınca binayı neredeyse yeniden inşa etmek gerekiyor. Bu da kimse-nin işine gelmiyor." Hastanelerin ancak yüzde 50'sinde hijyenik klimaların "kitabına uygun" kullanıldığını belirten Kuran'a göre 200 milyon dolarlık potansiyel bir pazar var.

Erdem Dinçsoy ise hastane enfeksiyonu muammasının belki de en ümit vaat eden projesini ortaya koymak üzere.

Dinçsoy, TÜBİTAK Teknoloji İzleme ve Değerlendirme Başkanlığı, Ege Üniversitesi ve Elektrik Elektronik'in desteğiyle bir negatif iyon jeneratörü geliştiriyor. Ege Üniversitesi Güneş Enerjisi Enstitüsü'nde Yenilenebilir Enerji Kaynakları alanında doktora yapan Dinçsoy'un doktora projesi olan jeneratör piyasaya sunulduğunda hijyenik klima pazarını da sarsacak gibi görünüyor. Jeneratör çeşitli ortamlardaki mikrop, toz, enfeksiyon koku ve nem gibi unsurları yarattığı elektrik alan ve iyonlarla nötralize ederek ortamı daha arın hale getiriyor. Ayrıca ozon yaymak suretiyle (opsiyonel bir seçenek) ortamın sterilizasyonunu sağlıyor ki, bu hijyenik klimaların sunmadığı bir hizmet. Halihazırda hijyenik klimaların fiyatları 10 bin ile 30 bin dolar arasında değişiyor. Negatif iyon jeneratörünün ise 300 ila 500 YTL arasında bir fiyatla piyasaya sunulması öngörü-lüyor.

Geliştirilme aşamasında olan projenin 200 bin YTL'lik fizibilite masraflarının yarısını TÜBİTAK, kalan yarısını da Elektrik Elektronik sağlayacak. Dinçsoy çalışmalarına 2002 başında başlamış. Jeneratörün 2006'nın bahar aylarında piyasaya çıkabileceğini belirtiyor. Benzer bir projenin İngiltere'nin Leeds Üniversitesi'nde sürdürüldüğünü söyleyen Dinçsoy, "Benim esin kaynağım onlardı. Ancak Leeds'deki proje bizimkine göre daha mekanik bir anlayışla ilerliyor. Projemizin özellikle elektronik ayağına güveniyoruz. Hedefimiz dünya pazarlarına açılmak" diyor. **F**

Semmelweis'in dramı **FORBES DERGİSİ 1. SAYISI - EKİM 2005**

Bilimadamının makus talihi

Hastane enfeksiyonunun geçmişi 1860'lara uzanıyor. Macar bilim adamı Semmelweis, Viyana'da çalıştığı tam teşekküllü üniversite hastanesinde doğum kadınların yüzde 29'unun, yan binadaki doğumevinde doğum yapan kadınlarsa yüzde ikisinin hayatını kaybettiğini görür. Bu farkın nedenlerini araştırmaya başlar. Kendi hastanesinde kadavra salonundan çıkıp elini yıkamadan doğumhaneye giden öğrencilerinin hamile kadınlara enfeksiyon taşıdığını keşfeder. Öğrencilerine otopside sonra el yıkama koşulunu getirir. Ölüm oranı yüzde 1.3'e düşer. Ancak hastane başhekimini el yıkamayı "onur kırıcı" bulur ve Semmelweis'i kovar. Çalışmalarına Budapeşte'de devam eden Semmelweis bu alanda bir kitap yazar. Kitabı okuyanlar da dahil olmak üzere ona destek veren tüm bilimadamları Semmelweis, parmak kesikinden oluşan bir enfeksiyon nedeniyle ölür.

4 17 Ağustos 2005 Çarşamba

star

BEBEKLER ÖLMEYECEK

Hastane enfeksiyonu olarak bilinen MRSA'nın düşmanı bulundu. Genç Türk bilimadamı tarafından geliştirilen negatif iyon jeneratörü profesiyile artık hastanelerdeki bebek ölümleri şon bulacak...

HASTANELEHİMİZİN yeri dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre, hastanelerdeki bebek ölümleri oranı 10 hastanadan birinde bir. Bu enfeksiyözü kurgu son etkil çözümleri Ege Üniversitesi'nden Ercan Dırcıoğlu (26), kendi geliştirdiği negatif iyon jeneratörünü, tıbbi ekipman, Ege Üniversitesi'nde bulunan MRSA virüsünü en azından 90% oranında öldürüyor. Türkiye'de ilk kez bu hastaneleri ziyaret eden Dırcıoğlu, Türkiye'de ilk kez 2005 yılında YTL'ye katılacak. İki yıl önce 200 YTL'ye katılacak. İki yıl önce 200 YTL'ye katılacak. İki yıl önce 200 YTL'ye katılacak.

Amibiyotiklerin yok edilmesi MRSA bakterisi, bütün hastanelerde yoğun miktarda bulunuyor. Akciğere enfeksiyöz hastanelerdeki bebek ölümlerinde önemli bir rol oynuyor.

Ercan Dırcıoğlu, negatif iyon tedavisiyle enfeksiyöz bakterilerin vücutta enfeksiyonlardan korunmasını sağladığını belirtiyor.

star **SAD HİBER** **star** **star**

star **MÜZİK KULÜBÜ'NDEN DEV KAMPANYA**

"ANNE" ÇÖZÜMÜ

Hastane enfeksiyonu kabusuna negatif iyonlar son verecek

06.08.2005 / Şeyda Gümüş / Haber

Ege Üniversitesi ve TÜBİTAK işbirliği ile geliştirilen negatif iyon jeneratörü projesi, MRSA virüsüne karşı savaşacak. Proje, yaklaşık 200 bin YTL'ye mal olacak.

Son günlerde yaşanan bebek ölümleri ile hastanelerde hijyen sorunu bir kez daha gündeme otururken, Ege Üniversitesi ve TÜBİTAK işbirliği ile geliştirilen negatif iyon jeneratörü projesi ile MRSA virüsüne karşı savaş açılıyor. Halk arasında "hastane enfeksiyonu" olarak bilinen MRSA virüsüne karşı geliştirilen negatif iyon jeneratörü projesini, Ege Üniversitesi (EÜ) Mühendislik ve Tıp Fakülteleri yürütüyor, finansmanını ise TÜBİTAK sağlıyor. 2006 yılı başında yurtiçi ve yurtdışında piyasaya sunulması planlanan negatif iyon jeneratörü projesi yaklaşık 200 bin YTL'ye mal olacak.

Negatif iyon jeneratörü projesini hazırlayan Ege Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Enerji Teknolojisi doktora öğrencisi ve Elektral A.Ş. Üretim Müdürü Erdem Dinçsoy, projenin amacının, neredeyse bütün antibiyotiklere bağımlılığı olan, hatta bazı hastalarda ölüme neden olan bir virüs olan MRSA'nın etkisiz hale getirilmesi ve geniş kullanım alanına sahip negatif iyon cihazının Türkiye'deki yaygınlığını artırmak olduğunu kaydetti. Dinçsoy, "Bu virüsü yok etmenin yolu henüz bulunamadığından, bu virüsün etkilerini en aza indirmek amacıyla bu cihaz projelendiriliyor. Hastane kaynaklı enfeksiyonlar, hastanede tedavi gören hastaların yüzde 10'unu etkiliyor. İngiltere'de hastane mikrobiyosu nedeniyle yaşanan hastalıkların devlet ekonomisine maliyetinin 200 milyon sterlin olduğu tespit edilmiş. Türkiye'nin nüfusunu düşündüğümüzde, bizim ülkemizde harcanan rakam bu rakamı 4'e katlar" diye konuştu.

Projenin yüzde 80'inin tamamlandığını belirten Dinçsoy, jeneratörün EÜ ve TÜBİTAK tescili olacağını söyledi. Sağlık Bakanlığı'ndan da onay alındıktan sonra piyasaya sürüleceğini kaydeden Dinçsoy, cihazın performansının yaz aylarında EÜ Tıp Fakültesi'ndeki deneylerle ölçüleceğini belirtti.

Çiftliklerde kaliteyi artırıyor

Dinçsoy, doktora projesi olan cihazın üretiminde EÜ Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Bölümü Başkanı Prof. Dr. Metin Çolak ve EÜ Tıp Fakültesi Nöroşirürji Bölümü'nden Doç. Dr. Tayfun Dalbastı ile birlikte çalıştıklarını belirterek, cihaz hakkında şu bilgileri verdi:

"Projenin fizibilite çalışmalarının masraflarını TÜBİTAK karşılıyor. Elektral A.Ş. ise, ürün tamamlandığında piyasaya sunacak. Proje yaklaşık 200 bin YTL'ye mal olacak. Bu jeneratörlerin dünyada kullanım alanı oldukça geniş. Tavuk çiftliklerinde ve şarap imalathanelerinde yoğun kullanılıyor. Şarabın kalitesini

artırıyor. Kiraathane, kaliteli uyku için yatak odaları, spor salonları, kütüphaneler, tiyatro, sinema ve okullarda da kullanılabiliyor."

Birçok hastalığı önlüyor

Benzer bir projenin, İngiltere'deki Leeds Üniversitesi tarafından St. James Hastanesi'nde de uygulandığını kaydeden Dinçsoy, negatif iyon jeneratörünün insan sağlığına bir çok faydası olduğuna dikkat çekti. Dinçsoy, Amerikalılar, Slavlar ve Almanlar'ın 1970'li yıllardan bu yana kullandıkları negatif iyon tedavisinin, tıpkı antibiyotikler gibi vücudu enfeksiyonlardan koruduğu ve cilt hücrelerinin yeniden oluşmasını sağladığını belirtti.

Veysel Atasoy'da MRSA kurbanı olmuştu

Antibiyotiklerin yok edemediği MRSA (Metisiline dirençli staphyloco) bakterisi, bütün hastanelerde yoğun miktarda bulunuyor. MRSA bakterisi, her taşıyıcıyı hemen yatağa düşürmüyor. Bağışıklık sistemi güçlü, sağlıklı kişilerde sessiz bir biçimde yayılıyor. Akciğere yerleşmesi veya kana karışması halinde ölümcül etki gösterebiliyor. Solunum yolu ile de bulaşabilen MRSA cerrahi mücadelelerde olduğu gibi açık yarayla temas ederse, kısa sürede septik şok etkileri göstermeye başlıyor, hastanın şuuru kayboluyor. Geçtiğimiz yıl, eski bakanlardan Veysel Atasoy da hastanede tedavi görürken, MRSA nedeniyle hayatını kaybetmişti.

10 hastadan biri enfeksiyon kapıyor

- Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre, hastanede yatarak tedavi gören 10 hastadan birinde hastane enfeksiyonu ortaya çıkıyor.
- Batıda yüzde 5'in altına indirilen enfeksiyon görülme oranları, Türkiye'de yüzde 5-7 civarında.
- ABD'de 6 dakikada bir kişi hastane enfeksiyonundan ölüyor.
- Normal servislerde yüzde 1 olan enfeksiyon oranı, yoğun bakım ünitelerinde yüzde 10'lara, hatta bazı hastanelerde yüzde 20'lere çıkıyor.

CHP, bebek ölümlerinde enfeksiyon etkisini sordu

CHP Ordu Milletvekili Sami Tandoğdu, son dönemlerde hastanelerde meydana gelen bebek ölümlerini soru önergesiyle TBMM gündemine getirdi. Tandoğdu, Sağlık Bakanı Recep Akdağ'ın yanıtlaması istemiyle TBMM Başkanlığı'na sunduğu soru önergesinde, hazıranda Trakya Üniversitesi Edirne Tıp Fakültesi'nde sekiz, temmuz ayında Manisa Doğum ve Çocuk Bakımevi Hastanesi'nde iki ve son olarak geçtiğimiz günlerde Kayseri Erciyes Üniversitesi Gevher Nesibe Hastanesi'nde altı bebeğin hayatını kaybettiğini anımsatarak, şu sorulara yer verdi: "Son günlerde hastanelerde yaşanan bebek ölümlerinin nedenleri konusunda bir araştırma yapılmakta mıdır? Hastanelerin çocuk bölümlerinde oluşabilecek rahatsızlıklar için gerekli önlemler alınmakta mıdır? Bebeklerin ölümlerinde enfeksiyon etkisi var mıdır?"

“Enfeksiyonda kontrollerin sık yapılması riski azaltır”

Doç. Dr. Çağrı Buke, son zamanlarda yaşanan bebek ölümleriyle gündeme gelen hastane enfeksiyonlarında önlemlerin eksiksiz uygulanması gerektiğini söyledi

HASTANE enfeksiyonlarının tüm dünyada görülmele birlikte oranların ülkeden ülkeye ve hatta hastaneden hastaneye değiştiğini açıklayan Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Enfeksiyon Hastalıkları ve Klinik Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Çağrı Buke, “Enfeksiyon kontrol önlemlerinin daha sık uygulandığı hastanelerde görülme sıklığı yüzde 5 iken bunun tersi durumlarda oranlar yüzde 15-20’lere kadar çıkabili-

mektedir” diye konuştu.

Hastane enfeksiyonlarını en aza indirmenin en önemli koşulunun enfeksiyon kontrol önlemlerini hiç eksiksiz uygulamak olduğunu açıklayan Doç. Dr. Buke, “Bunun için hastanelerde dezenfeksiyon ve sterilite kavramlarına çok iyi uyulması ve özellikle hastanede çalışan sağlık personelinin el yıkama ve uygun eldiven kullanma kurallarına sıkı sıkıya bağlı kalması ve buna özen göstermesi gereklidir. Hastaneye giren çir-

kan insanların kontrolü de çok önemlidir. Dışarıdan gelen kişiler hastalara bu enfeksiyonları bulaştırabilmektedir” dedi.

YOĞUN BAKIM İLK SIRADA

Enfeksiyonların önemli özelliklerinden birisinin yüksek ölüm hızı ile seyretmesi olduğunu açıklayan Doç. Dr. Buke, şöyle devam etti:

“Hastane enfeksiyonu (nozokomial enfeksiyon); hastaneye yattığında herhangi bir enfeksiyon hastalığının enfeksiyon döneminde olmayan, herhangi bir enfeksiyon hastalığının klinik belirti ve bulgularını taşımayan bir hastada, yattıktan 48-72 saat sonra ya da taburcu olduktan sonraki 10 gün içerisinde gelişen ve hastaneden kazınan enfeksiyonlardır. Hastane enfeksiyonları, hastanenin tüm servislerinde görülmele beraber başta yoğun bakım üniteleri olmak üzere yeni doğan servislerinde, diyaliz ve yanık birimlerinde, transplantasyon servislerinde daha sık karşılaşılmaktadır. Söz konusu bu birimlerde hastane enfeksiyon oranları, 5-10 kat daha artmaktadır.”

Doç. Dr. Buke, enfeksiyonların gelişmesini kolaylaştıran en önemli faktörün mikroorganizma ve çevresel faktörler olduğunu vurguladı.

Bebekler artık ölmeyecek

HASTANELERİN yeni doğan servislerinde yaşanan bebek ölümlerinde sayı 18’e ulaşırken, enfeksiyona karşı çözüm Ege Üniversitesi’nden geldi. EÜ Elektrik Elektronik Mühendisliği doktora öğrencisi Erdem Dinçsoy (28) geliştirdiği negatif iyon jeneratörü projesi ile “hastane enfeksiyonu” olarak bilinen MRSA virüsünü en aza indirmeyi başardı. Türkiye’de ilk projenin 2005 sonunda bitmesi planlanıyor. Dinçsoy, amacının neredeyse bütün antibiyotiklere bağımlılığı olan öldürücü MRSA virüsünün etkisiz hale getirilmesi olduğunu söyledi.



Erdem Dinçsoy

Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre, hastanelerde yatarak tedavi gören 10 hastadan birinde ortaya çıkan ve halk arasında “hastane enfeksiyonu” olarak bilinen MRSA virüsüne karşı geliştirilen negatif iyon jeneratörü projesini, Ege Üniversitesi Mühendislik ve Tıp fakülteleri birlikte yürütüyor. Projenin finansmanı ise TÜBİTAK tarafından sağlanıyor. Dinçsoy, “Proje yaklaşık 200 bin

YTL’ye malolacak. Satış fiyatının da 500 YTL. gibi bir rakam olacağını düşünüyoruz. Jeneratör tavuk çiftliklerinde ve şarap imalat-hanelerinde de kullanılıyor. Şarabın kalitesini artırıyor” dedi.



Doç. Dr. Çağrı Buke

Yeni Asır

“Hastane virüsü” artık korku değil

30 yaşındaki
elektronik
mühendisi
Erdem Dinçsoy,
daha çok bebek
ölümlerine
neden olan
hastalığı
‘Dr. Bio-TRON’
adlı aletle
yok edecek



● MURAT ŞAHİN (HABER MERKEZİ)

Elektral A.Ş.’nin 30 yaşındaki elektronik mühendisi Üretim Müdürü Erdem Dinçsoy, MRSA olarak bilinen ve en çok bebeklerin ölümüne neden olan hastane virüsünü temizleme özelliğine sahip, ‘Dr. Bio-TRON’ isimli bir cihaz geliştirdi. Dinçsoy’un ürettiği negatif iyon jeneratörü olarak adlandırılan bu cihaz sayesinde, özellikle bebek ölümlerine yol açan virüs temizlenebilecek. Dünyada virüsleri yok etme özelliğine sahip ilk negatif iyon jeneratörünü üreten Dinçsoy, Türk Patent Enstitüsü’ne de patent başvurusu yaptı. Medikal firmalardan sipariş almaya başladıklarını belirten Dinçsoy, talebin artması halinde cihazın seri üretimine de başlayacaklarını söyledi.

Sadece 12 adet

Dinçsoy, bugüne kadar sadece 12 adet ürettikleri ürünün ev tipi fiyatının 110 dolar, hastane tipinin ise, 950 dolar olduğunu kaydetti. Dinçsoy, ürünü profesyonel bir ekip ile Ege Üniversitesi’nden Prof. Dr. Metin Colak danışmanlığında ve Tıp Fakültesi’nden de Doç. Dr. Tayfun Dalbastı ile birlikte geliştirdiklerini söyledi.

Ege Üniversitesi Güneş Enerjisi Enstitüsü’nde doktora tezi olarak

hazırladığı proje için gerekli olan finansmanın 90 bin YTL’sinin Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırmalar Kurumu (TÜBİTAK) tarafından karşılandığını ifade eden Dinçsoy, Elektrik A.Ş., Ege Üniversitesi (EU) Güneş Enerjisi Enstitüsü ve Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi tarafından yürütülen projenin toplam maliyetinin 200 bin YTL olduğunu kaydetti.

10’da biri

Bunun cihazın getireceği faydaların yanında çok düşük bir rakam olduğunu belirten Dinçsoy, “Çünkü bu cihaz, ekonomiye de ciddi zarar veren MRSA virüsünü engellemeyi hedefliyor. Örneğin, bu virüsün bugüne kadar İngiltere ekonomisine verdiği zararın 200 milyon sterlin olduğu belirtiliyor. Dünya Sağlık Örgütü (WHO) verilerine göre, hastanelerde yatarak tedavi gören 10 hastadan birinde bu virüs görülüyor” dedi.

Faydası çok

Cihazın, astım, migren, libido azalması, uykusuzluk, stres, depresyon, sinirlilik hali, solunum, cilt, artrosiz, kan problemleri, alerjiler, yorgunluk, tansiyon, yaşlanma, baş ağrısı, romatizma, göz iritasyonları, konsantrasyon, çocuk gelişimi sorunlarında etkin rol oynadığı belirtildi.

**Ev tipinin
fiyatı 110 \$**

Cihazın ev tipinin 110 dolardan yurtiçi ve yurtdışı pazarlarda satışa sunulduğunu söyleyen Dinçsoy, proje kapsamında cihazın aktif bileşenlerden oluşan 3 filtreli, UV ışık kaynaklı, ozon ve iyon jeneratörlü ve hava akış hızının 4 konumda ayarlanabildiğini, saatte 60 metre kubik havanın artı hale getirebildiğini, hastane tiplerinin de 950 dolardan satışa sunulduğunu belirtti. Dinçsoy, ürettikleri cihazın Türkiye’deki hastanelerde önemli bir eksikliği ortadan kaldıracığı görüşünün birçok tıp uzmanı tarafından da doğrulandığını dile getirdi.

**Her yerde
kullanılır**

Erdem Dinçsoy, cihazın çalışma prensiplerini de şöyle dile getirdi: “Cihaz tabiatla şelaleler, ormanlar ve denizler tarafından doğal olarak yaratılan negatif iyonları yaratmakta, oksijeni açığa çıkartmaktadır. Evimizde bile kendinizi şelalenin yanında kadar temiz hava solumanız mümkün.”

Negatif iyon jeneratörlerinin tavuk çiftliklerinde ve şarap imalathanelerinde kullanılabileceğini söyleyen Dinçsoy, kahvehane, yatak odaları, spor salonları, kütüphaneler, tiyatro, sinema ve okullarda da kullanılabileceğini kaydetti.

CIRRICULUM VITAE

Name - Surname: Erdem Dinçsoy

Birth year: 03.04.1977

Address: Elektral A.Ş. IAOSB M.K. Ataturk Blv 23 Cigli 35620 Izmir

Phone Number: + 90 232 376 7300

Fax Number: +90 232 376 7030

E-mail: edincsoy@elektral.com.tr

EDUCATIONAL BACKGROUND

Academic Status	Department	University	Period
BSc	Electrics	I.T.U.	1995-1999
MSc	Electronics	Aegean Uni.	2000-2002
PhD.	Solar Enr. Ins.	Aegean Uni.	2002- →

WORK EXPERIENCE

Association	Country	Department	Type of Duty	Term of Duty
Elektral A.Ş.	Turkey	Sales	Manager	2005 - →
Elektral A.Ş.	Turkey	Production	Manager	2000-2005

AREAS of EXPERTISE

Energy Technologies, Fuel Cells, Electronic Security, Digital Electronics, Energy Management, R&D Projects related with security and defense sector.