

QCM SSC SENSÖR DİZİSİ İLE ALGILANAN  
SEVOFLURANE ANESTEZİK GAZ SEVİYELERİNİN  
YAPAY SİNİR AĞLARI KULLANARAK BELİRLENMESİ

Burçak EDİN

Yüksek Lisans Tezi

Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Şubat – 2007

**QCM-SSC SENSÖR DİZİSİ İLE ALGILANAN SEVOFLURANE ANESTEZİK GAZ  
SEVİYELERİNİN YAPAY SİNİR AĞLARI KULLANARAK BELİRLENMESİ**

Burçak EDİN

Dumlupınar Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Lisansüstü Yönetmeliği Uyarınca  
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
Olarak Hazırlanmıştır

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU

Şubat – 2007

**KABUL ve ONAY SAYFASI**

Burçak EDİN'in YÜKSEK LİSANS tezi olarak hazırladığı "QCM SSC Sensör Dizisi İle Algılanan Sevoflurane Anestezik Gaz Seviyelerinin Yapay Sinir Ağları Kullanarak Belirlenmesi" başlıklı bu çalışma, jürimizce lisansüstü yönetmeliğin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

...../...../.....

(Sınav tarihi)

Üye :.....

Üye :.....

Üye :.....

Fen Bilimleri Enstitüsün Yönetim Kurulu'nun ...../...../..... gün ve ..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof.Dr.M.SabriÖZYURT.....

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## QCM-SSC SENSÖR DİZİSİ İLE ALGILANAN SEVOFLURANE ANESTEZİK GAZ SEVİYELERİNİN YAPAY SİNİR AĞLARI KULLANARAK BELİRLENMESİ

Burçak EDİN

Elektrik Elektronik Mühendisliği, Yüksek Lisans Tezi, 2007

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU

### ÖZET

Bu çalışmada, ameliyat sırasında hastada genel anestezi sağlamak amacıyla kullanılan sevofluran anestetik gazına, kuvars kristal mikrobals (Quartz Crystal Microbalance-QCM) sensör dizisi içeren elektronik burnun tepkisi araştırılmıştır. Bu tepki sonucu elde edilen datalar kullanılarak sevofluran gaz seviyesinin belirlenmesi için yapay sinir ağı (YSA) kullanılmıştır. Eğitilen ağı, anestetik ajanın seviyesini belirleyebildiği görülmüştür.

Çalışmalar 104E053 nolu “QCM-SSC Gaz Sensör Dizisi Kullanarak Tıbbi Uygulamalar için Tanı Sistemi Tasarımı” isimli TÜBİTAK Projesi ve 2004-6 nolu “PC(PIC)-QCM Tabanlı Sensör Dizisi Sistemi ile Anestezi Gazlarının Gerçek Zamanlı Denetimi” isimli Dumlupınar Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi kapsamında gerçekleştirilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Anestezi Seviyesi, Elektronik Burun, QCM Sensör, Sevofluran

**DETECTION OF SEVOFLURANE ANESTHETIC LEVELS USING QCM-SSC  
SENSOR ARRAY AND ARTIFICIAL NEURAL NETWORK**

Burçak EDİN

Electric-Electronic Engineering, M.S.Thesis, 2007

Thesis Supervisor: Asist. Prof. Hamdi Melih SARA OGLU

**ABSTRACT**

In this thesis, we have examined for the response of the e-nose implemented with sensor array of Quartz Crystal Microbalance (QCM). During the study, the QCM based e-nose was used to collect sensor data, and an Artificial Neural Network (ANN) was trained with this data. After that, the trained ANN is tested with random data. As a result, acceptable values have been obtained.

The work has been conducted in the scopes of TUBITAK Project, No: 104E053: "Diagnosing System Design for Medical Applications Using by QCM-SSC Gas Sensor Array" and Scientific Search Project of Dumlupınar University, No: 2004-6: "Real Time Detection of the Anesthetic Gases by Using PC(PIC) & QCM Sensor Array"

**Key Words:** E-nose, Level (density) of the anesthesia, QCM sensor, Sevoflurane

**TEŞEKKÜR**

Bu çalışmada bana yardımcı olan başta danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU'na, ölçümlerin yapımında yardımcı olan Evliya Çelebi Devlet Hastanesi Anestezi Servisi alışanlarına QCM sensörleri üreten "TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Sensör Grubu"na ve emeği geçen herkese teőekkürü bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

	<b><u>Sayfa</u></b>
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. ANESTEZİ.....	3
2.1.Genel Anestezi.....	3
2.2 Genel Anestezi Uygulaması.....	4
2.2.1. Anestezi İndüksiyonu.....	4
2.2.2. Anestezinin Devamı (İdame).....	4
2.2.3. Anestezinin Sonlandırılması .....	4
2.3 Anestezi Derinliği.....	4
2.3.1. Anestezi Derinliğinin Belirlenmesi.....	5
2.3.2. Yüzeysel Anestezi ve Farkında Olma (Awareness).....	6
2.4 İnhalasyon Anestezisi.....	7
2.4.1. İnhalasyon Anestetiklerinin Alınması ve Dağılımı.....	7
2.4.2. İnhalasyon Anestetiklerinin Etkinliği ve MAC.....	7
2.4.3. İnsanda MAC'ın Belirlenmesi.....	8
2.5. İnhalasyon Anestetikleri.....	9
2.5.1 Azot Protoksit (N <sub>2</sub> O).....	9
2.5.2 Halotan.....	9
2.5.3 Metoksifluran.....	9
2.5.4. Enfluran.....	10
2.5.5 İzofluran.....	10
2.5.6 Desfluran.....	10
2.5.7 Sevofluran.....	10
2.6. Anestezide Kullanılan Sistem ve Aygıtlar.....	10
2.6.1. Gaz Kaynakları.....	11
2.6.2. Basınç İndirgeyici Valvler .....	11
2.6.3. Akımölçerler.....	11

## İÇİNDEKİLER (devam)

	<b><u>Sayfa</u></b>
2.6.4. Vaporizatörler.....	12
2.6.5. Karbondioksit Absorpsiyon Sistemi.....	13
2.6.6. İspirasyon ve Ekspirasyon Valvleri.....	14
2.6.7. Kaçak Valvi.....	14
2.6.8. Rezervuar Balon.....	14
2.7. Anestezi Cihazında Yarı Kapalı Sistemler.....	14
<b>3. KOKU ÖLÇÜMÜ, ELEKTRONİK BURUN VE KOKU SENSÖRLERİ</b>	<b>15</b>
3.1. Koku Ölçümü.....	15
3.1.1. Analiz Cihazı Olarak İnsan Burnu.....	16
3.1.2. Kimyasal Görüntüleme.....	16
3.1.3. Memeli Burnu ve Elektronik Burun Benzerlikleri.....	17
3.2. Elektronik Burun.....	21
3.2.1. Elektronik Burun Uygulamaları.....	22
3.3. Koku Sensörü ve Sensör Dizileri.....	22
3.3.1. Kuvars Kristal Mikrobalans Sensörleri (QCM).....	23
3.3.2. Kuvars Kristalinin Elektronik Eşdeğer Devresi.....	23
3.3.3. Sauerbrey'in Teorik Yaklaşımı.....	24
<b>4. YAPAY SİNİR AĞLARI.....</b>	<b>26</b>
4.1. Yapay Zekâ Kavramı ve Yapay Sinir Ağları.....	26
4.1.1. Yapay Sinir Ağları ve Tarihsel Gelişimi.....	27
4.1.2. Doğal Sinir Hücresi ve Sinir Ağları.....	28
4.1.3. Yapay Nöron.....	29
4.2. YSA Çeşitleri ve Geri Yayılımlı YSA.....	34
4.2.1. YSA Çeşitleri.....	34
4.2.2. Geri Yayılımlı YSA'nın Yapısı.....	35
4.2.3 Geri Yayılımlı YSA'da Kullanılan Transfer Fonksiyonları.....	36
4.2.4. Geri Yayılımlı YSA'da Öğrenme.....	37
4.3. Yapay Sinir Ağlarının Kullanım Alanları.....	38
<b>5. SEVOFLURAN ANESTEZİ GAZI SEVİYESİNİN ELEKTRONİK BURUN VE YAPAY SİNİR AĞI KULLANILARAK BELİRLENMESİ.....</b>	<b>40</b>



**İÇİNDEKİLER (devam)**

	<b><u>Sayfa</u></b>
5.1. Anestezi Sistemi ve Deney Düzenegi.....	40
5.2. Ölçümlerde Kullanılan QCM Sensörler.....	42
5.3. Yıkamalı ve Yıkamasız Sensör Ölçümleri.....	43
5.4. YSA Gerçekleme.....	47
5.4.1 MATLAB Programlama Dili.....	47
5.4.2. Verilerin Elde Edilmesi.....	49
5.4.3. Anestezi Verilerinin YSA ile Eğitilmesi.....	50
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	62
KAYNAKLAR.....	68

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Anestezi cihazının temel elemanları.....	11
2.2. Basınç, ısı ve akım kompensasyonlu, halothan, enfluran ve izofluran vermeye uygun modelleri olan, Vapor 19 serisi bir buhalaştırıcının kesiti ve çalışma şekli.....	13
3.1. Memeli burnu ile elektronik burun arasındaki benzerlikler.....	17
3.2. Kimyasal Sensör Sistemi.....	19
3.3. (a) QCM sensör yapısı (b) Görünümü.....	23
3.4. Piezoelektrik kuvars kristal rezonatörün eşdeğer elektronik devre şeması.....	24
4.1. Bir sinir hücresi.....	28
4.2. Biyolojik nöronun Genel Yapısı ve İşlevleri.....	29
4.3. Yapay Nöronun Genel Yapısı.....	30
4.4. Yapay Nöronun Detaylı Yapısı.....	31
4.5. YSA'ların Genel Yapısı.....	32
4.6. Nöronun Temel Yapısı.....	35
4.7. Tek Katmanlı YSA.....	36
4.8. Çok Katmanlı YSA.....	36
4.9. Log-sigmoid Transfer Fonksiyonu.....	36
4.10 Tan-sigmoid Transfer Fonksiyonu.....	37
5.1. Yapılan anestezi ölçümleri.....	49
5.2. Farklı YSA yapılarının karşılaştırılması.....	61
5.3. (a) QCM sensör yapısı, (b) Sensör hücresi.....	42
5.4. QCM sensörlerin sevoflurane anestezi gazına verdiği tepkiler.....	43
5.5. QCM sensörlerden 4 tanesinin sevoflurane anestezi gazına verdiği tepkiler.....	44
5.6. Farklı orandaki sevoflurane katkılı anestezi gazı için QCM sensör tepki grafiği	44
5.7. Farklı orandaki sevoflurane katkılı anestezi gazı için QCM sensör tepki grafiği	45
5.8. Şekil 5.6 ve Şekil 5.7'daki ölçümlerin birlikte gösterilmesi.....	46
5.9. İki yöntem arasındaki farklar anestezi seviyesine göre çubuk grafik ile gösterimi.....	46

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<b><u>Sekil</u></b>	<b><u>Sayfa</u></b>
5.11 Nntool arayüzü.....	48
5.12. Network1'in ağ yapısı.....	51
5.13. Network1 ağ parametrelerinin oluşturulması.....	51
5.14. Network1'in eğitim parametreleri.....	52
5.15. Network1'in performans grafiği.....	52
5.16. Network1'in simülasyon sonuçlarının performansı.....	53
5.17. Network2'nin performans grafiği.....	54
5.18. Network3'ün performans grafiği.....	54
5.19. Network4'ün performans grafiği.....	55
5.20. Network5'in ağ yapısı.....	55
5.21. Network5'in performans grafiği.....	56
5.22. Network5'in simülasyon performansı.....	57
5.23 Network7'nin simülasyon performansı.....	58
5.24. Network8'in ağ yapısı.....	58
5.25. Network8'in performans grafiği.....	59
5.26. Network9'un ağ yapısı.....	60
5.27. Network9'un performans grafiği.....	60
5.28. Network10'un ağ yapısı.....	61
6.1. Network5'in simülasyon performansı.....	63
6.2. Eğitim sonucu çıkan seviyelerin, gerçek seviyelerle karşılaştırılması.....	63
6.3. Network5'in simülasyon performansı.....	64
6.4. Eğitim sonucu çıkan seviyelerin, gerçek seviyelerle karşılaştırılması.....	65

**ÇİZELGELER DİZİNİ**

<b><u>Çizelge</u></b>	<b><u>Sayfa</u></b>
2.1. İnhalasyon Anestetiklerinin kimyasal yapısı ve MAC değerleri.....	8
3.1. Elektronik burunda insan burnunun yerini alan elemanlar.....	18
3.2. Kimyasal Sensör Malzemeleri.....	20
5.1. Yapılan anestezi ölçümleri.....	49
5.2. Farklı YSA yapılarının karşılaştırılması.....	61
6.1. Gerçek gaz seviyeleri ve eğitim sonucu belirlenen seviyeler.....	66

## 1. GİRİŞ

Hissizlik anlamına gelen anestezi, cerrahi operasyonlar sırasında hastada geçici bilinç kaybı oluşturmakta ve hastanın ağrı duyusunu ortadan kaldırmaktadır. Anestezi aynı zamanda kas gevşekliği sağlaması ve hastanın hareketlerini engellemesi cerrahi için uygun şartları oluşturmaktadır [1]. Anestezi, anestetik ilaçların hastaya enjeksiyon veya solunum yoluyla verilmesi ile gerçekleştirilir. Solunum yolundan verilmesi tercih edilmektedir [2].

Cerrahi operasyonlarda anestezi, genellikle damara enjeksiyon ile başlayıp, solunum (inhalasyon) anestezisi ile devam etmektedir. Solunum anestezisi, maske ile yada nefes borusuna takılan bir tüp yardımıyla solunum yolundan yapılmaktadır [3].

Uygulanan anestezinin hasta üzerine etkisi, anestezi derinliği olarak bilinmektedir. Anestezi derinliği, anestetik ajan ve hastanın özelliklerine (yaş, ağırlık vb gibi) göre değişebilmektedir [4]. Anestezi derinliği genellikle hastanın hayati fonksiyonlarının takip edilmesi ile değerlendirilmektedir. Uyarılmış potansiyeller [5] ve bispectral indeks [6] anestezi derinliğini belirlemede kullanılan yöntemlerdendir.

İnhalasyon anestezisinde, volatil anestetikler vaporizatörlerde buharlaştırılıp istenen oranda hastaya solunum yoluyla verilirler. Her volatil anestetik için farklı vaporizatör ve hastanın ağrı duymasını engelleyecek minimum anestetik oranı (MAC değeri) vardır. Hastaya göre verilecek anestezi seviyesi vaporizatör üzerinden ayarlanmaktadır. Bu durumda vaporizatörlerin kalibrasyonu hasta güvenliği açısından oldukça önemlidir. Vaporizatörden manuel ayarlanarak hastaya verilen anestezi gazı seviyesi sürekli ölçülerek, hastaya doğru seviyenin uygulanıp uygulanmadığı kontrol altında tutulmalıdır [7].

Çalışmanın ilk aşamasında, elektronik burun içinde yer alan QCM sensörlerin sevoflurane inhalasyon anestetiğine verdiği tepki araştırılmıştır. Her bir QCM sensörün farklı tepki verdiği görülmüştür.

Elektronik burun (e-burun), insan koku alma duyusunun taklit edilerek yapılmış elektronik sistemlerdir [8]. E-burun teriminin yaygınlaşması Ağustos 1991'de İzlanda Reykjavik'te düzenlenen NATO destekli seminerde başlamıştır. 2000'li yıllarda e-burun üzerine yapılan araştırmalarda kayda değer bir artış gözükmemektedir [9].

E-burunun birçok kullanım alanı vardır. Örneğin içecekler, yemekler, tütün ve sabun ürünlerinin çıkarmış olduğu kokuların karakterize edilmesi ve izlenmesi sayılabilir. Son yıllarda e-burun uygulamaları tıbbi teşhis ve biyoteknoloji konusunda yoğunlaşmıştır [10]. Bu

yöntemle, solunum yolunda oluşan kanser vakalarında tümörlerin çıkarmış olduğu kokudan yararlanarak, hastalık oluşum evresinde tespit edilebilir. Askeri alanda ise, nükleer veya kimyasal bomba atıldığında gazın algılanması için e-burun kullanılmaktadır [8].

Bu çalışmada kullanılan e-burun, kuvars kristal mikrobalsans (QCM) sensör dizisini içermektedir. Bir QCM sensörü, algılayıcı kimyasal film tabakası ile kaplanmış elektrotların oluşturduğu kuvars bir salıncıdır [12]. Gaz moleküllerinin QCM sensör tarafından algılanması sayesinde oluşan  $\Delta m(g)$  kütle değişimleri arasındaki ilişki Sauerbey Eşitliği yardımıyla  $\Delta f$  (Hz) frekans değişimlerine dönüştürülmektedir [7, 13, 14, 15].

E-burun'un en önemli özelliği; kokuyu insan burnundaki hassasiyet derecesinden daha iyi algılayıp ayrıştırılabilmesi ve sonucu objektif olarak sunmasıdır [8]. Koku bilgisini almak kadar alınan koku bilgisinin işlenip yorumlanması da önemlidir [9]. E-burunda kokuyu algılayan kimyasal sensörler, kokuyu analiz eden (tanyan) ise yapay sinir ağları (YSA)'dır [8].

YSA teknolojisi öğrenen sistemlerin temelini oluşturmaktadır. İnsan beyninin temel işlem elemanı olan nöronu şekil ve işlev olarak basit bir şekilde taklit eden YSA'lar, bu yolla biyolojik sinir sisteminin basit bir simülasyonu için oluşturulan programlardır [16].

Anestezik gazın seviyelerine karşılık gelen, QCM sensörden alınan ve zamana karşı kaydedilen frekans değişimlerinde düzenlemeler yapılarak YSA'nın eğitimi için gerekli data oluşturulmuştur. Bu aşamadan sonra da ideal ağı bulmak için farklı YSA eğitim parametreleri denenmiştir.

## 2. ANESTEZİ

Anestezi sözcüğü bugünkü anlamda ilk kez Yunanlı filozof, Dioscorides tarafından kullanılmıştır. Daha sonra Morton'a ilk başarılı eter uygulamasından sonra Holmes tarafından yazılan mektupta eterin oluşturduğu durumun tanımlanması için teklif edilmiştir. Anestezi, AN (olumsuzluk) eki ve ESTEZİ (duyu, his) sözcüğünden oluşur ve duyarsızlık, hissizlik anlamına gelmektedir. Genel ve lokal anestezi olarak ikiye ayrılır [17].

Hastanın fizik durumu, yaşı, cerrahi girişimin türü, cerrahın gereksinimleri, anesteziğin tercihi ve hastanın arzuları, anestezi tipinin seçimindeki etkenler arasında yer almaktadır [2].

### 2.1. Genel Anestezi

Genel anestezi, basit olarak davranış ve algılamada oluşan geçici değişiklikler şeklinde tanımlanmaktadır. Verilen ilaçların etkisiyle yaşamsal fonksiyonlarda önemli değişiklik oluşmadan, santral sinir sisteminde (SSS) yukarıdan aşağıya doğru ilerleyen bir depresyon tablosu izlenir. Bu depresyon tablosunun ortaya çıkışında sırasıyla; kortikal ve psişik merkezler, subkortikal merkezler, bazal ganglionlar ve serebellum, spinal kord ve son olarak medüller merkezler etkilenir. Nörolojik fonksiyondaki bu geçici değişiklikler farklı komponentlerden oluşmaktadır. Bunlar;

- bilinç kaybı,
- duyu kaybı,
- amnezi,
- analjezi,
- hareketsizlik,
- cerrahi uyarılara karşı oluşan otonomik ve somatosensoriyel reflekslerin

baskılanmasıdır [1].

### 2.2. Genel Anestezi Uygulaması

Genel anestetik maddeler hastaya sıklıkla gaz veya buhar halinde inhale ettirilerek ya da damar içine (intravenöz, iv) enjeksiyonla verilir. Daha az olmak üzere de kas dokusuna (intramüsküler, im) enjeksiyon, oral veya rektal yol kullanılır [17].

Uygulama açısından genel anestezide; induksiyon, idame ve uyanma olmak üzere 3 safha bulunmaktadır [18].

### 2.2.1. Anestezi İndüksiyonu

Anestezinin başlatılmasıdır.

**İntravenöz indüksiyon:** En yaygın uygulama olup, intravenöz (iv) bir ajanla hızlı bir şekilde indüksiyon sağlanır daha sonra inhalasyon ajanına geçilir.

**İnhalasyon indüksiyonu:** Küçük çocuklarda, şoktaki, çok yaşlı ya da damar bulmanın güç olduğu hastalarda doğrudan inhalasyon yolu ile indüksiyon yapılabilir.

**İntramusküler indüksiyon:** Çocuklarda iv yol bulmanın zor olduğu durumlarda kullanılabilir. Daha çok çocuklarda anestezi öncesi veya bazı tanısal girişimlerde sedasyon/yüzeysel anestezi sağlamak amacıyla kullanılabilir [18].

### 2.2.2. Anestezinin Devamı (İdame)

İndüksiyondan sonra, anestezinin cerrahi girişim boyunca ve bu girişimin gerektirdiği derinlikte belirli bir düzeyde sürdürüldüğü safhadır. Anestezinin devamı için günümüzde en yaygın uygulama oksijen/azot protoksit karışımına düşük yoğunlukta etkin bir inhalasyon anestetigi eklemektir. İnhalasyon anestetigi yerine kuvvetli analjezikler veya diğer iv anestetikler de kullanılabilir. Bu safhada hava yolu açıklığı sıklıkla endotrakeal entübasyon ile sağlanmaktadır. Kısa sürecek girişimlerde maske ile idame tercih edilebilir [18].

### 2.2.3. Anestezinin Sonlandırılması

Cerrahi girişim sonunda kullanılan anestetigin etki hızına bağlı olarak anestetik ajan kapatılır. Bu andan itibaren uyanma safhası başlar. Kullanılan ajana ve hastanın durumuna bağlı olmak üzere değişen sürelerde hastalar, hava yolu açıklığını koruyabilecek duruma gelirler [18].

Yeterli solunum, oksijenlenme ve kardiyovasküler stabilite sağlandıktan sonra hasta ameliyathaneden derlenme odasına alınır [18].

## 2.3. Anestezi Derinliği

Vücudun ağırlı uyaranlara duyarsız hale getirilmesini amaçlayan genel anestezinin yeterli derinlikte olması gerekir. Anestezinin önemli görevlerinden biri de hastanın ağırlı ve diğer bazı zararlı uyaranları hissedip hissetmediğini belirlemektir. Bunu belirlemek için de anestezi derinliği ile ilgili belirtilerin, bunların değerlendirme yöntemlerinin ve anestetik maddelerin etkinliğinin iyi bilinmesi gerekir. İnhalasyon anestetikleri ile ilgili minimum alveoler yoğunluk (MAC) kavramına ilgili bölümlerde değinilecektir [17].



### 2.3.1. Anestezi Derinliğinin Belirlenmesi

Anestezinin fazla yüzeysel veya derin olması sakıncalıdır. Derin anestezi yaşamsal fonksiyonları baskılayarak, hatta bulber merkezlerin depresyonu ile koma ve ölüme neden olabilirken; yüzeysel anestezi, ağırlı ve zararlı uyarıları, bunlara verilen nöroendokrin ve refleks yanıtları yeteri kadar önleyemediği için zararlı olabilmektedir. Yüzeysel anestezi altında cerrahi uyarılara hipertansiyon, nabız hızında artma ve kas tonusunda artma şeklindeki yanıtlar, özellikle rezervleri kısıtlı kardiyak hastada tehlikeli olabilir. Bu nedenlerle anestetik maddelerin ilk kullanımından bu yana, anestezi derinliğinin belirlenmesine yönelik, güvenilir klinik belirtiler ve bunların izlenmesine yönelik yöntem arayışı sürmektedir. Böyle bir yöntem hem anestezi uygulamasını kolaylaştıracak, hem de hasta güvenliğini artıracaktır. Günümüzde, daha çok kirpik, kornea ve konjunktiva refleksleri, gözbebeğinin büyüklüğü ve ışığa reaksiyonu, göz yaşarması, göz küresinin hareketleri, kan basıncı, nabız, cilt insizyonuna alınan kardiyovasküler ve solunumsal yanıt, solunumun düzeni, derinliği, hızı, terleme, iskelet kası tonusu, hastanın air-way'i tolere edebilmesi, yutkunma, trakeal çekilme diyafragmatik solunumun durumu, akciğerlerin esnekliği gibi klinik belirtiler ile anestezi derinliğine karar verilmektedir. Burada en önemli ölçüt cerrahi kesinin bu belirtilerde yaptığı değişikliklerdir [17].

Yukarıda değinilen ve günlük uygulamada yararlanılan klinik belirtilere ek olarak, henüz yaygınlaşmamış, ancak ileride anestezi derinliğinin izlenmesinde yararlanılabilecek bazı ileri yöntemler de vardır [17].

Bu yöntemlerden biri elektroansefalografi (EEG)'dir. Burada, yine eter/azot protoksit anestezisi için tanımlanmış, düz, ritmik, kompleks patern, hafif, orta, ağır ve tam süpresyon olmak üzere 7 safha ayırt edilir. Diğer anestetikler için de EEG modelleri belirlenmiştir. Ancak EEG üzerinde, anestezi sırasında, anestetiklerin etkisi yanında, iskemi, hipoksi, hiperkapni, hipoglisemi, hipotansiyon ve ani ısı düşmelerinin de etkisi olduğu dikkate alınmalıdır. Bu yöntem henüz güncel klinik uygulamaya girmemiş olup, araştırma amacı ile veya bazı özel durumlarda kullanılmaktadır [17].

**Serebral Fonksiyon Monitörü:** Anestetiklerin ayrı ayrı özelliklerinden çok, hastanın bilinç durumunu değerlendirmekte yararlı olabilir [17].

**Uyarılmış Potansiyel (Evoked Potentials-EP) Teknikleri:** Uyarılmış Potansiyeller santral sinir sisteminin her hangi bir uyarana karşı (sensör, motor, görsel), bu uyarıyı işleyip iletirken oluşturduğu elektrik potansiyelleridir [5]. Spesifik anatomik yapıların fonksiyonu ve beyindeki ilişkilerini araştırmaya yarayan yöntemlerdir. Duysal, somatosensorial ve görsel

olmak üzere üç tipi klinikte; tümör lokalizasyonu, multipl skleroz lezyonları, anestezinin ve cerrahi girişimin etkileri ve yoğun bakım hastalarında beyin hasarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bunlar içinde duysal uyarılmış yanıtlar (auditory evoked response, AER) anestezi derinliğinin saptanmasında en faydalı olanıdır. Ancak bu yöntem de henüz güncel uygulamadan uzaktır [17].

Anestezi seviyesini ve derinliğini belirlemek üzere anestezi uygulanan hastanın kan basıncı ve nabız parametreleri kullanılarak araştırmalar yapılmıştır [19].

### 2.3.2. Yüzeysel Anestezi ve Farkında Olma

Farkında olma, hastanın ameliyat sırasında uyanık olduğunu veya kötü rüyalar gördüğünü anımsamasıdır. O sırada hasta hareketsiz olduğu için bu durumu belirtememektedir. Uyanık olma ise hastanın uyanık olması ve hareketleri ile belli etmesidir. Hasta bu durumu sonradan hatırlamayabilir [17].

Özellikle kas gevşeticilerin kullanımı ile çok derin anestezi gereksiniminin kalkması ve sezeryan girişimi gibi girişimlerde bebeğin depresyonu endişesi ile anestezi yüzeysel tutulmaktadır. Bu durumda hastanın olayları farketmesi söz konusu olabilir. Bu da indüksiyon, idame veya ameliyatın sonlarına doğru olabilir. İndüksiyon sırasında yetersiz dozda iv indüksiyon ajanını takiben verilen kas gevşetici ile hastanın hareketsiz hale gelmesi; tekrarlanan ve uzayan entübasyon girişimleri sırasında sadece kas gevşeticinin tekrarlanması; yeterli dozda iv ilaç verilse de inhalasyon ajanının yeterli düzeye ulaşmasında bir gecikme sonucu iv ajanın etkisinin geçmesi ile hasta olayların farkına varabilir. Anestezinin devamı sırasında total iv anestezi kullanılıyorsa, ilacın plazma düzeyinin yetersiz olması; inhalasyon anestetik kullanılırken devrede olabilecek bir kaçak; ventilatör kullanılıyorsa buradan olabilecek kaçak veya gazların iyi ayarlanamaması; sık sık oksijen bypass'ının kullanılması; gibi etkenler söz konusu olabilir. Sezeryan girişimlerinde de ya yetersiz dozda indüksiyon ajanı vermekle ya da bebeğin çıktığı sırada görülmektedir. Girişim sonunda anestetik çok erken kesilmesi ile cilt dikişlerinin atıldığı sırada hasta olayların farkında olabilir. Kas gevşetici etkisindeki hastada olayın tanısı oldukça güçtür. Olguların çoğunda amnezik etki ile olayın hatırlanmaması; hipertansiyon ve terleme gibi otonom yanıtların, diğer nedenlerle de ortaya çıkabilmesi, çeşitli ilaçlarla modifiye edilebilmesi de güçlüğü artırmaktadır. Bu konuda EEG, serebral fonksiyon monitorları, EMG ve uyarılmış yanıtlar, elektoretinogram, özofagus alt ucu kontraktilesi ve cildin iletkenliğindeki değişikliklerden yararlanmak için araştırmalar sürmektedir. Turnike ile bir kolun sistemik dolaşımdan ayrılmasından sonra, hastaya kas gevşetici verilmesi esasına dayanan izole kol tekniği ile de araştırmalar yapılmaktadır (Russell, Schultetus ve ark). Bu

araştırmalarda azot protoksit/iv ajanlar/kas gevşetici kullanımı ile izole kolda s3zli komutlar ve cerrahi uyarıya b3y3k oranda yanıt alındığı, ancak bunun daha sonra nadiren hatırlandığı saptanmıştır [17].

## **2.4. İnhalasyon Anestezisi**

Solunum yolu ile alınan anestetik gaz ve buharlar, alveollere, oradan da kana diffüze olur. Beyne ulaşan anestetik miktarı, belirli seviyeye vardığında da genel anestezi meydana gelir. Bu olayın anlaşılabilmesi için inhalasyon anestetiklerinin alınması , dağılım ve atılımı konularının iyi anlaşılması gerekir [17].

### **2.4.1.İnhalasyon Anestetiklerinin Alınması ve Dağılımı**

İnhalasyon anestetiklerinin meydana getirdiğı genel anestezinin derinliğı, doğrudan doğruya bu maddelerin beyindeki parsiyel basıncına; uyuma ve uyanmanın hızı da basıncın değışim hızına bağılıdır. Beyindeki anestetik ajan basıncı, daima arteriyel kandaki basıncına çok yakındır. Bu basınçları kontrol eden etkenler şoye sıralanabilir:


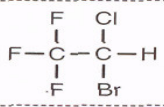
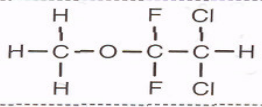
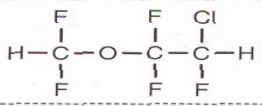
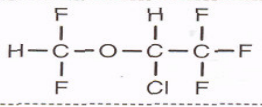
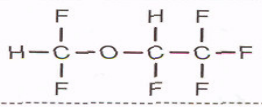
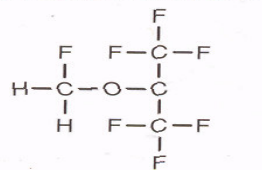
1. İnspire edilen gaz karışımı içindeki anestetik yoğunluğu.
2. Anestetik maddenin akciğerele ulaştırılmasını sağılayan akciğere solunumu.
3. Anestetik maddenin alveollerden arteriyel kana geçmesi.
4. Anestetik maddenin arteriyel kandan dokulara dağılması [17].

### **2.4.2 İnhalasyon Anesteziklerinin Etkinliğı ve MAC**

Minimum alveoler konsantrasyon (MAC), 1 atmosfer basınç altında ağırlı bir stimulusa karşı oluşan cevabı, hayvanların veya insanların %50'sinde ortadan kaldırmak için gerekli olan minimum alveoler anestetik gaz konsantrasyonunun oluşturduğı alveolar anestetik parsiyel basıncıdır. İnspire edilen anestetik konsantrasyonu ile alveoler konsantrasyon eşit olduğunda anestetiğın alveoler parsiyel basıncının ölçümü MAC'u göstermektedir. Bu durumda alveoler ve beyin parsiyel basınçları da aynı düzeyde olmalıdır [20].

Ancak hastalar arasında anestetik gereksinimi oldukça değışken olup, yeterli anestezi sağılamak için gerekli yoğunluk 0,5–2 MAC arasında değışmektedir. Buradan da anlaşılacağı üzere inhalasyon anestetiğı dozunu ifadede MAC'ın katları ve anestezi süresinin ifadesinde MAC/saat kullanılabilir. Tablo 2.1.'de inhalasyon anestetiklerinin kimyasal yapısı ve MAC değıerleri gör3lmektedir [17].

**Çizelge 2.1.** İnhalasyon Anestetiklerinin kimyasal yapısı ve MAC değerleri [21]

Agent	Structure	MAC% <sup>1</sup>	Vapor Pressure (mm Hg @ 20°C)
Nitrous oxide		105 <sup>2</sup>	—
Halothane (Fluothane)		0.75	243
Methoxyflurane (Penthrane)		0.16	22.5
Enflurane (Ethrane)		1.7	175
Isoflurane (Forane)		1.2	240
Desflurane (Suprane)		6.0	681
Sevoflurane (Ultane)		2.0	160

### 2.4.3. İnsanda MAC'ın Belirlenmesi

Premedikasyon ve diğer bir ilaç verilmeksizin, gruplar halindeki hastalara oksijen içinde önceden belirlenen değişik endtidal (alveoler) yoğunluklardaki anestetik madde 15 dakika süre ile verilir. Bu süre içinde inspire edilen ve alveoler yoğunluklar eşitlenmiş olur. Sonra cilt insizyonu uygulanıp, buna baş, boyun veya ekstremitelerin belirgin hareketi şeklinde yanıt olup olmadığı araştırılır. Öksürme, yutkunma, yüzde seğirme, yüzü buruşturma gibi hareketler pozitif yanıt olarak kabul edilmez. Her yoğunluk grubunda hareket eden hasta yüzdesi, grafikte o yoğunluk hizasında işaretlenir. Elde edilen çizgi grafik üzerinde, % 50 hasta yüzdesi hizasındaki yoğunluk MAC değerini verir [17].

Normal koşullarda alveoler, arteriyel ve beyin parsiyel anestetik basınçları 15 dakika içinde bir denge oluşturacak şekilde eşitlenmektedir. Böylece MAC değeri, anestetik maddenin beyindeki etki yerindeki aktivitesini de ifade etmektedir. Ancak her hastada bu ideal koşulları bulmak mümkün olmadığı gibi, MAC değerini etkileyecek diğer bazı etkenler de söz konusu olabilir [17].

## 2.5. İnhalasyon Anestetikleri

Bilinen ilk inhalasyon anestetiği olan "dietil eter" 1772'de sentez edilmiş, anestezi amacıyla 1840'lı yıllarda kullanılmıştır. 1950'li yıllardan önce kullanılmakta olan anestetik maddelerin çoğu patlayıcı özelliğe sahiptir. II. Dünya savaşı sırasında halojenlendirmenin maddelerin patlayıcı özelliğini kaldırdığı anlaşılmış ve halotan bulunmuştur [18].

İnhalasyon anestetikleri, oda ısısı ve basıncındaki fizik durumlarına göre gaz ve sıvı olarak ikiye ayrılabilir. Gaz anestetikler: siklopropan, etilen, azotprotoksit; sıvı inhalasyon anestetikleri: kloroform, eterler, trilen, etil klorür, fluoroksen, halotan, metoksifluran, enfluran, izofluran, sevofluran, desflurandır. Günümüzde önemi olan inhalasyon anestetikleri; zayıf bir anestetik ve inorganik bir gaz olan N<sub>2</sub>O, ve fluoronize hidrokarbon volatil anestetikler olan halotan, enfluran ve izoflurandır [18].

### 2.5.1. Azot Protoksit (N<sub>2</sub>O)

Anesteziye kullanılan tek inorganik bileşiktir. Amonyum nitratın ısıtılması ile elde edilir. Basıncılı silindirlerde sıvı halde bulunur. İyi bir analjezik, zayıf bir anestetiktir. Hastaların çoğunda tek başına anestezi sağlayamaz. Genellikle %50–70 konsantrasyonda diğer anestetiklerle birlikte kullanılmaktadır. Solübilitesi azottan 35 kez daha fazla olduğu için kapalı boşluklara süratle geçerek basıncı artırır. Anestezi sonlandırılırken difüzyon hipoksisine neden olabilir [18].

### 2.5.2. Halotan

Halotan kimyasal olarak (2-bromo-2-kloro-1,1,1-trifloroetan) yapısındadır. İlk kullanılmaya başlandığı yıllarda moleküler stabilitesi, etkinliği, kontrolünün kolaylığı nedeniyle hızla yaygınlaşmış ve 20–30 yıl boyunca en çok kullanılan inhalasyon anestetiği olmuştur. Vücuda giren halotanın %60–80'i 24 saat içinde solunum yolu ile atılmaktadır. Geri kalan kısmı oksidatif metabolizmaya uğrar ve idrarla atılır. Halotan alan hastaların %4–20'sinde karaciğer enzimlerinde hafif yükselme, 1:6.000–22.000 olguda ise masif, hepatik nekroz gelişebilir [17].

### 2.5.3. Metoksifluran

Bilinen en potent ve uçucu inhalasyon anestetiğidir. Yapısal olarak bir dimetil eterdir. En önemli sakıncası nefrotoksisitesidir. En büyük oranda (%50–70) metabolize olan inhalasyon anestetiğidir. Toksisitesinden florür sorumludur. Günümüzde artık kullanılmamaktadır [17].

#### **2.5.4. Enfluran**

Kimyasal olarak metil etil eter (2 klorürlü 2-trifloroetil-difluorometil-eter)'dir. %2.5–8.5 oranında oksidatif yolla metabolize olur. Açığa çıkan florür miktarı; halotan ve izofluran ile ortaya çıkan florür miktarının 10 katıdır. Bu miktar, renal hasara neden olabilecek düzeyin (50 mmol/L) altındadır [17].

#### **2.5.5 İzofluran**

Enfluranın izomeridir (1-klorür-2,2,2- trifluoroetil-difluorometil eter). Uyuma ve uyanma, halotan ve enflurandan hızlıdır. Sadece %0,2'si metabolize olmaktadır [17].

#### **2.5.6 Desfluran**

Bir metil etil eterdir. Yapısı izoflurana benzer. İlk kez 1990'da kullanılmıştır. İndüksiyon ve uyanma hızlı, etkinliği ise azdır [17].

#### **2.5.7 Sevofluran**

Sevofluran (florometil 2,2,2-trifloro-1-(trimetileter)etil eter); metil isopropil eterin florlanmış türevi olan halojenlenmiş inhalasyon anestetiklerinden birisi olup [22], renksiz, herhangi bir koruyucu kimyasal madde içermeyen, hoş kokulu bir sıvıdır [23,24].

Sevofluran, % 95-97 oranında pulmoner eliminasyona uğrayarak, vücutta % 2-5 oranında metabolize olmaktadır [23].

Mevcut inhalasyon anestetiklerinden daha hızlı etkili, kardiyovasküler ve solunum sistemine istenmeyen etkileri daha azdır. Diğerlerine göre daha kompleks bir yapısı vardır. Hızlı indüksiyon ve uyanma sağlar. Metabolitleri ve ortaya çıkan flor iyonu nefrotoksiktir. Bu nedenle böbrek yetmezliğinde tercih edilmemelidir. Solunum yollarını irrite etmez ve özellikle çocuklarda maske ile indüksiyon yapılabilir. Kardiyovasküler sistem üzerine etkileri minimaldir, sadece hafif taşikardi yapabilir. Bu olumlu özellikleri nedeniyle çok sık kullanılmaktadır. Kürar benzeri etki ile kas gevşeticilerin etkilerini artırır [25].

### **2.6. Anestezide Kullanılan Sistem ve Aygıtlar**

Başarılı ve güvenli anestezi uygulaması için gerekli en önemli araç ve gereçlerin başında gelen anestezi cihazı başlıca hava kaynağı olarak işlem görür [26]. Anestezi cihazı inhalasyon anestetiklerinin uygulanmasında kullanılan bir alettir. Anestezi cihazının elemanları basınçlı oksijen ve anestetik gaz tüpleri, basınç indirgeyici valvler, akımölçerler, vaporizatörler,



gazın yukarı doğru akımı arasında bir denge oluştuğunda küre yerinde durur. Gazın akım hızı, kalibre edilmiş cam tüpten direkt olarak okunur.

Her bir akımölçer, ölçeceği gaz için özel olarak kalibre edilmiştir. Gazlar dakikada litre veya litrenin fraksiyonları olarak saptanacak şekilde metrik sisteme göre ölçülür.

Akımölçerler 760 torr'luk bir atmosferik basınçta ve 25°C'lik oda ısısında kullanılmak üzere ayarlanır. Yüksek irtifalarda veya hiperbarik odalarda hatalı sonuç verirler.

Gaz, akımölçerden geçtikten sonra oksijen ile anestetik gazların hastaya gitmeden önce bir karışım haline geldikleri ortak karışım bölmesine geçer [3].

#### 2.6.4. Vaporizatörler

Bir vaporizatör kaynama noktası düşük olan, volatil, sıvı anestezi maddeleri buharlaştırmak için kullanılır. Copper Kettle, Vernitrol, Fluotec, Pentec, Fluomatic, Pentomatic, ve Drager yaygın kullanılan vaporizatörlerdir. Her biri özel bir anestetik için kullanılmak üzere imal edilmiştir. Bu vaporizatörler belli bir akımda istenilen konsantrasyonda buhar verecek şekilde ayarlanırlar [3].

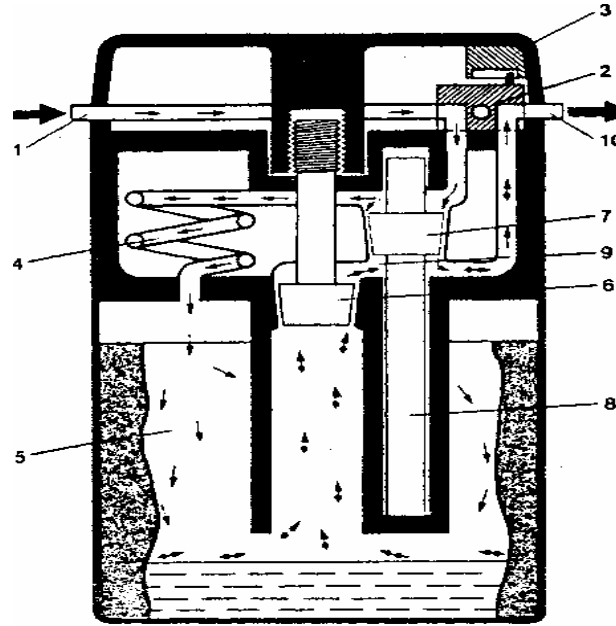
Ağır bir bakır kap olan Copper Kettle vaporizatöründe küçük oksijen kabarcıkları sıvı anestezi içinden geçirilir. Bu oksijen ile anestetik buhar, daha sonra ortak karışım bölmesinde diğer gazlar ile karıştırılır. Bakırın ısı geçirgenliğinin fazla olması, ısının süratle odadan ve anestezi cihazının metal parçalarından sıvıya geçmesine neden olur ve böylece uçucu anesteziğin sabit bir ısıda tutulmasına imkan sağlar [3].

Fluotec vaporizatörü ısı değişikliklerine göre ayarlanabilen tam kontrollü bir alettir. %0.14 konsantrasyonda halotan buharı verir. Azot protoksit ile birlikte veya tek başına oksijen akımı, 2-10 L/dk'lık bir akım hızı ile vaporizatörden geçer. Metalik bir valv, anestetik sıvının ısısındaki değişikliklere bağlı olarak genişleyip daralır. Bununla orantılı olarak vaporizatörden artan veya azalan miktarda buhar geçer [3].

Şekil 2.2.'de vaporizatörün kesiti görülmektedir. Şekildeki numaraların karşılığı aşağıda verilmiştir.

- |                                    |                                 |
|------------------------------------|---------------------------------|
| 1. Taze gaz girişi                 | 6. Kontrol çubuğu               |
| 2. Açma-kapama kontrolü            | 7. Bypass çubuğu                |
| 3. Konsantrasyon düğmesi           | 8. Isı kompensasyon mekanizması |
| 4. Basınç kompensasyon mekanizması | 9. Karıştırma odacığı           |
| 5. Buharlaştırma odacığı           | 10. Taze gaz çıkışı             |





**Şekil 2.2.** Basınç, ısı ve akım kompensasyonlu, halothan, enfluran ve izofluran vermeye uygun modelleri olan, Vapor 19 serisi bir buhalaştırıcının kesiti ve çalışma şekli [17]

### 2.6.5. Karbondioksit Absorpsiyon Sistemi

Ekspirasyon havasıyla atılan gaz karışımlarının tamamının yeniden solunduğu kapalı sistemlerde ve bu havanın sadece bir kısmının hasta tarafından tekrar solunduğu yarı kapalı sistemlerde karbondioksit birikmesi tehlikesi vardır. Bu tehlikeyi ortadan kaldırmak için alkalileri içeren bir karbondioksit absorpsiyon sistemi kullanılır [3].

Anestezi sistemini oluşturan devreye güçlü bir alkali içeren şeffaf bir kanister yerleştirilir. Ekspirasyon sırasında karbondioksit alkaliler tarafından absorbe edilir. Yarı kapalı sistemde karbondioksitin bir kısmı hastaya geri döner ve yeniden solunur [3].

Şeffaf kanisterlerin avantajı, gözle izlenebilmeleridir. Daha fazla absorbant içermeleri nedeni ile büyük kanisterler daha uzun süre etkili olurlar [3].

Kullanılan alkaliler sodyum hidroksit ve kalsiyum hidroksit karışımı olan sodalaym ve baryum hidroksit ile kalsiyum hidroksit karışımı olan baryum hidroksitlaym (Baralyme)'dir. Sodalaym ve baryum hidroksitlaym, anestezi devresinden karbondioksitin uzaklaştırılmasını sağlar [3].

### **2.6.6. İspirasyon ve Ekspirasyon Valvleri**

İspirasyon ve ekspirasyon valvleri, hastanın ekspirasyon havasındaki tüm gazların karbondioksit absorpsiyon sistemi içinden geçirilmesi için gereklidir. Bu yönlendirici valvler karbondioksit absorbanı içinde tek yönlü akım sağlar [3].

### **2.6.7. Kaçak Valvi**

Rezervuar balonda hastanın soluyabileceğinden daha fazla gaz bulunmasına neden olan bir gaz akımı söz konusu olduğunda, fazla gazlar kaçak valvinden atılır [3].

### **2.6.8. Rezervuar Balon**

Anestezi cihazı bir rezervuar balon içine sabit bir anestetik gaz akımı sağlar. Anestezi cihazından gelen akımın, hastanın nefes alma döneminde talep ettiği miktarı aşması halinde bu balon dolar. Böylece solunum devresinden hastaya düzenli bir şekilde anestetik madde gönderilmesi sağlanır. Ayrıca rezervuar balon asiste veya kontrole solunum için solunum yollarına pozitif basınç uygulanmasında da kullanılabilir [3].

## **2.7. Anestezi Cihazında Yarı Kapalı Sistemler**

Yetişkinler ve büyük çocuklar için en yaygın olarak kullanılan sistemdir. Burada anestetik gazlar solunum yollarına tamamen gaz akımı ve tekrar solunan gazlarla taşınır. Solunum yolu ve rezervuar balon nefes alma sırasında atmosfere kapalı, nefes verme sırasında ise açıktır. CO<sub>2</sub> 'in sistemden emilmesi ile beraber tekrar solunma oluşur. Bu durum biraz solunum havasındaki nemin ve vücut ısısının korunmasını sağlar. Ayrıca taze gaz akımının geliş hızı önemli değildir. Hatta hastanın dakika ventilasyonundan bile düşük olabilir. Böylece ameliyathanenin kirlenme oranı azalır. Ekspire edilen CO<sub>2</sub> sodalaym ya da baralaym kullanılarak oluşan kimyasal emilim ile uzaklaştırılır [27].

### 3. KOKU ÖLÇÜMÜ, ELEKTRONİK BURUN VE KOKU SENSÖRLERİ

Gördüğümüz ya da duyduğumuz şeyleri tarif etmek bizim için oldukça kolaydır. Buna karşın, çoğu zaman algıladığımız kokuyu isimlendirmekte güçlük çekeriz. Onu başka bir kokuya benzeterек tasvir etmeye çalışırız. Genellikle de onun bizde uyandırdığı hisleri ifade ederiz.

Koku olarak tanımladığımız aslında nesnelere buharlaşan kimyasal tanecikler, yani moleküllerdir. Söz gelişi, taze çekilmiş kahve kokusu olarak algıladığımız ve hissettiğimizde bize hoş gelen kokunun kaynağı kahveye ait uçucu koku molekülleridir. Buharlaşma ne kadar yoğun olursa, meydana gelen koku da o denli belirgin olur. Fırında pişmekte olan bir kekin bayat bir keke oranla daha çok kokmasının nedeni fırındaki kekten daha çok koku zerresinin ortama yayılmasıdır. Çünkü sıcaklığın etkisiyle koku molekülleri havada serbest hareket etmeye başlar ve geniş bir alana yayılabilirler. Kakaonun, lavanta çiçeğinin veya çileğin kendilerine has kokuları, koku moleküllerini meydana getiren atomlar ve aralarındaki bağların özel olarak düzenlenmesinin sonucudur [28]. Koku bazı kimyasal moleküllerden oluşmaktadır. Kokular, koku algılayıcıların kombinasyonları tarafından dedekte edilmektedir [29].

#### 3.1. Koku Ölçümü

Elektronik burunun babası olarak bilinen Wolfgang Göpel, 1983 yılında kimyasal sensörler hakkındaki ilk toplantı olan International Meeting on Chemical Sensors (IMCS) katılmıştır. Bu toplantı 1983 yılında Fukuoka, Japonya'da gerçekleştirilmiştir. Göpel daha sonra Almanya Tübingen'deki 'Institute for Physical and Theoretical Chemistry' nin başına geçmiştir. IMCS 1983 ten beri transdüserler ile ilgili konferanslar şeklinde sekiz kere toplanmıştır. Göpel'in sensör dizileri ve uygulaması olan elektronik burun hakkındaki çalışmaları sonucunda sensör teknolojisinde önemli bir mesafe kaydedilmiştir [9].

Elektronik burun teknolojisi üzerine yapılan araştırmalarda 1980lerin başlarında İngiltere Warwick Üniversitesindeki araştırmacıların koku sezmek için sensör dizileri geliştirmesinin de önemli katkıları mevcuttur. Sensör gelişiminde ilk olarak metal oksit cihazların kullanımı öne sürülmüş, daha sonra iletken polimerleri kullanabileceklerini keşfetmişlerdir. İkisinde de ortak özellik iletkenlikte olan değişimdir. [9].

Elektronik burun teriminin yaygınlaşması Ağustos 1991'de İzlanda Reykjavik'te düzenlenen seminerde başlamıştır. 2000'li yıllarda elektronik burun üzerine yapılan araştırmalarda kayda değer bir artış görülmektedir [9].

### 3.1.1. Analiz Cihazı Olarak İnsan Burnu

İnsan burnu, değişik hassasiyet sınırlarında çok fazla kokuyu ayırt edebilmektedir. Bu kokular birkaç ana kokunun kombinasyonu şeklindedir. Burunda her biri bir protein reseptörüne karşılık gelen birçok koku reseptörü bulunmaktadır [29].

İnsan burnu birçok endüstri kolunda yiyeceklerin, içeceklerin, parfüm ve kimyasal ürünlerin kalitesini ölçmek için “analiz cihazı” olarak kullanılmaktadır. Bu işlem genellikle “koku” ile değer biçmek için “çeşneci panelleri” kullanılarak yapılmaktadır. Her panel üyesi analizi yapılan maddenin algıladığı kokusu / tadı hakkındaki kanaatini bir forma işlemekte ve panel üyelerinin ortalama değeri bu ürünün kalitesini belirlemektedir. “Çeşneci panelleri” insan koku değerlendirmesinin pek çok etmeden, kişilerin fiziksel ve ruhsal sağlıklarından etkilenmesinden, zamanla “yorgunluk” nedeniyle algılamının durmasından ve ayrıca kişilere göre farklılık göstermesinden dolayı subjektif bir yöntemdir [29].

Bu nedenle kokuların değerlendirilmesi ve tanımlanması suretiyle ürünlerin kalitesine değer biçmek için ve daha tutarlı sonuçlar elde etmek için “çeşneci panellerine” yardımcı olmak üzere kromatografi ve kütle spektrometresi gibi analitik cihazlar devreye sokulmuştur. Ancak bu yardımcı cihazlar elde taşınabilir cihazlar değildir ve performansları göreceli olarak yavaştır [29].

“Çeşneci panelleri” ve bununla ilgili analitik teknikler dar boğazını aşabilmek için çözüm elektronik burun (e-burun)’dur. E-burun sistemleri bir kimyasal algılayıcılar (sensörler) dizisi kullanarak verilen bir kokunun “parmak izini” elde eder, ve örüntü tanıma yazılımları kokunun tanımını ve ayırımını yapar. E-burun yukarda sözü edilen yöntemlere göre ucuz, gerçek zamanda çalışan, alanda uygulanabilen elde taşınabilir sistemdir [29].

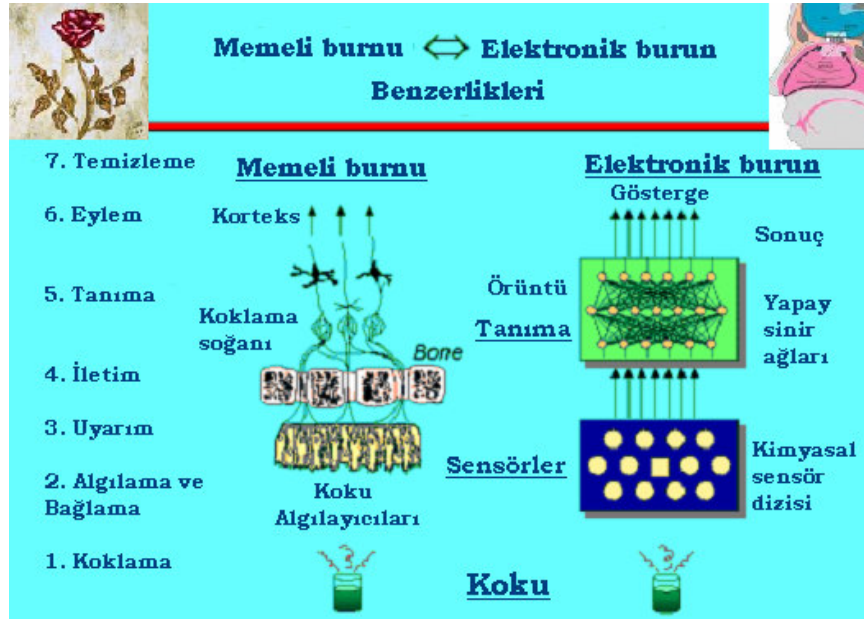
### 3.1.2. Kimyasal Görüntüleme

Koku algılama, havanın “kimyasal görüntüsünü” alma olarak tanımlanabilir. Kimyasal Görüntüleme kimyasal örnekleri zamansal ve uzaysal çözümlenmiş olarak kayıt etmeyi amaçlar [29].

Bu kimyasal görüntüleme hedefine analitik kimyanın iyi bilinen teknikleri kullanılarak veya çok sayıda kalibreli sensörleri ve sensör sistemleri kullanılarak yaklaşılabılır (Sonuncusu elektronik burun olarak da adlandırılmaktadır) [29].

### 3.1.3. Memeli Burnu ve Elektronik Burun Benzerlikleri

Şekil 3.1.'de memeli burnu ile elektronik burun arasındaki benzerlik gösterilmektedir. Memeliler bir kokuyu kokladığında nefesle çekilen havayla birlikte burna giren koku molekülleri koku algılayıcıları (receptors) tarafından tutulur ve bağlanırlar [29].



Şekil. 3.1. Memeli burnu ile elektronik burun arasındaki benzerlikler [29]

Bu bağlanma algılayıcı hücrelerde koku moleküllerinin cinsine göre uyarılırlar. Koku algılayıcıların tepkileri paralel olarak iletilir ve bu, kombinasyonel olarak kodlanır [29].

Bu uyarım sonucu oluşan sinyal koklama merkezine iletilir. Tanıma işlemi bir eğitim ile öğrenmeye bağlı olarak gerçekleşir. Uyarım sinyali daha önce rastlanmış ve bilinen bir uyarım sinyali ise beyinde tanıma gerçekleşir. Eğer ilk defa karşılaşılan bir uyarım ise bir "ilk" olarak beyne kaydedilir. Uyarım sinyali sonucu bir eylem gerekiyorsa beyinde o eylem kararı verilir [29].

Elektronik burunda ise koku algılayıcılarının yerini kimyasal sensörler, koklama merkezinin yerini yapay sinir ağları alır (Bkz. Şekil 3.1.). Koku molekülleri muhtelif yöntemlerle kimyasal sensör dizisine gönderilir. Koku molekülleri ile sensörün etkileşimi sonucu oluşan elektriksel sinyaller muhtelif örüntü tanıma yöntemleriyle işlenerek koku tanınır. Burada da bir eğitime gerekmektedir. Eğer koku ilk defa verilmişse oluşan sinyal tepkileri bu koku adına kaydedilir. İkinci bir koklatmada sistem bu kokuyu tanır [29].

**Çizelge 3.1.** Elektronik burunda insan burnunun yerini alan elemanlar [29]

<u>İnsan Burnu</u>	<u>Elektronik Burun</u>
Alıcı nöron	Sensör / transduser
Koku alma reseptörleri	Kaplama
10.000.000 reseptör	6-30 sensör(dizi)
Glomeruli	Sinyal işleme modülü
Beyin	Tanımlama modülü
Duyarlılık: ppt	ppm
Seçicilik: 10000~20000 koku	<50 koku

İnsan burnu Çizelge 3.1.'e göre elektronik buruna göre üstündür. Ama insan burnunun bazı zayıf yönleri de vardır: Bazı kokuları (gazları) hiç algılamamaktadır: karbon monoksit ve karbondioksit gibi. Ya da bir süre sonra ortamdaki gazı algılamamaktadır: Yorgunluk. Bunun dışında insan burnu “kişiye bağımlılık” da gösterir. Bu ve benzeri nedenlerden dolayı elektronik buruna olan ilgi artmaktadır [29].

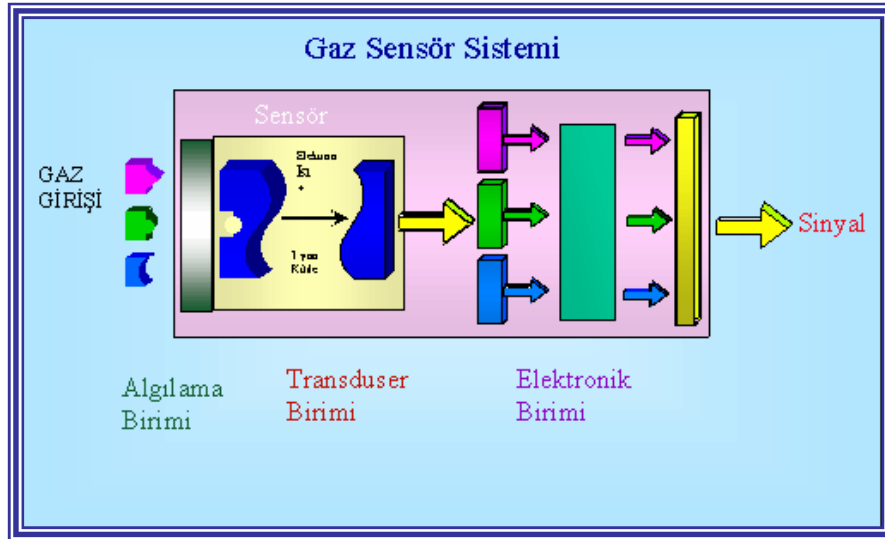
Elektronik Burun;

- Belirli kokuların sayısal parmak izlerini üretebilen bir aygıt olarak tanımlanabilir.
- Kokulara reaktif bir sensör dizisinden oluşan kimyasal algılama sistemi ile bir parmak izi tanıma sisteminden (örn. yapay sinir ağları) oluşur.
- Yıllarca aynı işi yapabilir. Objektif olup tekrarlanabilir sonuçlar verir.
- Sensör sinyalleri bir elektronik devre yardımıyla bir mikroprosesöre veya bilgisayara iletilir.
- Nöronların yerini elektronik; beynin yerini de bilgisayar alır.
- Bilgisayara iletilen sinyaller özel tanıma yazılımı ile tanınır.
- Reseptörler yerine bir dizi kimyasal sensör kullanılır. Koku veya gazlara sensörlerin her biri farklı cevap verir.
- Örneğin İsviçre Peynirinin aroması, sensör dizisinden gelen sinyallerin özel tanıma yazılımı ile işlenerek bilgisayara İsviçre Peyniri parmak izi olarak kaydedilir [29].

Elektronik burunun temelini ise kimyasal sensör ve kimyasal algılama oluşturur. Kimyasal sensör; kimyasal bilgiyi elektronik bilgiye dönüştüren bir aygıt olarak tanımlanabilir. Mükemmel bir kimyasal sensörde ortamla etkileşim tamamen geri dönüşümlüdür ve bu termodinamik ya da kinetik olarak kontrollü bir sensör sinyali (öznitelik) oluşturur [29].

Bir kimyasal sensörde aranan nitelikler ise; duyarlılık, seçicilik, dayanıklılık, güç ve ucuz olmasıdır [29].

Bir kimyasal sensör sistemi dört birimden oluşmaktadır: Algılama Birimi, Transduser Birimi, Elektronik Birimi ve Örüntü Tanıma Birimi (Bkz..Şekil 3.2.) [29].



Şekil 3.2. Kimyasal Sensör Sistemi

Algılama Birimi: Ortamda bulunan ve algılanmak istenen kimyasal maddeyle etkileşerek gerekli sinyalin oluşmasına neden olan "kimyasal arayüzey" algılama birimi olarak tanımlanır. Bu birimin seçici ve stabil olması son derece önemlidir [29].

Transduser Birimi: Kimyasal sensör tasarımında algılama biriminin niteliklerine göre transduser teknolojisi üretmek gerekmektedir. Bu teknolojiler, iletkenlik, potansiyel, kapasite, ısı, kütle ve optik sabit gibi özelliklerin kimyasal etkileşim sonucu değişimine uygun olarak seçilmektedir [29].

Elektronik Birimi: Transduserlerin elektrik sinyali üretmesi için gerekli osilator, fark devresi, yükselteç devresi, besleme devresi gibi devrelerdir [29].

**Örüntü Tanıma Birimi:** Bir mikrokontrolör ünitesi ve bilgisayar ile algılanan kokuların sinyal seviyeleri ve değerler topluluğu yapay sinir ağları (artificial neural network), baş bileşen analizi (principal component analysis) gibi muhtelif örüntü tanıma teknikleriyle işleyen birimdir [29].

Araştırmalar, daha duyarlı, daha seçici, daha duyarlı daha küçük ve daha ucuz algılayıcı malzemeler üzerinde yoğunlaşmaktadır. Bir sensör sistemi tasarımında değişik bilim dallarındaki gelişmeler kullanılmaktadır. Pek çok malzeme sensör algılayıcı malzemesi olarak kullanılmıştır (Bkz. Çizelge 3.2.). Bu malzemeler metallere, yarıiletkenlere, iyonik bileşiklerden, moleküler kristallere, kafes yapılı kristaller, polimerlere ve enzim, antikor gibi biyolojik malzemelere pek geniş bir spektrum içermektedir [29].

**Çizelge 3.2.** Kimyasal Sensör Malzemeleri [29]

<b>Metaller</b>	Pt, Pd, Ni, Ag, Au, Sb, Rh, ...
<b>Yarı iletkenler</b>	GaAs, InP, ...
<b>İyonik bileşikler</b>	Elektronik iletkenler ( $\text{SnO}_2$ , $\text{TiO}_2$ , $\text{Ta}_2\text{O}_5$ , $\text{IrO}_x$ , $\text{In}_2\text{O}_5$ , ...) Karışım iletkenler ( $\text{SrTiO}_3$ , $\text{La}_{1-x}\text{Sr}_x\text{Co}_{1-y}\text{Ni}_y\text{O}_3$ , perovskites $\text{Ga}_2\text{O}_3$ , ...) İyonik iletkenler ( $\text{ZrO}_2$ , $\text{LaF}_3$ , $\text{CeO}_2$ , $\text{CaF}_2$ , $\text{Na}_2\text{CO}_3$ , $\beta$ -alumina, ...)
<b>Moleküler kristaller</b>	Ftalosiyaninler ( $\text{PbPc}$ , $\text{LuPc}_2$ , $\text{LiPc}$ , $(\text{PcAlF})_n$ , $(\text{PcGaF})_n$ , ...)
<b>Kendiliğinden düzenlenen tabakalar</b>	Alkantiyoller, dialkilsülfürler, (alkoxy-)silanlar, karboksilik asitler, ...
<b>Langmuir-Blodgett filmler</b>	Phthalocyanine, Polydiacetylene, Cd-Arachidatphthalocyanines, polydiacetylenes, Cd-arachidat,...
<b>Kafes yapısındaki bileşikler</b>	Zeolites, calixarenes, resorcinarenes, cyclodextrines, crown-ethers, cyclophanes, cyclopeptides, ...
<b>Polimerler</b>	Polyethers, polyurethanes, polysiloxanes, polypyrroles,



	polythiophenes, polyfluorocarbons, polyolefines, PTFE, nafion
<b>Biomoleküler fonksiyonlu bileşikler</b>	Sentetik: phospholipides, FMD- and AIDS-virus-epitopes, Doğal: glucose-oxidase, lactose-permease, bacterial cellulose, E. coli-cellmembranes, more general: enzymes, receptors, transport-proteins, membranes, cells, ...

### 3.2. Elektronik Burun

Günümüzde görme ve işitme duyularının elektronik anlamdaki gelişmelerine tanıklık ederken, bilim adamları ve mühendisler insan burnunun taklit eden sistemlerin yer alacağı piyasaların tahminlerini yapmaya başladılar. Halen çeşitli şirketlerin ürettiği ticari amaçlı sistemler, potansiyel olarak yiyeceklerin ve ilaçların kalite güvencesinden hastalık teşhisine, çevresel parametrelerin incelenmesinden güvenliğe ve askeri uygulamalara kadar birçok sahada uygulama alanlarına hitap etmektedir. Elektronik bir sistem kullanarak kokuyu ölçmek hayli ilginç ve yapılması arzulan bir olaydır. Gaz kromatografisi ve kütle spektrometrisi (GC/MS) kokuların niceliklerinin belirlenmesinde yararlanılan tekniklerdir ancak bu metotlar zaman alıcı ve pahalıdır. Ayrıca eşzamanlı uygulamalarda seyrek olarak kullanılmaktadırlar. Bu nedenle bu geleneksel metotlar gaz sensörlerinden oluşmuş bir elektronik burun sisteminin oluşması için önyak teşkil etmişlerdir. Gaz sensörü senelerdir kullanılan bir tabir olmasına rağmen günümüz elektronik burun teknolojisi, bu tabire nazaran birkaç adım ötesini ifade eden bir yapıyı temsil eder [9].

Elektronik burun olarak anılan yapı, bileşiklere geniş sahada tepki veren sensör dizileri ile donatıldığı gibi örüntü tanıma (pattern recognition) ve yapay zeka (artificial intelligence) teknikleri ile de desteklenmiş, kullanıcının ihtiyaç duyduğu bilgiye ulaşmasını sağlayan elektronik cihazlardır. Elektronik burunlar kısaca kokuları ve uçucu bileşenleri tanıyan bir sistem ile yapay zeka ve örüntü tanıma alt sistemleri yapısında bulunduran cihazlardır. Günümüzde fiyatları 20.000\$ ile 100.000\$ arasında Avrupa, ABD ve Japonyada üstün bir laboratuvar aracı olarak kullanılmaktadır [9].

Bir elektronik burun basit olarak bir sensör dizisi kullanarak karmaşık kokuları sezer ve birbirinden ayırt eder. Sensör dizisi geniş sahada ayarlanmış çeşitli kokulara biyolojik ve kimyasal kokulara duyarlı sensörlerden oluşur. Sensörlerden alınan koku bilgisi bir database

oluşturur ve bu database eğitime için kullanılarak pattern recognition sistem oluşturulur. Bir elektronik burun yazılım ve donanım kısımlarından oluşmaktadır. Donanım ile koku bilgisini almak kadar alınan koku bilgisinin işlenip yorumlanması da önemlidir [9].

### 3.2.1. Elektronik Burun Uygulamaları

Elektronik burunun gıda endüstrisinde kullanımı ile ilgili çalışmalar gösterilmiştir. Elektronik burunun yiyecek endüstrisinde kullanım alanları ilgili peynir, şeker, balık, meyveler..vs üzerine tazelik ve paketlenme üzerine çalışmalar yapılmıştır [9].

Ayrıca kahve ve tütün sınıflandırma gibi işlemlerde de elektronik burunun kullanılması ile ilgili çalışmalara literatürde rastlanmıştır. Elektronik burunlar patolojik bakteri ve mantarların belirlenmesinde de kullanılmaktadır. Bilindiği üzere bakteri ve mantarlar kendilerine has ve karakteristik koku yaymaktadırlar. Bu koku yardımıyla hastalık yapıcı mikroorganizmaların tespiti mümkün olmaktadır. Elektronik burunun biyomedikal sahada akciğer kanseri ve idrar yolları iltihaplarının belirlenmesi de mümkün olabilmektedir [9].

Elektronik burunun hava kalitesi testi ve çevresel kontrol uygulamaları da pratikte yapılmaktadır. Örnek olarak NASA'nın uzay gemilerindeki hava kalite kontrol uygulaması şu anda yapılmaktadır. Çevresel kontrol kullanımına örnek olarak ise ortamdaki zehirli gazların tespiti ve askeri uygulamalarda patlayıcıların belirlenmesi ve tespitinde de elektronik burunlar kullanılmaktadır [9].

### 3.3. Koku Sensörü ve Sensör Dizileri

Sensör dizisi birden fazla sensörden oluşmuş n tane sensör grubudur. Uçucu bir kimyasal bileşen sensör dizisiyle temas geçince elektriksel niceliği değişmektedir. Bir sensör dizisi, farklı türlerde ya da aynı türde olsun, farklı birçok kimyasal ve kokuyu elektriksel nicelikleri değişerek tanımlayabilir. Kullanılan sensör dizisi; farklı örnekler için fark edilebilir şekilde farklı olan cevap üretmelidir. Bu nedenle dizi seçimi bireysel sensörler yerine dizinin geniş bir limitine cevap verebilen, cevaplarında özel olmamalıdır. Sensör seçimi uygulamaya göre yapılır. Önce birçok sensörün kullanıldığı elektronik burunlarla bir araştırma yürütülür ve daha sonra gerekli metodun geçerliliği ve uygulanabilirliği saptanır. Farklı sensörlerin verdiği tepkilere bağlı olarak uygun olan sensör bulunmalıdır [8].

Kullanılan sensör dizilerinde farklı yapılar:

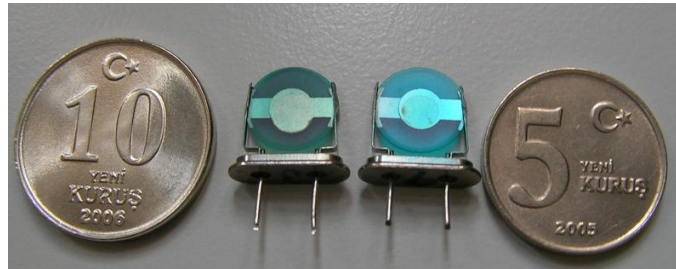
- Metal Oksit Yarıiletkenleri (Metal Oxide Semiconductors) (MeOX) (MeOx)
- Metal Oksit Yarıiletken Alan Etkili Transistörleri (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistors) (MOSFET)

- Yüzey Akustik Dalga Cihazları (Surface Acoustic Wave Devices) (SAW)
- Polimerler-Kimyasal Dirençler (Conducting Polymers- Chemiresistors)
- Optik Sensörler (Optical Sensors)
- Kuvars Kristal Mikrobalans Sensörleri (Quartz Crystal Microbalance Devices) (QCM) [8]

Çalışmamızda Kuvars Kristal Mikrobalans Sensör (QCM) tipi kullanıldığı için bundan sonraki bölümde ağırlıklı olarak bu sensör üzerinde durulacaktır.

### 3.3.1. Kuvars Kristal Mikrobalans Sensörleri (QCM)

QCM (Quartz Crystal Microbalance Devices) sensörleri absorbe edilen moleküllerin kütlelerini ölçer. Aynı zamanda hacim akustik dalga sensörleri (BAW) ve kalınlık kayma mod sensörleri olarak da bilinirler. Aktif element, temel rezonans frekanslı bir piezoelektrik kristaldir [8]. Kuvars Kristal Mikrobalans (QCM) transduserde 10 MHz AT kesimli kuvars kristallerinin rezonans frekansının adsorblanan kütleyle orantılı değişmesi özelliğinden yararlanılmaktadır. Bu transduserde 1Hz'lik bir frekans değişimi  $\text{cm}^2$  'de 1 ng'lık absorplanan kütleyle karşılık gelmektedir. Üzerine kaplanan seçici bir kimyasal arayüzle istenen gaz algılanabilmektedir [14, 15]

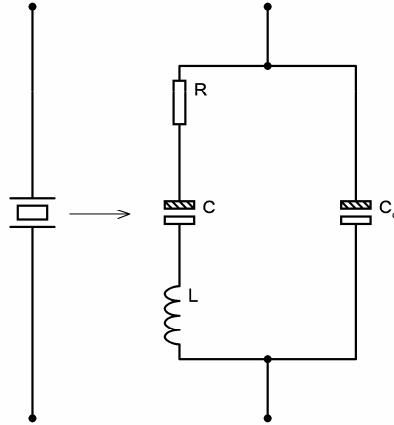


Şekil 3.3. (a) QCM sensör yapısı (b) Görünümü.[14, 15]

### 3.3.2. Kuvars Kristalinin Elektronik Eşdeğer Devresi

Piezoelektrik kristalin yüksek dirence karşılık kapasitif davranış gösteren bir kapasitör, bir motor ve bir jeneratöre eşdeğer olduğu bilinmektedir (Mason,1950). Piezoelektrik kuvars kristalinin eşdeğer devresi Şekil 3.4.'de görülmektedir. Şekilde; C hareketli kısmın mekanik esnekliğini, L kristalin hareketli kısmının ölçüsünü, R sürtünmeler nedeniyle ortamda yok olan mekanik enerji kayıplarını simgeler,  $C_0$  hem kuvars yüzeylerindeki elektrotların hem de mekanik yapının kapasitesini simgeler. Kuvars kristalinin empedansı tamamen rezistif ise

rezonans çok düşüktür. Bu durumda, rezonans empedansının tamamen rezistif olmasına bağlı olarak iki farklı frekans vardır.



**Şekil 3.4.** Piezoelektrik kuvars kristal rezonatörün eşdeğer elektronik devre şeması(Lu,1984)

### 3.3.3. Sauerbrey'in Teorik Yaklaşımı

Bir kuvars kristalinin salınım frekansı sadece kristalin yüzeyindeki elektrotların kütlesine değil, kristalin tüm kütlesine bağlıdır. Gaz molekülleri ince tabakada soğurulduğu zaman, rezonans frekansı çözünen gaz moleküllerinin mol sayılarıyla orantılı olarak azalır. Böylece, kirletici gazın yoğunluğu kristal titreşim frekansında ortaya çıkan değişimle ölçülür. Gazın kesin olarak bulunması ve izlenmesi işleminde frekans duyarlılığındaki değişim kütleden başka; yardımcı elemanlar, sıcaklıktaki artış ve azalma, gerginlik, rezonans frekansındaki değişimi ( $\Delta f$ ) kütle toplamına dönüştürmede kullanılan matematiksel modelin doğruluğu gibi etkenlere de bağlıdır. Kinetik çalışmalar gibi bir çok dinamik kütle ölçümünde, kütle değişim oranı yüksek önem taşır. Böylece  $\Delta f$ 'in zamanla değişimi kütle değişimi ve yer alan kinetiklerin birleştirilmesiyle izlenebilir. 1950'ye kadar frekans kayması ( $\Delta f$ ) sadece nitel olarak tanımlanmış bir olguydu. Küçük kütle değişimlerinin izlenmesine olan gereksinim, sonradan araştırmacılara daha dikkatli araştırma yapmaları için yol gösterdi. 1960'da bir kuvars kristalin rezonans frekansının; kuvars tabakasının geometrik boyutlarına ve elektrotların kalınlığına bağlı olduğu anlaşıldı. Bu nedenle imalatçılar istenen değerden daha yüksek rezonans frekansına sahip, kuvars kristalleri hazırlayıp daha sonra mevcut kuvars elektrotlarının kalınlıklarını kontrol ederek  $f$ 'i daha uygun bir değere düşürdüler (1984) [8]

Gaz moleküllerinin QCM sensör tarafından algılanması sayesinde oluşan  $\Delta m$ (g) kütle değişimleri arasındaki ilişki Sauerbey Eşitliği (Bkz. Eşitlik 3.1.) yardımıyla  $\Delta f$  (Hz) frekans değişimlerine dönüştürülmektedir [13].

$$\Delta f = -\frac{C_f \cdot C_0^2}{A} \cdot \Delta m \quad (3.1.)$$

Burada:

$A$  (cm<sup>2</sup>) : Algılama yüzey alanı

$C_f$  : Kuvars kristalin kütle algılama sabiti

$\Delta f$  (Hz) : Frekans değişimi

$\Delta m$  (g) : Kütle değişimi [7, 13, 14, 15]

#### 4. YAPAY SİNİR AĞLARI

İnsan düşüncesini ve davranışını taklit edebilen sistemlerin geliştirilmesine yönelik çalışmaların tümü yapay zeka olarak tanımlanabilir. Yapay zeka teknikleri, birbirinden tümüyle farklı uygulamalar olmasına karşın, belirsizlikler üzerine kurulan sistemler olması bu tekniklerin ortak yönü olarak değerlendirilebilir. Başka bir deyişle, klasik yöntemlerde ortaya çıkan belirsizlikler istenmeyen ve ayrıca değerlendirilmesi gereken durumlarken; yapay zeka teknikleri belirsizlikleri içeren ve işleyen uygulamalardır. Yapay zeka tekniklerinden olan yapay sinir ağları (artificial neural networks) biyolojik sinir hücrelerinin basitleştirilmiş olarak modellenmesi yardımıyla öğrenebilen sistemlerin geliştirilmesinde kullanılan uygulamalardır [30].

Yapay Sinir Ağları (YSA), beyinden esinlenildiklerinden dolayı benzer yapıya sahiptirler. Fakat, beynin yoğun bağlantılı ve komplike yapısı sadece beyine özeldir. Yapay sinir ağlarını oluşturmak için kullanılan yapay nöronlar, beyindekilere kıyasla oldukça ilkel sayılırlar. Dolayısıyla, yapay nöronlar beynin yoğun bağlantılı ve komplike yapısından hala oldukça uzaktırlar ama genel yapı olarak tutarlıdırlar. Diğer bir ifadeyle, YSA'lar, çok yönlü ve güçlü bir organizma olan beynin sadece en temel elemanlarını kopyalamaya çalışmaktadır [16].

##### 4.1. Yapay Zekâ Kavramı ve Yapay Sinir Ağları

Literatürde "Artificial Intelligence" olarak adlandırılan yapay zeka ilk bakışta herkese farklı bir şeyin çağrışımını yaptırmaktadır. Kimilerine göre, yapay zeka kavramı, insanoğlunun yerini alan elektromekanik bir robotu çağrıştırmaktadır. Fakat bu alanla ilgili olan herkes, insanoğlu ile makineler arasında kesin bir farklılığın olduğu bilincindedir. Bununla beraber, bilgisayarların belirli insan davranışlarını (nesnelere alma ve bunları belirli yerlere yerleştirme gibi) yapan makinelere yön vermesi ve belirli bir uzmanlık alanı ile ilgili (veri hesaplaması, tıbbi teşhis gibi) beşeri düşünme sürecinin benzeşimini yapan (simule eden) sistemlere beyin olma becerisine sahip olması mümkündür [31].

Her geçen gün, yapay zekâ araştırmacıları yapay zekânın yeniden tanımlanmasına yardımcı olacak yeni icat ve yenilikler ortaya koymaktadır. Hatta bazıları bu gelişmelere bakarak yapay zekânın tanımlanması imkânsız muğlâk bir kavram olduğunu bile söylemektedir. Yapay zekâ konusunda yapılan çalışmaların her birisinin cevaptan daha çok yeni sorular ortaya koyduğu bile söylenebilir. Bununla ilgili olarak, MIT (Massachusetts Technical University) araştırma grubunda yapay zekâ ile ilgili çalışmaların öncüsü olan

Manvin Minsky, yapay zekânın "hareket eden bir ufuk" gibi olduğunu ifade etmektedir. Yapay zekâ konusundaki çalışmalar 1960'lardan beri gündemde olmasına karşın uygulamalarının muazzam boyutta bilgisayar gücüne ihtiyaç duymasından dolayı araştırmacıların çoğunun bu alanda yeni bir şey ortaya koyma gayreti sonuçsuz kalmıştır. Ancak günümüzde bilgisayar teknolojisinde yaşanan gelişmelerin sağladığı ucuz ve güçlü bilgisayarlar sayesinde yapay zekâ alanında büyük ölçekli araştırma yapabilmek ekonomik açıdan mümkün hale gelebilmiştir. Bunun sonucu olarak, yapay zekânın bir alt alanı olan uzman sistemler konusunda daha şimdiden önemli gelişmeler sağlanmış olup, iş âleminin karar verme sürecinde uzman sistemlerden önemli ölçüde yararlandığı gözlenmektedir [31].

#### 4.1.1. Yapay Sinir Ağları ve Tarihsel Gelişimi

Yapay zekâ çalışmaları kapsamında ortaya çıkan ve bir noktada yapay zekâ çalışmalarına destek sağlamakta olan farklı alanlardan bir tanesi de Yapay Sinir Ağları teknolojisidir. Dolayısıyla, yapay zekâ alanının bir alt dalını oluşturan YSA teknolojisi öğrenebilen sistemlerin temelini oluşturmaktadır. İnsan beyninin temel işlem elemanı olan nöronu şekilsel ve işlevsel olarak basit bir şekilde taklit eden YSA'lar, bu yolla biyolojik sinir sisteminin basit bir simülasyonu için oluşturulan programlardır. Bu şekilde, insanoğluna özgü deneyerek (yaşayarak) öğrenme yeteneğini bilgisayar ortamına taşıyabildiği düşünülen YSA teknolojisi bir bilgisayar sistemine inanılmaz bir "girdi veriden öğrenme" kapasitesi sağlamaktadır ve birçok avantajlar sunmaktadır [16].

1942 yılı YSA'nın gelişiminin başlangıç yılı olarak kabul edilmektedir. Bu tarihte McCulloch ve Pitts, ilk hücre modelini geliştirmişlerdir. Bunun yanında birkaç hücrenin arabağlaşımını incelemişlerdir. Hebb, 1949 yılında hücre bağlantılarını ayarlamak için ilk öğrenme kuralını önerdi. 1958'de Rosenblatt, algılayıcı modelini ve öğrenme kuralını geliştirerek, bugün kullanılan kuralların temelini koydu. 1960–1962 yılında, Widrow ve Hoff tarafından ADALINE'lar ve LMS kuralı geliştirildi. 1969 yılında, Minsky ve Papert, algılayıcının kesin analizini yaptı ve algılayıcının karmaşık lojik fonksiyonlar için kullanılamayacağını ispatladılar. Bunun üzerine, yapay sinir ağları üzerine yapılan çalışmalar hemen hemen durma noktasına gelmiştir [31].

1960 yılının ortalarından, 1980 yılının başına kadar bir durgunluk dönemi yaşanmıştır. Çalışmaları büyük ölçüde azaltan bu durgunluğun en önemli faktörlerinden birisi, YSA'nın bilgi işlemede alternatifi olan günümüzün sayısal bilgisayarlarının, yarı iletken teknolojisi ile yoğun, büyük çapta ucuz ve güvenilir gerçekleştirme imkânını bulmasıdır. Seri olarak çalışan hızlı birimlerden oluşmuş sayısal bilgisayarlar, aritmetik işlemlerde yüksek hız, kapasite ve

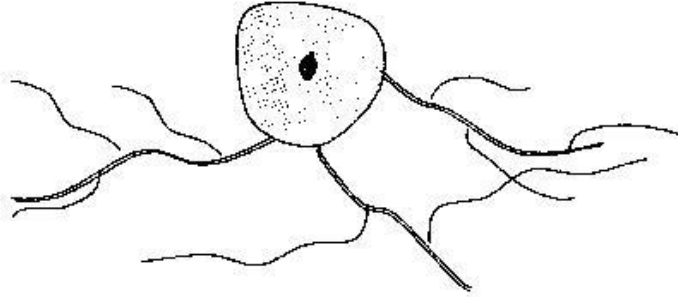
güvenirlik sağlamışlardır. Ancak tüm bunların yanında bazı bilim adamları (Grossberg, Amari, Fukushima, Kohonen, Taylor,...) çalışmalarına devam etmişlerdir [31].

1982 yılında Hopfield YSA'nın birçok problemi çözebilecek kabiliyeti olduğunu göstermiştir. Optimizasyon gibi teknik problemleri çözmek için doğrusal olmayan Hopfield ağını geliştirdi. 1982–1984 yılında Kohonen öz düzenlemeli haritayı tanımladı. Kendi adıyla anılan eğiticiyiz öğrenen bir ağ geliştirdi. 1986 yılında Rumelhart geriye yayılımı tekrar meydana çıkarttı. 1988 yılında Chua ve Yang hücreyel sinir ağlarını geliştirdiler [31].

#### 4.1.2. Doğal Sinir Hücresi ve Sinir Ağları

İnsan beynini oluşturan sinir hücreleri ve bu hücrelerin oluşturduğu oldukça kompleks yapılar olan ağlar gerek çalışma prensipleri, gerekse yapılarından dolayı bilim adamlarının her zaman ilgisini çekmiştir [31].

Şekil 4.1' de görülen sinir hücresi insan beynini oluşturan milyarlarca hücreden yalnızca biridir. Bu hücreler sinir ağlarının birim elemanıdır. Üstlenecekleri işlevin özelliğine göre değişen sayılarda bir araya gelerek, insan beyninin düşünme, karar verme, öğrenme v.b. fonksiyonlarını gerçekleştirirler [31].



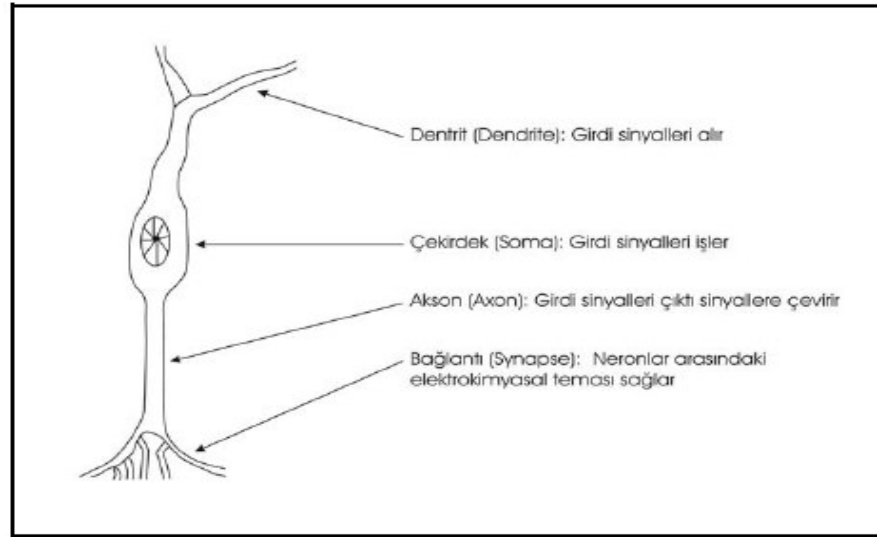
Şekil 4.1. Bir sinir hücresi [31]

Bir sinir hücresi hücre gövdesi, akson ve dendrit adı verilen bölümlerden oluşur (Bkz: Şekil 4.2). Hücreler birbirlerine dendrit adı verilen uzantılarla bağlanırlar. Bağlantı noktalarına sinaps denir. Bu bağlantılar aynı zamanda hücreler arasında iletişim kanalı olarak vazife görürler ve sinyalleri taşıma işlevini yerine getirirler. Sinyal taşıma ise elektrik yüklü iyonlar yardımıyla olur. Böylesine ilginç bir taşıma yöntemine sahip olan sinir hücrelerinin gizemi bu özelliklerinden kaynaklanmaktadır [31].



Sinir hücrelerinin bir tür elektriksel yolla haberleşmesi, bilim adamlarının dikkatini çekmiş, elektrik devreleri veya bir mekanizma ile sinir hücrelerinin çalışmasını gerçekleştirebilecekleri düşüncesinin ortaya çıkmasına ön ayak olmuştur [31].

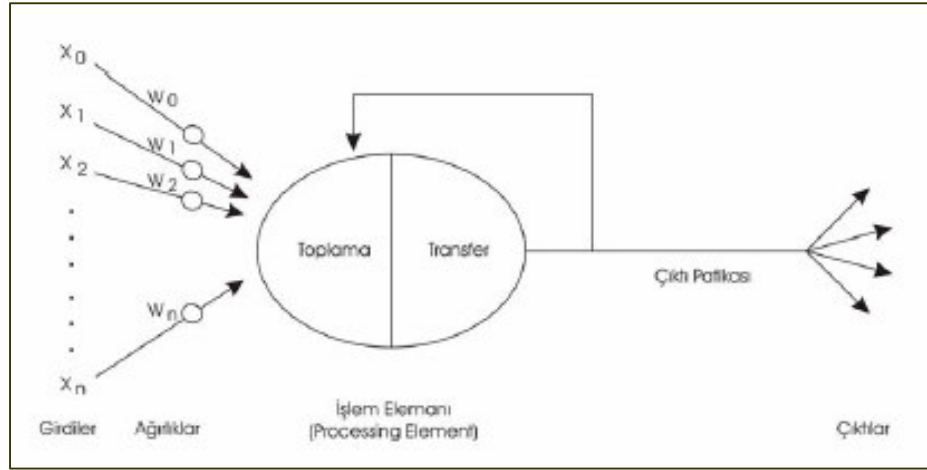
İnsan beynini oluşturan, insan zekâsının kaynağı olan bu hücrelerin tüm sırları henüz çözülememiştir. Kısa bir süre öncesine kadar sinir hücrelerinin yenilenemediği sanılıyordu. Ancak yapılan son araştırmalar insan beyninde gerektiğinde yeni sinir hücrelerinin üretildiğini ortaya koymuştur. İleride bu özellikten yararlanarak belki de laboratuvar ortamında çoğaltılacak sinir hücreleri ile yapay sinir ağları konusunda yenilikler yaratılacaktır [31].



**Şekil 4.2.** Biyolojik nöronun Genel Yapısı ve İşlevleri [32]

#### 4.1.3. Yapay Nöron

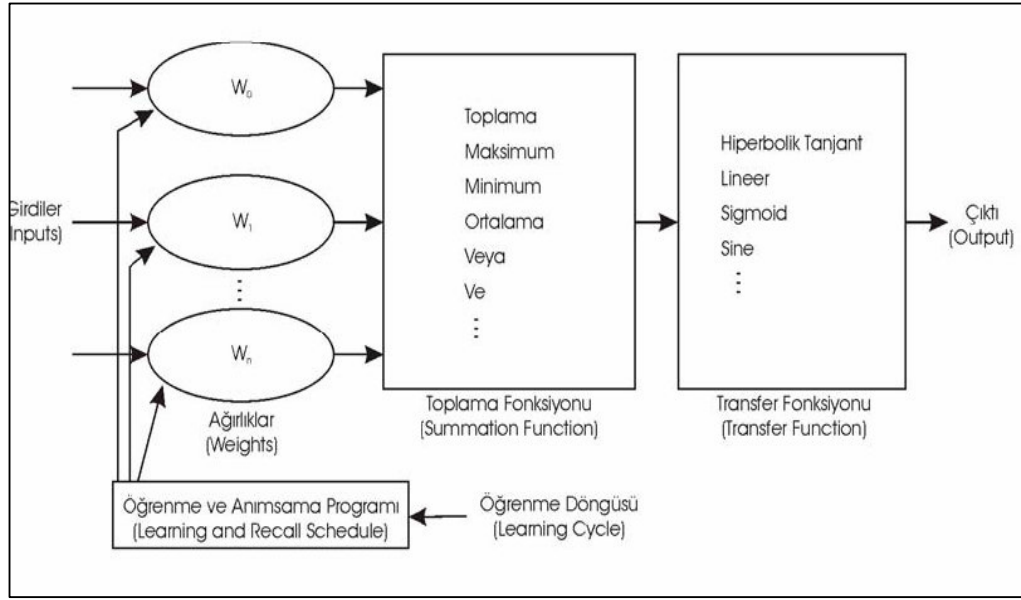
Yapay sinir ağlarının temel işlem elemanı olan yapay nöronlar, doğal nöronların dört temel fonksiyonunu simüle ederler. Bir yapay nöronun temel yapısı, genel haliyle Şekil 4.3' te sunulmaktadır. Şekilde girdi değerler  $x(i)$  matematiksel sembolü ile gösterilmiştir ve bu gösterimde  $i = 0,1,2,\dots,n$  değerlerini almaktadır. Bu girdi değerlerin her biri bir bağlantı ağırlığıyla çarpılmaktadır. Bu ağırlıklar ise  $w(i)$  ile gösterilmektedir. En basit yapıda, bu çarpımlar toplanır ve bir transfer fonksiyonuna gönderilerek sonuç üretilir. Bu sonuç daha sonra bir çıktıya dönüştürülür. Bu elektronik uygulama değişik toplama fonksiyonları ve transfer fonksiyonları kullanılabilir ve farklı ağ yapılarında uygulanabilir [16].



Şekil 4.3. Yapay Nöronun Genel Yapısı [16]

Şekil 4.3 McCullogh ve Pitts (1943) tarafından tanımlanan, biyolojik nöronun basit matematiksel modelinin gösterimi olarak da düşünülebilir. McCullogh-Pitts modelinde, toplama fonksiyonu olarak doğrusal bir fonksiyon ve transfer fonksiyonu olarak birim adım fonksiyonu kullanılmış. Temelde biyolojik nörona benzer bir şekilde, işlem elemanı toplama fonksiyonu sonucunun belirli bir eşik değerinin altında veya üstünde olmasına göre çıktısını iki ihtimal arasından seçerek oluşturmaktadır [16].

Şekil 4.4' de, daha önce tanımlanan basit bir yapay nöron yapısının daha detaylı bir şeması sunulmaktadır. Şekilde, girdi değerler işlem elemanına üst sol bölümden girmektedir. İşlemde ilk adım, bu girdi değerlerin her birinin ilgili ağırlıklarla  $w(i)$  ağırlıklandırılmalarıdır. Bir nöron genellikle, eşzamanlı olarak birçok sayıda girdi alır. Her girdinin kendi nispi ağırlığı vardır. Bu ağırlıklar, biyolojik nöronların değişen sinaptik etkililikleri ile aynı görevi üstlenirler. Her iki durumda da, bazı girdiler diğerlerine göre daha önemli hale gelirler. Bu sayede, işlem elemanının bir sinirsel tepki üretmesi işleminde daha fazla etkili olurlar. Ayrıca, ağırlıklar girdi sinyalin güçlülüğünü belirleyen adaptif katsayılarıdır. Yani, girdinin bağlantı gücünün bir ölçüsüdür. Bu bağlantı güçleri, çeşitli eğitime setlerine göre değiştirilebilirler.



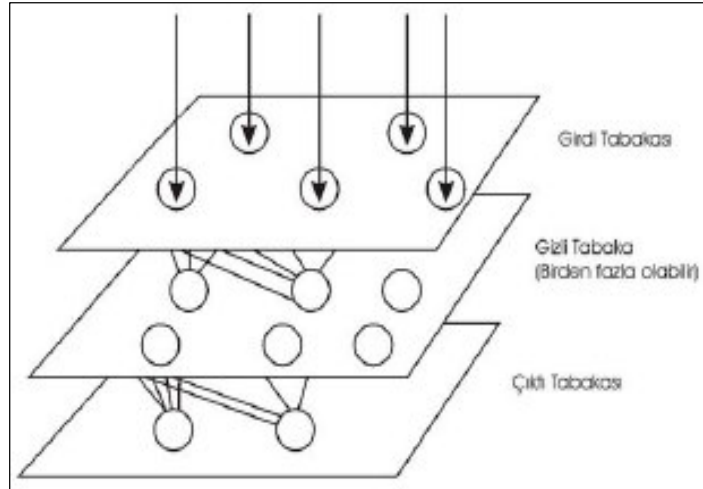
Şekil 4.4. Yapay Nöronun Detaylı Yapısı [16]

Tüm YSA'lar, yukarıda temel elemanları anlatılan bu temel yapı taşlarından yani nöronlardan oluşturulurlar. Bu yapı taşlarının şekli, mimarisinin oluşturulmasının ilk bölümüdür. İkinci bölümü ise bu işlem elemanlarının kümelenirilmesi ve birbirleri arasındaki bağlantıların oluşturulmasını içerir. Beyinde kümelenme, bilginin dinamik, etkileşimli ve kendiliğinden organize bir şekilde işlenmesini sağlayacak şekildedir. Biyolojik sinir ağları üç boyutlu uzayda mikroskobik elemanlarla oluşturulur. Bu nöronlar hemen hemen sınırsız sayıda bağlantılar içerirler. Bu, yapay sinirler için mümkün değildir. Bugünkü teknoloji ile iki boyutlu ortamda ve belirli sayıda bağlantı içeren nöronlar oluşturulabilmektedir. Bu durum, YSA'ların yetenek ve çeşitlerini sınırlamaktadır [16].

YSA'larda, yapay nöronlar basit bir şekilde kümelenirilmektedirler. Bu kümelenme tabakalar halinde yapılmaktadır ve daha sonra bu tabakalar bir diğerine ilişkilendirilmektedir. Temel olarak, tüm YSA'lar benzer bir yapıya sahiptirler. Böyle bir genel yapı Şekil 4.5.'de gösterilmektedir. Bu yapıda, bazı nöronlar girdileri almak için bazı nöronlar ise çıktıları iletmek için dış mekân ile bağlantılı haldedirler. Geri kalan tüm nöronlar ise gizli tabakalardadırlar, yani sadece ağ içinde bağlantıları vardır [16].

Önemli olan nokta, bir sinir ağının, bir nöronlar yumağından daha komplike olması gerektiğidir. YSA'ların ilk yıllarında, bazı araştırmacılar, nöronlar arasındaki bağlantıları rassal olarak oluşturmuşlar ve olumsuz sonuçlarla karşılaşmışlardır. Bir yapıyı oluşturmanın en kolay yolu elemanları tabakalandırmaktır. Burada tabakalandırmanın üç bölümü vardır.

Bunlar, nöronları tabakalar halinde gruplandırmak, tabakalar arasındaki bağlantıları gruplandırmak ve son olarak ise toplama ve transfer fonksiyonlarını gruplandırmaktır [16].



**Şekil 4.5.** YSA'ların Genel Yapısı [16]

Tek tabaka ya da tek eleman içeren bazı başarılı ağlar oluşturulabilmesine rağmen çoğu uygulamalar en az üç tabaka (girdi tabakası, gizli tabaka ve çıktı tabakası) içeren ağlara ihtiyaç duymaktadır. Girdi tabakası, dışarıdan girdileri alan nöronları içerir. Ayrıca, önemli olan bir nokta, girdi tabakasındaki nöronların girdi değerler üzerinde bir işlem uygulamamasıdır. Sadece girdi değerleri bir sonraki tabakaya iletirler ve bu yüzden de bazı araştırmacılar tarafından ağların tabaka sayısına dahil edilmezler. Çıktı tabakası ise çıktıları dışarı ileten nöronları içeren tabakadır. Girdi ve çıktı tabakaları tek tabakadan oluşurken bu iki tabaka arasında birden fazla gizli tabaka bulunabilir. Bu gizli tabakalar çok sayıda nöron içerirler ve bu nöronlar tamamen ağ içindeki diğer nöronlarla bağlantılıdır. Çoğu ağ türünde, gizli tabakadaki bir nöron sadece bir önceki tabakanın tüm nöronlarından sinyal alır. Nöron işlemini yaptıktan sonra ise çıktısını bir sonraki tabakanın tüm nöronlarına gönderir. Bu yapı ağın çıktısı için bir ileri besleme patikası oluşturur. Bu bir nörondan diğerine olan iletişim hattı, sinir ağları için önemli bir parçadır [16].

Nöronların diğer nöronlara bağlanma şekli ağın çalışmasını önemli derecede etkilemektedir. Günümüzde, büyük ve profesyonel yazılımlarda kullanıcı bu bağlantılar üzerinde istediği gibi ekleme, kaldırma ve kontrol işlemi yapabilmektedir [16].

Günümüzde, yapay sinir ağı oluşturmaya yönelik programlar, bir ağın doğru cevabı öngörebilme yeteneğine nasıl yakınsadığını gözlemlemeye ve test etmeye yönelik araçlar sağlamaktadır. Diğer taraftan, sistem yalnızca (istatistiksel olarak) istenilen noktaya veya doğruluğa ulaşıncaya durdurulmaktadır ve bu durum da diğer araçlarla birleşince eğitime işlemleri günlerce sürebilmektedir. Bu arada, bazı ağlar öğrenme işlevini hiç yapamayabilir. Bunun sebebi girdi verinin istenen çıktıya ait belirli bir bilgi taşımaması olabilir. Ayrıca, tam öğrenmeyi sağlayacak kadar yeterli veri olmaması durumunda ağ yakınsamayabilir. İdeal olarak, gerekli testlerin yapılabilmesi için veri setinin bir bölümünün ayrılabilceği kadar geniş bir veri seti gereklidir. Fazla sayıda işlem elemanı içeren çok tabakalı ağlar veri için hafıza oluşturabilme yeteneğine sahiptirler. Ağın hafızaya alma sürecinin yeterli olup olmadığının gözlenebilmesi için ise, yönlendirmeli eğitimde veri setinin bir bölümü, eğitim sonrasında gerekli testlerin yapılabilmesi için ayrılmalıdır [16].

Eğitime işlemi doğru bir şekilde tamamlandığında, yani hem daha fazla öğrenmeye gerek kalmamış hem de aşırı eğitime yapılmamışsa, istenildiği takdirde ağırlıklar dondurulabilir. Bazen, ağın ortaya çıkan son hali bir donanıma çevrilerek daha hızlı çalışması sağlanabilmektedir. Diğer sistemler ise kullanılırken de öğrenmeye devam edebilirler [16].

Öğrenme (veya adaptasyon) YSA'ların yapısı içinde önemli bir yere sahiptir. Çünkü YSA'ların bazı önemli özellik ve avantajlarının kaynağını oluşturmaktadır. Bu yüzden, YSA yapısı içindeki öğrenme sürecine yönelik elemanlar büyük önem taşımaktadır. Bu elemanların ilki öğrenme fonksiyonudur. Öğrenme fonksiyonunun amacı her işlem elemanının girdilerine ait değişken bağlantı ağırlıklarını ayarlamaktır. Girdi bağlantı ağırlıklarının, istenilen sonucu elde edecek şekilde değiştirilmelerini sağlayan bu işlem adaptasyon fonksiyonu olarak da adlandırılmaktadır [16].

İkinci eleman ise hata fonksiyonudur. Öğrenme fonksiyonunun gerekli ayarlamaları yapabilmesi için yanılma payının biliniyor olması gerekmektedir. Hata fonksiyonu, bu amaca yönelik olarak, o anki çıktı ile istenilen çıktı arasındaki farkı, hatayı, hesaplar ve gerekiyorsa bir transformasyon uygular. Bu hata veya transformasyonu sağlanmış hali (geri yayılma değeri) genellikle önceki tabakaya geri yayılır. Bu geri yayılma değeri, bir sonraki öğrenme döngüsünde öğrenme fonksiyonu tarafından bağlantıları ayarlamak için, tabii ki gerekli ise, kullanılır [16].

Diğer bir eleman ise öğrenme oranıdır. Öğrenme oranı, öğrenme sürecinin hızı ve işlevi açısından önemlidir. Çünkü YSA'ın öğrenme gücü ile hızı ters orantılıdır. Basit bir şekilde, bir adımda daha fazla öğrenme, daha düşük bir hız ve dolayısıyla daha fazla zaman

anlamına gelmektedir. Diğer bir ifadeyle, daha fazla hız daha az öğrenme anlamına gelmektedir. Sonuç olarak, bir ağın ne kadar eğitileceği sorusu öğrenme oranına bağlıdır. Öğrenme oranının belirlenmesinde ise ağın karmaşıklık düzeyi, büyüklüğü, mimarisi, kullandığı öğrenme kuralı ve istenilen doğruluk derecesi gibi birçok faktör rol oynar. Çoğu öğrenme fonksiyonu, öğrenme oranı için belirli standartlara sahiptir. Öğrenme oranı genellikle (0,1) gibi bir aralık içinde belirlenir. Bu aralıkta, öğrenme oranının küçük değer alması, yavaş bir öğrenme süreci getirecektir. Diğer taraftan ise, öğrenme sürecinin küçük adımlar halinde olması maksimum doğruluk derecesine yakınsamayı getirebilecektir [16].

## **4.2. YSA Çeşitleri ve Geri Yayılımlı YSA**

### **4.2.1. YSA Çeşitleri**

YSA'ların çok sayıda farklı çeşitleri vardır. Bu farklılıkların kaynağı mimarisi, öğrenme yöntemi, bağlantı yapısı vb. olabilmektedir. Genel olarak, YSA'lar üç ana kritere göre sınıflandırılmaktadırlar. Bu kriterlerden biri öğrenme yöntemidir. Temel olarak iki çeşit öğrenme algoritması vardır: yönlendirmeli öğrenme ve yönlendirmesiz öğrenme. Her yöntemin kullandığı öğrenme kuralı değişebilmekteyse de, YSA'lar bu iki algoritmaya göre sınıflandırılırlar [16].

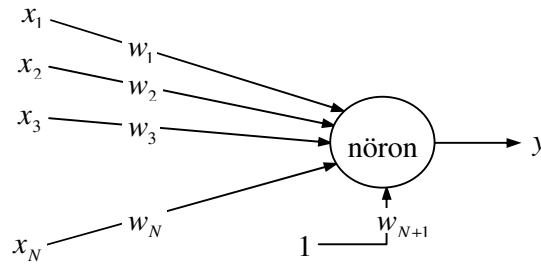
İkinci bir sınıflandırma, ağın kullandığı veriye göre yapılmaktadır. Temel olarak, kalitatif ve kantitatif olmak üzere iki tür veri vardır. Kalitatif verilerle çalışan ağlar, ister yönlendirmeli ister yönlendirmesiz öğrenme kullansın, sınıflandırma ağları olarak bilinirler. Kantitatif veriler kullanan yönlendirmeli eğitime ise regresyon olarak adlandırılmaktadır [16].

Son sınıflandırma kriteri ise ağın yapısıdır. Bazı ağlar ileri besleme şeklinde yapılandırılırken, bazı ağlar ise geri besleme yapısı içermektedir. İleri besleme sinir ağlarında, işlem elemanları arasındaki bağlantılar bir döngü oluşturmazlar ve bu ağlar girdi veriye genellikle hızlı bir şekilde karşılık üretirler. Geri beslemeli ağlarda (Recurrent Networks) ise bağlantılar döngü içerirler ve hatta her seferinde yeni veri kullanabilmektedirler. Bu ağlar, döngü sebebiyle girdinin karşılığını yavaş bir şekilde oluştururlar. Bu yüzden, bu tür ağların eğitime süreci daha uzun olmaktadır. Ayrıca, hem ileri besleme hem de geri yayılma olarak tanımlanabilecek ağ yapıları da mevcuttur [16].

Biz çalışmamızda geri beslemeli YSA kullandığımız için bu bölümde geri beslemeli YSA üzerinde durulmuştur

#### 4.2.2. Geri Yayımlı YSA'nın Yapısı

YSA'lar birbirleriyle aynı özelliklere sahip nöron adı verilen çok basit işlem elemanlarından oluşurlar. Bir nöronun temel yapısı Şekil 4.6' da görüldüğü gibidir.



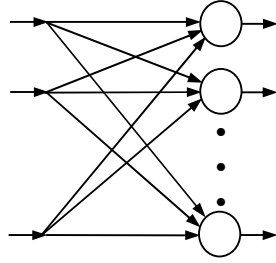
Şekil 4.6. Nöronun Temel Yapısı [8]

$X = [x_1, x_2, x_3, \dots, x_N, 1]$  dizisi giriş değerlerini,  $W = [w_1, w_2, w_3, \dots, w_N, w_{N+1}]$  dizisi ise ağırlık değerlerini gösterir.  $y$  çıkış fonksiyonu olup eşitliği aşağıda verilmiştir.

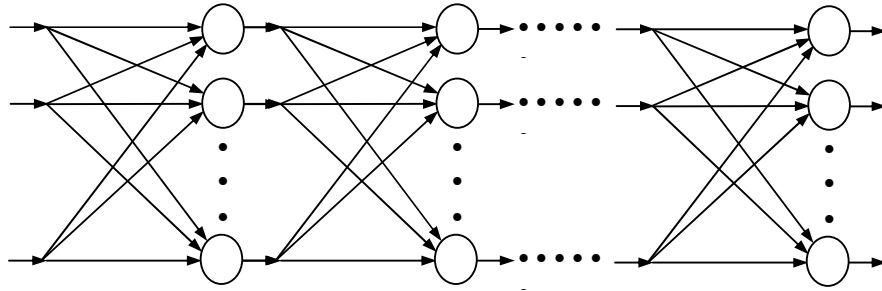
$$y = f(Net) = f(WX) = f(w_1x_1 + w_2x_2 + w_3x_3 + \dots + w_Nx_N + w_{N+1})$$

Bir grup nöronun paralel olarak bir araya gelmesi katmanı oluşturur. İki veya daha fazla katmanın peş peşe bağlanması çok katmanlı ağı oluşturur. İlk katman dışarıdan bilgi aldığı için ilk katmanın giriş kısmı fazladan bir katman varmış gibi giriş katmanı olarak düşünülebilir. Giriş katmanı bilgi işlemez sadece dışarıdan bilgi alır. Son katman dışarıya bilgi aktardığından çıkış katmanı olarak isimlendirilir. Varsa diğer katmanlara ara katmanlar adı verilir [8].

Tek katmanlı bir ağ Şekil 4.7'de, çok katmanlı bir ağ Şekil 4.8'de görülmektedir. Pratikte genel olarak iki katmanlı ağlar (giriş kısmı da katmandan sayılırsa üç katmanlı ağlar) kullanılır [8].



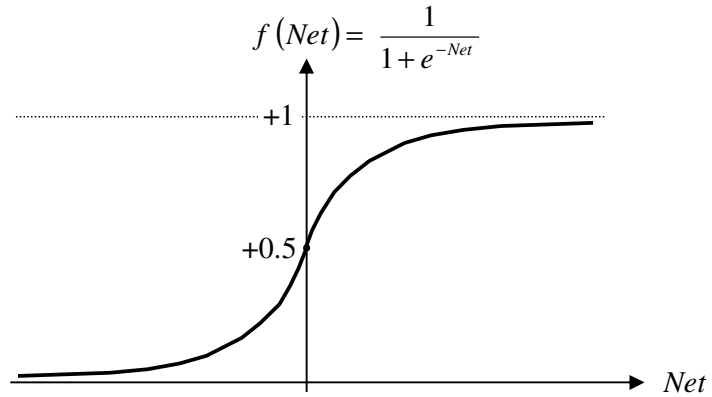
Şekil 4.7. Tek Katmanlı YSA [8]



Şekil 4.8. Çok Katmanlı YSA [8]

#### 4.2.3 Geri Yayılımlı YSA'da Kullanılan Transfer Fonksiyonlar

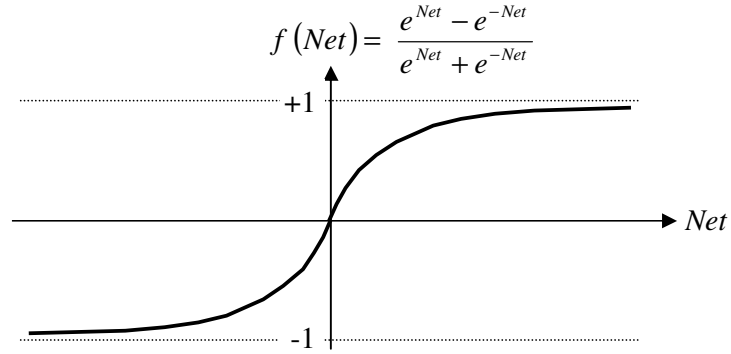
Pek çok transfer fonksiyonu mevcuttur. Transfer fonksiyonunun seçimi önemlidir. YSA algoritması seçilen transfer fonksiyonuna göre tasarlanır. En yaygın olarak kullanılanları log-sigmoid, tan-sigmoid ve lineer transfer fonksiyonları olup grafikleri aşağıda verilmiştir.



Şekil 4. 9. Log-sigmoid Transfer Fonksiyonu [8]

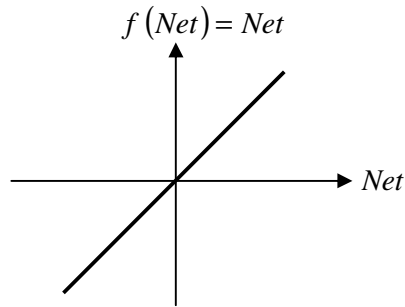


Yapay sinir ağında kullanılan transfer fonksiyon log-sigmoid ise bütün veriler 0 ile 1 arasında dağıtılır.



Şekil 4. 10. Tan-sigmoid Transfer Fonksiyonu [8]

Kullanılan transfer fonksiyon tan-sigmoid ise bütün veriler -1 ile +1 arasında dağıtılır.



Şekil 4. 11. Lineer Transfer Fonksiyonu [8]

Kullanılan transfer fonksiyon lineer ise bütün giriş ve çıkış değerleri aynı tan-sigmoid'te olduğu gibi -1 ile +1 arasına dağıtılacak şekilde ayarlanır [8].

#### 4.2.4. Geri Yayılımlı YSA' da Öğrenme

YSA belirli bir probleme göre programlanmadıkları halde o problemi çözmeyi öğrenebilirler. YSA için öğrenme giriş vektörleri ile karşılık gelen çıkış vektörleri arasında bir çeşit bağlantı kurmak diye tanımlanabilir. Öğrenme ağırlık değerlerindeki uygun değişmeler ile sağlanır. Uygun bir şekilde eğitilen ağ, daha sonra kendisine sunulan ve eğitim setinde

bulunmayan verilere de uygun cevaplar verecektir. YSA' lar bu özelliklerinden dolayı çok değişkenli sistemlere kolaylıkla uygulanabilmektedirler [8].

Eğitme aşaması hem ilerleme hem de geri yayılma safhalarını içerirken, kullanma aşaması sadece ilerleme safhasını içerir. Ayrıca eğitimde hata minimize olana kadar bu iki safha devamlı tekrarlanır. Bu yüzden eğitimde kullanma aşamasına göre oldukça yavaştır. Eğitimde kullanılan geri yayılma algoritmasının özü, ilerleme sonucu ortaya çıkan hatayı geriye doğru yansıtarak ağırlıkları daha doğru sonuçlar verecek şekilde düzeltmektir. Buna genelleştirilmiş delta kuralı denir ve aşağıdaki adımlardan oluşur [8].

1. Eğitim kümesinden bir sonraki eğitim çiftini seç (Giriş vektörü ve karşılık gelen çıkış vektörü).
2. Giriş vektörünü ağırlıklarına uygula ve ağ çıkışlarını hesapla.
3. Ağ çıkışları ile çıkış vektörü (hedef vektör) arasındaki hatayı hesapla.
4. Hatayı küçültecek şekilde ağırlıkların ayarla.
5. Hata istenen seviyeye ulaşana kadar yukarıdaki işlemleri tekrarla.

Kullanma aşamasında ağırlıklar verilen girişlere karşılık gelecek çıkışları bulmak için kullanılır. Zaten bu aşamada gerçek sonuçlar bilinmediğinden hatanın hesaplanıp geri yansıtılması mümkün değildir [8].

Eğitimde kullanılan veriler ne kadar çok, çeşitli ve sağlam olursa öğrenme o kadar etkin olur. Fakat bütün veriler eğitim için kullanılmamalı, bazıları test etmek için saklanmalıdır. Eğer hiç eğitilmemiş verilerle de doğru sonuçlar veriyorsa ağ veriler arasındaki bağlantıları doğru kurmuş ve kullanılmaya hazır demektir. Eğer büyük hatalar oluşuyorsa ağ daha çok veya daha iyi veriler ile tekrar eğitmek gerekecektir. Ayrıca ağda kullanılan nöron sayısını değiştirmek de işe yarayabilir [8].

#### 4.3.Yapay Sinir Ağlarının Kullanım Alanları

Halen uygulanabilirliği, gelecekte uygulanabileceği hususunda ümit veren aktif çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, yapay sinir ağlarının kullanım alanları ve uygulamaları kısaca şu şekilde özetlenebilir. Genel anlamda YSA' nın kullanım alanları aşağıdaki gibidir:

**Biyoloji:** Beyni ve diğer sistemleri daha iyi anlama, retina ve korneayı modelleme.

**İş Dünyası:** Petrol ve jeolojik yapı değişimlerinin tahmini, özel durumlar için toplum eğilimlerinin tanımı, veri tabanı oluşturulması, hava yolları ve ücret düzenlemesi, el yazısı karakterini tanıma.

**Çevresel:** Numuneleri analiz etme, hava tahmini.

**Finans:** Kredi riski değerlendirilmesi, sahte para ve evrak tanımı, el yazısı formların değerlendirilmesi, yatırım eğilimleri ve portföy analizi

**Üretim:** Robot ve kontrol sistemlerini otomatikleştirme, üretim işlem kontrolü, kalite kontrolü, montaj hattında parça seçimi

**Tıp:** Sağırılar için ses analizi, semptom hastalıkların teşhis ve tedavisi, ameliyat görüntüleme, ilaçların yan etkilerinin analizi, X-ışınlarını okuma, epileptik felcin nedenlerini anlama.

**Askeri:** Radar sinyallerini anlama, yeni ve gelişmiş silahlar yaratma, keşif yapma, kıt kaynakların kullanımını optimize etme, hedef tanıma ve izleme[31].

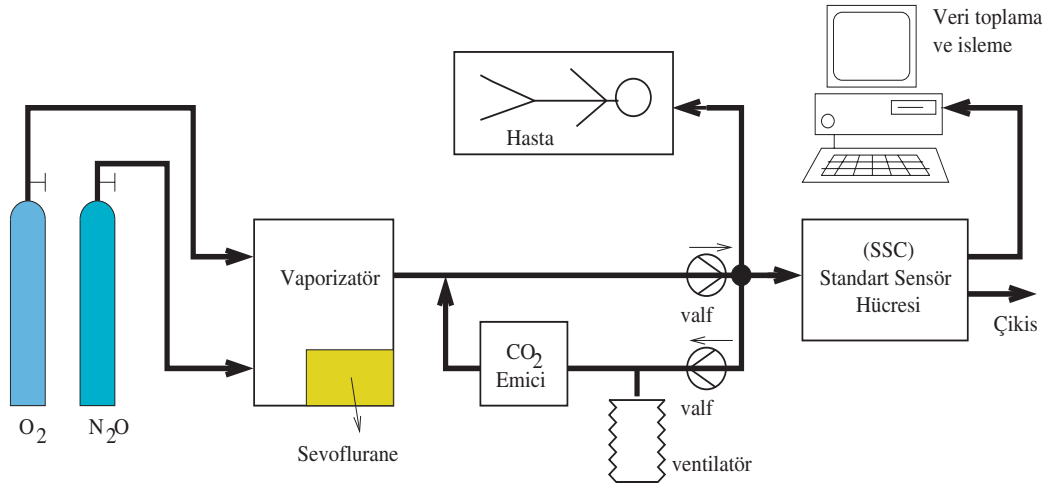
## 5. SEVOFLURAN ANESTEZİ GAZI SEVİYESİNİN ELEKTRONİK BURUN VE YAPAY SİNİR AĞI KULLANARAK BELİRLENMESİ

Ameliyat esnasında hastaların ağrı hissetmemeleri için anestezi uygulanmaktadır. Anestezi çeşitli anestetik ajanlarla sağlanmaktadır. Çalışmada bu ajanlar arasından en yaygın kullanılan sevofluran inhalasyon anestetiği seçilmiştir. Bu çalışmada, sevofluran anestetik gazının seviyelerini belirlemek için QCM sensörlerden oluşan e-burun kullanılmıştır. Anestetik ajan hastaya oksijen ( $O_2$ ) ve azot protoksit ( $N_2O$ ) gazları ile birlikte verilmektedir. Oksijen ve azot protoksitin mümkün olan tüm konsantrasyonlarında mevcut sevofluran anestezi seviyeleri için e-burun ile ölçüm yapılarak sensörlerdeki frekans değişimlerine ait datalar elde edilmiştir. Elde edilen datalar YSA'da eğitilip sevofluran anestezi seviyesi belirlenmiştir.

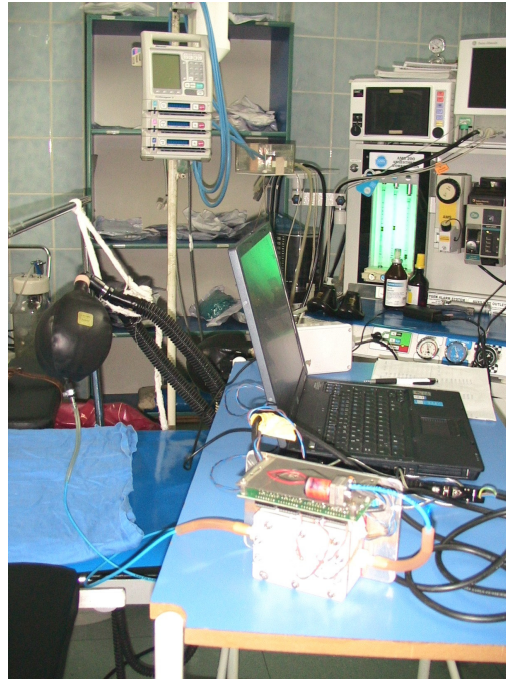
### 5.1. Anestezi Sistemi ve Deney Düzeneği

Hastaların operasyon esnasında uyutulmaları için verilen gaz oksijen ( $O_2$ ), azot protoksit ( $N_2O$ ) ve anestetik ajandan oluşmaktadır. Taşıyıcı gaz görevi yapan  $O_2$  ve  $N_2O$ , farklı kaynaklardan anestezi cihazına girerler. Anestezi cihazı üzerinde bulunan akımölçerler yardımıyla verilecek gaz hacmi litre/dakika olarak ayarlandıktan sonra anestezi cihazı üzerindeki vaporizatöre girer. Vaporizatörde sıvı halde bulunan anestetik ajan ayarlanan anestezi seviyesi oranında  $O_2$  ve  $N_2O$ 'e katılarak ventilatörden hastaya solunum yolundan verilir. Hastanın solunum sonrası geri verdiği gaz  $CO_2$  emiciden (sodalaym) geçerek taze gaz ile birlikte tekrar ventilatöre gelir. Sodalaymda hastanın nefesinden gelen  $CO_2$  temizlenir ve taze gaz ile birlikte hastaya yeniden solutulur [13]. Çalışmada kullanılan anestezi cihazı yarı kapalı devre olarak ayarlanmıştır (Bkz. Şekil 5.1).

Dakikada kaç litre  $O_2$  ve  $N_2O$  gazı verileceği, hastanın akciğer hacmi göz önüne alınarak yaklaşık olarak hesaplanmaktadır. Örneğin normal bir insanın akciğer hacmi 500 ml olduğu varsayıldığında, 1 dakikada normal olarak 12 defa nefes alındığı düşünülerek hastaya dakikada 6000 ml gaz verilmesi gerekmektedir. Bu da 1 dakikada 6 lt  $O_2$  ve  $N_2O$  demektir ki bu hesaplama akciğer hacmine göre değişmektedir. Bu anlamda çocuklara ve yetişkinlere verilen anestetik ajan miktarı farklı  $O_2$  ve  $N_2O$  gaz giriş debisi ile elde edilmektedir. Uygulanan  $O_2$  ve  $N_2O$  gazları bu çalışmada eşit oranlarda alındığı gibi  $N_2O$  gazı ağrı kesici özelliğinden dolayı %50–70 arasında kullanılabilir [7].



Şekil 5.1. Anestezi Ölçüm Sistemi [7]



Şekil 5.2. Elektronik Burnun anestezi cihazına bağlantısı [7]

Ölçüm sistemi; anestezi cihazı, e-burun ve bilgisayardan oluşmaktadır. Anestezi ölçüm sisteminin çalışması şu sırayladır: Anestezi cihazında hastaya verilecek gazların oranları ayarlanır, cihazın hastaya bağlantısının yapıldığı yerden bir pompa ile sabit debide örnek alınarak QCM sensör hücresine verilir. QCM sensör, algılayıcı devresi 10 MHz osilatör

devrelerinden ve frekans farkını alıcı  $\Delta f$  devresinden oluşmaktadır. Oluşan  $\Delta f$  frekans farkı, RS 232 seri portuyla bilgisayara verilmektedir. Alınan  $\Delta f$  verileri hazırlanan bir programla zamana karşı kaydedilmektedir [13]. Çalışmamızda hasta yerine hastanın akciğerleri gibi düşünülen bir balon yerleştirilmiştir. Örnekler bu balondan alınır. Deneysel düzeneği Şekil 5.2.'de görülmektedir.

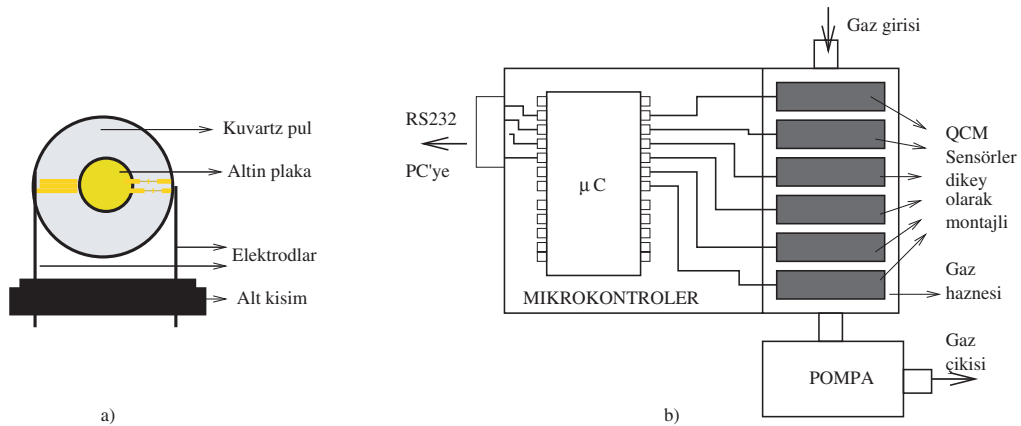
## 5.2. Ölçümlerde Kullanılan QCM Sensörler

Yapılan ölçümlerde QCM sensör dizisi kullanılmıştır. Bir QCM sensörü, algılayıcı kimyasal film tabakası ile kaplanmış elektrotların oluşturduğu kuvars bir rezonatördür [12]. Gaz moleküllerinin QCM sensör tarafından algılanması sayesinde oluşan  $\Delta m(g)$  kütle değişimleri arasındaki ilişki Sauerbey Eşitliği (Bkz. Eşitlik 5.1.) yardımıyla  $\Delta f(Hz)$  frekans değişimlerine dönüştürülmektedir.

$$\Delta f = -\frac{C_f \cdot C_0^2}{A} \cdot \Delta m$$

**Eşitlik 5.1.**

Çalışmada kullanılan Kuvars Kristal Mikrobalans (QCM) transduserde 10 MHz AT kesimli kuvars kristallerinin (ICM International Crystal Manufacturers Co. Oklohama USA) rezonans frekansının absorplanan kütleyle orantılı değişmesi özelliğinden yararlanılmaktadır [14, 15]. Pizoelektrik kristallerin her iki yüzü phthalocyanine ile kaplanmıştır. QCM sensörler, TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Sensör Grubu tarafından üretilmiştir. QCM sensörün yapısı ve sensör hücresi Şekil 5.3'de görülmektedir.

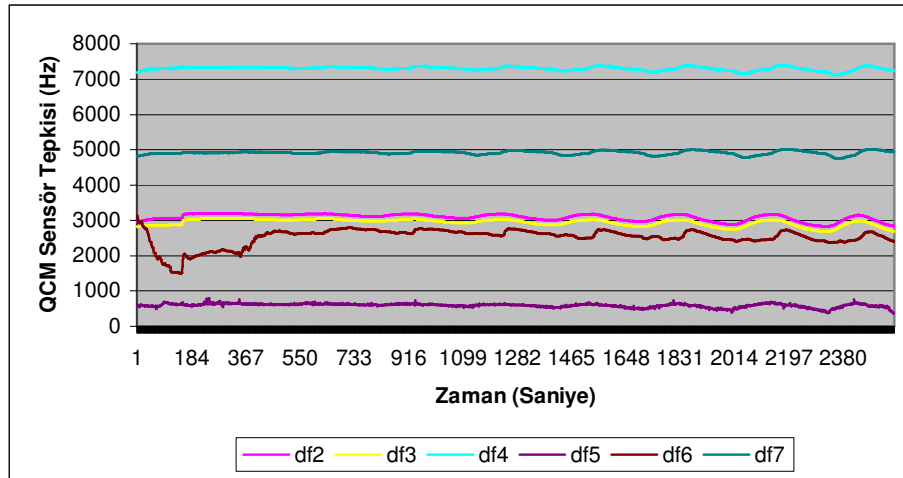


**Şekil.5.3.(a) QCM sensör yapısı, (b) Sensör hücresi [7]**

Bu transduserde 1Hz'lik bir frekans değişimi cm<sup>2</sup> 'de 1 ng'lık absorplanan kütleye karşılık gelmektedir. Üzerine kaplanan seçici bir kimyasal arayüzeyle istenen gaz algılanabilmektedir [14, 15].

### 5.3. Yıkamalı ve Yıkamasız Sensör Ölçümleri

Çalışmanın başında farklı yapıdaki sensörlerin anestezi gazına tepkileri bilinmemekteydi. QCM sensörlerin sevofluran anestezi gazına vereceği tepkinin belirlenmesi için bir dizi ölçüm yapılmıştır. Elde edilen veriler incelendiğinde sensör hücresinde bulunan 7 sensörden 4 tanesinin sevofluran anestezi gazına olumlu tepki verdiği görülmüştür (Bkz. Şekil 5.4. ve Şekil 5.5.)

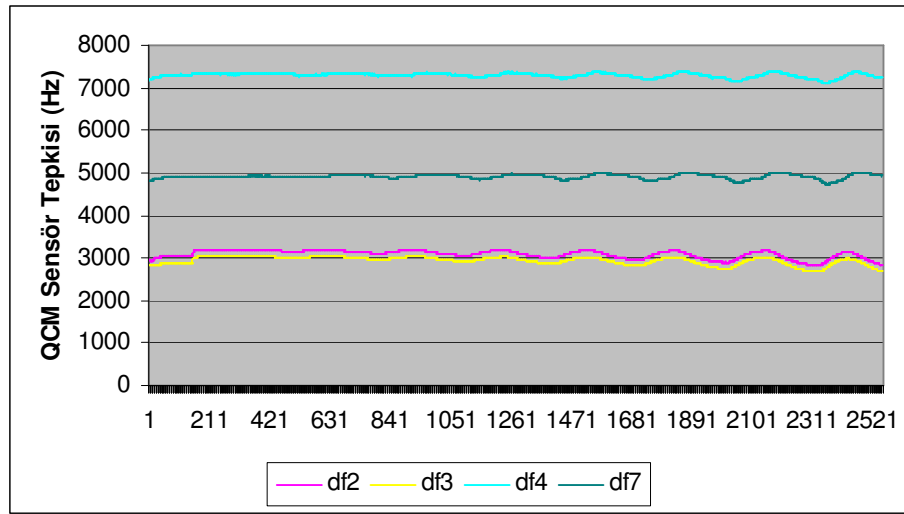


Şekil 5.4. QCM sensörlerin sevofluran anestezi gazına verdiği tepkiler

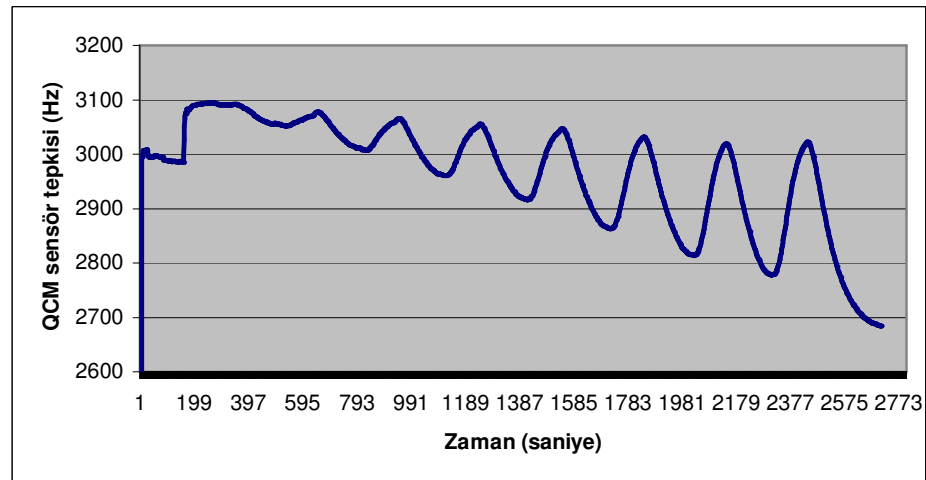
QCM sensörler gaz algılaması yaptıktan sonra temizlenmeleri için kuru hava ile yıkanmaları gerekmektedir. Bu sayede QCM sensörler bünyelerine aldıkları gazları dışarı vererek önceki phthalocyanine kaplanmış haldeki karakteristik frekansına geri gelmektedirler. Ameliyatlarda hayati önem taşıdığı için anestezi seviyesini belirlemek için her seviye değişiminde sensörlerin yıkanması için kuru hava uygulamak mümkün olmadığından yıkama işlemini, anestezi cihazı üzerinde hazır bulunan O<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub>O gaz karışımının kullanılmasına karar verilmiştir.

Ameliyatlar sırasında anestetik gaz karışımı artırılarak veya azaltılarak hastaya sürekli verilmektedir. Aralarda gazın kesilmesi anestezinin devamı ve derinliği açısından mümkün değildir. Bu yüzden sonraki ölçümde yıkamalı ve yıkamasız ölçüm arasındaki fark

gözlemlenmek istendi. Bu durumun incelenmesi için iki ayrı ölçüm yapılmıştır. İlk ölçümde  $O_2$  ve  $N_2O$  kullanarak temizleme yapıldıktan sonra sevofluran gazının her seviyesi, aralarında 5'er dakika  $O_2$  ve  $N_2O$  olacak şekilde sırayla verilmiş ve frekans değişimleri 2 saniyede bir olacak şekilde kaydedilmiştir. Bu işlem (gaz + temizleme) 80 dakika sürmüştür. Şekil 5.6'de farklı oranlarda sevofluran katkılı anestezi gazına ait sekiz ayrı ölçüm görülmektedir. Temizleme ve anestetik gaz uygulama anları açıkça görülmektedir [13].



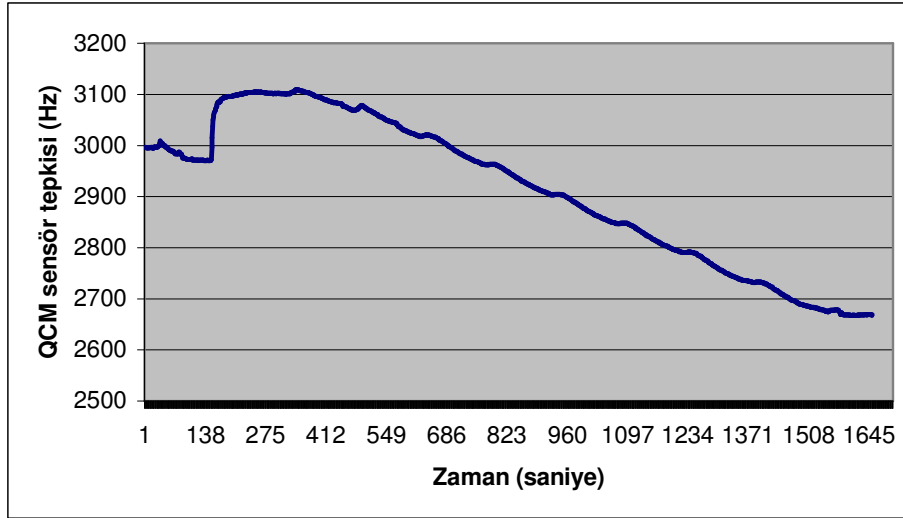
Şekil 5.5. QCM sensörlerden 4 tanesinin sevofluran anestezi gazına verdiği tepkiler



Şekil 5.6. Farklı orandaki sevofluran katkılı anestezi gazı için QCM sensör tepki grafiği (Sensörler her ölçüm aralığında yıkandı 22070401) [13].



İkinci ölçümde cevap süresini kısaltmak için sensör yıkama işlemi yapılmaksızın, değişik anestezi gaz miktarları için ölçümler tekrar yapılmış ve sonuçları grafik olarak Şekil 5.7'da gösterilmiştir. Temizleme periyotları kaldırıldığından toplam deney süresi yarıya inmiştir. Deney süresince 1'den 8'e kadar anestezi seviyeleri 3 lt/dk O<sub>2</sub> ve 3 lt/dk N<sub>2</sub>O eşit gaz oranları kullanılarak elde edilmiştir [13].



**Şekil 5.7.** Farklı orandaki sevofluran katkılı anestezi gazı için QCM sensör tepki grafiği (Sensörler her ölçüm aralığında temizlenmedi 23070401) [13]

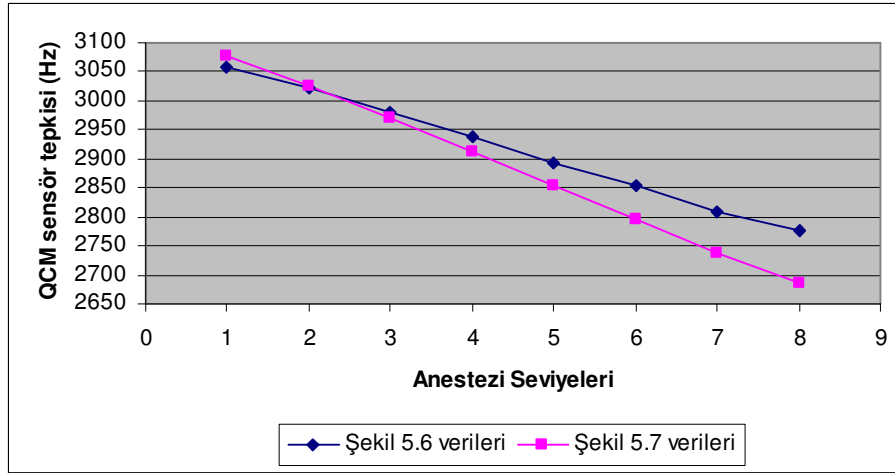
Her iki yöntem ile elde edilen QCM sensör tepkileri arasındaki fark da, anestezi seviyesi artırıldığında artış göstermektedir (Bkz. Şekil 5.8). Her iki eğri de anestezi seviyesine bağlı olarak doğrusal değiştiğinden, aradaki farkın önemi yoktur. İki yöntem arasında oluşan farklar formülüle edilirse;

$$fark_{ort} = \frac{\%(\Delta f_1 + \Delta f_2 + \Delta f_3 + \Delta f_4 + \Delta f_5 + \Delta f_6 + \Delta f_7 + \Delta f_8)}{8}$$

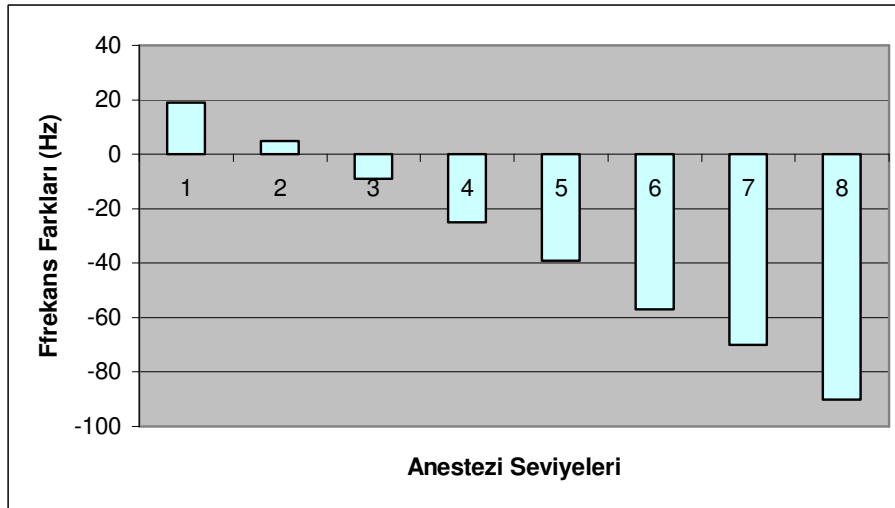
Değerler yerine koyularak;

$$fark_{ort} = \frac{\%(0.6+0.2+0.3+0.9+1.4+2.0+2.4+3.2)}{8} = \%1.38$$

olarak bulunabilir. Bu farkın önemsenmeyecek kadar küçük olduğu anlaşılmaktadır. Bu nedenle yeni yöntem (yıkamasız) ile gecikmesiz olarak on-line gaz miktarı ölçümünün mümkün olduğu anlaşılmıştır. Şekil 5.9'de iki yöntem arasındaki farklar anestezi seviyesine göre çubuk grafik ile gösterilmiştir [13].



**Şekil 5.8.** Şekil 5.6 ve Şekil 5.7'deki ölçümlerin birlikte gösterilmesi. Yatay eksen anestezi seviyelerini (gaz miktarı) düşey eksen de frekans değerlerini göstermektedir [13]



**Şekil 5.9.** İki yöntem arasındaki farkların anestezi seviyesine göre çubuk grafik ile gösterimi [13]

Ayrıca bu farkların nedeni; Şekil 5.7'da elde edilen QCM sensör tepkisinin, anestezi seviyelerinin peşisıra verilmesinden kaynaklanmakta (sensör yüzeyinde biriken gaz nedeniyle) olduğu anlaşılmıştır. Şekil 5.6'deki uygulamada ise anestezi gazı seviyeleri arasında  $O_2 + N_2O$  referans gazı verilerek her seviye aralığında sensörlere temizleme işlemi yapılmıştır. Bu nedenle Şekil 5.6'deki QCM sensör frekans cevapları Şekil 5.7'dakinden bir miktar düşük olduğu gözlemlenmiştir [13].

Anestezi seviyelerini algılamak için kullanılan phthalocyanine kaplı QCM sensörün her iki örnekte de kararlı olduğu anlaşılmıştır [13].

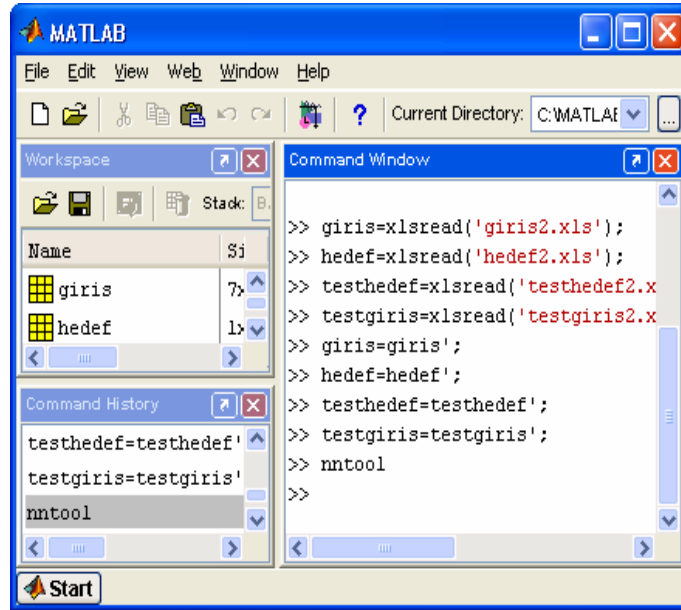
## 5.4. YSA Gerçekleme

### 5.4.1 MATLAB Programlama Dili

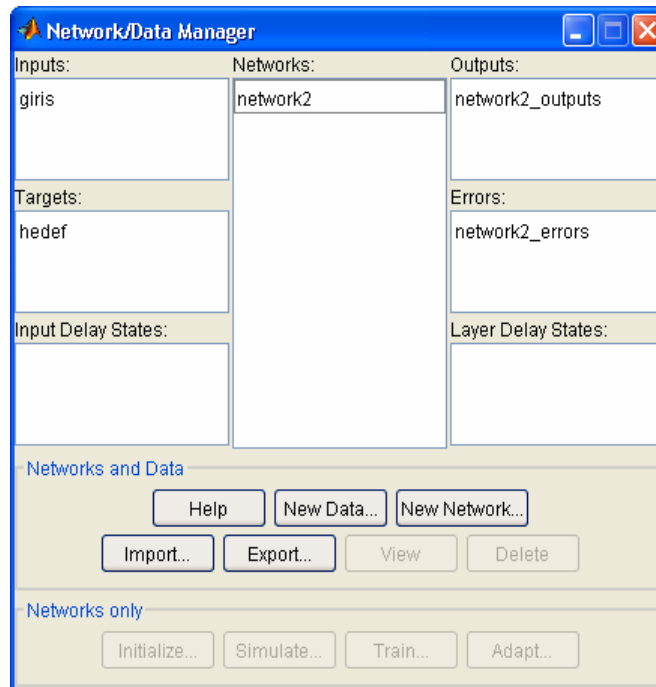
Matlab, yüksek performanslı bir programlama dilidir. Matlab kelimesinin açılımı İngilizce “MATrix LABoratory” den gelmektedir. Anlaşılacağı gibi bir matris laboratuvarı olan Matlab’ın temelindeki yapı, boyutlandırma gerektirmeyen matrislerdir. Yaptığımız tüm girdi ve çıktılar, diğer progama dillerindeki gibi belirteç gerektirmeksizin bir matris tanımlamaktadır [33]. Tüm bu özelliklere sahip olan Matlab, sayısal analiz, matris ve dizi işlemleri, sinyal işleme, algoritma geliştirme, C, C++, Java ve internet ile ilişik programlama ve grafikler kullanıcı arayüzü, formlu program yazma gibi sayısal işlemleri, kullanımı kolay bir grafik arayüzü üzerinden, diğer programlama dillerinde geleneksel kodlamaya karşın matematiksel denklem yazma kolaylığını sağlamaktadır [33].

Ayrıca matlab, “Araç Kutusu” (“Toolbox”) olarak nitelendirilen özellikler içerir. Matlab kullanıcılarına sunduğu bu özellikler, program yazmaya gerek kalmadan içerdiği hazır fonksiyon dosyalarıyla; dış aygıtlarla gerçek zamanlı çalışma, M-Dosya işleme ve derleme, iletişim kurma ve işleme, veri tabanı oluşturma, denetleme ve besleme, arama-ölçme, dijital sinyal işleme, Excel bağlantısı kurma, finansal zaman serilerine açma, görüntü işleme, aygıt denetleme, rapor oluşturma, güç sistemleri modelleme, lineer olan ve olmayan kontrol sistemleri aygıtları, robot kontrolü, dinamik sistem simülasyonu, sistem tanımlama, yapay sinir ağları modelleme ve bulanık mantık uygulamalarının işlenmesine ve incelenmesine imkan sağlamaktadır [33].

Bu çalışmada YSA’yı eğitmek için Matlab 6.5’da hazırlanmış grafiksel kullanıcı arabirime (GUI) sahip paket program olan “nntool” (neural network toolbox) kullanılmıştır. Matlab çalıştırıldığında Şekil 5.10’daki gibi bir arayüz açılmaktadır. Komut penceresinde “nntool” yazıldığında ise nntool arayüzü açılmaktadır (Bkz. Şekil 5.11.). Belirlenen giriş ve hedef datalarına göre ağ oluşturulup, test için ayrılan giriş ve hedef dataları ile ağın performansı kontrol edilmektedir.



Şekil 5.10. Matlab arayüzü



Şekil 5.11. Nntool arayüzü

#### 5.4.2. Verilerin Elde Edilmesi

Sevofluran anestezi seviyesinin belirlenmesi için yapılacak çalışmalar için çok sayıda veriye ihtiyaç duyulmaktadır. Anestezi işleminde O<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub>O hastaya dakikada verilen litre olarak hacim miktarıdır. O<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub>O değerleri hastanın fizyolojik durumuna göre ayarlanmaktadır.

Bu çalışmada; YSA ya uygulamak üzere mümkün olan tüm O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O ve sevofluran değerleri için ölçümler alınarak veri seti oluşturulmuştur. Bu nedenle; 1 den 8'e kadar anestezi seviyelerinin her biri için farklı O<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub>O konsantrasyonları için toplam 72 tane farklı konsantrasyona sahip veri elde edilmiştir. Her bir ölçüm 5 dakikada gerçekleştirilmiştir ve anestezi seviyeleri arasında sensörlerin temizlenmemiştir. Ölçüm protokolü Çizelge 5.1'de verilmiştir. Çizelge 5.1'de belirtilen O<sub>2</sub> ve N<sub>2</sub>O değerleri dakikadaki litre miktarını; SEVO değerleri ise sevofluran anestetik ajan seviyesini belirtmektedir.

**Çizelge 5.1.** Yapılan anestezi ölçümleri

O2	N2O	SEVO		O2	N2O	SEVO		O2	N2O	SEVO
1	1	1		1	2	1		1	3	1
1	1	2		1	2	2		1	3	2
1	1	3		1	2	3		1	3	3
1	1	4		1	2	4		1	3	4
1	1	5		1	2	5		1	3	5
1	1	6		1	2	6		1	3	6
1	1	7		1	2	7		1	3	7
1	1	8		1	2	8		1	3	8
2	1	1		2	2	1		2	3	1
2	1	2		2	2	2		2	3	2
2	1	3		2	2	3		2	3	3
2	1	4		2	2	4		2	3	4
2	1	5		2	2	5		2	3	5
2	1	6		2	2	6		2	3	6
2	1	7		2	2	7		2	3	7
2	1	8		2	2	8		2	3	8
3	1	1		3	2	1		3	3	1

3	1	2		3	2	2		3	3	2
3	1	3		3	2	3		3	3	3
3	1	4		3	2	4		3	3	4
3	1	5		3	2	5		3	3	5
3	1	6		3	2	6		3	3	6
3	1	7		3	2	7		3	3	7
3	1	8		3	2	8		3	3	8

### 5.4.3. Anestezi Verilerinin YSA ile Eğitilmesi

Çizelge 5.1'deki protokole göre elde edilen datalar birleştirilerek YSA için gerekli giriş ve hedef dataları oluşturulmuştur. Bu datalardan bir kısmı ayrılarak test için kullanılmıştır.

E-burundaki 7 sensörden elde ettiğimiz datalar giriş, verilen gaz değerleri ise hedef olarak belirlenmiştir. Datalar eğitilmeden önce normalize edilmiştir. Giriş değerlerinin maksimum frekans değeri 9107 olarak bulunmuş, normalize etmek için 10000'e bölünmüştür. Hedef değerleri ise 1'den 8'e (sevofluran anestezi seviyeleri) kadardır. 0.35 ile 0.7 arasına normalize etmek için değere 6 eklenip sonuç 20'ye bölünmüştür  $((x+6)/20)$ . 8649 datanın 865 tanesi test girişi, buna karşılık gelen anestezi seviyeleri ise test hedef için ayrılmıştır.

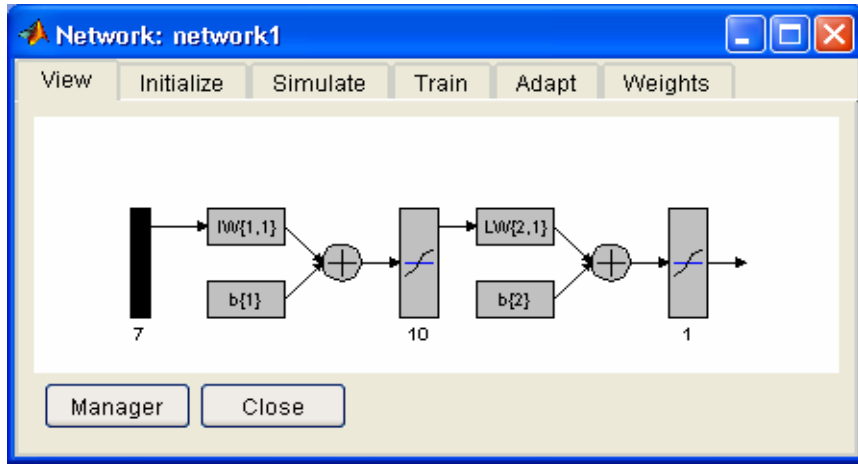
Hazırlanan datalar, Import butonu kullanılarak YSA'nın girişi ve hedefi eklendikten sonra New Network butonundan yapay sinir ağı oluşturulmuştur (Bkz. Şekil 5.11). Bundan sonra YSA'nın tipi ve parametreleri oluşturulmuş ve ağ eğitilmiştir. Eğitim sonunda oluşturulan ağ silinmeden test için ayrılan giriş ve hedef dataları eklenmiş ve simülasyon yapılmıştır. Çıkış ve hedef değerlendirilerek ağın performansına göre parametrelerde değişiklik yapıp yapılmayacağına karar verilip en uygun ağ yapısını oluşturmak için çalışılmıştır.

İlk YSA eğitim çalışmaları network tipi ve parametrelerinin belirlenmesi üzerine olmuştur ve aşağıdaki gibi olmasına karar verilmiştir.

- Network tipi: Feed-forward backpropagation (İleri beslemeli geri yayımlı),
- Eğitim fonksiyonu: Trainlm,
- Öğrenme fonksiyonu: Learnlgnm,
- Performans fonksiyonu: MSE,

Bu network tipi ve parametreleri kullanılarak oluşturulan iki katmanlı ağlar, katmandaki nöron sayıları, transfer fonsiyonu ve son olarak da giriş ve çıkış değerleri değiştirilerek eğitimler yapılmıştır.

Network1, 7 girişli 1 çıkışlı, ve birinci katmanı 10 nöron, ikinci katmanı 1 nöron (çıkış) olarak düzenlenmiştir. 1000 çevrime ayarlanarak Tansig transfer fonksiyonunda eğitilmiştir. Şekil 5.12.'de ağ yapısı, Şekil 5.13.'de ağ parametrelerin ayarlandığı arayüz, Şekil 5.14 'te ise eğitim parametreleri arayüzü görülmektedir.

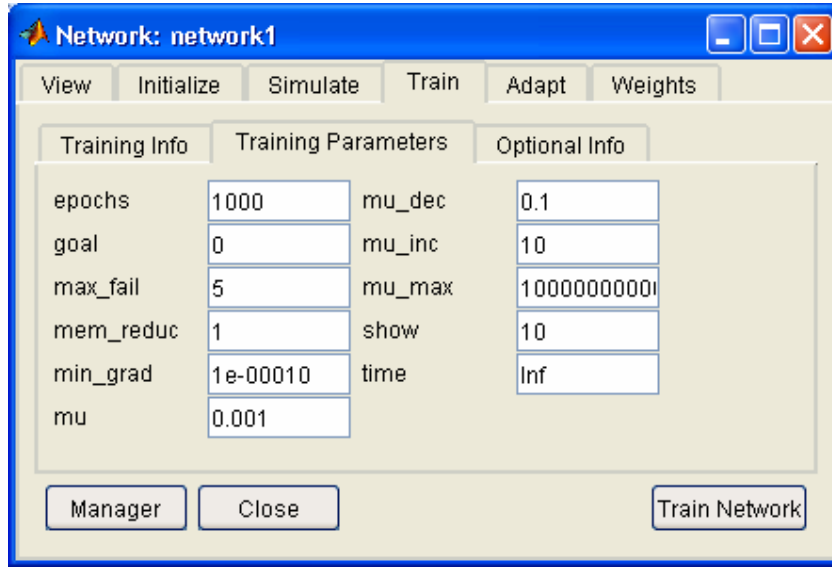


Şekil 5.12. Network1'in ağ yapısı

The 'Create New Network' dialog box shows the following settings:

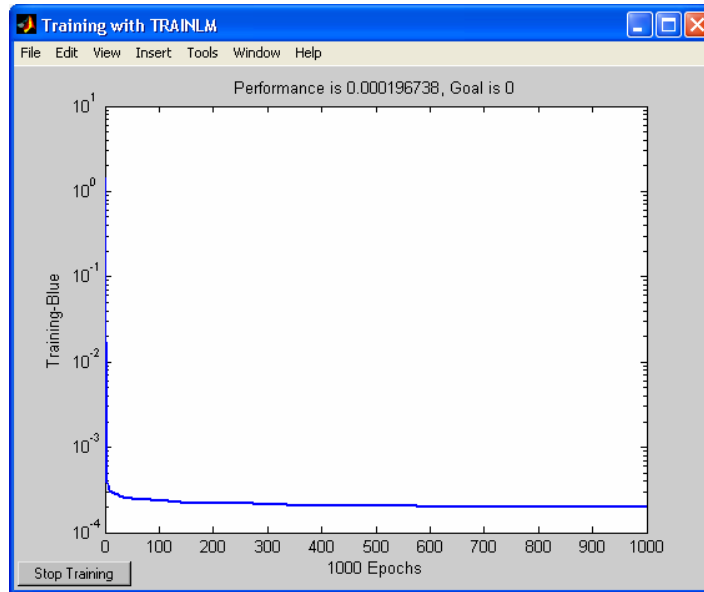
- Network Name: network1
- Network Type: Feed-forward backprop
- Input ranges: [1.4322 0.4573]
- Training function: TRAINLM
- Adaption learning function: LEARNGDM
- Performance function: MSE
- Number of layers: 2
- Properties for: Layer 2
  - Number of neurons: 1
  - Transfer Function: TANSIG

Şekil 5.13. Network1 ağ parametrelerinin oluşturulması



Şekil 5.14. Network1'in eğitim parametreleri

Şekil 5.15.'de Network1'in performans grafiği görülmektedir. Sıfır olması beklenen hata 0.000196738 çıkmıştır.



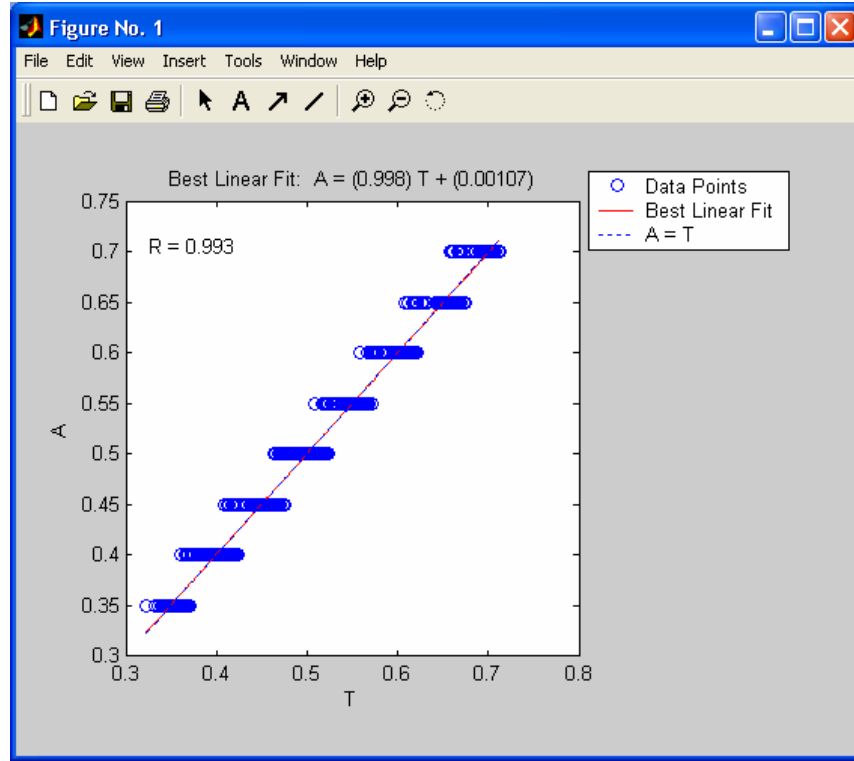
Şekil 5.15. Network1'in performans grafiği

Şekil 5.16'de Network1 simülasyon performansının grafiği görülmektedir. İdeal olarak m değeri 1, b değeri 0, r değeri 1 olmalıdır. Simülasyon sonuçlarının performans



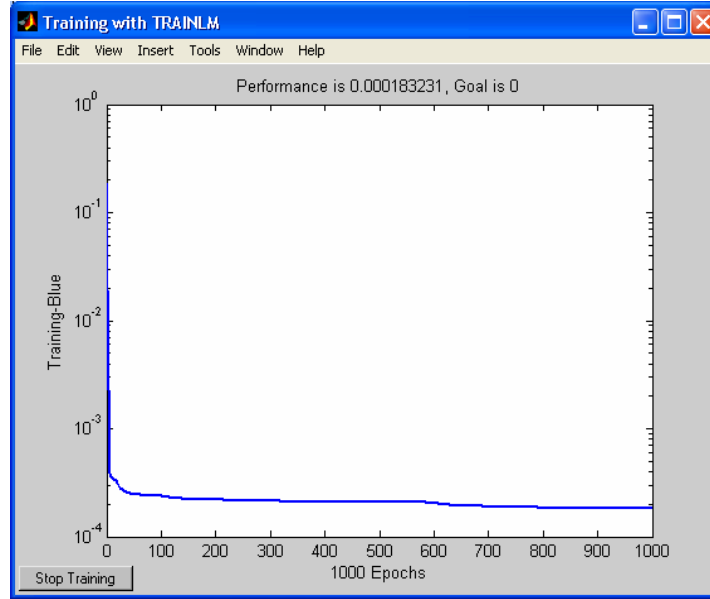
değerleri bu ağda;  $m=0.9982$ ,  $b=-0.0010735$ ,  $r=0.99293$  olarak bulunmuştur.

Karşılaştırdığımızda ideale yaklaşık sonuçlar elde edilmiştir.



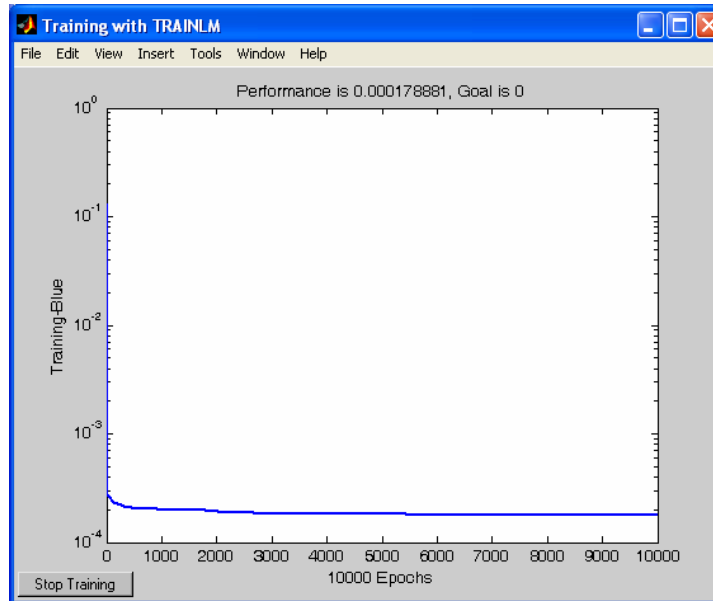
Şekil 5.16. Network1'in simülasyon sonuçlarının performansı

Network2'te, 7 girişli 1 çıkışlı, 2 katmanlı, birinci katmanı 10 nöron ve ikinci katmanı 1 nöron olan ağ, yine 1000 çevrim, fakat logsig transfer fonksiyonu kullanılarak oluşturulmuştur. Logsig transfer fonksiyonu ile eğitilen ağın performans grafiği Şekil 5.17.'de görülmektedir. Hata 0.000183231 çıkmıştır ve network1'in performansına göre daha iyidir.



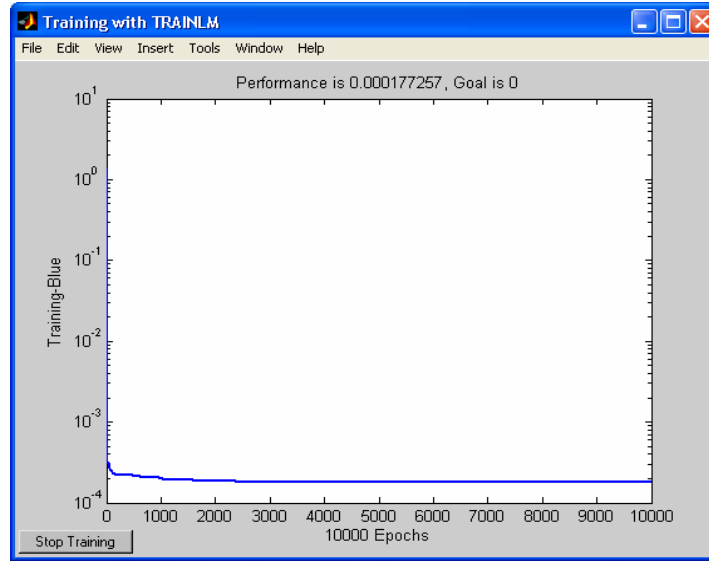
Şekil 5.17. Network2'nin performans grafiği

Network3, 7 girişli, 1 çıkışlı, 2 katmanlıdır ve birinci katmanı 10 nöron, ikinci katmanı 1 nöronudur. Ağ, logsig transfer fonksiyonunda ve bu defa 10.000 çevrim kullanılarak eğitilmiştir. Network2'ye göre hata azalmış, 0.000178881 olmuştur. Performansın network2'nin performansından daha iyi olduğu görülmüştür (Bkz Şekil 5.18).



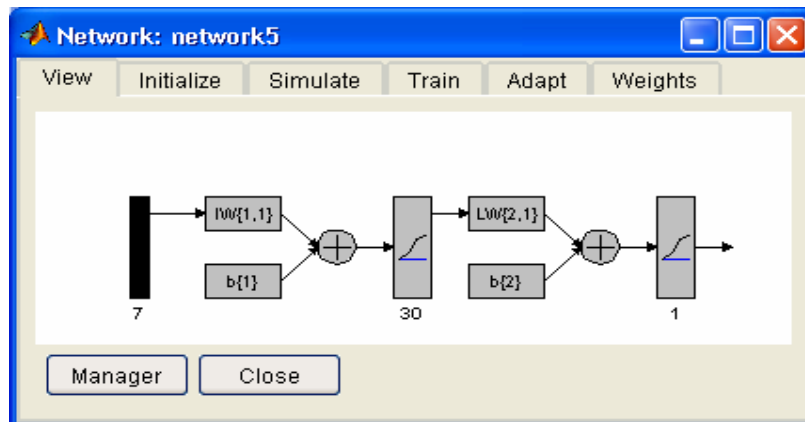
Şekil 5.18. Network3'ün performans grafiği

Network4'te ise 10.000 çevrim kullanılarak, logsig transfer fonksiyonunu tansig olarak değiştirdiğimizde, hata 0.000177257 çıkmıştır, network3'e göre azalmıştır. Simülasyon performanslarını karşılaştırdığımızda da network4'ün performansı daha iyi çıkmıştır. Network3'te  $m=0.997$ ,  $b=0.0012989$ ,  $r=0.99293$  iken, network4'te  $m=1$ ,  $b=-0.000364$ ,  $r=0.993$ 'dir ve ideale daha yakındır.



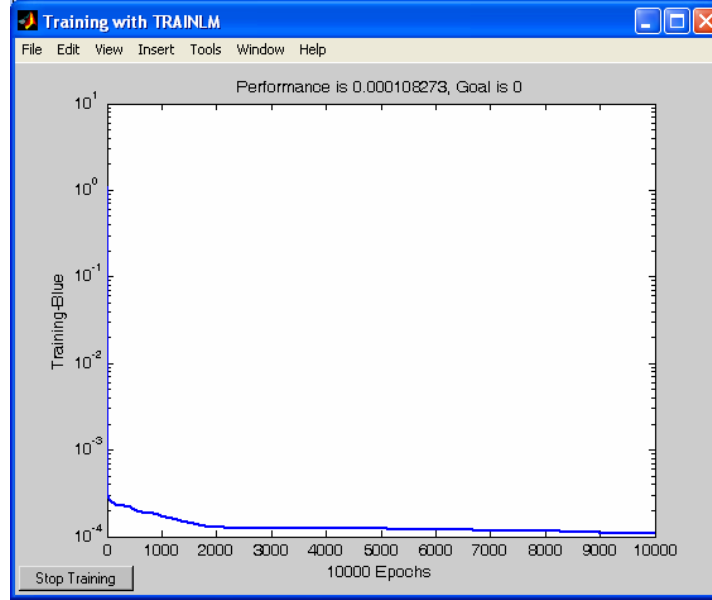
Şekil 5.19. Network4'ün performans grafiği

Network5'da tekrar logsig tranfer fonksiyonuna geçilmiş, fakat birinci katmanın nöron sayısı 30'a çıkarılmıştır (Bkz. Şekil 5.20.).



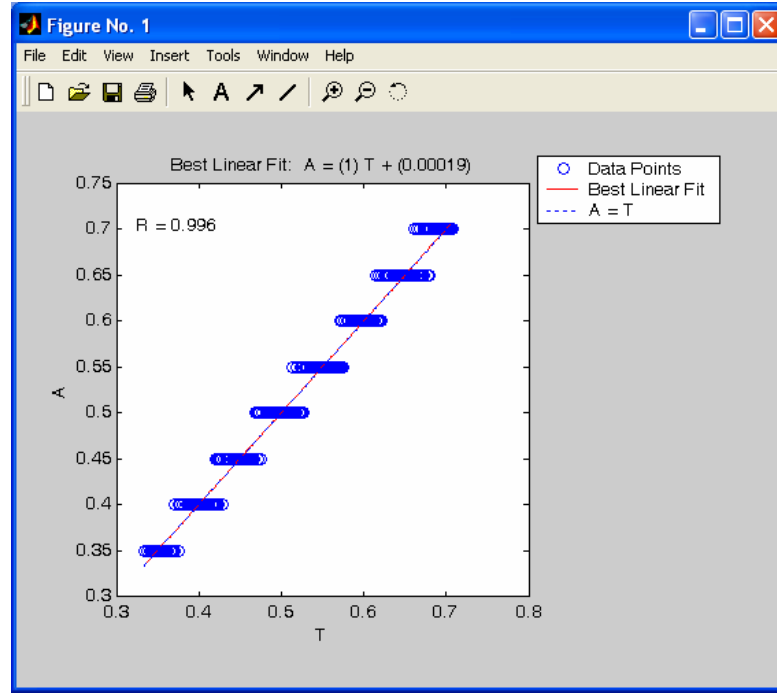
Şekil 5.20. Network5'nin ağ yapısı

Performans grafiğine baktığımızda (Bkz. Şekil 5.21) hata 0.000108273 bulunmuştur ve diğer ağlarınkinden daha düşük bir hatadır.



Şekil 5.21. Network5'nin performans grafiği

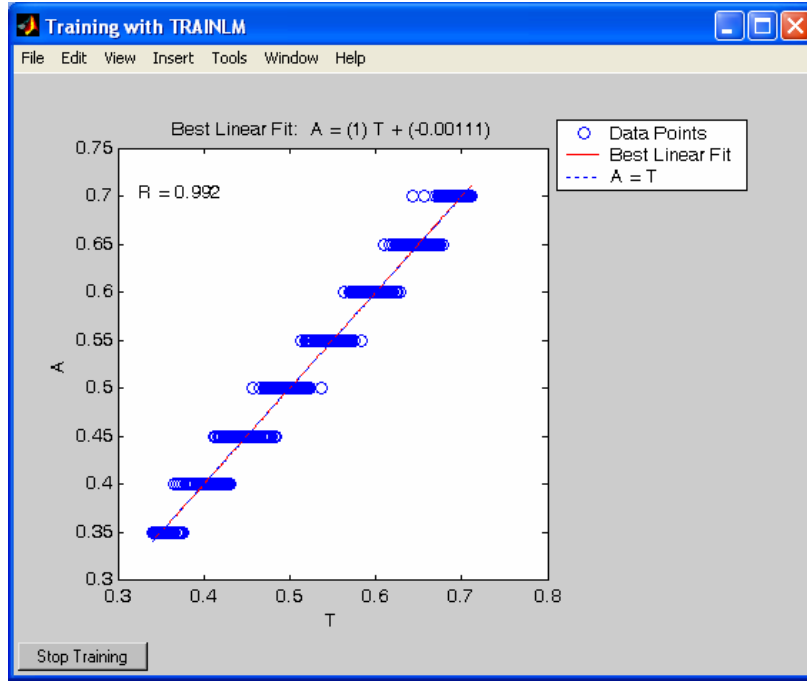
Simülasyon sonuçlarının performansını değerlendirirsek (Bkz. Şekil 5.22.);  $m=1$ ,  $b=0.00019$ ,  $r=0.996$  ideale oldukça yakın değerlerdir. Bu ağın performansının öncekilere göre daha da iyi olduğu görülmüştür.



Şekil 5.22. Network5'nin simülasyon performansı

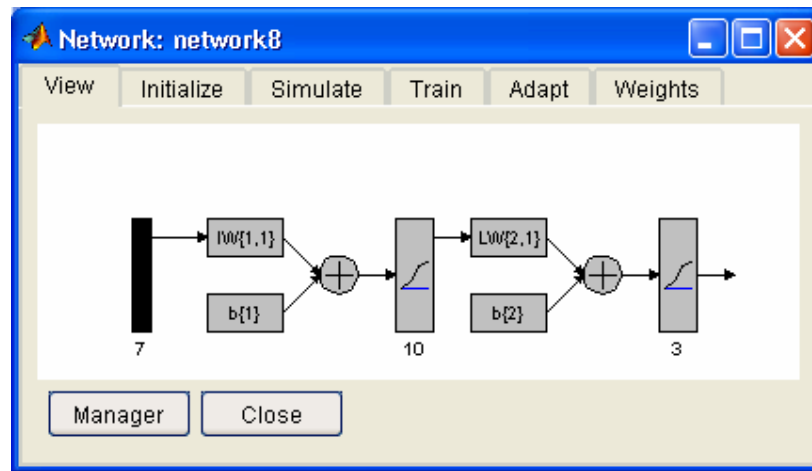
Network4, 30 nöron ile denenerek network6 oluşturulmuştur. Tansig transfer fonksiyonunda eğitilen ağın simülasyon sonuçlarının performansına bakıldığında;  $m=1$ ,  $b=0.000405$ ,  $r=0.993$  bulunmuştur. Logsig transfer fonksiyonunda eğitilen network5'ten daha düşük bir performansa sahip olduğu görülmüştür. Transfer fonksiyonu olarak logsig kullanılmasına karar verilmiştir.

Sensör cevabı iyi olan 3 sensörden alınan datalar giriş olarak verildiğinde ağın (network7) performansı, 7 sensör ile eğitimi yapılan ağlardan kötü çıkmıştır. Network7'in simülasyon performansı Şekil 5.23.'de verilmiştir ( $m=1$ ,  $b=0.00111$ ,  $r=0.992$ ).



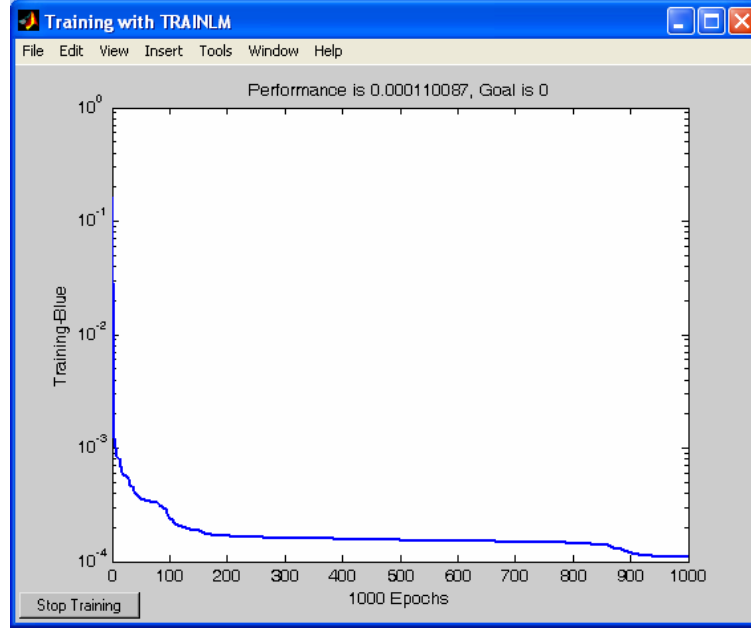
Şekil 5.23. Network7'in simülasyon performansı.

Denelerimizde,  $O_2$ ,  $N_2O$  ve Sevofluran gazının oranları değiştirilmiş, sadece sevofluran gazının seviyesini tespit edilmeye çalışılmıştır.  $O_2$ ,  $N_2O$  ve Sevofluran gazlarının üçünün oranlarını görebilmek için de bir ağ eğitilmiştir. 7 girişi, 3 çıkışı ve 2 katmanlı olan ağın (network8 Bkz. Şekil 5.24), birinci katmanı 10 nöron ve transfer fonksiyonu logsig olarak seçilmiştir.



**Şekil 5.24.** Network8'in ağ yapısı

Network8'in performans grafiğine bakıldığında; hatanın 0.000110087 olduğu görülmüştür. Buradan, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>O ve Sevofluran gaz değerlerinin belirlenebileceğinin mümkün olduğu anlaşılmıştır.

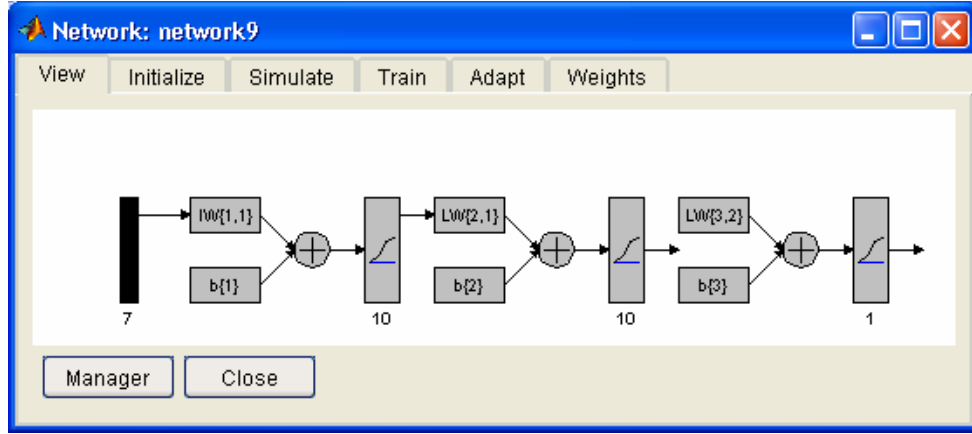


**Şekil 5.25.** Network8'in performans grafiği

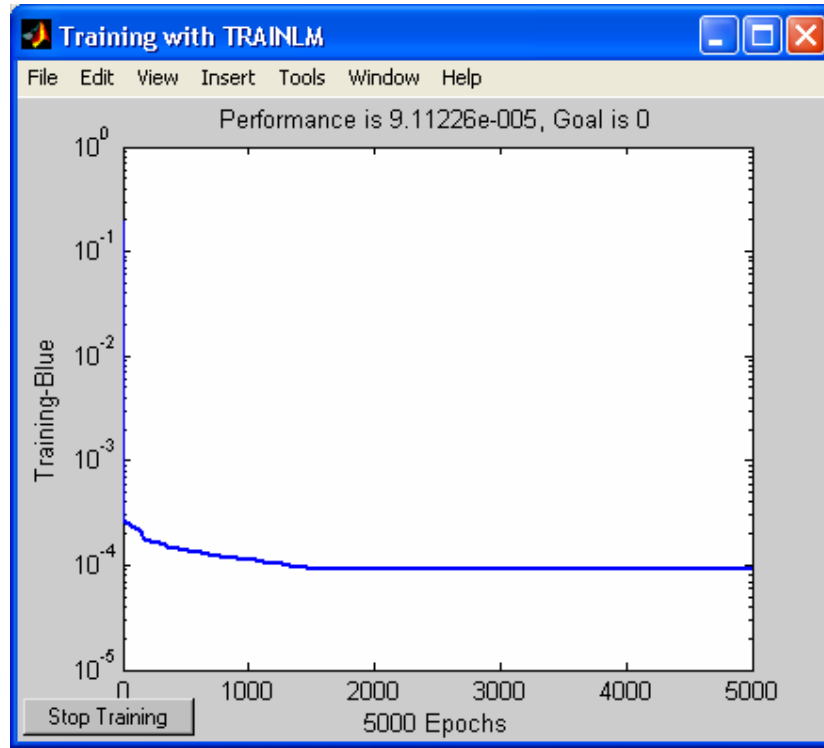
İki katmanlı YSA eğitimleri sonunda sevofluran gazının seviyesini belirlemede en uygun ağ olarak network5 bulunmuştur.

Buraya kadar iki katmanlı ağların eğitim sonuçları incelenmiştir. Bundan sonra üç katmanlı YSA eğitim sonuçları incelenecektir.

Üç katmanlı olarak eğitilen ilk ağ network9, birinci ve ikinci katmanı 10 nöron, üçüncü katman (çıkış katmanı) yine 1 nöron olarak oluşturulmuş ve transfer fonksiyonu logsig seçilmiştir (Bkz. Şekil5.26.). Şekil 5.27' de network9'un performans grafiği görülmektedir. Test datalarının ağa uygulanması sonucunda hata 9,11226e-005 bulunmuştur. İki katmanlı YSA eğitimleri sonunda en uygun ağ olarak bulunan network5'in hata değerinden daha düşüktür.



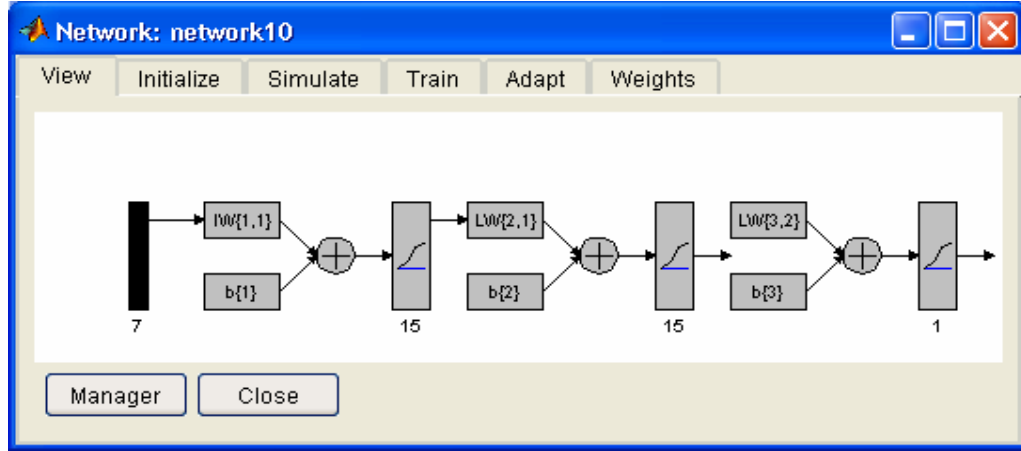
Şekil 5.26. Network9'un ağ yapısı



Şekil 5.27. Network9'un performans grafiği

Network10'da (Bkz. Şekil 5.28.) katmanlardaki nöron sayısı 15'e çıkarılarak ağ eğitimi yapılmıştır. Performansına bakıldığında hatanın  $6,36596e-005$ 'e düştüğü görülmüştür. Nöron sayısı 20'ye çıkarılınca (network12) hata  $4,2037e-005$  olmuştur. Nöron sayısı artırıldıkça hata azalmıştır.





Şekil 5.28. Network10'un ağ yapısı

Network13'e, network10'dan farklı olarak 5000 çevrim uygulanmış, hata 5,725e-005 bulunmuştur. Network14'te de network12'nin çevrim sayısı artırılarak eğitim yapılmış ve hatanın 3,6783e-005'e düştüğü görülmüştür. Çevrim sayısının artmasıyla da hata azalmıştır.

Çizelge 5.2.'de eğitilen ağlar karşılaştırılmıştır. İki katmanlı ağların simülasyon sonuçlarının performansına göre, üç katmanlı olarak eğitilen ağların simülasyon sonuçlarının performansı, ideale daha yakın bulunmuştur. En iyi performans ise network14'ün performansındır. Çizelge 5.2.'den m, b, r değerleri karşılaştırılırsa; network14'ün en ideal ağ olduğu görülmektedir.

Çizelge 5.2.Farklı YSA yapılarının karşılaştırılması

Network	Giriş Sayısı	Çıkış Sayısı	Nöron Sayısı	Transfer Fonksiyonu	Epoch (çevrim) Sayısı	m	b	r
Network1	7	1	10	Tan-sig	1.000	0.998	0.001073	0.99293
Network2	7	1	10	Log-sig	1.000	0.999	0.000223	0.993
Network3	7	1	10	Log-sig	10.000	0.997	0.001298	0.99293
Network4	7	1	10	Tan-sig	10.000	1	-0.00036	0.993
Network5	7	1	30	Log-sig	10.000	1	0.00019	0.996
Network6	7	1	30	Tan-sig	10.000	1	0.000405	0.993
Network7	3	1	30	Log-sig	10.000	1	0.00111	0.992
Network9	7	1	10-10	Log-sig	5000	1	0,000198	0,996
Network10	7	1	15-15	Log-sig	1000	0,999	0,000638	0,997
Network11	7	1	20-10	Log-sig	5000	0,999	0,000728	0,998
Network12	7	1	20-20	Log-sig	1000	1.0003	-0.00035	0.9981
Network13	7	1	15-15	Log-sig	5000	0.999	0,000386	0,998
Network14	7	1	20-20	Log-sig	5000	0,99916	0,000273	0,9981

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, sevoflurane gaz seviyesinin belirlenmesi için, anestezi sırasında, hastaya uygulanan oksijen ve azot protoksit gazlarının mümkün olan tüm konsantrasyonlarında, mevcut sevoflurane anestezi seviyeleri için e-burun ile ölçüm yapılmıştır. Sensörlerdeki frekans değişimlerine ait datalar elde edilmiş, bu datalarla, YSA'da farklı ağ yapılarında eğitim yapılmış ve sevoflurane gaz seviyeleri belirlenmeye çalışılmıştır.

Yapılan ilk ölçümlerde sensör yıkamalı ve yıkamasız olarak data alınmıştır. Yıkamalı ve yıkamasız ölçümler arasındaki fark % 1.38 olarak bulunmuştur. Bu fark önemsenmeyecek kadar küçük olduğu için yıkamasız yapılan ölçümler gecikmesiz olarak on-line gaz miktarı ölçümünün mümkün olduğu anlaşılmıştır. Aynı zamanda Anestezi seviyelerini algılamak için kullanılan phthalocyanine kaplı QCM sensörün her iki örnekte de kararlı olduğu görülmüştür [13].

Ölçümler sonucu elde edilen frekans değerleri YSA'nın eğitimi için kullanılırken, ölçüm anında verilen gaz seviyeleri YSA'nın çıkış değerlerini oluşturmaktadır. Bu giriş ve çıkış değerleri normalize edildikten sonra bir kısmı test için ayrılmıştır.

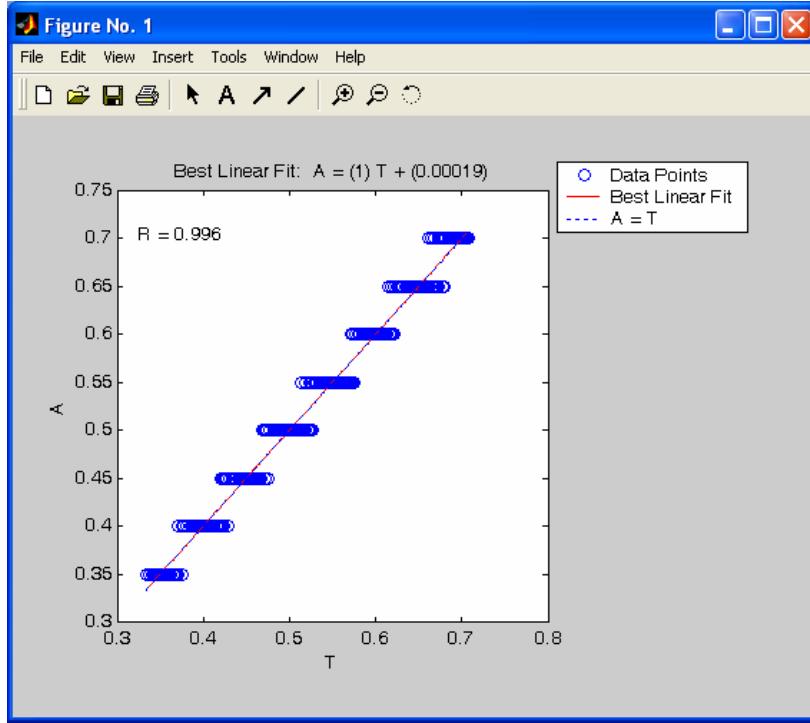
Bu çalışmada YSA'yı eğitmek için Matlab 6.5'da nntool kullanılmıştır.

İlk YSA eğitim çalışmaları network tipi ve parametrelerinin belirlenmesi üzerine olmuştur ve aşağıdaki gibi olmasına karar verilmiştir.

- Network tipi: Feed-forward backpropagation (İleri beslemeli geri yayımlı),
- Eğitim fonksiyonu: Trainlm,
- Öğrenme fonksiyonu: Learnlstm,
- Performans fonksiyonu: MSE,

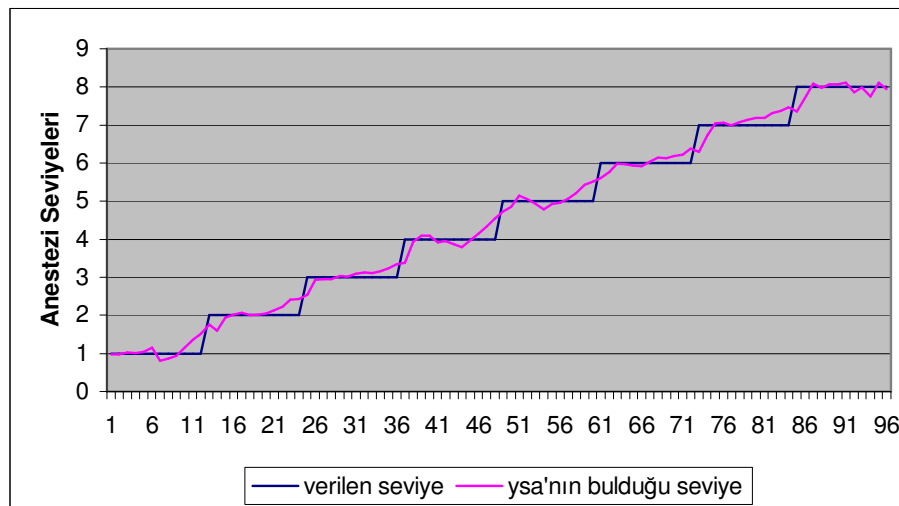
Bu network tipi ve parametreleri kullanılarak, katman sayısı, katmandaki nöron sayıları, transfer fonksiyonu ve giriş ve çıkış değerleri değiştirilerek eğitimler yapılmıştır.

İki katmanlı ağlardan olan; 7 giriş, 1 çıkış, transfer fonksiyonu logsig transfer fonksiyonu, katmandaki nöron sayısı 30 nöron ve çevrim sayısı 10.000 olan ağ yani network5 'in simülasyon performansını (Bkz. Şekil 6.1.) incelediğimizde;  $m=1$ ,  $b=0.00019$ ,  $r=0.996$  bulunmuştur. İdeal olarak  $m=1, b=0$  ve  $r=1$ 'dir. Bu değerlerle karşılaştırdığımızda ideale oldukça yakın değerler elde edilmiştir.



Şekil 6.1. Network5'in simülasyon performans

Şekil 6.2.'de network5'in simülasyonu sonucu elde edilen anestezi seviyeleri ile ölçüm sırasında verilen anestezi seviyelerinin karşılaştırıldığı grafik görülmektedir. Data sayısının fazla olması nedeniyle Şekil 6.2.'de sadece 96 datanın karşılaştırılması verilmiştir



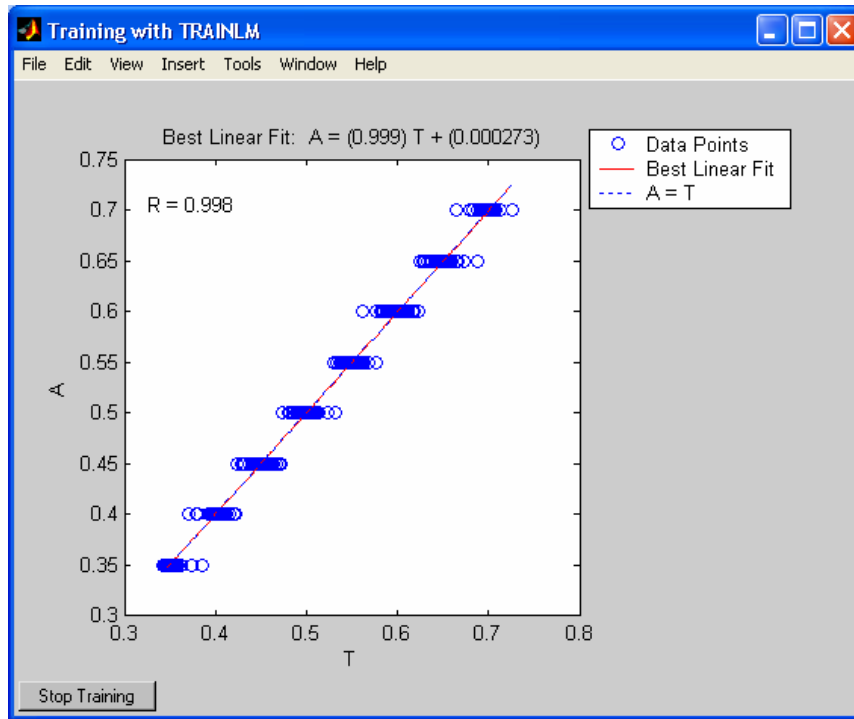
**Şekil 6.2.** Eğitim sonucu çıkan seviyelerin, gerçek seviyelerle karşılaştırılması (network5)

Gerçek değerlerle bulunan değerler arasındaki hata oranını hesapladığımızda;

$$\text{HATA} = \% 4,755$$

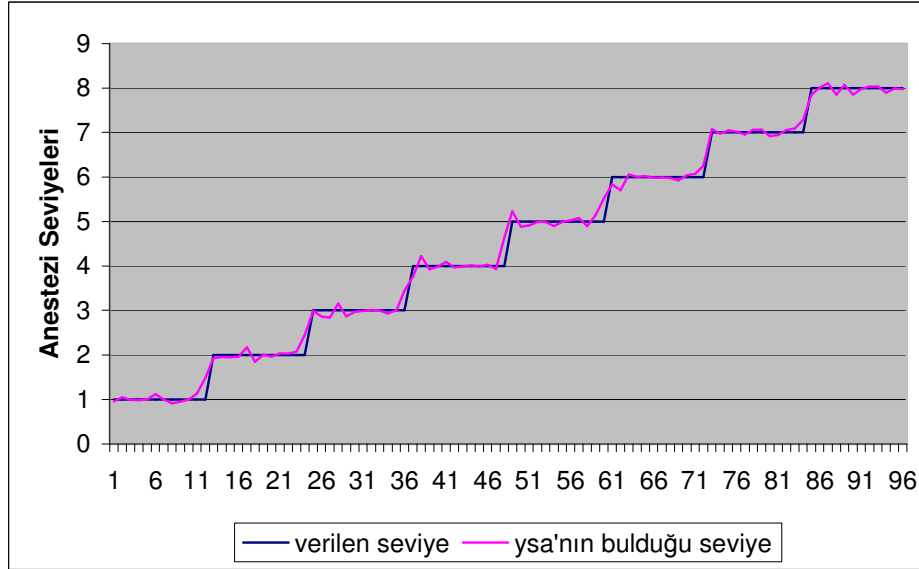
olarak bulunur.

Üç katmanlı, 7 giriş, 1 çıkış, transfer fonksiyonu logsig transfer fonksiyonu, birinci ve ikinci katmandaki nöron sayısı 20 olan ve çevrim sayısı 5.000 olan network14 performansı en iyi olan ağ olmuştur. Network14'ün  $m=0,99916$ ,  $b=0,000273$ ,  $r=0,9981$  değerleri, network5'in  $m,b,r$  değerlerine göre ideale daha yakındır.



**Şekil 6.3.** Network14'ün simülasyon performansı

Network14'ün simülasyonu sonucu bulunan seviyelerle, gerçek seviyelerin karşılaştırıldığı grafik Şekil 6.4.'te verilmiştir.



**Şekil 6.4.** Eğitim sonucu çıkan seviyelerin, gerçek seviyelerle karşılaştırılması (network14)

Gerçek değerlerle bulunan değerler arasındaki hata oranını hesapladığımızda;

$$\text{HATA} = \% 2,786$$

olarak bulunmuştur.

Bu hata değeri önemsenmeyecek kadar küçük olduğundan YSA'nın sevofluran gaz seviyelerini belirlemede kullanılabileceği görülmüştür.

Çizelge 6.1.'de, Şekil 6.4.'e karşılık gelen sayısal değerler verilmektedir.

Şekil 6.4.'te görülen kaymaların sebebi olarak gaz seviyelerinin ölçüm sırasında manuel olarak ayarlanmış olması düşünülmektedir.

Üç katmanlı ağın, iki katmanlı ağa göre hata oranı daha düşük bulunmuştur. İki katmanlı ağda doğrusal bir yanıt bulunmuşken, üç katmanlı ağda basamak şeklinde istenen sonuca ulaşılmıştır.

Katman sayısının ve nöron sayısının artırılması ile ağ performansı artmıştır.

Çizelge 6.1. Gerçek gaz seviyeleri ve eğitim sonucu belirlenen seviyeler

SIRA	VERİLEN SEVİYE	YSA'NIN BULDUĞU SEVİYE	SIRA	VERİLEN SEVİYE	YSA'NIN BULDUĞU SEVİYE	SIRA	VERİLEN SEVİYE	YSA'NIN BULDUĞU SEVİYE
1	1	0,9582	33	3	2,9926	65	6	6,0172
2	1	1,0458	34	3	2,935	66	6	5,9852
3	1	0,9944	35	3	3,0118	67	6	5,9894
4	1	0,9854	36	3	3,4388	68	6	5,9768
5	1	0,9978	37	4	3,7646	69	6	5,925
6	1	1,1232	38	4	4,224	70	6	6,0366
7	1	0,9978	39	4	3,9252	71	6	6,0712
8	1	0,9112	40	4	3,9836	72	6	6,245
9	1	0,9432	41	4	4,0926	73	7	7,0788
10	1	0,9966	42	4	3,9686	74	7	6,9752
11	1	1,126	43	4	3,9972	75	7	7,0494
12	1	1,4822	44	4	4,0152	76	7	7,0218
13	2	1,928	45	4	3,9924	77	7	6,9586
14	2	1,9598	46	4	4,0288	78	7	7,067
15	2	1,9518	47	4	3,9342	79	7	7,067
16	2	1,9604	48	4	4,6404	80	7	6,9224
17	2	2,1698	49	5	5,2254	81	7	6,9518
18	2	1,8462	50	5	4,8846	82	7	7,054
19	2	2,0068	51	5	4,9086	83	7	7,088
20	2	1,9648	52	5	4,9914	84	7	7,289
21	2	2,0342	53	5	4,9944	85	8	7,8524
22	2	2,0228	54	5	4,9012	86	8	8,012
23	2	2,08	55	5	4,9916	87	8	8,1092
24	2	2,4452	56	5	5,0288	88	8	7,854
25	3	2,9916	57	5	5,0806	89	8	8,0668
26	3	2,86	58	5	4,8954	90	8	7,8564
27	3	2,8394	59	5	5,1436	91	8	7,9732
28	3	3,1542	60	5	5,5176	92	8	8,0322
29	3	2,87	61	6	5,8388	93	8	8,0356
30	3	2,9684	62	6	5,7026	94	8	7,9034
31	3	2,986	63	6	6,0578	95	8	7,997
32	3	3,0128	64	6	6,0062	96	8	7,973

Sevofluran gazının seviyesinin, QCM sensör dizisi ile elde edilen datalarla, YSA'da belirlenebildiği gibi, diğer anestetik ajanlarla (isofluran, desfluran, halothan, enfluran) da seviyelerinin de belirlenebilirliği denenebilir.

Anestezi esnasında verilen üç gazın da ( $O_2$ ,  $N_2O$  ve inhalasyon anestetik ajanı) ayrı ayrı seviyelerinin belirlenmesi için çalışmalar yapılabilir.

Bu çalışmalarla, cihazların kalibrasyon bozuklukları anında tespit edilip, cihaz kullanıcılarını uyarılabilir. Böylece ameliyat olan hastaların, cihaz hatalarından kaynaklanan hayati tehlikelerden korunması sağlanabilir.

## KAYNAKLAR DİZİNİ

- [1] Kofralı, G., Anesteziye Temel Konular, 2003, Nobel Tıp Kitabevleri
- [2] Marshall, B. E., and Lockenfger, D.E., 1990 General Anaesthetics”, Goodman And Gilman’s, The Pharmacological Basis of Therapeutics, 8<sup>th</sup> Edition, Permagon Pres, 285-311 p..
- [3] Snow J.C., 1986, Anestezi El Kitabı, ( Çev. Z. Elar), İzmir Güven Kitapevi, İzmir.
- [4] Erolçay H., Yüceyar L., İpek N., Aykaç B., 2000, Torakotomilerde İndüksiyon Öncesi ve Sonrası İntraplevral Yolla Uygulanan Morfinin İzofluran Gereksinimine Etkisi, Cerrahpaşa Journal of Medicine, 31 (1): 28-31.
- [5] <http://gunce.typepad.com/anestezi/monitorizasyon/index.html>
- [6] [http://gunce.typepad.com/anestezi/anestezi\\_ aletler/index.html](http://gunce.typepad.com/anestezi/anestezi_ aletler/index.html)
- [7] Saraoğlu, H.M., Özmen, A., Ebeoğlu, M.A., Edin, B., 25-27 Mayıs 2006, Sevoflurane Anestezi Seviyesinin Elektronik Burun Kullanılarak Belirlenmesi, Biyomut’06 Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul.
- [8] Tekçe, F., Haziran 2005, Gaz Karışımlarını QCM Sensor Dizisi ve Yapay Sinir Ağı Kullanarak Bulma, Dumlupınar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, elektronik Elektronik Mühendisliği ABD, Yüksek Lisans Tezi, Kütahya
- [9] <http://www.elektronikburun.com>
- [10] [ww2.warwick.ac.uk/fac/sci/eng/eed/research/srl/contents/current\\_research/electronic\\_nose](http://ww2.warwick.ac.uk/fac/sci/eng/eed/research/srl/contents/current_research/electronic_nose)
- [11] <http://arsiv.sabah.com.tr/2000/06/20/e06.html>
- [12] O’Sullivan, C.K., Guilbault, G.G., 1999, Review Commercial Quartz Crystal Microbalances-Theory and Applications”, Biosens, Bioelectron. 14 663-670
- [13] Saraoğlu, H.M., Ebeoğlu,M.A., Özmen, A., Edin, B., 25-27 Mayıs 2005, Sevoflurane Anestezi Gazının Phthalocyanine-QCM Duyarga ile Algılanması, Biyomut’05 Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul.
- [14] Saraoğlu, H.M., Ebeoğlu, M.A., Özmen A., Çakmak, N., Tekbıyık, P., 26-28 Nisan 2006, Hastalıkların Tanısı için Kuvartz Kristal Sensör Dizisi ile Nefes Analizi, Harran Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, GAP V. Mühendislik Kongresi, El Ruha Oteli, Şanlıurfa.
- [15] Saraoğlu, H.M., Ebeoğlu, M.A., Özmen, A., Çakmak, N., Tekbıyık, P., 25-27 Mayıs 2006, Nefes Kokusundan Diyabet Tanısı için QCM Tabanlı Sistem Tasarımı, Biyomut’06- Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul.



- [16] Yurtoğlu, H., Şubat 2005, Yapay Sinir Ağları Metodolojisi İle Öngörü Modellenmesi: Bazı Makroekonomik Değişkenler İçin Türkiye Örneği” Ekonomik Modeller Ve Stratejik Araştırmalar Genel Müdürlüğü, yayın no:DPT: 2683
- [17] Esener, Z., 1991, Klinik Anestezi, Logos Yayıncılık.
- [18] <http://lokman.cu.edu.tr/anestezi/anestezinot/newpage9.htm>
- [19] Edin, B., Haziran 2003, Anestezi Derinliği Kontrolörü, Dumlupınar Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği, Lisans Tezi, Kütahya
- [20] <http://lokman.cu.edu.tr/anestezi/anestezinot/anestezi3.htm>
- [21] Morgan, G.E., Mikhail, M.S., Murray, M.J., 2002, Clinical Anesthesiology, McGraw Hill Com.
- [22] Myles PS, Power I. 1999, Critical Assessment of Sevoflurane. Victorian Drug Usage Advisory Committee.
- [23] Heijke S, Smith G. 1990, Quest for the ideal inhalation anaesthetic agent. Br J Anaesth.,
- [24] Biebuyck JF, Phil D. 1994, New İnhaled Anesthetics. Anesthesiology.
- [25] [www.ctf.edu.tr/farma/onersuzer/pdf/tr/13\\_Genel\\_anestetikler.pdf](http://www.ctf.edu.tr/farma/onersuzer/pdf/tr/13_Genel_anestetikler.pdf) -
- [26] Collins VJ. 1976, Principles of Anesthesiology, 2nd edition, Philadelphia, Lea & Febiger,
- [27] Özatamer, O., Alkış, N., Batislam, Y., Küçük, D.Y., 2002, Anestezide Güncel Konular, Nobel Tıp Kitabevleri
- [28] <http://www.insanmucizesi.com/>
- [29] Öztürk, Z. Z., Haziran 2005, Yeni Bir Bilim Dalı: Koku Ölçümü?, Gyte E-bülten Sayı 9.
- [30] Koç, M. L., Balas, C. E., Arslan, A., Taş Dolgu Dalgakıranların Yapay Sinir Ağları ile Ön Tasarımı, İMO Teknik Dergi, 2004 3351-3375, Yazı 225
- [31] <http://www.backpropagation.netfirms.com/ysa.htm>
- [32] <http://turhalmyo.gop.edu.tr/ogr/ebu/programlama/ysa.pdf>
- [33] Uzunoglu, M., Kızıl, A., ve Onar, Ö.Ç., 2002, Kolay Anlatımı İle İleri Düzeyde Matlab 6.0-6.5, Türkmen Kitabevi.