

SENTETİK DİYABETLİ NEFESİNDEKİ ASETON
MİKTARININ ELEKTRONİK BURUN VE
YOĞUNLAŞTIRICI KULLANILARAK
BELİRLENMESİ
Hatice ÖZTÜRK
Yüksek Lisans Tezi
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Şubat-2008

SENTETİK DİYABETLİ NEFESİNDEKİ ASETON MİKTARININ ELEKTRONİK BURUN
VE YOĞUNLAŞTIRICI KULLANILARAK BELİRLENMESİ

Hatice ÖZTÜRK

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

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAĞLU

Şubat-2008

KABUL VE ONAY SAYFASI

Hatice ÖZTÜRK' ün YÜKSEK LİSANS tezi olarak hazırladığı SENTETİK DİYABETLİ NEFESİNDEKİ ASETON MİKTARININ ELEKTRONİK BURUN VE YOĞUNLAŞTIRICI KULLANILARAK BELİRLENMESİ başlıklı bu çalışma, jürimizce lisansüstü yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

.../.../2008

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU (Danışman)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ahmet ÖZMEN

Üye : Yrd. Doç. Dr. Alpaslan DUYSAK

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

Prof. Dr. M. Sabri ÖZYURT
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

SENTETİK DİYABETLİ NEFESİNDEKİ ASETON MİKTARININ ELEKTRONİK BURUN VE YOĞUNLAŞTIRICI KULLANILARAK BELİRLENMESİ

Hatice ÖZTÜRK

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Yüksek Lisans Tezi, 2008

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

ÖZET

İnsan vücudunun ürettiği parametrelerden biri olan nefes, insanın vücut metabolizmasıyla ilgili bilgi içermektedir. Nefesteki bileşenlerle bazı hastalıklar arasında ilişki olduğu bilinmektedir. Bu hastalıklardan biri de, günümüzde yaygın olarak görülen diyabettir (şeker hastalığı). Diyabet kontrol altına alınmazsa, hastada ciddi sorunlara neden olabilir ve hastanın hayatını tehlikeye sokabilir. Daha çok Tip I diyabet hastalarının nefeslerinde rastlanan aseton kokusu, hasta için tehlike işaretçisidir. Bu nedenle, diyabet hastalarının nefeslerindeki aseton miktarının belirlenebilmesi oldukça önemlidir.

Bu tez çalışmasında, diyabet hastalarının nefeslerindeki aseton miktarının belirlenebilmesi için sentetik diyabetli nefesi oluşturularak incelenmiştir. Bu kapsamda, QCM Sensör Dizisi'nden meydana gelen Elektronik Burun ve Yoğunlaştırıcıdan oluşan ölçüm düzeneği kullanılarak deneyler yapılmıştır. Yapılan deneylerde, öncelikle ölçüm düzeneğinin asetona verdiği cevap araştırılmıştır. Daha sonra, sağlıklı insan nefesiyle aseton karıştırılarak oluşturulan sentetik diyabet hasta nefesi ile gerçekleştirilen deney sonuçları Yapay Sinir Ağları (YSA) ile değerlendirilmiştir.

Bu çalışma 104E053 nolu TÜBİTAK Projesi (QCM-SSC Gaz Sensör Dizisi Kullanarak Tıbbi Uygulamalar için Tanı Sistemi Tasarımı) kapsamında gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Elektronik Burun, Diyabet, Aseton, QCM Sensör, Yoğunlaştırıcı.

DETERMINING THE ACETONE QUANTITY IN THE SYNTHETIC DIABETIC PATIENT'S BREATH WITH USING ELECTRONIC NOSE AND CONCENTRATER

Hatice ÖZTÜRK

Electrical and Electronics Engineering MSc. Thesis, 2008

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Hamdi Melih SARAÖĞLU

SUMMARY

Breathe, one of the parameters that a human body produces, includes information about the human metabolism. It is known that there are some relations between compounds of the breath and some diseases. One of these diseases is diabetes which is very common today. If diabetes is not taken under control; it causes serious problems and endangers the patient's life. More often, Type I of diabetes patients' breath contains acetone odor. It is a sign of the danger for the patient, and emergent treatment is necessary. Determining the quantity of the acetone in a patients' breath is considerably important.

In this study, synthetic diabetic breath is produced to be able to determine acetone quantity in the diabetic patients' breath. In this scope, by using a measurement mechanism that was made up from Electronic Nose and concentrator constituted from QCM sensor array, experiments were done. At the experiments that were carried out, firstly, the response of the measurement mechanism that gives to acetone is examined. Later synthetic diabetic patient's breath that is made of from mixing the acetone and healthy person's breath and experiments results that were implemented with patients' breath were evaluated with Artificial Neural Networks (ANN).

The work has been conducted in the scope of TUBITAK Project, No: 104E053: (Diagnosing System Design for Medical Applications Using by QCM-SSC Gas Sensor Array).

Keywords: Electronic Nose, Diabetes, Acetone, QCM Sensor, Concentrator.

TEŐEKKÜR

Bu çalışmada bana yardımcı olan baőta danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Hamdi Melih SARAOĞLU' na, Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ali EBEOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Ahmet ÖZMEN' e, bu çalışma için gerekli QCM sensörleri üreten TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Sensör Grubuna, hiçbir zaman maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme ve eőim Ali ERDEYER'e, tıbbi konulardaki desteğinden dolayı ablam Dr. Oya ÖZTÜRK'e sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET.....	iv
SUMMARY.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
SİMGELER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. ELEKTRONİK BURUN.....	3
2.1 Elektronik Burunun Uygulama Alanları.....	5
2.2 Elektronik Burun’ da Kullanılan Sensörler.....	7
2.3 Kuvars Kristal Mikrobalans Sensörler (QCM).....	7
3. DİYABET VE NEFESTEKİ ASETONUN OLUŞMASI.....	11
3.1 Şeker Hastalığı (Diabetes Mellitus).....	11
3.2 Diyabetin Biyokimyasal Yönü.....	12
4. DENEYLERDE KULLANILAN ÖLÇÜM DÜZENEGİ.....	14
4.1 Sirkülatörlü Soğutucu.....	15
4.2 Elektronik Burun.....	16
4.3 Yoğunlaştırıcı.....	17
4.4 Gaz Örneği Toplama Torbaları.....	18
5. YOĞUNLAŞTIRICILI ÖLÇÜM DÜZENEGİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN ASETON DENEYLERİ.....	20
5.1 Zeolit Deneyleri.....	21
5.2 Soğutucu Kullanılmadan Yapılan Zeolit Deneyleri.....	26
5.3 Aktif Karbon Deneyleri.....	29

İÇİNDEKİLER(devam)

	<u>Sayfa</u>
6. ASETON KATKILI NEFES DENEYLERİ VE DENEY SONUÇLARININ YAPAY SİNİR AĞLARINDA DEĞERLENDİRİLMESİ.....	31
6.1 Aseton Katkılı Nefes Deneyleri.....	32
6.1.1 Deneylerde kullanılan nefeslerin hazırlanması.....	32
6.1.2 Deneylerin yapılması.....	33
6.1.3 Aseton katkılı nefes deneylerinin sonuçları.....	35
6.2 Yapay Sinir Ağları (YSA).....	38
6.3 Deney Sonuçlarının YSA ile İncelenmesi.....	41
7. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	48
KAYNAKLAR DİZİNİ.....	50
EKLER.....	55

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 Memeli burnu ile elektronik burun arasındaki benzerlikler	3
2.2 QCM sensörün	
(a) Önden görünüşü.....	8
(b) Yandan görünüşü.....	8
2.3 Gaz soğurulması esnasında rezonans frekansının değişimi.....	8
2.4 Piezoelektrik kuvars kristal rezonatörün eşdeğer elektronik devresi.....	9
2.5 Çalışmada kullanılan QCM sensör yapısı.....	10
4.1 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği şematik gösterimi.....	14
4.2 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinin resmi.....	15
4.3 Sirkülatörlü soğutucu.....	16
4.4 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinde kullanılan elektronik burun.....	17
4.5 Elektronik burunda kullanılan QCM sensörler.....	17
4.6 Yoğunlaştırıcı.....	18
4.7 Gaz örneği toplama torbası.....	19
5.1 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği ile gerçekleştirilen ölçüm aşamaları.....	21
5.2 Δf frekans farkının hesaplanması.....	23
5.3 Sensörlerin 0,4 – 3,6 ppm aralığındaki aseton yoğunluğuna verdiği frekans cevapları...	23
5.4 Sensörlerin 10 – 40 ppm aralığındaki aseton yoğunluğuna verdiği frekans cevapları.....	24
5.5 8. sensörün	
(a) 40 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(b) 30 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(c) 20 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(d) 10 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(e) 3,6 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(f) 2,8 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(g) 2 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(h) 1,2 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
(i) 0,4 ppm konsantrasyonundaki asetona verdiği frekans cevabı.....	25
5.6 Soğutucu kullanılarak yapılan ve kullanılmadan yapılan deney sonuçlarında elde edilen Δf frekans değişimleri	
(a) 1. Sensör.....	27

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
(b) 2. Sensör.....	27
(c) 4. Sensör.....	27
(d) 5. Sensör.....	27
(e) 6. Sensör.....	27
(f) 7. Sensör.....	27
(g) 8. Sensör.....	27
(h) 9. Sensör.....	27
5.7 (a) Soğutucu kullanılmadan yapılan deney sonuçlarında elde edilen nem değerleri.....	28
(b) Soğutucu kullanılarak yapılan deney sonuçlarında elde edilen nem değerleri.....	28
5.8 Yoğunlaştırıcıda aktif karbon kullanılarak yapılan	
(a) 10 ppm aseton deneyinde 8. sensörün frekans tepkisi.....	30
(b) 20 ppm aseton deneyinde 8. sensörün frekans tepkisi.....	30
(c) 40 ppm aseton deneyinde 8. sensörün frekans tepkisi.....	30
(d) 50 ppm aseton deneyinde 8. sensörün frekans tepkisi.....	30
6.1 Aseton katkılı nefes deneylerinde kullanılan nefes örneklerinin hazırlanması.....	32
6.2 Aseton katkılı nefes deneylerinde kullanılan ölçüm düzeneği.....	33
6.3 Aseton katkılı nefes deneylerinde	
(a) 0,8 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(b) 1,6 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(c) 2 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(d) 2,8 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(e) 4 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(f) 4,8 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(g) 5,6 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(h) 6 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(i) 6,8 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
(i) 8 ppm için 8. sensörün frekans cevabı.....	36
6.4 Aseton katkılı nefes deneylerinde	
(a) 0,8 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(b) 1,6 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(c) 2 ppm deneyi için nem sonuçları	37

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
(d) 2,8 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(e) 4 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(f) 4,8 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(g) 5,6 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(h) 6 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(ı) 6,8 ppm deneyi için nem sonuçları	37
(i) 8 ppm deneyi için nem sonuçları	37
6.5 YSA Modeli.....	38
6.6 Tek girişli nöron Modeli.....	39
6.7 Birden fazla girişi olan nöron modeli.....	39
6.8 Log-Sigmoid transfer fonksiyonu.....	40
6.9 8. sensör için YSA girişlerinin bulunması.....	43
6.10 Nem için YSA girişlerinin bulunması.....	43
6.11 En iyi sonuç veren YSA modelinin yapılandırması.....	44
6.12 Şekil 6.11'deki YSA modelinin eğitim sonuçlarının performansı.....	45
6.13 Simülasyon sonucu bulunan değerler ile gerçek değerler arasındaki karşılaştırma.....	46
6.14 Şekil 6.11'deki YSA modelinin simülasyon sonuçlarının performansı.....	47

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
2.1 İnsan burnu parametreleri ve buna karşılık Elektronik Burun parametreleri.....	4
2.2 Çeşitli hastalıklarda insan nefesindeki oranı değişen uçucu bileşikler	6
5.1 Yoğunlaştırıcıda zeolit kullanılarak yapılan (-20°C'den geçen kuru hava ile karıştırılan)aseton deneyleri sonucu elde edilen sensör frekans tepkileri.....	22
5.2 Soğutucu kullanılmadan yapılan zeolit deneylerinin sonuçları	26
6.1 Aseton katkılı nefes deneylerinin yapıış protokolü	34
6.2 Denenen YSA modellerinden iyi sonuç veren 5 tanesi ve ortalama yüzde hataları	44
6.3 YSA-1'in simülasyon sonucu bulunan değerler ile gerçek değerler arasındaki karşılaştırma.....	46

SİMGELER DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
VOC	Uçucu Organik Bileşen
ppm	parts per million (1 milligram/Litre, milyonda 1 birimlik oran.)
ppb	parts per billion (1 microgram/Litre, milyarda 1 birimlik oran.)
ppt	part per trillion (1 nanogram/Litre, trilyonda 1 birimlik oran.)
QCM	Quartz Crystal Microbalance
SAW	Surface Acoustic Waves (Yüzey Akustik Dalga Cihazları)
Hz	Hertz
Rh%	Bağıl Nem
°C	(Celsius) santigrat derece
A (cm ²)	Algılama yüzey alanı
C_f	Kuvars kristalin kütle algılama sabiti
Δf (Hz)	Frekans değişimi
Δm (g)	Kütle değişimi
YSA	Yapay sinir ağları
ANN	Artificial Neural Networks (Yapay sinir ağları)
pH	Bir çözeltinin asitlik veya alkalinite derecesi
μ l	Mikro litre

1. GİRİŞ

İnsan vücudunun ürettiği kan, idrar, ter ve nefes kokuları vücut metabolizmasıyla ilgili bilgi içermektedir. Vücut tarafından üretilen koku bilgisi pek çok hastalığın belirleyicisi olmaktadır. Bu nedenle, kokuların tanımlanması hastalıkların erken teşhisi için oldukça önemlidir [1].

İnsan vücudundaki organlar farklı gazlar üretmektedir. Bu gazların dokulardan temizlenmesi, kan yoluyla akciğere ulaştırılarak sağlanmaktadır. Kanın akciğerlerde temizlenmesi esnasında kandaki gazlar alveoller aracılığı ile nefese geçmektedir. Nefesteki uçucu organik bileşenler (VOC'lar), kandaki gazların bileşenlerinin göstergesidir [2]. İnsan nefesindeki belirli gaz bileşenler ve bazı hastalıklar arasında ilişki olduğu bilinmektedir. Örneğin, akciğer kanseriyle ilişkili olarak alkali, benzen türevi, o-toluidine ve aniline [3], diyabetle ilişkili olarak aseton [4,5]. Aseton, nefesteki önemli bir fizyolojik metabolik işarettir [6]. Daha çok Tip I diyabet hastalarının nefeslerinde rastlanan aseton kokusu diyabetliler için tehlike işaretçisidir ve acil tedavi gerektirir. Bu nedenle, diyabet hastalarının nefesindeki aseton konsantrasyonunun belirlenebilmesi oldukça önemlidir. Hastalıklarla, insan nefesindeki uçucu organik bileşenler arasındaki ilişkiyle ilgili çalışmalar yapılmıştır [4,5].

TÜBİTAK 104E053 nolu proje kapsamında gerçekleştirilen bu çalışma, diyabet hastalarının nefeslerindeki aseton miktarını belirleyebilmek için ön araştırma deneylerini kapsamaktadır. Bu çalışmada, diyabet hastası olmayan insanların nefeslerine aseton katkısı yapılarak farklı konsantrasyonlarda sentetik diyabetli nefes örnek gazları elde edilmiştir. Sentetik olarak üretilen diyabetli nefeslerin incelenmesi sayesinde nefes kokusu ve kandaki glukoz konsantrasyonu arasında bir bağıntı olup olmadığı ve gerçek diyabetli nefeslerinden kandaki glukoz konsantrasyonunun belirlenmesi için kullanılacak veri tabanı için ön araştırma gerçekleştirilmiştir.

İnsan nefesinde bulunan aseton konsantrasyonu çok düşük seviyelerdedir (0,1 – 10 ppm). Bu konuda yapılan çalışmalarda da belirtildiği gibi, düşük konsantrasyonlar için sensörlerle analiz oldukça zordur. Bu nedenle, örneklerdeki uçucu organik bileşenlerin yoğunlaştırılması gerekmektedir [7,8]. Bu sebeple ölçüm düzeneğinde, kimyasal adsorban/absorban malzeme olan yoğunlaştırıcı kullanılmıştır. Çalışmada, Şekil 4.1'de verilen yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği kullanılmıştır. Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinde kullanılan Elektronik Burun yapısında sensör olarak kullanılan QCM sensör dizisi, birbirinden farklı seçicilik özelliğine sahip 9 adet QCM sensörü, 1 adet referans QCM sensör ile nem ve sıcaklık

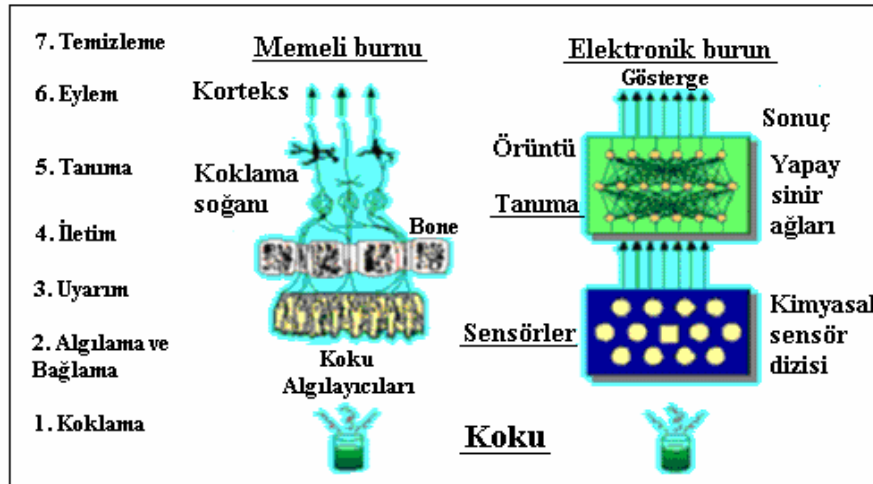
sensöründen oluşmaktadır. Bu çalışmada kullanılan QCM sensörler farklı algılama özelliğine sahip phthalocyanine malzeme ile kaplanarak koku tanımlamasına imkan vermektedir [9].

Elektronik Burun sistemi, Elektronik Burun sisteminde kullanılan sensörler ve QCM sensörleri ikinci bölümde tanıtılmıştır. Üçüncü bölümde, diyabet hastalığı, hastalığın biyokimyası ve diyabet hastalarının nefeslerindeki aseton kokusunun oluşması anlatılmıştır. Dördüncü bölümde, yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinden bahsedilmiştir. Beşinci bölümde, yoğunlaştırıcı Elektronik Burun sisteminin aseton gazına verdiği cevabı araştırmak ve yoğunlaştırıcıda kullanılacak tutucu malzemeyi belirlemek amacıyla yapılan deneyler anlatılmıştır. Altıncı bölümde, aseton katkılı sentetik diyabetli nefesleri ile yapılan deneyler ve deney sonuçlarının YSA ile işlenerek değerlendirilmesi anlatılmaktadır. Yedinci bölümde ise deneylerin sonuçları ve daha sonra yapılacak çalışmalar için öneriler yer almaktadır.

2. ELEKTRONİK BURUN

İnsan burnu; yiyeceklerin, içeceklerin, parfümlerin ve kozmetiklerin kalite ölçümü ve kimyasal uygulamalar için birçok endüstri alanında analitik bir araç olarak kullanılmış ve halen kullanılmaktadır. İnsan burnuyla koku analizinde genellikle, bir grup insan, algılama panelleri olarak kullanılmaktadır. Bu algılama panelleri subjektiftir. Kişisel tercihler bulunmakta ve fiziksel, zihinsel sağlık ve de diğer çevresel etkilerden etkilenmektedir. Bu nedenle, ürünlerin koku kalitesini değerlendirmek, kimliklendirmek ve daha tutarlı sonuçlar elde etmek için insan panellere yardımcı olarak, günümüzde gaz kromatografisi ve kütle spektrometresi de kullanılmaktadır. Ancak bu yardımcı teknikler portatif değildirler, masraflıdır ve performansları yavaştır. Bu eksiklikler için çözüm, Elektronik Burun kullanımıdır. Elektronik Burun sistemleri ise temelde kokular için bir parmak izi tepkisi veren bir kimyasal gaz algılayabilen kütle sensör dizisi ve tanım ve ayırım yapmak için bir örnek tanıma yazılımı kullanılmaktadır. Elektronik Burun diğer yöntemlere göre, maliyeti düşük ve taşınabilir bir çözümdür. Uygulamada gerçek zaman performansına sahiptirler. [10]

Elektronik Burun, memelilerin koku alma sistemine benzemektedir. Şekil 2.1'de memeli burnu ile elektronik burun arasındaki benzerlik gösterilmektedir.



Şekil 2.1 Memeli burnu ile elektronik burun arasındaki benzerlikler

Memeliler bir kokuyu kokladığında nefesle çekilen havayla burna giren koku molekülleri koku algılayıcıları (reseptörler) tarafından bağlanarak algılanırlar. Bu bağlanma algılayıcı hücrelerde koku moleküllerinin cinsine göre uyarılırlar. Koku algılayıcıların tepkileri

paralel olarak iletilir ve kombinasyonel olarak kodlanır. Bu uyarım sonucu oluşan sinyal koklama soğanına 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 tanımlanıp beyne kaydedilir. Uyarım sinyali sonucu bir eylem gerekiyorsa beyinde o eylem kararı verilir. Elektronik Burun'da ise koku algılayıcılarının yerini kimyasal sensörler, koklama soğanını ve beyinin yerini yapay sinir ağları alır. Koku molekülleri farklı 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. Çizelge 2.1'de, insan burnu parametreleri ve buna karşılık Elektronik Burun parametreleri verilmiştir. Çizelge 2.1'e göre, insan burnu Elektronik Buruna göre üstündür. Ancak insan burnunun bazı zayıf yönleri de vardır. İnsan burnu, karbon monoksit ve karbondioksit gibi bazı kokuları(gazları) hiç algılamamaktadır ya da bir süre sonra ortamdaki gazı algılamamaktadır (fatigue). Bunun dışında insan burnu, kişiye bağımlılık da gösterir. Bu ve benzeri nedenlerden dolayı Elektronik Buruna olan ilgi artmaktadır [11].

Çizelge 2.1 İnsan burnu parametreleri ve buna karşılık Elektronik Burun parametreleri

İNSAN BURNU	ELEKTRONİK BURUN
Alıcı nöron	Sensör / transduser
Koku alma genleri	Kaplama
10.000.000 reseptör	6-30 sensör(dizi)
Glomeruli	Sinyal işleme modülü
Beyin	Tanımlama modülü
Duyarlılık: ppt	Duyarlılık: ppm
Seçicilik: 10000~20000 koku	Seçicilik: <50 koku

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. Elektronik Burun, yıllarca aynı işi yapabilir, objektiftir ve tekrarlanabilir sonuçlar verir. Elektronik Burun'da, sensör sinyalleri bir elektronik devre yardımıyla bir mikroprosesöre veya bilgisayara iletilir. İnsandaki nöronların yerini elektronik arayüzler, beyin yerini de bilgisayar alır. Bilgisayara iletilen sinyaller özel

tanıma yazılımı ile tanınır. İnsan burnundaki 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. Elektronik burunun temelini kimyasal sensör ve kimyasal algılama oluşturur. Kimyasal Sensör; kimyasal bilgiyi elektronik bilgiye dönüştüren bir aygıt olarak tanımlanabilir. Kimyasal sensörde ortamla etkileşim tamamen geri dönüşümlüdür ve bu termodinamik ya da kinetik olarak kontrollü bir sensör sinyali (öznitelik) oluşturur. Bir kimyasal sensörde aranan nitelikler; duyarlılık, seçicilik, dayanıklılık, güç ve ucuz olmasıdır [11].

2.1. Elektronik Burunun Uygulama Alanları

Elektronik Burun günümüzde; tıpta, gıda kontrolünde, çevresel denetlemede, kimyasal algılama uygulamalarında, anestezi gazı uygulamalarında [12,13] askeri alanda ve uzay araştırmaları gibi birçok alanda kullanılmaktadır.

Elektronik Burun, insan tarafından duyuşsal olarak gıda analizi yapılmasının tehlikeli veya imkansız olduğu durumlardaki gıda analizlerinde başarıyla kullanılmaktadır. Örneğin, küf veya bakteri üremesi olan gıdalardaki analizler, morfolojik özelliklerinin karakterizasyonu ile çok hassas ve güvenli bir şekilde yapılabilmektedir. Bununla beraber ürünlerin gözenek yapısının görüntü analiz yöntemiyle incelenmesinde, gıda kalitesinin belirlenmesinde, benzer ürün sağlamada, katkı miktarının belirlenmesi ve bozulmanın belirlenmesinde, gıda aroma bileşenlerinin tayini ve gıda analizlerinde, özellikle şarap gibi fermente ürünlerdeki aroma maddelerini tespit ederek gıda kalite kontrol analizlerinde kullanılmaktadır [14].

Elektronik Burunun çevresel denetleme uygulamalarına; su kirliliğini ölçmek için yapılan analiz çalışmaları, asit yağmurlarına sebep olan gazların incelenmesi, yangın sistemlerinde ortamdaki gaz konsantrasyonunun analizi, toprak gazları içersindeki nitro aromatiklerin bulunması [15] ve atık sulardaki koku denetimi gibi çalışmalar örnek olarak verilebilir.

Elektronik Burunun tıptaki kullanım alanlarından biri, hastalıkların belirlenmesidir. İnsan nefesinde bulunan gazlar metabolik bilgiler içermektedir. Dolayısıyla insan vücudunda meydana gelen hastalıklar, nefes analizi gerçekleştirilerek teşhis edilebilir. Çizelge 2.2’de, çeşitli hastalıklarda insan nefesindeki oranı değişen uçucu bileşikler verilmiştir.

Çizelge 2.2 Çeşitli hastalıklarda insan nefesindeki oranı değişen uçucu bileşikler

Uçucu Bileşikler	Hastalıklar	Kaynaklar
Alkanlar (hekzan, metilpentan), benzen türevleri (o-toluidine ve anilin)	Akciğer kanseri	16,17
Amonyak (Hastada 100-500ppb)	Karaciğer fonksiyonları, Karaciğer ensefalopatisi, siroz, açlık cevabı	18
Aseton (0,1-10 ppm), (0.26-4,9ppm), (1-5ppm)	Diyabet, açlık cevabı, ketosis	19,18,16,20,21,22
Asetilen	Exsojen izleme, kalp çıkışı ve akciğer fonksiyonları	18
Etan (3-100 ppb)	Yağ peroksidasyonu, oksidatif stres	18,23
Etanol	Diyabet hastalığı	16
Formaldehit (1-8 ppm)	Kanserli tümör	18
Hidrojen	Mide bağırsak hastalıkları, yorgunluk belirtisi	24
Hidrojenperoksit	Astımlı hastalar	25,26,27
İzopren (sağlıklı kişi 89±36ppb, Hastada hemodiyaliz öncesi 138±63 ppb, Hemodiyaliz sonrası 184±95ppb), Hastada 40-400 ppb)	Kollesterol sentezleri, akut miyokardiyal damar tıkanıklığı, hemodiyaliz cevabı, böbrek yetmezliği, uyku-uyanıklık görüntüleme	18,28
Karbondisülfid	Kalp damarlarının kan pıhtısı ile tıkanması (Coroner), zihinsel (ruhsal) hastalıklar	29
Mercaptanlar, alifatik asitler	Karaciğer siroz	17
Metan (Hastada 1-8 ppm)	Sindirim (hazım) fonksiyonları, kolik fermantasyon	18
Monometilamin, dimetilamin, trimetilamin, amonyak	Üremi hastalarında (Kronik böbrek yetmezliği)	14,17,30,22
Nitrikoksit (Sağlıklı 5-20ppb, Hastada 30-80ppb)	Astımlı hastalar	25,31,27
Pentan (Hastada 4-20ppb)	Yağ peroksidasyonu, hastalık tetikleyicilerle ilişkili olan oksidatif stres, bağışıklık cevabı, kalp nakil reddi, göğüs ve akciğer kanseri, damar tıkanıklığı, şizofreni, bronşit, romatizmal kireçlenme, akut bronşsal astım	18,14,16,23,29
Sülfürlü bileşikler, Hidrojensülfid (10-30 ppb), Dihidrojensülfid, Metil mercaptan (10-30 ppb), Dimetilsülfid (2-20 ppb)	Halitosis (kötü ağız kokusu hastalığı), ağız enfeksiyonları	18
Sülfürhegzaflorid	Exsojen izleme, akciğer fonksiyonları	18
Üre	Helikobakter Pylori enfeksiyonları (Mide-Onikiparmak bağırsağı hastalıkları)	32

2.2 Elektronik Burun' da Kullanılan Sensörler

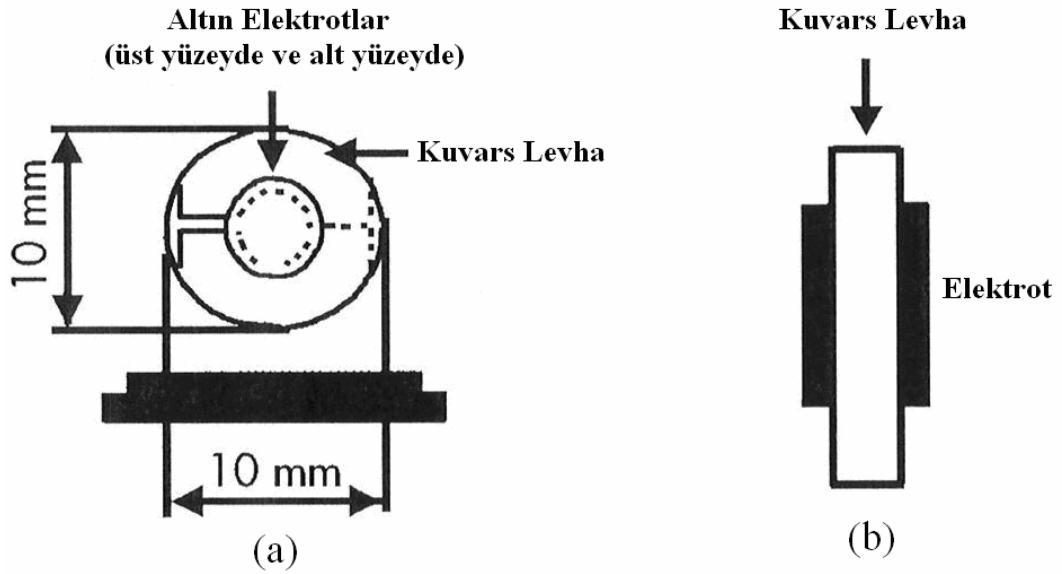
Sensörler, fiziksel ve/veya kimyasal değişimleri algılayarak elektriksel sinyale çevirirler [10]. Elektronik Burun sistemlerinde de bu değişimlere göre farklı sensörler kullanılmaktadır. Elektronik Burun sistemlerinde kullanılan sensör çeşitleri:

- Kuvars Kristal Mikrobalsans Sensörler (QCM)
- Yüzey Akustik Dalga Sensörleri (Surface Acoustic Wave Devices) (SAW)
- Metal Oksit Yarı-iletkenleri (Metal Oxide Semiconductors) (MeOX)
- IDT (Inter Digital Transducer)
- Optik Sensörler (Optical Sensors)

Bu çalışmada kullanılan Elektronik Burun sisteminde, TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Enstitüsü Sensör Grubu tarafından üretilmiş olan QCM sensörler kullanılmıştır.

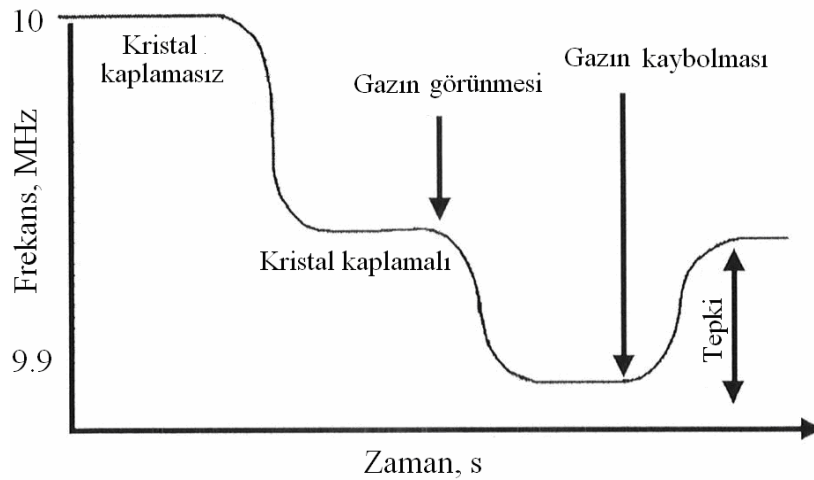
2.3 Kuvars Kristal Mikrobalsans Sensörler (QCM)

QCM, çok yönlü kullanıma sahip olan bir ayardır. Kütle algılama bunlardan yalnız biridir. QCM, belirli bir yönde kesilip çıkartılmış ve her iki yanında bir elektrot bulunan kuvars kristal puldur. Şekil 2.2'de QCM yapısının önden ve yandan görünüşü gösterilmiştir. Elektrotlar altındır fakat altın kuvarsa çok iyi yapışmadığından, elektrotla kuvars arasına her iki malzemeye de iyi yapışan bir krom ara katman uygulanmaktadır [33].



Şekil 2.2 QCM sensörün a) önden görünüşü, b) yandan görünüşü

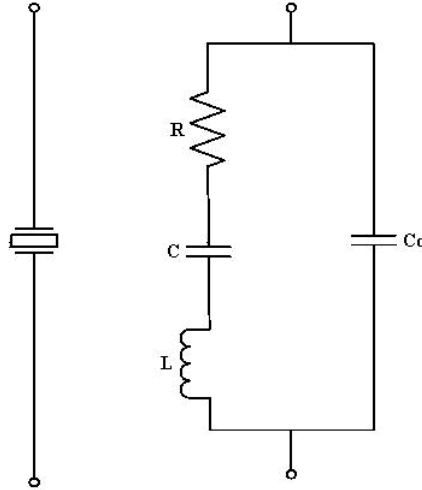
Kuarz kristaller piezoelektrik aygıtlar olarak bilinmektedir ve sabit sıcaklıktayken sabit rezonans frekansına sahiptirler. Kimyasal malzeme ile kaplandıkları zaman bu aygıtların rezonans frekansları (genelde azalarak) değişmektedir. Kristalin yüzeyi üstündeki kimyasal kaplama ile bir gaz etkileştiği zaman etkileşen gazın artan kütlesiyle uyumlu olarak rezonans frekansı 10 Hz'den birkaç yüz kHz'e kadar azalır [34]. Şekil 2.3'de rezonans frekansının kütlenin artmasıyla azaldığı görülmektedir [33].



Şekil 2.3 Gaz soğurulması esnasında rezonans frekansının değişimi

Bir kuvars sensörün yüzeyi bir gaz ile etkileştiği zaman, birkaç dakikada dengeye ulaşana kadar sürekli frekans değişimi olmaktadır. Denge durumunda frekans değişimi olmaz ve bu yeni rezonans frekansı orijinal kristal rezonans frekansından tamamen farklıdır (10,000 MHz yerine 9,992 MHz gibi) [34].

Piezoelektrik kuvars kristal rezonatörün eşdeğer elektronik devresi Şekil 2.4’de görülmektedir. Piezoelektrik kristalin, bir RLC eşdeğer devresidir. Piezoelektrik kuvars kristal rezonatörün eşdeğer devresin de; C hareketli kısmın mekanik esnekliğini, L kristalin hareketli kısmının ölçüsünü, R sürtünmeler nedeniyle ortamda yok olan mekanik enerji kayıplarını simgelemektedir. C_0 hem kuvars yüzeylerindeki elektrotların hem de mekanik yapının kapasitesini simgelemektedir [35].



Şekil 2.4 Piezoelektrik kuvars kristal rezonatörün eşdeğer elektronik devresi

Gaz moleküllerinin QCM sensör tarafından algılanması ile oluşan Δm kütle değişimleri Sauerbey Eşitliği (2-1) kullanılarak Δf frekans değişimlerine bağımlı olarak hesaplanabilmektedir [36,37].

$$\Delta f = -\frac{C_f \cdot C_0^2}{A} \cdot \Delta m \quad (2-1)$$

Burada:

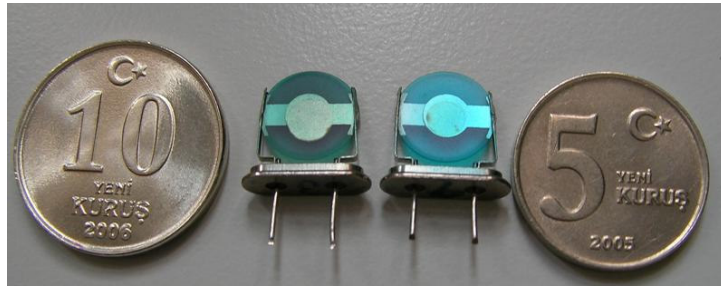
A : Algılama yüzey alanı (cm^2)

C_f : Kuvars kristalin kütle algılama sabiti

Δf : Frekans değişimi (Hz)

Δm : Kütle değişimi (g)

Bu çalışmada kullanılan QCM sensör yapısı Şekil 2.5’de gösterilmiştir. Pizoelektrik kristal AT kesim, 10 MHz, altın kaplama elektrotlu kuvars kristaldir (ICM International Crystal Manufacturers Co. Oklohama USA). Pizoelektrik kristallerin her iki yüzü farklı gaz algılayıcı özellikleri olan phthalocyanine ile kaplanmıştır.



Şekil 2.5 çalışmada kullanılan QCM sensör yapısı

3. DİYABET VE NEFESTEKİ ASETONUN OLUŞMASI

En yaygın endokrin (hormonlarla ilgili) hastalıklardan biri olan diyabet, yaşam boyu süren kronik bir hastalıktır. Endüstriyel ülkelerde, diyabet üçüncü sırada göze çarpan ölüm nedenidir. Yaşam standartlarının gelişimiyle, şeker hastalığı hızlı bir artış göstermiştir. Eğer diyabet en iyi şekilde kontrol altına alınmazsa, bazı dokuların işlevi bozulur. Dokuların işlev bozukluğu, zayıflığa, bağışıklık sisteminin çökmesine ve komplikasyonlara (hastalıktan dolayı meydana gelen başka hastalıklara) sebep olur. Bu komplikasyonlar hastaya büyük acı yaşatabilir ve hastanın hayatını tehlikeye sokabilir [38]. Diyabetin artması sonucunda diyabetli insan nefesinde az miktarda (0.1 – 10 ppm) aseton meydana çıkar. Diyabet hastasının nefesinden aseton çıktığı hastalığın bu şekli, özel bir tıbbi tedavi ve gerçek bir problem olan asetonun algılanmasını gerektirir [39].

Bu bölümde şeker hastalığı kısaca anlatılacak ve şeker hastalığının biyokimyasal yönü tanımlanacaktır. Şeker hastalığında hangi durumlarda nefeste aseton kokusu oluşturduğu ve bunun önemi anlatılacaktır.

3.1 Şeker Hastalığı (Diabetes Mellitus)

Şeker hastalığı; insülin hormonunun yokluğu, yetersizliği veya eksikliği sebebiyle kan şekerinin normal düzey üzerine yükselmesiyle teşhis edilen bir hastalıktır. Klinik gidişi ve komplikasyonları açısından sadece kan şekeri yüksekliğinden ibaret değildir. Başlıca; Tip I (insüline bağımlı diyabet) ve Tip II (insüline bağımlı olmayan diyabet) olmak üzere iki tipi bulunmaktadır. Tip I diyabet, insülin salgılanmasının çok az olması veya hiç olmamasıdır. Tip II diyabette de Tip I kadar ağır olmamakla beraber, yetersiz insülin salgılanması olmaktadır. Tip II diyabette aynı zamanda insülinin etkisine karşı direnç vardır [40,41].

Genellikle 40 yaş üstündeki insanlarda görülen Tip II diyabetin belirtileri normal yaşlanma süresinde gizli kalabilir. Sıklıkla kişiler başka sağlık problemleri için başvuruda bulunduğu takdirde tesadüfen diyabet teşhisi konur. Tip II diyabetli olanlar daha önceki durumlarına göre daha fazla susama veya acıkma ile halsizlik veya zayıflık hissederler. Bu tür belirtileri olanlar, bu şikayetlerini genellikle çok çalışmalarına veya strese bağlarlar ve doktora başvuramazlar [42].

Diyabetin diğer tipi olan Tip I diyabet, nadiren uzun süre teşhis konmadan seyreder. Tedavi edilmeyen Tip I diyabet kısa sürede komaya veya ölüme neden olmaktadır. Tip I diyabet

genellikle çocukları ve gençleri etkilemekteyken, Tip II diyabet genellikle orta yaş ve üstündekileri etkiler. Diyabet vakalarının % 90-95' ini Tip II diyabet oluşturmaktadır [42].

3.2 Diyabetin Biyokimyasal Yönü

İnsülinin çok çeşitli metabolik etkileri bulunmaktadır. Diyabette insülin eksikliği veya yokluğuna bağlı olarak gelişen başlıca metabolizma kusuru, glukozun kullanılmasında yetersizlik ve bunun doğurduğu hiperglisemi yani kan şekerinin yükselmesidir. Hastalığın biyokimyasında önemli diğer bir konu da ketojenez ve ketoasidoz oluşumudur. Ketojenez, keton cisimlerinin yapılmasıdır. Ketoasidoz, keton cisimleri olan beta hidroksibutirik asid ve asetoasetik asidin kanda pH'ı düşürerek asidoza yol açmasıdır. İnsülinin yokluğu ya da yetersizliğinde, özellikle katekolamin salgılanması da artmışsa (bunlar normalde yağ metabolizması üzerinde insülinin tersi etkide buldukları için), yağ dokusundan çok fazla miktarda serbest yağ asidi salınımı olur ve karaciğere taşınır. Karaciğerde, serbest yağ asitleri ya re-esterifiye olur (yağ yıkım yollarından biri) ya da mitokondrilere (hücre içinde enerji üreten organellere) girerek keton cisimlerinin yapımını artırırlar. Keton cisimleri, yağ asidi oksidasyonunun (oksijenin katıldığı bir dizi reaksiyon) hızlı yürütülmesi halinde ortaya çıkan artık ürünlerdir. Karaciğerin keton cisimlerini diğer dokulara dağıtarak orada okside etmesi aslında karaciğerin enerji maddelerini dokulara yayma yollarından birisidir. Normal organizmada da karaciğerde keton cisimleri sentezi yapılır, fakat kandaki konsantrasyonları gayet düşüktür. Açlık hallerinde ve diyabette ise oldukça yüksek düzeylere ulaşabilirler. Şeker hastalarında kan glukozunun (şekerin) dokular tarafından alınıp kullanılmasında bir bozukluk vardır. Bu durumu telafi etmek için karaciğer daha fazla yağ asidi yakmakta ve netice olarak da periferik dokuların okside edeceğinden daha fazla keton cismi üretmektedir (periferik dokular; kalp, akciğer gibi enerji kullanan diğer dokulardır). Keton cisimleri dolaşım ile periferik dokulara transfer edilerek ana enerji kaynağı olarak kullanılmakta ve periferik dokularda sitrik asid döngüsü ile CO₂ ve H₂O ya kadar yıkılmaktadır [40,41,43].

Keton cisimleri, asetoasetik asid, beta hidroksibutirik asid ve asetondan oluşur. Aseton uçucu bir maddedir ve solunum havası ile atılır. Beta hidroksibutirik asid ve asetoasetik asid hidrojen iyonu veren asidler olduğu için kanda pH'ı düşürerek asidoza yol açabilirler [40,41].

Diabetik ketoasidoz, diyabetin akut (hızlı gelişen) komplikasyonlarından biridir. Hiperglisemi, asidozis (pH<7.2) ve plazma keton konsantrasyonunun yüksek olması ile karakterizedir. Diabetik ketoasidoz, hem yaşlı hem de genç hastalarda görülebilir ve hastalığın ilk tanısı bu şekilde olabilir. İnfeksiyonlar, travma, kardiyovasküler olaylar, emosyonel stresler ve insülin yapılmaması en sık sebeplerdir. Bazı hastalarda ise, diabetik ketoasidoz için hiçbir

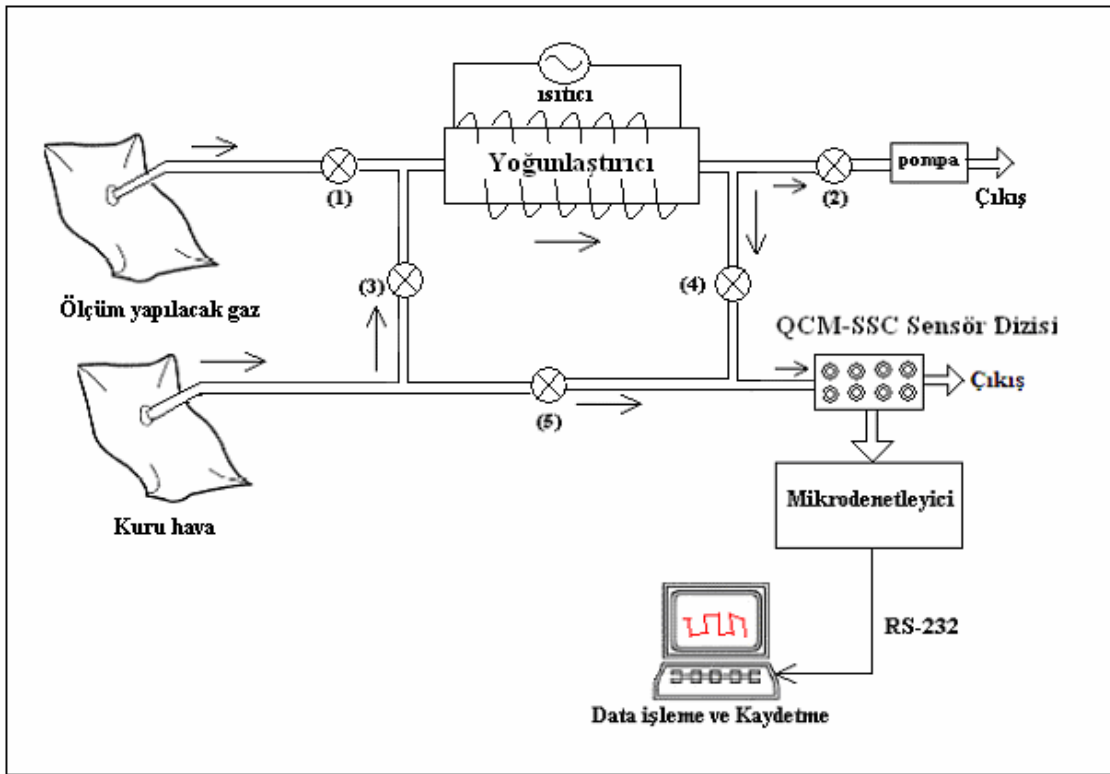
aşık neden yoktur. Tanısı klinik bulgulara ek olarak kan şekeri düzeyi, kan ve idrarda keton cisimleri artışı ve asidozisin tespit edilmesi ile doğrulanır [40].

Yeterli bir tedavi için diyabet hastalarının tıbbi teşhisinde önemli metotlardan biri, hasta insanın kanındaki aseton konsantrasyonunun belirlenmesidir. Bu, genellikle hastanın idrarına batırılan indikatör kağıdının renk değiştirilmesi ile yapılır. Bu metot uygulamada yeterli olmamaktadır [39].

Diyabetli hastalar için kandaki asetonun yüksek olması tehlike işareti olduğundan, kandaki aseton konsantrasyonunu belirleyebilmek oldukça önemlidir. Geliştirilecek Elektronik Burun sistemi ile nefesteki aseton konsantrasyonu belirlenebilir. Kandaki aseton konsantrasyonu ile nefesteki aseton konsantrasyonu doğru orantılı olduğundan geliştirilen Elektronik Burun sistemi bu soruna bir çözüm olacaktır.

4. DENEYLERDE KULLANILAN ÖLÇÜM DÜZENEGİ

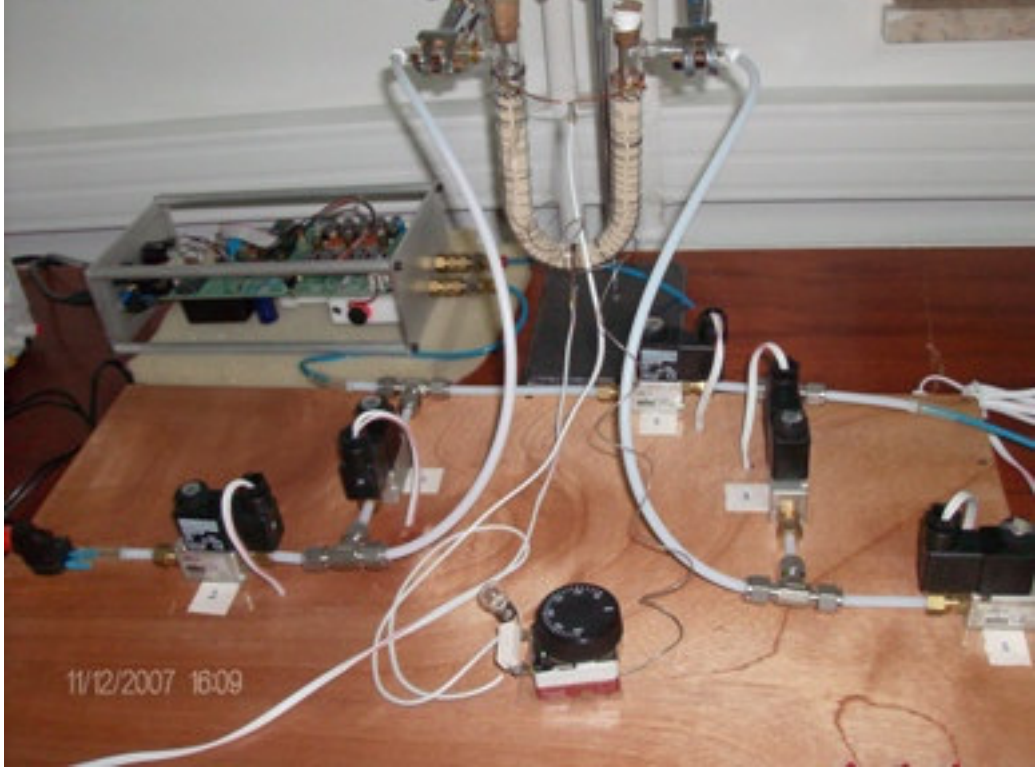
İnsan nefesindeki aseton miktarının belirlenmesi için yapılan bu ön hazırlık çalışması kapsamında gerçekleştirilen bütün deneylerde yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği kullanılmıştır. Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği Şekil 4.1’de şematik olarak gösterilmiştir. Şekil 4.2 ’de ise yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinin görüntüsü resim olarak verilmektedir.



Şekil 4.1 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği şematik gösterimi

Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği; 5 tane elektrovalf, pompa, yoğunlaştırıcı malzeme, Elektronik Burun ve bir masaüstü bilgisayardan oluşmaktadır. 1. ve 2. valfler ile 3. ve 4. valfler aynı anda açılıp kapanabilecek şekilde anahtarlar ile manuel kontrol edilmektedir. 1. ve 2. valfler ölçüm yapılacak gazın pompa yardımıyla yoğunlaştırıcı üzerinden geçirilmesini sağlamaktadır. 3. ve 4. valfler ise taşıyıcı gaz olan kuru havanın yoğunlaştırıcı üzerinden geçerek yoğunlaştırıcı malzemede tutulan asetonun sensörlere taşınmasını sağlamaktadır. 5. valf ise kuru havayı doğrudan sensörlere taşımaktadır.

Bu ölçüm düzeneğinin dışında, ilk deneylerde nemin etkisini azaltmak için “sirkülatörlü soğutucu banyo” kullanılmıştır.



Şekil 4.2 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinin resmi

4.1 Sirkülatörlü Soğutucu

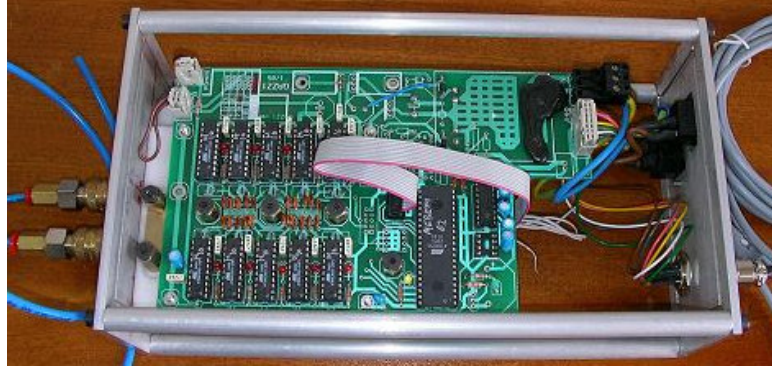
Yapılan deneylerin bir kısmında, analiz edilecek gazın içindeki nemi uzaklaştırmak için sirkülatörlü soğutucu kullanılmıştır. Bu cihaz, negatif ve pozitif değerlerde istenilen sıcaklığa ayarlanabilen bir cihaz olup maksimum ve minimum sıcaklığı, havuzunda bulunan sıvı ile soğutup ısıtarak sabit sıcaklıkta tutabilmektedir. Deneyler sırasında gaz karışımını oluşturmak ve sensörleri temizlemek için kullanılan kuru hava, -20°C 'ye ayarlanan cihazın havuzunda bulunan sıvı içinden geçirilerek kuru hava içinde bulunan nem tutulmuştur. Şekil 4.3 sirkülatörlü soğutucu cihazını göstermektedir.



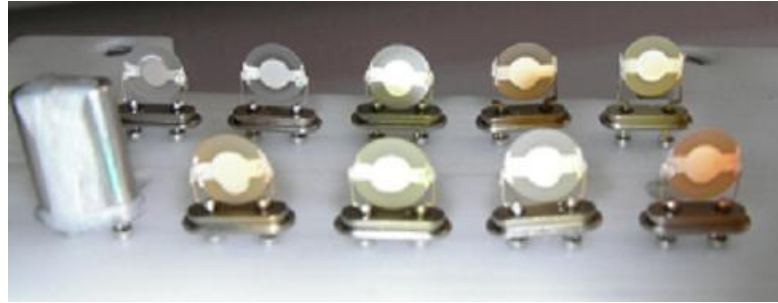
Şekil 4.3 Sirkülatörlü soğutucu

4.2 Elektronik Burun

Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinde kullanılan ve Şekil 4.4'te gösterilen Elektronik Burun'da, algılayıcı eleman olarak birbirinden farklı algılayıcı özellikleri olan 9 adet QCM sensörü kullanılmaktadır. Sensörlerin rezonans frekansları 10 MHz 'dir. QCM sensörler, AT-kesim, her iki yüzeyinde eşit çaplı (4mm), dairesel, simetrik, metal (Au) elektrotlar bulunan piezoelektrik kuvars kristallerden oluşmaktadır. AT kesim QCM'lerin seçilmesinin nedeni, sıcaklık ve nem karşısında kararlı olmalarıdır. Ayrıca, AT-kesim QCM'ler, yüzeylerindeki kütle değişimlerine daha duyarlıdır. Oluşturulan sensör dizisindeki QCM'ler, temel rezonans frekanslarında salınmalarını sağlayan ve her 7 s'de bir frekans farklarından oluşan veri setlerini mikrodenetleyici ile RS-232 seri haberleşme protokolü kullanarak bilgisayar ortamına aktarmaktadır. Şekil 4.5'de elektronik burnun yapısındaki QCM sensörleri görülmektedir [44].



Şekil 4.4 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinde kullanılan elektronik burun



Şekil 4.5 Elektronik burunda kullanılan QCM sensörler

4.3 Yoğunlaştırıcı

Kimyasal adsorban/absorban bir malzemeden oluşan yoğunlaştırıcı, üzerine uygulanan gazın içindeki organik uçucu bileşenleri tutar. İnsan nefesinde bulunan aseton miktarı çok az (0,1 – 10 ppm) olduğundan, nefes sensörlere uygulandığında sensörlerin frekans tepkisi düşük olur. Sensörlerin tepkisini arttırmak için, yoğunlaştırıcıda biriktirildikten sonra, yoğunlaştırıcı malzeme ısıtılarak tutulan organik bileşenler desorbe edilir (kusturulur). Bu şekilde sensörlere uygulanan gazın içinde organik bileşenlerin yoğunluğu daha çok olduğundan sensörlerin frekans tepkisi artmaktadır.

Şekil 4.6 'da ölçüm düzeneği için oluşturulan yoğunlaştırıcı gösterilmektedir. Bu çalışmada, yoğunlaştırıcı malzeme olarak zeolit ve aktif karbon denenmiştir.



Şekil 4.6 Yoğunlaştırıcı

4.4 Gaz Örneği Toplama Torbaları

Bu çalışmada yapılan deneylerde kullanılan nefes ve diğer gaz karışımlarını, gazların özelliklerini bozmayacak şekilde saklayabilmek için Cole-Parmer firmasından sağlanan E-01409-14 katalog numaralı Tedlar (polyvinyl fluoride) gaz örnekleme torbaları kullanılmıştır. Bu torbalar 20,3 litre kapasiteli, 18×18" boyutlarında ve 2 mill kalınlığında olup nikel kaplamalı pirinç aç/kapa valflere sahiptirler ve 121°C 'ye kadar ısıya dayanıklıdırlar. Temizlenebilme, yeniden kullanılabilme ve sakladıkları gazların yapılarına zarar vermeme özellikleri nedeniyle çalışmada kullanılmak üzere bu torbalar tercih edilmiştir. Şekil 4.7'de, deneyler sırasında kullanılan gaz örneği toplama torbalarından biri gösterilmektedir.



Şekil 4.7 Gaz örneği toplama torbası

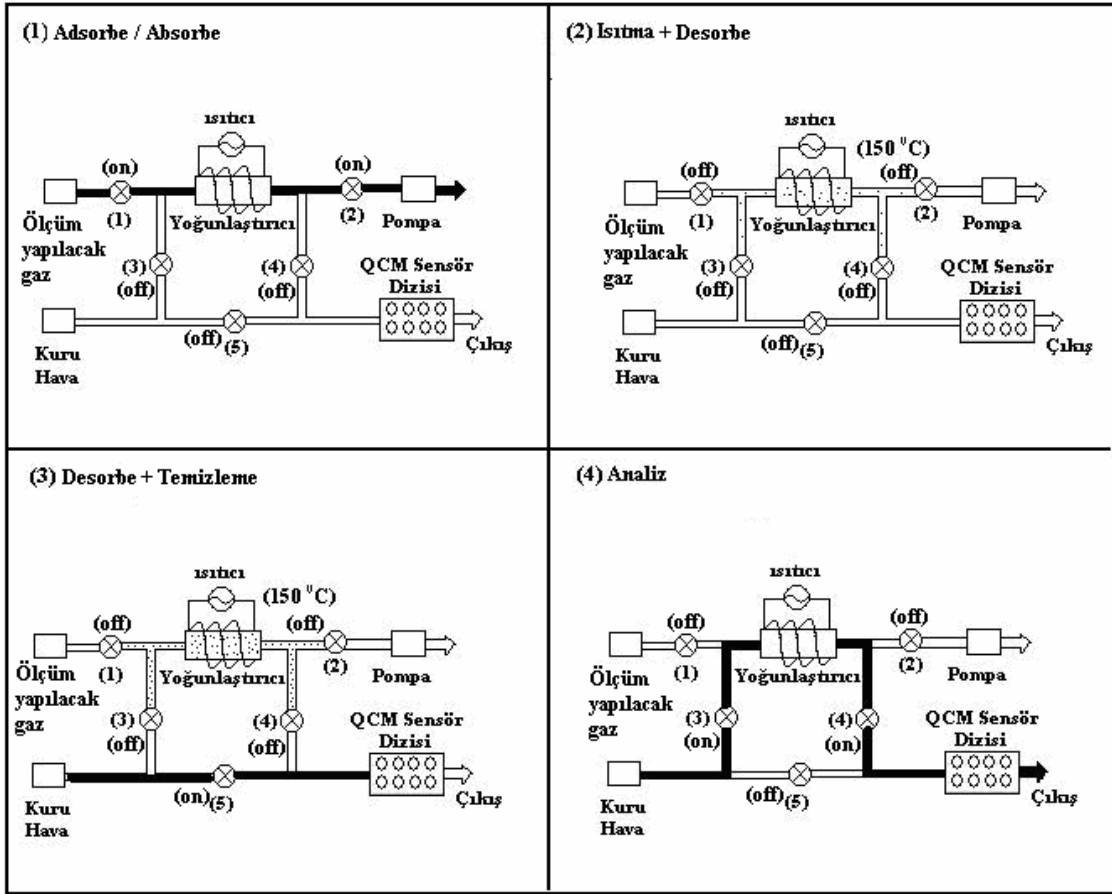
5. YOĞUNLAŞTIRICILI ÖLÇÜM DÜZENİĞİ İLE GERÇEKLEŞTİRİLEN ASETON DENEYLERİ

Bu çalışmada, insan nefesindeki aseton miktarının belirlenebilmesi hedeflenmektedir. Nefes, sensörlere uygulandığında sensörler asetona karşı duyarlı olsa da nefesteki aseton konsantrasyonunun düşük olması nedeniyle tepki gözlenemez. Bu nedenle, düşük aseton konsantrasyonlu nefes sensörlere uygulanmadan önce yoğunlaştırıcıda biriktirilip ve daha sonra da yoğunlaştırıcı malzemede tutulan asetonun kusturularak sensörlere uygulanması gerekmektedir. Böylece sensörlerin alt eşik seviyesinin altında olan aseton konsantrasyonu daha yüksek bir değere çekilmiş olur. Sonuçta, uzun sürede depolanan aseton daha kısa bir sürede yüksek konsantrasyonlu olarak bırakılmaktadır. Dolayısıyla, sensörlerin tepki vermesi sağlanabilmektedir.

Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinin aseton gazına verdiği cevabı araştırmak ve yoğunlaştırıcıda kullanılacak tutucu malzemeyi belirlemek amacıyla bir dizi deneyler yapılmıştır. Bu bölümde yapılan deneyler anlatılmaktadır. Yapılan aseton deneyleri Şekil 5.1 'de gösterildiği gibi dört aşamada gerçekleştirilmiştir.

İlk aşamada 1. ve 2. valfler açık diğerleri kapalı konuma getirilerek, ölçüm yapılacak gazın tamamı yoğunlaştırıcı üzerine uygulanarak tutma işlemi gerçekleştirilir. İkinci aşamada bütün valfler kapalı konuma getirilir ve yoğunlaştırıcı 150°C'ye kadar ısıtmaya başlanır. 10 dakika sonra üçüncü aşamada 5. valf açılarak sensörlere 5 dakika boyunca kuru hava uygulanarak sensörlerin temizlenmesi sağlanır. Üçüncü aşamada ısıtma işlemi devam etmektedir. Yoğunlaştırıcı toplam 15 dakika ısıtılmaktadır. Dördüncü aşamada 5. valf kapatılarak 3. ve 4. valfler açılır ve ısıtılarak desorbe edilen (kuma) gaz 5 dakika boyunca sensörlere uygulanarak ölçüm gerçekleştirilir. Ölçüm sonrası 3. ve 4. valfler kapatılarak 5. valf açılır ve 5 dakika boyunca sensörler tekrar kuru hava ile temizlenir. Deney sonunda bütün valfler kapatılarak sıcaklık tekrar oda sıcaklığına getirilir.

Yoğunlaştırıcıda kullanılacak adsorban/absorban malzemeyi ve asetona olan duyarlılıklarını belirlemek için zeolit ve aktif karbon malzemeleri denenmiştir.



Şekil 5.1 Yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği ile gerçekleştirilen ölçüm aşamaları

5.1 Zeolit Deneyleri

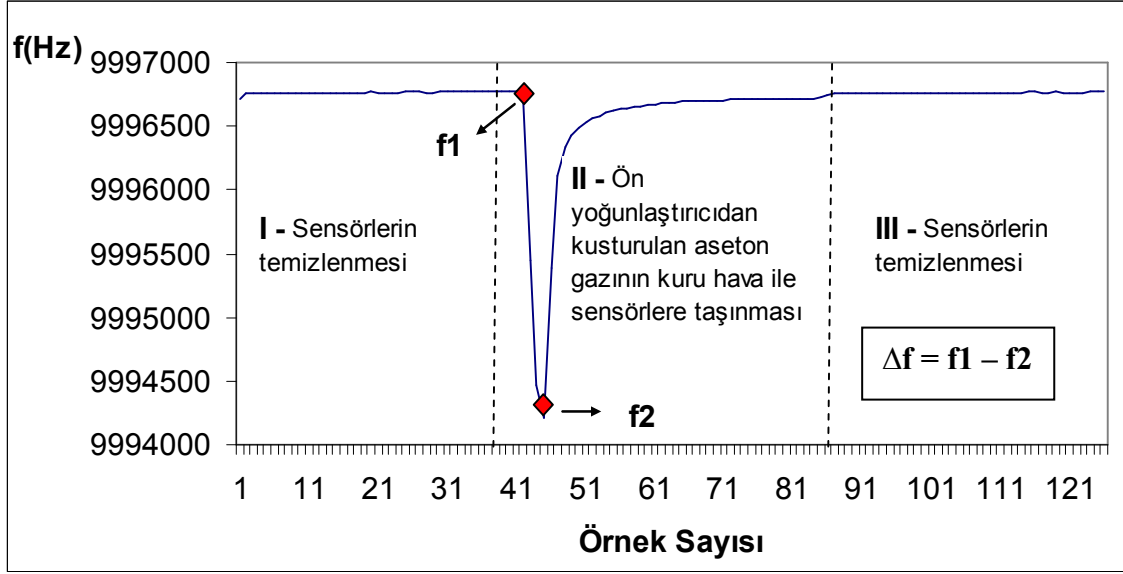
Yapılan ilk deneylerde, yoğunlaştırıcıda adsorban/absorban malzeme olarak zeolit (Aldrich zeolita molecular sieves 3A, 1.6 mm Pellets, catalog no:33, 428-6) denenmiştir. Zeolitler, kanal ve boşluklardan oluşan üç boyutlu bir ağ yapısına sahip kristal sulu alüminyum silikatlar olup, gözenekleri şekil, boyut ve büyüklük açısından farklılıklar gösterebilmektedir. Zeolitlerin iyon değiştirici, katalizör ve adsorban/absorban olarak kullanımı uzun yıllardır bilinmektedir. Zeolitler, ticari olarak hava-gaz karışımlarından su, CO₂, NO_x, NH₃ gibi gazların arıtılmasında ve O₂ zenginleştirmede kullanılmakla birlikte, tarımda hayvan yemi katkısı ve toprak zenginleştirmelerde uygulanmaktadır [45].

Zeolit kullanılan yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinin aseton gazına nasıl cevap vereceğini incelemek için, 0,4 – 40 ppm arasında değişik konsantrasyonlardaki saflık oranı %99, yoğunluğu 0,791 gr/ml olan aseton ile deneyler yapılmıştır. Sensörlerin neme değil de sadece asetona vereceği cevabı incelemek için farklı miktarlardaki sıvı aseton katılan 20 litre

hacimli Tedlar örnek toplama torbasına -20°C 'den geçirilmiş kuru hava doldurularak farklı aseton konsantrasyonları elde edilmiştir. Elde edilen farklı aseton konsantrasyonlarındaki örnekler Şekil 5.1'de verilen ölçüm aşamalarına uygulanmış ve Çizelge 5.1'de gösterilen sensör frekans cevapları elde edilmiştir. Çizelge 5.1'de kullanılan Δf frekans farkları Şekil 5.2'de gösterildiği gibi en yüksek frekans cevabından sensörün asetona verdiği en düşük frekans cevabı çıkarılarak bulunmuştur. Şekil 5.2'de bir deney sonunda elde edilen bir sensörün frekans cevabı görülmektedir. I. kısımda, 5 dakika boyunca sensörlere sadece kuru hava uygulanmış ve sensörler temizlenerek frekans farkı alınacak temel çizgi (base line) frekans değeri oluşturulmuştur. II. kısımda, 15 dakika boyunca ısıtılarak yoğunlaştırıcıdan kusturulmuş olan aseton gazı 5 dakika boyunca sensörlere uygulanmıştır. III. kısımda, 5 dakika boyunca sensörlere tekrar kuru hava uygulanarak (purge) sensörler temizlenmektedir.

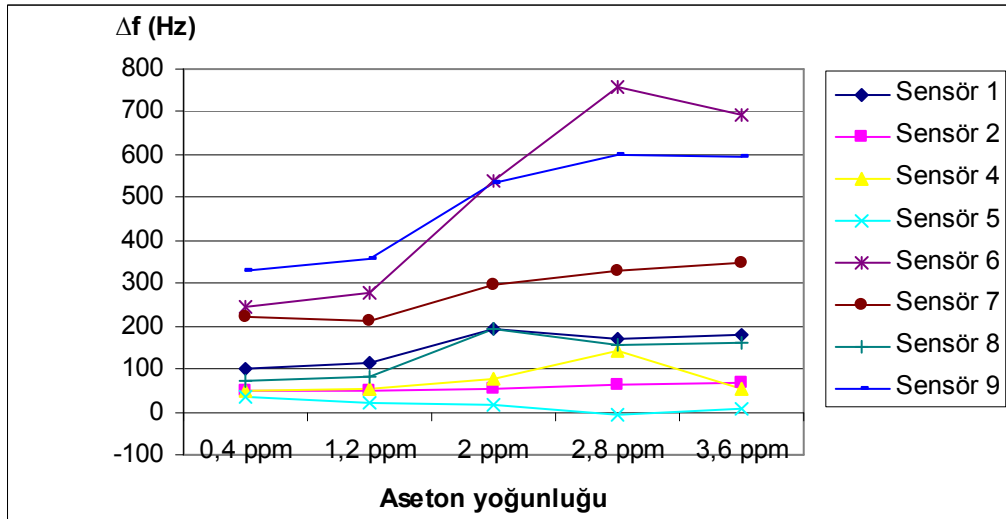
Çizelge 5.1 Yoğunlaştırıcıda zeolit kullanılarak yapılan (-20°C 'den geçen kuru hava ile karıştırılan) aseton deneyleri sonucu elde edilen sensör frekans tepkileri

Aseton Yoğunluğu	Sensörlerin farklı aseton gaz konsantrasyonlarına vermiş olduğu frekans cevapları Δf (Hz)								
	Sensör 1	Sensör 2	Sensör 3	Sensör 4	Sensör 5	Sensör 6	Sensör 7	Sensör 8	Sensör 9
0,4 ppm	100	48	0	48	36	244	220	72	328
1,2 ppm	116	48	8	52	20	280	212	84	356
2 ppm	192	56	52	76	16	540	296	192	532
2,8 ppm	172	64	92	144	-8	756	328	156	600
3,6 ppm	180	68	68	56	8	692	348	160	596
10 ppm	1132	256	177936	612	716	1452	72	1928	2580
20 ppm	1388	316	9992424	728	868	1804	52	2452	3328
30 ppm	1368	308	9992444	692	816	1660	72	2276	3080
40 ppm	1412	300	9992500	732	912	1856	72	2560	3516

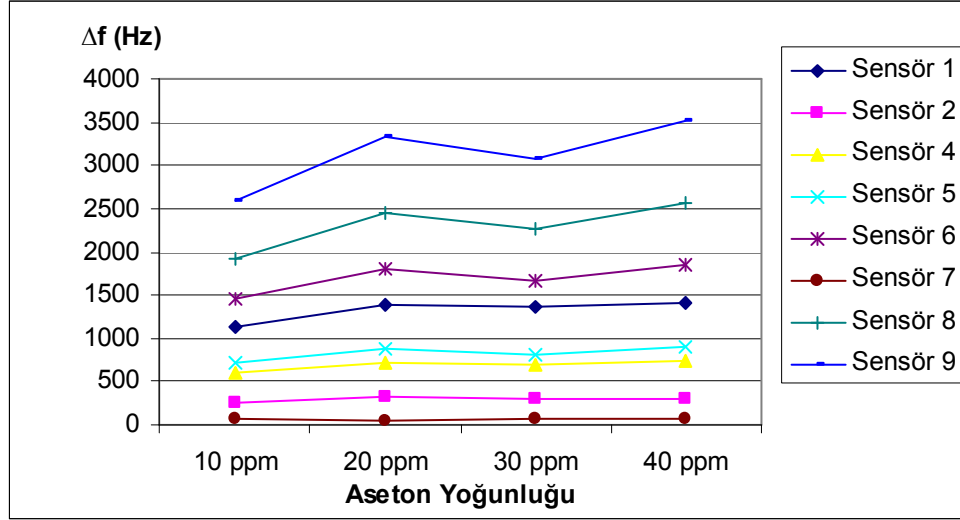


Şekil 5.2 Δf frekans farkının hesaplanması

Çizelge 5,1'de, 0,4 – 40 ppm arası aseton konsantrasyonu incelenmiştir. Bu konsantrasyon skalasının daha iyi incelenebilmesi için 0,4 – 3,6 ppm arası Şekil 5.3'de; 10 – 40 ppm arası da Şekil 5.4'de gösterilmiştir. 3. sensörün frekans cevapları anlamsız olduğundan grafiklerden çıkarılmıştır. Şekil 5.3 ve Şekil 5.4'de görüldüğü gibi aseton yoğunluğu arttıkça sensörlerin verdiği frekans cevapları artmıştır.

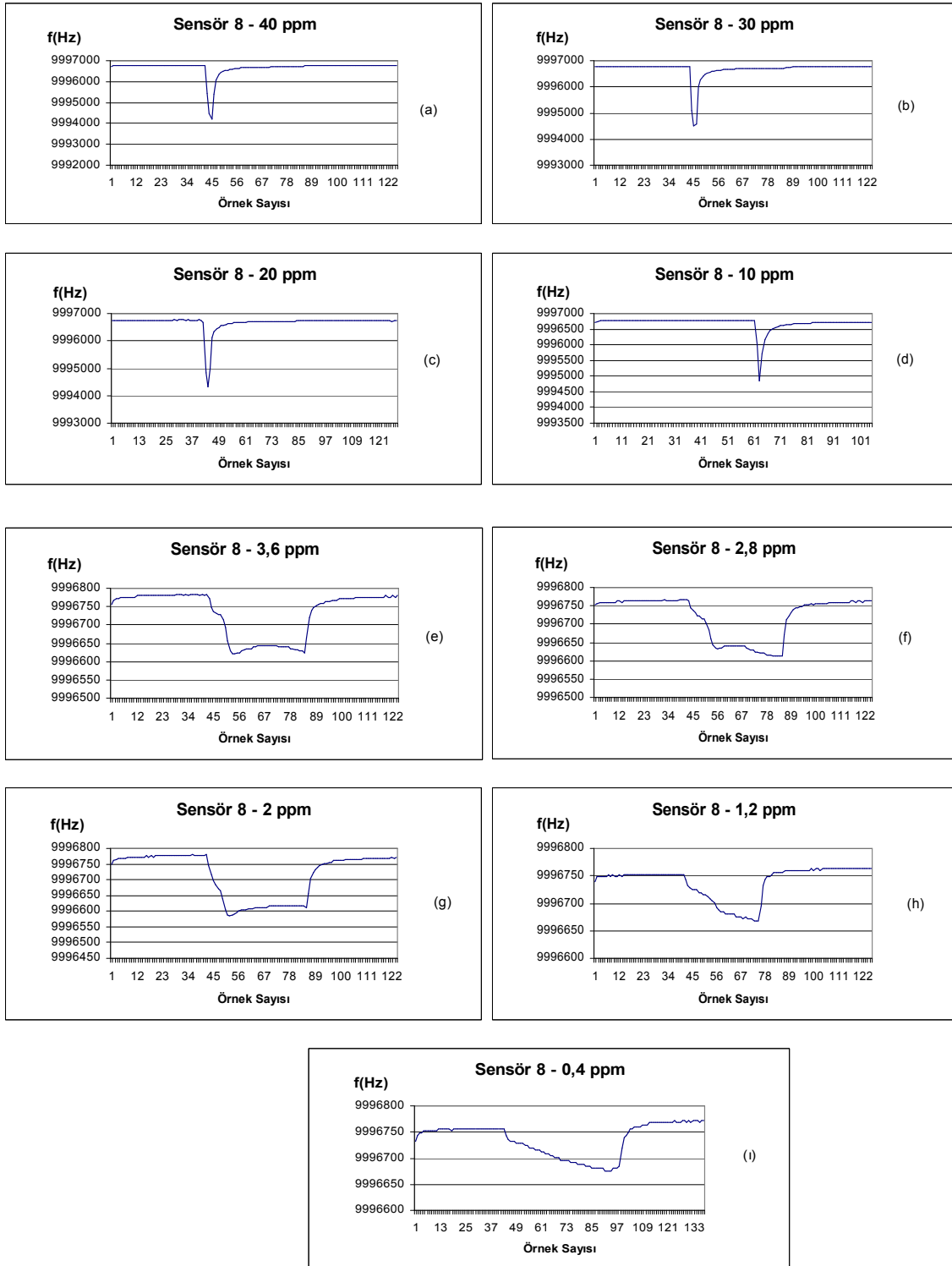


Şekil 5.3 Sensörlerin 0,4 – 3,6 ppm aralığındaki aseton yoğunluğuna verdiği frekans cevapları



Şekil 5.4 Sensörlerin 10 – 40 ppm aralığındaki aseton yoğunluğuna verdiği frekans cevapları

Mevcut 9 sensör içinde 8. sensör diğer sensörlere göre daha hızlı cevap verdiği için Şekil 5.5’de bu sensöre ait farklı konsantrasyonlardaki asetona verdiği frekans cevapları gösterilmiştir. Şekil 5.5 incelendiğinde, 2 ppm’den düşük değerdeki aseton konsantrasyonlarında sensör cevaplarının bozulduğu görülmektedir. Bu deney sonuçlarına göre sistem 2 ppm ve üzerindeki aseton konsantrasyon değerlerine daha anlamlı cevaplar vermiştir.



Şekil 5.5 8. sensörün a) 40 ppm, b) 30 ppm, c) 20 ppm, d) 10 ppm, e) 3,6 ppm, f) 2,8 ppm, g) 2 ppm, h) 1,2 ppm ve i) 0,4 ppm konsantrasyonlarındaki asetona verdiği frekans cevapları

Sensörler asetona cevapla birlikte ortamdaki neme de duyarlıdır. Sensörlerin sadece asetona vereceği cevabı görebilmek için nemin etkisini en aza indirmek gerekmektedir. Bunun için deneylerde sirkülatörlü soğutucu kullanılarak deneylerde kullanılan kuru hava -20°C 'den geçirilerek nem tutulmuştur. Nefesteki nem kuru havadakinden çok daha fazla olduğundan nemin etkisi de çok fazla olacaktır. Bunun için yüksek nemli nefes sensörlerin asetona vereceği cevabı bastırmaktadır. Soğutucu kullanılmadan yani nem yüksek iken bir dizi deneyler yapılmıştır. Yapılan bu deneyler 5.2'de anlatılmaktadır.

5.2 Soğutucu Kullanılmadan Yapılan Zeolit Deneyleri

Bölüm 5.1'de zeolit kullanılan yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinin aseton gazına nasıl cevap vereceğini incelemek için bir dizi deney yapılmıştır. Bu deneylerde sensörlerin neme değil de asetona verdiği cevap söz konusu olduğundan nemin etkisini en aza indirebilmek hedeflenmişti. Bunun için aseton konsantrasyonu hazırlanırken kullanılan kuru hava -20°C 'deki sirkülatörlü soğutucu cihazının havuzundaki sıvı içinden geçirilerek torbalara doldurulmuş ve bu şekilde kuru hava içinde olabilecek nem tutulmuştur.

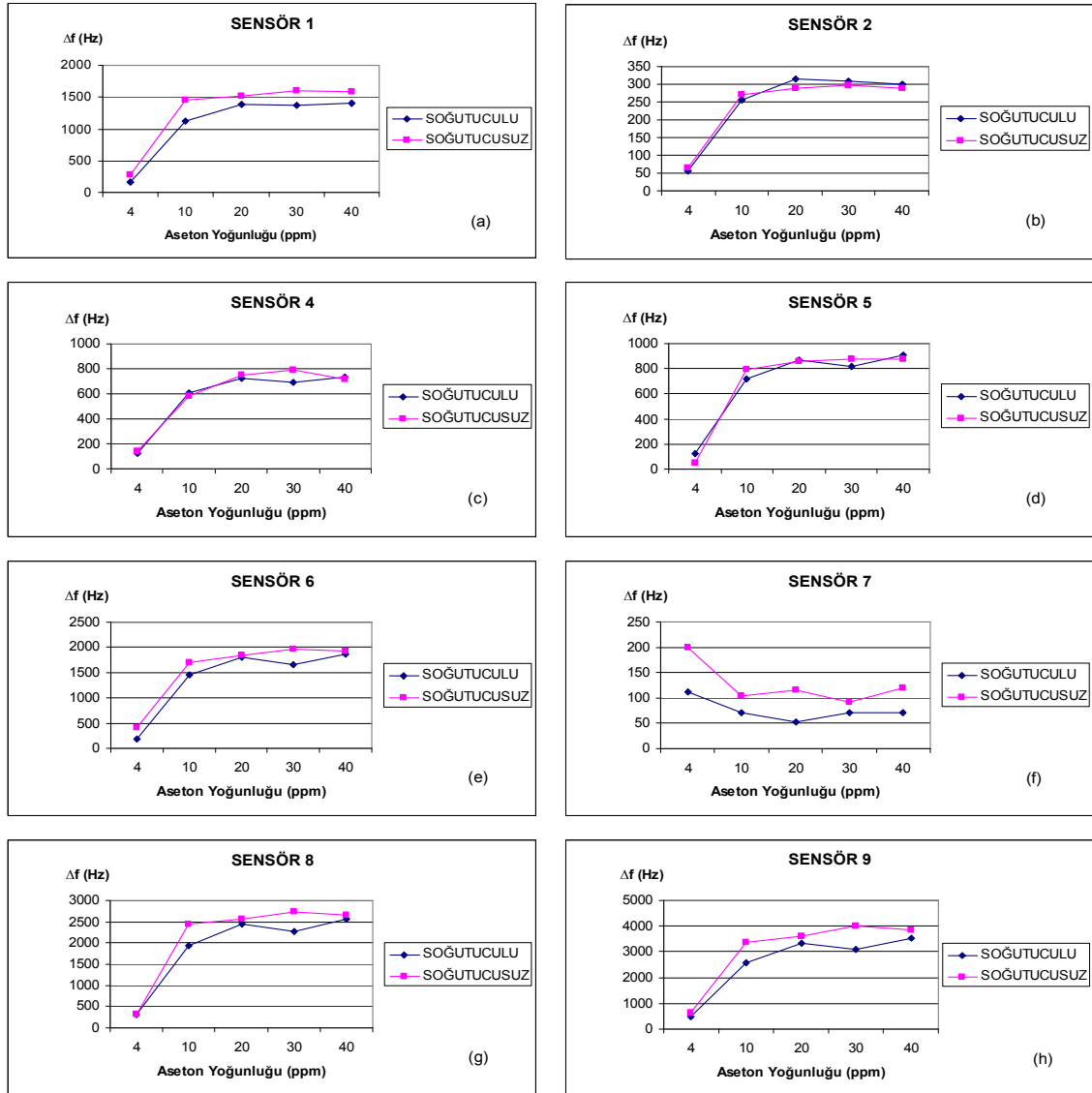
Yüksek nem ile sensörlerin asetona vereceği cevabı incelemek için 4 ppm, 10 ppm, 20 ppm, 30 ppm ve 40 ppm konsantrasyonlarında aseton ve kuru hava soğutucudan geçirilmeden Tedlar örnek toplama torbalarına doldurularak denenmiştir. Sonuçlar Çizelge 5.1'deki sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. Çizelge 5.2'de deneyler sonucu elde edilen sensör frekans cevapları görülmektedir.

Çizelge 5.2 Soğutucu kullanılmadan yapılan zeolit deneylerinin sonuçları

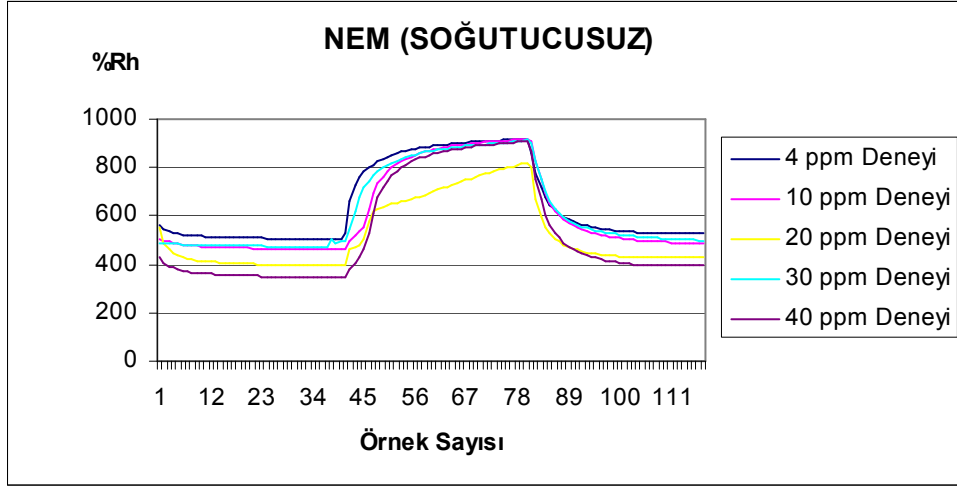
SOĞUTUCU KULLANILMADAN YAPILAN DENEYLERDEKİ SENSÖR FREKANS CEVAPLARI Δf (Hz)									
Aseton yoğunluğu	Sensör1	Sensör2	Sensör3	Sensör4	Sensör5	Sensör6	Sensör7	Sensör8	Sensör9
4 ppm	280	64	288	140	52	412	200	308	640
10 ppm	1452	272	9992380	584	796	1700	104	2440	3368
20 ppm	1528	288	9992444	752	856	1852	116	2568	3612
30 ppm	1604	296	9992512	788	880	1960	92	2744	4004
40 ppm	1584	288	9992540	716	880	1924	120	2664	3836

Şekil 5.6'da, Çizelge 5.2'deki deney sonuçlarının Çizelge 5.1'deki deney sonuçlarıyla karşılaştırılması, 3. sensör dışında her bir sensörün frekans cevapları için gösterilmiştir. Şekil 5.6'daki grafiklerden de görüleceği gibi soğutucu kullanılmadan yapılan deneylerdeki frekans cevapları kuru hava içindeki nemin etkisinden dolayı daha yüksektir. Şekil 5.7'de soğutucu kullanılmadan yapılan zeolit deneyleri sırasındaki nem değerleri ve Bölüm 5.1'de verilen soğutucu kullanılarak yapılan zeolit deneylerinden elde edilen nem değerleri gösterilmiştir.

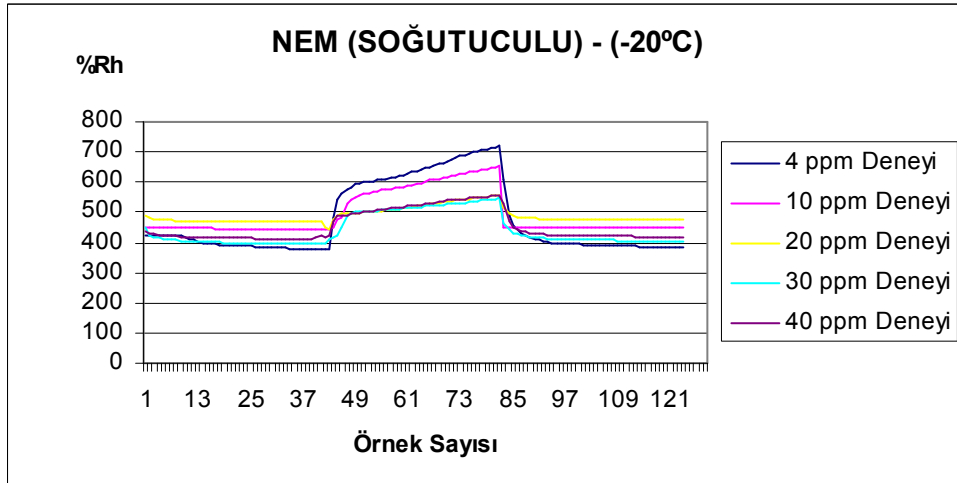
Sonuçta, nefesteki nem kuru hava içindeki nemden daha fazla olduğundan tamamen yok etmek problemlidir. Bu nedenle, yapay sinir ağlarında eğitim sırasında nem değeri ayrı bir nem sensörü ile belirlenerek diğer bir giriş parametresi olarak uygulanmıştır. Ayrıca, nemin etkisi sensörlerin aseton gazına vereceği cevabı bastırmadığından bundan sonraki deneylerde sirkülatörlü soğutucu kullanılmamıştır.



Şekil 5.6 Soğutucu kullanılarak yapılan ve kullanılmadan yapılan deney sonuçlarında elde edilen Δf frekans değişimleri a) 1. Sensör, b) 2. Sensör, c) 4. Sensör, d) 5. Sensör, e) 6. Sensör, f) 7. Sensör g) 8. Sensör ve h) 9. Sensör



(a)



(b)

Şekil 5.7 a) Soğutucu kullanılmadan ve b) soğutucu kullanılarak (-20°C) yapılan deney sonuçlarında elde edilen nem değerleri

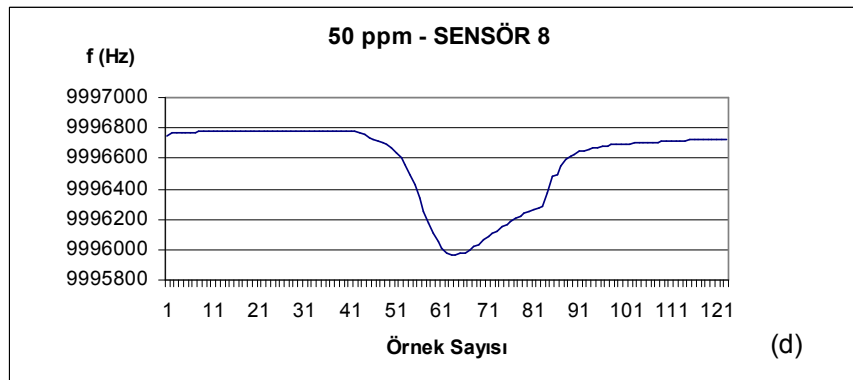
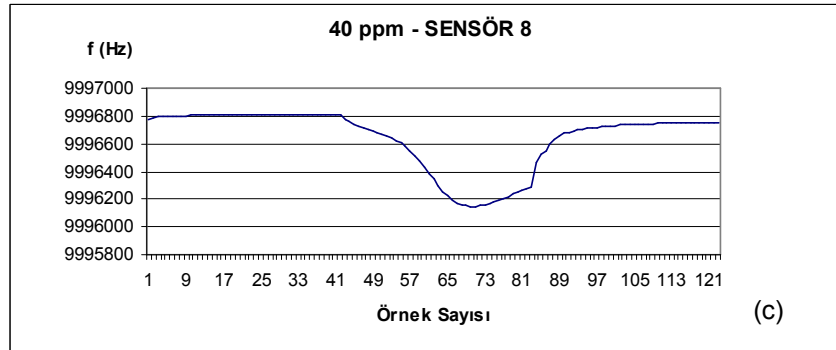
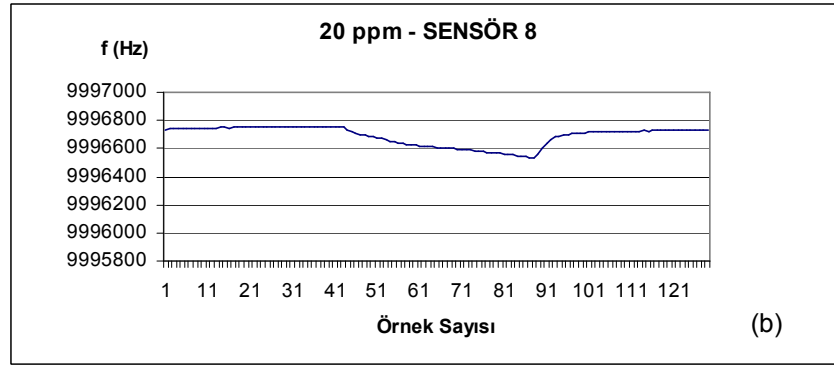
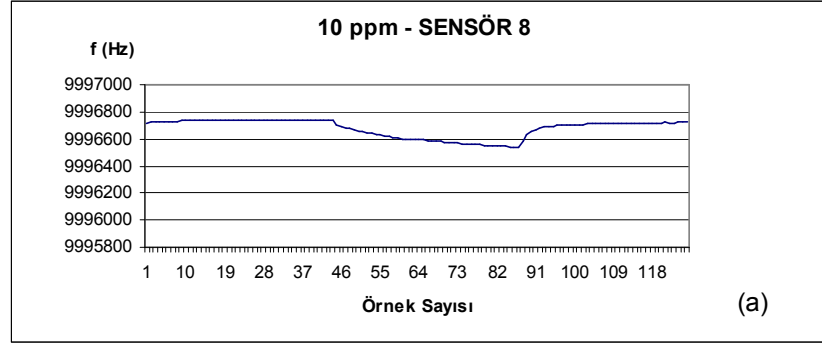
Bölüm 5.1 ve 5.2’de yapılan deneylerde yoğunlaştırıcıda adsorban/absorban malzeme olarak zeolit kullanılmıştır. Zeolitin aseton konsantrasyonu 2 ppm ve üstü değerler için iyi tuttuğu görülmüştür. Aktif karbon da iyi bir adsorban/absorban malzeme olarak bilindiğinden bundan sonraki deneylerde yoğunlaştırıcıda aktif karbon malzemesi kullanılarak bir dizi deney yapılmıştır. 5.3’de aktif karbon deneyleri verilmektedir.

5.3 Aktif Karbon Deneyleri

Aktif karbon, çözültideki molekül ve iyonları gözenekleri vasıtasıyla iç yüzeylerine doğru çekebilirler ve bu yüzden adsorban/absorban olarak adlandırılırlar. Karbon taneciğinin yüzeyi gaz, sıvı ve katı maddeleri çeker ve yüzeyde ince bir film tabakası oluşturur, yani tutar. Aktif karbonun adsorban/absorban olarak tercih edilmesinin başlıca nedenleri; belirli maddeleri çekebilecek çekici bir yüzeye ve fazla miktarda maddeyi tutabilmesi için geniş bir yüzeye sahip olmasıdır [46].

Aktif karbonun belirtilen adsorban/absorban özelliğinden dolayı, yoğunlaştırıcıda adsorban/absorban malzeme olarak zeolitten sonra aktif karbon denenmiştir. Yapılan aktif karbon deneylerinde 10 ppm, 20 ppm, 40 ppm ve 50 ppm konsantrasyonlarında aseton kullanılmıştır. Şekil 5.8'de 8. sensörün değişik konsantrasyonlarda asetona verdiği cevaplar gösterilmiştir. Burada, aseton yoğunluğunun yüksek olmasına rağmen sensörlerin asetona zeolitteki kadar iyi cevap vermediği gözlenmiştir.

Beşinci bölümde yapılan deneyler sonucunda yoğunlaştırıcıda adsorban/absorban malzeme olarak zeolit kullanılmasına karar verilmiştir ve bundan sonraki deneyler zeolit içeren yoğunlaştırıcı ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.8 Yoğunlaştırıcıda aktif karbon kullanılarak yapılan a) 10 ppm, b) 20 ppm, c) 40 ppm ve d) 50 ppm aseton deneylerinde 8. sensörün frekans tepkisi

6. ASETON KATKILI NEFES DENEYLERİ VE DENEY SONUÇLARININ YAPAY SİNİR AĞLARINDA DEĞERLENDİRİLMESİ

Şeker hastalarında ortaya çıkabilecek problemlerden biri diyabetik ketoasidozdur. Daha çok Tip I diyabetik hastalarda insülin eksikliğine bağlı olarak gelişir. Vücudumuzun başlıca enerji kaynağı olan şeker (glukoz) insülin eksikliğinde hücre içine giremez ve vücudumuzun ihtiyacı olan enerjiyi üretemez. Vücudumuz insülin eksikliğinde enerji olarak yağları ve proteinleri kullanır. Bunun sonucunda vücudumuzda keton cisimleri artar ve idrara geçer, idrarda aseton çıkar. Keton cisimlerden biri olan aseton uçucu bir maddedir ve nefes yoluyla da dışarı atılır. Kan şekeri ve keton cisimleri artışı ile hastanın şuuru giderek bulanır ve tedavi edilmezse koma tablosu oluşur. Diyabetik ketoasidozun belirtilerinden biri, nefesin çürük elma gibi (aseton) kokmasıdır [47].

İnsan nefesinden çıkan gazlardaki uçucu organik bileşenler, insanın sağlık durumuyla ilgili vücut metabolizması hakkında önemli bilgi içermektedir [48,4]. Bunlardan biri de asetonudur. Diyabetli hastaların nefesindeki aseton kokusu, kandaki keton cisimlerin artışı gösterdiğinden hasta için tehlike işaretçisidir. Bu nedenle, nefesteki aseton konsantrasyonunu tespit etmek oldukça önemlidir.

Beşinci bölümde verilen deneylerde, değişik konsantrasyonlarda aseton katkılı Tedlar örnekleme torbalarına kuru hava eklenmiş ve yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği kullanılarak ölçüm yapılmıştır. Bu bölümde yapılan deneylerde, aynı sistemin nefesin içine ilave edilen asetona nasıl cevap verdiği araştırılmıştır. Bu kapsamda diyabet hastalarının nefesindeki aseton miktarının belirlenebilmesi için, sağlıklı insan nefesine değişik konsantrasyonlarda aseton eklenmiş ve sentetik diyabetli nefesi oluşturulmuştur. Oluşturulan sentetik hasta nefesleriyle deneyler yapılmıştır. Deney sonuçlarını sağlıklı insan nefesiyle karşılaştırmak için deneylerde aseton katılmayan sağlıklı insan nefesleri de kullanılmıştır. Deney sonuçları Yapay Sinir Ağları (YSA) kullanılarak değerlendirilmiştir.

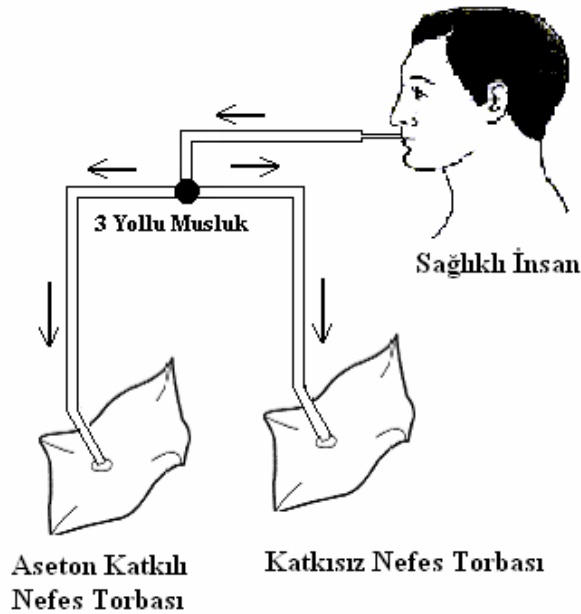
Bu bölümde, aseton katkılı sentetik diyabetli nefesleri ile yapılan deneyler ve deney sonuçlarının YSA ile işlenerek değerlendirilmesi anlatılmaktadır.

6.1 Aseton Katkılı Nefes Deneyleri

Bu bölümde yapılan deneylerle, diyabetli nefeslerdeki aseton konsantrasyonunun belirlenebilmesi hedeflenmiştir. Bunun için yapılan aseton katkılı nefes deneylerinde, sağlıklı insan nefesine 0,8 ppm, 1,6 ppm, 2 ppm, 2,8 ppm, 4 ppm, 4,8 ppm, 5,6 ppm, 6 ppm, 6,8 ppm ve 8 ppm konsantrasyon elde etmek için aseton eklenmiş ve bu şekilde sentetik hasta nefesi oluşturulmuştur. Sentetik nefesler ile zeolit içeren yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneği kullanılarak bir dizi deney yapılmıştır. Her bir ppm değeri için deneyler üçer defa tekrar edilmiş ve böylece ölçme hataları en aza indirilmeye çalışılmıştır.

6.1.1 Deneylerde kullanılan nefeslerin hazırlanması

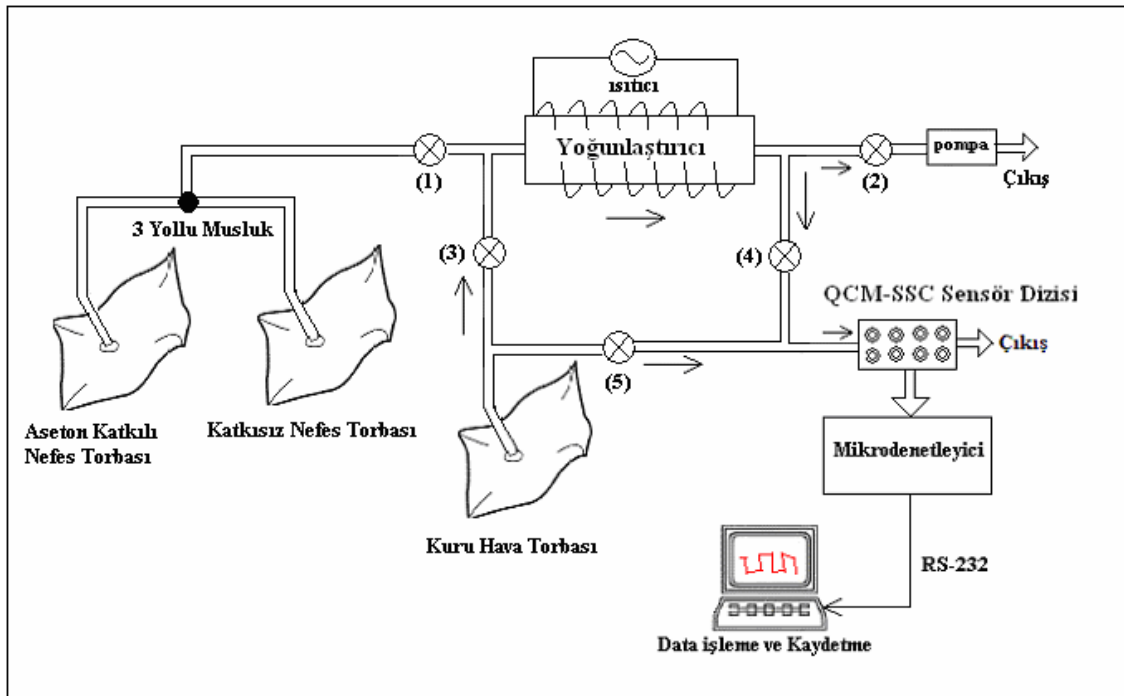
Aseton katkılı nefes deneylerinde, nefesteki aseton miktarını belirlemek ve aynı zamanda aseton katkılı nefesle sağlıklı insan nefesinin karşılaştırılması hedeflenmiştir. Bunun için öncelikle 20 litre kapasiteli Tedlar örneklemle torbalarından birinin içine mikro pipet yardımıyla belirlenen konsantrasyon değerini sağlayacak kadar sıvı aseton eklenmiştir. Örneğin; 2 ppm aseton konsantrasyonu için, 20 litre kapasiteli torba kullanıldığından 40 µl sıvı aseton torbaya ilave edilmiş ve buharlaşması sağlanmıştır. Aseton eklenen torba ile boş bir torba birbirine seri bağlanarak Şekil 6.1'de görüldüğü gibi iki torbaya aynı anda nefes verilmiştir. Böylece aynı anda doldurulan torbalardan birinde aseton katkılı nefes, diğerinde de sağlıklı insan nefesi elde edilmiştir. Torbalardaki nefesler bekletilmeden deneye başlanmıştır.



Şekil 6.1 Aseton katkılı nefes deneylerinde kullanılan nefes örneklerinin hazırlanması

6.1.2 Deneylerin yapılması

Aseton katkılı nefes deneylerinde Şekil 6.2’de gösterilen ölçüm düzeneği kullanılmıştır. Şekil 6.1’de gösterildiği gibi nefes torbalara doldurulup bekletilmeden, Şekil 6.2’deki gibi 1. valfin girişine bağlanmıştır. Yoğunlaştırıcıda tutulup ısıtılarak kusturulan asetonu sensörlere taşımak için kullanılan kuru hava torbası, Şekil 6.2’deki gibi 3. valfin girişine bağlanmıştır. Deneylerin yapılış prtokolü Çizelge 6.1’de verilmiştir.



Şekil 6.2 Aseton katkılı nefes deneylerinde kullanılan ölçüm düzeneği

Çizelge 6.1 Aseton katkılı nefes deneylerinin yapıış protokolü

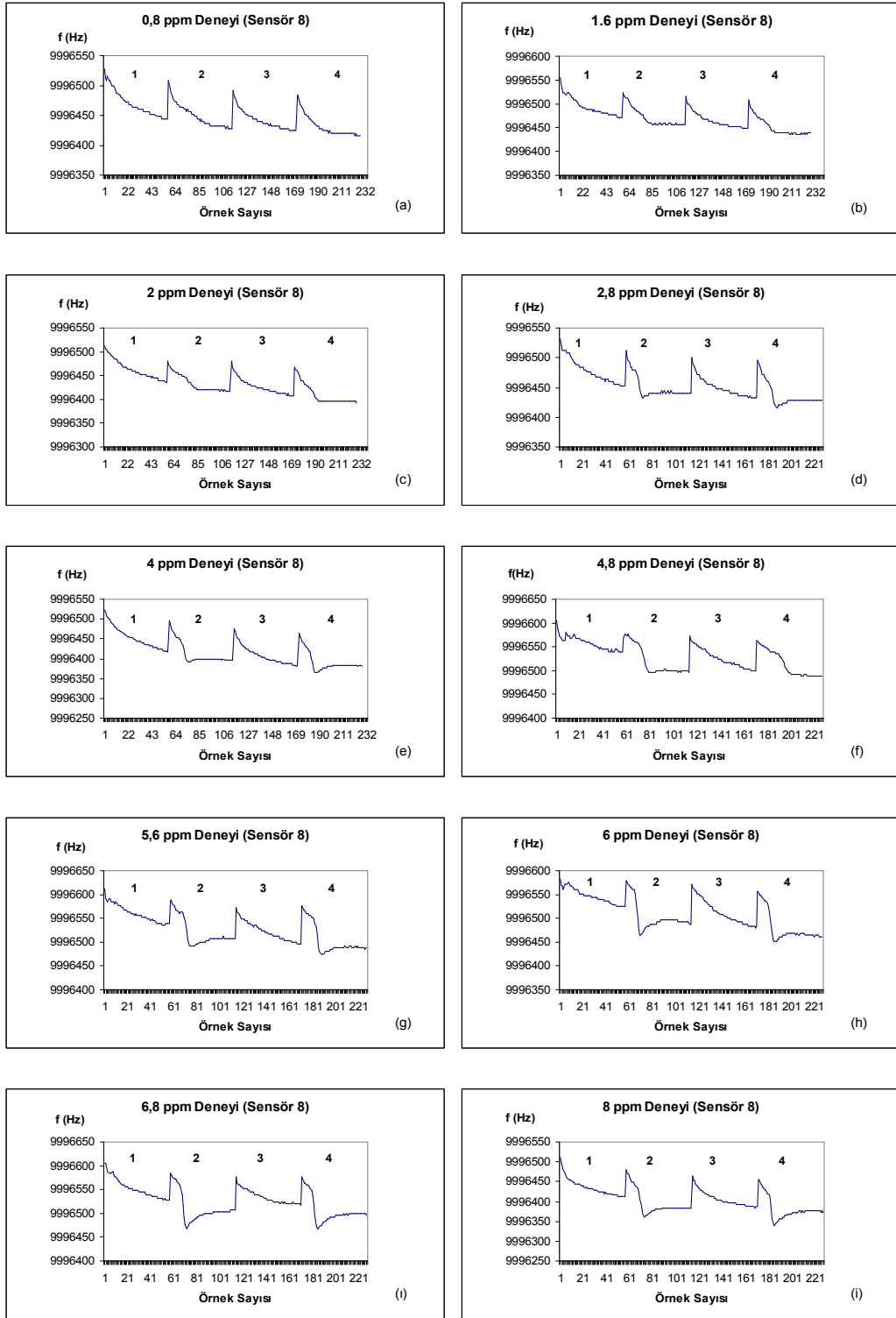
			Yoğunlaştırıcı Malzeme Üzerinden Geçirme	Isıtma	Sensörlere Taşıma (Analiz)	Soğutma	Yoğunlaştırıcı Malzemeyi Temizleme
	1.Valfin Giriş	Süre (Dakika)	1.ve 2. valfler açık, pompa çalışıyor, sıcaklık oda sıcaklığı	Bütün valfler kapalı, sıcaklık 150°C'ye çıkıyor	3. ve 4. valfler açık, sensörler çalışıyor, sıcaklık 150°C	Bütün valfler kapalı, sıcaklık oda sıcaklığına düşüyor	1. ve 2. valfler açık, pompa çalışıyor, sıcaklık 150°C
I. AŞAMA	Katkısız Nefes	28					
		15					
		7					
		20					
II. AŞAMA	Aseton Katkılı Nefes	28					
		15					
		7					
		20					
III. AŞAMA	Katkısız Nefes	28					
		15					
		7					
		20					
IV. AŞAMA	Aseton Katkılı Nefes	28					
		15					
		7					
TEMİZLEME	Kuru Hava	27					

Deneyler Çizelge 6.1'de görüldüğü gibi 4 aşamada gerçekleştirilmiştir. Her aşamada ölçümler aynı işlem sırasıyla aynı sürelerde yapılmıştır. Birinci aşamada katkısız nefes torbasının yarısı, ikinci aşamada asetonlu nefes torbasının yarısı, üçüncü aşamada katkısız nefes torbasının kalan diğer yarısı ve dördüncü aşamada asetonlu nefes torbasının kalan diğer yarısı kullanılmıştır. Bu şekilde aynı örnekten iki defa veri alınarak deneylerin güvenilirliği sağlanmıştır. Her aşamada ilk işlem olarak, 1. ve 2. valfler açılarak pompa yardımıyla 10 litre (yaklaşık yarım torba) 28 dakikada 0,35 litre/dakika hızıyla yoğunlaştırıcı malzeme üzerinden geçirilmiştir. Yoğunlaştırıcı sıcaklığı 150°C'ye ayarlanmış ve 15 dakika boyunca yoğunlaştırıcı malzeme, tüm valfler kapalı iken bu sıcaklıkta tutulmuştur. Isıtma süresi tamamlandığında 3. ve 4. valfler açılarak, 150°C'de ısıtılarak kusturulan gazlar kuru hava yardımıyla 7 dakika boyunca sensörlere uygulanmıştır. Sensörler 7 saniyede bir örnek almaktadır. I., II. ve III. aşamalarda, ölçüm yapıldıktan sonra bütün valfler kapatılarak sıcaklık oda sıcaklığına ayarlanmış ve 20 dakika boyunca yoğunlaştırıcı malzeme soğumaya bırakılmıştır. IV. aşamada ise, ölçüm

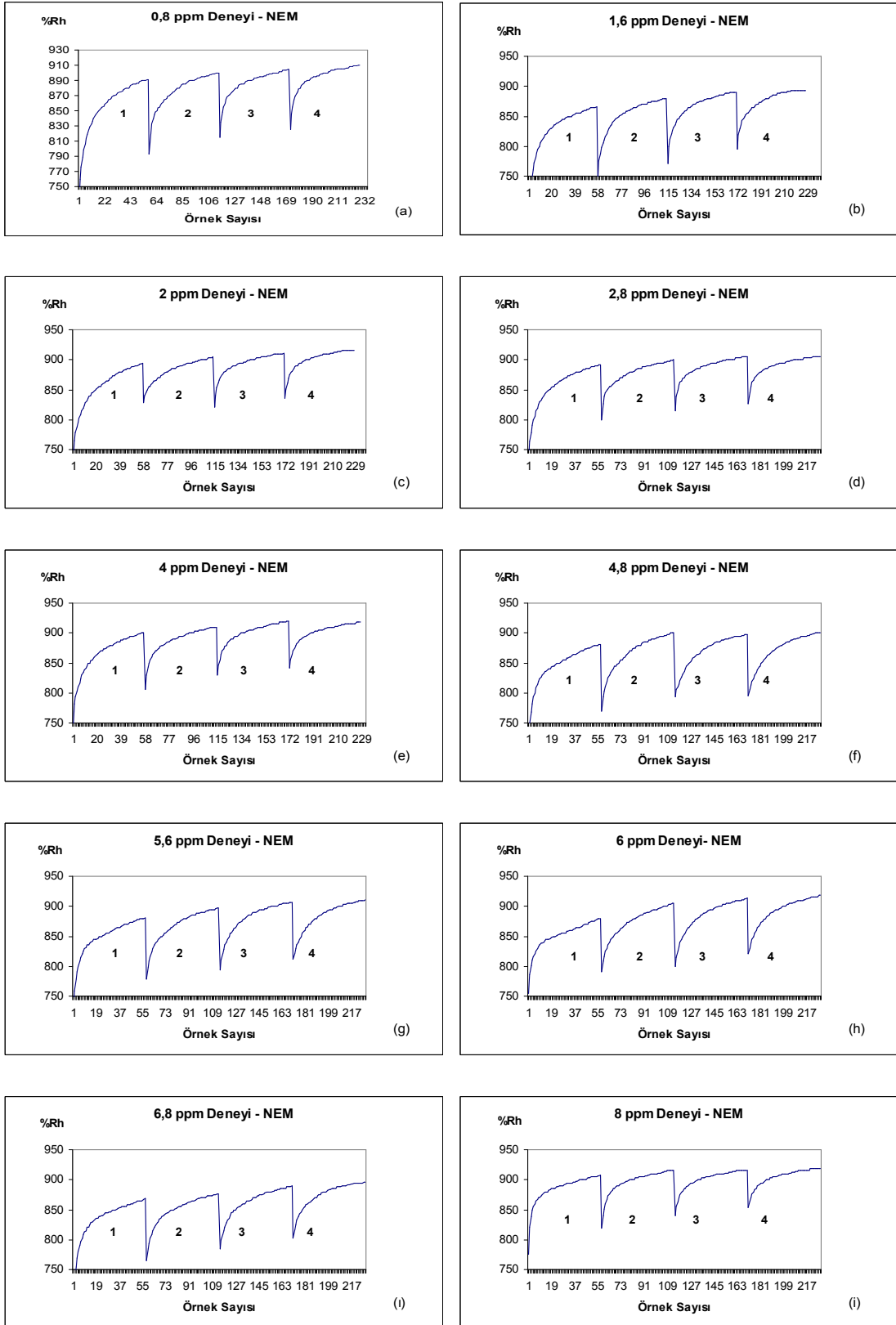
yapıldıktan sonra sıcaklık düşürülmemiş ve bu aşamadan sonra sıcaklık 150°C’de iken, kuru hava torbası 1. valfin girişine bağlanıp 1. ve 2. valfler açılarak pompa yardımıyla 27 dakika boyunca yoğunlaştırıcı malzeme üzerinden kuru hava geçirilmiştir. Böylece nefesteki nemi ve asetonu tutan yoğunlaştırıcı malzeme deney sonrasında temizlenmiştir.

6.1.3 Aseton katkılı nefes deneylerinin sonuçları

6.1.2’de anlatılan deney aşamaları; 0,8 ppm, 1,6 ppm, 2 ppm, 2,8 ppm, 4 ppm, 4,8 ppm, 5,6 ppm, 6 ppm, 6,8 ppm ve 8 ppm konsantrasyonlarında aseton için 3’er defa yapılmıştır. Her deneyde aseton katkılı nefes 2 defa kullanıldığından (II. ve IV. aşamalarda) her ppm değeri için toplam 6 sonuç elde edilmiştir. Elektronik Burun içindeki QCM sensör cevapları incelendiğinde en anlamlı tepki 8. sensörden alınmıştır. Bu nedenle bu çalışmada 8. sensörün sonuçları değerlendirilmiştir. Şekil 6.3’de, yukarıda belirtilen ppm değerleri için yapılan deneylerden birer tanesine ait 8. sensörün frekans cevapları gösterilmiştir. Şekil 6.3’deki grafiklerde, Çizelge 6.1’de anlatılan 4 aşamanın sonuçları görülmektedir. Grafiklerin 1. ve 3. kısmı katkısız nefes sonuçları, 2.ve 4. kısmı ise aseton katkılı nefes sonuçlarına aittir. 8. sensörün frekans cevaplarına bakıldığında, ppm değeri arttıkça sensörün cevap verme süresinin kısaldığı ve Δf frekans farklarının arttığı görülmektedir. Şekil 6.4’de ise, Şekil 6.3’de verilen deneyler sırasındaki nem değerlerinin grafikleri gösterilmiştir. Nem değeri yüksek olduğunda 8. sensördeki Δf frekansının arttığı gözlenmiştir. Sensörler nefesteki neme de cevap verdiği için nem değerleri de YSA uygulamasında sensör cevaplarının yanı sıra farklı bir giriş parametresi olarak kullanılmıştır.



Şekil 6.3 Aseton katkılı nefes deneylerinde a) 0,8 ppm, b) 1,6 ppm, c) 2 ppm, d) 2,8 ppm, e) 4 ppm, f) 4,8 ppm, g) 5,6 ppm, h) 6 ppm, i) 6,8 ppm ve j) 8 ppm için 8. sensörün frekans cevapları



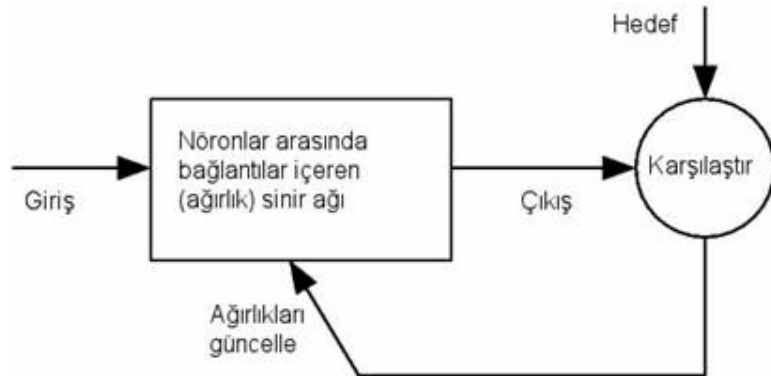
Şekil 6.4 Aseton katkılı nefes deneylerinde a) 0,8 ppm, b) 1,6 ppm, c) 2 ppm, d) 2,8 ppm, e) 4 ppm, f) 4,8 ppm, g) 5,6 ppm, h) 6 ppm, ı) 6,8 ppm ve i) 8 ppm deneyleri için nem sonuçları

6.2 Yapay Sinir Ağları (YSA)

Tıpta, hastalık teşhisi önemli problemlerden biridir. Teşhis alanında karşılaşılabilecek problemler doğru teşhis için gerekli parametrelerin seçilmesi ve doğru algoritmanın oluşturulmasıdır. Son zamanlarda YSA bu problem için yaygın olarak kullanılmaktadır [49,50]. Klinik karar verme için farklı sınıflandırma algoritmaları bulunmaktadır [51].

YSA, insan beyninin çalışma ilkelerine benzetilerek geliştirilmiş, ağırlıklı bağlantılar denilen tek yönlü iletişim kanalları vasıtası ile birbirleriyle haberleşen, her biri kendi hafızasına sahip birçok işlem elemanından (nöronlardan) oluşan paralel ve dağınık bilgi işleme yapılarıdır. YSA'lar gerçek dünyaya ait ilişkileri tanıyabilir, sınıflandırma, kestirim ve işlev uydurma gibi görevleri yerine getirebilirler [52]. YSA, örüntü tanıma, kimliklendirme, sınıflandırma, konuşma işleme, bilgisayarla görüntü ve kontrol sistemleri gibi karmaşık problemler içeren pek çok sahada kullanılmaktadır[53].

YSA, nöron ismi verilen hesaplama elemanlarının paralel bir şekilde çalışmasından meydana gelir. Bu elemanlar biyolojik sinir sistemlerinden esinlenerek tasarlanmıştır. Belirli bir fonksiyonu gerçekleştirmek için bir yapay sinir ağını, elemanlar arasındaki bağlantıların (ağırlıkların) değerlerini ayarlayarak eğitilmektedir. Genelde, YSA eğitilerek belirli bir girişe karşılık verilen arzu edilen çıkışı elde ederler. Bu durum Şekil 6.5'de verilmiştir. Ağın çıkışı arzu edilen hedefe ulaşıncaya kadar, çıkış ile hedef karşılaştırılarak ağın eğitimi, ağırlık değerlerinin belirlenmesi ile gerçekleştirilir [53].

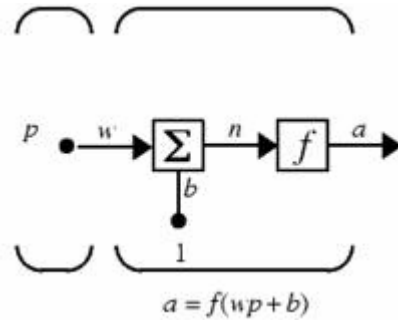


Şekil 6.5 YSA Modeli

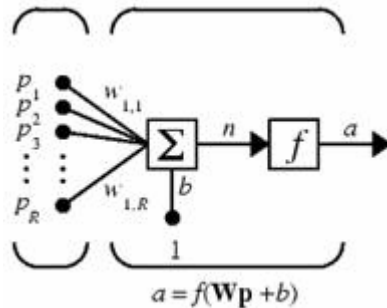
Basit bir yapay nöron, bir ya da birden çok skaler girişe ve bir çıkışa sahip olan bir hesaplama elemanıdır. Tek girişli nöron modeli Şekil 6.6'da verilmiştir. Burada, p : nöronun girişi olan skaler değeri, w : p girişi ile nöron arasındaki ağırlık değerini, b : nöronun bias (eğilimleme) değerini, f : transfer fonksiyonunu, a : nöronun çıkışını belirtmektedir. p girişi önce

w ağırlığı ile çarpılır. Ardından b bias değeri ile toplanır ve transfer fonksiyonundan geçirilerek a çıkışı hesaplanır. Transfer fonksiyonu doğrusal ya da doğrusal olmayan türevlenebilir bir fonksiyondur. Bu basit nöron modelinde, giriş ile çıkış arasında basit bir matematiksel bağıntı kurulmuştur. Fakat nöronun arzu edilen çıkışı verebilmesi için w ve b ağırlık değerlerinin optimum olacak şekilde ayarlanması gerekmektedir. Birden fazla girişi olan nöron modeli Şekil 6.7’de verilmiştir. Burada, R nöronun giriş sayısıdır. Görüleceği üzere giriş sayısı kadar da w ağırlık değeri vardır. Bu durumda Şekil 6.7’deki modelin matematiksel ifadesi aşağıdaki gibi (6-1) olur [53].

$$a = f\left(\sum_{i=1}^R w_i P_i + b\right) \quad (6-1)$$



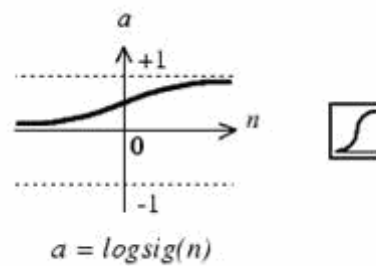
Şekil 6.6 Tek girişli nöron Modeli



Şekil 6.7 Birden fazla girişi olan nöron modeli

Bir nöronun çıkışı hesaplanırken çok çeşitli transfer fonksiyonları kullanılabilir. Aseton katkılı nefes deneylerinin sonuçları YSA’da değerlendirilirken transfer fonksiyonu olarak Log-Sigmoid transfer fonksiyon kullanılmıştır. Bu çalışmada, ileri beslemeli geri yayımlı ağ tipi ve Levenberg-Marquardt algoritması kullanılmıştır.

Sigmoid fonksiyonunun grafiği Şekil 6.8’de verilmiştir. Sigmoid, doğrusal olmayan (non-linear) logaritmik bir fonksiyondur. Giriş değerleri hangi aralıkta olursa olsun, çıkış 0 ile 1 arasında olmaktadır. Türevlenebilir olduğu için geriye yayılım algoritmaları ile kullanılabilir. Doğrusal olmayan problemlerin çözümünde tercih edilmektedir [53].



Şekil 6.8 Log-Sigmoid transfer fonksiyonu

Geri yayılım algoritması, anlaşılması kolay ve matematiksel olarak gösterimi kolay olmasından dolayı en çok tercih edilen öğrenme algoritmasıdır. İleri beslemeli ağlar girdiden çıktıya doğru tek yönde ilerlemeye müsaade etmektedir. Bu geri beslemelerin olmadığı anlamına gelmektedir. Tipik bir ileri beslemeli YSA, girdi katmanı, genellikle bir veya iki ara katman (gizli katman) ve çıktı katmanından oluşmaktadır. Her katmanda ilgilenilen probleme göre değişen sayıda nöronlar (sinir hücreleri) bulunmaktadır [54,55]. Örneğin girdi katmanında n , gizli katmanda p ve çıktı katmanında m adet nöron bulunmaktadır. Her bir katmandaki nöronlar arasındaki bağlantıların ağırlıklarının düzenlenmesi ile ağın eğitimi gerçekleştirilir. Ağırlıkların düzenlenmesi işlemi, hata fonksiyonunun minimize edilmesi ile sağlanmaktadır. Geri yayılım algoritması ismini, çıktı katmanında oluşan hatayı minimize etmek için geriye doğru ağırlıkların düzenlenmesi işleminden almaktadır [56,55].

Levenberg-Marquardt algoritması, maksimum komşuluk fikrine dayalı olan en küçük kareler yaklaşımı metodudur. Gauss Newton ve en dik iniş algoritmasının değişik bir uyarlaması olan Levenberg-Marquardt algoritması bu metotların en iyi özelliklerini birleştirir. Levenberg-Marquardt algoritması için ağırlıklar aşağıdaki eşitlikler (6-1 ve 6-3) kullanılarak güncelleştirilir:

$$w_{ij}(t+1) = w_{ij}(t) + \Delta w_{ij}(t) \quad (6-2)$$

ve

$$\Delta w_{ij} = [J^T(w)J(w) + \mu I]^{-1} J^T(w)E(w) \quad (6-3)$$

Burada J Jakobiyen matrisi, μ bir sabit, I birim matris ve E(w) hata fonksiyonudur. Jakobiyen matrisi ağda yer alan ağırlık ve biaslara ait hataların ilk türevlerini içerir ve standart geri yayılım algoritması kullanılarak hesaplanabilir. Her başarılı adımda μ değeri azalırken hataların karelerinin toplamının arttığı adımlarda μ değeri artırılır. Bu metotta μ parametresi hesaplama süresince otomatik olarak güncellenmekte ve böylece yavaş yakınsama probleminden etkilenmediği için hızlı bir yaklaşım elde edilmektedir. Yaklaşım oranı hızlanması ile eğitim kısa sürmektedir. Ancak fazla işlem yapmakta ve sonucunda çok fazla hafıza kullanmayı gerektirmektedir [57,58].

6.3 Deney Sonuçlarının YSA ile İncelenmesi

YSA; genelleme yapma, adaptasyon kabiliyeti, gürültüye karşı tolerans, paralel işlem yapabilmeden dolayı hızlı hesaplama özelliklerine sahiptir ve lineer olmayan farklı problemlere kolay çözümler sunabilmektedir [60,61]. Bu nedenlerden, Bölüm 6.1’de anlatılan aseton katkılı nefes deneylerinden elde edilen sensör tepkilerinin sonuçları incelenerek, farklı giriş parametreleri için YSA modelleri denenmiştir. Bunlardan performansı en iyi olan giriş parametreleri belirlenmiş ve bu girişler kullanılarak denenen YSA modelleri değerlendirilmiştir. Hedef olarak hepsinde aseton konsantrasyonu (ppm değeri) kullanılmıştır.

Elektronik burundaki 9 adet QCM sensörden en anlamlı sensör tepkileri 8. ve 9. sensörlere ait olmasına rağmen 8. sensör frekans cevabı, 9. sensör frekans cevabından daha iyidir. Bu nedenle, öncelikle 8. sensör tepkileri kullanılarak inceleme yapılmıştır. Daha sonra 9. sensörün YSA sonuçlarına etkisini araştırmak için 8. sensör cevaplarıyla 9. sensör cevapları birlikte değerlendirilerek YSA’ya giriş parametresi olarak uygulanmıştır. 8. ve 9. sensörlerin cevabının kullanıldığı YSA modelleri tek sensör (8. sensör) kullanılanlar kadar iyi sonuç vermediğinden çalışmamızda YSA girişleri olarak sadece 8. sensör cevapları kullanılmıştır. Yapılan deneylerde nemin, sensörlerin verdiği cevabı etkilediği gözlemlendiğinden nem değerleri de giriş parametresi olarak kullanılmıştır.

Performansı en iyi olan YSA modelinin anlatımına geçmeden önce, denenen farklı giriş parametrelerine sahip test sonuç performanslarından bazıları özetlenmiştir (çıkış parametresi farklı aseton konsantrasyonları olmak üzere);

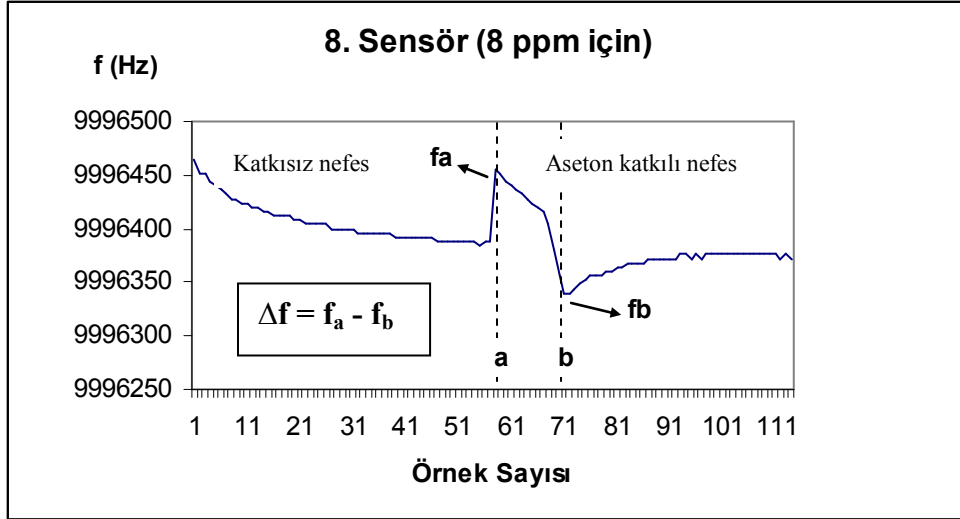
- Giriş parametreleri; 8. sensörün ölçtüğü ilk değer, 8. sensörün ölçtüğü ilk değer ile son değer arasındaki fark, 8. sensörün ölçtüğü ilk 10 değer eğimi, ölçülen ilk

nem değeri, ölçülen son nem değeri ile ilk nem değeri arasındaki fark. Bu 5 giriş parametresi için YSA denemelerinde simülasyon sonucu elde edilen en düşük ortalama yüzde hata 32,47 olarak hesaplanmıştır.

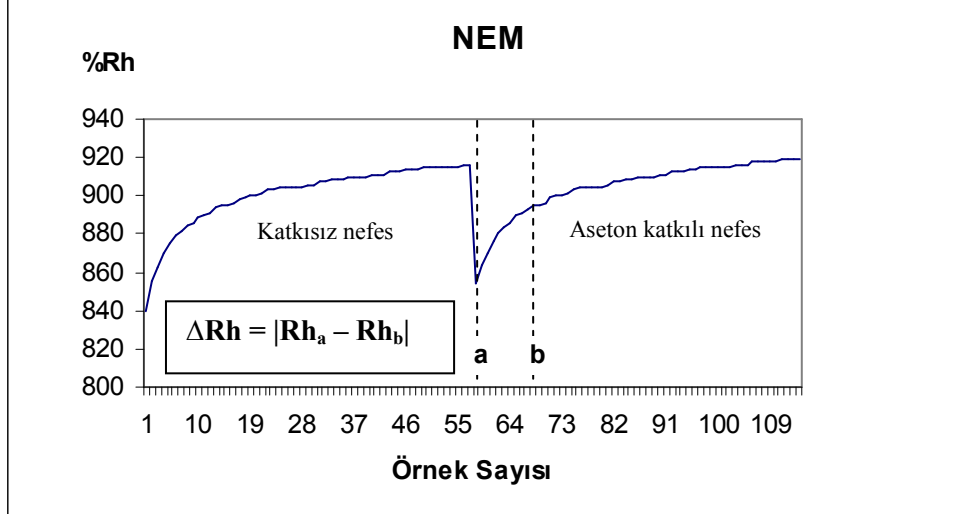
- Giriş parametreleri; 8. sensörün ölçtüğü ilk değer ile son değer arasındaki fark, 22 tane eğim (8. sensörün ölçtüğü ilk 25 değerın 4'er noktadaki eğimi; 1. ve 4. noktalar arasındaki eğim, 2. ve 5. noktalar arasındaki eğim, ... ,22. ve 25. noktalar arasındaki eğim), ölçülen ilk nem değeri, ölçülen son nem değeri ile ilk nem değeri arasındaki fark. Bu 26 giriş parametresi için YSA denemelerinde simülasyon sonucu elde edilen en düşük ortalama yüzde hata 25,11 olarak hesaplanmıştır.
- Giriş parametreleri; 8. sensörün ölçtüğü ilk değer ile son değer arasındaki fark, 22 tane eğimin (8. sensörün ölçtüğü ilk 25 değerın 4'er noktadaki eğimi; 1. ve 4. noktalar arasındaki eğim, 2. ve 5. noktalar arasındaki eğim, ... 22. ve 25. noktalar arasındaki eğim) ortalaması, ölçülen ilk nem değeri, ölçülen son nem değeri ile ilk nem değeri arasındaki fark. Bu 5 giriş parametresi için YSA denemelerinde simülasyon sonucu elde edilen en düşük ortalama yüzde hata 10,13 olarak hesaplanmıştır.
- Giriş parametreleri; 8. sensörün 14, 15 ve 16. noktalarda ölçtüğü frekans farklarının ortalaması ve aynı noktalardaki nem değerlerinin ortalamasıdır. Bu 2 giriş parametresi için YSA denemelerinde simülasyon sonucu elde edilen en düşük ortalama yüzde hata 27,73 olarak hesaplanmıştır.

Bu çalışmada, denenen farklı giriş parametrelerine sahip YSA modelleri arasında en iyi performansa sahip YSA modeli için dört giriş parametresi belirlenmiştir. Bunlar;

1. Şekil 6.9'da verilen grafikte, 8. sensörün a noktasına ait f_a frekans değeri (8. sensörün verdiği ilk cevap).
2. Şekil 6.9'da verilen grafikte, 8. sensörün a ve b noktaları arasındaki frekans farkı ($\Delta f = f_a - f_b$).
3. Şekil 6.10'da verilen grafikte a noktasına ait nem değeri (ilk alınan nem değeri).
4. Şekil 6.10'da verilen grafikte a ve b noktaları arasındaki $\Delta Rh = |Rh_a - Rh_b|$ nem farkı.



Şekil 6.9 8. sensör için YSA girişlerinin bulunması



Şekil 6.10 Nem için YSA girişlerinin bulunması

Denenen YSA modellerinde çıkış katmanında hedef olarak aseton konsantrasyon değerleri kullanılmıştır. Aseton katkılı nefes deneyleri; 0,8 ppm, 1,6 ppm, 2 ppm, 2,8 ppm, 4 ppm, 4,8 ppm, 5,6 ppm, 6 ppm, 6,8 ppm ve 8 ppm konsantrasyonlarında aseton için 3'er defa yapılmıştır. Her deneyde bir ppm değeri için iki sonuç, yani toplam 60 sonuç elde edilmiştir. Bu deneylerden iki tanesi ortam şartlarından dolayı iyi sonuç vermediğinden verilerden çıkartılmış ve böylece toplam 56 veri kullanılmıştır.

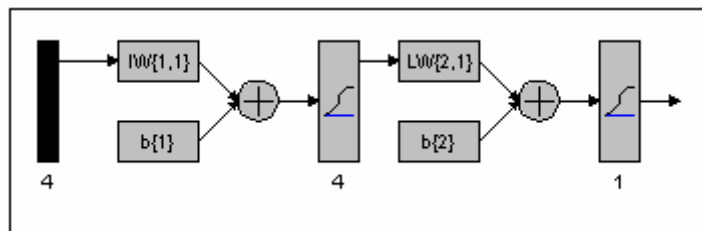
YSA denemelerinde veriler, farklı değerler arasında normalize edilerek denenmiş ve en iyi sonuçlar 0,3 ile 0,7 arasında normalize edildiğinde alınmıştır. Bu nedenle, deney sonuçlarından elde edilen 56 verinin (Ek-1) giriş ve hedef değerleri 0,3 ile 0,7 arasında normalize edilmiştir (Ek-2). Toplam 56 veriden 49 tanesi eğitim için kullanılmış ve 7 tanesi simülasyon için ayrılmıştır. Bu giriş parametreleri ile farklı YSA modelleri denenmiş ve simülasyon sonuçlarında elde edilen ortalama yüzde hatalar hesaplanmıştır. Denenen YSA modellerinden daha doğru sonuçlanan 5 tanesi ve ortalama yüzde hataları Çizelge 6.2’de verilmiştir. Çizelge 6.2’deki %|Hata| değerleri (6-4) eşitliğine göre hesaplanmıştır.

$$\%|Hata| = \left| \frac{TestHedef - SimülasyonSonucu}{SimülasyonSonucu} \times 100 \right| \quad (6-4)$$

Çizelge 6.2 Denenen YSA modellerinden iyi sonuç veren 5 tanesi ve ortalama yüzde hataları

YSA	GİRİŞ KATMANI NÖRON SAYISI	GİZLİ KATMAN NÖRON SAYISI		ÇIKIŞ KATMANI NÖRON SAYISI	İTERASYON SAYISI	Simülasyon sonucu elde edilen ortalama % Hata
		1.Katman	2.Katman			
YSA-1	4	4	-	1	100	2,48
YSA-2	4	4	4	1	10	7,94
YSA-3	4	6	6	1	10	8,30
YSA-4	4	8	8	1	10	8,54
YSA-5	4	8	8	1	20	8,67

Çizelge 6.2’de en iyi sonuç YSA-1’de elde edilmiştir. YSA-1 ağınnın yapılandırması Şekil 6.11’de gösterilmiştir. Burada, ağ tipi olarak Feed-forward backpropagation (İleri beslemeli geri yayımlı), eğitim fonksiyonu Trainlm, öğrenme fonksiyonu Learnlgn, performans fonksiyonu MSE, katman sayısı 2 (giriş katmanı hariç), ara katmanda 4 nöron, çıkış katmanında 1 nöron, transfer fonksiyonu olarak da logsig kullanılmıştır.



Şekil 6.11 En iyi sonuç veren YSA modelinin yapılandırması

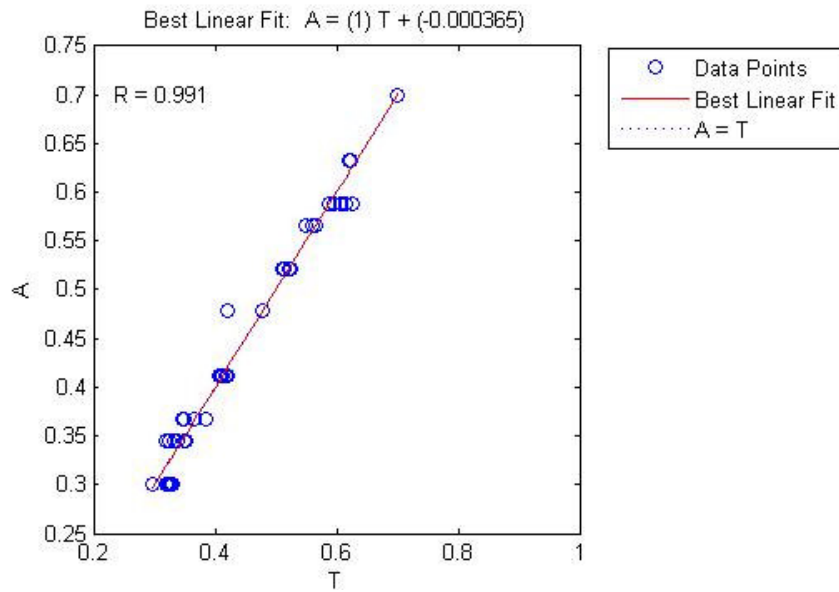
Şekil 6.12’de YSA-1’in eğitim sonuçlarının performansı görülmektedir. Eğitim sonuçlarının performansı için ideal olarak m değeri 1, b değeri 0, r değeri 1 olmalıdır;

m: doğrusal regresyonun eğimi (slope of the linear regression),

b: doğrusal regresyonun engellenimi (intercept of the linear regression),

r: regresyon değeri (regression value) [59].

Eğitim sonuçlarının performans değerleri ise bu ağda; $m=1.00$, $b=-0.00$, $r=0.99$ olarak hesaplanmıştır. Bu da ağın çok iyi derecede eğitildiğini göstermektedir (kırmızı ve mavi renkli eksenler çakışık).

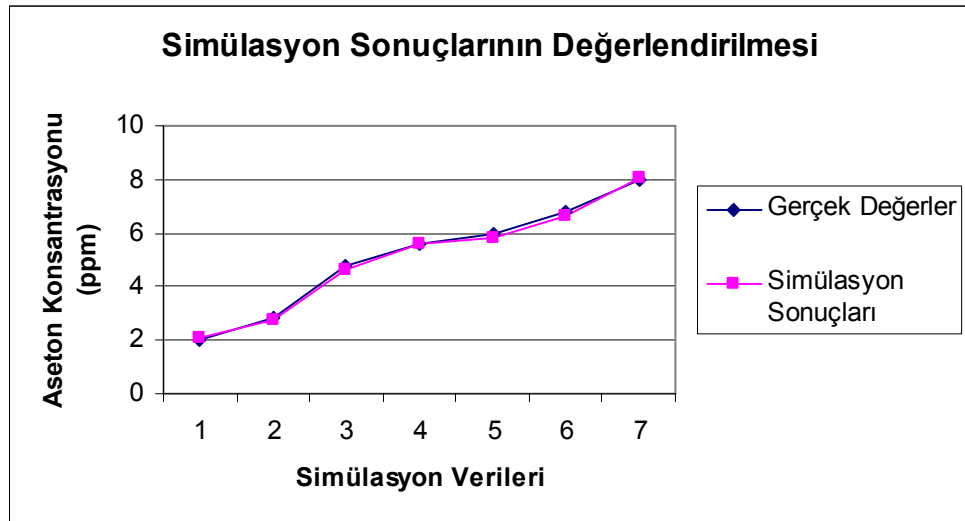


Şekil 6-12 Şekil 6.11’deki YSA modelinin eğitim sonuçlarının performansı

YSA-1’in simülasyon sonucu elde edilen değerler denormalize edilerek, test için ayrılan hedef değerlerle karşılaştırılmış ve hata yüzdeleri hesaplanmıştır. YSA-1’in hata yüzdelerinin ortalaması Çizelge 6.2’de verildiği gibi 2,48 bulunmuştur. YSA-1’in simülasyon sonucu bulunan değerler ile gerçek değerler arasındaki karşılaştırma Çizelge 6.3’de verilmiştir. YSA-1’e ait simülasyon sonuçları ve gerçek değerlerinin grafiksel olarak karşılaştırması da Şekil 6.13’de gösterilmiştir. Çizelge 6.3 ve Şekil 6.13 incelendiğinde, elde edilen simülasyon sonuçlarının test için ayrılan gerçek değerlere çok yakın olduğu görülmektedir.

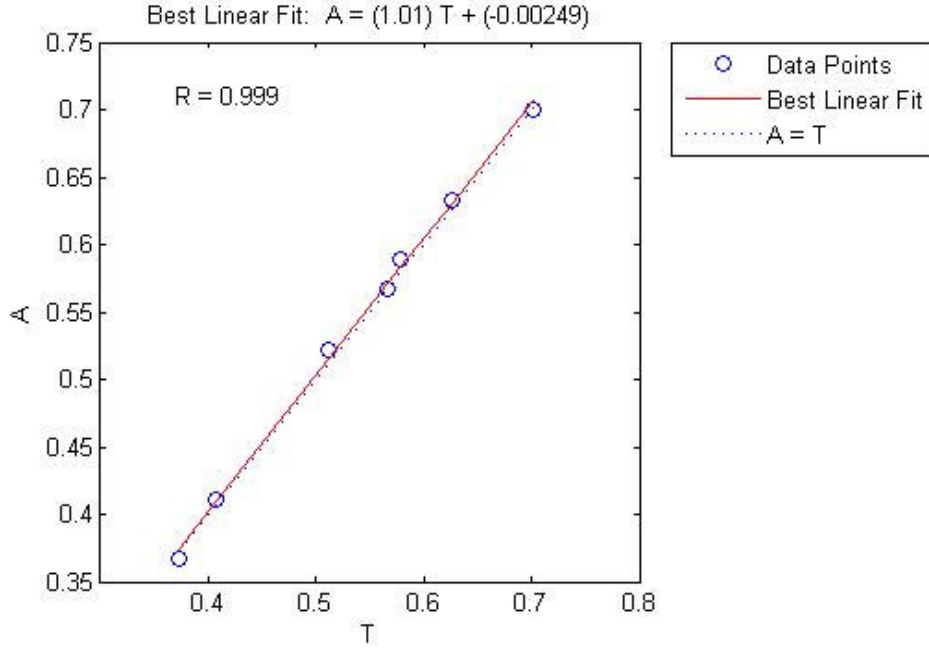
Çizelge 6.3 YSA-1'in simülasyon sonucu bulunan değerler ile gerçek değerler arasındaki karşılaştırma

SİMÜLASYON VERİ NUMARASI	GERÇEK DEĞERLER (ppm)	SİMÜLASYON SONUCU BULUNAN DEĞERLER (ppm)	% HATA
1	2	2,102	5,12
2	2,8	2,728	2,56
3	4,8	4,604	4,09
4	5,6	5,604	0,07
5	6	5,820	3,00
6	6,8	6,659	2,08
7	8	8,033	0,42
ORTALAMA			2,48



Şekil 6.13 Simülasyon sonucu bulunan değerler ile gerçek değerler arasındaki karşılaştırma

Şekil 6.14'de YSA-1'in simülasyon sonuçlarının performansı görülmektedir. Burada $m=1.01$, $b=-0.00$ ve $r=0.99$ olarak hesaplanmıştır. Bu da simülasyon sonuçlarının da eğitim sonuçları kadar iyi olduğunu göstermektedir.



Şekil 6-14 Şekil 6.11'deki YSA modelinin simülasyon sonuçlarının performansı

Bu bölümde, aseton katkılı nefes deneyleri ve bu deneylerin sonuçlarının YSA kullanılarak değerlendirilmesi anlatılmıştır. Diyabet hastalarının nefeslerindeki aseton kokusu diyabetliler için tehlike işaretçisidir ve acil tedavi gerektirir. Bu nedenle, nefesteki aseton miktarını belirleyebilecek bir sistem oldukça önemlidir. Bu çalışmanın amacı, bu şekilde bir sistemin tasarlanmasıdır. Diyabetli nefesinde bulunan aseton miktarını belirleyebilmek için, sağlıklı insan nefesine farklı konsantrasyonlarda aseton eklenerek sentetik diyabetli nefesi oluşturulmuştur. Oluşturulan bu nefeslerle bir dizi deney yapılarak deney sonuçlarına bakılmış ve sistemin farklı konsantrasyonlardaki aseton değerleri için farklı cevaplar verdiği gözlenmiştir. Özellikle 8. sensörün verdiği frekans cevapları oldukça anlamlıdır. Bu nedenle 8. sensörün frekans cevapları temel alınarak farklı giriş parametreleri için YSA modelleri denenmiştir. En iyi sonuç veren YSA-1'de (Çizelge 6.2) simülasyon sonucu elde edilen ortalama yüzde hata 2,48 olarak bulunmuştur. Bu da oldukça düşük bir değerdir. Elde edilen bu sonuçlar kullanılarak oluşturulacak veri tabanı geliştirilerek, daha sonraki çalışmalarda gerçek hasta nefeslerindeki aseton konsantrasyonunu belirlemede kullanılarak denenebilecektir.

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

104E053 nolu TÜBİTAK projesi kapsamında gerçekleştirilen bu çalışmada, diyabet hastalarının nefeslerindeki aseton miktarının belirlenebilmesi hedeflenmiştir. Bu nedenle, QCM Sensör Dizisi'nden meydana gelen Elektronik Burun ve Yoğunlaştırıcıdan oluşan ölçüm düzeneği kullanılarak deneyler yapılmıştır. Yapılan deneylerde, öncelikle ölçüm düzeneğinin asetona vereceği cevap araştırılmıştır. Daha sonra, sağlıklı insan nefesiyle aseton karıştırılarak oluşturulan sentetik diyabet hasta nefesi ile gerçekleştirilen deney sonuçları Yapay Sinir Ağları (YSA) ile değerlendirilmiştir.

İlk olarak, yoğunlaştırıcı ölçüm düzeneğinde kullanılan Elektronik Burun sisteminin içinde yer alan QCM sensörlerin aseton gazına verdiği cevabı araştırmak ve yoğunlaştırıcıda kullanılacak tutucu malzemeyi belirlemek amacıyla bir dizi deneyler yapılmıştır. 5. Bölüm'de anlatılan bu deneylerde, farklı konsantrasyonlarda sıvı aseton kuru hava içinde buharlaştırılarak ölçümler yapılmıştır. Yoğunlaştırıcıda kullanılacak adsorban/absorban malzemeyi ve asetona olan duyarlılıklarını belirlemek için zeolit ve aktif karbon malzemeleri denenmiştir. Yoğunlaştırıcıda adsorban/absorban malzeme olarak zeolit kullanılarak yapılan deneyler değerlendirildiğinde, sistemin 2 ppm ve üzeri aseton konsantrasyon değerleri için anlamlı cevaplar verdiği görülmüştür. Yoğunlaştırıcıda adsorban/absorban malzeme olarak aktif karbon kullanılarak yapılan deneylerde ise yüksek konsantrasyonlarda aseton denenmesine rağmen sistemin asetona iyi cevap vermediği gözlenmiştir. Ayrıca deneyler sırasında aktif karbonun nemi çok iyi tuttuğu gözlenmiştir. Nefes çalışmaları için nemin tutulması, QCM sensörler neme de cevap verdiği için ve nefeste yüksek miktarda nem bulunduğu için uygun değildir. Bu nedenle, yoğunlaştırıcı malzeme olarak zeolitin kullanılmasına karar verilmiştir.

İnsan nefesinde çok yüksek oranlarda nem bulunduğu için yapılan nefes çalışmalarında nemin etkisini göz önünde bulundurmamak gerekmektedir. Bu nedenle QCM sensör cevapları YSA'da değerlendirilirken nemin etkisi de YSA giriş parametresi olarak hesaba katılmıştır.

Diyabet hastalarının nefesindeki aseton kokusunu, dolayısıyla kandaki aseton miktarını belirleyebilmek oldukça önemlidir. Bölüm 6.1'de anlatılan aseton katkılı nefes deneylerinde, 0,8 ile 8 ppm arasında farklı aseton konsantrasyonlarında hazırlanan sentetik diyabet hasta nefesi ve karşılaştırmak için aynı kişiye ait katkısız nefes kullanılmıştır. Deney sonuçları incelendiğinde, en anlamlı tepki 8. sensörden alınmıştır. Δf frekans cevapları incelendiğinde, nefesteki aseton konsantrasyonu arttıkça 8. QCM sensörün daha hızlı cevap verdiği ve Δf frekans farklarının arttığı gözlenmiştir. Sentetik diyabet hasta nefes deneylerinden elde edilen

sonuçlar YSA ile değerlendirilmiştir. Farklı giriş parametreleri için YSA modelleri denenmiş ve bunlardan en iyi sonuç veren giriş parametreleri tespit edilmiştir. Bu giriş parametreleri kullanarak oluşturulan YSA modelleri değerlendirilmiş ve simülasyon sonuçları test için ayrılan verilerle karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonuçlarına göre en düşük ortalama yüzde hata 2,48 olarak bulunmuştur. Buna göre, çalışmada kullanılan QCM sensörlerin nefesteki 0,8 – 8 ppm arasında konsantrasyonlardaki asetona verdiği cevaplar anlamlıdır.

Sağlıklı insan nefesi referans kabul edilerek sentetik diyabetli nefesi ile sağlıklı insan nefesi karşılaştırılmıştır. Hastalardan alınacak nefesler onların sağlıklı nefesleriyle karşılaştıramayacağından, kabul edilebilir bir veri tabanı oluşturabilmek için sonraki çalışmalarda, aseton katkılı nefes deneyleri için kuru hava referans kabul edilerek deneyler tekrarlanmalıdır. Bu şekilde oluşturulacak veri tabanı kullanarak hastalardan alınacak nefeslerdeki aseton miktarı belirlenebilir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- [1] Pearce, T.C., Schiffman, S.S., Nagle, H.T. and Gardner, J.W., 2002, "Handbook of machine olfaction", Wiley-VCH, pp. 443–458.
- [2] Libardoni, M., Stevens, P.T., Waite, J.H. and Sacks R., 2006, "Analysis of human breath samples with a multi-bed sorption trap and comprehensive two dimensional gas chromatography (GC×GC)", *Journal of Chromatography B*, 842 (2006) 13–21, 21 p.
- [3] O'Neil, H.J., et al., 1988, "A computerized classification technique for screening for the presence of breath biomarkers in lung cancer", *Clin. Chem.* 34, 1613–1618.
- [4] Schubert, J.K., Müller, W.P.E., Benzing, A. and Geiger, K., 1998, "Application of a new method for analysis of exhaled gas in critically ill patients", *Intensive Care Med.* 24, 415–421.
- [5] Manolis, A., "The diagnostic potential of breath analysis", 1983, *Clin. Chem.* 29.
- [6] Teshima, N., Li, J., Toda, K. and Dasgupta, P.K., 2005, "Determination of acetone in breath", *Analytica Chimica Acta* 535 (2005) 189–199.
- [7] Nieß, J., Hamache, T., Lammers, P.S., Weber, E. and Boeker, P., 2003, "A miniaturized thermal desorption unit for chemical sensing below odor threshold", *Sens. Actuators B* 95 (2003) 1–5.
- [8] Helmig, D. and Vierling, L., 1995, "Water adsorption capacity of the solid adsorbents Tenax TA, Tenax GR, Carbotrap, Carbotrap C, Carbosieve S III, and Carboxen 569 and water management techniques for the atmospheric sampling of volatile organic trace gases", *Anal. Chem.* 67 (1995).
- [9] Nakamoto, T. and Moriizumi, T., 1996, "Artificial olfactory system using neural network", in: H. Yamazaki (Ed.), *Handbook of Sensors and Actuators*, vol. 3, Elsevier, 1996, p. 263.
- [10] Arshak, K., Moore, E., Lyons, G.M., Harris, J. and Clifford, S., 2004, "A review of gas sensors employed in electronic nose applications", *Sensor Review*, Volume 24 – Number 2 – 2004, pp. 181 – 198.
- [11] Öztürk, Z. Z., Haziran 2005, "Yeni Bir Bilim Dalı: Koku Ölçümü?", *Gyte E-bülten Sayı 9*.
- [12] Saraoğlu, H. M., Edin, B., 2007, "E-Nose System for Anesthetic Dose Level Detection using Artificial Neural Network", *Journal of Medical Systems*, 6(2007), 475–482.
- [13] Saraoğlu, H. M., Şanlı, S., "A Fuzzy Logic-Based Decision Support System on Anesthetic Depth Control for Helping Anesthetists in Surgeries", *Journal of Medical Systems*, 6(2007), 511–519.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devamı)

- [14] Phillips, M., April.24.2001, “Breath test for dedection of various diseases”, United States Patent 6,221,026.
- [15] Bachinger, T., Mandenius, C., 2000, Searching For Process Information In Tr Aroma Of Cell Cultures, Vol.18.
- [16] Phillips, M., December.7.1999, Breath test for dedection of lung cancer, United States Patent 5,996,586.
- [17] Natale, C., D., Macagnano, A., Martinelli, E., Paolesse R., D’arcangelo, G., Roscioni, C., Finazzi-Agro, A., D’amico, A., 1 November 2002, Lung cancer identification by the analysis of breath by means of an array of non-selective gas sensors, Biosens and Bioelectronics, 18 1209-1218.
- [18] Hensley, J., Lee, S., Allen, M., G., June 2003, High sensitivity detection of broadband gas absorption using time-domain multiplexed QC Lasers. Phycial Sciences Inc. 20 New England Business Center Andover, MA 01810-1077.
- [19] Huang, H., Zhou, J., Chen, S., Zeng, L., Huang, Y., 2004, A highly sensitive QCM sensor coated with Ag+- ZSM-5 film for medical diagnosis, Sensor and Actuators B 101, 316-321.
- [20] Ryabtsev, S.V., Shaposhnick, A.V., Lukin, A.N., Domashevskaya, E.P., 1999, “Application of semiconductor gas sensors of medical diagnostics”, Sensors and Actuators B 59, 26-29.
- [21] Zhang, Q., Wang, P., Li, J., Gao, X., 24 March 2000, Diagnosis of diabets by image dedection of breat using gas-sensitive labs, Biosens and Bioelectronics, 15 249-256.
- [22] Lin, Y-J., Guo, H-R., Chang, Y-H., Kao, M-T., Wang, H-H., Hong R-I., B76 (2001) 177-180, Application of the electronic nose for uremia diagnosis, Sensor and Actuators, B 76177-180.
- [23] Phillips, M., April.1.2003, “Breath test for dedection of various diseases”, United States Patent 6,540,691.
- [24] Oyabu, T., Okada, A., Manninen, O., Lee, D-D., 30 May 2003, Proposution of a survey device with odor sensors for an enderly person, Sensor and Actuators, B 96 239-244.
- [25] Horváth, I., Donnelly, L. E., Kiss, A., Kharitonov, S. A., Lim, S., Chung, K. F., and Barnes, P. J., Combined Use of Exhaled Hydrogen Peroxide and Nitric Oxide in Monitoring Asthma, Am J Respir Crit Care Med 1998;158:1042–1046.
- [26] Jöbssis, Q., Raatgeep, H.C., Hermans, P.W.M., De Jongste, J.C., J 1997,, Hydrogen peroxide in exhaled air is increased in stable asthmatic children, Eur Respir, 10: 519–521.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devamı)

- [27] Ferreira, M., Hazari, M. S., Gutierrez, C., Zamel, N., Chapman, K. R., 2001, Exhaled nitric oxide and hydrogen peroxide in patients with COPD, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 164, 1012-1015.
- [28] Davies, S., Spanel, P., Smith, S., 2001 A new ‘online’ method to measure increased exhaled isoprene in end-stage renal failure. *Nephrol Dial Transplant*, 16: 836-839.
- [29] Phillips, M., Sabas, M., ve Greenberg, J., 199, Increased pentane and carbon disulfide in the breath of patients with schizophrenia, *J. Clin. Pathol.*, 46, 861-864.
- [30] Fend, R., Bessant, C., Williams, A., J., Woodman, A.C., 12 December 2003, “Monitoring haemodialysis using electronic nose and chemometrics”, *Biosens and Bioelectronics*, 19 1581-1590.
- [31] Kharitonov, S., Alving, K., Barnes, P.J., *Eur Respir J* 1997 Exhaled and nasal nitric oxide measurements: recommendations, 10: 1683–1693.
- [32] Katzman, D.E., April.19.2005, “Breath test analyzer”, United States Patent RE38,728.
- [33] Banhegyi Gy., 2004, “Special polymers in sensorics- the “electronic nose””, *Pro Quest Science Journals*, No.4, 2004, pp.153.
- [34] Mumyalmaz B., Özmen A., Ebeoğlu, M.A., Taşaltın, C., "Predicting Gas Concentrations of Ternary Gas Mixtures for a Predefined 3-D Sample Space", *Sensors and Actuators B*, Vol:128, Issue:2, pp: 594-602, 2008.
- [35] Winefordner, J. D., “Chemical Analysis”, V 125, Willey-Interscience Publication, 179-214.
- [36] 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.*
- [37] 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”, *GAP V. Mühendislik Kongresi, El Ruha Oteli, Şanlıurfa.*
- [38] Joon, B.Y., Hyung, G.B., Myung, S.S., Jeung, S.H., 2005, “Analysis of diabetic patient’s breath with conducting polymer sensor array”, *Science Direct, Sensors and Actuators B* 108 (2005) 305–308.
- [39] Ryabsev, S.V., Shaposhnick, A.V., Lukin, A.N., Domashevskaya, E.P., *Application of semiconductor gas sensors for medical diagnostics.*
- [40] Andreoli, T.E., Carpenter, C.C.J., Plum, F., Smith, L.H., 1990, “Cecil Essentials of Medicine”, Bölüm 73: Hormon Hastalıkları. Feingold, K.R., Gavin, L.A., Schambelan, M., Sebastian, A., Çeviri: Gündoğdu, S., Sayfa 733-746.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devamı)

- [41] Urgancıoğlu , İ., Hatemi, H., 1990, “İç Hastalıkları”, Bölüm1: Diabetes Mellitus ve Endokrin Pankreas Hastalıkları, 46-90.
- [42] Türkiye Diyabet Vakfı, (<http://www.turkdiab.org>).
- [43] Gözükara, E.M., 1989, “Biyokimya”, Bölüm 21:Yağ asitlerinin Oksidasyonu., 941-968.
- [44] Tekbıyık, P., 2007, “Qcm-Ssc Gaz Sensör Dizisi Kullanarak Tıbbi Uygulamalar İçin Tanı Sistemi Tasarımı”, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Yüksek Lisans Tezi.
- [45] www.mam.gov.tr
- [46] www.kimyaevi.org
- [47] <http://www.diabservis.com>
- [48] Manolis, A., 1983, “The diagnostic potential of breath analysis”, Clin. Chem., 29.
- [49] Avcı, M., Yıldırım, T., 2002, “Classification of escherichia coli bacteria by artificial neural Networks”, Intelligent Systems Proceeding, Volume 3, p.13 - 16 , 10-12 Sept. 2002.
- [50] Bakırcı, Ü., Yıldırım, T., 2004, “Diagnosis of cardiac problems from SPECT images by feedforward Networks”, Signal Processing and Communications Applications Conference, Proceedings of the IEEE 12th, p.103 – 105, 28-30 April 2004.
- [51] Übeyli, E.D., 2007, “Comparison of different classification algorithms in clinical decision making”, Expert systems, February 2007, Vol.24, No:1, 17-31.
- [52] Elmas, Ç., 2003, “Yapay Sinir Ağları”, Seçkin Yayınevi, Ankara.
- [53] Demuth,H., Beale, M., Hagan, M., 2006, "Neural Network Toolbox, for use with MATLAB", "User Guide Version 5", Mathworks, 2006.
- [54] Zhang, G., Patuwo, B. E., Hu, M. Y., “Forecasting with Artificial Neural Networks: The State of the Art”, Inter. Journal of Forecasting, Cilt 14, 35- 62, 1998.
- [55] Kaastra, I., Boyd, M., 1996, “Designing a Neural Network for Forecasting Financial and Economic Time Series”, Neurocomputing, Cilt 10, 215- 236.
- [56] Hamzaçebi, C., Kutay, F., 2004, “Yapay Sinir Ağları ile Türkiye Elektrik Enerjisi Tüketiminin 2010 Yılına Kadar Tahmini”, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der. Cilt 19, No 3, 227-233.
- [57] Haykin, S., 1994, Neural Networks: A Comprehensive Foundation, Macmillan College Publishing Company, Nev York, 1994.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devamı)

- [58] Maren, A., Harston, C., Rap, R., 1990, "Handbook of Neural Computing Applications", p. 54-63, ISBN 0-12-471260-6, Academic Press, London, UK, 1990.
- [59] Çakmak, N., Şubat 2007, "QCM-SSC Gaz Sensör Dizisi Kullanarak İnsan Nefesinden Diyabet Tanısı", Yüksek Lisans Tezi
- [60] Lisboa, P.J.G., Ifeachor, E.C., Szczepaniak, P.S., 2000, "Artificial Neural Networks in Biomedicine", Springer-Verlag, London.
- [61] Simpson, P.S., 1990, Artificial Neural Networks, A Foundation, Paradigm, Applications and Implementation, s. 65-76, Pergamon Pres.

EKLER

Ek 1. YSA-1 için girişler ve hedefler.

GİRİŞLER				HEDEF
f _a (Hz)	Δf (Hz)	Rh _a	ΔRh	Aseton konsantrasyonu (ppm)
9996508	76	793	98	0,8
9996484	64	825	76	0,8
9996496	76	809	91	0,8
9996468	56	854	51	0,8
9996496	72	801	97	0,8
9996484	64	825	75	0,8
9996524	68	745	118	1,6
9996508	68	795	85	1,6
9996516	64	766	107	1,6
9996508	60	788	82	1,6
9996524	64	760	109	1,6
9996508	56	794	84	1,6
9996480	60	828	60	2
9996468	72	835	68	2
9996480	80	820	90	2
9996460	60	855	56	2
9996492	76	815	80	2
9996472	60	844	51	2
9996520	72	775	95	2,8
9996500	72	820	60	2,8
9996512	80	799	71	2,8
9996496	80	826	63	2,8
9996508	76	804	70	2,8
9996496	88	826	59	2,8
9996508	92	765	105	4
9996476	84	813	72	4
9996508	96	775	83	4
9996480	96	813	75	4
9996496	104	805	78	4
9996464	100	841	55	4
9996568	72	770	100	4,8
9996564	72	795	89	4,8
9996572	64	765	88	4,8
9996576	84	795	65	4,8
9996624	100	709	141	4,8
9996592	92	771	102	4,8
9996588	88	758	93	5,6
9996576	100	794	79	5,6
9996588	96	778	83	5,6
9996576	100	811	69	5,6
9996580	92	776	85	5,6
9996556	92	821	59	5,6
9996580	116	790	65	6
9996556	104	820	63	6
9996580	104	745	98	6
9996580	92	793	72	6
9996592	92	739	97	6
9996576	88	784	61	6
9996576	108	775	75	6,8
9996576	108	799	66	6,8
9996584	116	765	76	6,8
9996576	108	803	62	6,8
9996488	108	813	73	8
9996460	100	848	53	8
9996480	120	819	76	8
9996456	116	854	45	8

Ek 2. YSA-1 için girişler ve hedefler (0.3 - 0.7 arasında normalize edilmiş değerleri).

GİRİŞLER				HEDEF
f_a (Hz)	Δf (Hz)	Rh_a	ΔRh	Aseton konsantrasyonu (ppm)
0,419524	0,425	0,530133	0,52083333	0,3
0,362381	0,35	0,617804	0,42916667	0,3
0,390952	0,425	0,573968	0,49166667	0,3
0,324286	0,3	0,697256	0,325	0,3
0,390952	0,4	0,552051	0,51666667	0,3
0,362381	0,35	0,617804	0,425	0,3
0,457619	0,375	0,398626	0,60416667	0,34444445
0,419524	0,375	0,535612	0,46666667	0,34444445
0,438571	0,35	0,45616	0,55833333	0,34444445
0,419524	0,325	0,516434	0,45416667	0,34444445
0,457619	0,35	0,439722	0,56666667	0,34444445
0,419524	0,3	0,532872	0,4625	0,34444445
0,352857	0,325	0,626023	0,3625	0,36666667
0,324286	0,4	0,645201	0,39583333	0,36666667
0,352857	0,45	0,604105	0,4875	0,36666667
0,305238	0,325	0,699996	0,34583333	0,36666667
0,381429	0,425	0,590407	0,44583333	0,36666667
0,33381	0,325	0,669859	0,325	0,36666667
0,448095	0,4	0,480818	0,50833333	0,41111112
0,400476	0,4	0,604105	0,3625	0,41111112
0,429048	0,45	0,546571	0,40833333	0,41111112
0,390952	0,45	0,620544	0,375	0,41111112
0,419524	0,425	0,56027	0,40416667	0,41111112
0,390952	0,5	0,620544	0,35833333	0,41111112
0,419524	0,525	0,45342	0,55	0,47777778
0,343333	0,475	0,584927	0,4125	0,47777778
0,419524	0,55	0,480818	0,45833333	0,47777778
0,352857	0,55	0,584927	0,425	0,47777778
0,390952	0,6	0,563009	0,4375	0,47777778
0,314762	0,575	0,66164	0,34166667	0,47777778
0,562381	0,4	0,467119	0,52916667	0,52222223
0,552857	0,4	0,535612	0,48333333	0,52222223
0,571905	0,35	0,45342	0,47916667	0,52222223
0,581429	0,475	0,535612	0,38333333	0,52222223
0,695714	0,575	0,299996	0,7	0,52222223
0,619524	0,525	0,469859	0,5375	0,52222223
0,61	0,5	0,434242	0,5	0,56666667
0,581429	0,575	0,532872	0,44166667	0,56666667
0,61	0,55	0,489037	0,45833333	0,56666667
0,581429	0,575	0,579448	0,4	0,56666667
0,590952	0,525	0,483557	0,46666667	0,56666667
0,53381	0,525	0,606845	0,35833333	0,56666667
0,590952	0,675	0,521914	0,38333333	0,58888889
0,53381	0,6	0,604105	0,375	0,58888889
0,590952	0,6	0,398626	0,52083333	0,58888889
0,590952	0,525	0,530133	0,4125	0,58888889
0,619524	0,525	0,382188	0,51666667	0,58888889
0,581429	0,5	0,505475	0,36666667	0,58888889
0,581429	0,625	0,480818	0,425	0,63333334
0,581429	0,625	0,546571	0,3875	0,63333334
0,600476	0,675	0,45342	0,42916667	0,63333334
0,581429	0,625	0,55753	0,37083333	0,63333334
0,371905	0,625	0,584927	0,41666667	0,7
0,305238	0,575	0,680818	0,33333333	0,7
0,352857	0,7	0,601366	0,42916667	0,7
0,295714	0,675	0,697256	0,3	0,7