

## AKCİĞER KANSERİ TANISI İÇİN YENİ BİR YÖNTEM

Merve Öztekin<sup>1</sup>, Metin Yazdani<sup>2</sup>, Yunus E. Yörük<sup>3</sup>, Fırat Aydemir<sup>3</sup>, Dilek Yonar<sup>4</sup>, Cihat Taşaltın<sup>5</sup>, İlke Gürol<sup>5</sup>, Feyzullah Temurtaş<sup>6</sup>, Mehmet Ali Ebeoğlu<sup>3</sup>, Bekir Salih<sup>2</sup>, Deniz Köksal<sup>7</sup>, Kahraman Ahmet Salih Emri<sup>7</sup>

<sup>1</sup>Gazi Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Böl. Ankara

<sup>2</sup>Hacettepe Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Böl. Beytepe/Ankara

<sup>3</sup>Dumlupınar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Kütahya

<sup>4</sup>Yüksek İhtisas Üniversitesi Tıp Fakültesi Ankara

<sup>5</sup>TÜBİTAK Marmara Araştırma Merkezi Malzeme Ens. Gebze/Kocaeli

<sup>6</sup>Bandırma Onyedi Eylül Üniv. Müh. ve Doğa Bil. Fakültesi Bandırma, Balıkesir

<sup>7</sup>Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Ankara

feyzullah.temurtas@bandirma.edu.tr

### ÖZET

*Akciğer kanseri tüm Dünyada en sıklıkla rastlanan ve hastalıklara bağlı ölümlerde birinci sırada yer alan bir kanser türüdür. Bu noktada kolay uygulanabilen, yüksek doğrulukta sonuçlar üreten ve mümkün olabildiğince az yan etkileri olan, erken evrede tanıya imkan tanıyan yöntemlere ve cihazlara ciddi oranda gereksinim duyulmaktadır. Bu çalışmada; akciğer kanserinin non-invazif yöntemler kullanılarak teşhis edilebilmesi amacı için hasta ve sağlıklı bireylere ait nefes örnekleri gaz sensör dizileri tarafından ölçülmüş ve sensör verileri analiz edilmiştir. Sekizi hasta olmak üzere toplam yirmi dört kişinin nefes örnekleri değerlendirilmiştir. Bu amaçla sensör verileri ön işlemeye tabi tutularak her bir sensör için beş özellik hesaplanmıştır. Sensör dizisinde kullanılan yedi sensörün verisi değerlendirmeye alınmıştır. Temel bileşen analizi ile hasta verileri ve kontrol verilerinin dağılımı incelenmiştir. Ayrıca sensör özelliklerinin sınıflandırmaya katkıları değerlendirilmiştir. Sınıflandırma performansını belirlemek için, Doğruluk, Spesifite ve Duyarlılık kullanılmıştır. Duyarlılığın yüksek olması hastaların bulunmasının kolaylaşmasını ifade etmektedir. Kanseri hastalıklarda hastalığın erken tespit edilmesi çok önemlidir.*

**Anahtar Kelimeler:** Akciğer Kanseri, Gaz Sensörü, Temel Bileşen Analizi, Hastalık Tespiti

## A NEW METHOD FOR LUNG CANCER DIAGNOSIS

### ABSTRACT

*Lung cancer is the most common type of cancer in the world and the leading cause of disease-related deaths. At this point, there is a significant need for methods and devices that can be applied easily. These methods produce high accuracy results and have as few side effects as possible that enable early diagnosis. In this study, breath samples of both patients and healthy individuals were measured by gas sensor arrays to diagnose lung cancer using non-invasive methods. Furthermore, the sensor data were analyzed. Breathing samples of a total of twenty-four people, including eight patients, were evaluated. For this purpose, the calculated five features for each sensor were assessed by preprocessing the sensor data. The data of the seven sensors used in the sensor array were evaluated. The distribution of patient data and control data was examined with principal component analysis. Besides, the contribution of sensor features to the classification was evaluated. We also showed that Accuracy, Specificity, and Sensitivity results to determine the classification performances. Higher sensitivity means easier detection for diagnosing patient individuals. Early detection is crucial for lung cancer type diseases.*

**Keywords:** *Microgrid, Wavelet, Travelling Lung Cancer, Gas Sensor, Principal Component Analysis, Disease Detection.*

### 1. GİRİŞ

Günümüzde hastalıkların teşhisinde kullanılan yöntemler, ağırlıklı olarak uzun zaman alan yoğun laboratuvar ve görüntüleme uygulamalarını gerektirmektedir. Hali hazırda kliniğe başvuran hastalar için gerekli test ve analizler ile yoğun zaman harcayan bu birimlerin, gerekli cihaz ve donanımlarını hastalığa yakalanması muhtemel riskli grupların taranması, için de kullanması neredeyse imkânsızdır. Bu nedenle kolay uygulanabilen, hızlı ve yüksek doğrulukta sonuçlar üreten cihaz ve donanımlara olan ihtiyaç her geçen gün artmaktadır. Dünyadaki teknolojik eğilimler irdelendiğinde gidişatın bu yönde olduğu açıkça görülebilir. Dolayısı ile non-invaziv, taşınabilir ve hastalıkların erken teşhisinde kullanılabilecek ürün ve sistemlere duyulan ihtiyaç ve bu alanda sürdürülen araştırma-geliştirme faaliyetleri her geçen gün artmaktadır [1]. Bu ihtiyacın yoğun hissedildiği hastalıkların başında Akciğer kanseri gelmektedir.

Akciğer kanseri tüm Dünyada en sıklıkla rastlanan ve hastalıklara bağlı ölümlerde birinci sırada yer alan bir kanser türüdür [1,2]. Hastaların %85'i lokal ileri ya da metastatik evrede tanı almaktadır. Bu nedenle hastalara etkin bir tedavi uygulanamamaktadır ve hastaların %90'ı maalesef kaybedilmektedir [2-7]. Bu noktada kolay uygulanabilen, yüksek doğrulukta sonuçlar üreten ve mümkün olabildiğince az yan etkileri olan, erken evrede tanıya imkân tanıyan yöntemlere ve cihazlara ciddi oranda gereksinim duyulmaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, akciğer kanseri erken

tanısında nefes havasındaki uçucu organik bileşiklerinin (UOB) analizine dayalı yöntemler kullanılmakta ve bu yöntemlerin yüksek duyarlılık ve spesifiteye sahip olduğu ileri sürülmektedir [8].

Akciğer kanseri tüm Dünyada en sıklıkla rastlanan ve hastalıklara bağlı ölümlerde birinci sırada yer alan bir kanser türüdür[2] [9]. Hastaların %85'i lokal ileri ya da metastatik evrede tanı almaktadır. Bu nedenle hastalara etkin bir tedavi uygulanamamaktadır ve hastaların %90'ı maalesef kaybedilmektedir[2-7]. Türkiye'de, 2009 yılı itibari ile her yıl yaklaşık 98 bin erkek ve 63 bin kadın kansere yakalanmakta olup, akciğer kanseri erkeklerde en sık, kadınlarda ise 5. sıklıkta görülen kanserdir. Yaşa göre standardize edilmiş akciğer kanseri insidansı erkek ve kadınlarda sırasıyla 269.7/100.000 ve 173.3/100.000 olarak bulunmuştur [10-11]. Ayrıca, Akciğer Kanseri tanı ve tedavisinde minimal invaziv cerrahi yöntemlerin ülkemizde az sayıda merkezde yapılabilmesi ve taramalarda nodül saptanan hastaların kanser korkusu veya biyopsi, cerrahi müdahaleler gibi girişimlere gönderilmesi, düşük sensitivite nedeniyle morbidite ve mortaliteyi artırmaktadır. Tarama ayrıca agresif tümörler yanında yavaş gelişen tümörleri de tespit ederek hiç klinik semptom vermeyecek tümörlerin cerrahi rezeksiyonuna neden olacağı için gereksiz yere maliyet ve morbitideye yol açacaktır [12]. Bu nedenle düşük doz BT taramaları kapsamına alınacak nüfusun sadece sigara ve yaş durumları ile değil, daha rafine yöntemlerle belirlenerek seçilmesi önem arz etmektedir. Bu noktada kolay uygulanabilen, yüksek doğrulukta sonuçlar üreten ve mümkün olabildiğince az yan etkileri olan, erken evrede tanıya imkân tanıyan yöntemlere ve cihazlara ciddi oranda gereksinim duyulmaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, akciğer kanseri erken tanısında nefes havasındaki uçucu organik bileşiklerinin (UOB) analizine dayalı yöntemler kullanılmakta ve bu yöntemlerin yüksek duyarlılık ve spesifiteye sahip olduğu ileri sürülmektedir[7].

Akciğer kanseri hastalarının sağ kalım sürelerinin uzatılması yanında yüksek tedavi maliyetlerinin düşürülebilmesi için de erken tanı anahtar rol oynamaktadır[12]. Akciğer kanseri sıklıkla ileri evrede teşhis edilen ve bu evrede etkin bir tedavinin olmaması nedeniyle de ekonomik yükü yüksek olan bir hastalıktır. 2008 Yılı rakamları ile Dünya genelinde kanser kaynaklı ekonomik kayıp 895 milyar dolar olarak ifade edilmektedir. Bu rakamın oluşmasında en yüksek katkıyı 188 milyar dolar ile akciğer kanseri oluşturmaktadır[14]. 2008 Yılı ABD istatistikleri irdelendiğinde tedavi programına alınıp en az iki yıl veya ölüme kadar yakın takip altında olan hastalarda, hasta başına toplam doğrudan maliyet 45 bin dolar civarındadır [10]. Hâlbuki erken evrede yakalanarak çoğunluğunun cerrahi olarak tedavi edildiği hasta grubunda ise direk maliyetin üçte bir oranında azaldığı, 30 bin dolar civarına gerilediği görülmektedir[14].

Bu çalışmada; akciğer kanserinin non-invazif yöntemler kullanılarak teşhis edilebilmesi amacı için hasta ve sağlıklı bireylere ait nefes örnekleri gaz sensör dizileri tarafından ölçülmüş ve sensör

verileri analiz edilmiştir. Temel bileşen analizi ile hasta verileri ve kontrol verilerinin dağılımı incelenmiştir. Ayrıca sensör özelliklerinin sınıflandırmaya katkıları değerlendirilmiştir.

## 2. YÖNTEM

Hızlı ve düşük maliyetli tanı yöntemlerinin başında “Elektronik Burun” olarak bilinen ve gaz sensörü teknolojisinin temel alındığı yöntemler gelmektedir. Prensip olarak; geliştirmeye aşamasında hasta ve sağlıklı bireylerin nefeslerinin veri seti olarak değerlendirilmesi ve tanı konulacak bireyin nefes profilinin mevcut bulunan veri seti ile karşılaştırılması esasına dayanır. Tüm bu aşamalar ise gaz sensör teknolojisinin yanı sıra hasta verilerinin oluşturulması, kemometrik analizlerinin yapılması, doğru örnekleme yöntemlerinin oluşturulması gibi teknolojik yöntemlerin geliştirilmesini zorunlu kılar. Bir kütüphane gibi görev yapacak veri setlerinin ise olabildiğince farklı olasılıkları içeren hasta ve sağlıklı bireylere ait nefes profili verilerinin içermesi gerekmektedir. Bu veri setleri çalışmanın önceki aşamalarında gerçekleştirildiği için burada tekrar irdelenmemiştir.

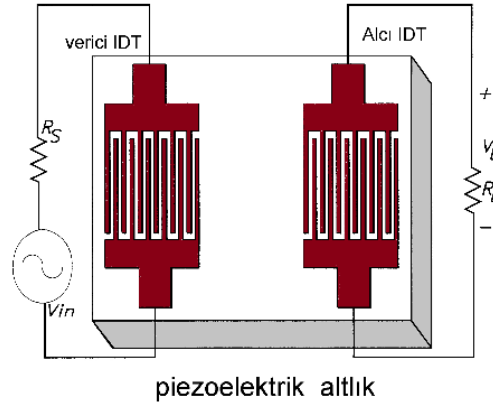
Bu çalışma kapsamında gaz sensörü olarak Surface Acoustic Wave (SAW) tipi kütle duyarlı sensörler kullanılmıştır. SAW transduser bir piezoelektrik altlık üzerinde birbirine zıt yönde yerleştirilmiş iki İnter Dijital Transduser (IDT) yapıdan oluşur (Şekil 1). Verici elektroda bir radyo frekansı uygulandığında piezoelektrik madde katmanı üzerinde alıcı-verici çifti arasında bir mekanik Rayleigh yüzey dalgası oluşur (Akustik dalga). Bu dalga alıcı elektrotta tekrar radyo frekansına dönüştürülerek ölçülebilir. Algılayıcı katman tarafından bir gaz absorpsiyonu ve buna bağlı olarak katmanın kütlelerinde veya iletkenliğinde bir değişim olduğunda, Rayleigh dalga hızının önemli miktarda azalmasının yanı sıra paralel olarak aygıtın rezonans frekansında da bir azalmaya neden olur. Kimyasal sensör uygulamalarında titreşim frekansındaki kayma göz önüne alınır. SAW transduserin rezonans frekansındaki kayma üç temel bileşendeki değişime bağlıdır. Bunlar, transduser yüzeyine eklenen kütle, alıcı verici IDT’ler arasındaki elektriksel (iletkenlik, kapasite) ve yüzeyin elastisitesinde meydana gelebilecek değişimlerdir. Bu etkiler eşitlik 1 deki gibi bir matematiksel fonksiyon ile ifade edilebilir.

$$\frac{\Delta f}{f} = \pi r^2 = \frac{\Delta v}{v_0} = -C_m f_0 \rho_s + 4C_e \frac{f_0}{v_0^2} (\Delta h G') - \frac{K^2}{2} \frac{\sigma_s^2}{\sigma_s^2 + (v_0 C_s)^2} \quad (1)$$

Burada;  $v_0$ : Akustik dalganın hızı,  $\sigma_s$ : SAW transduserin yüzeyindeki iletkenlik,  $C_m, C_e$ : Fiziksel sabitler,  $\rho_s$ : Yüzeye eklenen kütle yoğunluğu,  $G'$ : altlığın iletkenliği’dir.

Denklemden de görüleceği üzere algılayıcı katmanın kütlelerinde ve elektriksel iletkenliğinde meydana gelen etkileşimler, SAW transduserin rezonans frekansında kaymaya sebep olur. Dolayısı ile

bu etkiler uygun tasarlanmış algılayıcı katmanlar kullanılarak algılamayı artırıcı yönde kullanılabilir [15-17].

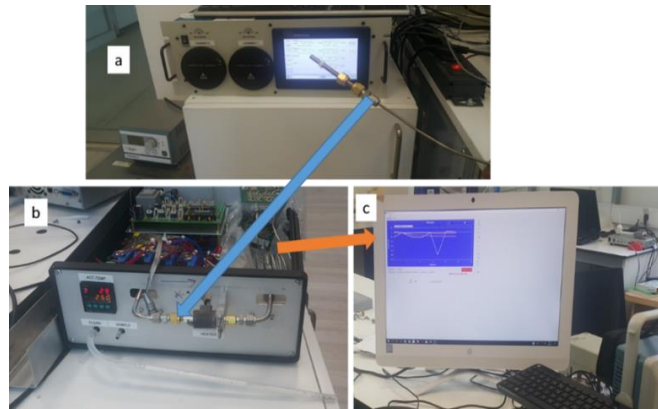


Şekil 1. SAW transduser yapısı

Bu çalışmada; moksiklik yapıda organik moleküller [18] ve yüzeyi fonksiyonel gruplar içeren küçük moleküllerle modifiye edilmiş altın nanopartikül (AuNP) yapılar algılayıcı katman olarak kullanılmıştır.

## 2.1. Ölçüm Sistemi ve Veri Toplama

Sağlıklı ve hasta bireylerden nefes örnekleri tedlar torba içine temiz oda ortamında alınmıştır. Oransal bir hataya sebebiyet vermemek için akış miktarı ölçülebilen bir pompa yardımı ile absorban tüpe aktarılmıştır. Tüp içindeki kompozit absorban tarafından nefes içindeki UOB tutulmaktadır. Bu tüpler ısıtıldığında ise absorbe ettikleri UOB'leri ortama geri bırakmaktadırlar (Şekil 2a).



Şekil 2. Prototip sistem ve test aşamaları a) absorban tüplerin doldurulması

b) Ölçüm sistemi c) Sistem testi için kullanılan yazılım ara yüzü

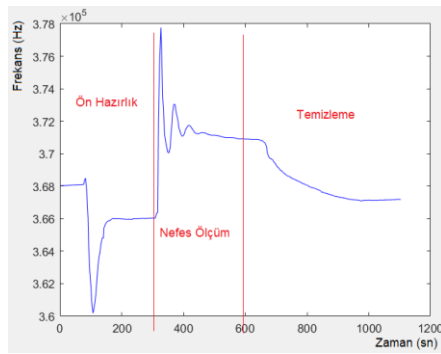
## 2.2. Veri Hazırlama

Sensor verileri bilgi çıkarımı için çeşitli analiz araçları ile işleminden geçirilmelidir. İşlem sonucunda elde edilen bilgi; karakterizasyon, kalibrasyon, gözlem veya sistem aktivasyonu için kullanılmaktadır. Algılayıcı karakterizasyonu sırasında toplanan veriler işlenerek doğrusallık, duyarlılık, seçicilik, yaşlanma özellikleri gibi bilgi çıkarımları yapılmaktadır. Bu amaçla, genelde dinamik örneklerin büyüklüğü (frekans, akım, gerilim, direnç, vb.) zamana bağlı olarak, grafik araçlarından yararlanılarak incelenmektedir.

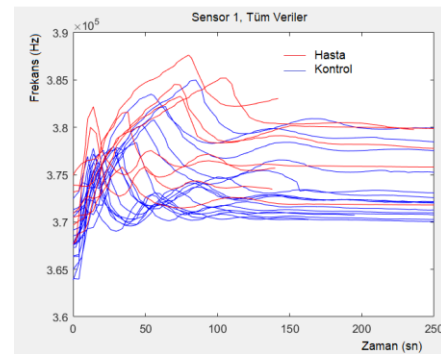
Algılayıcı karakterizasyonu çalışmalarında veriler; filtreleme, öteleme gibi ön işleminden geçirilir ve verilerin görsel sunum araçlarıyla konsantrasyon miktarıyla ilişkilendirilmesi çalışmaları yapılır. Bir algılayıcı sistem ile ölçüm yapılabilmesi için öncelikle sistemin belirli bir metriğe göre kalibre edilmesi gerekmektedir. Kalibrasyon için gerekli aşamalar şunlardır: i) Deneysel tasarımına dayalı geniş çaplı veri toplaması, ii) Verilerin filtrelenmesi [19], iii) Veri boyutunun indirgenmesi [20], iv) Özellik çıkarımı [21], v) Giriş büyüklüğü ile ilişkilendirme. Kalibrasyon çalışmalarında frekans-zaman analizlerinin yanında, nitelik ve nicelik çıkarımı için farklı doğrusal veya doğrusal olmayan analiz yöntemlerinden yararlanılmaktadır [22,23]. Bu şekilde eğitilen bir sistem, daha sonra serbest ölçümlerde kullanılabilir. Gözlem için tüm analiz metotları yerine göre kullanılmakla beraber, sistem aktivasyonu için nümerik değer üreten analiz metotları kullanılmaktadır [24].

## 2.3. Veri İşleme

8 hasta ve 16 kontrol olmak üzere toplam 24 kişinin nefes havaları kullanılarak kimyasal sensör dizisi yardımı ile veri alınmıştır. Örnek bir sensör cevabı Şekil 3a'da görülmektedir. Sensör cevabından nefes ölçüm kısmının veri işleme için kullanılmıştır. Bu kısımdan ilk iki veri, nefes erişim süresi ve diğer gecikmeler düşünülerek dikkate alınmamıştır.



(a)

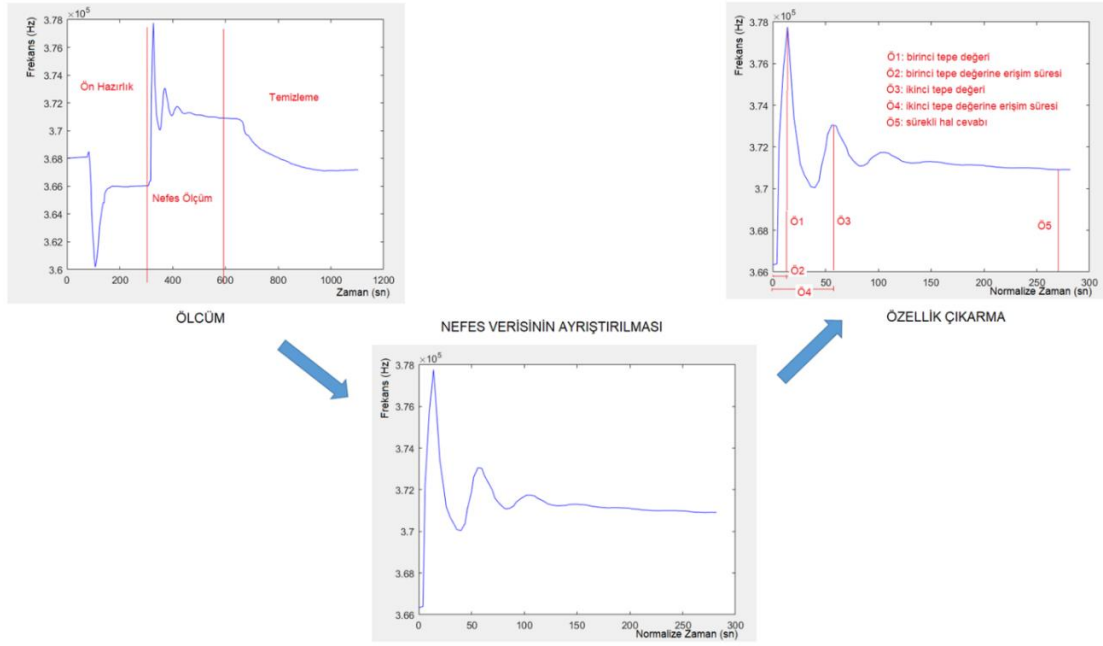


(b)

Şekil 3. a) Örnek bir sensör cevabı, b) Örnek bir sensörün hasta ve kontrol kişilerinin nefesine verdiği cevap

Öncelikle on beş sensörlü sensör dizisinde bulunan ve hatalı veri üreten veriler sensörler ayıklanmış ve bütün nefeslere problemsiz cevap veren sekiz sensör veri işlemek için seçilmiştir.

Şekil 3b' de dizideki örnek bir sensörün hasta ve kontrol kişilerinin nefesine verdiği cevap görülmektedir. Şekilden de görülebileceği gibi sensör cevapları genel olarak az sönümlü tepki şeklindedir. Sensör verileri için veri hazırlama aşamaları Şekil 4' de verilmiştir.



Şekil 4. Sensör verileri için veri hazırlama aşamaları

Sensör cevap şekli dikkate alındığında ilk aşım (tepe, Ö1), ikinci aşım (Ö3), sırayla bunlara erişme süreleri (Ö2, Ö4) ve kararlı hal cevabı (Ö5) özellik olarak değerlendirilebilir. Bu özellikler Şekil 3a' de örnek bir sensör cevabı üzerinde gösterilmiştir. Bu beş özellik dikkate alındığında her nefes için 40 özellik (8 sensör\*5 özellik) çıkarılmıştır.

Alternatif olarak, özelliklerin büyüklükleri farklı olduğu için sınıflandırmaya etkilerini görebilmek amacı ile normalizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Normalizasyon işlemi sensör cevap frekansları farklı olduğundan her bir sensör için ayrı ayrı yapılmıştır. Her bir özellik ilgili özelliğin maksimum değerine bölünerek normalize edilmiştir.

#### 2.4. Performans Hesabı

Sınıflandırma yöntemlerinin performans karşılaştırmalarına yansız (unbiased) olarak başlayabilmek için öncelikle yeterince veri oluşması gerekmektedir. Mümkün olabilen yeterli veri oluşana kadar mevcut verilerin hasta, sağlam ayrımı için uygunluğunu görmek amacı ile genel görsel

bir sınıflandırma aracı olan temel bileşen analizi kullanılmıştır. Bunun yanı sıra normalize özelliklerin doğruluk olarak sınıflandırmaya etkileri incelenmiştir.

Sınıflandırma performansını belirlemek için, Doğruluk, Spesifite ve Duyarlılık (25) kullanılmıştır.

Doğruluk aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır:

$$\text{Doğruluk (\%)} = 100 * \frac{\sum_{i=1}^N \text{Tahmin}(n_i)}{N} \quad (2)$$

$$\text{Tahmin}(n_i) = \begin{cases} 1, & \text{eğer Tahmin}(n_i) \text{ doğru ise} \\ 0, & \text{eğer Tahmin}(n_i) \text{ yanlış ise} \end{cases} \quad (3)$$

Burada; N, sınıflandırılan nefes sayısı,  $n_i$ , i. nefes örneğini ifade etmektedir. Spesifite ve Duyarlılık aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır:

$$\text{Spesifite(\%)} = 100 * \frac{GN}{GN+YP} \quad (4)$$

$$\text{Duyarlılık(\%)} = 100 * \frac{GP}{GP+YN} \quad (5)$$

Burada;

YP (yanlış pozitif): kontrollerin hasta olarak sınıflandırılması

YN (yanlış negatif): hastaların kontrol olarak sınıflandırılması

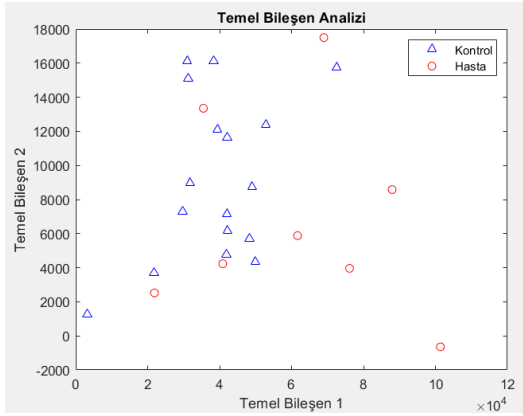
GP (gerçek pozitif): hastaların hasta olarak sınıflandırılması

GN (gerçek negatif): kontrollerin kontrol olarak sınıflandırılması

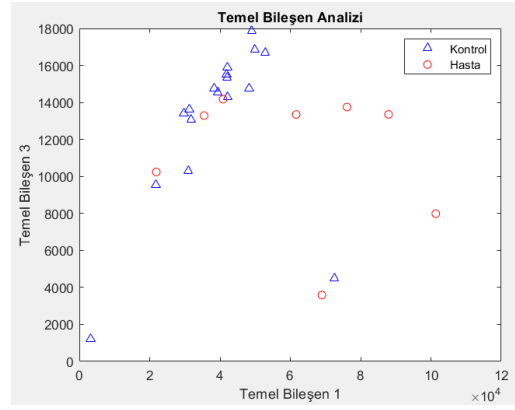
### 3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Sensor veri işleme sonucu elde edilen 40 özellik, temel bileşen analizi kullanılarak 24 özelliğe düşürülmüştür. Temel bileşenlere göre sınıfların değişimi ilk dört bileşen için Şekil 6a-b ve Şekil 7a-b'de verilmiştir.



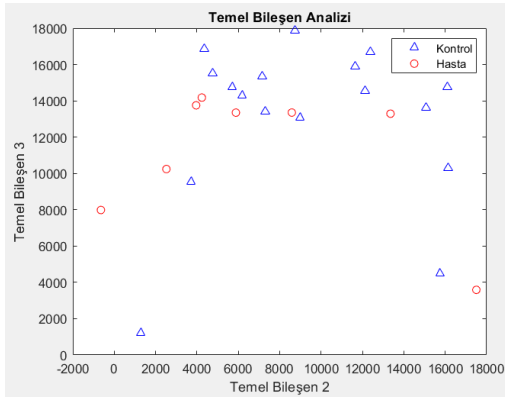


(a)

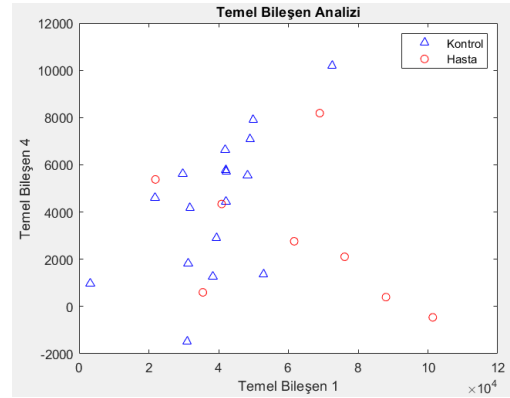


(b)

Şekil 6. a) 1. ve 2. temel bileşenlere göre sınıfların değişimi, b) 1 ve 3. temel bileşenlere göre sınıfların değişimi



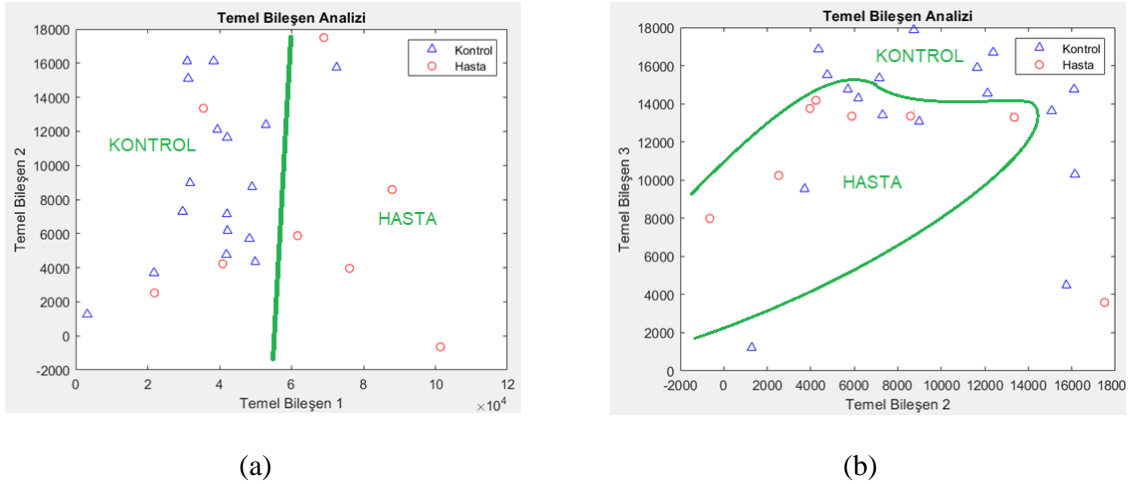
(a)



(b)

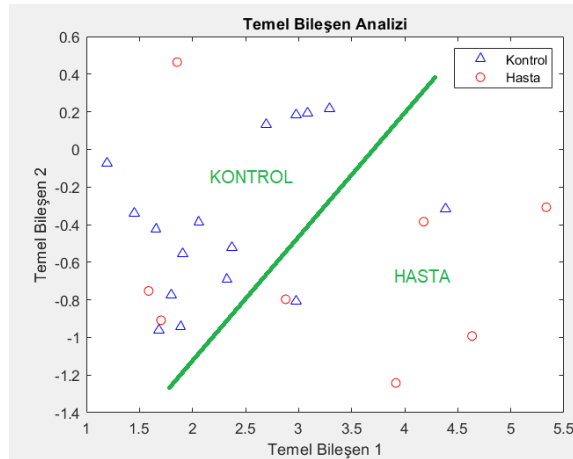
Şekil 7. a) 2. ve 3. temel bileşenlere göre sınıfların değişimi, b) 1. ve 4. temel bileşenlere göre sınıfların değişimi

Temel bileşen grafiklerinden de görülebileceği gibi hasta verilerinin önemli bir kısmı kontrol verilerinden ayrıklaşabilirken bir kısmının ayırt edilmesi zor görülmektedir. Doğrusal sınıflandırma açısından nefes örneklerinin sınıflandırma performansını görmek amacı ile ilk iki temel bileşen kullanarak yapılan basit doğrusal sınıflandırma Şekil 8a' da verilmiştir.



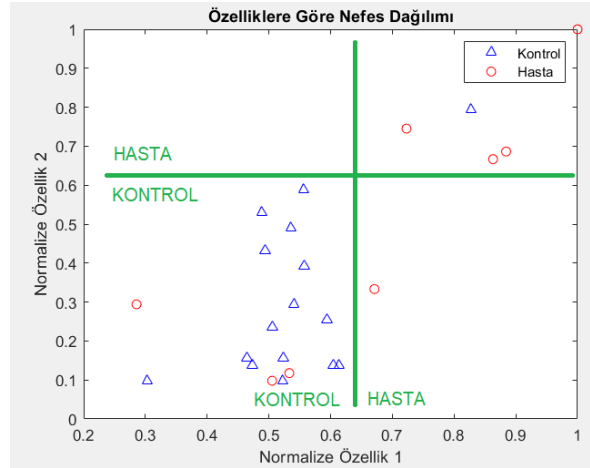
Şekil 8. a) İlk iki temel bileşen kullanarak yapılan basit doğrusal sınıflandırma, b) İkinci ve üçüncü temel bileşen kullanarak yapılan doğrusal olmayan sınıflandırma

Doğrusal olmayan sınıflandırma açısından nefes örneklerinin sınıflandırma performansını görmek amacı ile iki ve üçüncü temel bileşeni kullanarak yapılan doğrusal olmayan sınıflandırma Şekil 8b de verilmiştir. Normalizasyon işleminin temel bileşen analizi sınıflandırmasına etkisini basitçe görmek amacı ile normalize özellikler kullanılarak bulunan ilk iki temel bileşen kullanarak yapılan doğrusal sınıflandırma Şekil 9’ da verilmiştir.



Bunun yanı sıra normalize özelliklerin ikili görsel kombinasyonu ile sınıflandırmaya etkileri incelenmiştir. Özelliklerin tek tek sınıflandırmaya etkisi ilgili eksenle doğrusal ayırma ile gösterilmiştir.

Şekil 10’ da örnek olarak sensör 2 için birinci ve ikinci özelliğe göre nefes dağılımları ve özelliğe özgü doğrusal sınıflandırma verilmiştir. Kullanılan basit doğrusal sınıflandırmanın performans değerleri Tablo 1’de verilmiştir.



Şekil 10. Örnek sensör 2 için birinci ve ikinci özelliğe göre nefes dağılımları ve doğrusal sınıflandırma

Tablo 1. Kullanılan basit doğrusal sınıflandırmanın performans değerleri

<u>Sınıflandırma</u>	<u>N</u>	<u>YP</u>	<u>YN</u>	<u>GP</u>	<u>GN</u>	<u>Doğruluk</u>	<u>Spesifite</u>	<u>Duyarlılık</u>
<u>Doğrusal – PCA</u>	24	1	3	5	15	%83.33	%93.75	%62.50
<u>Doğrusal olmayan - PCA</u>	24	5	1	7	11	%75.00	%68.75	%87.50
<u>Doğrusal – PCA (normalize özellik)</u>	24	1	3	5	15	%83.33	%93.75	%62.50
<u>Doğrusal – özellik 1 (normalize)</u>	24	1	3	5	15	%83.33	%93.75	%62.50
<u>Doğrusal – özellik 2 (normalize)</u>	24	1	4	4	15	%79.17	%93.75	%50.00
<u>Doğrusal – özellik 3 (normalize)</u>	24	4	3	5	12	%70.83	%93.75	%62.50
<u>Doğrusal – özellik 4 (normalize)</u>	24	4	2	6	12	%75.00	%85.71	%75.00
<u>Doğrusal – özellik 5 (normalize)</u>	24	1	3	5	15	%83.33	%93.75	%62.50

Tablodan doğrusal sınıflandırma performansı dikkate alındığında % 83.33 doğruluk oranı elde edilmiştir. Spesifite oldukça yüksektir. Bu kontrol verilerinin kolay ayrıldığını göstermektedir. Duyarlılığın nazaran daha küçük olması hastaların bulunmasının daha zor olduğunu göstermektedir.

Aynı tablodan görüleceği gibi doğrusal olmayan sınıflandırma ile doğruluk ve spesifitenin düşerken duyarlılık %87.50' e yükselmiştir. Aynı tablodan, değerlerin normalize edilmesinin Temel Bileşen Analizinin performansına etki etmediği görülmektedir. Ancak çoklu bileşen kombinasyonlarında etkisi olabilir. Bu nedenle sınıflandırıcıların performans karşılaştırmalarında alternatif olarak kullanılacaktır.

Özellikler dikkate alındığında en yüksek duyarlılık, %75 ile özellik 4 ile, en yüksek doğruluk, %83.33 ile özellik 1 ve 5 ile sağlanmıştır. Spesifite bütün özellikler için yüksektir. Değerlerin bütün özellikler için genel olarak %50' nin üstünde olması onlardan yararlanmak açısından olumludur. Duyarlılığın yükselmesi hastaların bulunmasının kolaylaşmasını ifade etmektedir. Kanser türü hastalıklarda hastalığın bulunması çok daha önemlidir.

Tablo bütünüyle değerlendirildiğinde, en yüksek duyarlılığın doğrusal olmayan sınıflandırma ile elde edildiği görülmektedir. Bu yüzden duyarlılığın yüksek olması daha önemli olarak değerlendirilebilir. Duyarlılığı artırırken doğruluğun da mümkün olduğunca yüksek elde edilebilmesi kontrol grubunun gereksiz yere endişelenme riskinin azaltılması açısından önemlidir.

Yapay sinir ağı benzeri doğrusal olmayan sınıflandırıcılar ile bütün özellikler birlikte kullanıldığında duyarlılığın doğruluk değerleri düşürülmeden iyileştirilebileceği değerlendirilmektedir. Ancak yansız bir analiz yapma amacı ile test ve eğitim verilerinin rastgele ayrılabilmesi için başta hasta nefes verisi olmak üzere tüm nefes verisi sayısının artması önemlidir. Şekil 8.b'de görülen içbükey doğrusal olmama gerekliliği özellikle yapay sinir ağı yapılarında birden çok gizli katmana sahip çok katmanlılık ihtiyacını doğurabilir.

## TEŞEKKÜR

Bu çalışma 1003 Öncelikli alanlar Ar-Ge projeleri destekleme programı kapsamında TÜBİTAK tarafından (Proje no. 115E045) desteklenmiştir.

## 4. KAYNAKÇA

- [1] <http://www.nanowerk.com/news/newsid=25441.php>. 2014.
- [2] J. Ferlay, et al., "Estimates of worldwide burden of cancer in 2008: GLOBOCAN 2008", International journal of cancer, vol. 127, no. 12, pp. 2893-2917, 2010.
- [3] A.Jemal, et al., "Global cancer statistics", CA: a cancer journal for clinicians, vol. 61 no. 2, pp. 69-90, 2011.
- [4] Y. Chu, F. You, J. M. Wassick, and A. Agarwal, "Integrated planning and scheduling under production uncertainties: Bi-level model formulation and hybrid solution method," Computers and Chemical Engineering, vol. 72, pp. 255-272, 2015.

- [5] O. Er, A.C. Tanrikulu, A. Abakay, F. Temurtas, "An approach based on probabilistic neural network for diagnosis of Mesothelioma's disease", *Computers & Electrical Engineering*, vol. 38 no. 1, pp. 75-81, 2012.
- [6] C.D. Mathers and D. Loncar, "Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030", *PLoS medicine*, vol. 3 no. 11, p. 442, 2006.
- [7] J. Peto, et al., "Continuing increase in mesothelioma mortality in Britain", *The Lancet*, vol. 345 no. 8949, pp. 535-539, 1995.
- [8] B.W. Robinson, A.W. Musk, and R.A. Lake, "Malignant mesothelioma", *The Lancet*, vol. 366 no. 9483, pp. 397-408, 2005.
- [9] N. Hasan, R. Kumar, and M.S. Kavuru, "Lung Cancer Screening Beyond Low-Dose Computed Tomography: The Role of Novel Biomarkers" *Lung*, vol. 192 no.5, pp. 639-648, 2014.
- [10] B.W. Stewart and C. Wild, "World cancer report 2014", World Health Organization, 2014.
- [11] M. Gültekin and G. Boztaş, *Türkiye Kanser İstatistikleri*, 2014.
- [12] D.R. Aberle, et al., "Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening", *The New England journal of medicine*, vol. 365 no. 5, pp. 395-409, 2011.
- [13] P.B. Bach, et al., "Benefits and harms of CT screening for lung cancer: a systematic review", *Jama*, vol. 307 no. 22, pp. 2418-2429, 2012.
- [14] M.S. Pepe, et al., "Phases of biomarker development for early detection of cancer", *Journal of the National Cancer Institute*, vol. 93 no. 14, pp. 1054-1061, 2001.
- [15] <http://www.cancer.org/aboutus/globalhealth/global-economic-cost-of-cancer-report>. 2015.
- [16] C. Tasaltin, et al., "Synthesis and DMMP sensing properties of fluoroalkoxy and fluoroaryloxy substituted phthalocyanines in acoustic sensors", *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 150 no. 2, pp. 781-787, 2010.
- [17] W.P. Jakubik, et al., "Palladium and phthalocyanine bilayer films for hydrogen detection in a surface acoustic wave sensor system", *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 96 no.1, pp. 321-328, 2003.
- [18] C. Tasaltin, M.A. Ebeoglu, and Z.Z. Ozturk, Acoustoelectric effect on the responses of SAW sensors coated with electrospun ZnO nanostructured thin film. *Sensors*, vol. 12 no. 9, pp. 12006-12015, 2012.
- [19] Funda Kus, et al. "Macromolecular hexa-asymmetric zinc (II) phthalocyanines bearing triazole-modified triphenylene core: Synthesis, spectroscopy and analysis towards volatile organic compounds

on Surface Acoustic Wave devices." *Journal of Porphyrins and Phthalocyanines* vol. 23 no. 4, pp. 477-488, 2019

[20] A. Özmen, et al., "Finding the composition of gas mixtures by a phthalocyanine-coated QCM sensor array and an artificial neural network", *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 115 no. 1: pp. 450-454, 2006

[21] H. Yamamoto, et al., "Dimensionality reduction for metabolome data using PCA, PLS, OPLS, and RFDA with differential penalties to latent variables", *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 98 no. 2, pp. 136-142, 2009.

[22] A. Vergara, et al., "Optimized feature extraction for temperature-modulated gas sensors", *Journal of Sensors*, 2009.

[23] M. Pardo and G. Sberveglieri, "Coffee analysis with an electronic nose. Instrumentation and Measurement", *IEEE Transactions on*, vol. 51 no. 6, pp. 1334-1339, 2002.

[24] B. Mumyalmaz, et al., "Predicting gas concentrations of ternary gas mixtures for a predefined 3D sample space", *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 128 no. 2, pp. 594-602, 2008.

[25] B. Mumyalmaz, et al., "A study on the development of a compensation method for humidity effect in QCM sensor responses", *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 147 no. 1, pp. 277-282, 2010.

[26] O.Çetin, F.Temurtaş, "Öğrenmeli Vektör Kuantalama ile Beyin Bilgisayar Arayüzü Üzerine Bir Çalışma", *Sakarya University Journal Of Computer And Information Sciences*, vol. 1 no. 2, 2018.