

T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ KULLANILARAK KAN ÖRNEKLERİNDEN
KOLON KANSERİNE YÖNELİK ÖZELLİK ÇIKARIMI

DOKTORA TEZİ

Suat TORAMAN

(121137204)

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 07 Mart 2016

Tezin Savunulduğu Tarih: 31 Mart 2016

Danışman : Prof. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU (F.Ü)

Diğer Juri Üyeleri : Prof. Dr. Abdulkadir ŞENGÜR (F.Ü)

: Prof. Dr. Nejat YUMUŞAK (S.Ü)

: Doç. Dr. Resul DAŞ (F.Ü)

: Doç. Dr. Mehmet Sıraç ÖZERDEM (D.Ü)

MART 2016

ÖNSÖZ

Doktora çalışmam boyunca her konuda bana yol gösteren değerli danışman hocam Prof. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU'na teşekkür ederim. Ayrıca tez izleme komitemde bulunan ve çalışmam boyunca bilimsel desteklerinden faydalandığım Prof. Dr. Abdulkadir ŞENGÜR'e ve Doç. Dr. Resul DAŞ'a teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasında, kolonoskopik değerlendirme ve kan numunelerinin sağlanmasında F.Ü. Genel Cerrahi Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Mustafa GİRĞİN'e, numunelerin ayrıştırılmasında F.Ü. Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Bilal ÜSTÜNDAĞ'a, kolonokopi ile alınan biyopsi numunelerinin patolojik değerlendirilmesinde F.Ü. Patoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. İ. Hanifi ÖZERCAN'a, kan numunelerin FTIR işaretlerinin elde edilmesinde F.Ü. Kimya Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Memet ŞEKERCİ ve ayrıca Bingöl Üniversitesi'nden Doç. Dr. İ. Yasin ERDOĞAN'a, katkılarından dolayı teşekkür ederim. Ayrıca bu çalışmam esnasında manevi desteğini esirgemeyen değerli arkadaşım Ömer Osman DURSUN'a da teşekkür ederim.

Ve en önemlisi hayatım boyunca hep desteklerini gördüğüm Anneme, Abime, hayat arkadaşım olan Eşime ve canım kızım Ecem'e her türlü desteklerinden dolayı ayrıca teşekkür ediyorum.

Suat TORAMAN

ELAĞIĞ – 2016

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET	VI
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
TABLolar LİSTESİ	XII
SEMBOLLER LİSTESİ.....	XIV
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Çalışmanın Amacı	1
1.2. Literatür Taraması ve Değerlendirilmesi.....	2
1.3. Yönelim Gerekçeleri.....	9
1.4. Tezin Organizasyonu.....	10
2. GEREÇ VE YÖNTEMLER	12
2.1. Kanser Hastalığı	12
2.1.1. Kanser Belirtileri ve Kansere Neden Olan Faktörler.....	13
2.1.2. Kolon Kanseri.....	14
2.1.3. Kanser Taraması, Tanısı ve Tedavisi	15
2.2. Kızılötesi Spektroskopi	17
2.2.1. Fourier Dönüşümü Kızılötesi Spektrometre.....	19
2.3. Örüntü Tanıma.....	21
2.3.1. Özellik Çıkarma.....	22
2.3.2. Özellik Seçimi	23
2.3.2.1. Sıralı İleri Seçim Algoritması.....	23
2.3.2.2. Sıralı Geri Seçim Algoritması	24
2.3.3. Normalizasyon.....	24
2.3.4. Sınıflandırma	25
2.4. Özellik Çıkarım Yöntemleri	25
2.4.1. Dalgacık Dönüşümü	25
2.4.1.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü.....	31
2.4.1.2. Ayırık Dalgacık Dönüşümü.....	32

2.4.2. Dalgacık Paket Dönüşümü	33
2.5. FTIR İşaretine Dalgacık ve Dalgacık Paket Dönüşümünün Uygulanması	34
2.5.1. FTIR İşaretinin Dalgacık Dönüşümü ile Ayırıştırılması	34
2.5.2. FTIR İşaretinin Dalgacık Paket Dönüşümü ile Ayırıştırılması	37
2.6. Bilgi Çıkarım Yöntemleri	38
2.6.1. Entropi	38
2.6.2. Standart Sapma	40
2.6.3. Ortalama Mutlak Değer	40
2.6.4. Basit Kare İntegral	41
2.6.5. Dalga Boyu Uzunluğu	41
2.6.6. Sıfır Geçişleri	41
2.6.7. En Büyük ve En Küçük Değer Farkı	42
2.6.8. Spektral Alanların Oranlanması	42
2.6.9. Spektral Pik Değerlerinin Oranlanması	42
2.7. Sınıflandırma	43
2.7.1. Yapay Sinir Ağları	43
2.7.1.1. Yapay Sinir Ağlarının Özellikleri	46
2.7.1.2. Geri Yayılım Algoritması	49
2.8. Çapraz Doğrulama Yöntemi	50
2.9. ROC Eğrisi ve Değerlendirme Kriterleri	50
3. FTIR İŞARETLERİNİN ELDE EDİLME SÜRECİ	53
3.1. Veri Alma	53
3.2. FTIR İşaretlerinin Elde Edilmesi	55
4. FTIR İŞARETİNDEN DOĞRUDAN ÖZELLİK ÇIKARIMI	59
4.1. Entropi	59
4.2. Standart Sapma	59
4.3. Ortalama Mutlak Değer	60
4.4. Basit Kare İntegral	60
4.5. Dalga Boyu Uzunluğu	61
4.6. En Büyük ve En Küçük Değer Farkı	61
4.7. Spektral Pik Değerlerinin Oranı	61
4.8. Spektral Alan Oranı	62

5. FTIR İŞARETİNİN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ BİLEŞENLERİNDEN ÖZELLİK ÇIKARIMI.....	63
5.1. Entropi	64
5.2. Standart Sapma	64
5.3. Ortalama Mutlak Değer	65
5.4. Basit Kare İntegral.....	66
5.5. Dalga Boyu Uzunluğu	66
5.6. Sıfır Geçişleri.....	67
5.7. En Büyük ve En Küçük Değer Farkı	68
6. FTIR İŞARETİNİN DALGACIK PAKET DÖNÜŞÜMÜ BİLEŞENLERİNDEN ÖZELLİK ÇIKARIMI.....	69
6.1. Entropi	70
6.2. Standart Sapma	71
6.3. Ortalama Mutlak Değer	72
6.4. Basit Kare İntegral.....	73
6.5. Dalga Boyu Uzunluğu	74
6.6. Sıfır Geçişleri.....	75
6.7. En Büyük Ve En Küçük Değer Farkı	76
7. YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRMA	77
7.1. Doğrudan FTIR İşaretinden Elde Edilen Özelliklerin Sınıflandırılması.....	78
7.2. Dalgacık Dönüşümünden Elde Edilen Özelliklerin Sınıflandırılması.....	82
7.3. Dalgacık Paket Dönüşümünden Elde Edilen Özelliklerin Sınıflandırılması.....	86
7.4. Etkili Özelliklerin Belirlenmesi.....	89
8. SONUÇLAR.....	91
8.1. Sonuçların İrdelenmesi	91
KAYNAKLAR.....	97
ÖZGEÇMİŞ.....	106

KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ KULLANILARAK KAN ÖRNEKLERİNDEN KOLON KANSERİNE YÖNELİK ÖZELLİK ÇIKARIMI

Suat TORAMAN

Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Yazılım Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi, Mart 2016

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU

ÖZET

Kanser günümüzde en sık karşılaşılan ölüm nedenlerinin başında gelmektedir. Birçok farklı kanser türü bulunmaktadır. Bu türlerden biride kolon kanseridir. Türkiye’de Sağlık Bakanlığı Kanser Daire Başkanlığı’nın en son yayınladığı 2013 raporlarına göre kolorektal kanser türü erkek ve kadınlarda görülme sıklığı açısından üçüncü sırada yer almaktadır. Kolon kanserinin belirlenmesinde kullanılan yöntemlerden biri kolonoskopidir. Kolonoskopi birçok kişinin pek sıcak bakmadığı bir tanı yöntemidir. Hastaların tanı aşamasında kolonoskopi yaptırmayarak (utanma, çekinme, korkma vb durumlardan), rahatsızlıklarının daha da ilerleyerek ölümle sonuçlandığı birçok durumun olduğu bilinmektedir. Bahsedilen duyguları ortadan kaldırmanın kolay bir yol olmadığı göz önüne alınırsa, insanlara kolonoskopinin gerekli ve zamanında yapılması gereken bir ön-tanılama aracı olduğunu gösterecek daha basit bir yöntem ihtiyacı vardır. Kısaca, kolonoskopi yaptırmak istemeyen kişilere kan numunesi kullanılarak yapılacak bir ön araştırma ile riskli bir durum olup olmadığının söylenebilmesi amaçlanmaktadır. Böylece kanser riski taşıyan bir kişinin tedavi sürecine daha erken başlaması sağlanacaktır. Bu sayede, kolonoskopi yaptırayım mı veya yaptırmayayım mı gibi bir soruyu düşünürken hastalığın ilerlemesi ve erken tedavi sürecinin gecikmesi önlenecektir.

Bu tez çalışmasında, rutin kan numunelerinden kişinin kolon kanseri riskini belirlemeye yönelik örüntü tanıma temelli akıllı otomatik bir yöntem önerilmiştir. Bunun için, kolon kanseri ve sağlıklı kişileri, kan numunesinden elde edilen FTIR işaret örüntülerinden ayırt edebilen, geleneksel tanı testleri (kolonoskopi, biyopsi) öncesinde

özgün, duyarlılık ve doğruluk oranı yüksek yeni bir ön-tanı metoduna yönelik yazılım gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen yazılım ile FTIR işaretlerine dalgacık ve dalgacık paket dönüşümleri uygulanarak, elde edilen alt bant işaretlerinden bilgi çıkarımları yapılmıştır. Çıkarılan bu bilgilerden oluşturulan özellik vektörleri YSA ile sınıflandırılmıştır. Böylece, önerilen üç yöntemle göre, 30 kolon kanseri hastası ile 40 sağlıklı kişinin kan numuneleri, %95,65-100 arasında değişen doğruluk ile sınıflandırılmıştır.

Bu çalışma, Fırat Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığının (25.03.2014/02) izni ile yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Örüntü Tanıma, İşaret İşleme, Özellik Çıkarımı, Sınıflandırma, Yapay Sinir Ağları, FTIR Spektroskopi, Kolon Kanser.

FEATURE EXTRACTION USING INFRARED SPECTROSCOPY FROM BLOOD SAMPLES RELATED TO COLON CANCER

Suat TORAMAN

Firat University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Software Engineering

Ph. D. Thesis, March 2016

Thesis Supervisor: Prof. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU

SUMMARY

Nowadays, cancer is one of the most common causes of death. There are many different types of cancer. One of these types is colon cancer. In Turkey, according to the latest published 2013 report of Cancer Department under The Ministry of Health, colorectal cancer type is located in the third place in terms of the incidence in men and women. One of the methods used in the determination of colon cancer is colonoscopy. Colonoscopy is a diagnostic method which is not highly acceptable to many people. It is known that there are lots of disease cases that patients do not take their colonoscopy process (due to shyness and/or being afraid, etc.); thus, their cases get developed and may result in death. Considering that there is no easy way to overcome the above-mentioned feelings, there is a need for simple pre-diagnostic method to show people the needed colonoscopy on the right time. Briefly, it is intended to be able to determine whether situation is risky or not by using a blood sample as a pre-research for people who do not accept a colonoscopy. Therefore, early treatment to a person with a cancer risk will be provided. In this way, when considering a question like "If I have colonoscopy surgery or not?" disease progression and early treatment delay will be prevented.

In this thesis, a pattern recognition based on intelligent automatic method has been proposed using routine blood samples to determine the risk of colon cancer. A software was developed to distinguish between colon patients and healthy individuals from FTIR patterns of sign that obtained from their blood samples. The developed software is a novel pre-diagnosis method used before other conventional diagnosis methods and it has a high

sensitivity and accuracy rate. With the developed software, information extraction has been done from sub-band signs by applying Wavelet and Wavelet Packet Transform to the FTIR signs. Feature vectors that are generated from these extracted information were classified by Neural Network. Thus, according to the proposed three methods, blood samples of 30 colon cancer patients and 40 healthy individuals were classified with the accuracy rate of %95,65 to %100.

This thesis study was made with the permission of Firat University Research Ethics Board of the Non-invasive (25.03.2014/02).

Keywords: Pattern Recognition, Signal Processing, Feature Extraction, Classification, Neural Networks, FTIR spectroscopy, Colon Cancer.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Normal ve kanserli hücrelerdeki apoptosis olayı [32].....	12
Şekil 2.2. Kolonoskop cihazı [40].	15
Şekil 2.3. Düzlem içi eğilme-gerilme titreşimin gösterimi	17
Şekil 2.4. IR de fonksiyonel grupların soğurma değerleri [50].	18
Şekil 2.5. Elektromanyetik dalga spektrumu [50].	19
Şekil 2.6. Tek ışın demetli FT-IR spektrometre [50].	20
Şekil 2.7. Bir örneğin FTIR spektrometre ile analiz işlem süreci [50].....	21
Şekil 2.8. Örüntü tanıma yapısı	22
Şekil 2.9. Akıllı sınıflama yapısı	25
Şekil 2.10. Pencerelemiş Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümü	27
Şekil 2.11. Daubechies dalgacık baz fonksiyonunun zaman- frekans düzleminde kapladığı alan.....	27
Şekil 2.12. Ana dalgacık ve ölçekleme fonksiyonu.....	28
Şekil 2.13. Yaygın olarak kullanılan dalgacık örnekleri	29
Şekil 2.14. Dalgacığın ölçeklendirilmesi.....	30
Şekil 2.15. Konum parametre uygulaması	30
Şekil 2.16. Ölçek “s” değişiminin penceredeki etkisi	31
Şekil 2.17. ADD ayrışım ağacı ve zaman frekans gösterim yapısı	33
Şekil 2.18. Dalgacık paket ağacı	33
Şekil 2.19. Dalgacık dönüşüm ağaç yapısı	35
Şekil 2.20. FTIR işareti	36
Şekil 2.21. FTIR işaretlerinin DD ile ayrışım sonucu	37
Şekil 2.22. FTIR işaretinin DPD ile ayrışım sonucu	38
Şekil 2.23. Düşük ve yüksek entropiye sahip iki farklı işaret	39
Şekil 2.24. Sinir hücresi [32].	44
Şekil 2.25. Aktivasyon fonksiyonları	45
Şekil 2.26. Bir yapay sinir hücresi modeli	45
Şekil 2.27. İleri beslemeli YSA modeli.....	48
Şekil 2.28. Geri beslemeli YSA modeli	49

Şekil 2.29. ROC eğrisi.....	52
Şekil 3.1. Önerilen yöntemin genel işleyiş şeması	53
Şekil 3.2. Santrifüj cihazı	54
Şekil 3.3. Eppendorf tüpleri.....	54
Şekil 3.4. Otomatik pipet.....	55
Şekil 3.5. Spektrometre cihazı.....	56
Şekil 3.6. Sağlıklı ve hasta kişilere ait FTIR işaretleri geçirgenlik grafiği	56
Şekil 3.7. Temel çizgi düzeltmesi [110].....	57
Şekil 3.8. Sağlıklı ve hasta kişilere ait FTIR işaretleri soğurma grafiği.....	58
Şekil 5.1. FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü sonucu bulunan alt bant işaretleri	63
Şekil 6.1. FTIR işaretinin dalgacık paket dönüşümü sonucu bulunan alt bant işaretleri	69
Şekil 7.1. YSA eğitim başarımı	78
Şekil 7.2. Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen özellik vektörleri.....	79
Şekil 7.3. Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen değerlerin ROC eğrisi grafikleri	82
Şekil 7.4. DD ile FTIR işaretinden elde edilen özellik vektörleri	82
Şekil 7.5. Dalgacık dönüşümü ile FTIR işaretinden elde edilen değerlerin ROC eğrisi grafikleri.....	85
Şekil 7.6. DPD ile FTIR işaretinden elde edilen özellik vektörleri	86
Şekil 7.7. Dalgacık paket dönüşümü ile FTIR işaretinden elde edilen değerlerin ROC eğrisi grafikleri.....	89

TABLÖLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1. Seçilmiş alanların dalga sayısı aralık değerleri	42
Tablo 2.2. Tanı testi durum tablosu.....	51
Tablo 3.1. Çalışmaya katılan kişilere ait özellikler	54
Tablo 4.1. FTIR işaretinden elde edilen entropi sonuçları	59
Tablo 4.2. FTIR işaretinden elde edilen standart sapma sonuçları.....	60
Tablo 4.3. FTIR işaretinden elde edilen ortalama mutlak değer sonuçları.....	60
Tablo 4.4. FTIR işaretinden elde edilen basit kare integral sonuçları	60
Tablo 4.5. FTIR işaretinden elde edilen dalga boyu uzunluğu sonuçları	61
Tablo 4.6. FTIR işaretinden elde edilen en büyük ve en küçük değer farkı sonuçları	61
Tablo 4.7. Pik değerlerinin oranlanması.....	62
Tablo 4.8. Spektral alan değerlerinin oranlanması	62
Tablo 5.1. DD ile entropi değerleri.....	64
Tablo 5.2. DD ile standart sapma değerleri	65
Tablo 5.3. DD ile mutlak değerlerin ortalaması	65
Tablo 5.4. DD ile basit kare integral	66
Tablo 5.5. DD ile dalga boyu uzunluğu değerleri	67
Tablo 5.6. DD ile sıfır geçiş değerleri	67
Tablo 5.7. DD ile en büyük - en küçük değer farkı	68
Tablo 6.1. DPD ile entropi değerleri	70
Tablo 6.2. DPD ile standart sapma değerleri.....	71
Tablo 6.3. DPD ile ortalama mutlak değerleri.....	72
Tablo 6.4. DPD ile basit kare integral değerleri	73
Tablo 6.5. DPD ile dalga boyu uzunluğu değerleri	74
Tablo 6.6. DPD ile sıfır geçiş değerleri	75
Tablo 6.7. DPD ile en büyük ve en küçük arasındaki fark değerleri.....	76
Tablo 7.1. Kullanılan YSA modelinin yapısı ve eğitim parametreleri	77
Tablo 7.2. Doğrudan FTIR işaretinin 1100-1000 cm ⁻¹ aralığından elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları.....	79

Tablo 7.3. Doğrudan FTIR işaretinin 1300-1000 cm^{-1} aralığından elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları.....	80
Tablo 7.4. Doğrudan FTIR işaretinin 1800-1300 cm^{-1} aralığından elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları.....	80
Tablo 7.5. Örnek karşılaştırma matrisi	81
Tablo 7.6. Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen ön-tanı testi değerlerinin duyarlılık ve özgüllük sonuçları	81
Tablo 7.7. DD ile 1100-1000 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları	83
Tablo 7.8. DD ile 1300-1000 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları	84
Tablo 7.9. DD ile 1800-1300 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları	84
Tablo 7.10. DD ile FTIR işaretinden elde edilen ön-tanı testi değerlerinin duyarlılık ve özgüllük sonuçları	85
Tablo 7.11. DPD ile 1100-1000 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları	87
Tablo 7.12. DPD ile 1300-1000 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları	87
Tablo 7.13. DPD ile 1800-1300 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları	88
Tablo 7.14. DPD ile FTIR işaretinden elde edilen ön-tanı testi değerlerinin duyarlılık ve özgüllük sonuçları	88
Tablo 7.15. Belirlenen etkili özellikler	90

SEMBOLLER LİSTESİ

a	: Ölçekleme parametresi
b, u	: Dönüşüm parametresi
cA	: Yaklaşım katsayısı
cD	: Detay katsayısı
h	: Düşük geçiren filtre
g	: Yüksek geçiren filtre
k	: Veri kümesi sayısı
L	: Ayırım seviyesi
λ	: Dalga boyu
$NaCl$	: Sodyum klorür
P	: Olasılık
T	: Geçirgenlik
W	: Ağırlık
ψ	: Ana dalgacık
$\emptyset$	: Ölçekleme fonksiyonu
Θ, ε	: Eşik değeri
Φ	: Aktivasyon fonksiyonu
$ZnSe$	: Zinc selenide

KISALTMALAR

ADD	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü
ATR	: Attenuated Total Reflection (Zayıflatılmış Toplam Yansıma)
BKİ	: Basit Kare İntegral
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CA	: Cancer Antigen
CEA	: Carcinoembryonic Antigen
CBC	: Complete Blood Count (Tam Kan Sayımı)
DB	: Dalga Boyu Uzunluğu
Db	: Daubechies
DCF	: Discriminant Classification Function (Ayrırma Sınıflama Fonksiyonu)
DD	: Dalgacık Dönüşümü
DN	: Doğru Negatif
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
DP	: Doğru Pozitif
DPD	: Dalgacık Paket Dönüşümü
DVM	: Destek Vektör Makinesi
EKG	: Elektrokardiyografi
FTIR	: Fourier Transform Infrared (Fourier Dönüşümü Kızılötesi)
HATR	: Horizontal Attenuated Total Reflectance (Yatay Zayıflatılmış Toplam Yansıma)
Hz	: Hertz
LDA	: Linear Discriminant Analysis (Doğrusal Ayrırma Analizi)
LVQ	: Learning Vector Quantization (Öğrenme Vektör Kuantizasyon)
MLP	: Multi Layer Perceptron (Çok Katmanlı Algılayıcı)
MR	: Manyetik Rezonans
Nm	: Nanometre
OMD	: Ortalama Mutlak Değer
Pap	: Papanicolaou
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
RNA	: Ribo Nükleik Asit

RPM	: Revolutions Per Minute (Dakikadaki Dönüş Sayısı)
ROC	: Receiver Operating Characteristics (Alıcı İşletim Karakteristiği)
SBS	: Sequential Backward Selection (Sıralı Geri Seçim)
SD	: Sprague-Dawley
SDD	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü
SFS	: Sequential Forward Selection (Sıralı İleri Seçim)
SLP	: Single Layer Perceptron (Tek Katmanlı Algılayıcı)
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences (Sosyal Bilimler İçin İstatistik Paketi)
YN	: Yanlış Negatif
YNO	: Yanlış Negatif Oranı
YP	: Yanlış Pozitif
YPO	: Yanlış Pozitif Oranı
YSA	: Yapay Sinir Ağı

1. GİRİŞ

İnsan çevresindeki değişimleri, beş duyu organı yardımıyla algılamaya çalışır. Duyu organları ile yapılan bu işlemlerin amacı, olayları anlamak veya çevresindeki nesneleri tanımdır. İnsan zamanla kazandığı bu özellikleri bütün hayatı boyunca karşılaştığı zorlukları aşmak ve ihtiyaçlarını gidermek için kullanmaktadır. Bilimin gelişmesi ile insanlar, ihtiyaçları için makineleri daha sonra bilgisayarları kullanmaya başlamışlardır. İnsanlar için zor ve zaman alıcı birçok işi bilgisayarlar çok daha kısa sürede, hızlı ve kolay bir şekilde yapabilmektedir. Zamanla bilgisayarlara belirli durumlar karşısında nasıl hareket edeceği öğretilmek istenmiştir. Bu öğrenme süreci sonunda, akıllı sistemler denilen yapılar ortaya çıkmıştır. Akıllı sistemler ile bilgisayarlar kendilerine tanıtılan ses, görüntü, işaret gibi birçok bilgiyi ayırt edebilmektedir. Akıllı sistemler, kendilerine önceden tanıtılan bilgiler ışığında herhangi bir veriyi sınıflandırabilmektedirler. Böylece insanların herhangi bir konuda çıkarım yapmasına yardımcı olmaktadır. İnsanların gözle yapamayacakları ayrımları bilgisayarlar çok kısa bir sürede istenen duyarlılıkta yapabilmektedir. Bu sayede özellikle tıp alanında geliştirilen bir sistem, uzmanlara veya doktorlara karar verme sürecinde oldukça yardımcı olmaktadır. Böylece hastaların tedavi süreçleri hızlandırılarak kişilerin hayat kalitesi artırılmakta ve hastalık ile mücadele etmelerine katkı sağlanmış olmaktadır.

1.1. Çalışmanın Amacı

Bu tezin amacı, kan numunelerinden elde edilen FTIR (Fourier Transform Infrared-Fourier Dönüşümü Kızılötesi) işaret örüntüleri kullanılarak kolon kanserli ve sağlıklı kişiler arasında ayırt edici bir farkın olup olmadığının belirlenmesidir. Bu ayrımın yapılabilmesi için FTIR işaret örüntüsüne, işaret işleme teknikleri uygulanarak işaretin alt bileşenleri elde edilmiştir. Alt işaret bileşenlerinden bilgi çıkarımı yapılarak, işarete ait çeşitli istatistiksel değerler hesaplanmıştır. Bu istatistiksel değerler kullanılarak kanserli/sağlıklı ayrımı yapay sinir ağları ile gerçekleştirilmiştir. Şu ana kadar incelenen literatür dikkate alındığında, bu çalışmada önerilen otomatik akıllı değerlendirme yöntemi ile kolon kanserli/sağlıklı kişi ayrımı ilk defa gerçekleştirilmiştir.

Kolon hastalığıyla ilgili tanı ve tedavi sürecinde kullanılan kolonoskopi, hastaların çok sıcak bakmadıkları girişimsel (invaziv) bir tanı ve tedavi yöntemi olduğu bilinmektedir. Hastaların tanı aşamasında kolonoskopi yaptırmayarak (utanma, çekinme, korkma vb durumlardan), rahatsızlıklarının daha da ilerleyerek ölümle sonuçlandığı birçok durumun olduğu hekimler tarafından ifade edilmektedir. Bu duyguları ortadan kaldırmanın kolay bir yol olmadığı göz önüne alınırsa, insanlara kanser riski taşıyıp taşımadığı söylenebileceği daha farklı ve basit yöntemler gerekmektedir. Erken teşhisin hayat kurtarma da çok önemli olduğu göz önüne alınırsa bu veya buna benzer çalışmaların önemi daha iyi anlaşılmaktadır.

Ayrıca bu tez çalışmasında, kolon kanserli ve sağlıklı kişileri kan numunesinden ayırt edebilen, geleneksel tanı testleri (kolonoskopi, biyopsi) öncesinde özgün, duyarlılık ve doğruluk oranı yüksek yeni bir ön-tanı metoduna yönelik yazılım geliştirilmesi hedeflenmiştir.

1.2. Literatür Taraması ve Değerlendirilmesi

Literatürdeki FTIR spektroskopisi kullanılarak yapılan çalışmalar iki başlık altında incelenebilir. Bunlardan birincisi biyopsi (inceleme amacıyla hastadan alınan doku parçası) numunesi kullanılarak, ikincisi ise kan numuneleri kullanılarak yapılan çalışmalardır. Biyopsi numunesi kullanılarak yapılan çalışmalarda, kişilerden alınan doku numunesi ile hasta/sağlıklı ayırımının yapılması hedeflenmektedir. Kan numunesi kullanılarak yapılan çalışmalarda ise, kandan elde edilen serum veya plazma numuneleri kullanılarak hasta veya sağlıklı ayırımının yapılması hedeflenmektedir. Literatürdeki FTIR spektroskopisi kullanılarak yapılan çalışmalar, belirli bir hastalığın veya belirli bir kanser türünün ayırımına yöneliktir. Örneğin, akciğer kanserine yönelik yapılan bir çalışmada, akciğer kanseri olan kişilerden alınan biyopsi veya kan numunesi ile sağlıklı kişilerinden alınan biyopsi veya kan numunesi arasında bir ayırım olup olmadığı araştırılmaktadır.

A. Biyopsi ile yapılanlar;

Literatür incelendiğinde, biyopsi kullanılarak FTIR spektroskopisi ile çeşitli kanser türlerinin belirlenmesine yönelik birçok çalışma gerçekleştirilmiştir. Çalışmalarda, hasta ve

sağlıklı kişilerden cerrahi bir operasyon ile alınan biyopsi numunesi, spektrometrenin ışık yoluna konulacak hale getirilmekte ve FTIR işareti elde edilmektedir. Daha sonra pik değerleri ve yoğunlukları kullanılarak hasta/sağlıklı ayrımı yapılmaktadır. Bu şekilde yapılan akademik çalışmalar aşağıda özetlenmiştir.

Fung ve ark.(1997) FTIR spektroskopi kullanarak servikal sitoloji taraması ile altın standart (gold standart) olarak bilinen biyopsili Pap (Papanicolaou) smear taramasını karşılaştırmıştır. Çalışmada 301 kişiden alınan numuneler kullanılmıştır. Pap testi ile %86,6 hassasiyet, %90,5 özgüllük, %13,4 yanlış negatif, %9,5 yanlış pozitif oranları elde edilmiştir. FTIR spektroskopi ile %98,6 hassasiyet, %98,8 özgüllük, %1,4 yanlış negatif, %1,2 yanlış pozitif oranları elde edilmiştir [1].

Yano ve ark.(2000) akciğerdeki normal ve kanserli dokuları FTIR mikroskopisi kullanarak tespit etmeye çalışmıştır. Akciğer dokuları kullanılarak kanserli ve normal doku karşılaştırması yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda özellikle $980-1150\text{ cm}^{-1}$ ve $1430-1480\text{ cm}^{-1}$ bölgesindeki band yoğunluğundaki değişimler ile ilgilenilmiştir. Bu bölgedeki H1045/H1467 oranı kullanılarak kanserli ve sağlıklı dokular ayırt edilmeye çalışılmıştır [2].

Sinduphak ve ark.(2003) Tayland da yaşayan kadınlarda servikal kanserini belirlemek için morfolojik değişimleri bulan Pap testi yerine moleküler seviyede fonksiyonel grupların yapısal değişimleri bulabilen FTIR spektroskopiyi kullanmıştır. Moleküler seviyedeki bu değişimler izlendiğinde, yoğunluk oranları ve pik frekans yüksekliklerinde önemli değişimler görülmüştür. Çalışmada $1025-1454\text{ cm}^{-1}$ bölgesinde 6 pik değeri incelenmiştir. Histoloji sonuçları ile karşılaştırılan FTIR sonuçlarında %96,3 hassasiyet, %96,4 özgüllük, %3,7 yanlış negatif, %3,6 yanlış pozitif oranlar elde edilmiştir [3].

Liu ve ark.(2003) çalışmasının amacı, troid tümörlerinin değerlendirilmesinde FTIR spektroskopinin uygunluğunu belirlemektir. Çeşitli troid rahatsızlığı olan 89 hastadan numuneler alınmıştır. Numuneler iki farklı, çok değişkenli istatistiksel yöntemler ile analiz edilmiştir. Sonuç olarak %96,6 oranında eğitim seti doğruluğu elde edilirken, %90,2 oranında da doğrulama verisi elde edilmiştir [4].

Fujioka ve ark.(2003) kötü huylu ve normal mide doku ayrımını gerçekleştirmek için FTIR spektroskopisi kullanmıştır. Mide dokuları için $925-1660\text{ cm}^{-1}$ bölgesindeki 10 bandın soğurma değerlerini incelemiştir. 10 bandın ayırma analizi yöntemi ile doku ayrımlarını gerçekleştirmiştir. Bandlar incelenirken frekans başına bir P değeri üretecek şekilde her spektral frekansta normal ve kanserli dokunun soğurmaları arasındaki fark için t testi uygulanmıştır. P değeri 0,05'ten küçük ise anlamlı bir fark vardır. P değeri 0,05'ten büyük ise anlamlı bir fark yoktur şeklinde yapılan işlemler sonucunda %96 hassasiyet ve %75 özgülük ile beraber %88,6 oranında sınıflama doğruluğu elde edilmiştir [5].

Qing-Bo Li ve ark.(2005) mide iltihabı ve kötü huylu dokuları FTIR spektroskopisi ile sınıflandırmaya çalışmışlardır. Kullanılan yöntem ise SPSS 10 (Statistical Package for the Social Sciences) paketi ile Doğrusal Ayırma Analizi (Linear Discriminant Analysis - LDA)'dir. Pik yoğunluklarındaki oranlarda daha doğru farklılıklar elde etmek için spektrumlarda bazı temel düzeltmeler yapmışlardır. Bu düzeltmeler ile verilerde bulunan rastgele gürültülerin azaltılması sağlanmıştır. Toplam 103 endoskopik veri $1000-1800\text{ cm}^{-1}$ bölgesinde incelenmiştir. Sonuçta sağlıklı doku %90, yüzeysel gastrit %90, atrofik gastrit %66 ve mide kanseri %74 hassasiyet ile bulunmuştur [6].

Nijoroge ve ark.(2006) FTIR spektroskopisinin doğruluğunun geliştirilmesi ve Pap smear testinin yanlış negatif oranlarını düşürmek için FTIR analizine yoğunlaşmıştır. 53 kişiden alınan FTIR verileri kullanılarak gerçekleştirilen sınıflandırmada Destek Vektör Makinesi (DVM) yöntemi kullanılmıştır. Pap smear testi ve FTIR spektroskopi sonuçları karşılaştırıldığında %43 oranında Pap testinin, %72 oranında FTIR spektroskopisinin doğru bir sınıflama yaptığı görülmüştür [7].

Maziak ve ark.(2007) yemek borusu kanseri olan 10 hastanın sağlıklı ve kötü huylu dokularını FTIR spektroskopisi kullanarak incelenmiştir. Çalışma için $1800-900\text{ cm}^{-1}$ bölgesindeki frekanslar incelenmiştir. Çok sayıda IR spektrumunun üst üste binışmesinden dolayı 3. güç türevi yardımıyla örtüşen bandların band genişliği daraltılmıştır. Böylece bandlar tek tek bandlar halinde çözülebilir ve daha doğru analiz yapılabilir bir hale dönüştürülmüştür. Sonuç olarak yemek borusu kötü huylu doku belirlenmesinde FTIR spektroskopisinin önemli bir rol oynayacağı gösterilmiştir [8].

Fabian ve ark.(2006) meme dokusundaki iyi huylu ve kötü huylu lezyonları belirlemek için IR spektroskopisini kullanmıştır. 4 tür doku çeşidi alınmıştır. Bunlar; iyi huylu meme tümörü (Fibroadenom), erken evre meme kanseri (ductal carcinoma in situ), bağ dokusu ve yağ dokusudur. Eğitici öğrenme metodu ile Yapay Sinir Ağı (YSA) eğitilerek yeni verinin sınıflandırılması sağlanmıştır. Yapılan sınıflandırma işleminde %93 oranında doğru tanıma yapılmıştır [9].

Griebe ve ark.(2007) alzheimer hastalığına yeni bir tanı aracı olarak FTIR spektroskopisini kullanmıştır. Çalışmada, beyin omurilik sıvısının değerlerini FTIR spektroskopisi sonuçları ile karşılaştırmıştır. 71 hasta ve 66 normal olmak üzere toplam 137 kişinin numuneleri kullanılmıştır. Hasta ve sağlıklıları ayırmak için YSA'dan faydalanılmıştır. Sonuç olarak FTIR spektroskopi verileri, YSA ile %85,5 hassasiyet ve %80 özgüllük ile ayırt edilmiştir [10].

Bogomolny ve ark.(2008) viral kanser işleminin görüntülenmesi için FTIR spektroskopisinden faydalanmıştır. Yapılan çalışmada, hücre ve dokularda viral kanser ilerlemesine eşlik eden biyokimyasal değişiklikler takip edilmiştir. Bunun için kültür ortamındaki hücrelere murine sarcoma virüsü enjekte edilerek dokular kötü huylu dokuya dönüştürülmüştür. Ayırma Sınıflama Fonksiyonu (Discriminant Classification Function – DCF) metodu ile kötü huylu doku değişimleri karakterize edilmiştir [11].

Jusmann ve ark.(2009) servikal kanserinin öncesi bir tanı sistemi geliştirmeye yönelik bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu amaç için, 176 servikal numunenin FTIR değerleri kullanılarak elde edilen özellikler YSA'ya giriş olarak verilmiştir. FTIR işaretinden elde edilen özellikler $1800-950\text{ cm}^{-1}$ aralığından elde edilmiştir. YSA'ya giriş olarak verilen değerler bant alanları ve pik yükseklikleridir. Geri yayılım algoritması kullanılarak yapılan sınıflandırma işleminde en yüksek %97,3'lük doğruluk oranı elde edilmiştir [12].

Sun ve ark.(2013) yaptığı çalışmanın amacı, kötü huylu ve sağlıklı akciğer dokusunu ATR (Attenuated Total Reflection-Zayıflatılmış Toplam Yansıma) FTIR ile ayırt edebilmektir. Bu ayrımı gerçekleştirebilmek için 22 parametre bulunmuştur. 1546 cm^{-1} 'deki pik yoğunluğu, 1120 cm^{-1} 'deki yoğunluk oranı, 1240 cm^{-1} ve 1303 cm^{-1} 'deki yarı

maksimumdaki tam genişlik, ayırım fonksiyonu şekillendirmek için bağımsız faktörler olarak seçilmişlerdir. Duyarlılık ve özgünlük %96,7 olarak bulunmuştur. Veri analizi, SPSS 11.0 kullanılarak *t* testi ile gerçekleştirilmiştir [13].

Richter ve ark.(2002) FTIR mikro spektroskopisi ve Pozitron Emisyon Tomografi (PET) vasıtasıyla tümör dokusunu belirlemeye çalışmışlardır. Bu amaç için, insanın hipofarenks dokusundan alınan ince bir kesit kolon skuamözu ve kolon adenokarsinomu çıplak fareler üzerinde büyütülmüştür. Bu ince doku bölümlerinin spektroskopik haritaları elde edilmiştir. 1800-950 cm^{-1} spektrum aralığı kullanılmıştır. Elde edilen haritalar bulanık c ortalama ve temel bileşen analizi yöntemleri ile değerlendirilip tümörlü dokular FTIR spektroskopisi ile başarılı bir şekilde tanımlanmıştır [14].

Cheng ve ark.(2008) kolon kanserinin erken bir şekilde belirlenmesine yönelik bir çalışma yapmıştır. Çalışmada FTIR spektroskopisi ile elde edilen işaretlerden özellik çıkarmak için dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Sınıflandırma işlemi için DVM kullanılmıştır. Çalışmada, 120 adet SD (Sprague-Dawley) sıçanı kullanılmıştır. Bu sıçanlardan 60 tanesinin karın boşluğuna 1,2- dimetilhidrazin dihidroklorür sulu bir çözelti enjekte edilerek gerekli kanserli dokular oluşturulmuştur. Sıçanların karın boşluğunda büyütülen kanserli dokular ile normal dokular incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda normal, displazi, erken karsinom ve gelişmiş karsinom için sırasıyla doğruluk oranları %100, %97,5, %95 ve %100 olarak bulunmuştur [15].

Cheng ve ark.(2009) HATR (Yatay Zayıflatılmış Toplam Yansıma - Horizontal Attenuated Total Reflectance) FTIR spektroskopisi ve geriye yayılım algoritması ile eğitilen yapay sinir ağlarını kullanarak kanserli dokuların sınıflandırılması için dalgacıklara dayalı bir yöntem sunmuştur. Çalışma, farelerden elde edilen kolon biyopsilerinin FTIR spektroskopisi ile normal displazi, erken kanser ve ileri kanserli dokular şeklinde ayırımın yapılmasına yöneliktir. FTIR spektroskopisi ile elde edilen işaretlerin işlenmesi ve özelliklerinin çıkarılması için dalgacık dönüşümü kullanılmıştır. Elde edilen özellikleri sınıflandırmak için geri yayılım algoritmaları YSA kullanılmıştır. Normal, displazi, erken kanser, ileri kanserli doku ayırımında sırasıyla %100, %94, %97,5 ve %100 doğruluk bulunmuştur [16].

Zwielly ve ark.(2010) tarafından normal, polip ve kanserli insan kolon biyopsi dokuları arasında spektral değişiklikleri tanımlamak için FTIR mikroskopi potansiyelini araştırılmıştır. 230 insan kolon biyopsisi kullanılmıştır. Veri tabanı beş alt gruba ayrılmıştır; Normal, kanserli doku ve kanser öncüleri yani iyi huylu poliplerde üç aşamalı şekilde hafif, orta ve şiddetli polipler olarak ayrılmıştır. Veri boyutunu azaltmak için temel bileşenler analizi modeli uygulanmıştır. Sonuç olarak normal, polip ve kanser grupları arasındaki sınıflandırma doğruluk oranı yaklaşık %85 bulunmuştur [17].

Andronie ve ark.(2011) insan kolon karsinom ve normal dokularını FTIR spektroskopisi ile incelemiştir. FTIR sonuçları, lipit ve protein içeriğinin, normal ve kanserli numuneler arasında nicel farklılıklar olduğunu göstermiştir. İncelenen örnekler içinde hastalığın neden olduğu moleküler yapısal değişiklikler, lipit/protein içeriğine atanan bandın nispi yoğunluğu ile tespit edilmiştir. Bu içerik farkları en iyi amid, amid I ve II gibi protein bantları halinde görölmüştür. Lipid içeriğindeki farklılıklar özellikle (C = O) 1744 cm^{-1} de germe modun da görölmüştür [18].

Xie ve ark.(2011) kötü huylu kolon doku numuneleri üzerinden FTIR spektroskopi ile kolon kanseri tanısı yapabilecek bir çalışma hedeflemiştir. Çalışmada, kötü huylu ve normal dokuların ayırımını yapabilmek için temel bileşen analizi ve DVM kullanılmıştır. 85 hastadan alınan doku biyopsileri kullanılmıştır. Sonuç olarak DVM ile yapılan sınıflandırmada ortalama %90 üzerinde duyarlılık ve özgüllük değerleri elde edilmiştir [19].

B. Kan numunesi ile yapılanlar;

Kan numuneleri kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalarda kanın plazma kısmı veya serum kısmı kullanılmıştır. Kan serumu veya plazması kullanılarak yapılan çalışmalar aşağıda özetlenmiştir.

Erukhimovitch ve ark.(2006) yaptığı çalışmanın amacı, lösemi hastalarının belirlenmesi ve izlenmesi için gerekli olan biyo işaretçilerin bulunmasıdır. Bu biyo işaretçiler, kan plazmasının analizi sonucu belirlenecek olan spektral parametrelerdir. Bulunan parametreler ile 1056 , 1270 ve 1592 cm^{-1} bölgesindeki hasta numunelerinin

spektral piklerinin sağlıklı numuneler ile karşılaştırılması sonucu piklerde önemli ölçüde düşüş olduğu görülmüştür. Elde edilen spektrumların kümeleme analizi, sağlıklı ve hasta numunelerinin doğru bir şekilde sınıflandırılmasını sağlamıştır [20].

Ahmed ve ark.(2010) bu çalışmada, parkinson hastalığını tanımlamada kullanılacak en uygun spektrumları belirlemeyi hedeflemiştir. Çalışma, 53 normal ve 50 parkinson hastası (16 hasta I. evrede, 16 hasta II. evrede, 18 hasta III. evrede) 103 kişi üzerinde gerçekleştirilmiştir. Sağlıklı ve parkinson hastası kişiler arasındaki spektral değişimin önemi, varyans analizi ile hesaplanmıştır. Her pikin soğurma yoğunluğu, pearson korelasyon analizi ve ortalama bağlantı algoritması benzerlik ölçümü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. YSA'ya giriş olarak yaş, cinsiyet ve 10 spektral noktanın yoğunluk değerleri (689, 1078, 1169, 1244, 1542, 2953, 2930, 3060, 3293 ve 3296 cm^{-1}) verilmiştir. I. evredeki hastaların 3060 cm^{-1} değerlerinde bir azalma görülmüştür. II. evredeki hastaların 698 cm^{-1} değerlerinde artma görülmüştür. III. evre hastaların 1542 cm^{-1} değerlerinde ise artış görülmüştür. Bu parametreler parkinson hastalığının bulunması ve belirlenmesi için geliştirilecek olan spektral bir metodun temelini oluşturabilir denilmektedir [21].

Ostrovsky ve ark. (2013) Fourier dönüşümü kızılötesi gelişmiş hesaplama yöntemleri ile birleşik periferik kan plazma mikrospektroskopik analizine dayalı kanser tespiti için daha az girişimsel bir yaklaşım geliştirmiştir. Geliştirilen yöntem, katı tümörün yerine bakılmaksızın ve belirli bir tip kanseri aramaya gerek kalmadan, hatta kanserin erken dönemlerinde, kanser varlığının herhangi bir işareti için uyarmaktadır. Yapılan biyokimyasal analizde, diğer algılama çalışmalarının aksine, sadece bir belirli bir biyo işaretçi protein araştırmaktansa, daha fazla plazma biyokimyasal bilgileri kullanılmaya çalışılmıştır. Sonuç olarak, kanser hastaları ve sağlıklı kontrol sınıfları arasında iyi bir sınıflandırma ile %93,33 duyarlılık, %87,8 özgüllük ve %90,7 doğruluk oranı elde edilmiştir [22].

Sheng ve ark.(2013) çalışmalarında mide kanseri olan hastaların serumlarını sağlıklı kişilere ait serumlar ile karşılaştırmıştır. H2959/H2931, H1646/H1550, H1314/H1243, H1453/H1400 ve H1080/H1550 oranları hesaplanmıştır. Bu oranlar arasında, H2959/H2931 oranının, sağlıklı ve hasta kişileri ayırt edecek bir standart olabileceği belirlenmiştir. Eğri uydurma işlemi sonucunda, mide kanseri hastalarının serumlarındaki RNA/DNA oranları

sağlıklı kişilerin serumundan açık bir şekilde daha düşüktür. Bu sonuçlara göre, FTIR spektroskopisinin mide kanseri tanısında faydalı bir araç olacağı belirtilmiştir [23].

Sheng ve ark.(2013) sağlıklı kişilerin serumları ile lösemi hastası kişilerin serumlarını karşılaştırmıştır. H1075/H1542, H1045/H1467, H2959/H2931 oranları incelenmiş ve bu oranlardan H2959/H2931 oranının sağlıklı kişiler ile lösemi hastası olan kişilerde farklı olduğunu belirlenmiştir. Ayrıca eğri uydurma yöntemi ile RNA/DNA(A1115/A1028) oranının lösemi hastalarında sağlıklı kişilere göre daha düşük olduğunu gösterilmiştir [24].

Wang ve ark.(2014) serumun, insan vücudunun fizyolojik ve patolojik değişiklikleri yansıtabileceğinden hareket ile bu çalışmada, akciğer kanseri hastaları ve sağlıklı kişilerin serumlarını FTIR spektroskopisi kullanarak karşılaştırmıştır. Serumdaki, A1080/A1170 oranı, sağlıklı kişiler ile akciğer kanseri olan hastaları ayırt edebilecek bir oran olarak gözlemlenmiştir. Ayrıca, eğri uydurma sonucu, a-helix /antiparallel b-sheet oranları, akciğer kanseri hastalarının serumunda sağlıklı kişilere göre daha düşük olduğu gösterilmiştir. Bu sonuçlar ile serumun IR spektrumunun akciğer kanserinin belirlenmesi için yararlı olabileceği belirtilmiştir [25].

Barlev ve ark.(2015) bu çalışmada, kolorektal kanserin erken tespiti için çevresel kan mononükleer hücreleri ve plazmanın biyo moleküler analizinin yararlı olacağını değerlendirmiştir. Çalışma için 34 kolorektal kanserli toplam 62 numune kullanılmıştır. İki kan bileşenleri yerine tek bir belirtecin biyokimyasal analizinin kolorektal kanserin erken tespiti için umut verici olduğu belirtilmektedir. Çapraz doğrulama yöntemi kullanılarak yapılan değerlendirmede %81,5 duyarlılık ve %71,4 özgüllük bulunmuştur [26].

1.3. Yönelim Gerekçeleri

Günümüzde kansere bağlı ölüm oranları oldukça yüksektir. Her yıl dünya genelinde milyonlarca kişiye kanser teşhisi konmaktadır. Bu kanser türlerinden biride kolon kanseridir. Türkiye’de Sağlık Bakanlığı Kanseri Daire Başkanlığı’nın en son yayınladığı 2013 raporlarına göre kolorektal kanser türü erkek ve kadınlarda görülme sıklığı açısından üçüncü sırada yer almaktadır. Kolon kanserinin belirlenmesinde kullanılan tanı yöntemlerinin başında

kolonoskopi gelmektedir. Kolonoskopi hastaya sıkıntı veren bir yöntem olması dolayısıyla birçok kişi yaptırmaktan çeşitli sebeplerden dolayı çekinmektedir. Bu gibi durumlarda tanı koyma süresi uzamakta ve hastalık daha da ilerlemektedir. Bu noktada, kolonoskopi işlemi öncesi kişilere herhangi bir kanser riski taşıma durumunun söylenebileceği bir yönleme ihtiyaç olduğu görülmektedir. Bu tezde, bu durum göz önüne alınarak kolon kanseri olan kişiler ile sağlıklı kişilerin kan numuneleri FTIR spektroskopisi ile incelenerek herhangi bir ayrımın olup olmadığı sorusuna yanıt aranmıştır. Böylece ileriye dönük olarak, kan numuneleri ile kanser varlığı sorgulamasına yönelik bilgisayar temelli otomatik akıllı bir sistem bu konudaki çalışmalara önemli bir basamak olacaktır.

Literatürde, biyopsi ve kan numunesi kullanılarak yapılan çalışmalarda [1–18,20,21,23–30] genellikle kimyasal bağ analizleri dikkate alınarak belirli spektralardaki pik değerleri ve yoğunlukları kullanılarak hasta/sağlıklı ayrımı yapılmıştır. Bu tez çalışmasında ise, kolon kanseri hastaları ile sağlıklı kişileri ayırt edebilmek için kimyasal analiz yerine FTIR işaret örüntüsünden bilgi çıkarımı, istatistiksel analiz, işaret işleme ve yapay zekâ tekniklerine dayalı bir ayrım yapılmıştır.

1.4. Tezin Organizasyonu

Tezin birinci bölümünde, teze genel bir bakış açısı kazandırmaya yönelik olarak temel bilgiler verilmiştir. Diğer bölümlerin organizasyonu ve tezdeki orijinal katkılar ise aşağıda sunulmuştur.

Bölüm 2'de, kanser hastalığı, nedenleri, belirtileri, türleri, tanı-tedavisi ve kolon kanseri anlatılmıştır. Kızılötesi spektroskopi ve Fourier dönüşümü kızılötesi spektrometre kavramları açıklanmıştır. Spektrometrenin nasıl çalıştığı ve sonucunda nasıl bir işaret elde edildiği gösterilmiştir. Örüntü tanıma kavramları olan özellik çıkarma-seçme ve sınıflandırmadan bahsedilmiştir. Özellik çıkarma yöntemi olarak kullanılan dalgacık ve dalgacık paket dönüşümleri anlatılmıştır. Dalgacık işlemlerinde kullanılacak olan ayrık dalgacık dönüşümü incelenmiştir. Ayrıca FTIR işaretinin dalgacık ve dalgacık paket dönüşümü ile alt bantlara ayrıştırılması ile ilgili bilgiler verilerek örnekler ile sunulmuştur. Elde edilen FTIR işaretlerine uygulanan bilgi çıkarım yöntemlerinden bahsedilmiştir. Sınıflandırma işlemi için kullanılan yapay sinir ağlarının matematiksel modeli ve tezde

kullanılan geri yayılım algoritmasını anlatılmıştır. Son olarak sınıflandırma işlemi için kullanılan çapraz doğrulama yöntemi ve sonuçların değerlendirmesinde kullanılan ROC (Receiver Operating Characteristics - Alıcı İşletim Karakteristiği) eğrisi anlatılmıştır.

Bölüm 3'de, hastadan kanın alınmasından FTIR işaretinin elde edildiği adıma kadar olan aşamalar ayrıntılı şekilde anlatılmıştır.

Bölüm 4'de, doğrudan FTIR işareti kullanılarak, bilgi çıkarım yöntemleri ile elde edilen değerler gösterilmiştir.

Bölüm 5'de, FTIR işaretine dalgacık dönüşümü uygulanarak elde edilen alt bantların bilgi çıkarım yöntemleri ile bulunan değerleri gösterilmiştir.

Bölüm 6'da, FTIR işaretine dalgacık paket dönüşümü uygulanarak elde edilen alt bantların bilgi çıkarım yöntemleri ile bulunan değerleri gösterilmiştir.

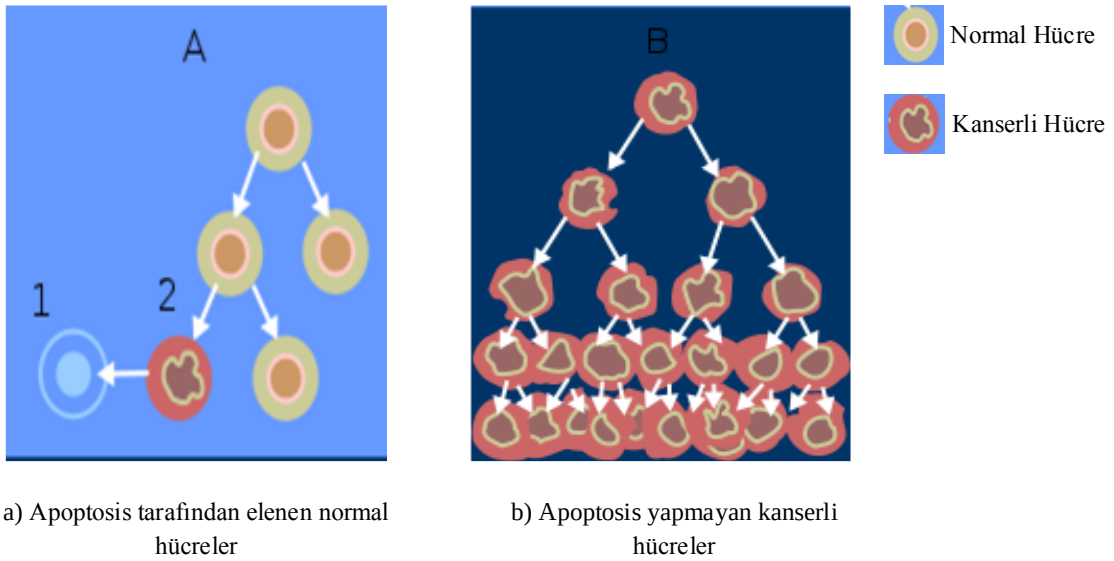
Bölüm 7'de, Bölüm 4-5-6'da elde edilen verilerin yapay sinir ağları ile yapılan sınıflandırma işleminin sonuçlarını değerlendirmek için kullanılan tanı testi yöntemi anlatılmıştır. Tanı testi performansının değerlendirilmesi için ROC eğrisi yöntemi kullanılmıştır.

Bölüm 8'de, tezin sonuçları irdelenmiş ve orijinal katkıları vurgulanmıştır. Ayrıca ileriye dönük uygulama alanları ve öneriler tartışılmıştır.

2. GEREÇ VE YÖNTEMLER

2.1. Kanser Hastalığı

Kanser, hücrelerin normalden farklı olarak, kontrolsüz ve hızlı bir şekilde çoğalması sonucu meydana gelmektedir. Normal hücreler sınırlı bir sayıda bölünebilme özelliğine sahiptir. Herhangi bir dokunun yarananma vb. bir durumda zarar görmesi sonucu hücreler yaralı dokunun onarılmasında bu özelliklerini kullanırlar. Eğer bu hücreler anormal bir şekilde ve olduğundan daha hızlı büyümeye ve çoğalmaya başlarsa, tümör adı verilen kitle oluşumuna neden olurlar. Bu anormal hücreler bulundukları organın ismi ile adlandırılırlar. Örneğin akciğer kanseri, mide kanseri, kolon kanseri vb. 1cm'lik bir büyüklüğe ulaşıncaya kadar kanser hücresi 1000 defa bölünmekte ve bu ise bir trilyon hücreye karşılık gelmektedir. Bu sayı göz önüne alındığı zaman kanserli doku tespit edilmeden önce kanserli hücrelerin milyonlarca kez bölündüğü gerçeği ortaya çıkmaktadır. Kontrolsüz büyüme yapan bu hücreler belirli bir zaman sonra büyük bir sayıya ulaşarak dokulara zarar vermeye başlarlar. Normal hücreler tamir edilemeyecek şekilde zarar gördüğünde apoptosis (programlanmış hücre ölümü) tarafından elenirler (Şekil 2.1). Kanserli hücreler apoptosis yapmaz ve rastgele çoğalmaya devam ederler [31–33].



Şekil 2.1. Normal ve kanserli hücrelerdeki apoptosis olayı [32].

Tümörler iyi huylu tümör (benign) ve kötü huylu tümörler (malign) olarak ikiye ayrılır. Siğiller, benler, polipler ve kistler iyi huylu tümörlerdir. İyi huylu tümörler yayılma eğilimi göstermezler. Kötü huylu tümörler ise vücudun çeşitli bölgelerine yayılarak dokuları tahrip edebilirler. Kanseri hücreler, kan dolaşımı veya lenf dolaşımını kullanarak vücudun farklı bölgelerine yayılabilirler. Bu şekilde kanser vücudun birçok farklı yerine sıçrayabilir [31,34,35].

Dünya genelinde 2012 verilerine göre 14,1 milyon kişiye kanser tanısı konmuştur. Kanser tanısı konan kişilerden 8,2 milyonu ise kansere bağlı sebeplerden dolayı hayatını kaybetmiştir. Dünya genelinde kanser tanısı konulan kişilerin %13'ü akciğer, %11,9'u meme ve %9,7'si ise kolon kanseridir [34].

Türkiye İstatistik Kurumu, “Ölüm Nedenleri İstatistikleri 2013” verilerine göre ölüm sebepleri arasında iyi veya kötü huylu tümörler %23,1 ile ikinci sırada yer almaktadır. İyi veya kötü huylu tümörlere bağlı ölümlerde akciğer kötü huylu tümörü %31,3 ile birinci, mide kötü huylu tümörü %8,9 ile ikinci, lenfoid ve hematopoetik kötü huylu tümörü %8,2 ile üçüncü ve kolon kötü huylu tümörü %6,9 ile dördüncü sırada yer almaktadır. Kolon kötü huylu tümörü ise erkeklerde %6,1 ve kadınlarda ise 8,3'tür [36].

2.1.1. Kanser Belirtileri ve Kansere Neden Olan Faktörler

Kansere başlangıç aşamasında, kesin bir belirti söylemek mümkün değildir. Ancak dikkat edilmesi ve bilinmesi gereken bazı belirtileri ise şöyle sıralanabilir.

- Büyük veya küçük abdest alışkanlıklarında ani değişiklikler ve buna bağlı olarak aniden baş gösteren kabızlık veya ishal rahatsızlıkları belirtilerden biri olabilir.
- İyileşmeyen yaralar veya sürekli devam eden deri dökülmeleri
- Öksürük, küçük veya büyük abdest ile beraber gelen kan lekeleri
- Yutkunma güçlüğü, karın ağrıları ve hazımsızlık
- Uzun süreli öksürük nöbetleri ve ses kısıklığı
- Kontrolsüz bir şekilde meydana gelen kilo kayıpları
- Sebebi belli olmayan ateş

Yukarıda sıralanan durumlar herhangi basit bir rahatsızlıktan da kaynaklanıyor olabilir. Yine de her ihtimale karşı bunlara benzer durumlarda bir doktora başvurmak her zaman faydalı olacak bir davranış şeklidir [31,34,37].

Kanserin ortaya çıkmasında birden fazla etken rol oynamaktadır. Bu etkenleri maddeler halinde sıralamak gerekirse;

- Çevresel ve fiziksel faktörler
- Kimyasal faktörler
- Ailesel faktörler
- Beslenme faktörü
- Virüs ve bakteriler
- Hormonal faktörlerdir [38].

2.1.2. Kolon Kanseri

1,5-2 m uzunluğunda olan kalın bağırsak, sindirim sisteminin son kısmını oluşturmaktadır. Kalın bağırsak 4 bölümden oluşmaktadır. Bu bölümler; kör bağırsak, kolon, rektum ve anüstür. Kolon, kalın bağırsağın en uzun bölümüdür. Kolon kanseri ise kalın bağırsağın kolon olarak bilinen bölgesinin iç yüzeyini kaplayan hücrelerde meydana gelmektedir. Bağırsağın iç yüzeyinde zamanla polip adı verilen kabartı ve şişlikler oluşmaktadır. Bu polipler zamanla tümöre ve kansere dönüşebilmektedir [39]. Poliplerin incelenmesi ve gerekli görüldüğü taktirde numune alınması için uygulanan yöntem ise kolonoskopidir. Kolonoskopi işlemi için kullanılan kolonoskop, bükülebilen 120-180 cm uzunluğunda olan ve ucunda bulunan bir kamera aracılığı ile kalın bağırsağın içinin görüntülenmesi, biyopsi alınması için kullanılan bir cihazdır (Şekil 2.2). Gelişmiş ülkelerde 50 yaş ve üzeri kişilere her 5 yılda bir tarama amaçlı kolonoskopi önerilmektedir. Bu şekilde yapılan taramalar sayesinde, bu tür kanserlerin büyük ölçüde önlendiği bilinmektedir. Kolon kanserinin büyük bir çoğunluğu polip adı verilen kabartılardan oluşmaktadır. Poliplerin belirlenmesi ve kansere dönüşmeden çıkarılması ise kolonoskopi ile mümkün olmaktadır. Bu nedenle kolonoskopi, tanılamada ve hastalığın değerlendirilmesinde önemli rol oynamaktadır.



Şekil 2.2. Kolonoskop cihazı [40].

Kolonoskopi işlemi sırasında ve sonrasında meydana gelebilecek olası durumlar ise, karın ağrısı, ateş, titreme vb. gibi durumlardır. Kolonoskopi esnasında çok nadirde olsa kanama veya bağırsağın delinmesi gibi durumlarda oluşabilmektedir [41–43].

2.1.3. Kanser Taraması, Tanısı ve Tedavisi

a) Tarama ve Tanı

Kanserin belirlenmesinde kandaki bazı tümör belirteçlerine (CAE (Carcinoembryonic antigen), CA 19-9 (Cancer antigen), CA-125 vb.) bakılabilmektedir. Fakat bu belirteçler direkt kanser teşhisinde kullanılamamaktadır. Çünkü bu belirteçler genellikle insanların kanında az da olsa bulunmaktadır. Tümör belirteçleri kanserli olan kişilerde yüksek çıkmayabilir veya tümör belirteci yüksek çıkan kişi kanser hastası olmayabilir. Bu gibi durumlardan dolayı tümör belirteçleri, klinik durumlarda uzmana yardımcı bir test olarak veya hastalığının takibi gibi durumlar için kullanılmaktadır [44–46].

Kanseri çok erken evrelerde belirleyip olası kötü sonuçları ortadan kaldırabilmek için tarama testleri de önemlidir. Tarama testleri, kansere yakalanma riski taşıyan kişilerde veya herhangi bir rahatsızlık belirtisi görülmeyen kişilerde yapılabilir. Tarama testlerinin sonucunda zorlu tedavi süreçlerini en aza indirmek ve böylece ölüm oranlarını azaltmak hedeflenmektedir. Kansere yakalanma riski yüksek olan kişilere sürekli olarak kontrol testleri yapılmalıdır. Kanserin birçok türü için hala güvenilir testler geliştirilememiştir. Bir testin güvenilir olduğunun söylenebilmesi için;

- Yapılan test yanlış pozitif sonuç üretmemelidir. Yani, hasta olmayan bir kişiye kanser teşhisi koymamalıdır.
- Yapılan test yanlış negatif sonuç üretmemelidir. Yani, kanser hastası olan bir kişiye sağlam teşhisi koymamalıdır.
- Yapılacak olan testler kolay uygulanabilir, ucuz, doğruluk derecesi yüksek ve hastayı en az rahatsız edici özellikte olmalıdır.

Hatalı pozitif sonuç üreten bir testin sonucunda, hastalığın tam olarak belirlenmesi için hastaya gerekmediği halde biyopsi, endoskopi, kolonoskopi gibi tanıyı doğrulayan işlemler yapılacaktır. Hatalı negatif sonuç üreten bir testin sonucunda, hasta kanserden kaynaklanan belirtileri dikkate almayacak ve hastalık daha da ilerleyecektir [47].

Çoğalarak tümöre dönüşen kanserli hücrelerin yerini ve tipini belirlemek için birçok farklı test ve tahliller uygulanmaktadır. Bu tetkikler arasında kan tahlilleri, bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MR), kemik sintigrafisi, ultrasonografi, endoskopi, radyo nükleer tarama gibi tetkik yöntemler bulunmaktadır. Şüpheli durumda, hastaya biyopsi yapılarak kanserin varlığı kesinleştirilmektedir.

b) Tedavi

Tedavinin türü kanserin tipine, hastalığın derecesine göre belirlenir. Erken teşhis sayesinde kansere yakalanmış olan birçok insan normal yaşamına devam edebilmektedir. Kanser tedavisi için kullanılan yöntemlerden bazıları cerrahi tedavi, kemoterapi, radyoterapi, hormon tedavisidir.

Cerrahi tedavi, kanserli dokunun vücuttan çıkartılması için gerçekleştirilen bir yöntemdir. Çoğu kanser türünde ilk uygulanan yöntemdir. Cerrahi yöntem ile her zaman tümörlü kısım alınamayabilir. Böyle durumlarda, kemoterapi veya radyoterapi ile kalan kanserli hücreler yok edilmeye çalışılır [31,32].

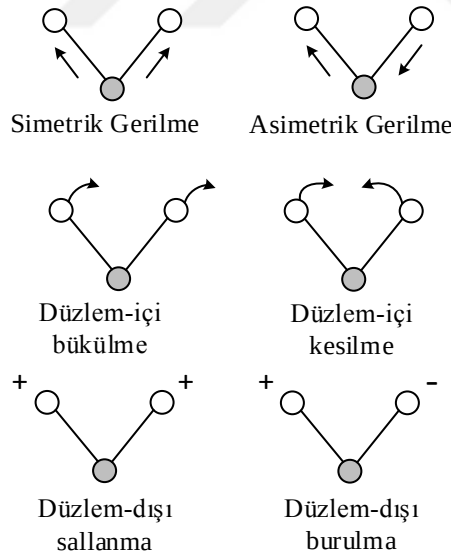
Kemoterapi, kanserli hücrelerin ilaçlar yardımıyla yok edilmeye çalışıldığı tedavi yöntemidir [32].

Radyoterapi, gamma ışınları, X ışınları, elektronlar gibi çeşitli ışınların kullanılarak kanserli hücrenin tahrip edilerek yok edilmesidir [37].

Hormon tedavisi, bazı kanser türlerinin çoğalmasını engellemek için yapay hormonlar veya hormon karşıtı tedaviler uygulanarak vücudun oluşturduğu hormonlar bloke edilmektedir [47].

2.2. Kızılötesi Spektroskopi

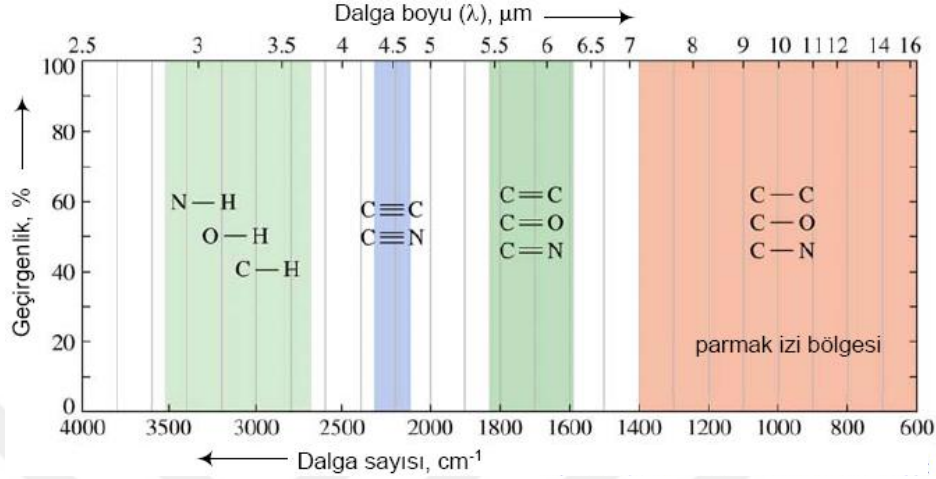
Kızılötesi, elektromanyetik spektrum çizelgesinde insan gözünün algılayabildiği görünür bölge ile mikro dalga bölgeleri arasında kalan bölgedir. IR bölgesindeki soğurma, moleküllerin titreşme ve dönme düzeylerini uyarmaktadır. IR ışıma enerjisi, moleküldeki bağları bozamaz, elektronik uyarmada yapmaya yetmez. Ancak atomlardaki bağların gücüne, kütesine ve atomun molekül geometrisine bağlı olarak atomlar arası bağların titreşme genliklerini arttırmaktadır. Titreşme hareketi gerilme titreşmesi ve eğilme titreşmesi olmak üzere iki türdür. Gerilme titreşmesi, bağ eksenini doğrultusunda ritmik hareketlerdir. Eğilme titreşimi ise aynı atoma doğru olan bağ açısının değişmesi ve atom grubunun moleküldeki hareketleridir (Şekil 2.3) [48,49].



Şekil 2.3. Düzlem içi eğilme-gerilme titreşimin gösterimi

IR spektrumunda 4000 cm^{-1} ile 1500 cm^{-1} frekans aralığı fonksiyonlu grup bölgesi olarak adlandırılır. Şekil 2.4'de görüldüğü gibi 600 cm^{-1} ile 1400 cm^{-1} frekans aralığı ise parmak izi bölgesi olarak adlandırılır. Parmak izi bölgesi, tek tek fonksiyonlu gruplardan

çok, molekülün tümünün titreşimine ait soğurma bantlarını içerir. İki molekülün aynı olup olmadığına bu bölgeye bakılarak karar verilir [48].



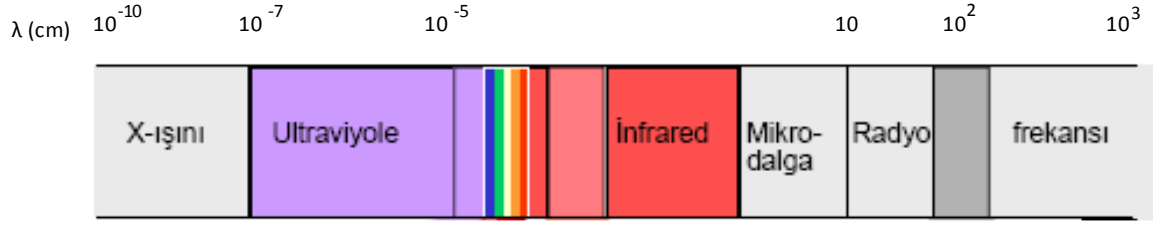
Şekil 2.4. IR de fonksiyonel grupların soğurma değerleri [50].

Spektroskopi, maddenin özelliklerinin elektromanyetik ışınla aracılığı ile incelenmesidir. Diğer bir tabir ile spektroskopi, bir molekül ve atomun bir enerji düzeyinden başka bir enerji düzeyine geçişi sırasında soğrulan veya yayılan elektromanyetik ışınların ölçülmesi olarak söylenebilir [51]. Elektromanyetik ışınların madde tarafından soğrulması maddeyi oluşturan atomların türüne, şekline, büyüklüğüne bağlı olduğu için spektroskopi organik maddelerin yapılarının bulunması, tanınması, saflıklarının kontrol edilmesi vb. gibi birçok alanda kullanılmaktadır [48].

Elektromanyetik dalga veya ışın, uzay boşluğunda hızla hareket eden bir enerji türüdür. En çok bilinen türleri ise; X ışınları, mor ötesi ışınlar, kızılötesi ışınlar, mikro dalgalar ve radyo dalgalarıdır. Gözümüz yaklaşık 380-760 nm (nanometre) frekans değerlerine sahip ışınları görebilir (Şekil 2.5) [52].

Dalga boyu, art arda gelen iki dalga tepesi arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Dalga boyu Yunanca (λ) harfi ile gösterilmektedir. Dalga boyu, metre ve askatları cinsinden ifade edilir [48].

Frekans, bir saniye içinde belirli bir noktadan geçen dalga sayısı olarak tanımlanır. Frekans birimi Hertz (Hz)'dir [48].



Şekil 2.5. Elektromanyetik dalga spektrumu [50].

Kızılötesi spektroskopisinde amaç, numune tarafından soğurulan ışığın ölçülmesidir. Kızılötesi dalga boyu aralığı yakın, orta ve uzak kızılötesi olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Kızılötesi ışığın dalga boyu aralığı 0,78-1000 μm (12500-10 cm^{-1} dalga sayısı)'dir. Bu aralıkta, yakın kızılötesi 12500-4000 cm^{-1} , orta kızılötesi 4000-100 cm^{-1} ve uzak kızılötesi ise 100-10 cm^{-1} şeklinde ayrılmaktadır. Kızılötesi soğurma pikinin yeri, dalga sayısı veya dalga boyu ile belirtilir. Molekölün bir titreşim enerjisi düzeyinden bir başka titreşim enerjisi düzeyine uyarılması, belirli bir dalga boyunda bulunan veya bundan dolayı belirli enerji seviyesindeki kızılötesi ışının soğurulmasıyla gerçekleşmektedir. Kızılötesi spektrumlar iki tür bilgi verir. Birincisi, organik bileşiklerin yapısında bulunan fonksiyonlu gruplar hakkında bilgi verir. İkincisi, iki organik bileşiğin aynı bileşik olup olmadığı konusunda bilgi vermektedir [48,53].

2.2.1. Fourier Dönüşümü Kızılötesi Spektrometre

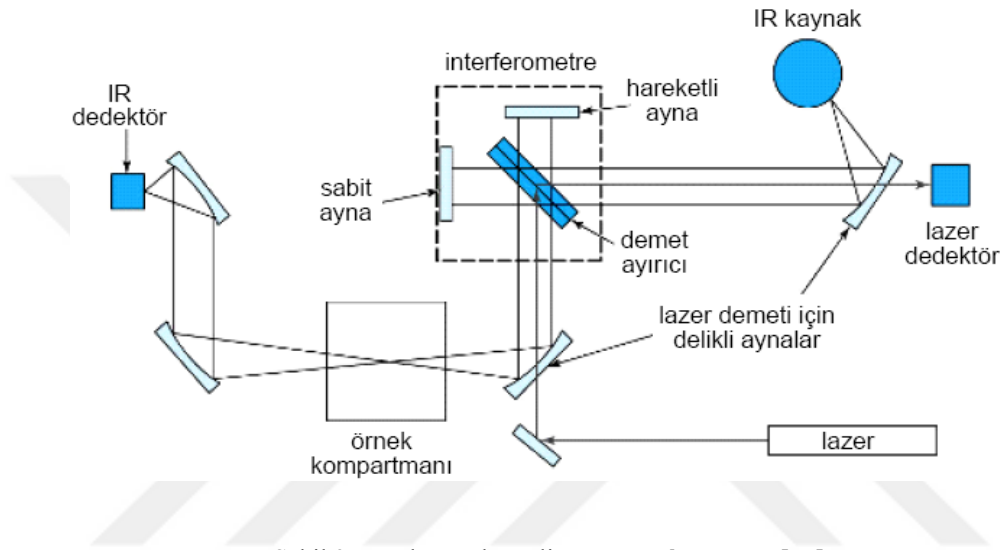
Bir IR spektrometresi temel olarak ışıma kaynağı, monokromatör ve detektörden oluşur.

Işın Kaynağı: Elektrik yardımıyla 1500°C'ye kadar ısıtılan seramik çubuklar kullanılmaktadır. Bu seramik çubuklar silisyum karbür (Globar) veya Nernst filamandan yapılmıştır.

Monokromatör: Kırınım ızgarası veya bir prizma monokromatör olarak kullanılır. Spektrometrelerde kullanılan prizma ve aynalar basit iyonik tuzlardan yapılmıştır. En çok kullanılan ise NaCl (sodyum klorür) prizmasıdır. Kırınım ızgarası, sıklıkla modern spektrometrelerde kullanılmaktadır. Çünkü yüksek frekanslarda daha iyi yarılmaya sağlamaktadır. Kırınım ızgarası, metal yüzey üzerine açılmış basit yivlerden oluşmaktadır.

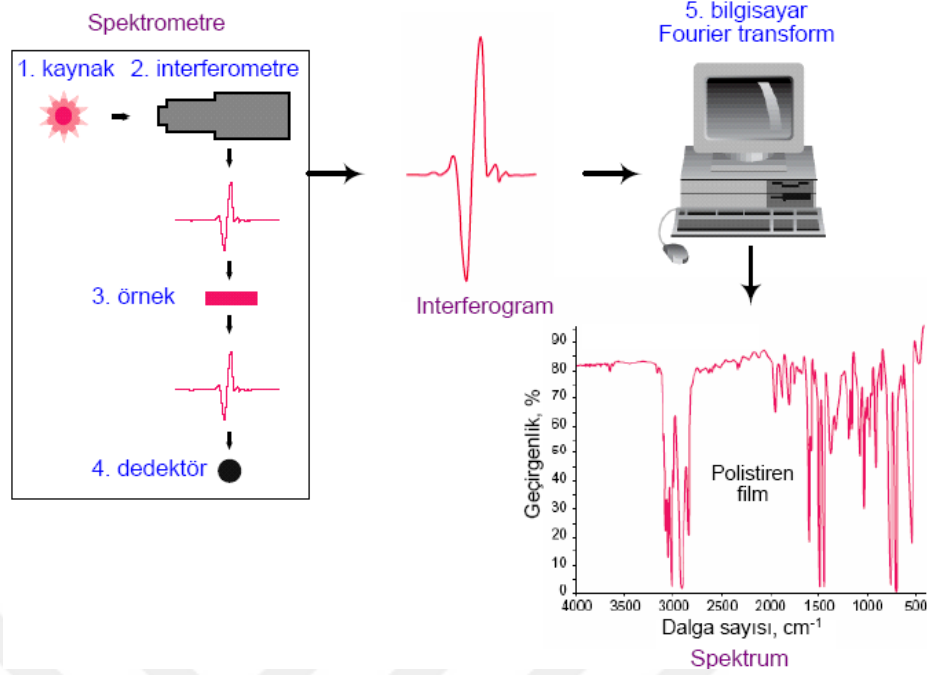
Kırınım ızgarası döndürüldüğü zaman farklı dalga boylarında ışıma elde edilmektedir. Böylece frekans taraması yapılmaktadır [48].

Dedektör: Maddenin kaynaktan gelen ışığı soğurup soğurmadığını anlamak için kaynaktan gelen ışığın şiddetini ölçmek için kullanılır. Şekil 2.6’da tek ışın demetli bir spektrometrenin çalışma yapısı gösterilmektedir [52].



Şekil 2.6. Tek ışın demetli FT-IR spektrometre [50].

Fourier dönüşümüne göre, herhangi bir dalga hareketi sinüs veya kosinüslü ifadelerin toplamı şeklinde ifade edilebilir. Bilgisayarların gelişmesiyle, karmaşık birçok matematiksel işlem Fourier dönüşümü yardımıyla artık rahatlıkla çözülebilen işlemler haline gelmiştir. Fourier dönüşüm cihazları, nükleer manyetik rezonans, kütle ve mikrodalga spektroskopileri gibi birçok farklı alanda da kullanılmaktadır. Şekil 2.7’de bir numunenin FTIR spektrometre süreci gösterilmektedir [50].



Şekil 2.7. Bir örneğin FTIR spektrometre ile analiz işlem süreci [50].

Fourier dönüşüm spektroskopinin kimyasal alandaki uygulamaları, 1960'lı yıllarda uzak kızılötesi ve orta kızılötesi bölgelerde gerçekleştirilmiştir. Günümüzde, 200-2500 nm dalga boylarında ölçüm yapabilecek spektrometreler bulunmaktadır. Bu tür spektrometreler ultraviyole, görünür ve kızılötesi bölgelerinde ölçüm yapabilmektedir [50,52]. Örneğin, bir numune inceleneceği zaman spektrometrenin ışın yoluna yerleştirilerek $4000-400\text{ cm}^{-1}$ frekans aralığında taranır. %T (geçirgenlik) – Dalga sayısı (cm^{-1}) grafiği elde edilir. Şekil 2.7'de geçirgenlik-dalga sayısı grafiği gösterilmektedir.

2.3. Örüntü Tanıma

Örüntü tanımanın amacı, nesneleri belirli kategoriler veya sınıflara ayırmaktır. Uygulamaya bağlı olarak, bu nesneler görüntü, işaret ya da sınıflanması gereken ölçümlerin herhangi bir türü olabilir. Genel bir terim kullanılarak bu nesneler örüntü olarak adlandırılır. 1960'lar öncesi çoğunlukla istatistik alanında teorik araştırmalarda kullanılan örüntü tanıma, daha sonraları bilgisayarın gelişmesi ile birlikte oldukça fazla kullanım alanı bulmuştur. Endüstriyel alandaki uygulamaların artışı, örüntü tanımayı günümüzde özellikle mühendislik konularında önemli bir noktaya getirmiştir [54,55].

İnsan çevresindeki değişimleri beş duyu organı yardımıyla algılamaya çalışır. Duyu organları ile yapılan bu işlemlerin amacı, olayları anlamak veya çevresindeki nesneleri tanımadır. İnsan zamanla kazandığı bu özellikleri, bütün hayatı boyunca karşılaştığı zorlukları aşmak ve ihtiyaçlarını gidermek için kullanmıştır. Zamanla bilimin gelişmesi ile insanlar ihtiyaçları için makineleri daha sonra bilgisayarları kullanmaya başlamışlardır. İnsanlar için zor ve zaman alıcı birçok işi bilgisayarlar çok daha kısa sürede, hızlı ve kolay bir şekilde yapabilmektedir. Zamanla bilgisayarlara belirli durumlar karşısında nasıl hareket edeceği öğretilmek istenmiştir. Bu öğrenme süreci sonunda, akıllı sistemler denen yapılar ortaya çıkmıştır. Bu akıllı sistemler ile bilgisayarlar kendilerine tanıtılan ses, görüntü, işaret gibi birçok bilgiyi ayırt edebilmektedir. Bu ayırt etme işlemlerini bir adım ileri götürecek olursak bilgiyi yorumlayabilen ve kendi veri tabanındaki bilgileri kullanarak çıkarım yapabilen bilgisayar sistemleri geliştirilmiştir. Günümüzde nesneleri tanıyabilen, onları takip edebilen, olaylar ve farklı durumlar karşısında bilgi birikimine göre yorum yapabilen birçok farklı akıllı sistem uygulamaları görmek mümkündür. Bu tip uygulamalardan biri de örüntü tanımadır. Şekil 2.8’de örüntü tanıma yapısı gösterilmektedir.



Şekil 2.8. Örüntü tanıma yapısı

2.3.1. Özellik Çıkarma

Özellik çıkarma, örüntü tanıma çok önemli bir role sahiptir. Örüntüden çıkarılacak özelliklerin örüntü kümesini temsil etme yeteneği bir anlamda örüntü tanıma sisteminin başarımında anahtar rolü oynayacaktır. Özellik çıkarma, verinin daha küçük bir boyutla temsil edilmesini sağlamaktadır. Bu ise, fazla veya gereksiz bilginin çıkarılması ile gerçekleştirilir. Bu işleme bir başka deyişle boyut indirgeme işlemi de denilebilir. Veriyi temsil etme yeteneği düşük olan kısımlar, yani gereksiz bilgiler veriden uzaklaştırılır. Bu işlemler sonucu en uygun özellikler bulunarak örüntü tanıma yapısının başarımı olumlu yönde artırılabilir. Özellik çıkarımı için kullanılacak yöntemlerin probleme göre değişiklik göstereceği de unutulmamalıdır [56,57].

2.3.2. Özellik Seçimi

Özellik çıkarma işleminde, örüntüyü tanımlayıcı olmayan bilgilerin elenmesiyle belli oranda boyut indirgeme yapılmaktadır. Özellik seçimi ile var olan özelliklerin ayırt edicilikleri değerlendirilip, ayırt edicilik bilgisi daha iyi olan bir alt küme bulunması amaçlanmaktadır [57]. Özelliklerinin belirlenmesinde değişik yöntemler kullanılmaktadır. Kullanılacak yöntemlerin seçilmesinde, örüntünün cinside önemlidir. Sınıflandırılmak istenen örüntü bir resim veya işaret olabilir. Burada örüntü kümesinin büyüklüğü de önemlidir. Uygulanacak olan özellik seçim algoritmasının en kısa sürede en etkili özellikleri seçebilmesi gerekir. Literatürde, sınıflandırmada kullanılacak olan en etkili özelliğin seçilmesine “Etkili Özellik Seçimi” denilmektedir. Etkili özellik seçiminde, sıralı seçim algoritması, genetik algoritma vb. gibi yöntemler kullanılmaktadır [58–60]. Bir sonraki bölümde, etkili özelliklerin belirlenmesinde kullanılan sıralı seçim algoritmaları incelenmiştir.

2.3.2.1. Sıralı İleri Seçim Algoritması

Birçok özellik bilgisi içinden hangi özelliğin öneminin daha yüksek olduğu sorusu asıl cevaplanması gereken sorudur. Bu sorunun cevabı, yüksek bir sınıflandırma başarımı elde edilmesini sağlayacaktır. Seçilen özelliklerin ayırt edicilik bilgisi düşük ise, sınıflandırıcının performansı da düşük olacaktır. Seçilen özelliğin ayırt edicilik bilgisi yüksek ise, sınıflandırıcının performansının da buna bağlı olarak yüksek olması beklenir. Ayırt edicilik bilgisi yüksek olan özelliklerin belirlenmesi için kullanılan algoritmalarından biri de Sıralı İleri Seçim (Sequential Forward Selection - SFS) algoritmasıdır.

SFS algoritması boş küme ile başlar. Sırası ile her bir özelliği sınıflandırıcıdan geçirir ve etkili olan özelliği belirler. En iyi olan ilk özellik belirlendikten sonra kalan özellikleri ilk özellik ile beraber ikili olarak sınıflandırıcıya gönderir ve bu ikililer içinde en etkili olanını belirler. Bu işlem tüm kümeye kadar bu şekilde devam etmektedir [54,61,62]. SFS algoritmasının işlem basamakları aşağıda verilmiştir;

Algoritma:

- i. Boş kümeyle başla
- ii. En iyi özelliği seç
- iii. Kümeyi güncelle
- iv. (ii) adımına git

2.3.2.2. Sıralı Geri Seçim Algoritması

Sıralı Geri Seçim (Sequential Backward Selection - SBS) algoritması tüm küme ile başlar. Sırası ile her bir özellik tüm kümeden çıkarılarak kalan özellikler sınıflandırıcıdan geçirilir ve etkisi en az olan özellik belirlenir. Etkisi en az özellik belirlendikten sonra kümeden çıkarılır ve kalan özelliklere aynı işlem tekrar uygulanır ve bu işlem boş kümeye kadar devam etmektedir [54,61,62]. SBS algoritmasının işlem basamakları aşağıda verilmiştir.

Algoritma:

- i. Tüm kümeyle başla
- ii. Etkisi en az özelliği seç ve kümeden çıkar
- iii. Kümeyi güncelle
- iv. (ii) adımına git

2.3.3. Normalizasyon

Normalizasyon, verilerin istenen aralığa ($[0,1]$ veya $[-1,+1]$ vb) veya başka bir deyişle farklı bir uzaya taşıma işlemidir. Yapay sinir ağları ile yapılan sınıflandırmada normalizasyon işlemi oldukça önemlidir. YSA'da kullanılan aktivasyon fonksiyonlarına göre verileri normalize etmek sınıflandırmada oldukça iyi sonuç üretebilmektedir. Veriler, YSA'da kullanılan aktivasyon fonksiyonuna uygun olarak normalize edilmediği durumlarda sınıflandırıcının performansı da istenen seviyede olmamaktadır. Normalizasyon işleminde her bir özellik vektörü kendi içinde normalize edilmelidir. Literatürde farklı normalizasyon teknikleri bulunmaktadır [56,63,64]. Bu çalışmada kullanılacak olan normalizasyon yöntemi Denklem 2.1'de verilmiştir. X_i işaretin i . nci elemanını, n işaretin uzunluğunu temsil etmektedir.

$$X_i = \frac{X_i}{|X_{n(max)}|} \quad (2.1)$$

2.3.4. Sınıflandırma

Bilinmeyen bir örüntüyü tanımlayabilmek için özellik çıkarımı ve özellik seçiminden sonra sınıflandırma işlemi gerçekleştirilir. Sınıflandırmanın amacı, örüntüleri özellik vektörlerine göre en yakın sınıflara atamaktır. Sınıflandırıcının başarımında özellik seçimi önemlidir. Çünkü seçilen özellik, etkili bir özellik ise sınıflandırıcının performansı da o oranda yüksek olacaktır [55].

Sınıflandırıcıları geleneksel ve akıllı olmak üzere iki gruba ayırmak mümkündür. Geleneksel sınıflandırma algoritmaları Bayes karar teorisine dayanmaktadır. Geleneksel sınıflandırıcılara örnek verilecek olursa; çok değişkenli gauss modelleri, en yakın komşu, maksimum olabilirlik vb. sınıflandırıcılar söylenebilir. Akıllı sınıflandırıcılar genellikle yapay sinir ağı tabanlıdır ve en yaygın kullanılan etkili ve başarımı yüksek sınıflandırıcı türleridirler [56]. Şekil 2.9’da akıllı sınıflandırma yapısı gösterilmektedir.



Şekil 2.9. Akıllı sınıflama yapısı

2.4. Özellik Çıkarım Yöntemleri

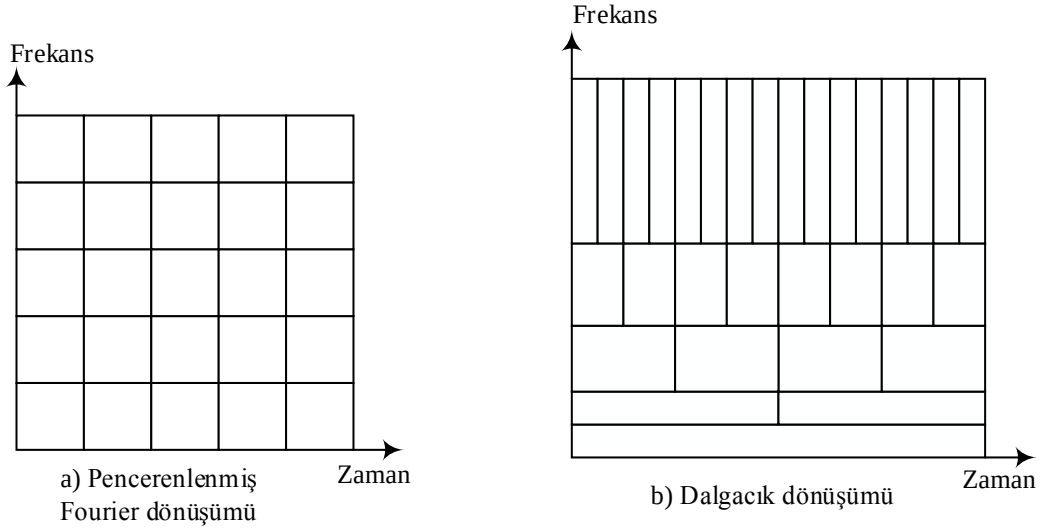
2.4.1. Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık yönteminin özelliği, işareti ölçeğe göre analiz etmektir. Dalgacık algoritmaları ile veri farklı ölçeklerde incelenebilmektedir. Herhangi bir işarete büyük

ölçekli bir pencereden bakıldığında büyük özellikleri görülürken, küçük ölçekli bir pencereden bakıldığında ise daha küçük özellikleri yani ayrıntıları görülebilmektedir [65].

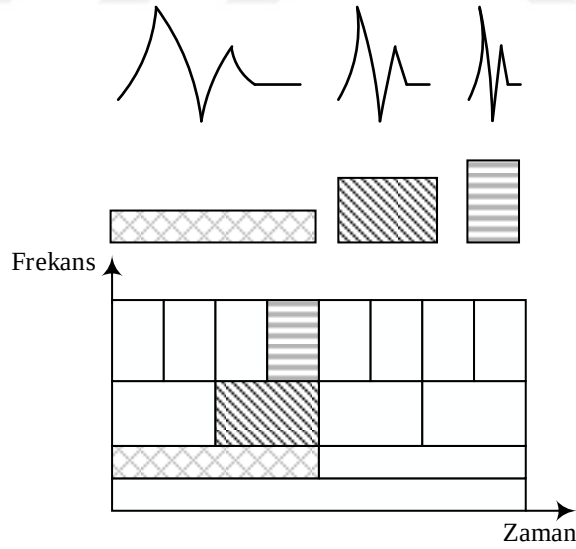
Dalgacık analizinde, dalga şeklindeki bir fonksiyon incelenmek istenen asıl işaret ile karşılaştırılmaktadır. Dalgacık analizi yönteminde, kullanılacak olan dalgacık önce kısa bir periyoda sığacak şekilde ayarlanmakta ve incelenecek işaretin üzerinde kaydırılarak karşılaştırılmaktadır. Böylece, işaretin o periyottaki değerleri belirlenmiş olmaktadır. Daha sonra dalgacık önceki periyottan daha uzun bir periyoda genişletilmekte ve aynı şekilde dalgacık bütün işaretin üzerinde tekrar baştan sona kadar hareket ettirilmektedir. Bu genişletme işlemi, dalgacık ile incelenen işaretin uzunluğu aynı olana kadar gerçekleştirilmektedir. Böylece, farklı periyodik özelliklerin zaman içerisindeki değişimleri ortaya konulmaktadır. Bu yöntem, işarete bir matematik mikroskobu ile bakmak olarak ifade edilmektedir [66].

Dalgacık dönüşümünün anlaşılabilmesi için, Fourier dönüşümü ile aralarında ne gibi farklılıklar vardır bilinmesi gerekmektedir. Fourier dönüşümü, işaretin frekans boyutundaki gösterimidir. Fourier dönüşümü, incelenen işaretin zaman boyutu ile ilgili bir bilgi vermez. İşaretin hangi frekansa sahip işaretlerden oluştuğu bilgisini verir. Bu bilgiyi verirken zaman bilgisi kaybolur. Zaman bilgisine ihtiyaç olmayan işaretlerin analizinde oldukça kullanışlı bir yöntemdir. Fakat durağan olmayan işaretlerin analizinde istenen özellikleri sergileyemediği için bu gibi durumlar için farklı bir analiz yöntemine ihtiyaç duyulmaktadır. İşte bu noktada dalgacık dönüşümü devreye girmektedir. Dalgacık dönüşümünde ana dalgacık olarak adlandırılan fonksiyon ile dalgacık esnetilerek, incelenecek işaretin farklı ölçeklerdeki bütün özellikleri analiz edilebilmektedir. Şekil 2.10'da pencerelenmiş Fourier dönüşümü ile dalgacık dönüşümü arasındaki farklar gösterilmektedir [65,67,68].



Şekil 2.10. Pencerenlenmiş Fourier dönüşümü ve dalgacık dönüşümü

Dalgacık dönüşümlerinin en önemli avantajı, pencere boyutunun değişken olmasıdır. Bu sayede, işaretin süresiz olduğu noktaları yakalayacak olan küçük pencereler elde edilebilir. Şekil 2.11’de farklı büyüklükteki pencere fonksiyonları gösterilmektedir [65].



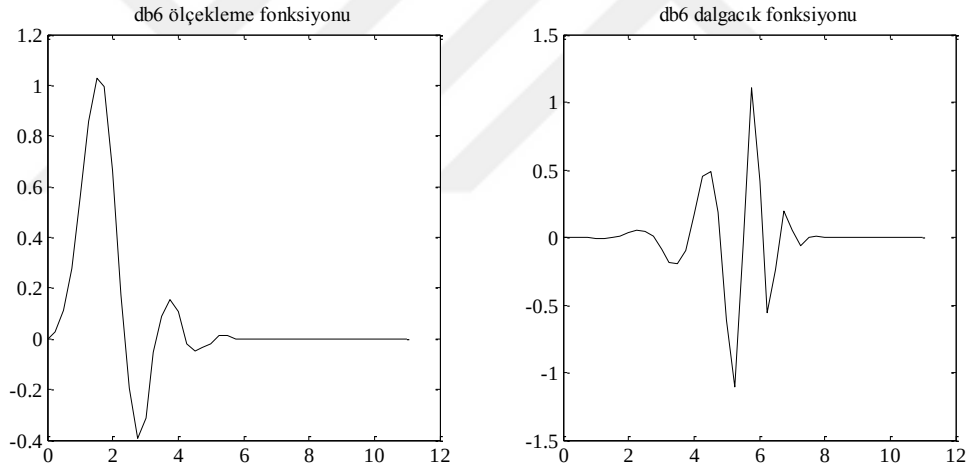
Şekil 2.11. Daubechies dalgacık baz fonksiyonunun zaman- frekans düzleminde kapladığı alan

Dalgacıklar, ana dalgacık fonksiyonu ve ölçekleme fonksiyonu bileşenlerinden oluşmaktadır. Denklem 2.2 ve 2.3’de gösterildiği gibi ana dalgacığın integrali 0 ve ölçekleme fonksiyonunun integrali 1’dir.

$$\int \phi(t)dt = 1 \quad (2.2)$$

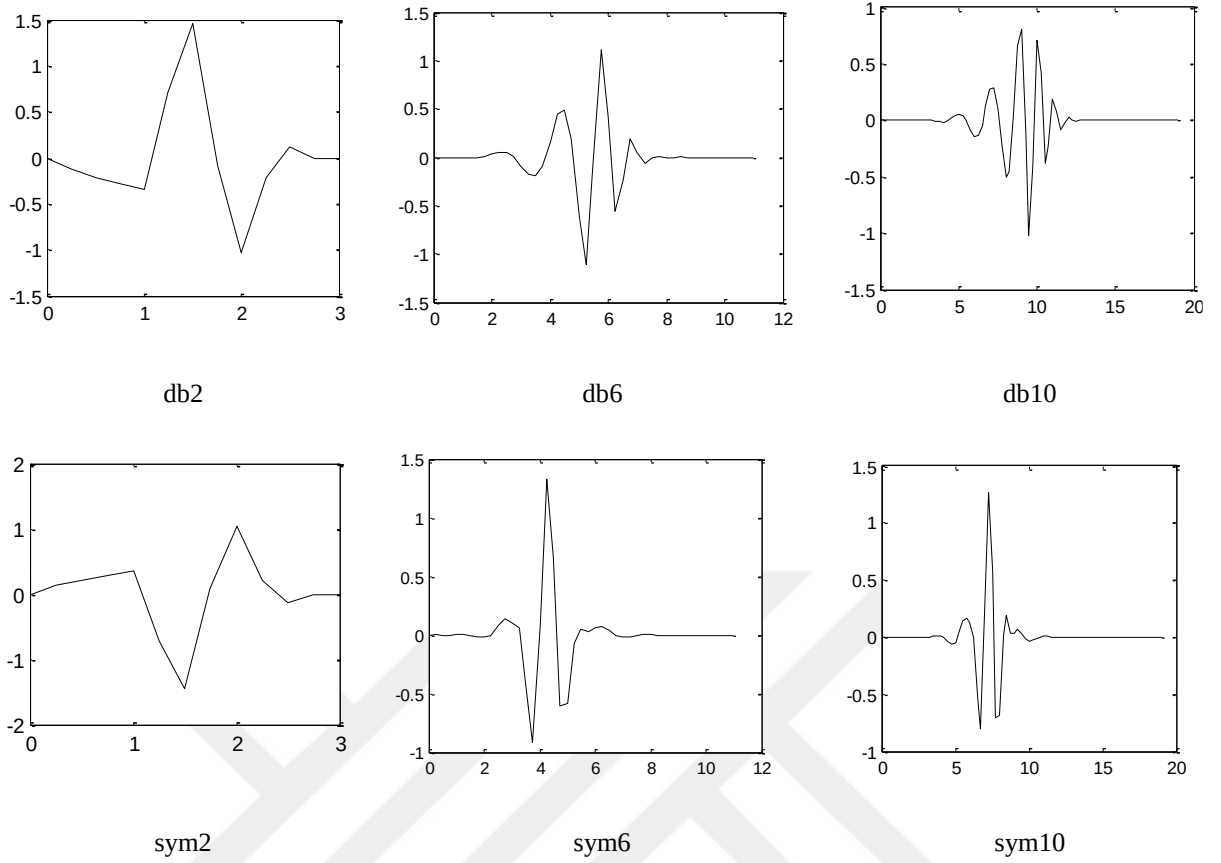
$$\int \psi(t)dt = 0 \quad (2.3)$$

Ölçekleme fonksiyonu, işaretin düşük frekanslı kısmını temsil ederken, ana dalgacık fonksiyonu işaretin yüksek frekanslı kısmını temsil etmektedir. Şekil 2.12’de ana dalgacık fonksiyonu ve ölçekleme fonksiyonu gösterilmektedir. Ana dalgacık fonksiyonu, detay katsayılarını veren yüksek geçiren filtre gibi davranırken, ölçekleme fonksiyonu ise, yaklaşımlarını veren düşük geçiren filtre gibi davranmaktadır [68,69].



Şekil 2.12. Ana dalgacık ve ölçekleme fonksiyonu

Dalgacıklar farklı şekillerde olabilirler. Bazı dalgacıklar ayrık, bazıları simetrik ve bazı dalgacıklarda asimetrik olabilirler. Ayrık dalgacık olarak Haar dalgacığı örnek verilebilir. Meksika şapkası ise simetrik bir dalgacıktır. Symmlet ve Coiflet dalgacıkları ise asimetrik dalgacıklardır. Şekil 2.13’de en çok kullanılan bazı dalgacık türleri gösterilmektedir.

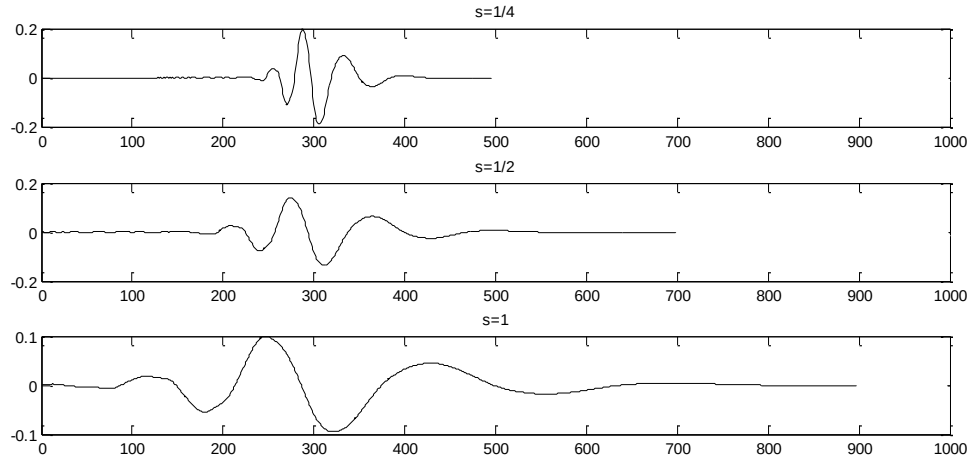


Şekil 2.13. Yaygın olarak kullanılan dalgacık örnekleri

Bir dalgacık fonksiyonu, ana dalgacıktan, ölçek ve dönüşüm parametrelerinin değiştirilmesi ile Denklem 2.4'deki gibi yazılmaktadır.

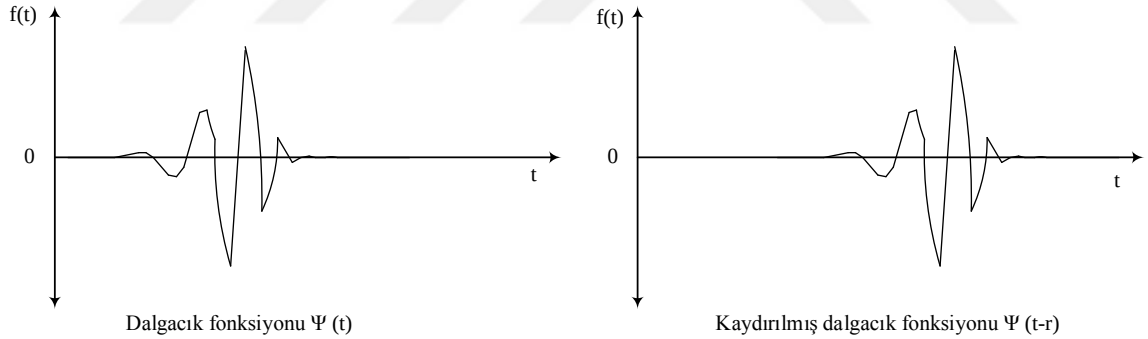
$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) \quad (2.4)$$

Burada, s ölçek parametresi, u ise dönüşüm parametresini göstermektedir. Ölçek değeri küçük iken detaylar elde edilirken, ölçek değeri büyüdüğünde, genel görünüm bilgisi elde edilmektedir. Ölçeklendirme değeri 0 ile 1 arasında iken dalgacık genişletilmiş, birden büyük bir değer verilirse dalgacık daraltılmış olmaktadır [68,69]. Şekil 2.14'de ölçeklendirme parametresinin değişimi ile ilgili örnek gösterilmektedir.



Şekil 2.14. Dalgacığın ölçeklendirilmesi

Dönüşüm parametresi ise dalgacığın zaman ekseninde kaydırılmasını sağlamaktadır. Matematiksel olarak tanımlarsak, bir $f(t)$ fonksiyonunu r kadar kaydırmak için $f(t-r)$ ifadesi kullanılmaktadır. Şekil 2.15’de dönüşüm parametresinin dalgacık fonksiyonunu uygulanmasına yönelik bir uygulama göstermektedir [68,70].



Şekil 2.15. Dalgacığın dönüşüm parametresi ile kaydırılması

İşaretler sürekli dalgacık dönüşümü ve ayrık dalgacık dönüşümü olarak iki farklı şekilde analiz edilebilirler. Sürekli dalgacık dönüşümü kullanıldığında, ölçeklendirme ve dönüşüm parametrelerinin sürekli değiştiğinden her ölçek için ayrı ayrı dalgacık katsayılarının hesaplanması uzun ve zaman alıcıdır. Bu nedenle, birçok durumda ayrık dalgacık dönüşümü kullanılmaktadır [71].

2.4.1.1. Sürekli Dalgacık Dönüşümü

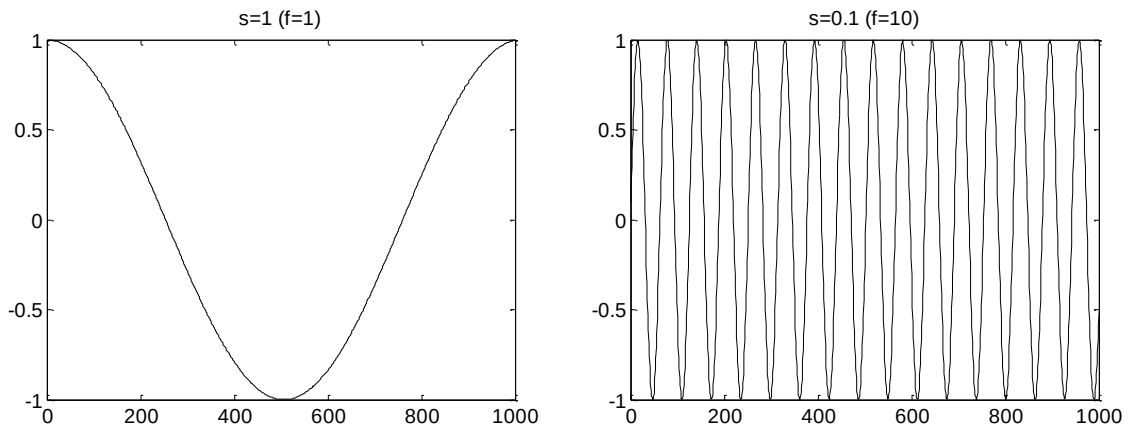
Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD), pencerelenmiş Fourier dönüşümüne benzemek ile birlikte aralarındaki en önemli fark ise, sürekli dalgacık dönüşümü ile farklı frekanstaki bileşenleri analiz edebilecek farklı büyüklükte pencerelere sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Fakat pencerelenmiş Fourier dönüşümünde pencere büyüklükleri sabittir [72].

Zaman bölgesinde tanımlı olan $x(t)$ işaretinin sürekli dalgacık dönüşümü Denklem 2.5’de verilmiştir.

$$SDD(a, b) = - \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (2.5)$$

Burada, $x(t)$ zaman bölgesindeki işaret, $\psi(t)$ dalgacık türü, b dönüşüm ögesidir. b farklı frekans seviyelerinde ayrışım filtrelerini tanımlamaktadır. a ölçekleme parametresi olarak her seviye için ayrışım filtrelerini ölçeklendirmektedir. Ölçek, dalgacığın zaman eksenindeki genişliği olarak ifade edilir. Düşük frekanstaki işaretleri yakalayabilmek için büyük ölçek kullanılır.

Şekil 2.16’da bir ana dalgacık kullanılarak ölçekleme ve dönüşüm işleminin nasıl yapıldığı ile ilgili örnekler gösterilmektedir. Dönüşüm sonucu, işaret ile dalgacık arasındaki ilişki (korelasyon) gösterilmektedir. İşaret ve dalgacık arasındaki korelasyon yüksek ise, işaret ve dalgacık iyi eşleşmişlerdir. Korelasyon düşükse iyi bir eşleşme olmamıştır.



Şekil 2.16. Ölçek “s” değişiminin penceredeki etkisi

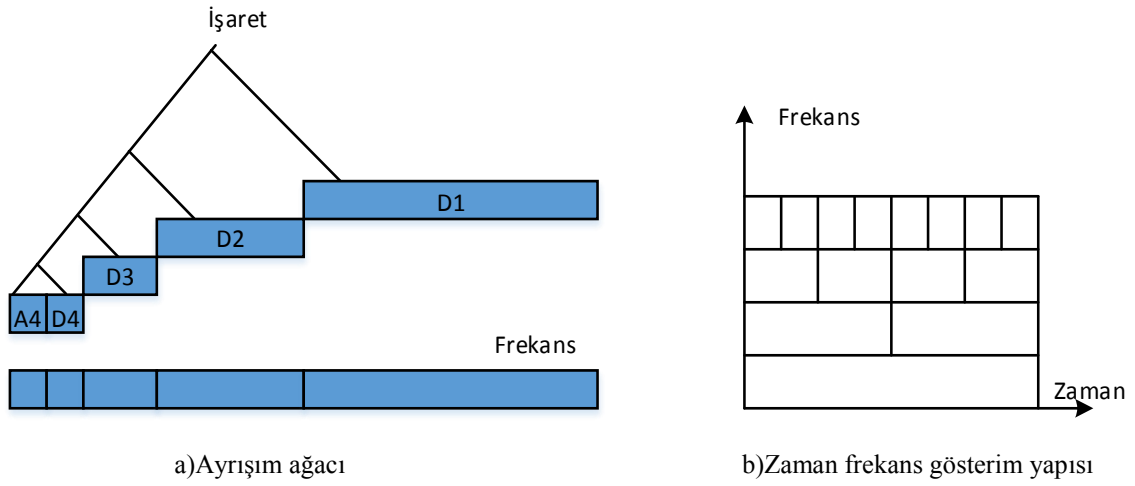
Dalgacık dönüşümü ile kullanılmaya başlanan ölçek kavramı frekansın tersi olarak tanımlanır. Şekil 2.16’da görüldüğü gibi frekans arttıkça s azalmıştır [56,67].

2.4.1.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık katsayılarını her ölçek için hesaplamak, çok fazla işlem yükü getirdiği için bilgi miktarı oldukça büyüktür. Bunun yerine analizleri daha etkili bir şekilde yapabilmek için ikinin katlarını kullanarak ölçekler ve ötelemeler seçilmelidir. Dalgacık katsayılarını hesaplamak için kullanılan bu yöntem ayrık dalgacık dönüşümü (ADD) olarak adlandırılır. Bilgisayar uygulamalarındaki analizler için Denklem 2.6 kullanılır. s parametresi ölçeği, n parametresi ise ötelemeyi göstermektedir [70].

$$ADD(s, n) = 2^{-s/2} \int f(t) \psi(2^{-s}t - n) dt \quad (2.6)$$

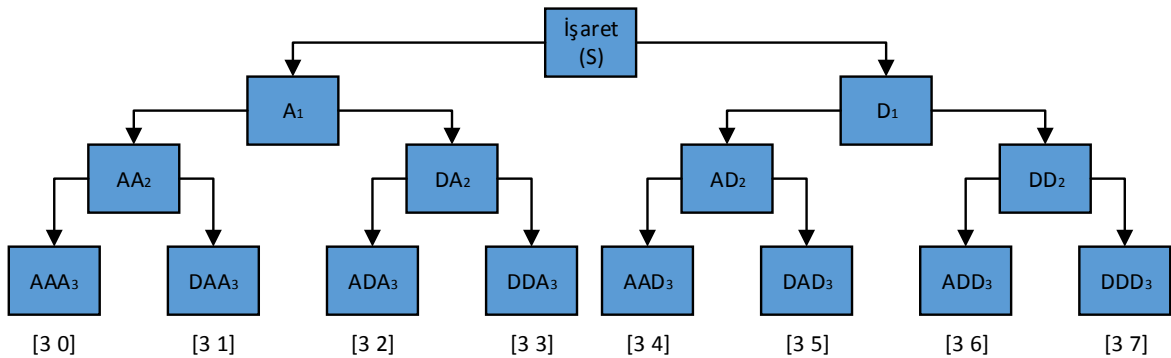
Tek bir filtreden geçirilen işaretin içindeki bilginin belirli bir kısmı kaybolur. Bu durumda, filtrelenmiş işareten asıl işaret elde edilemez. Çünkü kaybolan bir veri yeniden oluşturulamaz. Bu durumda iki filtre kullanılması veri kaybını önlemektedir. Filtrelerden biri düşük frekans bilgisini tutarken, diğeri yüksek frekans bilgisini tutmaktadır. Bu şekilde verinin yeniden elde edilmesi mümkündür. Filtre kümesi veya filtre bankası, işaretin spektrum bilgisini çıkarmak için işareti daha ince frekans bantlarına ayırıştırır. Filtre kümesinin her bir seviyesinden geçirilen işaret verisi iki katına çıkmaktadır. Eğer işaret n 'ye ayırıştırılırsa, asıl işareten 2^n adet daha fazla veri ortaya çıkmaktadır. Bu ise, istenen bir durum değildir. Gerçek filtreler kusursuz bir kesim frekansına sahip değildirler. Böyle bir durumda, bilginin tamamını yeniden elde etmek için geliştirilen filtreler kuvadratür filtrelerdir. Ayrık dalgacık dönüşümü bu tip filtrelerden elde edilmektedir [56]. Şekil 2.17’de ayrık dalgacık ağaç yapısı ve ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak elde edilen zaman-frekans gösterimi görülmektedir.



Şekil 2.17. ADD ayrışım ağacı ve zaman frekans gösterim yapısı

2.4.2. Dalgacık Paket Dönüşümü

Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD), dalgacık dönüşümüne benzer olup daha geniş bir işaret işleme imkânı sağlamaktadır. DPD analizinin dalgacık dönüşümünde farkı ise, detay bileşenlerinin de aynen yaklaşım bileşenleri gibi ayrıştırılmasıdır (Şekil 2.18). Böylece DPD analizi ile işaret daha ayrıntılı bir şekilde incelenebilmektedir. Eğer incelenecek işaret yüksek frekanslı bileşenlerinde önemli bilgiler içeriyorsa, DPD analizi yöntemi ile bu bilgiler ortaya çıkarılabilmektedir. DPD analizi sonucunda elde edilen paketler birleştirildiğinde tekrar asıl işaret elde edilebilmektedir [56,73].



Şekil 2.18. Dalgacık paket ağacı

Tezde kullanılan işaretin genliğinin zamanla değişmesine bağlı olarak, istatistiksel karakteristiği de (frekans, güç, ortalama değeri, vb.) değişiklik gösterdiğinden durağan olmayan bir işarettir. Bu nedenle, farklı frekans çözünürlüğüne sahip olan dalgacık dönüşümü uygulanarak analiz edilmiştir [56].

2.5. FTIR İşaretine Dalgacık ve Dalgacık Paket Dönüşümünün Uygulanması

2.5.1. FTIR İşaretinin Dalgacık Dönüşümü ile Ayırıştırılması

FTIR spektroskopisinden elde edilen işaretlerin dalgacık dönüşümü ile alt bileşenlere ayrıştırılması işlemi için aşağıdaki adımlar uygulanmaktadır.

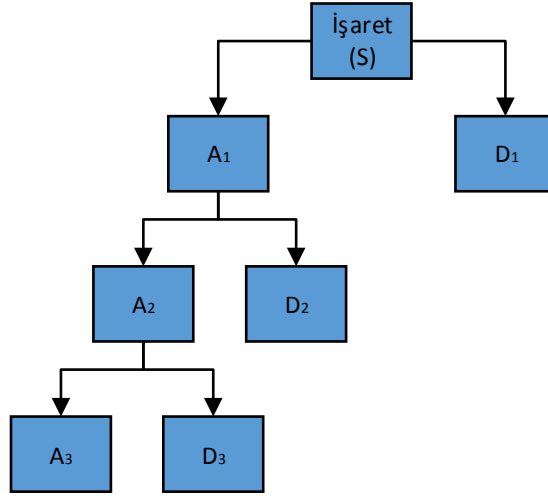
1. Dalgacık dönüşümüne tabi tutulacak işaretin ayrışımı seviyesi belirlenmektedir. En büyük ayrışım seviyesi Denklem 2.7 kullanılarak belirlenmektedir. Çoklu çözünürlük analizi olarak adlandırılan bu işlem 1 yaklaşım ve 1 detay katsayısı kalana kadar uygulanabilmektedir. Fakat kaç seviye ayrışım yapılacağı, uygulamayı yapan kişinin belirleyeceği bir değerdir. Bu değer belirlenmesinde, işaretin özellikleri ve yapılacak olan analizin amacının etkili olduğu söylenebilir [74]. Denklem 2.7’de, N ayrışım yapılacak veri adedi ve L ise ayrışım seviyesini göstermektedir.

$$2^L = N \quad (2.7)$$

2. Ayrışım seviyesinin belirlenmesinin ardından işaret, yüksek frekanslı ve düşük frekanslı bileşenlerine ayrıştırılmaktadır. Bu işlem bir filtreleme işlemidir. $X(t)$ işareti, $g(k)$ yüksek geçiren ve $h(k)$ düşük geçiren filtresinden geçirilerek her seviyede iki yaprak işareti elde edilir.

Elde edilen işaretlerden düşük frekanslı olanına yaklaşım katsayısı (cA), yüksek frekanslı olanına ise detay katsayısı (cD) denilmektedir. Denklem 2.8’de yaklaşım ve detay katsayıları gösterilmektedir.

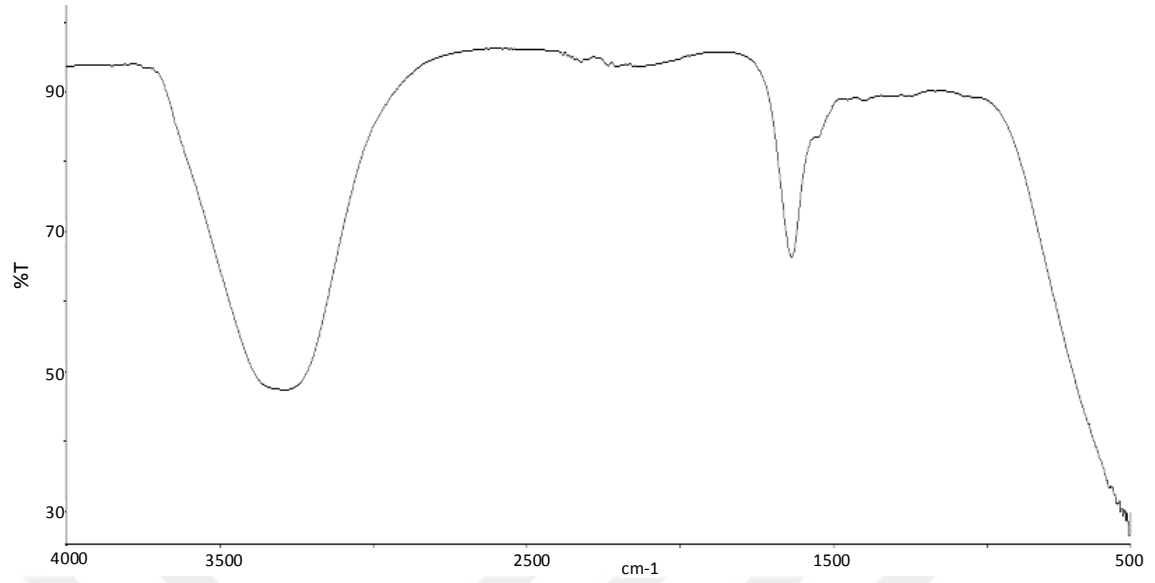
$$\begin{aligned} cA(n) &= x(n) \cdot g(n) \\ cD(n) &= x(n) \cdot h(n) \end{aligned} \quad (2.8)$$



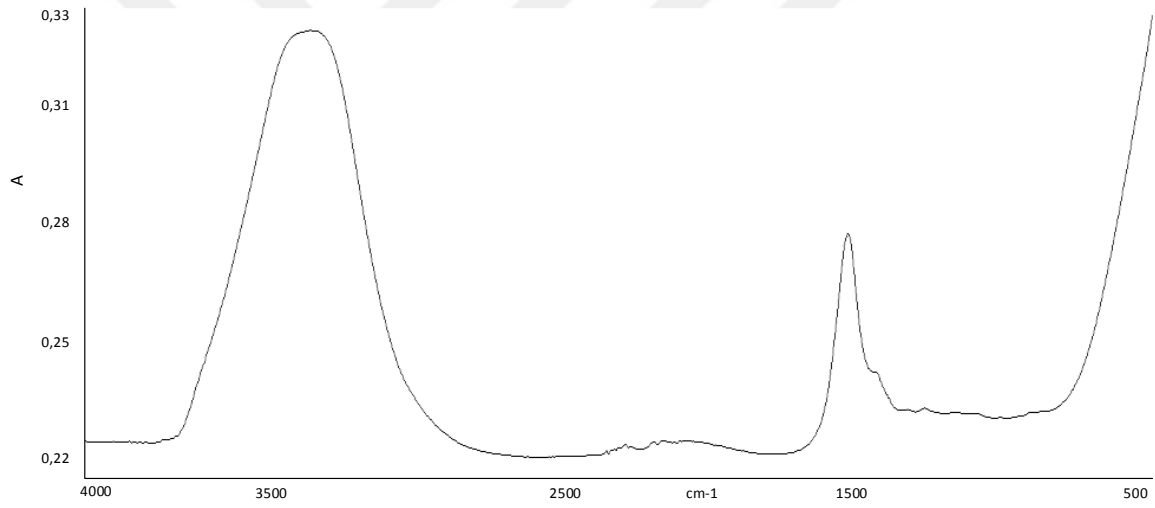
Şekil 2.19. Dalgacık dönüşüm ağaç yapısı

Her ayrışım seviyesinde elde edilen yaklaşım katsayısı tekrar ayrışım işlemine tabi tutulmakta ve yeniden detay ve yaklaşım katsayılarına ayrıştırılmaktadır. Şekil 2.19’da gösterildiği gibi bu işlem en son ayrışım seviyesine kadar devam etmektedir [56,74].

Şekil 2.20’de görüldüğü gibi FTIR işaretleri durağan olmayan bir işarettir. Elde edilen işaretin geçirgenlik-dalga sayısı grafiği gösterilmektedir. Denklem 3.1 kullanılarak işaretin soğurma-dalga sayısı grafiği elde edilmektedir.



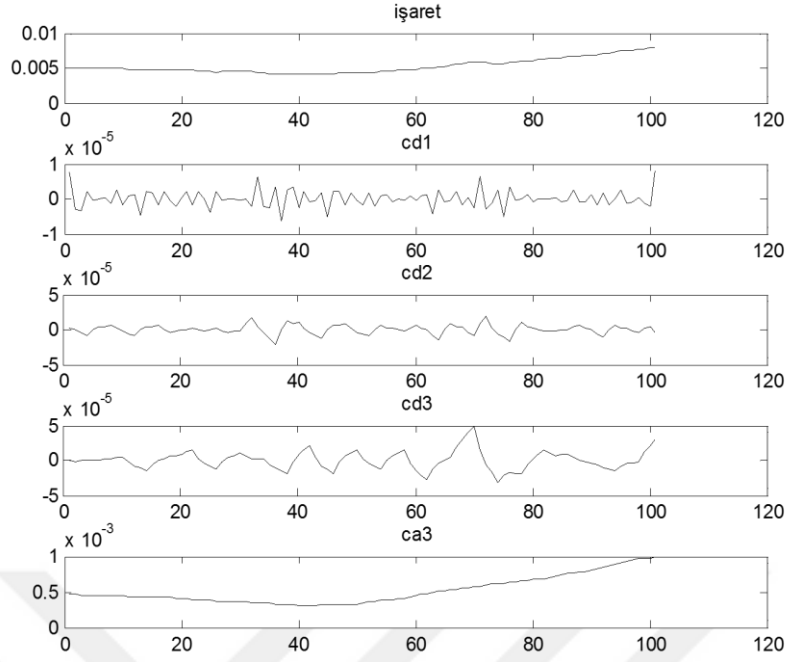
a)Geçirgenlik-dalga sayısı



b)Soğurma- dalga sayısı

Şekil 2.20. FTIR işareti

FTIR işaretinin 1100-1000 cm^{-1} bant aralığı kullanılarak yapılan 3. seviye ayrışım sonucu Şekil 2.21’de gösterilmektedir.



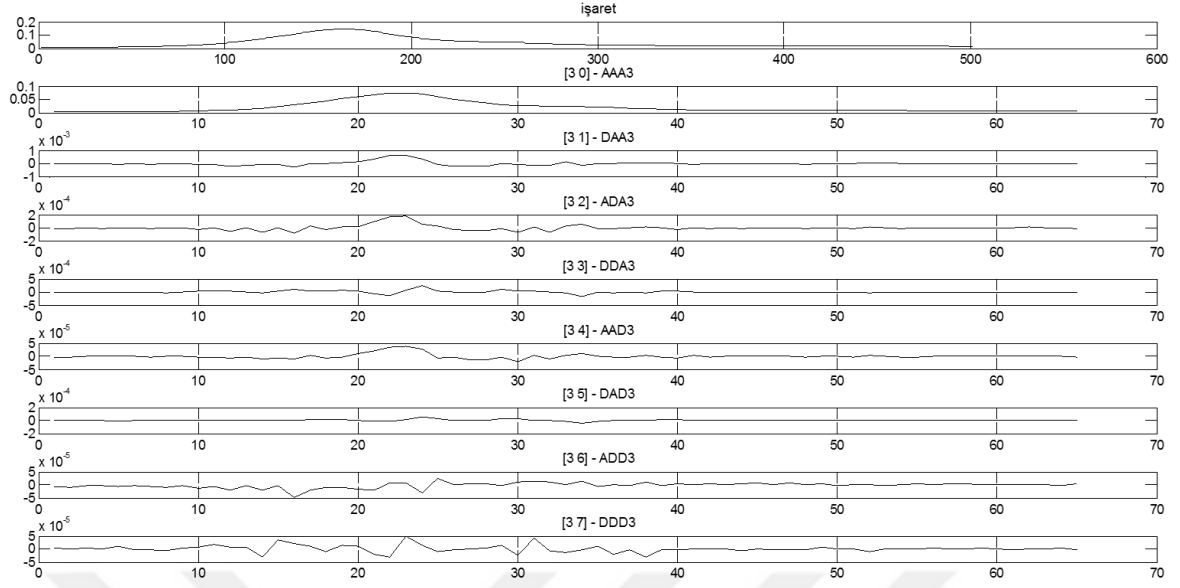
Şekil 2.21. FTIR işaretlerinin DD ile ayrışım sonucu

2.5.2. FTIR İşaretinin Dalgacık Paket Dönüşümü ile Ayrıştırılması

FTIR spektroskopisinden elde edilen işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile alt bileşenlere ayrıştırılması işlemi için aşağıdaki adımlar uygulanmaktadır.

1. Dalgacık paket dönüşümünde ilk önce işaretin ayrışım seviyesi belirlenmektedir. Ayrışım seviyesi Denklem 2.7 kullanılarak belirlenmektedir.
2. Ayrışım seviyesinin belirlenmesinin ardından işaret, yüksek frekanslı ve düşük frekanslı bileşenlerine ayrıştırılmaktadır. Dalgacık paket dönüşümünde, dalgacık dönüşümünden farklı olarak sadece yaklaşım bileşeni kullanılmamaktadır. Ayrışım işlemi, hem yaklaşım hem de detay bileşenlerinde ayrı ayrı yapılmaktadır. Elde edilen yaprak sayısı ayrışım seviyesine göre değişmektedir. Dalgacık paket dönüşümü sonucu elde edilen yapraklar Şekil 2.18’de gösterilmektedir.

Örnek bir FTIR işaretlerinin 3. seviye dalgacık paket analizi ayrışımı ile 8 uç yaprak oluşmaktadır. Yapılan ayrışım sonucu Şekil 2.22’de gösterilmektedir.



Şekil 2.22. FTIR işaretinin DPD ile ayrışım sonucu

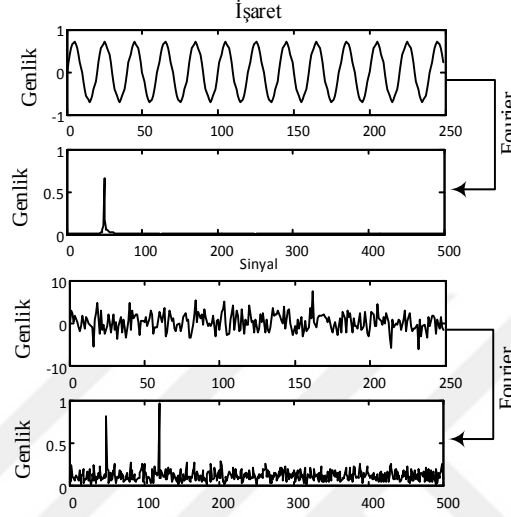
2.6. Bilgi Çıkarım Yöntemleri

2.6.1. Entropi

Entropi kavramı ilk kez alman fizikçi Rudolf Clausius tarafından termodinamikte bir sistemin enerji miktarını ölçmek için kullanılmıştır. Daha sonra fizikçi Ludwig Boltzmann entropi kavramını aynı ortamdaki gazların dağılımının belirsizliğini ölçme amacıyla kullanmıştır. 1948 yılında Cladue Shannon veri transferi esnasında meydana gelen bilgi kaybından dolayı oluşan belirsizliği ölçmek için kullanmıştır. Shannon, entropi ile bir alıcı ile kaynak arasındaki bilgi alışverişi esnasında kaybedilen bilgi miktarını ölçmeye çalışmıştır. Shannon, kesikli olasılık dağılımı p_k ile gönderilen iletinin iletilme olasılığını göstermeye çalışırken, entropi ile iletilerin taşıdığı belirsizliği ve böylece belirsizlikten kalan net bilgiyi ölçmeyi amaçlamıştır. Entropi, Denklem 2.9’da gösterildiği gibi hesaplanmaktadır. Burada, $H(p)$, bilgi entropi ölçüsünü, p_k ise mesajın iletilme olasılığını göstermektedir [75].

$$H(p) = - \sum_{i=1}^M p_i \log p_i \quad (2.9)$$

Entropi kavramı birçok alanın yanı sıra, işaret işleme alanında da kullanılmıştır. Entropi kullanılarak bir işaretin düzensizlik derecesi ölçülebilmektedir. Şekil 2.23’de görüldüğü gibi sinüzoidal bir işaret, frekans bölgesinde dar bir spektrum ile düşük bir entropiye sahiptir. Fakat işaret sinüzoidal olmayan bir işaret ise frekans spektrumu büyük bir entropi değeri oluşmasına neden olmaktadır [76–80].



Şekil 2.23. Düşük ve yüksek entropiye sahip iki farklı işaret

İşaret işleme uygulamalarında en çok kullanılan entropi çeşitleri: Shannon, Norm, Eşik, Logaritmik Enerji ve Sure entropidir. Aşağıdaki entropi hesaplama metotlarında, s işareti ve s_n ’de işaretin n . katsayı değerini göstermektedir [56].

1. Shannon entropi yöntemi:

$$E(s) = - \sum_n s_n^2 \log_2 s_n^2, \quad \log(0) = 0 \quad \text{kabul edilip} \quad (2.10)$$

2. Norm entropi yöntemi:

$$E(s) = \sum_n |s_n|^p, \quad 1 \leq p < 2 \quad (2.11)$$

3. Logaritmik enerji entropi yöntemi:

$$E(s) = \sum_n \log_2 s_n^2, \quad \log(0) = 0 \quad \text{kabul edilip} \quad (2.12)$$

4. Eşik (Threshold) entropi yöntemi:

ε pozitif bir eşik değerini göstermekte olup

$$|s_n| > \varepsilon \Rightarrow E(s_n) = 1 \text{ ve } |s_n| \leq \varepsilon \Rightarrow E(s_n) = 0 \text{ olarak} \quad E(s) = \sum_n E(s_n) \quad (2.13)$$

5. Sure entropi yöntemi:

ε pozitif bir eşik değeri kabul edilip

$$|s_i| \leq \varepsilon \Rightarrow E(s) = \sum_i \min(s_i^2, \varepsilon^2) \quad (2.14)$$

2.6.2. Standart Sapma

Verilerin ortalamaya göre yayılımının ölçüsüdür. Standart sapma ile verilerin dağılımının nasıl olduğu yani ortalamadan ne kadar uzaklaşıldığı bilgisi öğrenilir. Bu işlem şu şekilde yapılmaktadır. Verilerin aritmetik ortalamadan uzaklıkları hesaplanır. Bu değerlerin karelerinin toplamının veri sayısının bir eksiğine bölünmesi ile standart sapma elde edilir [81,82]. Standart sapma değeri Denklem 2.15 ile hesaplanmaktadır.

$$StandartSapma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x - x_i)^2} \quad (2.15)$$

2.6.3. Ortalama Mutlak Değer

Ortalama mutlak değer (OMD), işaret genliğinin mutlak değerlerinin ortalamasıdır. OMD Denklem 2.16'daki gibi hesaplanmaktadır [83–87].

$$OMD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (2.16)$$

2.6.4. Basit Kare İntegral

Basit kare integral (BKİ), işaretin enerjisini belirlemek için kullanılır ve Denklem 2.17 ile hesaplanmaktadır [83–86].

$$BKİ = \sum_{i=1}^N |x_i|^2 \quad (2.17)$$

2.6.5. Dalga Boyu Uzunluğu

Dalga boyu uzunluğu (DB), zaman dilimi boyunca dalganın kümülatif uzunluğudur. Dalga boyu genlik, frekans ve zaman ile ilişkilidir. Dalga boyunun hesaplanması Denklem 2.18’de gösterilmektedir [83–89].

$$DB = \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (2.18)$$

2.6.6. Sıfır Geçişleri

İşaretin x eksenini kestiği noktaların sayısını belirlemek için kullanılır. Sıfır geçiş (SG) değerinin hesaplanması Denklem 2.19’da gösterilmektedir [83–87,89].

$$SG = \sum_{i=1}^{N-1} [isrt(x_i \times x_{i+1}) \cap |x_i - x_{i+1}| \geq eşik] \quad (2.19)$$

$$isrt(x) = \begin{cases} 1, & \text{eğer } x \geq eşik \\ 0, & \text{diğer} \end{cases}$$

2.6.7. En Büyük ve En Küçük Değer Farkı

Belirlenen aralıktaki işaretlerin en küçük ve en büyük değerleri arasındaki farkın belirlenmesi için kullanılır [90]. En küçük ve en büyük değerler arasındaki farkın hesaplanması Denklem 2.20’de gösterilmektedir

$$Fark = EnBüyük(x_i) - EnKüçük(x_i) \quad i=1 \dots n \quad (2.20)$$

2.6.8. Spektral Alanların Oranlanması

Literatürde, serum numuneleri kullanılarak akciğer kanseri olan kişiler ile sağlıklı kişileri ayırt etmeye yönelik yapılan çalışmada kullanılan spektral alan oranları şunlardır; A2959/A1545, A1650/A1545, A1080/A1545, A1080/A1243 ve A1080/A1170’dir [25]. A2959 alanı, 2997-2887 cm⁻¹ aralığı kullanılarak hesaplanmıştır. Diğer alanların hesaplanmasında kullanılan değerler Tablo 2.1’de gösterilmiştir. Bu tez çalışmada da, Tablo 2.1’deki alan değerleri kullanılarak kolon kanseri olan kişiler ile sağlıklı kişiler arasındaki farklar incelenmiştir.

Tablo 2.1. Seçilmiş alanların dalga sayısı aralık değerleri

Alan	Aralık değerleri
A2959	2997-2887 cm ⁻¹
A1650	1725-1593 cm ⁻¹
A1545	1593-1480 cm ⁻¹
A1243	1258-1203 cm ⁻¹
A1170	1184-1140 cm ⁻¹
A1080	1140-1000 cm ⁻¹

2.6.9. Spektral Pik Değerlerinin Oranlanması

Ayrıca bu tez çalışmasında, sağlıklı kişiler ile kolon kanserli hastaların birbirinden ayırt edilmesi için bazı pik değerlerine ait oranlar da karşılaştırılmıştır. H1080 değeri, FTIR işaretin 1080 cm⁻¹ bandındaki pik değerini göstermektedir. Pik değerlerine ait oranlar kullanılarak yapılan çalışmalarda kullanılan pik değerleri ve incelenen oranlar şunlardır;

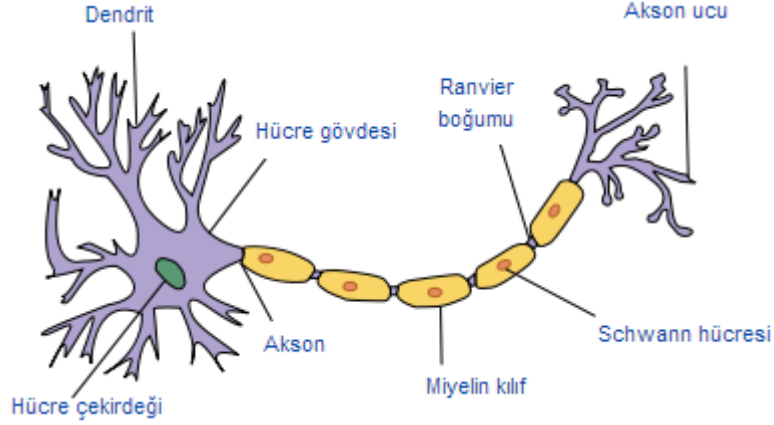
H2959/H2931, H1646/H1550, H1453/H1400, H1314/H1243 ve H1080/H1550'dir [23]. Farklı çalışmalarda da benzer pik değerleri kullanılmıştır. Kullanılan değerler ve oranları şunlardır; H1075/H1542, H1045/H1467, H2959/H2931 [24]. Görüldüğü üzere, incelenen pik değerleri ya aynı ya da birbirine yakın değerlerdir. Yapılan çalışmalarda, mide ve kan kanseri olan kişiler ile sağlıklı kişileri ayırt edebilecek oranlar incelenmiştir. Bu tez çalışmasında da, bu değerler kullanılarak kolon kanserli ve sağlıklı kişiler arasındaki oranlarda incelenmiştir.

2.7. Sınıflandırma

Sınıflandırmanın amacı, verileri özellik vektörlerine göre en yakın sınıfa atamaktır. Bu amaç için kullanılan birçok sınıflandırıcı bulunmaktadır [55]. Bunlardan biri de, yapay sinir ağlarıdır.

2.7.1. Yapay Sinir Ağları

Günümüzde yapılan birçok uygulama veya yenilik, insanın doğayı taklit etme çabasından ortaya çıkmaktadır. İnsan doğayı araştırarak ve çevreyi inceleyerek ihtiyacı olanı geliştirmeye çalışmaktadır. Normalde insan, doğada var olanı kendi kontrolü altında olacak şekilde tasarlamak ve kullanmak ister. Bu isteklerin karşılanması için araştırmalar yapar ve yine doğayı kopyalayarak hedefe ulaşmaya çalışır. Bu hedeflerden birisi de yapay zekâdır. Yapay zekâ, olaylar veya durumlar karşısında insan gibi yorum yapabilen bir nevi insan beyninin işleyişi taklit eden bir sistem olarak düşünülebilir. Daha geniş bir açıdan bakacak olursak bu sistem bilgiyi elde etme, algılama, düşünme ve yorumlama kabiliyeti olan özellikler ile donatılmış bir bilgisayar sistemidir. Yapay zekâ uygulamalarını anlamak için bir insanın sinir sistemi temel yapısına bakmak gereklidir. İnsan sinir sistemi, bilgiyi alıp yorumlar ve daha sonra bir karara varıp uygulamaktadır. Şekil 2.24'de temel bir biyolojik nöron hücresi gösterilmektedir. Bir nöron hücresi 3 bileşenden meydana gelir ve bunlar; hücre gövdesi, dendrit ve aksondur.



Şekil 2.24. Sinir hücresi [32].

Hücre gövdesi dendritlerden gelen sinyallere verilecek cevabı belirler. Hücre gövdesinde üretilen cevap aksonlar vasıtası ile diğer nöronlara iletilir. Aksonlar ile dendritlerin bağlantı noktasına sinaps denir. İnsan beyninin bilinen özellikleri kullanılarak yapay hücre ve sinir ağı modelleri geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar, yapay sinir ağı adı verilen bilgisayar hesaplama algoritmalarının ortaya çıkmasını sağlamıştır [91,92]. Yapay sinir hücresi modeli Şekil 2.26’da görüldüğü gibi girişler, ağırlıklar, toplayıcı, aktivasyon fonksiyonu ve çıkıştan oluşmaktadır.

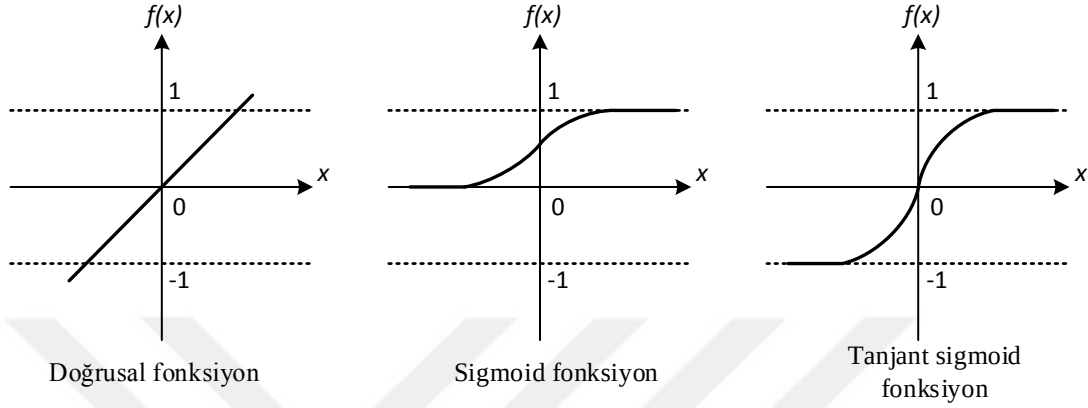
Girişler: Dış ortamdan veya diğer hücrelerden yapay sinir hücresine girilen verilerdir.

Ağırlıklar: Ağırlık değerleri, yapay sinir hücresine girilen bilgi için istenen çıktı değerini üretmesi için bulunması gereken değerlerdir. Ağırlıklar, YSA’nın hafızası olarak adlandırılabilir. Tek başlarına anlamlı olmayan bu değerler, sistemin tüm performansı üzerinde etkilidir [92].

Toplayıcı: Toplayıcı veya toplama fonksiyonu, yapay sinir hücresine gelen girişlerin kendi ağırlıkları ile çarpımlarının toplamı şeklinde hesaplamaktadır. Böylece, toplayıcı sinir hücresine gelen net girdi hesaplamaktadır [92].

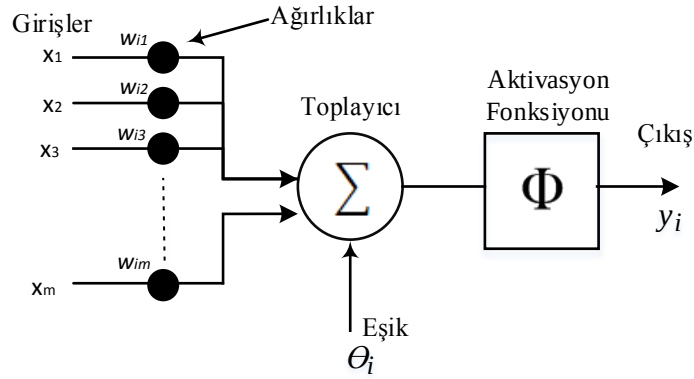
Aktivasyon Fonksiyonu: Transfer fonksiyonu olarakta bilinen aktivasyon fonksiyonu çoğunlukla doğrusal olmayan bir fonksiyondur. Aktivasyon fonksiyonları türevlenebilir ve sürekli fonksiyonlardır. En çok kullanılan aktivasyon fonksiyonları Sigmoid ve Tanjant

hiperbolik fonksiyonlardır. Bu fonksiyonlardan başka doğrusal, rampa ve basamak fonksiyonları da bulunmaktadır [58,93]. Şekil 2.25’de en çok kullanılan aktivasyon fonksiyonları gösterilmektedir.



Şekil 2.25. Aktivasyon fonksiyonları

Çıktılar: Ağırlık değerleri ile çarpılan girişlerin eşik değeri uygulanarak aktivasyon fonksiyonundan geçirilmesinden elde edilen değere çıktı değeri denilmektedir.



Şekil 2.26. Bir yapay sinir hücresi modeli

Yapay sinir hücresinde giriş bilgileri (x_i), giriş işlemci elemanlar tarafından gizli katmandaki hücrelere taşınmaktadır. Gizli katmanda bulunan işlemci elemanlar, gelen bu giriş bilgilerini ağırlık değerleri (w_i) ile çarparak toplayıcıya gönderirler. Çıkış değeri ise, toplayıcıya gönderilen değerlere bir eşik (θ_i) değeri uygulandıktan sonra aktivasyon fonksiyonundan geçirilmesi ile elde edilmektedir.

Ağırlıklar ile çarpılmış giriş verisi ile eşik değerinin toplamı I_i olarak Denklem 2.21’de gösterilmiştir.

$$I_i = \theta_i + \sum w_i x_i \quad (2.21)$$

Çıkış değeri y_i ve aktivasyon fonksiyonu Φ Denklem 2.22’de gösterilmektedir [91,93,94].

$$y_i = \Phi(I_i) \quad (2.22)$$

Yapay sinir ağları, günümüzde birçok alanda uygulama yeri bulmuştur. Mühendislik alanında, yüz, ses, konuşma tanıma ve tahmini için kullanılmıştır. Finans ve ekonomide, menkul kıymetlerin gelecek değer tahminlerinde kullanılmıştır. Arıza analizi ve tespit alanında, cihazların veya bunlara bağlı parçaların düzenli ve doğru bir şekilde çalışıp çalışmadığının kontrolünde kullanılmıştır. Tıp alanında, tıbbi işaretlerin analizi (EKG (Elektrokardiyografi) vb.), kanserli hücrelerin normal hücrelerden ayrımının yapılmasında, protez tasarımıda kullanılmıştır. Savunma sanayinde, radar hedef izleme, nesneleri veya görüntüleri tanıma, gürültü önleme gibi alanlarda kullanılmıştır [95].

2.7.1.1. Yapay Sinir Ağlarının Özellikleri

Yapay sinir ağları hesaplama ve bilgiyi işleme gücünü, paralel çalışma, öğrenebilme ve genelleme kabiliyetinden aldığı söylenebilir. YSA, insan beyninin çalışma yapısı kullanılarak geliştirilen bir modeldir. Bu modeldeki işlem elemanları insan beynindeki nöronları temsil etmektedir. Aynı doğrultudaki nöronların bir araya gelmesi ile katmanlar meydana gelmektedir. Farklı şekilde bağlanan katmanlar ile çeşitli ağ yapıları oluşturulmaktadır [58,91].

Doğrusal Olmama: Yapay sinir ağlarının diğer önemli bir özelliği ise, doğrusal olmamalarıdır. Doğrusal olmama özelliği, YSA’ya aktivasyon fonksiyonu ile sağlanır. Aktivasyon fonksiyonları doğrusal, doğrusal olmayan ve eşik şeklinde üç gruba

ayrılmaktadır. YSA, doğrusal olmayan aktivasyon fonksiyonlarının kullanımı ile çok daha karmaşık problemlere uygulanabilmektedir [91].

Öğrenme: Yapay sinir ağları, örüntüler arasındaki ilişkileri örüntü örneklerini inceleyerek çözüm üretmeye çalışır. YSA'ya girdi olarak verilen örnekler tekrar tekrar incelenip örüntüler arasındaki ilişkiler bulunmaya çalışır. Yani, giriş verileri ile çıkış verileri arasındaki ilişkiyi tanımlayacak olan en iyi ağırlıkları bulmaya çalışmaktadır. En iyi ağırlıkların belirlenmesi işlemi, ağırlık öğrenme özelliği olarak adlandırılmaktadır [56,91].

Genelleme: Yapay sinir ağları ilgilenilen sorunu öğrendikten sonra eğitim esnasında ilk defa karşılaştığı bir örnek içinde doğru çıkışlar üretebilirler. Bir başka deyişle sistem, önceden bu tip bir veri ile hiç karşılaşmamış olmasına rağmen doğru tanımlama yapabilmektedir. Bu sonuca göre yapay sinir ağları, yeni bir örüntüyü, önceden öğrendikleri ile kıyaslayarak ve benzerlikleri bularak belirli sınıflara ayırabilir [56,91].

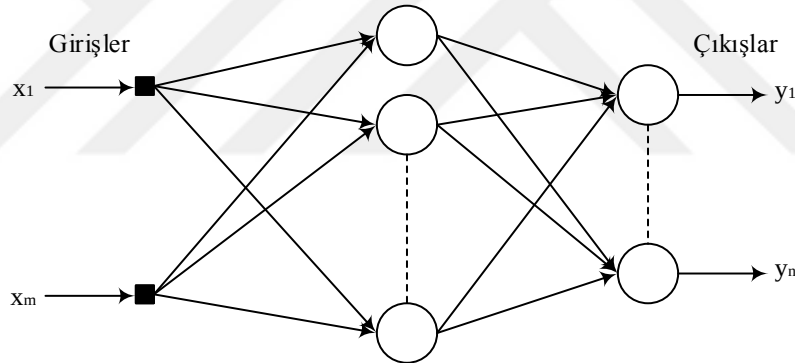
Çıkarım yapma: Yapay sinir ağları eksik olan bir eğitim kümesi ile eğitilse bile doğruya yakın sonuçlar üretebilir. Örneğin, yapay sinir ağına gürültü ilave edilmiş bir ses işareti verilsin. Gürültü eklenmesine rağmen eğitim işleminden sonra yapay sinir ağı, çıkışta sesi normal bir şekilde oluşturulabilir. Kısacası sistem, eğitim kümesinin asıl ögesini çıkarmıştır [56].

Hata toleransı: İyi eğitilmiş bir yapay sinir ağı, verilerde bir eksiklik olsa dahi karar verebilir. Verilerde eksiklik olması yapay sinir ağının performansının düşük olmasına neden olabilir. Fakat bu durumda bile YSA yine mutlaka bir sonuç üretir. Hatta verilerin azalmaya başlamış olması durumunda bile, yine YSA bir sonuç üretecektir. Verilerin azalması ile hücreler arası bağlantıların birkaç tanesinin etkisiz duruma gelmesi çok büyük bir etki oluşturmaz. Sadece ağırlık performansı düşmeye başlayacaktır [56].

Hız: Yapay sinir ağları, paralel işlemci elemanlarından oluşmaktadır. Paralel çalışabilme özelliği, yapay sinir ağlarını gerçek zamanlı uygulamaların geliştirilmesinde ön plana çıkarmıştır [56].

Yapay sinir ağıları, yapılarına göre ileri beslemeli ve geri beslemeli ağılar olmak üzere iki sınıfa ayrılabilir.

İleri beslemeli bir ağda, giriş katmana verilen veriler, çıkış katmanına doğru tek yönlü olarak iletilir. İşlemci elemanların aynı katman içerisinde birbirleri ile bağlantıları bulunmaz. İleri beslemeli yapay sinir ağlarında, her bir giriş işlemci elemanı bir sonraki gizli katmandaki bütün işlemci elemanları ile bağlantılıdır. Girdiler, katmanlarda sırası ile işlenir ve her katmanın çıkışı sonraki katmanın girişleri olarak uygulanmaktadır. İleri beslemeli ağılar, hesap karmaşıklığı en az olan ağ yapılarından biridir. İleri beslemeli ağlara örnek olarak, Tek Katmanlı Algılayıcı (Single Layer Perceptron - SLP), Çok Katmanlı Algılayıcı (Multi Layer Perceptron - MLP), Adaline ve Öğrenme Vektör Kuantizasyon (Learning Vector Quantization – LVQ) yapıları gösterilebilir [58,91]. Şekil 2.27’de örnek bir ileri beslemeli yapay sinir ağı modeli gösterilmektedir [59,92,95–98].

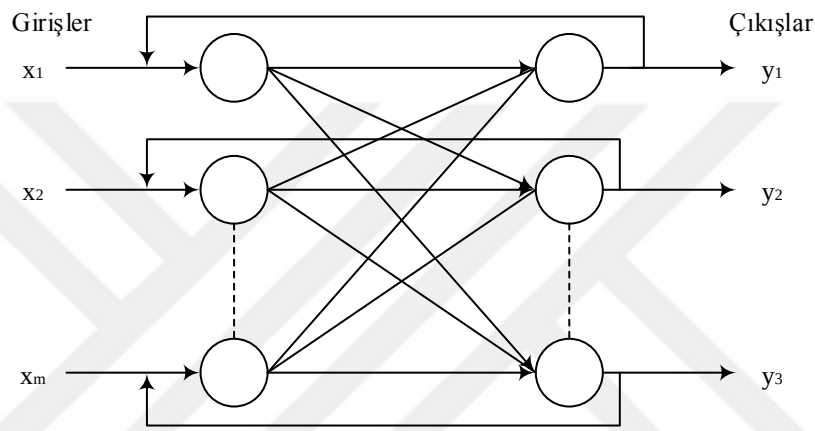


Şekil 2.27. İleri beslemeli YSA modeli

Çok katmanlı algılayıcı, sınıflandırma uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadırlar. Çünkü çok katmanlı algılayıcı ağlarının eğitilme süreci kısa ve sonuca ulaşma noktasında etkilidirler. Çok katmanlı algılayıcı ağları giriş katmanı, gizli katman/katmanlar ve çıkış katmanından oluşmaktadır. Giriş katmanındaki işlemci elemanlar bilgiyi herhangi bir işleme tabi tutmadan gizli katmandaki işlemci elemanlarına aktarırlar. Gizli katmandaki işlemci elemanları, giriş katmanından gelen ve ağırlık değerleri ile çarpılmış verileri kendileri için tanımlı olan eşik değeri ile toplarlar. Bu toplam belirlenen aktivasyon fonksiyonundan geçirilerek bir sonraki gizli katmanın işlemci elemanlarına giriş olarak iletilirler. Bu işlem çıkış katmanına kadar bu şekilde devam etmektedir. Gizli katmandaki işlemci eleman

sayılarının belirlenmesi için kullanılan herhangi bir matematiksel ifade mevcut değildir. İşlemci eleman sayıları deneme yanılma yolu ile belirlenmektedir [91,99].

Geri beslemeli sinir ağı, çıkış katmanı ve ara katmanlardaki çıkışların, giriş veya önceki katmanlara geri döndürüldüğü bir ağ yapısıdır. Geri beslemeli ağ yapısında girdiler hem ileri hem de geri yönde iletilmektedir [95]. Bu durum Şekil 2.28’de örnek bir geri beslemeli YSA modeli gösterilmektedir [58,92].



Şekil 2.28. Geri beslemeli YSA modeli

2.7.1.2. Geri Yayılım Algoritması

Geri yayılım algoritması en çok tercih edilen YSA öğrenme algoritmalarından biridir. Geri yayılım algoritması ile eğitilen ağlar birçok katmanın kullanıldığı ileri beslemeli bir ağ yapısıdır. Bu ağ yapısında giriş, çıkış ve gizli katmanlar bulunmaktadır. Gizli katman sayısı ve gizli katmandaki nöron sayısı probleme göre deneme yanılma yolu ile belirlenmektedir.

Geri yayılım algoritmasının çalışma prensibinde, ilk önce ileri yönde bilgi akışı sağlanır. Sonra, hata değerinin belirlenip geriye doğru yayılması işlemi gerçekleştirilir. İleri yönde bilgi akışında ağırlık değerleri kullanılarak giriş değerlerine karşı çıkış değerleri elde edilir. Sonra hesaplanan çıkış değerleri ile gerçek çıkış değerleri arasındaki fark yani hata değeri kullanılarak hatanın geriye doğru yayılması ve bu yayılma işlemi ile yeni ağırlık değerlerinin belirlenmesi sağlanır. Hata değeri istenen değerin altına düşene kadar bu işlem

devam eder. Böylece sistemin giriş değerleri için istenen çıkış değerini üretecek şekilde ağırlıkların belirlenmesi sağlanmış olur [59,91,96] .

2.8. Çapraz Doğrulama Yöntemi

Çapraz doğrulama yönteminde veri kümesi ikiye ayrılır. Birinci veri kümesi eğitim verisi olarak kullanılırken ikinci veri kümesi ise test amaçlı kullanılmaktadır. Veriler bu şekilde sınıflandırıcıdan geçirilir. Sonra verilerin yeri değiştirilir. Yani eğitim verisi test verisi olarak, test verisi ise eğitim verisi olarak kullanılır. Elde edilen yeni eğitim ve test verileri de sınıflandırıcıdan geçirilir. Daha sonra elde edilen iki sınıflandırma başarımının ortalaması alınarak kullanılan modelin doğruluk derecesi belirlenir.

k parçalı çapraz doğrulama yönteminde ise, veri kümesi k adet parçaya bölünür. Bu parçalardan bir tanesi test için ayrılır. Geriye kalan $k-1$ adet parça ise eğitim verisi olarak kullanılır. Böylece ilk parça için sınıflandırma değeri elde edilir. Bu işlemler k defa tekrarlanır. Elde edilen bütün sınıflandırma sonuçlarının ortalaması alınarak sistemin performansı değerlendirilmiş olur [63,99–101].

2.9. ROC Eğrisi ve Değerlendirme Kriterleri

Tıp biliminde kişilerin hasta veya sağlıklı olup olmadıklarını belirlemek için kullanılan laboratuvar teknikleri veya ölçümlerine bağlı olarak yapılan değerlendirme sonuçlarına “Tanı Testleri” denilmektedir. Tanı testlerinin değerlendirilmesinde kullanılan en yaygın yöntem ROC eğrisidir. Kullanım amacı, tanı testlerinin performanslarını karşılaştırmak, geçerliliklerini belirlemektir. ROC eğrisi, bir tanı testinin duyarlılık değeri ile özgüllük değeri kullanılarak elde edilen bir grafikdir. ROC eğrisi üzerindeki her bir nokta, o noktaya karşılık gelen kesim noktasına göre testin duyarlılık ve özgüllüğünü temsil etmektedir. ROC analizinde istenen, eğrinin sol üst köşeye yaklaşması ve eğrinin altında kalan alanın büyük olmasıdır. Böylece testin doğruluğunun yüksek olduğu söylenebilmektedir [102,103]. Bir tanı testinin performansının değerlendirilmesi için Tablo 2.2’deki değerler kullanılmaktadır.

Tablo 2.2. Tanı testi durum tablosu

		Gerçek Sonuçlar		
		Pozitif (Hasta)	Negatif (Sağlam)	Toplam
Uygulama Sonuçları	Pozitif (Hasta)	A (DP)	B (YP)	A+B
	Negatif (Sağlam)	C (YN)	D (DN)	C+D
	Toplam	A+C	B+D	A+B+C+D

A (Doğru pozitif - DP): Gerçekte hasta olan, tanı testi sonucuna göre de hasta olanların sayısını göstermektedir.

B (Yanlış pozitif - YP): Gerçekte sağlam olan fakat tanı testine göre hasta olanların sayısını göstermektedir.

C (Yanlış negatif - YN): Gerçekte hasta olan fakat tanı testine göre sağlam olanların sayısını göstermektedir.

D (Doğru negatif - DN): Gerçekte sağlam olan, tanı testine göre de sağlam olanların sayısını göstermektedir.

Duyarlılık (Sensitivity): Tanı testinin, gerçek hastalar içinden hastaları ayırma yeteneği olarak ifade edilir [102–107].

$$\text{Duyarlılık} = \frac{A}{A+C} = \frac{DP}{DP+YN} \quad (2.23)$$

Özgüllük (Specificity): Tanı testinin, gerçek sağlamlar içinden sağlamları ayırma yeteneği olarak ifade edilir.

$$\text{Özgüllük} = \frac{D}{B+D} = \frac{DN}{DN+YP} \quad (2.24)$$

Yanlış Negatif Oranı (YNO): Gerçekte hasta olup tanı testinin sağlam olarak nitelendirdiği olgulardır.

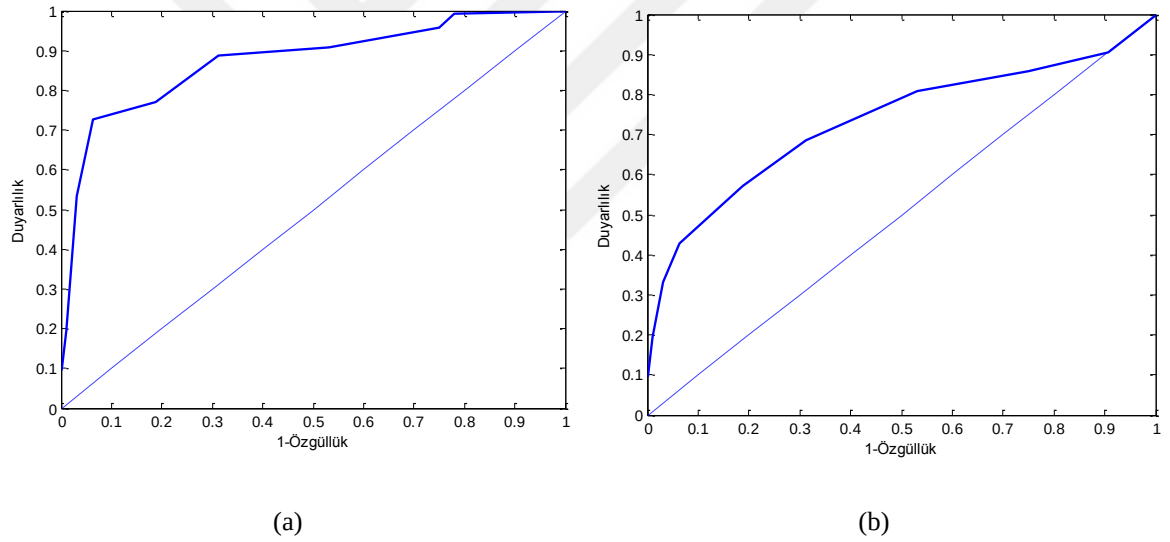
$$\text{YNO} = \frac{C}{A+C} = \frac{YN}{DP+YN} \quad (2.25)$$

Yanlış Pozitif Oranı (YPO): Gerçekte sağlam olup tanı testinin hasta olarak nitelendirdiği olgulardır.

$$YPO = \frac{B}{B+D} = \frac{YP}{YP+DN} \quad (2.26)$$

Doğruluk (Accuracy): Testinin gerçek hasta ve sağlamları toplamda doğru tanıma oranıdır.

$$\text{Doğruluk} = \frac{A+D}{A+B+C+D} = \frac{DP+DN}{DP+YP+YN+DN} \quad (2.27)$$

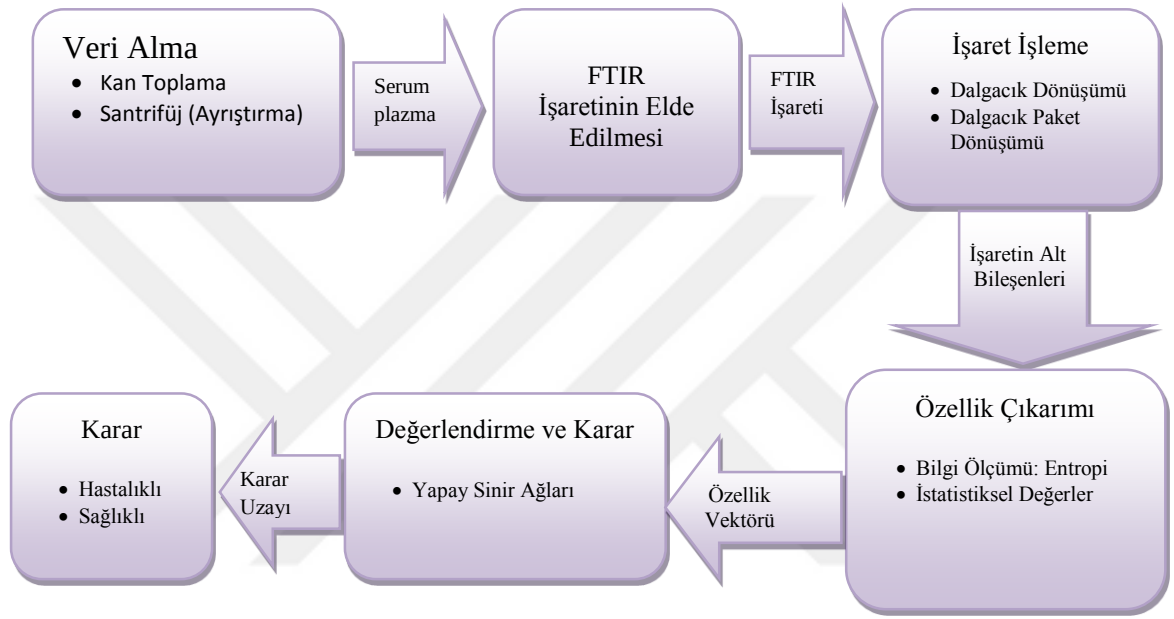


Şekil 2.29. ROC eğrisi

Şekil 2.29’da iki farklı ROC eğrisi örneği gösterilmektedir. Şekilde de görüleceği gibi eğrinin altında kalan alanlara bakıldığında zaman zaman iki grup veriyi en iyi ayırma yeteneği Şekil 2.29.a’daki grafikteki tanı testine ait olduğu görülmektedir. Çünkü ilk grafiğin altında kalan alan daha büyüktür. Tanı testi sonuçları iyileştikçe eğri sol üst köşeye yaklaşır. Ters durumda ise eğri $x=y$ eksenine doğru yaklaşır. Eğrinin $x=y$ eksenine yaklaşması testin kötü bir performansa sahip olduğunu göstermektedir.

3. FTIR İŞARETLERİNİN ELDE EDİLME SÜRECİ

Bu bölümde, FTIR işaretlerin elde edilme süreci açıklanmıştır. Ayrıca Şekil 3.1’de tez çalışmasında önerilen yöntemlerin genel işleyiş yapısı gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Önerilen yöntemin genel işleyiş şeması

3.1. Veri Alma

Tez çalışması için doktorlar (genel cerrahi, patoloji ve biyokimya uzmanı) tarafından kolon kanseri tanısı konmuş hastalardan ve sağlıklı kişilerden kan numuneleri alınmıştır. Çalışma grubu için seçilen hastaların başka bir kanser veya kolon kanserine bağlı metastaz veya herhangi bir başka hastalığı olup olmadığı tetkik ve laboratuvar ölçümleri ile araştırılmış ve sadece kolon kanseri olgusu belirlenen seçilmiştir. Çalışma süresince, Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Genel Cerrahi Kliniği’nde yatan 30 kolon kanseri hastasından ve 40 sağlıklı kişiden (kontrol grubu) kan numunesi alınmıştır. Tablo 3.1’de çalışmada kullanılan örnek sayıları ve özellikleri verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmaya katılan kişilere ait özellikler

		Yaş ortalaması	Erkek	Bayan
Kolon kanseri	I. Evre	67,8	2	3
	II. Evre	57,3	7	3
	III. Evre	51,8	10	0
	IV. Evre	64,2	3	2
Sağlıklı		52,17	19	21

Alınan kan numuneleri 4000 rpm’de 4 dakika boyunca Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı’nda bulunan Şekil 3.2’deki santrifüj cihazı ile ayırıştırma işleminden geçirilmektedir.



Şekil 3.2. Santrifüj cihazı

Ayırıştırma işleminin ardından CBC (Complete Blood Count - Tam Kan Sayımı) tüpündeki plazma sıvısı eppendorf tüplerine konulmaktadır. Plazmanın konulduğu eppendorf tüpleri Şekil 3.3’de gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Eppendorf tüpleri

Eppendorf tüplerine konulan plazma ve biyokimya tüplerinde bulunan serumlar FTIR işaretleri elde edilene kadar -20 °C’deki dolapta muhafaza edilmektedir.

3.2. FTIR İşaretlerinin Elde Edilmesi

FTIR işaretleri elde edilecek numunelerin çözündürülmesi işlemi için ilk önce +4 °C’de bekletilmektedir. Sonra oda sıcaklığında çözümleri sağlanmaktadır. Her bir plazma numunesi, Şekil 3.4’deki otomatik pipet yardımıyla Şekil 3.5’deki spektrometrenin ZnSe (Zinc Selenide – Çinko Selenid) kristali üzerine damlatılmaktadır.



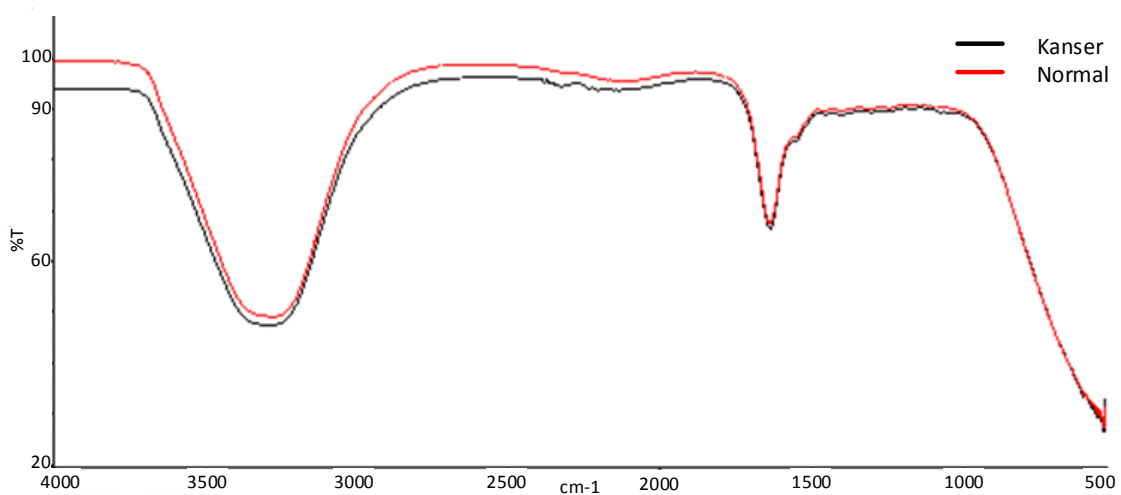
Şekil 3.4. Otomatik pipet

ZnSe kristal üzerine damlatılan plazma numunelerinin 450 cm^{-1} ile 4000 cm^{-1} frekans aralığında FTIR işaretleri elde edilmektedir.



Şekil 3.5. Spektrometre cihazı

Yapılan bu işlem sonucu her bir numunenin geçirgenlik-dalga boyu grafiği elde edilmektedir. FTIR spektrumunda $1400-600\text{ cm}^{-1}$ aralığı parmak izi bölgesi olduğu bilinmektedir. Yapılan kanser belirleme işlemlerinde de çoğunlukla $1800-750\text{ cm}^{-1}$ bölgesindeki spektralar incelenmektedir. 1800 cm^{-1} 'in üzerindeki spektrum kanser belirlenmesinde fazla kullanılmayan su bağları ve yağları içermektedir. $1500 - 750\text{ cm}^{-1}$ aralığı nükleik asitler, fosfat grupları, şekerler ve bazı proteinleri ve immünoglobülin gibi kanser sürecinde önemli olan çok sayıda molekül çeşidini içermektedir [22]. Şekil 3.6'da hasta ve sağlıklı kişilere ait FTIR işaretleri gösterilmektedir.

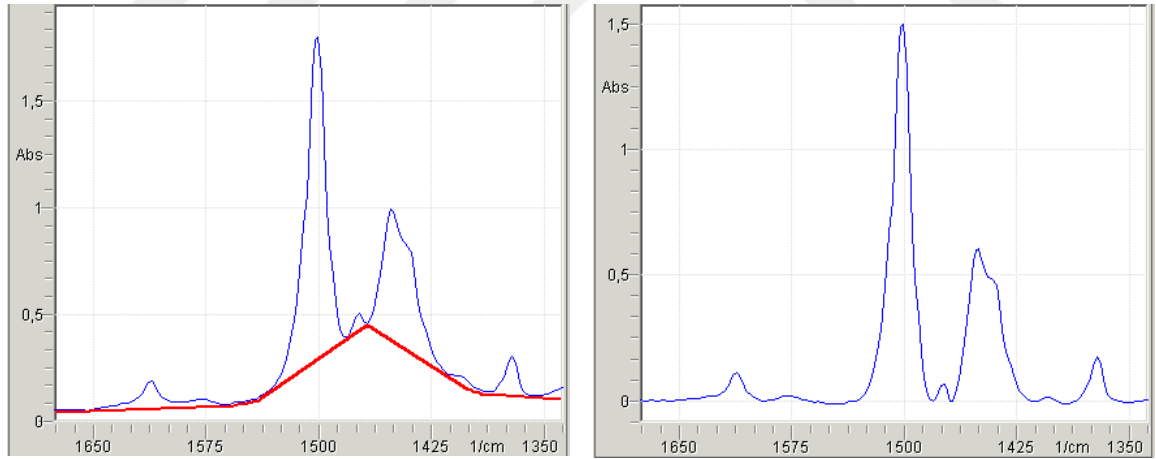


Şekil 3.6. Sağlıklı ve hasta kişilere ait FTIR işaretlerinin geçirgenlik-dalga sayısı grafiği

Elde edilen FTIR işaretleri, geçirgenlik-dalga sayısı eksenlerinde gösterilmektedir. İşaretler Denklem 3.1'deki formül kullanılarak soğurma-dalga sayısı eksenine çevrilebilmektedir. Denklem 3.1'de A soğurma ve T geçirgenliği göstermektedir [108].

$$A = -\log(T) \quad (3.1)$$

Geçirgenlik - soğurma dönüşümü yapıldığında elde edilen grafik hasta ve sağlıklı kişiler için Şekil 3.8'de gösterilmektedir. Uygulamadaki bütün işaretler temel çizgi düzeltme (baseline correction) ve normalizasyon işleminden geçirilmiştir. Temel çizgi düzeltmesi, spektraların temel çizgisindeki eğimleri kaldırmak için kullanılır. Bu eğimlere, örnek analizi sırasında kızılötesi ışın saçılmaları neden olmaktadır. Temel çizgi düzeltmesi, örnekleri karşılaştırmadan önce veya pik yoğunluklarını ölçülmesinden önce yapılır [109]. Temel çizgi düzeltmesi için kullanılan bazı algoritmalar şunlardır; Çoklu çizgi (Polyline), yatay (horizontal), pik bulma (peak detection) iki nokta (two point) vb. Pik bulmak için kullanılan temel çizgi düzeltme örneği Şekil 3.7'de gösterilmektedir [110].



Şekil 3.7. Temel çizgi düzeltmesi [110].

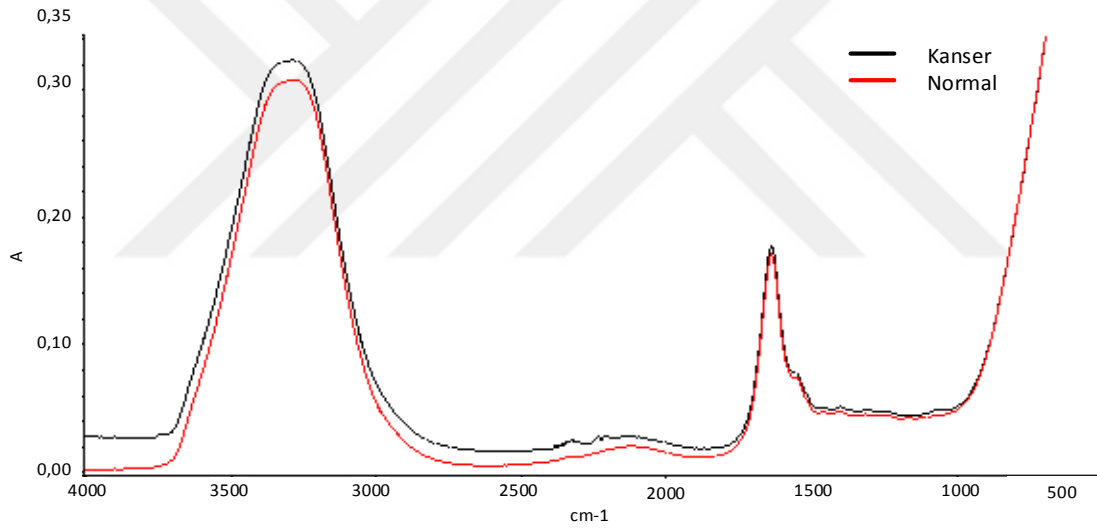
Normalizasyon işlemi, farklı örneklerdeki spektraları karşılaştırmak için gerekli olan bir ön işlemdir. Öncelikle, Amid II (1550cm^{-1}) bandına göre en küçük-en büyük normalizasyonu Denklem 3.2'ye göre yapılmıştır.

$$y^a(i) = 2(y(i) - y_{min}) / y_{AmidII} \quad (3.2)$$

Burada y_{min} , y spektrumunun en küçük değeridir. y_{AmidII} ise amid II'nin pik değeridir. Sonra, FTIR spektralleri standart vektör normalizasyonu kullanılarak Denklem 3.3'e göre normalize edilmiştir.

$$y^b(i) = \frac{y^a(i)}{\|y^a\|} \quad (3.3)$$

Burada $\|y^a\| = \sqrt{\sum y^a(i)^2}$ Öklid uzaklığıdır.



Şekil 3.8. Sağlıklı ve hasta kişilere ait FTIR işaretlerinin soğurma-dalga sayısı grafiği

Bölüm 2.6'da anlatılan özellik çıkarım yöntemlerinin işaretlerine uygulaması alt bölümler halinde verilmiştir. Özellik çıkarım işleminin uygulanacağı işaretler üç farklı işaret grubudur. Bunlar sırasıyla şunlardır;

- I. Doğrudan FTIR işareti
- II. Dalgacık dönüşümü uygulanan FTIR işareti
- III. Dalgacık paket dönüşümü uygulanan FTIR işareti

Özellik çıkarımı yapılan bantlar $1100-1000 \text{ cm}^{-1}$, $1300-1000 \text{ cm}^{-1}$ ve $1800-1300 \text{ cm}^{-1}$ bantlarıdır.

4. FTIR İŞARETİNDEN DOĞRUDAN ÖZELLİK ÇIKARIMI

Bu bölümde, FTIR işaretine herhangi bir dönüşüm işlemi uygulanmadan özellik çıkarımı yapılmıştır. Özellik çıkarımı için kullanılan teknikler ve bu tekniklerin uygulaması ile elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir. Bölüm 4, 5 ve 6’da, özellik çıkarımı için kullanılan metotlar ile elde edilen değerler 5 kanserli ve 5 sağlıklı numune için verilmektedir. Tablolardaki (H) hasta, (S) sağlıklı numunelere ait değerleri göstermektedir

4.1. Entropi

Bir işaretin düzensizlik derecesini ölçülebilmek için kullanılan entropi işleminden elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmiştir. Tablo 4.1 beşer adet sağlıklı ve hasta numuneleri için bulunan entropi değerlerini göstermektedir. Değerler Denklem 2.9 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 4.1. FTIR işaretinden elde edilen entropi sonuçları

Entropi							
	1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹		1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹
H1	-380,12	-1538,03	-3175,24	S1	-346,32	-1580,56	-3085,10
H2	-344,66	-1504,34	-3154,40	S2	-414,88	-1657,26	-3164,89
H3	-389,87	-1600,03	-3165,76	S3	-383,79	-1697,96	-3162,46
H4	-424,45	-1573,64	-3165,71	S4	-374,96	-1624,11	-3168,54
H5	-416,51	-1570,09	-3170,08	S5	-394,15	-1733,68	-3176,50

4.2. Standart Sapma

Tablo 4.2’de FTIR işaretine ait standart sapma değerleri gösterilmektedir. Standart sapma değerleri Denklem 2.15 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 4.2. FTIR işaretinden elde edilen standart sapma sonuçları

Standart sapma							
	1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹		1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹
H1	1,936E-04	4,881E-04	0,00700	S1	3,227E-04	5,279E-04	0,00480
H2	3,692E-04	7,206E-04	0,00305	S2	5,323E-05	6,530E-04	0,00732
H3	6,748E-05	6,052E-04	0,00729	S3	4,530E-05	5,678E-04	0,00709
H4	8,499E-05	6,482E-04	0,00739	S4	5,328E-05	6,195E-04	0,00721
H5	8,634E-05	6,698E-04	0,00747	S5	3,578E-05	6,387E-04	0,00742

4.3. Ortalama Mutlak Değer

Tablo 4.3’de FTIR işaretine ait ortalama mutlak değerler gösterilmektedir. Ortalama mutlak değerleri Denklem 2.16 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 4.3. FTIR işaretinden elde edilen ortalama mutlak değer sonuçları

Ortalama mutlak değerler							
	1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹		1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹
H1	5,140E-04	9,332E-04	0,00675	S1	2,2694	1,951E-02	0,01991
H2	2,613E-02	2,528E-02	0,02365	S2	2,4862	6,228E-04	0,00718
H3	7,262E-05	6,529E-04	0,00704	S3	2,5014	5,350E-04	0,00684
H4	7,895E-05	7,226E-04	0,00720	S4	2,5016	6,246E-04	0,00708
H5	8,079E-05	7,414E-04	0,00728	S5	2,4693	5,883E-04	0,00717

4.4. Basit Kare İntegral

Tablo 4.4’de FTIR işaretine ait basit kare integral değerleri gösterilmektedir. Basit kare integral değerleri Denklem 2.17 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 4.4. FTIR işaretinden elde edilen basit kare integral sonuçları

Basit kare integral							
	1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹		1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹
H1	3,043E-05	3,336E-04	0,04734	S1	4,108E-02	1,146E-01	0,21004
H2	6,899E-02	1,925E-01	0,28494	S2	5,244E-07	2,447E-04	0,05264
H3	9,880E-07	2,382E-04	0,05141	S3	4,697E-07	1,829E-04	0,04859
H4	1,352E-06	2,832E-04	0,05324	S4	8,223E-07	2,325E-04	0,05117
H5	1,405E-06	3,000E-04	0,05447	S5	4,019E-07	2,266E-04	0,05327

4.5. Dalga Boyu Uzunluğu

Tablo 4.5’de FTIR işaretine ait dalga boyu değerleri gösterilmektedir. Dalga boyu uzunluğu değerleri Denklem 2.18 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 4.5. FTIR işaretinden elde edilen dalga boyu uzunluğu sonuçları

Dalga boyu uzunluğu							
	1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹		1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹
H1	1,058E-03	0,00266	0,05091	S1	1,176E-03	0,00229	0,03686
H2	1,277E-03	0,00270	0,02330	S2	5,241E-04	0,00264	0,05407
H3	5,763E-04	0,00247	0,05346	S3	5,758E-04	0,00241	0,05176
H4	6,303E-04	0,00266	0,05453	S4	8,707E-04	0,00299	0,05305
H5	6,400E-04	0,00271	0,05543	S5	6,647E-04	0,00283	0,05481

4.6. En Büyük ve En Küçük Değer Farkı

Tablo 4.6’de FTIR işaretine ait en büyük ve en küçük değerler arasındaki fark gösterilmektedir. En büyük ve en küçük değerler arasındaki farkın belirlenmesinde Denklem 2.20 kullanılmıştır.

Tablo 4.6. FTIR işaretinden elde edilen en büyük ve en küçük değer farkı sonuçları

En büyük ve en küçük değer farkı							
	1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹		1100 - 1000cm ⁻¹	1300 - 1000cm ⁻¹	1800 - 1300cm ⁻¹
H1	7,200E-04	0,00165	0,02621	S1	1,175E-03	0,00191	0,02039
H2	1,274E-03	0,00269	0,01328	S2	1,829E-04	0,00199	0,02747
H3	2,006E-04	0,00194	0,02730	S3	1,726E-04	0,00171	0,02642
H4	2,452E-04	0,00208	0,02772	S4	2,087E-04	0,00195	0,02698
H5	2,512E-04	0,00213	0,02807	S5	1,504E-04	0,00191	0,02782

4.7. Spektral Pik Değerlerinin Oranı

Bölüm 2.6.9’da anlatılan ve literatürde kullanılan pik değerleri kullanılmıştır. Bu pik değerleri kullanılarak kolon kanserli kişiler ile sağlıklı kişiler arasındaki değişimler incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 4.7’de gösterilmektedir.

Tablo 4.7. Pik değerlerinin oranlanması

	H2959/H2931	H1646/H1550	H1453/H1400	H1314/H1243	H1080/H1550
H1	1,3331	3,2037	1,1261	1,2814	0,0527
H2	1,0398	1,2649	0,9818	0,9782	1,0605
H3	1,3126	2,9451	1,0518	1,4005	0,0204
H4	1,3002	2,8516	1,0314	1,3700	0,0211
H5	1,3203	2,7886	1,0326	1,3554	0,0208
S1	1,0993	1,4928	0,9791	0,9824	0,9296
S2	1,3165	2,7926	1,0575	1,3384	0,0192
S3	1,3146	3,0065	1,1028	1,3541	0,0204
S4	1,2953	2,8863	1,0602	1,3873	0,0202
S5	1,3047	2,8642	1,0997	1,3152	0,0149

4.8. Spektral Alan Oranı

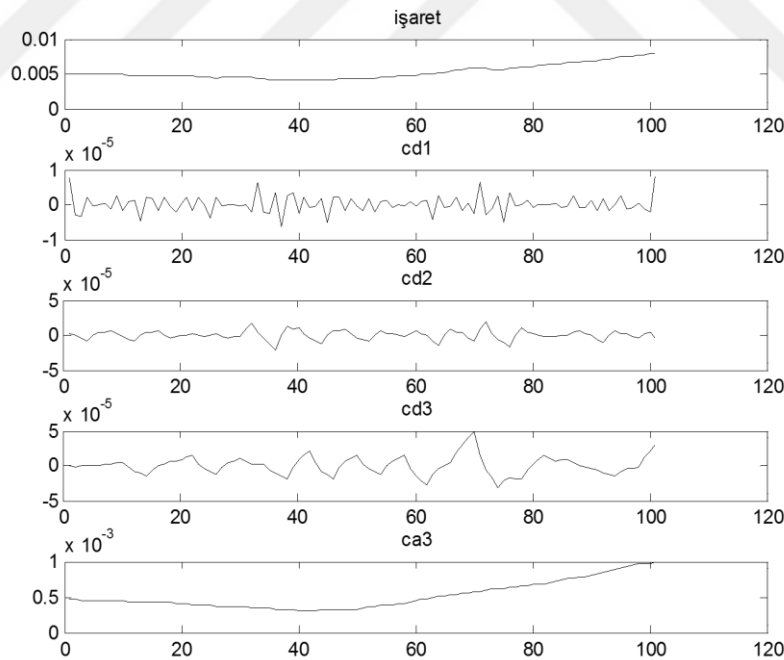
Bölüm 2.6.8’de anlatılan ve literatürde bahsedilen değerler kullanılmıştır. Bu değerler kullanılarak kolon kanserli kişiler ile sağlıklı kişiler arasındaki değişimler incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 4.8’de gösterilmektedir.

Tablo 4.8. Spektral alan değerlerinin oranlanması

	A2959/A1545	A1650/A1545	A1080/A1545	A1080/A1243	A1080/A1170
H1	0,7410	2,6910	0,0967	0,9458	2,0613
H2	0,4326	1,2897	1,3434	2,6481	3,2375
H3	0,7112	2,5567	0,0233	0,2794	0,8198
H4	0,6944	2,5011	0,0262	0,2988	0,7966
H5	0,6761	2,4741	0,0262	0,2948	0,8099
S1	0,4511	1,4316	1,2130	2,6288	3,2534
S2	0,7177	2,4775	0,0134	0,1618	0,6098
S3	0,7581	2,5929	0,0118	0,1519	0,6194
S4	0,7358	2,5264	0,0182	0,2217	0,7599
S5	0,7216	2,5212	0,0117	0,1447	0,6304

5. FTIR İŞARETİNİN DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ BİLEŞENLERİNDEN ÖZELLİK ÇIKARIMI

Bölüm 2’de verilen ayrık dalgacık dönüşümü yöntemi ile FTIR işaretleri alt bileşenlerine ayrıştırılmaktadır. Ayrıştırma işlemi için farklı birçok dalgacık türü ve ayrışım seviyeleri denenmiştir. İşaretin özellikleri, dalgacık türünün ve ayrışım seviyesinin belirlenmesinde önemli bir etken olduğu göz önüne alınarak yapılan denemeler sonucunda dalgacık türünün daubechies-2 (db2) ve ayrışım seviyenin 3 olacağı uygun görülmüştür. Şekil 2.19 ayrışım ağacında da görüldüğü gibi 3. seviye bir ayrışım da $cd1, cd2, cd3$ ve $ca3$ katsayıları elde edilmektedir. Şekil 5.1’de görüldüğü gibi dalgacık dönüşümünde elde edilen cd katsayıları işaretin yüksek frekanslı bileşenlerini, ca katsayıları ise işaretin düşük frekanslı bileşenlerini göstermektedir. Şekil 5.1’de kan numunesine ait FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması ile oluşan alt bantlar gösterilmektedir.



Şekil 5.1. FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü sonucu bulunan alt bant işaretleri

Dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen bu katsayı bileşenlerine sırası ile Bölüm 2.6’da anlatılan bilgi çıkarım algoritmaları uygulanmıştır. Her alt bandın istatistiksel değerleri hesaplanmıştır.

5.1. Entropi

Tablo 5.1’de FTIR işaretlerin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların entropi (log energy) değerleri gösterilmektedir. Kullanılan dalgacık türü db2 ve ayrışım seviyesi 3 olarak belirlenmiştir.

Tablo 5.1. DD ile entropi değerleri

1100-1000cm ⁻¹									
	cd1	cd2	cd3	ca3		cd1	cd2	cd3	ca3
H1	-1294,57	-1276,01	-1110,56	-2020,60	S1	-1590,51	-1461,64	-1381,75	-788,60
H2	-1398,06	-1246,30	-1292,57	-2026,50	S2	-1268,77	-1328,16	-1233,85	-2142,48
H3	-1403,80	-1307,27	-1238,12	-1971,56	S3	-1342,34	-1364,01	-1315,20	-2050,67
H4	-1410,14	-1332,76	-1210,29	-1939,13	S4	-1409,48	-1255,71	-1298,25	-1973,76
H5	-1373,17	-1236,84	-1244,32	-1989,52	S5	-1479,18	-1287,20	-1116,64	-2023,80
1300-1000cm ⁻¹									
H1	-4216,35	-4011,91	-3749,26	-4883,85	S1	-4458,34	-4364,58	-4370,31	-2370,24
H2	-4465,22	-4053,54	-3760,20	-4838,00	S2	-4119,80	-4194,01	-3857,79	-5075,78
H3	-4324,59	-4129,58	-3834,94	-4774,79	S3	-4378,74	-4133,64	-4088,80	-5074,26
H4	-4213,50	-4101,40	-3746,09	-4799,73	S4	-4121,05	-3779,88	-3627,07	-4891,00
H5	-4222,19	-4040,33	-3707,83	-4876,01	S5	-4301,70	-3916,57	-3541,18	-5012,01
1800-1300cm ⁻¹									
H1	-7066,43	-6763,29	-5461,84	-5531,53	S1	-6781,63	-6780,23	-5807,27	-3951,43
H2	-6931,81	-6523,88	-5682,60	-5500,48	S2	-6907,07	-6722,46	-5613,92	-5494,72
H3	-6933,85	-6830,20	-5586,06	-5492,13	S3	-6832,26	-6320,52	-6259,88	-5550,11
H4	-6715,81	-6584,87	-5754,44	-5537,52	S4	-6790,35	-6680,18	-5378,37	-5488,57
H5	-6579,35	-6361,04	-5630,58	-5518,29	S5	-6636,42	-6675,99	-5380,79	-5506,35

5.2. Standart Sapma

Tablo 5.2’de FTIR işaretlerin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların standart sapma değerleri gösterilmektedir. Standart sapma değerleri Denklem 2.15 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 5.2. DD ile standart sapma değerleri

1100-1000cm ⁻¹									
	cd1	cd2	cd3	ca3		cd1	cd2	cd3	ca3
H1	2,46E-06	6,59E-06	1,32E-05	1,92E-04	S1	1,28E-06	2,04E-06	7,70E-06	3,22E-04
H2	1,64E-06	3,97E-06	7,57E-06	3,69E-04	S2	1,71E-06	4,30E-06	8,86E-06	5,24E-05
H3	2,13E-06	6,70E-06	9,12E-06	6,67E-05	S3	1,45E-06	3,16E-06	8,61E-06	4,43E-05
H4	2,35E-06	6,72E-06	9,63E-06	8,41E-05	S4	3,03E-06	9,42E-06	1,18E-05	5,13E-05
H5	2,15E-06	6,35E-06	9,29E-06	8,57E-05	S5	2,15E-06	5,69E-06	9,66E-06	3,38E-05
1300-1000cm ⁻¹									
H1	1,63E-06	4,60E-06	8,38E-06	4,88E-04	S1	9,43E-07	2,00E-06	5,66E-06	5,28E-04
H2	1,01E-06	2,48E-06	4,68E-06	7,20E-04	S2	1,42E-06	3,60E-06	7,10E-06	6,53E-04
H3	1,55E-06	4,49E-06	6,49E-06	6,05E-04	S3	1,23E-06	3,19E-06	6,58E-06	5,68E-04
H4	1,70E-06	4,56E-06	7,17E-06	6,48E-04	S4	2,42E-06	7,41E-06	1,05E-05	6,19E-04
H5	1,65E-06	4,43E-06	7,38E-06	6,70E-04	S5	1,79E-06	4,40E-06	9,38E-06	6,39E-04
1800-1300cm ⁻¹									
H1	8,26E-06	2,38E-05	5,19E-05	7,00E-03	S1	5,32E-06	1,57E-05	3,86E-05	4,80E-03
H2	3,45E-06	1,01E-05	2,25E-05	3,05E-03	S2	7,68E-06	2,28E-05	5,69E-05	7,32E-03
H3	7,74E-06	2,31E-05	5,45E-05	7,29E-03	S3	8,14E-06	2,36E-05	5,24E-05	7,09E-03
H4	8,26E-06	2,44E-05	5,65E-05	7,39E-03	S4	8,95E-06	2,52E-05	5,60E-05	7,21E-03
H5	8,10E-06	2,39E-05	5,90E-05	7,47E-03	S5	7,71E-06	2,19E-05	6,02E-05	7,42E-03

5.3. Ortalama Mutlak Değer

Tablo 5.3’de FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantlarına ortalama mutlak değerleri gösterilmektedir. Ortalama mutlak değerler Denklem 2.16 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 5.3. DD ile mutlak değerlerin ortalaması

1100-1000cm ⁻¹									
	cd1	cd2	cd3	ca3		cd1	cd2	cd3	ca3
H1	1,81E-06	4,80E-06	9,85E-06	5,14E-04	S1	8,55E-07	1,48E-06	5,35E-06	2,02E-02
H2	1,16E-06	2,78E-06	5,71E-06	2,61E-02	S2	1,32E-06	3,12E-06	5,77E-06	4,90E-05
H3	1,59E-06	4,49E-06	6,56E-06	7,27E-05	S3	1,11E-06	2,20E-06	5,82E-06	5,13E-05
H4	1,71E-06	4,39E-06	7,01E-06	7,89E-05	S4	2,35E-06	7,06E-06	9,11E-06	7,31E-05
H5	1,64E-06	4,42E-06	6,76E-06	8,11E-05	S5	1,63E-06	3,80E-06	7,55E-06	5,22E-05
1300-1000cm ⁻¹									
H1	1,13E-06	3,04E-06	5,43E-06	9,33E-04	S1	6,57E-07	1,44E-06	3,79E-06	1,95E-02
H2	6,07E-07	1,48E-06	2,91E-06	2,53E-02	S2	1,01E-06	2,44E-06	4,85E-06	6,23E-04
H3	1,06E-06	2,82E-06	4,45E-06	6,53E-04	S3	8,74E-07	2,20E-06	4,58E-06	5,35E-04
H4	1,11E-06	2,83E-06	5,12E-06	7,23E-04	S4	1,78E-06	5,36E-06	7,95E-06	6,25E-04
H5	1,18E-06	3,00E-06	5,33E-06	7,41E-04	S5	1,30E-06	3,01E-06	7,28E-06	5,88E-04
1800-1300cm ⁻¹									
H1	4,78E-06	1,24E-05	2,61E-05	6,75E-03	S1	3,08E-06	8,17E-06	2,00E-05	1,99E-02
H2	2,00E-06	5,54E-06	1,16E-05	2,37E-02	S2	4,53E-06	1,18E-05	2,96E-05	7,18E-03
H3	4,47E-06	1,22E-05	2,82E-05	7,04E-03	S3	4,72E-06	1,28E-05	2,70E-05	6,84E-03
H4	4,88E-06	1,29E-05	3,00E-05	7,20E-03	S4	5,28E-06	1,36E-05	3,04E-05	7,08E-03
H5	4,78E-06	1,25E-05	3,17E-05	7,28E-03	S5	4,41E-06	1,15E-05	3,18E-05	7,17E-03

5.4. Basit Kare İntegral

Tablo 5.4’de FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların basit kare integral değerleri gösterilmektedir. Basit kare integral değerleri Denklem 2.17 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 5.4. DD ile basit kare integral

1100-1000cm ⁻¹									
	cd1	cd2	cd3	ca3		cd1	cd2	cd3	ca3
H1	1,66E-20	7,92E-19	1,44E-17	1,48E-11	S1	4,34E-21	6,40E-21	2,01E-18	1,67E-05
H2	9,00E-21	1,21E-19	1,64E-18	4,72E-05	S2	2,78E-21	1,31E-19	4,80E-18	9,15E-15
H3	7,74E-21	1,21E-18	3,27E-18	2,88E-14	S3	1,68E-21	3,96E-20	3,79E-18	6,91E-15
H4	1,58E-20	1,25E-18	3,80E-18	6,19E-14	S4	2,73E-20	2,88E-18	7,87E-18	1,60E-14
H5	7,39E-21	8,96E-19	3,12E-18	6,63E-14	S5	9,76E-21	7,22E-19	2,63E-18	4,58E-15
1300-1000cm ⁻¹									
H1	1,47E-20	9,09E-19	1,47E-17	7,10E-10	S1	4,51E-21	2,02E-20	2,33E-18	4,38E-05
H2	8,98E-21	1,23E-19	1,67E-18	1,24E-04	S2	9,33E-21	2,72E-19	5,95E-18	6,13E-10
H3	1,41E-20	1,27E-18	3,66E-18	5,33E-10	S3	4,82E-21	2,03E-19	4,40E-18	3,44E-10
H4	2,81E-20	1,32E-18	4,63E-18	7,20E-10	S4	4,71E-20	4,01E-18	1,44E-17	5,41E-10
H5	1,23E-20	9,67E-19	4,43E-18	8,14E-10	S5	1,77E-20	8,74E-19	7,82E-18	5,41E-10
1800-1300cm ⁻¹									
H1	2,80E-17	2,48E-15	6,66E-14	1,97E-05	S1	4,58E-18	4,64E-16	2,03E-14	1,12E-04
H2	8,25E-19	6,27E-17	2,22E-15	1,73E-04	S2	1,76E-17	2,14E-15	8,80E-14	2,37E-05
H3	1,94E-17	1,86E-15	7,71E-14	2,30E-05	S3	3,03E-17	1,85E-15	6,74E-14	2,05E-05
H4	2,50E-17	2,37E-15	8,78E-14	2,45E-05	S4	4,03E-17	2,98E-15	8,17E-14	2,24E-05
H5	2,08E-17	2,44E-15	9,82E-14	2,56E-05	S5	1,78E-17	1,80E-15	9,75E-14	2,48E-05

5.5. Dalga Boyu Uzunluğu

Tablo 5.5’de FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantlarına ait dalga boyu uzunluğu değerleri gösterilmektedir. Dalga boyu uzunluğu değerleri Denklem 2.18 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 5.5. DD ile dalga boyu uzunluğu değerleri

1100-1000cm ⁻¹									
	cd1	cd2	cd3	ca3		cd1	cd2	cd3	ca3
H1	3,07E-04	5,19E-04	6,40E-04	8,51E-04	S1	1,45E-04	1,89E-04	3,40E-04	1,17E-03
H2	2,04E-04	2,86E-04	3,78E-04	1,24E-03	S2	2,39E-04	3,39E-04	4,31E-04	3,88E-04
H3	2,89E-04	4,51E-04	4,80E-04	3,75E-04	S3	2,00E-04	2,68E-04	4,14E-04	4,82E-04
H4	3,03E-04	4,52E-04	5,03E-04	3,35E-04	S4	4,28E-04	7,95E-04	6,19E-04	4,96E-04
H5	2,98E-04	4,74E-04	4,62E-04	3,48E-04	S5	2,88E-04	4,39E-04	5,52E-04	4,49E-04
1300-1000cm ⁻¹									
H1	5,98E-04	1,01E-03	1,09E-03	2,44E-03	S1	3,46E-04	5,35E-04	7,67E-04	2,31E-03
H2	3,27E-04	4,79E-04	6,03E-04	2,67E-03	S2	5,46E-04	8,40E-04	1,13E-03	2,56E-03
H3	5,71E-04	9,26E-04	9,64E-04	2,32E-03	S3	4,74E-04	7,89E-04	1,04E-03	2,34E-03
H4	5,87E-04	9,83E-04	1,10E-03	2,47E-03	S4	9,69E-04	1,78E-03	1,57E-03	2,46E-03
H5	6,38E-04	1,03E-03	1,19E-03	2,51E-03	S5	6,97E-04	1,06E-03	1,54E-03	2,63E-03
1800-1300cm ⁻¹									
H1	0,0043	0,0075	0,0108	0,0517	S1	0,0027	0,0052	0,0084	0,0378
H2	0,0018	0,0034	0,0048	0,0238	S2	0,0040	0,0076	0,0125	0,0554
H3	0,0040	0,0075	0,0119	0,0546	S3	0,0042	0,0078	0,0112	0,0528
H4	0,0043	0,0080	0,0127	0,0557	S4	0,0047	0,0082	0,0128	0,0540
H5	0,0043	0,0079	0,0134	0,0567	S5	0,0039	0,0075	0,0134	0,0560

5.6. Sıfır Geçişleri

Tablo 5.6’da FTIR işaretinin dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantlarına ait sıfır geçiş değerleri gösterilmektedir. Sıfır geçiş değerleri Denklem 2.19 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 5.6. DD ile sıfır geçiş değerleri

1100-1000cm ⁻¹							
	cd1	cd2	cd3		cd1	cd2	cd3
H1	72	31	17	S1	69	37	17
H2	77	31	21	S2	77	31	21
H3	72	29	21	S3	73	35	19
H4	68	29	19	S4	73	34	19
H5	73	31	19	S5	76	35	20
1300-1000cm ⁻¹							
H1	212	99	53	S1	205	105	51
H2	227	101	61	S2	221	97	65
H3	214	99	57	S3	221	105	61
H4	212	107	57	S4	219	96	55
H5	221	97	61	S5	222	103	56
1800-1300cm ⁻¹							
H1	354	173	109	S1	363	187	109
H2	359	179	107	S2	358	189	107
H3	360	181	107	S3	354	177	105
H4	354	183	107	S4	342	173	105
H5	356	185	109	S5	366	187	105

5.7. En Büyük ve En Küçük Değer Farkı

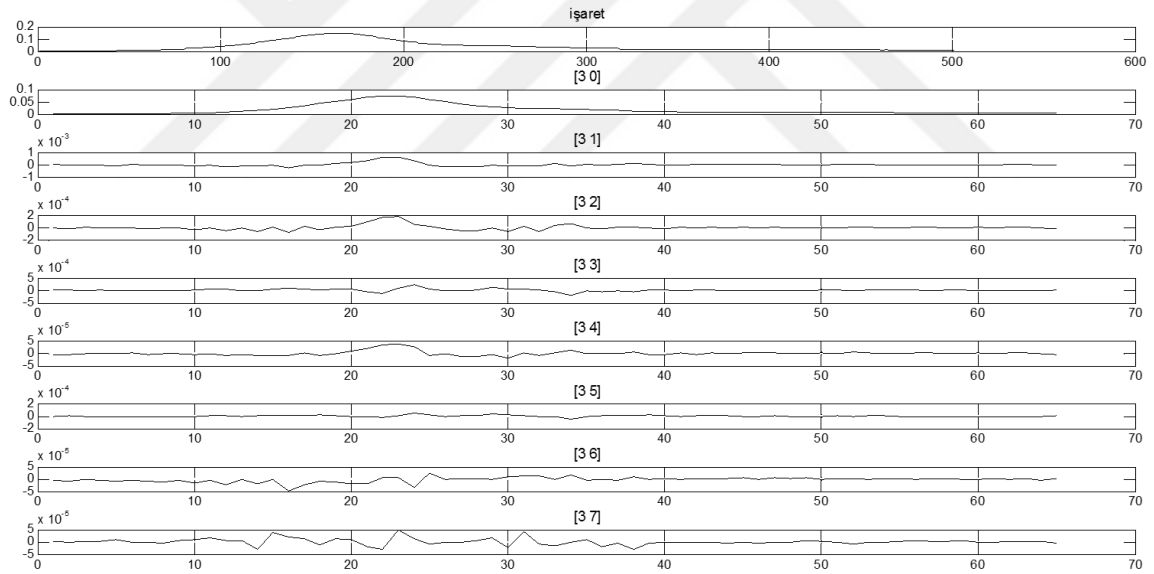
Dalgacık dönüşümü ile detay ve yaklaşım katsayılarına ayrıştırılan FTIR işaretin alt bantlarının en küçük ve en büyük değerleri arasındaki fark Tablo 5.7’de gösterilmektedir. En büyük ve en küçük değerler arasındaki fark Denklem 2.20 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 5.7. DD ile en büyük - en küçük değer farkı

1100-1000cm⁻¹									
	cd1	cd2	cd3	ca3		cd1	cd2	cd3	ca3
H1	1,45E-05	4,04E-05	8,14E-05	6,88E-04	S1	0,108	0,107	0,493	11,421
H2	1,28E-05	2,45E-05	4,85E-05	1,24E-03	S2	0,091	0,254	0,698	1,680
H3	1,23E-05	4,44E-05	5,37E-05	1,92E-04	S3	0,094	0,174	0,616	1,646
H4	1,61E-05	4,94E-05	6,15E-05	2,42E-04	S4	0,155	0,542	0,696	1,678
H5	1,14E-05	4,45E-05	5,47E-05	2,53E-04	S5	0,127	0,429	0,499	1,496
1300-1000cm⁻¹									
H1	1,45E-05	4,04E-05	8,14E-05	1,64E-03	S1	0,105	0,130	0,493	18,773
H2	1,25E-05	2,45E-05	4,85E-05	2,66E-03	S2	0,130	0,256	0,698	19,829
H3	1,40E-05	4,44E-05	5,37E-05	1,93E-03	S3	0,117	0,273	0,616	17,086
H4	1,71E-05	4,94E-05	6,15E-05	2,07E-03	S4	0,170	0,542	0,736	19,340
H5	1,41E-05	4,45E-05	5,47E-05	2,13E-03	S5	0,150	0,429	0,547	18,896
1800-1300cm⁻¹									
H1	9,58E-05	2,79E-04	6,83E-04	2,64E-02	S1	0,577	1,940	5,165	204,639
H2	3,86E-05	1,20E-04	2,91E-04	1,33E-02	S2	0,786	2,770	7,384	276,538
H3	8,07E-05	2,75E-04	7,13E-04	2,75E-02	S3	1,029	2,780	6,846	266,225
H4	8,72E-05	2,78E-04	7,36E-04	2,79E-02	S4	1,061	3,204	7,145	271,583
H5	8,30E-05	2,84E-04	7,57E-04	2,82E-02	S5	0,745	2,633	7,346	279,964

6. FTIR İŞARETİNİN DALGACIK PAKET DÖNÜŞÜMÜ BİLEŞENLERİNDEN ÖZELLİK ÇIKARIMI

Bölüm 2’de anlatılan dalgacık paket dönüşümü yöntemi ile FTIR işaretleri alt bileşenlerine ayrıştırılmaktadır. Ayrıştırma işlemi için farklı birçok dalgacık türü ve ayrışım seviyeleri denenmiştir. İşaretin özellikleri, dalgacık türünün ve ayrışım seviyesinin belirlenmesinde önemli bir etken olduğu göz önüne alınarak yapılan denemeler sonucunda dalgacık türünün db2 ve ayrışım seviyenin 3 olacağı uygun görülmüştür. Şekil 2.18’deki gibi 3. seviye bir ayrışımında ayrışım ağacında elde edilen katsayılar gösterilmektedir. Şekil 6.1’de örnek bir FTIR işaret parçasının dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması ile oluşan alt bantlar gösterilmektedir.



Şekil 6.1. FTIR işaretinin dalgacık paket dönüşümü sonucu bulunan alt bant işaretleri

Dalgacık paket dönüşümü sonucu elde edilen bu katsayı bileşenlerine sırası ile Bölüm 2.6’da anlatılan özellik çıkarım algoritmaları uygulanmıştır. Her alt bandın istatistiksel değerleri hesaplanmıştır.

6.1. Entropi

Tablo 6.1’de FTIR işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların entropi değerleri gösterilmektedir. Kullanılan dalgacık türü db2 ve ayrışım seviyesi 3 olarak belirlenmiştir.

Tablo 6.1. DPD ile entropi değerleri

1100-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	-265,61	-142,17	-201,82	-304,17	-247,18	-348,73	-243,36	-258,39
H2	-265,04	-184,99	-262,59	-305,39	-279,71	-315,50	-215,24	-212,66
H3	-265,83	-137,83	-265,54	-249,75	-275,50	-263,03	-193,41	-317,30
H4	-251,99	-176,70	-201,47	-255,62	-214,25	-291,16	-162,22	-265,84
H5	-267,07	-184,53	-177,48	-277,00	-214,74	-311,74	-221,90	-206,43
S1	-85,97	-164,41	-117,46	-316,85	-131,48	-219,79	-230,85	-184,63
S2	-286,59	-166,72	-154,70	-233,03	-223,31	-231,88	-249,30	-268,61
S3	-278,31	-164,95	-159,51	-174,95	-219,12	-185,81	-281,07	-277,14
S4	-259,59	-131,71	-169,71	-184,85	-233,60	-187,28	-246,22	-264,38
S5	-271,68	-130,79	-176,05	-208,41	-161,29	-180,74	-263,85	-103,03
1300-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	-563,90	-409,99	-477,08	-607,31	-622,68	-599,54	-750,63	-762,89
H2	-557,49	-387,37	-574,06	-733,31	-648,25	-739,42	-631,15	-593,70
H3	-557,23	-314,10	-562,34	-696,99	-640,72	-614,47	-515,40	-697,61
H4	-549,81	-453,01	-539,66	-578,23	-493,78	-685,01	-470,83	-652,28
H5	-567,46	-461,03	-539,76	-672,94	-582,50	-839,09	-610,41	-538,96
S1	-231,81	-501,23	-412,91	-640,54	-430,48	-793,05	-777,81	-435,39
S2	-590,76	-419,99	-492,78	-558,00	-589,94	-530,37	-842,53	-608,43
S3	-592,12	-443,18	-469,13	-485,64	-499,15	-558,42	-889,40	-683,65
S4	-563,42	-371,45	-520,35	-462,13	-530,11	-440,15	-774,75	-610,03
S5	-580,47	-418,64	-455,22	-472,83	-480,68	-477,64	-822,49	-397,99
1800-1300cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	-597,33	-433,92	-520,82	-721,32	-563,80	-813,36	-840,78	-824,78
H2	-592,86	-474,29	-506,32	-704,45	-554,09	-885,89	-833,07	-904,09
H3	-592,05	-458,34	-455,10	-712,92	-440,18	-934,53	-732,94	-784,11
H4	-597,38	-431,56	-541,75	-683,73	-654,24	-881,31	-791,45	-752,77
H5	-594,51	-427,55	-536,82	-698,77	-676,79	-752,97	-774,80	-845,47
S1	-378,96	-487,19	-592,26	-769,90	-633,59	-991,15	-870,68	-899,24
S2	-591,58	-387,05	-510,17	-778,05	-566,19	-897,93	-774,95	-829,77
S3	-598,32	-460,26	-513,46	-745,88	-628,09	-882,55	-750,17	-854,02
S4	-589,22	-497,77	-537,08	-743,59	-526,60	-971,20	-757,88	-768,78
S5	-592,57	-433,08	-537,83	-716,67	-600,40	-944,63	-835,86	-789,89

6.2. Standart Sapma

Tablo 6.2’de FTIR işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların standart sapma değerleri gösterilmektedir. Standart sapma değerleri Denklem 2.15 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 6.2. DPD ile standart sapma değerleri

1100-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	2,11E-04	2,45E-05	6,37E-06	1,23E-05	1,43E-06	2,22E-06	1,47E-06	3,99E-06
H2	2,74E-04	2,60E-05	5,42E-06	1,43E-05	1,62E-06	2,58E-06	1,90E-06	4,75E-06
H3	2,81E-04	2,49E-05	5,39E-06	1,38E-05	2,00E-06	2,66E-06	2,10E-06	3,72E-06
H4	1,85E-04	3,51E-05	9,76E-06	1,24E-05	2,31E-06	2,95E-06	2,01E-06	3,93E-06
H5	1,76E-04	3,19E-05	8,20E-06	1,12E-05	2,14E-06	2,28E-06	2,35E-06	3,47E-06
S1	1,08E-03	2,62E-05	9,71E-06	4,16E-06	3,02E-06	1,45E-06	2,23E-06	2,84E-06
S2	1,46E-04	2,37E-05	4,47E-06	8,74E-06	1,45E-06	2,98E-06	1,33E-06	2,65E-06
S3	1,22E-04	2,31E-05	4,60E-06	7,17E-06	1,44E-06	2,17E-06	1,38E-06	2,72E-06
S4	1,48E-04	3,03E-05	1,03E-05	2,36E-05	2,79E-06	4,91E-06	2,26E-06	5,49E-06
S5	9,43E-05	2,64E-05	6,35E-06	1,43E-05	1,66E-06	4,45E-06	2,21E-06	2,93E-06
1300-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,85E-03	1,80E-05	5,36E-06	1,04E-05	2,69E-06	2,23E-06	1,42E-06	2,86E-06
H2	1,98E-03	2,00E-05	5,43E-06	1,05E-05	3,03E-06	2,09E-06	1,90E-06	3,28E-06
H3	2,04E-03	2,05E-05	5,51E-06	1,01E-05	2,59E-06	2,43E-06	1,73E-06	2,84E-06
H4	1,80E-03	2,35E-05	6,51E-06	9,36E-06	2,39E-06	2,18E-06	1,87E-06	2,85E-06
H5	1,86E-03	2,27E-05	6,65E-06	9,79E-06	2,40E-06	1,89E-06	1,47E-06	2,71E-06
S1	1,59E-03	1,83E-05	6,37E-06	4,30E-06	1,54E-06	1,24E-06	1,42E-06	1,98E-06
S2	1,99E-03	1,97E-05	4,92E-06	8,46E-06	2,61E-06	2,38E-06	1,48E-06	2,29E-06
S3	1,72E-03	1,83E-05	4,52E-06	7,48E-06	1,91E-06	2,09E-06	1,15E-06	2,06E-06
S4	1,89E-03	2,87E-05	8,39E-06	1,90E-05	3,05E-06	4,28E-06	2,24E-06	4,18E-06
S5	1,94E-03	2,62E-05	5,45E-06	1,12E-05	2,19E-06	3,18E-06	2,02E-06	2,98E-06
1800-1300cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	2,07E-02	1,52E-04	4,43E-05	4,61E-05	1,00E-05	9,17E-06	1,05E-05	1,28E-05
H2	2,09E-02	1,58E-04	4,49E-05	5,08E-05	1,03E-05	9,92E-06	1,17E-05	1,35E-05
H3	2,12E-02	1,65E-04	4,50E-05	4,91E-05	1,05E-05	9,41E-06	1,11E-05	1,34E-05
H4	2,04E-02	1,51E-04	4,23E-05	5,17E-05	9,73E-06	1,02E-05	1,11E-05	1,35E-05
H5	2,08E-02	1,60E-04	4,45E-05	5,27E-05	1,02E-05	1,05E-05	1,16E-05	1,39E-05
S1	1,38E-02	1,08E-04	3,02E-05	3,12E-05	7,14E-06	6,01E-06	7,46E-06	8,75E-06
S2	2,08E-02	1,59E-04	4,36E-05	4,60E-05	9,96E-06	8,54E-06	1,08E-05	1,28E-05
S3	2,01E-02	1,47E-04	4,32E-05	4,87E-05	9,55E-06	1,00E-05	1,15E-05	1,34E-05
S4	2,05E-02	1,56E-04	4,36E-05	5,48E-05	9,77E-06	1,04E-05	1,32E-05	1,53E-05
S5	2,10E-02	1,68E-04	4,43E-05	4,18E-05	1,02E-05	8,46E-06	1,07E-05	1,28E-05

6.3. Ortalama Mutlak Değer

Tablo 6.3’de FTIR işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların ortalama mutlak değerleri gösterilmektedir. Ortalama mutlak değerler Denklem 2.16 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 6.3. DPD ile ortalama mutlak değerleri

1100-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,51E-03	3,08E-05	6,97E-06	1,31E-05	2,21E-06	2,63E-06	2,83E-06	3,78E-06
H2	7,39E-02	1,85E-05	6,10E-06	7,93E-06	1,91E-06	2,07E-06	1,30E-06	3,04E-06
H3	2,33E-04	1,72E-05	4,97E-06	1,21E-05	1,16E-06	2,21E-06	1,29E-06	3,11E-06
H4	2,65E-04	1,96E-05	3,85E-06	1,27E-05	1,33E-06	2,50E-06	1,54E-06	3,03E-06
H5	2,70E-04	1,82E-05	3,95E-06	1,29E-05	1,61E-06	2,16E-06	1,75E-06	3,06E-06
S1	5,70E-02	1,83E-05	5,95E-06	3,47E-06	1,93E-06	1,22E-06	1,31E-06	2,20E-06
S2	1,41E-04	1,45E-05	3,32E-06	8,32E-06	1,13E-06	2,50E-06	1,13E-06	1,93E-06
S3	1,36E-04	1,62E-05	3,23E-06	5,37E-06	1,21E-06	1,81E-06	1,13E-06	1,91E-06
S4	2,20E-04	2,47E-05	8,52E-06	1,93E-05	2,48E-06	3,94E-06	1,63E-06	3,92E-06
S5	1,38E-04	2,17E-05	4,53E-06	9,46E-06	1,25E-06	3,34E-06	2,03E-06	2,22E-06
1300-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	2,76E-03	1,77E-05	4,55E-06	8,45E-06	1,41E-06	1,78E-06	1,62E-06	2,25E-06
H2	7,15E-02	9,95E-06	2,99E-06	4,43E-06	8,87E-07	1,13E-06	7,61E-07	1,54E-06
H3	1,96E-03	1,30E-05	4,27E-06	7,62E-06	1,41E-06	1,64E-06	1,10E-06	2,05E-06
H4	2,16E-03	1,54E-05	4,20E-06	7,92E-06	1,67E-06	1,66E-06	1,33E-06	1,98E-06
H5	2,22E-03	1,52E-05	4,50E-06	8,25E-06	1,67E-06	1,90E-06	1,26E-06	2,16E-06
S1	5,52E-02	1,27E-05	3,72E-06	3,58E-06	8,78E-07	1,04E-06	8,77E-07	1,49E-06
S2	1,89E-03	1,39E-05	3,82E-06	6,57E-06	1,46E-06	1,82E-06	1,09E-06	1,66E-06
S3	1,62E-03	1,36E-05	3,40E-06	5,86E-06	1,19E-06	1,66E-06	9,09E-07	1,40E-06
S4	1,89E-03	2,37E-05	6,93E-06	1,56E-05	2,10E-06	3,53E-06	1,64E-06	3,12E-06
S5	1,79E-03	2,20E-05	4,11E-06	8,14E-06	1,27E-06	2,39E-06	1,65E-06	2,18E-06
1800-1300cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,85E-02	8,01E-05	2,30E-05	2,92E-05	5,39E-06	5,98E-06	7,02E-06	8,78E-06
H2	6,65E-02	3,56E-05	1,09E-05	1,27E-05	2,70E-06	2,67E-06	2,87E-06	3,49E-06
H3	1,92E-02	8,70E-05	2,57E-05	2,69E-05	5,80E-06	5,78E-06	6,35E-06	7,86E-06
H4	1,97E-02	9,25E-05	2,70E-05	2,91E-05	6,25E-06	6,51E-06	7,21E-06	8,72E-06
H5	1,99E-02	9,83E-05	2,65E-05	2,65E-05	6,30E-06	5,80E-06	7,12E-06	8,32E-06
S1	5,57E-02	6,06E-05	1,71E-05	1,68E-05	4,21E-06	3,86E-06	4,50E-06	5,16E-06
S2	1,96E-02	9,16E-05	2,54E-05	2,36E-05	5,85E-06	5,45E-06	6,94E-06	7,55E-06
S3	1,87E-02	8,32E-05	2,51E-05	2,98E-05	5,71E-06	6,47E-06	6,73E-06	8,25E-06
S4	1,94E-02	9,35E-05	2,56E-05	3,13E-05	5,91E-06	6,91E-06	8,17E-06	9,63E-06
S5	1,96E-02	9,77E-05	2,60E-05	2,26E-05	5,89E-06	5,16E-06	6,74E-06	7,80E-06

6.4. Basit Kare İntegral

Tablo 6.4’de FTIR işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların basit kare integral değerleri gösterilmektedir. Basit kare integral değerleri Denklem 2.17 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 6.4. DPD ile basit kare integral değerleri

1100-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,75E-10	9,47E-17	1,08E-18	2,53E-18	9,43E-21	9,77E-21	5,74E-21	2,12E-20
H2	4,47E-04	2,82E-17	1,86E-18	3,32E-19	7,93E-21	5,90E-22	2,60E-21	1,36E-20
H3	3,58E-13	1,69E-17	7,24E-20	2,94E-18	2,74E-22	3,13E-21	2,11E-22	2,19E-20
H4	8,61E-13	1,88E-17	3,47E-20	4,25E-18	2,22E-22	1,59E-21	6,30E-22	5,74E-20
H5	9,27E-13	1,51E-17	4,88E-20	2,57E-18	6,56E-22	2,75E-21	6,11E-22	1,30E-20
S1	1,58E-04	3,16E-17	1,14E-18	1,02E-20	5,59E-21	1,20E-22	1,92E-21	3,19E-21
S2	7,74E-14	2,72E-17	1,85E-20	3,87E-19	1,94E-22	4,41E-21	1,34E-22	3,01E-21
S3	5,55E-14	1,98E-17	2,33E-20	9,27E-20	1,30E-22	5,85E-22	2,12E-22	2,60E-21
S4	1,59E-13	3,87E-17	2,85E-19	8,65E-18	2,17E-21	2,29E-20	1,53E-21	3,71E-20
S5	3,67E-14	1,21E-17	7,38E-20	3,40E-18	3,27E-22	1,46E-20	1,11E-21	3,97E-21
1300-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	7,21E-09	9,58E-17	1,09E-18	3,08E-18	8,23E-21	1,10E-20	2,06E-21	2,13E-20
H2	1,05E-03	2,83E-17	1,86E-18	3,38E-19	6,64E-21	6,20E-22	2,60E-21	1,37E-20
H3	5,73E-09	1,87E-17	1,02E-19	3,09E-18	3,54E-20	4,15E-21	1,83E-21	2,29E-20
H4	7,69E-09	2,27E-17	8,73E-20	4,37E-18	5,08E-20	2,35E-21	6,50E-21	5,89E-20
H5	8,64E-09	2,18E-17	9,92E-20	2,70E-18	1,91E-20	5,92E-21	1,64E-21	1,42E-20
S1	3,73E-04	3,31E-17	1,15E-18	4,18E-20	4,31E-21	4,06E-22	1,95E-21	3,33E-21
S2	6,52E-09	3,30E-17	5,96E-20	7,47E-19	2,68E-20	5,43E-21	3,28E-21	4,23E-21
S3	3,63E-09	2,28E-17	5,47E-20	4,21E-19	5,52E-21	3,00E-21	8,92E-22	3,10E-21
S4	5,83E-09	6,96E-17	4,27E-19	1,21E-17	3,15E-20	3,45E-20	6,99E-21	4,43E-20
S5	5,70E-09	3,79E-17	1,24E-19	3,87E-18	1,11E-20	1,59E-20	4,17E-21	1,48E-20
1800-1300cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,57E-04	3,02E-13	1,79E-15	5,73E-15	4,47E-18	1,34E-17	7,35E-18	1,41E-17
H2	1,41E-03	1,01E-14	6,78E-17	9,93E-17	1,92E-19	1,77E-19	2,58E-19	4,48E-19
H3	1,84E-04	3,49E-13	2,15E-15	3,03E-15	5,57E-18	3,88E-18	6,55E-18	9,86E-18
H4	1,96E-04	4,04E-13	2,14E-15	4,50E-15	5,76E-18	5,30E-18	1,03E-17	1,07E-17
H5	2,05E-04	4,49E-13	2,27E-15	5,20E-15	6,39E-18	4,86E-18	6,69E-18	1,09E-17
S1	9,02E-04	9,30E-14	5,07E-16	8,91E-16	1,38E-18	8,56E-19	1,87E-18	2,32E-18
S2	1,90E-04	4,03E-13	2,09E-15	4,51E-15	5,52E-18	3,51E-18	6,23E-18	9,70E-18
S3	1,64E-04	3,05E-13	1,89E-15	2,96E-15	4,38E-18	6,00E-18	1,44E-17	1,41E-17
S4	1,80E-04	3,75E-13	1,96E-15	6,76E-15	4,61E-18	6,32E-18	1,99E-17	2,19E-17
S5	1,98E-04	4,53E-13	2,29E-15	3,12E-15	6,40E-18	3,60E-18	6,14E-18	1,03E-17

6.5. Dalga Boyu Uzunluğu

Tablo 6.5’de FTIR işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların dalga boyu uzunluğu değerleri gösterilmektedir. Dalga boyu uzunluğu değerleri Denklem 2.18 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 6.5. DPD ile dalga boyu uzunluğu değerleri

1100-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	2,41E-03	6,59E-04	1,24E-04	2,08E-04	3,25E-05	4,87E-05	5,45E-05	5,81E-05
H2	3,58E-03	4,02E-04	1,09E-04	1,00E-04	2,88E-05	2,92E-05	3,08E-05	4,37E-05
H3	8,48E-04	3,75E-04	1,18E-04	1,52E-04	2,19E-05	3,34E-05	2,33E-05	5,60E-05
H4	8,31E-04	4,13E-04	9,79E-05	1,61E-04	2,87E-05	3,73E-05	3,21E-05	4,77E-05
H5	8,17E-04	4,59E-04	9,29E-05	2,04E-04	3,30E-05	4,55E-05	4,00E-05	5,00E-05
S1	3,32E-03	4,24E-04	9,20E-05	7,39E-05	2,51E-05	2,90E-05	3,17E-05	4,14E-05
S2	7,88E-04	3,40E-04	7,92E-05	1,44E-04	2,16E-05	4,93E-05	2,00E-05	4,27E-05
S3	1,02E-03	3,57E-04	6,84E-05	9,66E-05	2,16E-05	3,40E-05	2,00E-05	4,25E-05
S4	1,04E-03	5,81E-04	1,91E-04	3,71E-04	5,28E-05	7,50E-05	4,36E-05	9,07E-05
S5	9,34E-04	3,76E-04	1,14E-04	2,15E-04	2,66E-05	5,55E-05	4,17E-05	3,53E-05
1300-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	6,74E-03	9,99E-04	2,39E-04	3,84E-04	6,59E-05	9,32E-05	9,97E-05	1,09E-04
H2	7,59E-03	5,42E-04	1,56E-04	1,73E-04	4,29E-05	4,20E-05	4,79E-05	6,40E-05
H3	5,95E-03	7,23E-04	2,52E-04	3,43E-04	6,42E-05	8,79E-05	5,62E-05	1,07E-04
H4	6,38E-03	8,53E-04	2,59E-04	3,56E-04	8,88E-05	7,84E-05	7,68E-05	9,39E-05
H5	6,39E-03	8,87E-04	2,84E-04	3,78E-04	9,30E-05	9,20E-05	8,15E-05	9,73E-05
S1	6,36E-03	7,44E-04	1,88E-04	2,00E-04	3,93E-05	5,64E-05	5,42E-05	8,01E-05
S2	6,44E-03	7,04E-04	2,34E-04	3,17E-04	7,12E-05	9,10E-05	4,33E-05	1,04E-04
S3	5,84E-03	7,22E-04	1,81E-04	2,94E-04	5,41E-05	7,82E-05	4,03E-05	9,22E-05
S4	6,23E-03	1,47E-03	4,28E-04	7,74E-04	1,19E-04	1,70E-04	1,01E-04	1,68E-04
S5	6,54E-03	1,21E-03	2,55E-04	4,52E-04	6,04E-05	1,11E-04	9,84E-05	1,17E-04
1800-1300cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,42E-01	4,36E-03	1,78E-03	2,28E-03	3,51E-04	4,41E-04	5,52E-04	8,19E-04
H2	6,52E-02	1,82E-03	8,77E-04	9,66E-04	1,73E-04	1,75E-04	2,24E-04	3,23E-04
H3	1,50E-01	4,14E-03	1,99E-03	2,02E-03	3,76E-04	3,67E-04	5,15E-04	7,42E-04
H4	1,52E-01	4,19E-03	2,06E-03	2,27E-03	4,04E-04	4,44E-04	6,40E-04	8,53E-04
H5	1,54E-01	4,41E-03	1,91E-03	2,13E-03	3,87E-04	3,87E-04	5,52E-04	7,90E-04
S1	1,03E-01	2,94E-03	1,31E-03	1,41E-03	2,56E-04	2,48E-04	3,61E-04	5,04E-04
S2	1,51E-01	4,23E-03	1,80E-03	2,00E-03	3,46E-04	3,50E-04	5,27E-04	7,52E-04
S3	1,45E-01	4,30E-03	2,01E-03	2,19E-03	3,81E-04	4,14E-04	5,93E-04	7,88E-04
S4	1,48E-01	4,73E-03	2,03E-03	2,51E-03	3,83E-04	4,54E-04	6,75E-04	9,24E-04
S5	1,53E-01	4,72E-03	1,79E-03	1,96E-03	3,41E-04	3,64E-04	5,52E-04	7,42E-04

6.6. Sıfır Geçişleri

Tablo 6.6’da FTIR işaretlerin dalgacık paket dönüşümü ile ayrıştırılması sonucu elde edilen alt bantların sıfır geçiş değerleri gösterilmektedir. Sıfır geçiş değerleri Denklem 2.19 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 6.6. DPD ile sıfır geçiş değerleri

1100-1000cm ⁻¹							
	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	8	8	5	7	5	10	9
H2	5	10	5	9	5	10	5
H3	7	11	4	8	4	9	5
H4	5	11	3	9	5	8	7
H5	8	9	6	10	8	11	5
S1	10	6	6	6	8	11	7
S2	6	7	7	7	9	6	7
S3	8	7	8	8	8	9	7
S4	9	9	6	10	4	10	7
S5	7	11	7	10	4	8	5
1300-1000cm ⁻¹							
	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	20	22	13	21	15	26	19
H2	15	26	21	25	13	24	13
H3	19	27	18	22	14	23	13
H4	19	27	17	29	15	22	19
H5	14	25	16	28	16	27	13
S1	27	18	20	18	14	23	21
S2	12	21	19	21	21	12	19
S3	14	19	20	20	20	17	23
S4	21	25	14	24	16	20	17
S5	19	27	17	20	14	18	19
1800-1300cm ⁻¹							
	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	17	30	23	29	21	30	23
H2	19	30	24	24	25	24	29
H3	20	30	19	23	19	18	31
H4	18	26	25	29	19	28	35
H5	18	22	23	21	21	28	31
S1	19	24	26	26	20	25	34
S2	16	24	25	21	19	26	37
S3	22	30	23	31	21	28	33
S4	23	29	25	27	19	28	37
S5	20	22	24	20	22	25	35

6.7. En Büyük Ve En Küçük Değer Farkı

Dalgacık dönüşümü ile detay ve yaklaşım katsayılarına ayrıştırılan işaretin alt bantlarının en küçük ve en büyük değerleri arasındaki fark Tablo 6.7’de gösterilmektedir. En büyük ve en küçük değerler arasındaki fark Denklem 2.20 kullanılarak elde edilmiştir.

Tablo 6.7. DPD ile en büyük ve en küçük arasındaki fark değerleri

1100-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	1,99E-03	1,28E-04	4,22E-05	5,47E-05	1,03E-05	1,48E-05	1,22E-05	1,53E-05
H2	3,58E-03	9,83E-05	4,35E-05	2,51E-05	1,49E-05	7,12E-06	1,17E-05	1,57E-05
H3	5,11E-04	8,89E-05	2,26E-05	3,83E-05	5,58E-06	7,91E-06	5,21E-06	1,71E-05
H4	6,56E-04	1,00E-04	1,96E-05	5,95E-05	5,55E-06	9,00E-06	6,52E-06	1,62E-05
H5	0,000678	9,47E-05	2,07E-05	5,21E-05	7,62E-06	1,10E-05	6,51E-06	1,52E-05
S1	3,31E-03	9,80E-05	3,80E-05	1,41E-05	1,36E-05	4,98E-06	1,09E-05	1,07E-05
S2	4,25E-04	1,04E-04	1,85E-05	2,98E-05	4,95E-06	1,10E-05	4,25E-06	1,14E-05
S3	4,15E-04	9,78E-05	2,05E-05	2,50E-05	4,95E-06	6,98E-06	4,97E-06	1,15E-05
S4	4,30E-04	1,09E-04	3,33E-05	7,07E-05	9,19E-06	1,56E-05	1,01E-05	1,99E-05
S5	0,00037	7,76E-05	2,66E-05	5,97E-05	5,76E-06	1,58E-05	7,56E-06	1,21E-05
1300-1000cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	4,61E-03	1,28E-04	4,22E-05	5,47E-05	1,04E-05	1,48E-05	9,18E-06	1,53E-05
H2	7,59E-03	9,83E-05	4,35E-05	2,51E-05	1,34E-05	7,12E-06	1,17E-05	1,57E-05
H3	5,44E-03	8,89E-05	2,60E-05	4,93E-05	1,52E-05	1,14E-05	8,35E-06	1,71E-05
H4	5,83E-03	1,00E-04	2,43E-05	5,95E-05	1,68E-05	9,03E-06	1,10E-05	1,66E-05
H5	0,005984	9,47E-05	2,71E-05	5,21E-05	1,41E-05	1,17E-05	9,70E-06	1,52E-05
S1	5,39E-03	9,80E-05	3,94E-05	1,90E-05	9,06E-06	5,77E-06	1,09E-05	1,07E-05
S2	5,61E-03	1,04E-04	2,17E-05	3,94E-05	1,43E-05	1,10E-05	8,72E-06	1,15E-05
S3	4,81E-03	9,78E-05	2,15E-05	3,07E-05	1,09E-05	9,97E-06	6,94E-06	1,15E-05
S4	5,44E-03	1,28E-04	3,33E-05	7,35E-05	1,67E-05	1,73E-05	1,26E-05	1,99E-05
S5	0,005347	0,000101	2,66E-05	6,34E-05	1,19E-05	1,58E-05	8,77E-06	1,50E-05
1800-1300cm ⁻¹								
	[3 0]	[3 1]	[3 2]	[3 3]	[3 4]	[3 5]	[3 6]	[3 7]
H1	7,35E-02	8,55E-04	2,56E-04	4,33E-04	5,87E-05	9,82E-05	7,01E-05	7,95E-05
H2	3,74E-02	3,53E-04	1,26E-04	1,50E-04	2,88E-05	3,18E-05	2,82E-05	3,86E-05
H3	7,67E-02	8,37E-04	2,96E-04	3,45E-04	5,64E-05	6,53E-05	6,33E-05	7,29E-05
H4	7,77E-02	8,88E-04	2,90E-04	4,06E-04	5,66E-05	7,55E-05	7,47E-05	7,46E-05
H5	0,078633	0,000888	0,000296	0,000403	5,87E-05	6,92E-05	6,03E-05	8,09E-05
S1	5,73E-02	6,12E-04	2,07E-04	2,50E-04	4,60E-05	4,50E-05	4,65E-05	5,04E-05
S2	7,70E-02	8,83E-04	2,95E-04	3,82E-04	5,77E-05	6,34E-05	6,10E-05	7,58E-05
S3	7,41E-02	8,37E-04	2,91E-04	3,51E-04	5,51E-05	7,94E-05	7,51E-05	8,61E-05
S4	7,55E-02	8,95E-04	2,93E-04	4,32E-04	5,30E-05	7,38E-05	8,45E-05	9,75E-05
S5	0,077969	0,00092	0,000312	0,00032	6,15E-05	4,84E-05	5,91E-05	7,93E-05

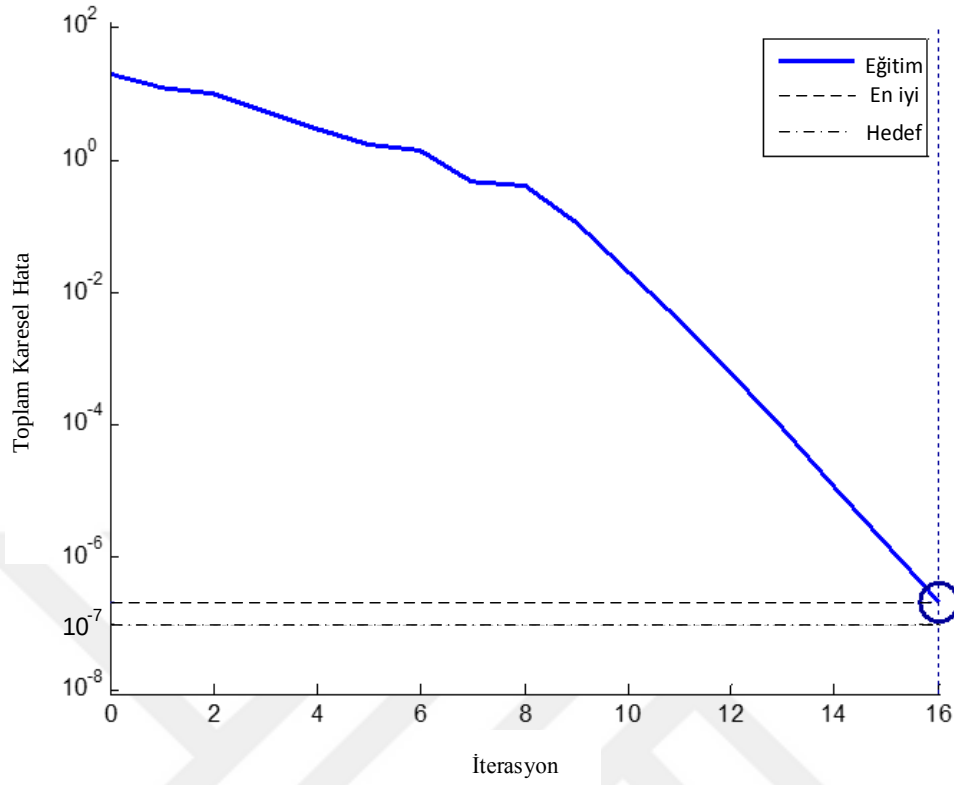
7. YAPAY SİNİR AĞLARI İLE SINIFLANDIRMA

Sınıflandırma işlemi için, 30 kolon kanseri hastası ve 40 sağlıklı kişiye ait veriler Bölüm 2’de ayrıntısı verilen 4-parçalı çapraz doğrulama yöntemine göre eğitim ve test verisi olarak kullanılmıştır. Verilerin sınıflandırması için yapay sinir ağları kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan yapay sinir ağı çok katmanlı ileri beslemeli yapay sinir ağıdır. İleri beslemeli yapay sinir ağı için öğrenme algoritması, hata geri yayılım algoritması seçilmiştir. Uygulama için MATLAB (Ver. R2011b) ortamı kullanılmıştır. Uygulama için kullanılan ileri beslemeli YSA’nın eğitim parametreleri Tablo 7.1’de gösterilmiştir. Tablo 7.1’de verilen katman sayısı, nöron sayısı ve aktivasyon fonksiyonu en iyi sonucu verecek şekilde deneme yanılma yolu ile belirlenmiştir. Ayrıca veriler, k parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile 4 parçaya bölünerek sırası ile YSA’ya giriş olarak verilmiştir. Böylece verilerin tamamı hem eğitim ve hem de test verisi olarak kullanılmıştır. Şekil 7.1’de örnek olarak 1800-1300 cm^{-1} aralığında dalgacık dönüşümü yöntemi kullanılarak elde edilen YSA ‘nın eğitim başarımı görülmektedir.

Tablo 7.1. Kullanılan YSA modelinin yapısı ve eğitim parametreleri

YSA yapısı	
YSA modeli	Çok katmanlı ileri beslemeli
Katman sayısı	4
Katmanlardaki nöron sayısı	Giriş : Özellik vektörü sayısına göre değişken
	Gizli : 10 10
	Çıkış : 1
Başlangıç ağırlıkları	Rastgele
Aktivasyon fonksiyonları	Logaritmik sigmoid
Öğrenme kuralı	Hata geri yayılım algoritması

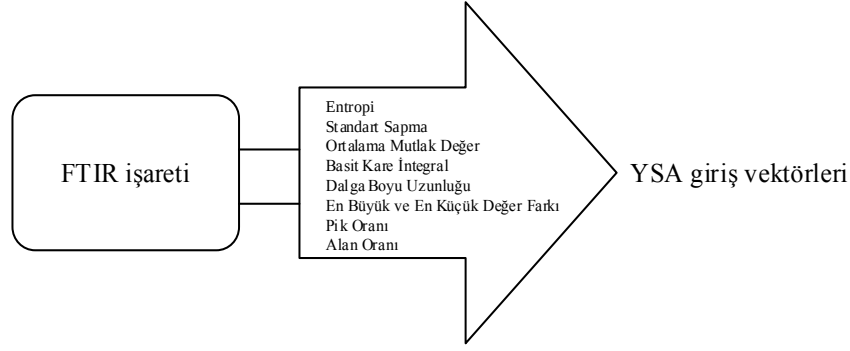
Kolon kanseri olan kişiler ile sağlıklı kişilere ait plazmalar kullanılarak elde edilen FTIR işaretlerinden üç farklı yöntem ile özellik çıkarımı yapılmıştır. Üç yöntemden elde edilen değerlerin sınıflandırma sonuçları aşağıda sırası ile verilmiştir.



Şekil 7.1. YSA eğitim başarımı

7.1. Doğrudan FTIR İşaretinden Elde Edilen Özelliklerin Sınıflandırılması

Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen özelliklerin matematiksel açıklamaları Bölüm 2.6’da anlatılmıştır. Bu kısımda Şekil 7.2’de görüldüğü gibi entropi, standart sapma, ortalama mutlak değer, basit kare integral, dalga boyu uzunluğu, en büyük ve en küçük değer farkı, spektral pik oranı ve spektral alan oranı özellik vektörü olarak kullanılmaktadır. İlk 6 özellik birer vektör ile temsil edilirken spektral pik ve spektral alan oranı değerleri Tablo 4.7 ve 4.8 gösterildiği gibi 5 özellik vektörü ile temsil edilmektedir. FTIR işaretinden doğrudan olarak elde edilen özellik vektörü sayısı 16 olmaktadır.



Şekil 7.2. Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen özellik vektörleri

YSA kullanılarak yapılan sınıflandırma işlemi sonucunda $1100-1000\text{ cm}^{-1}$ için %100, $1300-1000\text{ cm}^{-1}$ için %97,04 ve $1800-1300\text{ cm}^{-1}$ için %98,61 ortalama doğruluk elde edilmiştir. k parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile veri seti 4 parçaya bölünmüştür. Verinin her bir parçası ayrı ayrı test verisi olarak kullanılmıştır. Verinin geri kalan üç parçası ise eğitim için kullanılmıştır. Her bir test verisine ait sınıflandırma sonuçları üç bant için Tablo 7.2, 7.3 ve 7.4’de verilmiştir.

Tablo 7.2. Doğrudan FTIR işaretinin $1100-1000\text{ cm}^{-1}$ aralığından elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	8	10	8	10	6
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	0	0	0	0	0
Sınıflandırma doğruluğu	100		100		100		100	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu				100				

Tablo 7.3. Doğrudan FTIR işaretinin 1300-1000 cm⁻¹ aralığından elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	7	10	8	9	6
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	1	0	0	1	0
Sınıflandırma doğruluğu	100		94,44		100		93,75	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu			97,04					

Tablo 7.4. Doğrudan FTIR işaretinin 1800-1300 cm⁻¹ aralığından elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	7	10	8	10	6
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	1	0	0	0	0
Sınıflandırma doğruluğu	100		94,44		100		100	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu				98,61				

Elde edilen sınıflandırma işlemlerinin değerlendirilmesi için tanı testi ve ROC eğrisi yöntemi kullanılmıştır. Değerlendirme analizinde referans olarak uzman hekimler tarafından yapılan patolojik değerlendirme sonuçları kullanılmıştır. Patolojik değerlendirme, kişilerden alınan biyopsi örneğinin çeşitli tetikler kullanılarak incelenmesi ile yapılmaktadır. Patolojik değerlendirme sonuçları ile önerilen yöntemin sonuçları aşağıda verilmiştir. Her bant aralığında elde edilen veriler ayrı ayrı verilmiştir. Her karşılaştırma matrisi tablosu, *k* parçalı

çapraz doğrulama kullanılarak elde edilen sınıflandırma işleminin ortalama sonucunu göstermektedir.

Tablo 7.5’de YSA sınıflandırıcı kullanılarak gerçekleştirilen ön-tanı testi değerlendirme sonuçları için örnek bir karşılaştırma matrisi gösterilmektedir.

Tablo 7.5. Örnek karşılaştırma matrisi

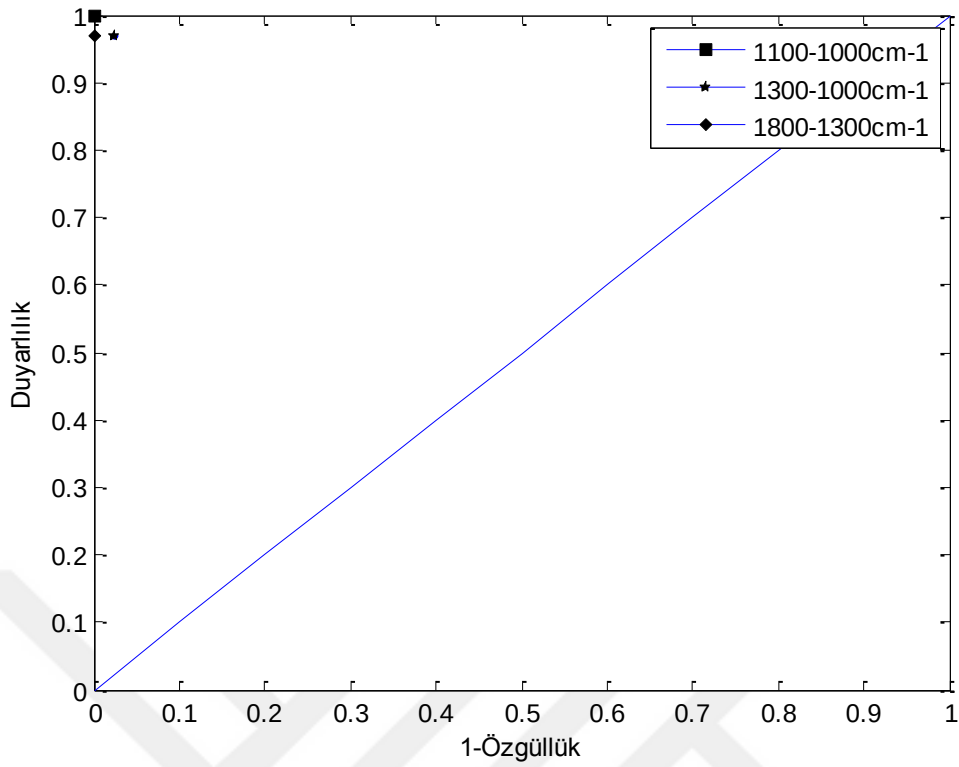
Ön-tanı testi sonucu	Pozitif (Hasta)	Negatif (Sağlam)	Toplam
Pozitif (H)	7	0	7
Negatif (S)	1	10	11
Toplam	8	10	18

Bölüm 2.9’deki denklemler kullanılarak Tablo 7.5’e göre duyarlılık $7/8=0.8750$, özgüllük $10/10=1$ ’dir. Buna göre doğrudan FTIR işaretinden elde edilen diğer bütün değerlerin ortalama duyarlılık ve özgüllük değerleri Tablo 7.6’da verilmiştir.

Tablo 7.6. Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen ön-tanı testi değerlerinin duyarlılık ve özgüllük sonuçları

Dalga sayısı aralığı		I. parça test verisi	II. parça test verisi	III. parça test verisi	IV. parça test verisi	Ortalama
1100-1000 cm^{-1}	Duyarlılık	100	100	100	100	100
	Özgüllük	100	100	100	100	100
1300-1000 cm^{-1}	Duyarlılık	100	87,50	100	100	96,87
	Özgüllük	100	100	100	0,90	97,50
1800-1300 cm^{-1}	Duyarlılık	100	87,50	100	100	96,87
	Özgüllük	100	100	100	100	100

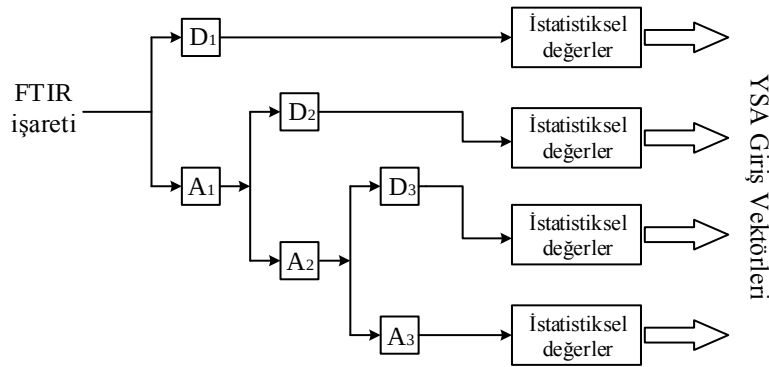
Tablo 7.6’daki üç bant için duyarlılık ve 1-özgüllük grafiği Şekil 7.3’de verilmiştir. ROC eğrisinde istenen grafiğini sol üst köşeye yakın olmasıdır. Bu bilgi ışığında uygulanan yöntemin başarılı olduğu görülmektedir.



Şekil 7.3. Doğrudan FTIR işaretinden elde edilen değerlerin ROC eğrisi grafikleri

7.2. Dalgacık Dönüşümünden Elde Edilen Özelliklerin Sınıflandırılması

FTIR işaretine 3 seviyeli db2 ayrık dalgacık dönüşümü uygulandığında üç detay ve bir yaklaşımlar katsayısı (cd1, cd2, cd3, ca3) oluşmaktadır. Bu 4 bileşenin her birinin ayrı ayrı istatistiksel değerleri Şekil 7.4’de gösterildiği gibi elde edilmiştir. Bu kısımda FTIR işaretinden elde edilen alt bantların entropi, standart sapma, ortalama mutlak değer, basit kare integral, dalga boyu uzunluğu, en büyük ve en küçük değer farkı, sıfır geçiş değerleri bulunmuştur.



Şekil 7.4. DD ile FTIR işaretinden elde edilen özellik vektörleri

Dalgacık dönüşümü sonucu elde edilen alt bantlara, doğrudan FTIR işaretine uygulanan özelliklerden farklı olarak sıfır geçiş sayısı özelliği eklenmiştir. Her bir özellik 4 alt banttı oluşturduğu için toplam 28 özellik vektörü oluşacaktır. Fakat sıfır geçiş hesaplaması sadece detay bileşenlerine uygulanabilecek bir özellik olduğu için burada yaklaşım değerinin sıfır geçişleri hesaplanamayacağından özellik vektörü sayısı 27 olmaktadır. YSA kullanılarak yapılan sınıflandırma işlemi sonucunda 1100-1000 cm^{-1} için %95,65, 1300-1000 cm^{-1} için %100 ve 1800-1300 cm^{-1} için %96,87 ortalama doğruluk elde edilmiştir. *k* parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile elde edilen test verisine ait sınıflandırma sonuçları Tablo 7.7, 7.8 ve 7.9’da verilmiştir.

Tablo 7.7. DD ile 1100-1000 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	7	10	7	10	5
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	1	0	1	0	1
Sınıflandırma doğruluğu	100		94,44		94,44		93,75	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu	95,65							

Tablo 7.8. DD ile 1300-1000 cm⁻¹ aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	8	10	8	10	6
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	0	0	0	0	0
Sınıflandırma doğruluğu	100		100		100		100	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu				100				

Tablo 7.9. DD ile 1800-1300 cm⁻¹ aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

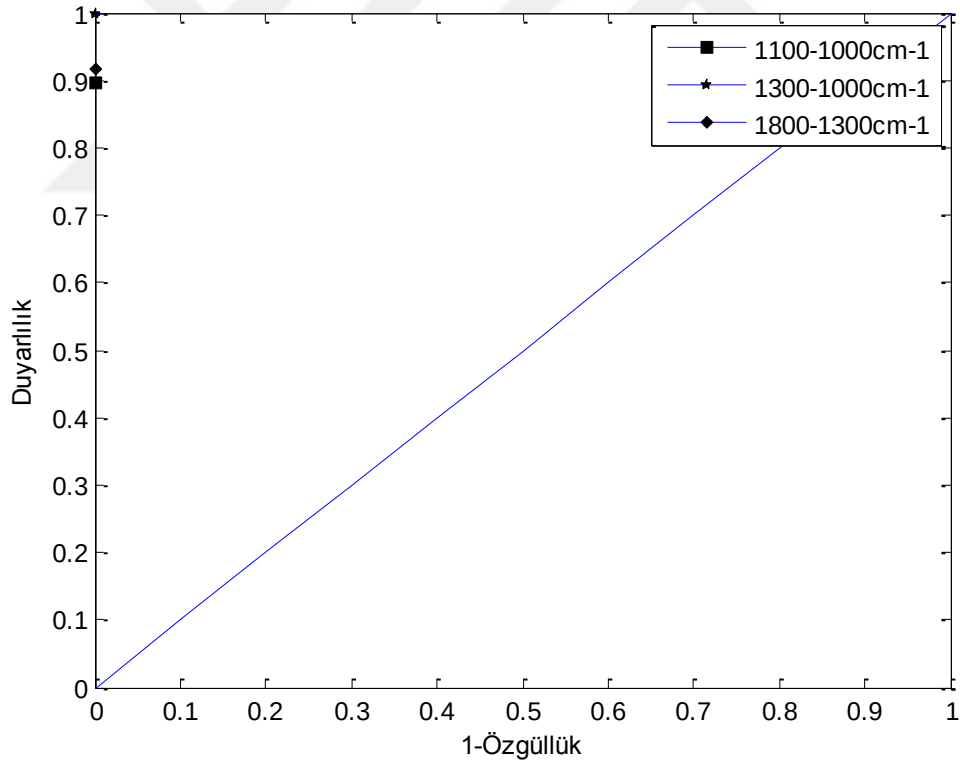
4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	8	10	8	10	4
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	0	0	0	0	2
Sınıflandırma doğruluğu	100		100		100		87,50	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu				96,87				

DD ile elde edilen özellik vektörlerinin YSA sınıflandırıcı kullanılarak gerçekleştirilen ön-tanı testi değerlendirme sonuçları, karşılaştırma matrisi yardımıyla bulunmuştur. Bulunan değerler ile elde edilen duyarlılık ve özgüllük sonuçları Tablo 7.10’da gösterilmektedir.

Tablo 7.10. DD ile FTIR işaretinden elde edilen ön-tanı testi değerlerinin duyarlılık ve özgüllük sonuçları

Dalga sayısı aralığı		I. parça test verisi	II. parça test verisi	III. parça test verisi	IV. parça test verisi	Ortalama
1100-1000 cm^{-1}	Duyarlılık	100	87,50	87,50	83,33	89,58
	Özgüllük	100	100	100	100	100
1300-1000 cm^{-1}	Duyarlılık	100	100	100	100	100
	Özgüllük	100	100	100	100	100
1800-1300 cm^{-1}	Duyarlılık	100	100	100	66,67	91,66
	Özgüllük	100	100	100	100	100

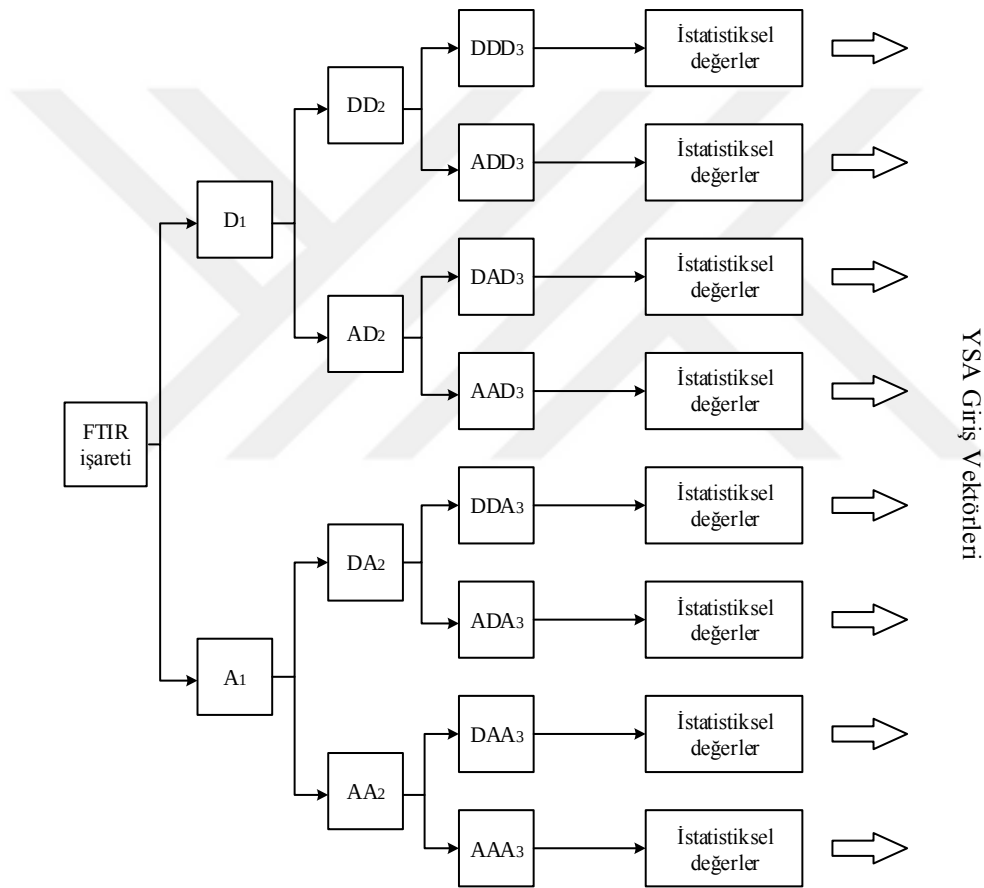
Tablo 7.10'daki üç bant için duyarlılık ve 1-özgüllük grafiği Şekil 7.5'de verilmiştir.



Şekil 7.5. Dalgacık dönüşümü ile FTIR işaretinden elde edilen değerlerin ROC eğrisi grafikleri

7.3. Dalgacık Paket Dönüşümünden Elde Edilen Özelliklerin Sınıflandırılması

FTIR işaretine 3 seviyeli dalgacık paket dönüşümü uygulandığında ise 8 alt bant oluşmaktadır. Dalgacık dönüşümünde kullanılan istatistiksel değerler aynı şekilde burada da kullanılabilir. Böylece dalgacık paket dönüşümü sonucu 56 özellik vektörü elde edilmektedir. DPD’de ilk düğüm yaklaşım katsayılarından oluştuğu için sıfır geçiş hesaplaması yapılamayacağı için özellik vektörü sayısı 55 olmaktadır. DPD elde edilen 8 bileşenin her birinin istatistiksel değerleri Şekil 7.6’da gösterildiği gibi elde edilmiştir.



Şekil 7.6. DPD ile FTIR işaretinden elde edilen özellik vektörleri

YSA kullanılarak yapılan sınıflandırma işlemi sonucunda $1100-1000\text{ cm}^{-1}$ için %100, $1300-1000\text{ cm}^{-1}$ için %98,61 ve $1800-1300\text{ cm}^{-1}$ için %97,04 ortalama doğruluk elde edilmiştir. k parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile elde edilen test verisine ait sınıflandırma sonuçları Tablo 7.11, 7.12 ve 7.13’de verilmiştir.

Tablo 7.11. DPD ile 1100-1000 cm⁻¹ aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	8	10	8	10	6
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	0	0	0	0	0
Sınıflandırma doğruluğu	100		100		100		100	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu	100							

Tablo 7.12. DPD ile 1300-1000 cm⁻¹ aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	8	10	7	10	8	10	6
Yanlış sınıflandırma	0	0	0	1	0	0	0	0
Sınıflandırma doğruluğu	100		94,44		100		100	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu				98,61				

Tablo 7.13. DPD ile 1800-1300 cm^{-1} aralığında elde edilen özelliklerin sınıflandırma sonuçları

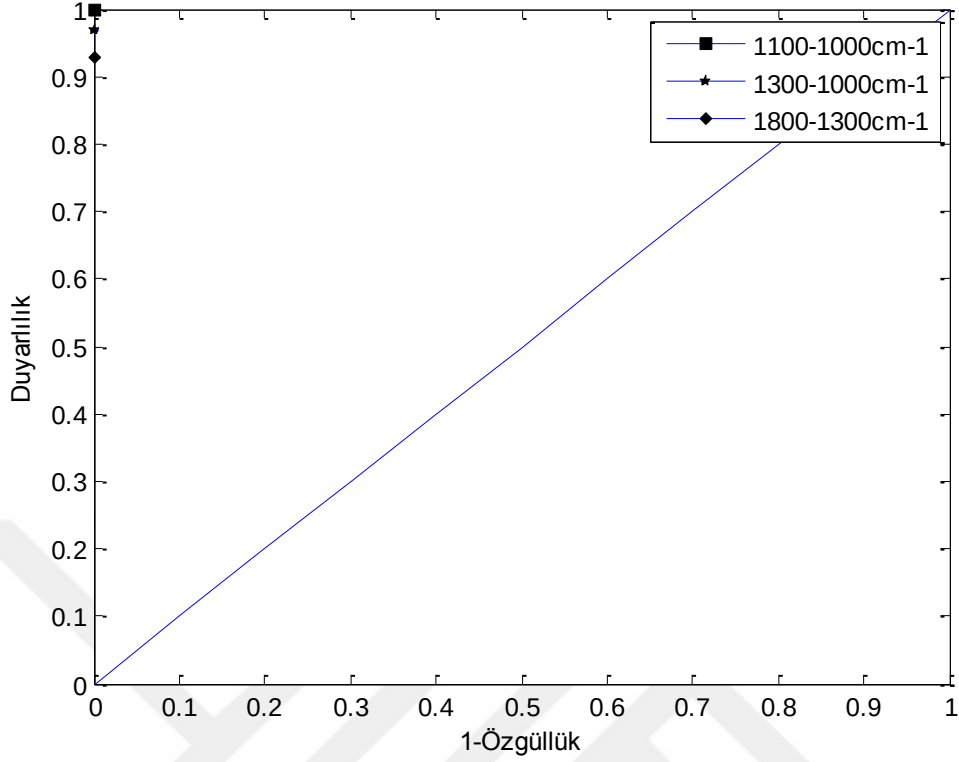
4 parçalı çapraz doğrulama yöntemi ile sınıflandırma	I. parça test verisi		II. parça test verisi		III. parça test verisi		IV. parça test verisi	
	S	H	S	H	S	H	S	H
Eğitim	30	22	30	22	30	22	30	22
Test	10	8	10	8	10	8	10	6
Doğru sınıflandırma	10	7	10	8	10	8	10	5
Yanlış sınıflandırma	0	1	0	0	0	0	0	1
Sınıflandırma doğruluğu	94,44		100		100		93,75	
Ortalama sınıflandırma doğruluğu			97,04					

DPD ile elde edilen özellik vektörlerinin YSA sınıflandırıcı kullanılarak gerçekleştirilen ön-tanı testi değerlendirme sonuçları karşılaştırma matrisi yardımıyla bulunmuştur.

Tablo 7.14. DPD ile FTIR işaretinden elde edilen ön-tanı testi değerlerinin duyarlılık ve özgüllük sonuçları

Dalga sayısı aralığı		I. parça test verisi	II. parça test verisi	III. parça test verisi	IV. parça test verisi	Ortalama
1100-1000 cm^{-1}	Duyarlılık	100	100	100	100	100
	Özgüllük	100	100	100	100	100
1300-1000 cm^{-1}	Duyarlılık	100	87,50	100	100	96,87
	Özgüllük	100	100	100	100	100
1800-1300 cm^{-1}	Duyarlılık	87,50	100	100	83,33	92,71
	Özgüllük	100	100	100	100	100

Tablo 7.14'deki üç bant için duyarlılık ve 1-özgüllük grafiği Şekil 7.7'de verilmiştir.



Şekil 7.7. Dalgacık paket dönüşümü ile FTIR işaretinden elde edilen değerlerin ROC eğrisi grafikleri

7.4. Etkili Özelliklerin Belirlenmesi

YSA kullanılarak gerçekleştirilen sınıflandırma işlemlerinin sonucu bulunan doğruluk, duyarlılık ve özgüllük değerleri önceki bölümde verilmiştir. YSA'ya giriş vektörü olarak doğrudan FTIR işaret için 16, DD için 27 ve DPD dönüşümü için 55 özellik verilmiştir. Özelliklerinden hangisinin etkili, hangisinin etkisiz özellik olduğunun belirlenmesi için Bölüm 2'de anlatılan SBS algoritması kullanılmıştır. SBS algoritması ile etkili özellikler belirlenirken Bayes sınıflandırıcı kullanılmaktadır. Yapılan etkili özellik belirleme işlemi sonucu bulunan değerler Tablo 7.15'de gösterilmektedir. Her bant aralığı için 4 parçalı veri kümesinden elde edilen sınıflandırma doğruluklarının ortalama değerleri Tablo 7.15'de gösterilmektedir. Ayrıca Tablo 7.15'de verilen etkili özellikler, o banttaki en iyi sınıflandırma doğruluğunu veren parçanın etkili özelliklerini göstermektedir. Örneğin, Tablo 7.15'de DD 1300-1000 cm^{-1} aralığında, 4 parçalı veri kümesi içinden en iyi sınıflandırma doğruluğuna sahip parçanın bulunan etkili özellikleri *fark cd3*, *sıfır geçiş cd2* ve *sıfır geçiş cd3* özellik vektörlerdir. Bu aralıktaki 4 parçanın bulunan sınıflandırma doğruluğunun ortalaması 97,22 olarak bulunmuştur. Böylece 27 özellik vektörü kullanmak

yerine daha az özellik vektörü kullanılarak sistem gereksiz işlem yükünden kurtarılmaktadır. İşlem yükünün azaltılmasına bağlı olarak işlem zamanları da oldukça kısılacaktır.

Tablo 7.15. Belirlenen etkili özellikler

		1100-1000 cm ⁻¹	1300-1000 cm ⁻¹	1800-1300 cm ⁻¹
Doğrudan	Etkili Özellikler	H2959-2931 A1650-1545	A2959-1545 A1080-1243	Entropi, A1080-1243 A1080-1170
	Ortalama Sonuç	%88,32	%92,53	%93,05
DD	Etkili Özellikler	BKİ cd3, Fark cd1, Fark ca, Sıfır geçiş cd1 Sıfır geçiş cd2	Fark cd3 Sıfır geçiş cd2 Sıfır geçiş cd3	BKİ cd1 Fark ca Sıfır geçiş cd2
	Ortalama Sonuç	%89,92	%97,22	%95,65
DPD	Etkili Özellikler	Fark [3 4] Fark [3 6] Sıfır geçiş [3 4] Sıfır geçiş [3 5] Sıfır geçiş [3 6]	Fark [3 4] Fark [3 6] Sıfır geçiş [3 6]	Sıfır geçiş [3 3] Sıfır geçiş [3 4] Sıfır geçiş [3 5] Sıfır geçiş [3 6]
	Ortalama Sonuç	%96,87	%94,11	%94,09

8. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, kolon kanseri hastaları ile sağlıklı kişiler arasında kan numunelerine ait FTIR işaret örüntülerini kullanarak bir ayırım yapılabilir mi sorusuna önerilen bilgi çıkarım yöntemleri ile yanıt aranmıştır. Bunun için, geleneksel tanı testleri (kolonoskopi, biyopsi) öncesinde özgün, duyarlılık ve doğruluk oranı yüksek yeni bir ön-tanı metoduna yönelik yazılım tasarlanmıştır. Çalışma için 40 sağlıklı ve 30 kolon kanseri hastasından kan numuneleri alınmıştır. Alınan kan numunelerinin FTIR spektrometre cihazı yardımıyla işaret örüntüsü elde edilmiştir. Bu işaretlerin, önerilen bilgi çıkarım teknikleri ile çeşitli istatistiksel değerleri kullanılarak kolon kanseri hastası ile sağlıklı kişileri ayırt edip edemeyeceği değerlendirilmiştir. Bilgi çıkarım işlemi için üç yöntem önerilmiştir.

- Doğrudan FTIR işaretinden özellik elde edilmesi
- FTIR işaret örüntüsünün dalgacık dönüşümü bileşenlerinden özellik elde edilmesi
- FTIR işaret örüntüsünün dalgacık paket dönüşümü bileşenlerinden özellik elde edilmesi

Önerilen her üç yöntemden elde edilen özellik vektörlerinin YSA sınıflandırıcısına verilmesi sonucu kanserli/sağlıklı ayırma yönelik bulunan sınıflandırma doğrulukları Tablo 8.1’de gösterilmiştir.

Tablo 8.1. Önerilen bilgi çıkarım yöntemlerinin sınıflandırma doğrulukları

Dalga sayısı aralığı	Doğrudan FTIR işaretinden	DD dönüşümünden	DPD dönüşümünden
1100-1000 cm^{-1}	100	95,65	100
1300-1000 cm^{-1}	97,04	100	98,61
1800-1300 cm^{-1}	98,61	96,87	97,04

8.1. Sonuçların İrdelenmesi

- a. Literatürde, FTIR işaretleri kullanılarak çeşitli kanser türlerinin biyopsi numunesinden kanserli/sağlıklı ayırma yönelik birçok çalışma bulunmaktadır [1–

9,11–19,27–30,111]. Bu çalışmalarda kullanılan yöntemler; FTIR işaretinin pik yükseklikleri ve pik yoğunluk oranları [3], istatistiksel *t* testi [5,13], doğrusal ayırma analizi [6], ayırma sınıflama fonksiyonu [11], temel bileşenler analizi [14,17] vb. yöntemler kullanılmıştır. Ayrıca bu çalışmaların birçoğunda elde edilen özelliklerin başarımını değerlendirmeye yönelik sınıflandırma işlemi için YSA [9,10,12,16] ve DVM [7,15,19] kullanıldığı görülmüştür. Bu tez çalışmasında da, FTIR işaretinden çıkarılan bilgilerin başarımını değerlendirmek için YSA sınıflandırıcısı kullanılmıştır.

b. Literatürde, FTIR işaretleri kullanılarak çeşitli hastalıkların kan numunesinden hasta/sağlıklı ayırma yönelik oldukça sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır [20–26]. Bu çalışmalardan sadece [26] çalışmasında kolon kanserinin kan numunesinden belirlenmesine yönelik bir uygulama yapılmıştır. Bu çalışmada da, literatürdeki diğer çalışmalar gibi hasta/sağlıklı ayırma için spektrumdaki belirli pik değerleri ve yoğunlukları kullanılarak ayırma yapılmaya çalışılmaktadır. Bu tez çalışmasında ise, işaretlerin belirli parçalarına ($1300-1000\text{ cm}^{-1}$ gibi) ait istatistiksel değerler kullanılarak aralarında bir ayırma olup olmadığı araştırılmıştır. Literatürde kan numuneleri üzerinden kolon kanseri veya diğer kanser türlerine yönelik bu bakış açısıyla incelenen herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

c. Literatürde kan numuneleri kullanılarak hasta/sağlıklı ayırma yönelik yapılan çalışmaların büyük bir kısmında [20,21,23–25] doğrudan FTIR işaretlerinden bilgi çıkarımı yapılmıştır. Yapılan bu bilgi çıkarım işlemlerinde ise, işaretin pik yoğunlukları, pik yükseklikleri ve pik alan oranlarına bakılmıştır. Bu tez çalışmasında ise, doğrudan FTIR işaretinin pik yükseklik oranı ve pik alan oranları kullanıldığı gibi FTIR işaretlerine dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümü gibi işaret işleme teknikleri de uygulanarak, ana işaret alt bileşenlerine ayrıştırılmıştır. Böylece ana işarete ölçülemeyen bazı değerli ve ayırt edici bilgiler ön plana çıkarılarak kanserli/sağlıklı ayırma başarılı bir şekilde yapılmıştır.

d. Literatürde kolon kanserli kişiler ile sağlıklı kişileri biyopsi numunesi ile sınıflandırmaya yönelik yapılan çalışmaların sonuçları şöyledir; Cheng ve ark. (2008)

yaptığı çalışmada normal, displazi, erken karsinom ve gelişmiş kanser dokularının DVM kullanılarak yapılan sınıflandırma doğrulukları sırasıyla %100, %97,5, %95 ve %100 bulunmuştur. Aynı çalışmayı YSA kullanılarak tekrarlayan Cheng ve ark. (2009) bu kez normal, displazi, erken karsinom ve gelişmiş kanser dokularının sınıflandırma doğruluğunu sırasıyla %100, %94, %97,5 ve %100 bulmuştur. Xie ve ark. (2011) kolon spektral verilerini kullanarak yaptığı sınıflandırmada % 90'dan daha yüksek duyarlılık ve özgüllük elde etmiştir.

Ayrıca literatürde, kan numuneleri kullanılarak yapılan hasta/sağlıklı ayırımına yönelik olan çalışmalarda bulunan sonuçlar şöyledir; Parkinson hastalığının belirlenmesinde %96,29 doğruluk, %91 duyarlılık ve %100 özgüllük bulunmuştur [21]. Çeşitli kanser türlerinin (meme, mide, lung, prostat, yumurtalık) belirlenmesine yönelik çalışmada %90,7 doğruluk, %93,32 duyarlılık ve %87,8 özgüllük bulunmuştur [22].

Bu tez çalışmasında ise, FTIR işaretinin $1100-1000\text{ cm}^{-1}$, $1300-1000\text{ cm}^{-1}$ ve $1800-1300\text{ cm}^{-1}$ aralığında önerilen 3 farklı yöntemle çıkarılan bilgilerin YSA ile sınıflandırma sonucunda elde edilen duyarlılık ve özgüllük değerleri Tablo 8.2'de gösterilmektedir. Tablo 8.2'de görüldüğü gibi $1100-1000\text{ cm}^{-1}$ aralığında en yüksek duyarlılık ve özgüllük doğrudan FTIR işaretinden ve dalgacık paket dönüşümünden elde edilmiştir. $1300-1000\text{ cm}^{-1}$ aralığında en yüksek duyarlılık ve özgüllük dalgacık dönüşümü ile elde edilmiştir. $1800-1300\text{ cm}^{-1}$ aralığında en yüksek duyarlılık ve özgüllük ortalaması doğrudan FTIR işaretinden elde edilen özellikler ile yakalanmıştır. Bu sonuçlara göre önerilen yöntemler ile elde edilen bilgilerin, kolon kanseri hastaları ve sağlıklı kişiler arasında ayırım için literatürde ve sağlık alanında kabul gören %90'ın üzerinde doğruluk sağlayan biyo-işaretçiler (DD ve DPD sonucunda anlamlı çıkan alt işaret örüntüleri) elde edilmiştir.

Kolon kanseri tanısına yönelik biyopsi numunelerinden elde edilen bilgilerin sınıflandırma başarı %100 [15] ve %90 [19] üzeri iken, bu tez çalışmasında kan numunesi kullanılarak üç farklı bant aralığında uygulanan üç farklı yöntem ile Tablo 8.1'de de gösterildiği gibi %95,65 -100 arasında başarı oranı elde edilmiştir.

Tablo 8.2. Duyarlılık ve özgüllük tablosu

Dalga sayısı aralığı	Doğrudan FTIR işaretinden		DD dönüşümünden		DPD dönüşümünden	
	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük	Duyarlılık	Özgüllük
1100-1000 cm⁻¹	1,00	1,00	0,8958	1,00	1,00	1,00
1300-1000 cm⁻¹	0,9687	0,9750	1,00	1,00	0,9687	1,00
1800-1300 cm⁻¹	0,9687	1,00	0,9166	1,00	0,9271	1,00

- e. Literatürde kan numuneleri kullanılarak yapılan çalışmalarda, Ahmed ve ark (2010) doğruluk, duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla %96,29, %91 ve %100, Ostrovsky ve ark. (2012) ise %90,7, %93,32 ve %87,8, Barlev ve ark. (2015) % 81,5 duyarlılık, %71,4 özgüllük bulmuşlardır. Kolon kanserine yönelik yapılan bu tez çalışmasında ise (1300-1000 cm⁻¹ için) %100 doğruluk, %100 duyarlılık ve %100 özgüllük değerleri ile diğerlerine göre daha yüksek bir başarımlı bulunmuştur.
- f. Literatürde FTIR işaretlerinden kanserli/sağlıklı ayrımının gerçekleştirilmesinde DD kullanılarak yapılan çalışmada (Cheng ve ark. (2008), analiz dalgacığı Morlet ve dalgacık ayrışım seviyesi 18), sınıflandırma başarımlı normal, displazi, erken karsinom ve gelişmiş karsinom için sırasıyla %100, %97,5, %95 ve %100 doğruluk elde edilmiştir. Bu tez çalışmasında ise, DD ve DPD ile özellik çıkarımı yapılmıştır. Sonuç olarak, doğrudan FTIR işaretinden, DD ve DPD'den 1100-1000 cm⁻¹ aralığında yapılan değerlendirmede sınıflandırma başarımlı sırasıyla %100, %95,65 ve %100 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre, daha düşük bir ayrışım seviyesi ile daha az işlem yüküne karşın daha yüksek bir başarımlı elde edilmiştir.
- g. SBS algoritması kullanılarak yapılan etkili özellik belirleme işlemi ile birçok özellik vektörü kullanmak yerine çok daha az sayıda özellik vektörü ile verinin sınıflandırılmasının mümkün olduğu gösterilmektedir.
- h. Literatürde kan numuneleri kullanılarak yapılan kanserli/sağlıklı ayrımında numuneler, FTIR analizi öncesi çeşitli pencerelerde (Barium Fluoride (BaF₂),

Thallium Bromide (TlBr) vb.) kurutulduktan sonra pik değerleri belirlenmek sureti ile bir ayırım yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında ise, numunelerin herhangi bir kurutma işlemine tabi tutulmadan sıvı olarak FTIR analizleri yapılmıştır. Sonuçlar FTIR işaret örüntülerinden elde edilen istatistiksel değerlerin kolon kanserli kişiler ile sağlıklı kişilere ait numuneleri birbirinden ayırt edebilecek özelliklere sahip olduğunu göstermiştir.

- i. Kolon kanseri tanı sürecinde kullanılan kolonoskopi invaziv (girişimsel) bir yöntemdir. Sadece tanılama amaçlı olarak kolonoskopi gerekmeyen bir kişiye yapılacak olan kolonoskopi işlemi hasta açısından sıkıntılı, doktor açısından zaman alıcı, sağlık sistemi açısından maliyetli bir işlemdir. Kan numunesi kullanılarak yapılacak olan bir risk analizinin her açıdan önemli katkıları olacağı açıktır. Fakat böyle bir sistemin kabul gören bir sisteme dönüştürülmesi için birçok etkenin değerlendirilmesi ve doğruluklarının daha fazla numune ile belirlenmesi gibi birçok parametrenin analizinin yapılması gerekmektedir.

Öneriler

- Kolon kanseri hastalarından ve sağlıklı kişilerden alınan kan numunelerinin plazma sıvıları üzerinde bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Serum numuneleri üzerinde herhangi bir inceleme yapılmamıştır. Literatürde kan numuneleri üzerinden hasta-sağlıklı ayırımına yönelik olarak yapılan çalışmalarda, hem serum hem plazma numuneleri kullanılmıştır. Plazma sıvısı kullanılarak kolon kanseri hastalarının sağlıklı kişilerden ayırımına yönelik olarak elde edilen sonuçlar ışığında, serum sıvısı da ayrı bir çalışma konusu olarak değerlendirilebilir.
- Çalışmada $1800-1000\text{ cm}^{-1}$ bölge incelenmiştir. Bunun dışında kalan alanlarda ayrıca incelenebilir.
- Çalışmada kullanılan istatistiksel özelliklerin dışında kullanılabilecek farklı istatistiksel değerler araştırılıp onlarında etkinliği araştırılabilir. Ayrıca doğrudan FTIR işaretinden elde edilebilecek başka özellik değerleri olup olmadığı konunun uzmanları ile tartışılarak incelenebilir.

- Çalışmada kullanılan numuneler FTIR analizi öncesi -20°C'deki dolapta saklanmış ve daha sonra numuneler çözündürülerek analizleri yapılmıştır. Numunelerin alınır alınmaz FTIR analizlerinin yapılması durumunda sonuçların nasıl değiştiği incelenebilir.
- Numune sayısı artırılarak, sonuçların geçerliliği ve sistemin güvenilirliği daha etkin bir şekilde ortaya konabilir.
- ATR-FTIR spektroskopi ile numuneler sıvı olarak incelenmiştir. Literatürdeki diğer çalışmalarda numuneler farklı pencerelerde kurutularak analiz edilmiştir. Bu iki durum arasındaki farklar incelenebilir.
- FTIR işaretleri başka işaret işleme yöntemleri kullanılarak incelenebilir ve bulunan sonuçlar dalgacık dönüşümü veya dalgacık paket dönüşümü ile kıyaslanabilir.
- İşaretten elde edilen özelliklerin sınıflandırması için YSA dışında başka sınıflandırıcılar kullanılabilir ve bunlar arasında başarımların karşılaştırması yapılabilir.
- Çalışmada kolon kanserli kişiler ile sağlıklı kişilerin kan numuneleri arasındaki ayrım araştırılmıştır. Bu bilgiler ışığında farklı kanser türlerinde de benzer farklılıklar olup olmadığı incelenebilir. Literatürde kanserin belirlenmesine yönelik çalışmalar, pik değerleri üzerinden bir ayrıma yöneliktir. Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen sistem ile diğer kanser türlerinin de sınıflandırılıp sınıflandırılmayacağı araştırılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] M. Fung Kee Fung, M. Senterman, P. Eid, W. Faught, N. Z. Mikhael, and P. T. Wong, "Comparison of Fourier-transform infrared spectroscopic screening of exfoliated cervical cells with standard Papanicolaou screening.," *Gynecol. Oncol.*, vol. 66, no. 1, pp. 10–15, 1997.
- [2] K. Yano, S. Ohoshima, Y. Gotou, K. Kumaido, T. Moriguchi, and H. Katayama, "Direct measurement of human lung cancerous and noncancerous tissues by fourier transform infrared microscopy: can an infrared microscope be used as a clinical tool?," *Anal. Biochem.*, vol. 287, no. 2, pp. 218–225, 2000.
- [3] R. Sindhuphak, S. Issaravanich, V. Udomprasertgul, P. Srisookho, S. Warakamin, S. Sindhuphak, R. Boonbundarlchai, and N. Dusitsin, "A new approach for the detection of cervical cancer in Thai women," *Gynecol. Oncol.*, vol. 90, no. 1, pp. 10–14, 2003.
- [4] K. Z. Liu, C. P. Schultz, E. A. Salamon, A. Man, and H. H. Mantsch, "Infrared spectroscopic diagnosis of thyroid tumors," *J. Mol. Struct.*, vol. 661–662, no. 1–3, pp. 397–404, 2003.
- [5] N. Fujioka, Y. Morimoto, T. Arai, and M. Kikuchi, "Discrimination between normal and malignant human gastric tissues by Fourier transform infrared spectroscopy," *Cancer Detect. Prev.*, vol. 28, no. 1, pp. 32–36, 2004.
- [6] Q. B. Li, X. J. Sun, Y. Z. Xu, L. M. Yang, Y. F. Zhang, S. F. Weng, J. Sen Shi, and J. G. Wu, "Diagnosis of gastric inflammation and malignancy in endoscopic biopsies based on fourier transform infrared spectroscopy," *Clin. Chem.*, vol. 51, no. 2, pp. 346–350, 2005.
- [7] E. Njoroge, S. R. Alty, M. R. Gani, and M. Alkatib, "Classification of cervical cancer cells using FTIR data," *EMBS Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 1, pp. 5338–5341, 2006.
- [8] D. E. Maziak, M. T. Do, F. M. Shamji, S. R. Sundaresan, D. G. Perkins, and P. T. T. Wong, "Fourier-transform infrared spectroscopic study of characteristic molecular structure in cancer cells of esophagus: An exploratory study," *Cancer Detect. Prev.*, vol. 31, no. 3, pp. 244–253, 2007.
- [9] H. Fabian, N. A. N. Thi, M. Eiden, P. Lasch, J. Schmitt, and D. Naumann, "Diagnosing benign and malignant lesions in breast tissue sections by using IR-microspectroscopy," *Biochim. Biophys. Acta*, vol. 1758, no. 7, pp. 874–882, 2006.

- [10] M. Griebbe, M. Daffertshofer, M. Stroick, M. Syren, P. Ahmad-Nejad, M. Neumaier, J. Backhaus, M. G. Hennerici, and M. Fatar, "Infrared spectroscopy: A new diagnostic tool in Alzheimer disease," *Neurosci. Lett.*, vol. 420, no. 1, pp. 29–33, 2007.
- [11] E. Bogomolny, S. Argov, S. Mordechai, and M. Huleihel, "Monitoring of viral cancer progression using FTIR microscopy: A comparative study of intact cells and tissues," *Biochim. Biophys. Acta - Gen. Subj.*, vol. 1780, no. 9, pp. 1038–1046, 2008.
- [12] Y. Jusman, S. N. Sulaiman, N. A. M. Isa, I. A. Yusoff, R. Adnan, N. H. Othman, and A. Zaki, "Capability of new features from FTIR Spectral of cervical cells for cervical precancerous diagnostic system using MLP networks," *IEEE Reg. 10 Annu. Int. Conf. Proceedings/TENCON*, pp. 1–6, 2009.
- [13] X. Sun, Y. Xu, J. Wu, Y. Zhang, and K. Sun, "Detection of lung cancer tissue by attenuated total reflection-Fourier transform infrared spectroscopy - A pilot study of 60 samples," *J. Surg. Res.*, vol. 179, no. 1, pp. 33–38, 2013.
- [14] T. Richter, G. Steiner, M. H. Abu-Id, R. Salzer, R. Bergmann, H. Rodig, and B. Johannsen, "Identification of tumor tissue by FTIR spectroscopy in combination with positron emission tomography," *Vib. Spectrosc.*, vol. 28, no. 1, pp. 103–110, 2002.
- [15] C. G. Cheng, Y. M. Tian, and W. Y. Jin, "A study on the early detection of colon cancer using the methods of wavelet feature extraction and SVM classifications of FTIR," *Spectroscopy*, vol. 22, no. 5, pp. 397–404, 2008.
- [16] C. Cheng, W. Xiong, and Y. Tian, "Classification of rat FTIR colon cancer data using wavelets and BPNN," *Chinese J. Chem.*, vol. 27, no. 5, pp. 911–914, 2009.
- [17] A. Zwielly, S. Mordechai, I. Sinielnikov, A. Salman, E. Bogomolny, and S. Argov, "Advanced statistical techniques applied to comprehensive FTIR spectra on human colonic tissues," *Med. Phys.*, vol. 37, no. 3, pp. 1047–55, Mar. 2010.
- [18] L. Andronie, S. C. Pânzaru, O. Cozar, and I. Domşa, "FT-IR Spectroscopy for Human Colon Tissue Diagnostic," *Rom. J. Biophys.*, vol. 21, no. 2, pp. 85–91, 2011.
- [19] Y. Bin Xie, Q. Liu, F. He, C. G. Guo, C. F. Wang, and P. Zhao, "Diagnosis of colon cancer with fourier transform infrared spectroscopy on the malignant colon tissue samples," *Chin. Med. J. (Engl.)*, vol. 124, no. 16, pp. 2517–2521, 2011.
- [20] V. Erukhimovitch, M. Talyshinsky, Y. Souprun, and M. Huleihel, "FTIR spectroscopy examination of leukemia patients plasma," *Vib. Spectrosc.*, vol. 40, no. 1, pp. 40–46, 2006.
- [21] S. S. S. J. Ahmed, W. Santosh, S. Kumar, and T. H. Thanka Christlet, "Neural network

- algorithm for the early detection of Parkinson's disease from blood plasma by FTIR micro-spectroscopy," *Vib. Spectrosc.*, vol. 53, no. 2, pp. 181–188, 2010.
- [22] E. Ostrovsky, U. Zelig, I. Gusakova, S. Ariad, S. Mordechai, I. Nisky, and J. Kapilushnik, "Detection of Cancer Using Advanced Computerized Analysis of Infrared Spectra of Peripheral Blood," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 2, pp. 1–1, 2012.
- [23] D. Sheng, Y. Wu, X. Wang, D. Huang, X. Chen, and X. Liu, "Comparison of serum from gastric cancer patients and from healthy persons using FTIR spectroscopy," *Spectrochim. Acta - Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, vol. 116, pp. 365–369, 2013.
- [24] D. Sheng, X. Liu, W. Li, Y. Wang, X. Chen, and X. Wang, "Distinction of leukemia patients' and healthy persons' serum using FTIR spectroscopy," *Spectrochim. Acta - Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, vol. 101, pp. 228–232, 2013.
- [25] X. Wang, X. Shen, D. Sheng, X. Chen, and X. Liu, "FTIR spectroscopic comparison of serum from lung cancer patients and healthy persons," *Spectrochim. Acta - Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, vol. 122, pp. 193–197, 2014.
- [26] E. Barlev, U. Zelig, O. Bar, C. Segev, S. Mordechai, J. Kapelushnik, I. Nathan, F. Flomen, H. Kashtan, R. Dickman, O. Madhala-Givon, and N. Wasserberg, "A novel method for screening colorectal cancer by infrared spectroscopy of peripheral blood mononuclear cells and plasma," *J. Gastroenterol.*, pp. 56–78, 2015.
- [27] M. J. Baker, E. Gazi, M. D. Brown, J. H. Shanks, P. Gardner, and N. W. Clarke, "FTIR-based spectroscopic analysis in the identification of clinically aggressive prostate cancer," *Br. J. Cancer*, vol. 99, no. 11, pp. 1859–1866, 2008.
- [28] L. Dong, X. Sun, Z. Chao, S. Zhang, J. Zheng, R. Gurung, J. Du, J. Shi, Y. Xu, Y. Zhang, and J. Wu, "Evaluation of FTIR spectroscopy as diagnostic tool for colorectal cancer using spectral analysis," *Spectrochim. Acta - Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, vol. 122, pp. 288–294, 2014.
- [29] R. Eckel, H. Huo, H.-W. Guan, X. Hu, X. Che, and W.-D. Huang, "Characteristic infrared spectroscopic patterns in the protein bands of human breast cancer tissue," *Vib. Spectrosc.*, vol. 27, no. 2, pp. 165–173, 2001.
- [30] Q. B. Li, X. J. Sun, Y. Z. Xu, L. M. Yang, Y. F. Zhang, S. F. Weng, J. Sen Shi, and J. G. Wu, "Use of Fourier-transform infrared spectroscopy to rapidly diagnose gastric endoscopic biopsies," *World J. Gastroenterol.*, vol. 11, no. 25, pp. 3842–3845, 2005.
- [31] "www.novartisonkoloji.com.tr" *Kanser, Erşim Tarihi:20.11.2013*.

- [32] “www.wikipedia.org,” *Kanser, Sinir hücresi*, Erişim Tarihi:01.12.2015.
- [33] “www.florence.com.tr/kanser/onkoloji-haber/506-kanser-haftasi.html,” Erişim Tarihi:02.02.2016.
- [34] “www.kanser.gov.tr,” Erişim Tarihi:01.12.2015.
- [35] A. Demir, “Akciğer Kanser Tanılı Hastalarda Egfr Mutasyonlarının Kemoteropatik İlaçlar İle Yanıt İlişkilerinin ve Bu Mutasyonların Tümör Hücrelerindeki P53, Pten, Trail Reseptör, Fas Reseptör, Survivin, Bax Ve Bcl-2 İfadelerine Etkilerinin Araştırılması,” Pamukkale Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2015.
- [36] “www.tuik.gov.tr,” Erişim Tarihi:01.12.2015.
- [37] T. Kutluk and A. Kars, *Kanser Konusunda Genel Bilgiler*. Sağlık Bakanlığı Kanser ve Savaş Daire Başkanlığı, 2001.
- [38] S. kurt Sadırlı, “Kanserli Hastalarda Semptom Kontrolünün Değerlendirilmesi,” Trakya Üniversitesi, 2008.
- [39] A. S. Yar, “Kolon Kanser Hücre Hatlarında Reseptör Tirozin Kinaz ve Jak-Stat İnhibitörlerinin Apoptotik ve Anti- Proliferatif Etkilerinin Araştırılması,” Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2012.
- [40] “www.ledman.com.tr,” *Endoskopi Forsepsleri*, Erişim Tarihi:01.12.2015.
- [41] K. Yetemen, “Yatan Hastalarda Kolonoskopi Öncesi Barsak Hazırlığı Talimatlarına Hastaların Uyumu ve Tolerans Düzeyi,” Afyonharahisar Kocatepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2007.
- [42] “Türkiye Bilimler Akademisi, Günce,” vol. 45, p. 31, Temmuz 2013.
- [43] “http://www.taviloglu.com/endoskopi/kolonoskopi.html,” Erişim Tarihi:02.02.2016.
- [44] M. Bozkurt, “CA-125, CA15-3, CA-19-9, Karsinoembriyogenik Antijen ve Alfafetoprotein Serum Düzeylerinin Benign Ve Malign Adneksiyal Kitlelerin Ayırımındaki Yerinin Değerlendirilmesi ve Farklı Test Kombinasyonlarının Tanısal Doğruluğa Katkısı,” Sağlık Bakanlığı, Taksim Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Kadın Hastalıkları ve Doğum Kliniği, Uzmanlık Tezi, 2007.
- [45] H. Dursun, “Tümör Belirteçleri ve Klinik Kullanımları,” Erciyes Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi, Bitirme Ödevi, 2013.
- [46] M. Sefer, “Tümör Belirteçleri,” Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi, 2011.
- [47] “www.sanofi.com.tr,” *Kanser*, Erişim Tarihi:20.11.2013.

- [48] E. Erdik, *Organik Kimyada Spektroskopik Yöntemler*. Ankara: Gazi Büro Kitabevi, 1993.
- [49] “www.kimyaevi.org,” *Enstrümental Kimya-Spektroskopi*, Erişim Tarihi:29.12.2015.
- [50] “bilsenbesergil.blogspot.com.tr/p/blog-page_8932.html,” Erişim Tarihi:02.02.2016.
- [51] M. Yaman, “Enstrümental Analiz Ders Notları,” www.profdrmehmetyaman.com.
- [52] “megep.meb.gov.tr, Kimya Teknolojisi, Spektrofotometre,” Erişim Tarihi:01.12.2015.
- [53] O. Turhan, “Bazı Organik Reaksiyonların ve Metal Ligant Etkileşmelerinin FT-IR ile Eşzamanlı İncelenmesi,” Balıkesir Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008.
- [54] S. Theodoridis and K. Koutroumbas, *Pattern Recognition*, Fourth Edi. Academic Press, 2009.
- [55] Efna Şora Günal, “Örüntü Tanıma Uygulamalarında Fraktal Boyut Yardımıyla Öznitelik Çıkarımı,” Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
- [56] İ. Türkoğlu, “Durağan olmayan işaretler için zaman-frekans entropilerine dayalı akıllı örüntü tanıma,” Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2002.
- [57] S. Günal, “Örüntü Tanıma Uygulamalarında Altuzay Analiziyle Öznitelik Seçimi ve Sınıflandırma,” Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008.
- [58] A. A. Altun, “Esnek Hesaplama Yöntemleri İle Otomatik Parmakizi Tanıma,” Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007.
- [59] T. Topal, “Kardiyak Doppler İşaretleri Analiz ve Sınıflandırma Sistemi: Kardias,” Gazi Üniversitesi, Bilişim Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
- [60] Ö. O. Dursun, S. Toraman, and İ. Türkoğlu, “Histopatolojik İmgelerin Sınıflandırılmasında Etkili Özellik Seçimi,” *ELECO '2012 Elektr. - Elektron. ve Bilgi. Mühendisliği Sempozyumu*, pp. 429–432, 2012.
- [61] S. Toraman and İ. Türkoğlu, “Efficient Feature Selection Using Sequential Backward Selection Algorithm in the Classification of Histopathological Images,” *16th Int. Soc. Eng. Res. Dev. Int. Conf.*, pp. 10–13, 2015.
- [62] “courses.cs.tamu.edu/rgutier/csce666_f11,” Erişim Tarihi:20.11.2012.
- [63] B. Akdemir, “Tahmin Uygulamalarında Performans Geliştirmek İçin Kullanılan Normalizasyon Metotlarına Yeni Bir Yaklaşım,” Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri

Enstitüsü, Doktora Tezi, 2009.

- [64] S. Yavuz and M. Deveci, “İstatistiksel Normalizasyon Tekniklerinin Yapay Sinir Ağın Performansına Etkisi,” *Erciyes Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilim. Fakültesi Derg.*, vol. 40, pp. 167–187, 2012.
- [65] A. Graps, “An Introduction to Wavelets,” *IEEE Comput. Sci. Eng.*, vol. 2, no. 2, pp. 50–61, 1995.
- [66] F. Selçuk, “Dalgacıklar: yeni bir analiz yöntemi,” *Dergi Bilkent*, no. 3, 2005.
- [67] E. A. Ağaoğlu, “Sayısal Süzgeç Tasarımı ve Uygulamaları,” Başkent Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2008.
- [68] S. Gürsakal, “Finansal Zaman Serileri Analizine Frekans Boyutu Yaklaşımı: Dalgacıklar Yöntemi Ve İMKB’de Bir Uygulama,” Uludağ Üniversitesi, 2009.
- [69] P. M. Crowley, “A guide to wavelets for economists,” *J. Econ. Surv.*, vol. 21, no. 2, pp. 207–267, 2007.
- [70] M. Berdibek, “Güç Sistemlerinde Güç Kalitesinin Ayırık Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak İncelenmesi,” Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2009.
- [71] İ. Güler and E. D. Übeyli, “Dalgacık Dönüşümünün Kullanımı ile Teşhis Sistemleri için Öznitelik Çıkarma: İç Karotid Atardamar Doppler İşaretlerinin Durum Analizi,” *Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu*, pp. 23–26, 2004.
- [72] İ. B. Toprak, “EEG Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü Ve Yapay Sinir Ağları İle Analizi,” Süleyman Demirel Üniversitesi, 2007.
- [73] M. Üstündağ, E. Avcı, M. Gökbulut, and F. Ata, “Dalgacık Paket Dönüşümü Ve Genetik Algoritma Kullanarak Zayıf Radar Sinyallerinin Gürültüden Arındırılması,” *Gazi Üniversitesi Mimar. Mühendislik Fakültesi Derg.*, vol. 29, no. 2, pp. 375–383, 2014.
- [74] K. Duran, “Rüzgar Karakteristiklerinin Dalgacık Dönüşümü İle Ortaya Konması,” İstanbul Teknik Üniversitesi, 2013.
- [75] Y. B. Altaylıgil, “Entropi Ölçüsü ve Bazı Ekonometri Uygulamaları,” İstanbul Üniversitesi, Sosyal Bilimler Enstitüsü, 2008.
- [76] H. Heidari Bafroui and A. Ohadi, “Application of wavelet energy and Shannon entropy for feature extraction in gearbox fault detection under varying speed conditions,” *Neurocomputing*, vol. 133, pp. 437–445, 2014.
- [77] J. Li, “Recognition of the optical image based on the wavelet space feature spectrum

- entropy,” *Optik (Stuttg.)*, vol. 126, no. 23, pp. 3931–3935, 2015.
- [78] A. Siva Sankar, S. S. Nair, V. S. Dharan, and P. Sankaran, “Wavelet sub band entropy based feature extraction method for BCI,” *Procedia Comput. Sci.*, vol. 46, no. Icict 2014, pp. 1476–1482, 2015.
- [79] D. Wang, D. Miao, and C. Xie, “Best basis-based wavelet packet entropy feature extraction and hierarchical EEG classification for epileptic detection,” *Expert Syst. Appl.*, vol. 38, no. 11, pp. 14314–14320, 2011.
- [80] P. Zarjam, J. Epps, F. Chen, and N. H. Lovell, “Estimating cognitive workload using wavelet entropy-based features during an arithmetic task,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 12, pp. 2186–1295, 2013.
- [81] H. Özbek and S. Keskin, “Standart Sapma mı Yoksa Standart Hata mı?,” *Van Tıp Derg.*, vol. 14, no. 2, pp. 64–67, 2007.
- [82] K. Sümbüloğlu and V. Sümbüloğlu, *Biyoistatistik*. Hatipoğlu Yayınevi, 2012.
- [83] A. Phinyomark, A. Nuidod, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “Feature extraction and reduction of wavelet transform coefficients for EMG pattern classification,” *Elektron. ir Elektrotechnika*, vol. 122, no. 6, pp. 27–32, 2012.
- [84] A. Phinyomark, S. Hirunviriya, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, “Evaluation of EMG feature extraction for hand movement recognition based on Euclidean distance and standard deviation,” *Electr. Eng. Comput. Telecommun. Inf. Technol. (ECTI-CON), 2010 Int. Conf.*, pp. 856–860, 2010.
- [85] A. Phinyomark, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, “A Novel Feature Extraction for Robust EMG Pattern Recognition,” *J. Comput.*, vol. 1, no. 1, pp. 71–80, 2009.
- [86] U. Başpınar, “Elektromiyogram sinyallerinin sınıflandırılması ve bağımsız bileşen analizi ile işlenmesi,” Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2014.
- [87] M. Zecca, S. Micera, M. C. Carrozza, and P. Dario, “Control of multifunctional prosthetic hands by processing the electromyographic signal,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 30, no. 4–6, pp. 459–85, 2002.
- [88] C. Vigneshwari, V. Vimala, S. V. Vignesh, and G. Sumithra, “Analysis of Finger Movements Using EEG Signal,” *Int. J. Emerg. Technol. Adv. Eng.*, vol. 3, no. 1, pp. 583–588, 2013.
- [89] P. F. Bach, “Myoelectric signal features for upper limb prostheses,” Norwegian University of Science and Technology, 2009.

- [90] P. A. Kharat and S. V Dudul, "Daubechies Wavelet Neural Network Classifier for the Diagnosis of Epilepsy," *WSEAS Trans. Biol. Biomed.*, vol. 9, no. 4, pp. 103–113, 2012.
- [91] A. T. Özdemir, "Erken Ventriküler Kasılmalarda YSA Tabanlı Bir Sınıflandırıcının Fpga ile Gerçekleştirilmesi," Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
- [92] C. Öztürk, "Yapay Sinir Ağlarının Yapay Arı Kolonisi Algoritması ile Eğitilmesi," Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011.
- [93] G. Tezel, "Biyomedikal İşaretlerin Yeni Bir Adaptif Aktivasyon Fonksiyonlu Yapay Sinir Ağı ile Sınıflandırılması," Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2007.
- [94] J. M. Zurada, *Introduction to Artificial Neural Systems*. West Publisher Company, 1992.
- [95] İ. Bahadır, "Bayes Teoremi ve Yapay Sinir Ağları Modelleriyle Borsa Gelecek Değer Tahmini Uygulaması," TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2008.
- [96] Z. Şen, *Yapay sinir ağları ilkeleri*. Su Vakfı Yayınları, İstanbul, 2004.
- [97] M. Karahan, "İstatistiksel Tahmin Yöntemleri: Yapay Sinir Ağları Metodu ile Ürün Talep Tahmini Uygulaması," Selçuk Üniversitesi, Sosyal Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011.
- [98] H. Subaşı, "Yapay Sinir Ağı Modellenmesi ile Atıksu Arıtma Performansının Modellenmesi," Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2010.
- [99] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork, *Pattern Classification*, Second Edi. 2000.
- [100] A. Narin, Y. İşler, and M. Özer, "Konjestif Kalp Yetmezliği Teşhisinde Kullanılan Çapraz Doğrulama Yöntemlerinin Sınıflandırıcı Performanslarının Belirlenmesine Olan Etkilerinin Karşılaştırılması," *DEÜ Mühendislik Fakültesi Mühendislik Bilim. Derg.*, vol. 16, no. 48, pp. 1–8, 2014.
- [101] G. O. Temel, S. Erdoğan, and H. Aankaralı, "Sınıflama Modelinin Performansını Geliştirmede Yeniden Örneklem Yöntemlerinin Kullanımı," *Bilişim Teknol. Dergisi*, vol. 5, no. 3, pp. 1–7, 2012.
- [102] A. Dirican, "Tanı testi performansının değerlendirilmesi ve kıyaslanması," *Cerrahpaşa Tıp Derg.*, vol. 32, pp. 25–30, 2001.

- [103] A. Akçay and A. Demirel, "Pyometralı Köpeklerde Bazı Kan Parametrelerinin Optimal Pozitiflik Eşiğinin Özgün Oranlar ve ROC (Receiver Operating Characteristic) Eğrisi Yöntemi ile Belirlenmesi," *Erciyes Üniversitesi Veterinerlik Fakültesi Derg.*, vol. 8, no. 3, pp. 153–163, 2011.
- [104] A. R. Van Erkel and P. M. Pattynama, "Receiver operating characteristic (ROC) analysis: basic principles and applications in radiology.," *Eur. J. Radiol.*, vol. 27, no. 2, pp. 88–94, 1998.
- [105] R. Kumar and A. Indrayan, "Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve for Medical Researchers," *INDIAN Pediatr.*, vol. 48, pp. 1–17, 2011.
- [106] T. Fawcett, "An introduction to ROC analysis," *Pattern Recognition Lett.*, vol. 27, pp. 861–874, 2006.
- [107] Ü. Erkorkmaz, "Ortak Değişkene Göre Düzeltilmiş ROC Eğrisi Yöntemi ve Bir Uygulama," Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008.
- [108] M. Kuvet, "4'-(Oktoloksi)- 4- Bifenilkarbonitril VE 4'-(Pentoloksi)- 4- Bifenilkarbonitril Sıvı Kristal Karışımların Absorpsiyon ve Floresans Özelliklerinin İncelenmesi," Kilis 7 Aralık Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2011.
- [109] "Perkin Elmer Spectrum 100 FT-IR Spectrometer yardım menüsü."
- [110] "www.labcognition.com/onlinehelp/en/baseline_correction.htm," *Erişim Tarihi:16.01.2016.*
- [111] C. Wan, W. Cao, and C. Cheng, "Research of recognition method of discrete wavelet feature extraction and PNN classification of rats FT-IR pancreatic cancer data," *J. Anal. Methods Chem.*, vol. 2014, pp. 1–6, 2014.

ÖZGEÇMİŞ

- 1980** Kayseri de doğdu.
- 1987-1992** Keykubat İlköğretim Okulundan mezun oldu.
- 1992-1995** Kayseri Şeker Lisesinden (Orta okul kısmı) mezun oldu.
- 1995-1997** Elazığ Lisesinden mezun oldu.
- 1998 – 2002** Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü Bilgisayar Öğretmenliği bölümünden mezun oldu.
- 2002 - 2009** Elazığ-Merkez Yakup Şevki Paşa İlköğretim Okulunda Bilgisayar Öğretmeni olarak görev yaptı.
- 2003 - 2006** Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümünde “Histopatolojik imgelerin değerlendirilmesinde örüntü tanıma temelli karar destek sistemleri” konusunda yüksek lisansını tamamladı.
- 2007 - 2010** Elazığ İl Eğitici Bilgisayar Formatörü olarak görev yaptı.
- 2010 - 2011** Elazığ Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesi’nde görev yaptı.
- 2011 - ...** Fırat Üniversitesi Enformatik Bölümünde Okutman olarak görev yapmaktadır.