

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**MEME KANSERİ RİSKİNİN TERMAL GÖRÜNTÜLEME VE
MAKİNE ÖĞRENMESİ İLE SAPTANMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GÖZDE OKAL

DENİZLİ, TEMMUZ - 2019

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**



**MEME KANSERİ RİSKİNİN TERMAL GÖRÜNTÜLEME VE
MAKİNE ÖĞRENMESİ İLE SAPTANMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GÖZDE OKAL

DENİZLİ, TEMMUZ - 2019

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğine beyan ederim.

GÖZDE OKAL

ÖZET

MEME KANSERİ RİSKİNİN TERMAL GÖRÜNTÜLEME VE MAKİNE ÖĞRENMESİ İLE SAPTANMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GÖZDE OKAL

**PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**(TEZ DANIŞMANI:PROF. DR. SEZAI TOKAT)
(EŞ DANIŞMAN:DR. ÖĞR. ÜYESİ METİN KAPIDERE)
DENİZLİ, TEMMUZ - 2019**

Günümüzde insan ölümlerine sebep olan hastalıkların başında kanser gelmektedir. Dünya Sağlık Örgütü'nün yayımladığı rapora göre dünyada 2018 yılında tüm dünyada 18.1 milyon kanser tanısı konulmuştur. Dünya genelindeki kanser vakalarında en sık görülen kanser türlerinden biri olan meme kanseri, kadınlarda görülen kanser vakalarında da ilk sırada yer almaktadır. Tedavi süreci ve hayatta kalma olasılığı açısından meme kanserinin erken evrede tespit edilmesi oldukça önem taşımaktadır.

Meme kanserinde en etkin yöntem erken teşhis ve tedavidir. Gelişen sağlık teknolojileri kanserin erken teşhisinde giderek daha başarılı sonuçlar vermesine rağmen kullanılan yöntemlerin yüksek radyasyon içermesi kontrol aşamasında hastaların radyasyona maruz kalmasına neden olmaktadır. Bu durum hastaların sağlığında olumsuz etkiler oluştururken aynı zamanda maliyet ve zaman kaybına da neden olmaktadır. Bu nedenle kanser teşhis mekanizmasında, sadece şüpheli durumlarda hastaların radyasyon içeren ve yüksek maliyetli bir sonraki aşamaya geçirildiği, radyasyon alımı, zaman ve maliyet açısından faydanın sağlandığı, hastalar için zararsız olan ön tetkik sistemlerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Yüksek metabolik hız ve anjiyogenez; kanserli hücrenin, etrafındaki normal hücrelerden daha yüksek bir sıcaklıkta olmasına neden olur. Böylece deride veya deriye yakın bulunan kanser hücresi teşhisinde ve ön tetkik aşamasında termografik yöntemler kullanılabilir. Meme kanseri ön tetkiklerinde de termal kameralarla alınan görüntüler işlenerek şüpheli durumlara rastlanırsa hasta mamagrom gibi üst tetkik yöntemlerine yönlendirilebilir. Bu çalışmada; termal görüntüler aracılığıyla, meme kanseri veya memedeki anormallik belirtilerinin erken tanısına yardımcı bir ön tetkik sistemi elde edilmesi amaçlanmıştır. Yapılan çalışmada, VisualLab Mastoloji Araştırma Veritabanı'ndan alınan 60 adet görüntü kullanılmıştır. Yapılan çalışmanın algoritması; ön işleme, bölütleme, özellik çıkarımı, özellik seçimi ve sınıflandırma aşamalarından oluşmaktadır. Yapılan çalışmanın sonucunda, ön tetkik aşamasında kullanılan termal görüntüleme sayesinde yüksek hassasiyet ve minimum karmaşıklıkla meme kanserinin tespit edildiği örnek veri kümesi ile gösterilerek termografinin meme kanseri ön tetkik sistemi olarak ümit verici bir teknik olduğu üzerinde durulmuştur.

ANAHTAR KELİMELER: Meme Kanseri, Termal Görüntüleme, Tıbbi Görüntü İşleme, Destek Vektör Makineleri, Bilgisayar Destekli Algılama/Tanı

ABSTRACT

DETERMINATION OF BREAST CANCER RISK WITH THERMAL IMAGING AND MACHINE LEARNING

MSC THESIS

GÖZDE OKAL

**PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE
COMPUTER ENGINEERING**

(SUPERVISOR: PROF. DR. SEZAI TOKAT)

(CO-SUPERVISOR: ASST. PROF. METİN KAPIDERE)

DENİZLİ, JULY 2019

Today, cancer is the leading cause of human death. According to the report published by the World Health Organization, in 2018, 18.1 million cancers were diagnosed in the world. Breast cancer, which is one of the most common types of cancer in cancer cases worldwide, also ranks first in cancer cases in women. Early detection of breast cancer is very important in terms of treatment process and survival.

The most effective method in breast cancer is early diagnosis and treatment. Although the emerging health technologies are increasingly successful in early detection of cancer, the high radiation levels of the methods used cause the patients to be exposed to radiation during the control phase. This situation has negative effects on the health of the patients and at the same time causes cost and time loss. Therefore, in cancer diagnosis mechanism, there is a need for pre-examination systems which are harmless for the patients, in cases where there is only suspicious cases, the patients are transferred to the next stage with high cost and radiation benefit is provided in terms of time and cost.

High metabolic rate and angiogenesis; causes the cancer cell to be at a higher temperature than the normal cells around it. Thus, thermographic methods can be used for the diagnosis and pre-examination of cancer cells in or near the skin. In case of suspicious situations, images can be directed to upper examination methods such as mammograms by processing images taken with thermal cameras during breast cancer preliminary examinations. In this study; The aim of the present study is to obtain a preliminary examination system that helps in the early diagnosis of breast cancer or signs of breast abnormality through thermal images. In this thesis, 60 images obtained from VisualLab Mastology Research Database were used. The algorithm of the thesis; pre-processing, segmentation, feature extraction, feature selection and classification. As a result of this study, it was shown that thermography is a promising technique as a breast cancer pre-examination system by showing the sample data set that detect breast cancer with high sensitivity and minimum complexity thanks to thermal imaging used in the pre-examination stage.

KEYWORDS: Breast Cancer, Thermal Imaging, Medical Image Processing, Support Vector Machines, Computer Aided Detection/Diagnosis

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
ÖNSÖZ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Çalışmanın Amacı	4
1.2 Tezin Organizasyonu.....	4
2. KANSER	6
2.1 Kanser Nedir?.....	6
2.2 Kanser Çeşitleri	7
2.3 Kanser Tedavi Yöntemleri	7
2.3.1 Radyoterapi.....	8
2.3.2 Kemoterapi.....	9
2.3.3 Cerrahi Yöntemler	9
2.4 Kanserden Korunma.....	9
3. MEME KANSERİ.....	11
3.1 Meme Anatomisi	12
3.2 Meme Kanseri Belirtileri.....	13
3.3 Meme Kanseri Tanı	14
3.3.1 Fiziksel Muayene	14
3.3.2 Mamografi	15
3.3.3 Ultrasonografi	16
3.3.4 Manyetik Rezonans Görüntüleme	16
3.3.5 Biyopsi	17
3.4 Meme Kanseri Çeşitleri.....	19
3.4.1 Doku türü	19
3.4.2 Yayılma Derecesi.....	19
3.4.3 Tümör Reseptörlerinin Tipi	20
3.5 Meme Kanseri İçin Risk Faktörleri	21
3.6 Türkiye’de Meme Kanseri.....	22
3.7 Termal Görüntüleme	27
3.7.1 Termal Görüntünün Kullanım Alanları	28
3.7.1.1 Tıbbi Termal Görüntüleme	28
3.7.1.2 Termal Meme Görüntüleme	30
4. MEME KANSERİ ve MAKİNE ÖĞRENMESİ	32
5. KULLANILAN TEKNOLOJİLER VE YÖNTEMLER	36
5.1 Genetik Algoritmalar.....	36
5.1.1 Genetik Algoritmaların Tarihçesi	36
5.1.2 Genetik Algoritmanın Aşamaları.....	37
5.1.2.1 Genetik Operatörler.....	38
5.1.3 Genetik Algoritmaların Uygulama Alanları	39

5.2	Destek Vektör Makineleri	39
5.2.1	Doğrusal Olarak Ayrılabilen Veri Kümeleri	41
5.2.2	Doğrusal Olarak Belirli Oranda Hata ile Ayrılabilen Veri Kümeleri	43
5.2.3	Doğrusal Olmayan Veri Kümeleri	44
6.	GERÇEKLEŞTİRİLEN UYGULAMA	46
6.1	Uygulamanın Akış Diyagramı	46
6.2	Termal Görüntülerin Elde Edilmesi	47
6.2.1	Protokol	48
6.3	Termal Görüntü Ön İşleme ve İyileştirme	48
6.3.1	Boyutlandırma	49
6.3.2	Medyan Filtreleme	50
6.3.3	Üst-şapka Dönüşümü	52
6.3.4	Alt-şapka Dönüşümü	52
6.4	Segmentasyon	53
6.4.1	Kümeleme	54
6.4.2	Bulanık c-Ortalama Algoritması	56
6.4.3	Sağ - Sol Meme Ayrımı	59
6.5	Özellik Çıkarımı	61
6.5.1	Hough Dönüşümü	61
6.5.2	Yerel İkili Desen Özellikleri	62
6.6	Özellik Seçimi	64
6.6.1	Genetik Algoritmalar	64
6.6.2	Özellik Seçimi İşlemi	65
6.7	Sınıflandırma	66
6.7.1	Destek Vektör Makinası	66
7.	SONUÇ VE ÖNERİLER	69
7.1	Sonuçlar	69
7.2	Öneriler	69
8.	KAYNAKLAR	71
9.	ÖZGEÇMİŞ	83

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 3.1: Memenin İç Yapısı.....	12
Şekil 3.2: Memenin Anatomik Yapısı.....	13
Şekil 3.3: Kadınlarda En Sık Görülen 10 Kanserin Yaşa Göre Standardize Edilmiş Hızları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015) (Dünya Standart Nüfusu, 100.000 Kişide)	23
Şekil 3.4: Tüm Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)	23
Şekil 3.5: 15-24 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)	24
Şekil 3.6: 25-49 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)	24
Şekil 3.7: 50-69 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015).....	25
Şekil 3.8: 70 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015).....	25
Şekil 3.9: Kadınlarda Meme Kanserinin Yaşa Özel Hızları (Semi-Log) (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015).....	26
Şekil 3.10: Kanseri Evrelerinin Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015).....	26
Şekil 3.11: Termal Kamera İle Çekilmiş Aynı Kişinin Sağlıklı Ve Hastalıklı Halleri.....	29
Şekil 5.1: Doğrusal Ayrılabilen Veri Kümesi için DVM Sınıflandırıcı.....	42
Şekil 5.2: Doğrusal Hata İle Ayrılabilen Veri Kümesi için DVM Sınıflandırıcı.....	43
Şekil 5.3:(a)Doğrusal Ayrılmayan Veri Seti (b)Doğrusal Olarak Bölünemeyen Veri Seti için Hiper Düzlemin Tespiti.....	44
Şekil 6.1: Meme kanserinin ön teşhisi için önerilen uygulamanın akış diyagramı	46
Şekil 6.2: Termal Görüntü.....	47
Şekil 6.3: Boyutlandırılmış Termal Görüntü a)Normal Sınıflandırılan Termal Görüntü b)Anormal Sınıflandırılan Termal Görüntü	49
Şekil 6.4: Medyan Filtreleme	50
Şekil 6.5: Üst-şapka Dönüşümü Uygulanmış Görüntü	52
Şekil 6.6: Alt-şapka Dönüşümü Uygulanmış Görüntü	53
Şekil 6.7: Kümeleme Örneği.....	54
Şekil 6.8: İkili Görüntü	55
Şekil 6.9: İkili Görüntünün Histogramı	55
Şekil 6.10: Kümelenmiş Görüntü.....	57
Şekil 6.11: a) 6 Kümeli Görüntü b) 9 Kümeli Görüntü	58
Şekil 6.12: Ayrılmış Meme Görüntüsü	58
Şekil 6.13: Sağ-Sol Meme Görüntüsü.....	59

Şekil 6.14:a)Sol Meme Doku Tipi b)Ayrıştırılan Sol Meme Doku Görüntüsü	59
Şekil 6.15:a)Sağ Meme Doku Tipi b)Ayrıştırılan Sağ Meme Doku Görüntüsü	60
Şekil 6.16: Ayrılmış Meme Görüntüsü	60
Şekil 6.17: Hough Dönüşümü	62
Şekil 6.18: a) Temel görüntü b) LBP görüntüsü ve c) Histogram	63
Şekil 6.19: LBP Dönüşümü Görüntüsü.....	63
Şekil 6.20: LBP Histogramı	64
Şekil 6.21: Sınıflandırma Sonucu a)Normal b)Normal Olmayan(Abnormal) ..	68



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: Uluslararası Kanseri Ajansı (IARC) Tarafından Yayınlanan Globocan 2012 Verilerine Göre Kadınlarda En Sık Görülen İlk Beş Kanseri Dağılımı.....	11
Tablo 6.1: Medyan filtreleme örneği	51
Tablo 6.2: Seçilen özelliklerin değeri	66
Tablo 6.3: Karmaşıklık matrisi	66
Tablo 6.3: Karmaşıklık matrisi sonucu	68



SEMBOL LİSTESİ

$\%$	:	Yüzde
w	:	Ağırlık vektörü
N	:	Eğitim örnekleri sayısı
n	:	Eğitim örneği boyutu
ξ	:	Değişken
φ	:	Vektör



KISALTMALAR LİSTESİ

BCM	:	Bulanık C-Ortalama
BDT	:	Bilgisayar Destekli Teşhis
BT	:	Bilgisayarlı Tomografi
DCIS	:	Duktal Karsinom
DNA	:	Deoksiribo Nükleik Asit
DMR	:	Mastoloji Araştırma Veritabanı(Database For Mastology Research)
DVM	:	Destek Vektör Makineleri
FN	:	Yanlış Negatif (False Negative)
FP	:	Yanlış Pozitif (False Positive)
FPS	:	Frame Per Second
GA	:	Genetik Algoritma
GMM-EM:		Gauss Karışım Modeli-Beklenti Maksimizasyonu
LBP	:	Local Binary Patterns
LCIS	:	Lobüler Karsinoma In Situ
MATLAB:		MATrix LABoratory
MRG	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MRI	:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PEM	:	Pozitron Emisyon Mamografi
RBFN	:	Radyal Tabanlı Fonksiyon Ağı
TN	:	Gerçek Negatif (True Negative)
TP	:	Gerçek Pozitif (True Positive)
T.C.	:	Türkiye Cumhuriyeti
YSA	:	Yapay Sinir Ağları
µm	:	Mikrometre

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında günümüzde yüksek oranda görülen meme kanseri hastalığının tespitinde ön tetkik sistemi olarak kullanılabilecek bir yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntem sayesinde ön tetkik aşamasında hastalığın sınıflandırılması yapılarak hastalar için maliyet ve zaman tasarrufu sağlanırken aynı zamanda gerekli durumlarda bir üst teşhis basamağına yönlendirilmeleri yapılarak sağlık için zararlı olan radyasyona maruz kalmaları önlenecektir.

Tezin yürütülmesi aşamasında her türlü destek ve yardımlarıyla yol gösteren kıymetli tez danışman hocam Prof. Dr. Sezai Tokat'a, bilgi ve deneyimleriyle beni yönlendiren eş danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Metin Kapıdere'ye teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim ve mesleki hayatım boyunca her zaman yanımda olan değerli eşim Murat Okal'a, bilgisi dâhilindeki konularda sağladığı sonsuz destekten ve diğer konularda göstermiş olduğu sabır ve hoşgörüsünden dolayı teşekkür ederim.

Doğduğum günden bu yana her konuda maddi ve manevi desteklerini sürekli yanımda hissettirerek bana hayattaki doğru ve yanlış kavramlarını öğreten, en güzel şekilde beni yetiştirmek için her türlü fedakârlığı gösteren, hayattaki ilk öğretmenlerim değerli annem Serda Çırak ve babam Mustafa Çırak'a teşekkürü borç bilirim. Hayatımın neşesi olup beni destekleyen biricik kardeşlerim Efe Çırak ve Duru Çırak'a teşekkür ederim.

1. GİRİŞ

“Kanser” kelimesi, vücudun diğer kısımlarını istila etme potansiyeli ile anormal hücre büyümesini içeren kötü huylu (malignant) hücre kapsar ve küresel bir sağlık sorunudur (Gonzales 2019). GLOBOCAN tarafından yayımlanan verilerde, 2020 yılında melanom dışı cilt kanserleri hariç olmak üzere 17.1 milyondan fazla yeni kanser vakası ve 10 milyon ölüm olacağı tahmin edilmektedir (Ferlay 2017). Günümüzde, özellikle gelir seviyesi yüksek gelişmiş ülkelerde en büyük ölüm nedenlerinden birini temsil etmektedir. Toplumlara önemli sosyo-ekonomik yük, bireylere maddi ve manevi kayıp ve zorluklar getiren kanserin en pahalı bulaşıcı olmayan hastalık olarak ülkelerin ekonomisine etkisini tam olarak ölçmek ise mümkün değildir; bazı ülkeler bu maliyetleri tam olarak karşılayabilecek durumda bile değildir (Klein 2019).

Günümüzde meme kanseri teşhis ve tedavisi ile ilgili çalışmalar hız kazanmış ve geçmişe oranla yapılan çalışma sayısı artmıştır. Buna bağlı olarak da hastalık daha iyi tanımlanmaya başlanmış ve daha etkili tedavi yöntemlerinin kullanımıyla birlikte artan bir başarı oranı elde edilmiştir. Tüm bu sonuçlar ele alındığında meme tümörleri, diğer tümörlere oranla tedavi ile sağkalım oranının yüksek olduğu ispatlanmış tümörlerdir (Ondrusek ve diğ. 1999, Williams ve diğ. 2002).

Ülkemizde yayınlanan istatistiksel raporlar incelendiğinde, kardiyovasküler hastalıklar, sebebi bilinen ölümler sıralamasında birinci sırada yer almaktadır. Kardiyovasküler hastalıkları takiben kanser, sebebi bilinen ölümler sıralamasında ikinci sırada yer almaktadır ve insidansı giderek artan önemli bir halk sağlığı problemidir.

Vücudun iç yapısını, özellikle de kemik yapısını görüntülemek için kullanılan tıbbi görüntüleme teknikleri X-ışınları ile başlamış, bilim ve teknolojideki gelişmeleri takiben MRI, CT, PET, Ultrason ve diğerleri gibi pek çok tıbbi görüntüleme tekniği keşfedilmiştir. Birçok çeşidi bulunan bu teknikler başlıca invazif (iyonlaştırıcı) ve invazif olmayan (iyonlaştırıcı olmayan) şeklinde iki geniş kategoriye ayrılabilir.

İnvazif olmayan tıbbi görüntüleme teknikleri, insanlar için herhangi bir sağlık problemi teşkil etmezler ve herhangi bir sağlık problemine sebep olmaksızın birkaç kez tekrarlanabilirler. Fakat bu teknikler, yalnızca tümörün etrafındaki göğüs dokusunun anatomik varyasyonlarına bağlı olan ve esasen fonksiyonel bilgidен yoksun olan anatomik yapı hakkında bilgi sağlar. Yukarıdaki yöntemlerin tümü, ilk teşhis saptama yöntemi olarak kullanılmak için hem çok maliyetlidir hem de hasta üzerinde olumsuz tıbbi etkiler bırakır. Bu nedenle, Dijital termal görüntülemenin ön taramada kullanılmak için en doğru ve uygun yöntemlerden biri olduğu söylenebilir. Kızılötesi termografi, kanserli bir tümörü içyapısı ve sıcaklığıyla alakalı olarak incelemek için iyonlaştırıcı olmayan bir yöntemdir. Bu çeşit bir görüntüleme tekniği düşük maliyetle ve zararsız bir şekilde kanserli tümör hakkında fizyolojik bilgi elde etmemizi sağlar. Termografi; kanser enfeksiyonu, iltihaplanma, yüzey lezyonları ve daha fazlasını gösteren ısı dağılımını görüntüler. Bu nedenle dijital kızılötesi termal görüntüleme tümörlere yol açabilecek endikasyon belirtileri olan fizyolojik değişikliklere duyarlı bir yöntemdir. Kızılötesi kameralar, elektromanyetik spektrumun (yaklaşık 0.9 ila 14 μm) kızılötesi aralığında radyasyonu tespit ederek termogram adı verilen görüntüleri üretebilirler. Tüm vücut tarafından yayılan kızılötesi ışınım (IR), siyah cisim radyasyonu kanununa göre sıcaklıklara bağlı olduğu için bir cisim tarafından yayılan radyasyon miktarı da sıcaklıkla artar. Böylece sıcaklıktaki değişikliklere bağlı olarak istenen termografik görüntü elde edilir.

Meme kanserinin tespiti için çeşitli tanı yöntemleri kullanılmaktadır. Erken teşhis başarılı bir tedavi için hayati öneme sahip olduğundan meme kanserini ilk aşamalarda tahmin etmek hasta için büyük bir avantaj sağlayacaktır. Günümüzde halen meme kanseri tespitinde Doppler Ultrasonografi, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI), Bilgisayarlı Tomografi Lazer Mamografi (CTLM), Pozitron Emisyon Mamografi (PEM) vb. tanı yöntemleri kullanılmaktadır. Bu tanı yöntemleri arasından Mamografi meme kanseri teşhisinde en çok kullanılan yöntem olsa da bu yöntemle kanseri erken evrelerde tespit etmek oldukça zordur. Özellikle yoğun memeli genç kadınlarda tarama ve tanısal bir yöntem olan Mamografinin getirdiği sınırlamalar, yüksek hassasiyet ve özgüllükte yeni ve daha etkili stratejilerin geliştirilmesini gerekli kılmıştır. Termal görüntüleme (termografi), kızılötesi kamera ile termal desenleri kaydetmek için kullanılan invazif-olmayan bir görüntüleme

yöntemidir. Termografi ağrısız olduğundan ve cilt yüzeyi ile temas gerektirmediğinden dolayı hastaya rahatsızlık vermemektedir. Ayrıca Mamografi, ultrason ve manyetik rezonans gibi diğer teşhis yöntemlerine göre oldukça düşük maliyetlidir. Bu nedenle termografi ile ön teşhis teknikleri hasta için avantaj sağlayarak meme kanserinin erken saptanmasıyla başarılı tedavi sürecini başlatarak hastanın hayatta kalma oranı arttırabilir.

Termografi, kanserli tümör tespiti için cilt yüzey sıcaklığını taramaya dayanan temassız bir yöntemdir. İnvaziv olmayan bir tıbbi görüntüleme yöntemi olması, ekonomik ve hızlı olması, hastaya herhangi bir acı vermemesi diğer yöntemlere göre sahip olduğu üstünlükleridir. Bu nedenle, son zamanlarda termografi meme kanseri analizi için yeniden üzerine odaklanılan bir yöntem olmuştur (Ng ve Kee 2008).

Meme kanseri taramasında önemli bir araç olan meme termografisi, meme kanserinin erken teşhisi için memelerin görüntüsünü alan tanısal bir işlemdir. Termogram kullanımı, kanser öncesi doku ve kanseri çevreleyen alandaki metabolik aktivitenin ve damar dolaşımının genellikle normal göğüs dokusundan daha yüksek olduğu ilkesine dayanır (Fok ve diğ. 2002). Ayrıca, prekanseröz ve kanserli kitleler yüksek metabolik aktivite içeren dokulardır. Bu tür dokular büyümelerini sürdürmek için bol miktarda besin kaynağına ihtiyaç duyarlar. Bu nedenle, mevcut kan damarlarını açık tutmak ve ihtiyaç duyulan besinin temini için kimyasal maddeler oluşturmak amacıyla kimyasallar göndererek hücrelerinin dolaşımını arttırırlar (neoanjyogenez). Artan kan dolaşımı ve dokuya gönderilen kimyasallar memenin yüzey sıcaklıklarında bir artışa neden olur. Meme termografisinde, memede meydana gelen sıcaklık değişimlerinin yüksek çözünürlüklü görüntülerini üretmek ve analiz etmek için kızılötesi kamera ve bilgisayar kullanılır.

Termografinin tıptaki kullanımı gözden geçirildiğinde kızılötesi görüntüdeki anormal durumlarda meme kanseri gelişimi için yüksek risk taşıyabileceği saptanmıştır. Son on yılda artan bilgi ve teknoloji birikimi sayesinde kızılötesi termografi, meme patolojilerinin erken teşhisinde öne çıkan, ümit verici bir teknik olarak yerini almıştır (Borchatt ve diğ. 2013).

Yapılan alışmalar neticesinde meme derisi sıcaklığı ile meme kanseri arasında bir ilişki olduğu, sağlıklı ve kanserli memelerin cilt ısısı açısından farklılıklar sergilediği tespit edilmiştir (Gautherine ve Gros 1976). Kanserli tümörler, mevcut kan damarlarını, aktif olmayan damarları ve yenilerini açarak besin sağlamak için hücrelerinin dolaşımını arttırır. Artan bu dolaşım, memenin kızılötesi görüntüleme ile tespit edilebilen bölgesel yüzey deri sıcaklığındaki bir artışla sonuçlanır. Kızılötesi görüntülemenin hassasiyeti sayesinde, sıcaklık spektrumundan gözlemlenebilen en erken meme kanseri belirtileri ve memenin kanserli olup olmadığı gözlenebilir (Acharya ve diğ. 2012).

Bu tez çalışmasında, meme kanserinin teşhisinde, insan sağlığı açısından olumsuzluk teşkil etmeyen termogram görüntüleriyle kanserli ve kanserli olmayan hastalara ait verilerin makine öğrenmesi ile sınıflandırılması üzerinde durulmuştur.

1.1 Çalışmanın Amacı

Kanser tedavilerinde, tedaviden olumlu dönütler alınabilmesi için zamanında yapılan erken ve doğru teşhis oldukça önemlidir. Bu çalışmanın amacı, meme kanserini veya anormallik belirtileri gösteren dokuları kızılötesi görüntülemeden faydalanarak erken teşhis edebilmektir. Kanserli hücrelerin sıcaklığı normal hücrelere göre daha yüksek olduğundan, yüksek sıcaklığa sahip bu hücreler kızılötesi görüntülerde daha iyi tanımlanabilmektedir. Gerçekleştirilen uygulama, kanser tetkik mekanizmasında meme kanserinin n teşhisinde kullanılarak hastaların gereksiz yere radyasyona maruz kalmasının önlenmesini, ileri aşamalarda gereken maddi yükün daha gerekli yerlerde harcanmasını ve zaman açısından da tasarruf sağlanmasını amaçlamaktadır.

1.2 Tezin Organizasyonu

Elde edilen termografik görüntülerin makine öğrenmesi yöntemleri kullanılarak işlenmesi sonucu meme kanseri erken teşhisinde n teşhis mekanizması oluşturmak için yazılan bu tez çalışması, yedi bölümden meydana gelmiş ve organizasyonu aşağıdaki gibi şekillendirilmiştir.

Tez çalışmasının birinci bölümünde kanser ve meme kanseri ile ilgili kısaca bilgi verilerek konuya giriş yapılmış, tıbbi kullanım için termografinin önemi vurgulanarak tezin amacından ve tezin organizasyonundan bahsedilmiştir.

İkinci bölümde, kanserin tanımı, çeşitleri, teşhisinde kullanılan tedavi yöntemleri ve kanserden korunma yöntemleri anlatılmıştır.

Üçüncü bölümde, meme kanseri tanımı, çeşitleri, risk faktörleri, Türkiye’de meme kanseri ve termal meme görüntülemeye bahsedilmiştir.

Dördüncü bölümde meme kanseri ile ilgili makine öğrenmesi alanında yapılan çalışmaların özetlendiği literatür araştırmasına yer verilmiştir.

Beşinci bölümde, çalışmada kullanılan yardımcı teknolojilerden bahsedilmiştir. Genetik algoritmaların tarihçesi, aşamaları, operatörleri ve uygulama alanlarından ve destek vektör makinelerden bahsedilerek çeşitleri anlatılmıştır.

Altıncı bölümde, meme kanseri ön teşhisinde kullanılabilecek uygulamanın gerçekleştirilme aşamalarından bahsedilmiştir. İlk olarak kullanılacak verilerin elde edilişi ve iyileştirme aşamalarından bahsedilir. Bölütleme, özellik çıkarımı ve özellik seçimi işlemleri yapıldıktan sonra sınıflandırma işlemi ile ulaşılan sonuçlar verilmiştir.

Yedinci bölümde, çalışmada elde edilen sonuçların değerlendirildiği ve gelecekte yapılacak bilimsel çalışmalara rehberlik etmesi için önerilerin bulunduğu kısım yer almaktadır.

Sekizinci ve son bölümde, çalışmada kullanılan kaynak bilgilerine ve özgeçmiş bilgilerine yer verilmiştir.

2. KANSER

2.1 Kanser Nedir?

Kanser terimi ilk olarak organizmanın tedavi edilemeyen yeni yapılanmalarını tanımlamak için, M.Ö. 460-377 yılları arasında yaşamış ve “Tıbbın Babası” olarak kabul edilen Hipokrat tarafından kullanılmıştır. Bazı kaynaklara göre başlangıcı Mısır papirüslerine (M.Ö. 15. yüzyıl) kadar uzanan bu hastalığın ne olduğu ve nasıl tedavi edilebileceği konusunda birçok bilim adamı çeşitli çalışmalar yapmıştır. Hipokrat’ın yapmış olduğu tanımlamalar doğrultusunda başlayan ve M.S. 2. yüzyılda Galen’in de bu alanda yapmış olduğu tanımlamalarla kanser oluşumu hakkında bilgi birikimi ve literatür oluşumu başlamıştır.

Vücudumuzda bulunan ve yaşamsal fonksiyonlarımızı yerine getiren tüm organlarımız hücrelerden oluşur. Hücreler canlılık özelliği taşıyan, yapı ve işlev bakımından en küçük birimdir ve yalnızca mikroskop altında görüntülenebilir. Normal şartlar altında, kas ve sinir hücreleri dışındaki hücreler bölünerek kendini yenileyebilir ve deforme olan dokunun onarımını sağlayabilirler. Kanser hücreleri de aynı özelliğe sahiptir. Fakat sağlıklı normal bir hücre bu yeteneğini sadece gerekli koşullarda ve gerektiği kadar kullanırken kanser hücreleri böyle bir kontrole sahip olmadıkları için kontrolsüz bir şekilde bölünür ve çoğalırlar. İşte bu kontrolsüz çoğalma sonrası gereğinden fazla birikerek tümörleri (kitleleri) oluştururlar. Böyle bir durumda kanserli hücreler nedeniyle tümör oluşumu başlayan dokular, normal dokuları da tahrip ederek içlerine sızabilir ya da sıkıştırabilir. Bununla birlikte kanser hücresi oluşturduğu tümörden bir şekilde ayrılırsa dolaşım sistemi aracılığıyla vücuttaki başka dokulara ulaşabilir ve gittikleri yerde de kontrolsüz çoğalmaya devam edebilir. Bu kontrolsüz dağılım ve tümör oluşumu metastaz olarak adlandırılmaktadır (Kutluk ve Kars 1992, Ata 2005).

Kanserler, oluştukları vücut bölgesi ve görünüşlerine göre farklı kategoriler altında incelenirler. Oluşum yerleri ve görünüşlerine göre gruplandırılan kanserlerin

yayılma hızları ve biçimleri farklılık göstereceği için her hastaya özgü bir tedavi yöntemi uygulamak gerekir (Kutluk ve Kars 1992).

2.2 Kanser Çeşitleri

Kanser oluştuğu bölge, organ, yayılım hızı, yayılım oranı ve yayıldıkları alan gibi özellikleri göz önüne alınarak birçok gruba ayrılabilir.

- Solunum Organları (Akciğer, Burun, Bronş, Larinks, ve diğerleri)
- Sindirim Organları (Mide, İnce Bağırsak, Kolon, Rektum, Anüs, Karaciğer, Safrakesesi, Pankreas ve diğerleri)
- Ağız, Farinks (Dudak, Dil, Ağız, Tükrük Bezi, Tonsil ve diğerleri)
- Kemik Kanseri
- Deri Kanseri
- Meme Kanseri
- Erkek Genital Organları (Penis, Prostat, Testis ve diğerleri)
- Üriner Organlar (Böbrek, Üreter, Mesane ve diğerleri)
- Göz
- Beyin, Sinir Sistemi
- Tiroid
- Lenfoid ve Hematopoeitik Dokular

2.3 Kanser Tedavi Yöntemleri

Baykara (2016) kanser tedavisinde güncel yaklaşımları kök hücre tedavisi, hormonal tedavi, biyolojik tedavi (immünoterapi), kanser aşıları (hücre bazlı tedavi), kanser büyüme baskılayıcıları (inhibitörler), gen terapi ve diğer yöntemler başlıkları altında incelemiştir. Bununla birlikte yüksek verimli DNA dizileme teknolojisinin hızlı bir şekilde geliştirilmesi ve son yıllarda ortaya çıkan çeşitli makine öğrenme yöntemlerinin uygulanmasıyla, kanser erken teşhisindeki ilerleme giderek artan bir şekilde gen ekspresyonu temelinde gerçekleştirilerek etkili ve doğru tedavi için öngörü sağlanmaktadır (Xiao ve diğ. 2018). Lipozomlar, polimer bazlı

nanopartiküller, polimersomlar, miseller, proteinler, dendrimerler ve inorganik nanopartiküller gibi kanser terapisi için biyolojik olarak parçalanabilen ve biyoyumlu nanopartiküller geliştirilmiştir (Ahmad ve diğ. 2015). Ayrıca hormon terapisi ve biyolojik yöntemler de tek başına veya diğer yöntemlerle birlikte kullanılan yöntemlerdir. Tüm bu yöntemler kendi içlerinde olumlu ve olumsuz özelliklere sahiptir. Bu durum yöntemden yönteme değişmekle birlikte aynı zamanda kişiden kişiye de farklılık göstermektedir. Çünkü kanser kişiye özgü bir hastalıktır ve her hastanın biyolojik, psikolojik ve sosyolojik durumu birbirinden farklılık gösterdiği için kişiye özgü tedavi yöntemleri gerektirir. Bu sebeple kanser tedavisinde tek bir kesin yöntemin uygunluğundan bahsetmek mümkün değildir.

2.3.1 Radyoterapi

Radyoterapi veya diğer adıyla ışın tedavisinin, birçok farklı kanser türünün tedavisinde en çok kullanılan cerrahi olmayan yöntem olduğu söylenebilir. Meme kanserinde cerrahi ilk seçilecek tedavi modalitesi olmakla birlikte cerrahi sonrası adjuvan radyoterapi ile hastalıksız ve genel sağkalım süreleri artmaktadır (Karaçeten ve diğ. 2000). Radyoterapi yöntemi, kanserli dokuların ve bazı iyi huylu tümörlerin tedavisinde yaygın olarak kullanılan bir prosedürdür. Radyoterapide kullanılan iyonizan radyasyon ışınları, kanserli hücrelerin büyümesini durdurmak veya bu hücreleri öldürmek için uygulanır. 15-20 dakikalık seanslarla, hastanın normal hayatını etkilemeyecek şekilde bölgesel olarak uygulanabilen radyasyon tedavisi ameliyat öncesi ve/veya ameliyat sonrası kemoterapi ile birlikte hastanın kendi tedavi koşullarında yapılabilir. Disiplinler arası yaklaşımlar, modern yöntemler ve ileri teknolojik ekipman sayesinde normal hücrelere kıyasla daha hızlı büyüyen ve çoğalan kanser hücreleri üzerinde radyoterapide başarılı sonuçlar elde edilebilmekte, cerrahi müdahale öncesi tümörün olabildiğince küçültülmesi sağlanabilmektedir. Geçmişte kanserli hücre dâhil çok büyük bir alanı kapsayan ışınlama tekniği sağlıklı hücreler üzerinde olumsuz etkilere sebep olmaktaydı. Günümüzde ise bu yöntemin geliştirilmesinin asıl sebebi, yalnızca yok edilmek istenen kanserli hücreler üzerinde maksimum etkiyi yaratarak sağlıklı hücrelere minimum zarar verecek olan sistemin geliştirilmesidir (Baykara 2016).

2.3.2 Kemoterapi

Kemoterapi veya diğerk adıyla ilaç tedavisi tümörün ilaç kullanılarak tedavi edildiğı yöntemdir. Bu yöntemin asıl amacı kemoterapötik ajanlar kullanarak kanser hücrelerini öldürmek, büyümesini ve çoğalmasını önlemek ve radyoterapide de olduğu gibi cerrahi girişim öncesi belli büyüklüğe ve olgunluğa erişmiş olan tümörün boyutunu küçültmektir. Kemoterapi özellikle lösemi ve lenfoma gibi kanser türlerinde daha etkili bir tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır (Baykara 2016).

2.3.3 Cerrahi Yöntemler

Cerrahi tedavi yöntemi radyoterapi ve/veya kemoterapi sonrası küçülen ve/veya hareketliliğı azalan tümörün tedavisinde tamamlayıcı olarak kullanılacağı gibi tek başına da kullanılabilir. Dokudan parça alınarak (biyopsi) tanı konması ya da yayılım göstermeyen kanserli kitlenin vücuttan çıkarılması için sık kullanılan bir yöntemdir (Baykara 2016). Tamamlayıcı tedavi yöntemi olarak radyoterapi ve kemoterapiden sonra kullanılmasının yanı sıra, cerrahi müdahale sonrası tam olarak temizlenemeyen ya da diğerk dokulara hasar vermeden çıkarılması mümkün olmayan tümörler sebebiyle cerrah, dokunun bir kısmını alıp işleme devam etmeden kemoterapi ya da radyoterapi ile tümörün küçültülmesini tercih edebilir. Günümüz gelişen teknolojisi sayesinde konvansiyonel teknikler dışında laparoskopik cerrahi, kriyo cerrahi, robotik cerrahi, lazer cerrahi ve elektro cerrahi gibi birçok farklı uygulama yöntemi bulunmaktadır (Baykara 2016).

2.4 Kanserden Korunma

Avrupa'nın kırk ülkesinde kanser yükünün, 2015'te yaklaşık 3,6 milyon vaka ve 1,8 milyon ölümden, nüfusun yaşlanmasının ve büyümesinin bir sonucu olarak 2035'te 4,3 milyon vaka ve 2,3 milyon ölüme çıkacağı tahmin edilmektedir (Ferlay ve diğ. 2013). Meme kanserleri için önemli risk faktörleri arasında yaşın yanı sıra, aşırı kilo/obezite (Amadou ve diğ. 2013), alkol kullanımı (Strumylaite ve diğ. 2015), üreme ve hormon öyküsü (Kapil ve diğ. 2014), ailede yumurtalık veya meme kanseri öyküsü (Bennett ve Gattas 2000) ve vakaların yaklaşık %5-10'u gibi küçük bir

kısımında BRCA1 ve BRCA2 gen mutasyonları problemleri (King ve diğ. 2003) rol almaktadır (Bertoni ve diğ. 2019). Tütün ve alkol kullanımı, sağlıksız diyet, obezite ve hareketsiz yaşam tarzları, çevre kirliliği gibi altta yatan risk faktörlerine maruz kalma prevalansının değişmesi ile birlikte bu vakaların daha da artması olasıdır (Forman ve diğ. 2018). Beraberinde getirdiği fiziksel rahatsızlıkların yanı sıra kanser maddi, manevi ve psikolojik yönden mücadelesi çok zor bir hastalıktır. Genetik faktörlerin küçük bir rol oynadığı bu denli zorlu bir hastalık için kansere sebep olabilecek davranış ve alışkanlıklardan uzak durmak ve erken teşhis ile hastalığa ilk evresinde darbeyi vurmak en etkin korunma yöntemidir. Tüm bu nedenlerden dolayı gerekli önlemlerin zamanında alınması hem hastalık öncesi hem de hastalığın ilk evrelerinde oldukça önemlidir (Baykara 2016). Kanserden korunmak için güneş ışınlarına maruz kalmamak, sağlıklı kiloya ulaşmak ve kiloyu korumak, sigara kullanmamak, alkollü içeceklerden uzak durmak, yeterli düzeyde fiziksel aktivite yapmak, yeterli ve dengeli beslenmek, iyonize ve ultraviyole radyasyondan kaçınmak oldukça önemlidir (Baykara 2016).

3. MEME KANSERİ

Kanser, vücutta oluştuğu kısımla adlandırılır. Bu sebeple kanserli dokunun bulunduğu doku, kanserin adlandırılmasını sağlar. İsminden de anlaşılacağı üzere meme kanseri, meme dokusunda bulunan hücrelerin düzensiz büyümesini ve dengesiz çoğalmasını ifade eder (Khuwaja 2004). Sağlıklı hücreler ne zaman, ne oranda ve nerede bölünebileceğini bilmelerine karşın, bu bilinci bir şekilde kaybeden hücreler düzensiz ve dengesiz bölünerek kanserli hücreleri meydana getirirler. Meme kanserinin oluşmasının da sebebi, hücrelerin büyümesini kontrol eden genlerde meydana gelen mutasyonlar veya anormal değişikliklerdir. Bu anormal hücreler etrafındaki dokulara veya vücudun uzak bölgelerine yayılarak kötü huylu tümörlü dokuları oluştururlar. Kadınlarda ölüme neden olan kanser türleri arasında ilk sırada yer alan meme kanseri genellikle lobüllerde ya da süt kanallarında ortaya çıkmaktadır. Sadece kadınlara özel bir hastalık olarak düşünülen meme kanseri erkeklerde de görülebilmektedir (Biçer ve diğ. 2014).

Tablo 3.1'e göre ülkemizde dâhil olmak üzere dünya genelinde birçok ülkede kadınlarda görülen kanser türleri arasında meme kanseri birinci sırada yer almaktadır.

Tablo 3.1: Uluslararası Kanser Ajansı (IARC) Tarafından Yayınlanan Globocan 2012 Verilerine Göre Kadınlarda En Sık Görülen İlk Beş Kanserlerin Dağılımı

	Türkiye*	Dünya	IARC'a üye 24	AB (28 ülke)	ABD
1	Meme	Meme	Meme	Meme	Meme
2	Tiroid	Kolorektal	Kolorektal	Kolorektal	Akciğer
3	Kolorektal	Uterus serviksi	Akciğer	Akciğer	Kolorektal
4	Uterus korpusu	Akciğer	Uterus serviksi	Uterus korpusu	Tiroid
5	Akciğer	Uterus korpusu	Uterus korpusu	Uterus serviksi	Uterus

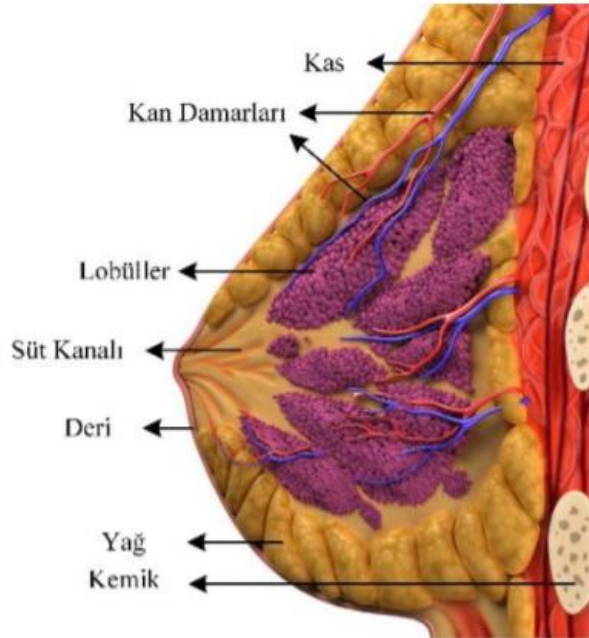
* Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2014

Lenfatiklerle ve kan yoluyla yayılan meme kanserinin gelişimi uzun yıllar alır. Birçok vakada kötü huylu olan ilk kanserli hücrenin ortaya çıkması ile 1 cm çaplı bir hacme ulaşması, 80-100 günde bir ardışıl katlanmalarla 7-8 sene gibi uzun bir süreçte yaklaşık 30 kez katlanarak gerçekleşir (Sherman ve diğ. 1987). Bu süreç boyunca lenf bezleri primer tümörden kaçan hücreler için filtre görevi görür. Bir kez

aksilerden geçtiğinde tümör hücreleri supraklavikular lenf bezlerini tutar ve sonra damar (venöz) dolaşımına karışırlar. Kan yoluyla yayılım sıkça görülür ve bu yayılıma bağlı olarak iskelet sistemi, akciğer, karaciğer ve beyin metastazları görülebilir (Akbaş ve diğ. 2011).

3.1 Meme Anatomisi

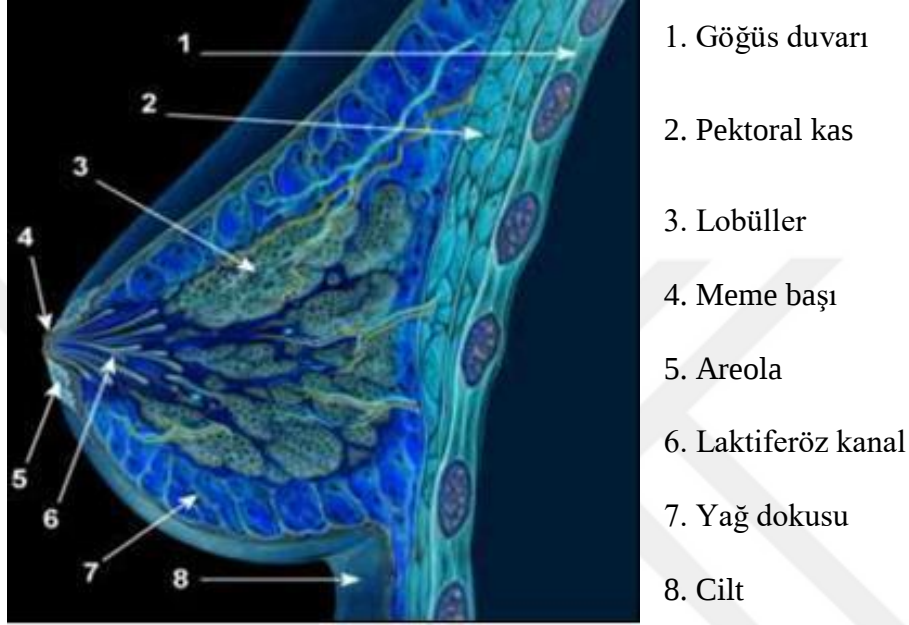
Erişkin bir kadın memesi, süt üreten bezlerden oluşan, göğüs ön duvarının en büyük kasları olan pektoral kaslar üzerine oturtulmuş, kendisi kas dokusuna sahip olmayan, damla şekline sahip bir çift organdır. Her meme süt bezlerinin oluşan 20 kadar lop içerir. Bu loplar memeye şeklini ve dokusunu kazandıran yağ dokusuyla çevrelenmiştir. Her lop süt üretimi yapan süt bezleri içerir. Süt bezlerinden çıkan süt kanalları birleşerek daha büyük kanalları meydana getirirler. Meme başının kenarında bulunan koyu renkli yuvarlak pigmentli alan areola olarak adlandırılır (Özmen ve diğ. 2012). Memenin iç yapısını gösteren bir resim Şekil 3.1’de verilmiştir (Biçer 2014).



Şekil 3.1: Memenin İç Yapısı (Biçer 2014).

Her kadın çevre ve doğaları gereği farklı regl döngülerine sahip olduğu için her birinin göğüs yapısı da buna bağlı olarak farklılık gösterir. Aynı zamanda yaş

gibi kişisel farklılıklar meme dokusu yapısının da farklılık göstermesine neden olur. Örneğin, yaşlı kadınların meme dokusu çoğunlukla yağ dokusundan oluşurken, genç kadınlarda meme bezleri ve süt kanalları çoğunluk göstermektedir. Memenin bölümleri numaralandırılmış olarak anatomik yapısı Şekil 3.2’de gösterilmiştir (Biçer 2014).



Şekil 3.2: Memenin Anatomik Yapısı (Biçer 2014).

3.2 Meme Kanseri Belirtileri

Meme kanseri kadınlarda bazı değişiklikler oluşturur (Demirel 2008). Bunlar:

- Meme ve meme ucunda farklılık,
- Memenin yanında veya koltukaltında bir kitle veya kalınlık olması ve meme ucunun hassaslığı,
- Meme ve meme ucunun görünümünde değişiklik,
- Memenin boyutunda ve şeklinde bir değişiklik ve meme ucunun içeri dönmesi,
- Meme derisinin ya da ucunun pullu, kırmızı ya da şiş olması, deride portakal kabuğu görüntüsü,
- Meme ucu akıntısıdır (Biçer 2014).

3.3 Meme Kanseri Tanı

Birçok ülkede meme kanserine dayalı ölümleri azaltmak amacı ile meme kanseri tarama programları organize edilmektedir. Amerika Birleşik Devletleri Koruyucu Hizmetler Servisleri bazı rasgele denetimli çalışmalara dayandırarak yeniden gözden geçirdikleri önerilere göre tarama mamografisi için başlama yaşının 40 olması gerektiğini vurgulamışlardır (Bayol ve diğ. 2007). Meme kanseri ve diğer meme hastalıklarının erken saptanması amacıyla meme kanseri tanısında kullanılan birçok farklı yöntem bulunmaktadır. Doktorlardan alınan talimatlar doğrultusunda hastalıklı bölgenin iç resmini çekmek için radyologlar, mamografi, bilgisayarlı tomografi, ultrasonografi ve manyetik rezonans görüntüleme gibi birçok görüntüleme yöntemi kullanılmaktadırlar (Toz 2018).

3.3.1 Fiziksel Muayene

Hastaların meme ile ilgili şikâyetleri genellikle ağrı, meme başı akıntısı ve kitle hissi belirtisi gibi yakınmalardır. Kadınları doktora getiren en sık yakınma meme kitleleridir ve Haagensen'den günümüze meme kanserinin en sık kendini gösterme şeklidir (Ok ve Gümüşlü 2012). Bu açıdan fiziksel muayene erken teşhis için oldukça önemlidir. Meme kanseri tarama ve tanıda ilk kullanılan yöntem elle fiziksel muayenedir. Bu yöntem üç aşamada gerçekleştirilir (Ok ve Gümüşlü 2012).

İnspeksiyon (gözle izleme): Hasta, iyi aydınlatılmış bir odada, ayna karşısında kendi başına veya muayene edecek doktor ile yüz yüze muayene masasında oturarak, kolları doğal pozisyonda ve yanlarda, yukarıda başın üzerinde, kalçada ve yanlarda iken olacak şekilde izlenir (Ok ve Gümüşlü 2012). Kollar doğal pozisyonda ve yanlarda iken memelerin büyüklüğü ve biçimi gözle izlenebilir. Meme ucunun içe doğru çekilmiş olması, şekil ve renk değişimi, asimetri, kızarıklık, yüzeysel damarların belirginleşmesi, şişlik, ciltte gamzeleşme, “portakal kabuğu” görünümü, ülser ve ödeme bakılır. Koltuk altında beze, üst kolda şişlik, lenf bezlerinde şişlik önemlidir (Ok ve Gümüşlü 2012).

Ayakta Palpasyon: Duşda ya da ayna karşısında her iki meme elle palpe edilerek meme dokusunda anormal yumrular, yığılmalar ve kitleler aranır. Memenin

koltukaltından göğüs kemiğine, köprücük kemiğinden memenin alt sınırına kadar palpe edilir. Sol kol yukarı kaldırılır, sağ el 3-4 parmakları meme ucundan çevresine dairesel hareketlerle içten dışa doğru meme ve koltuk altı palpe edilir. Aynı işlem diğer meme içinde uygulanır (Ok ve Gümüşlü 2012).

Yatarak Palpasyon: Sırtüstü uzanılarak, sağ omuzu yükseltecek şekilde bir yastık veya katlı havlu konulur. Memesi küçük olanlarda muayene edilecek taraf kol avuç içi yukarı gelecek ve kol dik açılı olacak şekilde yana uzatılır. Memesi büyük olanlarda aynı pozisyonda kol baş üzerine doğru uzatılır. Ardından diğer tarafa aynı işlem uygulanır (Ok ve Gümüşlü 2012).

3.3.2 Mamografi

Mamografi, meme kanseri tanı yöntemleri arasında etkinliğini kanıtlamış, günümüzde yaygın olarak kullanılan temel meme görüntüleme yöntemidir (Toz, 2018). Bu yöntem genellikle fiziksel muayene ile ele gelen lezyon tespit edilemeyen asemptomatik kadınlarda kullanılmaktadır (Yıldız 2012).

Mamografi tarama ve tanısal amaçlı olmak üzere iki şekilde uygulanır. Tanısal mamografi, memenin tarama mamografisinde anormal olarak değerlendirilen alanlarının detaylı bir biçimde gösterildiği röntgen resimleridir. Aynı zamanda tanı mamografilerinde memenin belli alanına odaklanılabildiği için doktorun fiziksel muayene sırasında tespit etmiş olduğu, memede tespit edilen kitle, memenin kalınlaşması, meme ucu akıntısı ya da memenin şeklinin, boyutunun değişimi gibi olağan dışı görünümünün ayrıntılı incelenmesine olanak tanır (Demirel 2008).

Mamografi her ne kadar meme kanseri tanısında, %85-90 oranında doğru-etkin sonuçlar veriyor olsa da, bazı özel durumlarda %10-15 oranında radyoloğun okuma hatasından kaynaklı yanlış sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Mamografi incelenirken hastanın genç ve/veya yoğun meme dokusuna sahip bir kadın olması, radyolojik anormalliklerin fazlalığı gibi çeşitli sebepler radyologların algısını bozabilmekte ve bu da tümörün gözden kaçırılarak meme kanseri tanısında ciddi problemler oluşturabilmektedir (Kurt 2014). Ayrıca radyolojik anormalliklerin yaygınlığı, dikkati kaybetme ve yüksek miktarda mamografinin okunduğu

taramalarda radyoloğun yorgunluğu, algısını bozabilmekte ve tümörlerin gözden kaçmasına neden olabilmektedir (Ciatto 2006).

X-ışını mamografide düşük güçte de olsa iyonize edici ışınların kullanılması, görüntünün daha iyi elde edilebilmesi için hastanın rahatsız edici durumlara sokulması (memenin sıkıştırılması gerekliliği) bu yöntemin diğer olumsuz yanlarıdır. Yöntemin uygulanması sırasında bu konforsuzluğu en aza indirmek ve zararlı X-ışınının olumsuz etkisini azaltmak için düşük güç kullanmak zorunda kalınması tümörün doğru olarak tespit edilmesini de zorlaştırmaktadır. Buna benzer kısıtlar sebebiyle alternatif yöntemlerin geliştirilmesi zorunlu hale gelmiştir. Alternatif yöntemler de içinde birtakım sorunlar barındırdığı için bu alanda yapılan çalışmalar en doğru ve zararsız yöntemi bulmak için hız kesmeden devam etmektedir (Hassan ve diğ. 2011).

3.3.3 Ultrasonografi

Ultrason, insan kulağının duyamayacağı yükseklikteki ses dalgalarının adıdır (Hughes 2001). Tıbbi bir görüntüleme yöntemi olarak 1950'li yıllarda geliştirilmeye başlayan ve düşük ölçekli bir SONAR (sound navigation and ranging) uygulaması olan ultrasonografi, ses dalgalarının farklı özelliklere sahip organ ve dokulardan farklı şekillerde yansması prensibine dayanan, hastaya bir yan etkisi bulunmayan ve radyasyon yaymayan sağlıklı bir tanı yöntemidir. Yüksek frekanstaki ses dalgalarının kullanıldığı bu yöntem ile kitle hakkında bilgi sahibi olunabilir. Tarama esnasında kitlenin sıvı dolu bir kist mi yoksa katı bir kitle mi olduğu doktor tarafından ekrandan görülebilir ve test esnasında elde edilen görüntüler kaydedilebilir (Demirel 2008).

3.3.4 Manyetik Rezonans Görüntüleme

Gerekli tedbirler alındığı takdirde hastaya herhangi bir risk teşkil etmeyen bu yöntem, bilgisayar destekli büyük-güçlü bir mıknatıs, radyo dalgaları ve anten aracılığıyla görüntü oluşturulması tekniğidir. Göğüs kanseri tanısında da göğüs içindeki dokular hakkında bilgi sahibi olmak için Manyetik Rezonans Görüntüleme

(MRG) kullanılabilir. Doktor, inceleme esnasında gördüğü görüntüleri daha sonra kullanmak üzere bilgisayarına kaydedebilir ya da filme bastırabilir (Demirel 2008).

MRG işlemi maliyetli olmasına rağmen belirginliği düşük, tam çekim süresi hastayı rahatsız edecek seviyede uzun ve rahatsızlık veren bir yöntemdir. Bu nedenle meme kanseri tanısında diğer yöntemlere göre daha az tercih edilmektedir (Hassan ve diğ. 2011).

3.3.5 Biyopsi

Meme kanseri teşhisinde biyopsi, doktorun görüntüleme cihazlarıyla tespit ettiği ve hastalıklı olduğundan şüphe duyduğu göğüsten sıvı ya da doku alarak mikroskop yardımıyla incelenmesi işlemidir. Bu işlem uzman bir meme hastalıkları doktoru ya da cerrah tarafından yapılır (Demirel 2008).

Biyopsi işlemi farklı teknikler kullanılarak yapılabilir:

İnce iğne biyopsisi: Meme kanseri teşhisinde kesin tanı için oldukça ideal bir yöntemdir. Enjektör yardımıyla yapılan bu biyopsi yöntemi meme kitlesinden sıvı ya da doku alma işlemine dayanır. Alınan bu örnek laboratuvarda incelenerek kesin tanı koymak mümkündür (Demirel 2008).

Kor biyopsi: Kalın iğne biyopsisi olarak da bilinen bu yöntem ince iğne biyopsisinde kullanılan sıradan şırınganın aksine, bu işlem için özelleştirilmiş bir el aleti kullanılarak yapılır. Alınan örnek 1 cm uzunluğunda ve doku parçası olduğundan, hem hastalık tanısı hem de kanserin tipi hakkında kayda değer bilgiler elde edilmesini sağlar (Demirel 2008).

Cerrahi biyopsi: Diğer biyopsi yöntemleri arasında en güvenilir olanıdır. Cerrahi müdahale ile kitlenin bir parçası ya da tamamını alınır ve dokunun kanserli olup olmadığının tespiti için patolojik muayeneye gönderilir. Bu yöntem güvenilir olmasına rağmen, ameliyathane ortamında yapılması, sonuçlar için iki gün gerekmesi ve maliyet gibi olumsuzluklara sahiptir (Demirel 2008).

Kanser hücrelerinin bulunduğu durumlarda pataloglar hangi tür kanser olduğunu tanımlayabilirler. Yaygın olarak görülen kanser tiplerinde meme kanseri için en sık karşılaşılan tür, kanallardan çıkan (ductal) kanserdir. Diğer bir tip ise lobüllerde başlayan lobular carcinoma'dır (Demirel 2008).

Sonuç olarak; meme kanseri genelde başka yöntemlere ihtiyaç olmadan fiziksel muayene ile tespit edilebilir. Fakat başlangıç evresindeki küçük tümörler, erken teşhis ve tanı yapılmasına engel olmaktadır. Bu tür tümörlere sahip hastaların kontrol ve tedavisinde uzman doktorların deneyimi önem kazanmaktadır (Yıldız 2012). Alanında tecrübeli doktorlar tarafından fiziksel muayene çok sık kullanılmasına rağmen, mamografi tümörün büyüklüğü hakkında daha kesin bilgi verir ve klinik olarak saptanması zor diğer neoplastik lezyonların varlığını da bildirir. Deneyimli doktorlar tarafından gerçekleştirilen aspirasyon (ince iğne biyopsisi) biyopsi, hasta meme dokusu hakkında önemli bilgiler verebilir (Sherman ve diğ. 1990).

Meme kanseri tanısı için meme tarama yöntemleri kullanılırken hastaların rahatlığı, kötü huylu kitlelerin doğru tespiti, kaliteli yüksek çözünürlüklü görüntülerin elde edilebilmesi ve maliyet gibi hususların dikkate alınması gerekmektedir (Xu ve diğ. 2011). Bu sebeplerden dolayı bilgisayar destekli teşhis (BDT) sistemlerine olan ihtiyaç giderek artmaktadır.

BDT sistemlerini, radyologlara “ikinci bir okuyucu” gibi hizmet etmesi düşünülen, anormal yapıları belirginleştirerek radyoloğun gözünden kaçmasına engel olacak ve dikkatini o bölgeye çekebilecek sistemler olarak tanımlamak mümkündür. BDT sistemleri sayesinde tespit edilen şüpheli bölge, radyoloğun eğitim ve tecrübeleriyle incelenir ve nihai kararı gene radyolog verir (Kurt 2014).

Bu tez çalışmasında da meme kanserinin termogram görüntüleri üzerinden, görüntü işleme teknikleri ile meme kanserinin erken teşhisine yardımcı BDT yazılım sistemi gerçekleştirilmiştir. Termogram görüntülerinin eldesinin diğer yöntemlere göre kolay olması hastanın konforu açısından avantajlı bir durum oluşturmaktadır. Ayrıca zaman ve maliyet açısından diğer yöntemlere göre daha ekonomik ve tasarrufludur.

3.4 Meme Kanseri Çeşitleri

Meme kanseri genellikle aşağıdakilerle sınıflandırılır:

- Kanserin başladığı doku türü
- Kanserin yayılma derecesi
- Kanser hücrelerinde tümör reseptörlerinin tipi (Erdim 2014).

3.4.1 Doku türü

Memede çok farklı türden dokular vardır. Bunlara;

- Süt kanalları (duktal karsinom olarak adlandırılır)
- Süt üreten bezler veya lobüller (lobüler karsinom)
- Yağ veya bağlantı dokusu (sarkom)

adı verilir.

Süt kanalları (Duktal karsinomu), tüm meme kanserlerinin yaklaşık % 90'ını oluştururken, yağ ve bağlantısal doku türü nadir olarak görülmektedir (Erdim 2014).

3.4.2 Yayılma Derecesi

Meme kanseri meme içinde kalabilir veya lenfatik damarlar veya kan dolaşımı yoluyla vücudun herhangi bir yerinde yayılabilir. Kanseri hücreleri memedeki lenfatik damarlara hareket etme eğilimindedir. Memedeki lenfatik damarların çoğu koltuk altındaki lenf düğümlerine boşalır (aksiller lenf düğümleri). Lenf düğümlerinin bir işlevi, kanser hücreleri gibi anormal veya yabancı hücreleri filtrelemek ve tahrip etmektir. Kanseri hücreleri bu lenf bezlerini geçerse, kanser vücudun diğer bölgelerine yayılabilir.

Meme kanseri kemiklere ve beyne yayılma eğilimindedir, ancak akciğerler, karaciğer, cilt ve saç derisi dahil olmak üzere herhangi bir alana yayılabilir. Meme kanseri bu bölgelerde ilk tanı konup tedavi edildikten yıllar, hatta on yıllar sonra

ortaya çıkabilir. Kanser bir bölgeye yayılmışsa, hemen tespit edilemese bile muhtemelen diğer bölgelere yayılmıştır.

İnvaziv Olmayan Meme Kanseri; Hücreler, kanallarla sınırlıdır ve memenin etrafındaki yağ ve bağ dokularını istila etmez. Yerinde duktal karsinom (DCIS), invaziv olmayan meme kanserinin en sık görülen şeklidir (% 90). Lobüler karsinoma in situ (LCIS) daha az yaygındır ve artan meme kanseri riski için bir belirteç olarak kabul edilir.

İnvaziv Meme Kanseri Hücreleri, kanal ve lobüler duvardan geçerek, memenin çevresindeki yağ ve bağ dokularını istila eder. Kanser lenf bezlerine veya diğer organlara metastatik olmadan (yayılma olmadan) invazif olabilir.

3.4.3 Tümör Reseptörlerinin Tipi

Östrojen ve progesteron reseptörleri: Bazı meme kanseri hücrelerinde östrojen reseptörleri bulunur. Bu kanser türü menopoiz sonrası kadınlar arasında genç kadınlardan daha yaygındır. Kanserli menopoiz sonrası kadınların yaklaşık üçte ikisinde östrojen pozitif kanser vardır. Bazı meme kanseri hücrelerinin progesteron için reseptörleri vardır.

HER2 (HER2 / neu) reseptörleri: Normal meme hücrelerinin, büyümelerine yardımcı olan HER2 reseptörleri vardır. (HER, hücrelerin çoğalmasında, hayatta kalmasında ve farklılaşmasında rol oynayan insan epitel büyüme faktörü reseptörünü ifade eder.) Meme kanserlerinin yaklaşık %20'sinde, kanser hücrelerinde çok fazla HER2 reseptörü bulunur. Bu tür kanserler çok hızlı büyüme eğilimindedir.

Meme dokusundaki hücrelerde meydana gelen kanser türlerinden en çok rastlanan türü “duktal” kanser yani meme kanalları kaynaklı kanser türüdür. “Duktal” kanseri takiben “lobüler” yani süt üreten bezlerden kaynaklanan kanserler ikinci sıradadır. Bu iki türün haricinde daha nadir rastlanan medüller, tübüler, müsinöz gibi farklı türlerde meme kanserleri de mevcuttur (Kanser Dairesi Baş. 2017).

3.5 Meme Kanseri İçin Risk Faktörleri

Meme kanseri günümüzde bile hâlâ nedeni kesin olarak bilinen bir hastalık değildir. Nedeni kesin olarak tespit edilemese de yapılan bilimsel çalışmalar ışığında kansere sebebiyet verdiği düşünülen bazı risk unsurları tespit edilmiştir. Bu risk unsurları; yaş, meme kanseri öyküsü, meme kanseri aile öyküsü, gen mutasyonu, yaşam tarzı, radyasyona maruz kalma gibi unsurlardır (Demirel 2008).

Yaş: Kadınlarda en sık rastlanan malignite olan meme kanserinin görülme sıklığı yaşla birlikte artış göstermektedir (Yorgancı ve Kaynaroglu 1999). Meme kanserlerinin çoğu 50 yaşından büyük kadınlarda görülür. Altmış beş yaş üzeri kadınlarda görülme sıklığı yüzbinde 322 iken, 65 yaşından genç kadınlarda bu oran yüzbinde 60'tır (Yancik ve Ries 1989). Bu oran 85 yaş üzeri kadınlarda 375/100.000'e kadar çıkmaktadır (Yorgancı ve Kaynaroglu 1999).

Meme kanseri öyküsü: Meme kanserini yaşamış olan kadınlar yüksek risk altındadır. Hastalıklı meme çıkarıldıktan sonra, kalan memede kanser gelişme riski her yıl yaklaşık % 0,5 ila 1,0 arasındadır (Demirel 2008).

Meme kanseri aile öyküsü: Birinci dereceden akrabalarında meme kanseri (anne, kız kardeşi veya kızı) kadının riskini iki ila üç kat arttırır, ancak daha uzak akrabalarındaki meme kanseri (büyükanne, teyze veya kuzen) riski sadece hafifçe arttırır. İki veya daha fazla birinci derece akrabadaki meme kanseri, bir kadının riskini beş ila altı kat arttırır.

Meme kanseri gen mutasyonu: Meme kanseri için iki ayrı gende (BRCA1 ve BRCA2) mutasyonlar tanımlanmıştır. Kadınların %1'inden daha azında bu gen mutasyonları var. Meme kanserli kadınların yaklaşık %5 ile 10'u bu gen mutasyonlarından birine sahiptir. Bir kadının bu mutasyonlardan birine sahip olması durumunda, meme kanseri geliştirme şansı yüksektir, muhtemelen yaşamı boyunca %46 ile %72 arasındadır. Bununla birlikte, eğer böyle bir kadın meme kanseri geliştirirse, meme kanserinden ölme riski, meme kanserli diğer kadınlardan daha büyük değildir. (King ve diğ. 2003)

Yaşam tarzı: Sigara içmek ve düzenli olarak alkollü içki içmek meme kanseri riskini artırabilir.

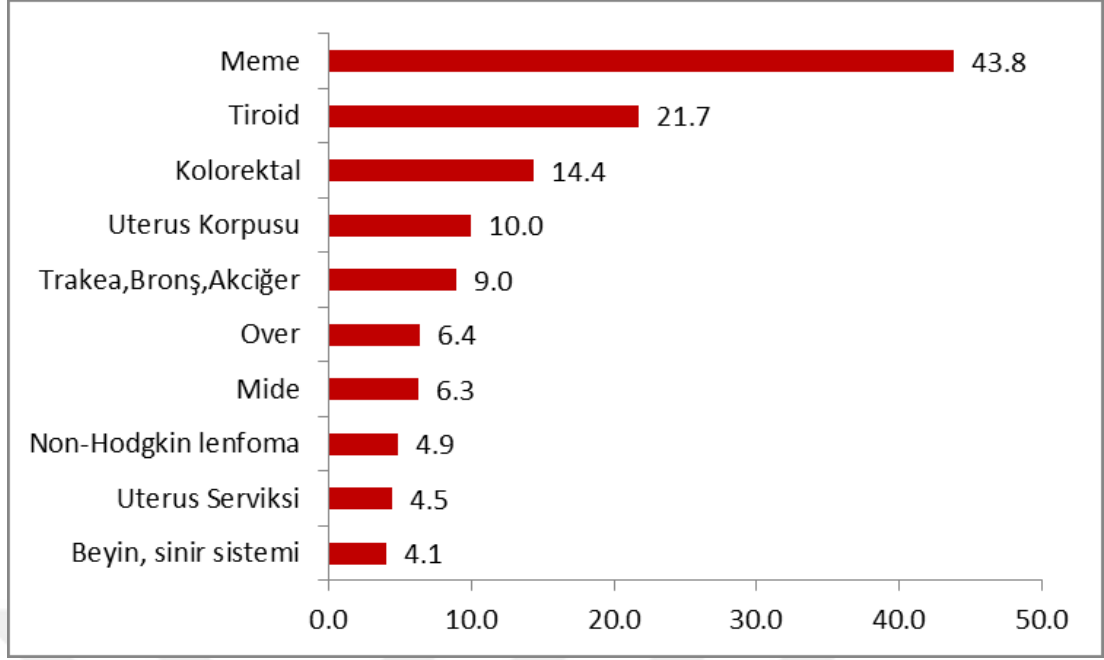
Radyasyona maruz kalma: Radyasyona maruz kalma (örneğin kanser için radyasyon tedavisi veya X-ışınlarına önemli maruz kalma) 30 yaşından önce riski artırır.

Diğer; İlk adet görülen yaş, doğum kontrol haplarının kullanım durumu, hiç doğum yapılmamış olması, ilk doğum yaşı, emzirme durumu, menopoza girilen yaş, menopoz sonrası hormon tedavisi, boy ve kilo durumu, pasif yaşam, proliferatif meme hastalıkları, beslenme faktörleri ve yaşam tarzı diğer risk faktörlerini oluşturmaktadır.

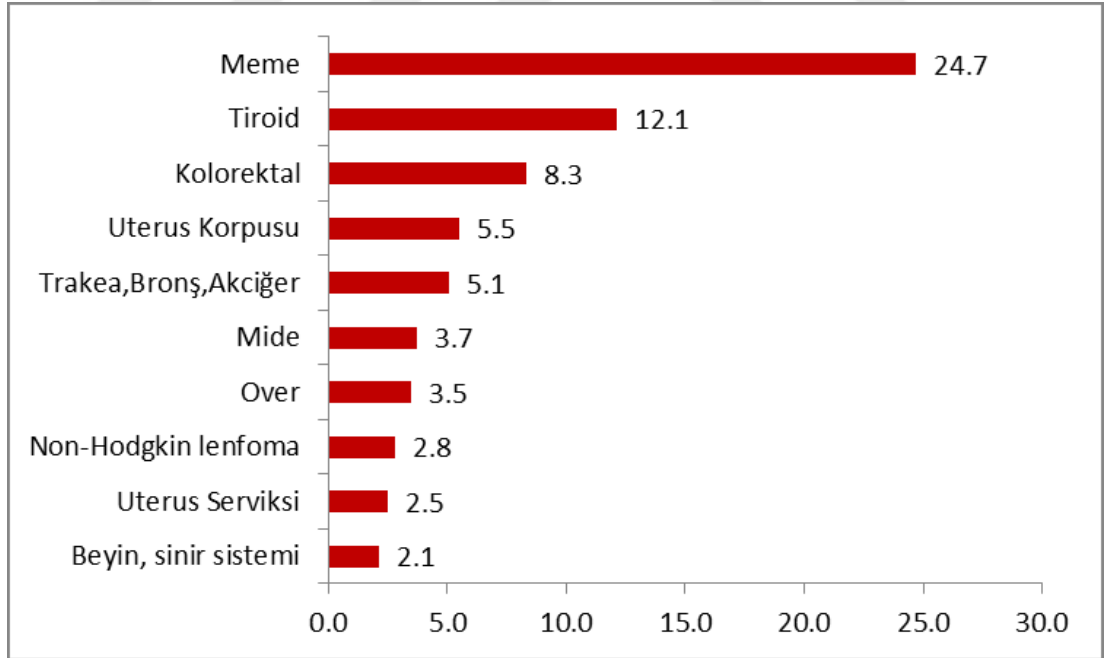
3.6 Türkiye’de Meme Kanseri

T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Kanser Dairesi Başkanlığı tarafından 2017 yılında yayınlanan 2015 yılı verilerine göre “Meme kanseri, kadınlarda en sık görülen kanser türüdür. Tanı konulan her dört kadın kanserinden biri meme kanseridir. Ülkemizde meme kanseri tanısı alan kadınların %44,5’inin 50-69 yaş arasında olduğu, %40,6’sının ise 25-49 yaş aralığında yer aldığı görülmektedir. Tanı alma ortanca yaşı ise 53 olarak bulunmuştur. Meme kanseri evreleri incelendiğinde vakaların %11,5’ i uzak evrededir.”

T.C. Sağlık Bakanlığı Türkiye Halk Sağlığı Kurumu Kanser Dairesi Başkanlığı tarafından yayınlanan raporda yer alan Şekil 3.3 – 3.8 verileri, meme kanserinin kadınlarda her yaş grubunda yüksek oranda görüldüğünü göstermektedir.

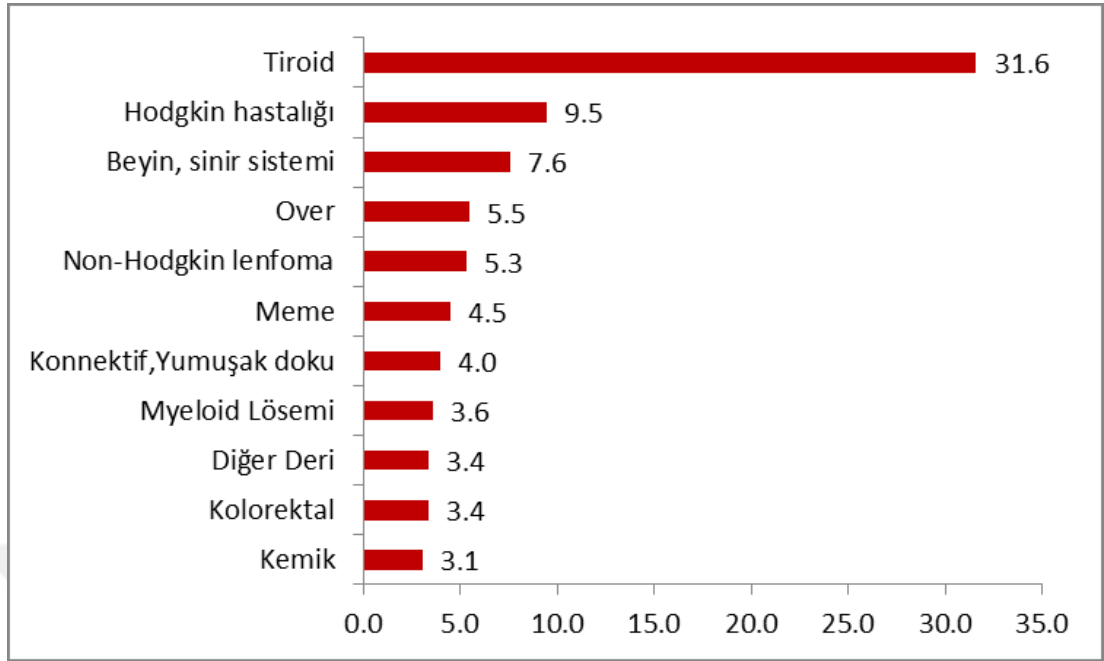


Şekil 3.3: Kadınlarda En Sık Görülen 10 Kanserın Yaşa Göre Standardize Edilmiş Hızları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015) (Dünya Standart Nüfusu, 100.000 Kişide)

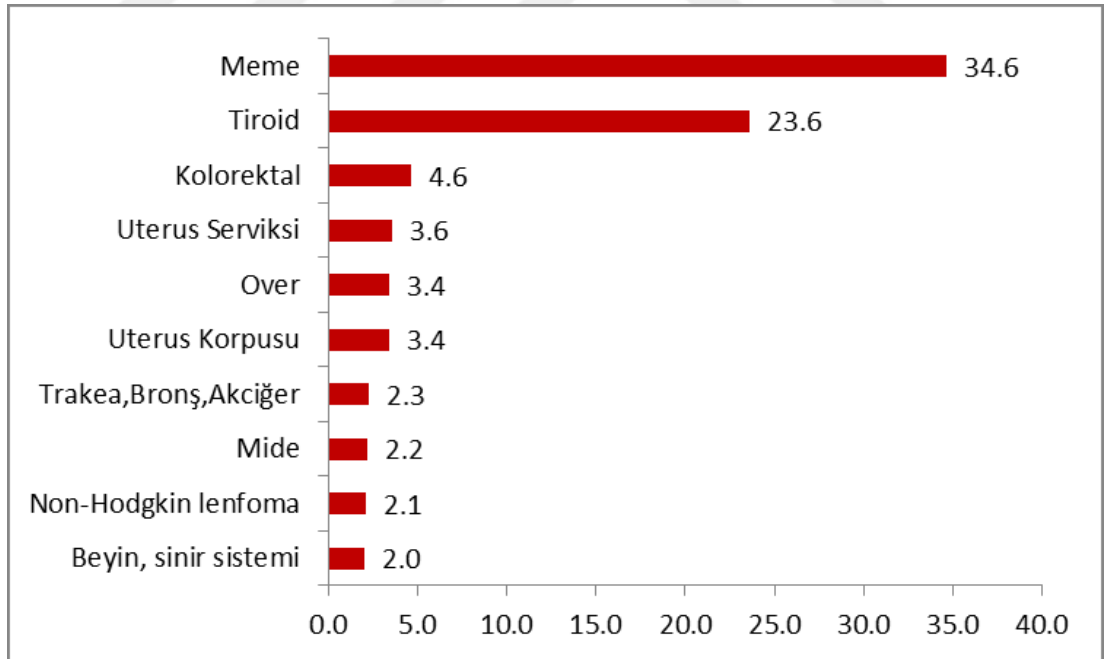


Şekil 3.4: Tüm Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)

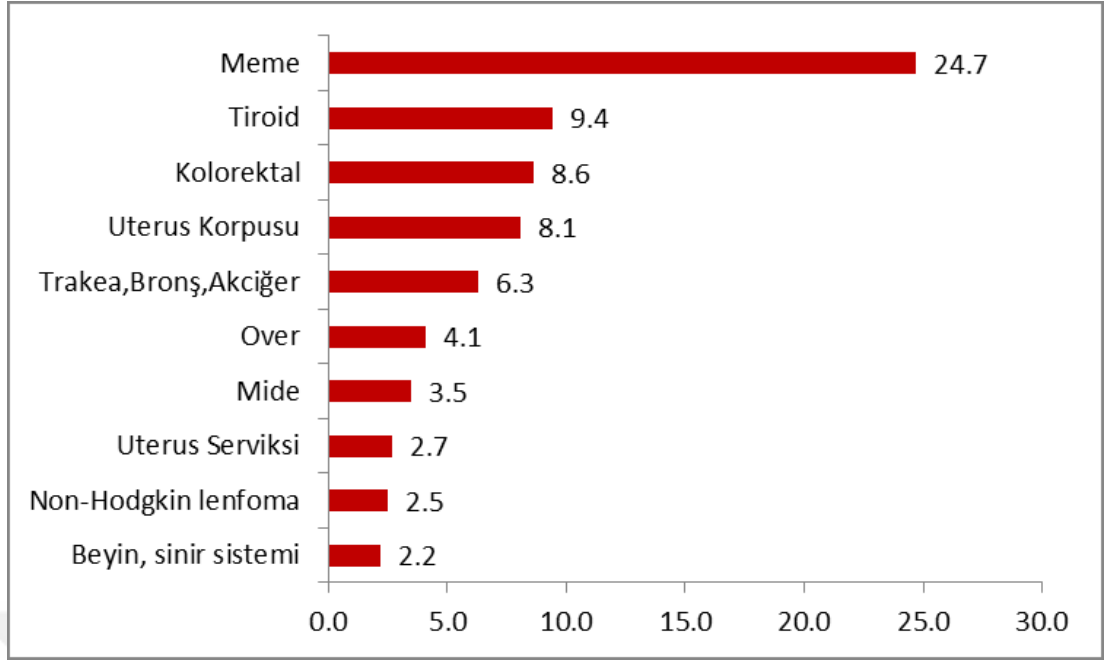
Yaş gruplarına göre kanser dağılımlarını inceleyecek olursak;



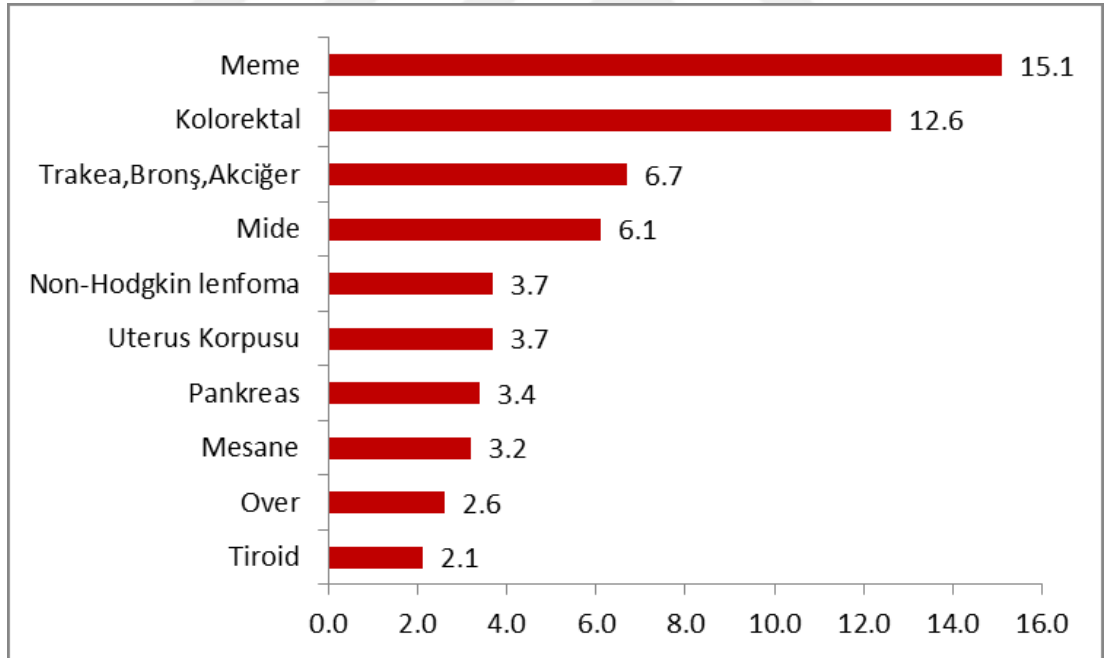
Şekil 3.5: 15-24 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı,2015)



Şekil 3.6: 25-49 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı,2015)

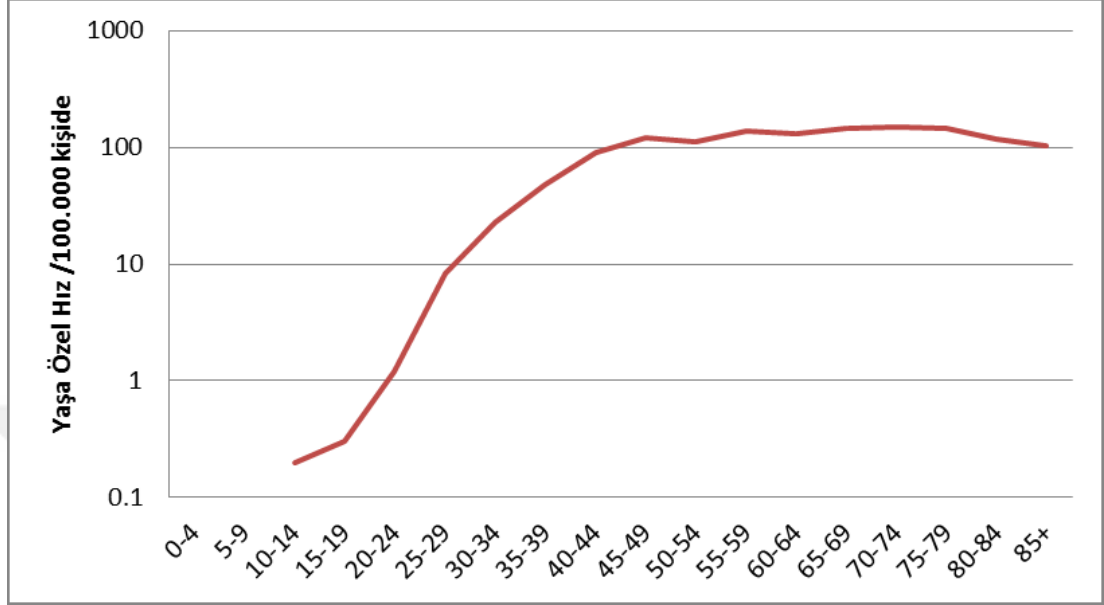


Şekil 3.7: 50-69 Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)



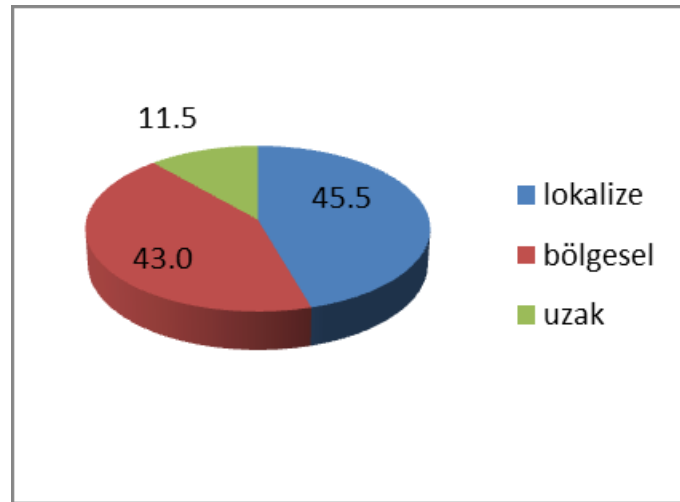
Şekil 3.8: 70 ve Üzeri Yaş Gruplarındaki Kadınlarda En Sık Görülen Bazı Kanserlerin Bu Grup İçindeki Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)

Meme kanserinin kadınlarda görüldüğü yaşlara özel hızları Şekil 3.9’da gösterilmiştir. Grafik incelendiğinde 40 yaş ve üzeri yaşlarda meme kanserinin artış hızının en üst noktada olduğu görülmektedir.



Şekil 3.9: Kadınlarda Meme Kanserinin Yaş Özel Hızları (Semi-Log) (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)

Yayımlanan rapor incelendiğinde meme kanserinin evrelerinin bulundukları bölgelerine ilişkin yüzdeler olarak dağılımları Şekil 3.10’da yer verilmiştir. Dağılım oranı incelendiğinde meme kanserinin büyük oranda oluştuğu bölgede yayıldığı görülmüştür.



Şekil 3.10: Meme Kanseri Evrelerinin Yüzde Dağılımları (Türkiye Birleşik Veri Tabanı, 2015)

3.7 Termal Görüntüleme

Stefan-Boltzmann (1884) kanununa göre “Sıfır Kelvin üzerindeki tüm nesneler kızılötesi radyasyon yayar” tanımlaması kızılötesi enerji ve sıcaklık arasındaki ilişkiyi açıklamaktadır. İnsan vücudu kızılötesi elektromanyetik radyasyonlar yayar. Termal kameralar bu radyasyonları hassas olarak ölçebilmektedir. İnsan derisi kızılötesi enerji salınımının yüksek olması sebebiyle cilt tarafından yayılan kızılötesi radyasyon ölçümleri doğrudan sıcaklığa dönüştürülebilir. Bu süreç “Kızılötesi Termografi” olarak bilinir.

Kameralar, insan vücudunun ısını yayılan üç bileşene dayanarak tahmin eder. Bunlardan birincisi vücudun kendi yaydığı radyasyon, ikincisi çevrede bulunan ve vücudun yansıttığı cisimlerin radyasyonu ve son olarak çevresindeki ortamın radyasyonudur (Borchatt ve diğ. 2013).

Sıcaklık değeri -273°C üzerindeki tüm nesneler sıcaklıklarına bağlı oranda bir termal enerji yayarlar. Termal enerji X ışınları ve Gama ışınları arasındaki bölgede bulunan ve 1800’lü yıllarda keşfedilen kızılötesi (Infrared-IR) aralıkta yayılır. Bu aralıktaki enerjiye sahip dalgalar gözle görülemez. Termal kamera, gözle görülemeyen bu kızılötesi dalga boyu spektrumundaki sıcaklık modellerini algılayan bir cihazdır. Görüntüleme yöntemi olarak gözle görülmeyen IR enerjiyi (ısıyı) esas alan ve görüntünün genel yapısını IR enerjiye göre oluşmuş renkler ve şekillerin belirlendiği görüntüleme sistemidir. Kısacası bir termal kamera, elektromanyetik spektrumdaki görülemeyen kızılötesi dalga boylarını görünür bir resme çeviren görüntüleme cihazlarıdır. Bu özellikleri sayesinde çıplak gözle tespiti imkânsız olan, ancak tespiti büyük fayda sağlayan küçük problemleri net olarak görmemize olanak sağlarlar (Düzgün ve Or 2009).

Termal görüntüleme sistemi diğer yöntemlere göre birçok olumlu özelliği bünyesinde barındırmaktadır. Diğer yöntemlerin aksine IR görüntülemenin insan vücudu üzerinde olumsuz bir etkisi yoktur (Laughmiller ve diğ. 2001). Termal görüntüleme sistemi;

- İnvazif-olmayan yani vücudun sadece uzaktan fotoğraflanmasının yapıldığı bir tekniktir.

- Pasif bir cihaz olduğu için inceleme esnasında vücuda herhangi bir sinyal ya da ışın gönderilmez. Yalnızca vücuttan yayılan kızılötesi ışınların tespit edilmesidir.

- Vücudun fizyolojik ve fonksiyonel bazı bozukluklarının saptanması, ayrıca saptanan bir hastalığın da tedavi öncesi ve sonrasındaki değişiminin takibinde kullanılır.

- Vücuttaki düşük ısı farklılıklarını (0,1 C gibi) dahi tespit edebilme yeteneği sayesinde, bazı hastalıkların erken teşhisinde kullanılır.

- İnceleme sonrası vücutta herhangi ağrı ya da sancıya sebebiyet vermez.

- Subjektif bir bilgi olmasına rağmen ağrının yeri ve şiddetini gösterebilen tek tanı yöntemi olarak da ifade edilebilir (Laughmiller ve diğ. 2001).

3.7.1 Termal Görüntünün Kullanım Alanları

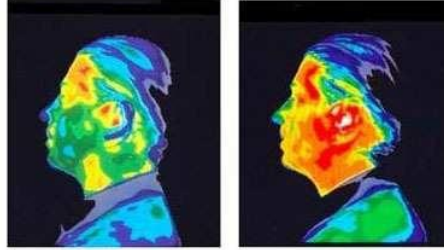
Kızılötesi (IR) termografi başlangıçta askeri amaçlar için geliştirilmiş olsa da son zamanlarda, kullanım alanları mühendislik uygulamaları ve tıbbi görüntüleme de dahil olmak üzere bir çok alanda genişlemiştir (Ng ve Kee 2008).

IR görüntülemenin bir çeşidi olan, ‘termografi’ olarak da adlandırılan termal görüntüleme; sağlık sektörü, savunma sanayi, bina tanılamaları, elektrikli ekipmanların denetimi gibi birçok farklı alanda kullanılmaktadır (Çalışan ve Türkoğlu 2011).

3.7.1.1 Tıbbi Termal Görüntüleme

Termal görüntüleme kısmi ve tam vücut görüntüleme, kızılötesi göğüs görüntüleme, ortopedi, eklem görüntüleme, romatoloji, anjiyoloji, damar görüntülemesi gibi daha birçok tıbbi alanda kullanılmaktadır.

Şekil 4.11’de gösterildiği gibi; sağlık sektöründe yüksek ateşe sebebiyet veren domuz gribi gibi hastalıkların tespiti için kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca iç yaralanmalar, iltihap ve damar tıkanıkların tespiti de kullanım alanlarından bazılarıdır (Çalışan ve Türkoğlu 2011).



Şekil 3.11: Termal Kamera İle Çekilmiş Aynı Kişinin Sağlıklı Ve Hastalıklı Halleri (Çalışan ve Türkoğlu 2011)

Deri yüzeyinden yayılan 8µm-1mm arasındaki radyasyonu saptayıp kaydeden ve sonradan hastalıkların teşhisinde kullanılmak üzere görüntü olarak aktaran termografi, klinik olarak birçok alanda kullanılmaktadır. Bunlar:

- Meme kanseri ve hastalıkları,
- Dolaşım sistemi ve hastalıkları,
 - Periferik hastalıkların teşhisi,
- Nöromuskuler sistem ve hastalıkları,
 - Akut ve kronik sırt ağrıları, disk hernileri,
- Santral ve periferik sinir sistemi hastalıkları,
 - Otonom sinir sistemi hastalıkları, migren, yüz felci, spinal sinir yaralanmaları, karpal tünel sendromu,
- Kas, eklem ve iskelet sistemi hastalıkları,
- Romatizma, eklem iltihapları, tendinit, gut hastalığı, kas yaralanmalarıdır (Düzgün ve Or 2009)

Termal görüntüleme tıpta birçok hastalığın ön teşhis, tanı ve tedavi aşamalarında kullanılmaktadır.

3.7.1.2 Termal Meme Görüntüleme

Birçok teşhis ve tanı sistemi olmasına rağmen meme kanserinin tespitinde geç kalınması hayati sorunlar doğurabilmektedir. Bu sebeple meme kanserinin erken teşhisi için kullanılan elle meme kontrolleri, doktor tarafından yapılan yıllık meme muayeneleri ve bazı meme görüntüleme yöntemleri, kanserin erken evrede tespit edilip hastanın tedavi sürecini iyileştirmesi ve yaşam şansını artırması açısından oldukça önemlidir (Kanser Dairesi Başkanlığı 2017).

Prekanseroz doku ve çevresindeki alandaki metabolik aktivitenin ve damar dolaşımının genellikle normal göğüs dokusundan daha yüksek olduğu bilinmektedir. Termal görüntüleme de prekanseroz dokunun tespiti ve kanserin erken teşhisi için bu önemli ilkeyi kullanmaktadır (Fok ve diğ. 2002).

Biyomedikal uygulamalar özellikle, bazı hastalıklarla ilgili biyolojik ve fizyolojik işlemlerle özdeş olarak bağlantılı olan ölçülen sıcaklık dağılımı ile ilgilidir. Meme kanseri hücreleri nitrik oksit (NO) üretir (Ignorro ve diğ. 2013). Kan damarı akışının normal nöronal kontrolüne müdahale eder ve daha sonraki aşamalarda anjiyogenezi artıran kanserli büyümenin erken aşamalarında lokal bir vazodilatasyona neden olur (Anbar ve diğ. 2001). Daha sonra bölgedeki artmış kan akımı, normal göğüs sıcaklığına kıyasla sıcaklık artışına neden olur. Sağlıklı insanlarda vücut sıcaklığı simetrik bir dağılım gösterirken bu durumda asimetrik sıcaklık dağılımları gözlemlenmeye başlanır. Bu nedenle IR termografisi, meme yüzeyindeki asimetrik sıcaklık dağılımı alanlarını tanımlayarak bir meme hastalığını tespit edebilir (Kuruganti ve diğ. 2006, Diakides ve diğ. 2003). Memelerde yüksek oranda kan perfüzyonu sergileyen alanların veya damarların belirlenmesi de büyük önem taşır. Sıcak ve soğuk noktaların, altta yatan bir işlev bozukluğunun güçlü göstergeleri olduğu iyi bilinmektedir (Kruganti ve Qi 2002).

Acharya ve diğ. 2012 yılında yapmış oldukları çalışmalarında şu sonuçlara varmışlardır. ‘Kanserli tümörler, mevcut kan damarlarını, aktif olmayan (uykuda) damarları ve yenilerini açarak besin sağlamak için hücrelerinin dolaşımını arttırır. Bu süreç, memenin IR görüntüleme ile tespit edilebilen bölgesel yüzey sıcaklığındaki bir artışla sonuçlanır. Meydana gelen yüzey sıcaklığındaki değişimlerin yüksek kalitede görüntülerini tespit etmek ve üretmek için tıbbi kızılötesi kameralar ve bilgisayarlar

kullanılır. IR görüntülemenin duyarlılığı sayesinde sıcaklık spektrumunda erken safhada meme kanseri belirtileri ve memenin kanserli durumu gözlenebilir.

Diakides ve diğ. (2012) kitabında yer alan çalışmaya göre radyologlar rutin olarak kontralateral görüntüler arasında karşılaştırmalar yapar. Görüntüler nispeten simetrik olduğunda, küçük asimetrier şüpheli bir bölgeyi gösterebilir. Bu, meme kanseri çalışmasında kitle tespiti için asimetri analizinin kullanılmasında temel felsefedir. Ne yazık ki yorgunluk ve dikkatsizlik gibi nedenlerden dolayı veya sadece insan görsel sisteminin sınırlandırılmasından dolayı bu küçük asimetrierin tespit edilmesi kolay olmayabilir. Bu nedenle, insan faktörlerini ortadan kaldırmak için otomatik bir yaklaşım tasarlamının önemli olduğundan bahsetmişlerdir (Diakides ve diğ. 2012).

Ng ve Kee (2008) çalışmalarında termografi yönteminin; ekonomik, hızlı ve hastaya herhangi bir acı vermeyen, invazif olmayan bir tarama yöntemi olduğunu belirtmiştir. Tıbbi alanda yaygın olarak kullanılan ve insan derisinin yüzeyindeki sıcaklık değişimini tespit eden nispeten basit bir görüntüleme yöntemidir. Termografi diğer tekniklere göre ücretsizdir. Fizyoloji testi olduğu için tıp pratisyenlerinin teşhis koyması tek başına yeterli değildir. Bununla birlikte mamografi, ultrason ve bilgisayarlı tomografi (BT) taraması gibi anatomik teknikler diğer laboratuvar ve sonuç değerlendirme araçlarıyla birlikte kullanıldığında termografi, meme sağlığının en iyi şekilde değerlendirilmesine katkıda bulunabilir (Ng ve Kee 2008).

4. MEME KANSERİ ve MAKİNE ÖĞRENMESİ

Bu bölümde meme kanserinin erken teşhisinde kullanılan görüntü işleme ve makine öğrenmesine dayalı sistemlerin incelendiği literatür taramasına yer verilmiştir.

Qi ve Head (2001), termal kızılötesi görüntülemenin meme kanseri tespitinde tanısıl bir araç olarak etkili sonuçlar verdiğini ve geleneksel mamografi araçlarını tamamlayıcı olarak kullanılabilen bir teknik olduğundan bahsetmişlerdir. Yapılan çalışmada bölümlenme ve sınıflandırma sonuçları Elliott Mastoloji Merkezi'nden çekilmiş görüntüler üzerinde gösterilmektedir. Genellikle anormallikleri tespit etmek için kullanılan asimetri analizi, kızılötesi görüntülemeye bir insan müdahalesi olmadan yapılamaz. Bu çalışmada termogramlarda asimetri analizi için otomatik bölütleme ve örüntü sınıflandırmadan oluşan otomatik bir yaklaşım önermişlerdir. Asimetri analizinde, asimetrik anormallikler aynı küme içindeki piksel dağılımına dayanarak tanımlanabilmektedir. Sol ve sağ göğüsleri benzersiz şekilde bölümlere ayırabilen dört özellik eğrisini çıkarmak için Hough dönüşümü kullanılmıştır. Özellik eğrileri sol ve sağ vücut sınır eğrilerini ve göğüslerin alt sınırlarını gösteren iki parabolik eğriyi içermektedir. Çalışmada, bölütlemenin ardından bölümlendirilen her pikseli belirli kümeler halinde sınıflandırmak için denetimsiz öğrenme tekniği uygulanmıştır (Qi ve Head 2001).

Scales ve diğ. (2004); meme kanseri teşhisinde otomatik bir termogram analiz paketi gerçekleştirmek için, analizden önce termal görüntüyle ilgilenilen bölgeyi belirlemenin gerekli olduğunu vurgulamıştır. Analiz edilen görüntülerin çoğunda meme bölgelerini neredeyse tamamen otomatik bir süreçle başarılı bir şekilde bularak ayıran bir yaklaşım önerilmiştir. Yaklaşım, vücut sınırlarını belirlemek ve alt göğüs sınırı için en olası adayları izole etmek için bir Canny kenar saptama dizisinden oluşur. Alt meme sınırını belirlemek için üç farklı strateji incelenmiştir: görüntüdeki kavisli kenarları tanımlamak için Hough dönüşümünün bir değişkeni, vücut sınırının bir parçası olmayan en uzun bağlı kenarları tespit etmek için kullanılan bir algoritma ve eğrilerin interpolasyonu ile sağ ve sol üst sınırları

belirleyen kenar yoğunluğu yaklaşımı benimsenmiştir. Yapılan çalışmada, göğüslerin başarılı bir şekilde bölümlere ayrıldığı gösterilmiştir (Scales ve diğ. 2004).

Arora ve diğ. (2008), 58'i kötü huylu ve 34'ü iyi huylu tümörü olan olmak üzere 92 hasta verisi analiz edilmiştir. Her hastaya yazarlar tarafından tarama, klinik ve yapay sinir ağı ile üç tür analiz uygulanmıştır. Tarama analizinde hastalar, meme kanseri riski sıfır (risksiz) ile yedi (çok yüksek risk) arasında derecelendirilmiştir. Klinik analizde yazarlar, değerlendirmeyi patoloji için pozitif veya negatif olarak doğrulamak için mamografi ve ultrason görüntülerini kullanmışlardır. Yapay sinir ağına dayalı analizde ise kötü huylu bir tümörün varlığını tanımlanmaya çalışılmıştır (Arora ve diğ. 2008).

Ng ve Kee (2008), Yapay sinir ağlarının (YSA) ve regresyon çalışma karakteristikleri dahil olmak üzere biyolojik istatistiksel yöntemlerin kullanılmasıyla termogramların analizini önermektedir. YSA kullanılarak sınıflandırma yapmışlardır. Verilere doğrusal regresyon uygulanarak ve patolojik olguda (yani kanser veya iyi huylu tümör) veya sağlıklı tanıda karar vermek için bir radyal tabanlı fonksiyon ağı (RBFN) ağı kullanılmıştır. Önerilen yaklaşımın geçerliliği ROC eğrileri kullanılarak yapılmıştır. Yazarlar çalışmalarında %80,95 doğruluk, %100 hassasiyet ve %100 özgüllük olduğunu söylemiştir (Ng ve Kee 2008).

Tan, Holmes ve diğ. (2008), meme kanserinin tespiti için yorumlayıcı bir yazılım sistemi geliştirmiş ve uygulamıştır. Bu çalışmadaki veriler, normal, iyi huylu, kanserli ve şüpheli olmak üzere dört farklı meme durumu gösteren 90 kişiden toplanmıştır. Yazılımda geri yayılım algoritması, YSA, bulanık mantık, Gauss karışım modeli ve DVM yöntemlerine dayalı beş adet sınıflandırıcı kullanılmıştır. Bu sınıflandırıcıların doğruluğu genellikle eğitim verilerinin boyutuna ve kalitesine, eğitim sürecine ve ayrıca girişleri (göğüs yüzeyi sıcaklığı) temsil etmek için kullanılan parametrelere bağlıdır. Her memenin yüzeyine yerleştirilen 16 sensörden toplanan sıcaklık verileri, sınıflandırıcılara girdi olarak verilmiştir. Kullanılan beş sınıflandırıcı arasında Gauss karışım modeli, % 94.8 ile en yüksek duyarlılığa ulaşarak hassasiyet için en yüksek doğru sınıflandırma yüzdesini üretmeyi başarmıştır (Tan ve diğ. 2008).

Pragati ve diğ.(2010), kızılötesi görüntülere dayanarak meme kanseri teşhisi için bir yaklaşım önermektedir. İlk olarak, meme görüntüsü, kenar algılama ve Hough dönüşümü yöntemlerinin uygulanmasıyla doğru ve otomatik olarak bölütlendirilmiştir. Daha sonra desen sınıflandırmasına ve piksel dağılımına dayanarak, memeler için asimetrikler tanımlanmıştır. Buna bağlı olarak memelerin patolojik değişkenlikleri teşhis edilmiştir. Yaklaşımlarının kızılötesi görüntüler kullanarak meme için asimetrik anormalliklerin teşhisinde büyük pratik değere sahip olduğu, etkili ve uygulanabilir olduğu, uzmanlara yararlı bir ikinci görüş olarak yardımcı olacağı belirtilmiştir.

Kapoor ve Prasad (2010), Hindistan için yapmış olduğu meme kanseri incelemesinde, erken teşhisin hayatta kalma oranını arttırmanın anahtarı olduğu ve teşhis aşamasında asimetri analizinin erken tanıda önemli olduğu vurgulanmıştır. Yazarlar, asimetri analizi için Hough dönüşümü gibi görüntü işleme tekniklerini kullanarak görüntüleri bölütlemeyi önermektedir. Asimetri analizini, basıklık (kurtosis) değişimleriyle incelemişlerdir (Kapoor ve Prasad 2010).

Acharya ve diğ. (2012), meme kanserini saptamada termal görüntülemenin potansiyel bir araç olarak kullanılması ve uygulanabilirliğini değerlendirmektedir. Singapur Genel Hastanesinden toplanan 50 IR meme görüntüsü (25 normal ve 25 kanserli) yardımı ile doku özelliklerine dayanan destek vektör makinesi (DVM) sınıflandırıcısı kullanılarak “kanserli ve kansersiz” meme sınıflandırılması yapılmıştır. Önerilen sistemde %88.10'luk bir doğruluk, %85.71 hassasiyet ve %90.48'lik ve özgüllük sağlanmıştır.

Francis ve Sasikala (2013), hastanın memeleri arasındaki sıcaklıktaki asimetriyi vurgulayan doku özelliklerinin kullanımını değerlendirmiştir. Bu özellikler bir yapay sinir ağında değerlendirilmiştir. Yazarlar, bulguları “kanser” ve “kanser olmayan” olarak tespit etmede %85,19 oranında kesinliğe ulaşmışlardır (Francis ve Sasikala 2013).

Prakash ve diğ. (2017), meme kanserinin kadınlar arasında ölümlere neden olan en sık görülen kanser olduğunu belirtmiştir. Tümörlerin erken evrelerde tespiti sağkalım oranını arttırmaktadır. Memenin kızılötesi termograf görüntüleri, memedeki sıcaklık değişikliklerine dayanarak bilgi sağlar. Bu bilgi erken dönemde kanseri

saptamada daha destekleyicidir. Çalışmada, IR meme görüntülerini bölütlemek için k-ortalama, Bulanık c-ortalama (BCM) ve Gauss karışım modeli-beklenti maksimizasyonu (GMM-EM) olmak üzere üç bölütleme tekniği kullanılmıştır ve karşılaştırılmıştır. Yöntem, kötü ve iyi huylu kanser dokularını sınıflandırmak için uygulanmıştır (Prakash ve diğ. 2017).



5. KULLANILAN TEKNOLOJİLER VE YÖNTEMLER

5.1 Genetik Algoritmalar

Çözümü zor kombinasyonel optimizasyon problemlerini çözmek için kullanılan teknikler, aşamalı olarak yapıcı yöntemlerden yerel arama tekniklerine ve son olarak da popülasyona dayalı algoritmalara doğru ilerlemektedir. Popülasyona dayalı algoritmalar, evrimsel algoritmalar olarak da adlandırılmaktadır (Hertz ve Kobler 2000). Darwin'in evrim kuramına dayalı olan ve ilk olarak John Holland tarafından Michigan Üniversitesi'nde tanımlanan Genetik algoritmalar (GA), evrimsel algoritmaların temelini oluşturmaktadır. Darwin'in "Türlerin Kökeni" çalışmasına göre en güçlü veya en akıllı bireyler değil, değişime en iyi adapte olan bireyler yaşam mücadelesini sürdürür (Megginson 1963). GA; doğadaki gelişim ve değişimler örnek alınarak oluşturulur ve optimizasyon problemlerini çözmeyi amaçlar.

5.1.1 Genetik Algoritmaların Tarihçesi

GA kavramı ve temel taşları, Michigan Üniversitesi'nde bilgisayar bilimi uzmanı ve psikoloji alanında çalışmaları olan John Holland tarafından geliştirilmiştir (Holland, 1975). Doğada soyun devamı için gerekli olan çiftleşme, çoğalma, mutasyon vb. genetik süreçleri inceleyerek bu aşamalardan sağlıklı olarak geçebilen yeni bireylerin hayatta kaldığını bu yüzden genetik sürecin önemli bir kavram olduğunu belirtmiştir (Kurt ve Semetay 2001). Makine öğrenmesi (Machine learning) yöntemleri üzerine çalışan Holland, Darwin'in en uygun olanların hayatta kalmasına dayalı evrim prensibi ve biyolojik olarak nesilden nesile genetik bilgi aktarımından esinlenerek doğada var olan genetik süreci bilgisayar ortamına uyarlamış ve GA temellerini atmıştır.

5.1.2 Genetik Algoritmanın Aşamaları

GA, temel olarak belirli bir bölgede yaşayan aynı türe sahip canlı türlerinin oluşturduğu popülasyon kavramı ile başlar. Yeni oluşacak olan popülasyonlar kendilerinden bir önce yaşayan popülasyonun kalıtsal bilgisi ile oluşturulmaktadır. GA; genetik kodlama, başlangıç popülasyonu, uygunluk fonksiyonu, genetik operatörler (seçim işlemi, çaprazlama ve mutasyon) oluşur (Kurt ve Semetay 2001). Genetik kodlama, kullanılacak probleme göre farklılık gösterebilir. Örneğin gezgin satıcı probleminin çözümü için permütasyon kodlama kullanılırken optimizasyon problemlerinde ikili, onluk kodlama sıklıkla kullanılmaktadır (Rothauf, 2006). Başlangıç popülasyonun oluşturulması popülasyon büyüklüğünün belirlenmesi problemiyle başlar, popülasyon büyüklüğünün arama uzayına göre küçük seçilmesi arama işlemini yavaşlatabilirken, büyük seçilmesi de işlem yükünü artırabilir. İstenen sonuçlar sağlanıncaya dek nesilden nesile bilgi aktarımını sağlayan operatörler ile işlemlere devam edilir.

GA Aşamaları:

- ❖ Başlangıç: n kromozomlu popülasyonun oluşturulması
- ❖ Uyumluluk: Tüm x kromozomları için uyumluluk fonksiyonu $f(x)$ 'in değerlendirilmesi,
- ❖ Yeni popülasyon: Seçim, çaprazlama, mutasyon ve ekleme adımlarının tekrarı ile yeni popülasyonun oluşturulması

a. Seçim: Ebeveyn kromozomlarının seçilme işlemidir. Uyumlu kromozomlarının seçilmesiyle başarı şansını artırılabilir.

b. Çaprazlama: Kalıtsal çeşitliliğin sağlanabilmesi için oluşan yeni bireylerin ebeveynlerinden gelen özellik kombinasyonlarının oluşturulmasıdır.

c. Mutasyon: Yeni oluşan bireyin kromozomlarının konumunun rastlantısal değişme aşamasıdır.

d. Ekleme: Oluşan yeni bireylerin popülasyon havuzuna eklenmesidir.

- ❖ Yeni popülasyon: Yeni popülasyon oluşuncaya kadar aşağıdaki adımların tekrar edilmesi,
- ❖ Değiştirme: Algoritmanın yeniden çalıştırılmasında oluşan yeni popülasyonun kullanılması,
- ❖ Test: Eğer yeni oluşan bireyler istenilen sonuca uygunsa algoritma sonlandırılır.
- ❖ Döngü: Eğer istenilene uygun sonuçlar elde edilmemişse 2. adıma geri dönülür.

Genetik algoritmaların yapısı incelendiğinde, genel yapısı sayesinde birçok platform için kullanımının elverişli olduğu görülmektedir. GA kullanılarak çözülen problemlerde belirli bir sonlanma kriteri bulunmamaktadır. Algoritmanın sonlanacağı duruma ilişkin olarak durdurma kriteri için sonuçların istenilene uygun olmasına göre karar verilmektedir (Kurt ve Semetay 2001).

5.1.2.1 Genetik Operatörler

GA'nın çalışma adımlarında, daha iyi bireylerle daha uyumlu nesillerin oluşturulabilmesi için çözüm uzayını genişleten operatörler kullanılmaktadır. Yeni popülasyonun oluşturabilmesi için mevcut popülasyon üzerinde uygulanan bu adımlara genetik operatörler denilmektedir. Bu operatörler; Seçme (selection) ya da tekrar üreme (reproduction) operatörü, çaprazlama (crossover) operatörü ve mutasyon (mutation) operatörüdür. Bunların yanı sıra probleme özgü geliştirilen diğer bir operatör de tamir (reparation) operatörüdür.

Seçim (Selection) : Var olan bireyin genetik yapısında hiçbir değişiklik yapılmadan genetik faktörlerin yeni nesile kopyalanması işlemidir.

GA, en iyi çözümü geliştirebilmek amacıyla mevcut nesilden yeni nesile aktarılabilecek bilgilerde en iyi bireylerden seçme işlemi yapar. Bu sayede yeni popülasyonun bireyleri, mevcut popülasyon içinde hayatta kalmayı başaran en iyi kromozomlardan oluşarak daha dayanıklı nesillerin oluşmasının temelleri güçlendirilir. Bu aşamada uygunluk değeri en yüksek olan kromozomlar kullanılarak baskın karakterde yeni bireyler türetilir. Popülasyonun içinde kromozomların seçim

işlemlerinde; rulet tekerleği, rastsal seçim, turnuva seçimi, vb. gibi sıklıkla kullanılan farklı yöntemler mevcuttur (Yıldız 2012).

Çaprazlama (Crossover): İki bireyin kromozomlarının rastgele birleştirme işlemleri ile kombinasyonlarının oluşturulmasıyla yeni bireylerin elde edilmesidir. Çaprazlama işlemi, ikili kromozom dizilimlerinin parçalarının değiş tokuşu ile gerçekleşmektedir.

Çaprazlama işlemlerinde; tek kesimli çaprazlama, çift kesimli çaprazlama ve çok kesimli çaprazlama yöntemleri kullanılmaktadır.

Mutasyon (Mutation): Oluşan bireylerin kromozomlarının yer değiştirme aşamasıdır. Böylece başlangıçta bulunmayan yeni kromozom türleri elde edilir (Yıldız 2012).

5.1.3 Genetik Algoritmaların Uygulama Alanları

GA, çözülmesi zaman gerektiren veya tam çözümü olmayan problemler için kısa sürede, doğruluğu yüksek yaklaşık çözümler geliştirmesi sayesinde, çözülmesi karmaşık ve çözüm uzayı geniş olan gerçek zaman problemlerin çözümünde sıklıkla kullanılmaktadır (Gonzales 2000). Dolayısıyla günümüz dünyasında karmaşık problemleri çözmek için GA optimizasyon, otomatik programlama ve bilgi sistemleri, makine öğrenmesi, ekonomik ve sosyal sistem modelleri, finans, pazarlama, üretim planlama, atama, çizelgeleme, sıralama, imalat, lojistik, gezgin satıcı, araç rotalama, minimum yayılan ağaç gibi problemlerin çözümünde oldukça geniş bir yelpazede kullanım alanı bulmaktadır (Emel ve Taşkın 2002).

5.2 Destek Vektör Makineleri

Vladimir Vapnik ve Alexey Chervonenkis tarafından 1963 yılında bahsedilmeye başlanan Destek Vektör Makineleri (DVM), doğrusal ve doğrusal olmayan verileri sınıflandırabilmek için istatistiksel öğrenme teorileri kullanarak çalışan bir sınıflandırma algoritmasıdır. Teknolojinin gelişmesiyle 1995 yılında

Berhard Boser ve Isabelle Guyon tarafından da katkı sağlanarak geliştirme işlemlerine devam edilmiştir (Akpınar 2017).

Teknolojinin çok hızlı gelişmesi birçok sektörde verilerin çok hızlı bir şekilde artmasına sebep olmuştur. Verilerin artması nedeniyle veri madenciliği ve makine öğrenmesi yöntemlerinin önemi giderek artmaktadır. Bazı alanlarda, örneğin bankacılık ve sigortacılık (riskli gruptaki müşterilerin tahmin edilmesi), tıp sektörü (hastalık teşhisi), kimya (belirli bir hastalık için ilacın etkilerinin belirlenmesi), biyoloji (canlı türlerinin sınıflandırılması), sosyal medya (spamlerin saptanması), endüstriyel üretim sistemleri (ortaya çıkan kusurlu ürünlerin belirlenmesi) gibi alanlarda sınıflandırma problemleriyle sıkça karşılaşilmektedir. Bu sebeple günümüz dünyasında makine öğrenmesi ve sınıflandırma problemlerinin çözümü önemli bir değere sahiptir (Ayhan ve Erdoğan 2014).

Sınıflandırma problemlerinin çözümünde kullanılan DVM yüksek başarımlı oranına sahip olması, genelleme performansının iyi olması sayesinde bu alanda kullanılan önemli bir sınıflandırma algoritması olmuştur (Ayhan ve Erdoğan 2014).

DVM'nin en önemli üstünlüğü, sınıflandırma problemlerini çözerken problemi karesel optimizasyon problemine dönüştürerek, çözüm basamaklarındaki işlem sayısını azaltarak daha kısa zamanda sonuca ulaşmayı sağlamaktır (Osowski ve diğ. 2004). Bu özelliği diğer algoritmalar ile kıyas edildiğinde hızlı çözüm aşamalarına sahip olması sayesinde çok tercih edilen bir yöntem olmaktadır. Bunun yanı sıra hesaplama karmaşıklığı ve kullanışlılık performansları diğer tekniklerine göre oldukça başarılıdır (Nitze ve diğ. 2012).

DVM sınıflandırıcısının genel formülü denklem 5.1'de gösterildiği gibidir (Çomak 2008).

$$f(\mathbf{x}) = \mathbf{w} \cdot \mathbf{x} + b = 0 \quad (5.1)$$

Bu fonksiyon $\mathbf{w}$, ağırlık vektörünün yardımıyla hesaplanabilir. Eğitim verisinin ayrılabilir olduğu varsayılırsa ve N eğitim örneklerinin sayısını göstermek üzere, $\mathbf{w}$ ve b değerleri $|\mathbf{w} \cdot \mathbf{x}_i + b| = 1$, $i=1, \dots, N$ olacak şekilde ayırıcı düzleme en yakın veri noktaları değerlerini içeren bir formda ölçeklenebilir. Bu noktalardan

bazıları eşitliği $w \cdot x + b = 1$ durumunda sağlarken bazıları da $w \cdot x + b = -1$ durumunda sağlar. Bu ayırıcı fonksiyonun böldüğü sınırın toplam uzunluğu $2/\|w\|$ olur. Ayırıcı fonksiyonlar kümesinin VC (Vapnik-Chervonenkis) boyutu, w (ağırlık vektörü) ile ilişkili sınırı ayarlayarak kontrol edilebilir. En yakın nokta veya noktaların ayırıcı fonksiyona uzaklığı $1/\|w\|$ dur. Farklı w vektör değerleriyle farklı ayırıcı fonksiyonlar oluşturulabilir. Ağırlık vektörü normunun küçük olması VC boyutu değerinin küçük olmasını sağlar. Bu yüzden $\|w\|$ değerinin minimum tutulması; sınır aralığının maksimum, VC boyutunun da minimum tutulması anlamına gelmektedir. DVM sınıflandırıcısına maksimum sınır sınıflandırıcısı da denmesinin sebebi budur (Cherkassky 1998).

DVM'de karşılaşılabilecek iki durum bulunmaktadır. Bu durumlardan ilki verilerin doğrusal olarak ayrılacakları bir yapıda olmasıdır. Diğer durum ise verilerin doğrusal olarak ayrılamayan yapıda olmasıdır. Günümüzde karşılaştığımız problemlerin birçoğu karmaşık yapıda farklı bileşenlerden oluşmaktadır. Bu durumda problemlerin doğrusal olarak ayrılması pek mümkün olmayabilir. Doğrusal olarak ayrılmış olan veriler arasında maksimum sınır değerleri kolay olarak bulunabilir fakat doğrusal olarak ayrılmayan veriler için farklı yöntemler ile veriler doğrusal olarak ayrılabilen farklı bir uzay aktarılarak değerlendirilmelidir (Gürsoy 2009).

5.2.1 Doğrusal Olarak Ayrılabilen Veri Kümeleri

DVM sınıflandırma işleminde verilerin birbirinden ayrıldığını ifade etmek için kullanılan ayırıcı bir düzlem bulunmaktadır. Bu düzlem sayesinde veriler birbirinden hatasız bir şekilde ayrılmaya çalışılmaktadır (Cherkassky 1998). İçeriğinde n tane örneklem bulunduran bir eğitim seti için;

$$(x_1, y_1), \dots, (x_n, y_n), \quad x \in R^d, \quad y_i \in \{+1, -1\} \quad (5.2)$$

Bu eğitim verileri için w ve w_0 katsayılarıyla şu ayırıcı düzlem karar fonksiyonu yardımıyla ayrılabilir;

$$D(x) = (w \cdot x) + w_0 \quad (5.3)$$

Ayrırma düzlemi veri örneklerinin birbirinden ayrılabilmesi için;

$$(w \cdot x_i) + w_0 \geq +1, \quad \text{Eğer } y_i = +1$$

$$(w \cdot x_i) + w_0 \leq -1, \quad \text{Eğer } y_i = -1 \quad i = 1, \dots, n$$

(5.4)

Koşulunun sağlanması gerekir (Çomak 2008). Bu koşul,

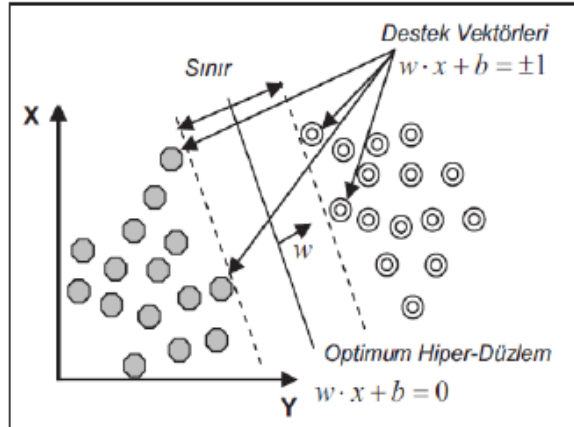
$$y_i [(w \cdot x_i) + w_0] \geq +1, \quad i = 1, \dots, n$$

(5.5)

biçiminde tek bir formüle indirgenebilir.

Verilen eğitim verisi için tüm ayırıcı düzlemler 5.4 veya 5.5 eşitlikleri ile belirlenebilmektedir. Bu gösterim doğrudan eğitim verilerini kullandığı için önemli bir gözlemdir. Ayırıcı düzlemin formülleştirilmesi sınıflandırma probleminin doğrudan çözülebilmesine olanak sağlar (Cherkassky 1998).

Ayırıcı düzlemin kendisine olan en yakın veri noktasının minimum uzaklığına sınır (margin) denir ve “T” ile gösterilmektedir. Eğer sınır değeri maksimum uzunlukta ise ayırıcı düzlem optimum ayırıcı düzlemdir. En iyi genelleme değeri maksimum uzunluk değerinde sağlanmaktadır (Cherkassky 1998). Ayırıcı düzlem ve bir x örnek verisi arasındaki mesafe $|D(x)| / \|w\|$ formülü ile bulunur (Çomak 2008).



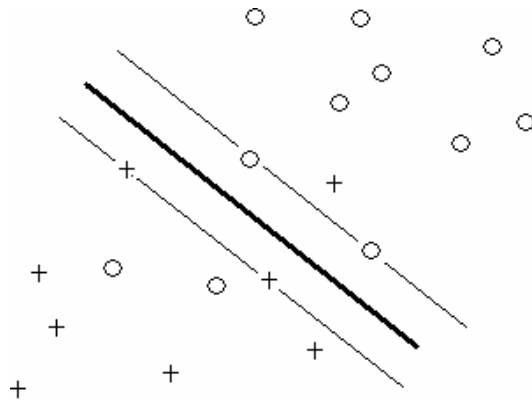
Şekil 5.1: Doğrusal Ayrılabilen Veri Kümesi için DVM Sınıflandırıcı (Çomak 2008)

5.2.2 Doğrusal Olarak Belirli Oranda Hata ile Ayrılabilen Veri Kümeleri

Eğitim verileri Şekil 5.2’de görüldüğü üzere bazı durumlarda doğrusal olarak ayrılamamaktadır. Bu durumda eğitim verilerini minimum sayıda hata ile ayrılması tercih edilmektedir. Aynı zamanda veri noktalarını doğrusal yapıda ayıran optimum ayırıcı düzlemi de kullanılmalıdır. Ayırıcı düzlem yapısı düşünüldüğünde ise, veri noktası Denklem 5.5 formülünü sağlamadığı zaman ayırıcı fonksiyon tarafından ayrılamamaktadır. Bu durum, veri noktasının ayırım bölgesi içine düştüğünü veya yanlış sınıf etiketli bölgeye atandığını gösterir. Dikkat edilirse, ayrılamazlığın tanımı yanlış sınıflandırmanın tanımından farklıdır (Cherkassky 1998). Yanlış sınıflandırma ile karşılaştığımız durumlarda, veri noktasının karar düzleminin yanlış tarafına düştüğü görülmektedir. Bu durumda, ayırıcı düzleminin koşulları tanımlanırken ξ_i , $i=1, \dots, n$ pozitif gevşek değişkeni de koşul fonksiyonlarına eklenir (Çomak 2008).

$$y_i[(w \times x_i) + w_0] \geq 1 - \xi_i \quad (5.6)$$

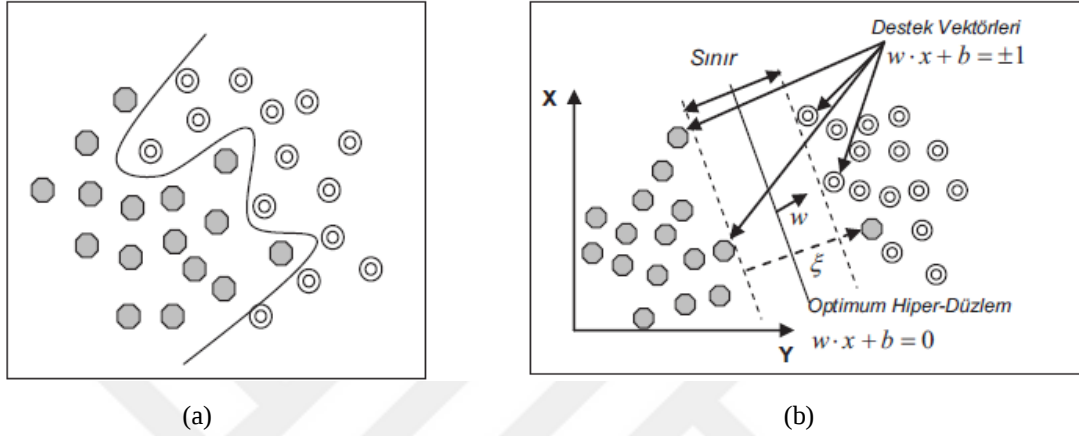
Bir x_i eğitim örneği için, ξ_i gevşek değişkeni, uygun olan sınıfın sınırdan olan izin verilen sapma miktarı olarak tanımlanmaktadır. Yapılan tanımlamaya göre, gevşek değişkenlerin değeri ayrılamazlık durumuna uygun olarak 0’dan büyük 1’den küçük olarak belirlenmektedir (Çomak 2008).



Şekil 5.2: Doğrusal Hata ile Ayrılabilen Veri Kümeleri için DVM Sınıflandırıcı (Çomak 2008)

5.2.3 Doğrusal Olmayan Veri Kümeleri

Doğrusal olmayan DVM, veri setinin doğrusal bir ayıraç yardımıyla tam veya belirli bir hata ile ayıramaması durumu için oluşturulan algoritmalardır (Toz 2018). Şekil 5.3'te doğrusal olarak ayrılmayan veri setleri için hiper düzlemin belirlenmesi gösterilmiştir (Çomak 2008).



Şekil 5.3: (a) Doğrusal Ayrılmayan Veri Seti (b) Doğrusal Olarak Ayrılmayan Veri Seti için Hiper Düzlemin Tespiti (Çomak 2008)

Günlük hayatta karşılaşılan problemlerin birçoğu doğrusal olarak ayrılabilen veri setleri içermemektedir. Dolayısıyla sınıflara ayırma işlemi, ayırma eğrisinin tahmin edilmesiyle mümkün olmaktadır. Ancak uygulamada eğrinin tahmin edilmesi oldukça zordur. Böyle durumlarda bir yapay değişkenin (ξ_i) tanımlanmasıyla, eğitim verilerinin bir bölümünün optimum olarak belirlenen hiper düzlemin diğer tarafında kalmasından kaynaklanan problem çözülmüş olmaktadır. Ayrıca sınırı maksimize ederken yanlış sınıflandırma hatalarını minimize ederek denge sağlayan C adını verdiğimiz pozitif değerler alan bir düzenleme parametresiyle kontrol sağlanabilmektedir. Düzenleme parametresi ile yapay değişken kullanılarak doğrusal olarak ayrılmayan veriler için optimizasyon problemi Denklem 5.7'de olduğu gibi tanımlanmaktadır (Toz 2018).

$$\min \left[\frac{\|w\|^2}{2} + C \sum_{i=1}^t \xi_i \right] \quad (5.7)$$

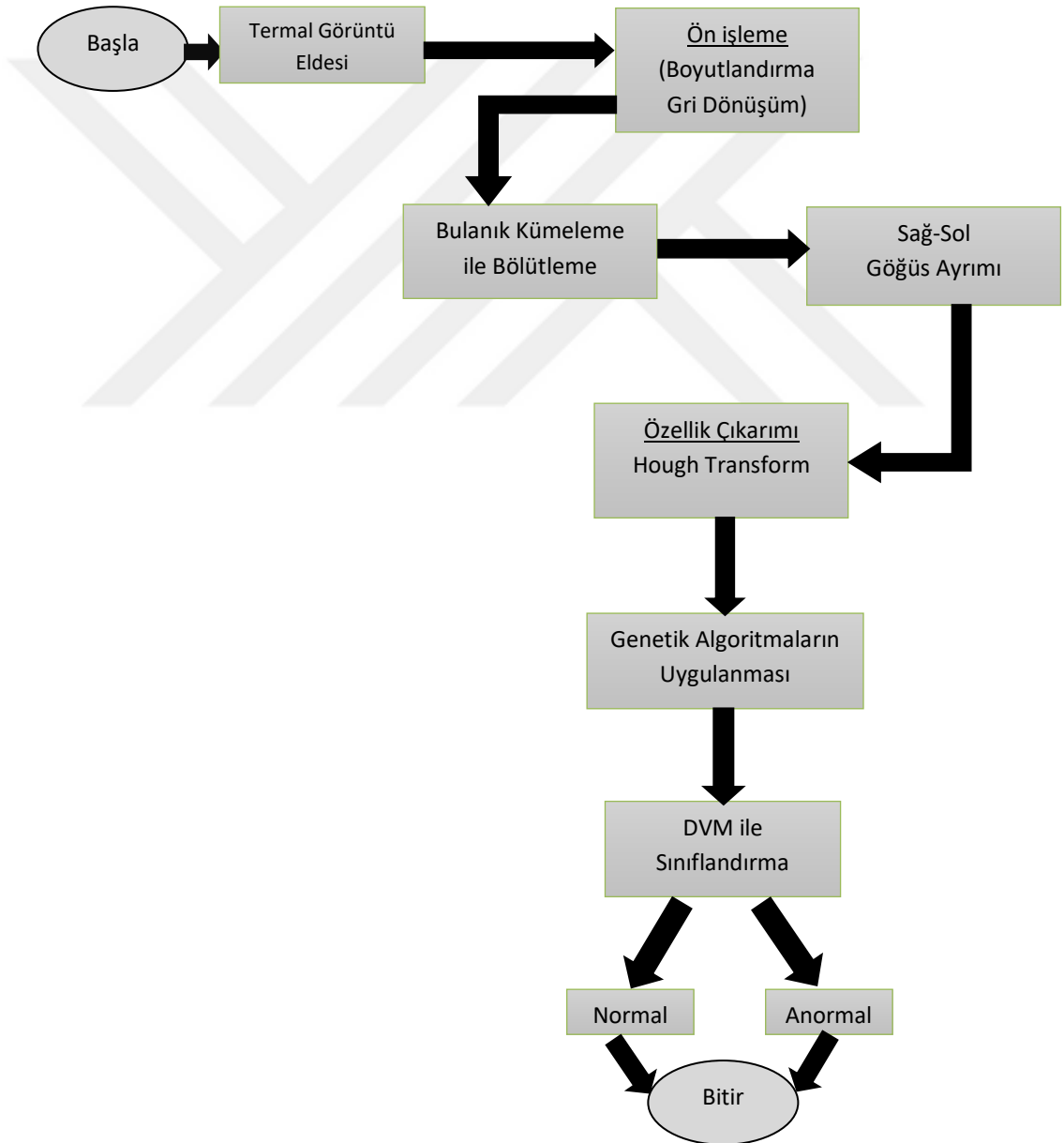
Denklem 5.7'deki $\|w\|$ değeri, optimum hiper düzlemin sınırının maksimize edilmesi için kullanılan değerdir ve bu değer minimum olması gerekmektedir (Toz 2018). Denklemde yer alan sınırlamalar ise aşağıdaki gibi ifade edilirler;

$$y_i(w \cdot \varphi(x_i) + b) - 1 \geq 1 - \xi_i ; \xi_i \geq 0 \text{ ve } i = 1, 2, \dots, N \quad (5.8)$$

6. GERÇEKLEŞTİRİLEN UYGULAMA

Bu bölümde, termal meme görüntülerini sınıflandırılarak meme kanserinin erken teşhisinde kullanılabilecek bir tanı tekniğinin aşamaları anlatılmıştır. Geliştirilen uygulama için düzenlenen akış diyagramı Şekil 6.1’de gösterilmiştir.

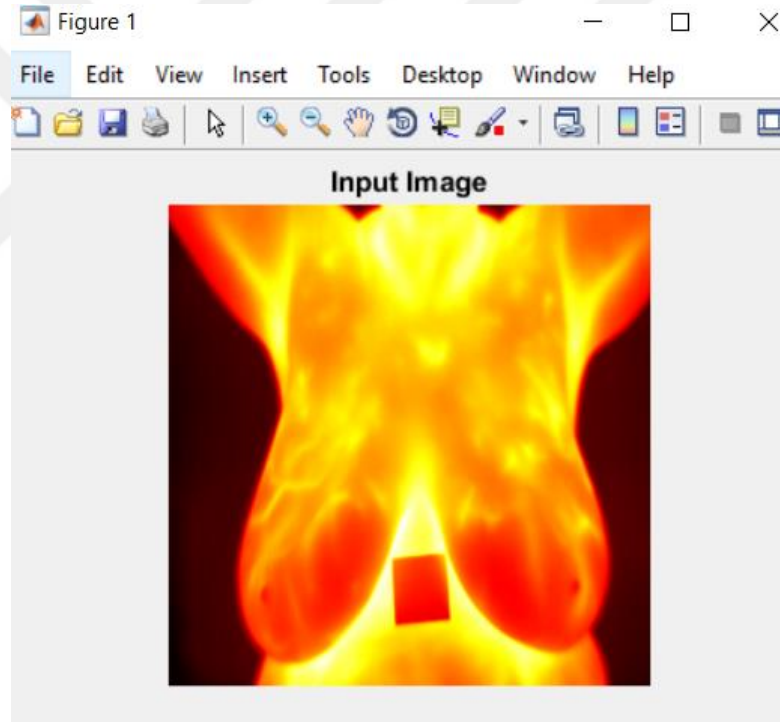
6.1 Uygulamanın Akış Diyagramı



Şekil 6.1: Meme kanserinin ön teşhisi için önerilen uygulamanın akış diyagramı

6.2 Termal Görüntülerin Elde Edilmesi

Bu çalışmada yer alan termal görüntüler Visual Lab DMR- Mastoloji Araştırma Veritabanından alınmıştır. DMR, Mastoloji İçin Veritabanı Araştırması, meme kanserinin erken teşhisi için mastolojik görüntüleri depolayan ve yöneten çevrimiçi bir platformdur. Bu veri tabanında mevcut olan görüntüler, araştırma grubu tarafından elde edilen termal görüntüler ve mamografi görüntülerini içermektedir. Projede FLIR marka SC-620 model termal kamera kullanılmıştır. -40 °C ile +500 °C arasındaki sıcaklıklarda, $\pm 2^{\circ}\text{C}$ or $\pm 2\%$ okuma hassasiyeti ile 7,5 mikrometre - 13 mikrometre bant aralığında, 45° lens ile donatılmış olan FLIR SC-620, 120 FPS hıza ayarlanmış FPA (fokal düzlem dizisi) mikrobolometresi ile yapıların yakalanmasını sağlar. Kullanılan kamera 640 x 480 piksel çözünürlüğe sahiptir.



Şekil 6.2: Termal Görüntü

Bu çalışmada, 30 adet normal ve 30 adet anormal (meme kanseri tanısı bulunan) 60 adet meme termografisi kullanılmıştır.

6.2.1 Protokol

Derideki yüzey sıcaklığı çeşitli koşullardan büyük ölçüde etkinlenir. Termal nesnelerden kaynaklanan hataları azaltmak için, termal görüntülerin kullanışlılığını ve tutarlılığını sağlamak amacıyla önerilen talimatlar kullanılarak görüntüleme protokolü kullanılarak görüntüler elde edilir.

Göğüs Taramasında, görüntülerin doğru bilgileri iletmesini sağlamak için şu protokoller izlenmelidir:

- I. Taramadan 5 gün önce göğüs ve meme bölgeleri uzun süre güneşe maruz kalmamalıdır.
- II. Göğüslerde losyon, krem, toz veya makyaj kullanmaktan kaçınılmalı ve muayene günü deodorant veya ter önleyici kullanılmamalıdır.
- III. Taramadan önce 24 saat boyunca göğsün, memelerin veya kolların altında traş yapılmamalıdır (veya diğer tüy alma türleri).
- IV. Taramadan 6 saat önce egzersiz yapılmamalıdır.
- V. Taramanın 24 saat öncesinde memelerde fiziksel uyarılma olmamalı.
- VI. İşlemden 2 saat önce sigara içmekten kaçınılmalıdır.

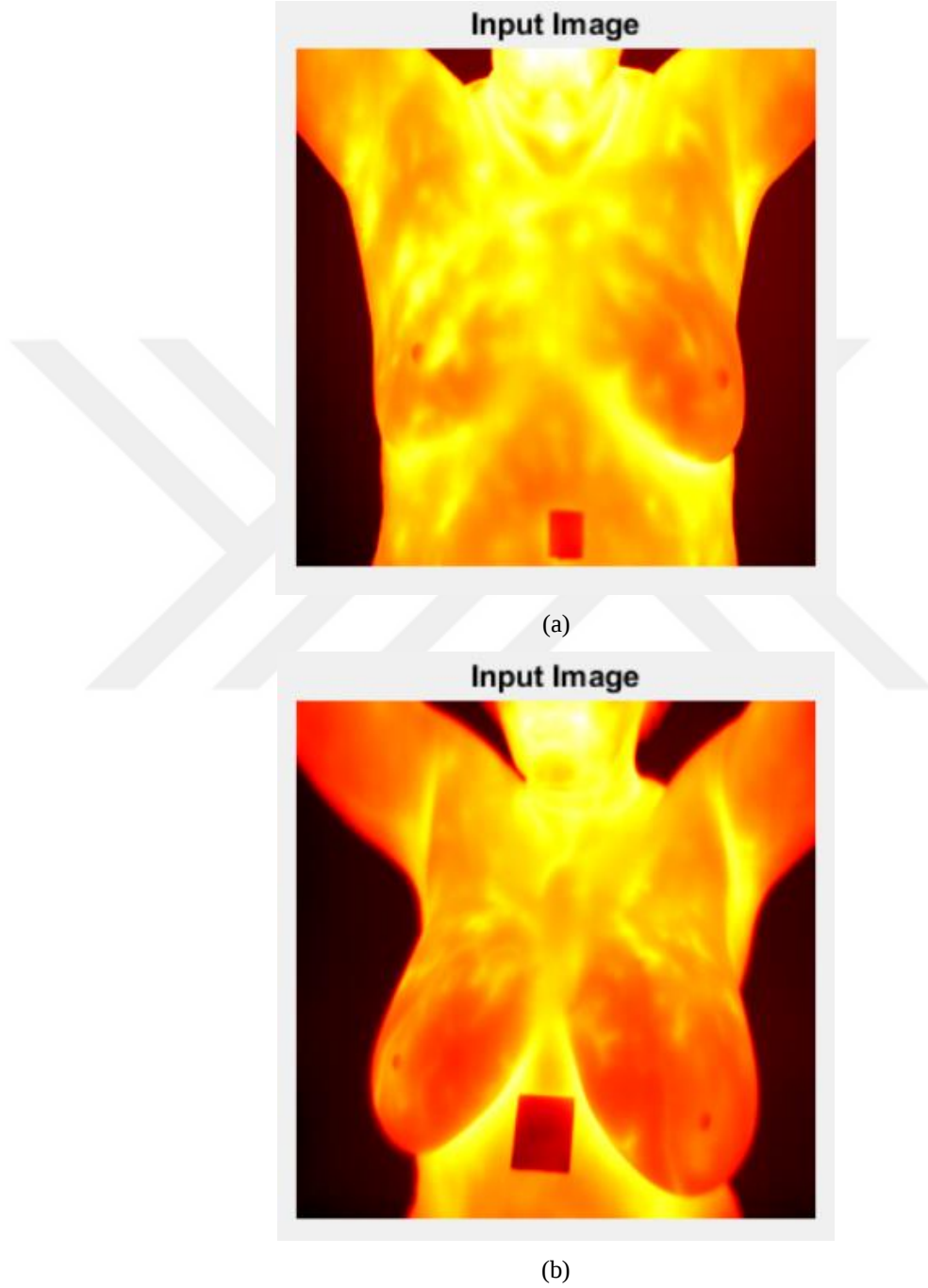
6.3 Termal Görüntü Ön İşleme ve İyileştirme

Görüntülerin analizini daha kolay ve daha doğru yapabilmek amacıyla termal görüntülerin iyileştirilmesi bu tez çalışmasının ilk basamağını oluşturmaktadır. Görüntülerde meydana gelen gürültüleri azaltarak en ideal görüntü elde etmek için MATLAB programı kullanılmıştır.

Görüntü iyileştirme prosedürümüz; boyutlandırma, filtreleme, dönüştürme ve dönüşüm olmak üzere dört ana adımdan oluşmaktadır. Bu adımlar aşağıdaki alt bölümlerde açıklanmıştır.

6.3.1 Boyutlandırma

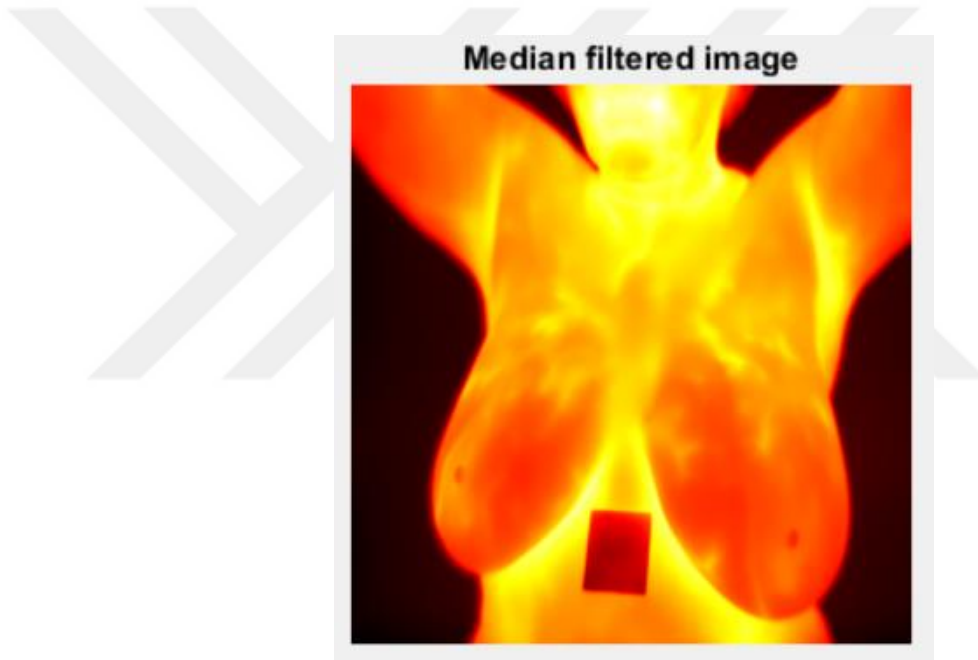
Şekil 6.3'te 256*256 boyutunda normal ve anormal olarak sınıflandırılan hastalardan alınan termal görüntülerin boyutlandırılmış ham hali bulunmaktadır.



Şekil 6.3: Boyutlandırılmış Termal Görüntü a) Normal Sınıflandırılan Termal Görüntü b) Anormal Sınıflandırılan Termal Görüntü

6.3.2 Medyan Filtreleme

Görüntü işlemede kullanılan yöntemlerden birisi olan medyan filtrelemede amaç resim üzerindeki ayrıntıları kaybetmeden, her pikselin değerini hesaplayabilmek için komşu piksel hücrelere bakılarak bu hücrelerin piksel değerinin orta değer (medyan) ile değiştirilmesi ile gürültülerin temizlenmesini sağlamaktadır. Resmi oluşturan piksel değerleri küçükten büyüğe doğru sıralanarak ortadaki değer merkez piksele atanmasını sağlar (Toz 2018). Medyan filtreleme gürültüyü gidermede kullanılan önemli bir filtre iken aynı zamanda kenar değerleri korumada oldukça etkilidir (Dandıl ve diğ. 2015). Anormal olarak sınıflandırılan termal bir görüntünün medyan filtre uygulanmış hali Şekil 6.4'te yer almaktadır.



Şekil 6.4: Medyan Filtreleme

Medyan filtrelemede 3x3, 5x5, 7x7 piksel boyutlarında şablonlar kullanılmaktadır. Farklı boyuttaki filtreleme işlemleri yapıldıktan sonra termal görüntüde kullanmış olduğumuz medyan filtresi 5x5 piksel boyutundadır.

Erkan ve Görkem (2017) yaptıkları çalışmada medyan filtreleme algoritmasının çalışma adımlarını şu şekilde belirtmişlerdir (Erkan ve Görkem 2017)

Adım 1: X görüntüyü temsil etmektedir. (i,j) ise, X görüntüsünün piksellerinin yerleşim göstergesidir.

Adım 2: Tüm (i,j) 'ler için işlemi yap.

Adım 3. Her bir (i,j) için, pencereleme işlemi yap. Pencere boyutu 3×3 , 5×5 , 7×7 olarak seçilebilir. Pencereleme işlemi; $A_{2s+1}(i,j) = \{X(i+m, j+n)\}$ şeklinde tanımlanmaktadır. Penceredeki tüm pikseller A ile ifade edilmektedir. Burada $m,n \in (-s,...,0,...,s)$ pencere boyutunu, X_{ij} ise (i, j) lokasyonunda üzerinde işlem yapılan merkez pikseldir.

Adım 4: A penceresi içerisindeki piksel değerleri küme olarak ifade edilir. Bu sayede her elemen 1 defa yazılır. $B = \{A\}$ olarak ifade edilir.

Adım 5: B kümesinin medyanı alınır. Yeni piksel değeri B kümesinin medyanı olmaktadır. Yani; $(i,j) = \text{median}(B)$, (i,j) yerleşimindeki yeni piksel değeri bulunmaktadır (Erkan ve Görkem 2017).

Tablo 6.1: Medyan filtreleme örneği (Perihanoğlu 2015)

25	28	34	x	x
45	41	56	x	x
38	46	29	x	x
x	x	x	x	x
x	x	x	x	x

Tablo 6.1'de yer alan örneğe uygulanan medyan filtreleme algoritmasına göre;

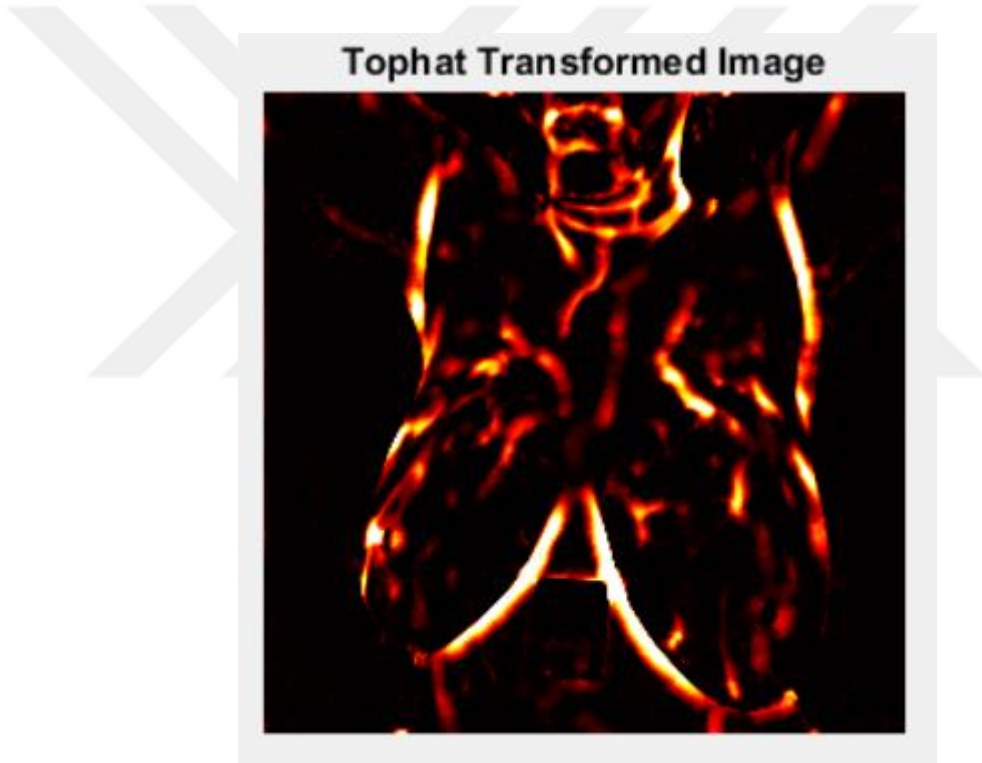
1) 3×3 boyutundaki filtreleme işleminde öncelikle komşu hücrelerin değerleri küçükten büyüğe doğru sıralanır. 25 – 28 – 29 – 34 – 38 – 41 – 45 – 46 – 56 şeklinde sıralanır.

2) Sıralamanın orta değeri 38 olarak bulunur.

3) 41 değeri yerine bu sıralamanın ortasındaki değer yani 38 değeri yeni değer olarak kabul edilir (Perihanoğlu 2015).

6.3.3 Üst-şapka Dönüşümü

Görüntülerdeki parlak bölgelerin tespiti için üst-şapka (top-hat) dönüşümü kullanılmaktadır. Bu dönüşüm yardımıyla görüntüde var olan farklı seviyedeki parlaklık değerleri iyileştirilebilmektedir. Üst-şapka dönüşümünün çalışma prensibi, dönüşüm uygulanan görüntünün ilk görüntüden çıkarılması sonucu elde edilen görüntüdür (Gonzalez 2002). Üst-şapka dönüşümü, orijinal görüntü ile açıklığı arasındaki fark olarak tanımlanır. Bir görüntünün açılması, belirli bir yapılandırma elemanına uyan bir görüntünün ön plan bölümlerinin toplanmasıdır. Anormal olarak sınıflandırılan termal görüntüye üst-şapka dönüşümü filtresinin uygulanmış hali Şekil 6.5'te yer almaktadır.

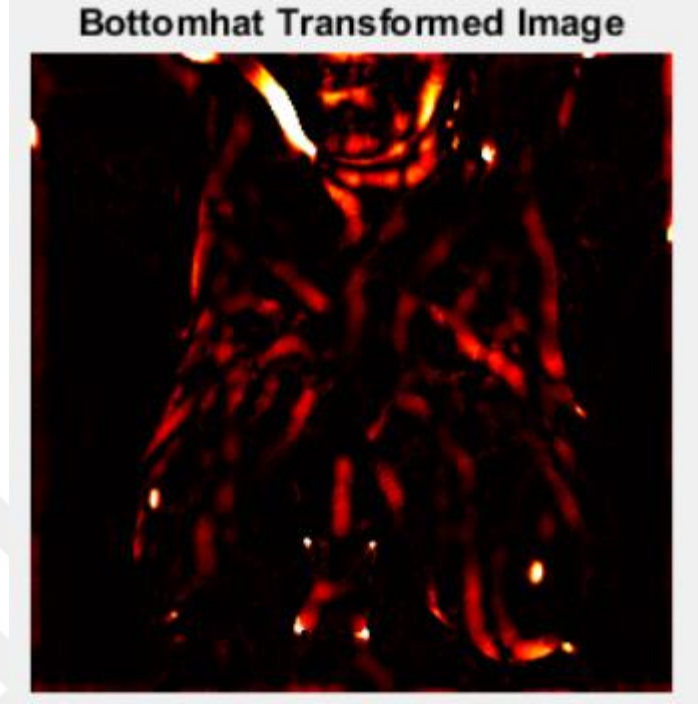


Şekil 6.5: Üst-şapka Dönüşümü Uygulanmış Görüntü

6.3.4 Alt-şapka Dönüşümü

Alt-şapka (bottom-hat) dönüşümü, orijinal görüntünün kapatılması ile orijinal görüntü arasındaki fark olarak tanımlanır. Bir görüntünün kapatılması, belirli bir yapılandırma elemanına uyan bir görüntünün arka plan bölümlerinin toplanmasıdır.

Anormal olarak sınıflandırılan termal görüntüye alt-şapka dönüşümü filtresinin uygulanmış hali Şekil 6.6’da yer almaktadır.



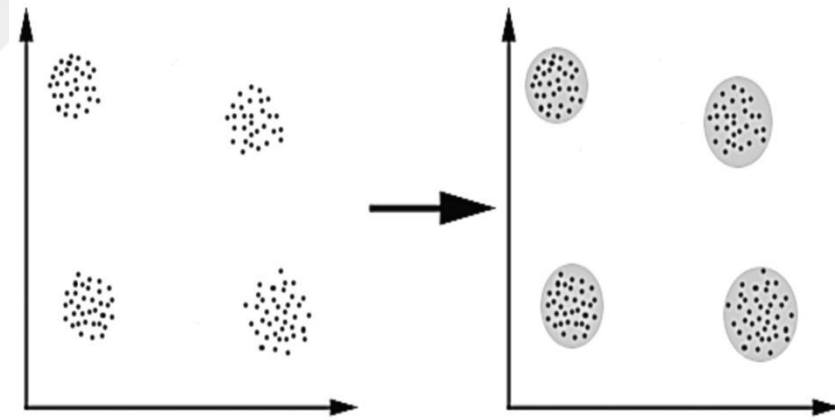
Şekil 6.6: Alt-şapka Dönüşümü Uygulanmış Görüntü

6.4 Segmentasyon

Segmentasyon aşaması, tıbbi bir görüntünün bölümlendirilebilmesi için ilgilenilen yapıları tanımlamak ve onları arka plandan ayırt etmek için büyük bir çaba harcanan aşamadır (Bankman, 2009). Termografik görüntü analizinde segmentasyon adımının amacı, normal meme dokusundaki tüm meme anormalliklerini içeren ilgilenilen bölgeleri çıkarmaktır. Bir diğer amaç, şüpheli lezyon adaylarını ilgilenilen bölgede bulmaktır. Segmentasyon üç ana noktaya dayanır: en büyük eğriliğin olduğu noktayı alarak sol ve sağ vücut sınırlarından türetilmiş iki koltukaltı ve alttan türetilmiş iki parabolik eğrinin kesişimi ile memelerin sınırları / memelerin gölgesidir. Kesişim noktasından geçen ve koltukaltı çizgisine dik olan dikey çizgi, sol ve sağ göğüsleri ayırmak için kullanılan çizgilerdir.

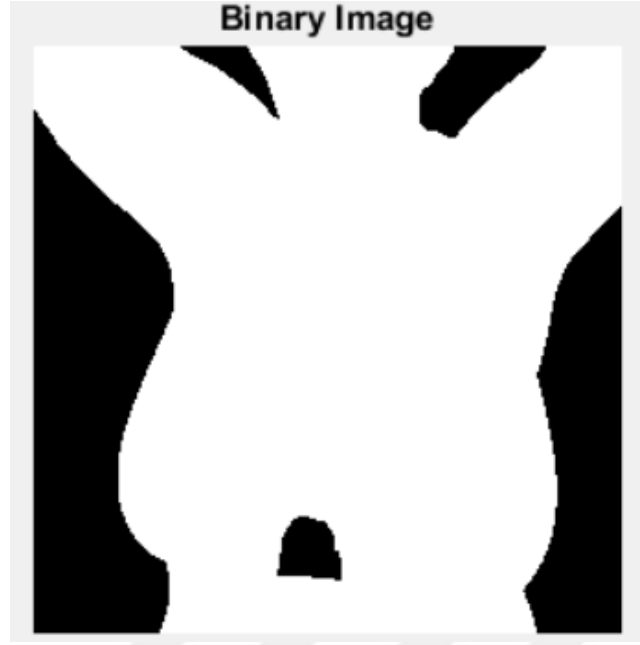
6.4.1 Kümeleme

Kümeleme, denetlenmeyen bir yöntem ve örneklerin kümeler olarak adlandırılan benzer üyeler içeren kategorilere ayrıldığı otomatik bir işlemdir. Küme, birbirine benzer ve diğer kümelerdeki diğer nesnelere benzemeyen nesneler topluluğudur. Benzerlik için çeşitli kriterler düşünülebilir. Örneğin, kümeleme için mesafe ölçüsü kullanılabilir ve birbirine yakın olan nesneler bir küme olarak kabul edilir. Buna mesafeye dayalı kümeleme denir. Şekil 6.7'de sol taraftaki giriş örnekleri sağ taraftaki dört kümeye bölünmüştür. Bu örnekte, her girdi örneği kümelerden birine aittir ve birden fazla kümeye ait örnek yoktur. Çoğu kümeleme algoritmasında, girdi örnekleri için birincil temsilcilerden oluşan bir dizi ve bu girdilerin benzerliği varsayılır. Gelen değer bu dizideki temsilci değerler ile karşılaştırılarak hangi numunenin hangi kümeye ait olduğunu belirleyebilirler. Bu aşamadan sonra her küme için yeni temsilciler hesaplanır ve yine hangi örneklerin hangi kümeye ait olduğunu belirlemek için örnekler bu temsilcilerle karşılaştırılır. Bu görev aracı kümeler değişmeyene kadar tekrarlanır.



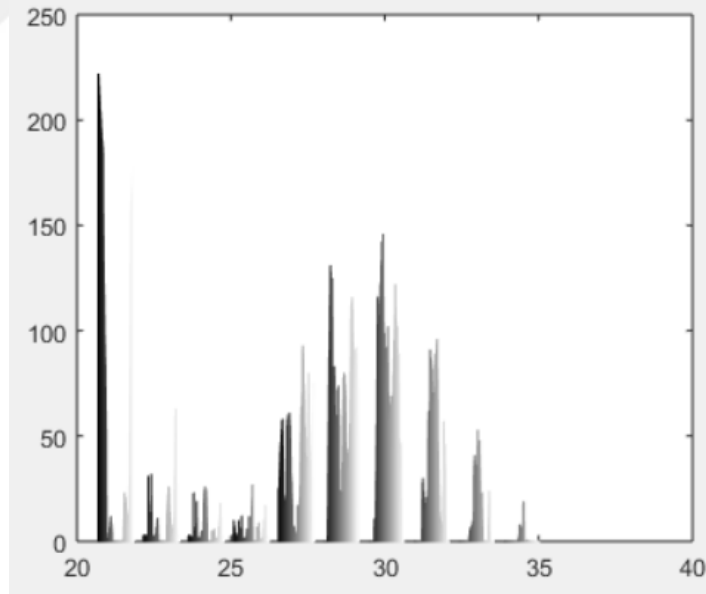
Şekil 6.7: Kümeleme Örneği

Kümeleme işlemlerinin yapılabilmesi için öncelikle görüntünün ikili (1,0 - binary) görüntüsü Şekil 6.8'deki gibi elde edilir.



Şekil 6.8: İkili Görüntü

İkili görüntü elde edebilmek için görüntünün Şekil 6.9’da görüldüğü üzere histogramı çizdirilerek eşik değerleri belirlenmiştir.



Şekil 6.9: İkili Görüntünün Histogramı

6.4.2 Bulanık c-Ortalama Algoritması

Dunn (1974) tarafından önerilen ve Bezdek (1981) tarafından geliştirilen Bulanık c-ortalama (BCM) algoritması sıkça kullanılan kümeleme algoritmalarındandır. Görüntü işleme açısından BCM, görüntünün benzer özellikleri sayesinde kümelere ayırabilmesini sağlayan bir algoritmadır. Bu algoritma kümeleme işleminde her bir piksel değeri için diğer tüm kümelerdeki üyelik fonksiyonu yardımıyla bulunan üyelik değerlerini kullanarak bu üyelik değerlerini en küçük değer yapmaya çalışmaktadır. Kümeleme işlemlerinde, veri setinin kendi aralarındaki ilişkilere dayanarak m tane kümeye ayrılması olarak tanımlanabilmektedir. Bu veri seti $H = (h_1, h_2, h_3, \dots, h_m)$ şeklinde tanımlanabilir. Bu veri seti m tane üyeye sahiptir. Her bir üye, h_j , her bir küme için bir üyelik değerine sahiptir. Örneğin h_j 'nin i 'nci kümedeki üyelik değeri u_{ij} 'dir. Tüm üyelerin tüm kümeler üzerinde sahip oldukları üyelik değerlerinin bir arada tutulduğu matrisi üyelik matrisi denir ve $U = [u_{ij}] \in [0,1]_{c \times m}$ şeklinde gösterilir (Bezdek ve diğ. 1981).

Bulanık c-ortalama algoritmasının çalışma adımları şu şekildedir: (Dandıl ve diğ. 2015)

1. İlk olarak üyelik matrisi oluşturulur ve bu matristeki üyelik değerleri rasgele atanır.

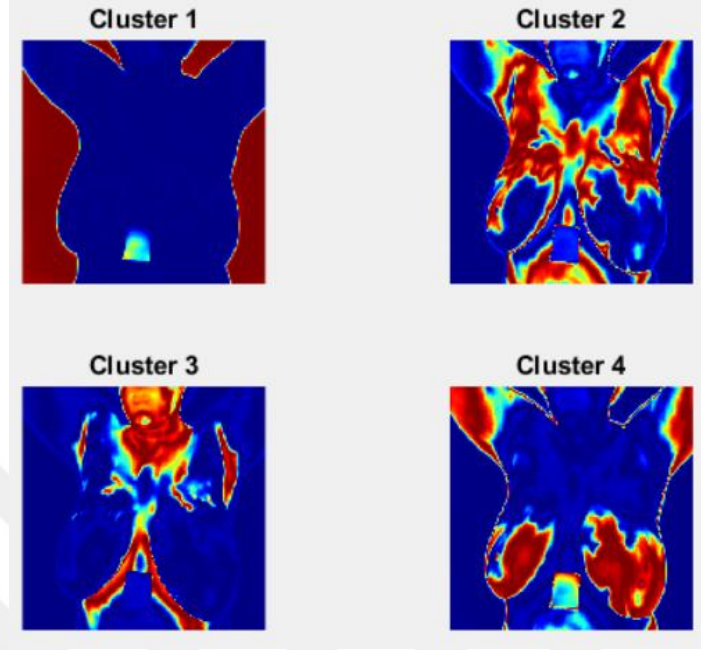
2. Küme vektörleri Denklem 6.1 ve Denklem 6.2 de yer alan formüllere göre belirlenir.

$$J_m = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^C u_{ij}^m \|x_i - c_j\|^2, 1 \leq m < \infty \quad (6.1)$$

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^N u_{ji}^m x_i}{\sum_{i=1}^N u_{ji}^m} \quad (6.2)$$

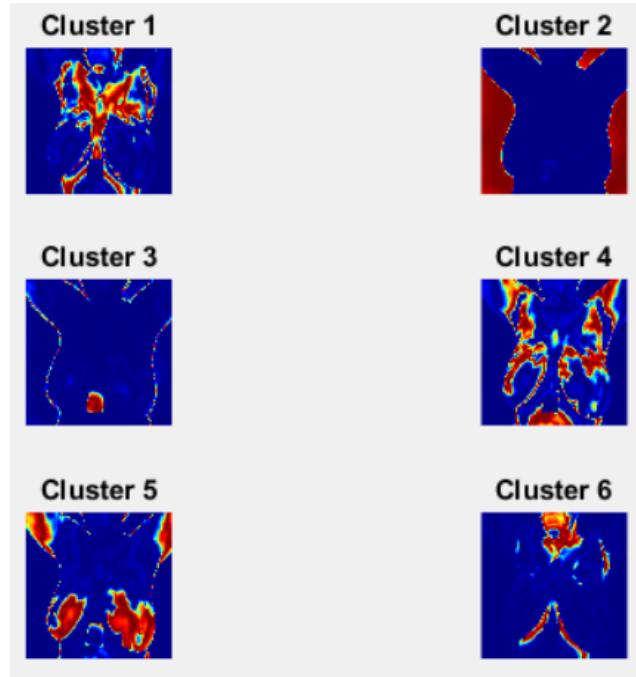
3. Kümele işlemi için Denklem 6.3'de yer alan formül kullanılarak hesaplanan küme merkezi değerlerine göre üyelik değerleri yeniden hesaplanır ve bu değerlere göre kümele işlemi yapılır (Dandıl ve diğ. 2015).

$$u_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^c \left(\frac{\|x_i - c_i\|}{\|x_i - c_k\|} \right)^{\frac{2}{m-1}}} \quad (6.3)$$

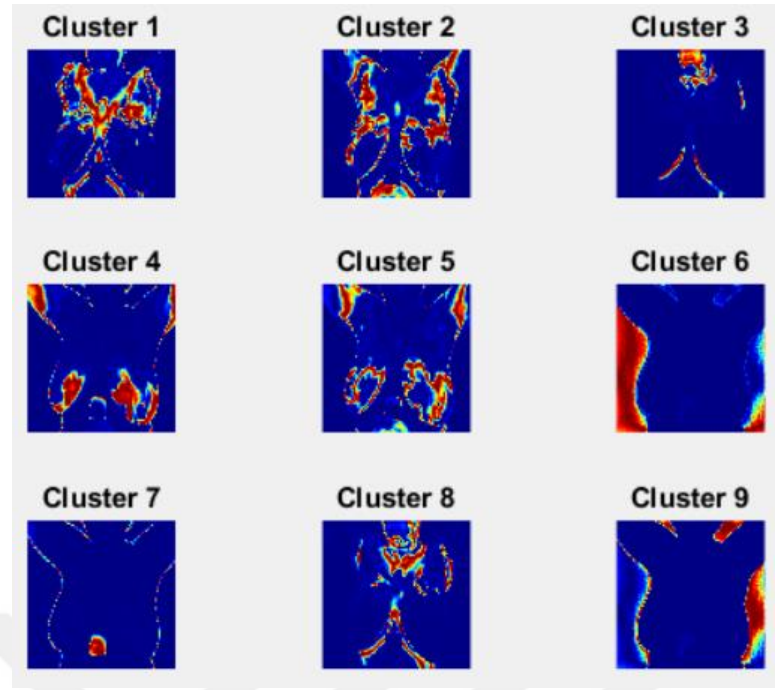


Şekil 6.10: Kümelenmiş Görüntü

Kümele işlemi ile termogram görüntülerinde arka plan ayrımı, göğüs bölgelerinin, boyun bölgelerinin çıkarım işlemi yapılmaktadır.



(a)

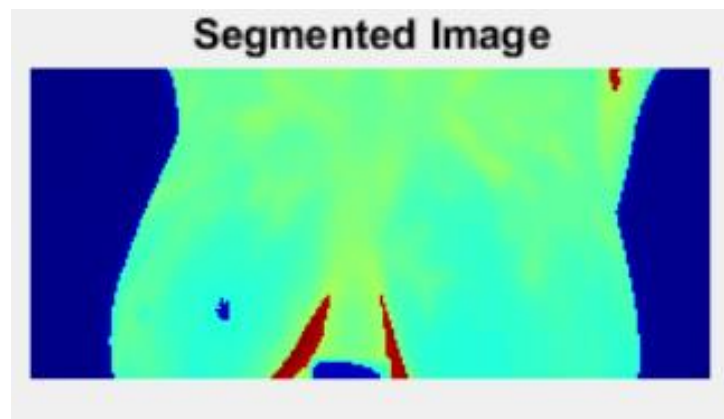


(b)

Şekil 6.11: a) 6 Kümeli Görüntü b) 9 Kümeli Görüntü

Şekil 6.11’de görüldüğü üzere küme sayısı arttıkça gerekli olmayan görüntü yerleride ayrı kümeler olarak ifade edilmiştir. Dolayısıyla kullandığımız termal görüntüler için 4 kümenin daha uygun olduğu düşünülmüştür.

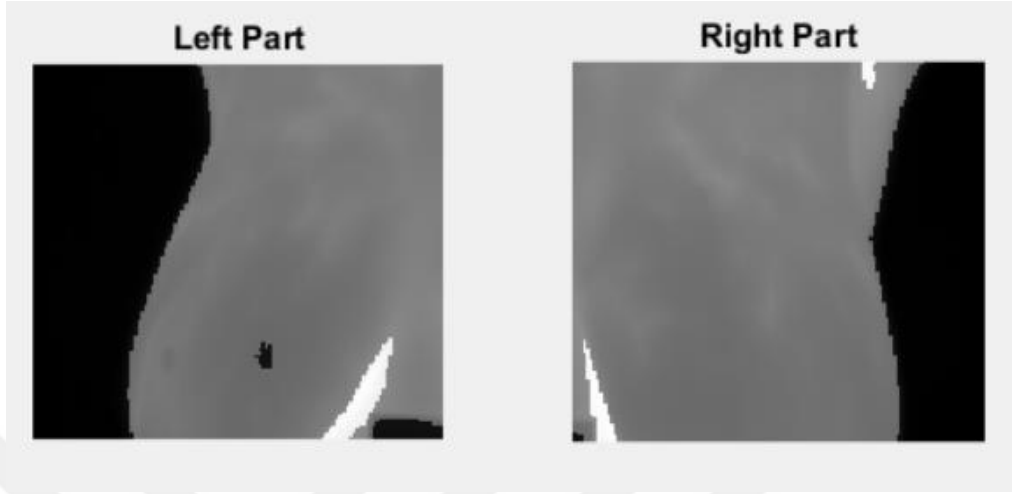
Bu işlemler sonucunda anormal olarak sınıflandırılan termal görüntünün ayrılmış meme görüntüsü Şekil 6.12’de yer almaktadır.



Şekil 6.12: Ayrılmış Meme Görüntüsü

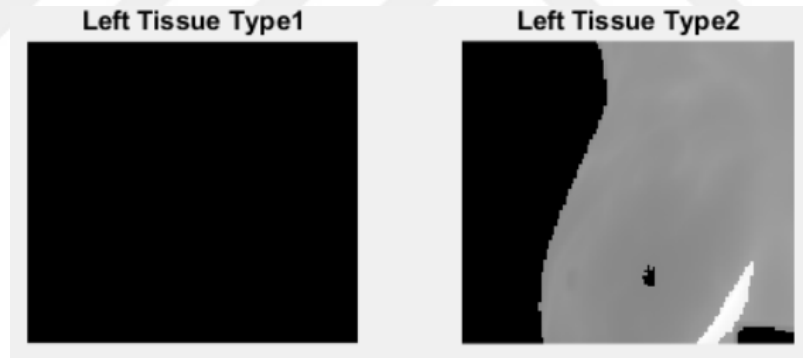
6.4.3 Sağ - Sol Meme Ayrımı

Sağ ve sol memenin ayrımı Şekil 6.13'te gösterilmiştir.



Şekil 6.13: Sağ-Sol Meme Görüntüsü

Sol meme ayrımı Şekil 6.14'te gösterilmiştir.



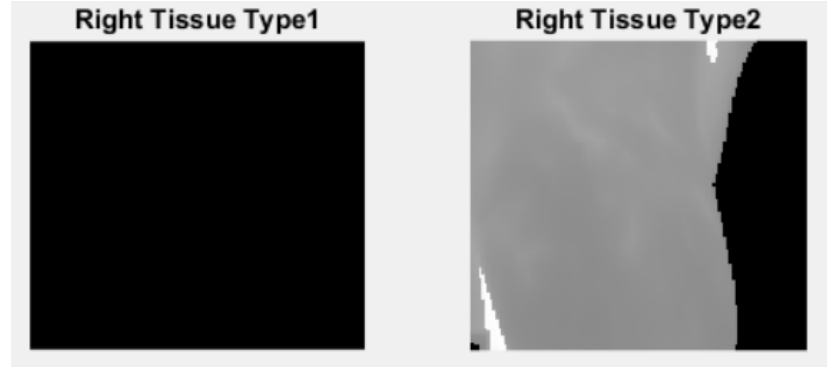
(a)



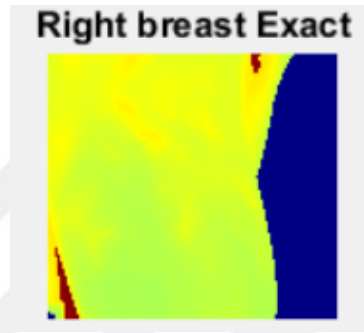
(b)

Şekil 6.14: a) Sol Meme Doku Tipi b) Ayrıştırılan Sol Meme Doku Görüntüsü

Sağ meme ayrımı Şekil 6.15'te gösterilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 6.15: a) Sağ Meme Doku Tipi b) Ayrıştırılan Sağ Meme Doku Görüntüsü

Ayrılmış termal meme görüntüsü Şekil 6.16'da gösterilmiştir.



Şekil 6.16: Ayrılmış Meme Görüntüsü

6.5 Özellik Çıkarımı

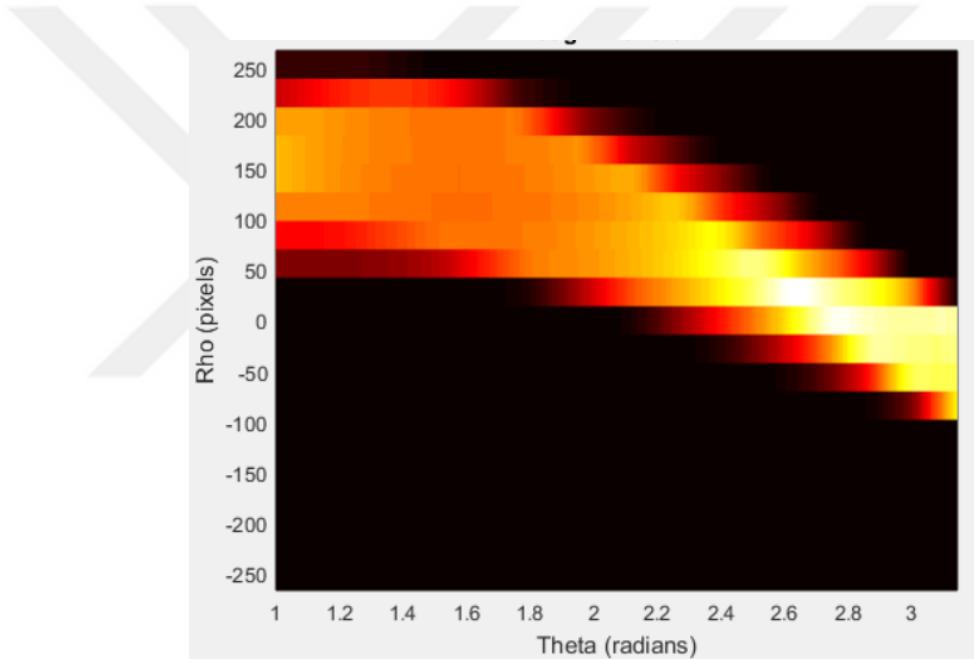
6.5.1 Hough Dönüşümü

Hough dönüşümü, bir görüntüdeki nesnenin bazı parametrelerinin matematiksel bir işlevi olarak ifade edildiği ve nesnenin bu parametrelerle başka bir dönüşüm alanında temsil edilebildiği bir tür parametrik dönüşümdür. Hough dönüşümü, bir görüntüdeki belirli bir şeklin özelliklerini izole etmek için kullanılabilecek bir tekniktir. İstenen özelliklerin bazı parametrik formlarda belirtilmesi gerektiğinden, klasik Hough dönüşümü en çok çizgiler, daireler ve elipsler gibi düzenli eğrilerin tespiti için kullanılır. Genelleştirilmiş Hough algoritmasının hesap karmaşıklığı nedeniyle, bu tartışmanın ana odağını klasik Hough dönüşümü ile sınırlıyoruz. Etki alanı sınırlamalarına rağmen klasik Hough dönüşümü, çoğu imal edilen parça (ve tıbbi görüntüde incelenen birçok anatomik parça), düzenli eğrilerle tarif edilebilecek özellik sınırları içerdiğinden, birçok uygulamayı korur. Hough dönüşüm tekniğinin temel avantajı, özellik sınır tanımlarındaki boşluklara toleranslı olması ve görüntü gürültüsünden nispeten etkilenmemesidir.

Hough dönüşümü, bir görüntü analizi bağlamında, görüntüdeki kenar bölümlerinin noktalarının (X_i, Y_i) koordinatları bilinir ve bu nedenle parametrik çizgi denkleminde sabitler olarak işlev görür. Aradığımız bilinmeyen değişkenler r ve θ 'dır. Her biri tarafından tanımlanan (r, θ) kartezyen görüntü uzay haritasındaki kutupsal Hough parametre uzayındaki eğrilere (yani, sinüzoidler) işaret eder. Bu noktadan kursa dönüşümü düz çizgiler için Hough dönüşümüdür. Hough parametre uzayında görüntülendiğinde, kartezyen görüntü uzayında ortak olan noktalar, ortak bir noktada (r, θ) kesişen eğriler oluşturdukça kolayca görünür.

Dönüşüm, Hough parametre alanını sonlu aralıklarla veya akümülatör hücrelerine ölçerek gerçekleştirilir. Algoritma devam ederken, her bir (r, θ) ayrıklaştırılmış bir eğriye dönüştürülür ve bu eğri boyunca uzanan akümülatör hücreleri artırılır. Akümülatör dizisinde ortaya çıkan zirveler, görüntüde ilgili bir düz çizginin bulunduğu dair güçlü kanıtları temsil eder.

Memenin alt sınırları parabolik eğri gibi oldukları için bulmak oldukça zordur. Bu nedenle memelerin sınırlarını çıkarmak için Hough dönüşümü uygulanabilir. Paul Hough tarafından önerilen Hough dönüşümü, görüntü uzayından parametre uzayına kadar bir çeşit haritalama ilişkisinin uygulanmasına yönelik bir yöntemdir. Dönüşümün çalışma presibinde nokta ve çizgi arasındaki denge kavramı gözetilmektedir. Görüntü alanındaki aynı satırdaki noktalar, parametre alanındaki kesişen çizgilere karşılık gelir. Öte yandan, parametre alanındaki aynı noktada kesişen tüm çizgiler, görüntü alanındaki aynı satırdaki noktalara karşılık gelir. Hough dönüşümü, genellikle ikili haritadaki çizgiyi veya eğriyi bulmak ve ikili haritayı Hough parametresi hesaplama alanına dönüştürmek için kullanılır (Thamil ve diğ. 2018).



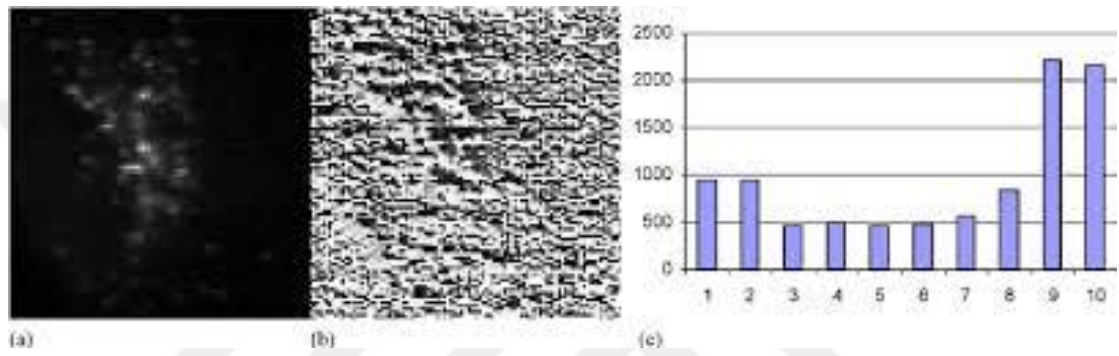
Şekil 6.17: Hough Dönüşümü

6.5.2 Yerel İkili Desen Özellikleri

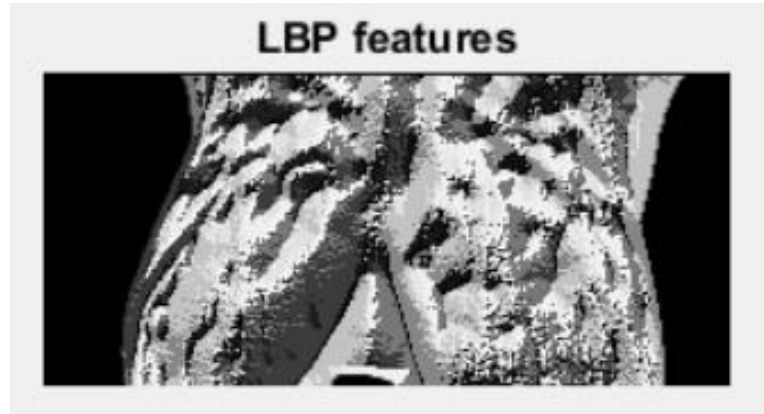
Yerel ikili desen (Local Binary Patterns (LBP)) operatörü, bir resmi, resmin küçük ölçekli görünümünü tanımlayan tam sayı etiketlerinin bir dizisine veya görüntüsüne dönüştüren bir resim operatörüdür. Bu etiketler veya istatistikleri, en yaygın olarak histogram, daha sonra görüntü analizi için kullanılır. Operatörün en

yaygın kullanılan sürümleri monokrom fotoğraflar için tasarlanmıştır, ancak renkli (çok kanallı) görüntüler, videolar ve volumetrik veriler için de genişletilmiştir.

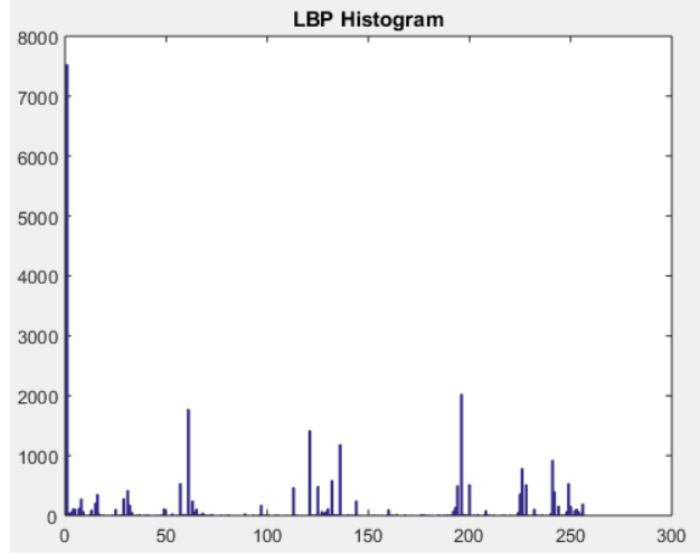
Yerel ikili kalıp operatörünün orijinal sürümü, görüntünün 3×3 piksel bloкта çalışır. Bu bloktaki pikseller, merkez piksel değeri ile eşleştirilir, iki kuvvetle çarpılır ve ardından merkez piksel için bir etiket elde etmek için toplanır. Komşuluk 8 pikselden oluştuğu için, merkeze göre derecelendirilen gri değerlerine ve komşuluktaki piksellere bağlı olarak toplam $2^8 = 256$ farklı etiket elde edilebilir. Bir LBP görüntüsünün ve histogramının bir örneği, Şekil 6.18 ve 6.19'da gösterilmiştir.



Şekil 6.18: a) Temel görüntü b) LBP görüntüsü ve c) Histogram



Şekil 6.19: LBP Dönüşümü Görüntüsü



Şekil 6.20: LBP Histogramı

6.6 Özellik Seçimi

Özellik seçimi, niteliklerin sayısını azaltan ve orijinal özelliklerin bir alt kümesini seçen bir işlemdir. Özellik seçimi, daha önce bilinmeyen ilgili özellikleri tanımlamak için veri ön işlemlerinde sıklıkla kullanılır ve sınıflandırma görevinde önemi olmayan ilgisiz veya gereksiz özellikleri kaldırır. Özellik seçimi sınıflandırma doğruluğunu arttırmayı hedeflemektedir.

6.6.1 Genetik Algoritmalar

Holland tarafından geliştirilen Genetik algoritma (GA), biyolojik evrim kavramı üzerine modellenen hesaplamalı bir optimizasyon paradigmasıdır. GA, ikili arama alanlarında çalışan ve potansiyel çözümler içeren bir popülasyonu manipüle eden bir optimizasyon işlemidir. Arama alanındaki bir nokta, kromozom adı verilen ve sınırlı bir 0 ve 1 dizisi ile temsil edilir. Muhtemel çözümlerin kalitesi bir uygunluk fonksiyonu ile değerlendirilir. Hayatta kalma olasılığı, kromozomun kondisyon değeri ile orantılıdır. GA'da, ilk popülasyon rastgele üç operatör tarafından üretilir: seçim, geçiş ve mutasyon. Seçim operatörü, doğrudan gelecek nesle aktarılacak seçkinleri seçer. Çaprazlama operatörü, yavruların kromozomlarını üretmek için

kromozomların bir kısmını rastgele seçilen iki ebeveyn arasında değiştirir. Mutasyon operatörü rastgele bir şekilde kromozomlarda uyarır.

Bu çalışmada, önemsiz özellikleri ortadan kaldırmak için GA kullanılmıştır. Bu amaca ulaşmak için kromozomları özellikler için maske olarak tanımlanmıştır.

Kromozom (gen sayısı), bir kanser hastasının özelliklerini gösteren özellik sayısına eşittir. Kromozomlar, 0 veya 1 olan ikili dize şeklinde temsil edilir.

6.6.2 Özellik Seçimi İşlemi

GA'nın, kromozomlar olarak özellik alt kümesini seçtiği ve her bir kromozomun uygunluk değerini hesaplamak için PS sınıflandırıcısına gönderildiği görülmektedir. PS sınıflandırıcı, her kromozomu özellikler için maske olarak kullanır. Böylece kromozomdaki her bir genin, PS-sınıflandırıcıda kullanılması veya kullanılmaması için ilgili özelliğin belirlendiğini belirler. PS sınıflandırıcısı her bir kromozom için bir uygunluk değeri belirler ve GA bu uygunluk değerlerini kromozomun evrimi sürecinde kullanır. Sonunda GA, optimum bir özellik alt kümesi bulur.

Önerilen modelde, her popülasyondaki kromozomların sayısı (popülasyonun büyüklüğü) 150 ve maksimum yineleme 300'dür. Mutasyon oranı 0.4, çapraz geçiş 0.5 ve elit oranı 0.1'dir. Ayrıca PS sınıflandırıcısı için 150'lik sürünme büyüklüğü seçildi ve başlangıç ağırlığı 0.7 seçilmiştir.

Acharya ve diğ. (2010) çalışmalarında, gri seviyeli eş matris değerlerini kullanarak 16 doku özelliği çıkartmışlardır. Çıkarılan bu özelliklerin anlamlılık değerlerini normal ve anormal olarak sınıflandırılan görüntülere göre klinik olarak kıyaslamışlardır. Tablo 6.2'de gösterildiği üzere yapılan kıyaslama sonucunda doku özelliklerine göre minimum hesaplanan değere sahip olan 4 adet doku özelliğini diğerlerine göre klinik olarak daha anlamlı bulduklarını belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada Acharya ve diğ. (2012) yaptığı çalışma da göz önünde bulundurarak Moment1-ortalama (mean), moment3-çarpıklık (skewness), çalışma yüzdesi(run percentage) ve gri seviye düzensizliği (gray level non-uniformity) olarak dört doku özelliği seçilmiştir (Acharya ve diğ. 2010).

Tablo 6.2: Seçilen özelliklerin değerleri (Acharya ve diğ. 2010)

Features	Normal	Abnormal	p-Value
Moment1	41.0±16.9	68.3±26.1	less than 0.0001
Moment3	5.625E+04±8.240E+04	2.515E+05±2.531E+05	0.0006
Run Percentage	0.404±2.119E-02	0.420±1.958E-02	0.0088
Gray Level Non-uniformity	8.506E+03±668	9.114E+03±868	0.0078

6.7 Sınıflandırma

6.7.1 Destek Vektör Makinası

DVM, geniş bir yelpazedeki örüntü tanıma sorunlarına başarıyla uygulanan denetimli örüntü sınıflandırmasına yeni bir yaklaşımdır ve ayrıca verilerden sınıflandırma ve regresyon kurallarını öğrenmek için bir eğitim algoritmasıdır. DVM, yüksek boyutsallık özellikli alanlarla doğru ve verimli çalışmak için en uygun olanıdır. Ayrıca DVM güçlü matematiksel temellere dayanır ve basit ve çok güçlü algoritmalara dayanır.

DVM modellemesinin amacı, pozitif ve negatif örnekleri birbirinden optimum sınırdan ayıran ayırıcı bir hiper düzlem bulmaktır. Temel olarak, bu, ayırıcı hiper düzlemin, her sınıf için eğitim verilerinin dışbükey kabuklarını ayıran en kısa çizgiye dik olacak şekilde yönlendirilmesini ve bu çizginin ortasına yerleştirilmesini içerir. Kenar boşluğunun genişliğini sınırlayan vektörler, destek vektörleridir (Tan ve diğ. 2009).

Tablo 6.3: Karmaşıklık matrisi (Göreke ve diğ. 2014)

		TAHMİN		
		HAYIR	EVET	TOPLAM
GERÇEK	HAYIR	TN	FP	
	EVET	FN	TP	
	TOPLAM			

Bu aşamada termal görüntülerin gerçekteki durumu ve sınıflandırma sonuçları karşılaştırılarak Tablo 6.3’de yer alan karmaşıklık matrisi oluşturulmuştur.

Göğüslerin sınıflandırılmasıyla ilgili sonuçların ifadeleri aşağıdaki gibidir:

Gerçek Pozitif (TP): Hasta olan göğsün hasta olarak doğru şekilde sınıflandırıldığı,

Yanlış Pozitif (FP): Sağlıklı bir göğsün hasta olarak yanlış sınıflandırıldığı,

Gerçek Olumsuz (TN): Sağlıklı bir göğsün sağlıklı olarak doğru bir şekilde sınıflandırıldığı,

Yanlış Negatif (FN): Hasta olan göğsün sağlıklı olarak sınıflandırılmasıdır (Görece ve diğ. 2014).

Elde edilen sınıflandırma sonuçlarını kullanarak (yani, bu dört sınıfın her birindeki görüntülerin sayısı), en yaygın performans ölçütleri :

$$\text{Toplam} = TP + TN + FP + FN$$

$$\text{Gerçek Pozitifler} = TP + FN$$

$$\text{Gerçek Negatifler} = TN + FP$$

Doğruluk (Accuracy) = Doğru olarak sınıflandırılan tüm bölümlerin tamamına oranı ile elde edilir.

$$\text{Doğruluk} = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN}$$

Hassasiyet (True Positive Rate) = Doğru olarak tahmin edilen değerlerin gerçekte var olanlara oranı ile edilir.

$$\text{Duyarlılık} = \frac{TP}{TP + FN}$$

Özgüllük (True Negative Rate)= Yok olanı tahmin etme oradır.

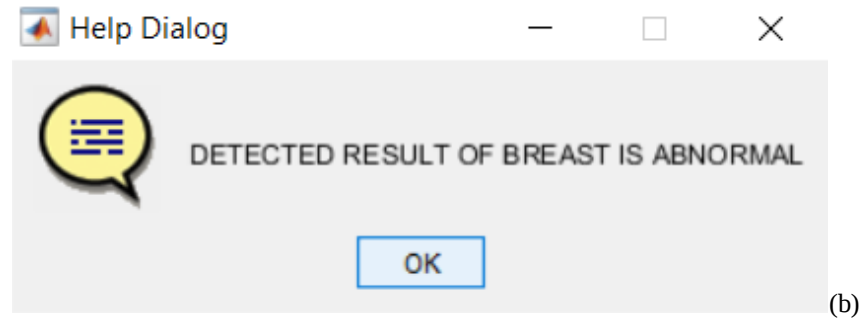
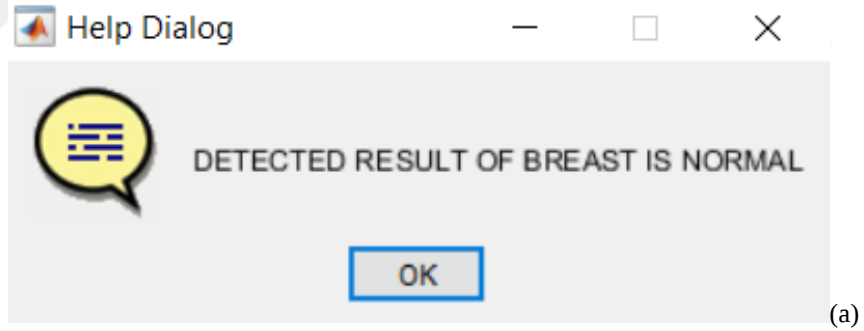
$$\text{Özgüllük} = \frac{TN}{TN + FP}$$

Termogram görüntüleri üzerinde yapılan çalışmalar sonucunda sınıflandırma sonuçları Tablo 6.4’de karmaşıklık matrisi üzerinde gösterilmiştir.

Tablo 6.4: Karmaşıklık matrisi sonucu

		TAHMİN		TOPLAM
		HAYIR	EVET	
GERÇEK	HAYIR	28	2	30
	EVET	4	26	30
	TOPLAM	32	28	

Sınıflandırmaların karşılaştırma yapılarak daha iyi anlaşılabilmesi için iki örnek türüne ait sonuçlara yer verilmiştir. Önerilen sistemin sınıflandırma sonuçlarının Normal veya Anormal olma durumu Şekil 6.20’de gösterilmektedir.



Şekil 6.21: Sınıflandırma Sonucu a) Normal, b) Normal Olmayan(Abnormal)

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

7.1 Sonuçlar

Meme kanseri kadınlarda en sık görülen ve ölüme neden olan kanser türleri arasında ilk sırada yer almaktadır. Birçok hastalığın tedavi edilmesinde erken teşhis ve doğru tedavi yöntemlerinin izlenmesi hastanın iyileşmesi ve yaşam kalitesinin artırılmasında çok önemlidir (Yıldız 2012).

Meme kanseri, meme içerisindeki herhangi bir dokudan başlayarak yayılan ve ölüm oranı yüksek olan bir sağlık sorunudur. Görüntü sınıflandırma ve tümör tespiti için ilaç tarama aracındaki (mamogram) geleneksel yöntem klinisyen muayenesidir; Bu yöntemler, büyük miktarda veri için genellikle tekrarlanamayan, pratik olmayan ve hasta için yüksek miktarda radyasyon içermektedir. Ayrıca yoğun memeli kadınlardan alınan görüntüler için, ciddi yanlışlıkla sınıflandırılmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle, meme kanseri teşhisinde yüksek duyarlılık ile çalışıp özgüllüğe sahip olan yöntemler gerekmektedir. Bu nedenle, termal görüntülemeye dayalı (termografi), kızılötesi kamerayı kullanarak daha az maliyetli olan ve hasta için yan etkisi olmayan yöntemlere ihtiyaç vardır.

Bu çalışmada, termal görüntüleri sınıflandırarak meme kanserinin erken teşhisinde kullanılabilecek bir tanı tekniği geliştirilmiştir. Bu sınıflandırma sonucunda karmaşıklık matrisinden elde edilen verilere göre, sistemin doğruluğu %90.0, hassasiyeti (duyarlılık) %86.0 ve özgüllüğü %93.0 olarak elde edilmiştir.

7.2 Öneriler

Sınıflandırıcıları kullanan bir teşhis aracının doğruluğu, eğitim verilerinin büyüklüğü, kalitesi ve sınıflandırıcı girişi olarak seçilen özellikler gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Yapılan çalışmada sınıflandırmanın doğruluğunu, daha iyi doku özellikleri çıkarılarak ve daha büyük bir örneklem büyüklüğü kullanılarak tekrar edilmesiyle iyileştirilmesi önerilmektedir.

Gelecek çalışmalarda, bu erken tanı yöntemi deri yüzeyindeki sıcaklık değişimleriyle belli olabilecek diğer kanser türlerinin tespiti için de kullanılabilir.

Geliştirilen yöntemin mobil uygulaması yapılarak herkesin kolay bir şekilde kullanabileceği kontrol amaçlı programlar geliştirilebilir. Özellikle doktorların bu uygulamaları edinmesi sağlanarak hastanelerdeki iş yükleri azaltılabilir.



8. KAYNAKLAR

Acharya, U. R., Ng, E. Y. K., Tan, J. H., & Sree, S. V., “Thermography based breast cancer detection using texture features and support vector machine.”, Journal of Medical Systems, 36(3), 1503-1510, (2012).

Ahmad, A., Equbal, M.J., Khan, J.M., “Nanotechnology as a next generation therapeutics: Hope for cancer treatment, In: Modern Technology: Present and Future of Cancer,” (Editors: Muzafar Ahmad Macha), Publisher: OMICS International, (2015).

Akbaş, E., Seyrek, E., Şenli, H.M., Erdoğan, N.E., Helvacı, İ., “Beta adrenerjik reseptör 2 kodon 27 polimorfizmi ile meme kanseri arasındaki ilişkinin araştırılması”, The Journal of Breast Health, 7 (1): 5-9, (2011).

Alpteker H., Gümüş D., Doğan S., Bilir S., M. Önal, "Kız öğrencilerin meme kanseri ve kendi kendine meme muayenesi bilgi ve uygulamalarının incelenmesi," Meme Sağlığı Dergisi, c. 7, s. 3, ss. 176-181, (2011).

Amadou A, Hainaut P, Romieu I, Amadou A, Hainaut P, Romieu I., “Role of obesity in the risk of breast cancer: lessons from anthropometry, role of obesity in the risk of breast cancer: lessons from anthropometry”, Journal of Oncology, Article ID 906495, 19 pages, (2013).

Anbar, M., Milescu, L., Naumov, A., Brown, C., Button, T., Carly, C., & AlDulaimi, K., “Detection of cancerous breasts by dynamic area telethermometry”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 20(5), 80-91, (2001).

Arıbal, E., Tunçbilek, N., Çelik, L., “Türk radyoloji derneği meme radyolojisi çalışma grubu meme kanseri radyolojik tarama standartları”, The Journal of Breast Health, 8 (1): 3-10, (2012).

Arora, N., Martins, D., Ruggerio, D., Tousimis, E., Swistel, A. J., Osborne, M. P., & Simmons, R. M., “Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging

system in the detection of breast cancer”, The American Journal of Surgery, 196(4), 523-526, (2008).

Ayhan, S., & Erdoğan, Ş., “Destek vektör makineleriyle sınıflandırma problemlerinin çözümü için çekirdek fonksiyonu seçimi”, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Dergisi, 9(1), 175-201, (2014).

Bankman, I. N., & Morcovescu, S., “Handbook of medical imaging. processing and analysis”, Medical Physics, 29(1), 107-107, (2002).

Bankman, I. N., "Handbook of medical image processing and analysis", 2Nd ed. Burlington, MA, USA: Elsevier, (2009).

Baykara, O., Horizons in Cancer Research vol.57. Current Therapies and Latest Developments in Cancer Treatment, s.105-156. Editor: Watanabe, Hiroto S. Nova Science Publishers, New York, ABD. ISBN: 978-1-63482-498-9, (2015).

Bayol, Ü., Özmen, V., Tuncer, M., Tarcın, E., Aydın, P., Uhri, M., Demirkazık, F., Fidaner, C., Haydaroglu, A., Meme kanseri tarama yöntemleri, Meme Sağlığı Dergisi, Cilt: 3 Sayı: 2, 109-111, (2007).

Bennett IC., Gattas M, Teh BT., “The management of familial breast cancer”, Breast Edinb Scotl, 9(5):247–63, (2009).

Bertoni, N., de Souza, M. C., Crocamo, S., Szklo, M., & de Almeida, L. M., “ Is a Family History of the Breast Cancer Related to Women’s Cancer Prevention Behaviors”, International journal of behavioral medicine, 26(1), 85-90, (2019).

Bezdek, J. C., Robert E., Full W., "FCM: The fuzzy c-means clustering algorithm", Computers and Geosciences, vol 10, pp. 191-203, (1984).

Biçer, M. B., “Meme kanseri görüntülemesinde mikrodalgaın yeri” Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fen Bilimleri Dergisi, 30(4), 257-263, (2014).

Boltzmann, L., “Ableitung des stefan'schen gesetzes, betreffend die abhängigkeit der wärmestrahlung von der temperatur aus der electromagnetischen lichttheorie”, Annalen Der Physik Und Chemie, 22(6), 291-294, (1884).

Borchardt, T. B., Conci, A., Lima, R. C., Resmini, R., & Sanchez, A., “Breast thermography from an image processing viewpoint: A survey”, *Signal Processing*, 93(10), 2785-2803, (2013).

Breast Cancer,(15Mart 2019),<https://www.merckmanuals.com/home/women-s-health-issues/breast-disorders/breast-cancer>.

Ciatto, S., Ambrogetti, D., Collini, G., Cruciani A., Ercolini E., Risso G., Rosselli Del Turco M., "Computer-aided detection (CAD) of cancers detected on double reading by one reader only," *The Breast*, vol. 15, no. 4, pp. 528-532, (2006).

Civcik, L., "Görüntü zenginleştirme ve hücresel YSA kullanarak meme kanseri teşhisi," Doktora tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Selçuk Üniversitesi, Konya, Türkiye, (2013).

Çalışan, M., & Türkoğlu, İ., “Termal kameralar ve uygulamaları”, *Elektrik-Elektronik Bilgisayar Sempozyumu (FEEB 2011)*, 46-50, (2011).

Çolak., A, Polat. B, Okumuş., Z, Kaya. M, Yanmaz., LE, Hayırlı. A.,“Early detection of mastitis using infrared thermography in dairy cows”, *Journal Of Dairy Science*, 91(11): 4244-8, (2008).

Çomak, E., & Arslan, A., “A support vector machine using the lazy learning approach for multi-class classification”, *Journal of Medical Engineering & technology*, 30(2), 73-77, (2006).

Çomak, E., “Destek vektör makinelerinin etkin eğitimi için yeni yaklaşımlar”, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, (2008).

Çomak, E., Arslan, A., & Türkoğlu, İ., “A decision support system based on support vector machines for diagnosis of the heart valve diseases”, *Computers in biology and Medicine*, 37(1), 21-27, (2007).

Danacı, M., Çelik, M., & Akkaya, A. E., “Veri madenciliği yöntemleri kullanılarak meme kanseri hücrelerinin tahmin ve teşhisi”, *Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulama Sempozyumu*, 21-24, (2010).

Dandıl, E., Ekşi, Z., & Çakıroğlu, M., “Mamogram Görüntülerinden Bilgisayar Destekli Kitle Teşhisi Sistemi”, (2015).

Demirel, B., “Meme kanseri tedavi yöntemlerinin veri madenciliği ile belirlenmesi”, Doktora Tezi, SDÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, (2008).

Dhahbi S., Barhoumi, W., Zagrouba, E., "Breast cancer diagnosis in digitized mammograms using curvelet moments," Computers in Biology and Medicine, vol. 64 pp. 79-90, (2015).

Dheeba J., Albert Singh N., Tamil Selvi S., "Computer-aided detection of breast cancer on mammograms: A swarm intelligence optimized wavelet neural network approach", Journal of Biomedical Informatics, vol. 49, pp. 45-52, (2014).

Diakides, M., Bronzino, J. D., & Peterson, D. R. (Eds.), “Medical infrared imaging: principles and practices”, CRC press, (2012).

Düzgün, D., & OR, M., “Termal kameraların tıpta veteriner hekimlikte kullanımı”, TÜBAV Bilim Dergisi, 2(4), 468-475, (2009).

Emel, G. G., & Taşkın, Ç., “Genetik Algoritmalar ve Uygulama Alanları”, Uludağ Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi, 21(1), 129-152, (2002).

Erdim, A. “Meme Kanseri [online]”, (2014). (14 Mart 2019), http://www.istanbulsaglik.gov.tr/w/anasayfalinkler/belge/meme_ca_2014.pdf.

Erkan, U., & Görkem, L., “Tuz-Biber Gürültüsünde Tekrarsız Medyan Filtre”, Gaziosmanpaşa Bilimsel Araştırma Dergisi, 6(2), 11-19, (2017).

Ferlay J, Soerjomataram I, Ervik M, Dikshit R, Eser S, Mathers C, Rebelo M, Parkin DM, Forman D, Bray, F. GLOBOCAN 2012 v1.0, Cancer Incidence and Mortality Worldwide: IARC CancerBase No. 11 [Internet]. Lyon, France: International Agency for Research on Cancer; 2013. Erişim Adresi: <http://globocan.iarc.fr>, Erişim Tarihi:16.01.2018.

Fok, S. C., Ng, E. Y. K., & Tai, K., "Early detection and visualization of breast tumor with thermogram and neural network", *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2(02), 185-195, (2002).

Forman D., L. Bauld, B. Bonanni, H. Brenner, K. Brown, J. Dillner, E. Kampman, M. Manczuk, E. Riboli, K. S. Steindorf, H. Storm, C. Espina, C. P. Wild, "Time for a European initiative for research to prevent cancer: A manifesto for Cancer Prevention Europe (CPE)", *Journal of Cancer Policy*, Volume 17, Pages 15-23, (2018).

Francis, S. V., & Sasikala, M., "Automatic detection of abnormal breast thermograms using asymmetry analysis of texture features", *Journal of medical engineering & technology*, 37(1), 17-21, (2013).

Frize, M., Herry, C., & Roberge, R., Processing of thermal images to detect breast cancer: Comparison with previous work. In *Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society Engineering in Medicine and Biology Vol. 2*, pp. 1159-1160, (2002).

Gautherie, M., & Gros, C. H., "Contribution of infrared thermography to early diagnosis, pretherapeutic prognosis, and post-irradiation follow-up of breast carcinomas", *Laboratory of Electroradiology, Faculty of Medicine, Louis Pasteur University, Strasbourg, France*, (1976).

Gautherie, M., Gros CM., "Breast Thermography and cancer risk prediction", *Cancer*, vol. 45, pp. 51-6, (1980).

Gayathri. B, M, Sumathi, C, P, Santhanam, T., "Breast cancer diagnosis using machine learning algorithm a survey". *International Journal of Distributed and Parallel Systems* 43, (2013).

Gedik N., "Bilgisayar destekli teşhis sistemi ile mamografi görüntülerinin sınıflandırılması," *Doktora tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon*, (2013).

Ghayoumi Zadeh, H., Pakdelazar, O., Haddadnia, J., Rezai-Rad, G., & Mohammad-Zadeh, M., “Diagnosing breast cancer with the aid of fuzzy logic based on data mining of a genetic algorithm in infrared images”, Middle East Journal of Cancer, 3(4), 119-129, (2012).

González, L., Hernández, R., Igartua, M., & Salvador, A., “Peptide Vaccines and their use for the Treatment of Breast Cancer”, FarmaJournal, 4(1), 339-339, (2019).

Gonzalez, R. C., Woods, R.E., “Digital Image Processing”, 2nd Edition, Prentice Hall, 792s, USA, (2002).

Göreke, V., Uzunhisarcıklı, E., & Güven, A. “Gri Seviyeli Eşoluşum Matrisleri Kullanılarak Sayısal Mamogram Görüntüsünden Doku Özneliklerinin Çıkarılması ve Yapay Sinir Ağı ile Kitle Tespiti”, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi-TıpTekno’14, (2014).

Haciefendioğlu, Ş., “Makine öğrenmesi yöntemleri ile glokom hastalığının teşhisi”, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, (2012).

Halk Sağlığı Genel Müdürlüğü Kanser Dairesi Başkanlığı. (2017). [Online]. Erişim:www.kanser.gov.tr.

Hankare, P., Shah, K., Nair, D., & Nair, D., “Breast cancer detection using thermography”, Int. Res. J. Eng. Technol, 4(3), 2395-2356, (2016).

Hassan, A. M., El-Shenawee, M., “Review of Electromagnetic Techniques for Breast Cancer Detection”, IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 4, 103-118, (2011).

Hertz A., Kobler, D., A. “A framework for the description of evolutionary algorithms”, European Journal of Operational Research, 126(1), 1-12, (2000).

Holland, J. H., Adaptation in Natural and Artificial Systems, University of Michigan Press, (1975).

Hughes, S., Medical ultrasound imaging. Physics Education, 36(6), 468, (2001).

Ignarro, L. J., Harbison, R. G., Wood, K. S., & Kadowitz, P. J., “Dissimilarities between methylene blue and cyanide on relaxation and cyclic GMP formation in endothelium-intact intrapulmonary artery caused by nitrogen oxide-containing vasodilators and acetylcholine” *Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics*, 236(1), 30-36, (1986).

Júnior, L. C. K., Corrêa, R., Vander Heyden, Y., & Cechinel Filho, V., “All that glitters is not gold: Panning cytotoxic natural products and derivatives with a fused tricyclic backbone by the estimation of their leadlikeness for cancer treatment”, *European journal of medicinal chemistry*, (2019).

Kapil U, Bhadoria AS, Sareen N, Singh P, Dwivedi SN., “Reproductive factors and risk of breast cancer: a review”, *Indian J Cancer*, 51(4):571–6, (2014).

Kapoor, P., & Prasad, S. V. A. V., “Image processing for early diagnosis of breast cancer using infrared images”, *The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering*, Vol. 3, pp. 564-566, (2010).

Kara Çeten, D., Kızılkaya, O., Mayadaglı, A., & İncekara, O., “Meme Kanserinde Tedavi Sonuçlarımız”, *Şişli Etfal Tıp Bülteni*, 34(1), 53-56, (2000).

Khan S.U., Islam N., Jan Z., Din I., Rodrigues J.P.C., “A novel deep learning based framework for the detection and classification of breast cancer using transfer learning”, *Pattern Recognition Letters*, 125(1), pp.1-6, (2019).

Khuwaja, G. A., & Abu-Rezq, A. N., “Bimodal breast cancer classification system”, *Pattern analysis and applications*, 7(3), 235-242, (2004).

King, M. C., Marks, J. H., & Mandell, J. B., “Breast and ovarian cancer risks due to inherited mutations in BRCA1 and BRCA2”, *Science*, 302(5645), 643-646, (2003).

Kurt, B., "Mamografi görüntülerinin yorumlanmasıyla bilgisayarlı teşhis sisteminin tasarımı," *Doktora tezi*, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon, Türkiye, (2014).

Kurt, M., & Semetay, C., “Genetik algoritma ve uygulama alanları”, *Mühendis ve Makina*, 42(501), 19-24, (2001).

Kuruganti, P. T., & Qi, H., “Asymmetry analysis in breast cancer detection using thermal infrared images”, In Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society Engineering in Medicine and Biology ,Vol. 2, pp. 1155-1156, (2002).

Kutluk, T, Kars, A. “Kanser Konusunda Genel Bilgiler”, Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu Yayınları, Ankara, (1992).

Laughmiller. J., A, Spire. M., F, Dritz., S.S, Fenwick., B.W, Hosni., M.H, Hogge, S.B., “Relationship between mean surface temperature measured by use of infrared thermography and ambient temperature in clinically normal pigs and pigs inoculated with *Antinobacillus Pleuropeumobia*. Am’’, J. Vwt.Res, 62: 676-681, (2001).

Megginson, L.C., ‘Lessons from Europe for American Business’, Southwestern Social Science Quarterly, 44(1), 3-13, p.4, (1963).

Mohamed, N.A.E, (2015). "Breast cancer risk detection using digital infrared thermal images.", (2015).

Ng, E. Y. K., & Kee, E. C., “Advanced integrated technique in breast cancer thermography”, Journal of Medical Engineering & Technology, 32(2), 103-114, (2008).

Nitze, I., Schulthess, U., & Asche, H., “Comparison of machine learning algorithms random forest, artificial neural network and support vector machine to maximum likelihood for supervised crop type classification” Proc. of the 4th GEOBIA, 35, (2012).

Ondrusek N, Warner E, Goel V., “Development of a knowledge scale about breast cancer and heredity”, Breast Cancer Research and Treatment, 53: 69-75, (1999).

Osowski, S., Siwek, K., & Markiewicz, T., “Mlp and svm networks-a comparative study”, In Proceedings of the 6th Nordic Signal Processing Symposium, 2004. NORSIG 2004. (pp. 37-40), (2004).

Özmen, V., Cantürk, Z., Çelik, V., Güler, N., Kapkaç, M., Koyuncu, A., Müslümanoğlu, M., Utkan, Z., Meme Hastalıkları Kitabı, 2. Baskı, İstanbul, Türkiye: Güneş Tıp Kitabevleri, Böl. 1, ss. 3-13, (2012).

Perihanoğlu, G. M., “Dijital Görüntü İşleme Teknikleri Kullanılarak Görüntülerden Detay Çıkarımı”, Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, (2015).

Poussart, Y., Frize, M., & Roberge, R., “The re-evaluation of thermography in breast cancer detection by new image enhancement techniques”, Terry Fox Foundation, Fredericton, NB, Canada, Research Report, (1988).

Prakash, R. M., Bhuvaneshwari, K., Divya, M., Sri, K. J., & Begum, A. S., “Segmentation of thermal infrared breast images using K-means, FCM and EM algorithms for breast cancer detection”, In 2017 International Conference on Innovations in Information, Embedded and Communication Systems (ICIIECS), pp. 1-4, (2017).

Qi, H., & Diakides, N. A., “Thermal infrared imaging in early breast cancer detection-a survey of recent research. In Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cat. No. 03CH37439, Vol. 2, pp. 1109-1112, (2003).

Qi, H., Head, J. F., “Asymmetry analysis using automatic segmentation and classification for breast cancer detection in thermograms. In 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 3, pp. 2866-2869, (2001).

Qi, H., Kuruganti, P. T., & Snyder, W. E., “Detecting breast cancer from thermal infrared images by asymmetry analysis”, Medicine and Medical Research, 38, (2012).

Qi, H., Snyder, W. E., Head, J. F., & Elliott, R. L., “Detecting breast cancer from infrared images by asymmetry analysis”, In Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cat. No. 00CH37143, Vol. 2, pp. 1227-1228, (2000).

Rejani, I., N., Selvi, S., T., "Early detection of breast cancer using SVM classifier technique", International Journal on Computer Science and Engineering. 13, ISSN 0975-3397, (2009).

Rothlauf F., "Representations for Genetic and Evolutionary Algorithms", In: Representations for Genetic and Evolutionary Algorithms. Springer, Berlin, Heidelberg, (2006).

Scales, N., Kerry, C., & Prize, M., "Automated image segmentation for breast analysis using infrared images", In The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society ,Vol. 1, pp. 1737-1740, (2004).

Selvarasu, N., Nachaippan, A., & Nandhitha, N. M., "Image processing techniques and neural networks for automated cancer analysis from breast thermographs-a review", Indian Journal of Computer Science and Engineering (IJCSE), 3(1), 133-137, (2012).

Sherman, C., D, Calman, K., C., Eckhardt, S., Elsebai, I., Firat, D., Hossfeld, D. K., ... & Salvadori, B. (Eds.). "Manual of clinical oncology", Springer Science & Business Media, (2012).

Sherman, C.D., Calma, K.C., Hossfeld, D.K., "Klinik Onkoloji", Sağlık Bakanlığı Türk Kanser Araştırma ve Savaş Kurumu, Ankara, 162-164, (1990).

Strumylaite, L., Sharp, S. J., Kregzdyte, R., Poskiene, L., Bogusevicius, A., & Pranys, D., "The association of low-to-moderate alcohol consumption with breast cancer subtypes defined by hormone receptor status", PloS one, 10(12), e0144680, (2015).

Tan, J. M., Ng, E. Y. K., Acharya, R., Keith, L. G., & Holmes, J., "Comparative study on the use of analytical software to identify the different stages of breast cancer using discrete temperature data", Journal of medical systems, 33(2), 141-153, (2009).

Thamil Selvi, J., Kavitha, G., Sujatha, C.M., "Fourth order diffusion model based edge map extraction of infrared breast images", Journal of Computational Methods in Sciences and Engineering, pp. 1, 2018.

Toğaçar, M., & Ergen, B., “Deep Learning Approach For Classification Of Breast Cancer.” In 2018 International Conference on Artificial Intelligence and Data Processing (IDAP), pp. 1-5 , (2018).

Toz, G., “Görüntü İşleme Teknikleriyle Meme Kanserinin Teşhisi”, Doktora Tezi, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı, Düzce, (2018).

“Türkiye Kanser İstatistikleri 2015”, Kanser Dairesi Başkanlığı, Ankara, (2018).

TÜİK. “Ölüm Nedeni İstatistikleri, 2014”. Erişim Adresi: <http://www.tuik.gov.tr/PreHaberBultenleri.do?id=18855> Erişim Tarihi: 16.11.2018

Uzun, Ö., Karabulut, N., & Karaman, Z., “Hemşirelik Öğrencilerinin Kendi Kendine Meme Muayenesi ile ilgili bilgi ve uygulamaları.”, Anadolu Hemşirelik ve Sağlık Bilimleri Dergisi, 7(1), (2004).

Visual Lab DMR, Database of mastologic images thermal imaging, (24 Aralık 2018), <http://visual.ic.uff.br/dmi/>.

World Cancer Report 2014. Ed: Stewart BW, Wild CP. Published by the International Agency for Research on Cancer, Lyon, France, (2014).

Xiao Y., Wu, J., Lin, Z., Zhao, X., “A deep learning-based multi-model ensemble method for cancer prediction”, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Volume 153, Pages 1-9, (2018).

Xu, M., Thulasiraman, P., Noghanian, S., “Microwave Tomography for Breast Cancer Detection on Cell Broadband Engine Processors”, J. Parallel Distrib. Comput., 72, 1106-1116, (2011).

Yıldız, O., “Dna Mikrodizi Analizleri ile Meme Kanseri Hastalarında Prognozun Genetik Algoritma Kullanılarak Belirlenmesi”, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü, Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi, Ankara, (2012).

Yıldız, O., Tez, M., Bilge, H.Ş., Akcayol, M.A., Güler, İ., "Meme Kanseri Sınıflandırması İçin Gen Seçimi", IEEE 20. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, (2012).

Yorgancı, K., Kaynaroğlu, V., Yaşlılarda Meme Kanseri ve Tedavisi, Geriatri 2 (2): 61-66, (1999).



9. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Gözde OKAL

Doğum Yeri ve Tarihi : Isparta 19.05.1991

Lisans Üniversite : Pamukkale Üniversitesi

Elektronik posta : okalgozde@gmail.com

İletişim Adresi : Denizli

Bildiri Listesi :

- Okal, G., “Okul Öncesi Eğitiminde STEM Müfredat Örneği”, 13. Ulusal Fen Bilimleri ve Matematik Eğitimi Kongresi, Denizli, Turkey, (2018).
- Okal, G., “STEM Eğitiminde İlköğretim Müfredat Örneği”, 13. Ulusal Fen Bilimleri ve Matematik Eğitimi Kongresi, Denizli, Turkey, (2018).