İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MATEMATİKSEL MORFOLOJİK FİLTRELEME İLE GÜRÜLTÜ GİDERME VE KONTRAST İYİLEŞTİRME

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Büşra TÜRKER

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Mayıs 2020

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MATEMATİKSEL MORFOLOJİK FİLTRELEME İLE GÜRÜLTÜ GİDERME VE KONTRAST İYİLEŞTİRME

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Büşra TÜRKER
504181417

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. İsa YILDIRIM

Mayıs 2020

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504181417 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Büşra TÜRKER, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "MAMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MATEMATİKSEL MORFOLOJİK FİLTRELEME İLE GÜRÜLTÜ GİDERME VE KONTRAST İYİLEŞTİRME" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :	**Doç. Dr. İsa YILDIRIM** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
Jüri Üyeleri :	**Prof. Dr. Ender Mete EKŞİOĞLU** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
	Doç. Dr. Birnur YILMAZ Okan Üniversitesi	.....

Teslim Tarihi : 05 Mayıs 2020
Savunma Tarihi : 20 Mayıs 2020

Sevgili Aileme,

ÖNSÖZ

Yüksek lisans tez dönemim boyunca bana her daim değerli zamanını ayıran, beni en güzel şekilde yönlendiren, umutsuzluğa düştüğüm anlarda desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. İsa Yıldırım'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Çalıştığım kurumda tanıştığım, tez çalışmamın en kritik yerinde beni yönlendirerek tüm çalışma sürem boyunca desteğini bir an olsun eksik etmeyen çok değerli hocam Doç. Dr. Hüseyin Ozan Tekin'e teşekkürü bir borç bilirim. Hüseyin Ozan Tekin hocamın yönlendirmesiyle tanıştığım, görüntülerimin yorumlanmasında bana destek olan, yardıma ihtiyacım olduğunda beni asla geri çevirmeyen Uzman Radyolog Doç. Dr. Birnur Yılmaz hocama sevgilerimi, saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım. Akademik çalışma süreci her ne kadar zorlu ve yıpratıcı bir süreç olsa da böyle başarılı ve anlayışlı hocalarımız sayesinde her zorluk aşılıyor. Tüm bunların yanında kendinize ve bilim dünyasına kattığınız değer kalıyor. Tabi ki yalnızca tez çalışma sürecim değil, tüm eğitim hayatım boyunca beni destekleyen ve hayata hazırlayan köklerim, sevgili aileme tez çalışmamı adıyor, sevgi ve saygılarımı sunuyorum.

Nisan 2020 Büşra Türker

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **xi**
SEMBOLLER ..... **xiii**
ÇİZELGE LİSTESİ ..... **xvii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xix**
ÖZET ..... **xxiii**
SUMMARY ..... **xxvii**
1. GİRİŞ VE LİTERATÜR ÖZETİ **1**
1.1 Meme Kanseri ve Erken Teşhisin Önemi 1
1.2 Meme Görüntüleme Teknikleri 3
1.2.1 Mamografi 4
1.2.2 Ultrason 5
1.2.3 Manyetik rezonans görüntüleme 6
1.3 Mevcut Yöntemler 7
1.4 Çalışmanın Katkıları ve Tez Planı 21
2. MAMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME **25**
2.1 Kuramsal Temeller 25
2.1.1 X ışınları 25
2.1.2 Mamografide fiziksel kuramlar 25
2.1.3 Mamografi sistemleri 28
2.1.3.1 X ışını jeneratörü 28
2.1.3.2 X ışını tüpü 28
2.1.3.3 Sıkıştırma sistemi 32
2.1.3.4 Otomatik pozlama kontrolü 32
2.1.3.5 Mamografik ızgaralar 33
2.2 Görüntü Oluşturma 35
2.3 Meme Anatomisi ve Artefaktlar 36
2.3.1 Meme anatomisi 36
2.3.2 Artefaktlar 38
2.3.2.1 Hasta kaynaklı artefaktlar 38
2.3.2.2 Donanım kaynaklı artefaktlar 39
2.3.2.3 Yazılım işleme artefaktları 41
2.4 Kontrast Çözünürlüğü ve Uzaysal Çözünürlük 42
3. KONTRAST İYİLEŞTİRMEDE KULLANILAN YÖNTEMLER **45**
3.1 Kontrast Sınırlı Uyarlanır Histogram Eşitleme Filtresi 45
3.2 Uyarlanır Sigmoid Fonksiyonlarla İkili Histogram Eşitleme Filtresi 47
3.3 Homomorfik filtre 48
3.4 Bulanık Maskeleme filtresi 49
3.5 Morfolojik Filtre 51

4. YÖNTEM 57
4.1 Morfolojik Görüntü Filtreleme Algoritması 57
4.2 Morfolojik Görüntü Yumuşatma 57
4.3 Artık Görüntünün İşlenmesi 59
4.4 Algoritmanın Teknik Açıklaması 63
5. VERİ SETİ VE SONUÇLAR, YORUMLAR 67
5.1 Tekli Görüntüler ve Uzman Radyolog Yorumları 67
5.2 Dörtlü Görüntüler ve Uzman Radyolog Yorumları 74
5.3 Kontrast Gürültü Oranı Sonuçları 79
6. TEZ ÇALIŞMASININ SONUÇLARI VE GELECEK ÇALIŞMALAR 83
KAYNAKLAR 87
EKLER 97
ÖZGEÇMİŞ 111

KISALTMALAR

AAPM : Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (American Association of Physicists in Medicine)
AEC : Otomatik Pozlama Kontrolü (Automatic Exposure Control)
AHE : Uyarlanır Histogram Eşitleme (Adaptive Histogram Equalization)
ANN : Yapay Sinir Ağı (Artificial Neural Network)
AOM : Alan Çakışma Ölçümü (Area Overlap Measure)
ASF : Alternatif Sıralı Filtreleme (Alternating Sequential Filtering)
BEASF : Uyarlanır Sigmoid Fonksiyonlarla İkili Histogram Eşitleme (Bi-Histogram Equalization with Adaptive Sigmoid Functions)
CBIR : İçerik Tabanlı Görüntü Alma (Content-Based Image Retrieval)
CBRL : Bağlamsal Bayes Gevşeme Etiketleme (**C**ontextual Bayesian Relaxation Labeling)
CCD : Yükten Bağlaşımlı Aygıt (Charge-Coupled Device)
CII : Kontrast Geliştirme İndeksi (Contrast Improvement Index)
CIR : Kontrast İyileştirme Oranı (Contrast Improvement Ratio)
CLAHE : Kontrast Sınırlı Uyarlanır Histogram Eşitleme (Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization)
CNR : Kontrast Gürültü Oranı (Contrast to Noise Ratio)
CT : Bilgisayarlı Tomografi **(**Computed Tomography)
DQE : Algılayıcı Kuantum Verimi (Detective Quantum Efficiency)
DUSAT : Çift Aşamalı Uyarlanır Eşikleme (Dual Stage Adaptive Thresholding)
FGGM : Sınırlı Genelleştirilmiş Gauss Karışımı (Finite Generalized Gaussian Mixture)
FHCE : Bağıl Elementlerin Frekans Histogramı (Frequency Histogram of Connected Elements)
FROC : Doğal Tepki Alıcı İşletim Karakteristiği (Free-response Receiver Operating Characteristic)
GAC : Jeodezik Aktif Dış Hatlar (Geodesic Active Contours)
HE : Histogram Eşitleme (Histogram Equalization)

HVL : Yarı Değerli Katman (Half-Value Layer)

K-NN : K-En Yakın Komşular (K-Nearest Neighbors)

LOT : Yerel İşletim Dönüşümü (Local Operating Transformation)

MCL : Çoklu Eş Merkezli Katmanlar (Multiple Concentric Layers)

MIC : Morfolojik Görüntü Temizleme (Morphologic Image Cleaning)

MMNN : Çoklu Modüler Sinir Ağı (Multi-Modular Neural Network)

MRA : Çoklu Regresyon Analizi (Multiple Regression Analysis)

MRI : Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging)

MSR : Çok-Ölçekli Retinex (Multi-Scale Retinex)

P : Saflık (Purity)

PET : Pozitron Emilim Tomografi (Positron-Emission Tomography)

ROC : Alıcı İşletim Karakteristiği (Receiver Operating Characteristic)

SD : Sinyal Farkı (Signal Difference)

SE : Sinyal Etkisi (Signal Efficiency)

SE : Yapı Elemanı (Structural Element)

SNR : Sinyal Gürültü Oranı (Signal to Noise Ratio)

SOM : Kendi Kendini Organize Eden Harita (Self-Organizing Map)

SPCNN : Modifiye Edilmiş Sinir Ağı Modeli (Simplified Pulse Coupled Neural Network)

SPECT : Tek-Foton Emilim Bilgisayarlı Tomografi (Single-Photon Emission Computed Tomography)

SRG : Ekili Bölge Geliştirme (Seeded Region Growing)

SVM : Destek Vektör Makinesi (Support Vector Machine)

TMVA : Çok Değişkenli Analiz İçin Araç Kiti (Toolkit for Multivariate Analysis)

US : Ultrason **(**Ultrasound)

WHO : Dünya Sağlık Örgütü **(**World Health Organisation)

SEMBOLLER

$\boldsymbol{E}$	**:** Dalganın Enerjisi
$\boldsymbol{h}$	**:** Plank Sabiti
$\boldsymbol{v}$	**:** Frekans
$\boldsymbol{\lambda}$	**:** Dalga Boyu
$\boldsymbol{c}$	**:** Işık Hızı
$\boldsymbol{n_A}, \boldsymbol{n_B}$	**:** Görüntü Düzlemine Gelen Ortalama X-Işını Sayısı
$\boldsymbol{n_0}$	**:** Memeye Gelen Ortalama X-Işını Sayısı
$\boldsymbol{z}$	**:** Memenin Kalınlığı
μ	**:** Dokunun X-Işını Zayıflatma Katsayısı
$\boldsymbol{a}$	**:** Yapının Kalınlığı
$\boldsymbol{C_{rad}}$	**:** Radyasyon Kontrastı
Mo	**:** Molibdenyum
Rh	**:** Rodyum
W	**:** Tungsten
Ag	**:** Gümüş
Al	**:** Aliminyum
Σ	**:** Seçicilik
C	**:** Kontrast İyileştirme Faktörü
$\boldsymbol{B}$	**:** Bucky Faktör
$\boldsymbol{T_p}$	**:** Birincil Radyasyon İletimi
$\boldsymbol{T_s}$	**:** Dağınık Radyasyon İletimi
r	**:** Izgara Oranı
$\boldsymbol{\overline{h}}$	**:** Kurşun Şeridin Yüksekliği
d	**:** Kurşun Şeridin Kalınlığı
D	**:** Ara Malzemesinin Kalınlığı
$\boldsymbol{N}$	**:** Şerit Yoğunluğu
$\boldsymbol{\mu_1}, \boldsymbol{\mu_2}$	**:** Seçilen Bölge ve Arka Planın Ortalaması
$\boldsymbol{\sigma_2}$	**:** Arka Planın Standart Sapması
$\boldsymbol{L(r,c)}$	**:** Işıklandırma Koşullarının Katkısı

$\boldsymbol{R(r,c)}$: Nesnelerin Yansıtma Özelliklerinin Katkısı

$\boldsymbol{I(r,c)}$: Homomorfik filtre

$\boldsymbol{g(x,y)}$: Kenar Görüntüsü

$\boldsymbol{f(x,y)}$: Giriş Görüntüsü

$\boldsymbol{f_{smooth}(x,y)}$: Yumuşatılmış Görüntü

$\boldsymbol{f_{sharp}(x,y)}$: Keskinleştirilmiş Görüntü

$\boldsymbol{\lambda}$: Laplace Biçimi

$\ominus$: Aşındırma

$\oplus$: Genişletme

$\{\ldots\}$: Küme

$\subseteq$: Alt Küme veya Eşit

$\boldsymbol{A, B}$: Kümeler

$\boldsymbol{B}$: Yapı Elemanı

$\boldsymbol{z}$: A, B Kümeleri İçindeki Noktalar

$\boldsymbol{Z^2}$: İki Boyutlu Evrensel Küme

$\boldsymbol{\widehat{B}}$: B'nin Kendi Orijinine Göre Yansıması

$\cap$: Kesişim

$\circ$: Morfolojik Açma Operatörü

$\bullet$: Morfolojik Kapama Operatörü

$\boldsymbol{max}$: Maksimum

$\neq$: Eşit Değildir

$\emptyset$: Boş Küme

$\cup$: Birleşim

$\boldsymbol{S(A)}$: A'nın İskeleti

$\boldsymbol{k}$: Aşınma Katsayısı

$\boldsymbol{I}$: Orijinal Görüntü

$\boldsymbol{z}$: Yapı Elemanı

$\boldsymbol{I_Z}$: Morfolojik Açma İşlemini

$\boldsymbol{I^Z}$: Morfolojik Kapama İşlemini

$\boldsymbol{O}$: Morfolojik Açma

$\boldsymbol{C}$: Morfolojik Kapama

$\boldsymbol{S_j}$: I Görüntüsünün, d_j Yarıçaplı OCCO ile Yumuşatılmış Sonucu

$\boldsymbol{d_j}$: Yapı Elemanının Yarıçapı

$\boldsymbol{D_j}$: Artık Görüntü

$\boldsymbol{T_j}$: Pozitif Artık Görüntü Kısmı, "Tophat"

$\boldsymbol{B_j}$: Negatif Artık Görüntü Kısmı, "Bothat"

$\boldsymbol{R_j}$: Tophat veya Bothat Görüntüsü

$(\mathbf{x}, \mathbf{y})$: Koordinat Noktaları

$\boldsymbol{p_{R_j}}$: R_j'nin Gri Seviye Olasılık Dağılımı

$\boldsymbol{m_{R_j}}$: $P_{R_j}(n)$'nin İkinci Momentinin Karekökü

$\boldsymbol{f}$: Filtre Parametresi

$\boldsymbol{t}$: Eşik Değeri

$\boldsymbol{J}$: Filtrelenmiş Görüntü

$\boldsymbol{\hat{I}}$: Filtreli Orijinal Görüntü

$\boldsymbol{d}$: Disk Şeklindeki Yapı Elemanının Yarıçapı

$\boldsymbol{T_{acc}}$: Birikmiş Filtreli Tophat Görüntüsü

$\boldsymbol{B_{acc}}$: Birikmiş Filtreli Bothat Görüntüsü

$\boldsymbol{\hat{T}}$: Filtreli Tophat Görüntüsü

$\boldsymbol{\hat{B}}$: Filtreli Bothat Görüntüsü

$\boldsymbol{h}$: Histogram

$\boldsymbol{THRESH}$: Eşikleme Operatörü

$\boldsymbol{RANK}$: Sıralama Operatörü

$\boldsymbol{DILATE}$: Silme Operatörü

$\boldsymbol{AND}$: Mantıksal "VE" Operatörü

$\boldsymbol{ISODEL}$: İzole Bitleri Silme Operatörü

$\boldsymbol{SKELETON}$: İskeletleme Operatörü

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Farklı Al (mm) filtre kalınlıklarına göre doz ölçümleri. **..... 31**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Dünya genelinde, standardize edilmiş yaşta kadın ve erkeklerde en sık görülen on kanser türü ve oranları. **1**
Şekil 1.2 : Dünya genelinde, standardize edilmiş yaşta her iki cinsiyetin 10 kanser türü için görülme sıklığı ve mortalite oranı. **2**
Şekil 1.3 : 2018 yılında tüm yaşlardaki kadınlarda görülen yeni kanser vakaları. **2**
Şekil 1.4 : Mamografi görüntüleme (Çeviri yazara aittir.). **4**
Şekil 1.5 : İnvaziv duktal karsinomalı hastadaki fleomorfik kalsifikasyonları gösteren mamogram görüntüsü. **5**
Şekil 1.6 : Meme kanseri tanısı almış 54 yaşında hastanın sagital ultrason görüntüsü.... ..... **6**
Şekil 1.7 : Meme MRI görüntüsü. **7**
Şekil 2.1 : Normal dokudan geçen A yolu ile değişen kalınlıkta bir memedeki lezyon gibi yapı içeren bölgeden geçen B yolu arasındaki x-ışını iletimindeki farklılıkları saptamanın temel görüntüleme problemini gösteren memenin şematik diyagramı. **26**
Şekil 2.2 : Memedeki tümör, fibroglandüler doku ve yağın ölçülen x-ışını zayıflatma katsayısı çizgisi. **27**
Şekil 2.3 : X-ışını enerjisinde bir kalsifikasyon ve bir meme kitlesinin kontrasta bağlı değişimi (Bu örnekte meme %70 yağ ve %30 fibroglandüler dokudan oluşmaktadır. Tümör 3 mm kalınlığında ve kalsifikasyon 0.2 mm kalınlığında modellenmiştir). **27**
Şekil 2.4 : X-ışını tüpü bileşenleri. **29**
Şekil 2.5 : (a) Mo/Mo (b)Mo/Rh (c)Rh/Rh (d)W/Rh hedef filtre kombinasyonları için 30 kVp'de x-ışın spektrumları. **30**
Şekil 2.6 : X-ışını jeneratörü ve x-ışını tüpü bileşenleri (Çeviri yazara aittir.). **30**
Şekil 2.7 :%50 saçılım kırılmasında kontrast iyileştirme faktörü ve seçicilik arasındaki ilişki grafiği. **34**
Şekil 2.8 : Mamografide bir saçılma önleyici ızgaranın geometrik özellikleri (Çeviri yazara aittir.). **35**
Şekil 2.9 : Meme şeritleriyle glandüler ve bağ dokusu (a) Şematik gösterim, (b) Süt kanal sisteminin iki kısmının doldurulması ile galaktografi (Çeviri yazara aittir.). **37**
Şekil 2.10 : Meme kanserinin konumsal dağılımı. **37**
Şekil 2.11 : Hareket artefaktı: (a) Sağ CC mamogram yoğun meme dokusu ve mikrokalsifikasyonda bulanıklık görünmektedir. (b) (a) görüntüsünün düzeltilmiş halidir (Burada meme dokusu daha az yoğundur ve mikrokalsifikasyonlar fibroglandüler bir arka plana karşı daha belirgin görünmektedir.). **39**
Şekil 2.12 : (a) Çok sayıda okunmayan veya ölü detektör elemanı artefaktı. (b) Yakınlaştırılmış görüntü. **40**

Şekil 2.13 : Yetersiz pozlama "tuz-biber etkisi": (a) 28 kVp ve 8,7 mA ile elde edilen RCC mamogramı. (b) Büyütülmüş görüntü. (c) Düzeltilmiş görüntü .. **40**
Şekil 2.14 : Yazılım işleme artefaktı (Yazılım hatası nedeniyle sistem detektör boyutunu yanlış okumuştur ve sonra doğru detektör boyutunu tekrar ölçmüştür. Bu artefakt RCC açısında görülmektedir.). **41**
Şekil 2.15 : İki farklı görüntüleme sistemi için elde edilen test desenlerinin uzaysal çözünürlük görüntüleri. **43**
Şekil 3.1 : Mamogramın kontrastının geliştirilmesi: (a) Orijinal mamogram. (b) CLAHE kullanarak geliştirilmiş görüntü (Wirth, Lyon, ve Nikitenko, 2004). **46**
Şekil 3.2 : 512 x 512'lik kare görüntünün 64 eşit büyüklükte karelere bölünmüş bölgelerinin yapısı (KB: köşe bölgesi, SB: sınır bölgesi, İB: iç bölge) (Çeviri yazara aittir.). **46**
Şekil 3.3 : BEASF filtreleme: (a) Orijinal ilgili bölge mamogram görüntüsü. (b) Geliştirilmiş görüntü. **48**
Şekil 3.4 : Homomorfik filtreleme blok diyagramı (Çeviri yazara aittir.). **48**
Şekil 3.5 : Homomorfik filtre fonksiyon grafiği (Çeviri yazara aittir.). **49**
Şekil 3.6 : Orijinal ve işlenmiş görüntü. **49**
Şekil 3.7 : Bulanık filtreleme blok diyagramı (Umbaugh, 2010, s. 499). **50**
Şekil 3.8 : A'nın B ile aşındırılması. **52**
Şekil 3.9 : A'nın B ile genişletilmesi. **52**
Şekil 3.10 : A'nın B ile açması. **54**
Şekil 3.11 : A'nın B ile kapaması. **54**
Şekil 3.12 : Basit şekillerle iskeletleştirme : (a) Orijinal resim. (b) 20 kat inceltme. **55**
Şekil 4.1 : Merkezi kırpılmış artık görüntü temelinin iyileştirilmesi. **61**
Şekil 4.2 : Gürültü azaltma algoritmasının ana döngüsünün blok diyagramı **63**
Şekil 4.3 : OCCO alt program blok diyagramı **65**
Şekil 4.4 : Topbot alt program blok diyagramı **65**
Şekil 5.1 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **69**
Şekil 5.2 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **70**
Şekil 5.3 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **71**
Şekil 5.4 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **72**
Şekil 5.5 : Hastanın orijinal dörtlü (rcc, lcc, rmlo ve lmlo) mamografi görüntüleri **75**
Şekil 5.6 : Şekil 5.5'teki orijinal dörtlü görüntülerin önerilen filtreyle işlenmiş dörtlü görüntüleri **76**
Şekil 5.7 : Hastanın orijinal dörtlü (rcc, lcc, rmlo ve lmlo) mamografi görüntüleri **77**
Şekil 5.8 : Şekil 5.7'deki orijinal dörtlü görüntülerin önerilen filtreyle işlenmiş dörtlü görüntüleri **78**
Şekil 5.9 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon **80**

Şekil 5.10 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri **80**
Şekil 5.11 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon..... **81**
Şekil 5.12 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri **81**
Şekil A.1 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **98**
Şekil A.2 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **99**
Şekil A.3 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **100**
Şekil A.4 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **101**
Şekil A.5 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **102**
Şekil A.6 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **103**
Şekil A.7 : (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık Maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel Morfolojik Filtre). **104**
Şekil A.1.1 : Hastanın orijinal üçlü (rcc, lcc, rmlo ve lmlo) mamografi görüntüleri **105**
Şekil A.1.2 : Şekil A.1.1'deki orijinal üçlü görüntülerin önerilen filtreyle işlenmiş üçlü görüntüleri..... **106**
Şekil B.1 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon..... **107**
Şekil B.2 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri **107**
Şekil B.3 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon..... **108**
Şekil B.4 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri **108**
Şekil B.5 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon..... **109**
Şekil B.6 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri **109**

MAMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MATEMATİKSEL MORFOLOJİK FİLTRE İLE GÜRÜLTÜ GİDERME VE KONTRAST İYİLEŞTİRME

ÖZET

Kanser; hücrelerin orantısız olarak çoğalması şeklinde tanımlanan, günümüzde dünya genelinde en yaygın görülen ve ölümle sonuçlanabilen ciddi bir hastalık grubudur. Dünya genelinde, kadınlarda en sık görülen ve mortalite oranı en yüksek olan kanser meme kanseri olarak ortaya çıkmaktadır. Dünya sağlık örgütünün 2018 yılı verilerine göre dünya genelindeki kadınlarda görülen kanserlerin %46,3 oranını meme kanseri oluşturmuş ve bunların %13'lük kısmı mortalite ile sonuçlanmıştır (WHO, 2019). Kadınlar için ciddi bir tehdit oluşturan meme kanserini yenmek için erken teşhisin önemi bilinen bir gerçektir. Kadınların düzenli olarak kendini muayene ve meme taraması yapmaları erken teşhis sürecinde önemli rol oynamaktadır. Teşhis ve tarama için bazı meme görüntüleme teknikleri geliştirilmiş ve klinikte bunların en yaygın kullanımı mamografi meme görüntüleme tekniği olarak ortaya çıkmıştır. Tüm bunların sonucu olarak, mamografi görüntülerinde kanser teşhisi ve görüntü geliştirme çalışmaları geçmişten günümüze önemini korumaktadır.

Karmaşık mamografi görüntülerini nicel olarak yorumlamak, insan gözüyle neredeyse hiç algılanamayan yapısal özellikler sebebiyle oldukça zordur. Bu nedenle görüntülerin, segmentasyon veya yorumlamaya hazır hale getirilmesi için, gürültü giderme, kontrast geliştirme gibi ön işlemeye tabi tutulması gerekmektedir. Literatürde çoğunlukla bu ön işleme adımları uygulanmış ve bunun için çeşitli filtreleme teknikleri kullanılmıştır. Segmentasyon, gürültü temizleme ve kontrast iyileştirme için çoğunlukla tercih edilen yöntem morfolojik filtreleme yöntemidir. Bu tezde, meme görüntüsünde mikrokalsifikasyon, lezyon veya kitle gibi yapıların yorumunu kolaylaştırmak ve teşhis doğruluğunu arttırmak amacıyla kontrast geliştirme ve gürültü giderme için matematiksel morfolojik filtreleme yöntemi tercih edilmiştir.

Biçim bilim olarak dilimize çevrilen morfolojik filtre, matematiksel olarak görüntülemede kenar ve iskelet gibi bölgesel şekillerin görüntü bileşenlerini elde

etmek için kullanılan teknikleri tanımlamaktadır. Bu teknikler; aşındırma, genişletme, açma, kapama ve morfolojik iskeletler gibi operatörleri kapsamaktadır (Gonzalez ve Woods, 2002, s. 519). Morfolojik filtre; paralel ve basit şekilde uygulanabilmesi, sinyallerin geometrik özellikleri üzerinde konumsal ve doğrusal olmayan şekilde çalışabilmesi, nesne kenarını ve şeklini kenar keskinliğini koruyarak hatta doğrusal uzaysal filtreleme esaslı işleme durumunda olduğu gibi kenar pozisyonunu değiştirmeden koruma kabiliyetine sahip olması açısından oldukça avantajlıdır ve bu nedenle literatürde sıklıkla tercih edilmiştir (Chen ve diğ, 1997).

Morfolojik filtre, mamografide kitlenin biçimsel özelliklerini çıkarmak için kullanılan temel filtrelerden biri haline gelmiştir. Literatürde; segmentasyon, gürültü giderme, kontrast geliştirme, mikrokalsifikasyon boyut ve konum tespiti, meme hattı ve pektoral kas çıkarma gibi birçok amaç uğruna kullanılmıştır. Mikrokalsifikasyon kitle tespiti adına yapılan ve öne çıkan çalışmalardan birinde Dengler ve ekibi, gürültü giderme ve mikrokalsifikasyonların boyut tespiti için ağırlıklı fark Gauss filtresini, mikrokalsifikasyonların şeklinin üretilmesi için ise morfolojik filtreyi kullanmıştır (Dengler ve diğ, 1993). Kobatake ve ekibi ise, tümör tespiti için iris filtresini, gürültü bastırma ve mikrokalsifikasyon tespiti için ise morfolojik analiz yöntemini kullanmıştır (Kobatake ve diğ, 1993). Morfolojik filtre ayrıca, meme derisi hat segmentasyonu ve pektoral kas çıkarma için de tercih edilmiştir. Deri-hava ara yüzü tespitine yönelik çalışmada Mustra ve Grgic, kontrast geliştirme ve kenar algılama operatörlerini içeren yaklaşımlar sunmuştur. Çalışmada, kontrast geliştirme yöntemi olarak, uyarlanır histogram eşitleme yöntemi (Adaptive Histogram Equalization, AHE) ve kenar tanıma operatörleri; konum tespiti, gürültü filtreleme ve segmentasyon için ise matematiksel morfoloji kullanılmıştır (Mustra ve Grgic, 2013).

Mamografi görüntülerinde, matematiksel morfolojik filtrelemenin bir diğer rolü kontrast geliştirmedir. Bu çalışmada da temel amaç olarak nitelendirilen kontrast geliştirme adına yapılan çalışmalardan birinde; Gunturu ve Sharma, modifiye edilmiş matematiksel morfoloji yöntemini kullanmıştır (Gunturu ve Sharma, 2010). Öne çıkan çalışmalardan bir diğerinde Kimori, kontrast geliştirmeye dair rotasyonel morfolojik filtreleme adı verilen matematiksel morfolojiye dayanan bir tür yöntem kullanmıştır (Kimori, 2013). Yang ve ekibi mikrokalsifikasyonları tespit etmek için bir yöntem önermişler ve ön işleme adımında kontrast geliştirmek için matematiksel morfoloji ve doğrusal olmayan bir dönüşüm kullanmıştır (Yang ve diğ, 2016).

Literatürde öne çıkan yöntemlerde görüldüğü üzere, farklı amaçlar için kullanılan ve başarısı kanıtlanan matematiksel morfolojik filtre bu çalışmada gürültü temizleme ve kontrast geliştirme amacıyla kullanılmış ve yöntemin başarısı matematiksel ve öznel olarak kanıtlanmıştır. Bu tezde, klasik morfolojik filtreleme yöntemlerinin aksine Peters'in gürültü filtreleme amacıyla önerdiği ve başarısını görsel ve matematiksel olarak çalışmasında kanıtladığı matematiksel morfoloji algoritması temel alınmıştır (Peters, 1995).

Yapılan birçok çalışmanın aksine bu çalışmada sonuçlar uzman radyolog tarafından yorumlanmıştır. Önerilen çalışmanın etkisini görmek için literatürde kontrast geliştirme ve gürültü giderme için yaygın olarak kullanılmış dört kıyas filtresi seçilmiştir. Bu filtreler; CLAHE filtresi, BEASF filtreleme, homomorfik filtreme ve bulanık maskeleme filtresi yöntemleridir. Orijinal görüntü ile beraber kıyas filtrelerinin görüntü sonuçları ve önerilen filtrenin görüntü sonuçları uzman radyolog tarafından karşılaştırmalı olarak yorumlanmış ve önerilen yöntemin kıyas filtrelerinden daha başarılı olduğu ispatlanmıştır. Uzman radyoloğa göre, BEASF ve homomorfik filtreleme yöntemlerinin kontrast çözünürlüğünü gereğinden fazla arttırarak lezyonları parlattığı ve tanıyı zorlaştırdığı gözlenmiştir. CLAHE ve bulanık maskeleme filtrelerinin ise kontrast çözünürlüğünü gerekli ölçüde arttırdığı ancak uzaysal çözünürlüğü azaltarak tanıyı negatif yönde etkilediği gözlenmiştir. Yalnızca matematiksel morfolojik filtrenin kontrast ve uzaysal çözünürlüğü istenilen ölçüde arttırdığı, mikrokalsifikasyon ve lezyonlarının seçiciliğini olumlu yönde etkilediği sonucuna varılmıştır. Yöntemin tek dezavantajı ise yağ lobullerinin görünürlüğünü de arttırmasıdır ancak bunun teşhise negatif etkisi yoktur.

Yöntemin öznel ispatının yanında matematiksel olarak başarısının ispatlanması için ise CNR değerleri hesaplanmıştır. Uzman radyolog tarafından seçilen ilgili bölgelerdeki kontrast gelişimi, CNR formülü kullanılarak hesaplanmış ve önerilen yöntemin matematiksel başarısı kanıtlanmıştır. Önerilen filtrenin CNR sonuçları, bazı görüntülerde orijinale kıyasla yüksek çıkmışken bazı görüntülerde durağan kalmıştır fakat önerilen filtrede tüm kıyas filtrelerinden daha yüksek sonuçlar elde edildiği için daha başarılı olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Mamografi, CLAHE filtresi, BEASF filtresi, Homomorfik filtreleme, Bulanık maskeleme filtresi, Matematiksel morfolojik filtre, CNR

NOISE REDUCTION AND CONTRAST ENHANCEMENT WITH MATHEMATICAL MORPHOLOGIC FILTERING IN MAMMOGRAPHIC IMAGES

SUMMARY

Cancer is a serious disease group that is defined as the disproportionate growth of cells and is the most widespread and fatal disease worldwide. The most common cancer in women worldwide and the highest mortality rate emerges as breast cancer. According to the 2018 data of the world health organization, breast cancer constituted 46.3% of the cancers seen in women worldwide and 13% of them resulted in mortality (WHO, 2019). It is a well-known fact that early diagnosis is important to overcome breast cancer, which poses a serious threat to women. Regular self-examination and breast screening of women play an important role in the early diagnosis process. Some breast imaging techniques have been developed for diagnosis and screening, and their most common use in the clinic is the mammography breast imaging technique. As a result of all these, cancer diagnosis and image enhancement studies in mammography images remain important from past to present.

Quantitative interpretation of complex mammography images is difficult due to the structural features that are hardly perceptible to the human eye. For this reason, the images must be pre-processed such as noise removal, contrast enhancement to be ready for segmentation or interpretation. In the literature, these pre-treatment steps are mostly applied and various filtering techniques are used for this. The most preferred method for segmentation, noise removal and contrast enhancement is the morphological filtering method. In this thesis, mathematical morphological filtering method was preferred for contrast enhancement and noise removal to facilitate the interpretation of structures such as microcalcification, lesion or mass in the breast image and increase diagnostic accuracy.

In mathematical meaning, the morphological filter which is translated into our language as a “form of science” defines the techniques used to obtain the image

components of regional shapes such as edge and skeleton in imaging. These techniques include operators such as erosion, dilation, opening, closing and morphological skeletons (Gonzalez & Woods, 2002, p. 519). The benefit of applying morphological filtering is that such filters are often with simplicity, parallel implementation possibility, can have an impact locally and nonlinearly on geometric features of signals and ability in conserving object edge and shape without blurring edge or even changing edge position as usually in linear spatial filtering-based processing, and is therefore often preferred in the literature. (Chen et al, 1997).

The morphological filter has become one of the basic filters used in mammography to extract the formal features of the mass. In the literature, it has been used for many purposes such as segmentation, noise removal, contrast enhancement, microcalcification size and position determination, breast line and pectoral muscle removal. In one of the outstanding studies conducted for microcalcification mass detection Dengler and his team have used the weighted difference Gauss filter for noise removal and size determination of microcalcifications, and morphological filter to produce the shape of microcalcifications (Dengler et al., 1993). Kobatake and his team have used the iris filter for tumour detection and morphological analysis method for noise suppression and microcalcification detection (Kobatake et al, 1993). The morphological filter is also preferred for breast skin line segmentation and pectoral muscle removal. In the study on skin-air interface detection, Mustra and Grgic have presented approaches that include contrast enhancement and edge detection, operators. In the study, adaptive histogram equalization method (Adaptive Histogram Equalization, AHE) and edge recognition operators were used as contrast enhancement, and mathematical morphologic filter for noise filtering, location determination, and segmentation (Mustra & Grgic, 2013).

Another role of mathematical morphological filtering in mammography images is contrast enhancement. One of the studies carried out for contrast enhancement, which is described as the main goal in this study; Gunturu and Sharma have used the modified mathematical method of morphology (Gunturu and Sharma, 2010). In another prominent study, Kimori has used a method based on mathematical morphology called rotational morphological filtering for contrast enhancement (Kimori, 2013). Yang and his team have proposed a method to detect microcalcifications and used mathematical morphology and nonlinear transformation to improve contrast in the pre-processing step (Yang et al., 2016).

As seen in the distinguished methods in the literature, the mathematical morphological filter used for different purposes and proven success has been used for noise-cleaning and contrast enhancement in this study, and the success of the method has been proven mathematically and subjectively. In this thesis, contrary to classical morphological filtering methods, it is based on the mathematical morphology algorithm that Peters suggested for noise filtering and proved its success visually and mathematically (Peters, 1995).

Unlike the many studies, the results were interpreted by the expert radiologist in this study. To see the effect of the proposed study, four commonly used filters for contrast enhancement and noise cancellation were selected from the literature. These filters are; CLAHE filter, BEASF filter, homomorphic filter, and unsharp masking filter methods. The image results of the comparison filters along with the original image and the image results of the proposed filter have been interpreted comparatively by the expert radiologist and the proposed method has been proved to be more successful than the comparison filters. According to the expert radiologist, it has been observed that BEASF and homomorphic filtering methods increase the contrast resolution more than necessary, brightening the lesions and making the diagnosis difficult. CLAHE and unsharp masking filters, on the other hand, were observed to increase contrast resolution significantly, but negatively affect the diagnosis by decreasing spatial resolution. It is concluded that only the mathematical morphological filter increases the contrast and spatial resolution to the desired extent and positively affects the selectivity of microcalcification and lesions. The only drawback of the method is that the proposed filter also increases the visibility of fat lobes, but this has not negative effect on diagnosis.

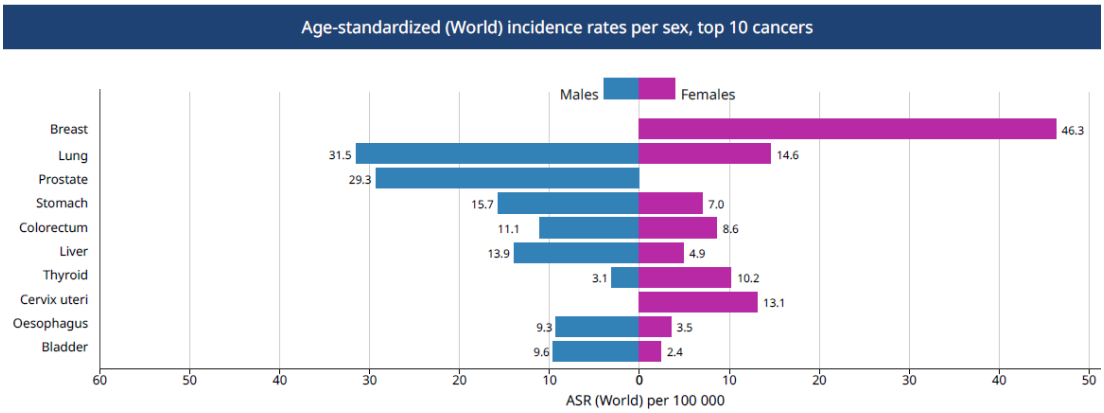
In addition to subjective proof of the method, CNR values were calculated to prove mathematical success. Contrast development in the relevant regions selected by the expert radiologist was calculated using the CNR formula and the mathematical success of the proposed method was proved. The CNR results of the proposed filter were higher in some images compared to the original, but remained stationary in some images, but were found to be more successful because higher results were obtained from all comparison filters in regard of the proposed filter.

Keywords: Mamography, CLAHE filter, BEASF filter, Homomorphic filtering, Unsharp masking filter, Mathematical morphological filter, CNR

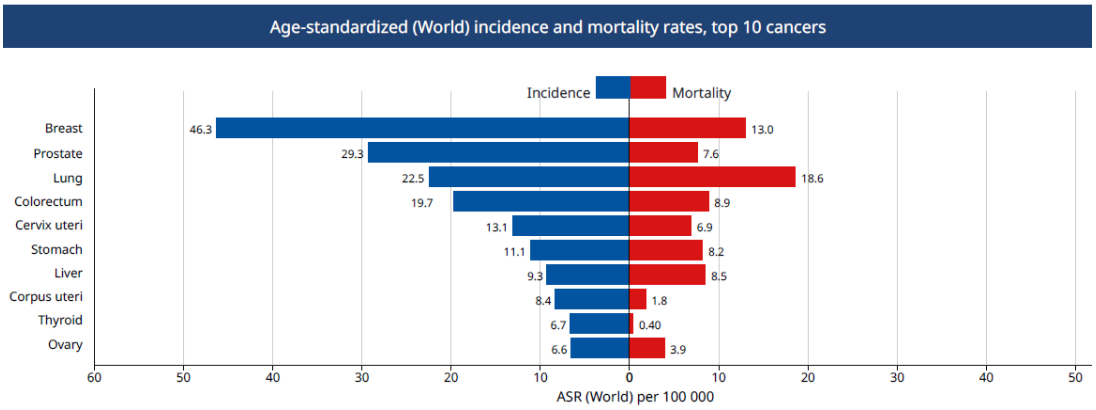
1. GİRİŞ VE LİTERATÜR ÖZETİ

1.1 Meme Kanseri ve Erken Teşhisin Önemi

Kanser, uzun yıllardan beri erkek ve kadınlarda oldukça sık görülen, mortalite ve morbidite oranı çok yüksek olan bir hastalıktır. Kanser, hücrelerin kontrolsüz olarak büyümesi ve anormal hücrelerin yayılması ile karakterize edilen bir hastalık grubudur. Eğer yayılma kontrol edilemezse, bu hastalık ölümle sonuçlanabilmektedir. Kanser hastalığının nedenleri tam olarak anlaşılamamasına rağmen, tütün kullanımı ve obezite gibi değiştirilebilen ve kalıtsal mutasyonların yanında, bağışıklık koşulları gibi değiştirilemeyen durumlar dahil olmak üzere sayısız faktörün hastalığın oluşumunu artırdığı bilinmektedir. Bu risk faktörleri, kanserin büyümesini tetiklemek veya geliştirmek için aynı anda veya sırasıyla hareket edebilmektedir (American Cancer Society, 2019). Dünya sağlık örgütünün (World Health Organisation, WHO) çalışmalarına göre, 2018 yılında dünya genelindeki erkek ve kadınlarda en sık görülen ve ölümle sonuçlanan on kanser türünün oranları Şekil 1.1 ve Şekil 1.2'de gösterilmiştir (WHO, 2019).



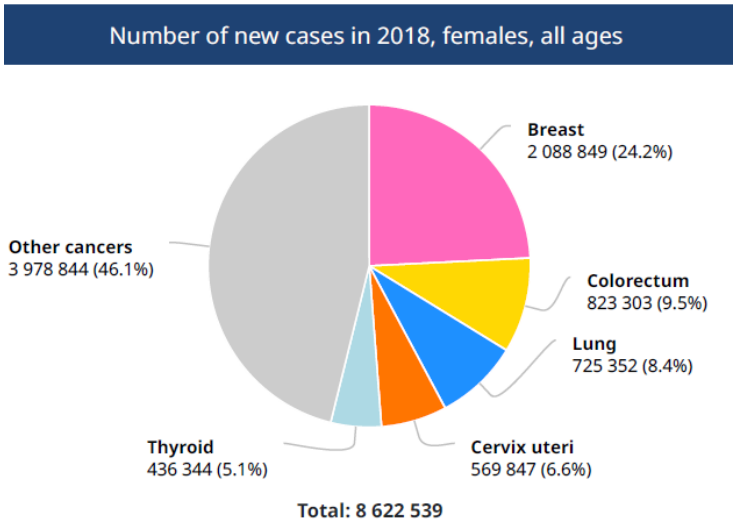
Şekil 1.1 : Dünya genelinde, standardize edilmiş yaşta kadın ve erkeklerde en sık görülen on kanser türü ve oranları.



Şekil 1.2 : Dünya genelinde, standardize edilmiş yaşta her iki cinsiyetin 10 kanser türü için görülme sıklığı ve mortalite oranı.

Dünya sağlık örgütünün çalışma verilerine göre, 2018 yılında dünya genelinde 18 milyon 078 bin 957 yeni kanser vakası görülürken bunların 9 milyon 555 bin 027 tanesi ölüm ile sonuçlanmıştır. Şekil 1.1'den de görüldüğü üzere, erkeklerde en sık görülen kanser türü 31.5 ile akciğer kanseri iken, kadınlarda 46.3 ile meme kanseridir ve mortalite oranı 13.0 olarak görülmektedir.

Şekil 1.3'te 2018 yılında, dünya genelinde tüm yaşlardaki kadınlarda görülen yeni kanser vakalarının sayı ve oranları gösterilmiştir. Sonuçta, 2018 yılı içinde, 2 milyon 088 bin 849 yeni meme kanseri vakası tespit edilmiş ve aynı yıl meme kanserinden ölenlerin sayısı 626 bin 679 olarak kayda geçmiştir (WHO, 2019).



Şekil 1.3 : 2018 yılında tüm yaşlardaki kadınlarda görülen yeni kanser vakaları.

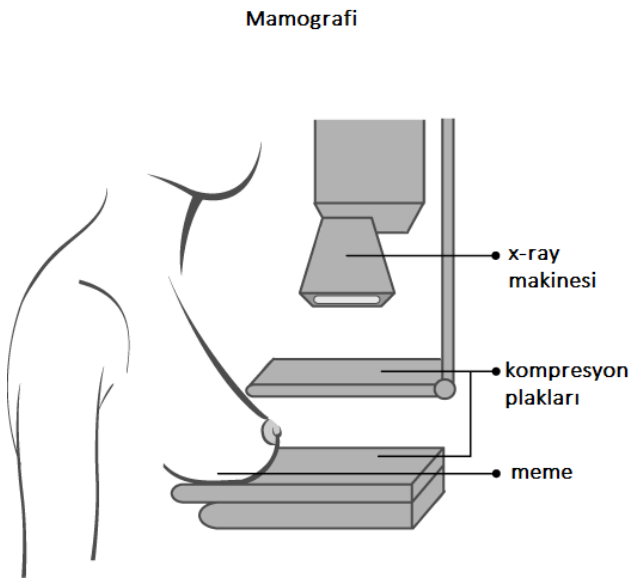
Güncel istatistiklerden de görüldüğü üzere, kadınlarda meme kanserinin görülme sıklığı ve ölüm oranları göz ardı edilemeyecek kadar çoktur. Bu nedenle, geçmişten beri bilim insanları meme kanseri alanında ciddi araştırmalar yapmış ve yapmaya devam etmektedir. Kanserde erken teşhisin, kanser yayılımını durdurma ve belki de tamamen ortadan kaldırma açısından hayati önem taşıdığı bilinen bir gerçektir. Aynı şekilde, meme kanserinde erken teşhis de hayatta kalma şansını %30-50 arasında artırabilmektedir. Bu nedenle, kadınların yaş ve risk grubuna bağlı olarak değişen aralıklarla meme kontrol ve taramalarını yapmaları önerilmektedir. Meme kanserinde erken teşhis süreci, diğer kanser türlerine kıyasla daha kolay olabilmektedir. Erken teşhisin üç aşaması; kendini düzenli olarak muayene etme, düzenli doktor kontrolü ve ultrason, mamografi tarama takibi olarak sıralanabilir. Yaş arttıkça meme kanseri riski artmakta ve buna bağlı olarak özellikle 40 ve 50 yaş üstü kadınların bu üç aşamayı da düzenli olarak uygulaması gerekmektedir. Erken teşhisin ilk aşaması olan kendi kendine muayene, 20 yaşından itibaren her ay düzenli olarak yapılmalıdır. Kendi kendine muayene, yatarak ve ayakta olarak elle ve ayna karşısında gözle olacak şekilde yapılmalıdır. Kendi kendine muayene, vücut yüzeyine yakın kısımda bulunan sert dokuların saptanmasına olanak sağlarken, daha derinde olan dokular için medikal görüntüleme cihazlarından faydalanmak gerekmektedir. 1965 yılından itibaren meme görüntüleme 40 yaş ve üzeri kadınların önemli kısmında hem meme sağlığı hem de hastalığın kapsamlı değerlendirilmesi konusunda oldukça ilerlemiştir. Bu süreçte meme görüntüleme, radyologlar tarafından yapılan tüm muayenelerin en az %10'unu oluşturan bir uzmanlık alanı haline gelmiştir. Bu nedenle, mamografi artık mortalitenin doğrudan azalmasına neden olan en yaygın görüntüleme sistemi olmuştur (Sickles, 2000).

1.2 Meme Görüntüleme Teknikleri

Görüntüleme, meme kanserinin teşhisinde ve tedavi sürecinde önemli bir rol oynamaktadır. Meme görüntülemesinde; mamografi, ultrason (Ultrasound, US), manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging, MRI), pozitron emilim tomografi (Positron-Emission Tomography, PET), bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography, CT) ve tek-foton emilim bilgisayarlı tomografi (Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT) gibi medikal görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır.

1.2.1 Mamografi

Mamografi, memenin yumuşak dokularının düşük enerjili (25–32 keV) x-ışını incelemesidir. Görüntü üretmek için normal meme özellikleri ile lezyon gibi anormal doku yapıları arasındaki yoğunluk değişimi kullanılmaktadır. Elde edilen röntgen görüntüleri bir filme oradan da dijital ortama aktarılır. Şekil 1.5'te örnek mamografi meme görüntüsü gösterilmiştir (Voyvoda ve diğ, 2019). X-ışını mamografisi diğer görüntüleme tekniklerine göre daha düşük maliyetli olduğundan meme görüntülemede altın standart olarak kabul edilmektedir. Mamografinin iki temel uygulaması vardır. Bunlardan ilki, asemptomatik hastalarda tarama; ikincisi, semptomatik hastalarda tanı yöntemidir. Tarama yöntemi olarak kullanılması oldukça önemlidir çünkü mamografi uygulamasının son 30 yılda birçok ülkede meme kanseri mortalite oranını son derece azalttığı gözlenmiştir (Duffy ve diğ, 2002; Skaane ve diğ, 2007). Bunun sebebi, diğer görüntüleme yöntemlerinin algılayamadığı mikrokalsifikasyonları ve elle hissedilemeyen (non-palpable) yumuşak doku kitlelerini yüksek uzaysal çözünürlük (~50–100 μm.) sayesinde doğru bir şekilde tespit edebilme yeteneğidir. Tarama işlemi, memenin iki plaka arasında sıkıştırıldıktan sonra x-ışınına maruz bırakılması ve görüntü alınmasıyla gerçekleştirilmektedir. Şekil 1.4'te mamografi görüntüleme temsili şeması gösterilmiştir (Canadian Cancer Society, 2019). Tanısal mamografi ise tüm memeyi ve kitlenin özelliklerini değerlendirmek için yapılmaktadır. Lezyonun boyutunu, şüpheli bölgelerin ameliyat öncesi lokalizasyonu ve iğne biyopsilerinin yönlendirilmesinde kullanılmaktadır (Alnafea, 2018, ss. 6-7).



Şekil 1.4 : Mamografi görüntüleme (Çeviri yazara aittir.).

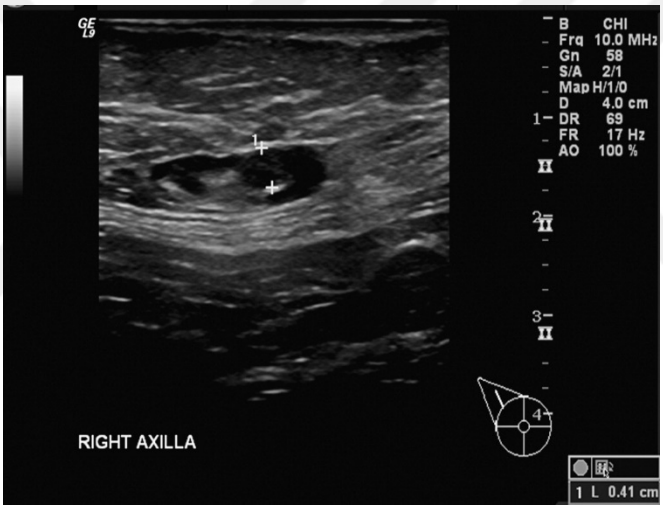


Şekil 1.5 : İnvaziv duktal karsinomalı hastadaki fleomorfik kalsifikasyonları gösteren mamogram görüntüsü.

1.2.2 Ultrason

Ultrason, farklı akustik özelliklere sahip sınırları yansıtan yüksek frekanslı akustik dalgalar kullanır ve meme patolojisinin teşhisi, memedeki kitlelerin erken tanısı ve minimal cerrahi modalitelerin yönlendirilmesinde kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Ultrason görüntüleme, hızlı ve noninvazif bir yöntem olması, radyasyon içermemesi, kolaylıkla uygulanılabilir olması, klinikte geniş kullanıma sahip olmasına rağmen diğer görüntüleme tekniklerine göre ucuz olması yönüyle oldukça avantajlıdır (Webb, 2003, s. 107). Aynı zamanda, hasta için ağrısız, zararsız ve güvenlidir. Bu sebeple, çocuk ve yetişkin hastalar için tekrarlı muayenelerde rahatlıkla kullanılabilmektedir. US, klinik öncesi evrede tanımlanması zor kanser lezyonlarını görüntülemek için kullanılan önde gelen yöntemlerden biri olmuştur. US, memedeki fizyolojik ve anatomik değişimlerin hakkındaki detaylı bilgi, diğer tanı yöntemlerinin sonuçları, mamografik ve klinik verilerle korelasyon ve muayeneyi gerçekleştirmede belirli beceriler gerektirir. Ultrason, mamografinin erişemediği alanları incelemeyi ve bir tümörün cilt ve meme başı ile olan ilişkisini kesin bir şekilde karakterize etmeyi sağlar. Ayrıca, tüm meme damarlanma analizi ve meme lezyonlarının damar paterni açısından ve anormal lenf düğümlerini tam olarak karakterize etmek için kullanılabilir

(Sencha ve diğ, 2015, ss. 15-16). US, kanser evrelemesinde, tümör boyutlarının ölçülmesinde, çevre bölgelerinde yer alan lezyonlara kolayca erişilmesinde ve gereksiz biyopsilerin azaltılmasında avantajlara sahiptir. Ayrıca, biyopsi esnasında iğnenin doğru yerleştirilmesini sağlar ve yüksek frekanslı dönüştürücü kullanımıyla uzamsal çözünürlük geliştirilip aksiller düğümü değerlendirilmesinde faydalıdır. Fakat, teşhisin radyoloğun yeteneğine bağlı olması, üst üste binme gibi bazı artefaktlar ve yağlı bir memedeki lezyonların tespiti ve türü konusundaki kısıtlamaları nedenleriyle de dezavantajlara sahiptir. Tüm bu nedenlerden dolayı US daha çok, meme kanseri taraması için X ışını mamografiyi tamamlayıcı bir yöntem olarak kullanılmaktadır (Alnafea, 2018, s. 10). Şekil 1.6'da meme ultrason görüntüsü gösterilmiştir (Kornecki, 2011).

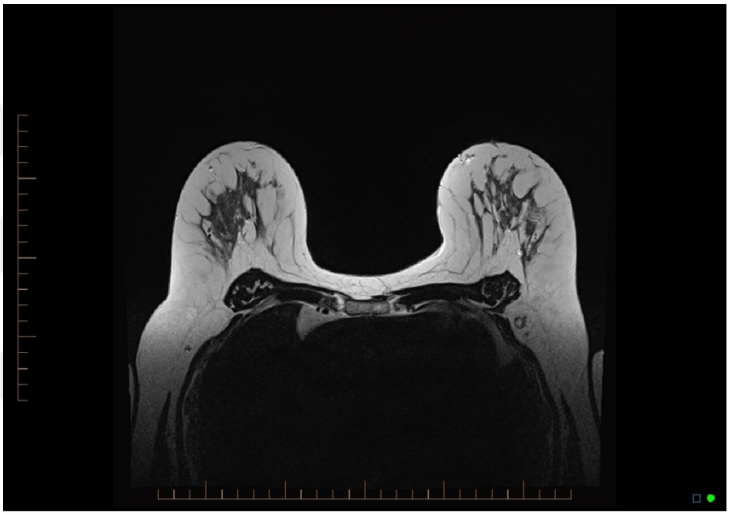


Şekil 1.6 : Meme kanseri tanısı almış 54 yaşında hastanın sagital ultrason görüntüsü.

1.2.3 Manyetik rezonans görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging, MRI), güçlü manyetik alana maruz kalan nükleer parçacıkların radyo frekansında uyarılmasından sonra üretilen sinyallerin kaydedilmesiyle görüntüleri oluşturur (Alnafea, 2018, s. 10). MRI, yoğun meme dokusundaki yüksek duyarlılığı ve etkinliği nedeniyle, biyopsi veya meme anomalisi ile kanıtlanmış kanseri olan hastanın teşhis işlemine önemli katkıda bulunabilmektedir. Manyetik rezonans görüntülemenin en önemli dezavantajı, düşük ile orta seviyede özgüllüğe sahip olmasıdır. Bu da yüksek hassasiyetle birleştiğinde gereksiz biyopsiye, hasta kaygısına ve yüksek maliyete yol açabilir. Bunun yanında, yüksek risk taşıyan kadınlarda kanserin erken teşhisinde, yaygın ve

çok odaklı meme kanserinin derecesini tanımlama ve göstermede de etkilidir (Hylton, 2005, s. 7). MRI, klinikte ultrason ve mamografi için ek tanı prosedürü olarak daha geniş uygulama alanına sahip bir görüntüleme tekniğidir. Morris ve ekibi, mamografi sonucuna göre yüksek kanser riski taşıyan 367 kadında MRI çalışması yaparak biyopsi önerme sıklığı ve sonuçları üzerine bir çalışma yapmışlardır. Sonuç olarak, tarama yapılan kadınların 64 tanesinde (%17) biyopsi önerisi gözlenmiştir. Biyopsi yapılan 59 kadında %24 oranında ve meme MRI taraması yapılan 367 kadında %4 oranında kanser vakası gözlenmiştir. Tarama yapılan tüm kadınlarda %2 ila 4 arası kötü huylu kitle saptanırken %9 iyi huylu kitle saptanmıştır (Morris ve diğ, 2003). Şekil 1.7'de örnek meme MRI görüntüsü gösterilmiştir (Peters ve diğ, 2018).



Şekil 1.7 : Meme MRI görüntüsü.

1.3 Mevcut Yöntemler

Morfolojik filtreleme, görüntü işleme tekniği olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Morfolojik filtreleme kullanmanın avantajı, sinyallerin geometrik özellikleri üzerinde konumsal ve doğrusal olmayan şekilde çalışabilmeleri, paralel ve basit şekilde uygulanabilmeleri ve nesne kenarını ve şeklini, kenarları bulanıklaştırmadan, hatta doğrusal uzaysal filtreleme esaslı işleme durumunda olduğu gibi kenar pozisyonunu değiştirmeden koruma kabiliyetine sahip olmalarıdır (Chen ve diğ, 1997).

Mamografide, çalışmaların birçoğu bilgisayar tabanlı kitle tespiti üzerine yapılmıştır. Kitlenin biçimsel özelliklerini çıkarmak için morfolojik filtrelemeden ve otomatik teşhis için sınıflandırma tekniklerinden faydalanılmıştır. Bu çalışmalardan biri Yin ve ekibinin, kitle tespiti için sağ ve sol görüntüsünü meme çakıştırıp, asimetrik sapmalara

bağlı olarak olası kitlenin belirginliği artırmaya dayalı yöntemidir. Çakıştırma esnasında, kitlenin kesilen önemli özelliklerini tespit etmek adına morfolojik açma ve kapama operatörleri kullanılmıştır. Kitle çıkarma için doğrusal ve doğrusal olmayan çıkarma yöntemleri kullanılarak 46 çift mamografi görüntüsünde sınıflandırma yapılmıştır ve sınıflandırma doğruluğunu artırmak için doğrusal olmayan çıkarma yöntemi kullanmanın gerekliliği %95 gerçek-pozitif oranıyla gösterilmiştir (Yin ve diğ, 1991).

Alanda yapılan çalışmalardan bir diğeri Dengler ve ekibinin mikrokalsifikasyonların tespiti ve bölütlendirilmesi adına yaptıkları çalışmadır. Önerilen yaklaşımda, öncelikle değişmeyen gürültü ve mikrokalsifikasyonların boyut tespiti için ağırlıklı fark Gauss filtresi uygulanmıştır. Daha sonra morfolojik filtre ile mikrokalsifikasyonların şekli üretilip her iki filtrenin sonuçları koşullu karşılaştırma filtresiyle birleştirilmiştir. Topoloji ve mikrokalsifikasyonların sayısı belirlendikten sonra algoritma bir dizi görüntü ile aynı parametrelerle test edilmiştir. Test sonucunda kalsifikasyonların tespit ve bölümlendirilmesi için şekil ve boyutunu korumada önemli kısıtlamalara gidildiği gözlenmiştir (Dengler ve diğ, 1993).

Eltonsy ve arkadaşlarının çalışmasında ise kötü huylu kitlelerin otomatik tespiti için eş merkezli katmanların yoğunluk sapmasına ve şüpheli morfolojik özelliklere bağlı olarak çoklu eş merkezli katmanlar (Multiple Concentric Layers, MCL) tekniği geliştirilerek 270 kötü huylu, 135 iyi huylu vaka ile eğitilip test edilmiştir. Sonuçta yöntem olarak Yin ve ekibinin çalışmasına benzeyen MCL algoritması; iyi huylu kitlelerin tespit oranını önemli ölçüde düşük tutarken, kötü huylu kitleleri daha yüksek oranda tespit etmeyi başarmıştır (Eltonsy ve diğ, 2007).

Kobatake ve arkadaşları çalışmalarında meme kanserinin teşhisi için tümör ve mikrokalsifikasyonların tespitine dayalı otomatik bir sistem sunmuşlardır. Tümör tespiti için iris filtresi adı verilen iki boyutlu uyarlanır filtre geliştirmişlerdir. Mikrokalsifikasyonların tespiti içinse morfolojik analiz kullanmışlardır. Faydalı ve zararlı kitle ayrımı ve tespiti için yeni şekil parametreleri ve sivri çıkıntı (spikül) algılama yöntemi önermişlerdir. Morfolojik filtre, mikrokalsifikasyonların tespitinin yanı sıra arka plan gürültüsünü bastırmak için de kullanılmıştır. Yöntem performansının başarısı ve pratikte uygulanabileceği, yapılan testler sonucunda gözlenmiştir (Kobatake ve diğ, 1993). Kobatake ve yeni ekibi sonraki çalışmasında aynı yöntemi geliştirmiş ve yeniden sınıflandırmış, sonuçta %90 yüksek gerçek pozitif oranı ve görüntü başına 0.36 düşük yanlış pozitif oranı gözlemlemiştir (Kobatake ve

diğ, 1997). Kobatake ve Yoshinaga, mamogramda iskelet analizi tabanlı spikul tespitine yönelik bir çalışma yapmıştır. Tümör merkezinden yayılan çizgi desenleri olarak tanımlanan spikul varlığı, kötü huylu tümör tespiti için önemlidir. Desenlerin tespiti için, çizgi morfolojik iskeletleri ve modifiye edilmiş Hough dönüşümü kullanılmıştır. Çizgi morfolojik İskelet işlemi, diğer iskeletleri azaltmada ve spiküllerin spinal eksenlerini geliştirme konusunda etkindir. Modifiye edilmiş Hough dönüşümü ise çizgi iskeletlerine uygulanmış ve yayılan çizgi yapıları elde edilmiştir. Yöntem radyologların dahi yorumlamada zorlandığı yıldız şeklinde yapıların tespit oranı ile değerlendirilmiş ve testler sonucunda %74 sınıflandırma doğruluğu vermiştir (Kobatake ve Yoshinaga, 1996).

Li ve ekibi şüpheli kitleleri geliştirip çıkarmak için morfolojik operatörler, sınırlı genelleştirilmiş Gauss karışımı (Finite Generalized Gaussian Mixture, FGGM) modellemesi ve bağlamsal Bayes gevşeme etiketleme (Contextual Bayesian Relaxation Labeling, CBRL) tekniğini içeren kombine bir metot geliştirmiştir. Gerçek kitleleri diğerinden ayırmak için çoklu modüler sinir ağı (Multi-Modular Neural Network, MMNN) kullanılmış ve test sonucu, algoritmanın şüpheli kitle modellerini çıkarmada etkin bir yol olduğunu ve MMNN'nin konvansiyonel sinir ağları ile karşılaştırıldığında daha verimli bir öğrenme algoritması olduğunu göstermiştir (Li ve diğ, 1997).

Diğer bir çalışmada Kinoshita ve ekibi yapısal özelliklere ve doku yoğunluk dağılımına dayanan benzerlik ölçümleri elde etmek için kullanılan metotların yanı sıra mamogramda görülen meme bölgesinin anatomik büyüklüğünü ve şeklini ayrıntılarıyla sunan içerik tabanlı görüntü alma (Content-Based Image Retrieval, CBIR) yöntemi geliştirmişlerdir. Yöntemde, şekil boyut ve doku ile ilgili iyi bilinen özellikler ve Radon bölgesinde tanecik boyu (gronülometrik) ölçümlerinde daha az araştırılan özellikler kullanılmıştır ve bu özellikleri elde etmek için morfolojik filtreden faydalanılmıştır. Yöntemde ön işleme adımında, lobüler ve duktal yapıları geliştirmek için tophat morfolojik filtresi kullanılmıştır. Kazanım işlemini gerçekleştirmek için, Kohonen kendi kendini organize eden harita (The Kohonen Self-Organizing Map, SOM) sinir ağı kullanılmıştır. Yöntemin performans değerlendirmesi sonucunda %79-83 arasında hesaplanmış ve metodolojinin mamografi için CBIR sisteminin bir parçası olarak hizmet verme potansiyeli gözlenmiştir (Kinoshita ve diğ, 2007). Aynı ekip sonraki çalışmalarında, Radon bölgesinde görüntü işleme yaparak mamogramda göğüs kası (pektoral kas) kenarı ve meme ucu tespitine yönelik çalışma

yapmışlardır. Radon bölgesinin bilgisi yüksek eğimli düz çizgilerinin tespiti için kullanılmıştır. Göğüs kası kenarını belirlemek için en uzun düz çizgi adayı kullanılmıştır. Meme ucu ise Radon bölgesindeki en büyük tepke ile belirlenen meme doku bileşenlerinin yansıma noktası olarak tespit edilmiştir. Çalışmada morfolojik tophat filtresi, meme ucu etrafındaki meme yapılarını güçlendirmek ve pektoral kasın görüntüden çıkarılması için kullanılmıştır. Morfolojik açma ve kapama operatörleri ise görüntüdeki küçük artefaktları kaldırmak ve meme bölgesinin dış hatlarını yumuşatmak için kullanılmıştır. Bir radyolog tarafından elle sınırlandırılan pektoral kas ve meme ucu bölgelerinin alanları önerilen yöntem sonuçlarıyla karşılaştırılmış ve düşük hata payı ile yöntemin başarısı kanıtlanmıştır (Kinoshita ve diğ, 2008).

Betal ve ekibi matematiksel morfolojinin tophat ve watershed algoritmalarıyla mikrokalsifikasyonları tespit ederek iyi ve kötü huylu olan mikrokalsifikasyonlar için sınıflandırma geliştirmişlerdir. Zararlı kümelerin, daha fazla mikrokalsifikasyon içerme, daha geniş bir alana yayılma ve yararlı olanlara göre daha uzun çevre uzunluğuna ve homojeniteye sahip olduğu gözlenmiş, bu mikrokalsifikasyonların biçimsel özelliklerini tanımlamak için daha fazla matematiksel morfoloji algoritması kullanmışlardır. Her bir vaka için en büyük üç mikrokalsifikasyon seçilerek sınıflandırma yapılmış ve alıcı işletim karakteristiği (Receiver Operating Characteristic, ROC) analizi yapılmıştır. Mikrokalsifikasyonların şeklinin, zararlı veya yararlı küme sınıflandırılmasında büyük öneme sahip olduğu teyit edilmiştir. Bu çalışmada matematiksel morfoloji, mikrokalsifikasyonları tespit edip arka plandan ayırmak için kullanılmıştır (Betal ve diğ, 1997).

Mikrokalsifikasyonların tespiti üzerine yapılan bir diğer çalışmada Zhao, kural tabanlı özellik çıkarma ve morfolojik filtrelemeyi birleştiren bir algoritma sunmuştur. Görüntüdeki tuz biber görüntüsünü gidermek için bir ön işleme yapıldıktan sonra görüntülerin konumsal arka planını çıkarmak için morfolojik filtre uygulanmıştır. Çıkarılan arka plan, görüntülere uygulamak üzere belirlenecek uyarlanır eşik değeri için kullanılmıştır. Çoğunlukla yerel varyasyonlara gömülü olan mikrokalsifikasyon özelliklerini görüntüden ayırmak için uyarlanır eşikleme yapılmıştır. Eşiklemeden sonra mikrokalsifikasyon özelliklerini çıkarmak için morfolojik boyut filtreleri uygulanmıştır. Morfolojik filtrenin etkilerini artırmak ve özellik çıkarma işlemini kolaylaştırmak için kurala dayalı seçim prosedürü geliştirilmiştir. Sınıflandırma sonucunda çalışmanın mamografik tanı işlemlerinde yararlı bir araç olabileceği gözlenmiştir (Zhao, 1993).

Gao ve ekibi kitle tespit oranını artırmak ve bölgelerin yoğunluk dağılımı ve biçimsel özelliklerini korumak için mamografi görüntüsüne ön işleme yapmışlardır. Ekip burada morfolojiyi, pürüzsüz ve doku bileşeni olmak üzere parçalara ayırmak için kullanmıştır. Böylece pürüzsüz bileşen ile kan damarlarının etkisi ve yapısal gürültüyü bastırmışlardır. Daha sonra şüpheli bölgeleri bulmak için eş merkezli katman yöntemi ile beraber morfolojik özellikler hesaplanıp sınıflandırma yapılmıştır. Metot duyarlılığı tüm vakalarda %95,3 olarak bulunmuştur (Gao ve diğ, 2010).

Mamogram yorumlamada ortaya çıkan sorunlardan biri, pektoral kas bölgesinin yoğunluğunun tümör hücresine benzer olmasıdır. Dolayısıyla kas bölgesi, bilgisayar destekli meme kanseri teşhisinde sınıflandırmadaki yanlış pozitif oranını artıracaktır. Bu nedenle sınıflandırma yapılmadan önce göğüs kası tanınmalı ve meme bölgesinden ayrılmalıdır. Liu ve ekibi, pektoral kasın konum ve şeklinin çıkarılması için, yinelemeli otsu eşikleme şeması ve matematiksel morfolojiyi birleştiren bir algoritma sunmuşlardır. Daha sonra pektoral kasın kesin bir bölütlemesi (segmentasyonu) için çoklu regresyon analizi (Multiple Regression Analysis, MRA) yapılmış, algoritma test edilmiş ve yaklaşık olarak uzman bir radyoloğun çıkardığı şekle benzediği gözlenmiştir (Liu ve diğ, 2012). Aynı amaca yönelik bir diğer çalışmada Mustra ve Grgic, meme mamogramlarında deri-hava ara yüzü tespitine yönelik meme derisi hat segmentasyonu ve pektoral kas çıkarılması için kontrast geliştirme ve kenar algılama operatörlerini içeren yaklaşımlar sunmuştur. Çalışmada, gerçek kenar içeren küçük bölgelerde kontrast geliştirme yöntemi olarak, uyarlanır histogram eşitleme yöntemi (Adaptive Histogram Equalization, AHE) ve kenar tanıma operatörleri; konum tespiti, gürültü ve düşük yoğunluklu yapıların filtrelenmesi ve segmentasyon için ise matematiksel morfoloji kullanılmıştır. Segmentasyon doğruluğu, radyologlar tarafından elle çizilmiş maskeler ile test edilmiş ve yüksek doğruluk oranıyla çalışmanın başarısı kanıtlanmıştır (Mustra ve Grgic, 2013). Meme çizgisinin doğru tahminine yönelik diğer bir çalışmayı Sun ve ekibi yapmıştır. Önerilen algoritmada önce, uyarlanır eşik ve bağlantılı bileşen analizi kombinasyonu kullanılarak cilt çizgisinin ilk tahmini yapılır. Daha sonra, çizgi sınırı için Öklid mesafesi yaklaşımı kullanılarak uzman radyolog tarafından çizilen temel doğruluk sınırıyla karşılaştırılmıştır. Çalışmada morfolojik operatörler meme alanının çizgisini yumuşatmak ve temizleme amacıyla kullanılmıştır. Daha sonra hata oranı hesaplanmış ve yöntem başka bir model ile karşılaştırıldığında sonuçlar radyolog tarafından anlamlı bulunmuştur (Sun ve diğ, 2006).

Chen ve arkadaşları çalışmalarında mikrokalsifikasyonların tespiti için gri seviye morfolojik filtre ardından çoğul çözünürlük füzyonu uygulayıp, beyazlatıcı filtreleme ve uyarlanır eşikleme için yerel işletim dönüşümü (Local Operating Transformation, LOT) adı verilen kombine bir filtre sunmuşlardır. Çalışmada gri seviye morfolojik filtreleme, görüntüdeki durağan olmayan arka plan veya dağınıklık varyasyonları içerdiği kabul edilen tüm geniş alanları kaldırmak ve görüntüye ön-beyazlatma yapmak için kullanılmıştır. Çoğul çözünürlük füzyonu ise uyumlu filtre teorisine dayanmaktadır. Normal uyumlu filtreye ek olarak çoğul çözünürlük analizi için dalgacık dönüşümü ile doğrudan ilişkili olan Laplacian uyumlu filtre, mikrokalsifikasyon özellik tespiti için kullanılmıştır. Çoğul çözünürlük füzyonu aşamasında her bir çözünürlük seviyesinde bölgeyi geliştiren teknikler kullanılmıştır. Çalışmada beyazlatma için kullanılan morfolojik filtreleme; kalsifikasyonların şekil, kontrast, boyut ve konumlarını etkili bir şekilde korumuştur (Chen ve diğ, 1997).

Lee ve Tsai zararlı ve yararlı mikrokalsifikasyonların sınıflandırılması için morfolojik filtre ve bulanık mantık (fuzzy logic) temelli bir algoritma geliştirmişlerdir. Mikrokalsifikasyon tespiti için morfolojik filtre, sınıflandırma için ise toplam sayı, alan ortalaması, dairesel ortalama ve mikrokalsifikasyonlar arasındaki minimum uzaklık olmak üzere dört özellik kullanılmıştır. Bulanık mantık için kullanılan Gauss dağılımlı üyelik fonksiyonları, bu özelliklerin standart sapma ve ortalamalarıyla belirlenmiştir. Üyelik fonksiyonlarının uygunluğu için genetik algoritma kullanan bulanık mantık, ilgili bölgelerde bilinmeyen kümelenmiş mikrokalsifikasyonları sınıflandırmak için kullanılmıştır. Zararlı ve yararlı bölge içeren onlarca resim bulanık mantık eğitimi için kullanılmıştır. Sonuçta, %88 ortalama doğrulukla yöntemin başarısı kanıtlanmıştır (Lee ve Tsai, 2004).

Herredsvela ve ekibi morfolojik segmentasyon kullanarak mamogramlarda sınırlı kitle tespitine yönelik çalışma yapmışlardır. Segmentasyon işlemi için morfolojik sıra düzenli watershed adı verilen yöntem kullanılmıştır. Görüntüyü basitleştirmek için sıralı açma/kapama filtresi kullanılarak fazla bölünme önlenir ve bu sayede nesnelerin şekil ve kenarları korunur. Basitleşmiş görüntünün bölgesel maksimum değeri çıkarılır ve gradyan görüntüye uygulanan sıralı watershed dönüşümü için iç işaretler olarak kullanılır. Yanlış pozitif sayısını azaltmak için görüntü bazlı sınıflandırma tekniği uygulanmış ve sonuçta %95 gerçek algılama oranı elde edilmiştir (Herredsvela ve diğ, 2005).

Bougioukos ve ekibi mamografik mikrokalsifikasyon tespiti ve bölütlendirilmesi için çoğu pikselin komşu pikselleriyle aynı sınıfa ait olduğu fikrine dayanan bağıl elementlerin frekans histogramı (The Frequency Histogram of Connected Elements, FHCE) algoritmasını kullanmıştır. Segmentasyon için kullanılan FHCE algoritmasının performansı bir eşik parametresinin optimal sonucuna dayanmaktadır ve bu değeri otomatik olarak üretmek üzere bulanık c-ortalamalar kümeleme algoritması sunulmuştur. Her mamogram için farklı eşik değeri üretilmiş ve bunun için meme dokularının farklı birleşmelerine dayalı farklı gri seviye paternleri hesaba katılmıştır. Algoritmada arka plan gürültüsünü temizleme ve FHCE yönteminde komşuluk veya bileşen analizi için morfolojik filtre kullanılmıştır. Sonuçta sunulan yöntem test edilmiş ve %93-98 aralığında hassasiyet değeri üretmiştir (Bougioukos ve diğ, 2010). Mamogramlarda mikrokalsifikasyonların bölütlendirilmesi için sunulan bilgisayar tabanlı yöntemde Ciecholewski, matematiksel morfolojiden faydalanmıştır. Morfolojik dönüşümler, mikrokalsifikasyonların tespitinin yanı sıra kontrast iyileştirme ve gürültü azaltma için kullanılmıştır. Tespit edilen mikrokalsifikasyonların bölütlendirilmesi için watershed yöntemi kullanılmıştır. Test sonrası yöntemin yüksek benzerlik değerlerinin yanı sıra tüm yöntemlerin uygulanma süresi 0.83 s olarak hesaplanmıştır (Ciecholewski, 2017).

Mamogramlardaki anormalliklerin otomatik tespit için Singh ve Nagarajan yeni segmentasyon algoritması geliştirmişlerdir. Çalışmalarında öncelikle medyan filtresi ile gürültü gidermişler, mamogramların kalitesini artırmak için bulanık maskeleme (unsharp masking) teknikleri kullanmışlardır. Daha sonra şüpheli pikselleri tespit etmek için önyükleme tekniği kullanılmıştır. Tespit edilen şüpheli pikselleri bölümlemek, izole pikselleri çıkarmak ve şekli yeniden oluşturmak için ikili morfolojik operatörler ve sekil bağlı bileşen etiketleme tekniği kullanılmıştır. Son olarak karma özellikler bölümlenmiş bölgelerden çıkarılmış ve lezyonları belirlemek için destek vektör makinesi (Support Vector Machine, SVM) sınıflandırıcısı kullanılmıştır. Deneysel sonuçlar tespit yönteminin %94,5 duyarlılığa ve 0,26 yanlış pozitif değerine sahip olduğunu göstermiştir. Yaklaşım performansı değerlendirilmesi için oluşturulan doğal tepki alıcı işletim karakteristiği (Free-response Receiver Operating Characteristic, FROC) eğrisi yöntemin başarısını kanıtlamıştır (Singh ve Nagarajan, 2013). Matematiksel morfolojiye dayalı mikrokalsifikasyon tespiti çalışmalarından biri Zhao ve ekibi tarafından yapılmıştır. Gri seviye mamogram görüntüleri için morfolojik uyarlamalı olarak eşik değeri hesaplayan yöntem

geliştirilmiş; eşik seti, kalsifikasyonları temsil eden şekillerin morfolojik iskeletindeki indeks sayıları tarafından kontrol edilmiştir. Uyarlamalı eşik seti parametreleri Umbra gölgelerinin görüntü işlevinden yorumlanmasından elde edilmiştir. Amaç şüpheli bölgeleri görüntüden çıkarmak ve kalsifikasyonlar hakkında konum bilgisi sağlamaktır (Zhao ve diğ, 1992).

Mikrokalsifikasyon ve kitle tespitine dayalı yapılan diğer bir çalışmada ise Mencattini ve ekibi düşük kontrastlı ve gürültülü mamogramları iyileştirmek adına ikili dalgacık işleme (dyadic wavelet processing) temeline dayalı bir yöntem sunmuşlardır. Gürültü filtreleme aşaması yerel yinelemeli gürültü varyans tahminine dayalı olarak yapılmıştır. Mikrokalsifikasyon tespiti için farklı dalgacık seviyelerinde gelişme seviyesini ayarlayan uyarlanır bir yöntem geliştirilmiş, kitle tespiti içinse matematiksel morfoloji ile ikili dalgacık bilgisini birleştiren yeni bir segmentasyon yöntemi geliştirilmiştir. Bu yaklaşımın özgünlüğü, mikrokalsifikasyon ve kitle tespiti amacıyla görüntüleri işlemek için aynı algoritmik çekirdeği kullanmasıdır. Radyologlardan alınan bilgiler ve var olan yöntemlere kıyaslayarak yapılan testler sonucunda anlamlı iyileşme gözlenmiştir (Mencattini ve diğ, 2008).

Li ve ekibi kitle tespitinde lezyon seçimi için istatistiksel model destekli bir yaklaşım sunmuşlardır. Çalışmada öncelikle ilişkisiz arka planı temizlemek ve şüpheli kitlelerin modellerini geliştirmek için bir tür morfolojik işlem türetilmiş ve şüpheli kitle alanlarını rastlantısal gevşeme etiketleme şeması (stochastic relaxation labeling scheme) kullanarak lokalize etmek için bir model tabanlı görüntü segmentasyonu uygulanmıştır. Sonlu genelleştirilmiş Gauss karışımı (Finite Generalized Gaussian Mixture, FGGM) kullanıldığında model seçiminin önemi ve uygun model yapıları ve parametrelerine karar vermek için teorik kriter bilgisi kullanımı tartışılmıştır. Önerilen yöntemin mamografik görüntüler üzerinde kitle lezyonu geliştirme ve segmentasyonu etkinliğini göstermek için test yapılmış ve bilgisayar tabanlı teşhiste kitle tespiti için ön işleme kısmında tatmin edici sonuçlar gözlenmiştir (Li ve diğ, 2001).

Nagi ve arkadaşları çalışmalarında meme profili bölgesini vurgulama amacıyla sayısal gürültüyü giderme, radyopak artefaktları bastırma, meme bölgesini arka plandan ayırma ve göğüs kasını çıkarmak için Morfolojik ön işleme ve ekili bölge geliştirme (Seeded Region Growing, SRG) algoritmasını kullanarak segmentasyon yapmışlardır. Algoritma, yapılan test sonucunda yüksek doğruluk vermiştir (Nagi ve diğ, 2010).

Arodz ve ekibi çalışmalarında dijital mamografinin küçük alanlarında kümelenmiş mikrokalsifikasyonların tespiti için bilgisayar destekli algoritma sunmuşlardır.

Öncelikle orijinal resim, gürültü azalmak için mikrokalsifikasyon kontrast biçimine duyarlı morfolojik filtreyle filtrelenmiş sonra dalgacık tabanlı keskinleştirme algoritması ile kontrast geliştirme uygulamış ve elde edilen sonuçları görsel analiz için dört radyoloğa yorumlatmış ve olumlu sonuç almışlardır (Arodź ve diğ, 2006).

Hu, Gau ve Li meme kanseri için şüpheli lezyonların tespiti üzerine orijinal mamogramın çok-çözünürlüklü alt görüntülerinin segmentasyonu için uyarlamalı global eşikleme segmentasyonu ve uyarlamalı konumsal eşikleme segmentasyonunu birleştiren bir yöntem geliştirmişlerdir. Çalışmada daha mantıklı teşhis sonuçları üretmek için, tüm lezyon tiplerinin en yaygın iki özelliği olan gri seviye özelliği ve şekil özelliği beraber kullanılmıştır. Algoritma yalnızca önceki uyarlanır eşikleme tekniğine dayanarak iyileştirme yapmakla kalmaz, aynı zamanda algılama işlemini tek çözünürlükten çoklu çözünürlüğe kadar genişletir. İlk olarak, görüntüyü bölümlere ayırmak ve kaba segmentasyon elde etmek için histogram tabanlı uyarlanabilir bir global eşikleme algoritması kullanılmıştır. Global segmentasyonu uygulamak için, dalgacık dönüşümlü görüntünün olasılık yoğunluk fonksiyonu eğrilerinin minimum global değerlerini ayarlayarak uyarlanır eşik seçen bir yaklaşım önerilmiştir. İkinci adımda, kaba segmentasyon ve morfolojik geliştirme için filtrelenmiş gri seviyeli görüntü arasındaki katlamadan (convolution) sonra tam segmentasyon elde etmek için pencere tabanlı uyarlanır yerel eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Yöntemin deneysel sonuçları görüntü başına 0,71 yanlış pozitif oranı ve %91,3 duyarlılık sonucu vermiştir (Hu ve diğ, 2011).

Dış sınırlama kuvvetleri tarafından yönlendirilen ve onu çizgi, kenar gibi özelliklere doğru çeken görüntü kuvvetlerinden etkilenen, enerjiyi minimuma indiren, yakındaki kenarlara kilitlenip onları tam olarak konumlandıran aktif dağılımlı modellere yılan (snake) denilmektedir (Kass ve diğ, 1988). Wirth ve Stapinski yılanları kullanarak mamogramlarda meme bölgesini ayırma ve dış hattını belirmeye dair segmentasyon çalışması yapmışlardır. Metotta, yılanın başlangıç yerleşimini otomatikleştirmek ve aktif dış hat (contour) için görüntüyü girişe uygun halde işlemek için problemli mamogram bölgelerinin bilgisi kullanılmaktadır. Çalışmada, ikili görüntünün sınırlarını yumuşatmak, meme bölgesinin dışındaki nesneleri kaldırmak ve gürültü temizleme için morfolojik filtre kullanılmıştır. Yöntemin en büyük dezavantajı, yılan meme içindeyken onu tanıyamamasıdır. Böyle bir durumda yılan, meme çevresi yerine derin alt doku üzerinde segmente edilecektir. Elle çizilen segmentasyon ve önerilen

segmentasyon yöntemi test edilmiş hata payları çıkarılmış ve yılan parametrelerinin seçimlerinin önemli rol oynadığı gözlenmiştir (Wirth ve Stapinski, 2003).

Berber ve ekibi, mamogramda meme kitlesinin dış hat segmentasyonu için, belirli bir bölgeden kütle dağılımının eşik değerini uyarlamalı olarak ayarlayabilmek için klasik tohum bölgesi yetiştirme algoritmasını kullanan yeni bir segmentasyon yöntemi sunmuştur. Çalışmada kenar artefaktlarını temizlemek için küre şekilli yapı elemanı içeren Morfolojik filtre kullanılmıştır. Yöntem, dış hatları uzman radyologları tarafından belirlenen kitleleri elle eklenmiş mamogram görüntüleri üzerinde test edilmiştir. Metodun performansı; duyarlılık, dengeli doğruluk, özgüllük, Yassnoff ve Hausdorrf hata mesafeleri gibi parametrelerle değerlendirilmiş ve kıyas yöntemlere göre başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Berber ve diğ, 2013).

Dubey, Hanmandlu ve Gupta mamogramlarda kitle segmentasyonu için seviye seti (level set) ve morfolojik işaret kontrollü watershed (morphologic marker controlled watershed) yöntemlerinin karşılaştırmasını yapan bir çalışma sunmuşlardır. Çalışmada gürültü azaltma tekniği olarak morfolojik tophat filtresi kullanılmıştır. Yapılan testler sonucunda morfolojik işaret kontrollü watershed yöntemi daha başarılı sonuç vermiştir (Dubey ve diğ, 2010).

Mohamed, Mabrouk ve Sharawy çalışmalarında mamogramlarda mikrokalsifikasyon tespitine yönelik bilgisayar destekli yöntem geliştirmişlerdir. Yöntem, tanı kararı için üç adımdan oluşan bir algoritma önermektedir. İlk adımda, histogram eşitleme (Histogram Equalization, HE) ve morfolojik filtre kullanarak görüntüyü geliştirip filtreleme, daha sonra kitle lezyonları ve mikrokalsifikasyonların tespiti için ilgili bölgenin Otsu'nun eşikleme temeline dayalı segmentasyonu ve son olarak normal ve mikrokalsifikasyonların şekilleri ve yararlı ve zararlı mikrokalsifikasyonlar arasındaki sınıflandırma aşamasıdır. Sınıflandırma aşamasında k-en yakın komşular sınıflandırıcısı (K-Nearest Neighbors, K-NN) ile %73, SVM ile %83, yapay sinir ağı sınıflandırıcısı (Artificial Neural Network, ANN) ile %77 tahmin doğruluğu elde edilmiştir (Mohamed ve diğ, 2014).

Mamografik görüntülerde kontrast arttırma ve arka plan dokusunu bastırmaya yönelik Stojic, Reljin ve Reljin matematiksel morfolojiyi kullanan bir çalışma yapmıştır. Çalışmada, dijital mamogramlardaki mikrokalsifikasyon tespiti, obje çıkarma ve detaylardaki gelişmede yeni algoritmanın etkisini gösteren birkaç örnek yapılmıştır. Morfolojik tophat ve bothat dönüşümlerinin kombinasyonundan oluşan algoritma hem ışık detaylarını yüksek oranda geliştirmiş hem arka plan dokusunu bastırmada başarı

sağlamıştır. Yöntem bir dizi mamogram ile test edilmiş ve görsel olarak iyi sonuç vermiştir (Stojic ve diğ, 2005).

Dijital mamogramların görüntü kalitesini iyileştirmeye dair diğer bir çalışma Mayo ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Algoritma, düşük kontrast ve küçük boyutlarından dolayı direkt gözlemi zor olan şekil karakteristikleri hakkında bilgi elde etmeye imkân sağlar. Mikrokalsifikasyon tespiti ve görüntü iyileştirme için matematiksel morfoloji kullanılmıştır. Çalışmanın amacı, gözlem yoluyla referans şeklin görüntü kalitesini karakterize etmek için bir veya daha fazla parametre elde etmektir. Bu parametreler, görüntüleri karşılaştırma ve görüntü kalitesinin değişimini gözlemlemeye yardım edecektir (Mayo ve diğ, 2004).

Mikrokalsifikasyonların kenar tespitine dayalı Bhateja ve Devi morfolojik filtre ve doğrusal olmayan geliştirme operatörü yöntemlerinin kombinasyonunu kullanmıştır. Doğrusal olmayan operatör, mamogram görüntüsündeki anormalliklerin görselliklerinin artırılması ve kontrast gelişimi için tercih edilmiştir. Bu geliştirme operatörü, yoğun ve yoğun olmayan dokularda iyi sonuçlar doğurması nedeniyle çok yönlüdür. Sonraki adımda, kenar tespiti, ayrık morfolojik gradyan operatörünün iki aşamalı yinelemeli uygulamasıyla gerçekleştirilmektedir. Değişken boyutlu yapı elemanları, her yinelenen morfolojik filtre aşamasında kullanılmaktadır böylece arka plan gürültüsü bastırılırken mikrokalsifikasyon tespiti doğru bir şekilde yapılabilmektedir. Böylece morfolojik filtre, kenar güçlendirmenin yanı sıra gürültü temizleme için de kullanılmaktadır. Çalışmada simülasyon sonuçları ile mikrokalsifikasyon tespiti için önerilen kenar algılayıcı çerçevenin etkinliği gözlenmiştir (Bhateja ve Devi, 2011).

Diaz-Huerta, Felipe-Riveron ve Montaño-Zetina çalışmalarında kontrastı iyileştirilmiş mikrokalsifikasyonların otomatik tespiti için matematiksel morfolojiye dayalı dört farklı algoritmanın değerlendirmesini yapmışlardır. Algoritmaların ilk adımında, mikrokalsifikasyonların kontrast geliştirmesi yapılmaktadır. İkinci adımda ise büyüklük, şekil ve konum çıkarmak için eşikleme yapılmaktadır. Bu adımda elde edilen her mikrokalsifikasyon radyolog tarafından elle belirlediği mikrokalsifikasyonlarla karşılaştırılmaktadır ve dört algoritmanın hesaplanan hassasiyeti karşılaştırılıp en yüksek değerli olan tercih edilmektedir. Daha sonra yanlış pozitif sayısını azaltmak için bazı özellikler çıkarılıp SVM kullanılarak sınıflandırılmıştır. Çok değişkenli analiz için araç kiti (Toolkit for Multivariate Analysis, TMVA) ile elde edilen sonuçlar mikrokalsifikasyon ve normal doku arasında

ayrım yapmak için kullanılacak özellikleri üretmiştir. Sinyal etkisi*saflık (Signal Efficiency*Purity, SE*P) ile hesaplanan parametre, en düşük gürültülü mikrokalsifikasyon sayısının elde edilmesi için kullanılmıştır. Mikrokalsifikasyonları tespit etmek için ise Gauss çekirdekli SVM algoritması kullanılmıştır. Yöntemin test sonucunda genel duyarlılık %85,9 olarak elde edilmiştir (Diaz-Huerta ve diğ, 2014).

Anitha, Peter ve Pandian mamografide kitle tespitine yönelik çalışmalarında çift aşamalı uyarlanır eşikleme (Dual Stage Adaptive Thresholding, DuSAT) yöntemini kullanmışlardır. Mamogramdaki ilgili kitle bölgesi, global histogram ve konumsal pencere eşikleme yöntemi ile tespit edilmiştir. Global eşikleme adımı, önerilen seçim kriterlerinin çoğunu sağlayan eşik değeri ve görüntünün tamamının histogram zirve analizine göre yapılır. Konumsal eşikleme ise kesin segmentasyon sonuçlarını veren tanımlanmış komşuluk penceresindeki her bir piksel için yapılır. Çalışmada ön işleme adımında gürültü filtrelemek için medyan filtre, artefakt kaldırma ve arka plan ayırma için morfolojik filtre kullanılmıştır. Daha sonra ön işlenmiş görüntüde kitle içindeki yapısal gürültüleri ve arka planı kaldırmak, görüntüyü geliştirmek için ikili morfolojik geliştirme ve kontrast geliştirme içinse kontrast sınırlı uyarlanır histogram eşitleme (Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization, CLAHE) yöntemi kullanılmıştır. Algoritmanın deneysel sonuçları iki farklı veri tabanı için %92,5 duyarlılık, 1,06 yanlış pozitif oranı ve %93,5 duyarlılık, 0,62 yanlış pozitif oranı olarak elde edilmiş ve sonuçta yaklaşımın etkin kitle tespit işlemi gerçekleştirdiği gözlenmiştir (Anitha ve diğ, 2017).

Duarte ve ekibi, mamogramlarda mikrokalsifikasyon segmentasyonu için anizotropik (yönlü) doku ile ilişkili jeodezik (yer ölçümü) aktif dış hatlar (Geodesic Active Contours, GAC) tekniğini içeren bir çalışma yapmıştır. Radyolog, yöntemin yeterli tanı bilgisini sağlayan son segmentasyonu seçerek sadece son aşamada aktif rol almaktadırlar. Çalışmada ön işleme adımında, kontrası geliştirmek için CLAHE filtresi, arka plandaki gürültüyü bastırmak için ise dönüşümlü olarak Morfolojik filtrelemeyi kullanan alternatif sıralı filtreleme (The Alternating Sequential Filtering, ASF) tekniği uygulanmıştır. Yöntem test edildikten sonra, ilgili bölgelerde radyoloğa sunulan kısmıyla %89,2 segmentasyon oranı, alan çakışma ölçümü (Area Overlap Measure, AOM) 0,52±0,20 olarak elde edilmiş ve yeterli büyüklükteki mikrokalsifikasyonlar için oldukça iyi sonuç verdiği gözlenmiştir (Duarte ve diğ, 2015).

Meme bölgesinin tam segmentasyonundaki problemlerden biri yüksek yoğunluklu radyopak yapıların homojen olmayan arka plan bölgesine sebep olabilmesi ve meme dış hatlarının yanlış belirlenmesine neden olabilmeleridir. Bu konuya dair, Wirth, Lyon, Nikitenko ve Stapinski çalışmalarında, mamogramların arka planlarındaki radyopak artefaktları ortadan kaldırmaya yönelik alan morfolojisini temel alan bir yöntem sunmuşlardır. Alan morfolojisinde klasik morfolojiye kullanılan sabit şekilli yapı elemanı yerine yapıların özellikleri tercih edilmektedir ki böylece belirli bir şekilden bağımsız olarak artefaktlar kaldırılabilmektedir. Böylece uniform arka plan elde edilip görüntü, segmentasyona hazır hale getirilmiştir (Wirth ve diğ, 2004b).

İnsan gözüyle neredeyse hiç algılanamayan yapısal özelliklerden dolayı, karmaşık mamografik görüntüleri nicel olarak yorumlamak oldukça zordur. Bu nedenle görüntülerin segmentasyon veya yorumlamaya hazır hale getirilmesi için, gürültü temizleme, kontrast geliştirme gibi ön işlemeye tabi tutulması gerekmektedir. Literatürde çoğunlukla bu ön işleme adımları yapılmış ve bunun için çeşitli filtreleme teknikleri kullanılmıştır. Segmentasyon, gürültü filtreleme ve kontrast geliştirme için farklı algoritmalarda çoğunlukla tercih edilen yöntem morfolojik filtreleme yöntemidir. Bu tezde morfolojik filtreleme yöntemi kontrast geliştirmek, mikrokalsifikasyonların tespitini kolaylaştırmak ve gürültü azaltmak için tercih edilmiştir. Literatürde kontrast geliştirme için morfolojik filtrenin kullanıldığı yöntemlerden biri Kimori'nin çalışmasıdır. Kimori, kontrast geliştirmeye dair rotasyonel morfolojik filtreleme adı verilen matematiksel morfolojiye dayanan bir tür yöntem kullanmıştır. Yöntem, mamografi görüntülerine uygulanarak öznel etkisi gözlenmiş, performansını ölçmek için ise sentetik veriye uygulanmış ve yöntemin performansı nicel olarak elde edilmiştir. Performans değerlendirmesinde önerilen algoritma, CLAHE ve çok ölçekli retineks (Multi-Scale Retinex, MSR) olmak üzere iki geleneksel kontrast geliştirme yöntemiyle kıyaslanmış, kontrast iyileştirme oranı (contrast improvement ratio, CIR) değerleri 4,7 ve 0,1 'e karşılık 12,1 olarak elde edilmiş ve yüksek kontrast kapasitesi gözlenmiştir (Kimori, 2013). Morfolojik filtreyle kontrast geliştirmeye dair literatürde yapılan diğer çalışma Reljin B., Reljin I., Milosević ve Stojić'in çalışmasıdır. Ekip, segmentasyon ve görselleştirme üzerine modern matematiksel morfoloji ve çok parçalı (multifractal) yaklaşımı kullanmıştır. Morfolojik işlemlerim uygun kombinasyonu ile önerilen algoritma, konumsal kontrast arttırma ve arka plan dokusunun baskılanması için kullanılmıştır. Yöntem yinelemeli olup, küçük parlak detaylar ve mikrokalsifikasyonların vurgulanmasında başarı

sağlamıştır. Çok parçalı yöntem ise segmentasyon için kullanılmış ve radyoloğa segmentasyon seviyesini değiştirme ve istediği parçayı seçme özgürlüğü vermiştir (Reljin ve diğ, 2010). Gunturu ve Sharma, dijital mamogramlarda ilgili bölgelerin çıkarılmasını kolaylaştırmak için kontrast geliştirilmesi ve gürültü filtreleme adına dalgacık analizi ve modifiye matematiksel morfolojiye dayalı bir yöntem sunmuşlardır. Algoritma, VisuShrink ve NormalShrink adı verilen iki teknikle karşılaştırılmış ve sonuçta önerilen yöntem önemli ölçüde üstün görüntü kalitesi ve daha yüksek kontrast geliştirme indeksi (contrast improvement index, CII) değeri vermiştir (Gunturu ve Sharma, 2010). Yang ve ekibi, mikrokalsifikasyonları tespit etmek için bir yöntem önermişler ve ön işleme adımında kontrast geliştirmek için matematiksel morfoloji ve doğrusal olmayan bir dönüşüm kullanmıştır. Yöntemde öncelikle meme bölgesini elde etmek için Otsu eşikleme yöntemi ve çevreleyen minimum dikdörtgen kullanılmıştır. Daha sonra kontrast geliştirilmiş, gürültü ve ilgisiz elemanları bastırmak adına bir dizi işlem uygulanmış ve görüntüyü ayrıştırmak ve birleştirmek için ikili dikey dalgacık kullanılmıştır. Sonuç olarak modifiye edilmiş sinir ağı modeli (Simplified Pulse Coupled Neural Network, SPCNN) ile mikrokalsifikasyonlar tespit edilip, duyarlılık %91,397 'ye kadar artmış ve yanlış pozitif oranı 0,035 'e kadar azalmış olarak gözlenmiştir (Yang ve diğ, 2016). Son zamanlarda kontrast geliştirme için önerilen yöntemlerin, yapıların şekillerine bağımlı olması sınırını aşmak için Wirth, Lyon ve Nikitenko, doğrusal olmayan alan morfolojisi üzerine bir çalışma yapmıştır. Önerilen yöntem, CLAHE ve klasik morfolojik geliştirme yöntemleriyle kıyaslanmış ve ilgili bölgeleri, gürültü vurgusu olmadan ve şekillerini koruyarak geliştirdiği gözlenmiştir (Wirth ve diğ, 2004a). Singh ve Kaur, mikrokalsifikasyonların şekil ve boyutlarını geliştirirken arka planda bulunan küçük detayları ortaya çıkarmak ve kontrastı geliştirmek için morfolojik filtreleme, bulanık maskeleme (unsharp masking) ve Gauss filtresinin kombinasyonunu sunan bir algoritma önermiştir. Önerilen algoritma CLAHE, çok ölçekli tophat dönüşümü tabanlı algoritma ve uyarlanır sigmoid fonksiyonlarıyla ikili histogram eşitleme gibi klasik yöntemlerle karşılaştırılmış ve önerilen yöntemin performansı nitel ve nicel sonuçlara göre daha başarılı sonuç vermiştir (Singh ve Kaur, 2017).

Ojala, Näppi ve Nevalainen dijital bir mamogramda, analizin doğruluğunu artırmak ve süresini kısaltmak adına, arka plan ve meme bölgesini ayıran bilgisayar destekli bir çalışma yapmıştır. Çalışmada, histogram eşiklemesi, morfolojik filtreleme ve dış hat (contour) modellemesine dayalı bir algoritma geliştirilmiştir. Test sonuçları, tahmin

edilen sınır değerleri ile gerçeğinin doğru bir şekilde örtüştüğünü göstermiş ve sınırlar arasında sadece %2'lik bir hata payı elde edilmiştir. (Ojala ve diğ, 2001). Sınır tahmini adına morfolojik filtrenin kullanıldığı bir diğer çalışma ise Yin ve ekibinin çalışmasıdır. Çalışmada, meme bölgesini tanımlamak için yine histogram analizi ve morfolojik filtreleme yöntemi kullanılmış, daha sonra arka plandan ayrılan sağ ve sol meme görüntüleri meme başı gibi belirleyici özellikler yer işaretleri olarak seçilmiş ve en az kareler eşleme yöntemi (least-squares matching method) kullanılarak hizalanmıştır. Hizalama sonucunda, muhtemel kitle tanımlaması için ikili çıkarma yöntemi bilgisayar tabanlı olarak geliştirilmiştir. Serbest tepke alıcısının çalışma karakteristiği ve regresyon analizine dayanarak otomatik hizalama ile elde edilen kitle tespit tekniğinin performansı ve simülasyon ile elde edilen yanlış hizalamış verilerin performansından daha yüksek çıkmıştır. Bu nedenle, çalışmanın performansı önerilen yöntemle başarılı sonuç vermiş ancak en ufak yanlış hizalamaya duyarlı olmadığını göstermiştir (Yin ve diğ, 1994).

Lu, Dong, Ma ve Wang, düşük kontrastlı ve bulanık sınırları olan mamogramlarda otomatik kitle segmentasyonuna dair, entegre bir yöntem önermişlerdir. Öncelikle, konumsal eşikleme yöntemi olan kaba küme teorisi (rough set theory) ve morfolojik filtre, tüm görüntüyü iyileştirmek ve etiketleri kaldırmak için mamogramların ön işleme adımında kullanılmıştır. Daha sonra, ön işlenmiş görüntüye Hough dönüşümü algoritması uygulanmış ve lezyon, kendisinden sonra Snake modelin ilk dış hattı olarak kullanılacak olan yaklaşık parametrik bir daire olarak konumlandırılmıştır. Son olarak, kitle sınırı, kaba konumlandırmaya dayalı olarak doğru bir şekilde bölümlendirilmiştir. Daha sonra, yaklaşım test edilmiş ve saptama oranı, alana dayalı doğruluk ve manüel bölümlendirilmiş sonuçlara dayalı mesafe tabanlı sınır benzerliği ölçümleri parametreleri ile değerlendirilmiştir. Sonuçta yöntem daha yüksek algılama oranına sahip ve segmentasyonun gerçeğe yakın olduğu gözlenmiştir (Lu ve diğ, 2015).

1.4 Çalışmanın Katkıları ve Tez Planı

Mamografi, meme kanserinin tanı ve tespitinde mevcut yöntemler içinde en çok kullanılan yöntemdir. Duyarlılık ve özgüllüğün daha iyi olduğu başka bir meme görüntüleme tekniği yoktur. Tarama veya tanı amaçlı kullanılan mamografide film tabanlı ve dijital tabanlı yöntemler mevcuttur. Bu tezde dijital tabanlı mamografi

görüntüleri üzerine çalışılmıştır. Her tıbbi tekniğin olduğu gibi mamografinin de kısıtları mevcuttur. Mamografinin değeri, taranan hastalığın doğası ile tarama aracının performans özellikleri arasındaki ilişki ile belirlenmektedir. Tarama veya tanı testinin en önemli iki ölçüsü; duyarlılık ve özgüllüktür ancak daha bilgilendirici ölçüt, duyarlılık ve özgüllüğü de kapsayan pozitif tahmin değeridir. Duyarlılık, önerilen yöntemin gerçek-pozitif sonuçlarının oranını ifade etmektedir. Matematiksel olarak ise, tespit edilen ve edilemeyen vakaların toplamına eşit olarak ifade edilen test edilen popülasyondaki toplam meme kanseri vaka sayısıyla, doğru olarak tespit edilen meme kanseri vaka sayısının oranı olarak hesaplanmaktadır. Tarama mamografisinde duyarlılık tahminleri yüzde 83 ila 95 arasındadır. Özgüllük, gerçek negatif sonuçlarının oranını ya da bir kadının meme kanseri olmayan kadınlar arasında meme kanseri olmadığını doğru olarak gösteren testleri ifade etmektedir. Mamografi özgüllüğü, yapılan çalışmalar arasında genellikle yüzde 90 ila 98 olarak hesaplanmıştır. Pozitif tahmin değeri ise, pozitif test sonucuna sahip olan hastanın gerçekte hastalığa sahip olma olasılığını ölçmektedir. Yanlış pozitif değeri ne kadar düşük olursa pozitif tahmin değeri o kadar artacaktır. Tahmin değeri, önerilen testin duyarlılığı, özgüllüğü ve test edilen popülasyondaki hastalığın yaygınlığı ile belirlenmektedir. Hassaslığın artması, negatif tahmin oranını artıracak ve test sonucu negatif çıkan bir kişinin hastalığa yakalanma olasılığını düşürecektir. Özgüllüğün artması ise pozitif tahmin oranını artıracak ve test sonucu pozitif olan bir kişinin hastalıktan kurtulma olasılığı o kadar düşük olacaktır (Joy ve diğ, 2005, s. 38-40).

Mevcut yöntemler başlığı altında (Bkz. Bölüm 1.3) taranan literatür kısmında, alanda yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğunda, önerilen yöntemler farklı sınıflandırma algoritmalarıyla test edilmiş, duyarlılık ve özgüllük değerleri hesaplanmıştır ve bu parametrelerle yöntemin başarısını ispatlamak amaçlanmıştır. Bu tezde ise yöntemin başarısını kanıtlamak üzere öncelikli olarak uzman radyolog yorumuna başvurulmuştur. Bu bakımdan, bu tez çalışmasının diğer birçok çalışmaya kıyasla özgün yönü açığa çıkmaktadır. Sonuçta, geliştirilen tüm bu yöntemleri kullanacak olan radyologlar olacaktır ki; yapılan çalışmalar, yorumlamayı kolaylaştırmak ve otomatik teşhis algoritmaları üretmek üzerinedir. Literatür taramasında, mamografide bilgisayar tabanlı kitle ve mikrokalsifikasyon tespiti ve segmentasyonu, gürültü giderme, kontrast iyileştirme, pektoral kasın çıkarılması gibi konular üzerinde çalışmalar yapıldığı ve bu çalışmaların önemli bir kısmında matematiksel morfolojik filtrelemenin bahsedilen mamografi kısıtları için yöntem olarak kullanıldığı

gözlenmiştir. Bu tezde kontrast geliştirme ve gürültü giderme amaçlı matematiksel morfolojik filtreleme yöntemi kullanılmıştır. Önerilen yöntem, diğer çalışmalarda kullanılan matematiksel morfolojik filtreleme algoritmasından farklıdır. Peters'in gürültü filtreleme amacıyla önerdiği ve başarısını görsel ve matematiksel olarak çalışmasında kanıtladığı matematiksel morfoloji algoritması bu çalışmada temel olarak alınmıştır (Peters, 1995). Radyolog yorumlarına da bağlı olarak yöntemin gürültü azaltmanın yanında mamografide kontrast iyileştirmede önemli ölçüde başarılı olduğu gözlenmiştir. Yöntemin matematiksel olarak başarısını kanıtlamak üzere kontrast gürültü oranı adı verilen parametre kullanılmıştır. Sonuçta uzman radyolog yorumu ve kontrast gürültü oranı parametresine göre elde edilen matematiksel sonuçlarla tezin başarısı kanıtlanmış ve literatüre önemli bir katkı sağlanmıştır.

Bu tezde, Bölüm 1'de öncelikle meme kanseri ve erken teşhisin önemi anlatılmış ve bununla ilgili dünya sağlık örgütünün verileri, istatistikler ve tablolar paylaşılmıştır. Daha sonra meme görüntüleme tekniklerinden bahsedilmiştir. Bölüm 2'de mamografi görüntüleme tekniği, cihazın yapısı, görüntü oluşumu ve artefaktlar detaylıca anlatılmıştır. Bu bölümde memedeki kalsifikasyon, kitle gibi yapıların daha net anlaşılmasını sağlamak amacıyla meme anatomisinden de bahsedilmiştir. Bölüm 3'te tezin temel olarak ilgilendiği mamografi kısıtı olan kontrast iyileştirmede kullanılan yöntemlerden bahsedilmiştir. Bu yöntemler, önerilen yönteme kıyas olarak kullanılmıştır. Bölüm 4'te, önerilen matematiksel morfoloji yöntemi detaylarıyla anlatılmıştır. Bölüm 5'te, kullanılan veri setinden bahsedilmiş, önerilen filtre ve kıyas yöntem olarak kullanılan diğer dört filtreyle beraber işlenen görüntüler, uzman radyolog yorumlarıyla paylaşılmış ve yöntemin başarısının matematiksel ispatı olan kontrast gürültü oranının tüm beş filtre için tabloları verilmiş ve yorumlanmıştır. Son bölümde, tez çalışmasının sonuçları tartışılmış ve gelecekteki çalışmalardan bahsedilmiştir.

2. MAMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME

2.1 Kuramsal Temeller

2.1.1 X ışınları

Görüntüleme yöntemlerinin temel kaynağını oluşturan X-ışınları, Würzburg Üniversitesi'nin fizik profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından 1895 yılında keşfedilmiştir (Hessenbruch, 2002). X-ışınlarının keşfiyle radyoloji anabilim dalı ortaya çıkmıştır. X-ışınının özelliği, atomların yörüngelerindeki elektronları iyonlaştırarak maddeyi geçebilme yani penetrasyondur. Mamografide x ışınının rolü, yağ ve fibroglandüler dokudan oluşan memeden geçen x-ışını, dokuya göre farklı oranda zayıflayıp, görüntüde kontrast farkı oluşturmaktadır. Böylece memedeki dokuların haricinde bir oluşum olduğunda bunu gözlemlemek mümkün olmaktadır. X-ışınları bir elektromanyetik radyasyondur ve elektromanyetik bir dalganın enerjisi E,

$$E = hv \tag{2.1}$$

formülüne göre, $h = 4{,}135x10^{-15} eV \cdot s$ plank sabiti ile v frekans çarpımına eşittir. Tanısal x-ışını görüntülemesinde x-ışını enerjilerinin aralığı 10-150 keV, dalga boyları ise 0,1-0,01 nm aralığındadır. X-ışını dalga boyu, c, ışık hızı olmak üzere,

$$\lambda = \frac{c}{v} \tag{2.2}$$

formülüyle ifade edilmektedir (Çubukçu, 2017, s. 9).

2.1.2 Mamografide fiziksel kuramlar

Mamografide x-ışınıyla görüntü elde etme fiziğinin temel yapılarını analiz edebilmek adına Şekil 2.1'de bu yapıyı içeren bir meme modeli gösterilmiştir (Pisano ve diğ, 2004' den aktaran Yaffe, 2010, s. 2). İlgili bölgeyi içeren yapı bir lezyon, tümör, mikrokalsifikasyon veya memenin bir dokusu olabilir.

Tek enerjili bir x-ışını için, A yolu boyunca normal meme dokusundan geçen ve görüntü düzlemine kadar gelen ortalama x-ışınları sayısı n_A olmak üzere,

$$n_A = n_0 e^{-\mu z} \tag{2.3}$$

denklemindeki gibi hesaplanır. Burada n_0, memeye gelen ortalama x-ışını sayısı; z, memenin kalınlığı ve μ, dokunun x-ışınını zayıflatma katsayısıdır. Burada dağının

radyasyon göz ardı edilmiştir. μ' x-ışını doğrusal zayıflatma katsayısına sahip, memedeki ilgili yapıdan geçen ve B yolu boyunca iletilen x-ışınlarının sayısı n_B olmak üzere,

$$n_B = n_0 e^{-\mu(z-a)-\mu' a} \tag{2.4}$$

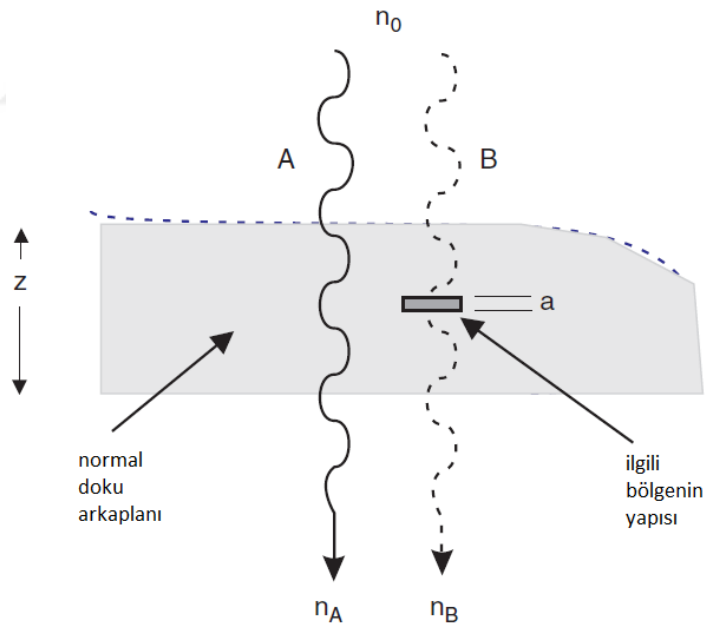
denkleminde a, x-ışınlarının geçtiği yönde ilgili yapının kalınlığını temsil eder. Yapı tarafından üretil sinyal farkı ise,

$$SD = n_A - n_B \tag{2.5}$$

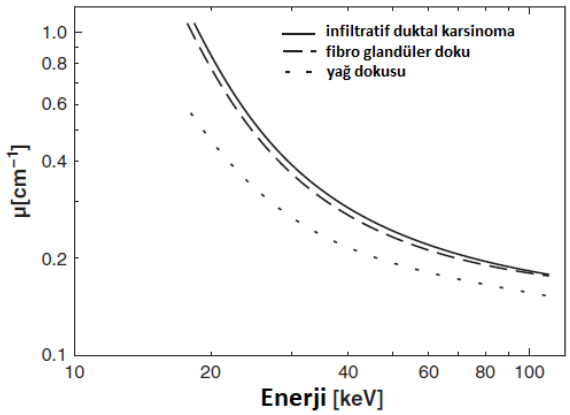
şeklinde tanımlanır. Meydana gelen radyasyon kontrastı aşağıdaki gibi tanımlanabilir:

$$C_{rad} = \frac{1-e^{-(\mu-\mu')a}}{1+e^{-(\mu-\mu')a}} \tag{2.6}$$

Bu ifade, radyasyon kontrastının, arka plan meme dokusu ile ilgili yapının arasındaki zayıflama katsayısının farkı ve yapının kalınlığı olmak üzere iki faktör tarafından belirlendiğini göstermektedir. Burada görüldüğü üzere kontrast; n_0, z ya da μ'ye bağlı değildir. Uygulamada, x-ışını spektrumunun çok enerjili olduğu ve dağılan radyasyonun kaydedildiği yerde C_{rad}, bu değişkenlere bağlı olarak değişecektir.

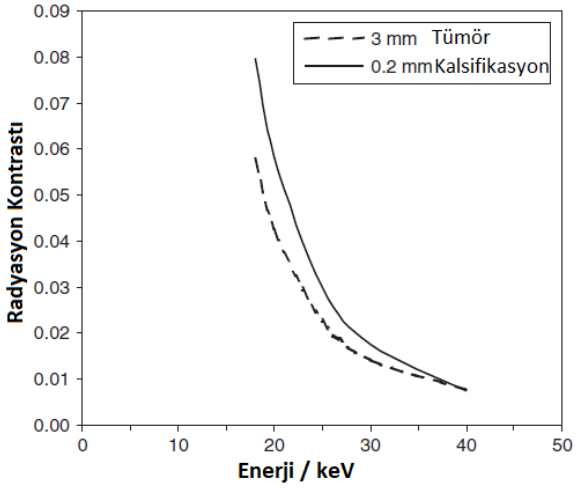


Şekil 2.1 : Normal dokudan geçen A yolu ile değişen kalınlıkta bir memedeki lezyon gibi yapı içeren bölgeden geçen B yolu arasındaki x-ışını iletimindeki farklılıkları saptamanın temel görüntüleme problemini gösteren memenin şematik diyagramı.



Şekil 2.2 : Göğüsteki tümör, fibroglandüler doku ve yağın ölçülen x-ışını zayıflatma katsayısı çizgisi.

Meme esasen yağ ve fibroglandüler dokudan oluşmaktadır. Bu dokuların ve memedeki tümörün zayıflatma katsayıları Şekil 2.2'de gösterilmiştir (Yaffe, 2010, s. 3). Bu dokuların zayıflatma katsayıları veya herhangi doku çifti arasındaki zayıflatma katsayısı farkı x-ışını enerjisi arttıkça azalacaktır. Buna bağlı olarak x-ışını enerjisi arttıkça radyasyon kontrastı azalacaktır. Şekil 2.3' te, %30 fibroglandüler doku ve %70 yağ dokudan oluşan ve 3 mm kalınlığında bir tümör içerecek şekilde modellenmiş bir meme için radyasyon kontrastı x-ışını enerjisi grafiği çizilmiştir (Johns ve Yaffe 1987' den aktaran Yaffe, 2010, s. 3). Grafiğe bağlı olarak yeterli radyasyon kontrastı için nispeten düşük x-ışını enerjilerinin kullanılması gerektiği gözlenmektedir.



Şekil 2.3 : X-ışını enerjisinde bir kalsifikasyon ve bir meme kitlesinin kontrasta bağlı değişimi (Bu örnekte meme %70 yağ ve %30 fibroglandüler dokudan oluşmaktadır. Tümör 3 mm kalınlığında ve kalsifikasyon 0,2 mm kalınlığında modellenmiştir.).

2.1.3 Mamografi sistemleri

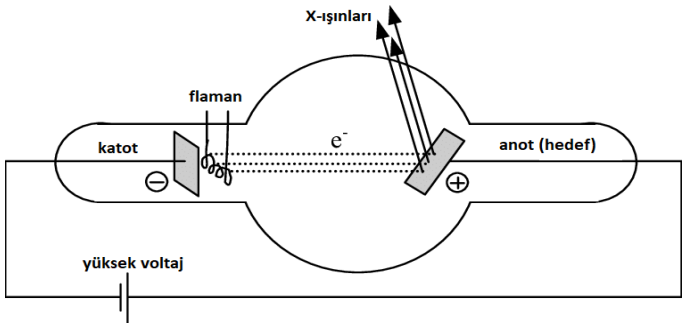
2.1.3.1 X ışını jeneratörü

Uygun yoğunlukta x-ışını üretmek için, özel mamografi ünitesinin x-ışını jeneratörü belirli özelliklere sahip olmalıdır. Amerikan Tıp Fizikçileri Derneği (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) tarafından sunulan rapora göre mamografik x-ışını jeneratörlerinin gücü 3-10 kW arasında olmalıdır (AAPM, 1990, s. 12). Kullanılabilir güç, genellikle x-ışını tüpünün anlık ısı kapasitesi ile sınırlıdır. Mükemmel poz tekrarı, çok küçük dalgalanmalar ve yüksek pozlama oranı içeren çıkış dalgası elde etmek için yüksek frekanslı jeneratörlerin kullanılması tavsiye edilmektedir. Yüksek frekanslı jeneratör, daha kısa pozlama süresi ve Flaman ömrünü uzatma etkisi olan daha düşük giriş gücü sağlamaktadır. Ayrıca, daha yüksek röntgen ışını verimliliği ve kalitesiyle hastanın daha düşük radyasyon dozuna maruz kalmasına neden olmaktadır. Jeneratörün çalışma potansiyeli dalgalanması %5 kV'den, pozlama dalgalanması ise %10 kV'den daha az olmalıdır. Belirlenen kV zirvesine kadar geçen süre, (yükselme süresi) ve maruz kalma süresinin sonlandırılması (düşme süresi) 16 milisaniyeden daha az olmalıdır. Molibden hedefli tüpler için jeneratörün pik tüp potansiyeli 24-32 kV aralığında ve en fazla 1 kV artışlarla ayarlanmalıdır. Başka malzemeli hedef tüp içeren jeneratörler için bu değerler değişebilmektedir. Pratikte uygulanan tüp kilovoltajı 25-35 kVp aralığında değişmektedir. Büyütme mamografisi ve özel görünümler daha yüksek pik voltajı gerektirebilirken, numune mamografisi daha düşük bir aralık gerektirebilir. 24 kVp ve daha düşük değerler numune mamografisi için sıklıkla kullanılır. Eğik görüntüler ve çok yoğun göğüsler için 30 kVp'nin üzerinde potansiyel gerekebilir (Yaffe ve diğ, 1995; Villafana, 1990). Pozlama süresi %15-20 oranında artırılmalı ve 2-600 mAs aralığında olmalıdır (AAPM, 1990, s. 12).

2.1.3.2 X ışını tüpü

X-ışını tüpü ya da röntgen tüpü adı verilen aygıtlar x-ışınlarını üretmektedir. Bu aygıtın bileşenleri; havası boşaltılmış cam bir kap, ısıtılan katot (eksi uç), elektronların çarptırıldığı hedef anot (artı uç) ve elektronların katottan anota hareketini sağlayan bir yüksek gerilimli devreden oluşmaktadır. Tüpün şematik gösterimi Şekil 2.4'te verilmiştir. X-ışını tüpünde anot ve katot uçları arasında yüksek gerilim uygulandığında x-ışınları açığa çıkmaktadır. Tüp gerilimi, anot materyali ve eklenen

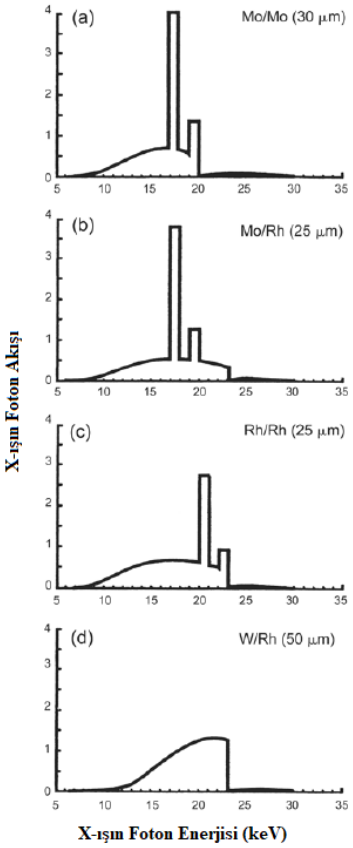
filtrenin tip ve kalınlığı, görüntülenen resimdeki meme dokusunun şeffaflığını belirlemektedir. Odak noktasının şekil, boyutu ve radyografik cihazın geometrik konfigürasyonu, görüntüleme sisteminin tamamının elde edilebilen maksimum çözünürlüğünü belirlemektedir (Thijssen, 2002, s. 60).



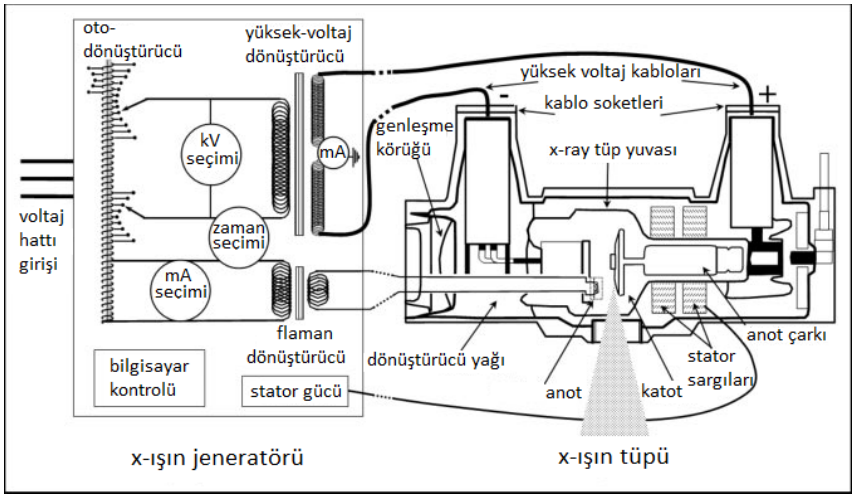
Şekil 2.4 : X-ışını tüpü bileşenleri.

Tüpün negatif yüklü tarafını oluşturan eksi uç, atomların dış yörünge elektronlarının koparak salınımının sağlandığı Flaman ve odaklayıcı başlığı kapsar. Flamanlar genellikle yüksek ısıya dayanıklı olması özelliğiyle bilinen ağır metallerden Tungsten ’den yapılmaktadır. Odaklayıcı başlık ise Flamanın içinde bulunduğu metal kutudur. Flaman ve odaklayıcı başlığın kalınlığı odak noktasını belirlemektedir. X-ışını tüplerinde, 0,1-1,0 mm ve 1,0-2,5 mm Flaman kalınlığında 2 odak noktası bulunmaktadır. Çok detaylı görüntüler elde etmek için küçük odak, fazla miktarda x-ışını gerektiren görüntülerde ise büyük odak tercih edilmektedir. Tüpün pozitif yüklü tarafını oluşturan artı uç ise, eksi uçtan salınan elektronların hedefi olup yüksek erime noktası ve atom numarasına sahip malzemelerden yapılmıştır. Bu malzemeler arasında genellikle, daha yüksek ısı iletimine sahip ve daha fazla elektron içeren ve dolayısıyla daha güçlü x-ışını üretme yeteneğine sahip olan, Tungsten seçilmektedir. Daha yumuşak x-ışını gerektiren uygulamalarda ise artı uç, Molibden ya da Rhodium’ dan yapılmaktadır. Ortaya çıkan x-ışını miktarı; tüp akımı şiddeti, süresi, tüp gerilimi, uzaklık ve süzmeden etkilenmektedir (Voyvoda, 2006). Bu nedenle kullanılan anot malzemesi ve x-ışını tüpü ile meme arasına yerleştirilen metalik filtrenin malzemesi ve kalınlığının seçimi önemlidir. Film tabanlı görüntüleme sistemlerinde, film üzerindeki optimal görüntü kalitesi ve meme dozu göz önüne alındığında genellikle anot/filtre kombinasyonları Molibdenyum/Molibdenyum (Mo/Mo) veya Molibdenyum/Rodyum (Mo/Rh) şeklindedir. Ancak dijital sistemlerde kontrast, görüntüler üzerinden gözlendiğinden daha yüksek enerjili görüntü alınabilir ve

dolayısıyla bu sistemlerde Tungsten/Rodyum (W/Rh), Tungsten/Gümüş (W/Ag) ve Tungsten/Alüminyum (W/Al) gibi malzeme kombinasyonları kullanılmaktadır (Çubukçu, 2017). Şekil 2.5'te farklı hedef filtre kombinasyonları için x-ışını spektrumları gösterilmiştir (NRCP, 2004, s. 57).



Şekil 2.5 : (a) Mo/Mo (b)Mo/Rh (c)Rh/Rh (d)W/Rh hedef filtre kombinasyonları için 30 kVp'de x-ışın spektrumları.



Şekil 2.6 : X-ışını jeneratörü ve x-ışını tüpü bileşenleri (Çeviri yazara aittir.).

X- ışını jeneratörü, tüp voltajı (kVp), tüp akımı (mA) ve pozlama süresini içeren radyografik tekniklerin kontrolü için operatör kontrolü sağlar ve x-ışını tüpüne güç iletir. X-ışını tüpü, ortam (vakumlanmış x-ışını tüp yuvası ve yüksek voltaj kablo soketleri), elektronların kaynağı (katot), x-ışınlarının kaynağı (anot), anodu döndürmek için endüksiyon motoru (rotor/stator), dönüştürücü yağı ve elektriksel ve ısı birikimi korumasını sağlamak için genleşme körüğü, sızıntı radyasyondan korumayı sağlamak ve gömülümü desteklemek için tüp yuvasından oluşur. Şekil 2.6'da X-ışını jeneratörü ve x-ışını tüpü bileşenleri şematik olarak gösterilmiştir (Seibert, 2004, s. 141).

Tüpten çıkan ortalama x-ışını kalitesi artırmak için ek filtrasyon kullanılmaktadır. Yüksek tanı duyarlılığı ve özgüllüğe bağlı olarak hastanın maruz kalacağı düşük dozda mamogram üretmek ve hastanın ve kullanıcının radyasyon güvenliği için geliştirilen kalite kontrol programlarından biri ek filtrenin kalınlık değerini veren yarı değerli katman (Half-Value Layer, HVL) değeridir. Filtrasyon için kullanılan malzeme genellikle Aliminyum (Al)'dur. AAPM tarafından sunulan rapora göre HVL 0,3 ila 0,37 mm arasında olabilir. Ancak, HVL ile x-ışını tüpünün voltajı kVp ilişkilidir ve kalibrasyon ölçüm sonuçlarının gözlemlenmesi sırasında bu ilişki göz önüne alınmalıdır. Başlangıçta filtresiz doz ölçümü 25 kVp olarak genelleştirilmiş ancak daha sonra farklı kalınlıktaki filtrelere göre doğru orantılı olarak değişmiştir. Değişen kalınlıktaki Al filtreye göre değişen kVp değerleriyle elde edilen doz ölçümleri Çizelge 2.1'deki gibi elde edilmiştir (Sezdi, 2009).

Çizelge 2.1 : Farklı Al (mm) filtre kalınlıklarına göre doz ölçümleri.

mAs=50, Distance=60cm, Target/Filter:Mo/Mo (Molibdenyum-Molibdenyum)					
	25 kVp	26 kVp	28 kVp	30 kVp	32 kVp
Al (mm)	Dose (mGy)				
0	3,955	4,615	5,990	7,472	8,989
0,1	2,881	3,552	4,842	6,343	7,684
0,2	2,429	2,850	3,955	5,157	6,345
0,3	1,938	2,349	3,326	4,338	5,122
0,4	1,654	1,934	2,513	3,248	4,132

2.1.3.3 Sıkıştırma sistemi

Meme dokusu, glandüler (süt bezleri, süt kanalları) ve yağ dokusundan oluşmaktadır. Mamografi sistemlerinde lezyonların üst üste binme problemini ortadan kaldırmak ve memeyi daha homojen hale getirmek için çekim yapılmadan önce memenin sıkıştırılması gerekmektedir. Meme, yerine sabitlenerek anatomik hareket kaynaklı bulanıklık azalmaktadır. Sıkıştırma, meme dokusunun daha geniş bir alana yayılmasına ve dolayısıyla kalınlığının azalmasına neden olacağı için memeden çıkıp alıcıya ulaşan birincil radyasyonun saçılma oranında önemli bir azalmaya ve kontrast oranında gelişmeye sebep olmaktadır. Aynı zamanda, ışın sertleşmesi azaldığı için daha düşük enerjiye sahip bir radyasyon ortaya çıkmaktadır. Memeden geçen x-ışını yolu azaldığı için daha az doz gerekmekte ve hastanın maruz kalma süresi azalmaktadır (AAPM, 1990, s. 13).

2.1.3.4 Otomatik pozlama kontrolü

Mamografinin en kritik sorunu, glandüler dokunun filmdeki en düşük yoğunluk değerine sahip olmasıdır. Filmin genel optik yoğunluk değeri, glandüler doku yoğunluk değerine denk geldiğinde, glandüler dokudaki lezyonları ayırt etmek oldukça güçleşmektedir (Young ve diğ, 1994). Böyle bir durumda, glandüler dokuyu yüksek optik yoğunluk değerlerine taşıyacak seviyede x-ışını verilmesi gerekir. Bu ayarlamayı, kaset tablası altına yerleştirilen iyon odası ile otomatik pozlama kontrol sistemi (Automatic Exposure Control, AEC) yapmaktadır. Otomatik pozlama kontrolünün amacı, meme kalınlığından, meme yoğunluğundan ve seçilen pozlama parametrelerinden bağımsız olarak her mamogramın sabit bir ortalama optik yoğunluğunu elde etmektir. Tepe kilo voltaj değeri 25 ila 35 arasında değiştiği ve ızgarasız, ızgaralı ve büyütme gibi tekniklerde meme kalınlığı 2,5 ila 8 cm arasında değiştiği için AEC, optik yoğunluğu ±0.15 içinde tutabilmelidir (AAPM, 1990, s. 16).

Görüntü alıcısı ve saçılma önleyici ızgara altında bulunan AEC radyasyon sensörü, optimize optik yoğunluğu veya piksel değeri elde edildiğinde pozlamayı kesmektedir. Sensör, meme büyüklüğüne bağlı olarak meme ve meme ucu arasında çeşitli pozisyonlara yerleştirilebilmektedir. Dijital mamografi birimlerinin düz panel detektörleri AEC sensörü olarak çalışmaktadır. Bu durumda, detektörün tüm alanından veya önceden tanımlı bölgelerden bilgi elde edilebilmektedir. Modern mamografi ünitelerinin çoğu, meme zayıflatmasını belirlemek için önceki pozlama ile ilişkili

bilgileri kullanmaktadır. Bu bilgiyle, otomatik olarak saptanan meme kalınlığı ile birlikte tüm pozlama faktörleri (anot / filtre, kV, mAs) belirlenmektedir. AEC, meme özellikleri ve ışın kalitesinden bağımsız olarak uygun optik yoğunluğunda görüntüler sağlamaktadır. Bu nedenle bilgiler, filmin karakteristik eğrisinin doğrusal bölgesine kaydedilmektedir. Dijital sistemlerde AEC, görüntü boyunca sinyal gürültü oranını (Signal to Noise Ratio, SNR) ve kontrast gürültü oranını (Contrast to Noise Ratio, CNR) uygun seviyede tutmakta ve doz değerlerinin önerilere uygun olmasını sağlamaktadır (Chevalier ve diğ, 2012, s.120).

2.1.3.5 Mamografik ızgaralar

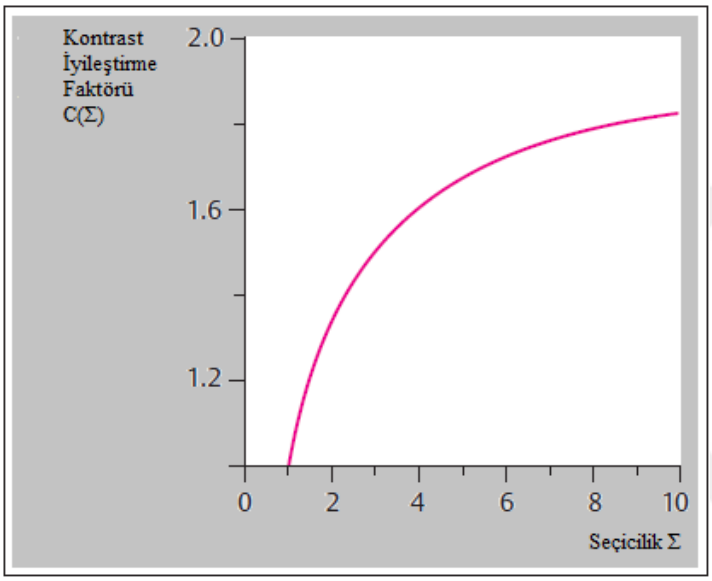
Memeden çıkan radyasyon, tüm görüntü bilgisini içeren birincil radyasyon ve dağınık radyasyondan oluşmaktadır. Emilim ve saçılma nedeniyle zayıflayan birincil radyasyondaki yoğunluk farklılıkları, radyasyonun eşzamanlı saçılmasıyla azalmaktadır. Izgara, yayılan radyasyonu, birincil radyasyondan daha fazla emerek radyasyon ışınını görüntü alıcısına ulaşmadan önce değiştirmektedir. Bu işlem, görüntü kontrastını iyileştirmektedir, çünkü görüntü alıcısı tarafından sadece daha az dağılmış radyasyona sahip değiştirilmiş radyasyon görüntüsü kaydedilmektedir (Thijssen, 2002, ss. 60-61).

Hastaya verilen dozdaki aşırı artıştan kaçınmak için ızgara, yüksek birincil radyasyon geçirgenliğine sahip olmalıdır. Bu nedenle, genellikle karbon-fiber kapaklar ve fiber-aralıklı malzemeler kullanılmaktadır. Mamografide düşük enerji kullanılmasından dolayı, yapısal artefaktlar ortaya çıkmaması için kapakların düzgün yapıda olması önemlidir. Tipik olarak bir mamografik ızgara, görüntü alıcısındaki 3 veya daha fazla faktörle birincil radyasyon saçılmasını azaltabilirken, kilo voltaj değeri yükselmezse pozlamada en az iki kat artış gerektirir. Bir ızgaranın, vakaların yaklaşık %20' sinde mamogramların tanı kalitesini önemli ölçüde geliştirdiği ileri sürülmektedir (AAPM, 1990, s. 15).

Saçılma önleyici ızgaraların etkinliği, seçicilik Σ, kontrast iyileştirme faktörü C ve Bucky faktör B 'nin fiziksel özellikleri ile tanımlanabilir (Morneburg, 1995). Birincil radyasyon iletimi T_p ve ızgaranın dağınık radyasyon iletimi T_s olmak üzere seçicilik Σ, aşağıdaki formüldeki gibi ifade edilir:

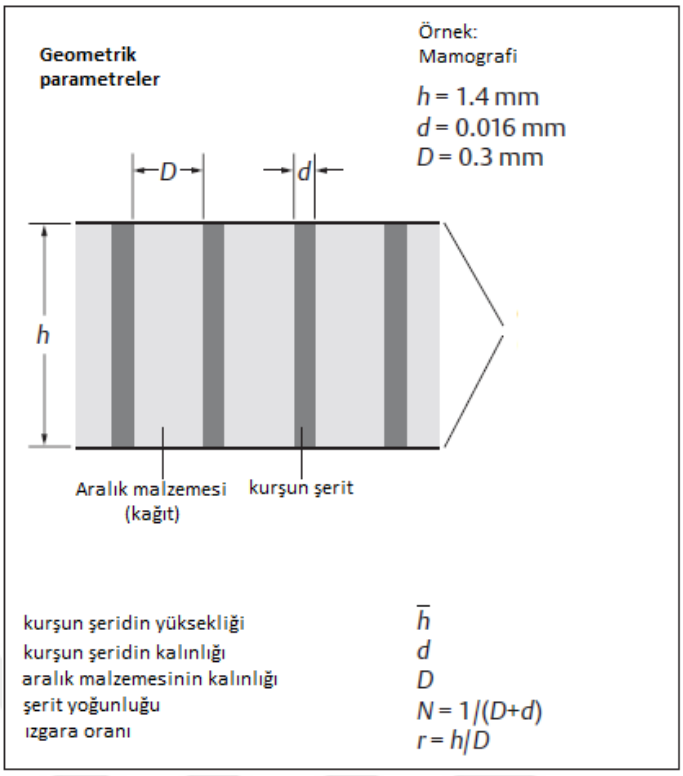
$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \tag{2.7}$$

Kontrast iyileştirme faktörü C, ızgaralı ve ızgarasız kontrast oranıdır. Kontrast iyileştirme faktörü ve seçicilik arasındaki ilişki grafiği Şekil 2.7'de gösterilmiştir. Bucky faktör B, birincil radyasyon ve daha düşük miktarda saçılmış radyasyondan kaynaklanan görüntü reseptöründeki doz azalmasını telafi etmek için, ızgara ile arttırılması gereken giriş dozu faktörünü verir. Birincil radyasyon iletimi ne kadar fazla olursa, Bucky faktörü o kadar düşük olur. Saçılma önleyici ızgara kullanılan mamografilerde, görüntü kalitesi ile doz artışı arasında bir uyum olmalıdır.



Şekil 2.7 : %50 saçılım kırılmasında kontrast iyileştirme faktörü ve seçicilik arasındaki ilişki grafiği.

Izgara oranı r, kurşun şeritlerinin yüksekliğinin ara boşluk ortamının kalınlığına oranı olarak tanımlanır. Şekil 2.8'de mamografide bir saçılma önleyici ızgaranın geometrik özellikleri gösterilmiştir. 4 cm'den küçük sıkıştırılmış meme kalınlığı değerlerinde, ızgara kullanımı hasta için daha düşük radyasyon dozu sebebiyle avantajlıdır. Hepsi eşitlendiğinde, radyasyon dozu 4 cm meme kalınlığında 2 kat artacaktır (Aichinger, 2002, ss. 69-70).



Şekil 2.8 : Mamografide bir saçılma önleyici ızgaranın geometrik özellikleri (Çeviri yazara aittir.).

2.2 Görüntü Oluşturma

Bir resim olarak dokunun görüntülenmesi, x-ışınlarının dokudaki kısmi emilimi ile gerçekleşmektedir. Radyasyon görüntüsü, görüntü alıcısının düzlemindeki x-ışını yoğunluklarının dağılımını temsil etmektedir. Tüpten çıkıp meme dokusundan geçen x-ışınlarının farklı doku bileşenlerinin özelliklerine göre emilim ve saçılmasıyla üretilmektedir. Memeden çıkan radyasyon, x-ışınlarının yön ve yoğunluk dağılımı olarak dokudan çıkarılan bilgileri taşımaktadır.

Görüntü alıcısı, x-ışını fotonlarını kısmen emer ve görüntü bilgisini diğer bilgi taşıyıcılarına aktarır: bir yoğunlaştırma ekranı, bir film veya yükten bağlaşımlı aygıt (Charge-Coupled Device, CCD) çipi tarafından tespit edilebilen parlaklıkla fotonları yayarken, bazı doğrudan dijital detektörler elektronları salar. Görüntü alıcısındaki x-ışını emilimi ne kadar iyi olursa, mekânsal dağılımda bulunan görüntü bilgilerinin sonraki görüntüleme zincirine aktarılması da o kadar iyi olacaktır. Yoğunlaştırıcı ekrandaki foton miktarı veya doğrudan dijital algılayıcılarda üretilen serbest elektron sayısı arttıkça, tüm görüntüleme sisteminin duyarlılığı da o kadar artacaktır. Bu sinyal dönüşümünün etkinliğini tanımlamak için sunulan fiziksel sayı, algılayıcı kuantum

verimini (Detective Quantum Efficiency, DQE) vermektedir. DQE, belirlenen kalitede bir görüntü elde etmek için gereken pozlamaya karar vermektedir.

Detektörde üretilen foton veya elektronlar doğrudan görüntüleme için kullanılamaz, bilginin başka uygun bilgi taşıyıcısına aktarılması gerekmektedir. Bu işlem için birkaç adım gerekebilir. Film tabanlı mamografideki ham görüntü, filmin emülsiyonundaki aktif taneciklerin dağılımını temsil etmektedir. Dijital görüntülemedeki ham görüntü ise, görüntü veri işlemcisinin hafızasındaki sayısal değerlerin dağılımını temsil etmektedir. Sayısal değerler, pikselde emilen X-ışını enerjisine veya karşılık gelen hesaplanmış sinyal değerine karşılık gelir.

Filmdeki ham görüntü karanlık odaya alınıp burada görüntü ekranında görüntülenmeden önce film işleme yapılmaktadır. Aynı şey, bilgisayarın belleğinde saklanan ancak bir ekranda görüntülenmeden önce daha fazla işlem yapılması gereken dijital ham görüntü için de geçerlidir. Filme veya dijital verilerin işlenmesi, görüntüye yeni bilgi eklemez, ancak içerdiği bilgileri radyoloğun yorumlayabileceği bir forma dönüştürür.

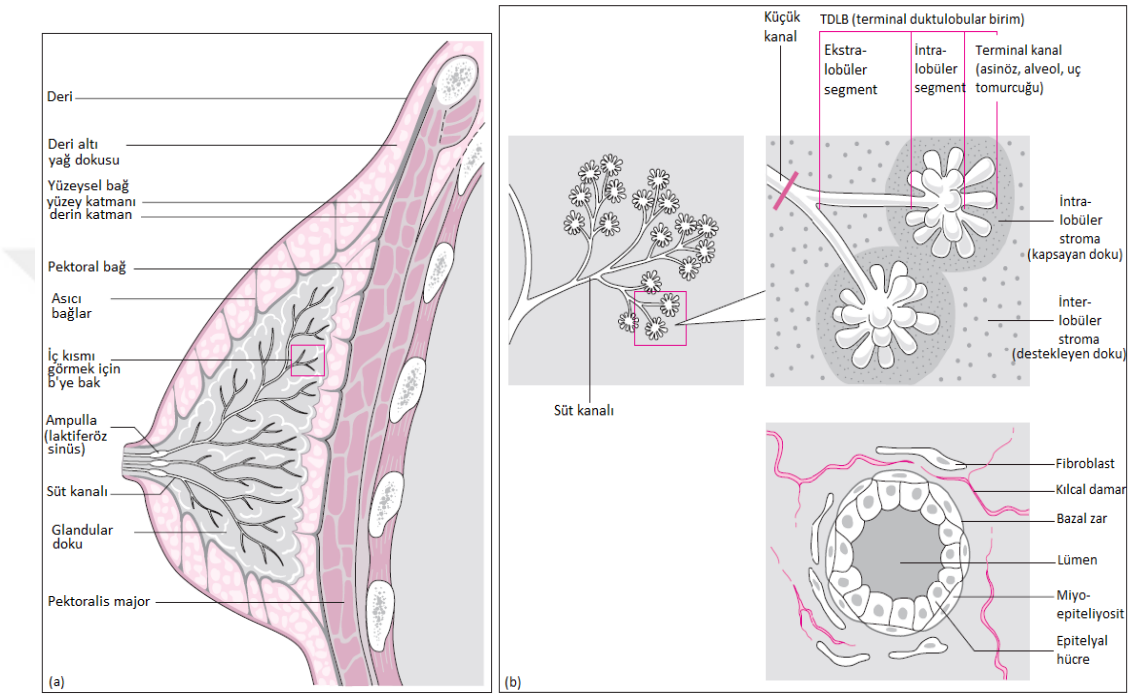
Geliştirme sonrasında, film görüntüsü ekranda görüntülenirken; dijital görüntü, sayısal değerli piksellerden gri seviye piksellerine dönüştürüldükten sonra görüntü ekranında görüntülenir. Bu noktada bilgiler muayene eden doktora sunulur. Teşhis; gözlemcinin becerisine, tüm görüntü dönüşümlerinden sonra kalan bilgi içeriğine, çekim alanındaki çalışma koşullarına ve ortamın ışık seviyesine bağlıdır (Thijssen, 2002, ss. 60-61).

2.3 Meme Anatomisi ve Artefaktlar

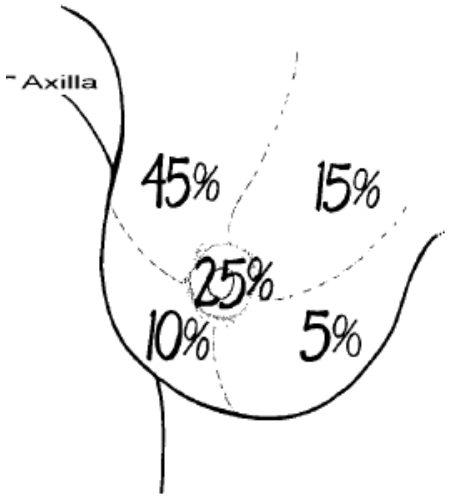
2.3.1 Meme anatomisi

Meme veya meme bezi, emzirme döneminde süt salgılayan bir ter bezidir. Mamografinin yorumlanmasında temel anatomi bilgisi, fizyoloji ve doku biliminin anlaşılması oldukça önemlidir. Normal memeyi anlamak, radyolojik-patolojik bulguların anlaşılmasında daha etkili olmaktadır (De Paredes, 2007, s. 1). Şekil 2.9'da Meme ve süt kanalları anatomisi şematik olarak gösterilmiştir (Dronkers ve diğ, 2002, ss. 6,8). Yetişkin bir kadın memesi, pektoral kas üzerinde; deri, kalınlığı birkaç milimetre ila 1 santimetre alasında değişen deri altı yağ dokusu, parankim ve stromadan oluşan meme dokusu olmak üzere üç temel yapıdan oluşmaktadır. Cooper'ın bağları; kan damarlarını, lenf kanallarını, yağ dokusunu ve glandüler dokuyu desteklemek için fasyadan deriye kadar uzanan lifli bağ doku dizisinden

oluşmaktadır. Glandüler doku, 15 ila 20 lob veya daha derinlerde daha küçük kanallarla dallanan ve alt bölümleri oluşturan kanalları içeren segmentlerden oluşmaktadır. En küçük kanalların uç birimleri, kanallardan göğüs ucuna doğru akan süt üreten lobüllerden oluşmaktadır. Kanallar, meme ucuna doğru birleşerek daralmıştır. Meme ucundaki bu daralmış kanala toplama kanalı denilmektedir (NRCP, 2004).



Şekil 2.9: Meme şeritleriyle glandüler ve bağ dokusu: (a) Şematik gösterim. (b) Süt kanal sisteminin iki kısmının doldurulması ile galaktografi (Çeviri yazara aittir.).



Şekil 2.10 : Meme kanserinin konumsal dağılımı.

Mamografinin amacı, glandüler dokuyu kabul edilebilir derecede radyasyonla, mümkün olduğunca fazla kontrast ve detay ile görüntülemektir. Meme kanserinin dağılımı memenin her çeyreğinde glandüler doku miktarı ile yaklaşık olarak orantılıdır. Şekil 2.10'da meme kanserinin konumsal dağılımının bir temsili gösterilmiştir. Memedeki toplam glandüler dokunun yaklaşık yarısı üst dış kadrandadır ve tüm meme kanserlerinin yüzde 45'i aynı üst dış kadranda gelişir (NRCP, 2004). Memede; kitle, yapısal bozukluk, asimetrik dansite, kalsifikasyon, aksiller lenf nodu patolojileri mamografide karşılaşılan bulgulardır. Kitle lezyonları, meme kanserinde en sık görülen durumdur. Kitlenin biçimi tanısal yaklaşımda önem arz etmektedir. Kenar, şekil ve dansite özellikleri bakımından malignite özelliği değerlendirilebilir. Düzensiz şekilli kitlelerin malignite olasılıkları daha fazladır. Kapsül ve iyi sınırlı kitleleri çevreleyen 1 mm kalınlığındaki alan genellikle iyi huylu (benign) lezyonlarda saptanmaktadır. Düşük yoğunluktaki lezyonlar fibroadenom ve kisttir. Meme dokusundaki kalsiyum birikiminden oluşan, kireçlenme olarak da tanımlanan kalsifikasyonların boyut (mikro veya makro kalsifikasyonlar), sayı ve meme dokusundaki dağılım özellikleri tanı kriterleri olarak değerlendirilmektedir.

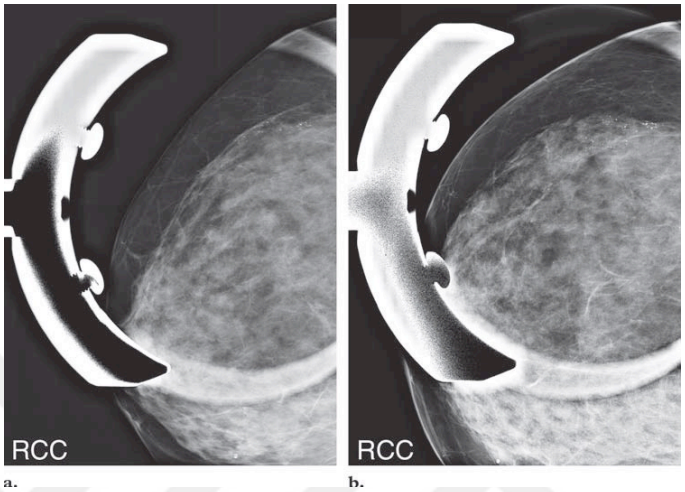
2.3.2 Artefaktlar

Mamografik artefaktlar, memenin anatomik yapısından bağımsız olarak görüntüde var olan ancak istenmeyen kontrastlardır. Artefaktlar, görüntüye gürültü ekleyerek lezyonların tespitini zorlaştırıp karakteristiğini değiştirebilir veya var olmayan lezyonları var gibi gösterebilirler. Bu nedenle doğrudan mamogram görüntü kalitesini etkileyerek yanlış teşhise sebep olabilirler. Artefaktların birçok kaynağı vardır ve bunlar aşağıda anlatılmıştır.

2.3.2.1 Hasta kaynaklı artefaktlar

Hasta kaynaklı artefaktlar; hareket veya üst üste binmiş nesneler ya da hastanın vücudunda bulunan maddelerden kaynaklanabilmektedir. Kumaş, düğme, kolye, küpe, uzun nemli saçlar, vücut organı, mücevher, medikal cihaz ve ilaç parçacığı gibi nesneler meme görüntüsüyle üst üste binebilir. Bu nedenle, uzman, hastayı konumlandırırken, nesnelerin çakışmasını önlemek için x-ışını demetini ayarlayarak kontrol etmelidir. Çinko ve magnezyum içeren deodorant veya pudra, yüksek yoğunlukla kalsifikasyon gibi görülebilir. Bu nedenle uzman, hasta cildini incelemeli ve radyoloğu herhangi bir keloit, yara izi veya nevüs hakkında bilgilendirmelidir.

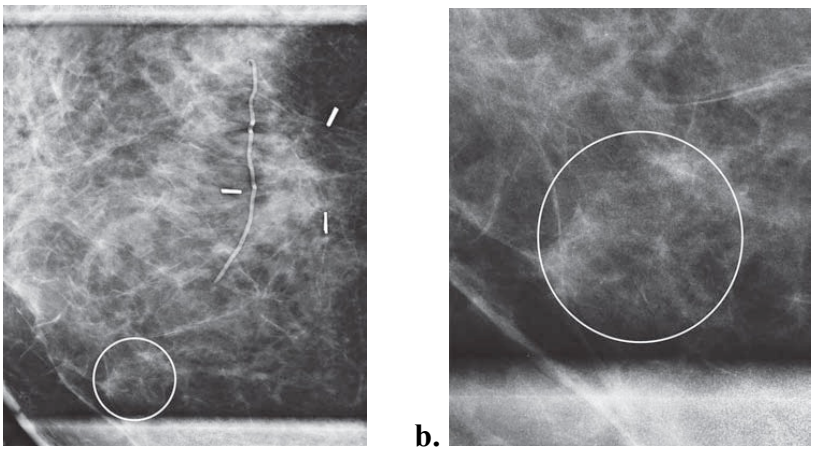
Ayrıca sıkıştırma plakası doğru sıkıştırılmazsa hasta hareketi bulanık görüntüye neden olabilir. Şekil 2.11'de hareket artefaktı içeren mamogram gösterilmiştir (Ayyala ve diğ, 2008). Tekrarlanan mamogramlar, kitle ve kalsifikasyonların açığa çıkması için hareket artefaktı ile yapılmalıdır (Chaloeykitti ve diğ, 2006; Geiser ve diğ, 2011; Hogge ve diğ, 1999).



Şekil 2.11 : Hareket artefaktı: (a) Sağ CC mamogram yoğun meme dokusu ve mikrokalsifikasyonda bulanıklık görünmektedir. (b) (a) görüntüsünün düzeltilmiş halidir (Burada meme dokusu daha az yoğundur ve mikrokalsifikasyonlar fibroglandüler bir arka plana karşı daha belirgin görünmektedir.).

2.3.2.2 Donanım kaynaklı artefaktlar

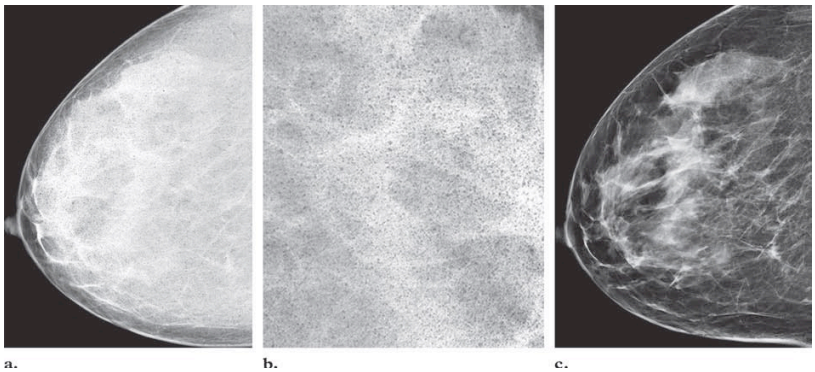
Detektör Kaynaklı Artefaktlar; doğrudan detektördeki sorundan kaynaklanmaktadır. Gözlenen artefaktlar, tek bir ölü piksel, piksel grupları, ölü veya okunmayan çizgiler, gölgelenme olabilir ve bu artefaktlar, memedeki hastalığı gizleyebilir veya taklit edebilir (Geiser ve diğ, 2011). Görüntüde homojen alan oluşması için detektörün uygun sıcaklığa gelmesi beklenmektedir. Aynı zamanda detektördeki soğutma fanları, ekranda siyah beyaz yatay çiğiler olarak görülen titreşim artefaktına neden olabilmektedir. Şekil 2.12'de çok sayıda okunmayan veya ölü detektör elemanı içeren artefakt görüntüsü gösterilmiştir (Ayyala ve diğ, 2008).



Şekil 2.12 : (a) Çok sayıda okunmayan veya ölü detektör elemanı artefaktı. (b) Yakınlaştırılmış görüntü.

Kollimator Sapması; kollimatör, detektörle yanlış hizalandığında görüntü kenarı boyunca dikey, beyaz bir çizgi görülebilir. Bu artefaktı düzeltmek için doğru hizalama yapmak gerekmektedir.

Yetersiz Pozlama; önemli bir donanım artefaktıdır. Görüntü üzerinde dağılmış siyah benekli alanlar olarak tabir edilen "tuz-biber etkisi" göstererek düşük sinyal gürültü oranı ile sonuçlanmaktadır yani görüntüde, sinyal ile gürültüyü birbirinden ayırt etmek güçleşmektedir. Yetersiz pozlama, pozlamanın vaktinden önce durdurulmasından veya yanlışlıkla meme kenarına yakın yerleştirilen fotoselden kaynaklanıyor olabilir. Meme kenarına yakın fotosel yerleştirildiğinde, meme kenarı ince olduğu için otomatik pozlama sistemi onu ince meme olarak yorumlayıp kısa süreli doz verebilir. Bu artefaktın düzeltilmesi için görüntünün doğru pozlama parametreleriyle elde edilmiş olması gerekmektedir. Şekil 2.13'de artefakt örnek görüntüsü gösterilmiştir (Ayyala ve diğ, 2008).

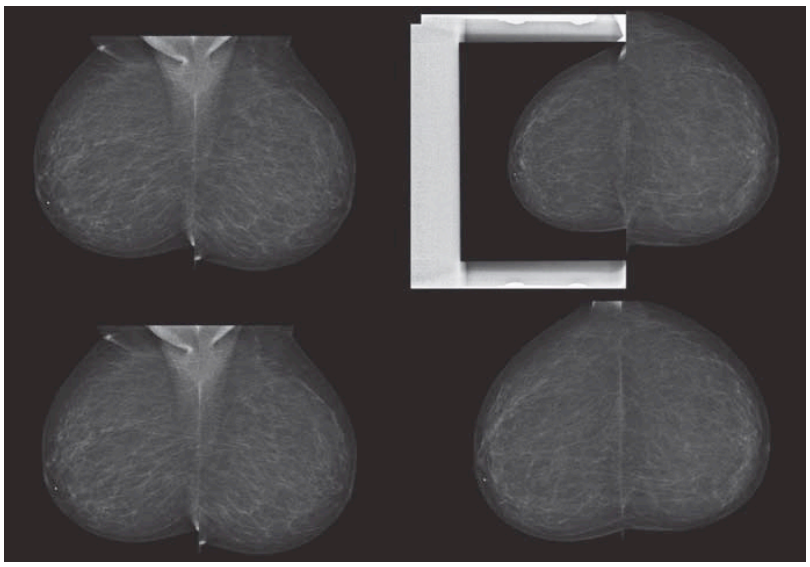


Şekil 2.13 : Yetersiz pozlama "tuz-biber etkisi": (a) 28 kVp ve 8,7 mA ile elde edilen RCC mamogramı. (b) Büyütülmüş görüntü. (c) Düzeltilmiş görüntü.

Izgara Kaynaklı Artefaktlar; ızgara hatları ve ızgaranın yanlış yerleştirilmesinden kaynaklı olabilir. Görüntüde ızgara çizgileri gözlenir. Bu artefaktı düzeltmek için, ızgaranın doğru yerleştirilmesi ve pozlamanın tekrarlanması gerekmektedir.

2.3.2.3 Yazılım işleme artefaktları

Yazılım işleme artefaktları, meme içinde meme, detektör hatası kaynaklı dikey işleme çubukları, kenar kaybı ve yüksek yoğunluk gibi artefaktlara neden olabilir. Göğüs kalınlığında veya meme merkezi ile periferik bölgeleri ayıran doku yoğunluğundaki hızlı değişiklikler, yazılım algoritmasının yanlış ve abartılı bir sınır oluşturmasına neden olabilmektedir. Biyopsi klipsi gibi yoğun bir nesne memede yoğun bir alan üzerine geldiğinde, sıkıştırma pedalı meme kalınlığının artmasına neden olduğunda, işleme algoritması, klipse veya sıkıştırılmamış meme bölgesine tuz biber görünümü atayabilir. Bu da sinyal gürültü oranını düşürmektedir (Ayyala ve diğ, 2008). Ayrıca sistem detektör boyutunu yanlış okuyabilir ve buna göre ölçeklendirme yapabilir. Bu da rastgele sınır artefaktları, görüntü kalitesi kaybı, kaydırılmış görüntü ve yanlış mesafe ölçümlerine neden olabilir. Başka bir neden yanlış görüntü işleme parametrelerinin kullanılması olabilir. Kötü bir işleme algoritması, kötü geliştirilen yazılım kurulumu veya yanış yapılandırma ayarları olabilir. Radyologlar bu gerçeği göz önünde bulundurarak kurulum sonrası görüntü kalitesini kontrol etmelidir. Şekil 2.14'te yazılım kaynaklı artefakt gösterilmiştir (Ongeval ve diğ, 2010, s. 63).



Şekil 2.14 : Yazılım işleme artefaktı **(**Yazılım hatası nedeniyle sistem detektör boyutunu yanlış okumuştur ve sonra doğru detektör boyutunu tekrar ölçmüştür. Bu artefakt RCC açısında görülmektedir.).

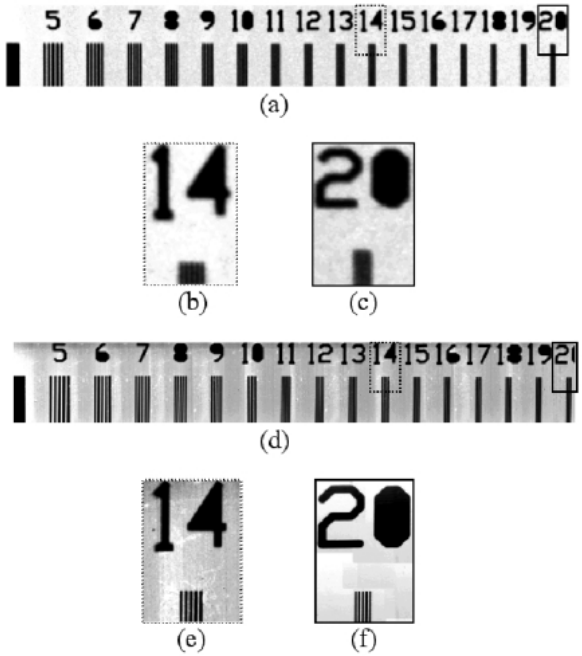
2.4 Kontrast Çözünürlüğü ve Uzaysal Çözünürlük

X ışınının minimum zayıflama farklılığını gösteren birbirine çok yakın iki yapının ayırt edilebilme özelliği, sistemin kontrast çözünürlüğünü vermektedir. Doğru olarak ölçülebilen maksimum ve minimum sinyallerin oranını veren dinamik aralık, kontrast çözünürlüğünü temsil etmektedir ve bu değer arttıkça kontrast çözünürlüğü de artacaktır. Ekran film tabanlı mamografilerde dinamik aralık oldukça darken, dijital mamografilerde böyle bir sınırlama yoktur. Dinamik aralığın dar olması, uygun ışık kalitesini sağlamayı gerektirmekte ve bunu sağlamak için verilen x-ışını dozu artmaktadır, aksi taktirde görüntü kalitesi düşük olabilmektedir. Dinamik aralık özelliği, dijital sistemin kontrast çözünürlüğünü ciddi derecede artırdığı için, dijital sistemin film tabanlı sisteme olan üstünlüğü olarak ifade edilmektedir. Kontrast çözünürlüğü, bit cinsinden gri değer kapasitesi ile belirlenmektedir. Kapasite arttıkça ve bit değeri yükseldikçe, daha ince yoğunluk farklılıkların algılanması sağlanmaktadır (Tükel, 2002, ss. 223-224). Bu tezde kullanılan yöntem, kontrast iyileştirme amacıyla dijital mamografi görüntülerine uygulanmış ve sonuçlar uzman radyolog yorumlarıyla paylaşılmıştır. Matematiksel açıdan yöntemin başarısını ispatlamak amacıyla CNR değerleri hesaplanmıştır.

CNR, görüntü kalitesi ve filtre performans değerlendirilmesi için kullanılan bir ölçüttür. Görüntü üzerinde farklı bölgeler (lezyon, kist gibi) seçilerek, seçilen bölge ve arka plan arasında kontrast gürültü oranı hesaplaması yapılır ve bu hesaplama aşağıdaki gibidir:

$$CNR = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\sigma_2} \tag{2.8}$$

Burada μ_1 seçilen bölgenin ortalamasını, μ_2 ve σ_2 ise arka planın ortalama ve standart sapmasın temsil etmektedir. CNR; kist, lezyon, taş gibi yapıların incelenmesinde görüntü iyileştirmede önemli bir ölçüt olarak kullanılmaktadır.



Şekil 2.15 : İki farklı görüntüleme sistemi için elde edilen test desenlerinin uzaysal çözünürlük görüntüleri.

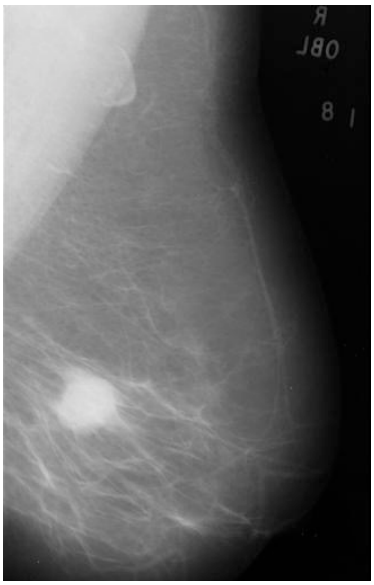
Uzaysal çözünürlük birbirine yakın iki çizgiyi ayırt edebilme özelliğidir. Matematiksel olarak uzaysal çözünürlük, milimetrede çözümlenebilen çizgi sayısı olarak ifade edilmektedir. Mamografide, birbirine konum olarak yakın olan iki kitle uzaysal çözünürlüğü düşük olan bir teknikle tek bir kitle gibi görülebilmektedir. Fakat, sistemin kontrast çözünürlüğü yeteri kadar iyi olduğunda uzaysal çözünürlükten bağımsız olarak bu kitleler birbirinden ayrı olarak algılanabilmektedir. Mamografide uzaysal çözünürlük arttıkça sistemin kalitesi artmış demektir. Sistemin piksel ölçüsünün mikrometre cinsinden değeri ve matris boyutu uzaysal çözünürlüğü belirlemektedir (Tükel, 2002, s. 223). Şekil 2.15'te iki farklı görüntüleme sisteminden elde edilen çözünürlüğün kıyaslanması gösterilmiştir (Jung ve diğ, 2005).

3. KONTRAST İYİLEŞTİRMEDE KULLANILAN YÖNTEMLER

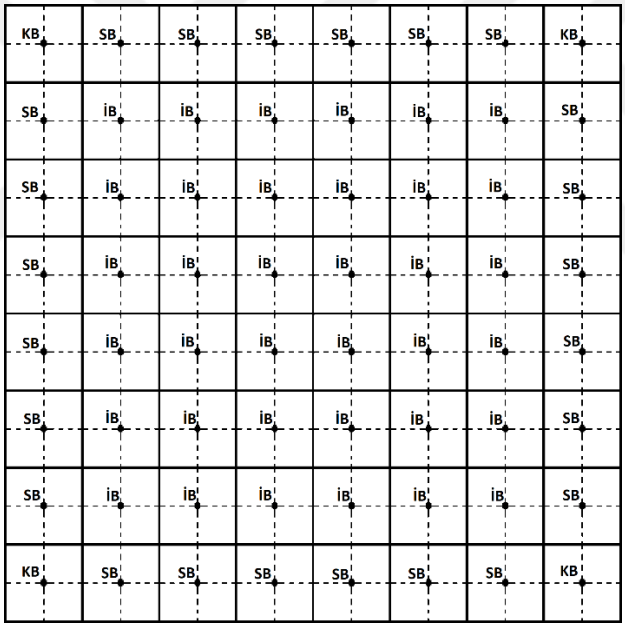
3.1 Kontrast Sınırlı Uyarlanır Histogram Eşitleme Filtresi

Günümüzde radyografik görüntülerin kontrastını iyileştirmek için en sık kullanılan yöntem "Histogram Eşitleme (Histogram Equalization, HE)" yöntemidir ve tüm parlaklık ölçeği üzerinde, eşit dağıtılmış parlaklık seviyesine sahip olacak bir gri seviye atama şeması varsayımına dayanmaktadır. Piksellerin her biri parlaklık sıralarını korumaktadır ancak değerleri, parlaklık ölçeği üzerinde eşit dağıtılacak şekilde kaydırılmaktadır. Dönüşüm sonucunda, birikimli histogram düz bir çizgi halinde olmalıdır (Wang ve diğ, 2005). Histogram eşitleme yöntemi daha sonra uyarlanır (adaptive) olarak geliştirilmiştir. Uyarlanır histogram eşitleme yöntemi (Adaptive Histogram Equalization, AHE), temelde her piksele o pikseli çevreleyen bölgedeki piksellere bağlı olarak histogram eşitleme uygulanmasına dayanmaktadır. Yani her piksel, komşu pikselleriyle orantılı bir yoğunluğa eşitlenmektedir (Piezer ve diğ, 1987).

AHE'nin gürültü problemini azaltmak için kontrast sınırlı uyarlanır histogram eşitleme yöntemi (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, CLAHE) geliştirilmiştir. CLAHE filtresi, mamografi çalışmalarında kontrast iyileştirme için kullanılan başlıca filtrelerden biridir ve Şekil 3.1'de filtre ile geliştirilmiş örnek mamogram gösterilmiştir (Anitha ve diğ, 2017; Duarte ve diğ, 2015; Reljin ve diğ, 2010; Wirth ve diğ, 2004a; Singh ve Kaur, 2017). Yöntem, görüntüyü uygun bölgelere ayırıp, onlara histogram eşitleme uygulaması temeline dayanmaktadır. Filtre, görüntünün tüm piksellerinin kontrastını maksimize etmek için, görüntünün yoğunluk değerlerini, doğrusal olmayan bir yöntem kullanarak değiştirmektedir. Histogramın kırpma seviyesi seçimi, gürültü genliğini azaltmada önemli bir rol oynamaktadır (Mohan ve Ravishankar, 2013).

a.  b. 

Şekil 3.1 : Mamogramın kontrastının geliştirilmesi: (a) Orijinal mamogram. (b) CLAHE kullanarak geliştirilmiş görüntü (Wirth ve diğ, 2004a).



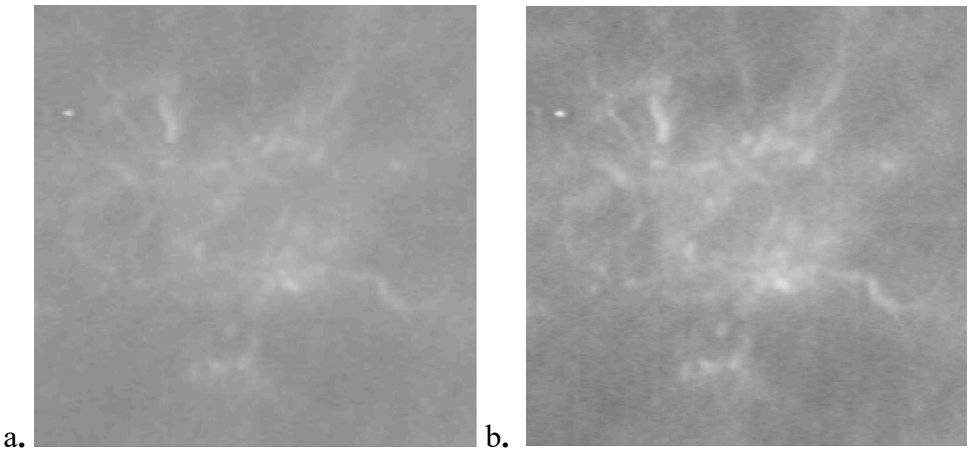
Şekil 3.2 : 512 x 512'lik kare görüntünün 64 eşit büyüklükte karelere bölünmüş bölgelerinin yapısı (KB: köşe bölgesi, SB: sınır bölgesi, İB: iç bölge) (Çeviri yazara aittir.).

CLAHE yöntemi, görüntünün yaklaşık olarak eşit büyüklükteki çakışmayan bölgelere ayrılmasına dayanarak formüle edilmiştir. Şekil 3.2'de gösterilen örnekte, 512 x 512'lik bir görüntüde iyi bir istatistiksel tahmin elde etmek için bölge sayısı, her yönde 8 olmak üzere görüntünün 64 eşit bölgeye ayrılması şeklinde seçilmiştir. İlk grup, dört bölgeden oluşan köşe bölgeleridir (KB). İkinci grup, 24 bölgeden oluşan sınır bölgeleridir (SB). Köşe bölgeleri hariç görüntü sınırındaki tüm bölgeler bu sınıfa aittir.

Geri kalan 36 bölgeden oluşan son grup, iç bölgelerdir (İB). Bu yaklaşımda önce her bölgenin histogramı hesaplanır. Daha sonra kontrast genişlemesi için belirlenen sınıra dayalı kırpma histogramları için bir kırpma sınırı elde edilir. Ardından her histogram, yüksekliği kırpma sınırının ötesine geçemeyecek şekilde yeniden dağıtılır. Son olarak, sonuçta elde edilen kontrast sınırlı histogramların birikimli dağılım fonksiyonları gri seviyeli haritalama için belirlenir. CLAHE tekniğinde, pikseller en yakın dört bölgenin eşlemelerinden elde edilen sonuçların doğrusal olarak birleştirilmesiyle eşlenir. İç bölgeler grubundaki bölgeler için formülasyon basittir ancak köşe ve sınır bölgeleri için formülasyon bazı özel hususlar gerektirmektedir (Reza, 2004).

3.2 Uyarlanır Sigmoid Fonksiyonlarla İkili Histogram Eşitleme Filtresi

Uyarlanır sigmoid fonksiyonlarla ikili histogram eşitleme (Bi-Histogram Equalization with Adaptive Sigmoid Functions, BEASF) filtresi, kontrast geliştirme ve görüntü iyileştirme için kullanılan yöntemlerden biridir. Sigh ve Kaur mamogramlarda mikrokalsifikasyon geliştirme çalışmalarında bu filtreyi karşılaştırma filtresi olarak kullanmışlardır. Geliştirme sonrasında Şekil 3.3'teki ilgili bölge mamogram görüntülerini elde etmişlerdir (Singh ve Kaur, 2017). Filtre; histogram bölme, sigmoid dönüşüm oluşturma ve haritalama olmak üzere üç modülden oluşmaktadır. Histogram bölme, görüntünün bölme noktasının ve iki alt histogramın hesaplanmasını temsil etmektedir. Sigmoid dönüşüm oluşturma, giriş yoğunluklarının, sigmoid fonksiyonlar için istenen giriş değerleri aralığına uyacak şekilde normalizasyonundan oluşmaktadır ve sonuçta ortaya çıkan iki fonksiyon, orijinleri her bir alt histogramın medyanında yer alacak şekilde yerleştirilir. Son modül, haritalama modülüdür ve son haritalama fonksiyonunu elde etmek için histogram eşitleme ve esnetmeyi gerçekleştiren gerekli denklemleri ifade etmektedir (Arriaga-Garcia ve diğ, 2014).

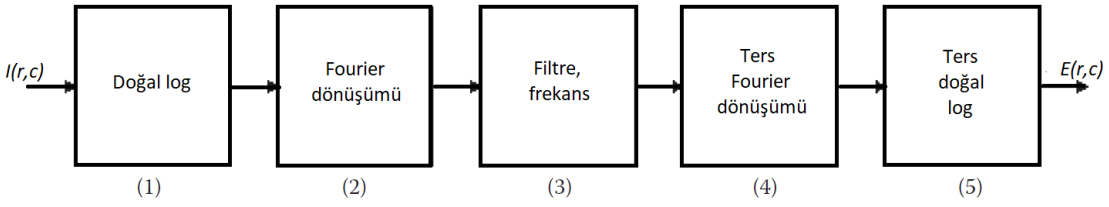


Şekil 3.3 : BEASF filtreleme: (a) Orijinal ilgili bölge mamogram görüntüsü. (b) Geliştirilmiş görüntü.

3.3 Homomorfik Filtre

Yoon ve Ro, mamografik görüntülerde kontrast geliştirme için homomorfik filtre yöntemini kullanmış ve tümörlü meme görüntülerinin kontrastında, homomorfik filtreleme yönteminin kontrast iyileştirme endeksinin, dalgacık tabanlı geliştirme tekniğine kıyasla iki kat artacak şekilde geliştirilebildiğini gözlemlemişlerdir (Yoon ve Ro, 2002). homomorfik filtreleme, ışıklandırma koşullarından gelen parlaklığı bastırırken, yansıtmadan gelen kontrastı artıran bir frekans bölgesi filtreleme işlemidir. $L(r,c)$, ışıklandırma koşullarının katkısını, $R(r,c)$ ise nesnelerin yansıtma özelliklerinin katkısını temsil etmek üzere filtre modeli Eşitlik 3.1'de gösterilmiştir.

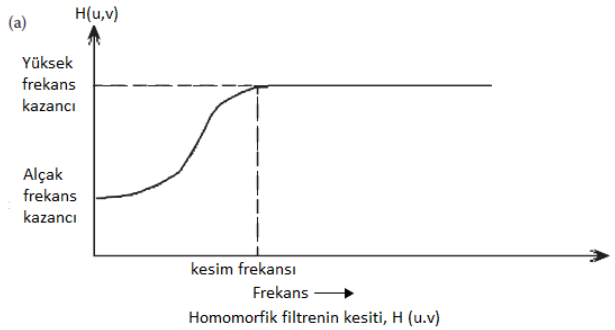
$$I(r,c) = L(r,c)R(r,c) \tag{3.1}$$



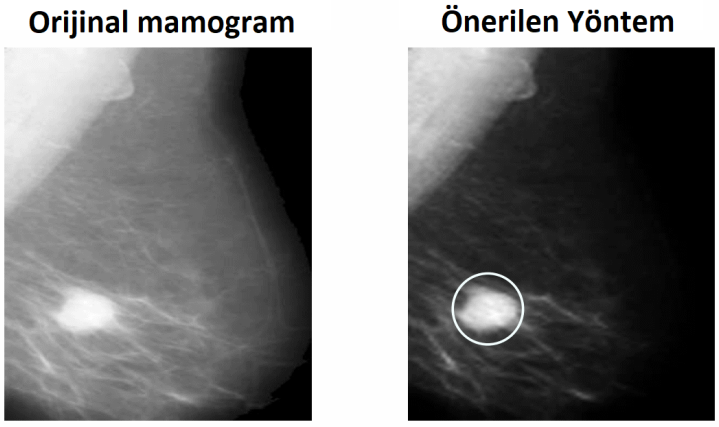
Şekil 3.4 : Homomorfik filtreleme blok diyagramı (Çeviri yazara aittir.).

Homomorfik filtreleme, Şekil 3.4'te gösterildiği üzere beş adımdan oluşmuştur. Burada ilk adım, $L(r,c)$ ve $R(r,c)$ bileşenlerinin ayrılmasına izin vermektedir. İkinci adım, görüntüyü frekans bölgesine dönüştürmektedir, böylece üçüncü adımda filtreleme gerçekleştirilir. Ardından dördüncü ve beşinci adım, görüntü verilerini uzamsal bölgeye geri almak için birinci ve ikinci adımların ters dönüşümlerini

gerçekleştirir. Şekil 3.5'te gösterilen filtre fonksiyon grafiğinden de görüldüğü üzere; yüksek frekans kazancı, alçak frekans kazancı ve kesim frekansını filtrenin dikkate alınması gereken üç parametresidir. Tipik olarak yüksek frekans kazancı > 1, alçak frekans kazancı < 1, kesim frekansı ise uygulamaya özgüdür. Tüm bu parametreler deneysel olarak belirlenir (Umbaugh, 2010, ss. 494-497).



Şekil 3.5 : Homomorfik filtre fonksiyon grafiği (Çeviri yazara aittir.).



Şekil 3.6 : Orijinal ve işlenmiş görüntü.

Vikhe ve Tool, homomorfik filtreleme ile mamogram kontrastı üzerinde çalışmış ve Şekil 3.6'da gösterilen görüntüyü gözlemlemişlerdir. Burada önerilen yöntem dalgacık büzülmesi ve homomorfik filtrelemeyi içermektedir (Vikhe ve Thool, 2016).

3.4 Bulanık Maskeleme Filtresi

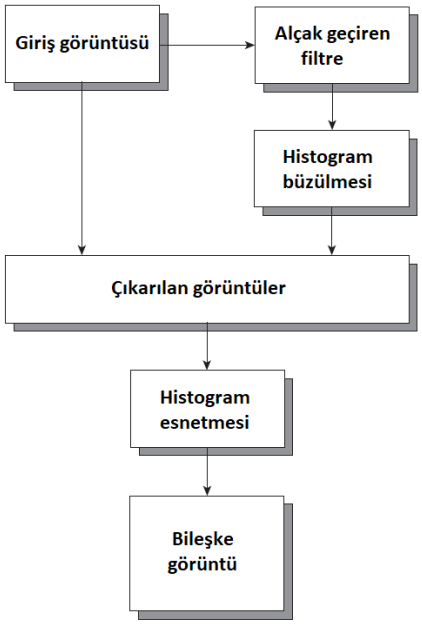
Bulanık maskeleme, alçak geçiren filtre ile filtrelenmiş görüntünün, orijinalinden çıkarılması ile görüntüdeki keskinliği artırmak için kullanılan bir yöntemlerden biridir. Aynı sonuçlar, görüntünün yüksek frekanslı kısımları ile ölçeklenmiş halinin orijinaline eklenmesiyle de elde edilebilir. Bu işlem, ölçeklenen gradyan büyüklüğünü, orijinaline geri eklemekle eşdeğerdir. Bulanık maskeleme, ince ayrıntılar, gürültü ve

keskin ayrıntılar içeren yüksek frekanslı kısımların vurgulanarak görüntü kalitesinin iyileştirilmesi için kullanılır ancak aynı zamanda gürültü de artar ve dik kenarlar fazla büyür (Panetta ve diğ, 2011; Strobel ve Mitra, 1994). Bulanık maskeleme, keskin görüntü elde etmek için tüm görüntüden bulanık kısımların çıkarılmasını temel alır, bu nedenle bulanık kısımları temsil eden alçak geçiren filtre, tüm görüntüden çıkarılmaktadır. Şekil 3.7'de Bulanık maskeleme blok diyagramı gösterilmiştir. Burada histogram büzülmesi, kenar vurgusu miktarını kontrol etmek için kullanılmıştır (Umbaugh, 2010, s. 499).

$$g(x,y) = f(x,y) - f_{smooth}(x,y) \tag{3.2}$$

$$f_{sharp}(x,y) = f(x,y) + \lambda g(x,y) \tag{3.3}$$

Singh ve Nagarajan, çalışmalarında görüntü iyileştirme ve kontrast geliştirme için Bulanık maskeleme yöntemini kullanmışlardır. Ayrıca, bulanık maskeleme için Eşitlik 3.2 ve 3.3'teki formülleri sunmuşlardır. Eşitlik 3.2'de, $f(x,y)$ giriş görüntüsü, $f_{smooth}(x,y)$ yumuşatılmış görüntü olmak üzere, $g(x,y)$ kenar görüntüsü üretilmiştir. Daha sonra Eşitlik 3.3'te görüldüğü üzere bu kenar görüntüsü, λ ile genişletilerek orijinal görüntüye eklenmiş ve keskinleştirilmiş görüntü elde edilmiştir. Burada λ, Laplace biçimini kontrol etmektedir ve değeri 0,0 ila 1,0 aralığındadır ve $g(x,y)$, (x,y) noktasında uygun şekilde tanımlanan gradyanı temsil etmektedir (Singh ve Nagarajan, 2013).



Şekil 3.7 : Bulanık filtreleme blok diyagramı (Umbaugh, 2010, s. 499).

3.5 Morfolojik Filtre

Morfoloji kelimesi biçim bilim olarak dilimize çevrilmiştir. Biyoloji biliminde hayvanların ve bitkilerin şekil ve yapıları ile ilgili olsa da matematiksel anlamda görüntülemede kenar ve iskeletler gibi bölgesel şekillerin görüntü bileşenlerini elde etmek için kullanılacak teknikleri tanımlamaktadır. Bu teknikler; budama, inceltme ve morfolojik filtreleme gibi ön veya son işlemlerde de kullanılabilir (Gonzalez ve Woods, 2002, s. 519). Görüntü analizinde morfolojik filtre ve operatörleri ilk defa Serra tarafından 1982 yılında sunulmuştur (Serra, 1982). Fakat görüntüdeki oransal özellikler ve bölge sınırlarının ince ayrıntıları filtre sonucunda önemli ölçüde zarar gördüğü için bu konuda Maragos ve Shafer çalışmalara devam etmiştir (Maragos ve Shafer, 1987a; Maragos ve Shafer, 1987b).

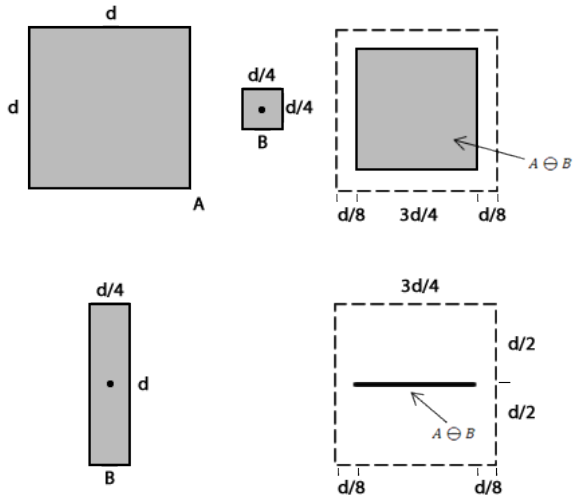
Morfolojik filtre, yapı elemanı adlı parametre ile filtre maskesinin boyutunu ve türünü ayarlar. Yapı elemanı türü olarak disk, kare, dikdörtgen, elmas gibi şekiller seçilebilir. Filtre, bu şekiller sebebiyle biçimsel filtre adını almaktadır. Yapı elemanının şeklinin yanında yarıçapı veya boyutu da belirlenmelidir. Yapı elemanı parametresi ile beraber tüm resme uygulanacak olan morfolojik filtre özelliklerinden biri seçilir. Bu özelliklere morfolojik operatörler adı verilmektedir. Operatörler, nesnelerdeki küçük boşlukları doldurma, birbiriyle çakışan iki nesneyi ayırt etme veya nesnelerin kopmuş olan kısımlarını birleştirme gibi işlemler yapmaktadır. Morfolojik operatörler, temelde aşındırma ve genişletmedir. Açma ve kapama operatörleri, aşındırma ve genişletme operatörlerin farklı sıralamayla uygulanmaları sonucu ortaya çıkmaktadır. Bu operatörlerin farklı kombinasyonları sonucu farklı filtreler üretilmektedir.

Morfolojik Operatörler

Aşındırma: Tüm resimde istenmeyen kısımları yok eder ve aynı zamanda tüm resmin ortalama gri seviyesini düşürür. A ve B kümeleri iki boyutlu Z^2 içinde olmak üzere aşındırma aşağıdaki gibi ifade edilir ve Şekil 3.8'de temsili gösterilmiştir (Gonzalez ve Woods, 2002, ss. 525-526).

$$\textbf{Aşındırma:} A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \tag{3.4}$$

Burada B yapı elemanı olmak üzere A, B ile aşındırıldığında, z kadar öteleme durumunda elde edilen resim, B'nin A kümesinin tamamen içinde yer aldığı tüm z noktalarından oluşur, dışında kalan noktalar aşınma ile silinecektir.

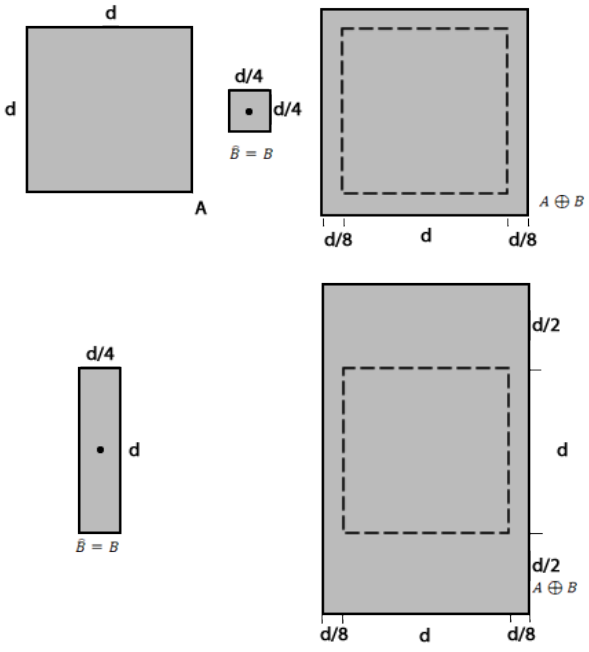


Şekil 3.8 : A'nın B ile aşındırılması.

Genişletme: Resimde eklenmesi gereken eksik parçaları ekleyerek belirli kısımları genişletir aynı zamanda resmin toplam ortalama gri seviyesini artırır. İki boyutlu Z^2 içinde genişletme operatörü aşağıdaki gibi ifade edilir ve Şekil 3.9'da temsili gösterilmiştir (Gonzalez ve Woods, 2002, s. 524).

$$\textbf{Genişletme: } A \oplus B = \left\{ z | \left(\hat{B}\right)_z \cap A \subseteq A \right\} \tag{3.5}$$

A'nın B yapı elemanı ile genişletilmesi, B'nin kendi orijinine göre yansıması ($\hat{B}$) z kadar ötelendiğinde, A ile $\hat{B}$'nin en az bir elemanı çakışacak şekilde tüm noktalarını içeren noktalar kümesini ifade eder.



Şekil 3.9 : A'nın B ile genişletilmesi.

Aşındırma ve genişletme, morfolojik işlemlerin iki temel ögesidir. Genişletme işlemi, boşlukları doldurup ayrık nesneleri birleştirirken; aşındırma işlemi, nesneleri küçültüp birbirinden ayırır. Genişletme işlemi aşağıdaki adımlarla yapılır (Umbaugh, 2010, ss. 211):

1. Yapı elemanının merkezi '0' ile çakışırsa değişiklik olmaz ve diğer piksele geçilir.

2. Yapı elemanının merkezi resim içinde '1' ile çakışırsa yapı elemanı içindeki tüm piksellere 'veya' mantıksal operatörü uygulanır.

Aşındırma işlemi genişletme işlemine benzer fakat pikseller '1' yerine '0' ile değiştirilir ve adımları aşağıdaki gibidir (Umbaugh, 2010, s. 212):

1. Yapı elemanının merkezi '0' ile çakışırsa değişiklik olmaz ve diğer piksele geçilir.

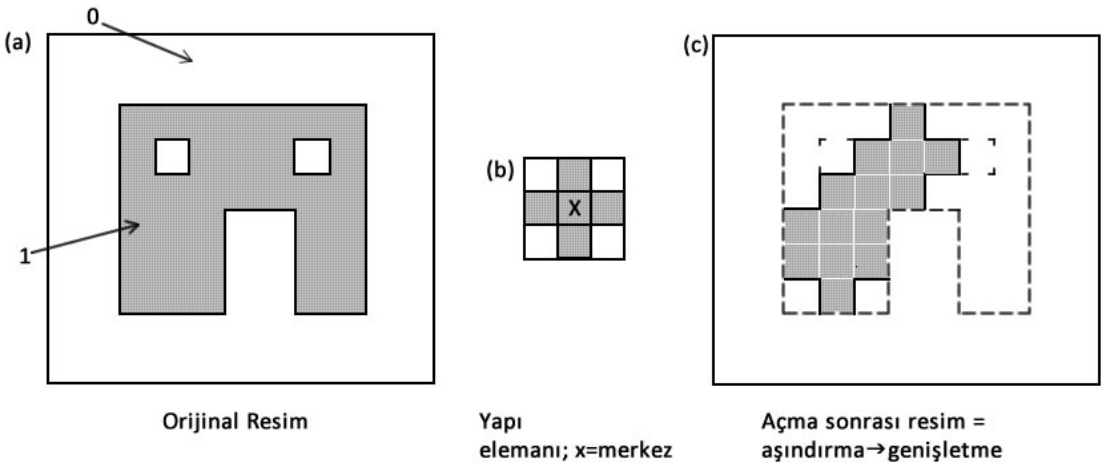
2. Eğer yapı elemanının merkezi resim içinde '1' ile çakışırsa ve yapı elemanının içindeki herhangi '1' pikseli resimdeki nesnenin ('1' piksellerinin) ötesine geçerse, yapı elemanının merkezinde yer alan resimdeki '1' pikseli '0' olarak değiştirilir.

İki temel ve basit operatör olan genişletme ve aşındırma operatörlerinin farklı şekillerde sıralanmalarıyla daha kullanışlı olan açma ve kapama operatörleri oluşturulmuştur.

Açma: Yukarıda bahsedilen genişletme ve aşındırma yöntemlerinin sayısal bir resme sırasıyla uygulanmasını kapsayan yöntemdir. Açma yöntemi iki nesneyi birbirinden uzaklaştırmak için kullanılır. Resimdeki küçük parlak detayları yok etmede oldukça iyidir (Gonzalez ve Woods, 2002, s. 528).

$$\textbf{Açma: } A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \tag{3.6}$$

Açma operatörü, yapı elemanını içeremeyecek kadar küçük detayları yok etmede başarılı olduğu için bu operatör 'prob' olarak adlandırılır. Çünkü görüntüden filtrelenmesi gereken bu küçük detayları tespit etmede oldukça iyidir. Şekil 3.10'da açma işleminin temsili gösterilmiştir. Bu resimde deliklerin genişlediği ve yapı elemanı şekline bağlı olarak kenarların aşındığı gözlenmiştir. Filtrelenmiş görüntü yapı elemanı şekline benzeme eğilimindedir (Umbaugh, 2010, s. 214).

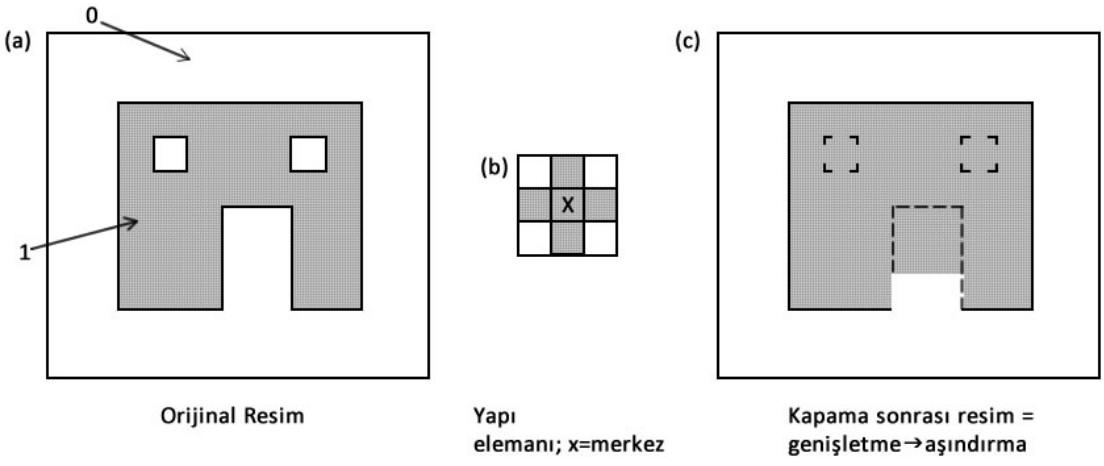


Şekil 3.10 : A'nın B ile açması.

Kapama: Aşındırma ve genişletme yöntemlerinin sayısal bir resme sırasıyla uygulanmasını kapsayan yöntemdir. Kapama yöntemi, iki nesneyi birbirine yaklaştırmak için kullanılır. Resimdeki küçük koyu detayları yok etmede oldukça iyidir (Gonzalez ve Woods, 2002, s. 528).

$$\textbf{Kapama: } A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \tag{3.7}$$

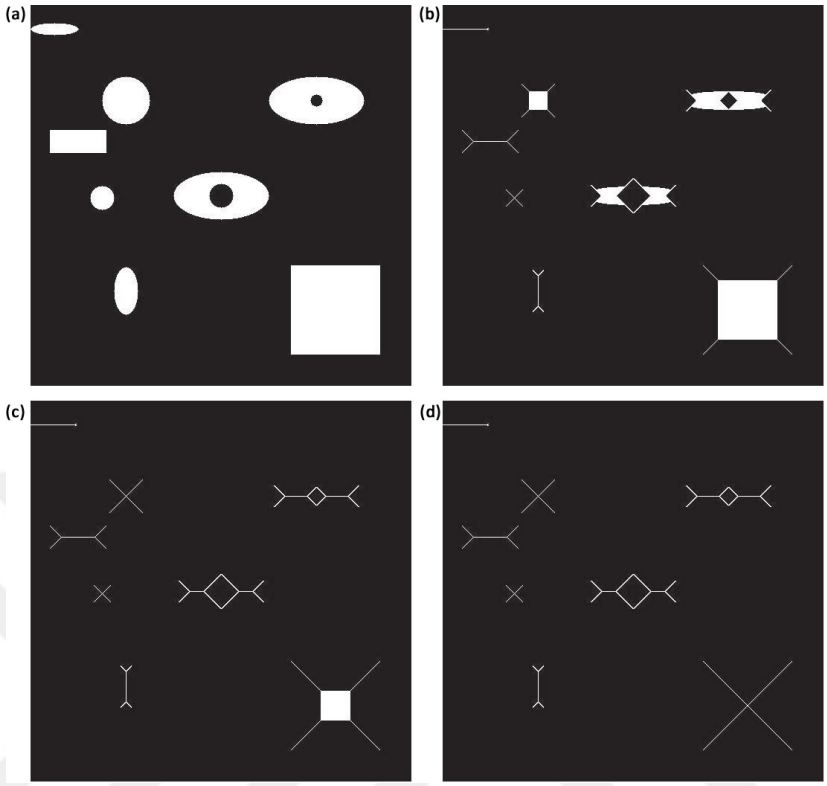
Resimdeki delikleri ve küçük boşlukları doldurmak için kullanılan kapama operatörü temsili Şekil 3.11'de gösterilmiştir (Umbaugh, 2010, s. 214). Açma ve kapama operatörlerinin ikisi de genişletme ve aşındırma operatörlerinden oluşmasına rağmen yapı elemanına da bağlı olarak farklı sonuçlar sergileyeceklerdir. Şekil 3.10 ve Şekil 3.11 incelendiğinde işlem sırasının önemli olduğu sonucuna varılır.



Şekil 3.11 : A'nın B ile kapaması.

İskeletler: Bu tezde kullanılan bir diğer önemli operatör, kontrollü aşındırma olarak da tanımlanan iskeletler operatörüdür. Genellikle karakter tanımada kullanılır. İskelet kavramı nesnenin bir piksel genişliğinde olana kadar aşındırıldığında geriye kalan

kısımdır. İskelet bulmak için belirlenen yapı elemanı ile inceltme işlemi yapılır ve Şekil 3.12'de iskeletler işlemi gösterilmiştir (Umbaugh, 2010, s. 219, 223).



Şekil 3.12 : Basit şekillerle iskeletleştirme: (a) Orijinal resim. (b) 20 kat inceltme sonrası görüntü. (c) 40 kat inceltme sonrası görüntü. (d) 60 kat inceltme sonrası görüntü.

A'nın iskeleti, aşınma ve açma ile ifade edilir ve aşağıdaki gibi gösterilir (Gonzalez ve Woods, 2002, ss. 543-544);

$$S(A) = \bigcup_{k=0}^{K} S_k(A) \tag{3.8}$$

ve

$$S_k(A) = (A \ominus kB) - (A \ominus kB) \circ B \tag{3.9}$$

Eşitliklerde B yapı elemanı olmak üzere, $A \ominus kB$ ifadesi, A kümesinin B ile k defa aşındığını gösterir.

$$(A \ominus kB) = ((\dots((A \ominus B) \ominus B) \ominus \dots) \ominus B) \tag{3.10}$$

K, A kümesi boş kümeye dönüşmeden önceki son yineleme adımını göstermektedir.

$$K = max\{k | (A \ominus kB) \neq \emptyset\} \tag{3.11}$$

Eşitlik 3.8'de verilen $S(A)$ ifadesi, $S_k(A)$ iskelet altkümelerinin birleşimi olarak elde edildiğini göstermektedir. Aynı zamanda A kümesinin bu altkümelerden elde edilebileceği aşağıdaki gibi gösterilebilir.

$$A = \bigcup_{k=0}^{K} (S_k(A) \oplus kB) \tag{3.12}$$

$$(S_k(A) \oplus kB) = ((\dots((S_k(A) \oplus B) \oplus B) \oplus \dots) \oplus B) \qquad (3.13)$$

Burada $\boldsymbol{S_k(A) \oplus kB}$ ifadesi, $\boldsymbol{S_k(A)}$'nın B yapı elemanı ile k defa genişletildiğini göstermektedir.

4. YÖNTEM

4.1 Morfolojik Görüntü Filtreleme Algoritması

Bu tezde kullanılan morfolojik görüntü filtreleme, temelde resmin tamamen gürültüsüz olan kısmını ve kalan kısımdan önemli özellikleri alıp gürültüsüz kısma ekleme mantığı üzerine çalışan bir algoritmaya sahiptir. Filtrelenmiş görüntü, idealde kenarları ve önemli özellikleri orijinalleri kadar keskin ve aralarında yumuşak bölge içeren bir görüntü olarak ortaya çıkacaktır. Algoritma, morfolojik açma ve kapama işlemlerinin bulanıklaştırma yapmadığı bazı kenar benzeri kısımları yumuşatır. Algoritmanın en önemli ve zor kısmı olan, kalan kısımları gürültü ve özellikler olarak ayırma işlemi için morfoloji önemli katkılar sağlar. Bu ayırma işlemi gözlemcinin sübjektif değerlendirmesine göre iyi sonuç vermeyebilir. Faklı gözlemciler, özellik veya gürültü içeren pikselleri farklı yorumlayabilirler. Bu nedenle görüntüyü ayırma işlemi nesnel yargılar dolayısıyla etkilenebilir. Tüm bunlara rağmen morfolojik görüntü yumuşatma (Morphologic Image Cleaning, MIC), gözlenebilir derecede düşük seviyeli fakat yoğun gürültü içeren görüntüler için iyi performans sergilemektedir. Teknik; gürültü standart sapma değerinin, özellikler standart sapma değerinin yarısından az olduğu görüntüler için uygulamaya elverişlidir.

4.2 Morfolojik Görüntü Yumuşatma

Yumuşatma işlemi, tamamen gürültüsüz kısmı resimden ayırma işlemidir. Bu işlem Eşitlik 4.1'deki formülle yapılmaktadır. I, orijinal görüntüyü, I_Z, z yapı elemanı (Structural Element, SE) ile morfolojik açma işlemini ve I^Z, z yapı elemanı ile kapama işlemini temsil etsin.

$$OCCO(I,Z) = \frac{1}{2}(I_Z)^Z + \frac{1}{2}(I^Z)_Z \tag{4.1}$$

OCCO filtresi, I görüntüsüne piksel bazında uygulanan açma-kapama ve kapama-açma morfolojik işlemlerinin ortalamasıyla elde dilmektedir ve OCCO filtreli resim yaklaşık olarak pürüzsüz ve gürültüsüzdür. Tezde kullanılan algoritma, yapı elemanı olarak disk şeklinde tasarlanmıştır. Dolayısıyla morfolojik görüntü yumuşatmanın

OCCO filtresi, yapı elemanı boyut ve şekliyle ilgili olarak iki parametreye sahiptir. Yapı elemanı şekliyle ilgili, düz ya da kavisli seçeneklerine bağlı olarak yapılan çalışmalar sonucunda daha yumuşak sonuçlar elde etmek içi kavisli olması gerektiği sonucuna varılmıştır. Diğer parametre olan yapı elemanının boyutu seçimi de çok önemlidir. Elde edilen çıktılara göre tek bir yapı elemanı boyutu seçmek yerine bir dizi yapı elemanıyla görüntüyü filtrelemek ve kalan kısımları ayrı ayrı çalıştırmak gerekmektedir. Boyut belirlenmesi için yapılan denemelerin ortak bir özelliği olduğu gözlenmiştir: Bir görüntü gittikçe artan birkaç yapı elemanıyla yumuşatıldığında; bir yapı elemanıyla yumuşatılan görüntü gürültüsüz gözükürse, ondan daha küçük yarı çaplı yapı elemanıyla elde edilen görüntü gürültülüdür. Gürültüsüz kavramı ile yumuşatılmış görüntünün fazla, sabit veya az miktarda değişen bölgelerinin tüm görüntüye oranla gri seviyesinin benzer eğilimde olması kastedilmektedir. Fakat elde edilen bu sonuçlar özneldir. Nitekim, amaç görüntünün öznel görünümünü iyileştirmektir. Dolayısıyla, görüntü filtrelenirken öznel karar verilir. OCCO filtresinde asıl konu, görüntüdeki tüm gürültüyü filtrelemek için gereken büyüklükteki SE yarıçapına karar vermektir. Daha sonra kalan artık görüntü tüm gürültüyü ve yapı elemanı tarafından ayrılamayacak kadar küçük kalan tüm özellikleri içerir.

OCCO filtresi sonucunda kalan artık görüntüdeki küçük özellikleri elde edebilmek için görüntüyü, gürültü ve özellikler olmak üzere ikiye bölmek gerekmektedir. OCCO filtresinde kullanılan yarıçap, artık görüntüdeki tüm özellikleri içerecek büyüklüktedir. Küçük özelliklerin sayısı arttıkça onları gürültülü kısımdan ayırmak zorlaşır. MIC algoritmasını ortaya çıkaran çalışmalarda şu sonuca varılmıştır: Orijinal görüntüden küçük yarıçaplı OCCO ile filtrelenen görüntü çıkarıldığında kalan artık görüntüde, gürültülü bölgeler ve özelliklerin bulunduğu bölgeler kolaylıkla tespit edilip bir sonraki bölümde açıklanacak olan teknikle kolaylıkla ayrılabilmektedir. Fakat, küçük yarıçaplı OCCO ile filtrelenen yumuşatılmış görüntü hala gürültülü kalmıştır. Bu nedenle, eğer yapı elemanı yarıçapı küçükse algoritmanın gürültüyü filtreleyemez, büyükse artık görüntüyü bölmek zorlaşır.

Sonunda problemi çözmek için algoritma genelleştirilmiştir ve görüntü farklı yarıçaplarda OCCO filtreleriyle yumuşatılmıştır. Sonuç, morfolojik boyut dağılımıdır (Maragos ve Schafer, 1987). S_j, d_j yarıçaplı OCCO ile yumuşatılmış I görüntüsünün sonucu ve $S_0 = I$ olsun. $d_1 < d_2 < \cdots < d_k$ ve $d_0 = 1$ olarak kabul edildiğinde $d_0 = 1$ ile OCCO uygulanan I görüntüsü, kendisini verir. Dolayısıyla $D_j = S_{j-1} - S_j$ ifadesi

j'inci artık görüntüyü verir. D_j, d_j'den daha büyük d_{j-1}'den daha küçük yarıçapta özellikler içeremez. Yani, D_j'deki özelliklerin hiçbiri d_j yarıçaplı yapı elemanını kapsamaz, d_{j-1} yarıçaplı yapı elemanını kapsar. Her bir D_j, bir boyut aralığını oluşturan ortalama artık görüntüyü temsil etmektedir.

4.3 Artık Görüntünün İşlenmesi

D_j artık görüntülerinin her biri, hem görüntü hem gürültüyü içermektedir. D_j artık görüntüsü, S_{j-1}'in yumuşatılmış ve düzleştirilmiş versiyonudur. Artık görüntüdeki büyük genlik bölgeleri S_{j-1}'de S_j'ye göre büyük farklılıklar olduğu anlamına gelmektedir. Bu bölgeler küçük genlik bölgelerine göre daha önemlidir. *I* görüntüsündeki gürültünün genlik standart sapması özelliklerin genlik standart sapmasından küçükse, yapı elemanı çeşitli boyut bantlarında seçilmiştir denilebilir. Konumsal frekans özelliği düz olduğundan varsayım beyaz gürültü için makuldür. Fakat desenli gürültüyle bozulan görüntüler için tüm boyutlar arasında bu varsayım doğru olmayabilir. Böyle bir durumda, tüm özellikleri maskeleyen tek boyut bandı gürültü tarafından bastırılabilir. Fakat bu aynı zamanda desenli gürültüyü filtreleme konusunda bir avantajdır. Eğer gürültü standart sapma genliği belli bir seviyeye kadar en önemli özelliklerin standart sapma genliğinden küçükse, o zaman D_j'den eşik değer yöntemi ile gürültüyü çıkarmak mümkündür. D_j artık görüntüsü, iki OCCO filtresi çıkışındaki farkı verdiğinden dolayı pozitif, negatif veya sıfır olabilir. D_j artık görüntüsünün sıfır olduğu bölgeler, S_{j-1} ve S_j'in çakıştığı bölgeleri gösterir. Pozitif bölgeler, S_{j-1}'in S_j'den daha parlak olduğu bölgeleri ve negatif bölgeler, S_{j-1}'in S_j'den daha koyu olduğu bölgeleri gösterir. Algısal açıdan ışık özellikleri parlak veya koyu özelliklerden daha önemlidir. Pozitif artık görüntü kısmı "tophat", T_j olarak temsil edilsin (Tophat; orijinal resimde onun düz tepeli yapı elemanıyla açma işleminden elde edilen görüntüyle orijinal görüntü arasındaki farkı temsil etmektedir.). Formülü aşağıdaki gibidir:

$$T_j\,(\mathrm{x},\mathrm{y}) = \begin{cases} D_j(x,y) & eğer \quad D_j(x,y) > 0 \\ 0 & eğer \quad aksi\ halde \end{cases} \tag{4.2}$$

Negatif artık görüntü kısmı "bothat", B_j olarak temsil edilsin ve formülü Eşitlik 4.3'teki gibidir.

$$B_j\ (\mathrm{x},\mathrm{y}) = \begin{cases} -D_j(x,y) & eğer \quad D_j(x,y) < 0 \\ 0 & eğer \quad aksi\ halde \end{cases} \tag{4.3}$$

B_j, negatif bir görüntü değildir. MIC algoritması, muhtemel farklı parametrelerle T_j ve B_j üzerinde aynı işlemleri gerçekleştirir. Bu işlemleri anlayabilmek için T_j ve B_j, R_j olarak adlandırılsın. Amaç R_j'yi gürültü ve özellik bölgelerine ayırmak ve gürültüyü çıkarmaktır. Görüntüdeki önemli özellikler, gürültü özellikleri hakkındaki varsayımlar ve R_j'nin oluşturulma biçimi nedeniyle, R_j'nin ayrıştırılmasındaki ilk adım, eşik değeri yöntemidir. Diğer birçok algoritma gibi MIC algoritması da eşik değeri hesaplamasını R_j'nin gri seviye olasılık dağılımı, $p_{R_j}(n)$'den yapar. m_{R_j}, $p_{R_j}(n)$'nin ikinci momentinin karekökü olmak üzere Eşitlik 4.4'teki gibidir.

$$m_{R_j} = \sqrt{\sum_{n=0}^{n=255} n^2 p_{R_j}(n)} \tag{4.4}$$

Denemeler eşik değerinin aşağıdaki gibi bulunduğunu göstermiştir.

$$t = f.m_{R_j} \tag{4.5}$$

Burada $f\epsilon[1,2]$ aralığında çoğu çalışma için en iyi sonucu vermiştir. f parametresi, MIC algoritmasında varsayılan değer olarak 1 seçilmiştir.

X_{R_j} bir görüntü ve t eşik değeri olmak üzere,

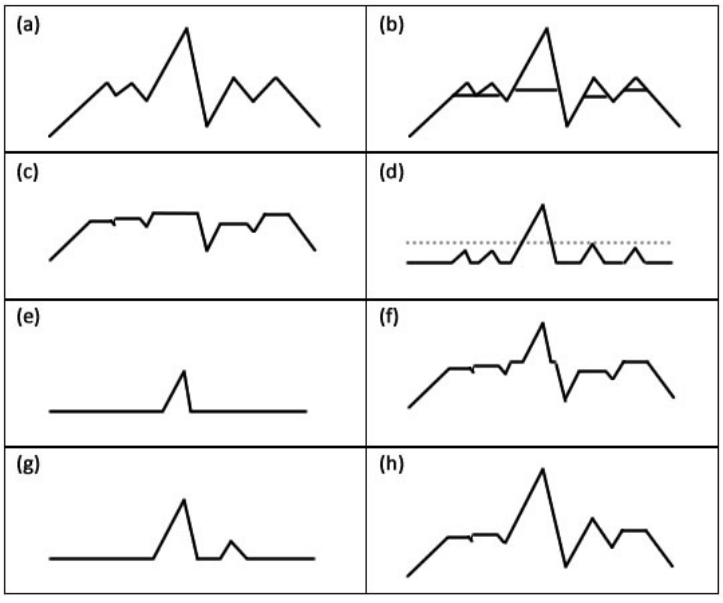
$$X_{R_j}(x,y) = \begin{cases} 1, \ ve\ R_j(x,y) \geq t \\ 0, \ ve\ R_j(x,y) < t \end{cases} \tag{4.6}$$

formülüne göre X_{R_j}, R_j'nin eşik değerine eşit ve yüksek olan piksellerinden oluşur. X_{R_j}, yeni haliyle, çoğunlukla izole olmuş yani etrafı sıfırlarla çevrili merkezde 1 olan 3×3'lük piksellerden ve sadece ikisi bitişik birler bölgesinden oluşur. İzole olan piksel bölgelerinden bazıları gözlemciye gürültülü olarak gözükebilir. Bu nedenle algoritma bu pikselleri siler. Bu işlemi yapmak için öncelikle, 3 veya daha fazla 1'lerden oluşan 3×3'lük pikselleri bulmak gerekir ve bunun için X_{R_j}'ye bir sıralama filtresi uygular. Sonra konum haritasını 1'lerden oluşan 3×3 kare matris ile genişletir ve sonucu X_{R_j} ile mantıksal VE işlemine sokar. Elde edilen R_j, eşik değerine eşit ya da yüksek değerli pikseller ve bu piksellerin 3×3'lük matriste en az ikisi yan yana olan piksel haritasından oluşur. Bu haritada izole edilmiş pikseller olabilir. Aşağıda 5×5'lik matris incelenmiştir:

1	0	1	0	1
0	0	0	0	0
1	0	1	0	1
0	0	0	0	0
1	0	1	0	1

Matrisin 3×3'lük bölgelerinin köşelerinin her birinde olmak üzere dört tane 1 değeri vardır fakat 5×5 matrisinin merkezindeki 1 değerli piksel izole edilmiştir. Bu izole ediliş pikseller basit silme işlemi ile kaldırılır. İzole piksel silme işlemi 3'ten daha az 1'ler içeren 3×3'lük matrislere sebep olabilir. Dolayısıyla, izole piksel kalmayana kadar sıralama filtresini ve silme işlemini yenilemek gerekir. 3×3'lük komşulukta bulunan minimum 1 değerli piksel sayısı algoritmanın bir başka parametresidir. Bu parametre varsayılan olarak 3 seçilmiştir.

Bu noktada, R_j'de önemli özelliklere karşılık geldiği varsayılan pikseller X_{R_j}'den seçilir. Bu özellikler bazı ayrıntıları tamamlamak için S_j'ye geri eklenir. Fakat, eşik değeriyle oluşturulan yeni R_j, bazı önemli özelliklerinin temelini kırpar. Özellikler S_j'ye tekrar eklendiğinde, kırpma işleminin sebep olduğu orijinal görüntüde bulunmayan bozulmalar gözlenir. Şekil 4.1 bu problemin tek boyutlu bir örneğidir (Problemin gösterimini kolaylaştırmak için tophat ve açma işlemi kullanılmıştır. Bozulma ile OCCO dönüşümü benzerdir.)



Şekil 4.1 : Merkezi kırpılmış artık görüntü temelinin iyileştirilmesi.

(a) tek boyutlu orijinal görüntüdür.

(b) ve (c), (a)'nın düz tepeli yapı elemanı ile açma işlemi sonucudur.

(b) açma işlemi yapılmış ve orijinal görüntünün üst üste koyulmuş görüntüsüdür.

(c) sadece açma işlemi yapılmış görüntüdür.

(d) kesikli çizgilerle eşik değerini gösteren tophat görüntüsüdür.

(e) eşik değeriyle filtrelenmiş tophat görüntüsüdür.

(f), (c) görüntüsüne direk olarak eklemiş (e) görüntüsünün sonucudur.

Görüntüde büyük tepede bozulma gözlenmiştir, özellikle ortası kaldırılmıştır. Problemin çözümü, eşik değerle filtrelenmiş tepelerin temellerini tekrar büyütmektir.

(g) tepelerinin temelleri restore edilmiş eşik değerli tophat görüntüsüdür.

(h), (g) ve (c)'nin toplanmış halini göstermektedir.

(f)'deki bozulmanın (h)'de bulunmadığı gözlenmiştir. Büyük özellikler tamamlanmıştır.

Özelliklerin temelini iyileştirmek için, MIC algoritması X_{R_j}'nin sıfır olmayan bölgelerini morfolojik iskeletler işlemiyle genişletir. Bir bölgenin iskeleti orta bölgesidir. Algoritma, iskeleti d_j yarı çaplı bir yapı elemanıyla genişletir. D_j'den X_{R_j} hesaplanmasında yapı elemanı bant boyutlarının özelliklerinden dolayı bu mantıklı bir yaklaşımdır. Çünkü, D_j'deki en büyük özellik d_j yarı çaplı yapı elemanından daha küçük olmamalıdır. Böylece, iskelet, d_j yarıçapıyla genişletilerek algoritma hem tepe noktaları hem tabanı içerebilecek mümkün olan en geniş alanı destekler. Bu da mecburen bazı gürültü piksellerinin görüntüye yeniden dahil olmasına sebep olur. Artık görüntü işlemeyi tamamlamak için algoritma, R_j'deki genişletilmiş iskelette olmayan tüm pikselleri sıfırlar.

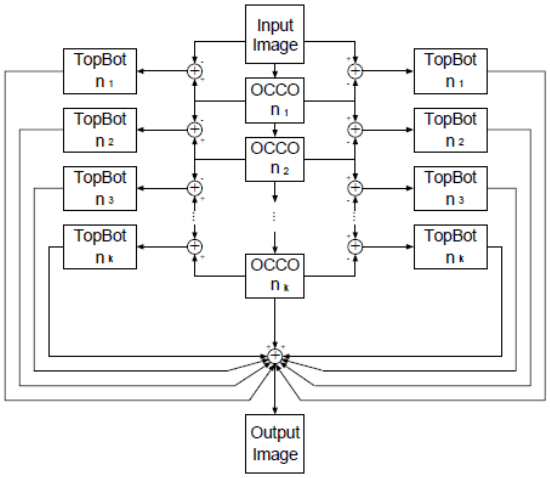
Son olarak algoritma, temizlenmiş artık görüntüyü yumuşatılmış görüntü ile birleştirir. Algoritmanın $d_1 < d_2 < \cdots < d_k$ yarıçaplı yapı elemanlarıyla $S_1 < S_2 < \cdots < S_k$ yumuşatılmış görüntülerini elde ettiğini, artık tophat görüntülerinden elde edilen görüntülerin $T_1, T_2, \ldots, T_k$ ve artık bothat görüntülerinden elde edilen görüntülerin $B_1, B_2, \ldots, B_k$ olduğunu varsayalım. En son haliyle filtrelenmiş görüntü olan S_k, geri çatmadaki temel görüntüdür. Aydınlık özellikler, tüm temizlenmiş tophat toplamları eklenerek ve koyu özellikler tüm bothat toplamları çıkartılarak S_k'ye geri eklenir. Formül aşağıdaki gibidir.

$$J = S_k + \sum_{j=1}^{k} \hat{T}_j - \sum_{j=1}^{k} \hat{B}_j \tag{4.7}$$

Burada, J filtrelenmiş görüntü; $\hat{T}_j$, j'inci temizlenmiş tophat ve $\hat{B}_j$, j'inci temizlenmiş bothat görüntüsünü temsil etmektedir. Eğer orijinal T_j ve B_j'de değişiklik yapılmazsa $J \equiv I$ olacaktır.

4.4 Algoritmanın Teknik Açıklaması

Aşağıda görüntü temizleme algoritmasının teknik çalışma ifadesi verilmiş ve açıklanmıştır. Diyagram bir ana ve iki alt rutin olmak üzere üç bölüme ayrılmıştır. Ana rutin görüntünün boyut bantlarına ayrılmasını kontrol eder, artık görüntüyü oluşturur, temizlenmeleri için gönderir ve sonuçları yeniden birleştirir. İlk alt rutin görüntüyü yumuşatırken ikincisi artık resimleri işlemektedir.



Şekil 4.2 : Gürültü azaltma algoritmasının ana döngüsünün blok diyagramı.

Algoritma 1 Morfolojik Görüntü Temizleme (MIC)

I, gri seviyeli orijinal görüntü ve $\hat{I}$ onun filtrelenmiş hali olsun. S $= OCCO\ (I;\ d)$, d yarıçaplı disk şeklinde yapı elemanı ile morfolojik işlemler uygulanmış I'nın açma kapama ve kapama açma işlemlerinin piksel bazlı ortalamasını temsil etsin. $OCCO\ (I;\ d)$, alt rutin 1 ile hesaplanmaktadır. T, S'ye göre I'nın tophat görüntüsü ve B, S'ye göre I'nın bothat görüntüsü olsun. $\hat{T} \leftarrow TOPBOT(T;\ d_j, f, s)$ tophat T'nin ve $\hat{B} \leftarrow TOPBOT(B;\ d_j, f, s)$ formülü bothat B'nin temizlenmesini vermektedir. f parametresi, eşik değeri hesabında ikinci momentin karekökünün çarpma faktörüdür. s parametresi, artık görüntüyü temizlerken her 3×3'lük komşuluktaki minimum alandır.

$TOPBOT()$, alt rutin 2 ile hesaplanır. T_{acc}, birikmiş temizlenmiş tophat görüntüleri ve B_{acc}, birikmiş temizlenmiş bothat görüntüleri olsun. k, hesaplanacak bant boyutlarının sayısı olsun. $d_1 < d_2 < \cdots < d_k$ olmak üzere $\{d_1, d_2, \dots, d_k\}$ yapı elemanı yarıçaplarıdır. j, dizin değişkeni olsun. Görüntülerin tüm ekleme çıkarma işlemleri piksel bazlıdır. Parametrelerin varsayılan değerleri $d_j = 2^{j+1} + 1,\ f = 1,\ s = 3$ olarak kullanılmıştır. Duruma göre f ve s değerini tophat ve bothat için ayrı seçmek daha başarılı sonuç vermiştir.

1. $görüntü\ ve\ değişkenleri\ sıfırlama: j \leftarrow 0;\ T_{acc} \leftarrow 0;\ B_{acc} \leftarrow 0;$
2. $j \leftarrow \mathrm{j} + 1;$
3. $\mathrm{S} \leftarrow OCCO\ (I;\ d_j);$
4. $tüm\ (x, y)\ pikselleri\ için,$

$$T\ (\mathrm{x,y}) \leftarrow \begin{cases} I(x,y) - S(x,y) & eğer \quad I(x,y) - S(x,y) > 0 \\ 0 & eğer \quad I(x,y) - S(x,y) \leq 0 \end{cases}$$

5. $\hat{T} \leftarrow TOPBOT(T;\ d_j, f, s);$
6. $T_{acc} \leftarrow T_{acc} + \hat{T};$
7. $tüm\ (x, y)\ pikselleri\ için,$

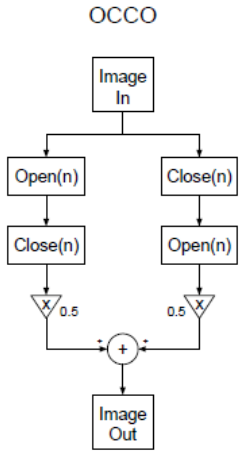
$$B\ (\mathrm{x,y}) \leftarrow \begin{cases} S(x,y) - I(x,y) & eğer \quad S(x,y) - I(x,y) > 0 \\ 0 & eğer \quad S(x,y) - I(x,y) \leq 0 \end{cases}$$

8. $\hat{B} \leftarrow TOPBOT(B;\ d_j, f, s);$
9. $B_{acc} \leftarrow B_{acc} + \hat{B};$
10. $\mathrm{I} \leftarrow S;$
11. $eğer\ j < k\ ise\ adım\ 2'ye\ git$
12. $\hat{I} = T_{acc} + S - B_{acc};$

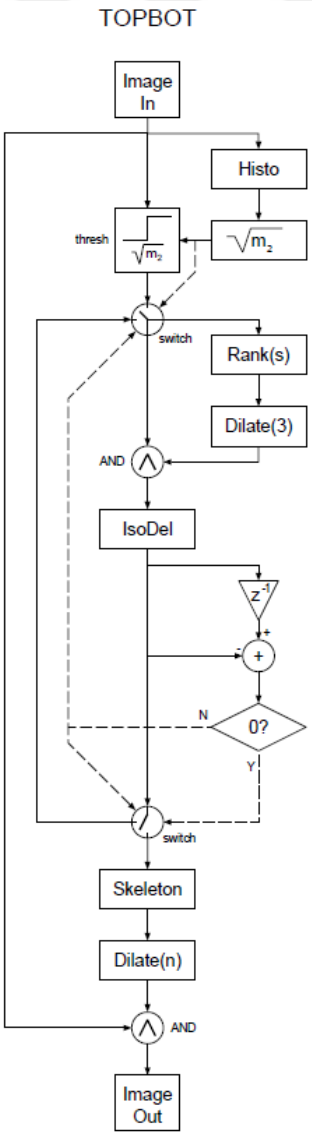
Algoritma 2 $OCCO\ (I;\ d)$

$\mathrm{I, C, O, CO, OC}$ ve S görüntüleri temsil etsin. $\mathrm{OPEN\ (I, d)}$ ve $\mathrm{CLOSE\ (I, d)}$, d yarıçaplı disk şeklinde yapı elemanıyla sırasıyla morfolojik açma ve kapamayı temsil etsin. Algoritmanın yumuşatma adımları aşağıdaki gibidir.

1. $O \leftarrow \mathrm{OPEN\ (I, d)};$
2. $OC \leftarrow \mathrm{CLOSE\ (O, d)};$
3. $C \leftarrow \mathrm{CLOSE\ (I, d)};$
4. $CO \leftarrow \mathrm{OPEN\ (C, d)};$
5. $tüm\ (x, y)\ pikselleri\ için, S(x,y) = \frac{1}{2}[OC(x,y) + CO(x,y)];$



Şekil 4.3 : OCCO alt program blok diyagramı.



Şekil 4.4 : Topbot alt program blok diyagramı.

Algoritma 3 : $TOPBOT(R,\ d,\ f,\ s)$

R, tophat ya da bothat olmak üzere artık görüntüleri temsil etmektedir. d, görüntüyü yumuşatmak için kullanılacak yapı elemanının yarı çapı olsun. $\text{histo}(\text{R})$, R'nin gri seviye histogramı olsun. $E\{n^2\}$, R'nin gri seviye olasılık dağılımının ikinci momenti olsun. $\text{THRESH}(\text{R},\text{t})$, Eşitlik 4.5'e göre elde edilen t'nin R ile eşiklenmesini temsil etsin. X_i, iki boyutlu maskedir. f parametresi [1,2] aralığında değer alan gerçek sayı ve s, [1,…,9] aralığında bir tam sayıdır. $RANK(X_i, s)$, diziler için s derecesinde sıralama filtresidir. (Bu filtre, eğer X_i'nin 3×3'lük komşuluğunda en az belirlenen s değeri kadar beyaz piksel varsa $X_i(x,y)$ merkez olmak üzere, $X_{i+1}(x,y) = 1$ olan X_{i+1} ikili görüntüsünü döndürür. Yani merkezi setler. Eğer $X_i(x,y)$ merkezli 3×3'lük komşulukta s'den daha az beyaz piksel varsa $X_{i+1}(x,y) = 0$ olmak üzere merkezi sıfırlar.) $DILATE\ (X_i, d)$, d yarıçaplı disk şeklinde yapı elemanıyla X_i'nin genişletilmesidir ($d = 3$ olduğunda, disk 3×3 bir karedir). AND, piksel bazında mantıksal VE operatörüdür. $\text{ISODEL}(X_i)$, izole edilmiş pikselleri siler. $\text{SKELETON}(X_i)$, morfolojik iskeletleri hesaplar. Algoritma adımları aşağıdaki gibidir:

1. $h \leftarrow \text{histo}(\text{R})$;
2. $m \leftarrow \sqrt{E\{n^2\}}\ \ (h'den\ hesaplanır)$;
3. $t \leftarrow f.m$;
4. $X_0 \leftarrow \text{THRESH}(\text{R},\text{t})$;
5. $X_1 \leftarrow RANK(X_0, s)$
6. $X_2 \leftarrow DILATE\ (X_1, 3)$
7. $X_3 \leftarrow X_0\ \ AND\ \ X_2$
8. $X_4 \leftarrow \text{ISODEL}(X_3)$
9. $Eğer\ son\ adımda\ silme\ işlemleri\ varsa, X_0 \leftarrow X_4\ \ ve\ \ 5.adıma\ git.$
10. $X_5 \leftarrow \text{SKELETON}(X_4)$
11. $X_6 \leftarrow \text{DILATE}(X_5, \text{d})$
12. $\hat{R} \leftarrow R\ AND\ X_6$

Şekil 4.2'de algoritmanın ana döngüsünün blok diyagramı, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te ise iki alt rutinin diyagramları verilmiştir (Peters, 1995).

5. VERİ SETİ VE SONUÇLAR, YORUMLAR

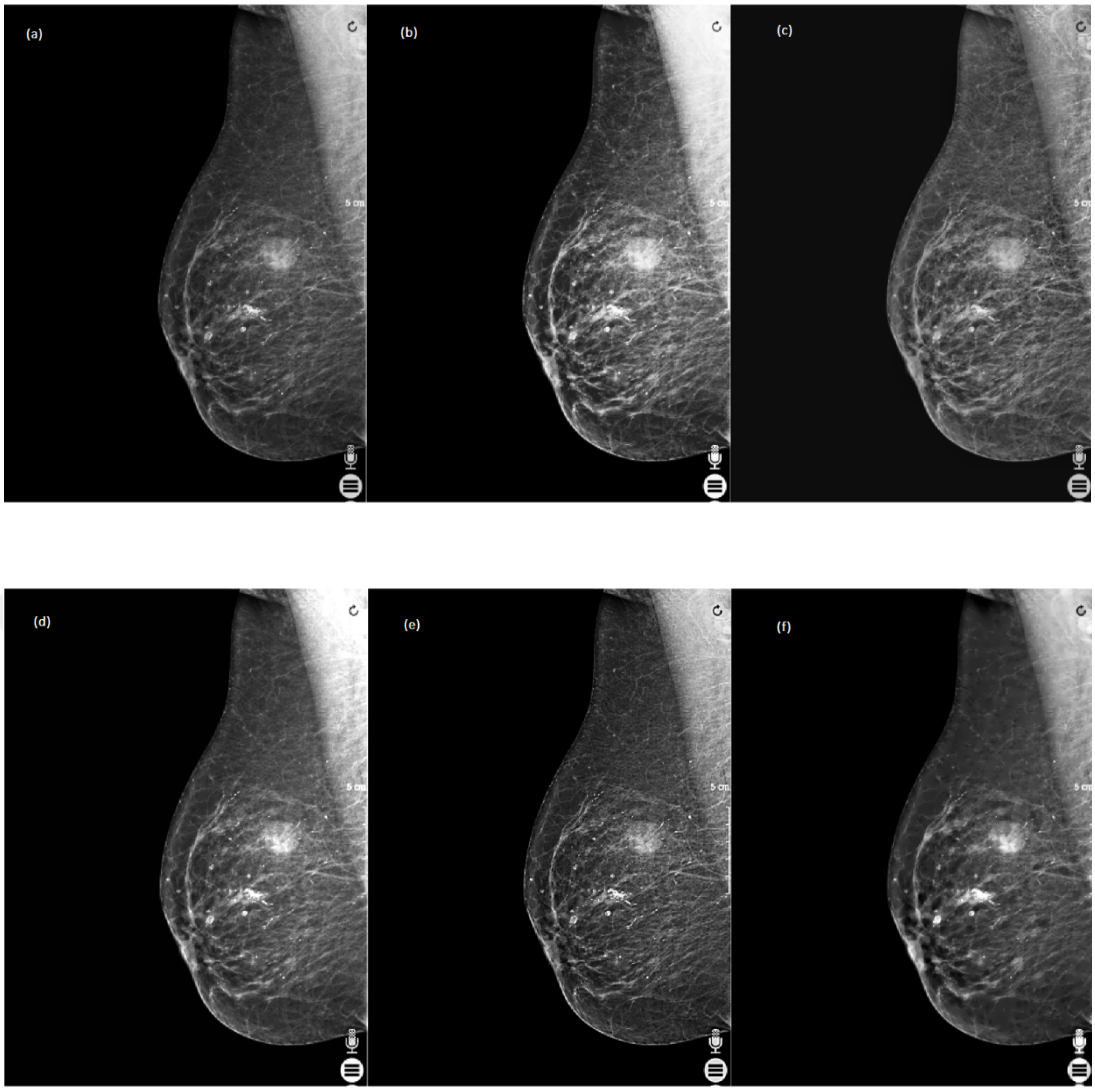
5.1 Tekli Görüntüler ve Uzman Radyolog Yorumları

Mamografi alanında yapılan çalışmalar incelendiğinde, birçoğunun matematiksel işlemlerle yöntem başarısı kanıtlamaya yönelik olduğu görülmektedir. Bu tezde ise öncelikle, görüntüleri tanı ve tedavi için pratikte kullanan uzman radyolog yorumuna başvurulmuştur. Bu kısımda gerçek verilerle işlenen görüntüler paylaşılmıştır. Okan Üniversitesi Hastanesi'nden alınan 11 adet gerçek tekli meme görüntüsü, literatürden seçilen; BEASF filtre, CLAHE filtresi, homomorfik filtre ve bulanık maskeleme filtresi olmak üzere dört karşılaştırma filtresi ve önerilen filtreyle işlenmiş görüntüler, orijinal görüntüyle beraber uzman radyolog tarafından karşılaştırmalı olarak yorumlanmıştır. Tezin bu bölümünde, uzman radyolog yorumlarına göre öne çıkan 4 görüntünün filtre sonuçları ve yorumlarıyla beraber paylaşılmış ve incelenmiştir. Diğer 7 görüntünün filtre sonuçları ve yorumları Ek A kısmında paylaşılmıştır.

Uzman radyolog yorumları incelendiğinde, tüm görüntüler için öncelikli parametreler; kontrast çözünürlüğü ve uzaysal çözünürlük olarak göze çarpmaktadır. Tüm görüntü yorumlarının öne çıkan özelliği BEASF ve homomorfik filtrenin kontrast çözünürlüğünü fazla arttırarak görüntüleri gereğinden fazla parlattığı, CLAHE ve bulanık maskeleme filtrelerinin ise kontrast çözünürlüğünü gerekli ölçüde arttırdığı ancak uzaysal çözünürlüğü düşürerek tanıya negatif yönde etki yaptıkları şeklinde olmaktadır. Önerilen filtre, avantaj olarak tüm görüntülerde kontrast ve uzaysal çözünürlüğü gerekli ölçüde arttırmış, lezyon ve mikrokalsifikasyonların görünürlüğünü belirginleştirmiş, dezavantaj olarak ise yağ lobullerinin belirginliğini de arttırması yönündedir ancak bunun tanıya negatif etkisi olmamıştır.

Şekil 5.1'deki görüntü için önerilen filtrenin öne çıkan özelliği küçük lezyonların ve büyük lezyonun görülebilirliğini arttırması ve büyük lezyonun içindeki mikrokalsifikasyonun seçiciliğini daha net hale getirmesi olmuştur. Şekil 5.2'de belirgin kitle yoktur ancak lezyonlar mevcuttur. Filtre, iyi huylu lezyonların belirginliğini arttırmıştır. Burada filtrenin en büyük katkısı, tanı için ultrason gerekliliğini ortaya koyması olmuştur. Şekil 5.3'te kötü huylu seyreden yüksek

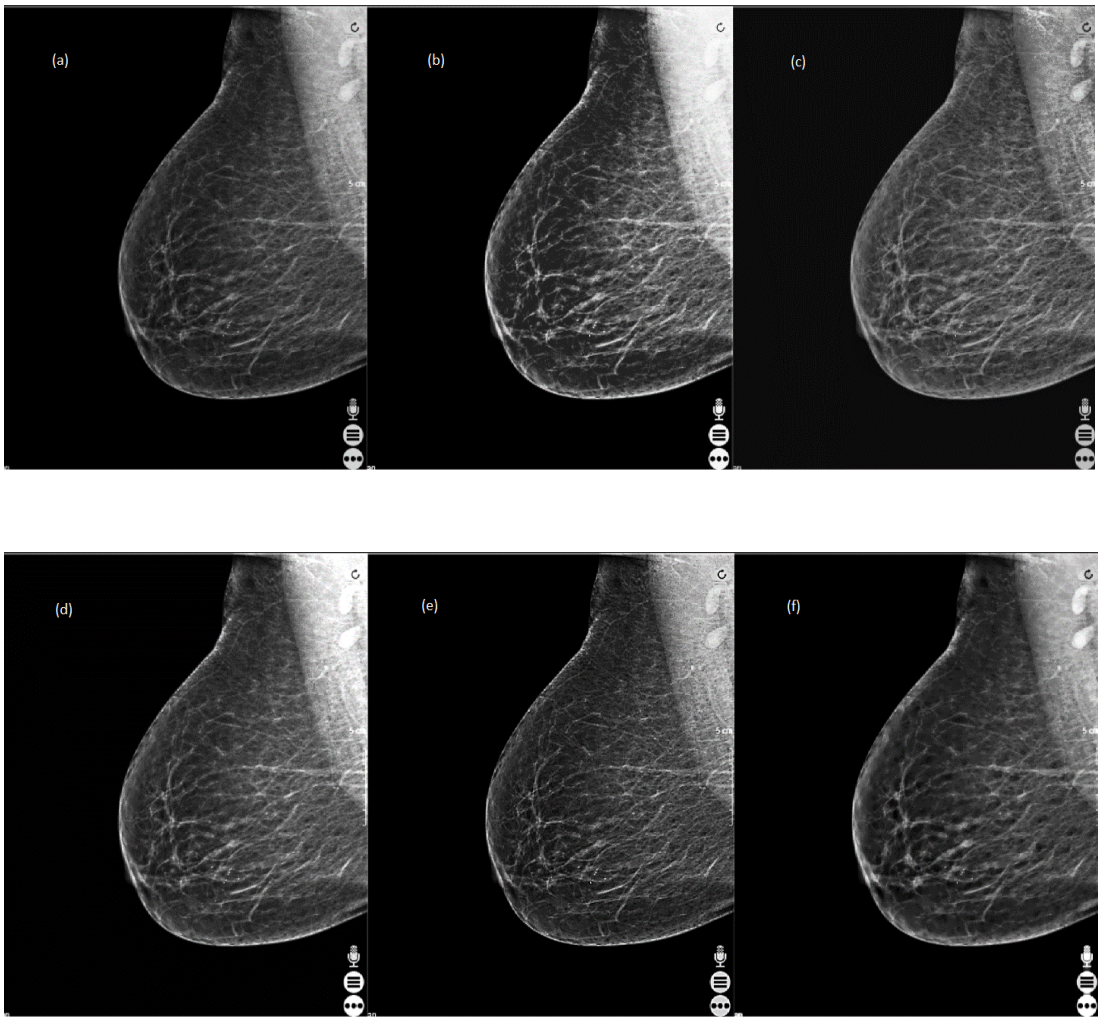
yoğunluklu lezyon görülmektedir. Tedavi için lezyonun sınırlarının belirginliği önem arz etmektedir. Önerilen filtre burada lezyonun kenar keskinliğini arttırarak görüntüye katkı sağlamıştır. Şekil 5.4'te düzensiz sınırlı kuyruğa sahip bir büyük lezyon ve bir küçük lezyon mevcuttur. Burada BEASF ve homomorfik filtre lezyonların belirginliğini ve uzaysal çözünürlüğü arttırmışlardır ancak lezyonları gereğinden fazla parlatıp beyazlaştırdıkları için lezyon içinde mikrokalsifikasyon olup olmadığı görülememektedir. Önerilen filtre, çözünürlükleri gerekli ölçüde artırıp lezyonları belirgin hale getirmeyi başarmıştır.



Şekil 5.1: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

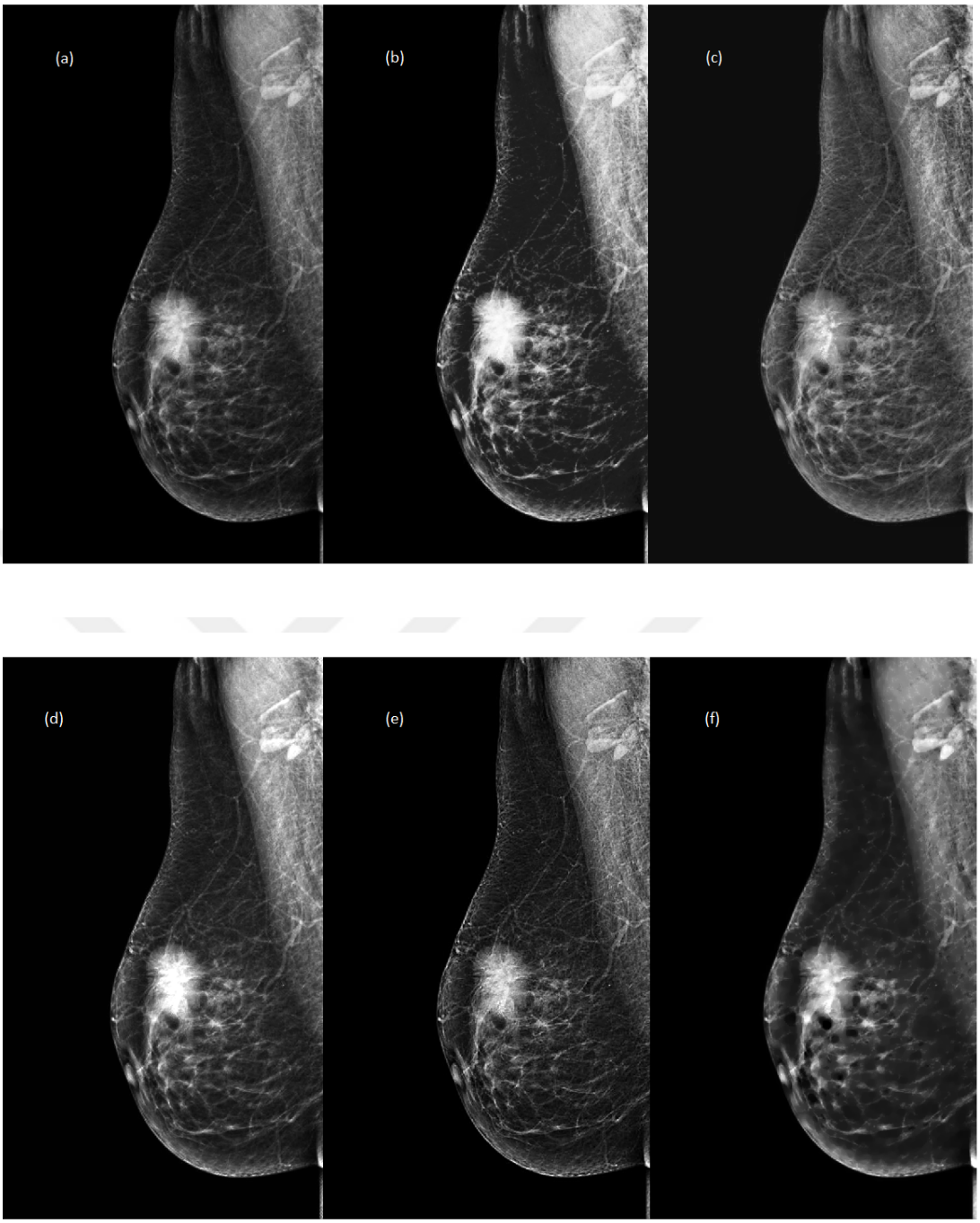
B ve d ‘de kontrast çözünürlüğü artmış olup, c ve e ’de uzaysal çözünürlük azalmıştır. A ’ya göre de f ’de uzaysal çözünürlük artmış görünümündedir. Uzaysal çözünürlük, sistemin piksel ölçüsünün mikrometre cinsinden değeri ve matris boyutu belirlediğinden; piksel başına mikrometre sayısı küçüldükçe, oluşan görüntüde de daha küçük değerler ölçülebilir. Böylece birbirine yakın iki çizgiyi ayırt edebilme özelliği (uzaysal çözümleme yeteneği) artmıştır. Bu teknikte uzaysal çözünürlük artmıştır. Büyük lezyonun görülebilirliği ve lezyon içindeki makrokalsifikasyon daha net seçilebilir hale gelmiştir. Daha küçük lezyonların görünürlüğü artmıştır.



Şekil 5.2: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

A ’da belirgin bir kitle formasyonu izlenmemekle beraber f ’de milimetrik boyutlu iyi huylu karakterdeki lezyonların (kist? fibroadenom?, intramammarian lenf nodu?) görünürlüğü belirgin hale gelmiştir. Yöntem, ultrason ile ekstra görüntülenme gerekip gerekmediğini belirgin hale getirmiş olup, tanıda ultrason görüntülemenin de gerekliliğini ortaya koymuştur. B, c, d, e ’de lezyonların görülebilirliği mevcut değildir.

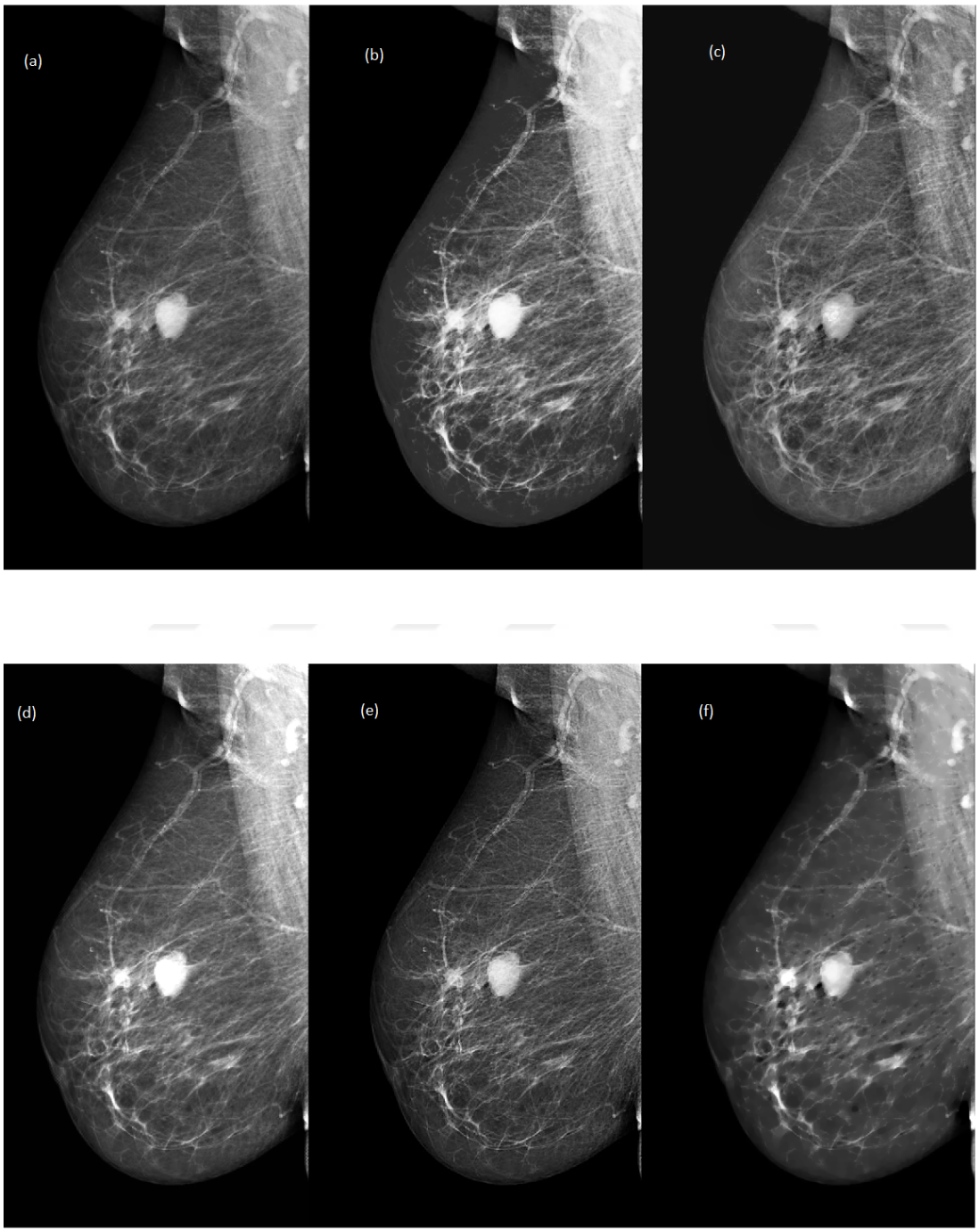


Şekil 5.3: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

Kötü huylu (malign) karakterde izlenen yüksek yoğunluklu (hiperdense) lezyon mevcuttur ve b ve d ’de aşırı parlamış olup, gereğinden fazla kontrast çözünürlüğü izlenmektedir, mikrokalsifikasyon olup olmadığı seçilememektedir. Ancak kenar

keskinliği belirgindir. C ve e ’de lezyon net olarak görülebilmekle birlikte uzaysal çözünürlük düşüktür. F ’de, a ’daki görüntüye göre kenar keskinliği artmış olup uzaysal ve kontrast çözünürlüğü artmıştır. Aksiller lenf adenopatilerde görüntü değişkenliğinde spesifik bir bulguya rastlanmamıştır.



Şekil 5.4: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

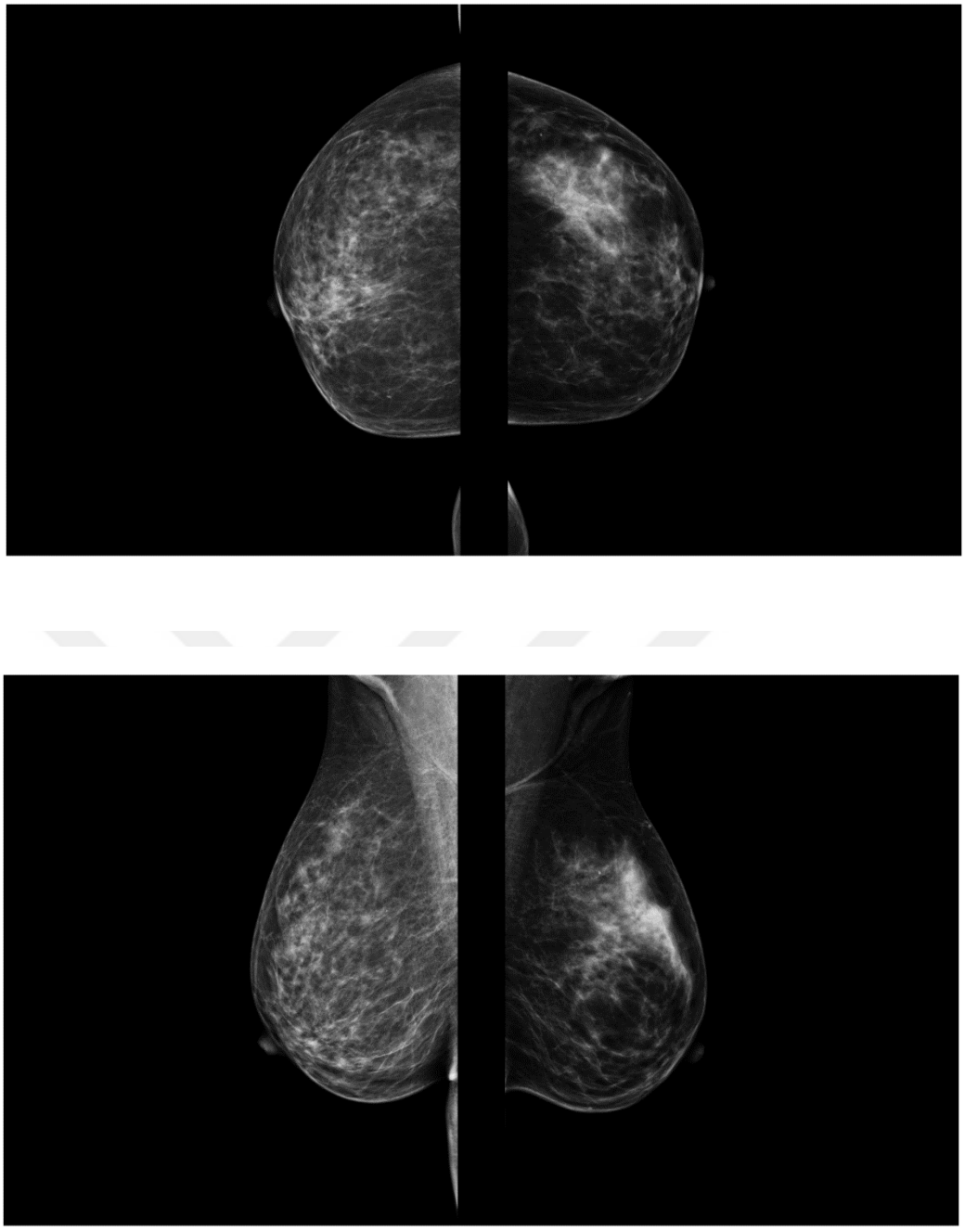
YORUM:

Büyük lezyonun posteriorundaki düzensiz sınırlı kuyruk (malignite kriteri) ve küçük lezyondaki düzensiz sınırlı kuyruklar, b ve d ’de belirgin hale gelmiş olup, uzaysal çözünürlük artmıştır. Ancak kontrast çözünürlüğü gereğinden fazla artmış olup, lezyonlar istenmeyen şekilde parlamıştır ve içinde mikrokalsifikasyon olup olmadığı seçilememektedir. C ve e ’de kontrast çözünürlüğü istenen şekilde artmış olup uzaysal çözünürlük düşüktür, lezyonların kuyrukları seçilememektedir. F ’de a ’ya göre kontrast ve uzaysal çözünürlük artmış görünümündedir. Ancak yağ lobülleri gereğinden fazla parlaklık göstermektedir ama bunun tanıya negatif etkisi yoktur.

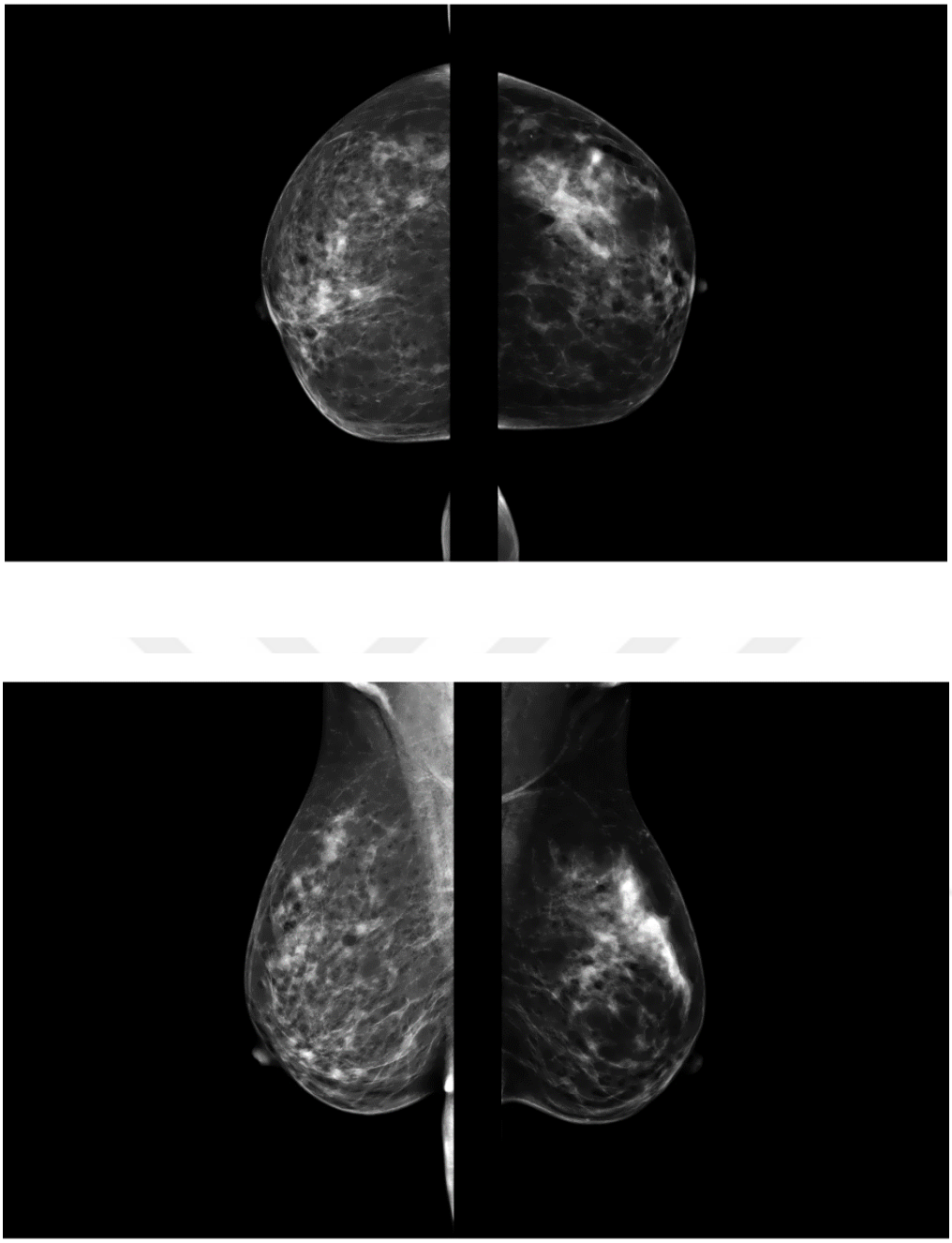
5.2 Dörtlü Görüntüler ve Uzman Radyolog Yorumları

Klinikte mamografi görüntüleri, asimetrik dansiteyi değerlendirmek için sağ ve sol memenin farklı açılarını temsil eden rcc, lcc, rmlo, lmlo eş görüntüleri karşılaştırmalı olmak üzere dörtlü olarak incelenmektedir. Bu nedenle dört hastanın dört açıdan mamografi görüntüleri birlikte verilmiş ve uzman radyolog tarafından, klinikte uygulanma usulüne uygun olarak önerilen filtreyle işlenmiş dörtlü görüntü ve orijinal dörtlü görüntüyle kıyaslanarak yorumlanmıştır. Burada, orijinal dörtlü görüntüde fark edilmeyen klinik bulguların önerilen filtreyle işlendiğinde görülebilmesi amaçlanmıştır. Tezin bu bölümünde Okan Üniversitesi Hastanesi'nden alınmış iki hastanın dörtlü görüntüleri, önerilen filtreyle işlenen dörtlü görüntüler ve uzman radyolog yorumlarıyla paylaşılmıştır. Bir hastanın üçlü görüntüsü ise filtreyle işlenmiş hali ve radyolog yorumuyla beraber Ek A.1'de paylaşılmıştır.

Klinikte uygulanma şekline uygun olarak uzman radyolog önerisiyle değerlendirilen iki hastanın dörtlü görüntüleri Şekil 5.5 ve Şekil 5.7'de görülmektedir. Orijinal dörtlü görüntülerin matematiksel morfolojik filtre ile işlenmiş görüntüleri ise Şekil 5.6 ve Şekil 5.8'de görülmektedir. Uzman radyolog yorumuna göre Şekil 5.6'da önerilen filtrenin görüntüye katkısı kontrast ve uzaysal çözünürlüğünü arttırmakla beraber sol meme üst dış kadranda gözlenen kötü huylu şüpheli asimetrik dansitenin ve küme yapmış mikrokalsifikasyonun görünürlüğünü arttırması olmuştur. Burada gözlenen asimetrik dansite ve mikrokalsifikasyon kümesi şüpheli olduğu için tel ile işaretlenerek çıkarılması ve değerlendirilmesi gerekmektedir. Orijinal dörtlü görüntüde fark edilmeyen bu bulgu filtre sonucunda fark edilmiştir. İkinci hasta için ise Şekil 5.7'de görüldüğü üzere sol meme üst dış kadranda yaklaşık 2 x 3 santimlik düzgün sınırlı ve yüksek yoğunluklu lezyon mevcuttur. Şekil 5.8'deki sonuçlara göre önerilen filtre, kontrast ve uzaysal çözünürlüğü arttırmanın yanında mevcut lezyonun kenar keskinliğini de arttırmış olup, orijinal görüntüde belirgin olmayan sol meme alt dış kadrandaki düzgün sınırlı lezyonları daha belirgin hale getirmiştir.



Şekil 5.5 : Hastanın orijinal dörtlü (rcc, lcc, rmlo ve lmlo) mamografi görüntüleri.

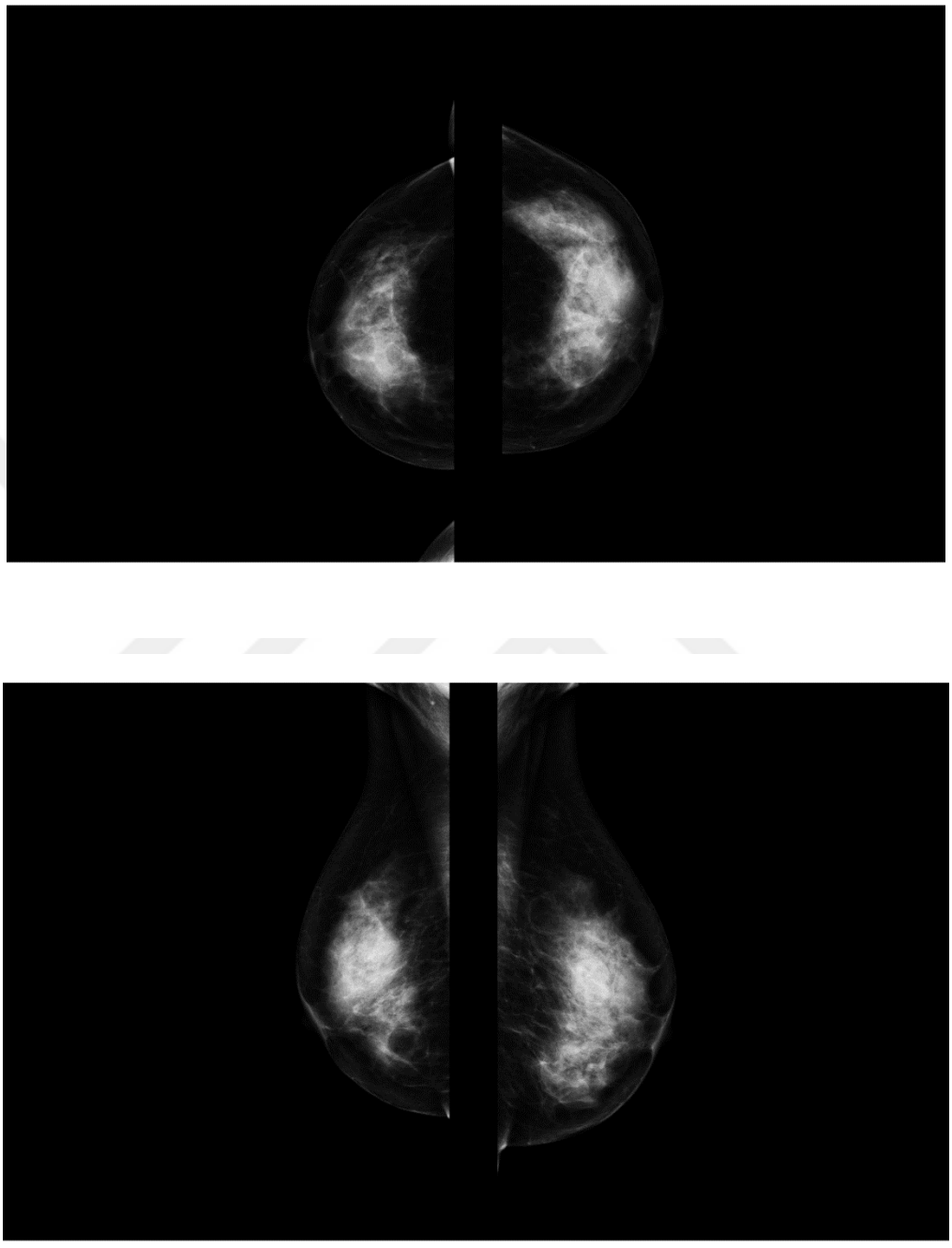


Şekil 5.6 : Şekil 5.5'teki orijinal dörtlü görüntülerin önerilen filtreyle işlenmiş dörtlü görüntüleri.

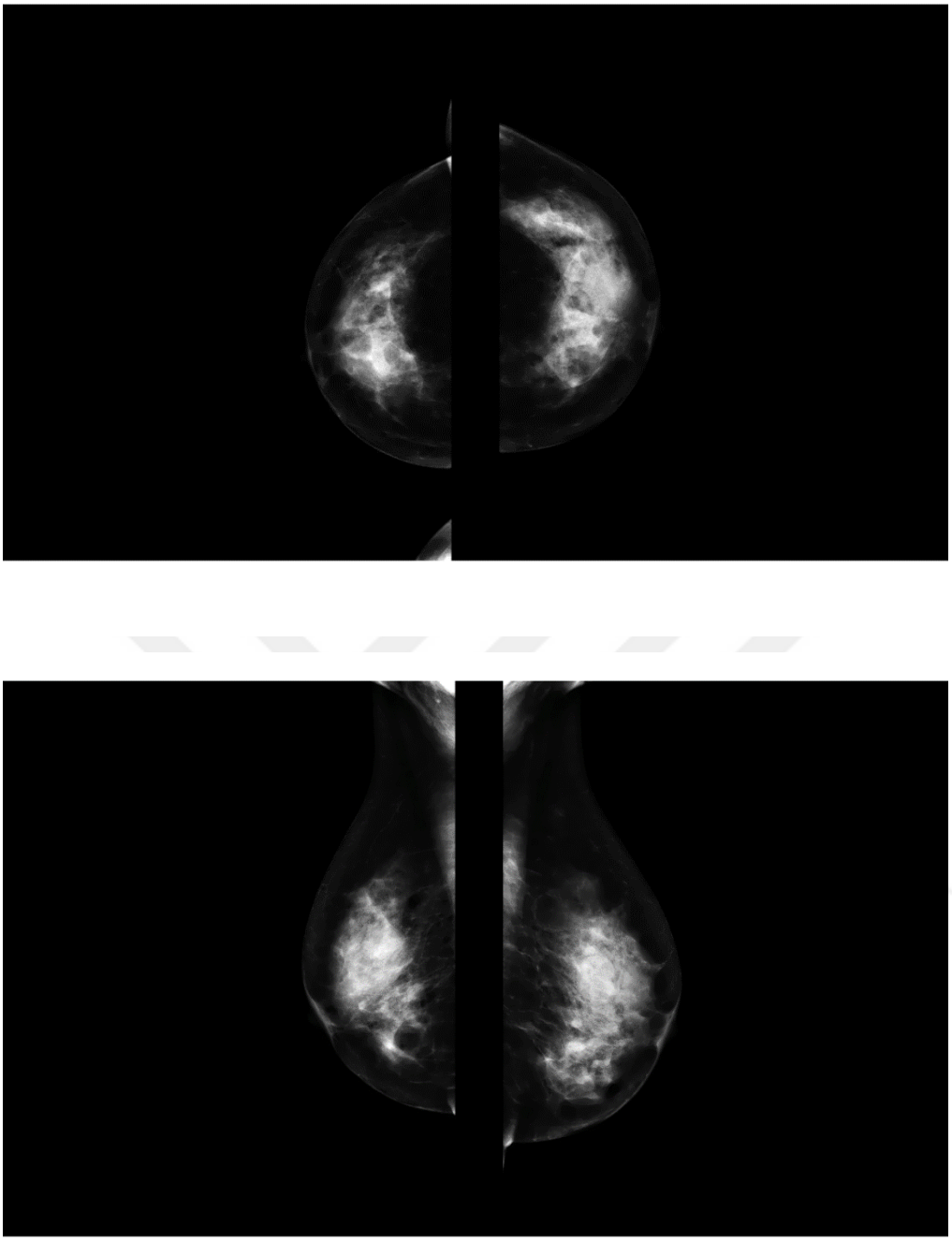
YORUM:

Önerilen filtrede orijinal görüntüye göre kontrast ve uzaysal çözünürlük artmış olup, sol meme üst dış kadrandaki kötü huylu (malignite) şüpheli asimetrik dansitenin ve küme yapmış mikrokalsifikasyonun görülebilirliği artmıştır. Sonuç olarak, bu dokunun altında herhangi bir kitle olmasa bile tarif edilen asimetrik dansitenin ve

mikrokalsifikasyon kümesinin tel ile işaretlenerek çıkarılması ve patolojik olarak değerlendirilmesi gerekliliğini desteklemektedir.



Şekil 5.7 : Hastanın orijinal dörtlü (rcc, lcc, rmlo ve lmlo) mamografi görüntüleri.



Şekil 5.8 : Şekil 5.7'deki orijinal dörtlü görüntülerin önerilen filtreyle işlenmiş dörtlü görüntüleri.

YORUM:

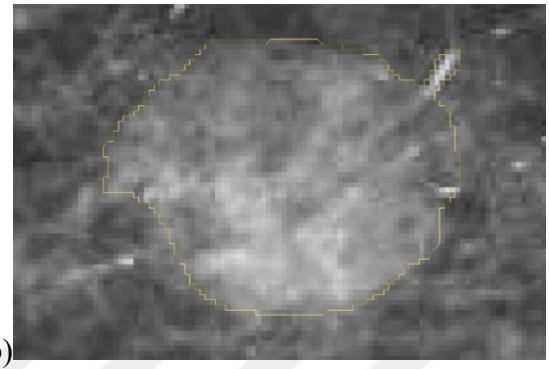
Sol meme üst dış kadranda yaklaşık 2x3 santimlik düzgün sınırlı yüksek yoğunluklu (hiperdense) lezyon mevcut olmak üzere filtre sonrası lezyonun kenar keskinliği kontrast ve uzaysal çözünürlük artmış olup sol meme alt dış kadranda orijinal görüntüde net seçilemeyen düzgün sınırlı lezyonlar görülebilir hale gelmiştir.

5.3 Kontrast Gürültü Oranı Sonuçları

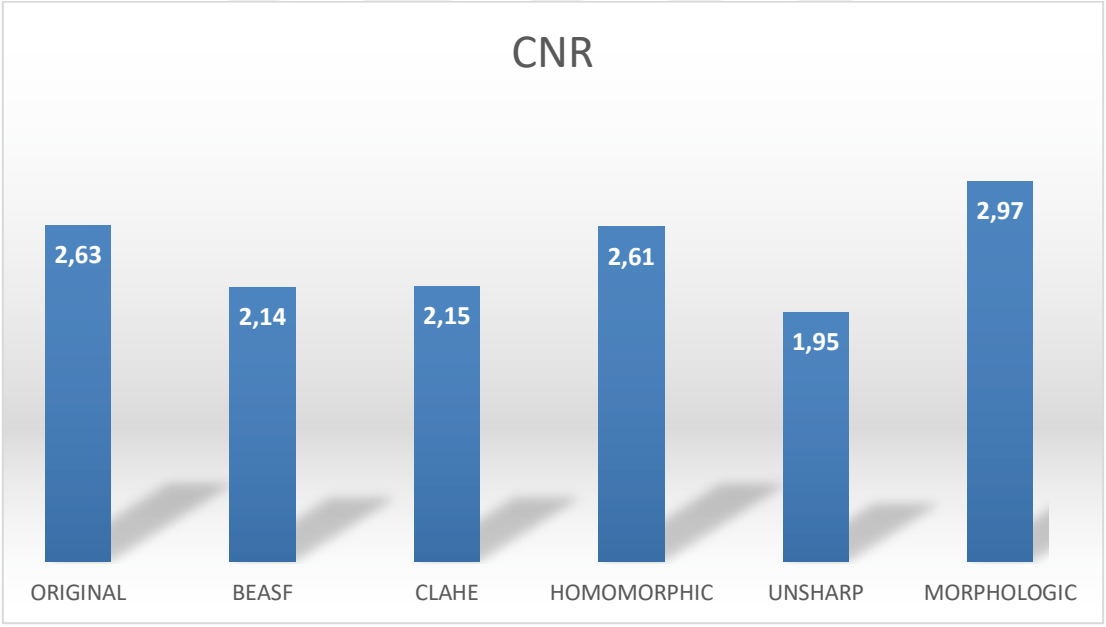
Mamografi görüntüleriyle ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde, uzman radyolog yorumlarının yanında yöntemin matematiksel ispatının da yapılması gerektiği gözlenmiştir. Nitekim, uzman dahi olsa öznel yorumlar tek başına yeterli olmayabilir. Konuyla ilgili literatürde kullanılan yöntemler incelenmiş ve bu tezin öncelikli amacının kontrast gelişimi olduğu gerekçesiyle kontrast gürültü oranı parametresinin kullanılmasına karar verilmiştir. Parametre, Bölüm 2'de kontrast çözünürlüğü başlığı altında anlatılmış ve formül bu bölümde paylaşılmıştır. Yöntemin en önemli noktası kontrast gelişimi ölçülmek istenen ilgili bölgenin seçimidir. Bu noktada, mamografi görüntülerindeki ilgili lezyon, kist gibi bölgelerin seçimi için yine uzman radyoloğun fikri alınmıştır. Görüntüdeki ilgili bölgeyi içeren küçük bir pencere seçimi yapılmaktadır. Nitekim formül, bu pencere içindeki ilgili bölgenin ortalaması ve arka planın ortalamasının farkı ve arka planın standart sapmasının oranıyla hesaplanmaktadır. Bu bölümde, orijinal görüntü ve tüm filtrelerin görüntü sonuçlarının CNR sonuçları paylaşılmıştır. Tek bir gerçek görüntü, beş farklı filtre uygulandığında toplam 6 görüntü elde edilecek ve bu 6 görüntü için aynı pencere ve ilgili bölge seçimi yapılması gerekmektedir. Bunun gerçekleşmesi için "ImageJ" adı verilen program kullanılmıştır. Tek bir orijinal görüntünün filtre sonuçlarından elde edilen görüntüleriyle beraber aynı seçim ve ortalama, standart sapma hesabının yapılması bu programla mümkün olmuştur.

Programdan elde edilen ortalama ve standart sapmalarla hesaplanan CNR sonuçları, tüm filtreler ve orijinal görüntü için hesaplanmıştır. Bu adımda lezyon veya kist içeren 5 görüntü seçilmiştir. Bu bölümde 2 görüntünün sonuçları paylaşılmış, kalan 3 görüntünün sonuçları Ek B'de paylaşılmıştır. CNR grafiklerinin yanında, orijinal görüntüde seçilen pencere ve ilgili bölge görüntüleri de paylaşılmıştır.

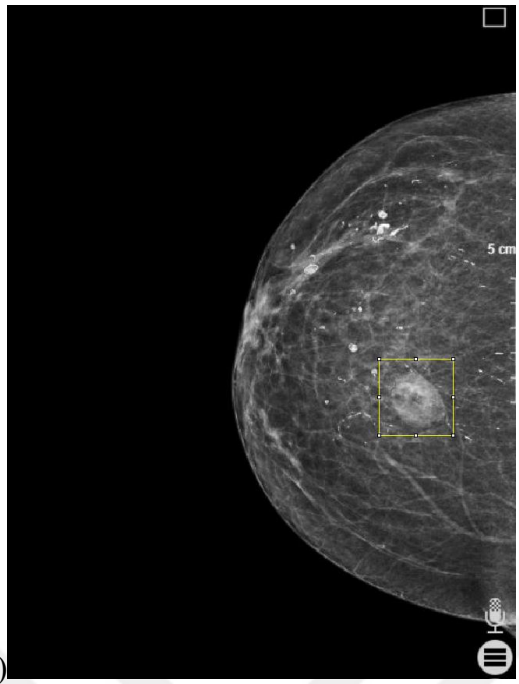
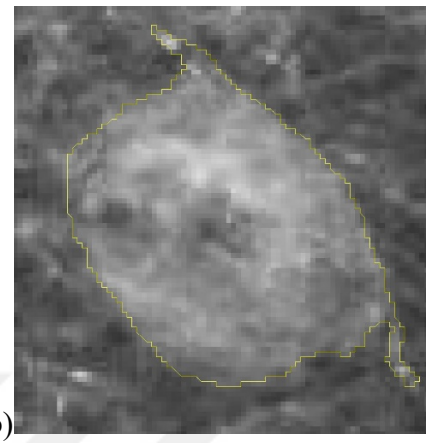
Hesaplanan tüm CNR sonuçlarına göre önerilen filtre karşılaştırma filtrelerine kıyasla en yüksek CNR değerini vermiştir. Yalnızca bu kısımda paylaşılan iki görüntüde orijinal görüntüden daha yüksek sonuçlar elde edilmiş, ekteki diğer 3 görüntü için orijinale eşit veya çok az farkla düşük sonuç elde edilmiştir. Fakat burada önemli olan, önerilen filtrenin karşılaştırma filtrelerinden daha iyi sonuçlar vermesidir. Orijinal görüntünün etrafında dalgalanan sonuçlar elde edilmesi, uzman fikri alınsa dahi lezyonun kenarlarının net olarak seçilememesi olabilir.

(a)  (b) 

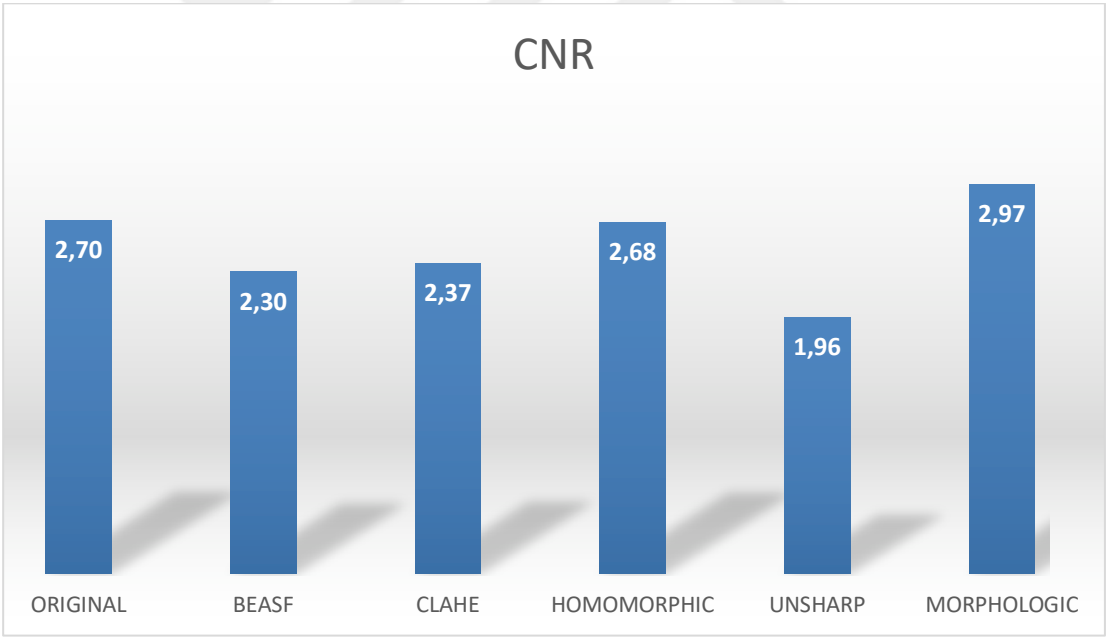
Şekil 5.9 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon.



Şekil 5.10 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri

(a)  (b) 

Şekil 5.11 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon.



Şekil 5.12: Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri

6. TEZ ÇALIŞMASININ SONUÇLARI VE GELECEK ÇALIŞMALAR

Dünya sağlık örgütünün verilerine göre meme kanseri, dünya genelinde kadınlarda en yaygın görülen ve ölüm oranı en yüksek olan kanser türüdür. Fakat erken teşhis, meme kanserinin tedavisinde çok önemli bir rol oynamakta ve mortalite oranını büyük oranda azaltmaktadır. Erken teşhisin sağlanması için kadınların düzenli aralıklarla kontrol ve tarama yapmaları gerekmektedir. Meme kanserinin erken tanı ve tedavisinde çeşitli görüntüleme teknikleri kullanılmaktadır. Bu görüntü tekniklerinden en yaygın olarak kullanılan mamografi görüntüleme tekniğidir. Mamografi meme görüntüleme tekniği, her teknikte olduğu gibi bazı kısıtlamalara sahiptir ve bu kısıtlara yönelik çalışmalar yapılmaktadır. Literatürde genellikle, mamografi görüntüsünün iyileştirilmesi, gürültü giderme, kontrast geliştirme, mikrokalsifikasyon ve lezyon gibi yapıların bölütlendirilmesi ve otomatik teşhisi üzerine çalışmalar yapılmıştır. Bu tezde mamografi görüntülerinde matematiksel morfolojik filtreleme yöntemi ile gürültü giderme ve kontrast iyileştirme konusu üzerine çalışılmıştır. Morfolojik filtreleme, literatürde genellikle segmentasyon ve gürültü giderme ön işleme adımı olarak kullanılmıştır fakat Peters'in geliştirdiği, görsel ve matematiksel olarak başarısını kanıtladığı matematiksel morfolojik filtre algoritması bu tezde kullanılmış olan yönteme ilham olmuştur. Algoritma, görüntüden tamamen gürültüsüz olan ham verinin çıkartılması, kalan kısımların (residuals) ise sadece önemli özellikleri içeren kısımlarının ham veriye eklenerek yeniden oluşturulması temeline dayanmaktadır. Bu sayede, gürültü büyük oranda temizlenirken; kenar, biçim gibi önemli olan özellikler kaybolmamaktadır. Çalışmanın başlangıcında yöntem, ultrason görüntüleme tekniği ile denenmiş ama uzman radyolog yorumuna göre ultrason görüntüsünü istenmeyen şekilde bozmuş ve değiştirmiştir. Fakat çalışma esnasında yöntemin kontrastı büyük oranda etkilediği ve mamografi görüntülerinde başarılı sonuç verebileceği gözlenmiştir. Nitekim Okan Üniversitesi Hastanesi'nden alınan gerçek verilerle yöntem denenmiş ve uzman radyolog yorumuna sunulmuştur. Yöntemin başarısını kanıtlamak üzere, literatürde mamografi görüntülerinde kontrast iyileştirme için kullanılan dört farklı karşılaştırma filtresi aynı görüntüler için işlenmiş ve orijinal görüntülerle beraber uzman radyolog tarafından karşılaştırmalı olarak yorumlanmıştır.

Karşılaştırma filtreleri; CLAHE filtresi, BEASF filtresi, homomorfik filtre ve bulanık maskeleme filtresi olarak seçilmiştir. Uzman radyoloğun yorumunun yanında yöntemin başarısını matematiksel olarak kanıtlamak için kontrast gürültü oranı (Contrast to Noise Ratio, CNR) adı verilen parametre kullanılmıştır. CNR, görüntüde kist, lezyon gibi önemli özellik barındıran kısımda küçük bir çerçeve seçip; yeni penceredeki ilgili bölge ve arka planın ortalamalarının farkı ve arka planın standart sapmasının oranının hesaplanmasıyla elde edilmektedir. Böylece orijinal görüntüyle karşılaştırma filtreleri ve önerilen filtreyle elde edilen görüntülerin kontrast gürültü oranları hesaplanarak görüntüdeki gelişme matematiksel olarak ispatlanmaya çalışılmıştır. CNR hesaplaması için uzman radyoloğun seçtiği bölgeler kullanılmıştır. Uzman radyolog, her bir görüntüde kontrast ve uzaysal çözünürlükteki değişmelere göre değerlendirme yapmıştır. Kontrast çözünürlüğü ve uzaysal çözünürlük, görüntü değerlendirmesinde kullanılan, görsel kaliteyi etkileyen en önemli parametrelerdendir. Tüm bu çalışmaların sonucunda, uzman radyoloğun yorumuna göre orijinal görüntüye kıyasla BEASF ve homomorfik filtrelerinin, kontrast çözünürlüğünü gereğinden fazla arttırıp lezyonları istenmeyen şekilde parlattığı gözlenmiştir. CLAHE ve bulanık maskeleme filtrelerinin ise, kontrast çözünürlüğünü arttırdığı ancak uzaysal çözünürlüğü düşürdüğü gözlenmiştir. Önerilen matematiksel morfolojik filtre ise orijinal görüntüye göre kontrast ve uzaysal çözünürlüğü arttırdığı ve görüntüyü diğer dört filtreye kıyasla görsel olarak başarılı şekilde iyileştirdiği görülmüştür. Hatta bazı görüntülerde orijinal görüntüde gözlenemeyen özellikler, önerilen filtreyle elde edilen görüntüde gözlenebilmiş ve ek görüntüleme yöntemlerinin gerekliliği anlaşılmıştır. Uzman radyoloğa göre önerilen filtrenin dezavantajı yağ lobüllerinin görünürlüğünü de arttırmasıdır fakat tanıya negatif yönde katkısı bulunmaması açısından göz ardı edilebilir bir özelliktir.

Çalışmanın CNR sonuçlarına göre, uzman radyoloğun belirlediği beş görüntü ve seçtiği ilgili bölgelerde yapılan hesaplamalara göre çıkarılan tablolar görüntülerle birlikte Ek B'de paylaşılmıştır. Tablolardan görüldüğü üzere beş görüntünün ikisinde CNR değeri orijinal görüntüye göre artmıştır. Diğer iki görüntüde ise orijinal görüntüyle 0,28 ve 0,04 gibi küçük bir farkla azalmış ve son görüntüde eşit çıkmıştır. Fakat, diğer filtrelere kıyasla tüm görüntülerde önerilen filtrenin CNR değeri en yüksek olarak elde edilmiştir. Bu da her hâlükârda önerilen filtrenin kıyas filtrelerine göre daha başarılı olduğunun matematiksel ispatıdır.

Literatürde mamografi görüntüleriyle yapılan çalışmalar incelendiğinde; otomatik teşhis algoritmaları kurmak, çeşitli sınıflandırma teknikleri uygulamak ve ROC performans eğrisi çıkarmak gibi yöntemler izlendiği gözlenmiştir. Bu çalışmanın bir sonraki adımı ise yapılan çalışmalara paralel olarak daha fazla gerçek veri ile çalışılıp, ROC eğrisi çıkarma ve otomatik teşhis için makine öğrenmesi algoritmaları geliştirilmesi üzerine olacaktır. Gelecek çalışmalarda, başarısı ispatlanan bu yöntemin yanında ek filtreleme yöntemi kullanılarak ön işleme adımı uygulama, segmentasyon, kitle çıkarma veya otomatik teşhis çalışması yapılabilir.

KAYNAKLAR

AAPM, (1990). Equipment requirements and quality control for mammography (Rapor No. 29). Laurel, Maryland: American Association of Physicists in Medicine.

Aichinger, H. (2002). Physical and technical aspects of mammography. D. J. Dronkers, J. H. C. L. Hendriks, R. Holland ve G. Rosenbusch (Ed.), *The Practice of Mammography Pathology, Technique, Interpretation, Adjunct Modalities* içinde (ss. 59-96), Stuttgart: Thieme.

Alnafea, M. A. (2018). Detection and diagnosis of breast diseases. C. M. Kuzmiak (Ed.), *Breast Imaging* içinde (ss. 3-20). Rijeka: Intech Open Access Publisher. https://doi.org/10.5772/intechopen.69898

American Cancer Society, (2019). Cancer facts ve figures 2019. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, Atlanta: American Cancer Society, Inc. https://www.cancer.org/content/dam/cancer-org/research/cancer-facts-and-statistics/annual-cancer-facts-and-figures/2019/cancer-facts-and-figures-2019.pdf

Anitha, J., Peter, J. D. ve Pandian, S. I. A. (2017). A dual stage adaptive thresholding (DuSAT) for automatic mass detection in mammograms. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *138*, 93-104. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.10.026

Arodź, T., Kurdziel, M., Popiela, T. J., Sevre, E. O. D. ve Yuen D. A. (2006). Detection of clustered microcalcifications in small field digital mammography. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 81(1), 56-65. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2005.10.002

Arriaga-Garcia, E. F., Sanchez-Yanez, R. E. ve Garcia-Hernandez, M. G. (2014). Image enhancement using bi-histogram equalization with adaptive sigmoid functions. *2014 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP)*, 28-34. https://doi.org/10.1109/CONIELECOMP.2014.6808563

Ayyala, R. S., Chorlton, M., Behrman, R. H., Kornguth, P. J. ve Slanetz, P. J. (2008). Digital Mammographic Artifacts on Full-Field Systems: What Are They and How Do I Fix Them? *RadioGraphics*, *28*(7), 1999-2008. https://doi.org/10.1148/rg.287085053

Berber, T., Alpkocak, A., Balci, P. ve Dicle, O. (2013). Breast mass contour segmentation algorithm in digital mammograms. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 110(2), 150-159. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.11.003

Betal, D., Roberts, N. ve Whitehouse, G. H. (1997). Segmentation and numerical analysis of microcalcifications on mammograms using mathematical morphology. *The British Journal of Radiology*, *70*(837), 903-917. https://doi.org/10.1259/bjr.70.837.9486066

Bhateja, V. ve Devi, S. (2011). A novel framework for edge detection of microcalcifications using a non-linear enhancement operator and morphological filter. *2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology*, 419-424. https://doi.org/10.1109/ICECTECH.2011.5942033

Bougioukos, P., Glotsos, D., Kostopoulos, S., Daskalakis, A., Kalatzis, I., Dimitropoulos, N. … Cavouras, D. (2010). Fuzzy C-means-driven FHCE contextual segmentation method for mammographic microcalcification detection. *The Imaging Science Journal*, *58*(3), 146-154. https://doi.org/10.1179/136821909X12581187860095

Canadian Cancer Society, (2019). Mammography. http://www.cancer.ca/en/cancer-information/diagnosis-and-treatment/tests-and-procedures/mammography/?region=on . Erişim tarihi: 24 Aralık 2019.

Chaloeykitti L., Muttarak M. ve Ng K. H. (2006). Artifacts in mammography: ways to identify and overcome them. *Singapore Med J,* 47(7), 634–640. http://www.smj.org.sg/sites/default/files/4707/4707pe1.pdf

Chen, L., Chen, W. C. ve Parker, K. J. (1997). Morphological filtering and multiresolution fusion for mammographic microcalcification detection. *Proceedings of the SPIE*, *Medical Imaging 1997: Image Processing,* 3034, 938-949. https://doi.org/10.1117/12.274183

Chevalier, M., Leyton, F., Tavares, M. N., Oliveira, M., Silva, T. A. ve Peixoto, J. E. (2012). Image quality requirements for digital mammography in breast cancer screening. L. Tabar (Ed.), *Imaging of the Breast – Technical Aspects and Clinical Implication* içinde (ss. 115-132) Croatia: Intech.

Ciecholewski, M. (2017). Microcalcification Segmentation from Mammograms: A Morphological Approach. *Journal of Digital Imaging*, *30*(2), 172-184. https://doi.org/10.1007/s10278-016-9923-8

Çubukçu, Ş. (2017). *Mamografi sistemleri için doku eşdeğeri fantom geliştirilmesi, monte carlo simülasyon tekniği ve x-ışını spektroskopisi yöntemi ile karakterizasyonu* (Doktora tezi). Yök Tez Merkezi veri tabanından erişildi (Tez no: 455466). https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/tezSorguSonucYeni.jsp

De Paredes E. S. (2007). *Atlas of Mammography (3rd ed.)*. Philadelphia: Lippincott Williams ve Wilkins.

Dengler, J., Behrens, S. ve Desaga, J. F. (1993). Segmentation of microcalcifications in mammograms. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, *12*(4), 634-

642. https://doi.org/10.1109/42.251111

Diaz-Huerta, C. C., Felipe-Riveron, E. M. ve Montaño-Zetina, L. M. (2014). Quantitative analysis of morphological techniques for automatic classification of microcalcifications in digitized mammograms. *Expert Systems with Applications*, 41(16), 7361-7369. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2014.05.051

Dronkers, D. J., Hendriks, J. H. C. L., Holland, R. ve Rosenbusch, G. (2002). Anatomy. D. J. Dronkers, J. H. C. L. Hendriks, R. Holland ve G. Rosenbusch (Ed.), *The Practice of Mammography Pathology, Technique, Interpretation, Adjunct Modalities* içinde (ss. 6-14), Stuttgart: Thieme.

Duarte, M. A., Alvarenga, A. V., Azevedo, C. M., Calas, M. J. G., Infantosi, A. F. C. ve Pereira, W. C. A. (2015). Evaluating geodesic active contours in microcalcifications segmentation on mammograms. *Computer Methods and Programs in Biomedicine,* 122(3), 304-315. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2015.08.016

Dubey, R. B., Hanmandlu, M. ve Gupta, S. K. (2010). A comparison of two methods for the segmentation of masses in the digital mammograms. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 34(3), 185-191. https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2009.09.002

Duffy S. W., Tabár L., Chen H. H., Holmqvist M., Yen M. F., Abdsalah S. … Holmberg L. (2002). The impact of organized mammography service screening on breast carcinoma mortality in seven Swedish counties. *Cancer*, 95(3), 458-496. https://doi.org/10.1002/cncr.10765

Eltonsy, N. H., Tourassi, G. D. ve Elmaghraby, A. S. (2007). A concentric morphology model for the detection of masses in mammography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, *26*(6), 880-889. https://doi.org/10.1109/TMI.2007.895460

Gao, X., Wang, Y., Li, X. ve Tao, D. (2010). On Combining Morphological Component Analysis and Concentric Morphology Model for Mammographic Mass Detection. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, *14*(2), 266-273. https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2036167

Geiser, W. R., Haygood, T. M., Santiago, L., Stephens, T., Thames, D. ve Whitman, G. J. (2011). Challenges in mammography: Part 1, artifacts in digital mammography. *American Journal of Roentgenology*, *197*(6), W1023-W1030. https://doi.org/10.2214/AJR.10.7246

Gonzalez, R. C. ve Woods, R. E. (2002). *Digital Image Processing (2nd Edition)*. Upper Saddle River, N.J: Prentice Hall.

Gunturu, V. K. ve Sharma, A. (2010). Contrast enhancement of mammographic images using wavelet transform. *2010 3rd International Conference on*

Computer Science and Information Technology, 323-327. https://doi.org/10.1109/ICCSIT.2010.5563557

Herredsvela, J., Gulsrud, T. O. ve Engan, K. (2005). Detection of circumscribed masses in mammograms using morphological segmentation. *Proceedings of the SPIE*, *Medical Imaging 2005: Image Processing,* 5747, 902-913. https://doi.org/10.1117/12.595196

Hessenbruch, A. (2002). A brief history of x-rays. *Endeavour*, *26*(4), 137-141. https://doi.org/10.1016/S0160-9327(02)01465-5

Hogge, J. P., Palmer, C. H., Muller, C. C., Little, S. T., Smith, D. C., Fatouros, P. P. ve de Paredes, E. S. (1999). Quality assurance in mammography: artifact analysis. *RadioGraphics*, *19*(2), 503-522. https://doi.org/10.1148/radiographics.19.2.g99mr13503

Hu, K., Gao, X. ve Li, F. (2011). Detection of suspicious lesions by adaptive thresholding based on multiresolution analysis in mammograms. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, *60*(2), 462-472. https://doi.org/10.1109/TIM.2010.2051060

Hylton, N. M. (2005). Breast magnetic resonance imaging techniques. Morris, E. A. ve Liberman, L. (Ed.), *Breast MRI Diagnosis and Intervention* içinde (ss. 7-14). USA: Springer Science+Business Media, Inc.

Johns, P. C. ve Yaffe, M. J. (1987). X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues. *Physics in Medicine ve Biology*, 32(6), 675–695. https://doi.org/10.1088/0031-9155/32/6/002

Joy, J. E., Penhoet, E. E. ve Petitti, D. B. (2005). Benefits and Limitations of Mammography. *Saving women's lives: strategies for improving breast cancer detection and diagnosis* içinde (ss. 37-62). Washington, D.C: National Academies Press.

Jung, H., Kim, H.-J., Kim, E.-K., Hong, J.-O., Je, J. H., Hwu, Y. … Yoo, H.-S. (2005). Comparison of unmonochromatized synchrotron radiation and conventional x-rays in the imaging of mammographic phantom and human breast specimens: a preliminary result. *Yonsei Medical Journal*, *46*(1), 95. https://doi.org/10.3349/ymj.2005.46.1.95

Kass, M., Witkin, A. ve Terzopoulos, D. (1988). Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, *1*(4), 321-331. https://doi.org/10.1007/BF00133570

Kimori, Y. (2013). Morphological image processing for quantitative shape analysis of biomedical structures: Effective contrast enhancement. *Journal of Synchrotron Radiation*, *20*(6), 848-853. https://doi.org/10.1107/S0909049513020761

Kinoshita, S. K., Azevedo-Marques, P. M., Pereira, R. R., Rodrigues, J. A. H. ve Rangayyan, R. M. (2007). Content-based Retrieval of Mammograms Using Visual Features Related to Breast Density Patterns. *Journal of Digital Imaging*, *20*(2), 172-190. https://doi.org/10.1007/s10278-007-9004-0

Kinoshita, S. K., Azevedo-Marques, P. M., Pereira, R. R., Rodrigues, J. A. H. ve Rangayyan, R. M. (2008). Radon-domain detection of the nipple and the pectoral muscle in mammograms. *Journal of Digital Imaging*, *21*(1), 37-49. https://doi.org/10.1007/s10278-007-9035-6

Kobatake, H. ve Yoshinaga, Y. (1996). Detection of spicules on mammogram based on skeleton analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, *15*(3), 235-245. https://doi.org/10.1109/42.500062

Kobatake, H., Jin, H.-R., Yoshinaga, Y. ve Nawano, S. (1993). Computer diagnosis of breast cancer by mammogram processing. H. U. Lemke, K. Inamura, C. C. Jaffe, ve R. Felix (Ed.), *Computer Assisted Radiology / Computergestützte Radiologie* içinde (ss. 624-629). Berlin: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-49351-5_102

Kobatake, H., Okuno, K., Murakami, M., Ishida, M., Takeo, H. ve Nawano, S. (1997). CAD system for full-digital mammography and its evaluation. *Proceedings of the SPIE*, *Medical Imaging 1997: Image Processing,* 3034, 745-752. https://doi.org/10.1117/12.274161

Kornecki, A. (2011). Current status of breast ultrasound. *Canadian Association of Radiologists Journal*, *62*(1), 31-40. https://doi.org/10.1016/j.carj.2010.07.006

Lee, Y. ve Tsai, D.-Y. (2004). Computerized classification of microcalcifications on mammograms using fuzzy logic and genetic algorithm. *Proceedings of the SPIE, Medical Imaging 2004: Image Processing*, 5370, 952-959. https://doi.org/10.1117/12.536274

Li, H., Lo, S.-C. B., Wang, Y. J., Freedman, M. T. ve Mun, S. K. (1997). Mammographic mass detection by stochastic modeling and a multimodular neural network. *Proceedings of the SPIE*, *Medical Imaging 1997: Image Processing,* 3034, 480-490. https://doi.org/10.1117/12.274134

Li, H., Wang, Y., Liu, K. J. R., Lo, S.-C. B. ve Freedman, M. T. (2001). Computerized radiographic mass detection-Part I: Lesion site selection by morphological enhancement and contextual segmentation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, *20*(4), 289-301. https://doi.org/10.1109/42.921478

Liu, C.-C., Tsai, C.-Y., Liu, J., Yu, C.-Y. ve Yu, S.-S. (2012). A pectoral muscle segmentation algorithm for digital mammograms using Otsu thresholding and multiple regression analysis. *Computers ve Mathematics with Applications*, *64*(5), 1100-1107. https://doi.org/10.1016/j.camwa.2012.03.028

Lu, X., Dong, M., Ma, Y. ve Wang, K. (2015). Automatic mass segmentation method in mammograms based on improved VFC snake model. L. Deligiannidis ve H. Arabnia (Ed.), *Emerging Trends in Image Processing, Computer Vision and Pattern Recognition* içinde (ss. 201-217). San Francisco: Elsevier. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-802045-6.00013-2

Maragos, P. ve Schafer, R. W. (1987a). Morphological filters-part I: Their set-theoretic analysis and relations to linear shift-invariant filters. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 35(8), 1153-1169. https://doi.org/10.1109/TASSP.1987.1165259

Maragos, P. ve Schafer, R. W. (1987b). Morphological filters-part II: Their relation to median, order statistic and stack filters. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 35(8), 1170-1184. https://doi.org/10.1109/TASSP.1987.1165254

Mayo, P., Rodenas, F., Verdú, G., Villaescusa, J. I. ve Campayo, J. M. (2004). Automatic evaluation of the image quality of a mammographic phantom. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 73(2), 115-128. https://doi.org/10.1016/S0169-2607(03)00023-3

Mencattini, A., Salmeri, M., Lojacono, R., Frigerio, M. ve Caselli, F. (2008). Mammographic images enhancement and denoising for breast cancer detection using dyadic wavelet processing. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, *57*(7), 1422-1430. https://doi.org/10.1109/TIM.2007.915470

Mohamed, H., Mabrouk, M. S. ve Sharawy, A. (2014). Computer aided detection system for microcalcifications in digital mammograms. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(3), 226-235. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2014.04.010

Mohan, S. ve Ravishankar, M. (2013). Modified contrast limited adaptive histogram equalization based on local contrast enhancement for mammogram images. V. V. Das ve Y. Chaba (Ed.), *Mobile Communication and Power Engineering* içinde (ss. 397-403). Berlin: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-35864-7_60

Morneburg, H. (1995). *Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik*. Erlangen: Publicis MCD.

Morris, E. A., Liberman, L., Ballon, D. J., Robson, M., Abramson, A. F., Heerdt, A. ve Dershaw, D. D. (2003). MRI of occult breast carcinoma in a high-risk population. *American Journal of Roentgenology*, 181(3), 619-626. https://www.doi.org/10.2214/ajr.181.3.1810619

Mustra, M. ve Grgic, M. (2013). Robust automatic breast and pectoral muscle segmentation from scanned mammograms. *Signal Processing*, *93*(10), 2817-2827. https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2012.07.026

Nagi, J., Abdul Kareem, S., Nagi, F. ve Khaleel Ahmed, S. (2010). Automated breast profile segmentation for ROI detection using digital mammograms. *2010 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)*, 87-92. https://doi.org/10.1109/IECBES.2010.5742205

NRCP, (2004). A guide to mammography and other breast imaging procedures (Rapor no: 149). Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements.

Ojala, T., Näppi J. ve Nevalainen O. (2001). Accurate segmentation of the breast region from digitized mammograms. *Computerized Medical Imaging and Graphics,* 25(1), 47-59. https://doi.org/10.1016/S0895-6111(00)00036-7

Ongeval, C. V., Jacobs, J. ve Bosmans, H. (2010). Classification of artifacts in clinical digital mammography. U. Bick ve F. Diekmann (Ed.), *Digital Mammography* içinde (ss. 55-68), Berlin: Springer.

Panetta, K., Yicong Zhou, Agaian, S. ve Hongwei Jia. (2011). Nonlinear unsharp masking for mammogram enhancement. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, *15*(6), 918-928. https://doi.org/10.1109/TITB.2011.2164259

Peters, J., Tsai, W. C. ve Peters, G. (2018). Large non-enhancing breast cancer on breast magnetic resonance imaging: A case report. *Cureus*, 10(3): e2332. https://doi.org/10.7759/cureus.2332

Peters, R. A. (1995). A new algorithm for image noise reduction using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Image Processing*, 4(5), 554-568. https://doi.org/10.1109/83.382491

Pisano E. D., Yaffe M. J. ve Kuzmiac C. M. (2004). *Digital Mammography*. Philadelphia: Lippincott, Williams ve Wilkins.

Pizer, S. M., Amburn, E. P., Austin, J. D., Cromartie, R., Geselowitz, A., Greer, T. … Zuiderveld, K. (1987). Adaptive histogram equalization and its variations. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 39, 355-368. https://doi.org/10.1016/S0734-189X(87)80186-X

Reljin, B., Milosević, Z., Stojić, T. ve Reljin, I. (2010). Computer aided system for segmentation and visualization of microcalcifications in digital mammograms. *Folia Histochemica et Cytobiologica*, *47*(3), 525-532. https://doi.org/10.2478/v10042-009-0076-1

Reza, A. M. (2004). Realization of the contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE) for real-time image enhancement. *The Journal of VLSI Signal Processing-Systems for Signal, Image, and Video Technology*, *38*(1), 35-44. https://doi.org/10.1023/B:VLSI.0000028532.53893.82

Seibert, J. A. (2004). X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. part 1: Basic principles of x-ray production. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, *32*(3), 139-147. http://tech.snmjournals.org/content/32/3/139.short

Sencha, A. N., Evseeva, E. V., Ozerskaya, I. A., Fisenko, E. P., Patrunov, Y. N., Mogutuv, M. S. … Kashmanova, A. V. (2015). Modern approaches

to the diagnosis of breast cancer: Diagnostic methods of breast pathology in the male population. A. N. Sencha (Ed.), *Imaging of Male Breast Cancer* içinde (ss. 1-16). Cham: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-319-06050-7_1

Serra, J. (1982). *Image Analysis Mathematical Morphology*. London: Academic Press.

Sezdi, M. (2009). For the quality control of mammography, interpretation of mammographic test results by using the HVL-kvp relation. O. Dössel ve W. C. Schlegel (Ed.), *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering* içinde (ss. 849-850). Berlin: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-03879-2_236

Sickles, E. A. (2000). Breast imaging: From 1965 to the present. *Radiology*, *215*(1), 1-16. https://doi.org/10.1148/radiology.215.1.r00ap151

Singh, B. ve Kaur, M. (2017). An approach for enhancement of microcalcifications in mammograms. *Journal of Medical and Biological Engineering*, *37*(4), 567-579. https://doi.org/10.1007/s40846-017-0276-7

Singh, W. J. ve Nagarajan, B. (2013). Automatic diagnosis of mammographic abnormalities based on hybrid features with learning classifier. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *16*(7), 758-767. https://doi.org/10.1080/10255842.2011.639015

Skaane P., Hofvind S. ve Skjennald A. (2007). Randomized trial of screen-film versus full-field digital mammography with soft-copy reading in population-based screening program: Follow-up and final results of Oslo II study. *Radiology,* 244(3), 708-717. https://doi.org/10.1148/radiol.2443061478

Stojic, T., Reljin, I. ve Reljin, B. (2005). Local contrast enhancement in digital mammography by using mathematical morphology. *International Symposium on Signals, Circuits and Systems, 2005. ISSCS 2005.*, *2*, 609-612. https://doi.org/10.1109/ISSCS.2005.1511314

Strobel, N. ve Mitra, S. K. (1994). Quadratic filters for image contrast enhancement. *Proceedings of 1994 28th Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers*, *1*, 208-212. https://doi.org/10.1109/ACSSC.1994.471446

Sun, Y., Suri, J. S., Desautels, J. E. L. ve Rangayyan, R. M. (2006). A new approach for breast skin-line estimation in mammograms. *Pattern Analysis and Applications*, *9*(1), 34-47. https://doi.org/10.1007/s10044-006-0023-0

Thijssen, M. A. O. (2002). Physical and technical aspects of mammography. D. J. Dronkers, J. H. C. L. Hendriks, R. Holland ve G. Rosenbusch (Ed.), *The Practice of Mammography Pathology, Technique, Interpretation, Adjunct Modalities* içinde (ss. 59-96), Stuttgart: Thieme.

Tükel, S. (2002). Dijital mamografi. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji*, 8, 222-227. https://www.dirjournal.org/content/files/sayilar/40/buyuk/pdf_TGR_2031.pdf

Umbaugh, E S. (2010). *Digital Image Processing and Analysis: Human and Computer Vision Applications with Cviptools*. Boca Raton: CRC Press.

Vikhe, P. S. ve Thool, V. R. (2016). Contrast enhancement in mammograms using homomorphic filter technique. *2016 International Conference on Signal and Information Processing (IConSIP)*, 1-5. https://doi.org/10.1109/ICONSIP.2016.7857487

Villafana, T. (1990). Generators, x-ray tubes, and exposure geometry in mammography. *Radiographics,* 10, 539–554. https://doi.org/10.1148/radiographics.10.3.2343172

Voyvoda, N., Voyvoda, B. ve Özer, T. (2019). Screening mammography findings in women with chronic kidney disease on a renal transplant waiting list. *Clinical Breast Cancer*, *19*(3), e433-e439. https://doi.org/10.1016/j.clbc.2019.01.009

Voyvoda, Ş. N. Y. (2006). Türkiye'de mamografi aygıt özellikleri, kullanımı ve mamografi eğitiminin niteliksel ve niceliksel çözümlemesi (Tıpta uzmanlık tezi). Yök Tez Merkezi veri tabanından erişildi (Tez no: 193180). https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/tezSorguSonucYeni.jsp

Wang, X., Wong, B. S. ve Guan, T. C. (2005). Image enhancement for radiography inspection. *Proceedings of the SPIE, Third International Conference on Experimental Mechanics and Third Conference of the Asian Committee on Experimental Mechanics,* 5852, 462-468. https://doi.org/10.1117/12.621707

Webb, A. (2003). *Introduction to Biomedical Imaging*. New Jersey: John Wiley ve Sons.

WHO, (2019). World source: Globacan 2018. International Agency for Research on Cancer, World Health Organization, Global Cancer Observatory. http://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/900-world-fact-sheets.pdf

Wirth, M. A. ve Stapinski, A. (2003). Segmentation of the breast region in mammograms using active contours. *Proceedings of the SPIE, Visual Communications and Image Processing 2003,* 5150, 1995-2006. https://doi.org/10.1117/12.503210

Wirth, M. A., Lyon, J. ve Nikitenko, D. (2004a). Nonlinear enhancement of mammograms using area morphology. *Proceedings of the SPIE*, *Medical Imaging 2004: Image Processing,* 5370, 1054-1065. https://doi.org/10.1117/12.535310

Wirth, M. A., Lyon, J., Nikitenko, D. ve Stapinski, A. (2004b). Removing

radiopaque artifacts from mammograms using area morphology. *Proceedings of the SPIE*, *Medical Imaging 2004: Image Processing,* 5370, 1042-1053. https://doi.org/10.1117/12.535372

Yaffe, M. J. (2010). Basic physics of digital mammography. U. Bick ve F. Diekmann (Ed.), *Digital Mammography* içinde (ss. 1-12), Springer: Berlin.

Yaffe, M. J., Hendrick, R. E., Feig, S. A., Rothenberg, L. N., Och, J. ve Gange, R. (1995). Recommended specifications for new mammography equipment: report of the ACR-CDC Focus Group on mammography equipment. *Radiology*, 197(1), 19-26. https://doi.org/10.1148/radiology.197.1.7568821

Yang Z., Dong, M., Guo, Y., Gao, X., Wang, K., Shi, B. ve Ma, Y. (2016). A new method of micro-calcifications detection in digitized mammograms based on improved simplified PCNN. *Neurocomputing*, 218, 79-90. https://doi.org/10.1016/j.neucom.2016.08.068

Yin, F. F., Giger, M. L., Doi, K., Vyborny, C. J. ve Schmidt, R. A. (1994). Computerized detection of masses in digital mammograms: Automated alignment of breast images and its effect on bilateral-subtraction technique. *Medical Physics*, 21(3), 445-452. https://doi.org/10.1118/1.597307

Yin, F.-F., Giger, M. L., Doi, K., Metz, C. E., Vyborny, C. J. ve Schmidt, R. A. (1991). Computerized detection of masses in digital mammograms: Analysis of bilateral subtraction images: Computerized detection of masses in digital mammograms. *Medical Physics*, *18*(5), 955-963. https://doi.org/10.1118/1.596610

Yoon, J. H. ve Ro, Y. M. (2002). Enhancement of the contrast in mammographic images using the homomorphic filter method. *IEICE Transactions on Information and Systems*, 85(1), 298–303.

Young K. C., Wallis M. G. ve Ramsdale M. L. (1994). Mammographic film density and detection of small breast cancers. *Clinical Radiology*, 49(7), 461-465. https://doi.org/10.1016/S0009-9260(05)81741-6

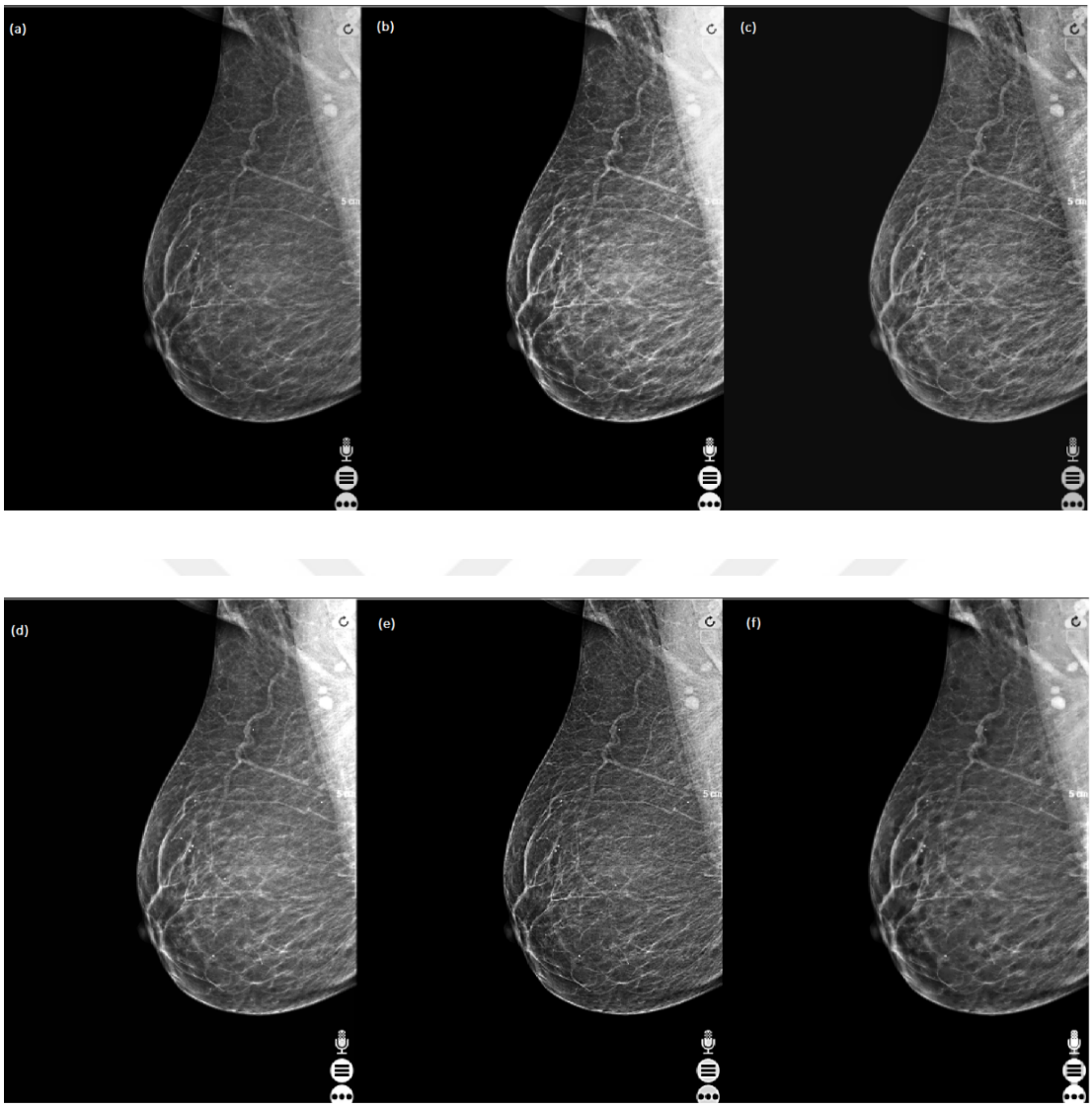
Zhao, D. (1993). Rule-based morphological feature extraction of microcalcifications in mammograms. *Proceedings of the SPIE, Biomedical Image Processing and Biomedical Visualization,* 1905, 702-715. https://doi.org/10.1117/12.148682

Zhao, D., Shridhar, M. ve Daut, D. G. (1992). Morphology on detection of calcifications in mammograms. *[Proceedings] ICASSP-92: 1992 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 3, 129-132. https://doi.org/10.1109/ICASSP.1992.226259

EKLER

Ek A: Orijinal görüntü, karşılaştırma filtreleri ve önerilen filtreyle işlenen görüntü sonuçları ve uzman radyolog yorumları
Ek A.1: Orijinal görüntü ve matematiksel morfolojik filtreyle işlenmiş üçlü görüntü ve uzman radyolog yorumu
Ek B: Orijinal görüntüde seçilen alan ve seçilen alanda sınırları çizilen lezyonu içeren görüntüler ve orijinal görüntüyle tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerlerini gösteren tablolar

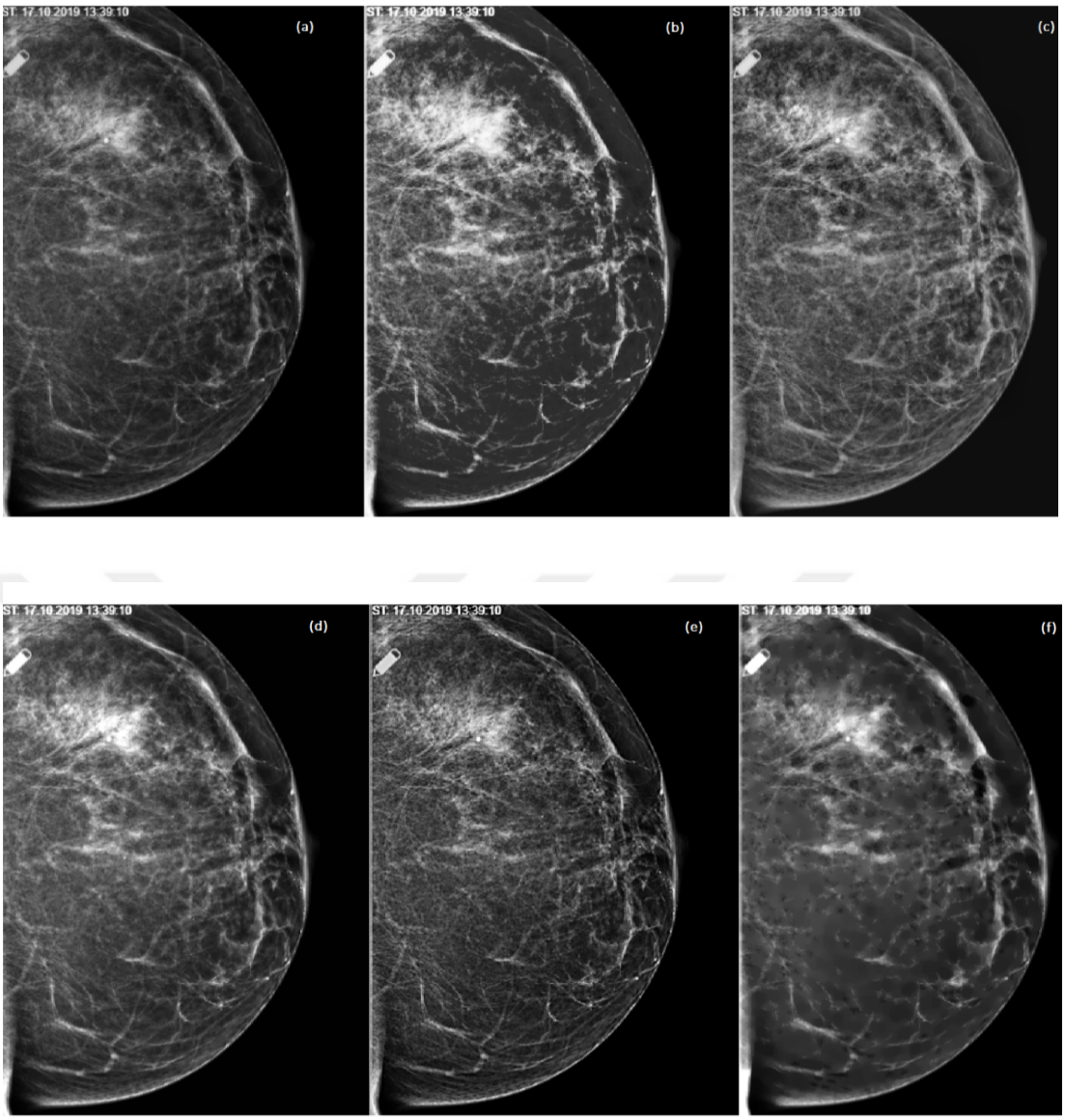
Ek A Orijinal görüntü, karşılaştırma filtreleri ve önerilen filtreyle işlenen görüntü sonuçları ve uzman radyolog yorumları



Şekil A.1: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

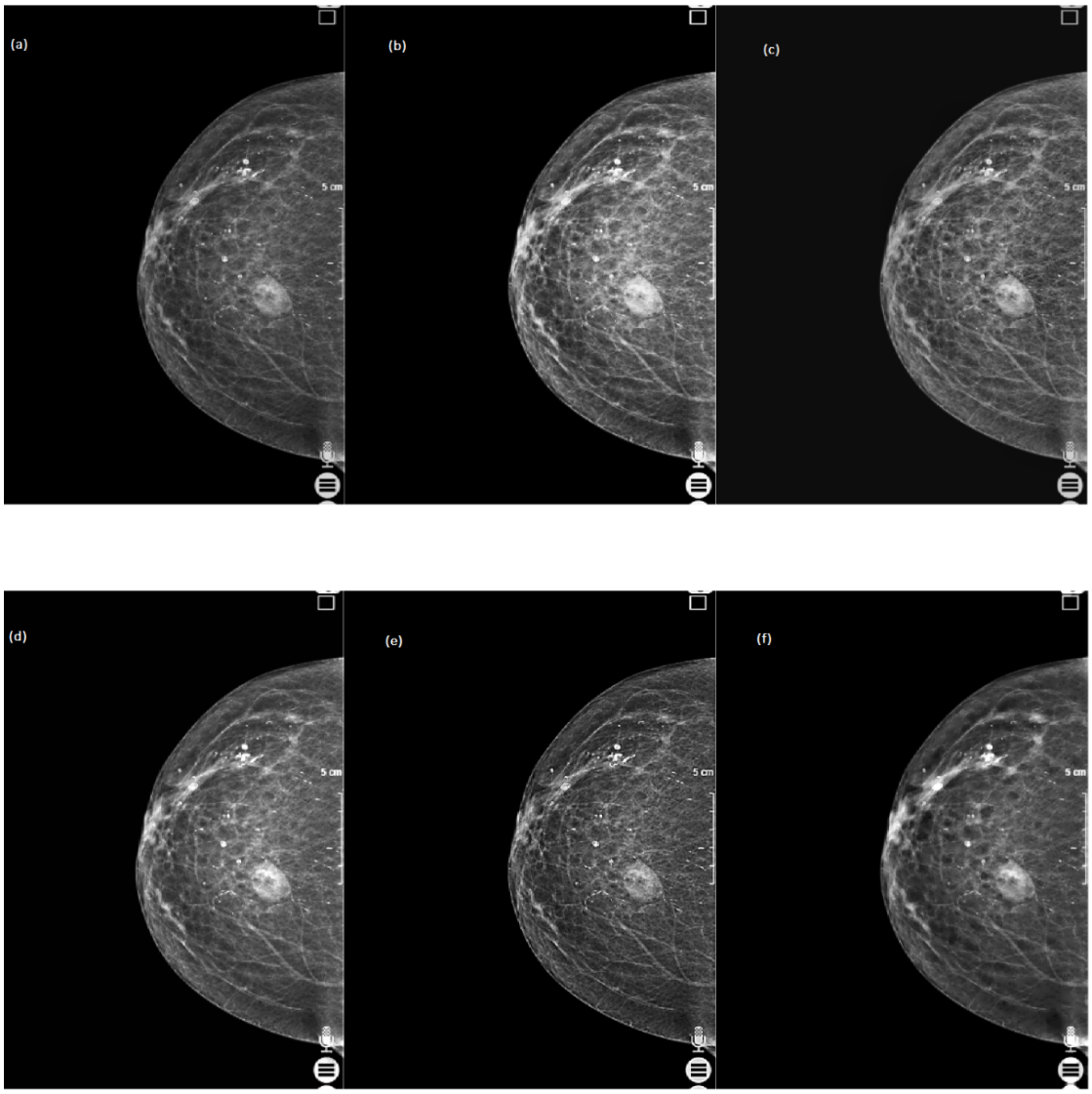
B ve d ’de kontrast çözünürlüğü artmışken c ve e ’de kontrast ve uzaysal çözünürlük azalmıştır. F ’de milimetrik nodüler lezyonların görünürlüğü orijinal görüntü ve diğer filtrelere göre artmış olup uzaysal ve kontrast çözünürlüğü artmıştır.



Şekil A.2: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

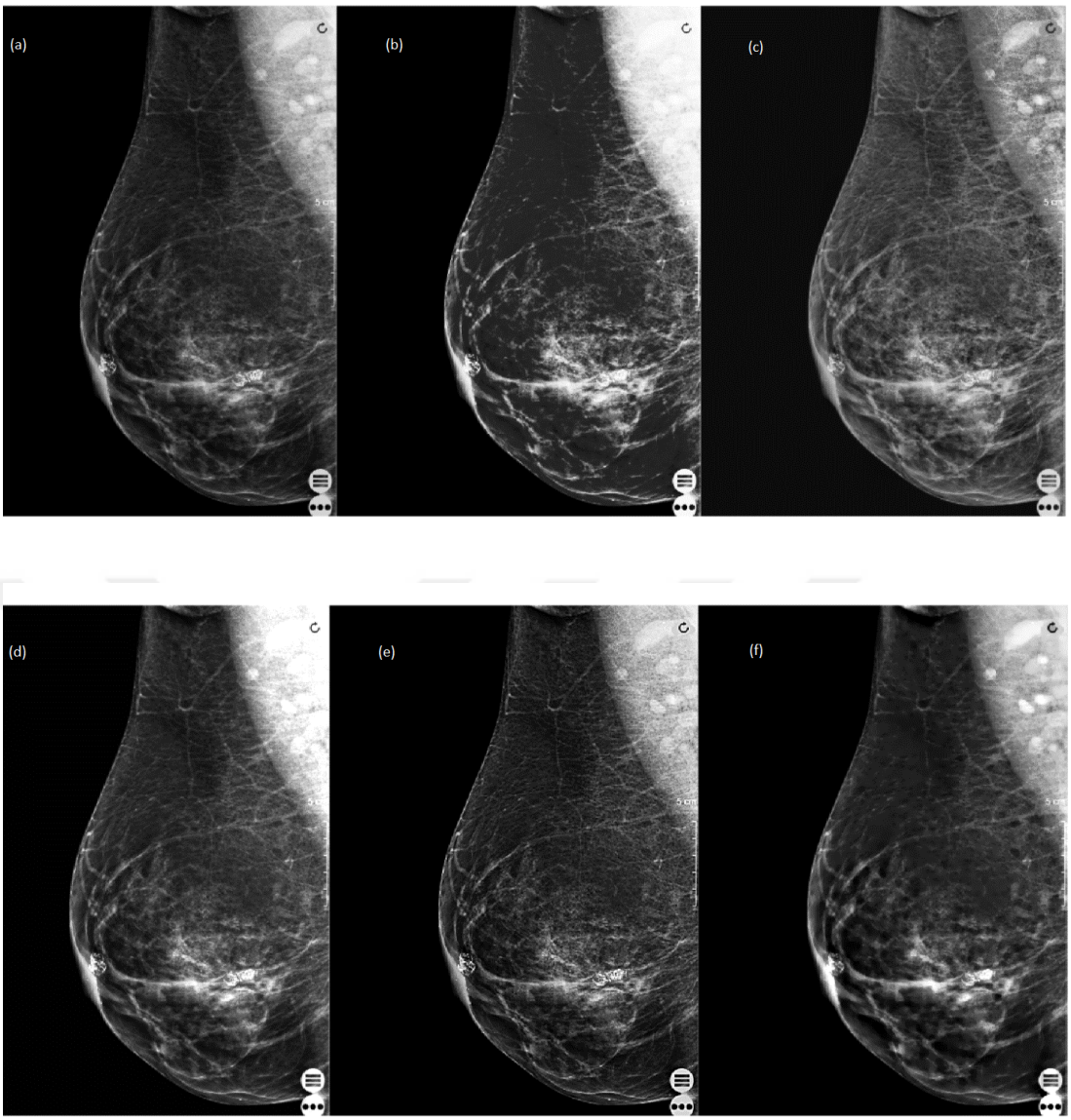
B ve d ’de kontrast çözünürlüğü artmış olup gereğinden fazla parlaklık oluştururken c ve e ’de de uzaysal çözünürlük azalmaktadır. Önerilen f ’de asimetrik dansitenin kontrast çözünürlüğü artmış ve normal dokudan ayırt edebilme olan uzaysal çözünürlük artmış olup, lezyonun seçilebilirliği de a ’ya göre artmıştır.



Şekil A.3: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

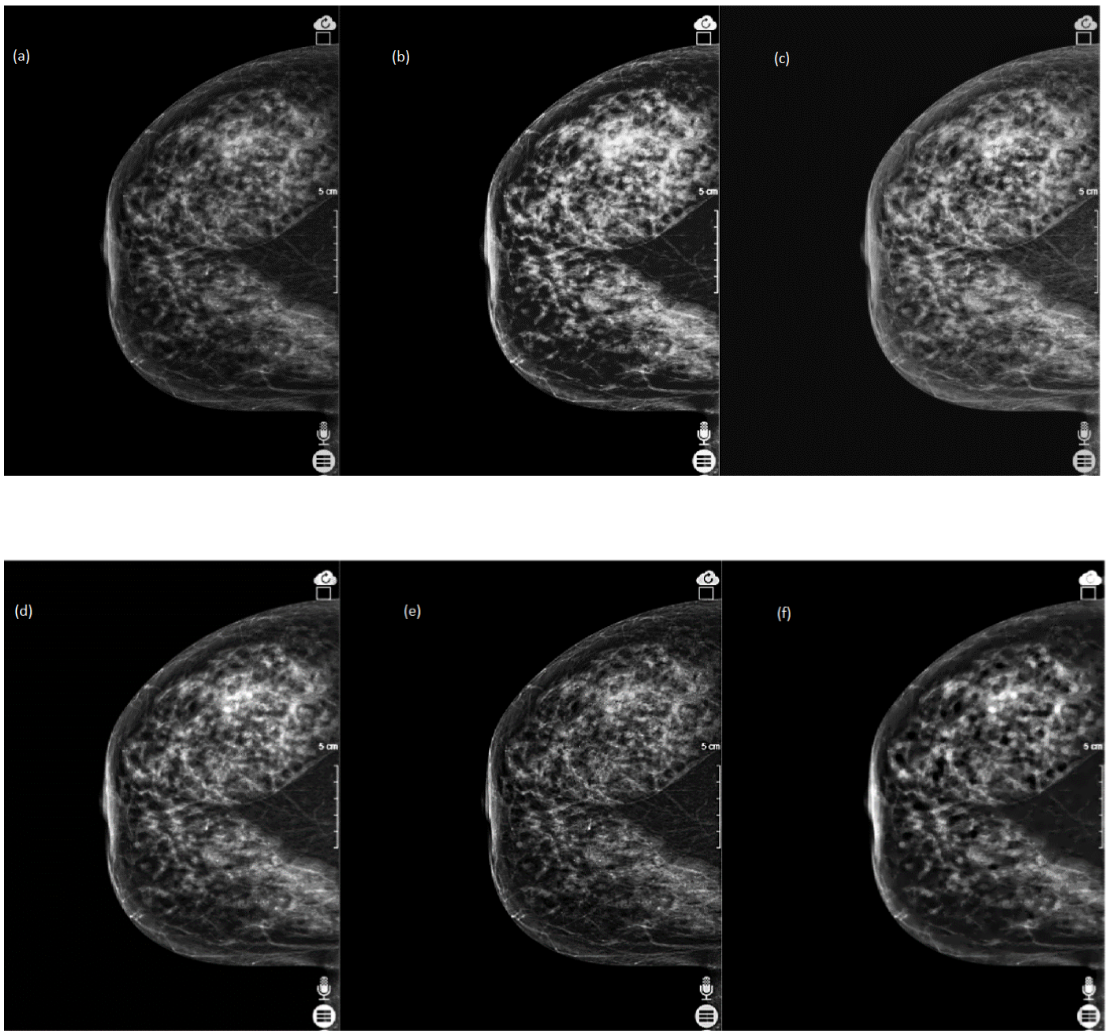
B ve d ‘de kontrast çözünürlüğü artmış olup, d ’de uzaysal çözünürlük azalmıştır. A ’ya göre de f ’de uzaysal ve kontrast çözünürlüğü artmış görünümündedir. C ve e ‘de kontrast ve uzaysal çözünürlük azalmıştır. F ’de kontrast çözünürlüğü artmış olup, lezyonun kenar keskinliği ve mikrokalsifikasyonların görünürlüğü artmıştır. Bu da iyi huylu kötü huylu (benign-malign) kitle ayrımında daha net bilgiler vermektedir.



Şekil A.4: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

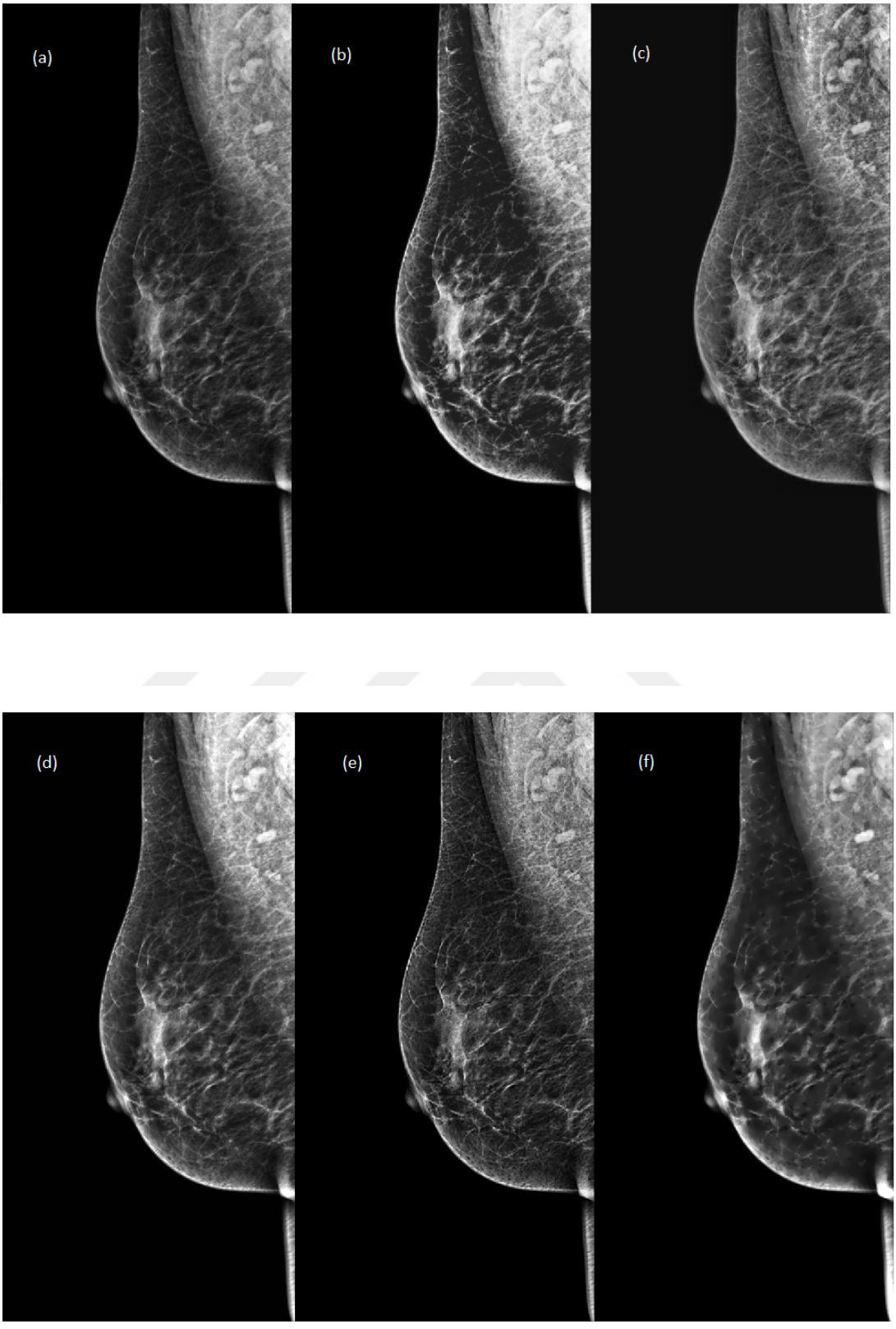
Duktal karsinoma insitu vakasında a, e ve c ’de kontrast çözünürlüğü düşük iken b ve d ’de kontrast çözünürlüğü artmıştır. Ancak uzaysal çözünürlük azalmıştır, mikrokalsifikasyonlar seçilememektedir. A’da mikrokalsifikasyon seçilebilirliği daha az iken f ’de mikrokalsifikasyon görülebilirliği, kontrast ve uzaysal çözünürlük artmıştır.



Şekil A.5: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

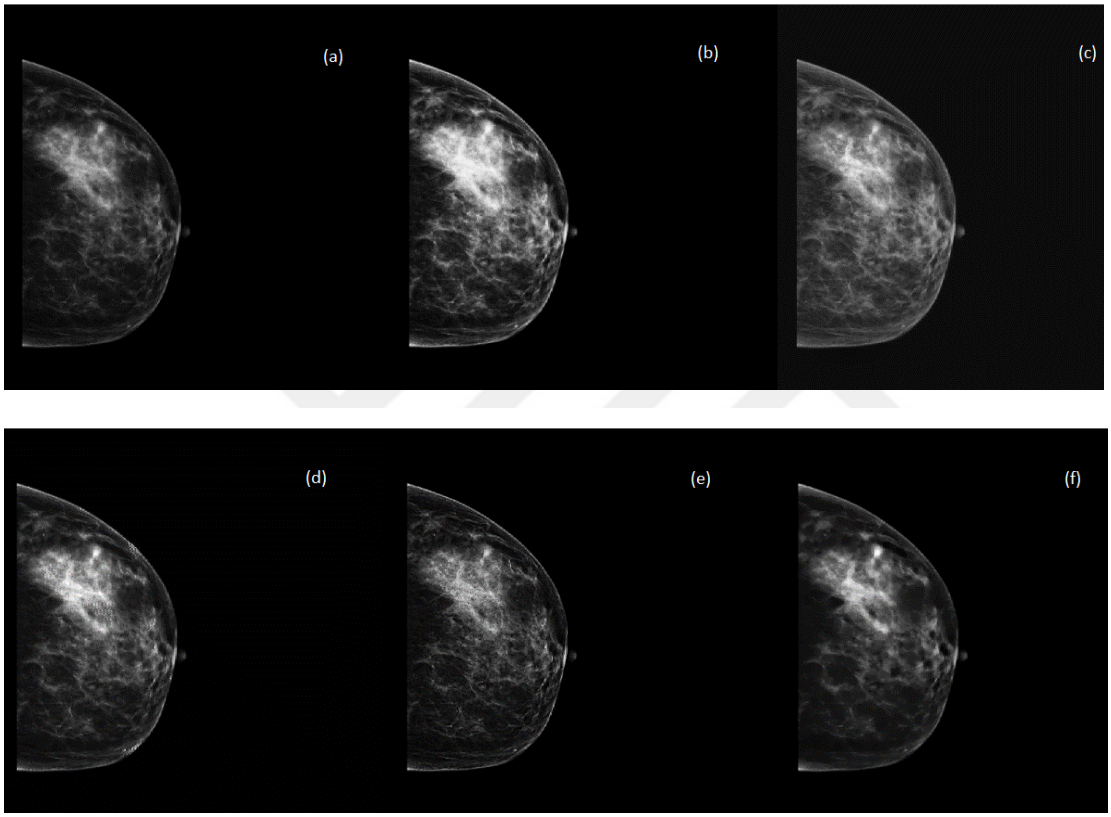
B ve d ’de kontrast çözünürlüğü çok fazla artmış olup istenmeyen bir parlaklık oluşturmuştur. E ’de uzaysal çözünürlük düşük izlenmektedir. F ’de kontrast ve uzaysal çözünürlük artmıştır. Lezyonların kenar keskinliği artmış olup, iyi huylu (benign) karakterli olan lezyonların seçilebilirliği (kist? fibroadenom?) fibrokistik patern olmasına rağmen belirgin olarak izlenmektedir.



Şekil A.6: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

YORUM:

B, c ve d ’de a ’ya göre kontrast çözünürlüğü artmıştır. E ’de kontrast ve uzaysal çözünürlük azalmıştır. F ’de a ’ya göre kontrast ve uzaysal çözünürlük artmış olup lezyonun kenar keskinliği ve içindeki mikrokalsifikasyon daha net seçilmektedir (lenf adenopatilerde lenf nodunun olup olmaması önemli olup tüm filtrelerde anlamlı bir görüntüye katkı izlenmedi.).

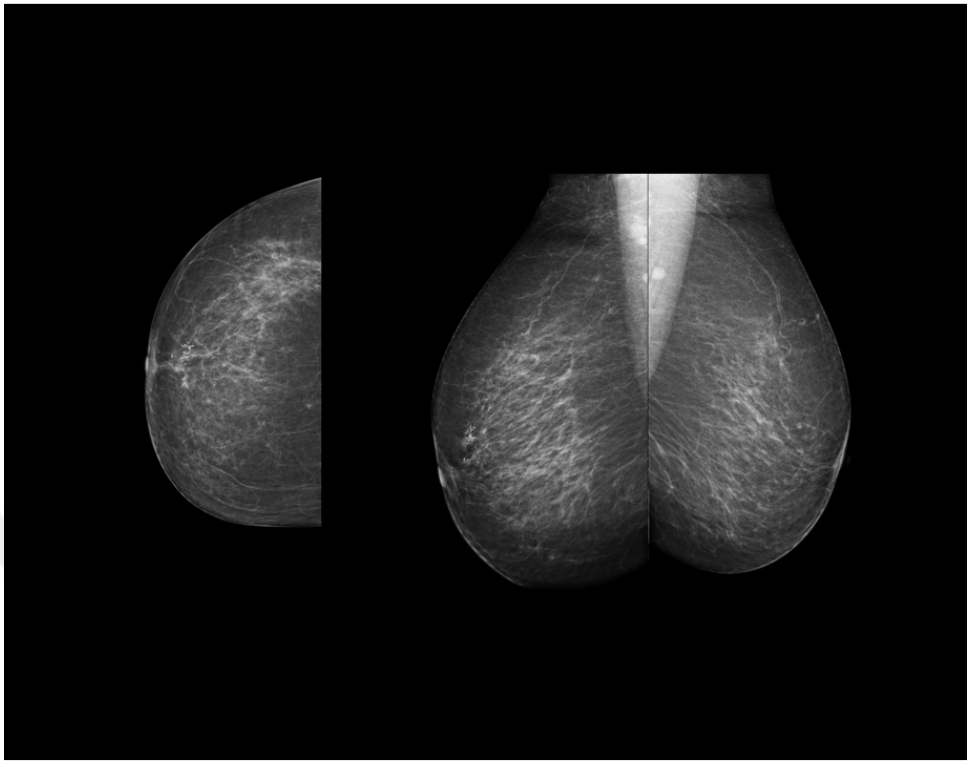


Şekil A.7: (a) Orijinal görüntü. (b) BEASF filtre. (c) CLAHE filtre. (d) Homomorfik filtre. (e) Bulanık maskeleme filtresi. (f) Önerilen filtre (Matematiksel morfolojik Filtre).

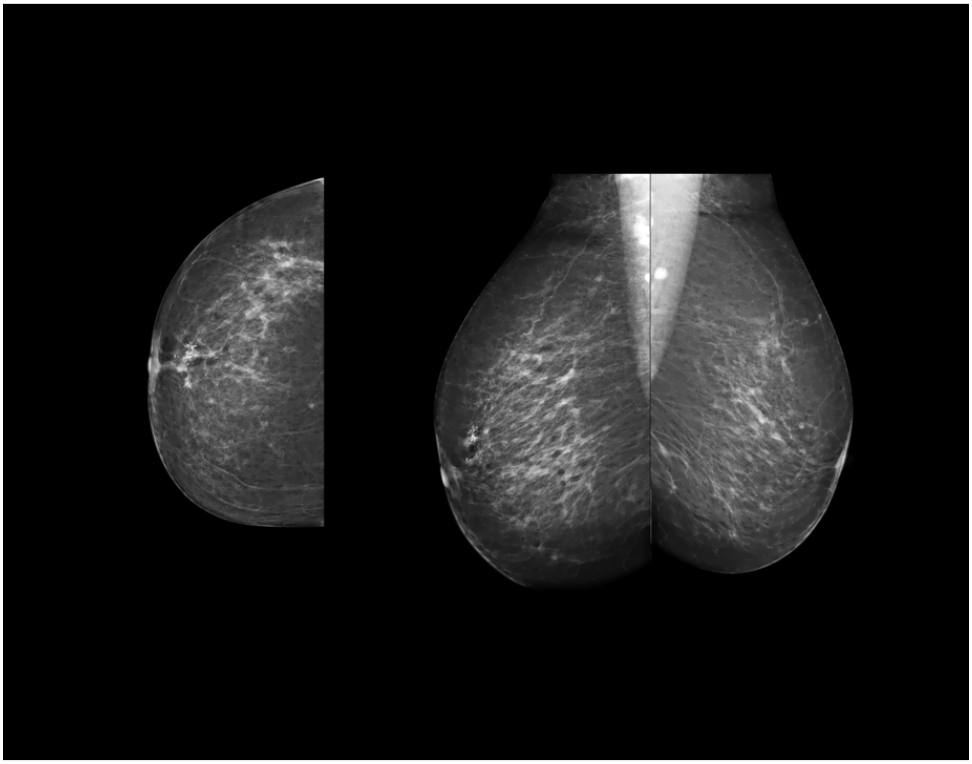
YORUM:

B ve d ‘de kontrast çözünürlüğü artmış olup, d ’de uzaysal çözünürlük azalmıştır. A ’ya göre de f’de uzaysal ve kontrast çözünürlüğü artmış görünümündedir. C ve e ‘de kontrast çözünürlüğü artmış ancak uzaysal çözünürlük azalmıştır. F ’de kontrast çözünürlüğü artmış olup, lezyonun kenar keskinliği ve mikrokalsifikasyonların görünürlüğü artmıştır.

Ek A.1 Orijinal görüntü ve matematiksel morfolojik filtreyle işlenmiş üçlü görüntü ve uzman radyolog yorumu



Şekil A.1.1 : Hastanın orijinal üçlü (rcc, lcc, rmlo ve lmlo) mamografi görüntüleri.



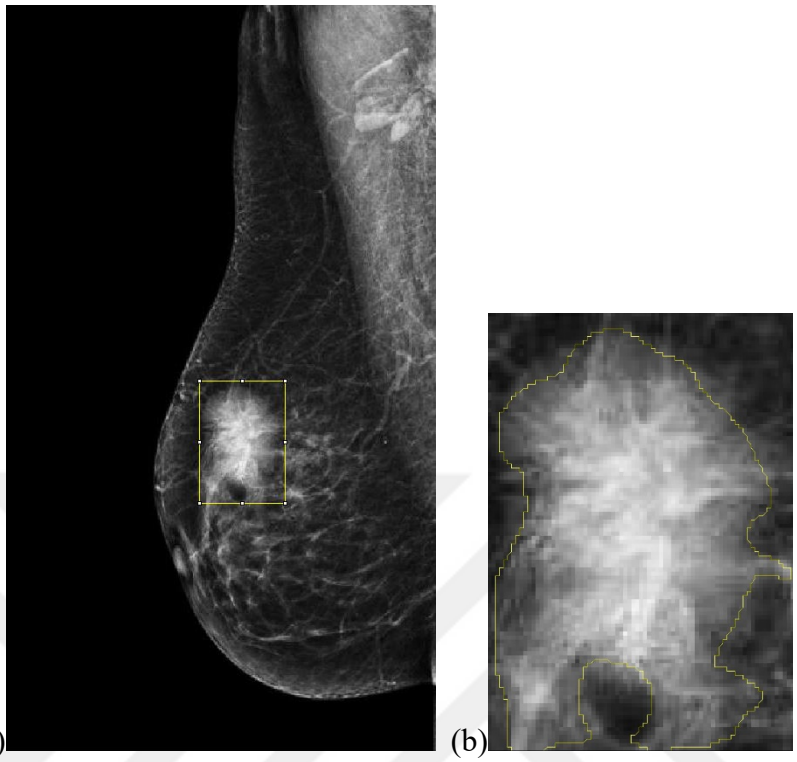
Şekil A.1.2 : Şekil A.1.1'deki orijinal üçlü görüntünün önerilen filtreyle işlenmiş üçlü görüntüsü.

YORUM:

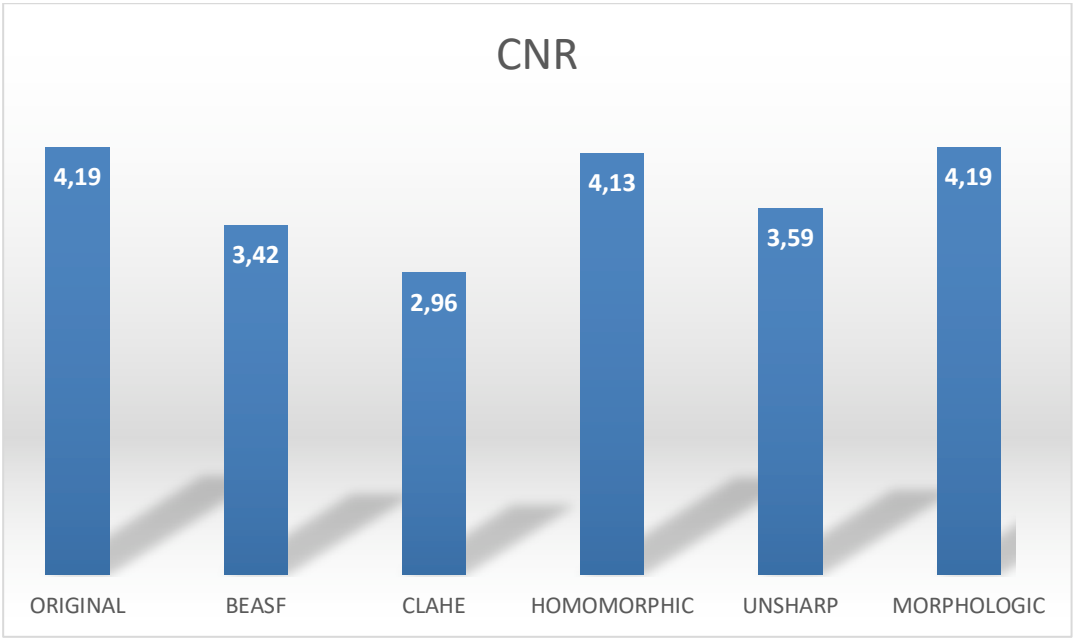
Önerilen filtre ile uzaysal ve kontrast çözünürlüğü artmış olup, milimetrik ve nodüler lezyonlar orijinal görüntüde seçilemezken filtre sonrası, net olarak görülebilir hale gelmiştir.

Ek B Orijinal görüntüde seçilen alan ve seçilen alanda sınırları çizilen lezyonu içeren görüntüler ve orijinal görüntüyle tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerlerini gösteren tablolar

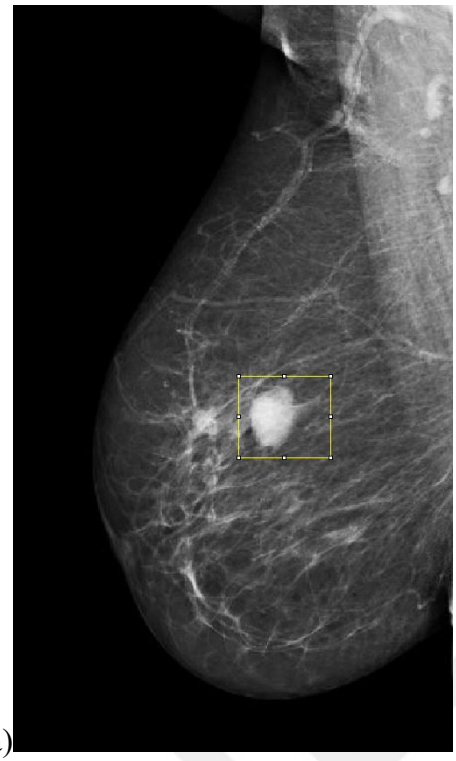
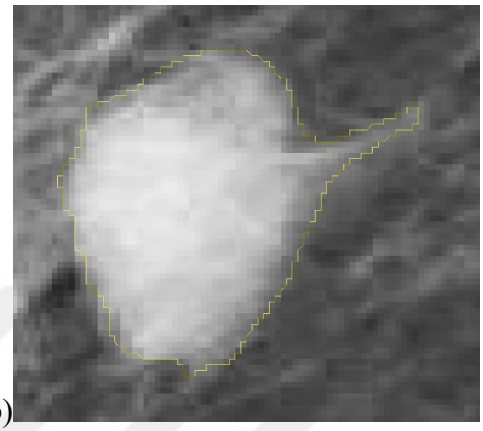
(a) (b)



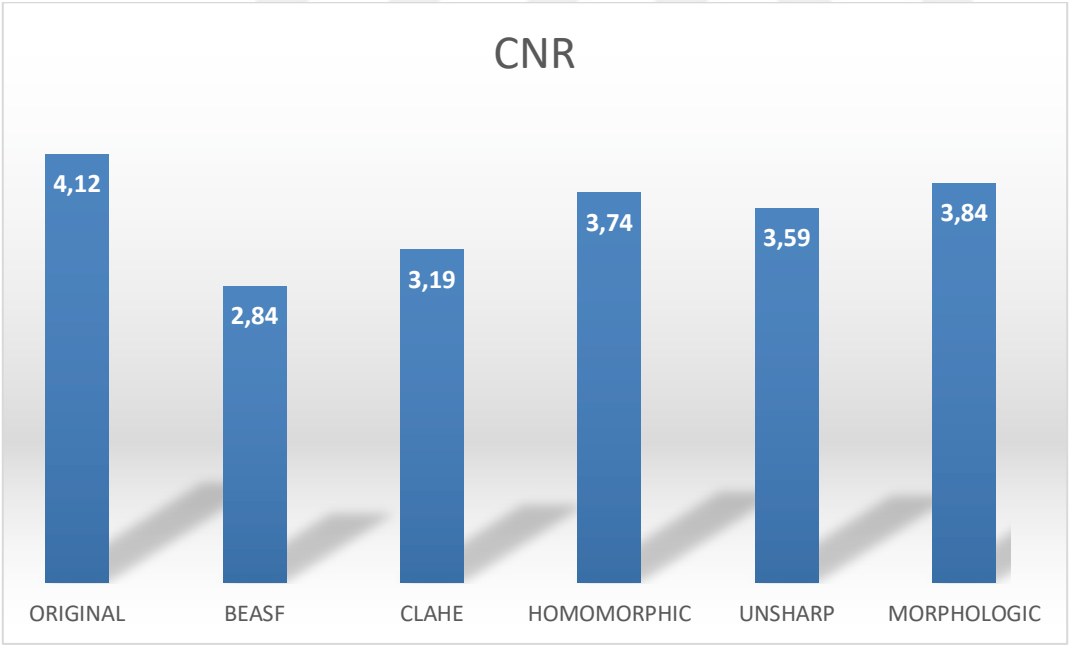
Şekil B.1 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon.



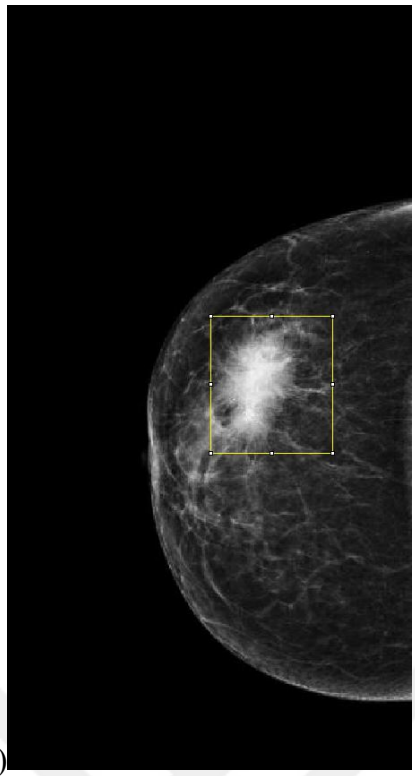
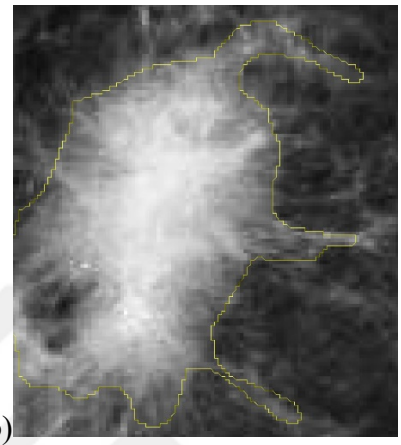
Şekil B.2 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri

(a)  (b) 

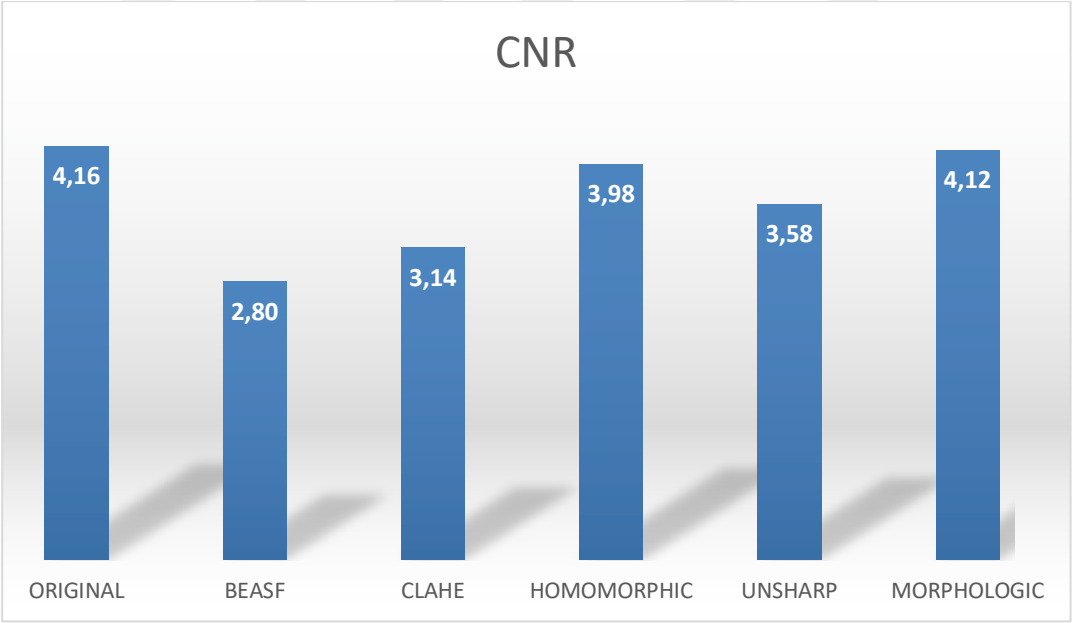
Şekil B.3 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon.



Şekil B.4: Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri

(a)  (b) 

Şekil B.5 : (a) Orijinal görüntüde seçilen alan. (b) Seçilen alanda sınırları çizilen lezyon.



Şekil B.6 : Orijinal görüntü ve tüm filtrelenmiş görüntülerin seçilen alan için hesaplanan CNR değerleri

ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Büşra Türker

Doğum Tarihi ve Yeri : Mart 1993 Kırıkkale

E-posta : busraturker@outlook.com.tr

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans :** 2016, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü