

164425

**MATEMATİKSEL MORFOLOJİ KULLANILARAK
GÖĞÜS KANSERİNİN ERKEN TEŞHİSİ**

Özgür ÖZŞEN
Yüksek Lisans Tezi

Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Ekim – 2002

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Özgür Özşen'in Matematiksel Morfoloji Kullanılarak Göğüs Kanserinin Erken Teşhisi başlıklı Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalındaki, Yüksek Lisans tezi **18.10.2002** tarihinde, aşağıdaki jüri tarafından Anadolu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

	Adı-Soyadı	İmza
Üye (Tez Danışmanı)	: HAKAN GÜRAY ŞENEL	
Üye	: ALİ GÜNEŞ	
Üye	: YAŞAR HOŞCAN	

Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun **23.10.2002**... tarih ve **36/3**... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Enstitü Müdürü
Prof. Dr. Orhan ÖZER
Fen Bilimleri Enstitüsü
MÜDÜRÜ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MATEMATİKSEL MORFOLOJİ KULLANILARAK GÖĞÜS KANSERİNİN ERKEN TEŞHİSİ

ÖZGÜR ÖZŞEN

Anadolu Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Hakan Güray ŞENEL
2002, 77 sayfa

Göğüs kanseri orta yaştaki kadınlar için ölümcül hastalıklardan birisidir. Bu tezde mamogramlarda göğüs kanserinin bilgisayar destekli teşhisi için kullanılacak bir yöntem geliştirilmiştir. Matematiksel morfoloji, karşıtlık geliştirme ve özuyarlamalı eşikleme içeren bu yöntem, mamogramlar üzerinde kanser belirtisi olan mikrokalsifikasyonların tespiti için oluşturulmuştur. Hazırlanan görüntü işleme yazılımıyla, radyologların erken teşhis için geliştirilen yöntemi kullanmaları sağlanabilecektir.

Anahtar Kelimeler: Görüntü İşleme, Mamogramlar Üzerinde Görüntü İşleme, Matematiksel Morfoloji, Karşıtlık Geliştirme, Özuyarlamalı Eşikleme

ABSTRACT

Master of Science Thesis

EARLY DETECTION OF BREAST CANCER USING MATHEMATICAL MORPHOLOGY

ÖZGÜR ÖZŞEN

**Anadolu University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Computer Engineering Program**

**Supervisor: Assist. Prof. Hakan Güray ŞENEL
2002, 77 pages**

Breast cancer is one of the most deadly diseases for middle-aged women. In this thesis, a method for computer-aided detection of breast cancer has been developed. This method that includes Mathematical Morphology, Contrast Stretching and Adaptive Thresholding is developed to detection of microcalcifications which has signs of breast cancer on mammograms. The Radiologist's use of the developed method for earlier detection is provided with this image processing software.

**Keywords: Image Processing, Image Processing on Digital Mammograms,
Mathematical Morphology, Contrast Stretching, Adaptive Thresholding**

İçindekiler

İÇİNDEKİLER.....	5
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	7
SİMGE VE KISALTMALAR.....	10
1. GİRİŞ	11
1.1 Mamografi.....	12
1.2 Mamografide Kullanılan Görüntüler	13
1.3 Mamogramlarda Görülen Göğüs Kanseri Belirtileri	15
2. MAMOGRAMLAR ÜZERİNDE GÖRÜNTÜ İŞLEME	20
2.1 Ön İşleme Aşaması.....	21
2.1.1 Seçici Ortalama Yöntemleri ile Yumuşatma	22
2.1.2 Ortanca Süzgeçleme (Median Filtering).....	24
2.1.3 Morfolojik Süzgeçleme	26
2.2 Bölütleme (Segmentation)	27
2.2.1 Gri Düzey Eşikleme (Grey Level Thresholding).....	28
2.2.2 Kenar Tanımlama (Edge Detection).....	30
2.3 Tümör Algılama	35
2.3.1 Kitle Algılama	35
2.3.2 Mikrokalsifikasyon Algılama	40
3. MATEMATİKSEL MORFOLOJİ	45
3.1 Giriş	45
3.2 Teori.....	45
3.3 Morfolojik İşlemler	47
3.3.1 Genleşme (Dilation) İşlemi.....	47
3.3.2 Aşınma (Erosion) İşlemi.....	49
3.3.3 Açma (Opening) ve Kapama (Closing) İşlemleri	51
3.3.4 Tepe Üstü (Top-Hat) İşlemi.....	53

3.4 Mikrokalsifikasyonların Matematiksel Morfoloji Yoluyla Belirlenmesi	55
4. SİSTEMİN KULLANIMI	63
5. SONUÇ.....	68
6. KAYNAKLAR.....	74

Şekiller Dizini

1.1	MLO, CC VE ML GÖRÜNTÜLER.....	14
1.2	NORMAL HÜCRE TOPLULUĞU VE TÜMÖR GÖRÜNTÜSÜ.....	15
1.3	GÖĞÜS İÇ YAPISI	16
1.4	KÜMELENMİŞ MİKROKALSİFİKASYONLAR ETRAFI DAİRE İLE ÇİZİLEREK ELİRTİLMİŞTİR.(A)VE B) 100 MİKRON ÇÖZÜNÜRLÜKTEKİ KÜMELER. C) VE D) 50 MİKRON ÇÖZÜNÜRLÜKTEKİ KÜMELER.	17
1.5	MİKROKALSİFİKASYON TİPLERİ.....	18
1.6	SOLDA HUYYLU KİTLE ŞEKİLLERİ VE SAĞDA YILDIZ ŞEKLİNDE KİTLE ÖRNEĞİ.	19
1.7	280 MİKRON ÇÖZÜNÜRLÜKTEKİ YILDIZ ŞEKLİNDEKİ KİTLELER. A) DAKİ KİTLE DAHA BELİRGİN OLUP B) DEKİ İSE FARK EDİLMESİ VE TEŞHİSİ DAHA GÜÇ OLAN KİTLEDİR.	19
2.1	KOMŞULUKLAR	22
2.2	YUMUŞATMA UYGULANMIŞ BİR MAMOGRAM GÖRÜNTÜSÜ (SOLDAKİ ORJİNAL GÖRÜNTÜYE YUMUŞATMA ALGORİTMASI UYGULANDIĞINDA ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLER ORTADAKİ VE SAĞDAKİ GÖRÜNTÜ).	23
2.3	YÖNSEL YUMUŞATMA PENCERESİ.....	24
2.4	ORTANCA SÜZGEÇLEME ÖRNEĞİ.....	25
2.5	(A) ORJİNAL MAMOGRAM GÖRÜNTÜSÜ(B) ORTANCA SÜZGEÇ UYGULANMIŞ MAMOGRAM GÖRÜNTÜSÜ.....	26
2.6	(A) SOLDA ORJİNAL GÖRÜNTÜ, (B)ORTADA AŞINMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ VE (C)SAĞDA İSE KAPAMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ.....	27
2.7	SOLDA ORJİNAL GÖRÜNTÜ, ORTADA VE SAĞDA BİR EŞİK ARALIĞINA GÖRE EŞİKLEME YAPILMIŞ GÖRÜNTÜLER.	29
2.8	KOYU ARKA PLAN ÜZERİNDE BEYAZ BİR ÇİZGİ (A), AÇIK ARKA PLAN ÜZERİNDE KOYU BİR ÇİZGİ (B) ÜZERİNDEKİ KENARLARIN PROFİLİ.....	31
2.9	BASAMAK, RAMPA, ÇATI VE ÇİZGİ BİÇİMİNDEKİ KENAR ÖRNEKLERİ.....	31
2.10	32
2.11	32
2.12	35
2.13	SOLDA BELİRGİN OLARAK GÖRÜNEN SAĞDA İSE GÖĞÜS DOKUSU ÜZERİNDE FAZLA BELİRGİN OLARAK GÖRÜNMEYEN KİST ÖRNEKLERİ.	36
2.14	SAĞ VE SOL GÖĞSÜN KARŞILAŞTIRILMASI SIRASINDA GÖRÜLEBİLECEK BİR FARKLILIK ÖRNEĞİ.	37
2.15	BİR MAMOGRAM KESİTİ ÜZERİNDEKİ DOKU ÖRNEĞİ.	37

2.16	38
2.17	(A) ORJİNAL GÖRÜNTÜ, (C)ORJİNAL GÖRÜNTÜYE DOKU ANALİZİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ. (B) ORJİNAL GÖRÜNTÜYE ÖN İŞLEME AŞAMASI UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ, (D) ÖN İŞLEME AŞAMASI UYGULANAN GÖRÜNTÜYE DOKU ANALİZİ TEKNİĞİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ.....	39
2.18	KÜMELENMİŞ KALSİFİKASYONLAR.....	41
2.19	N TANE GİRİŞİ VE BİR ÇIKIŞI OLAN BİR YSA DÜĞÜMÜ.....	43
2.20	KATMANLI BİR YSA ŞEKLİ.....	43
3.1	BİR NOKTALAR KÜMESİ ÖRNEĞİ.....	46
3.2	SOLDA X KÜMESİ, ORTADA B YAPISAL ELEMANI, SAĞDA İSE GENLEŞME İŞLEMİ SONUCU.	48
3.3	SOLDA ORJİNAL GÖRÜNTÜ, SAĞDA GENLEŞME İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ (3×3 'LÜK YAPISAL ELEMAN KULLANILARAK).....	48
3.4	SOLDA X KÜMESİ, ORTADA B YAPISAL ELEMANI, SAĞDA İSE AŞINMA İŞLEMİ SONUCU.....	49
3.5	SOLDA ORJİNAL GÖRÜNTÜ, SAĞDA AŞINMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ. (3×3 'LÜK YAPISAL ELEMAN KULLANILARAK).....	50
3.6	ORJİNAL GÖRÜNTÜDEN AŞINMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜNÜN SONUCUNDAKİ OBJELERİN ÇERÇEVELERİ.....	51
3.7	ORJİNAL (A) KÜMESİNİN AYNI YAPISAL ELEMENT (B) İLE UYGULANAN AŞINMA (C) VE AÇMA (D) İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ HALİ.....	52
3.8	ORJİNAL (A) KÜMESİNİN AYNI YAPISAL ELEMENT (B) İLE UYGULANAN GENLEŞME (C) VE KAPAMA (D) UYGULANMIŞ HALİ.....	52
3.9	ORJİNAL GÖRÜNTÜNÜN (A), AÇMA (B) VE KAPAMA (C) İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ HALİ. (3×3 'LÜK YAPISAL ELEMAN KULLANILARAK).....	53
3.10	BİR F SINYALINE (A) ÖNCE AÇMA UYGULANDIKTAN SONRA (B), ORJİNAL HALİNDEN ÇIKARILMASIYLA ELDE EDİLEN TEPE ÜSTÜ İŞLEMİ UYGULANMIŞ HALİ (C) GÖRÜLMEKTEDİR.	54
3.11	ORJİNAL MAMMOGRAM GÖRÜNTÜSÜ (A), TEPE ÜSTÜ İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ (B)....	55
3.12	(A) ORJİNAL GÖRÜNTÜLER (B) KARŞITLIK ARTTIRMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ DAHA NET GÖRÜNTÜ.....	57
3.13	KULLANILAN MASKE ÇEŞİTLERİ.....	58
3.14	ORJİNAL (A) GÖRÜNTÜSÜ ÜZERİNE YATAY (B) MASKE İLE AÇMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ VE DİKEY (C) MASKE İLE AÇMA İŞLEMİ UYGULANMIŞ GÖRÜNTÜ. FARKLI MASKE ÇEŞİTLERİ İLE FARKLI ÇIKTI GÖRÜNTÜLERİ GÖRÜLMEKTE.....	59
3.15	(A)UZMAN RADYOLOGLAR TARAFINDAN BELİRLENMİŞ MİKROKALSİFİKASYONLU BÖLGELER İÇEREN ORJİNAL GÖRÜNTÜ, (B) TEPE-ÜSTÜ İŞLEMİ UYGULANMIŞ VE EŞİKLENMİŞ GÖRÜNTÜ ÜZERİNDEKİ ÇOK SAYIDAKİ UFAK PARLAK NOKTALAR GÖRÜNMEKTE, (C) 2×2 'LİK AÇMA İŞLEMİ UYGULANARAK MİKROKALSİFİKASYONLARIN AYRILDIĞI GÖRÜNTÜ.....	62
4.1	SİSTEMİN KULLANICI ARAYÜZÜ.....	64
4.2	64

4.3	SOLDA HISTOGRAM PENCERESİ, SAĞDA RENKLER PENCERESİ.....	65
4.4	66
4.5	UZMANLAR TARAFINDAN MİKROKALSİFİKASYON BULUNAN BÖLGENİN BELİRLENMİŞ ŞEKLİ (A). SİSTEMİN BELİRLEDİĞİ MİKROKALSİFİKASYONLU BÖLGELER (B).....	67
5.1	69
5.2	BCD SİSTEMİNİN MİKROKALSİFİKASYONLARI SARI NOKTALAR İLE İŞARETLEDİĞİ VE UZMANLARIN ŞÜPHELİ BÖLGE OLARAK KIRMIZI DAİRE İÇERİSİNDE BELİRLEDİĞİ GÖRÜNTÜ (A) VE BU TEZ ÇALIŞMASI SONUCUNDA SİSTEMİN VERDİĞİ GÖRÜNTÜ ÇIKTISI ÜZERİNDEKİ UZMANLARIN BELİRLEDİĞİ KIRMIZI DAİRE İLE ÇİZİLMİŞ BÖLGE (B).....	71
5.3	BİR BAŞKA MAMOGRAF GÖRÜNTÜSÜ ÜZERİNDE BCD SİSTEMİNİ VERDİĞİ ÇIKTI (A) VE BU TEZ ÇALIŞMASI SONUCUNDAKİ SİSTEMİN VERDİĞİ ÇIKTI GÖRÜNTÜ (B).....	72

Simge ve Kısaltmalar

X	: Noktalar kümesi
ψ	: Morfolojik dönüşüm
B	: Yapısal eleman
W	: Görüntü üzerinde uygulanacak pencere (3x3,5x5 vb.)
$a(x, y)$: Pencere elemanları
$f(x, y)$: Sayısal görüntü
T	: Eşik değeri
G_x, G_y	: Gradyant vektörler

\oplus	: Genleşme (Dilation)
\ominus	: Aşınma (Erosion)
\circ	: Açma (Opening)
\bullet	: Kapama (Closing)
HAT	: Tepe-üstü (Top-hat)
∇	: Gradyant
mag	: Büyüklük (Magnitude)
α	: Yön

1 Giriş

Göğüs kanseri kadın sağlığı açısından ciddi bir tehlike oluşturmaktadır. Her dokuz kadından biri hayatının herhangi bir döneminde göğüs kanserine yakalanmaktadır. Yapılan çalışmalarda yeryüzünde her yıl 570.000 kadında kanser teşhisi konulmaktadır ve görülen kanser vakalarının %31'ini oluşturan göğüs kanseri kadınlarda en sık görülen kanser türlerindedir. Kadınlarda kansere bağlı ölümlerin % 17'si göğüs kanseri nedeniyle olmaktadır [2]. Bu nedenle, gelişmiş ülkelerde, özellikle orta yaş üzeri kadınlarda düzenli aralıklarla tarama çalışmalarına başlanmıştır. Bu çalışmalar sonucunda, ortaya fazlasıyla incelenmesi gereken göğüs filmi (mamogram) çıkmaktadır. Bu da radyologların kanser belirtilerini gözden kaçırma olasılığını artırmaktadır.

Göğüs hastalıklarının teşhisinde diğer görüntüleme yöntemlerine göre (Manyetik rezonans görüntüleme, ultrasonografi vb.) daha yaygın kullanılan yöntem göğüs filmi (mamogram) çekilmesidir. Mamogramlar üzerinde kanser belirtisinin gözden kaçması nedeniyle her yıl bir sayıda kadın hayatını kaybetmektedir. Bu nedenle mamogramlar üzerinde görüntü işleme teknikleri kullanılarak radyologlara teşhiste yardımcı olacak bir bilgisayarlı teşhis sisteminin kurulması gerekliliği ortaya çıkmıştır. Bu konuda gerek tıp gerekse görüntü işleme literatüründe önemli sayıda çalışma bulunmaktadır [2,3].

Bu çalışmada, mamogramlar üzerinde çeşitli görüntü işleme teknikleri kullanılarak, radyologun mamogramlar üzerinde dikkatini çekecek ve ona yardımcı olacak çeşitli yöntemler içeren bir bilgisayar yazılımı hazırlanmıştır.

Frekans süzgeçleri gibi standart teknikler yanında görüntü morfolojisi, karışıklık geliştirme ve özuyarlamalı eşikleme içeren yöntem de sisteme entegre edilmiştir.

1.1 Mamografi

Mamografi göğsün iki boyutlu bir röntgen filmidir. Tıp alanında kanser teşhisi için kullanılan en yaygın görüntüleme tekniği mamografidir. Kanserli bölge mamogramda belirgin bir şekilde görülebilir. Ayrıca, mamografinin sık kullanılmasının nedenlerinin başında, kısa sürede görüntü elde edilebilmesi ve ucuz olması gelir. Kadınların 40 yaşından sonra her altı ayda bir mamogram çekirtmesi önerilmektedir.

Mamografide düşük dozajlı röntgen ışınını, yüksek kontrastlı ve yüksek yoğunluklu filmlere yansıtan özel olarak tasarlanmış cihazlar kullanılır. Mamogramlar göğüs içerisindeki değişiklikleri, hastanın kendisi veya doktoru tarafından hissedilmeyecek haldeyken görüntüleyebilir.

İnsan göğsü yağ, lif dokusu ve salgı bezlerinden oluşur. Çeşitli yoğunluktaki göğüs dokuları mamogram filmi üzerinde değişik tonlarda görünmektedir. Yağ, mamogram filmi üzerinde siyah olarak belirir. Bunun dışındaki her şey (salgı bezleri, bağ dokusu, tümörler, anomaliler) mamogram filmi üzerinde değişik seviyelerde gri tonları olarak ortaya çıkmaktadır. Göğüs kanserinin ilk devrelerinde beliren kalsiyum birikimleri (mikrokalsifikasyon) kanser belirtileri olarak mamogramlar üzerinde parlak, beyaz nesnelere dönüşürler.

Mamogramlar üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu bir filme yansıtılmasıyla oluşmaktadır. Bu nedenle, değişik dokular üst üste gelebilmekte ve bu durum radyologun algılamasını zayıflatabilmektedir. Özellikle göğüsteki süt bezlerinin yoğunluğu mikrokalsifikasyon teşhisini zorlaştırmaktadır fakat göğüsteki yağ dokularının fazlalığı mamogram görüntüsü üzerinde sorun yaratmamaktadır.

Göğüs kanserlerinin gelişim hızları, 6 aylık periyodik gözlemlere olanak tanır. Her mamogram çekiminde hasta belirli bir oranda radyasyona maruz kaldığından, daha sık aralıklarla çekilmesi önerilmemektedir. Bu nedenle, mümkün olan en kısa dönemde kanserin teşhis edilmesi, hastanın sağlığına kavuşması için elzemdir. Çünkü, bir sonraki mamogram çekiminde kanser belirtilerinin fark edilmesi, geç olabilir.

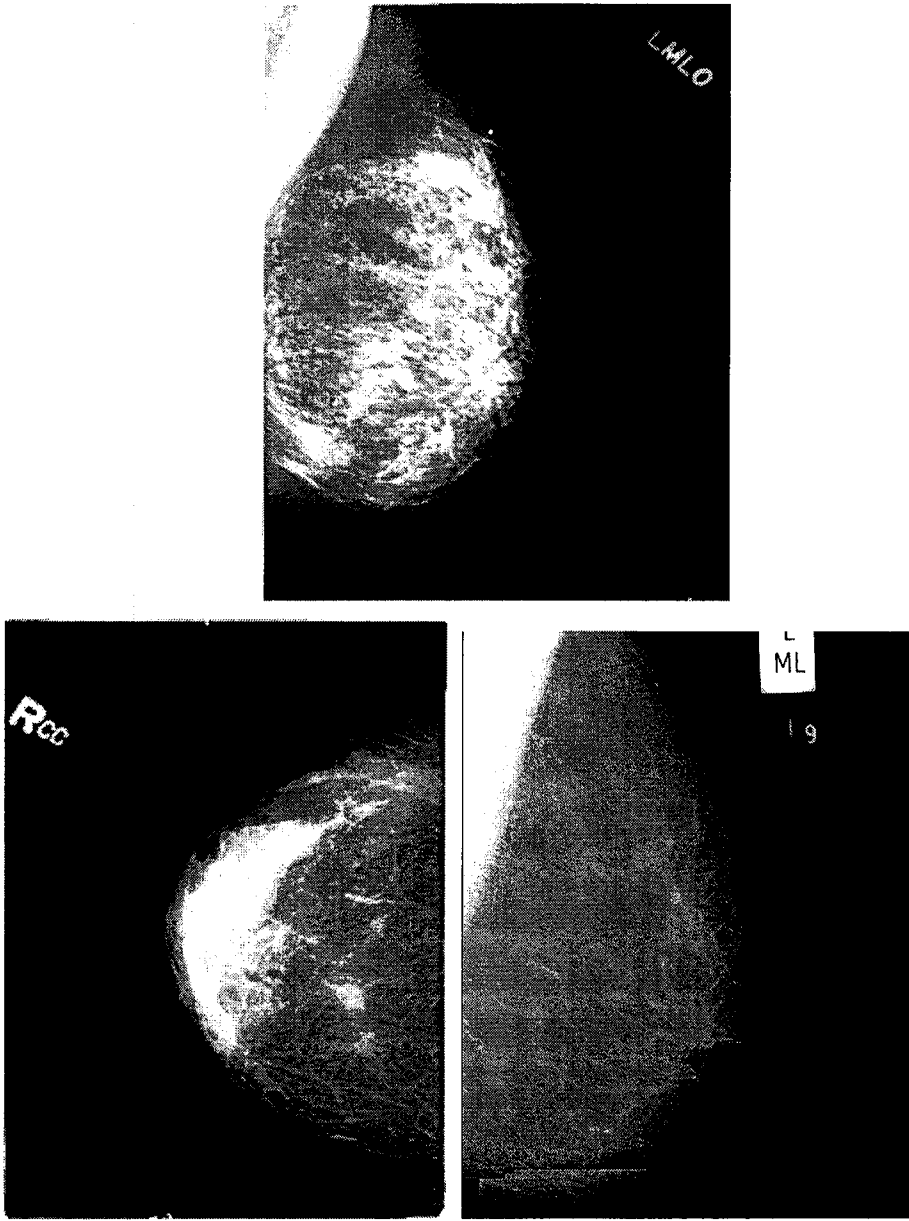
1.2 Mamografide Kullanılan Görüntüler

Mamografi çekilirken yüksek kontrastta dokunun görüntülenebilmesi için göğsün bir miktar sıkıştırılarak yassılaştırılması gereklidir. Bu sıkıştırma işleminin yapılmasının nedenleri şunlardır:

- Göğsün sıkıştırılarak daha az miktarda dokunun üst üste gelmesini önleyerek göğsün anatomisi ve olası anormalliklerin daha iyi görüntülenebilmesini sağlamak.
- Gölge olarak görünecek olan bölgelerin üst üste gelerek, şüpheli bir görüntü oluşturmasını engellemek.
- Daha ince bir doku incelenecek olduğu için daha az oranda x-ışınına gereksinim sağlamak.
- Göğsün hareket etmesine engel olarak, net olmayan görüntüler alınmasına engel olmak.
- X-ışınının kalın doku içinde soğurularak ya da dağılarak, görüntü kalitesini düşürmesine engel olmaktır.

Göğüs içerisindeki alanları değerlendirmek için kullanılan pozisyonlar şunlardır;

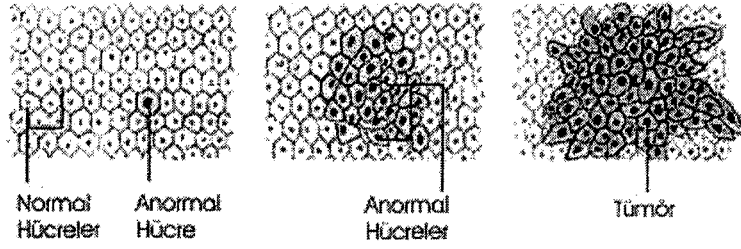
- Yukardan Cranial-Caudal görüntü (CC),
- Bir açıyla, eğimli olarak alınan Mediolateral-Oblik görüntü (MLO),
- Dışarıdan içeriye doğru yandan alınan Lateomedial (LM) görüntü,
- Göğsün ortasından dışarıya doğru alınan Mediolateral (ML) görüntü,



Şekil 1.1 MLO, CC ve ML görüntüler.

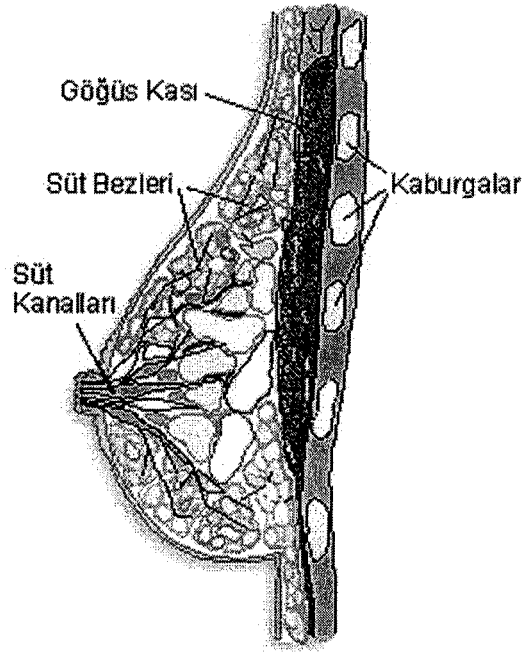
1.3 Mamogramlarda Görülen Göğüs Kanseri Belirtileri

Normal vücut hücreleri sistemli bir şekilde büyümekte, bölünmekte ve ölmektedir. Normal şartlar altında, eğer yeni hücreler gerekmiyorsa her hücrenin içinde bulunan bazı mekanizmalar sayesinde hücreye bölünmesini durdurması gerektiği bildirilmektedir. Buna karşılık kanser hücreleri bölünmeye devam etmekte ve vücudun diğer bölgelerine yayılmaktadırlar. Bu hücreler birikerek tümörleri (kitleleri) oluşturur. Tümörler normal dokulara nüfuz etmekte ve tahrip edebilmektedirler.



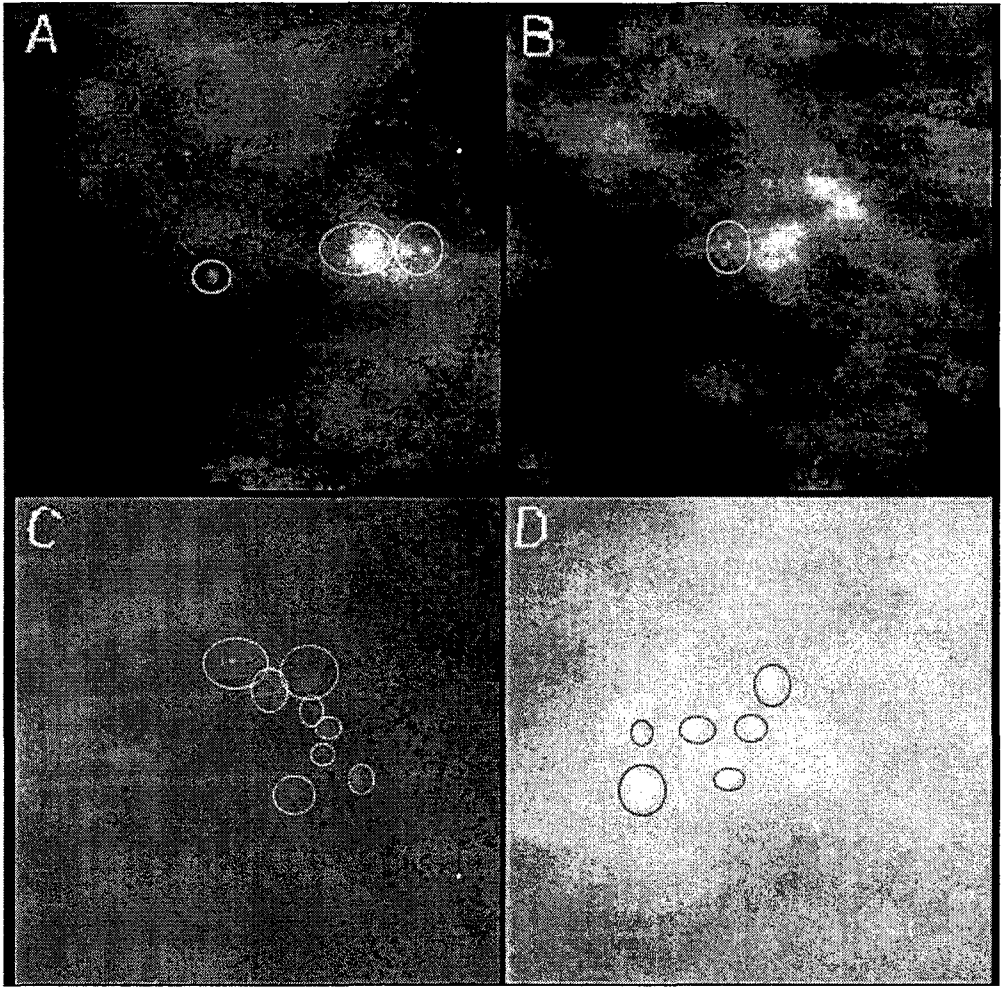
Şekil 1.2 Normal hücre topluluğu ve tümör görüntüsü.

Radyologlar mamogram görüntüsünü değerlendirirken mamogram üzerindeki kanser belirtilerine bakarlar. Bu belirtiler küçük parlak noktalar olarak beliren kalsiyum birikintileri (mikrokalsifikasyonlar), belirgin olarak görülen kitleler (tümörler) ve göğsün doku bütünlüğünde görülen yapısal bozulmalar şeklinde sıralamak mümkündür.



Şekil 1.3 Göğüs iç yapısı.

Mikrokalsifikasyonlar ufak kalsiyum birikmeleridir. Bunlar mamogram üzerinde görülen göğüs kanserinin en erken belirtileridir. Mikrokalsifikasyonlar mamogramlarda parlak noktalar olarak görünmekte ve kanserli dokularda çoğunlukla kümeler halinde bulunmaktadır.

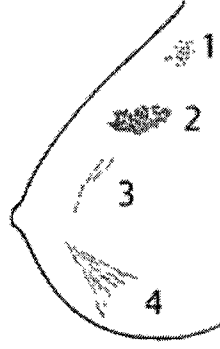


Şekil 1.4 Kümelenmiş mikrokalsifikasyonlar etrafı daire ile çizilerek belirtilmiştir.(A) ve B) 100 mikron çözünürlükteki kümeler. C) ve D) 50 mikron çözünürlükteki kümeler.

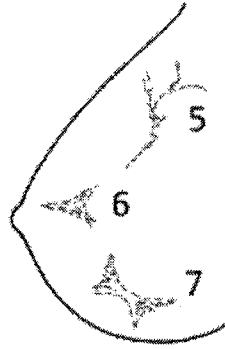
Mikrokalsifikasyonların 1 ve 2 milimetrekarelik bir alanda 20 adetten fazla olmaları kanser belirtisi olarak tanımlanmaktadır [2]. Diğer taraftan kalsiyum topları normal şartlarda da göğüs dokusunda görülebilmektedir. Burada en önemli ayırım, kanserli dokunun içinde çok sayıda kalsifikasyonunun kümeler halinde görülmesidir.

Mikrokalsifikasyon tipleri

- 1 Yuvarlak
- 2 Oval
- 3 Lineer
- 4 Segmental

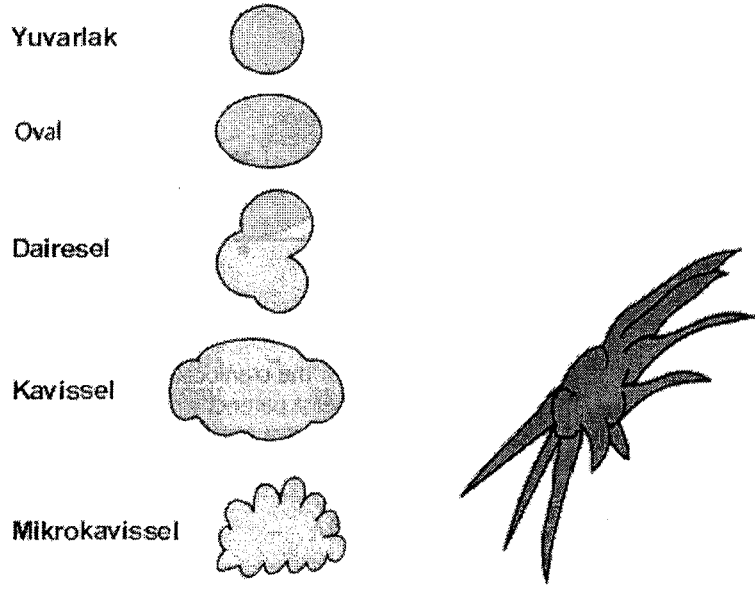


- 5 Dallanarak
- 6 Üçgensel
- 7 Bisegmental

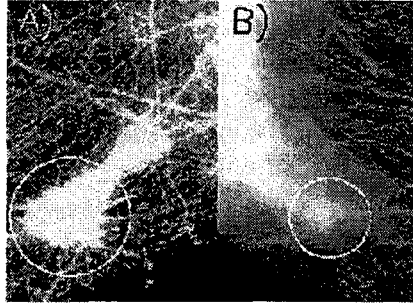


Şekil 1.5 Mikrokalsifikasyon tipleri

Göğüsteki pek çok doku türü, kanser olmamakla birlikte, mamogramlarda bu kitleler içerisinde yuvarlak, düzgün sınırlı olan kitleler iyi huylu (benign) olarak adlandırılır. Yıldız şeklindeki kitleler (spiculated mass) ise kötü huylu (malignant) olarak isimlendirilmiştir. Yıldız şeklindeki kitleler analiz edildiklerinde, merkezindeki yoğunluk ve yüksek kontrastlı yıldız şekli görülmektedir.



Şekil 1.6 Solda huylu kitle şekilleri ve sağda yıldız şeklinde kitle örneği.



Şekil 1.7 280 mikron çözünürlükteki yıldız şeklindeki kitleler. A) daki kitle daha belirgin olup B) deki ise fark edilmesi ve teşhisi daha güç olan kitledir.

Mikrokalsifikasyonlar, iyi huylu ve kötü huylu kitlelerin teşhisi mamogramlar üzerinde yapılmaktadır. Teşhis aşamasından sonra şüpheli dokunun alınarak laboratuvar şartları altında kanser olup olmadığının belirlenmesi (biopsi) işlemi ile teşhis kesinleştirilmektedir.

2 Mamogramlar Üzerinde Görüntü İşleme

Göğüs kanserine yakalanan hastaların ortalama %20'si radyologlar tarafından yanlış teşhis ile karşılaşabilmektedirler [4]. Çünkü mamogramlar üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu projeksiyonu olduğundan üst üste gelen dokular bazı belirtileri gizledikleri gibi olmayan belirtileri de oluşturabilmektedir. Radyologlar bu tür algılama sorunları yüzünden görememekte ve her yıl belirli sayıda hasta bundan zarar görmektedir. Bu nedenle 1980'lerden itibaren, radyologlara yardımcı olmak amacıyla, bilgisayarlı teşhis (Computer-Aided Diagnosis, CAD) sistemleri geliştirilmektedir [2].

Bilgisayarlı teşhis sistemleri, mamogramlar üzerinde çeşitli görüntü işleme teknikleri uygulamaktadır. Bu yöntemlerle görüntülerin çeşitli özelliklerinin ve ayrıntıların ön plana çıkarılması amaçlanmaktadır. Burada bilginin süzülmesi ve sadece istenilen özelliklerin ortaya çıkması hedeflenir. Görüntüler işlendikten ve istenen özellikler görüntü üzerinde belirlendikten sonra, bulunanların kanser belirtileri olup olmadığını inceleyen teşhis yöntemleri uygulanır.

Bir mamogram görüntüsünün incelenmesinde genellikle üç önemli sorunla karşılaşılır. Birincisi, farklı zeminler üzerinde yerleşmiş düşük kontrastlı özelliklerin diğer dokular tarafından görülmesinin engellenmesidir. Bu bölgeler, görüntünün zemini ve şüpheli alan üzerindeki kontrastı en az olan ufak yoğunluktaki farklılıklardır. Şüpheli bölgenin zemini, dokular ve kanallar gibi anatomik yapılardan oluşan bir görüntüdür. Ayrıca buna, görüntüleme sırasındaki istenmeyen yan etkiler, diğer bir deyişle, görüntü de eklenir [5].

Bir diğerk sorun, teşhis için elde edilen bulguların yoruma açık olmasıdır. Günümüz teknolojisiyle kurulan bir bilgisayarlı teşhis sistemi bir radyologun deneyimiyle karşılaştırılmaz. Bundan dolayı teşhis aşamasında, gerekli olan temel belirtilerin yanı sıra görüntüde şüpheli bir durumun ortaya çıkması kararlılığın sağlanması açısından önem taşımaktadır.

Diğerk bir sorun ise istenilen tekniklerin uygulanabilmesi ve teşhis için yüksek çözünürlüğün gerekli olmasıdır. Diğerk bir deyişle görüntünün donanımsal nedenlerden dolayı hatalara fırsat vermeyecek sistemin teşhiste kullanılması önemlidir. Teşhiste mümkün olduğu kadar bu sorunların ortadan kaldırılması amaçlanır. Bunun için teşhis sistemleri çeşitli aşamalardan oluşmakta ve her aşamanın sonucunda gereksiz ayrıntılar seçilerek yok edilmekte ve bu şekilde duyarlılığın artırılması sağlanabilmektedir.

Bir bilgisayarla teşhis yöntemi üç aşamadan oluşmaktadır. Birincisi, mamogram görüntüsünün iyileştirildiği ön işleme aşaması, ikincisi kanser belirtilerini bölütleme (segmentation) aşaması ve üçüncü olarak belirtilerin kanserli olup olmadıklarını belirleyen kanser tespit aşamasıdır.

2.1 Ön İşleme Aşaması

Ön işleme aşamasında, sayısal hale getirilmiş görüntü üzerinde teşhisi zorlaştırıcı sorunların (gürültü, kontrast düşüklüğü vb) ortadan kaldırılarak sistemin daha doğru sonuç verebilmesi için gerekli olan görüntü kalitesinin elde edilmesi amaçlanır. Buna ilave olarak görüntü üzerinde teşhiste kullanılmayan özellikler bastırılır.

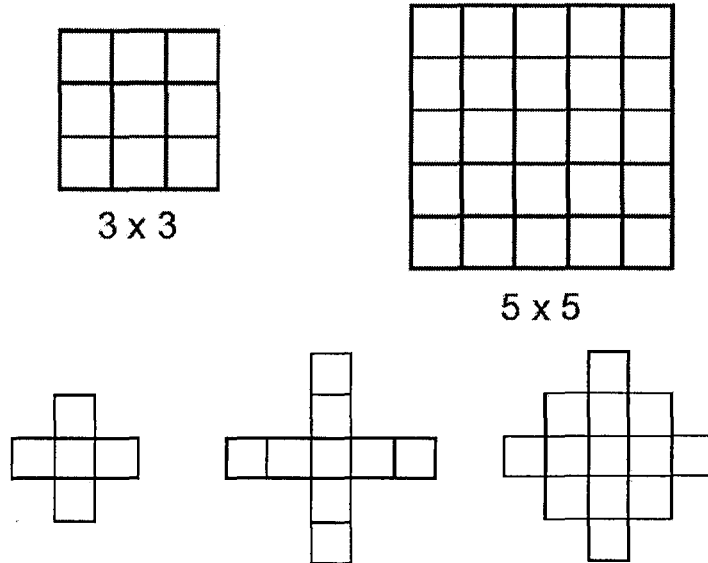
Mamogram görüntüsünde mamografinin yapıldığı cihazdan veya çekim esnasında oluşan çeşitli nedenlerden (kir, toz, parmak izi, vb) dolayı görüntüde bir takım bozukluklar olabilmektedir. Kullanılan cihazın yeterli güçte X-ışını üretememesi, filmin üzerine çekildiği plaka yüzeyindeki çizikler ve noktalar,

teşhiste sorunlara neden olabilmektedir. Arka plan görüntüsü temizleme aşamasında görüntü üzerindeki bu sorunların ortadan kaldırılması amaçlanmaktadır. Ancak bu aşamada görüntüdeki şüpheli bölgeler üzerinde de bazı bozulmalar olabilmekte ve teşhiste sorunlar ortaya çıkabilmektedir.

Görüntülerdeki şüpheli bölgelerin ayrıntılarını korurken arka plan gürültüsünün temizlenmesi, mamogramlar üzerindeki görüntü iyileştirme için yaygın olarak kullanılan yöntemdir [6]. Bu yöntemi seçici ortalama yöntemleri ile yumuşatma [7] , ortanca süzgeçleme [8] ve çeşitli morfolojik süzme yöntemleri [9,10,11] olarak sıralamak mümkündür.

2.1.1 Seçici Ortalama Yöntemleri ile Yumuşatma

Seçici ortalama yöntemleri ile yumuşatmada temel yapı piksellerin komşuluğuna dayanır. Bu komşuluk şekilleri (pencereler) 3×3 , 5×5 , 7×7 vb şeklindedir. Aşağıdaki şekilde bir pikselin komşulukları görülmektedir.



Şekil 2.1 Komşuluklar

$f(x, y)$ görüntüsü üzerindeki komşuluk ortalaması ile yumuşatma işleminde;

$W : (x, y)$ pikselinin komşuluğu ($3 \times 3, 5 \times 5$ vb şeklindeki pencere)

$a(m, n)$: pencere elemanları

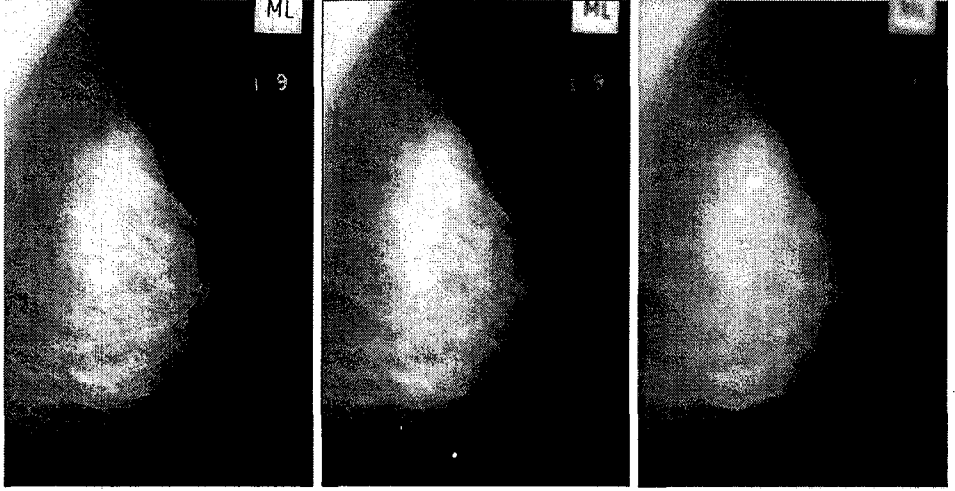
$g(x, y)$: komşuluk ortalaması alınmış görüntü olmak üzere:

$$g(x, y) = \sum_{n \in W} \sum_{m \in W} a(m, n) f(x - m, y - n)$$

şeklinde dir. Burada N_w ifadesi pencere içerisindeki piksellerin sayısını gösterecek olursa

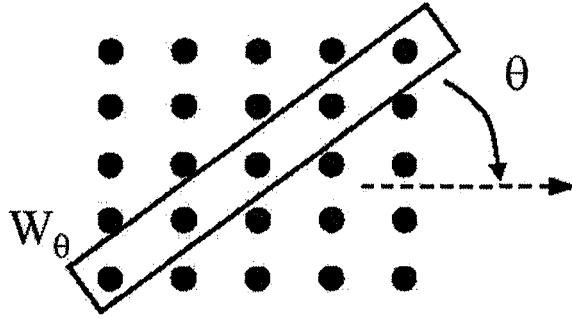
$$g(x, y) = \frac{1}{N_w} \sum_{n \in W} \sum_{m \in W} f(x - m, y - n)$$

şeklinde olur. Her bir piksel değeri kendi komşuluğunun ortalama değeri ile değiştirilir.



Şekil 2.2 Yumuşatma uygulanmış bir mamogram görüntüsü (soldaki orijinal görüntüye yumuşatma algoritması uygulandığında elde edilen görüntüler ortadaki ve sağdaki görüntü).

Yumuşatma işleminin çeşitlerinden olan yönsel yumuşatma işleminde ise pencereye bir θ açısı kadar yön verilerek işlem yapılır.



Şekil 2.3 Yönel yumuşatma penceresi.

Bu işlemde elde edilen görüntüyü $g(x, y : \theta)$ olarak gösterecek olursak:

$$g(x, y : \theta) = \frac{1}{N_\theta} \sum_{n \in W} \sum_{m \in W} f(x - m, y - n)$$

şeklinde yazılabilir.

Yumuşatma işleminin en önemli sorunlarından biri, görüntüde yumuşatma yapılırken görüntü üzerindeki kenarların da zedelenmesidir. Kenar görüntünün insan gözü ya da bilgisayarla algılanması için önemli bir unsur olduğu için bunların kaybolması algıda sorun yaratabilir [7].

2.1.2 Ortanca Süzgeçleme (Median Filtering)

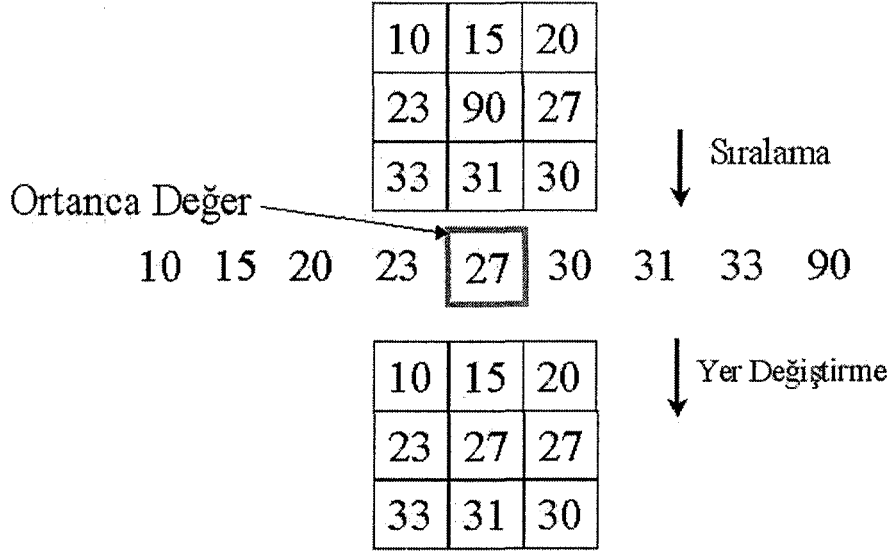
Ortanca süzgeçleme gürültü temizleme ve görüntü iyileştirme işlemleri için sık kullanılan bir yöntemdir. Dijital görüntü üzerinde ortanca süzgeçleme uygulanırken, pikselin komşuluğundaki piksel değerlerinin ortalamasının o pikselin değeri ile değiştirilmesi işlemi yapılır. Merkezi (x, y) olan bir noktanın komşuluğunda bulunan diğer nokta değerlerinin büyükten küçüğe veya küçükten büyüğe sıralanması ile oluşan kümenin ortancası olan değeri, o noktanın yeni değeri olarak değiştirilir [12,6].

Bir $f(x, y)$ görüntüsü üzerine W penceresi ile ortanca süzgeç uygulandığında elde edilen görüntü $g(x, y)$ olarak gösterilecek olursa

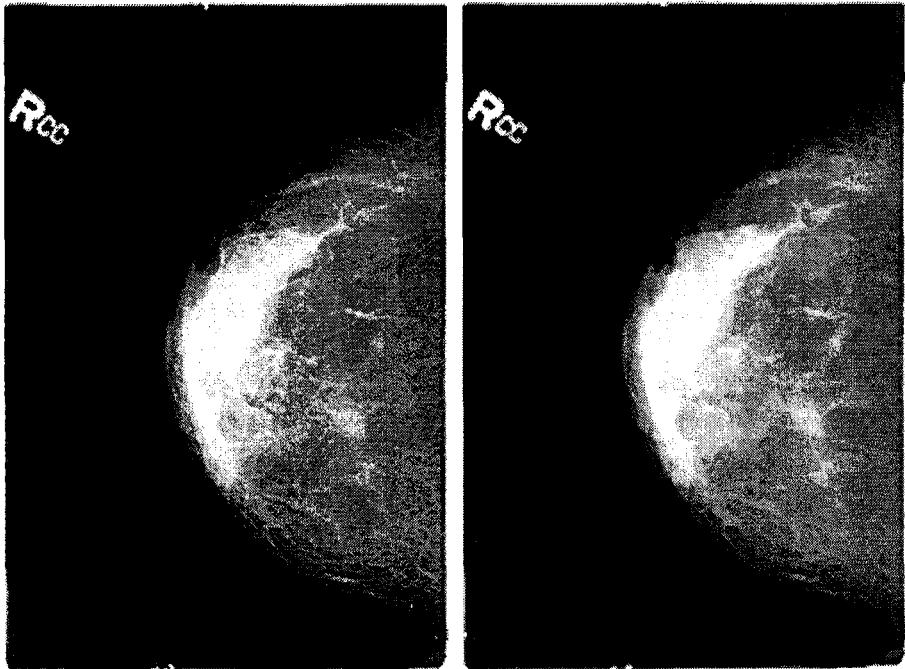
$$g(x, y) = \text{ortanca}\{f(x - m, y - n) \mid (m, n) \in W\}$$

şeklinde dir.

Aşağıdaki şekilde 3×3 'lük bir matris içerisinde ortanca süzme yönteminin uyarlanması görülmektedir. Önce 3×3 'lük matris içerisindeki elemanlar küçükten büyüğe doğru sıralanır ve ortanca eleman bulunur. Sonra bulunan bu ortanca eleman 3×3 'lük matris içerisindeki ortadaki elemanın değeri ile değiştirilir.



Şekil 2.4 Ortanca süzgeçleme örneği.



(a)

(b)

Şekil 2.5 (a) Orijinal mamogram görüntüsü.

(b) Ortanca süzgeç uygulanmış mamogram görüntüsü.

Ortanca süzgeçlemede görüntü üzerinde gürültü gibi etkiler, görüntüde önemli oranda bozulma olmaksızın ortadan kaldırılmaktadır. Fakat görüntü kenar şekilleri içeren bir görüntü ise, ortanca süzgeçleme sonucunda kenar üzerindeki piksellerin küçük bir komşuluğu dışındaki pikseller kaybolmaktadır ancak kenarın ana hatları korunmaktadır [8].

2.1.3 Morfolojik Süzgeçleme

Matematiksel morfoloji, cisimlerin şekilsel yapısına dayanan bir teoridir [9]. İlk olarak 1980'li yıllarda Matheron ve Serra tarafından geliştirilen bu yöntem, görüntü iyileştirme, kenar belirleme, bölge bölütleme gibi birçok görüntü işleme aşamalarında kullanılmaktadır [9,12,13]. Morfolojik işlemler aşınma (erosion) ve genişleme (dilation) işlemlerinin çeşitli kombinasyonlarına dayanmaktadır [9,10]. Bir görüntüye önce aşınma sonra çıkan görüntüye genişleme işlemlerinin uygulanması ile açma (opening) işlemi elde edilir. Bunun tersi olan yani, önce genişleme uygulanıp oluşan görüntüye aşınma operasyonu uygulanırsa bu işleme de kapama (closing) işlemi denir [9,10].

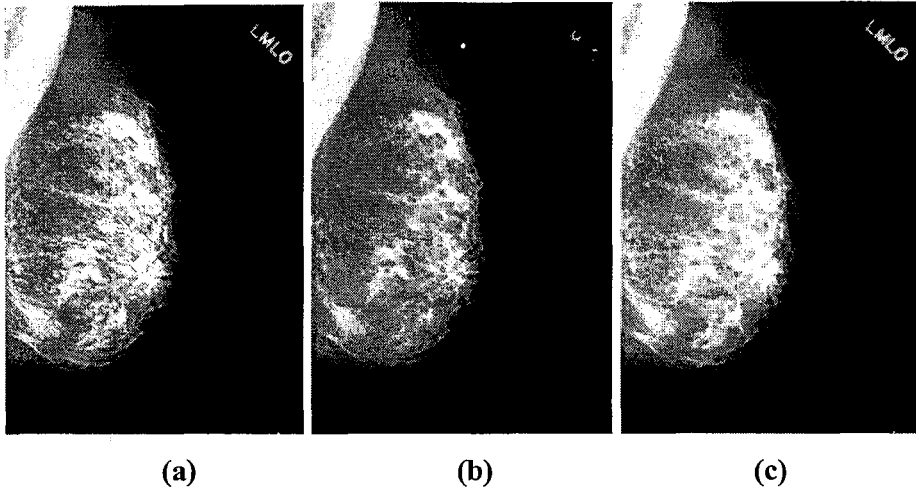
X görüntü kümesi üzerinde morfolojik dönüşüm (Ψ), bir B yapısal eleman (structuring element) olarak adlandırılan diğer ufak noktalar kümesi ile görüntünün (X noktalar kümesi) ilişkisidir. Bu işlemler aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır.

$$X \oplus B = \{p \in Z^2 : p = x + b, x \in X, b \in B\} \quad (\text{genişleme})$$

$$X \ominus B = \{p \in Z^2 : p + b \in X, \forall b \in B\} \quad (\text{aşınma})$$

$$X \circ B = (X \ominus B) \oplus B \quad (\text{açma})$$

$$X \bullet B = (X \oplus B) \ominus B \quad (\text{kapama})$$



Şekil 2.6 (a) Solda orijinal görüntü, (b) ortada aşınma işlemi uygulanmış görüntü ve (c) sağda ise kapama işlemi uygulanmış görüntü.

Bir görüntüye aşınma ve genişleme yöntemlerinden biri uygulandığı zaman görüntüde aşırı bozulmalar olabilmektedir fakat bu yöntemlerin kombinasyonları olan açma veya kapama uygulandığı zaman, görüntüdeki bazı gürültüler ortadan kaldırılabilmektedir [14]. Morfolojik işlemler üçüncü ünite de kısımda daha ayrıntılı olarak anlatılacaktır.

2.2 Bölütleme (Segmentation)

Radyologlar, şüpheli bölgedeki bir tümörü tanımak için, bölgenin sahip olduğu gri tonların

- çevresindeki dokulardan daha farklı olması,
- düzenli bir yoğunluğa sahip olmaması,
- değişken büyüklükte dairesel bir şekle sahip olması
- net olmayan bulanık kenarlardan oluşması

gibi kriterlerden yararlanmaktadırlar [6]. Burada önemli olan nokta, herhangi bir şüpheli bölgede kesinlikle bir tümör olmaması gerektiğidir.

Bölütleme neticesinde sadece aranan bölümlerin tutulması ve gereksiz kısımların görüntüden çıkarılması hedeflenir. İyi bölütlenmiş bir görüntünün özellikleri şu şekilde sıralanabilir.

- Gri ton yada doku gibi bir özellik açısından bölütlenmiş bir görüntüde düzenli ve türdeş bölgelerin elde edilmesi,
- Bölge içlerinin basit olması ve küçük delikler içermesi,
- Birbirine yakın fakat farklı bölgelerin düzgün oldukları özellik açısından farklı değerler alması,
- Bölge sınırlarının basit olması, girinti çıkıntı olmaması ve bölge sınırlarının uzamsal olarak doğru konumda bulunmasıdır.

Görüntü bölütleme yöntemlerinden en önemlisi görüntünün sadece parlaklık bilgisinin göz önüne alınması ile bölütleme işleminin gerçekleştirildiği eşikleme işlemidir. Bir diğer bölütleme işlemi de farklı yüzeylerin veya bölgelerin yan yana gelmeleriyle oluşan kenar (edge) bölgelerin bulunmasıdır.

2.2.1 Gri Düzey Eşikleme (Grey Level Thresholding)

Bir mamogram görüntüsünde arka plan görüntüsü ve bunun üzerinde binmiş olan göğüsteki değişik türdeki kitlelerin izleri bulunmaktadır. Görüntü üzerinde bulunan çeşitli türdeki dokuların izlerinin piksel değerleri birbirlerine yakın değerler alabilmektedir. Bu durum teşhis anında çeşitli zorluklara neden olmaktadır. Örneğin, mikrokalsifikasyonların tespiti işleminde, kalsifikasyonun piksel değerleri ile arka plan görüntüsünün değerleri birbirlerine yakın olabilmektedir [15].

Eşikleme ile mikrokalsifikasyon tespit etme yöntemi bazı çalışmalarda kullanılmıştır (Fam ve Chan 1988, Devies ve Dance 1990) [15]. Eşikleme işlemi bir f görüntüsü üzerindeki bütün pikselleri $f(x,y)$ ile gösterecek olursak, bir T eşik değerine göre pikseller eğer arka plan üzerinde ise $f(x,y) < T$, değilse

$f(x,y) \geq T$ olacaktır. Eşiklenmiş görüntünün piksel değerlerini $g(x,y)$ ile gösterecek olursak;

$$g(x,y) = \begin{cases} 1, & f(x,y) \geq T \\ 0, & f(x,y) < T \end{cases}$$

şeklinde ifade edilmektedir. Eğer eşik değeri bir nokta değil bir aralık ise yani T_1 ve T_2 eşik değerleri arasında bir eşikleme yapılacaksa formül:

$$g(x,y) = \begin{cases} 0, & f(x,y) < T_1 \\ 1, & T_1 \leq f(x,y) \leq T_2 \\ 0, & f(x,y) > T_2 \end{cases}$$

şeklindedir.



$$T_1=8, T_2=169 \quad T_1=169, T_2=223$$

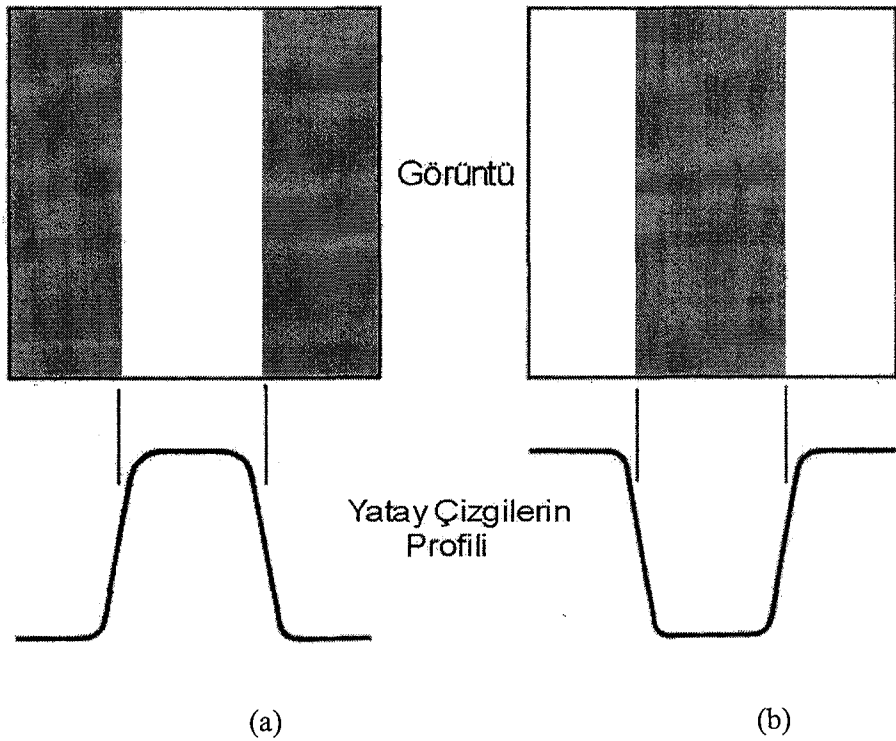
Şekil 2.7 Solda orijinal görüntü, ortada ve sağda bir eşik aralığına göre eşikleme yapılmış görüntüler.

Eşikleme yöntemi ile mamogram üzerindeki göğüs dokusu ile mikrokalsifikasyonlar gibi şüpheli bölgeler arasında kontrastın düşük olduğu

durumlarda uygulanması ile bu şüpheli bölgelerin daha belirgin olması sağlanabilir [16]. Ancak arka plan görüntüsü ile mikrokalsifikasyonların piksel değerleri birbirlerine çok yakın olduğu durumlar sorun oluşturmaktadır, çünkü değerler birbirine yakın olduğu zaman o iki doku arasındaki ayırım fark edilememektedir. Bunlara ilave olarak özellikle 0.1 mm 'den daha küçük çaplı mikrokalsifikasyonlarda iyi sonuç verememektedir [15].

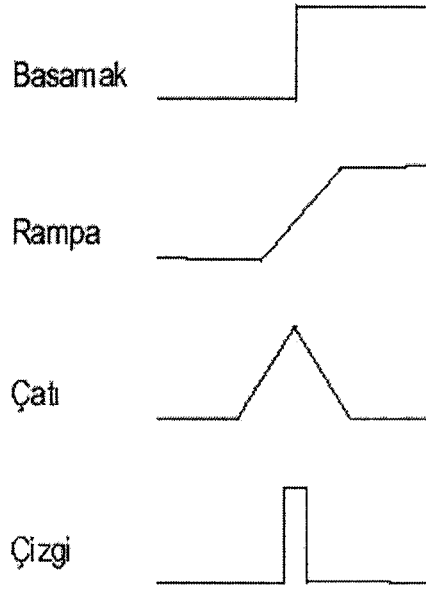
2.2.2 Kenar Tanımlama (Edge Detection)

Kenar, farklı yüzeylerin yan yana gelmesiyle oluşmuştur. İnsan bir resme baktığında resimdeki arka plan üzerindeki cisimleri kenarları aracılığı ile belirlemektedir. Cisimlerin tanımlanmasında kenar önemli ölçüde yer tutmaktadır. Sayısal görüntü üzerinde yoğunluk değerlerinin birden bire arttığı veya azaldığı bölgeler kenarlar olarak tanımlanmaktadır.



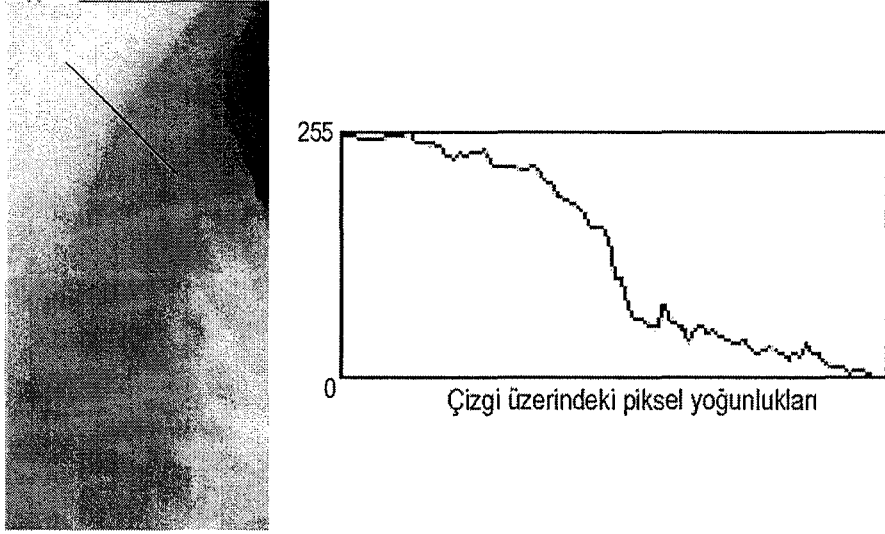
Şekil 2.8 Koyu arka plan üzerinde beyaz bir çizgi (a), Açık arka plan üzerinde koyu bir çizgi (b) üzerindeki kenarların profili.

Bir görüntüdeki kenarları basamak, rampa, çatı ve çizgi şeklinde çeşitlerine ayırmak mümkündür (Şekil 2.9). Basamak şeklindeki kenarlarda görüntü üzerindeki piksel değerleri bir noktada eski değerinden fazla bir değer alarak piksellerin o bölgede o değerde devam etmesi şeklindedir. Rampa şeklindeki kenarlarda basamak biçimine benzer özellikler bulunmaktadır ancak farklı olan nokta piksel yoğunluğunun birden bire artması şeklinde değil daha ağır bir şekilde piksellerin yoğunluklarının artması şeklindedir. Çatı şeklinde olan kenar biçiminde ise kenar üzerindeki piksel değerleri rampa biçimindeki kenarda olduğu gibi artmakta sonra yine azalarak eski yoğunluk değerini almaktadır. Çizgi şeklinde olan kenarlar ise, kenar noktasındaki piksel değerleri basamak biçimindeki kenarda olduğu gibi bir anda yüksek değer almakta fakat bu değerler kısa bir süre devam ettikten sonra kenar bitiminde eski yoğunluk değerini almaktadır. Şekil 2.9 'da bu kenar şekilleri gösterilmiştir.



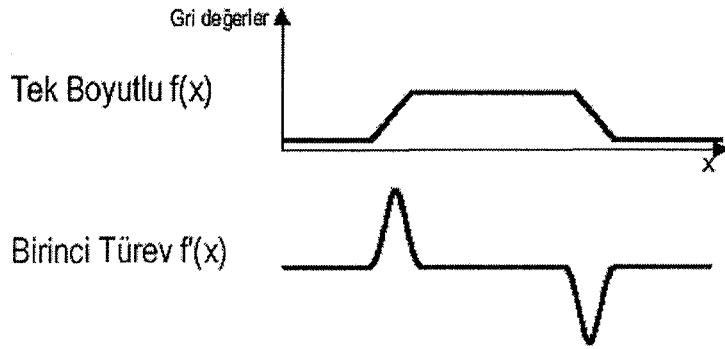
Şekil 2.9 Basamak, rampa, çatı ve çizgi biçimindeki kenar örnekleri.

Bir mamogram görüntüsü üzerindeki belirlenmiş bir grup pikselin yoğunluk değerleri Şekil 2.10 'da görülmektedir.



Şekil 2.10

Bir boyutlu bir sinyal üzerindeki gri düzey değerler üzerindeki kenarlar Şekil 2.11 deki gibidir. Kenar noktaları üzerindeki birinci türev değeri ise bize eğimi vermektedir. Dolayısıyla bir $f(x)$ sinyalinin bir noktadaki en hızlı değişimi onun gradyant vektörü doğrultusunda olmaktadır. Dolayısıyla kenar belirleme işlemleri içerisinde fonksiyonun gradyanı ($\nabla f(x)$ veya $Grad(f(x))$) hesaplanmalıdır.



Şekil 2.11

Bir $f(x, y)$ görüntüsünün, gradyanı :

$$\nabla f(x, y) = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}$$

'dir. Gradyant vektörünün büyüklüğü ve yönü şu şekildedir :

$$\begin{aligned} \text{Büyüklüğü : } \text{mag}(f(x, y)) &= \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \\ &= \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Yönü : } \alpha(x, y) &= \tan^{-1}\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \\ &= \tan^{-1}\left(\frac{\frac{\partial f}{\partial y}}{\frac{\partial f}{\partial x}}\right) \end{aligned}$$

Bir $f(x, y)$ görüntüsü üzerinde gradyant kenar belirleme işleminde yatay ve dikey kenarlar aşağıdaki gradyant vektörler yardımıyla bulunur.

$$\begin{aligned} G_x &= \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 w_x(i, j) f(x+i, y+j) \\ G_y &= \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 w_y(i, j) f(x+i, y+j) \end{aligned}$$

Burada w_x yatay türevlenme süzgeci, w_y ise dikey türevlenme süzgecidir.

$w_x = [-1 \quad 1]$ olarak ve $w_y = \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix}$ alınırsa

$$\begin{aligned} G_x &= f(x, y+1) - f(x, y) \\ G_y &= f(x, y) - f(x+1, y) \end{aligned}$$

olacaktır. Bu w_x ve w_y süzgeçleri içerisindeki değerlerin değiştirilmesi ve işleme sokulmasıyla çeşitli kenar belirleme yöntemleri elde edilmektedir. Bu

yöntemlerden olan *Roberts* kenar belirleme yönteminde w_x ve w_y süzgeçleri şu şekildedir.

$$w_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, \quad w_y = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \text{ olup}$$

$$G_x = f(x, y) - f(x+1, y+1)$$

$$G_y = f(x+1, y) - f(x, y+1)$$

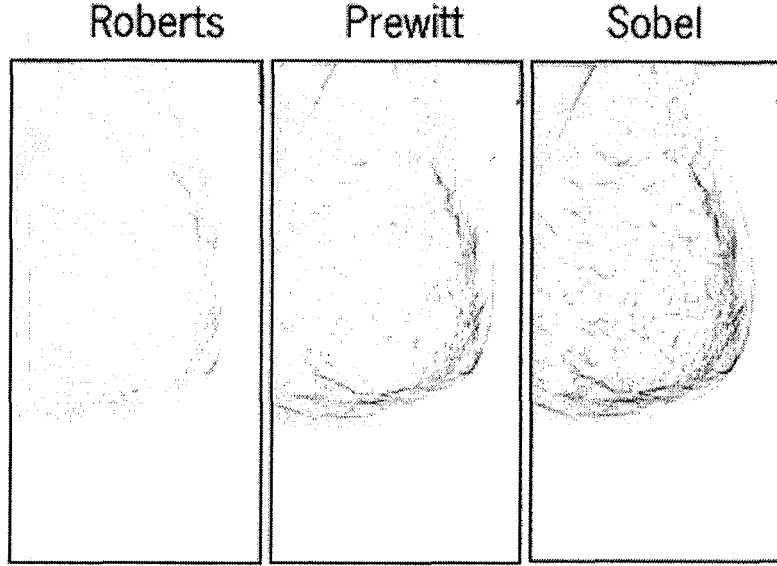
'dir. Roberts kenar belirleme yöntemi ile az gürültülü görüntülerde keskin geçişli kenarlar belirlenebilmektedir. Elimizdeki w_x ve w_y süzgeçleri

$$w_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ ve } w_y = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

olarak alındığında ise *Prewitt* kenar belirleme yöntemi elde edilir. w_x ve w_y süzgeçleri

$$w_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ ve } w_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

alındığında ise *Sobel* kenar belirleme yöntemi elde edilir. Bir mamogram görüntüsü üzerinde bu yöntemleri uyguladığımızda elde edilen görüntü Şekil 2.12 gibi olmaktadır.



Şekil 2.12

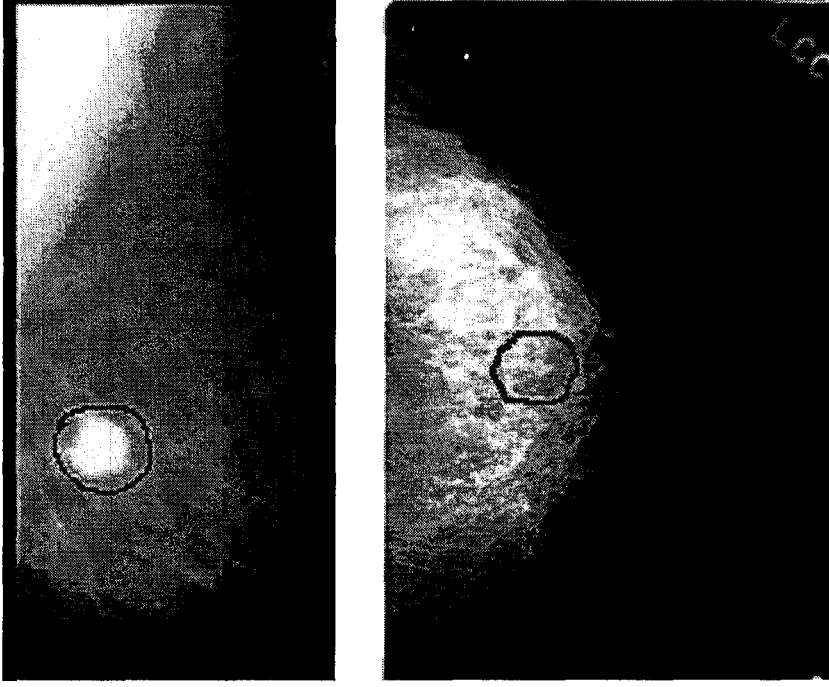
2.3 Tümör Algılama

Mamogramlar üzerinde görüntü işleme çalışmaları araştırıldığı zamanlarda görüntüdeki iyileştirme sadece ön işleme aşamasında yapılmaktaydı. Artık bölütleme içerisinde yapılmaktadır. Son yıllarda tümörler üzerinde doğru teşhis için birçok yöntem geliştirilmiştir. Tümör oluşumunu, belirli bir yoğunluğa sahip göğüs kitlesinin sınırlarının belirlenmesi ve bunların kanserli olup olmadıklarının saptanması gereksinimiyle kitle algılama olarak ve kanserin ilk belirtilerinden olan mikrokalsifikasyonların yerlerinin belirlenmesiyle mikrokalsifikasyon algılama olarak sınıflandırabiliriz.

2.3.1 Kitle Algılama

Yağlı bir göğsün mamogram görüntüsü incelendiğinde oluşmuş kitleler süt bezleri yoğun olan (glandüler yapıda) bir göğsün mamogram görüntüsünden daha kolay ayırt edilebilmektedir [2]. Bir mamogram görüntüsü üzerinde kitle teşhisi yapılırken, kitlenin şekilsel yapısına ve büyüklüğüne bakılmaktadır. Her zaman kitleler radyologlar tarafından gözle görülebilecek büyüklükte ve şekilde

olmayabilirler. Bu aşamalarda hazırlanmış sistemler bu noktada radyologlara yardımcı olmaktadır.



Şekil 2.13 Solda belirgin olarak görünen sağda ise göğüs dokusu üzerinde fazla belirgin olarak görünmeyen kist örnekleri.

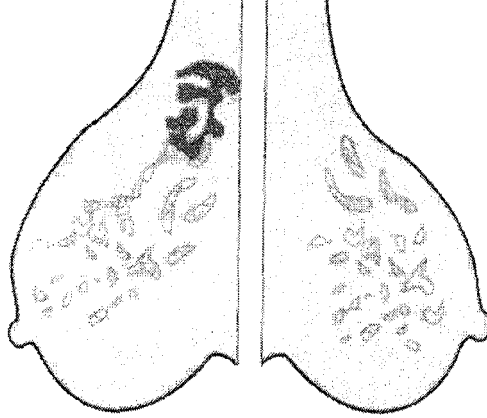
Mamogram görüntüsü üzerinde kitle algılama aşamasını kendi içerisinde üç aşamada sınıflandırmak mümkündür.

- Sağ ve sol göğsün karşılaştırılması
- Doku çözümlemesi (Texture analysis)
- Bulanık mantık (Fuzzy logic)

2.3.1.1 Sağ ve Sol Göğsün Karşılaştırılması

İlk olarak Geiger tarafından geliştirilen bu yöntem esas olarak sağ ve sol göğsün mimarisindeki simetrisine bakmaktadır [17]. Genellikle sağ ve sol göğüsler yapı itibariyle birbirlerine benzerler. Bu yöntem kanserli hücrelerin bu simetriyi bozacağı fikrine dayanır. Bu düşüncenin kullanılabilmesi için, sağ ve sol

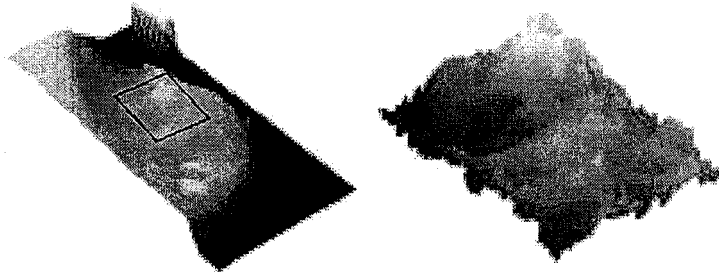
göğüslerin görüntülenmesi sırasındaki açı farklılıklarının ortadan kaldırılması gerekir. Mamogram üzerinde gri düzey eşikleme işleminden sonra sağ ve sol göğüs lineer olmayan çıkarma tekniği kullanılarak elde edilen sonuç ile kullanılmaktadır [17].



Şekil 2.14 Sağ ve sol göğsün karşılaştırılması sırasında görülebilecek bir farklılık örneği.

2.3.1.2 Doku Çözümlemesi (Texture Analysis)

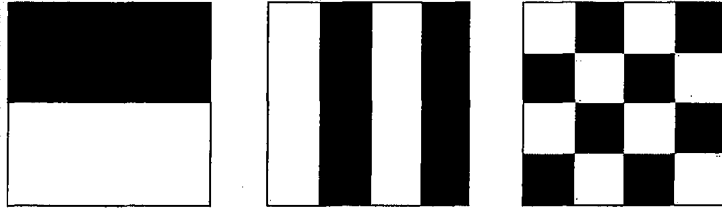
Mamogramlar üzerindeki şüpheli kitlelerin tespiti için doku analizi ilk olarak Undrill tarafından kullanılmıştır [6]. Doku, nesne yüzeylerinin en temel özelliklerindendir ve bir görüntü bölgesindeki görüntü elemanlarının yan yana gelme düzeninin anlatımı olarak tanımlanmaktadır. Bu durumda doku, bir komşuluk içerisindeki görüntü elemanlarının gri seviyelerinin değişik istatistik derecelerindeki özellikleri ile tarif edilebilir.



Şekil 2.15 Bir mamogram kesiti üzerindeki doku örneği.

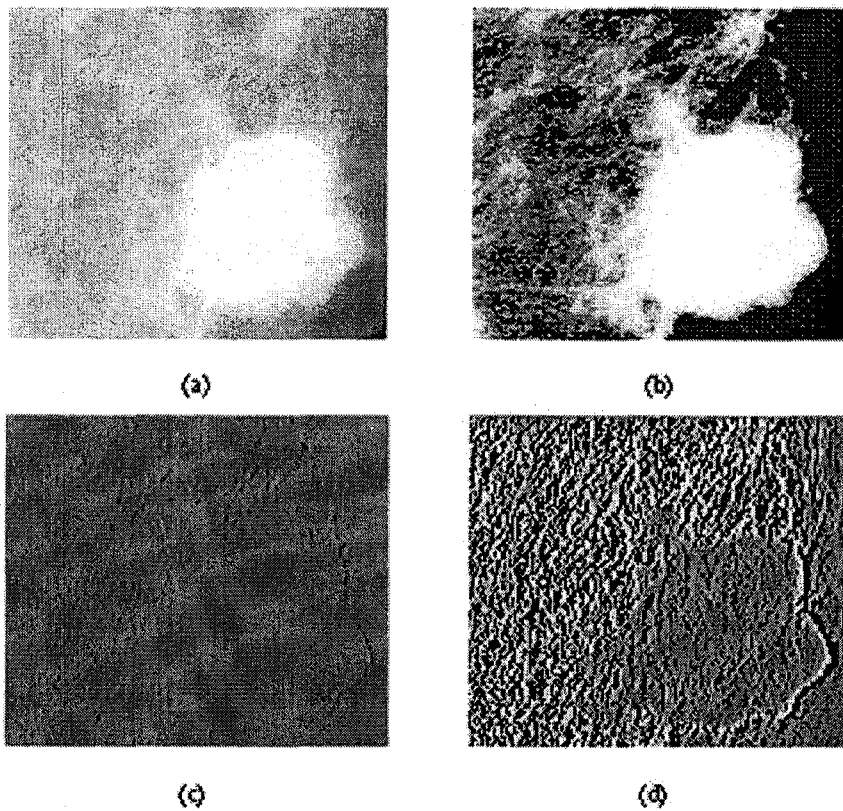
Dokunun açık ve matematiksel bir tanımı yapılamamakla birlikte üzerinde en çok tartışılan konulardan birisidir [18]. Bir görüntünün dokusal özellikleri tonların değişimlerin uzaysal dağılımı hakkında bilgi içerdiğinden ton kavramı önem taşımaktadır. Ton kavramı, gölge içerisindeki piksellerin yoğunluğudur. Bir başka ifade ile bir bölgenin dokusu, o bölgenin civarındaki ton değerlerin uzamsal dağılımının modelidir.

Örneğin %50 beyaz ve %50 siyah piksel dağılımları içeren bir görüntü üzerinde şekil 2.16 'de görüldüğü gibi aynı yoğunlukta fakat farklı dokularda üç farklı görüntü oluşturulabilir.



Şekil 2.16

Doku analizi tekniği mamogram görüntüsü üzerinde ön işleme aşaması uygulandıktan sonra daha iyi sonuçlar vermektedir (şekil 2.17). Bu teknik daha çok düzenli yapıda olan kitlelerin tespitinde tercih edilmektedir çünkü yıldız yapıda kitleler ile düzdün yapıda olan kitlelerin ayırt edilmesi aşamasında çok iyi sonuç vermemektedir [6].



Şekil 2.17 (a) Orijinal görüntü, (c)orijinal görüntüye doku analizi uygulanmış görüntü. (b) orijinal görüntüye ön işleme aşaması uygulanmış görüntü, (d) ön işleme aşaması uygulanan görüntüye doku analizi tekniği uygulanmış görüntü.

2.3.1.3 Bulanık Mantık (Fuzzy Logic)

Bulanık mantık, bulanık küme (fuzzy set) kuramına dayanmaktadır. Bulanık küme kuramı ilk olarak 1965 yılında Zadeh tarafından atılmıştır. Bulanık mantık, belirsizliklerin anlatımı ve belirsizliklerle çalışılabilmesi için kurulmuş katı bir matematiksel düzen olarak tanımlanabilir. Bulanık mantık ile bulanık küme arasındaki ilişkide, iki değerli (boolean) mantık ile klasik küme kavramı arasındaki ilişkiye benzer bir ilişki vardır [19]. İki değerli mantıkta “0” ve “1” şeklinde iki mutlak sonuç bulunurken sonsuz değerli mantıkta sonuçları $[0,0,1,0]$ aralığında tanımlanabilir. Bu değerlere “üyelik derecesi” denilmektedir. “0” mutlak yanlışlığı, “1” ise mutlak doğruluğu göstermektedir. Bu üyelik derecesi belirsizliği tanımlayan bir üyelik fonksiyonu ile ölçülebilir. Bu fonksiyon bir

A bulanık kümesi elemanlarını $[0,1]$ aralığındaki reel sayıya dönüştürür. Bir boş olmayan X kümesi üzerindeki bulanık A kümesi:

$$A \subset X, \mu_A : X \rightarrow [0,1]$$

olmak üzere,

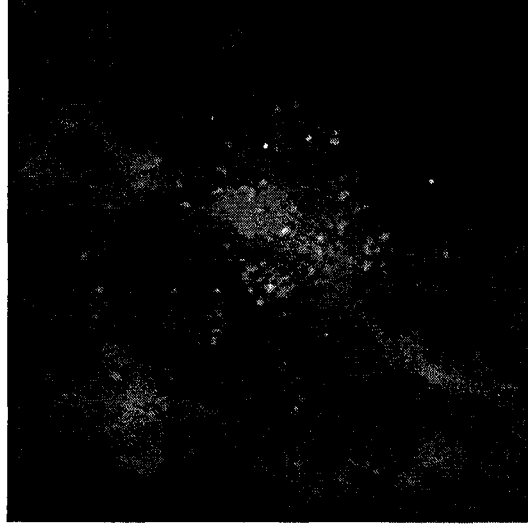
$$A = \{(x, \mu_A(x)) \mid x \in X\}$$

olarak tanımlanır.

Bulanık mantık, mamogramlar üzerinde kitle tespitinde kullanılabilir. Görüntüdeki yumuşak anormal dokuların tespit aşamasında, görüntüdeki bölgelerin yoğunluk değerleri baz alınarak bölgeleri yoğunluk bilgilerine göre ayırmaktadır. Ayrılan bölgeler üzerindeki parlak yoğunluktaki örüntülere ilk olarak kötü huylu kitleler ve net görünmeyen kitle sınırlarından dolayı farklı gölgelerdeki piksel değerlerine bulanık küme ilkeleri uygulanmaktadır [19]. Bu tekniklerden sonra normal olmayan doku bölgeleri ve kitleler genellikle belirli bir büyüklükten daha büyük hal almakta ve tespit daha kolay olmaktadır.

2.3.2 Mikrokalsifikasyon Algılama

Mikrokalsifikasyonlar kitlelerin oluşumu sürecinin başında gelmektedir. Kalsifikasyonlar her zaman mamogram üzerinde radyologlar tarafından kolaylıkla algılanmayabilirler. Mamogram görüntüsü çekilirken çeşitli dokuların üst üste gelmesi ve cihazdan kaynaklanan sorunlar kalsifikasyonların ayırt edilmesini zorlaştırabilmektedir.



Şekil 2.18 Kümelenmiş kalsifikasyonlar.

Göğüs kanseri tespitinde ilk aşamaların başında gelen mikrokalsifikasyon algılama başlıca üç önemli yöntemden oluşmaktadır.

- Matematiksel Morfoloji Yöntemleri
- Dalgacık Dönüşümleri (Wavelet Transforms)
- Yapay Sinir Ağları (Artificial Neural Networks)

2.3.2.1 Matematiksel Morfoloji Yöntemleri

Matematiksel morfoloji yöntemleri bir sonraki üniteye ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

2.3.2.2 Dalgacık Dönüşümleri (Wavelet Transforms)

Dalgacık dönüşümleri ilk olarak mikrokalsifikasyonların tespitinde McLeod [20] tarafından kullanılmıştır. Mamogramların dalgacık ayrışımı (wavelet decomposition) yöntemi ile ilk olarak Deubechies 'in üç seviyeli dalgacıkları kullanılarak mikrokalsifikasyonların tespitinde başarılı sonuç verdiği görülmüştür. Yapılan çalışmalarda mikrokalsifikasyon sinyalinin en belirgin gösterimi ile parazit vb. etkenlerin etkisinden kaynaklanan belirsizlik arasındaki maksimum uzlaşmanın (trade off) sekizinci seviyede olduğu tespit edilmiştir. Uygulanan dönüşümde görüntü üzerinde 512 x 512 'lik piksel bölgeleri üzerinde uygulanmıştır.

Oluşan görüntü üzerine, eşlenen uzamsal süzgeç (Matched Spatial Filter) ile evrişim (convolution) işlemi uygulanmaktadır. İşlemden sinyaldeki mikrokalsifikasyonları ortadan kaldırmadan geri kalan yapısal bilgilerin kuvveti düşürülmektedir. Sonra arka plandaki bilgileri ve ortadan kaldırmak ve görüntüyü ikili sisteme (binarise the image) dönüştürmek için, belirlenen bir eşik değeri uygulanmaktadır. Yöntem, oluşmuş mikrokalsifikasyon kümelerinin ayrıştırılmasında iyi sonuç vermesine rağmen nesnelere sayılması gerektiğinde az tercih edilen bir yöntemdir.

2.3.2.3 Yapay Sinir Ağları (Artificial Neural Network)

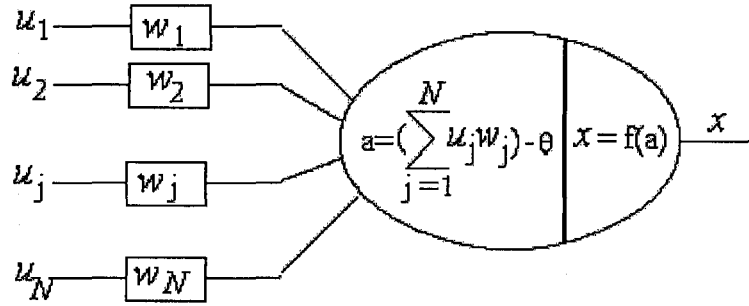
Yapay sinir ağları (YSA) genel olarak insan beyninin yada merkezi sinir sisteminin çalışma prensiplerini taklit eden bilgi işleme sistemidir [21,22]. YSA'da bilgi, basit işlem elemanları arasında paralel olarak dağıtılmış olup, her bir işlem elemanları birbirleri ile bağlantılıdır.

YSA'lardaki her bir işlem birimi, basit anahtar görevi yapmaktadır ve şiddetine göre gelen sinyalleri söndürmekte veya iletmektedir. Böylece sistem içerisindeki her birim belli bir yüke sahip olmaktadır. Her birim sinyalin gücüne göre açık yada kapalı duruma geçerek basit bir tetikleyici görev üstlenmektedir. Yükler sistem içerisinde bir bütün teşkil ederek, karakterler arasında ilgi kurmayı sağlar.

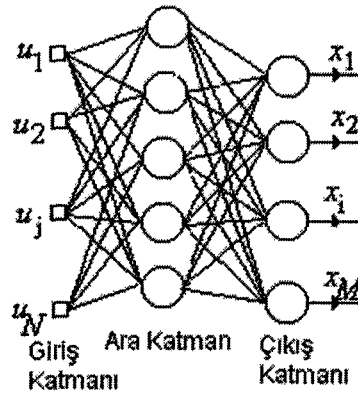
YSA'ların çalışma hızlarını etkileyen en önemli etken YSA'ların iç mimarisine ait olan *katmanların* (layer) ve *düğümünlerin* (node veya neuron) sayısıdır. Her katmanda bir yada birden fazla sayıda düğüm bulunur. Düğüm sayısı ve katman sayısı toplam düğüm sayısını etkilediği için toplam düğüm sayısı ne kadar çok ise YSA'nın çalışma hızı üstel olarak azalır.

YSA'nın birim elemanı düğümdür. Düğümlerin bir çıkışı ve genelde birden fazla girişleri vardır (şekil 2.19). Bu çıkış ve girişler diğer düğümlere bağlanabilirler. Düğümlerinin tamamı YSA'nın girişini oluşturan ve bu düğümlerin kendi girişi olmayan katman *giriş katmanı*, düğümlerinin tamamı

çıkışı oluşturan ve bu düğümlerin kendi çıkışı olmayan katman *çıkış katmanı* olarak, diğer katmanlar ise *ara katmanlar* ya da dışardan görünmedikleri için *gizli katmanlar* olarak adlandırılırlar (Şekil 2.20).



Şekil 2.19 N tane girişi ve bir çıkışı olan bir YSA düğümü.



Şekil 2.20 Katmanlı bir YSA şekli.

YSA'ların katman ve düğüm sayılarının çokluğu temsil edebilecekleri sistemin karmaşıklığını belirlemektedir. Ne kadar çok düğüm varsa o kadar karmaşık(gelişmiş) sistemler modellenebilir. Bu özellikleri ile YSA'lar klasik algoritmik yöntemlerle çözülemeyen sorunları insan beyninin çalışma sistemine benzer yöntemlerle çözmektedirler. Ancak bir YSA'nın kesinlikle (%100) doğru çalışacağı hiçbir zaman söylenemez. Çünkü YSA da insan beyni gibi her zaman için hata yapabilir. Aslında kendi çalışma mantığı açısından, hata yapmamıştır, sadece beklenen sonuçtan farklı bir sonuç üretmiştir.

YSA mikrokalsifikasyon kümelerinin tespitinde sık kullanılmaktadır. Bu yöntemle YSA, değişen boyutlarda, geriye yansıma (back-probagation) algoritması yoluyla eğitilerek uygulanmaktadır [23]. Genellikle teşhis aşamasında radyologlara önemli ölçüde yardımcı olduğundan dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. YSA uygulamalarının sonucunda elde edilen sonucun nereden, nasıl çıkarıldığıının bilinmemesi ve algoritmaların eğitimlerinin zaman alıcı ve zor olması gibi dezavantajları olmasına rağmen öğrenebilir ve hiç karşılaşmadıkları sorunları çözebilmeleri oldukça önemli avantajlarındandır [23].

3 Matematiksel Morfoloji

3.1 Giriş

Bu çalışmada mikrokalsifikasyonların tespiti için matematiksel morfoloji temelli bir yöntem geliştirilmiştir. Uygulanan yöntem üç aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada, karşıtlığı artırma (contrast stretching) kullanılarak görüntü üzerindeki şüpheli alanların görülebilirliği geliştirilmektedir. Bu aşamadan sonra morfolojik süzgeçleme aşaması ile görüntü 5×5 'lik pencerele ayrılarak süzme işlemi gerçekleştirilir. Bu aşamada orijinal görüntü ile süzgeçlenmiş görüntünün farkı alınarak fark görüntüsü elde edilir. Son aşamada ise elde edilen bu fark görüntüsü üzerindeki noktalar görüntünün histogramı kullanılarak hesaplanan bir eşik değerine göre eşiklendikten sonra tekrar morfolojik bir süzgeçten geçirilerek mikrokalsifikasyonlar ile hastalık belirtisi göstermeyen (FP – False Positive) bölgeler ayrılır.

Bu bölümde öncelikle matematiksel morfolojinin teorisi anlatılacaktır. Morfolojik işlemler, kenar belirleme, bölge ayırma ve görüntüyü netleştirme gibi bir çok görüntü işleme yöntemleri için kullanılabilir.

3.2 Teori

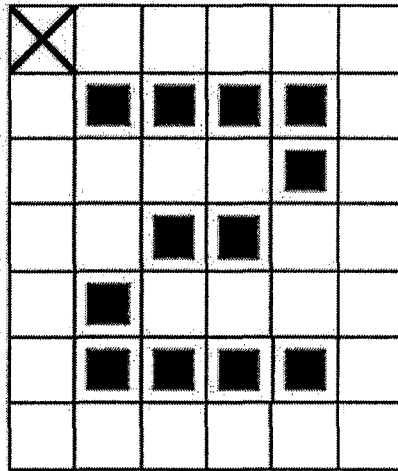
Matematiksel morfoloji, görüntünün şekilsel yapısına dayanan kümeler teorisi üzerinde kurulmuş bir yaklaşımdır. Matematiksel morfoloji teorisinin temelleri ilk olarak Georges Matheron ve Jean Serra tarafından 1980'li yıllarda

atılmıştır [9]. Bu metodun temelinde iki morfolojik operatör olan aşınma (erosion) ve genişleme (dilation) yatmaktadır. Dijital sinyaller için aşınma işlemi, bir Minkowski küme çıkarma işlemidir (kümeler cebirinde bu kesişim işlemidir), genişleme işlemi ise Minkowski küme toplama işlemidir (kümeler cebirinde bu birleşim işlemidir). Bu işlemler Serra tarafından ikili olmayan sinyallere de genişletilmiştir [9].

Morfoloji kümeler teorisine dayanmaktadır, gerçek görüntüleri de noktalar kümesi olarak modellenebilir. İkili görüntüdeki her bir nokta koordinat gösteren bir çift tamsayı ($\in Z^2$) ile temsil edilmiştir. Gri ölçek için üçlü tamsayı kümeleri ($\in Z^3$) kullanılır. Şekil 3.1 'de bir ikili görüntünün siyah kareler ile temsil edilen noktalar kümesi örneği görülmektedir. Orijin bir sol üst köşe olarak belirlenmiştir. Şekildeki noktalar kümesini X ile ifade edecek olursak;

$$X = \{(1,1), (1,2), (1,3), (1,4), (2,4), (3,2), (3,3), (4,1), (5,1), (5,2), (5,3), (5,4)\}$$

dir.



Şekil 3.1 Bir noktalar kümesi örneği

Bir morfolojik dönüşüm (Ψ), bir B yapısal eleman (structuring element) olarak adlandırılan noktalar kümesi ile görüntünün (X noktalar kümesi) ilişkisi olarak söylenebilir. Bir X görüntüsü üzerinde uygulanan $\Psi(X)$ dönüşümü, B

yapısal elemanın bütün görüntü üzerinde sistematik olarak hareketi ile tanımlanan, X ile B 'nin her bir pozisyonun oluşturduğu noktaların ilişkisidir.

3.3 Morfolojik İşlemler

3.3.1 Genleşme (Dilation) İşlemi

Morfolojik *genleşme* (dilation) işlemi Minkowski küme toplama işlemi olarak tanımlanır.

$$((a, b) + (c, d)) = (a + c, b + d)$$

Bir X kümesi ile B yapısal elemanı üzerinde uygulanan genleşme işlemi $X \oplus B$ şeklinde gösterilir. Genleşme işleminin tanımını :

$$X \oplus B = \{p \in Z^2 : p = x + b, x \in X, b \in B\}$$

dir.

Şekil 3.1'de gösterilen noktalar kümesinin matematiksel gösterimi ile genleşme işlemi uygulandığında

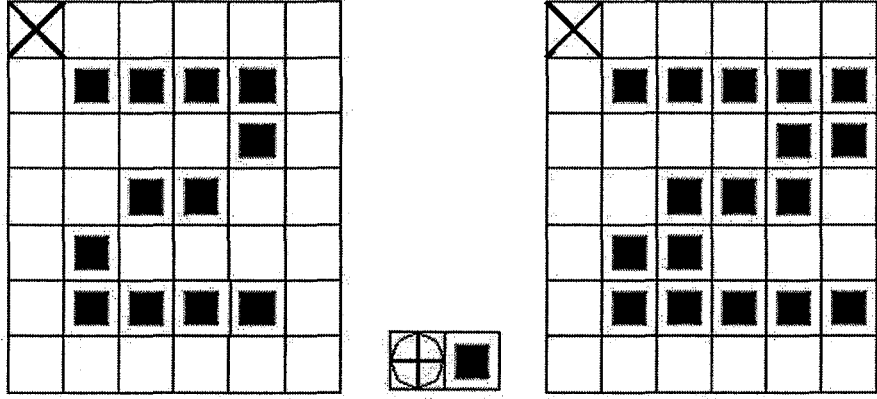
$$X = \{(1,1), (1,2), (1,3), (1,4), (2,4), (3,2), (3,3), (4,1), (5,1), (5,2), (5,3), (5,4)\}$$

$$B = \{(0,0), (0,1)\} \quad (\text{Yapısal Eleman})$$

$$X \oplus B = \{(1,1), (1,2), (1,3), (1,4), (2,4), (3,2), (3,3), (4,1), (5,1), (5,2), (5,3), (5,4), (1,5), (2,5), (3,4), (4,2), (5,5)\}$$

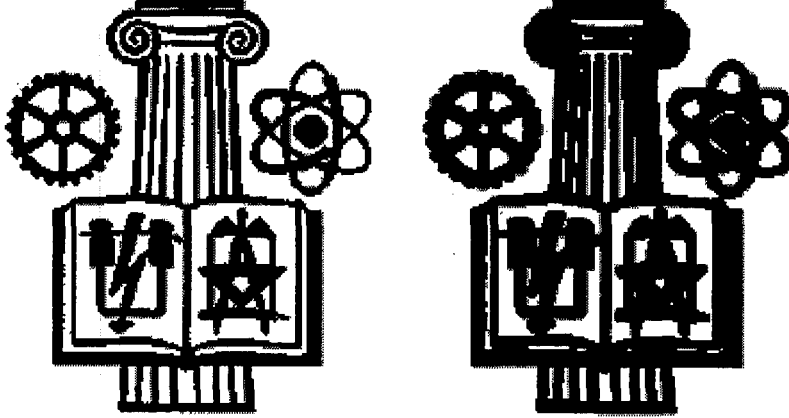
şeklinde olur.

Bu örnek olarak yapılan genleşme işleminin gösterimi Şekil 3.2'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2 Solda X kümesi, ortada B yapısal elemanı, sağda ise genişleme işlemi sonucu.

Şekil 3.3'de ise bir sayısal görüntünün 3×3 boyutlarda yapısal eleman ile genişleme işlemi uygulanmış sonuç gösterilmektedir. Genleşme işlemi uygulanmış bir görüntüde gözlenen sonuçlar, görüntüdeki deliklerin ve boşlukların doldurulması ve köşe noktaların yumuşamasıdır.



Şekil 3.3 Solda orijinal görüntü, sağda genişleme işlemi uygulanmış görüntü (3×3 'lük yapısal eleman kullanılarak).

3.3.2 Aşınma (Erosion) İşlemi

Morfolojik *aşınma* (erosion) işlemi de Minkowski küme çıkarma işlemi olarak tanımlanır ve \ominus işareti ile gösterilir. Tanım olarak

$$X \ominus B = \{p \in Z^2 : p + b \in X, \forall b \in B\}$$

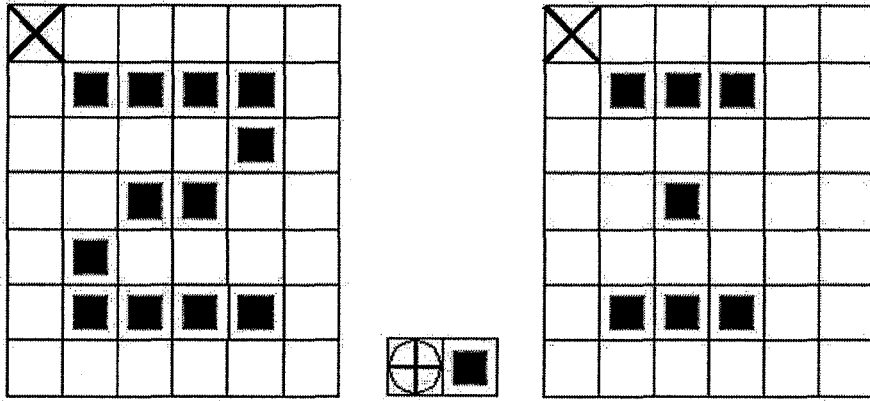
Aşınma işlemi sonucunda B kümesi içerisindeki her b noktası için bütün $p + b$ noktaları X kümesi içerisinde olacak şekilde p noktaları elde edilir. Bunu aşağıdaki şekilde bir örnekle gösterilebilir.

$$X = \{(1,1), (1,2), (1,3), (1,4), (2,4), (3,2), (3,3), (4,1), (5,1), (5,2), (5,3), (5,4)\}$$

$$B = \{(0,0), (0,1)\}$$

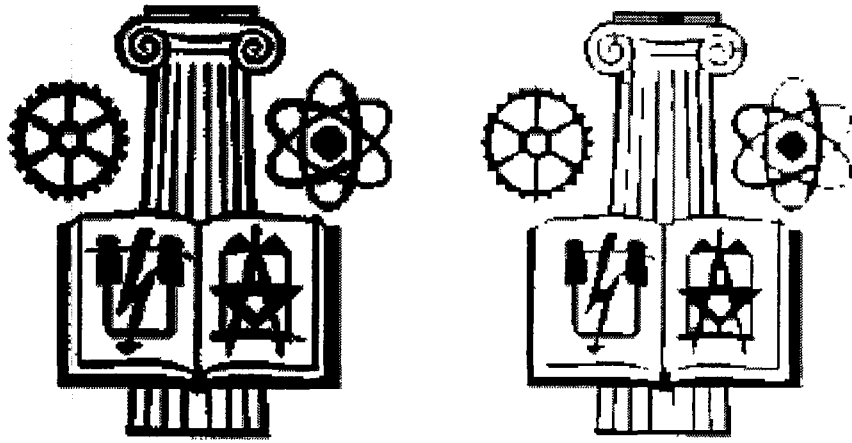
$$X \ominus B = \{(1,1), (1,2), (1,3), (3,2), (5,1), (5,2), (5,3)\}$$

Cebirsel olarak gösterilen bu örneği şekilsel olarak aşağıdaki biçimde göstermek mümkündür.



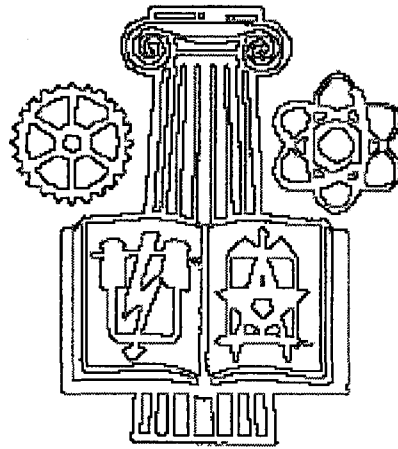
Şekil 3.4 Solda X kümesi, ortada B yapısal elemanı, sağda ise aşınma işlemi sonucu.

Aşınma işlemi sonucunda elde edilen görüntü orijinal görüntüye göre daha az dolu piksele sahiptir. Bu işlem sonucunda görüntü üzerinde bazı ayrıntıların dokunuşlar ve yarımada şeklindeki yapılar kaybolması sağlanmaktadır. Aşağıdaki şekilde sayısal bir görüntünün aşınma işlemi sonucunda elde edilen hali gösterilmiştir.



Şekil 3.5 Solda orijinal görüntü, sağda aşınma işlemi uygulanmış görüntü. (3×3 'lük yapısal eleman kullanılarak)

Yukarıda anlatılan temel iki morfolojik işlem ile bir görüntü üzerindeki objelerin çerçeveleri kolaylıkla ortaya çıkarılabilmektedir. Şekil 3.6'de sayısal bir görüntüde, orijinal görüntüden aşınma işlemi uygulanmış bir görüntü çıkarıldıktan sonra elde edilen bir görüntü gösterilmiştir. Elde edilen görüntüye bakıldığında objelerin çerçeveleri daha belirgin bir şekilde görülmektedir.



Şekil 3.6 Orijinal görüntüden aşınma işlemi uygulanmış görüntünün sonucundaki objelerin çerçeveleri.

Aşınma ve genişleme işlemleri kayıplı işlemlerdir. Bunun anlamı, bir görüntü üzerinde aşınma işleminden geçirildikten sonra genişleme işlemi uygulanırsa, orijinal görüntü elde edilememektedir; orijinal görüntünün yerine ondan biraz daha basitleşmiş ve detayları azaltılmış bir görüntü elde edilmektedir. Aşınma ve genişleme işlemlerinin kombinasyonları önemli morfolojik dönüşümlerin oluşmasını sağlamaktadır [9,14].

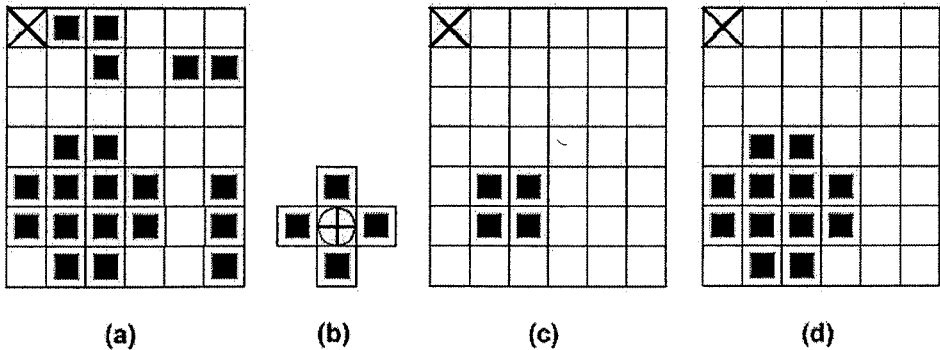
3.3.3 Açma (Opening) ve Kapama (Closing) İşlemleri

Aşınma işleminin hemen beraberinde uygulanan genişleme işlemi *açma* (opening) olarak adlandırılır. Bir X kümesinin bir B yapısal elemanı ile açma işlemi uygulanmış şeklinin tanımı:

$$X \circ B = (X \ominus B) \oplus B$$

şeklindedir.

Açma işleminde de aşınma işlemi gibi benzer işlevler yapılır. Görüntüdeki nesnelere ve nesnelere arasındaki boşluklar eğer yapısal elemandan küçük ise temizlenir ancak kalan nesnelere orijinal görüntüdeki şekillerinden biraz daha küçük halde gelirler. Şekil 3.7'de aynı yapısal eleman ile aşınma ve açma işlemleri uygulanmış örnek gösterilmiştir.

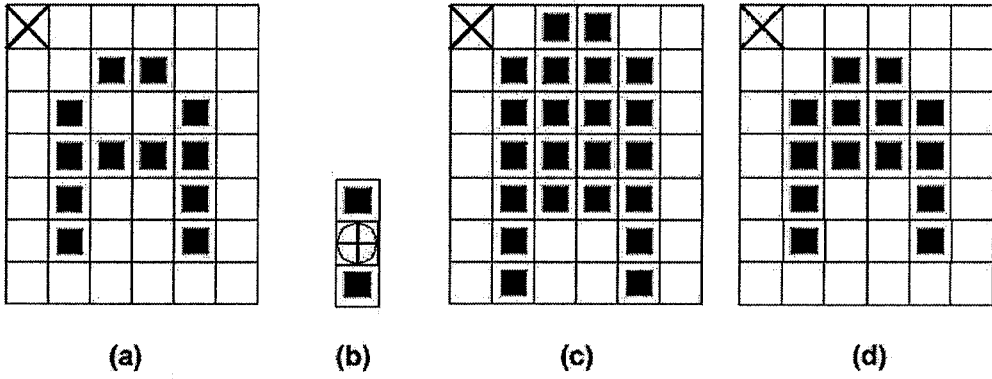


Şekil 3.7 Orijinal (a) kümesinin aynı yapısal element (b) ile uygulanan aşınma (c) ve açma (d) işlemleri uygulanmış hali.

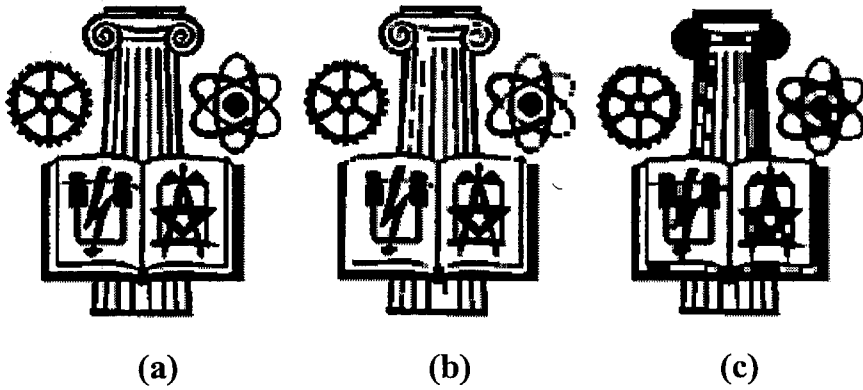
Çift işlem olan *kapama* (closing) işlemi ise, önce genişleme işleminden sonra gelen aşınma işlemidir. Tanım olarak aşağıdaki gibidir:

$$X \bullet B = (X \oplus B) \ominus B$$

Kapama işlemi sonunda görüntü üzerindeki noktalar birbirlerini kapatırlar, görüntüdeki ana hatlar biraz daha dolgunlaşır. Genleşme işlemindeki gibi bu işlemde de birbirine yakın olan köşeler birleşir. Fakat kalan şekiller orijinal görüntüde olduğu gibi kalır.



Şekil 3.8 Orijinal (a) kümesinin aynı yapısal element (b) ile uygulanan genişleme (c) ve kapama (d) uygulanmış hali.



Şekil 3.9 Orijinal görüntünün (a), açma (b) ve kapama (c) işlemleri uygulanmış hali. (3×3 'lük yapısal eleman kullanılarak)

3.3.4 Tepe Üstü (Top-Hat) İşlemi

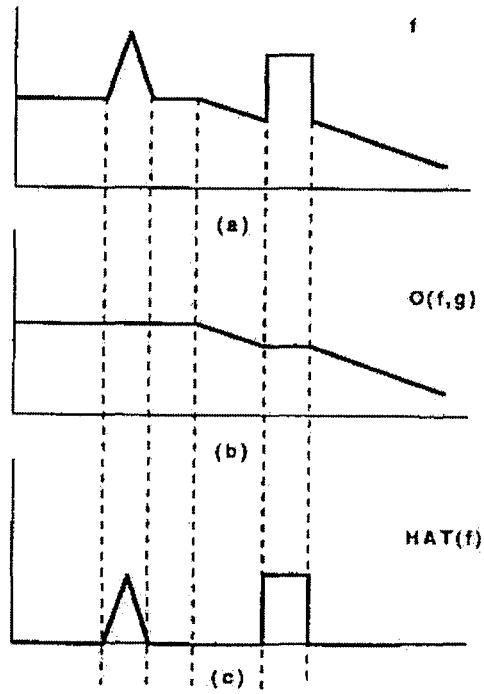
Bir X kümesine bir B yapısal elemanı ile uygulanan morfolojik *tepe üstü* (top-hat) işlemi HAT_B ile gösterilip aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır:

$$HAT_B(X) = X - (X \circ B)$$

Tepe üstü işlemi temel morfolojik operasyonlar olan aşınma ve genişleme işlemleri ile birlikte morfolojik açma işlemi kullanılarak elde edilen bir işlemidir. Tepe üstü işlemi, bir X kümesi, bir B yapısal elemanı ile açma işleminden geçirildikten sonra, ilk halinden (X 'den) çıkarılması işlemidir. Bu çıkarma işlemi sonucunda elde edilen değerlerin sıfırdan küçük olması mümkün değildir. Çünkü açma işlemi sonucunda elde edilen değerler o kümenin eski değerlerinden küçük olacağından çıkarma işlemi sonucu hep pozitifdir. Bunu sayısal görüntü üzerinde gözle görmek mümkündür.

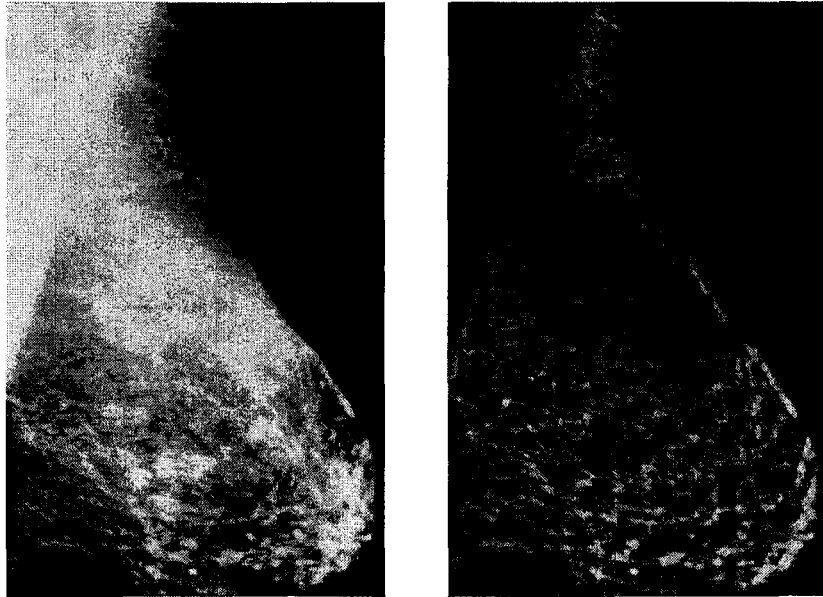
Bir görüntü açma işleminde geçirildikten sonra piksel bazında orijinal görüntüden daha alt düzeyde bir görüntü elde edilmektedir (orijinal görüntüdeki şekillerin daha küçük hale gelmesi, hatta ortadan kaldırılması gözle görülebilir). Dolayısıyla tepe üstü operasyonunda elde edilen görüntü pikselleri her zaman sıfırdan büyük bir değer almaktadır. Tepe üstü operasyonu sonucunda elde edilen görüntüde orijinal görüntü üzerindeki üst düzeydeki piksel değerleri kalmaktadır.

Bir mamogram görüntüsü gri düzeyde bir görüntü olduğundan mamogram görüntüsü üzerinde bir tepe üstü işlemi uygulandığı zaman görüntü üzerindeki açık renkte olan piksellerin oluşturduğu bölgeler kalmakta diğer bölgeler ortadan kaldırılmaktadır. Bu olay görüntü üzerindeki sert geçişlerin olduğu bölgeler ile diğer bölgeleri birbirinden ayırma işlevi görmektedir. Aşağıdaki şekilde tepe üstü işleminin sonucunu tek boyutlu bir sinyal üzerinde göstermek daha açıklayıcı olacaktır.



Şekil 3.10 Bir f sinyaline (a) önce açma uygulandıktan sonra (b), orijinal halinden çıkarılmasıyla elde edilen tepe üstü işlemi uygulanmış hali (c) görülmektedir.

Aşağıda ise bir mammogram görüntüsü dijital görüntü üzerinde tepe üstü işlemi uygulanmış bir görüntü görülmektedir.



(a)

(b)

Şekil 3.11 Orijinal mammogram görüntüsü (a), tepe üstü işlemi uygulanmış görüntü (b)

3.4 Mikrokalsifikasyonların Matematiksel Morfoloji Yoluyla Belirlenmesi

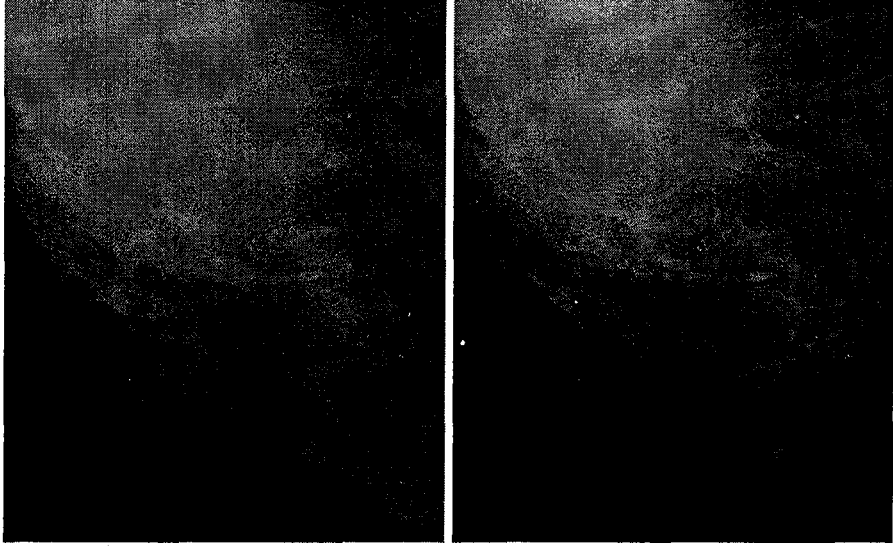
Yapılan bu çalışmada, mikrokalsifikasyonların belirlenmesi aşaması bir algoritma içerisinde toparlanmıştır. Bu algoritmanın aşamaları ;

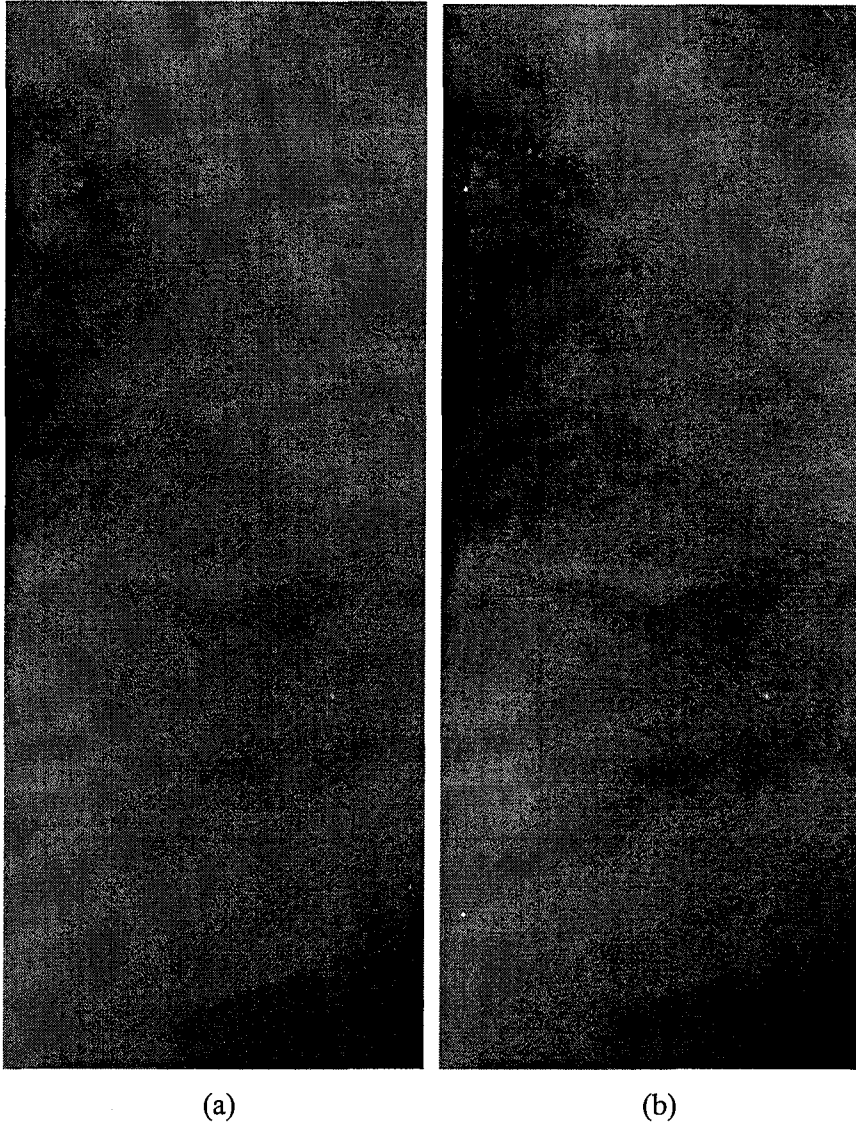
- Karşıtlığı Arttırma (Contrast Stretching),
 - Morfolojik Tepe-üstü Dönüşümü (Morphological Top-Hat Transform),
 - Özuyarlamalı Eşikleme (Adaptive Thresholding)
 - Morfolojik Açma (Morphological Opening)
- şeklindedir.

Mamogram görüntüsü ilk olarak karşıtlık arttırma aşamasından geçirilerek daha net bir görüntü elde edilmektedir. Elde edilen görüntü morfolojik tepe üstü işleminden geçirilerek görüntüdeki parlak noktalar ayrıştırılmaktadır. Bu işlemden sonra görüntüdeki histogram eğrisine bağlı olarak bir eşik değeri bulunur ve bu eşik değeri kullanılarak mamogram görüntüsü üzerindeki parlak noktacıklar olarak mikrokalsifikasyonlar ve görüntüdeki diğer parlak noktalar belirlenir. Bu aşamada görüntüde beyaz noktacıklar halinde mikrokalsifikasyonlarla beraber çok sayıda beyaz noktacık görülmektedir. Son aşama olarak uygulanan morfolojik açma işlemindeyse görülen noktacıklar bir süzgeçten geçerek mikrokalsifikasyonlar belirlenmektedir.

Mamogram görüntüsü karşıtlık değeri düşük gri düzeyde bir görüntüdür. Göğüsteki yoğun dokular (lif dokusu ve salgı bezleri) ile şüpheli bölgeler (mikrokalsifikasyonlar, kitleler) üst üste gelerek çakışmaktadır. Lif dokuları, salgı bezleri ile mikrokalsifikasyonlar dan oluşan şüpheli bölgelerin çakışması sonucunda ayırt edilmesi güç bir görüntü oluşmaktadır. Şüpheli bölgeler ile

göğsün diğer dokuları arasındaki farkı daha belirgin bir hale getirmek için “150” değerinde bir karşıtlık değeri uygulanarak görüntüye bir netlik kazandırılmıştır. Şekil 3.12 ‘de karşıtlık arttırma işlemi uygulanmış iki görüntü görülmektedir. Sol taraftaki görüntüler orijinal görüntü olup sağ taraftaki görüntüler ise karşıtlığı arttırılmış görüntülerdir.



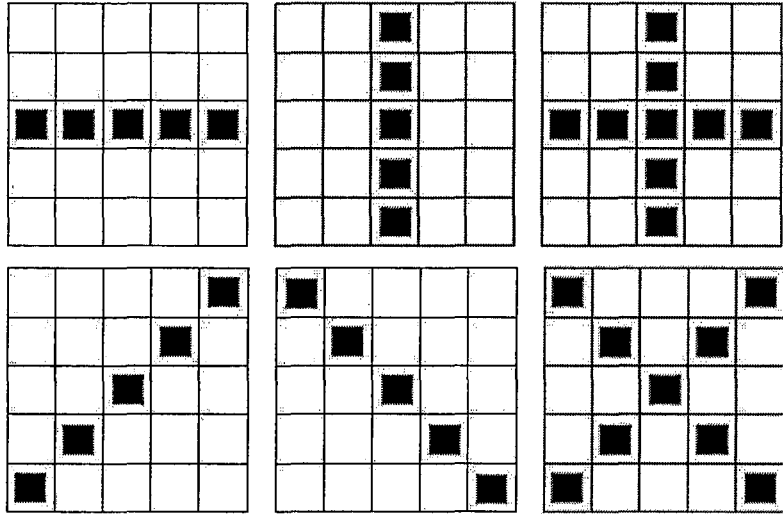


Şekil 3.12 (a) Orijinal görüntüler (b) kontrast artırma işlemi uygulanmış daha net görüntü.

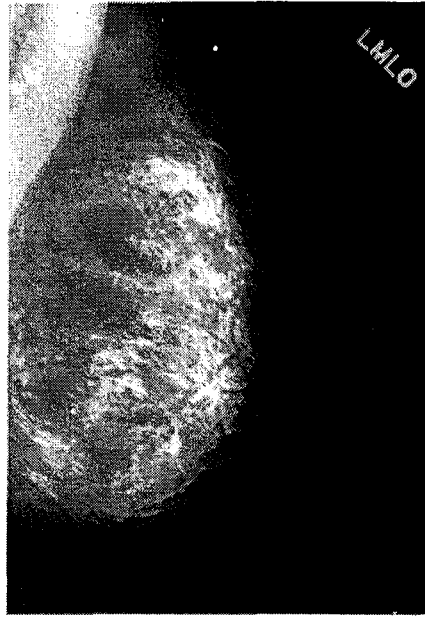
Morfolojik tepe-üstü dönüşümü, orijinal görüntüden morfolojik açma işlemi uygulanan görüntünün fark görüntüsü alınarak yerine getirilir. Morfolojik açma işlemi yukarıdaki ünitelerde anlatıldığı üzere “aşınma (erosion)” ve “genleşme (dilation)” işlemlerinin birbiri ardına uygulanması ile yapılmaktadır.

Morfolojik aşınma (erosion) işlemini özetleyecek olursak; görüntü 5×5 'lik pencereye ayrılarak incelenir. 5×5 'lik pencere içerisindeki her piksel üzerinde işlem yapılabildiği gibi mikrokalsifikasyonların şekillerine göre yatay, dikey,

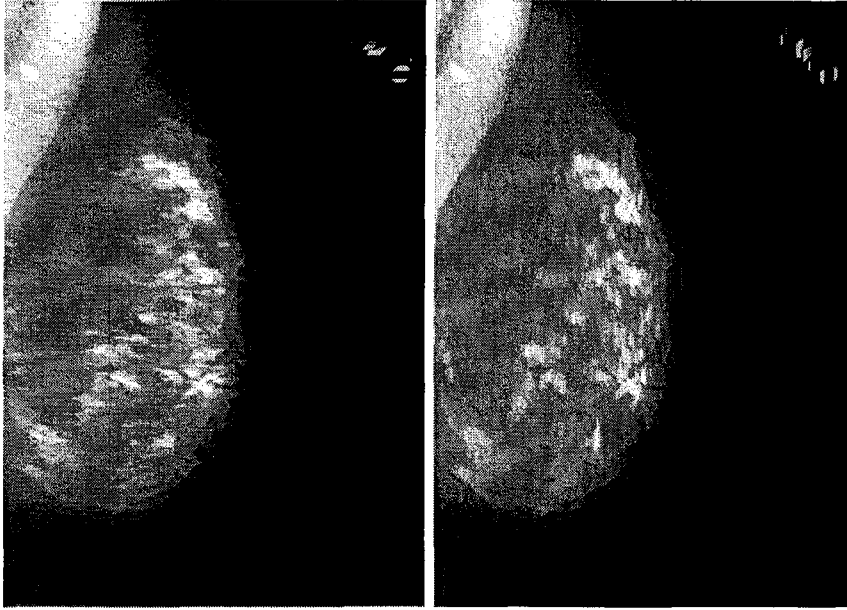
çapraz vb. şekillerde maskeler kullanılabilir. Şekil 3.13 'de bu sistemde kullanılan maske çeşitleri görülmektedir. Öncelikle 5×5 'lik pikseller büyükten küçüğe doğru sıralanarak bir yığma (stack) kopyalanır. 5×5 'lik pencere içerisindeki merkez nokta yığın içerisindeki en küçük piksel değeri ile değiştirilir. Bu işlem 5×5 'lik pencereler ile bütün pikseller üzerinde uygulanarak yeni bir görüntü oluşturulur. Morfolojik açma işlemi ile oluşturulan görüntü orijinal görüntüye oranla daha net ve orijinal görüntüdeki birçok parlak noktadan arınmış bir görüntüdür. Şekil 3.14 'de farklı maske çeşitleri kullanılarak morfolojik açma işlemi uygulanmış görüntüler görülmektedir.



Şekil 3.13 Kullanılan maske çeşitleri



(a)



(b)

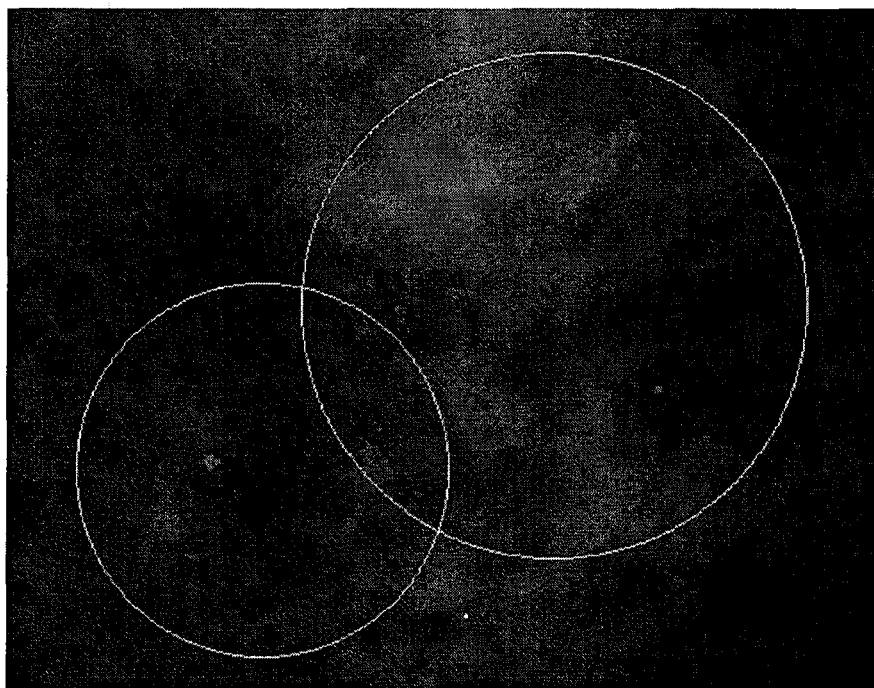
(c)

Şekil 3.14 Orijinal (a) görüntüsü üzerine yatay (b) maske ile açma işlemi uygulanmış görüntü ve dikey (c) maske ile açma işlemi uygulanmış görüntü. Farklı maske çeşitleri ile farklı çıktı görüntüleri görülmekte.

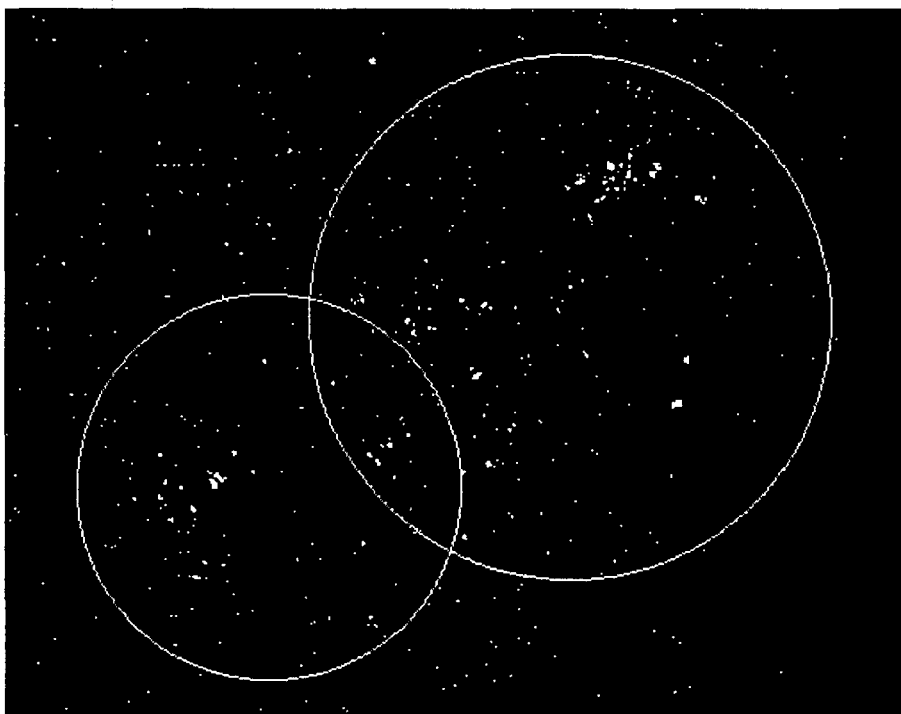
Görüntü üzerinde açma işlemini tamamlayabilmek için oluşturulan görüntüye genleşme (dilation) işlemi uygulanır. Genleşme işleminde ise yukarıda bahsedilen aşınma işleminin tersi olarak yığın içerisindeki en büyük değer uygulanarak tamamlanır. Görüntünün ilk halinden, morfolojik açma işlemi ile elde edilen görüntü birbirinden çıkarılarak yeni bir görüntü elde edilir. Elde edilen yeni görüntü morfolojik tepe-üstü işlemi uygulanmış görüntüdür.

Algoritmanın bir sonraki basamağındaysa, tepe-üstü işlemi uygulanmış görüntü özuyarlamalı eşikleme yöntemi ile elde edilen eşik değeriyle karşılaştırılır. Burada eşik değeri, görüntü üzerindeki gri seviye bileşenlerinin ne kadar bulunduğunu gösteren görüntü histogramından yararlanılarak hesaplanır. Görüntü histogramı üzerindeki en yüksek iki değerdeki gri seviye değerlerinin oranları ile elde edilen değere bakılarak bulunan eşik değeri ile elde edilen görüntüde mikrokalsifikasyonlar ile birlikte ufak parlak noktalardan oluşan görüntü elde edilmektedir.

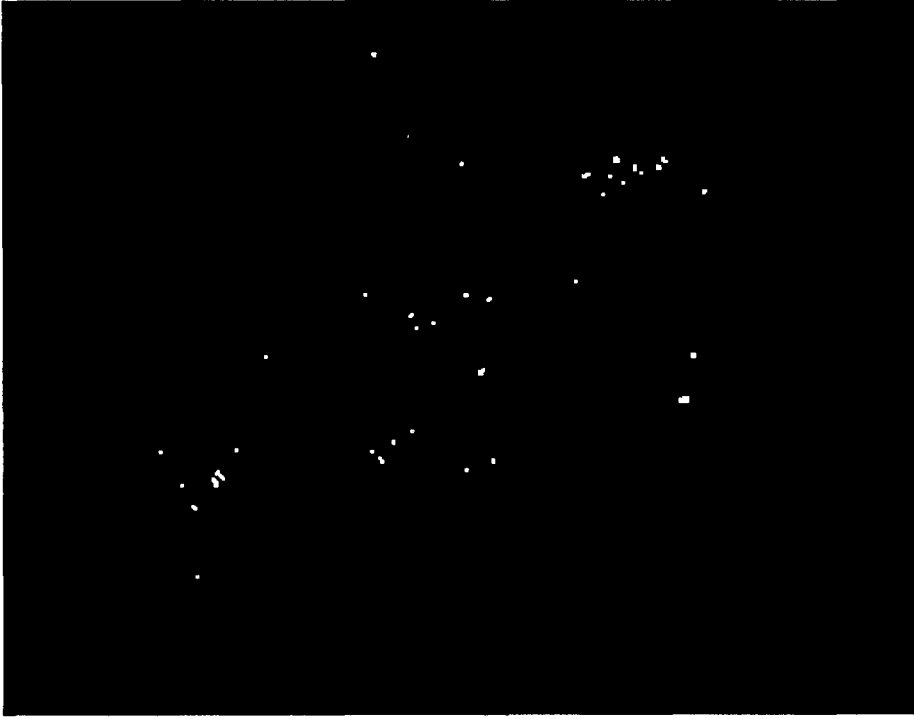
Son aşamada ise, oluşan ufak parlak noktalar ile mikrokalsifikasyonların ayırt edilmesi aşaması olan morfolojik açma işlemi 2×2 'lik ufak bir pencere uygulanarak elde edilen görüntüde mikrokalsifikasyon taşıyan bölgeler görülebilecek hale getirilmektedir (Şekil 3.15).



(a)



(b)



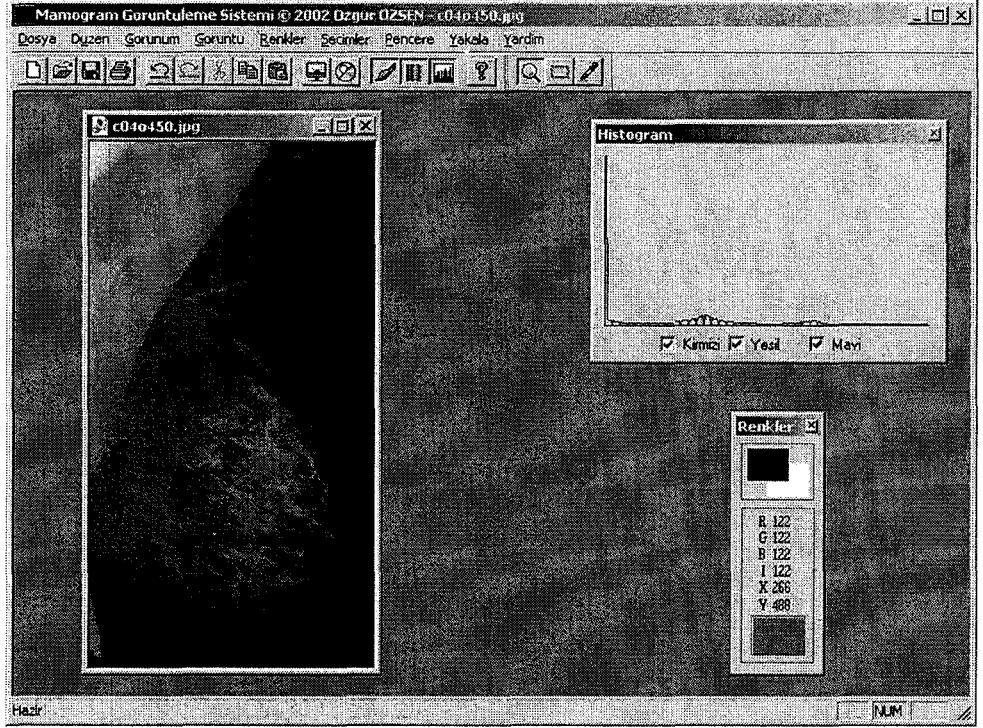
(c)

Şekil 3.15 (a)Uzman radyologlar tarafından belirlenmiş mikrokalsifikasyonlu bölgeler içeren orijinal görüntü, (b) tepe-üstü işlemi uygulanmış ve eşiklenmiş görüntü üzerindeki çok sayıdaki ufak parlak noktalar görünmekte, (c) 2×2 'lik açma işlemi uygulanarak mikrokalsifikasyonların ayrıldığı görüntü.

4 Sistemin Kullanımı

1920'lere basit yollarla yapılan Sayısal Görüntü İşleme (SGİ) sistemleri günümüze kadar bilgisayarların gelişmesiyle birçok aşamadan geçmiştir. Son otuz yıl içerisinde büyük gelişmeler gösteren SGİ sistemleri, çoğunlukla televizyon, uydu haberleşmeleri ve tıp alanlarında sıkça kullanılmaktadır.

Bu sistemde, bilgisayarlı mamografi cihazlarının elde ettiği sayısal mamogram görüntüleri üzerinde önceki ünitelerde anlatılan görüntü işleme teknikleri kullanılarak, radyologun mamogramlar üzerinde dikkatini çekecek ve ona yardımcı olacak bir bilgisayar yazılımı hazırlanmıştır. Sistemde frekans süzgeçleri teknikleri yanında görüntü morfolojisi yöntemleri adı altında yeni metotlar kullanılmıştır. Kullanıcı arayüzü Microsoft Visual C++ 6.0 ortamında geliştirilmiş olup, windows işletim sistemi olan herhangi bir bilgisayarda çalışabilmektedir.



Şekil 4.1 Sistemin kullanıcı arayüzü

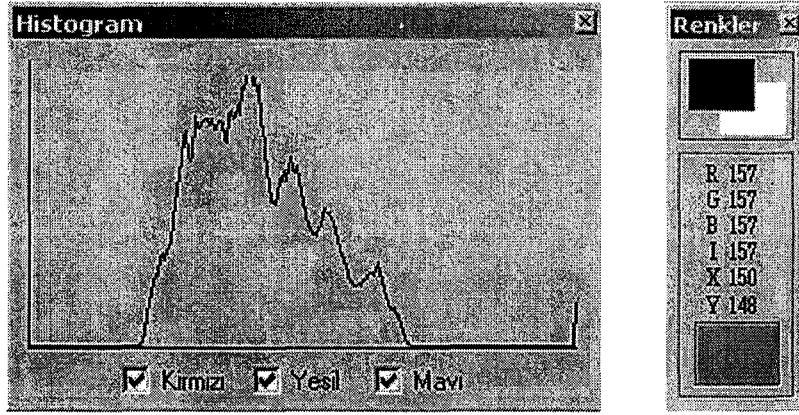
Kullanılacak mamogram görüntüsü bir görüntü dosyası olarak bilgisayara konulmaktadır. Radyolog, okunan mamogram görüntüsü üzerinde diğer standart Windows uygulamalarında olduğu gibi ana menü üzerindeki alt menülerden yararlanarak işlem yapabilmektedir. Ana menünün altında bulunan araç çubuğu üzerinde bulunan tuşlarla menü üzerindeki bazı işlevler daha pratik olarak yapılmaktadır. Aynı zamanda araç çubukları üzerinde en sağda bulunan (Şekil 4.2) tuşlar ile görüntü üzerinde yakınlaştırma-uzaklaştırma, belirli bir alanı seçerek sadece o alan içerisinde işlem yapabilme ve görüntü üzerindeki bir pikselin rengini seçebilme gibi işlevler gerçekleştirilebilmektedir.



Şekil 4.2

Windows altında çalışan sistemler pencerelerden oluşan programlar olduklarından kullanıcı aynı anda birden fazla mamogram görüntüsünü

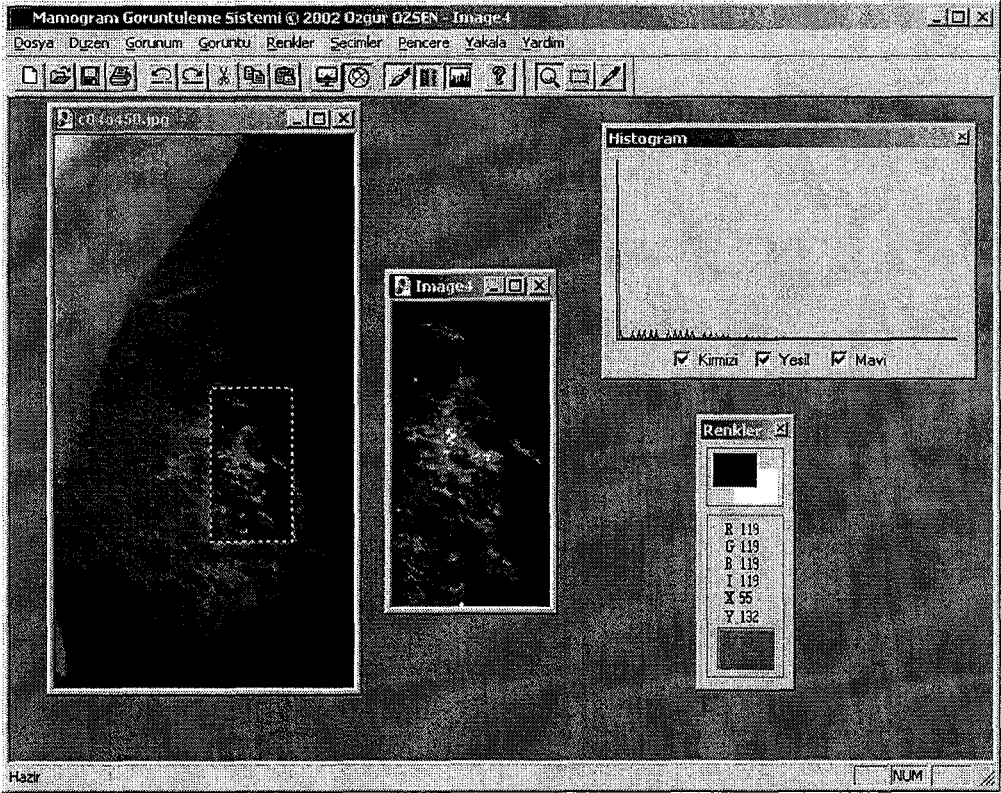
açabilmekte ve onlar üzerinde farklı işlemler yaparak karşılaştırabilmektedir. Programda mamogram görüntülerinin yanında iki adet ilave pencere daha bulunmaktadır. Bu pencerelerden biri görüntü üzerindeki histogram grafiğini gösteren pencere ve bir diğeri ise görüntü üzerindeki piksellerin renk değerlerini,yoğunluk değerlerini ve koordinatlarını gösteren renkler penceresidir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 Solda histogram penceresi, sağda renkler penceresi

Kullanıcı ana menüdeki menülerden görüntü menüsü içerisinde bulunan işlemleri uygulayabilmektedir. Bu menüyle süzme, eşikleme, parlaklık ve kontrastlık işlemleri yanında görüntü üzerinde yön değiştirme, ters çevirme gibi işlemler yapılabilmektedir. Önceki ünitelerde anlatılan görüntü işleme teknikleri bu menü içerisinde bulunmaktadır.

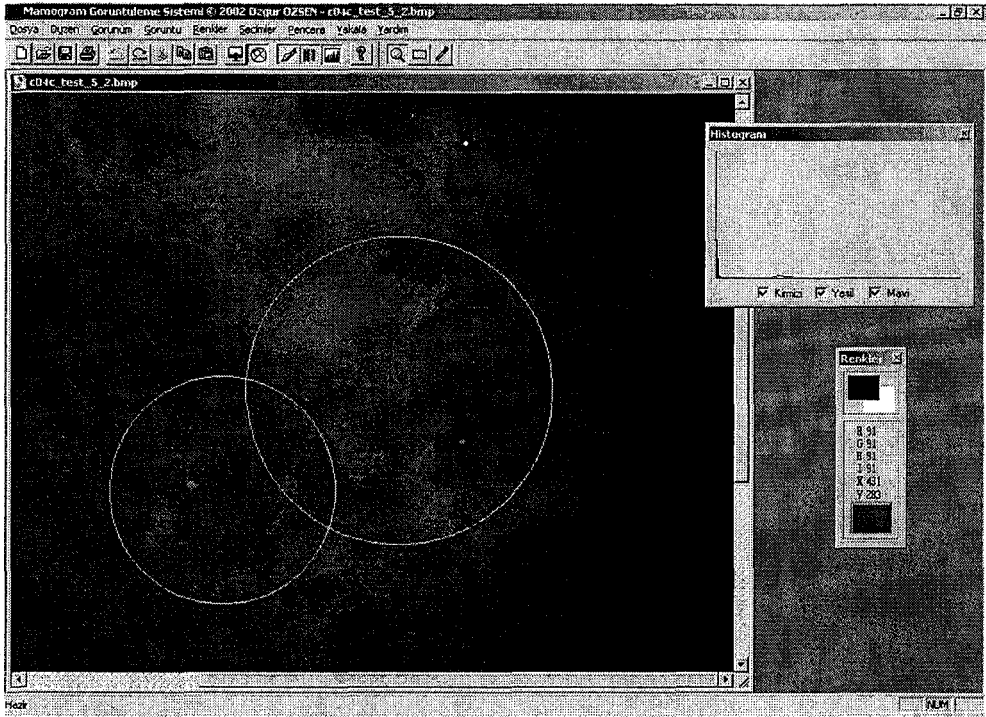
Radyolog, bir mamogram görüntüsünün tamamında işlem yapabildiği gibi Şekil 4.2'deki tuşlar arasından ortadaki kare şeklinde sembol görülen tuş ile görüntüde işaretleyebileceği istediği bir kısımda da işlem yapabilmektedir. İşlem yaptığı bölge üzerinde daha detaylı çalışmak için şüpheli bölgeyi yeni bir görüntü olarak bilgisayarının depolama aygıtlarına bir görüntü dosyası olarak saklayabilmekte ve istediği zaman tekrar inceleyebilmektedir.



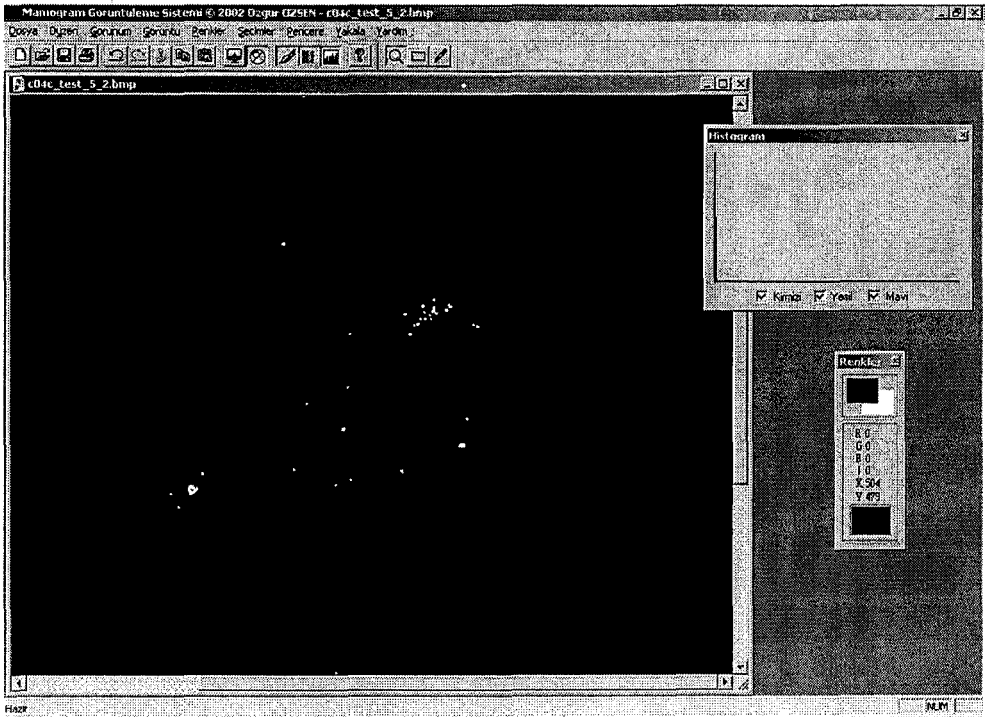
Şekil 4.4

Kullanımı kolay olan bu sistem ile sayısal mamogram görüntüleri üzerinde teşhiste yardımcı olacak bir yapı sunulmuştur. Radyologlar, kanser riski taşıyan görüntü üzerinde çeşitli işlemler uygulayarak teşhis yapabilmektedir.

Hazırlanan sistem, sayısal mamogram görüntüleri üzerindeki mikrokalsifikasyonların yerlerini belirlemektedir. Görüntü üzerinde mikrokalsifikasyonların tespit edilmesi aşaması uygulanmış görüntü Şekil 4.5'de gösterilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4.5 Uzmanlar tarafından mikrokalsifikasyon bulunan bölgenin belirlenmiş şekli (a).

Sistemin belirlediği mikrokalsifikasyonlu bölgeler (b).

5 Sonuç

Bu yüksek lisans tez çalışmasında mamogramlar üzerinde kanserli bölgelerin tespiti için matematiksel morfolojik işlemlerin yanı sıra mikrokalsifikasyonların belirlenmesi aşamasında kullanılmak üzere maskeleme çeşitlerinin de birleştirilmesiyle elde edilen bir yöntem ile birlikte bulanık sinir ağ (fuzzy-neural) temelli bir başka sistem [24,25] ile karşılaştırılmıştır. Hazırlanan yazılım platformu ileride eklenecek olan yeni uygulamalar için nesne tabanlı (object oriented) olarak tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Mamogram üzerindeki mikrokalsifikasyon öbeklerinin saptanması, meme kanserinin erken teşhisinde önemli rol oynamaktadır. Meme kanserinin ölümcül bir hastalık olup erken teşhis ile ölüm oranlarının en az seviyeye indirilebilmesi, mikrokalsifikasyonların belirlenmesinin önemini arttırmaktadır. Yapılan bu çalışmada mikrokalsifikasyonların belirlenmesi amacıyla karşıtlık artırılması (Contrast Stretching), Morfolojik Tepe-üstü Dönüşümü (Morphological Top-Hat Transform), Özuyarlamalı Eşikleme (Adaptive Thresholding) ve Morfolojik Açma (Morphological Opening) kullanılmıştır.

Algoritmanın uygulandığı mammogram görüntüleri Hospital Nijmegen Üniversitesi'nden Niko Karssemeijer tarafından sayısallaştırılan görüntülerdir ve bu görüntüler internet üzerinden kamuya açıktır [26]. Her görüntüdeki kanserli bölgeler ve boyutları ayrı bir dosyada uzman radyologlar tarafından belirtilmiştir. Algoritma toplam 17 adet mamogram görüntüsü üzerinde denenmiş ve mikrokalsifikasyon içeren bölgelerin %82.2 ünün bulunduğu gözlenmiştir. Görüntülere göre algoritmanın bulduğu sonuçlar Tablo 5.1 de verilmektedir.

Mikrokalsifikasyonların şekilleri dairesel, kavissel, yatay ve dikey uzantılarda olabilecekleri için kullanılacak süzgeçleme yöntemi içerisinde farklı şekillerde maskeleye çeşitlerinin kullanılması daha uygun görülmüştür. Algoritma sonucunda elde edilen görüntü üzerinde mikrokalsifikasyonların yanı sıra diğer parlak noktaların ortadan kaldırılması için küçük boyutta bir pencere kullanılarak uygulanan morfolojik açma işleminin uygulanması mikrokalsifikasyonların sınırları hakkında fazla bozulmalara imkan vermeden yeterli bilgiyi verdiği görülmüştür.

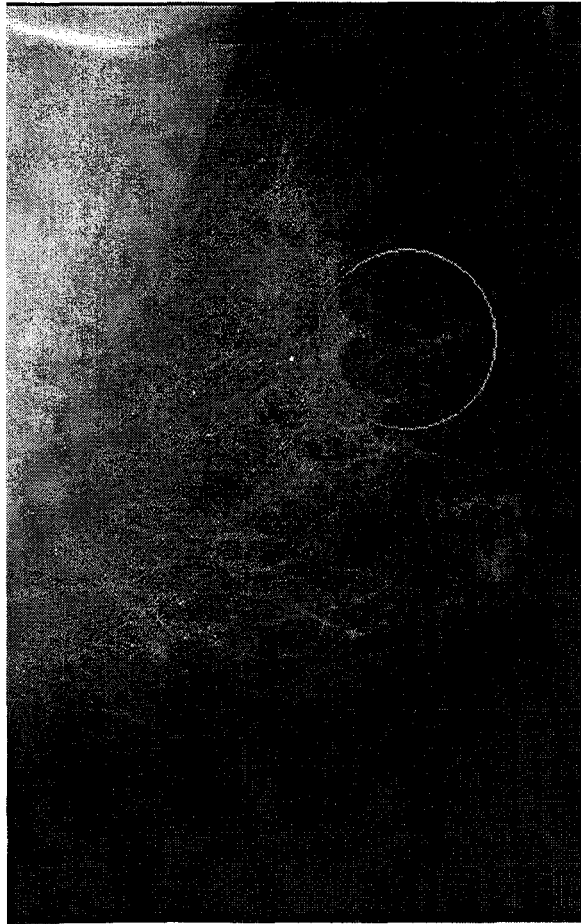
Mamogram Numarası	Mikrokalsifikasyon Sayısı	Sistemin Belirlediği Mikrokalsifikasyon Sayısı	Başarı Oranı
c01c	11	11	100.0%
c01o	12	11	91.7%
c02c	9	6	66.7%
c02o	10	7	70.0%
c03c	11	9	81.8%
c03o	8	4	50.0%
c04c	44	37	84.1%
c04o	27	21	77.8%
c05c	32	28	87.5%
c07c	19	18	94.7%
c07o	15	13	86.7%
c09c	15	12	80.0%
c09o	10	7	70.0%
c10c	2	2	100.0%
c11c	43	40	93.0%
c11o	37	28	75.7%
c20c	27	19	70.4%
TOPLAM	332	273	82.2%

Tablo 5.1

Tablo 5.1’de görüldüğü üzere sistemin “mikrokalsifikasyonları belirleme başarısı” %82,2 olarak hesaplanmaktadır. Tablodaki başarı oranlarına

bakıldığında, bazı görüntülerdeki başarı oranları %50 'lere kadar düşmektedir. Bunun sebebi, mamogram görüntüsü üzerindeki çok ufak çaptaki mikrokalsifikasyonların süzme işlemi sonunda kaybolması olarak açıklanabilir.

Sistemi, John Zakos ve Brijesh Verna'nın bulanık-sinir ağları ile hazırladıkları (Breast Cancer Diagnoser – BCD) sistemi ile karşılaştıracak olursak, bu sistemin BCD 'ye nazaran daha iyi sonuç verdiği görülmektedir. BCD sisteminin bulduğu bölgeler parlak beyaz noktalar ile gösterilmekte ve teşhis sonucunda işaretlenen noktaların uzmanların belirlediği bölge dışındaki birçok noktayı da işaretlediği görülmektedir (Şekil 5.2-5.3). Hazırlanan sistemin verdiği sonuca bakıldığında noktaların uzmanların belirlediği noktalar içerisindeki mikrokalsifikasyonları büyük oranda yakaladığı görülmektedir.



(a)



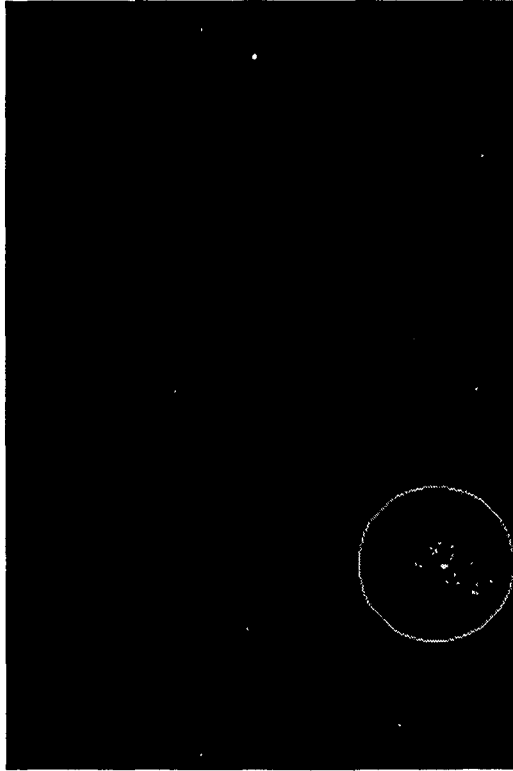
(b)

Şekil 5.2 BCD sisteminin mikrokalsifikasyonları sarı noktalar ile işaretlediği ve uzmanların şüpheli bölge olarak kırmızı daire içerisinde belirlediği görüntü (a) ve bu tez çalışması sonucunda sistemin verdiği görüntü çıktısı üzerindeki uzmanların belirlediği kırmızı daire ile çizilmiş bölge

(b).



(a)



(b)

Şekil 5.3 Bir başka mamogram görüntüsü üzerinde BCD sistemini verdiği çıktı (a) ve bu tez çalışması sonucundaki sistemin verdiği çıktı görüntü (b).

Hazırlanan yazılım kullanım bakımından kolay ve anlaşılır bir arayüze sahiptir. Kullanıcıların teknik bir bilgiye gereksinimi kalmaksızın rahat bir çalışma ortamı sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. Şu anda kullanılmakta olan versiyonunda kanser oluşumunun ön aşaması olan mikrokalsifikasyonların belirlenmesi için bir yöntem geliştirilmiş olup farklı çeşitlerdeki sayısal mamogramlar üzerinde de çalışabilecek bir yapı sisteme entegre edilmiştir.

Sistem tasarım olarak mamogram filmleri için hazırlanmıştır. Sistemin diğer radyolojik görüntüler için kullanılabilmesi sonraki çalışmalarda gerçekleştirilebilecek olup büyük bir kullanım alanına sahip olacak duruma getirilebilecektir.

6 Kaynaklar

- [1] TEUBER J., *Digital Image Processing*, Prentice-Hall, New York, USA, (1993)

- [2] LAWRENCE W. B., *The Radiologic Clinics of North America: Breast Imaging Current Status and Future Directions*, W.B. Saunders, Philadelphia, USA (1992).

- [3] GLASBEY C.A. ve HORGAN G.W., *Image Analysis for the Biological Sciences*, John Wiley & Sons, Inc., New York, USA (1995).

- [4] HOLLAND T. “*So-called interval cancers of the breast: pathologic and radiographic analysis*”, *Cancer* 1982; **49:2527-2533**

- [5] SIMONETTI G., COSSU E., MONTANARO M, CASCHILI C. ve GIULIANI V., “*What’s new in mammography*”, *European Journal of Radiology* 27, **S234–S241**, (1998)

- [6] O’DOHERTY T., “*Review of the Effective Image Processing Techniques of Mammograms*”, I.T. Centre, N.U.I., Galway

-
- [7] NAGAO M. "*Edge Preserving Smoothing*", Computer Graphics Image Processing, Vol 9, pp 394-407, (1979)
- [8] BOVIK, A. C., T. S. HUANG, ve D. C. MUNSON, "*The effect of median filtering on edge estimation and detection*", IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., Vol. 9, pp. 181-194, March 1987
- [9] SERRA J., *Image Analysis and Mathematical Morphology*, Vol 1. London : Academic (1982)
- [10] MAGAROS P. ve SCHAFER R. W., "*Morphological Filters Part I: Their Set-Theoretic Analysis and Relations to Linear Shift-Invariant Filters*", IEEE Transactions on Ocoustics, Speech and Signal Processing, Vol. ASSP-35, No. 8, August 1987
- [11] MAGAROS P. ve SCHAFER R. W., "*Morphological Filters Part II: Their Relations to Median, Order-Statistic, and Stack Filters*", IEEE Transactions on Ocoustics, Speech and Signal Processing, Vol. ASSP-35, No. 8, August 1987
- [12] LI H., WANG Y., RAY LIU K. J., LO S.B. ve FREEDMAN M.T., "*Computerized Radiographic Mass Detection – Part 1 : Lesion Site Selection by Morphological Enhancement and Contextual Segmentation*", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol.20, No.4, April 2001
- [13] MATHERON G., *Random Sets and Integral Geometry*. New York: Wiley (1974)
- [14] CAMPBELL R.L. ve YOUNAN N.H., "*Image Enhancement via Morphological Filtering*".

-
- [15] KARSSEMEJIER N, "*A Stochastic Model For Automated Detection of Calcifications in Digital Mammograms*", Department of Radiology, University of Nijmegen, The Netherlands.
- [16] MORROW W. M., PARANJAPE R. B. ve RANGAYYAN R. M. , "*Region-Based Contrast Enhancement of Mammograms*", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 11, No 3, September 1992
- [17] Yin FF ve Giger ML, "*Comparison of bilateral-substruction and single-image processing techniques in the computerised detection of mammographic masses*", Investigative Radiology (1993).
- [18] TUCERYAN M. ve JAIN K., "*Texture Analysis*", in Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision, World Scientific Publishing Co., River Edge, NJ (1993)
- [19] KLIR J. G. ve YUAN, Bo. ; "*FUZZY SETS AND FUZZY LOGIC-Theory and applications*"
- [20] McLEOD G. ve PARKIN G., "*Automatic detection of clustered microcalcifications using wavelets*", Third International Workshop on Digital Mammography, Chicago June (1996)
- [21] FREEMAN J.A. ve SKAPURA D. M., *Neural Networks Algorithms, Applications and Programming Techniques*, Addison-Wesley Publishing Co., New York, USA (1991)
- [22] HAM F. M. ve KOSTANIC I., *Principles of Neurocomputing for Science and Engineering*, Mc Graw Hill Co., USA (2001)

-
- [23] Wu Y, GIGER ML, DOI K, VYBORNÝ CJ, SCHMIDT RA ve METZ CE, "Artificial Neural Networks in Mammography: Application to Decision Making in The Diagnosis of Breast Cancer" Radiology **187:81-87**, 1993
- [24] VERNA B.K. ve ZAKOS J. "A Computer-Aided Diagnosis System For Digital Mammograms Based on Fuzzy-Neural And Feature Extraction Techniques", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine (1996)
- [25] http://intsun.int.gu.edu.au/john_z/system.zip
- [26] [http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/OtherResources.html#NIJME
GEN](http://marathon.csee.usf.edu/Mammography/OtherResources.html#NIJME_GEN)
- [27] GONZALEZ R.C., WOODS R.E., *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing, USA (1993).
- [28] JAIN A. K., *Fundamentals of Digital Image Processing*, Prentice-Hall
- [29] SAKA O., Bilişim Kültürü Dergisi , Mart 2000, Sayı 73
- [30] Maria KALLERGI, Kevin WOODS, Laurance P. CLARKE, Wei QUIAN, Robert A. CLARK, "Image Segmentation in Digital Mammography: Comparison of Local Thresholding and Region Growing Algorithms", Computerized Medical Imaging and Graphics, Vol. 16, No.5, pp.323-331, USA, 1992.