

MAMOGRAMLAR ÜZERİNDE UYGULANAN GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİNİN İNCELENMESİ

Özgür ÖZŞEN

Bilgisayar Mühendisliği Bölümü
Mühendislik Mimarlık Fakültesi, İki Eylül Kampüsü
Anadolu Üniversitesi, 26470, Eskişehir
e-posta: oozsen@anadolu.edu.tr

Anahtar sözcükler: Mamogram, Görüntü İşleme Teknikleri, Mikrokalsifikasyon.

ABSTRACT

Breast cancer is one of the most deadly diseases for middle-aged women. In this paper, a lot of techniques for computer-aided detection of breast cancer has been investigated. Mammograms (breast x-rays) are initially enhanced by either increasing the contrast of suspicious areas or by removing background noise. Various mathematical methods are then applied to detect the individual tumors depending on whether the tumour appears as a microcalcification cluster or a mass. Preliminary results indicate that image processing can extract mammographic information which is not apparent by visual inspection. The processed image may be used to assist in mammographic interpretation with the potential to diagnose breast cancer at an earlier stage.

1. GİRİŞ

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 kadına kanser teşhisi konulmakta ve görülen kanser vakalarının %31'ini göğüs kanseri oluşturmaktadır. Kadınlarda kansere bağlı ölümlerin %17'si göğüs kanseri nedeniyle olmaktadır [1]. Bu nedenle gelişmiş ülkelerde, özellikle orta yaş üzeri kadınlarda düzenli aralıklarla tarama çalışmalarına başlanmıştır. Bu çalışmalar sonucunda, ortaya fazlasıyla incelenmesi gereken göğüs röntgeni (mamogram) çıkmaktadır. Bu da radyologların kanser belirtilerini gözen kaçırma olasılığını artırmaktadır.

Göğüs hastalıklarının teşhisinde diğer görüntüleme yöntemlerine göre (manyetik rezonans görüntüleme, ultrasonografi vb.) daha yaygın kullanılan yöntem mamogram çekilmesidir. Mamogram çekiminin ucuz olması ve kanserin ilk belirtilerini gösterebilmesi nedeniyle yaygın bir kullanım alanı bulunmaktadır. Mamogramlar üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu bir

filme yansıtılmasıyla oluşmaktadır. Bu nedenle değişik dokular üst üste gelebilmekte ve radyologların algılamasını zayıflatabilmektedir. Mamogramlar üzerinde kanser belirtilerinin gözden kaçması nedeniyle her yıl bir sayıda kadın hayatını kaybetmektedir. Bu nedenle mamogramlar üzerinde görüntü işleme teknikleri kullanılarak radyologlara teşhiste yardımcı olabilecek bilgisayarlı teşhis sistemleri geliştirilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır.

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 olarak sıralanabilir. Özellikle mikrokalsifikasyonlar göğüs kanserinin en erken belirtilerindedir. Mikrokalsifikasyonlar mamogramlarda parlak noktalar olarak görünmekte ve kanserli dokularda çoğunlukla kümeler halinde bulunmaktadır.

Mamogramlar üzerinde bilgisayarlı teşhis sistemlerinin karşılaştığı sorunları üç tipe toplayabiliriz. Birincisi, farklı zeminler üzerine yerleşmiş düşük kontrastlı özelliklerin diğer dokular tarafından görülmesinin engellenmesidir. Bu bölgeler, görüntünün zeminini ve şüpheli alan üzerindeki kontrastı az olan ufak yoğunluktaki farklılıklardır. Şüpheli bölgelerin zemini, dokular ve kanallar gibi anatomik yapılardan oluşan bir görüntüdür. Ayrıca buna, görüntüleme sırasındaki istenmeyen yan etkiler, diğer bir deyişle gürültü de eklenir. Bir diğer sorun, teşhis için elde edilen bulguların yoruma açık olmasıdır. Günümüz teknolojisi ile 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 önemlidir. Diğer bir sorun ise istenilen tekniklerin uygulanabilmesi ve

teşhis için yüksek çözünürlüğün gerekli olmasıdır. Başka 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 her aşamanın sonucunda gereksiz ayrıntılar seçilerek yok edilmekte ve bu şekilde duyarlılığın artırılması sağlanabilmektedir.

2. MAMOGRAMLAR ÜZERİNDE GÖRÜNTÜ İŞLEME

Göğüs kanserine yakalanan hastaların ortalama %20'si radyologlar tarafından yanlış teşhis ile karşılaşabilmektedirler [2]. 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 bilgisayarlı teşhis (computeaided diagnosis, CAD) sistemleri geliştirilmektedir [1].

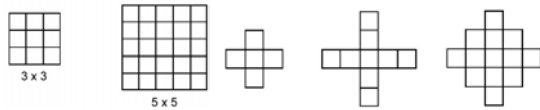
Bilgisayarlı teşhis sistemi üç aşamadan oluşmaktadır. Birincisi, mamogramların görüntüsünün iyileştirildiği ön işleme aşaması, ikincisi kanser belirtilerini bölütleme (segmentation) aşaması ve üçüncü olarak belirtilerin kanserli olup olmadıklarını belirleyen tümör algılama aşamasıdır.

2.1. Ön işleme Aşaması

Bu aşamada, 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. Görüntülerdeki şüpheli bölgelerin ayrıntılarını korurken arka plan gürültüsünün temizlenmesi, mamogramlar üzerindeki görüntü iyileştirme için yaygın olarak kullanılan yöntemdir [3].

2.1.1 Seçici Ortalama Yöntemleri ile Yumuşatma

Bu yöntemlerde temel yapı piksellerin komşuluğuna dayanır [4]. Bu komşuluk şekilleri (pencere)ler $3 \times 3, 5 \times 5, 7 \times 7$ vb. şeklindedir.



Şekil 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

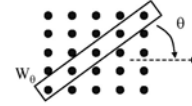
$g(x, y)$: komşuluk ortalaması alınmış görüntü olmak üzere;

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

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



Şekil 2 Yönsel 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 görüntüsünün insan gözü ya da bilgisayarla algılanması için önemli bir unsur olduğu için bunların kaybolması algıda sorun yaratabilir [4].

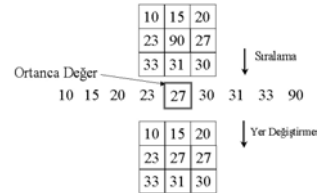
2.1.2 Ortanca Süzgeçleme

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 [3,5].

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

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

şeklindedir.



Şekil 3 Ortanca süzgeçleme örneği

2.1.2 Morfolojik Süzgeçleme

Matematiksel morfoloji, cisimlerin şekilsel yapısına dayanan bir teoridir [6]. İlk olarak 1980'li yıllarda Matheron ve Serra tarafından geliştirilen bu yöntem, görüntü iyileştirme, kenar belirleme, bölge bölütleme

gibi birçok görüntü işleme aşamalarında kullanılmaktadır [6,5,7].

Morfolojik işlemler aşınma (erosion) ve genişleme (dilation) işlemlerinin çeşitli kombinasyonlarına dayanmaktadır [6,8]. 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 [6,8]. 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 [9].

2.2. Bölütleme (Segmentation) Aşaması

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

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 [10]. Eşikleme ile mikrokalsifikasyon tespit etme yöntemi bazı çalışmalarda kullanılmıştır (Fam ve Chan 1988, Davies ve Dance 1990) [10].

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;

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

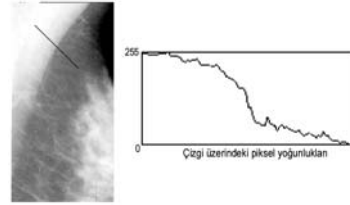
şeklinde ifade edilmektedir. Eğer eşik değeri bir nokta değil bir aralık ise yani T_1 ve T_2 eşik değerleri arasında bir eşikleme yapılacaktır formül aşağıdaki şekilde olur.

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

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 [11]. 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 [10].

2.2.2 Kenar Tanımlama

Kenar, farklı yüzeylerin yan yana gelmesiyle oluşmuştur. Cisimlerin tanımlanmasında kenar önemli ölçüde yer tutmaktadır. Sayısal görüntü üzerinde yoğunluk değerlerinin birden bire arttığı veya azaldığı bölgeler kenarlar olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 4 Mamogram üzerindeki belirlenmiş bir grup pikselin yoğunluk değerleri

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

$$G_x = \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 w_x(i, j) f(x+i, y+j)$$

$$G_y = \sum_{i=-1}^1 \sum_{j=-1}^1 w_y(i, j) f(x+i, y+j)$$

Burada w_x yatay türevlenme süzgeci, w_y ise dikey türevlenme süzgecidir. $w_x = [-1 \ 1]$ olarak ve $w_y = \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix}$

alınırsa

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

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

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

2.3. Tümör Algılama Aşaması

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.

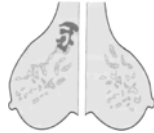
2.3.1 Kitle Algılama

Yağlı bir göğsün mamogram görüntüsü incelendiğinde oluşmuş kitleler süt bezleri yoğun olan (glandüler yapıda) bir göğsün mamogram görüntüsünden daha kolay ayırt edilebilmektedir [1]. 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. 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

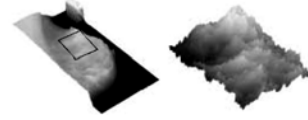
İlk olarak Geiger tarafından geliştirilen bu yöntem esas olarak sağ ve sol göğsün mimarisindeki simetrisine bakmaktadır [12]. Genellikle sağ ve sol göğüsler yapı itibarıyla birbirlerine benzerler. Bu yöntem kanserli hücrelerin bu simetriyi bozacağı fikrine dayanır. Bu düşüncenin kullanılabilmesi için, sağ ve sol göğüslerin görüntülenmesi sırasındaki açılımlarının ortadan kaldırılması gerekir. Mamogram üzerinde gri düzey eşikleme işleminden sonra sağ ve sol göğüs lineer olmayan çıkarma tekniği kullanılarak elde edilen sonuç ile kullanılmaktadır [12].



Şekil 5 Sağ ve sol göğsün karşılaştırılması sırasında görülebilecek bir farklılık örneği.

2.3.1.2 Doku Çözümlemesi

Mamogramlar üzerindeki şüpheli kitlelerin tespiti için doku analizi ilk olarak Undrill tarafından kullanılmıştır [3]. Doku, nesne yüzeylerinin en temel özelliklerindedir 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 6 Bir mamogram kesiti üzerindeki doku örneği.

Dokunun açık ve matematiksel bir tanımı yapılamamakla birlikte üzerinde en çok tartışılan konulardan birisidir [13]. 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. Doku analizi tekniği mamogram görüntüsü üzerinde ön işleme aşaması uygulandıktan sonra daha iyi sonuçlar vermektedir. 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 [3].

2.3.1.3 Bulanık Mantık

Bulanık mantık, bulanık küme (fuzzy set) kuramına dayanmaktadır. Bulanık küme kuramı ilk olarak 1965 yılında Zadeh tarafından atılmıştır. Bulanık mantık ile bulanık küme arasındaki ilişkide, iki değerli (boolean) mantık ile klasik küme kavramı arasındaki ilişkiye benzer bir ilişki vardır [14]. 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 bölgelerdeki piksel değerlerine bulanık küme ilkeleri uygulanmaktadır [14]. 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

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

Ön işleme aşamasında olduğu gibi matematiksel morfoloji işlemlerinin çeşitli kombinasyonlarının kullanılmasıyla bu aşamada da kullanılması mümkündür.

2.3.2.2 Dalgacık Dönüşümleri

Dalgacık dönüşümleri ilk olarak mikrokalsifikasyonların tespitinde McLeod [15] 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. İşlemde 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, belirlenem 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

Yapay sinir ağları (YSA) genel olarak insan beyninin yada merkezi sinir sisteminin çalışma prensiplerini taklit eden bilgi işleme sistemidir [16,17]. YSA'da bilgi, basit işlem elemanları arasında paralel olarak dağıtılmış olup, her bir işlem elemanları birbirleri ile bağlantılıdır.

YSA mikrokalsifikasyon kümelerinin tespitinde sık kullanılmaktadır. Bu yöntemle YSA, değişen boyutlarda, geriye yansıma (back-probagation) algoritması yoluyla eğitilerek uygulanmaktadır [18]. Genellikle teşhis aşamasında radyologlara önemli ölçüde yardımcı olduğundan dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. YSA uygulamalarının sonucunda elde edilen sonucu nereden, nasıl çıkarıldığının bilinmemesi ve algoritmaların eğitimlerinin zaman alıcı ve zor olması gibi dezavantajları olmasına rağmen öğrenebilir ve hiç karşılaşmadıkları sorunları çözebilmeleri oldukça önemli avantajlarından [18].

3. SONUÇ

Bu çalışmada bilgisayarlı teşhis sistemlerinin mamogramlar üzerinde uyguladığı çeşitli görüntü işleme teknikleri incelenmiştir. 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.

KAYNAKLAR

- [1] LAWRENCE W. B., *The Radiologic Clinics of North America: Breast Imaging Current Status and Future Directions*, W.B. Saunders, Philadelphia, USA (1992).
- [2] HOLLAND T. "So-called interval cancers of the breast: pathologic and radiographic analysis", *Cancer* 1982; 49:2527-2533

- [3] O'DOHERTY T., "Review of the Effective Image Processing Techniques of Mammograms", I.T. Centre, N.U.I., Galway
- [4] NAGAO M. "Edge Preserving Smoothing", *Computer Graphics Image Processing*, Vol 9, pp 394-407, (1979)
- [5] LI H., WANG Y., RAY LIU K. J., LO S.B. ve FREEDMAN M.T., "Computerized Radiographic Mass Detection – Part I : Lesion Site Selection by Morphological Enhancement and Contextual Segmentation", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol.20, No.4, April 2001
- [6] SERRA J., *Image Analysis and Mathematical Morphology*, Vol 1. London : Academic (1982)
- [7] MATHERON G., *Random Sets and Integral Geometry*. New York: Wiley (1974)
- [8] MAGAROS P. ve SCHAFFER R. W., "Morphological Filters Part I: Their Set-Theoretic Analysis and Relations to Linear Shift-Invariant Filters", *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, Vol. ASSP-35, No. 8, August 1987
- [9] CAMPBELL R.L. ve YOUNAN N.H., "Image Enhancement via Morphological Filtering".
- [10] KARSEMMEJIER N., "A Stochastic Model For Automated Detection of Calcifications in Digital Mammograms", Department of Radiology, University of Nijmegen, The Netherlands.
- [11] MORROW W. M., PARANJAPPE R. B. ve RANGAYYAN R. M. , "Region-Based Contrast Enhancement of Mammograms", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol 11, No 3, September 1992
- [12] Yin FF ve Giger ML, "Comparison of bilateral-substruction and single-image processing techniques in the computerised detection of mammographic masses", *Investigative Radiology* (1993).
- [13] TUCERYAN M. ve JAIN K., "Texture Analysis", in *Handbook of Pattern Recognition and Computer Vision*, World Scientific Publishing Co., River Edge, NJ (1993)
- [14] KLIR J. G. ve YUAN, Bo. ; "FUZZY SETS AND FUZZY LOGIC-Theory and applications"
- [15] McLEOD G. ve PARKIN G., "Automatic detection of clustered microcalcifications using wavelets", *Third International Workshop on Digital Mammography*, Chicago June (1996)
- [16] FREEMAN J.A. ve SKAPURA D. M., *Neural Networks Algorithms, Applications and Programming Techniques*, Addison-Wesley Publishing Co., New York, USA (1991)
- [17] HAM F. M. ve KOSTANIC I., *Principles of Neurocomputing for Science and Engineering*, Mc Graw Hill Co., USA (2001)
- [18] 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