

# Dijital Mamografi Görüntülerinin Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme ile İyileştirilmesi

Burçin KURT<sup>a</sup>, Vasif V. NABİYEV<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi AD, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon

<sup>b</sup> Bilgisayar Mühendisliği AD, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon

**Abstract:** Image volume is increasing rapidly, due to the rapid development image processing and artificial intelligence algorithms are developing rapidly too. In the field of radiology by utilizing these algorithms and improving radiologic images, diagnostic success can be increased. Mammograms usually contain noise. That enhances the need for image enhancement to support the interpretation. In this study, for improvement of mammography images an efficient algorithm is proposed which is based on contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE). In the proposed algorithm, firstly a filtering is performed to remove small noises and then to make the suspicious area segmentation is easier and hidden areas more visible, CLAHE is implemented. In our system, an international free-access database of mammography images miniMIAS database is used. Experimental results show that the proposed algorithm gives significant successful results.

**Key Words:** Mammogram; Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization; Image Enhancement

**Özet:** Görüntü hacmi hızla artıyor, dolayısıyla görüntü işleme ve yapay zeka algoritmaları da hızla geliyor. Radyoloji alanında da bu algoritmalarından yararlanılarak radyolojik görüntüler iyileştirilerek teşhis başarısı artırılabilir. Mamogramlar genellikle gürültü içermektedir. Bu da yorumu desteklemek için görüntü iyileştirme ihtiyacını geliştirir. Bu çalışmada mamografi görüntülerinin iyileştirilmesi için kontrast sınırlı adaptif histogram eşitlemeye (CLAHE) dayalı etkili bir algoritma önerilmektedir. Önerilen algoritmada, öncelikle küçük gürültülerin kaldırılması için bir filtreleme yapılır ve daha sonra şüpheli bölgelerin daha kolay bölütlenmesi ve gizli bölgeleri daha görünür yapmak için CLAHE gerçekleştirilir. Geliştirilen sistemde serbest erişimli ve uluslararası bir mamografi görüntü veritabanı olan miniMIAS veritabanı kullanılmıştır. Deneysel sonuçlar, önerilen algoritmanın önemli ölçüde başarılı sonuçlar verdiğini göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Mamogram; Kontrast Sınırlı adaptif Histogram Eşitleme; Görüntü iyileştirme

## 1. Giriş

Meme kanseri meme hücrelerinde başlayan kanser türüdür. Akciğer kanserinden sonra, dünyada görülme sıklığı en yüksek olan kanser türüdür. Her 8 kadından birinin hayatının

belirli bir zamanında meme kanserine yakalanacağı bildirilmektedir[1]. 1970'lerden bu yana meme kanserinin görülme sıklığında artış yaşanmaktadır ve bu artışa modern, batılı yaşam tarzı sebep olarak gösterilmektedir. Kuzey Amerika ve Avrupa ülkelerinde görülme sıklığı, dünyanın diğer bölgelerinde görülme sıklığından daha fazladır. Meme kanseri, yayılmadan önce, erken tespit edilirse, hasta %96 yaşam şansına sahiptir. Meme kanserine karşı en iyi koruyucu yöntem erken teşhistir[1].

Meme kanserinin erken tespiti için mamografi şu an mevcut olan en iyi radyolojik yöntemdir. Mamografi 40 yaşın üstündeki kadınlar için kanser riski arttığından kaçınılmazdır. Ancak mamogramların bulanık doğasından ve meme kanseri ile çevresi arasındaki düşük kontrast Bildiriyi sunacak kişinin kongreye kayıt yaptırması gereklidir. nedeniyle her zaman mükemmel ve yeterli değildir[2].

Genç kadınlarda yoğun meme dokusu eğiliminden dolayı küçük malignitelerin tespiti özellikle daha zordur.

Mamogramlar düşük kontrasta ve karmaşık yapıya sahip olduğundan teşhis işlemi karmaşıklaşabilmektedir. Tüm bunlar dijital mamogramlarda görüntü iyileştirme ihtiyacını öne çıkarmaktadır. Bu da görüntüleri insanlar ve bilgisayarlar tarafından yorumlanmasına yardımcı olmaktadır. Görüntü iyileştirme işlemi aynı zamanda radyoloğa teşhis için ikinci bir fikir vererek yardımcı olan Bilgisayar Destekli Tespit/Tanı (BDT) [3] sistemlerinin de ilk aşamasını oluşturmaktadır.

Görüntü iyileştirme teknikleri radyoloji alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. İyileştirme için medikal görüntülere uygulanan histogram değiştirme, keskin olmayan maskeleme, medyan filtreler, Gauss filtreler ve morfolojik filtreler olmak üzere bir çok algoritma bulunmaktadır [4,5].

Bunların yanında yapay sinir ağları (YSA), dalgacık, destek vektör makineleri (SVM), bayesian görüntü analizi ve kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (CLAHE) gibi bir çok yöntem bulunmaktadır. CLAHE yöntemi, homojen alanlarda üretilen gürültüyü azaltmaya çalışmaktadır ve medikal görüntüleme için geliştirilmiştir[6].

Çalışmada ön filtreleme ve kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme yöntemi kullanılarak başarılı bir görüntü iyileştirme sistemi geliştirilmiştir.

Geliştirilen sistemde 322 dijital mamogram içeren Mamografik Görüntü Analiz Derneği (MIAS) veritabanından yararlanılmıştır[7]. Kullanılan veritabanındaki görüntüler 1024x1024 piksel boyutlarına sahiptir. Bununla birlikte veritabanı, bilgisayar destekli tespit ve tanı çalışmalarında yararlanılabilecek arka plan dokusu( yağ, yağ-glandüler, yoğun-glandüler), anormalliğin sınıfı(kalsifikasyon, kitle, iddialı kitle) ve anormalliğin şiddeti(benign ya da malign) gibi özellikleri içeren detaylı bilgiye sahiptir.

## 2. Görüntü İyileştirme

Görüntü iyileştirme işleminde öncelikle meme bölgesine ait olmayan küçük gürültülerin elemine edilmesi için basit bir eşikleme kullanılmıştır. Daha sonra kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme gerçekleştirilerek görüntü iyileştirilmiştir.

### *Eşikleme*

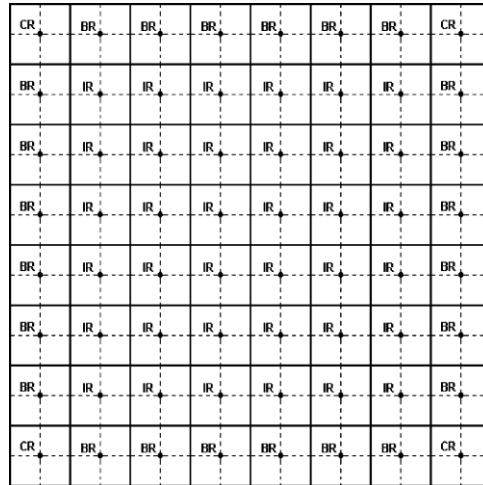
Mamografi görüntülerinde 0-15 gri seviye değerlerine sahip pikseller arka plan(meme olmayan bölge) bölgesi olarak kabul edilmektedir[8]. Bu nedenle bu değerlere sahip

piksel değerleri 0 yani siyah yapılarak eşikleme işlemi gerçekleştirilir. Böylece küçük gürültüler elemine edilir.

### ***Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme (CLAHE)***

Görüntü iyileştirmede sıkça kullanılan histogram eşitlemede tüm görüntü histogramı ile yoğunluk dinamik aralığı genişletilerek görüntü kalitesi iyileştirilebilir. Histogram eşitlemede görüntünün yoğunluk dağılımı normalize edilerek düzgün bir yoğunluk dağılımına sahip sonuç görüntüsü elde edilir ve böylece iyileştirme işlemi gerçekleştirilir. Fakat histogram eşitlemede tüm görüntünün yoğunluk dağılımı kullanıldığından bu bazı görüntülerde ortalama yoğunluk orta seviyeye getirildiğinde solmuş etkiye sebep olabilir. Ve dar bir bölgede kalabalık bir yoğunluk dağılımına sahip görüntülerde ise bir çok gürültü pikselinin oluşmasına neden olabilir. Bu problemleri çözmek için yerel histogram eşitleme teknikleri geliştirilmiştir[9].

Adaptif histogram eşitleme değiştirilmiş bir histogram eşitleme işlemidir ve yerel veri üzerinde iyileştirme işlemi gerçekleştirilir. Buradaki ana düşünce görüntü ızgara şeklinde dikdörtgen bölgelere bölünür ve her bir bölgeye standart histogram eşitleme işlemi uygulanır. Optimum bölge boyutları ve sayısı görüntüye göre değişmektedir. Görüntü alt bölgelere ayrılıp her bölgeye histogram eşitleme işlemi uygulandıktan sonra alt bölgeler bi-lineer entropolasyon yöntemi ile birleştirilerek iyileştirilmiş bütün bir görüntü elde edilir[10]. Ancak adaptif histogram eşitlemede ise gürültü problemi ortaya çıkmıştır. Bunu engellemek için homojen bölgelerde kontrast iyileştirmenin sınırlandırılması gerekmektedir, bu amaçla da kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme yöntemi geliştirilmiştir.



*Şekil 1-512x512'lik bir görüntünün 64 eşit kare bölgeye ayrılmış yapısı*

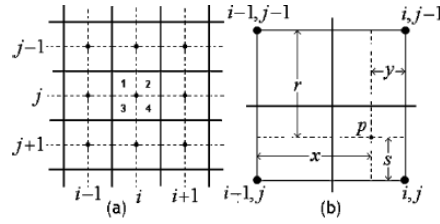
Çalışmada MIAS veritabanındaki 1024x1024 boyutlu görüntüler kullanılmıştır. 1024x1024 boyutlu mamografi görüntüsü 64 eşit bölgeye bölünmüştür.

Bu yaklaşımda öncelikle her bir bölgenin histogramı hesaplanır. Sonra istenen kontrast genişlik sınırına dayalı olarak histogramların kırılması için kırma sınır değeri elde edilir. Daha sonra her histogram bu kırma sınır değerini aşmayacak şekilde

yeniden dağıtılır. Son olarak, gri seviye haritalama için elde edilen kontrast sınırlı histogramların kümülatif dağılım fonksiyonları (CDF) belirlenir.

CLAHE yönteminde pikseller, dört en yakın komşuları kullanılarak haritalanır. Bi-linear enterpolasyon ile alt bölgeler birleştirilirken, bölgeler komşuluklarına göre Şekil 1'de görüldüğü gibi IR, CR ve BR olmak üzere üç gruba ayrılır[11].

Her bölge dört çeyrek parça olarak düşünülür. Bu durumda, Şekil 2'de görüldüğü gibi IR grubundaki her bölgenin her çeyreği dört komşuya sahiptir.



Şekil 2-(a) Bir IR bölgesi komşuları ile , (b) (i,j) bölgesinin 1. çeyreği ve ona en yakın dört bölge ile ilişkileri

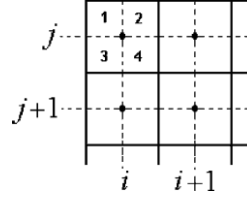
Bu durumda IR grubuna ait bölgelerdeki piksellerin yeni değerleri aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$P_{new} = \frac{s}{r+s} * \left( \frac{y}{x+y} f_{i-1,j-1}(P_{old}) + \frac{x}{x+y} f_{i,j-1}(P_{old}) \right) + \frac{r}{r+s} * \left( \frac{y}{x+y} f_{i-1,j}(P_{old}) + \frac{x}{x+y} f_{i,j}(P_{old}) \right) \quad (1)$$

BR grubundaki bölgeler için komşuluk yapısı biraz farklıdır. Bu gruptaki en sağdaki bölgelerin 1. ve 3. çeyreğindeki piksellerin komşuluk yapıları IR grubundaki bölgelerle aynıdır[11]. Ancak 2. ve 4. çeyrekteki pikseller için komşuluk yapısı farklıdır ve bu çeyreklerdeki yeni piksel değerleri formül (2) ile hesaplanır. Bu durum BR grubundaki en soldaki bölgeler için de tam tersidir.

$$P_{new} = \frac{s}{r+s} * f_{i,j-1}(P_{old}) + \frac{r}{r+s} * f_{i,j}(P_{old}) \quad (2)$$

CR grubundaki bölgeler için farklı çeyrekler farklı karakteristiklere sahiptir. Bu gruptaki 1. çeyrek diğerlerinden oldukça farklıdır çünkü diğer hiç bir bölge ile komşuluğu yoktur. Bununla birlikte 4. çeyrek ise IR grubu bölgelerine benzer bir komşuluk yapısına sahip iken 2. ve 3. çeyrekteki pikseller BR bölgelerindeki iki yan çeyreğe benzer bir komşuluk yapısına sahiptirler.



Şekil 3-CR grubu bölgesi ve komşulukları

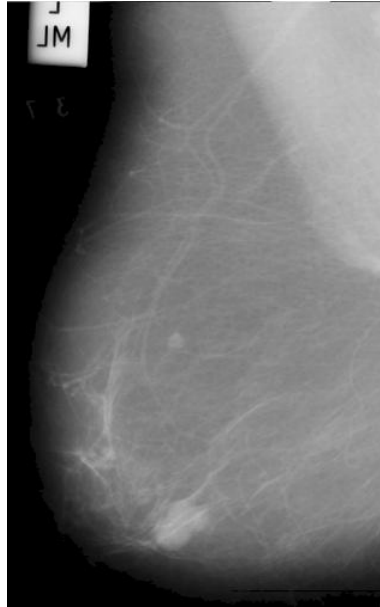
Hiç bir bölge ile komşuluğu olmayan 1. çeyrekteki piksellerin değeri değişmez.

$$p_{new} = f_{i,j}(p_{old}) \quad (3)$$

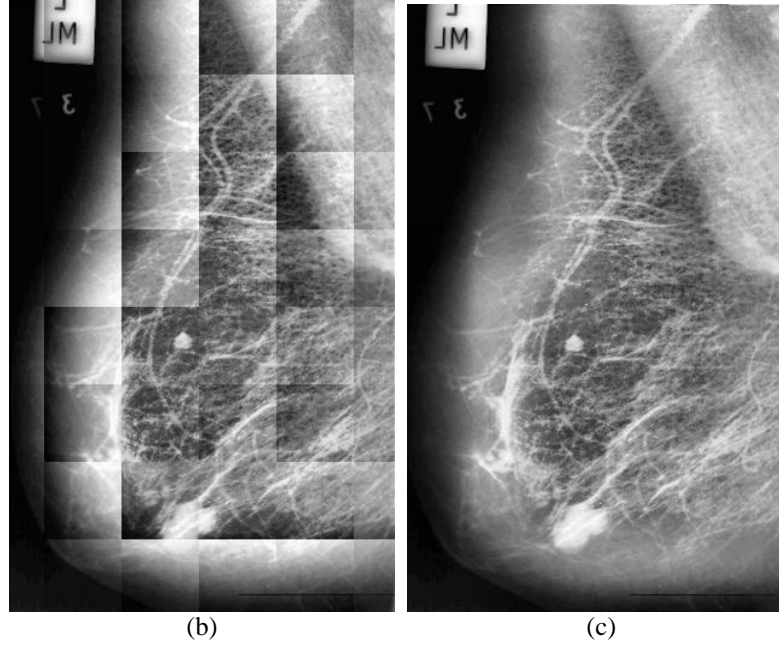
Bu şekilde her bölge için gri seviye haritalama yapılarak sonuç görüntüsü elde edilir.

### 3. Deneysel Sonuçlar

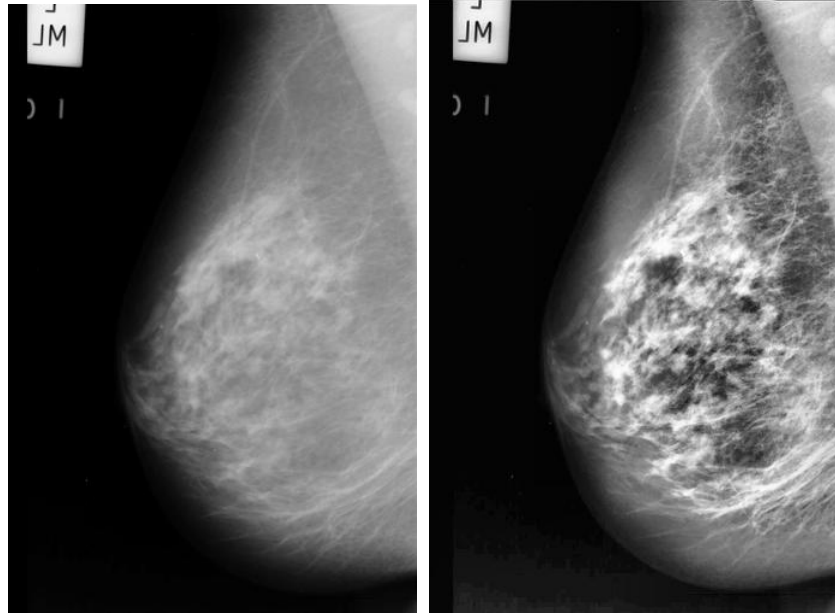
Önerilen sistem için önceden de belirtildiği gibi MIAS veritabanındaki mamografi görüntüleri kullanılmıştır. Deneysel sonuçlara bakıldığında başarılı bir sistem geliştirildiği görülmektedir ve program çıktıları aşağıdaki şekillerdeki gibidir.

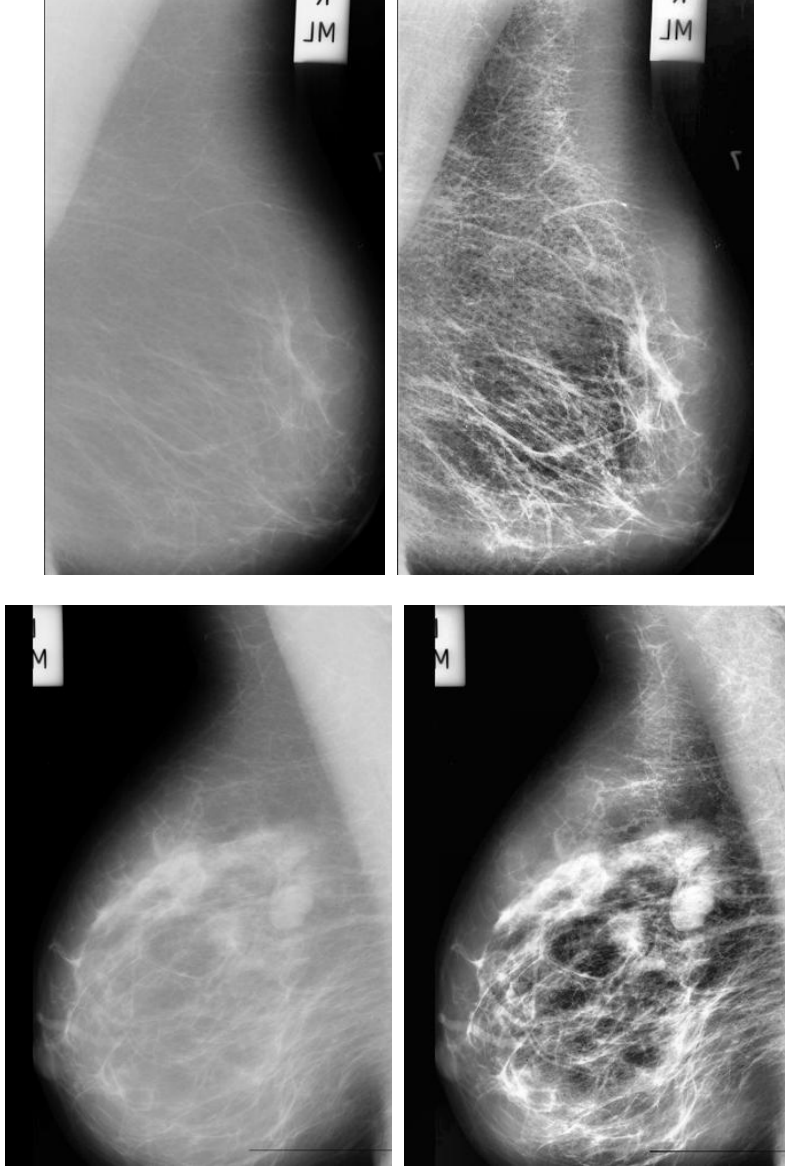


(a)



Şekil 4-(a) Orjinal, (b) eşikleme +CLAHE uygulanmış( bi-lineer enterpolasyondan önce), (c) (b) görüntüsüne bi-lineer enterpolasyon uygulandıktan sonra elde edilen sonuç görüntüsü





*Şekil 5-MIAS veritabanındaki bazı örneklere ait program çıktıları*

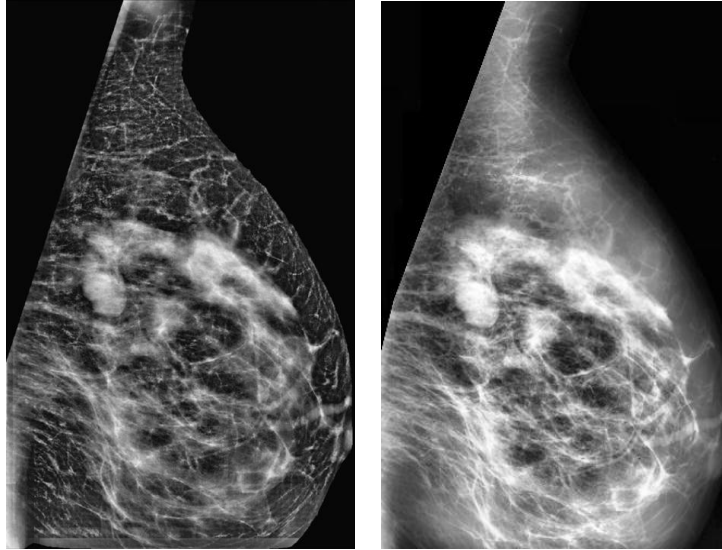
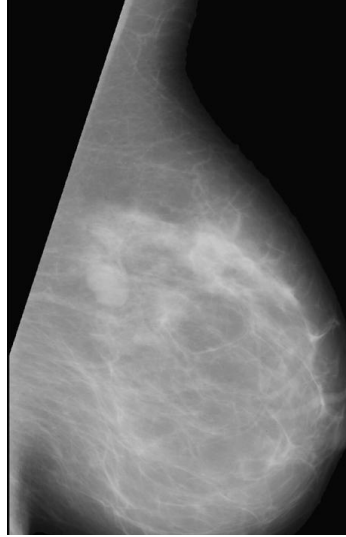
Sonuçlara bakıldığında, sonuç görüntülerinin orjinal görüntülere göre daha açık ,  
karşıtlığın da daha fazla olduğu görülmektedir. Ayrıca gizli bölgeler görünür hale  
gelmiştir.

#### **4. Tartışma**

Yedinci bölümde(Ekler) de gösterilen sonuçlara bakıldığında, önerilen yöntem

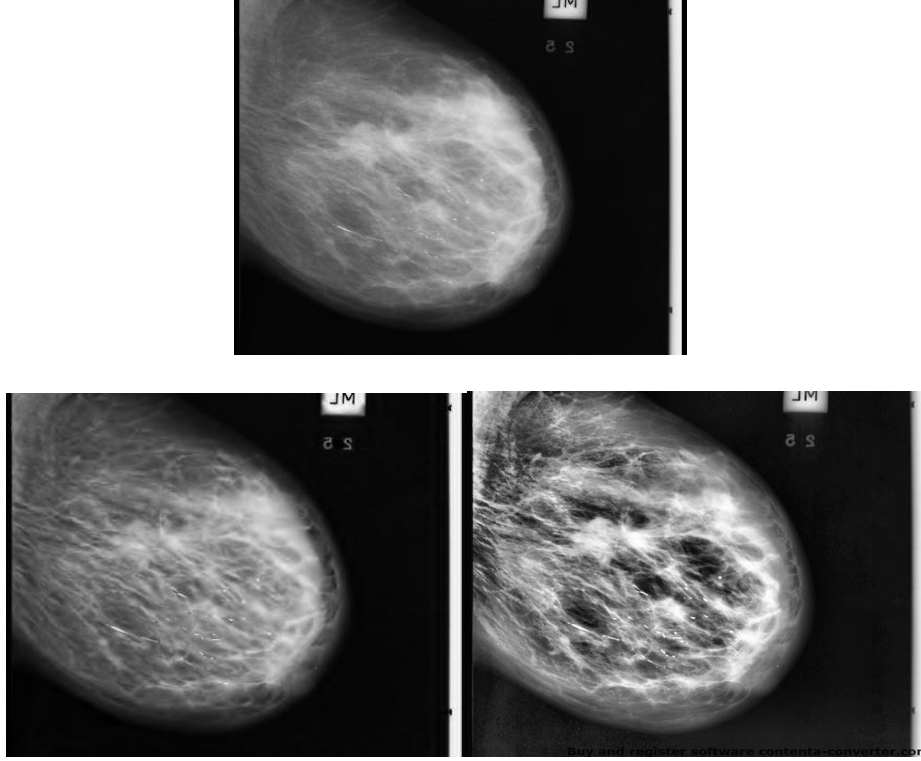
kullanılarak MIAS uluslar arası mamografi veritabanı görüntüleri üzerinde etkili bir iyileştirme elde edildiği görülmektedir.

MIAS veritabanını kullanan benzer çalışmalar incelendiğinde ve karşılaştırıldığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.



*Şekil 6-Orijinal görüntü (MIAS-mdb019), mamogramların yerel istatistiksel ölçülerine dayalı iyileştirme yöntemi[12] ile elde edilen sonuç, önerilen yöntem*





Şekil 7-Orijinal görüntü (MIAS-mdb148), dalgacık analizi ve matematiksel morfoloji yöntemleri[13] kullanılarak elde edilen sonuç, önerilen yöntem

Gelecek çalışmalarda, segmentasyon (bölütleme) ve tespit/tanı işlemlerinin gerçekleştirilmesi hedeflenmektedir. Bu aşamalarda, ROC eğrileri gibi istatistiksel değerlendirilmelerin de yapılması amaçlanmaktadır.

## 5. Kaynakça

- [1] Vikipedi, özgür ansiklopedi: Meme kanseri. [http://tr.wikipedia.org/wiki/Meme\\_kanseri](http://tr.wikipedia.org/wiki/Meme_kanseri) Last accessed: 7th September 2010.
- [2] Gorgel P, Sertbas A, and Ucan. ON. A Wavelet-Based Mammographic Image Denoising and Enhancement with Homomorphic Filtering. *Springer Science + Business Media*, LLC 2009.
- [3] 3. Ulusal Tıp Bilişimi Kongresi: İleri görüntü analizi, bilgisayar destekli teşhis (BDT), içerik tabanlı sorgulama (İTS) ve PACS. <http://www.turkmia.org/files/41.pdf> Last accessed: 7th September 2010.
- [4] Thangavel K, Karnan, M, Sivakumar M, and Mohideen A. Automatic Detection of Microcalcification in Mammograms: A Review. *ICGSTGVIP Journal* 2005: 5 (5).
- [5] Bankman IN. *Handbook of Medical Imagin*, Academic Press, 2000.
- [6] Khuzi MA, Besar R, Zaki W, and Ahmad N. Identification of Masses in Digital Mammogram Using Gray Level Co-occurrence Matrices. *Biomedical Imaging and Intervention Journal* 2009 : 5 (3).
- [7] University of Essec. Mamographic Image Analysis Society. <http://peipa.essex.ac.uk/ipa/pix/mias/> Last accessed: 7th September 2010.
- [8] Subashini TS, Ramalingam V, and Palanivel S. Pectoral Muscle removal and Detection of masses in Digital Mammogram using CCL. *International Journal of Computer Applications* 2010 : 1 (6).
- [9] Yoon H, Han Y, and Hahn H. Image Contrast Enhancement based Sub-histogram Equalization

Technique without Over-equalization Noise. *International Journal of Computer Science and Engineering* 2009 : 3 (2).

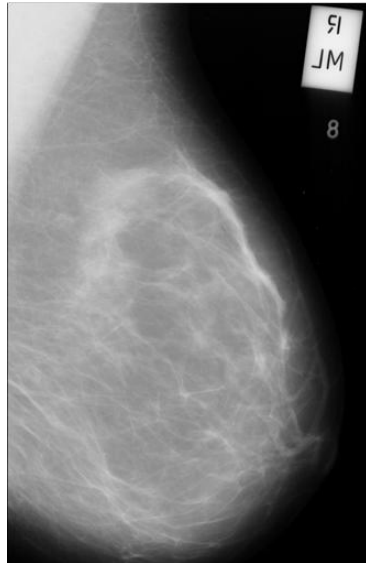
- [10] Teo CK. Digital Enhancement of Night Vision and Thermal Images. Thesis, Naval Postgraduate School, California, 2003.
- [11] Reza MA. Realization of The Contrast Limited Adaptive Histogram Equaliation (CLAHE) for Real-time Image Enhancement. *Journal of VLSI Signal Processing* 2004 :38 : 35-44.
- [12] Dominguez AR, and Nandi KA. Detection of Masses in Mammograms via Statistically Based Enhancement, Multilevel- Thresholding Segmentation, and Region Selection. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 2008 : 32 : 304-315.
- [13] Dabour W. Improved Wavelet Based Thresholding for Contrast Enhancement of Digital Mammograms. *2008 International Conference on Computer Science and Software Engineering*, 2008.

## 6. Sorumlu Yazarın Adresi

Burçin KURT, Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi AD, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Trabzon.  
E-posta: burcinkurt@gmail.com.

## 7. Ekler

Orijinal Görüntü



Önerilen Yöntem Sonucu

