



Biyomedikal Görüntü İşleme Ve Uygulamaları

Aydın AKAN¹, Özlem KARABİBER CURA²

^{1,2}*Izmir Katip Çelebi Üniversitesi*

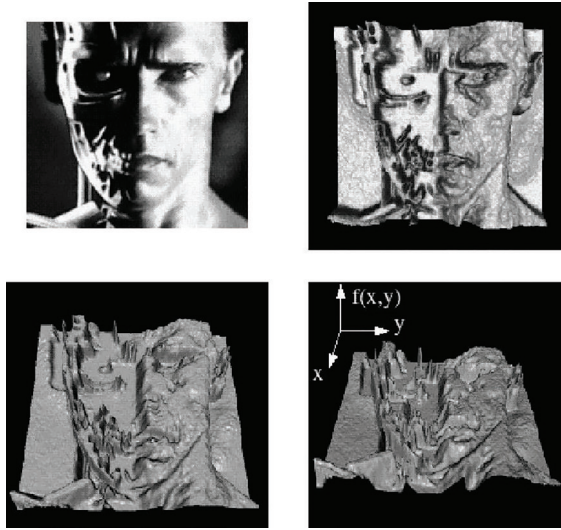
Izmir

1. Giriş

Analog görüntü sinyalleri iki boyutlu R^2 uzayından gerçel sayılar uzayına bir dönüşüm olup, $f(x,y)$ değeri (x,y) noktasının parlaklık (yeğînlîk) değeri göstermektedir. Doğal olarak görüntülerin sonlu bir dikdörtgen bölge içinde tanımlı olması beklenir; yani $f:[a,b] \times [c,d] \rightarrow R$ olarak düşünülebilir. Renkli görüntü sinyalleri ise üç ayrı rengin, yani $r(x,y)$, kırmızı, $g(x,y)$, yeşil ve $b(x,y)$, mavi fonksiyonlarının bileşkesi olan vektörel bir fonksiyon ile ifade edilirler:

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} r(x,y) \\ g(x,y) \\ b(x,y) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Manyetik kaset kullanan bir video kamera veya film kullanan klasik fotoğraf makinası ile elde edilen görüntüler analog görüntü sinyallerine örnek olarak verilebilir. Diğer taraftan ayrık görüntü sinyalleri ise iki boyutlu uzayın dikdörtgen bir kafes şeklindeki örnekleri üzerinde tanımlanmaktadır. Analog görüntünün Δ adımlarla elde edilen bir kafes üzerindeki $f(i\Delta, j\Delta)$ örneklerinin gerçel sayı olan parlaklık değerleri, kendilerine en yakın tamsayıya yuvarlanarak $I(i, j)$ değerleri elde edilir. Dolayısı ile sayısal görüntü sinyalleri, tamsayı parlaklık değerlerinden oluşan iki boyutlu bir matris olarak ifade edilirler (Proakis, Manolakis, 2009).



Şekil 1. Bir görüntü sinyalinin parlaklık veya yükseklik olarak gösterilmesi (Proakis, Manolakis, 2009).

2. İki Boyutlu Ayırık Zamanlı Sinyaller ve Sistemler

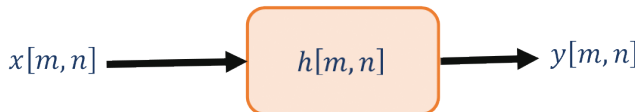
Görüntü sinyalleri olarak da bilinen iki boyutlu sinyaller ve sistemlerin teorisi tek boyutlu sinyaller ve sistemlerin teorisi ile büyük benzerlik gösterse de önemli farklılıklara sahiptir. Ayırık iki boyutlu bir sinyal $x[m; n]$ gerçel sayılar içinde tanımlı $[m; n]$ tam sayılarının bir eşlemesidir.

Herhangi bir iki boyutlu sinyali tanımlayabilmek için öncelikle denklem 2’de ifade edilmiş olan iki boyutlu birim dürtü fonksiyonuna ihtiyaç vardır.

$$\delta[m, n] = \begin{cases} 1, & [m, n] = [0, 0] \\ 0, & [m, n] \neq [0, 0] \end{cases} \quad (2)$$

$[M_1, N_1] \times [M_2, N_2]$ ($M_1 < M_2$, $N_1 < N_2$ olmak üzere) boyutlu herhangi bir iki boyutlu $x[m, n]$ sinyali birim dürtü fonksiyonundan faydalanılarak denklem 3 ile gösterildiği gibi elde edilebilmektedir (Gonzalez, Wintz, 1987).

$$x[m, n] = \sum_{k=M_1}^{M_2} \sum_{l=N_1}^{N_2} x[k, l] \delta[m - k, n - l] \quad (3)$$



Şekil 2. İki boyutlu bir sistemin giriş-çıkış ilişkisi



$x[m,n]$ giriş işareti ve dürtü cevabı olarak bilinen, sistemin $\delta[m,n]$ birim dürtü fonksiyonuna vermiş olduğu cevap $h[m,n]$ kullanılarak sistem çıkışı denklem 4'de verilen iki boyutlu konvolüsyon toplamı ile elde edilebilmektedir.

$$y[m,n] = \sum_k \sum_l x[k,l] h[m-k, n-l] = (x * h)[m,n] \quad (4)$$

3. İki Boyutlu Sinyallerin Frekans Bölgesinde Analizi

Tek boyutlu sinyallerde olduğu gibi iki boyutlu sinyalleri de sinüsoidal sinyallerin (değişik hızlarda salınan fonksiyonların) ağırlıklı toplamı şeklinde ifade edebilmek için Fourier analiz yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Eğer iki boyutlu bir giriş sinyalinin ve uygulandığı sistemin frekans cevabı biliniyorsa sistemin bu giriş sinyaline vereceği cevap kolaylıkla bulunabilmektedir.

2D görüntü parçası $x[m,n]$, $m,n \in \mathbb{Z}^2$ olmak üzere bu görüntü parçasının Fourier dönüşümü, denklem 4 ile hesaplanabilmektedir. Bu Fourier dönüşümü hem ω_x hem de ω_y yönlerinde 2π ile periyodiktir.

$$X(e^{j\omega_x}e^{j\omega_y}) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[m,n] e^{-j\omega_x m - j\omega_y n} \quad \omega_x, \omega_y \in \mathbb{R}^2 \quad (5)$$

Yine Fourier dönüşümü bilinen bir giriş işareti $x[m,n]$ denklem 6 ile gösterilen ters Fourier dönüşümü kullanılarak tekrar elde edilebilmektedir (Proakis, Manolakis, 2009).

$$x[m,n] = \frac{1}{4\pi^2} \iint_{-\pi}^{\pi} X(e^{j\omega_x}e^{j\omega_y}) e^{j\omega_x m + j\omega_y n} d\omega_x d\omega_y \quad (6)$$

$$\text{ÖRNEK: } h[m,n] = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

3x3 alçak geçiren bir filtrenin impulse cevabını göstermektedir. Bu filtrenin frekans cevabı 2D Fourier dönüşümü kullanılarak;

$$H(e^{j\omega_x}e^{j\omega_y}) = \frac{1}{9} \sum_{m=-1}^1 \sum_{n=-1}^1 h[m,n] e^{-j\omega_x m - j\omega_y n} = \frac{1}{9} \sum_{m=-1}^1 e^{-j\omega_x m} \sum_{n=-1}^1 e^{-j\omega_y n}$$

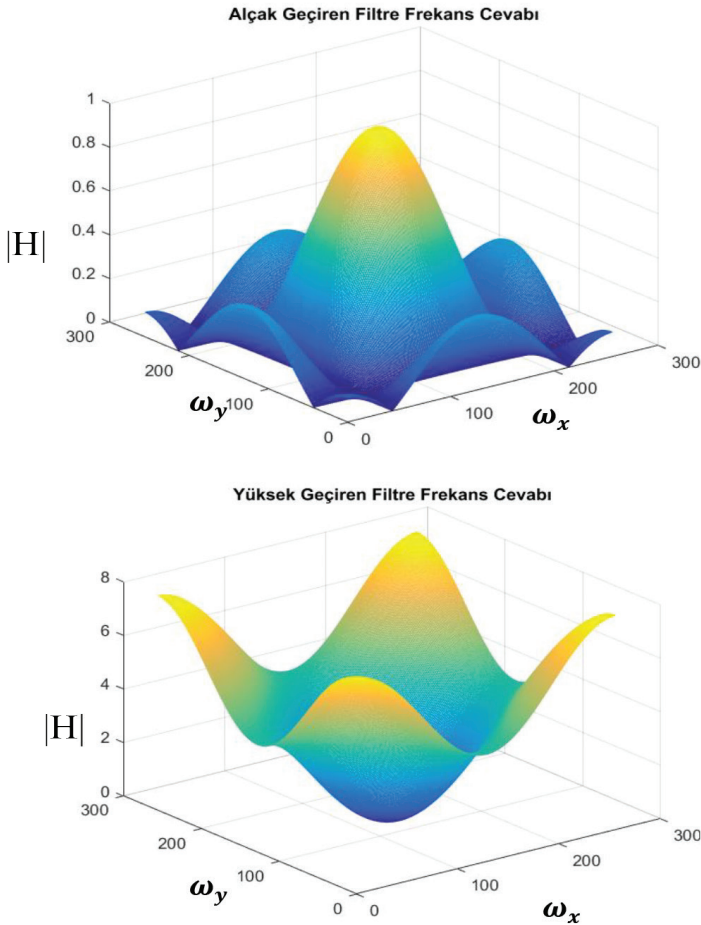
$$H(e^{j\omega_x}e^{j\omega_y}) = \frac{1}{9} (1 + 2\cos(\omega_x)) (1 + 2\cos(\omega_y)) \text{ olarak hesaplanmaktadır.}$$

Aynı filtrenin ve yüksek geçiren başka bir filtrenin frekans cevabı Tablo 1 ile gösterilen MATLAB kodu kullanılarak da kolaylıkla hesaplanabilmektedir.

Tablo 1. MATLAB’de gerçekleştirilen Alçak geçiren ve Yüksek geçiren filtreler için Fourier dönüşüm örneği

```
clear all
close all
clc

Low=1/9*[1 1 1;1 1 1;1 1 1]; % 3x3 Alçak Geçiren Filtre
Lowfilt=fftshift(fft2(Low,256,256));
figure, mesh(abs(Lowfilt));title('Alçak Geçiren Filtre Frekans Cevabı');
High=[0 1 0;1 -4 1;0 1 0]; % 3x3 Yüksek Geçiren Filtre
Highfilt=fftshift(fft2(High,256,256));
figure, mesh(abs(Highfilt));title('Yüksek Geçiren Filtre Frekans Cevabı');
```



Şekil 3. 2D Alçak geçiren (üstte) ve yüksek geçiren (altta) filtrelerin frekans cevabı



4. İki Boyutlu Biyomedikal Görüntü Sinyallerinin Elde Edildiği Modern Medikal Görüntüleme Sistemleri

İnsan vücudunda enerjinin geçişi, yansması ve salınımı sonucu dokuların farklı özellikleri görüntülenebilmektedir. X-Işınının dokulardan geçişi (transmisyon) Bilgisayarlı Tomografi gibi X-ışınını kullanan görüntüleme tekniklerinde görüntülemenin temelini, ses dalgalarının yansması (refleksiyon) Ultrasonografi de görüntülemenin temelini, radyo dalgalarının salınımı (emisyon) manyetik rezonans görüntülemenin temelini oluşturmaktadır.

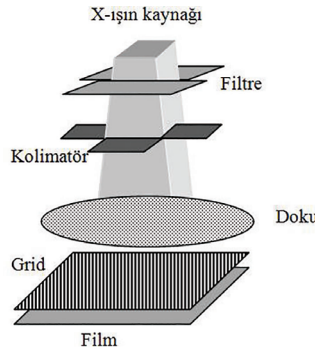
Tablo 2. Görüntüleme yöntemlerinin temel prensipleri

Yöntem	Kullanılan Enerji	Prensip	Görüntü şekli	Görüntü Alıcı
Röntgen	X-Işını	Transmisyon	İki boyutlu	Film, ekran
Bilgisayarlı Tomografi (BT)	X-Işını	Transmisyon	Kesitsel	Dedektör
Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	Radyofrekans	Emisyon	Kesitsel	Anten
Ultrasonografi	Ultrases	Refleksiyon	Kesitsel	Transduser
Radyonüklid Görüntüleme	Gamma Işını	Emisyon	İki boyutlu	Kristal

4.1 X ışını görüntüleyiciler

X-ışını görüntüleme bir kaynaktan yayılan ışınların doku üzerinden geçerek tam karşıda yer alan bir film veya ekran üzerinden algılanması sonucu görüntü oluşumu prensibine dayanan görüntüleme tekniğidir. X ışını görüntülemenin temel prensibi şekil 4'de gösterilmektedir.

X ışınları yüksek vakumda havası boşaltılmış bir ucunda pozitif elektrot anot diğer ucunda negatif elektrot katot bulunan cam bir vakum tüpünde katottan çıkarak potansiyel farkı ile anoda hızlandırılan elektronların anodun targetine çarpması sonucu kinetik enerjilerinin dönüşümü ile oluşur (Asyalı vd., 2014).

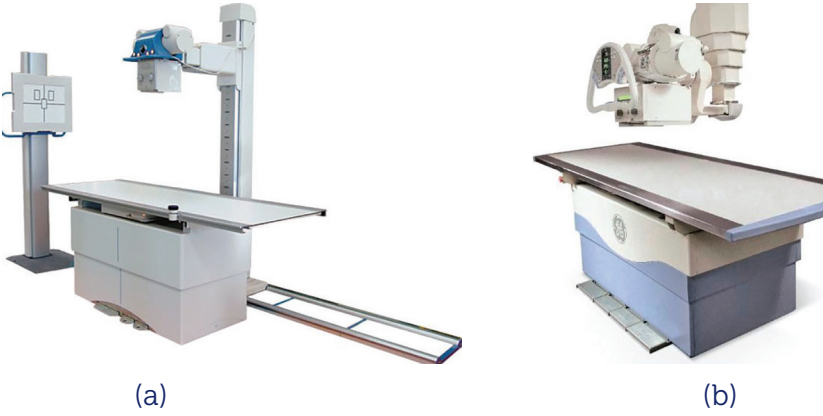


Şekil 4. X-Işını görüntülemenin temel prensibi

X-ışınları dokuların veya organların yoğunlukları, fiziksel özellikleri, uygulanan X ışınının enerjisi ve doku içerisinde ilerleyeceği mesafe gibi değişkenlere bağlı olarak farklı miktarlarda soğurularak saçılmaya uğramaktadır. Bununla birlikte hastayı geçerek film veya ekran üzerine düzen X ışını miktarı da görüntülenen yüzeyin özelliğine göre değişmektedir. X ışınlarının bu özelliği radyolojik görüntülemenin temelini oluşturmaktadır.

X ışını kullanarak görüntüleme yapan sistemler, konvansiyonel röntgen cihazları, floroskopi cihazları, dijital röntgen cihazları, mamografi cihazları, bilgisayarlı tomografi cihazları, anjiyografi cihazları olarak özetlenebilmektedir.

Konvansiyonel röntgen cihazları ihtiyaca göre pozisyonlandırılabilen ve hasta yoğunluğunun yüksek olduğu kliniklerde tercih edilen X ışını görüntüleme cihazlarıdır (Karagöz, Eroğul, 1998).



Şekil 5. (a) Yer statifli röntgen sistemi (b) tavan statifli röntgen sistemleri

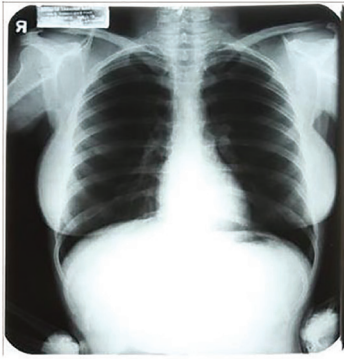


Şekil 6. C-kollu röntgen cihazı

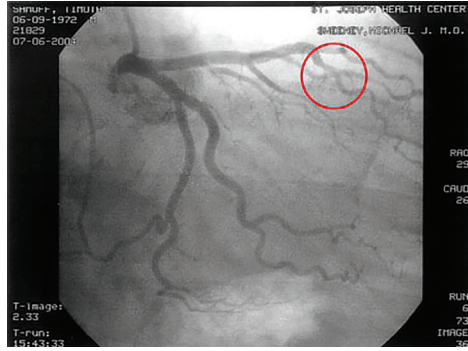
Bu sistem içerisinde yer alan C-kollu röntgen cihazları (şekil 6) ortopedi cerrahisi, üroloji cerrahisinde ve acil durum çekimlerinde hareketli C-kolu ve farklı açılarda çekim özelliğinden dolayı çekim kolaylığı sağlamaktadır.

Yine bu sınıf içerisinde yer alan Anjiyografi cihazı daha çok kalp damar görüntülemesinde kullanılmaktadır. Damarların çok rahat görüntülenebilmesi için çözünürlüğü çok iyidir. Görüntüleme sırasında damarların net hale gelmesi için opak madde verilerek görüntüleme yapılmaktadır. Mamografi cihazı da yine X ışını görüntüleme prensibine dayanan meme dokusunun görüntülenmesi için geliştirilmiş sistemlerdir.

Genel olarak konvansiyonel röntgen cihazları yumuşak dokuları birbirinden ayırmada başarısız olmasına rağmen kemik-yumuşak doku ayrımında oldukça başarılıdır.



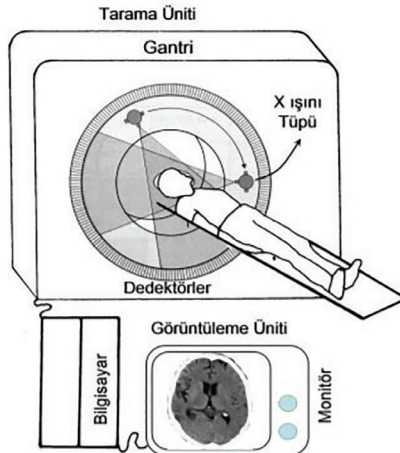
(a)



(b)

Şekil 7. (a) Röntgen cihazında elde edilen görüntü, (b) Anjiyografi cihazından elde edilen görüntü

Bilgisayarlı tomografi X ışınları kullanılarak iki boyutlu kesitsel görüntü elde etmek için kullanılan cihazlardır.



Şekil 8. Bilgisayarlı tomografi temel bileşenleri

Geleneksel röntgen cihazlarının aksine farklı açılardan elde edilen görüntülerin birleştirilmesi prensibine dayandığı için dokular arasındaki ayırma yeteneği oldukça yüksektir.

Diğer X ışını görüntüleme cihazlarından farklı olarak X ışın tüpü ve dedektörler sabit değildir ve sürekli dönen bir gantri içerisinde yer almaktadır. Sürekli dönen bu X ışın tüpü ve tam karşısındaki dedektör sayesinde farklı açılardan organ taraması yapılabilen ve kesit görüntüsü elde edilebilmektedir.

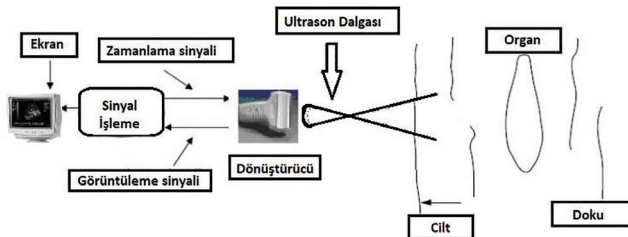
Tarama ünitesi Gantri ve hasta masası ünitelerinden oluşmaktadır. Gantri X ışın tüpü ve tam karşısında dedektörün bulunduğu kısımdır. Hasta masasına uzanan hasta gantrinin tam ortasında bulunan açıklıktan içeriye girmekte ve tüp ve dedektörler hastanın etrafında dönmektedir. Hastadan geçerek dedektör tarafından tutulan X ışını miktarı ölçülerek görüntü oluşmaktadır. Bilgisayar ünitesi dedektörden gelen bilgilerin işlenerek dijital verilerin kesitsel görüntüyü oluşturacak verilere dönüştürüldüğü kısımdır. Görüntüleme bölümü ise görüntünün oluştuğu son kısımdır.

4.2 Ultrason görüntüleme

Ses dalgaları ortamların yoğunlukları ve fiziksel özellikleri gibi değişkenlere bağlı olarak farklı ortamlarda farklı hızlarda hareket etmektedir. Ultrason görüntüleme 1-10 MHz gibi yüksek frekanslarda ses dalgalarının vücuda gönderilerek farklı dokulardan farklı miktarda ses dalgalarının geri yansımalarının saptanması temeline dayanmaktadır.

$V = \lambda \cdot f$ formülüne uygun olarak belirli bir ortamda ses hızı sabit olacağı için frekans arttıkça sesin dalga boyu kısalmaktadır. Dalga boyu kısalıncaya çözünürlük artmakta ancak derinlere ulaşabilme özelliği azalmaktadır. Dolayısıyla görüntülenecek doku veya organa göre uygun frekansta ses dalgaları seçilerek görüntüleme gerçekleştirilmektedir.

Ultrason cihazının temel parçalarından dönüştürücü probun içerisinde yer almaktadır. Bu kısım ses dalgalarını üretmek, dokulara göndermek ve dokulardan geri yansıyan ses dalgalarını toplamak için kullanılmaktadır. Ses dalgaları dönüştürücülerin içerisinde yer alan piezoelektrik kristallerin genişlemesi ve daralması ile oluşturulmaktadır. Sinyal işleme ünitesinde ise geri yansıyan ses dalgaları görüntü haline dönüştürülmekte ve ekranda gösterilmektedir.

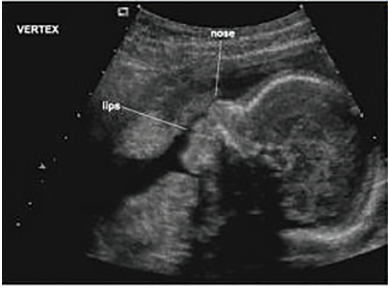


Şekil 9. Ultrason görüntüleme sisteminin temel blok diyagramı

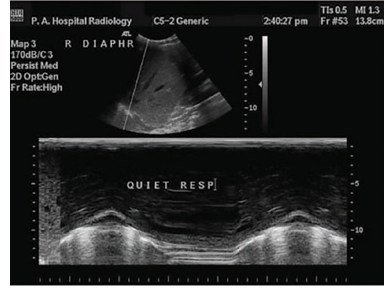
Tablo 3. Ses dalgasının farklı dokularda ilerleme hızı

Doku-Madde	Hız (m/sn)
Hava	348
Su	1480
Yağ	1500
Yumuşak Doku	1540
Karaciğer	1550
Kan	1570
Kas	1580
Kemik	4080

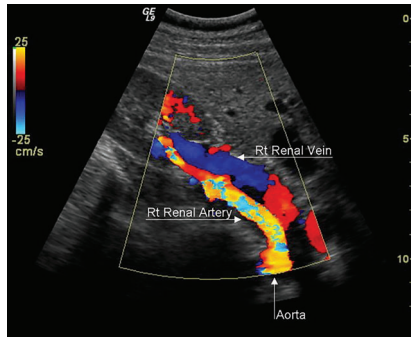
Ultrason görüntülemenin bir diğer çeşidi olan Doppler Ultrason görüntüleme ses kaynağının frekansı sabit kalarak hareketine bağlı olarak algılanan frekansın artması veya azalması temeline dayanmaktadır. Dolayısıyla harekete bağlı olarak kaynaktan yansıyan sesin frekansı, dönüştürücüden gönderilen sesin frekansına eşit olmamaktadır. Damar görüntülemeye gönderilen sesin frekansı akımın yönüne ve hızına bağlı olarak değişmekte ve gönderilen ve geri algılanan ses frekansı arasındaki fark hesaplanarak görüntüleme gerçekleştirilmektedir.



(a)



(b)

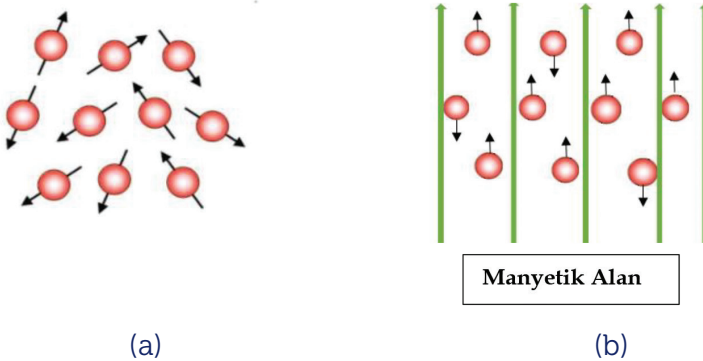
Şekil 10. (a) B mod görüntüleme, (b) T mod görüntüleme ile elde edilmiş ultrason görüntüleri*Şekil 11. Doppler görüntüleme ile elde edilen medikal görüntü*

4.3 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

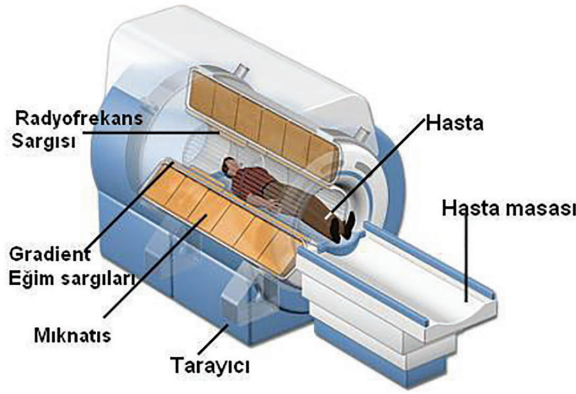
Vücudumuzun büyük bir kısmı su ve yağ moleküllerinden oluşmakta ve bu moleküllerini içerisinde yüksek oranda Hidrojen iyonu bulunmaktadır. Manyetik Rezonans görüntüleme (MRG) Hidrojen atomlarının güçlü bir manyetik alan içerisinde Radyofrekans (RF) dalgası ile uyarılarak dönüş pozisyonlarının bozulması ve eski pozisyonlarına dönerken ortaya çıkan enerjinin görüntüye dönüştürülmesi prensibine dayanmaktadır. Bu yöntem yumuşak dokuların görüntülenmesinde ve patolojik bölgelerin tespitinde diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha başarılıdır ve radyasyon içermediği için bilinen bir zararı bulunmayan görüntüleme yöntemidir.

Proton, nötron ve elektronlar dönü (spin) hareketi olarak bilinen bir özelliğe sahiptir ve kendi eksenleri etrafında rasgele olarak dönerler. Ancak Manyetik Rezonans Görüntülemede canlı manyetik alana maruz bırakıldığında bu protonlar manyetik alanın yönüne paralel veya anti paralel olarak dizilip dönüş hareketine devam ederler (Şekil 12). Dışarıdan gönderilen Radyofrekans ile protonlar uyarılarak manyetik alana paralel konumlarını bozarlar ve manyetik alan vektörü ile açı yaparak dönü hareketine devam etmektedirler. Radyofrekans dalgası kesildiğinde ise eski hallerine geri dönmekte ve bir enerji salınımı gerçekleştirmektedirler. İşte bu enerji manyetik rezonans görüntülemede kullanılan başlıca görüntü sinyalini oluşturmaktadır. Manyetik alana maruz bırakılan protonların bu manyetik alan vektörüne paralel ve antiparalel olma süreleri T2, Radyofrekans dalgası kesildikten sonra eski hallerine dönme süreleri T1 olarak isimlendirilmektedir.

Manyetik rezonans görüntülemede doku veya organların sahip olduğu proton miktarı ile T1 ve T2 süreleri farklılıklar göstermekte ve bu farklılıklar kullanılarak görüntüleme gerçekleştirilmektedir. Bu parametreler kullanılarak tek bir görüntü elde edilebileceği gibi her bir parametrenin ağırlıklı olarak kullanıldığı T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton ağırlıklı olarak bilinen 3 farklı görüntü de elde edilebilmektedir. T1 ağırlıklı görüntüleme ile anatomik yapı, T2 ve proton ağırlıklı görüntüleme ile ise patoloji iyi şekilde tespit edilebilmektedir.

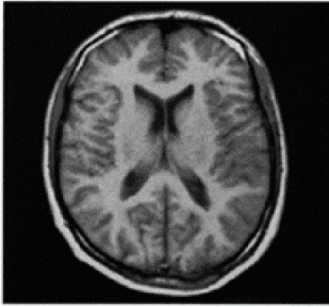


Şekil 12. Manyetik alan uygulanmayan ortamda (a) ve manyetik alan uygulanan alanda (b) Hidrojen iyonlarının dönüş yönü

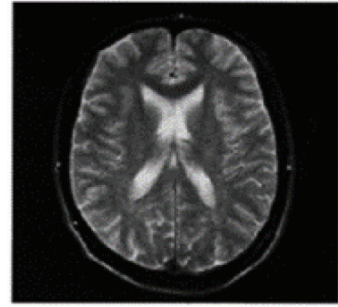


Şekil 13. Manyetik rezonans görüntüleme cihazının temel kısımları

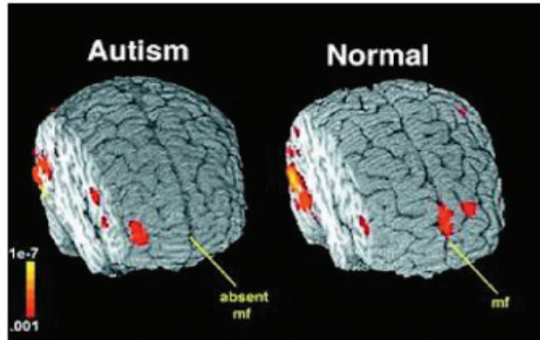
Şekil 13’da MRG cihazının temel parçaları gösterilmektedir. Burada miknatis görüntüleme için gerekli olan güçlü manyetik alanın sağlandığı kısımdır. Gradient sargılar manyetik alanın üç düzlemde de kontrollü şekilde uygulanmasını sağlayan sargılarken Radyofrekans sargılar ise protonları uyarmak için gerekli olan RF dalgalarının gönderildiği ve uyarının kesilmesi ile oluşan sinyallerin tekrar alındığı kısımdır. Daha sonra elde edilen tüm görüntü sinyalleri bilgisayar destekli ünite tarafından medikal görüntüye dönüştürülmektedir.



(a)



(b)



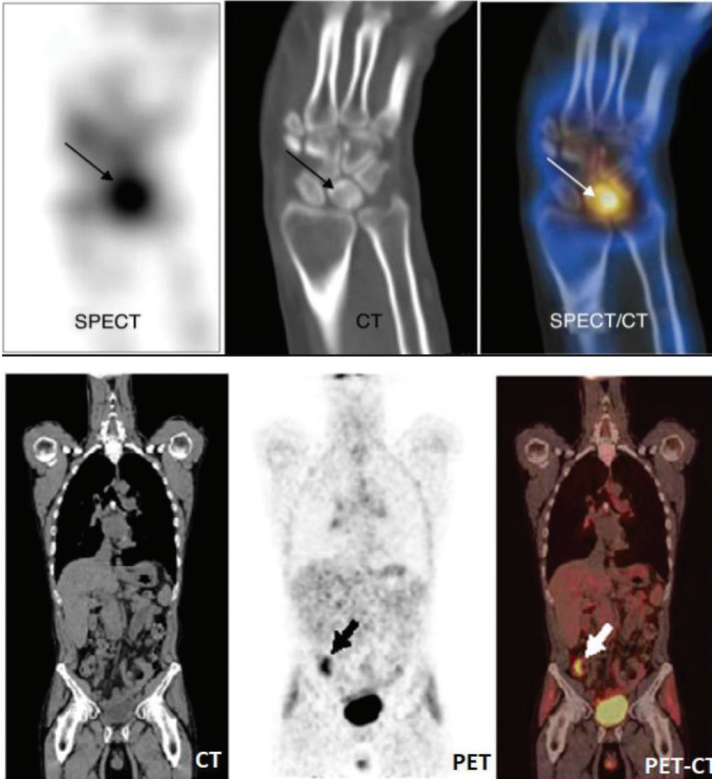
(c)

Şekil 14. (a) T1 ağırlıklı (b) T2 ağırlıklı MR görüntüsü, (c) ise normal ve otizimli hastaya ait fMRG görüntüsünü göstermektedir.

Manyetik rezonans görüntülemenin bir diğer çeşidi olan fonksiyonel MR görüntüleme fMRG mental aktiviteler sırasında beynin oksijen tüketimi ve kan akımını takip ederek çalışan beynin haritalanmasında kullanılan bir görüntüleme çeşididir ve MRG ve fMRG ile elde edilmiş görüntü örnekleri şekil 14'de gösterilmektedir.

4.4 Radyonüklid görüntüleme

Hastaya verilen ve gama ışıması yapan radyonüklidin organizmadaki dağılımının tespit edildiği görüntüleme çeşidine Radyonüklid görüntüleme (sintigrafi) denilmektedir. İncelenecek canlı yapıdaki ışımlar detektörlerle takip edilmekte ve haritalandırılmaktadır. Bu görüntüleme yönteminde iki boyutlu görüntü elde edilebilmekte ancak derin bölgelerdeki patolojilerin farklı derinliklerden gelen ışımların üst üste çakışması nedeniyle tespiti mümkün olmamaktadır. Bilgisayarlı tomografinin bu sistem ile birleştirilip Tek Fotonlu Bilgisayarlı Emisyon Tomografisi (SPECT) geliştirilmiş ve derin patolojilerin tespiti mümkün olmuştur. Radyonüklid olarak pozitron kaynağının kullanıldığı radyonüklid görüntüleme yöntemi ise Pozitron Emisyon Tomografisi (PET)'dir. Radyonüklid maddeye görüntülenecek doku için uygun bir madde bağlanarak o yapının ışımları doğrudan tespit edilebilmekte ve metabolik bilgi elde edilebilmektedir. PET'in fonksiyonel görüntüleme özelliği ve Bilgisayarlı Tomografi (BT)'nin anatomik görüntüleme başarısının birleştirildiği hibrid görüntüleme yöntemleri de bulunmaktadır.



Şekil 15. Farklı görüntüleme teknikleri ile elde edilmiş medikal görüntüler

**Tablo 4. Farklı görüntüleme tekniklerinin karşılaştırılması**

Görüntülenecek Yapılar	Görüntüleme Yöntemleri
Kemikler	• Röntgen • Sintigrafi • BT/ MRG
Eklemler	• Röntgen • MRG • BT
Akciğerler	• Röntgen • BT • MRG/ US/ Sintigrafi
Meme	• Mamografi • US
Yumuşak Doku	• US • MRG
Kalp	• US • Sintigrafi • Anjiyografi • MRG
Damarlar	• Doppler US • Anjiyografi
Beyin/ Omurilik	• MRG • BT

5. İki Boyutlu Görüntü Sinyallerinde Histogram

Histogram, sayısal bir görüntü içerisinde her renk değerinden kaç adet olduğunun grafiksel gösterimidir. Bu grafiğe bakılarak resmin parlaklık durumu ya da tonları hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir.

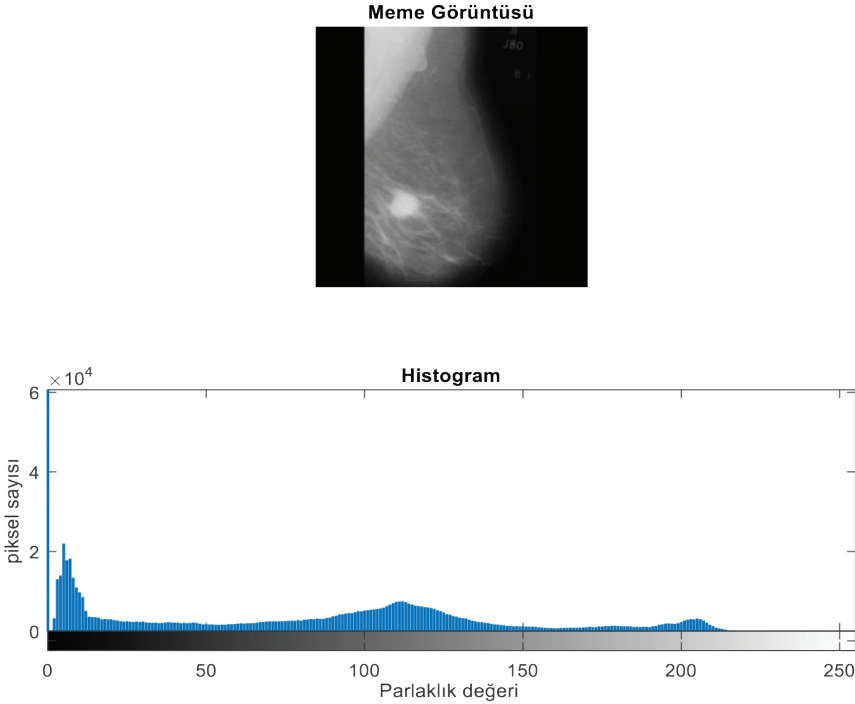
Bir görüntünün histogram fonksiyonu denklem 8'de gösterilmektedir.

$$H(p) = \frac{n}{PT} \quad (8)$$

Burada n, p parlaklık değerine sahip piksellerin sayısını, PT ise bölgedeki toplam piksel sayısını göstermektedir. 8 bitlik görüntü parçasında p değeri 0 ile 28 arasında değerler almaktadır.

Şekil 16'da bir Mamografi görüntüsüne ait histogram gösterilmektedir. Histogramda farklı parlaklık değerlerine karşılık olarak farklı tepe değerleri gözlenmektedir. Meme görüntüsü etrafındaki siyah bölge Histogramda 0 civarında oluşan ilk tepe değerine karşılık gelmektedir. Meme dokusunda gözlenen açık gri lezyon ise

Histogramda 200 civarlarında oluşmuş bölge ile temsil edilmektedir (Gonzalez vd, 2004; İšoğlu vd, 2014).



Şekil 16. Mamografi görüntüsü ve ona ait histogram

6. İki Boyutlu Görüntü Sinyallerinde Filtreleme

Alçak geçiren filtre, yüksek frekans bileşenlerini zayıflatıp alçak frekans bileşenlerini geçirdiği için ve bir görüntünün yüksek frekansı bileşenlerinin keskin ayrıntılar ve nesnenin kenar detayları ile ilişkili olmasından dolayı görüntünün bulanıklaşmasına neden olmaktadır. Bir görüntünün düşük frekans bileşenleri düz yüzeylerin yavaş yavaş değişen yoğunluklarına veya yavaş değişen kenarlara karşılık geldiğinden yüksek geçiren filtreleme düşük frekans bileşenlerini zayıflatarak detayları arttırmakta ve köşeleri belirginleştirmektedir. Bu iki filtrenin birleşimi kullanılarak belirli iki frekans arasındaki bileşenleri geçiren bant geçiren filtre ve durduran bant durduran filtre tasarlanabilmektedir.

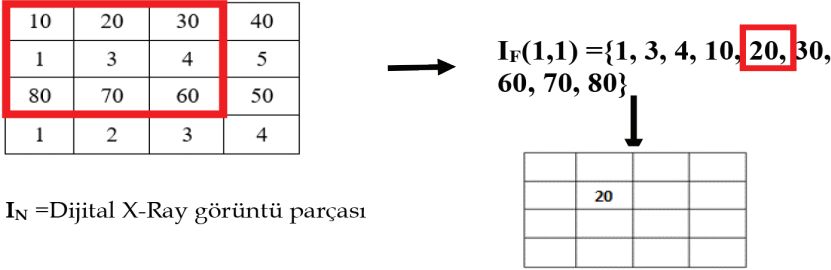
6.1 İki boyutlu alçak geçiren filtreler

$N \times N$ boyutlu bir maske içerisinde yer alan resim piksel değerlerinin küçükten büyüğe sıralanarak ortanca (medyan) değer maskenin merkezindeki piksele atandığı filtrelere ortanca filtre denilmektedir. Tuz-biber görüntüsünü yok etmek için çok uygun olan bir filtre çeşididir.

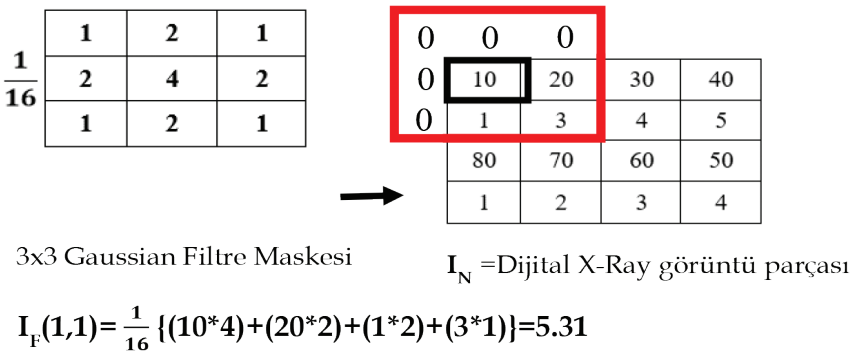
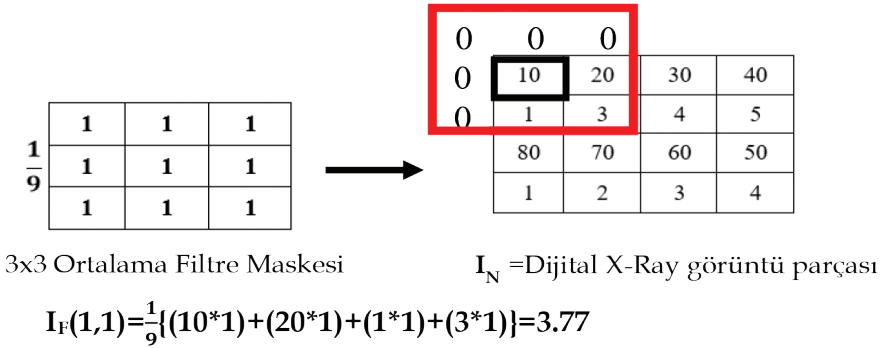
$N \times N$ boyutundaki maske görüntü üzerinde gezdirilerek maske içerisinde kalan görüntü piksellerinin aritmetik ortalamasını alan filtrelere ortalama alan filtre denilmektedir. Bu maske ile gürültü etkileri yok edilirken görüntü bulanıklaşmaktadır



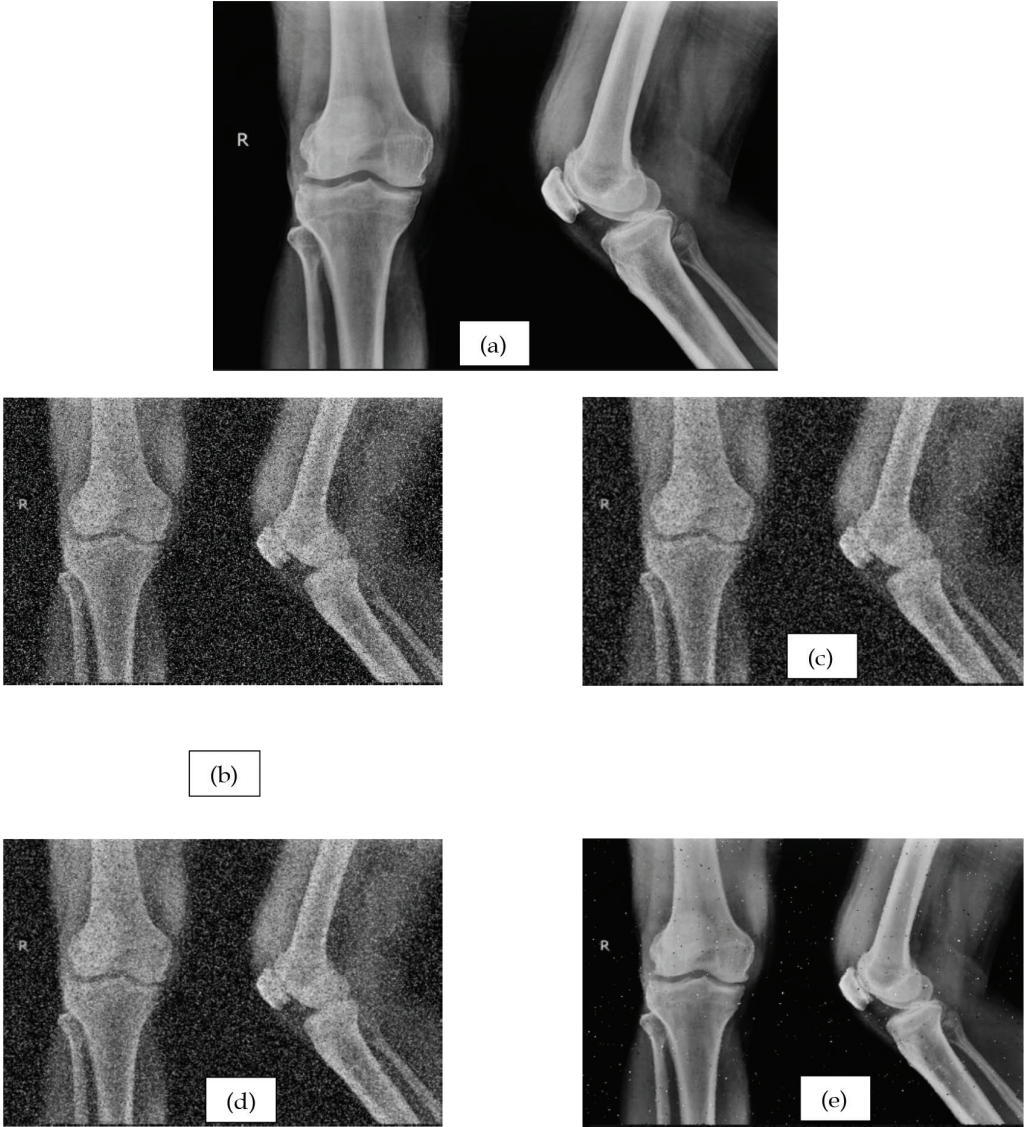
ve maske boyutu arttıkça bulanıklık da artmaktadır. Ortalama alan filtrelerin impuls cevabı, yani maske değerlerinin 2D Gauss dağılımına benzer şekilde ağırlıklandırılmış haline Gauss filtre denilmektedir. Genel olarak alçak geçiren filtreler görüntüdeki bir piksel değeri ile komşu piksellerin ortalamasını alma prensibine dayanmaktadır ve bu filtrelerin uygulandığı görüntülerin histogram değerleri birbirlerine yakın çıkmaktadır. Ayrıca alçak geçiren filtrenin uygulanması görüntüyü bulanıklaştırmakta ve detayları zayıflatmaktadır. Alçak geçiren filtrelere bakacak olursak tüm filtre değerleri pozitifdir ve toplamları daima 1'e eşittir (Sprawls; Haralick, Shapiro, 1993).



Şekil 17. Ortanca filtre çalışma prensibi. Burada I_N dijital X-Ray görüntü parçasını, I_F ise filtrelenmiş görüntüyü göstermektedir.



Şekil 18. 3x3 Ortalama alan filtre ve Gaussian filtrenin çalışma prensibi. Burada I_N dijital X-Ray görüntü parçasını, I_F ise filtrelenmiş görüntüyü göstermektedir.



Şekil 19. Alçak geçiren filtre ile filtrelenmiş X-Ray görüntüsü. Burada (a) Orijinal X-Ray görüntüsünü, (b) gürültü eklenen görüntüyü, (c) 3x3 ortalama filtre ile filtrelenmiş görüntüyü, (d) 3x3 Gaussian filtre ile filtrelenmiş görüntüyü, (e) 3x3 ortanca filtre ile filtrelenmiş görüntüyü göstermektedir.

6.2 İki boyutlu yüksek geçiren filtreler

Görüntüyü yüksek geçiren filtre uygulanması köşe detaylarını arttırmakta ve belirgin hale getirmektedir. Yüksek geçiren filtrelerin değerleri pozitif veya negatif olabilmektedir ancak tüm filtre değerleri toplamı daima 0'dır. Yüksek geçiren filtreler genel olarak x ve y yönünde ayrı ayrı türev alan aralarında 90 derecelik faz farkı olan iki maskeye sahiptirler. Maskeler görüntüye ayrı ayrı uygulanmakta, sonrasında elde edilen iki görüntü birleştirilerek tek bir filtrelenmiş görüntü elde edilmektedir. En yaygın bilinen bu filtreler Sobel, Prewitt, Roberts operatörleridir. Bu



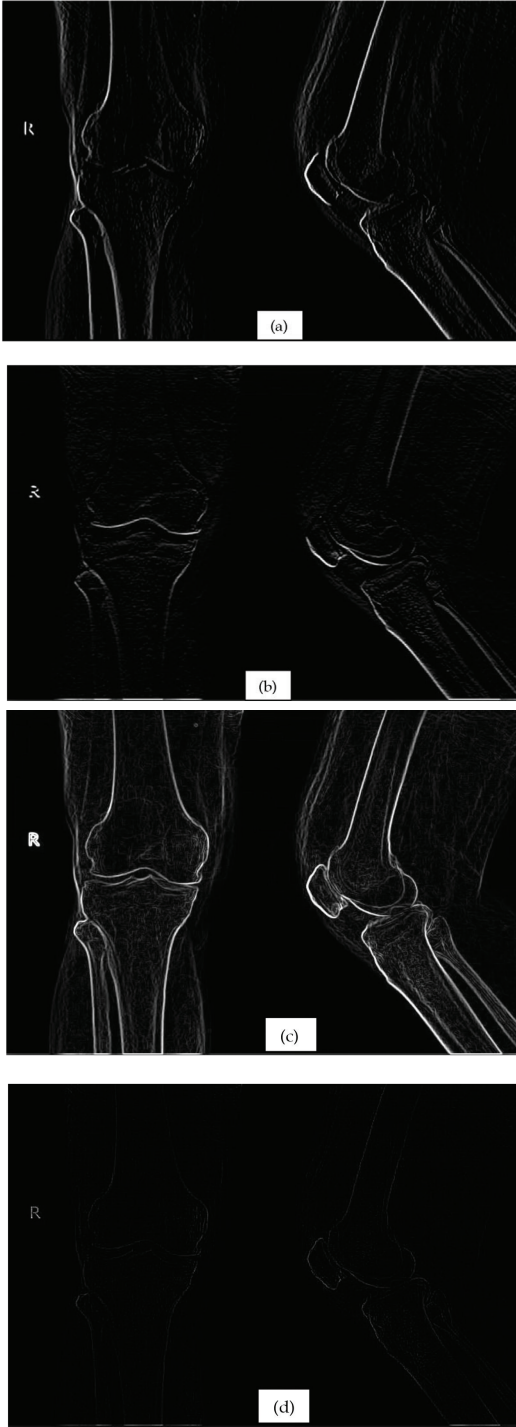
filtreler x ve y eksenlerinde ayrı ayrı türev alırken tek bir maske ile hem x hem de y eksenleri boyunca aynı anda türev alabilen filtreler de mevcuttur. Bunların en çok bilinenleri Laplacian ve Marr-Hildrett operatörleridir. Yüksek geçiren filtreler genel olarak köşe tespiti de kullanılan türev operatörleridir (Haralick, Shapiro, 1993).

	G_x	G_y																		
Sobel	<table><tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>-2</td><td>0</td><td>2</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr></table>	-1	0	1	-2	0	2	-1	0	1	<table><tr><td>1</td><td>2</td><td>1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>-2</td><td>-1</td></tr></table>	1	2	1	0	0	0	-1	-2	-1
-1	0	1																		
-2	0	2																		
-1	0	1																		
1	2	1																		
0	0	0																		
-1	-2	-1																		
Prewitt	<table><tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td><td>1</td></tr></table>	-1	0	1	-1	0	1	-1	0	1	<table><tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr><tr><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr></table>	1	1	1	0	0	0	-1	-1	-1
-1	0	1																		
-1	0	1																		
-1	0	1																		
1	1	1																		
0	0	0																		
-1	-1	-1																		
Roberts	<table><tr><td>0</td><td>1</td></tr><tr><td>-1</td><td>0</td></tr></table>	0	1	-1	0	<table><tr><td>1</td><td>0</td></tr><tr><td>0</td><td>-1</td></tr></table>	1	0	0	-1										
0	1																			
-1	0																			
1	0																			
0	-1																			
Laplacian	<table><tr><td>0</td><td>1</td><td>0</td></tr><tr><td>1</td><td>-4</td><td>1</td></tr><tr><td>0</td><td>1</td><td>0</td></tr></table>	0	1	0	1	-4	1	0	1	0	<table><tr><td>0</td><td>-1</td><td>0</td></tr><tr><td>-1</td><td>4</td><td>-1</td></tr><tr><td>0</td><td>-1</td><td>0</td></tr></table>	0	-1	0	-1	4	-1	0	-1	0
0	1	0																		
1	-4	1																		
0	1	0																		
0	-1	0																		
-1	4	-1																		
0	-1	0																		
	<table><tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr><tr><td>1</td><td>-8</td><td>1</td></tr><tr><td>1</td><td>1</td><td>1</td></tr></table>	1	1	1	1	-8	1	1	1	1	<table><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr><tr><td>-1</td><td>8</td><td>-1</td></tr><tr><td>-1</td><td>-1</td><td>-1</td></tr></table>	-1	-1	-1	-1	8	-1	-1	-1	-1
1	1	1																		
1	-8	1																		
1	1	1																		
-1	-1	-1																		
-1	8	-1																		
-1	-1	-1																		

Şekil 20. Yüksek geçiren filtre operatörleri. Burada Sobel, Prewitt ve Roberts filtreleri x ve y yönlerinde türev alan farklı maskelere sahipken, Laplacian fitresi tek bir maske ile hem x hem de y yönünde türev almaktadır.

$$y[m, n] = \sqrt{y_x^2[m, n] + y_y^2[m, n]} \quad (9)$$

Denklem 9'da gösterilen formülde y filtrelenenmiş son görüntüyü (gradyan genliğini), y_x x yönünde türev operatörü uygulandıktan sonra elde edilen görüntüyü, y_y ise y yönünde türev operatörü uygulandıktan sonra elde edilen görüntüyü temsil etmektedir.



Şekil 21. Yüksek geçiren filtre operatörleri kullanılarak filtrelenmiş şekil 19 (a)'daki X-Ray görüntüsü. Burada (a) Prewitt filtre ile x yönünde filtrelenmiş görüntüyü, (b) Prewitt filtre ile y yönünde filtrelenmiş görüntüyü, (c) Prewitt filtre ile xy yönünde filtrelenmiş görüntüyü, (d) ise Laplacian filtre ile filtrelenmiş görüntüyü göstermektedir.



7. İki Boyutlu Görüntü Sinyallerinde Kenar Bulma

Görüntülerde bulunan nesnelerin tanımlanabilmesi ve birbirinden ayrılabilmesi için kenar bulma görüntü işleme aşamaları içerisindeki en önemli kısmı oluşturmaktadır. Görüntü içerisinde gri seviyelerin birbirinden belirgin derecede farklı olduğu iki bölge arasındaki sınır kenar olarak isimlendirilmektedir. Biyomedikal görüntülerde de incelenecek doku veya organ ile onu çevreleyen kısım arasında parlaklık farkının olması inceleme için kenar bulma yöntemlerine başvurmayı gerektirmektedir.

Prewitt, Sobel, Robert, Canny, Marr-Hildreth, algoritmaları literatürdeki sıklıkla kullanılan temel kenar bulma algoritmaları olarak kabul edilmektedir. Bu kenar bulma algoritmaları Gradient (1.türeve dayalı) hesaplama prensibine göre çalışmaktadır. İki boyutlu bir $f(x,y)$ fonksiyonu için Gradient genliği ve yönü denklem 9'da gösterildiği şekilde hesaplanmaktadır (Gonzalez vd, 2004; Prewitt, 1970; Sobel, 1970; Canny, 1986; Schlemmer vd, 2006).

$$\text{Gradient } \nabla f \equiv \text{grad}(f) = \begin{bmatrix} g_x \\ g_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \nabla_x f \\ \nabla_y f \end{bmatrix} \quad (10)$$

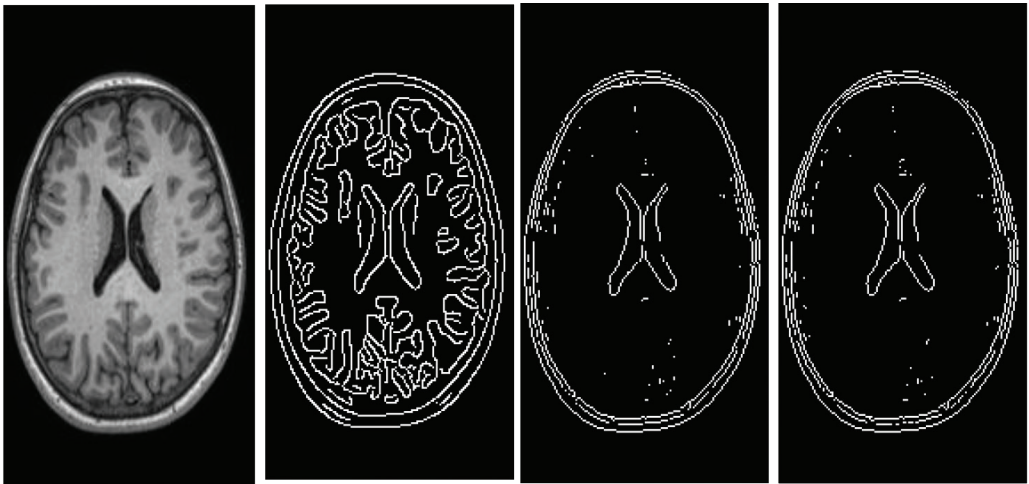
$$\text{Gradient genliği } M(x,y) = \text{mag}(\nabla f) = \sqrt{g_x^2 + g_y^2}$$

$$\text{Gradient yönü } \alpha(x,y) = \tan^{-1} \left[\frac{g_x}{g_y} \right] \quad \text{kenar yönü } \varphi = \alpha - 90^\circ$$

Hesaplanan Gradient vektörü bu fonksiyondaki noktalar için artışın en büyük olduğu yönü göstermektedir. Bu vektör aynı zamanda kenarın büyüklüğünün ve yönünün kestiriminde de kullanılabilir. Kenar belirleme algoritmalarında Gradient yöntemi kullanılırken ilk olarak görüntünün Gradientinin genliği hesaplanır ve hesaplanan bu genlik değeri önceden belirlenen eşik değeri ile karşılaştırılır. Elde edilen genlik değerinde bu eşik değerden büyük tüm noktalar kenar olarak atanmaktadır.

Tablo 5. Matlab’de beyin görüntüsü kullanılarak farklı kenar belirleme algoritmaları ile kenar belirleme örneği

```
Image=imread('oM1.nii');           % Beyin görüntüsünün MATLAB’de okunması
cannyFiltresi=edge(Image,[],'canny');
prewittFiltresi=edge(Image,[],'prewitt');
sobelFiltresi=edge(Image,[],'sobel');
figure;
subplot(2,2,1);
imshow(Image,[]);
title('Resmin Orjinal Hali');
subplot(2,2,2);
imshow(cannyFiltresi);
title('Canny Filtresi');
subplot(2,2,3);
imshow(prewittFiltresi);
title('Prewitt Filtresi');
subplot(2,2,4);
imshow(sobelFiltresi);
title('Sobel Filtresi');
```



Şekil 22. Orjinal bir beyin MRI görüntüsüne sırası ile (b) Canny, (c) Prewitt ve (d) Sobel kenar belirleme operatörleri uygulandıktan sonra elde edilen görüntüler.



Tablo 5’de gösterilen MATLAB örneği ile Şekil 22-a’daki beyin görüntüsüne Canny, Prewitt ve Sobel kenar belirleme operatörleri MATLAB “edge” komutu kullanılarak uygulanmış ve elde edilen görüntüler şekil 21-b, Şekil 21-c ve şekil 21-d’ gösterilmiştir.

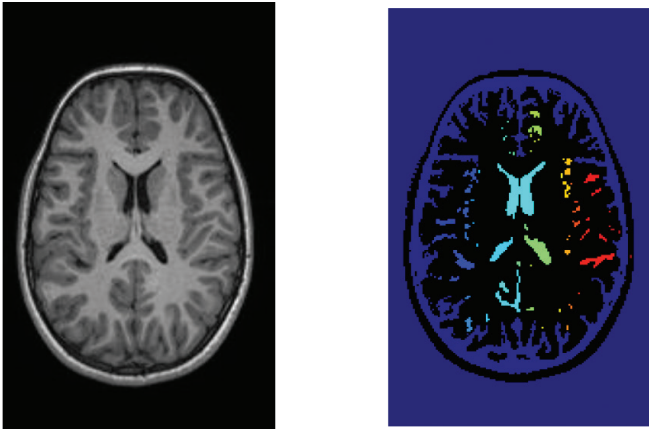
8. İki Boyutlu Görüntü Sinyallerinde Bölütleme

Görüntü bölütleme (segmentasyon) bir görüntü parçasında ilgili alan ve diğer kısımların birbirinden ayrılması işlemidir. Bu ayırma işlemi benzer parlaklık değerlerine sahip piksellerin gruplanması ile gerçekleştirilmektedir. Bölütleme işlemi gerçekleştirilirken;

- Eşikleme (thresholding),
- Kenar belirleme (edge detection),
- Alan belirleme (region detection)
- Bağlantıyı koruma (connectivity-preserving) adımları takip edilmektedir. (Schaefer vd, 2008).

Bölütleme Biyomedikal görüntü işlemenin de en önemli adımlarından bir tanesini oluşturmaktadır. Biyomedikal görüntülere bölütleme işlemi uygulanarak analiz edilecek organ veya doku parçası etraftaki benzer kısımlardan ayrılarak incelemenin kolaylaşması sağlanmaktadır (Gonzalez vd, 2004; İşoğlu vd, 2014). Bölütleme işlemleri incelendiğinde literatürde karşılaşılan en sık kullanılan 3 bölütleme türü aşağıda listelenmektedir.

- Piksel-tabanlı Bölütleme
- Kenar-tabanlı Bölütleme
- Bölge-tabanlı Bölütleme



Şekil 23. (a) Orjinal bir beyin MRI görüntüsü, (b) bu görüntünün bölütlenmiş hali

8.1. Piksel tabanlı bölütleme

Görüntünün histogramından faydalanılarak eşikleme işlemi ile gerçekleştirilen temel bölütleme şeklidir. Görüntünün histogramından arka plan ve incelenecek obje belirgin şekilde ayrıştırılabiliyorsa "Global eşikleme" yöntemi kullanılabilir. Bu yöntemde görüntü histogramı incelenerek nesne ve arka planı birbirinden ayıracak tek bir eşik değeri belirlenmektedir. Sonrasında Denklem 11'de gösterildiği şekilde bu eşik değerden büyük olan piksel değerleri 1, küçük olanlar 0 olarak atanarak eşikleme işlemi tamamlanmaktadır.

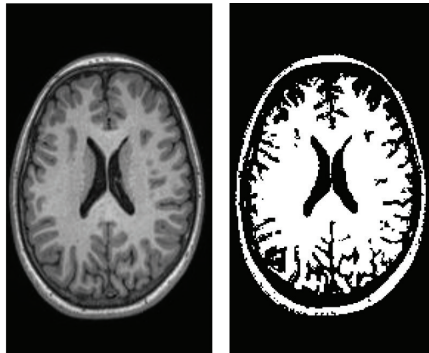
$$G_e(x, y) = \begin{cases} 1, & (x, y) > T \\ 0, & (x, y) < T \end{cases} \quad (11)$$

Burada belirli bir görüntüde değeri 1 olan piksel değerleri incelenecek nesneyi gösterirken değeri 0 olan piksel değerleri arka planı göstermektedir.

Eğer incelenecek kısım ve arka plan tek bir eşik değeri kullanılarak birbirinden ayrılamıyorsa "Lokal eşikleme" yöntemi uygulanmaktadır. Bu eşikleme türünde görüntü daha küçük alt görüntülere ayrılarak her bir parça için ayrı bir eşik değeri belirlenmektedir (Gonzalez vd, 2004; İsoğlu vd, 2014).

Tablo 6. Matlab'de beyin görüntüsü kullanılarak Global eşikleme örneği

```
Clear all
Close all
clc
Img=imread('oM1.nii');
figure, imshow(Img,[]);title('Beyin MRI görüntüsü'); title('Resmin Orjinal Hali');
thres=graythresh(Img)
imbw=im2bw(Img,thres);
figure, imshow(imbw);title('Siyah-Beyaz bölütleme');
```



Şekil 24. Tablo 6'da verilen MATLAB örneğinin çıktısı. Burada (a) Orjinal bir beyin MRI görüntüsü, (b) bu görüntünün Global eşikleme ile bölütlenmiş hali

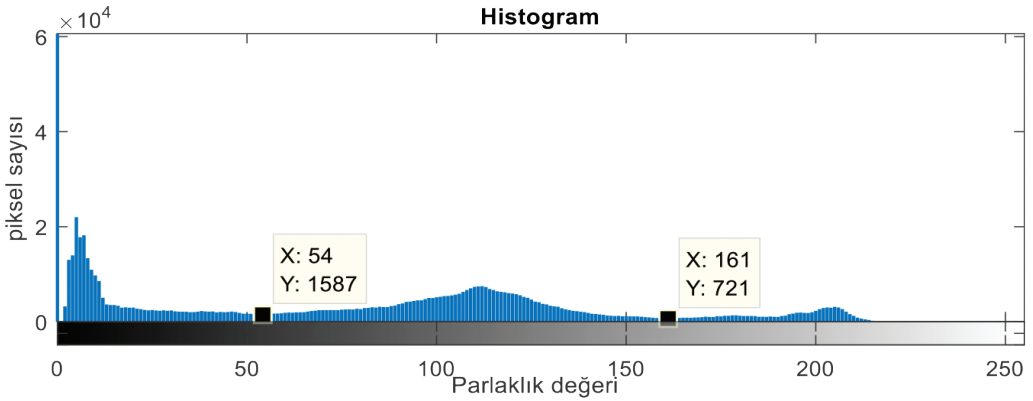


Tablo 7. Matlab'de beyin görüntüsü Çift eşikleme örneği

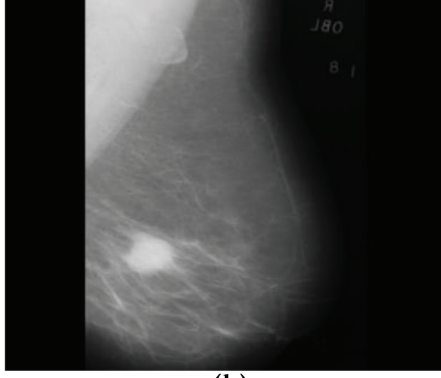
```

clear all
close all
clc
image=imread('mdb028.pgm'); % Görüntü dosyasını okuma
figure,subplot(211);imshow(image);title('Meme Görüntüsü'); % Görüntüyü
çizdirme
subplot(212),imhist(image,256);title('Histogram'); % Histogram bulma
xlabel('Parlaklık değeri');
ylabel('piksel sayısı');
figure, imshow(image>0& image<54); % 0<g(m,n)<50
figure, imshow(image>54); % g(m,n)>50
figure, imshow(image>54& image<161) % 50<g(m,n)<163
figure, imshow(image>161& image<255) % 163<g(m,n)<255

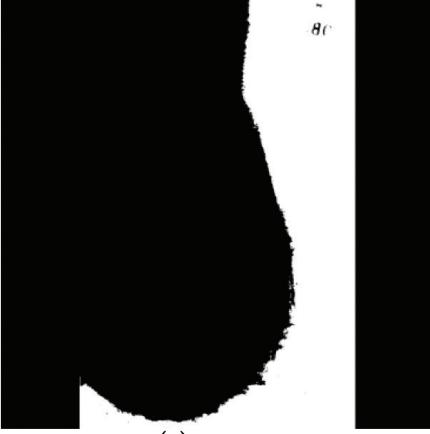
```



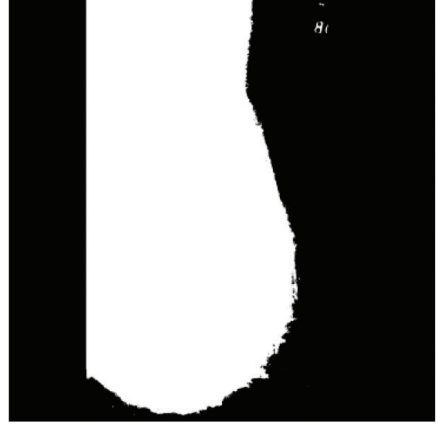
(a)



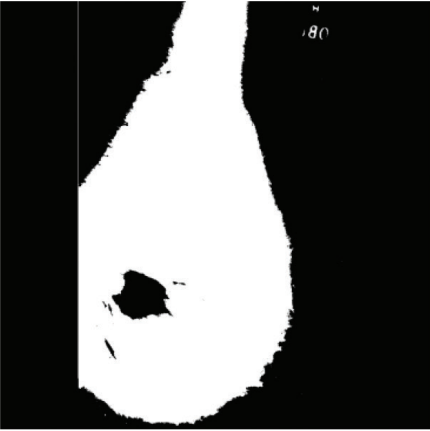
(b)



(c)



(d)



(e)



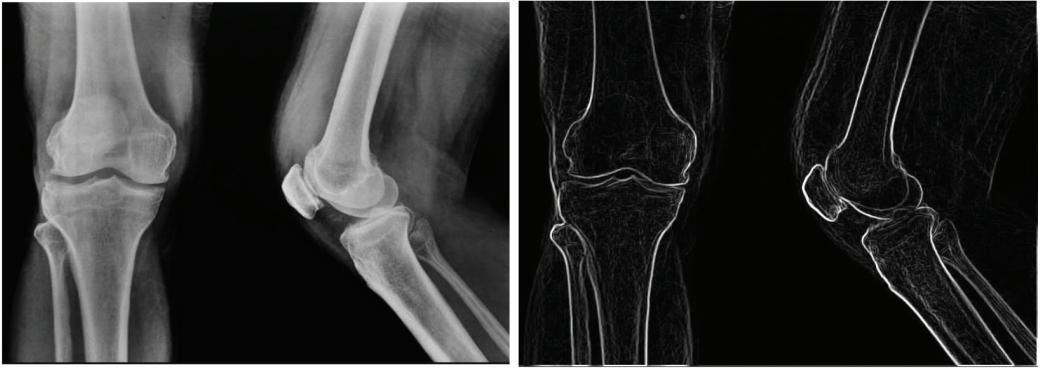
(f)

Şekil 25. Tablo 7'de verilen MATLAB örneğinin çıktısı. Burada (b) Orjinal mamografi görüntüsünü, (a) bu mamografi görüntüsünün histogramını, (c) bu görüntünün $0 < g(m,n) < 54$ için, (d) $g(m,n) > 50$ için, (e) $54 < g(m,n) < 161$ için, (f) ise $161 < g(m,n) < 255$ için bölütlenmiş halini göstermektedir.

Tablo 7’de gösterilen MATLAB örneği incelendiğinde tümörlü bir mamografi görüntüsünün bölütlenme işlemi görülmektedir. Burada öncelikle görüntünün histogramı elde edilmekte ve bu histogramdaki çukur bölgeler tespit edilerek eşikleme için iki farklı eşik değeri belirlenmektedir. Sonrasında bu eşik değerlere uygun olarak yazılan kod ile şekil 25’te gösterilen (c) arka planın beyaz, tüm meme dokusunun siyah olarak elde edildiği, (d) tüm meme dokusunun beyaz, arka planın siyah olarak elde edildiği bölütlenmiş görüntü elde edilmektedir. Yine (e) meme dokusunun beyaz, tümörlü kısmın siyah olarak elde edildiği, (f) ise sadece tümör dokusunun beyaz olarak elde edildiği bölütlenmiş görüntü elde edilmektedir.

8.2. Kenar tabanlı bölütleme

Kenar tabanlı bölütleme yöntemi kenar olan ve olmayan piksellerin belirlenmesi ve kenar olan piksellerin çevrelediği bölgenin bir bölüt olarak belirlendiği bölütleme tekniğidir. Bu yöntemde önemli olan kenarların belirlenebilmesidir. Bu işlem için de literatürde sıklıkla kullanılan Sobel, Prewitt, Robert, Laplacian gibi kenar belirleme algoritmalarına başvurulmaktadır (Gonzalez vd, 2004; Hildreth, 1985; İşoğlu vd, 2014).



Şekil 26. (a) Örnek bir X-ray bacak görüntüsünü, (b) Bu görüntünün Prewitt kenar bulma algoritması uygulandıktan sonra kenarlarının belirginleştiği halini göstermektedir.

8.3. Bölge tabanlı bölütleme

Bölge tabanlı bölütleme yönteminde ise diğerlerinden farklı olarak bir piksel nesne olarak belirlenmekte ve bu piksele komşu pikseller kontrol edilerek benzer parlaklık değerlerine sahip piksel değerleri belirlenmekte ardından bu pikseller gruplarak diğer kısımlardan ayrılmaktadır. Böylece farklı bölgeler birbirinden ayrılmaktadır (Gonzalez vd, 2004; İşoğlu vd, 2014).

9. Kaynaklar

- Asyalı, M-H. ; Kara, S. & Yılmaz, B. (2014). *Biyomedikal mühendisliğinin temelleri*, 1.Baskı, Nobel Akademik Yayıncılık, 2014.
- Bellaire, G. ; Talmi, K., Oezguer, E. ; Koschan, A. (1998). *Object Recognition : Obtaining 2-D Reconstructions From Color Edges*, IEEE SSIAI'98, Tuscon, USA, 1998.
- Canny, J. (1986). *A Computational Approach to Edge Detection*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 8, 679-700, 1986.
- Gonzalez, R. ; Wintz P. (1987). *Digital Image Processing*, Addison –Wesley, (1987).
- Gonzalez, R.; Woods, R-E.; Eddins, S-L. (2004). *Digital Image Processing Using Matlab*, Prentice Hall, 2004, USA.
- Haralick, R-M. ; Shapiro, L-G. (1993). *Computer and Robot vision*, First edition.
- Hildreth, E- C.. (1985). *Edge Detection*, A. I. Memo No. 858, Artificial Intelligence Laboratory, Massachusetts Institute of Tecnology, September, 1985.
- İşoğlu, I-A.; İşoğlu, S-D.; Aydın Albayrak, A.; Memiş, B. & Mustafa Kocakulak, M. (2014). *Biyomalzemeler*, 1.Baskı, Nobel Akademik Yayıncılık, 2014.
- Karagöz, İ. ; Eroğul, O. (1988). *Tıbbi Görüntüleme Sistemleri*, Haberal Eğitim Vakfı, Ankara.
- Prewitt, J. (1970). *Object Enhancemet and Extraction*, Picture Processing and Psychopictorics (B. Lipkin ve A. Rosenfeld, editör), NY, Academic Pres, 1970.
- Proakis, J.; Manolakis, D. (2009). *Digital Signal Processing*, 4th Edition Pearson Ed, ISBN 0132287315.
- Schaefer, G. ; Hassanien, A-E. ; Jiang, J. 2008. *Comaputational Intelligence in Medical Imaging*, Taylor and Francis Group CRC Press.
- Schlemmer, M. ; Hagen, H. ; Hotz, I. ; Hamann, B. (2006). *Clifford Pattern Matching for Color Image Edge Detection*, GI- Edition Lecture Notes in Informatics, Vol. S-4, 2006.
- Sobel, I. (1970). *Camera Models and Perception*, Ph.D. thesis, Stanford University, CA, 1970.
- Sprawls, P. *Physical Principles of Medical Imaging Online*, <http://www.sprawls.org/resources>
- Sprawls, P. *The web-based edition of The Physical Principles of Medical Imaging*, 2nd Ed, <http://www.sprawls.org/ppmi2/>