

**GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ ile
DOKU SINIRLARININ BELİRLENMESİ**

Volkan VERİM

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2005

ANKARA

Volkan VERİM tarafından hazırlanan GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ ile DOKU SINIRLARININ BELİRLENMESİ adlı bu tezin yüksek lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd.Doç.Dr. Hasan Şakir BİLGE
Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof.Dr. Emin AKATA

Üye : Doç.Dr. İrfan KARAGÖZ

Üye : Yrd.Doç.Dr. Hasan Şakir BİLGE

Üye : _____

Üye : _____

Bu tez, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ ile DOKU SINIRLARININ BELİRLENMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Volkan VERİM

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Aralık 2005

ÖZET

Bu tez çalışmasında, iki boyutlu ultrason görüntülerinin analiz edilerek görüntülerdeki prostat sınırının bulunması için yeni bir yaklaşım sunulmaktadır. Mevcut yöntemlerden biçimi değişebilen sınır modelleri, dinamik sınır bulma yöntemleri ve bunların uygulama alanları ile gelişim süreçleri incelenmektedir. Yılan Modeli, Geometrik Biçim Değiştirme Modeli (GDM) ve Ayrık Dinamik Sınır Modeline (DDCM) dayalı algoritmalar ve bunların yararları ve sakıncaları açıklanmaktadır. Bu çalışmada, belirlenecek prostat sınırı için prostatlı bölgenin prostatın dışına göre daha koyu kontrasta sahip olmasından yararlanılmıştır. İki boyutlu tıbbi ultrason görüntüsündeki gürültü, Gauss alçak geçiren süzgeci ile azaltılmaktadır. Gürültü giderildikten sonra, gri seviyeli görüntü eşikleme ile ikili görüntüye dönüştürülmektedir. İkili görüntüye morfolojik kapama ve açma işlemleri uygulanmaktadır. Ön işlemlerden sonra, kabaca bulunan dikey ve yatay kenarlar, uyarlanır bazı işlemlerle birleştirilerek prostat sınırı başarılı bir şekilde elde edilmektedir.

Bilim Kodu : 902.1.067

Anahtar Kelimeler : Görüntü işleme, tıbbi görüntü analizi, bölütleme, biçimi değişebilen sınır, dinamik sınır bulma, aktif sınır, Yılan Modeli, Geometrik Biçim Değiştirme Modeli, Ayrık Dinamik Sınır Modeli, doku sınırı

Sayfa Adedi : 86

Tez Yöneticisi : Yrd. Doç. Dr. Hasan Ş. BİLGE

**FINDING TISSUE BOUNDARIES by USING IMAGE PROCESSING
METHODS**

(M.Sc. Thesis)

Volkan VERİM

**GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY**

December 2005

ABSTRACT

In this thesis, a new approach which is used for finding prostate boundary in two dimensional ultrasound images is presented. Current methods like deformable contour models, dynamic contour finding methods, their application areas and evolutions are explained. Snake Model, Geometrical Deformation Model (GDM), Discrete Dynamic Contour Model (DDCM) algorithms and their advantages and disadvantages are also explained. In this study, prostate boundary is found by making use of the contrast differences between inside and outside of the prostate. Noise in two dimensional ultrasound images is reduced by Gaussian low-pass filtering. After noise reduction, the gray-level image is transformed to binary image by thresholding. Morphological operations are applied to the binary prostate images. The contours that are roughly found after the vertical and horizontal edge detection on the preprocessed image, are connected to each other by using some adaptive operations. At the end, the tissue boundary is successfully obtained.

Science Code : 902.1.067

Key Words : Image processing, medical image analysis, segmentation, deformable contours, dynamic contour detection, active contours, Snake Model, Geometrical Deformation Model, Discrete Dynamic Contour Model, Tissue Boundary

Page Number : 86

Adviser : Assist. Prof. Dr. Hasan Ş. BİLGE

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca bilgi birikimiyle beni yönlendiren ve sınırsız bir sabır gösteren danışmanım Yrd. Doç. Dr. Hasan Şakir BİLGE'ye, ayrıca yüksek lisansa başladığım ilk günden beri dersleri takip edebilmem ve tez çalışmama yeterli vakti ayırabilmem için sürekli yardımcı olan sayın Şube Müdürüm Cevat ASLANBAŞ'a, bu süreçte iş yerindeki sorumluluklarımın aksamaması için bana yardımcı olan Milli Emlak Bilgi İşlem Merkezi WEB ekibinde çalışan mesai arkadaşlarıma ve her zaman maddi ve manevi olarak yanımda olan ailem Veli VERİM, Ayşe VERİM, Akile KILIÇ ve sıkıştığım anlarda İngilizceden Türkçeye çevirileri ile Bülent KILIÇ'a teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	viii
RESİMLERİN LİSTESİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. TIBBİ GÖRÜNTÜLERİN İŞLENMESİ	4
2.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemleri	5
2.2. Ultrason	6
2.3. Prostatın Şekli ve Yapısı	8
2.4. Prostat Hastalıkları ve Teşhisi	9
2.5. Bazı Görüntü İşleme Yöntemleri	10
2.5.1. Süzme	11
2.5.2. Bölütme	15
2.5.3. Eşikleme	15
2.5.4. Yapısal bozuklukları indirgeme	16
3. BİÇİMİ DEĞİŞEBİLEN SINIR MODELLERİNİN GELİŞİM SÜRECİ	20
3.1. Bölütme Yöntemleri	25
3.1.1. Tamamıyla elle sınır bulma	25
3.1.2. Tamamıyla otomatik sınır bulma	26
3.1.3. Otomatik bulunan sınırların elle düzeltilmesi	26
3.1.4. Elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi	27

Sayfa

3.2. Biçimi Değişebilen Sınır Modelleri	27
3.2.1. Yılan modeli	28
3.2.2. Geometrik biçim değiştirme modeli	38
3.2.3. Ayrık dinamik sınır modeli	44
3.2.4. Modellerin karşılaştırılması.....	52
4. UYGULANAN YÖNTEM	54
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
KAYNAKLAR	80
EKLER	84
EK-1. Türkçe-İngilizce terim karşılıkları.....	85
ÖZGEÇMİŞ	86

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Aşındırma işlemi.....	17
Şekil 2.2. Genleşme işlemi	17
Şekil 2.3. Kapama işlemi	18
Şekil 2.4. Açma işlemi	19
Şekil 3.1. Yılan modelinde ilk nokta seçimi	32
Şekil 3.2. Yılan modelinde sınır belirleme	33
Şekil 3.3. Belirlenmiş sınırlar	34
Şekil 3.4. $x(s)$ ve $y(s)$ fonksiyonlarının s düzleminde gösterimi.....	34
Şekil 3.5. Öznel nesneler.....	38
Şekil 3.6. GBDM çalışma prensibi	40
Şekil 3.7. GBDM tepe nokta kayması.....	43
Şekil 3.8. ADSM koordinat düzlemi.....	44
Şekil 3.9. ADSM’de yerel eğim.....	47
Şekil 3.10. ADSM’de tepe nokta sayısının etkisi	51
Şekil 4.1. Tespit edilen noktalar.....	65
Şekil 4.2. Tespit edilen kenar noktalarından ana yüzeyin belirlenmesi.....	67

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 1.1. Ultrason görüntülerinde prostat sınırlarının belirlenmesi	2
Resim 2.1. Tıbbi görüntüler	4
Resim 2.2. Prostat ve komşu olduğu organların yandan görünümü	8
Resim 2.3. Gauss süzgecindeki parametrelerin etkisi	13
Resim 3.1. Bir görüntüde yılan modelinde iç ve dış enerjiler.....	30
Resim 3.2. Yılan modelinde kuvvetlerin etkisi	37
Resim 3.3. Örnek ADSM uygulamaları	50
Resim 4.1. 2-Boyutlu ultrason prostat görüntüsü	54
Resim 4.2. Orijinal görüntü üzerindeki incelenecek alan	55
Resim 4.3. Gauss uygulanmış prostat görüntüsü	56
Resim 4.4. Değişik Gauss süzgeci uygulanmış ikili prostat görüntüleri.....	56
Resim 4.5. İncelenecek prostatın alt görüntülere ayrılması	57
Resim 4.6. Görüntüyü parçalamanın etkisi	59
Resim 4.7. Farklı kapama boyutlarının sınıra etkisi	61
Resim 4.8. Farklı açma boyutlarının sınıra etkisi	62
Resim 4.9. İşlemler sonucunda üst prostat görüntüsü.....	63
Resim 4.10. Önışlemlerin görüntüye etkisi	63
Resim 4.11. Örneklemede nokta aralık seçiminin etkisi.....	66
Resim 4.12. İncelenen görüntüden bulunan prostat sınırı.....	69
Resim 4.13. Birinci tip görüntüden bulunan prostat sınırı.....	70
Resim 4.14. İkinci tip görüntülerden bulunan prostat sınırı.....	71
Resim 4.15. Üçüncü tip görüntüden bulunan prostat sınırı.....	72

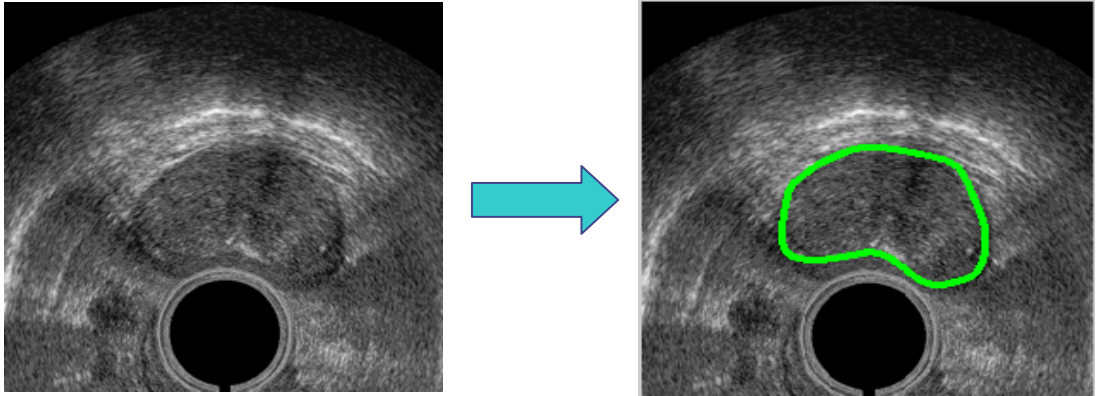
Resim	Sayfa
Resim 5.1. Yılan modeli ile uygulanan yöntemin karşılaştırılması	75
Resim 5.2. İlk nokta seçiminin yılan modeline etkisi	76
Resim 5.3. GBDM uygulanmış prostat görüntüsü	77
Resim 5.4. ADSM uygulanmış 2-Boyutlu ultrason prostat görüntüsü	78

1. GİRİŞ

Görüntü işleme yöntemleri günümüzde hızla gelişmekte olan teknolojiyle birlikte yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Dinamik sınır yakalama yöntemleri, hareketli bir nesnenin takip edilebilmesinden 3-Boyutlu modelleme yapabilmeye, tıbbi uygulamalardan robotlarda koordinasyonun sağlanmasına kadar birçok uygulama alanı bulunmaktadır. Tıp, haritacılık, astronomi, grafik, tekstil, metalürji gibi çeşitli iş gruplarında önemli katkılar sağlamaktadır.

Dinamik sınır yakalama yöntemlerinin incelendiği bu tez çalışmasının amacı, iki boyutlu ultrason görüntülerinin işlenerek prostat bölgesinin dış sınırının bulunmasıdır.

Sınır (boundary, contour) görüntünün içindeki bir şeklin veya bir nesnenin dış çizgisi veya en dış kenarı (silueti) olarak tanımlanabilir. Biçimi değişebilen sınır (deformable contour) ise yeniden oluşturulabilen ve genişletilip daraltılabilen sınırlar olarak tanımlanabilir (1). Burada önemli bir noktayı vurgulamak gerekmektedir; yeniden oluşturulan sınır, doğrudan görüntüdeki nesnemizin gerçek sınırı değildir, nesnenin sınırına ulaşabilmek için algoritmanın ya da kullanıcının oluşturduğu bir dış sınırdır. Bu açıklamadan da anlaşıldığı gibi öncelikle bir dış sınır kullanıcı tarafından belirlenmektedir. Bu belirlenen dış sınır ile hedeflenen sınırın hedeflenen sınırın örtüşüp örtüşmediği kontrol edilir. Hedeflenen dış sınır görüntü içindeki nesnenin dış sınırıdır ve hedeflenen dış sınır ile belirlenen dış sınırın örtüşüp örtüşmediğine karar vermek için belirlenen dış sınır üzerinden alınan örnek noktaların gri seviye değeri ile bu noktanın komşuluğundaki piksellerin gri seviye farkına bakılır. Seçilen nokta için farkın büyük çıkması gerekmektedir. Eğer seçilen nokta ile komşu pikseller arasındaki değerler birbirine yakınsa belirlenen alan seçilen noktaların seçilen bir biçimi değişebilen modellerden birine uygun olarak kaydırılarak tekrar oluşturulur. Yeniden oluşturulan belirlenen alan ile hedeflenen alanın örtüşüp örtüşmediği tekrar kontrol edilir. Belirlenen alan ile hedeflenen alan örtüşene kadar belirlenen alan tekrardan oluşturulur.



Resim 1.1. Ultrason görüntülerinde prostat sınırlarının belirlenmesi.

Tıp alanında prostat sınırının elle çizilmesi uzun zaman almakta ve hatalar meydana gelebilmektedir. Oysa bilgisayar aracılığı ile bulunması sayesinde bu işlem kısa bir sürede sonuçlandırılabilir (2).

Prostat kanseri erkeklerde en sık görülen kanserdir. Altı erkekten birinde prostat kanseri gelişmektedir. Erkekler için meta statik prostat kanserinden ölüm riski 1/30'dur. Prostat kanseri bir yaşlı erkek hastalığıdır. Üç tip yöntem ile tespit edilebilir; Rektal tuşe, PSA, TRUS. Rektal tuşe için ultrason görüntülerinin analiz edilmesi gerekmektedir.

2-Boyutlu ultrason görüntüleri, üzerinde çalışılması zor olan görüntülerdendir. Pikseller arasında gri seviye değerlerindeki farklılıkları çok fazla olduğu için doğrudan görüntüler işlenememektedir. 2-Boyutlu ultrason görüntülerinden prostat bölgesinin tespit edilebilmesi için öncelikle görüntünün bir dizi ön işlemden geçirilmesi gerekmektedir, fakat bu işlemler esnasında görüntüde yer alan önemli detayların da yok edilmemesi gerekmektedir.

Bu çalışmada, 2-Boyutlu ultrason görüntüsünde kontrast farkına dayalı olarak prostatı tespit etmek için yarı otomatik bir algoritma kullanılmaktadır. Öncelikle kullanıcıdan incelenecek alanı belirlemesi istenmektedir. Kullanıcı incelenecek alanı belirledikten sonra, görüntüdeki gürültünün etkisini azaltmak için görüntüye Gauss süzgeci uygulanır (3). Gauss süzgeci uygulandıktan sonra incelenecek alan dört alt

görüntüye ayrılır ve bu ayırma işlemi sonunda her bir parçaya kendi ortalama gri seviyesine göre hesaplanan bir eşik değeri uygulanarak görüntü ikili (bilevel, binary) görüntü haline getirilir (4, 5). Böylelikle prostat bölgesinin arka plandan ayrılması kolaylaştırılır. Elimizde bulunan ikili görüntü haline getirilmiş dört alt görüntü ayrı ayrı incelenir. Her bir ikili alt görüntüye sırası ile morfolojik kapama (closing) ve morfolojik açma (opening) (3) işlemleri uygulanır. Dört alt görüntünün birincisinde prostatın üst kısmı, ikincisinde prostatın alt kısmı ve diğerlerinde de prostatın yan kısımları bulunmaktadır. Prostatın üst ve alt kısımlarının bulunduğu görüntü parçalarında, prostatın yatay doğrultudaki üst ve alt kenarları tespit edilir. Prostatın yan kısımlarının (sol alt ve sağ alt loblarının) bulunduğu görüntü parçaları için ise hem dikey hem de yatay kenarlar tespit edilir. Ayrı ayrı tespit edilen kenarlardan belirlenen aralıkta örnekler seçilerek seçilen noktalar birleştirilir. Birleştirme işlemi yapıldıktan sonra seçilen noktalar arasında eğer tanımlanandan daha fazla uzaklık varsa, bu noktalar arasındaki alan orijinal görüntüden alt görüntü olarak alınır. Alınan bu parça için yeniden ikili görüntüye çevirme, morfolojik kapama ve açma ön işlemleri uygulandıktan sonra alınan görüntü prostat sınırının üst ve alt parçasında ise yatay, sağ ve sol lob üzerinde ise hem yatay hem de dikey kenarlar tespit edilir. Tespit edilen kenardan belirlenen aralıkta örnekler seçilir ve buradan elde edilen değerler ara değer olarak ilk birleştirilen noktalarda ilgili aralığa eklenir. Son olarak da tespit edilen noktalar için kendinden önceki ve sonraki noktaların konumlarına göre ortalama alınarak son yeri tespit edilir ve görüntünün üzerine bulunan noktalar işaretlenir. İşaretlenen her bir nokta için o nokta ve bir sonraki noktadan geçen doğru çizilir ve çizilen doğruya dik doğru boyunca kontrast farkının maksimum olup olmadığı kontrol edilir; maksimum ise son kenar olarak noktalar algılanır, maksimum değilse maksimum olduğu piksele nokta kaydırılır ve orijinal görüntünün üzerinde işaretleme yapılarak prostat sınırı çizilir.

İkinci bölümde görüntü işleme, tıbbi görüntüler ve ultrason görüntüleri ile ilgili genel bilgiler, üçüncü bölümde sınır yakalama yöntemlerinin gelişim süreci, bölütleme yöntemleri ve değişebilen sınır hakkında bilgi, dördüncü bölümde ise uygulanan yöntemin adımları detaylı olarak verilmektedir.

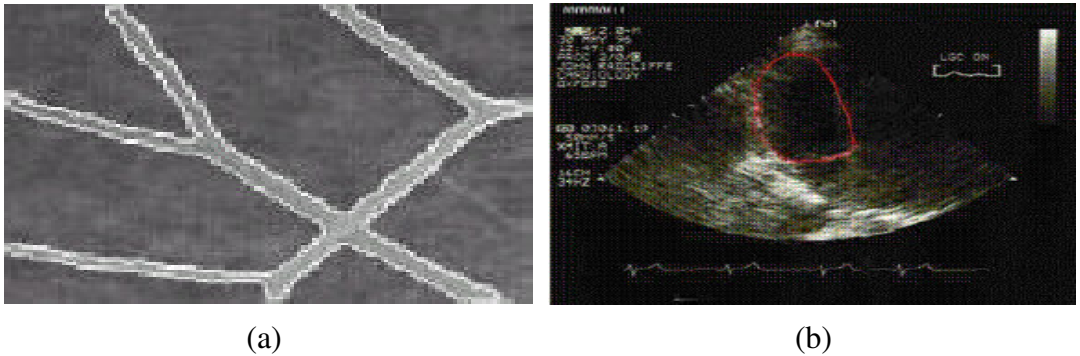
2. TIBBİ GÖRÜNTÜLERİN İŞLENMESİ

Günümüzde hızla gelişmekte olan bilgisayar teknolojisi görselliğin önem kazanmasına sebep olmuştur. Görsel açıdan olayları analiz etme ve değerlendirme pek çok uygulama tarafından giderek kabul edilir bir seviyeye ulaşmıştır. Bu da doğal olarak görüntü işleme alanının giderek değer kazanmasına neden olmaktadır.

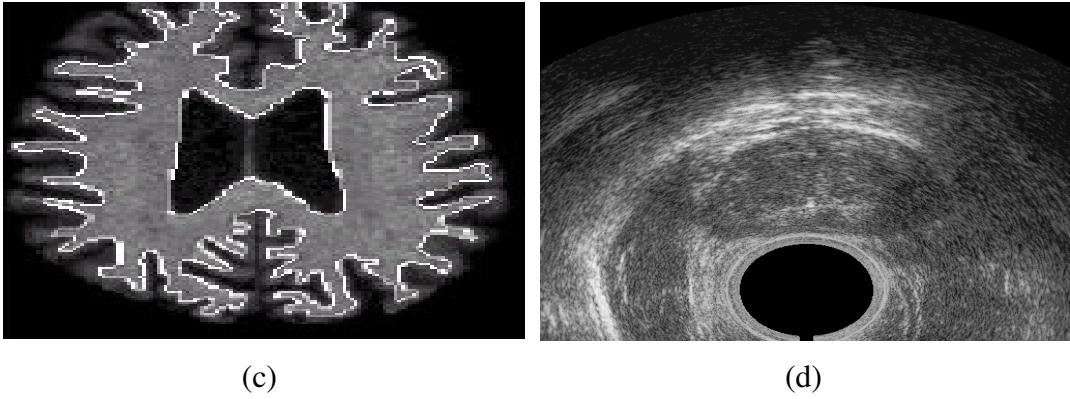
Görüntü işleme ile olayların analizi sonucunda kesin sonuçlar elde edilebilmekte ve zaman açısından çok büyük kazançlar sağlanmaktadır. Önceden insanlar tarafından gerçekleştirilmek durumunda olan birçok iş, şu an görüntü işleme yöntemleri ile daha kolay ve kısa sürede gerçekleştirilmektedir.

Elimizdeki iki boyutlu görüntülerden derinlik bilgisi elde edilerek üç boyutlu modelleme yapılabilir. Üç boyutlu modellemenin kullanıldığı etkili uygulamalardan birisi, ana rahmindeki bebeğin simasının modellenmesidir.

Tıp alanında da hareketli kenar yakalama yöntemleri çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Çok sayıda mamogram, tomografi ve ultrason görüntülerinin bilgisayar tarafından otomatik olarak işlenmesi, doktorların iş yükünün azaltılması açısından oldukça yararlı bir yaklaşımdır (6).



Resim 2.1. Tıbbi görüntüler (a)-Damar filmi (b)-Kalp ultrasonu



Resim 2.1. Devam (c) Beyin tomografisi (d) Prostat ultrasonu

2.1. Tıbbi Görüntüleme Sistemleri

Endüstriyel alanda veya savunma sanayisinde geliştirilen bazı teknolojilerin tıpta da kullanılması, insan sağlığının korunması, teşhis ve tedavi edilmesi açısından büyük faydalar ve kolaylıklar sağlamıştır. İkinci Dünya Savaşı sırasında deniz altılarının yerinin belirlenmesi amacıyla kullanılan sonarların temelini teşkil eden ultrason dalgaları buna en güzel örnektir. Daha sonra demiryolu raylarındaki çatlakları belirlemek amacıyla kullanılan ultrason dalgaları, tıpta da kullanılmaya başlanmış ve geniş bir uygulama alanı bulmuştur. Bunların başlıcaları;

- Fizik tedavi maksadıyla ses dalgalarıyla dokunun ısıtılması,
- Özellikle üst solunum yolu rahatsızlıklarında ihtiyaç duyulan soğuk buhar üretimi
- Cerrahide suyu titreştirmek suretiyle tıbbi cihazların mikro seviyede temizliğinde,
- Teşhis maksatlı diagnostik görüntülemedir (7).

Özellikle görüntüleme yoluyla teşhis konulmasına yönelik olarak kullanılan ultrasonografinin hızla gelişimi 1970'li yıllardan sonra başlar. Günümüzde ise bilgisayar donanımı, yazılımı, elektronik ve elektromekanik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak ultrason cihazları da ileri teknolojiyi yakından takip eden cihazlar olmuşlardır.

İnsan bedeni, büyük bir bölümü su olmak üzere kemikler, gazlar ve çeşitli minerallerden meydana gelmiştir. Vücudun içyapısını görüntüleme çalışmaları 1885 yılında William K. Roentgen'in X-ışınlarını keşfetmesine kadar uzanır. Tıbbi görüntüleme amacıyla damar içine kat eter yerleştirmekten, ağız yoluyla alınan boya maddelerine radyoaktif madde enjekte etmekten, ultrasona kadar çok çeşitli teknikler kullanılmıştır.

1950'li yıllardan itibaren hızla gelişen tıbbi görüntüleme teknikleri 1970'li yıllarda Bilgisayarlı Tomografinin uygulama alanına girmesiyle en üst noktalarına ulaşmıştır. Günümüzde Nükleer Manyetik Rezonans gibi yeni görüntüleme tekniklerinin de kullanılması sonucu bu alandaki teknolojik gelişmeler büyük bir hız kazanmıştır.

Klinik amaçlarla kullanılan tıbbi görüntüleme sistemleri 5 temel tekniğe dayanmaktadır.

- İnsan vücudundan geçirilen X-ışınlarının ölçülmesi yöntemi,
- Gönderilen ultrason dalgalarının çeşitli dokulardan yansarak dönmesi ve ölçülmesi yöntemi,
- Damara enjekte edilen radyoaktif maddelerden yayılan gama ışınlarının ölçülmesi yöntemi,
- Vücuttaki hidrojen atomlarının yüksek manyetik alana maruz bırakılması esasına dayanan Nükleer Manyetik Rezonans yöntemi,
- Termal Görüntüleme Teknikleri.

2.2. Ultrason

İnsan kulağı 20 Hz ile 20 kHz arasındaki sesleri duyabilir. İnsan kulağının işitebileceği ses frekansının üzerindeki akustik dalgalara ultrasonik dalgalar denir (8). Birçok kaynakta ultrasonik dalgalar, 20 kHz – 100 kHz arasında sınırlanmış olmasına rağmen, tıp elektroniğinde üst sınır 30 MHz'e kadar uzanır. Ancak teşhis amacıyla kullanılan ultrason dalgaları 2 ile 10 MHz arasındadır.

Ultrasonun temelini darbe-yansıma (pulse-echo) prensibi oluşturur. Yani bir ultrason darbesi gönderilir ve hedeften yansıyarak gelen eko geri alınır. Geri alınan ekodan, gözle görülmeyen hedefle ilgili istenen bilgiler çıkarılabilir.

Sonar ve radarlarda amaç; gözle görülmeyen nesneleri belirlemek, sınıflandırmak ve izlemektir. Tıbbi tanı koymak maksadıyla geliştirilen ultrasonografide de amaç sonar ve radarla yapılmak istenenin aynısıdır.

Ultrasonografi sistemlerinde; vücutla temas halindeki ultrasonik dönüştürücü vasıtasıyla üretilen ultrason dalgaları, incelenmek istenen anatomik yapıdan yansıyarak geri dönerler. Yansıyan ultrason dalgaları yine aynı dönüştürücü vasıtasıyla geri alınır ve işlendikten sonra ekranda görüntülenir. Bu görüntüler yardımıyla hekim vücutun iç anatomik yapısının yanı sıra tümör, kist gibi anormal yapıları da görebilir.

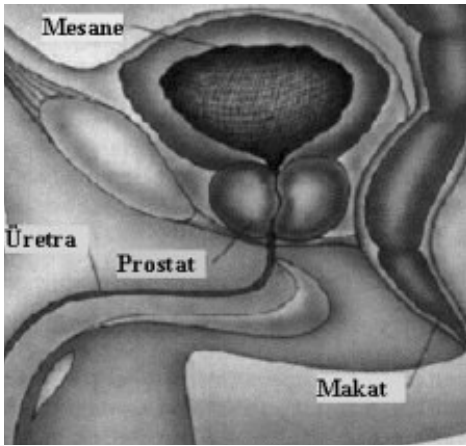
Ultrasonografide üç tip görüntüleme modu bulunmaktadır:

- A Mod: Bu modda farklı yoğunluktaki doku katmanlarından yansıyarak gelen sinyallerin şiddetleri, derinliğe bağlı olarak gösterilir. Gösterim sonucunda ekranda elde edilen sinyallerin şeklini, sinyal jeneratöründen elde edilen sinüs dalgasının osiloskop ekranındaki görüntüsüne benzetebiliriz. Günümüzde A mod görüntüler, görüntüleme maksadıyla kullanılan ultrason cihazlarında pek kullanılmamaktadır. A mod görüntüleme daha çok EMG, EEG, EKG sinyallerinin izlenmesinde kullanılırlar.
- B Mod: Ultrason cihazlarında en çok kullanılan görüntüleme modudur. Tüm ekran görüntülerinde olduğu gibi parlaklık esasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir.
- M Mod: Hareket modu olarak tanımlanabilir. Özellikle kalp kapakçıkları gibi hareketli organların hareketlerinin incelenmesinde kullanılır. Yatay eksen

zaman, dikey ekseninde derinlik bilgisi mevcuttur.

2.3. Prostatın Şekli ve Yapısı

Prostat kestane boyut ve şekillerinde bir salgı bezidir. Mesanenin altında, rektumun (makat) önünde yer alır ve üretra denilen ve idrarı mesaneden penis ucuna kadar taşıyan kanalın başlangıcındaki yaklaşık 3 cm.lik bölümü çepeçevre sarar (9).



Resim 2.2. Prostat ve komşu olduğu organların yandan görünümü

Prostatın tam merkezinden üretra denilen mesaneden idrarı boşaltmaya yarayan kanal yer alır. Cinsel boşalma (ejekülasyon) sırasında prostatı çevreleyen kaslar seminal sıvıyı üretraya doldurur. Seminal sıvı üretra boyunca penis ucuna kadar gelerek buradan dışarıya akar. Prostat erkekte yardımcı üreme organı olarak görev yapan bir salgı bezidir. Prostat sadece erkeklerde bulunur, kadınlarda prostat ya da eşdeğeri bir organ yoktur. Vücudun normal işleyişinde üstlendiği görev cinsel fonksiyonla ilgilidir, sperm canlılığını ve hareketini artırıcı bazı salgılar üretmek dışında bir fonksiyonu yoktur.

Normal bir prostat'ın ağırlığı 18 – 20 gram civarındadır. Büyümüş bir prostat'ta bu ağırlık 10 – 15 kata varan oranlarda artabilir.

Prostat genelde 3 lob'dan oluşur: Yan loblar ve orta (median) lob.

2.4. Prostat Hastalıkları ve Teşhisi

40 yaşını aşan erkeklerde vücuttaki hormonal değişikliklere bağlı olarak prostat içinde Adenom adı verilen bir doku gelişmeye başlar veya sadece yan loblar, ya da üç lob birden genişlemeye başlar. Bu duruma prostat büyümesi denir. Prostat büyürse içinden geçen üretrayı sıkıştırarak idrar akışını zorlaştırabilir hatta tamamen durdurabilir.

Bu döneme kadar fazla bir önem taşımayan prostat, içinde büyüyen bu yeni dokunun idrar kanalını sıkıştırması sonucu sorun yaratmaya başlar.

Prostat hastalıklarını üç grupta toplamak mümkündür:

- Prostatitler (Prostat Enfeksiyonları)
- Benign Prostat Hiperplazisi (Prostatın İyi Huylu Büyümesi-BPH)
- Prostat Kanseri

Prostat hastalıkları, hastanın şikâyet ve belirtilerinden yola çıkarak, parmakla prostat muayenesi, ultrasonografi ile görüntüleme ve kan testleri ile teşhis edilebilir. Şüpheli durumlarda ilave tetkikler gerekebilir. Prostat kanseri tanısı, prostattan alınan parçaların mikroskopta incelenmesi ile konulabilir.

Prostat kanseri üç farklı teşhis yöntem ile teşhis edilebilmektedir. Bun yöntemler:

Rektal tuşe: Prostat kanseri hastalarının ancak %15-25'ne rektal tuşe ve biyopsi ile tanı konabilmektedir.

PSA: Prostat spesifik antijen (PSA) düzeyini ölçen bir kan testidir. PSA prostat bezinde üretilen ve kanda da bulunan bir proteindir. Prostat kanseri, prostat iltihabı ve prostatın iyi huylu büyümesi durumlarında kandaki PSA düzeyi artar. PSA testi %100 kesin değildir. Ancak prostat kanseri tanısında ve hastalığın seyrinin

izlenmesinde çok önemlidir. Normal popülasyonda 50, risk gruplarında 45 yaşından sonra yıllık PSA ve tuşe ile muayene önerilmektedir (9).

TRUS: Rektumdan yerleştirilen bir ultrasonik dönüştürücü aracılığı ile prostat bezine ses dalgaları gönderilir ve geri yansıyan ses dalgaları aracılığı ile prostatın şekli, büyüklüğü ve iç kesimlerinin detaylı görüntüsü alınır. Bazen prostat kanseri tanısında PSA testine ek olarak TRUS'tan yararlanmak gerekebilir. Ayrıca prostat bezinden parça almak (biyopsi) gerekirse TRUS bu işlem için de yardımcı olur (9).

Bu tarama testleri ile erken prostat kanseri tanı oranı artmıştır. Ancak prostat kanseri olduğu öngörülen bazı hastalarda, ilerleyen dönemlerde prostat kanseri görülmeyebilmektedir. Bu hastalarda erken tanı maliyeti tarama yöntemleri ile ilgili görüş ayrılıkları yaratmaktadır. Ayrıca PSA ile saptanan prostat kanseri çoğunluğu ileri evre hastalık olduğu için sağ kalıma etkili olmayabileceği görüşü mevcuttur.

Bir ultrason işlemi, yüksek kalitede görüntüler oluşturmaz; fakat yayılcı olmayıp, radyasyon da bulundurmaz. Karnın altında bulunan organların, pelvis içi organlarının ve göğüs dokusunun incelenmesinde yaygın olarak kullanılır. Hem prostat büyümelerinin, hem de prostat kanserinin tespitinde ultrason görüntüleri kullanılmaktadır.

2.5. Bazı Görüntü İşleme Yöntemleri

Sayısal görüntü elde edildikten sonra, görüntünün bir sonraki aşamada daha hatasız ve kolay işlenebilmesi için bazı ön işlemlere tabi tutulması söz konusudur (10-12). Bu işlemlerden bazıları şunlardır:

- Görüntüde bulunan gürültüleri gidermek,
- Görüntüyü alt görüntülere ayırmak,
- Görüntüleri eşiklemek,
- Görüntü üzerindeki yapısal bozuklukları yok etmek veya indirmek için morfolojik açma-kapama işlemlerine tabi tutmak.

2.5.1. Süzme

Süzgeçler adından da anlaşılacağı gibi görüntüde belirli ayrıntıların ayıklanması ya da daha belirgin hale getirilmesi vb. gibi operasyonları gerçekleştirmek için kullanılırlar (13).

Farklı amaçlar için farklı süzme işlemleri vardır. Bunlara:

- Kenar yakalama
- Görüntü yumuşatma ve bunun gibi daha birçok amaçla kullanılan süzgeçler örnek verilebilir.

Bu tez çalışmasındaki ultrason görüntülerinde bulunan birçok hızlı gri seviyesi değişimlerinden biraz olsun kurtulabilmek ve prostatın kenarlarını düzgünleştirebilmek için orijinal görüntüye Gauss süzgeci uygulanmıştır.

Bilindiği gibi görüntü, görüntüyü oluşturan pikseller, konumları ve gri değerleri ile tanımlanabilmektedir. Daha doğrusu bir görüntü matris formuna sahiptir.

Süzgeçler çekirdek matris formundadır ve boyutları $3 \times 3, 5 \times 5, 7 \times 7, 9 \times 9, 11 \times 11$ şeklinde olabilir. Görüntüde elde edilmek istenen etkiye göre, değişik süzgeç maskeleri kullanılabilir.

0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

Örneğin yukarıdaki süzgeç maskesi uygulanan görüntüdeki nesnelerin kenarları belirginleşir.

$i-1, j-1$	$i, j-1$	$i+1, j-1$
$i-1, j$	i, j	$i+1, j$
$i-1, j+1$	$i, j+1$	$i+1, j+1$

Bir görüntüde i,j koordinatlarındaki bir pikselin komşuluk ilişkisi yukarıda verilmiştir. Buna göre yukarıdaki örnek süzgeç maskesini uygulayacak olursak:

$g'(i,j)=(-1*g_{i,j-1})+(-1* g_{i-1,j})+(5* g_{i,j})+(-1* g_{i+1,j})+(-1* g_{i,j+1})$ olur. Buradaki i matris formundaki görüntünün satırlarını, j ise sütunlarını ifade etmektedir ve başlangıç değerleri birdir. Görüntü matrisinin son satır numarası i 'nin son değeri, son sütun numarası ise j 'nin son değeri olarak alınmaktadır.

Görüntü yumuşatma işlemi, gürültünün (bozucu etkinin) yok edilmesi veya indirgenmesinde kullanılır. Eğer görüntüde mevcut gürültü yüksek frekansta ise alçak geçiren (lowpass) süzgeç ile indirgenir.

Görüntü yumuşatma işlemi Gauss süzgeci ile yapılabilmektedir.

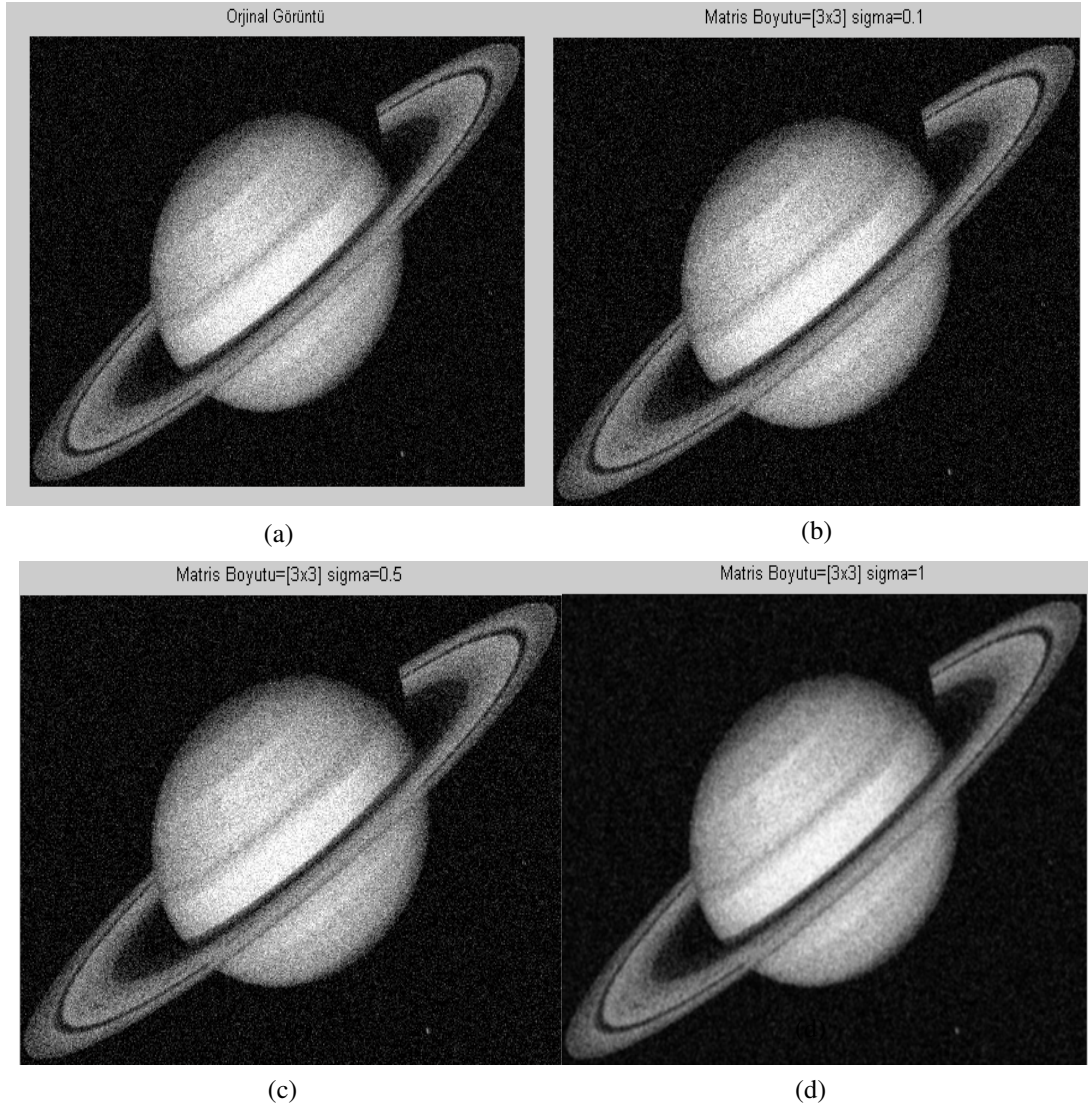
Gauss süzgeci uygulanırken kullanılacak formül aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} = e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} * e^{-\frac{y^2}{2\sigma^2}} \quad [2.1]$$

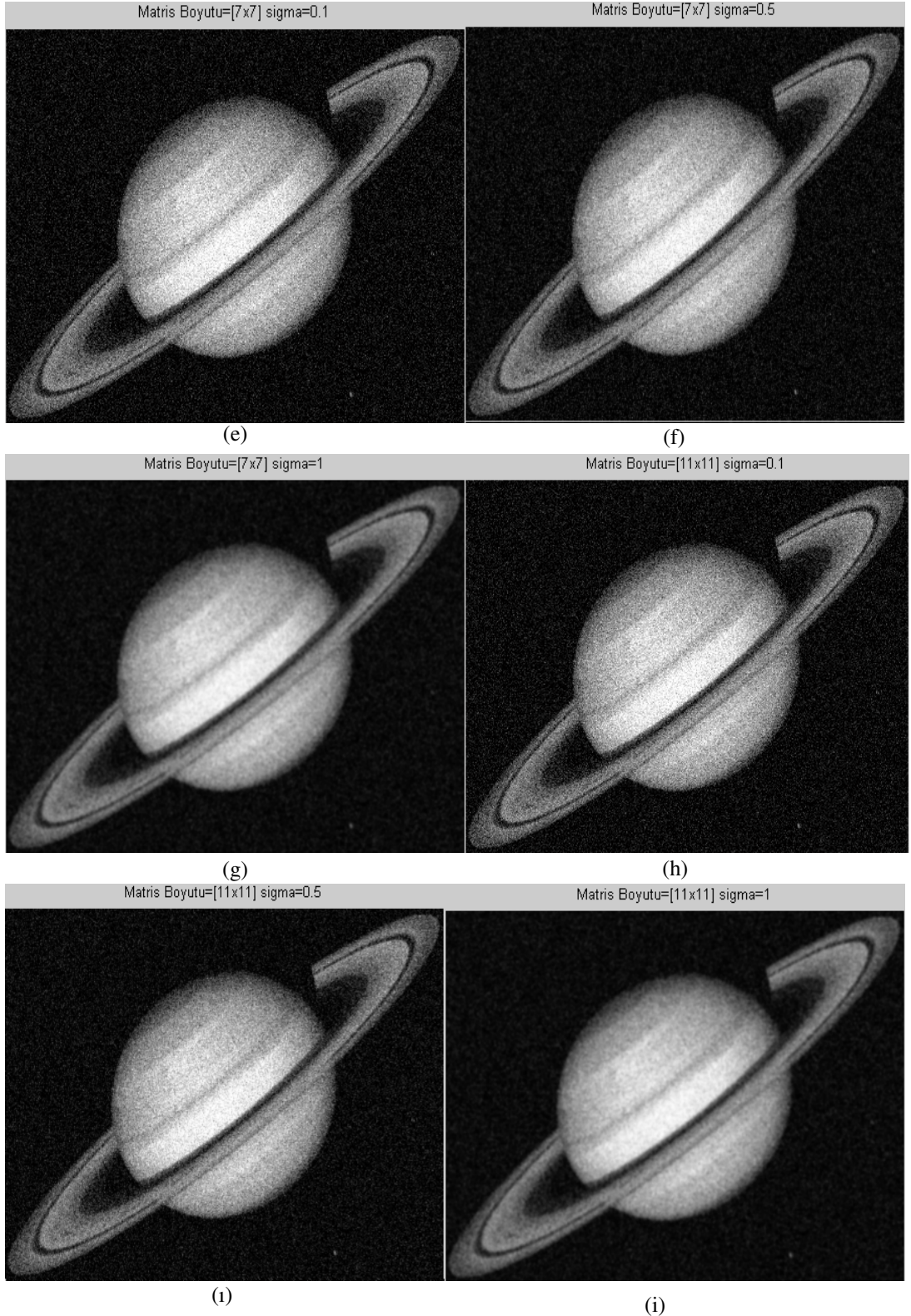
Gauss yumuşatması sırasında süzme önce yatay ardından çıkan sonuçla düşey ekseninde uygulanarak gerçekleştirilebilir.

Gauss süzgeci ile görüntü piramitleri yaratılabilir. Görüntü piramitleri görüntülerin daha az verilerle saklanabilmesine olanak sağlamaktadırlar.

Resim 2.3'te Gauss süzgeci kullanılarak yumuşatılmış bir görüntü görünmektedir. Resim 2.3.a'da orijinal resim görüntülenmektedir. Resim 2.3.b-c-d'de süzgeç boyutu $[3 \times 3]$ sabit tutularak sigma (σ) değeri sırasıyla 0,1 0,5 ve 1,0 alınmıştır. Resim 2.3.e-f-g'de ise yine sigma (σ) değeri sırasıyla 0,1 0,5 ve 1,0 alınarak $[7 \times 7]$ lik bir süzgeç uygulanmıştır. En sonunda ise Resim 2.3.h-i-i'de süzgeç boyutu $[11 \times 11]$ iken $\sigma=0,1$ 0,5 ve 1,0 değerleri sırasıyla uygulanmıştır. Görüntülerden sigmanın süzgeç boyutun resme etkisi açıkça görünmektedir.



Resim 2.3. Gauss süzgecindeki parametrelerin etkisi



Resim 2.3. Devam Gauss süzgecindeki parametrelerin etkisi

2.5.2. Bölütleme

Görüntü süzöldükten sonra, görüntüyü meydana getiren alt görüntü parçalarına (nesnelere) ayırma işlemi yapılabilir. Buna, görüntü ayırma işlemi ya da bölütleme işlemi denir. Ultrason görüntülerinde tam bölütleme işlemi oldukça zordur. Bu nedenle genellikle küçük hatalarla birlikte kaba görüntü bölütleme uygulanabilir. Görüntüyü parçalara ayırma sayesinde hem görüntüde ilgisiz alanlar hesaplama dışı tutularak hem de gerektiğinde uyarlanır (adaptive) işlemler yapılmasına olanak sağlayarak, görüntü işleme işlemleri etkin bir şekilde kullanılabilir.

Bilgisayar yardımıyla yapılan bölütleme algoritmaları çalışma şekline göre esas olarak dört ana grupta toplanabilmektedir (14):

- Tamamıyla elle sınır bulma
- Tamamıyla otomatik sınır bulma
- Otomatik bulunan sınırların elle düzeltilmesi
- Elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi

Bu yöntemlerin neler olduğu bir sonraki bölümde anlatılacaktır.

Bu tez çalışmasında öncelikle elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi ve tamamıyla otomatik sınır bulma yöntemleri tercih edilmiştir.

Görüntüyü parçalara ayırarak hem prostat ile ilgisiz alanlarla uğraşmaktan kurtulup hem de prostatlı bölgenin içinde ikinci bir ayrışım yaparak bölgelerin kendi özelliklerine göre eşikleme ve kenar yakalama işlemlerine tabi tutularak daha doğru bir sonucun çıkması sağlanmaktadır.

2.5.3. Eşikleme

Eşikleme işlemi, görüntü işlemenin önemli işlemlerinden biridir. Matris formundaki renkli veya gri seviyedeki görüntünün, ikili görüntüye dönüştürölmesini sağlar. Basit

olarak, eşikleme işlemi belirli bir eşik değerinin altında kalan gri seviye değerlerine 0, üstünde kalan değerlere 1 atanması işlemidir (15).

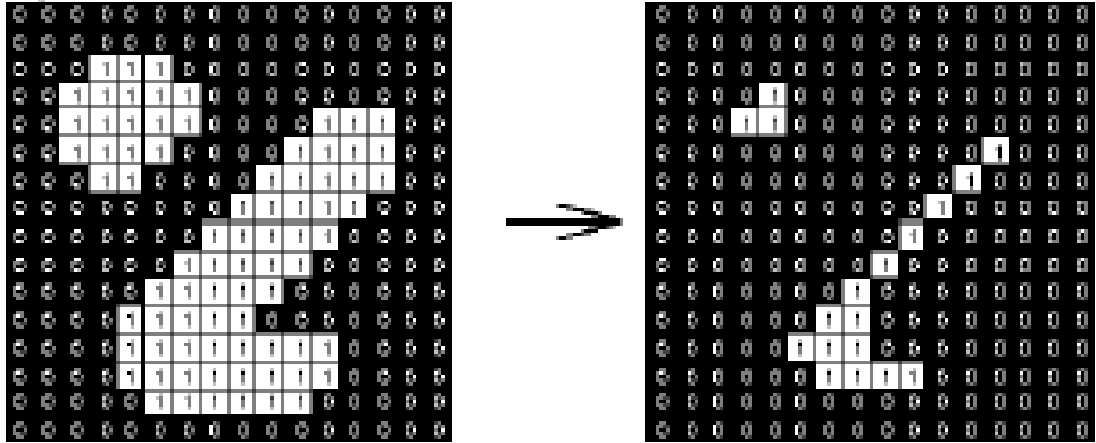
2.5.4. Yapısal bozuklukları indirgeme

Gaussian süzgeci uygulandıktan sonra, görüntüdeki gürültü büyük ölçüde temizlenmektedir. Ancak ultrason görüntülerindeki beneksel gürültünün tam giderilememesinden kaynaklanan bazı yapısal bozukluklar kalmaktadır. Nesnelerin iç bölgelerinde boşluklar veya arka planda nesnemsiz bazı şekiller olarak gözlemlenen bu yapısal bozukluklar morfolojik işlemler ile azaltılabilmektedir. Bu sayede, kenar bulma işlemleri sırasında ufak bozuklukların göz ardı edilerek kesintili görüntüler yerine daha düzgün ve sürekli görüntüler elde edilebilmektedir.

Gri seviye görüntülerde temel olarak kullanılabilecek morfolojik işlemler (16-17); aşındırma (Erosion) ve genişleme (Dilation) işlemleridir. Aşındırma işlemi Şekil 2.1’de, genişleme işlemi ise Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Açma (Opening) ve kapama (Closing) işlemleri ise ardışık şekilde kullanılan aşındırma ve genişleme işlemlerinin bütünüdür. Bu tez çalışmasında görüntüye eşikleme uygulandıktan sonra, sırasıyla kapama ve açma işlemleri uygulanmıştır. Böylelikle yapısal bozukluktaki hatalar en aza indirgenmiştir.

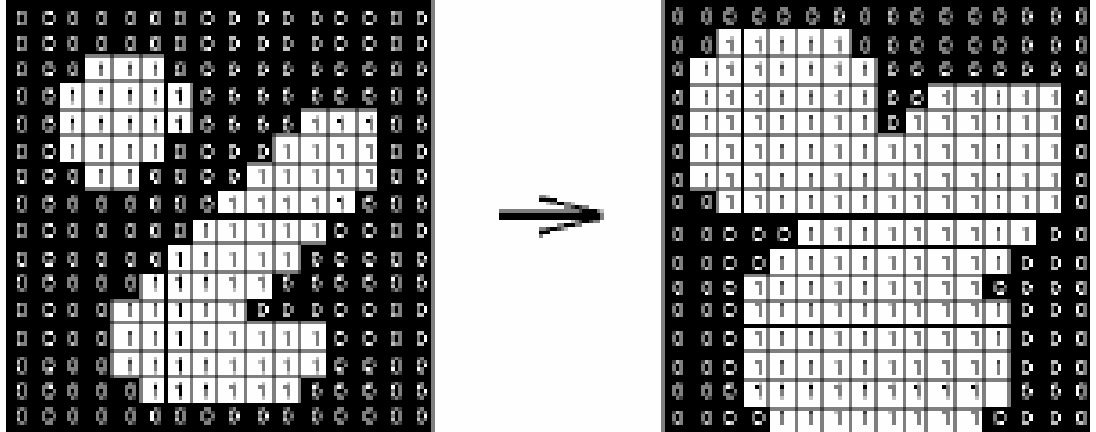
Morfolojik işlemler doğrusal olmayan komşuluk işlemleri için çok güçlü bir araçtır. Morfolojik işlemlerde komşuluk ilişkisi yapısal eleman (structuring element SE) olarak adlandırılan bir maske ile tanımlanabilir. SE maskesi çeşitli şekillerde tanımlanabilir; örneğin kare şeklinde veya yatay/düşey komşulukları belirlemek üzere doğru şeklinde gibi. Ayrıca disk şeklinde tanımlayarak işlem sonucunda elde edilen görüntünün daha yuvarlak hatlara sahip olunması da sağlanabilmektedir.

Aşındırma işlemini uygulanırken tanımlanan SE alanındaki piksellere ait minimum değer, o pikselin değeri olarak atanır. Bu işlem, görüntüdeki siyah alanların artmasına sebep olan bir işlemdir.



Şekil 2.1. Aşındırma işlemi (SE = 3x3 kare) (17)

Şekil 2.1’de soldaki görüntüye [3x3] boyutlarında kare şeklinde bir SE ile aşındırma işlemi uygulandığında, görüntüde meydana gelen değişiklik gösterilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi beyaz alanlarda bir azalma olmuştur.



Şekil 2.2. Genleşme işlemi (SE = 3x3 kare) (17)

Şekil 2.2’de ise görüntüye [3x3] boyutlarında kare şeklinde bir SE ile genleşme işlemi uygulanmıştır.

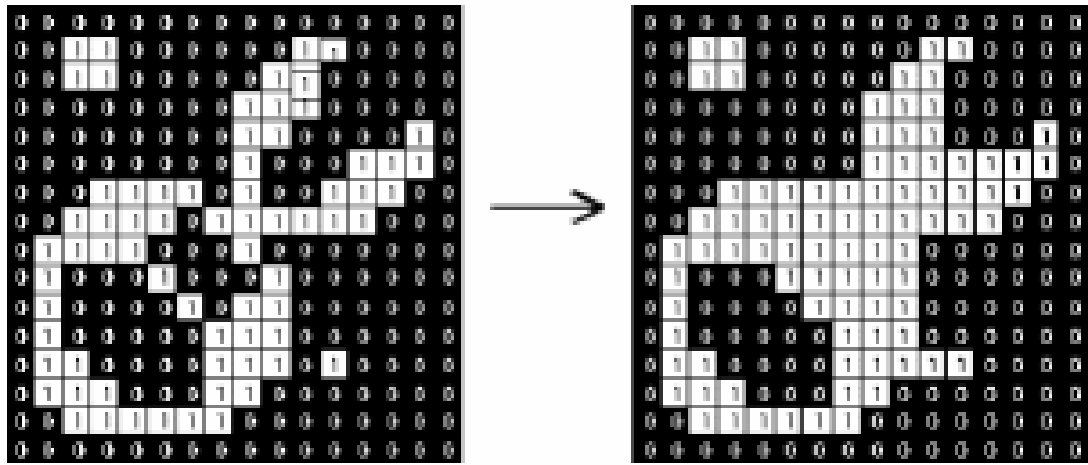
Genleşme işleminde ise, aşındırma işleminin tersine SE alanındaki maksimum değer, o pikselin değeri olarak atanır. Bu işlem, açık renkli alanların artmasına sebep

olmaktadır. Genleşme işlemi uygulanan görüntüde beyaz alanlarda bir genişleme olmaktadır.

Aşındırma ve genleşme işlemlerinin tek başlarına kullanım alanları çok dardır. Açma ve kapama işlemleri, genellikle birbirini takip eden işlemler olarak kullanılır.

Kapama işlemi, aşındırma ve genleşme işlemlerinin ard arda uygulanması ile gerçekleştirilir. Bu işlemlerde aynı SE kullanılır. Kapama işlemi, beyaz nesnelerdeki siyah delikleri temizler. SE alanında eşleşen bir değer bulunmazsa delik silinir.

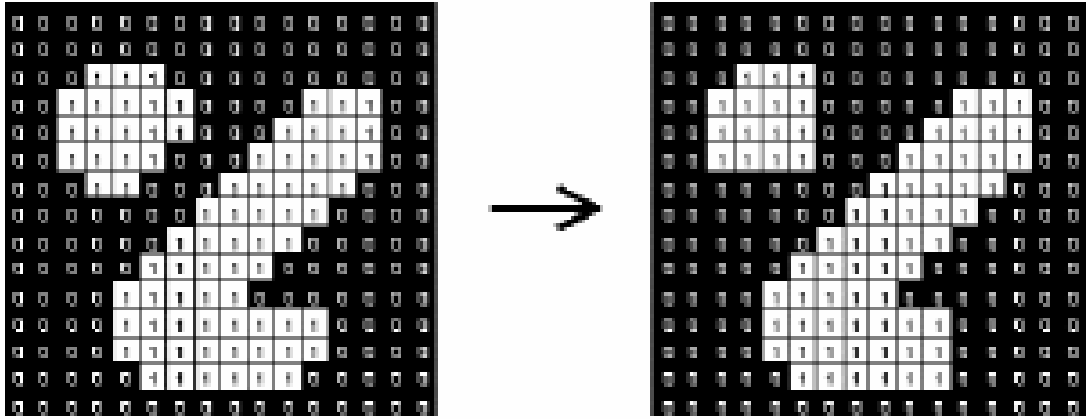
Şekil 2.3'te görüntüye [3x3] boyutlarında kare şeklinde bir SE ile kapama işlemi uygulanmıştır. Bu işlem sonucunda beyaz alanların içindeki siyah boşluklar doldurulmuştur.



Şekil 2.3. Kapama işlemi (SE = 3x3 kare) (17)

Açma işlemi ise kapama işleminin tersine genleşme işlemi ile takip edilen aynı SE ye sahip aşındırma işlemidir. Açma işlemi ile SE alanı içinde tamamıyla beyaz olmayan piksellerdeki değerler siyah ile değiştirilir.

Şekil 2.4'de görüntüye [3x3] boyutlarında kare şeklinde bir SE ile açma işlemi uygulanmıştır. Bu işlem sonucunda beyaz alanlarda azalma olmaktadır.



Şekil 2.4. Açma işlemi (SE = 3x3 kare) (17)

3. BİÇİMİ DEĞİŞEBİLEN SINIR MODELLERİNİN GELİŞİM SÜRECİ

Bilgisayarla görüntülerde sınır bulma algoritmaları uzun zamandır kullanılmaktadır ve sürekli geliştirilmektedir. Bu gelişim sürecinde büyük gelişmelerin yanında algoritmalarda ufak düzenlemeler de olmuştur. Bu algoritmalar farklı alanlarda kullanılmıştır. Burada belli başlı evrelerden bahsedeceğiz. Bölümün içinde ilerleyen konularda ise bu algoritmaların ayrıntılarına göz atacağız.

Biçimi değişebilen sınır bulma konusunda ilk çalışmalardan biri, 1987 yılında Kass tarafından yapılmıştır ve gri seviyeli görüntülerin bilgisayar aracılığı ile analizi üzerine çalışılmıştır. Bu çalışmadan yola çıkılarak bir yıl sonra, M. Kass, A. Witkin, ve D. Terzopoulos, daha hızlı çalışan yaklaşımlar geliştirmişler ve ilk olarak yılan modelini ortaya atmışlardır (18). Bu tarihten sonra, algoritma üzerinde çeşitli iyileştirmeler ve uyarlamalar yapılmıştır. Yılan modeli günümüzde halen geçerliliğini korumakta ve birçok görüntü işleme çalışmalarında doğrudan kullanılmaktadır. Yılan Modelinin temel adımları ve çalışma prensibi “3.2.1. Yılan Modeli” başlığı altında ayrıntılı olarak incelenmektedir.

1991 yılında J.V. Miller, D.E.Breen, W.E. Lorensen, R.M. O'Bara, ve M.J. Wozny, Geometrik Biçim Değiştirme Modelini (GBDM) geliştirmiştir (19). GBDM modelinin ayrıntıları “3.2.2. Geometrik Biçim Değiştirme Modeli” başlığının altında incelenmektedir.

S. Lobregt and M. A. Viergever, 1995 yılında gürültülü değişimin çok olduğu görüntülerde görüntünün rahat incelenebilmesi için Ayrık Dinamik Sınır Modelini (ADSM) geliştirmiştir (20). Hem Yılan Modeli, hem GBDM, hem de ADSM’de öncelikle kullanıcı tarafından başlangıç noktalarının belirlenmesi istenir ve belirlenen bu noktalar birleştirilir. Birleştirilen bu noktalardan örnek tepe noktaları seçilerek bu tepe noktaları üzerinde işlem yapılmaktadır. ADSM modelinde GBDM ve Yılan Modellerinden farklı olarak algoritma çalışırken her bir iterasyon için seçilen örnek noktalar yeniden belirlenmektedir.

1995 yılından itibaren, biçimi değişebilen sınır bulma konusunda yapılan çalışmalarda, genel olarak yukarıdaki üç algoritmadan biri ya doğrudan kullanılmıştır ya da daha hızlı ve etkin çalışmayı sağlayabilmek için çalışılan görüntülere özel uyarlamalar yapılarak kullanılmıştır. Ayrıca bu algoritmalar uygulanmadan önce görüntülerde bazı uygun ön işlemler ile verimlilik artırılmaya çalışılmıştır.

Bu tez çalışmasında, prostat ultrason görüntüleri üzerinde inceleme yapılmaktadır. Bu konuyla ilgili son yıllarda (özellikle son 5 yılda) yapılan önemli çalışmalar aşağıda kısaca ele alınmıştır.

2000 yılında Sayan Dev Pathak, Biomühendislik alanında Washington Üniversitesinde doktora bitirme tezi olarak transrektal ultrason görüntülerinde prostatın anatomik özelliklerinin bilgisayar destekli bölütlenmesi üzerinde çalışmış ve bu çalışmada prostatın sınırlarını bulmak için yılan algoritmasından yararlanmıştır. Yılan modelini uygulamadan önce görüntüde bir kontrast iyileştirme yöntemi uygulamış ve bu işlemde sonra kenarlar için 3x3 boyutunda çubuk bulma (stick detection) işlemini uygulamıştır. Her iki işlemin sonunda elde ettiği noktaları yılan modeli algoritmasına tabi tutmuştur (21).

Metehan Makineci, patolojik görüntü analizi üzerine yaptığı çalışmada kanserli prostat hücre çekirdeklerinin modellenmesi ve sınıflandırılması üzerine çalışmıştır. Bu çalışmada, mikroskop, kamera ve sayısallaştırıcı kart kullanılarak elde edilmiş olan prostat hücre çekirdek görüntüleri, Gauss Markov rassal alanlar (GMRA) yöntemi kullanılarak modellenmiştir. Patoloji uzmanının etiketlediği 84 normal ve 87 kanserli hücre çekirdek görüntüsünden 32x32 piksel boyutunda bloklar alınmıştır. Seçilen çekirdeklerin net olmasına, çok koyu renk olmamasına, görsel bozukluklar içermemesine, ayırık olmasına ve bloğu tamamen kapsamamasına dikkat edilmiştir. İmge blokları 256 gri seviyeye çevrilerek öznelik çıkarma işlemine geçilmiştir. Seçilen çekirdek bloklarının doku modeli, GMRA yöntemi kullanılarak, elde edilmiştir. GMRA model parametreleri (öznelik vektörü), 1.-9. derece komşuluk dereceleri için ayrı ayrı hesaplanarak kayıt edilmiştir. GMRA modelinin başarımını karşılaştırmak için ek olarak 2 doku modelleme yöntemi daha kullanılmıştır. Bunlar

korelasyon fonksiyonu ve göreceli entropi modelleridir. Korelasyon fonksiyonu, GMRA modeline benzetmekle birlikte piksel çiftleri yerine merkez pikselin komşuları ile ilişkisini tek tek ele almaktadır. Göreceli entropi yönteminde ise dokunun belirli frekans bantlarındaki toplam enerji miktarının bağıl değeri kullanılarak öznitelik vektörü oluşturulmaktadır (22).

İki boyutlu görüntüler üzerinden üç boyutlu modellemelerin yapılmaya başlanması üzerine 2002 yılında Dieter Hönigmann ve arkadaşları, ise prostat görüntülerinde üç boyutlu modelleme yaparak prostat şeklinin oluşturulması üzerine çalışmalar yapmıştır. Prostatın üç boyutlu modellemesini yapmadan önce prostat sınırlarını bulabilmek için ADSM modelini kullanmışlardır (23).

2003 yılında S.S. Mohamed ve arkadaşları, ultrason görüntülerinde prostat kanserini tespit edebilmek için şu ana kadar yapılan iki boyutlu ultrason görüntülerinin analizinde genel olarak Gauss süzgeci ve görüntünün gradyanın bulunmasının yerine, görüntülere Gabor süzgecini uygulamıştır. Görüntüye Gabor süzgeci uyguladıktan sonra kümeleme (clustering) yaparak kanserli dokuyu tespit etmeye çalışmıştır (24).

S. Shen ve arkadaşları, yine 2003 yılında görüntülerden bir bilgi bankası oluşturarak gelecek olan yeni görüntüyü elde mevcut bulunan şekillerden birine uydurarak sınırın bulunmasını sağlayan istatistiksel şekil modelini (Statistical Shape Model) kullanmışlardır. Gabor süzgecini görüntüye uygulamış daha sonrada deneme görüntülerinden bir prostat şekli ile ilgili bilgi bankası oluşturmuş yeni gelen görüntüleri de bu bilgisinde yer alan şekillerle bağdaştırarak sınır bulmaya ve her bulduğu yeni sınırı da bilgi bankasına ekleyerek genel olarak prostat şekli hakkında bir istatistik oluşturmaktadır. Prostat görüntülerini incelerken yapmış olduğu bir farklılık ise prostatın üst yüzeyi ile alt yüzeyini ayırarak incelemesidir. Üst yüzey ile alt yüzeyin farklı incelemesinin sebebi üst yüzeyde ultrason görüntülerinde koyudan açığa bir değişim olurken alt yüzeyde açıktan koyuya bir değişim olmaktadır (25).

Genel olarak prostat alanını sınırının belirlenmesi dışında prostat görüntülerinden kanserli dokunun bulunması üzerine çalışmalar da bulunmaktadır. 2003 yılında D.R.

Chen ve arkadaşları, yapmış oldukları çalışmalar sırasında yılan metodu ile “çubuk bulma” metodunu bir arada kullanarak prostat görüntüsü içinde kanserli doku tespiti için çalışmışlardır. Kanserli dokunun diğer prostat dokularına göre daha koyu olduğundan yola çıkarak öncelikle görüntüye eşikleme yapıp, açma ve kapama işlemlerine tabi tutup oluşan kapalı alanın sınırını bulduktan sonra bu sınırı [5x5] boyutundaki “çubuk bulma” süzgeci ile sağlamlaştırdıktan sonra gerçek görüntüye oturtarak yılan modelini uygulamıştır (26).

2003 yılında Lixing Gong, Washington Üniversitesi Elektrik Mühendisliği dalında doktora tezi konusu olarak prostat ultrason görüntülerinin bölütlenmesi ve hizalanmasını işlemiştir. Çalışmasında yılan, GBDM, ADSM modelleri dışında bir çözüm yöntemi kullanmıştır. Bu çalışmanın genel olarak kullanılan diğer yöntemlerden en büyük farkı ise, bölütleme yaklaşımıdır. Bölütleme yapılırken öncelikle otomatik olarak sınırlar belirlenip, sonra kullanıcının el ile düzenlemesi istenmektedir. Kullanıcının yaptığı değişiklikler de dikkate alındıktan sonra, algoritma tekrardan uygulanmaktadır. Tıbbi görüntüler üzerine yapılan birçok çalışmada bölütleme yöntemi olarak, öncelikle kullanıcının el ile başlangıç noktalarını seçmesi ve seçilen bu noktalara göre bilgisayar tarafından analizin yapılması ve sınırın oluşturulması benimsenmiştir (27).

Prostat görüntüleri dışında diğer tıbbi görüntülerin işlenmesi üzerine de çalışmalar yapılmıştır ve yapılmaktadır. Özellikle mamogram görüntülerinin prostat görüntülerine göre işlenmesi daha kolay olduğu için bu alanda birçok çalışma gözlenebilmektedir. Mamogram görüntülerinin analizi sırasında kanserli dokunun yerinin tespiti, iyi huylu veya kötü huylu olup olmadığının anlaşılması gibi alanlarda da çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalardan biri de, 1996 yılında N. Petrick, H.P. Chan, B. Şahiner ve D. Wei tarafından mamogram görüntüleri üzerinde yapılmıştır. Bu çalışmada, Laplacian-Gaussian kenar bulma yönteminden önce, uyarlanır ağırlıklı kontrast iyileştirme işlemi uygulanmıştır. Sayısallaştırılmış mamogram görüntülerinde DWCE (Density-Weighted Contrast Enhancement Segmentation) etkin bir şekilde çalıştığı için nesnelerin sınırları kolayca bulunabilmektedir. DWCE algoritması mamogram görüntülerinde etkili sonuç vermesine rağmen, ultrason

görüntülerinde aynı etkinlikte çalışmamaktadır. Bu çalışmada, mamogram görüntüleri sırasıyla DWCE, kenar bulma, nesneyi ayırma, nesneyi sınıflandırma işlemlerine tabi tutularak sınırlar bulunmektedir (28).

Berkman Şahiner ve arkadaşları yukarıdaki çalışmaları daha da genişleterek mamogram görüntülerinden yararlanılarak hücrelerin iyi huylu yada kötü huylu olup olmadığına karar vermeye çalışmışlardır. Bu işlem yapılırken de yığın (mass) bölütlemesi (29) kullanılmıştır. Yığın bölütlemesinden sonra görüntüdeki benzerlikler ve uzaklıklar hesaplanmıştır. Bu bilgiler ışığında sınıflandırma yapılmıştır (30).

İster yılan modeli olsun ister ADSM olsun algoritmaların düzenli çalışabilmesi için mutlaka katsayıların ve ağırlıkların doğru verilmesi gerekmektedir. A.Pednekar, I.A. Kakadiaris, U. Kurkure, 1999 yılında her görüntü için algoritmaların farklı bir ağırlık kullanabilmesi üzerine çalışmışlardır. Görüntülerde her bir piksel için homojen ağırlıklar ve pikselin komşularına doğru yönünü belirten gradyanı alınarak uyarlanmış ağırlıklar ile hesaplama yapılarak bölütleme gerçekleştirilmiştir. Bulanık nesne çıkarımı (Fuzzy object extraction) algoritması kullanılarak görüntü içindeki nesne belirlenmiştir. Bu çalışmada bulanık bağlanmışlık (31) yönteminin ne olduğu ve bir görüntüye nasıl uygulanacağı anlatılmıştır (32). Bulanık bağlanmışlık görüntüye uygulanırken uyarlanır olarak ağırlıkların hesaplanmasını sağlamaktadır.

2003 yılında ise Rong Liu ve arkadaşları, farklı tıbbi görüntülerde 3 boyutlu dinamik sınır modeli elde edilmesi için çalışmıştır. Bu çalışmada Eğim vektör akımını (GVF) (33-34) kullanmışlardır. Öncelikle görüntüye Gauss süzgeci uygulanmıştır. Gauss süzgeci uygulanırken kontrast iyileştirme işlemi de aynı maskede gerçekleştirilerek uyarlanır bir süzgecin uygulanması sağlanmıştır. Gradyan bilgilerini elde edebilmek için de GVF'yi uygulamadan önce, Canny kenar yakalama yönteminin kullanılması önerilmektedir. Bununla birlikte Sobel veya Canny kenar yakalama yöntemlerinden birinin kullanabileceği belirtilmiş ve her iki kenar yakalama yönteminin uygulanması sonucunda elde edilecek görüntüler sunulmuştur (35).

3.1. Bölütleme Yöntemleri

Bölütleme, basit olarak “bir şeyi diğerinden ayırmak” anlamına gelmektedir. Bölütleme işlemi, genellikle incelenen görüntünün yapısına göre farklılaşabilmektedir. Çünkü bir görüntüde istediğiniz veya aradığınız belirli bir özelliğe sahip alanı diğer alandan ayırmak için çevre bilgisine de ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca incelenecek görüntünün renkli mi olduğu yoksa siyah beyaz mı olduğu bölütleme işleminin sonucunu etkiler.

Bir yüz tanıma programını ele alırsak yüz için ten rengini ayırt edici olarak kullanmak kolay olacaktır ve histogram bölütlemesi rahatlıkla kullanılabilir. Eğer ayırt edilecek yüzün arka alanında ten renginde kısımlar bulunuyorsa, histogram çok işimize yaramayabilir.

Bilgisayar yardımıyla yapılan bölütleme algoritmalarının çalışma şekline göre esas olarak dört grupta toplanabileceğini 2.4.2 de belirtmiştik; şimdi bu dört yöntemin yararları ve sakıncalarına göz atalım.

3.1.1. Tamamıyla elle sınır bulma

Bu bölütleme yönteminde görüntü bilgisayara aktarıldıktan sonra kullanıcının elle sınırları belirlemesi isteniyor. Bu yöntemde herhangi bir algoritma ya da yöntem kullanılmıyor.

Bu yöntemde kullanıcının çok iyi bir algılama yeteneği olmasının yanı sıra algıladığı nesnenin sınırlarını eli ile görüntü üzerinde çok iyi çizebilmesi gerekmektedir. Sadece çizim yeteneğinin iyi olması yeterli değildir, çünkü konuya hâkim olması ve bölütleme yapılacak nesneyi de doğru algılayabilmesi gerekmektedir. Bu sebeplerden dolayı kullanışlı bir yöntem değildir.

Bu yöntemin bir diğer sakıncası da sıkıcı ve zaman alıcı bir iş olmasıdır. Özellikle çok girintili çıkıntılı hassas kenarlarda algılama ve çizim süresi artmaktadır.

3.1.2. Tamamıyla otomatik sınır bulma

Bu bölütleme yönteminde ise görüntü bilgisayara aktarıldıktan sonra kullanıcıdan hiçbir şey istenmeden bölütleme bilgisayar tarafından uygun algoritma kullanılarak gerçekleştirilir.

Birinci yöntemin aksine değişik görüntülere kolayca uyarlanabilir. Fakat, bu yöntemin en büyük sıkıntısı mevcut algoritmaların yeterince gelişmemiş olmasıdır. Yapay sinir ağlarının gelişmesiyle birlikte bu yöntemi kullanan algoritmalarda gittikçe gelişmektedir. Fakat farklı özelliklere sahip görüntülerin işlenmesinde ya da içinde aşırı gürültü bulunan görüntülerde istenmeyen sonuçlar verebilmektedir.

Genel olarak görüntü üzerinde segmentasyon yaptığı için ihmal etmemiz gereken istenmeyen nesneler de sonuçta yer alabilmektedir.

3.1.3 Otomatik bulunan sınırların elle düzeltilmesi

Bu bölütleme yöntemi ise az önce anlatılan iki yöntemin karışımı konumundadır. Bu yöntemde kullanıcının yükünü biraz olsun azaltabilmek için, tüm çizimi kullanıcıya yaptırmak yerine görüntü bilgisayara aktarıldıktan sonra sınırlar önce bilgisayar tarafından belirtilmektedir, daha sonra kullanıcı gerekli düzenlemeleri eliyle yapmaktadır, böylelikle algoritmaların yetersizliği ve yanlış sonuçların döndürülmesi bir nebze olsun engellenebilmektedir.

Birinci yönteme göre daha az zaman alıcı bir yöntem olmasına karşın hala uzun zaman alan bir iştir, çünkü en son sınırın belirli olması için kullanıcının algılama ve çizim yeteneğine hala ihtiyaç duyulmaktadır.

Bir diğer eksikliği ise, bu yöntemin de uyarlanabilmesi zordur.

3.1.4 Elle belirlenen sınırların otomatik düzeltilmesi

Bu bölütleme yönteminde ise, üçüncü yöntemde olduğu gibi yine ilk iki yöntem karışık kullanılmaktadır. Buradaki en önemli fark ise, kullanıcıdan çizim yapması yerine sadece belirli bir alan seçmesi ya da belirli noktaları işaretlenmesinin istenilmesidir. Daha sonra algoritma bu seçilen alan ya da noktalar üzerinde otomatik olarak sınır oluşturmaktadır.

İkinci yöntemdeki gibi bütün görüntü ile uğraşmak yerine işimize yaramayacağına inandığımız noktaları ihmal edebiliriz böylelikle tüm görüntü için mevcut algoritmaların yetersizliği ortadan kalkmaktadır ve sonuç daha hızlı ve doğru bir şekilde sunulabilmektedir.

Birinci yönteme göre uzmanlık isteyen bir çizim ya da algılama yeteneğine ihtiyaç duymamaktadır, çünkü kişi resimde tamamıyla çizim yapmak yerine birkaç noktaya tıklayarak çizimin otomatik yapılmasını sağlamaktadır.

Birinci ve üçüncü yönteme göre çıktıları kolayca alınabilmekte ve kolayca farklı görüntüler elde uyarlanıp çoğaltılabilmektedir.

Bundan sonraki kısımlarda anlatacağımız uyarlanabilir kenar yakalama algoritmalarının hepsi bu yöntemi kullanarak çalışacaktır.

3.2. Biçimi Değişebilen Sınır Modelleri

Değişebilen kenarı tanımlamak gerekirse; "Görüntüden elde edilen bazı vektörel büyüklüklerin etkisiyle şeklinde değişim olan kenar ya da yüzeylerdir" diyebiliriz.

Şu an için kullanılan en yaygın modeller: (36)

- Yılan Modeli
- Geometrik Biçim Değiştirme Modeli (GBDM)
- Ayrık Dinamik Sınır Modeli (ADSM)

Bir önceki bölümde de anlatıldığı gibi bu yöntemlerin tamamı dördüncü bölütleme yöntemini kullanarak çalışmaktadırlar.

3.2.1. Yılan modeli

İlk olarak Michael Kass, Adrew Witkin ve Demetri Terzopoulos tarafından ele alınmıştır ve International Journal of Computer Vision da 1988 yılında yayınlanarak literatüre girmiştir. Görüntüde yer alan nesneyi bulmak için dördüncü bölütleme metodunu kullanmaktadır, yani ilk olarak el ile noktalar belirlenir daha sonra algoritmamız bu noktaları referans alarak çalışır ve gerekli bölütleme otomatik olarak yapar.

Yılan modelini oluştururken belirlenen sınırın iç ve dış olmak üzere iki farklı enerjisinin olduğu kabul edilmektedir. İç enerji belirlenen şeklin yuvarlaksı ya da keskin hatlara sahip olup olmamasına göre belirlenmektedir. Dış enerji ise belirlenen şeklin görüntü üzerinde işaretlenmesi sonucunda eşitlenen noktaların komşu piksellerdeki değerlerinin gradyanı (bayır) alınarak hesaplanmaktadır. Bulunan her iki enerjinin toplamının belirlenen değerden küçük olması istenmektedir; eğer küçük değilse, noktalar iç ve dış kuvvetlerin etkisinde hareket ettirilerek tekrardan iç ve dış enerjileri hesaplanmaktadır. İç ve dış kuvvetlerin neler olduğu ve nasıl hesaplanacağı ilerleyen kısımlarda anlatılacaktır. Terim olarak hesaplanan bu değerlere kuvvet denilmesinin sebebi ise, aynı fizikteki kuvvet terimi gibi burada da bulunan değerlerin vektörel olması yani hem büyüklük hem de yön bilgisine sahip olmasıdır. Sınırı oluşturacak noktaların yeni yerleri belirlenirken, sanki noktaları yeni yerlerine doğru iten bir kuvvet olduğu kabul edilerek hesaplamalar yapılır.

Kenar bulma, hareketli kenar yakalama, stereo görüntü işleme işlemlerinde rahatlıkla kullanılabilir. Yakaladığı bir noktanın izini sürebilme özelliği vardır, zaten ismi de buradan gelmektedir. Dudak okuma, trafikte hız kontrolü, bir görüntünün içindeki nesnenin sınırlarının bulunması gibi uygulamalarda çok rahatlıkla kullanabileceğimiz bir algoritmadır.

Yılan modelinde enerji minimizasyonu prensibine göre yapılmaktadır. Enerjimizi nasıl minimize edeceğimizi belirlemek için,

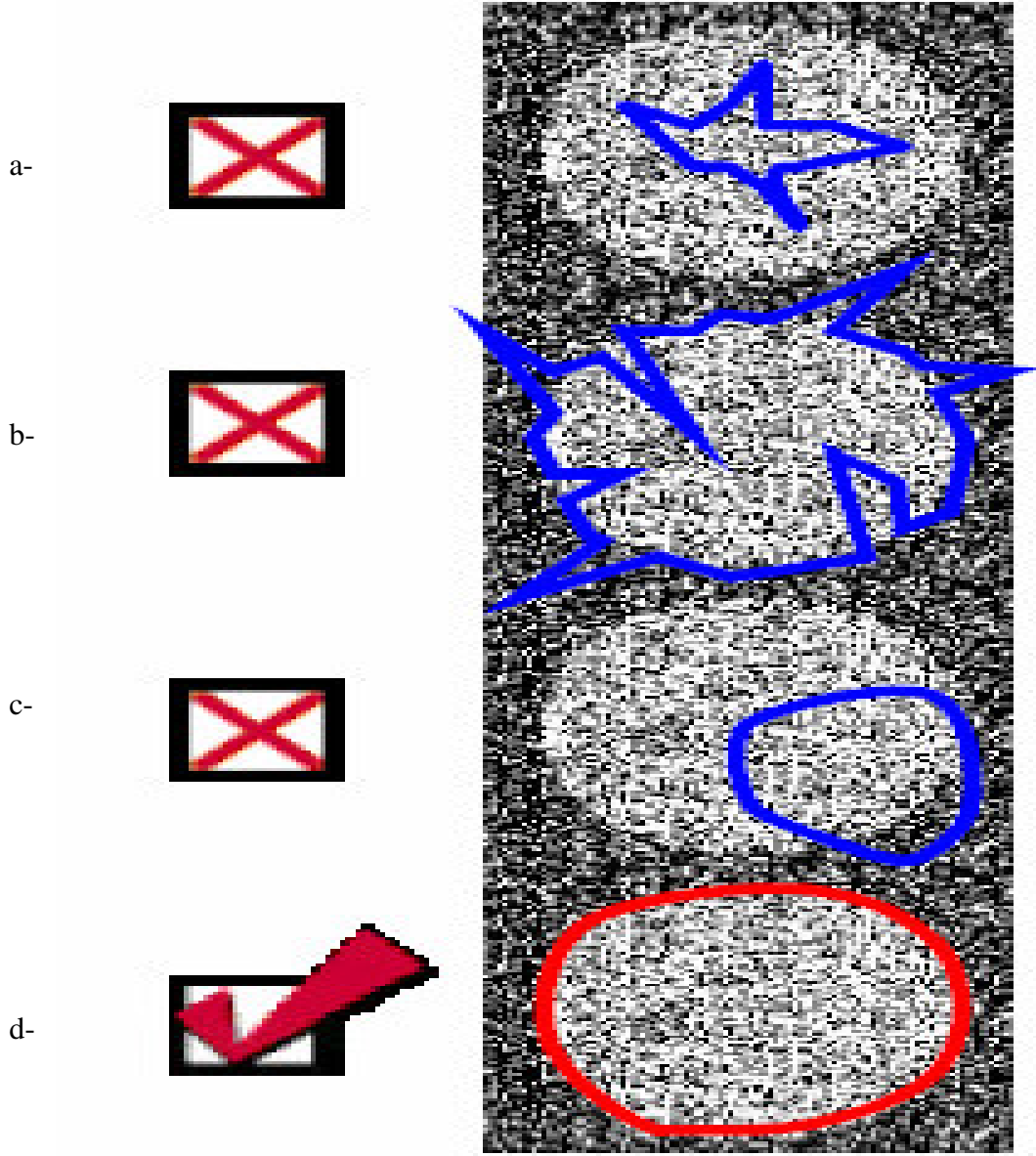
$$E_{\text{toplam}} = E_{\text{iç}} + E_{\text{dış}} \quad [3.1]$$

Burada $E_{\text{iç}}$ iç enerji olarak adlandırılmaktadır ve çizilen şeklin sınırlarının yuvarlaklı hatlara sahip olup olmadığını gösteren bir değerdir. Çok girintili çıkıntılı keskin köşeli şekiller istediğimiz bir sonuç değildir. Bu gibi durumlarda iç enerjinin düşük çıkması gerekmektedir.

$E_{\text{dış}}$ dış enerji olarak adlandırılır ve bunu hesaplayabilmek için görüntünün gradyanı (bayır) alınır. Görüntünün gradyanı yüksek çıkarsa, dış enerji düşük demektir. Çünkü belirlenen nokta için komşu piksellerindeki gri seviyeleri ile olan farkı yüksek demektir. Farkın yüksek olduğu noktalarda sınırlar yer almaktadır ve amaç sınırların belirlenmesi olduğu için, dış enerji düşük olmalıdır. Zaten yılan modelinde enerji minimizasyonu hedeflenmektedir.

İç ve dış enerjinin hangi durumlarda yüksek, hangi durumlarda düşük olduğunu göstermek için Resim 3.1'e bakabiliriz.

Resim 3.1.a'da iç enerji yüksektir, çünkü şekilde de görüldüğü gibi elle çizilen kenar çok köşelidir. Bu görüntüde aynı zamanda dış enerji de yüksektir çünkü bu noktalar görüntüdeki nesnemin kenarları ile örtüşmemektedir. Her iki enerji de yüksek olduğu için istenmeyen bir sonuç elde edilmiştir. Algoritmanın tekrar çalışması gerekir.



Resim 3.1. Bir görüntüde yılan modelinde iç ve dış enerjiler. (Chalmers Teknoloji Üniversitesi Görüntü Analizi Grubu – aktif sınır modelleri)

Resim 3.1.b’de iç enerji yine yüksektir çünkü yine şekilde girintiler, çıkıntılar ve keskin hatlar çok fazladır. Dış enerji ise burada düşüktür çünkü genel olarak şeklimizde beklenen hatlar ile bulunan hatlar uyumuş durumdadır. Bu görüntüde de dış enerji olarak minimuma ulaşmamıza rağmen iç enerjimiz hala yüksek olduğu için istenmeyen bir durum oluşmuştur.

Resim 3.1.c’de iç enerjimiz düşüktür. Dış enerjimiz yüksektir. Dış enerji yüksek olduğu için istenmeyen bir durum yine oluşmuştur. Resim 3.1.d’de ise hem iç enerjimiz hem de dış enerjimiz düşüktür dolayısı ile beklenen arzu edilen sonuca algoritmamız ulaşmıştır. Görüntüde yer alan nesnemin sınırları doğru bir şekilde bulunmuştur.

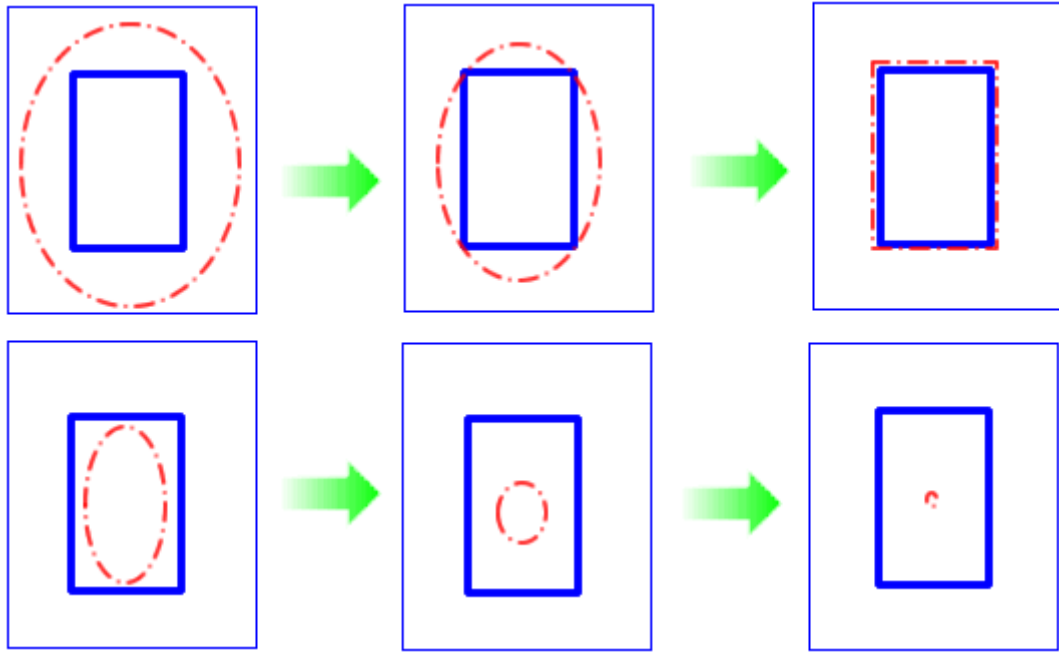
Genel terimlerden bahsettikten sonra Yılan modelinin çalışma prensibi aşağıda gösterilmiştir:

- Adım 1: Başlangıç sınırları belirlenir.
- Adım 2: Sınırlar üzerinden iç enerji hesaplanır. ($E_{iç}$)
- Adım 3: Dış enerji hesaplanır. ($E_{dış}$)
- Adım 4: Toplam enerji hesaplanır. (E_{toplam})
- Adım 5: Toplam enerjinin önceden tanımlanan bir minimum değere (bir parametre) ulaşmış ulaşmadığı kontrol edilir. Minimuma ulaşmış ise işlem sonlandırılır.
- Adım 6: Toplam enerjiyi minimize edecek şekilde iç ve dış kuvvetlerin boyutu ve yönüne göre noktalar içe doğru kaydırılır.
- Adım 7: Sınırlar tekrar oluşturur. Adım 2’den devam edilir.

Şimdi de buradaki adımları biraz daha detaylandıralım. Yılan modelinin doğru çalışabilmesi için birinci adım çok önemlidir. Çok gereksiz bir ayrıntı gibi görülse de, doğru nesnenin sınırlarını belirtmek için ilk başta doğru nokta seçmek gerekmektedir. Yılan algoritması çalışırken ilk noktalara göre hesaplama yapıldığında beklenen sonuca ulaşamadığında noktalar içeriye doğru kaydırılarak algoritma tekrar işletilmektedir. Eğer ilk noktayı hedeflenen sınırların içerisinde seçersek hiçbir zaman sınırı yakalayamayız.

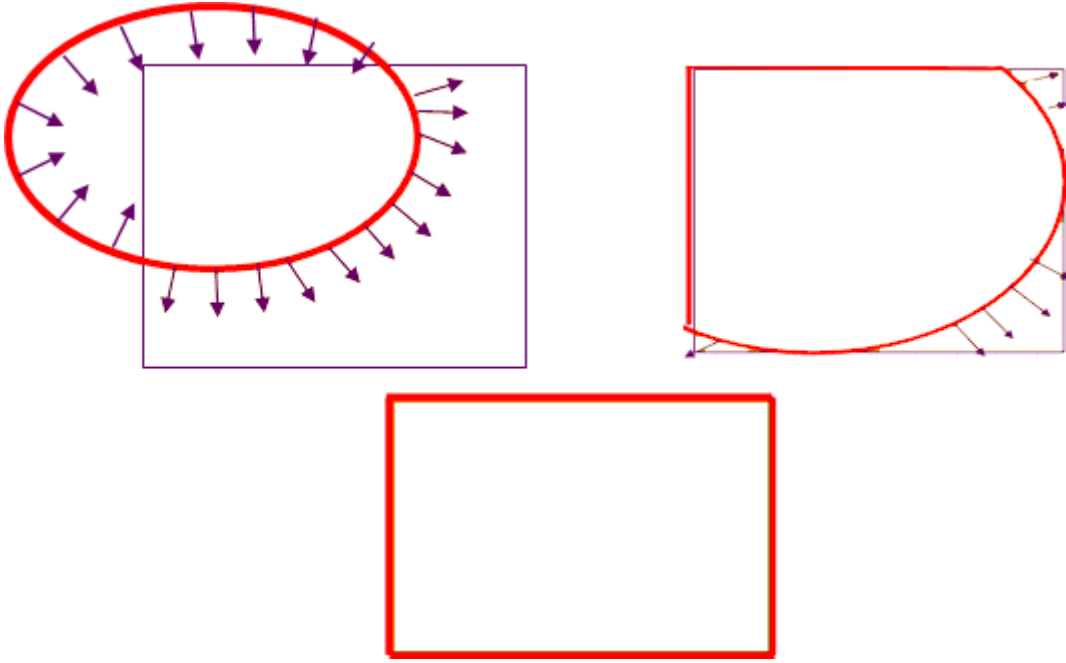
Şekil 3.1’de ilk nokta seçiminin görüntüdeki nesnenin sınırlarını bulurken ne gibi bir etki yaptığı görüntülenmektedir. Düz çizgilerle çizilmiş dikdörtgen şekli, bulunacak sınırı göstermektedir. En soldaki resimlerde yer alan kesik kesik yuvarlak çizgi ise seçilen ilk alanı göstermektedir. Sağ yöne doğru oklar takip edildiğinde yılan modelinin bu görüntüye uygulandıktan sonra sınırdaki değişim ve algoritmanın

sonucu da en sağda gösterilmektedir. Şekilden de rahatça anlaşılabildiği gibi ilk durumda algoritmamız istenen sonucu verirken ikinci durumda çok yanlış bir sonuç vermektedir. Bunu engellemek için ilk belirleyeceğimiz alanı tamamıyla nesnemizden büyük seçmek yerine sınırla en az iki noktada kesişen bir sınır belirleme işlemini de yapabiliriz.



Şekil 3.1. Yılan modelinde ilk nokta seçimi

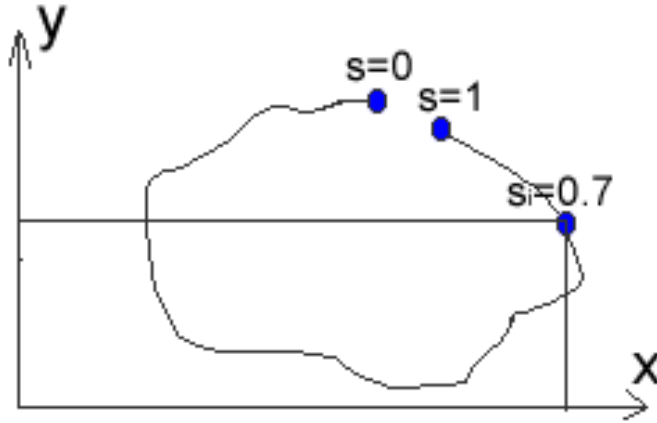
Şekil 3.2’de de hedef, karenin sınırlarını bulabilmektir. Bizim ilk belirlediğimiz alan ise bir elips şeklindedir. Burada iki noktadaki kesişme sayesinde dış kuvvetin etkisi ile karenin dışında kalan noktalarımız içeriye doğru kaydırılır. Karenin içinde kalan noktalarımız ise dışarıya doğru kayacaktır ve böylece istenen sonuç elde edilebilecektir.



Şekil 3.2. Yılan modelinde sınır belirleme

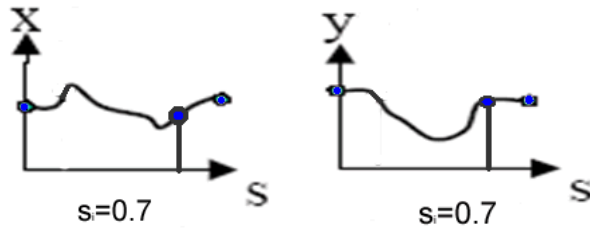
Adım 1'i tamamlayıp ilk noktaları doğru belirledikten sonra algoritmamızın ikinci adımına geçebiliriz. Burada iç enerjiyi hesaplamamız gerekmektedir. İç enerjiyi hesaplariken sınırlarımızdaki keskinlik ve yumuşaklığa bakıyorduk, bunun en kolay yolu noktaların türevini alarak eğimine bakmaktır.

Sınırımızın x ve y koordinatlarını birbirinden ayırıp x' e ve y' ye göre ayrı ayrı kısmi türev almamız gerekmektedir. Bu nedenle elimizdeki x ve y koordinatlarına sahip noktaları $x(s)$ ve $y(s)$ fonksiyonları haline dönüştürmemiz gerekmektedir. İlk noktamız $s=0$ olarak, son noktamız ise $s=1$ olarak kabul edilir. Buradaki s , kolay kısmi türev alabilmemiz için tanımlanmış ve doğrusal artan değerlerden oluşan bir ara değişkendir. Belirlenen sınırdan yapılacak örnekleme için s düzleminde $s=0$ 'dan $s=1$ 'e kadar olan alanda eşit aralıklarla farklı s değerleri elde edilir. Her s değeri için karşılık gelen x değeri $x(s)$, y değeri ise $y(s)$ olarak iki ayrı dizide saklanır.



Şekil 3.3. Belirlenmiş sınırlar

Şekil 3.3'te sınırı oluşturan noktalar gösterilmektedir. Bu sınır noktaları $v(x(s_i), y(s_i))$ fonksiyonu ile tanımlanabilir. Burada, her bir s_i değerine karşılık gelen $x(s_i), y(s_i)$ noktaları söz konusudur.



Şekil 3.4. $x(s)$ ve $y(s)$ fonksiyonlarının s düzleminde gösterimi

Şekil 3.4'de, Şekil 3.3'ten oluşturulan $x(s)$ ve $y(s)$ değerleri gösterilmektedir. Örnek olarak $s_i = 0.7$ değerine karşılık gelen nokta için işlem yapılmak istendiğinde iç kuvveti ve iç enerjiyi hesaplayabilmek için tanımlanan v fonksiyonu yerine $s=0.7$ 'ye karşılık gelen x değerini $x(s)$ 'den, y değerini de $y(s)$ 'den alarak işlem yapabiliriz.

Gerekli dönüşümü yaptıktan sonra iç kuvvetin hesaplanabilmesi için $v(x(s_i), y(s_i))$ fonksiyonunun s 'ye göre birinci kısmi türevi alınır. Kısmi türev (v fonksiyonunun eğimi) daha önceden tanımlanan bir değerden küçük ise, iç enerji düşüktür. Daha sonra yine iç kuvvetin hesaplanmasında kullanılmak üzere $v(x(s_i), y(s_i))$ fonksiyonunun s 'ye göre ikinci derece kısmi türevi alınır. Eğer ikinci türevde bir kırılma yoksa, bu da iç enerjinin düşük yani istenen değerde olduğunu

göstermektedir. Hatırlanacağı gibi yüksek enerji kötü bir sonuçtur ve iç enerjinin düşük çıkması istenmektedir.

Dış enerjiyi hesaplamadan önce görüntüde bazı ön işlemler yapmamız daha yararlı olacaktır. Görüntüde yer alan gürültülerden kurtulmak için görüntümüzde yumuşatma işlemi yapabiliriz. Bu amaçla genellikle Gauss süzgeci kullanılmaktadır. Daha sonra yumuşatılmış görüntünün gradyanı hesaplanır. Eğer işlem sonunda gradyanı yüksek çıkıyorsa dış enerjisi düşük demektir ki, bu da bizim istediğimiz bir durumdur.

İç ve dış enerjiler bulunduğundan sonra, aşağıdaki formüle göre toplam enerji bulunur.

$$\mathcal{E}(v) = \alpha(v) + \beta(v) \quad [3.2]$$

Burada $\mathcal{E}(v)$ toplam enerjiyi, $\alpha(v)$ iç enerjiyi $\beta(v)$ ise dış enerjiyi göstermektedir.

Bu toplam enerjinin daha önce tanımlanan kabul edilebilir minimum enerji değerinden küçük olup olmadığı kontrol edilir. Toplam enerji yeteri kadar küçük ise, sonuç bulunmuş demektir ve işlem tamamlanır. Toplam enerji yeteri kadar küçük değil ise, toplam enerjiyi minimize edecek şekilde noktaları kaydırmamız gerekmektedir; bu kaydırma işlemini yapabilmek için de gerilme kuvveti, eğilme dayanım kuvveti, duraklama kuvveti ve görüntü kuvveti olarak adlandırılan değerler hesaplanır.

Hesaplanan bu kuvvetlerin etkisi ile görüntüdeki noktalarımızın kayması sağlanarak, Adım 2'den itibaren algoritmamız tekrarlanır. Minimum enerjiye ulaşıldığı anda hedeflenen sınır belirlenmiş durumdadır.

$$GerilmeKuvveti_i = 2v(s_i) - v(s_i - 1) - v(s_{i+1}) \quad [3.3]$$

Eş. 3.3 ile gerilme kuvvetinin nasıl hesaplanacağı gösterilmiştir. Burada v fonksiyonunda s noktası için bu noktadan bir önceki ve bir sonraki noktaların x ve y koordinatları dikkate alınarak hesaplama yapılmaktadır.

$$EgildeDayanimKuvveti_i = 2\alpha(s_i) - \alpha(s_i - 1) - \alpha(s_{i+1}) \quad [3.4]$$

Eş. 3.4’de ise eğilme dayanım kuvveti olarak tanımlanan sınırimızın ne kadar sert geçişlere sahip olup olmadığını belirlediğimiz değerin iç enerjiden nasıl hesaplanacağı gösterilmiştir. Yine burada da bir nokta için önceki ve sonraki noktaların iç enerjileri de dikkate alınarak işlem yapılmaktadır. İç enerjiyi hesaplamak için ise, şu formül uygulanabilir:

$$\alpha(v) = \int w_1(s) \left| \partial v / \partial s \right|^2 + w_2(s) \left| \partial v^2 / \partial s^2 \right|^2 ds \quad [3.5]$$

Eş. 3.5’de yer alan w_1 katsayısı sınırın gerilimi belirleyen katsayı olarak tanımlanmaktadır ve algoritma başında kullanıcı tarafından belirlenmektedir. w_2 ’de yine ilk başta kullanıcı tarafından tanımlanan sınırın sertliğini belirleyen bir katsayıdır. Hem w_1 ’in hem de w_2 ’nin 0 ile 1 arasında değerlerden oluşması gerekmektedir.

$$DuraklamaKuvveti_i = qF(I(x(s_i), y(s_i)))n_i \quad [3.6]$$

Duraklama kuvvetini hesaplamak için ise, Eş. 3.6’daki formül kullanılacaktır. Bu formülde yer alan $F(I(x,y))$ için Eş. 3.7’deki tanımlama kullanılabilir.

$$F(I(x, y)) = \begin{cases} +1, & I(x, y) \geq T \\ -1, & diger \end{cases} \quad [3.7]$$

Buraya kadar tanımlanan kuvvetler iç kuvvetler olarak tanımladığımız kuvvetlerdir.

Eş. 3.8’da ise dış kuvveti oluşturan görüntü kuvveti gösterilmektedir.

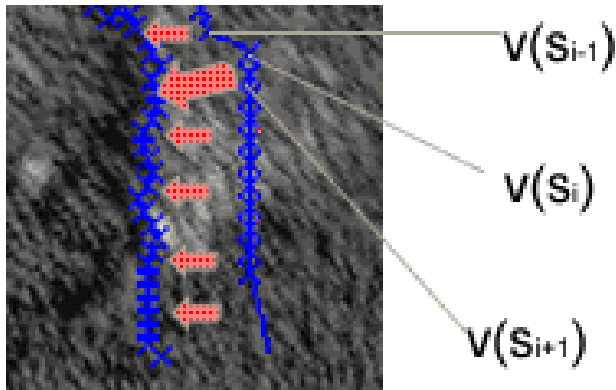
$$GörüntüKuvveti_i = p\nabla P(x, y) \quad [3.8]$$

$P(x, y)$ yerine aşağıdaki değer yazılabilir.

$$P(x, y) = -c|\nabla[G_\sigma * I(x, y)]| \quad [3.9]$$

Bütün bu hesaplamaların sonucunda hedefimiz Eş. 3.10'de gösterilmiştir.

$$-\frac{\partial}{\partial s}\left(w_1 \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial s}\right) + \frac{\partial^2}{\partial s^2}\left(w_2 \frac{\partial^2 \mathbf{v}}{\partial s^2}\right) + \nabla P(\mathbf{v}(s)) = 0 \quad [3.10]$$

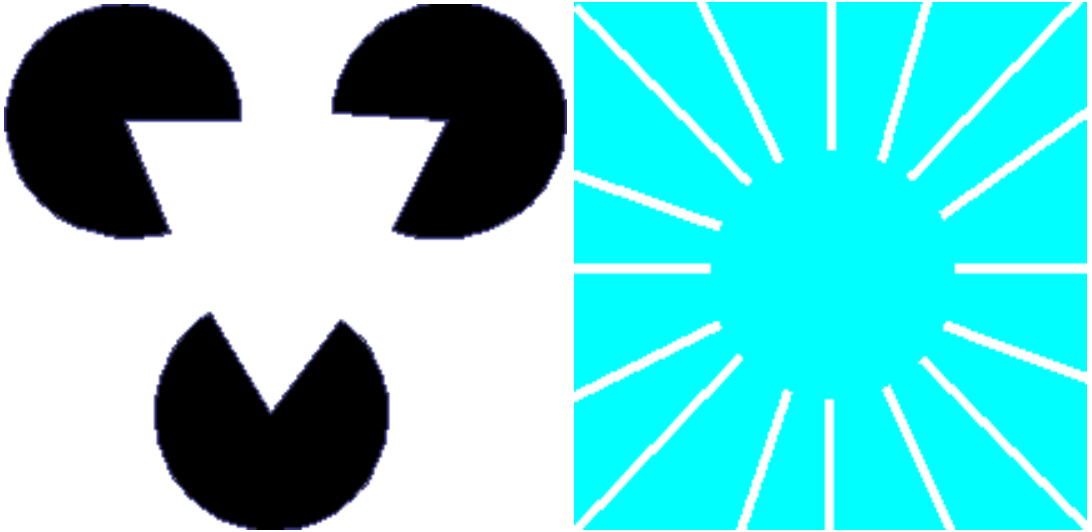


Resim 3.2. Yılan modelinde kuvvetlerin etkisi

Bütün bu fonksiyonlar ve enerji değerleri her bir nokta için uygulanır ve işlem sonucunda noktaların yeni yerleri belirlenir; Resim 3.2'de bu etkiler sonucunda ilk belirlenen sınırdan sonra nasıl bir değişim olacağı ultrason prostat görüntüsü üzerinde görüntülenmektedir. Daha önce prostatın sınırının dışında kalan bölge enerji minimizasyonu ve fonksiyonlar doğrultusunda oklar yönünde kaydırılır; hem yumuşak değişimin olduğu, hem de görüntüde gradyanın yüksek olduğu noktalara doğru kaymaktadır.

Yılan modelini kullanarak bir görüntünün içindeki nesnenin kenarlarını bulmanın yanı sıra hareketli kenar yakalama-takip etme özelliğinin olduğunu belirtmiştik. Dudak okuma ve öznel görüntü dediğimiz aslında bir sınırı olmayan bizim gözle hissedebildiğimiz alanların bilgisayar tarafından da algılanabilmesi çarpıcı olan diğer uygulamalardır.

Mesela Şekil 3.5'e bakıldığında siyah yarım daireler arasında bir nesne varmış gibi rahatlıkla gözümüzle algılayabiliriz veya sağdaki resme bakıldığında sanki ortada bir daire varmış gibi görebilmekteyiz. Bu algılamayı normal bölütleme yöntemleri ile bilgisayarın algılaması çok zordur, fakat yılan metodu ile bu alanlarda sanki bir nesne var gibi gözle algıladığımız sınırları bilgisayara da hesaplayabiliriz.



Şekil 3.5. Öznel nesneler

3.2.2. Geometrik biçim değiştirme modeli

Geometrik Biçim Değiştirme Modeli (GBDM), yılan algoritmasından daha sonra oluşturulmuş özellikle görüntülerden üç boyutlu modelleme yapmaya olanak sağlayan bir modeldir.

Bölütleme yöntemlerinden dördüncü tip olan önce elle sonra otomatik olarak sınır bulma mantığı ile çalışır. Yılan modelinden farklı olarak bir noktanın izini süremez, çünkü her iterasyonda noktalar yeniden oluşturulur. Görüntü içindeki nesne yeterli olarak tespit edilene kadar yeniden oluşturulan bir çokgen yapısındadır (37).

Algoritmanın başlayabilmesi için tepe noktalar olarak adlandırılan noktalar belirlenir ve bu belirlenen tepe noktaları üzerinde işlem yapılır. Tepe noktaları üzerinde algoritmanın adımları gerçekleştirildikten sonra, her bir tepe noktası bir sonraki tepe noktası ile bir doğru aracılığıyla birleştirilir.

Nesnenin sınırını yakalamak için gerekli olan değişim bu tepe noktalarının yer değiştirmesi ya da yeni noktaların türetilmesi ile sınırların dışa doğru genişlemesi biçiminde olur. Bu çalışma mantığı itibari ile de yılan modelinden ayrılmaktadır. Hatırlanacağı gibi yılan modelinde sınırlar sürekli içeri doğru küçülmekteydi, ama GBDM modelinde sınırlar dışarı doğru genişlemektedir (38).

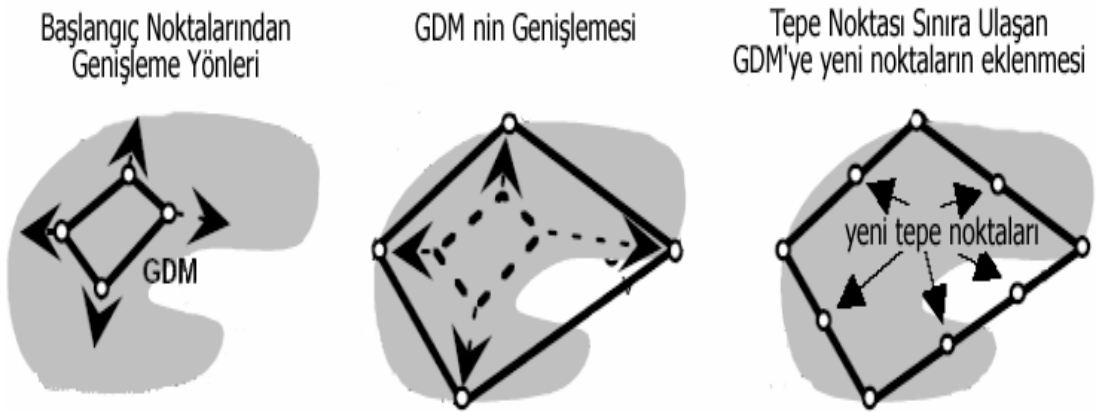
Noktalar sürekli olarak yeniden oluşturulduğundan dudak okuma, trafik uygulamaları gibi uygulamalar için elverişli değildir. Fakat 3 boyutlu modelleme özellikle ses modelleme, yüzey modelleme ve yüz hatlarının ortaya çıkması gibi alanlarda kullanılabilir.

Seçili tepe noktalarının doğrular ile birbirine birleştirildiğini belirtmiştik. Her bir doğrunun tam ortasından doğruya dik doğrular alınır ve bu dik doğrular üzerinde her iki yöne doğru ilerlenir. İlerleme esnasında seçili noktanın gri seviye değeri ile bir sonraki pikselin gri seviye değerine bakılır; iki değer arasındaki farkın en büyük olduğu nokta yeni nokta olarak kabul edilir. Bu nedenle gürültülü ya da tıbbi görüntülere uygun bir yaklaşım değildir.

GBDM algoritması hesaplanırken de aynı yılan yönteminde olduğu enerjilerden yararlanılır, fakat buradaki iç ve dış enerjinin yerine, gradyan enerjisi ve eğim enerjisi olarak isimlendirilen değerlerden faydalanılmaktadır. Bu enerjilerin nasıl hesaplanacağı ilerleyen kısımlarda anlatılacaktır.

GBDM' nin genel çalışma prensibi:

- Adım 1: Kullanıcıdan yukarıda, aşağıda, sağda ve solda olacak şekilde 4 adet tepe noktalarını seçmesi istenir.
- Adım 2: Sağ nokta olarak seçilen noktadan sağa, sol nokta olarak seçilen noktadan sola, alt nokta olarak seçilen noktadan alta ve üst nokta olarak seçilen noktadan da üste doğrular çizilir.
- Adım 3: Çizilen doğrular üzerinde seçilen nokta ile bir sonraki nokta arasındaki gri seviye farkının maksimum olduğu yere tepe noktası kaydırılır.
- Adım 4: Yeni tepe noktaları birbirine doğrularla birleştirilir.
- Adım 5: Yeni tepe noktalarının arasına çizilen doğruya dik doğrular çizilir.
- Adım 6: Çizilen doğrular boyunca ileri ve geri yönde ilerlemeler yapılır ve gri seviye farkının maksimum olduğu piksele yeni tepe noktası kaydırılır.
- Adım 7: İki tepe noktası arasındaki mesafe tanımlanan değerin altına düşene kadar adım dördten itibaren adımlar tekrarlanır.



Şekil 3.6. GBDM çalışma prensibi

Şekil 3.6'da GBDM'nin çalışma prensibi açıklanmıştır. Burada en soldaki şekilde kullanıcı dört adet nokta seçmiştir, kullanıcının seçtiği bu dört nokta birer doğru ile birleştirildikten sonra bu dört noktanın gradyan farkının maksimum olduğu noktaya kayması sağlanmıştır. Bu işlem ortadaki şekilde gösterilmektedir. Tepe noktaları gradyanın maksimum olduğu yere ulaştıktan sonra bu noktaların tam ortasından belirlenen yeni tepe noktaları en sağda gösterilmektedir.

Yeni belirlenen tepe noktalarının olası yerleri arasında optimal yeri belirlemek için kullanılacak görüntüden elde edilen değerler için amaç düşük eğim, yüksek gradyan sağlamaktır. Yüksek gradyan kenarların yakınlığını belirtir.

Toplam gradyanı bulmak yerine noktaların kısmi türevleri alınabilir.

Seçilen yeni tepe noktaları merkez kabul edilmek üzere yeni tepe noktasının yer aldığı doğruya dik bir doğru alınır. Alınan bu doğru boyunca tanımlanan aralıkta türev alınır, çünkü gri seviyedeki maksimum değişimin bu doğrultuda olduğu kabul edilir.

Görüntüden elde edilen değerlerin v fonksiyonunda saklandığı kabul edilirse gradyan enerjisi aşağıdaki formülle hesaplanabilmektedir.

$$Eg(v_i) = \begin{cases} \frac{1}{Fg(v_i) - g_{\min} + 1} & g_{\min} < Fg(v_i) < g_{\max} \text{ ise} \\ 1 & \text{,diğer durumlarda} \end{cases} \quad [3.11]$$

burada $g_{\min}$ ve $g_{\max}$ daha önceden kullanıcı tarafından tanımlanan değerlerdir.

$Fg(v_i)$ ile kastedilen ise,

$$Fg(v_i) = \frac{\partial f(v_i)}{n_i} \text{ dir.} \quad [3.12]$$

Buradaki n değeri yerine aşağıdaki formül kullanılabilir.

$$n = \left\lceil \frac{\|v_i - v_{i+1}\|}{d_{\max}} \right\rceil \quad [3.13]$$

$d_{\max}$ kullanıcı tarafından tanımlanmaktadır. Yeni olası noktalar seçilip bu noktalar üzerinde işlem yapılırken seçilecek olası noktaların tepe noktasına uzaklığı belirlenen bu $d_{\max}$ değerinden daha küçük olmalıdır.

Gradyan enerjisi her bir tepe noktası ve onun olası yeni yerleri için ayrı ayrı hesaplanmaktadır.

Sadece gradyan enerjisi ile çalışmak, istenen sonucu vermemektedir, yüksek frekanslı gürültülerde de sınırın doğru bulunabilmesi için eğim enerjisine olarak adlandırılan değerinde hesaplanıp ona göre yorum yapılması gerekmektedir. Eğim enerjisi olarak tanımlanan değerin nasıl hesaplanabileceği aşağıdaki formülde anlatılmıştır.

$$E_c(v_i) = \begin{cases} 0 & \alpha_{i,1} < \pi/4 \wedge \alpha_{i,2} < \pi/4 \text{ ise} \\ \frac{(\alpha_{i,1} + \alpha_{i,2})^2}{2\pi} & \text{,diğer durumlarda} \end{cases} \quad [3.14]$$

Eş. 3.14'deki $\alpha_{i,1}$ ve $\alpha_{i,2}$ çokgenin iki kenarı ile tepe noktasının arasındaki açılardır. Eğer $(\pi/4)$ 'den büyükse dikkate alınmazlar. Çünkü orada bir gürültüden doğan bir bozulma olduğu kabul edilir. Bu aralıkta değilse, her bir tepe noktası ve olası değerleri için açı değerlerine bakılarak eğim enerjisi hesaplanır.

Hesaplanan eğim enerjisi ve gradyan enerjisinden yararlanarak her bir tepe noktanın olası noktaları için sahip olduğu enerji hesaplanır. Hesaplama yapılırken Eş. 3.15'deki formül kullanılır. Hesaplanan enerji fonksiyonu içinden minimum değere sahip olası nokta yeni tepe noktası olarak seçilir.

$$E(v_i) = a_g * E_g(v_i) + a_c * E_c(v_i) + a_{pd} * E_{pd}(v_i) + a_r * E_r(v_i) \quad [3.15]$$

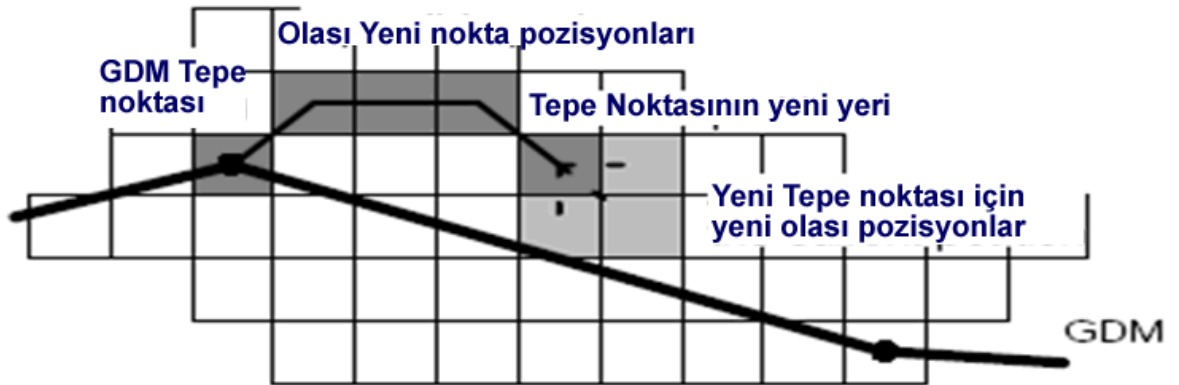
Eş. 3.15’de yer alan a_g , a_c , a_{pd} ve a_r değerleri kullanıcı tarafından tanımlanan 0-1 arasında değerler alabilen katsayılardır. E_{pd} ise aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$E_{pd}(v_i) = \begin{cases} 0 & \text{hareket istenen yönde olursa} \\ \|v_i - v_i^{ref}\| & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad [3.16]$$

E_{pd} tepe noktasının olası noktaları arasında istenen yöne doğru ilerlemesini sağlamak için kullanılabilir bir değişkendir. İstenen yönden kasıt ise, hareketin dikme boyunca olmasıdır. Yine tanımlanacak her iki nokta arasındaki maksimum aralığı göz önüne alarak aşağıdaki formül ile $E_r(v_i)$ hesaplanabilir.

$$E_r(v_i) = \begin{cases} 0 & \|v_i - v_i^{ref}\| < d_{min} \text{ ise} \\ \|v_i - v_i^{ref}\| & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad [3.17]$$

Yukarıdaki formülleri kullanarak gerekli enerji hesabı yapıldıktan sonra aşağıdaki gibi bir tepe noktasında kayma olur.



Şekil 3.7. GBDM tepe nokta kayması

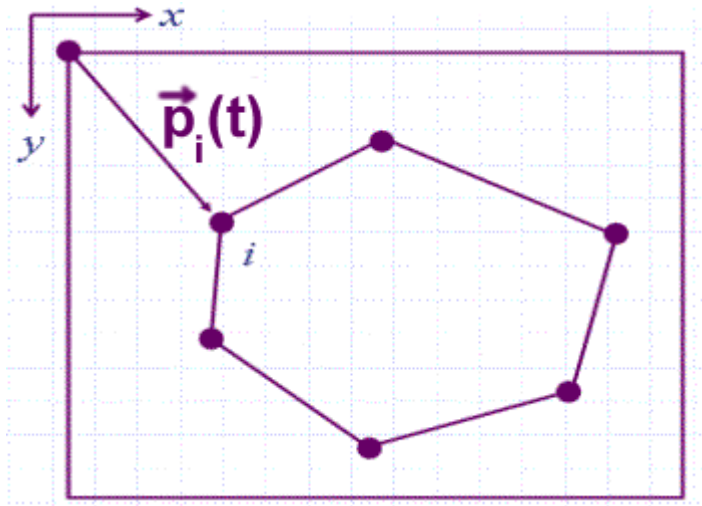
Şekil 3.7’de temsili olarak GBDM tepe noktası ve ona ait yeni olası noktalar belirlenmiştir. Koyu gri alanla belirlenen yerler elimizdeki tepe noktası için olası pozisyonları tespit ettiği kabul edilmiştir ve her bir olası nokta için enerji

hesaplaması yaptıktan sonra tepe noktası enerjinin minimum olduğu piksele kaydırılmıştır. Bundan sonrada bu yeni yeri için tepe noktasının olası yerleri belirlenmiştir, yeni olası noktalar ise açık gri kareler ile belirtilmiştir. Bu yeni olası noktalar ile enerjinin minimum olduğu nokta bulunup, tepe noktası o noktaya kaydırılacaktır. Bu işlem minimum olan nokta kendi noktası olana kadar devam edecektir.

3.2.3. Ayrık dinamik sınır modeli

Ayrık Dinamik Sınır Modelinde (ADSM) diğer iki modelde olduğu gibi dördüncü bölütleme metoduna göre çalışmaktadır. Her iki modelden de daha sonra geliştirilmiş bir modeldir (39,40). Birbirine bağlanmış düzenli noktalar kümesi olarak yorumlanabilir.

ADSM modelinde her tepe noktası zaman bölgesinde x, y koordinatlarında sol üst köşe $(0,0)$ 'ı gösterecek şekilde ifade edilir.



Şekil 3.8. ADSM koordinat düzlemi. (Chalmers Teknoloji Üniversitesi Görüntü Analizi Grubu – aktif sınır modelleri)

Yılan Modeli ve GBDM’de tanımlanan kuvvetler üzerinden enerji hesaplanırken ADSM’de bir adım daha ileri gidip örnek noktalar için ivme ve hız hesaplanmakta ve hesaplanan değerlere göre noktaların yeni yerleri belirlenmektedir. Buradaki hız ve

ivme terimleri fizikten uyarlanmış terimlerdir. Noktanın yerel eğimine ve de piksellerin gri-seviye değerlerinin farkına bakılarak yapılan hesaplamalar sonunda elde edilen değerlerdir. Burada da ivme ve hız vektörel olarak kullanılmaktadır. İvme ve hız olarak tanımlanan değerlerin noktalar için nasıl hesaplanacağı ileriki kısımlarda anlatılacaktır.

ADSM modelinin çalışma prensibi şu şekildedir:

- Adım 1: Kullanıcıdan başlangıç noktalarını seçmesi istenir.
- Adım 2: Seçilen noktalar eğrilerle birleştirilir.
- Adım 3: Birleştirilen eğri üzerinden kullanıcı tarafından belirlenen sayıda örnek nokta seçimi yapılır.
- Adım 4: Her bir örnek nokta için başlangıçta v (hız) ve a (ivme) sıfır olarak alınır.
- Adım 5: Her bir örnek nokta için noktaya etki eden görüntü kuvveti adı verilen bir değer hesaplanır.
- Adım 6: Hesaplanan kuvvet ışığında her tepe noktası için ivme adı verilen bir değer hesaplanır.
- Adım 7: Örnek noktalar kendilerine ait ivme yönü ve büyüklüğüne göre noktalar kaydırılır.
- Adım 8: Örnek noktalardan geçen eğri çizilir ve eğri üzerinden yeni örnek noktalar belirlenir.
- Adım 9: Seçilen örnek noktaların hareketi durana kadar dördüncü adımdan itibaren tekrar edilir.

Adımlarda belirtilen “hesaplanan kuvvet” için esasında iki ayrı kuvvet hesaplanmalıdır. Bunlardan birincisi görüntü kuvveti, ikincisi ise iç kuvvet olarak tanımlanmaktadır.

Görüntü Kuvveti: Her görüntü için tanımlanan enerji fonksiyonunun doğru seçilmesi gerekmektedir. Her bir örnek nokta için vektörel olarak hesaplanan görüntü kuvveti ($\vec{f}_i^{im}$) aşağıdaki formülle hesaplanabilir:

$$\vec{f}_i^{im} = -\vec{\nabla}E(x_i, y_i) \quad [3.18]$$

Formüllerdeki i değerlerinden kastedilen örnek noktanın kaçınıcı nokta olduğudur. Örneğin, örnek noktalar kümesinden 3. nokta için Eş. 3.19'daki gibi olacaktır. x_3 üçüncü noktanın x değerini, y_3 ise yine üçüncü noktanın y değerini temsil etmektedir.

$$\vec{f}_3^{im} = -\vec{\nabla}E(x_3, y_3) \quad [3.19]$$

Yukarıda da belirtildiği gibi Eş. 3.18'deki $E(x, y)$ değerinin kullanıcı tarafından doğru olarak belirlenmesi gerekmektedir. Örnek olarak bir çizgiyi yakalamak istiyorsak, formüldeki $E(x_i, y_i)$ yerine Eş. 3.20'deki formülü kullanmak uygun olacaktır.

$$E(x_i, y_i) = \frac{1}{G_\sigma * I + \epsilon} \quad [3.20]$$

İç Kuvvet: Görüntüdeki yer alan gürültü belirlenen ayırık dinamik sınırın sivri, girintili çıkıntılı olmasına neden olabilir. Bu tip gürültülerden etkilenmemek için iç kuvveti kullanarak yerel eğimi minimize etmek gerekmektedir. İç kuvvet ($\vec{f}_i^{in}(t)$) aşağıdaki formül ile hesaplanır:

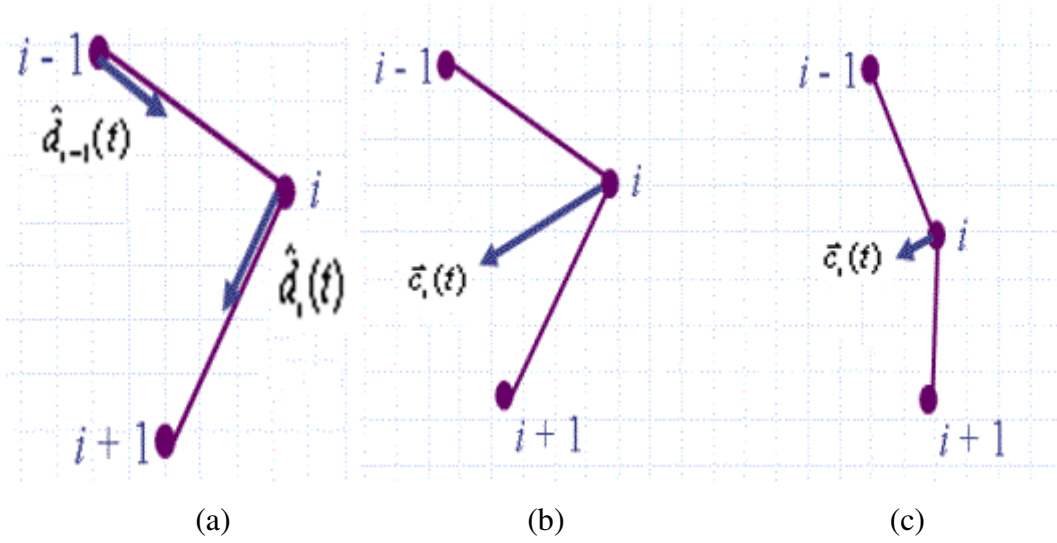
$$\vec{f}_i^{in}(t) = \vec{c}_i(t) \quad [3.21]$$

Burada, $\vec{c}_i(t)$ örnek noktaların yerel eğimleridir.

Noktalar için yerel eğim hesaplanırken noktanın bir önceki nokta ile bir sonraki noktaya göre pozisyonları dikkate alınmaktadır. Eş. 3.22'de yerel eğimin nasıl hesaplanacağı gösterilmiştir.

$$\vec{c}_i(t) = \hat{d}_i(t) - \hat{d}_{i-1}(t) \quad [3.22]$$

Eş. 3.22'deki $\hat{d}_{i-1}(t)$ değeri seçilen nokta ile bir önceki noktanın vektörel olarak durumunu göstermektedir. $\hat{d}_i(t)$ değeri ise seçilen nokta ile bir sonraki noktanın vektörel olarak durumunu göstermektedir. Şekil 3.9 bu formülün daha iyi anlaşılması için çizilmiştir.



Şekil 3.9. ADSM'de yerel eğim (Chalmers Teknoloji Üniversitesi Görüntü Analizi Grubu – aktif sınır modelleri)

Şekil 3.9.a'da yerel eğimin ne olduğu gösterilmiştir. Burada i noktasından $i+1$ noktasına giden vektörden $i-1$ noktasından i noktasına giden vektörün çıkarılması ile gerekli eğimin bulunabileceği anlatılmıştır.

Şekil 3.9.b'de yüksek eğime örnek verilmiştir, bu durum istenmeyen bir durumdur. Şekil 3.9.c'de ise düşük eğime örnek verilmiştir bu durum ise istenen bir durumdur. Algoritmanın sonucunda noktalarımızın eğimlerinin düşük çıkması amacımızdır.

Sadece görüntü kuvvetini ve iç kuvveti kullanırsak ADSM sonucunda iki yerel minimum arasında noktalarımız sürekli salınım yapacaktır. Bu iki nokta arasında salınımı durdurup bir noktada kararlı olmasını sağlamak için sönüm kuvveti olarak

adlandırılan bir değerin hesaplanarak örnek noktayı etkileyen toplam kuvvetin hesaplanması aşamasında kullanılması gerekmektedir. Sönüm kuvveti olarak adlandırılan bu kuvveti hesaplamak için kullanılacak formül:

$$\vec{f}_i^d(t) = w^d \vec{v}_i(t) \quad [3.23]$$

Burada görüldüğü gibi bir kullanıcı tarafından belirlenecek bir w katsayısından bahsedilmektedir, buradaki katsayının -1 ile 0 arasında olması gerekmektedir.

Bir tepe noktası üzerindeki kuvvetler bu tepe noktasında bir ivme oluşturur. i noktasındaki oluşan bu ivme o noktanın hızının ve yerinin değişmesine sebep olabilir. Bu noktanın pozisyonu ve hızı zamanda Δt artımı ile bütünleştirilir ve bahsedilen ivme

$$\vec{a}_i(t) = \frac{1}{m} \vec{f}_i^{tot}(t) \quad [3.24]$$

formülü ile hesaplanır. Buradaki m , işlem yapılan noktaların yoğunluğudur ve genelde 1 alınır. $\vec{f}_i^{tot}(t)$ ise o nokta için hesaplanmış toplam kuvvettir ve hesaplanan görüntü kuvveti, iç kuvvet ve sönüm kuvveti kullanarak Eş. 3.25'deki gibi hesaplanır.

$$\vec{f}_i^{tot}(t) = w_i^m \vec{f}_i^{im} + w_i^{in} \vec{f}_i^{in} + \vec{f}_i^d \quad [3.25]$$

w^{im} ve w^{in} kullanıcı tarafından belirlenen katsayılardır ve 0 ile 1 arasında değerler alabilmektedir.

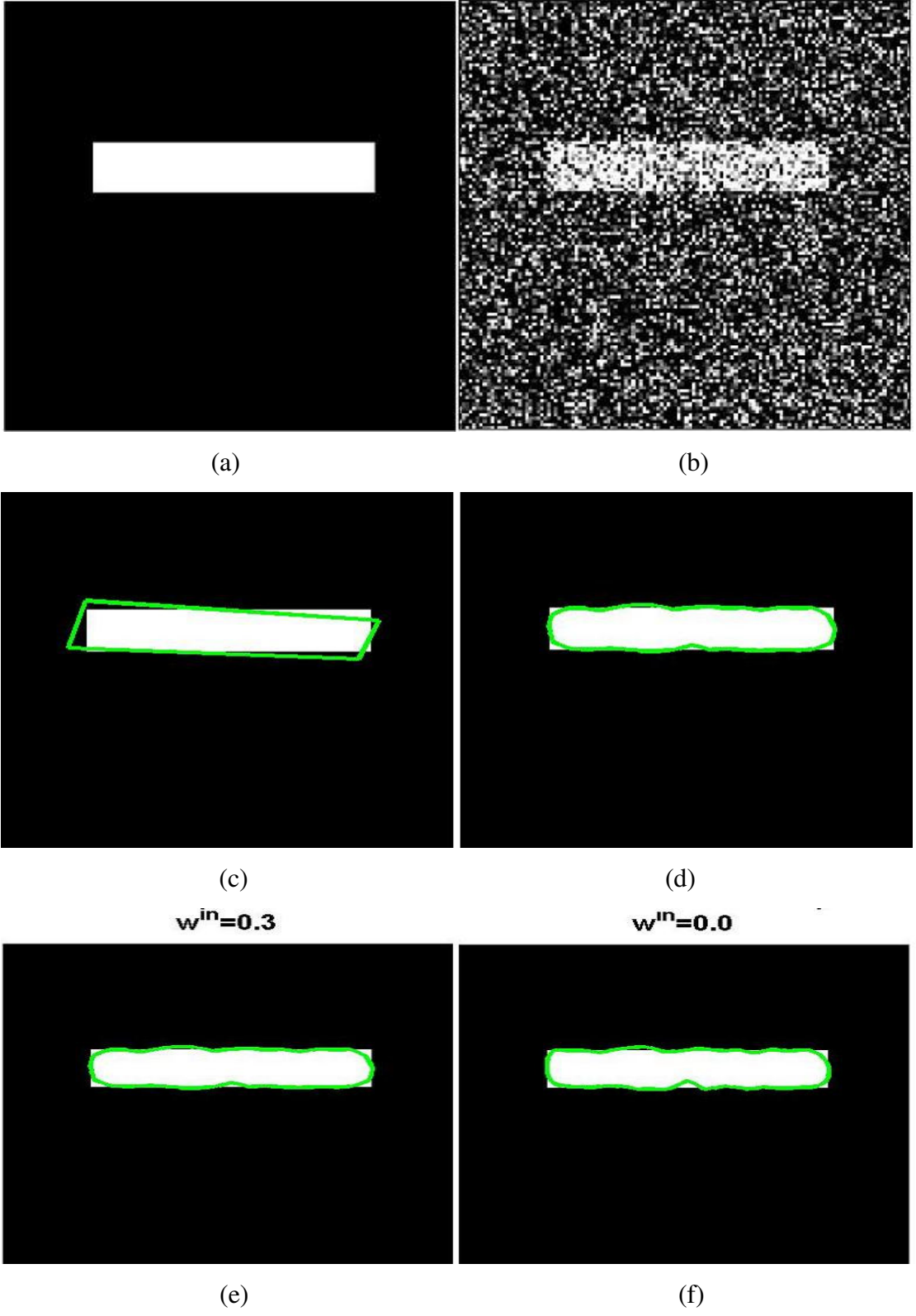
Her örnek nokta için kuvvetler hesaplanıp hız ve ivmeye göre örnek noktalarının yeni yerleri belirlendikten sonra yeniden örnekleme (resampling) yapmak gerekmektedir. Bu yöntem diğer iki algoritmada olmayan bir uygulamadır. Gerçi GBDM'de de algoritmanın yeni adımına geçmeden tepe noktalarına yeni eklemeler

yapılmaktaydı, ama bu tam olarak bir yeniden örnekleme sayılmaz, çünkü orada sadece ilave tepe noktası eklemek vardı, herhangi bir şekilde mevcut noktaların azalması söz konusu değildi. Yeniden örneklemede üzerinde çalışılmakta olan noktaların birbirleri arasındaki mesafeye bakılarak daha önce tanımlanmış maksimum ve minimum değerlere göre yeni noktalar eklenebileceği gibi elimizdeki noktalarda da eksilme olabilmektedir.

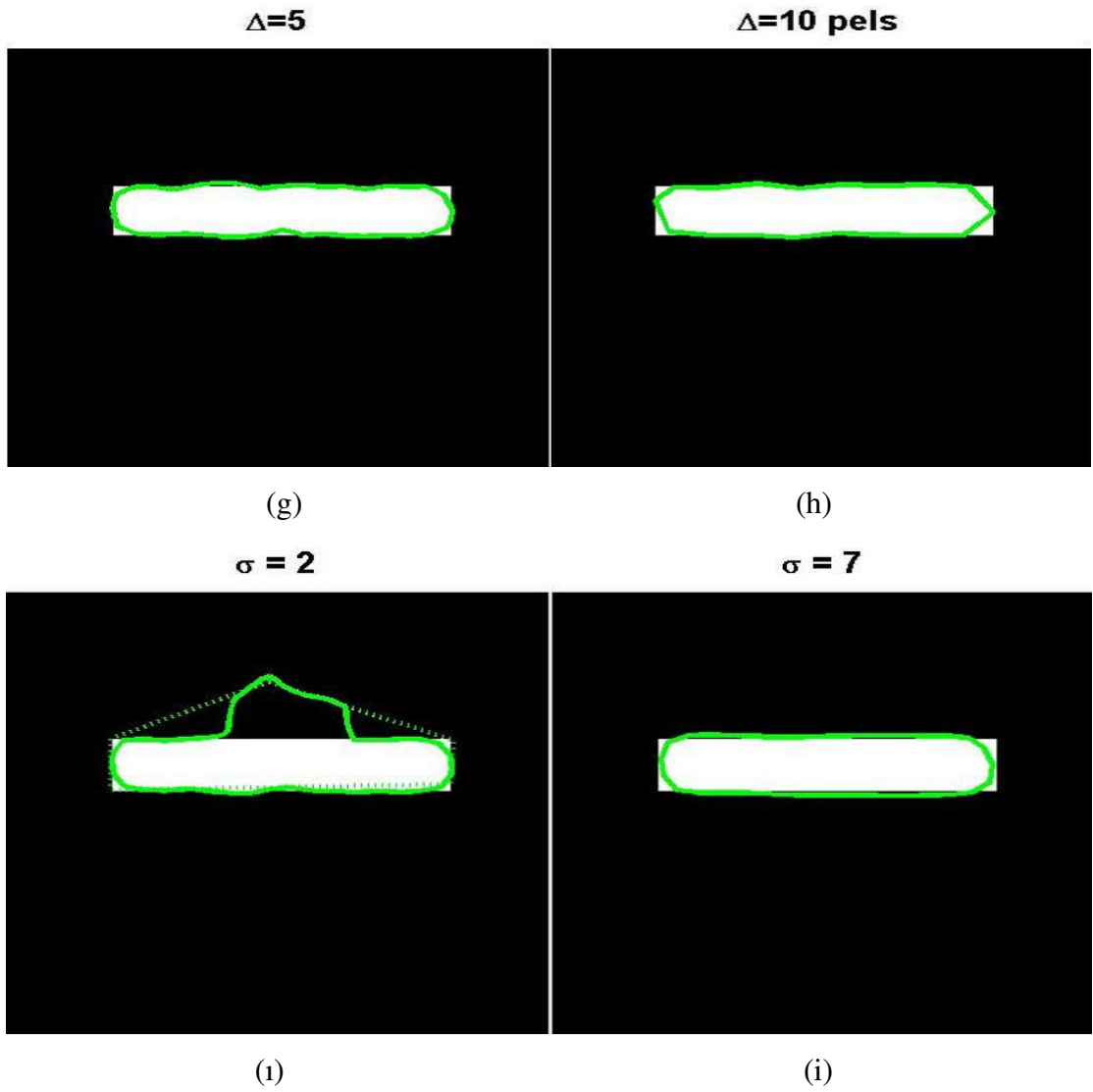
Yeniden örnekleme işlemi ADSM için önemlidir, çünkü iki nokta arasındaki mesafe çok açılırsa eğimli sınırları ADSM takip edemez ve eğim kuvveti yanlış hesaplanacaktır. Bu nedenle tanımladığımız mesafe aralığı içinde hiç tepe noktası yoksa en yakın iki tepenin orta noktasına yeni bir tepe noktası eklenir.

İki nokta arasındaki mesafe çok azalırsa ADSM hafıza kullanımında ve hızda verimli olarak çalışamaz. Bu nedenle tanımladığımız mesafe aralığı içinde eğer birden fazla tepe noktası varsa bu tepe noktalarının orta noktası yeni bir tepe noktası olarak alınır. Diğer tepe noktaları iptal edilir.

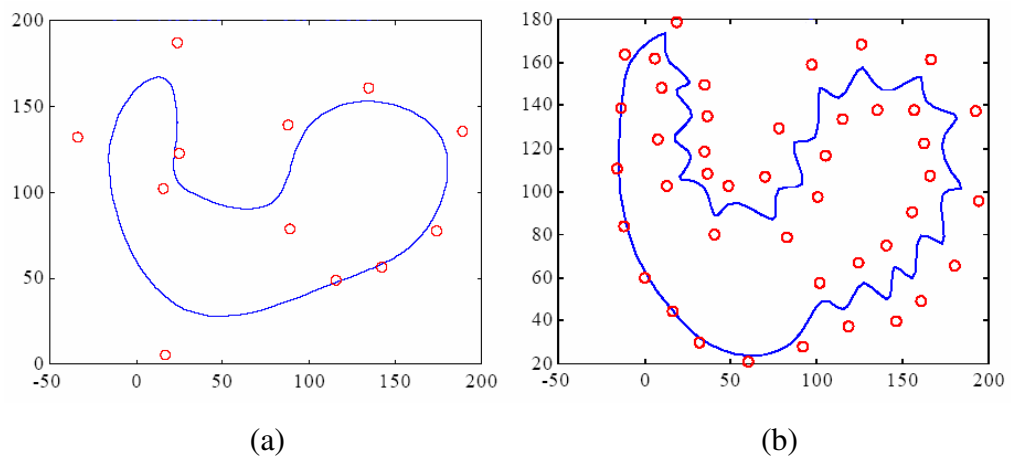
Resim 3.3'te ADSM uygulanmış bir görüntüde katsayıların algoritmaya etkileri görüntülenmektedir. Orjinal görüntü Resim 3.3.a'daki gibi olduğu halde test için görüntüye gürültü eklenmiş ve Resim 3.3.b'deki şekil elde edilmiştir. Resim 3.3.c'de kullanıcının elle yaptığı çizim, Resim 3.3.d'de gürültülü görüntüden algoritmanın çıkardığı sonuç görüntülenmektedir. Resim 3.3.e-f'de $\Delta = 5$, $\sigma = 7$ iken w_{in} değerinin etkisi, Resim 3.3.g-h'de ise $\sigma = 7$, $w_{in} = 0,3$ iken Δ değerinin etkisi, Resim 3.3.h-i'de $w_{in} = 0,3$, $\Delta = 5$ iken σ değerinin etkisi görüntülenmektedir.



Resim 3.3. Örnek ADSM uygulamaları



Resim 3.3. Devam Örnek ADSM uygulamaları



Şekil 3.10. ADSM’de tepe nokta sayısının etkisi

Şekil 3.10'da ise örnek nokta sayısının algoritmayı nasıl etkilediği görüntülenmektedir. İlk başta oluşturulmuş eğriden eğer 12 nokta alınır ve algoritma çalıştırılırsa çıkacak sonuç Şekil 3.10.a'daki gibi olabilirken, eğer 44 nokta seçilirse de Şekil 3.10.b'deki gibi olabilmektedir.

3.2.4. Modellerin karşılaştırılması

Görüntülerde dinamik kenar yakalama yöntemleri hızla gelişmektedir. Bu yöntemlerde temel olarak Yılan, GBDM, ADSM modellerinin geliştirilmesi ya da görüntüyü işlemeden önce görüntünün bir dizi işlemde geçirilerek işlenebilirliğinin artırılması şeklinde uygulanmaktadır, burada önemli olan hedefimizi ve çalışma alanımızı önceden belirleyip hedefimize uygun modelin seçilmesi ve hedefimize göre seçilen modele işlerlik kazandırılmasıdır.

Hareketli kenarların yakalanması, görüntüdeki noktaların takip edilerek sonuçların elde edilmesi veya öznel nesnelerin belirlenmesi gibi uygulamalar için yılan modelini kullanmak daha doğru olacaktır. Fakat yılan modelinde yeniden örnekleme işlemi yapılmadığı için eğer istenen bir nokta kaçırıldı ise geri dönüşü olmamakta ve şekil sürekli daralarak beklenmeyen bir sonuç üretebilmektedir.

3 boyutlu modelleme yapmak istediğimizde, robotlar için el-göz koordinasyonu işlemlerinde az gürültü içeren uygulamalar için de GBDM modelini seçmek daha doğru olacaktır. Fakat GBDM modeli gürültülü resimlerde düzgün sonuç veremeyecektir.

ADSM modelinde ise özellikle manyetik rezonans, ultrason görüntüsü, mamogram gibi tıbbi uygulamalarda bol gürültü içeren görüntülerde etkili sonuç verebilmektedir. Yalnız iç ve dış kuvvet dışında kullanılan görüntü kuvvetindeki katsayılar algoritmanın sonucu üzerinde çok etkilidir o nedenle doğru katsayıların seçilmesi gerekmektedir.

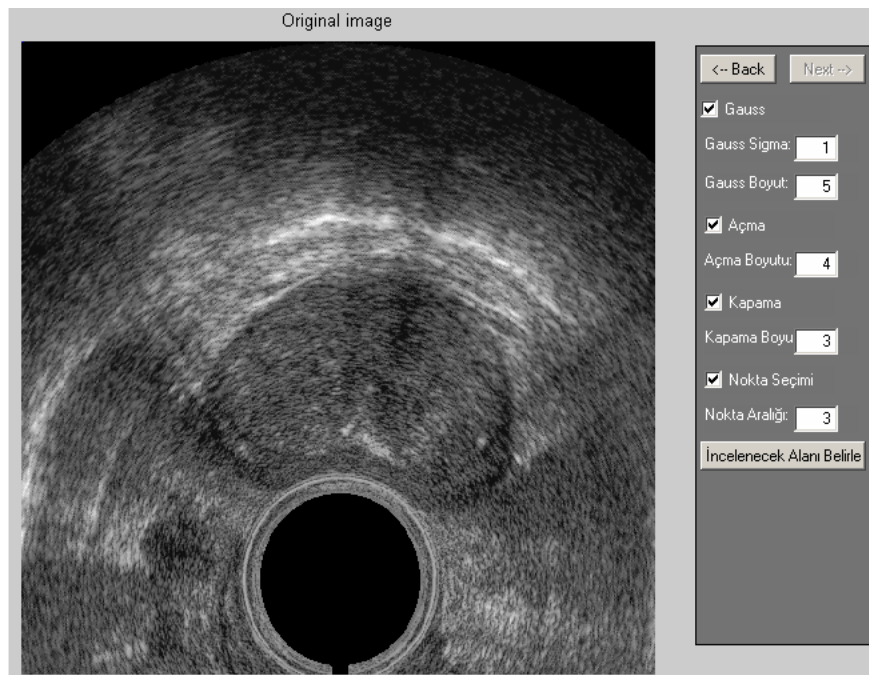
Görüntülerde dinamik kenar yakalama yöntemleri görüntülere uygulanırken mümkün olduğunca orijinal görüntünün bozulmamasına, orijinal görüntünün özelliğini yitirmemesine çalışılmalıdır. Bundan sonra geliştirilecek uygulamalar da her görüntü için ayrı ayrı katsayıların tanımlanması yerine optimum sonucu veren katsayılar ile kullanıcının müdahalesine gerek kalmayacak uygulamalar geliştirmek ve bu geliştirilen uygulamaları değişik alanlarda kullanıma sunmak gerekmektedir.

4. UYGULANAN YÖNTEM

Bundan önceki bölümlerde genel görüntü işleme yöntemleri, prostat hakkında bilgi, ultrason görüntülerinin özellikleri, bölütleme yöntemleri, biçimi değişebilen sınır modelleri ve literatürde bu konuda yer alan başlıca çalışmalar açıklanmıştır. Bu bölümde 2-Boyutlu prostat görüntülerinin incelenerek prostat bölgesinin bulunmasında kullanılan yöntem anlatılmaktadır.

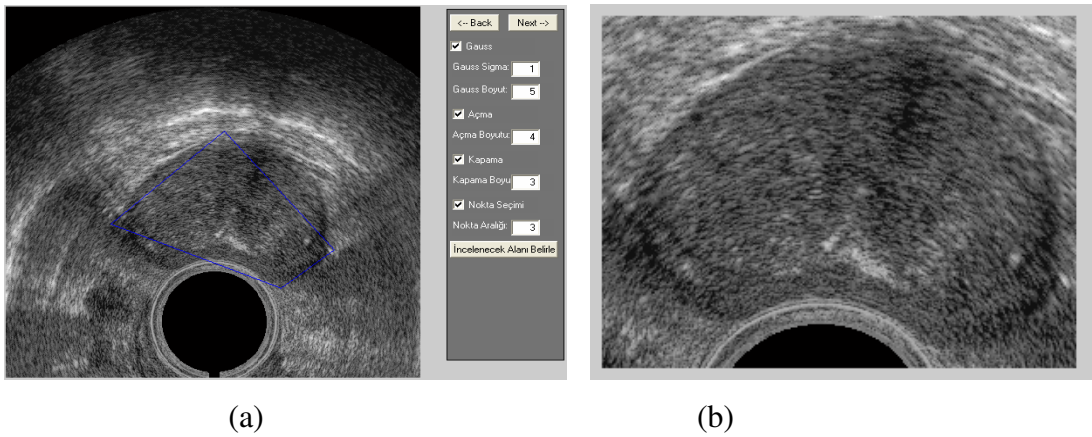
Bu yöntem, prostatlı bölgenin ultrason görüntüsünde çevresindeki alana göre daha koyu gri seviye değerlerine sahip olması bilgisine dayanarak çalışmaktadır. Uygulama programının kodlaması yapılırken Matlab kullanılmıştır.

Prostat görüntüsü alındıktan sonra kullanıcıdan prostatın yer aldığı (incelenecek) alanı seçmesi istenmektedir. Bu işlem için yukarıdan, aşağıdan, sağdan ve soldan incelenecek alanın dışında dört adet nokta kullanıcıya seçtirilir. Seçilen noktalar arasında kalan dikdörtgen alan alınır ve bundan sonraki işlemler bu alan üzerinde uygulanır.



Resim 4.1. 2-Boyutlu ultrason prostat görüntüsü

Resim 4.1’de uygulama programı açıldığında karşımıza çıkacak ekran ve 2-Boyutlu ultrason görüntüsü görüntülenmektedir. Bir sonraki aşamaya geçebilmek için öncelikle incelenecek alanın belirlenmesi gerekmektedir. İncelenecek prostat alanı belirle butonu tıklandıktan sonra ultrason görüntüsü üzerinde noktalar prostat bölgesinin dışında olacak şekilde dört nokta seçilir. Bu seçilen noktalardan en küçük x ve y değerleri ile en büyük x ve y değerleri bulunur; bulunan bu noktalar arasındaki alan kesilip incelenecek alan olarak belirlenir.

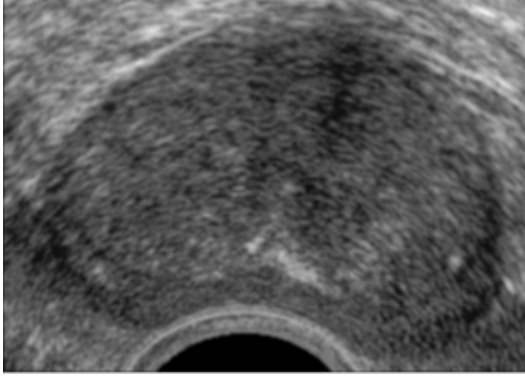


Resim 4.2. Orijinal görüntü üzerindeki (a) Kullanıcının seçtiği noktalar (b) incelenecek alan

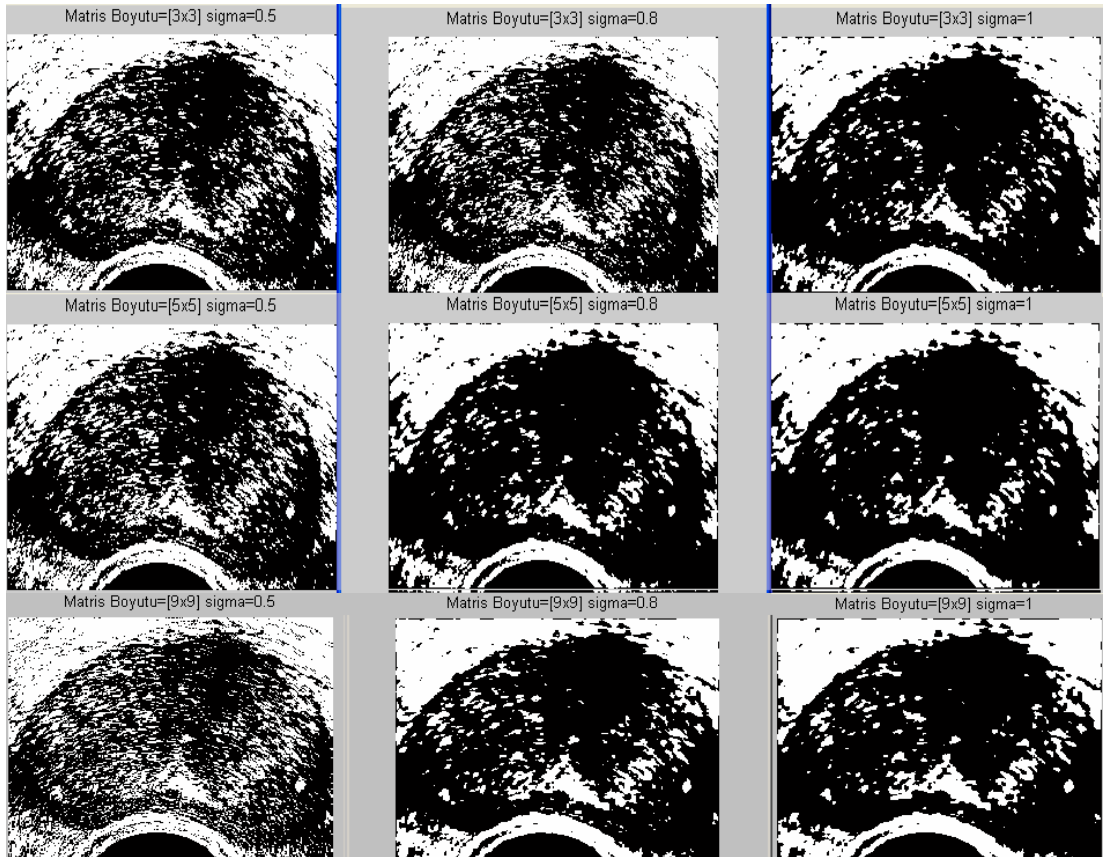
Resim 4.2’de seçilen dört nokta ve bu noktalar sonucunda oluşan incelenecek alan görüntülenmektedir. Seçilen noktalar Resim 4.2.a’da yer alan mavi çizgi ile belirlenen alanın köşeleridir. Noktaların yerlerinin daha rahat görülebilmesi için noktalar doğrularla birleştirilip bir dörtgen oluşturulmuştur. Fakat bu çizilen dörtgen algorithmada dikkate alınmamaktadır. Resim 4.2.b’de görüldüğü gibi bu köşe noktaları arasında kalan diktörtgen alan incelenecek alan olarak belirlenmektedir.

İncelenecek prostat alanı belirlendikten sonra görüntüdeki bu alana Gauss süzgeci geçirilerek görüntü yumuşatılır. Burada [5x5]’lik bir süzgeç kullanılmasının ideal bir sonuç verdiği yapılan çalışmalarda gözlenmiştir (Resim 4.3). Gauss süzgecinin çok büyük tutulması görüntüdeki detayları kaybetmemize sebep olabilir ve yanlış sonuç doğurabilir. Çok küçük tutulması durumunda ise yeterli yumuşatma yapılamamış

olacaktır. Gauss süzgecinde kullanılan sigma değeri ise 1 olarak alınmıştır. 2.5.1 başlığı altında Gauss süzgeci anlatılmıştır.



Resim 4.3. Gauss uygulanmış prostat görüntüsü

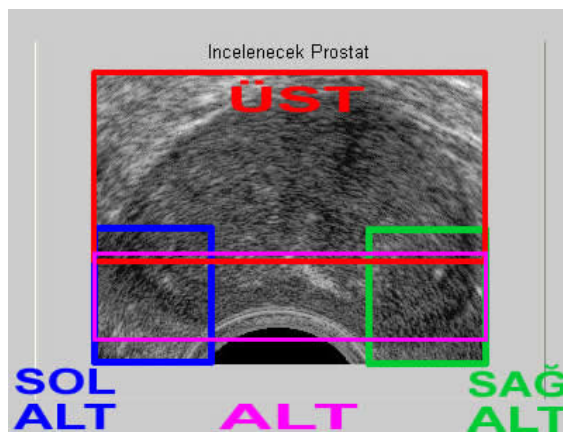


Resim 4.4. Değişik Gauss süzgeci uygulanmış ikili prostat görüntüleri

Resim 4.4’de, Resim 4.2.b’deki incelenen alana değişik parametrelerle uygulanan Gauss işleminin tabi tutulmuş görüntüdeki eşikleme işleminin sonuçları gösterilmiştir.

Yukarıdaki resimde birinci sıradaki görüntülerde süzgeç boyutu [3x3] iken ikinci sıradakilerde [5x5] üçüncü sıradakilerde ise [9x9] kullanılmıştır. Süzgeç boyutu [9x9] iken önemli olabilecek ufak detayların kaybolduğu, [3x3] iken de aslında ihmal edilebilecek değerlerin hala mevcut olduğu gözlenmektedir. Yukarıdaki resimlerde süzgeç boyutu dışında ayrıca uygulanan sigma değerleri de farklılık göstermektedir. En soldaki görüntülerde 0,5 , ortadaki görüntülerde 0,8 , en sağdaki görüntülerde ise 1 kullanılmıştır. 0,5’den küçük değerler için süzgeçleme işleminin yeterli olmadığı gözlenmektedir.

Gauss süzgeci geçirilmiş görüntü işlenmeden önce prostatın üst sınırını, alt sınırını ve sağ ve sol loblarını kolaylıkla bulabilmek için dört farklı parçaya ayrılır. Bu parçalama işlemi otomatik olarak yapılır. Bölme işlemini yaparken incelenen alanın yukarisından $\frac{3}{4}$ ’lük kısmı prostatın üst sınırını bulmak için, aşağıdan $\frac{1}{2}$ ’lik kısmı prostatın alt sınırını bulmak için, sağ alt ve sol alttaki hem x hem de y olarak $\frac{1}{4}$ ’lük kısımları ise lobları tespit etmek için ayrı ayrı işlemlere tabi tutulacaktır. Resim 4.5’te yapılacak alt görüntülere ayırma işlemi gösterilmiştir.



Resim 4.5. İncelenen prostatın alt görüntülere ayrılması

Bu bölme işleminin amacı, bir sonraki aşamada gerçekleştirilecek eşikleme işlemi için prostatın üst, alt, sağ alt ve sol alt alanları için adaptif birer eşik değeri bulunmasını sağlamaktır. “2.3. Prostatın Şekli ve Yapısı” başlığında anlatılan prostat şekli ve ultrason sonucunda prostatın üst ve alt kısmındaki değişimlerin farklılığı dikkate alınarak 4 parçaya ayırma işlemine karar verilmiştir.

Resim 4.4’deki görüntüler incelendiğinde açıkça görülmektedir ki, prostatın sağ ve sol loblarının yer aldığı prostat alanı ve çevresindeki alanlar daha koyu renge sahiptir ve buradaki değişimleri algılayabilmek için bütün prostata daha yüksek gri seviyesinde bir eşikleme uygulanarak ikili görüntünün elde edilmesi gerekmektedir. Yine aynı şekilde orta lob için prostatın üst yüzeyinde geçiş koyudan çok açık bir gri tona olurken, alt yüzeyi arasındaki geçiş bu kadar farklı değildir. Bu nedenle prostat görüntüsünün dört parçaya ayrılması ve her parça için eşikleme işleminin ayrı eşik değeri ile yapılması daha uygun olacaktır. Ayrıca prostat görüntüsünün alt kısmında ultrason probundan kaynaklanan siyah alan oluşabilmektedir, bu alanın eşikleme değerini etkilememesi için ihmal edilmesi gerekmektedir.

2-Boyutlu ultrason görüntüleri gri seviye ve çok gürültü içeren görüntülerdir; bu görüntülerde çalışmak zor olduğu için ilk başta kabaca da olsa bir kenar belirlenip daha sonra detaylar üzerinde çalışmak işlemleri hızlandıracaktır. Gauss süzgeci uygulanmış görüntü ikili (bilevel) görüntü haline getirilir, böylelikle prostat alanı arka alandan ayrıştırılmış olur. İkili görüntü elde ederken uygulanacak eşik değeri, sonucu etkileyeceği için yukarıda bahsedildiği şekilde görüntüyü böldükten sonra her parçanın ayrı ayrı gri-seviye yoğunluğunu bulup ona göre bir eşikleme uygulamak gerekmektedir. Eşikleme işleminden sonra incelenecek alanda prostatın yer adlığı bölge siyah diğer bölgeler beyaz olacaktır.

Eşikleme yapmadan önce alt görüntülerin eşik değerlerini bulmak için prostatın kaynaklanan siyah bölgenin maskelenmesi gerekmektedir.

İncelenecek alanı alt görüntülere ayırarak işlemin sonuca etkisi Resim 4.6’da gösterilmektedir. Herhangi bir parçalama yapmadan tüm prostat alınarak Gauss

süzgeci, eşikleme, açma, kapama işlemleri uygulandıktan sonra Resim 4.6.a'daki görüntü elde edilmektedir. Bu görüntüden de açıkça anlaşıldığı gibi sağ alt prostat dış sınırı için herhangi bir bilgi elde edilememektedir. Oysaki görüntü yukarıda anlatılanlar gibi Gauss süzgeci uygulandıktan sonra parçalanırsa ve parçalama işleminden sonra diğer işlemlere tabi tutulursa sağ alt için bize çok daha detaylı bilgi verebilecek olan Resim 4.6.b'deki görüntü elde edilebilmektedir. Bu görüntüden rahat bir şekilde prostatın dış sınırı belirlenebilmektedir.



(a)



(b)



(c)

Resim 4.6. Görüntüyü parçalamanın etkisi (a)eşikleme bütün görüntüye yapıldığında (b) eşikleme sağ alt için ayrı yapıldığında (c) üst, alt, sağ alt ve sol alt parçalar ayrı ayrı eşiklendiğinde.

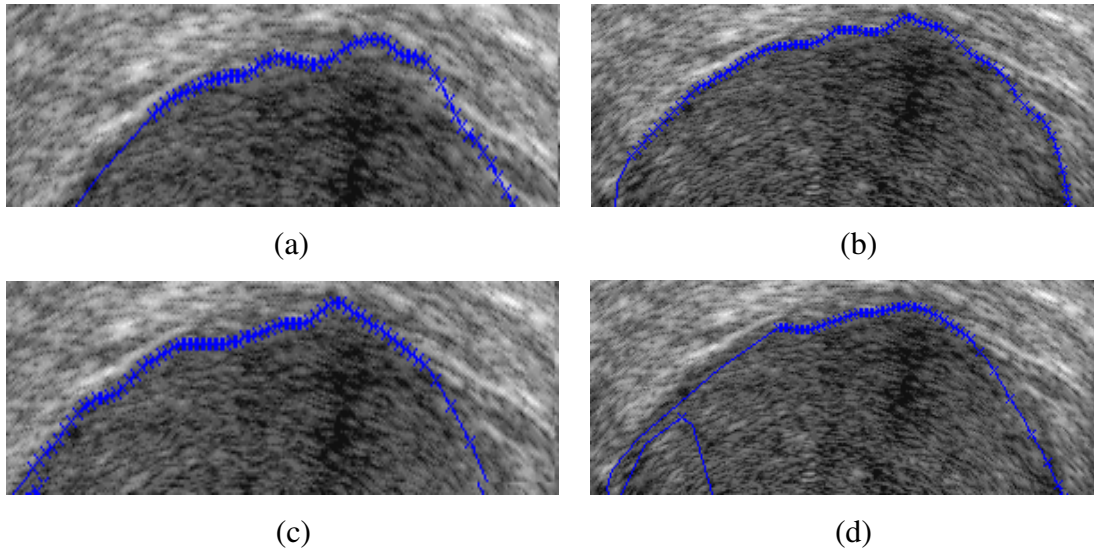
Resim 4.6.c’de alt görüntülere ayrılmış prostat görüntüsü ayrı ayrı eşiklenip morfolojik işlemlere tabi tutulduktan sonra elde parçaların birleştirilmesi ile elde edilen şekil görüntülenmektedir.

Gauss ile temizlenemeyen ufak noktacıklardan kurtulmak için morfolojik işlemlerden yararlanmak daha doğru olacaktır. Morfolojik işlemlerden öncelikle kapama işlemi gerçekleştirilir. Bu işlemle etrafında bağlantı olmayan siyah alanlar temizlenir. Kapama işleminde iki parametre önemlidir. Birincisi kapama türü olarak dikdörtgen, kare veya disk seçilebilir. Çalıştığımız prostat görüntüsü köşeli değil de yuvarlak hatlara sahip olduğu için en uygunu disk olacaktır ve her dört parça için de kullanılabilir. Kapama işlemi 2.5.4 başlığı altında incelenmiştir.

Kapama işlemindeki ikinci önemli parametre ise süzgeç boyutudur. Küçük olursa ufak noktalarla uğraşılmaya devam edilecektir zaman alacaktır. Büyük seçilirse ara boşluklar doldurulduğu zamanda atlanmaması gereken noktaların kaybolmasına sebep olabilecektir. Bu nedenle geçiş farklılıklarının daha rahat gözlenebildiği prostatın üst ve alt sınırı için 3 değerini kullanabilirken sağ ve sol lobların tespiti için 2 gibi daha küçük bir değer kullanmak gerekmektedir. Sağ ve sol loblar için alınan sağ alt ve sol altta daha küçük kapama değerinin kullanılma sebebi ise bu iki alanın üst ve alt alana göre boyut olarak daha küçük kaplaması ve prostat bölgesi ile çevresindeki kontrast değişiminin daha az olmasındandır. Eğer sağ ve sol loblar için büyük bir değer kullanılırsa önemli olan ufak detaylar atlanabilir.

Resim 4.7’de prostat görüntüsüne uygulanan farklı kapama boyutlarının prostat üst yüzeyine dış sınırına etkisi görüntülenmektedir. Bütün görüntülerde gauss süzgeci, görüntüyü parçalama ve eşikleme işlemlerinde kullanılan parametreler ile açma işleminde kullanılan değişkenler sabit tutularak sadece kapama işleminin SE boyutu değiştirilmiştir. Resim 4.7.a’da kapama boyutu 1 alınırken Resim 4.7.b’de 3, Resim 4.7.c’de 5 ve Resim 4.7.d’de 7 alınmıştır. Bütün kapama işlemlerinde kapama türü olarak disk kullanılmıştır. Resim 4.7.d’de görüldüğü gibi 7 için görüntünün sol tarafındaki alanlar için nokta tespit etme işleminden hemen hemen hiçbir sonuç elde edilememiştir. Sağ alan içinde sadece birkaç nokta tespit edilebilmiştir değer

artırıldıkça tespit edilen nokta sayısında azalmaktadır. Resim 4.7.a'da ise Resim 4.7.d'ye göre nispeten daha iyi sonuçlar elde edilmiş fakat yine sol kısım ve sağ kısım için tespit edilen noktalar yeterli olmamaktadır. Resim 4.7.c'de kapama boyutu olarak 5 kullanılmıştır. Sol için bir kayba neden olmasa da sağ için kayıplar yine söz konusudur ve geçişler yumuşak değildir, özellikle tepe noktası için yumuşak bir geçiş yerine bir sivri hat görülmektedir, bu da istenmeyen bir sonuçtur. En iyi sonuç Resim 4.7.b'de elde edilmiştir. Burada uygulanan 3 boyutundaki SE disk kapama işleme ile yumuşak geçişlere sahip maksimum nokta seçimi yapılabilmektedir.

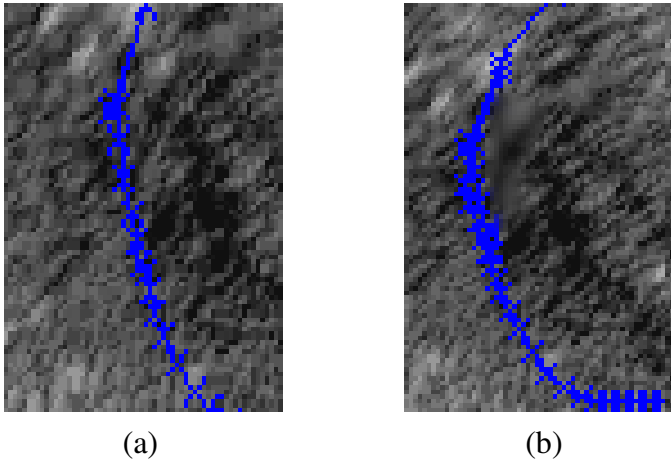


Resim 4.7. Farklı kapama boyutlarının sınıra etkisi

Kapama işleminden sonra bu sefer oluşacak boşlukları doldurmak için açma işlemi yapılmalıdır böylelikle birbirleri ile bağlantılı alanların araları doldurulacaktır. Açma işleminde de iki parametre önemlidir. Birincisi açma türü yine dikdörtgen kare veya disk seçilebilir. Burada da disk şeklinde kullanmak daha doğru olacaktır. İkinci önemli parametre ise açma işlemin de kullanılacak süzgeç boyutu doğru seçilmelidir. Küçük olursa istenen birleştirmeler yapılamayacak, büyük seçilir ise aslında boşluk olması gereken ara değerlerde doldurulacaktır bu da atlanmaması gereken noktaların kaybolmasına sebep olabilecektir. Geçiş farklılıklarının daha rahat gözlemlenebildiği prostatın üst ve alt sınırı için 4 değerini kullanabilirken sağ ve

sol lobların tespiti için 2 gibi daha küçük bir değer kullanmak gerek yapılan çalışmalarda daha doğru sonuç verdiği gözlenmektedir. Yine sağ ve sol loblar için daha küçük değerler kullanılma sebebi kapama işlemindeki sebepler ile aynıdır.

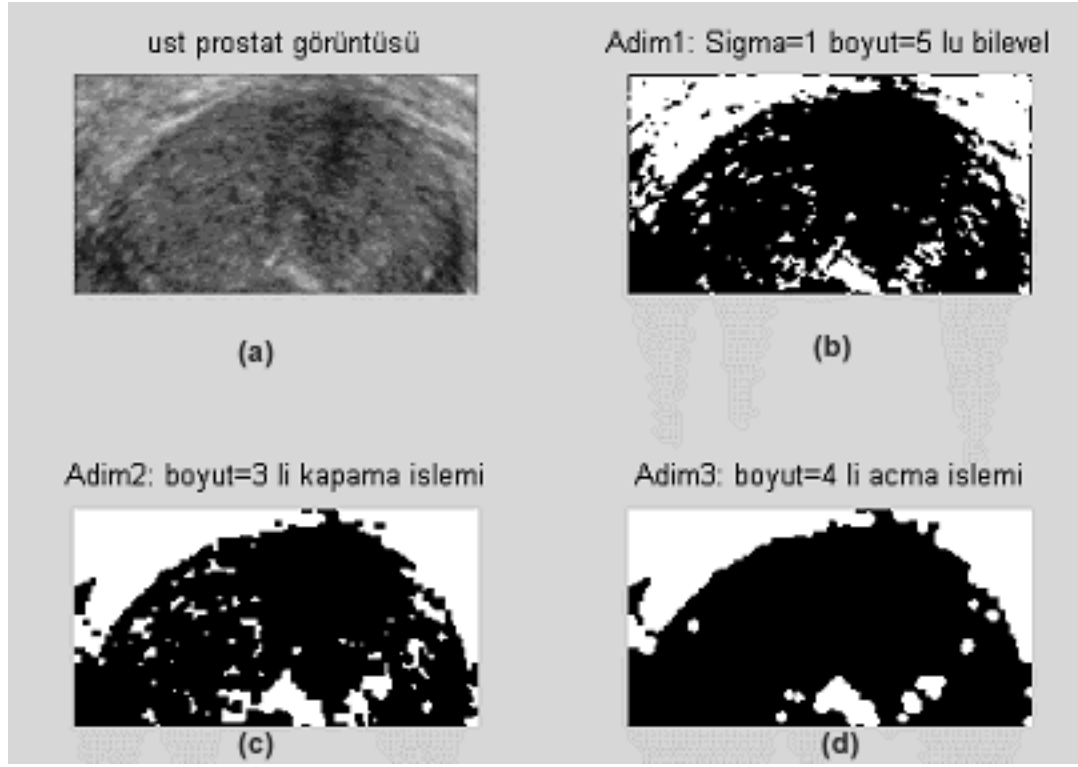
Resim 4.8.a’da prostatın sol alt parçasına SE boyutu olarak 4, Resim 4.8.b’ye ise SE boyutu olarak 2 değeri uygulanmıştır.



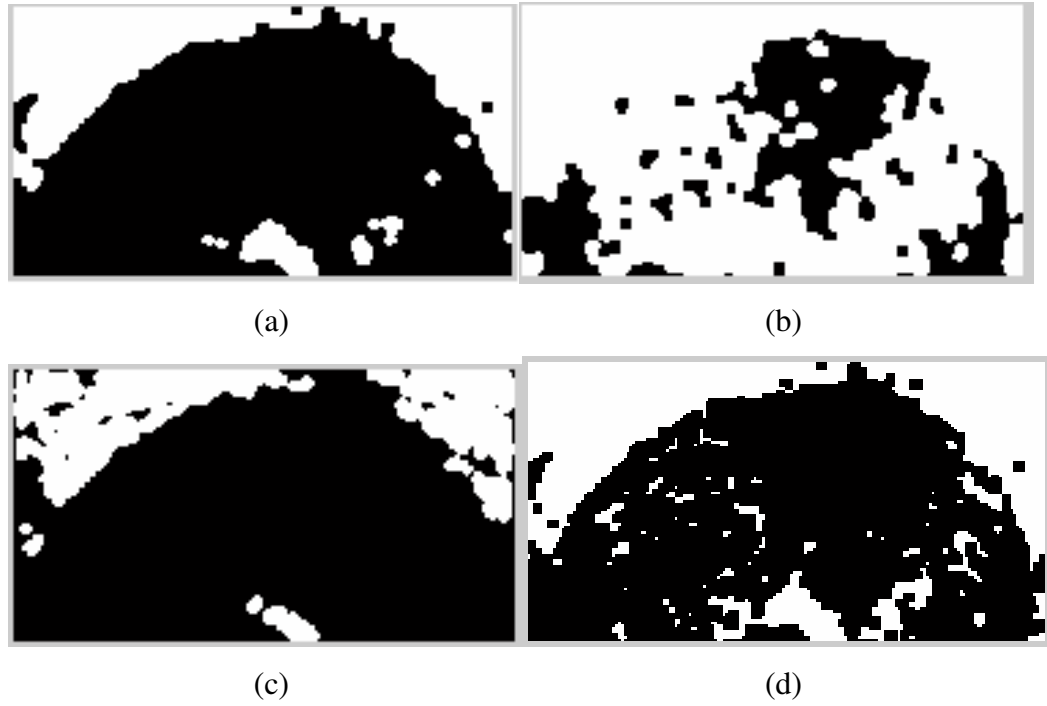
Resim 4.8. Farklı açma boyutlarının sınıra etkisi

Resim 4.9.a’da Gauss uygulanmış incelenecek prostat görüntüsünü üst kısmı görüntülenmekte Resim 4.9.b’de ise eşikleme yapılmış hali, Resim 4.9.c’de 3’lü kapama işlemi yapılmış Resim 4.9.d’de ise 4’lü açma işlemi yapılmış prostat üst bölümü görüntülenmektedir.

Resim 4.10.a’da Prostat görüntüsünün üst parçasına Gauss Süzgeci, eşikleme, kapama, açma ön işlemi uygulandıktan sona son hali görüntülenmektedir. Resim 4.10.b’deki resimde ise Gauss süzgeci uygulanmadığında elde edilecek görüntü gösterilmektedir. Resim 4.10.c’deki resim Gauss süzgeci ve eşiklemenin uygulandığı görüntüye kapama işlemi yapılmadan açma işlemine tabi tutulmuş halidir. Resim 4.10.d’de ise açma işlemi dışındaki işlemlere tabi tutulmuş prostat üst parça görüntüsü gösterilmektedir.



Resim 4.9. İşlemler sonucunda üst prostat görüntüsü



Resim 4.10. Önişlemlerin görüntüye etkisi

Gauss uygulanmış, Kapama ve Açma işlemlerine tabi tutulmuş parçalardan artık kenarların belirlenmesi gerekmektedir.

Prostatın üst ve alt parçaları ayrı ayrı tek bir parça olarak alınır ve yatay kenar yakalama yöntemi kullanılır ve sonuçlar dizilerde saklanır. Prostatın üst kısmı için değişime bakılırken her bir x değeri için $[1; 0; 0; 0; 0]$ matrisi görüntü üzerinde gezdirilir.

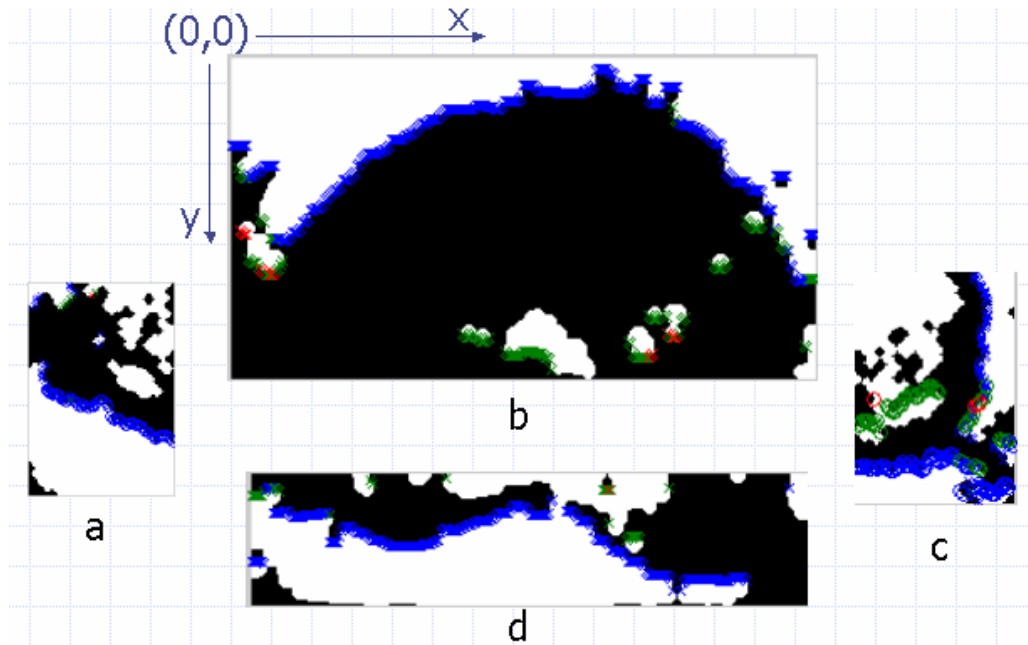
Prostatın alt kısmı için değişime bakılırken her bir x değeri için $[0; 1; 1; 1; 1]$ matrisi görüntü üzerinde gezdirilir. Prostatın alt bölgesi içinde siyahtan beyaza geçildiği ve beyazın blok olarak en az 5 piksel devam ettiği noktalar alt için kenar seçilebilir. Tarama işlemi y düzleminde yapılır, eğer aynı x noktasında birden fazla y noktası varsa, her biri matriste yeni bir sütun olarak saklanır. Eğer hiç yoksa 0 atanır.

Prostatın sağ alt ve sol alt köşeleri için ikişer ayrı kenar bulma işlemi gerçekleştirilir ve sonuçlar dört ayrı dizide saklanır. Sol alt köşe için sırasıyla her bir x değeri için $[0; 1; 1; 1; 1]$ matrisi, her bir y değeri için $[0 \ 1 \ 1 \ 1 \ 1]$ matrisi görüntü üzerinde gezdirilir tespit edilen noktalar yeni bir matriste saklanır tarama işlemi sırasında birden fazla nokta tespit edilmiş ise matristeki ilgili satırın diğer sütunlarına eklenir.

Sağ alt köşe için yine sol alt köşede olduğu gibi sırasıyla yatay ve dikey kenar değişimlerini yakalama işlemi uygulanır. Bu kenar yakalama işlemleri için her bir x değeri için $[1; 0; 0; 0; 0]$ matrisi, her bir y değeri için $[1 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]$ matrisi görüntü üzerinde gezdirilir.

Şekil 4.1.a'da sol alt parça görüntüsünden tespit edilen dikey ve yatay noktalar, Şekil 4.1.b'de üst parçadan elde edilen dikey değişimin olduğu noktalar, Şekil 4.1.c'de sağ alt parçadan elde edilen dikey ve yatay değişimin olduğu noktalar ve Şekil 4.1.d'de ise alt parçada yer alan noktalar görüntülenmektedir. Şekil 4.1'de yer alan mavi işaretli noktalar tarama yapılan alanda x değerine karşılık gelen ilk bulunan y değerini, yeşil noktalar ikinci bulunan y değerini kırmızı noktalar ise üçüncü bulunan y değerini göstermektedir.

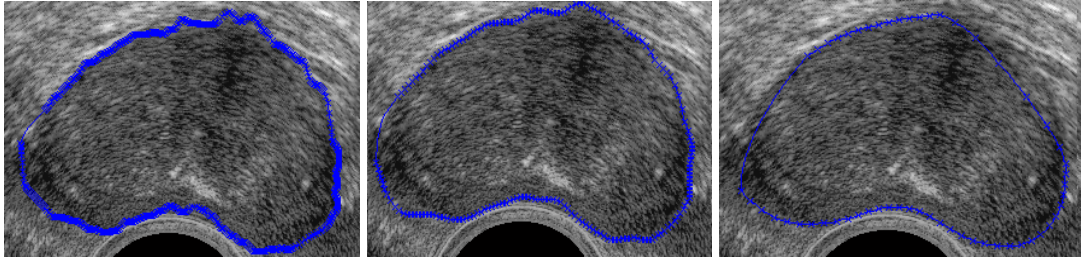
Her bir piksel için gerekli tarama işlemi yapıldıktan sonra kullanıcı tarafından tanımlanan belirli bir nokta aralık değeri ile bu noktalar arasında örnekleme yapılarak her bir dizi için ana yüzey bulunmaya çalışılmaktadır. Üst ve alt parçaları için ideal değer 3, sağ alt ve sol alt parçaları için ideal değer 1'in kullanılması yapılan çalışmalar sonucunda anlaşılmıştır. Eğer nokta aralık değeri 1 seçilirse her piksel için işlem yapılmış buda algoritmayı yavaşlatacaktır. 10 gibi büyük bir değer seçilirse örnek noktaların arasındaki değişimler atlanmış olacaktır.



Şekil 4.1. Tespit edilen noktalar

Resim 4.11'de nokta aralık seçiminin görüntüye etkisi gösterilmektedir. Resim 4.11.a'da nokta aralık olarak 1 alınmıştır. Resim 4.11.b'de 3, Resim 4.11.c'de 7 alındığında elde edilen sınır görüntüsü gösterilmektedir.

Tespit edilen noktalardan ana yüzeyin nasıl oluşturulduğu şekilsel olarak Şekil 4.2'de gösterilmektedir.



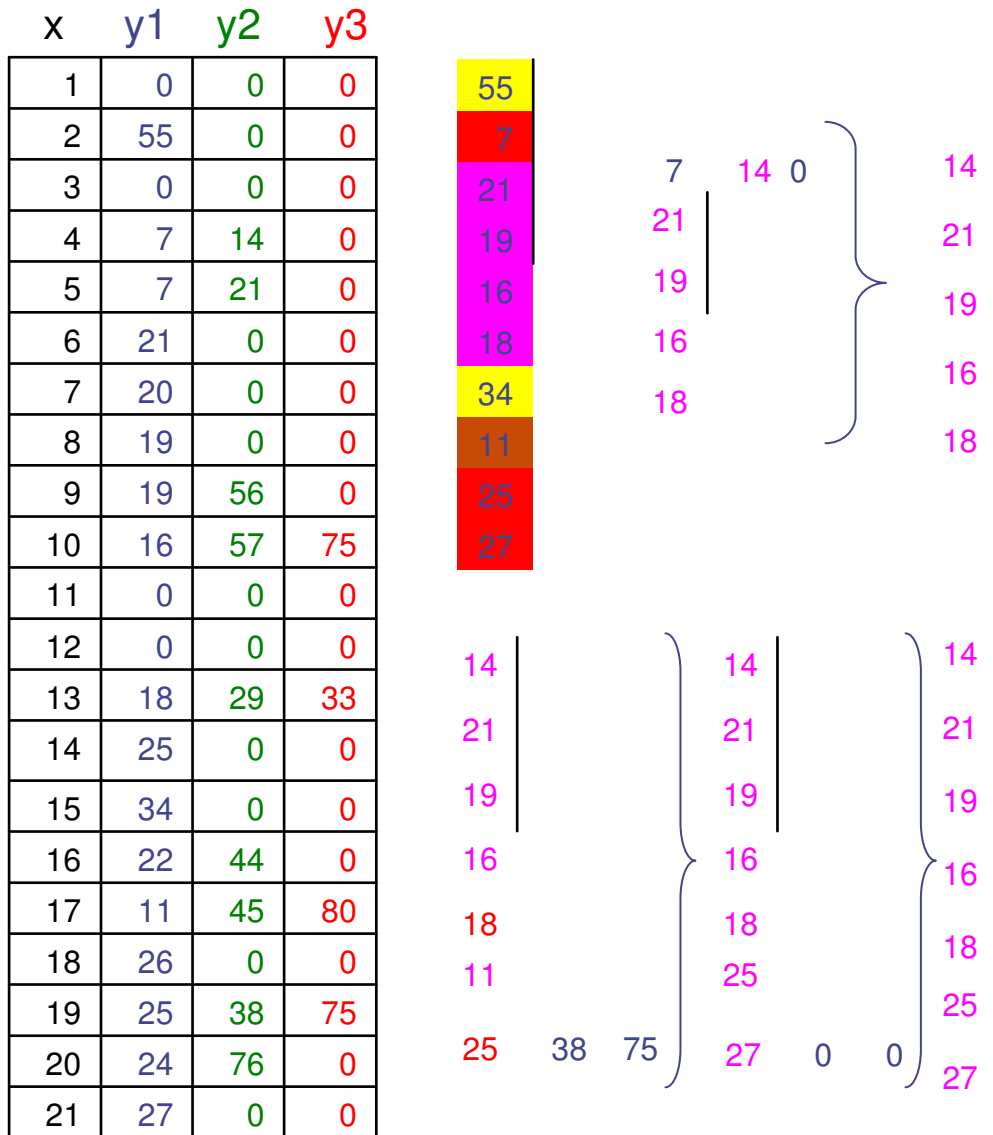
Resim 4.11. Örneklemede nokta aralık seçiminin etkisi

Üst, alt sağ ve sol için bulunan değerler matrisinde 0 değerine sahip olan sütunlar işlem dışı tutulur. Eldeki kenar noktaları matrisinden her bir matris için ilk satırdan başlanarak belirlenen aralık kadar ilerlenir ve ilk sütun değerleri yeni bir diziye atılır. Böylelikle iki boyutlu dizi yerine tek boyutlu dizi ile çalışılmış olacaktır. Şekil 4.2’de verilen örnek 21 satırlık tespit edilen her bir x değerine karşılık y değerlerinin yer aldığı matris üzerinde nokta aralık olarak 2 tanımlandığında 2, 4, 6, 8, 10, 13, 15, 17, 19, 21 inci satırların birinci sütunları dikkate alınmaktadır. Dikkat edilirse, 12. satırın ilk sütunu 0 değerine sahip olduğu için o satır için işlem yapılmamış ve ilk sütunu sıfır olmayan bu satırdan sonraki ilk satırın ilk sütunu alınmıştır ve ikişer nokta aralıkla artım işlemi seçilen bu satırın üzerine ikişer satır eklenerek devam etmiştir.

Oluşturulan diziden her bir eleman arasındaki farka bakılır ve farkın kullanıcı tarafından tanımlanan pikselden büyük olduğu noktalar işaretlenir. En uzun süre işaretleme yapılmayan aralık prostatın ana yüzeyi kabul edilir. Şekil 4.2’deki örnek için tanımlanan fark 10 pikseldir ve en uzun süre işaretlemenin yapılmadığı aralık 21 ile başlayıp 18 ile biten zemin renginin pembe gösterildiği aralıktır. Bu aralık ana yüzey olarak kabul edilir.

Ana yüzeyden öncelikle matrisin başına daha sonrada sonuna doğru ilerlenir. İlerleme işlemi yapılırken ana yüzeyin ilgili taraftaki son değeri ile seçilen noktalarda ona en yakın olan noktanın matristeki satır elemanları alınır. Alınan satırda ana yüzeyin son değerine en yakın değer seçilir. Seçilen bu değer ile ana yüzeyin son elemanı arasındaki fark tanımlanan aralıkta ise bu yeni değer ana

yüzeye eklenir. Fark tanımlanan aralıktan büyükse ana yüzeyin bir önceki değeri satır elemanları karşılaştırılır bir önceki değere en yakın satır elemanı ile arasındaki fark tanımlanan aralıkta ise bu yeni değer ana yüzeyin son değerinin yerine yazılır. Fakat bu fark da bir önceki elemanla olan farkta tanımlanan aralıktan büyükse bu satır için işlem yapılmadan bir sonraki satıra geçilir.



Şekil 4.2. Tespit edilen kenar noktalarından ana yüzeyin belirlenmesi

Şekil 4.2'ye bakarsak ana yüzeyin ilk elemanından matrisin başına doğru ilerlerken ana yüzeyin ilk değeri 21'dir ve bu değer 6. satıra aittir, bir önceki seçilen nokta ise

4. satırın değeridir. O zaman 4. satırın sütun elemanları içinden 21 değerine en yakın olan sütun değeri seçilir. 4. satırın elemanlarından 21 değerine en yakın olan değer 14'dür. 14 ile 21 arasındaki fark tanımlana aralıkta olduğu için 14 değeri de ana yüzeyimizin ilk değeri olarak ana yüzeye eklenir. Şimdi ana yüzeyimizin ilk değeri 14'dür ve 4. satıra ait bir değerdir, o zaman bir önceki örneğin seçildiği nokta olan 2. satır elemanları alınır. 2. satır elemanları arasında 14 değerine en yakın değere sahip sütun 55 değeridir. Hatırlanacağı gibi sıfır değerine sahip sütunlar işlem dışı kabul edilmektedir. 55 değeri ile 14 değeri arasındaki fark tanımlanan aralıktan büyük olduğu için bu sefer 55 değeri ile ana yüzeyin bir önceki satırı yani 21 değeri karşılaştırılır bu değerle tanımlana aralıktan büyük olduğu için bu 2. satır ile ilgili herhangi bir değer ana yüzeye eklenmeden işlemlere devam edilir. 55 değerinin olduğu satır seçilen noktalar dizisinin ilk elemanıydı artık ilerleme işlemi ana yüzeyin son elemanından dizinin son elemanına doğru yapılmalıdır. Ana yüzeyin son elemanı 18 değerine bir sonraki örnek satırın elemanlarından en yakın değer 34 değeri hem 18 ile hem de ana yüzeyin son değerinden bir önceki değer olan 16 değeri ile tanımlana aralıkta değildir ve işlem yapılmadan devam edilir. Ana yüzeye son değer olarak 11 değeri de eklendikten sonra bir sonraki satır olan 19. satırdan 11'e en yakın olan 25 değeri arasındaki fark tanımlana aralıkta değildir fakat ana yüzeyin son değerinden bir önceki değeri olan 18 değeri ile 25 değeri arasındaki fark tanımlan aralıkta olduğu için ana yüzeyden 11 değeri çıkarılır ve onun yerine 25 değeri ana yüzeye eklenir. Bu işlemler dizinin son elemanına kadar devam eder.

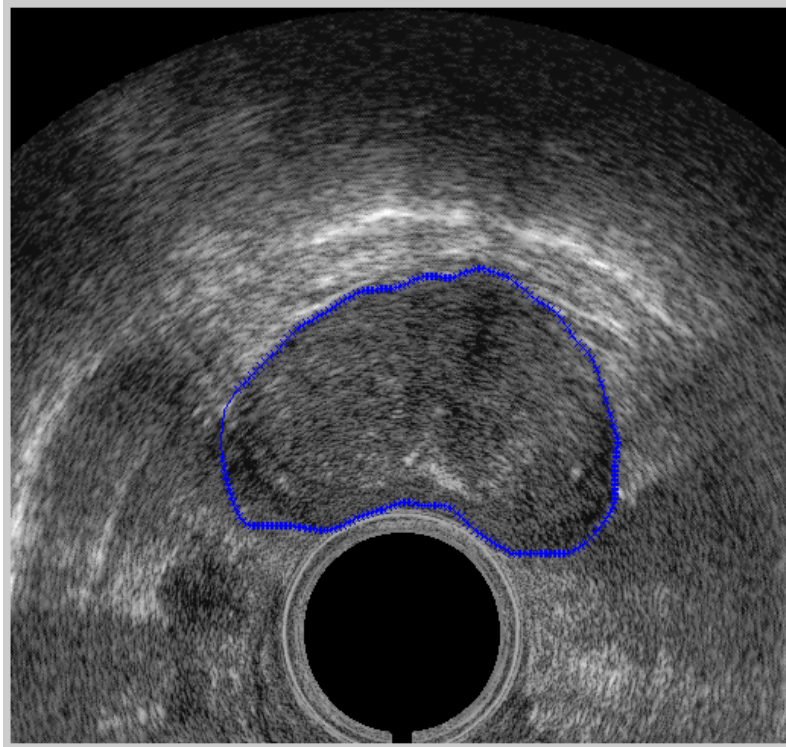
Üst üstüne işlenen 3 satır boyunca ana yüzeye ekleme veya ana yüzeydeki son elemanın yerine yazma işlemi gerçekleştirilemezse tanımlana aralık artırılarak karşılaştırma işlemi mevcut satır için tekrar yapılır. Ana yüzey üzerinde değişiklik yapılana kadar tanımlanan yeni fark değeri kullanılır ana yüzeyde ilk değişiklik yapıldığı anda fark tekrardan ilk tanımlanan değerine döndürülür ve kalan satırlar için karşılaştırma işlemi devam eder.

Prostat üst parçasının ana yüzeyi, sağ parçasının dikey ve yatay tespit edilen ana yüzeyleri, alt parçasının ana yüzeyi ve sol parçasının yatay ve dikey tespit edilen ana yüzeyleri tek bir dizide birleştirilir ve prostat ana yüzeyi elde edilmiş olur.

Prostat ana yüzeyinden her bir nokta için kendinden önceki ve sonraki üçer nokta ile kendi konumuna göre ortalama x ve y koordinat değerleri hesaplanır ve bu yeni çıkan değer o nokta için x ve y değeri olarak kabul edilir. Bu ortalama alma işlemi sırasında i. satırın değeri 4 katsayısı ile çarpılırken i'den bir önceki ve sonraki değerler için 3, iki önceki ve sonraki değerler için 2 üç önceki ve sonraki noktanın katsayısı ise 1 alınarak ortalama alınır.

Eğer ana yüzeydeki tanımlanan nokta aralığı belirtilen mesafeden (girilen nokta aralığının beş katı uygun bir değerdir) daha uzun ise bu iki nokta arası orijinal görüntüden seçilerek bu alan için gauss süzgeci, eşikleme morfolojik kapama ve açma işlemleri yapıldıktan sonra alınan parçanın bulunduğu konuma göre yatay ve dikey kenarları tespit edilmesi işlemleri tekrarlanır ve yeni bulunan noktalar ilk noktalar matrisinde bu iki nokta arasına eklenir.

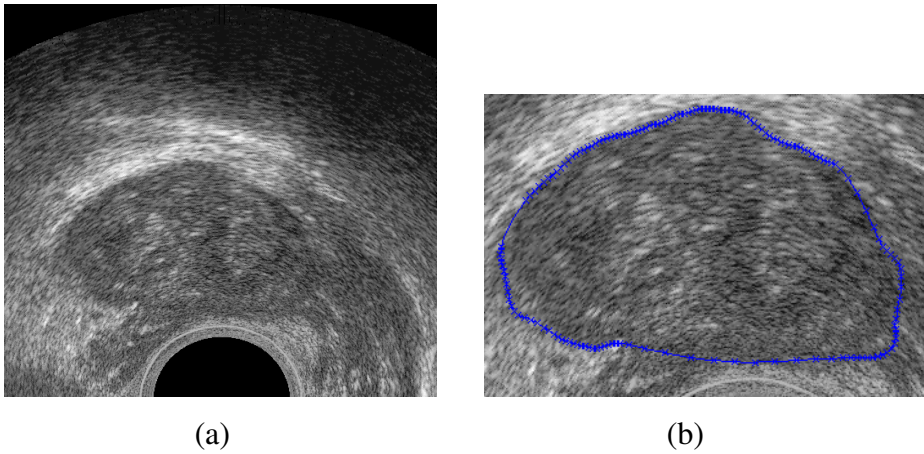
Böylelikle prostatın dış sınırlarının son hali belirlenmiş olur.



Resim 4.12. İncelenen görüntüden bulunan prostat sınırı

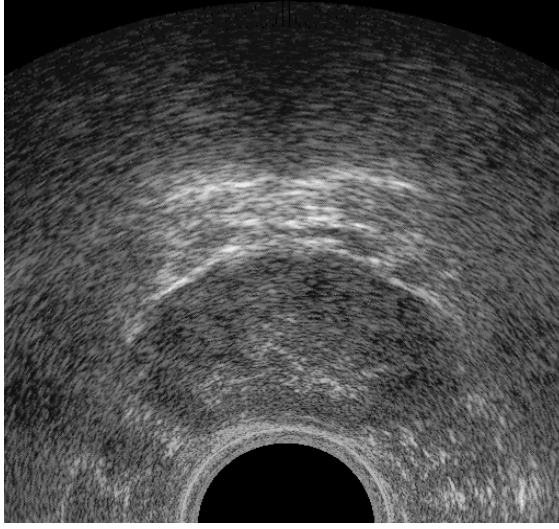
Bu çalışmada incelenen görüntüler üç gruba ayrılmıştır. Birinci grup görüntüler işlenmesi en kolay olan görüntülerdir. Bu görüntülerde prostatlı dokunun çevresine göre gri seviye değişimleri gözle de kolayca fark edilebilmektedir. Bu görüntülere yöntem uygulandığında ana yüzeyde herhangi bir kopma olmadan prostat yüzeyi belirlenebilmektedir.

Resim 4.13'te gösterilen prostat sınırı birinci tip görüntülerdendir ve anlatılan ön işlemler ve analiz sonucunda elde edilen prostat sınırı görüntülenmektedir. Resim 4.13.a'da farklı bir birinci grup görüntü Resim 4.13.b'de ise bu görüntüden elde edilen sınır görüntülenmektedir.

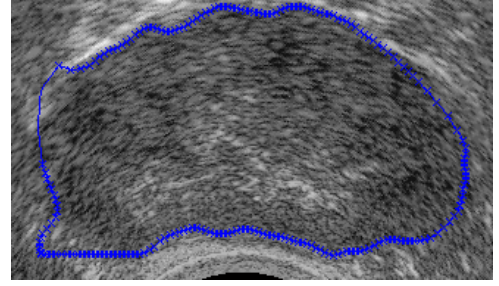


Resim 4.13. Birinci tip görüntüden bulunan prostat sınırı

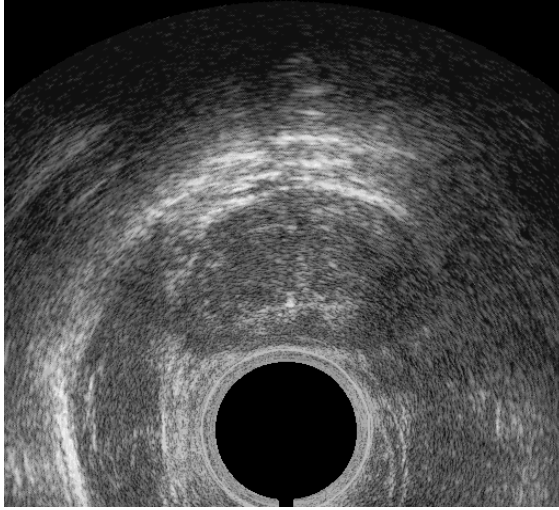
İkinci grup görüntüler ise birinci grup görüntülere göre işlenmesi daha zor olan görüntülerdir. Bu görüntülerde prostatlı dokunun çevresine göre gri seviye renk değişimleri prostat yüzeyinin bazı alanlarını için gözle tespit edilememektedir. Bu tip görüntülerde özellikle prostatın sağ ve sol lobları için kontrast değişimi gözlenememektedir üst parça için ve alt parçanın orta kesimleri için yakalama işlemi başarı ile yapılmaktadır. Bu tip görüntülerde kopma olan aralıklar için yöntem bu aralık için uygulanmaktadır. İlk ara değerlerin bulunmasından sonra genel sonuç elde edilebilmektedir.



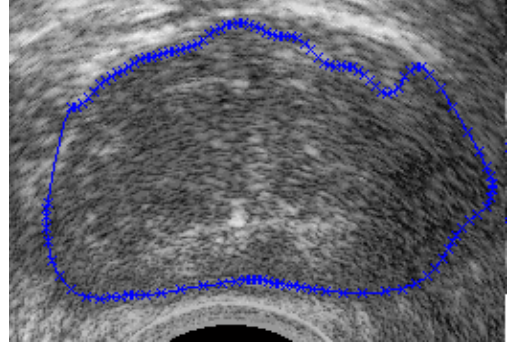
(a)



(b)



(c)



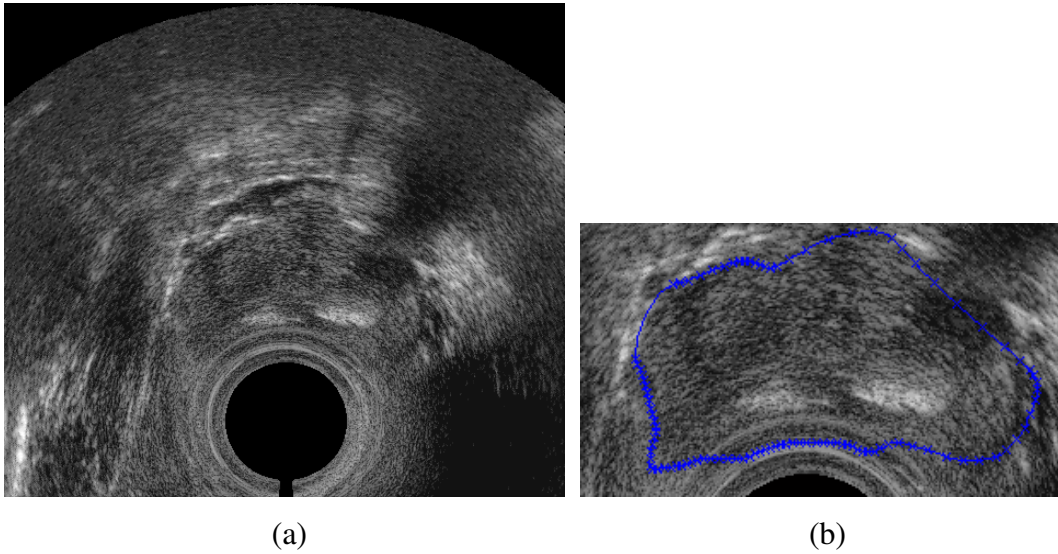
(d)

Resim 4.14. İkinci tip görüntülerden bulunan prostat sınırı

Resim 4.14'de farklı iki ikinci tip görüntüye uygulanan yöntemin sonuçları görüntülenmektedir. Resim 4.14.a'daki görüntüye uygulanan işlemler esnasında Resim 4.14.b'de görüldüğü gibi üst sağ ve alt parçada bulunan sınır örtüşmesine rağmen sol parça için asıl sınırdan kayma olmuştur. Çünkü uygulama ilk çalıştığı anda sol alt parça için herhangi bir nokta tespit edilememiştir bu aralıkta nokta tespit edilemediği için bu ara görüntüden kesilip işlenmiş ve yeni bulunan değerler bu araya eklenmiştir. İkinci uygulama sırasında sınırdaki kayma olabilmektedir. Bunun giderilmesi için ikinci iterasyon sırasında ilk iterasyona göre daha küçük boyutlarda

açma, kapama işlemi uygulanmalı ve noktalar arası tanımlanan kabul edilebilir fark azaltılmalıdır.

Resim 4.14.c’de gösterilen görüntüye yöntem uygulandığında Resim 4.14.d’deki sınırlar elde edilmektedir. Bu elde edilen sınırlar için sol ve sağ parçalarda kontrast farklı gözle tespit edilememesine rağmen uygulanan yöntemle tespit edilebilmektedir. Prostat üst sınırında bir ana sınırdan kayma olduğu gözlenmektedir bunun sebebi de uygulanan yöntemin tespit ettiği noktalar üzerindeki alan içinde kontrast farkının mevcut olması ve tespit edilen noktaların yerel eğimi bulundukları bölge içinde kabul edilebilir olduğu için ikinci işleme tabi tutulmamıştır.



Resim 4.15. Üçüncü tip görüntüden bulunan prostat sınırı

Üçüncü grup görüntüler ise işlenmesi en zor olan ve uzun süre prostat ana yüzeyinde kopmaları olduğu görüntülerdir sadece sağ ve sol lobda değil aynı zamanda alt parçada da kontrast farkı gözlenememektedir. Bu gibi durumlarda uygulanan yöntem incelediği parçalı görüntülerde tespit ettiği noktaların işaretlemekte ve tespit edemediği aralık için noktalar arası yuvarlama yapmaktadır.

Resim 4.15’de üçüncü tip görüntü ve bu görüntüden uygulamanın bulduğu sınır gösterilmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ultrason görüntülerinin analiz edilerek prostat sınırlarının bulunması için yapılan bu çalışma, görüntü işleme ve tıp uygulamaları olmak üzere iki farklı alana hizmet edebilecek bir projedir.

Gri seviyedeki 2-Boyutlu ultrason görüntüleri işlenmesi kolay olan görüntüler değildir. Daha az gürültü içeren ya da iki renk seviyesinden oluşan bir resmi işlemek, bu tip görüntülerde bir kenar yakalamak, sınırları belirlemek daha kolaydır. Fakat ultrason görüntülerinde değişimler ve farklılıklar çok fazla olduğu için doğrudan görüntüyü işlemek zordur; o nedenle alınan görüntünün bilgisayarda bir dizi düzeltme işleminden geçtikten sonra analiz edilmesi gerekmektedir. Fakat sağlık gibi çok ciddi bir konuda görüntünün orijinal halini bozmak, istenmeyen sonuçlara neden olabilmektedir. Bu nedenle bu çalışmada, bilinen görüntü işleme yöntemleri dikkatli bir şekilde kullanılarak çözüm üretilmeye çalışılmıştır.

Bu çalışmada, prostat görüntüsünün tek parça olarak değil de, yerel bölgeye göre uyarlanır olarak eşiklenmesi sayesinde ultrasondan kaynaklanan koyuluklar ve açıklıklar ihmal edilebilmektedir. Ayrıca uygulanan morfolojik açma ve kapama işlemleri sonucunda yerel bozukluklar en aza indirgenmektedir.

Ultrasonik görüntüleme işlemi gerçek zamanlıdır ve ultrason probunun sürekli yeri ve bakış yönü değiştirilerek hareketli görüntüler elde edilir. Bu çalışmada, ultrason görüntülerinden sadece anlık bir çerçeve alınarak işlenmiştir. Doktorlar da en uygun görüntüyü dondurur ve kaydedilen bu son çerçeveden yararlanarak teşhiste bulunmaktadırlar.

Prostat görüntüleri incelendiğinde kanser olup olmadığına veya kanserli hücrenin iyi huylu ya da kötü huylu olduğuna karar verebilmek için ultrason görüntüsü ve rektal tuşe yöntemleri yeterli olmamaktadır, bundan dolayı biyopsi yapılması gerekmektedir. Yanlış yerden alınacak bir örnek yanlış teşhise ve yanlış tedaviye yol açabilmektedir. Bu nedenle görüntülerin analiz edilerek hastalıklı bölgenin tam

olarak tespit edilmesi ve hastalıklı bölgenin boyutunun belirlenmesi yapılacak biyopsi ve onun doğuracağı sonuçlar açısından oldukça önemlidir.

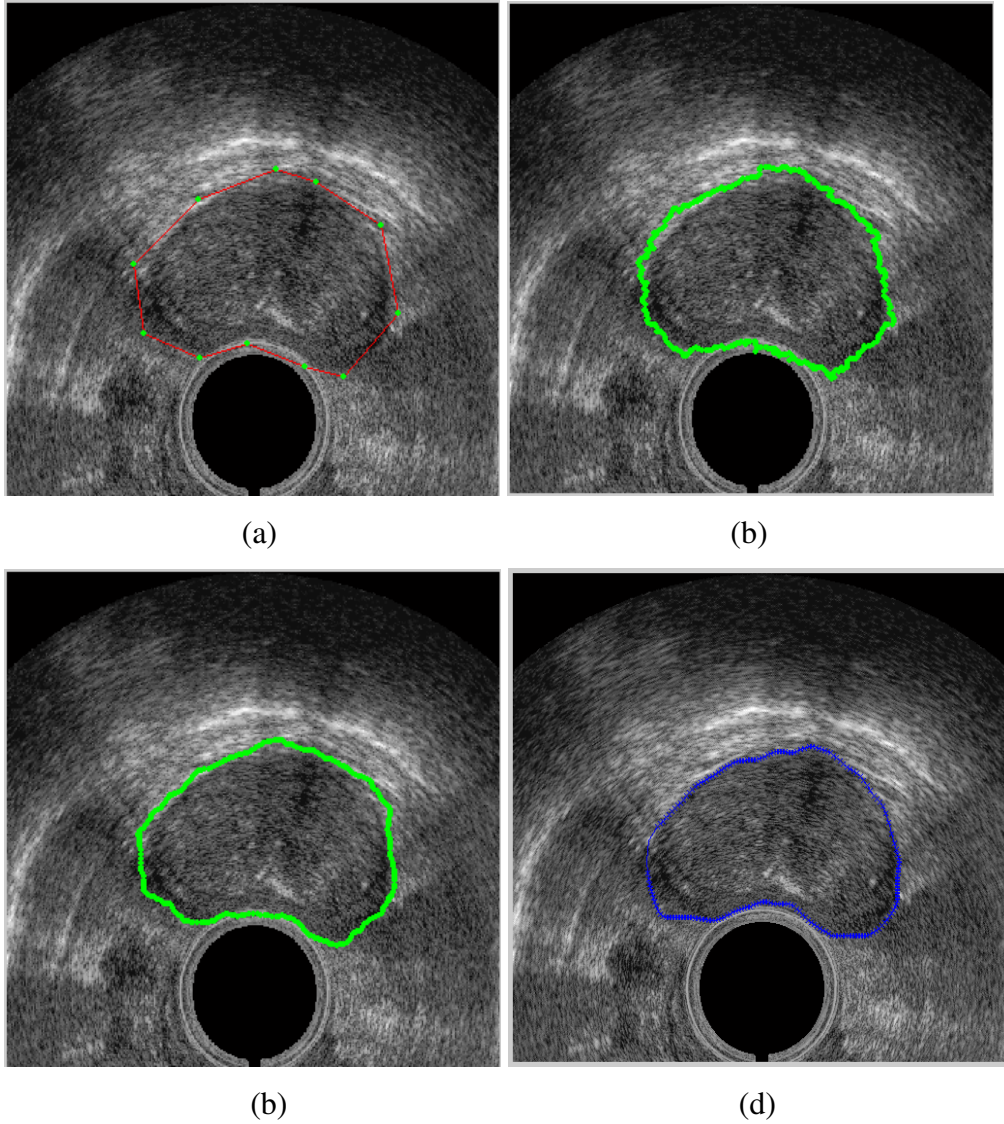
2-Boyutlu ultrason prostat görüntülerinin bilgisayarda sayısallaştırılıp incelenmesi sonucunda, en sık karşılaşılan prostat hastalığı olan prostat kanseri ve prostat büyümesinin teşhisinde kolaylık sağlanabilecektir. Bu çalışma geliştirilerek, prostat sınırlarının belirlenmesinden sonra, belirlenen sınırlar içinde doku analizi yapılarak kanserli hücrenin yerinin ve boyutunun tespiti ve prostat büyümesinin olup olmadığının tespiti için harcanacak süre en aza indirilebilecektir.

Yapılan çalışmalar sonucunda önerilen yöntem, değişik görüntülerde denenmiş ve hızlı bir şekilde başarılı bir sonuca ulaşılabilirdiği saptanmıştır. Bu yöntem, Yılan modeli, GBDM, ADSM modellerine göre daha hızlı çalışmakta ve kısa sürede daha az iterasyon ile sonuç üretebilmektedir. Bu yöntemde çalışma hızının yüksek olmasının sebebi diğer modellerin aksine iç kuvvetlerle uğraşmamasıdır.

Görüntüler ultrason cihazından doğrudan bilgisayar ortamına alınarak incelenebilecektir. Şu an için bu yöntemde kullanıcının ilk başlangıç noktalarını seçmesi istenmektedir, ama ultrason görüntülerindeki probun yerinin otomatik olarak tespit edilmesi de mümkündür. Prostatın şekli ve yapısı ile probun bulunduğu yer bilindiğine göre çalışma genişletilerek incelenecek alanın otomatik seçilmesi sağlanabilir. İncelenecek prostatlı alanın da bilgisayar tarafından belirlenmesi ile ultrason görüntülerinin gözle analizi yerine tamamen otomatik olarak analiz edilmesi mümkün olacaktır. Böylece çok sayıdaki hasta verileri (prostat görüntüleri) çevrimdışı olarak hızla taranabilecektir.

Hem Yılan, hem GBDM, hem de ADSM modellerinde ilk başta belirlenen alan, görüntü işlemeye tabi tutulmadan kullanıcının seçtiği noktalardan geçen doğru veya kübik aradeğerlemeyle oluşturulmuş eğridir. Sonra bu ilk sınır üzerinden seçilen noktalar görüntü işleme işlemlerine tabi tutulup iç ve dış kuvvetlerine bakılarak bir sonraki sınır bulunmaktadır. Bu işlemlerde birçok döngüler ile sürekli iç kuvvet ile dış kuvvetin salınımının kontrol edilmesi gerekmektedir. Bu yöntemde ise, yapılan

işlemede noktalar doğrudan görüntüden görüntünün özelliğine göre alınmakta ve gerekli yumuşatma işlemleri noktalar seçildikten sonra yapılmaktadır. Bu da işlenmesi kolay olan birçok görüntüler için ikinci bir iterasyona gerek duyulmadan sonuçlanmasını sağlamaktadır.

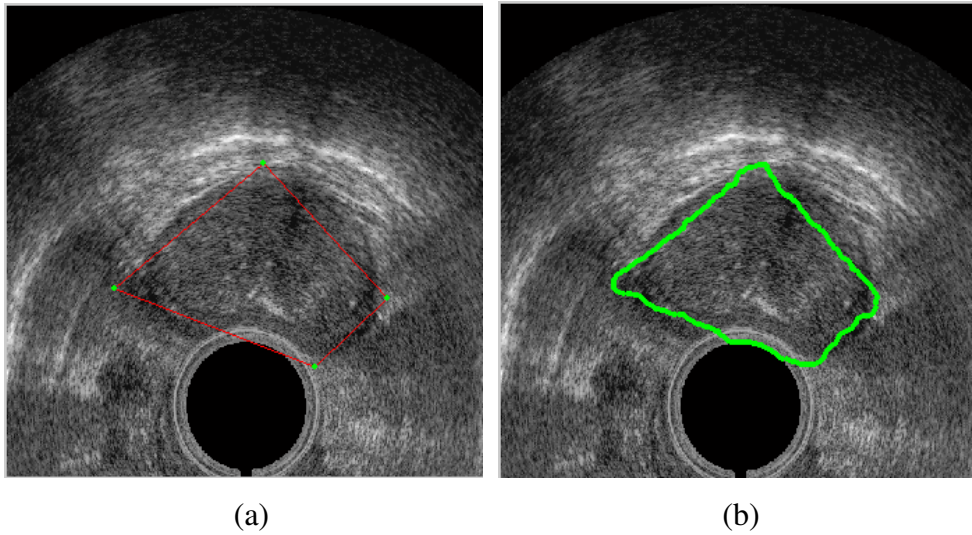


Resim 5.1. Yılan modeli ile uygulanan yöntemin karşılaştırılması

Resim 5.1’de yılan modeli uygulanmış bir önceki bölümde anlatılan birinci tip bir ultrason görüntüsü kullanılmıştır. Bu kullanılan görüntüde belirlenen ilk alan Resim 5.1.a’da gösterilmektedir, Resim 5.1.b’de ise 120 iterasyon sonucunda bulunan sınır gözlenmektedir. İlk alan seçilirken prostatın sınırlarının dışından seçilmelidir. Yılan

modeli kullanıcının tanımladığı parametrelere bağlı olarak farklı sonuçlar üretebilen bir modeldir. Resim 5.1.b’de elde edilen görüntü için yılan modeli anlatılırken tanımlanan gerilim katsayısı 0,05 ve sertlik katsayısı ise 0 alınmıştır. Resim 5.1.c’de ise gerilim katsayısı 0,2 , sertlik katsayısı ise 0,5 alınarak 80 iterasyon sonunda elde edilen sınır görüntülenmektedir. Resim 5.1.d’de ise aynı görüntüye bu tez çalışmasında önerilen yöntem uygulandıktan sonra elde edilen sonuç gösterilmektedir. Bu sonuç 1 iterasyonda bulunmuştur.

Resim 5.1.a’da prostat yüzeyinin belirlenebilmesi için prostatlı bölgenin dışı, seçilen 11 nokta ile çevrelenmiş ve bu ilk sınır üzerinde işlem yapılmıştır. Resim 5.2.a’da ise önerilen yöntemde kullanılan nokta seçimi gösterilmiştir. Kullanıcının prostatın dışında prostattan uzak olmayan dört noktayı seçmesi ile önerilen yöntemde başarılı bir sonuç bulunabilirken, yılan modeli bu seçili dört noktaya uygulandığında Resim 5.2.b’deki gibi başarısız bir sonuç elde edilmektedir.



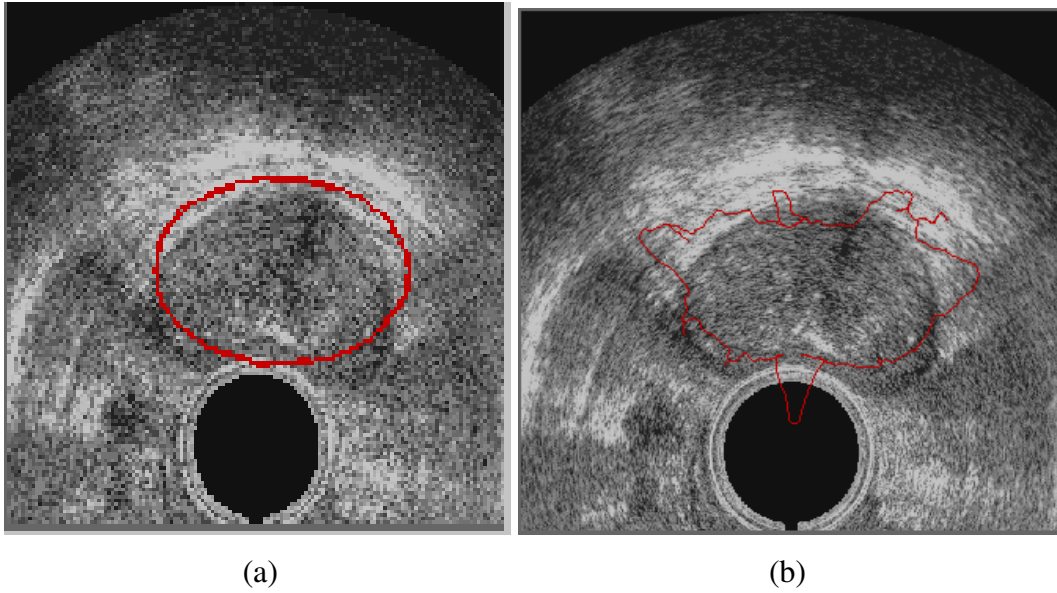
Resim 5.2. İlk nokta seçiminin yılan modeline etkisi

Resim 5.1 ve 5.2’den açıkça görüldüğü gibi, yılan modelinin ultrason görüntüleri üzerinde başarılı sonuç üretilip üretilmemesi kullanıcının seçtiği değerlere bağlıdır.

GBDM modeli ise, ultrason görüntülerini işlemek için hiç elverişli değildir. 3 boyutlu modelleme yapılmak istendiğinde ya da görüntüdeki aranan nesne ile dış

alanı arasındaki kontrast farkı çok olduğu durumlarda yılan modelinden daha kısa sürede daha hedeflenen şekle yakın sonuçlar üretse de fazla gürültü içeren görüntüler için uygun bir yöntem değildir.

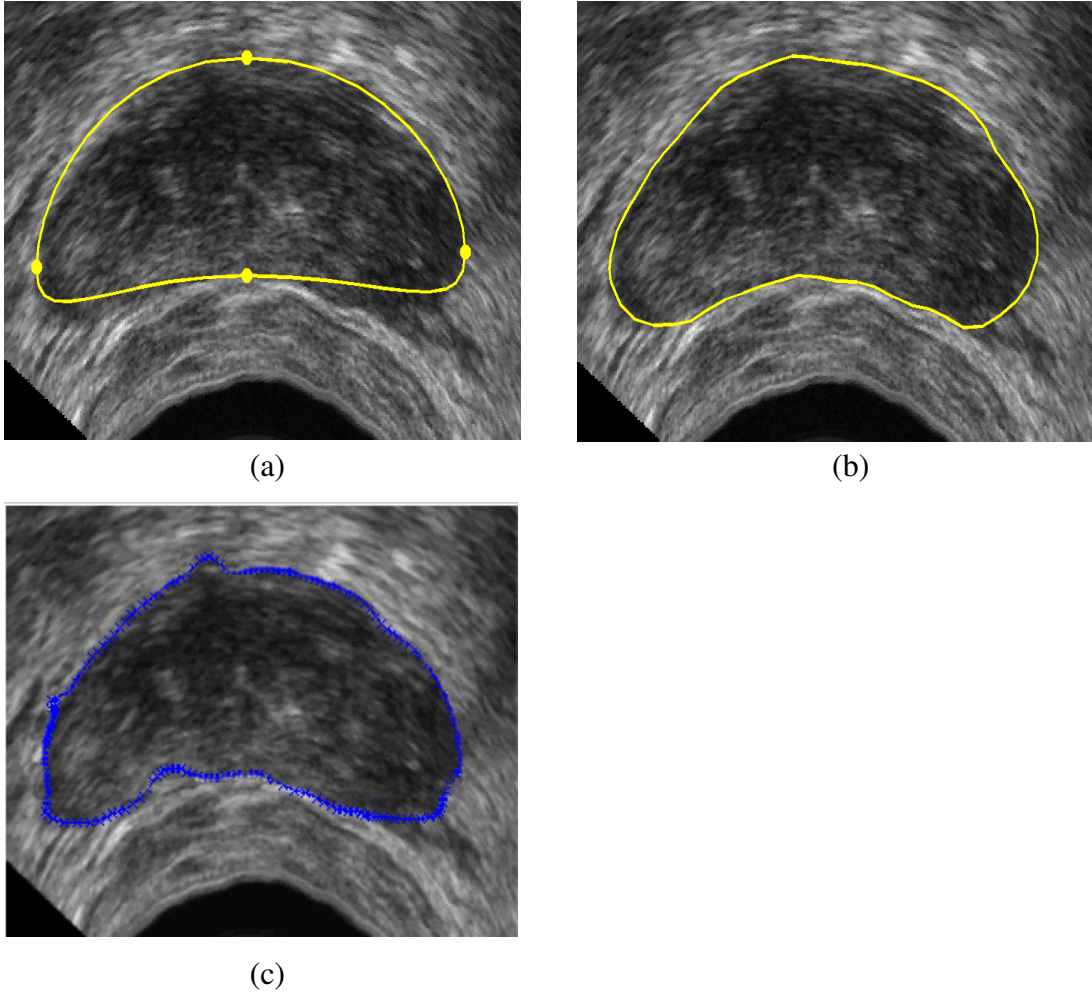
Resim 5.3’de ise yine Resim 5.1’de kullanılan birinci tip görüntüye GBDM uygulanmıştır. Resim 5.3.a’daki gibi incelenecek alan belirlendiğinde GBDM sonucunda elde edilen 60 iterasyon sonundaki elde edilen değer Resim 5.3.b’de gösterilmiştir. İterasyon sayısı artırıldıkça hedeflenen sınırdan uzaklaşmaktadır.



Resim 5.3. GBDM uygulanmış prostat görüntüsü

Resim 5.4’de ise ultrason görüntüsüne ADSM uygulanmıştır. Resim 5.4.a’da görüntüden seçilen noktalar ve bu seçilen noktalara göre oluşturulmuş ilk sınır belirlenmiştir. İlk olarak kullanıcıdan dört adet nokta seçilmesi istenmiştir. Bu dört nokta seçimi yapılırken iki noktanın prostatın lobları üzerinde olması diğer iki noktanın da y düzleminde olması istenmiştir. Kullanıcı bu dört noktayı seçtikten sonra işlem başlamadan önce bu dört noktadan geçen bir eğri çizilerek ilk başlangıç sınırları belirlenmiştir. Çizilen eğri kübik interpolasyon yöntemi kullanılarak çizilmiştir. Bu çizim işlemi yapıldıktan sonra bu eğri üzerinden örnek noktalar seçilir ve bu örnek noktalar üzerinden algoritmanın adımları uygulanır. İlk uygulamadan sonra yeniden örnekleme yapıp algoritma tekrardan uygulanmış ve beş iterasyon

sonucunda son olarak Resim 5.4.b’de gösterilen sınır elde edilmiştir. Resim 5.4.c’de ise aynı görüntüye bu tez çalışmasında anlatın yöntem uygulandığında elde edilen sonuç gösterilmektedir.



Resim 5.4. ADSM uygulanmış 2-Boyutlu ultrason prostat görüntüsü

ADSM hem GBDM ye hem de yılan modelleri ile karşılaştırıldığında ultrason görüntüleri üzerinde en iyi sonucu vermektedir.

İstenildiği takdirde uygulama sonucunda bulunan noktalar kümesi, Yılan, GBDM veya ADSM algoritmalarındaki başlangıç değerlerinin kullanıcıdan alınması yerine uygulanan yöntemden elde edilen sınır kullanılarak işleme tabi tutulabilir. Böylelikle

modellerdeki iterasyon sayıları azaltılabilecektir. 2. tip görüntülerde uygulanan yöntemin ihmal ettiği yanlış bulduğu sınırlarda düzenlenebilecektir.

Çalışmayı sadece tanı ve teşhis amaçlı olarak düşünmemek gerekmektedir, ayrıca bu çalışma sonucunda üretilen uygulama, bir bilgi bankasının oluşmasına ve geriye dönük istatistiksel analizlerin yapılabilmesine de olanak sağlamaktadır. Bir hastanede son 5 yıl içinde arşivde yer alan ultrason görüntülerinin analiz edilip kaç kişiye hastalık tanısı konulduğu bu tanı konulan kişilerde yapılan işlemler sonucunda olumlu ya da olumsuz ne gibi sonuçların olduğunun tespit edilmesi istendiğinde, bu işlem için hastane içinden bir uzman grubunun bu işe aktarılması ve yoğun bir şekilde çalışması gerekmektedir. Böyle bir işlemde hem iş gücü kaybı hem de vakit açısından bir kayıp olabilir. Oysa görüntüler bir veritabanına aktarılır ve bütün görüntüler sırası ile alınarak incelenir ve sonuçları kayıt edilirse, otomatik olarak çok daha kısa bir sürede gerekli istatistik alınmış ve bilgi bankası oluşturulmuş olacaktır.

Bu tez çalışması, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 06/2005-38 numaralı “Ultrason Görüntülerinin Sayısal İşlenmesi” adlı proje kapsamında desteklenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Blake, A., Isard, M., “Active Contours, The Application of Techniques From Graphics, Vision, Control Theory and Statistics to Visual Tracking of Shape in Motion”, **Springer-Verlag**, New York, 25-37 (1998).
2. Lefebvre, F., Berger, G., and Laugier, P., “Automatic detection of the boundary of the calcaneus from ultrasound parametric images using an active contour model,” **IEEE Transactions on Medical Imaging**, 17(1): 45–52 (1998).
3. Gonzales, R. C., Woods, R. E.. “Digital image processing 2nd ed.”, **Prentice Hall**, New Jersey, 167-179, 519-559 (2002).
4. Otsu, N., “Threshold selection method from gray-level histograms”. **IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics**, 9(1): 62–66 (1979).
5. Ramesh, N., Yoo, J.-H., Sethi, I. K., “Threshholding based on histogram approximation”, **IEE Proceedings: Vision, Image and Signal Processing**, 142(5): 271–279 (1995).
6. Amini L., Soltanian-Zadeh H., Lucas C., “Computer vision segmentation of brain structures from MRI based on deformable contour models”, **Proceedings of Second Iranian Conference on Image processing and Machine Vision**, Iran, 337-344 (2003).
7. Kalender O., Kavalcı R., “Ultrasonografi”, **Kara Harp Okulu Bilim Dergisi**, 2: 96-115 (2001).
8. Duck F. A., “The pulsed ultrasonic field”, **Wiley**, New York, 97-108 (1981).
9. İnternet: Prostat Kanserinin Tanısı ve Tedavisi.
http://saglik.tr.net/erkek_sagligi_prostat_tedavisi.shtml (2005).
10. Yaman K., Sarucan A., Atak M., Aktürk N., “Dinamik çizelgeleme için görüntü işleme ve ARIMA modelleri yardımıyla veri hazırlama”, **Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi**, 16(1): 19-40 (2001).
11. Baxes G. A., “Digital image processing: principles and applications”, **John Wiley & Sons**, New York, 69-106 (1994).
12. Castleman K. R., “Digital image processing”, **Prentice Hall**, New Jersey, 71-279 (1996).
13. İnternet: Sayısal Görüntü İşleme.
<http://www.yildiz.edu.tr/~bayram/sgi/saygi.htm> (2005).

14. Toennies K. D., Rueckert D., "Image segmentation by stochastically relaxing contour fitting", *Proceeding of the SPIE Medical Imaging*, Newport Beach, USA, 2167: 18-27 (1994).
15. Yaman K., "Görüntü işleme yönteminin ankara hızlı raylı ulaşım sistemi güzergahında sefer aralıklarının optimizasyonuna yönelik olarak incelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 1-156 (2001).
16. Mahdavi J., Gonzalez R. C., "Advances in image analysis", *SPIE Press*, Washington, 306-354 (1992).
17. Martín F., et. al. "New advances in automatic reading of VLP's", *Proceedings of SPC-2000 (IASTED)*, Marbella, Spain, 126-131 (2000).
18. Kass M., Witkin A., and Terzopoulos D., "Snakes: active contour models", *International Journal of Computer Vision*, 1(4): 321-331 (1988).
19. Miller J. V., Breen D. E., Lorensen W. E., O'Bara R. M. and Wozny M. J., "Geometrically deformed models: a method for extracting closed geometrical models from volume data", *Computer Graphics*, 25(4): 217-226 (1991).
20. Lobregt S. and Viergever M. A., "A discrete dynamic contour model," *IEEE Trans. Med. Imaging*, 14(1): 12-24 (1995).
21. Pathak D. S., "Computer-Aided segmentation of anatomical features in transrectal ultrasound prostate images", Doktora Tezi, *University of Washington Bioengineering Department*, USA, 1-106 (2000).
22. Makinacı M., "Patalojik görüntü analizi: normal ve kanserli prostat hücre çekirdeklerinin Gauss Markov rassal alanlar yöntemi ile modellenmesi ve sınıflandırılması", *9. IEEE Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı*, Gazimağusa, Kıbrıs, (2001).
23. Hönigmann D., Ruisz J., Pottmann H., "Fast model based segmentation of ultrasound data using an active image", *Proceedings IEEE Intl. Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano*, Washington, 225-228 (2002).
24. Mohammed S. S., Abdel-Galil T. K., Salama M. M. A., Fenster A., Downey D. B. and Rizkala K., "Prostate cancer diagnosis based on gabor filter texture segmentation of ultrasound image", *IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE'03)*, Montreal, Canada, 3: 1485-1488 (2003).
25. Shen S., Zhan Y. and Davatzikos C., "Segmentation of prostate boundaries from ultrasound images using statistical shape model", *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 22(4): 539-551 (2003).

26. Chen D. R., Chang R. F., Wu W. J., Moon W. K. and Wu W. L., “3-D breast ultrasound segmentation using active contour model”, *Ultrasound in Med.& Biol.*, 29(7): 1017-1026 (2003).
27. Gong L. , “Prostate ultrasound image segmentation and registration”, Doktora Tezi, *University of Washington Electrical Engineering*, USA, 1-75 (2003).
28. Petrick N., Chan H. P., Sahiner B. ve Wei D., “An adaptive density-weighted contrast enhancement filter for mammographic breast mass detection”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(1): 59-67 (1996).
29. Mudigonda N. R., Rangayyan R. M., and Desautels J. E. L., “Gradient and texture analysis for the classification of mammographic masses”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19(10): 1032–1043 (2000).
30. Sahiner B., Petrick N., Chan H.-P., Hadjiiski L. M., Paramagul C., Helvie M. A., and Gurcan M.N., “Computer-aided characterization of mammographic masses: accuracy of mass segmentation and its effects on characterization”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(12): 1275-1284 (2001).
31. Udupa J. and Samarasekera S., “Fuzzy connectedness and object definition: theory, algorithms, and applications in image segmentation”, *Graphical Models and Image Processing*, 58(3): 246–261 (1996).
32. Pednekar A., Kakadiaris I. A., Kurkure U., “Adaptive fuzzy connectedness-based medical image segmentation”, *Proceedings of the Third Indian Conference on Computer Vision, Graphics and Image Processing (ICVGIP’02)*, India, 457-462 (2002).
33. Xu C. and Prince J. L., “Gradient vector flow: a new external force for snakes”, *Proceedings of IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, San Juan, Puerto Rico, 66-71 (1997).
34. Xu C. and Prince J. L., “Snakes, shape, and gradient vector flow”, *IEEE Transactions on Image Processing*, 7(3): 359-369 (1998).
35. Liu R., Shang Y., Sachse F. B., Dössel O., “3D active surface method for segmentation of medical image data: assessment of different image forces”, *Biomedizinische Technik*, 48(1): 28-29 (2003).
36. Geiger D., Gupta A., Costa L. A., Vlontzos J., “Dynamic programming for detecting tracking and matching deformable contours”, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 17(3): 294-302 (1995).
37. Ladak H., Mao F., Wang Y., “Prostate boundary segmentation from 2D ultrasound images”, *Med. Phys.*, 27(8): 1777-1788 (2000).

38. Chiu B. C. Y., Freeman G. H., Salama M. M. A., Fenster A., Rizkalla K., Downey D. B., "A segmentation algorithm using dyadic wavelet transform and discrete dynamic contour", *IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE'03)*, Montreal, Canada, 3: 1481- 1484 (2003).
39. Perez-Cortes J. C., Juan A., Vallada E., "Textural analysis of prostate cancer in transrectal ultrasound images", *Proc. of Biosignal 2002*, Brno (Czech Republic), 283-285 (2002).
40. Artignan X., Smitsmans M. H. P., Lebesque J. V., Jaffray D. A., Van Her M., Bartelink H., "Online ultrasound image guidance for radiotherapy of prostate cancer: impact of image acquisition on prostate displacement", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 59(2): 595-601 (2004).

EKLER

EK-1 Türkçe-İngilizce terim karşılıkları

Açma :	Opening
Aşındırma :	Erosion
Ayrık Dinamik Sınır Modeli :	Discrete Dynamic Contour Model
Bağlanmışlık :	Connectedness
Bölütleme:	Segmentation
Bulanık :	Fuzzy
Darbe-Yansıma :	Pulse-Echo
Biçimi Değişebilen Sınır:	Deformable Contour
Eğim Vektör Akımı :	Gradient Vector Flow
Genleşme :	Dilation
Geometrik Biçim Değiştirme Modeli :	Geometrical Deformation Model
İkili Görüntü :	Bilevel/Binary Image
Kapama :	Closing
Kümeleme :	Clustering
Ortanca :	Median
Dönüştürücü:	Transducer
Çubuk Bulma:	Stick Detection
Ultrason :	Ultrasound
Yeniden Örnekleme :	Resampling
Yığın :	Mass
Yılan:	Snake

ÖZGEÇMİŞ

1980 yılında Antalya’da doğdu. 1991 yılında Denizli-Tavas’a bağlı Vakıf Köyü İlkokulu’ndan mezun olup, ortaokul ve liseyi Denizli Anadolu Lisesi’nde 1998 yılında tamamladı. 2002 yılında Sakarya Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü’nden mezun oldu. İlişkisel veri tabanı uygulamaları üzerine 2002 Ağustos ayında lisans tez çalışmasını tamamladı. 2003 Ocak ayından itibaren Milli Emlak Genel Müdürlüğü Bilgi İşlem Merkezi’nde yazılım geliştirici olarak çalışmakta ve değişik kurum ve kuruluşlarda Temel Web Programlara, İlişkisel Veritabanı kavramı ve oluşturulması, SQL Server 2000 yönetimi ile Raporlama Servisleri konularında eğitimler ve seminerler düzenlemektedir.