



T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
Fen Bilimleri Enstitüsü



**DENTAL TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ  
KULLANILARAK DİŞLERİN FARKLI GÖRÜNTÜ  
İŞLEME METOTLARIYLA SEGMENTASYONU VE  
REKONSTRÜKSİYONU**

**Doktora Tezi**

Sercan SABANCI

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

İzmir  
2020

T.C.  
EGE ÜNİVERSİTESİ  
Fen Bilimleri Enstitüsü

**DENTAL TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ  
KULLANILARAK DİŞLERİN FARKLI GÖRÜNTÜ  
İŞLEME METOTLARIYLA SEGMENTASYONU VE  
REKONSTRÜKSİYONU**

Sercan SABANCI

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Aysun BALTACI

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı  
Makine Mühendisliği Doktora Programı

İzmir  
2020



Sercan SABANCI tarafından doktora tezi olarak sunulan ‘‘Dental Tomografi Görüntüleri Kullanılarak Dişlerin Farklı Görüntü İşleme Metotlarıyla Segmentasyonu ve Rekonstrüksiyonu’’ başlıklı bu alışma E Lisansüstü Eğitim ve ğretim Yönetmeliği ile E Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve ğretim Yönergesi’nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 18.12.2020 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği/oyekluğu ile başarılı bulunmuştur.

**Jüri yeleri:**

**İmza**

**Jüri Başkanı : Dr. Öğretim yesi Aysun BALTACI**

**Raportör ye : Doç. Dr. Mehmet SARIKANAT**

**ye : Prof. Dr. Zeki KIRAL**

**ye : Prof. Dr. Pelin GÜNERİ**

**ye : Doç. Dr. şevket GÜMÜŞTEKİN**



# EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

## ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

EÜ Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca Doktora Tezi olarak sunduğum “Dental Tomografi Görüntüleri Kullanılarak Dişlerin Farklı Görüntü İşleme Metotlarıyla Segmentasyonu ve Rekonstrüksiyonu” başlıklı bu tezin kendi çalışmam olduğunu, sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı, bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

18/12/2020

Sercan SABANCI



**ÖZET****DENTAL TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK  
DİŞLERİN FARKLI GÖRÜNTÜ İŞLEME METOTLARIYLA  
SEGMENTASYONU VE REKONSTRÜKSİYONU**

SABANCI, Sercan

Doktora Tezi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Aysun BALTACI

Aralık 2020, 170 sayfa

Bu çalışmada süpernümerer (artı) dişlerin konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri beş farklı görüntü işleme metodu kullanılarak bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiştir. Her bölütleme işleminin ardından elde edilen üç boyutlu geometriler altın standart olarak kabul edilen solid patolojik kitlenin gerçek hacmi ve topolojisi ile kıyaslanmış ve bölütleme metotlarının güvenilirliği test edilmiştir.

Çalışma kapsamında süpernümerer diş tanısı konan ve opere edilecek araştırma için gönüllü olan üç hastanın KIBT (konik ışınlı bilgisayarlı tomografi) görüntüleri farklı görüntü işleme metotları (manuel, yarı – otomatik, eşikleme, lokal aktif kontur, havza bölütlemesi) kullanılarak bölütlenmiş ve rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Ayrıca bu hastaların opere edilerek çıkarılmış dişlerinin gerçek hacimleri analitik terazi kullanılarak arşimed prensibi ile ölçülmüş ve dişler Mikro Bilgisayarlı Tomografi cihazı ile taranarak üç boyutlu geometrileri elde edilmiştir. Dişlerin hem hacimsel hem topolojik ölçümleri, bölütleme ile elde edilen üç boyutlu geometriler üzerinden hesaplanmış ve sonuçlar dişin kendi hacmi ve topolojisi ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiş ve kullanılan bölütleme metotlarının etkinliği belirlenmiştir. İstatistiksel sonuçlar incelendiğinde hacimsel değerlendirmede Lokal Aktif Kontur metodu başı çekerken, topolojik değerlendirmede Yarı - Otomatik Bölütleme'nin önde olduğu görülmüştür. Ancak topolojik değerlendirme dikkate alındığında üç diş için de Lokal Aktif Kontur ile Yarı Otomatik Bölütleme metodu arasındaki

farkın diğer metotlarla kıyaslandığında oldukça az olduğu ve bu iki metodun sonuçlarının anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür.

**Anahtar sözcükler:** Görüntü bölütleme, süpernümerer dış, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, otomatik bölütleme.



**ABSTRACT****SEGMENTATION AND RECONSTRUCTION OF TEETH  
WITH DIFFERENT IMAGE PROCESSING METHODS USING  
DENTAL TOMOGRAPHY IMAGES**

SABANCI, Sercan

PhD in Mechanical Eng.

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Aysun BALTACI

December 2020, 170 pages

In this study, cone beam computed tomography (CBCT) images of supernumerary teeth were segmented and reconstructed using five different image processing methods. The three-dimensional geometries obtained after each segmentation process were compared with the actual volume and topology of the solid pathological mass, which is accepted as the gold standard, and the reliability of the segmentation methods was tested.

CBCT (cone beam computed tomography) images of three patients who were diagnosed with supernumerary teeth and volunteered for the study to be operated were segmented and reconstructed using different image processing methods (manual, semi-automatic, thresholding, local active contour, watershed) within the scope of this study. In addition, the actual volumes of the operated teeth of these patients were measured with the Archimedes principle using an analytical balance and their three-dimensional geometries were obtained by scanning the teeth with a Micro Computerized Tomography device. Both volumetric and topological measurements of the teeth were calculated over the three-dimensional geometries obtained by segmentation and the results were compared with the tooth's own volume and topology. The results obtained in the last section, which is the eighth, were evaluated statistically and the efficiency of the segmentation methods used was determined. When the statistical results were examined, it was seen that the Local Active Contour method took the lead in volumetric evaluation, while Semi-Automatic Segmentation was the leading in topological evaluation. However,

considering the topological evaluation, it was seen that the difference between Local Active Contour and Semi-Automatic Segmentation method for all three teeth is quite small compared to other methods and the results of these two methods do not make a significant difference.

**Keywords:** Image segmentation, supernumerary tooth, cone beam computed tomography, automatic segmentation.



## ÖNSÖZ

Yaşadığımız dünyada gelişen teknoloji ile birlikte dijitalleşme konusunda çığır açan gelişmeler ortaya çıkmaktadır. Özellikle Endüstri 4.0'ın bolca konuşulduğu şu günlerde birçok ülke dijital dönüşüm konusunda çalışmalar yapmaktadır. Endüstri 4.0'ın getirdiği en önemli unsurlardan biri de, sadece görüntüler kullanılarak objelerin üç boyutlu modellerinin eldesidir. Bu kapsamda bu görüntülerin eldesi ve etkin bir şekilde bölütlenmesi, rekonstrükte edilerek üç boyutlu modellerin oluşturulması büyük bir önem arz etmektedir. Diş hekimliği uygulamalarında da bu dijitalleşme kapsamında birçok çalışma yapılmaktadır. Dijital diş hekimliğinin anahtarı, bütün halde üç boyutlu diş modellerinin eldesidir. Bu tez çalışması konusunun ortaya çıkması da diş hekimliğinde dijitalleşme kapsamında ihtiyaç duyulan üç boyutlu diş modellerinin eldesinde kullanılan görüntü bölütleme metotlarının etkinliğinin değerlendirilmesi ihtiyacından doğmuştur. Diş hekimliğinde görülen bazı vakaların görüntülerinin bölütlenmesinde kullanılan bölütleme metotları ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Bu çalışma kapsamında süpernümerer dişler incelenmiş, farklı görüntü bölütleme metotları kullanılarak dişler bölütlenmiş ve rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Ayrıca literatürde rastlanmamış daha güvenilir bir altın standardın oluşturulması düşüncesiyle görüntü bölütleme metotlarının güvenilirliğinin tespitinde süpernümerer dişlerin kendi hacim ve topolojileri kullanılmıştır. Bu çalışma, mühendislik açısından artan teorik bilgime ek olarak, pratikte bu konuda birçok farklı alanda uygulama yapabileceğim konusunda bana yol gösterici olmuştur. Ayrıca, teorik olarak kazandığım bilgileri uygulamada kullanmam açısından mesleki yaşantıma çok büyük bir katkı sağlamıştır. Böyle bir çalışmayı hayata geçirmemde bana her zaman destek olan danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Aysun BALTACI'ya, gönüllü hastaların belirlenmesinden, hastaların görüntülerinin alınmasına kadar birçok aşamada yanımda olan Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri Prof. Dr. Pelin GÜNERİ ve Doç. Dr. Elif ŞENER hocalarıma teşekkürü bir borç bilirim.

İZMİR

18/12/2020

Sercan SABANCI



**İÇİNDEKİLER**

	<u>Sayfa</u>
İÇ KAPAK .....	ii
KABUL ONAY SAYFASI .....	iii
ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI.....	v
ÖZET .....	vii
ABSTRACT .....	ix
ÖNSÖZ.....	xi
İÇİNDEKİLER.....	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xxix
1. GİRİŞ .....	1
1.1 Motivasyon.....	1
1.2 Amaç: Dişlerin Bölütlenmesinde Kullanılan Metotların Etkinliğinin Değerlendirilmesi .....	3
1.3 Tez Kapsamı.....	3
2. İNSAN DIŞ ANATOMİSİ .....	5

**İÇİNDEKİLER (devam)**

	<u>Sayfa</u>
2.1 Dişlenme Dönemleri.....	5
2.1.1 Birincil dişler (Süt dişleri) .....	5
2.1.2 Daimi (ikincil) dişler .....	6
2.2 Diş Dokuları.....	8
2.2.1 Mine.....	8
2.2.2 Sement .....	8
2.2.3 Dentin .....	9
2.2.4 Pulpa.....	10
2.3 Dişi Çevreleyen Dokular .....	10
3. BİR VAKA: SÜPERNÜMERER DİŞLER.....	13
3.1 Epidemiyoloji .....	13
3.2 Patogenez.....	14
3.2.1 Atavizm .....	15
3.2.2 Dikotomi/Geminasyon.....	15
3.2.3 Dental lamina hiperaktivitesi.....	15

**İÇİNDEKİLER (devam)**

	<u>Sayfa</u>
3.2.4 Genetik faktörler .....	15
3.2.5 İlişkili sendromlar .....	16
3.3 Sınıflandırma .....	16
3.4 Komplikasyonlar .....	18
3.5 Tanı.....	19
3.6 Tedavi.....	20
4. MEDİKAL GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ.....	21
4.1 X-Işını Radyografisi .....	23
4.2 X-Işını Bilgisayarlı Tomografi .....	25
4.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi .....	27
4.3.1 Çalışma prensibi.....	28
4.3.2 Konik ışınlı bilgisayarlı tomografinin geleneksel bilgisayarlı tomografiden üstünlükleri .....	30
4.3.3 KIBT'nin kısıtları.....	31
4.4 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR).....	32
4.5 Ultrasonografi.....	35

**İÇİNDEKİLER (devam)**

	<u>Sayfa</u>
4.6 Elastografi.....	37
4.7 Optik Görüntüleme .....	39
4.8 Radyonüklid Görüntüleme.....	42
4.9 Kızılötesi Termografi.....	47
4.10 Terahertz Görüntüleme .....	49
4.11 Medikal Görüntüleme Tekniklerinin Karşılaştırılması.....	51
<b>5. GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME METOTLARI .....</b>	<b>52</b>
5.1 Manuel Bölütleme .....	52
5.2 Yarı Otomatik Bölütleme .....	52
5.3 Tam Otomatik Bölütleme .....	52
5.4 Medikal Görüntü Bölütleme Algoritmaları .....	53
5.4.1 Eşikleme tabanlı algoritmalar.....	53
5.4.2 Alan tabanlı metotlar .....	57
5.4.3 Kenar tabanlı metotlar .....	83
<b>6. DIŞ HEKİMLİĞİ UYGULAMALARINDA DAHA ÖNCE YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR.....</b>	<b>93</b>

**İÇİNDEKİLER (devam)**

	<u>Sayfa</u>
6.1 Eşikleme Metodunu Kullanan Çalışmalar.....	93
6.2 Kenar Tabanlı Metotları Kullanan Çalışmalar .....	94
6.3 Alan Tabanlı Metotları Kullanan Çalışmalar .....	96
6.4 Bölütlemenin Başarısını Hacimsel ve Morfolojik Olarak Değerlendiren İn Vivo ve İn Vitro Çalışmalar .....	100
7. FARKLI GÖRÜNTÜ İŞLEME METOTLARI KULLANILARAK SÜPERNÜMERER DİŞLERİN DENTAL TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDEN BÖLÜTLENMESİ, REKONSTRÜKTE EDİLMESİ, HACİMSEL VE TOPOLOJİK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI.....	104
7.1 Görüntüleme ve Görüntülerin Eldesi .....	104
7.2 Bölütlemeye Kullanılan Metotlar .....	105
7.2.1 Manuel bölütleme.....	105
7.2.2 Yarı – otomatik bölütleme.....	108
7.2.3 Otomatik bölütleme.....	111
7.3 Rekonstrükte Edilen Üç Boyutlu Diş Geometrilerinin Dişlerin Kendi Geometrileri ile Topolojilerinin Karşılaştırılması: Üst Üste Bindirme Metodu..	121
7.4 Opere Edilen Dişlerin Hacimlerinin Arşimed Prensibi ile Eldesi.....	125

**İÇİNDEKİLER (devam)**Sayfa

8. ELDE EDİLEN ÜÇ BOYUTLU DIŞ GEOMETRİLERİNİN HACİM VE TOPOLOJİLERİNİN İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ .127

8.1 Bölütleme ile Elde Elde Edilen Üç Boyutlu Diş Geometrilerinin Hacimlerinin Dişlerin Kendi Hacimleri ile Kıyaslanması .....127

8.2 Bölütleme ile Elde Elde Edilen Üç Boyutlu Diş Geometrilerinin Topolojilerinin Dişlerin Kendi Topolojileri ile Kıyaslanması .....130

9. SONUÇLAR .....131

10. TARTIŞMA .....132

KAYNAKLAR DİZİNİ .....134

TEŞEKKÜR.....169

ÖZGEÇMİŞ .....170

EKLER.....

**ŞEKİLLER DİZİNİ**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. Birincil Dişlerin Anatomisi.....	6
2.2. Daimi Dişlerin Anatomisi.....	7
2.3. Dişin Bölümlerini gösteren bir radyografik görüntü .....	9
2.4. Periodonsiyum Şematik .....	11
2.5. Dişetin Bölümleri .....	12
3.1. Süpernümerer dişlerde sınıflandırma.....	17
4.1. Temel Medikal Görüntüleme Konsepti .....	21
4.2. X-ışını radyografisi çalışma prensibi.....	23
4.3. X-ışını görüntü örnekleri .....	24
4.4. BT çalışma prensibi .....	25
4.5. Örnek Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri.....	26
4.6. KIBT Cihazı Şematik .....	28
4.7. KIBT ile elde edilen örnek görüntüler.....	29
4.8. MR cihazı şematik gösterimi .....	33
4.9. RF Sistemi şematik gösterimi .....	33

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
4.10. Örnek MR görüntüleri.....	34
4.11. Örnek Ultrason Görüntüleri .....	36
4.12. Meme kanserinin incelenmesinde kullanılan optik görüntüleme sistem .....	40
4.13. Optik Görüntüleme ile elde edilen örnek bir görüntü .....	40
4.14. Planar Sintigrafinin Temel Bileşenleri.....	44
4.15. Örnek bir Sintigrafi Görüntüsü .....	44
4.16. SPECT temel prensibi.....	45
4.17. SPECT ile elde edilmiş beyin görüntüsü .....	45
4.18. Örnek bir PET görüntüsü .....	46
4.19. Ticari Kızılötesi Termografi Görüntüleme Sistemi .....	48
4.20. Örnek Kızılötesi Termografi Görüntüsü .....	48
4.21. Ticari THz Medikal Probu .....	49
4.22. Domuz derisinden elde edilmiş pürüzlü yüzey saçılımının bir örneği.....	50
5.1. a) Hücre görüntüsü b) Görüntünün histogramı c) Global Eşikleme ile elde edilen görüntü d) Otsu Eşikleme ile elde edilen görüntü .....	56

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
5.2. Havza yapımının üç farklı aşaması.....	59
5.3. Düzey kümeleriyle nesne bölütleme.....	65
5.4. Düzey küme fonksiyonunun değişimi ile çevrit pozisyonunda meydana gelen değişikliğin gösterimi .....	65
5.5. a) Bölgeler b) Her bölgedeki güncelleme değerinin işareti c) Son evrim sonucu .....	66
5.6. Lokal iç bölge (soldaki) ve lokal dış bölgenin (sağdaki) gösterimi.....	71
5.7. Lokal aktif kontur bölütlemesinde küçük yarıçap (sol) ve büyük yarıçap (sağ) seçiminin bölütlemeye olan etkisi .....	78
5.8. a) Bir Kalp görüntüsü üzerinde başlangıç konturlarının gösterimi. b-f) farklı yarıçap seçiminin bölütleme üzerindeki etkisi .....	79
5.9. Farklı yarıçaplar ve aynı başlangıç şartları kullanılarak bölütlenen görüntüler için yakınsama özellikleri. 3, 5, 7, 9 ve 15 piksel yarıçap boyutları için gösterilen enerjiler (yukarıdan aşağıya) .....	80
5.10. Bimodal bir kutunun sentetik görüntüsü üzerinde lokal ortalama ayırıştırma enerjisi kullanılarak (tüm gruplarda $r=10$ ) farklı başlangıç konturları ile elde edilmiş bölütleme örnekleri .....	81
5.11. Beyindeki bir yapı olan korpus kallozuma ait MR görüntüsünün bir kesiti için, farklı başlangıç konturlarının doğru şekilde bölütleme gerçekleştirmesine örnek analiz.....	82

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
5.12. Kenar Algılama Prosesi Akış Şeması .....	84
5.13. 3x3'lük bir görüntü bölgesindeki noktaların gri düzey yoğunlukları.....	86
5.14. Robert operatörü konvolüsyon maskeleri .....	88
5.15. Sobel operatörü konvolüsyon maskeleri (sol Gx, Sağ Gy).....	88
5.16. Prewitt operatörü konvolüsyon maskeleri (sol Gx, sağ Gy) .....	89
5.17. Tek boyutlu bir sinyalin birinci ve ikinci türevleri .....	90
6.1. Otsu Eşikleme ve Ortalama Eşikleme Metodu ile Elde Edilen Bölütleme Görüntüleri.....	93
6.2. Yazılım Arayüzü.....	94
6.3. Sobel Algoritması ile Bölütlenen Görüntü.....	95
6.4. Canny Algoritması ile Elde Edilen Bölütleme Görüntüsü.....	96
6.5. K ortalamalar Metodu ile Elde Edilen Bölütleme Sonuçları .....	97
6.6. Plakların Görüntüsü .....	97
6.7. Bölütleme Sonuçları.....	98
6.8. Görüntü Histogramı .....	99

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
6.9. KIBT (sol) ve Mikro BT (sağ) Görüntülerinden Elde Edilen Üç Boyutlu Geometriler .....	101
6.10 a) Dişin Fiziksel Görüntüsü b) Bölütleme Sonucu Elde Edilen Üç Boyutlu Model.....	102
6.11. Farklı Voksel Büyüklüklerinden Elde Edilen Kesit Görüntüler a) 41 $\mu$ b) 76 $\mu$ c) 200 $\mu$ d) 300 $\mu$ .....	102
6.12. Bölütleme Sonucu Elde Edilen 3 Boyutlu Geometriler.....	103
7.1. CS 9000 KIBT cihazı teknik özellikleri .....	104
7.2. Manuel bölütleme ile süpernümerer dişlerin bölütlenmesi .....	106
7.3. Manuel bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer diş örnek görüntüsü.....	107
7.4. Yarı - otomatik bölütleme işleminde kullanılan ilgi bölgesini gösteren örnek resim .....	109
7.5. Yarı - otomatik bölütleme ile süpernümerer dişlerin bölütlenmesi.....	110
7.6. Yarı - otomatik bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer diş örnek görüntüsü.....	110
7.7. Eşikleme ile bölütlenen süpernümerer diş kesit görüntüleri.....	112

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
7.8 Eşikleme metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer diş örnek görüntüsü.....	112
7.9. Lokal Aktif Kontur Metodu ile bölütlemeye kesitler boyunca değişen ilgi bölgesinin belirlenmesi için ilk kesit ve son kesitte belirlenen ilgi bölgeleri örneği .....	114
7.10. İterasyonu süren bir dişe ait kesit görüntüsünün aktif kontur görüntüsü....	116
7.11. Analizi tamamlanan bir dişe ait kesit görüntüsünün aktif kontur görüntüsü .....	116
7.12. Lokal Aktif Kontur metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer diş örnek görüntüsü.....	117
7.13. Havza Bölütlemesi ile bölütlenen süpernümerer diş kesit örnek görüntüsü .....	120
7.14. Havza Bölütlemesi ile bölütlenen bir süpernümerer dişe ait kesit görüntülerinin rekonstrükte edilmesiyle elde edilen dişin üç boyutlu görüntüsü	120
7.15. Opere edilerek çıkarılmış süpernümerer bir dişin Mikro BT cihazı ile taranarak elde edilmiş üç boyutlu geometrisi .....	122
7.16. Farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu süpernümerer dişlerin Mikro BT ile elde edilen kendi üç boyutlu geometrileri GEOMAGIC Studio ile topolojilerinin kıyaslanması .....	123

**ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)**

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
7.17. Dişlerin kuru ağırlıklarının ve yoğunluklarının ölçülmesi için kullanılan analitik terazi test düzeneği .....	125
7.18. Opere edilerek çıkarılmış süpernümerer bir diş örneği .....	126





## TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
4.1. Radyonüklid Görüntüleme Tekniklerinin Karşılaştırması .....	43
4.2. Medikal Görüntüleme Sistemlerinin Karşılaştırılması .....	51
7.1. Manuel bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları .....	107
7.2. Yarı - otomatik bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları .....	111
7.3. Eşikleme metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları .....	113
7.4. Lokal Aktif Kontur metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları .....	117
7.5. Havza metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları .....	121
7.6. Üç diş için farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu geometriler ile Mikro BT ile elde edilen dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri arasındaki topolojik hata miktarları .....	124
7.7. Arşimed Prensibi ile Ölçülen Süpernümerer Dişlerin Hacimleri .....	126
8.1. One - Way ANOVA Çoklu Karşılaştırma Sonuçları (Tukey B) .....	128
8.2. Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları .....	129



**SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ**

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
$f$	Piksel Yoğunluğu
$P$	Homojenlik mantık fonksiyonu
$d$	Öklid mesafesi
$\phi$	Düzenleştirme fonksiyonu
$V$	Hız fonksiyonu
$v$	Aktif kontur fonksiyonu
$E$	Enerji
$\alpha$	Esneklik kapasitesi
$\beta$	Sertlik derecesi
$w$	Ağırlıklandırma katsayısı
$H$	Heaviside fonksiyonu
$\delta$	Dirac delta fonksiyonu
$B$	Karakteristik fonksiyon
$\mu$	Ortalama yoğunluk
$F$	İç enerji

A Alan

B Bhattacharyya katsayısı

K Gaussian kerneli

G Gradyan

M Gradyan büyüklüğü

LoG Gauss'un Laplace'ı

#### Kısaltmalar

CAD Bilgisayar destekli tasarım

3B Üç boyutlu

ADIS Otomatik diş tanımlama sistemi

KIBT Konik ışınli bilgisayarlı tomografi

ÇKBT Çok kesitli bilgisayarlı tomografi

SD Süpernümerer diş

BT Bilgisayarlı tomografi

PET Pozitron emisyon tomografisi

SPEC Tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi

4B	Dört boyutlu
FOV	Görüntüleme alanı
MR	Manyetik rezonans
RF	Radyo frekansı
BCO	Bulanık c ortalamalar
DICOM	Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim
ROI	İlgi bölgesi





# 1. GİRİŞ

## 1.1 Motivasyon

Bilgisayarlar geliştikçe, bilgisayar destekli tasarım (CAD) sistemleri gittikçe daha fazla alanda ortaya çıkmaktadır. Bu sistemler geleneksel olarak yüksek emek yoğunluğuna sahip işleri etkin ve verimli bir şekilde yapmak için donanım destekli bilgisayar grafikleri teknolojisinden yararlanırlar. Dünyadaki diş kliniklerinin çoğu, ortodontide tedavi planlarını geliştirmek için CAD sistemlerini kullanmaktadır. Ortodontik CAD sistemleri modern diş hekimliğinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu sistemler hastaların kendi izlenimleriyle belirlenen üç boyutlu (3B) diş modelini girdi olarak kabul eder ve dişlerin çıkarılması, hareket ettirilmesi ya da yeniden düzenlenmesi gibi tedavi çıktılarını simüle ederek diş hekimlerini asiste eder. Bu sistemlerin otomatikleştirilmesi ile diş hekimleri zaman alan bu işlemlerden kurtulmaktadır (Xu et al., 2019).

Dijital diş hekimliği son on yılda hızla gelişmektedir. Dijital diş hekimliğinin anahtarı, bütün halde üç boyutlu diş modellerinin (CAD model) eldesidir; örneğin, ortodontik tanı ve tedavi planlaması için hedef yerleşimini ve dişlerin hareketlerini belirlemek için gereklidir (Cui et al., 2019). Diş implantlarının ve / veya ortodontik düzeltmelerin planlanması gerektiğinde, diş anatomilerinin rekonstrüksiyonu çok önemlidir. Dişlerin bölütlenmesi bu üç boyutlu modellerin eldesindeki ilk aşama olup, ortodontik tedavide lokasyon bilgisinin verimliliğini arttırmak amacıyla, implant planlamasında ve çene-yüz (maxillofasiyal) ameliyatı gibi tıbbi tanıdaki karar problemlerinde destek amacıyla kullanılmaktadır (Kakehbaraei et al., 2018). Yine kimlik tespitinde de dişlerin bölütlenmesinden yararlanılmaktadır (Sepehrian et al., 2013). Ayrıca dişlerin bölütlenmesi, ortodontik sanal tedavi planlaması için bilgisayar destekli tasarım sistemlerinin önemli bir adımıdır (Li and Wang, 2016). Bu işlem ile Bilgisayar Destekli Ortodontik Tedavi'ye fayda sağlayacak olan diş alveol kompleksinin 3B (üç boyutlu) modellerinin rekonstrüksiyonu gerçekleştirilebilmektedir (Gan et al., 2018). Günümüzde Otomatik Diş Tanımlama Sistemi (ADIS) adı verilen sistemler kullanılmaya başlamıştır. Bu sistemler dental

adli tıp uzmanları için kısa bir eşleşme listesi oluşturmak üzere dijitalleştirilmiş radyografileri ve fotoğrafik görüntüleri otomatik olarak arayan ve eşleştirme yapan sistemlerdir (Devi et al., 2011). Bu sistemlerin en önemli komponentlerinden biri de dişlerin bölütlenmesi komponentidir (Al-Sherif et al., 2012).

Diş Hekimliği'nde üç boyutlu diş modellerinin eldesinde dişlerin oryantasyonu ve konumu görüntülerin işlenmesinde ve rekonstrüksiyonunda büyük önem arz etmektedir. Ağız içinde konumu ve oryantasyonu bakımından olması gerekenden farklı ve olağandan fazla sayıda diş görünmesi durumu olarak adlandırılan süpernümerer dişler, üç boyutlu diş modellerinin eldesi açısından diş hekimliği için en zorlu durumdur. Süpernümerer dişler, tomografi görüntülerinde aynı kesit içinde hem diş kökünün hem diş kronunun olduğu, ağız içindeki konumu ve oryantasyonu bakımından bölütlemenin güç olduğu vakalardır. Bu dişlerin bölütlenmesinde ve üç boyutlu rekonstrüksiyonunda farklı metotların uygulanması ve değerlendirilmesi klinikte büyük önem arz etmektedir. Literatürde bu dişlerin bölütlenmesi ile ilgili çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışma kapsamında süpernümerer dişler incelenmiş, farklı görüntü işleme metotları (manuel, yarı – otomatik, eşikleme, lokal aktif kontur, havza bölütlemesi) kullanılarak dişler bölütlenmiş ve rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Dişlerin hem hacimsel hem topolojik ölçümleri, bölütleme ile elde edilen üç boyutlu geometriler üzerinden hesaplanmış ve sonuçlar dişin kendi hacmi ve topolojisi ile karşılaştırılmıştır. Literatürde altın standart olarak sıkça kullanılan manuel bölütleme ile elde edilen diş yerine, opere edilerek çıkarılmış dişlerin kendi hacmi ve topolojisinin altın standart olarak kabul edildiği bu çalışma daha güvenilir bir standart sağlamıştır.

## **1.2 Amaç: Dişlerin Bölütlenmesinde Kullanılan Metotların Etkinliğinin Değerlendirilmesi**

Son yıllarda radyolojik görüntülemenin sürekli gelişimi ile birlikte, tıbbi görüntü işleme, diş hekimliği de dahil olmak üzere birçok klinik araştırma için temel bir araç haline gelmiştir. Dental alanda dişlerin bir kısmının ya da tamamının, çene içindeki tümörlerin ve çene kemiğindeki apselerin yerleşimlerinin ve boyutlarının tanımlanması üzerine birçok çalışma mevcuttur. Ancak tüm medikal görüntüleme uygulamalarında olduğu gibi dental alanda da görüntülemeye kaynaklı gürültü, düşük kontrast ve düzensiz pozlama gibi birçok sorun ile karşılaşmaktadır. Bölütleme işlemi, vücut dokularının benzerliği, kalıcı artefaktlar, çene kemiğine kaynamış dişler vb. birçok dental problem için daha zorlu bir süreç haline gelmektedir. Bu gibi karmaşık durumlarda literatürde kullanılan görüntü bölütleme metotlarının etkinliğinin değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

Görüntü bölütleme metotlarının güvenilirliğinin tespitinde uygulayıcıya bağlı bir yöntem olan manuel yöntem yerine güvenilir bir altın standardın oluşturulması gerekmektedir. Bu çalışma kapsamında dental görüntülerin bölütlenmesinde literatürde en sık kullanılan beş farklı metot ele alınmış ve bu metotların etkinliğinin süpernümerer dişlerin kendi hacim ve topolojilerinin altın standart olarak kullanılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## **1.3 Tez Kapsamı**

Bu çalışma sırasıyla aşağıdaki aşamalardan oluşmaktadır:

1. Kapsamlı Literatür Taraması
2. Dental Tomografi Görüntülerinin Eldesi
3. Beş Farklı Bölütleme Metodunun Görüntüler Üzerinde Uygulanması
4. Bölütlenen Görüntülerin Rekonstrüksiyonu
5. Opere Edilen Dişlerin Gerçek Hacimlerinin Ölçülmesi
6. Opere Edilen Dişlerin Gerçek Üç Boyutlu Geometrilerinin Eldesi

7. Hacimsel ve Topolojik Değerlendirme
8. Sonuçların İstatistiksel Yorumu

Tez kapsamında öncelikle kapsamlı bir literatür taraması yapılmıştır. Bu amaçla insan dış anatomisi ve bu anatomide oluşan bir anomali olan süpernümerer dişlerin oluşumu hakkında bilgi verilmiştir. Ardından literatürde medikal görüntülerin eldesinde kullanılan görüntüleme teknikleri açıklanmış ve elde edilen görüntülerin bölütlenmesinde kullanılan görüntü bölütleme teknikleri verilmiştir. Literatür taraması kapsamında diş hekimliği uygulamalarında daha önce yapılmış çalışmalar sunulmuştur. Tamamlanan literatür taramasının ardında süpernümerer diş tanısı konan ve opere edilecek araştırma için gönüllü olan üç hastanın KIBT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) görüntüleri ilgili etik kurul izni ile Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan KIBT cihazı ile alınmıştır. Bu görüntüler farklı görüntü işleme metotları (manuel, yarı – otomatik, eşikleme, lokal aktif kontur, havza bölütlemesi) kullanılarak bölütlenmiş ve rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Bölütleme sürecinde opere edilen hastaların dişleri Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden alınmıştır. Bu dişlerin gerçek hacimleri analitik terazi kullanılarak arşimed prensibi ile ölçülmüş ve dişlerin topolojilerinin eldesi için hacim ölçümleri tamamlanan dişler Ege Üniversitesi Merkezi Araştırma Test ve Analiz Laboratuvarı Uyg. ve Arş. Merkezi'nde Mikro Bilgisayarlı Tomografi cihazı ile taranarak üç boyutlu geometrileri elde edilmiştir. Dişlerin hem hacimsel hem topolojik ölçümleri, bölütleme ile elde edilen üç boyutlu geometriler üzerinden hesaplanmış ve sonuçlar dişin kendi hacmi ve topolojisi ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiş ve kullanılan bölütleme metotlarının etkinliği belirlenmiştir.

## 2. İNSAN DIŞ ANATOMİSİ

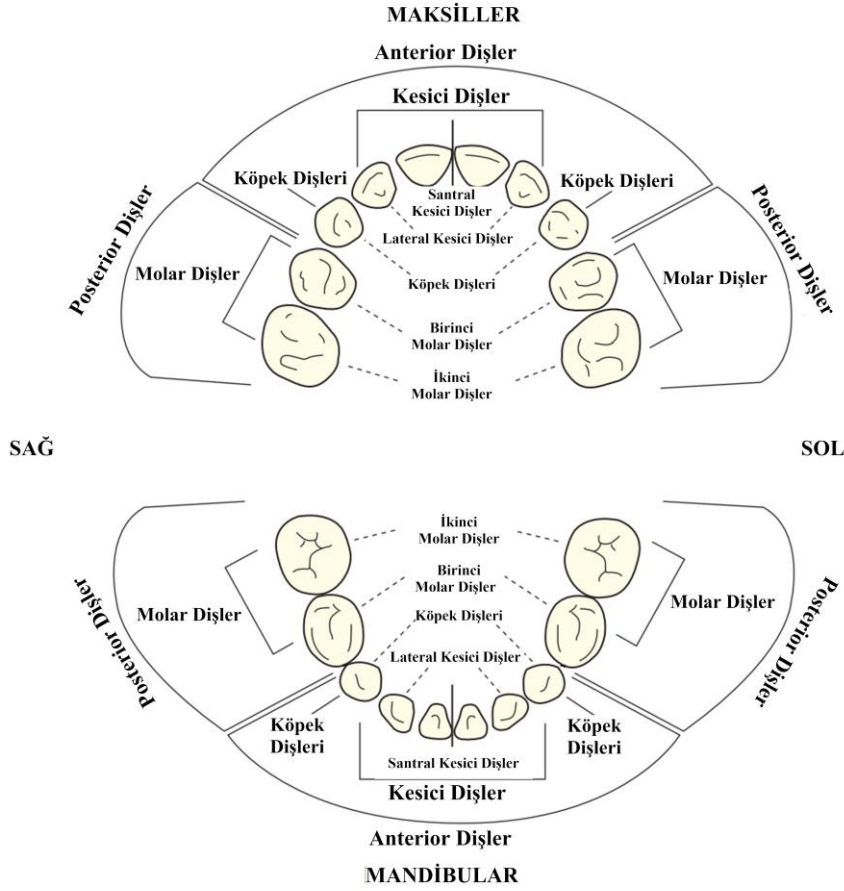
İnsanların diş yapısı hayatları boyunca iki aşamadan geçmektedir: ilki çocukluk çağındaki diş yapısı olup bu dişler birincil (primer) dişler ya da süt dişleri olarak adlandırılmaktadır. Diğeri ise yetişkinlik hayatı boyunca olan diş yapısıdır ve bu dişler daimi dişler ya da ikincil (sekonder) dişler olarak adlandırılmaktadır. Maksilla adı verilen üst çene kemiklerindeki dişler topluca maksiller ark adı verilen bir ark şeklini oluşturmaktadır. Mandibula adı verilen alt çene kemiğindeki dişler ise toplu olarak mandibular arkı oluşturmaktadır. Her bir ark ayrıca sağa ve sola ayrılabilir ve sağ ve sol kadranda olarak da bilinmektedir.

### 2.1 Dişlenme Dönemleri

#### 2.1.1 Birincil dişler (Süt dişleri)

Birincil dişler yaklaşık iki ila altı yaşları arasındaki çocuklarda görülen dişlerdir ve Şekil 2.1’de gösterildiği gibi üst maksiller arkta on ve alt mandibular arkta on diş olmak üzere toplam 20 dişten oluşmaktadır. Bu dişler aynı zamanda süt dişleri olarak da adlandırılmakta ve tamamı 12 veya 13 yaşına kadar dökülerek yerlerini ikincil dişlere bırakmaktadır (Scheid and Weiss, 2012).

Birincil dişlenmede her kadranda beş diş bulunmaktadır. Her kadrandaki birincil dişler kesici dişler, köpek dişleri ve molar (azı) dişler olmak üzere üç sınıfa ayrılmaktadır. Konuma göre sırasıyla, sağ ve sol kadranda ortadaki orta hattın herhangi bir tarafından bakıldığında her kadranda en öndeki iki diş kesici dişlerdir. Bu dişleri sırasıyla bir köpek dişi ve iki molar diş takip etmektedir. Orta hatta en yakında bulunan kesici diş santral kesici diş olup bunu izleyen kesici diş ise lateral diş olarak adlandırılmaktadır. Köpek dişini izleyen ilk molar dişe birinci molar, sonraki molar dişe ise ikinci molar diş denilmektedir (Scheid and Weiss, 2012).

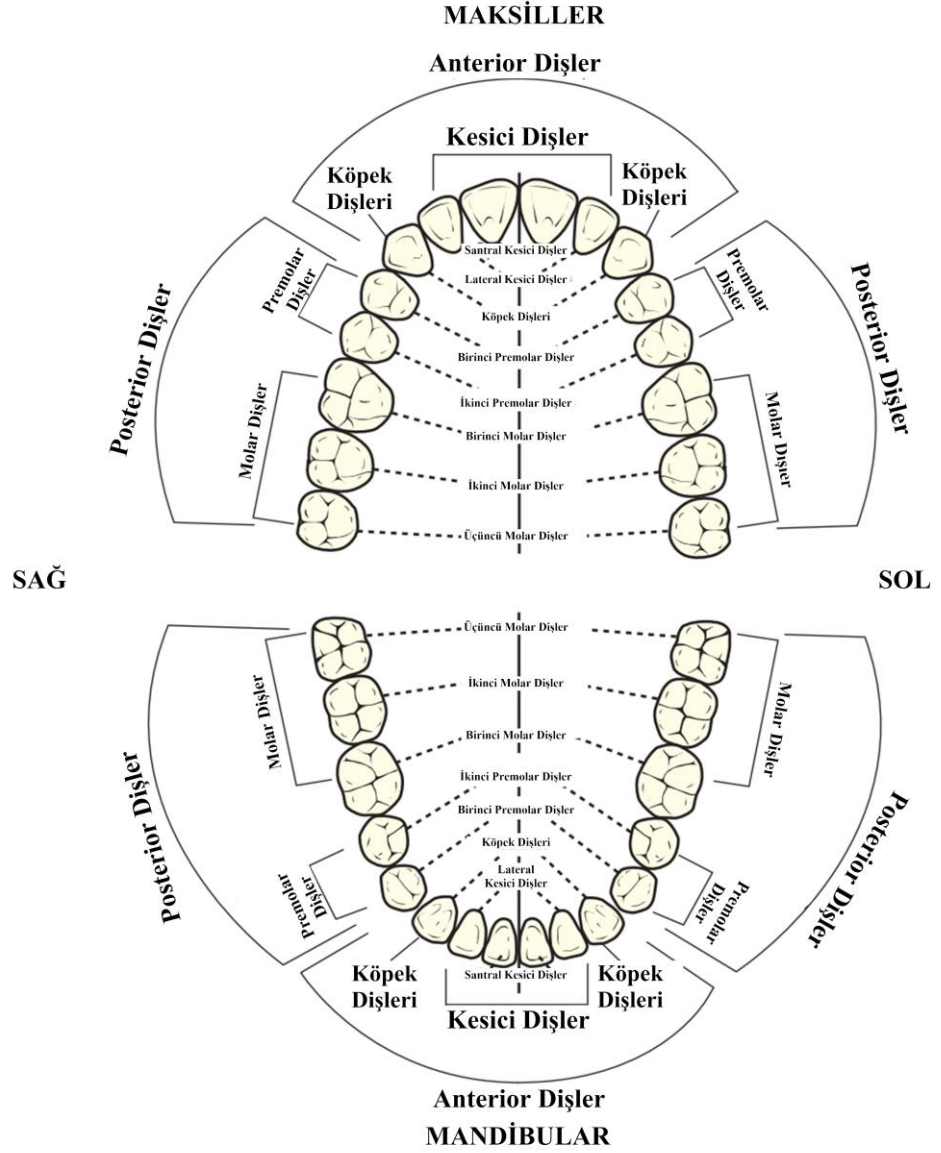


Şekil 2.1. Birincil Dişlerin Anatomisi (Scheid and Weiss, 2012)

### 2.1.2 Daimi (ikincil) dişler

Daimi dişler yetişkinlerde bulunan dişlerdir. Bu dişler 32 tane olup, Şekil 2.2’de gösterildiği gibi bunların 16’sı üst maksiller arkta, geri kalan 16’sı ise alt mandibular arkta yer almaktadır. Daimi dişler her kadranda sekiz tane dişten oluşmakta ve her bir kadranda kesici dişler, köpek dişleri, premolar dişler ve molar dişler olmak üzere dört farklı sınıftan oluşmaktadır. Lokasyona bağlı olarak, her kadranda en önde bulunan iki kalıcı diş kesici diş, bunu takip eden diş köpek dişi, ardından gelen iki diş premolar diş ve son olarak kadranın en arkasında kalan üç diş ise molar diş olarak adlandırılmaktadır. Premolar dişler yalnızca daimi dişler

arasında bulunurlar, süt dişleri arasında premolar dişler yer almazlar (Scheid and Weiss, 2012).



Şekil 2.2. Daimi Dişlerin Anatomisi (Scheid and Weiss, 2012)

Birincil dişlerde olduğu gibi ikincil dişlerde de orta hatta en yakında bulunan kesici diş santral kesici diş olup bunu izleyen kesici diş ise lateral diş olarak adlandırılmaktadır. Köpek dişini izleyen ilk dişe birinci premolar, ikinci dişe ise

ikinci premolar diş denilmektedir. Her kadranda en arkada birinci molar, ikinci molar ve üçüncü molar (ergenlikten sonra sürmesi nedeniyle bazen bilgelik/olgunluk dişi olarak da adlandırılmaktadır) olmak üzere üç azı dişi vardır. Önde bulunan kesici dişlerin ve köpek dişlerinin tamamı anterior dişler olarak adlandırılırken, arkada kalan premolar ve molar dişlerin tamamı ise posterior dişler olarak adlandırılmaktadır (Scheid and Weiss, 2012).

## **2.2 Diş Dokuları**

Diş mine, dentin, sement ve pulpa adı verilen dört dokudan oluşmaktadır. Bunlardan ilk üçü (mine, dentin ve sement) özellikle kalsiyum gibi mineralleri yüksek miktarda içerdikleri için sert yapılardır. Bu dokulardan sadece mine ve sement dişin görünür kısmını oluşturmaktadır (Scheid and Weiss, 2012).

### **2.2.1 Mine**

Mine ameloblast adı verilen özel epitel hücrelerin bir ürünüdür ve anatomik kronun beyaz, koruyucu dış yüzey tabakasını oluşturur. Bu tabaka vücuttaki en sert oldukça kalsifiye ve mineralize olmuş bir tabakadır. Mineral içeriği % 95 kalsiyum hidroksiapatittir. Geri kalan maddeler % 5 su ve mine matrisidir (Scheid and Weiss, 2012).

### **2.2.2 Sement**

Sement, diş kökünün donuk sarı dış tabakasıdır. Sement özellikle servikal hattın hizasında çok ince bir tabaka olup kalınlığı yaklaşık 50 – 100 µm civarındadır. Sement % 65 kalsiyum hidroksiapatit (mineralize ve kalsifiye), % 35 organik madde (kollajen lifleri) ve % 12 sudan oluşmaktadır; bir kemik kadar sert olmakla birlikte mineden oldukça yumuşaktır (Scheid and Weiss, 2012).

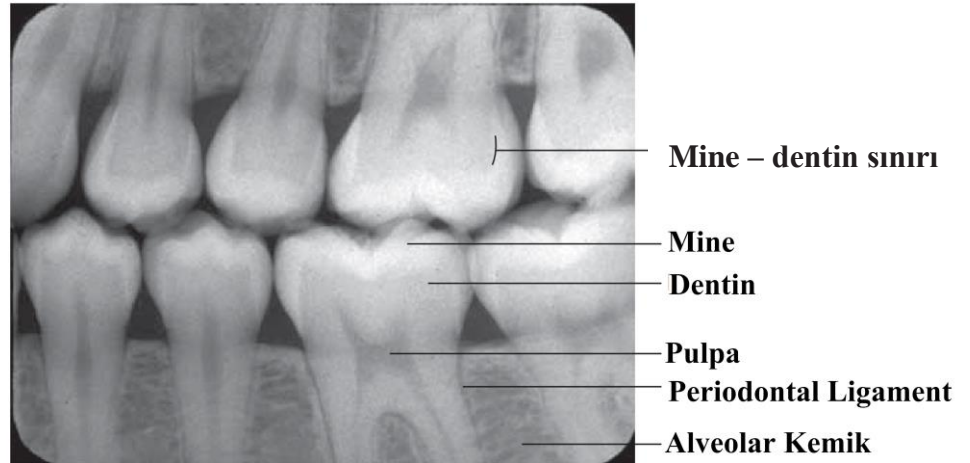
Diş folikülünden (mezoderm) gelişir ve sementoblast adı verilen hücreler tarafından üretilir. Mine-sement sınırı kronun minesini anatomik kökün sementinden ayırır. Bu bağlantı aynı zamanda servikal hat olarak da bilinmekte

olup dişin boynunu veya serviksini çevrelediğini göstermektedir (Scheid and Weiss, 2012).

### 2.2.3 Dentin

Dentin, mine ve sementumun altında yatan sert sarımsı dokudur ve her diş kronu ve kökünün iç kısmının büyük bir kısmını oluşturur. Dişin ortasındaki pulpa boşluğundan krona mine tabakasının iç yüzeyine kökte sementa kadar uzanmaktadır. Dentin, dişin röntgen filminin çekilmesi, mine veya sementin aşınması veya çürüme olması durumları haricinde görünür değildir (Scheid and Weiss, 2012).

Olgun dentin, yaklaşık % 70 kalsiyum hidroksiapatit, % 18 organik madde (kollajen lifleri) ve % 12 sudan oluşur, bu da onu sementten daha sert, ancak mineden daha yumuşak ve daha az kırılğan hale getirir. Dentin, embriyonik dental papilladan (mezoderm) gelişir. Dentini oluşturan hücrelere odontoblast adı verilir ve bu hücreler pulpa ile dentin arasındaki hatta bulunur. Mine - dentin sınırı, minenin dentine katıldığı mine tabakasının iç yüzeyidir. Bu sınır en iyi Şekil 2.3'de verilen bir radyografik görüntüde görülebilir (Scheid and Weiss, 2012).



Şekil 2.3. Dişin bölümlerini gösteren bir radyografik görüntü (Scheid and Weiss, 2012)

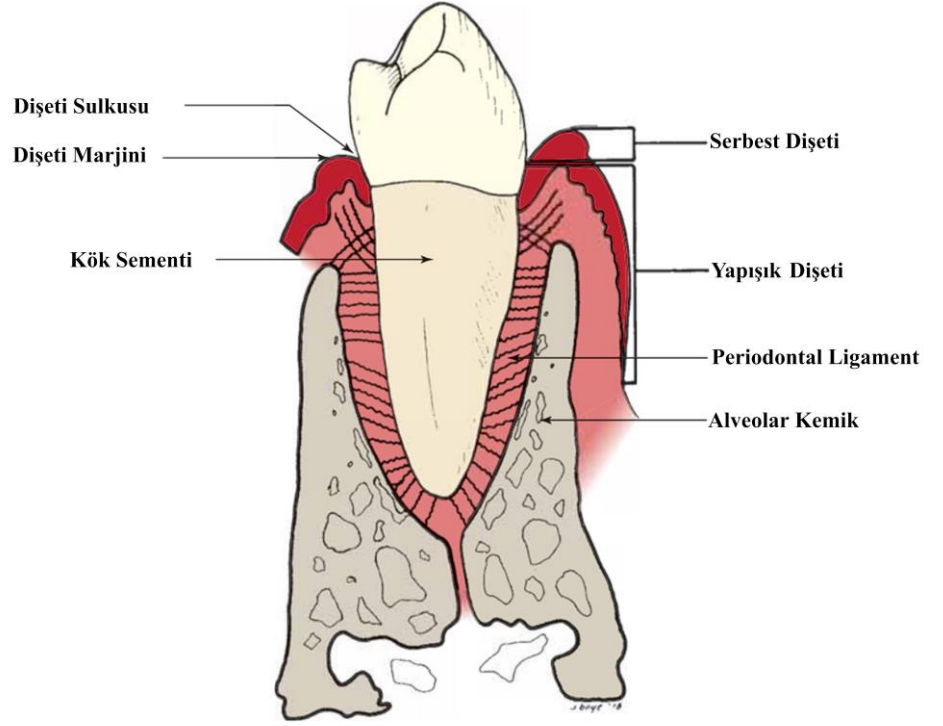
Sementodontinal (veya dentinosemental) sınır, sementin dentin ile birleştiği sementin iç yüzeyidir. Sementum o kadar incedir ki, bir radyografik görüntüde bu sınırı tanımlamak zordur (Scheid and Weiss, 2012).

#### **2.2.4 Pulpa**

Pulpa, kronun ve kökün içindeki pulpa boşluğu olarak adlandırılan boşluk veya boşluktaki yumuşak (kalsifiye veya mineralize olmayan) dokudur. Pulpa boşluğu, bir koronal (pulpa odası) ve bir kök (pulpa kanalı veya kök kanalı) kısımlarından oluşmaktadır. Pulpa boşluğu, apikal foramen adı verilen kök ucunun (apeks) yakınındaki bir delik (veya delikler) dışında dentin ile çevrilidir. Sinirler ve kan damarları pulpaya apikal foraminadan girer. Dentin gibi, diş röntgeni (x-ışını) veya kesitli diş hariç (Şekil 2.3), normal olarak görünmez. Dental papilladan (mezoderm) gelişen pulpa, zengin bir kan damarı ve sinir kaynağı içeren yumuşak bağ dokusudur (Scheid and Weiss, 2012).

#### **2.3 Dişi Çevreleyen Dokular**

Periodonsiyum, dişi çevreleyen alveolar kemik, dişeti, periodontal ligament ve sement tabakası da dahil olmak üzere ağızdaki dişleri destekleyici dokular (Şekil 2.4) olarak tanımlanmaktadır (Scheid and Weiss, 2012).

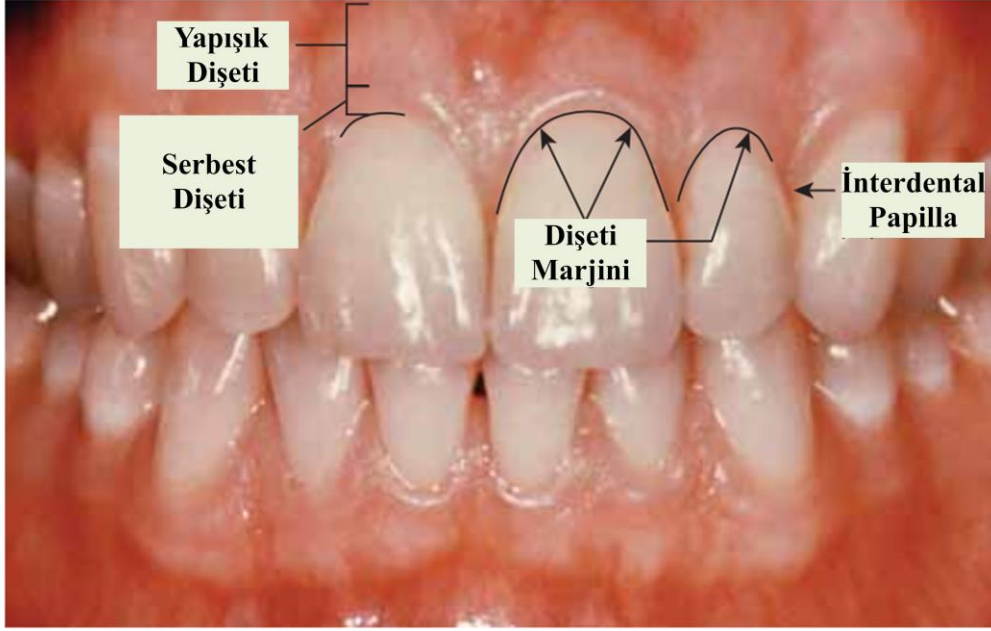


Şekil 2.4. Periodonsiyum Şematik (Scheid and Weiss, 2012)

Periodontal ligament, diş kökünün dış tabakasını (sement ile kaplanmış) her dişi çevreleyen yoğun alveolar kemiğin ince katmanına bağlayan birçok doku lifinden oluşan çok ince bir ligamanttir. Şekil 2.4’de temsil edilen periodontal ligamanın lif grupları büyütülmüş şekilde gösterilmiştir. Ancak aslında bu bağın tüm kalınlığı bir sayfa kalınlığı kadardır (Scheid and Weiss, 2012).

Alveolar kemik, üst (maksiller) veya alt (mandibular) kemiklerin dişlerin köklerini çevreleyen kısmıdır. Dişeti, ağızdaki yumuşak dokunun çene alveolar kemiğini kaplayan kısmıdır ve periodonsiyumun sağlıklı bir ağızda görülen tek bölümüdür. Bir kısmı altta yatan alveolar kemiğe sıkıca bağlıdır ve buna yapışık dişeti denir. Diğer kısmı ise her dişi çevreleyen ve ince bir dişeti tabakası olan serbest (marginal) dişeti olarak adlandırılmaktadır. Sağlıklı bir insanda diş ile çevresindeki serbest dişeti dokusu arasında potansiyel bir boşluk alanı bulunmaktadır ve bu alan dişeti sulkusu olarak tanımlanmaktadır. Dişeti marjini

(Şekil 2.5) (veya serbest diş eti marjini) dişetin dişlerin ısırma veya çiğneme yüzeylerine en yakın kenarıdır (Scheid and Weiss, 2012).



Şekil 2.5. Dişetin Bölümleri (Scheid and Weiss, 2012)

Dişeti sulkusu görsel olarak görülmez, ancak bir periodontal prob ile değerlendirilebilmektedir. Bu sulkus sağlıklı bir insanda ince bir prob yerleştirilerek incelendiğinde sadece 1 ila 3 mm derinliktedir. İnterdental (interproksimal) papilla ise serbest diş eti yakasının dişler arasında uzanan kısmıdır. Sağlıklı bir papilla, iki diş arasındaki boşluğa (interproksimal boşluk) uygundur, bu nedenle bitişik dişlerin temas ettiği yere yakın bir noktaya gelmektedir. Papilla ayrıca diş ipinin dişlerin arasına geçtiğinde sığabileceği gizli bir sulkusa sahiptir (Scheid and Weiss, 2012).

### 3. BİR VAKA: SÜPERNÜMERER DİŞLER

Supernümerer diş (SD) “dental arkın herhangi bir bölgesindeki normal sayının fazlası olarak oluşan embriyojenik dişten gelişen diş veya odontojenik yapı” olarak tanımlanmaktadır (Orner et al., 2010). Bu dişler tek taraflı veya çift taraflı ve tek veya birden fazla olabilirler. Ayrıca iki dental arkın diş taşıma bölgelerinin herhangi bir yerinde meydana gelebilirler. Hem birincil hem de ikincil dişlenmede görülebilen (King et al., 1993) süpernümerer dişler, dental arkın herhangi bir bölgesinde ve en yaygın olarak premaksillada meydana gelebilir. SD oluşumunu açıklamak için önerilen birkaç hipotez vardır ve etiyolojisi belirsizliğini korumaktadır (Anthonappa et al., 2008; Orner et al., 2010).

SD oluşumunu açıklamak için çevresel ve genetik faktörlerin bir kombinasyonu önerilmiştir (Brook, 1984). Süpernümerer dişler, çapraşıklıktan kist oluşumuna kadar çeşitli komplikasyonlara neden olmaktadır. Bununla birlikte, SD'nin konumu bukkal, lingual veya ark içinde olabilmektedir. SD'nin lokalizasyonu, özellikle cerrahi müdahale gerektiğinde, tanı ve tedavide önemli bir rol oynamaktadır (Mallineni et al., 2011). Erken tedavinin daha fazla komplikasyonu önleyebileceği açık olsa da, bazı yazarlar anekdot olarak bu yaklaşımın tehlikeli olduğunu ileri sürmüştür. SD'nin yerinin farklı görüntüleme teknikleriyle ve doğru olarak belirlenmesi çok önemlidir. İntraoral radyograflerin panoramik radyograflerle kombinasyonları genellikle gerekli bilgileri sağlayabilmesine rağmen, bu prosedürler her zaman SD'nin üç boyutlu (3B) ilişkisi hakkında yeterli bilgi sağlamamaktadır (Orner et al., 2010; Mallineni et al., 2011; Anthonappa et al., 2012).

#### 3.1 Epidemiyoloji

Erkekler için SD insidansı (görülme sıklığı) kadınlardan daha yüksektir (Brook, 1974; von Arx, 1992; Rajab and Hamdan, 2002; Küchler et al., 2011). Ancak Backman and Wahlin (2001) kadınlarda insidansın daha fazla olduğunu bildirmiştir (Bäckman and Wahlin, 2001). SD için prevalans değerleri Mongoloid

gruaplarda diğer ırksal gruplardan daha yüksek olarak bildirilmiştir (Niswander and Sujaku, 1963). Anterior bölgedeki konik SD en yaygın SD tipidir. İnsidansı, konumu ve morfolojisi cinsiyete göre değişebilmektedir. Mitchell (1989) çalışmasında, sürekli dişlerde kadınlardaki insidansın erkeklerdeki insidansa 2:1 oranında olduğunu bildirmiştir. Birincil dişlerde ise anlamlı bir fark bulunmamıştır (Mitchell, 1989). SD'nin alt fenotiplerinin de cinsiyete bağlı olarak değiştiiği, erkeklerde orta hat ve premolar bölgelerde görülürken; kadınlarda kesici diş ve köpek dişlerinin bulunduğu bölgelerde daha yaygın olarak görüldüğü de bildirilmiştir (Küchler et al., 2011).

Birçok çalışmada SD insidansında ırksal bir fark olduğu gösterilmiştir. Birincil dişlenmede, beyaz ırk için insidans % 0,1 ila % 1,8 arasında iken; Moğol kökenli, Japonlar için % 0,1, Tayvan'daki Çinli çocuklar için SD prevalansı % 7,8 olarak bulunmuştur (Huang et al., 1992). Sürekli dişlenmede, insidans beyaz ırk için % 0,4 ile % 2,1 arasında değişirken, Güney Çin (Tsai and King, 1998), Japon (Niswander and Sujaku, 1963) ve Amerikan Siyahileri (Harris and Clark, 2008) için % 2,4, % 3,4 ve % 6'dır. Van der Merwe and Steyn (2009), Güney Afrikalı bir maden topluluğunun iskelet kalıntılarında daha yüksek bir SD (% 7) insidansı bildirmiştir (Van der Merwe and Steyn, 2009).

### **3.2 Patogenez**

Farklı yazarlar SD'nin gelişimi hakkında, embriyolojik oluşum sırasında diş tomurcuğunun dikotomisi, diş laminasının hiperaktivitesi ve epitelyal hücre kalıntılarında oluşan dışmerkezliğe dayanan çeşitli açıklamalar yapmıştır. SD etiyolojisinin genetik etkenlerden kaynaklı olduğu düşünülse de Brook (Brook, 1984) hipotezinde SD'nin hem çevresel hem de genetik faktörlerden kaynaklı oluştuğunu savunmuştur.

### 3.2.1 Atavizm

Supernümerer dişler, reversiyon fenomeninin veya atavizmin bir sonucudur. Atavizme göre artı dişler, dentisyonun daha ilkel tiplerine olan filogenetik geri dönüş olup, daha fazla sayıda diş içeren ataların dişlerine geri dönüşü ifade etmektedir (Anthonappa et al., 2013).

### 3.2.2 Dikotomi/Geminasyon

Dikotomi, diş tomurcuğunun eşit büyüklükte normal iki dişe veya biri normal diğeri dismorfik eşit veya farklı büyüklükteki iki parçaya bölünmesi durumudur. Gelişmekte olan diş tomurcuğundaki bölünme SD'ye neden olabilmektedir (Prasada Rao and Chidzonga, 2001).

### 3.2.3 Dental lamina hiperaktivitesi

Epitel kalıntıları, diş papilinin gelişimini hızlandırabilecek ve kontrol edebilecek kadar büyüktür. Epitelyal kalıntılar indüksiyon faktörleri tarafından uyarılırsa, ekstra odontojenik yapının gelişmesine yol açan ekstra bir diş tomurcuğu oluşur (Anthonappa et al., 2013). Dental laminanın lokal ve bağımsız hiperaktivitesinin meydana getirdiği hiperaktif bir dental lamina, SD'nin oluşumunun en kabul görmüş nedenidir (Black, 1909). Bu teoriye dayanarak, ek bir diş tomurcuğunun lingual uzaması ömorfik bir dişe yol açarken, ilkel form, ikincil dişlerin baskısı ile indüklenen dental laminanın epitel kalıntılarının proliferasyonundan kaynaklanmaktadır (Sykaras, 1975).

### 3.2.4 Genetik faktörler

Etkilenen insanların akrabalarında SD sayısının arttığını gösteren yayınlar, SD'nin etiyojisinde ailevi eğilim teorisini desteklemektedir. Niswander and Sujaku (1963) yaptıkları çalışmada, kadınlarda daha az geçişe sahip otozomal resesif bir genin Japon popülasyonunda SD oluşumuna yol açabileceğini öne sürmüştür (Niswander and Sujaku, 1963). X'e bağlı otozomal dominant modun, üç

nesil boyunca kadınlarda meydana geldiği, bu üç nesil boyunca bu durumdan erkeklerin etkilenmediği bildirilmiştir. Kardeşlerde (Mercuri and O'Neill, 1980; Desai and Shah, 2007; Inchingolo et al., 2010), ikizlerde (Sedano and Gorlin, 1969; Schön, 1974; Sharma, 2008; Babacan et al., 2010) ve aile üyelerinde (Batra et al., 2005; Orhan et al., 2006; Wang et al., 2007; Krishnan et al., 2009) SD oluşumu hakkında çeşitli vaka raporları bildirilmiştir.

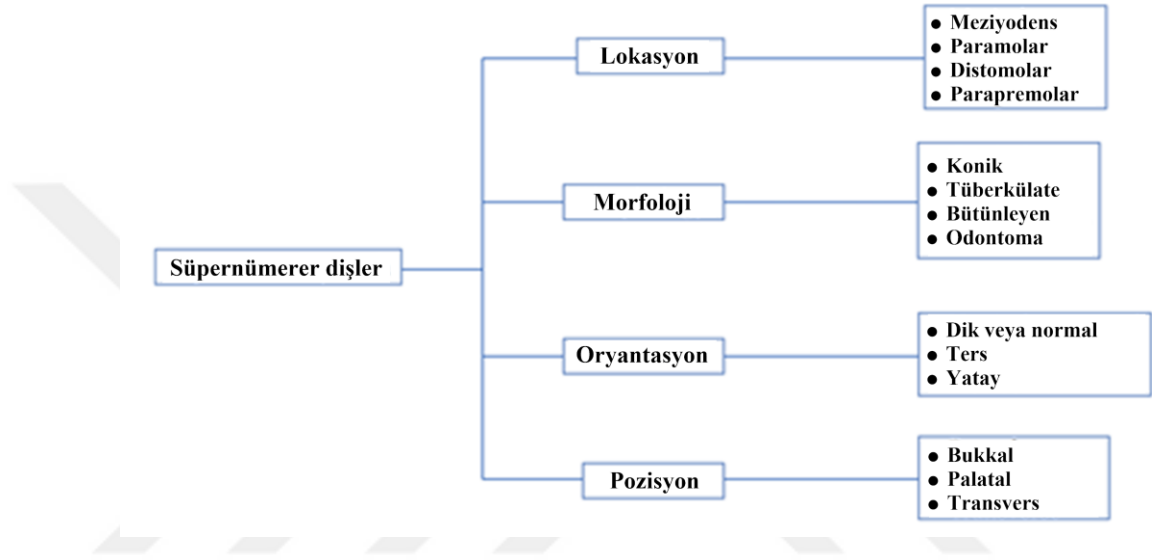
### 3.2.5 İlişkili sendromlar

Süpernümerer dişler Kleidokranial displazi (Lee et al., 1997), Ehlers-Danlos sendromu Tip III (Melamed et al., 1994), EllisVan Creveld sendromu (Cahuana et al., 2004), Gardner sendromu (Grodén et al., 1991), Goldenhar sendromu (Bogusiak et al., 2014), Hallermann-Streiff sendromu (Robotta and Schäfer, 2011), Orofasiyodijital sendrom tip I (Ferrante et al., 2001), İnkontinans pigmenti (Himelhoch et al., 1987), Marfan sendromu (Mallineni et al., 2012), Nance Horan sendromu (Burdon et al., 2003), ve Trichorhinophalangeal sendromu 1 (Momeni et al., 2000) gibi sendromları olan hastalarda da bildirilmiştir.

### 3.3 Sınıflandırma

Süpernümerer dişler morfolojilerine, lokasyonlarına, formlarına ve sayısına göre sınıflandırılmaktadır. Mitchell (1989) süpernümerer dişleri formlarına göre konik, tüberkülate, bütünleyen ve odontoma olmak üzere dört gruba; lokasyonlarına göre meziyodens, paramolar ve distomolar olmak üzere üç gruba ayırmıştır (Mitchell, 1989). Scheiner and Sampson (1997) da süpernümerer dişleri benzer şekilde formlarına göre konik, tüberkülate, bütünleyen ve odontoma olarak gruplandırırken, lokasyonlarına göre meziyodens, paramolar, distomolar ve parapremolar olmak üzere dört gruba ayırmıştır (Scheiner and Sampson, 1997). Meziyodens süpernümerer dişlerin iki santral kesici diş arasında konumlandığı ve bu dişlerin çoğunun da konik yapıda olduğu bildirilmiştir (Lo Giudice et al., 2008). Distomolar süpernümerer dişler üçüncü molar dişe distal olarak yerleşirken, paramolar süpernümerer dişler palatal veya labial olarak bir moların yanında

bulunmaktadır (Nayak et al., 2012). En genel anlamda süpernümerer dişler morfolojilerine göre konik, tüberkülate, bütünleyen ve odontoma; lokasyonlarına göre meziyodens, paramolar, distomolar ve parapremolar; pozisyonlarına göre bukkal, palatal ve tranvers; oryantasyonlarına göre ise dik (normal), ters, transvers ve yatay olmak üzere Şekil 3.1’deki gibi gruplandırılmaktadır.



Şekil 3.1. Süpernümerer dişlerde sınıflandırma (Mallineni, 2014)

Süpernümerer dişler sürekli ve birincil dişlenmede görülebilmekle beraber, birincil dişlenmede daha az sıklıkta ortaya çıkmaktadır. Bu ekstra dişler unilaterale veya bilateral; tek, iki veya daha fazla sayıda; maksillada, mandibulada veya her iki arkta birden oluşabilmektedir. Tek ya da iki süpernümerer dişi olan hastalar değerlendirildiğinde süpernümerer dişlerin premaksillada konumlandığı, birden fazla süpernümerer dişi olan hastaların ise süpernümerer dişlerinin mandibular premolar bölgede olduğu görülmüştür (Scheiner and Sampson, 1997). Yusof (1990) çalışmasında, süpernümerer dişlerin % 60,9’unun mandibulada bunların da % 44,8’inin mandibular premolar bölgede olduğunu bildirmiştir. Meziyodenslerden ayrı olarak, SD’nin çoğunluğu maksiller kesici dişlerin bulunduğu bölgede bildirilmektedir (Yusof, 1990). Birincil dişlenmede süpernümerer dişlerin en sık lateral kesici dişler bölgesinde görüldüğü bildirilmiştir (RAVN, 1971; Järvinen and

Lehtinen, 1981; Humerfelt et al., 1985). İkincil dişlenmede süpernumerer dişlerin maksiller lateral kesici dişler bölgesinde, meziodens bölgesinde, maksiller santral kesici dişler bölgesinde ve biküspid bölgesinde görülme sıklığının sırasıyla % 50, % 36, % 11 ve % 3 olduğu görülmüştür (Luten, 1967). So (1990) çalışmasında süpernumerer diş olgusu bulunan vakaların %86'sında tek, %23'ünde çift ve %1'inden azında ise birden fazla süpernumerer diş olduğunu bildirmiştir (So, 1990).

### 3.4 Komplikasyonlar

Süpernumerer dişlerin varlığı nedeniyle, çapraşıklık, düş sürmesinde gecikme, aralık, kalıcı kesici dişlerin çapraşıklıkları, anormal kök oluşumu, kalıcı kesici dişlerin çıkış yolunda değişiklik, medyan diastema, kistik lezyonlar, intraoral enfeksiyon, rotasyon, bitişik dişlerin kök rezorpsiyonu, hatta burun boşluğunda kesici dişlerin çıkması gibi birçok komplikasyon oluşabilmektedir (Garvey et al., 1999; Asaumi et al., 2004; Proff et al., 2006; Orner et al., 2010).

Süpernumerer dişlere en çok sebep olan durum premaksiller bölgede geç sürmüş ya da sürmemiş dişlerdir (Nik-Hussein, 1990). Maksiler sürekli dişlerin sürmemesinin nedeni olarak ilgili sürekli dişlerin geç sürmesi ve tüberkülat süpernumerer dişler gösterilmektedir (Foster and Taylor, 1969; Bodin et al., 1978; Rajab and Hamdan, 2002).

Bitişik dişlerin kronlarının yer değiştirmesi SD ile ilişkili olgularda yaygın olarak görülmektedir (Howard, 1967). Yer değiştirme miktarı, hafif bir rotasyondan tam yer değiştirmeye kadar değişmektedir (von Arx, 1992). Süpernumerer dişler, birçok rotasyona uğramış kesici dişlere sebep olduğu gibi bazen de hiç sürmez. Kendi kendine düzelme ve doğru hizalamanın sağlanması, nedensel SD'nin erken dönemde eliminasyonunu mümkün kılabilir (Högström and Andersson, 1987).

Herhangi bir SD formu çapraşıklık komplikasyonuna neden olabilmektedir; sürmüş veya sürmemiş SD çoğu zaman çapraşıklığa yol açmaktadır (Khalaf et al., 2005).

Bir diğerkomplikasyon ise kök rezorpsiyonudur. Bitişik dişlerin kök rezorpsiyonu bazen diş canlılığın kaybına yol açmaktadır (Bodin et al., 1978).

Yarık dudak ve damaklı hastalarda SD nedeniyle sekonder alveoler kemik greftleme tehlikeye girebilmektedir. Yarık bölgesindeki sürmemiş SD kemik grefti sırasında çıkarılmaktadır. Yine potansiyel bir implant bölgesinde sürmemiş bir SD varlığı da implant yerleşimini tehlikeye atabilmektedir.

Ektopik SD sürmesi komplikasyonu, birçok çalışmada bildirilmiş olup bunların çoğunluğunun nazal boşlukta olduğu ortaya konmuştur. Klinik olarak, nazal bölgede beyaz bir kitle görülebilmektedir, radyografik olarak diş benzeri bir radyoopasiteye sahiptir (Mansour, 2008; Sanei-Moghaddam et al., 2009).

Geç şekillenen süpernümerer dişler de bir diğerkomplikasyondur. Erken yaşta anterior konik veya tüberkülat süpernümerer diş öyküsü olan hastalarda, geç yaşta tek veya birden fazla süpernümerer premolar gelişme olasılığı % 24'tür (King et al., 1993; Solares and Romero, 2004).

Kist oluşumu da bildirilen komplikasyonlar arasındadır. Dentijeröz kistin yaygın tip olduğu olguların % 11'inde SD'ye bağlı kist oluşumunun görülebilmektedir (Awang and Siar, 1989; Asaumi et al., 2004).

### **3.5 Tanı**

Kesin tanı ve tedaviden önce SD'in klinik ve radyografik olarak varlığının belirlenmesi önemlidir (Scheiner and Sampson, 1997; Mallineni et al., 2011). Orta hat diasteması, yer değıştirme, gecikmiş sürme veya sürmeme, rotasyonlar gibi klinik komplikasyonlar SD'nin tanısını kolaylaştırmaktadır. Tedavi için cerrahi

müdahale gerekliyse, operasyondan önce SD'nin tanısının ve lokalizasyonunun yapılması gereklidir. Sadece panoramik radyografilerin SD'nin tanısında yararlı olmadığı (Anthonappa et al., 2012), SD'nin lokalizasyonunda radyografilerin kombinasyonunun gerekli olduğu da bildirilmiştir. SD'nin lokalizasyonu için en yaygın olarak kullanılan teknikler, dikey tüp kaydırma ve yatay tüp kaydırma teknikleridir (Mallineni et al., 2013).

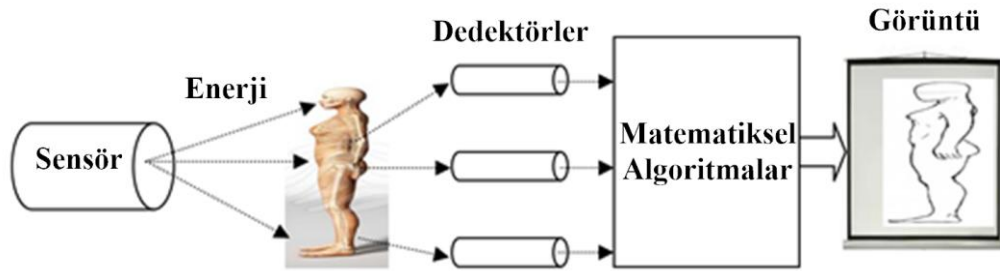
Yakın zamanda, Toureno ve çalışma arkadaşları tedavide hata payını düşürmek için SD'yi iki ve üç boyutta bulmayı ve tanımlamayı sağlayan bir klavuz önermiştir (Toureno et al., 2013).

### 3.6 Tedavi

SD'nin tedavi seçenekleri SD'nin yönlerine ve pozisyonlarına, hastanın yaşına ve ilişkili komplikasyonlarının durumuna bağlıdır. Birçok araştırmacı özellikle SD'nin çıkarılmasının zamanlaması ve SD'nin tedavisi için farklı görüşler ortaya koymuştur. SD'nin tanımlanır tanımlanmaz çıkarılması için iki yaygın görüş vardır (Rotberg and Kopel, 1984). Benzer şekilde, birkaç yazar, SD'nin tanı aldıktan hemen sonra çıkarılmasını önerirken (Munns, 1967; Scanlan and Hodges, 1997), bazı yazarlar aksine ilişkili bir patoloji yoksa SD'nin erken çıkarılmasının, ilişkili bir patoloji yoksa gerekli olmadığını bildirmiştir (Schwartz, 1986). Högström and Andersson (1987), SD'nin tanının ardından çıkarılması veya bitişik dişlerin tam kök oluşumuna kadar beklenmesi gerektiğine dair iki farklı görüş sunmuştur (Högström and Andersson, 1987). Bununla birlikte, cerrahi müdahale için en uygun zamanın ne olduğu hala tartışma konusudur (Patchett et al., 2001). Bitişik dişlere zarar veriyorsa veya başka bir komplikasyona neden oluyorsa, SD'yi genç yaşta çıkarmak çok önem arz etmektedir. Orner et al. (2010), retrospektif bir analize dayanarak SD'nin 6 ila 7 yaşlarında çıkarılmasının ideal olduğunu bildirmiştir (Orner et al., 2010). SD'nin neden olduğu gömülü dişlerin üzerlerinin açılmasına dayanan bazı tedavi seçeneklerinde, diş sürmesi için cerrahi müdahale sırasında ortodontik braket ve zincir yerleştirilmelidir (Foley, 2004).

#### 4. MEDİKAL GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ

Son on yılda, medikal görüntüleme hızlı bir gelişim göstermekte olup daha hassas görüntüleme yapabilen ve daha az invaziv cihazlarla bir devrim geçirmektedir (Angenent et al., 2006). Medikal görüntüleme sistemleri nörobiyoloji ve insan davranışları hakkında daha fazla bilgi edinme aracı olarak düşünülebilir. Medikal görüntüleme sistemlerinin en temel konsepti Şekil 4.1’de gösterildiği gibidir. İnsan vücuduna nüfuz edebilen bir kaynak ya da sensör aracılığıyla enerji vücuttan geçmekte ve dokuların yoğunluğuna ya da atom numaralarına göre farklı seviyelerde emilmekte veya zayıflatılmakta ve sinyaller oluşturulmaktadır. Bu sinyaller, kullanılan enerji kaynağı ile uyumlu özel sensörler tarafından algılanmakta ve matematiksel algoritmalar kullanılarak görüntü formuna dönüştürülmektedir.



Şekil 4.1. Temel Medikal Görüntüleme Konsepti (Kasban et al., 2015)

Hastayı görüntülemek üzere kullanılan enerji kaynaklarına göre değişen birçok farklı görüntüleme tekniği bulunmaktadır. Bu teknikler, doğrudan hastanın içinden geçen bir sinyale dayanmaktadır. Bu sinyaller hastanın dokuları ile etkileşime girmekte ve çıkan sinyalin görüntü formuna dönüştürülmesi ile hastanın içi görüntülenebilmektedir. Günümüzde en çok kullanılan medikal görüntüleme teknikleri arasında X-Işını Radyografisi, X-Işını Bilgisayarlı Tomografisi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme Sistemi (MR), Ultrason, Elastografi, Optik Görüntüleme, Radyonüklid Görüntüleme (Sintigrafi, Pozitron Emisyon Tomografisi (PET) ve Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (SPEC/BT)),

Termografi ve Terahertz Görüntüleme sayılabilir. 2010 yılına kadar dünya çapında 5 milyar tıbbi görüntüleme çalışması gerçekleştirilmiştir (Roobottom et al., 2010).

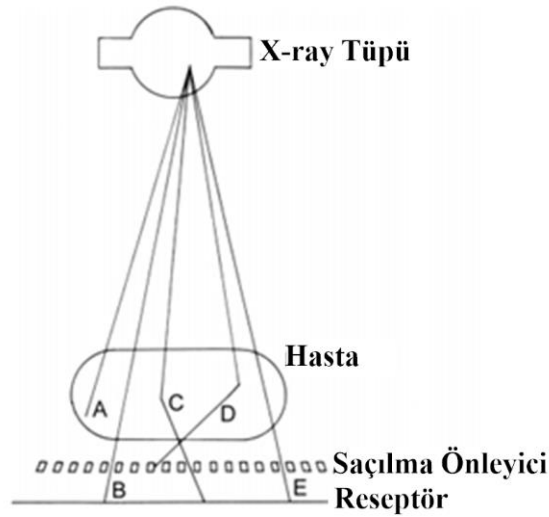
Radyografi 1895 yılında Röntgen tarafından bulunmuştur ve radyografinin medikal kullanımı, Röntgen'in X-Işını nedeniyle fotoğrafik bir plaka üzerinde karısının elinin bir resminin oluştuğunu görmesiyle keşfedilmiştir. BT bir görüntüleme tekniği olarak 1963'te Cormack tarafından tarif edilmiştir. 1972'de Hounsfield ilk klinik BT tarayıcısını sunmuştur (Hounsfield, 1973). O zamandan beri klinik X-Işını BT, tıbbi görüntüleme devrim yaratmıştır ve X-Işınının keşfinden bu yana radyolojideki en büyük ilerleme olarak tanımlanabilir. MR ile ilgili araştırmalar 1970'lerin başında başlamış ve ilk MR prototipleri 1980'de test edilmiştir. Sonografi bir tanı aracı olarak ilk beyin hücrelerinin lokalizasyonu için 1942'de sunulmuş ve 1965'te gerçek zamanlı görüntüleme amacıyla kullanılmıştır. Günümüzde tıbbi Sonografi birçok farklı uygulamada kullanılmaktadır. Dokudaki düzgün olmayan alanları tespit etmek için 1991'de Elastografi geliştirilmiştir (Ophir et al., 1991). Son zamanlarda, dokuları çeşitli farklı koşullarda incelemek için farklı Elastografi türleri (Ultrason Elastikiyet Görüntüleme, Manyetik Rezonans Elastikiyet Görüntüleme, Optik Elastikiyet Görüntüleme veya Dokusal Görüntüleme) kullanılmaya başlamıştır.

Tıbbi tanı tekniği olarak ışığı kullanma fikri, optik spektroskopide teorik ve deneysel ilerlemeler sonucunda son yıllarda yeniden gözden geçirilmiştir. Nükleer tıp 1936'da, John Lawrence'ın lösemiye tedavi etmek için yapay bir Radyonüklid olarak hastalarında fosfor-32'yi ilk kez uyguladığı zaman başlamıştır. Nükleer tıbbın yaygın klinik kullanımı 1950'lerin başında, Radyonüklid hakkında bilginin çoğalması, radyoaktivitenin tespiti ve biyokimyasal süreçleri izlemek için belirli Radyonüklidin kullanılmasıyla başlamıştır. 1980'lerde, kalp hastalığının teşhisinde kullanılmak üzere radyofarmasötikler tasarlanmıştır. SPECT'in gelişimi, kalbin üç boyutlu rekonstrüksiyonunun ve nükleer kardiyoloji alanının kurulmasına yol açmıştır. Nükleer tıptaki son gelişmeler arasında ilk PET tarayıcının icadı bulunmaktadır. Günümüzde PET / BT ve MR / PET tarayıcılar gibi tam entegre sistemler kullanılmaktadır. Klinik termografi, 1960'lardan beri farklı tıbbi durumlar

için bir tanı aracı olarak kullanılmaya başlamıştır. Bu teknolojinin geliştirilmesi ile cilt yüzeyinde bulunan bir artış veya azalma ile karakterize edilen termal anormalliklerin saptanması mümkün olmaktadır. Terahertz (THz) görüntüleme 1995 yılında biyomedikal kullanım için başlamış (Hu and Nuss, 1995) ve o zamandan beri görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaktadır. THz hala gelişmekte ve daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

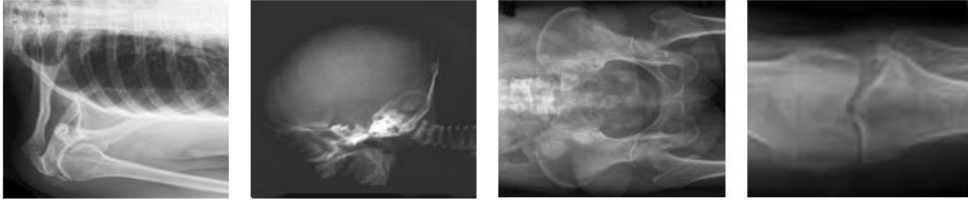
#### 4.1 X-Işını Radyografisi

Radyografi, nesnelere görüntülemek için X-ışını gibi iyonlaştırıcı elektromanyetik radyasyonu kullanan bir tanı tekniğidir. X-ışını katılara nüfuz edebilen ve gazı iyonize edebilen yüksek enerjili bir elektromanyetik radyasyondur; 0,01 ila 10 nanometre arasında bir dalga boyuna sahiptir. Medikal görüntülemede X-ışını vücuttan geçmekte, farklı dokuların yoğunluğuna ve atom sayısına göre farklı seviyelerde emilmekte veya zayıflatılmaktadır (Beutel et al., 2000; Seibert and Boone, 2005; Ritman, 2005; Spahn, 2013), X-ışını profili, Şekil 4.2’de gösterildiği gibi görüntü oluşturan bir dedektöre kaydedilmektedir.



Şekil 4.2. X-ışını radyografisi çalışma prensibi (Kasban et al., 2015)

X ışını túbünün içindeki sistemde, filaman teli elektrik akımı ile ısıtıldığında filaman telinden elektronlar yayılır. Döner bir metal anot, elektronları etkiler ve filaman telinde alternatif bir akım oluşturur. X ışınının yayıldığı anot alanına odak noktası denir. Kullanılan foton enerjileri 17-150 KeV arasında değişmekte olup belirli bir uygulama veya doku için tercih edilen, kabul edilebilir radyasyon dozu ile ulaşılabilir görüntü kontrastı arasında bir optimizasyon yapılır. Şekil 4.3’de, bazı X-ışını görüntülerinin örnekleri görülmektedir.



Şekil 4.3. X-ışını görüntü örnekleri(Kasban et al., 2015)

X-ışını radyografinin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Non-invaziv, hızlı ve ağrısızdır.
- Medikal ve cerrahi tanı ve tedavi planlamayı destekler.
- Tümörleri tedavi etmek veya kan pıhtılarını çıkarmak için tıbbi personeli vücudun içine kateter veya stent yerleştirirken tıbbi personeli yönlendirir.

X-ışını radyografinin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalındığından kanser gelişme olasılığını artırır.
- Katarakt, cilt kızarması ve saç dökülmesi gibi, nispeten yüksek düzeyde radyasyona maruz kaldığında ortaya çıkan doku yan etkileri oluşabilir.

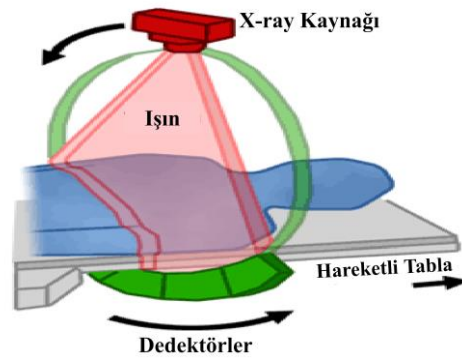
X-ışını radyografinin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- X-ışını radyografisinin kayropraktik, diş vb. birçok uygulaması mevcuttur.

- Vücuttaki mide, bağırsak ve kolon gibi organların hareketini göstermek için kullanılan floroskopi radyografileri, kalbin ve beynin kan damarlarını incelemek için kullanılabilir.
- Bir kırığın tipini ve kapsamını belirlemek için, aynı zamanda akciğerlerdeki patolojik değişiklikleri tespit etmek için ve mide ve bağırsakların yapısını görselleştirmek için projeksiyon radyografileri kullanılmaktadır.
- Meme dokusunun teşhisinde ve taranmasında mamografi kullanılmaktadır.
- Kemik densitometresi kullanılarak kemiklerdeki mineral içeriği ve yoğunluğu tespit edilebilmektedir.
- Artrografi ile eklemlerin içi görülebilmektedir.
- Rahim ve Fallop tüplerinin incelenmesi için histerosalpingografi kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015)

#### 4.2 X-Işını Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı Tomografi (BT) (Hiriyannaiah, 1997; Claesson, 2001; Xu and Tsui, 2014) , insan vücudunun kesit görüntülerini üreten, X-ışını ekipmanı, bir bilgisayar ve bir katot ışın tüpü ekranını kullanan bir teşhis teknolojisidir. BT tarayıcının içinde, bir tarafa monte edilmiş bir X-ışını tüpü ve karşı tarafa monte edilmiş bir röntgen tüpü bulunan dönen bir çerçeve vardır. X-ışını tüpü ve dedektörü Şekil 4.4'de gösterildiği gibi hastanın etrafında döndürülmekte ve hastaya bir X-ışını demeti gönderilmektedir.



Şekil 4.4. BT çalışma prensibi (Kasban et al., 2015)

X-ışını tüpü ve dedektörü her tam dönüş yaptığında, bir kesit görüntüsü elde edilir. X-ışını tüpü ve dedektörü bu rotasyonu yaparken, dedektör zayıflatılmış X-ışını demetinin çok sayıda profilini alır. Taranan her kesitin iki boyutlu görüntüsü bu profillerin bilgisayar tarafından yeniden yapılandırılmasıyla oluşmaktadır. Üç boyutlu BT, spiral BT (Jiang et al., 2003) kullanılarak oluşturulabilmekte olup spiral BT tek bir pozisyonda hasta anatomisi ile bir veri hacmi elde edebilmektedir. Bu hacim veri seti daha sonra karmaşık yapıların üç boyutlu (3B) görüntülerini sağlamak için bilgisayarla yeniden yapılandırılmaktadır. Ortaya çıkan 3B BT görüntüleri, tümör kitlelerinin üç boyutta görüntülenmesine yardımcı olmaktadır. Son zamanlarda, solunum hareketlerinden kaynaklanan sorunların üstesinden gelmek için dört boyutlu (4B) BT kullanılmaya başlanmıştır. 4B BT organ hareketliliği hakkında hem boyutsal hem de zamansal bilgi üretmektedir. BT taramalarının bazı örnekleri Şekil 4.5’de gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Örnek Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri(Kasban et al., 2015)

Bilgisayarlı tomografinin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Non-invaziv, hızlı ve ağrısızdır.
- Yüksek boyutsal çözünürlük mümkündür.
- Damarlar görüntülenebilmektedir.
- Arteriyel kateter ve kılavuz telin invaziv olarak yerleştirilmesini önlemektedir.

Bilgisayarlı tomografinin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalındığından kanser gelişme olasılığını artırır.
- Gerçek zamanlı bilgi vermez.
- İntralüminal anormallikler tespit edilememektedir.
- Kontrast madde uygulandığından alerjisi olan hastalarda kullanılamamaktadır.
- Yumuşak doku kontrastının düşük olduğu yerlerde daha az kontrast çözünürlüğü vermektedir.

Bilgisayarlı tomografinin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- İnsan vücudunun beyin, sinüs, yüz kemikleri, diş, omurlar, servikal, eller, bilek, dirsek, omuz, kalça, diz, ayak bileği ayağı, böbrek yolu gibi birçok bölümünün incelenmesi sağlanmaktadır.
- Hastalık, travma ve anormallikler teşhis edilebilmektedir.
- Girişimsel veya terapötik prosedürlerin planlanması ve yönlendirilmesinde kullanılmaktadır.
- Tedavinin etkinliği izlenebilmektedir (kanser tedavisi) (Kasban et al., 2015).

#### 4.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

BT'nin yüksek maliyetli olması, sınırlı erişimi ve yüksek radyasyon maruziyeti dolayısıyla diş hekimliğinde daha çok Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) kullanılmaktadır. İlk kez Japonya'da Arai ve çalışma arkadaşlarının (Arai et al., 1999) ve İtalya'da Mozzo ve çalışma arkadaşlarının (Mozzo et al., 1998) bağımsız olarak yürüttükleri çalışmalar ile ortaya çıkan bu teknoloji, oral ve maksillofasiyal uygulamalar için BT gibi üç boyutlu inceleme sağlarken 2B görüntülemeye kıyasla daha hassas görüntüleme yapmaktadır (Venkatesh and Venkatesh Elluru, 2017).

### 4.3.1 Çalışma prensibi

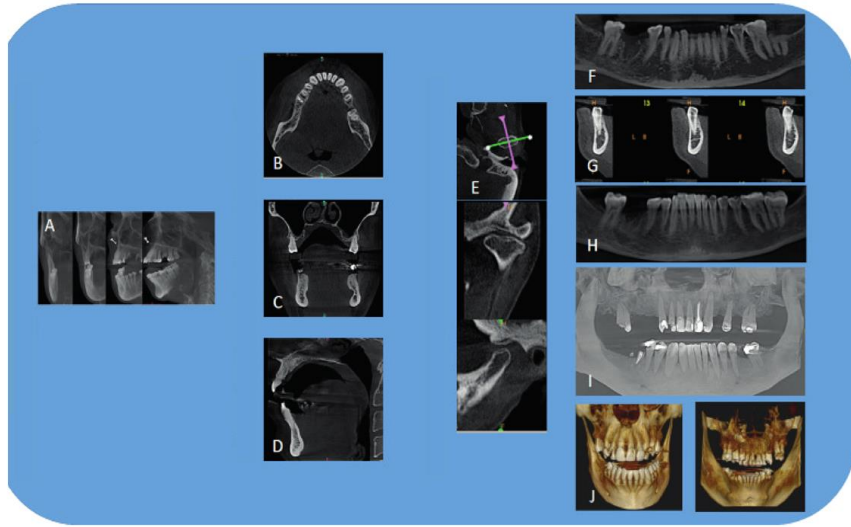
Fan şekilli X ışını ışını kullanan geleneksel BT ekipmanı, bir dizi eksenel düzlem dilimi yakalamakta veya eksenel düzlem üzerinde sürekli bir spiral hareket ile görüntüleme yapmaktadır. Bir KIBT cihazı ise (Şekil 4.6), konik ışın demeti kullanmakta ve hastanın tek bir dönüşte tam hacim görüntüsünün elde edildiği bir katı hal sensöründen oluşmaktadır.



Şekil 4.6. KIBT Cihazı Şematik (Venkatesh and Venkatesh Elluru, 2017)

KIBT, geleneksel BT'de bulunan dilim dilim görüntüleme tekniği yerine tanımlı anatomik hacmi (tam dental / maksillofasiyal hacim veya sınırlı bölgesel ilgi alanı) tek seferde alan bir görüntüleme sistemidir. Bu tek tarama (döndürme) BT'de bulunan yığılmış eksenel dilimlerin aksine planlanan verileri (lateral sefalometrik görüntülere benzer, her biri marjinal olarak dengelenen 180-1024 2B görüntü) yakalamakta ve emilen x-ışını dozu BT'ye kıyasla 6 ila 15 kez azaltılmaktadır. Üreticilere bağlı olarak, KIBT ekipmanının tarama süresi yaklaşık 5 ila 40 saniye arasında değişmektedir. KIBT'nin X-ışını parametreleri, normal çalışma aralığında 90-120 kVp'de 1-15 mA olup bu değerler panoramik radyografi ile benzerdir. Oysa BT, 120-150 mA ve 220 kVp'de çalışmakta olup bu değerler KIBT'e göre oldukça yüksektir. Yakalanan 2D görüntüler rekonstrükte

edilmek üzere bilgisayara aktarılmakta ve eksenel, koronal ve sagittal düzlemlerde 1: 1 oranında görüntülemenin sağlanması için modifiye Feldkamp algoritması kullanılarak anatomik hacme dönüştürülmektedir. Veriler, diğer üçüncü parti görüntüleme yazılımlarıyla iletişim ve kullanım kolaylığı sağlayan DICOM (Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim) formatında oluşturulmaktadır. KIBT ekipmanlarının çoğu, temel 3B görüntüleme araçlarını içeren kullanıcı dostu görüntüleme yazılımı ile birlikte gelmektedir. Bu üçüncü parti yazılımlar cerrahi kılavuzlarının hazırlanmasını, sanal çalışma prototiplerinin oluşturulmasını ve lazerle üretilen modellerin hazırlanmasını sağlamak amacıyla da kullanılmakta, bu da tanı sürecini, tedavi planını ve tedavinin uygulanmasını kolaylaştırmaktadır (Danforth and Miles, 2007; Howerton and Mora, 2008). Rekonstrükte edilmiş görüntüler (Şekil 4.7), radyologlar tarafından yorumlanmakta, değerlendirilmekte, teşhis ve tedavi planlaması amacıyla ölçülmektedir (Venkatesh and Venkatesh Elluru, 2017).



Şekil 4.7. KIBT ile elde edilen örnek görüntüler (Venkatesh and Venkatesh Elluru, 2017)

### 4.3.2 Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin geleneksel bilgisayarlı tomografiden üstünlükleri

Yüksek radyasyon dozu, maliyet, güç erişilebilirlik, daha uzun tarama süresi, düşük çözünürlük ve yorumlama güçlüğü BT'nin diş hekimliğinde kullanımını sınırlamıştır. Geleneksel BT ile karşılaştırıldığında Oral ve Maksillofasiyal görüntüleme için bir dizi potansiyel avantaj sağlayan KIBT ile bu sorunların bir kısmı aşılabilir (White and Pharoah, 2014).

KIBT cihazı, santral X-ışını hüzmesini ilgilenilen alana toplayarak ışınlama alanını azaltmaktadır. Bu prosedür, hastaya gereksiz maruziyeti azaltmakta ve görüntü kalitesini düşürebilecek dağınık radyasyonu en aza indirmektedir. KIBT sistemleri, tarama veya taramalardan alınan maksimum görüntüleme alanına (FOV) göre sınıflandırılmaktadır (Gutierrez et al., 2005; Palomo and Palomo, 2009; White and Pharoah, 2014).

Geleneksel BT'de vokseller anizotropik (her üç düzlemde de farklı boyutlu) iken KIBT cihazlarında vokseller izotropiktir (her üç düzlemde eş boyut). BT'de voksel yüzeyleri  $0.625 \text{ mm}^2$  kadar küçük olabirse de, derinlikleri genellikle 1-2 mm mertebesindedir. KIBT'de ise çözünürlük 0,4 mm ile 0,075 mm aralığındadır. KIBT'nin bu milimetre altı çözünürlüğü, implant yerinin değerlendirilmesi ve ortodontik analizler için gerekli hassasiyeti karşılamakta olup oral ve maksillofasiyal uygulamalardaki ölçümler için uygundur (Scarfe et al., 2006; Razavi et al., 2010).

3B görüntülemenin eldesi için KIBT teknolojisinde kullanılan tek rotasyon, 5 ila 40 saniye arasında değişen tarama süresi ile panoramik radyografideki tarama süresine benzerdir. Tarama süresinin kısa olması, hasta hareketi nedeniyle oluşan artefaktların önüne geçebilmektedir (White and Pharoah, 2014).

KIBT ekipmanının kategorisine ve modeline ve FOV'a göre belirlenen etkili doz (E) 29-477  $\mu\text{Sv}$  arasında değişmektedir (Ludlow et al., 2003; Mah et al., 2003;

Schulze et al., 2004; Ludlow et al., 2006; Ludlow et al., 2007). Ayrıca, hastanın konumunun değiştirilmesi (çenenin yatırılması) ve kişisel korumanın (tiroid yaka) ek kullanımı ile dozun % 40'a kadar azaltılması sağlanabilmektedir. KIBT, panoramik bir X-ışınının 5 ila 74 katı eşdeğer bir hasta radyasyon dozu sağlamaktadır (Ludlow et al., 2006; Ludlow et al., 2007). KIBT'de hastaya, konvansiyonel BT ile oral ve maksillofasiyal görüntüleme için rapor edilen hasta dozunun % 98.5 ila % 76.2'si kadar daha az radyasyon uygulanmaktadır (Schulze et al., 2004).

Ortogonal düzlemlerde birbiriyle ilişkili görüntüler sağlamanın yanı sıra, KIBT veri setleri kavisli, eğik düzlemsel reformasyon (distorsiyonsuz simüle edilmiş panoramik görüntüler) ve seri kesitsel reformasyon sağlamak üzere nonortogonal olarak bölümlenebilmektedir. Bu özellikler, karmaşık oral ve maksillofasiyal anatomi göz önüne alındığında çok önemlidir (Scarfe and Farman, 2008; White and Pharoah, 2014).

Artefakt baskılama algoritmalarının mevcudiyeti ve artan projeksiyon sayısı, esas olarak çeneleri ve dişleri görmeyi amaçlayan ikincil rekonstrüksiyonlarda düşük metal artefakt seviyesinin eldesini mümkün kılmaktadır (Cohnen et al., 2002).

### 4.3.3 KIBT'nin kısıtları

Her ne kadar KIBT diş hekimliği alanına hızlı bir giriş yapmış olsa da, şu anda "konik ışın" projeksiyon geometrisi, dedektör hassasiyeti ve kontrast çözünürlüğü ile ilgili dezavantajlara sahiptir. KIBT görüntülerinin netliği artefaktlardan, gürültüden ve zayıf yumuşak doku kontrastından etkilenmektedir (Venkatesh and Venkatesh Elluru, 2017).

Artefakt, görüntü üzerinde incelenen özne ile ilgisi olmayan herhangi bir bozulma veya hatadır. Bu, KIBT'nin görüntü kalitesini bozmakta ve dento-alveoler bölgedeki yapıların yeterli şekilde görüntülenmesini sınırlamaktadır.

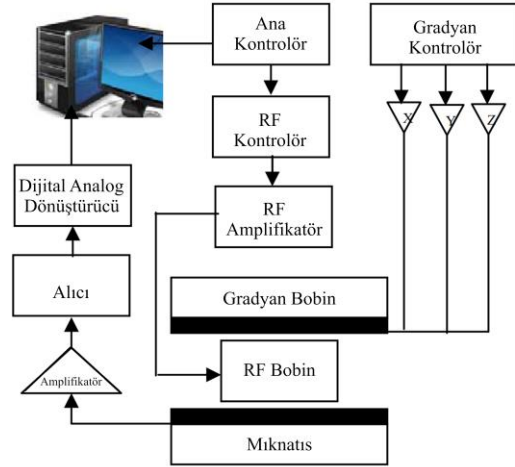
Artefaktlar, ışın sertleşmesi, hasta ile ilgili artefaktlar (rekonstrükte edilen görüntünün kesilmesine neden olan hasta hareketi), tarayıcı ile ilgili artefaktlar (dairesel veya halka şeklinde) ve koni ışınıyla ilgili artefaktlardan kaynaklanabilmektedir (Schulze et al., 2011).

Gürültü, KIBT taraması sırasında büyük hacmin ışınlanmasından dolayı, saçılmış ışınım üreten dokularla ağır etkileşimlere neden olmakta ve bu da dedektörlerde nonlinear atenüasyona yol açmaktadır. Bu ilave x-ışını saptaması gürültü olarak adlandırılmakta ve görüntünün bozulmasına neden olmaktadır (Endo et al., 2001).

KIBT üniteleri geleneksel BT makinelerine göre belirgin derecede daha az yumuşak doku kontrastına sahiptir. KIBT'nin kontrast çözünürlüğünü sınırlayan üç faktör vardır; bunlar artan görüntü gürültüleri, x-ışını demetinin sapması ve çok sayıda düz panel dedektör tabanlı artefaktlardır (Wiegert et al., 2004; Farman, 2009).

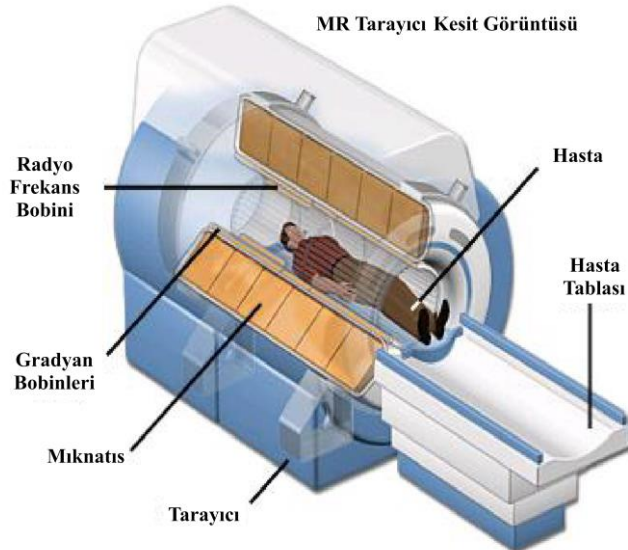
#### **4.4 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MR)**

MR, vücut dokularını görüntülemek ve vücut kimyasını izlemek için manyetik ve radyo frekans alanları kullanan bir tanı teknolojisidir (Stella Atkins and Mackiewich, 1998; Caiani et al., 2006; Mehmood et al., 2013). Morfolojik değişiklikleri görselleştirmek için kullanılan MR, hastalıklı doku tarafından sunulan ortamın özelliği olan proton yoğunluğu ve manyetik spin gevşeme sürelerindeki değişiklikleri tespit etme yeteneğine dayanan bir görüntüleme tekniğidir. MR tarayıcı Şekil 4.8'de görüldüğü üzere bir ana mıknatıs, bir manyetik alan gradyan sistemi ve bir Radyo Frekansı (RF) sistemi olmak üzere üç ana bileşenden oluşur.



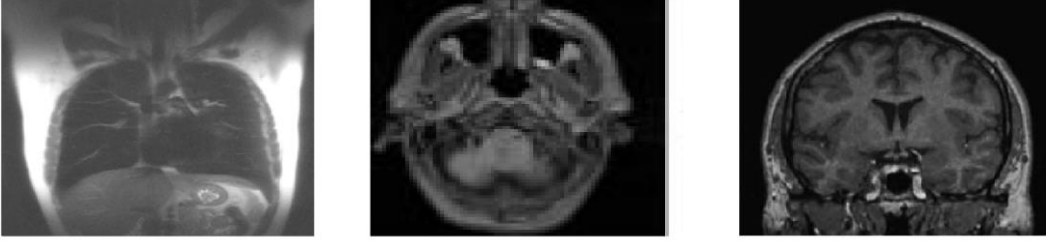
Şekil 4.8. MR cihazı şematik gösterimi (Kasban et al., 2015)

Ana mıknatıs, manyetik alan oluşturan kalıcı bir mıknatıstır. Manyetik alan gradyan sistemi normalde sinyal lokalizasyonu için gerekli olan üç dikey gradyan bobininden oluşur. RF sistemi (Şekil 4.9), spin sistemini uyaran bir verici bobinden ve manyetizasyonu elektrik sinyallerine dönüştüren bir alıcı bobinden oluşmaktadır.



Şekil 4.9. RF Sistemi şematik gösterimi (Kasban et al., 2015)

Sinyaller, MR tarayıcı tarafından ölçülür ve bilgisayar aracılığıyla bu sinyallerden görüntüler oluşturulur. Örnek MR görüntüleri Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Örnek MR görüntüleri (Kasban et al., 2015)

Yakın zamanda, beynin aktif bir bölümündeki metabolik değişiklikleri ölçmek için yeni bir MR görüntüleme prosedürü (fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme) tasarlanmıştır (Nan et al., 1999; Svensén et al., 2000; Gautama et al., 2003; Meyer and Chinrungrueng, 2003; Strother, 2006; Lindquist, 2008; Ng et al., 2009; Seshamani et al., 2014).

MR görüntülemenin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Noninvaziv ve ağrısızdır.
- İyonlaştırıcı radyasyon olmadan görüntüleme yapılmaktadır.
- Yüksek uzamsal çözünürlüğe sahiptir.
- Operatörden bağımsızdır.
- Akışı ve hızını ölçme yeteneğine sahiptir.
- Kontrast madde kullanmadan (gebelik alerjisi) yapılabilmektedir.
- Yumuşak doku kontrastı daha iyidir.

MR görüntülemenin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Nispeten daha düşük hassasiyete sahiptir.
- Tarama ve sonradan işleme süresi uzundur.

- Gerçek zamanlı bilgi vermez.
- Lümen içi anormallikler saptanamamaktadır.
- Bazı insanlara klostrifobik hissettirebilir.
- Hareketsiz kalamayan küçük çocuklar için sedasyon gerekebilir.
- Nispeten daha pahalıdır (Kasban et al., 2015).

MR görüntülemenin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Beyin ve omurilik anormalliklerinin incelenmesinde kullanılmaktadır.
- Vücudun çeşitli bölgelerindeki tümörleri, kistleri ve diğer anormallikleri incelemek için kullanılmaktadır.
- Eklem yaralanmaları veya anormalliklerinin incelenmesinde kullanılmaktadır.
- Karaciğer ve diğer karın içi organların hastalıklarının incelenmesinde kullanılmaktadır.
- Kadınlarda pelvik ağrının nedenlerinin araştırılmasında kullanılmaktadır.
- Vücuttaki sağlıklı dokuyu bulmak için kullanılmaktadır.
- Ameliyatın planlanmasında kullanılmaktadır.
- Kolateral damarları incelenmesinde kullanılmaktadır.
- İntra ve ekstra kranial görüntüleme kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015).

#### 4.5 Ultrasonografi

Ultrasonografi, Megahertz mertebesinde yüksek frekanslı geniş bant ses dalgalarını kullanan, doku tarafından değişen derecelerde yansıtılan bu ses dalgaları ile tıbbi görüntüler üreten bir tanı teknolojisidir (Szabo, 2004; Deserno et al., 2009; Øvland, 2012; Sahuquillo et al., 2013). Ultrason transdüseri, hastanın ilgilenilen bölgeye yakın olan bölgesine cilt üzerine yerleştirilmektedir. Transdüser, vücuda nüfuz eden ve iç organlardan yansıyan yüksek frekanslı ses dalgaları üretmektedir. Transdüser, organların iç yapılarından yansıyan ses dalgalarını algılamaktadır.

Farklı dokular bu ses dalgalarını farklı şekilde yansıtmakta ve bu dalgalar ultrason makinesi tarafından alınmakta ve canlı resimlere dönüştürülmektedir. Elde edilen gerçek zamanlı hareketli görüntü, drenaj ve biyopsi prosedürlerini yönlendirmek için kullanılabilir. Gelişen teknolojiyle üretilen yeni tarayıcıların doppler yetenekleri sayesinde, arterler ve damarlardaki kan akışının değerlendirilmesi de sağlanmaktadır. Şekil 4.11’de, bazı örnek ultrason görüntüleri gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Örnek Ultrason Görüntüleri (Kasban et al., 2015)

Ultrasonografinin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Noninvaziv ve ağrısızdır.
- İyonlaştırıcı radyasyon olmadan görüntüleme yapılmaktadır.
- Yüksek çözünürlüğe sahiptir.
- Gerçek zamanlı görüntüleme yapılabilir.
- Akış değişikliklerini, intra ve ekstra lümen anormalliklerini tespit etmeye duyarlıdır.
- Akış hızı ölçme yeteneğine sahiptir.
- Solunum fazlarının kontrolü sağlanabilir.

Ultrasonografinin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Standart kuralları yoktur.
- Operatöre bağlı olarak görüntüleme değişebilir.
- Zaman alan bir prosedürdür.
- Toplardamarların görüntülenmesi sağlanamamaktadır.

- Hidrasyon durumundan etkilenmektedir.
- Ses dalgalarının ilerlemesi mümkün olmadığından sert dokuların (kemiğin) görüntüsünü almak zordur.

Ultrasonografinin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Hamilelik sırasında fetüsün gelişimini kontrol etmek için kullanılmaktadır.
- Tiroid ve paratiroid bezleri, lenf düğümleri ve tükürük bezleri de dahil olmak üzere baş ve boyundaki birçok yapı görüntülenebilmektedir.
- Pankreas, aort, inferior vena kava, karaciğer, safra kesesi, safra kanalları, böbrekler ve dalak gibi karın içi organların görüntülenmesinde kullanılmaktadır.
- Sinirlerin yakınına lokal anestezi çözeltilerin enjeksiyonunda rehberlik etmektedir.
- Kalp ventriküllerinin ve kapakçıklarının fonksiyonunun kontrolünde kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015).

#### 4.6 Elastografi

Elastografi, biyolojik dokuları normal dokulara kıyasla sertliklerine (elastikiyetlerine) göre tespit eden, invaziv olmayan bir tıbbi görüntüleme tekniğidir (Tyagi and Kumar, 2010; Doyley and Parker, 2014). Elastografik görüntüleme, ultrason elastografi, manyetik rezonans elastografi, optik elastografi veya dokusal elastografi olmak üzere farklı şekillerde uygulanmaktadır. Ultrason Elastografi, elastografik görüntülemeyi gerçekleştiren ilk teknoloji olup, yumuşak dokuların biyomekanik özelliklerinin görüntülenmesinde ve klinik teşhis uygulamalarında geniş çapta incelenmiştir (Ophir et al., 1999; Sarvazyan et al., 2011; Gennisson et al., 2013; Rivaz et al., 2014). MR Elastografi, yumuşak dokuların mekanik özelliklerini, manyetik rezonans dalgaları kullanarak ölçen sistemlerdir (Yin et al., 2007; Huwart et al., 2008; Asbach et al., 2010; Mariappan et al., 2010; Schmitt et al., 2013). MR Elastografi, MR taramasını kesme dalgalarına duyarlı hale getirmek için nabız dizisindeki gradyan dalga formunu kullanarak

çalışmaktadır. Kesme dalgaları, cildin yüzeyindeki elektromekanik transdüser tarafından üretilmektedir. Mekanik uyarma ve harekete duyarlı gradyan aynı frekanstadır. Optik Elastografi, Elastografik ölçüm yapmak için optik koherens tomografiyi kullanan sistemlerdir (Schmitt, 1998; Sampson et al., 2013; Pan et al., 2014; Kennedy et al., 2014). İnsanlarda optik koherens elastografiyi kullanılabilir kılmak için dairesel piezoelektrik bir yükleme transdüseri tasarlanmış, böylece eş zamanlı bir görüntü elde edilebilmektedir (Kennedy\* et al., 2009). Dokunsal görüntüleme (Hoshi et al., 2010; Tiwana et al., 2012), dokunma duyusunu dijital bir görüntüye çeviren tıbbi bir görüntüleme yöntemidir. Dokunsal görüntülemede görüntü uygulanan deformasyon altında yumuşak doku yüzeyi üzerindeki basıncın bir fonksiyonudur. Dokunsal görüntüleme, elle palpasyonu taklit etmektedir, çünkü yüzüne monte edilmiş bir basınç sensörü dizisine sahip cihazın probu, muayene sırasında insan parmaklarına benzer şekilde hareket etmekte ve bu prob tarafından yumuşak doku hafifçe deforme edilirken oluşan basınç paternindeki değişiklikler tespit edilmektedir.

Elastografinin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Noninvaziv ve ağrısızdır.
- İyonlaştırıcı radyasyon olmadan görüntüleme yapılmaktadır.
- Sonuçlar hızlı bir şekilde elde edilebilmektedir.
- Yüksek hassasiyetli 2B zaman kaydırma tabanlı gerinim tahmin teknikleri kullanılmaktadır.
- Transmural gerinimin ayrıntılı bir haritasını elde etmek için yüksek çerçeve hızına sahiptir.

Elastografinin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Elastografiden uygulanan basıncın artırılması elastografinin hem görüntülerini hem de elastikiyet değerlerini etkilemekte ve bu durum yanlış tanıya neden olabilmektedir.

- Anormal büyümlerden etkilenen dokularda sertliğe neden olan tıbbi durumlardan muzdarip olma durumu söz konusu olabilmektedir.
- Düşük çözünürlüğe sahiptir.

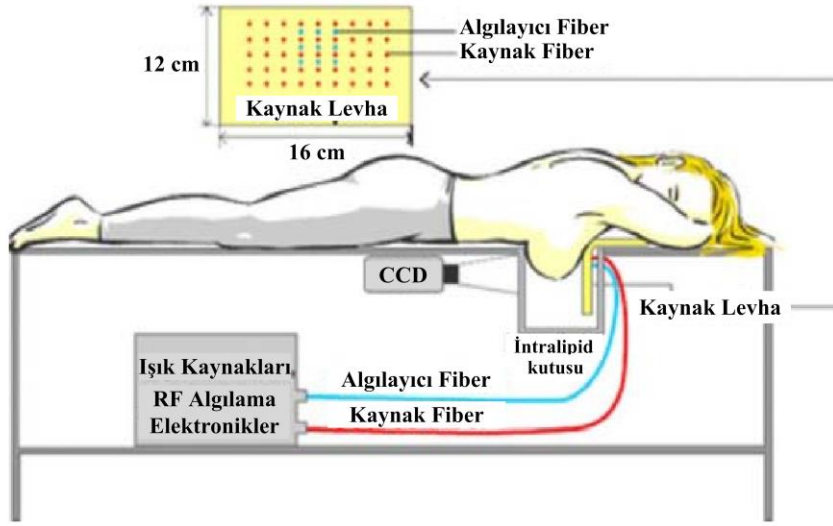
Elastografinin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Karaciğer hastalığının, özellikle sirozun saptanması ve değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.
- Yumuşak dokuların incelenmesinde kullanılmaktadır.
- Kardiyak döngünün çeşitli aşamalarında kalp kasının mekanik yanıtının ölçülmesi sağlanmaktadır.
- MR Elastografi, yaşlanma ile ilişkili olarak kasların materyal özelliklerindeki değişiklikleri incelemek için kullanılmaktadır.
- Meme kanseri tanısında MR Elastografi kullanılmaktadır.
- Kas materyali özelliklerini belirlemek için Ultrason Elastografisi kullanılmaktadır.
- Plantar Fasyanın sertliğini belirlemek için Ultrason Elastografisi kullanılmaktadır.
- Prostat, meme, vajina ve pelvik taban destek yapılarının ve kaslardaki miyofasyal tetik noktalarının görüntülenmesinde dokusal görüntüleme kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015).

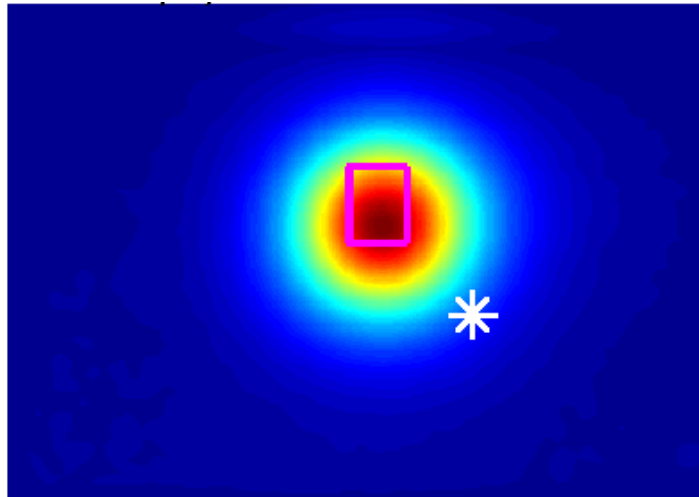
#### 4.7 Optik Görüntüleme

Optik görüntüleme, canlı vücuttaki hücresel ve moleküler fonksiyonu göstermek için ışığı kullanan noninvaziv bir teknolojidir. Optik görüntüleme, ışığın dağınık bir şekilde yayıldığı derin dokularda problama için güçlü bir araç olarak kabul edilmektedir (Garofalakis et al., 2007; Saouli and Mansour, 2011). Bu teknikte bilgi doku bileşimi ve biyomoleküler işlemlerden elde edilmektedir. Kontrast, sinyal sağlayan ekzojen ajanların kullanımından veya optik imzalara sahip endojen moleküllerden türetilmektedir. Işık dağınık bir şekilde yayılmakta ve

ışığın farklı doku bileşenleri ile etkileşimi, doku anormalliklerinin veya patolojik süreçlerin görüntülenmesini sağlamaktadır (Yodh and Chance, 1995). Meme kanserinin incelenmesi için ticari olarak kullanılan optik görüntüleme sistemi Şekil 4.12’de ve örnek bir görüntü Şekil 4.13’de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. Meme kanserinin incelenmesinde kullanılan optik görüntüleme sistemi (Kasban et al., 2015)



Şekil 4.13. Optik Görüntüleme ile elde edilen örnek bir görüntü (Kasban et al., 2015)

Optik görüntülemenin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Noninvaziv ve ağrısızdır.
- İyonlaştırıcı radyasyon olmadan görüntüleme yapılmaktadır.
- Tümör özellikleri, hasta yüzüstü pozisyonda dururken görüntülenebilmektedir.
- Uzunlamasına ölçümler belirli bir süre içinde yapılabilir.
- Farklı emilimleri veya saçılmaları nedeniyle yumuşak dokular arasında ayırım yapma potansiyeline sahiptir.
- Doğal kromoforlar tarafından spesifik absorpsiyon, fonksiyonel bilgilerin elde edilmesini sağlamaktadır.

Optik görüntülemenin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Meme dokusunda ışık yayılımının yaygın doğası nedeniyle düşük uzaysal çözünürlüğe sahiptir.
- Meme dokusunda su kan konsantrasyonuna, kan oksijenasyonuna ve lipit konsantrasyonuna duyarlıdır.

Optik görüntülemenin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Hemodinamiğin araştırılmasında kullanılmaktadır (Culver et al., 2003).
- Tümörlerin saptanmasında kullanılmaktadır (Ntziachristos and Chance, 2001).
- Beynin fonksiyonel görüntülemesinde kullanılmaktadır (Benaron et al., 2000).
- Meme kanserinin taranmasında kullanılmaktadır.
- Kemik sağlığını taranmasında kullanılmaktadır.
- Dişlerin, diş etlerinin ve çenelerin taranmasında kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015).

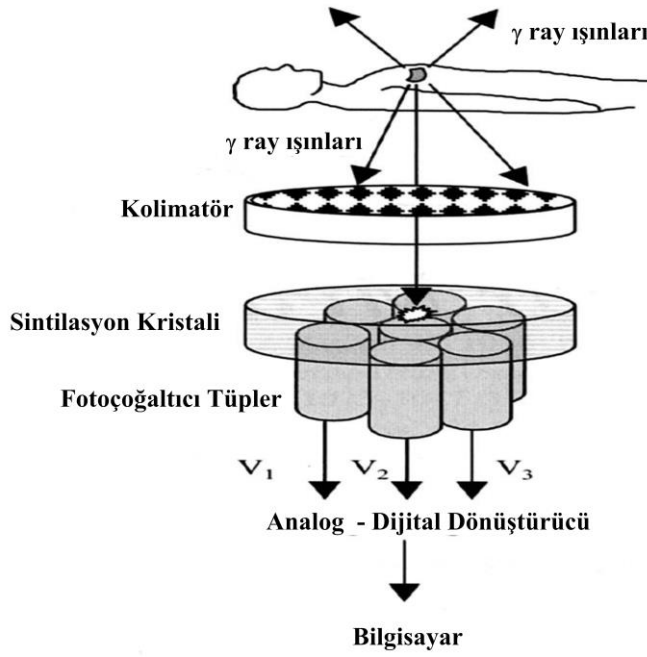
## 4.8 Radyonüklid Görüntüleme

Radyonüklid görüntüleme veya nükleer tıp, iç bedeninin görüntülerini üretmek için az miktarda radyoaktif madde kullanan bir teşhis teknolojisidir. Az miktarda düşük seviyeli radyoaktif izotoplar enjeksiyon veya ağız yoluyla hastaya verilmektedir. Bu izotoplar, radyoaktif materyali emen spesifik organlara, kemiklere veya dokularla etkileşime girmektedir. Bir organ veya doku radyoaktif materyali emdiğinde, özel radyasyon dedektörleri tarafından tespit edilebilen emisyonlar üretmektedir. Tarayıcı, emisyonları görüntüye dönüştüren bir bilgisayar kullanmaktadır. Radyonüklid görüntüleme Sintigrafi (Klutmann et al., 1999; Lee et al., 2001; Larsson, 2005; Kraft and Havel, 2012), SPECT (Larsson, 2005; Madsen, 2007; Rahmim and Zaidi, 2008; Kulkarni, 2009; DePuey, 2012; Marin et al., 2014) ve PET (Anon, 1998; Rahmim and Zaidi, 2008; Abdul et al., 2010) olmak üzere 3 farklı şekildedir ve bu teknikler arasındaki karşılaştırma Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Planar Sintigrafi, bazı radyoaktif maddelerin bir hastaya ağızdan veya enjeksiyonla uygulanmasından ardından bu radyoaktif maddelerin kısa bir süre veya kalıcı olarak biriktirildiği bir organ üzerinde görüntüleme yapmaktadır.  $Tc^{99m}$  gibi radyoizotop, hazırlandıktan sonra 2 saat içinde ve en geç 6 saat içinde kullanılmaktadır. Önerilen  $Tc^{99m}$  dozu 20 ila 25 milisuridir (Nikpoor, 2009). Görüntüleme öncesi hastanın hidrasyonu faydalı olup, hastanın izotop enjeksiyonu ile görüntüleme arasında 4 ila 6 bardak su içmesi önerilmektedir. Görüntüleme süresi yaşa bağlıdır; 20 yaşından küçük hastalarda, enjeksiyondan 2 saat sonra görüntüleme yapılırken, yaşlı hastalarda daha iyi görüntü kalitesi sağlamak için 3 ila 4 saatlik bir gecikme önerilmektedir.

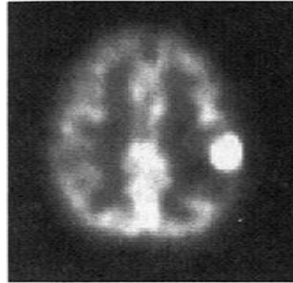
Tablo 4.1. Radyonüklid Görüntüleme Tekniklerinin Karşılaştırması (Kasban et al., 2015)

	Planar Sintigrafi	SPECT	PET
Kaynak	Radyoizotop, her seferinde rastgele bir yönde bir foton üreten gamma bozunması üretir.	Radyoizotop gamma bozunması üretir.	Radyoizotop pozitron bozunması üretir.
Metodoloji	X-ışınına benzer, ancak hastadan yayılan gama ışınlarını kullanır, fotonlar yalnızca tek yönde yakalanır.	X-ray BT'ye benzer şekilde, birden çok yönde fotonlar yakalanır.	Birden çok yöndeki projeksiyonlar yakalanır. Pozitron bozunması, aynı anda iki zıt yönde iki foton üretir.
Dedektör	Gamma Sintilasyon Kamerası	Projeksiyon verilerini farklı açılardan elde etmek için dönen gamma kamerası.	İki fotonu aynı anda zıt yönlerde algılamak için özel çakışma algılama devresi.

Dağılımlarının paterni, organın büyüklüğü ve vücuttaki normal veya anormal pozisyonu hakkında teşhis açısından faydalı bazı sonuçların çıkarılmasını sağlamaktadır. Şekil 4.14’de, planar sintigrafinin temel bileşenleri ve Şekil 4.15’de ise yakalanan görüntünün bir örneği gösterilmiştir.



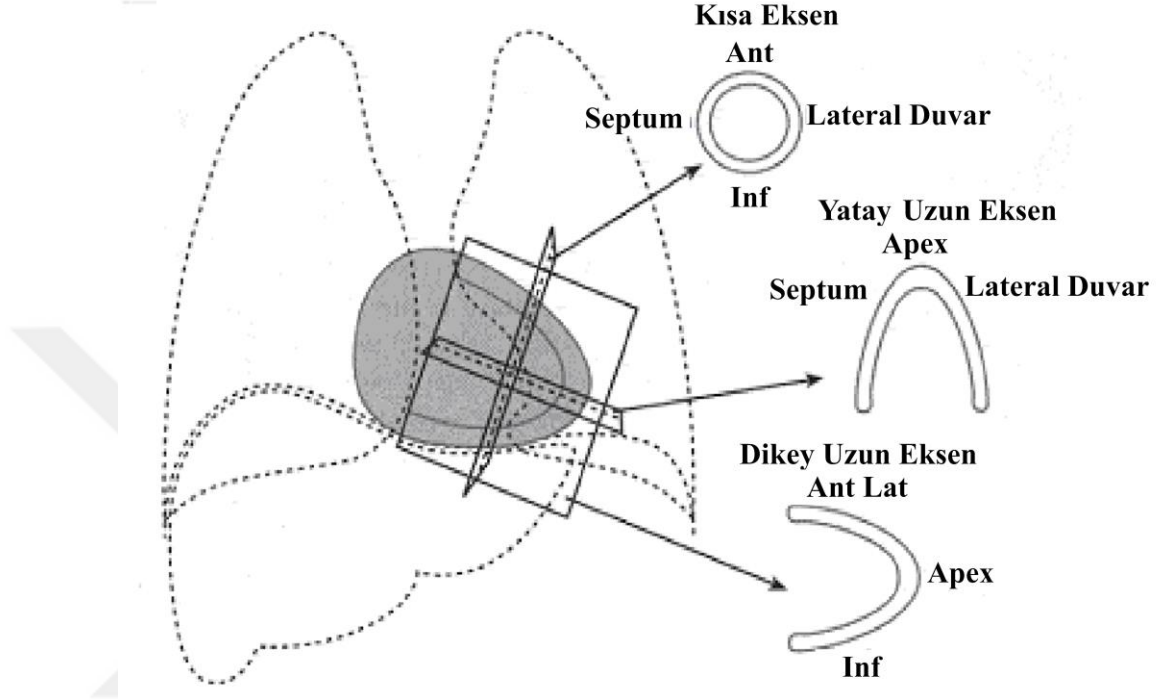
Şekil 4.14. Planar Sintigrafinin Temel Bileşenleri (Kasban et al., 2015)



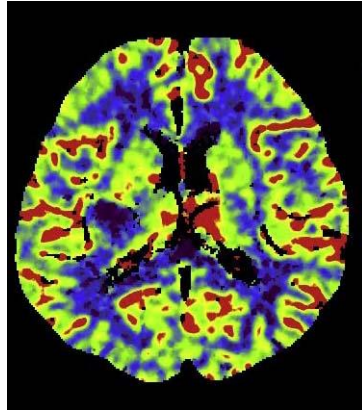
Şekil 4.15. Örnek bir Sintigrafi Görüntüsü (Kasban et al., 2015)

Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi (SPECT), bozduğunda en az bir gama ışını yayan atomlarla etiketlenmiş ilaçlara dayanan bir görüntüleme tekniğidir. Gama ışınları normalde her yönde eşit olarak yayıldığından, dedektörün önünde yalnızca dedektör yönünde yayılan gama ışınlarının kaydedilmesine izin veren bir kolimatör kullanılmaktadır. Dedektörü hastanın etrafında hareket ettirerek  $360^\circ$  görüntü elde edilmektedir. Görüntü üretilmesinde yayılan gama ışınlarını

yayıldıkları yöne doğru izlemek için matematiksel yöntemler kullanılır. Şekil 4.16'da, SPECT'in temel prensibi ve Şekil 4.17'de yakalanan görüntünün bir örneği gösterilmiştir.

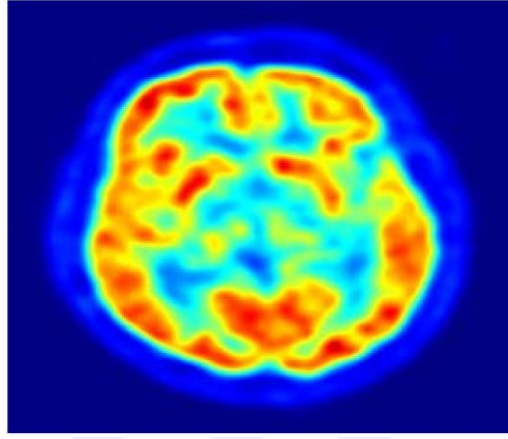


Şekil 4.16. SPECT temel prensibi (Kasban et al., 2015)



Şekil 4.17. SPECT ile elde edilmiş beyin görüntüsü (Kasban et al., 2015)

PET, SPECT'e çok benzer bir tekniktir, çünkü her ikisi de bir hastalığın metabolizması hakkında bilgi sağlamaktadır. PET görüntülemeye kullanılan izotoplar pozitron emisyonu ile bozunur. Yayılan pozitron, birbirine zıt yönlerde ilerleyen iki fotonun üretilmesiyle imha reaksiyonuna girmeden önce çok az bir mesafe kat eder. Anilasyonun (imha reaksiyonu) lokalizasyonu, hastanın iki tarafına iki detektör yerleştirilerek gerçekleştirilmektedir. Örnek bir PET görüntüsü Şekil 4.18'de gösterilmiştir.



Şekil 4.18. Örnek bir PET görüntüsü (Kasban et al., 2015)

Son zamanlarda, bir görüntü üzerinde ilişkilendirilecek ve yorumlanacak iki farklı muayeneden elde edilen bilgileri yakalamak için özel görünümler üretmek amacıyla PET görüntülerini BT görüntülerini veya MR görüntülerini birleştiren görüntü füzyonu teknikleri kullanılmaya başlamıştır. Bu teknikler daha kesin bilgi ve doğru teşhis sağlamaktadır (Catana et al., 2006; Judenhofer et al., 2007; Jacene et al., 2008; IAEA, 2008; Pichler et al., 2010; Carstensen et al., 2011; Strååt et al., 2013; Ömür et al., 2014; Makris et al., 2014).

Radyonüklid görüntülemenin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Genellikle son derece doğru ve spesifik olan işlevsel bilgiler sağlamaktadır.
- İlgilenilen sistem hakkında genel bir görüş sağlamaktadır.
- Dokuya özgü kontrastı yüksektir.

- Bir kanserin ne kadar yayıldığı ve tedavinin ne kadar iyi çalıştığı kontrol edebilmektedir (Kasban et al., 2015).

Radyonüklid görüntülemenin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- İyonlaştırıcı radyasyon kullanılmakta ve hasta belirli bir süre boyunca radyoaktif hale getirilmektedir.
- Nispeten düşük uzamsal çözünürlüğe sahiptir.
- Yüksek maliyetli (ekipman ve izotop üretimi) sistemlerdir.
- Radyoaktif maddelerin işlenmesinde ekstra özen gerekmektedir.
- Bazı insanların klostrifobik hissetmelerine neden olabilmekte, bu da sedasyon ihtiyacını doğurmaktadır (Kasban et al., 2015).

Radyonüklid görüntülemenin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Kanserlerin teşhisinde (meme, servikal, kolorektal, özofagus, baş ve boyun, akciğer, lenfoma, melanom, pankreas, tiroid ve diğerleri) kullanılmaktadır.
- Tedavinin potansiyel etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.
- Kardiyovasküler hastalıkların teşhisinde kullanılmaktadır.
- Alzheimer hastalığının, Parkinson hastalığının, demansın, epilepsinin ve diğer nörolojik hastalıkların teşhisinde kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015).

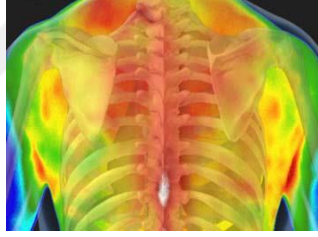
#### **4.9 Kızılötesi Termografi**

Termografi, vücudun fizyolojik süreçlerini haritalamak için kızılötesi kullanan bir teşhis teknolojisidir. Cildin dış sıcaklığının kan dolaşımına bağlı olması esaslı ile bu görüntüleme sisteminde cildin yüzey sıcaklığı ölçülmektedir. Kızılötesi tıbbi termografi, cildin yüzeyindeki küçük, dinamik sıcaklık değişikliklerini ( $0,05^{\circ}\text{C}$ ) tespit etmeye duyarlı sistemlerdir (Kerr, 2003). Klinik termografi (Lahiri et al., 2012; Hildebrandt et al., 2012), vücudun yüzeyindeki sıcaklık dağılımının bir görüntüsünü (termogram) oluşturmak için sıcaklığı

kaydetmektedir. Ticari olarak kullanılan bir kızılötesi termografi görüntüleme sistemi Şekil 4.19’da, örnek bir kızılötesi görüntüsü ise Şekil 4.20’de gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Ticari Kızılötesi Termografi Görüntüleme Sistemi (Kasban et al., 2015)



Şekil 4.20. Örnek Kızılötesi Termografi Görüntüsü (Kasban et al., 2015)

Kızılötesi termografinin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Noninvaziv ve ağrısızdır.
- İyonlaştırıcı radyasyon olmadan görüntüleme yapılmaktadır.
- Düşük maliyetli sistemlerdir.
- Vücuttaki dinamik fizyolojik değişiklikleri gözlemlemek için uygundur.
- Ağrı ve hastalığın bağlantılarını ve nedenlerini çok erken bir aşamada tanımlayabilme yetisine sahiptir.

- Düşük işlem süresine sahip olup, tek bir görüntüde bir saniye içinde binlerce sıcaklık noktası kaydedilebilmektedir (Kasban et al., 2015).

Kızılötesi termografinin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Yetersiz uzamsal çözünürlüğe sahiptir.
- Kalibrasyonu zor sistemlerdir (Kasban et al., 2015).

Kızılötesi termografinin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Vücudun iltihaplı bölgelerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.
- Meme görüntüleme termografisi, kadınlara başka hiçbir prosedürün sağlayamayacağı bilgi sunmaktadır ancak meme termografisi mamografinin veya başka bir meme görüntüleme sisteminin yerine kullanılmaz veya bunlara alternatif bir görüntüleme tekniği değildir (Kasban et al., 2015).

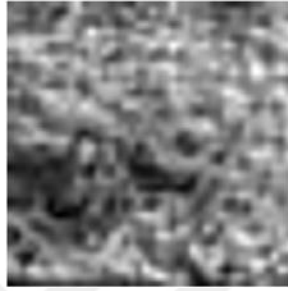
#### 4.10 Terahertz Görüntüleme

Terahertz (THz) radyasyonu, 300 GHz ve 3 THz frekanslara sahip milimetre altı (1 mm – 0,1 mm) elektromanyetik spektrum olarak tanımlanmaktadır ve benzersiz görüntüleme yeteneği vaat eden nispeten yeni ve genişleyen bir alandır. THz elektromanyetik radyasyonunun sudaki yüksek emilimi nedeniyle, yansıtıcı THz görüntülemenin daha önceki iletim tabanlı sistemlere göre belirgin avantajları vardır. Kullanılan ticari bir THz medikal probu Şekil 4.21’de gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Ticari THz Medikal Probu (Kasban et al., 2015)

THz görüntüleme, prob ışını numune ile etkileşmekte ve algılanan sinyal prob lazeri ve THz radyasyonu ile birleştirilerek elde edilmektedir. Nesnenin görüntüsü THz radyasyonunun seçici emilimi sayesinde oluşturulmaktadır. Dedektör sinyalleri almakta ve numuneyi tarayarak bir görüntü oluşturmaktadır (Berry et al., 2003; Mueller, 2003). Şekil 4.22’de, domuz derisinden pürüzlü yüzey saçılımının bir örneğini gösterilmiştir.



Şekil 4.22. Domuz derisinden elde edilmiş pürüzlü yüzey saçılımının bir örneği (Kasban et al., 2015)

Terahertz görüntülemenin avantajları aşağıda sıralanmıştır:

- Güvenlidir ve iyonlaştırıcı radyasyon olmadan görüntüleme yapılmaktadır.
- Suyun titreşim modlarına benzersiz şekilde duyarlıdır.
- THz radyasyonu, THz fotonlarının uzun dalga boyu nedeniyle birçok malzemeye nüfuz edebilmektedir (Kasban et al., 2015).

Terahertz görüntülemenin dezavantajları aşağıda sıralanmıştır:

- THz dedektörleri, zayıf sinyal-gürültü oranı ve yavaş işleme ile karakterizedir.
- Yayıncılar sadece inkohherent ve düşük parlaklığa sahip THz radyasyonu üretmektedir (Berry et al., 2003).
- THz, kriyojenik çalışma sıcaklıkları gerektirmektedir (Balocco et al., 2010).
- Sağlıklı ve patolojik dokular arasında düşük kontrasta sahiptir (Kasban et al., 2015).

Terahertz görüntülemenin medikal uygulamaları aşağıda sıralanmıştır:

- Kanserlerin saptanmasında kullanılmaktadır (cilt, meme ve kolon) (Taylor et al., 2011).
- Diş kronunun görüntülenmesinde kullanılmaktadır (Kasban et al., 2015).
- Farklı in-vitro ve bazı in-vivo biyolojik dokular üzerinde yapılan tıbbi görüntüleme deneylerinde kullanılmış ve bu dokulardaki bazı özelliklerin farklılaştırılmasında ümit verici sonuçlar göstermiştir (Davoudi, 2009).

#### 4.11 Medikal Görüntüleme Tekniklerinin Karşılaştırılması

Medikal görüntüleme sistemleri 3 kavram açısından karşılaştırılabilir. Bunlardan ilki, uzamsal çözünürlük ve daha iyi kontrast ile temsil edilebilen görüntü kalitesidir. İkincisi, sistem maliyeti ve gerçek zamanlı bilginin mevcudiyetidir. Üçüncüsü ise, iyonlaştırıcı radyasyonun hasta üzerindeki etkisi ve ısıtmanın vücut üzerindeki etkisi ile temsil edilen güvenlidir. Bu üç kavram açısından medikal görüntüleme sistemleri Tablo 4.2’de karşılaştırılmıştır.

Tablo 4.2. Medikal Görüntüleme Sistemlerinin Karşılaştırılması (Kasban et al., 2015)

Görüntüleme Tekniği	Görüntü Kalitesi		Sistem Kullanılabilirliği		Güvenlik	
	Uzamsal Çözünürlük	Yüksek Kontrast	Maliyet	Gerçek Zamanlı Bilgi	İyonize Radyasyon Etkisi	Isı Etkisi
<b>Radyografi</b>	1 mm	Yumuşak Dokular ve Sıvı	Orta	Hayır	Evet	Düşük
<b>BT</b>	0,5 mm	Sert ve Yumuşak Dokular	Yüksek	Hayır	Evet	Düşük
<b>MR</b>	0,5 mm	Sert ve Yumuşak Dokular	Yüksek	Hayır	Hayır	Orta
<b>Ultrasonografi</b>	1 mm	Yumuşak Dokular	Düşük	Evet	Hayır	İhmal Edilebilir
<b>Elastografi</b>	200 $\mu$ m	Yumuşak Dokular	Orta	Evet	Hayır	Düşük
<b>Optik</b>	100 nm	Yumuşak Dokular	Düşük	Hayır	Hayır	Orta
<b>Radyonüklid</b>	3 mm	Yumuşak Dokular	Yüksek	Hayır	Evet	Orta
<b>Termografi</b>	15 $\mu$ m	Yumuşak Dokular	Düşük	Hayır	Hayır	Yüksek
<b>Terahertz</b>	40 $\mu$ m	Yumuşak Dokular	Yüksek	Hayır	Hayır	Yüksek

## 5. GÖRÜNTÜ BÖLÜTLEME METOTLARI

### 5.1 Manuel Bölütleme

Manuel bölütleme, görüntüde bölütlenecek alanın bir uzman tarafından (doktor, eğitimli teknisyen vb.) manuel olarak boyanması veya sınırlarının çizilmesidir (Padhani and Choyke, 2005; Ramkumar et al., 2016). Manuel bölütleme yorucu ve zaman alıcı bir iştir. Ayrıca “değerlendiriciler arası” (farklı uzmanlar görüntüyü farklı bölümlere ayırır) ve “değerlendirici içi” değişkenliğe sahiptir (aynı kişi görüntüyü farklı zamanlarda farklı bölümlere ayırır); dolayısıyla tekrarlandığında aynı sonuçlar elde edilemez (White et al., 1999). Manuel bölütleme değerlendiriciye bağlı olmasına rağmen, klinik çalışmalarda hala yaygın olarak kullanılmaktadır (Bae et al., 2009; Gaonkar et al., 2015).

### 5.2 Yarı Otomatik Bölütleme

Yarı otomatik bölütleme yöntemlerinde ise yöntemi başlatmak veya bölütleme sonuçlarını manuel olarak düzeltmek operatöre bağlıdır. Ayrıca otomatik bölütlemenin ön işlem olarak kullanıldığı bu teknikler zamandan tasarruf sağlarken operatöre manuel düzeltme konusunda yol göstericidir. Yarı otomatik bölütleme yöntemleri, insan bilgisini ve bilgisayarları birleştirmek için farklı stratejiler kullanmaktadır. Bu yöntemler için üç farklı iş akışı bildirilmiştir (Ramkumar et al., 2016). Yarı otomatik bölütleme yöntemlerinde de, değerlendiriciler arası ve değerlendiriciler içi değişkenlik durumunun söz konusu olduğu unutulmamalıdır.

### 5.3 Tam Otomatik Bölütleme

Tam otomatik bölütleme yöntemlerinde, bilgisayar bölütlemeyi insan etkileşimi olmadan yapmaktadır. Bu yöntemler insan bilgisini önsel olarak dâhil etmekte ve genellikle yumuşak hesaplama yöntemleriyle birlikte model tabanlı teknikler kullanmaktadır. Otomatik bölütleme yöntemlerinde, robust bir algoritmaya sahip olmak için boyut, şekil ve yer gibi anatomik bilgilerin kullanılması esastır. İnsanlar manuel bölütleme yaparken yüksek düzeyde görsel

işleme ve özel bilgi kullandığından, yüksek doğrulukta tam otomatik bir algoritma geliştirmek oldukça zordur. Tam otomatik bölütleme yöntemleri klinik uygulamada geniş bir kabul görmemekle birlikte, çoğunlukla araştırmalarda büyük bir görüntü grubunun işlenmesinde avantajlıdır (Fasihi and Mikhael, 2017).

## **5.4 Medikal Görüntü Bölütleme Algoritmaları**

### **5.4.1 Eşikleme tabanlı algoritmalar**

Eşikleme basit, hızlı ve etkili bir bölütleme yöntemidir. Bu yöntemde, görüntüdeki nesnelere yoğunlukları bir (global eşik) veya daha fazla eşikle (yerel eşikler) karşılaştırılmaktadır. Bir görüntü taramasında bimodal histogram varsa (patoloji olmadığı en yaygın durum, yani normal vücut dokuları), nesnelere, global eşik olarak da bilinen tek eşikle arka plandan ayrılabilir. Bununla birlikte, görüntü anormallik içerdiğinde veya farklı doku tipleri aynı anda bölütlenmek istendiğinde, yerel eşikleme kullanılarak, birkaç eşik kullanılarak veya çoklu eşikleme teknikleri kullanılarak bölütleme gerçekleştirilmektedir. Eşik değeri, görüntü histogramında tepe noktalar veya çukur noktalar kullanılarak elde edilmektedir.

Eşiklemede, konum gibi pikseller arasında başka bir ilişkiyle değil, yalnızca piksellerin yoğunluğu ile ilgilenildiği için görüntülerin uzamsal bilgileri dikkate alınmaz. Bu nedenle eşiklemede, görüntünün gürültü ve yoğunluk homojenlikleri önem arz etmektedir. Gürültü ya da yoğunluk homojenliği kaynaklı problemler bulunan görüntülerde eşikleme ile bölütlemeye hatalar oluşmaktadır (Otsu, 1979; Lee et al., 1998; Fasihi and Mikhael, 2017).

#### **5.4.1.1 Global eşikleme**

Bu yöntemde, görüntünün piksel yoğunlukları tek bir eşik değeri ile karşılaştırılmakta ve eşik üzerindeki tüm pikseller bir ve altındaki tüm pikseller sifıra ayarlanarak görüntü bölütlenmektedir. Bu ikili bir görüntü oluşturmaktadır.

Global eşikleme (1) numaralı denklemle ifade edilmektedir (Fasihi and Mikhael, 2017).

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & f(x, y) \geq t \\ 0 & \text{bunun dışında} \end{cases} \quad (1)$$

Burada  $f(x, y)$ ,  $(x, y)$  konumundaki piksel yoğunluğu,  $t$  seçilen eşik değeri ve  $g(x, y)$  de sonuç olarak elde edilen ikili görüntüdür. Optimum eşik değerinin seçimi büyük önem taşımaktadır. En uygun eşik değerini otomatik olarak bulmak için birincil ve en kullanışlı yöntemlerden biri Otsu'nun eşikleme yöntemidir (Otsu, 1979). İlk olarak 1979'de önerilen bu yöntem, diskriminant analize dayanmaktadır. Yöntem, görüntünün bimodal histograma sahip olduğunu varsaymaktadır (Sun, 2011; Paul et al., 2013). Bu yöntem, giriş görüntüsünün gri düzeyli bir histogramını kullanmakta ve iki sınıf (nesne ve arka plan) arasındaki çakışma en aza indirilecek şekilde en uygun eşik değerini bulmaktadır. Bu amaçla siyah ve beyaz küme piksellerinin sınıf içi varyansını (sınıf içindeki varyans) en aza indiren eşik değerini seçmektedir. Sınıf içi varyans, her bir kümenin varyanslarının ağırlıklı denklemi (2) kullanılarak tanımlanabilmektedir (Norouzi et al., 2014).

$$\sigma_{\omega}^2(t) = q_1(t)\sigma_1^2(t) + q_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (2)$$

Burada  $q_i$  ağırlıkları her sınıf için olasılıktır ve şu şekilde tahmin edilmektedir.

$$q_1(t) = \sum_{i=1}^t P(i) \quad (3)$$

$$q_2(t) = \sum_{i=t+1}^I P(i) \quad (4)$$

Sınıf ortalamaları ise denklem (5) ve denklem (6) ile gösterildiği gibidir.

$$\mu_1(t) = \sum_{i=1}^t \frac{iP(i)}{q_1(t)} \quad (5)$$

$$\mu_2(t) = \sum_{i=t+1}^I \frac{iP(i)}{q_2(t)} \quad (6)$$

Buradan sınıf varyansları denklem (7) ve denklem (8) ile bulunur.

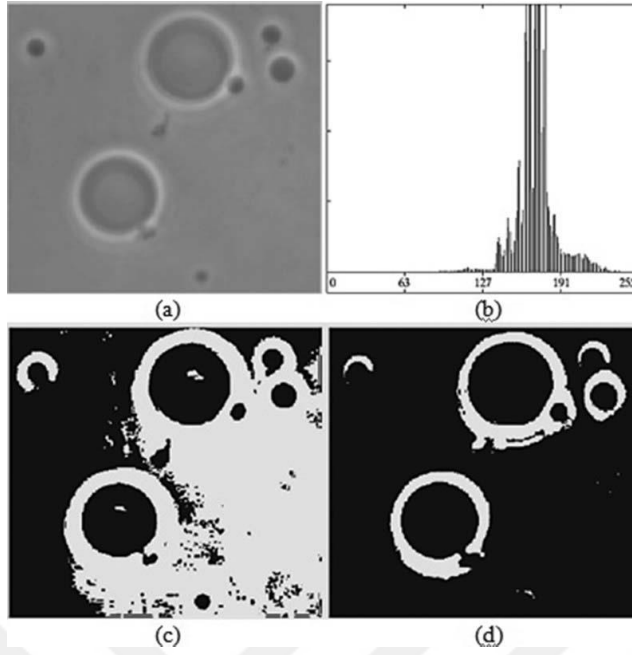
$$\sigma_1^2(t) = \sum_{i=1}^t [i - \mu_1(t)]^2 \frac{P(i)}{q_1(t)} \quad (7)$$

$$\sigma_2^2(t) = \sum_{i=t+1}^I [i - \mu_2(t)]^2 \frac{P(i)}{q_2(t)} \quad (8)$$

İşlem burada durdurulabilir ve tüm eşik değerler (t) için sınıf içi varyans uygulanarak ve  $\sigma_\omega^2(t)$  değerini minimuma indiren değer seçilerek algoritmaya devam edilebilir. Daha hızlı hesaplama için sınıflar içi ve sınıflar arası varyanslar arasındaki ilişki kullanılabilir. Otsu, sınıf içi varyansı en aza indirmenin sınıflar arası varyansı en üst düzeye çıkarmaya benzer olduğunu bildirmiş ve bunu aşağıdaki denklem ile ifade etmiştir (Norouzi et al., 2014).

$$\sigma_b^2(t) = \sigma - \sigma_\omega^2(t) = q_1(t)q_2(t)[\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2 \quad (9)$$

Sınıflar arası varyansı maksimize eden eşik değeri, optimum eşik değeridir. Şekil 5.1'de Otsu eşikleme uygulanan hücre görüntüsü gösterilmiştir (Norouzi et al., 2014).



Şekil 5.1. a) Hücre görüntüsü b) Görüntünün histogramı c) Global Eşikleme ile elde edilen görüntü d) Otsu Eşiklemesi ile elde edilen görüntü (Norouzi et al., 2014)

#### 5.4.1.2 Yerel eşikleme

Yerel eşiklemede (uyarlanabilir) eşik değerini değiştirmek üzere tüm görüntü için tek bir eşik değeri kullanmak yerine yerel eşik değerleri kullanılmaktadır. Bu yöntemde yoğunluk histogramı, yerel eşik değerlerini tahmin etmek için kullanılmaktadır. Eşik değerlerinin tahmininde genellikle giriş görüntüsü hakkında ön bilgiye gereksinim duyulmaktadır. Yerel eşik değerleri, Shanthi ve Kumar tarafından kullanılan ortalama yoğunluk değerleri gibi istatistiksel özellikler kullanılarak tahmin edilebilmektedir (Shanthi and Kumar, 2007).

Görüntü homojen bölgeye sahip nesnelere içerdiğinde veya nesnelere ile arka plan arasındaki kontrast yüksek olduğunda eşikleme ile bölütleme en iyi seçimdir. Görüntü kontrastı düşük olduğunda veya görüntü gürültülü olduğunda eşik seçimi zorlaşmaktadır. Genel olarak, eşikleme ile bölütleme yöntemleri bir bölütleme işleminin ilk adımı olarak kullanılmaktadır, çünkü çoğu tıbbi görüntü bu yöntemlerle istenen şekilde bölütlenememektedir (Shanthi and Kumar, 2007).

Boegel ve çalışma arkadaşları kan damarlarının bölütlenmesi için gradyan bazlı eşikleme yaklaşımını kullanmıştır. Çalışmada, global eşikleme parametreleri iteratif bir proses ile tahminlenmiştir. Daha sonra, tahmini parametreler kullanılarak yaklaşımın yerel olarak uyarlanabilir bir versiyonu uygulanmıştır. Yöntem, ortak eşikleme yöntemlerine kıyasla ümit verici sonuçlar göstermiştir (Boegel et al., 2015).

#### **5.4.2 Alan tabanlı metotlar**

Alan tabanlı metotlarda benzer özelliklere sahip bağlı piksel grubu, bir nesneye veya nesnenin bir kısmına karşılık gelebilecek bir bölge oluşturmaktadır. Bölge tabanlı yöntemlerde, komşu pikseller birleşerek bölgeler oluşturmaktadır. Bölgeler, pikseller arasında önceden tanımlanmış benzerlik ölçütü kullanılarak hesaplanmaktadır (Wong, 2007). Bölge tabanlı yöntemler, görüntüyü iki farklı bölgenin örtüşmediği bölgelere ayırmakta ve bölgelerin birleşmesi orijinal görüntüyü oluşturmaktadır. Aslında bu yöntem, bir bölge içindeki piksellerin benzerlik kriterlerini karşıladığı eşikleme yönteminin kısıtlı versiyonudur. Bölge büyütme (region growing) algoritması, beyin tümörünün bölütlenmesi uygulaması için kullanılan en yaygın bölge tabanlı yöntemlerden biridir (Fasihi and Mikhael, 2017).

##### **5.4.2.1 Bölge büyütme (region growing) ile bölütleme**

Bölge büyütme en basit interaktif bölge tabanlı bölütleme yöntemlerinden biridir. Algoritmayı başlatmak için en az bir tohum piksel gereklidir. Tohum, bölütlenecek olan yapı içerisinde bulunur. Tohum piksele komşu pikseller, teker teker benzerlik kriteri dikkate alınarak tohum pikselle karşılaştırılır ve eğer herhangi biri durumu karşılırsa, o piksel de bölgeye eklenir. İşlem, bölgeye kriteri karşılayan tüm pikseller görüntüye eklenene kadar tekrarlanır. Benzerlik kriterleri yoğunluk veya görüntüdeki diğer özellikler olabilir. Tohum pikselleri bulmak için kümeleme gibi otomatik tohum bulma prosedürleri de kullanılabilir (Fasihi and Mikhael, 2017). Bölge büyütme algoritmasında bir  $I$  görüntüsü ve ilgili bir

homojenlik mantık fonksiyonu  $P()$  verildiğinde, eğer denklem (10) doğru ise,  $I$  görüntüsü,  $n$  sayıda  $R_i$  bölgesine ayrılmakta ve bu durumda herhangi bir bölgenin tüm pikselleri denklem (11) ile gösterilen homojenlik mantık fonksiyonunu karşılamaktadır. Ayrıca denklem (12) ile ifade edildiği gibi bitişik iki bölge tek bir bölgede birleştirilemez (Kaganami and Beiji, 2009).

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = TRUE \quad (10)$$

$$\forall I, P(R_i) = TRUE \quad (11)$$

$$P(R_i \cup R_j) = FALSE \quad (12)$$

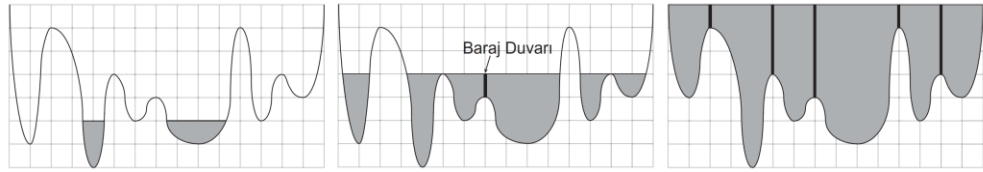
Bölge büyütme ile bölütleme yöntemi tek başına kullanılamamaktadır. Bu yöntemin uygulanmasından önce ek işlemlerin yapılması gerekmektedir. Bu yöntemin ana dezavantajı, başlangıç noktasının manuel olarak tasvir edilmesini gerektirmesidir (Masood et al., 2015).

#### 5.4.2.2 Havza (watershed) bölütleme

Havza bölütleme metodu özünde bölge tabanlı bir bölütleme algoritması olsa da aslında hem bölge tabanlı hem de kenar tabanlı yaklaşımların yönlerini birleştiren bir metottur. Havza bölütleme fikri topografyadan gelmektedir. Coğrafi bir bölge üzerinde yere düşen bir damla su, bir nehre veya başka bir su kütesine ulaşmaya kadar yokuş aşağı akmaktadır. Bir su kütesi ve suyun içine aktığı çevredeki bölgeye su toplama havzası denmektedir. Topografyadaki her yerel minimumun (yalnızca daha yüksek irtifa noktalarıyla çevrili nokta) bir su toplama havzası ile ilişkilendirileceği açıktır. Su toplama havzaları, havza hatları (watershed lines) veya sadece havza (watershed) denilen maksimum irtifa çizgileri ile bitişik havzalardan topografik olarak ayrılmaktadır. Bir havza hattına düşen bir damla su için, bitişik havzalardan hangisine ait olduğu tanımlanmamıştır. Topografya üzerinde herhangi bir su toplama havzasına ait olmayan noktalar bu nedenle havza hattının bir parçasını oluşturmaktadır. Bu tanımlar, topografik bir yüzeyin (manzara) her noktasını ya topografyanın yerel minimallerinden biriyle ilişkili su

toplama havzasına ya da havza hattına dahil ederek etkili bir şekilde (bölümlere ayırarak) sınıflandırmaktadır.

Gri tonlamalı dijital görüntü, her pikseldeki gri değer bir yüksekliğe tekabül ettiği bir topografik yüzey olarak da görülebilir. Bu yüzeye düşen asimüle su damlası, en dik eğim yönünde minimum gri değere doğru akacaktır. Bu yaklaşımla, görüntünün her pikseli bir su toplama havzasına ve havza hattına atanabilir. Sonuçta elde edilen su toplama havzaları, daha sonra havza hatlarına (watershed lines) ait piksellerle ayrılan bir görüntü bölgeleri oluşturur (Şekil 5.2). Gri tonlu bir görüntünün havza dönüşümünün sonucu genellikle, belirli bir su toplama havzasına ait her piksele aynı etiket ve havza hatlarına ait piksellerin benzersiz bir ayrı etiket atandığı bir etiket görüntüsü ile temsil edilmektedir (Hanbury, 2009).



Şekil 5.2. Havza yapımının üç farklı aşaması (Hanbury, 2009)

Havza hatlarının hesaplanması için çeşitli algoritmalar önerilmiştir (Vincent and Soille, 1991; Meyer, 1992; Porter and Dougherty, 1994; Dobrin et al., 1994; Moga et al., 1995). En yaygın kullanılan daldırma işlemi benzetmesine dayanan algoritma Vincent ve Soille tarafından geliştirilmiştir (Vincent and Soille, 1991). Bu benzetmeye göre  $u(x, y)$ ,  $(x, y) \in \mathbb{R}^2$  ile tanımlı  $I$  görüntüsünün skaler bir fonksiyonudur. Bu fonksiyonun minimum değerleri  $h_{min}$  ve maksimum değerleri  $h_{max}$  ile tanımlanmıştır.  $T_h = \{p \in \Omega, u(p) \leq h\}$ ,  $u$  fonksiyonunun  $h$  seviyesinde eşik değeri kümesidir. Gri seviyesi  $h$  ile  $h_{min}$ 'den  $h_{max}$ 'a yükselen bir özyineleme tanımlandığında  $X_h$ ,  $h$  düzeyinde hesaplanan havzalar kümesi toplamıdır.  $h + 1$  seviyesinde  $T_{h+1}$  set eşik değerinin bağlı bir bileşeni, yeni bir minimum veya  $X_h$ 'de bir havzanın uzantısı olabilir. Son olarak,  $h$  düzeyinde tüm bölgesel minimaların

bileşimi  $min_h$  olarak tanımlanmakta ve daldırma ile havzayı tanımlayan aşağıdaki özyineleme elde edilmektedir:

$$X_{h_{min}} = T_{h_{min}} \quad (13)$$

$$\forall h \in [h_{min}, h_{max} - 1], X_{h+1} = min_{h+1} \cup IZ_{T_{h+1}}(X_h) \quad (14)$$

$$IZ_{T_{h+1}} = \cup_{i=1}^k iz_{T_{h+1}}(X_{h_i}) \quad (15)$$

Burada  $k$ ,  $I$  görüntüsündeki minimaların sayısıdır ve  $iz_{T_{h+1}}(X_{h_i})$  aşağıdaki denklemlerle tanımlanmaktadır:

$$iz_{\Omega}(Y_i) = \{z \in \Omega, \forall k \neq i, d_{\Omega}(z, Y_i) \leq d_{\Omega}(z, Y_k)\} \quad (16)$$

Gri düzeyli bir görüntü  $I$ 'nin havza kümeleri, ayarlanan  $X_{h_{max}}$ 'a eşittir. Bu prosesin sonunda  $I$  görüntüsünün havza hattı (watershed)  $X_{h_{max}}$ 'ın  $\Omega$  alt alanındaki tümleyeni olarak bulunmaktadır (Belaïd and Mourou, 2009).

Havza bölütlemesi algoritmalarında 3 farklı yaklaşım söz konusudur. Bunlardan ilki uzaklık transformu yaklaşımıdır. Bu yaklaşımda uzaklık, ikili görüntüde siyah piksel olan nesne bileşeninin her pikselinden en yakın beyaz piksele olan mesafedir (PratimAcharjya and Ghoshal, 2012). Farklı uzaklık transformu yaklaşımları mevcuttur ve farklı etkiler üretmektedir. Öklid uzaklık transformu ile bölütleme, görüntüde “tuz ve biber” aşırı bölütlemesi ile sonuçlanan etkiler yaratırken Satranç Tahtası Uzaklık Transformu yaklaşımı, kare şekli yayılımı nedeniyle daha iyi bir budama etkisine sahip olup Öklid uzaklık transformunda oluşan pürüzlülüğü etkili bir şekilde giderebilmektedir. Havza bölütlemesi algoritmalarından bir diğeri ise gradyan metodudur. Gradyan büyüklüğü, havza dönüşümü bölütlemesinden önce gri düzeyli bir görüntüyü önceden işlemek için kullanılır. Gradyanı alınmış görüntü, nesne kenarları boyunca yüksek piksel değerlerine ve başka her yerde düşük piksel değerlerine sahiptir. Bu metotta havza dönüşümü ile nesne kenarları boyunca havza sırt çizgileri

oluşturulmaktadır (Jackway, 1996). Havza bölütleme algoritmalarındaki yaklaşımlardan sonuncusu ise İşaretçi Kontrollü Havza Bölütlemesi'dir. Havza dönüşümünün gradyan bir görüntüye doğrudan uygulanması, gürültü nedeniyle aşırı bölütlemeye neden olmaktadır. Aşırı bölütleme, görüntü üzerinde istenmeyen çok sayıda bölütlenmiş bölgeler olması ile ifade edilmektedir. Bu aşırı bölütlemeyi kontrol etmek için işaretçi kontrollü havza bölütlemesi yaklaşımı geliştirilmiştir. İşaretçi, görüntüye ait ve ona bağlı bir bileşendir. Gradyanı alınmış görüntüyü değiştirmek için işaretçiler kullanılmaktadır. İşaretçiler nesnelere için dahili ve sınırlar için harici olmak üzere iki tiptir (Lu and Ke, 2007). İşaretçi kontrollü havza bölütlemesinin, kapalı konturlu nesnelere bölütlenmesi için sağlam ve esnek bir yöntem olduğu gösterilmiştir. İşaretçiler ilgilenilen bir nesnenin içine yerleştirilmektedir; iç işaretçiler ilgilenilen nesnelere, dış işaretleyiciler ise arka planla ilişkilendirilmektedir. Bölütlemeden sonra, havza bölgelerinin sınırları istenen sırtlar üzerinde düzenlenmekte, böylece her nesne komşularından ayrılmaktadır (Lu and Ke, 2007; Gonzalez et al., 2009).

#### **5.4.2.3 K - ortalamalar kümeleme bölütlemesi**

Kümeleme, bir veri kümesini belirli sayıda gruba bölme yöntemidir. Kullanılan en popüler yöntemlerden biri de k-ortalamalar kümelemesidir. K-ortalamalar kümelemesinde, belirli bir veri kümesi k sayıda ayrık kümeye bölünmektedir (Khan and Ahmad, 2004).

K-ortalamalar algoritması iki ayrı aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada k sayısı kadar küme belirlenmekte (genellikle rastgele) ve bu kümelerin merkezleri tanımlanmaktadır. İkinci aşamada ise veri ile rastgele belirlenen sentroidler arasındaki mesafe hesaplanmakta ve veri en yakın mesafeye göre bir kümeye dahil olmaktadır. En yakın mesafeyi tanımlamak için farklı yöntemler mevcuttur (Bora and Gupta, 2014). En çok kullanılan yöntemlerden biri Öklid mesafesidir. Öklid mesafesi, iki nokta arasındaki uzaklığın denklem (17) ile gösterildiği gibi hesaplandığı mesafedir.

$$d(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^d (x_i - y_i)^2} \quad (17)$$

Gruplama yapıldıktan sonra, her kümenin merkez noktası yeniden hesaplanmakta ve yeni merkez noktaları ile veri seti arasında tekrar Öklid mesafesi hesaplanmaktadır. Veri, hesaplanan öklid mesafelerinin minimum olduğu kümelere atanmaktadır. K-ortalamalar kümeleme metodu, her bir noktanın, o noktanın ait olduğu kümenin merkez noktasına olan mesafelerinin minimize edildiği iteratif bir yöntemdir.

Çözünürlüğü  $X*Y$  olan bir görüntüyü  $k$  sayıda kümeye bölmek için,  $p(x, y)$  kümeleri oluşturan bir girdi pikseli ve  $c_k$  küme merkezleri olsun. Bu durumda K-ortalamalar kümeleme algoritması aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır:

1. Kümeler ve merkez noktaları belirlenir.
2. Bir görüntünün her pikseli için, aşağıda verilen ilişki kullanılarak küme merkezleri ile pikseller arasındaki Öklid mesafesi hesaplanır.

$$d = \|p(x, y) - c_k\| \quad (18)$$

3. Öklid mesafesine göre tüm pikselleri en yakın merkeze atanır.
4. Tüm pikseller atandıktan sonra, aşağıda verilen ilişki kullanılarak merkezlerin yeni konumları tekrar hesaplanır.

$$c_k = \frac{1}{k} \sum_{y \in c_k} \sum_{x \in c_k} p(x, y) \quad (19)$$

5. Tolerans veya belirlenen hata değerini karşılayana kadar işlemi tekrarlanır.
6. Görüntüde küme pikselleri yeniden şekillendirilir.

K-ortalamalar kümeleme algoritması, uygulamasının kolay olması bakımından büyük bir avantaja sahip olmasına rağmen, son kümeleme sonuçlarının kalitesinin başlangıçtaki merkez noktalarının seçimine doğrudan bağlı olması sebebiyle dezavantajlıdır. Bu nedenle, başlangıçtaki merkez noktaları

rastgele seçilirse, farklı başlangıç merkez noktaları için farklı sonuçlar alınmaktadır. Ayrıca hesaplama karmaşıklığı, K-ortalamar kümelemesinin tasarımında dikkate alınması gereken başka bir durumdur. Sonuçlar veri elemanlarının sayısına, kümelerin sayısına ve iterasyon sayısına bağlı olarak değişmektedir (Dhanachandra et al., 2015).

#### 5.4.2.4 **Bulanık C - ortalamar kümeleme bölütlemesi**

Bulanık C-Ortalamar (BCO) kümeleme algoritması ilk olarak Dunn (Dunn, 1973) tarafından ortaya atılmış ve daha sonra Bezdek (Bezdek, 1981) tarafından geliştirilmiştir. Algoritma, en küçük kareler metodunun genellemesi olan amaç fonksiyonu  $J_{BCO}$ 'nun grup toplamı içindeki ağırlığını minimize ederek optimal c adet küme üreten iteratif bir kümeleme yöntemidir.

$$J_{BCO} = \sum_{k=1}^n \sum_{i=1}^c (u_{ik})^q d^2(x_k, v_i) \quad (20)$$

Burada  $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\} \subseteq R^p$   $p$  boyutlu vektör uzayındaki veri seti,  $n$  veri sayısı,  $c$  küme sayısı ( $2 \leq c \leq n$  şartıyla),  $u_{ik}$   $x_k$ 'nin  $i$ 'inci kümeye üyelik derecesi,  $q$  her bulanık üyelik için üstel ağırlık faktörü,  $v_i$   $i$ 'inci küme merkezi,  $d^2(x_k, v_i)$  nesne  $x_k$  ile küme merkezi  $v_i$  arasındaki mesafedir. Bulanık C-Ortalamar kümelemesinde nesne, iki veya daha fazla kümeye ait olabildiği gibi, ayrıca bulanık mantığın prensibi olarak farklı kümelere farklı oranlarda ait olabilmektedir. Bir verinin bütün kümelere olan üyelik değerlerinin toplamı "1" olmalıdır. Örnek hangi küme merkezine yakın ise o kümeye üyelik değeri diğer kümelere üyelik değerinden daha büyüktür (Banumathi and Pethalakshmi, 2012). Amaç fonksiyonun belirlenen minimum öteleme değerine yakınsaması iterasyonu durdurmakta ve kümeleme işlemi tamamlanmaktadır. Bulanık C-Ortalamar kümeleme algoritması aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır:

1. Küme sayısı  $c$ , üstel ağırlık faktörü  $q$  ve durma koşulu  $\epsilon$  belirlenir.
2. Üyelik matrisi  $U = [u_{ik}]$  rasgele ya da belli bir yaklaşıma göre ayarlanır.
3. İterasyon sayacına başlangıç değeri  $b=0$  olarak atanır.

4.  $U^{(b)}$  ile küme merkezleri  $v_i^b$  hesaplanır.

$$v_i^b = \frac{\sum_{k=1}^n (u_{ik}^b)^q x_k}{\sum_{k=1}^n (u_{ik}^b)^q} \quad (21)$$

5. Bir sonraki üyelik değeri  $U^{(b+1)}$ ,  $v_i^b$  kullanılarak hesaplanır.  $k = 1$ 'den  $n$ 'e kadar aşağıdaki denklem hesaplanır:

$$I_k = \{i | 1 \leq i \leq c, d_{ik} = \|x_k - v_i\| = 0\} \quad (22)$$

6. Matrisin  $k$ 'inci sütun için yeni üyelik değerleri hesaplanır.

a) Eğer  $I_k = \emptyset$

$$u_{ik}^{b+1} = \frac{1}{\sum_{j=1}^c \left(\frac{d_{ik}}{d_{jk}}\right)^{\frac{2}{q-1}}} \quad (23)$$

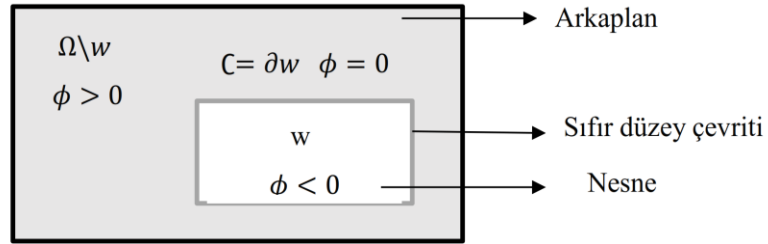
b) Değilse her  $i \notin I$  için  $u_{ik}^{b+1} = 0$  ve  $\sum_{i \in I} u_{ik}^{b+1} = 1$  olur ve iterasyona bir sonraki  $k$  ile devam edilir.

7. Eğer  $\|U^{(b)} - U^{(b+1)}\| < \epsilon$  durma koşulu sağlandıysa iterasyon durdurulur. Aksi takdirde  $b = b + 1$  ile 4. adımdan iterasyona devam edilir.

#### 5.4.2.5 Düzyer kümeleriyle bölütleme

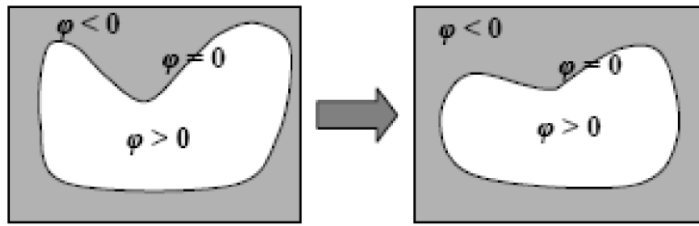
İlk olarak Osher ve arkadaşları tarafından ortaya atılan bu bölütleme tekniğinde (Osher and Sethian, 1988) temel fikir, eğrileri veya yüzeyleri daha yüksek boyutlu bir hiper yüzeyin sıfır seviye seti olarak temsil etmektir. Bu metot, iki boyutlu bir yüzeydeki kapalı eğrilerin üç boyutlu bir uzayın sürekli bir yüzeyi olarak kabul edildiği bir metottur. Düzenleştirme fonksiyonu  $\phi(x, y, t)$ 'nin tanımı yüzeyi temsil ederken, tanım kümesi  $\phi(x, y, t) = 0$  ise eğrileri temsil eder. Bu durumda sıfır seviye seti eğriye karşılık gelen  $\phi(x, y, t) = 0$  fonksiyonu, Seviye Kümesi fonksiyonudur. Eğri sınır alındığında, tüm yüzey eğriyle ayrılan bir iç bölgeye (nesne) ve eğrinin dışında kalan bir dış bölgeye (arkaplan) ayrılabilir (Jiang et al., 2012).

$f:\Omega \rightarrow R, \Omega, \rightarrow R^2$  ile tanımlı gri düzeyli bir görüntü olsun. Burada,  $\phi:\Omega \rightarrow R$  düzey küme fonksiyonu nesne kenarında sıfır değerini almaktadır. Düzey küme fonksiyonunun kapalı bir eğri olan bu düzeyi sıfır düzey çevriti olarak adlandırılmaktadır. Düzey küme fonksiyonu nesne içinde ve dışında zıt işaretlidir (Özdemir, 2018). Düzey kümeleriyle bölütleme metodu Şekil 5.3'de gösterildiği gibidir.



Şekil 5.3. Düzey kümeleriyle nesne bölütleme (Özdemir, 2018).

$\phi$  değeri değiştirildiğinde, başlangıçta negatif olan bazı bölgeler pozitif, başlangıçta pozitif olan bazı bölgeler negatif olur. Böylece çevrit, Şekil 5.4'de gösterildiği gibi düzey küme fonksiyonunun güncellenme değerine göre pozisyon değiştirir (Khare and Srivastava, 2012).

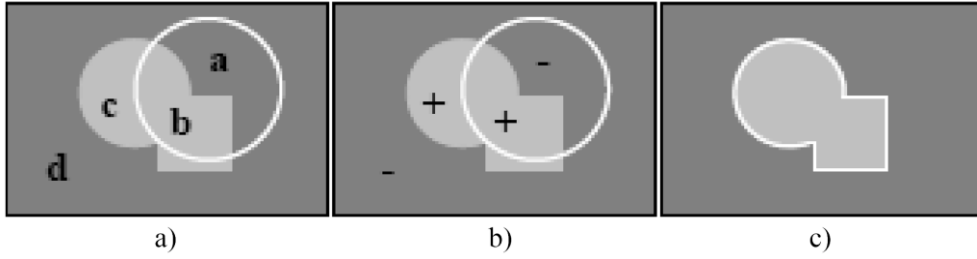


Şekil 5.4. Düzey küme fonksiyonunun değişimi ile çevrit pozisyonunda meydana gelen değişikliğin gösterimi (Khare and Srivastava, 2012)

Düzey küme fonksiyonu için evrim denklemi doğrusal olmayan kısmi diferansiyel denklem olarak aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + V|\nabla \phi| = 0 \quad (24)$$

Burada  $V$ , hız fonksiyonudur.  $V$  fonksiyonu sadece görüntü verilerine ve düzey küme fonksiyonu  $\phi$ 'ye bağlıdır. Düzey küme fonksiyonu ile çevritin belirlenmesi Şekil 5.5'de gösterildiği gibidir. Burada beyaz daire başlangıç çevriti ve a, b, c, d dört bölgedir (Khare and Srivastava, 2012).



Şekil 5.5. a) Bölgeler b) Her bölgedeki güncelleme değerinin işareti c) Son evrim sonucu (Khare and Srivastava, 2012)

İlk çevritte a ve b'nin  $\phi$  değeri pozitif değeri alırken ve c ve d'nin  $\phi$  değeri negatif değeri almıştır. Burada büyükten küçüğe gri düzey yoğunlukları sırasıyla aşağıdaki gibi olur (Khare and Srivastava, 2012).

$$(b, c) > ortalama(a, b) > ortalama(c, d) > (a, d) \quad (25)$$

Düzey küme hesaplaması ile belirli bir iterasyondan sonra, b ve c'nin  $\phi$  değeri pozitif olurken a ve c'nin  $\phi$  değeri negatif olur ve istenen yerde çevrit durur (Khare and Srivastava, 2012).

#### 5.4.2.6 Aktif kontur (yılanlar) bölütlemesi

Aktif kontur (yılanlar), ileri analiz için görüntüden ilgili piksellerin ayrılması amacıyla enerji kuvvetlerinin ve kısıtlarının kullanıldığı bir tür bölütleme tekniğidir. Konturlar, bir görüntüde ilgilenilen alan için tasarlanmış sınırlardır. Kontur, interpolasyon işlemine tabi tutulan noktalar topluluğudur. İnterpolasyon

işlemi, lineer, eğrisel veya polinom şeklinde olup görüntüdeki eğriyi tanımlamaktadır (Chan and Vese, 2001). Görüntü işlemede bölütleme tekniği için farklı aktif kontur modelleri uygulanmaktadır. Görüntü işlemede aktif konturların ana uygulaması görüntüdeki pürüzsüz şekli tanımlamak ve bölge için kapalı kontur oluşturmaktır.

Bölütlemeye aktif konturlar, görüntüde kısıtları ve kuvvetleri olan deforme olabilir modeller veya yapılar elde etme işlemi olarak tanımlanmaktadır. Kontur modelleri nesne sınırlarını veya parametrik bir eğri veya kontur oluşturmak için görüntünün diğer özelliklerini tanımlamaktadır. Modellerin eğriliği, uygulanan dış ve iç kuvvetler kullanılarak çeşitli kontur algoritmaları ile belirlenmektedir. Enerji işlevi, her zaman görüntüde tanımlanan eğri ile ilişkilidir. Dış enerji, konturun görüntüye konumlandırılmasını kontrol etmek için özel olarak kullanılan görüntüye bağlı kuvvetlerin kombinasyonu olarak tanımlanırken, iç enerji ise deforme olabilen değişiklikleri kontrolü olarak tanımlanmaktadır (Cohen, 1991). Aktif kontur ile bölütlemeye belirli bir görüntü için kısıtlamalar gereksinimlere bağlıdır. İstenen kontur, fonksiyonel enerjinin minimumunun tanımlanmasıyla elde edilmektedir.

Bir görüntüdeki nokta kümesi için kontur, görüntünün bölgelerindeki kuvvetlere ve kısıtlara dayanarak tanımlanmaktadır. Aktif konturlar, tıbbi görüntülerin bölütlenmesi amacıyla çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır (Suetens et al., 1993; Michailovich et al., 2007). Aktif kontur, bölütleme ile elde edilmesi düşünülen hedef nesneyi tanımlamakta ve ana hatlarıyla belirlemektedir. Özellikle karmaşık nesnelere için, hedef nesnenin konturu hakkında belirli miktarda ön bilgi gerektirmektedir. Geneksel aktif kontur yaklaşımında genellikle enerjiyi en aza indirmek için bir spline eğrisi ve ardından görüntüyü yöneten çeşitli kuvvetler kullanılmaktadır. Spline, eğriler gibi geometrik figürler elde etmek için kullanılan dizi polinomun matematiksel ifadesidir. Enerjiyi en aza indirgeyen spline eğrisi kısıtlama kuvvetlerini yönlendirmekte ve uygun kontur özelliklerine dayanarak iç ve dış görüntü kuvvetlerinin yardımıyla çekilmektedir. Aktif kontur algoritması, enerji minimizasyonu yoluyla görüntüye deforme olabilen bir model

uygulamaktadır. Bu modelde yaygın olarak kübik polinomlar kullanılırken, daha yüksek mertebeden polinomlar da kullanılabilir. Aktif kontur metodu, nesnelere daha küçük hedeflere ayırarak karmaşık hedef nesnelere verimli bir şekilde çalışmaktadır (Kass et al., 1988; Li et al., 2007).

Aktif kontur modeli, minimum enerji durumuna ulaşmaya çalışırken şeklini ve konumunu değiştirmek için tasarlanmıştır. Bu modelde yılan (aktif kontur), enerjiyi minimize etmek için görüntünün etki alanında ilerlemekte ve dinamik olarak yerel minimum değere ulaşmaya çalışmaktadır. Zamana göre değişen aktif kontur (yılan) denklemi aşağıdaki gibidir (Hemalatha et al., 2018).

$$v(s, t) = (x(s, t), y(s, t)) \quad (26)$$

Burada  $v$ , 0-1 aralığında değer alan spline eğri parametresi,  $s$  doğrusal parametre ( $s \in [0,1]$ ),  $t$  zaman ( $t \in [0, \infty]$ ) ve  $x$  ve  $y$  iki boyutlu eğrinin koordinatlarıdır. Yılandaki kuvvetler, dış kuvvetlerin yanı sıra özellik tanımlamaya yardımcı olan görüntü kuvvetlerinden oluşmaktadır. Yılan modeli kapalı bir eğri etrafında hareket ettiğinde, toplam enerjiyi minimumda tutmak için hem iç hem de dış enerjinin etkisiyle hareket etmektedir. Aktif kontur modelinin toplam enerjisi  $E_T$ , hedef görüntünün şekli ile ilgili spline derecesine bağlı olan iç enerji  $E_i$ , kullanıcı tarafından verilen dış kuvvetleri ve ayrıca çeşitli diğer faktörlerden gelen enerjiyi içeren dış enerji  $E_d$  ve hedef nesneyi temsil eden spline eğrisinin belirlenmesinde değerli veriler taşıyan görüntünün kendi enerjisi  $E_l$ 'nin toplamı olup (27) nolu denklemde gösterilmiştir (Hemalatha et al., 2018).

$$E_T = E_i + E_d + E_l \quad (27)$$

$E_i$ , konturdaki parçalı pürüzsüzlük kısıtlamalarını tanımlayan iç enerjidir. Denklem (28) ile gösterildiği gibi birinci dereceden diferansiyel kısım  $\partial v / \partial s$ , konturun o bölgesinde yüksek bir değişim oranı anlamına geldiğinden, elastik enerji olarak adlandırılmakta ve gerilmeden kaynaklanan enerjiyi ölçmektedir. İkinci dereceden diferansiyel kısım ise, bükülmeden kaynaklanan enerjiyi, eğrilik

enerjisini ölçmektedir. Burada  $\alpha$ , yılanın ne kadar uzatılacağına ve yılan için mümkün olan esneklik kapasitesine karar verirken  $\beta$  yılanın sertlik seviyesine karar vermektedir.

$$E_i = \alpha \left| \frac{\partial v}{\partial s} \right|^2 + \beta \left| \frac{\partial^2 v}{\partial s^2} \right| \quad (28)$$

Görüntü enerjisi  $E_I$ , yılanı parlaklık veya kenar verileri gibi düşük seviyeli özelliklere çekerek en az katkısı olanları seçmeyi hedeflemektedir. Bu enerji, çizgi enerjisi  $E_{çizgi}$  ve kenar enerjisi  $E_{kenar}$  gibi enerjilerden oluşmaktadır. Çizgi enerjisinin ağırlıklandırma katsayısı  $w_{çizgi}$  ile ifade edilirken, kenar enerjisinin ağırlıklandırma katsayısı  $w_{kenar}$  ile gösterilmiştir.

$$E_I = w_{çizgi}E_{çizgi} + w_{kenar}E_{kenar} + \dots, \quad (29)$$

$w_{çizgi}$  ve  $w_{kenar}$ 'ın daha yüksek değerlerine göre, yılan pozitif değer durumunda daha koyu piksel bölgelerine hizalanacak, değer negatif olduğunda ise parlak piksellere doğru ilerleyecektir (Hemalatha et al., 2018).

Karmaşık görünümleri olan nesnelere aktif kontur metodu ile bölütlenmesinde küresel enerjilerin hesaplanmasından kaynaklı başarısızlığı gidermek üzere, enerji yaklaşımının lokalize edildiği bir aktif kontur metodu olan lokal aktif kontur metodunda ise bölütlemeler, küresel bölgelerden ziyade, kontur boyunca lokal iç ve dış bölgelerden gelen bilgilere dayanmaktadır. Bu metod, ön plan ve arka plan bölgelerinin küresel bazda ayırt edilebilir olduğu varsayımını ortadan kaldırmakta, bunun yerine, iç ve dış bölgelerin yerel olarak farklı olacağı varsayımını kullanmaktadır (Lankton, 2009).

Bu bölütleme tekniğinde, lokalize enerjileri optimize etmek için her nokta, kendi yerel bölgesinden eklenen enerjinin bileşenini optimize etmek için hareket eder. Her bir noktanın toplam enerjisinin bileşeni, gelişen eğri ve aşağıda açıklanan

karakteristik fonksiyon kullanılarak yerel komşuların yerel-iç ve yerel-dışa bölünmesiyle hesaplanmaktadır (Lankton, 2009).

$f: \Omega \rightarrow R, \Omega, \rightarrow R^2$  ile tanımlı gri düzeyli bir görüntü olsun.  $\Gamma$ , işaretli mesafe fonksiyonu  $\phi$ 'nin sıfır düzey çevriti olarak temsil edilen kapalı bir kontur olarak tanımlanmaktadır (Osher and Tsai, 2003; Osher, et al., 2004).  $\Gamma$ 'nin iç bölümü düzeltilmiş Heaviside fonksiyonunun aşağıdaki yaklaşımı ile belirtilmektedir.

$$\mathcal{H}\phi(x) = \begin{cases} 1 & \phi(x) < -\epsilon \\ 0 & \phi(x) > \epsilon \\ \frac{1}{2} \left\{ 1 + \frac{\phi}{\epsilon} + \frac{1}{\pi} \sin \left( \frac{\pi\phi(x)}{\epsilon} \right) \right\} & \text{bunun dışında} \end{cases} \quad (30)$$

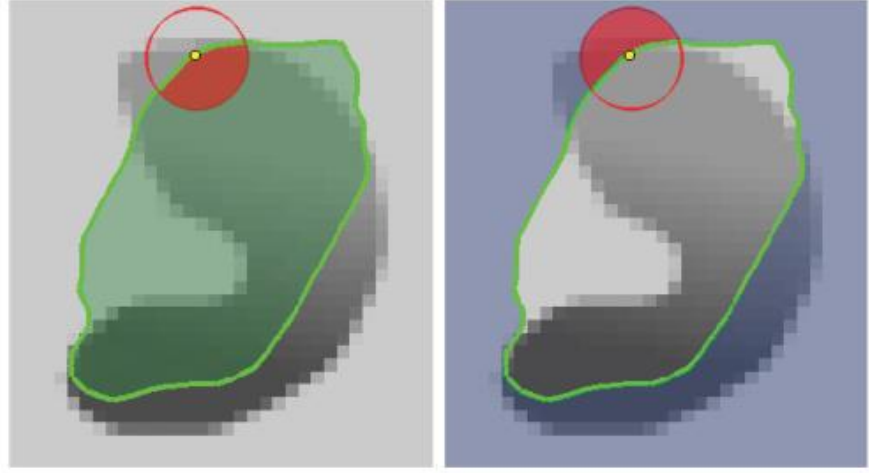
Benzer şekilde,  $\Gamma$  'nin dış bölümü  $(1 - \mathcal{H}\phi(x))$  şeklinde tanımlanmaktadır. Eğriye hemen bitişik alanı belirtmek için  $\mathcal{H}\phi(x)$  fonksiyonun türevi kullanılmaktadır. Bu nedenle, eğri Dirac delta fonksiyonunun düzeltilmiş bir versiyonu ile belirtilmiştir (Lankton, 2009).

$$\delta\phi(x) = \begin{cases} 1 & \phi(x) = 0 \\ 0 & |\phi(x)| < \epsilon \\ \frac{1}{2\epsilon} \left\{ 1 + \cos \left( \frac{\pi\phi(x)}{\epsilon} \right) \right\} & \text{bunun dışında} \end{cases} \quad (31)$$

Bu yöntemde  $\Omega$  görüntü alanında tanımlı her bir nokta  $x$  ve  $y$  adı verilen bağımsız uzaysal değişkenler kullanılarak tanımlanmaktadır. Bu gösterimi kullanarak, karakteristik fonksiyon yarıçap parametresi  $r$  cinsinden aşağıdaki gibi verilmektedir (Lankton, 2009).

$$\mathcal{B}(x, y) = \begin{cases} 1 & \|x - y\| < r \\ 0 & \text{bunun dışında} \end{cases} \quad (32)$$

Bu karakteristik fonksiyon lokal bölgeleri tanımlamak için kullanılmaktadır. Bu fonksiyon,  $y$  noktasının  $x$  ile merkezlenmiş  $r$  yarıçaplı çember içinde olması durumunda 1 değerini alırken bunun haricindeki durumlarda 0 değerini almaktadır.  $\mathcal{B}(x, y)$  'nin iç ve dış ile etkileşimi Şekil 5.6'da gösterildiği gibidir (Lankton, 2009).



Şekil 5.6. Lokal iç bölge (soldaki) ve lokal dış bölgenin (sağdaki) gösterimi (Lankton, 2009)

$\mathcal{B}(x, y)$  fonksiyonu kullanılarak, genel bir iç enerji fonksiyonu  $F$  aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

$$E(\phi) = \int_{\Omega_x} \delta\phi(x) \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot F(I, \phi, x, y) dy dx \quad (33)$$

Burada  $F$  fonksiyonu, kontur boyunca her noktada belirli bir modele lokal tutunmayı temsil etmek için kullanılan genel bir iç enerji ölçüsüdür. Enerji  $E$  hesaplanırken, yalnızca kontur yarıçapı  $r$  içindeki noktalardan gelen katkılar dikkate alınmaktadır. Böylece bu yarıçapın dışında ortaya çıkabilecek görüntü karmaşıklığı göz ardı edilerek çok daha geniş bir nesne yelpazesini yakalama yeteneği elde edilmektedir. Enerji denkleminde  $x$ 'e bağlı dış integralin Dirac fonksiyonu  $\delta\phi(x)$  ile çarpılmasıyla eğrilerin kendiliğinden yeni konturlar geliştirerek topolojiyi değiştirmemesi sağlanmakta, ancak konturların bölünmesine ve birleşmesine izin verilmektedir (Lankton, 2009).

Değeri sıfır olmayan  $\delta\phi(x)$  ile her  $x$  noktası için,  $\mathcal{B}(x, y)$  içindeki yerel bölge,  $F$ 'nin yalnızca yerel görüntü bilgileri üzerinde çalışacağı şekilde

seçilmektedir. Böylece, enerjinin ilk teriminin toplam katkısı, sıfır seviye seti boyunca ayarlanan her  $\mathcal{B}(x, y)$  komşuluğu için  $F$  değerlerinin toplamıdır (Lankton, 2009).

Son olarak, eğriyi pürüzsüz tutmak için enerji denklemine, aktif kontur bölütleme enerjilerinde yaygın olarak kullanıldığı gibi düzenleyici bir terim eklenmektedir. Eğrinin yay uzunluğu bir  $\lambda$  parametresi tarafından ağırlıklandırılmaktadır. Böylece son haliyle enerji denklemi aşağıdaki denklemle ifade edilmektedir (Lankton, 2009).

$$E(\phi) = \int_{\Omega_x} \delta\phi(x) \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot F(I, \phi, x, y) dy dx + \lambda \int_{\Omega_x} \delta\phi(x) \|\nabla\phi(x)\| dx \quad (34)$$

Bu denklemin  $\phi$ 'ye bağlı kısmı türevi alındığında aşağıdaki denklem elde edilmektedir (Lankton, 2009).

$$\frac{\partial\phi}{\partial t}(x) = \delta\phi(x) \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot \nabla_{\phi(y)} F(I, \phi, x, y) dy + \lambda \delta\phi(x) \operatorname{div} \left( \frac{\nabla\phi(x)}{|\nabla\phi(x)|} \right) \|\nabla\phi(x)\| \quad (35)$$

Lokal aktif kontur bölütlemesinde iç enerji, lokal üniform model, lokal ortalama ayrıştırma ve lokal histogram ayrıştırma olmak üzere üç farklı şekilde hesaplanabilmektedir. Bu üç enerji hesaplama yöntemi, bu çerçevede kullanılarak herhangi bir enerjinin nasıl yerleştirilebileceği ve geliştirilebileceğinin örnekleri olarak sunulmaktadır. İyi bilinen aktif kontur tekniklerinde (Chan and Vese, 2001; Yezzi et al., 2002) , bölütlemeyi gerçekleştirmek için tüm iç ve dış bölgelerin ortalama yoğunlukları kullanılmaktadır. Bu yoğunluklar sırasıyla  $\mu_{iç}$  ve  $\mu_{dış}$  olarak tanımlanmaktadır.

$$\mu_{iç} = \frac{\int_{\Omega_y} \mathcal{H}\phi(y) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega_y} \mathcal{H}\phi(y) dy} \quad (36)$$

$$\mu_{dış} = \frac{\int_{\Omega_y} (1 - \mathcal{H}\phi(y)) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega_y} (1 - \mathcal{H}\phi(y)) dy} \quad (37)$$

Buradan,  $\mu_{iç}$  ve  $\mu_{dış}$ 'ın lokalize eşdeğerleri ise  $\mathcal{B}(x, y)$ 'nin fonksiyonu olarak aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır.

$$\mu_{iç}(x) = \frac{\int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot \mathcal{H}\phi(y) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot \mathcal{H}\phi(y) dy} \quad (38)$$

$$\mu_{dış}(x) = \frac{\int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot (1 - \mathcal{H}\phi(y)) \cdot I(y) dy}{\int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot (1 - \mathcal{H}\phi(y)) dy} \quad (39)$$

Kontur boyunca her noktada toplam enerjiye ne kadar F'nin katkıda bulunacağını hesaplamak için bu yerleştirilmiş istatistiklere ihtiyaç bulunmaktadır (Lankton, 2009).

Lokal aktif kontur bölütlemesinde iç enerjinin hesaplanmasında kullanılan metotlardan ilki lokal uniform enerji metodudur. Sabit yoğunluklu model enerjisi kullanan iyi bilinen bir enerji modeli örneği, tek tip modelleme enerjisi olarak adlandırılan Chan-Vese enerjisidir (Chan and Vese, 2001):

$$E_{UM} = \int_{\Omega_y} \mathcal{H}\phi(y) (I(y) - \mu_{iç})^2 + (1 - \mathcal{H}\phi(y)) (I(y) - \mu_{dış})^2 dy \quad (40)$$

Bu enerji modelinde, ön plan ve arkaplan, ortalamaları  $\mu_{iç}$  ve  $\mu_{dış}$  (denklem (36) ve denklem (37) ile belirtilen) ile temsil edilen sabit yoğunluklar ile modellenmektedir. Lokal aktif kontur metodunda kullanılan iç enerji  $F_{UM}$  denklemi ise yukarıda bahsi geçen enerji denkleminde kullanılan global ortalamalar yerine denklem (38) ve denklem 39 ile verilen bu ortalamaların lokalize eşdeğerlerinin kullanılmasıyla elde edilmektedir (Lankton, 2009):

$$F_{UM} = \mathcal{H}\phi(y) (I(y) - \mu_{iç}(x))^2 + (1 - \mathcal{H}\phi(y)) (I(y) - \mu_{dış}(x))^2 dy \quad (41)$$

Burada  $F_{UM}$  lokalize enerjisinin hesaplanması için doğrudan denklem (34) kullanılabilir.  $\phi$  için evrim denklemini eldesi,  $F_{UM}$ 'nin  $\phi(y)$ 'ye göre türevi alınarak elde edilebilir(Lankton, 2009):

$$\nabla_{\phi(y)} F_{UM} = \delta\phi(y) \left( (I(y) - \mu_{i\zeta}(x))^2 - (I(y) - \mu_{d\zeta}(x))^2 \right) \quad (42)$$

Bu denklem, denklem (35) içinde yerine konulduğunda, uniform enerji modelinin lokalize versiyonunun eğrilik akışı elde edilir(Lankton, 2009):

$$\begin{aligned} \frac{\partial\phi}{\partial t}(x) = & \delta\phi(x) \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \delta\phi(y) \left( (I(y) - \mu_{i\zeta}(x))^2 - (I(y) - \mu_{d\zeta}(x))^2 \right) dy \\ & + \lambda \delta\phi(x) \operatorname{div} \left( \frac{\nabla\phi(x)}{|\nabla\phi(x)|} \right) \|\nabla\phi(x)\| \end{aligned} \quad (43)$$

Lokal uniform enerji modelinde minimum enerji, eğri üzerindeki her noktanın eğri boyunca yerel iç ve dış bölgesinin lokal ortalamalarının  $\mu_{i\zeta}$  ve  $\mu_{d\zeta}$ 'a yakınsayacak şekilde hareket ettirilmesiyle sağlanmaktadır.

Lokal aktif kontur bölütlemesinde iç enerjinin hesaplanmasında kullanılan metotlardan bir diğeri ise lokal ortalama ayırıştırma enerjisi metodudur. İyi bilinen ortalama yoğunluk kullanan bir diğer önemli bölge bazlı enerji metodu Yezzi ve çalışma arkadaşlarının çalışmasında adı geçen global ortalama ayırıştırma enerjisidir(Lankton, 2009):

$$E_{OA} = \int_{\Omega_y} -(\mu_{i\zeta} - \mu_{d\zeta})^2 \quad (44)$$

Bu enerji modeli, ön plan ve arka plan bölgelerinin ortalama yoğunluklarının farkının maksimum olması gerektiği varsayımına dayanmaktadır. Enerjiyi optimize etmek eğrinin hareket etmesi ve böylece iç ve dış ortalamaların mümkün olan en büyük farklılığa sahip olması sağlanmalıdır. Bölgelerin  $\mu_{i\zeta}$  ve  $\mu_{d\zeta}$  ile ne kadar iyi modelleneceği konusunda herhangi bir kısıtlama yoktur. Lokal aktif kontur

metodunda iç enerji  $F_{OA}$ , denklem (44) ile verilen global enerji denkleminde kullanılan global ortalamalar yerine lokal ortalamaların kullanılmasıyla aşağıdaki şekilde elde edilmektedir(Lankton, 2009):

$$F_{OA} = -(\mu_{iç}(x) - \mu_{dış}(x))^2 \quad (45)$$

$F_{OA}$ 'nın türevinin denklem (35) içinde yerine konulmasıyla ortalama ayırıştırma enerji modelinin lokalize versiyonunun eğrilik akışı elde edilir:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \phi}{\partial t}(x) = & \delta \phi(x) \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \delta \phi(y) \cdot (\mu_{iç}(x) - \mu_{dış}(x)) \left( \frac{I(y) - \mu_{iç}(x)}{A_{iç}(x)} + \right. \\ & \left. \frac{I(y) - \mu_{dış}(x)}{A_{dış}(x)} \right) dy + \lambda \delta \phi(x) \operatorname{div} \left( \frac{\nabla \phi(x)}{|\nabla \phi(x)|} \right) \|\nabla \phi(x)\| \end{aligned} \quad (46)$$

Burada  $A_{iç}(x)$  ve  $A_{dış}(x)$ , sırasıyla yerel iç ve yerel dış bölge alanları olup aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır:

$$A_{iç}(x) = \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot \mathcal{H}\phi(y) dy \quad (47)$$

$$A_{dış}(x) = \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \cdot (1 - \mathcal{H}\phi(y)) dy \quad (48)$$

Bu enerjinin optimum değeri, kontur boyunca her  $x$  noktasında  $\mu_{iç}(x)$  ile  $\mu_{dış}(x)$  farkının maksimum olduğu noktada elde edilmektedir.

Lokal aktif kontur bölütlemesinde iç enerjinin hesaplanmasında kullanılan metotların sonuncusu ise lokal histogram ayırıştırma enerjisi metodudur.  $I$  resminin global iç ve dış bölgelerinin  $z$  binleri (kutucukları) kullanılarak hesaplanan düzeltilmiş yoğunluk histogramları  $P_{iç}(z)$  ve  $P_{dış}(z)$ , aşağıdaki denklem ile hesaplanmaktadır (Lankton, 2009):

$$P(z) = \int_{\Omega_z} \mathcal{H}(I(x) - z_{min}) - \mathcal{H}(I(x) - z_{max}) dx \quad (49)$$

Bhattacharyya katsayısı  $\mathfrak{B}$ , iki histogramın benzerliğine karşılık gelen bir skaler ile sonuçlanan olasılık yoğunluk fonksiyonlarının karşılaştırılması için kullanılan bir ölçüdür (Bhattacharyya, 1943). Michailovich ve arkadaşları (Michailovich et al., 2007) tarafından sunulan histogram ayırıştırma enerjisi aşağıdaki gibidir:

$$E_{HA} = \mathfrak{B} = \int_z \sqrt{P_{iç}(z)P_{dış}(z)} dz \quad (50)$$

Bu enerji modeli eğrinin içindeki ve dışındaki bölgelerin yoğunluk histogramlarını ayırıştırarak çalışmak ve böylece yoğunluk profilleri farklı olduğu sürece iç ve dış bölgelerin karmaşık olmasını sağlamaktadır (Lankton, 2009).

Lokalize histogram ayırıştırma metodunda ise  $P_{iç,x}(z)$  ve  $P_{dış,x}(z)$ , sırasıyla  $\mathcal{B}(x, y) \cdot \mathcal{H}\phi(y)$  ile belirtilen lokal iç ve  $\mathcal{B}(x, y) \cdot (1 - \mathcal{H}\phi(y))$  ile belirtilen lokal dış bölgelerin yoğunluk histogramlarını temsil etmektedir. Lokal iç enerji  $F_{HA}$ , denklem (50) ile verilen global enerji denkleminde global yoğunluk histogramları  $P_{iç}(z)$  ve  $P_{dış}(z)$  yerine bunların lokal karşılıkları olan  $P_{iç,x}(z)$  ve  $P_{dış,x}(z)$ 'nin kullanılmasıyla elde edilmektedir (Lankton, 2009):

$$F_{HA} = \int_z \sqrt{P_{iç,x}(z)P_{dış,x}(z)} dz \quad (51)$$

$F_{HA}$ 'nın türevinin denklem (35) içinde yerine konulmasıyla histogram ayırıştırma enerji modelinin lokalize versiyonunun eğrilik akışı elde edilir:

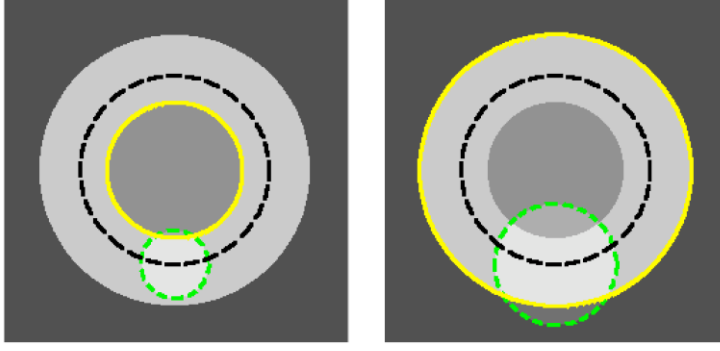
$$\begin{aligned} \frac{\partial \phi}{\partial t}(x) = & \delta \phi(x) \frac{1}{2} \int_{\Omega_y} \mathcal{B}(x, y) \delta \phi(y) \cdot \left[ F_{HA} \left( \frac{1}{A_{iç}} - \frac{1}{A_{dış}} \right) + \int_z K(z - \right. \\ & \left. I(y)) \left( \frac{1}{A_{iç}} \sqrt{\frac{P_{dış,x}(z)}{P_{iç,x}(z)}} - \frac{1}{A_{dış}} \sqrt{\frac{P_{iç,x}(z)}{P_{dış,x}(z)}} \right) dz \right] dy + \\ & \lambda \delta \phi(x) \operatorname{div} \left( \frac{\nabla \phi(x)}{|\nabla \phi(x)|} \right) \|\nabla \phi(x)\| \end{aligned} \quad (52)$$

Burada  $K$ , Gaussian kernel'dir.

Global bazda yoğunluk histogramlarının ayrıştırılmasını ölçmek için Bhattacharyya ölçüsünü kullanarak, eşit olmayan yoğunluklara sahip nesnelere bölütlenebilmektedir. Ancak, tüm nesne ve tüm arka planın yoğunluk profili yine de ayrılabilir olmalıdır. Lokalize versiyonda, bu kısıtlama kaldırılmıştır, ancak bölütleme lokal olarak eşit olmayan yoğunluklara sahip bölgeleri etkin bir şekilde ayırabilmektedir(Lankton, 2009).

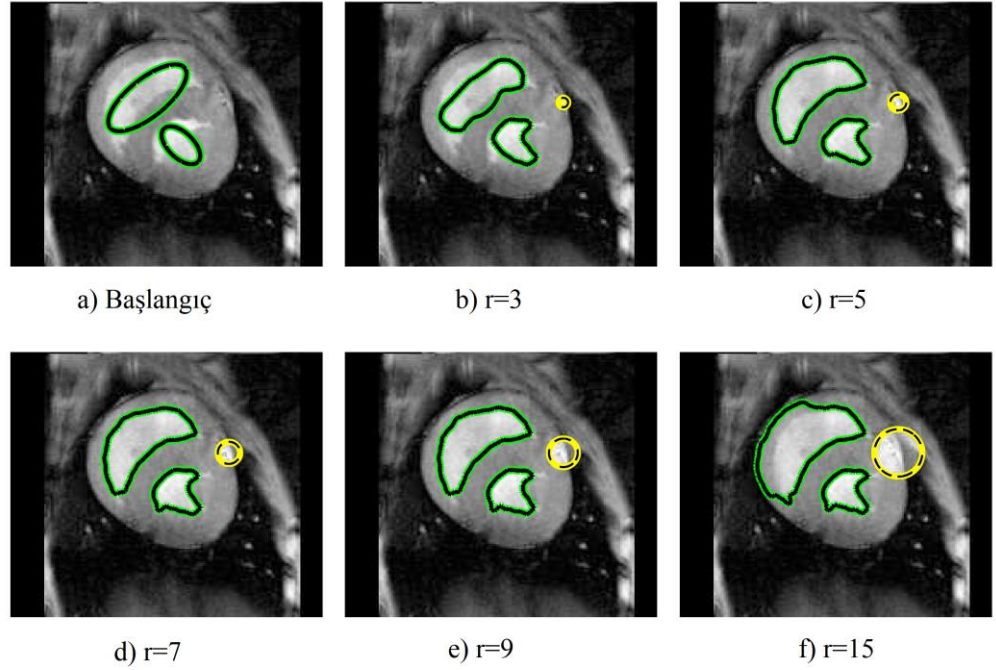
Lokal aktif kontur modelinde başlangıç şartlarının seçimi bölütlemenin hassasiyetini büyük ölçüde etkilemektedir. Bu başlangıç şartlarından ilki lokalize  $\mathcal{B}(x, y)$  tarafından seçilen çember yarıçapıdır. Yarıçap, lokalize enerjiler kullanılırken dikkate alınması gereken önemli bir parametredir. Boyutu, elde edilen bölütlemenin sahip olacağı lokalizasyon derecesini belirlemektedir. Bu nedenle yarıçap, ilgilenilen nesnenin veya nesnelere büyüklüğüne ve etrafındaki diğer nesnelere karmaşıklığının mevcudiyetine ve yakınlığına dayanarak seçilmelidir. Örneğin, yakın çevresinde karmaşıklık olan küçük nesnelere yakalamaya çalışırken, küçük bir yerelleştirme yarıçapı kullanılmalıdır. Çevresinde daha az karmaşıklık olan büyük nesnelere bölütlemeye çalışırken daha büyük yarıçaplar seçilmelidir (Lankton, 2009).

Yarıçap seçiminin bölütlemeye olan etkisi Şekil 5.7’de gösterildiği gibidir. Bu örnekte, “doğru” bölütleme için bir çemberi diğerine tercih etmek için hiçbir neden yoktur. Aynı başlatmayla, lokalizasyon çemberinin yarıçapını değiştirerek iki farklı sonuç elde etmek mümkündür. Küçük bir yarıçapla, yerel sonuç (daha küçük nesne) yakalanabilmekte, büyük bir yarıçap ile küresel (daha büyük nesne) sonuç yakalanabilmektedir. Bu durum, birden fazla doğru bölütlemenin olabileceği görüntüler için yararlı bir özelliktir. Böylece, bölütlere ayrılacak nesnelere doğasına bağlı olarak bu yöntem ince ölçek veya kaba ölçek sonuçlarını yakalamak için ayarlanabilmektedir (Lankton, 2009).



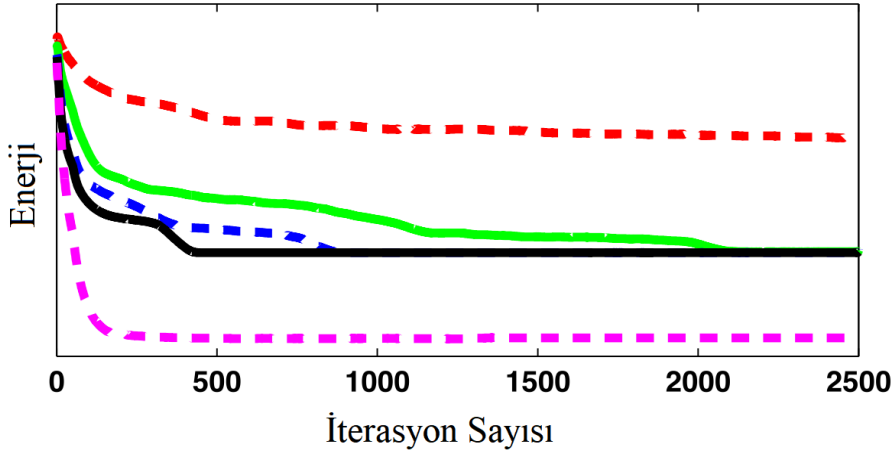
Şekil 5.7. Lokal aktif kontur bölütlemesinde küçük yarıçap (sol) ve büyük yarıçap (sağ) seçiminin bölütlemeye olan etkisi (Lankton, 2009)

Yarıçap parametresi, konturun içindeki ve dışındaki istatistiklerin düzgünlüğünü de zorlamaktadır. Eğri boyunca yerel istatistikler,  $\mathcal{B}(x, y)$  komşuluklarının örtüşmesi ile sorunsuz bir şekilde değişmeye zorlanmaktadır. Bu nedenle, yarıçap ne kadar büyük olursa, yerel istatistiklerde değişiklik o kadar düzgün olmalıdır. Öte yandan eğer  $\mathcal{B}(x, y)$ , görüntünün tamamını kaplayana kadar yarıçap büyütüldüğünde, yerel bölge istatistikleri küresel bölge istatistiklerine eşitlenmektedir. Bu durumda, davranış orijinal bölge tabanlı akışla aynı olmaktadır. Bu nedenle, yarıçap parametresi ayarlanarak, yerel ve küresel davranışın ne derecede karıştırılacağı seçilebilmektedir. Yarıçap büyüklüğünün gerçek bir görüntü üzerindeki etkisini göstermek için yapılmış bölütleme örneği Şekil 5.8’de gösterilmiştir (Lankton, 2009).



Şekil 5.8. a) Bir Kalp görüntüsü üzerinde başlangıç konturlarının gösterimi. b-f) farklı yarıçap seçiminin bölütleme üzerindeki etkisi (Lankton, 2009).

Burada kalp görüntüsü, farklı lokal yarıçaplarla fakat aynı başlangıç ile beş kez bölütlenmiştir. Burada istenen sonuç parlak bölgeyi içeren ventrikülü yakalamaktır. Örnekte, en küçük yarıçap boyutu çok yerel ve istenmeyen bir bölütleme ile sonuçlanmıştır. Üç ara yarıçap boyutunun her biri doğru bölütleme ile sonuçlanırken, en büyük yarıçap boyutu çok küresel olan istenmeyen bölütleme ile sonuçlanmıştır. Bu beş bölütlemenin Şekil 5.9’da gösterildiği gibi yakınsama özellikleri de ilgi çekicidir (Lankton, 2009).



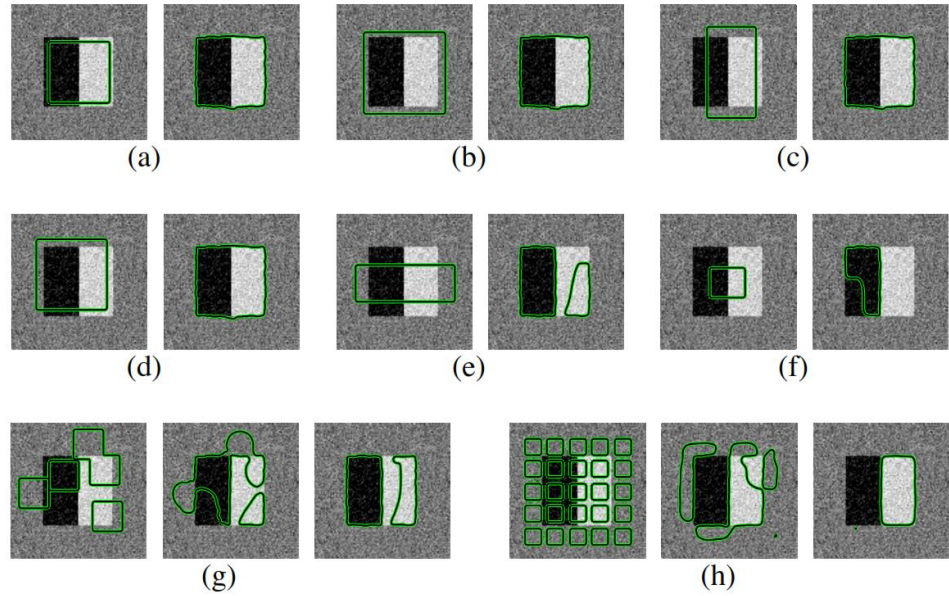
Şekil 5.9. Farklı yarıçaplar ve aynı başlangıç şartları kullanılarak bölütlenen görüntüler için yakınsama özellikleri. 3, 5, 7, 9 ve 15 piksel yarıçap boyutları için gösterilen enerjiler (yukarıdan aşağıya) (Lankton, 2009).

En küçük yarıçap yakınsama için en uzun süreyi almakta ve sonunda yanlış yerel minimum değere ulaşmaktadır. Üç ara yarıçap aynı enerjiye, ancak farklı hızlarda yakınsamaktadır. Kararlar daha lokalize olduğunda yakınsama hızı daha yavaştır, çünkü konturun hareketi daha az bilgiye dayanmaktadır. Son olarak, en büyük yarıçapla, bölütleme hızla eldeki görev için çok küresel olan yanlış bir enerji değerine dönüşmektedir. Bu nedenle, yakınsama hızı ile yerel yarıçap boyutu arasındaki denge büyük önem arz etmektedir. Çok büyük veya çok küçük yarıçap seçimi, istenmeyen bölütlemelere yol açabilmektedir (Lankton, 2009).

Lokal aktif kontur metodunun bir sınırlaması ise, tipik küresel bölge tabanlı yöntemlere göre başlangıç konturu için daha fazla duyarlılığa sahip olmasıdır. Bu durum yerelleştirmenin doğası gereği oluşmaktadır. Analiz edilen görüntü verisi ne kadar fazla olursa, bu zayıflık o kadar giderilebilmektedir. Bununla birlikte, büyük miktardaki görüntü verilerinin analiz edilmesi, hatalı çözümlere yol açabilmektedir. Şekil 38’de, farklı başlangıç konturları için bimodal bir kutunun sentetik görüntüsü üzerinde ortaya çıkan bölütleme sonuçları gösterilmiştir. Şekil 38’de ilk dört (a-d) başlangıç konturu ile elde edilen bölütlemeler istenen bölütlemeyi sağlamakta, diğer başlangıç konturları (e-h) istenmeyen bölütleme ile sonuçlanmaktadır.

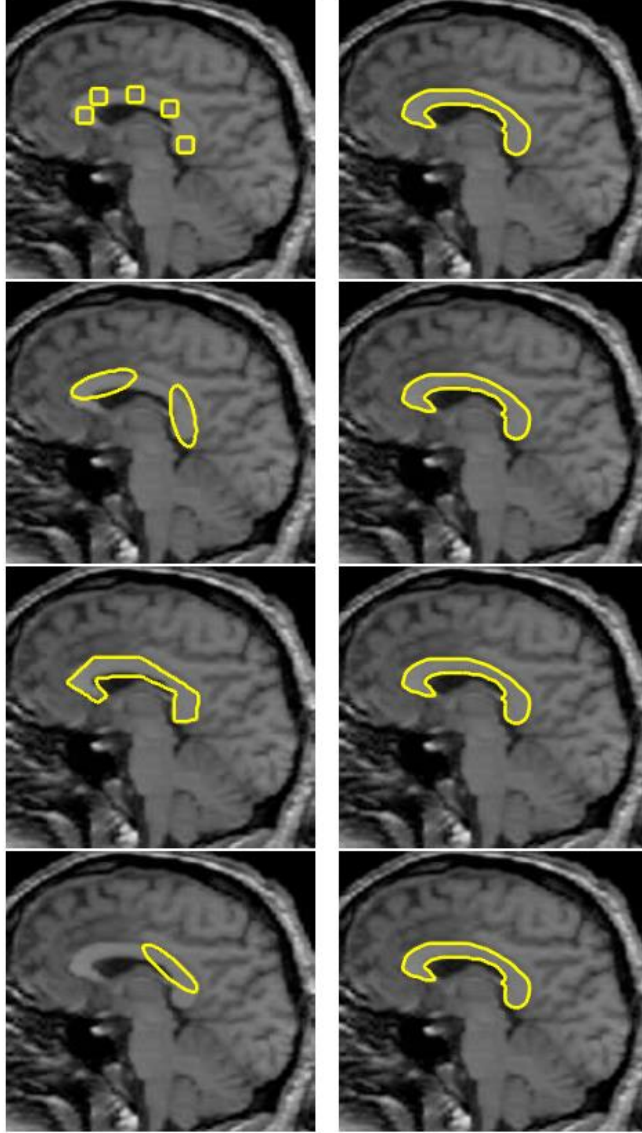
Bölütlemedeki bu hatalar bu yöntemi sınırlayan iki temel nedenden kaynaklanmaktadır. Bunlardan ilki, yerleştirilmiş konturların yeterli bilgi kullanamamasıdır. Bu durum şekil 38’de “f” ile gösterildiği üzere, küçük bir kare ile başlatılan kontur, kutunun siyah yarısını tamamen kaplayacak şekilde büyümektedir (Lankton, 2009).

Diğer bir önemli sınırlama ise, meydana gelebilecek “dalgalanma” durumudur. Şekil 5.10’de “h” ile gösterildiği üzere, kontur küçük karelerden oluşan bir ızgara ile başlatılmıştır. Başlangıçta kontur kutunun tüm kenarlarını bulmakta, ancak daha sonra konturun içi ile beyaz yarının içini ve konturun dışı ile siyah yarının içini bulmaktadır. Sonunda, kutunun siyah yarısı çevresindeki kontur bölümü, destek eksikliğinden dolayı çökmektedir. Şekil 38’de “g” ile gösterilen analizde ise bu durum benzerlik göstermekte ancak kısmen iyileşmiş bir bölütleme elde edilmektedir (Lankton, 2009).



Şekil 5.10. Bimodal bir kutunun sentetik görüntüsü üzerinde lokal ortalama ayrıştırma enerjisi kullanılarak (tüm gruplarda  $r=10$ ) farklı başlangıç konturları ile elde edilmiş bölütleme örnekleri (Lankton, 2009).

Bununla birlikte, bu yöntemin başlangıç konturuna bağlı duyarlılığı, aktif konturlar başlatılırken aşırı özen gösterilmesi gerektiği anlamına gelmemektedir. Şekil 5.11’de, korpus kallozuma ait MR görüntüsünün bir kesitinde, farklı başlangıç konturlarının doğru şekilde bölütleme gerçekleştirmesi bu duruma bir örnek olarak gösterilebilir (Lankton, 2009).



Şekil 5.11. Beyindeki bir yapı olan korpus kallozuma ait MR görüntüsünün bir kesiti için, farklı başlangıç konturlarının doğru şekilde bölütleme gerçekleştirmesine örnek analiz (Lankton, 2009)

Lokalizasyon analiz, bölütlenecek objenin ince bir yapısının olması ve yakınındaki yapıların benzer yoğunluğa sahip olması durumlarına rağmen, bu yapıyı beynin geri kalanından doğru şekilde ayırmayı mümkün kılmaktadır.

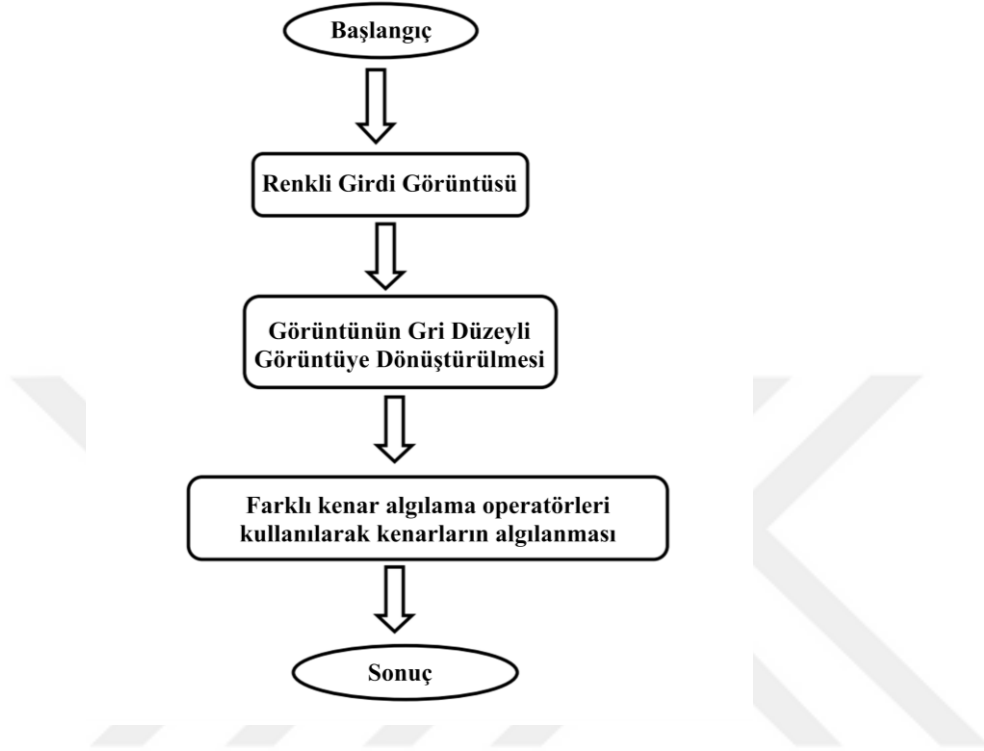
Lokal aktif kontur metodu ile yapılan çalışmalarda, yerelleştirme yarıçapının 10 ila 20 piksel arasında olduğu analizlerde hesaplama sürelerinin 3 ila 5 kat daha uzun olduğu bulunmuştur. Bu durum lokal aktif kontur metodunun bir dezavantajı gibi görünse de, bu metod global metotlara kıyasla özellikle medikal görüntülerde yoğunluğu birbirine yakın yapıların bölütlenmesinde etkin sonuçlar vermektedir (Lankton, 2009).

### 5.4.3 Kenar tabanlı metotlar

Kenar algılama tabanlı metotlar, dijital görüntü üzerinde objeleri sınırlayan çizgileri belirlemek ve objeleri birbirinden ayırmak için kullanılan metotlardır (Jain, 1989). Kenar algılama, görüntüde yoğunluk değişikliklerinin tespitini bir yaklaşım olarak kullanılmaktadır. Bir görüntüde, yoğunlukta net ve tanımlanmış değişikliklerin meydana geldiği noktaları tanımlamak için kullanılan bir dizi eylemden oluşmaktadır. Bu eylem dizisi, görüntüyü keskinleştirme, geliştirme ve görüntüde bulunan nesnelerin konumu gibi görüntü ile ilgili bilgileri elde etmek için gereklidir (Vikram Mutneja, 2015).

Görüntünün kenar gösterimi, işlenecek bilgi miktarını azaltmakta ve bu da nesnenin bir görüntüdeki şekli hakkında hayati bilgiler vermektedir. Kenarlar, görüntü yoğunluğundaki yerel değişimlerdir. Kenar algılama (Nadernejad et al., 2008; Dr. Pinaki Pratim Acharjya, 2012), iyi oryantasyona sahip kenarları bulmak için kullanılan bir işlem olup görüntü bölütleme için önemli bir araçtır. Kenar algılama sürecinde önce görüntü, gri tonlamalı görüntüye dönüştürülmektedir (Şekil 5.12). Ardından, kenar algılama operatörlerinin yardımıyla orijinal görüntü kenar görüntüsüne dönüştürülmektedir. Burada amaç yoğunluk değerlerindeki süreksizlikleri tanımlamaktır (Ansari et al., 2017). Robert, Prewitt, Sobel, Gauss'un

Laplace'ı (LoG) ve Canny gibi kenar bilgilerinin saptanması için çeşitli teknikler mevcuttur (Ansari et al., 2017).



Şekil 5.12. Kenar Algılama Prosesi Akış Şeması (Vikram Mutneja, 2015)

Kenar algılama algoritmaları Gradyan temelli yöntemler ve Laplace temelli yöntem olmak üzere iki gruptan oluşmaktadır. Gradyan esaslı yöntemlerde, kenarlar görüntünün birinci dereceden türevi alınarak saptanmaktadır. Gradyan büyüklüğü kenar kuvvetinin bir ölçüsüdür. Laplace tabanlı yöntemde ise kenarlar, görüntünün ikinci dereceden türevi alınarak ve sıfır geçiş noktaları tespit edilerek oluşturulmaktadır (Bergholm, 1987).

#### 5.4.3.1 Gradyan temelli kenar algılama metotları

Gradyan tabanlı yaklaşım dijital görüntülerde maske olarak da adlandırılmaktadır. Görüntünün yatay veya dikey yönündeki diferansiyel yaklaşımlar dijital maske ile hesaplanmaktadır (Jain, 1989).

Görüntü üzerinde gri seviye değerinin hızla değiştiği kısımlar görüntüdeki objelerin kenarlarıdır. Görüntünün birinci dereceden türevi, gradyan tabanlı operatördeki minimum ve maksimum değerleri bulmayı sağlamaktadır (Bergholm, 1987; Maini and Aggarwal, 2009). Bir  $f(x, y)$  fonksiyonu için, boyutsal sütun vektörü olarak  $(x, y)$  koordinatlarındaki bu fonksiyonun diferansiyeli denklem (53) ile verildiği gibidir (Gonzalez et al., 2009).

$$\nabla f = G[f(x, y)] = \begin{bmatrix} Gx \\ Gy \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{df}{dx} \\ \frac{df}{dy} \end{pmatrix} \quad (53)$$

Burada  $\nabla f$  vektörün gradyanıdır.  $(x, y)$  koordinatları normalde gradyan yönünde maksimum değişim oranına sahiptir (Acharya and Ray, 2005). Bu durum vektör değerlendirmesi ile gözlemlenebilir. Burada açı, gradyan açısı ile temsil edilmektedir.  $\nabla f$  vektörünün büyüklüğü  $M(x, y)$  olarak gösterilmektedir.

$$M(x, y) = |G| = \sqrt{Gx^2 + Gy^2} \quad (54)$$

Bu büyüklük değeri aşağıdaki şekilde de ifade edilmektedir:

$$M(x, y) \approx |Gx| + |Gy| \quad (55)$$

Buradan gradyan açısı denklem (56) ile verilmiştir.

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{Gy}{Gx} \right) \quad (56)$$

Burada açı x eksenine göre ölçülmektedir. Kenarın yönü, o noktadaki gradyana diktir. 2 boyutlu görüntünün gradyanı (Gonzalez et al., 2009) aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir:

$$Gx = f(x + 1, y) - f(x, y) \quad (57)$$

$$Gy = f(x, y + 1) - f(x, y) \quad (58)$$

Şekil 5.13'de 3x3'lük görüntü bölgesindeki her bir noktanın gri düzey yoğunlukları bir örnekle gösterilmiştir.

I		
P <sub>1</sub>	P <sub>2</sub>	P <sub>3</sub>
P <sub>4</sub>	P <sub>5</sub>	P <sub>6</sub>
P <sub>7</sub>	P <sub>8</sub>	P <sub>9</sub>

Şekil 5.13. 3x3'lük bir görüntü bölgesindeki noktaların gri düzey yoğunlukları (Vikram Mutneja, 2015)

Bu yoğunluklar sırasıyla aşağıdaki gibi verilmiştir:

$$P_1 = f(x - 1, y - 1) \quad (59)$$

$$P_2 = f(x - 1, y) \quad (60)$$

$$P_3 = f(x - 1, y + 1) \quad (61)$$

$$P_4 = f(x, y - 1) \quad (62)$$

$$P_5 = f(x, y) \quad (63)$$

$$P_6 = f(x, y + 1) \quad (64)$$

$$P_7 = f(x + 1, y + 1) \quad (65)$$

$$P_8 = f(x + 1, y) \quad (66)$$

$$P_9 = f(x + 1, y + 1) \quad (67)$$

3x3'lük bu örnek görüntü bölgesinde farklı operatörlerin (Robert, Sobel ve Prewitt) nasıl uygulandığı sonraki alt başlıklarda açıklanmıştır (Vikram Mutneja, 2015).

Gradyan temelli kenar algılama metotlarından ilki Robert operatörüdür. Bu operatör 2x2'lik maskeler kullanarak çapraz farkları hesaplamaktadır. Bu iki maske görüntüye ayrı ayrı uygulanabilir. Bu analiz ile  $G_x$  ve  $G_y$  yönlerindeki (yatay ve düşey) sonuçlar (Gonzalez et al., 2009) aşağıdaki gibi elde edilebilir:

$$G_x = (P_9 - P_5) \quad (68)$$

$$G_y = (P_8 - P_6) \quad (69)$$

Bu tip maskelerin uygulanması zordur çünkü üniform bir merkeze sahip değildirler. Yukarıdaki denklem aşağıdaki gibi açık olarak yazılabilir:

$$\begin{aligned} G[f(x, y)] &= [f(x, y) - f(x + 1, y + 1)] \\ &+ [f(x + 1, y) - f(x, y + 1)] \end{aligned} \quad (70)$$

Gradyan büyüklüğü ise:

$$G[f(x, y)] = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (71)$$

Gradyan büyüklüğü yaklaşık olarak aşağıdaki denklemle de ifade edilmektedir.

$$G[f(x, y)] = |G_x| + |G_y| \quad (72)$$

Burada  $G_x$  ve  $G_y$ 'nin hesaplanmasında kullanılan Robert maskeleri Şekil 5.14'de verilmiştir.

-1	0
0	1

0	-1
1	0

Şekil 5.14. Robert operatörü konvolüsyon maskeleri (Vikram Mutneja, 2015)

Bu maskeler kullanılırken sol üst eleman işlenecek piksel üzerine getirilmektedir (Vikram Mutneja, 2015).

En sık kullanılan kenar algılama metotlarından biri de Sobel operatörüdür. 3x3'lük Sobel konvolüsyon maskeleri Şekil 5.15'de verilmiştir.

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

1	2	1
0	0	0
-1	-2	-1

Şekil 5.15. Sobel operatörü konvolüsyon maskeleri (sol  $G_x$ , Sağ  $G_y$ ) (Saini et al., 2019)

Bu maskeler ayrı ayrı görüntü üzerine uygulanarak  $G_x$  ve  $G_y$  yönlerindeki sonuçlar elde edilmektedir.

$$G_x = \{-f(x-1, y-1) + f(x-1, y+1) - 2f(x, y-1) + 2f(x, y+1) - f(x+1, y-1) + f(x+1, y+1)\} \quad (73)$$

$$G_y = \{f(x-1, y-1) + 2f(x-1, y) + f(x-1, y+1) - f(x+1, y-1) - 2f(x+1, y) - f(x+1, y+1)\} \quad (74)$$

Buradan gradyan büyüklüğü denklem (75) ile elde edilebilir.

$$G[f(x, y)] = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (75)$$

Bir diğer kenar algılama metodu ise Prewitt operatörüdür. Sobel operatörü ile benzerlik göstermektedir. Ancak konvolüsyon maskelerindeki katsayılar birbirinden farklıdır. Bununla birlikte, Sobel'den farklı olarak, bu operatör maskenin merkezine daha yakın olan piksele vurgu yapmamaktadır (Esposito et al., 2003). Bu operatörde kullanılan konvolüsyon maskeleri Şekil 5.16'de verilmiştir.

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

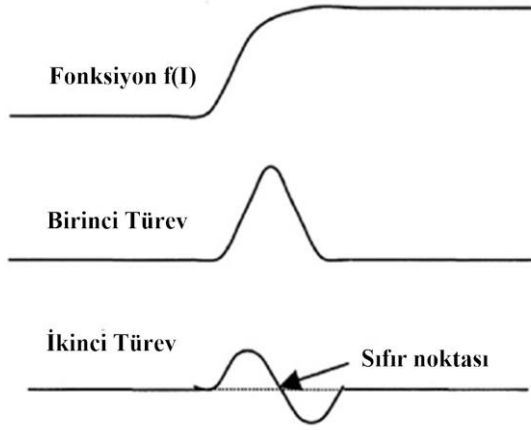
1	1	1
0	0	0
-1	-1	-1

Şekil 5.16. Prewitt operatörü konvolüsyon maskeleri (sol  $G_x$ , sağ  $G_y$ ) (Esposito et al., 2003)

#### 5.4.3.2 Laplace tabanlı kenar algılama metodu (gauss'un laplace'ı)

Laplace, gürültüye karşı hassas olduğu için nadiren tek başına da kenar algılamada kullanılmaktadır. Görüntü bir Gauss filtresi kullanılarak bulanıklaştırıldıktan sonra görüntünün kenarlarını iyileştirmek daha yararlıdır. Kenar lokalizasyonu, görüntü yoğunluğunun ikinci türevinin sıfır geçişleri tespit edilerek gerçekleştirilmektedir. Bu fikir Şekil 5.17'de tek boyutlu bir sinyal için şematize edilmiştir. Burada ilk grafik bir tek boyutlu sinyalde bir kenarı temsil etmektedir. İkinci aşamada düzgülendirme için Gauss filtresi kullanılmıştır ve ardından elde edilen sinyalin ikinci türevi kullanılarak iyileştirme aşaması

tamamlanmıştır. Tespit kriteri ikinci türevdeki sıfır geçişi noktalarıdır ve bu noktalar birinci türevdeki pik noktalardır.



Şekil 5.17. Tek boyutlu bir sinyalin birinci ve ikinci türevleri (Esposito et al., 2003)

Bu yaklaşımda, gürültü ilk olarak görüntünün bir Gauss filtresinden geçirilmesiyle azaltılmaktadır. İzole gürültü noktaları ve küçük yapılar filtrelenmektedir. Ancak bu filtreleme görüntüde yumuşatma yaptığı için kenarlar yayılmaktadır. Yerel olarak maksimum gradyanı olan pikseller, ikinci türevin sıfır geçişinin kullanıldığı kenar detektörü tarafından kenar olarak kabul edilmektedir. Önemsiz kenarların saptanmasını önlemek için, yalnızca karşılık gelen birinci türevi bir eşik üzerinde olan sıfır geçişler kenar noktası olarak seçilmektedir. Kenar yönü, sıfır geçişin meydana geldiği yön kullanılarak elde edilmektedir. Gauss'un Laplace'ı (LoG) operatörünün Laplace  $h(x, y)$  çıktısı, konvolüsyon işlemiyle denklem (76) kullanılarak elde edilmektedir.

$$h(x, y) = \Delta^2[g(x, y) * f(x, y)] = [\Delta^2 g(x, y)] * f(x, y) \quad (76)$$

$$\Delta^2 g(x, y) = \left( \frac{x^2 + y^2 - 2\sigma^2}{\sigma^4} \right) e^{-(x^2 + y^2)/2\sigma^2} \quad (77)$$

Burada  $\sigma$  değeri filtre genişliğini belirlemekte ve farklı ölçeklerdeki kenarların farklı  $\sigma$  değeri kullanılarak algılanabilmesi için görüntünün ne kadar yumuşatılacağını kontrol etmektedir (Esposito et al., 2003).

### 5.4.3.3 Canny kenar algılama metodu

Canny kenar dedektörü, gürültü azaltma ve kenar lokalizasyonunda olası en iyi uzlaşmayı sağlamak ve gerçek görüntülerle iyi sonuçlar vermektedir (Efford, 2000). Bu algoritma aşağıdaki aşamalardan oluşmaktadır.

1. Öncelikle görüntü bir Gauss filtresi kullanılarak yumuşatılmaktadır.  $I[i, j]$  görüntüsünün  $G[i, j, \sigma]$  Gauss filtresiyle ( $\sigma$  filtre genişliği) filtrelenmesi için aşağıdaki konvolüsyon işlemi gerçekleştirilir.

$$S[i, j] = G[i, j, \sigma] * I[i, j] \quad (78)$$

2. Kısmi türevler için sonlu fark yaklaşımlarını kullanarak gradyan büyüklüğü ve yönü hesaplanır. İlk olarak, yumuşatılmış  $S[i, j]$  dizisinin gradyanı sırasıyla  $x$  ve  $y$ 'nin kısmi türevleri olan  $P[i, j]$  ve  $Q[i, j]$  'yi üretmek için kullanılır.

$$P[i, j] = \frac{S[i, j+1] - S[i, j] + S[i+1, j+1] - S[i+1, j]}{2} \quad (79)$$

$$Q[i, j] = \frac{S[i, j] - S[i+1, j] + S[i, j+1] - S[i+1, j+1]}{2} \quad (80)$$

$x$  ve  $y$  kısmi türevleri, 2x2 kare üzerindeki sonlu farkların ortalaması alınarak hesaplanır. Gradyanın büyüklüğü ve yönü denklem (81) ve denklem (82) ile gösterildiği gibi elde edilir.

$$M[i, j] = \sqrt{P[i, j]^2 + Q[i, j]^2} \quad (81)$$

$$\theta[i, j] = \arctan(Q[i, j], P[i, j]) \quad (82)$$

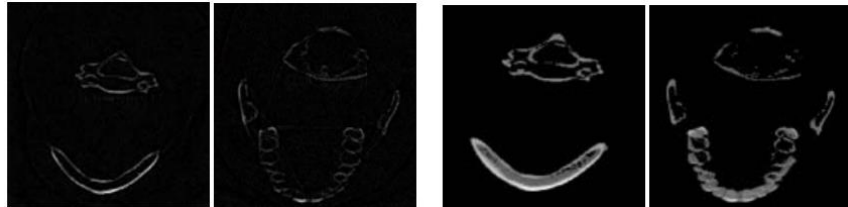
3. Gradyan büyüklüğüne maksimum olmayanı bastırma (non-maxima suppression) uygulanır. Maksimum olmayanı bastırma, yalnızca bir piksel genişliğindeki kenarlara kadar gradyan büyüklüğünde yerel maksima çevresindeki geniş kenarları inceltir. Maksimum olmayanı bastırmanın ardından, yerel maksimum noktalar dışında her yerde sıfır olan bir görüntü  $N[i, j]$  elde edilir.
4. Kenarları algılamak ve bağlamak için çift (histerezis) eşikleme algoritması kullanılır.  $N[i, j]$  görüntüsündeki gürültüyü gidermek için bu görüntüye iki eşik değeri uygulanır. Bu eşik değerler kullanılarak eşiklenmiş iki kenar görüntüsü  $T_1[i, j]$  ve  $T_2[i, j]$  elde edilir.  $T_2$  görüntüsü kontur içinde boşluklara sahip olsa da daha az yanlış kenar içermektedir. Çift histerezis eşikleme algoritması ile elde edilen  $T_2$  görüntüsündeki kenarlar konturlara bağlanmıştır. Bir konturun sonuna ulaşıldığında, algoritma konturla birleştirilebilen kenarlar için 8 komşusunun konumlarında  $T_1$ 'e bakar. Bu algoritma,  $T_2$ 'deki boşluk bir kenara köprülenene kadar devam eder (Esposito et al., 2003).

## 6. DİŞ HEKİMLİĞİ UYGULAMALARINDA DAHA ÖNCE YAPILMIŞ ÇALIŞMALAR

### 6.1 Eşikleme Metodunu Kullanan Çalışmalar

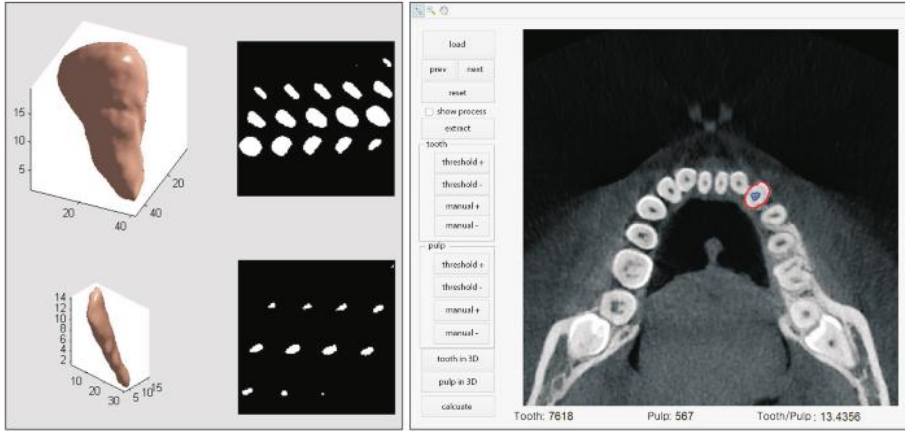
Eşikleme, bir görüntüdeki nesneyi arka plandan ayırmak için kullanılan en basit ve en sık kullanılan tekniklerden biridir (Kittler and Illingworth, 1986). Eşikleme tekniği iki kategoriye ayrılabilir: genel eşikleme ve yerel (uyarlamalı) eşikleme. Genel eşiklemede görüntüdeki nesneyi arka plandan ayırmak için sabit bir eşik değeri seçilir (bu değer T ile gösterilir). Birçok uygulamada işe yaraması göz önüne alındığında genel eşikleme kullanım kolaylığı nedeniyle çok caziptir. Piksel tabanlı bir yöntem olan eşikleme için ilk aşamada eşik değerinin belirlenmesi gerekmektedir. Görüntüler arasındaki farklılıklardan dolayı her görüntü için eşik değeri de farklıdır. Bu değer bulunması için kullanılan mevcut yöntemlerin çoğu görüntüdeki piksel yoğunluk ilişkisini veren yoğunluk histogramından faydalanarak eşik değerine ulaşır (Solihin, 2002).

Dental görüntülerin işlenmesi ve bölütlenmesinde de eşikleme metodunu kullanan birçok çalışma mevcuttur. Hu et al. çalışmalarında, oral kavite içindeki dişlerin bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bölütlenmesi için Otsu Eşikleme metodu ve Ortalama Eşikleme metodunu kullanmış ve karşılaştırmıştır (Şekil 6.1). Otsu Eşiklemedeki sınıflarasi varyansı maksimum yapma kriterinin aksine, ortalama gri değeri dikkate alan bir eşikleme metodu olan Ortalama Eşikleme Metodunun Otsu methodundan daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (Hu et al., 2014).



Şekil 6.1. Otsu Eşikleme ve Ortalama Eşikleme Metodu ile Elde Edilen Bölütlenme Görüntüleri (Hu et al., 2014)

Lee and Lee çalışmasında, KIBT görüntülerini otomatik bölütlemek üzere optimal eşik değerini belirleyen bir bilgisayar yazılımı geliştirmiştir (Şekil 6.2). Yazılım sayesinde pulpa/diş oranı otomatik olarak hesaplanmaktadır (Lee and Lee, 2016).



Şekil 6.2. Yazılım Arayüzü (Lee and Lee, 2016)

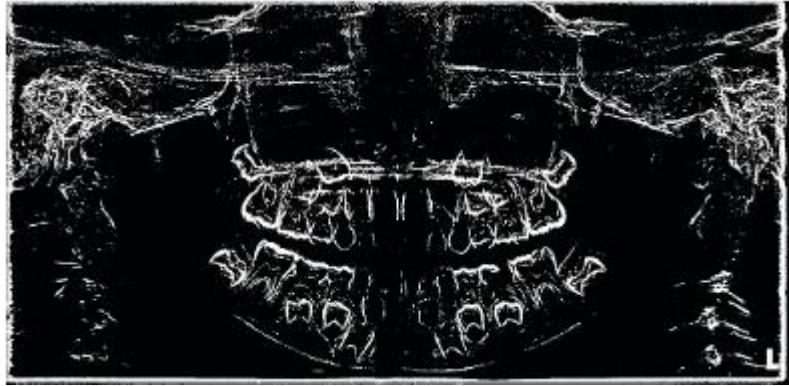
Mohamed et al., dişlerin adli incelemelerinde sıklıkla kullanılan X-ışını görüntülerinden premolar dişlerin bölütlenmesinde Otsu Eşikleme ve Watershed algoritmalarını kullanmıştır. İki yöntem karşılaştırılmış ve Otsu Eşikleme metodunun daha hızlı sonuç verdiği gözlenmiştir (Muhamad Rizal Mohamed et al., 2014). Pattanachai et al. dental radyografik X-ışını görüntülerine öncelikle histogram eşitleme uygulamış ve ardından dişleri Otsu eşikleme metodu kullanarak bölütlemiştir (Pattanachai et al., 2012).

## 6.2 Kenar Tabanlı Metotları Kullanan Çalışmalar

Kenar tabanlı metotlar temelde süreksizliklerin tespitine dayalı yöntemler olup, noktalar arası gri seviye değişimini değerlendirmektedir. Ancak bu metotlar kenarların net olarak tanımlanmadığı veya kenar sayısının ve gürültünün çok olduğu görüntülerde diğer yöntemlere göre daha olumsuz sonuçlar vermektedir.

Dental görüntülerin bölütlenmesinde en çok kullanılan kenar algılama metodları Roberts, Prewitt, Sobel, Gauss'un Laplace'ı (LoG) ve Canny metodudur. Gráfová et al. yaptıkları çalışmada, panoramik dental radyografi görüntülerinde farklı kenar algılama algoritmalarının etkinliğini incelemiştir. Bu amaçla bahsi geçen tüm kenar algılama metodları 4 farklı dental radyografi görüntüsü üzerinde uygulanmış ve karşılaştırılmıştır. Ayrıca çalışmada, bu algılama metodlarının parametrelerini belirlemeye yarayan otomatik bir parametre seçme metodolojisi sunulmuştur. Sonuçlar, Roberts, Prewitt and Sobel metodlarının LoG ve Canny metodlarına göre daha hızlı olduğunu göstermiştir (Gráfová et al., 2013).

Razali et al., tanımlanamayan vücutların yaşının belirlenmesinde kullanılan Demirjian diş yaşı değerlendirmesi metodunda gerekli olan diş bölütleme prosesi için Sobel ve Canny kenar algılama metodlarını karşılaştırmıştır (Şekil 6.3). Elde edilen sonuçlar Sobel algoritmasının Canny algoritmasına oranla daha fazla ve düzgün kenar algılaması sağladığını göstermiştir (Razali et al., 2015).



Şekil 6.3. Sobel Algoritması ile Bölütlenen Görüntü (Razali et al., 2015)

Trivedi et al., MATLAB paket programını kullanarak Canny algoritmasını farklı dental radyografi görüntülerine uygulamış (Şekil 6.4) ve bu yöntemin her yaştaki insan tanımlanmasında kullanılabilirliğini göstermiştir (Trivedi et al., 2015).



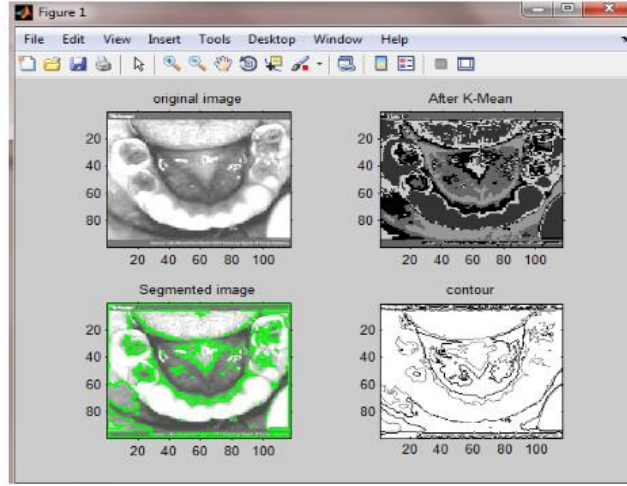
Şekil 6.4. Canny Algoritması ile Elde Edilen Bölütleme Görüntüsü (Trivedi et al., 2015)

Dental biyometri amacıyla yapılan çalışmalardan bir diğerinde, Dighe et al. 38 dental radyografi görüntüsüne Sobel algoritması ile bölütleme gerçekleştirmiştir (Dighe and Shriram, 2012).

### 6.3 Alan Tabanlı Metotları Kullanan Çalışmalar

Alan tabanlı metotlar, kenar tabanlı metotlar için tamamlayıcı bir yaklaşımdır. Alan tabanlı metotların ortak noktası, pikselleri; yoğunluk, parlaklık, renk veya karşıtlık gibi belli homojenlik kriterlerine göre gruplamasıdır. Yöntem, verilen piksele komşu piksellere bakarak gerekli kriterleri sağladığı durumlarda komşu pikseli verilen piksel grubunun içine alır. En büyük problem homojenlik kriterinin seçimidir, zira bu seçim görüntüden görüntüye farklı sonuçlar ürettiğinden kriterin seçimi de ayrı bir problem oluşturmaktadır (Özgür, 2003).

Kaur et al. çalışmasında dental X-ışını görüntülerinde k ortalamalar algoritmasını kullanmış ve görüntüleri bölütlemiştir (Şekil 6.5). Temelde beş aşamadan oluşan k ortalamalar metodunda öncelikle görüntüde kaç küme olacağı belirlenmekte ve bu kümeler için rasgele merkezler atanmaktadır. Daha sonra her bir piksel kendisine en yakın kümenin etiketini almakta ve aynı etiketli piksellerin ortalaması kullanılarak yeni küme merkezleri bulunmaktadır. İterasyon sonlanana kadar bu işleme devam edilmektedir. Çalışmada k ortalamalar metodu, diş çürüklerinin diş yüzeyinin yüzdesel olarak ne kadarını kapladığının hesaplanmasında kullanılmıştır (Kaur and Singh, 2015).



Şekil 6.5. K ortalamalar Metodu ile Elde Edilen Bölütleme Sonuçları (Kaur and Singh, 2015)

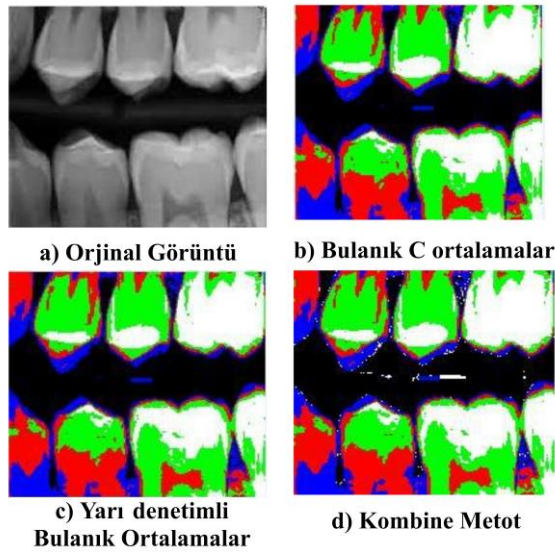
Sudheera et al. iyileştirilmiş k ortalamalar metodunu kullanarak dental görüntüleri bölütlemiştir (Şekil 6.6). Bu amaçla dental RGB (red,green,blue) görüntü HSI görüntüye dönüştürülmüş, ardından iyileştirilmiş k ortalamalar metodu kullanılarak dişlerdeki plak tabakasının tespiti yapılmıştır (Sudheera et al., 2017).



Şekil 6.6. Plakların Görüntüsü (Sudheera et al., 2017)

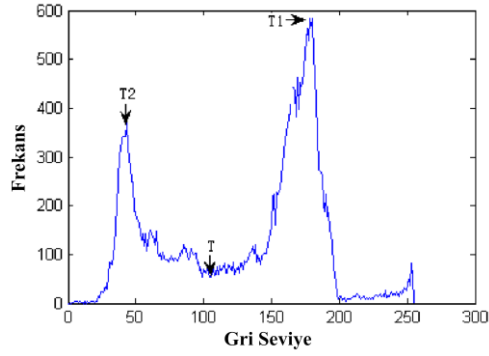
Alan tabanlı metotlardan bir diğeri de Bulanık C-ortalamalar metodudur. Bu kümeleme algoritmasında K ortalamalar algoritmasının aksine bir örnek bir kümeye ait olmak zorunda değildir. Bir örneğin farklı kümelere ait olma derecelerinden

bahsedilmektedir. Örneğin bir örnek %75 bir kümeye ve %25 başka bir kümeye ait olabilmektedir. BCO (Bulanık C – ortalamalar) algoritmasındaki C değeri küme sayısını temsil etmektedir. BCO algoritması, üyelik matrisini ve küme merkezlerinin optimize etmeye çalışan iteratif bir yöntemdir. Tuan et al., dental X-ışını radyografi görüntülerinde Bulanık C ortalamalar metodunu ve Yarı denetimli Bulanık Ortalamalar metodunu kombine etmiş ve görüntüleri bölütlemiştir (Şekil 6.7). Sonuçlar iki yöntemin kombine kullanımının, tekil olarak kullanımlarına göre daha iyi olduğunu ortaya koymuştur (Tuan et al., 2016).



Şekil 6.7. Bölütleme Sonuçları (Tuan et al., 2016)

Kang et al., dijital diş görüntülerinde plakların bölütlenmesi için histogram destekli bir Bulanık C ortalamalar metodu kullanmıştır. Başlangıç küme merkezlerinin belirlenmesinde görüntünün histogramı (Şekil 6.8) analiz edilmiş ve iki pik değer küme merkezi olarak kabul edilmiştir (Kang and Ji, 2010).



Şekil 6.8. Görüntü Histogramı (Kang and Ji, 2010)

Watershed veya Türkçeleştirilmiş adıyla havza bölütlemesi de alan tabanlı bölütleme modellerinden biridir. Watershed algoritmasının ilk adımı olarak görüntünün gradyan bilgisi elde edilir. Bu bilgi, piksel değerleri arasındaki değişimin görüntünün birinci türevi alınarak hesaplanması ile elde edilir. Bir sonraki adımda, görüntü bölütlemesinin başlatılabilmesi için gerekli olan işaretçi pikseller belirlenir. Görüntü bölütleme işleminin doğru bir yönde ilerleyebilmesi için, hedeflenen her bir sınıfa ait farklı işaretçi piksellere ihtiyaç duyulur. Bu piksellerin konumları ve sayıları bölütlemenin başarısını doğrudan etkilemektedir. Görüntü bölütleme işleminin son adımında, işaretçi pikseller gradyan görüntü üzerine yerleştirilir ve alan büyüme prensibine göre yayılarak iki sınıflı bir görüntü elde edilir. Mahsa Sepehrian ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, dental KIBT ve ÇKBT (Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi) görüntülerine Watershed bölütlemesi uygulanmış ve elde edilen sonuçlar manuel bölütleme ile elde edilen görüntülerle karşılaştırılmıştır. Bölütlenen görüntüler, dişlerin diğer doku ve kemik dokulardan ayrılmasında yüksek doğruluğa sahip olduğunu göstermiştir (Sepehrian et al., 2013). Naumovich et al., dental KIBT ve Spiral BT görüntülerini watershed algoritması kullanarak bölütlemiş ve elde ettikleri görüntülerden çene kemiği ve dişlerin rekonstrüksiyonunu gerçekleştirmiştir. Elde edilen 3 boyutlu görüntüler incelenmiş ve Spiral BT'nin yüksek kontrast çözünürlüğü ve düşük gürültülü görüntülerin eldesine olanak sağlaması nedeniyle daha iyi sonuçlar sağladığı gösterilmiştir (Naumovich et al., 2015).

Bir diğler alan tabanlı nesne bölütleme metodu ise düzey kümeleriyle nesne bölütlemesidir (Level Set Methods). Burada Düzey küme fonksiyonu nesne kenarlarında sıfır değeri almaktadır. Düzey küme fonksiyonunun kapalı bir eğri olan bu düzeyi sıfır düzey çevriti olarak adlandırılmaktadır. Düzey küme fonksiyonunun nesnenin iç ve dış kısımlarında aldığı değerlerse zıt işaretlidir.

Düzey kümeleriyle nesne bölütlemesi yöntemlerinde, her iterasyonda düzey küme fonksiyonunun düzenlenilmesi, başlangıçta kullanıcı tarafından kabaca işaretlemeyle ilk değeri ataması yapılan düzey küme fonksiyonunun sıfır düzey çevritinin nesnenin kenarına konumlandırılması ve sıfır düzey çevritinin yumuşatılması gerekmektedir.

Nithyakalyaniomathi et al. yaptıkları çalışmada, 12 hastanın KIBT görüntülerine öncelikle gürültünün temizlenmesi için Gaussian Filtresi uygulanmıştır. Daha sonra Düzey kümeleme yöntemi kullanılarak dişler bölütlenmiştir. Çalışmada dişler kök ve kron olarak ayrı bölütlenmiş ve bölütlenen görüntüler rekonstrükte edilmiştir (K and R, 2016).

#### **6.4 Bölütlemenin Başarısını Hacimsel ve Morfolojik Olarak Değeriendiren İn Vivo ve İn Vitro Çalışmalar**

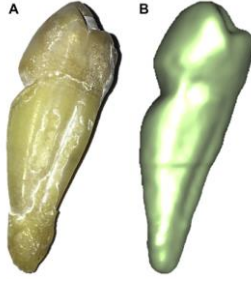
Bölütlemenin başarısının değeriendirilmesinde çeşitli ölçütler kullanılmaktadır. Bunlardan ilki elde edilen 3 boyutlu geometrilerin hacimsel büyüklüklerinin cismin kendi hacmi ile karşılaştırılmasıdır. Dişlerin bölütlenmesinde başarının hacimsel ölçüt ile değeriendirildiği Wang et al. gerçekleştirdikleri in vivo çalışmada KIBT görüntüleme tekniğinin dişlerin hacminin ölçümündeki doğruluğunu belirlemek üzere 27 diş için KIBT görüntüleri bölütlenmiş ve rekonstrüksiyonu gerçekleştirilmiştir. KIBT görüntülerinin bölütlenmesinde Eşikleme (Thresholding) metodu kullanılmış olup, elde edilen 3 boyutlu geometrilerin hacmi (Şekil 6.9), çekilen dişlerin Mikro BT görüntüleri ile elde edilen hacimleri ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, dişlerin hacimlerinin elde

edilmesinde in vivo KIBT hacim ölçümünün, in vitro Mikro BT ile aynı doğrulukta olduğunu göstermiştir (Wang et al., 2011).



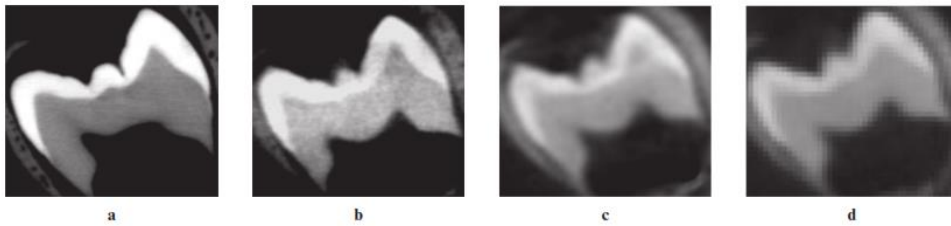
Şekil 6.9. KIBT (sol) ve Mikro BT (sağ) Görüntülerinden Elde Edilen 3 Boyutlu Geometriler (Wang et al., 2011)

Hacimsel değerlendirmenin ele alındığı Shaheen et al. yaptıkları başka bir çalışmada iki kuru, bozulmamış mandibula örneği 3 farklı KIBT sistemi kullanarak taranmış ve görüntüler eşikleme metodu kullanılarak bölütlenmiştir. Dişlerin hacimsel doğruluğunu değerlendirmek için, gerçek anatomik dişler ile rekonstrükte edilen görüntüler arasındaki volümetrik farklar, yüksek çözünürlüklü bir mikro-bilgisayarlı tomografi sistemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, test edilen tüm KIBT cihazlarından taranan görüntülerin bölütlenmesi ve rekonstrüksiyonu ile oluşturulan üç boyutlu geometrilerin hacimlerinin, dişlerin Mikro BT kullanılarak ölçülen hacimleri ile karşılaştırıldığında yüksek doğruluğa sahip olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle KIBT görüntülerinden eşikleme metodu kullanılarak yapılan bölütlemenin ve rekonstrüksiyonun (Şekil 6.10), tanısal ve tedavi öncesi planlama prosedürleri için uygun olduğunu kanaatine varılmıştır (Shaheen et al., 2017).



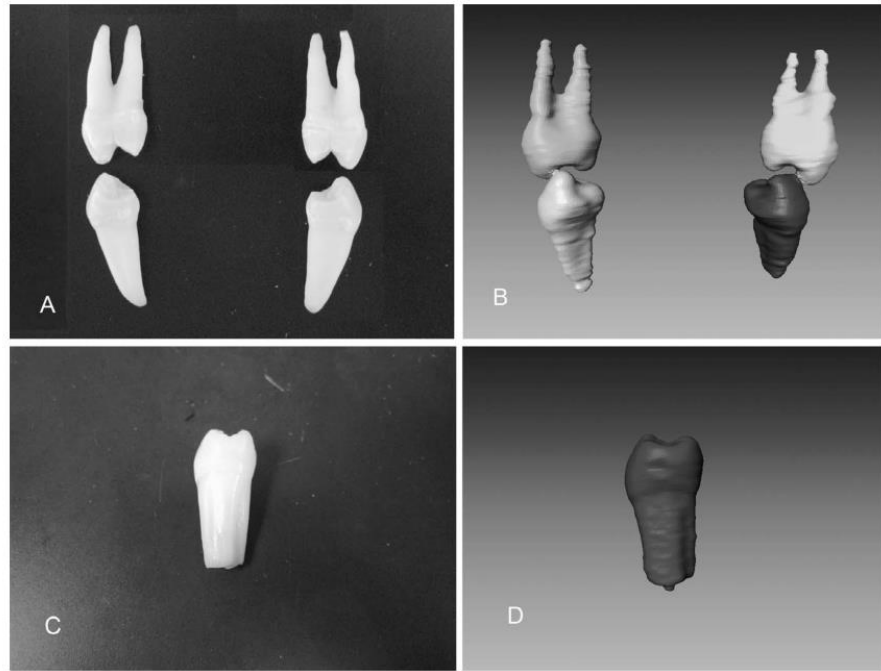
Şekil 6.10. a) Dişin Fiziksel Görüntüsü b) Bölütleme Sonucu Elde Edilen üç Boyutlu Model  
(Shaheen et al., 2017)

Farklı KIBT görüntüleme prosedürlerinin bölütleme ile elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimlerinin değerlendirilmesindeki çalışmalardan bir diğerinde, voksel büyüklüğünün hacimsel doğruluğa olan etkisi in vitro olarak incelenmiştir. Bu amaçla 10 mandibula, 200  $\mu\text{m}$  ve 300  $\mu\text{m}$  voksel büyüklüğüne sahip iki KIBT cihazı ile taranmış ve elde edilen görüntüler yarı otomatik bölütlenmiştir. Bölütleme sonucu oluşturulan 3 boyutlu geometrilerin hacimleri, 76  $\mu\text{m}$  voksel büyüklüğüne sahip bir KIBT ve 41  $\mu\text{m}$  voksel büyüklüğüne sahip bir Mikro BT cihazı referans alınarak elde edilen hacimlerle karşılaştırılmıştır (Şekil 6.11). KIBT ile yapılan hacimsel ölçümler değerlendirilmiş ve voksel boyutu 200  $\mu\text{m}$  'ye kadar olan voksel boyutları için sonuçların istatistiksel bir anlam taşımadığı görülmüştür. 300  $\mu\text{m}$  ve daha ötesinde ise ölçümlerin istatistiksel olarak farklılığa sahip olduğu değerlendirilmiştir (Maret et al., 2012).



Şekil 6.11. Farklı Voksel Büyüklüklerinden Elde Edilen Kesit Görüntüleri a) 41  $\mu$  b) 76 $\mu$  c) 200  $\mu$   
d) 300 $\mu$  (Maret et al., 2012)

Liu et al. yaptıkları in vivo çalışmada, 9 ortodontik hastanın preoperatif KIBT görüntüleri eşikleme metodundan yararlanılarak yarı otomatik bölütlenmiş ve elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimleri hesaplanmıştır. Hesaplanan hacimler, çekilen dişlerin gerçek hacimleri ile kıyaslanmıştır (Şekil 6.12). Dişlerin gerçek hacimleri, suyun yer değiştirmesi esasına dayanan bir deney düzeneği kullanılarak ölçülmüştür. Sonuçlar dişlerin fiziksel hacimleri ile bölütleme sonucu elde edilen hacimlerin maksimum %7'lik bir hata oranına sahip olduğunu göstermiştir (Liu et al., 2010).



Şekil 6.12. Bölütleme Sonucu Elde Edilen 3 Boyutlu Geometriler (Liu et al., 2010)

Bölütlemenin başarısının değerlendirilmesindeki ölçütlerden bir diğeri de yüzey morfolojisinin karşılaştırılmasıdır. Hacimsel değerlendirmenin yapıldığı daha önce bahsedilen Shaheen et al. yaptıkları çalışmada, üç farklı KIBT sistemi kullanılarak taranan dişlerin görüntüleri, eşikleme metodu kullanılarak bölütlenmiş ve dişlerin üç boyutlu geometrileri, Mikro BT kullanılarak oluşturulmuş üç boyutlu geometrileriyle morfolojik olarak da kıyaslanmış ve sonuçların uyum içinde olduğu gösterilmiştir (Shaheen et al., 2017).

## 7. FARKLI GÖRÜNTÜ İŞLEME METOTLARI KULLANILARAK SÜPERNÜMERER DİŞLERİN DENTAL TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDEN BÖLÜTLENMESİ, REKONSTRÜKTE EDİLMESİ, HACİMSEL VE TOPOLOJİK ÖLÇÜMLERİNİN YAPILMASI

### 7.1 Görüntüleme ve Görüntülerin Eldesi

Tez kapsamında bölütlemeleri gerçekleştirmek üzere süpernümerer diş tanısı konan ve opere edilecek araştırma için gönüllü olan üç hastanın KIBT görüntüleri ilgili etik kurul izni ile (Karar no: 17-7.1/35 Tarih: 29.09.2017) alınmıştır. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan CareStream CS9000 model KIBT cihazı ile elde edilen görüntülerin voksel büyüklüğü 76x76x76 µm olup izotropiktir. Sistemin detaylı özellikleri Şekil 7.1’de sunulmuştur. Görüntülerin eldesinde X ışını tüpü gerilimi 70 kV ve tüp akımı 10 mA olarak ayarlanmıştır.

<b>Tüp Gerilimi</b>	60 - 90 kV (max)
<b>Tüp Akımı</b>	2 - 15 mA (max)
<b>Frekans</b>	140 kHz (max)
<b>Tüp Fokal Çapı</b>	0.5 mm (IEC 336)
<b>Toplam Filtrasyon</b>	> 2.5 mm eq. Al
<b>3D Modalite</b>	
<b>Teknoloji</b>	Dijital Hacimsel Tomografi (DVT)
<b>Sensör Teknolojisi</b>	CMOS sensörü
<b>Gri Düzey</b>	16 bit
<b>Hacim Büyüklüğü</b>	50 x 37 mm
<b>Voksel Büyüklüğü</b>	76 x 76 x 76 µm
<b>Rekonstrüksiyon süresi</b>	Bilgisayara bağlı olup yüksek performanslı bir PC ile iki dakikanın altındadır.

Şekil 7.1. CS 9000 KIBT cihazı teknik özellikleri (Dental, 2012)

Kesit görüntüleri “DICOM” (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) uzantılı olup görüntülerin gri düzey bit derinliği 16’dır. Her üç hasta için de elde edilen kesit görüntülerinin büyüklüğü 695x695 pikseldir. Ancak kesit sayıları birbirinden

farklıdır. Bu durum dişlerin büyüklüğü ve oryantasyonundan kaynaklıdır. Dişlerin kesit sayıları sırasıyla 125,165 ve 174'tür.

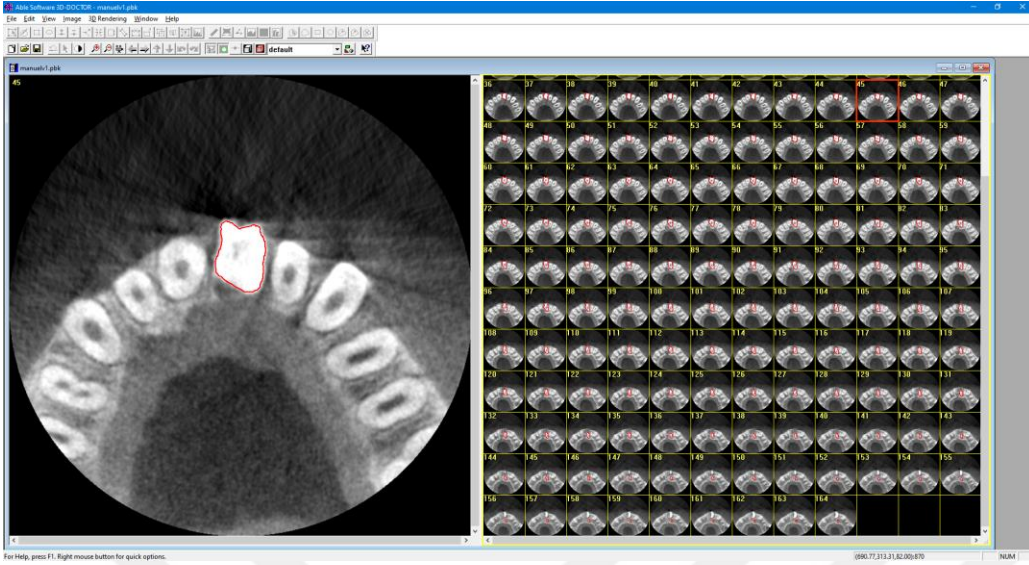
Bölütleme sonucu rekonstrükte edilen üç boyutlu diş geometrilerinin, dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri ile topolojik olarak kıyaslanabilmesi için hastaların dişleri standart yöntem ve gereçlerle Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ameliyathanesinde opere edilerek, tek parça halinde çıkartılmıştır. Çıkartılan dişler örnek saklama solüsyonlarına konmuş ve Ege Üniversitesi Merkezi Araştırma Test ve Analiz Laboratuvarı Uyg. ve Arş. Merkezi'nde Mikro BT ile taranarak dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri elde edilmiştir.

## **7.2 Bölütlemede Kullanılan Metotlar**

### **7.2.1 Manuel bölütleme**

Manuel bölütleme, görüntüde ilgilenilen alanın bir operatör tarafından manuel olarak çizilmesi ya da boyanmasıdır. Tez kapsamında manuel bölütleme ve görüntülerin üç boyutlu rekonstrüksiyonu için 3D - DOCTOR paket programı kullanılmıştır. Bu amaçla öncelikle görüntüler programa aktarılmış ve programdaki çizim seçenekleri kullanılarak kesitler üzerinde süpernumerer dişin bulunduğu alanlar çizilmiştir. Her bir dişte bölütleme üç kez tekrar edilmiştir ve yöntemin "değerlendirici içi" değişkenliğe sahip olması nedeniyle, gözlemcinin tutarlılığını istatistiksel olarak değerlendirmek üzere tüm ölçümler kaydedilmiştir.

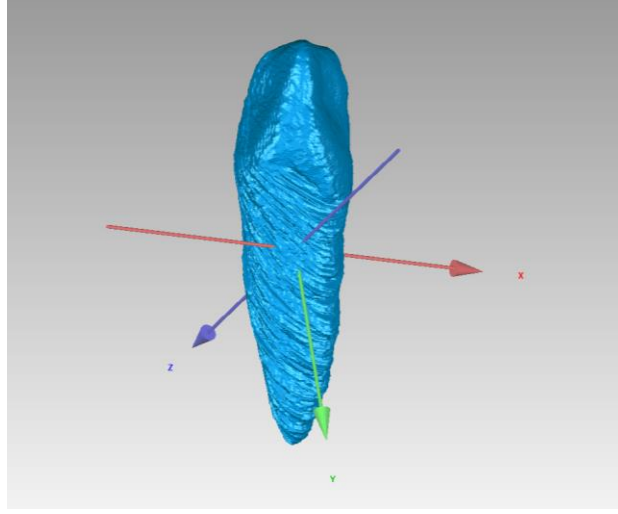
3D – DOCTOR paket programında manuel bölütleme ile elde edilen kesit görüntülerinin bir örneği Şekil 7.2'de gösterilmiştir.



Şekil 7.2. Manuel bölütleme ile süpernumerer dişlerin bölütlenmesi

Manuel bölütleme metodu kullanıcı bağımlı bir metot olmasına rağmen literatürde altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak bu çalışma kapsamında manuel bölütleme “değerlendiriciler arası” farktan kaynaklanan bu durum nedeniyle literatürün aksine altın standart olarak değerlendirilmemiş ve daha güvenilir bir standart olarak dişler opere edilip çıkarılmış ve hacimleri ölçülerek bu ölçüm sonuçları altın standart olarak alınmıştır. Ayrıca bu metot ile bölütleme, otomatik metotlara kıyasla oldukça uzun süren bir prosedür olup, bu durum da bu metotun kullanılabilirliğini sınırlamaktadır.

Çalışma kapsamında üç diş için toplam 464 kesit manuel olarak tek tek bölütlenmiş ve elde edilen kesitler kullanılarak dişlerin üç boyutlu rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Rekonstrüksiyon işlemi için 3D – DOCTOR paket programı kullanılmış olup, rekonstrükte edilen dişlerden birine ait örnek görüntü Şekil 7.3’de verilmiştir.



Şekil 7.3. Manuel bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernumerer diş örnek görüntüsü

Her diş için üç tekrar olmak üzere manuel bölütleme metodu kullanılarak bölütlenen görüntülerden elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimleri ölçülmüş ve Tablo 7.1’de sunulmuştur.

Tablo 7.1. Manuel bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernumerer dişlerin hacim sonuçları

	DİŞ 1	DİŞ 2	DİŞ 3
Hacim (mm <sup>3</sup> )	247,32	232,58	325,46
	243,98	232,82	324,70
	242,68	231,90	325,40

### 7.2.2 Yarı – otomatik bölütleme

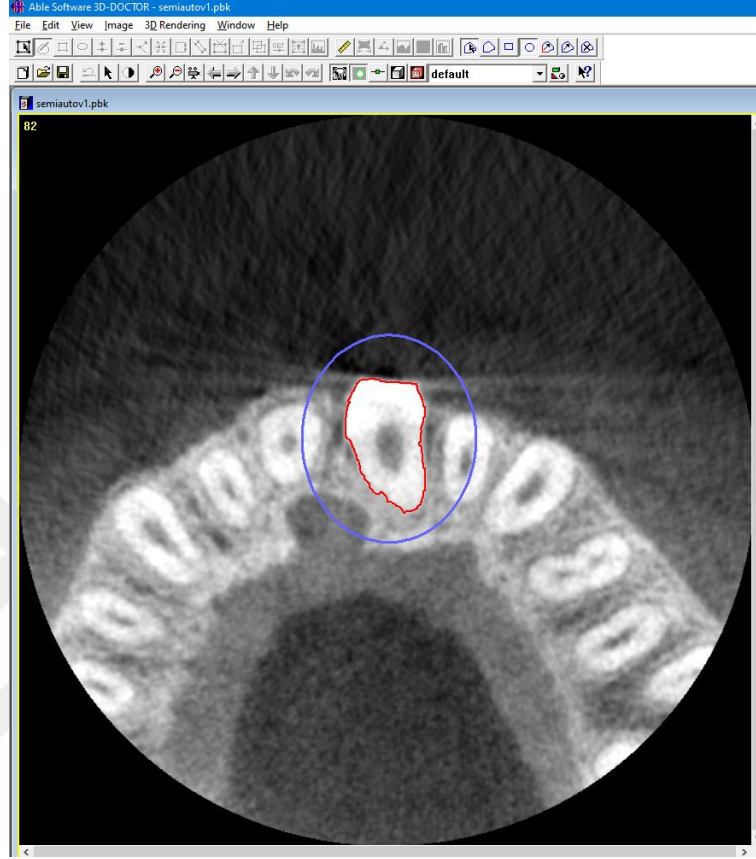
Yarı – otomatik bölütlemenin manuel bölütlemeden farkı, manuel bölütlemeden önce otomatik bir bölütleme metodu kullanarak ön bölütlemenin gerçekleştirilmesidir. Ardından manuel bölütleme ile benzer şekilde operatör otomatik metotlarla bölütlenmiş görüntüler üzerinde düzeltme yapmaktadır. Bu metot sayesinde operatör bir ön bilgi elde etmiş olmakta ve ön bölütlemeyi bir klavuz olarak kullanmaktadır. Ayrıca otomatik bölütlemenin ön işlem olarak kullanılması operatöre zaman tasarrufu sağlamaktadır.

Çalışma kapsamında yarı – otomatik bölütlemenin ilk aşaması olarak eşikleme metodu kullanılmış ve üç diş için tüm kesitler eşikleme metodu ile bölütlenmiştir. Yarı – otomatik bölütleme metodu da ikinci aşamasında operatör tarafından manuel düzeltmenin uygulanmasından ötürü “değerlendirici içi” değişkenliğe sahiptir. Bu nedenle istatistiksel değerlendirmenin yapılabilmesi için her bir dişte bölütleme üç kez tekrar edilmiştir. Bu üç tekrar için eşikleme metodunda kullanılan eşik değeri sabit tutulmuştur.

Eşikleme metodu kullanılarak yapılan ön bölütlemede eşik değerlerinin belirlenmesi için bir boyutlu global optimizasyon problemleri için kullanılabilecek bir kök bulma yöntemi olan “bi-section search” yöntemi uygun görülmüştür (Floudas and Pardalos, 2006). Optimum eşiğin belirlenmesi için, görüntünün histogram eğrisi bir minimizasyon problemi olarak formüle edilebilir ve dişlere karşılık gelen tepe noktaları ve histogramdaki arka plan arasındaki yerel minima bulunarak tahmin edilebilir. Bu metotta, optimum eşik değeri belirlenirken önceki kesitteki dişlerin şeklinin ve boyutunun korunduğu ve aynı zamanda aşırı segmentasyonun önlenildiği en büyük eşik değeri seçilmektedir (Kang et al., 2015).

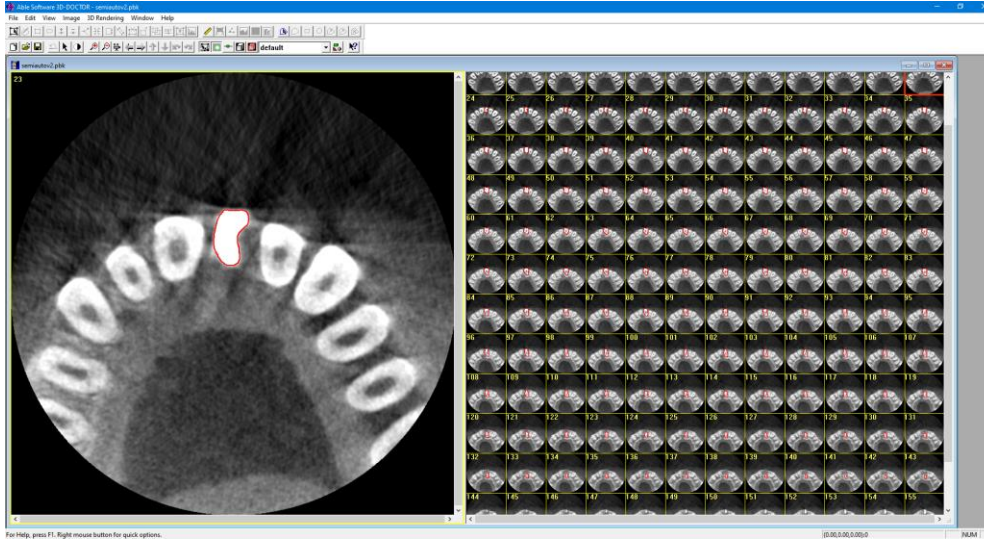
Şekil 7.4’de görüldüğü gibi eşikleme ile bölütlemeden önce dişin tüm kesitlerde içinde bulunduğu ilgi bölgesi (region of interest) mavi renk ile işaretlenmiştir. Bu işlemin amacı hem bölütleme işlem süresini kısaltmak, hem de

ön bölütleme ardından uygulanacak manuel düzeltme işleminin daha kolay gerçekleştirilmesini sağlamaktır.



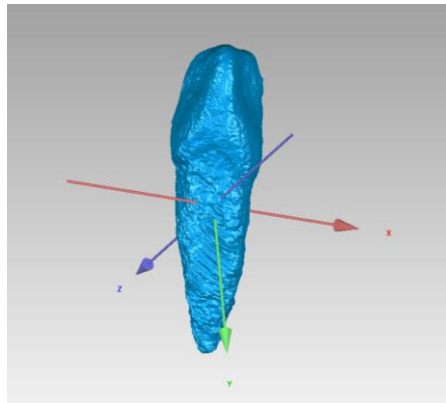
Şekil 7.4. Yarı - otomatik bölütleme işleminde kullanılan ilgi bölgesini gösteren örnek resim

Yarı – otomatik bölütleme işlemi de manuel düzeltme gerektirdiği için 3D – DOCTOR paket programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. 3D – Doctor paket programında yarı - otomatik bölütleme ile elde edilen kesit görüntülerinin bir örneği Şekil 7.5’de gösterilmiştir.



Şekil 7.5. Yarı - otomatik bölütleme ile süpernumerer dişlerin bölütlenmesi

“Bi – Section Search” metodu ile belirlenmiş eşik değerleri kullanılmış ve her diş için kesitlerin tamamı bu eşik değerleri ile bölütlenmiştir. Ardından tüm kesitler manuel olarak düzeltilmiş ve tüm dişler için bu işlem üç kez tekrar edilmiştir. Çalışma kapsamında üç diş için toplam 464 kesit bu metot ile tek tek bölütlenmiş ve elde edilen kesitler kullanılarak üç boyutlu rekonstrüksiyon yapılmıştır. Bu metot ile bölütlenmiş kesitlerden rekonstrükte edilen dişlerden birine ait örnek görüntü Şekil 7.6’de verilmiştir.



Şekil 7.6. Yarı - otomatik bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernumerer diş örnek görüntüsü

Her diş için üç tekrar olmak üzere bu bölütleme metodu kullanılarak bölütlenen görüntülerden elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimleri ölçülmüş ve Tablo 7.2’de sunulmuştur.

Tablo 7.2. Yarı - otomatik bölütleme ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları

	DİŞ 1	DİŞ 2	DİŞ 3
	246,86	240,27	327,08
Hacim (mm <sup>3</sup> )	243,74	240,17	327,21
	247,92	240,04	326,67

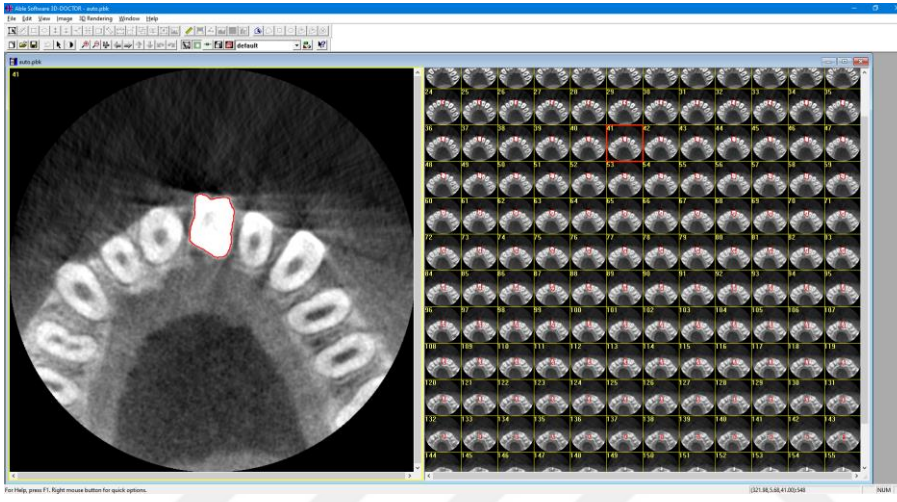
### 7.2.3 Otomatik bölütleme

Bu çalışma kapsamında süpernümerer dişlerin KIBT görüntülerinde otomatik bölütlenmesi için eşikleme, lokal aktif kontur ve havza (watershed) algoritmaları kullanılmıştır. Daha önce detaylı olarak değinilen bu algoritmaların süpernümerer diş görüntülerinde uygulanabilmesi için MATLAB R2016a paket programı kullanılmıştır. Bölütlenmiş görüntülerden üç boyutlu diş geometrilerini oluşturmak üzere bölütlenmiş görüntüler 3D – DOCTOR yazılımı kullanılarak rekonstrükte edilmiştir.

#### 7.2.3.1 Eşikleme

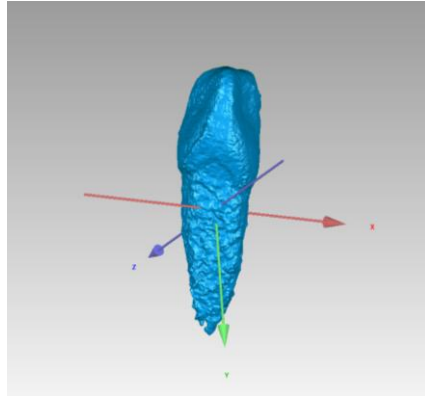
Eşikleme metodu medikal uygulamalarda bölütlemeye en sık kullanılan metotlardan biridir. Bu metodun dişlerin bölütlenmesindeki etkinliğinin değerlendirilmesi bu açıdan büyük önem arz etmektedir. Bu çalışmada süpernümerer dişlerin bölütlenmesi için üç farklı otomatik bölütleme metodu kullanılmıştır. Bunlardan ilki yarı otomatik bölütlemenin ilk aşamasında da

kullanılan eşikleme metodudur. Bu amaçla üç diş için daha önce yarı otomatik bölütlemeye kullanılan ilgi bölgeleri (region of interest) aynen kullanılmıştır. Böylece bölütleme işlem süresi kısaltılmış ve zamandan tasarruf edilmiştir. Yarı otomatik bölütlemenin ön aşamasında kullanılan eşik değerleri kullanılarak üç diş için tüm kesit görüntüleri (464 kesit) 3D – DOCTOR paket programında bölütlenmiş (Şekil 7.7) ve rekonstrükte edilmiştir.



Şekil 7.7. Eşikleme ile bölütlenen süpernumerer diş kesit görüntüleri

Bu metot ile bölütlenmiş kesitlerden rekonstrükte edilen dişlerden birine ait örnek görüntü Şekil 7.8’de verilmiştir.



Şekil 7.8. Eşikleme metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernumerer diş örnek görüntüsü

Şekil 7.8’de görüldüğü gibi bu metot dişin kron bölgesinde kullanıldığında olumlu sonuçlar vermesine karşın kesit görüntülerinde dişin kök bölgesinde diş ile çevre dokunun gri düzey farkının azalması sebebiyle olumsuz sonuçlar vermektedir. Ayrıca, süpernümerer dişin oryantasyon açısından diğer dişlerden farklı bir açı ile konumlandığı vakalarda, dişin hem kronunun hem kökünün aynı kesit içinde bulunması sebebiyle eşikleme ile bölütleme metodunun bölütlemedeki başarısı oldukça düşmektedir.

Otomatik bölütleme metotlarında “değerlendirici içi” farklılık gibi bir durum söz konusu olmadığından, bu metotlar ile bölütleme işlemi bir kez yapılmıştır. Üç diş için eşikleme metodu ile bölütlenen görüntülerden elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimleri ölçülmüş ve Tablo 7.3’de sunulmuştur.

Tablo 7.3. Eşikleme metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları

	DİŞ 1	DİŞ 2	DİŞ 3
Hacim (mm <sup>3</sup> )	240,43	230,91	321,94

### 7.2.3.2 Lokal aktif kontur

Lokal aktif kontur ile bölütleme aktif konturdan farklı olarak enerji yaklaşımının lokalize edildiği bir bölütleme metodudur. Bu metot, ön plan ve arka plan bölgelerinin lokalize iç ve dış bölgelerin yerel olarak farklı olacağı varsayımını kullanmaktadır. Bu metotta başlangıç parametrelerinin seçimi bölütlemenin başarısını büyük oranda etkilemektedir. Bu parametrelerden ilki karakteristik fonksiyon  $\mathcal{B}(x, y)$  tarafından seçilen çember yarıçapıdır. Yarıçap, lokalize enerjiler kullanılırken dikkate alınması gereken önemli bir parametredir. Bu parametre belirlenirken bölütlenecek objenin büyüklüğü ve çevresindeki nesnelere karmaşıklığı göz önünde bulundurulmalıdır.

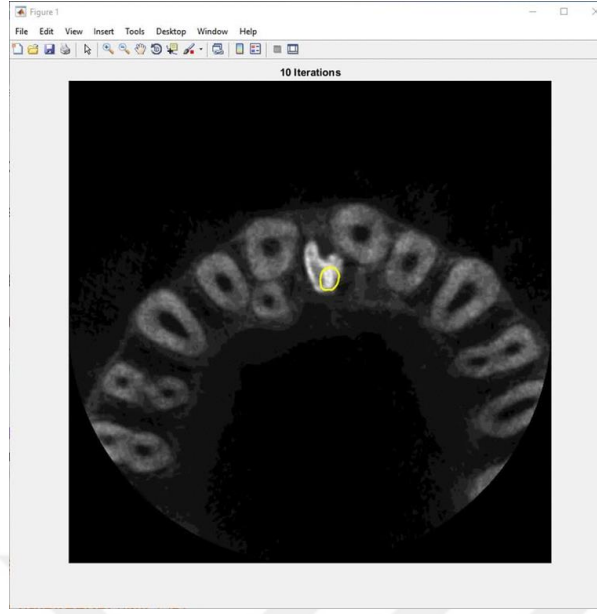
Çalışma kapsamında yarıçap belirlenirken bölütlenecek kesit görüntülerinde dişin alansal olarak en büyük olduğu kesit dikkate alınmış ve bu alandan hesaplanan eşdeğer yarıçap kullanılarak görüntüler işlenmiştir. Bu amaçla MATLAB R2016a paket programında alanlar ve eşdeğer yarıçap hesaplanmış ve bu yarıçap girdi olarak kullanılmıştır. Hesaplanan eşdeğer yarıçaplar iki diş için 20 piksel, diğer diş için 25 piksel olarak bulunmuştur. Yarıçapı belirli olan lokal çemberin merkezinin tespiti de bölütlemenin başarısında büyük önem taşımaktadır. Bölütleme için MATLAB R2016a programı ile yapılan ön denemelerde bu merkezin sabit bir nokta seçilmesinin uygun olmayacağı görülmüştür. Çünkü oryantasyonu diğer dişlerden farklı olan süpernumerer diş vakalarında kesit görüntüleri boyunca dişin konumu değişmektedir. Bu nedenle çember merkezi sabit bir nokta seçildiğinde kesitlerin bir kısmında bölütleme başarılı olurken diğer kesitlerde başarısız olmaktadır. Bu sorunun çözümü için öncelikle ilgi bölgesinin dışı kapsayacak şekilde seçilmesi gereklidir. Dişin konumunun kesitler boyunca değiştiği göz önüne alındığında ilgi bölgesinin de aynı şekilde değiştirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla ilgi bölgesinin (ROI) tüm kesitlerde belirlenebilmesi için kullanıcıya dişin ilk kesit ve son kesit görüntüsünde dişin bulunduğu bölgenin seçimini bir dikdörtgen ile yapmasını sağlayan (Şekil 7.9) bir kod yazılmıştır. Bu kod ile dişin ilk kesit görüntüsündeki dikdörtgenin pozisyonu ile son kesit görüntüsündeki dikdörtgenin pozisyonu tespit edilmekte ve ardından bu dikdörtgenlerin orta noktaları hesaplanmaktadır.



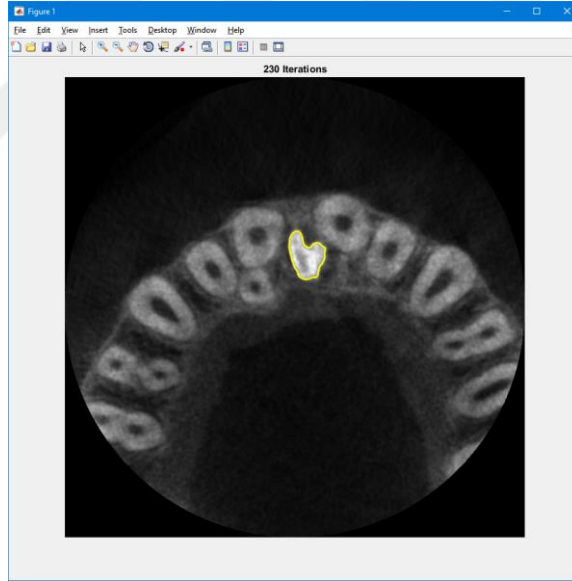
Şekil 7.9. Lokal Aktif Kontur Metodu ile bölütlemeye kesitler boyunca değişen ilgi bölgesinin belirlenmesi için ilk kesit ve son kesitte belirlenen ilgi bölgeleri örneği

Bu iki dikdörtgenin orta noktalarının yatayda ve düşeydeki uzaklık farkları hesaplanmakta ve daha sonra toplam kesit sayısına bölünerek x ve y eksenlerindeki kayma miktarı elde edilmektedir. İlk kesit için oluşturulan ilgi bölgesi bu kayma miktarı dikkate alınarak kesitler boyunca ilerletilmektedir. Her kesit için belirlenen ilgi bölgesi içinde kalan noktalardan en büyük gri düzeye sahip nokta çember maskenin merkez noktası olarak kabul edilmiştir. Çünkü dişe ait piksellerin gri düzeyinin çevre dokuya ait piksellerin gri düzeyine göre çok daha yüksek olduğu bilindiğinden, maske merkezinin çevre doku üzerindeki noktalara kayması böylece önlenmiştir. Bölütlemenin başarısını etkileyen bir diğer parametre de iterasyon sayısıdır. Analiz süresinden tasarruf sağlamak ve aşırı bölütlemeyi önlemek için iterasyon kesit sayısı dikkate alındığında değiştirilmelidir. Bu nedenle kesitlerin ilk yarısında lineer olarak artan daha sonra lineer olarak azalan iterasyon sayısı kullanılmıştır. İterasyon sayısının belirlenmesinde ampirik bir yaklaşım kullanılmıştır.

Bu çalışmada lokal aktif kontur enerji modeli yaklaşımlarından lokal uniform enerji modeli kullanılmıştır. Bu amaçla hazırlanan MATLAB kodu EK 1'de sunulmuştur. Şekil 7.10'da iterasyonu süren bir dişe ait kesit görüntüsünün aktif kontur görüntüsü, Şekil 7.11'de ise analizi tamamlanan bir kesit için aktif kontur görüntüsü görülmektedir.

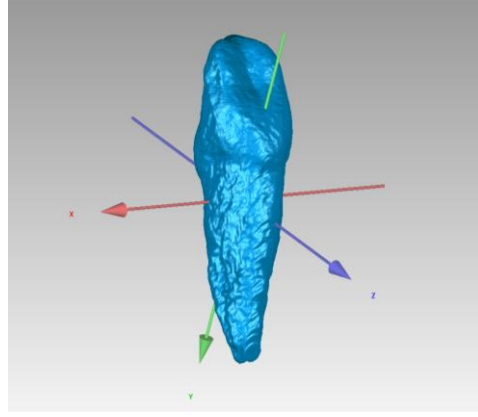


Şekil 7.10. İterasyonu süren bir dişe ait kesit görüntüsünün aktif kontur görüntüsü



Şekil 7.11. Analizi tamamlanan bir dişe ait kesit görüntüsünün aktif kontur görüntüsü

Analizler tamamlandıktan sonra üç diş için bölütlenmiş kesit görüntüleri 3D – DOCTOR paket programında rekonstrükte edilmiştir. Bu metot ile bölütlenmiş kesitlerden rekonstrükte edilen dişlerden birine ait örnek görüntü Şekil 7.12’de verilmiştir.



Şekil 7.12. Lokal Aktif Kontur metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer diş örnek görüntüsü

Şekil 7.12’de görüldüğü gibi bu metot eşikleme metoduna göre dişin kökünde de olumlu sonuçlar vermektedir. Bu metot da bir otomatik bölütleme metodu olduğu için “değerlendirici içi” farklılık gibi bir durum söz konusu olmadığından ötürü bölütleme işlemi her diş için bir kez yapılmıştır. Üç diş için lokal aktif kontur metodu ile bölütlenen görüntülerden elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimleri ölçülmüş ve Tablo 7.4’de sunulmuştur.

Tablo 7.4. Lokal Aktif Kontur metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları

	DİŞ 1	DİŞ 2	DİŞ 3
Hacim (mm <sup>3</sup> )	274,13	242,62	341,86

### 7.2.3.3 Havza (watershed)

Havza (watershed) terimi iki nehir arasındaki kara parçası olarak düşünüldüğünde gri seviyelerine göre görüntü de bir topografya olarak tanımlanabilir. Bu topografik yüzeyi minimum noktalarından başlayarak su ile doldurursak ve farklı kaynaklardaki suların birbirleriyle karışmasını engellersek,

havza çizgileri elde edilmiş olur. Havza bölütleme algoritmasında, uzaklık transformu yaklaşımı, gradyan metodu ve işaretçi (marker) kontrollü yaklaşım olmak üzere üç farklı yaklaşım mevcuttur. Çalışma kapsamında süpernumerer dış görüntülerinin bölütlenmesinde işaretçi kontrollü yaklaşım kullanılmıştır. Literatürde havza algoritması ile görüntülerin bölütlenmesinde işaretçi kontrollü yaklaşımın gradyan tabanlı yaklaşımlara göre daha olumlu sonuçlar verdiği ve aşırı bölütlemenin önüne geçtiği bildirilmiştir (Kumar, 2010). Bu kapsamda dışlerin işaretçi kontrollü havza algoritması ile bölütlenmesi aşağıdaki aşamalardan oluşmaktadır:

1. Öncelikle kesit görüntülerindeki gürültünün temizlenmesi için ortalama (average) filtresi kullanılmıştır. Bu filtre ile komşu pikseller arasındaki yoğunluk değişimi miktarı azaltılarak görüntüler düzgünleştirilmiştir.
2. Daha sonra ön plan işaretçileri (marker) belirlenmiştir. Bu çalışmada ön plan işaretçilerini belirlemek için "opening – closing by reconstruction" olarak adlandırılan morfolojik teknik kullanılmıştır.
3. Ardından arka plan işaretçileri belirlenmiştir. Bu işaretçileri belirlemek üzere eşikleme metodundan yararlanılmıştır çünkü temizlenmiş görüntüdeki koyu pikseller arka plana aittir.
4. Bölütleme fonksiyonu sadece ön plan ve arka plan işaretçileri konumlarında minimuma sahip olacak şekilde değiştirilmiştir.
5. Değiştirilmiş bölütleme fonksiyonunun havza (watershed) dönüşümü hesaplanmıştır.

"Opening - closing by reconstruction" ilk olarak aşındırma (erozyon) ve ardından aşındırılan görüntü işaretçi olacak şekilde morfolojik açılmadan oluşmaktadır. İkinci aşamada ise elde edilen görüntüye yayma uygulanmış ve bu görüntü işaretçi olarak kullanılarak yeniden morfolojik açılma elde edilmiştir. Aşındırma (erozyon) işlemi gürültü ile bağlanmış iki veya daha fazla nesneyi birbirinden ayırmak için, yayma işlemi ise aynı nesnenin bir gürültü ile ince bir şekilde bölünerek ayrı iki nesne gibi görünmesini engellemek için kullanılmaktadır. Aşındırma, yapı elemanının şekline göre görüntüyü "küçültür", şekilden daha

küçük olan nesneleri kaldırır. Yayma adımında ise, kalan nesnelere aynı şekilde "yeniden" oluşturulur.

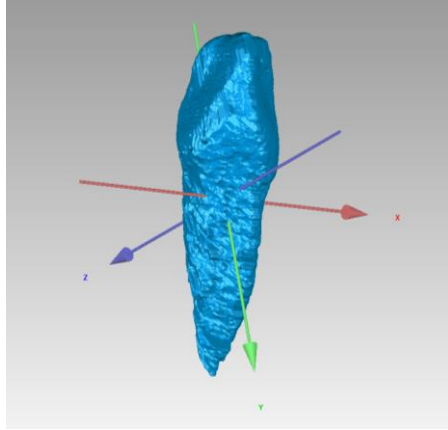
Aşındırma ve yayma işlemlerini matematiksel olarak ifade edebilmek için fit ve hit adı verilen iki fonksiyon kullanılmaktadır. Bu fonksiyonlardan fit, yapısal elementin elemanları ile bu elemanların üzerinde bulunduğu piksellerin birebir örtüşmesi durumu iken hit fonksiyonunda ise yapısal elementin elemanları ile bu elemanların üzerinde bulunduğu piksellerin en az birinin örtüşmesi durumudur. Aşındırma işlemi özünde karşılıklı piksellerde fit fonksiyonunu kullanırken yayma işlemi ise karşılıklı piksellerde hit fonksiyonunu kullanılmaktadır.

Bu çalışmada havza (watershed) yaklaşımlarından işaretçi kontrollü havza bölütlemesi modeli için hazırlanan MATLAB kodu EK 2’de sunulmuştur. Lokal aktif kontur ile bölütlemeye kullanılan değişken ilgi bölgesi (ROI) bu metot ile bölütlemeye de kullanılmıştır. MATLAB görüntü işleme modülü içinde yer alan aşındırma ve yayma fonksiyonlarından yararlanılmıştır. Çalışma kapsamında üç diğ için toplam 464 kesit bu metot ile tek tek bölütlenmiş ve elde edilen kesitler kullanılarak üç boyutlu rekonstrüksiyon yapılmıştır. Bu metot ile bölütlenmiş kesitlerden birine ait örnek görüntü Şekil 7.13’de verilmiştir.



Şekil 7.13. Havza Bölütlemesi ile bölütlenen süpernümerer diş kesit örnek görüntüsü

Havza bölütlemesi ile bölütlenen üç dişe ait kesit görüntüleri 3D – DOCTOR programı ile rekonstrükte edilmiş ve Şekil 7.14’de gösterildiği gibi dişlerin üç boyutlu geometrileri oluşturulmuştur.



Şekil 7.14. Havza Bölütlemesi ile bölütlenen bir süpernümerer dişe ait kesit görüntülerinin rekonstrükte edilmesiyle elde edilen dişin üç boyutlu görüntüsü

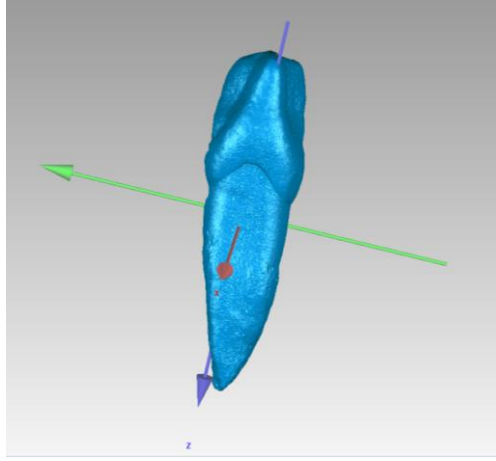
Şekil 7.14’de görüldüğü gibi bu metot da dişin kron bölgesinde olumlu sonuçlar vermekte ancak kök bölgesinde yetersiz kalmaktadır. Bu metot da bir otomatik bölütlenme metodu olduğu için “değerlendirici içi” farklılık gibi bir durum söz konusu olmadığından ötürü bölütlenme işlemi her diş için bir kez yapılmıştır. Üç diş için havza metodu ile bölütlenen görüntülerden elde edilen üç boyutlu geometrilerin hacimleri ölçülmüş ve Tablo 7.5’de sunulmuştur.

Tablo 7.5. Havza metodu ile bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiş üç boyutlu süpernümerer dişlerin hacim sonuçları

	DİŞ 1	DİŞ 2	DİŞ 3
Hacim (mm <sup>3</sup> )	244,32	231,34	322,70

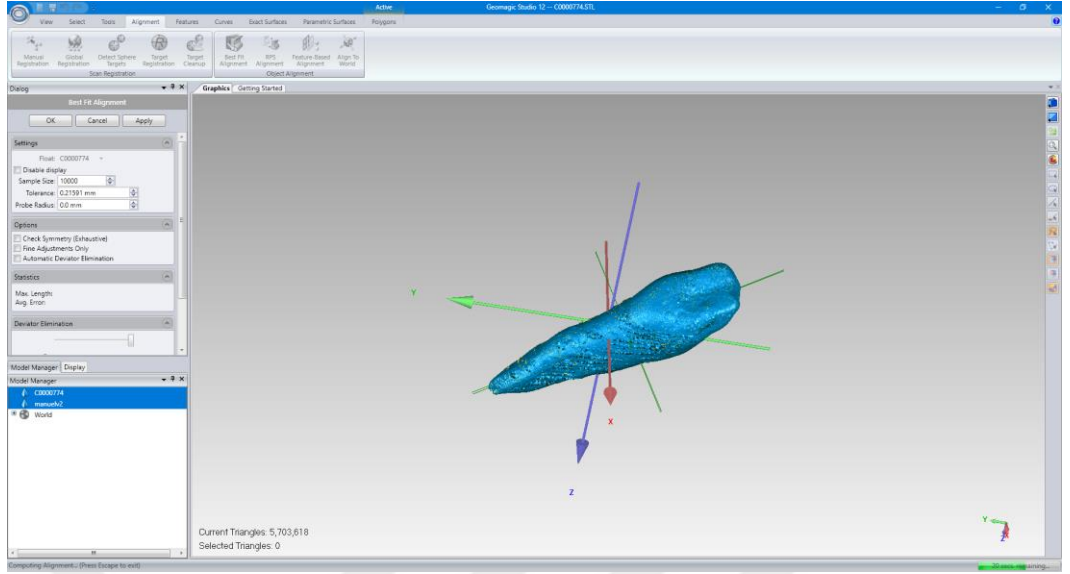
### 7.3 Rekonstrükte Edilen Üç Boyutlu Diş Geometrilerinin Dişlerin Kendi Geometrileri ile Topolojilerinin Karşılaştırılması: Üst Üste Bindirme Metodu

Bu çalışmada bölütlemenin başarısını değerlendirmek için hem hacimsel hem topolojik değerlendirme yapılmıştır. Hacimsel değerlendirmede literatürde rastlanmamış bir yaklaşım olarak dişler opere edilerek hacimleri ölçülmüş ve bu hacim değerleri altın standart olarak kabul edilmiştir. Topolojik değerlendirme için öncelikle opere edilerek çıkarılan dişlerin kendi üç boyutlu geometrilerinin elde edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla hastalardan opere edilerek çıkarılan dişler Ege Üniversitesi Merkezi Araştırma Test ve Analiz Laboratuvarı Uyg. ve Arş. Merkezi’ne gönderilmiş ve Mikro BT ile taranarak dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri (Şekil 7.15) elde edilmiştir.



Şekil 7.15. Opere edilerek çıkarılmış süpernümerer bir dişin Mikro BT cihazı ile taranarak elde edilmiş üç boyutlu geometrisi

Farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu süpernümerer dişlerin topolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla GEOMAGIC Studio 12.0 programı kullanılarak dişlerin üç boyutlu geometrileri Mikro BT ile elde edilen dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri üst üste bindirme metodu kullanılarak karşılaştırılmıştır. GEOMAGIC Studio programına her diş için Mikro BT cihazından elde edilen .stl uzantılı üç boyutlu diş geometrileri referans obje olacak şekilde içeri aktarılmıştır. Ardından bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilen üç boyutlu diş geometrileri sırasıyla hareketli obje (float) olacak şekilde içeri aktarılarak “Best Fit Alignment” işlemi (Şekil 7.16) uygulanmıştır. Bu işlem hareketli objenin nokta kümelerini referans objenin nokta kümeleriyle iki aşamalı (hızlı ve detaylı) şekilde kıyaslamakta ve tüm karşılaştırma noktalarının ortalama sapmasını göstermektedir. Hata değeri ne kadar küçük ise topoloji o kadar birbirine yakındır.



Şekil 7.16. Farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu süpernumerer dişlerin Mikro BT ile elde edilen kendi üç boyutlu geometrileri GEOMAGIC Studio ile topolojilerinin kıyaslanması

Üç diş için farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu geometriler Mikro BT ile elde edilen dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri ile topolojik olarak kıyaslanmış ve elde edilen hata miktarları Tablo 7.6'de sunulmuştur.

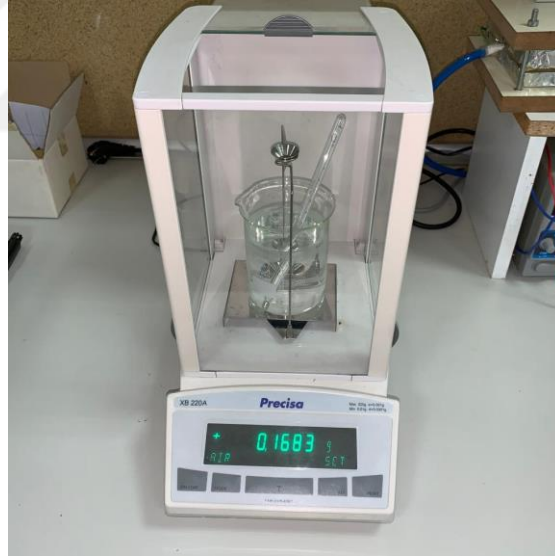
Tablo 7.6. Üç diş için farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu geometriler ile Mikro BT ile elde edilen dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri arasındaki topolojik hata miktarları

Üst Üste Bindirme Ortalama Hata Değeri (mm)					
	Manuel Bölütleme sonucu rekonstrükte edilen dişin üç boyutlu geometrisi ile dişin kendi üç boyutlu geometrisi arasındaki topolojik fark	Yarı - Otomatik Bölütleme sonucu rekonstrükte edilen dişin üç boyutlu geometrisi ile dişin kendi üç boyutlu geometrisi arasındaki topolojik fark	Otomatik Bölütleme (Eşikleme) sonucu rekonstrükte edilen dişin üç boyutlu geometrisi ile dişin kendi üç boyutlu geometrisi arasındaki topolojik fark	Otomatik Bölütleme (Lokal Aktif Kontur) sonucu rekonstrükte edilen dişin üç boyutlu geometrisi ile dişin kendi üç boyutlu geometrisi arasındaki topolojik fark	Otomatik Bölütleme (Havza) sonucu rekonstrükte edilen dişin üç boyutlu geometrisi ile dişin kendi üç boyutlu geometrisi arasındaki topolojik fark
Diş 1	0,189012	0,169363	0,182679	0,175235	0,215179
	0,172806	0,167453			
	0,17294	0,164441			
Ortalama	0,178252667	0,167085667	0,182679	0,175235	0,215179
Diş 2	0,129739	0,113309	0,131678	0,124802	0,173738
	0,126366	0,115276			
	0,129253	0,110748			
Ortalama	0,128452667	0,113111	0,131678	0,124802	0,173738
Diş 3	0,100769	0,097314	0,106263	0,102037	0,230187
	0,094241	0,095329			
	0,093914	0,095834			
Ortalama	0,096308	0,096159	0,106263	0,102037	0,230187

#### 7.4 Opere Edilen Dişlerin Hacimlerinin Arşimet Prensibi ile Eldesi

Arşimet Prensibi akışkanlar mekaniği ve fiziğin en temel kanunlarından biridir. Temel olarak bu prensip, sıvıya batırılmış bir nesnenin yer değiştirdiği sıvının ağırlığına eşit bir kuvvetle yukarı doğru itildiğini ifade etmektedir. Bu ilke, hidrostatikte belki de en temel yasa olan, birçok doğal olguyu hem nitel hem de nicel açıdan açıklamaktadır. Arşimet Prensibi düzensiz şekilli nesnelere yoğunluğunun tespitinde en çok kullanılan yöntemlerden biridir (Mohazzab, 2017).

Bu prensiple çalışan tartım hassasiyeti 0,1 mg. olan Precisa XB 220A analitik terazisinin dereceli kabına Şekil 7.17’de görüldüğü gibi 20 °C sıcaklıkta yoğunluğu ( $997 \text{ kg/m}^3$ ) bilinen su doldurulmuş ve dişlerin kuru ağırlıkları ve yoğunlukları bu analitik terazi kullanılarak ölçülmüştür. Bilinen bu iki değer kullanılarak dişlerin hacimleri hesaplanmıştır.



Şekil 7.17. Dişlerin kuru ağırlıklarının ve yoğunluklarının ölçülmesi için kullanılan analitik terazi test düzeneği

Deneyler her diş için altı tekrar yapılmış ve bu altı değerın ortalaması alınmıştır. Elde edilen sonuçlar Tablo 7.7’de sunulmuştur.

Tablo 7.7. Arşimet Prensibi ile Ölçülen Süpernümerer Dişlerin Hacimleri

DENEY NO	DİŞ 1 (mm <sup>3</sup> )	DİŞ 2 (mm <sup>3</sup> )	DİŞ 3 (mm <sup>3</sup> )
1	265,806515	254,532204	347,138032
2	261,643634	251,021416	341,616339
3	266,604349	254,534655	352,256186
4	267,104354	254,631959	345,135596
5	270,957194	252,534437	347,739393
6	267,554241	253,433379	349,448606
ORTALAMA	266,6117144	253,4480083	347,2223587

Literatürde bölütlemenin başarısını değerlendirmek üzere üç boyutlu geometrilerin hacim ölçümleri için altın standart olarak manuel bölütleme kullanılmaktadır. Bu çalışmada ise, opere edilerek çıkarılan dişlerin (Şekil 7.18) arşimet prensibi ile hacimleri ölçülmüş ve bu değerler altın standart olarak kabul edilmiştir.



Şekil 7.18. Opere edilerek çıkarılmış süpernümerer bir diş örneği

Buradaki amaç, operatöre bağlı bir yöntem olan manuel bölütlemenin altın standart olarak değerlendirilmesinin uygun olmadığı düşüncesi ile objektif bir altın standart oluşturmaktır.

## **8. ELDE EDİLEN ÜÇ BOYUTLU DIŞ GEOMETRİLERİNİN HACİM VE TOPOLOJİLERİNİN İSTATİSTİKSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

### **8.1 Bölütleme ile Elde Edilen Üç Boyutlu Diş Geometrilerinin Hacimlerinin Dişlerin Kendi Hacimleri ile Kıyaslanması**

Çalışma kapsamında bölütleme yöntemlerinin güvenilirliğinin ve doğruluğunun değerlendirilmesi için beş farklı yöntem kullanılarak bölütlenen ve rekonstrükte edilen süpernümerer dişlerin hem hacimsel hem de topolojik ölçümleri yapılmış ve sunulmuştur.

Hacimsel değerlendirme için beş farklı yöntemle bölütlenen ve rekonstrüksiyonu tamamlanan dişlerin hacimleri, elde edilen üç boyutlu geometriler üzerinden GEOMAGIC Studio 12.0 programı kullanılarak ölçülmüş ve bu değerler ile opere edilen dişlerin analitik terazi ile ölçülen gerçek hacimleri (altın standart) arasındaki farklar değerlendirilmiştir. Bu amaçla IBM SPSS Statistics 22 paket programı kullanılmış ve One-Way ANOVA (tek yönlü varyans) testi yapılmıştır. Üç diş için elde edilen sonuçların çoklu karşılaştırma testi Tukey B sonuçları Tablo 8.1'da verilmiştir. Sonuçlar, yöntemlerin hepsinin Altın Standart (deneysel hacim) sonuçlarından istatistiksel olarak farklı olduğunu göstermiştir ( $p < 0.05$ ).

Tablo 8.1. One - Way ANOVA Çoklu Karşılaştırma Sonuçları (Tukey B)

Homojen Alt Kümeler						
Numune 1						
Metotlar		N	alfa = 0.05 için alt kümeler			
			1	2	3	4
Tukey B <sup>a,b</sup>	Eşikleme	3	240,43			
	Havza	3	244,32	244,32		
	Manuel	3	244,66	244,66		
	Yarı - otomatik	3		246,17		
	Altın standart	6			266,61	
	Lokal aktif kontur	3				274,13
Numune 2						
Metotlar		N	alfa = 0.05 için alt kümeler			
			1	2	3	4
Tukey B <sup>a,b</sup>	Eşikleme	3	230,91			
	Havza	3	231,34			
	Manuel	3	232,43			
	Yarı - otomatik	3		240,16		
	Lokal aktif kontur	3			242,62	
	Altın standart	6				253,45
Numune 3						
Metotlar		N	alfa = 0.05 için alt kümeler			
			1	2	3	
Tukey B <sup>a,b</sup>	Eşikleme	3	321,94			
	Havza	3	322,7			
	Manuel	3	325,19			
	Yarı - otomatik	3	326,99			
	Lokal aktif kontur	3		341,86		
	Altın standart	6			347,22	

Üç diğ için de aynı grupta Eşikleme, Havza ve Manuel Bölütleme yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

Tamhane Çoklu Karşılaştırma testine göre (Tablo 8.2) Lokal Aktif Kontur metodu ile elde edilen hacim sonuçlarının altın standart sonuçlarına en yakın çıktığı görülmüştür. Bu yöntemi sırasıyla yarı otomatik, manuel, havza ve eşikleme yöntemleri takip etmiştir.

Tablo 8.2. Tamhane Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları

Çoklu Karşılaştırma									
Bağımlı Değişken				Ortalama Fark (I-J)	Std. Sapma	Anlamlılık	%95 Güven Aralığı		
							Alt Sınır	Üst Sınır	
Numune 1	Tamhane	Altın Standart	Manuel	21,951714500*	1,8496528	0,001	12,4654966	31,4379324	
			Yarı otomatik	20,438381167*	1,7565288	0,001	11,9157112	28,9610512	
			Eşikleme	26,181714500*	1,2294235	0	19,7657819	32,5976471	
			Lokal Aktif Kontur	-7,520387500*	1,2294235	0,025	-	13,9363201	-1,1044549
			Havza	22,294898500*	1,2294235	0	15,8789659	28,7108311	
Numune 2	Tamhane	Altın Standart	Manuel	21,017655667*	0,6518684	0	18,1183909	23,9169204	
			Yarı otomatik	13,286427333*	0,5947128	0	10,2322874	16,3405673	
			Eşikleme	22,538459333*	0,591078	0	19,4538292	25,6230895	
			Lokal Aktif Kontur	10,830061333*	0,591078	0	7,74543119	13,9146915	
			Havza	22,103410333*	0,591078	0	19,0187802	25,1880405	
Numune 3	Tamhane	Altın Standart	Manuel	22,035902333*	1,5071818	0	14,4313608	29,6404439	
			Yarı otomatik	20,234417667*	1,4959165	0,001	12,5466809	27,9221545	
			Eşikleme	25,278001667*	1,4871905	0	17,5168732	33,0391301	
			Lokal Aktif Kontur	5,361650667	1,4871905	0,208	-	2,39947778	13,1227791
			Havza	24,519068667*	1,4871905	0	16,7579402	32,2801971	

## **8.2 Bölütleme ile Elde Edilen Üç Boyutlu Diş Geometrilerinin Topolojilerinin Dişlerin Kendi Topolojileri ile Kıyaslanması**

Topolojik değerlendirmenin yapılması amacıyla farklı bölütleme metotları ile bölütlenen ve rekonstrükte edilerek oluşturulan üç boyutlu süpernumerer dişlerin topolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla GEOMAGIC Studio 12.0 programı kullanılarak dişlerin üç boyutlu geometrileri Mikro BT ile elde edilen dişlerin kendi üç boyutlu geometrileri üst üste bindirme metodu kullanılarak karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar Tablo 8’de sunulmuştur.

Sonuçlar değerlendirildiğinde topolojik olarak altın standart olarak kabul edilen Mikro BT görüntüsüne en yakın sonuç Yarı - Otomatik Bölütleme ile elde edilmiştir. Bu yöntemi sırasıyla Lokal Aktif Kontur ve Manuel Bölütleme takip etmiştir (Diş 3 hariç). Üç numaralı numunede Lokal Aktif Kontur ile Manuel Bölütleme arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Üç diş için de altın standart ile olan ortalama topolojik hata miktarları incelendiğinde Lokal Aktif Kontur metodundan elde edilen sonuçlar ile Yarı – Otomatik bölütlemeye elde edilen sonuçlar diğer yöntemlere kıyasla birbirine çok yakın olup bu iki metot arasında topolojik değerlendirmede anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.

## 9. SONUÇLAR

Bu çalışmada süpernümerer (artı) dişlerin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntüleri beş farklı görüntü işleme metodu kullanılarak bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiştir. Her bölütleme işleminin ardından elde edilen üç boyutlu geometriler altın standart olarak kabul edilen solid patolojik kitlenin gerçek hacmi ve topolojisi ile kıyaslanmış ve bölütleme metotlarının güvenilirliği test edilmiştir.

Hacimsel ve topolojik sonuçlar değerlendirildiğinde ele alınan beş farklı görüntü işleme metodundan altın standarda en yakın sonuçları veren yöntemlerin Lokal Aktif Kontur, Yarı Otomatik Bölütleme ve Manuel Bölütleme yöntemleri olduğu görülmüştür.

Hacimsel değerlendirmede Lokal Aktif Kontur metodu başı çekerken, topolojik değerlendirmede Yarı - Otomatik Bölütleme'nin önde olduğu görülmüştür. Ancak topolojik değerlendirme dikkate alındığında üç diş için de Lokal Aktif Kontur ile Yarı Otomatik Bölütleme metodu arasındaki farkın diğer metotlarla kıyaslandığında oldukça az olduğu ve bu iki metodun sonuçlarının anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür.

Bu değerlendirmeler ışığında; kullanıcıya bağımlı olmayan otomatik bir bölütleme metodu olan (kullanıcı bağımlı bir metot olmaması) Lokal Aktif Kontur metodunun süpernümerer diş görüntülerinin bölütlenmesinde diğer metotlara kıyasla daha güvenilir sonuçlar verdiği görülmüştür. Ancak Lokal Aktif Kontur metodunda her kesit için bölütleme süresi, Eşikleme ve Havza Bölütlemesi metotlarına göre çok daha uzundur. Bu durum klinikte boyutsal hassasiyetin yüksek olması gereken uygulamalarda Lokal Aktif Kontur metodunun ön plana alınmasını, boyutsal hassasiyet gerektirmeyen anlık çözümlerin gerekli olduğu uygulamalarda ise diğer iki otomatik bölütleme metodunun önceliğe alınması gerektiği sonucunu göstermiştir.

## 10. TARTIŞMA

Günümüzde görüntüleme teknikleri tıp doktorları için erken tanı ve teşhiste önemli bir rol oynamaktadır. Medikal Bilgisayarlı Tomografi (BT) şu an için birçok hastalığın tanı ve tedavisinde en sık kullanılan görüntüleme tekniklerinden birisidir. Ağız ve diş sert ve yumuşak doku patolojilerinin tanısında da medikal bilgisayarlı tomografiden farklı bir çalışma fiziğine sahip olan Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografiden yararlanılmaktadır. Bu çalışmada Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntüleri üzerinde farklı görüntü işleme metotları kullanılarak süpernümerer dişler bölütlenmiş ve rekonstrükte edilmiştir. Her bölütleme işleminin ardından elde edilen üç boyutlu görüntüler altın standart olarak kabul edilen solid patolojik kitlenin gerçek hacmiyle ve Mikro BT ile elde edilen gerçek topolojisi ile kıyaslanmış, bölütleme yöntemlerinin güvenilirliği test edilmiştir.

Çalışma kapsamında dental görüntülerin bölütlenmesinde literatürde en sık kullanılan beş metot ele alınmış ve bu metotların altın standarda yakınlığı hem hacimsel hem de topolojik olarak değerlendirilmiştir. Opere edilerek çıkarılmış süpernümerer dişlerin kendi hacmi ve topolojisinin altın standart olarak kabul edilmesi literatüre daha güvenilir ve özgün bir standart sunmuştur. Elde edilen sonuçlar dental görüntülerin bölütlenmesinde kullanılan bu beş metottan hangisinin daha güvenilir olduğunu göstermesi bakımından literatüre ışık tutmuştur. Ancak daha fazla metodun değerlendirildiği kapsamlı bir çalışmanın yapılması bölütleme yöntemlerinin güvenilirliğinin tespiti için büyük önem arz etmektedir. Ayrıca bu çalışmadan elde edilen bulgular, doktora sonrası gerçekleştirilmesi planlanan ağız ve diş yumuşak doku patolojilerinin (kistik lezyonlar, kanserli dokular vb.) bölütlenmesi çalışmalarına yol göstermiştir.

Çalışma kapsamında, bölütleme açısından çalışılması en zor olan üst çene süpernümerer dişler kullanılmış ve metotların en kritik durumlardaki etkinlikleri değerlendirilmiştir. Üst çene anatomik yapısı nedendiyle çok sayıda yapıyı barındıran ve süperpozisyonların daha sık gözlemlendiği bir kemiktir. Bu çalışmada üst

çenede yer alan süpernumerer dişlerin KIBT görüntüleri kullanılmıştır ve söz edilen özellikleri nedeniyle anatomik yapıların tanımlanması açısından üst çene görüntülerinin alt çeneye kıyasla daha düşük kaliteye sahip olması bölütleme işlemini zorlaştırmaktadır. Ayrıca Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, kullanılan iyonize radyasyonun daha düşük olması sebebi ile geleneksel Bilgisayarlı Tomografi'ye oranla daha az yumuşak doku kontrastına sahiptir ve bu durum nedeniyle oluşan görüntü artefaktları çalışmayı sınırlamıştır.

Mevcut çalışmanın bir diğer önemli kısıtı ise örneklem büyüklüğünün az olmasıdır. Bu durum cerrahi operasyonlar sırasında gömülü süpernumerer dişlerin bir bütün olarak çıkarılmasındaki zorluktan kaynaklanmıştır. Bu çalışmada dişlerin bütünlüğü, altın standart olan gerçek diş hacmini ölçmek için büyük öneme sahiptir. Bu noktada, istatistiksel değerlendirmenin daha kapsamlı yapılabilmesi için örneklem büyüklüğünün daha fazla olduğu çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sonuç olarak, çalışmamızın bulgularına göre lokal aktif kontur metodunun uygulandığı otomatik bölütleme tekniği, gömük süpernumerer dişlerin bölütlenmesi gibi hassasiyet gerektiren durumlarda diğer bölütleme yöntemlerine tercih edilmelidir. Ancak, bu metodun uzun süre gerektirmesi nedeniyle, duyarlılığın daha düşük olmasının sakınca yaratmayacağı durumlarda lokal aktif kontur yerine diğer bölütleme yöntemlerinin kullanılabileceği belirlenmiştir. Çalışmamızda elde edilen bir diğer önemli sonuç, manuel bölütleme tekniğinin dişin gerçek hacim ve topografik değerlerinden farklılık göstermesidir. Bu nedenle, manuel yöntemin altın standart olarak kabul edildiği çalışmaların bu sonucun ışığı altında yeniden gözden geçirilmesi önerilmektedir.

**KAYNAKLAR DİZİNİ**

- Abdul, H., Abdul, N., and Nordin, A. J.**, 2010, Dual time point imaging of FDG PET/CT in a tuberculous spondylodiscitis, *Biomedical imaging and intervention journal*, **6**, e18 pp.
- Acharya, T., and Ray, A. K.**, 2005, *Image Processing: Principles and Applications*.
- Al-Sherif, N., Guo, G., and Ammar, H. H.**, 2012, A new approach to teeth segmentation, In *Proceedings - 2012 IEEE International Symposium on Multimedia, ISM 2012*.
- Angenent, S., Pichon, E., and Tannenbaum, A.**, 2006, Mathematical methods in medical image processing, *Bulletin of the American Mathematical Society*.
- Anonymous**, 1998, *The Theory and Practice of 3D PET*.
- Ansari, M. A., Kurchaniya, D., and Dixit, M.**, 2017, A Comprehensive Analysis of Image Edge Detection Techniques, *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering*.
- Anthonappa, R. P., Omer, R. S. M., and King, N. M.**, 2008, Characteristics of 283 supernumerary teeth in southern Chinese children, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, **105**(6).
- Anthonappa, R. P., King, N. M., Rabie, A. B. M., and Mallineni, S. K.**, 2012, Reliability of panoramic radiographs for identifying supernumerary teeth in children, *International Journal of Paediatric Dentistry*.
- Anthonappa, R. P., King, N. M., and Rabie, A. B. M.**, 2013, Aetiology of supernumerary teeth: a literature review, *European Archives of Paediatric Dentistry*, **14**(5), 279–288 pp.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Arai, Y., Tammisalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K., and Shinoda, K.**, 1999, Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use, *Dentomaxillofacial Radiology*.
- von Arx, T.**, 1992, Anterior maxillary supernumerary teeth: A clinical and radiographic study, *Australian Dental Journal*.
- Asaumi, J., Shibata, Y., Yanagi, Y., Hisatomi, M., Matsuzaki, H., Konouchi, H., and Kishi, K.**, 2004, Radiographic examination of mesiodens and their associated complications, *Dentomaxillofacial Radiology*, **33**(2), 125–127 pp.
- Asbach, P., Klatt, D., Schlosser, B., Biermer, M., Mucbe, M., Rieger, A., Loddenkemper, C., Somasundaram, R., Berg, T., Hamm, B., Braun, J., and Sack, I.**, 2010, Viscoelasticity-based staging of hepatic fibrosis with multifrequency MR elastography, *Radiology*.
- Awang, M. N., and Siar, C. H.**, 1989, Dentigerous cyst due to mesiodens: report of two cases., *Journal of the Irish Dental Association*.
- Babacan, H., Öztürk, F., and Polat, H. B.**, 2010, Identical unerupted maxillary incisors in monozygotic twins, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **138**(4), 498–509 pp.
- Bäckman, B., and Wahlin, Y. B.**, 2001, Variations in number and morphology of permanent teeth in 7-year-old Swedish children, *International Journal of Paediatric Dentistry*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Bae, K. T., Shim, H., Tao, C., Chang, S., Wang, J. H., Boudreau, R., and Kwoh, C. K.**, 2009, Intra- and inter-observer reproducibility of volume measurement of knee cartilage segmented from the OAI MR image set using a novel semi-automated segmentation method, *Osteoarthritis and Cartilage*.
- Balocco, C., Kasjoo, S. R., Lu, X., Zhang, L., Alimi, Y., Winnerl, S., Bao, P., Luo, Y., Lee, K., and Song, A. M.**, 2010, Novel Terahertz nanodevices and circuits, In *ICSICT-2010 - 2010 10th IEEE International Conference on Solid-State and Integrated Circuit Technology, Proceedings*.
- Banumathi, A., and Pethalakshmi, A.**, 2012, Refinement of K-Means and Fuzzy C-Means, *International Journal of Computer Applications*.
- Batra, P., Duggal, R., and Parkash, H.**, 2005, Non-syndromic multiple supernumerary teeth transmitted as an autosomal dominant trait, *Journal of Oral Pathology and Medicine*, **34**(10), 621–625 pp.
- Belaid, L. J., and Mourou, W.**, 2009, Image segmentation: A watershed transformation algorithm, *Image Analysis and Stereology*.
- Benaron, D. A., Hintz, S. R., Villringer, A., Boas, D., Kleinschmidt, A., Frahm, J., Hirth, C., Obrig, H., Van Houten, J. C., Kermit, E. L., Cheong, W. F., and Stevenson, D. K.**, 2000, Noninvasive functional imaging of human brain using light, *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*.
- Bergholm, F.**, 1987, Edge Focusing, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Berry, E., Walker, G. C., Fitzgerald, A. J., Zinov'ev, N. N., Chamberlain, M., Smye, S. W., Miles, R. E., and Smith, M. A.,** 2003, Do in vivo terahertz imaging systems comply with safety guidelines? , *Journal of Laser Applications*.
- Beutel, J., Kundel, H. L., and Van Metter, R. L.,** 2000, Handbook of Medical Imaging Volume 1, *SPIE Press*.
- Bezdek, J. C.,** 1981, *Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms*.
- Bhattacharyya, A.,** 1943, On A Measure of Divergence Between Two Statistical Populations Defined by their Probability Distributions, *Bulletin of the Calcutta Mathematical Society*.
- Black, G. V.,** 1909, Supernumerary Teeth, *Dental Summary*, **29**, 83–110 pp.
- Bodin, I., Julin, P., and Thomsson, M.,** 1978, Hyperodontia. I. Frequency and distribution of supernumerary teeth among 21,609 patients., *Dento maxillo facial radiology*.
- Boegel, M., Hoelter, P., Redel, T., Maier, A., Hornegger, J., and Doerfler, A.,** 2015, A fully-automatic locally adaptive thresholding algorithm for blood vessel segmentation in 3D digital subtraction angiography, In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*.
- Bogusiak, K., Arkuszewski, P., Skorek-Stachnik, K., and Kozakiewicz, M.,** 2014, Treatment Strategy in Goldenhar Syndrome, *Journal of Craniofacial Surgery*, **25**(1), 177–183 pp.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Bora, D., and Gupta, D.**, 2014, Effect of Different Distance Measures on the Performance of K-Means Algorithm: An Experimental Study in Matlab, **5**.
- Brook, A. H.**, 1974, Dental anomalies of number, form and size: their prevalence in British schoolchildren., *Journal of the International Association of Dentistry for Children*.
- Brook, A. H.**, 1984, A unifying aetiological explanation for anomalies of human tooth number and size, *Archives of Oral Biology*, **29**(5), 373–378 pp.
- Burdon, K. P., McKay, J. D., Sale, M. M., Russell-Eggitt, I. M., Mackey, D. A., Wirth, M. G., Elder, J. E., Nicoll, A., Clarke, M. P., FitzGerald, L. M., Stankovich, J. M., Shaw, M. A., Sharma, S., Gajovic, S., Gruss, P., Ross, S., Thomas, P., Voss, A. K., Thomas, T., Géczy, J., and Craig, J. E.**, 2003, Mutations in a Novel Gene, NHS, Cause the Pleiotropic Effects of Nance-Horan Syndrome, Including Severe Congenital Cataract, Dental Anomalies, and Mental Retardation, *The American Journal of Human Genetics*, **73**(5), 1120–1130 pp.
- Cahuana, A., Palma, C., Gonzáles, W., and Geán, E.**, 2004, Oral manifestations in Ellis-van Creveld syndrome: Report of five cases, *Pediatric Dentistry*.
- Caiani, E. G., Toledo, E., MacEneaney, P., Bardo, D., Cerutti, S., Lang, R. M., and Mor-Avi, V.**, 2006, Automated interpretation of regional left ventricular wall motion from cardiac magnetic resonance images., *Journal of cardiovascular magnetic resonance: official journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Carstensen, M. H., Al-Harbi, M., Urbain, J. L., and Belhocine, T. Z.,** 2011, SPECT/CT imaging of the lumbar spine in chronic low back pain: A case report, *Chiropractic and Manual Therapies*.
- Catana, C., Wu, Y., Judenhofer, M. S., Qi, J., Pichler, B. J., and Cherry, S. R.,** 2006, Simultaneous acquisition of multislice PET and MR images: Initial results with a MR-compatible PET scanner, *Journal of Nuclear Medicine*.
- Chan, T. F., and Vese, L. A.,** 2001, Active contours without edges, *IEEE Transactions on Image Processing*.
- Claesson, T.,** 2001, A Medical Imaging Demonstrator of Computed Tomography and Bone Mineral Densitometry, *Master Thesis, Department of Physics, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden*.
- Cohen, L. D.,** 1991, On active contour models and balloons, *CVGIP: Image Understanding*.
- Cohnen, M., Kemper, J., Möbes, O., Pawelzik, J., and Mödder, U.,** 2002, Radiation dose in dental radiology, *European Radiology*.
- Cui, Z., Li, C., and Wang, W.,** 2019, Toothnet: Automatic tooth instance segmentation and identification from cone beam ct images, In *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*.
- Culver, J. P., Durduran, T., Furuya, D., Cheung, C., Greenberg, J. H., and Yodh, A. G.,** 2003, Diffuse optical tomography of cerebral blood flow, oxygenation, and metabolism in rat during focal ischemia, *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Danforth, R., and Miles, D.**, 2007, Cone Beam Volumetric Imaging (CBVI) - 3D Applications for Dentistry, **16**, xx pp.
- Davoudi, B.**, 2009, Comparative Study and Analysis of THz Pulse and Continuous-wave Imaging towards Medical Application, , University of Waterloo.
- Dental, C.**, 2012, CS900 3D Panoramic Cephalometric Catalogue, URL: <https://www.thedentalimagingcompany.co.uk/sites/default/files/CS9000.pdf>.
- DePuey, E. G.**, 2012, Advances in SPECT camera software and hardware: Currently available and new on the horizon, *Journal of Nuclear Cardiology*.
- Desai, R. S., and Shah, N. P.**, 2007, Multiple supernumerary teeth in two brothers: a case report, *Journal of Oral Pathology & Medicine*, **27**(8), 411–413 pp.
- Deserno, T., Burtseva, L., Secrieru, I., and Popcova, O.**, 2009, CASAD–Computer-Aided Sonography of Abdominal Diseases–the concept of joint technique impact., *Computer Science Journal of Moldova*, **17**(3).
- Devi, P., VB, T., Mehrotra, V., and Singla, V.**, 2011, Automated Dental Identification System: An Aid to Forensic Odontology, *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology*.
- Dhanachandra, N., Manglem, K., and Chanu, Y. J.**, 2015, Image Segmentation Using K-means Clustering Algorithm and Subtractive Clustering Algorithm, In *Procedia Computer Science*.
- Dighe, S., and Shriram, R.**, 2012, Preprocessing, Segmentation and Matching of Dental Radiographs used in Dental Biometrics.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Dobrin, B. P., Viero, T. J., and Gabbouj, M.**, 1994, Fast watershed algorithms: analysis and extensions, In *Nonlinear Image Processing V*.
- Doyley, M. M., and Parker, K. J.**, 2014, Elastography: General principles and clinical applications, *Ultrasound Clinics*.
- Dr. Pinaki Pratim Acharjya, R. D. D. G.**, 2012, Study and Comparison of Different Edge Detectors for Image Segmentation, *Global Journal of Computer Science and Technology*.
- Dunn, J. C.**, 1973, A fuzzy relative of the ISODATA process and its use in detecting compact well-separated clusters, *Journal of Cybernetics*.
- Efford, N.**, 2000, Digital image processing: a practical introduction using JAVA.
- Endo, M., Tsunoo, T., Nakamori, N., and Yoshida, K.**, 2001, Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT, *Medical Physics*.
- Esposito, F., Ferilli, S., Di Mauro, N., Basile, T. M. A., Iannone, L., Palmisano, I., and Semeraro, G.**, 2003, *Digital Libraries: Technology and Management of Indigenous Knowledge for Global Access*.
- Farman, A. G.**, 2009, Guest editorial--Self-referral: an ethical concern with respect to multidimensional imaging in dentistry?, *Journal of applied oral science : revista FOB*.
- Fasihi, M. S., and Mikhael, W. B.**, 2017, Overview of Current Biomedical Image Segmentation Methods, In *Proceedings - 2016 International Conference on Computational Science and Computational Intelligence, CSCI 2016*.

### KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Ferrante, M. I., Feather, S. A., Bulfone, A., Wright, V., Ghiani, M., Selicorni, A., Gamaro, L., Scolari, F., Woolf, A. S., Sylvie, O., Bernard, L. M., Malcolm, S., Winter, R., Ballabio, A., Giorgio, G., and Franco, B.,** 2001, Identification of the Gene for Oral-Facial-Digital Type I Syndrome, *The American Journal of Human Genetics*, **68**(3), 569–576 pp.
- Floudas, C. A., and Pardalos, P. M.,** 2006, *Encyclopedia of Optimization Second Edition*.
- Foley, J.,** 2004, Surgical removal of supernumerary teeth and the fate of incisor eruption, *European Journal of Paediatric Dentistry*.
- Foster, T. D., and Taylor, G. S.,** 1969, Characteristics of supernumerary teeth in the upper central incisor region., *The Dental practitioner and dental record*.
- Gan, Y., Xia, Z., Xiong, J., Li, G., and Zhao, Q.,** 2018, Tooth and Alveolar Bone Segmentation From Dental Computed Tomography Images, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*.
- Gaonkar, B., Macyszyn, L., Bilello, M., Sadaghiani, M. S., Akbari, H., Atthiah, M. A., Ali, Z. S., Da, X., Zhan, Y., Rourke, D. O., Grady, S. M., and Davatzikos, C.,** 2015, Automated tumor volumetry using computer-aided image segmentation, *Academic Radiology*.
- Garofalakis, A., Zacharakis, G., Meyer, H., Economou, E. N., Mamalaki, C., Papamatheakis, J., Kioussis, D., Ntziachristos, V., and Ripoll, J.,** 2007, Three-dimensional in vivo imaging of green fluorescent protein - Expressing T cells in mice with noncontact fluorescence molecular tomography, *Molecular Imaging*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Garvey, M. T., Barry, H. J., and Blake, M.**, 1999, Supernumerary teeth--an overview of classification, diagnosis and management., *Journal (Canadian Dental Association)*, **65**(11), 612–616 pp.
- Gautama, T., Mandic, D. P., and Van Hulle, M. M.**, 2003, Signal nonlinearity in fMRI: A comparison between BOLD and MION, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Gennisson, J. L., Deffieux, T., Fink, M., and Tanter, M.**, 2013, Ultrasound elastography: Principles and techniques, *Diagnostic and Interventional Imaging*.
- Lo Giudice, G., Nigrone, V., Longo, A., and Cicciù, M.**, 2008, Supernumerary and supplemental teeth: case report., *European journal of paediatric dentistry : official journal of European Academy of Paediatric Dentistry*.
- Gonzalez, R. C., Woods, R. E., and Masters, B. R.**, 2009, Digital Image Processing, Third Edition, *Journal of Biomedical Optics*.
- Gráfová, L., Kašparová, M., Kakawand, S., Procházka, A., and Dostálová, T.**, 2013, Study of edge detection task in dental panoramic radiographs, *Dentomaxillofacial Radiology*.
- Groden, J., Thliveris, A., Samowitz, W., Carlson, M., Gelbert, L., Albertsen, H., Joslyn, G., Stevens, J., Spirio, L., Robertson, M., Sargeant, L., Krapcho, K., Wolff, E., Burt, R., Hughes, J. P., Warrington, J., McPherson, J., Wasmuth, J., Le Paslier, D., Abderrahim, H., Cohen, D., Leppert, M., and White, R.**, 1991, Identification and characterization of the familial adenomatous polyposis coli gene, *Cell*, **66**(3), 589–600 pp.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Gutierrez, D., Monnin, P., Valley, J. F., and Verdun, F. R.,** 2005, A strategy to qualify the performance of radiographic monitors, *Radiation Protection Dosimetry*.
- Hanbury, A.,** 2009, Image Segmentation by Region Based and Watershed Algorithms, In *Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering*.
- Harris, E. F., and Clark, L. L.,** 2008, An Epidemiological Study of Hyperdontia in American Blacks and Whites, *The Angle Orthodontist*, **78**(3), 460–465 pp.
- Hemalatha, R. J., Thamizhvani, T. R., Dhivya, A. J. A., Joseph, J. E., Babu, B., and Chandrasekaran, R.,** 2018, Active Contour Based Segmentation Techniques for Medical Image Analysis, In *Medical and Biological Image Analysis*.
- Hildebrandt, C., Zeilberger, K., John Ring, E. F., and Raschner, C.,** 2012, The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine, In *An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury*.
- Himmelhoch, D. A., Scott, B. J., and Olsen, R. A.,** 1987, Dental defects in incontinentia pigmenti: case report., *Pediatric dentistry*.
- Hiriannaiah, H. P.,** 1997, X-ray computed tomography for medical imaging, *IEEE Signal Processing Magazine*, **14**(2), 42–59 pp.
- Högström, A., and Andersson, L.,** 1987, Complications related to surgical removal of anterior supernumerary teeth in children., *ASDC journal of dentistry for children*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Hoshi, T., Takahashi, M., Iwamoto, T., and Shinoda, H.**, 2010, Noncontact tactile display based on radiation pressure of airborne ultrasound, *IEEE Transactions on Haptics*.
- Hounsfield, G. N.**, 1973, Computerized transverse axial scanning (tomography): I. Description of system, *British Journal of Radiology*.
- Howard, R. D.**, 1967, The unerupted incisor. A study of the postoperative eruptive history of incisors delayed in their eruption by supernumerary teeth., *The Dental practitioner and dental record*.
- Howerton, W. B. J., and Mora, M. A.**, 2008, Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon?, *Journal of the American Dental Association (1939)*, **139 Suppl**, 20S-24S pp.
- Hu, B. B., and Nuss, M. C.**, 1995, Imaging with terahertz waves, *Optics Letters*.
- Hu, Z., Wu, P. Z., Gui, J., Chen, Y., and Zheng, H.**, 2014, Teeth segmentation using dental CT data, In *Proceedings - 2014 7th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, BMEI 2014*.
- Huang, W. H., Tsai, T. P., and Su, H. L.**, 1992, Mesiodens in the primary dentition stage: a radiographic study., *ASDC journal of dentistry for children*.
- Humerfelt, D., Hurlen, B., and Hummerfelt, S.**, 1985, Hyperdontia in children below four years of age: a radiographic study., *ASDC journal of dentistry for children*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

**Huwart, L., Sempoux, C., Vicaut, E., Salameh, N., Annet, L., Danse, E., Peeters, F., ter Beek, L. C., Rahier, J., Sinkus, R., Horsmans, Y., and Van Beers, B. E.**, 2008, Magnetic Resonance Elastography for the Noninvasive Staging of Liver Fibrosis, *Gastroenterology*.

**IAEA**, 2008, Clinical Applications of SPECT/CT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System, In *Clinical Applications of SPECT/CT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System*.

**Inchingolo, F., Tatullo, M., Abenavoli, F. M., Marrelli, M., Inchingolo, A. D., Gentile, M., Inchingolo, A. M., and Dipalma, G.**, 2010, Non-syndromic multiple supernumerary teeth in a family unit with a normal karyotype: case report, *International Journal of Medical Sciences*, 378–384 pp.

**Jacene, H., Goetze, S., Patel, H., Wahl, R., and Ziessman, H.**, 2008, Advantages of Hybrid SPECT/CT vs SPECT Alone, *The Open Medical Imaging Journal*, 2.

**Jackway, P. T.**, 1996, Gradient watersheds in morphological scale-space, *IEEE Transactions on Image Processing*.

**Jain, A. K.**, 1989, *Fundamentals of digital image processing*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.

**Järvinen, S., and Lehtinen, L.**, 1981, Supernumerary and Congenitally Missing Primary Teeth in Finnish Children, *Acta Odontologica Scandinavica*, **39**(2), 83–86 pp.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Jiang, M., Wang, G., Skinner, M. W., Rubinstein, J. T., and Vannier, M. W.,** 2003, Blind deblurring of spiral CT images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Jiang, X., Zhang, R., and Nie, S.,** 2012, Image Segmentation Based on Level Set Method, *Physics Procedia*.
- Judenhofer, M. S., Catana, C., Swann, B. K., Siegel, S. B., Jung, W. I., Nutt, R. E., Cherry, S. R., Claussen, C. D., and Pichler, B. J.,** 2007, PET/MR images acquired with a compact MR-compatible PET detector in a 7-T magnet, *Radiology*.
- K, N., and R, J.,** 2016, Study Analysis on Teeth Segmentation Using Level Set Method, *Advanced Computational Intelligence: An International Journal (ACII)*, **3**, 1–7 pp.
- Kaganami, H. G., and Beiji, Z.,** 2009, Region-based segmentation versus edge detection, In *IIH-MSP 2009 - 2009 5th International Conference on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing*.
- Kakehbaraei, S., Seyedarabi, H., and Zenouz, A. T.,** 2018, Dental segmentation in cone-beam computed tomography images using watershed and morphology operators, *Journal of Medical Signals and Sensors*.
- Kang, H. C., Choi, C., Shin, J., Lee, J., and Shin, Y. G.,** 2015, Fast and Accurate Semiautomatic Segmentation of Individual Teeth from Dental CT Images, *Computational and Mathematical Methods in Medicine*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Kang, J., and Ji, Z.**, 2010, Dental plaque segmentation and quantification using histogram-aided fuzzy c-means algorithm, In *Proceedings of the 29th Chinese Control Conference, CCC'10*.
- Kasban, H., El-Bendary, M. A. M., and Salama, D. H.**, 2015, A Comparative Study of Medical Imaging Techniques, *International Journal of Information Science and Intelligent System*.
- Kass, M., Witkin, A., and Terzopoulos, D.**, 1988, Snakes: Active contour models, *International Journal of Computer Vision*.
- Kaur, J., and Singh, J.**, 2015, An Image Segmentation based clustering Technique applied on Dental image, *International Journal Of Emerging Technologies in Engineering Research (IJETER), ISSN-2454-6410, 3*, 1–4 pp.
- Kennedy\*, B. F., Hillman, T. R., McLaughlin, R. A., Quirk, B. C., and Sampson, D. D.**, 2009, In vivo dynamic optical coherence elastography using a ring actuator, *Optics Express*.
- Kennedy, B. F., Kennedy, K. M., and Sampson, D. D.**, 2014, A review of optical coherence elastography: Fundamentals, techniques and prospects, *IEEE Journal on Selected Topics in Quantum Electronics*.
- Kerr, J.**, 2003, Review of the Effectiveness of Infrared Thermal Imaging (Thermography) for Population Screening and Diagnostic Testing of Breast Cancer, **3**.
- Khalaf, K., Robinson, D. L., Elcock, C., Smith, R. N., and Brook, A. H.**, 2005, Tooth size in patients with supernumerary teeth and a control group measured by image analysis system, In *Archives of Oral Biology*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Khan, S. S., and Ahmad, A.**, 2004, Cluster center initialization algorithm for K-means clustering, *Pattern Recognition Letters*.
- Khare, M., and Srivastava, R.**, 2012, *Medical Image Segmentation using Level set Method without reinitialization*.
- King, N. M., Lee, A. M. P., and Wan, P. K. C.**, 1993, Multiple supernumerary premolars: their occurrence in three patients, *Australian Dental Journal*, **38**(1), 11–16 pp.
- Kittler, J., and Illingworth, J.**, 1986, Minimum error thresholding, *Pattern Recognition*.
- Klutmann, S., Bohuslavizki, K. H., Kröger, S., Bleckmann, C., Brenner, W., Mester, J., and Clausen, M.**, 1999, Quantitative salivary gland scintigraphy, *Journal of Nuclear Medicine Technology*.
- Kraft, O., and Havel, M.**, 2012, Sentinel Lymph Node Identification in Breast Cancer - Comparison of Planar Scintigraphy and SPECT/CT, *The Open Nuclear Medicine Journal*, **4**, 5–13 pp.
- Krishnan, U., Parker, J., Aldeeweli, W., and Al Awadhi, A. W.**, 2009, Familial Nonsyndromal Multiple Supernumerary Teeth: A Case Report, *Dental Update*, **36**(4), 230–232 pp.
- Küchler, E. C., Costa, A. G. da, Costa, M. de C., Vieira, A. R., and Granjeiro, J. M.**, 2011, Supernumerary teeth vary depending on gender, *Brazilian Oral Research*, **25**(1), 76–79 pp.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Kulkarni, S.**, 2009, Image Quality in MAP SPECT Reconstructions, , Stony Brook University.
- Kumar, N.**, 2010, Gradient Based Techniques for the Avoidance of Oversegmentation, *International Conference on Biomedical Engineering and Assistive Technologies*.
- Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., and Philip, J.**, 2012, Medical applications of infrared thermography: A review, *Infrared Physics and Technology*.
- Lankton, S. M.**, 2009, Localized statistical models in computer vision, *ProQuest Dissertations and Theses*.
- Larsson, A.**, 2005, *Corrections for improved quantitative accuracy in SPECT and planar scintigraphic imaging*.
- Lee, B., Thirunavukkarasu, K., Zhou, L., Pastore, L., Baldini, A., Hecht, J., Geoffrey, V., Ducey, P., and Karsenty, G.**, 1997, Missense mutations abolishing DNA binding of the osteoblast-specific transcription factor OSF2/CBFA1 in cleidocranial dysplasia, *Nature Genetics*, **16**(3), 307–310 pp.
- Lee, C., Huh, S., Ketter, T. A., and Unser, M.**, 1998, Unsupervised connectivity-based thresholding segmentation of midsagittal brain MR images, *Computers in Biology and Medicine*.
- Lee, H.-K., and Lee, J.-Y.**, 2016, Development of a Software Program for the Automatic Calculation of the Pulp/Tooth Volume Ratio on the Cone-Beam Computed Tomography, *Journal of Oral Medicine and Pain*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Lee, Z., Ljungberg, M., Muzic, J., and Berridge, M. S.**, 2001, Usefulness and pitfalls of planar  $\gamma$ -scintigraphy for measuring aerosol deposition in the lungs: A Monte Carlo investigation, *Journal of Nuclear Medicine*.
- Li, C., Kao, C. Y., Gore, J. C., and Ding, Z.**, 2007, Implicit active contours driven by local binary fitting energy, In *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*.
- Li, Z., and Wang, H.**, 2016, Interactive Tooth separation from dental model using segmentation field, *PLoS ONE*.
- Lindquist, M. A.**, 2008, The Statistical Analysis of fMRI Data, *Statistical Science*.
- Liu, Y., Olszewski, R., Alexandroni, E. S., Enciso, R., Xu, T., and Mah, J. K.**, 2010, The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography, *Angle Orthodontist*.
- Lu, N., and Ke, X.**, 2007, A segmentation method based on gray-scale morphological filter and watershed algorithm for touching objects image, In *Proceedings - Fourth International Conference on Fuzzy Systems and Knowledge Discovery, FSKD 2007*.
- Ludlow, J., Davies-Ludlow, L., and Mol, A.**, 2007, Dosimetry of recently introduced CBCT Units for Oral and Maxillofacial Radiology, ... *of North Carolina, Chapel Hill, NC*.
- Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E., and Brooks, S. L.**, 2003, Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit, *Dentomaxillofacial Radiology*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

**Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E., Brooks, S. L., and Howerton, W. B.,** 2006, Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT, *Dentomaxillofacial Radiology*.

**Luten, J. R.,** 1967, The prevalence of supernumerary teeth in primary and mixed dentitions., *Journal of dentistry for children*.

**Madsen, M. T.,** 2007, Recent advances in SPECT imaging, *Journal of Nuclear Medicine*.

**Mah, J. K., Danforth, R. A., Bumann, A., and Hatcher, D.,** 2003, Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*.

**Maini, R., and Aggarwal, H.,** 2009, Study and comparison of various image edge detection techniques, *International Journal of Image Processing*.

**Makris, N. E., Boellaard, R., Visser, E. P., De Jong, J. R., Vanderlinden, B., Wierdsma, R., Van Der Veen, B. J., Greuter, H. J. N. M., Vugts, D. J., Van Dongen, G. A. M. S., Lammertsma, A. A., and Huisman, M. C.,** 2014, Multicenter harmonization of <sup>89</sup>Zr PET/CT performance, *Journal of Nuclear Medicine*.

**Mallineni, S., Anthonappa, R., and King, N.,** 2011, Radiographic localization of supernumerary teeth in the, *Dent J*, **21**, 245 pp.

**Mallineni, S., Anthonappa, R., Yiu, C., and King, N.,** 2013, Comparison of Two Radiographic Methods for Localization of Bilateral Supernumerary Teeth, *International Dental Journal*, **62**, 71 pp.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Mallineni, S. K., Jayaraman, J., Yiu, C. K. Y., and King, N. M.,** 2012, Concomitant occurrence of hypohyperdontia in a patient with Marfan syndrome: a review of the literature and report of a case, *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, **3**(4), 253–257 pp.
- Mallineni, S. K.,** 2014, Supernumerary Teeth: Review of the Literature with Recent Updates, *Conference Papers in Science*.
- Mansour, K.,** 2008, Ectopic supernumerary nasal tooth: a clinical case report, *Smile Dental Journal*, **3**, 28–29 pp.
- Maret, D., Telmon, N., Peters, O. A., Lepage, B., Treil, J., Inglese, J. M., Peyre, A., Kahn, J. L., and Sixou, M.,** 2012, Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT, *Dentomaxillofacial Radiology*.
- Mariappan, Y. K., Glaser, K. J., and Ehman, R. L.,** 2010, Magnetic resonance elastography: A review, *Clinical Anatomy*.
- Marin, T., Kalayeh, M. M., Parages, F. M., and Brankov, J. G.,** 2014, Numerical surrogates for human observers in myocardial motion evaluation from SPECT images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Masood, S., Sharif, M., Masood, A., Yasmin, M., and Raza, M.,** 2015, A Survey on Medical Image Segmentation, *Current Medical Imaging Reviews*.
- Mehmood, I., Ejaz, N., Sajjad, M., and Baik, S. W.,** 2013, Prioritization of brain MRI volumes using medical image perception model and tumor region segmentation, *Computers in Biology and Medicine*.

### KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Melamed, Y., Barkai, G., and Frydman, M.**, 1994, Multiple supernumerary teeth (MSNT) and Ehlers-Danlos syndrome (EDS): a case report, *Journal of Oral Pathology and Medicine*, **23**(2), 88–91 pp.
- Mercuri, L. G., and O’Neill, R.**, 1980, Multiple impacted and supernumerary teeth in sisters, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **50**(3), 293 pp.
- Van der Merwe, A. E., and Steyn, M.**, 2009, A report on the high incidence of supernumerary teeth in skeletal remains from a 19th century mining community from Kimberley, South Africa., *SADJ: journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*.
- Meyer, F.**, 1992, Color image segmentation, In *1992 International Conference on Image Processing and its Applications*, 303–306.
- Meyer, F. G., and Chinrungrueng, J.**, 2003, Analysis of event-related fMRI data using best clustering bases, *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*.
- Michailovich, O., Rathi, Y., and Tannenbaum, A.**, 2007, Image segmentation using active contours driven by the Bhattacharyya gradient flow, *IEEE Transactions on Image Processing*.
- Mitchell, L.**, 1989, Supernumerary teeth., *Dental update*.
- Moga, A., Cramariuc, B., and Gabbouj, M.**, 1995, An efficient watershed segmentation algorithm suitable for parallel implementation, In *Proceedings., International Conference on Image Processing*, Vol. 2, 101–104 vol.2.

### KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Mohazzab, P.**, 2017, Archimedes' Principle Revisited, *Journal of Applied Mathematics and Physics*.
- Momeni, P., Glöckner, G., Schmidt, O., von Holtum, D., Albrecht, B., Gillessen-Kaesbach, G., Hennekam, R., Meinecke, P., Zabel, B., Rosenthal, A., Horsthemke, B., and Lüdecke, H.-J.**, 2000, Mutations in a new gene, encoding a zinc-finger protein, cause tricho-rhino-phalangeal syndrome type I, *Nature Genetics*, **24**(1), 71–74 pp.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., Tinazzi Martini, P., and Bergamo Andreis, I. A.**, 1998, A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results, *European Radiology*.
- Mueller, E. R.**, 2003, Terahertz Radiation: Applications and Sources, *Industrial Physicist*.
- Muhamad Rizal Mohamed, R., Nazatul Sabariah, A., and Waidah, İ.**, 2014, Dental Age Assessment for Forensic Identification Using OTSU and Watershed Algorithm, In *International Conference on Advances in Computing and Information Technology - ACIT 2014*, 134–138.
- Munns, D.**, 1967, A case of partial anodontia and supernumerary tooth present in the same jaw., *The Dental practitioner and dental record*.
- Nadernejad, E., Sharifzadeh, S., and Hassanpour, H.**, 2008, Edge Detection Techniques: Evaluations and Comparisons, *Applied Mathematical ...*
- Nan, F. Y., Nowak, R. D., Nan, F. Y., and Nowak, R. D.**, 1999, Generalized likelihood ratio detection for fMRI using complex data, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Naumovich, S. S., Naumovich, S. A., and Goncharenko, V. G.,** 2015, Three-dimensional reconstruction of teeth and jaws based on segmentation of CT images using watershed transformation, *Dentomaxillofacial Radiology*.
- Nayak, G., Shetty, S., Singh, I., and Pitalia, D.,** 2012, Paramolar - A supernumerary molar: A case report and an overview, *Dental research journal*, **9**(6), 797–803 pp.
- Ng, B., Abugharbieh, R., Huang, X., and McKeown, M. J.,** 2009, Spatial characterization of fMRI activation maps using invariant 3-D moment descriptors, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Nik-Hussein, N. N.,** 1990, Supernumerary teeth in the premaxillary region: its effects on the eruption and occlusion of the permanent incisors., *Australian orthodontic journal*.
- Nikpoor, N.,** 2009, Scintigraphy of the Musculoskeletal System, In *Imaging of Arthritis and Metabolic Bone Disease*.
- Niswander, J. D., and Sujaku, C.,** 1963, Congenital anomalies of teeth in Japanese children, *American Journal of Physical Anthropology*.
- Norouzi, A., Rahim, M. S. M., Altameem, A., Saba, T., Rad, A. E., Rehman, A., and Uddin, M.,** 2014, Medical image segmentation methods, algorithms, and applications, *IETE Technical Review (Institution of Electronics and Telecommunication Engineers, India)*.
- Ntziachristos, V., and Chance, B.,** 2001, Probing physiology and molecular function using optical imaging: Applications to breast cancer, *Breast Cancer Research*.

### KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Ömür, Ö., Baran, Y., Oral, A., and Ceylan, Y.,** 2014, Fluorine-18 fluorodeoxyglucose PET-CT for extranodal staging of non-Hodgkin and Hodgkin lymphoma, *Diagnostic and Interventional Radiology*.
- Ophir, J., Céspedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., and Li, X.,** 1991, Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues, *Ultrasonic Imaging*.
- Ophir, J., Alam, S. K., Garra, B., Kallel, F., Konofagou, E., Krouskop, T., and Varghese, T.,** 1999, Elastography: Ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*.
- Orhan, A. I., Özer, L., and Orhan, K.,** 2006, Familial occurrence of nonsyndromal multiple supernumerary teeth: A rare condition, *Angle Orthodontist*.
- Orner, R. S. M., Anthonappa, R. P., and King, N. M.,** 2010, Determination of the optimum time for surgical removal of unerupted anterior supernumerary teeth, *Pediatric Dentistry*, **32**(1), 14–20 pp.
- Osher, S., Fedkiw, R., and Piechor, K.,** 2004, Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces, *Applied Mechanics Reviews*.
- Osher, S., and Sethian, J. A.,** 1988, Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations, *Journal of Computational Physics*.
- Osher, S., and Tsai, R.,** 2003, Level Set Methods and Their Applications in Image Science, *Communications in Mathematical Sciences*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Otsu, N.**, 1979, Threshold Selection Method From Gray-Level Histograms., *IEEE Trans Syst Man Cybern.*
- Øvland, R.**, 2012, Coherent Plane-Wave Compounding in Medical Ultrasound Imaging, , Norwegian University of Science and Technology.
- Özdemir, S.**, 2018, Nötrosifik Yaklaşım ile Görüntü Bölütleme, , Karadeniz Teknik Üniversitesi.
- Özgür, T.**, 2003, Segmentation, Registration and Visulation of Medical Images for Treatment Planning, , Middle East Technical University.
- Padhani, A. R., and Choyke, P. L.**, 2005, *New techniques in oncologic imaging.*
- Palomo, L., and Palomo, J. M.**, 2009, Cone Beam CT for Diagnosis and Treatment Planning in Trauma Cases, *Dental Clinics of North America.*
- Pan, X., Gao, J., Tao, S., Liu, K., Bai, J., and Luo, J.**, 2014, A two-step optical flow method for strain estimation in elastography: Simulation and phantom study, *Ultrasonics.*
- Patchett, C. L., Crawford, P. J. M., Cameron, A. C., and Stephens, C. D.**, 2001, The management of supernumerary teeth in childhood - A retrospective study of practice in Bristol Dental Hospital, England and Westmead Dental Hospital, Sydney, Australia, *International Journal of Paediatric Dentistry.*
- Pattanachai, N., Covavisaruch, N., and Sinthanayothin, C.**, 2012, Tooth recognition in dental radiographs via Hu's moment invariants, In *2012 9th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology, ECTI-CON 2012.*

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Paul, A., Bharanitharan, K., and Wu, J.**, 2013, Algorithm and architecture for adaptive motion estimation in video processing, *IETE Technical Review (Institution of Electronics and Telecommunication Engineers, India)*.
- Pichler, B. J., Kolb, A., Nägele, T., and Schlemmer, H. P.**, 2010, PET/MRI: Paving the way for the next generation of clinical multimodality imaging applications, *Journal of Nuclear Medicine*.
- Porter, T., and Dougherty, E. R.**, 1994, Mathematical Morphology in Image Processing, *The Mathematical Gazette*.
- Prasada Rao, P. V. V., and Chidzonga, M. M.**, 2001, Supernumerary teeth: Literature review, *Central African Journal of Medicine*.
- PratimAcharjya, P., and Ghoshal, D.**, 2012, Watershed Segmentation based on Distance Transform and Edge Detection Techniques, *International Journal of Computer Applications*.
- Proff, P., Fanghänel, J., Allegrini, S., Bayerlein, T., and Gedrange, T.**, 2006, Problems of supernumerary teeth, hyperdontia or dentes supernumerarii, *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, **188**(2), 163–169 pp.
- Rahmim, A., and Zaidi, H.**, 2008, Pet versus spect: Strengths, limitations and challenges, *Nuclear Medicine Communications*.
- Rajab, L. D., and Hamdan, M. A. M.**, 2002, Supernumerary teeth: Review of the literature and a survey of 152 cases, *International Journal of Paediatric Dentistry*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Ramkumar, A., Dolz, J., Kirisli, H. A., Adebahr, S., Schimek-Jasch, T., Nestle, U., Massoptier, L., Varga, E., Stappers, P. J., Niessen, W. J., and Song, Y.,** 2016, User Interaction in Semi-Automatic Segmentation of Organs at Risk: a Case Study in Radiotherapy, *Journal of Digital Imaging*.
- RAVN, J. J.,** 1971, Aplasia, supernumerary teeth and fused teeth in the primary dentition An epidemiologic study, *European Journal of Oral Sciences*, **79**(1), 1–6 pp.
- Razali, M. R. M., Ahmad, N. S., Hassan, R., Zaki, Z. M., and Ismail, W.,** 2015, Sobel and Canny Edges Segmentations for the Dental Age Assessment, In *Proceedings - 2014 International Conference on Computer Assisted System in Health, CASH 2014*.
- Razavi, T., Palmer, R. M., Davies, J., Wilson, R., and Palmer, P. J.,** 2010, Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography, *Clinical Oral Implants Research*.
- Ritman, E. L.,** 2005, Biomedical X-ray Imaging, Current Status and Some Future Challenges, *Powder Diffraction*, **20**(2), 171 pp.
- Rivaz, H., Boctor, E. M., Choti, M. A., and Hager, G. D.,** 2014, Ultrasound elastography using multiple images, *Medical Image Analysis*.
- Robotta, P., and Schäfer, E.,** 2011, Hallermann-Streiff syndrome: Case report and literature review, *Quintessence International*.
- Roobottom, C. A., Mitchell, G., and Morgan-Hughes, G.,** 2010, Radiation-reduction strategies in cardiac computed tomographic angiography, *Clinical Radiology*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Rotberg, S., and Kopel, H. M.**, 1984, Early vs late removal of mesiodens: a clinical study of 375 children, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **5**, 115–119 pp.
- Sahuquillo, P., Tembl, J. I., Parkhutik, V., Vázquez, J. F., Sastre, I., and Lago, A.**, 2013, The study of deep brain structures by transcranial duplex sonography and imaging resonance correlation, *Ultrasound in Medicine and Biology*.
- Saini, H. S., Singh, R. K., Kumar, G., Rather, G. M., and Santhi, K.**, 2019, *Innovations in electronics and communication engineering: proceedings of the 7th {ICIECE} 2018*.
- Sampson, D., Kennedy, K., McLaughlin, R., and Kennedy, B.**, 2013, Optical elastography probes mechanical properties of tissue at high resolution, *SPIE Newsroom*.
- Sanei-Moghaddam, A., Hyde, N., and Williamson, P.**, 2009, Endoscopic removal of a supernumerary tooth from the nasal cavity in an adult, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.
- Saouli, A., and Mansour, K.**, 2011, Application of the finite elements method in optical medical imaging, In *Mediterranean Microwave Symposium*, 117–121.
- Sarvazyan, A., J. Hall, T., W. Urban, M., Fatemi, M., R. Aglyamov, S., and S. Garra, B.**, 2011, An Overview of Elastography-An Emerging Branch of Medical Imaging, *Current Medical Imaging Reviews*.
- Scanlan, P. J., and Hodges, S. J.**, 1997, Supernumerary premolar teeth in siblings., *British journal of orthodontics*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Scarfe, W. C., Farman, A. G., and Sukovic, P.**, 2006, Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice, *Journal of the Canadian Dental Association*.
- Scarfe, W. C., and Farman, A. G.**, 2008, What is Cone-Beam CT and How Does it Work?, *Dental Clinics of North America*.
- Scheid, R. C., and Weiss, G.**, 2012, Woelfel's Dental Anatomy 8th ed., *Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health*.
- Scheiner, M. A., and Sampson, W. J.**, 1997, Supernumerary teeth: A review of the literature and four case reports, *Australian Dental Journal*, **42**(3), 160–165 pp.
- Schmitt, C., Montagnon, E., Henni, A. H., Qi, S., and Cloutier, G.**, 2013, Shear wave induced resonance elastography of venous thrombi: A proof-of-concept, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Schmitt, J. M.**, 1998, OCT elastography: imaging microscopic deformation and strain of tissue, *Optics Express*.
- Schön, F.**, 1974, Supernumerary incisors in uniovular twins, and their treatment by means of electrosurgery, *Quintessence International, Dental Digest*, **5**(7), 13–18 pp.
- Schulze, D., Heiland, M., Thurmann, H., and Adam, G.**, 2004, Research: Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography, *Dentomaxillofacial Radiology*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Bruellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., and Schoemer, E.,** 2011, Artefacts in CBCT: A review, *Dentomaxillofacial Radiology*.
- Schwartz, O.,** 1986, Indications for surgical removal of supernumerary teeth in the premaxilla, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.
- Sedano, H. O., and Gorlin, R. J.,** 1969, Familial occurrence of mesiodens, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **27**(3), 360–362 pp.
- Seibert, J. A., and Boone, J. M.,** 2005, X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 2: X-ray interactions and image formation, *Journal of Nuclear Medicine Technology*.
- Sepehrian, M., Deylami, A. M., and Zoroofi, R. A.,** 2013, Individual teeth segmentation in CBCT and MSCT dental images using watershed, In *2013 20th Iranian Conference on Biomedical Engineering, ICBME 2013*.
- Seshamani, S., Cheng, X., Fogtmann, M., Thomason, M. E., and Studholme, C.,** 2014, A Method for handling intensity inhomogenities in fMRI sequences of moving anatomy of the early developing brain, *Medical Image Analysis*.
- Shaheen, E., Khalil, W., Ezeldeen, M., Van de Castele, E., Sun, Y., Politis, C., and Jacobs, R.,** 2017, Accuracy of segmentation of tooth structures using 3 different CBCT machines, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Shanthi, K. J., and Kumar, M. S.**, 2007, Skull stripping and automatic segmentation of brain MRI using seed growth and threshold techniques, In *2007 International Conference on Intelligent and Advanced Systems, ICIAS 2007*.
- Sharma, A.**, 2008, A rare case of concomitant hypo-hyperdontia in identical twins, *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*.
- So, L. L. Y.**, 1990, Unusual supernumerary teeth, *Angle Orthodontist*.
- Solares, R., and Romero, M. I.**, 2004, Supernumerary premolars: A literature review, *Pediatric Dentistry*.
- Solihin, Y.**, 2002, The Multi-stage Approach to Grey-Scale Image Thresholding for Specific Applications, *CiteSeerX*.
- Spahn, M.**, 2013, X-ray detectors in medical imaging, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*.
- Stella Atkins, M., and Mackiewich, B. T.**, 1998, Fully automatic segmentation of the brain in MRI, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Strååt, S. J., Jacobsson, H., Noz, M. E., Andreassen, B., Näslund, I., and Jonsson, C.**, 2013, Dynamic PET/CT measurements of induced positron activity in a prostate cancer patient after 50-MV photon radiation therapy, *EJNMMI Research*.
- Strother, S. C.**, 2006, Evaluating fMRI preprocessing pipelines, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Sudheera, P., Sajja, V. R., Kumar, S. D., and Rao, N. G.**, 2017, Detection of dental plaque using enhanced K-means and silhouette methods, In *Proceedings of 2016 International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies, ICACCCT 2016*.
- Suetens, P., Bellon, E., Vandermeulen, D., Smet, M., Marchal, G., Nuyts, J., and Mortelmans, L.**, 1993, Image segmentation: methods and applications in diagnostic radiology and nuclear medicine, *European Journal of Radiology*.
- Sun, K.**, 2011, Development of segmentation methods for vascular angiogram, *IETE Technical Review (Institution of Electronics and Telecommunication Engineers, India)*.
- Svensén, M., Kruggel, F., and Von Yves Cramon, D.**, 2000, Probabilistic modeling of single-trial fMRI data, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Sykaras, S. N.**, 1975, Mesiodens in primary and permanent dentitions, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, **39**(6), 870–874 pp.
- Szabo, T. L.**, 2004, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*.
- Taylor, Z. D., Singh, R. S., Bennett, D. B., Tewari, P., Kealey, C. P., Bajwa, N., Culjat, M. O., Stojadinovic, A., Lee, H., Hubschman, J. P., Brown, E. R., and Grundfest, W. S.**, 2011, THz medical imaging: In vivo hydration sensing, *IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology*.
- Tiwana, M. I., Redmond, S. J., and Lovell, N. H.**, 2012, A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering, *Sensors and Actuators, A: Physical*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

**Toureno, L., Park, J. H., Cederberg, R. A., Hwang, E. H., and Shin, J.-W.,** 2013, Identification of supernumerary teeth in 2D and 3D: review of literature and a proposal., *Journal of dental education*.

**Trivedi, D. N., Kothari, A. M., Shah, S., and Nikunj, S.,** 2015, Dental Image Matching By Canny Algorithm for Human Identification, *International Journal of Advanced Computer Research*.

**Tsai, S. J. J., and King, N. M.,** 1998, A catalogue of anomalies and traits of the permanent dentition of southern Chinese, *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*.

**Tuan, T. M., Ngan, T. T., Hoa, N. T., and Loi, N. B.,** 2016, Dental Image Segmentation Based on the Combination Between Fuzzy Clustering And Semi-Supervised Fuzzy Clustering Algorithms Using Spatial Information, *International Research Journal of Engineering and Technology*.

**Tyagi, S., and Kumar, S.,** 2010, Clinical applications of elastography: An overview, *International Journal of Pharma and Bio Sciences*.

**Venkatesh, E., and Venkatesh Elluru, S.,** 2017, CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY: BASICS AND APPLICATIONS IN DENTISTRY, *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*.

**Vikram Mutneja, D.,** 2015, Methods of Image Edge Detection: A Review, *Journal of Electrical & Electronic Systems*.

**Vincent, L., and Soille, P.,** 1991, Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Wang, X.-X., Zhang, J., and Wei, F.-C.**, 2007, Autosomal dominant inheritance of multiple supernumerary teeth, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **36**(8), 756–758 pp.
- Wang, Y., He, S., Yu, L., Li, J., and Chen, S.**, 2011, Accuracy of volumetric measurement of teeth in vivo based on cone beam computer tomography, *Orthodontics and Craniofacial Research*.
- White, D. R. R., Houston, A. S., Sampson, W. F. D., and Wilkins, G. P.**, 1999, Intra- and interoperator variations in region-of-interest drawing and their effect on the measurement of glomerular filtration rates, *Clinical Nuclear Medicine*.
- White, S. C., and Pharoah, M. J.**, 2014, *Oral radiology: principles and interpretation*.
- Wiegert, J., Bertram, M., Schaefer, D., Conrads, N., Noordhoek, N., de Jong, K., Aach, T., and Rose, G.**, 2004, Soft-tissue contrast resolution within the head of human cadaver by means of flat-detector-based cone-beam CT, In *Medical Imaging 2004: Physics of Medical Imaging*.
- Wong, K.-P.**, 2007, Medical Image Segmentation: Methods and Applications in Functional Imaging, In *Handbook of Biomedical Image Analysis*.
- Xu, J., and Tsui, B. M. W.**, 2014, Quantifying the importance of the statistical assumption in statistical X-ray CT image reconstruction, *IEEE Transactions on Medical Imaging*.
- Xu, X., Liu, C., and Zheng, Y.**, 2019, 3D Tooth Segmentation and Labeling Using Deep Convolutional Neural Networks, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*.

**KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)**

- Yezi, A., Tsai, A., and Willsky, A.,** 2002, A fully global approach to image segmentation via coupled curve evolution equations, *Journal of Visual Communication and Image Representation*.
- Yin, M., Talwalkar, J. A., Glaser, K. J., Manduca, A., Grimm, R. C., Rossman, P. J., Fidler, J. L., and Ehman, R. L.,** 2007, Assessment of Hepatic Fibrosis With Magnetic Resonance Elastography, *Clinical Gastroenterology and Hepatology*.
- Yodh, A., and Chance, B.,** 1995, Spectroscopy and Imaging with Diffusing Light, *Physics Today*.
- Yusof, W. Z.,** 1990, Non-syndrome multiple supernumerary teeth: literature review., *Journal (Canadian Dental Association)*.

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim ve tez çalışmamın her aşamasında yanımda olan, bilgi ve tecrübesini benden esirgemeyen, vermiş olduğu bilgilerle akademik hayatıma yön veren değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Aysun BALTACI'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca tez çalışmamda tez izleme komitelerinde sundukları değerli görüş ve önerileri ile tez çalışmama katkı sağlayan Doç. Dr. Şevket GÜMÜŞTEKİN ve Doç. Dr. Mehmet SARIKANAT'a teşekkür ederim.

Bu tez çalışması kapsamında her aşamada yanımda olan, değerli görüş ve önerileriyle çalışmama yön veren, birlikte çalışmaktan onur duyduğum hocalarım Prof. Dr. Pelin GÜNERİ ve Doç. Dr. Elif ŞENER'e çok teşekkür ederim. Ayrıca, çalışma kapsamında operatif tedavi işlemlerini gerçekleştiren hocam Prof. Dr. Uğur TEKİN'e, istatistiksel analizlerinin değerlendirilmesinde görüşlerini esirgemeyen hocam Doç. Dr. Hayal BOYACIOĞLU'na teşekkür ederim. Ayrıca çalışmam kapsamında desteğini esirgemeyen Uzm. Dr. Irmak TURHAL'a teşekkür ederim.

Lisansüstü öğrenimim boyunca her zaman yanımda olan, karşılaştığım her türlü sorunda desteğini hiç esirgemeyen, akademik bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan değerli hocam Prof. Dr. İbrahim Etem SAKLAKOĞLU'na çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam konusunda bana görüşleriyle ışık tutan hocam Prof. Dr. Mehmet ENGİN'e, fikirleriyle ve manevi destekleriyle her zaman yanımda olan arkadaşlarım Arş. Gör. Erdoğan POLAT, Öğr. Gör. Dr. Niyazi ÇAVUŞOĞLU ve Y. Müh. Tuğçe ERBAKAN'a çok teşekkür ederim.

Eğitim - Öğretim hayatım boyunca maddi manevi her zaman bana destek olan, hiçbir fedakarlığı esirgemeyen değerli anneme, babama ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZGEÇMİŞ

1989 yılı Uşak doğumludur. Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği lisans programını birincilikle tamamlamıştır. 2010 yılında Ege Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünde TÜBİTAK'ın 2228 kodlu "Son Sınıf Lisans Öğrencileri için Yurt İçi Lisansüstü Burs Programı" desteği ile yüksek lisans öğrenimine başlamış ve 2013 yılında öğrenimini tamamlamıştır. 2014 yılı itibari ile Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.

