



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DIŞ RADYOGRAFLARININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ
ANALİZİ**

Ramiz Görkem BİRDAL

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilgisayar Mühendisliği Programı

Danışman

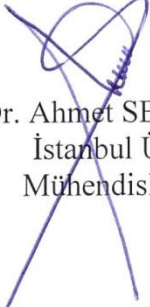
Prof.Dr.Ahmet SERTBAŞ

Haziran, 2014

İSTANBUL

Bu çalışma 11/06/2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Bilgisayar Mühendisliğı Anabilim Dalı Yüksek Lisans programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

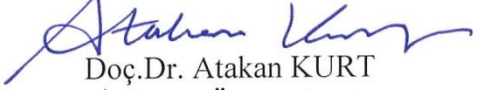
Tez Jürisi:



Prof.Dr. Ahmet SERTBAŞ(Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



Prof.Dr. Aydın AKAN
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



Doç.Dr. Atakan KURT
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



Yard.Doç.Dr. Oğuzhan ÖZTAŞ
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



Yard.Doç.Dr. Niyazi KILIÇ
İstanbul Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim boyunca yardımını esirgemeyen kıymetli hocam Prof.Dr.Ahmet SERTBAŞ'a,

Çalışmalarım boyunca her türlü desteği gösteren değerli Araş.Gör.Dr. Ergün GÜMÜŞ'e,

Tez araştırmaları süresince yol gösterip, destek olan ablam Araş.Gör.Dr. İlda Sinem BİRDAL'a,

Hayatımın her anında güç veren değerli aileme,

Teşekkür ederim.

Haziran, 2014

Ramiz Görkem BİRDAL

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİL LİSTESİ.....	iv
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ	vi
ÖZET.....	vii
SUMMARY	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR	5
2.1. GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ VE RADYOGRAFİ TÜRLERİ	6
2.1.1. Periapikal Radyograflar	7
2.1.2. Bitewing Radyograflar	8
2.1.3. Panoramik Radyograflar	9
2.1. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	10
3. MALZEME VE YÖNTEM	21
3.1. MORFOLOJİK İŞLEMLER	21
3.1.1. Büyüme	22
3.1.2. Aşınma	23
3.1.3. Yapı Elemanının Ayrışması	24
3.1.3. Açma	24
3.1.3. Kapama	24
3.2. FİLTRELEME YÖNTEMLERİ.....	25
3.1.3. Ortalama Filtresi	25
3.1.3. Medyan Filtresi	26
3.1.3. Gauss Düzleştirici Filtresi.....	27
3.3. GÖRÜNTÜ EŞİKLEME	29
3.4. AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ	31
3.5. POLİNOMAL REGRESYON.....	33
3.6. REGION GROWING	35

3.7. KARŞITLIK ARTTIRMA İŞLEMLERİ	37
3.7.1. Top Hat- Bottom Hat Filtreleri	37
4. BULGULAR	39
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	52
KAYNAKLAR	55
ÖZGEÇMİŞ.....	58

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1	: Periapikal radyograf örnekleri	8
Şekil 2.2	: Bitewing radyograf örnekleri	9
Şekil 2.3	: Radyografin odaksal kanalı.....	9
Şekil 2.4	: Panoramik radyograf örnekleri	10
Şekil 2.5	: Diş radyografi piksellerinin yoğunlukları	11
Şekil 2.6	: Saklı Markov modelinin ağız içi haritası çıkarılmasında uygulanışı	13
Şekil 2.7	: Eşleştirme aşaması için genişlik özniteliğinin kullanımı	14
Şekil 2.8	: Active Contour Metodu uygulanmış radyograf	16
Şekil 2.9	: Pencere filtrelenmiş görüntüden oluşturulan ara görüntü	18
Şekil 2.10	: Gri tonlu karışıklık germe kullanarak görüntü iyileştirme.....	19
Şekil 2.11	: (a)intensity imaj (b)int. imaj eğimi (c)int. imaj eğiminin GVF alanı.....	20
Şekil 3.1	: Küme işlemleri uygulanmış görüntüler.....	22
Şekil 3.2	: Büyüme işlemleri uygulanmış görüntüler.....	23
Şekil 3.3	: Aşınma işlemleri uygulanmış görüntüler.....	23
Şekil 3.4	: Açma(Opening) ve Kapama(Closing) işlemi uygulanmış görüntüler	25
Şekil 3.5	: 3x3 boyutlu ortalama filtresi	26
Şekil 3.6	: 41x41 boyutlu yüzey üzerindeki Gauss dağılımı	28
Şekil 3.7	: 5x5 boyutlu bir Gauss bulanıklaştırma filtresi.....	28
Şekil 3.8	: Otsu algoritması ile orijinal görüntünün ikili formata çevrilmesi	30
Şekil 3.9	: Birinci seviyeden bit DWT dönüşümünün uygulanışı	31
Şekil 3.10	: Bir diş röntgeni üzerine Haar filtre grubu ile birinci seviyeden DWT uygulanması	32
Şekil 3.11	: DWT dönüşümünün yatay detay bandının (S_2^{-1}) ikili formattaki hali.....	32

Şekil 3.12	: 1.dereceden polinomal fonksiyonun gösterimi	34
Şekil 3.13	: 2.,3., 9.dereceden polinomal fonksiyonlar ve ham verilerin gösterimi.	35
Şekil 3.14	: Bölütlenen alandaki ortalama piksel değerinin kullanımı.....	36
Şekil 3.15	: Region Growing işleminin adım adım ilerletilmesi	37
Şekil 3.16	: Top-hat Bottom-hat uygulanmış resim örneği.....	38
Şekil 4.1	: Orijinal görüntü ile zenginleştirme işlemi sonrası elde edilen görüntü	39
Şekil 4.2	: Polinomal çene ayırım çizgisi	41
Şekil 4.3	: Çene ayırım çizgisinin iyileştirilmiş yeni hali	42
Şekil 4.4	: Alt ve üst çene için sınırların belirlenmesi	43
Şekil 4.5	: Diş bölütleme çizgilerinin çizilmesi	45
Şekil 4.6	: Yönelimi düzeltilen segmente edilmiş dişler.	45
Şekil 4.7	: Sonuç olarak elde edilen diş kökü çizgileri örneği	47
Şekil 4.8	: Diş kök noktalarının tespiti	48
Şekil 4.9	: Diş kök çizgisi sinyalleri.	49
Şekil 4.10	: Diş köklerinde bulunan iltihapların tespit edilmiş hali	51
Şekil 4.11	: Diş iltihabi gerçekleşmiş bazı radyograf örnekleri	51

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
$\oplus$	: XOR işlemi
$\sum$	: Toplam Sembolü
I	: Piksel yoğunluk değeri
σ	: Standart sapma
μ	: Ortalama
ω	: Olasılık
$\text{\AA}$	: Ångström

Kısaltmalar	Açıklama
ROI	: İlgi alanı
X-Ray	: Röntgen ışınları
DNA	: Deoksiribonükleik asit
DXIS	: Direk X-ray görüntüleme sistemi

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DIŞ RADYOGRAFLARININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ ANALİZİ

Ramiz Görkem BİRDAL

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Prof.Dr. Ahmet SERTBAŞ

Diş tedavisi işlemleri arasında yer alan kök kanal tedavisi, hastalanmış köklerin iyileştirilmesi amacıyla uygulanmaktadır. Yakın bir döneme kadar kökü iltihaplanmış hasta dişler, diğer bölgelere zarar vermemesi amacıyla çekilmekteydi. Ancak gelişen görüntüleme teknikleri ve kanal aletleri sayesinde diş çekimi yapılmadan uygulanan tedavilerin sayısı ve başarı oranı hızla artmıştır.

Tedavinin ilk adımı olan doğru teşhis bu süreçte büyük önem taşımaktadır. Endodontik hastalıklarda iltihap diş etinin altında, kök civarında olduğundan dolayı gözle görülemeyecek bir pozisyonudadır. Bu nedenle teşhis için röntgen cihazlarıyla elde edilen görüntülerden faydalanılmaktadır. Elde edilen radyograflar uzman doktorun kabiliyetine bağlı olarak incelenip, yorumlanmaktadır.

Doğru teşhis başarı oranını yükseltmek için, radyograf yorumlama işleminin standartlaştırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Kişisel olarak yapılamayan, tespit edilen alanın sayısal verilerle nicel olarak büyüklüğü, içindeki maddenin nicel yoğunluk oranı gibi bazı özellikler de standartlaştırma sayesinde hesaplanabilmektedir. Bu amaçla tez kapsamında, kök uçlarında yer alan iltihapları tespit edebilecek bir bilgisayar uygulaması geliştirilmesi amaçlanmıştır. Sistem tüm ağız için görüntüsünü veren panoramik radyograflar ile çalışmaktadır. Böylece kısmi olarak değil hastanın tüm dişleri üzerinden inceleme gerçekleştirilmiş olmaktadır.

Panoramik radyografin incelenmesi için sırasıyla görüntünün iyileştirilmesi, görüntünün kontrast iyileştirmesi, top-hat ve bottom-hat filtrelerinin uygulanması, radyograf içinde yer alan çene dışı ve sinüs boşluklarını da içeren alanların

arındırılması, ROI adı verilen dişlerin yer aldığı ve incelemenin yapılacağı alanın belirlenmesi, dalgacık dönüşümü yönteminden yararlanılarak çenelerin ayrılması ve her bir dişin ayrı ayrı bölütlendirilmesi işlemleri gerçekleştirilmiştir. Çıkarılan bu alanlarda yer alan dişlerin kök kısımları bulunmuş ve kök etrafında inceleme yapılmıştır. Köke yakın piksellerin yoğunluklarına göre sınıflandırma işlemi uygulanmış, potansiyel iltihap olabilecek alanlar belirlenmiştir. Bulunan bu alanların kök ucuna uzaklığı, şekli, yayılma miktarı gibi bazı öznel bilgileri incelenerek kökte iltihap olup olmama durumuna karar verilmiştir.

Yapılan bu çalışmalar doğrultusunda doktor tecrübesine bağlı kalınmadan, hastalıklı diş köklerinin tespitini yapabilen, bulunan iltihapların koordinatını ve boyutunu hesaplayabilen bir bilgisayar uygulaması geliştirilmiştir. Elde edilen sayısal verilerin depolanarak ileride bu verilerin eğitim amacıyla kullanılabilmesi sağlanmıştır.

Haziran 2014, 68 Sayfa.

Anahtar kelimeler: Radyograf, Ayrık Dalgacık Dönüşümü, İltihap, Bölütlendirme, Görüntü İyileştirme.

SUMMARY

M.Sc. THESIS

COMPUTER-AIDED ANALYSIS OF DENTAL RADIOGRAPHS

Ramiz Görkem BİRDAL

İstanbul University

Graduate School of Science and Engineering

Department of Computer Engineering

Supervisor : Prof.Dr. Ahmet SERTBAŞ

As one of dental treatments, root canal treatment, is applied in order to heal infected dental roots. In recent times, teeth with diseased roots were pulled out to save other areas and prevent metastasis. Through advanced imaging techniques and rotary instruments, number of treatments without pulling teeth have increased. Also the success of those treatments increased in parallel with this improvement.

Accurate diagnosis which is the first step of dental treatments has very important role during this diagnosis process. Infection is generally located close to teeth roots that are under gingiva. The position of irritation under gingiva makes it invisible to human eyes. So dentists use dental radiographs captured by X-ray machines for appropriate diagnosis. At last step, interpretation of radiographs mainly depend on expertise of the dentist.

There is a need to standardise radiograph interpreting process to raise the ratio of accurate diagnoses. Some facts like size of the detected region, intensity of substance in this region can be calculated by means of standardization. In this thesis, it is aimed to develop an application to detect potential irritation areas close to teeth roots. This system will be implemented on panoramic radiographs that reveal all teeth inside mouth. Such a system can be applied to all teeth rather than teeth in local areas.

Main steps of panoramic radiograph examination are; (i) noise reduction (ii) enhancing the input image (iii) detection of region of interest area (ROI) (iv) seperation of jaws

using discrete wavelet transform (dwt) (v) segmentation of each teeth (vi) localization of roots and searching for infection in the covering region, in order. Then pixel intensities are checked around those root areas. After that root area pixels are classified up to their intensities, potential irritation areas are detected. Some information like the distance of detected potential infected area to root tip, shape of obtained area, and amount of deployment are examined. Eventually it is decided that area is whether infection or not.

As a result of this study, an analysis system which is capable of spotting teeth roots and find infections without any help of dentist is developed. The system can also find coordinate and size of each area individually. Such numeric data is more dependable than dentists opinions. Obtained numeric data can also be stored in order to be used for training of feature systems.

June 2014, 68 Pages.

Keywords: Radiograph, Wavelet, Irritation, Segmentation, Image Enhancement.

1.GİRİŞ

Düzensiz bakımlar, travmalar, eksik tedavi yöntemleri gibi değişik nedenlerden dolayı; insan, hayatı boyunca çok kez ağız, diş ve çene hastalıklarına maruz kalabilmektedir. Diş hekimliğinin çeşitli ana bilim dalları, bu hastalıkların tedavileri ile ilgilenmektedir. Endodonti, halk arasında kök kanal tedavisi olarak bilinen uygulamaları gerçekleştiren ve dişlerin kanal, kök ve köke yakın periapikal dokuları ile ilgilenen bu anabilim dallarından biridir. Diğer diş hekimliği alanlarında olduğu gibi dişlerin ve dokuların morfoloji, fizyoloji ve patolojilerini incelemektedir. Endodonti anabilim dalının ilgilendiği temel konularını sıralayacak olursak (Gündüz Bayırlı,1998).

-Diş kanalının canlı olarak korunması için gerekli tedavi yöntemleri

-Kök kanalı nedenli ağrıların teşhisi

-Kök kanal tedavisi: Lezyonu bulunan dişlerin kanallarının boşaltılıp yeniden doldurulması işlemi

-Kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerin yeniden tedavisi

Dişlerin yapısını kısaca açıklayacak olursak, ağız içinde gözle görünen kısımları “kuron”, diş eti altında kalan kısmı ise “kök” olarak adlandırılmaktadır. Dişin kök kısmı kemik ile çevrelenmiş olup en üstte sement tabakası bulunmaktadır. Sement tabakasının altında ise sinirlerin uç kısmını içeren dentin tabakası bulunur. Dentin tabakasının altında ise yumuşak bir bağ dokusu olan ve içinde canlı sinir hücreleri bulunduran pulpa yer almaktadır.

Ağızdaki bakteriler, yeterli temizlik sağlanmadığı takdirde, artık kalan gıdalarla birleşerek atık olarak asit oluşturur. Ağızdan uzaklaştırılmayan bu asit çürüklere neden olmaktadır. Çürüğe erken müdahale yapılırsa dolgu ile tedavi edilebilmektedir. Ancak ileri safhalarında eğer mine tabakasını geçip pulpaya ulaşırsa o zaman pulpadaki canlı dokunun iltihaplanmasına neden olmaktadır.

Ayrıca çürükler dışında bir başka neden olarak ise travmalar gösterilmektedir. Dışardan gelen darbeler; dişin kırılmasına, pulpa içinde yer alan damar ve sinirlerin kopmasına, dokudaki canlılığın yitirilmesine, dolayısıyla savunmanın çökmesiyle mikroorganizmaların birikmesine neden olmaktadır. Bu mikroorganizmalar aynı şekilde pulpada iltihaplanmaya neden olmaktadır.

Oluşan bu iltihap zaman içerisinde kök uçlarında birikir ve çene kemiğinde “abse” adı verilen cerahat dolu keselerin oluşmasına neden olur (Woorward,2009). Oluşan keseler tedavi yoluna başvurulmaz ise veya geç kalınırsa genişlerler ve kök etrafındaki kemik dokusunda yıkıma yol açarlar. Kemik defekti adını verdiğimiz bu hadise sonucu orada bulunan kemik yapısı bozulur ve bu kemik defekti kökü saran bir cep şeklinde ilerler. Çekilen diş röntgenleri üzerinde de bu olay açık bir şekilde görülür.

Yakın geçmişe kadar, iltihaplanan dişin iltihap yoluyla diğer bölgelere zarar vermemesi için dişin çekilmesi uygun görülüyordu. Günümüzde ise, görüntüleme (röntgen) cihazlarındaki ve kanal aletlerindeki ilerleme ile beraber bu dişler tedavi edilmeye başlanmıştır.

Endodontik tedavi yöntemi olan kök-kanal tedavisi iyileşme olasılığının olmadığı durumlarda diş pulpa iltihabının iyileştirilmesi amacıyla uygulanmaktadır. Dişin damar sinirlerinin alınmasıyla gerçekleştirilir. İşlem sırasında kanallar sodyum hipoklorit, serum fizyolojik ve klorheksidinle dezenfekte edilmektedir. Sonrasında dişin içi gütaperka, gümüş konlar gibi malzemelerle doldurulmaktadır. Bu işlemler neticesinde tedavi sonunda diş canlılığını yitirmektedir. Ancak bu cansızlık fokal enfeksiyon durumuna neden olmamakta dolayısıyla tedavi uygulanan diş uzun süre ağızda bu şekilde kalabilmektedir.

Tarihte endodontik tedavilerin; 1530 yılında yazılan almanca bir kitapta yer alan, kızgın bir demir parçasının diş pulpasına sokularak dağlanması ile başladığı düşünülmektedir.

Berlin’li *Philip Pfaff*, 1756’da ilk kuafaj işlemini gerçekleştirmiştir. *Taft* ise 1859’da bu işlemde kolodyuma batırılmış pamuk kullanmıştır. 1870 yılında *Adolf Witzel* ise çağdaş kanal tedavileri için ilk adımı atıp kanalı boşalttıktan sonra antiseptik uygulamıştır. On dokuzuncu yüzyılda yapılan bu gelişmeler, yirminci yüzyılda radyografların icadı ve diş hekimliğinde kullanılmasıyla beraber çağ atlamış ve süratli bir şekilde ilerlemiştir. Bu

yüzyılda ayrıca mikrop, sterilizasyon ve enfeksiyon olgularının gelişimiyle beraber fokal enfeksiyon problemi geride kalmıştır.

Orban'ın diş pulpasının kendini onarma gücünün olduğunu ortaya koymasına kadar geçen sürede pulpanın korunması fikri fazla desteklenmemiştir. Daha sonra İkinci Dünya Savaşını izleyen yıllarda, antibiyotiklerin kullanımı ile beraber çalışmalar dişin kurtarılmasına yönelmiştir.

1970 yılından itibaren endodontide önemli gelişmeler kaydedilmeye başlanmıştır. Daha önceleri kanalın temizlenmesinden sonra mikroorganizma varlığının bittiğini ispatlamak için kullanılan materyal alınıp, bir negatif kültür elde etme durumu, kanal iyi doldurulursa orada mikroorganizma varsa bile kalıp üreyemeyeceklerinin ispatıyla beraber önemini kaybetmiştir. Böylece işlem süresi hızlanıp, gereksiz materyal kullanımı engellenmiştir. Tedavinin başarısının iyi bir şekillendirme gerektiği ortaya çıkmıştır. Kanal dolgusu teknikleri de aynı şekilde değişmiş ve en son olarak güte-parka tekniği tercih edilmiştir.

Türk Diş Hekimleri Birliği'nin tespitine göre ülkemizde kanal tedavisi gereken diş sayısı 8.7 milyonu bulmaktadır. Ancak kanal tedavisi gerektiren çoğu diş eksik teşhis, bilgi eksikliği ve maddi durumdan dolayı çekilmektedir. Bu nedenle yapılan çalışmada eksik teşhis problemini azaltmak amacıyla diş hekimine tedaviye karar sürecinde yardımcı olacak bir karar destek sisteminin yapılması amaçlanmıştır.

Teşhis başlangıcı genelde hastanın ağrı şikayeti üzerine doktora başvurusuyla gerçekleşmektedir. Ağrıya sebep ise kök civarında bulunan iltihaptır. İltihabın yok edilmesi için öncelikle iltihabın lokasyonu daha sonra büyüklüğü önemli bilgiler sunmaktadır. Bu bilgilerin tespiti ise görünür olmadığından dolayı göz ile yapılamamaktadır. Gelişen radyografi teknolojisi bize diş eti altında oluşan iltihap hakkında önemli bilgiler sunmaktadır. Ancak radyografi okuma işlemi halen diş hekimleri tarafından göz kontrolü ile gerçekleştirildiğinden dolayı standart bir yapıya kavuşmamıştır. Bu nedenle teşhisin başarısı da tamamen diş hekiminin tecrübesine bağlıdır. Bunun yanı sıra, bilgisayar sistemleri sayesinde daha doğru büyüklük ve koordinat ölçümleri yapılabilmektedir. Tezin amacı da bu standart yapının oluşması hedefiyle diş doktoruna teşhis bilgilerini sunmaktır.

Genel kısımlar bölümünde teşhise yönelik kullanılan en önemli araç radyografiler anlatılmaktadır. Radyografilerden dijital radyografilere geçiş aşaması, dijital radyografilerin avantajları ve çeşitleri ifade edilmektedir. Bu dijital radyografi çeşitleri üzerinde daha önceden yapılan çalışmalar ve elde edilen sonuçlar incelenmektedir. Önceki çalışmalardan faydalanılarak kendi kullanacağımız yöntemler için altyapı oluşturulmaktadır.

Malzeme ve yöntem bölümünde, dijital radyograflar üzerinde uygulanacak olan temel görüntü işleme teknikleri açıklanmaktadır. Diş yapısını ortaya çıkaracak ve iltihabın konumunun tespit edilmesine yardımcı olacak morfolojik işlemlerin gerçekleştirilmesi anlatılmaktadır.

Bulgular bölümünde yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar ortaya konulmuştur. Bu sonuçların doğruluk oranları verilmiştir ve farklı yöntemlerin performansa etkileri incelenmiştir.

Tartışma ve Sonuç bölümünde ise, yapılan uygulamanın hedeflenen sonuca ne kadar yaklaştığı, sonuçların literatüre katkısı, tezin sonuçlarının teşhis sürecine yaptığı iyileştirmeler ve önerilen ileriki araştırmalar sunulmuştur.

2.GENEL KISIMLAR

Radyograflar; X-ışınlarının çeşitli cisimler üzerine gönderilmesi sonucu elde edilen görüntülerdir. X ışınları 1895 yılında Almanya’da yaşayan Prof. W. C. Röntgen tarafından bulunmuştur. Prof. Röntgen çalışması sırasında Crook tüpünden yüksek gerilimli akım geçirmiş, bu akım karşıdaki yüzeyde parıldamalar oluşmasına sebep olmuştur. Meydana gelen parıldamaları incelemesi sırasında, ışınların cisimleri değişik oranlarda geçebildiği ve karşı tarafa ulaşabildiğini tespit etmiştir. Bu tespit sırasında ışınların geçemediği kurşun levhanın gölgesini incelerken elindeki parmak kemiklerinin ekranda gözüktüğünü fark etmiş ve bu ışınlara, daha önceden bilinmemesinden dolayı ‘X ışınları’ adını vermiştir (Yılmaz,2014).

X-ışınları kısa dalga boyuna ve yüksek enerjiye sahip elektromanyetik dalgalardır. Dalga boyları 0.1-100 Å arası değişmektedir. X-ışınlarının frekansı ise görünür ışığın frekansından 1000 defa daha büyüktür ve daha fazla enerjiye sahiptir. Ayrıca davranışları bakımından çift karakterli olup hem dalga hem de tanecik özelliği gösterir.

Fizyolojik açıdan bakılırsa, yüksek enerjiye sahip X ışınları kimyasal bağları kırabileceğinden dolayı dokulara zararlıdır. Kırılan bağlar sonucu iyonlaşma meydana gelir. İyonlaşan bu ışınlar DNA’yı parçalayabilecek seviyededir. DNA’nın zarar görmesi sonucunda ise hücre yönetimi bozulur, kansere neden olabilecek bozuklar meydana gelebilir.

Günümüzde X-ışınları tıpta tanı ve teşhis aşamasında kullanılmaktadır. X-ışınlarının insan vücudunun değişik kalınlık ve yoğunluktaki dokulardan geçirilmesi ile röntgen görüntüleri elde edilmektedir. Bu yoğunluk farkından dolayı ışınların absorpsiyonu farklı olmakta ve bu farka göre siyahtan beyaza doğru gri tonlarda bir görüntü elde edilmektedir. Klasik yöntemde görüntü; üzerine gümüş bromür (AgBr) emülsiyonu sürülmüş plastik bir yaprakta oluşmaktadır. Fakat bu yöntemde birbirine yakın yoğunluktaki bölgelerin aynı kontrasta sahip olması veya birbirlerinden çok farklı

yoğunluklara sahip bölgelerin birbirini gölgelemesi sonucunda görüntü kalitesi azalmaktadır. Bu dezavantajların giderilmesi amacıyla bilgisayarlı tomografi sistemi geliştirilmiştir. Bilgisayarlı tomografi de sabit bir tüp yerine, belli bir hızda dönüp tüm vücudu tarayan tüp yapısı vardır. Hareketli tüp, ışınları kağıda düşürmek yerine plakaya çarptırıp geri döndürmekte ve elde edilen bilgiye göre ulaşılan resim bilgisayar ekranına aktarılmaktadır.

Tıpta tüm vücut üzerinde kullanılan sistem, küçültülerek sadece ağız ve çene bölgesini görüntüleyecek şekilde oluşturulmuştur. Diş radyografisi adı verilen bu görüntü sayesinde saklı diş yapıları, kötü ve iyi huylu kitleler, kemik aşınmaları, çürükler rahatlıkla görüntülenebilmektedir. Üstelik bu mini tomografi işleminde kullanılan radyasyon doz miktarı normal bir günde 3-4 saat içinde alınan veya bir uçak yolculuğu boyunca maruz kalınan radyasyon miktarı ile aynı olmaktadır.

1980’lerde kullanımına başlanan dijital diş radyografi sistemleri ile beraber, hem görüntü kaliteleri artmış hem de görüntüler üzerinde bilgisayar işlemleri uygulanmasına olanak sağlanmıştır.

Bu bölümde dijital görüntüleme sistemleri ve görüntüleme teknikleri kullanılarak yapılan çalışmalar hakkında bilgi verilmektedir.

2.1 GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ VE RADYOGRAFİ TÜRLERİ

Dijital diş radyograflarının çekilmesi için oluşturulan sistem konvansiyonel röntgen cihazı, film yerine kullanılan alıcı, gerekli yazılıma sahip bilgisayar ve monitörden oluşmaktadır (Digital Radiography, 2014). İlk dijital diş radyografisi (DDR) cihazı 1987’de üretilen RVG (Radio Vision Graphy)’dir. Daha sonrasında sırasıyla 1992’de Sens-a-Ray, 1993’te Visual X, 1994’te CDR sistemleri üretilmiştir. Bunlardan Visual X ilk İtalyan üretimi sistem olurken, CDR ise ilk defa 3 değişik boyda sensör sunma imkanını getirmiştir. 1995 yılında Fransa’da üretilen DXIS sistemi ile beraber dijital panoramik görüntü alınabilmesi sağlanmıştır. Daha sonrasında 1998-2004 yılları arasında pek çok firma kendi dijital panoramik görüntüleme sistemlerini piyasaya sürmüştür.

Günümüzde bu sistemler yüksek kalitede görüntüler elde etmekte ve bunların depolanmasına imkan sunmaktadır.

Bu görüntüleme sistemleri sayesinde kök kanalındaki iltihaplardan kaynaklanan çene kemiğinde oluşan lezyonlar teşhis edilebilmektedir. Hastalığın ilerlemesiyle, iltihabın neden olduğu yumuşak doku periapikal (Diş kökü etrafında) kemiğini sarmaktadır. Kemiğin değişimi ve mineral değişikliği radyografik tekniklerle görüntülenebilmektedir. Bu görüntülerin analizi sayesinde bu dokular, davranışlarına ve histopatolojik özelliklerine bakılarak “kist” ve “granulomas” diye sınıflandırılabilir. Ancak bununla beraber üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu olarak görüntülenmesinden dolayı çoğu zaman lezyonun yumuşak dokusunun karakteri hakkında sağlıklı bilgi verilememektedir. Dijital diş radyografları çekim tekniklerine göre üçe ayrılmaktadır.

2.1.1 Periapikal Radyograflar

Genellikle iki ile dört adet diş ve etrafındaki kemikleri görüntüler. Apikal enfeksiyon ve kök morfolojisi hakkında bilgi verir. Var olan ve çıkmamış dişlerin pozisyonlarının tespitinde kullanılır. Bunun yanı sıra işlem öncesi ve sonrası yapılan değerlendirme aşamasında kullanılmaktadır. Periapikal radyograflar çekim yöntemine göre paralel yöntem ve ikili açı yöntemi diye ikiye ayrılmaktadır. Paralel yöntemde dişin dikey eksenine paralel doğru üzerinden çekim yapılmakta iken ikili açı tekniğinde dişin oklüzyona ait kenarına teğet geçen doğru üzerinden yapılmaktadır.

Paralel yöntemin avantajları geometrik olarak hatasız görüntüler elde edilmesi, periapikal dokuların doğru olarak gösterilmesi, periodontal kemik seviyelerinin gösteriminin sağlıklı yapılması, elmacık kemiği gölgesinin diş tepelerinin üst kısmına denk gelmesi olurken dezavantajları film levhasının pozisyonu hasta için rahatsız edici olması, dişlerin tepelerinin görüntünün kenarına gelebilmesi, ağız anatomisinin bu teknikte çekim için zorluk oluşturabilmesi (Düz damak vb.) sayılabilir (Abdel-Mottaleb et al.,2003).

İkili açı tekniğinin avantajları hasta için ağzın her alanında rahat pozisyon alması, açılar düzgün seçilirse görüntü ile gerçekte olan diş uzunluğunun aynı olması, dezavantajları

ise yanlış açıların görüntüde olan ölçümlerin yanlış olmasına sebep olması, periodontal kemik seviyelerinin zayıf şekilde görüntülenmesi ve her hasta için ayrı dikey ve yatay açılar hesaplanması sayılabilir. Aşağıdaki şekilde periapikal radyograf örnekleri gözükmemektedir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1: Periapikal radyograf örnekleri

2.1.2 Bitewing Radyograflar

Film tabakasının ortasında üst ve alt dişlere paralel olan ısırma yerini merkez kabul ederek yapılan çekim tekniğidir. Dikey ve yatay konumlarına göre sınıflandırılabilir. Ardıl diş ve film levhası paralel ve mümkün olduğunca birbirine yakın olmak durumundadır.

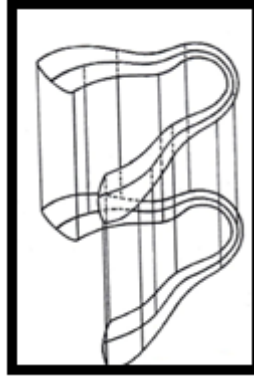
Avantajları basit ve ucuz olması, levhaların atılabilir olması nedeniyle çapraz enfeksiyon olasılığının az olması ve çocuklarda kullanılabilmesi iken dezavantajları dilin film levhasının konumunu değiştirebilmesi, radyografların yeniden elde edilememesi nedeniyle çürüklerdeki ilerlemenin takibi için uygun olmaması, keyfi olarak dikey ve yatay açılendirma yapılabilmesi sayılmaktadır. Aşağıdaki şekilde periapikal radyograf örnekleri gözükmemektedir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2: Bitewing radyograf örnekleri

2.1.3 Panoramik Radyograflar

Alt ve üst çenenin açık bir şekilde görünümünü sunan ağız-dışı radyografik çekim yöntemidir. Radyasyon dozu daha düşük olup, "Pantomography" adıyla da bilinmektedir. Film ve X-ray tüpünün birlikte hastanın başı etrafında döndürülmesiyle gerçekleştirilir (Woodward,2009). Hasta sabit konumda iken, X-ray tüpü bir yönde ilerlerken film onun karşıtı yönünde ilerler. Bu hareketin sonucunda "tomografi" olarak bilinen işlem uygulanmış olur. *Tomo* bölüm manasına gelirken, *grafi* ise görüntü demektir. Bu görüntünün sonucunda eliptik şekilde olan diş kavislerinin görüntüsü elde edilir.



Şekil 2.3: Radyografin odaksal kanalı

Bir panoramik radyografin odaksal kanalı (Şekil 2.3), radyografda gözüken alanı temsil eden 3-boyutlu eğimli bir bölgedir. Bu alanın netliği çoğunlukla radyograf çekim makinelerinin üreticilerine bağlı olarak değişmektedir. Alandaki dişler ve çeneler açık bir şekilde belli olurken bu alan dışındaki bölgeler buğulu veya net değildir. Bunun yanı sıra Şekil 2.3’de görülen odaksal kanal, çenenin ön kısmındaki bölgede dar, arka bölgede ise geniş durumdadır.

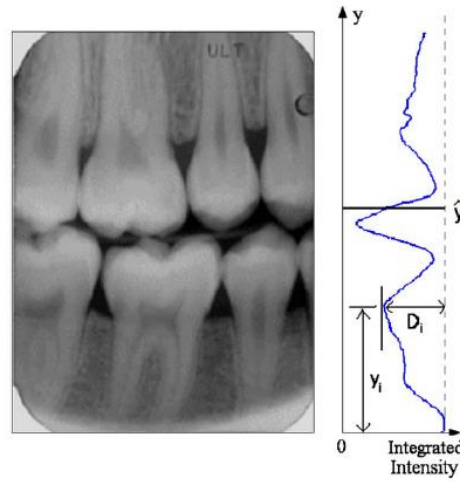
Panoramik röntgenler sıkışık dişleri, örüntüleri, ağız içi bir nesnenin büyüme ve gelişmesinin değerlendirilmesi, etkili lezyonların büyüklüğünün tespit edilmesi, diş cerrahi operasyonları öncesinde ve 20’li yaş dişlerin çıkartılıp çıkartılmaması konusunda kullanılmaktadır (Lira et al.,2009). Bununla beraber radyograftaki görüntü ve şekiller, ağız içi radyograflarındaki gibi keskin ve net değildir. Görüntü kalitesi karışık yapısından ve parazitlerden dolayı daha aşağı seviyededir (Şekil 2.4). Avantajları ağız içinde daha geniş bir alan görüntülenmesi, görüntüleme işleminin daha kolay olması, her 2 çenedeki dişlerin durumlarını karşılaştırma imkanı sunması; dezavantajları ise havanın gölgesinin parazitler çıkarabilmesi, eşleşecek dişlerin belirlenmesinin zorluğu (Nassar et al.,2007) ve 5 yaş altı için uygun olmamasıdır.



Şekil 2.4: Panoramik radyograf örnekleri

2.2 ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Jain ve arkadaşları (Jain et al., 2004) diş röntgenlerinin incelenmesi işlemini üç aşamaya ayırmışlardır. Diş röntgeninin anlamlı bir şekilde bölümlenmesi, elde edilen bölümlerdeki görüntü piksellerinin sınıflandırılması ve bulunan diş şekillerinin eşleştirilmeleri. Diş görüntüsünün bölümlendirilmesi için ilk olarak anlamlı parçalar belirlenmiştir. Temel olarak görüntü iki ana anlamlı parça olan alt ve üst çeneye bölünmüştür. Bu bölümlendirme işleminde diş sıraları arasında bulunan boşluktan faydalanılmıştır. Röntgen çekilirken içi dolu olan dişler daha açık renkte iken ağız boşluğu ve tüm anatomik boşluklar koyu renkte çıkmaktadır. Aynı şekilde diş bölgelerinin çıkarımında da komşu dişler arası boşluklar koyu renkte gözükmektedir. Bu boşluklardan faydalanılarak Şekil 2.5’de görüldüğü gibi görüntü piksellerinin renk yoğunluğu karşılaştırılarak her dişin kendi bölgesi çıkarılmıştır.



Şekil 2.5: Diş radyografi piksellerinin yoğunlukları (Jain et al., 2004)

Çenede olan her diş için ayrı diş bölgeleri çıkarılmıştır. Çıkarılan bu bölümlerdeki inceleme dişeti üzerinde tepe kısmı ve altında olan kök kısmı temel alınarak yapılacaktır. Dişin tepe ve kök olarak ayrılma işlemi de ikinci aşamadır. Ortalama bir insan dişinde kök, tepe kısmından daha uzun olmaktadır. Bu nedenle bulunacak ayırım çizgisi de üst kısma daha yakındır. Ayırma işlemine başlamadan önce bir başlangıç noktası seçilir. Daha önce de bahsedildiği gibi bu nokta üst kısma daha yakın olmalıdır. Bu nedenle ortalama bir dişin boyutlar göz önüne alındığından bu orta nokta diş kökünün uç kısmından, diş boyunun 2/3'ü kadar yukarısında seçilmiştir.

Bu merkez noktasından çizilen hayali doğru yardımıyla dişin tepe ve kök kısımlarını ikiye bölmüşlerdir. Dişin tepe çevresini bulmak için merkezden yukarı yönlü yayılan biçimde çizilen doğrular ile radyal tarama işlemini gerçekleştirmişlerdir. Doğru üzerindeki noktalardan diş sınırı üzerinde olanı P noktası olarak adlandırmışlardır. P noktasına en yakın arka plan pikselleri diş sınırı, P noktasına en yakın diş pikselleri ise iç sınır olarak kabul edilmiştir. Doğru üzerindeki noktaların olasılıksal çarpımları sonrasında maksimum olasılığa sahip nokta P noktası olarak seçilir.

Radyal doğruların açısı sıfır ile yüz seksen derece arasında değişmektedir. Her ayrı açıdan geçen doğru noktalarından diş sınırı üzerinde olan nokta bulunur. Bu P noktalarının birleştirilmesiyle diş tepe kısmının sınır çizgisini bulmuşlardır.

Diş kök kısmının sınırlarının bulunmasında ise, diş tepe kısmının sınırlarının bittiği noktaları, başlangıç noktası olarak referans almışlardır. Bu noktalardan başlayarak kökün sol sınırının belirlenmesi için sınırın sağında bulunan sınırlı bölgenin piksel yoğunluk değerleri incelenmiştir. Aynı işlem kökün sağ sınırında da sol bölgenin incelenmesi şeklinde yapılmıştır. Bu belirlenen bölgeler içinde sağ ile sol tarafın farkını maksimum yapan nokta kök sınırının pikseli olarak seçilmiştir.

Diş sınırlarının çıkartılmasından sonra diş şekillerinin eşleştirmesi işlemine geçmişlerdir. Eşleştirme öncesi ölçeklendirme gibi farklılıklardan dolayı oluşabilecek sorunların çözümü için rigid transformasyonu uygulamışlardır. Daha sonra bulunan koordinatlardan faydalanarak eş dişlerin sınırları arasında mesafenin minimum olmasını amaçlamışlardır. Elde edilen değerlere göre mesafesi en düşük olan değere sahip radyograftan başlanarak ilk radyografa en çok benzeyen dört tanesini sıralamışlardır.

Chen ve arkadaşları (Chen et al., 2005) araştırmalarını özellik çıkarımı ve eşleştirme basamakları diye ikiye ayırmışlardır. İlk adımda özellik çıkarımında Anisotropic Diffusion (Eşyönsüz Yayılma) ve diş tedavilerini ayırt edebilmek için Gauss modellerinin karışımı bir yöntem kullanmışlardır. İkinci adım olan eşleştirme basamağında ise ilk olarak diş seviyesinde eşleştirme yapılmıştır. Çıkarılan şekillerin eşleştirilmesi görüntülerin üst üste oturtularak, aralarındaki mesafenin büyüklüğüne göre yapılmıştır. Eşleştirme işleminin sonucuna göre kimliklendirme gerçekleştirmişlerdir.

Yapılan çalışmada kullanılan eşleştirme algoritması, diş bölgelerinin çıkarımında ve diş tedavisine yönelik yapılan işlemin şeklinin çıkarılmasında iyileştirmeler gerçekleştirmiştir. Ayrıca yeni bir sistematik yaklaşım ile komşu diş çiftleri beraber alınıp, bu diş çiftleri birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

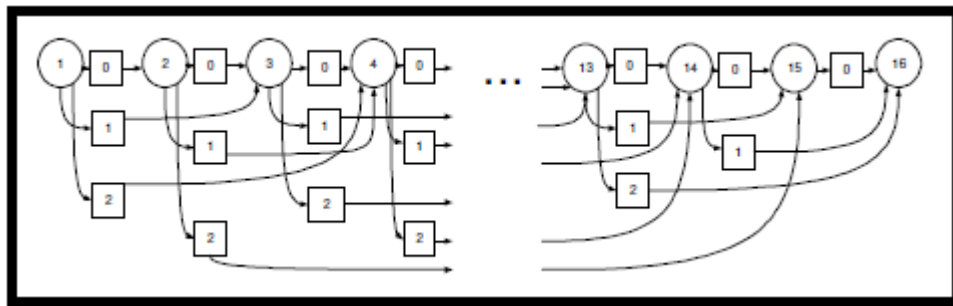
Özellik çıkarımı aşamasında detaya inecek olursak, Active Contour modelini (Piotrowski et al.,2000) kullanmışlardır. Diş tedavi işlemlerinden de ayrıca özellik çıkarımında yeni bir özellik olarak faydalanmışlardır. Bu işlemlerin ayrıştırılması olayında ise eşikleme (thresholding)'den faydalanılmıştır. Diş çevresi çıkarımında (Nomir et al.,2005) ise görüntü histogramının yakınsaması Gauss modellerinin

kullanılmasıyla sağlanmıştır. İncelenen her görüntü parçasındaki varyansları azaltmak için ise Anisotropik Difüzyon yöntemini kullanmışlardır.

Eşleştirme aşamasında diş çiftlerinin bir unit olarak beraber alınması, diş çevresinin yanı sıra diş hakkında yeni bir özellik daha kazanmalarını sağlamıştır. Bu komşu dişlerin birbirleriyle olan pozisyonları da eşleştirmeye yardımcı olmuştur. Temel olarak iki yaklaşım ele alınmıştır

Jain ve arkadaşları (Jain et al., 2005) diş röntgenlerinin içindeki bilgilerin sınıflandırılmasında haritalandırma yöntemini uygulamışlardır. Diş radyograflarından alınan bilgilerin ağız-diş haritasına işlenmesi, bilgilerin düzenli bir şekilde tasnif edilmesi açısından önemli olduğunu belirtmişlerdir. Ağız-Diş haritaları, dişlerin ağız içi konumları ve komşu dişlerin birbirleriyle olan pozisyonları hakkında önemli bilgiler vermektedir. Bununla beraber birbirlerine karşılık gelen dişlerin eşleştirilmesi aşamasında bu haritalardan yararlanmışlardır. Makalelerinde ağız-diş haritalarının oluşturulması için bilgisayar ağlarında kullanılan Saklı Markov Modeli'nden yararlanmışlardır.

Şekil 2.6'de görüldüğü gibi Saklı Markov Modeli'nde kullanılan durumlar, her diş için için ayrı olarak ele alınmıştır. Uygun, sağlıklı olan dişleri gösteren durumlar, ayrık (discrete) durumlarla belirtilmiş; kayıp dişler ise sürekli (continuous) durumlarla belirtilmiştir. Bu kayıp dişlerin boşluğu bir çeşit komşu dişler arasındaki uzaklığı da göstermiş olmaktadır.

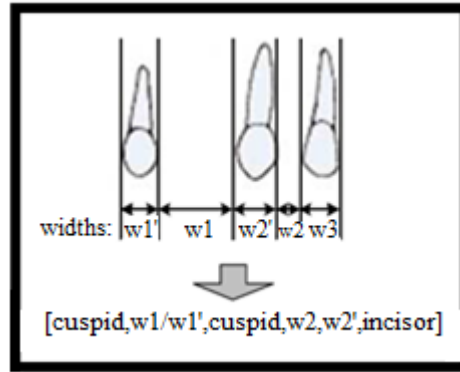


Şekil 2.6: Saklı Markov Modelinin ağız içi haritası çıkarılmasında uygulaması (Jain et al., 2005)

Oluşturulan durumlardan sonra dişleri sıralı bir şekilde indekslemişlerdir. Daha sonra sıralanan dişleri sınıflandırma aşamasına geçmişlerdir. Sınıflandırma için Azı dişleri, küçük azı dişleri ve kesici dişler sınıfları belirlemişlerdir. Sınıflandırma yöntemlerinden ise Destek Vektör Makineleri (Support Vector Machines) yöntemini tercih etmişlerdir. Bu yöntem için kullanılacak sınıflandırma özellik kümeleri ise farklı bilgilerin birleştirilmesinden elde etmişlerdir.

SVM sınıflandırmaya temel olacak ilk özellik, çıkarılan diş çevrelerinin konumları olan x,y koordinat bilgileridir. İkinci özellik ise bu diş çevrelerinin Fourier tanımlayıcıları olarak ölçekleme, rotasyon işlemlerine maruz kalındığında dahi değişmeyen diş çevrelerinin eğimleridir.3.sınıflandırma özelliği, bunlardan başka diş çevrelerinden elde edilen diğer bilgilerin karışımıdır. Bunların arasında sınıfına göre Şekil 2.6'da görüldüğü gibi maksimum diş genişliği, minimum kök genişliği ve diş boyunun uzunluğu yer almaktadır.

Sonuç olarak bu yöntemleri karşılık gelen dişlerin eşleştirilmesindeki başarı oranının artmasında ve dişlerin indekslenmesinde pozitif katkı sağlamıştır.



Şekil 2.7: Eşleştirme aşaması için genişlik özniteliğinin kullanımı (Jain et al., 2005)

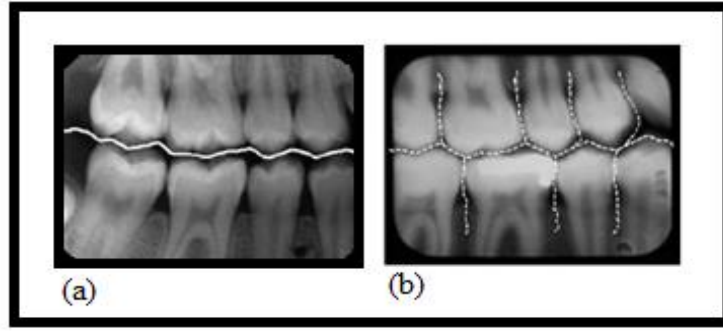
Zhou ve arkadaşları (Zhou et al., 2005) diş radyograflarının analizi için içerik tabanlı bir sistem önermişlerdir. Sistemlerinde ilk olarak radyografların sınıflandırılması yapılmaktadır. Bilinen diş radyograf çeşitlerinden; panoramik, bitewing, periapikal radyografları üç ana sınıf olarak belirlemişlerdir. Bunlardan panoramik olan görüntüler, daha çok dişe sahip olduklarından dolayı, aynı zamanda daha fazla dikey kenara da

sahiptir. Panoramik görüntülerin ayırt edilmesinde bu özellikten faydalanmışlardır. Periapikal ve bitewing radyografların analizinde ise yatay kenarlardan faydalanılmıştır (Zhou et al.,2004). Bitewing radyografların yukarı yönlü ve aşağı yönlü yatay kenarları birbirine eşit iken, periapikal görüntülerde değişmektedir. Bunlardan yola çıkarak; dikey kenarların piksel sayısı ve yukarı yönlü yatay kenarların toplam yatay kenarlara oranı sınıflandırmada kullanacakları 2 adet özellik olarak ortaya koymuşlardır. Özniteliklerin Bayes sınıflandırıcısında kullanılmasıyla ilk adımı gerçekleştirmişlerdir.

Görüntünün ilgili küçük parçalara bölünebilmesi için ROI (Region of Interest) adı verilen ilgi alanları belirlemişlerdir. Bu alanlar sadece 1 adet dişin dahil olduğu alanlardır. ROI alanlarının tespiti için ise Şekil 2.8’te görüldüğü gibi Active Contour metodundan faydalanmışlardır. Bu metoda göre uygulanan enerji fonksiyonu sayesinde, orta kısımdan geçen ve radyografi yatay kesen bir kenar elde etmişlerdir. Dişlerin bölümlendirilmesi işleminde ise dişler arası dikey toplam izdüşüm (vertical integral projection) uygulamışlardır. Bu işlemdeki önemli adımlardan biri de eksik dişlerin tespitidir. Eksik dişlerin saptanması için, dikey kenarların başlangıç noktalarında Region Growing metodu uygulanmış ve daha sonrasında komşu dişlerin merkezi arasındaki mesafe ile boşluk mesafesinin oranından faydalanarak Bayes sınıflandırıcısı uygulamışlar ve sonuç eksik diş için olan bir değere yakın ise eksik dişin tespitini gerçekleştirmişlerdir.

Görüntü iyileştirme aşamasında ise top-hat, bottom-hat filtrelemesi uygulamışlardır. Bu filtreleme yöntemleri ile görüntüler iyileştirilmektedir(Lira et al.,2013). İyileştirilen görüntüler elde edildikten sonra pencere-tabanlı eşikleme (Windows-based Adaptive Thresholding) yöntemiyle görüntüdeki parazitler minimize edilmeye çalışılmıştır. Sonraki adımda ROI bölümlendirme ve Active Contour metodlarına yeniden başvurulmuş ve diş çevrelerini elde etmişlerdir.

Çıkarılan diş çevrelerinin karşılaştırmasında Hausdorff uzaklığı metodunu uygulamışlardır. Elde edilen değer minimum Hausdorff uzaklığına sahip olması için ise kuadratic programlama eniyileme metodundan (Quadratic programming optimization method) faydalanılmıştır.



Şekil 2.8: Active Countour metodu uygulanmış radyograf (Zhou et al., 2005)

Wanat (Wanat, 2011) çalışmasında önceki çalışmalarda yer almayan panoramik röntgenlerde bölütleme (segmentation) işlemini uygulamıştır. Bölütlemeye başlamadan önce görüntünün iyileştirilmesi için bazı işlemler gerçekleştirmiştir. Uyguladığı metoda göre görüntü Laplacian piramidi şekline dönüştürülmüştür. Bu piramit; Gauss piramidinin ardışık iki katmanının değişik çözünürlükte görüntülerini içeren bir yapıdır. İlk olarak bu piramidin belirli katmanlarına Şekil 2.8’de görüldüğü üzere keskinleştirme, karşıtlık (contrast) iyileştirme gibi bazı filtreleme işlemleri uygulanmıştır (Cioata, 2009). Biraz gürültü artışı gerçekleşmiş olsa da sonuçta elde edilen görüntü orijinalinden daha yüksek bir kontrasta sahip olmuş olur. Ön dişler arası boşluğun belirlenmesinde de burun konumu tespiti (nose position detection) metodunu uygulamışlardır.

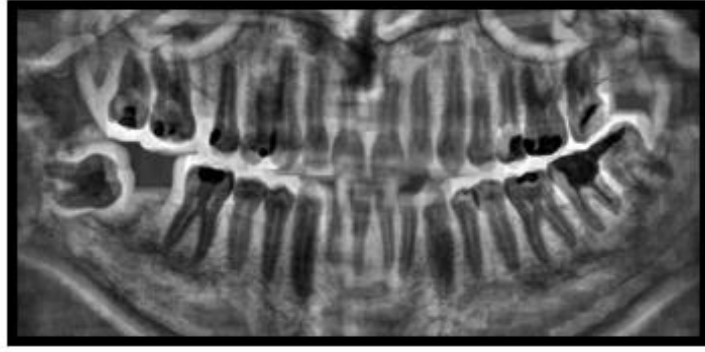
Çenelerin ayrılması işleminde daha önceki çalışmalarda başlangıç noktasının kullanıcı tarafından verilmesi gerekiyordu. Wanat bu çalışmasında, uygulamanın otomatize edilmesi amacıyla yatay izdüşüm uygulayıp en düşük piksel değerine sahip yerden ayırma işlemine başlamıştır. Genelde bu yer radyograflarda yüksekliğin %40 ile %60’ı arasında kalan orta bölgede yer almaktadır.

Radyografin panoramik çekim olmasından dolayı dişler yay biçiminde gözükmemektedir. Bundan dolayı radyografin tümü üzerindeki yatay izdüşümler belirli bir ilerlemeden sonra dişlerin üzerinden geçmesinden dolayı faydalı olamamıştır. Sorunun giderilmesi amacıyla görüntü dikey olarak bölümlere ayrılmıştır. Genelde yatayda radyograf

genişliğinin %20'si kadar ilerleme sağlandığında yay yörüngesinden ayrılma tespit edildiğinden dolayı %20'lik dilimlerde yatay izdüşüm işlemini uygulamışlardır.

Çalışmalarında dişlerin bölütlenmesi aşamasında, diş başlarının üst üste binmeleri, diş köklerinin ise çene kemiklerinden dolayı ayrıştırılmalarının zor olmasından dolayı diş boyun kısımlarından faydalanmışlardır. Diş boyunlarının hem aynı hizada olmaları hem de aralarındaki boşlukların daha ayırt edilebilir olmaları bölütlemeye kolaylık sağlamıştır. Çeneleri ayıran yay çizgisinin dikeyde kaydırılmasıyla diş boyunlarının üzerinden geçen yeni bir yay elde edilmiştir. Bu yay üzerindeki piksel değerlerinin analizi ile boyunlar arasında kalan koyu kısımlar saptanmıştır. Bu kısımlardan hangilerinin gerçekten diş ayrımı olduğunu saptayabilmek için görüntüyü tersinin yerel olarak filtrelenmiş haline Gauss filtresi uygulanmıştır. Daha sonra elde edilen bu görüntü üzerinde aynı işlem bir kere daha gerçekleştirilmiştir. Elde edilen potansiyel diş ayrımı bölgelerinin kontrolünü ise ortalama diş boyutu baz alınarak yapılmıştır. Diş boyunun %75'i ile %175'i arasındaki mesafe kadar bir aralık aranmıştır. Buna göre uygun piksel değerlerine sahip ve aralarında yeterli mesafe bulunan ortalama her çene için 16 nokta tespit etmişlerdir.

Son adım olarak ta diş köklerinin altında kalan ve çene kemiğinin yer aldığı bölgenin bölütleme bölgesinden çıkarılmasını uygulamışlardır. Bunun için önceden kullanılan yay çizgisi dikey olarak kaydırılmış ve her seferinde piksel yoğunluklarının toplamı hesaplanmıştır. En düşük piksel yoğunluğuna sahip yayı diş köklerinden hemen sonra gelen yumuşak doku olarak kabul etmişler ve bu 4 doğru arasında kalan bölgeyi alıp bölütleme işlemini tamamlamışlardır.

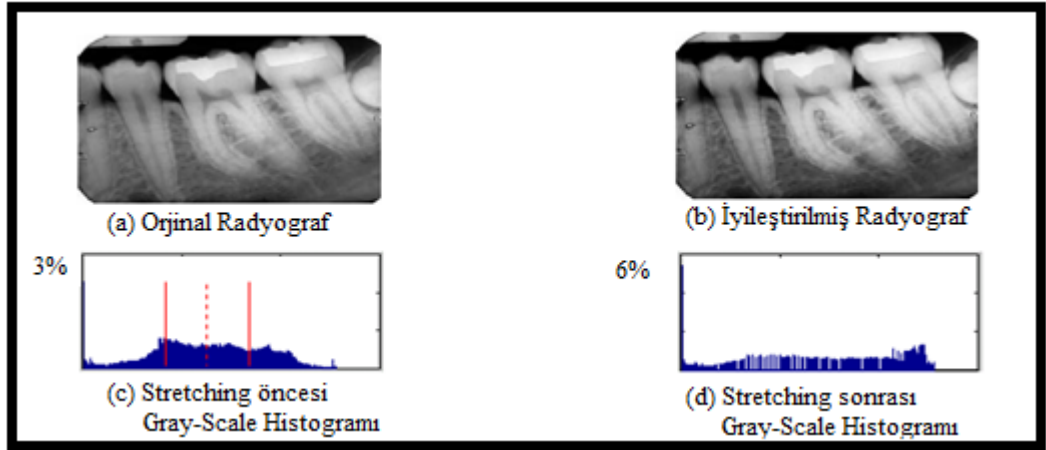


Şekil 2.9: Pencere filtrelenmiş görüntüden oluşturulan ara görüntü (Wanat, 2011)

Fahmy ve arkadaşları (Fahmy et al., 2004), otomatize edilmiş diş tanıma sistemi gerçekleştirmeyi amaçlamışlardır. Bu nedenle ilk olarak dişlerden dört adet farklı özellik çıkarımı yapmışlardır. Her diş için şekil ve boyutu (genişlik, uzunluk), kök özellikleri (sayısı, eğriliği, uzunluğu) çıkartılmış veya kaybedilmiş dişler, iki ardışık diş arasındaki boşluk mesafesi.

Görüntünün bölütlenmesi sırasında pencere-tabanlı (Windows-based) Adaptive Thresholding yöntemi ile bölütleme işlemini gerçekleştirmişlerdir (Zhang et al., 1995). Bu yöntemle göre her pikselin komşu bölgesindeki piksellerin değerleri karşılaştırılmış ve koyu renkli olan pikseller arka plan pikseller olarak sınıflandırılmışlardır (Şekil 2.9).

Diş çevresinin şeklinin çıkartılmasında ilk olarak bölütleme ve toplamsal izdüşüm hesabı (integral projection) işlerini yapmışlardır. Daha sonra diş kökünün şeklinin çıkartılması işleminde diş boylarının uyumlu olması amacıyla Affine Dönüşümü (Ostuni et al., 1993) işlemini uygulamışlardır.



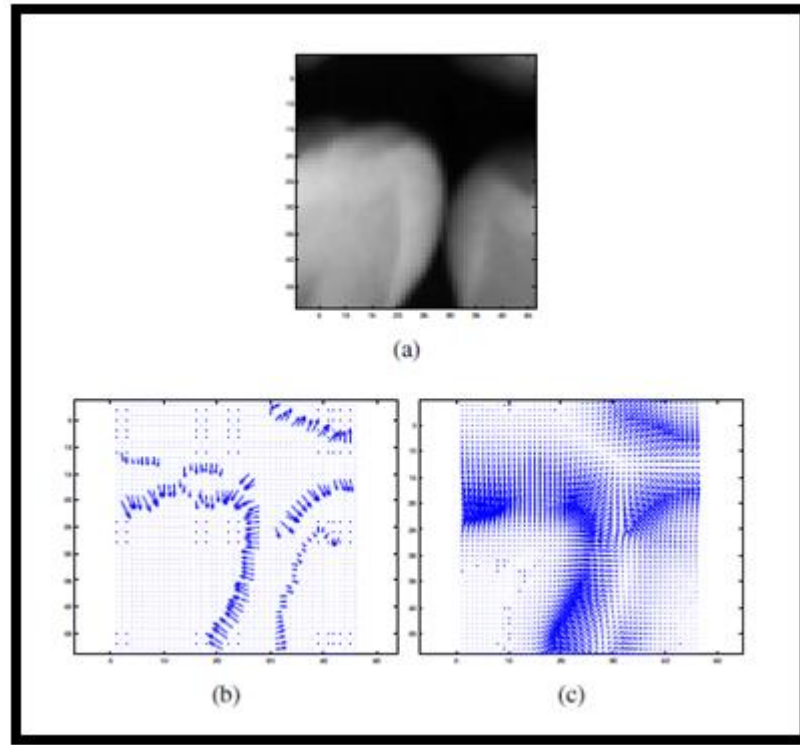
Şekil 2.10: Gri tonlu karışıklık germe kullanarak görüntü iyileştirme (Fahmy et al., 2004)

Chen ve arkadaşları (Chen et al., 2004) klasik yılan (snake) metodunun bitişik köşelerin ayırt edilmesi işleminde yararlı olmamasından dolayı yeni bir yol belirlemişlerdir. Bu nedenle eğim yönlerinin iyileştirilmesini denemişlerdir. Bu amaçla yönsel yılan (directional snake) metodundan faydalanmışlardır. Radyograflarda dişler daha yüksek piksel yoğunluğuna sahip olduğundan dolayı, köşelerin eğim yönleri Şekil 2.10'da görüldüğü gibi dışarı yönlüdür. Yönsel yılan metodu bu yön bilgisinden faydalanıp dış enerji fonksiyonunu yeniden yapılandırılmıştır. Eğimlerin yönlerinden faydalanarak yılan eğrileri yakınlaştırılmış veya uzaklaştırılmışlardır.

İlk olarak fonksiyon dişin görünür kısmının başladığı orta kısmından başlayarak ilerletiliyor. Eğim vektör akışları (GVF) işleminde Canny operatörü kullanılmıştır (Şekil 2.11).

Dişin üç boyutlu olmasından dolayı, en büyük eğim genellikle doğru diş sınırında yer almıyor. Gerçek diş sınırları genellikle düşük piksel yoğunluğuna sahip açık renkli bölgelerden geçmektedir (Soğur et al., 2013). Bundan faydalanılarak enerji fonksiyonuna eğim ile piksel yoğunluğu arasındaki ilişkiyi kontrol eden w katsayısını fonksiyon denklemine eklemişlerdir.

Çıkarılan diş çevrelerinin birbirleriyle olan uzaklığını bulmak için ise Öklid mesafesi (Euclidean distance) metodunu uygulamışlardır.



Şekil 2.11: (a) intensity imaj (b) intensity imaj eğim(c) intensity imaj egiminin GVF alanı
(Chen et al., 2004)

Literatürdeki konuyla ilgili diğer çalışmaları özetlemek gerekirse: Mahoor ve çalışma arkadaşları (Mahoor et al., 2005), dişlerin sınıflandırılması için Bayes Sınıflandırıcısı kullanmışlardır. Bayes sınıflandırıcısına öznitelik olarak diş bölgelerinin Fourier tanımlayıcılarını (Fourier Descriptor) vermişlerdir. Popüler Fourier tanımlayıcılarından olan Centroid Distance ve Complex Coordinates Representation yöntemlerinden faydalanmışlardır. Sistemde eksik olan dişleri ise dişler arası uzaklığı bozduklarından dolayı göz ardı etmişlerdir. Rad ve çalışma arkadaşları (Rad, 2013), bölütleme işlemi için seviye ataması (level set) (Li,2007) yöntemini kullanmışlardır. Yapısal niteliklerin çıkarımı için gray-level ve co-occurrence matrislerinden faydalanmışlardır. Kontrast, korelasyon, entropy, enerji ve homojenlik gibi nitelikler ile sınıflandırmada iyileştirme sağlanmıştır. Jain ve çalışma arkadaşları (Jain et al., 2003), ölüm öncesi ve sonrası diş röntgenlerindeki dişleri Affine dönüşümüyle birbiriyle eşleştirmeye çalışmış ve bunun için bir derecelendirme sistemi kullanmışlardır. Çalışmalarında dişlerin şekil ve birbirine göre konum bilgilerinin kişi tanımada önemli bir yöntem olduğu sonucuna varmışlardır.

3.MALZEME VE YÖNTEM

3.1 MORFOLOJİK İŞLEMLER

Morfoloji kelimesi genelde Biyoloji’de kullanılmakta ve hayvanların, bitkilerin şekillerini ifade etmektedir. Matematiksel morfoloji de görüntüler üzerinde belli bölgelerin şekillerinin çıkarılmasında kullanılan en önemli araçtır. Bu şekiller arasında sınırlar, ana hatlar, dış bükey örtüler gibi önemli bilgi sağlayan parçalar yer almaktadır. Ayrıca görüntü ön ve ardıl işleme basamaklarında kullanılan filtreleme, inceltme, budama gibi çeşitli morfolojik teknikler de mevcuttur.

Morfolojik işlemler teorisi genellikle ikili görüntüler üzerinde uygulanmaktadır. Teoriye göre görüntü, ikili değerli piksellerden oluşan bir küme şeklindedir. Bu yaklaşıma göre kümeler teorisinde uygulanan birleşim ve kesişim işlemleri, görüntüler üzerinde uygulanabilmektedir. Diğer bir deyiş ile A ve B görüntüleri ikili görüntü ise bunların birleşimi ve kesişiminden oluşan görüntü de ikili görüntüdür. Ayrıca matematiksel lojik işlemler de ikili görüntüler üzerinde uygulanabilmektedir (Şekil 3.1).

Morfolojik görüntü işleme fonksiyonları sayesinde görüntü içinde yer alan nesnelerin şekilleri üzerinde mantıksal işlemler uygulanabilmekte ve bu sayede nesneleri ayırt etmemiz, sınıflandırmamız veya benzer özellikleri olanları gruplandırmamız mümkün olabilmektedir. Genellikle görüntüler içinde arama veya sınıflandırma yapılması gerektiğinde morfolojik özelliklerden yararlanarak mantıksal işlem gerçekleştirmemiz araştırma sürecinde en çok tercih edilen yöntemlerden biridir.

Morfolojik algoritmaları inceleyecek olursak çoğunun temelinde büyüme ve aşınma isimli iki adet işlem yer almaktadır. Bu işlemler morfolojik görüntü işleme tekniklerinin temeli sayılmaktadır (Gonzalez,2004)(Sonka,1999).



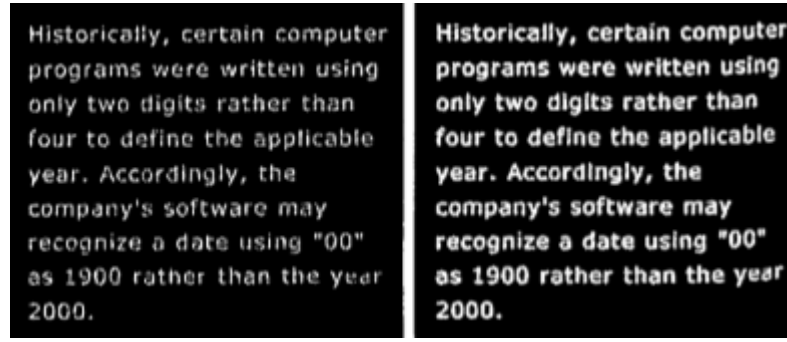
Şekil 3.1: Küme işlemleri uygulanmış görüntüler (Gonzalez,2004)

3.1.1 Büyüme (Dilation)

Görüntülerde yer alan nesneleri büyütme, genişletme amaçlı yapılan işleme denir. Resimde fazla parazite sahip zayıf nesnelerin görüntülerini güçlendirir. Büyütme işleminin oranını belirleyen ve işlemi kontrol eden eleman “yapı elemanı (structuring element)” olarak adlandırılmaktadır.

Yapı elemanını piksellerden oluşan görüntüden daha küçük bir küme olarak düşünecek olursak, büyütme işlemi yapı elemanının merkezindeki pikseli kontrol ederek onun durumuna göre nesneyi büyötmektedir. Bir başka deyişle, yapı elemanının merkezindeki değeri diğer tüm elemanlarındaki değerlere eşitlemektedir. Sürekli görüntüde gezen yapı elemanının merkezi eğer nesne üzerindeyse büyütme işlemini uygular ve yapı elemanının diğer üyeleri üzerindeki görüntü piksellerinin değerini değıştirir (Şekil 3.2).

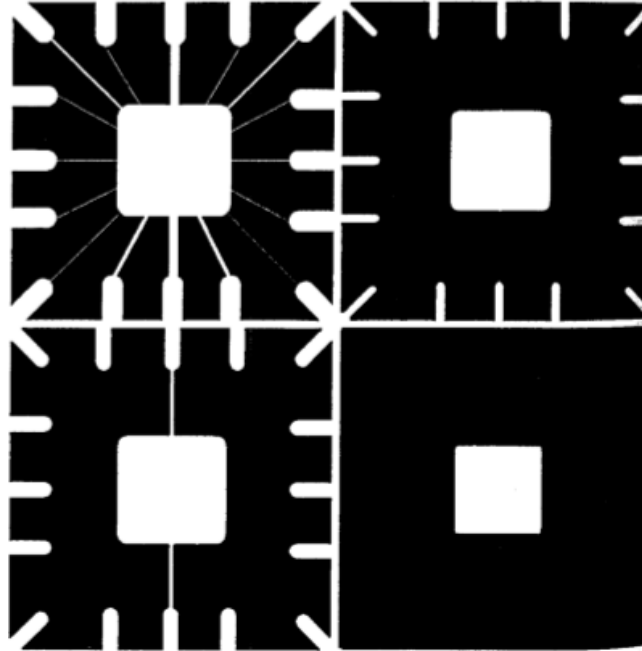
Büyüme işlemi kümeler teorisinde yer alan değıştirilebilir olma özelliğine sahiptir ve işlemin birinci ve ikinci elemanları yer değıştirebilir. Matlab’da “imdilate” komutu ile icra edilir.



Şekil 3.2: Büyüme işlemi uygulanmış görüntü (Gonzalez,2004)

3.1.2 Aşınma (Erosion)

Resimlerde nesnelerin küçültülmesi, çekilmesi amacıyla yapılan işleme denir. Büyüme’de olduğu gibi küçültme oranı yapı elemanı tarafından kontrol edilir. Yalnız onun tersine yapı elemanlarının tüm üyelerini merkezdeki üyeye benzetmiyor, onun yerine tüm üyelerin aynı olması halinde merkez üyeyi diğer tüm üyelerin değerine eşitliyor (Şekil 3.3). Matlab’da “imerode” komutuyla gerçekleştirilir.



Şekil 3.3 : Aşınma işlemi uygulanmış görüntü (Gonzalez,2004)

3.1.3 Yapı Elemanının Ayrışması

Büyüme işlemi değişme özelliğinin yanı sıra kümeler teoreminde yer alan birleşme özelliğine de sahiptir (Denklem 3.1). Örneğin B yapı elemanı matrisi 2 farklı alt matrisin büyümeli şekliyle ifade edilebilir. A matrisi ile B matrisini büyüme işlemine tabii tutacağımız zaman, ilk olarak A ile B'nin ayrıştırılmış(bölünmüş) matrisi B1'i, daha sonra sonucu diğer alt matris B2 ile büyüme işlemine sokarsak sonuç aynı olur (Denklem 3.2).

$$A \oplus (B \oplus C) = (A \oplus B) \oplus C \quad (3.1)$$

$$B = B_1 \oplus B_2 \quad (3.2)$$

Bu işlemin sebebini açıklamak gerekirse; 5×5'lik bir matrisin 1×5 ve 5×1'lik 2 matrise ayrıştırıldığını düşünebiliriz. İlkinde yirmi beş eleman var iken ikincisinde sadece 10 eleman vardır. Daha az eleman sayısına sahip olduğu için ikinci seçenek yaklaşık 2,5 kat daha hızlı çalışacaktır. Matlab'da yapı elemanı oluşturulması için “strel” fonksiyonu kullanılmaktadır.

3.1.4 Açma (Opening)

Görüntünün aynı yapı elemanı ile ilk olarak aşınma işlemine, daha sonra da büyüme işlemine tabii tutulması olayına açma denilmektedir.

3.1.5 Kapama (Closing)

Görüntünün aynı yapı elemanı ile ilk olarak büyüme işlemine, daha sonra da aşınma işlemine tabii tutulması olayına kapama denilmektedir.

Geometrik olarak B yapı elemanının A nesnesinin üzerinden geçmeyen kısımlarının birleşiminin tersi olarak düşünülebilir. Kapama, açma işlemi gibi, nesnenin çevresinin pürüzsüzleştirilmesi, düzleştirilmesi işlemini amaçlamaktadır. Yalnız açma işlemine ters olarak, yapı elemanından daha küçük boşlukları, uzun ince boşlukları ve kısa aralıkları doldurur. Matlab'da “imopen” ve “imclose” komutları ile icra edilirler (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Açma (Opening) ve Kapama (Closing) işlemi uygulanmış görüntüler (Gonzalez,2004)

3.2 FİLTRELEME YÖNTEMLERİ

Filtre yöntemleri, temel sinyal işleme yöntemlerindendir. Verinin elde edilmesi (data acquisition) sırasında, veriye çevresel etkenlerden kaynaklanan gürültünün eklenmesi çoğunlukla engellenememektedir. İletişim hatları için bu gürültü (attenuation) manyetizmadan kaynaklanırken, görüntü sistemleri için kötü ışıklandırma ya da sorunlu lens gibi etkenlerden kaynaklanabilir. Görüntü işleme uygulamalarında, iki boyutlu bir sinyal olarak düşünülebilecek olan bir resimdeki gürültü, resimdeki ilgi odağı noktaların saklanması ve resmi işleyen sistemin hatalı sonuçlar üretmesine neden olabilir. Gürültünün (sinyaldeki aykırı uçlar) sinyaldeki etkisini azaltmak için literatürde önerilmiş olan temel filtreler bulunmaktadır.

3.2.1 Ortalama Filtresi (Mean Filter)

Ortalama filtresinin temel amacı, resimdeki bir pikselin değerini, bu pikseli merkez alan $N \times N$ boyutundaki karesel bir alandaki piksellerin ortalamasından faydalanarak değiştirmektedir. Buradaki temel düşünce, bir resimdeki değişimin bir pikselden ziyade bir grup pikselde ortak olarak ortaya çıkması gerektiğidir. Bu ortak davranışa uymayan pikseller gürültü olarak değerlendirilir ve resimdeki etkisi komşularına bağlı olarak yumuşatılır. 3×3 boyutlu (9 piksel içeren bir şablon) bir ortalama filtresi Şekil 3.5’de görülmektedir.

1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

Şekil 3.5: 3×3 boyutlu ortalama filtresi

Böyle bir şablonun merkezindeki $I(x, y)$ pikselinin yeni değeri olan $\overline{I(x, y)}$, Denklem 3.3’de görüldüğü şekilde hesaplanır.

$$\overline{I(x, y)} = \frac{1}{N^2} \sum_{i=x-k}^{x+k} \sum_{j=y-k}^{y+k} I(i, j), \quad k = \frac{N-1}{2} \quad (3.3)$$

Ortalama filtresinin bütün resim üzerinde gezdirilmesiyle (convolution) gürültüsü azaltılmış bir resim elde edilir. Bazı uygulamalarda merkezdeki $I(x, y)$ pikselinin değeri büyük ölçüde değişmektedir. Bunun önüne geçmek için “Eşik Değerli Ortalama” (Threshold Averaging) tekniği de kullanılabilir. Buna göre T, önceden tanımlı bir eşik değeri olmak üzere, eğer $|\overline{I(x, y)} - I(x, y)| > T$ ise $\overline{I(x, y)} = I(x, y)$ olarak bırakılır.

3.2.2 Medyan Filtresi (Median Filter)

Ortalama filtresinin dezavantajı; temsili değer taşımayan bir pikselin, komşuluğundaki bütün piksellerin değerlerini belirgin bir şekilde bozabilmesidir. Bu amaçla $N \times N$ büyüklüğündeki bir alanın merkezindeki $I(x, y)$ pikselinin değeri, Denklem 3.4’de görüldüğü gibi bu alandaki piksel değerlerinin medyanı ile değiştirilir.

$$I(x, y) = \text{median}(I(x+i, y+j)), \quad i, j \in \left[-\frac{N-1}{2}, \frac{N-1}{2}\right] \quad (3.4)$$

3.2.3 Gauss Düzleştirme Filtresi (Gauss Smoothing Filter)

Bazı görüntü işleme uygulamalarında ilgilenilen, nesnelerin detaylarından ziyade kendilerinin görüntüdeki diğer nesnelerden kabaca ayrılmalarını sağlayan sınırlarıdır. Bu tür uygulamalarda iki nesneyi ayıran hattın mümkün olduğunca pürüzsüz olması istenir. Bu amaçla görüntünün istenen miktarda bulanıklaştırılmasını/düzleştirilmesini sağlayan Gauss filtresi kullanılabilir.

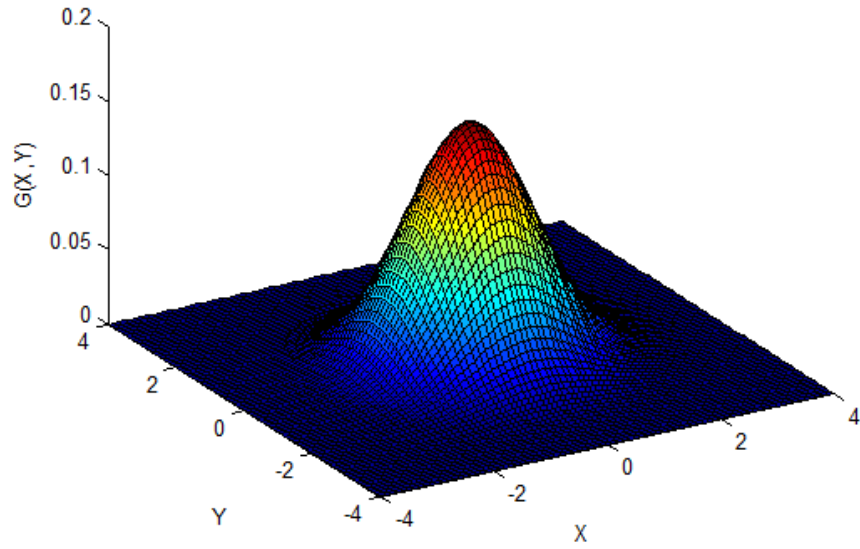
Tek boyut üzerindeki Gauss dağılımı (“Normal Dağılım” olarak da bilinir) Denklem 3.5’de görüldüğü gibidir. Burada μ dağılımın ortalamasını, σ ise dağılımın standart sapmasını göstermektedir.

$$G(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (3.5)$$

Bir resim gibi iki boyutlu bir veri üzerindeki Gauss dağılımı ise Denklem 3.6’daki gibi ifade edilir. Burada her iki boyuttaki dağılımın ortalamasının 0 olduğu ($\mu_x = \mu_y = 0$) ve her iki dağılımın da $\sigma_x = \sigma_y = \sigma$ şeklinde eşit bir standart sapmaya sahip olduğu kabul edilmiştir.

$$G(x, y) = G(x).G(y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.6)$$

Denklem 5.4, $\varepsilon = 0.2$ gibi ufak artışlarla $x, y \in [-4 : +4]$ aralığında (her iki ekseninde 41 nokta), $\sigma = 1$ için hesaplandığında Şekil 3.6’da görülen tepe şeklinde bir şablonun oluştuğu görülmektedir.



Şekil 3.6: 41×41 boyutlu yüzey üzerindeki Gauss dağılımı

Görülen Gauss dağılımı, ortalamadan (σ) yaklaşık 3σ birim kadar önce/sonra sıfıra çok yakın değerlere sahiptir. Bu nedenle Gauss yüzeyinin bundan önceki/sonraki kısımları kesilerek, kalan kısım bulanıklaştırma işlemi için kullanılır. Geriye kalan bu yüzey, ortalama ve medyan filtrelerinde olduğu gibi görüntüdeki $N \times N$ piksellik alanın üstüne oturtulur ve her pikselin değeri izdüşümündeki $G(x,y)$ 'değeri ile çarpılır. $N \times N$ piksellik alandaki her piksele birden fazla Gauss değeri düşeceğinden $G(x,y)$ ' değeri o piksele düşen $G(x,y)$ değerlerinin toplanmasıyla elde edilir. Şekil 3.7'de bu işlem sonucunda 5×5 piksellik bir alan için oluşturulan Gauss filtresi (maskesi) görülmektedir. Bu filtrenin, ortalama ve medyan filtrelerindeki şablonlarda olduğu gibi tüm resim üzerinde gezdirilmesiyle, ilkinde göre gürültüden arındırılmış, daha bulanık bir resim elde edilir.

0,81	3,63	5,98	3,63	0,81
3,63	16,28	26,84	16,28	3,63
5,98	26,84	44,25	26,84	5,98
3,63	16,28	26,84	16,28	3,63
0,81	3,63	5,98	3,63	0,81

Şekil 3.7: 5×5 boyutlu bir Gauss bulanıklaştırma filtresi

3.3 GÖRÜNTÜ EŞİKLEME (IMAGE THRESHOLDING)

Bazı görüntü işleme uygulamalarında, görüntüdeki nesnelerin iç detaylarından ziyade nesnenin sınırlarını bulmak gereklidir. Bu durumda resimdeki nesnelerin arka plandaki görüntüden ayrılması gerekir. Bunun için, gri tonlamalı resimler (Haj-Said et al.,2006) üzerinde eşikleme (thresholding) işlemi yapılarak belli bir parlaklık değerinden daha yüksek parlaklığa sahip pikseller beyaz, altındakiler ise siyah renkle gösterilir. Böylece resim, iki renkli (binary) forma dönüştürülmüş olur. Bu işlem, arka planın renk tonundan daha açık/koyu renge sahip nesnelerin tespiti için kullanılır.

Panoramik diş röntgenleri görüntü eşikleme işlemi uygun bir malzemedir. Çoğunlukla dişler, çene ve yüz kemiklerine nazaran daha açık renge sahiptirler. Bu da, uygun bir eşik değeri kullanılarak siyah-beyaz'a çevrilen bir resimde kendilerini daha kolay belli etmelerini sağlar. Ancak burada önemli bir sorun, farklı çekim teknikleriyle çekilen diş röntgenlerinde, dişlerin her seferinde farklı bir parlaklığa sahip olmasıdır. Bu durumda röntgen görüntülerini ikili formata dönüştürmek için sabit bir eşik değeri işlevsel olmayacağından, görüntüdeki genel renk dağılımına göre adaptif bir eşikleme işleminin yapılması gerekmektedir. Bu noktada Otsu'nun (Otsu, 1979) öne sürdüğü adaptif eşikleme algoritmasından faydalanılmaktadır.

Otsu'nun algoritmasında, işlenecek görüntüde iki farklı sınıf (görüntüdeki nesne ve arka plan gibi) olduğu kabul edilir. 1-255 arasında değişen olası tüm t eşik değerleri için resimdeki pikseller her seferinde iki farklı sınıfa ayrılır ve bu sınıfların "sınıf-içi varyansı" (within class variance) Denklem 3.7'te görüldüğü gibi hesaplanır. Burada t eşik değerine göre; σ_1^2 : 1. sınıfa düşen piksellerin varyansını, σ_2^2 : 2. sınıfa düşen piksellerin varyansını, σ_w^2 : toplam sınıf-içi varyansı, ω_1 : bir pikselin 1. sınıftan olma olasılığını, ω_2 : bir pikselin 2. sınıftan olma olasılığını göstermektedir.

$$\sigma_w^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (3.7)$$

Buradaki amaç, iki farklı sınıftaki piksellerin sınıf-içi varyanslarının toplamını minimize eden t eşik değerini deneme-yanılma yöntemi ile bulmaktır. Bazı durumlarda bir eşik değeri bulmak yerine, en düşük iki adet toplam sınıf-içi varyans'ın elde edildiği, t1 ve t2 eşiklerinin ortalaması t eşik değeri olarak kullanılır. Şekil 3.8'de kontrastı artırıldıktan sonra Otsu algoritması ile ikili hale çevrilen bir diş röntgeni görülmektedir. Şekilden görüleceği üzere uygun eşik değeri ile görüntüdeki ilgi alanımız olan dişlerin büyük kısmı bulunmuştur. Bununla beraber çene kemiğine ait bazı kısımlar da beyaz renkle gösterilmiştir. Dişlerin röntgendeki konumu bilindiğinden fazla kalan bu kısımların, “İlgi Bölgesi” (Region of Interest - ROI) tanımlaması ile elenmesi mümkündür.

ROI alanının tanımlanması sayesinde gereksiz detayların radyograf içinde yer alan bilgilerin karışmasının önüne geçilmiş olunur. Bilgilerin sınıflandırılmasından önce mümkün olduğunca bu bilgilerin en aza indirilmesi amacıyla böyle bir düşünce benimsenmiştir.

Diş röntgenleri için çekim standart olup ROI, resmin yataydaki ilk ve son çeyrekteki satırlarını kapsamaz/eler. Dikeydeki ROI sınırları için de diş ayırım çizgisinden faydalanılmaktadır (Bu konudan bir sonraki bölüm olan “Ayrık Dalgacık Dönüşümü”nde söz edilmektedir).



A



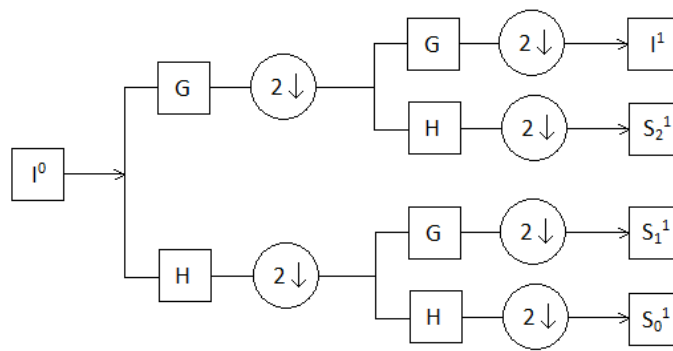
B

Şekil 3.8: Otsu algoritması ile orijinal görüntünün (A), ikili formata çevrilmesi (B)

3.4 AYRIK DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ

Ayrık dalgacık dönüşümü (DWT), bir sinyali bir grup “Dalgacık” (Wavelet) adındaki salınımlar ile ifade etmek için kullanılan bir sinyal işleme yöntemidir (Patanachai et al., 2012). DWT, biomedikal sinyal işleme, ses, görüntü işleme uygulamalarında Haar, Discrete Meyer ve Daubechies türü dalgacık fonksiyonları ile yaygın olarak kullanılmaktadır (Sevgen et al., 2011).

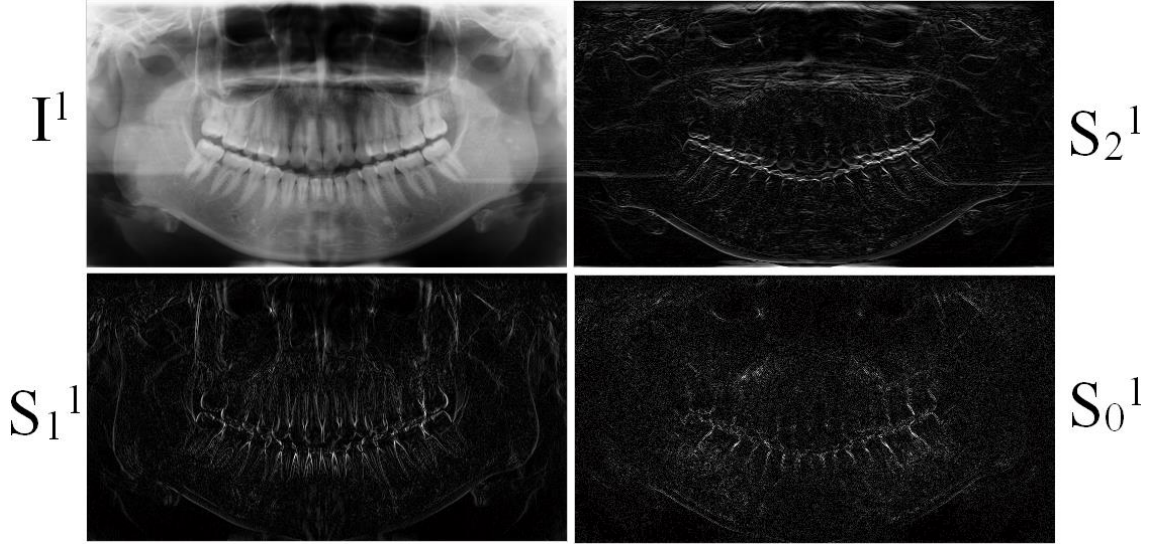
DWT, bir sinyalin analizi için alçak geçirgen (low-pass) ve yüksek geçirgen (high-pass) filtrelerden faydalanır. Alçak geçirgen filtre (G), sinyalin ölçeklenmesi için kullanılırken, yüksek geçirgen filtre (H), sinyaldeki değişimin analizi için kullanılır. 2 boyutlu bir sinyal olarak düşünülebilecek bir resimde (I_0), bu iki filtrenin olası 4 farklı sıralı kullanımı ile, I^1 , S_2^1 , S_1^1 ve S_0^1 gibi dört farklı alt görüntü bandı elde edilir. Bu bantlar resmin çeyrek boyutunda olup, sırasıyla resmin küçültülmüş bir örneğini (GG), resmin yatay bileşendeki detaylarını (GH), resmin dikey bileşendeki detaylarını (HG), resmin köşegen boyunca detaylarını (HH) göstermektedir. Bu işlem Şekil 3.9’da görülmektedir.



Şekil 3.9: Birinci seviyeden bit DWT dönüşümünün uygulanaşı

DWT, diş röntgenlerindeki dişlerin tepe noktalarını (dikeydeki detaylar) ve diş aralarını (yataydaki detaylar) bulmak için kullanılabilir. Literatürde bunu destekleyen bir çalışma bulunmaktadır (Said et al., 2001). Bu noktadan yola çıkarak Şekil 3.8(a)’da görülen

resim üzerinde Haar türü bir dalgacık filtre grubu ile birinci seviyeden bir dönüşüm yapıldığında Şekil 3.10’da görülen alt görüntü bantları elde edilmektedir.



Şekil 3.10: Bir diş röntgeni üzerine Haar filtre grubu ile birinci seviyeden DWT uygulanması

Şekil 3.10’dan da görüleceği üzere birinci seviyeden bir DWT dönüşümü, diş röntgeninin yataydaki (S_2^1) ve dikeydeki (S_1^1) detaylarını rahatlıkla ortaya koyabilmektedir. Bu alt görüntü bantlarına değinilen eşikleme işleminin uygulanması ile çoğunlukla diş bileşenlerinden oluşan yeni bir görüntü elde edilebilir. Bu görüntü Şekil 3.11’de görülmektedir.



Şekil 3.11: DWT dönüşümünün yatay detay bandının (S_2^1) ikili formattaki hali

Elde edilen bu yeni görüntü, belirtilen ROI bölgesinin sol ve sağ sınırlarını belirlemek için kullanılabilir. Bu amaçla görüntüde sütun bazında toplama yapılır ve seçilen bir eşik değerinin üzerinde beyaz piksele sahip olan ilk ve son sütunlar ROI bölgesinin sol ve sağ sınırları olarak seçilebilir. ROI bölgesinin alt ve üst sınırlarını belirlemek için de görüntünün her satırındaki beyaz piksellerin sayısından faydalanılabilir. Bu şekilde, satır bazında toplamı az olan ve bu yüzden gürültü olarak değerlendirilebilecek kemik pikselleri elenebilir.

Geriye kalan beyaz piksellerin çok büyük bir kısmı üst çenedeki dişlerin alt uçlarına ve alt çenedeki dişlerin üst uçlarına aittir. Bu noktadan itibaren alt ve üst çenelerin birbirinden ayrılması (jaw partition) ve her çenedeki dişlerin ayrı ayrı bölütlenmesi (segmentation) gerekmektedir. Çene ayrımı işlemi için, şekli her insanda farklı olabilen çene çizgisinin bulunması ve bu çizgi üzerindeki tüm noktalardan dişlere doğru $[90-\alpha : 90+\alpha]$ aralığında açılara sahip doğrular çekilerek her doğrunun üzerinde kaç adet beyaz piksel olduğu sayılmalıdır.

3.5 POLİNOMAL REGRESYON

Regresyon ifadesi 19. yüzyılda İngiliz istatistikçisi Francis Galton tarafından kullanılmıştır. Bir biyolojik inceleme sırasında anne, baba ile çocuklar arasındaki kalıtım ilişkisini incelerken, bir özelliğin diğer özellikleri etkilemesi sonucu bir tahmin yürütülebileceğini düşünmüş ve ilk olarak “*ortalamaya geri dönüş*” manasına gelecek şekilde “*reversion*” kelimesini kullanmışsa da daha sonra “*regression*” ifadesini bulmuştur. Daha sonra istatistikçiler ve bilim adamları bu ifadeyi bağlanım anlamında kullanmaya devam etmişlerdir.

Regresyon analizi; meydana gelmiş bir olayın büyüklüğüne ve şiddetine bakarak, buna karşılık bulan bir olayın yaklaşık büyüklük ve şiddetini bulma amacı güden işlemdir. Burada iki ya da daha çok olayın veya değişkenin arasındaki ilişkinin gücünden faydalanılarak tahminde bulunmaya yardımcı olur. Değişkenler arasındaki doğrusal ilişkiyi fonksiyonel şekle dönüştürmektedir. Analizdeki değişkenlerden biri bağımlı iken diğerleri bağımsız olup nicelik değerlere sahiptirler. Değişkenler arasından birinin

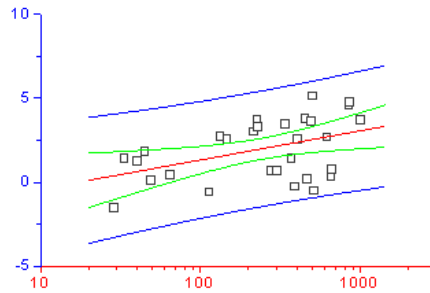
bilinen nicelik değerinden faydalanılarak diğer değişkenlerin değeri hakkında kestirim yapılır.

Regresyon analizinde kullanılan değerler çoğunlukla deneysel çalışmalar sonucu elde edilmiş noktasal verilerdir. Bu noktasal verilerin anlamlandırılması için sürekli bir fonksiyon ihtiyacı doğmuştur ve bu nedenle noktaları içinde barındıran en yakın fonksiyonun bulunması işlemi olarak regresyon analizinden faydalanılmıştır.

Regresyon analizi en küçük kareler yöntemini (least-square method) temel almıştır. Buna göre, küçük kareler içinde inceleyerek, çizilecek olan fonksiyonun teorik eğimi ile deneysel sonuç verilerinin arasındaki değişim (sapma) miktarını hesaplamaktadır. Amaç elde edilen bu değerlerin kümülatif toplamının minimize edilmesidir. Lineer ve polinomal çeşitleri bulunmaktadır.

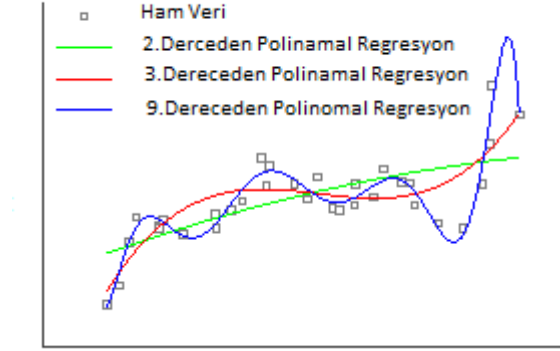
Lineer yöntemde verilere en yakın fonksiyon, doğru şeklinde gösterilmekte iken (Denklem 3.8) polinomal yöntemde n'inci dereceden bir eğri şeklinde ifade edilmektedir (Denklem 3.9). Polinomal regresyon, lineer'e benzer mantıkla, eğri ile noktasal veriler arasındaki kesişmeleri ayarlamak için polinomal katsayılardan faydalanan yaklaşma eğrisinin elde edilmesi işlemidir. Derecelerinin değişimine göre maksimum başarı elde edilmeye çalışılmaktadır. Yüksek dereceli polinomlar, aşırı hassas olduklarından dolayı, katsayılardaki ufak değişiklikler hesaplanan y değerlerinin büyük oranda sapmasına neden olmaktadır (Şekil 3.12) (Şekil 3.13).

$$y = \beta_0 + \beta_1 X \quad (3.8)$$



Şekil 3.12: 1.Dereceden Polinomal Fonksiyonun Gösterimi

$$y = \beta_0 + \beta_1 X + \beta_2 X^2 + \dots + \beta_n X^n \quad (3.9)$$



Şekil 3.13: 2.,3. ve 9. Dereceden Polinomal Fonksiyonlar ve Ham Verilerin Gösterimi

3.6 REGION GROWING

Görüntülerde yer alan nesnelerin ayrıştırılması için genelde 4 ana yöntem kullanılmaktadır. Eşikleme yöntemi (Threshold Technique), sınır-esaslı yöntem (Boundary-Based technique), Bölge-esaslı yöntemler (Region-Based Technique) ve sınır ile bölge esaslı yöntemleri birleştiren hibrid yöntem.

Eşikleme yöntemi belli değer aralığındaki tüm pikselleri kümelerken Sınır-esaslı yöntem nesnelerin sınırları arasındaki açık renk değişimlerinden faydalanarak nesne çevrelerinden faydalanır.

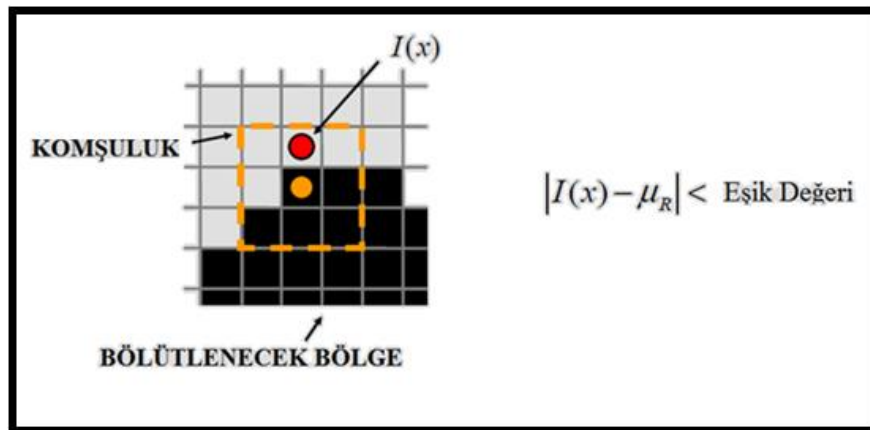
Bölge esaslı yönteme göre ise belirli bölgelerdeki piksel değerlerinin benzer olduğu kabul edilerek işlem gerçekleştirilir. Merkezdeki piksel komşu piksellerin değerleriyle karşılaştırılır. Homojenize olma kriterine(yakın değerlere sahip olma) sahip noktalar, merkez noktanın içinde bulunduğu alana dahil edilir.

Bölge esaslı yöntem ikiye ayrılmaktadır. Histogram esaslı (Histogram-Based) ve Bölge dönüşümü esaslı (Region Transformation-based). Histogram esaslı yönteme göre görüntünün histogram grafiği çıkartılmakta ve birbirine yakın değerler

kümelendirilmektedir. Daha sonra bu kümeler arasında istenilen küme bölütlenen alan olarak ayrıştırılmaktadır. Bölge-dönüşümü esaslı yöntem ise 3'e ayrılır; Bölge Büyümesi (Region Growing), Bölge Birleşimi (Region Merging) ve Bölge ayrımı (Region Splitting). Bölge ayrımı metoduna nesne kendinden küçük alt bölgelere bölünerek çıkarım gerçekleştirilir. Örneğin dörtlü kare ağaç modeline göre yapılan bölümlendirmelerde her kare bir sonraki adımda dört eşit kareye bölünerek ilerleme sağlanır. Bu yöntemde başarı nesnenin geometrik şekliyle doğrudan ilişkilidir. Bölge birleşimi ise graf teorisini kullanarak alt bölgeleri birbirine bağlamaktadır. Komşu alt kümeleri böylece birbirleriyle ilişkilendirmektedir.

Region Growing yöntemi görüntü bölütlemesi işleminde kullanılan etkili yöntemlerdendir. Bu yönteme göre başlangıç olarak bölütlenecek görüntü içerisinde yer alan nokta veya noktalar seçilir.

Bu noktanın komşuluğundaki piksellerin değerleri karşılaştırılarak bölütlenecek bölgeye dahil edilir veya dışarıda bırakılır.(Şekil 3.14) Bu işlem iteratif bir şekilde ilerleyerek dahil edilecek nokta kalmayana dek sürer.(Şekil 3.15) Karşılaştırma işleminde belirlenecek olan kritere göre bölütlenecek alanın durumu önemli değişiklikler gösterir. Bu kriterler arasında bölütlenen alana dahil edilecek olan noktaların piksel yoğunlukları, komşu piksellerin belirlenmesindeki bağlantı yöntemi, komşu pikselleri gezmede kullanılacak stratejik yol yer almaktadır.



Şekil 3.14: Bölütlenen alandaki ortalama piksel değerinin kullanımı (Her iterasyonda yenilenir)

Region growing işleminde kullanılan parametreler; iterasyon sayısı, standart çarpan oranı, komşuluk çapı, çıktı olarak verilecek alanın piksel değeri ve başlangıç noktalarıdır.



Şekil 3.15: Region Growing işleminin adım adım ilerletilmesi

3.7 KARŞITLIK ARTIRMA İŞLEMLERİ

3.7.1 Top Hat-Bottom Hat Filtreleri

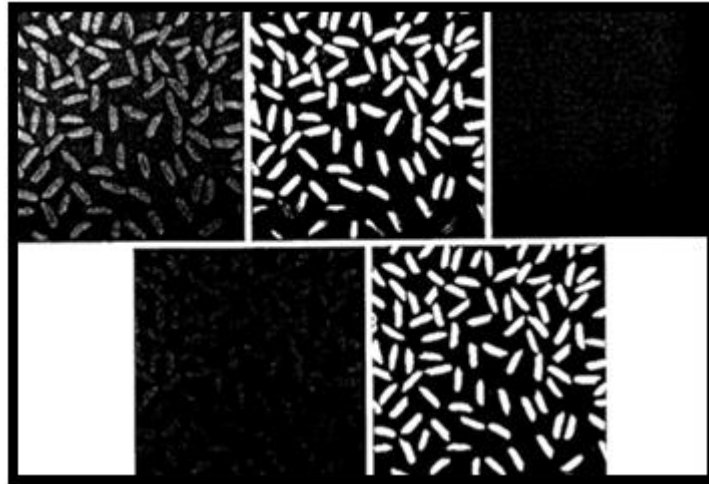
Görüntülerde yer alan öğelerin daha belirgin şekilde gözükmesi amacıyla karşıtlık artırma işlemleri uygulanmaktadır. Buna neden olarak görüntülerdeki renk yoğunluğunun homojen olarak dağılmaması sebep olarak gösterilebilir. Resimler çekilirken makine tarafından cisme gönderilen ışınlar tekrar makineye dönerken ortam şartları vb. nedenlerden dolayı uniform olarak ulaşamayabilirler. Bu nedenle cisimlerin durumu aynı olmasına rağmen görüntünün üst ve alt kısımlarında farklı tonlarda görünebilirler. Uniform olmayan bu görüntülere eşikleme metodu uygulanınca yoğunluğu düşük olanların eşiklemeden sonra kaybolma oranı artmaktadır. Kaybolan bu detaylarda görüntü kalitesini etkilemektedir.

Tüm görüntü üzerinde, aynı cisimlerin eşit değerlere sahip olması amacıyla top-hat ve bottom-hat filtreleme işlemleri uygulanmaktadır. Bu işlemlere göre ilk olarak resme açma işlemi uygulanır. Açma işleminde önce aşınma ile detaylar azaltılır daha sonra

büyüme ile kalan nesnelerin ayrıntısı artırılır. Bu sayede görüntü piksel yoğunluk sinyalinde parlak olan noktaları temsil eden zirve kısımların genişliği artırılır, bir başka ifadeyle tıraşlanmış olur. Yeni elde edilen görüntünün yoğunluk sinyali tıraşlanan zirve haricinde aynı şekilde korunur. Orijinal resimden açma işlemi uygulanmış resim çıkarıldığı zaman elde edilen görüntü, sadece parlak kısımlarda piksel yoğunluğuna sahiptir. Bundan dolayı o görüntünün sinyalinde de yalnızca zirvelerde ilk resimden farklı bir değere sahiptir. Top-hat uygulanmış resimde uniform olmayan yoğunluk dağılımı da eşitlenmiş olur. Aynı cisimlerin yoğunluk değerlerinin birbirine yaklaşmasıyla top-hat filtreleme de başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiş olur.

Bottom-hat filtreleme işleminin çalışması da aynı prensibe dayanmaktadır. Görüntü üzerinde yer alan karanlık noktalar piksel yoğunluk sinyali üzerinde düşük değerlere sahiptir. Bu düşük değerler görüntü itibariyle vadilere benzemektedir. Görüntüye uygulanan kapama işlemiyle vadilerin dibinde yer alan en düşük değerli pikseller tıraşlanmaktadır. İşlem küçük karanlık noktaların bastırılmasını sağlar. Kapama işlemi uygulanmış resimden orijinal resmin çıkartılmasıyla bottom-hat filtrelemesi uygulanmış resim elde edilmiş olur. Yeni resimde aynı şartlarda farklılık gösteren karanlık alanlar uniform bir dağılıma sahip olmuş olurlar.

En son aşamada orijinal resme önce top-hat filtrelenmiş resim eklenir daha sonra bottom-hat filtrelenmiş resim çıkartılır ve böylece zenginleştirilmiş, kontrastı iyileştirilmiş resim elde edilir (Şekil 3.16).

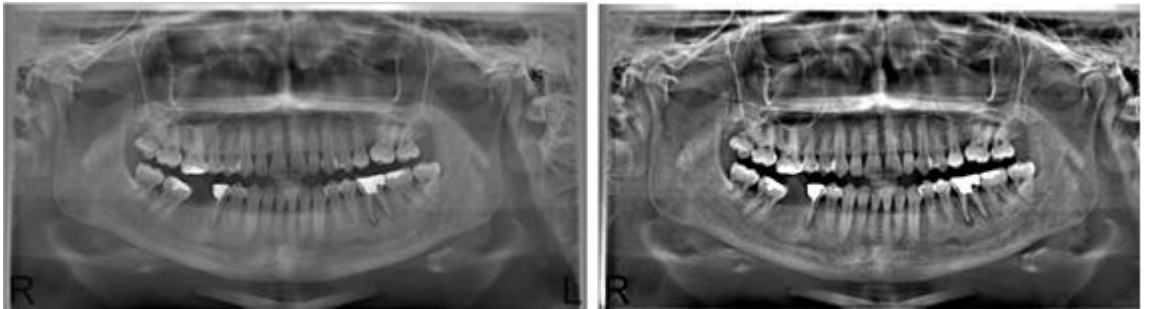


Şekil 3.16: Top-hat Bottom-hat uygulanmış resim örneği (Gonzalez,2004)

4.BULGULAR

Tez çalışması boyunca amaç; elde edilen görüntüler üzerinde maksimum derecede anlamlı veri çıkarımı olmuştur. Ağız oluşturan alt ve üst çenenin ayrımı, ağız içinde bulunan anatomik boşluklar ile kemik yapısının dişlerden ayrılması için belli başlı nitelikler çıkarılmış ve bu niteliklerden faydalanılarak mümkün olduğunca küçük boyutlu görüntü bölümleri elde edilmiştir. Daha sonra bu bölümler üzerinde yoğunluk seviyelerinin incelenmesi gerçekleştirilmiştir.

Radyograf işlenmesine ilk olarak görüntünün iyileştirilmesi ile başlanmıştır. Kontrast değerlerinin keskinleştirilmesi için karşıtlık artırma işlemlerinden olan tophat – bottomhat filtrelemesi yapılmıştır. Böylece radyografin yoğunluk dağılımının tüm resim üzerinde uniform olması amaçlanmıştır. Ayrıca bu işlem sayesinde veri çıkarımı işlemlerinde bilgi verebilecek öneme sahip parlak ve koyu karanlık alanların ortaya çıkması sağlanmıştır. Fazla öneme sahip olmayan veya gürültü yapan ayrıntıların ise temizlenmesi gerçekleşmiştir. Gürültü seviyesi azalan, kalitesi artan görüntü aşağıdaki şekildeki gibi değişiklik göstermiştir (Şekil 4.1).



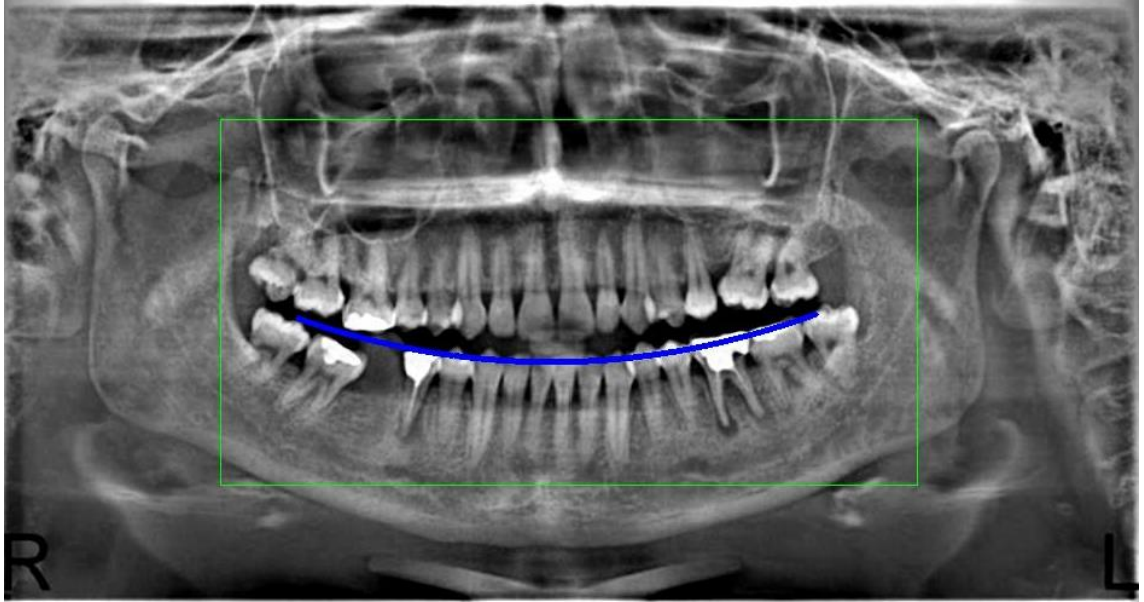
Şekil 4.1: Orijinal görüntü ile zenginleştirme işlemi sonrası elde edilen görüntü

Radyografin bölümlendirilmesinin ilk adımı olarak çenelerin ayrılması gerçekleştirilmiştir. Üst çenelerde bulunan dişlerin baş kısmı aşağı yönlü, alt çenelerde bulunan dişlerin ise baş kısmı yukarı yönlü olduğundan farklı çenelerde bulunan dişlerin tümünden incelenmesi sakıncalıdır. Bunun yanı sıra alt çenedeki kemik yapısının üst çenedeki kemik yapısından farklılık göstermesi de bir başka sebeptir. Üst çene yapısında dişlerin bulunduğu yerlerde sayıca fazla ve büyük boyutlarda spongioz boşluklar bulunduğundan kemik yapısının yoğunluğu da daha değişken olmaktadır. Bu nedenle üst çenenin radyograf görüntüsü de alt çeneye göre daha inişli çıkışlı piksel değerlerine sahiptir. Ayrıca burun boşluğu gibi çeşitli anatomik boşluklarda üst çene görüntüsü içinde yer almaktadır.

Ağız radyograf görüntüsünün alt ve üst çene odaklı bölümlenmesi işleminde ağız içi boşlukta yer alan havanın yoğunluğundan faydalanılmıştır. Hava düşük yoğunluğa sahip olduğundan dolayı gönderilen x ışınları ortamdan geri yansımazlar ve bu nedenle görüntü üzerinde o bölgeler düşük yoğunluğa sahip karanlık yerler olarak çıkar. Genel olarak radyografları incelediğimiz zaman bu boşlukların alt çene kemiğinin altında, ağız içi bölgesinin ortasında ve üst çenenin üzerindeki sinüs boşluklarında yer aldığı görülmüştür.

Radyograf üzerinde yer alan karanlık bölgelerin tespiti için, aydınlık (yüksek yoğunluk) bölgeden karanlık (düşük yoğunluk) bölgeye geçişleri tespit edebilen dalgacık dönüşümü yönteminden faydalanılmıştır. Matlab'in içinde yer alan bu komponentin kullanımı ile geçiş bölgeleri tespit edilmiştir. Yalnız bu bölgeler yukarıda belirtilen nedenlerden dolayı radyografin her tarafında bulunabilmektedir. Özellikle alt kısımda çene kemiğinin bittiği alan ve üst kısımda sinüs boşluklarından kurtulabilmek için ROI alanı belirlenme ihtiyacı görülmüştür. Radyograflar içerisinde ön dişler tarafından ısırlan cisim genelde merkeze en yakın kısım olmaktadır ve dişlerde bu merkez etrafında konumlanmaktadır. İlgilenilen alan dişleri kapsayan kısım olduğundan dolayı, dalgacık dönüşümü yöntemi sonuçlarının da inceleneceği ve yorumlanacağı alan burasıdır. Bu nedenle boy ve eninden belirli oranda feragat edilip görüntünün incelenen kısmı olarak adlandırılan ROI alanı bulunmuştur. ROI alanında dalgacık dönüşümü yöntemi tarafından bulunan noktalar eşikleme yöntemine tabi tutulmuştur. Eşikleme işlemi sonrasında oluşan beyaz noktalar dişlerin bittiği konumu gösteren geçiş

noktalarıdır. Bu noktalar referans alınıp eğri uydurma işlemi gerçekleştirilmiştir. Eğri dişlerin yapısından dolayı doğrusal olmayıp polinomal şekildedir (Şekil 4.2).

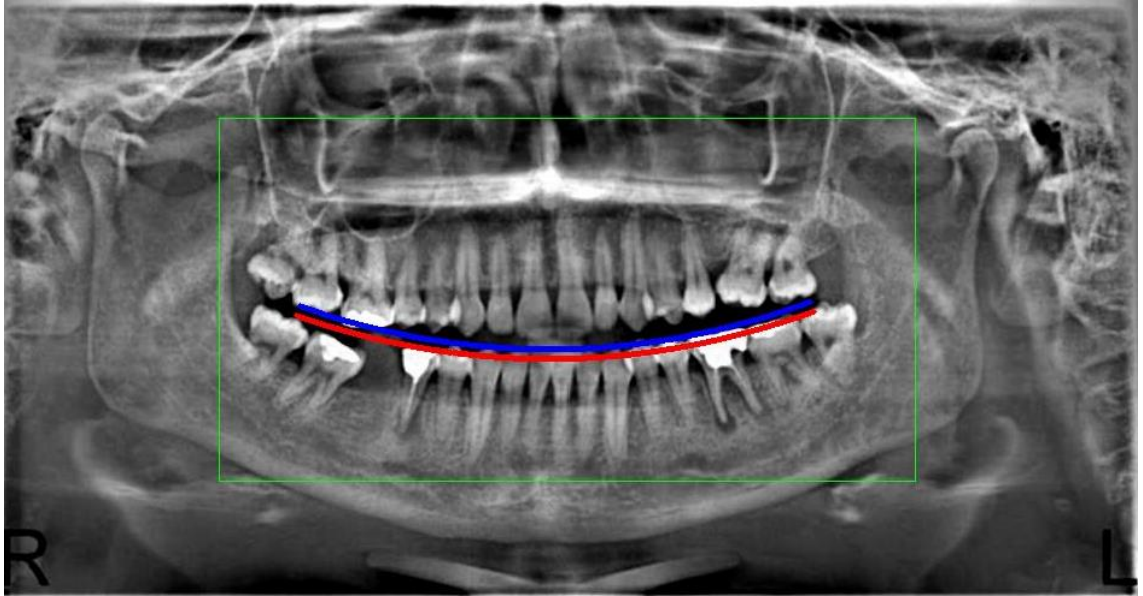


Şekil 4.2: Polinomal çene ayırım çizgisi

Elde edilen eğri, dişlerde daha önceden yapılan tedavilerden dolayı aşağı veya yukarı yönlü hatalı kaymalar gösterebilmektedir. Dolgu veya protez yapılmış dişlerde kullanılan malzemeler yüksek yoğunluğa sahip maddelerdir. Yoğunluğu yüksek maddelerin X ray ışınlarını geçirgenliği de daha düşük olduğundan yansıyan ışınlar görüntüde diğer alanlara oranla yüksek derecede beyaz tonla gözükmemektedir. Bu nedenle tedavi görmüş alanlardaki beyaz tonlardan gerçek diş alanına geçişlerde bir diş sınırı olarak algılandığından dalgacık dönüşümü yöntemi tarafından değişim bölgesi olarak gösterilmektedir. Çizilen polinomda bu nedenle bu diş bölgelerine doğru yaklaşmakta ve çene ayırımı doğru olarak yapılamamaktadır. Bu sorunun çözümü için dalgacık dönüşümü yöntemi uygulanıp bulunan noktaları referans alarak çizilen polinoma iyileştirme işlemi yapılmaktadır.

Bu iyileştirme basamağında elde edilen polinom üzerindeki piksel değerlerinden faydalanılmıştır. Polinom üzerindeki düşük değerli piksel yoğunluk rakamları ne kadar fazla ise çene ayırım polinomu da aynı derecede başarılı olmaktadır. Bu bilgiden

faydalanılarak polinom aşağı ve yukarı yönlü birer piksel kaydırılarak piksel yoğunlukları yeniden hesaplanmıştır. Eğer bu kaydırma işlemi sonunda polinom daha koyu bir alan üzerine yerleşmiş ise polinom o konuma taşınmaktadır. Aksi takdirde ilk bulunan değer en başarılı polinom kabul edilerek bir değişikliğe gidilmez. Bu kaydırma işlemin gidebileceği maksimum miktar ise maksimum diş boyut miktarı referans alınarak sınırlandırılmış ve kaydırma miktarı maksimum belirlenen bir sabit değere göre gerçekleştirilmektedir. İyileştirme basamağından sonra çene ayırım çizgisinin geçebileceği en iyi konum bulunmuş olmaktadır (Şekil 4.3).



Şekil 4.3: Çene ayırım çizgisinin iyileştirilmiş yeni hali

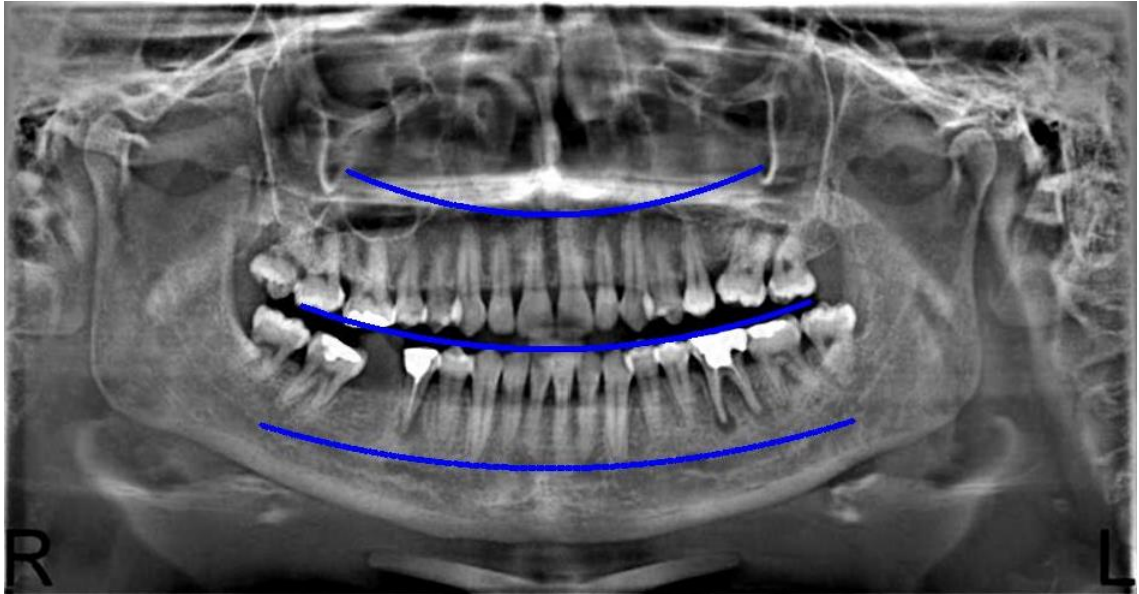
Bir sonraki adımda dişlerin yer aldığı bölgenin kesin sınırları ile bulunması ve incelenecek alanın belirlenmesi işlemi gelmektedir. Bazı panoramik diş radyograflarında dişlerin yatay eğimi az iken bazılarında daha yüksektir. Bu nedenle bulunan polinomların kavis oranları da değişmektedir. Çene ayırım çizgisi bize aynı zamanda ağız ve çenenin kavisini de vermektedir. Bu kavis oranını değiştirmeyerek görüntü üzerinde piksel yoğunluk taraması yapılması amaçlanmıştır.

Orijinal görüntü üzerinde incelemeyi bozacak detayların sayısının yüksek olmasından dolayı ilk olarak tüm görüntü üzerinde eşikleme yapılması gerekmektedir. Çünkü

eşiklenmiş görüntü üzerinde piksel değerlerinin karşılaştırılması daha başarılı sonuç vermektedir. Eşikleme işleminden sonra polinom düşey ekseninde pozitif ve negatif yönlü ilerletilir. Her ilerleme basamağında üzerindeki beyaz piksellerin sayısı değerlendirilir. Belirli bir değere ulaşıldığı zaman ilerleme durdurulur ve üst veya alt sınır belirlenmiş olur. Polinomun durdurulduğu yer bizim sınır bölgemiz kabul edilmektedir. Bir başka deyişle çene ayırım çizgisi ile sınır çizgisi arasındaki bölümde tüm dişlerin baş ve kök kısımları yer almaktadır. Bu basamak ile her dişin kökünden sonra gelen bölümde yer alan gereksiz kısımlarından ayrılması sağlanmış olur.

Genel olarak incelendiğinde alt çene sınır çizgisinin daha isabetli bulunduğu anlaşılmıştır. Bunun nedeni ise alt çenedeki kasların homojenik olarak eşit dağılması ve boşluk içermemesidir. Üst çenede yer alan anatomik boşluklar ise renk dalgalanmasına sebep olduğundan bazen alt çene gibi isabetli sonuçlar verememektedir. Ancak bu fark görüntünün segmentasyonu için önemli bir problem olarak yer etmemektedir.

İşlem sonunda üst ve alt sınırı belirleyen iki tane ve çene ayırımını belirleyen bir tane olmak üzere toplam 3 adet polinom çizilmektedir (Şekil 4.4).



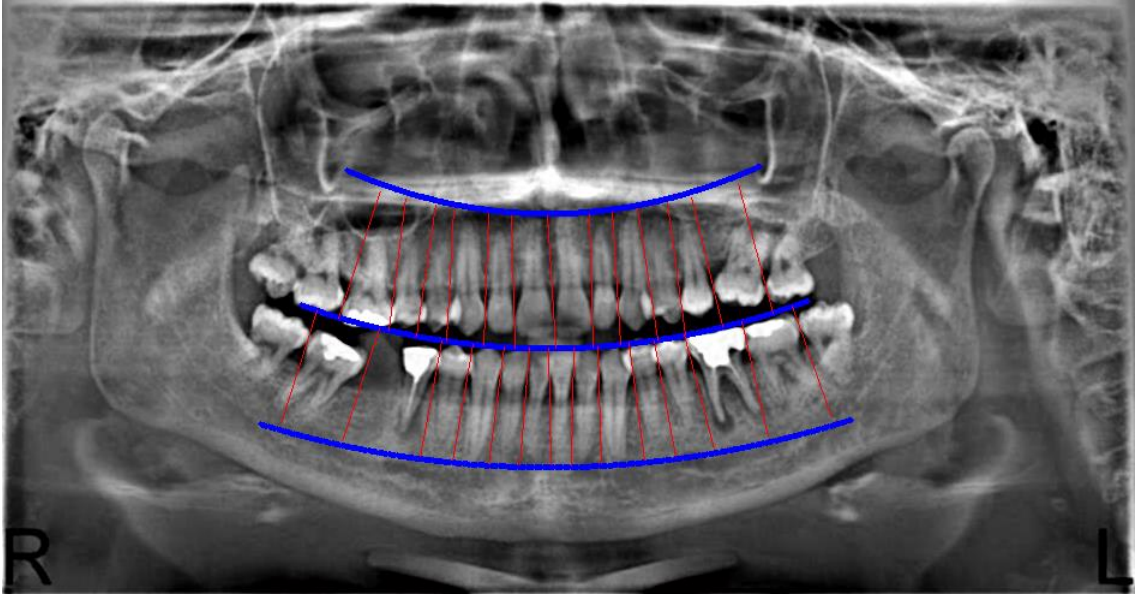
Şekil 4.4: Alt ve üst çene için sınırların belirlenmesi

Sınır polinomlarının çizilmesi işleminde piksel yoğunluğunun incelenmesi düşeyde dik olarak yapılmıştır. Bir başka deyişle başlangıç noktasından 90 derecelik dik doğrular çekilmiş ve bu doğrular üzerinde inceleme yapılmıştır. Ancak dişlerin segmentasyonu aşamasında bu işlem yeterli olmamaktadır.

Ağız ve diş yapısındaki düzensizliklerden dolayı dişlerin eğim pozisyonları bazı durumlarda dik olmamaktadır. Beş derece ile otuz beş derece arasında değişen eğimlere sahip bazı dişlerde bulunabilmektedir. Bu nedenle dişlerin segmentasyonunun isabetli yapılması için piksel yoğunluk tarama alanına belli bir eğim derecesinin verilmesi gerekmektedir. Örnekler arasında hesaplanan değerler bize ortalama 10 derecelik tarama alanının yeterli olduğunu göstermiştir. Çene ayırım çizgisinin başlangıç noktasından itibaren negatif ve pozitif yönde 10 adet doğru ile dik doğru hesaplamaya katılmıştır. Bu 21 adet doğru üzerinde yer alan piksellerin ortalama değeri hesaplanmıştır.

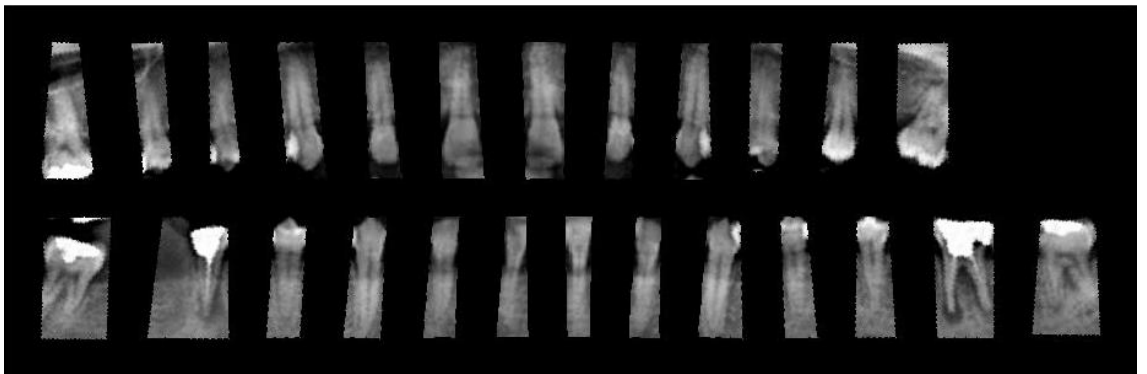
Piksel yoğunluk değerlerinden dişler arasındaki bölgeyi temsil edebilecek olan en iyi karanlık bölge üzerinde yer alan doğru seçilmektedir. Seçilecek doğru da üzerindeki piksellerin yoğunluk ortalaması bakımından en düşük değeri içermesi kuralına göre tespit edilmektedir. Doğrunun düşeydeki uzunluğu ise alt ve üst sınır çizgisinin belirlenmesinde faydalanılan dik doğrunun uzunluğu kadardır. Bu aşamada yer alan sıkıntılar ise üst üste binen bitişik dişler ile kuron köprü tedavisi görmüş birleşik dişlerdir. Bitişik dişler daha yoğun olduklarından görüntüde daha parlak yer almaktadır. Bu parlak bölgelerin yüksek değere sahip pikselleri, o alanın diş ayırım bölgesi değil de diş başı olarak algılanmasına sebep olmaktadır. Yüksek değerlere sahip pikseller ortalamayı artırmakta ve koyu alana sahip bölgelerin seçilememesine neden olmaktadır. Yine de üst üste binen bu alanların boyutları diş başına göre büyük oranlarda değilse tolere edilebilmektedir. Ayrıca çift köke sahip azı dişleri de bazı durumlarda doğrular arasında eğimli olanın seçilmesini sağlar.

Bu basamak sonucunda alt ve üst çenedeki dişlerin ayrı ayrı segmentasyonu yapılmış ve her bir diş için dörtgen bir bölge bulunması amaçlanmıştır (Şekil 4.5). Böylece inceleme bu dörtgen alan içinde sürdürülecek ve dar alanda yapılan yoğunluk taraması daha isabetli sonuçlar döndürecektir.



Şekil 4.5: Diş bölütme çizgilerinin çizilmesi

Daha sonra segmente edilen dişler panoramik görüntüden dolayı sahip oldukları eğimden arındırılmış, yönelimi düzeltilerek sırasıyla bir araya getirilmiştir. Bu sayede dişler hem görüntü içinde koordinat bilgileri sayesinde segmente edilmiş olur hem de her biri ayrı bir resim olarak kendi başına bir resim olmuş olur (Şekil 4.6).



Şekil 4.6: Yönelimi düzeltilen segmente edilmiş dişler

Segmentasyon işlemi ile aynı mantıkla çalışan kök çizgilerinin çekilmesi bir sonraki adım olarak yer almaktadır. Diş köklerinin uç noktalarından geçen doğrular aynı zamanda diş üzerinden ilerlemektedir. Dişlerin görüntüdeki tonu açık renkte

olduğundan dolayı bu çizgilerin çizilmesi de bu bilgiyi kullanarak gerçekleştirilmiştir. Dişlerin segmentasyonunda takip edilen karanlık bölgeler yerine burada aydınlık alanlar üzerindeki doğrular incelenmiştir.

Dişlerin açık renk tonunun ayırt edilmesi amacıyla görüntü eşikleme yöntemi uygulanmıştır. Görüntünün ortalama yoğunluğundan faydalanılarak sınır değeri belirlenmiş ve bu sınır değerinin üzerinde olan diş bölgeleri eşiklenmiş görüntüde mantıksal olarak 1 değeri ile temsil edilmiştir. Bu işlem sonrasında uygulamadaki ortalama hesabına göre piksellerin karşılaştırılması yerine çizgi üzerindeki beyaz piksellerin sayısı hesaplanmıştır. Böylece hesaplama işlemi hafiflemiş ve programa ekstra yük verilmemesi sağlanmıştır.

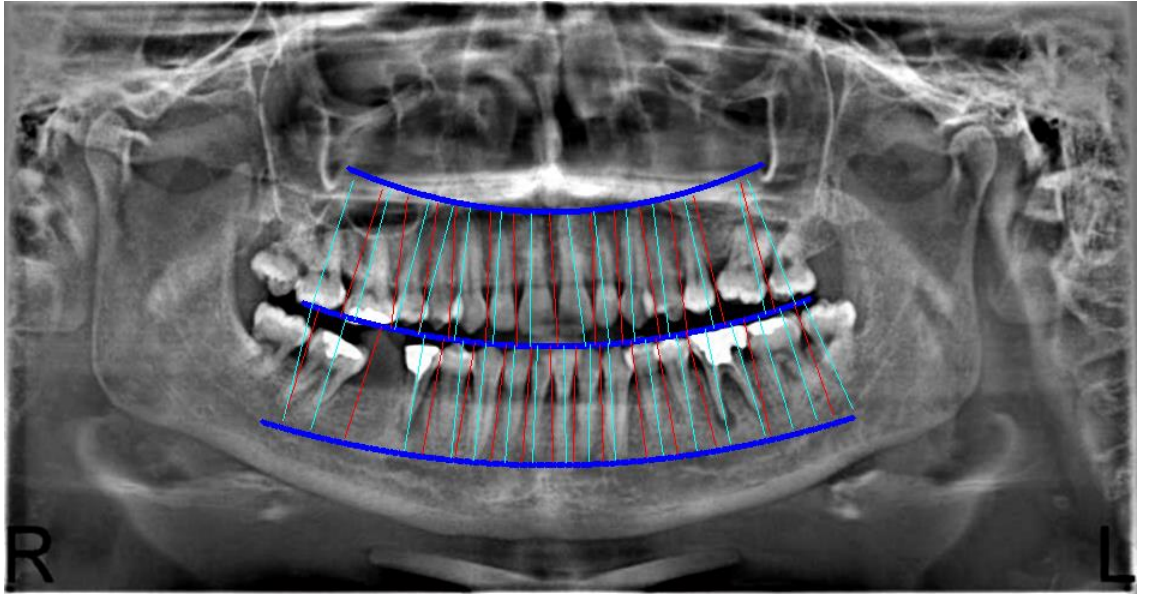
Bir sonraki adımda diş segmentasyonu işleminde olduğu gibi çene ayırım çizgisinin sol başından başlanarak aşağı ve yukarı yönlü doğrular çizilmiştir. Açılı doğrular üzerinde beyaz piksellerin sayısı karşılaştırılmış ve sayıca fazla olan doğrulardan belirli bir eşik değerinden daha fazla beyaz piksel içeren doğrular çizdirilmiştir.

Eksik ve 20'li yaş dişlerin durumu, inceleme üzerinde sıkıntı yaratabilmektedir. Ancak normal şartlarda yirmili yaş dişleri hesaba katılmaz ise üst ve alt çene de on dörder adet olmak üzere toplamda yirmi sekiz adet diş için köklerin bulunması gerekmektedir. Ayrıca azı dişlerinin çift kök durumu da hesaba katılırsa on yedi adet kök çizgisinin isabetli bir şekilde bulunması amaçlanmalıdır. Ancak program ilk sonuçlarında eşikleme yönteminin başarısına göre bu sayı değişiklik göstermektedir. Bir kökten birkaç kök doğrusu geçebileceği gibi bazı çift köklü dişlerin eğimi aşırı derece yatay olanların kök ucu da tespit edilememektedir. İlk problemin aşılması için diş segmentasyon doğrularından faydalanılmıştır. Bu doğrular arasında kalan mesafe bize diş genişliğini vermektedir. Bu nedenle aralarında dar mesafe bulunan diş alanları bizlere dişin türü hakkında bilgi verir. Bu alanlarda olan dişler kesici veya köpek dişi olarak tanımladığımız tek köklü dişlerdir. Aralarında daha geniş mesafe olan segmentasyon çizgileri ise bize o alanda küçük veya büyük azı türünde çift köklü diş olduğunu gösterir.

Dar bölümlendirilmiş diş alanlarında tek kök çizgisi varsa, doğru kök çizgisi olarak kabul edilir. Birden fazla kök çizgisi çizilmiş ise o zaman aralarında maksimum sayıda

beyaz piksel içeren seçilir. Böylece fazla kök çizgileri kaldırılmış olur. Geniş bölümlendirilmiş diş alanlarında ise kök çizgilerinin 2 tane olması ve bu çizgiler arasındaki mesafenin minimum kök en mesafesi olarak kabul edilmesi amaçlanır. Eğer yeterli mesafeye sahip iki adet kök çizgisi varsa o zaman ikisi de kabul edilir. İki'den daha fazla kök çizgisi varsa o zaman en bitişik olan kök çizgileri arasından eleme gerçekleştirilir. O kök için çizgi sayısı bire düşürülmüş olur.

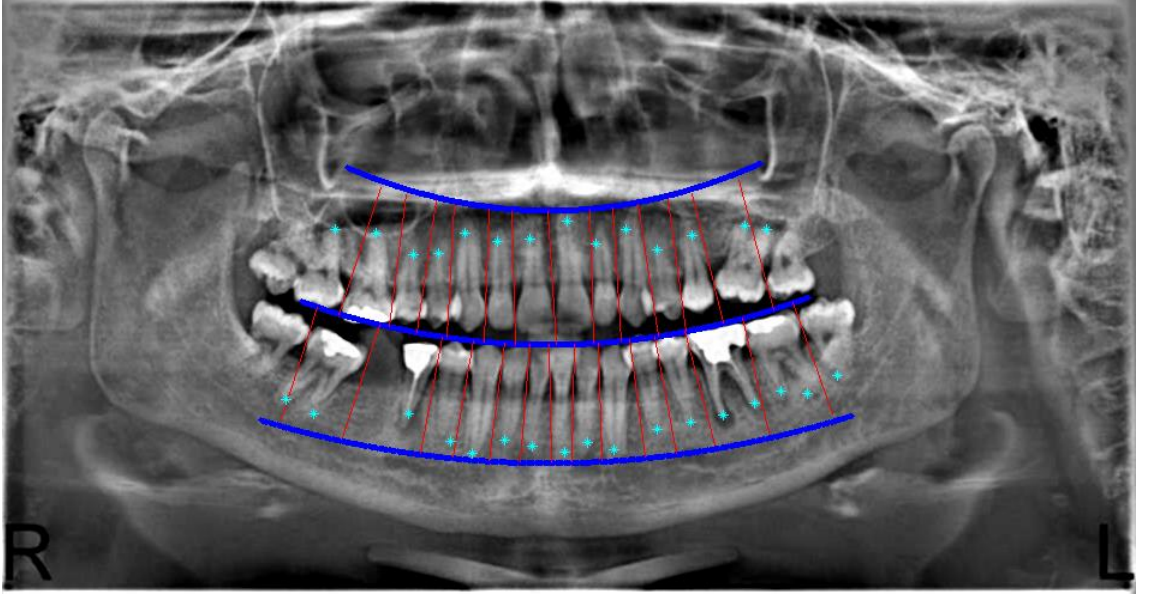
Aşağıdaki şekillerde ilk olarak belli bir sınır değerinin üzerinde beyaz piksel içeren kök çizgilerinin tamamı ve daha sonra anlatılan mantığa uygun bir şekilde azaltılmış kök çizgileri görülmektedir (Şekil 4.7). Bu resimlerde görüldüğü gibi fazla kök çizgilerinin azaltılması önemli ölçüde başarılmıştır.



Şekil 4.7: Sonuç olarak elde edilen diş kökü çizgileri

Çizilen bu kök doğruları bizlere kök ucu koordinatlarına ulaşmayı sağlamaktadır. Bu amaca yönelik olarak kök doğruları üzerinde yer alan piksellerin incelenmesi düşünülmüştür. Her kök doğrusu üzerinde yer alan piksellerin sinyalleri çizdirilmiş ve bu sinyallerin doğru bir şekilde okunması hedeflenmiştir. Genel olarak incelenen sinyaller de ardıl şekilde gelen siyah pikseller aranmıştır. Sınır değeri olarak belirlenen ardıl gelen minimum yedi piksel artık diş sınırından çıkıldığının işareti olarak kabul

edilmiştir. Ardıl gelen siyah piksellerden önceki beyaz nokta tahmini diş kökü olarak işaretlenmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi segmentasyon alanının içindeki dişlerin kök tespitleri şekildeki gibi gerçekleşmiştir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8: Diş kök noktalarının tespiti

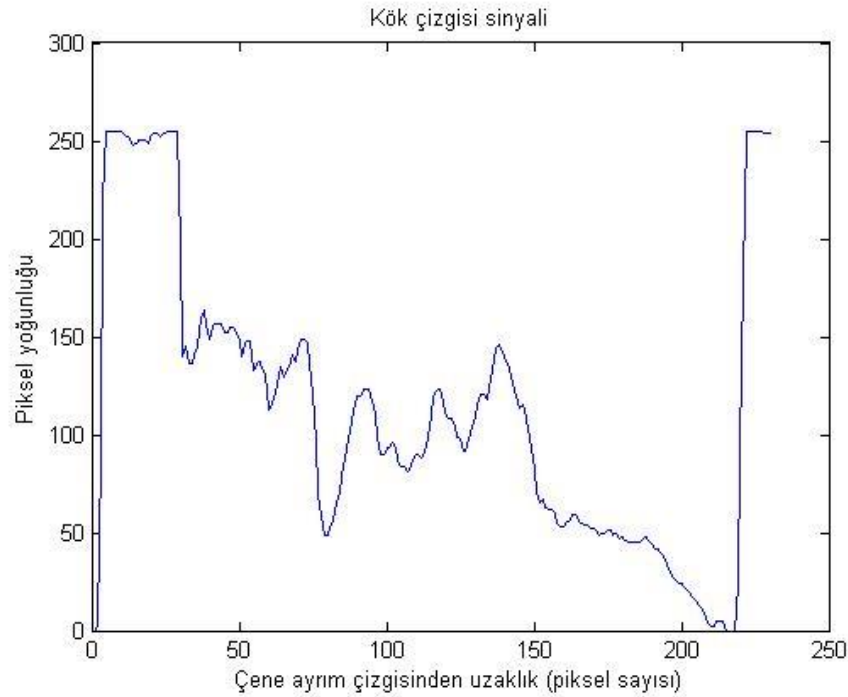
Diş kök uçlarının çıkarılmasındaki amaç iltihabın başladığı merkez noktanın detaylı incelenmesinden kaynaklanmaktadır. İltihaba neden olan maddeler dişlerin içinde var olan damarlar yoluyla ilgili noktaya ulaşmakta ve kümelenmektedir. Bu nedenle iltihabın çıkış kaynağı da bu damarların dişe giriş yeri olan kök noktasıdır. Bu kök noktasının yakın alanındaki piksellerin yoğunluğu orada bulunan maddenin yapısı ile ilgili bilgi vermektedir. İltihap, madde yoğunluğu bakımından kemikten düşük olduğu için, X ışını geçirgenliği azdır ve görüntü de ilgili bölge koyu renkli olarak gözükmemektedir.

İltihabın tespiti için ilk olarak normal şartlar altında sağlıklı dişlerin görüntüdeki durumunun incelenmesi gerekmektedir. Sağlıklı diş köklerinin yakınındaki alanın piksel yoğunluğu incelemesi bu nedenle yapılmaktadır. Tespit edilen diş köklerine uzaklığı 10 birim olan karesel bir alanın piksel yoğunlukları bir dizide toplanıp, ortalaması alınmıştır. Böylece görüntü üzerinde kullanabileceğimiz bir eşik değerine ulaşılması

amaçlanılmıştır. Bu değer bizim için sınır değeridir ve bu değer altında kalan koyu piksel grupları bizim için potansiyel iltihap durumunu temsil etmektedir. Ancak bu pikselleri sadece iltihap olup olamama durumuna göre sınıflandırma yeterli olmamaktadır. Çıkarılan bölgelerde özellikle üst çene için kimi zaman anatomik boşluklar, kimi zaman çene kemikleri yer almaktadır. Bu sınıfları ayırt edebilmek için anatomik boşluk, iltihap ve diş eti kısımlarını temsil eden eşikler belirlenmiştir.

Kök çizgisi üzerindeki piksellerden, kök pikseli sonrasına denk gelen tüm pikseller incelenmiştir. Bu inceleme sonrasında elde edilen ilk minimum değer saptanmış bu değer yukarıdaki sınıflardan hangisine tabii olduğu saptanmıştır. İlk minimuma bakılmasındaki amaç iltihapların kökün bittiği yerde hemen başlamasından dolayıdır. Belli bir mesafede olan minimumlar çoğunlukla iltihap dışı bölgelerdir. Bu bölgelerde genellikle üst çene için anatomik boşluklar sınıfındandır.

Aşağıdaki şekilde kök çizgisi sinyalleri ve sinyallerde incelenen alanlar işaretlenmiş, iltihap olan dişlerin durumu da gösterilmiştir (Şekil 4.9).



Şekil 4.9: Diş kök çizgisi sinyalleri

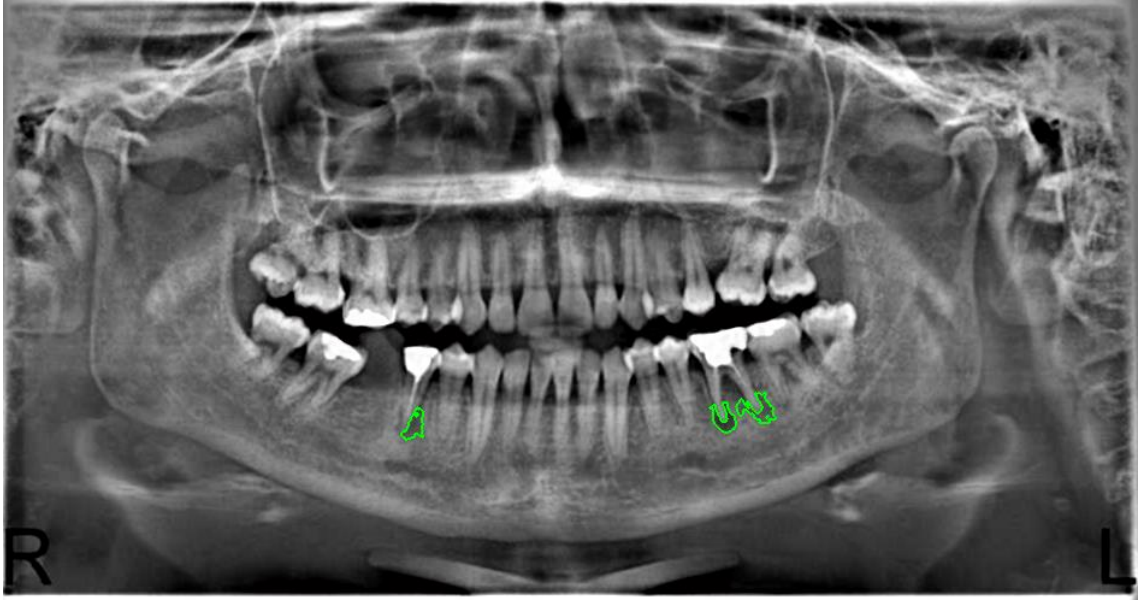
Sınıflandırılan alanlardan potansiyel iltihap bölgelerinin merkezi saptanmış olup, o merkezlerden başlanarak region growing işlemi uygulanmıştır. Bu yöntemin uygulanmasındaki amaç ise iltihapların tespitinde piksel yoğunlukları kadar şekillerinin de önemli olmasından kaynaklanmaktadır. İltihaplar dış köklerinin uç kısmından başlayarak dişe sarmaşık gibi yapışarak büyümektedir. Bu nedenle görüntü itibariyle kapsül şeklini almaktadır. Piksel yoğunluğunun yanı sıra potansiyel iltihap bölgesinin şeklinin de çıkartılması eşleştirme açısından oldukça önemlidir. Bu nedenle region growing yönteminden faydalanılarak aynı piksel yoğunluğundaki alanın şekli çıkartılmıştır.

Elde edilen potansiyel dış şekilleri incelendiğinde alt çene de bulunan bazı iltihap bölgelerinin aşağı yönlü ilerlediği görülmektedir. İltihaplar genellikle dişi sararak büyüme gösterdiğinden bulunan bu alanlarında eliminasyonu belirtilen kriterler göz önüne alınarak yapılmıştır. Ayrıca bir iltihabın birden fazla köke sıçraması da mümkün olmadığından bulunan potansiyel alanlardan geniş bölgeleri kapsayanlar elenmiştir.

Son olarak elemelerden sonra bulunan iltihapların şekilleri ve boyutlarıyla beraber özellikleri, piksel yoğunlukları ve hangi dış bölgesinde yer aldığı şekildeki gibi gösterilmektedir (Şekil 4.10).

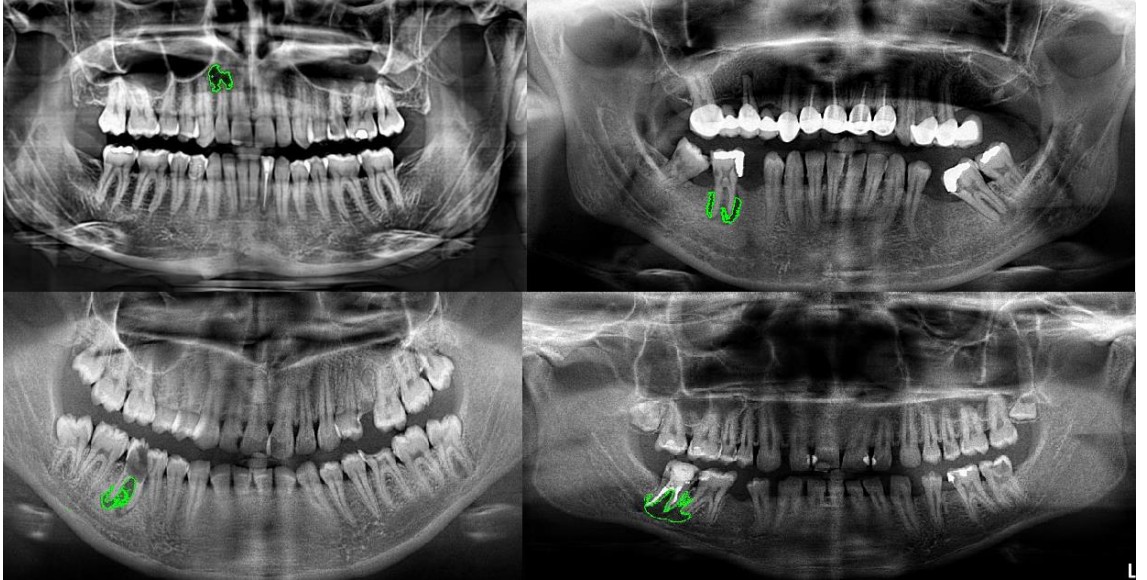
Elde edilen bulgular istenildiği gibi köke mümkün olduğunca yakın alanlardan meydana gelmektedir. Belli bir mesafe uzaklıkta olan bölgeler potansiyel dış kökü iltihabı durumunda olsalar bile daha sonra yapılan eliminasyon ile öyle olmadıkları anlaşılmaktadır. Bu eliminasyon sonucunda son olarak gösterilen bölgeler istenilen özelliklere paralel bir şekildedir.

Ayrıca köke yakın olarak bulunan bu iltihap alanlarının şekilleri de tahmin edildiği gibi kökü saran bir yapıdadır. Bu şekilde bulunan iltihap bölgeleri sonucun güvenilirliğini doğru orantılı şekilde artırmaktadır. Bulunan alanın çevrelenmesi yardımıyla da bölge açık bir şekilde gösterilmiş, bir bakımdan diğer bölgelerden ayrışması başka bir deyişle segmentasyonunu gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.10: Diş köklerinde bulunan iltihapların tespit edilmiş hali

Diğer radyograf örneklerinden elde edilen bulgulardan birkaç tanesi de aşağıdaki şekilde gösterilmektedir (Şekil 4.11).



Şekil 4.11: Diş iltihabı tespiti gerçekleştirilmiş bazı radyograf örnekleri

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Ülkemizde yapılan endodontik tedaviler değerlendirildiği zaman bilgisayarlı sistemlerden faydalanma oranının düşük olduğu görülmektedir. Bununla beraber doktorun becerisine bağlı teşhisler sonucunda yapılan işlemlerdeki başarının düşük olduğu belirlenmiştir. Bu olumsuz duruma çözüm için, kişisel becerilere bağlı kalmayan bilgisayar destekli analiz programlarının değişik tıp alanlarında kullanılmaya başlanmasıyla beraber diş hekimliğinde de aynı yöntemin kullanımının önü açılmıştır.

Bilgisayarlı destek analiz programlarında başarı için girilen verinin kalitesi önem taşımaktadır. Diş hekimliğinin Endodonti A.B.D’ da teşhis amacıyla kullanılan röntgenler programda kullanılan verilerimizdir. Bu nedenle röntgenlerin görüntü kalitesi programın başarısını direk olarak etkilemektedir. Her ne kadar programda işlenecek görüntünün kalitesinin artırılması amacıyla işlemler uygulansa da görüntü çekimi yapan röntgen cihazının donanımsal özelliklerinin yüksek olması incelemeye büyük ölçüde yardımcı olmaktadır. Günden güne gelişen teknolojiyle beraber görüntüleme cihazlarındaki ilerlemeyle beraber görüntü kalitesi de artmaktadır. Artan görüntü kalitesi de program sonuçlarına olumlu bir şekilde yansımaktadır.

Yapılan çalışmada amaçlanan sistem; kolay kullanılabilir, değişik durumlarda çözüm üretmekte diş doktoruna yardımcı olabilecek karar destek sisteminin oluşturulmasıdır. Bu sistem yardımıyla yapılan işlemler nicel değerle değerlendirilebilecek ve saklanan kayıtlar ileride eğitim amaçlı üniversitelerde vaka olarak değerlendirilebilecektir.

Çalışma kapsamında ilk olarak yetişkin diş röntgenlerinden oluşan bir radyograf kümesi oluşturulmuştur. Oluşturulan çalışma kümesi üzerinde görüntü işleme tekniklerinden yararlanılarak çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar MATLAB uygulama geliştirme ortamında gerçekleştirilmiştir.

Daha önce literatürde yer alan çalışmalar çoğunlukla bölgesel diş röntgenleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle tez çalışmasında panoramik diş radyografları üzerinden incelemenin gerçekleştirilmesi araştırmanın önemini de artırmaktadır. Panoramik diş

radyografları tüm ağız yapısının görüntüsünü içerdiğinden dolayı içerdiği faydalı bilgi sayısı kadar karmaşıklığı da aynı oranda artmaktadır. Bu karışık bilgilerin sınıflandırılmasının zorluğu bu görüntüler üzerinde çalışma sayısının da az olmasına neden olmuştur.

Tez çalışmasının ilk basamağı, belirtildiği üzere görüntüde yer alan karmaşıklığın azaltılması ve incelenecek alanın belirlenmesi olmuştur. Bu nedenle radyografda yer alan sinüs bölgeleri ile çene altı kısımlarının inceleme dışı bırakılması sağlanmıştır. Sadece dişlerin ve potansiyel iltihap oluşturabilecek alanların belirlenmesiyle diğer kısımlar kapsam dışına çıkartılmıştır. Böylece elde kişiden kişiye değişebilecek ve sonucu etkileyecek görüntü kısımları inceleme dışında kalmış, sonuçların güvenilirliği artırılmıştır.

İnceleme öncesinde ise diş bazlı bölgelendirme tercih edilmiştir. Buna neden olarak ise her dişin farklı özelliklere sahip olabileceği ve dişlerin bir arada değerlendirilmesinin sakıncalı olacağı görüşü belirtilmiştir. Sınıfı itibariyle çift köklü, tek köklü dişlerin ayrı ayrı bölgesel çıkarımları yapılmış ve böylece küçük alanlar üzerinde güvenilir bilgilere ulaşılmıştır.

Bölütlenen her dişin kendi bölümünde piksel yoğunluğu incelemesi yapılmış ve diş kökü çıkartılmıştır. Diş kökünün tespiti iltihabın tespitinin ilk adımıdır. Çünkü iltihaplar genelde diş kökü etrafında kapsül şeklinde yerleştiğinden dolayı incelemenin oradan başlanması gerekmektedir. Kökün tespiti ise diş piksel yoğunluk sinyalinin tespiti ile gerçekleştirilmektedir. Sinyal değerleri incelenerek diş kök piksel yoğunluk sınır değerlerine uyan pikselin diş başına olan uzaklığı belirlenen sınırlar içerisindeyse o zaman nokta potansiyel diş kökü olarak belirlenmektedir. Belirlenen potansiyel köklerden aynı segmentasyon alanına düşenlerin birbirlerine olan uzaklığı ve aynı bölümde kaç adet kökün olabileceği göz önüne alınarak gerekli eleme gerçekleştirilmiş ve diş kökleri çıkartılmıştır. Diş köklerinin tespiti için radyal tarama yöntemi de denemiştir ancak artan işlem sayısı ile beraber uygulamanın logaritmik bir şekilde yavaşladığı belirlenmiştir.

Kökün bitiminden sonra gelen yakın bölgede piksel yoğunluğu incelenmiş iltihap sınıfına dahil olabilecek potansiyel dahil alanlar bulunmuştur. Bu alanların iltihap

sınıfına dahil edilebilmesi sadece piksel yoğunluğu yeterli olmamaktadır. Aynı zamanda konum bakımından, şekil bakımından da bazı şartları yerine getirmelidir. Çünkü bazı durumlarda diş eti hastalıklarından dolayı sağlığını yitiren alanlarda iltihaplar gibi koyu renkte gözükebilmektedir. Ayrıca özellikle üst çenede yer alan anatomik boşluklar diş köklerine önemli ölçüde yakın olduğundan aynı şekilde iltihap olarak değerlendirilebilmektedir. Bu gibi sorunların engellenmesi amacıyla öncelikle bulunan potansiyel iltihapların diş köküne uzaklığı diş boyunun yarısıyla sınırlandırılmış ve elde edilen alanlarda Region Growing yöntemi uygulanmıştır. Bu yöntemle beraber potansiyel iltihap alanının şekli çıkartılmıştır. Şeklin diş kökünün sarıp cep şeklini alması bizim için istenen durumdur. Bu şekilde olan alanlar belirlenip iltihabın tespiti bu şekilde gerçekleştirilmiştir.

Sonuçlar incelendiği zaman mümkün olduğunca az tedaviyi ağızda barındıran, protez veya implant diş sayısı az olan yani orijinalliği değişmemiş olan hastaların panoramik röntgenlerinde uygulamanın daha iyi çalıştığı tespit edilmiştir. Yapay olan tüm nesnelerin ağız içinde yapılan sınıflandırmayı şaşırttığı ve bu netice de sonuçları etkilediği görülmüştür. Lakin bu diş çeşitlerinden az sayıda olan birkaç adetinin sonuçlar üzerinde önemli ölçüde etkili olmadığı da görülmüştür.

Elde edilen iltihap alanları sayesinde iltihabın hangi yönde ilerlediği, ilerleme seviyesi hakkında bilgilere ulaşılmış olunur. Ayrıca piksel bazında boyutu da tespit edilebilmekte ve bu sayede iltihap sınıflandırılabilir. Bunun yanı sıra periyodik çekimler uygulanarak iltihabın hangi hızda yayıldığı veya iyileşme hızının nasıl olduğu hakkında fikir sahibi olunabilmektedir. Bu bilgiler saklanarak ileri ki dönemlerde eğitim amacıyla da kullanılabilir.

Tez çalışmasının bir sonraki adımı olarak panoramik görüntülerdeki bölütleme işleminin isabet oranının artırılması, elde edilen sonuçların SVM gibi sınıflandırma yöntemleri kullanılarak sınıflandırılması sayılabilmektedir. Ayrıca bu yöntemin insanlar dışında veterinerler tarafından kullanılmasına da olanak sağlanabilir. İnsan çenesine benzer şekilde olan ve panoramik görüntü alınabilen hayvanların hastalıklı dişleri tespit edilebilir. Ayrıca panoramik röntgenlerde üst çenede yer alan anatomik boşlukların tespiti de başarı oranını arttıracak aşıkardır.

KAYNAKLAR

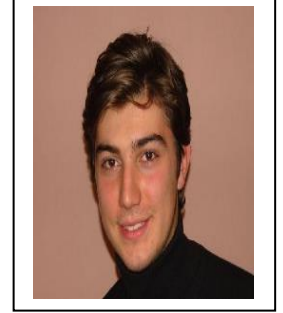
- [1]. Chen H., Jain A.K., 2004, "Tooth Contour Extraction for Matching Dental Radiographs", *Proc. of 17th Int. Con. on Pattern Recognition*, vol. 3, pp: 522-525.
- [2]. Chen H., Jain A.K., 2005, "Dental biometrics: alignment and matching of dental radiographs", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 27 (8), pp: 1319-1326.
- [3]. Fahmy G., Nassar D., Haj-Said E., Chen H., Nomir O., Zhou J., Howell R., Ammar H.H., Abdel-Mottaleb M., Jain A.K., 2004, "Towards an Automated Dental Identification System (ADIS)", *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 3072, pp: 789-796.
- [4]. Jain A.K., Chen H., Minut S., 2003, "Dental Biometrics: Human Identification Using Dental Radiographs", *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 2668, pp: 429-437.
- [5]. Jain A.K., Chen H., 2004, "Matching of dental X-ray images for human identification", *Pattern Recognition*, vol. 37 (7), pp: 1519:1532.
- [6]. Jain A.K., Chen H., 2005, "Registration of dental atlas to radiographs for human identification", *Proceedings of the SPIE*, vol. 5779, pp. 292-298.
- [7]. Mahoor M.H., AbdelMottaleb M., 2005, "Classification and numbering of teeth in dental bitewing images", *Pattern Recognition*, vol. 38 (4), pp: 577:586.
- [8]. Rad A.E., Rahim M.S.M., Norouzi A., 2013, "Digital Dental X-Ray Image Segmentation and Feature Extraction", *TELKOMNIKA*, vol. 11 (6), pp: 3109-3114.
- [9]. Wanat R., 2011, "A Problem of Automatic Segmentation of Digital Dental Panoramic X-Ray Images for Forensic Human Identification", *Proc. of CESC* 2011.
- [10]. Zhou J., AbdelMottaleb M., 2005, "A content-based system for human identification based on bitewing dental X-ray images", *Pattern Recognition*, vol. 38 (11), pp: 2132-2142.3
- [11]. Haj-Said E., Nassar D.E.M., Fahmy G., 2006, "Teeth Segmentation in Digitized Dental X-Ray Films Using Mathematical Morphology", *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, Vol. 1, No. 2
- [12]. Lira P.H.M., Giraldi G.A., Neves L.A.P., 2009, "Panoramic Dental X-Ray Image Segmentation and Feature Extraction", *Proceedings of V workshop of computing*

vision, Sao Paulo, Brazil

- [13]. Lira P.H.M., Giraldi G.A., Neves L.A.P., 2013,” Using the Mathematical Morphology and Shape Matching for Automatic Data Extraction in Dental X-Ray Images”, *Workshop de Visão Computacional (WVC)*
- [14]. Patanachai N., 2012, “Wavelet Transformation for Dental X-ray Radiographs Segmentation Technique”, *Eighth International Conference on ICT and Knowledge Engineering*
- [15]. Nomir O., Abdel-Mottaleb M., 2005, “Asystem for human identification from X-ray dental radiographs”, *Pattern Recognition*, vol.38 pp:1295 – 1305
- [16]. NassarD.E.M., Ammar H.H., 2007, “Aneural network system for matching dental radiographs”, *Pattern Recognition*, vol.40 pp:65-79
- [17]. WoodwardT.M., 2009, “Interpretation of Dental Radiographs”, *Topics in Companion Animal Medicine*, vol.24 pp:37-43
- [18]. WoodwardT.M., 2009, “Dental Radiology”, *Topics in Companion Animal Medicine*, vol.24 pp:20-36
- [19]. Sogur E., Baksı B.G., Grondahl H.G., Sen B. H., 2013, “Pixel Intensity and Fractal Dimension of Periapical Lesions Visually Indiscernible in Radiographs”, *Journal of Endodontics*, vol.39 pp:16-19
- [20]. Li S., Fevens T., Krzyzak A., Jin C., Li S., 2007, “Semi-automatic computer aided lesion detection in dental X-rays using variational level set”, *Pattern Recognition*, vol.40 pp: 2861 – 2873
- [21]. J.D. Zhou, M. Abdel-Mottaleb, 2004,”Automatic human identification based on dental X-ray images”, *Proceedings of the SPIE Conference on Defense and Security Biometric Technology for human Identification*
- [22]. Abdel-Mottaleb M., Nomir O., Nassar D.E. , Fahmy G., Ammar H. H., 2003, “Challenges of Developing an Automated Dental Identification System”, *Circuits and Systems*, IEEE 46th Midwest Symposium, vol.1, pp:411-414
- [23]. J.L. Ostuni, E. Fisher, S.M. Dunn, P. van der Stelt, 1993, “Geometric Nature of Dental Radiograph Formation”, *Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE*, pp:1621-1622
- [24]. Zhang T., Lu W., Peng J., 1995, “Adaptive Image Matching Via Spatial Varying Gray -Level Correction”, *IEEE Transactions on Communications*, Vol. 43, No.5
- [25]. Piotrowski M., Szczepaniak P.S., 2000, “Active contour based segmentation of low-contrast medical images”, *Advances in Medical Signal and Information Processing*, ISBN: 0-85296-728-4

- [26]. Cioata D., 2009, *Digital Image Processing in Medicine*, http://ace.ucv.ro/sintes11/Volume2/3%20SOFTWARE%20ENGINEERING/IS10_Cioata_Doru.PDF, [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2014]
- [27]. R.C. Gonzalez, R.E.Woods, S.L. Eddins, 2004, *Digital Image Processing using MATLAB* , Pearson-Prentice-Hall
- [28]. M. Sonka, V. Hlavac, and R. Boyle, 1999, *Image Processing-Analysis and Machine Vision* , second ed. Florence, Ky.: Brooks/Cole, Thomson Learning
- [29]. Yılmaz, S., Röntgen, *X-Işınlarının Özellikleri ve Uygulama Alanları*, http://mersin.edu.tr/apbsuploads/1000470/FizikveTeknoloji/01-X_IsinlariVeRontgen.pdf, [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2014]
- [30]. 2014, Digital Radiography [online], *Wikipedia*, http://en.wikipedia.org/wiki/Digital_radiography, [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2014]
- [31]. 2014, Dental Radiography [online], <http://www.drrenginnalbantoglu.com/en/detay.asp?id=107&dental-radiography>, [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2014]
- [32]. 2014, Implantoloji [online], <http://www.istanbulimplantoloji.com/alt.cene.dislerinin.normal.cekimi.html>, [Ziyaret Tarihi: 1 Mart 2014]
- [33]. Prof.Dr. Gündüz Bayırlı, 1998, *Endodontik Tedavi I*, İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi
- [34]. Birdal R.G., Sertbaş A., 2014, "A Study On Dental Radiograph Analysis", *Annual Conference on Engineering and Information Technology - (ACEAIT)*, Tokyo, JAPONYA, 28-30 Mart 2014
- [35]. Otsu N., 1979, "A threshold selection method from gray-level histograms", *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 9 (1), pp: 62-66.

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Ramiz Görkem Birdal
Uyruğu	T.C.
Doğum tarihi, Yeri	22.10.1990 Fatih
Telefon	0506 994 52 60
E-mail	ramiz.birdal@istanbul.edu.tr
Web adres	

Eğitim

Derece	Kurum/Anabilim Dalı/Programı	Yılı
Doktora	İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü/ /	
Yüksek Lisans	İ.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü/Bilgisayar Mühendisliği	
Lisans	İ.Ü.Mühendislik Fakültesi/Bilgisayar Mühendisliği Bölümü	2012
Lise	Pertevniyal Anadolu Lisesi	2008

Makaleler / Bildiriler

- [1]. Birdal R.G., Sertbaş A., "A Study On Dental Radiograph Analysis", *Annual Conference on Engineering and Information Technology - (ACEAIT)*, Tokyo, JAPONYA, 28-30 Mart 2014, vol.0, no.0, pp.0-0