TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PANORAMİK RADYOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MAKSİLLER VE MANDİBULAR YAPILARIN SINIRLARININ BELİRLENMESİ İÇİN YARI GÖZETİMLİ BİR METOT

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Berkay Kağan ÜLKÜ

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. İmam Şamil Yetik

AĞUSTOS 2019

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....
Prof. Dr. Osman EROĞUL
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksininlerini sağladığını onaylarım.

.....
Doç. Dr. Tolga GİRİCİ
Anabilimdalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 171211061 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Berkay Kağan ÜLKÜ**'nün ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı **"PANORAMİK RADYOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MAKSİLLER VE MANDİBÜLER YAPILARIN SINIRLARININ BELİRLENMESİ İÇİN YARI-GÖZETİMLİ BİR METOT"** başlıklı tezi **02.08.2019** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. İmam Şamil YETİK**
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi .....

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Tolga GİRİCİ** .....
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Derya YILMAZ(Başkan) .....
Başkent Üniversitesi

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Berkay Kağan ÜLKÜ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

PANORAMİK RADYOGRAFİ GÖRÜNTÜLERİNDE MAKSİLLER VE MANDİBULAR YAPILARIN SINIRLARININ BELİRLENMESİ İÇİN YARI GÖZETİMLİ BİR METOT

Berkay Kağan ÜLKÜ

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. İmam Şamil Yetik

Tarih: Ağustos 2019

Dental radyoloji teknikleri (Röntgen, Tomografi vb.) maksillofasiyal bölgede bulunan göz ile zor tespit edilen diş rahatsızlıkları, çürükler ve iltihablar, lezyonlar, eksik veya gömülü dişler, kemik ve doku patolojileri gibi birçok dental ve anatomik anomalilerin tespitinde, bulguların doğrulanmasında ve teşhisinde önemli rol oynamaktadır. Maksillofasiyal bölgedeki anomaliler için teşhis koyma süreci, dental radyolojik görüntülerin bir yada birden çok klinisyen tarafından incelenmesi esasına dayanır. Dental anomalilerin ve anatomik yapılardaki varyasyonların yüksek olması, ayrıca radyolojik görüntülerin standardizasyonun zor olması, tanı ve tedavi sürecinin başarılı bir şekilde sonlandırabilmesi karşısında çıkan zorluklardan birkaçı olarak durmaktadır. Bunun yanında bazı komplike ve bulguların başka rahatsızlıklarla benzerlik gösterdiği durumlarda, teşhis ve tedavi süreci çok fazla vakit alabilmekte ve konulan teşhis ve izlenilen tedavi yöntemi diş hekiminden diş hekimine farklılık gösterebilmektedir. Bu zorlukları minimuma indirmek ve sorunları önlemek amacıyla diğer radyoloji alanlarında olduğu gibi dental radyoloji alanında da tanı işlemini kolaylaştırmak ve hata oranını düşürmek için tıbbi görüntüleme ve bilgisayar destekli tanı sistemleri üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar, radyografi görüntülerinin kalitesinin, çözünürlüğünün ve hassasiyetinin arttırılması [1], çeşitli yapıların (diş, çene vb.) üzerindeki hastalık riski oluşturabilecek alanların bölütlenmesi ve bu yapılarda oluşan anomalilerin sınıflandırılması gibi konular üzerinde yoğunlaşmıştır.

Bu çalışmalardan bir tanesi de dental X-ray görüntülerindeki maksiller ve mandübular yapıların yarı gözetimli olarak bölütlenmesidir. Maksiller ve mandibular yapıların bölütlemesi için geliştirilen metodun analiz edildiği bu çalışmada, panoramik radyografi

görüntülerinin bölütlenmesinde, görüntüye özel maske tanımlama yöntemi uygulanmıştır. Bu maske, bölütleme algoritmasına başlangıç girdisi olarak tanımlanarak sınırları belirlenmek istenen yapılara en yakın sınırları vermesi beklenen aktif kontur tabanlı bir algoritma ile bu yapıların bölütlenmesi sağlanmıştır. İstenilen alanlar bölütlendikten sonra, bölütleme sınırlarına düzleştirme metodu uygulanarak bölütleme sonuçlarının keskin geçişler yerine daha yumuşak köşe geçişlerine sahip, yapıların gerçek sınırlarına daha benzer sonuçlar elde edilmesi amaçlanmıştır. Son olarak elde edilen sonuçların gerçek sonuçlara yakınlığını saptamak için diş hekimlerinin belirlediği alanlar ile önerilen yöntemin belirlediği alanların Sorensen-Dice benzerlik ölçütü (Sorensen-Dice measure of similarity) metodu ile benzerlik katsayıları karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Panoramik radyografi, Dental X-ray, Spline interpolasyon, Bölütleme.

ABSTRACT

Master of Science

SEMI-SUPERVISED METHOD FOR DETERMINING THE MAXILLARY AND MANDIBULAR BOUNDARIES ON PANORAMIC RADIOGRAPHS

Berkay Kağan ÜLKÜ

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Doç. Dr. İmam Şamil Yetik

Date: August 2019

Dental radiology techniques (X-ray, tomography) play an important role in the detection, verification of symptoms and diagnosis of many dental and anatomic anomalies in the maxillofacial area that are hard to detect at first sight such as dental disorders, dental caries and inflammations, lesions, missing or impacted teeth, bone and tissue pathologies. The process of diagnosing anomalies in maxillofacial relies on examining of X-ray images by one or more clinicians. The fact that variation in dental anomalies and in anatomic structures is higher and the fact that standardization of X-ray images is quite difficult, constitutes some drawbacks against diagnosing and curing the anomalies succesfully. In addition, in some cases where certain complications and findings are similar to other disorders' complications and findings, the diagnosis and treatment process can take a lot of time and the diagnosis and treatment method can vary from dentist to dentist. In order to minimize these difficulties and prevent such problems, as in other radiology fields, imaging techniques and computer-aided diagnostic systems of these images can be useful in the field of dental radiology, in order to facilitate the diagnosis process and to reduce the error rate. These studies focus on increasing the quality, resolution and sensitivity of radiography images, segmentation of areas that may cause risk of disorders on various structures (teeth, jaw, etc.) and classification of anomalies in these structures.

One of these studies is the semi-automatic segmentation of maxillary and mandible structures in dental X-ray images. In this study where the method developed for the segmentation of maxillary and mandibular structures is analyzed, the image-specific mask identification method is applied to the segmentation of panoramic radiography

images. This mask is defined as the initial input to the segmentation algorithm, and it is ensured that these structures are segmented with an expected active contour based algorithm that is required to give the boundaries closest to the structures to be determined. Once the desired areas are segmented, a smoothing method is applied to the segmentation boundaries and the results of the segmentation are aimed to obtain results similar to the actual boundaries of the structures, which have softer corner passes rather than sharp transitions. In order to determine the similarities the results of the proposed method with the estimated results where the areas are predicted by dentists, Sorensen-Dice measure is used.

Keywords: Panoramic radiography, Dental X-ray, Spline interpolation, Segmentation.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren sayın hocam Doç.Dr.İmam Şamil YETİK'e, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	**iv**
ABSTRACT	**vi**
TEŞEKKÜR	**viii**
İÇİNDEKİLERK	**ix**
ŞEKİL LİSTESİ	**x**
ÇİZELGE LİSTESİ	**xi**
KISALTMALAR	**xii**
SEMBOL LİSTESİ	**xiii**
1. GİRİŞ	**1**
1.1 Ağız ve Çene Anatomisi	2
1.2 Dental Radyografi Yöntemleri	3
1.3 İntraoral Radyografi Teknikleri	3
1.4 Panoramik Görüntüleme	4
1.5 Panoramik Radyografilerde Çene Anatomisi	5
2. MOTİVASYON, PROBLEM TANIMI VE TEZİN AMACI	**7**
2.1 Tez Çalışmasının Amacı	7
2.2 Literatür Araştırması	8
3. GELİŞTİRİLEN YÖNTEM	**13**
3.1 Yöntem Özeti	13
3.2 Görüntü Özellikleri ve Elde Edilme Yöntemi	15
4. MATEMATİKSEL MODEL VE SAYISAL YÖNTEM	**16**
4.1 Amaç	16
4.2 İşaretlenen Noktaların Koordinatlarının Belirlenmesi	16
4.2.1 Grilik skalası ve RGB renk uzayı	16
4.2.2 Noktaların koordinatlarının çıkarılmasından önceki işlemler	17
Ortanca filtresi	18
4.3 Görüntü Eşikleme	20
4.3.1 Otsu eşik belirleme metodu kullanarak ikili görüntü elde edilmesi	21
4.4 Kübik Spline İnterpolasyon İle Başlangıç Maskesi Oluşturma	26
4.4.1 Eğri uydurma ve interpolasyon	26
4.4.2 Polinom eğri uydurma	26
Kübik interpolasyonu	27
4.5 Aktif Kontur Yöntemi İle Bölütleme	29
4.5.1 Aktif kontur modeli	29
4.5.2 Watershed yöntemi ile bölütleme	32
4.6 Fourier Tanımlayıcı İle Görüntü Kenarlarını Yumuşatma	33
5. BULGULAR	**36**
5.1 Performans Analizi	36
6. SONUÇ VE ÇIKARIMLAR	**39**
KAYNAKLAR	**43**
ÖZGEÇMİŞ	**44**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: Yüz kemikleri [2]. 2
Şekil 1.2: Örnek panoramik radyografi görüntüsü [7]. 5
Şekil 1.3: Maksillofasiyel bölgenin anatomik görüntüsü [8]. 5
Şekil 1.4: Anatomik yapılar [8]. 6
Şekil 2.1: Başlangıç radyografi görüntüsü [17]. 8
Şekil 2.2: Ön işleme ile iyileştirilen görüntü [17]. 9
Şekil 2.3: Görüntüyü taramak için geliştirilen maske [17]. 9
Şekil 2.4: Görüntü maske ile tarandıktan sonra elde edilen histogram bilgisi [17]. 9
Şekil 2.5: Maksilla ve mandibular çenenin arasında kalan bölge [17]. 10
Şekil 2.6: Maksilla çenenin arasında kalan bölgeye uydurulan eğri [17]. 10
Şekil 2.7: Maksilla çene bölütleme sonucu [17]. 10
Şekil 2.8: Çene bölütleme sonuçları (a) İşlenecek panoramik radyografi görüntüsü (b) Çene etrafında K-Ortalama ve eşikleme ile tespit edilen siyah noktalar (c) Yeşil alan GVF modeli değişimi ve GVF sonucu oluşan kırmızı eğri (d) Mavi bölge bölütleme sonucu, kapalı eğri ise bölütleme sonuçlarının oval hale getirilerek düzeltilmiş hali [12]. 11
Şekil 3.1: Yarı gözetimli metot akış diyagramı 14
Şekil 3.2: Planmeca Promax 2D ile elde edilen örnek panoramik görüntü [22]. . 15
Şekil 4.1: RGB renk uzayı [23]. 17
Şekil 4.2: Kullanılan örnek görüntü 18
Şekil 4.3: Örnek görüntüden elde edilen gri görüntü 18
Şekil 4.4: Ortanca filtresi grafiksel gösterimi 19
Şekil 4.5: Örnek görüntüden elde edilen gri (Grayscale) görüntü 19
Şekil 4.6: Gri görüntülerde histogram ve optimal eşik belirleme (a) Bimodal dağılım (b) Unimodal dağılım [25] 21
Şekil 4.7: İşaretlenmiş noktaların elde edildiği ikili (Binary) görüntü 25
Şekil 4.8: İşaretlenmiş noktaların koordinatları 26
Şekil 4.9: Kübik spline interpolasyon sonucu elde edilen kapalı kontur 28
Şekil 4.10: Kübik spline interpolasyon sonucu elde edilen kapalı kontur 28
Şekil 4.11: Kapalı konturun içinin doldurulmasıyla elde edilen maske 29
Şekil 4.12: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu 31
Şekil 4.13: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu 31
Şekil 4.14: Watershed yöntemi ile elde edilen bölütleme sonucu 32
Şekil 4.15: Watershed yöntemi ile elde edilen renklendirilmiş bölütleme sonucu 32
Şekil 4.16: Fourier tanımlayıcı algoritma akış diyagramı 33
Şekil 4.17: Bölütleme sonucu sınırları 34
Şekil 4.18: e^2 'li terimlerin çıkarılmaya başlanmasıyla oluşan sınırlar 34
Şekil 4.19: 25 tane e^2 'li terimin çıkarılmasıyla oluşan sınırlar 34
Şekil 4.20: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu 35
Şekil 4.21: Fourier tanımlayıcı ile kenarları yumuşatılmış bölütleme sonucu . . 35

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4.1: Otsu metodu grilik eşik değerleri. 25
Çizelge 5.1: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik görüntüleri ile benzerlik ölçütü tablosu. 37
Çizelge 5.2: Watershed yöntemi ile elde edilen bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik görüntüleri ile benzerlik ölçütü tablosu. 37
Çizelge 5.3: Kenarları yumuşatılmış bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik görüntüleri ile benzerlik ölçütü tablosu. 38

KISALTMALAR

DPR : Dental Panoramik Radyografi
CT : Computed Tomography
MRI : Magnetic Resonance Imaging
ASM : Active Shape Model
GVF : Gradient Vector Flow
CLAHE : Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization
FD : Fourier Descriptor
FFT : Fast Fourier Transform
IDFT : Inverse Discrete Fourier Transform
CADDS : Computer Aided Dental Diagnosis Systems
ROI : Region Of Interest

SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklama**
μ	Ortalama
σ	Varyans
ω_0, ω_1	Sınıf Olasılıkları
p_i	Piksel Olasılığı
L	Grilik Seviyesi
$\sum$	Toplam Sembolü
$\int$	İntegral Sembolü

1. GİRİŞ

Ağız diş ve çene radyolojisi, fiziksel muayenenin ardından hekimler için bulguların değerlendirilmesinde en önemli bilgi kaynağıdırlar. Birçok ağız,diş ve çene hastalığının muayenesinde öncül adım olarak kullanılan radyoloji görüntüleri sayesinde hekimler bütün çene, dentisyon ve bununla ilgili sahaların incelemesini yapabilmektedirler.

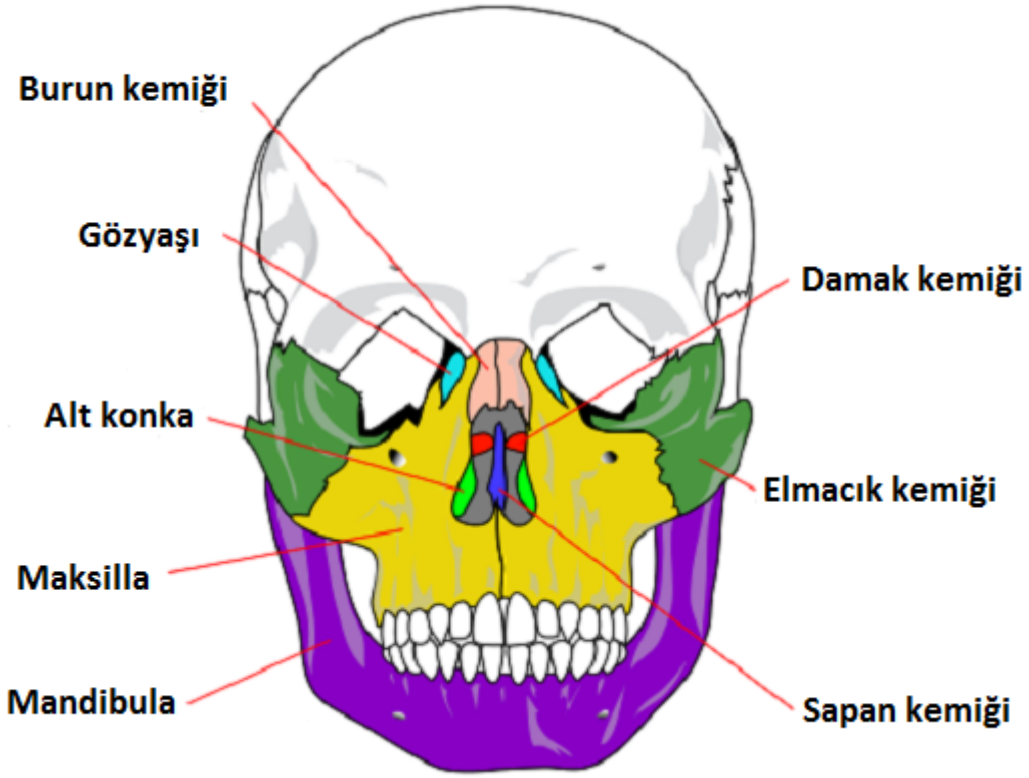
Çürük, enfeksiyon, lezyon, çene anomalileri, iltihab gibi rahatsızlıkların tespit edilmesinde ve ortodontik değerlendirilmelerin yapılmasında sıkça başvurulan radyolojik görüntüleme tekniklerinde meydana gelen gelişmeler sayesinde birçok alanda radyolojik teşhis ve tanı süreçleri kolaylaşmıştır. Elde edilen görüntülerin dijital hale getirilmesiyle de bilgisayar destekli sistemlerin ve yeni metotların geliştirilmesinin önü açılmıştır. Yeni teknikler geliştirildikçe kısa sürede daha az radyasyona maruz kalınarak daha kaliteli görüntüler elde edilmeye başlanmış olup buna paralel olarak geliştirilen yeni algoritmalar ve yöntemler sayesinde artık geleneksel tıbbi görüntüleme yerini bilgisayar destekli tanı sistemlerine bırakmıştır. Fakat diğer medikal branşlarda da olduğu gibi panoramik radyografi görüntülerinin analizinde de yorum hatalarına ve yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilememesine bağlı olarak bu görüntülere dayalı tedavi oluşturulmasında farklılıklar veya kusurlar olabilmektedir. Anomalilerin ve rahatsızlıkların erken dönemde doğru teşhis ve tedavi edilebilmesi kritik önem taşıdığı için, bu anomalileri ve rahatsızlıklara tanı konulmasında hekimlere ve hastalara yardımcı olabilecek, insan kaynaklı yanlışları olabildiğince azaltmaya yarayacak yeni yöntemler geliştirilebilir.

Özellikle bazı komplikasyonlarda ve atipik bulguların rastlandığı durumlarda, bilgisayar destekli sistemlerin bu görüntülerin karakteristik özelliklerinin çözümlenmesiyle yapılan analizlerin yanlış veya geç tedaviyi önleme husunda yararlı olacağı aşikardır. Birçok medikal branşta bilgisayar destekli tanı sistemleri üzerinde yoğun çalışmalar yapılmakta olup, dental radyoloji alanında da çeşitli çalışmalar yapılmış ve çeşitli teknikler sunulmuştur. Fakat bu çalışmaların çoğunluğu bazı parametrelerin yeni tekniklerle elde edilebilirliğini göstermek, diş, çene gibi yapıların görüntülerden ayrılması gibi daha temel konseptler üzerine olmuştur. Bu çalışma ise daha farklı yapılar üzerine odaklanmış ve değişik hastalara ve patolojilere sahip dental radyografi görüntülerini kullanarak, bu görüntülerde maksiller ve mandibular yapıların sınırlarının belirlenmesi için yarı gözetimli bir yöntem geliştirmeyi amaçlayarak, dental radyografi görüntülerinin analizine farklı bir bakış açısı katmayı hedeflemektedir.

1.1 Ağız ve Çene Anatomisi

Dişler, ağız boşluğu içerisinde bulunan çene kemiklerine diş kökleri yardımıyla bağlanmış, insan vücunda ısırma, çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını yerine getirerek özellikle mekanik sindirime yardımcı olan kemiksi yapılardır. Dişler, diş kökü yardımıyla alt ve üst çene kemiklerine bağlanır. Sağlıklı bir insanda genellikle, 20 adet süt dişi ve 28-32 adet kalıcı diş bulunur. Süt dişlerin 10 tanesi maksillada (üst çene) ve diğer 10 tanesi mandibulada (alt çene) bulunur.

Kalıcı dişlerin 16 tanesi maksillada ve geri kalan 16 tanesi mandibulada bulunur. Tüm dişler hemen hemen 20'li yaşlarda tamamlanmış olur. Dişler, kesici dişler, köpek dişleri, azı ve küçük azı dişleri olmak üzere kendi içinde de özelleşmiş yapılardır.



Şekil 1.1: Yüz kemikleri [2].

Yüz kemiklerinin anatomik yapısına bakıldığında maksiller (Maxilla) üst çeneye ait yapıları tanımlarken, mandibular (Mandible) alt çeneye ait yapıları tanımlamak için kullanılır. Örneğin, üst çenenin ortasında bulunan kesici diş için maksiller orta kesici, alt çenede yan tarafta bulunan kesici diş için mandibular yan kesici, burunun iki yanında göz boğluğunun altında bulunan sinüs boğlukları için maksiller sinüs, alt çenede alveoler sinir ve damarların geçtiği kanala mandibular kanal denir.

1.2 Dental Radyografi Yöntemleri

Klinik muayenenin yanında diğer bir önemli tanı yöntemi olan dental radyografiler ekstraoral radyografiler ve intraoral radyografiler olmak üzere ikiye ayrılırlar. Ağız içi diş ve dokuların görüntülendiği temel radyografi tekniğine intraoral radyografi denir. Bu teknikte dedektör ağız içinde, X-ray kaynağı ise ağız dışındadır. İntraoral radyografi teknikleri üçe ayrılır [3];

1.3 İntraoral Radyografi Teknikleri

-Periapikal Radyografi: Dişlere ait detaylı görüntü istenildiğinde kullanılır. Diş, diş kökü ve diş çevresindeki kemik dokusuna ait bilgi verir. Dişlerin gerçek boyutuna en yakın görüntülerinin elde edildiği filmlerdir.

-Bite-Wing (Isırma Radyografisi) : Arka dişlerin birbirine bakan yüzeylerini görüntülemek amacıyla kullanılır. Genellikle arka dişlerdeki çürük ve iltihapların tespit edilmesinde kullanılan bu yöntemde hastanın özel olarak hazırlanmış filmleri ısırması istenir. Sonrasında diş hekimi tarafından maksilladaki ve mandibuladaki dişlerin özellikle de kronların değerlendirmesi yapılır.

-Okluzal Radyografi: Diğer intraoral tekniklerden farklı olan bu teknikte dişer intraoral radyografi filmlerinden daha büyük olan, 5.7 x 7.6 cm ebadındaki filmin oklüzyon düzleme düşürülmesiyle dental arklarğn görüntülenmesini sağlayan tekniktir.

Ağız çevresi ve çenede bulunan anomalileri görüntülemede intraoral radyografiler yetersiz kalmaktadırlar. Bu yapıları incelemek için ekstra oral radyografi teknikleri geliştirilmiştir. Ekstraoral radyografide film, dedektör ve radyasyon kaynağı da ağız dışındadır. Ekstraoral radyografi teknikleri temel olarak 3 başlık altında toplanmıştır. Ekstraoral radyografi tekniğinde film dedektör ve radyasyon kaynağı da dıarıda olduğu için rotasyon ve tarama olanağı intraoral tekniklere göre fazladır. Bu sebeple temel ekstraoral radyografi teknikleri görüntülenmesi istenen bölgelere göre kendi içinde farklı teknikler içermektedir[4].

1-) Esansiyel Ekstraoral Radyografi Teknikleri
- Lateral çene grafisi
- Lateral kondil grafisi
- Lateral sinüs grafisi

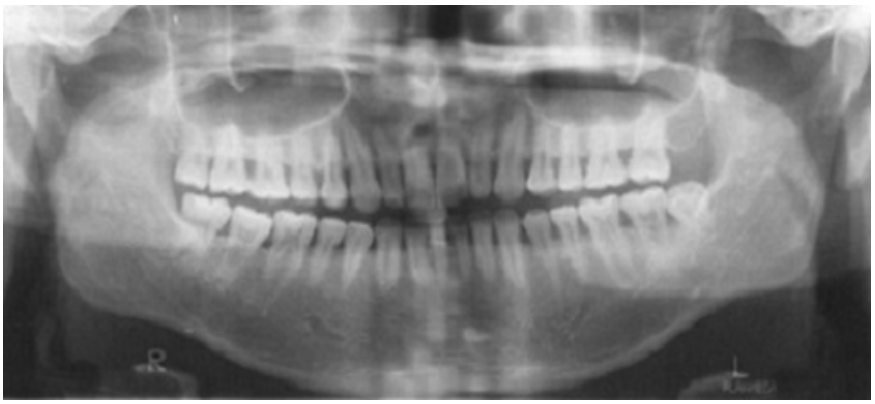
2-) Spesifik Ekstraoral Radyografi Teknikleri
- Lateral kafa projeksiyonu
- Lateral sinüs projeksiyonu
- Posteroanterior kafa projeksiyonu
- Posteroanterior mandibula projeksiyonu
- Posteroanterior maksiller sinüs projeksiyonu (Water's tekniği)
- Posteroanterior frontal sinüs projeksiyonu
- Bregma-menton projeksiyonu
- İnferosuperior zygomatik ark projeksiyonu

3-) Özel Amaçlı Projeksiyonlar
- Sefalometrik Röntgenografi
- Panoramik Radyografi (Shah ve diğerleri, 2014)

1.4 Panoramik Görüntüleme

Panoramik görüntüleme, maksiller ve mandibular bölgeyi tek bir film üzerine düşürüp ağız ve çeneye ait anatomik yapıların detaylı görüntülenmesini sağlayan çok yaygın olarak kullanılan ekstraoral radyografi tekniğidir. Panoramik görüntüleme diş hekimleri tarafından çeşitli ağız ve diş ile ilgili rahatsızlıkların tanısında, lezyon ve travma tespitinde, diş ve kemik gelişiminin takip edilmesinde sıkça kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. En büyük avantajı Şekil 1.1 ve Şekil 1.2'de de görüldüğü gibi maksilla ve mandibuladaki anatomik yapıların tek bir film üzerinde görülmesini sağlamasıdır [4].

Panoramik görüntüleme diş hekimine anatomik yapıların detaylı görüntülenmesini sağlanması, görüntü elde etmenin uzun sürmemesi ve az radyasyona maruz kalınması ve teşhiste kolaylık sağlanması gibi bir çok fayda sağlamaktadır. Fakat bunun yanında panoramik görüntüleme diğer X-ray görüntülemelerde olduğu gibi yumuşak dokularda sınırların ve kontrast farkının çok belirgin olmadığı bulanık bölgeler oluşturma, hava boşluklarının ve kanallarının bazı yapıların üstünü örtmesi ve genel olarak görüntülerde bozulma meydana gelmesi gibi nedenlerle teşhis ve değerlendirme aşamasında bazı sorunlara sebep olabilmektedir [5]. Panoramik görüntüler aynı zamanda panorex (PAN) , dental panoramik radyografi (DPR) , ortopantomografi (OPT or OPG) olarak da adlandırılırlar[3]. Ortopantomografi tekniği panoramik görüntülemeden farklı olarak daha geniş panoramik açıya sahip, maxilla ve mandibula yapısının merkeze yakın ama merkeze göre daha bulanık olduğu görüntülerdir [6].



Şekil 1.2: Örnek panoramik radyografi görüntüsü [7].

1.5 Panoramik Radyografilerde Çene Anatomisi

Panoramik radyografi filmi ağız ve çeneye ait birçok anatomik yapı içermektedir. Şekil 1.2 ve Şekil 1.3'te örnek bir panoramik radyografi görüntüsü üzerinde, standart dental panoramik filmlerin kapsadığı ağız ve çeneye ait anatomik yapılar gösterilmiştir.

Şekil 1.3: Maksillofasiyel bölgenin anatomik görüntüsü [8].

1-	Nazal septum	18-	Şakak kemiği eminans eklemi	35-	Orta kafatası çukuru
2-	Ön nazal spin	19-	Mandibula kemik ucu yumrusu	36-	Panoramik radyografi alınırken hastayı pozisyonlamak için kullanılan blok
3-	Alt konka	20-	İşitsel meatus	37-	Başın sabit tutulması için kullanılan alet
4-	Orta konka	21-	İlk boyun omuru	38-	Boyun spini gölgesi
5-	Süperiyor konka	22-	İkinci boyun omuru	39-	Etmoid sinüs
6-	Burun yumuşak doku gölgesi	23-	Üçüncü boyun omuru	40-	Mandibula açısı
7-	Plak ve dil üst sınırı arasındaki hava boşluğu	24-	Dördüncü boyun omuru	41-	Gizli üçüncü kalıcı azı dişi
8-	Yan geniz duvarı	25-	Mandibular gözenek ve dilcik	42-	Gizli ikinci kalıcı azı dişi
9-	Maksilla sinüs	26-	Mandibular kanal	43-	Öncül ikinci azı dişi
10-	Burun gözyaşı kanal ağzı	27-	Çene ucu gözenek	44-	Maksilla kalıcı orta alt kesici diş
11-	Göz çukuru	28-	Mandibula ön sınırı	45-	Maksilla kalıcı yan alt kesici diş
12-	Göz çukuru kanalı	29-	Dil kemiği	46-	Maksilla kalıcı köpek dişi
13-	Elmacık kemiğine ait maksilla	30-	Yutak hava boşluğu	47-	Maksilla ilk küçük azı dişi
14-	Maksilla pterigoid fisürü	31-	Gırtlak kapağı	48-	Maksilla kalıcı ilk azı dişi
15-	Kalıcı azı dişi geliştiren maksilla uru	32-	Temporal kasa bağlı mandibula yassı kemik çıkıntı	49-	Mandibula dalı
16-	Elmacık kemiği	33-	Alt göz çukuru iç zarı	50-	Kanatsı plak
17-	Elmacık ve şakak kemiği	34-	Mastoid çıkıntısı		

Şekil 1.4: Anatomik yapılar [8].

Dikkatli bir şekilde çekilen panoramik filmlerin Şekil 1.3'te örnek film üzerinde belirtilen, Şekil 1.4'te ise listelenen anatomik yapıları içeriyor olması gerekmektedir.

2. MOTİVASYON, PROBLEM TANIMI VE TEZİN AMACI

Diş hekimliğinde teşhis ve hasta takibi aşamasında rutin olarak yapılan radyografik görüntüleme yöntemleri hem film çekme aşamasında hem tanı aşamasında ciddi uzmanlık ve tecrübe isteyen bir uygulamadır. Film çektirme aşamasında hastaların iyonize radyasyona maruz kaldığı bu uygulamalarda, anomali veya rahatsızlığı hastayı daha fazla röntgen ışınlarına maruz bırakmadan, en doğru ve en sağlıklı biçimde tedavi edebilmek hastanın sağlığı ve hayat kalitesinin arttırabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Tedavi yönteminin belirlenmesinde klinisyenlere destek olabilecek bu yöntemi oluştururken yapılan çalışmaların amacı ve literatür araştırmaları bu bölümde işlenecektir.

2.1 Tez Çalışmasının Amacı

Bu çalışmada panoramik görüntülerde tespit edilmesi zor yapıların sınırları yarı otomatize bir şekilde çıkarılmaktadır. Panoramik görüntülerde bu yapıların sınırlarının belirlenip bilgisayar destekli sistemlere aktarılabilir bir formata gelmesi, böylece teşhis ve tanı aşamasında diş hekimlerine yol gösterirek hastaya en uygun ve doğru tedavi yönteminin belirlenmesine yardımcı olması amaçlanmaktadır [9]. Böylece hekim hatasından kaynaklanabilecek istenmeyen sonuçların oluşmasının önüne geçebilecek ve hastaların şikayetlerinin azalmasına yardımcı olacak, geleneksel yöntemlere alternatif bir yöntem geliştirilmiş olunacaktır. Bu amaçla panoramik diş görüntülerinde maksiller ve mandibuler yapıların sınırlarını belirleyecek bir bölütleme algoritma geliştirilmesi hedeflenmiştir.

Geliştirilecek bu algoritma anatomik varyasyonlardan bağımsız olup, hastadan hastaya değişen ağız ve çene yapılarında da maksiller ve mandibular yapılara en yakın sonuçlar elde etmeye olanak sağlamalıdır. Anatomik yapı farklılıklarının ve görüntüye ait varyasyonların fazla olduğu dental radyografi görüntülerinde istenilen sonuca yakın çıktılar elde etmek, bunu yaparken de farklı görüntülerde de çalışabilme esnekliğini sağlamak amacıyla farklı görüntü işleme, bilgisayarlı görü yöntemleri ve matematiksel dönüşümler kullanılmıştır. Daha sonrasında elde edilen sonuçların gerçel yersellik sonuçlarıyla benzerlik ölçütleri tanımlayıcılar kullanılarak hesaplanmıştır. Bu çalışmada kullanılan yöntemler daha sonraki bölümlerde detaylarıyla birlikte ele alınacaktır.

2.2 Literatür Araştırması

Radyolojik metodlar; birçok hastalığın tanı ve tedavi sürecinde birçok ana bilim dalında olduğu gibi diş hekimliği alanında da çok sık kullanılan bir yöntemdir. Radyolojik tetkiklerin yaygın olması, fakat her radyolojik görüntüleme sırasında radyasyona maruz kalınması ve X-ray görüntüler üzerinden teşhis konulmasının yüksek tecrübe ve uzmanlık gerektirmesi, biyomedikal sinyal/görüntü işleme üzerinde çalışan araştırmacıların bu görüntülerin iyileştirilmesi, anomalilerin sınıflandırılması, dental X-ray görüntülerinde belirli alanların bulunması gibi bilgisayar destekli tanı sistemlerinin geliştirilmesinde büyük öneme sahip otomatik ve yarı - otomatik bölütleme ve sınıflandırma teknikleri üzerinde çalışmasının gerekliliğini ortaya çıkarmıştır.

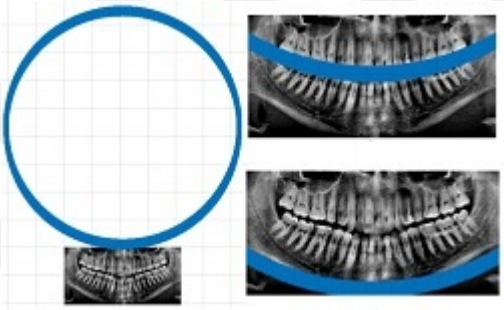
Dental X-ray görüntüleri üzerinde yapılan çalışmalar dişlerin, diş çürüklerinin, çenenin ve kanalların bölütlenmesi sınıflandırılması ve öznitelik çıkarımı üzerinde yoğunlaşmıştır. Literatürde, dental X-ray görüntülerinde oral ve maksillofasiyal bölgedeki çeşitli yapıların (çene, diş, kanal) ve görüntülerin bölütlemesinde, filtrelenmesinde ve iyileştirilmesinde, patolojilerin sınıflandırılmasında, eşikleme [10], watershed algoritması [11], GVF [12], adaptif eşikleme gibi yöntemlerin, Fourier dönüşümü gibi matematiksel dönüşüm fonksiyonları ve ASM [13] gibi istatiksel modellerin kullanıldığı görülmüştür. Bunun yanında 3 boyutlu ve CT görüntülerinda maksiller ve mandibular yapıların bölütlenmesi çalışmalarında yoğunluklu olarak derin öğrenme [14], makine öğrenmesi [15] ve yapay sinir ağı [16] yöntemleri kullanılmıştır.

Dental radyografi görüntülerinde bölütleme üzerine Georges Dibeh, Alaa Hilal ve Jamal Charara ekibi tarafından belirli teorik çalışmalar [17] yapılmıştır. Yapılan bu çalışma maksiller ve mandibular çenenin bölütlenmesi ve bu iki yapıyı birbirinden ayırmaya yöneliktir. Çalışmada öncellikle Şekil 2.1'deki gibi alınmış olan radyografik görüntüler üzerinde Şekil 2.2'de görüldüğü gibi bir ROI belirlenmiş ve ROI dışındaki bölge koyulaştırılırken, ROI bölgeside ön işleme yoluyla görüntü nitelikleri iyileştirilmiştir.

Şekil 2.1: Başlangıç radyografi görüntüsü [17].

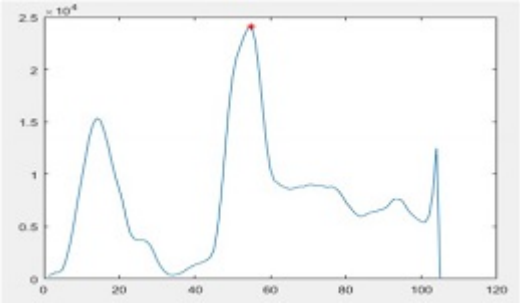
Şekil 2.2: Ön işleme ile iyileştirilen görüntü [17].

İyileştirilen görüntülerde maksiller ve mandibular çenenin bölütlenmesi için yukarı aşağı kaydırılarak bütün resmi tarayacak Şekil 2.3'te görülen maske geliştirilmiştir. Bölütleme için dental radyografilerde maksilla ve mandibulada dişlerin arasında koyu bir şerit olması bilgisinden yararlanmak için bu geçişteki piksel değerlerinin farkının bulunması gerekmektedir. Bu amaçla geliştirilen maske kullanılmıştır.



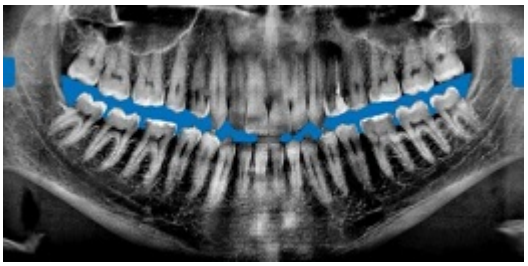
Şekil 2.3: Görüntüyü taramak için geliştirilen maske [17].

Bütün resim maske ile taranırken maske boyunca Şekil 2.4'te görülen histogram bilgisinden yoğunluk davranışı hesaplanmış ve koyu pikseller sayılmıştır. Daha sonra görüntünün tamamı tarandıktan sonra koyu piksellerin çok olduğu bölgeler Şekil 2.3 ve Şekil 2.5'te görüldüğü gibi maksiller ve mandibular dişleri ayıran şerit olarak kabul edilmiştir.

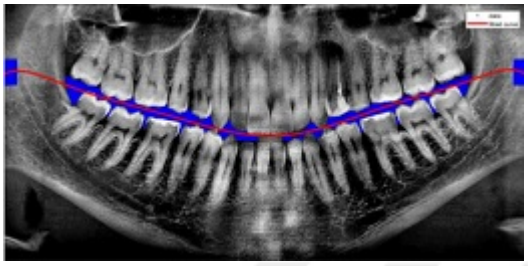


Şekil 2.4: Görüntü maske ile tarandıktan sonra elde edilen histogram bilgisi [17].

Daha sonra bu pikseller N dereceli bir polinom ile eğri uydurmada kullanılmıştır. Bu yöntem sonucunda Şekil 2.6'da görüldüğü gibi, maksilla ve mandibula arasındaki bölgeyi belirleyen eğri gösterilmiştir.

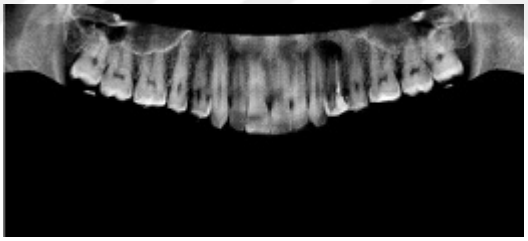


Şekil 2.5: Maksilla ve mandibular çenenin arasında kalan bölge [17].



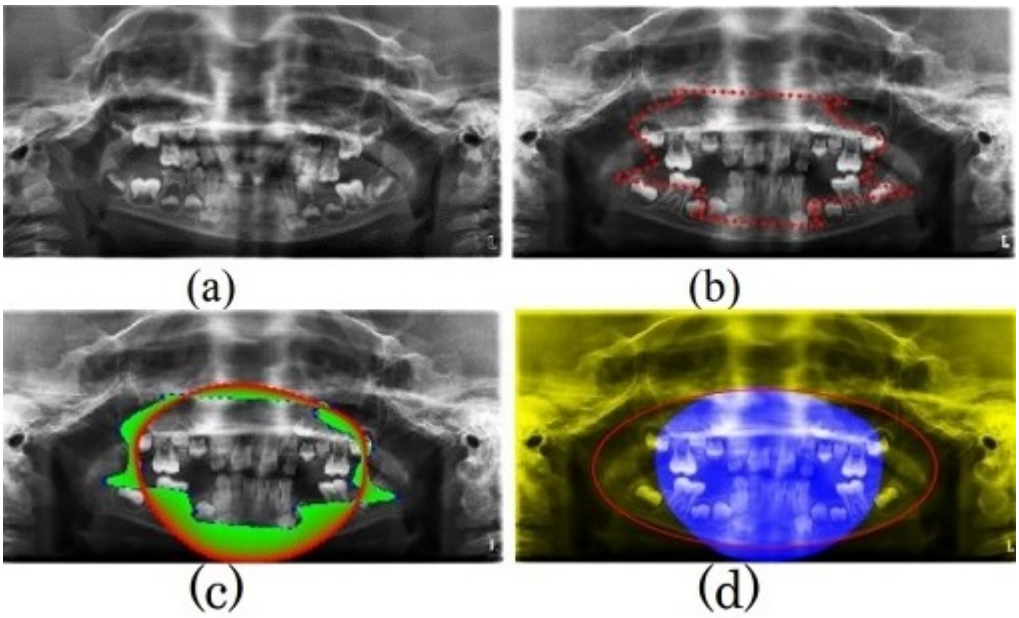
Şekil 2.6: Maksilla çenenin arasında kalan bölgeye uydurulan eğri [17].

Daha sonra eğri ile belirlenen bölgeler ayrılarak Şekil 2.7'de görüldüğü üzere maksiller çenenin mandibular çeneden bölütlenmesi sağlanmıştır.



Şekil 2.7: Maksilla çene bölütleme sonucu [17].

Literatürde yapılan diğer bir çalışma ise, panoramik radyografilerde çene yapısının bölütlenmesi yardımıyla dişlerin otomatik bölütlenmesi üzerinedir. Görüntülerde elde edilmek istenen bölgelerin yakınlığı açısından bu çalışmada bölütlenmek istenen bölge ile benzerlik göstermektedir. Yapılan bu çalışmada [12] çene etrafındaki en yakın siyah noktaların k-ortalama kümeleme ve eşikleme algoritmaları kullanılarak tespit edilmesiyle, bu noktaların GVF modeli ile birleştirilmesi ile elde edildiği görülmektedir.



Şekil 2.8: Çene bölütleme sonuçları (a) İşlenecek panoramik radyografi görüntüsü (b) Çene etrafında K-Ortalama ve eşikleme ile tespit edilen siyah noktalar (c) Yeşil alan GVF modeli değişimi ve GVF sonucu oluşan kırmızı eğri (d) Mavi bölge bölütleme sonucu, kapalı eğri ise bölütleme sonuçlarının oval hale getirilerek düzeltilmiş hali [12].

Panoramik dental X-ray görüntülerde bölütleme ve öznitelik çıkarma üzerinde yapılan çalışmalarda, ASM, Otsu Eşikleme gibi yöntemlere başvurulduğu görülmüştür. Yapılan bazı çalışmalarda ise [18] ASM çıkarılmış, bu model dişlerin sınırlarının belirlenmesinde kullanılarak dişlerin bölütlenmesi sağlanmıştır. Görüntülerin işlenmesinde Otsu metodundan yararlanılmış, morfometrik öznitelik çılarılmasında Snake modeli kullanılmıştır.

Diğer bir çalışmada ise, X-ray görüntülere yakın bir görüntü özelliğine sahip olan CT görüntülerde, başlangıçta modele bir şekil bilgisi vererek optimal eğrilerin oluşturulması durumunda algoritmanın herhangi bir başlangıç bilgisi verilmediği literatürdeki diğer çalışmalara göre daha iyi bir performans gösterdiği ve yöntemin bu şekilde bilgisayar destekli tanı sistemlerinde kullanılabilir olduğu belirtilmiştir [19]. Panoramik X-ray görüntülerinde mandibulanın otomatik bölütlenmesi üzerine yapılan bir çalışmada [20] ise kenarların bulunmasında Canny kenar bulma algoritması, gürültünün engellenmesi için ortanca filtresi, görüntüde alınırken homojen olmayan ışıklamadan dolayı oluşan kontrast bozukluklarını azaltmak için ise CLAHE metodu kullanılmıştır.

Dental X-ray görüntülerinde bölütleme için kullanılan yöntemlerden bazıları [21] 'de analiz edilmiştir. Buna göre, Aktif kontur modelinin, bölge genişlemesi, global eşikleme, watershed gibi algoritmalara göre daha doğru sonuçlar verdiği görülmüştür.

Görüntü işleme, bilgisayarlı görü yöntemleri kullanılarak yapılan bu tür çalışmalar ile daha az radyasyon uygulayarak daha kaliteli görüntülerin elde edilmesinin, otomatik ve yarı otomatik olarak tespit ve sınıflandırma yapan sistemlerin geliştirilmesinin önü açılmıştır.

3. GELİŞTİRİLEN YÖNTEM

Maksiller ve mandibular yapıların sınırlarının tespiti için algoritma geliştirme aşamasında kullanılan metodolojiler ve geliştirilen yöntem bu bölümünde detaylı olarak açıklanacaktır. Bölüm 3.1'de, geliştirilen yöntemin algoritmik yapısı hakkında özet bilgi verilecektir. Bölüm 3.2'de çalışmadan kullanılan panoramik radyografi görüntülerinin özellikleri ve elde edilme yöntemi açıklanacaktır. Bölüm 3.3'te bölütleme algoritmasına girdi olarak verilecek olan başlangıç maskesinin nasıl elde edileceği üzerinde durulacaktır. Bölüm 3.4'te ise çalışmada kullanılan aktif kontur modeli ile bölütleme algoritması açıklanacaktır.

3.1 Yöntem Özeti

Bölütleme teknikleri manuel bölütleme, yarı-otomatik bölütleme ve otomatik bölütleme olmak üzere üçe ayrılmaktadır.

Manuel bölütleme, bölütleme yöntemi olarak kullanılan standart bir yoldur. Bu yöntem operatör yada klinisyen tarafından anatomik yapıların teker teker belirlenip etiketlenmesi şeklinde uygulanmaktadır. Bu sebeple manuel bölütleme yüksek tecrübe gerektiren zaman alıcı bir süreçtir. Hata ve zaman kaybı faktörlerini minimuma indirmek için yarı-otomatik ve otomatik bölütleme yöntemleri geliştirilmeye başlanmıştır.

Yarı-otomatik bölütleme tekniğinde ise operatör veya klinisyen tarafından bir ROI belirlenerek, belirlenen bu ROI üzerinde bölütleme işlemlerinin yapılmasıdır. Yarı-otomatik bölütleme tekniği çok daha az zaman alan ve operatöre bağımlılığını azaltan bir yöntemdir.

Otomatik bölütleme tekniği ise herhangi bir manuel müdahalenin olmadığı, görüntülerin alınması ve girdi olarak tanımlanmasının dışında herhangi bir operatör becerisi gerektirmeyen, zamandan ciddi tasarruf sağlayan bir tekniktir. Otomatik bölütlemenin bu avantajları olmasına rağmen, özellikle X-ray, CT gibi uzaysal çözünürlüğün ve kontrast farkının düşük olduğu görüntülerde uygulanması son derece zor ve doğruluk, benzerlik gibi oranların düşük olduğu bir tekniktir. Çözünürlük ve kontrast farkının düşük olduğu görüntülerde otomatik bölütleme yöntemleri üzerinde çalışmalar ve geliştirmeler yapılmakla birlikte, bu teknik daha çok hata oranının kritik olmadığı ve yüksek hacimde verilerin işlenerek zamandan tasarruf edilmesinin amaçlandığı sistemler

için kullanılmaktadır. Bu 3 tekniğin de avantajları ve dezavantajları değerlendirilerek ve X-ray görüntüler üzerinde de çalışılacağı göz önünde bulundurularak yarı-otomatik bölütleme tekniğinin en ideal teknik olduğu belirlenmiştir. Yarı-otomatik bölütleme tekniğinin kullanılmasına karar verildikten sonra bu tekniğe en uygun bölütleme algoritmasının çıkarılması üzerinde çalışılmıştır. Bu aşamada, gerçek maksiller ve mandibular sınırlara yakın sınırların oluşturulması ve elde edilen bölütleme sonuçlarının, bölütlemesi yapılacak yapılarının uç kısımların sınırlarının keskin geçişlere sahip olması yerine bu uç kısımların daha yumuşak geçişlere sahip olması hedeflenmiştir. Bu amaçla, önerilmekte olan bölütleme metodu ile bu yapıların sınırlarını belirlemek için tek bir yöntem yada algoritma kullanmak yerine, ardışık görüntü işleme ve bilgisayarlı görü yöntemleri kullanılarak, tek bir yöntem kullanma sonucu oluşabilecek sorunlar ardışık olarak kullanılan yöntemler ile önlenmeye çalışılmıştır. Böylece Şekil 3.1'de gösterilen teknikler kullanılarak yarı-otomatik bölütleme yöntemi geliştirilmiştir.

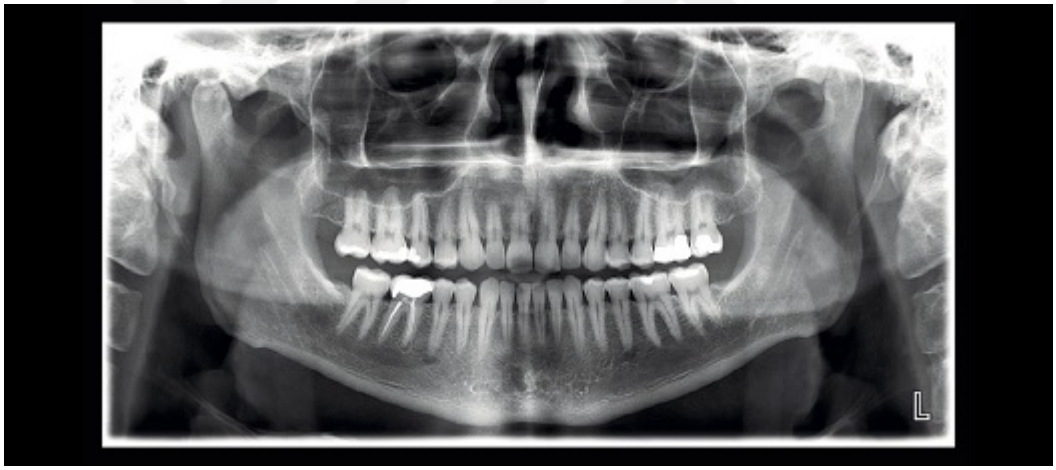
Şekil 3.1: Yarı gözetimli metot akış diyagramı

Bu yöntem ile en iyi sonuçları elde edebilmek için 20 ayrı radyografi görüntüsünde, yapıların sınır bölgeleri diş hekimleri tarafından 6 adet nokta ile işaretlenmiştir. İşaretlemenin eksiksiz ve dikkatli yapılması yöntemin doğru çalışması için önem taşımaktadır.

3.2 Görüntü Özellikleri ve Elde Edilme Yöntemi

Çalışma için kullanılacak görüntüler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na muayene ve tedavi amacıyla gelen hastalardan alınarak oluşturulan arşiv görüntüleri kullanılarak oluşturulmuştur. Bu amaçla diş hekimliği bölümünde Planmeca firmasına ait Promax2D radyografi cihazı ile alınmış Şekil 3.2'de bir örneği görülen görüntüler kullanılmıştır.

Görüntüler jpeg formatında depolanılmış, görüntü işleme ve bilgisayarlı görü işlemleri jpeg formatındaki görüntüler üzerinde uygulanmıştır. Bu amaçla değişik hastalara ait 20 adet dental panoramik radyografi görüntüsünden yararlanılmıştır.



Şekil 3.2: Planmeca Promax 2D ile elde edilen örnek panoramik görüntü [22].

Elde edilen bu görüntüler Intel i5 2.60GHz x64 tabanlı işlemciye, 4.00GB Ram'e sahip Windows 8 işletim sistemi bulunan bir bilgisayar kullanılarak işlenmiştir.

4. MATEMATİKSEL MODEL VE SAYISAL YÖNTEM

4.1 Amaç

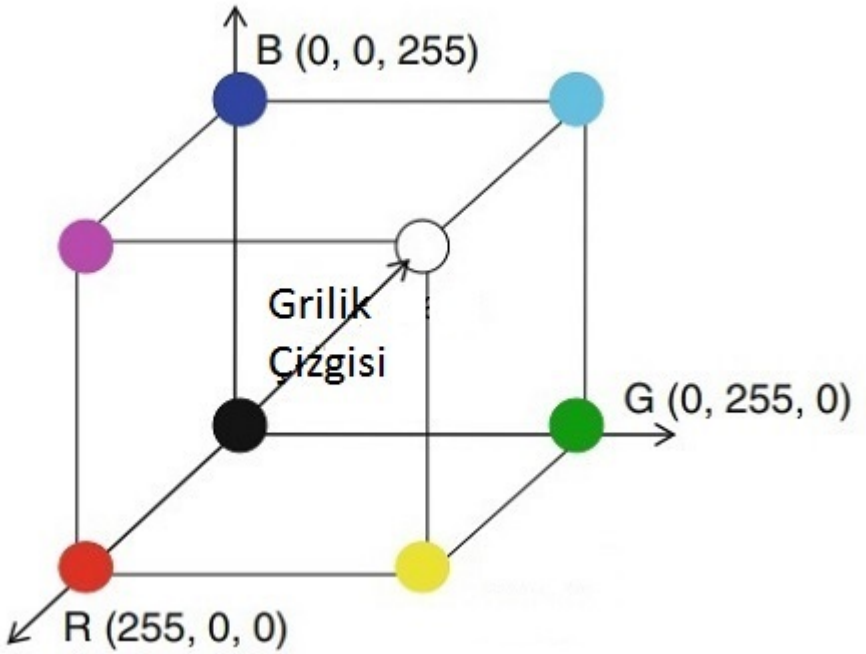
Çeşitli hastalardan alınan görüntülerdeki maksiller ve mandibular yapıların bölütlenmesi için görüntülerin piksel değerleri kullanılarak sayısal bir model yardımıyla bu bilgilerin anlamlı bir veriye dönüşmesi sağlanmıştır. Bu sayısal yöntemlerle birlikte el ile işaretlenen noktalar arasında fonksiyonlar uyumlayarak elde edilen başlangıç bilgisinin matematiksel bir modele sokularak bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir.

4.2 İşaretlenen Noktaların Koordinatlarının Belirlenmesi

Sınırların belirlenmesi için kullanılacak yarı gözetimli bu metot için ilk aşama olarak, hekimler tarafından sanal sınırlar üzerinde her bir görüntü için işaretlenmiş 6 farklı noktanın x ve y koordinat değerlerinin otomatik olarak çıkarılması gerekmektedir. Bu işlem için RGB formatındaki X-ray görüntülerinin grilik skalası (grayscale) formatına dönüştürülüp, piksel değerlerindeki 0 - 255 arasındaki değişim bilgisinden yararlanılmıştır.

4.2.1 Grilik skalası ve RGB renk uzayı

Medikal görüntüler RGB renk uzayına sahip görüntülerdir. RGB renk uzayı, kırmızı (Red) , yeşil (Green) ve mavi (Blue) renklerin her biri bir küpün kenarı olmak üzere 3 boyutlu bir uzay oluşturur. Bu küpün orijininde siyah, orijinin karşısında ise beyaz renk bulunur. Renklerin siyah ile beyaz arasında değiştiği köşegen ise sadece aydınlanma bilgisi taşıyan grilik skalasını (grayscale) temsil etmektedir.

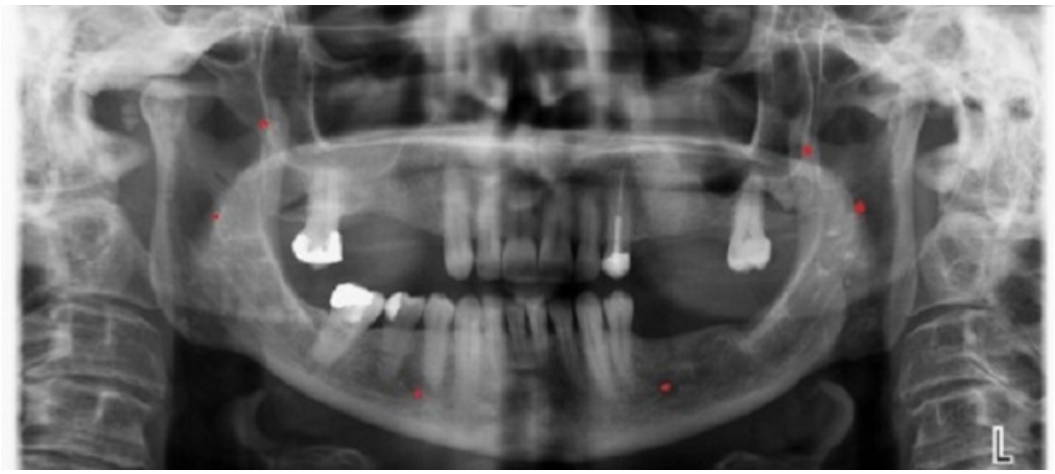


Şekil 4.1: RGB renk uzayı [23].

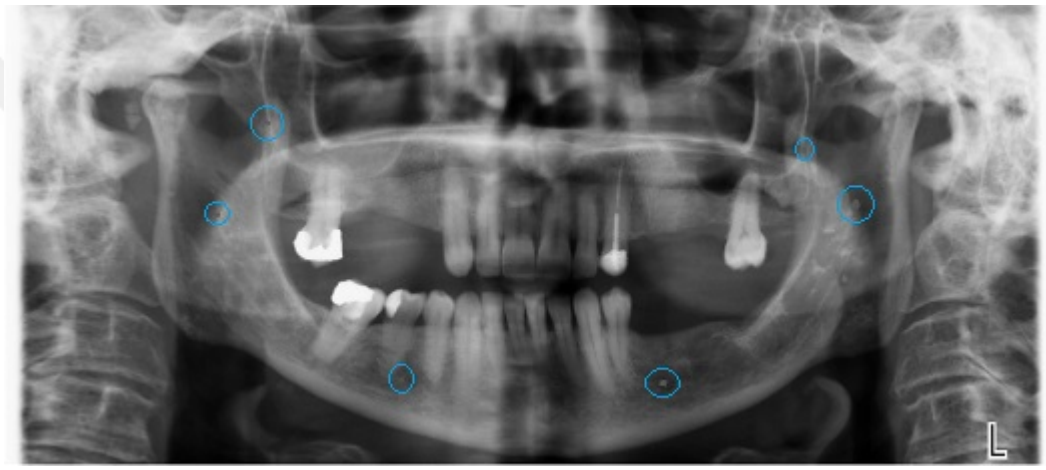
X-ray görüntünün RGB renk uzayından gri görüntülere dönüştürülerek, grilik skalasına sahip görüntülerin piksellerindeki aydınlanma (lüminans) farklılıklarından yararlanmak için, belirli bir eşik değer belirleyip bu eşik değerlerin altında yada üstünde kalan yerlerin özniteliklerini çıkarıp eşik değerin altında kalan yerler siyah yada beyaz renge eşitlenebilir. Bu işlem sonrasında görüntüler belirli bir görüntü önişleme yöntemlerinden geçirildikten sonra önceden işaretlenmiş noktaların belirlendiği bir ikili (binary) resim elde edilebilir.

4.2.2 Noktaların koordinatlarının çıkarılmasından önceki işlemler

İşaretlenen noktaların koordinat değerlerini RGB renk bilgilerini kullanarak tespit etmeden önce, görüntülerin işlenemeye uygun hale getirilmesi ile bu işlem sonunda daha net ve daha kararlı ikili (binary) resimler ve noktalar elde edilir. Bu amaçla görüntü öncelikle gri (grayscale) görüntü haline getirilir. Böylelikle görüntüden, piksel değerleri 0 - 255 arasında değişen, görüntünün genişlik ve yükseklik değerine eşdeğer bir 2 boyutlu matris elde edilmiş olunur.



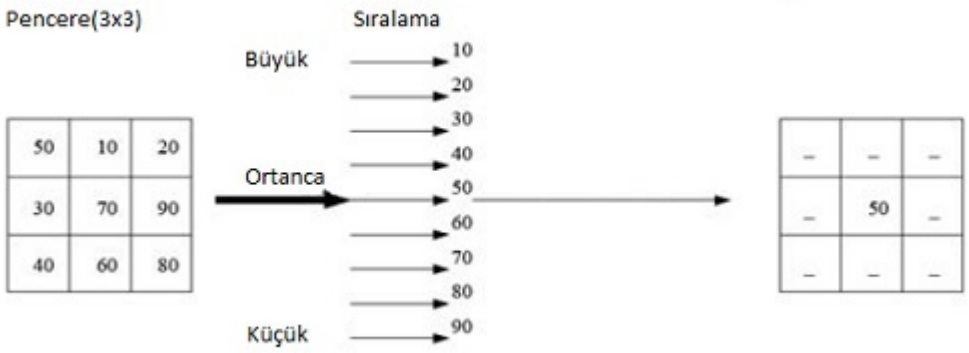
Şekil 4.2: Kullanılan örnek görüntü



Şekil 4.3: Örnek görüntüden elde edilen gri görüntü

Ortanca filtresi

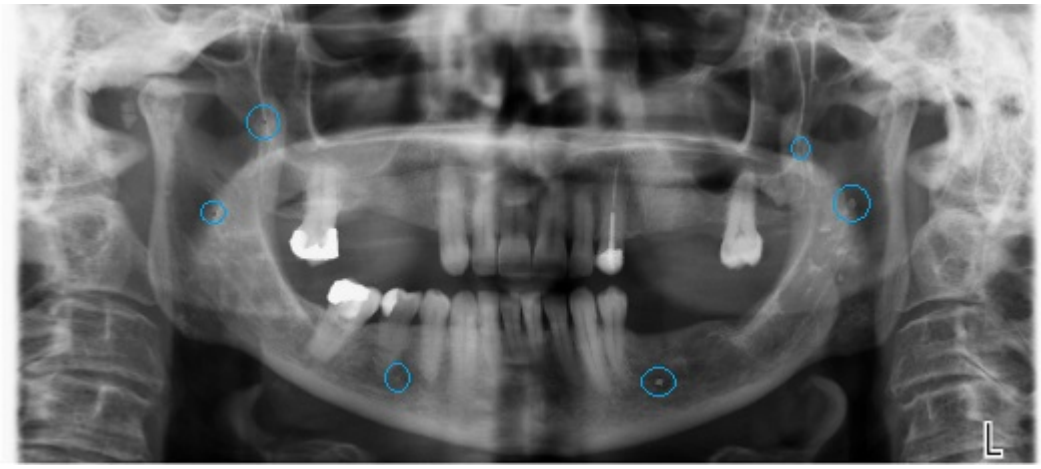
Ortanca filtresi, sinyal ve görüntü işleme alanında gürültüyü azaltmak amacıyla sıkça kullanılan lineer olmayan bir filtredir[24]. Bu filtre ile her bir pikselin belirli bir komşuluğundaki piksellerin kapsayan bir pencere oluşturulup, bu pencere içindeki piksel değerlerinin ortancası alınır ve seçilen piksel ile bu ortanca değeri değiştirilir. Görüntüdeki her piksel için bu işlem tekrarlanır. Böylece piksel değerleri arasındaki mutlak farkın çok olması önlenerek işaretlenmiş noktalar ile karışabilecek küçük noktalar şeklindeki dürtü gürültülerinin (tuz ve biber gürültüsü) temizlenmesi sağlanabilir.



Şekil 4.4: Ortanca filtresi grafiksel gösterimi

2 boyutlu dental radyografi görüntülerinde Ortanca filtresi uygulanırken pencere boyutu (3x3) olarak seçilmiştir. Pencere boyutunun 3x3'ten büyük seçildiği durumda görüntünün bulanıklaştığı ve radyografik görüntülerde yön belirtmek için yazılan L ve R harflerinin de işaretli noktaların elde edilmesi aşamasında görüntüde kaybolmayacağı ve bundan sonraki metotlar için nokta şeklinde algılanarak metotları yanıltabileceği gözlemlenmiştir.

RGB X-ray görüntülerini grilik skalası (grayscale) görüntüye dönüştürüp filtreledikten sonra arka planda dentisyonu gösteren görüntünün ana görüntüden çıkarılması sağlanır. Böylelikle sadece düzlem ve üzerinde işaretlenmiş noktaların olduğu bir grilik skalası (grayscale) görüntüsü elde edilmiş olur.



Şekil 4.5: Örnek görüntüden elde edilen gri (Grayscale) görüntü

4.3 Görüntü Eşikleme

Çalışmanın bir sonraki adımında ise görüntünün bundan sonraki işlemlerde kullanılacak ikili (binary) görüntüler elde edilmesi için eşikleme yöntemi ile grayscale görüntülerin ikili (binary) görüntüye dönüşümü yapılmıştır.

Görüntü işleme uygulamalarında en önemli adımlardan biri olan görüntü eşikleme, piksellerin grilik seviyelerindeki benzerlik veya farklılıkların kullanılarak ön plan ve arka plan görüntülerinin birbirinden bölütlenmesi işlemidir.

Görüntülerin grilik skalasını belirlemek için resim parametreleri çıkarılmıştır. Buna göre resimlerin 8 bit olduğu görülmüştür. Resimlerin 8 bit (uint8) olduğu bilgisinden yola çıkarak, resimler 8-bit grilik skalası biçimine çevrilerek 0 ile 255 arasında değişen 256 farklı lüminans seviyesi üzerinden işlem yapılmıştır.

Bu noktada grilik seviyeleri kullanılarak bir sınıflandırma denklemi çıkarılması gerekmektedir.

Sınıflandırma kuralı olarak görüntüye ait çeşitli bilgiler kullanılabileceği gibi görüntüye ait lüminans eşik değeri çıkarılarak da bir kural tanımlanması yapılabilir. Böylece bu eşik değerin altındaki pikseller otomatik olarak 0 (siyah) yada ön plana ait piksel, eşik değerin üstündeki değerlere sahip pikseller ise 1 (beyaz) yada arka plan ait piksel varsayımı yapılarak bütün pikseller bu denkleme uyacak şekilde değiştirilir.

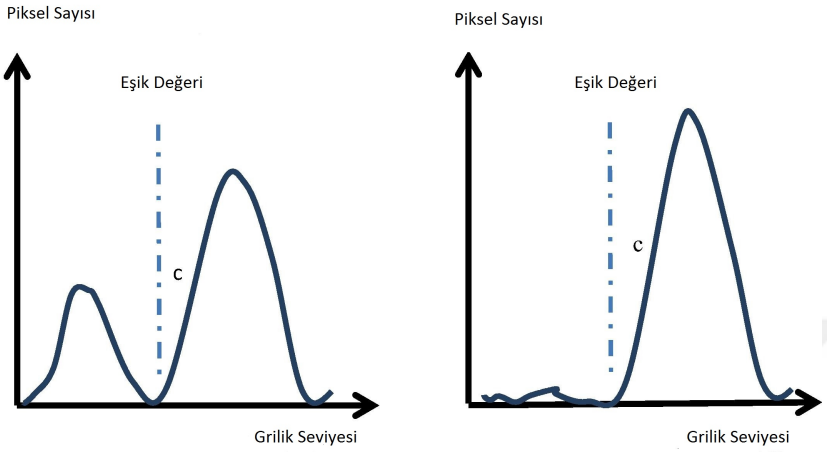
Bu denklem sayısal olarak da şu şekilde ifade edilebilir;

$$f(x,y) = \begin{cases} 0 \; if \; g(\text{x, y}) \leq \text{eşik} \\ 1 \; if \; g(\text{x, y}) > \text{eşik} \end{cases} \tag{4.1}$$

Burada $f(x,y)$ ikili (binary) görüntüyü, $g(x,y)$ ise piksellerin x ve y koordinatlarını temsil etmektedir.

Otsu metodu hem bimodal dağılıma sahip hem de unimodal dağılıma sahip görüntülerde eşik değer belirlemede ve eşiklemede etkili sonuçlar vermektedir.

Grilik değerleri bimodal ve unimodal dağılıma sahip görüntülerde optimal eşik değerin yaklaşık değeri histogram üzerinde işaretli bölgeye düşmektedir. Buna göre eşik değeri sağ tarafında kalan pikseller bir sınıfa, sol tarafında kalan pikseller ise diğer sınıfa dahil edilirler.



Şekil 4.6: Gri görüntülerde histogram ve optimal eşik belirleme (a) Bimodal dağılım (b) Unimodal dağılım [25]

4.3.1 Otsu eşik belirleme metodu kullanarak ikili görüntü elde edilmesi

Çeşitli görüntü eşikleme teknikleri bulunmakla birlikte bu çalışmada kümeleme tabanlı bir eşikleme metodu olan Otsu metodu kullanılmıştır.

Gri görüntüleri ikili görüntülere dönüştürme aşamasında basitçe sabit bir eşik değeri tanımlanıp bu değerin altında kalan değerleri 0 ve 1 olarak değiştirip ikili bir görüntü elde edilebilir. Bu yöntem bir görüntü için doğru bir sonuç verse bile, birden fazla görüntüde, her bir görüntünün grilik dağılımı farklı olacağı için iyi bir sonuç elde etmeyi güçleştirebilir.

Bu amaçla Nobuyuki Otsu tarafından Otsu metodu olarak bilinen görüntünün sadece renk dağılımının histogram önsel bilgisi (priori) ile optimal bir eşik değeri belirleyen ve bu değere göre görüntüyü 2 farklı bölgeye ayıran bütünsel bir eşik değer belirleme yöntem geliştirilmiştir [26]. Bu yöntem gri skalasına sahip görüntülerin histogramından bütünsel bir optimal eşik değeri tahminlediği için başarılı ve sık kullanılan bir görüntü eşikleme yöntemi olmuştur.

Otsu metodunda eşik değeri belirlemek için öncelikle görüntü ön plan ve arka plan olmak üzere 2 sınıf olarak düşünülür. Daha sonra her eşik değeri için bu sınıf içi varyansı

hesaplanır. Varyans değerinin en küçük olduğu eşik değeri bulunur. Bulunan eşik değerinde sınıflar arası varyans değerinin ise maksimum olması beklenmektedir. Böylece eşik değerinin kendi sınıfı içerisinde benzer, diğer sınıfla ise en uzak noktada olması sağlanmış olur.

Otsu metodu dışında görüntüyü belirli bir eşik değerine göre ayrıştırmak için K-means metodu gibi kümeleme tabanlı eşikleme metodları da kullanılabilir. Fakat K-ortamala (k-means) gibi metotlarda bütünsel grilik değeri yerine yerel eşik değerleri hesaplandığı için, elde edilen gri görüntülerde yerel eşik değeri varyasyonun fazla olmadığı göz önünde bulundurularak bütünsel eşik değeri bilgisinden yararlanılmak için Otsu metodu kullanılmıştır. Bunun için görüntünün histogramını çıkarıp, histogramı en optimal değere sahip olan görüntüyü öndeki görüntü ve arkadaki görüntü olmak üzere 2 bölgeye ayırır.

Otsu metodunun bütün görüntülerde daha etkin bir şekilde çalışabiliyor olması için eşik değerin (threshold) doğru seçilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde bu yöntem farklılığını yitirip bazı görüntülerde noktaların kaybolması yada nokta olmayan bölgelerin nokta olarak algılanması sonucu sistemde yanlış positive (false positive) ve doğru negative (true negative) hatalarının oluşmasına neden olabilir. Bunu önlemek için ayrıca Otsu metodu kullanılırken daha yüksek seviyeli (256) histogramlar oluşturulması ve bu histogramlardan Otsu eşik değeri çıkartılması stabiliteyi arttıran önemli bir etkendir. Bu çalışmada da eşik değeri kullanarak ikili görüntü elde etme aşamasında 256 seviyeli histogram kullanılmıştır.

Piksellerin işlem sonunda iki ayrı sınıfa ait olacağını varsayarak, pikseller k eşik değerine göre S_0 ve S_1 olmak üzere iki sınıf altında gruplanabilir. S_0 sınıfının $[1,\cdots,k]$ eşik seviyelerine, S_1 sınıfının ise $[k+1,\cdots,L]$ eşik seviyelerine sahip olduğu varsayılsın. Bu durumda eşik seviyeleri olasılıkları, olasılıklar (p_i) toplam cinsinden;

$$\omega_0 = \sum_{i=1}^{k} p_i = \omega(k) \tag{4.2}$$

$$\omega_1 = \sum_{i=k+1}^{L} p_i = 1 - \omega(k) \tag{4.3}$$

şeklinde yazılabilir. Ortalama eşik seviyeleri, ağırlıklı ortalama seviyelerinin olasılığı cinsinden ise;

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^{k} i p_i / \omega_0 = \mu(k)/\omega(k) \tag{4.4}$$

$$\mu_1 = \sum_{i=k+1}^{L} ip_i/\omega_1 = \frac{\mu_T - \mu(k)}{1-\omega(k)} \tag{4.5}$$

ω_0 ve ω_1 piksel değerlerinin aynı sınıfta olma olasılığı, μ_0 ve μ_1 ise iki ayrı sınıfın ortalama değerleridir.

$$\omega(k) = \sum_{i=1}^{k} p_i \tag{4.6}$$

$$\mu(k) = \sum_{i=1}^{k} ip_i \tag{4.7}$$

1'den L seviyesine kadar görüntünün toplam ortalama eşik seviyesi ise;

$$\mu_T = \mu(L) = \sum_{i=1}^{L} ip_i \tag{4.8}$$

Toplam varyansın (σ_T^2) sınıfiçi varyans (σ_W^2) ve sınıflararası varyansın (σ_B^2) toplamına eşit olduğu düşünüldüğünde

$$\sigma_W^2 + \sigma_B^2 = \sigma_T^2 \tag{4.9}$$

Sınıfiçi sınıf varyansı

$$\sigma_W^2 = \omega_0\sigma_0^2 + \omega_1\sigma_1^2 \tag{4.10}$$

Sınıflararası sınıf varyansı

$$\sigma_B^2 = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2 \tag{4.11}$$

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^{L} (i-\mu_T)^2 p_i \tag{4.12}$$

$$= \omega_0\omega_1(\mu_1 - \mu_0)^2 \tag{4.13}$$

Olasılıklar toplamının daima 1 olduğu ve olasılık toplamının ağırlıklı ortalamaların toplamı olduğu düşünüldüğünde, denklem 4.14 kullanılarak

$$\omega_0\mu_0 + \omega_1\mu_1 = \mu_T, \qquad \omega_0 + \omega_1 = 1 \tag{4.14}$$

toplam varyans elde edilir.

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^{L} (i - \mu_T)^2 p_i \tag{4.15}$$

Bundan sonraki aşama, bu sınıflardan birini maksimize eden bir optimal k eşik değeri belirlemektir. Bunun için λ , κ, η şeklinde sınıf olasılıklarının oranını gösteren fonksiyonlar tanımlanabilir.

$$\lambda = \sigma_B^2/\sigma_W^2 \tag{4.16}$$

$$\kappa = \sigma_T^2/\sigma_W^2 \tag{4.17}$$

$$\eta = \sigma_B^2/\sigma_T^2 \tag{4.18}$$

Matematiksel olarak en kolay maksimize edilebilen fonksiyon σ_B^2/σ_T^2 olduğu için, bu değeri maksimize edecek k* eşik değeri

$$\eta = \sigma_B^2(k)/\sigma_T^2 \tag{4.19}$$

4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 ve 4.7 denklemleri kullanılarak, k eşik değeri için sınıflarası varyans

$$\sigma_B^2(k) = \frac{[\mu_T\omega(k) - \mu(k)]^2}{\omega(k)[1 - \omega(k)]} \tag{4.20}$$

şeklinde ifade edilir.

$$\sigma_B^2(k^*) = \max_{1 \le k < L} \sigma_B^2(k) \tag{4.21}$$

Sınıflar arası varyans değerini maksimize eden optimal eşik değeri k^* bu şekilde elde edilmiş olunur[26].

Görüntülerde elde edilen eşik değerleri Çizelge 4.1'de gösterildiği şekildedir;

Çizelge 4.1: Otsu metodu grilik eşik değerleri.

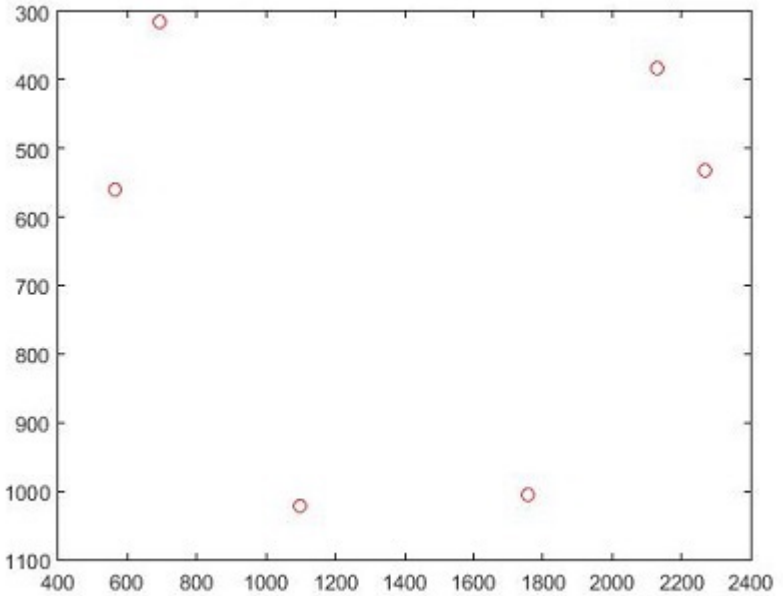
Görüntü 1	Görüntü 2	Görüntü 3	Görüntü 4	Görüntü 5
0.2549	0.2078	0.2118	0.2078	0.2078
Görüntü 6	Görüntü 7	Görüntü 8	Görüntü 9	Görüntü 10
0.2157	0.2039	0.2078	0.2196	0.2078
Görüntü 11	Görüntü 12	Görüntü 13	Görüntü 14	Görüntü 15
0.2118	0.2118	0.2078	0.2039	0.2157
Görüntü 16	Görüntü 17	Görüntü 18	Görüntü 19	Görüntü 20
0.2078	0.2118	0.2078	0.2118	0.2078

İkili (binary) resimde işaretlenmiş noktalar eksiksiz bir şekilde elde edildikten sonra bu noktaların x ve y düzlemindeki koordinatları görüntünün renk matrisinde piksel değeri 1 (beyaz) değerine karşılık gelen satır ve sütünlar, işaretlenen noktaların x ve y koordinatlarını vermektedir. Bir sonraki adımda, belirlenen noktaların x ve y koordinatları sayısal bir yöntemde kullanılarak başlangıç maskesi elde edilecektir.

Şekil 4.7: İşaretlenmiş noktaların elde edildiği ikili (Binary) görüntü

4.4 Kübik Spline İnterpolasyon İle Başlangıç Maskesi Oluşturma

İşaretlenmiş X-ray görüntülerinin piksel değerlerinin koordinatlarının elde edilmesiyle kübik interpolasyon kullanarak bu noktaların kübik spline'lar ile birleştirilerek başlangıç maskesi için kapalı bir eğri elde edilebilir.



Şekil 4.8: İşaretlenmiş noktaların koordinatları

4.4.1 Eğri uydurma ve interpolasyon

Eğri uydurma ve interpolasyon teknikleri görüntü işleme alanında sıklıkla kullanılan sayısal yöntemlerdir. Eğri uydurma kavramı verilen yada hesaplanan noktalardan geçen en uygun eğri fonksiyonunu oluşturma işlemidir. Interpolasyon ise, örneklenmemiş (x_i, f_i) noktalarına eğri uydurulmasıyla elde edilir. Noktalar arasında farklı dereceden polinomlar yada trigonometrik, logaritmik gibi fonksiyonlar kullanıılarak eğriler oluşturulabilir.

4.4.2 Polinom eğri uydurma

Bir düzlem üzerinde n tane nokta arasından en düşük n-1'inci dereceden polinomlar geçirilerek eğri oluşturulabilir. Bu görüntülerde Lagrange metodu, Newton metodu, Neville yöntemi, Nearest interpolasyonu, Doğrusal (Lineer) interpolasyonu gibi sıkça kullanılan yöntemlerle bu polinomlar elde edilebilir. Fakat Lagrange, Newton, Neville

gibi interpolasyon polinomları bütün noktalar için tek bir eğri uydururken, Kübik interpolasyon her iki nokta arasından yüksek dereceli bir polinom geçirerek eğrilerin noktalardan geçiş yaptığı bölgelerde daha yumuşak geçiş yapması ve daha az hata oranı sağlanır.

Kübik interpolasyonu

Kübik interpolasyon metodunu kullanabilmek için sağlanması gereken 3 koşul bulunmaktadır.

1-) Kübik eğriler (x_i, y_i) noktalarından geçmelidir.

2-) 3. dereceden bir polinom uydurulacağı için birleşim noktasında 1.dereceden türevler eşit ve fonksiyon sürekli olmalıdır.

$$f'_{(i-1)} = f'_{(i)} \tag{4.22}$$

3-) 3. dereceden bir polinom uydurulacağı için birleşim noktasında 2.dereceden türevler eşit ve fonksyion sürekli olmalıdır.

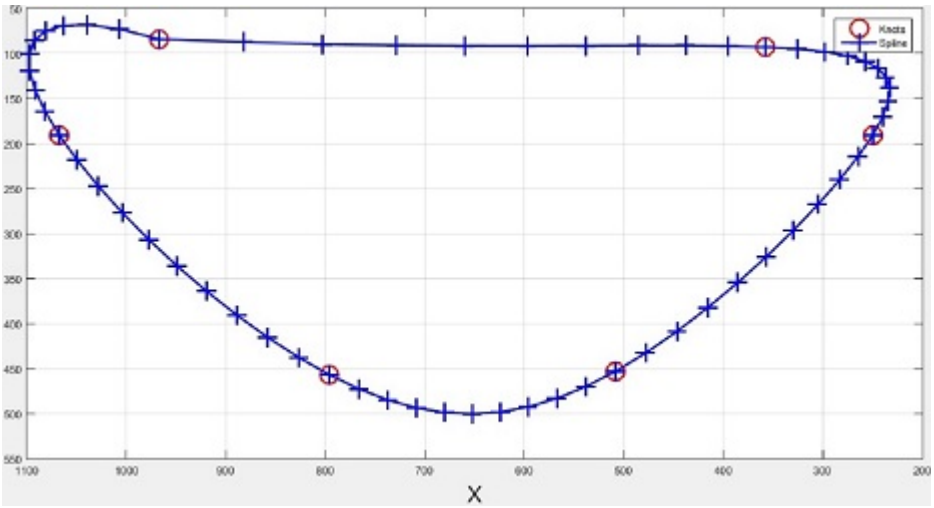
$$f''_{(i-1)} = f''_{(i)} \tag{4.23}$$

Bu 3 koşul da sağlandığı durumlarda kübik interpolasyon yöntemi uygulanabilir.

S_i 3. dereceden bir polinom olmak koşuluyla

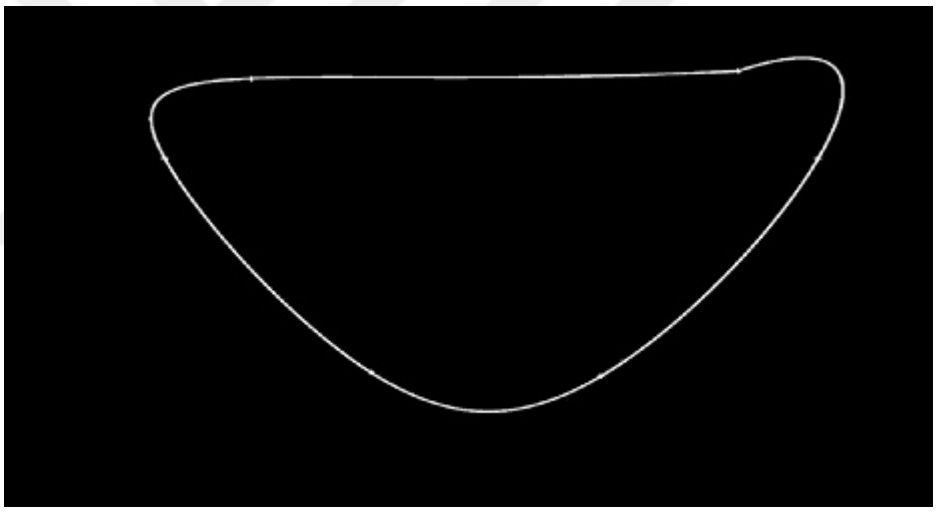
$$S_i(x) = a_i (x - x_i)^3 + b_i (x - x_i)^2 + c_i (x - x_i) + d_i \tag{4.24}$$

Bu yöntem sonucunda n tane nokta için n-1 tane eğri oluşturularak başlangıç maskesi elde etmek için kapalı bir kontur elde edilir.



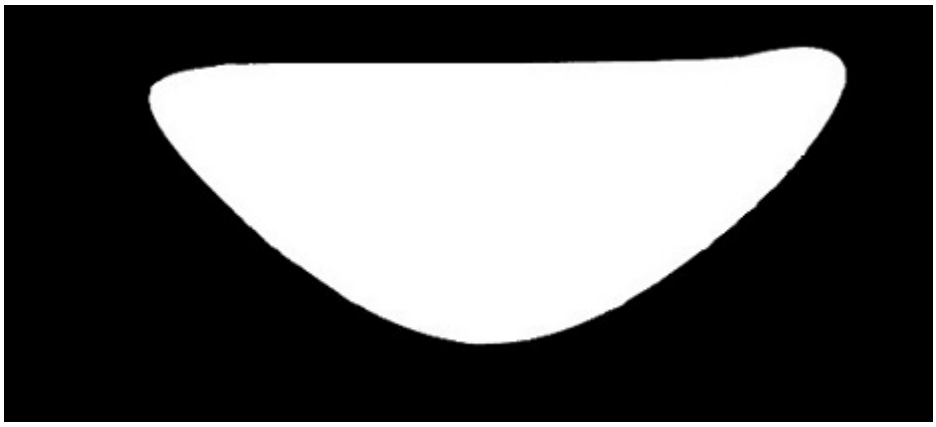
Şekil 4.9: Kübik spline interpolasyon sonucu elde edilen kapalı kontur

Kübik interpolasyon ile kapalı bir kontur elde edildikten sonra ikili (binary) bir resim elde edebilmek için



Şekil 4.10: Kübik spline interpolasyon sonucu elde edilen kapalı kontur

Kübik İnterpolasyon ile kapalı bir kontur elde ettikten sonra bu konturun içinde bulunan piksellerin bit değerleri 0 (siyah) değerinden 1 (beyaz) değerine değiştirilerek bulunan kapalı konturdan bir maske oluşturulur.



Şekil 4.11: Kapalı konturun içinin doldurulmasıyla elde edilen maske

4.5 Aktif Kontur Yöntemi İle Bölütleme

İşaretlenen noktaların kübik spline interpolasyon metodu kullanılarak birleştirilmesiyle elde edilen kapalı kontur maskeye dönüştürüldükten sonra sıkça kullanılan bir bilgisayarlı görü yöntemi olan aktif kontur (Snakes) modeline başlangıç girdisi olarak tanımlanmıştır. Yapılan çalışmalarda aktif kontur modelinde bir geometrik ön bilgi (priori) kullanmanın önemi üzerinde durulmuştur [27]. Bu sebeple aktif kontur metodu ile doğru alanları sınırlarını belirleyebilmek için bu aşamada doğru maskelerin elde edilmiş olması modelin verimli çalışabilmesi açısından önemlidir. Bu modelin asıl amacı sıfırdan eğrileri oluşturup kapalı bir kontur elde etmekten ziyade girdi olarak verilen başlangıç durumunun sınırlarıyla uyumlu bir kapalı kontur elde etmektir. Modele girdi olarak herhangi bir başlangıç durumu verilmeyen koşullarda ise kullanıcı tarafından harici olarak istenilen kontur şekline benzer hale getirildiğinde, aktif kontur yine enerjiyi minimizasyonu problemini çözümleyerek aranan bölgenin sınırlarına uyumlanacaktır.

4.5.1 Aktif kontur modeli

Aktif kontur [28] nesnelerin bölütlenmesinde kullanılan kenar belirleme tabanlı yarı gözetimli bir bölütleme yöntemidir. Temel işleyiş prensibi belirli bir başlangıç geometrisinden iteratif olarak spline'ların enerjisini minimize ederek gelişip belirli bir iterasyon sonucunda kenarların belirlenmesi şeklindedir. Düşük çözünürlüklü görüntülerde başarılı sonuçlar elde edildiği için özellikle X-ray, MRI gibi tıbbi görüntülerde istenilen bölgelerin görüntünün arka planından çıkarılmasında etkili bir tekniktir.

Snake modelinin enerjisi, bükülmeden kaynaklı eğrilerin iç enerjisi, eğrinin dışında oluşan limitlerden kaynaklı enerji ve resmin kendi enerjisinin toplamının integraline eşit olduğu düşünüldüğünde;

Eğrilerin (snake) pozisyonu $\mathbf{v}(s) = (x(s), y(s))$ olarak varsayıldığında

$\mathbf{v}_i$: $i = 0 \ldots n-1$ noktaları arasında değişen veri kümesi

E_{int}: Eğrilerin bükülmesinden kaynaklanan iç enerji

E_{image}: Resim enerjisi

E_{con}: Eğrinin dışında oluşan sabitlerden kaynaklanan enerji olmak üzere;

Enerji fonksiyonu şu şekilde yazılabilir [28];

$$E^*_{snake} = \sum_{i=1}^{n} E_{int}(i) + E_{ext}(i) \tag{4.25}$$

Dışarıdan kaynaklı enerjinin resim enerjisi ve sabitlerden kaynaklanan enerji toplamı olduğu düşünüldüğünde

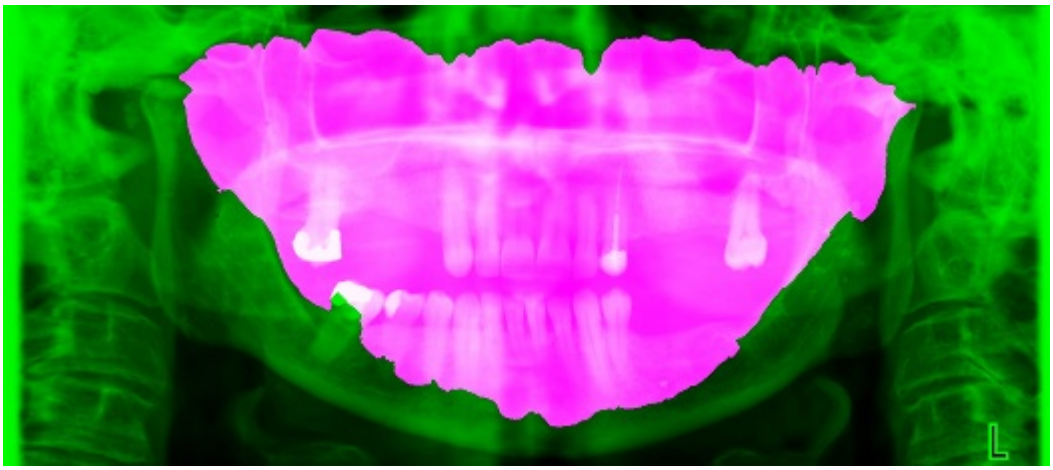
$$E_{\text{ext}} = E_{\text{image}} + E_{\text{con}} \tag{4.26}$$

$$E^*_{snake} = \int_0^1 E_{snake}(\mathbf{v}(s))ds = \tag{4.27}$$

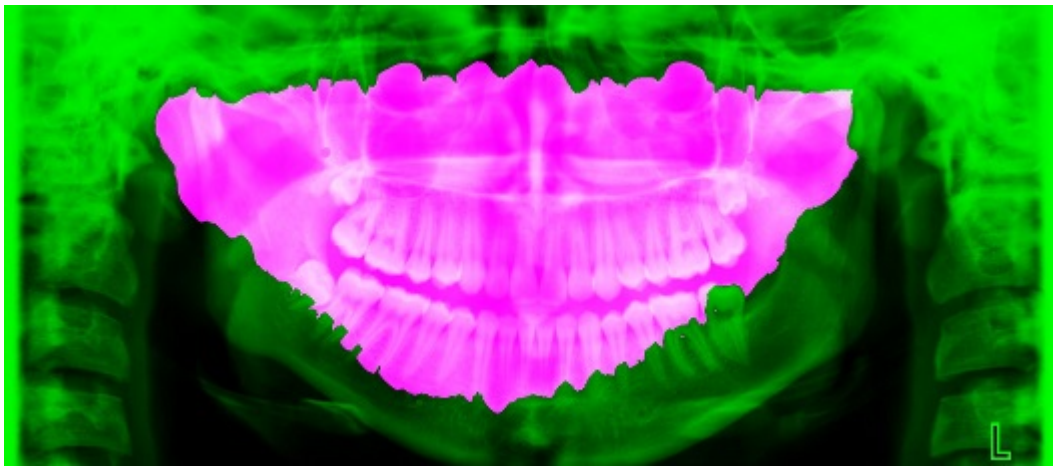
$$\int_0^1 (E_{int}(\mathbf{v}(s)) + E_{image}(\mathbf{v}(s)) + E_{con}(\mathbf{v}(s)))\, ds \tag{4.28}$$

Aktif kontur her iterasyonda sürekli olarak enerji fonksiyonunu minimize etmeye çalıştığı için dinamik bir metot olarak görülmelidir. Bunun için farklı iterasyonlarda farklı sonuçlar elde edilmesi olasıdır. Snake modelinde varsayılan iterasyon sayısı 100'dür.

Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de elde edilen başlangıç maskesini kullanarak aktif kontur modeli ile 100 iterasyon sonucunda enerji fonksiyonları minimize edilerek elde edilen gerçek görüntüler üzerindeki bölütleme sonuçlarına Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te yer verilmiştir.



Şekil 4.12: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu



Şekil 4.13: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu

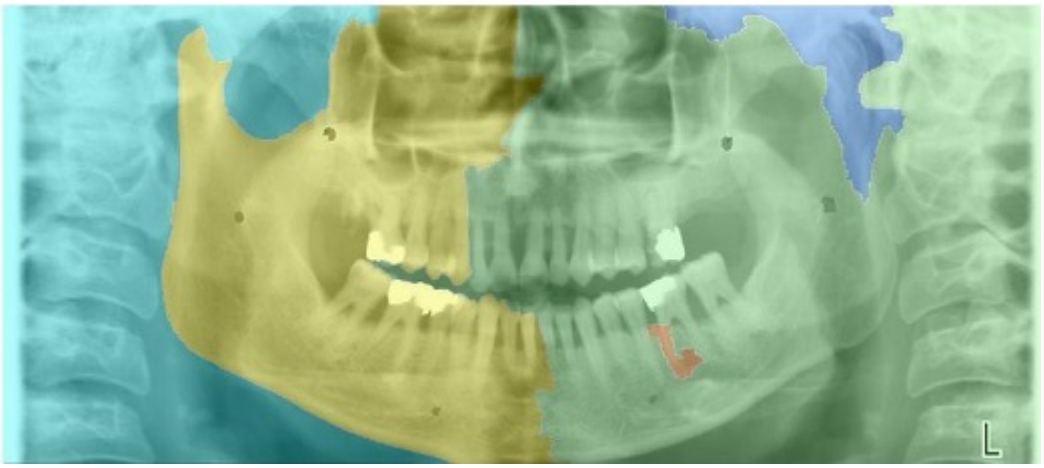
Elde edilen sonuçlardan sonra aktif kontur modelinin maksiller ve mandibuler yapıları etkili bir şekilde arka plandaki gerçek görüntüden ayırdığı görülmüştür ve bölütleme sonucu belirlenen sınırların spina, hyoid kemik, orbita, dış kulak deliği gibi yapıların sınırlarını kapsamadığı gözlemlenmiştir. Fakat sınırlar belirlenirken aktif konturun enerji fonksiyonunu minimize etmeye çalışması sonucu bölütleme sonuçlarında sivri uçlar oluşmasına neden olmuştur. En son adımda, bu sivri uçları daha yumuşak bir hale getirmek için aktif kontur ile belirlenen sınırların üzerinde ilerleyen bölümde incelenecek bir metot yardımıyla sivri uçların kaybolduğu görüntüler elde edilmeye çalışılmıştır.

4.5.2 Watershed yöntemi ile bölütleme

Kontrast farkının az olduğu görüntülerde kullanılan diğer bir yöntem ise Watershed bölütleme yöntemidir. Bu yöntemde görüntü uzaysal koordinatlar ve grilik seviyeleri olmak üzere 3 boyutlu olarak düşünülüp grilik seviyelerinin minimum olduğu koordinatlardan grilik seviyelerinin birbirine yaklaşmaya başladığı koordinatlara ilerlenerek seviyelerin birleşmeye başladığı bölgeler sınırlar olarak belirlenir.

Aktif kontur modeli ile yarı-otomatik olarak bölütlenmesinin yanında biyomedikal görüntü işleme alanında bölütleme algoritması olarak yaygın bir şekilde kullanılan bir metot olan Watershed modeli ile görüntüler üzerinde maksiller ve mandibular yapıların otomatik bölütlenmesi sağlanarak Şekil 4.14'te görüldüğü gibi elde edilen Watershed bölütleme sonuçlarının Çizelge 5.2'de görüldüğü üzere benzerlik oranları karşılaştırılmıştır.

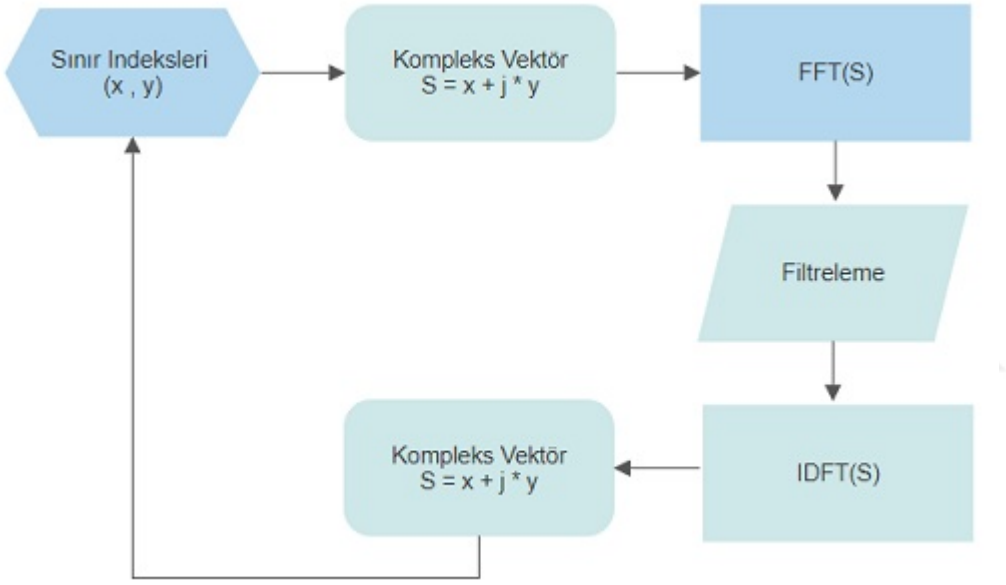
Şekil 4.14: Watershed yöntemi ile elde edilen bölütleme sonucu



Şekil 4.15: Watershed yöntemi ile elde edilen renklendirilmiş bölütleme sonucu

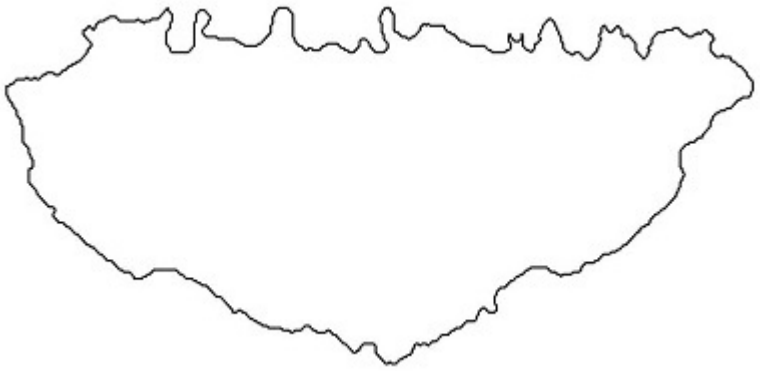
4.6 Fourier Tanımlayıcı İle Görüntü Kenarlarını Yumuşatma

Bu çalışmada bölütleme sonucu elde edilen sınırlardan sivri uçları ayıklamak için biyomedikal görüntü işleme ve örüntü tanımada yaygın olarak kullanılan kenar yumuşatma yöntemi olan Fourier tanımlayıcı (FD) kullanılmıştır. Fourier tanımlayıcı, ikili görüntülerde 2 boyutlu bir objenin kenarları boyunca her (x,y) değerini kompleks bir $x+iy$ ile eşleştirerek $x+iy=S$ gibi bir kompleks vektör elde ederek, elde edilen kompleks vektörün fourier dönüşümününün (FFT) alınarak frekans domaininde vektörün davranışı görüldükten sonra istenmeyen vektör elemanlarının çıkarılarak ters fourier dönüşümünü alarak (IDFT) obje sınırlarının geri elde edilmesi işlemidir. Böylece obje kenarları gürültü veya keskin uçlardan temizlenmiş hale gelmektedir.

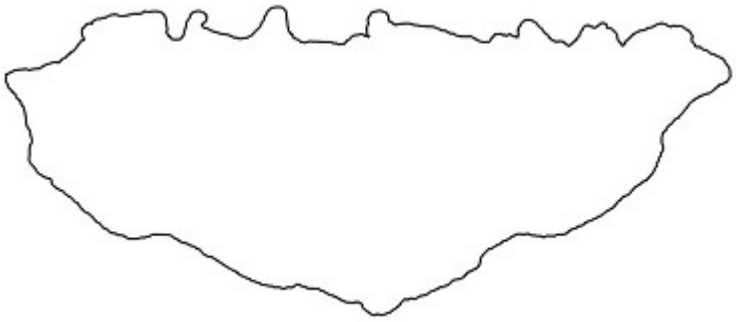


Şekil 4.16: Fourier tanımlayıcı algoritma akış diyagramı

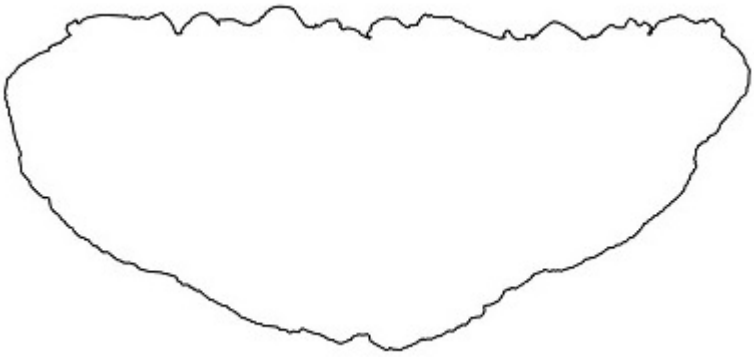
Kompleks vektörün Fourier dönüşümü alındıktan sonra elde edilen tek boyutlu vektörde çıkarılan her vektör elemanı bölütleme sonucuna etki etmektedir. Elemanların kenarlar üzerinde değişik etkilerini görmek üzere vektörde rastgele elemanlar çıkarılarak sonuçlar gözlemlenmiştir. Yapılan denemeler ve gözlemler sonucunda bölütlemenin özellikle üst bölümünde yer alan tırtıklı ve sivri uçlar içeren yapının yumuşatılmasını sağlayan elemanların vektörün son 100 indeks içerisindeki kompleks kısmı e^2 'li terim içeren, farklı görüntülerde değişmekle birlikte 20 ile 25 adet elemanın filtrelenmesi ile elde edildiği görülmüştür.



Şekil 4.17: Bölütleme sonucu sınırları

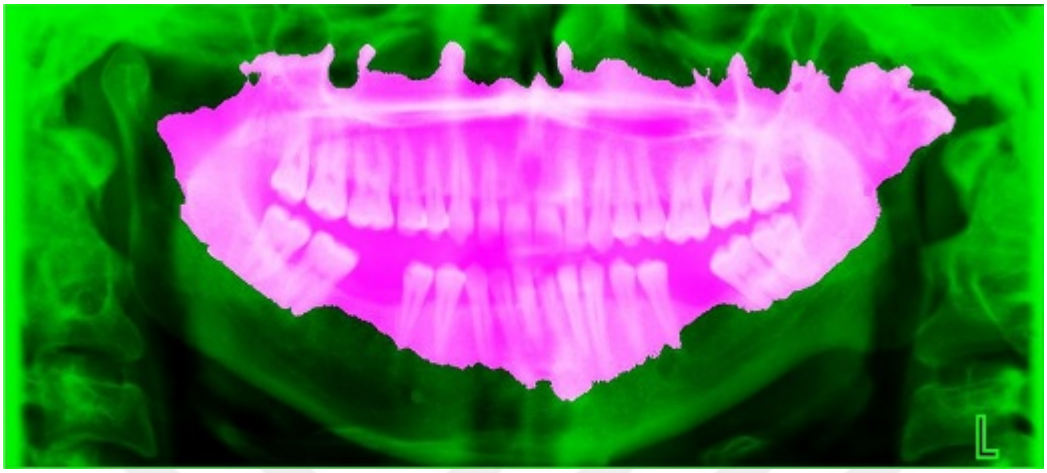


Şekil 4.18: e^2 'li terimlerin çıkarılmaya başlanmasıyla oluşan sınırlar



Şekil 4.19: 25 tane e^2 'li terimin çıkarılmasıyla oluşan sınırlar

Görüntülerde FD algoritması adımları uygulandıktan sonra Şekil 4.15'deki gibi sivri geçişler yerine Şekil 4.16'daki gibi yumuşak geçişlere sahip görüntüler elde edildiği görülmüştür.



Şekil 4.20: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonucu

Şekil 4.21: Fourier tanımlayıcı ile kenarları yumuşatılmış bölütleme sonucu

5. BULGULAR

Bu bölümde, seçilmiş görüntüler üzerinde çalışmada kullanılan yöntemlerle elde edilen bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik verileri ile nicel olarak karşılaştırılması ve yarı-otomatik ve otomatik yöntemlerin performans analizi üzerinde durulmuştur. Bölütleme için kullanılan yarı-otomatik metodun performansının otomatik bölütleme metodundan daha iyi olması sebebiyle otomatik bölütleme sonucu elde edilen görüntülerde kenar yumuşatma işlemi uygulanmamış ve Çizelge 5.3'te görüldüğü üzere sadece yarı-otomatik metodun kenar yumuşatma performans değerlerine yer verilmiştir.

5.1 Performans Analizi

Geliştirilen yöntem ile elde edilen sonuçlar ile diş hekimleri tarafından oluşturulmuş yersel gerçeklik görüntülerinin benzerliğini sayısal olarak değerlendirebilmek için bu iki farklı görüntü seti arasında Sorensen-Dice benzerlik ölçütleri (Sorensen-Dice measure of similarity) hesaplanmıştır [29]. Iki farklı sette her bir örneğin birbirileri arasındaki benzerliğini karşılaştırmak için kullanılan bu yöntemde, X ve Y karşılaştırılmak istenen örneklerin vektörel değeri olmak üzere QS benzerlik katsayısı şu şekilde ifade edilebilir.

$$QS = \frac{2|X \cap Y|}{|X| + |Y|} \tag{5.1}$$

Katsayı denkleminde

$$|X \cap Y| \tag{5.2}$$

X ve Y örneklerinde, ikili görüntüde aynı piksel değerlerine (0 ve 1) sahip noktaların sayısını belirtir.

$$|X| + |Y| \tag{5.3}$$

ise X ve Y örneklerindeki toplam piksel sayılarını belirtir. Böylece ortak olan noktaların bütün noktalara oranı bulunarak benzerlik oranı elde edilmiş olunur.

Çizelge 5.1: Aktif kontur ile elde edilen bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik görüntüleri ile benzerlik ölçütü tablosu.

Denekler	Sørensen-Dice Katsayısı	Denekler	Sørensen-Dice Katsayısı
Görüntü 1	0,7840	Görüntü 11	0,6084
Görüntü 2	0,7735	Görüntü 12	0,6664
Görüntü 3	0,8560	Görüntü 13	0,6308
Görüntü 4	0,7141	Görüntü 14	0,8380
Görüntü 5	0,6844	Görüntü 15	0,6801
Görüntü 6	0,7728	Görüntü 16	0,7240
Görüntü 7	0,6585	Görüntü 17	0,6870
Görüntü 8	0,5723	Görüntü 18	0,7342
Görüntü 9	0,7573	Görüntü 19	0,8125
Görüntü 10	0,7862	Görüntü 20	0,6294
		Ortalama	0,7185
		Standart Sapma	0,0787

Çizelge 5.2: Watershed yöntemi ile elde edilen bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik görüntüleri ile benzerlik ölçütü tablosu.

Denekler	Sørensen-Dice Katsayısı	Denekler	Sørensen-Dice Katsayısı
Görüntü 1	0,3287	Görüntü 11	0.4461
Görüntü 2	0,4109	Görüntü 12	0.4191
Görüntü 3	0.3564	Görüntü 13	0.4452
Görüntü 4	0.2906	Görüntü 14	0.3251
Görüntü 5	0.3693	Görüntü 15	0.2197
Görüntü 6	0.2783	Görüntü 16	0.3409
Görüntü 7	0.2990	Görüntü 17	0.3215
Görüntü 8	0.4261	Görüntü 18	0.2660
Görüntü 9	0.3704	Görüntü 19	0.4034
Görüntü 10	0.3546	Görüntü 20	0.2974
		Ortalama	0,3484
		Standart Sapma	0,0634

Çizelge 5.3: Kenarları yumuşatılmış bölütleme sonuçlarının yersel gerçeklik görüntüleri ile benzerlik ölçütü tablosu.

Denekler	Sørensen-Dice Katsayısı	Denekler	Sørensen-Dice Katsayısı
Görüntü 1	0,7859	Görüntü 11	0.6547
Görüntü 2	0,7707	Görüntü 12	0.6915
Görüntü 3	0.8828	Görüntü 13	0.6426
Görüntü 4	0.7186	Görüntü 14	0.8204
Görüntü 5	0.6805	Görüntü 15	0.6903
Görüntü 6	0.7303	Görüntü 16	0.7512
Görüntü 7	0.6728	Görüntü 17	0.7056
Görüntü 8	0.6523	Görüntü 18	0.7432
Görüntü 9	0.6634	Görüntü 19	0.8015
Görüntü 10	0.7851	Görüntü 20	0.7185
		Ortalama	0,7301
		Standart Sapma	0,0629

Sørensen-Dice benzerlik ölçütünün hesaplanmasıyla 2 boyutlu görüntülerden oluşan iki ayrı set arasında ne kadar örtüşen bölge olduğunun istatiksel bilgisi elde edilmiş olunur. Bu istatiksel bilgi bölütleme sonuçlarının doğrulanması ve algoritmanın performansı açısından önem taşımaktadır.

6. SONUÇ VE ÇIKARIMLAR

Bu çalışmada, diş hekimligi branşında teşhis ve tanı amaçlı kullanılan, ciddi bir tecrübe ve uzmanlık isteyen X-Ray radyografi görüntülerinin analizinde kullanılmak üzere, analiz edilmek istenen yapılara daha benzer egri formları elde ederek daha iyi bölütleme sonuçları gerçeklestirmeyi amaçlayan yeni bir yöntem geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Bu amaçla Bölüm 1'de diş ve çenenin anatomik yapısından ve dental görüntüleme yöntemlerinden özellikle de dental panoramik görüntüleme tekniğinden bahsedilmiştir. Bölüm 2'de ise çalışmanın amacı ve literatürde yapılan benzer çalışmalar üzerinde durulmuştur. Bölüm 3'de ise önerilen yöntem ve çalışmada kullanılacak verilerin elde edilmesinden bahsedilmiştir. Önerilen yöntem ile yüksek dereceli polinom kullanarak elde edilen baslangıç konturunun, aktif kontur modeline baslangıç bilgisi olarak tanımladığı durumda tespit edilen maksiller ve mandibular yapılara ait sınırların daha sonra bir sınır yumuşatma algoritmasına da sokularak yersel gerçeklik ile korelasyonu daha yüksek bölütleme sonuçlarının elde edildiği görülmüştür.

Bölüm 4'te ise kullanılan teknikler detaylı bir şekilde analiz edilmıştır. Bölüm 5'te ise çalışmanın sonuçları ve bölütleme algoritmasının performansı üzerinde durulmuştur.

Sonuç olarak, kübik interpolasyon ve fourier tanımlayıcısı kullanılarak hekzagonal benzeri sonuçlar yerine daha yumusak geçislere sahip bölütleme sonuçları elde edilmistir. Maksiller ve mandibular bölgelerin anatomik yapısının genel olarak kıvrımlı ve yumuşak geçişlere sahip olduğu düşünüldüğünde, keskin köşelere sahip bir sınır bulma işlemi yerine bu anatomik yapıların karakteristik yapısı ile daha benzer olması amacıyla, optimal bir bölütleme işleminin yersel gerçeklik görüntülerine daha benzer sonuçlar verip bu açıdan çeşitli uygulamalarda (CADDS) kullanılığı durumlarda klinisyenlere teşhis ve tanı aşamasında daha geçerli sonuçlar verebileceği öngörülmektedir.

Bu çalışma, düşük çözünürlük ve kontrast farkına sahip görüntülerde bölütleme sonuçlarının geliştirilmesinin yanında, klinisyenlerin grafiksel yada görüntü işleme tabanlı bir program yardımıyla çıkarılmak istenen bütün bir bölge boyunca ilerleyerek işaretleme yoluyla elde edilmesine dayanan manuel bölütleme işleminin yarı-otomatik hale getirilerek hızlandırılması ve insan bağımlılığının azaltılması konularında da katkı sunmuştur.

Çizelge 5.1 ve Çizelge 5.2'de görüldüğü üzere yarı-otomatik bölütleme tekniğinin kullanılması iyi bir otomatik bölütleme tekniği olan Watershed yöntemine karşı daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Bundan sonra yapılacak çalışmalarda, dental radyografi görüntülerinde yeni bir yaklaşım olarak geliştirilen bu yarı-otomatik metot üzerinde yeni bölütleme teknikleri geliştirilmesi mümkündür. Aynı görüntülerde otomatik bölütleme yapılmak istendiği takdirde ise tek bir bölütleme yöntemi kullanmak yerine birden fazla görüntü işleme yönteminin kullanılması yada makine öğrenmesi yöntemleri kullanılarak sistemin eğitilerek bu sınırların belirlenmesi sağlanabilir.

Son olarak, dental radyografi görüntülerinde çeşitli yapıların (çene, diş,lezyon vs) sınıflandırılması, öznitelik çıkarılması, sistemin eğitilmesi, lokalizasyonu gibi çalışmalar için öncelikle çeneye ait yapıların belirlenmesi ve lokalizasyonu yapılması gerektiği için yapılan bu çalışmanın ve yöntem çıktılarının akademik çalışmalar için bir yararlı bir kaynak olabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

[1] SABARUDIN, A., TIAU, Y. J. Image quality assessment in panoramic dental radiography: a comparative study between conventional and digital systems. *Quant Imaging Med Surg., 3(1)*, (February 2016),43–48.

[2] FACIAL BONES, 2019. [Online]. *Medicine LibreTexts.* Avaliable: https://med.libretexts.org [Accessed: June 2019].

[3] ORHAN, K. Panoramik radyografi ders notları. *Panoramik Radyografi* , 1–3.

[4] YALTIRIK, M., KIRLI, İ., PALANCIOĞLU, A. 3 boyutlu planlama konik Işınlı bilgisayarlı tomografi ders notları. *Cerrahide Üç Boyutlu Görüntülemenin Kullanımı*, 7–8, 23–24.

[5] GENÇ, T. Dental İmplant Tedavisi Öncesi Maksilla ve Mandibuladaki Anatomik Yapıların ve Varyasyonlarının Radyolojik Olarak Değerlendirilmesi. *Hacettepe üniversitesi sağlık bilimleri enstitüsü*, 12 (2014), 6–13.

[6] DIVYA. K, V., JATTI, A., MEHARAJ P., S. Image Processing and Parameter Extraction of Digital Panoramic Dental X-rays with ImageJ. *International Conference on Computational Systems and Information Systems for Sustainable Solutions 72*, 6–8 (October 2016).

[7] UEECK, BRETT A., RIECK, KEVIN L. Panoramic Radiograph. *Clinical Review of Oral and Maxillofacial Surgery 2*, (2014).

[8] FARMAN, ALLAN. G. Seminars on Maxillofacial Imaging and Interpretation. *Panoramic Radiology* , (August 2007).

[9] ÜLKÜ, B. K., YETIK, I. S., ÇULHAOĞLU, A. K., ORHAN, K., KILIÇARSLAN, M. A. Semi-Supervised Method for Determining the Maxillary and Mandibular Boundaries on Panoramic Radiographs. *Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU) 26*, (May 2018), 1–4

[10] OPREA, S., MARINESCU, C., LITA, I., JURIANU, M., VISAN. D, A., CIOC. I, B. Image processing techniques used for dental X-ray image analysis. *31st International Spring Seminar on Electronics Technology*, (7-11 May 2008), 125–129.

[11] SABARUDIN, A., TIAU, Y. J. Watershed algorithm based on morphology for dental X-ray images segmentation. *IEEE 11th International Conference on Signal Processing., 2*, (21-25 October 2012),877–880.

[12] HASAN, M., M., ISMAIL, W., HASSAN, R., YOSHITAKA, A., Automatic segmentation of jaw from panoramic dental X-ray images using GVF snakes. *2016 World Automation Congress (WAC)*, (July 2016),1–6.

[13] YU-BING CHANG, Y. B., XIA, J. J., YUAN, P., KUO, T. H., XIONG, Z., GATENO, J., ZHOUE, X. 3D Segmentation of Maxilla in Cone-beam Computed Tomography Imaging Using Base Invariant Wavelet Active Shape Model on Customized Two-manifold Topology. *J Xray Sci Technol, 21*, 2 (2013), 251–282.

[14] HAM, S., LEE, A., PARK, J., BYEON, Y., LEE, S., BAE, M., KIM, N. Multi-structure Segmentation of Hard Tissues, Maxillary Sinus, Mandible, Mandibular Canals in Cone Beam CT of Head and Neck with 3D U-Net. *1st Conference on Medical Imaging with Deep Learning (MIDL 2018)*, 4-6 (June 2018), 1–3.

[15] TOROSDAĞLI, N., LIBERTON, D. K., VERMA, P., SINCAN, M., LEE, J., PATTANAIK, S., BAĞCI, U. Robust and fully automated segmentation of mandible from CT scans. *IEEE 14th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2017)*, 18 –21 (April 2017), 1–4.

[16] QIU, B., GUO, J., KRAEIMA, J., BORRA, R. J. H., WITJES, M. J. H., VAN OOIJEN, P. M. A. 3D segmentation of mandible from multisectional CT scans by convolutional neural networks. *1st Conference on Medical Imaging with Deep Learning (MIDL 2018)*, 4-6 (June 2018), 1–9.

[17] DIBEH, G., HILAL, A., CHARARA, J. A Novel Approach for Dental Panoramic Radiograph Segmentation. *IEEE International Multidisciplinary Conference on Engineering Technology (IMCET)*, (November 2018), 1–6.

[18] LIRA, P. H. M., GIRALDI, G., NEVES, L. A. P. Panoramic Dental X-Ray Image Segmentation and Feature Extraction. *International Journal of Natural Computing Research (IJNCR),1*, 4 (January 2010), 1–15.

[19] ABDOLALI, F., ZOROOFI, R. A., ABDOLALI, M., YOKOTA, F., OTAKE, Y., SATO, Y. Automatic segmentation of mandibular canal in cone beam CT images using conditional statistical shape model and fast marching. *Int J Comput Assist Radiol Surg., 12*, 4 (April 2017), 581–593.

[20] ABDI, A. H., KASAEI, S., MEHDIZADEHB, M. Automatic segmentation of mandible in panoramic x-ray. *J Med Imaging , 2*, 4 (October 2015), 1–8.

[21] SILVA, G., OLIVEIRA, L., PITHON, M. Automatic segmenting teeth in X-ray images: Trends, a novel data set, benchmarking and future perspectives *Expert Systems With Applications 107*, 1 (October 2018), 15–31.

[22] 2D PANORAMIC IMAGING, 2019. [Online]. *Planmeca.com.* Avaliable: https://www.planmeca.com [Accessed: May 2019].

[23] MENDOZA, F. A., LU, R. Basics of Image Analysis. *Hyperspectral Imaging Technology in Food and Agriculture, Food Engineering Series*, (2015), 1–20.

[24] BOATENG, K. O., ASUBAM, B. W., LAAR, D. S. Improving the Effectiveness of the Median Filter. *International Journal of Electronics and Communication Engineering 51*, 1 (January 2012), 85–97.

[25] WAKAF, Z., JALAB, H. A. Defect detection based on extreme edge of defective region histogram. *Computer and Information Sciences 30* (January 2018), 33–40.

[26] OTSU, N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. *2EEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics 9*, 1 (January 1979), 62–66.

[27] BLAKE, A, ISARD, M. The Application of Techniques from Graphics, Vision, Control Theory and Statistics to Visual Tracking of Shapes in Motion. *Active Contours* , (1998), 25–68.

[28] KAAS, M., WITKIN, A., TERZOPOULOS, D. Snakes: Active Contour Models. *International Journal of Computer Vision 4*, 1 (January 1988), 321–331.

[29] RONFARD, R. Region-Based Strategies for Active Contour Models. *International Journal of Computer Vision 13*, 2 (October 1994), 229–251.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Berkay Kağan Ülkü

Uyruğu : T.C

Doğum Tarihi ve Yeri : 06/07/1989, Altındağ/Ankara

E-posta : berkayulku@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : Ağustos 2014, Bilkent Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : Ağustos 2019, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yıl	**Yer**
Haziran 2015- Şubat 2018	Mavilab Yazılım, Medikal ve Lazer A.Ş.
Görev	Elektrik-Elektronik Mühendisi
Şubat 2018- Devam	ICterra Bilgi ve İletişim Teknolojileri San. ve Tic. A.Ş.
Görev	Elektrik-Elektronik Mühendisi

YABANCI DİL: İngilizce, Almanca

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- B.K.Ülkü, İ.Ş.Yetik, A.K.Çulhaoğlu, K.Orhan, M.A.Kılıçarslan,"Panoramik Radyografi Görüntülerinde Maksiller ve Mandibüler Yapıların Sınırlarının Belirlenmesi İçin Yarı-Gözetimli Bir Metot", Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 2018.