ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ YAYINLARI
ATATURK UNIVERSITY PUBLICATIONS

Current Research in Dental Sciences

Review *Derleme*

DOI: 10.17567/ataunidfd.899222

Diş hekimliği pratiğinde yapay zekanın ilk basamağı: Segmentasyon uygulamaları

The first step of artificial intelligence in dental practice: Segmentation applications

Elif ŞENER[1]
Barış Oğuz GÜRSES[2]

[1]Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı, İzmir, Türkiye
[2]Ege Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Makine Teorisi ve Dinamiği Ana Bilim Dalı, İzmir, Türkiye

ÖZ

3 boyutlu (3B) görüntüleme tekniklerinin dişhekimliği pratiğinde kullanımının artışı, gerek medikal gerekse dental tanı ve tedavi planlamasında yararlanılacak yapay zeka uygulamaları aşamasında 3B görüntü temelli bilgisayar destekli görüntü analiz yöntemlerinin kullanımını hızlandırmıştır. Görüntü verileri kullanılarak anatomik yapıların segmentasyon işleminin gerçekleştirilmesi tıbbi modellemenin temeli olup; X ışını temelli görüntü analizi sürecinin önemli bir parçasını oluşturur. Görüntü veri analizinin yüksek doğrulukla gerçekleştirilmesi aşamasında segmentasyon işleminin doğru ve yeterli şekilde yapılma zorunluluğu, segmentasyon yöntemlerinin hassasiyetinin medikal tomografi ve dental volümetrik tomografi (DVT) cihazları kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalarda irdelenmesine neden olmuştur. Bu çalışmanın amacı; dişhekimliğinin birçok farklı disiplininde kullanılan temel segmantasyon tekniklerini tanıtmak, mevcut avantaj, dezavantaj ve sınırılıklarını tartışmaktır.

Anahtar Kelimeler: yapay zeka, görüntü segmentasyon yöntemleri, dental volümetrik tomografi (DVT), dental

ABSTRACT

The increasing use of 3-dimensional imaging techniques in dental practice has boosted the development and employment of 3-dimensional image-based computer-aided analysis for implementation of artificial intelligence into medical/dental diagnosis and management. Segmentation of anatomical structures using image data is the basis of medical modeling and an important part of the x-ray-based image analysis process. Since an accurate and efficient segmentation approach is required for appropriate image data analysis, the precision of segmentation methods has been tested in many studies using multislice computed tomography and more recently by dental volumetric tomography. The aim of this review paper is to present main image segmentation approaches which have been used in many disciplines of dentistry and to discuss their advantages, disadvantages, and limitations.

Keywords: Artificial intelligence, image segmentation methods, dental volumetric tomography (DVT), dental

Geliş Tarihi/Received: 05.10.2020
Kabul Tarihi/Accepted: 18.03.2021
Yayın Tarihi/Publication Date: 31.01.2023

Sorumlu Yazar/Corresponding Author: Elif ŞENER
E-mail: esogur@yahoo.com

Cite this article as: Şener E, Gürses BO. The first step of artificial intelligence in dental practice: Segmentation applications. *Curr Res Dent Sci.* 2023; 33(1): 40-49.

Content of this journal is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License.

GİRİŞ

Tanısal sürecin en önemli komponentlerinin başında yer alan tıbbi görüntüleme teknikleri, patolojilerin değerlendirilmesinde yararlanılan en objektif yöntemler olarak kabul edilmektedir. Geçtiğimiz yüzyıl içinde bu tekniklerinin sayısında gözlenen artış, görüntü oluşumu ve analizi aşamasında bilgisayarların ve yapay zekanın kullanımını da zorunlu hale getirmiştir.[1] Tanı amacıyla elde edilen görüntülerin bilgisayar destekli analizlerindeki ilk aşama ise, yapay zeka uygulamalarının temel basamağı olan görüntü segmentasyonudur ve görüntü iyileştirme ve görüntü onarma gibi görüntü analiz yöntemlerinden farklı olarak, görüntü analizinin en temel aşaması olarak kabul edilebilir.[2] Kimi zaman "görüntü bölütleme" olarak da tanımlanan görüntü segmentasyonu, bir görüntünün her biri içerisinde grilik düzeyi, renk, yapı, parlaklık ve kontrast gibi farklı özelliklerin tutulduğu anlamlı bölgelere ayrılması işlemidir (Şekil 1). Segmentasyon, piksellerden oluşan görüntü gösterimini basitleştirmek ve pikselleri gerçek dünyada anlamlı bir nesneye karşılık gelecek kümeler haline getirmek amacıyla kullanılır. Segmentasyon işlemi

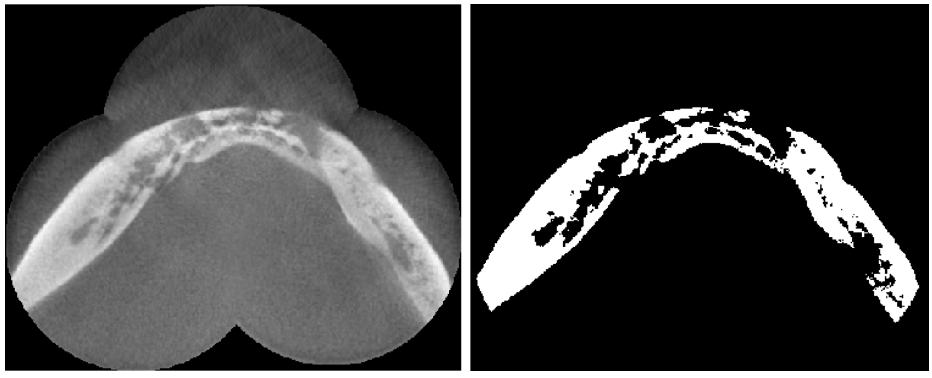


Şekil 1. Görüntü segmantasyonu işlemi

sonucunda oluşturulan bölgelerin doğruluğu, geliştirilen medikal görüntü işleme uygulamasının doğruluğunu da direkt olarak etkilemektedir. Segmentasyonla elde edilen görüntüler üzerinde anatomik yapıların görselleştirilmesi, normalden sapan patolojik yapıların saptanması ile bu patolojik yapıların boyutlarının ve lokalizasyonunun tam olarak belirlenmesi mümkün olmaktadır.[3] Patolojilerin boyutlarının ve lokalizasyonunun belirlenmesi işlemi insan gözü açısından basit olmakla birlikte, oldukça sübjektif bir yapıdadır. Bu işlemin objektif olarak gerçekleştirilmesi için gereken mühendislik yaklaşımları ise karmaşık algoritmalar olarak karşımıza çıkmaktadır. Patolojilerin tanısı, anatomik yapıların boyutlarının belirlenmesi gibi uygulamalarda kullanılan algoritmalar segmentasyon işlemi ile oluşturulmuş bölgeler üzerinde uygulandıklarından, kritik öneme sahiptirler.

Segmentasyon İşlemi ve Yöntemleri

Günümüze gelinceye kadar medikal görüntü segmentasyonu konusunda çok sayıda algoritma geliştirilmiş olup, bu konuda yapılan çalışmalarda segmentasyon teknikleri çok farklı şekillerde sınıflandırılmıştır.[1,2,4] Görüntü segmentasyonu aşamasında kullanılan algoritmalar, görüntü üzerindeki gri seviye değerlerinin iki temel özelliğinden birine dayalı olarak tasarlanırlar. Bu özelliklerden ilki, görüntü içerisindeki gri seviye değerlerindeki süreksizlik (discontinuity) özelliğidir; gri seviyelerdeki ani değişiklere dayalı olarak bir görüntüdeki kenar ve ayrıntıların belirlenmesine (edge detection) karşılık gelir (Şekil 2). Diğer özellik ise, gri seviye değerlerindeki benzerliklerdir (similarity) ve bu görüntü segmentasyonunda, görüntü içerisindeki doku ve/veya ışık şiddeti benzerliğine sahip bölgelerin belirlenmesi ve gruplanması bölge büyütme, şablon modeller, Gabor ve S dönüşümü,[5] adaptif veya global eşikleme,[6] sinir ağları gibi yöntemler kullanılarak gerçekleştirilmektedir (Şekil 3). Eşikleme yaklaşımları en eski ve basit segmentasyon yöntemleri olup, görüntüdeki bütün piksellerin taranması ve piksellerin gri aralık değerlerinin bir eşik değeri ile karşılaştırılarak ikili değerlere dönüştürülmesine dayanmaktadır.[6] Eşikleme yöntemindeki en önemli sorun, eşik değerinin

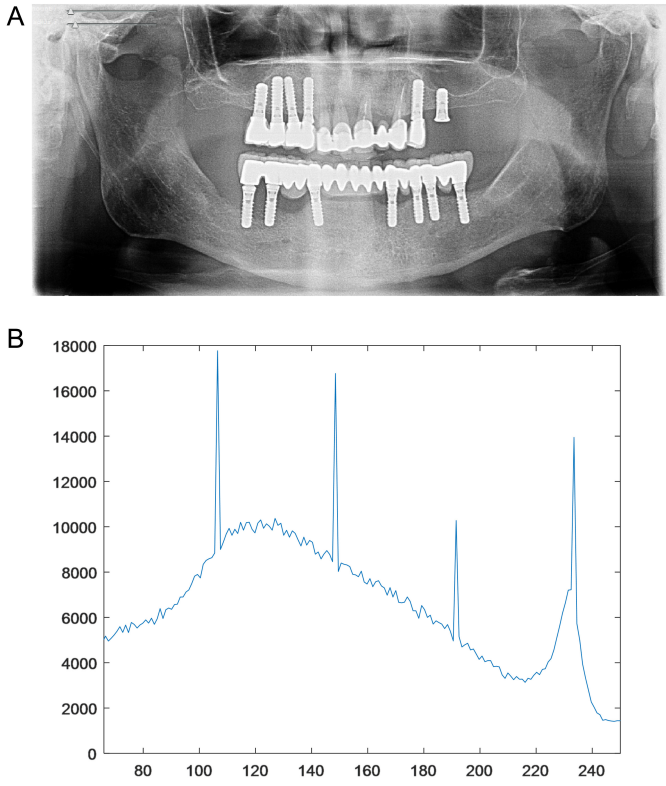


Şekil 2. Global eşikleme ile mandibulanın segmentasyonu

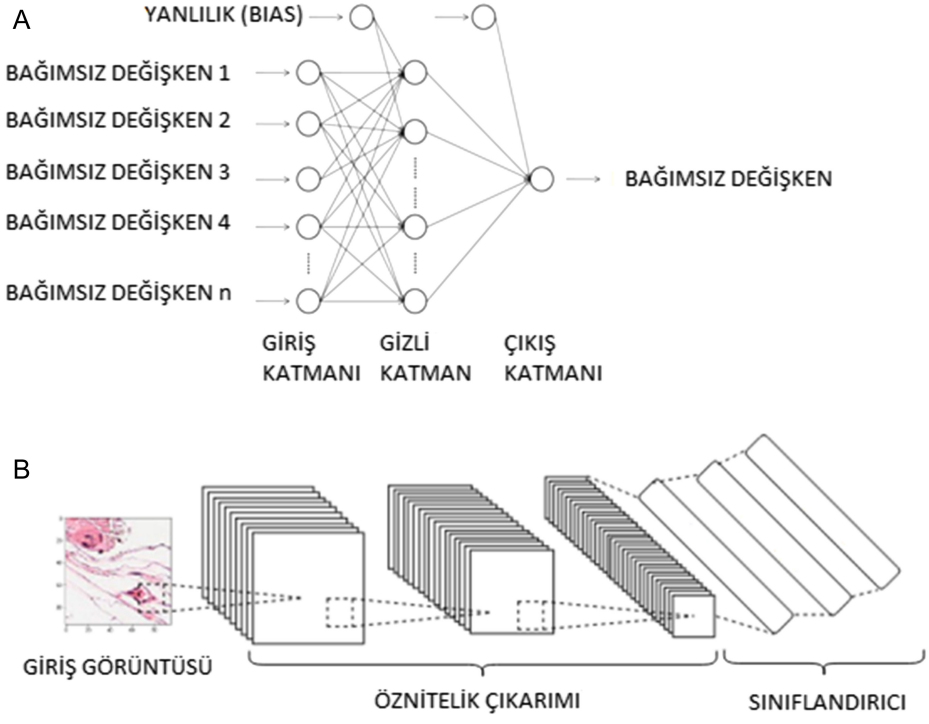


Şekil 3. Canny metodu ile mandibula sınırlarının belirlenmesi

bulunmasıdır; genellikle görüntünün histogramı incelenerek eşik değeri belirlenmektedir. Görüntünün histogramı eğer bimodal (çift tepeli) ise, görüntü tek bir eşik değeri ile iki farklı bölgeye ayrılabilmektedir. Fakat ne yazık ki genellikle dental görüntülerin histogramları multimodal (çok tepeli) olup, tek bir eşik değeri ile bütün segmentasyon işlemi gerçekleştirilememektedir (Şekil 4). Ayrıca görüntüdeki artefaktlar görüntünün histogramını etkilemekte ve eşikleme işleminin performasını düşürmektedir. Kenar belirleme (edge detection) tabanlı yöntemlerde ise, segmentasyon işlemi farklı bölgeleri ayıran kenarların otomatik olarak belirlenmesi ile gerçekleştirilmektedir. Bu kenarlar, farklı bölgeler arasındaki gri seviyesi geçişlerindeki süreksizliğin tanımlanması ile bulunmaktadır. Prewitt, Sobel, Roberts, Kiresh, Laplacian, Canny, Marr-Hilclrath gibi farklı kenar bulma yöntemleri mevcuttur.[7] Kenarlar bulunduktan sonra, segmentasyon işleminin tamamlanması için bu kenarların birleştirilerek bölgeleri ayıran sınırların oluşturulması gerekmektedir. Bu aşamada, hatalı, kısa, anlamsız kenarların uygun yöntem ile silinmesi ve bu sınırlara dâhil edilememesi önemlidir. Bölge belirleme yöntemleri ise eşikleme ve kenar belirleme işlemlerinden farklı olarak, görüntüde benzer özellikteki yapıların bulunarak homojen kümelerin oluşturulması prensibine dayanmaktadır. Genellikle görüntüdeki piksellerin gri seviyesi incelenerek bölgelerin homojenliği belirlenmektedir. Bölgeleme tabanlı algoritmalarına watershed segmentasyonu ile k-ortalamalar kümeleme yöntemleri örnek gösterilebilir.[8] Son yıllarda, derin öğrenme algoritmaları görüntü işleme sistemlerindeki başarılı uygulamaları sebebiyle medikal alanda oldukça fazla ilgi çekmişlerdir. Derin öğrenme yöntemleri makine öğrenmesi için kullanılan, birden fazla doğrusal ve doğrusal olmayan hesaplama yeteneğine sahip alt bileşenden oluşan hesaplama mimarileridir. Oto-enkoderler, kısıtlı Boltzman makineleri, derin inanç ağları ve derin konvulasyonel sinir ağları (KSA) bu yöntemlere örnek olarak gösterilebilir. Özellikle KSA'lar bu yöntemler arasından sıyrılarak, medikal alanda önemli uygulamaları ile popüler olmuşlardır.[9,10] KSA'lar biyojik sistemlerden esinlenelerek geliştirilmiş çok katmanlı sinir ağları yapılarıdır. Klasik çok katmanlı sinir ağlarında görüntüler işlenmeden önce, belirli işlemlere tabi tutularak görüntüyü belirleyen özellikler hesaplanmakta ve bu özellikler çok katmanlı sinir ağlarına giriş olarak kullanılmaktadır (Şekil 5a). KSA'larda ise, görüntü doğrudan



Şekil 4. Multimodal histogram (a – panoramik röntgen görüntüsü, b – görüntünün histogramı)



Şekil 5. (a) Yapay sinir ağı[76] (b) Konvulasyonel sinir ağı (KVS)[77]

sinir ağına uygulanmakta ve öncesinde herhangi bir işlem yapılmadan, sinir ağı görüntü üzerindeki görsel desenleri doğrudan tanımaktadır[11] (Şekil 5b).

Medikal alanda elde edilen görüntüler üzerinde segmentasyon işlemi; manuel, yarı otomatik ve otomatik olmak üzere 3 farklı yöntemle gerçekleştirilebilir.[12]

Manuel segmentasyon

Bilgisayar destekli görüntü analiz yöntemleri içerisinde kullanılan temel segmentasyon yöntemi manuel segmentasyondur ve her kesit görüntüsü üzerinde ilgilenilen bölge sınırlarının teker teker elle çizilmesi esasına dayanır. Uygun bir yazılım kullanılarak açılan kesit görüntülerinde ilgili alanı çevreleyen eğri, piksel piksel bir uzman tarafından belirlenir. Bu işlem yapılırken, aksiyal, sagital ve koronal düzlemlerdeki kesit görüntüleri eş zamanlı olarak incelenerek belirlenen hacim sınırlarının doğruluğu arttırılabilmektedir. Kesitlerdeki sınır belirleme işlemi tamamlandıktan sonra, hacim görüntüsü oluşturulmaktadır (Şekil 6). En son olarak, bu hacim üzerinde filtreleme ve bölgesel piksel esaslı düzeltme işlemleri uygulanmakta ve hacmin yüzeyi pürüsüzleştirilmektedir.[13] Bu yöntemin doğruluğu, yöntemi uygulayan uzmanın yetkinliği ve uygulama sırasındaki konsantrasyonu ile orantılıdır. Bu işlem kullanıcı tarafından her kesite ayrı ayrı uygulandığı için, özellikle kesit kalınlığı küçük cihazlarla elde edilmiş çok sayıda kesit görüntüsü üzerinde gerçekleştirildiğinde uzun süreler almaktadır. Bu durum hem işlemin maliyetini arttırmakta hem de uzman tarafından manuel segmentasyon işlemi süresince yüksek konsantrasyonun korunamaması sebebiyle segmentasyon doğruluğunda belirsizliğe neden olmaktadır. Ayrıca, manuel segmentasyon işlemi sonucunda elde edilen görüntüler uygulayan uzmana ve uzmanın ne zaman yaptığına göre değişmekte ve bu da intra- ve inter-gözlemci değişkenliğini arttırmaktadır.[14] Bütün bu belirsizliklere rağmen, manuel segmentasyon işleminin, çoğu çalışmada yarı otomatik ve otomatik segmentasyon işlemlerinin doğruluğunun belirlenmesinde kullanılan altın standart yöntemi olduğu göze çarpmaktadır.

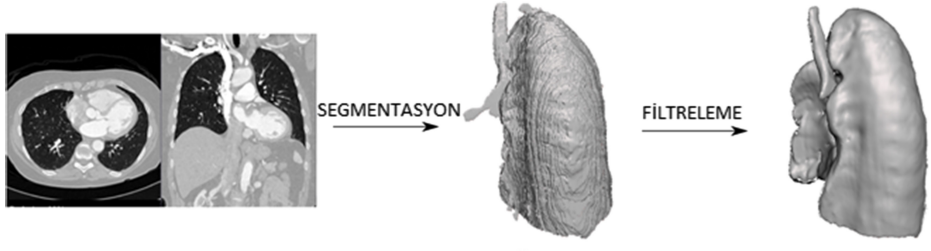
Otomatik segmentasyon

Otomatik segmentasyon, önbilgi gereksinimi olmadan incelenmek istenen medikal görüntüler üzerinde bir algoritma yardımı ile kullanıcıdan bağımsız olarak segmentasyon işleminin uygulanmasıdır. Bu teknik manuel segmentasyon yöntemine kıyasla zaman tasarrufu sağlamasının yanısıra, gözlemciye bağlı olumsuzlukları elimine etmesi avantajı ile iş yükünü azatmayı hedefleyen yapay zeka uygulamalarında da tercih edilen bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır.[15] Tüm bu avantajları bünyesinde barındırması; otomatik segmentasyonun etkinliğinin araştırıldığı çalışmalara ağırlık verilmesine neden olmuştur. Hem medikal hem de dental alanda otomatik segmentasyonun etkinliğinin araştırıldığı çalışmalar, farklı segmentasyon yöntemleri ile eşdeğer bulgular sergilediğini ortaya koymaktadır.[16-18] Fakat yapılan çalışmalarda gerek tercih edilen görüntüleme yöntemi, gerekse maksillofasiyal bölgedeki anatomik varyasyonlara bağlı olarak segmentasyon yönteminin etkinliğini sınırlayan birçok parametrenin varolduğu da vurgulanmaktadır. İleride mevcut segmentasyon yöntemlerine farklı algoritmalar eklenerek otomatik segmentasyon yönteminin daha etkin hale getirilmesine yönelik çalışmalar, bu yöntemin yaygınlaşmasını sağlayacaktır.[19]

Yarı otomatik segmentasyon

Yarı otomatik segmentasyon yönteminde, hem manuel hem de otomatik segmentasyon protokolleri bir arada uygulanmaktadır. Görüntüler otomatik olarak bir algoritma ile işlenirken, uygulayıcıdan çeşitli girdiler alınarak bu algoritmanın segmentasyon performansı iyileştirilmektedir. Uygulayıcı, yarı otomatik segmentasyon sürecinin farklı aşamalarında sisteme girdi sağlayabilmekte ve algoritmanın çalışmasına katkıda bulunabilmektedir. Bu girdilerin birincisi, görüntülerin otomatik segmentasyon algoritması ile işlenmeden önce uygulayıcı tarafından incelenmesi ve sadece araştırma konusu olan ilgi bölgelerinin belirlenmesidir. Ancak, dental yapıların anatomik olarak karmaşık bir yapıya sahip olması, ilgi bölgelerinin çevre yapılardan ayırt edilmesini zorlaştırmakta ve gerçekleştirilecek otomatik segmentasyon aşamasının başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Örneğin dişlerin görüntüleri, mine, dentin, pulpa odası, kök kanalı gibi grilik seviyesi birbirine benzer yapılardan oluşmaktadır ve görüntü üzerinde her bir yapının diğerinden ayırt edilmesi kolay değildir. Ayrıca bu yapıların hepsinin 3B cihazlar ile elde edilen tek bir kesit üzerinde ve aynı anda görüntülenmesi de mümkün değildir; kimi kesitte dentin kolayca izlenirken sement dokusu görünmeyebilir. Bu durumun yanı sıra, segmentasyon işlemi ile ulaşılmak istenilen nihai sonuç, genellikle sorunlu dişlerin bulunduğu bölgeler ile ilgilidir. Bu sorunlu dişlerin sağlıklı anatomik yapılar ile komşulukları görüntüleri daha da karmaşık hale getirmektedir.[20] Yarı otomatik segmentasyon işleminde kullanıcı, işleme başlangıç aşamasının yanı sıra, işlem süresince ve işlem sonuçlandıktan sonra da algoritmaya müdahale edebilmektedir. Başlangıç aşaması geçildikten sonra segmentasyon algoritmasının parametreleri ayarlanarak ve yazılıma geri bildirimlerde bulunarak segmentasyon çıktısının kalitesi arttırılabilmektedir. Kullanıcı son olarak yarı otomatik segmentasyon sonucunda elde edilen görüntüleri inceleyerek işlemin doğruluğunu belirlemekte, eğer istenilen sonuç elde edilememişse işlemi tekrar edebilmektedir.[21]

Segmentasyon işleminin etkinliğini değiştiren bir diğer parametre ise, kullanılan segmentasyon yöntemidir. Segmentasyon uygulamaları aşamasında tek bir eşikleme metodundan yararlanılması, kullanılan cihaz ve algoritmaların teknik kapasitesine dayalı sınırlılıklara neden olmaktadır.[22,23] Dişin densitesinin krondan köke kadar heterojen bir yapıda olması, diş kökü ve alveoler kemik arasındaki kontrast farkının DVT cihazları ile algılanmasını



Şekil 6. Segmentasyon ile katı model oluşturma süreci[7]

zorlaştırmaktadır. Tüm bu olumsuzluklar araştırmacıları alternatif segmentasyon yöntemleri ya da farklı algoritma arayışlarına yönlendirmiştir. Dişin segmentasyonuna ilişkin olumsuzlukları gidermek amacıyla kimi çalışmada dişin kron ve kök bölgeleri için 2 farklı threshold eşikleme belirlenmesi yoluna gidilmiştir.[24-27] Diş dokusunun komşu dokulardan ayrımında kullanılan bir diğer alternatif metot hibrit aktif kontur modellemedir.[28,29] Fakat bu konuda gerçekleştirilen çoğu çalışmanın ortak sınırlılığı; kullanılan alternatif segmentasyon yöntemlerinin doğruluğunun *in vitro* koşullarda değerlendirilmiş olmasıdır.[24,25,27] Gelecekte birçok farklı segmentasyon algoritmasının etkinliğinin değerlendirileceği klinik çalışmaların sayısının artması, segmentasyon işlemlerinin daha kısa sürede ve yüksek doğrulukla yapılabilmesini sağlayacaktır.

Diş Hekimliği Pratiğinde Segmentasyon Uygulamaları

Görüntü üzerindeki homojen olan alanın, yakın komşuluktaki homojen olmayan alandan ayrıştırılması işlemi olarak da tanımlanan segmentasyon işlemleri; medikal alanda patolojik yapıların boyutlarının ve lokalizasyonunun tam olarak tespitine olanak sağlamaktadır.[3] Çeşitli segmentasyon tekniklerinin medikal alanın yanı sıra, dişhekimliğinin birçok farklı disiplinindeki etkinliğinin araştırıldığı çok sayıda çalışma literatürde yer almaktadır.[25,27,30-33] Segmentasyon tekniklerinin farklı medikal uygulamalardaki etkinliğini karşılaştırmalı olarak değerlendiren çalışmalarda sıklıkla medikal bilgisayarlı tomografi cihazları ile elde edilen görüntülerden yararlanıldığı göze çarpmaktadır.[32,34] Fakat medikal tomografi sistemleri ile hastaya ulaşan radyasyon dozunun yüksek olduğu göz önünde bulundurulduğunda; son yıllarda özellikle maksillofasiyal bölgede gerçekleştirilen çalışmalarda, segmentasyon işlemlerinde dental volümetrik görüntüleme (DVT) tekniğinden yararlanıldığı görülmektedir.[26,27,35]

DVT, maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için özel olarak tasarlanmış bir görüntüleme yöntemidir. Başta maksillofasiyal bölgede yer alan kist ve tümörlerin tanı ve tedavi planlaması olmak üzere endodonti, ortodonti, periodontoloji, implantoloji ve hatta adli dişhekimliği gibi dişhekimliğinin birçok farklı disiplininde kullanılan, sert ve yumuşak doku yapılarının medikal bilgisayarlı tomografiye göre daha düşük radyasyon dozu verilerek, daha net görüntülenmesini sağlayan bir tekniktir.[26] DVT görüntüleri üzerinde bilgisayar algoritmaları kullanılarak gerçekleştirilen segmentasyon işlemleri ise maksillofasiyal cerrahi uygulamalar başta olmak üzere çene yüz bölgesindeki tanı, tedavi ve takip süreçlerinin her birinde giderek daha da önem kazanmaktadır.[18,23,24,36]

Maksillofasiyal cerrahi alanında segmentasyon tekniklerinin kullanımı

Anatomik yapıların cerrahi girişimler öncesi görselleştirilmesi ve lokalizasyonunun belirlenmesi, işlemin minimum travma ve komplikasyon ile tamamlanmasına olanak sağlayan faktörlerin başında yer almaktadır. Özellikle mandibula posterior bölgede gerçekleştirilecek cerrahi operasyon öncesinde, lokalizasyonunun belirlenmesinin önem taşıdığı anatomik oluşumların başında mandibular kanal bulunmaktadır.[37,38] Günümüze gelinceye kadar mandibular sinir hasarının önlenmesi adına preoperatif mandibular kanal lokalizasyonunun yüksek doğrulukta belirlenmesi amacıyla birçok farklı segmentasyon yönteminin etkinliğinin araştırıldığı çalışmalar yapılmıştır.[19,39,40]

Bu çalışmalar incelendiğinde dikkat çeken farklılıkların başında, yararlanılan görüntüleme sistemlerinin ve segmentasyon yöntemlerinin geldiği görülmektedir. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda segmentasyon işlemi çoğunlukla medikal BT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilse de, DVT ile kıyaslandığında hastaya ulaşan radyasyon dozunun yüksek olması nedeniyle günümüzde yerini DVT'ye bırakmıştır. Mandibular kanalın lokalizasyonunun ve diğer önemli anatomik yapılarla komşuluğunun saptanması için, güncel çalışmaların çoğunda segmentasyon işlemlerinin DVT görüntüleri üzerinde gerçekleştirildiği göze çarpmaktadır.[19,40]

Mandibular kanal lokalizasyonunun belirlenmesi amacıyla yararlanılan görüntüleme sistemlerinin yanı sıra, faydalanılan segmentasyon yöntemlerinin de yıllar içerisinde değişkenlik gösterdiği dikkat çekmektedir. Geçmiş yıllarda bu amaçla yararlanılan temel segmentasyon yöntemi manuel segmentasyon olmuştur. Farklı segmentasyon tekniklerinin etkinliğini karşılaştırmalı olarak değerlendiren çoğu çalışmada manuel segmentasyon yöntemi "altın standart" olarak kullanılmıştır. Bununla birlikte, elde edilen her kesit görüntüsü üzerinde segmentasyon işleminin gözlemci tarafından elle yapılması oldukça zahmetli ve zaman alıcı bir işlemdir. Ayrıca, işlemin başlı başına kullanıcının tecrübesine dayanıyor olması kişiye dayalı hata faktörünü arttırıcı bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır.[41] Bu olumsuzlukları gidermek adına günümüze gelinceye kadar birçok alternatif segmentasyon yöntemi geliştirilmeye çalışılmıştır. Bunlardan bir tanesi olan otomatik segmentasyon yöntemi; diğer segmentasyon yöntemleri ile kıyaslandığında değerlendirmeyi yapan radyoloğa zaman kazandırabilmektedir.[19,40,42] Fakat yapılan çalışmalar görüntüleme yöntemine, seçilen segmentasyon tekniğine ve anatomik varyasyonlara bağlı olarak bu konuda birçok sınırlılığın bulunduğunu ortaya koymaktadır.

Mandibular posterior bölgede DVT görüntüleme tekniğinden yararlanılarak gerçekleştirilen segmentasyon çalışmaları incelendiğinde; DVT görüntülerin medikal BT cihazlarına göre daha düşük kontrasta sahip olduğu belirlenmiş ve bu durumun özellikle otomatik segmentasyon yöntemi kullanıldığında sıkıntı yarattığı vurgulanmıştır.[30,43] DVT görüntülerinde noise oranının medikal BT cihazlarıyla karşılaştırıldığında daha yüksek olması görüntü kalitesini düşürmektedir. Bu olumsuzluk, mandibular kanal sınırlarının tam olarak saptanmasını ve dolayısıyla segmentasyon işlemini güçleştirmektedir.[40] Mandibular kanalın lokalizasyonundaki ve şeklindeki anatomik varyasyonlar da bu konuda bir standardizasyon geliştirilmesini güçleştiren bir diğer olumsuz faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Sonuç olarak, otomatik segmentasyon yönteminin mandibular kanalın lokalizasyonunu ve diğer önemli anatomik yapılarla olan komşuluğunu belirlemedeki etkinliği henüz yeterli seviyede değildir, ancak mevcut segmentasyon yöntemlerine farklı algoritmalar eklenerek otomatik segmentasyon yönteminin daha etkin hale getirilmesine çalışılmaktadır.[19] Segmentasyon işlemi anatomik yapıların yanı sıra patolojik yapıların belirlenmesine ve bu yapıların boyutlarının ve lokalizasyonunun tam olarak tespitine yardımcı olmaktadır.[42] Maksillofasiyal bölgedeki kist ve tümör gibi patolojilerin preoperatif olarak değerlendirilmesinde, 3B hacim hesaplamalarının da bu değerlendirmeye dâhil edilmesi, tanı ve tedavi planlaması için önemli bir basamaktır. Hekim, anatomik yapıların birbiriyle olan komşuluk ve ilişkilerini 3B görüntüler üzerinde en doğru şekilde belirleyebilmekte ve sanal ortamda hasta ve yakınlarıyla birlikte operasyonu tartışabilmektedir.[32] Segmentasyon temeline dayanan hacim hesaplamalarına yönelik çalışmalar incelendiğinde, özellikle osteolitik lezyonların varlığında, manuel segmentasyon yönteminin dezavantajlarına alternatif olabilecek, gerek otomatik gerekse yarı otomatik segmentasyon yöntemlerinin etkinliğinin değerlendirildiği çalışmalar göze çarpmaktadır.[33,41,44] Bu

çalışmalarda elde edilen bulgular, otomatik ya da yarı otomatik segmentasyon yöntemlerine farklı algoritmalar eklenerek söz konusu segmentasyon yöntemlerinin etkinliğini artırması adına umut vaad etmektedir. Bununla birlikte, söz konusu çalışmalarda yalnızca osteolitik karakterdeki patolojiler incelenmiştir ve bu durum, özellikle maksillofasiyal bölgede gözlenen mikst karakterdeki lezyonlarla karşılaştırıldığında, lezyonların sınırlarının belirlenmesini ve dolayısıyla segmentasyon işlemini daha da kolaylaştırmaktadır.[41,44] Çenelerde gözlenen farklı karakterdeki (mikst ya da radyopak) patolojilere yönelik hacim hesaplamalarında farklı segmentasyon yöntemlerinin etkinliğini araştıran çalışmaların planlanması, maksillofasiyal bölgedeki patolojilerin preoperatif değerlendirilmesinde segmentasyona dayalı hacim hesaplamalarının daha yüksek doğrulukla yapılabilmesine olanak sağlayacaktır.

TME bölgesinde segmentasyon tekniklerinin kullanımı

3B modellemenin, maksilllofasiyal bölgede gerçekleştirilen preoperatif planlamalar aşamasında kullanıldığı bir diğer alan ise, TME bölgesidir. Özellikle mandibulanın primer büyüme merkezlerinden olan TME kondilinin 3B modelleme uygulamaları, patolojik durumların yanı sıra yaş ve cinsiyete göre değişkenlik gösteren anatomik varyasyonların belirlenmesine ve fizyolojik olarak oluşan hacimsel değişikliklerin 3B olarak değerlendirilmesine olanak sağlamıştır.[45] 3B modelleme günümüzde TME cerrahi operasyonları sonrasında oluşan komplikasyon ve rezorpsiyon sürecinin takibinde de kullanılmaktadır.[46-49] TME kondili, eklemin pozisyon ve fonksiyon değişikliklerine göre remodelasyon gösterebilmektedir. Özellikle ortognatik cerrahi işlemleri sonrasında postoperatif olarak gelişen adaptif yapısal değişiklikler bazı olgularda fizyolojik sınırları aşıp patolojik boyutlara ulaşabilmektedir.[47] Kondilde rezorpsiyon ve hacimsel boyut kaybı ile karakterize bu komplikasyonları saptamak amacıyla yapılan çalışmalar, 3B modellemenin TME kondilinde meydana gelen remodelasyon ve rezorpsiyonu tespit edebildiğini göstermektedir.[47-49] TME bölgesine ait elde edilecek 3B modelin yüksek doğrulukta sonuçlar vermesi için, uygun görüntüleme tekniğinin seçilmesi önemli bir unsurdur. Farklı 3B görüntüleme sistemlerinin mandibular kondil segmentasyonundaki etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda; DVT ile gerçekleştirilen ölçümlerin hem mikro BT hem de medikal BT ile elde edilen değerlerden düşük olduğu gösterilmektedir.[47,48] 2B görüntüleme sistemlerine kıyasla yüksek performans gösteren DVT görüntüleri kullanılarak gerçekleştirilen TME 3B kondil modellemeleri hala problemlidir. TME kondil bölgesinin kompleks morfolojisi, kondil kemik densitesinin nispeten düşük oluşu, discus artikularis ve glenoid fossa ile olan yakın komşuluğu gibi olumsuzluklar bölgeyi anatomik olarak incelenmesi zor bir bölge haline getirmektedir. DVT görüntülerinin kontrast rezolüsyonunun medikal BT lere göre düşük olması da, DVT görüntüleri üzerinde segmentasyon işleminin yüksek doğrulukla gerçekleştirilmesini engellemektedir. Velhelst ve ark.'nın mandibular kondil bölgesinde otomatik segmentasyon yönteminin 3B modelleme üzerindeki etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında, TME bölgesinin kompleks yapısı ve DVT cihazının düşük kontrast rezolüsyonu gibi olumsuzluklarının otomatik segmentasyon sürecini sekteye uğrattığı saptanmıştır.[47] Bu aşamada Xi ve ark.'nın yarı otomatik segmentasyon yönteminin 3B kondil modellemesi aşamasındaki etkinliğini araştırdıkları çalışmanın bulguları umut vadetmektedir. Tüm bu olumsuzlukları gidermek amacıyla, segmentasyon tekniklerinin geliştirilmesi ve yeni algoritmaların eklenip denenmesine yönelik çalışmalar da devam etmektedir.[46,49]

Kişiye özel implant uygulamalarında segmentasyon tekniklerinin kullanımı

Medikal alandaki 3D modelleme uygulamaları; cerrahi öncesi planlamanın yanı sıra, hastanın anatomik yapısına uygun implant uygulamalarına da olanak sağlamıştır. Birçok farklı alanda fayda sağlayan 3B modelleme teknolojisi, medikal alanda en fazla çene ve yüz kemiği uygulamalarında kendine yer bulmuştur.[50]

Kişiye özel implantlar çeşitli durumlarda ihtiyaç duyulan, sert doku yerine kullanılan, standart yöntemlerle hazırlanması imkansız olan ve hastalara özgü şekilde tasarımı yapılan vücut protezleri olarak tanımlanmıştır; özellikle trafik kazaları, ateşli silah yaralanmaları, bazı tümörler veya enfeksiyon hastalıkları nedeni ile normal yapısını yitiren çene ve yüz kemiklerinin rekonstrüksiyonu aşamasında yarar sağlamaktadır.[51] Kişinin dokuları ile uyumlu biyoimplant uygulamalarının bir diğer kullanım alanı ise, dental implantlardır. Günümüzde diş eksikliklerinin restorasyonunda sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneği olan dental implantların uygulanma süresini kısaltmak için birçok farklı teknik geliştirilmiştir. Bu tekniklerden biri de, diş çekiminden hemen ya da kısa süre sonra dental implantların yerleştirildiği immediat implantasyondur. İmmediat implantasyon, tedavi süresinin kısalması ve maliyetin azalması gibi birçok avantaj sağlamasına karşın, çekim soketi ile implantın uyumsuzluğu nedeniyle primer stabilitenin azalması sonucunda implant kaybı görülebilmektedir. Bu dezavantajı gidermek amacıyla, immediat implantasyonda kullanılacak kişiye özel anatomik implant uygulamalarının geliştirilmesi gündeme gelmiştir. İlk kez 1969 yılında Hodosh ve arkadaşları tarafından ortaya atılan bu fikir, sonrasında gerçekleştirilen hayvan çalışmaları ile de desteklenmiştir.[52,53] Kişiye özel implant tasarımlarına, kullanılan materyallere ve farklı tekniklere ilişkin son yıllarda yayınlanan ve sayıları giderek artan klinik çalışmaların uzun dönem takipleri sonucunda implantların çevresinde kemik rezorbsiyonu ya da yumuşak doku çekilmesi gibi dezavantajlar gözlenmemiştir.[54-57]

Gerek dental gerekse medikal alanda kişiye özel implant uygulamaları; çoğunlukla BT ve MRI gibi medikal görüntüleme teknikleriyle elde edilen görsel verilerin işlenmesi sonrası hacimsel anatomik yapı oluşturulması ile başlayıp, biyolojik olarak uyumlu 3B somut model üretilmesi ile sonuçlandırılan bir süreçtir. Görsel verinin doğru şekilde işlenebilmesi ve biyomodel elde edilebilmesi için uygun görüntüleme tekniğinin seçilmesi önemli bir unsurdur.[51] 3B biyomodelin kalitesi, medikal görüntü kaynağından alınan verinin kalitesine bağlı olarak değişmektedir. Günümüzde bu konuda yapılan çalışmalarda, düşük radyasyon maruziyeti, tarama süresinin kısa olması ve görüntü kalitesinin iyi olması gibi avantajları nedeniyle DVT görüntülerinin özellikle çene yüz bölgesi cerrahi uygulamalarında tercih edildiği göze çarpmaktadır.[35,58,59] Görüntü kalitesinin iyi olması, hacimsel veri üzerinden incelenecek bölgeyi diğer bölgelerden ayırmak için uygulanan segmentasyon işleminin performansını da olumlu yönde etkileyen bir faktördür. Günümüzde uygulanan segmentasyon yöntemlerine ilave edilen algoritmalarla otomatik ya da yarı otomatik segmentasyon yöntemlerinin eksikliklerini giderip performanslarını arttırmaya yönelik çalışmalar devam etmektedir.[50]

Endodonti alanında segmentasyon tekniklerinin kullanımı

Kök kanal anatomisin yüksek doğrulukla saptanması, endodontik tedavinin başarısını etkileyen faktörlerin başında gelmektedir. Kök kanal sistemini incelemek amacıyla segmentasyon yöntemlerinden yararlanılması, kök kanal morfolojisinin 3B olarak

yüksek doğrulukta değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu konuda yapılmış çalışmaların çoğunda sadece manuel segmentasyon yönteminden yararlanılırken,[60-62] kimisinde ise kök kanal hacim hesaplamaları aşamasında otomatik segmentasyon yönteminin kullanıldığı görülmektedir.[63] Farklı segmentasyon yöntemlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği çalışma sayısı sınırlı olmakla birlikte, bu çalışmaların bir kısmında sadece ölçüm değerlerinin listelendiği, kullanılan segmentasyon yöntemine yönelik açıklama getirilmediği de göze çarpmaktadır.[18,64-66]

Queiroz ve ark. manuel ve otomatik segmentasyon yöntemlerinin kök kanal hacim ölçümleri konusundaki etkinliğini 31 adet çekilmiş diş üzerinde araştırdıkları çalışmada, her iki segmentasyon yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Otomatik segmentasyonun manuel segmentasyon yöntemine kıyasla zamandan tasarruf ve gözlemciye dayalı olumsuzlukları gideren objektif değerlendirme gibi avantajlar sunduğu göz önünde bulundurulduğunda, mikro BT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen bu çalışmada her iki segmentasyon yönteminin eşdeğer etkinlik sergilemesi otomatik segmentasyon uygulamalarının yaygınlaşması adına umut vadetmektedir.[18] Fakat bu ve buna benzer çalışmaların çoğunda dikkat çeken nokta, segmentasyon işleminin mikro BT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilmiş olmasıdır. Her ne kadar günümüze gelinceye kadar kök kalan anatomisinin görüntülenmesi ve incelenmesini hedefleyen çalışmalarda mikro BT gold standart olarak kullanılsa da, maksillofasiyal yapıların incelenmesinde sınırlı görüntüleme alanına sahip olması, rekonstrüksiyon aşamasının uzun sürmesi, konvansiyonel medikal tarayıcılarla kıyaslandığında yüksek radyasyon dozu gibi dezavantajlarının olması mikro BT'nin *in vitro* koşullar dışında endodontik klinik çalışmalarda kullanılmasına olanak vermemektedir.[67]

Öte yandan, DVT görüntüleme sistemi; düşük radyasyon dozu, geniş görüntüleme alanı ve kısa tarama zamanı ile endodontik kök kanal morfolojisi çalışmaları için bir alternatif yaratmıştır. Fakat mikro BT ile kıyaslandığında DVT görüntüleme tekniğinin noise seviyesinin yüksek, rezolüsyonun ise düşük olduğu bilinmektedir. Bu olumsuzluk; kök kanal morfolojisi ve segmentasyonunun DVT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilmesini güçleştirmektedir. Bu aşamada edge-detection a dayanan local threshold segmentasyonu gibi alternatif metotlardan yararlanılması, DVT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen segmentasyon işleminin performasını arttırmaktadır.[36] Michetti ve ark. kök kanal anatomisinin belirlenmesinde DVT ve mikro BT'nin etkinliklerini karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri çalışmalarında otomatik segmentasyon yöntemi üzerine ekledikleri edge-detection a dayanan local threshold uygulamaları sonrasında her iki görüntüleme tekniği arasında yüksek korelasyon saptamışlardır. Elde edilen bu bulgu, kök kanal morfolojisinin otomatik segmentasyon yöntemi ile DVT görüntüleri kullanarak da yüksek doğrulukta tespit edilebileceğini göstermektedir.[67] Gelecekte bu tip çalışmaların artması, segmentasyon işlemlerinin daha kısa sürede ve yüksek doğrulukla gerçekleştirilmesine olanak tanıyacaktır.

Segmentasyon yöntemlerinin etkinliğinin araştırıldığı bir diğer alan ise endodontik mikro cerrahi uygulamalarıdır. DVT gibi 3B görüntüleme sistemlerinin periapikal lezyonların tanısında 2B görüntüleme sistemlerine kıyasla üstün performans gösterdikleri bilinmektedir. Lezyon tanısının yanı sıra, lezyonun hangi köke ait olduğunun kesitsel DVT görüntüleri ile kolaylıkla saptanabilmesi, hem dişin cerrahi endodontik yöntemlerle tedavisi konusundaki kararı hem de tedavi başarısını etkileyeceği için büyük önem taşımaktadır.[68] Bu aşamada DVT kesit görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen segmentasyon işlemleri ile mevcut lezyonun hacim hesaplamasını yapıp, bunu cerrahi işlem sonrası elde edilen verilerle karşılaştırmak da mümkündür. Bu konuda gerçekleştirilen çalışmalar, endodontik cerrahi sonrasında iyileşme sürecinin takibinde 2B görüntüleme sistemleri ile kıyaslandığında, 3B görüntüler üzerinde gerçekleştirilen segmentasyon işlemleri sonrasında elde edilen lezyon hacmine dair hesaplamaların yüksek doğrulukta sonuçlar verdiğini göstermektedir.[23]

Sağladığı avantajlara rağmen, 2B görüntüleme sistemleri ile kıyaslandığında hastaya ulaşan yüksek radyasyon oranına sahip olması nedeniyle; endodontik cerrahi amacıyla DVT'nin rutin klinik kullanımı önerilmemekte, sadece tedavi planlamasını ve dişin prognozunu etkileyecek olgularda kullanılması özellikle vurgulanmaktadır.[69] Gelecekte 3B görüntüleme aşamasında daha düşük doz radyasyon içeren tekniklere ilişkin alternatiflerin geliştirilmesi, endodontik cerrahi sonrası iyileşme takibinde segmentasyon yöntemlerinin etkinliğinin araştırıldığı çalışmaların önünü açacaktır.

Ortodonti alanında segmentasyon tekniklerinin kullanımı

Gelişen teknolojiyle birlikte günümüzde ortodonti alanında da tanı ve tedavi planlamalarının geleneksel 2B yaklaşımdan 3B tekniğe geçilmiştir. Günümüzde 3B görüntüleme ve üretim teknolojileri sayesinde şeffaf plaklarla, kişiye özel labial veya lingual tedavi sistemleriyle ortodontik tedavi ve ortognatik cerrahi uygulamaları yapılabilmektedir.[70] Cerrahi uygulamalardaki çene hareketlerinin uzayın 3 boyutunda gerçekleştirildiği noktada; 3 boyutlu rotasyonel eksenlerin sadece 2 boyut üzerinde yapılan geleneksel ölçümler ile değerlendirilmesi yetersiz kalmaktadır. 2B görüntüleme sistemleri ile lateral yönde elde edilen radyografik görüntüler üzerinde sağ ve sol taraftaki yapıların süperpoze olması, özellikle asimetrik düzeltme gereken vakalarda ölçümleri önemli oranda kısıtlamaktadır.[71]

Dental alanda DVT kullanımın zamanla artması ve 3B modelleme ve sanal cerrahi planlamanın (SCP) ilerlemesi ortognatik cerrahiye bir dayanak kazandırmıştır. 3 boyutlu sanal ortognatik cerrahi planlama ile kemik segmentlerinin lokalizasyon ve açısı gibi özellikle cerrahi operasyon başarısını etkileyecek parametreler operasyon öncesinde ayrıntılı şekilde değerlendirilip, gerekli durumlarda kolaylıkla değişiklik yapılarak gerçekleştirilecek operasyonun en doğru şekilde planlanması mümkün olmaktadır.[16]

Ortognatik cerrahide 3B cerrahi planlama yapabilmek için, elde edilen DVT görüntüsünün segmentlere ayrılması gerekmektedir. Bu aşamada elde edilen 3B görüntülerde manuel, yarı otomatik ve tam otomatik şekilde farklı yöntemler kullanarak segmentasyon işlemini gerçekleştirmek mümkündür. Zaman tasarrufu ve gözlemciye bağlı olumsuzlukları elimine etmesi gibi avantajları nedeni ile otomatik segmentasyon yöntemi günümüzde en çok tercih edilen segmentasyon yöntemi olarak öne çıkmaktadır. Fakat bu yöntemin özellikle kondil, ramus iç yüzeyi ve maksilla gibi komplike anatomik oluşumların segmentasyonunda doğru sonuçlar vermediği vurgulanmaktadır.[72] Bu konuda yapılan çalışmalarda, sanal cerrahi planlamalar sırasında oluşturulan 3B modeller temel alınarak gerçekleştirilen cerrahi splint uygulamalarının etkinliği karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş, cerrahi plan ve operasyon sonrası bulgular arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır.[16,17] Fakat söz konusu çalışmalarda vurgulanan ortak nokta, ortognatik cerrahi uygulamalar öncesi 3B analiz sırasında kullanılabilecek ortak standart bir yazılımın

eksikliğidir. Bu konuda standart bir yazılım ve segmentasyon yönteminin tespiti, ortognatik cerrahinin yanı sıra çene yüz bölgesindeki diğer cerrahi uygulamalarda da sanal 3B modellemenin etkinliğinin araştırılmasına olanak sağlayacaktır.

Ortodonti alanında 3B modelleme; ortognatik cerrahi planlamaları dışında mevcut dentisyon ve uygulanacak tedaviye yönelik okluzal analizlerin gerçekleştirilmesine de olanak sağlamaktadır. 3B dijital modeller üzerinde diş pozisyonlarını 3 boyutlu değerlendirmek ve farklı tedavi planlamaları için spesifik bir dişin analizine yönelik segmentasyon işlemi gerçekleştirmenin yanı sıra 3B sanal diş hareketlerinin haritasını çıkartmak da mümkündür.[72]

Ortodontik tedavi sürecinde segmentasyon işlemlerinden yararlanılabilecek bir diğer alan ise, uygulanan ortodontik kuvvetler sonrasında oluşabilecek olası bir kök rezorpsiyonunun tespitidir.[28] 2B görüntüleme sistemleri ile bukkolingual yönde oluşacak olası bir rezorpsiyonun tanısını koymak mümkün değil iken, 3B görüntüleme yöntemleri ile mevcut rezorpsiyonu 3 farklı düzlemde değerlendirmek ve tedavi süresince diş hacminde oluşan değişiklikleri saptamak mümkün olmaktadır. Fakat, maksillofasiyal bölgede yanlış pozisyonda gömük konumda olan dişlerin kompleks anatomik yapısı, 3B modelleme öncesinde gerçekleştirilecek segmentasyon işlemini güçleştirmektedir. Ayrıca, diş segmentasyonunda DVT cihazlarının kullanılması da medikal tomografi cihazları ile kıyaslandığında diş sınırlarının tam olarak saptanamamasına yol açmakta ve dolayısıyla segmentasyon işleminin doğruluk ve güvenilirliğini azaltmaktadır.[26]

Adli diş hekimliği uygulamalarında segmentasyon tekniklerinin kullanımı

Diş segmentasyonundan yararlanılan bir diğer alan da adli diş hekimliğidir. Adli diş hekimliğinde yaş tayini, hem yaşayan hem de ölü bireylerde önemli bir yere sahiptir. Vücudun başka bölgelerine kıyasla dış faktörlerden daha az etkilenmeleri; dişler üzerinde radyomorfometrik analiz yöntemleri kullanılarak kronolojik yaşın (KY) ve cinsiyetlerinin tahmin edilmesine olanak sağlamıştır. Diş gelişiminden faydalanarak yapılan yaş tayinine yönelik analiz yöntemleri sadece çocuklarda veya adölesanlarda kullanılabilmektedir ve primer dentisyonu tamamlanmış erişkinlerde bu yöntemlerin kullanımı güçtür. Bu olumsuzluğu gidermek amacıyla son zamanlarda yapılan çalışmalarda; yaş tayininde kullanılmak üzere pulpa ve diş hacimleri hesaplamalarında 3B görüntüleme yöntemleri ve yazılımlarından yararlanılmaya başlanmıştır. Yaşla birlikte hem bukko-lingual ve mezio-distal pulpa genişliği hem de pulpa kavitesinin yüksekliği azalmaktadır. Geleneksel 2B görüntüleme sistemleri ile bu değerlendirmeyi yapmak mümkün değil iken, dental volümetrik tomografi gibi 3B görüntüleme sistemleri ile pulpa kavitesindeki morfolojik değişimi 3B olarak izlemek mümkündür. Günümüzde farklı segmentasyon yöntemlerinin pulpa ve diş hacimleri hesaplamalarındaki etkinliğini araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır.[73-75] Tüm bu çalışmalarda elde edilen bulgular, ilerde ölçümler için farklı modifikasyon tekniklerinin kullanılmasıyla birlikte optimize edilmiş bir yaş tahmin yöntemi geliştirilmesini mümkün kılacaktır.

SONUÇ

Günümüzde DVT görüntülerinden yararlanılarak farklı segmentasyon yöntemlerini karşılaştırmalı olarak değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır.[27,30-33] Dişhekimliğinin birçok farklı disiplinindeki segmentasyon yöntemlerinin etkinliğinin araştırıldığı bu çalışmaların ortak sınırlılığı; yöntemlerin etkinliğinin değerlendirilmesi aşamasında altın standart olarak manuel segmentasyon yönteminin temel alınmış olmasıdır. Oysa manuel yöntemin kişiye dayalı olması, objektif bir sonuç vermemesi ve çok uzun ve zahmetli bir süreç gerektirmesi bu yöntemin en belirgin dezavantajları olarak özellikle vurgulanmaktadır. Bu olumsuzlukların giderilmesi amacıyla, otomatik ve yarı otomatik segmentasyon yöntemlerinin hibrit segmentasyon algoritmaları ile geliştirilmesi ve mevcut algoritmaların dezavantajlarının ortadan kaldırılması düşünülmüştür. Fakat tüm görüntülere uygulanabilecek standart bir segmentasyon yönteminin mevcut olmadığı ve segmentasyon için tasarlanan yöntemler ve bu yöntemlerin başarısının, seçilen görüntüleme cihazı ve uygulamaya dayalı olarak değişiklik göstereceği unutulmamalıdır. Gelecekte yazılımlardaki gelişmeler, segmentasyon işlemlerinin daha kısa sürede ve yüksek doğrulukla gerçekleşmesine olanak sağlayarak, maksillofasiyal bölgedeki patolojilerin hacimsel boyut özelliklerinin DVT görüntüleri kullanılarak 3B değerlendirilmesi işleminin tedavi planlamasının bir parçası olmasına yol açacağı düşünülmektedir.

Hakem Değerlendirmesi: Dış bağımsız.

Yazar Katkıları: Fikir – E.Ş.; Tasarım – B.O.G; Denetleme – E.Ş.; Kaynaklar – E.Ş.; Malzemeler – B.O.G.; Veri Toplanması ve/veya İşlemesi – B.O.G.; Analiz ve/veya Yorum – E.Ş.; Literatür Taraması – E.Ş.; Yazıyı Yazan – E.Ş.; Eleştirel İnceleme – B.O.G.

Çıkar Çatışması: Yazarlar çıkar çatışması bildirmemişlerdir.

Finansal Destek: Yazarlar bu çalışma için finansal destek almadıklarını beyan etmişlerdir.

Peer-review: Externally peer-reviewed.

Author Contributions: Concept – E.Ş.; Design – B.O.G; Supervision – E.Ş.; Resources – E.Ş.; Materials – B.O.G; Data Collection and/or Processing – B.O.G; Analysis and/or Interpretation – E.Ş.; Literature Search – E.Ş.; Writing Manuscript – E.Ş.; Critical Review – B.O.G.

Declaration of Interests: The authors declare that they have no competing interest.

Funding: The authors declared that this study has received no financial support.

KAYNAKLAR

1. Pham DL, Xu C, Prince JL. Current methods in medical image segmentation. *Annu Rev Biomed Eng*. 2000;2(1):315-337. [CrossRef]
2. Pal NR, Pal SK. A review on image segmentation techniques. *Pattern Recognit*. 1993;26(9):1277-1294. [CrossRef]
3. Olabarriaga SD, Smeulders AWM. Interaction in the segmentation of medical images: A survey. *Med Image Anal*. 2001;5(2):127-142. [CrossRef]
4. Withey DJ, Koles ZJ. Three generations of medical image segmentation: Methods and available software. *Int J Bioelectromag*. 2007; 9:67-68.
5. Gunamani JR, Baliarsingh Sabuj Kr, Jena PGMV. Image segmentation using Gabor transform and S- transform. In 2006 International Conference on Advanced Computing and Communications. Mangalore, India: IEEE; 2006:618-619.
6. Payel R, Saurab D, Nilanjan D, Goutami D, Chakraborty S, Ruben R. Adaptive thresholding: A comparative study. In 2014 International Conference on Control, Instrumentation, Communication and Computational Technologies (ICCICCT). Kanyakumari District, India: IEEE; 2014:1182-1186.

7. Muthukrishnan R, Radha M. Edge detection techniques for image segmentation. *Int J Comput Sci Inf Technol*. 2011;3(6):259-267. [CrossRef]
8. Galibourg A, Dumoncel J, Telmon N, Calvet A, Michetti J, Maret D. Assessment of automatic segmentation of teeth using a watershed-based method. *Dento Maxillo Facial Rad*. 2018;47(1):20170220. [CrossRef]
9. Premaladha J, Ravichandran KS. Novel approaches for diagnosing melanoma skin lesions through supervised and deep learning algorithms. *J Med Syst*. 2016;40(4):96. [CrossRef]
10. Kharazmi P, Zheng J, Lui H, Jane Wang ZJ, Lee TK. A computer-aided decision support system for detection and localization of cutaneous vasculature in dermoscopy images via deep feature learning. *J Med Syst*. 2018;42(2):33. [CrossRef]
11. Deng L, Yu D. Deep learning: Methods and applications. *Found Trends*. 2014;7(3-4):197-387. [CrossRef]
12. Işın A, Direkoğlu C, Şah M. Review of MRI-based brain tumor image segmentation using deep learning methods. *Procedia Comput Sci*. 2016;102:317-324. [CrossRef]
13. Hashempour N, Tuulari JJ, Merisaari H, et al. A novel approach for manual segmentation of the amygdala and hippocampus in neonate MRI. *Front Neurosci*. 2019;13:1025. [CrossRef]
14. Emblem KE, Nedregaard B, Hald JK, Nome T, Due-Tonnessen P, Bjornerud A. Automatic glioma characterization from dynamic susceptibility contrast imaging: Brain tumor segmentation using knowledge-based fuzzy clustering. *J Magn Reson Imaging*. 2009;30(1):1-10. [CrossRef]
15. Hung K, Yeung AWK, Tanaka R, Bornstein MM. Current applications, opportunities, and limitations of AI for 3D imaging in dental research and practice. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(12):4424. [CrossRef]
16. Chin SJ, Wilde F, Neuhaus M, Schramm A, Gellrich NC, Rana M. Accuracy of virtual surgical planning of orthognathic surgery with aid of CAD/CAM fabricated surgical splint-A novel 3D analyzing algorithm. *J Craniomaxillofac Surg*. 2017;45(12):1962-1970. [CrossRef]
17. Aboul-Hosn Centenero S, Hernández-Alfaro F. 3D planning in orthognathic surgery: CAD/CAM surgical splints and prediction of the soft and hard tissues results - our experience in 16 cases. *J Craniomaxillofac Surg*. 2012;40(2):162-168. [CrossRef]
18. Queiroz PM, Rovaris K, Santaella GM, Haiter-Neto F, Freitas DQ. Comparison of automatic and visual methods used for image segmentation in endodontics: A microCT study. *J Appl Oral Sci*. 2017;25(6):674-679. [CrossRef]
19. Gerlach NL, Meijer GJ, Kroon DJ, Bronkhorst EM, Bergé SJ, Maal TJ. Evaluation of the potential of automatic segmentation of the mandibular canal using cone-beam computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2014;52(9):838-844. [CrossRef]
20. Wang L, Li S, Chen R, Liu SY, Chen JC. An automatic segmentation and classification framework based on PCNN model for single tooth in MicroCT images. *PLoS One*. 2016;11(6):e0157694. [CrossRef]
21. Mohan G, Subashini MM. MRI based medical image analysis: Survey on brain tumor grade classification. *Biomed Signal Process Control*. 2018;39:139-161. [CrossRef]
22. Rastegar B, Thumilaire B, Odri GA, et al. Validation of a windowing protocol for accurate in vivo tooth segmentation using i-CAT cone beam computed tomography. *Adv Clin Exp Med*. 2018;27(7):1001-1008. [CrossRef]
23. Schloss T, Sonntag D, Kohli MR, Setzer FC. A comparison of 2- and 3-dimensional healing assessment after endodontic surgery using cone-beam computed tomographic volumes or periapical radiographs. *J Endod*. 2017;43(7):1072-1079. [CrossRef]
24. Ji DX, Ong SH, Foong KW. A level-set based approach for anterior teeth segmentation in cone beam computed tomography images. *Comput Biol Med*. 2014;50:116-128. [CrossRef]
25. Khalil W, EzEldeen M, Van De Casteele E, et al. Validation of cone beam computed tomography-based tooth printing using different three-dimensional printing technologies.*Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2016;121(3):307-315. [CrossRef]
26. Liu Y, Olszewski R, Alexandroni ES, Enciso R, Xu T, Mah JK. The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod*. 2010;80(1):160-166. [CrossRef]
27. Wang Y, He S, Yu L, Li J, Chen S. Accuracy of volumetric measurement of teeth in vivo based on cone beam computer tomography. *Orthod Craniofac Res*. 2011;14(4):206-212. [CrossRef]
28. Wang Y, Liu S ,Wang G, Liu Y. Accurate tooth segmentation with improved hybrid active contour model. *Phys Med Biol*. 2018;64(1):015012. [CrossRef]
29. Kang HC, Choi C, Shin J, Lee J, Shin YG. Fast and accurate semiautomatic segmentation of individual teeth from dental CT images. *Comput Math Methods Med*. 2015;2015:810796. [CrossRef]
30. Shaheen E, Khalil W, Ezeldeen M, et al. Accuracy of segmentation of tooth structures using 3 different CBCT machines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2017;123(1):123-128. [CrossRef]
31. Forst D, Nijjar S, Flores-Mir C, Carey J, Secanell M, Lagravere M. Comparison of in vivo 3D cone-beam computed tomography tooth volume measurement protocols. *Prog Orthod*. 2014;15(1):69. [CrossRef]
32. Rana M, Modrow D, Keuchel J, et al. Development and evaluation of an automatic tumor segmentation tool: A comparison between automatic, semi-automatic and manual segmentation of mandibular odontogenic cysts and tumors. *J Craniomaxillofac Surg*. 2015;43(3):355-359. [CrossRef]
33. Vallaeys K, Kacem A, Legoux H, Le Tenier M, Hamitouche C, Arbab-Chirani R. 3D dento-maxillary osteolytic lesion and active contour segmentation pilot study in CBCT: Semi-automatic vs manual methods. *Dento Maxillo Fac Radiol*. 2015;44(8):20150079. [CrossRef]
34. Xia Z, Gan Y, Chang L, Xiong J, Zhao Q. Individual tooth segmentation from CT images scanned with contacts of maxillary and mandible teeth. *Comput Methods Programs Biomed*. 2017;138:1-12. [CrossRef]
35. Loubele M, Maes F, Schutyser F, Marchal G, Jacobs R, Suetens P. Assessment of bone segmentation quality of cone-beam CT versus multislice spiral CT: A pilot study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad Endod*. 2006;102(2):225-234. [CrossRef]
36. Michetti J, Georgelin-Gurgel M, Mallet JP, Diemer F, Boulanouar K. Influence of cone beam CT parameters on the output of an automatic edge-detection based endodontic segmentation. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(8):20140413.
37. Sarikov R, Juodzbalys G. Inferior alveolar nerve injury after mandibular third molar extraction: A literature review. *J Oral Maxillofac Res*. 2014;5(4):e1. [CrossRef]
38. Shavit I, Juodzbalys G. Inferior alveolar nerve injuries following implant placement - importance of early diagnosis and treatment: A systematic review. *J Oral Maxillofac Res*. 2014;5(4):e2. [CrossRef]
39. Sotthivirat S, Narkbuakaew W. Automatic detection of inferior alveolar nerve canals on ct images. *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*. 2006:142-145. [CrossRef]
40. Abdolali F, Zoroofi RA, 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*. 2017;12(4):581-593. [CrossRef]
41. Abdolali F, Zoroofi RA, Otake Y, Sato Y. Automatic segmentation of maxillofacial cysts in cone beam CT images. *Comput Biol Med*. 2016;72:108-119. [CrossRef]
42. Kwak GH, Kwak EJ, Song JM, et al. Automatic mandibular canal detection using a deep convolutional neural network. *Sci Rep*. 2020;10(1):5711. [CrossRef]
43. Shahbazian M, Jacobs R, Wyatt J, et al. Validation of the cone beam computed tomography-based stereolithographic surgical guide aiding autotransplantation of teeth: Clinical case-control study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;115(5):667-675. [CrossRef]
44. Kauke M, Safi AF, Grandoch A, Nickenig HJ, Zöller J, Kreppel M. Image segmentation-based volume approximation-volume as a factor in the clinical management of osteolytic jaw lesions. *Dento Maxillo Fac Radiol*. 2019;48(1):20180113. [CrossRef]
45. Altan Şallı G, Öztürkmen Z. Semi-automated three-dimensional volumetric evaluation of mandibular condyles. *Oral Radiol*. 2021;37(1):66-73. [CrossRef]

46. Xi T, Schreurs R, Heerink WJ, Bergé SJ, Maal TJ. A novel region-growing based semi-automatic segmentation protocol for three-dimensional condylar reconstruction using cone beam computed tomography (CBCT). *PLoS One*. 2014;9(11):e111126. [CrossRef]
47. Verhelst PJ, Shaheen E, de Faria Vasconcelos K, et al. Validation of a 3D CBCT-based protocol for the follow-up of mandibular condyle remodeling. *Dento Maxillo Fac Radiol*. 2020;49(3):20190364. [CrossRef]
48. Nicolielo LFP, Van Dessel J, Shaheen E, et al. Validation of a novel imaging approach using multi-slice CT and cone-beam CT to follow-up on condylar remodeling after bimaxillary surgery. *Int J Oral Sci*. 2017;9(3):139-144. [CrossRef]
49. Kim JJ, Nam H, Kaipatur NR, et al. Reliability and accuracy of segmentation of mandibular condyles from different three-dimensional imaging modalities: A systematic review. *Dento Maxillo Fac Radiol*. 2020;49(5):20190150. [CrossRef]
50. Huff TJ, Ludwig PE, Zuniga JM. The potential for machine learning algorithms to improve and reduce the cost of 3-dimensional printing for surgical planning. *Expert Rev Med Devices*. 2018;15(5):349-356. [CrossRef]
51. Bücking TM, Hill ER, Robertson JL, Maneas E, Plumb AA, Nikitichev DI. From medical imaging data to 3D printed anatomical models. *PLoS One*. 2017;12(5):e0178540. [CrossRef]
52. Hodosh M, Povar M, Shklar G. The dental polymer implant concept. *J Prosthet Dent*. 1969;22(3):371-380. [CrossRef]
53. Kohal RJ, Hürzeler MB, Mota LF, Klaus G, Caffesse RG, Strub JR. Custom-made root analogue titanium implants placed into extraction sockets. An experimental study in mon-keys. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(5):386-392. [CrossRef]
54. Pirker W, Kocher A. Root analog zirconia implants: True anatomical design for molar replacement – a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011;31(6):663-668.
55. Pirker W, Wiedemann D, Lidauer A, Kocher AA. Immediate, single stage, truly anatomic zirconia implant in lower molar replacement: A case report with 2.5 years follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011;40(2):212-216. [CrossRef]
56. Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR. An overview of immediate root analogue zirconia implants. *J Oral Implantol*. 2013;39(2):225-233. [CrossRef]
57. Mangano FG, De Franco M, Caprioglio A, Macchi A, Piattelli A, Mangano C. Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: A 1-year prospective study on 15 patients. *Lasers Med Sci*. 2014;29(4):1321-1328. [CrossRef]
58. Van Assche N, van Steenberghe D, Guerrero ME, et al. Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: A pilot study. *J Clin Periodontol*. 2007;34(9):816-821. [CrossRef]
59. Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P, van Steenberghe D. A comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(3):446-454.
60. Kim Y, Perinpanayagam H, Lee JK, et al. Comparison of mandibular first molar mesial root canal morphology using micro-computed tomography and clearing technique. *Acta Odontol Scand*. 2015;73(6):427-432. [CrossRef]
61. Rödig T, Hausdörfer T, Konietschke F, Dullin C, Hahn W, Hülsmann M. Efficacy of D-RaCe and ProTaper Universal retreatment NiTi instruments and hand files in removing gutta-percha from curved root canals - a micro-computed tomography study. *Int Endod J*. 2012;45(6):580-589. [CrossRef]
62. Marending M, Schicht OO, Paqué F. Initial apical fit of K-files versus LightSpeed LSX instruments assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J*. 2012;45(2):169-176. [CrossRef]
63. Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel-titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography (μCT). *Int Endod J*. 2012;45(6):514-523. [CrossRef]
64. Lloyd A, Uhles JP, Clement DJ, Garcia-Godoy F. Elimination of intracanal tissue and debris through a novel laser-activated system assessed using high-resolution micro-computed tomography: A pilot study. *J Endod*. 2014;40(4):584-587. [CrossRef]
65. Versiani MA, Pécora JD, de Sousa-Neto MD. Root and root canal morphology of four-rooted maxillary second molars: A micro-computed tomography study. *J Endod*. 2012;38(7):977-982. [CrossRef]
66. Versiani MA, Pécora JD, Sousa-Neto MD. The anatomy of two-rooted mandibular canines determined using micro-computed tomography. *Int Endod J*. 2011;44(7):682-687. [CrossRef]
67. Michetti J, Basarab A, Diemer F, Kouame D. Comparison of an adaptive local thresholding method on CBCT and μCT endodontic images. *Phys Med Biol*. 2017;63(1):015020. [CrossRef]
68. Brady E, Mannocci F, Brown J, Wilson R, Patel S. A comparison of cone beam computed tomography and periapical radiography for the detection of vertical root fractures in nonendodontically treated teeth. *Int Endod J*. 2014;47(8):735-746. [CrossRef]
69. Low KM, Dula K, Bürgin W, von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod*. 2008;34(5):557-562. [CrossRef]
70. Elnagar MH, Aronovich S, Kusnoto B. Digital workflow for combined orthodontics and orthognathic surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2020;32(1):1-14. [CrossRef]
71. Adolphs N, Haberl EJ, Liu W, Keeve E, Menneking H, Hoffmeister B. Virtual planning for craniomaxillofacial surgery – 7 years of experience. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014;42(5):e289-e295. [CrossRef]
72. Paniagua B, Cevidanes L, Zhu H, Styner M. Outcome quantification using SPHARM-PDM toolbox in orthognathic surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2011;6(5):617-626. [CrossRef]
73. Manhaes-Caldas D, Oliveira ML, Groppo FC, Haiter-Neto F. Volumetric assessment of the dental crown for sex estimation by means of cone-beam computed tomography. *Forensic Sci Int*. 2019;303:109920. [CrossRef]
74. Haghanifar S, Ghobadi F, Vahdani N, Bijani A. Age estimation by pulp/tooth area ratio in anterior teeth using cone-beam computed tomography: Comparison of four teeth. *J Appl Oral Sci*. 2019;27:e20180722. [CrossRef]
75. Merdietio Boedi R, Banar N, De Tobel J, Bertels J, Vandermeulen D, Thevissen PW. Effect of lower third molar segmentations on automated tooth development staging using a convolutional neural network. *J Forensic Sci*. 2020;65(2):481-486. [CrossRef]
76. Li H, Zhang Z, Liu Z. Application of artificial neural networks for catalysis: A review. *Catalysts*. 2017;7(10):306. [CrossRef]
77. Kandel I, Castelli M. How deeply to fine-tune a convolutional neural network: A case study using a histopathology dataset. *Appl Sci*. 2020;10(10):3359. [CrossRef]