



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ, DIŞ, ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

ÇEKİM KAVİTE HACİMLERİNİN
HESAPLANMASINDA KONİK IŞINLI
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ CİHAZLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI

Senem Tuğra DÖNMEZ

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Saadettin KAYIPMAZ

TRABZON-2012

BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

08.05.2012

Senem Tuğra DÖNMEZ

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım günden bu tez çalışmasının hazırlanmasına kadar geçen süreçte değerli katkılarından ve desteğinden dolayı Anabilim Dalı başkanım ve danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Saadettin KAYIPMAZ' a,

Çalışma sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesindeki katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Murat TOPBAŞ' a,

Çalışmanın yönlendirilmesinde katkılarda bulunan ve aynı zamanda tez izleme jüri üyesi olan hocalarım Sayın Yrd. Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN' e ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet BAYRAM' a,

Tez çalışmam için gerekli materyallerin sağlanmasında katkılarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı' na, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Radyolojisi Anabilim Dalı' na, Ankara Tomoloji' ye,

Doktora öğrenimimin bir süresini geçirdiğim Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Radyolojisi Anabilim Dalı' nın tüm öğretim üyelerine, asistanlarına ve çalışanlarına,

Doktora öğrenimim boyunca gösterdikleri anlayış ve destek için Karadeniz Teknik Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Radyolojisi Anabilim Dalı çalışanlarına ve asistan arkadaşım Arş. Gör. Dt. Seval BAYRAK' a,

Tüm bu süreçte benden desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sayın hocam Yrd. Doç. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ' a ve sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ' a, Arş. Gör. Dt. Tülay ÇAKMAK AKGÜNDÜZ' e,

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim sevgili annem Meral SARICAOĞLU'na, sevgili babam Musa SARICAOĞLU' na, küçük kardeşim Merve Nur SARICAOĞLU'na, kardeşim Mustafa Buğra SARICAOĞLU ve eşi Beyhan SARICAOĞLU' na,

Hayatıma girdiği andan itibaren sevgisini ve desteğini her zaman hissettiğim sevgili eşim Kemal DÖNMEZ' e,

TEŞEKKÜR EDERİM.

Arş. Gör. Dt. Senem Tuğra DÖNMEZ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç kapak sayfası	
ONAY	
BEYAN	
TEŞEKKÜR	
TABLolar DİZİNİ	vi
RESİMLER DİZİNİ	vii
SİMGELER, KISALTMALAR VE FORMÜLLER DİZİNİ	vii
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	6
4.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	8
4.1.1. Tarihçe	8
4.1.2. Konik Işınlı BT Tekniğinin Prensipleri	9
4.1.3. Görüntü Artefaktları	10
4.1.3.1. X-ışını Demeti ile İlişkili Artefakt	10
4.1.3.2. Hasta ile İlişkili Artefakt	11
4.1.3.3. Tarayıcı ile İlişkili Artefakt	11
4.1.3.4. Kopnik Işın ile İlişkili Artefaktlar	11
4.1.4. Konik Işınlı BT' nin Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları	13
4.1.4.1. İmplant Bölgesinin Değerlendirilmesi	13
4.1.4.2. Ortodontik Uygulamalar	15
4.1.4.3. Endodontik Uygulamalar	17
4.1.4.4. Temporomandibular Eklemin (TME) Değerlendirilmesi	18
4.1.4.5. Maksillofasial Kompleksin Değerlendirilmesi	19
4.1.5. Konik Işınlı BT Tipleri	20
4.1.6. Konik Işınlı BT' nin Avantajları	24
4.1.7. Konik Işınlı BT' nin Dezavantajları	27
4.2. Kantitatif Değerlendirmeler	29
4.3. Cavalieri Prensibi	30

5. GEREÇ VE YÖNTEM	33
5.1. Örneklerin Hazırlanması	33
5.2. Konik Işınlı BT Görüntülerinin Elde Edilmesi	33
5.2.1. Kodak 9500 Konik Işınlı BT ile Görüntülerin Elde Edilmesi	33
5.2.2. Iluma Ultra Konik Işınlı BT ile Görüntülerin Elde Edilmesi	35
5.2.3. Newtom FP Konik Işınlı BT ile Görüntülerin Elde Edilmesi	36
5.3. Konik Işınlı BT Görüntüleri Üzerinde Yapılan Tahmini Hacimlerin Hesaplanması	38
5.4. Fiziksel Hacimlerin Hesaplanması	39
5.5. İstatistiksel Analiz	40
6. BULGULAR	41
7. TARTIŞMA VE SONUÇ	43
8. SONUÇLAR	55
9. KAYNAKLAR	56
10. ÖZGEÇMİŞ	71

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Konik ışınlı BT' nin avantajları ve dezavantajları	28
Tablo 2. Çalışmada kullanılan konik ışınlı BT cihazlarının özellikleri	37
Tablo 3. Korelasyon analizi ile bulguların değerlendirilmesi	41
Tablo 4. Elde edilen tahmini hacimler	42

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
Resim 1. Planimetri metoduna bir örnek	31
Resim 2. Nokta sayım metoduna bir örnek	32
Resim 3. Çalışmada kullanılan kuru çene kemikleri ve çekim soketleri	33
Resim 4. Kodak 9500 konik ışınlı BT cihazı	34
Resim 5. Kodak 9500 konik ışınlı BT cihazı il elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri	34
Resim 6. Iluma Ultra konik ışınlı BT cihazı	35
Resim 7. Iluma Ultra konik ışınlı BT cihazı il elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri	36
Resim 8. Newtom-FP konik ışınlı BT cihazı	36
Resim 9. NewTom konik ışınlı BT cihazı il elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri	37
Resim 10. Kodak 9500 konik ışınlı BT cihazı il elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	38
Resim 11. Iluma konik ışınlı BT cihazı il elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	38
Resim 12. NewTom konik ışınlı BT cihazı il elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	39
Resim 13. Bir çekim soketinin alınan ölçü modeli	39
Resim 14. Hassas Terazî	40
Resim 15. Piknometre	40

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge-Couple Device
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
FOV	Görüntüleme Alanı = Field of View
FPD	Flat Panel Dedektör
IIT	Image Intensifier Tüp
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
TME	Temporomandibular Eklem
USG	Ultrasonografi

Simgeler

cm	Santimetre
dk	Dakika
gr	Gram
Gy	Gray
mAs	Miliamper saniye
ml	Mililitre
mm	Milimetre
kVp	Kilovolt peak
sn	Saniye
Sv	Sievert

1. ÖZET

Çekim kavite hacimlerinin hesaplanmasında konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarının karşılaştırılması

Bu çalışmanın amacı üç farklı cone-beam computerize tomografi (konik ışınli BT) görüntüleri üzerinde çekim kavite hacimsel analizlerini karşılaştırmaktır.

Çalışmada, sekiz kafatası örneği ve 39 diş soketi üç farklı konik ışınli BT tarayıcısı ile tarandı. Her bir diş soketi iki konik ışınli BT tarayıcısında 0.3 mm kesit kalınlığında ve 0.3 mm atlama aralığında ve diğerinde 0.3 mm kesit kalınlığında ve 0.28 mm atlama aralığında para-sagittal kesitlere ayrıldı. Planimetri metodu ile Cavalieri prensibi kullanılarak her bir diş socketinin hacmi konik ışınli BT görüntüleri üzerinde hesaplandı. Cavalieri ölçümleri üç hafta sonra tekrarlandı. Diş socketlerinin impresyon modeli elde edildikten sonra her bir socketin gerçek hacmi su taşıma yöntemi ile ölçüldü. Bu ölçümler gold standart olarak kabul edildi. Konik ışınli BT hacim hesaplamalarının doğruluğu ve üç tarayıcının sonuçları arasındaki ilişki Paired-t test ve Pearson korelasyon testi kullanılarak karşılaştırıldı. İstatistiksel olarak anlamlı seviye 0.05 olarak düzenlendi.

Sonuçlar, Cavalieri ölçümleri ile diş socketlerinin gerçek hacimleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını gösterdi. Üç farklı konik ışınli BT tarayıcısı arasında anlamlı bir farklılık yoktu. Gözlemci içi tekrarlanabilirliği yüksekti.

Bu sonuçlara göre, çekim kavitelerinin hacim hesaplamaları üç konik ışınli BT tarayıcısıyla doğru bir şekilde yapılabilir.

Anahtar kelimeler: Konik ışınli BT, kantitatif değerlendirme, diş soketi

2. SUMMARY

Comparison of cone-beam computerize tomography devices to volumes analysis of tooth sockets

The aim of this study was to compare volumetric analysis of tooth sockets on three different cone beam computed tomography (cone-beam CT) images.

In the present study, eight skull specimens and 39 tooth sockets were scanned with three different cone-beam CT scanners. The volume of each tooth socket was sectioned in the para-sagittal plane and 0.3 mm thick sections with 0.3 mm intervals for two cone-beam CT scanners and 0.3 mm thick sections with 0.28 mm intervals for the other. Using the Cavalieri principle, with a planimetry method, the volume of each tooth socket was estimated on the cone-beam CT images. Cavalieri measurements were repeated after three weeks. Real volume of each socket was measured by water displacement method after impression model of the tooth sockets had been obtained. This measurements was accepted as the gold standard. The accuracy of the cone-beam CT volume measurements and the relation agreements between the results of the three scanners were compared using the Paired sample t-test and Pearson correlation test. The level of statistical significance was set at 0.05.

The results showed that the volumes from the Cavalieri estimates did not differ from the actual volumes of the tooth sockets. There is no significant difference between these three scanners. The intraobserver reproducibility was good

According to these results, volume estimation of extraction sockets can be performed accurately by the three cone beam computed tomography scanners.

Key words: Cone-beam CT, quantitative evaluation, tooth socket

3. GİRİŞ VE AMAÇ

İntraoral ve ekstraoral radyografi teknikleri dental ve maksillofasial patolojilerin teşhis ve takibinde oldukça sık başvurulmuş yöntemler olmuştur.

İntraoral radyografi teknikleri dental patolojilerin birçoğunda temel ve sıklıkla kullanılan görüntüleme tekniğidir. Bunlar, diş hekimleri tarafından sıklıkla uygulanır ve yorumlanır. Ekstraoral radyografi tekniklerinden en sık uygulanan teknik, panoramik radyografidir. Maksiler ve mandibular dental arkları ve bunların destek yapılarını içeren hızlı ve kolay bir tekniktir. Bu teknik çenelerin kavisli yüzeylerinin düz bir şekilde görüntülenmesini sağlayan özel bir tekniktir.

Üç boyutlu anatomik yapıların iki boyutlu görüntülerle oluşturulmasından kaynaklanan sınırlamalar bilgisayarlı tomografi (BT) gibi üç boyutlu görüntüleme tekniklerinin, başın ve boynun görüntülenmesindeki önemini giderek artırmıştır. Bununla birlikte BT' nin konvansiyonel radyografiye kıyasla yüksek radyasyon dozu ve yüksek maliyeti diş hekimliğinde kullanımını kısıtlar.

Son yıllarda, konvansiyonel radyografiyle karşılaştırılabilen daha az radyasyon dozu ve düşük maliyeti ile BT' ye benzer üç boyutlu görüntüler sunan yeni bir teknik tanımlanmıştır. Literatürde ilk kez 1990' larda Mozzo (1) ve Arai (2) tarafından bildirilen konik ışınli bilgisayarlı tomografi (cone-beam computerize tomografi, Konik ışınli BT) diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir. Konik ışınli BT' de, konvansiyonel BT' den farklı bir x-ışını kaynağı ve kayıt dedektörü kullanılır (3). Özellikle maksillofasial bölgenin görüntülenmesi için kullanışlı bir yöntemdir (4). Konik ışınli BT çekimlerinde hastanın aldığı radyasyon dozunun daha az olduğu bildirilmektedir (5,6). Bu teknik ile süperpozisyonuz görüntüler de sağlanır (3). Konik ışınli BT' nin konvansiyonel BT' ye göre daha kolay görüntü kazanımı, daha düşük radyasyon dozu ve daha düşük maliyeti gibi avantajları vardır (7). Buna karşılık; skater radyasyon ve minimal yumuşak doku detayı gibi dezavantajları da bulunur (7,8,9,10).

Kesit görüntülerinin elde edilmesini sağlayan her sistemde olduğu gibi konik ışınli BT sistemleriyle de biyolojik yapıların hacimsel ölçümleri yapılabilir. Bu ölçümler

spesifik yazılımlar ile otomatik olarak yapılabileceği gibi stereolojik yöntemlerden birisi olan Cavalieri prensibi ile de hesaplanabilir.

Son yıllarda yaygın hale gelen Cavalieri Prensibi kullanılarak, kesit görüntüleri üzerinde gerçekte üç boyutlu olan her yapının tarafsız ve etkin bir biçimde hacminin hesaplanabileceği ve iki boyutlu görüntülerden kaynaklanabilecek hatalardan uzak bir değerlendirmenin yapılabileceği gösterilmiştir (11). Bu prensibin uygulanması sırasında göz önünde bulundurulması gereken en önemli noktalardan biri değerlendirilecek olan yapının sınırlarının görüntüdeki diğer yapılardan ayırt edilebilmesidir (12).

Konik ışınli BT’ lerde görüntü kalitesi; voksel boyutu/kesit kalınlığından, fokal spot boyutundan, geometrik çözünürlüğünden, kontrast çözünürlüğünden, görüntüleme alanının (Field of view, FOV) boyutundan ve dedektör tipinden etkilenir. Görüntü kalitesini etkileyen bu özelliklerin, yapıların kenar sınırlarını ve buna bağıli kantitatif hesaplamaları etkilemesi muhtemeldir.

Kliniklerde kullanılan farklı görüntüleme protokollerine sahip çok sayıda konik ışınli BT sistemi mevcuttur. Bu teknik farklılıkların kullanımda görüntü kalitesi üzerine etkisi olup olmadığı konusunda bazı çalışmalar yapılmıştır (13,14). Kesit görüntüleri üzerindeki obje sınırları, kesit görüntülerini sağılayan cihazların teknik özelliklerinden etkilenir. Sonuç olarak; çalışmamızda bu özellikten yola çıkarak farklı teknik özelliklere sahip konik ışınli BT cihazlarına ait görüntülerin, obje sınırlarının esas alınarak uygulandığı hacim ölçümlerinde farklılıklara neden olup olmayacağını test etmeyi düşündük. Araştırmada, kullanılan farklı konik ışınli BT cihazlarının sunduğı görüntü kalitelerindeki olası farklılıkların hacimsel hesaplamaları etkileyecek boyutlarda olup olmadığı ve yöntemlerin tekrarlanabilirliği incelenmiştir

Bu ex vivo çalışmada, Cavalieri prensibi kullanarak çekim kavite hacimlerinin hesaplanmasında farklı konik ışınli BT cihazlarına ait görüntü farklılıklarını karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Farklı teknik özelliklere sahip konik ışınli BT cihazlarının görüntüleri üzerinde obje sınırlarının analiziyle hacim ölçümlerini gerçekleştirdiğimiz bu araştırmada hipotezimiz volumetrik hesaplamalarda farklılıkların olabileceğı yönündedir.

Araştırmanın sonuçlarıyla radyoloji kliniklerinde kullanımda olan çok sayıdaki konik ışınlı BT cihazının teknik özellikleri ve bunların klinik kullanıma etkisi hakkında yorum yapma imkanı olacaktır.

4. GENEL BİLGİLER

X-ışınları 1895 yılında Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından keşfedilmesinin ardından (15,16) ilk dental radyograf, iki hafta sonra Alman diş hekimi Otto Walkof tarafından cam fotografik plakların 25 dakika ışınlanmasıyla elde edilmiştir. Bunu takip eden 110 yıl içinde daha özel ve hassas filmler geliştirilmiştir (16,17).

X-ışınlarının, keşfedilmesinden günümüze kadar geçen süre içinde radyolojide büyük gelişmeler olmuş, konvansiyonel radyografi yanında görüntüleme yöntemlerindeki gelişmeler radyolojinin önemini daha da artırmıştır (15).

Görüntüleme yöntemlerinin bir kısmı (periapikal radyografi, panoramik radyografi vb.) yıllardır diş hekimleri tarafından kullanılır. İleri görüntüleme yöntemleri (Bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme, vb.) ise son yıllarda bilgisayar teknolojisindeki yeniliklerle kullanılır hale gelmiştir. Rutin olarak diş hekimleri tarafından kullanılmamasına rağmen tümü oral kavitedeki patolojilerin teşhisinde yardımcı olur (18).

Diş hekimliğinde uygulanan radyografi teknikleri iki başlık altında incelenir.

- İntraoral radyografi teknikleri
- Ekstraoral radyografi teknikleri (15)

İntraoral radyografik teknik, genel diş hekimliği radyolojisinin temelini oluşturur. Bu teknikte imaj reseptörleri ağız içersinde, ışın kaynağı ağız dışındadır (15).

İntraoral radyografiler şu üç sınıfa ayrılabilir:

- Periapikal projeksiyonlar
- Bite-wing projeksiyonlar
- Okluzal projeksiyonlar (18)

Periapikal radyografiler, çevre kemik ile birlikte dişin tümünü gösteren projeksiyonlardır. Bite-wing radyografiler, yalnızca dişlerin kronlarını, diş köklerinin

koronal kısımlarını ve komşu alveoler kret bölgelerini gösteren projeksiyonlardır (15,18). Bite-wing radyografiler özellikle molar ve premolar bölgede aproksimal çürük teşhisinde önemli rol oynar (19). Okluzal radyografiler, periapikal radyograftan daha geniş bir kemik alanını gösteren projeksiyonlardır. Bu radyografilerde, çenelerin antero-posterior ve bukkal-lingual/palatinal görüntüsü incelenir (15,18).

İntraoral radyografilerde dişler ve çevresindeki dokular incelenebilir. Çenelerdeki daha büyük lezyonları incelemek için ekstraoral radyografilere ihtiyaç duyulur. Kafatası ve fasial yapıları; özellikle maksilla ve mandibuladaki patolojileri görmek için ekstraoral radyografi teknikleri kullanılır (15). Ekstraoral radyografi tekniğinde x-ışını kaynağı ve imaj reseptörü (film ya da elektronik sensör) hasta ağzının dışında yer alır (15,18).

Kullanılan teknik ne olursa olsun düzlemsel radyografi üç boyutlu ilişkilerin değerlendirilmesi konusunda sınırlı kalır. Radyolojik görüntüleme alanındaki teknolojik gelişmeler iki boyutlu radyografiden; dijital ve üç boyutlu görüntüleme uygulamalarına geçişi sağlamıştır (20,21,22). Bilgisayarlı tomografiler sayesinde dental bölgenin tomografik incelemeleri yapılabilirken (23), konik ışınlı BT gelişimi dentomaksillofasiyal radyoloji alanında yeni bir dönem başlatmıştır (24).

Bilgisayarlı tomografi, x-ışınlarının keşfinden günümüze kadar olan süre içinde radyolojideki en önemli gelişme olarak kabul edilir. 1950' li yıllardan itibaren hızla gelişen tıbbi görüntüleme teknikleri, BT' nin 1970' li yıllarda uygulama alanına girmesiyle en üst noktalara ulaşmıştır (15).

Bilgisayarlı tomografi; cismin farklı yönlerden ışınlanması sonucu x-ışını tüpünden çıkan ışın demetinin, incelenecek kesit kalınlığı kadar daraltılarak yelpaze şeklinde organizmaya doğru yönlendirilerek, organizmayı geçen x-ışınlarının dedektör tarafından kaydedilip verilerin bilgisayara gönderilerek görüntülerin oluşturulması esasına göre çalışır (25). Bilgisayarlı tomografi tarayıcıları dönen bir gantri üzerinde x-ışını kaynağı ve dedektörden oluşur (26).

İleri bir görüntüleme yöntemi olan BT' nin kraniofasiyal bölgenin görüntülenmesinde avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da mevcuttur (27).

Avantajları;

- Dokuların aksiyal kesitlerini veren bir yöntemdir.
- İncelenecek bölgedeki yapıların görüntülerini süperpozisyonlu verir.
- Yumuşak doku görüntüsü saptanabilir.
- Lezyonların absorpsiyon değerini belirleyerek doku densitelerini saptamak mümkündür.
- Kemik hacmi ve yüksekliği hakkında bilgi verir.
- Bilgisayarlı tomografi ile rekonstrüksiyon sağlanabilir (15).

Dezavantajları;

- İyonize radyasyon dozu yüksektir.
- Rutin kullanım için ekonomik maliyeti açısından uygun değildir.
- Metal artefaktları, değişik filtreler kullanılarak bir miktar giderilse de görüntü kalitesini olumsuz etkiler (15,27)

4.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

4.1.1.Tarihçe

Konik ışınlı BT ilk olarak 1982 yılında angiografi için geliştirildi ve daha sonra maksillofasial bölgenin görüntülenmesi için kullanıldı (18). 1990' ların sonunda Japonya' da Arai ve arkadaşları (2) ile İtalya' da Mozzo ve arkadaşları (1) birbirinden bağımsız olarak oral ve maksillofasial bölgede kullanılması için konik ışınlı BT olarak bilinen bir tomografik tarayıcı geliştirdiler (3,28,29).

Bu teknoloji literatürde farklı kaynaklarda; cone-beam volumetrik tarayıcı (CBVS), dental BT, dental 3D-BT, cone-beam volumetrik görüntüleme (CBVI) ve dental volumetrik tomografi (DVT) olarak da geçer (28). Yalnızca diş hekimliğinde sınırlı kullanımı olmaması nedeniyle en çok kullanılan ve tavsiye edilen terim konik ışınlı bilgisayarlı tomografidir. Konik ışınlı BT' nin temel özelliği tek rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar oluşturmastır (18).

4.1.2. Konik ışınli BT Tekniğinin Prensipleri

Tüm BT tarayıcıları, dönen bir gantri üzerine monte edilmiş bir x-ışını kaynağı ve dedektörler içerir. Gantrinin rotasyonu süresince reseptör hastadan geçen x-ışınlarını tarar. Bu kayıtlar lineer attenüasyon kat sayılarına denk gelen resim elemanları bileşenleri (piksel) değeri olan cross-sectional görüntüleri oluşturmak için bir bilgisayar algoritması ile rekonstrükte edilen ‘raw datayı’ oluşturur (18).

Konik ışınli BT, iki boyutlu bir detektör üzerine üç boyutlu konik şekilli x-ışını demetinin yönlendirilmesi esasına dayanan bir görüntü elde etme tekniğidir (20,22,28,30,31,32). Konik ışın tekniği, bir tutucuya sabitlenen hastanın başı etrafında eş zamanlı olarak dönen x-ışını kaynağı ve alan dedektörü ile sağlanan 180-360° lik taramayı içerir (4,24,26,33,34).

X-ışını kaynağı ve dedektörün eş zamanlı olarak hastanın sabitlenen başı etrafındaki bir rotasyonunda, görüntülenen alanın yaklaşık 100–600 adet düzlemsel projeksiyon görüntüsü elde edilir (7). ‘Temel’ görüntü olarak bilinen bu tekil projeksiyon görüntü serileri, projeksiyon verisi olarak adlandırılır (4). Bu görüntüler, 1984’ te Feldkamp ve arkadaşlarının geliştirdiği orijinal konik ışın algoritmalarının modifikasyonlarını kullanarak üç düzlemde (aksiyal, koronal ve sagittal) primer rekonstrüksiyon yapmak için kullanılan üç boyutlu hacimsel veriler elde etmeyi sağlar (4,24,28,31). Rekonstrüksiyon süreci her biri birçok basamaktan oluşan iki aşamayı içerir. Bunlar görüntünün kazanım aşaması ve rekonstrüksiyon aşamasıdır. Kazanım aşaması toplama ve dedektör ön işleme aşamalarını içerir. Rekonstrüksiyon aşaması sinogram formasyonunu ve algoritmaları kullanarak rekonstrüksiyon yapmayı içerir (7).

Yazılım programları, bu imajlardan üç boyutlu volumetrik veri setinin oluşturulmasında ve üç ortogonal düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) primer rekonstrüksiyon imajlarının oluşturulmasında kullanılabilir. Konik ışınli BT, yalnızca aksiyal düzlemde değil sagittal, koronal, oblik ve curved düzlemlerde de görüntü reformasyonunu sağlar. Konik ışınli BT volumetrik veri seti, izotropik (küboid) olduğu için üretim artefaktı olmaksızın hastanın anatomik özellikleri yeniden sıralanabileceği gibi tüm hacim yeniden düzenlenebilir. Konik ışınli BT bir zaman periyodunda volumetrik değişiklikleri değerlendirmek için de kullanılabilir (24).

Bu teknik mikro BT gibi farklı endüstriyel ve biyomedikal uygulamalarda oldukça sık kullanılır (28).

Maksillofasial bölge için konik ışınlı BT' nin geliştirilmesi diş hekimlerine multiplanar görüntüleme imkanı sağlamıştır (4,22,35). Ek olarak konik ışınlı BT verileri üç boyutlu bilgi sağladığından bir hacmin reformasyonu için uygundur (4). Bir konik ışınlı BT taramasında elde edilen bilgi, tüm verinin ya da kullanılan kısmının farklı tiplerde görüntü formatına dönüştürülmesine imkan verir (22).

Bu teknoloji izotropik olarak milimetrenin altında geometrik çözünürlükte ve distorsiyonsuz görüntüler üretmesi nedeni ile dentomaksillofasial BT taramaları için uygundur (26).

4.1.3. Görüntü Artefaktları

Konik ışınlı BT' de görüntü kalitesini bozan temel faktörler görüntü artefaktlarıdır. Artefakt, herhangi bir distorsiyon ya da çalışılan obje ile ilişkili olmayan bir görüntü hatasıdır. Artefaktlar etyolojilerine göre şöyle sınıflandırılabilir (7,18).

1. X-ışını demeti ile ilişkili artefaktlar
2. Hasta ile ilişkili artefaktlar
3. Tarayıcı ile ilişkili artefaktlar
4. Konik ışın ile ilişkili artefaktlar

4.1.3.1. X-ışını Demeti ile İlişkili Artefakt

Artefaktlar konik ışınlı BT verisinin oluşturulmasında fiziksel sürecin neden olduğu sınırlamalardan meydana gelebilir (18). X-ışınları polikromatik özellikte olduğundan dolayı inceleme sırasında geçtikleri değişik ortamlardan farklı şekillerde penetrasyon ve absorpsiyon gösterir. Bunlardan yüksek enerjili fotonlar, dokuları penetre edip geçerken, düşük enerjili olanlar kolaylıkla absorbe edilirler. Bilgisayarlı tomografide kullanılan x-ışınının polikromatik olması ve heterojen ışının düşük enerjili kısmının objeyi geçerken hemen absorbe edilmesi nedeniyle x-ışını demetinin ortalama enerjisi artar. Buna 'beam-hardening' etkisi ya da x-ışınının sertleşmesi denir. İki tip artefakt ile sonuçlanır (7,18).

1. Çukurlaşma (cupping) artefaktı olarak bilinen farklı absorbsiyon nedeniyle metalik yapıların distorsiyonu
2. İki dens obje arasında görülebilen düzensiz ve koyu bantlar (7,18)

Beam-hardening etkisi tamamen elimine edilemese de azaltılmasına yönelik ışın filtreleme teknikleri, ‘software’ ve ‘hardware’ yöntemleri geliştirilmiştir. Ayrıca kesit kalınlığının düşürülmesi ve mAs değerinin arttırılması da beam-hardening etkilerinin azaltılmasında yararlıdır (36). Klinik pratikte, bu durumdan kaçınmak için tarama alanının küçültülmesi, hasta pozisyonun modifikasyonu, kron-köprü protezleri gibi metalik dental restorasyonların uzaklaştırılması ya da hasta ağzının açtırılması önerilir (7,18).

4.1.3.2. Hasta ile İlişkili Artefakt

Hasta hareketi, veride yarı gölge gibi görünen kayıt kayıplarına neden olabilir. Bu durum başın stabilizasyonunu sağlayarak ve tarama süresi olabildiğince kısa tutularak azaltılabilir (7,18).

4.1.3.3. Tarayıcı ile İlişkili Artefakt

Tipik olarak tarayıcı ile ilgili artefaktlar tarayıcının algılamasında ya da kalibrasyondaki eksiklikten kaynaklanan sirküler çizgiler şeklinde görülür (ring artefaktı). Bu problemler de detektörün her bir açısız pozisyonunda sürekli ve tekrarlanan okumalarla sonuçlanır ve sirküler artefaktlar oluşur (7,18).

4.1.3.4. Konik Işın ile İlişkili Artefaktlar

Konik ışınlı BT’ nin ışın demetinin projeksiyon geometrisi ve imaj rekonstrüksiyon metodu üç şekilde artefakt oluşturur (7,18).

- Parsiyel hacim artefaktı
- Örnekleme yetersizlikleri (Undersampling)
- Konik ışın etkisi (Cone-beam effect)

Parsiyel hacim artefaktı, taramanın voksel boyutu görüntülenecek olan objenin boyutundan daha büyük seçildiğinde meydana gelir. Bu durumda, görüntülenen piksel kemik ve yumuşak dokunun her ikisini de temsil etmez. Daha ziyade farklı iki densite değerinin ağırlıklı ortalaması haline gelir (7,18). Örneğin 1 mm' lik bir voksel seçildiğinde bu voksel hem kemik hem de komşu yumuşak dokuya denk geldiğinde bu vokselin yansıtacağı görüntü kemiğin densitesi değil, kemik ve komşu yumuşak dokunun densitelerinin ortalaması olur. Bu durumda görüntüde bu pikselin temsil ettiği bölge, kemik yoğunluğunda olmayacaktır. Görüntünün çevresinde 'basamak' görüntüsü oluşur veya homojen bir piksel yoğunluğu seviyesi ile ortaya çıkabilir. Parsiyel hacim artefaktı, z yönünde hızlı değişen yüzeylerde (örn; temporal kemik gibi) meydana gelir. Bu durum görüntü elde etmede küçük voksel seçimi (kesit kalınlığının azaltılması) ile bir ölçüde engellenebilir (18,37).

Örnekleme yetersizlikleri, görüntü elde etmede çok az sayıda temel projeksiyon kullanıldığında meydana gelir. Azalan veri örnekleri basamaklanmanın (aliasing) sonucu olarak yanlış kayıtlara, keskin kenarlara ve noise in artmasına neden olur ki bunlar görüntüde düz çizgilenmeler olarak izlenir. İnce detayların önemli olduğu durumlarda örnekleme yetersizliklerini önlemek için temel projeksiyon görüntülerinin sayısının olabildiğince artırılması gerekir (7,18). Temel projeksiyonların sayısı orantılı olarak radyasyon dozunu da artırır (18).

Konik ışın etkisi, özellikle tarama hacminin periferal kısımları için potansiyel artefakt kaynağıdır. Horizontal düzlemde hasta etrafında dönen x-ışını demetinin saçılması nedeniyle görüntüleme alanının en altındaki ya da en üstündeki yapılar yalnızca x-ışını kaynağı hastanın karşı tarafında olduğunda ekspozite olur. Bu durum imaj distorsiyonuyla, çizgilenme artefaktıyla ve daha geniş periferal noise ile sonuçlanır. Bu etki üreticiler tarafından azaltılır. Klinik olarak, x-ışınının horizontal düzlemde çekim yapılacak bölgenin konumlandırılması ile, ilgili bölgenin x-ışınının horizontal düzlemine komşu pozisyonlandırılmasıyla ve uygun FOV için ışın demetinin kolimasyonu ile bu durum azaltılabilir (7,18).

4.1.4. Konik ışınli BT' nin Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları

Diş hekimlerinin birçoğı için ileri görüntüleme tekniklerini kullanmak; maliyeti, ulaşılabilirliği ve radyasyon dozu göz önüne alındığında sınırlıdır. Bununla birlikte maksillofasiyal bölge için konik ışınli BT gelişimi, multiplanar görüntüleme sunduğı için diş hekimlerine olanak sağlar. Boyutu ve maliyeti açısından konvansiyonel BT tarayıcılarından farklı olarak konik ışınli BT, maliyet ve doz faktörlerinin önemli olduğı klinik dental pratikte kullanım için uygundur (4). Kısaca, konik ışınli BT dentomaksillofasiyal bölgede başın ve boynun BT taraması için kaliteli görüntü sunar ve maliyeti düşüktür (26).

Konik ışınli BT, diş hekimliğinin tüm alanlarında teşhis ve tedavi uygulamalarında da geniş yer tutar. Konik ışınli BT; panoramik ve konvansiyonel radyografik uygulamaların yerini alamaz fakat özel uygulamalar için tamamlayıcı bir yöntemdir (18). En genel klinik uygulamaları gömülü dişler ve implantolojidedir. Konik ışınli BT' nin kolay uygulanması ve düşük radyasyon dozu implantolojide kullanımını artırır (28). Ayrıca konik ışınli BT diş hekimliğinde; ortodontik tedavi planlamasında dişlerin ve fasiyal yapıların muayenesinde (38), TME' in değerlendirilmesinde (34,39), kraniofasial anomalilerde (18), endodontik uygulamalarda (40), periodontal kemik seviyesinin değerlendirilmesinde (41), kist-tümör ya da enfeksiyon durumunda kemiğin değerlendirilmesinde (42,43), maksiler sinüsün değerlendirilmesinde (44), hava yolunun değerlendirilmesinde (45,46) ve kemik fraktürlerinin değerlendirilmesinde (47,48) kullanılır. Konik ışınli BT görüntüleri; maksillofasiyal kemik yapılarının ve anatomik landmarkların lineer-angular ölçümlerinde de kullanılabilir (49).

4.1.4.1. İmplant Bölgesinin Değerlendirilmesi

Ağızda parsiyel ya da total dişsiz bölgelerin implant destekli restorasyonlar ile tedavi planlaması oldukça yaygın hale gelmiştir (50). Anatomik ve protetik faktörler en uygun implant bölgesinin klinisyen tarafından belirlenmesinde önemli rol oynar. İmplant, başarı şansının en yüksek olduğı bölgeye yerleştirilmelidir (51). Diagnostik görüntüleme, implant tedavi planlaması için önemlidir. 1980' lerin sonuna kadar intraoral, sefalometrik ve panoramik görüntüler gibi konvansiyonel radyografik teknikler standart kabul edilmiştir (52). Daha sonra cross-sectional görüntüleme

tekniklerindeki gelişmeler implant hastalarının değerlendirilmesinde ve tedavi planlamasında popüler hale gelmiştir (52,53).

Potansiyel olarak iki ve üç boyutlu görüntüleme yöntemleri cerrahi öncesi implant bölgesinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Ancak panoramik, periapikal ve sefalometrik görüntüler gibi iki boyutlu görüntüleme yöntemleri; kemik derinliğinin üç boyutlu değerlendirmesine olanak vermemesi nedeniyle yeterli değildir (54).

Tüm konik ışınli BT tarayıcıları önerilen implant bölgesinin panoramik, cross-sectional, sagittal ve diğer görüntü tiplerini içeren multiple rekonstrüksiyonlarını sağlayabilir. Tarayıcıların birçoğu için bu görüntüler kullanıcının terciğine göre değişen dilim kalınlıklarda olabilir. Reformasyon görüntüleri bir kez oluşturulduğunda, alveoler kemik yüksekliği ve genişliği tahminlerini sağlayan ölçüm araçları da dahil olmak üzere bir dizi interaktif uygulamaları kullanıcının hizmetine sunar. Bu veriler ile alveoler kemik angulasyonunun değerlendirilmesi de mümkündür (22).

Dental implantlar sıklıkla çenelerde korunması gereken önemli anatomik yapıların proksimaline yerleştirilir. Mandibuladaki bu yapılar; mandibular kanal, mental foramen, submandibular tükrük bezi fossası, lingual foramen ve komşu dişlerdir. Nazal kavite, maksiller sinüs, nasopalatin kanal ve komşu dişler de maksillada implant planlamasını sınırlandıran yapılardır (22).

Diş çekimleri sonrasında maksiller ve mandibular kemikler nadiren değişikliğe uğramadan kalır. Sıklıkla dişsiz bölgelerde kemik rezorbsiyonunun bir sonucu olarak undercut alanları izlenir. Bu undercut alanları implant yerleştirilmesinde anatomik sınırlamalara neden olur (55). Cross-sectional görüntüler alveoler kemikteki undercutların ve anatomik konkavitelerin belirlenmesini sağlar (22).

Alveoler kemiğin densitesi ve diğer karakteristikleri konik ışınli BT ile değerlendirilebilir. Kemik kalitesi değerlendirilirken; alveoler kemiğin kalınlığı ve bütünlüğü, alveoler kretin ve proksimal anatomik yapıların sınırındaki kemiğin devamlılığı, alveoler kemiğin yapısı göz önüne alınır. İmplant bölgesindeki alveoler kemiğin densitesinin doğru değerlendirilmesi oldukça önemlidir (22).

Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) veri seti, implant tedavisinin protetik komponentlerini ya da cerrahi planlamasında ve değerlendirilmesinde kullanılabilecek yararlı araçları, yazılım programları ile sunar. Buna ek olarak veri seti kesin implant yerinin belirlenmesini kolaylaştırarak implant cerrahisine de rehber olur (18).

Madrigal ve ark. yaptıkları bir çalışmada panoramik radyografi ve konik ışınli BT' yi interforaminal bölgede kemik analizi için karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada 50 hastanın her birinde beş bölge olmak üzere mevcut kemikle ilgili bir dizi parametre panoramik ve konik ışınli BT görüntüleri üzerinde ölçülmüştür. Konik ışınli BT ile karşılaştırıldığında panoramik görüntülerde vertikal ve horizontal ölçümler düşük çıkmıştır. Panoramik ve konik ışınli BT görüntüleri üzerinde mental foramen ile orta hat arasındaki mesafenin değerlendirildiği ölçümlerde anlamlı farklılık izlenmemiştir. Buna karşılık her iki taraf mental foramenler arası mesafenin değerlendirildiği ölçümlerde anlamlı bir farklılık izlenmiştir. Örneklerin % 20' sinde bukkal ya da lingual kemikte konkaviteilerin izlenmesi de mümkün olmuştur (56). Diş çekim soketlerinin değerlendirildiği bir başka çalışma Agbaje ve ark.' nın yaptıkları çalışmadır. Oral ve laringeal kanser nedeniyle radyoterapi görmüş 15 hasta ile malign lezyon ya da radyoterapi hikayesi olmayan yedi hastanın diş çekimleri sonrasında, çekim sonrasında üçüncü ve altıncı aylarda alınan konik ışınli BT görüntüleri ile karşılaştırmalar yapılmış, çekim soketinin iyileşmesinin değerlendirilmesinde konik ışınli BT' nin klinik yararı gösterilmiştir (57).

4.1.4.2. Ortodontik Uygulamalar

Radyografik görüntüleme daima ortodontik teşhis ve tedavi planlamasının önemli bir bölümünü oluşturur. Üç boyutlu bir doğası olan diş hareketlerini izlemek, iki boyutlu doğası nedeniyle konvansiyonel radyografi teknikleri ile sınırlıdır (38). Konik ışınli BT görüntüleme, maksillofasial bölgenin ortodontik ve ortopedik anomalilerinin teşhisinde, tedavi planlamasında ve hasta eğitiminde kullanılır (18,58,59).

Ortodontide, sefalometrik analiz kraniofasial morfolojinin değerlendirilmesi için başlıca diagnostik araçtır. Sefalometrik analiz, lateral ve posterior-anterior perspektifleri eş zamanlı olarak sağlar. Bununla birlikte, bu yaklaşım gerçekçi üç boyutlu görünüşü

sağlamada yetersiz kalır (60). Ortodontide konik ışın BT' nin belki de en büyük kullanım potansiyeli iki ve üç boyutlu sefalometrik görüntüleri sağlama kapasitesidir. Konik ışın BT veri seti; panoramik, lateral, submentovertex ve posterior anterior sefalometrik görüntüler oluşturabilecek özelliğe sahiptir. Alternatif olarak çeşitli ortodontik merkezli ürünler kullanılarak başın topografik özelliklerinin ve hava/yumuşak doku ilişkisinin sağlanması mümkündür. Üç boyutlu sefalometri; doğru lineer ölçümler yapılması, dento-iskeletsel ilişkinin ve fasiyal estetiğin gösterilmesi, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesi gibi faydalar sağlar (18).

Konik ışın BT maksillomandibular yapıların kafa tabanı ile ilişkisini gösteren hacimsel üç boyutlu iskeletsel görünümü sağlayan bir yöntemdir. Bu görüntüler; kök pozisyonu, inferior alveoler sinir ve hava yolu bilgilerini sağlayarak eksternal yumuşak doku ve çenelerin kemik morfolojisinin yüzey kontrolüne izin verir (60).

Konik ışın BT dentisyonun kapsamlı bir görüntüsünü sunar. Eksik dişlerin, gömülü dişlerin, supernumere dişlerin, dental gelişimin ve erüpsiyon aşamasının, kök boyutlarının ve diş hareketine engel olan kök anomalilerinin belirlenmesinde oldukça faydalıdır (60).

Konik ışın BT' den elde edilen panoramik görüntü, konvansiyonel panoramik görüntüye benzer, ancak spinal omurgaların ve kontra-lateral bölgenin süperpozisyonu olmadığı için belirgin derecede nettir. Buna ek olarak, anterior bölgede sıklıkla görülen burn-out gibi projeksiyon artefaktları izlenmez (60).

Hilgers ve ark. yaptıkları çalışmada 11 anatomik bölge arasındaki doğrusal boyutları 25 kuru insan kafatasında digital kumpas kullanarak ölçmüştür. Kemiklerin konik ışın BT ile görüntüleri elde edilmiş ve sefalogramlar her üç düzlemde (lateral sefalometrik, posteroanterior ve submentovertex) fotostimulan fosfor plak ile elde edilmiştir. Doğrusal ölçümler, konik ışın BT görüntüleri ve dijital sefalogramlar üzerinde yapılmıştır. Tüm konik ışın BT ölçümlerinin doğru olduğu izlenmiştir. Konik ışın BT ölçümleri sefalogramlarla karşılaştırıldığında, konik ışın BT' nin anatomik ölçümlerde anlamlı derecede güvenilir olduğu gösterilmiştir (61).

Nur ve ark. yapmış oldukları başka bir klinik çalışmada konik ışınli BT ile elde edilen posteroanterior sefalometrik görüntüler üzerinde yapılan ölçümler ile konvansiyonel posteroanterior sefalometrik radyografiler üzerinde yapılan ölçümler karşılaştırılmıştır. 30 genç yetişkin hastadan elde edilen görüntüler üzerinde 23 landmark belirlenerek 21 farklı ölçüm yapılmıştır. Konik ışınli BT ile elde edilen sefalometrik görüntüler üzerinde yapılan ölçümlerin konvansiyonel sefalometrik radyografiler üzerinde yapılan ölçümlerden farklı olduğu gösterilmiştir (62).

4.1.4.3. Endodontik Uygulamalar

Radyografik muayene, endodontik teşhis ve tedavi planlaması için esastır (63). Başarılı bir kök kanal tedavisi hekimin kök kanal morfolojisini bilmesine dayanır (64). Görüntüleme, doğru teşhise yardımcı olmak için dental ve alveoler sert dokuların morfolojilerini ve patolojik değişiklikleri gösterir. Kanalların sayısı ve lokalizasyonunu, pulpa odasının boyutunu ve kalsifikasyon derecesini, kök yapısını, yönünü ve eğriliğini, kırıkları, iatrojenik defektleri ve çürüğün genişliğini içeren diş morfolojisi ile ilgili bilgileri sunmalıdır. Görüntülemelerle, kök rezorpsiyon derecesi ve periapikal kemik kaybının özellikleri de dahil olmak üzere, periradiküler ve periapikal hastalık etkileri tespit edilebilmelidir (32).

Konvansiyonel film ve dijital sensörlerle elde edilen periapikal radyograflardan edinilen bilginin miktarı radyografi alınan gerçekte üç boyutlu olan anatomik bölgenin iki boyutlu görüntü üzerine sıkıştırılması nedeniyle sınırlıdır. Süperpozisyonun bir sonucu olarak periapikal radyograflar üç boyutlu anatominin sınırlı yönlerini ortaya koyar (3). Görüntülerin yorumlanması sırasında diş ve çevresindeki patolojik yapılar anatomik yapı ile karışabilir (63). Bu problemler, tek tek dişler ve çevresindeki dokuların üç boyutlu görüntülerini elde edebilen küçük FOV' lu konik ışınli BT görüntüleme teknikleri kullanarak üstesinden gelinebilir (3).

Endodontik tedaviler sırasında, dişlerin kanal morfolojileri ve çevre dokular ile olan komşuluklarının üç boyutlu olarak incelenmesi, bu yapılara ait patolojilerin detaylı olarak belirlenmesi için oldukça önemlidir (65).

Konik ışınli BT' nin endodonti uygulamalarındaki muhtemel en büyük avantajı intraoral, panoramik ve sefalometrik görüntülerde elde edilemeyen üç boyutta anatomik özellikleri gösterilebilmesidir. Bunun sayesinde konik ışınli BT teknolojisi klinisyene maksiler sinüs, mandibular kanal ve mental foramen gibi çeneler ve alveol kemiğinin anatomik özelliklerini, ilişkili patolojileri ve dişler arasındaki sınırı ve kompleks ilişkiyi görmeyi sağlar (32).

Konik ışınli BT' nin endodontik uygulamaları; endodontik patolojiyi ve kanal morfolojisinin teşhisini, endodontik orjinli olmayan patolojilerin değerlendirilmesini, kök kırıklarının ve travmanın değerlendirilmesini, eksternal ve internal kök rezorpsiyonunun analizini ve invaziv servikal rezorbsiyon ve işlem öncesi planlamayı içerir (63).

Patel ve ark. yaptıkları çalışmada primer endodontik hastalık teşhisi konan 132 hastada 151 dişin intraoral radyografi ile ve konik ışınli BT tarayıcısı ile görüntülerini almışlardır. Periapikal lezyon varlığı iki gözlemci tarafından araştırılmıştır. 273 kök her iki radyolojik sistemle değerlendirilmiştir. Periapikal radyografilerle yapılan değerlendirmede 55 kökte (% 20) periapikal lezyon izlenirken 218 kökte (% 80) izlenmemiştir. Aynı köklerin konik ışınli BT ile yapılan değerlendirmesinde 130 (% 48) kökte periapikal lezyon izlenirken 143 kökte (% 52) izlenmemiştir. Bu çalışmada, periapikal lezyonların tespitinde yetersiz olan intraoral radyografilerin sınırlamalarının konik ışınli BT ile aşılabileceği sonucuna varılmıştır (40).

4.1.4.4. Temporomandibular Eklemin (TME) Değerlendirilmesi

Gerekli TME görüntüleme yöntemine karar vermek için öncelikle hastanın ayrıntılı anamnezi alınmalı ve klinik muayenesi yapılmalıdır. Belirlenen bulgu ve semptomlar olası TME patolojisinin ayırıcı tanısı için değerlendirilmelidir. Ayırıcı tanıya dayanarak en uygun görüntüleme yöntemine karar verilmelidir. Görüntüleme yöntemine karar verirken dikkat edilmesi gereken diğer faktörler; sert veya yumuşak doku patolojisini gösterebilme kapasitesi, özel ekipman gerekliliği, maliyeti ve radyasyon miktarı olmalıdır (66).

Panoramik radyografi, TME' e özel panoramik radyografi modifikasyonu, transkranyal radyografi, Towne grafisi ve submentoverteks radyografi gibi konvansiyonel düzlemsel projeksiyonlar TME' in değerlendirilmesi için kullanılır. Bu radyografiler, TME anatomisinin değerlendirilmesi için kombine bir şekilde kullanılır. Son yıllarda konik ışınlı BT' nin gelişimi ile TME' in cross-sectional görüntüleri sağlanabilir (34).

Konik ışınlı BT, eklem bulgu ve semptomları olan hastada tedavi yaklaşımını belirlemeyi sağlayan, eklem yüzeyi ve dinamik fonksiyonu, kemiğin morfolojik özelliklerinin analizi ve teşhisini kolaylaştıran, kondilin ve çevre yapıların multiplanar ve üç boyutlu görüntülerini sağlar. Görüntüleme dejeneratif eklem hastalıklarının özelliklerini, kondilin gelişimsel anomalilerini, ankilozu ve romatoid artrit hastalığını gösterebilir. Uygun görüntüleme protokolü, reformate panoramik ve aksiyal referans görüntüleri, parasagittal ve parakoronal seri kesitleri içermeli ve asimetri ya da cerrahi vakaları için üç boyutlu rekonstrüksiyona izin vermelidir (18).

Sümbüllü ve ark. yaptıkları çalışmada 52 TME disfonksiyonu olan hasta ve 41 sağlıklı hastanın konik ışınlı BT kayıtları üzerinde artiküler eminensin eğimini ve yüksekliğini ölçmüşlerdir. Artiküler eminens eğimi 21-30 yaşları arasında en yüksek iken 30 yaşından sonra bir azalma izlenmiştir. Kontrol hastalarının eminens eğimi TME disfonksiyonu olan hastalara göre daha yüksek bulunmuştur (67).

4.1.4.5. Maksillofasial Kompleksin Değerlendirilmesi

Özellikle gömülü kaninler, supernumere dişler, kırık ya da splintli dişler, periapikal lezyonlar ve periodontal hastalıklar gibi dental durumların ve çenelerin bazı bozukluklarının değerlendirilmesinde konik ışınlı BT' den yararlanılabilir. Benign kalsifikasyonların (tonsilolitler, lenf nodülleri, tükürük bezi taşları, stylohyoid ligament kalsifikasyonu, vs.), karotid arter kalsifikasyonları gibi önemli arter kalsifikasyonları veya flebolit gibi ven kalsifikasyonlarının ayırıcı tanıları konik ışınlı BT ile lokalizasyonlarının belirlenmesi yoluyla yapılabilir (18,55). Konik ışınlı BT, paranazal opasifikasyonun içeriğini ayırt edebilecek uygun yumuşak doku kontrastını sağlayamamasına rağmen bu lezyonların (mukus extravazyon kisti, vs.) boyutları ve morfolojik karakteristiğinin daha iyi görülmesini sağlar (18).

Maksillofasial malformasyonlar edinsel ya da konjenital olabilir. Edinsel malformasyonlar, genellikle travma sonucunda veya tümörlerin cerrahi rezeksiyonu sonucunda meydana gelen skar dokusu nedeniyle oluşurlar. Konjenital ya da gelişimsel malformasyonlar simetrik ya da asimetrik olabilirler. Maksillofasial deformitenin standart analiz yöntemi; lateral ve postero-anterior sefalometrik radyografi ile klinik fotoğraf ve okluzal analizin kombine kullanılmasıdır. Konik ışınli BT tarama seti ile maksillofasial bölgenin üç boyutlu volumetrik rekonstrüksiyonu ve bununla birlikte konvansiyonel iki boyutlu aksiyal, koronal ve sagittal reformasyonları elde edilebilir (20).

Çenelerde bulunan patolojilerin lokalizasyonu, boyutu, şekli ve içeriği iki boyutlu ve üç boyutlu görüntülerle birlikte izlenebilir. Konik ışınli BT özellikle travma ve osteomyelitin derecesinin ve genişliğinin görüntülenmesinde de yararlıdır (18).

Hava yolu; vertebral omurgaların servikal parçasının önünde yer alan şekilsiz, uzun ve düşük densiteli bir alan olarak tanımlanır. Epiglottisin pozisyonu, epiglottisin altındaki laringeal açılış ve dilin pozisyonu çeşitli lokalizasyonlarda hava yolu çapını etkileyebilir. Konik ışınli BT görüntüleri sleep-apne vakalarında hava yolunun değerlendirilmesinde ve hava akışında kısıtlamalara neden olabilecek faktörleri belirlemede faydalı olur (55,68).

Ogawa ve ark. obstrüktif sleep-apne sendromu olan 10 hasta ile obstrüktif uyku apnesi olmayan 10 hastanın üst solunum yolu yapısını konik ışınli BT kullanarak karşılaştırmışlardır. Obstrüktif uyku apnesi olan grubun hava yolunun konkav ya da eliptik; olmayan grubun konkav, yuvarlak ya da kare şeklinde olduğunu, ayrıca hava yolunun en dar olduğu kesitte ölçülen alanın uyku apneli hastalarda daha az olduğunu belirlemişlerdir (68).

4.1.5. Konik Işınli BT Tipleri

Konik ışınli BT sistemleri; hastanın çekim sırasındaki duruşuna ve radyasyona maruz kalan tarama alanın hacmine göre sınıflandırılabilir. Sistemin çalışmasına bağlı olarak, maksillofasial konik ışınli BT' lerde şu üç pozisyonda hasta konumlandırılabilir (32):

- Supin pozisyonda
- Oturur pozisyonda
- Ayakta

Hastanın supin pozisyonda olmasını gerektiren cihazlar, daha geniş alan gerektirmekte ve fiziksel engelli hastalar için uygulaması zor olabilir. Hastanın ayakta olmasını gerektiren cihazlarda, tekerlekli sandalyeli hastalar için yüksekliğin ayarlanması sorun oluşturabilir. Oturulan sistemler, en konforlu olanlarıdır. Bununla birlikte oturakları fiziksel engelli ya da tekerlekli sandalyeli hastaların görüntülenmesine izin vermeyebilir. Tarama zamanı sıklıkla panoramik görüntüleme için gerekli olan süreden daha uzun olduğu için hasta oryantasyonundan çok kullanılan cihazın başı tutma ünitesi önemlidir. Tüm sistemlerde hastanın başının hareketsiz olması önemlidir çünkü herhangi bir hareket görüntüyü etkiler (18,32).

Görüntüleme alanının veya tarama hacminin boyutları öncelikli olarak detektörün boyutuna, şekline, ışın demetinin projeksiyon geometrisine ve ışın demetinin kolime edilebilirliğine bağlıdır. Görüntüleme alanının şekli silindirik ya da küresel olabilir. Primer x-ışını demetinin kolimasyonu ilgili bölgenin x-ışınına maruz kalmasını sınırlar. Bazı cihazlarda optimal görüntü alanını sağladığı için sınırlandırılan alanın boyutu kişisel ihtiyaçlar temel alınarak her hasta için değiştirilebilir (3,18,32).

Hacim ve yüksekliğe göre konik ışınlı BT üniteleri aşağıdaki gibidir.

- Lokalize bölge (Ayrıca odaklı, küçük ve sınırlı alan) – yaklaşık 5 cm ya da daha az
- Tek ark – 5-7 cm
- Arklar arası – 7-10 cm
- Maksillofasial – 10-15cm
- Kraniofasial – 15 cm’ den büyük (32)

Genel olarak, daha küçük tarama hacimleri daha yüksek geometrik çözünürlük sunarlar (3,32).

Konik ışınlı BT sistemleri x-ışını algılayıcı sistemlerine göre de kategorize edilebilir. Mevcut konik ışınlı BT cihazları x-ışını algılama özelliklerine göre charge-coupled device (CCD) dedektörlü sistemler ve flat panel dedektörlü (FPD) sistemler olmak üzere ikiye ayrılır (18).

Maksillofasiyal bölge için kullanılan konik ışınlı BT ünitelerinin bir çoğunda başlangıçta bir image intensifier tube/charge-coupled device (IIT/CCD) kombinasyonu kullanılmıştır (34). Bu sistemde, bir x-ışını demeti fosfor screen tarafından optik sinyale dönüştürülmekte ve daha sonra fotokatod screen tarafından elektronlara dönüştürülür. Elektronlar imaj intensifier içinde elektrik alana doğru hızlandırılır ve fosfor screen dışında optik sinyale dönüştürülürler. Optik sinyal, optik iris tarafından belirlenerek CCD kamera tarafından algılanır. Okunan görüntüde geometrik distorsiyon ve imaj intensifier alanda oluşan görüntüde bulanıklık bulunur (33). Bu dedektör sistemleri büyük ve hantaldır ve FOV alanları periferel kesme etkisinden etkilenir. Ayrıca kaynak dedektör sisteminin rotasyonunun hassasiyeti, dünyanın ve IIT' ün manyetik alanı arasındaki etkileşim nedeniyle bozulabilir (7).

Son yıllarda FPD cihazlar geliştirilmiştir (7,34). Flat panel dedektör sistemleri x-ışını algılama tekniğine göre direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılır (69). Direkt x-ışını ile ekspozite olan FPD' lerde amorf selenyum gibi foto iletken bir materyal kullanılır. X-ışınları bu foto iletken materyal tarafından absorbe edilir ve yüksek enerjili elektron çiftleri oluşur (69,70). İndirekt FPD' ler, amorf silikondan oluşan ince bir film transistorüne uygulanan x-ışınlarını görünür ışığa dönüştürerek indirekt olarak algılanmasını sağlayan terbiyum aktif gadolinyum oksisülfat veya talyum katkılı sezyum iyodid sintilatörden oluşur (7,34). Flat panel dedektör konfigürasyonu daha küçük boyutlardadır (35).

Genellikle imaj intensifier tüple (IIT/CCD) oluşturulmuş görüntülerde, FPD' le oluşturulan görüntülerden daha çok görüntü kirliliği (noise) oluşmakta ve dedektörün konfigürasyonundan kaynaklanan geometrik distorsiyonları azaltmak için ön işleme gereksinim duyulur. IIT/CCD konfigürasyonlu sistemler volumetrik veri setinde özellikle periferel yapılarda daha fazla yanlış ölçümlere neden olur (34). Flat panel dedektörler, IIT/CCD kombinasyonu dedektörlerden daha küçük piksel boyutuna sahip

görüntüler oluşturur. Flat panel dedektör sistemleri yüksek geometrik çözünürlük sundukları için konik ışın BT dedektörü olarak kullanıma oldukça uygundur (33). Flat panel dedektörler x-ışınlarına daha hassastır. Bu nedenle düşük hasta dozu potansiyeline sahiptir (71). Flat panel detektörlü konik ışın BT sistemleri, metal artefaktı gibi ışın sertleşme artefaktına ve özellikle hareket artefaktı gibi önemli problemlere daha az neden olur (28).

Konik ışın BT veri seti küçük izotropik (kübik) vokseller şeklinde rekonstrükte edilir. Tipik olarak bir tarama 100 milyonun üzerinde voksel içerir. Bir voksel kalınlığı kadar ince olan tomografik kesitler bir dizi farklı şekilde görüntülenebilir (3). Konik ışın BT' de nominal voksel boyutunun temel faktörü; x-ışını tüpünün fokal spot boyutu, x-ışını geometrik konfigürasyonu, solid-state dedektörün matris ve pikselidir. X-ışını kaynağının fokal spot boyutu ve geometrik konfigürasyonu; geometrik yarı gölge derecesini belirler ve geometrik çözünürlükte sınırlandırıcı bir faktördür. Elde edilen projeksiyon görüntülerinin voksel boyutu; detektör boyutu ve projeksiyon geometrisi temelinde üretici özelliklerine göre değişir. Buna ek olarak bazı konik ışın BT ünitelerinde voksel boyutu seçilebilir. Bu seçenekler için görüntü dedektörü, horizontal ve vertikal yönlerdeki veri setinin ortalama piksel serileri üzerinden bilgi toplar. Bu toplama, veri oluşturma sürecinde kısalma ile sonuçlanır ve sekonder rekonstrüksiyon zamanını da azaltır. Genel olarak voksel boyutundaki azalma geometrik çözünürlüğü artırır. Fakat belirli flat panel faktörleri pikseli doldurarak daha yüksek radyasyon dozuna neden olurlar (18).

Konik ışın BT prensibi yaklaşık 25 yıldır kullanılmasına rağmen son yıllarda daha düşük maliyetle geliştirilen x-ışını tüpleri, yüksek kaliteli dedektör sistemleri ve başarılı bilgisayar sistemlerinin geliştirilmesi ile daha kolay elde edilebilir sistemler haline gelmiştir. Nisan 2001'de NewTom QR DVT 9000' in geliştirilmesiyle başlamış ve başka birçok sistem eklenmiştir (4).

Klinik koşullar altında, konik ışın BT tarayıcıların imaj kalitesi ve konik ışın BT' nin farklı özellikleri değerlendirme yeteneği; cihazın FOV, voksel boyutu, tüp voltajı ve gerilimi gibi teknik birçok özelliğinden etkilenir (72).

Tüm bu bilgilerin ışığı altında konik ışın BT tarayıcı sistemlerin tipini belirleyen özelliklerinin görüntü kalitesi üzerinde de etkili olduğunu söyleyebiliriz. Görüntü kalitesi ne kadar iyi olursa, elde edilen görüntüler üzerinde yapılan ölçümler o kadar doğru ve net olur. Farklı konik ışın BT tiplerinde değişen görüntü kalitesini etkileyen farklılıklara bağlı olarak da elde edilen sonuçların farklılık göstermesi beklenir.

4.1.6. Konik ışın BT' nin Avantajları

Konik ışın BT cihazı, konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında boyutu ve taban alanı oldukça küçüktür ve maliyeti konvansiyonel BT' nin $1/4 - 1/5$ ' i kadardır (18,20).

Tarama zamanları tipik olarak 10-40 sn olmasına rağmen sürekli bir ışınlama yerine ayrılmış, küçük ekspozur sayısını (360' ın üzerinde) içeren bir tarama olarak efektif ışınlama zamanı belirgin şekilde kısadır (3). Daha hızlı tarama zamanı, genellikle volumetrik veri setinin rekonstrüksiyonu için daha az temel imaj anlamına gelmesine rağmen hareket artefaktını azaltır (4). Konik ışın BT' ler için rekonstrüksiyon zamanı çeşitlidir, genellikle 5 dk' dan daha kısa sürer (3). Bu özellik, konik ışın BT' nin konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında gerekli veriyi bir rotasyonda sağlaması sayesinde (18).

Konik ışın BT' lerin bir diğer avantajı düşük radyasyon dozu ile tek taramada multiplanar cross-sectional ve üç boyutlu rekonstrüksiyon tabanlı gerçek boyutlu veri setlerini sunmasıdır (28).

Basitçe radyasyon dosimetrisinde şu üç temel doz birimi vardır:

- Radyasyon absorpsiyon dozu (D)
- Eşdeğer doz (H)
- Efektif doz (E)

Radyasyon absorpsiyon dozu, dokunun birim kütlesinin radyasyon ışınından absorbe ettiği enerji miktarının ölçümü olarak tanımlanır ve kilogram başına joule ile ölçülür. Farklı dozlarla karşılaştırmak için kullanılan birim Gray' dir (Gy) (3).

Eşdeğer doz, radyasyonun farklı tiplerinin radyobiyojik etkinliğini gösteren bir ölçü olarak kullanılır ve böylece ortak bir birim sağlar. Bu, absorbe edilen radyasyon dozu ve radyasyon kaliteli ağırlık faktörünün çarpılması ile hesaplanır. Radyasyon kaliteli ağırlık faktörü, radyasyonun farklı tiplerinin zararlı doğasını tanımlayan bir değerdir. Bu terim kilogram başına joule ile ölçülür fakat farklı eşdeğer dozlarla karşılaştırmak için kullanılan birim ise Sievert' tir (Sv) (3). Radyasyon ağırlık faktörü x-ışınları için 1 olarak kabul edilir (6).

İkinci bir matematiksel hesaplama radyasyona maruz kalmış vücut bölümünün miktarını belirlemek için yapılabilir. Bu hesaplama efektif dozu verir. Efektif doz, farklı dokuların ağırlık faktörleri ile eşdeğer doz çarpılarak hesaplanır (3,5).

Eşdeğer vücut dozu tüm dozlara çevrilebilir ve vücudun farklı bölgelerinin farklı araştırmalardaki dozlarla karşılaştırılmasına izin verir. Birimi Sievert (Sv) olarak kalır ve radyasyona maruz kalmış bir popülasyon hasarını tahmin etmek için kullanılabilir (3).

Uluslararası Radyoloji Koruma Komisyonu (ICRP) tarafından efektif dozu hesaplamak için kullanılacak doku ve organlar belirtilmiştir. ICRP' ye göre başın görüntülenmesi için efektif doz hesaplaması; kemik iliği, tiroid, özefagus, deri, kemik yüzeyi, tükürük bezleri, beyin ve kalan dokuları içerir (5,32).

Konik ışınlı BT sistemleri tarafından üretilen radyasyon dozunu etkileyebilecek faktörler şunlardır:

- Görüntüleme parametreleri (kVp, mAs),
- Sürekli ışın demetine karşılık pulse ışın demeti
- Işın demeti filtrasyonunun şekli, tipi ve miktarı
- 360° ya da daha az rotasyonlar kullanarak elde edilen temel imajların sayısı
- Görüntüleme alanının boyutundaki sınırlamalar (32)

Bunlar arasında FOV alanı gibi faktörler operatör tarafından kontrol edilebilirken, ışın demetinin kalitesi ve filtrasyonu gibi faktörler cihazlarda değiştirilemez. Tipik

olarak görüntüleme alanı daha küçük olan sistemler daha düşük radyasyon dozu uygular. Efektif doz çeşitli organların ağırlıklı toplamından hesaplandığı için bazı organların x-ışını demeti yolundan kaldırılması efektif dozu azaltır. Efektif dozun hesaplanmasında tiroid bezinin katkısı büyüktür. Bu nedenle görüntülemenin tüm kafa yerine örneğin maksillanın ışınlanması ile sınırlandırması efektif dozu azaltır (32).

Mevcut yayınlar; kullanılan görüntüleme protokolüne, konik ışın BT cihazının modeline ve tipine bağlı olarak çeşitli konik ışın BT cihazlarının efektif dozunun (2005 Uluslar Arası Radyasyon Koruma Komitesi) 52-1025 mikrosivert (μSv) olduğunu göstermiştir. Bu değerler yaklaşık 4-77 digital panoramik radyografa (yaklaşık 13.3 μSv) eşittir. Hasta radyasyon dozu; ışın kolime edilerek, çeneler ayrılarak ve tiroid-servikal omurga koruyucuları kullanılarak azaltılabilir. Konik ışın BT, konvansiyonel baş BT' si (ortalama 1400-2100 μSv) ile karşılaştırıldığında ortalama % 51-96 arasında daha az doz uygular (18). ICRP 2007 kriterlerine göre ise bazı konik ışın BT tarayıcılarının dozları 19 – 368 μSv değerleri arasında bulunmuştur (73).

İlgili alanda primer x-ışını demetinin, primer kolimasyonu ile radyasyona maruz kalan alanın sınırlandırılması, radyasyon dozunu azaltır. Bazı konik ışın BT ünitelerinde özel diagnostik çalışmalarda küçük alanların taranması için ayarlamalar yapılabilir. Gerekli durumlarda tüm kraniofasial kompleksin taranması da yapılabilir (4).

Tüm konik ışın BT üniteleri x-ışını algılaması için solid-state detektörler kullanır. Bu dedektörler temel projeksiyon görüntüleri komponentinin submilimetrik piksel çözünürlüğünde olmasını sağlar (18). Volumetrik veri seti, her biri özel x-ışını absorpsiyon derecesi sergileyen voksel olarak bilinen üç boyutlu küçük küboid bloklardan oluşur. Bu voksellerin boyutları imajın çözünürlüğünü belirler. Konvansiyonel BT' de vokseller anizotropiktir. Aksiyal kesit kalınlığının, vokselin uzun kenarı olduğu dikdörtgen küpler şeklindedir ve kesit düzeyi, gantrinin dönüş fonksiyonu tarafından belirlenir. Bilgisayarlı tomografi voksel yüzeyleri 0.625 mm' lik kare kadar küçük olabilmesine rağmen derinlikleri genellikle 1-2 mm kadardır. Tüm konik ışın BT üniteleri izotropik olan, üç boyutu da eşit voksel çözünürlüğü sunar. Bu 0.125 mm' den 0. 4 mm' ye kadar değişen submilimetrik bir çözünürlük sunar (4).

Küçük FOV' a sahip konik ışın BT tarayıcıları da, büyük FOV' a sahip konik ışın BT tarayıcılarına göre maliyeti, görüntü çözünürlüğü ve radyasyon dozu açısından daha avantajlıdır (35).

Bütün bu avantajları konik ışın BT tarayıcıların dental uygulamalarda kullanımını artırır (3).

4.1.7. Konik ışın BT' nin Dezavantajları

Konik ışın BT görüntüleme oral ve maksillofasial bölgede sık seçilen görüntüleme yöntemi haline gelmektedir fakat bazı önemli sınırlamaları vardır. Küçük dedektör boyutu ile ilişkili olarak görüntü ve tarama hacmi boyutu sınırlıdır. Bir başka dezavantajı konik ışın BT' nin Hounsfield üniti değerlendirmesi için kullanılamamasıdır. Konik ışın görüntüleme sistemlerinde x-ışını attenüasyonu görüntüleme alanının farklı bölgelerindeki benzer kemik ve yumuşak doku yapıları için farklı Hounsfield üniti değeri verdiği için konik ışın BT görüntüleri üzerinde kemik densitesinin değerlendirilmesi için kullanılamadığı ifade edilmiştir (28). Buna karşılık Naitoh ve ark. yaptıkları bir çalışmada konik ışın BT' lerin kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde kullanılabileceğini rapor etmiştir (74). Hounsfield üniti değeri, doku tarafından absorbe edilen x-ışınının kesin bir şekilde ölçülebilmesine olanak sağlar. Hounsfield üniti değeri, özellikle beyin gibi yumuşak dokularda normal ve patolojik dokuların ayırt edilmesinde faydalıdır. Hounsfield üniti değerini hesaplamak için suyun ve havanın x-ışını absorpsiyonunu tarayıcı ile karşılaştırarak kalibre etmek gerekir (35).

Konik ışın BT görüntülemenin en önemli dezavantajlarından birisi de düşük kontrast çözünürlüğü ve sınırlı yumuşak doku görüntüleme kapasitesidir. Politravmalı hastalarda intraserebral patolojinin gözden kaçabilme ihtimali nedeniyle konik ışın BT' nin tek görüntüleme yöntemi olarak kullanılmaması gerektiği bildirilmiştir (28).

X-ışını saçılımı; yumuşak doku kontrastında azalma ve artefaktlar ile sonuçlanarak konik ışın BT' de görüntü kalitesini önemli derecede etkiler (75).

Konik ışınli BT' lerde görüntü bulanıklığının bir başka kaynağı x-ışını demetinin homojenite insidansı (kuantum lekesi) ve detektör sisteminin bulanıklığıdır (elektronik). Kuantum lekesi; intensifying skrin tarafından absorbe edilen x-ışını demeti kesit alanında birim başına düşen fotonların sayısındaki dalgalanma nedeniyle oluşur. X-ışını demetinin homojen olmaması absorbe edilen primer ve skater x-ışını sayısına bağılıdır. Primer ve skater x-ışını spektrumu; dedektör ve projeksiyon sayısı üzerinde etkilidir. Elektronik bulanıklık, detektörde x-ışını absorbsiyon enerjisinin etkinliği ile ilişkili olarak detektör sisteminin doğasının bozulması nedeniyle oluşur (18).

Konik ışınli BT' nin başka bir dezavantajı, geometrik çözünürlüğünün konvansiyonel ve dijital radyografiler ile karşılaştırılmasıdır (3). Geometrik çözünürlük genellikle milimetre başına düşen çift çizgi sayısı (line pairs per millimeter = lp/mm) terimi ile tanımlanır. Konvansiyonel filmler 20 – 24 lp/mm çözünürlük gösterebilir (76). Konik ışınli BT görüntüleri 0.5-5 lp/mm arasında değişen çözünürlük gösterirler (77).

Bu sistemin, yumuşak dokunun görüntülenmesi için hala bir takım sınırlamaları bulunur. Buna rağmen teknolojinin geliştirilmesi, sinyal-noise oranının düzeltilmesi ve kontrastın artırılması yönünde çabalar sürmektedir (4).

Tablo 1. Konik ışınli BT' nin avantajları ve dezavantajları (28)

Avantajları	Dezavantajları
Üç boyutlu veri seti ve tüm düzlemlerde iki boyutlu görüntüler oluşturma potansiyeli	Düşük kontrast derecesi
Gerçek boyutlu veri seti	Sınırlı görüntüleme hacmi ve tarama hacmi nedeniyle sınırlı detektör boyutu
Uygun maliyet, küçük taban alanı ve kolay ulaşılabilirlik	Sınırlı yumuşak doku kontrastı
İzotropik voksel boyutu, yüksek çözünürlük	Skater radyasyon nedeniyle noise artışı
Metal artefaktından daha az etkilenme	Tüm veri setinin hareket artefaktından etkilenmesi
Düşük radyasyon dozu	Hounsfield üniti değerlendirmesinin yapılamaması

4.2. Kantitatif Değerlendirmeler

Toplam hacim değeri, deneysel çalışmalarda olduğu kadar, klinikte teşhis, tedavi veya tedavinin planlanması ve prognozda sıklıkla kullanılan bir değerdir. Bilgisayarlı tomografi (78,79), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) (80,81) ve ultrasonografi (USG) (81) gibi radyolojik görüntüleme yöntemleri ile ilgilenilen yapının yapısal bütünlüğünün göstergesi olan gerçek hacim veya bileşen hacim değişiklikleri değerlendirilir (11).

İlgilenilen yapının hacmi hakkında bilgi veren değişik kantitatif tekniklerin kullanımına olan ilgi kesitsel görüntüler sunan BT ve MRG teknolojisinin ilerlemesiyle birlikte daha da artmıştır (11).

Günümüzde kesitsel görüntüleme yöntemlerinin elde edilmesinde kullanılan yazılımlar ile hacim hesaplamaları yapılabilir. Hacim hesaplaması düşünülen bir yapının sınırlarının görüntüler üzerindeki densite farkından işaretleme yoluyla hacim hesaplamaları yapılabilir. Segmentasyon farklı yapıların kenarlarının belirlenmesinde bölgedeki piksellerin gruplanmasını sağlar (82). İlgili alanın karmaşıklığı ve çevre yapılarla arasındaki grilik derecesi farkına dayanılarak otomatik, yarı-otomatik ve manuel metotlarla hacim hesaplamaları yapılabilir (83,84,85). Otomatik segmentasyon tekniği kullanılarak üst hava yolu hacmi değerlendirilerek obstrüktif uyku apnesinin etyolojisinin belirlenmesine yönelik bir çalışma yapılmıştır (68).

Hacimsel hesaplamaların klinik kullanımında, bir çalışmada BT kullanılarak kronik obstrüktif akciğer hastalığında bronkodilatör kullanımıyla akciğer hacminde meydana gelen azalma değerlendirilmiştir (86). Walton ve ark. yaptıkları bir başka çalışmada ise mesane hacminin değerlendirilmesinde MRG ve USG kullanmışlardır (81).

Konik ışınlı BT sistemleri ile medikal BT cihazları gibi kesitsel görüntüler sağlayabilir (87). Bu kesit görüntüleri kullanılarak konik ışınlı BT sistemleri ile de kantitatif değerlendirmeler yapılabilir (24,68). Yapılan bazı çalışmalarda konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde doğru lineer ve açısal ölçümlerin (31,49) ve hacimsel değerlendirmelerin (24) yapılabileceği gösterilmiştir.

Stereolojik metotlar kullanılarak; hacim (88,89), yüzey alanı (90) ve eğrisel uzunluk (91) hesaplamaları, örnekleme stratejisi ile ilişkili herhangi bir sistematik hata içermeden ve ilgilenilen yapının şekli ile ilişkili bir ön kabule gerek duyulmadan yapılabilir (92). Stereolojide yaygın uygulama alanı bulan Cavalieri prensibi, oldukça basit yöntemlerle gerek makroskobik gerekse mikroskobik tüm yapıların hacim ve onunla ilişkili ölçümlerinde rahatlıkla kullanılabilmesine olanak sağlar (93).

4.3. Cavalieri Prensibi

İtalyan matematikçi Bonaventura Cavalieri (1598-1647) tarafından geliştirilmiştir (94). Cavalieri prensibinin esas fikir babası, devrimsel çalışmalarıyla tanınan ünlü astronom Johannes Kepler'dir. Kepler, 'Şarap Fıçılarına Dair Yeni Ölçümler' adlı teorik çalışmasında, şarap fıçılarının hacmini hesaplamak için basit bir yol önermiştir. Buna göre, fıçılar belli sayıda dilime ayrılıp, bu dilimlerin her birinin hacimlerinin ayrı ayrı hesaplanmasından sonra bu dilim hacimlerinin toplamalarının alınması, fıçının toplam hacim değerini verecektir. Daha sonra İtalyan matematikçi Cavalieri, bu prensibi genelleştirerek, bugün bilinen matematiksel prensibi ortaya koymuştur(93).

Cavalieri prensibi, çevrelerindeki bileşenlerden izole edilemeyen yapıların hacimlerinin değerlendirilmesinde güvenilir bir stereolojik yöntemdir (80). Cavalieri prensibi ve kesitsel görüntüleme teknikleri kombine kullanılarak yapıların hacimleri hesaplanabilir (79). Cavalieri, düzenli ve düzensiz bir geometrik şekle sahip üç boyutlu nesnelerin hacimlerinin birbirine paralel dilimlere ayrılarak hesaplanabileceğini ortaya koymuştur (94). Bu yaklaşımla elde edilen sonuçlar matematiksel olarak tarafsızdır ve herhangi bir sistematik hata içermemektedir (79). Daha sonraki yıllarda bu yöntem biyoloji, metalürji ve jeoloji gibi değişik alanlara uyarlanmıştır (94).

Cavalieri prensibi objeden rastgele bir noktadan başlayarak, bilinen bir aralıkta, paralel olarak alınan iki boyutlu kesitlerden objelerin hacim hesaplamalarının yapılmasını sağlar (78,79,94). Bütün bu kriterleri standart BT (78,79) ya da MRG prosedürleri sağlar (79).

Toplam hacim değeri, deneysel çalışmalarda olduğu kadar; klinikte teşhis, tedavi veya tedavi planlamasında sıklıkla kullanılan bir değerdir (11). Bilindiği üzere prizma,

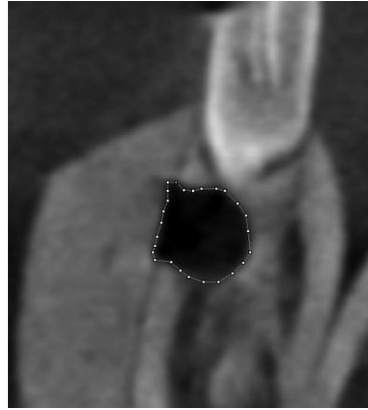
küp veya silindir gibi geometrik bir biçime sahip objelerin hacimleri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanabilir (11,94).

$$V = t \times a$$

Formüldeki 't' yüksekliği, 'a' nesnenin taban alanını ifade eder (11,94). Cavalieri prensibinde hacmi hesaplanmak istenen yapı, eşit aralıklı ve birbirine paralel kesitlere ayrılır. Her bir kesitin aynı yöne bakan yüzeylerinin alanları hesaplanır. Tüm kesitlerden elde edilen toplam yüzey alanı kesit kalınlığı ile çarpılarak yapının hacim hesaplaması elde edilir (93). Cavalieri prensibinde 't' sabit kesit kalınlığını, 'a' da kesit alanını ifade eder (95).

Cavalieri prensibinde her bir kesitin alan ölçümlerinin yapılmasında iki yöntem vardır. Bunlar; planimetri ve nokta sayım yöntemleridir (96).

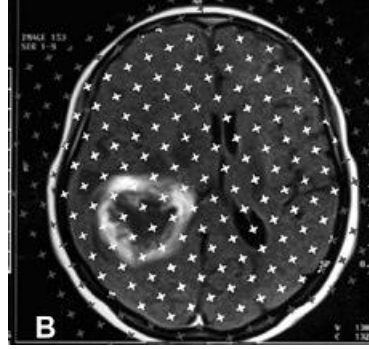
Planimetri yönteminde; uygun biçimde kalibrasyonu yapılmış, görüntüleri işlemek üzere tasarlanmış bir bilgisayar yazılımı ile herhangi bir bölgenin yüzey alanı ölçülebilir. Bu yöntem oldukça hızlı ve güvenilirdir (93).



Resim 1. Planimetri metoduna bir örnek (Dentomaxillofac Radiol 2011;40:165-169 den alınmıştır.)

Aynı doğrulukta ölçümler yapmaya imkan sağlayan bir başka izdüşümü alanı hesaplama yolu noktalı alan ölçüm cetvellerini kullanmaktır. Noktalı alan ölçüm cetvelleri, birbirinden eşit aralıklarla ayrılmış noktalardan oluşan sistematik nokta dizgileridir. Böyle bir dizgide, her bir artı işaretinin orta noktası, cetveldeki bir noktayı temsil eder. Bu noktalardan her biri ise dört adet noktanın arasında kalan bir birim

cetvel alanını ifade eder (93). Noktalı alan ölçüm cetveli alanı hesaplanmak istenen kesit görüntüsü üzerine rastgele yerleştirildiğinde kesit üzerindeki noktaların sayısının birim alan değeri ile çarpımı kesit alanının değerini gösterir (97).



Resim 2. Nokta sayım metoduna bir örnek (Clin Neurol Neurosurg 2005;107(4):282-8 den alınmıştır.)

Cavalieri prensibi ile kesinlik ifade eden ve kişisel taraflılıktan uzak sayısal değerlere ulaşılır (92). Cavalieri prensibi, tekrarlayan ölçümler sonucu gittikçe gerçek değerden istatistiksel anlamda sistematik bir sapma göstermeyen ölçümler yapmayı sağlar (11).

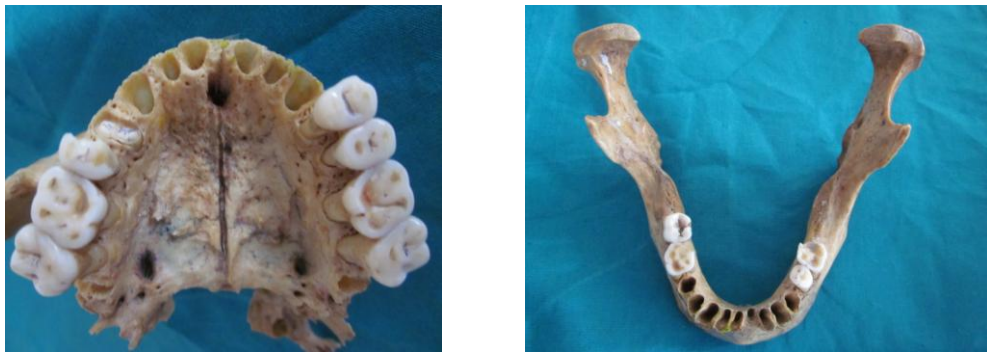
Cavalieri prensibi ile yapılan çalışmalarda yönelimin herhangi bir öneminin olmadığı gösterilmiştir. Aksiyal, sagittal ya da koronal düzlemlerde elde edilen görüntüler üzerinde Cavalieri prensibi ile yapılan hesaplamaların farklılığa neden olmadığı bildirilmiştir (79).

Şu anda kliniklerde kullanılan farklı görüntüleme protokellerine sahip çok sayıda konik ışınli BT sistemi mevcuttur. Bu teknik farklılıkların kullanımda görüntü kalitesi üzerine etkisi olup olmadığı konusunda bazı çalışmalar yapılmıştır (13,14). Kesit görüntüleri üzerindeki obje sınırları, kesit görüntülerini sağlayan cihazların teknik özelliklerinden etkilenir. Sonuç olarak; çalışmamızda bu özellikten yola çıkarak farklı teknik özelliklere sahip konik ışınli BT cihazlarına ait görüntülerin, obje sınırlarının esas alınarak uygulandığı hacim ölçümlerinde farklılıklara neden olup olmayacağını test etmeyi düşündük.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı' na ait 8 çene kemiği (3 maxilla, 5 mandibula) kullanıldı. Çalışma için 8 çene kemiği içinde yer alan 39 (20 maxillada, 19 mandibulada) diş çekim soketi seçildi. Her bir çene kemiği özel olarak tasarlanmış plexiglas bir kutu içerisine yerleştirildikten sonra radyografik çekimleri yapıldı.



Resim 3. Çalışmada kullanılan kuru çene kemikleri ve çekim soketleri

5.2. Konik ışınli BT Görüntülerinin Elde Edilmesi

Her bir diş soketinin görüntüsü 3 farklı konik ışınli BT (Kodak 9500, Iluma Ultra, Newtom-FP) cihazı ile elde edildi.

5.2.1. Kodak 9500 Konik ışınli BT ile Görüntülerin Elde Edilmesi

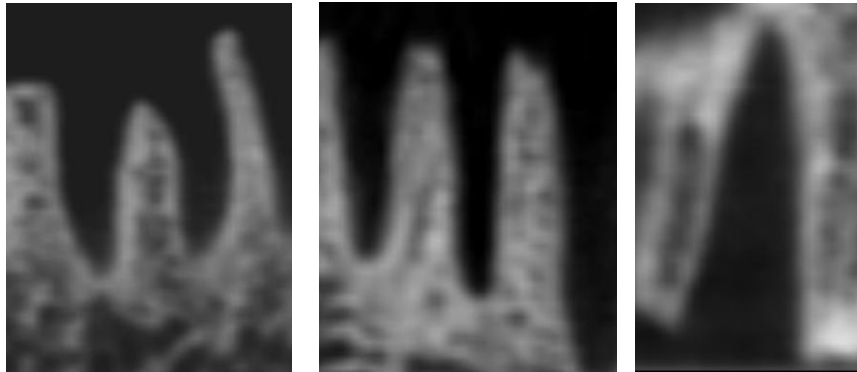
Görüntülerin elde edilmesi sırasında çene kemikleri, hasta pozisyonuna benzer şekilde median sagittal düzlem yatay düzleme dik ve okluzal düzlem yere paralel olacak şekilde yerleştirildi.

Kodak 9500 cihazı (Kodak 9500 Cone Beam 3D System,Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY) ile 10 mA ve 90 kV ile 360 ° rotasyon ve 40 sn toplam tarama zamanı ile tarama yapıldı.



Resim 4. Kodak 9500 Konik ışınlı BT cihazı

Bu taramalardan veriler para-sagittal düzlemde, 0.3 mm kesit kalınlığı ve 0.3 mm atlama aralığında kesit görüntüleri elde edildi. Her bir kavitenin tüm sınırlarının elde edildiği kesit görüntülerini içeren DICOM verileri 4 kat büyütüldükten sonra JPEG resim formatına çevrilerek kaydedildi.



Resim 5. Kodak 9500 Konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri

5.2.2. Iluma Ultra Konik ışınlı BT ile Görüntülerin Elde Edilmesi

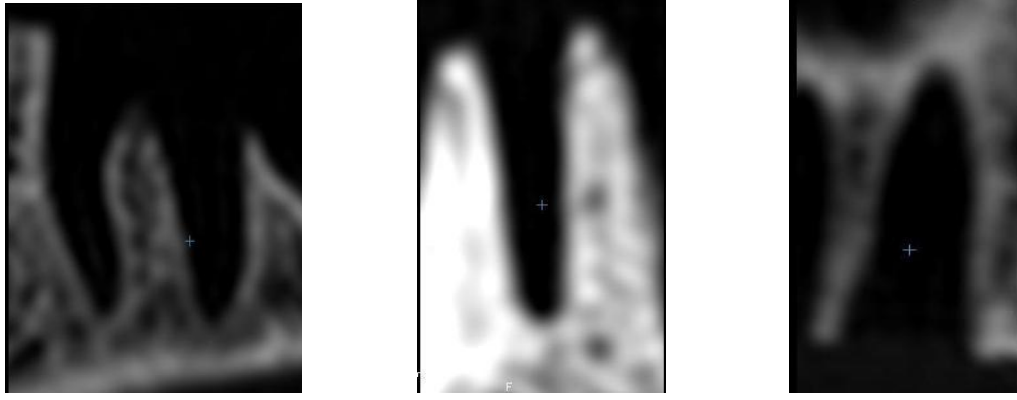
Görüntülerin elde edilmesi sırasında çene kemikleri, median sagittal düzlem yatay düzleme dik ve okluzal düzlem de yere paralel olacak şekilde yerleştirildi.

Iluma Ultra (Imtec Imaging, Ardmore, OK) ile 3.8 mA ve 120 kV ile 360 ° rotasyon ve 40 sn toplam tarama zamanı ile tarama yapıldı.



Resim 6. Iluma Ultra Konik ışınlı BT cihazı

Bu taramalardan para-sagittal düzlemde, 0.3 mm kesit kalınlığında ve 0.3 mm atlama aralığında kesit görüntüleri elde edildi. Her bir kavitenin tüm sınırlarının elde edildiği kesit görüntülerini içeren DICOM verileri 4 kat büyütüldükten sonra JPEG resim formatına çevrilerek kaydedildi.



Resim 7. Iluma Konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri

5.2.3. Newtom FP Konik ışınlı BT ile Görüntülerin Elde Edilmesi

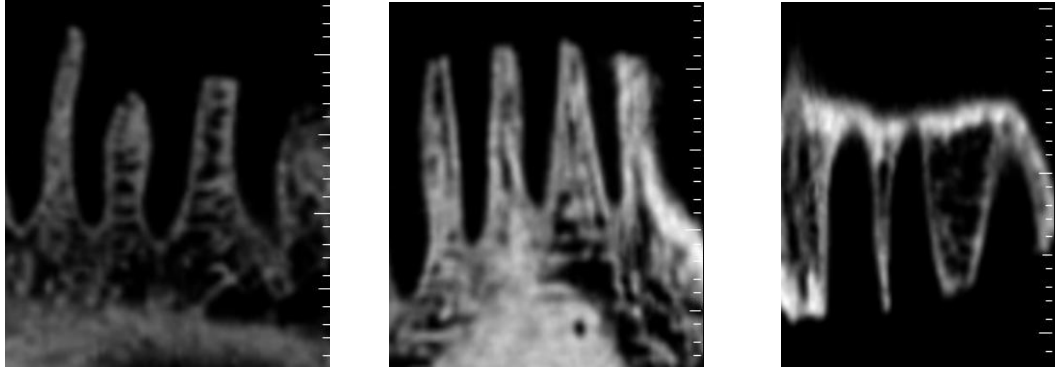
Görüntülerin elde edilmesi sırasında çene kemikleri, hastanın supine pozisyonuna benzer şekilde medial sagittal düzlem yatay düzleme dik yatay düzlem de yere dik olacak şekilde yerleştirildi.

Newtom-FP (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) ile 2.43 mA ve 110 kV ile 360 ° rotasyon ve toplam 36 sn tarama zamanı ile tarama yapıldı.



Resim 8. Newtom-FP Konik ışınlı BT cihazı

Bu taramalardan para-sagittal düzlemde, 0.3 mm kesit kalınlığında ve 0.28 mm atlama aralığında kesit görüntüleri elde edildi. Her bir kavitenin tüm sınırlarının elde edildiği kesit görüntülerini içeren DICOM verileri 4 kat büyütüldükten sonra JPEG resim formatına çevrilerek kaydedildi.



Resim 9. NewTom Konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri

Tablo 2. Çalışmada kullanılan Konik ışınlı BT cihazlarının teknik özellikleri

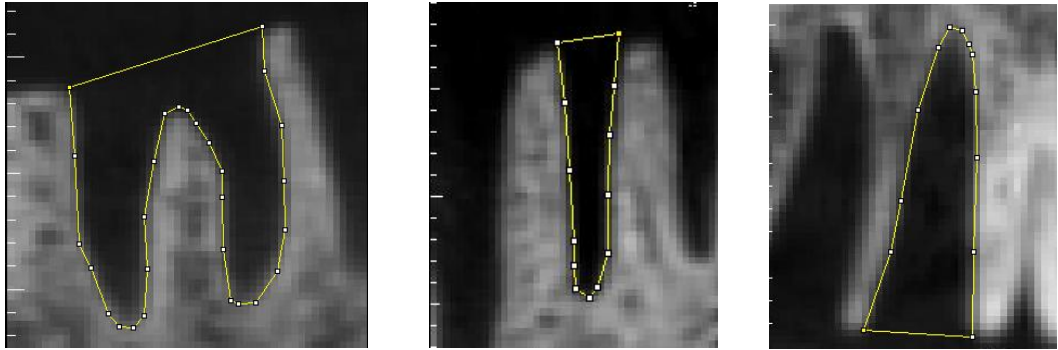
	Kodak 9500 Kodak Dental Systems, Carestream	Iluma Ultra Imtec Imaging, Ardmore, OK	NewTom FP Quantitative Radiology, Verona,
Tüp voltajı	60-90	120	110
mA	2-15	1-3.8	1-15
Işınlama süresi	10.8 sn	7.8 sn	5.4 sn
Tarama Süresi	40 sn	20-40 sn	36 sn
Detektör tipi	FPD	FPD	FPD
FOV	9x15 cm /18.4x20.6 cm	14x18 cm	13x17 cm
Voksel boyutu	0.3 mm	0.09 mm	0.125 mm
Kontrast çözünürlük	16 bit	16 bit	16 bit

5.3. Konik ışınlı BT Görüntüleri Üzerinde Yapılan Tahmini Hacimlerin Hesaplanması

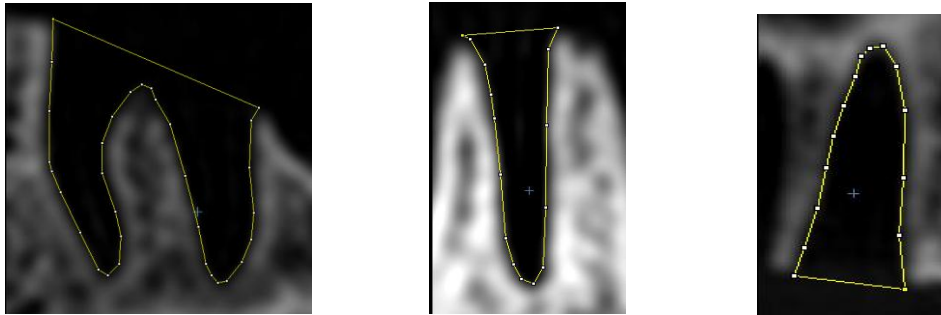
JPEG formatında kaydedilen her bir kesit üzerinde bulunan çekim kavitelerinin alan ölçümleri Image J (ImageJ software, National Institute of Health, Bethesda, USA) programı ile planimetri yöntemi kullanılarak gerçekleştirildi. Hacim ölçümleri, bir çekim kavitesine ait tüm kesitlerin alan ölçümleri toplamaları, kesit kalınlığı ve atlama aralığı toplamalarının çarpımlarıyla Cavalieri prensibine uygun olarak aşağıdaki formüle göre hesaplandı.

$$V = t \times \sum a \quad ('t' \text{ kesit kalınlığı, 'a' kesit alanı })$$

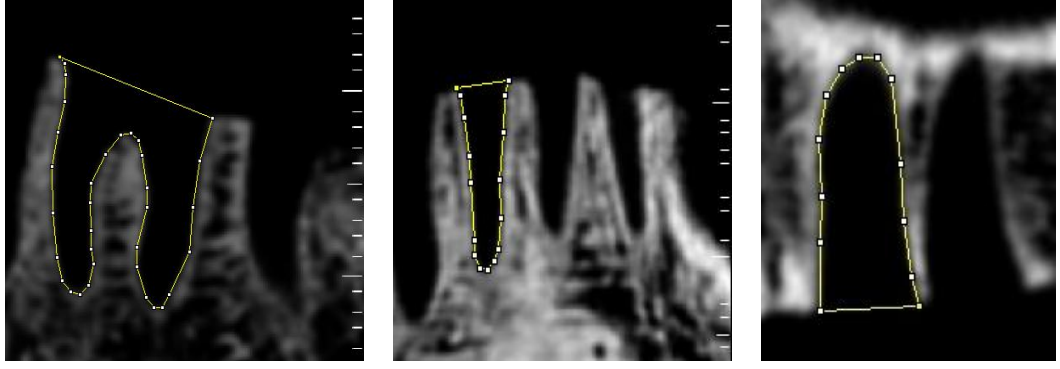
Hesaplamalar tek bir gözlemci tarafından gerçekleştirildi. Tekrarlanabilirlik için tüm ölçüm hesapları gözlemcinin göz alışkanlığını önlemek için üç hafta aradan sonra aynı gözlemci tarafından tekrar yapıldı.



Resim 10. Kodak 9500 Konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması



Resim 11. Iluma Konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması



Resim 12. NewTom Konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen çekim soketlerinin kesit görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması

5.4. Fiziksel Hacimlerin Hesaplanması

Konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen tahmini hacimlerin elde edilmesinden sonra çekim kavitelerinin gerçek hacmini ölçmek için su taşıma yöntemi (Arşimet prensibi) kullanıldı. Bu amaçla her bir diş soketinin hassas ölçüsü silikon esaslı ölçü maddesi (Xantopren H® Bayer Dental, Almanya) kullanılarak elde edildi. Bu işlem sırasında ölçü maddesi üretici firmanın talimatlarına göre ve bir şırınga ile alveoler kret seviyesine kadar dolduruldu. Ölçü maddesinin en az 5 dakika sertleşmesine izin verildikten sonra soketten çıkartıldı. Diğer taraftan oda sıcaklığında (23,5°) 10 ml' lik piknometre saf su ile doldurularak 0,0001 gr hassasiyetine sahip hassas terazi (KERN&Sohn GmbH, Balingen, Almanya) ile ağırlığı tespit edildi. Her bir çekim kavitesini temsil eden ölçü modelleri ağırlığı ölçülen bu ölçüm silindirinin içine ayrı ayrı atılarak her bir ölçü model için taşan suyun hacmi belirlendi. Taşan suyun hacim ölçüsü ilgili çekim kavitesinin gerçek hacmi olarak belirlendi.



Resim 13. Bir çekim soketinin ölçü modeli



Resim 14. Hassas Terazi



Resim 15. Piknometre

5.5. İstatiksel Analiz

Çalışmada ölçülen fiziksel hacimler her bir konik ışınli BT cihazı ile hesaplanan hacimleri test edecek gold standart olarak kabul edildi. Tüm veriler Statistical Package for the Social Sciences (SPSS; Chicago, IL) for Windows, version 12 programı kullanılarak analiz edildi.

Çalışmada aynı gözlemciye ait iki farklı zamanda gerçekleştirilmiş ölçümlerin değerlendirilmesi için tekrarlanabilirlik testi Pearson korelasyon analizi ve Paired t testi kullanılarak yapıldı. Ayrıca konik ışınli BT cihazlarının görüntülerine bağıli ölçüm farklılıklarının değerlendirilmesinde 3 farklı konik ışınli BT cihazının görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibine göre elde edilen tahmini hacim hesapları ve gold standart olarak kabul ettiğimiz Arşimet prensibine göre belirlenen hacim ölçümleri istatistiksel olarak ayrı ayrı karşılaştırıldı. Bu karşılaştırmalarda Pearson korelasyon analizi ve Paired t testi kullanıldı.

Çalışmanın tamamında yanılma düzeyi olarak $\alpha = 0.05$ kabul edildi. İstatistiksel kararlarda $p \leq 0.05$ seviyesi anlamlı farkın göstergesi olarak kabul edildi.

6. BULGULAR

Çalışmada aynı gözlemciye ait iki farklı zamanda gerçekleştirilmiş ölçümler değerlendirildiğinde Iluma ($r = 1$), Kodak ($r = 1$) ve Newtom ($r = 1$) cihazlarıyla yapılan tekrarlanan ölçümlerin ilk ölçümlerle tam bir ilişki içinde olduğu tespit edildi. Her üç cihazdan elde edilen veriler açısından iki ayrı zamanda yapılan ölçümler arasında herhangi bir değişiklik gözlenmedi (Iluma $p = 0.134$, Kodak $p = 0.893$, Newtom $p = 0.460$).

Konik ışınlı BT cihazlarının görüntülerine bağlı ölçüm farklılıklarının değerlendirildiği hacim hesaplamalarında her üç cihazın Arşimet prensibine göre elde edilen sonuçlarla arasında herhangi bir farklılık bulunmadı ($p < 0.005$). (Iluma 1 $r = 0.998$, Iluma 2 $r = 0.998$, Kodak 1 = Kodak 2 $r = 0.998$, Newtom 1 = Newtom 2 $r = 0.999$)

Tablo 3. Korelasyon analizi ile bulguların değerlendirilmesi

		Correlations						
		fiziksel	iluma	kodak	newtom	iluma1	kodak1	newtom1
fiziksel	Pearson Correlation	1	,998**	,998**	,999**	,998**	,999**	,999**
	Sig. (2-tailed)		,000	,000	,000	,000	,000	,000
	N	38	38	38	38	38	38	38
iluma	Pearson Correlation	,998**	1	,996**	,998**	1,000**	,997**	,998**
	Sig. (2-tailed)	,000		,000	,000	,000	,000	,000
	N	38	38	38	38	38	38	38
kodak	Pearson Correlation	,998**	,996**	1	,998**	,997**	1,000**	,998**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000		,000	,000	,000	,000
	N	38	38	38	38	38	38	38
newtom	Pearson Correlation	,999**	,998**	,998**	1	,998**	,998**	1,000**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000		,000	,000	,000
	N	38	38	38	38	38	38	38
iluma1	Pearson Correlation	,998**	1,000**	,997**	,998**	1	,997**	,998**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000		,000	,000
	N	38	38	38	38	38	38	38
kodak1	Pearson Correlation	,999**	,997**	1,000**	,998**	,997**	1	,999**
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000	,000		,000
	N	38	38	38	38	38	38	38
newtom1	Pearson Correlation	,999**	,998**	,998**	1,000**	,998**	,999**	1
	Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,000	,000	,000	
	N	38	38	38	38	38	38	38

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tablo 4. Elde edilen gerçek ve tahmini hacimler

Diş no	Fiziksel	Iluma Ultra	Kodak 9500	NewTom FP	Iluma Ultra (3 hafta sonra)	Kodak 9500 (3 hafta sonra)	NewTom FP (3 hafta sonra)
1-12	0,1463	0,1368	0,1413	0,1492	0,1390	0,1416	0,1472
1-21	0,1911	0,1964	0,1863	0,1940	0,1925	0,1872	0,1927
1-22	0,1266	0,1245	0,1239	0,1228	0,1239	0,1234	0,1230
1-23	0,2983	0,2865	0,3027	0,2955	0,2901	0,3012	0,2965
1-25	0,1735	0,1715	0,1732	0,1793	0,1718	0,1729	0,1786
2-11	0,1365	0,1332	0,1330	0,1334	0,1331	0,1336	0,1340
2-12	0,1066	0,1050	0,1096	0,1039	0,1048	0,1087	0,1041
2-13	0,2866	0,2859	0,2770	0,2872	0,2847	0,2781	0,2878
2-21	0,1685	0,1624	0,1706	0,1618	0,1626	0,1698	0,1635
2-22	0,1061	0,1060	0,1062	0,1060	0,1063	0,1060	0,1059
2-23	0,2975	0,2920	0,2997	0,2991	0,2964	0,2987	0,2989
4-11	0,1930	0,1860	0,1920	0,1931	0,1875	0,1927	0,1934
4-12	0,1593	0,1532	0,1534	0,1570	0,1527	0,1548	0,1579
4-13	0,3158	0,3138	0,3141	0,3141	0,3143	0,3145	0,3141
4-21	0,2470	0,2397	0,2427	0,2404	0,2403	0,2439	0,2428
4-22	0,1785	0,1742	0,1817	0,1792	0,1735	0,1793	0,1790
4-23	0,2975	0,2903	0,2945	0,2956	0,2901	0,2942	0,2961
4-24	0,1939	0,1943	0,2002	0,1990	0,1938	0,1998	0,1973
4-25	0,2348	0,2287	0,2292	0,2297	0,2297	0,2304	0,2304
5-32	0,1325	0,1317	0,1325	0,1335	0,1315	0,1326	0,1330
5-33	0,2668	0,2707	0,2636	0,2699	0,2698	0,2646	0,2672
5-37	0,3420	0,3342	0,3335	0,3374	0,3371	0,3369	0,3381
5-41	0,0885	0,0853	0,0917	0,0854	0,0856	0,0902	0,0861
5-42	0,1269	0,1276	0,1249	0,1251	0,1272	0,1250	0,1255
5-44	0,2328	0,2340	0,2308	0,2367	0,2336	0,2312	0,2359
5-45	0,2146	0,2215	0,2129	0,2179	0,2204	0,2125	0,2189
6-34	0,2182	0,2138	0,2222	0,2159	0,2241	0,2197	0,2167
6-35	0,2229	0,2146	0,2280	0,2220	0,2150	0,2265	0,2229
6-44	0,2364	0,2346	0,2329	0,2394	0,2354	0,2337	0,2382
6-45	0,2523	0,2447	0,2509	0,2547	0,2453	0,2510	0,2554
7-45	0,1747	0,1778	0,1719	0,1713	0,1765	0,1726	0,1715
7-47	0,2946	0,2993	0,2973	0,2937	0,2984	0,2979	0,2940
8-33	0,2295	0,2236	0,2298	0,2273	0,2245	0,2296	0,2269
8-34	0,1539	0,1521	0,1566	0,1514	0,1527	0,1560	0,1523
8-43	0,2546	0,2612	0,2484	0,2498	0,2607	0,2503	0,2501
8-44	0,1756	0,1712	0,1797	0,1715	0,1716	0,1787	0,1713
8-45	0,1848	0,1795	0,1805	0,1816	0,1801	0,1816	0,1823
9-35	0,2041	0,2017	0,2022	0,2034	0,2019	0,2019	0,2036
9-36	0,4004	0,3912	0,4071	0,4052	0,3936	0,4052	0,4037

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çekim kaviteleri gibi kemik içi yapıları kantitatif olarak incelemek kesitsel görüntülemenin varlığı ve magnifikasyonun olmaması ile mümkündür. Bu işlemin gerçekleştirilmesinde farklı sistemlerin performansları da, voksel boyutu/ kesit kalınlığı, geometrik ve kontrast çözünürlük, fokal spot büyüklüğü, FOV ve dedektör tipi gibi görüntü kalitesini etkileyen faktörlere bağlıdır.

Multiplanar kesit elde edilmesini sağlayan görüntüleme yöntemlerinin sağladığı avantajları incelediğimizde, intraoral ve ekstraoral radyografi tekniklerinin üç boyutlu anatomik ilişkilerin değerlendirilmesi konusunda sınırlı olduğu bilinir (20,22). Konik ışınlı BT cihazları, medikal BT cihazları gibi kesitsel görüntüler elde etmeye olanak sağlar (87). Estrela ve ark. apikal periodontitisin teşhisinde görüntüleme yöntemlerinin doğruluğunu test etmek için yaptıkları çalışmada endodontik enfeksiyonlu (1508 diş) hastalardan konik ışınlı BT, panoramik ve periapikal radyografileri içeren görüntülerini değerlendirmişler. Apikal periodontitis prevalansı konik ışınlı BT ile değerlendirildiğinde diğer yöntemlere göre yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada konik ışınlı BT' nin apikal periodontitis teşhisinde doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir (98). Shemsh ve ark. mandibular molar dişlerde kök-kanal tedavisi sonrasında kök perforasyonlarının tespitinde konik ışınlı BT ve digital periapikal radyografileri karşılaştırdıkları çalışmada 45 açılı mesial kök farklı şekilde hazırlanmıştır. 15 kökte, kök yüzeyinin preperasyonu sırasında kurvatür bölgesinde mesiolingual kanalda perforasyon meydana gelmiş, 15 kökte kanalın aksiyalinde perforasyon meydana gelmiş ve 15 kökte de perforasyon oluşmamıştır. Tüm mesial köklerin endodontik tedavileri tamamlanmış ve sonra insan mandibulasına yerleştirilmiştir. Farklı iki açı ile alınan periapikal radyografiler ve konik ışınlı BT görüntüleri iki gözlemci tarafından değerlendirilmiş, mesiolingual kanalda meydana gelen perforasyonun değerlendirilmesinde periapikal radyografiler ile konik ışınlı BT arasında farklılık izlenmezken, aksiyal yüzeyde meydana gelen perforasyonun değerlendirilmesinde konik ışınlı BT' nin daha hassas olduğu sonucuna varılmıştır (99). Özmeriç ve ark. periodontal aralığın değerlendirilmesinde konik ışınlı BT ile konvansiyonel radyografiyi karşılaştırmak için yaptıkları bir çalışmada değişik aralıkta yapay periodontal ligament aralıkları (0, 100, 200, 300 ve 400 μ) olan bir fantom model kullanmışlardır. 15

konvansiyonel radyografi ve konik ışın BT görüntüsü üzerinde 20 diş hekimi, 20 diş hekimi asistanı ve 20 diş hekimliği öğrencisi değerlendirme yapmıştır. Birkaç hafta sonra, aynı görüntüler 20 diş hekimi tarafından rastgele ve karışık şekilde tekrar değerlendirilmiştir. Periodontal ligament aralığının değerlendirilmesinde konik ışın BT' nin konvansiyonel radyografiden daha iyi bir yöntem olduğu gösterilmiştir (100). Patel ve ark. yaptıkları başka bir çalışmada endodontik hastalık teşhisi konan 132 hastada 151 dişin intraoral radyografla ve konik ışın BT tarayıcısı ile görüntüleri alınmıştır. Periapikal lezyon varlığı iki gözlemci tarafından değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, periapikal lezyonların tespitinde intraoral radyografların sınırlı tanı değerinin konik ışın BT ile aşılabileceği sonucuna varılmıştır (40). Santana ve ark. mental sinirin anterior düğümünün uzunluğunu belirlemek için yaptıkları çalışmada 12 kadavrada 24 mental sinir pleksusunu değerlendirmişlerdir. Her bir mandibulanın standart konik ışın BT ile; mental sinir fleksusuna radyografik kontrast madde enjeksiyonu öncesi ve sonrası çekim yapılmıştır. Mental sinirin anterior düğümünün uzunluğu konik ışın BT kullanılarak ve direkt anatomik ölçümlerle karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada; konik ışın BT, mental sinirin anterior düğümünün ölçülmesinde kesin ve güvenilir bir yöntem olarak değerlendirilmiştir (101). Bizim çalışmamızda kullandığımız hacim ölçümü yöntemini kesit görüntüsü veremeyen radyografik tekniklerle gerçekleştirmek mümkün değildir. İki boyutlu görüntüleme teknikleri olan intraoral ve ekstraoral radyografik tekniklerle istenilen nesnenin yalnızca alan ölçümü yapılabilir. Tek bir alan ölçümü olanağı olabileceği için hacimsel bir değerlendirme yapılması mümkün olmaz. Bu nedenle hacim ölçümleri yapılmasına olanak sağlayan konik ışın BT teknikleri kullanılmış ve çalışmamızın amacına uygun olarak bu tekniklerin olası farklılıkları araştırılmıştır.

Konik ışın BT cihazları ile yüksek derecede ve izotropik geometrik çözünürlükle (26) distorsiyon ve magnifikasyon olmadan kesit görüntüleri oluşturulabilir (20). Buna karşılık konvansiyonel radyografik görüntülerde magnifikasyon ve distorsiyon vardır (102). Magnifikasyon görüntü kalitesinde kayıplara neden olur (14). Hilgers ve ark. yaptıkları bir çalışmada 11 anatomik bölge arasındaki lineer ölçümleri 25 kuru insan kafatasında digital bir kumpas ile belirlemişlerdir. Kafatası kemiklerinden, konik ışın BT ve üç düzlemde sefalogram (lateral sefalometrik, porteroanterior ve submentoverteks) görüntüleri elde etmişlerdir. Doğrusal ölçümler, konik ışın BT ve

digital sefalogramlar üzerinde yapılmıştır. Tüm konik ışın BT ölçümleri doğru iken beş lateral sefalogramlar ölçümlerinin üçü, beş posteroanterior ölçümlerinin dördü ve altı submentovertex ölçümlerinin dördü anlamlı ölçüde gerçekten farklı olduğunu bulmuşlardır (61). Dalessandri ve ark. iki farklı konik ışın BT tarayıcısından elde ettikleri görüntüler üzerinde lineer ölçümlerin güvenilirliğini değerlendirdikleri çalışmada bir kuzu kafasında gutta perka noktalar ile ortodontik anatomik landmarkları işaretlemişler ve bu noktalar arasındaki dijital ölçümler üç kez tekrarlanmıştır. Kemikler, tarama parametreleri farklı iki konik ışın BT tarayıcısı ile taranmıştır. Rekonstrükte edilen görüntüler üzerinde aynı operatör tarafından üç kez ölçümler yapılmıştır. Dört ay sonra iki gözlemci tarafından ölçümler tekrarlanmıştır. Dijital ölçümler ile konik ışın BT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde klinik olarak anlamlı olmayan minimal bir farklılık izlenmiştir. Ayrıca iki farklı tarayıcı arasında bir farklılık izlenmemiştir (103). Timock ve ark. bukkal alveoler kemik yüksekliği ve kalınlığının değerlendirilmesinde konik ışın BT' den elde edilen görüntülerin doğruluğu ve güvenilirliğini inceledikleri çalışmada 20 kadavra başını değerlendirmişlerdir. Kadavralar, konik ışın BT ile taranmış, 65 dişin bukkal alveoler kemik yüksekliği ve kalınlığı ölçümleri standardize kesitlerde yapılmış ve diseksiyonla yapılan direkt ölçümler ile karşılaştırılmıştır. Tüm ölçümler iki bağımsız gözlemci tarafından üç kez tekrarlanmıştır. Gözlemciler arası güvenilirlik, konik ışın BT ile yapılan tüm bukkal kemik kalınlığı ölçümlerinde yüksek derecede uyumlu bulunmuştur. Konik ışın BT ölçümleri direkt ölçümler ile karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. (104). Konik ışın BT cihazlarında kullanılan FPD sistemleri, IIT/CCD sistemlere göre daha az distorsiyona ve noise oluşumuna neden olur (33). Bu çalışmamızda farklı teknik özelliklere sahip konik ışın BT cihazları kullandık. Cihazların bazı teknik farklılıklarına rağmen, tüm cihazların sensor tipi FPD yapısında idi. Bu özellikleri dolayısıyla magnifikasyon ve distorsiyon olmaksızın hacimsel ölçümlerin yapılabileceği düşüncesiyle ölçümler gerçekleştirildi. Araştırmanın sonucunda maksimum 0.4 ml' lik hacme sahip kaviterlerin ölçümleri ile Arşimet prensibi esas alınarak elde edilmiş olan gerçek hacimler arasında istatistiksel bir farklılık bulunmadı. Bu durum kullanılan konik ışın BT cihazlarının küçük hacme sahip örneklerde bile herhangi bir magnifikasyon ve distorsiyona neden olmadan görüntü verebilmelerine uygun bir örnektir.

Konik ışınlı BT tarayıcılarının görüntü kalitesi bazı faktörlere bağlıdır. Bunlardan; voksel boyutu/kesit kalınlığının etkisini düşünecek olursak; bu farklılık kısmen cihazların çözünürlük farkı ile açıklanabilir. Konik ışınlı BT cihazlarında çözünürlük voksel boyutu ile ilişkilidir (14). Konik ışınlı BT görüntüleri küçük izotropik vokseller şeklinde rekonstrükte edilir (3). Voksel boyutundaki azalma çözünürlüğü artırır fakat daha yüksek radyasyon dozuna neden olur (18). Voksel boyutu arttığında ise çözünürlük azalır (14). Voksel boyutu imaj çözünürlüğü, görüntü kalitesi ve konik ışınlı BT görüntülerinin tarama ve rekonstrüksiyon zamanlarının belirlenmesinde rol oynar (4). Bauman ve ark. maksiller molar dişlerin mesiobukkal kanalını değerlendirmek için yaptıkları çalışmada her biri iki molar dişi içeren 12 örnek model dört farklı voksel boyutunda konik ışınlı BT cihazı ile taranmıştır. Yedi gözlemci ile her bir kök, doğru kanal sayısını belirlemek için köklerin horizontal kesitleri büyütülerek değerlendirilmiş ve farklı voksel boyutları ile elde edilen görüntüler üzerinde yapılan değerlendirmeler arasında farklılık olduğu gösterilmiştir (105). Neves ve ark. konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde eksternal kök rezorbsiyonunun teşhisinde voksel boyutunun etkisini test etmek için yaptıkları çalışmada 20 tek köklü premolar dişi değerlendirmişlerdir. Görüntüler, 0.25 mm ve 0.30 mm voksel boyutlarında konik ışınlı BT ile elde edilmiştir. Dişlerin bukkal, mesial ve distal kök yüzeyleri eksternal kök rezorbsiyonu açısından değerlendirilmiş ve 0.25 mm voksel boyutunda sağlanan görüntülerin daha hassas ve doğru olduğu gösterilmiştir (106). Bu araştırmamızda kullandığımız cihazların voksel boyutları Iluma 0.09 mm, Kodak 9500 0.3 mm ve NewTom FP ise 0.125 mm' dir. Kesit görüntüleri üzerinde izlenen kavite sınırlarının planimetri ile seçilmesi ve toplam hacim hesaplanması açısından cihazların görüntüleri arasında bir fark olmadığı belirlendi. Bu tip işlemler sırasında voksel boyutuna bağlı karşımıza çıkabilecek olumsuzluklardan birisi parsiyel hacim artefaktı olabilir. Bu etki bir objenin kenar sınırına denk gelen voksel içerisinde iki farklı densiteye sahip yapının olduğu durumlarda geçerli olan ve yapının gerçek boyutundan sapmaya neden olabilecek bir artefaktır (37). Stereolojik çalışmalarda bazı ölçümler sırasında underestimation denilen total volumun normalden az hesaplanması eğilimi bulunur. Bu durum özellikle sert doku içerisinde bulunan yumuşak dokuların hacim hesaplamalarında karşılaşılabilecek bir problemdir. İntrakranial volumlerin hesaplandığı bir çalışmada bu eğilim belirtilmiştir (107). Kemik içi defektlerin hacimlerinin hesaplandığı başka bir çalışmada sert doku içerisinde

şekillendirilmiş defektlerin çoğunda overestimation denilen normalden fazla hesaplama eğilimi olduğu izlenmiştir (87). Her iki olumsuzluk da pratikte kesit kalınlığının azaltılması veya küçük voksel seçimi ile azaltılabilir. Bizim bu çalışmamızda farklı iki zamanda yapılan ölçümlerde istatistiksel bir fark olmamasına karşılık minimal düzeyde de olsa örneklerin çoğunda underestimation eğilimi olduğu fark edildi. Bu durum kullanılan her üç radyografik sistem için de geçerli idi. Yalnızca iki ölçümün de gerçek hacim ile aynı olduğu fark edildi. Ölçümde 0.001 hassasiyetine sahip değerlerin çakışması anlamına gelen bu durum tesadüfen elde edilmiş bir değer olarak düşünülebilir ancak yapılan ölçümlerin gerçek değerlere oldukça yakın olduğu görülmüştür.

Kesit kalınlığı, parsiyel hacim artefaktı gibi bazı faktörler konik ışın BT görüntüleri üzerinde yapılan volumetrik hesaplamaların doğruluğunu etkileyebilir. Volumetrik hesaplamalarda kullanılan yöntem ve imaj kalitesini etkileyen yöntemler önemli parametrelerdir (108,109). Yapılan çalışmalarda kesit kalınlığının BT ve MRG görüntüleri üzerinde yapılan hacim hesaplamalarını etkilediği gösterilmiştir. Bu çalışmaların sonuçları kesit kalınlığındaki değişikliklerin fazla ya da eksik hesaplamalara neden olduğunu göstermiştir (78,109). Emirzeoğlu ve ark. yaptıkları bir çalışmada kadavradan sağlanan beş normal karaciğer, horizontal düzlemde spiral BT kullanılarak taranmıştır. 10, 5 ve 1 mm kalınlığında kesitler Cavalieri prensibi ile toplam karaciğer hacmini değerlendirmek için kullanılmıştır. Gözlemciler arasındaki farklılığı değerlendirmek için karaciğer hacmi üç gözlemci tarafından hesaplanmıştır. Bu çalışma, kesit kalınlığının hacim tahminleri üzerinde etkisinin ihmal edilemeyeceğini göstermiştir (78). Daha ince kesitler alınarak underestimation önlenabilir (109). Konik ışın BT görüntüleri üzerinde kesit kalınlığının hacim hesaplamalarına etkisinin araştırıldığı başka bir çalışma alveoler kemik içi defektlerin (maksimum 0.60 ml' lik defektler) 0.2 mm ve 1 mm arası kesit kalınlıklarının Cavalieri yöntemiyle kullanıldığında hacim hesaplamalarında geçerli sonuç verdiğini göstermiştir. İlgili araştırmada 1.4 mm ve 2.2 mm lik kesit kalınlıkları kullanıldığında underestimation eğilimi ile hesaplanan hacimlerin gerçek hacimlerden önemli derecede sapma gösterdiği belirlenmiştir (110). Bu çalışmamızda kullandığımız kesit kalınlıkları her bir konik ışın BT cihazı için 0.3 mm olarak seçilmiştir. Çekim kavite hacimleri de ilgili çalışmada kullanılan defekt hacimlerine yakındı.

Konik ışınli BT cihazlarında, FOV imaj kalitesini etkiler (13). Bu cihazlarda FOV' un geometrik çözünürlük ve kontrastla ilişkisi olduğu bulunmuştur (111,112). Büyük FOV boyutu tüm hacimde saçılmış radyasyon anlamına gelir (113) ve bu konik ışınli BT' de; yumuşak doku kontrastında azalma, görüntü artefaktı ve kesit sayısında azalma ile sonuçlanarak görüntü kalitesini sınırlandıran önemli bir özelliktir (75). Tarama boyutunun azaltılması yalnızca hastanın almış olduğu radyasyon miktarını azaltmakla kalmaz aynı zamanda saçılmış radyasyonu azaltarak konik ışınli BT' de görüntü kalitesini de artırır (114). Katsumata ve ark. konik ışınli BT tarayıcılarında tarama hacminin densite değeriendirilmesi üzerine etkisini test için yaptıkları çalışmada büyük tarama hacminde densite değeriendirmelerinin daha tutarlı olduğunu ancak küçük tarama hacimlerinde imaj çözünürlüğün daha iyi olduğunu göstermişlerdir (35). Haiter-Neto ve ark. konik ışınli BT' lerde farklı FOV boyutlarında çürük teşhisinin doğruluğunu test etmek için yaptıkları çalışmalarında 100 tane kavite oluşmamış dişi aproksimal kontakta dizerek digital periapikal radyografi, geleneksel periapikal radyografi ve iki farklı konik ışınli tomografi ile radyografik görüntüleri elde etmişler. Çalışmada dört farklı FOV boyutu (4cm, 6 inch, 9 inch ve 12 inch) kullanılmış. Okluzal ve aproksimal çürük tanısı mikroskopik olarak yapılmış. Radyografik görüntülerde okluzal ve aproksimal yüzeyler 6 gözlemci tarafından çürük açısından değeriendirilmiştir. Aproksimal yüzeylerin değeriendirilmesinde, 9 ve 12 inch FOV boyutunda alınan görüntüler 4 cm FOV boyutunda alınan görüntülerden daha az hassas olarak gösterilmiş. Okluzal yüzeylerin değeriendirilmesinde, 4 cm FOV boyutunda alınan görüntülerin diğeri tüm tekniklerden daha hassas olduğu gösterilmiştir (115). Qu ve ark. beş farklı konik ışınli BT sisteminin aproksimal çürük tanısındaki doğruluğunu ve konik ışınli BT sistemlerinde kullanılan dedektör tipinin etkisini test etmek için yaptıkları çalışmada kavitasyon göstermeyen 39 çekilmiş dişin beş konik ışınli BT ile radyografik görüntülerini almışlardır. 78 aproksimal yüzey değeriendirilmiş ve konik ışınli BT cihazları arasında ve iki dedektör tipi arasında anlamlı farklılıklar bulunmamıştır (116). Bizim yaptığımız çalışmada üç ayrı konik ışınli BT cihazının FOV boyutları Iluma 14 x 18 cm, NewTom FP 13 x 17 cm ve Kodak 9500 18.4 x 20.6 cm' dir. Kodak 9500 cihazının iki farklı FOV seçeneğı vardır. Çalışmamızda kullandığımız büyük (kraniofasial) FOV seçeneğidir. Cihazların kontrast

çözünürlükleri de 16 bit' tir. Cihazlar arasında hacim hesaplamalarını etkileyecek farklılık bulunmamıştır.

Konik ışınli BT cihazlarında dedektör tipleri de görüntü kalitesi üzerinde etkilidir (13). Bu cihazlarda CCD sistemler ve FPD sistemler olmak üzere iki çeşit dedektör kullanılır (13,18). Konik ışınli BT' lerde FPD' ler bazı avantajlar sunar. İlk olarak, FPD sistemleri küçük ve hafiftir. Ayrıca FPD sistemleri daha geniş bir aralıkta densite değerlendirmesine olanak sağlar (35). Flat panel dedektör sistemleri; x-ışınını algılama tekniğine göre direk x-ışınından ekspozite olan sistemler ve x-ışınını görünür ışığa çevirerek algılayan sistemler olmak üzere ikiye ayrılır (69,70). FPD sistemleri ile karşılaştırıldığında, IIT/CCD sistemlerin daha fazla artefakta ve daha fazla noise oluşumuna neden olarak imaj kalitesi daha çok etkilenir (4). Alqerban ve ark. gömülü kanin dişinin neden olduğu kök rezorbsiyonunu değerlendirdikleri çalışmada altı konik ışınli BT cihazını karşılaştırmışlar, konik ışınli BT sistemleri arasında görüntü kalitesi açısından belirgin farklılıklar bulmuşlardır. Sistemlerden FPD' e sahip olanlarda IIT/CCD' ye göre imaj kalitesi ve kontrast daha yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte farklı konik ışınli BT sistemleri arasında teşhis edilen kök rezorbsiyon şiddeti ile gerçek kök rezorbsiyon şiddeti arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (13). Baba ve ark yaptıkları çalışmalarda FPD sistemleri IIT/CCD sistemleri ile karşılaştırmışlardır. Çalışmada FPD sistemli konik ışınli BT cihazlarının daha yüksek izotropik geometrik çözünürlük gösterdiklerini bulmuşlardır (30,33). Bu çalışmamızdaki üç ayrı konik ışınli BT cihazının sisteminde FPD kullanılmıştır.

Toplam hacim değeri, deneysel çalışmalarda olduğu kadar, klinikte teşhis ve tedavi planlamasında sıklıkla kullanılan bir değerdir (11). Modern stereolojik yöntemler kullanılarak medikal kesitsel görüntülerin analizleri ile hassas ve tarafsız bir şekilde hacim ya da yüzey alanı gibi kantitatif hesaplamalar yapılabilir (78). Yapılan çalışmalarda BT ve MRG kesitsel görüntü analiz sistemleri ile birbirine paralel kesitler alınabilen her yapının hacminin tarafsız ve etkin bir biçimde ölçülebildiği gösterilmiştir (117-119). Konik ışınli BT sistemleri de stereolojik yöntemlerde kullanılabilir. (87). Ayrıca bu kesit görüntüleri kullanılarak konik ışınli BT sistemleri ile de stereolojik yöntemler kullanılmadan kantitatif değerlendirmeler yapılabilir (24,68). Wang ve ark. yaptıkları bir çalışmada ortodontik tedavi için çekim planlanan 15 hastanın 27 maksiller

ve mandibular premolar dişlerinin çekim öncesinde standardize konik ışın BT tarayıcı ile görüntüleri elde edilmiş ve çekim sonrasında dişlerin standart referans olarak mikro-BT ile kayıtları alınmıştır. Konik ışın BT ve mikro-BT ile elde edilen verilerden üç boyutlu rekonstrüksiyonları yapılmıştır. Daha sonra diş hacimleri hesaplanmıştır. Yapılan tüm ölçümlerde iki yöntem arasındaki uyum iyi olarak değerlendirilmiştir (120). Albuquerque ve ark. damak yarığı olan hastalarda kemik defektlerinin değerlendirilmesinde multislice BT' nin ve konik ışın BT' nin uygulanabilirliğini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada 9 kuru kafatasında damak yarığını taklit eden kemik defektleri oluşturmuşlardır. Tüm defektler mum ile modellenerek multislice BT ve konik ışın BT ile görüntüleri elde edilmiştir. Daha sonra fiziksel ölçümler Arşimet prensibi ile elde edilmiştir. Sonuçlar multislice BT ve konik ışın BT' nin kemik defektlerinin volumetrik değerlendirilmesinde etkili olduğunu göstermiştir. (41). Economopoulos ve ark. yaptıkları çalışmada, alveoler bölgede kemik augmentasyonu uygulanan 20 hastadan konik ışın BT ile pre-operatif ve post-operatif görüntüler alarak üç boyutlu kayıtlarını elde etmişlerdir. İstenilen ilgili hacmi modellemek için tüm ilgili kesitler birleştirilerek değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonunda konik ışın BT verilerinin üç boyutlu olarak doğru hacimsel ölçüler sağladığı gösterilmiştir (121). Agbaje ve ark. yaptıkları çalışmada oral ve laringeal kanser nedeniyle radyoterapi görmüş 15 hasta ile malign lezyon ya da radyoterapi hikayesi olmayan yedi hastanın diş çekimleri sonrasında, çekimi takip eden üçüncü ve altıncı aylarda alınan konik ışın BT görüntüleri ile karşılaştırmalar yapmıştır. Bu çalışmada çekim soketinin iyileşmesinin kantitatif olarak değerlendirilmesinde konik ışın BT' nin geçerliliği gösterilmiştir (57). Yine Agbaje ve ark. konik ışın BT kullanarak çekim soketlerinin volumetrik analizini değerlendirmek için yaptıkları bir başka çalışmada dokuz kuru kafatası kemiğinde bulunan 40 diş soketini kullanmışlardır. Bu diş soketlerinden alınan ölçü model kullanılarak taşan suyun hacmi gold standart olarak kabul edilmiştir. Daha sonra, diş soketleri konik ışın BT ile taranarak 1 mm kalınlığında kesitler elde edilmiştir. Çalışmanın sonunda konik ışın BT kesitleri üzerinde otomatik segmentasyon ile yapılan hacim ölçümü ile fiziksel ölçüm değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (24). Ghoneima ve ark. hava yolu hacmini konik ışın BT ile değerlendirilmesinin güvenilirliğini ve etkinliğini değerlendirmek için yaptıkları bir çalışmada akrilik bir hava yolu modeli oluşturarak bunu hava yolu pasajının doğal

pozisyonunda bir insan kuru kafatasına yerleştirmişlerdir. Total ve internal hava yolu yanı sıra en dar hava yolu alanı model üzerinde manuel olarak ve kafatasına yerleştirilen modelden alınan konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde ölçülmüştür. Konik ışınlı BT üzerinde yapılan ölçümler ile manuel ölçümler karşılaştırıldığında total hava yolu hacmi, internal hava yolu hacmi ve en dar hava yolu hacimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Her iki yöntemde de gözlemciler arasında tüm ölçümlerde uyum gösterilmiştir. Bu sonuçlar hava yolu hacminin ve en dar hava yolu alanının üç boyutlu konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde ölçümlerinin güvenilir ve doğru olduğunu göstermiştir (46). Alves ve ark. konik ışınlı BT kullanarak burun ve ağız solunumu yapan çocuklarda faringeal hava yolu aralığını değerlendirmişlerdir. 50 çocuktan alınan konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde; faringeal hava yolunun hacmini, alanını, minimum aksiyal alanını ve lineer ölçümlerini elde etmişlerdir. Konik ışınlı BT ile yapılan değerlendirmelerde; faringeal hava yolu boyutlarının burun solunumu yapanlarda, ağız solunumu yapanlardan daha büyük olduğu gösterilmiştir(45). Yapılan bu çalışmalarda özel yazılım programları kullanılarak volumetrik hesaplamalar yapılmıştır. Biz çalışmamızda çekim soketlerinin hacim hesaplamalarında her bir kesit üzerinde alan ölçümlerinin ayrıntılı şekilde manuel olarak çalışılabildiği Cavalieri prensibini kullandık.

Organların ya da bunları oluşturan yapıların hacimlerini hesaplamayı sağlayan metotlar çeşitlidir. Eęer bu yapılar çevrelerindeki komponentlerden izole edilemiyorsa görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulur. Canlı organizmalarda biyolojik yapıların incelenmesi de dolayısıyla görüntüleme yöntemleri ile yapılabilir. Bu görüntüleme yöntemleriyle elde edilmiş görüntüler üzerinde stereolojik yöntemlerden biri olan Cavalieri prensibi de hacim hesaplamalarına gereksinim duyulduğu durumlarda uygulanabilen bir yöntemdir (80).

Cavalieri prensibi ilk olarak, üç boyutlu katı cisimlerin kesit analizlerinden hacim ölçümlerini sağlamak için kullanılmıştır. Cavalieri prensibi kullanılarak şekli ve boyutu düzensiz olan yapıların hacimlerinin tarafsız olarak değerlendirilmesi mümkündür (92,122). Birbirine paralel kesit görüntüleri ve ayarlanabilir atlama aralığı alınabilen radyolojik tetkikler ile uygulamak mümkündür. Aynı şekilde Cavalieri prensibi, MRG, BT ve USG görüntüleri üzerinde sınırları yeterli keskinlikte ayırt edilebilen tüm yapılar

için uygulanabilir (11,97,123,124,125,126). Bu uygulamada dikkat edilmesi gereken en önemli nokta ilgilenilen yapıdan yeterli miktarda görüntünün elde edilebilmesi için görüntülerin ne kadar aralıklarla alınacağını tespiti, görüntülerin birbirine paralel elde edilmesi ve ilgilenilen yapının baştan sona kadar örneklenmesidir (11,92). Acer ve ark. kuru topuk kemiklerinin hacimlerini, hastaların ayak kemikleri ile değerlendirdikleri çalışmada Cavalieri prensibi ve BT taramalarını kombine kullanmışlardır. Bu çalışmada sekiz erkek hasta ve dokuz kuru topuk kemiğinin hacim hesaplamaları yapılmıştır. Kuru kemiklerin ortalama hacimleri Cavalieri prensibi ve Arşimet prensibi ile elde edilen ortalama hacimler olarak yüksek korelasyonda bulunmuştur (123).

Yapılan çalışmalar konik ışıklı BT ile elde edilen kesitsel görüntüler üzerinde Cavalieri prensibi kullanılarak hacim hesaplamalarının yapılabileceğini göstermiştir (87,108). Bayram ve ark. 9 kondili içeren beş kuru mandibula kullanarak mandibulaları konik ışıklı BT ile taramış ve her bir kondiler bölgenin ölçülerini almışlardır. Cavalieri prensibi kullanarak üç gözlemci tarafından her bir kondilin hacmini hesaplamışlar, çalışmanın sonucunda gözlemciler arasında yüksek derecede pozitif korelasyon izlenirken, su taşıma yöntemi ile fiziksel ölçüm ve gözlemcilerin konik ışıklı BT görüntüleri üzerinde gerçekleştirdikleri ölçümler arasında istatistiksel farklılık yoktur (108). Kayıpmaz ve ark. yaptıkları bir çalışmada dört koyun mandibulasında farklı boyutlarda 24 defekt oluşturmuşlardır. Konik ışıklı BT ile defektler taranmıştır. Her bir defektin hacmi Cavalieri prensibi kullanılarak hesaplanmıştır. Arşimet prensibine göre gerçek hacimleri elde edilmiştir. Gerçek hacimler ve tahmini hacimler karşılaştırıldığında herhangi bir farklılık gözlenmemiştir (87). Biz de bu çalışmamızda konik ışıklı BT görüntüleri üzerinde çekim kavitelerinin hacim hesaplamalarını Cavalieri prensibi kullanarak yaptık. Arşimet prensibi ile elde ettiğimiz gerçek hacimlerle anlamlı derecede uyumlu sonuçlar elde ettik.

Bu çalışmamızda para-sagittal yönde aldığımız kesitler üzerinde hacim hesaplamaları yapmayı tercih ettik. Stereolojik yöntemlerde, farklı düzlemlerde görüntülerin elde edilmesi yapılan kantitatif çalışmaları etkilemez (94,109). Ayrıca yapılan çalışmalarda gözlemciler arasında fark olmadığı da gösterilmiştir (94,126). Bilgiç ve ark. Cavalieri prensibi ve BT görüntülerini kullanarak intervertebral disk hacmini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada iki kadavradan elde ettikleri toplam

sekiz lumbar intervertebral diski BT ile tarayarak aksiyal, sagittal ve koronal kesitleri sağlamışlardır. Cavalieri prensibi, intervertebral disk hacimlerinin hesaplanması için kullanılmıştır. Üç gözlemci, gözlemciler arası farklılığı değerlendirmek için birbirlerinden bağımsız olarak intervertebral hacimleri hesaplamışlardır. Üç gözlemcinin bulguları arasında anlamlı bir farklılık izlenmemiştir. Bu sonuçlar; kesit düzleminin, disk hacimlerinin hesaplanmasında doğruluğu etkilemediğini göstermiştir (79). Bu özellikten yola çıkarak çalışmamızda yalnızca tek gözlemci ile ölçümümüzü tamamladık.

Planimetri ve nokta sayım yöntemi, Cavalieri prensibine dayalı hacim ölçümü yapmak için kullanılan iki alan ölçümü yöntemidir. Kesit görüntüleri üzerinde ilgili objenin kenarlarının manuel olarak çizilmesini içeren planimetri, hacim tahminlerinde sık kullanılan yöntemdir. Planimetri ile sağlanan kesit alanlarının toplamı, ölçülen toplam kesit kalınlığı ile çarpılır ve objenin hacmi hesaplanmış olur. Nokta sayım yöntemi, birbirinden eşit aralıklarla ayrılmış noktalardan oluşan sistematik nokta dizgilerinin kullanımını içerir. Nokta sayım cetveli objenin kesiti üzerine yerleştirildikten sonra, kesit üzerinde ilgili yapıya isabet eden test noktası sayılır. Objenin hacmi; kesit kalınlığı, toplam nokta sayısı ve dizgi üzerindeki her noktanın temsil ettiği alan çarpılarak hesaplanır (125,127). Hacim hesaplama etkinliği açısından iki yöntem arasında anlamlı farklılıklar yoktur. Ancak nokta sayım yöntemi planimetri yöntemine göre daha hızlı ve kolay uygulanabilen bir yöntemdir (97,124,125,127). Biz çalışmamızda planimetri yöntemini tercih ettik. Ölçümler aynı zamanda nokta sayımı yöntemiyle de yapılabilirdi. Küçük defektlerin kesitlerinde alan ölçümlerinin Image J programında nokta sayımı yöntemiyle yapılması için kaydedilen her bir kesit görüntüsünün büyütülmesi gerekebilir. Çünkü nokta sayımı yönteminde özellikle küçük bir yapının kesit görüntüsündeki alana atılan nokta sayım cetvelinin birim sayısı doğru ölçüm yapabilecek sayıda olmalıdır. Bu durumda çalışmamızda bu ölçümleri planimetri yöntemiyle yapmanın daha pratik olacağını düşündük. Planimetri ve nokta sayım cetvelinin kullanılmasında farklılıkları test etmek için Acer ve ark. yaptıkları bir çalışmada planimetri ve nokta sayım tekniklerini Cavalieri prensibi ile kullanarak orbita boşluğu hacmini hesaplamışlardır. Yaptıkları çalışmada iki metot arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (124). Mazonakis ve ark. yaptıkları çalışmada 38 hastanın karın MRG' lerini incelemişlerdir. Karaciğer hacmi; Cavalieri prensibi ile kombine şekilde

planimetri ve nokta sayımı teknikleri kullanılarak hesaplamışlardır. Her iki yöntem arasında yüksek bir uyum bulunmuştur. Her iki yöntemle elde edilen ölçümlerin tekrarlanabilirliği de değerlendirilmiştir. Her iki yöntemin tekrarlanabilirliği yüksektir (97). Cavalieri prensibi ile hacim ölçümleri, tekrarlanabilirliği olan bir yöntemdir (11,97). Yapılan tekrar ölçümler ile gerçek hacim değerine daha çok yaklaşılr (11). Biz de yapmış olduğumuz bu çalışmamızda elde ettiğimiz hacim hesaplamalarını üç hafta sonra tekrarladık ve gerçek hacim değerleri ile uyumlu sonuçlar elde ettik.

Sonuç olarak, üç ayrı konik ışınlı BT cihazı arasında yüksek dereceli korelasyon bulundu. Tüm konik ışınlı BT cihazlarının görüntüleri üzerinde yapılan hacim hesaplamaları ile gerçek hacim ölçümleri arasında uyumluluk izlendi. Üç hafta sonra tekrarlanan hacim hesaplamaları da gerçek hacim ölçümleri ile uyumlu bulundu. Bu üç ayrı konik ışınlı BT cihazının teknik farklılıklarına bağlı olası görüntü kalitesi değişikliklerinin, kavitelerin hacim hesaplamalarında stereolojik yöntemlerle birlikte kullanıldığında hacimsel hesaplamaları etkileyecek düzeyde farklılığa sahip olmadığı saptanmıştır.

8.SONUÇLAR

1. Üç konik ışınlı BT cihazı ile elde edilen tahmini hacimler karşılaştırıldığında aralarında yüksek derecede korelasyon bulundu.
2. Konik ışınlı BT cihazları ile elde edilen görüntüler üzerinde yapılan hacim tahminleri ile gerçek hacimler karşılaştırıldığında sonuçlar birbirine uyumludur.
3. Üç hafta sonra tekrarlanan hacim ölçümlerinde de anlamlı farklılıklar olmadığı, her üç sisteme ait gözlemci içi tekrarlanabilirliğin yüksek olduğu görüldü.
4. Her üç konik ışınlı BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibi ile kombine planimetri yöntemi kullanılarak volumetrik analizler yapılabilir.
5. Kemik kavitesi hacim ölçümlerinde konik ışınlı BT cihazları geçerli tekniklerdir.

KAYNAKLAR

1. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA (1998) A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 8: 1558-1564.
2. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K (1999) Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 28: 245-248.
3. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E (2007) The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 40: 818-830.
4. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006) Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72: 75-80.
5. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 35: 219-226.
6. Sezgin OS, Kayipmaz S, Yasar D, Yilmaz AB, Ozturk MH (2011) Comparative dosimetry of dental cone beam computed tomography, panoramic radiography, and multislice computed tomography. *Oral Radiol*.
7. Scarfe WC, Farman AG (2008) What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 52: 707-730.
8. Carrafiello G, Dizonno M, Colli V, Strocchi S, Pozzi Taubert S, et al. (2010) Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. *Radiol Med* 115: 600-611.
9. Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Muller S, Mueller-Lisse UG (2007) Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam

CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 36: 198-203.

10. Ritter L, Mischkowski RA, Neugebauer J, Dreiseidler T, Scheer M, et al. (2009) The influence of body mass index, age, implants, and dental restorations on image quality of cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108: 108-116.
11. Odacı E, Bahadır A, Yıldırım S, Sahin B, Canan S, et al. (2005) Cavalieri Prensibi Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplanması ve Klinik Kullanımı. *Türkiye Klinikleri J Med Sci* 25: 421-428.
12. Howard CV, Reed MG (1998) *Unbiased Stereology: Three dimensional measurement in microscopy*. Oxford: Bios Scientific Publishers. 39-65 p.
13. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Nackaerts O, Willems G (2011) Comparison of 6 cone-beam computed tomography systems for image quality and detection of simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140: 129-139.
14. Shelley AM, Brunton P, Horner K (2011) Subjective image quality assessment of cross sectional imaging methods for the symphyseal region of the mandible prior to dental implant placement. *J Dent* 39: 764-770.
15. Harorlı A, Akgül H, Dağıstan S (2006) *Dişhekimliği Radyolojisi*. Atatürk Üniversitesi Yayınları. Erzurum 323-324.
16. van der Stelt PF (2005) Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. *J Am Dent Assoc* 136: 1379-1387.
17. Arnheiter C, Scarfe WC, Farman AG (2006) Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiol* 22: 80-85.

18. White SC, Pharoah MJ (2009) Oral Radiology: Principles and Interpretation. 6th Edition ed. St. Louis. Missouri: Mosby. 225-243.
19. Steiner M, Buhlmann S, Menghini G, Imfeld C, Imfeld T (2011) Caries risks and appropriate intervals between bitewing x-ray examinations in schoolchildren. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121: 12-24.
20. Boeddinghaus R, Whyte A (2008) Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol* 66: 396-418.
21. Robinson S, Suomalainen A, Kortensniemi M (2005) Mu-CT. *Eur J Radiol* 56: 185-191.
22. Angelopoulos C, Aghaloo T (2011) Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 55: 141-158.
23. Gahleitner A, Watzek G, Imhof H (2003) Dental CT: imaging technique, anatomy, and pathologic conditions of the jaws. *Eur Radiol* 13: 366-376.
24. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D (2007) Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin Periodontol* 34: 985-990.
25. Halazonetis DJ (2005) From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 627-637.
26. Sukovic P (2003) Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 6 Suppl 1: 31-36.
27. Yıldırım E, Olmez H, Gorgulu S, Gokce S (2010) Üç boyutlu görüntüleme teknolojisi ve ortodontik uygulamaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 1: 518-528.
28. De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 609-625.

29. Vannier MW (2003) Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. *Orthod Craniofac Res* 6 Suppl 1: 23-30; discussion 179-182.
30. Baba R, Ueda K, Okabe M (2004) Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 285-290.
31. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, et al. (2007) Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132: 550-560.
32. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG (2009) Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*. doi: 10.1155/2009/634567.
33. Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S (2002) Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph* 26: 153-158.
34. Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, et al. (2007) Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: comparisons with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132: 429-438.
35. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, et al. (2009) Relationship between density variability and imaging volume size in cone-beam computerized tomographic scanning of the maxillofacial region: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 107: 420-425.
36. Oyar O (1998) *Radyolojide Temel Fizik Kavramlar*. Nobel Tıp Kitapevleri. İzmir 136-145.
37. Nawaratne S, Fabiny R, Brien JE, Zalcborg J, Cosolo W, et al. (1997) Accuracy of volume measurement using helical CT. *J Comput Assist Tomogr* 21: 481-486.

38. Hechler SL (2008) Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dent Clin North Am* 52: 809-823.
39. Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, et al. (2004) Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the roof of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 391-395.
40. Patel S, Wilson R, Dawood A, Mannocci F (2011) Detection of periapical pathology using intraoral radiography and cone beam computed tomography - a clinical study. *Int Endod J*. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01989.x.
41. Albuquerque MA, Gaia BF, Cavalcanti MG (2011) Comparison between multislice and cone-beam computerized tomography in the volumetric assessment of cleft palate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 112: 249-257.
42. Closmann JJ, Schmidt BL (2007) The use of cone beam computed tomography as an aid in evaluating and treatment planning for mandibular cancer. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 766-771.
43. Schulze D, Blessmann M, Pohlenz P, Wagner KW, Heiland M (2006) Diagnostic criteria for the detection of mandibular osteomyelitis using cone-beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 35: 232-235.
44. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S (2002) Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 31: 126-130.
45. Alves M, Jr., Baratieri C, Nojima LI, Nojima MC, Ruellas AC (2011) Three-dimensional assessment of pharyngeal airway in nasal- and mouth-breathing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 75: 1195-1199.
46. Ghoneima A, Kula K (2011) Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for airway volume analysis. *Eur J Orthod*. doi: 10.1093/ejo/cjr099.

47. Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R (2004) Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 62: 1387-1391.
48. Dolekoglu S, Fisekcioglu E, Ilguy D, Ilguy M, Bayirli G (2010) Diagnosis of jaw and dentoalveolar fractures in a traumatized patient with cone beam computed tomography. *Dent Traumatol* 26: 200-203.
49. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG (2009) Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108: 430-436.
50. Spector L (2008) Computer-aided dental implant planning. *Dent Clin North Am* 52: 761-775.
51. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C (2003) Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 31: 825-833.
52. Harris D, Buser D, Dula K, Grondahl K, Haris D, et al. (2002) E.A.O. guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration in Trinity College Dublin. *Clin Oral Implants Res* 13: 566-570.
53. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, et al. (2006) State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 10: 1-7.
54. Angelopoulos C, Thomas SL, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M (2008) Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg* 66: 2130-2135.
55. Angelopoulos C (2008) Cone beam tomographic imaging anatomy of the maxillofacial region. *Dent Clin North Am* 52: 731-752.

56. Madrigal C, Ortega R, Meniz C, Lopez-Quiles J (2008) Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 13: 307-312.
57. Agbaje JO, Jacobs R, Michiels K, Abu-Ta'a M, van Steenberghe D (2009) Bone healing after dental extractions in irradiated patients: a pilot study on a novel technique for volume assessment of healing tooth sockets. *Clin Oral Investig* 13: 257-261.
58. Silva MA, Wolf U, Heinicke F, Bumann A, Visser H, et al. (2008) Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133: 640-645.
59. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG (2005) Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod* 32: 282-293.
60. Mah JK, Yi L, Huang RC, Choo H (2011) Advanced Applications of Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics. *Semin Orthod*. pp. 57-71.
61. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG (2005) Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128: 803-811.
62. Nur M, Kayipmaz S, Bayram M, Celikoglu M, Kilkis D, et al. (2011) Conventional frontal radiographs compared with frontal radiographs obtained from cone beam computed tomography. *Angle Orthod*. doi: 10.2319/080311-488.1.
63. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG (2007) Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 33: 1121-1132.
64. Zhang R, Yang H, Yu X, Wang H, Hu T, et al. (2011) Use of CBCT to identify the morphology of maxillary permanent molar teeth in a Chinese subpopulation. *Int Endod J* 44: 162-169.

65. Özer S (2010) Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin edodontide uygulamaları. GÜ Diş Hek Fak Derg 27(3): 207-217.
66. Lewis EL, Dolwick MF, Abramowicz S, Reeder SL (2008) Contemporary imaging of the temporomandibular joint. Dent Clin North Am 52: 875-890.
67. Sumbullu MA, Caglayan F, Akgul HM, Yilmaz AB (2011) Radiological examination of the articular eminence morphology using cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. doi: 10.1259/dmfr/24780643.
68. Ogawa T, Enciso R, Shintaku WH, Clark GT (2007) Evaluation of cross-section airway configuration of obstructive sleep apnea. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 103: 102-108.
69. Spahn M (2005) Flat detectors and their clinical applications. Eur Radiol 15: 1934-1947.
70. Overdick M, C. B, Engel JK, Fink J, Herrmann C, et al. (2009) Status of direct conversion detectors for medical imaging with x-rays. IEEE Transactions on Nuclear Science 56: 1800-1809.
71. SEDENTEXCT (2009). Radiation Protection: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Provisional Guidelines. ed: Available from: <http://www.sedentexct.eu/guidelines>.
72. Kamburoglu K, Murat S, Kolsuz E, Kurt H, Yuksel S, et al. (2011) Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. J Oral Sci 53: 501-508.
73. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, et al. (2012) Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol 81: 267-271.
74. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Ariji E (2009) Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed

tomography and multislice helical computed tomography. Clin Oral Implants Res 20: 503-506.

75. Siewerdsen JH, Daly MJ, Bakhtiar B, Moseley DJ, Richard S, et al. (2006) A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT. Med Phys 33: 187-197.
76. Nair MK, Nair UP (2007) Digital and advanced imaging in endodontics: a review. J Endod 33: 1-6.
77. Yamamoto K, Ueno K, Seo K, Shinohara D (2003) Development of dento-maxillofacial cone beam X-ray computed tomography system. Orthod Craniofac Res 6 Suppl 1: 160-162.
78. Emirzeoglu M, Sahin B, Selcuk MB, Kaplan S (2005) The effects of section thickness on the estimation of liver volume by the Cavalieri principle using computed tomography images. Eur J Radiol 56: 391-397.
79. Bilgic S, Sahin B, Sonmez OF, Odaci E, Colakoglu S, et al. (2005) A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography images. Clin Neurol Neurosurg 107: 282-288.
80. Kurkcuoglu A, Zagyapan R, Pelin C (2010) Stereological evaluation of temporal lobe/telencephalon volume in temporal lobe epilepsy using the Cavalieri principle. Turk Neurosurg 20: 358-363.
81. Walton JM, Irwin KS, Whitehouse GH (1996) Comparison of real-time ultrasonography and magnetic resonance imaging in the assessment of urinary bladder volume. Br J Urol 78: 856-861.
82. Clarke LP, Velthuisen RP, Camacho MA, Heine JJ, Vaidyanathan M, et al. (1995) MRI segmentation: methods and applications. Magn Reson Imaging 13: 343-368.

83. Matsumae M, Kikinis R, Morocz I, Lorenzo AV, Albert MS, et al. (1996) Intracranial compartment volumes in patients with enlarged ventricles assessed by magnetic resonance-based image processing. *J Neurosurg* 84: 972-981.
84. Natarajan K, Cawley MG, Newell JA (1991) A knowledge-based system paradigm for automatic interpretation of CT scans. *Med Inform (Lond)* 16: 167-181.
85. Natarajan K, Claridge E, Davis DN (1996) The symbolic atlas of the brain: handling non-visual information associated with neuroanatomy. *Med Inform (Lond)* 21: 1-21.
86. Tanabe N, Muro S, Oguma T, Sato S, Kiyokawa H, et al. (2012) Computed tomography assessment of pharmacological lung volume reduction induced by bronchodilators in COPD. *COPD*. doi: 10.3109/15412555.2012.674986.
87. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Bas O, Sahin B, et al. (2011) The estimation of the volume of sheep mandibular defects using cone-beam computed tomography images and a stereological method. *Dentomaxillofac Radiol* 40: 165-169.
88. Roberts N, Garden AS, Cruz-Orive LM, Whitehouse GH, Edwards RH (1994) Estimation of fetal volume by magnetic resonance imaging and stereology. *Br J Radiol* 67: 1067-1077.
89. Hussain Z, Roberts N, Whitehouse GH, Garcia-Finana M, Percy D (1999) Estimation of breast volume and its variation during the menstrual cycle using MRI and stereology. *Br J Radiol* 72: 236-245.
90. Henery RJ, Turnbull BA, Kirkland M, McArthur JW, Gilbert I, et al. (1989) The detection of peaks in luteinizing hormone secretion. *Chronobiol Int* 6: 259-265.
91. Roberts N, Howard CV, Cruz-Orive LM, Edwards RH (1991) The application of total vertical projections for the unbiased estimation of the length of blood vessels and other structures by magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 9: 917-925.

92. Roberts N, Puddephat MJ, McNulty V (2000) The benefit of stereology for quantitative radiology. *Br J Radiol* 73: 679-697.
93. Canan S, Sahin B, Odacı E, Unal B, Aslan H, et al. (2002) Toplam hacim, hacim yoğunluğu ve hacim oranlarının hesaplanmasında kullanılan bir stereolojik yöntem: cavalieri prensibi. *T Klinikleri Tıp Bilimleri* 22: 7-14.
94. Sahin B, Emirzeoglu M, Uzun A, Incesu L, Bek Y, et al. (2003) Unbiased estimation of the liver volume by the Cavalieri principle using magnetic resonance images. *Eur J Radiol* 47: 164-170.
95. Gundersen HJ, Jensen EB (1987) The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *J Microsc* 147: 229-263.
96. Acer N, Sahin B, Bas O, Ertekin T, Usanmaz M (2007) Comparison of three methods for the estimation of total intracranial volume: stereologic, planimetric, and anthropometric approaches. *Ann Plast Surg* 58: 48-53.
97. Mazonakis M, Damilakis J, Maris T, Prassopoulos P, Gourtsoyiannis N (2002) Comparison of two volumetric techniques for estimating liver volume using magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 15: 557-563.
98. Estrela C, Bueno MR, Leles CR, Azevedo B, Azevedo JR (2008) Accuracy of cone beam computed tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 34: 273-279.
99. Shemesh H, Cristescu RC, Wesselink PR, Wu MK (2011) The use of cone-beam computed tomography and digital periapical radiographs to diagnose root perforations. *J Endod* 37: 513-516.
100. Ozmeric N, Kostiotchenko I, Hagler G, Frentzen M, Jervoe-Storm PM (2008) Cone-beam computed tomography in assessment of periodontal ligament space: in vitro study on artificial tooth model. *Clin Oral Investig* 12: 233-239.

101. Santana RR, Lozada J, Kleinman A, Al-Ardah A, Herford A, et al. (2012) Accuracy of CBCT and 3D Stereolithographic Model in Identifying the Anterior Loop of the Mental Nerve: A Study on Cadavers. *J Oral Implantol*. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00130.1.
102. Pasini A, Casali F, Bianconi D, Rossi A, Bontempi M (2007) A new cone-beam computed tomography system for dental applications with innovative 3D software. *Int J CARS* 1: 265-273.
103. Dalessandri D, Bracco P, Paganelli C, Soler VH, Martin C (2012) Ex vivo measurement reliability using two different cbct scanners for orthodontic purposes. *Int J Med Robot*. doi: 10.1002/rcs.458.
104. Timock AM, Cook V, McDonald T, Leo MC, Crowe J, et al. (2011) Accuracy and reliability of buccal bone height and thickness measurements from cone-beam computed tomography imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140: 734-744.
105. Bauman R, Scarfe W, Clark S, Morelli J, Scheetz J, et al. (2011) Ex vivo detection of mesiobuccal canals in maxillary molars using CBCT at four different isotropic voxel dimensions. *Int Endod J* 44: 752-758.
106. Neves FS, Vasconcelos TV, Vaz SL, Freitas DQ, Haiter-Neto F (2012) Evaluation of reconstructed images with different voxel sizes of acquisition in the diagnosis of simulated external root resorption using cone beam computed tomography. *Int Endod J* 45: 234-239.
107. Sahin B, Acer N, Sonmez OF, Emirzeoglu M, Basaloglu H, et al. (2007) Comparison of four methods for the estimation of intracranial volume: a gold standard study. *Clin Anat* 20: 766-773.
108. Bayram M, Kayipmaz S, Sezgin OS, Kucuk M (2011) Volumetric analysis of the mandibular condyle using cone beam computed tomography. *Eur J Radiol*. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.04.070.

109. Sahin B, Mazonakis M, Akan H, Kaplan S, Bek Y (2008) Dependence of computed tomography volume measurements upon section thickness: an application to human dry skulls. *Clin Anat* 21: 479-485.
110. Sezgin OS, Kayipmaz S, Sahin B (2012) The Effect of Slice Thickness on the Assessment of Bone Defect Volumes by the Cavalieri Principle Using Cone Beam Computed Tomography. *J Digit Imaging*. doi: 10.1007/s10278-012-9480-8.
111. Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, et al. (2010) A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol* 75: 265-269.
112. Suomalainen A, Kiljunen T, Kaser Y, Peltola J, Kortensniemi M (2009) Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. *Dentomaxillofac Radiol* 38: 367-378.
113. Gupta R, Grasruck M, Suess C, Bartling SH, Schmidt B, et al. (2006) Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur Radiol* 16: 1191-1205.
114. Cheng HC, Wu VW, Liu ES, Kwong DL (2011) Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 80: 291-300.
115. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E (2008) Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 37: 18-22.
116. Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X (2011) Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *Eur J Radiol* 79: 24-27.
117. Diab KM, Ollmar S, Sevastik JA, Willers U, Svensson A (1998) Volumetric determination of normal and scoliotic vertebral bodies. *Eur Spine J* 7: 282-288.

118. Mazonakis M, Damilakis J, Varveris H (1998) Bladder and rectum volume estimations using CT and stereology. *Comput Med Imaging Graph* 22: 195-201.
119. Rosen GD, Harry JD (1990) Brain volume estimation from serial section measurements: a comparison of methodologies. *J Neurosci Methods* 35: 115-124.
120. Wang Y, He S, Yu L, Li J, Chen S (2011) Accuracy of volumetric measurement of teeth in vivo based on cone beam computer tomography. *Orthod Craniofac Res* 14: 206-212.
121. Economopoulos T, Asvestas P, Matsopoulos G, Molnar B, Windisch P (2012) Volumetric difference evaluation of registered three-dimensional pre-operative and post-operative computed tomography dental data. *Dentomaxillofac Radiol*. doi: 10.1259/dmfr/94040044.
122. Sonmez OF, Odaci E, Bas O, Colakoglu S, Sahin B, et al. (2010) A stereological study of MRI and the Cavalieri principle combined for diagnosis and monitoring of brain tumor volume. *J Clin Neurosci* 17: 1499-1502.
123. Acer N, Bayar B, Basaloglu H, Oner E, Bayar K, et al. (2008) Unbiased estimation of the calcaneus volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *Ann Anat* 190: 452-460.
124. Acer N, Sahin B, Ucar T, Usanmaz M (2009) Unbiased estimation of the eyeball volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *J Craniofac Surg* 20: 233-237.
125. Sahin B, Ergur H (2006) Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *Eur J Radiol* 57: 96-101.
126. Sahin B, Alper T, Kokcu A, Malatyalioglu E, Kosif R (2003) Estimation of the amniotic fluid volume using the Cavalieri method on ultrasound images. *Int J Gynaecol Obstet* 82: 25-30.

127. Gong QY, Tan LT, Romaniuk CS, Jones B, Brunt JN, et al. (1999) Determination of tumour regression rates during radiotherapy for cervical carcinoma by serial MRI: comparison of two measurement techniques and examination of intraobserver and interobserver variability. Br J Radiol 72: 62-72.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

T.C. Kimlik No : 54382586584
Soyadı, Adı : DÖNMEZ, Senem Tuğra
Uyruğu : TC
Doğum tarihi ve yeri : 21.05.1982 Vakfıkebir / TRABZON
Medeni hali : Evli
Telefon : 0462 377 47 20
e-posta : senem_tugra@hotmail.com
Yazışma adresi : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	19 Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2004
Lise	Vakfıkebir Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi	1999

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl – Yıl)
1.	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2005-2012

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi

YAYINLAR/BİLDİRİLER

1. Sezgin OS, Kayıpmaz S, Sarıcaoglu ST (2008) Bifid Mandibular Kondil : Bir Olgu Sunumu. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 42: 1-4.
2. Kusgoz A, Yildirim T, Kayıpmaz S, Sarıcaoglu S (2009) Nonsurgical endodontic treatment of Type III dens invaginatus in maxillary canine: an 18-month follow-up. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 107: e103-106.
3. Kayıpmaz S, Sarıcaoglu ST, Sezgin OS (2009) Unusual teeth transpositions: two case reports. Oral Radiol 25: 81-84.
4. Kayıpmaz S, Sezgin OS, Sarıcaoglu ST, Bas O, Sahin B, et al. (2011) The estimation of the volume of sheep mandibular defects using cone-beam computed tomography images and a stereological method. Dentomaxillofac Radiol 40: 165-169.
5. Kayıpmaz S, Sezgin OS, Sarıcaoglu ST, Can G (2011) An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. Eur J Radiol 80: 478-482.