

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTAL DEFEKTLERİN
DEĞERLENDİRİLMESİNDE DİĞİTAL INTRAORAL
PERİAPİKAL VE KONİK IŞINLI KOMPÜTERİZE
TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

Diş Hek. Melis MISIRLI

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Programı

DOKTORA TEZİ

LEFKOŞA

2017

K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTAL DEFEKTLERİN
DEĞERLENDİRİLMESİNDE DİĞİTAL INTRAORAL
PERİAPİKAL VE KONİK IŞINLI KOMPÜTERİZE
TOMOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI

Diş Hek. Melis MISIRLI

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Yrd. Doç. Dr. Seçil AKSOY

LEFKOŞA

2017

Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 20.09.2017

İmza

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Candan S. PAKSOY

Jüri

Prof. Dr. Kaan ORHAN

Jüri

Prof. Dr. AtillaBERBEROĞLU

Jüri

Doç. Dr. BurakBİLECENOĞLU

Jüri

Yrd. Doç. Dr. SeçilAKSOY

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. K. Hüsnü Can Başer

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimine başladığım ilk günden itibaren yanımda olmasa da bana her konuda engin bilgisi, tecrübesi ve sabrı ile yol gösteren, tezimin her aşamasında bana destek olan ve her zaman örnek alacağım saygıdeğer hocam, tez danışmanım Prof. Dr. Kaan ORHAN'a,

Doktora eğitimim süresince bilgisini ve deneyimini her zaman paylaşan, çalışma azmini her zaman örnek alacağım çok sevdiğim canım ablam, ve tez çalışmamdaki değerli katkıları nedeniyle saygıdeğer hocam Yrd. Doç. Dr. Seçil AKSOY'a,

Tez jürimde bulunan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Candan S. PAKSOY, ve tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen değerli abilerim Doç. Dr. Burak BİLECENOĞLU ve Yrd. Doç. Dr. Murat İÇEN'e, ayrıca değerli hocam Prof. Dr. Atilla BERBEROĞLU'na

Anlayış ve yardımları sebebiyle çok sevdiğim çalışma arkadaşlarıma, bana bir çok konuda destek ve yardımcı olan Dr. Diş Hekimi Ayşe ÇAYGÜR'e, Yrd. Doç. Dr. Hayriye Tümer'e ve Dt. Suzan Karaoğluları ile Dt. Dima Shoushi,

Çalışma arkadaşım, hep yanımda olan, bana hep inanan, beni kızı olarak gören canım ablam, Dt. Nursel ÖZTÜRK'e,

Hayatımın anlamı olan, yoğun ve yorucu çalışma dönemimde bitmek bilmeyen sabrı ve desteği ile bana yardımcı olan, tüm kalbimle sevdiğim, sevgili eşim Kamil GÜLBEŞ'e,

Doğduğum günden itibaren bugüne kadar bana her konuda destek olan, gerek lisans gerekse lisansüstü eğitimimde beni cesaretlendirip başarmamı sağlayan, beni hayata hazırlayan ve her zaman yanı başımda

olan annem Meltem MISIRLI, babam Ceyhan MISIRLI, ve kardeşim Yüksel MISIRLI'ya,

Tüm kalbimle sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Mısırlı, M. Periodontal Defektlerin Değerlendirilmesinde Digital İntraoral Periapikal ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme Yöntemlerinin Karşılaştırılması. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2017.

Periodontal hastalıklar, dişlerin destek dokuları olan alveoler kemik, periodontal ligament ve dişetini etkileyen lokalize enfeksiyonlardır ve tedavi edilmedikleri takdirde diş kaybına sebep olurlar. Bu periodontal hastalıkların sonucunda alveoler kemikte çeşitli defektler oluşmaktadır. Bu defektlerin teşhis edilmesinde gingival dokuların değerlendirilebilmesi için periodontal sondlar ve kemik desteğinin değerlendirilebilmesi için ise radyografiler kullanılmaktadır.

Günümüzde periodontal defektleri inceleyebileceğimiz bir çok intraoral ve extraoral görüntüleme yöntemi mevcuttur. Maliyeti, kolay uygulanışı ve yüksek rezolüsyonu sayesinde genellikle 2 boyutlu görüntüleme yöntemleri (periapikal, bitewing, panoramik) tercih edilmektedir. Ancak anatomik yapıların süperpozisyonu, standardizasyonu sağlamadaki zorluk ve kemik defektlerinin büyüklüğü ile oluşumunun incelenmesi gibi limitasyonları mevcuttur. Bu limitasyonlar sebebi ile periodontal defektlerin tam olarak izlenememesi sonucu tedavi planı etkilenmektedir. 3 boyutlu görüntüleme yöntemlerinden KIBT'nin kullanımı konvansiyonel tomografilere göre daha düşük radyasyon uygulaması yanı sıra daha az artefakt oluşturmaması sebebi ile bir çok avantaj sağlamaktadır.

Çalışmada altın standart da içinde olacak şekilde toplamda 7 adet mandibula ve yine gold standart içinde olacak şekilde 5 maksilla

kullanılmıştır. Altın standart olarak kullanılan alt ve üst çene hariç diğer tüm alt hem de üst çenelerde doğal defektlerin olmadığı alanlarda frez ile periodontal defektler oluşturulmuştur. Daha sonra bu çenelerde oluşturulan tüm defektlerin intraoral görüntüleme yöntemlerinden PSP ve CCD ile ayrıca KIBT görüntüleri elde edilmiştir. İntraoral radyografi görüntüleri paralel teknik kullanılarak tutucu apareyler yardımıyla, 60 ve 70 kVp kullanılarak elde edilmiş, Ayrıca fosfor plaklar 0.16, 0.20, ve 0.25, CCD ise 0.01, 0.02 ve 0.03 şeklinde değişen ışınlama süreleri kullanılarak elde edilmiştir. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (Morita) görüntüleri 0.125 mm³ sabit voksel kullanılarak, 10x8 ve 8x8 olmak üzere değişik görüntüleme alanları (FOV) kullanılarak elde edilmiştir.

Çalışmamızda çıkan sonuçlara göre, KIBT, tüm periodontal defektlerin değerlendirilmesinde CCD ve PSP'ye oranla daha güvenilir bir yöntem olduğu ve periodontal defektlerin değerlendirilmesinde, en iyi olarak tek bir gözlemci bulunmayıp, farklı görüntüleme yöntemleri ve farklı defektlerde değişen sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Ayrıca deneyim yılının defekt teşhisi üzerine pozitif yönde etkisinin bulunmadığı gözlenmiştir. Çalışmamızda kullanılan ve karşılaştırılan kVp değerleri ve ışınlama süreleri içinde CCD ile alınan görüntüler üzerinde 60 ve 70 kVp'de 0.01 sn ışınlama sürelerinde ve PSP ile alınan radyografilerde 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama suresinde kontrastın yüksek olması ve gözlemciler tarafından değerlendirme yapılamaması nedeniyle periodontal defekt incelenmesinde tercih edilmemelidir. Çalışmada defektler üzerine uygulanan asidin, bazı periodontal defektlerin teşhisi üzerinde pozitif yönde etkisinin olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızda ayrıca kuru mandibulalar'dan alınan KIBT görüntüleri aksiyal, sagittal ve koronal kesitler üzerinde mandibuler kanal seyri ile

anterior loop değerdendirilmiştir. Daha sonra data, DICOM dosya formatında Invivo 3D software 5.1.2 (Anatomage, San Jose, CA) dental programına aktarılarak kanal ve loop hacimleri ölçülmüştür. Çenelerin ortalama mandibular kanal hacim ölçümleri sağ taraf için 985 mm³, sol taraf için 683 mm³olarak ölçülmüştür. Anterior loop'un hacimleri sağda ortalama 90 mm³, solda 75 mm³ olarak ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler: KIBT, Periodontal defektler, CCD, Fosfor Plak.

ABSTRACT

Mısırlı, M. Comparison of Digital Intraoral Periapical and Cone Beam Computed Tomography Imaging Methods in the Evaluation of Periodontal Defects. Near East University Institute of Health Sciences, PhD Thesis in Oral Maxillofacial Radiology, Nicosia, 2017.

Periodontal diseases are localized infections affecting the supporting tissues of the teeth, alveolar bone, periodontal ligament and gingiva, and they cause tooth loss if not treated. As a result of these periodontal diseases, various defects occur in the alveolar bone. When these defects are diagnosed, periodontal probes are used to evaluate gingival tissues and radiographs are used to evaluate bone support.

Currently, there are many intraoral and extraoral imaging methods that we can examine periodontal defects. Due to its cost, easy implementation and high resolution, generally 2D imaging methods (periapical, bitewing, panoramic) are preferred. Due to its cost, easy implementation and high resolution, generally 2D imaging methods (periapical, bitewing, panoramic) are preferred. However, there are limitations such as superposition of anatomical structures, difficulty in establishing standardization, and examination of size and formation of bone defects. Because of these limitations, the treatment plan is affected by the inability to fully observe periodontal defects. The use of 3D imaging CBCT method, offers many advantages because of its lower radiation dose and less artifact compared to conventional tomography.

A total of 7 mandibles and 5 maxilla included gold standard were used in the study. Periodontal defects were created with burs in areas where natural defects were not present in all other lower and upper jaws except

gold upper and lower jaws used as gold standard. Then images of all the defects formed in these jaws were obtained with intraoral imaging methods (CCD and PSP) and CBCT. Intraoral radiographs were obtained using 60 and 70 kVp with parallel technique by film holder appliances, phosphor plates were also obtained using irradiation times ranging from 0.16, 0.20, and 0.25, and CCD to 0.01, 0.02 and 0.03. Cone Beam Computed Tomography (Morita) images were obtained using 0.125 mm³ fixed voxel, and 10x8-8x8 different imaging fields of view (FOV).

According to the results of our study, it was seen that CBCT was more reliable method in evaluating all periodontal defects than CCD and PSP and there was no single observer at best in evaluating periodontal defects, and different results were obtained with different imaging methods and different defects. Moreover, it was observed that there was no positive effect on the defect diagnosis of the year of experience. It should not be preferred to investigate the periodontal defect because of the high contrast in the images taken by the CCD during the irradiation time of 0.01 second at 60 and 70 kVp and 0.25 sec at 70 kVp on the radiographs taken with the PSP and because it can not be evaluated by the observers. In study, it was determined that the acid applied on the defects had a positive effect on the diagnosis of some periodontal defects.

In our study, we also evaluated the anterior loop of the mandibular canals on axial, sagittal and coronal sections of the CBCT images taken from the dry mandibles. The data was then transferred to the dental program Invivo 3D software 5.1.2 (Anatomage, San Jose, CA) in DICOM file format to measure the canal and loop volumes. The mean mandibular canal volume measurements of the jaws were measured as 985 mm³ for the right side and

683 mm³ for the left side. The volume of the anterior loop was measured as 90 mm³ on the right and 75 mm³ on the left.

Key Words: CBCT, Periodontal defects, CCD, Phosphorplates

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xviii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xix
TABLolar DİZİNİ	xxii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	4
2.1. Periodontal dokuların anatomisi	4
2.1.1. Dişetin anatomisi	4
2.1.1.1. Marjinal (serbest) Dişeti	5
2.1.1.2. Yapışık Dişeti	5
2.1.1.3. İnterdental Dişeti	5
2.1.2. Sement	6
2.1.3. Periodontal Ligament	7
2.1.3.1. Periodontal Ligamentin Fonksiyonları	9

2.1.4. <i>Alveoler Proçes</i>	11
2.1.5. <i>Lamina Dura</i>	12
2.2. Maksilla	13
2.2.1. Maksilla'nın Anatomisi	13
2.2.2. Maksilla'nın İnnervasyonu	17
2.2.2.1. N. Maksillaris	17
2.2.3. Maksilla'nın Vaskülarizasyonu	19
2.3. Mandibula	19
2.3.1. Mandibula'nın Anatomisi	19
2.3.2. Mandibula'nın innervasyonu	23
2.3.2.1. N. <i>mandibularis</i>	23
2.3.3. Mandibula'nın vaskülarizasyonu	24
2.4. Periodontal dokuların embriolojisi	24
2.5. Periodontal dokuların histolojisi	26
2.6. Periodontal hastalıklar	30
2.6.1. Gingivitis	31
2.6.2. Periodontitis	31
2.7. Periodontal defektler	32
2.7.1. Furka defektleri	35

2.8. Periodontal hastalıkların patogenezi	37
2.9. Periodontal hastalıkların etiyolojisi	38
2.9.1. Oral mikroorganizmalar	39
2.9.2. Genetik	39
2.9.3. Sigara ve alkol kullanımı	40
2.9.4. Beslenme	40
2.9.5. Osteoporoz	41
2.9.6. Diyabet	41
2.9.7. Stres	42
2.9.8. HIV ve AIDS	42
2.9.9. Alışkanlıklar	43
2.10. Periodontal hastalıkların epidemiyolojisi	43
2.11. Periodontal defektlerin teşhisinde kullanılan görüntüleme yöntemleri	44
2.11.1. Konvansiyonel görüntüleme yöntemleri	45
2.11.2. İntraoral radyografi teknikleri (periapikal, bitewing, oklüzal)	45
2.11.2.1. Paralel teknik	46
2.11.3. Bite-wing tekniği (ısırtma radyografisi)	49
2.11.4. Ekstra-oral radyografi teknikleri	50
2.11.4.1 Panoramik radyografi	50

2.11.5. Dijital radyografler	50
2.11.5.1. CCD (Charge Couple Device)	51
2.11.5.2. CID (Charge Injection Device)	52
2.11.5.3. CMOS (Complementary Metaloxide Semiconductor)	53
2.11.5.4. Fosfor Plak Sistemi (PSP)	54
2.11.6. Dijital Çıkartma (Eksiltme) Rayografisi	56
2.11.7. TACT (Tuned Aperture Computed Tomography)	58
2.11.8. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri- İleri Görüntüleme Yöntemleri	58
2.11.8.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	59
2.11.8.2. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)	61
2.11.8.2.1. KIBT'nin teknik esasları	61
2.11.8.2.2. KIBT'nin Maksillofasiyal Bölgedeki Kullanım Alanları	63
2.11.8.2.3. KIBT Artefaktları	63
2.11.8.2.3.1. X- ışını demeti ile ilgili artefaktla	63
2.11.8.2.3.2. Hasta ile ilgili artefaktlar	64
2.11.8.2.3.3. Tarayıcı ile ilgili artefaktlar	64
2.11.8.2.3.4. Konik ışın geometrisi ile ilgili artefaktlar	65
3.GEREÇ VE YÖNTEMLER	67
3.1. Etik Kurul Onayı	67

3.2. İstatistiksel değerlendirme	77
4.BULGULAR	79
4.1. Dehisens'in CCD görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	79
4.2. Dehisens'in PSP görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	87
4.3. Fenestrasyon'un CCD görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	95
4.4. Fenestrasyon'un PSP görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	103
4.5. Furka defektlerinin CCD görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	111
4.6. Furka defektlerinin PSP görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	119
4.7. Periodontal defektlerin CCD görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	127
4.8. Periodontal defektlerin PSP görüntülerinin gözlemciler tarafından teşhisi	137
4.9. Periodontal defektlerden dehiens'in CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde gözlemcilerin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri	147
4.10.Periodontal defektlerden dehiens'in PSP görüntüleri	150

üzerindeki teşhisinde gözlemcilerin sensitivite, spesifite,
pozitifve negatif prediktif değerleri

4.11. Periodontal defektlerden fenestrasyon'un CCD görüntüleri 153

üzerindeki teşhisinde gözlemcilerin sensitivite, spesifite,
pozitifve negatif prediktif değerleri

4.12. Periodontal defektlerden fenestrasyon'un PSP görüntüleri 156

üzerindeki teşhisinde gözlemcilerin sensitivite, spesifite,
pozitifve negatif prediktif değerleri

4.13. Furka defektlerinin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 159

gözlemcilerin sensitivite, spesifite, pozitifve negatifprediktif
değerleri

4.14. Furka defektlerinin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 162

gözlemcilerin sensitivite, spesifite, pozitifve negatifprediktif
değerleri

4.15. Periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı) CCD görüntüleri 165

üzerindeki teşhisinde gözlemcilerin sensitivite, spesifite,
pozitifve negatifprediktif değerleri

4.16. Periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı) PSP görüntüleri 169

üzerindeki teşhisinde gözlemcilerin sensitivite, spesifite,
pozitifve negatifprediktif değerleri

4.17. Periodontal defektlerden dehisens'in gözlemciler tarafından teşhisi	173
4.17.1. Dehisens'in tomografik kesit görüntüleri ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarının gözlemciler tarafından teşhisi	173
4.18. Periodontal defektlerden fenestrasyon'un gözlemciler tarafından teşhisi	179
4.18.1. Fenestrasyon'un tomografik kesit görüntüleri ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarının gözlemciler tarafından teşhisi	179
4.19. Periodontal defektlerden furka defektleri'nin gözlemciler tarafından teşhisi	184
4.19.1. Furka defektlerinin tomografik kesit görüntüleri ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarının gözlemciler tarafından teşhisi	184
4.20. Altın standart ile gözlemcilerin periodontal defektleri arasındaki uyum	190
4.20.1. Altın standart ile 1. gözlemcinin periodontal defektleri arasındaki uyum	190
4.20.2. Altın standart ile 2. gözlemcinin periodontal defektleri arasındaki uyum	192
4.20.3. Altın standart ile 3. gözlemcinin periodontal defektleri arasındaki uyum	194

4.20.4. Altın standart ile 4. gözlemcinin periodontal defektleri	196
teşhisi arasındaki uyum	
4.21. Periodontal defektlerin tomografik kesitler ve 3 boyutlu	198
rekonstrüksiyonlar üzerindeki teşhisinin en deneyimsiz	
gözlemci ile diğer gözlemciler arasındaki uyumu	
4.22. KIBT'nin dehisens teşhisinde gözlemciler için sensitivite,	203
spesifite değerleri ile pozitifve negatifprediktif değerleri	
4.23. KIBT'nin fenestrasyon teşhisinde gözlemciler için sensitivite,	205
spesifite değerleri ile pozitifve negatifprediktif değerleri	
4.24. KIBT'nin furka teşhisinde gözlemciler için sensitivite,	207
spesifite değerleri ile pozitifve negatifprediktif değerleri	
4.25. KIBT'nin periodontal defektlerin teşhisinde gözlemciler	209
için sensitivite, spesifite değerleri ile pozitifve negatif	
prediktif değerleri	
4.26. Anterior loop ve mandibular kanalın KIBT ile	211
değerlendirilmesi	
5.TARTIŞMA	213
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	240
KAYNAKLAR	241
EKLER	

EK 1: Etik Kurul Onayı

261

YAYINLAR

262

SİMGELER VE KISALTMALAR

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge Couple Device
CID	Change Injection Device
CMOS	Complementary Metaloxide Semicanductor
FOV	Field of View
HIV	İnsan Bağışıklık Yetmezlik Virüsü
IL	İnterlökin
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	Peak kilovoltage
mA	Miliamper
NUG	Nekrotizan Ülseratif Gingivitis
NUP	Nekrotizan Ülseratif Periodontitis
PSP	Fosfor Plak Sistemi
RANKL	Nükleer Faktör
RVG	Radiovisiography
TNF	Tümör Nekrotizan Faktör

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. Periodontal ligament fibrilleri	8
2.2.Maksilla'nın Anatomisi	14
2.3. Maksilla'nın innervasyonu	17
2.4.Mandibula'nın Anatomisi	20
2.5. a.v.n. alveolarisinferior	22
2.6.Oral epitel tabakası katmanları	27
2.7.Periodontal hastalık ve durumların sınıflandırılması	30
2.8. Kemik defektlerinin duvar sayısına göre görüntüsü	34
A) Bir duvarlı defekt B) İki duvarlı defekt	
C) Üç duvarlı defekt D) İnterproksimal	
2.9. Paralel teknikle radyografi çekimi	47
2.10. CCD sensörü biyomekaniği	51
2.11. PSP sensör boyutları ve tarayıcısı	55
2.12.Periodontal kemik kaybı olan bir hastanın tedavi	57
öncesinde alınan ve tedavi sonrasında alınan radyografin	
dijital fark radyografi ile artmış kemik kütlesinin görüntüsü	
3.1. Çalışmada kullanılan kafataslarından örnekler	67

3.2. Pembe modelaj mumu ile kaplanmış mandibula'dan film tutucu yardımıyla radyografi çekimi	68
3.3. a.Molar dişte açılan furkadefekti görüntüsü b. Maksiller kanin dişe açılan fenestrasyon c. Mandibular kesici bölgede dehisensdefekti örneği d. Mandibular 1. Molar dişte mevcut 3 duvarlı defekt örneği	69
3.4. a. Üst çeneden PSP ile alınan görüntüler b. Alt çeneden CCD sistemi ile alınan görüntülerden örnekler, c. KIBT çekimi sırasında alınan örnek	70
3.5. Kimyasal ajan kullanımı ile 44 numaralı dişe açılan fenestrasyon ve 45 numaralı dişte oluşturulan dehisens	71
3.6.a. 21, 22, 23 numaralı dişte mevcut dehisens'in CCD görüntüsü, b. 34 numaralı dişte mevcut dehisensin CCD görünütüs c. 28 numaralı dişin distalinde mevcut 3 duvarlı defektin PSP görüntüsü, d. 38 numaralı dişte mevcut fenestrasyonun PSP görüntüsü, e. 46-47 numaralı dişleri ara yüzünde simüle edilen 3 duvarlı defektin CCD görüntüsü	73
3.7. a. Tomografik kesitler üzerinde 24 numaralı dişin distalinde mevcut 1 duvarlı defekt, b. 34 numaralı dişin distalinde mevcut	74

2 duvarlı defekt ile 36 numaralı dişte yapay olarak simüle

edilen furka defekti, c. 37 numaralı dişin mezial

kökünde mevcut fenestrasyon, d. 36 numaralı dişte

mevcut doğal furkasyon tutulumu

3.8. Invivo 3D Software programında mandibular 75

kanal seyri ve hacim ölçümleri

3.9. Invivo 3D Software programında anterior loop'un 76

4 farklı bölgeye olan mesafe ölçümleri ve loop hacim ölçümü

TABLÖLAR

	Sayfa
3.1. Gözlemcilere verilen değerlendirme formları	72
4.1. Altın standart ile 1. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	83
4.2. Altın standart ile 2. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	84
4.3. Altın standart ile 3. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	85
4.4. Altın standart ile 4. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	86
4.5. Altın standart ile 1. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	91
4.6. Altın standart ile 2. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	92
4.7. Altın standart ile 3. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	93
4.8. Altın standart ile 4. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum	94

4.9. Altın standart ile 1. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	99
4.10. Altın standart ile 2. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	100
4.11. Altın standart ile 3. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	101
4.12. Altın standart ile 4. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	102
4.13. Altın standart ile 1. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	107
4.14. Altın standart ile 2. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	108
4.15. Altın standart ile 3. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	109
4.16. Altın standart ile 4. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum	110
4.17. Altın standart ile 1. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	115
4.18. Altın standart ile 2. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	116

4.19. Altın standart ile 3. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	117
4.20. Altın standart ile 4. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	118
4.21. Altın standart ile 1. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	123
4.22. Altın standart ile 2. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	124
4.23. Altın standart ile 3. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	125
4.24. Altın standart ile 4. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum	126
4.25. Altın standart ile 1. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	133
4.26. Altın standart ile 2. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	134
4.27. Altın standart ile 3. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	135
4.28. Altın standart ile 4. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	136

4.29. Altın standart ile 1. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	143
4.30. Altın standart ile 2. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	144
4.31. Altın standart ile 3. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	145
4.32. Altın standart ile 4. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum	146
4.33. 1. ve 2. gözlemci'nin dehisensin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri	148
4.34. 3. ve 4. gözlemci'nin dehisensin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri	149
4.35. 1. ve 2. gözlemci'nin dehisensin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri	151
4.36.3. ve 4. gözlemci'nin dehisensin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri	152

4.37. 1. ve 2. gözlemci'nin fenestrasyon'un CCD görüntüleri	154
üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif	
ve negatif prediktif değerleri	
4.38.3. ve 4. gözlemci'nin fenestrasyon'un CCD görüntüleri	155
üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif	
ve negatif prediktif değerleri	
4.39. 1. ve 2. gözlemci'nin fenestrasyon'un PSP görüntüleri	157
üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif	
ve negatif prediktif değerleri	
4.40.3. ve 4. gözlemci'nin fenestrasyon'un PSP görüntüleri	158
üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif	
ve negatif prediktif değerleri	
4.41. 1. ve 2. gözlemci'nin furka defektleri'nin CCD	160
görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite,	
pozitif ve negatif prediktif değerleri	
4.42.3. ve 4. gözlemci'nin furka defektleri'nin CCD görüntüleri	161
üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif	
ve negatif prediktif değerleri	
4.43. 1. ve 2. gözlemci'nin furka defektleri'nin PSP görüntüleri	163
üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif	

ve negatif prediktif değerleri

4.44.3. ve 4. gözlemci'nin furka defektleri'nin PSP görüntüleri 164

üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif

ve negatif prediktif değerleri

4.45.1. ve 2. gözlemci'nin periodontal defektlerin 167

(1,2 ve 3 duvarlı) CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde

sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

4.46. 3. ve 4. gözlemci'nin periodontal defektlerin 168

(1,2 ve 3 duvarlı) CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde

sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

4.47. 1. ve 2. gözlemci'nin periodontal defektlerin 170

(1,2 ve 3 duvarlı) PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde

sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

4.48. 3. ve 4. gözlemci'nin periodontal defektlerin 171

(1,2 ve 3 duvarlı) PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde

sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

4.49. Altın standart ile 1. ve 2. gözlemci'nin dehisens 174

teşhis durumları arasındaki uyum

4.50. Altın standart ile 3. ve 4. gözlemci'nin dehisens 175

teşhis durumları arasındaki uyum

4.51. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle	178
tomografik kesitler üzerinde dehisens teşhisi açısından	
karşılaştırılması	
4.52. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle	178
3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde dehisens teşhisi	
açısından karşılaştırılması	
4.53. Altın standart ile 1. ve 2. gözlemci'nin fenestrasyon	180
teşhis durumları arasındaki uyum	
4.54. Altın standart ile 3. ve 4. gözlemci'nin fenestrasyon	181
teşhis durumları arasındaki uyum	
4.55. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle	183
tomografik kesitler üzerinde fenestrasyon teşhisi	
açısından karşılaştırılması	
4.56. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle	183
3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde fenestrasyon	
teşhisi açısından karşılaştırılması	
4.57. Altın standart ile 1. ve 2. gözlemci'nin furka teşhis	186
durumları arasındaki uyum	
4.58. Altın standart ile 3. ve 4. gözlemci'nin furka teşhis	187
durumları arasındaki uyum	

4.59. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde furka teşhisi açısından karşılaştırılması	189
4.60. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde furka teşhisi açısından karşılaştırılması	189
4.61. Periodontal defekt teşhisinde 1.gözlemcinin altın standarda göre uyumu	190
4.62. Periodontal defekt teşhisinde 2.gözlemcinin altın standarda göre uyumu	192
4.63. Periodontal defekt teşhisinde 3.gözlemcinin altın standarda göre uyumu	194
4.64. Periodontal defekt teşhisinde 4.gözlemcinin altın standarda göre uyumu	196
4.65. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde mekanik olarak açılan periodontal defektler'in teşhisi açısından karşılaştırılması	199
4.66. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektler'in teşhisi açısından	200

karşılaştırılması	
4.67. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle	201
3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde mekanik	
olarak açılan periodontal defektler'in teşhisi açısından	
karşılaştırılması	
4.68. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle	202
3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde mekanik+asit	
kullanılarak oluşturulan periodontal defektler'in	
teşhisi açısından karşılaştırılması	
4.69. Gözlemcilerin dehisens defektleri için tomografik	204
kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde	
yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitifve negatif	
prediktif değerleri	
4.70. Gözlemcilerin fenestrasyon defektleri için tomografik	206
kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde	
yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitifve negatif	
prediktif değerleri	
4.71. Gözlemcilerin furka defektleri için tomografik	208
kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde	
yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitifve negatif	

prediktif değerleri

4.72. Gözlemcilerin periodontal defektlerin tomografik 210

kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde

yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitifve negatif

prediktif değerleri

4.73. Anterior loop ölçümlerinin sağa ve sola göre ortalama 211

değerleri (milimetre)

4.74. Mandibular kanal ile loop hacim ölçümlerinin sağa ve 212

sola göre ortalama değerleri (mm³)

1.GİRİŞ

Vücuttaki tüm kemikler gibi alveol kemikte hızlı bir şekilde yeniden şekillenebilmektedir. Bu durum dişlerin pozisyonel adaptasyonları açısından önemli olmakla birlikte, periodontal hastalıkların ilerlemesi için etken bir faktör olabilmektedir (Kolsuz, 2013). Alveol kemiğinin seviyesi ve mineral yoğunluğu; lokal ve sistemik faktörler tarafından düzenlenen kemik yapımı ve yıkımı arasındaki denge ile korunur. Yıkımın yapımdan fazla olduğu durumlarda kemik yüksekliği ve/veya yoğunluğunda azalma görülür (Newman ve diğerleri, 2012, s.81).

Periodontal hastalıkların sonucu olarak alveol kemiklerde çeşitli defektler oluşmaktadır.Kemik defekti, alveol kemiği içinde bir veya daha fazla diş ilgilendiren konkavite veya deformite olarak tanımlanır (Ataoğlu ve Gürsel, 1999).Periodontal cep tabanının alveol kemiği kristası üzerinde konumlanan defektler, kemik üstü defekt, alveol kemiğinin apikalinde konumlanan defektler ise kemik içi defekt olarak adlandırılmaktadır (Goldman ve Cohen,1958).

Periodontal defektlerden dehisens, bir dişin fasiyal yüzünde nadiren lingual yüzeyinde mine-sement birleşimi apikalinde meydana gelen karakteristik oval şekilli diş kökü yüzeyinin açığa çıkmasına sebep olan alveolar kemik kayıplarıdır. Fenestrasyon ise dişin fasiyal yada lingual yüzeyinde direk olarak dişeti veya alveolar mukoza ile temasta olan ve dehisens'ten farklı olarak marjinal kemiği etkilemeyen pencere şeklindeki alveolar kemik kayıplarıdır (Newman ve diğerleri, 2012, s.84-85).Periodontal defektlerden furka defektleri çok köklü dişlerde bi-furkasyo ya da tri-furkasyo alanlarında izlenen kemik kayıplarıdır.Bu defektlere en çok mandibuler birinci molarlarda rastlanmaktadır. Furka defektleri dişlerin

kökleri arasında horizontal, vertikal veya krater şeklinde yıkıma sebep olmaktadır (Çağlayan, 2010, s.114). Vertikal defekler ise diş köküne göre bir açılanma yaparak oblik şekilde oluşmuş defektlerdir. Kemikiçi defektler sağlam kalan kemik duvarı sayısına, defektin genişliğine ve diş etrafındaki topografik yayılımlarına göre sınıflandırılırlar. Burada söz edilen kalan kemik duvarı sayısı sağlam kalmış ve rejenerasyon sağlayıcı komponentleri barındıran kemik duvarı sayısıdır. Buna göre bir duvarlı, iki duvarlı ve üç duvarlı olarak sınıflandırılmaktadır (Newman ve diğerleri, 2012, s.460-462).

Günümüzde periodontal defektleri inceleyebileceğimiz bir çok intraoral ve extraoral görüntüleme yöntemi mevcuttur. Maliyeti, kolay uygulanışı ve yüksek çözünürlüğü sayesinde genellikle 2 boyutlu görüntüleme yöntemleri (periapikal, bitewing, panoramik radyografiler) tercih edilmektedir. Ancak bu görüntüleme yöntemlerinin, anatomik dokuların birbiri üzerine süperpoze olması sonucu veri kaybına sebep olarak teşhisi güçlendirmesi, standardizasyonu sağlamadaki zorluğu ve kemik defektlerinin varlığı ile gerçek boyutu hakkında kısıtlı bilgi sağlaması gibi bazı dezavantajları ve limitasyonları mevcuttur (Bayat ve diğerleri, 2016; Bagis ve diğerleri, 2015).

Periodontal defektlerin tam olarak izlenememesi, tedavi planını etkilemektedir. 3 boyutlu defektlerin 2 boyutlu görüntüleme yöntemleri ile teşhis edilmesi tedavi seçeneklerini dramatik olarak değiştirmektedir. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) konvansiyonel radyografiler'den daha yüksek radyasyon içerdiğinden ötürü rutin olarak kullanılması, geniş çaplı ve kompleks özellikli tünel tarzındaki defektlerin teşhisinde 3 boyutlu görüntüleme yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır (Kolsuz, 2013). KIBT'nin kullanımı konvansiyonel tomografilere göre daha düşük radyasyon uygulaması yanı sıra, x-ışını demetine ve hastaya bağlı artefaktlar ile konik

ışın geometrisi ve tarayıcı'nın sebep olduğuartifaktlara daha az yol açtığı için bir çok avantaj sağlamaktadır.KIBT'nin yüksek sensitivitesi, periodontal defektlerin teşhisinde yüksek tanısal doğruluğu, distorsiyona ve süperpozisyona sebep olmaması ve defektlerin gerçek boyutunun görüntülenebilmesi gibi avantajları mevcuttur(Bagis ve diğerleri, 2015).

Çalışmamızın amacı frezle, kimyasal ajanlar ile ve bunların kombinasyonu ile kafataslarında açılan fenestrasyon, dehisens, furkasyon ve vertikal periodontal defektlerin intraoral dijital görüntüleme (CCD ve fosfor plak) ve KIBT ile görüntüleri alınıp, hangi görüntüleme yönteminin hangi tür defektlerin görüntülenmesinde uygun olduğunun karşılaştırılmasıdır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Periodontal Dokuların Anatomisi

Periodonsiyum, peri (çevre) ve odontos (diş) kelimelerinin birleşmesinden meydana gelmektedir (Karacin, 2010). Dişlere destek yapı oluşturmalarının yanında, dişler arası oklüzal ilişkileri de desteklemektedir. Periodonsiyum 4 ana bölümden oluşmaktadır; dişeti, alveolar kemik, sement ve periodontal ligament (Palumbo, 2011, s.3).Periodontal ligament, sement ve alveol kemiği, dişin çeneye tutunmasını, dişeti ise alttaki bu yapıların korunmasını sağlamaktadır (Newman ve diğerleri, 2012, s.68).

2.1.1. Dişetinin Anatomisi

Ağız mukozası, dudak derisi, yumuşak damak ve farenks mukozası ile devamlılıkta olup 3 mukoza altında incelenmektedir.

- Çiğneyici mukoza; dişeti ve sert damağı örten mukoza,
- Özelleşmiş mukoza; dilin dorsumunu örten mukoza,
- Alveolar mukoza; oral kavitenin geri kalan kısımlarını örten mukozadır (Lindhe, 2008, s.5).

Dişeti, ağız mukozasının bir parçası olan çiğneyici mukozanın bir bölümüdür. Normalde dişeti, koronal yönde kemik ve diş kökünü örtecek şekilde mine-sement birleşimine kadar uzanıp serbest dişeti kenarında sonlanır. Apikal yönde ise, gevşek ve koyu kırmızı renkte olan alveolar mukoza ile devam halindedir. Dişeti alveolar mukozadan mukogingival birleşim sınırı ile kolaylıkla ayırt edilmektedir (Karacin, 2010).Ayrıca alveolar mukoza dişetine göre biraz daha kırmızı, parlak ve pürüzsüzdür (Newman ve diğerleri, 2012, s.61).

Dişeti marjinal, yapışık ve interdental olmak üzere 3 anatomik yapıya ayrılmaktadır. Her bir bölümü ise fonksiyonuna bağlı olarak değişik histoloji, diferansiyasyon ve kalınlığa sahiptir (Newman ve diğerleri, 2012, s.46).

2.1.1.1. Marjinal (serbest) Dişeti

Marjinal dişeti dişleri çevreleyen dişeti bölümünün en uç kısmıdır. Yaklaşık 1.5 cm genişliğindeki marjinal dişetini, genişliği değişkenlik gösteren yapışık dişeti ile interdental dişetinden ayırmak mümkündür (Karacın, 2010). Olguların yaklaşık %50'sinde yapışık dişeti ile arasında lineer depresyon hattı şeklinde sınır mevcuttur (Newman ve diğerleri, 2012, s.46).

2.1.1.2. Yapışık Dişeti

Yapışık dişeti marjinal dişetin devamı şeklindedir. Esnek olan buyapışık dişeti alveol kemiğin üzerindeki periosta sıkıca tutunmaktadır. Yapışık dişetin fasiyal yüzü hareketli olan alveolar mukozaya kadar uzanmaktadır. Yapışık dişetin genişliği klinik açıdan önemli olan bir diğer parametredir. Bu genişlik mukogingival birleşme ile dişeti sulkusunun dış yüzündeki çıkıntı arasındaki mesafedir (Lindhe, 2008, s.6).

2.1.1.3. İnterdental Dişeti

İnterdental dişeti ya piramit şeklinde ya da boyun şeklinde görülen ve dişlerin kontakt noktaları altındaki boşluğu dolduran dişetidir. Yapışık dişetin şekli iki dişin birbiri ile kontakt noktasına göre değişmektedir. Mezial ve distal yüzeyler hafif içbükey iken fasiyal ve lingual yüzeye doğru incelik. Eğer dişler arası diastema mevcut ise interdental dişeti oluşumu

olmadan yuvarlak dişeti sıkıca alveolar kemik üzerine bağlanır (Newman ve diğerleri, 2012, s.47).

Serbest ve yapışık dişeti genellikle pembe renğinde olup, rengi bölgenin vaskülarizasyonuna, keratinizasyon derecesine ve pigment hücrelerinin varlığına bağlı olarak değişmektedir (Lindhe, 2008, s.6). Esmer, koyu tenli bireylerde, açık tenli bireylere göre daha koyu bir dişeti rengi mevcuttur. Dişeti yüzeyi portokal kabuğu gibi pürüzlü bir yapıya sahiptir. Bu pürüzlü yapı yaşa bağlı olarak değişmektedir. Yeni doğanda olmayan bu görüntü 5 yaş civarında oluşmaya başlar, yetişkin oluncaya kadar giderek artar ve genellikle ileri yaşlarda kaybolmaya başlar (Çağlayan ve diğerleri, 2010, s.19).

2.1.2. Sement

Sement, diş kökünü saran kalsifiye avasküler mezenşimal bir dokudur. Hücreli ve hücresiz sement olarak iki tipi vardır. Her ikisinde kalsifiye interfibriller matriks ile kollajen fibrillerden oluşmaktadır. Periodontal ligamentin esas fibrilleri olan ve fibroblastlar tarafından oluşturulan *Sharpey* fibrilleri ile sementoblastların ürettiği kollajen fibriller sementin iki önemli kollajen fibrilleri arasında yer almaktadır (Lindhe, 2008, s.31). Hücresiz sement ilk oluşan sementtir ve kökün yaklaşık 1/3 servikal kısmını örtmektedir. Bu sement diş henüz oklüzal plana sürmeden oluşmaktadır. Hücresiz sementin büyük kısmını dişleri destekleyen *Sharpey* fibrilleri oluşturmaktadır. Hücreli sement, diş oklüzal plana ulaştıktan sonra gelişmekte olup hücresiz semente göre daha düzensizdir. Ayrıca sementosit adını alan boşluklar içinde yer alan ve birbirleri ile kanalcıklar yardımı ile bağlantılı hücreler içermektedir. Hücreli sement hücresize oranla daha az

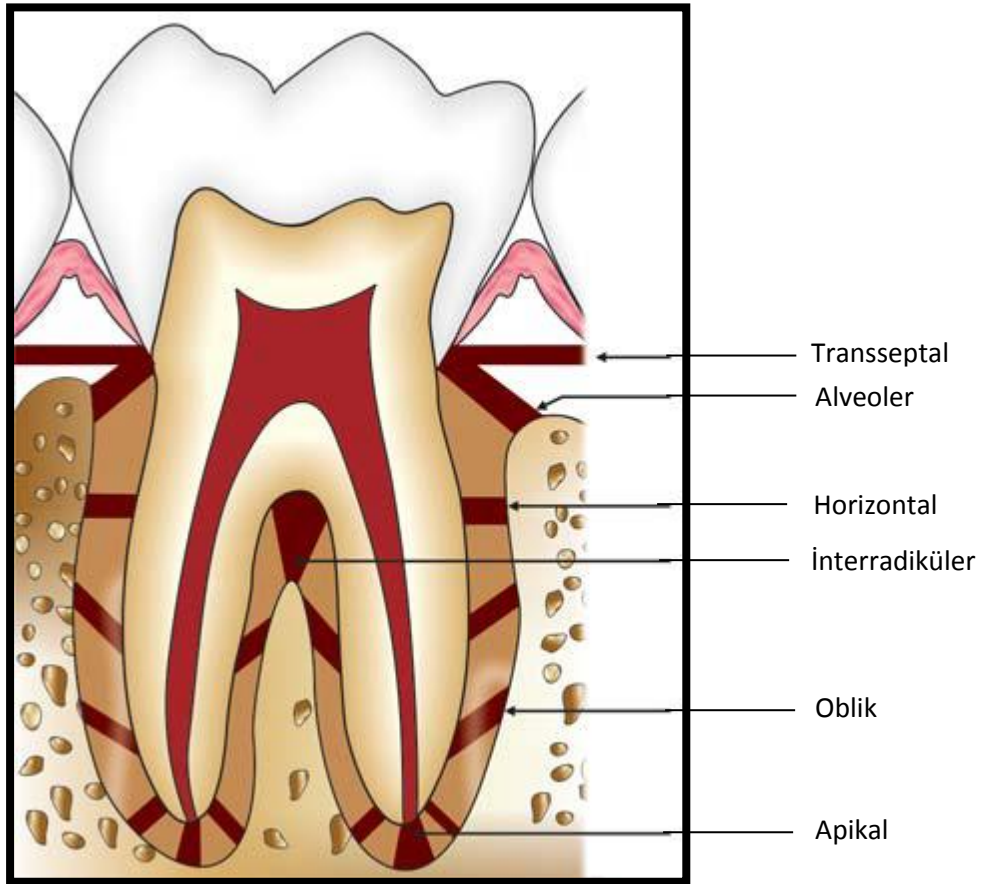
kalsifiye olup daha az *Sharpey* fibrili içermektedir (**Newman ve diğerleri, 2012, s.75-76**).

2.1.3. Periodontal Ligament

Dişi alveol kemiğine bağlayan bir dokudur (Çağlayan ve diğerleri, 2010, s.20). Periodontal ligament çiğneme sırasında ve oklüzal fonksiyonlar sırasında gelen kuvvetlerin alveol kemiğe doğru yönlendirilmesini sağlamaktadır. Periodontal ligamentin büyük bir kısmını yoğun bağ doku oluştururken, küçük bir kısmını gevşek bağ doku oluşturmaktadır. Osteoblastlar, sementoblastlar, osteoklastlar, multipotansiyel kök hücreler, epitel artıkları ve en çok yoğunlukta olan fibroblastlar periodontal ligamentin yapısında bulunan hücreler arasında sayılmaktadır (Lindhe, 2008, s.30). Periodontal ligament içerdiği bu hücreler sayesinde iyileştirici ve tamir edici etkiye sahiptir. Fibroblastlar kollagen fibrilleri sentezlemelerinin yanında ligamentin yeniden şekillenme ve tamir sürecinde görev alır (Çağlayan, 2010, s.28). Periodontal ligament normalde 0.15-0.25mm kalınlığında kum saati şeklinde olup kalınlığı, azalmış fonksiyonlara bağlı olarak azalabilirken, artan oklüzal kuvvetler ve hiperfonksiyonlar sonucu da artabilmektedir. Bunun yanında yaşla birlikte içeriğindeki kanlanmanın, hücre mitoz aktivitelerinin, fibril sayılarının ve fibroblastların da azaldığı bilinmekte olup kalınlığıda bir miktar azalmaktadır. Kökün gelişimi ile birlikte kollajen fibril demetleri, terminal uzantıları ile sement ve alveol kemiğe bağlanarak *Sharpey* uzantıları yada periodontal ligament fibrilleri adını alırlar. Bu fibriller genellikle tip 1 kollajendir (Palumbo, 2011, s.13).

Periodontal ligament fibrilleri bulunduğu bölgeye göre 6 gruba ayrılmaktadır (Bathla, 2011, s.10). Bunlardan transseptal grup alveolar kretin üzerinden bir dişin sementinden komşu dişin sementine doğru

uzanmaktadır. Horizontal grup lifler dişin uzun aksına dik olarak, alveol kemik ile sement arasında uzanmaktadır. Alveolar grup lifler birleşim epitelinin hemen altından sementten çıkıp, oblik olarak seyrederek alveolar krete girerler. Periodontal ligamentin en büyük fibril grubu olan oblik grup sementten çıkarak koronal yönde oblik seyrederek kemiğe ulaşırlar. Bu lifler çiğneme sırası oluşan dik kuvvetleri alveol kemiğe iletilmesini sağlayan liflerdir. Apikal bölgede kemikle sementi birbirine bağlayan tam düzenli olmayan ışınsal tarzda seyreden grup ise apikal grup liflerdir. Çok köklü dişlerin furkasyon bölgesinde bulunan interradykler grup ise o bölgedeki en yakın kemiğin sementine bağlanmaktadır (Newman ve diğerleri, 2012, s.69-70).



şekil 2.1. Periodontal ligament fibrilleri

2.1.3.1. Periodontal Ligamentin Fonksiyonları

A) Fiziksel Fonksiyonlar

- Mekanik kuvvetlere karşı damar ve sinir gibi yumuşak dokuları korumak
- Oklüzal kuvvetleri alveol kemiğe iletmek
- Dişin kemiğe tutunmasını sağlamak
- Gingival dokuların dişi uygun bir şekilde sarmasını sağlamak
- Şok absorpsiyon sağlayarak oklüzal çarpma kuvvetlerine direnç göstermek (tansiyonel ve viskoelastik teori)

Tansiyonel Teori

Bu teoriye göre gelen kuvvetlerin karşılanmasıdaki en önemli görev periodontal ligamentin fibrillerine düşer. Dişin oklüzal kısmına gelen bir kuvveti fibrillerin karşıladığını buna bağlı olarak fibrillerin düzleşerek açıldığını ve kuvveti alveol kemiğe ilettiklerini savunur. Alveol kemiğin gelen kuvvet karşısında esnemesi ile kuvvetin yavaşlatılarak bazal kemiğe iletildiğini destekleyen bu teori birçok araştırmacı kabul etmemiştir (Newman ve diğerleri, 2012, s.72-73).

Viskoelastik Teori

Bu teori ise gelen kuvvetler karşısında periodontal ligamentin içindeki sıvı sayesinde dişin biraz yerdeğiştirdiği ve kuvvetin bu şekilde karşılandığını desteklemektedir. Fibrillerin ise burada ikinci yardımcı olarak görev gördüğü savunulmaktadır. Kuvvetler dişe geldiğinde periodontal ligament içindeki ekstraselüler sıvının trabeküler kemiğin deliklerinden spongioz kemiğin ilik boşluklarına geçtiği düşünülmektedir. Sıvının

tükendiği durumda ise fibrillerin bu görev üstlendiği savunulmaktadır(Newman ve diğerleri, 2012, s.72-73).

Oklüzal Kuvvetlerin Alveol Kemiğe İletilmesi

Periodontal ligament fibrilleri bir hamak şeklinde görev yapabilecek şekilde düzenlenmiştirler. Dişe gelen aksiyel kuvvetler karşısında onu soketine gömmeye çalışırlar. Bu fibrillerden oblik olanlar bu kuvvetlerin karşılanmasında en büyük göreve sahip fibrillerdir. Horizontal yada devirici kuvvetler karşısında ise iki aşamalı bir diş yerdeğişimi gerçekleşmektedir. Bunlardan biri periodontal ligament sayesinde gerçekleşirken, diğeri alveol kemiğin fasiyal ve lingual yönde esnemesiyle karşılanmaktadır.Gelen kuvvetin şiddetinin daha fazla olduğu durumlarda ise diş soketinde rotasyona uğrayabilir. Bu durumda kökün apikal ucu kronun aksi yönünde hareket eder ise gerilim bölgesindeki fibriller gerginleşir ve basınç tarafında sıkışırlar. Bunun sonucunda ise dişte hareketlenme başlar ve kökün aldığı pozisyona göre de soket duvarı distorsiyona uğrar (Newman ve diğerleri, 2012, s.72-73).

B) Formatif ve Remodelizasyon Fonksiyonları

Çiğneme, konuşma, parafonksiyon ve ortodontik kuvvetler sebebi ile periodontal ligament ve alveol kemik hücreleri sürekli olarak fiziksel kuvvete maruz kalırlar. Buna bağlı olarak sement ve kemikte fizyolojik hareketler sonucu oluşan rezorbsiyon ve hasarın tamiri ve yeniden formasyonu ile periodontal ligament ilgilenmektedir. Periodontal ligament de sürekli bir yenilenme durumu söz konusudur. Periodontal ligamentteki yaşlanmış hücreler ve fibriller sürekli bir remodelasyon ile yenilenirler. (Newman ve diğerleri, 2012, s.72-73). Bu süreçte hücresel enzim aktivitesinde değişiklikler meydana gelir. Dışardan gelen kuvvetler sonucu periodontal

ligament hücrelerinde, mekanoreseptörlerde, adenilat siklaz ve aktif iyon kanallarında vasküler ve enflamatuvar değişiklikler görülür. Eski hücreler ve lifler parçalanırken mitotik aktivite, fibroblastlar ve endotel hücrelerin aktivasyonu sonucu yenileri oluşmaktadır (Newman ve diğerleri, 2015, s.47).

C) Beslenme ve Duyu Fonksiyonları

Periodontal ligamentin diğer bir fonksiyonuda içerdiği kan damarları sayesinde sement, kemik ve dişetin beslenmesi ayrıca lenf drenajının sağlanmasıdır. Vücutta bulunan diğer ligament ve tendonlara kıyasla periodontal ligamentin daha vasküler bir yapıda olduğu görülmektedir. Vasküler durumunun iyi olması dışında içerdiği yüksek miktarda sinir sayesinde ağrı ve basınç duyularını da algılayabilmektedir (Newman ve diğerleri, 2012, s.72-73).

2.1.4. Alveolar Proçes

Alveolar proçes,maksilla ve mandibula'nın kemik dokusu olup dişlerin soketini destekleyen kısmıdır (Lindhe, 2008, s.34).*Alveolar proçes* dişler sürerken osseöz ataçmanın periodontal ligamenti oluşturabilmesini sağlamak amacı ile şekillenmekte ve genellikle diş kaybedildikten sonra kaybolmaktadır. Diş sürerken dişin gelişimine bağlı olarak şekillenen kemik yapı olduklarından bunlara diş bağımlı kemik yapıları denmektedir. Dişin şekli, büyüklüğü, lokalizasyonu ve fonksiyonu *alveolar proçes*'in morfolojisine göre belirlenmektedir (Newman ve diğerleri, 2012, s.79).

Alveolar proçes şunlardan oluşur;

- Kortikal kemik; *harvers* kemik ve kompakt kemik lamellerden oluşan dış kabuk şeklindeki kemiktir.

- Trabeküler kemik; soket duvarının iç kısmı da ince kortikal kemik ile kaplıdır. Bunun radyografik görüntüsüne lamina dura adı verilmektedir. Histolojik olarak nörovasküler dokuların geçmek için açtığı deliklerin varlığı gözlenmektedir. Bu nedenle bu kemiğe kalbursu kemik denmektedir.
- Spongioz kemik; bu iki kompakt tabaka arasında alveol kemiği direncini desteklemek amacıyla yer alan spogioz kemiktir. *İnterdental septum*'da spongioz kemikten oluşmaktadır (Lindhe, 2008, s.34).

Buna ek olarak çene kemiklerinin apikalinde dişlerle teması olmayan kemik ise bazal kemik olarak isimlendirilmektedir. *Alveolar proçes* anatomik olarak kısımlara ayrılırsa hepsinin ortak görevi dişleri desteklemektir (Newman ve diğerleri, 2012, s.79).

2.1.5. Lamina Dura

Periodontal aralığın dışında bulunan ince radyoopak görüntü veren kemiğe lamina dura adı verilmektedir (Palumbo, 2011, s.16). Lamina dura'nın kalınlığı kişiden kişiye farklılık gösterebileceği gibi, aynı kişinin farklı dişlerinde ve hatta aynı dişin değişik bölgelerinde de farklılık gösterebilir. Lamina duranın kalınlığı ve yoğunluğu, incelenen dişteki oklüzal streslerin miktarı ile de değişebilir. Oklüzal kuvvetlerin fazla olduğu kısımlarda lamina dura daha geniş ve radyoopak, fonksiyonu olmayan dişlerde ise daha ince ve siliktir (Harorlı, 2014, s.254).

Lamina dura'nın 2 kısmı vardır;

1. Radiküler lamina dura

Dişi çevreleyen kribriform tabakayı gösteren belirgin, radyoopak çizgidir, krestallamina dura ile devamlılık gösterir.

2. Krestal lamina dura

Sağlıklı periodonsiyumda, krestal lamina dura, radikülerlamina dura ile devamlılık gösterir. Radyolojik olarak, keserler bölgesinde konveks veya sivrilmiş olarak görülürken, molarlar bölgesinde giderek düz bir şekil alan, ince, radioopak bir çizgidir. Görüntüsündeki farklılıklar, komşu dişlerin anatomi ve pozisyonuna bağlıdır (Bathla, 2011, s.28).

Alveolar kemik genellikle palatinal ve lingual bölgelerde bukkal alanlara nazaran daha kalındır. Bazı bölgelerde fenestrasyon ve dehiscens adı altında kemik defektleri gözlenmektedir (Nımıgean ve diğerleri, 2009). Alveol kemiği, gelişimi sırasında osteoblastlar tarafından oluşturulur ve hayat boyu osteoblastik/osteoklastik etkiye bağlı olarak şekillenmeye devam eder. Osteoblastlar kollajeni, glikoprotein ve proteoglikanları oluşturarak kemik matriksi oluşumunu sağlar daha sonra matriks, kalsiyum ve fosfat ile mineralize olur. Maksilla ve mandibula kemik kalitesi, değişim göstermekle birlikte genellikle maksilla, mandibula'ya oranla daha kansellöz yapıda kemik sergilemektedir (Palumbo, 2011, s.16).

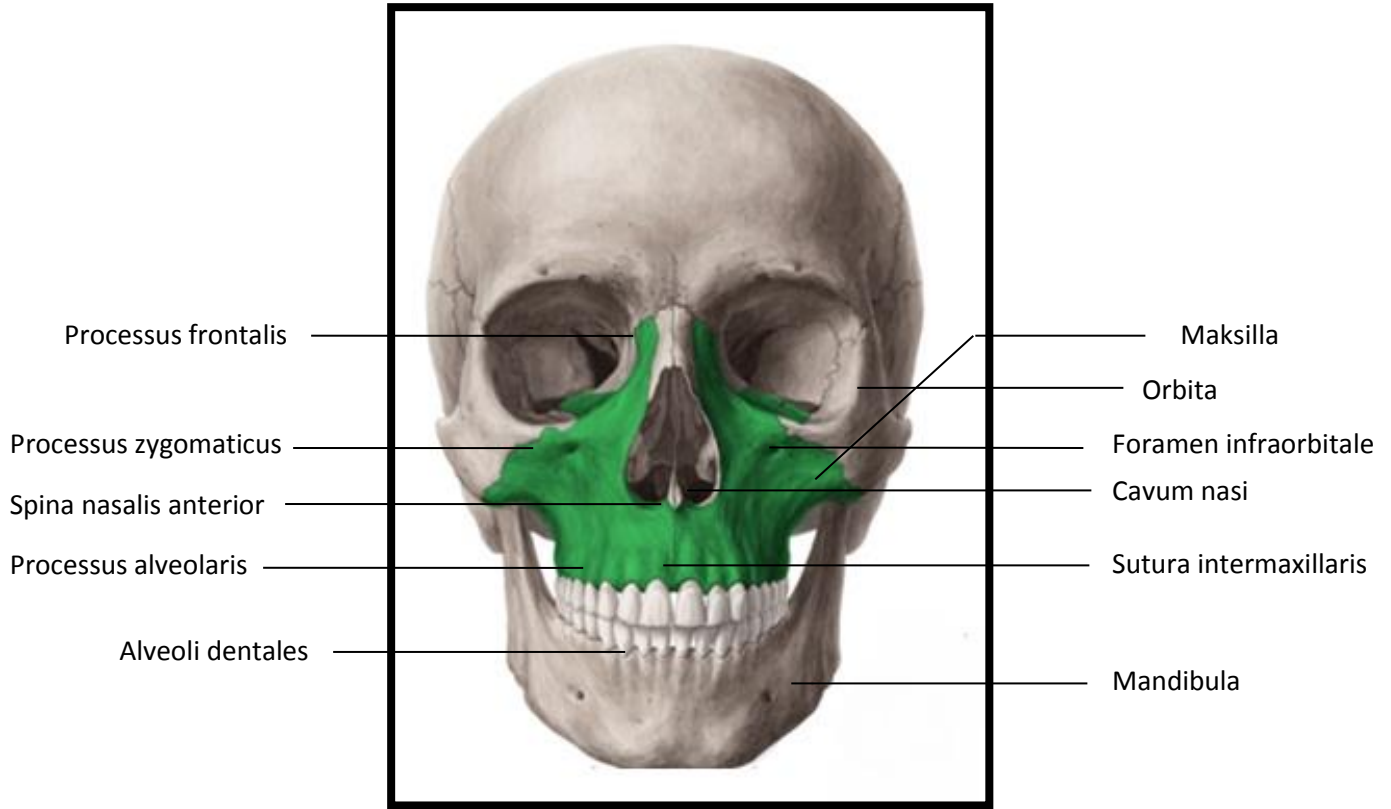
2.2.Maksilla

2.2.1.Maksilla'nın Anatomisi

Yüz iskeletinin büyük bir bölümünü yapan ve çift olan bu kemik ortada *sutura intermaksillaris* ile birleşerek üst çene iskeletini oluşturur. Aynı zamanda göz çukuru (*orbita*), burun boşluğu (*cavum nasi*) ve ağız boşluğu (*cavum oris*) gibi boşlukların meydana gelmesinde yardım eder.

Maksilla'nın bir gövdesi (*corpus maksilla*), dört yüzü (*facies anterior*, *facies nasalis*, *facies orbitalis* ve *facies infratemporalis*) ve dört çıkıntısı (*processus*

frontalis, processus zygomaticus, processus alveolaris ve processus palatinus) vardır (Şakul, 2001, s.19; Arıncı ve Elhan, 2001, s.46).



Şekil 2.2. Maksilla'nın anatomisi

Corpus maksilla; kabaca piramit şeklindedir ve içinde paranasal sinüslerin en büyüğü olan *sinus maksillaris* yer alır (Cumhur ve diğerleri, 2001, s.28). *Facies anterior*; bu yüz öne ve laterale doğru bakar. Üzeri deri ile örtülüdür. Derinin altında yer alan mimik kaslarından bazıları (*m.depressor septi, m.levator anguli oris, m.levator labii superioris, m.nasalis*) bu yüze tutunur. Bu yüzün alt kısmına doğru üst çene dişlerinin köklerinin üzerinde hafif kabarıklıklar görülür. Kesici dişlerin üzerindeki çukura *fossa incisiva* denir. Bu çukurun hemen lateralinde yer alan geniş çukura ise *fossa canina* adı verilir. *Fossa canina* üzerindeki deliğe *for. infraorbitale* denir (içinden *a.,v.,n.infraorbitalis* geçer). Bu yüzün ön iç tarafında *incisura nasalis* adı verilen

küçük bir delik bulunur. Karşı maksilla'nın *incisura nasalis*'i ve nazal kemiğin alt kenarı ile birleşerek *apertura priformis* denilen açıklığı oluştururlar. Bu açıklık burnun kemik iskeletinin dışa açıldığı yerdir. Bu açıklığın alt-orta kısmındaki çıkıntıya *spina nasalis anterior* denir (Sancak ve Cumhuriyet, 2004, s.10).

Facies infratemporalis; bu yüz konveks olup arka-dış tarafa doğru bakar ve *fossa infratemporalis*'in ön duvarını oluşturur. Bu yüzün alt kısmında bulunan pürüklü sahaya *tuber maksilla* adı verilir. Burada sayıları birden fazla olan delikler bulunur. Bu deliklere *foramina alveolaria* denir (içinden *a.,v.,n.alveolaris superioris posteriores* geçer). Bu delikler ile üst çene dişlerinin köklerini birleştiren kanallara *canales alveolares* adı verilir (Şakul, 2007, s.16; Arıncı ve Elhan, 2001, s.47).

Facies orbitalis; bu yüz orbita döşemesinin büyük bölümünü oluşturur. Ön kenarına *margo infraorbitalis* adı verilir. Bu kenar medialde *processus frontalis*'in *crista lacrimalis anterior*'u ile devam eder. Lateralde *processus zygomaticus*'a doğru uzanır. Medial kenarında yer alan çentiğe *incisura lacrimalis* denir. Arka kenarı *fissura infraorbitalis*'in ön kenarının büyük kısmını yapar. *Sulcus infraorbitalis* bu kenardan başlar, kemik içinde *canalis infraorbitalis* olarak devam eder ve *maxilla*'nın ön yüzündeki *for.infraorbitale*'ye açılır. *Sulcus infraorbitalis*'in orta kısımlarından ayrılan ince bir kanal içinden ön dişlere giden *a.,v.,n.,alveolaris superiores anteriores* geçer (Cumhuriyet ve diğerleri, 2001, s. 28).

Facies nasalis; bu yüzün arka üst kısmında *sinus maxillaris*'i burun boşluğuna bağlayan *hiatus maksillaris* bulunur. Bu açıklığı ethmoid kemiğin *processus uncinatus*'u, *palatin* kemiğin *lamina perpendicularis*'i *concha nasalis inferior*'un *processus maksillaris*'i daraltır. *Processus zygomaticus*;

piramidşeklinde olup arka-laterale doğru uzanarak zigomatik kemik ile eklem yapar (Cumhur ve diğerleri, 2001, s. 29; Sancak ve Cumhur, 2004, s.10; Arıncı ve Elhan, 2001, s.46).

Processus frontalis; nazal kemik ile lacrimal kemik arasında arkaya ve yukarıya doğru uzanır lateral yüzünde bulunan keskin kenara *crista lacrimalis anterior* denir. Bu kenar *margo infraorbitalis* ile devam eder. *Crista lacrimalis anterior*'un arkasındaki oluğa *sulcus lacrimalis* adı verilir. *Lacrimal* kemikteki aynı isimli oluk ile birleşerek *saccus lacrimalis*'i oluşturur. *Processus frontalis*'in medial yüzü *cavitas nasi*'nin lateral duvarının ön kısmını yapar. Burada birbirine paralel olarak uzanan iki çıkıntı vardır. Üstteki çıkıntıya *crista ethmoidalis*, alttaki çıkıntıya ise *crista conchalis* adı verilir (Sancak ve Cumhur, 2004, s. 11).

Processus alveolaris; *corpus maksilla*'dan aşağıya doğru uzanan ve üst çene dişlerinin yerleştiği çıkıntıdır. Sağ ve sol *processus alveolaris* birleşerek açıklığı arkaya bakan *arcus alveolaris superior*'u oluşturur. *Processus alveolaris*'in ön yüzünde bulunan diş köklerinin üzerindeki kabarık kısımlara *juga alveolaria* denir. *Processus alveolaris*'in alt kısmında büyüklükleri diş köklerinin büyüklüklerine göre değişen *alveoli dentales* denilen çukurcuklar bulunur. Alveoller arasındaki kemik bölmeye *septum interalveolare*, diş kökleri arasındaki kemik bölmelere ise *septum interradiculare* adı verilir.

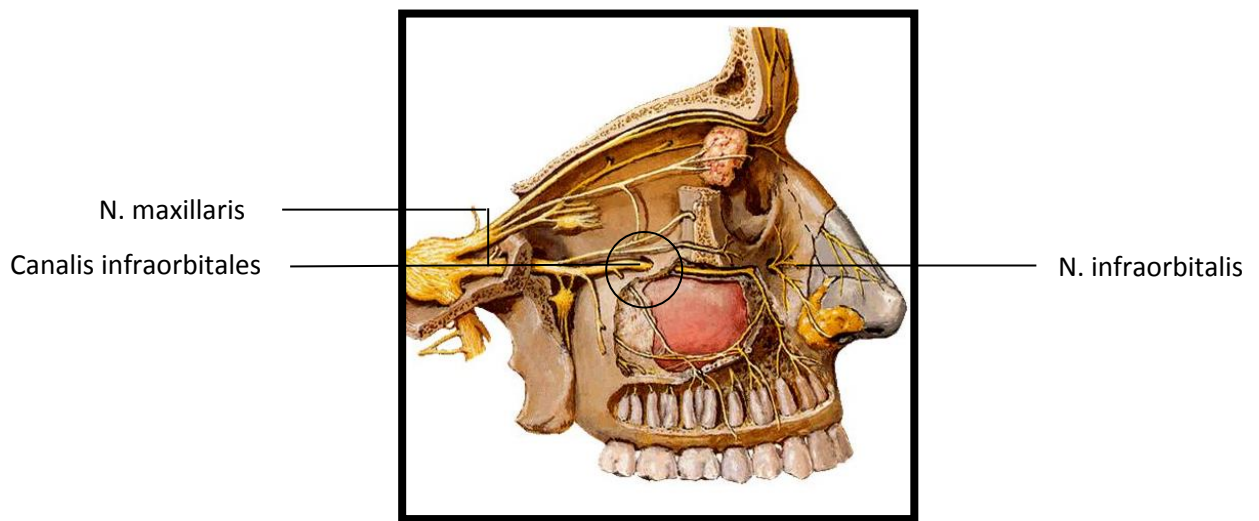
Processus palatinus; maksilla'nın *facies nasalis*'inden horizontal istikamette mediale doğru uzanan çıkıntısıdır. Karşı tarafın *processus palatinus*'u ile birleşerek *palatum durum* (sert damak)'un kemik iskeletinin $\frac{3}{4}$ ön kısmını oluşturur. Bu yüzde sayıları birden fazla olan delik ve çukurlar bulunur. Bu deliklerden kemiği besleyen damar ve sinirler geçer. Çukurlarda ise *glandulae palatinae* bulunur. *Processus palatinus*'un üst yüzü *cavitas nasi*'ye

bakar ve kalın olan medial kenarı karşı tarafın *processus palatinus*'u ile birleşerek *crista nasalis*'i oluşturur. *Crista nasalis* önde *spina nasalis anterior* ile devam eder. Sağ ve sol *processus palatinus* birleştiğinde orta hatta önde oluşan deliğe *for. incisivum* denir. Bu delik, kemik içinde *canalis incisivus* ile devam eder. (Cumhur ve diğerleri, 2001, s.29; Arıncı ve Elhan, 2001, s.48, Şakul, 2001, s.20).

2.2.2.Maksilla'nın İnnervasyonu;

2.2.2.1. N.Maksillaris;

Sensitif liflerden oluşan bir sinirdir. *Ggl. trigeminale*'den çıktıktan sonra, *sinus cavernosus*'un dış duvarında uzanır. *For. rotundum*'dan geçerek *fossa cranii media*'dan *fossa pterygopalatina*'ya girer. Daha sonra *fissura orbitalis inferior*'dan orbitaya sokulur. Orbita içinde *n.infraorbitalis* ismini alır. Orbita tabanında, *canalis infraorbitalis*'te seyreden sinir *for.infraorbitalis*'ten çıkarak yüze ulaşır. Burun kanatları, alt göz kapağı, üst dudak derisinde dağılan dalları verir. *N.maksillaris*'in dalları bulundukları yere göre dört grupta incelenir (Şakul, 2007, s.166).



Şekil. 2.3. Maksilla'nın innervasyonu

A) Kafa içinde;*rami meningeus*; beyin zarlarına gider.

B) *Fossa pterygopalatina* içinde; *ggl. pterygopalatinum*; parasempatik sistemin en büyük periferik gangliyonudur. *Fossa pterygopalatina*'da yerleşmiştir (Şakul ve Bilecenoğlu, 2009, s.154-155). Fonksiyonel olarak, *n.facialis*'e bağlı olan ganglion topografik olarak *n.maksillaris* ile komşudur. Parasempatik post-ganglionik lifler, *ggl. pterygopalatinum*'dan başlar. *Gl.lacrimalis*, damak, nazofarenks ve *cavitas nasi*'nin bezlerine giden postganglionik parasempatik lifler bu gangliondan başlar. Ganglionu sadece bir geçiş yeri olarak kullanan simpatik lifler, *ggl. cervicale superior*'dan başlar ve *plexus caroticus internus* içinde ilerledikten sonra *n.petrosus profundus*'a katılarak gangliona ulaşırlar. *Ggl. pterygopalatinum*'dan çıkan ve sensitif lifler olan *n.palatinus major* ve *nn.palatini minores* yumuşak damak, tonsilla palatina ve burun mukozasında dağılırlar. Nazal dalların içinde en büyüğü *n.nasopalatinus*'tur. *Septum nasi*'nin arka bölümünde, aşağıya ve öne doğru ilerler. *For.incisivum*'dan geçerek, sert damağın önünde ağız boşluğuna girer. Üst santral dişlerin arkasında olmak üzere sert damak mukozasına dağılır (Şakul, 2007, s. 166).

N.zygomaticus; *fossapterygopalatina* içinde kısa bir seyirden sonra *fissura orbitalis inferior*'dan geçerek orbitaya ulaşır. Bu sinir sonradan *n.lacrimalis*'e devretmek üzere *gl.lacrimalis*'e ait olan sekretomotor lifleri taşır.

Nn.alveolaris superiores posteriores; *tuber maksilla*'daki *foramina alveolaria*'lardan aynı adlı arter ve venlerle birlikte geçerek, *sinus maksillaris*'e, üst çene 2. ve 3. molar dişler, 1.molar dişin distal ve palatinal köklerinde ve bu bölgedeki dişetinde dağılır (Şakul ve Bilecenoğlu, 2009, s.154-155).

C) *Canalis infraorbitalis* içinde;

R.alveolares superiores medius; *N.infraorbitalis*'den ayrılır. Üst premolar dişleri ve üst 1.molar dişin mezial kökünü innerve eder. *R.alveolares superiores anteriores*; *N.infraorbitalis*'den ayrılır. Üst santral, lateral ve kanin dişlerde ve dişetlerinde dağılır (Şakul, 2007, s.166).

D) Yüzde;

N. infraorbitalis'in *for. infraorbitale*'den çıktıktan sonraki dallarıdır. Bunlardan *r. palpebralis inferior*, alt göz kapağı derisinden, *r. nasales lateralis*, burun derisinden ve *Rr. labiales superiores* yanağın üst kısmı ile üst dudak derisinden duyu alır (Şakul ve Bilecenoğlu, 2009, s.156).

2.2.3.Maksilla'nın Vaskülarizasyonu;

Maksilla, *a.carotis externa*'nın en kalın dalı olan *a.maxillaris* ile beslenmektedir. Maksiller arterina *a.alveolaris inferior* dalı ile alt çenenin diş ve diş etleri beslenirken, *a.alveolares superiores posteriores, medius* ve *anteriores* ile de üst çene diş ve diş etleri beslenmektedir (Şakul, 2007, s.78).

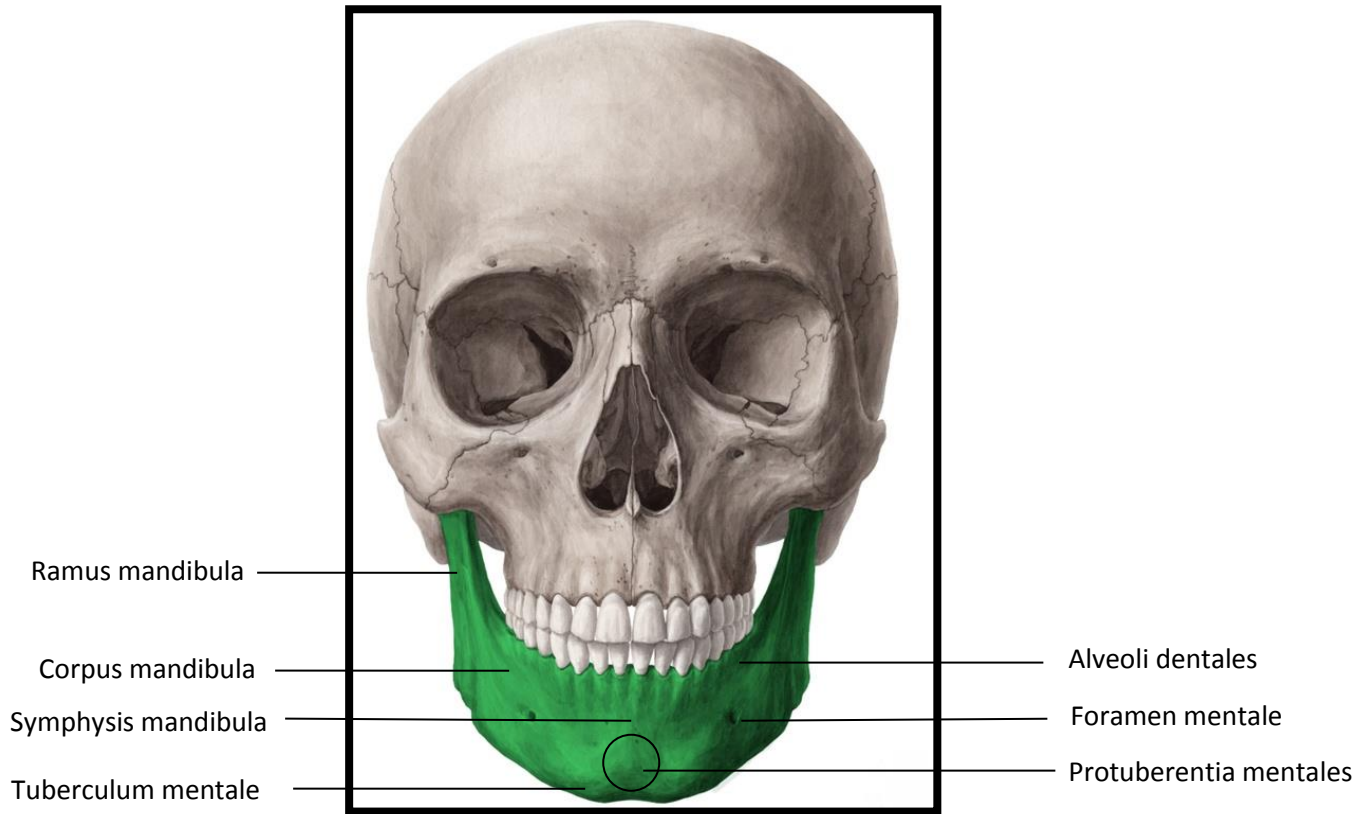
2.3. Mandibula

2.3.1.Mandibula'nın Anatomisi

Yetişkinlerde tek olan bu kemik yeni doğmuş bireylerde orta çizgi üzerinde bağ doku ile birleşen iki yarım parça şeklinde olup ilk yaş sırasında kemikleşerek tek kemik halini almaktadır. Mandibula, *corpus mandibulae* ve bir çift *ramus mandibula* olmak üzere iki kısımda incelenir (Cumhur ve diğerleri, 2001, s.33; Arıncı ve Elhan, 2001, s.48).

Corpus mandibula; Mandibula'nın ortada horizontal olarak yer alan bölümüdür. At nalı şeklinde olup açıklığı arkaya doğru bakar. *Corpus*

mandibula'nın üstte *pars alveolaris* ve altta *basis mandibula* olmak üzere iki parçası ile iç ve dış olmak üzere iki yüzü bulunur. *Pars alveolaris* spongioz dokudan oluşmaktadır. Buradaki diş çukurlarına *alveoli dentales* adı verilir. Bu çukurları birbirinden ayıran ince kemik bölmelere *septa interalveolaria* adı verilir. *Pars alveolaris*'in dış yüzünde diş köklerinin meydana getirdiği kabartılara *juga alveolaria* adı verilir (Arıncı ve Elhan, 2001, s.48).



Şekil 2.4. Mandibula'nın anatomisi

Basis mandibula, *corpus mandibula*'nın kompakt kemik dokusundan yapılmış olan parçasıdır. *Corpus mandibula*'nın dış yüzünde, ön-ortada yukarıdan aşağıya doğru uzanan kabartıya *symphysis mandibula(mentalis)* adı verilir. Bunun alt ucunda yer alan ve tepesi yukarıda tabanı aşağıda olan üçgen şeklindeki sahaya *trigonum mandibula (mentale)* denir. *Trigonum mandibula*'nın tepesine *protuberantia mentalis (gnathion)*, köşelerine ise

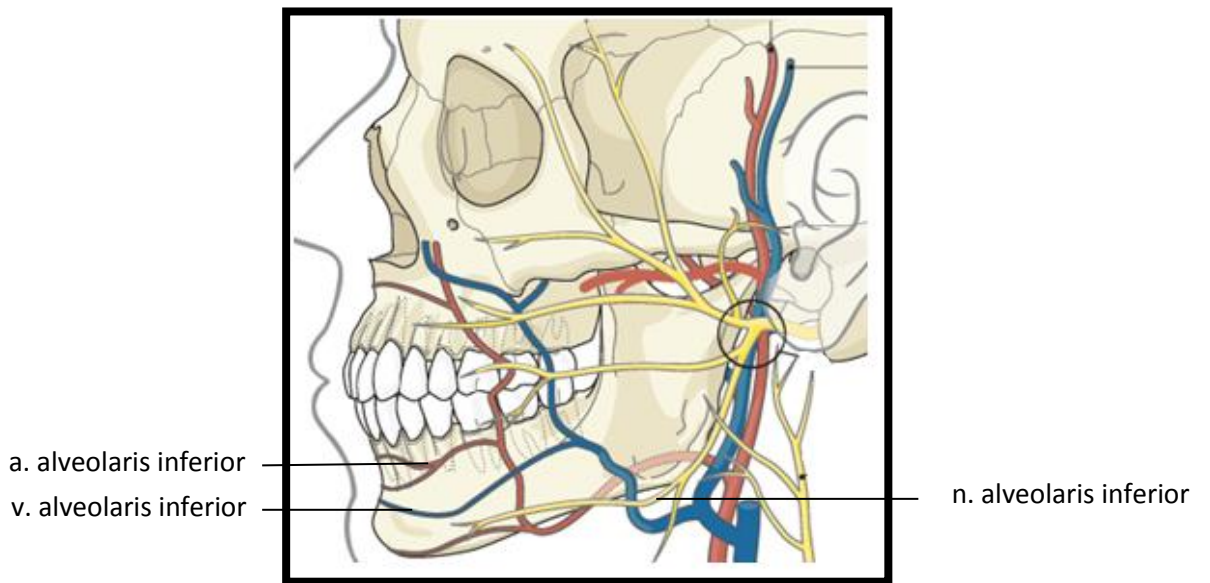
tuberculum mentale adı verilir. *Protuberantia mentalis*'in her iki yanında yer alan deliklere *for. mentale* adı verilir. Bu delikler genellikle ikinci premolar dişlerin hizasındadır. Dış yüzde, *ramus mandibula*'nın ön kenarından aşağı doğru uzanan çizgiye *linea obliqua* adı verilir (Cumhur ve diğerleri, 2001, s. 33; Arıncı ve Elhan, 2001, s.49).

Çiğneme sırasında oluşan kuvvetler *corpus mandibula* ile *linea obliqua*'ya iletilir. Buradan *processus coronoideus* aracılığı ile *m.temporalis*'e ve oradan da temporal kemiğe iletilir, böylece yük dağıtılarak *caput mandibula*'ya fazla kuvvet gelmesi engellenmiş olur (Bilecenoğlu ve Şakul, 2009 s. 120).İç yüzünde ön ortada bulunan *spina mentalis*'ler ikisi üstte, ikisi altta olmak üzere dört dikenimsi çıkıntıdan oluşur. Üsttekilere *spina mentalis superior*, alttakilere ise *spina mentalis inferior* denir. *Spina mentalis*'in altında ve her iki yanında yer alan çukurcuklar *fossa digastrica* denir. İç yüzde üçüncü molar diş hizasından *spina mentalis*'lere doğru uzanan *linea mylohyoidea* denilen oblik bir çizgi uzanır. Bu çizginin üstünde yer alan çukurluğa *fovea sublingualis*, altındaki çukurluğa ise *fovea submandibularis* adı verilir. Bu çukurcuklarda gl. submandibularis adında tükürük bezleri bulunur (Cumhur ve diğerleri, 2001, s.33).

Ramus mandibularis; *Corpus mandibula*'nın her iki yanından yukarı ve arkaya doğru uzanır. Geniş dikdörtgen şeklide olup, iki yüzü, dört kenarı vardır. Arka kenarı kalındır. Ön kenarı keskin ve öne doğru konkav olup aşağıda *linea obliqua* ile birleşir. Bu kenar son molar dişe doğru ikiye ayrılarak *trigonum retromolare* denilen üçgen alanı arkasından sınırlar. Alt kenarı kalındır ve arka kenar ile birleştiği köşeye *angulus mandibula* adı verilir. Üst kenarın *processus coronoideus* ve *processus condylaris* olmak üzere iki çıkıntısı vardır. Önde bulunan *processus coronoideus* (*processus musculare*) ince ve üçgen şeklinde olup sivridir. Arkada *processus condylaris* yer alır.

Processus condylaris'in ucuna *caput mandibulae* denir (Arıncı ve Elhan, 2001, s.49).

Caput mandibula, temporal kemikteki *fossa mandibularis* ile birleşerek, *art.temporomandibularis*'i oluşturur. *Caput mandibula*'yı *ramus mandibula*'ya bağlayan *collum mandibula* kısadır. Bu iki çıkıntı arasında yer alan geniş ve derin çentiğe *incisura mandibula* denir. *Angulus mandibula*'nın dış yüzündeki pürtüklü sahaya *tuberositas masseterica*, iç yüzeyindekine ise *tuberositas pterygoidea* adı verilir. *Ramus mandibulae*'nin iç yüzünün üst-ortasında *for. mandibulae* bulunur ve önündeki çıkıntıya *lingula mandibulae* denir. Bunun arkasından başlayan oluğa ise *sulcus mylohyoideus* adı verilir. *For. mandibula*, *canalis mandibula* ile devam eder. Bu kanal dış yüzde *for. mentale*'de sonlanır. *Canalis mandibula*'nın içerisinde geçen alt çene dişleri ile ilgili damar ve sinirler (*a.,v.,n.alveolaris inferior*) *for. mentale*'den çıktıktan sonra *a.,v.,n.mentalis* adını alır (Cumhur ve diğerleri, 2001, s.34; Şakul, 2001, s.21).



Şekil 2.5. a.v.n.alveolaris inferior

2.3.2. Mandibula'nın İnnervasyonu;

2.3.2.1.N.Mandibularis;

N.trigeminus'un en kalın dalı olup, esas olarak sensitif ve daha az olarak da somatomotor lifler içerir. *For.ovale*'den geçerek *fossa craniimedia*'dan *fossa infratemporalis*'e geçer. Sensitif lifleri alt çene diş ve dişetleri, temporal bölge derisini, alt dudak ve yüzün 1/3 alt kısmı derisi, TME'yi , dilin *sulcus terminalis*'inin önündeki 2/3'lük ön bölümünü ve ağız döşemesini innerve etmektedir. Bu sinirin somatomotor lifleri ise 8 tane kası innerve eder. Bunlar *m.masseter*, *m.temporalis*, *m.digastricus*'un ön karnı, *m.mylohyoideus*, *m.pterygoideus lateralis*, *m.pterygoideus medialis*, *m.tensor tympani* ve *m.tensor veli palatini*'dir. *N.mandibularis*'in arka bölümü tamamen sensitif liflerden oluşur. *n.auriculotemporalis*, *n.lingualis* ve *n.alveolaris inferior* isimli üç esas dalı vardır (Bilecenoğlu ve Şakul, 2009 s. 137).

n.auriculotemporalis; dış kulak yolu, TME, temporal bölge derisi ve *gl.parotidea*'da dağılan dalları vardır. Bu beze gelen *preganglionik* lifler, *n.glossopharyngeus*'a ait *nuc.salivatorius inferior*'dan başlar. Bu lifler, *n.tympanicus* ve *n.petrosus minör* yolu ile *ggl.oticum*'a ulaşır. Postganglionik lifler, *ggl.oticum*'dan başlar. Daha sonra *n.auriculotemporalis*'e katılarak *gl.parotidea*'ya giderler (Şakul, 2007, s. 167).

n.lingualis; *n.mandibularis*'in bir dalı olup sensitif lifler içerir. Dilin ön 2/3'lük bölümünden tat duyusu hariç olmak üzere genel duyu alır. Bu sinir *n.facialis*'in dalı olan *chorda tympani* ile yaklaşık olarak *caput mandibula* hizasının altında birleşir. *Chorda tympani*'deki parasempatik lifler, *ggl.submandibulare*'de sinaps yaptıktan sonra, postganglionik lifleri ile *gl.submandibularis* ve *gl.sublingualis*'e giderek sekreyon yaptırır (Bilecenoğlu ve Şakul, 2009 s. 138).

N.alveolaris inferior; *mandibula ramus*'unun iç yüzünden geçerek *for.mandibula*'ya ulaşır. *Canalis mandibularis* içinde, *for.mentale*'ye kadar ilerler. Alt çene dişleri ile dişetinde dağılır (Şakul, 2007, s.167). *Alveolar* sinir *for. mentale* bölgesinde loop oluşturdudan sonra *mental* ve *incisive* olmak üzere 2 ayrı dal şeklinde devam eder (Bavitz ve diğerleri, 1993; Bilginaylar ve diğerleri, 2016). *N.mentalis*, alt çene derisi, alt dudak derisinde dağılırken, *n.incisivus* ise premolar dişleride içine alacak şekilde ön dişlerin innervasyonunu sağlamaktadır. *Alveolar* sinirin *mental* foramenden sonraki bu uç dalları ön bölgede yapılacak olan implant cerrahisinde büyük önem taşımaktadır. İmplant yerleştirilmesi sırasında bu sinirlere gelebilecek herhangi bir hasar alt dudak bölgesinde duyu bozukluklarına sebep olmaktadır. Bu nedenle ön bölgede mevcut loop'un pozisyonu *for. mentale* bölgesinde yapılacak olan implantların yerleştirilmesinde limitasyonlara sebep olmaktadır (Orhan ve diğerleri, 2016).

N.alveolaris inferior, *for.mandibula*'ya girmeden önce, sensitif kökün tek somatomotor dalı olan ve *n.mylohyoideus* ile *m.digastricus*'un ön karnına ve *m.mylohyoideu*'a dallar verir (Şakul, 2007, s.167).

2.3.3. Mandibula'nın Vaskülarizasyonu

A.maksillaris'in *a.alveolaris inferior* dalı ve bununla birlikte seyreden *v. alveolaris inferior* tarafından alt çenenin diş ve dişetleri beslenirken, *a.alveolares superiores posteriores*, *medius* ve *anteriores* ile de üst çene diş ve dişetleri beslenmektedir (Şakul, 2007, s. 167).

2.4. Periodontal Dokuların Embriyolojisi

Baş ve boyundaki *crista neuralis* hücreleri mezenşim hücreleri ile eş anlamlıdır. *Crista neuralis* hücrelerinin rolü tam olarak bilinmemektedir ancak nöral boğumlardan çıkarak baş ve çene kısmına göç ettikleri ve

fonksiyonlarına başladıkları bilinmektedir. *Crista neuralis* hücreleri epitel hücrelerini tetikleyerek oral epitel hücrelerinin prolifer olmasını sağlar ve bunun sonucu olarak dental lamina oluşur (Zijabeg, 2007). Diş gelişim safhaları tomurcuk, takke ve çan safhasıdır. Tomurcuk safhasında epitel hücreleri komşu mezenşim hücrelerine doğru prolifer olur ve mine organı oluşur. Epitelyal tomurcuk yavaş yavaş konkav yüzey oluşturarak mine organı takke safhasına geçer. Bu safhada mine organı ve dental papilla bulunur ve bu yapılar dental folikül ile çevrilidir (Özbek ve diğerleri, 2012).

Periodontal ligament dental folikülden gelişerek sement ve alveol kemik arasında özel ataçman oluşturur. Başlangıçta servikal bölgede oluşmaya başlayan ince lifler ilk olarak apikalde görülür. Fibroblastların kök hücreleri uzadıkça liflerin oluşumuna katkıda bulunurlar. Bu lifler bir ucuyla semente bağlanırken diğer ucuyla kemikle bağlantı kurmak için yayılırlar. Bu lifler diş hareketlerine göre sürekli olarak devrilerek pozisyonlarını yenilerler. En yüksek devrilme hareketi apekte iken, en az devrilme hareketi sement bölgesindedir (Elnesr ve Avery, 1988). Tüm bunlar olurken aynı zamanda alveol kemik gelişimide gerçekleşmektedir. İlk başta alveol kemik diş germelerinin geliştiği kemik çukurcukları şeklindedir. Daha sonra çukurlar derinleşerek her diş arasında septalar belirir. Dişler sürmeye başlayınca alveol kemik ve periodontal ligament dişlerin formasyonunu desteklemek için olgunlaşmaya başlar. Çok köklü dişlerin arasında oluşan kemiğe interradyiküler kemik denir. Matur formda alveolar kemik, alveolar kemik tabakası ve destek kemikten ibarettir. Alveolar kemik tabakası diş soketini sararken, destek kemik ise trabeküler ve kortikal kemikten ibarettir (Zijabeg, 2007).

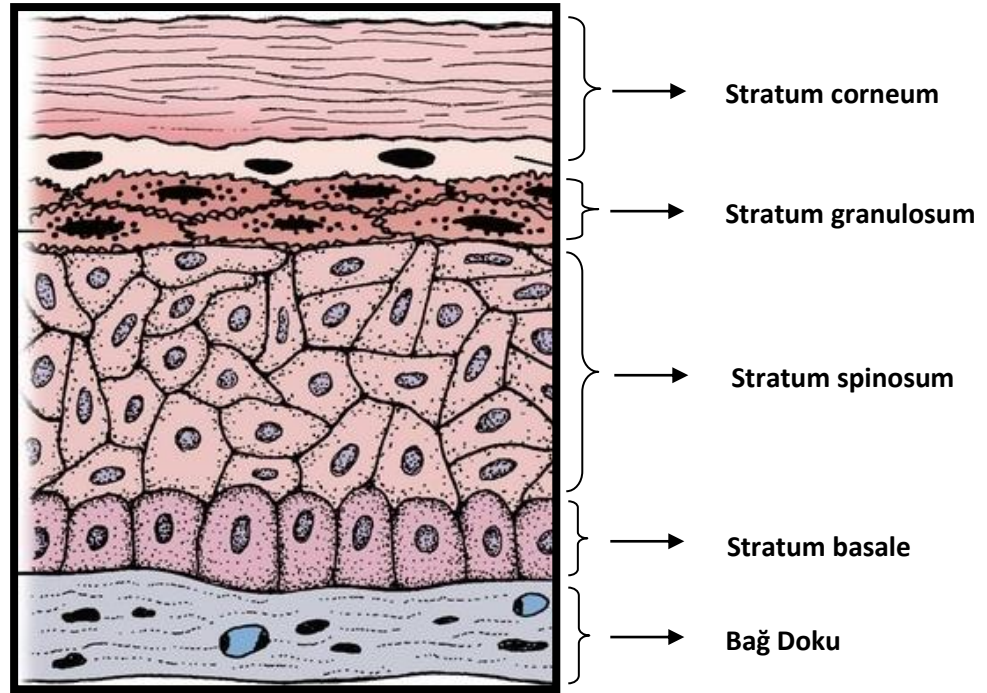
2.5. Periodontal Dokuların Histolojisi

Periyodonsiyum elemanı olan dişeti, histolojik olarak incelendiğinde yüzey epiteli ve bunun altında bulunan bağ doku lamina propria'dan oluşmaktadır (Palumbo, 2011, s.8-9). Epitel kompartmanlarının sadece herhangi bir enfeksiyon karşısında fiziksel bariyer oluşturduğu kabul edilmektedir. Ancak epitel hücrelerinin interaktif bir şekilde bakteriler karşısında doğal konak savunmasında rol oynadığı bilinmektedir. Dişeti epiteli çok katlı yassı epitel şeklinde devam etmektedir. Epitelin ana hücre tipi keratinositler olup bunun yanında nonkeratinositler'de (Langerhans hücreleri, Merkel hücreleri ve Melanositler) bulunmaktadır (Newman ve diğerleri, 2012, s.49).

Dişeti epiteli oral, sulkuler ve birleşim epiteli olmak üzere 3 bölümden oluşmaktadır (Palumbo, 2011, s.8-9). Oral epitel, oral kavitenin epiteli şeklinde devam etmekte ve serbest dişeti ile yapışık dişetininin üstünü örtmektedir. Genellikle 0.2-0.3 mm kalınlığında olup keratinize, parakeratinize yada bunların kombinasyonu şeklindedir. Oral epitel tabakası genellikle 4 katmandan oluşmaktadır(Newman ve diğerleri, 2012, s.52).

- *Stratum basale*
- *Stratum spinosum*
- *Stratum granulosum*
- *Stratum corneum*

Stratum basale, küboidal şeklinde hücrelerden oluşan bir veya iki katmanlı tabakadır. Bu hücreler en farklılaşmamış hücreler olup maturasyon ve eksfoliasyon safhasında görevlidirler. Bu bazal hücreler bağ doku ile direkt temasta olup bağ dokudan bazal membran sayesinde ayrılmaktadır.



Şekil. 2.6. Oral epitel tabakası katmanları

Bazal membran *lamina lucida* ve *lamina densa* adını alan 2 zondan oluşmaktadır. *Lamina lucida* hücreler ile temasta olup çok sayıda hemidezmozoma sahiptir. *Lamina lucida* bu hemidezmozomların sahip olduğu özel yapı sayesinde bazal membrandaki hücreler ile temas sağlamaktadır (Palumbo, 2011, s.9).

Stratum spinosum sitoplazmik süreç le ilgili olan diken benzeri büyük hücrelerden oluşmaktadır. Bu tabaka 10-20 katmandan oluşmaktadır. Bu hücreler birbirine hemidezmozomların çiftleri olan dezmozomlar ile bağlanmaktadır. Hücreler tonofibril adı verilen birçok keratin filamentleri içermektedir. Bu hücrelerin dışında, melanositler, langerhans hücreleri ve merkel hücreleride bu tabakada yer almaktadır. Melanositler melanin pigmenti sentezini sağlarken, langerhans hücreleri immun sistemin bir parçası olup antijen olarak hizmet vermekte, Merkel hücreleri ise propriyoseptif duyuların algılanmasında görev görmektedir (Karacin, 2010).

Stratum granulosum keratohyalinlerin ve tonofibrillerin bulunduğu tabakadır. Bazal tabakada işlenen ve olgunlaşan hücreler stratum granulosuma doğru yol alırken hücrelerde dramatik bir azalma gözlenmektedir.

Stratum corneum yassı hücrelerden oluşmakta olup lokalizasyonuna ve dış uyaranlara bağlı olarak farklı bir keratinizasyon derecesine sahip olan tabakadır (Palumbo, 2011, s.9-11).

Sulkuler epitel dişeti oluşunun üzerini örtmektedir. Epitel ince ve nonkeratinizedir. Diş yüzeyine komşudur ancak dişle bağlantılı değildir (Palumbo, 2011, s.11). Birleşim epiteli ise nonkeratinize bant şeklinde olup, sulkusun tabanında dişeti ve diş arasındaki ilişkiyi sağlayan epiteldir. Oral epitel ve altındaki bağ dokusu arasındaki sınır, dalgalı bir yapıya sahiptir. Bu dalgalı yapı bağ dokunun epitel içine doğru yaptığı uzantılardan (bağ dokusu papilleri) kaynaklanmaktadır (Karacin, 2010).

Bağ dokunun komponentleri; kollajen lifler (%60), fibroblastlar (%5), damar, sinir ve matriks (%35)'dir. Bağ doku 2 katmandan oluşmaktadır; Epitele komşu papiller tabaka ve kemik periostuna bağlı retiküler tabaka (Newman ve diğerleri, 2012, s.57). Papiller tabaka epitelin bazal hücreleri ve onların rete pegleri ile bağlantılıdır. Retiküler tabaka ise alveol kemik ile ilişkidir. Bağ doku fibril ve esas maddeden oluşmakta olup bunun yanı sıra hücreler, sinirler, damarlar içermektedir. Ancak esas komponenti Tip 1 kollajenlerdir. Tip 1 kollajen vücutta en fazla bulunan kollajen türü olup fibriller toplamının %30'unu oluşturur. Osteoblastlar ve odontoblastlar tarafından sentezlenir(Yılmaz, 2009, s.340).Fibroblastlar, mast hücreleri ve immünolojik hücreler de bu tabakada bulunmaktadır. İmmünolojik hücreler arasında makrofajlar, nötrofiller, lenfositler ve plazma hücreleri yer

almaktadır. Bu hücreler o bölgede bulunan yabancı maddeler yada hücrelere karşı savunmada görev almaktadırlar (Palumbo, 2011, s.11). Esas madde amorf yapıda yüksek su içeriğine sahip olup fibriller ile hücreler arası bağlantıyı sağlamaktadır. İçeriğinde temelde fibronektin olmak üzere proteoglikan, hiyalüronik asit, kondroitin sülfat ve glikoproteinden oluşmaktadır. Bağ doku fibrilleri kollajen, retiküler ve elastik fibrilleri kapsamaktadır (Newman ve diğerleri, 2012, s.57). Esas madde aynı zamanda elektrolitlerin, besinlerin ve metabolitlerin taşınmasında da katkı sağlamaktadır.

Fibroblastlar en baskın hücreler olup, kollajen ve ekstraselüler matriksin sentezlenmesi için işlev görmektedir. Bu hücreler ince, uzun ve eliptik şekilde olup mikroskop altında hücresel ürünlerin büyük miktarda üretildiği, iyi gelişmiş endoplazmik retikulum ve golgi aparatı ile mitokondriya ya sahip hücreler olarak gözlemlenmektedir (Palumbo, 2011, s.12).

2.6. Periodontal Hastalıklar

Periodontal hastalıkların sınıflandırılması, diaagnozun yapılabilmesi, prognozun belirlenmesi ve tedavi planlaması açısından önemlidir (Kolsuz, 2013).Amerikan Periodontoloji Akademisinin 1999 yılında düzenlemiş olduğu sınıflama detayı aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Armitage, 1999).

Periodontal hastalık ve durumların sınıflandırılması
Gingival hastalıklar
Plağa bağlı gingiv al hastalıklar
Plağa bağlı olmayan gingival lezyonlar
Kronik periodontitis
Lokalize
Generalize
Agresif periodontitis
Lokalize
Generalize
Sistemik hastalıklara bağlı periodontitisler
Nekrotizan periodontal hastalıklar
Nekrotizan ülseratif gingivitis (NUG)
Nekrotizan ülseratif periodontitis (NUP)
Periodontal apseler
Gingival apse
Periodontal apse
Perikoronar apse
Endodontik lezyonlarla ilişkili periodontitis
Periodontal-endodontik lezyon
Endodontik-periodontal lezyon
Kombine lezyon
Gelişimsel veya edinilmiş deformiteler ve lezyonlar
Plak ile ilişkili gingivitis ve periodontitise neden olabilecek diş ile ilişkili lokalize faktörler
Dişin çevresindeki mukogingival deformiteler
Dişsiz bölgelerdeki mukogingival deformiteler
Oklüzal travma

Şekil. 2.7. Periodontal hastalık ve durumların sınıflandırılması

2.6.1. Gingivitis

Gingivitis, dişler üzerinde oluşan mikrobiyal dental plağa karşı dişetinin verdiği immün cevap sonucunda oluşan enflamatuvar durumdur ve toplumun %90'ından fazlasını etkileyen en sık görülen dişeti hastalıklarındandır (Cebeci, 2011). Gingivitis, inflamasyonun klinik bulgularını taşıyan, dişeti ile sınırlı, ataçman kaybına sebep olmayan bir tablodur (Kolsuz, 2013). Ataçman kaybına neden olmaz ancak daha önceden ataçman kaybı olan bölgeyi etkileyebilir. Enflamasyonun dişetinden destek dokulara yayılımı periodontitis aşamasına geçtiğinin göstergesidir. Periodontitis daima gingivitisten sonra gelişir ancak bütün gingivitisler periodontitise dönüşmez (Newman ve diğerleri, 2012, s.102).

2.6.2. Periodontitis

Gelişiminde mikrobiyal plağın rol oynadığı, dişetinde başlayan değişikliklerin derin periodontal dokulara yansıdığı bir hastalıktır. Periodontitis öncesinde gingivitis gelişir, ancak her gingivitis olgusu periodontitise dönüşmez (Şener, 2004). Periodontal cep oluşumu, dişeti çekilmesi yada her ikisine birden sebep olan, ilgili bölgede alveol kemiğin densite ile yüksekliğinde değişikliğe sebep olan periodontal bir rahatsızlıktır. Renk değişikliği, kontur ve sondlamadaki kanama gibi enflamasyonun klinik bulguları, devam eden ataçman kaybının pozitif göstergesi olmayabilir. Buna rağmen sondlamada devam eden kanama o bölgede enflamasyon varlığını ve bunun akabinde gelişebilecek potansiyel ataçman kaybını güvenilir bir şekilde kanıtlamaktadır (Newman ve diğerleri, 2012, s.104).

Periodontal hastalıklardaki kemik yıkımı bazı lokal faktörler sonucu oluşur. Bu faktörler 2 ayrı gruba ayrılır.

- Gingival inflamasyon
- Oklüzal travma

Gingival inflamasyonun ilerlemesine bağlı meydana gelen kemik kaybı, kemik yüksekliğinde azalmaya sebep olur. Oklüzal travmalar ise kök yüzeyine doğru lateral yönde bir kemik kaybına sebep olurlar. Periodontal hastalıkta kemik kayıplarının en yaygın sebepleri, iltihabın, dişetinden komşu destek periodontal dokulara geçmesidir (Newman ve diğerleri, 2012, s.81).

2.7. Periodontal Defektler

Vücuttaki tüm kemikler gibi alveol kemikte hızlı bir şekilde yeniden şekillenebilmektedir. Bu durum dişlerin pozisyonel adaptasyonları açısından önemli olmakla birlikte, periodontal hastalıkların ilerlemesi için etken bir faktör olabilmektedir. Alveol kemiğinin seviyesi ve mineral yoğunluğu; lokal ve sistemik faktörler tarafından düzenlenen kemik yapımı ve yıkımı arasındaki denge ile korunur. Yıkımın yapımdan fazla olduğu durumlarda kemik yüksekliği ve/veya yoğunluğunda azalma görülür(Kolsuz, 2013).

Periodontal hastalık sonucu meydana gelen alveolar kemik yıkımlarının şeklini etkileyen faktörler mevcuttur. Bunlar;

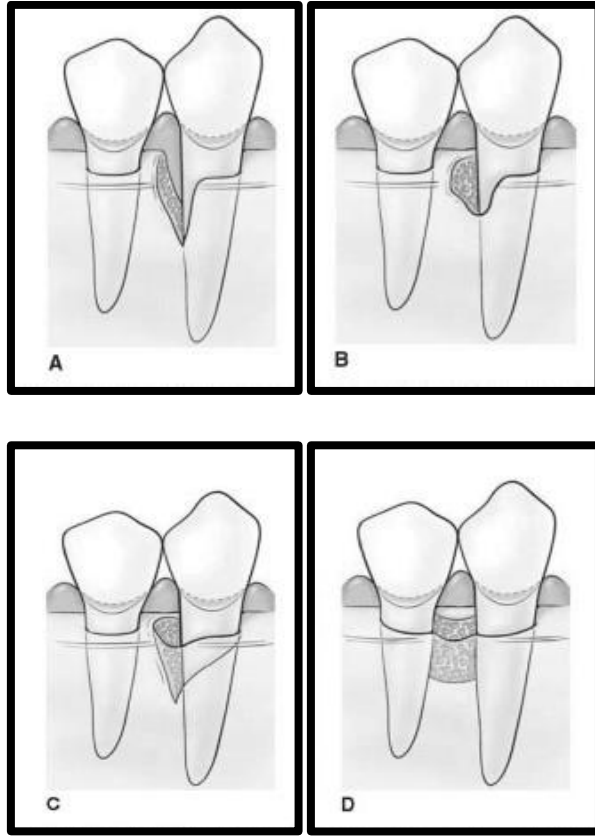
- Dişler arasındaki kemiğin (interdental septa) kalınlığı ve genişliği
- Fasiyal ve lingual taraftaki alveol kemiğinin kalınlığı
- Fenestrasyon (kemikte pencere şeklinde defekt oluşması), ve/veya dehisens (kemikte kama şeklinde defekt oluşması) varlığı
- Dişlerin dizilimi

- Kök ve gövde anatomisi
- Alveol kemiği içinde kökün pozisyonu
- Diğer kök yüzeyi ile olan yakınlık (Cortellini 1996).

Periodontal hastalıkların sonucu olarak alveol kemiklerde çeşitli defektler oluşmaktadır. Bu genellikle erişkinlerde görülsede, değişik insan kuru kafataslarında, değişik dentisyon dönemlerinde de bu defektler görülmektedir. Defektlerin teşhisi her ne kadar da radyografiler ile yapılsa da, tam boyutları ve açılanmalarının teşhisi iyi bir sondlama ve cerrahi görüş ile sağlanmaktadır (Bagis ve diğerleri, 2015). Kemik defekti, alveol kemiği içinde bir veya daha fazla dişi ilgilendiren deformite olarak adlandırılmaktadır (Ataoğlu, 1999). Amerikan Periodontoloji Derneği'nin 2001' de yayınladığı Periodontoloji Terimler Sözlüğü'nde, kemik içi defektler, "1, 2 yada 3 duvarla veya her üçünün birlikte kombinasyonu ile çevrili kemik içindeki periodontal defekt" olarak tanımlanmaktadır (Lang, 2000).

Goldman ve Cohen'in (1953) sınıflandırmasına göre, periodontal cep tabanının alveol kemiği kristasının üzerinde konumlanan defektler, kemik üstü defekt, alveol kemiğinin apikalinde konumlanan defektler ise kemik altı defekt olarak adlandırılmaktadır. Kemik altı defektler ise kemik içi defektler ve kraterler olarak ikiye ayrılmaktadır. Kemik içi defektler; kalan kemik duvarı sayısı, defekt genişliği ve diş etrafındaki topografik yayılıma göre sınıflandırılmaktadır (Papapanou ve Tonetti, 2000).

- Kemik üstü defektler
- Kemik altı defektler (kemik içi defektler, kraterler)
- İnterradiküler (furka) defektler



Şekil 2.8. Kemik defektlerinin duvar sayısına göre görüntüsü A) Bir duvarlı defekt B) İki duvarlı defekt C) Üç duvarlı defekt D) İnterproksimal krater (Papapanou ve Tonetti, 2000).

Lang, 2000 yılında yayınladığı makalede, kemik içi defektlerin günümüzde de çoğunlukla Goldman ve Cohen'in 1958 de belirledikleri kriterlere göre sınıflandırıldıklarını bildirmektedir. Bu kriterlere göre;

a) 1 duvarlı kemik içi defektler; Sadece tek bir kemik duvarı ve diş yüzeyi ile çevrilidefektlerdir. Genellikle interdental bölgede oluşan defektlerdir. Kalan sağlam duvar fasiyal yada palatinal/lingual bölgede olabilir. Fakat kalan duvar proksimal bölgede ise defekt hemiseptum olarak isimlendirilmektedir. Hemiseptal defektler vertikal defektler olup komşu dişide etkilemektedir ve 1 duvarlı kemik içi defektler grubuna girmektedir (Lang, 2000; Goldman ve Cohen, 1958; Lindhe, 2008, s. 902-903).

b) 2 duvarlı kemik içi defektler; İki kemik duvarı ve diş yüzeyi ile çevrili defektlerdir. En sık görülen kemik defektidir. Bu defekt genellikle bukkal yada lingual duvarı etkilemektedir (Lang, 2000).

c) 3 duvarlı kemik içi defektler; Üç kemik duvarı ve diş yüzeyi ile çevrili defektlerdir. Bu defektler en çok interdental bölgeyi etkilemektedir. Kalan kemik duvarı, fasiyal, lingual ve proksimaldedir. Kalan duvar sayısına göre adlandırmanın yanı sıra, üç duvarlı defektler dar veya geniş ağızlı olabilmektedir (Kolsuz, 2013; Lindhe, 2008, s.902).

Kombine defektler; Kemik defektlerinin çoğu 1, 2 veya 3 duvarlı kemik defektlerinin kombinasyonu şeklinde görülmektedir ve kombine defekt olarak adlandırılmaktadır. **Çepeçevre (sirkümferensiyal) kemik defektleri;** Şiddetli oklüzal problemlere bağlı olarak gelişen, dişin farklı yüzeylerindeki defektlerin genişleyerek birleşmesi ve dişin etrafını hendek gibi kuşatmasıyla oluşan bir kemik defekti türüdür (Kolsuz, 2013).

2.7.1. Furka Defektleri

Çok köklü dişlerde bi-furkasyo ya da tri-furkasyo alanlarında oluşan periodontal defektler furka defektleri olarak isimlendirilmektedir. Yaş ile birlikte görülme sıklığı artmaktadır. En fazla furka tutulumu izlenen dişler mandibular 1. molarlardır. Bu defektler de kendi aralarında horizontal ve vertikal yıkım miktarlarına göre ikiye ayrılmaktadır (Çağlayan, 2010, s.114).

Horizontal yıkımın sınıflandırılması;

- **1.Derece:** Lezyonun erken dönemidir. Furkasyon bölgesinde hafif bir kemik kaybı izlenir. Cep kemik üstündedir ve radyograflarda herhangi bir değişiklik yoktur. Sondlamada hafifçe hissedilir.

- **2.Derece:** Furkasyonun bir veya daha fazla yüzeyinde kemik kaybı vardır. Cep kemikiçidir. Radyografatta görüntü verebilir veya vermeyebilir. Sondlamada furkasyona kısmen girilir.
- **3.Derece:** İnterradiküler kemik tümüyle yıkıma uğramıştır. Radyograflarda kökler arası bölge radyolüsent görüntü verir. Sont furkasyonun bir tarafından girip diğer tarafından çıkar fakat furkasyon bölgesi yumuşak doku ile örtülüdür (Bathla, 2011, s.385-386).

Vertikal yıkımın sınıflandırılması;

- Alt grup A: 1-3 mm arası
- Alt grup B: 4-6 mm arası
- Alt grup C: 7 mm ve daha fazla vertikal kemik kaybına işaret eder (Tarnow ve Fletcher, 1984).

Fenesetrasyon; Diş kök yüzeyi üzerindeki kemiğin tamamen kaybedildiği ve sadece periost ile dişeti tarafından örtüldüğü durumlar fenestrasyon olarak bilinmektedir.

Dehisens; Kök yüzeyindeki kemiğin kaybedildiği ve alveolar marjini de etkilediği durumlara dehisens adı verilmektedir (Leung, 2010).

Yapılan çalışmalar göstermiştir ki fenestrasyon ve dehisens, değişik nedenlerle gelişen maloklüzyonların, dişeti çekilmelerinin ve ortodontik tedavi sırasında uygulanan kuvvetlerin sebep olduğu durumlardır. Mevcut kemik kaybı miktarını artırmamak, uygulanacak tedavi planını hasta için daha olumlu ve uzun ömürlü bir hale getirmek için bu defektlerin tedavi öncesi teşhisi çok önemlidir (Sun ve diğerleri, 2014; Enhos ve diğerleri, 2012; Baysal ve diğerleri, 2012).

2.8. Periodontal Hastalıkların Patogenezi

Periodontal hastalıklar, dişeti oluşu içerisinde yerleşmiş olan mikrobiyal dental plak ile konak cevapları arasındaki etkileşimler sonucu ortaya çıkan enflamatuvar hastalıklardır. Periodontal hastalığın etiyolojik faktörü mikrobiyal dental plak ve ağız boşluğunda bulunan patojen bakterilerdir (Page ve Kornman, 1997). Bakteriler periodontal hastalığın başlamasında temeldir, ancak hastalığın oluşmasından tek başına sorumlu değildir. Periodontal hastalık klasik bir enfeksiyon hastalığından farklı olarak fırsatçı bir enfeksiyon hastalığıdır (Fedi ve Peter, s.31). Ağız boşluğunda periodontal çevrede daimi var olan bakterileri elimine etmek mümkün değildir. Periodontal hastalığın oluşması için her ne kadar dental plağın varlığı gerekli olsa da hastalığın şiddeti ve ilerleme şekli tek başına mevcut dental plağın miktarı ile ilişkilendirilemez. Konağın patojenlere vermiş olduğu cevap periodontal hastalıkta bağ dokusu yıkımı ve alveol kemik kaybından asıl sorumludur (Çağlayan, 2010, s.125).

Patogenez, hastalığın oluşmasına yol açan olaylar dizisidir. Periodontal dokuların histopatolojik incelenmesi periodontal hastalığın patogenezinde rol oynayan olayların anlaşılmasını mümkün kılmıştır. Periodontal hastalığın gelişimi esnasında ortaya çıkan olaylarda dişeti, periodontal ligament ve alveol kemiğini ilgilendiren çeşitli konak savunma mekanizmaları yer alır (Page ve Schroeder, 1976).

Enfeksiyona karşı savunmada rol alan immün cevap doğal ve kazanılmış olarak 2 temel bölümden oluşmaktadır. Doğal immünite enfeksiyona karşı ilk savunma hattını oluşturur. Bu tip immünite doğumla beraber vardır, doğal immün mekanizmalar hastalığa neden olan mikroorganizma ile önceden herhangi bir temas olmadan işlev görür. Bu

doğal immüitenin esas fonksiyonu patojenlerin invazyonuna karşı savunma yapma, lokal hemostaz ve doku bütünlüğünün korunması olup bu immüitenin avantajı hızlı olmasıdır. Ancak spesifik değildir ve periodontal dokularda zarara sebep olur. Kazanılmış immün cevap ise patojenlere (antijenlere) karşı özgünlük taşır, aynı antijen ile yeniden karşılaşıldığında hızlı ve kaliteli cevabın oluşmasını sağlar(Çağlayan, 2010, s.125).

Konağın immün sistemi mikrobiyal patojenleri elimine edip periodontal dokuları korumak üzere fonksiyon görür. Ancak periyodonsiyumdaki enflamatuar olayların sınırlandırılmaması sonucu kontrolsüz immün cevaplar enflamatuar sitokinlerin ve konak kökenli enzimlerin aşırı üretimine yol açar (Schwartz ve diğerleri, 1997). Enflamasyonun periodontal ligament ve alveol kemiğe doğru yayılması ile birlikte kemik rezorbsiyonu ortaya çıkar. Periodontal enflamatuar reaksiyonlar esnasında gingival dokularda artan interlökin (IL-1, IL-6, IL-11, IL-17) ve tümör nekrozu faktörü (TNF) alfa seviyeleri kemik rezorbsiyonuna neden olan olayları aktive eder (Lee ve diğerleri, 2008).

Konağın başlattığı akut ve kronik enflamatuar cevap enfeksiyonu kontrol altına alınırsa, enflamatuar olay sonlanır ve zararı tamir edip dokuları enflamasyonun bulunmadığı sağlıklı safhaya taşımak üzere tamir mekanizmaları aktive edilir. Eğer enfeksiyon kontrol altına alınamaz ve sınırlanamaz ise daha fazla periodontal yıkım meydana gelir. Sonuç olarak doğal ve kazanılmış akut ve kronik enflamatuar cevapların tümü periodontal hastalıkların ortaya çıkışında rol oynar (Çağlayan, 2010, s.159).

2.9. Periodontal Hastalıkları Etiyolojisi

Periodontal hastalıkların etiyolojisinde çeşitli faktörler rol oynamaktadır. Bunlar aşağıdaki gibi sıralanabilir.

2.9.1. Oral Mikroorganizmalar

Oral mukoza, vücudun tüm dış yüzeyleri ve bağırsağın iç kısmı gibi, kendine özgü bir mikrofloraya sahiptir. Mikroflora aerob ve anaerob yüzlerce bakteri türünü barındırmaktadır. Bu organizmalar, karışık birbirine bağımlı koloniler halinde dış yüzeyinde bulunmaktadır (Pihlstrom, 2015).

Periodontal hastalık ile ilişkili dental plak içeriğinde gram negatif ve anaerobik bakteri sayısı artmış olarak gözlenmektedir. Bakteri türlerinin bazı kümeleri genellikle subgingival bölgelerde bulunur ve hastalıkla ilişkilidir. Bu patojenler genellikle *Porphyromonas gingivalis*, *Tannerella forsythensis* ve spiroketlerden *Treponema denticola*'dır (Socransky ve Haffajee, 1994). Periodontal dokuların bu organizmalar ile enfekte edilmesi sonucu, lökotoxinlerin, kollajenazların, fibrinolizinlerin ve diğer proteazların salınması gerçekleşmektedir. Bu organizmaların dışında, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*'da diğer patojen mikroorganizmalar arasında yer almakta ve genellikle genç yetişkinlerde görülmektedir (Pihlstrom, 2015). Bu mikroorganizmalar, değişik birey ve popülasyon da periodontal hastalıkların patogenezinde farklı katkılarda bulunmaktadır (Haffajee ve diğerleri, 2004; Philstrom, 2015).

2.9.2. Genetik

Yapılan çalışmalarda bazı hastalıklarda sorumlu gen veya doku kusuru tespit edilmiştir. *Haim-Munk* ve *Papillon-Lefevre* sendromu periodontitis ile ilişkili otozomal resesif rahatsızlıklar olup çocukluk çağı dönemi süt ve daimi dişlenme döneminde diş kayıplarına sebep olmaktadır (Pihlstrom, 2015). Bu sendromlar *cathepsin C* geninde mutasyona bağlı olarak gelişmektedir. Buna benzer şekilde Ehlers-Danlos, Chediak-Higashi,

Kindlers ve Cohen sendromlarında değişik periodontal bulgulara sebep olmaktadır (Pihlstrom, 2015).

2.9.3. Sigara ve Alkol Kullanımı

Sigara kullanan bireylerde, kullanmayanlara oranla periodontitis oluşma riski daha yüksektir. Tütün çığneme gibi alışkanlıklar da gingivitis oluşumu, destek dokularda kayıp oluşması ve prekanseröz lökoplaki oluşumuna sebep olmaktadır. Uzun süreli sigara kullanımlarında gelişebilen akciğer kanseri ile periodontal hastalık gelişimi riski eşdeğer olup, sigara kullanımı periodontal tedavileri ve cerrahi müdahaleleri de olumsuz etkilemektedir (Bergstrom, 2004).

2.9.4. Beslenme

Tarihsel olarak belirgin, açık beslenme eksiklikleri genellikle periodontal hastalıklara sebep olmaktadır. Örneğin C vitamini eksikliği kollajen oluşumu ve bakımında azalmaya, periodontal inflamasyonun artmasına, hemoraji ve diş kaybının artması ile sonuçlanmaktadır. Ancak Amerika ve Avrupa da yapılan epidemiyolojik çalışmalar sonucu minör vitamin eksikliklerinde periodontal dokuları etkileyen bir durum olmadığı gösterilmiştir (Pihlstrom, 2015; Enwonwu, 2000). Diyetle alınan kalsiyum miktarı osteoporotik değişimlerle ilişkili olduğundan ötürü periodontal hastalığın şiddetinin belirlenmesinde etkili bir risk faktörüdür. Günümüzde sadece kalsiyum değil, kalsiyum/potasyum oranı ve bu dengenin parathormon (PTH) salgılanmasına olan etkisi periodontal rejeneratif tedavilerde ve dental implant uygulamalarında kemikte yaratabileceği olumsuz etkiler açısından dikkate alınması gerekmektedir (Lütfioğlu, 2012).

2.9.5. Osteoporoz

Osteoporoz, dünya genelinde önemli bir sorundur, ancak osteoporozla ilişkili fragil kırıkların insidansı Batı ülkelerinde kademeli olarak azalmıştır. Bununla birlikte, osteoporotik kırıklar Japonya dahil olmak üzere Asya ülkelerinde halen artmakta ve mortalite ile morbidite artışına neden olmaktadır (Taguchi ve diğerleri, 2016). Osteoporoz rahatsızlığı olan kişilerde periodontal dokularda duyarlılığın arttığı bilinmektedir. Japonya'da 3 yılı aşkın süren 179 kişi (70 yaş üstü) ile yapılan çalışmada osteopeni rahatsızlığı olan kişilerde periodontal ataçman kaybının önemli derecede arttığı gözlemlenmiştir (Yoshihara ve diğerleri, 2004). Kronik periodontitisli hastalarda TNF- α , IL-1 ve IL-6 gibi artmış inflamatuvar mediatör düzeylerinin arttığı bilinmektedir. Bu sitokinler, nükleer faktör-kB ligandının (RANKL) reseptör aktivatörünü upregüle ederek inflamatuvar kemik yıkımında kilit rol oynamaktadır. RANKL'ın kemiğin yeniden biçimlenmesindeki rolünü araştıran daha önceki çalışmalar, RANKL inhibisyonunun artmış kemik hacmi, yoğunluğu ve kuvvete yol açtığını göstermektedir. Bu nedenle kronik periodontitis ve sistemik inflamasyona bağlı kemik yıkımı osteopeni/osteoporozun ilerlemesinde rol oynayabilir (Mau ve diğerleri, 2017).

2.9.6. Diyabet

Yapılan kesitsel ve prospektif cohort çalışmalarda, her yaşta tip 1 diyabete sahip bireyler ile, erişkin tip 2 diyabete sahip bireylerde, diyabete sahip olmayan bireylere göre daha yaygın ve şiddetli periodontal hastalık görülmektedir (Taylor, 2001). Kontrollü diyabete sahip olan bireylerde periodontal hastalık gelişme olasılığı olmasa da, diyabete sahip ve kontrol altında olmayan bireylerde (retinopati, nefropati, nöropati ve

kardiyovasküler), diyabeti olmayan bireylere göre periodontitis ve ilerleyici kemik kaybı artmış risk altındadır (Pihlstrom, 2015).

2.9.7. Stres

Birçok hastalıkla olduğu gibi, duygusal ve psikososyal stres açık bir şekilde periodontal hastalığın faktörleridir, ancak bu faktörün periodontal hastalığın patogeneziindeki rolü tam olarak bilinmemektedir (**Pihlstrom, 2015**).Strese bağlı olarak gelişen periodontal hastalıkların başında gelen en güzel örnek Nekrotizan Ülseratif Gingivitis (NUG)'dir. NUG siper ağzı olarak bilinmekte ve 1. dünya savaşı döneminde sık görülmesinin, stres, yorgunluk, malnütrisyon ve zayıf oral hijyene bağlı olarak geliştiği düşünülmüştür. Bu rahatsızlık ağrı, dişetinde kanama, halitozis, düşük dereceli ateş, malazi ve servikal lenfadenopati şeklinde seyretmektedir(Çağlayan, 2010,s.174).

2.9.8. HIV ve AIDS

HIV (İnsan Bağışıklık Yetmezlik Virüsü) pozitif, immüsupresif kişilerde nekrotizan gingivitis ve periodontitis sık olarak görülmektedir(Pihlstrom, 2015).HIV enfekte bireylerde sıklıkla izlenen, tek bir diş veya diş gruplarının çevresinde nekrotizan ülseratif dişeti dokusunun yıkımıyla karakterize gingivitis tablosudur. Lezyonlar marjinal dişetinde görülmekle birlikte yapışık dişetine ve oral mukozaya doğru yayılım gösterebilmektedir. Bu lezyonlar dişetini ve altındaki dokuları yıkıma uğratabilmektedir.

NUG lezyonlarının devamında sıklıkla gelişen ve HIV pozitif bireylerin tipik periodontal bulgularından olan, nekrotizan, ülseratif ve hızlı gelişim gösteren formda periodontal ataçman ve alveolar kemik yıkımı ile

karakterize periodontitis tablosu ise nekrotizan ülseratif periodontitis (NUP)'dur. Lezyonlar dental arkın herhangi bir bölgesinde ve genellikle bir kaç dişlik alanda görülmektedir. Generalize formlar ise CD4 T lenfosit sayısı azalmalarından sonra ortaya çıkabilmektedir (Glick ve diğerleri, 1994; Kurtiş, 2005).

2.9.9. Alışkanlıklar

A. Mesleki Alışkanlıklar

Kunduracıların ağzına çivi alması, terzilerin dişleri ile iplik kopartması, trombon, klarnet ve bas gibi nefesli çalgıları çalan müzisyenler ve buna benzer alışkanlıklara sahip meslek grupları, bu grup altında gösterilebilmektedir(Çağlayan, 2010, s.174).

B. Kişisel Alışkanlıklar

Dil ve dudak küpeleri, tırnak yemek, gazoz şişesi kapağı açmak, kalem ısırma, çekirdek çitlemek, diş ile kuruyemiş kabuğu kırmak gibi kişisel alışkanlıklarda periodontal hastalıkların etiyolojisi arasında sayılmaktadır (Çağlayan, 2010, s.174).

2.10. Periodontal Hastalıkların Epidemiyolojisi

Epidemiyoloji, hastalık, sağlık, defekt, ölüm gibi durumların toplumdaki dağılımını inceleyen bilim dalıdır. Periodontolojideki epidemiyolojik çalışmaların amacı, periodontal hastalıkların ırk, cins ve yaşlardaki dağılımını incelemek, şiddetini ve prevalansını tespit etmek, tedavi sonucu meydana gelen değişiklikleri incelemektir (Ülgey, 2013).

Epidemiyolojik çalışmalar, periodontal hastalıkların tüm dünyada yaygın olduğunu göstermektedir. Periodontal hastalıkların klinik bulguları

kolayca tespit edilebilse de tanı koyabilmek ve popülasyonlarda veya bireylerde hastalığın miktarını ve şiddetini matematiksel olarak ifade etmek için indeksler geliştirilmiştir(Çağlayan, 2010, s.205).Periodontolojide, periodontal hastalıkların ırk, cins ve yaşlardaki sıklık ve şiddet derecelerini tespit etmek, aralarındaki farkı bulmak, etiyolojik etkenlerini ve tedavi neticesinde meydana gelen değişiklikleri değerlendirmek periodontal indeksler ile mümkün olmaktadır(Sandallı, 1981, s.75).Hastalıkların pek çoğunda, epidemiyolojik açıdan hastalığın mevcut olup olmadığı yeterli fikir verirken, bu şekilde hastalığa kesin karar vermek hatalı olabilir o nedenle 'indeks' adı verilen özel kayıt sistemine ihtiyaç duyulmaktadır(Ülgey, 2013).

Periodontal durumların araştırılmasında kullanılan indeksler, farklı amaçlara hizmet ederler;

- Dişetindeki iltihabın derecesini ölçen indeksler (Dişeti İndeksi, Modifiye Dişeti İndeksi, Dişeti Oluğu Kanama İndeksi, Dişeti Kanama Zamanı İndeksi)
- Periodontal sağlığın ve doku yıkımının derecesini ölçen indeksler (Yayılım ve Şiddet indeksi, Periodontal İndeks, Periodontal Hastalık İndeksi)
- Eklenti miktarını belirlemede kullanılan indeksler (Plak İndeksi, Basitleştirilmiş Oral Hijyen İndeksi, Diştaşı indeksi)(Çağlayan, 2010, s.206).

2.11. Periodontal Defektlerin Teşhisinde Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri

Periodontal hastalıkların erken teşhisi diş kayıplarının önlenmesi ve hasta sağlığı açısından çok önemlidir (Vanderberghe, 2008). Periodontal hastalığın değerlendirilmesinde radyografiler, anamnez ve klinik muayene

bulgularını (inspeksiyon, palpasyon, cep derinliği ölçümleri, gingival index, mobilite, yapışık dişeti miktarı...) tamamlayıcı rol oynar (Kolsuz, 2013). Bir çok intraoral ve ekstraoral radyografi teknikleri periodontal durumların teşhisinde kullanılmaktadır. Rutin olarak periapikal, bitewing ve panoramik radyografiler tercih edilmektedir (Mol, 2000).

2.11.1. Konvansiyonel Görüntüleme Yöntemleri

Konvansiyonel radyografiler kullanım kolaylığı, düşük maliyeti ve yüksek rezolüsyonu sayesinde periodontal defektlerin teşhisinde en çok kullanılan yöntemlerdir (Bagis ve diğerleri, 2015). Ancak bu yöntemler bize teşhis amacı ile ne kadar da önemli bilgiler sunsa da bazı sınırlamaları mevcuttur (Mol, 2000). Bu sınırlamalardan biri üç boyutlu yapıları iki boyuta indirgemeleridir. 2 boyutlu radyografiler ile 3 boyutlu periodontal defektleri tanımlamak zordur (Bagis ve diğerleri, 2015). Bir diğer önemli dezavantajları ise süperpozisyonlar nedeni ile diş ve anatomik dokularda mevcut morfolojik veya patolojik oluşumların gizlenmesidir (Mol, 2000).

İki boyutlu bilgi taşıyan radyografilerin periodontal hastalıkların tanısında güvenle kullanılabilmeleri için, minimal distorsiyon, interproksimal kontakların minimal süperpozisyonu, alveolar kretin ve servikal mine bağlantısının net bir görünütüsü gibi kriterleri sağlamalıdır (Darby ve diğerleri, 2005).

2.11.2. İntraoral Radyografi Teknikleri (periapikal, bite-wing, oklüzal)

İntraoral radyografi teknikleri ulaşılması ve uygulaması kolay ve ucuz yöntemlerdir. Dental intraoral radyografiler ile hastaya ulaşan radyasyon dozu ışınlama parametrelerine dikkat edildiğinde ve gerekli düzenlemeler

yapıldığında çok azdır (Erdem, 2008).İntraoral radyograflar genellikle alveol kemiği kretinin lokalizasyonunun belirlenmesinde kullanılırlar (Kolsuz, 2013). Alveolar kemik seviyesi hakkında en doğru bilgi veren radyografik teknik, ışın reseptörünün dişe paralel yerleştirildiği, santral ışının dişe ve reseptöre dik yönlendirildiği paralel teknik adı verilen intraoral radyografi tekniğidir (Mol, 2010).

2.11.2.1. Paralel Teknik

Periapikal radyografiler alınırken kullanılan açı-ortay tekniğinin bazı dezavantajları mevcuttur. En büyük dezavantajı kısa kon kullanılmasıdır. Açı-ortay tekniğindeki ışınlar paralel olmadığından, ışınların bir kısmı dişleri eğik olarak geçmekte ve bunun sonucu olarak distorsiyonlar görülmektedir (Çağıl, 2009). Bu nedenden ötürü paralel teknikten yararlanılmaktadır. X-ışınlarının keşfinden yaklaşık bir yıl sonra, radyografi ilk olarak Morton tarafından periodontal hastalık teşhisi için kullanılmıştır. Görüntü distorsiyonunu en az düzeye indirmek için, zaman içerisinde iki farklı periapikal radyografi tekniği geliştirilmiştir. Bunlar paralel teknik ve açı-ortay tekniğidir (Kolsuz, 2013).

Uzun kon, dik açı veya Fitzgerald tekniği adları da verilen paralel teknik, bilinen en eski radyografi tekniğidir. İlk olarak 1896 yılında C. Edmund Kells, film tutucu kullanarak, ışın kaynağını, filme ve objeye dik tutmak gerektiğini bildirmiştir. Daha sonra Dr. Weston A. Price (1904), her iki tekniğin de formülünü tarif etmiştir. 1940'lı yıllarda Dr.Gordon Fitzgerald "McCormack uzun mesafe tekniğini" kullanmak için dental röntgen cihazına uzun bir kon dizayn ederek paralel tekniğin intraoral işlemler esnasında pratik kullanımını geliştirmiş ve bu tekniği "Uzun kon tekniği" olarak isimlendirmiştir (White ve Pharoah, 2009, s.283-294). Bu teknikte film,

objenin uzun eksenine paralel olarak yerleştirilir ve merkezi ışın hem obje hem de filme dik olarak gönderilir. Diş ve film paralellliğini sağlamak için çeşitli film tutucular kullanılır.

Paralel teknikte uzun bir target-obje mesafesi gereklidir. Bunu sağlamak için uzun konlardan faydalanılır(Turgut, 1977; Bayırlı, 1985; Goaz, 1994; White ve Pharoah, 2009).Üzerinde ekstraoral kon yönlendirici kısımlar bulunan film tutucular kullanıldığında minimum teknik hata ile ideale yakın görüntü elde edildiği için bu tip film tutucular tercih edilir. Konu yönlendiren film tutucuların bir ucuna film yerleştirilir, diğer ucunda bulunan halka tüpün konuna takılarak obje-film paralelliği sağlanır. Bu düzenekte merkezi ışının film düzlemi ve objenin uzun eksenine dik gönderilmesi de sağlanır.



Şekil 2.9.Paralel teknikle radyografi çekimi

Film ağıza yerleştirildikten sonra radyografi işlemi tamamlanıncaya kadar film tutucunun pozisyonu korunur. Film, dış ve merkezi ışının bu geometrik oryantasyonu görüntü distorsiyonunu minime indirir. Pratik uygulamada dış-film paralelliği, dış ile film arasına küçük bir tampon konularak da sağlanabilir.

Paralel teknikte ana prensipler şunlardır:

- Obje ve film birbirine paralel olmalı
- Fokal spot-obje arası mesafe uzun olmalı
- Obje ve film mesafesi mümkün olduğu kadar kısa olmalı
- Merkezi ışın obje ve filme dik olarak gönderilmeli
- Fokal spot küçük olmalı

Bu prensipler uygulandığında, magnifikasyon ve distorsiyonlar minimuma indirilir. Dış ve film paralelliğini sağlamak için film dıştan uzaklaştırıldığı zaman görüntüde büyüme olacaktır. Bunu önlemek için paralel teknikte fokal spot-obje mesafesi artırılır, yani uzun bir kon kullanılır. En çok kullanılan kon uzunluğu 40-50 cm dir (Manson, 1979; Bayırlı, 1985; Harorlu, 2006).

Paralel teknikte dışın gerçek boyutuna çok yakın büyüklükte görüntü elde edilir. Obje-film mesafesi ne kadar yakın olursa, radyografide oluşacak görüntüdeki magnifikasyon ve şekil distorsiyonu o kadar az olur. Paralel teknikte filmin objeden uzaklaştırılması sonucu radyografik açıdan oluşan olumsuz durum, ışın kaynağı-obje mesafesi artırılarak minimum düzeye indirilir. Geometrik distorsiyonu ve magnifikasyonu azaltmak için fokal spot-obje mesafesinin artırılması gerekir. Işın kaynağı-obje arası mesafe ne kadar fazla olursa, radyografik görüntü o kadar net ve aslına uygun olur (White ve Pharoah, 2009; Harorlu, 2006).

Paralel teknik ile maksilla posterior bölgede *processus zygomaticus*'un süperpozisyonu önlenerek radyografin değerlendirilmesi kolaylaşır, ancak bu teknikte en sık karşılaşılan güçlük, üst çenede damak kubbesinin, alt çenede lingual fossa derinliğinin yetersizliği nedeniyle filmin yeterince derine yerleştirilememesi ve bunun sonucu dişlerin apekslerinin tam olarak görüntülenememesidir. Bu nedenle paralel tekniğin çocuklarda kullanımı oldukça sınırlıdır (Kolsuz, 2013; Harorlı ve diğerleri, 2006).

2.11.3. Bite-wing Tekniği (Isırtma Radyografisi)

Periodontal hastalık tanısında kullanılan diğer bir yöntem de bite-wing yöntemidir (Kolsuz, 2013). Peripikal radyografilere benzer açılardırma ile görüntülerin elde edildiği dolayısı ile alveolar kemik düzeyini gerçeğe yakın doğruluk ile belirlemek üzere kullanılabilen diğer radyografik teknik ısırtma radyografisi (bitewing) tekniğidir (Mol, 2013).

Bu teknikle film alırken kullanılan film tutucular, hastalığın veya iyileşmenin saptanması için belirli periyotlarla alınması gereken filmlerin standardizasyonunu sağlamak açısından önem taşımaktadır. Bu film tekniği dişlerin apikal bölgeleri hakkında bilgi sağlamasa da, alveolar kemik seviyesinin belirlenmesinde yararlı bir yöntemdir (Jeffcoat ve diğerleri, 1996). Kemik kaybının kökün orta üçlüsünü aştığı durumlarda filmi vertikal olarak yerleştirerek “vertikal bite-wing” ile ileri düzeyde kemik kayıplarını saptamak mümkündür. Ancak “horizontal bite-wing” tekniği ile kıyaslandığında, filmin vertikal olarak yerleştirilmesine bağlı olarak görüntülenen alan daralmakta ve bunun sonucunda posterior bölgenin görüntülenebilmesi için birden fazla film alınması gerekmektedir (Şener ve Baksı, 2013).

2.11.4. Ekstaoral Radyografi Teknikleri

2.11.4.1. Panoramik Radyografi

Panoramik radyografi her iki dental arkın ve buna komşu anotamik yapıların tek bir tomografik görüntüsünün minimal geometrik distorsiyon ve süperpozisyon ile görüntülenmesini sağlayan tekniktir (Farman, 2007, s.7).Panoramik radyografilerin periodontolojide tanı amaçlı kullanımı kısıtlıdır. Yapıların en net izlendiği üç boyutlu alan olan fokal açıklığın hastanın yapısına göre her cihazda ayarlanamaması, horizontal ve vertikal yöndeki distorsiyonların eşdeğer olmaması gibi nedenlere bağlı olarak kemik düzeyi ölçümlerinin güvenilirliği düşüktür. Sonuç olarak panoramik radyografiler alveolar kemik seviyesi hakkında kabaca bilgi vermekle birlikte periodontal hastalık durumunda hassas ölçümler için öncelikli olarak tercih edilecek görüntüleme tekniği değildirler (Mol, 2010).

2.11.5. Dijital Radyografiler

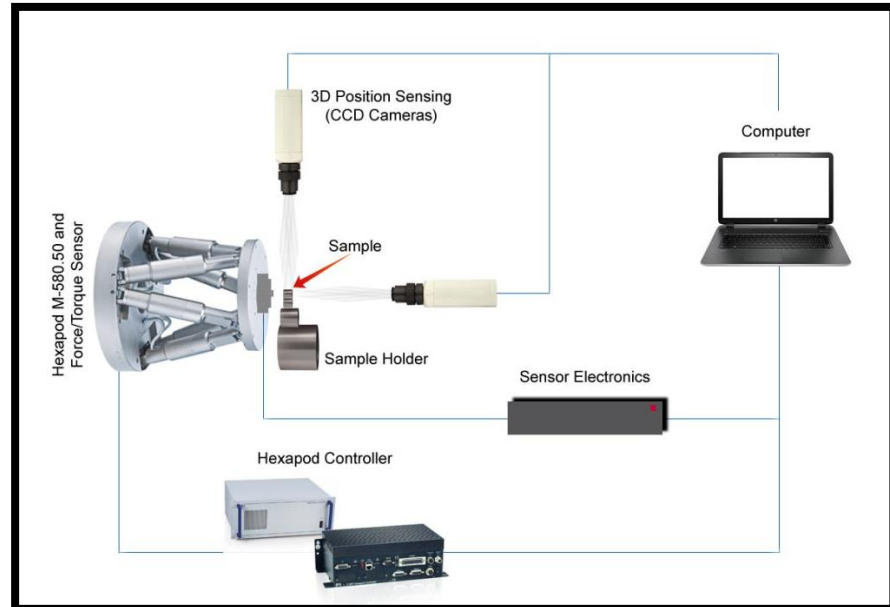
Dijital radyografi, konvansiyonel teknikte kullanılan film bazlı radyograflar yerine x-ışınlarına duyarlı sensörlerin kullanıldığı ve görüntünün bilgisayar ortamına aktarıldığı radyografi tekniğidir (Harorlı ve diğerleri, 2006).Dijital radyografinin diş hekimliğindeki kullanımı gün geçtikçe artış göstermektedir (Şener ve Baksı, 2013).Tıpta geniş kullanım alanına sahipken diş hekimliğindeki kullanımı 1980'lerde gerçekleşmiştir. İlk dijital görüntüleme sistemi olan RVG 1984 yılında Dr. Frances Mouynes tarafından icat edilmiş ve 1987 yılında Geneva'da 1.Dental ve Maksillofasiyal Radyoloji Avrupa Kongresinde sunulmuştur (Ruprecht, 2008).

Dijital radyografi teknikleri direkt ve indirekt dijital radyografi olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Göğüş ve Güneri, 2007).Direkt dijital sistem

sensörleri Charge Couple Device, Charge Injection Device ve Complementary Metaloxide Semiconductor iken, indirekt dijital sistem sensörleri ise fosfor plaklardır (Şener ve Baksı, 2013).

2.11.5.1. CCD (Charge Couple Device)

CCD, İlk olarak 1987 yılında intraoral görüntüleme için diş hekimliğine tanıtılmıştır. Dr. Frances MOUYENS tarafından geliştirilmiş ve Trophy firması ilk kez ticari olarak piyasaya sürmüştür (Mısırlı ve Orhan, 2016). CCD sensörler silikon bir çip üzerinde, ışığa ve x-ışınına duyarlı yarı geçirgen bir tabaka içeren bir detektöre sahiptir. X ışını fotonları silikona çarptığında, silikon atomları arasındaki kovalent bağlar elektron boşlukları oluşturacak şekilde kırılır. Oluşan elektron boşluk çifti sayısı bölgenin aldığı x-ışını miktarı ile doğru orantılıdır.



Şekil 2.10. CCD sensörü biyomekaniği (<http://www.pi-usa.us/blog/dental-biomechanics-research-based-on-hexapod-6-axis-platform/>)

Daha sonra elektronlar yük paketçikleri oluşturdukları cihazdaki en pozitif potansiyele doğru yönlenir. Her paketçik bir piksele eşdeğerdir. İmajın okunması her bir sıra piksel yükünün sırasıyla transfer edilmesi ile oluşur. Şarj sırasının sonuna geldiğinde amplifikatöre transfer edilerek, bilgisayara bağlı bulunan analog dijital çeviriciye voltaj olarak geçirilir. Her bir pikselden gelen voltajlar örneklenir ve bir gri seviyeyi temsil eden sayısal değeri alır (White ve Pharoah, 2004, s.79).

Silikon devre ve üzerindeki okuma alanı, ağız sıvılarından etkilenmemesi için plastikten yapılmış koruyucu bir kılıf ile çevrilidir. CCD sensörlerinin çoğu veri transferini kablo ile sağlamaktadır. Yapılan çalışmalar ile veri aktarımı kablosuz hale getirilmeye çalışılsa da sensöre eklenen yeni parçalar sensör boyutunda büyümeye neden olmuştur. CCD sensörünün en büyük dezavantajı, ağız içi sensörlerin filmlere oranla daha kalın olması sonucu ağza yerleştirilmesinin zor olması ve hasta tarafından tolere edilememesidir. Ayrıca zaman alıcı bir yöntem olması da bu yöntemin dezavantajlarından. Sensöre bağlı olan kablo kolaylıkla zarar görebilir ve sensörün ağza yerleştirilmesini engelleyebilir. Enfeksiyon kontrolü için sensörler ve kablonun bir kısmı plastik kılıf ile kaplanmaktadır (Kolsuz, 2013).

2.11.5.2. CID (Charge Injection Device)

CID kameralar 1970'lerin başında General Electric Company'deki bilim adamları tarafından oluşturulmuştur. Silikonun ışığa duyarlı özelliklerini istismar ederek basit bir X, Y adresli dedektif kapasitör

elemanları dizisi oluşturarak 1972'de ilk CID kamerayı geliştirdiler (https://www.cis.rit.edu/research/CID/a_cid_is.htm). CID, silikon bazlı, solid bir görüntüleme reseptörüdür. CCD'ye çok benzer ancak yapısal olarak CCD'den farklıdır. Görüntülerin işlenmesi için bilgisayara ihtiyaç duymaz (Dirier, 2013). CID dizisindeki her piksel, satır ve sütun elektrotlarının elektrik indekslenmesi yoluyla ayrı ayrı adreslenebilir. Okunuş sırasında toplanan şarjı piksel dışına aktaran (ve dolayısıyla sensörde depolanan görüntüyü silecek) CCD kameralarından farklı olarak, şarj CID dizisinde aktarma yapılmaz. Bunun yerine, depolanan sinyal şarjıyla orantılı bir yer değiştirme akımı, şarj "paketleri" seçilen piksellerdeki kondansatörler arasında kaydırıldığında okunur. Deplasman akımı yükseltilir, voltaja dönüştürülür ve kompozit video sinyali dış dünyaya gönderilir. Sinyal düzeyi belirlendikten sonra, şarj, piksel içinde bozulmadan kalır, her bir pikseldeki satır ve sütun elektrotları, anlık olarak tabana bırakmak veya yükü alt tabakaya "enjekte" etmek üzere değiştirilir. Bu çalışma prensibi CID teknolojisini diğer görüntüleme tekniklerinden temel olarak farklı hale getirir ve görüntüleme sorunlarını çözmek için kullanılabilecek bir takım teknik avantajlar sağlar. Örneğin, CID kameraların tahribatsız okuma özelliği, statik sahnelerin düşük ışık görüntüsüne yüksek derecede pozlama kontrolü getirilmesini mümkün kılar. Yük enjeksiyonunu askıya alarak, kullanıcı "çoklu çerçeve entegrasyonu" (zaman atlamalı maruz kalma) başlatır ve optimum pozlama gelişene kadar görüntüyü izleyebilir (https://www.cis.rit.edu/research/CID/a_cid_is.htm).

2.11.5.3. CMOS (Complementary Metaloxide Semiconductor)

CMOS, günlük yaşamda kullandığımız video kameralarının temelini oluşturmaktadır. Bu yarı iletken dedektörler silikon bazlı olmakla birlikte, teknik olarak piksel şarjlarının, okunma yolu CCD'den daha farklıdır.

Sensördeki her bir piksel komşu olan piksele direkt transistör ile bağlıdır. CCD'deki gibi, X-ışınına bağlı elektron boşlukları, gelen ışın miktarına bağlı olarak oluşturulur. Bu şarj paketleri küçük voltajlar olarak transistöre aktarılır. Her bir transistördeki voltaj ayrı algılanır, okunur ve aynı CCD'de olduğu gibi bir gri renk tonu atanır. CMOS'lar günümüzde chiplerin yapımı ve video kamera dedektörü olarak kullanılmaktadır ve daha ucuzdur (Mısırlı ve Orhan, 2016; White ve Pharoah, 2014, s.45).

2.11.5.4. Fosfor Plak Sistemi (PSP)

Fotostimüle edici fosfor plaklar X-ışınlarından enerjiyi absorbe edip, saklar, daha sonra bu enerjiyi ışık (fosforesans) şeklinde başka bir uygun dalga boyundaki ışığın stimülasyonu ile serbest bırakırlar. Cismin absorbe ettiği X-ışını miktarı ile fosforesans ışık salınım miktarı doğru orantılıdır. Fosfor plaklarda kullanılan materyal europium içerikli baryum florhalid'dir (Mısırlı ve Orhan, 2016; White ve Pharoah, 2014, s.45).

Baryum, iyod, klorin, bromür gibi metaller ile kombinasyonunda bir kristal örgü meydana getirir. Europium ilavesi ise bu örgüde bir boşluk meydana getirir. X-ışını ile ışınlandığında europiumdaki elektronlar enerji absorbe ederler ve yerlerinden ayrılırlar. Bu elektronlar florhalid örgüsündeki halojen boşluklara (f merkezler) doğru göçerler ve yarı kararlı halde orada kalırlar (White and Pharoah, 2014, s.45).



Şekil 2.11.PSP sensör boyutları ve tarayıcısı

Burada kalan elektronların sayısı X-ışını kıymetine oranla artar ve bir latent imaj oluştururlar. 600 nm oranında kırmızı ışık ile uyarılması baryum florhalid elektronları serbest bırakır. Sonraki aşamada serbest kalan elektronlar geri europium'a dönerler. Bu dönüş sırasında 300-500 nm yeşil spektrumdan bir enerji salınır. Bu enerji foto multiplier çoğaltıcı tüp ile yakalanır ve ışığı elektrik enerjisine çevirir. Oluşan voltaj latent imajdan gelen ışıktaki değişimlere göre oluşur. Voltaj sinyali bir analog-dijital çevirici ile dijitalize edilerek dijital görüntü halinde gösterilir (Mısırlı ve Orhan, 2016, White ve Pharoah, 2014, s.46).

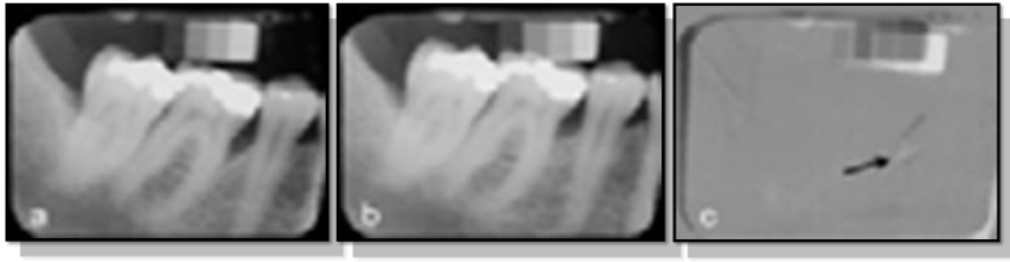
PSP sensörleri kablosuz sensörlerdir. Dental filmlere benzer boyut çeşitliliğinde (0, 1, 2, 3, ve ekstraoral boyutlarda) üretilen bu sensörler geleneksel filmlere çok benzer boyut ve esneklikte dirler. Ancak görüntünün elde edilebilmesi için sensörün özel bir tarayıcıdan geçirilmesi gerekir ve

bunu takiben görüntünün ekranda oluşması işlemleri geleneksel radyografi prosedürüne benzediği için diğer kablolu sensörlere göre daha uzun zamana ihtiyaç vardır (Arslantunalı ve Özyöney, 2003).

2.11.6. Dijital Çıkarma (Eksiltme) Radyografisi

Dijital çıkarma radyografisi eksiklikleri gidererek tanısal doğruluğu artırmaya yönelik geliştirilen bir dijital görünütüleme tekniğidir. Çıkarma radyografisi ilk kez 1920 yıllarında B.G.Zeides des Plantes tarafından tanıtılmıştır ancak diş hekimliğindeki kullanımı 1980'li yıllarda başlamıştır (Vannier, 1996). Bu radyografi yöntemi arka plandaki tüm karmaşıklığın çözülerek, görüntünün iyileştirilmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntem ilk başlarda kontrol hastalarında sık ziyaretlerde alınan radyografilerin karşılaştırılması için kullanılmıştır (Hekmatian ve diğerleri, www.mui.ac.ir).

Bir dental tedavinin öncesinde ve sonrasında benzer geometri ile elde edilen iki filmin birbirinden çıkartılarak gerçekleştirilen fark radyografisi konvansiyonel röntgen filmlerinde gözlemlenen yapısal kirliliği ortadan kaldırmaktadır. Bu sayede görüntüler arasında oluşan değişiklikleri belirlemede önemli derecede hassastır (Cristgau ve diğerleri, 1988).Dijital çıkarma radyografisi bir zaman dilimi süresince radyografik yapıda oluşmuş değişikliklerin belirlenebilirliğini artırmak amacı ile görüntü kirliliğinin ortadan kaldırıldığı bir teknik olup, kalitatif/kantitatif kemik değişikliklerini belirlemedeki etkinliği birçok in vivo ve in vitro çalışma ile ortaya konmuştur (Christgau, 1995).



Şekil 2.12. Periodontal kemik kaybı olan bir hastanın tedavi öncesinde alınan ve tedavi sonrasında alınan radyografin dijital fark radyografi ile artmış kemik kütlesinin görüntüsü (Mol, 2010).

Bu yöntemde aynı bölgeden farklı zamanlarda alınan iki röntgen filmi üzerinde her iki filmde de aynı olan bilgi ortadan kaldırılıp yapısal görüntü kirliliği azaltılarak, iki film arasındaki fark ortaya konmaktadır. Sonuçta röntgen filmlerinde değişmeden kalan anatomik oluşumlar gibi temel yapıların ortadan kaldırılması, gözün sadece iki görüntü arasındaki gerçek farklılıklara odaklanmasını sağlayarak tanısal bilgi içeren değişikliklerin görülmesini kolaylaştırmaktadır. Kontrol süresince değişmeyen tüm anatomik yapılar görüntüde gri bir zemin olarak ortaya çıkmaktadır. Böylece kemik kaybı olan bölgeler filmde grinin koyu tonlarında izlenirken (radyolüsent), kazanç bölgeleri ise gri zeminde açık renk olarak izlenmektedir (Erdem, 2008).

Dijital çıkarma radyografileri uygulamalarında kullanılan filmlerde özdeş açılendirma, özdeş kontrast ve densite olma zorunluluğu vardır. Bu şartların sağlanabilmesi film tutucuya gerek vardır. Projeksiyon açısının standradizasyonundaki başarısızlık yapısal görüntü kirliliğine ve açıklı koyulu artefaktlara neden olup değişim bölgesinin seçilmesini zorlaştırabilir (Benn, 1990).Dijital eksiltme radyografisi tüm bu faktörlere rağmen

rutinkullanıma girmemiştir ve nedeni büyük ölçüde standardizasyon aşamasının zorluğu oluşturmaktadır (Jefcoat ve Reddy, 1992).

2.11.7. TACT (Tuned Aperture Computed Tomography)

İlk kez Webber ve arkadaşları tarafından tanıtılan TACT iki boyutlu bir görüntüyü üç boyutlu görüntüye dönüştürebilen bir görüntüleme tekniğidir(Dom ve diğerleri, 2001).Yöntem temel olarak tomografi ilkelerine dayansa da maliyeti ve radyasyon dozu konvansiyonel ve bilgisayarlı tomografiden daha azdır. Tekniğin uygulanmasında film üzerine bir referans yerleştirilerek bölgeden farklı açılar ile filmler alınır ve özel bir bilgisayar yazılımı ile referans olarak kullanılan obje merkez alınarak seçilen bölgenin kesitleri elde edilir (Erdem, 2008).Çürüklerin teşhis edilmesi, kemik lezyonlarının teşhisi gibi birçok dental uygulamada TACT'ın kullanılabilirliği denenmiş ve hem lokalizasyon belirlenmesi hemde teşhislerinde umut verici çalışmalar yapılmıştır (Dom ve diğerleri, 2001).

Tekniğin periodontolojik hastalıklardaki diagnostik katkısı üzerine birçok çalışma yapılmış ve kemik defektlerini görüntüleme kapasitesi implant bölgelerinde tespit edilmiştir. **Yapılan bir çalışmada implant bölgesinde mevcut kemik defektleri incelenmiş ve konvansiyonel yöntemler ile TACT arasında karşılaştırma yapılmış ve analiz sonucunda lezyonların boyutunda ve şeklinde belirgin farklılıklar çıkmıştır (Horton ve diğerleri, 1996).**

2.11.8. Üç Boyutlu Görüntüleme Yöntemleri - İleri Görüntüleme Yöntemleri

Diş hekimliğinde periodontal hastalıkların tanısında yararlanılan intraoral veya ekstraoral iki boyutlu görüntüleme sistemleri; anatomik

oluşumların birbiri üzerine süperpoze olması nedeniyle incelenecek bölgenin detaylarının maskelenmesine neden olmaktadır. Buna bağlı olarak alveolar kemik seviyesini doğru şekilde saptamak mümkün olmamakta, dolayısıyla görüntülerin tanısal kapasitesi azalmaktadır. Bu durum özellikle vertikal kemik defekti varlığında sorun oluşturmaktadır (Şener ve Baksı, 2013). Pepelassi ve diğerleri yaptıkları çalışmada, periapikal filmlerle gerçekleştirilen radyografik muayenede erken dönem vertikal defektlerin sadece %4'ünün saptanabildiğini, panoramik radyografi ile gerçekleştirilen muayenede bu oranın %1 olduğunu ortaya koymuşlardır (Pepelassi ve Diamanti-Kipioti, 1997). Bu aşamada 3. boyuta dair ayrıntılı bilgi verebilecek gelişmiş görüntüleme tekniklerinden yararlanılması bir zorunluluk oluşturmaktadır (Şener ve Baksı, 2013).

2.11.8.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT ile ilgili çalışmalar 1960'lı yıllarda Amerikalı fizik profesörü A. M. Cormak tarafından yapılmış, ancak ilk kez 1972 yılında İngiliz fizikçi Dr. G. N. Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiştir (White ve Pharoah, 2009, s.207). BT bir tüpten yayılan iyi kolime olmuş x-ışını demetlerinin detektörlere veya iyonizasyon bölmelerine yönlendirilmesi esasına dayanır. Tarayıcının geometrik şekline göre radyografik tüp ve detektörler hasta çevresinde bir eksen üzerinde senkronize şekilde hareket ederler veya halka biçimli detektörler içinde ışın kaynağı dairesel bir şekilde hareket eder. Tarayıcının bu şekilde hareket etmesi seri şekilde görüntü elde edilmesini sağlar (İçen, 2012). BT'de hastanın üzerinde yattığı masa sabit pozisyonda iken hastaya ince bir demet şeklinde x-ışını gönderilir ve 1 adet kesit görüntü elde edilir. Yeni bir kesit daha alınmak istenirse masa istenilen miktarda hareket ettirilerek X-ışını gönderilir ve bir kesit daha elde edilir (Aksoy, 2013). Günümüze sıklıkla kullanılan tarayıcılar helikal veya spiral tarzda

hareket ederek görüntü sağlarlar. Spiral BT'de tüp 20-80 sn boyunca kesintisiz olarak X-ışını üretirken hastanın üzerinde bulunduğu masa istenilen hızda BT cihazında ilerletilerek, sonuçta tek bir kesit yerine masanın ilerleme miktarı kalınlığında bir blok incelenmiş olur. Bloğun şekli bir spirali andırdığı için yöntem 'helikal' ya da 'spiral' olarak isimlendirilmiştir (İçen, 2012).

BT'nin konvansiyonel görüntüleme yöntemlerine göre, incelenmek istenen yapının çevredeki dokuların süperpozisyonu olmaksızın görüntülenmesine izin vermesi farklı fiziksel densitelere sahip iki dokunun birbirinden daha kolay ayrılabilmesini sağlayan yüksek kontrast rezolüsyonu, aksiyel, koronal ve sagittal planda (multiplanar) dokunun görüntülenmesine izin vermesi, distorsiyon ve magnifikasyonun olmaması, kist veya tümör varlığında densite ölçümleri ile bu lezyonların katı mı yoksa sıvı bir yapıya mı sahip olduğunun belirlenmesine izin vermesi gibi bir çokavantajı mevcuttur (Aksoy, 2013; İçen, 2012).

Bunun yanında yumuşak dokuların görüntülenmesi için kontrast maddeye ihtiyaç duyulması, konvansiyonel yöntemlere göre daha fazla radyasyon verilmesi ve metalik objelerin görüntüde saçılma oluşturması nedeniyle görüntü kalitesinin bozulması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Aksoy, 2013).

BT, dentomaksillofasiyal incelemede, konjenital veya edinsel deformitelerde, intrakraniyal tümörlerin değerlendirilmesinde, maksillofasiyal komplekste bulunan benign veya malign lezyonlarda, rekonstrüktif ve ortognatik cerrahi öncesi planlamalarda, dental implant uygulamalarında, travma ve TME hastalıklarının incelenmesinde kullanışlıdır (İçen, 2012; Aksoy, 2013).

Yapılan çalışmalarda periodontoloji alanında bilgisayarlı tomografi ile elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilen alveolar kemik yüksekliği ve kemik içi defekt ölçümlerinin doğruluğunun yüksek olduğu ortaya koyulmuştur (Şener ve Baksı, 2013). Ancak BT'lerin periodontal hastalık tanısı ve incelemeleri için kullanılmasında yarar-zarar değerlendirilmesi çok iyi yapılmalıdır. BT kullanımı ile maksilla ve mandibula'ya ait yapıların görüntülerinin elde edilebilmesi için hastaya verilen radyasyon dozunun konvansiyonel dental radyografilere göre çok fazla olduğu bilinmektedir. BT ile yüksek çözünürlük elde edilirken hastaya verilen dozun artması ayrıca yüksek maliyeti tekniğin dezavantajlarından (Mol, 2010; Ekestubbe ve diğerleri, 1993).

2.11.8.2. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)

2000'li yılların başlarında özellikle medikal teknolojilerdeki gelişmelere bağlı olarak, diş hekimliği pratiğinde kullanılmak üzere daha az yer kaplayan ve daha düşük dozda çalışan BT'ler üretilmeye başlanmıştır. Bu cihazlarda iki boyutlu sensör ile birlikte konik şekilli x-ışını kullanılmakta, ışın ile sensörün basit bir dönüşü ile maksillofasiyal bölgeyle ilgili hacimsel veriler elde edilebilmektedir. Genel olarak görüntü kaynağı ve dedektör yapısı diğer tomografi sistemlerinden farklı olan bu yöntem "Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi" olarak adlandırılmıştır (Orhan, 2012).

2.11.8.2.1. KIBT'nin teknik esasları

KIBT tekniğinde spiral BT'deki fan şeklindeki ışın demeti yerine konik x ışını demeti kullanılmakta ve BT'deki çoklu rotasyonların aksine görüntülenmek istenen alan etrafında 360°'lik tek bir rotasyon gerçekleştirilmektedir (Aksoy, 2013; Mac-Donald Jankowski ve Orpe, 2006b). Bu şekilde ışınlama süresi düşürülerek hastaya uygulanan radyasyon

azaltılabilmektedir. Hasta etrafında 360° dönen ve x-ışın sensörünün merkezinde bulunan dairesel veya dikdörtgen konik şeklinde x-ışın demetiyle tarama sırasında, her 1 derece rotasyon için 1 adet olmak üzere, seri şeklinde 360 projeksiyon elde edilir. Bu şekilde oluşan dijital veri, bilgisayar algoritması ile yeniden yapılandırılarak aksiyal, sagittal ve koronal kesitler elde edilmektedir. BT'de görüntülerin rekonstrüksiyonu için pahalı özel bir bilgisayar sistemine gerek var iken, KIBT görüntülerinin rekonstrüksiyonu için özel bir bilgisayara gerek olmaksızın herhangi bir bilgisayar yardımı ile yapılabilmektedir (Araki ve diğerleri, 2004).

Cihazın özelliğine bağlı olarak tarama işlemi oturur, ayakta veya supin pozisyonda gerçekleştirilebilmektedir. İncelenecek olan alanın boyutuna göre 'Görüntüleme Alanı' (Field of view; FOV) seçilebilmekte, bu şekilde daha küçük alanlarda çalışma yapıldığında daha iyi çözünürlükte görüntüler elde edilebilmektedir. Ayrıca daha düşük FOV ile inceleme yapıldığında uygulanan radyasyon dozu da azaltılmaktadır (Orhan, 2012).

Görüntü X ışını kaynağı ve detektörlerin sabit olduğu rotasyon yapan açıklığın kullanımıyla gerçekleşir. Piramidal veya konik şekilli iyonize radyasyon kaynağı ilgili bölgenin ortasından karşı taraftaki X ışını detektörlerine yönlendirilir (Scarfe ve Farman, 2008). Rotasyon sırasında detektörler tarafından alınan görüntüler silindirik numerik bir hacim elde etmek için bilgisayar tarafından işlenir. Numerik silindirlerde her bir hacim ünitesinin (voksel) şekli kübik olup hacmi izotropiktir (Hodez ve diğerleri, 2011). Farklı açılardan alınan ham görüntülerden yumuşak doku, iskelet, diş ve havayolu gibi dokuların iç yapısı hakkında bilgiyi içeren 3 boyutlu görüntüleri elde etmek için bilgisayar algoritmaları kullanılır (Huang ve diğerleri, 2008).

2.11.8.2.2. KIBT'nin Maksillofasiyal Bölgedeki Kullanım Alanları

KIBT, maksillofasiyal bölgede implant uygulanacak bölgenin incelenmesinde, temporomandibuler eklemin değerlendirilmesinde, patolojilerin değerlendirilmesinde, kraniyofasiyal fraktürlerin pre-post operatif değerlendirilmelerinde, ortodontide büyüme ve gelişimin değerlendirilmesinde, ortognatik cerrahide, endodontide, periodontolojide defektlerin teşhisi amacıyla ve paranazal sinüslerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Orhan, 2012; Aksoy, 2013).

KIBT ayrıca periodontal ligament aralığının değerlendirilmesinde ve bu sayede mevcut periodontitis'in erken teşhisinde, kemik içi defektler, furka defektleri, bukkal ve lingual alveolar kemik defektlerinin teşhisinde, rejeneratif periodontal tedaviler ile kemik greftlerinin değerlendirilmesi gibi periodontal alanlarda da kullanımı bir çok çalışma ile gösterilmiştir (Mohan ve diğerleri, 2011).

2.11.8.2.3. KIBT Artefaktları

2.11.8.2.3.1. X-ışını demeti ile ilgili artefaktlar

X-ışınının sebep olduğu artefaktlar 2 grup altında incelenebilir. X-ışınları polikromatik ışınlardır. Heterojen yapıdaki bu ışınların düşük enerjili kısımları, objeyi geçerken kolayca absorbe olabildiğinden demetin ortalama enerjisi artar ve sertleşir. Özellikle yoğun ve kalın objelerden geçerken yüksek enerjili fotonlar daha az absorbe olacağından, yoğun densiteye sahip dokuların ya da objelerin arasında kalan düşük yoğunluktaki oluşumların voksel değerleri olduğundan daha düşük hesaplanır. İncelenen bölgenin merkezine doğru gidildikçe yani yoğun objeden uzaklaştıkça atenüasyon değeri daha

azalmış olacak ve 'cripping' denilen hipodens çukurlaşma şeklinde alanlar görülecektir.

Bir diğeri de yüksek densiteli cismin (metalik obje) sertleşen bu ışınların transmisyonunu ve detektörlere ulaşmasını engellemesi nedeni ile detektörde kayıt yapılamaması ve bu nedenle görüntülerde yoğun cismin etrafında yayılan ışınsal çizgilenmeler olarak izlenen 'streaking' artefaktlarıdır. Bu ışın demetinin sertleşmesine bağlı (beam hardening) artefaktlar metal objelerin uzaklaştırılması, mevcut protezlerin ağızdan uzaklaştırılması, FOV alanın düşürme, kesit kalınlığını azaltarak mA'yı artırma ve üretici firmanın önerdiği değişik software algoritmaları ile azaltılabilir (Harorlı, 2014, s.219-221).

2.11.8.2.3.2. Hasta ile ilgili artefaktlar

Çekim sırasında hastanın hareketi sonucu veri kayıpları gelişmektedir. Bu durum başın stabilizasyonunu sağlayarak ve ışınlama süresini kısaltarak önlenabilir. Hastanın üzerinde ve ağızda bulunan metalik objeler ciddi streaking artefaktına neden olur, bu nedenle çekim öncesi bunlara dikkat edilmelidir.

2.11.8.2.3.3. Tarayıcı ile ilgili artefaktlar

Detektörün algılanmasında dengesizlik, ortam ısısının düşük olması, ısınmamış detektör ya da cihaz kalibrasyonunun yetersizliğinden kaynaklanan sirküler çizgiler, merkezde izlenen 'ring' artefaktıdır. Tarama esnasında her açılal pozisyonda detektörün aynı noktada ya da alanda yaptığı tekrarlı okumalar neticesinde ortaya çıkar. Ring artefaktı, detektörün ve ortamın optimal şartlarda hazır bulundurulması ve cihazın rutin bakımının yapılmasıyla azaltılabilir.

2.11.8.2.3.4. Konik ışın geometrisiyle ilişkili artefaktlar

KIBT sistemlerinde ışın demetinin projeksiyon geometrisine ve imajların rekonstrüksiyon metoduna bağlı olarak gelişen artefaktlar 3 şekilde görülmektedir.

- **Parsiyel hacim etkisi;** voksel içerisinde tek bir dokunun bulunması durumunda, voksel'in piksele yansıttığı x-ışını atenüasyon değeri tamamıyla o dokunun atenüasyon değeri ile uyumlu olur. Eğer bir doku, vokselin volümünü tamamen dolduramıyorsa başka bir ifade ile voksel boyutu görüntülenecek objenin boyutundan daha büyük seçilmişse, aynı voksel içerisinde eşit hacimde diğer doku ile birlikte ortalama densite alınıp piksellere yansıtılacağından, doku yoğunluğu gerçeğinden farklı ölçülecektir. Bu durum densite olarak birbirinden çok farklı değerlere sahip komşu bölgelerde (kemik, yumuşak doku, kemik-hava vb..) doku düzlemleri arasında homojen yoğunluk olarak izlenir. Bu artefaktı tamamen önlemek mümkün değildir ancak kesit kalınlığı azaltılarak bir miktar düzeltilebilir (Harorlı, 2014, s.219-221).
- **Düşük örnekleme;** tarama sırasında görüntü elde etmek için kullanılan temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı az olduğu zaman, azalan bu veri sayısı yanlış yorumlamalara, düzensiz sınırlara, düşük rezolüsyonlu ve gürültülü görüntülere neden olur ve görüntüler üzerinde düz çizgi artefaktları olarak karşımıza çıkar. Temel projeksiyon datasının oluşturan görüntü sayısı artırılarak artefakt azaltılabilir. **Gürültü;** x-ışını demeti doğrultusunda bulunan objelerin gerçek atenüasyonları ile her yönden saçılan fotonların neden olduğu atenüasyonlar,

detektörler tarafından fazladan kaydedilir. Bu ilave atenüasyonlara 'gürültü' denilmektedir.

- **Konik ışın etkisi;** taranan hacmin periferik kısımlarında oluşan doğal bir artefaktır. Hasta etrafında horizontal olarak rotasyon yapan x-ışını demetinin merkezden periferik doğru ayrılmasına bağlı olarak, projeksiyon datası tüm piksellerce toplanırken, periferik yapılara ait verilerin bilgisi, detektör piksellerinin dış sırasında daha az atenüasyonla kaydedildiği için azalır. Konik ışın etkisi, tarama hacminin periferik kısımlarında imaj distorsiyonu, çizgilenme olarak karşımıza çıkar(Harorlı, 2014, s.219-221).

Periodontal defektlerin tam olarak izlenememesi, tedavi planını etkilemektedir. 3 boyutlu defektlerin 2 boyutlu görüntüleme yöntemleri ile teşhis edilmesi tedavi seçeneklerini dramatik olarak değiştirmektedir. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) her ne kadar rutin olarak kullanılsada, geniş çaplı ve kompleks özellikli tünel tarzındaki defektlerin teşhisinde 3 boyutlu görüntüleme yöntemleri kullanılmaya başlanmıştır.

Bu tez çalışmasının amacı, kafataslarında maksilla ve mandibula'da suni olarak oluşturulan periodontal defektlerin, değişen kVp ve mA parametreleri ile alınan dijital intraoral periapikal görüntüleme yöntemleri ile farklı FOV (görüntüleme alanı) ve sabit voksel altında alınan KIBT görüntülerinin defektlerin teşhisi açısından karşılaştırılması ve değişik periodontal defektlerin teşhisi için klinik uygulamada kullanılabilecek optimum görüntüleme değerlerinin belirlenmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Etik Kurul Onayı

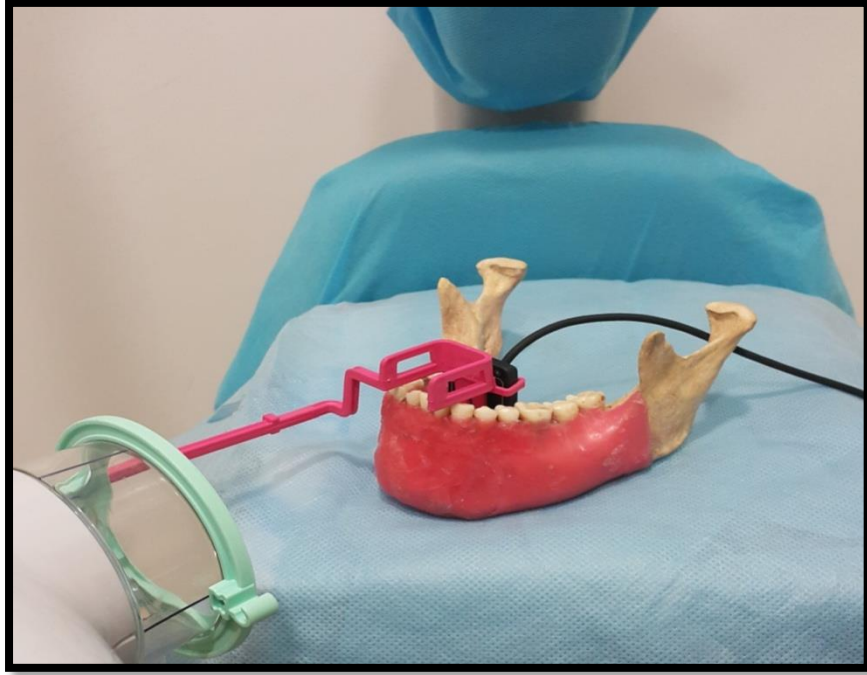
Çalışma protokolü Helsinki Bildirgesi'ndeki tüm düzenleme ve revizyonları içerecek şekilde tanımlanan prensiplere uygun ortaya konulmuştur. Kullanılan dataya erişim sadece sorumlu araştırmacı(lar) ile sınırlandırılmıştır.

232 proje numaralı çalışmamız, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu (YDÜBADEK) tarafından 05.11.15 tarihinde 33 numaralı toplantı ile değerlendirilmiş ve 05.11.2015 tarihinde 232 numaralı karar ile etik olarak uygunluğu onaylanmıştır (Ek. 3.1.).

Araştırmamızda Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'ndan gold standart da içinde olacak şekilde temin edilen 7 adet erişkin, kuru, insan mandibulası ile yine gold standart içinde olacak şekilde 5 adet maksilla kullanılmıştır. Araştırmada kullanılan çenelerin hepsinde tüm dişlerin bulunmasına olabildiğince dikkat edilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan kafataslarından örnekler



Şekil 3.2. Pembe modelaj mumu ile kaplanmış mandibula'dan film tutucu yardımıyla radyografi çekimi

Çenelerden film çekimleri sırasında, yumuşak doku simülasyonunu sağlamak amacı ile pembe modelaj mumu, çeneler üzerine tüm defektleri örtecek şekilde yerleştirilmiştir. Ayrıca standardizasyonu sağlamak için film tutucu apareyler (Dentsply Rinn XCP) kullanılarak paralel teknikle görüntüler alınmıştır.



Şekil 3.3. a.Molar dişte açılan furka defekti görüntüsü, b. Maksiller kanin dişe açılan fenestrasyon, c. Mandibular kesici bölgede dehiscens defekti örneği, d. Mandibular 1.molar dişte mevcut 3 duvarlı defekt örneği

Altın standart olarak kullanılan alt ve üst çene hariç diğer tüm alt hem de üst çenelerde doğal defektlerin olmadığı alanlarda frez ile yapay periodontal defektler oluşturulmuştur. Defektler hava-su spreyi altında yüksek hızlı yuvarlak elmas uçlu frezle (Jota Diamond, 45000 MAX rpm, 300000 OPT rpm) açılmıştır. Oluşturulan tüm defektler kayıt altına alınarak sonrası için saklanmak koşulu ile formlar oluşturulmuştur.

Daha sonra bu çenelerde oluşturulan tüm defektlerin intraoral görüntüleme yöntemlerinden Sorodex Digora® Optime UV (Soredex Medical Systems, Helsinki, Finland) Fosfor Plak sistemi ve Planmeca(Helsinki, Finland) Dixi 3 CCD ile ayrıca KIBTile görüntüleri elde edilmiştir.

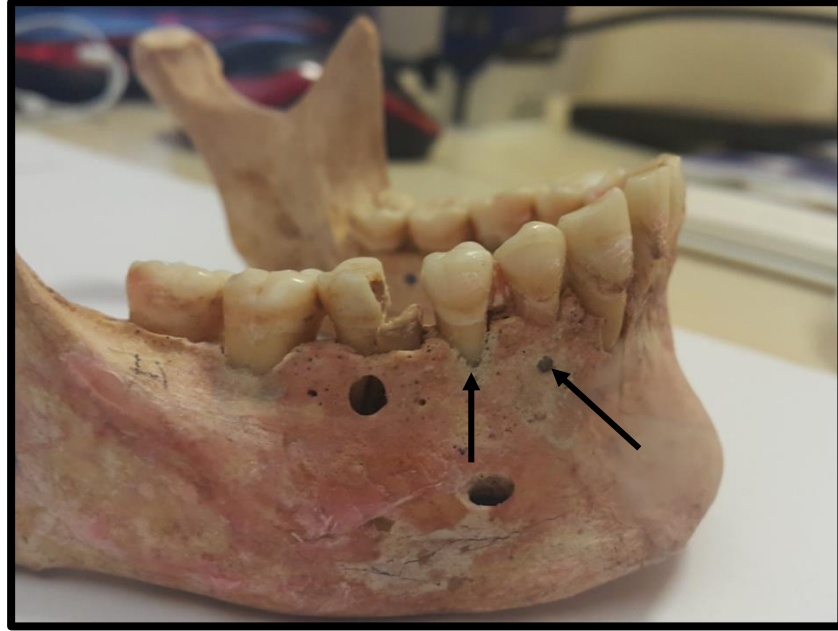
Işınlamalar Digora Optime Fosfor Plak Sistemi ile 60 ve 70 kVp'de 0.16 sn, 0.20 sn ve 0.25 sn ışınlama süreleri ile Planmeca Dixi 3 CCD ile yine 60 ve 70 kVp'de 0.01 sn, 0.02 sn ve 0.03 sn ışınlama süresi kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca KIBT (Morita Veraviewepocs 3d r100) görüntüleri 0.125 mm³ sabit voksel ile, 10x8 ve 8x8 olmak üzere değişik görüntüleme alanları (FOV) kullanılarak elde edilmiştir.



Şekil 3.4. a. Üst çeneden PSP sistemi ile alınan görüntüler **b.**Alt çeneden CCD sistemi ile alınan görüntülerden örnekler **c.**KIBT çekimi sırasında alınan örnek

Tüm çenelerden bahsedilen görüntüleme yöntemleri ile görüntüler elde edildikten sonra, frezle açılan tüm defektlere kimyasal ajan uygulanmıştır (%70-72 perklorik asit). Ayrıca sadece kimyasal ajan kullanımı ile de alt ve üst çenelerde defekt olmayan bölgelerde yeni periodontal defektler oluşturulmuştur. Kimyasal ajandefekt açılmasını istediğimiz bölgeye uygulanmış 12 saat beklenmiş ve ajan tekrarlanarak 12 saat daha

beklenmiştir. Daha sonra yumuşayan kemik bölgeleri el aletleri ile kazınarak istenilen defektler oluşturulmuştur.



Şekil 3.5. Kimyasal ajan kullanımı ile 44 numaralı dişe açılan fenestrasyon ve 45 numaralı dişte oluşturulan dehisens

Çeneler tekrar yumuşak doku simülasyonu için mum ile kaplanmış ve ilk aşamada kullanılan görüntüleme yöntemleri ile ve aynı standardizasyon kurallarına uyarak işlemler tekrarlanmıştır. Alınan görüntüler ise kendi kategorileri altında sınıflandırılarak depolanmıştır.

Alınan periapikal filmler (fosfor plak, CCD) karıştırılarak, powerpoint sunusu haline getirilmiş, ayrıca KIBT görüntüleri ise her çene için ayrı ayrı olacak şekilde gözlemciler tarafından aksiyal, sagittal ve koronal olmak üzere istedikleri kesitler üzerinde inceleme yapmaları sağlanmıştır.

Gözlemciler, periodontal defektlerin teşhisi açısından hem KIBT görüntüleri hem de periapikal radyografi görüntüleri üzerinde uzman

radyolog ve periodontolog tarafından defekt örnekleri'nin bulunduğu powerpoint sunusu yardımı ile kalibre edilmişlerdir.

Görüntülerin değerlendirilmesi için, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'ndan 1 gözlemci (9 yıl deneyime sahip uzman), aynı fakültenin Periodontoloji Anabilim Dalı'ndan 2 gözlemci (biri 1 yıl deneyimli doktora öğrencisi, diğeri 6 yıl deneyime sahip uzman) ve Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan 1 gözlemci(6 yıl deneyime sahip uzman) olmak üzere, toplam 4 gözlemci seçilmiştir. Gözlemcilere sonuçları kaydetmeleri için tarafımızdan hazırlanan formlar verilmiştir.

	Defekt yok	Kesin söyleyemem	Defekt var (1,2,3 duvarlı)	Dehisens	Fenestrasyon	Furka
Slayt 1 34 numaralı diş						
Slayt 1 35 numaralı diş						
Slayt 2 46 numaralı diş						

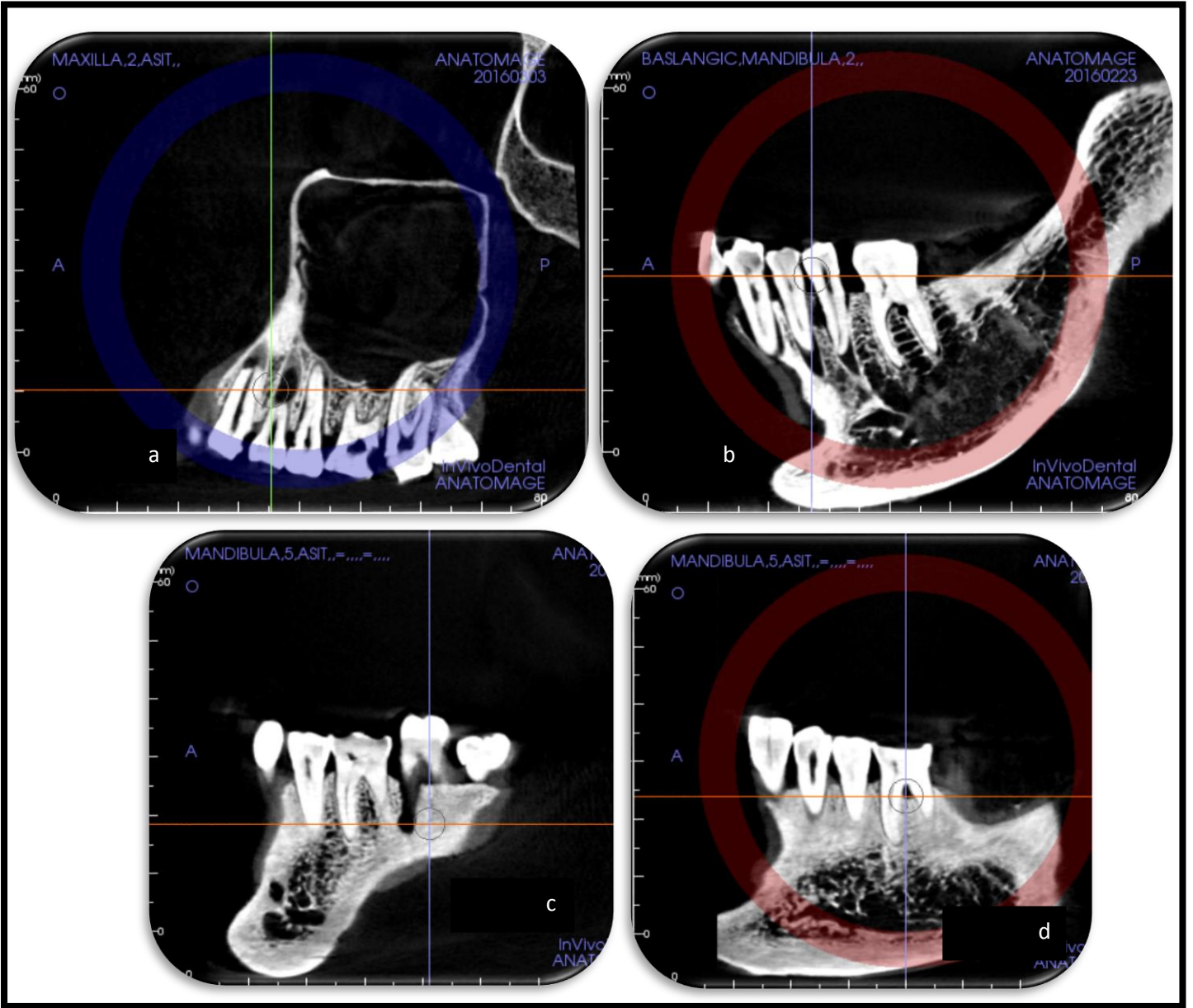
Tablo. 3.1. Gözlemcilere verilen değerlendirme formları

Gözlemcilere verilen bu formlar üzerinde, periodontal defekt yok, kesin söyleyemem ve periodontal defekt var olmak üzere 3 sekme mevcut

olup, periodontal defekt var işaretleyen gözlemcilerden ise gördükleri defektin (dehisens, fenestrasyon, furka, 1, 2 ve 3 duvarlı defekt) ne olduğunu da yazmaları istenmiştir. Bu amaçla gözlemcilere 498 adet PSP ile alınmış ve 588 adet CCD ile alınmış görüntü, araştırmadan bağımsız bir araştırmacı tarafından hazırlanan karışık powerpoint sunu şeklinde okutulmuştur. Ayrıca alınan KIBT datası, gözlemcilere sunularak istedikleri kesitlerde (aksiyal, sagittal, koronal) incelemeleri sağlanmış ve ayrıca 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntülerinde de değerlendirme yapmaları istenmiştir.

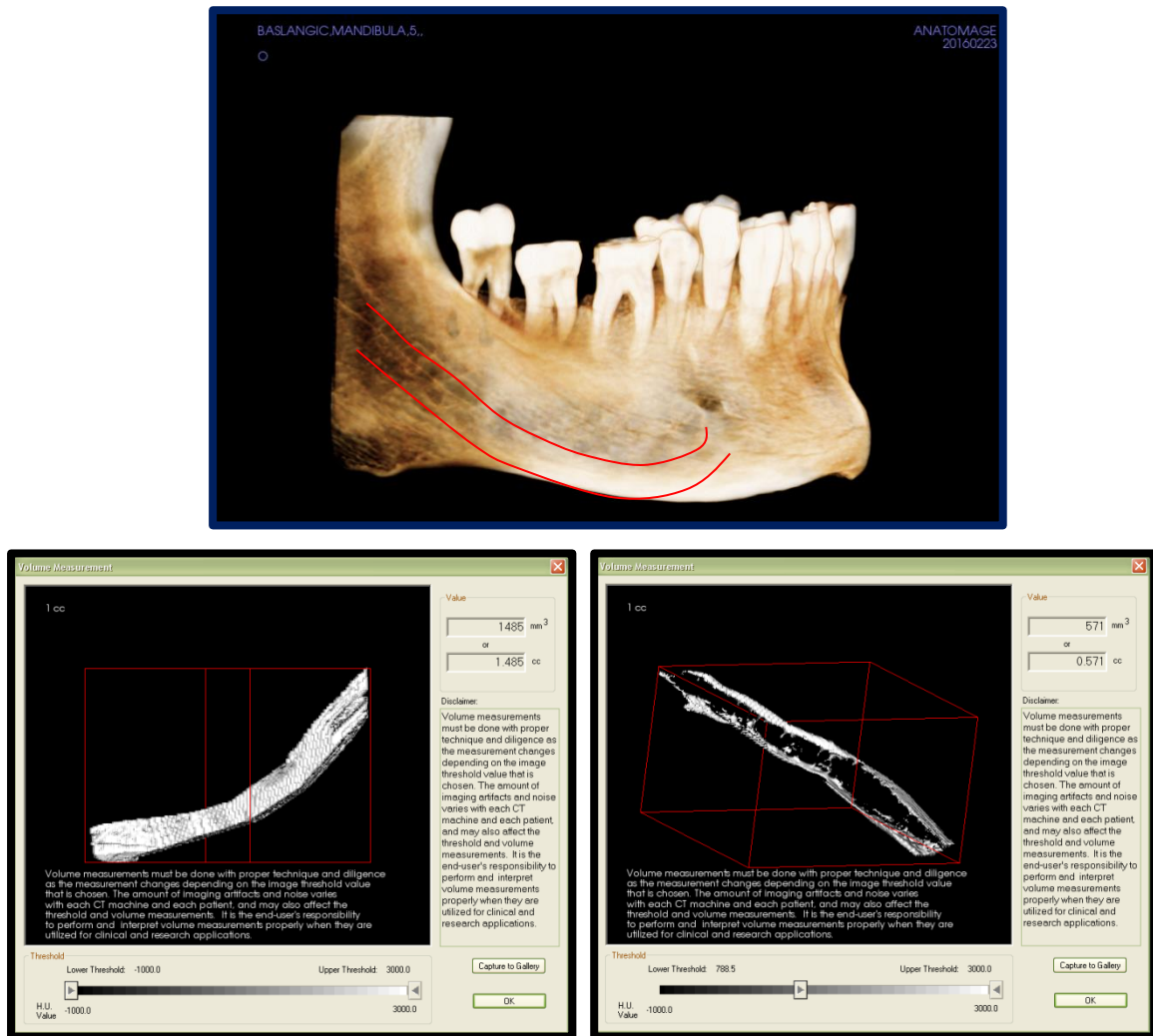


Şekil 3.6. a. 21, 22, 23 numaralı dişte mevcut dehisens'in CCD görüntüsü, b. 34 numaralı dişte mevcut dehisensin CCD görünütüs c. 28 numaralı dişin distalinde mevcut 3 duvarlı defektin PSP görüntüsü, d. 38 numaralı dişte mevcut fenestrasyonûn PSP görüntüsü, e. 46-47 numaralı dişleri ara yüzünde simüle edilen 3 duvarlı defektin CCD görüntüsü



Şekil 3.7.a. Tomografik kesitler üzerinde 24 numaralı dişin distalinde mevcut 1 duvarlı defekt, **b.** 34 numaralı dişin distalinde mevcut 2 duvarlı defekt ile 36 numaralı dişte yapay olarak simüle edilen furka defekti, **c.** 37 numaralı dişin mezial kökünde mevcut fenestrasyon, **d.** 36 numaralı dişte mevcut doğal furkasyon tutulumu

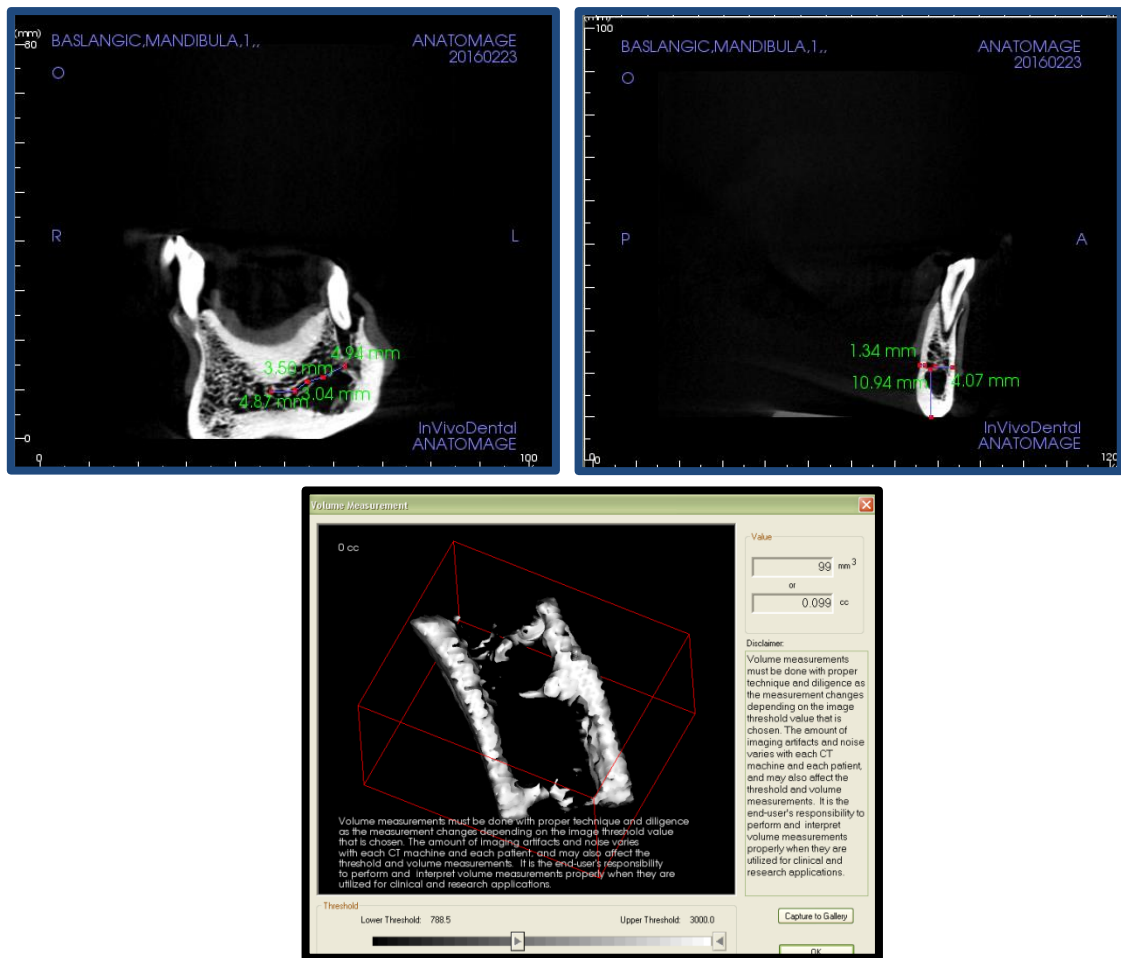
Çalışmamızda ayrıca kuru mandibulalar'dan alınan KIBT görüntüleri aksiyal, sagittal ve koronal kesitler üzerinde mandibuler kanal seyri ile anterior loop değerlendirilmiştir. Daha sonra data, DICOM dosya formatında Invivo 3D software 5.1.2 (Anatomage, San Jose, CA) dental programına aktarılarak kanal ve loop hacimleri ölçülmüştür.



Şekil 3.8. Invivo 3D Software programında mandibular kanal seyri ve hacim ölçümleri

Ayrıca mevcut loop morfolojileri, anatomik lokalizasyonları ve uzunlukları kaydedilmiştir. Mevcut anterior loop'ların 4 farklı bölgeye olan

mesafeleri ölçülmüştür. Bu mesafeler ise, anterior loop'un mental foramenin medial kenarına kadar olan mesafesi, anterior lup'un bukkal kenarının bukkal yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi, anterior loop'un lingual kenarının lingual yüzeydeki alveol duvara kadar olan mesafesi ve anterior lup'un inferior kenarının mandibula'nın inferior kenarına kadar olan mesafesi'dir. Ölçümler aynı gözlemciler tarafından iki kez yapılarak, tüm ölçümlerin ortalama değerleri istatistiksel analize dahil edildi.



Şekil 3.9. Invivo 3D Software programında anterior loop'un 4 farklı bölgeye olan mesafe ölçümleri ve loop hacim ölçümü

3.2.İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 20 Paket programı ile analiz edilmiştir. CCD ve Fosfor Plağın kendi içinde kVp ve ışınlama süreleri değerlerinin karşılaştırılmasında Ki-Kare analizi uygulanmıştır. 2x2 tablolarda gözelerdeki beklenen değerlerin yeterli hacime sahip olmaması durumlarında Fisher's Exact Test kullanılmış olup RxC tablolarda ise Monte Carlo Simülasyonu yardımıyla Pearson Ki-Kare Analizi uygulanmıştır.

Gözlemciler arasındaki uyumu ölçmek için Kappa Uyum Analizi uygulanmıştır.Kappa değerleri, altman tarafından uyarlanan Landis ve Koch kılavuzlarına göre yorumlanmıştır: $k \leq 0.20$ önemsiz düzeyde uyum, 0.21-0.40 zayıf, 0.41-0.60 orta, 0.61-0.80 iyi ve 0.81-1.00 arası çok iyi uyum olarak değerlendirilmiştir (Landis ve Koch, 1977).Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $P < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir ilişkinin olduğu, $P > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir ilişkinin olmadığı belirlenmiştir. Gerçekte defekt olan ve olmayan çenelerdeki incelemelerin doğruluğunu belirlemek için ise sensitivite, spesifite, negatif ve pozitif prediktif değerleri kullanılmıştır. Sensitivite gerçek pozitif oran olarak adlandırılır. Bir test ya da teşhis yönteminden bahsediyorsak duyarlılık testin hastalığı taşıyanları hangi oranla tespit edebildiği anlamına gelir. Spesifite gerçek negatif oran olarak da adlandırılır ve bir test ya da teşhis yönteminin hasta olmayan bir hastaya doğru (yani negatif) teşhisi koyma oranını belirtir. Sensitivite ve spesifite değerleri, ≥ 0.70 kabul edilebilir, ≥ 0.80 olduğu durumda iyi olarak kabul edilmiştir (Guilbert ve diğerleri, 2015; Leung ve diğerleri, 2010).

Çenelerde yapılan kanal ve anterior loop'ların lokalizasyon ve hacim ölçümlerinin istatistiksel analizi için Pearson ki-kare testi ve Student t testi ile değerlendirilmiştir ($p < 0.05$).

4.BULGULAR

4.1. Dehisens'in CCD Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden dehisens teşhisinde tüm gözlemciler için CCD görüntüleme yöntemi (60 kVp'de 0.01, 0.02 ve 0.03, 70 kVp'de 0.01, 0.02, 0.03) kullanılarak çekilen periapikal radyografi görüntülerinde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo 4.1'**de, 2. gözlemci için **tablo 4.2'**de, 3. gözlemci için **tablo 4.3'**de ve 4. gözlemci için **tablo 4.4'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Gözlemciler içinde sadece 4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan CCD görüntülerinden 60 kVp için 0.02 ve 0.03, 70 kVp için 0.02 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde altın standarda göre uyum yakalamıştır($p<0,05$). Ayrıca aynı gözlemci mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan CCD görüntülerinden 60 kVp için 0.01 ve 0.02, 70 kVp için 0.01 ve 0.02 ışınlama süreleri değerlerinde altın standarda göre uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (**tablo 4.4**)($p<0,05$).

Kappa analizine göre 1., 2. ve 3. gözlemci'nin hem mekanik olarak hemde mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama süreleri için altın standarda göre uyumu önemsiz düzey olarak belirlenmiştir. 4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde 60 kVp'de 0.03 ve 70 kVp'de ise 0.02 ışınlama süresi ile alınan görüntülerde zayıf uyum yakalamışken, diğer tüm kVp ve ışınlama süreleri için önemsiz düzeyde uyum yakalamıştır. Aynı gözlemci'nin mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde altın standarda göre uyumu tüm kVp'ler ve ışınlama süreleri için önemsiz düzeyde uyum şeklinde belirlenmiştir (**Tablo. 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4**).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 55'inde dehisens defekti mevcutken, 61 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%7.27), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde ise 3'ünü (%5.45) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, 58'ini (%95.08), 60 kVp 0.02 ile 70 kVp 0.01 sn ışınlama sürelerinde 59'unu (%96.72), 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama sürelerinde 60'ını (%98.36) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 57'sini (%93.44) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 2'sini (%3.64), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 4'ünü (%7.27) ve 70 kVp'de tüm ışınlama sürelerinde 3'ünü (%5.45) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 57'sini (%93.44), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresi ile 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 58'ini (%95.08) ve 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama süresinde ise 59'unu (%96.72) yok olarak belirlemiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%7.27), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde ise 6'sını (%10.91) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01, 0.02 ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama sürelerinde, 57'sini (%93.44), 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama sürelerinde 56'sını (%91.8) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde ise 58'ini (%95.08) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01, 0.02 ve 70 kVp 0.03 sn

ışınlama süresinde, var olan defektlerin 5'ini (%9.09), 60 kVp 0.03 sn ışınlanma süresinde 7'sini (%12.73), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 4'ünü (%7.27) ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde ise 3'ünü (%5.45) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 59'unu (%96.72), 60 kVp 0.02 ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama sürelerinde 57'sini (%93.44) ve 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.01 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde ise 56'sını (%91.8) yok olarak belirlemiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp'de tüm ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%7.27), 70 kVp'de 0.01 sn ışınlama süresinde 5'ini (%9.09), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 7'sini(%12.73) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 6'sını(%10.91) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp'de tüm ışınlama sürelerinde ve ayrıca 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama sürelerinde, 58'ini (%95.08) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama sürelerinde 57'sini (%93.44) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01, 0sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 3'ünü (%5.45), 60 kVp 0.02 ve 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlanma süresinde 4'ünü (%7.27), 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 5'ini (%9.09) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 57'sini (%93.44), 60 kVp 0.02 ve 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama sürelerinde 58'ini (%95.08) ve 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde ise 59'unu (%96.72) yok olarak belirlemiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 9'unu (%16.360), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 14'ünü (%25.45), 60 kVp 0.03 ve

70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 16'sını (%29.09), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 11'ini (%20) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 10'unu (%18.18) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, 55'ini (%90.16), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde 57'sini (%93.44) ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde ise 56'sını (%91.8) ve 70 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde 58'ini (%95.08) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01, sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%7.27), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 13'ünü (%23.64), 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama süresinde 12'sini (%21.82) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde ise 14'ünü (%25.45) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 61'ini (%100), 60 kVp 0.02 sn ışınlama sürelerinde 56'sını (%91.8), 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama sürelerinde 54'ünü (%88.52) ve 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama sürelerinde ise 59'unu (%96.72) yok olarak tespit etmiştir.

Dehisens teşhisinde mekanik olarak açılan defektler üzerinde alınan CCD görüntülerinde, 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde %29.09 sensitivite oranı ile 4. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.1. Altın standart ile 1. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

			Altın standart CCD Mekanik										Altın standart CCD Mekanik+Asit										
			Yok			Var			Toplam		Kappa		Yok			Var			Toplam		Kappa		
			n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa
Dehisens 1.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	58	95,08	51	92,73		109	93,97				57	93,44	53	96,36	110	94,83						
	Var	3	4,92	4	7,27		7	6,03		0,025	0,595	4	6,56	2	3,64	6	5,17		-0,031	0,478			
	Toplam	61	100	55	100		116	100				61	100	55	100	116	100						
Dehisens 1.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	59	96,72	52	94,55		111	95,69				58	95,08	53	96,36	111	95,69						
	Var	2	3,28	3	5,45		5	4,31		0,023	0,564	3	4,92	2	3,64	5	4,31		-0,013	0,734			
	Toplam	61	100	55	100		116	100				61	100	55	100	116	100						
Dehisens 1.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	60	98,36	52	94,55		112	96,55				58	95,08	51	92,73	109	93,97						
	Var	1	1,64	3	5,45		4	3,45		0,04	0,261	3	4,92	4	7,27	7	6,03		0,025	0,595			
	Toplam	61	100	55	100		116	100				61	100	55	100	116	100						
Dehisens 1.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	59	96,72	52	94,55		111	95,69				59	96,72	52	94,55	111	95,69						
	Var	2	3,28	3	5,45		5	4,31		0,023	0,564	2	3,28	3	5,45	5	4,31		0,023	0,564			
	Toplam	61	100	55	100		116	100				61	100	55	100	116	100						
Dehisens 1.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	60	98,36	52	94,55		112	96,55				59	96,72	52	94,55	111	95,69						
	Var	1	1,64	3	5,45		4	3,45		0,04	0,261	2	3,28	3	5,45	5	4,31		0,023	0,564			
	Toplam	61	100	55	100		116	100				61	100	55	100	116	100						
Dehisens 1.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	57	93,44	52	94,55		109	93,97				58	95,08	52	94,55	110	94,83						
	Var	4	6,56	3	5,45		7	6,03		-0,012	0,803	3	4,92	3	5,45	6	5,17		0,006	0,896			
	Toplam	61	100	55	100		116	100				61	100	55	100	116	100						

Tablo. 4.2. Altın standart ile 2. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın standart CCD Mekanik						Kappa		Altın standart CCD Mekanik+Asit						Kappa	
		Yok			Var			Kappa	p	Yok			Var			Kappa	p
		n	%		n	%				n	%		n	%			
				Toplam								Toplam					
Dehisens 2.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	57	93,44	51	92,73	108	93,1			59	96,72	50	90,91	109	93,97		
	Var	4	6,56	4	7,27	8	6,9	0,007	0,879	2	3,28	5	9,09	7	6,03	0,061	0,189
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100		
Dehisens 2.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	57	93,44	49	89,09	106	91,38			57	93,44	50	90,91	107	92,24		
	Var	4	6,56	6	10,91	10	8,62	0,045	0,404	4	6,56	5	9,09	9	7,76	0,026	0,611
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100		
Dehisens 2.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	56	91,8	49	89,09	105	90,52			56	91,8	48	87,27	104	89,66		
	Var	5	8,2	6	10,91	11	9,48	0,028	0,619	5	8,2	7	12,73	12	10,34	0,047	0,424
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100		
Dehisens 2.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	56	91,8	51	92,73	107	92,24			56	91,8	51	92,73	107	92,24		
	Var	5	8,2	4	7,27	9	7,76	-0,01	0,853	5	8,2	4	7,27	9	7,76	-0,01	0,853
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100		
Dehisens 2.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	57	93,44	49	89,09	106	91,38			57	93,44	52	94,55	109	93,97		
	Var	4	6,56	6	10,91	10	8,62	0,045	0,404	4	6,56	3	5,45	7	6,03	-0,012	0,803
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100		
Dehisens 2.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	58	95,08	49	89,09	107	92,24			56	91,8	50	90,91	106	91,38		
	Var	3	4,92	6	10,91	9	7,76	0,062	0,228	5	8,2	5	9,09	10	8,62	0,009	0,864
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100		

Tablo. 4.3. Altın standart ile 3. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın standart CCD Mekanik										Altın standart CCD Mekanik+Asit					
		Yok			Var			Toplam			Kappa	Yok		Var		Toplam	
		n	%		n	%		n	%			n	%	n	%	n	%
Dehisens 3.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	58	95,08	51	92,73	109	93,97					57	93,44	52	94,55	109	93,97
	Var	3	4,92	4	7,27	7	6,03				0,025	4	6,56	3	5,45	7	6,03
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100
Dehisens 3.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	58	95,08	51	92,73	109	93,97					58	95,08	51	92,73	109	93,97
	Var	3	4,92	4	7,27	7	6,03				0,025	3	4,92	4	7,27	7	6,03
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100
Dehisens 3.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	58	95,08	51	92,73	109	93,97					59	96,72	50	90,91	109	93,97
	Var	3	4,92	4	7,27	7	6,03				0,025	2	3,28	5	9,09	7	6,03
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100
Dehisens 3.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	58	95,08	50	90,91	108	93,1					58	95,08	51	92,73	109	93,97
	Var	3	4,92	5	9,09	8	6,9				0,044	3	4,92	4	7,27	7	6,03
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100
Dehisens 3.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	58	95,08	48	87,27	106	91,38					58	95,08	51	92,73	109	93,97
	Var	3	4,92	7	12,73	10	8,62				0,081	3	4,92	4	7,27	7	6,03
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100
Dehisens 3.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	57	93,44	49	89,09	106	91,38					57	93,44	50	90,91	107	92,24
	Var	4	6,56	6	10,91	10	8,62				0,045	4	6,56	5	9,09	9	7,76
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100

Tablo. 4.4. Altın standart ile 4. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın standart CCD Mekanik										Altın standart CCD Mekanik+Asit													
		Yok					Var					Yok					Var								
		n		%		Toplam	Kappa		p	n		%		Toplam	Kappa		p	n		%		Toplam	Kappa		p
		n	%	n	%		n	%		n	%	n	%		n	%		n	%	n	%				
Dehisens 4.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	55	90,16	46	83,64	101	87,07					61	100	51	92,73	112	96,55								
	Var	6	9,84	9	16,36	15	12,93	0,068	0,295			0	0	4	7,27	4	3,45	0,076	0,032*						
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100								
Dehisens 4.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	57	93,44	41	74,55	98	84,48					56	91,8	42	76,36	98	84,48								
	Var	4	6,56	14	25,45	18	15,52	0,195	0,005*			5	8,2	13	23,64	18	15,52	0,16	0,022*						
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100								
Dehisens 4.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	57	93,44	39	70,91	96	82,76					54	88,52	42	76,36	96	82,76								
	Var	4	6,56	16	29,09	20	17,24	0,233	0,001*			7	11,48	13	23,64	20	17,24	0,126	0,083						
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100								
Dehisens 4.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	56	91,8	44	80	100	86,21					59	96,72	43	78,18	102	87,93								
	Var	5	8,2	11	20	16	13,79	0,122	0,066			2	3,28	12	21,82	14	12,07	0,192	0,002*						
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100								
Dehisens 4.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	58	95,08	39	70,91	97	83,62					59	96,72	43	78,18	102	87,93								
	Var	3	4,92	16	29,09	19	16,38	0,25	0,001*			2	3,28	12	21,82	14	12,07	0,192	0,002*						
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100								
Dehisens 4.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	58	95,08	45	81,82	103	88,79					54	88,52	41	74,55	95	81,9								
	Var	3	4,92	10	18,18	13	11,21	0,138	0,024*			7	11,48	14	25,45	21	18,1	0,144	0,051						
	Toplam	61	100	55	100	116	100					61	100	55	100	116	100								

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.2. Dehisens'inPSP Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden dehisens teşhisinde tüm gözlemciler için Fosfor plak görüntüleme yöntemi (60 kVp'de 0.16, 0.20 ve 0.25, 70 kVp'de 0.16, 0.20, 0.25) kullanılarak çekilen periapikal radyografi görüntülerinde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo 4.5'**de, 2. gözlemci için **tablo 4.6'**da, 3. gözlemci için **tablo 4.7'**de ve 4. gözlemci için **tablo 4.8'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Gözlemciler içinde sadece 4. gözlemci'nin mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan PSP görüntülerinden 60 kVp için 0.16, 0.20 ve 0.25, 70 kVp için 0.16, 0.20 ve 0.25 ışınlama süreleri değerlerinde yaptığı teşhislerde altın standarda göre uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0,05$). Ayrıca aynı gözlemci mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan PSP görüntülerinden 60 kVp için 0.20, 0.25 ve 70 kVp için 0.16, 0.20 ve 0.25 ışınlama süreleri değerlerinde yaptığı teşhislerde altın standarda göre uyumu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (**tablo 4.8**)($p<0,05$).

Ayrıca kappa analizine göre 1., 2. ve 3. gözlemci hem mekanik olarak oluşturulan hemde mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama süreleri için altın standarda göre uyumu önemsiz düzey olarak belirlenmişken, 4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde 60 kVp'de 0.25 ışınlama süresinde, 70 kVp'de ise 0.16 ve 0.20 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde zayıf uyum yakalamışken diğer tüm kVp ve ışınlama süreleri için önemsiz düzeyde uyum yakalamıştır. Aynı gözlemci mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre uyumu önemsiz düzey şeklinde belirlenmiştir (**Tablo. 4.5,4.6,4.7 ve 4.8**).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 55'inde dehisens defekti mevcutken, 61 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.16 ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%7.27), 60 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama sürelerinde 1'ini (%1.82), 70 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama sürelerinde ise 3'ünü (%5.45) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp'de tüm sn ışınlama sürelerinde ve 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama sürelerinde 59'unu (%96.72) ve 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde ise 58'ini (%95.08) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de tüm sn ışınlama sürelerinde ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 6'sını (%10.91), 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 5'ini (%9.09) ve 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde 4'ünü (%7.27) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 57'sini (%93.44), 60 kVp 0.20 ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 59'unu (%96.72), 60 kVp 0.25 ve 70 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde 58'ini (%95.08) yok olarak tespit etmiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.16 ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 8'ini (%14.55), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 6'sını (%10.91), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 9'unu (%16.36), 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 11'ini (%20) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 5'ini (%9.09) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp'de 0.16 ve 0.25, 70 kVp'de 0.20 sn ışınlama sürelerinde 56'sını (%91.8) ve 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde ise 55'ini (%90.16), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 53'ünü (%86.89) ve 70 kVp'de

0.25 sn ışınlama sũresinde 58'ini (%95.08) yok olarak değerlendirmiştir.Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.16 sn ışınlama sũresinde var olan defektlerin 9'unu (%16.36), 60 ve 70 kVp 0.20 sn ışınlanma sũresinde 8'ini (%14.55) ve 60 kVp'de 0.25 sn ışınlama sũresinde 10'unu (%18.18), 70 kVp 0.16 sn ışınlama sũresinde 15'ini (%27.27) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama sũresinde 5'ini (%9.09) var olarak tespit etmiştir. Aynı gũzlemci defekt bulunmayan bũlgelerin incelenmesinde 60 ve 70 kVp'de 0.16 ve 0.20 sn ışınlama sũresinde 53'ũnũ (%86.89), 60 kVp 0.25 sn ışınlama sũresinde 54'ũnũ (%88.52) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama sũresinde 55'ini (%90.16) yok olarak bulmuştur.

3. gũzlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.16 sn ışınlama sũresinde, var olan defektlerin 3'ũnde (%5.45), 60 kVp 0.20 ve 70 kVp'de tũm sn ışınlama sũresinde 2'sini (%3.64) ve 60 kVp 0.25 sn ışınlama sũresinde 4'ũnũ (%7.27) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gũzlemci defekt bulunmayan bũlgelerin incelenmesinde 60 kVp'de 0.16 ve 0.20sn ışınlama sũrelerinde 56'sını (%91.8) ve 60 kVp 0.25ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama sũresinde ise 58'ini (%95.08), 70 kVp 0.20 sn ışınlama sũresinde 59'unu (%96.72) ve 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama sũresinde 60'ını (%98.36) yok olarak değerlendirmiştir.Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.16 ve 0.25, 70 kVp'de 0.20 sn ışınlama sũresinde var olan defektlerin 5'ini (%9.09), 60 kVp 0.20 ve 70 kVp 0.16 sn ışınlanma sũresinde 4'ũnũ (%7.27) ve 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama sũresinde 1'ini (%1.82)var olarak tespit etmiştir. Aynı gũzlemci defekt bulunmayan bũlgelerin incelenmesinde 60 kVp'de 0.16sn ışınlama sũresinde 54'ũnũ (%88.52), 60 kVp 0.20 sn ışınlama sũresinde 58'ini (%95.08),60 kVp 0.25 sn ışınlama sũresinde56'sını (%91.8), 70 kVp 0.16 sn

ışınlama süresinde 55'ini (%90.16), 0.20 sn ışınlama süresinde 57'sini (%93.44) ve 0.25 sn ışınlama süresinde 59'unu (%96.72) yok olarak belirlemiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 13'ünü (%23.64), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 17'sini (%30.91) ve 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 15'ini (%27.27) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 12'sini (%21.82) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp'de 0.16 sn ışınlama sürelerinde 55'ini (%90.16) ve 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde ise 56'sını (%91.8), 60 kVp 0.25 ve 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 58'ini (%95.08) ve 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde 59'unu (%96.72) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 12'sini (%21.82), 60 kVp 0.20 sn ışınlanma süresinde 15'ini (%27.27) ve 60 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde 18'ini (%32.73), 70 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde 17'sini (%30.91), 70 kVp'de 0.20 sn ışınlama süresinde 14'ünü (%25.45) ve 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde 11'ini (%20) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp'de 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 54'ünü (%88.52), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 52'sini (%85.25), 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 55'ini (%90.16) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 58'ini (%95.08) yok olarak belirlemiştir.

Dehisens teşhisinde mekanik+asit kullanılarak açılan defektler üzerinde alınan PSP görüntülerinde, 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde %32.73 sensitivite oranı ile 4. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.5. Altın standart ile 1. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

	Altın standart PSP Mekanik										Altın standart PSP Mekanik+Asit					
	Yok			Var			Toplam			Kappa	Yok		Var		Toplam	Kappa
	n	%		n	%		n	%			n	%	n	%	n	%
Dehisens 1.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	59	96,72	51	92,73	110	94,83				57	93,44	49	89,09	106	91,38
	Var	2	3,28	4	7,27	6	5,17	0,042	0,332		4	6,56	6	10,91	10	8,62
	Toplam	61	100	55	100	116	100				61	100	55	100	116	100
Dehisens 1.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	59	96,72	54	98,18	113	97,41				59	96,72	49	89,09	108	93,1
	Var	2	3,28	1	1,82	3	2,59	-0,015	0,621		2	3,28	6	10,91	8	6,9
	Toplam	61	100	55	100	116	100				61	100	55	100	116	100
Dehisens 1.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	59	96,72	54	98,18	113	97,41				58	95,08	49	89,09	107	92,24
	Var	2	3,28	1	1,82	3	2,59	-0,015	0,621		3	4,92	6	10,91	9	7,76
	Toplam	61	100	55	100	116	100				61	100	55	100	116	100
Dehisens 1.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	59	96,72	51	92,73	110	94,83				59	96,72	49	89,09	108	93,1
	Var	2	3,28	4	7,27	6	5,17	0,042	0,332		2	3,28	6	10,91	8	6,9
	Toplam	61	100	55	100	116	100				61	100	55	100	116	100
Dehisens 1.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	58	95,08	52	94,55	110	94,83				58	95,08	50	90,91	108	93,1
	Var	3	4,92	3	5,45	6	5,17	0,006	0,896		3	4,92	5	9,09	8	6,9
	Toplam	61	100	55	100	116	100				61	100	55	100	116	100
Dehisens 1.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	59	96,72	52	94,55	111	95,69				58	95,08	51	92,73	109	93,97
	Var	2	3,28	3	5,45	5	4,31	0,023	0,564		3	4,92	4	7,27	7	6,03
	Toplam	61	100	55	100	116	100				61	100	55	100	116	100

Tablo. 4.6. Altın standart ile 2. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

			Altın standart PSP Mekanik										Altın standart PSP Mekanik+Asit											
			Yok			Var			Toplam			Kappa		Yok			Var			Toplam			Kappa	
			n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa	p
Dehisens 2.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	56	91,8	47	85,45	103	88,79						53	86,89	46	83,64	99	85,34						
	Var	5	8,2	8	14,55	13	11,21	0,066	0,279				8	13,11	9	16,36	17	14,66	0,034	0,621				
	Toplam	61	100	55	100	116	100						61	100	55	100	116	100						
Dehisens 2.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	55	90,16	49	89,09	104	89,66						53	86,89	47	85,45	100	86,21						
	Var	6	9,84	6	10,91	12	10,34	0,011	0,85				8	13,11	8	14,55	16	13,79	0,015	0,823				
	Toplam	61	100	55	100	116	100						61	100	55	100	116	100						
Dehisens 2.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	56	91,8	46	83,64	102	87,93						54	88,52	45	81,82	99	85,34						
	Var	5	8,2	9	16,36	14	12,07	0,085	0,178				7	11,48	10	18,18	17	14,66	0,069	0,308				
	Toplam	61	100	55	100	116	100						61	100	55	100	116	100						
Dehisens 2.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	53	86,89	47	85,45	100	86,21						53	86,89	40	72,73	93	80,17						
	Var	8	13,11	8	14,55	16	13,79	0,015	0,823				8	13,11	15	27,27	23	19,83	0,146	0,056				
	Toplam	61	100	55	100	116	100						61	100	55	100	116	100						
Dehisens 2.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	56	91,8	44	80	100	86,21						53	86,89	47	85,45	100	86,21						
	Var	5	8,2	11	20	16	13,79	0,122	0,066				8	13,11	8	14,55	16	13,79	0,015	0,823				
	Toplam	61	100	55	100	116	100						61	100	55	100	116	100						
Dehisens 2.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	58	95,08	50	90,91	108	93,1						55	90,16	50	90,91	105	90,52						
	Var	3	4,92	5	9,09	8	6,9	0,044	0,376				6	9,84	5	9,09	11	9,48	-0,008	0,891				
	Toplam	61	100	55	100	116	100						61	100	55	100	116	100						

Tablo. 4.7. Altın standart ile 3. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik												Altın Standart PSP Mekanik+Asit											
		Yok			Var			Toplam			Kappa			Yok			Var			Toplam			Kappa		
		n	%		n	%		n	%		Kappa	p		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	
Dehisens 3.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	56	91,8	52	94,55	108	93,1							54	88,52	50	90,91	104	89,66						
	Var	5	8,2	3	5,45	8	6,9				-0,03	0,561		7	11,48	5	9,09	12	10,34			-0,025		0,674	
	Toplam	61	100	55	100	116	100							61	100	55	100	116	100						
Dehisens 3.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	56	91,8	53	96,36	109	93,97							58	95,08	51	92,73	109	93,97						
	Var	5	8,2	2	3,64	7	6,03				-0,05	0,303		3	4,92	4	7,27	7	6,03			0,025		0,595	
	Toplam	61	100	55	100	116	100							61	100	55	100	116	100						
Dehisens 3.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	58	95,08	51	92,73	109	93,97							56	91,8	50	90,91	106	91,38						
	Var	3	4,92	4	7,27	7	6,03				0,025	0,595		5	8,2	5	9,09	10	8,62			0,009		0,864	
	Toplam	61	100	55	100	116	100							61	100	55	100	116	100						
Dehisens 3.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	58	95,08	53	96,36	111	95,69							55	90,16	51	92,73	106	91,38						
	Var	3	4,92	2	3,64	5	4,31				-0,01	0,734		6	9,84	4	7,27	10	8,62			-0,027		0,623	
	Toplam	61	100	55	100	116	100							61	100	55	100	116	100						
Dehisens 3.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	59	96,72	53	96,36	112	96,55							57	93,44	50	90,91	107	92,24						
	Var	2	3,28	2	3,64	4	3,45				0,004	0,916		4	6,56	5	9,09	9	7,76			0,026		0,611	
	Toplam	61	100	55	100	116	100							61	100	55	100	116	100						
Dehisens 3.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	60	98,36	53	96,36	113	97,41							59	96,72	54	98,18	113	97,41						
	Var	1	1,64	2	3,64	3	2,59				0,021	0,499		2	3,28	1	1,82	3	2,59			-0,015		0,621	
	Toplam	61	100	55	100	116	100							61	100	55	100	116	100						

Tablo. 4.8. Altın standart ile 4. gözlemci dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit									
		Yok					Var					Yok					Var				
		n		%		n		%		n		n		%		n		%		n	
		Kappa		p		Kappa		p		Kappa		Kappa		p		Kappa		p		Kappa	
Dehisens 4.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	55	90,16	42	76,36	97	83,62			54	88,52	43	78,18	97	83,62						
	Var	6	9,84	13	23,64	19	16,38	0,143	0,045*	7	11,48	12	21,82	19	16,38	0,107	0,133				
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100						
Dehisens 4.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	56	91,8	42	76,36	98	84,48			54	88,52	40	72,73	94	81,03						
	Var	5	8,2	13	23,64	18	15,52	0,16	0,022*	7	11,48	15	27,27	22	18,97	0,163	0,03*				
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100						
Dehisens 4.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	58	95,08	38	69,09	96	82,76			52	85,25	37	67,27	89	76,72						
	Var	3	4,92	17	30,91	20	17,24	0,268	0,001*	9	14,75	18	32,73	27	23,28	0,184	0,022*				
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100						
Dehisens 4.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	58	95,08	40	72,73	98	84,48			55	90,16	38	69,09	93	80,17						
	Var	3	4,92	15	27,27	18	15,52	0,231	0,001*	6	9,84	17	30,91	23	19,83	0,217	0,004*				
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100						
Dehisens 4.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	58	95,08	40	72,73	98	84,48			55	90,16	41	74,55	96	82,76						
	Var	3	4,92	15	27,27	18	15,52	0,231	0,001*	6	9,84	14	25,45	20	17,24	0,161	0,026*				
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100						
Dehisens 4.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	59	96,72	43	78,18	102	87,93			58	95,08	44	80	102	87,93						
	Var	2	3,28	12	21,82	14	12,07	0,192	0,002*	3	4,92	11	20	14	12,07	0,157	0,013*				
	Toplam	61	100	55	100	116	100			61	100	55	100	116	100						

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.3. Fenestrasyon'un CCD Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden fenestrasyon teşhisinde CCD görüntüleme yöntemi ile alınan filmlerde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo 4.9**'da 2. gözlemci için **tablo 4.10**'da, 3. gözlemci için **tablo 4.11**'de ve 4. gözlemci için **tablo 4.12**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerde, ayrıca daha sonra açılan defektlere asit uygulandıktan sonra alınan görüntülerden (mekanik+asit) yapılan inceleme sonucu fenestrasyon belirlenmesinde gözlemcilerin tecrübeleri ve uzmanlığı arasında bir fark saptanmamış, tüm gözlemcilerin altın standarda göre uyumu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Ayrıca kappa analizine göre 1. gözlemcinin mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde 60 kVp'de tüm ışınlama süreleri ile alınan görüntülerdeki defektlerin teşhisinde altın standarda göre uyumu zayıf olarak belirlenmişken, 70 kVp'de tüm ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yapılan teşhislerde orta düzeyde uyum gözlenmiştir. Aynı gözlemcinin mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde 60 kVp'de 0.01 ve 0.02 ışınlama sürelerinde zayıf düzeyde uyum görülmüşken, 60 kVp de 0.03, 70 kVp'de ise tüm ışınlama sürelerinde alınan görüntülerden yapılan teşhis orta düzey şeklinde belirlenmiştir (**Tablo. 4.9**).

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden 60 kVp'de 0.01, 0.02 ve 70 kVp'de 0.03 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yapılan teşhislerin altın standarda göre uyumu zayıf olarak belirlenmişken, diğer kVp ve ışınlama süreleri ile alınan görüntülerden yapılan teşhislerde orta

düzeyde uyum yakaladığı görülmüştür. Aynı gözlemcinin mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerden yaptığı teşhislerin, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre uyumu orta düzey şeklinde tespit edilmiştir(**Tablo. 4.10**).

3. gözlemcinin mekanik olarak oluşturulan defektlerden yalnızca 60 kVp'de 0.02 ışınlama süresi ile alınan görüntülerde yaptığı teşhisler zayıf düzey olarak belirlenmişken, diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde yaptıkları teşhislerin altın standarda göre uyumu önemsiz düzey şeklinde belirlenmiştir. Aynı gözlemcinin mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerden yaptığı teşhislerin, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre uyumu orta düzey şeklinde belirlenmiştir (**Tablo. 4.11**).

4. gözlemcinin mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerden yaptığı teşhislerin, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre uyumu orta düzey şeklinde belirlenmişken, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden 60 kVp'de 0.01 ve 0.02, 70 kVp'de 0.01 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyumu zayıf olarak belirlenmişken, 60 kVp'de 0.03, 70 kVp'de 0.02 ve 0.03 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yaptığı teşhislerde ise uyumu orta düzey olarak belirlenmiştir (**Tablo. 4.12**).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 14'ünde fenestrasyon defekti mevcutken, 102 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 2'sini (%14.29), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde 3'ünü (%21.43), 70 kVp'de ise tüm ışınlama sürelerinde 4'ünü (%28.57) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt

bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama sürelerinde 3'ünü (%21.43), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 4'ünü (%28.57) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 101'ini (%99.02), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 102'sini (%100) yok olarak belirlemiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01, 0.03 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%28.57), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 5'ini (%35.71) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 101'ini (%99) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.01 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 4'ünü (%28.57), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 5'ini (%35.71) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 4'ünü (%28.57), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 3'ünü (%21.43) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 101'ini (%99) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, tüm kVp ve ışınlama

sürelerinde 5'ini (%35.71) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 101'ini (%99) yok olarak değerlendirmiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 4'ünü (%28.57) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 60 ve 70 kVp'de 0.01 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 4'ünü (%28.57), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 3'ünü (%21.43) ve 60 ve 70 kVp'de 0.03 sn ışınlama süresinde 5'ini (%35.71), 70 kVp'de 0.02 sn ışınlama süresinde 6'sını (%42.86) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 101'ini (%99) yok olarak tespit etmiştir.

Fenestrasyon teşhisinde mekanik+asit kullanılarak açılan defektler üzerinde alınan CCD görüntülerinde, 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde %42.86 sensitivite oranı ile 4. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.9. Altın standart ile 1. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum

Altın standart CCD Mekanik										Altın standart CCD Mekanik+Asit											
Yok			Var			Toplam			Kappa		Yok			Var			Toplam			Kappa	
n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa	p
Fenestrasyon 1.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn																					
Yok	102	100	12	85,71	114	98,28					101	99,02	11	78,57	112	96,55					
Var	0	0	2	14,29	2	1,72			0,324	0,001*	1	0,98	3	21,43	4	3,45				0,296	0,001*
Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100					
Fenestrasyon 1.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn																					
Yok	102	100	11	78,57	113	97,41					102	100	11	78,57	113	97,41					
Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0,001*	0	0	3	21,43	3	2,59				0,324	0,001*
Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100					
Fenestrasyon 1.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn																					
Yok	102	100	11	78,57	113	97,41					102	100	10	71,43	112	96,55					
Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0,001*	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*
Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100					
Fenestrasyon 1.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn																					
Yok	102	100	10	71,43	112	96,55					102	100	10	71,43	112	96,55					
Var	0	0	4	28,57	4	3,45			0,413	0,001*	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*
Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100					
Fenestrasyon 1.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn																					
Yok	102	100	10	71,43	112	96,55					102	100	10	71,43	112	96,55					
Var	0	0	4	28,57	4	3,45			0,413	0,001*	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*
Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100					
Fenestrasyon 1.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn																					
Yok	102	100	10	71,43	112	96,55					102	100	10	71,43	112	96,55					
Var	0	0	4	28,57	4	3,45			0,413	0,001*	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*
Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100					

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.10. Altın standart ile 2. gözlemci fenestasyon teşhis durumları arasındaki uyum

Altın Standart CCD Mekanik										Altın Standart CCD Mekanik+Asit																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																	
Yok					Var					Toplam					Kappa					Yok					Var					Toplam					Kappa																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																								
n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.11. Altın standart ile 3. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik										Altın Standart CCD Mekanik+Asit									
		Yok		Var		Toplam		Kappa		Yok		Var		Toplam		Kappa					
		n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%	n	%	Kappa	p				
Fenestrasyon 3.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	101	99	11	78,57	112	96,55			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	1	1	3	21,43	4	3,45	0,296	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 3.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	101	99	10	71,43	111	95,69			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	1	1	4	28,57	5	4,31	0,382	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 3.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	101	99	11	78,57	112	96,55			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	1	1	3	21,43	4	3,45	0,296	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 3.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	101	99	11	78,57	112	96,55			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	1	1	3	21,43	4	3,45	0,296	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 3.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	101	99	11	78,57	112	96,55			100	98,04	9	64,29	109	93,97						
	Var	1	1	3	21,43	4	3,45	0,296	0,001*	2	1,96	5	35,71	7	6,03	0,43	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 3.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	101	99	11	78,57	112	96,55			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	1	1	3	21,43	4	3,45	0,296	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Tablo. 4.12. Altın standart ile 4. gözlemci fenestrasyon teşhisi durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik										Altın Standart CCD Mekanik+Asit									
		Yok		Var		Toplam		Kappa		Yok		Var		Toplam		Kappa		p			
		n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%	n	%	Kappa	p				
Fenestrasyon 4.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55			101	99,02	10	71,43	111	95,69						
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	1	0,98	4	28,57	5	4,31	0,382	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 4.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55			102	100	11	78,57	113	97,41						
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	0	0	3	21,43	3	2,59	0,324	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 4.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 4.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55			101	99,02	10	71,43	111	95,69						
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	1	0,98	4	28,57	5	4,31	0,382	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 4.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55			101	99,02	8	57,14	109	93,97						
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	1	0,98	6	42,86	7	6,03	0,534	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestrasyon 4.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55			101	99,02	9	64,29	110	94,83						
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	1	0,98	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*				
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.4. Fenestrasyon'un PSPGörüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden fenestrasyon teşhisinde, PSP görüntüleme yöntemi ile alınan filmlerde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo 4.13**'de, 2. gözlemci için **tablo 4.14**'de, 3. gözlemci için **tablo 4.15**'de ve 4. gözlemci için **tablo 4.16**'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerden yapılan incelemerde, ayrıca daha sonra açılan defektlere asit uygulandıktan sonra alınan görüntülerden (mekanik+asit) yapılan inceleme sonucu fenestrasyon belirlenmesinde gözlemcilerin tecrübeleri ve uzmanlığı arasında bir fark saptanmamış, tüm gözlemcilerin altın standarda göre uyumu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Ayrıca kappa analizine göre 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre zayıf uyum yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise 60 kVp'de 0.20 ışınlama süresi hariç tüm kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum yakalamıştır (**Tablo. 4.13**).

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerin teşhisinde 60 kVp'de 0.16'da, 70 kVp'de 0.16 ve 0.20 ışınlama sürelerinde altın standarda göre orta düzey uyum, 60 kVp'de 0.20 ve 0.25 ışınlama sürelerinde iyi düzeyde uyum ve 70 kVp'de 0.25 ışınlama süresinde zayıf düzeyde uyum yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerde ise sadece 70 kVp'de 0.20 ile 0.25 ışınlama

sürelerinde zayıf uyum yakalamış diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum yakalamıştır (**Tablo. 4.14**).

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde, 60 kVp'de 0.20 ve 0.25 ışınlama sürelerinde altın standarda göre zayıf uyum, diğer kVp ve ışınlama sürelerinde ise orta düzeyde uyum sağladığı belirlenmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise 60 kVp'de 0.16 ve 70 kVp'de 0.25 ışınlama sürelerinde zayıf uyum, diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum yakalamıştır (**Tablo. 4.15**).

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre orta düzeyde uyum yakalamış, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresi kullanılarak alınan görüntülerde zayıf düzeyde uyum, geriye kalan kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum yakalamıştır (**Tablo. 4.16**).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 14'ünde fenestrasyon defekti mevcutken, 102 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 3'ünü (%21.43) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 4'ünü (%28.57) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 101'ini (%99.02), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, 60 ve 70 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 6'sını (%42.86), 60 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde 7'sinin (%50), 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 5'ini (%35.71) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 3'ünü (%21.43) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de tüm ışınlama sürelerinde var olan defektlerin 6'sını (%42.86), 70 kVp 0.16 ışınlama süresinde 5'ini (%35.71) ve 70 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde 2'sini (%14.29) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 102'sini (%100) yok olarak tespit etmiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, 60 ve 70 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 5'ini (%35.71), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 4'ünü (%28.57) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 101'ini (%99), 60 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde 99'unu (%97), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 100'ünü (%98) ve 70 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama sürelerinde 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde ve 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 5'ini (%35.71), 60 kVp 0.25 ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 6'sını (%42.86) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 3'ünü (%21.43) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.16 sn ışınlama

süresinde 99'unu (%97), 60 kVp 0.20 ve 0.25 ve 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 100'ünü (%98) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 101'ini (%99) yok olarak değerlendirmiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede, 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 4'ünü (%28.57) diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 5'ini (%35.71) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde defekt olmayaln bölgelerin 101'ini (%99), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 102'sini (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 4'ünü (%28.57), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde ise 5'ini (%35.71) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 100'ünü diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 102'ini (%99) yok olarak değerlendirmiştir.

Fenestrasyon teşhisinde mekanik olarak açılan defektler üzerinde alınan PSP görüntülerinde, 60 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde %50 sensitivite oranı ile 2. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.13. Altın standart ile 1. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum

Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit													
Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit													
Yok			Var			Toplam				Kappa		Yok			Var			Toplam				Kappa	
n	%		n	%		n	%		%	p	n	%		n	%		n	%		%	p		
Fenestrasyon 1.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41				102	100	10	71,43	112	96,55							
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100				102	100	14	100	116	100							
Fenestrasyon 1.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41				101	99,02	10	71,43	111	95,69							
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	1	0,98	4	28,57	5	4,31				0,382	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100				102	100	14	100	116	100							
Fenestrasyon 1.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41				102	100	10	71,43	112	96,55							
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100				102	100	14	100	116	100							
Fenestrasyon 1.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41				102	100	10	71,43	112	96,55							
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100				102	100	14	100	116	100							
Fenestrasyon 1.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41				102	100	10	71,43	112	96,55							
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100				102	100	14	100	116	100							
Fenestrasyon 1.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41				102	100	10	71,43	112	96,55							
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59			0,324	0	0	4	28,57	4	3,45				0,413	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100				102	100	14	100	116	100							

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.14. Altın standart ile 2. gözlemci fenestasyon teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit									
		Yok					Var					Yok					Var				
		n		%		n		%		n		n		%		n		%		n	
		Kappa		p		Kappa		p		Kappa		Kappa		p		Kappa		p		Kappa	
Fenestasyon 2.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	102	100	8	57,14	110	94,83					102	100	8	57,14	110	94,83				
	Var	0	0	6	42,86	6	5,17	0,001*				0	0	6	42,86	6	5,17	0,569			0,001*
	Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100				
Fenestasyon 2.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	102	100	7	50	109	93,97					102	100	8	57,14	110	94,83				
	Var	0	0	7	50	7	6,03	0,638				0	0	6	42,86	6	5,17	0,569			0,001*
	Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100				
Fenestasyon 2.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	7	50	109	93,97					102	100	8	57,14	110	94,83				
	Var	0	0	7	50	7	6,03	0,638				0	0	6	42,86	6	5,17	0,569			0,001*
	Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100				
Fenestasyon 2.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	102	100	8	57,14	110	94,83					102	100	9	64,29	111	95,69				
	Var	0	0	6	42,86	6	5,17	0,569				0	0	5	35,71	5	4,31	0,494			0,001*
	Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100				
Fenestasyon 2.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	102	100	9	64,29	111	95,69					102	100	12	85,71	114	98,28				
	Var	0	0	5	35,71	5	4,31	0,494				0	0	2	14,29	2	1,72	0,227			0,001*
	Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100				
Fenestasyon 2.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	11	78,57	113	97,41					102	100	12	85,71	114	98,28				
	Var	0	0	3	21,43	3	2,59	0,324				0	0	2	14,29	2	1,72	0,227			0,001*
	Toplam	102	100	14	100	116	100					102	100	14	100	116	100				

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.15. Altın standart ile 3. gözlemci fenestasyon teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit									
		Yok		Var		Toplam		Kappa		p		Yok		Var		Toplam		Kappa		p	
		n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%
Fenestasyon 3. Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	101	99	9	64,29	110	94,83					99	97	9	64,29	108	93,1				
	Var	1	1	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*	3	2,9	5	35,71	8	6,9			0,402	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestasyon 3. Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	99	97	10	71,43	109	93,97					100	98	9	64,29	109	93,97				
	Var	3	2,9	4	28,57	7	6,03	0,327	0,001*	2	2	5	35,71	7	6,03			0,43	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestasyon 3. Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	99	97	10	71,43	109	93,97					100	98	8	57,14	108	93,1				
	Var	3	2,9	4	28,57	7	6,03	0,327	0,001*	2	2	6	42,86	8	6,9			0,502	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestasyon 3. Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	100	98	9	64,29	109	93,97					100	98	8	57,14	108	93,1				
	Var	2	2	5	35,71	7	6,03	0,43	0,001*	2	2	6	42,86	8	6,9			0,502	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestasyon 3. Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55					100	98	9	64,29	109	93,97				
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	2	2	5	35,71	7	6,03			0,43	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						
Fenestasyon 3. Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55					101	99	11	78,57	112	96,55				
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*	1	1	3	21,43	4	3,45			0,296	0,001*		
	Toplam	102	100	14	100	116	100			102	100	14	100	116	100						

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Tablo. 4.16. Altın standart ile 4. gözlemci fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum

			Altın Standart PSP Mekanik												Altın Standart PSP Mekanik+Asit													
			Yok			Var			Toplam			Kappa		p		Yok			Var			Toplam			Kappa		p	
			n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Fenestrasyon 4.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	102	100	9	64,29	111	95,69							102	100	9	64,29	111	95,69									
	Var	0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*					0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*							
	Toplam	102	100	14	100	116	100							102	100	14	100	116	100									
Fenestrasyon 4.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	101	99	9	64,29	110	94,83							102	100	9	64,29	111	95,69									
	Var	1	1	5	35,71	6	5,17	0,461	0,001*					0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*							
	Toplam	102	100	14	100	116	100							102	100	14	100	116	100									
Fenestrasyon 4.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	9	64,29	111	95,69							102	100	9	64,29	111	95,69									
	Var	0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*					0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*							
	Toplam	102	100	14	100	116	100							102	100	14	100	116	100									
Fenestrasyon 4.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	102	100	9	64,29	111	95,69							102	100	9	64,29	111	95,69									
	Var	0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*					0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*							
	Toplam	102	100	14	100	116	100							102	100	14	100	116	100									
Fenestrasyon 4.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	102	100	9	64,29	111	95,69							102	100	9	64,29	111	95,69									
	Var	0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*					0	0	5	35,71	5	4,31	0,494	0,001*							
	Toplam	102	100	14	100	116	100							102	100	14	100	116	100									
Fenestrasyon 4.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	102	100	10	71,43	112	96,55							100	98	10	71,43	110	94,83									
	Var	0	0	4	28,57	4	3,45	0,413	0,001*					2	2	4	28,57	6	5,17	0,353	0,001*							
	Toplam	102	100	14	100	116	100							102	100	14	100	116	100									

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

4.5. Furka Defektleri'nin CCD Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden furka teşhisinde CCD görüntüleme yöntemi ile alınan filmlerde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo. 4.17'**de 2. gözlemci için **tablo. 4.18'**de, 3. gözlemci için **tablo. 4.19'**da ve 4. gözlemci için **tablo. 4.20'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerden yapılan incelemerde, ayrıca daha sonra açılan defektlere asit uygulandıktan sonra alınan görüntülerden (mekanik+asit) yapılan inceleme sonucu furka belirlenmesinde gözlemcilerin tecrübeleri ve uzmanlığı arasında bir fark saptanmamış, tüm gözlemcilerin altın standarda göre uyumu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Kappa uyum analizine göre 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre uyumu iyi düzey ($kappa=0.61-0.80$) şeklinde belirlenmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise sadece 60 kVp'de 0.01 ışınlama süresi için orta düzey uyum ($kappa=0.41-0.60$) şeklinde iken, diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde iyi düzey uyum ($kappa=0.61-0.80$) yakalamıştır (**Tablo. 4.17**).

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde 60 kVp'de 0.01, 0.02 ışınlama süresi, 70 kVp'de 0.03 ışınlama sürelerinde altın standarda göre iyi uyum ($kappa=0.61-0.80$), diğer kVp ve ışınlama sürelerinde çok iyi uyum ($kappa=0.81-1.00$) yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise tüm kVp ve ışınlama sürelerinde iyi uyum ($kappa=0.61-0.80$) yakalamıştır (**Tablo. 4.18**).

3. gözlemcinin hem mekanik hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde altın standarda göre çok iyi uyum (**kappa=0.81-1.00**) sağladığı görülmüştür (**Tablo. 4.19**).

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde sadece 70 Kvp 0.01 ışınlama süresinde altın standarda göre iyi uyum(**kappa=0.61-0.80**) yakalamışken, diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum(**kappa=0.41-0.60**) sağladığı görülmüştür. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise 70 kVp'de 0.01 ve 0.03 ışınlama sürelerinde iyi uyum(**kappa=0.61-0.80**), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum(**kappa=0.41-0.60**) sağlamıştır(**Tablo 4.20**).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 23'ünde furka defekti mevcutken, 93 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01, 0.02 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 13'ünü (%56.52), 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde 14'ünü (%60.87) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan 93 bölgenin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 11'ini (%47.83), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 13'ünü (%56.52), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 15'ini (%65.22) ve 70 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama sürelerinde 14'ünü (%60.87) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 93'ünü (%100), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 92'sini (%98.92) yok olarak belirlemiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 15'ini (%65.22), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 17'sini (%73.91) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01, 0.02 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama sürelerinde 92'sini (%99) diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.02 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 14'ünü (%60.87), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 16'sını (%69.57) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 91'ini (%97.85), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 90'ını (%96.77), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 92'sini (%98.92) yok olarak değerlendirmiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde var olan defektlerin 18'ini (%78.26) tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrasyon defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01 ve 0.03, 70 kVp 0.01 sn ışınlama sürelerinde 18'ini (%78.26) diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 17'sini (%73.91) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 92'sini (%98.92), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01 ve 0.02, 70 kVp 0.03 sn ışınlama sürelerinde 10'unu (%43.48), 60

kVp 0.03 ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama sürelerinde 11'ini (%47.83) ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 12'sini (%52.17) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.01 sn ışınlama süresinde 9'unu (%39.13), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 10'unu (%43.48), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 13'ünü (%56.52), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 11'ini (%47.83) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 12'sini (%52.17) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak saptamıştır.

Furka defektleri teşhisinde mekanik olarak açılan defektler üzerinde alınan CCD görüntülerinde, tüm kVp ve ışınlama sürelerinde %78.26 sensitivite oranı ile ve ayrıca mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerde 60 kVp 0.01 ve 0.03 sn ışınlama süresi ile 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde %78.26 sensitivite oranı ile 3. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.17. Altın standart ile 1. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik										Altın Standart CCD Mekanik+Asit											
		Yok			Var			Toplam			Kappa		Yok			Var			Toplam			Kappa	
		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa	p
Furka 1.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	10	43,48	103	88,79						93	100	12	52,17	105	90,52					
	Var	0	0	13	56,52	13	11,21				0,676	0,001*	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 1.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	10	43,48	103	88,79						92	98,92	10	43,48	102	87,93					
	Var	0	0	13	56,52	13	11,21				0,676	0,001*	1	1,08	13	56,52	14	12,07				0,65	0,001*
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 1.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	9	39,13	102	87,93						92	98,92	10	43,48	102	87,93					
	Var	0	0	14	60,87	14	12,07				0,714	0,001*	1	1,08	13	56,52	14	12,07				0,65	0,001*
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 1.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	10	43,48	103	88,79						93	100	8	34,78	101	87,07					
	Var	0	0	13	56,52	13	11,21				0,676	0,001*	0	0	15	65,22	15	12,93				0,75	0,001*
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 1.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	9	39,13	102	87,93						92	98,92	9	39,13	101	87,07					
	Var	0	0	14	60,87	14	12,07				0,714	0,001*	1	1,08	14	60,87	15	12,93				0,688	0,001*
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 1.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	9	39,13	102	87,93						92	98,92	9	39,13	101	87,07					
	Var	0	0	14	60,87	14	12,07				0,714	0,001*	1	1,08	14	60,87	15	12,93				0,688	0,001*
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Tablo. 4.18. Altın standart ile 2. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik						Altın Standart CCD Mekanik+Asit					
		Yok		Var		Toplam		Kappa		Yok		Var	
		n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%
Furka 2.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	92	99	8	34,78	100	86,21			91	97,85	7	30,43
	Var	1	1,1	15	65,22	16	13,79	0,724	0,001*	2	2,15	16	69,57
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 2.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	92	99	6	26,09	98	84,48			90	96,77	9	39,13
	Var	1	1,1	17	73,91	18	15,52	0,793	0,001*	3	3,23	14	60,87
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 2.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	6	26,09	99	85,34			92	98,92	7	30,43
	Var	0	0	17	73,91	17	14,66	0,82	0,001*	1	1,08	16	69,57
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 2.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	6	26,09	99	85,34			92	98,92	7	30,43
	Var	0	0	17	73,91	17	14,66	0,82	0,001*	1	1,08	16	69,57
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 2.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	6	26,09	99	85,34			92	98,92	7	30,43
	Var	0	0	17	73,91	17	14,66	0,82	0,001*	1	1,08	16	69,57
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 2.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	92	99	6	26,09	98	84,48			92	98,92	7	30,43
	Var	1	1,1	17	73,91	18	15,52	0,793	0,001*	1	1,08	16	69,57
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Tablo. 4.19. Altın standart ile 3. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik										Altın Standart CCD Mekanik+Asit											
		Yok			Var			Toplam			Kappa		Yok			Var			Toplam			Kappa	
		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa	p
Furka 3.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	5	21,74	98	84,48						92	98,92	5	21,74	97	83,62					
	Var	0	0	18	78,26	18	15,52				0,852	0,001*	1	1,08	18	78,26	19	16,38			0,826	0,001*	
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 3.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	5	21,74	98	84,48						93	100	6	26,09	99	85,34					
	Var	0	0	18	78,26	18	15,52				0,852	0,001*	0	0	17	73,91	17	14,66			0,82	0,001*	
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 3.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	5	21,74	98	84,48						93	100	5	21,74	98	84,48					
	Var	0	0	18	78,26	18	15,52				0,852	0,001*	0	0	18	78,26	18	15,52			0,852	0,001*	
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 3.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	5	21,74	98	84,48						93	100	5	21,74	98	84,48					
	Var	0	0	18	78,26	18	15,52				0,852	0,001*	0	0	18	78,26	18	15,52			0,852	0,001*	
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 3.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	5	21,74	98	84,48						93	100	6	26,09	99	85,34					
	Var	0	0	18	78,26	18	15,52				0,852	0,001*	0	0	17	73,91	17	14,66			0,82	0,001*	
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 3.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	5	21,74	98	84,48						93	100	6	26,09	99	85,34					
	Var	0	0	18	78,26	18	15,52				0,852	0,001*	0	0	17	73,91	17	14,66			0,82	0,001*	
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.20. Altın standart ile 4. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik						Altın Standart CCD Mekanik+Asit					
		Yok		Var		Toplam		Kappa		Yok		Var	
		n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%
Furka 4.Gözlemci 60 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	13	56,52	106	91,38			93	100	14	60,87
	Var	0	0	10	43,48	10	8,62	0,552	0,001*	0	0	9	39,13
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 4.Gözlemci 60 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	13	56,52	106	91,38			93	100	13	56,52
	Var	0	0	10	43,48	10	8,62	0,552	0,001*	0	0	10	43,48
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 4.Gözlemci 60 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	12	52,17	105	90,52			93	100	13	56,52
	Var	0	0	11	47,83	11	9,48	0,595	0,001*	0	0	10	43,48
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 4.Gözlemci 70 kVp 0.01 sn	Yok	93	100	11	47,83	104	89,66			93	100	10	43,48
	Var	0	0	12	52,17	12	10,34	0,636	0,001*	0	0	13	56,52
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 4.Gözlemci 70 kVp 0.02 sn	Yok	93	100	12	52,17	105	90,52			93	100	12	52,17
	Var	0	0	11	47,83	11	9,48	0,595	0,001*	0	0	11	47,83
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100
Furka 4.Gözlemci 70 kVp 0.03 sn	Yok	93	100	13	56,52	106	91,38			93	100	11	47,83
	Var	0	0	10	43,48	10	8,62	0,552	0,001*	0	0	12	52,17
	Toplam	93	100	23	100	116	100			93	100	23	100

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

4.6. Furka Defektleri'nin PSP Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden furka teşhisinde PSP görüntüleme yöntemi ile alınan filmlerde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo. 4.21**'de, 2. gözlemci için **tablo. 4.22**'de, 3. gözlemci için **tablo. 4.23**'de ve 4. gözlemci için **tablo. 4.24**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan görüntülerden yapılan incelemerde, ayrıca daha sonra açılan defektlere asit uygulandıktan sonra alınan görüntülerden (mekanik+asit) yapılan inceleme sonucu furka belirlenmesinde gözlemcilerin tecrübeleri ve uzmanlığı arasında bir fark saptanmamış, tüm gözlemcilerin altın standarda göre uyumu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Kappa uyum analizine göre 1. gözlemci, mekanik olarak oluşturulan furka defektlerinin teşhisinde 60 kVp, 0.25 ışınlama süresinde altın standarda göre iyi uyum yakalamışken ($kappa=0.61-0.80$) diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde orta düzeyde uyum ($kappa=0.41-0.60$) yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise 70 kVp, 0.20 ışınlama süresinde iyi ($kappa=0.61-0.80$), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde ise orta düzey uyum ($kappa=0.41-0.60$) sağladığı görülmüştür (**Tablo. 4.21**).

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde sadece 60 kVp, 0.20 ışınlama süresi ile alınan görüntülerde çok iyi uyum ($kappa=0.81-1.00$) yakalamış, ancak diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde iyi düzeyde uyum ($kappa=0.61-0.80$) yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde ise tüm kVp ve ışınlama süreleri için

altın standarda göre kıyaslamada iyi düzey uyum ($\kappa=0.61-0.80$) sağladığı gözlenmiştir (Tablo. 4.22).

3. ve 4. gözlemcinin ise hem mekanik olarak hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden, tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde altın standarda göre iyi uyum ($\kappa=0.61-0.80$) yakaladığı belirlenmiştir (Tablo. 4.23 ve 4.24).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 23'ünde furka defekti mevcutken, 93 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.16, 0.20 ve 70 kVp 0.16 ve 0.25 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 1'ini (%47.83), 60 kVp 0.25 sn ışınlama sürelerinde 12'sini (%52.17), 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde ise 9'unu (%39.13) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan 93 bölgenin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde 10'unu (%43.48), 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 14'ünü (%60.87), 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde ise 9'unu (%39.13) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan 93 bölgenin 93'ünü (%100) yok olarak saptamıştır.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 15'ini (%65.22), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 18'ini (%78.26), 60 kVp 0.25, 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 17'sini (%73.91) ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 16'sını (%69.57) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 70 kVp 0.25 sn ışınlama

sürelerinde 91'ini (%98) diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 92'sini (%99) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 14'ünü (%60.87), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 16'sını (%69.57) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.16 ve 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 93'ünü (%100), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 92'sini (%98.92) yok olarak değerlendirmiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 ve 70 kVp'de 0.16 ve 0.25 sn ışınlama sürelerinde var olan defektlerin 16'sını (%69.57), diğer kVp ve ışınlama sürelerinde 15'ini (65.22) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.16 sn ışınlama sürelerinde 15'ini (%65.22), 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 14'ünü (%60.87), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 16'sını (%69.57) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede, 60 kVp' de tüm ışınlama sürelerinde 13'ünü (%56.52), 70 kVp'de tüm ışınlama sürelerinde 14'ünü (%60.87) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 ve 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde 14'ünü (%60.87),

diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde 15'ini (%65.22) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde tüm kVp ve ışınlama sürelerinde defekt olmayan bölgelerin 93'ünü (%100) yok olarak değerlendirmiştir.

Furka defektleri teşhisinde mekanik olarak açılan defektler üzerinde alınan PSP görüntülerinde, 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde %78.26 sensitivite oranı ile 2. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.21. Altın standart ile 1. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik												Altın Standart PSP Mekanik+Asit											
		Yok			Var			Toplam			Kappa		Yok			Var			Toplam			Kappa			
		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa	p		
Furka 1.Gözlemci 60 kVp 0.016 sn	Yok	93	100	12	52,17	105	90,52						93	100	12	52,17	105	90,52							
	Var	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*		
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100							
Furka 1.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	93	100	12	52,17	105	90,52						93	100	13	56,52	106	91,38							
	Var	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*	0	0	10	43,48	10	8,62				0,552	0,001*		
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100							
Furka 1.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	93	100	11	47,83	104	89,66						93	100	13	56,52	106	91,38							
	Var	0	0	12	52,17	12	10,34				0,636	0,001*	0	0	10	43,48	10	8,62				0,552	0,001*		
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100							
Furka 1.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	93	100	12	52,17	105	90,52						93	100	12	52,17	105	90,52							
	Var	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*		
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100							
Furka 1.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	93	100	14	60,87	107	92,24						93	100	9	39,13	102	87,93							
	Var	0	0	9	39,13	9	7,76				0,508	0,001*	0	0	14	60,87	14	12,07				0,714	0,001*		
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100							
Furka 1.Gözlemci 70 kVp 0.025 sn	Yok	93	100	12	52,17	105	90,52						93	100	14	60,87	107	92,24							
	Var	0	0	11	47,83	11	9,48				0,595	0,001*	0	0	9	39,13	9	7,76				0,508	0,001*		
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100							

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.22. Altın standart ile 2. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit											
		Yok			Var			Toplam			Kappa		Yok			Var			Toplam			Kappa	
		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	n	%		n	%		n	%		Kappa	p
Furka 2.Gözlemci 60 kVp 0.016 sn	Yok	92	99	8	34,78	100	86,21				0,724	0,001*	93	100	7	30,43	100	86,21				0,786	0,001*
	Var	1	1,1	15	65,22	16	13,79						0	0	16	69,57	16	13,79					
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 2.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	92	99	5	21,74	97	83,62				0,826	0,001*	92	98,92	7	30,43	99	85,34				0,759	0,001*
	Var	1	1,1	18	78,26	19	16,38						1	1,08	16	69,57	17	14,66					
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 2.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	92	99	6	26,09	98	84,48				0,793	0,001*	92	98,92	7	30,43	99	85,34				0,759	0,001*
	Var	1	1,1	17	73,91	18	15,52						1	1,08	16	69,57	17	14,66					
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 2.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	92	99	6	26,09	98	84,48				0,793	0,001*	92	98,92	7	30,43	99	85,34				0,759	0,001*
	Var	1	1,1	17	73,91	18	15,52						1	1,08	16	69,57	17	14,66					
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 2.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	92	99	6	26,09	98	84,48				0,793	0,001*	92	98,92	7	30,43	99	85,34				0,759	0,001*
	Var	1	1,1	17	73,91	18	15,52						1	1,08	16	69,57	17	14,66					
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					
Furka 2.Gözlemci 70 kVp 0.025 sn	Yok	91	98	7	30,43	98	84,48				0,734	0,001*	93	100	9	39,13	102	87,93				0,714	0,001*
	Var	2	2,2	16	69,57	18	15,52						0	0	14	60,87	14	12,07					
	Toplam	93	100	23	100	116	100						93	100	23	100	116	100					

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Tablo. 4.23. Altın standart ile 3. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

			Altın Standart PSP Mekanik										Altın Standart PSP Mekanik+Asit									
			Yok		Var		Toplam		Kappa		p		Yok		Var		Toplam		Kappa		p	
			n	%	n	%	n	%	Kappa	p			n	%	n	%	n	%	Kappa	p		
Furka 3.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok		93	100	7	30,43	100	86,21					93	100	8	34,78	101	87,07				
	Var		0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*			0	0	15	65,22	15	12,93	0,75	0,001*		
	Toplam		93	100	23	100	116	100					93	100	23	100	116	100				
Furka 3.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok		93	100	8	34,78	101	87,07					93	100	7	30,43	100	86,21				
	Var		0	0	15	65,22	15	12,93	0,75	0,001*			0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*		
	Toplam		93	100	23	100	116	100					93	100	23	100	116	100				
Furka 3.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok		93	100	7	30,43	100	86,21					93	100	7	30,43	100	86,21				
	Var		0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*			0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*		
	Toplam		93	100	23	100	116	100					93	100	23	100	116	100				
Furka 3.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok		93	100	7	30,43	100	86,21					93	100	7	30,43	100	86,21				
	Var		0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*			0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*		
	Toplam		93	100	23	100	116	100					93	100	23	100	116	100				
Furka 3.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok		93	100	8	34,78	101	87,07					93	100	7	30,43	100	86,21				
	Var		0	0	15	65,22	15	12,93	0,75	0,001*			0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*		
	Toplam		93	100	23	100	116	100					93	100	23	100	116	100				
Furka 3.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok		93	100	7	30,43	100	86,21					93	100	9	39,13	102	87,93				
	Var		0	0	16	69,57	16	13,79	0,786	0,001*			0	0	14	60,87	14	12,07	0,714	0,001*		
	Toplam		93	100	23	100	116	100					93	100	23	100	116	100				

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.24. Altın standart ile 4. gözlemci furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik												Altın Standart PSP Mekanik+Asit															
		Yok						Var			Toplam			Kappa		Yok						Var			Toplam			Kappa	
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	Kappa	p		
Furka 4.Gözlemci 60 kVp 0.16 sn	Yok	93	100	10	43,48	103	88,79								93	100	8	34,78	101	87,07									
	Var	0	0	13	56,52	13	11,21					0,676	0,001*	0	0	15	65,22	15	12,93										
	Toplam	93	100	23	100	116	100							93	100	23	100	116	100										
Furka 4.Gözlemci 60 kVp 0.20 sn	Yok	93	100	10	43,48	103	88,79								93	100	8	34,78	101	87,07									
	Var	0	0	13	56,52	13	11,21					0,676	0,001*	0	0	15	65,22	15	12,93										
	Toplam	93	100	23	100	116	100							93	100	23	100	116	100										
Furka 4.Gözlemci 60 kVp 0.25 sn	Yok	93	100	10	43,48	103	88,79								93	100	9	39,13	102	87,93									
	Var	0	0	13	56,52	13	11,21					0,676	0,001*	0	0	14	60,87	14	12,07										
	Toplam	93	100	23	100	116	100							93	100	23	100	116	100										
Furka 4.Gözlemci 70 kVp 0.16 sn	Yok	93	100	9	39,13	102	87,93								93	100	8	34,78	101	87,07									
	Var	0	0	14	60,87	14	12,07					0,714	0,001*	0	0	15	65,22	15	12,93										
	Toplam	93	100	23	100	116	100							93	100	23	100	116	100										
Furka 4.Gözlemci 70 kVp 0.20 sn	Yok	93	100	9	39,13	102	87,93								93	100	8	34,78	101	87,07									
	Var	0	0	14	60,87	14	12,07					0,714	0,001*	0	0	15	65,22	15	12,93										
	Toplam	93	100	23	100	116	100							93	100	23	100	116	100										
Furka 4.Gözlemci 70 kVp 0.25 sn	Yok	93	100	9	39,13	102	87,93								93	100	9	39,13	102	87,93									
	Var	0	0	14	60,87	14	12,07					0,714	0,001*	0	0	14	60,87	14	12,07										
	Toplam	93	100	23	100	116	100							93	100	23	100	116	100										

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

4.7. Periodontal Defektlerin CCD Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Mekanik olarak ve mekanik+asit kullanılarak açılan periodontal defektlerin CCD görüntüleme yöntemi ile alınan filmlerde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo 4.25'**de, 2. gözlemci için **tablo 4.26'**da, 3. gözlemci için **tablo 4.27'**de ve 4. gözlemci için **tablo 4.28'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde yaptığı teşhislerde hiç bir kVp ve ışınlama süresi için altın standarda göre uyum görülmemiştir. Mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerden alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerde ise sadece 70 kVp'de 0.03 ışınlama süresi ile alınan görüntüler üzerinde altın standarda göre uyum görülmüştür ($p<0,05$) (**Tablo 4.25**).

Kappa analizine göre 1. gözlemcinin, hem mekanik olarak hem de mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerden alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyumu önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$) şeklinde belirlenmiştir (**Tablo 4.25**).

2. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde yaptığı teşhislerin 60 kVp için sadece 0.03 ışınlama süresi, 70 kVp'de ise tüm ışınlama süreleri kullanılarak alınan görüntülerde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyumu olduğu gözlenmiştir. Mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerden alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerde ise hem 60 hem 70 kVp'de 0.02 ve 0.03 ışınlama süreleri kullanılarak alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerde altın standarda göre uyum görülmüştür ($p<0,05$) (**Tablo 4.26**).

Kappa analizine göre mekanik olarak açılan defektlerden alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerde 60 kVp 'de 0.01 ve 0.02 ışınlama sürelerinde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde zayıf düzeyde uyum ($k=0.21-0.40$) görülmüştür. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden 60 kVp'de 0.01 ve 0.02 ışınlama süreleri ile 70 kVp'de 0.01 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$), 60 kVp'de 0.02 ve 0.03, 70 kVp'de 0.02 ve 0.03 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde zayıf düzeyde uyum görülmüştür ($k=0.21-0.40$)(Tablo 4.26).

3. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde yaptığı teşhislerde 60 kVp'de 0.02, 0.03 ve 70 kVp'de 0.03 ışınlama süresi için altın stardarda göre uyum görülmüştür. Mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerden alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerde 60 kVp 0.01 ışınlama süresi hariç tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan görüntüler üzerinde altın standarda göre uyum gözlenmiştir ($p<0,05$) (Tablo 4.27).

Kappa analizine göre 3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden yaptığı teşhisler üzerinde 60 kVp'de 0.01 ve 0.03, 70 kVp'de 0.02 ışınlama sürelerinde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$) yakalamış, 60 kVp'de 0.02 ve 70 kVp'de 0.01 ve 0.03 ışınlama sürelerinde zayıf düzeyde uyum yakalamıştır ($k=0.21-0.40$). Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde 60 kVp'de 0.01 ve 0.02 ışınlama süresi ile alınan görüntüler üzerinde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$), 60 kVp'de 0.03 ve 70 kVp'de 0.01, 0.02 ve 0.03 ışınlama sürelerinde zayıf düzeyde uyum yakalamıştır ($k=0.21-0.40$)(Tablo 4.27).

4. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde yaptığı teşhislerde 60 kVp'de 0.02, 0.03 ve 70 kVp'de 0.02 ve 0.03 ışınlama süresi için altın

standarda göre uyum görülmüştür ($p<0,05$). Mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerden alınan görüntülerde hiç bir kVp ve ışınlama süresinde altın standarda göre uyum görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.28).

Kappa analizine göre mekanik olarak oluşturulan defektlerde sadece 70 kVp'de 0.02 ışınlama süresi ile alınan görüntüler üzerinde zayıf düzeyde uyum ($k=0.21-0.40$), diğer tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde önemsiz düzeyde uyum yakalamıştır ($k \leq 0.20$). Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde ise tüm kVp ve ışınlama süreleri kullanılarak alınan görüntüler üzerinde yaptığı teşhislerde önemsiz düzeyde uyum yakalamıştır ($k \leq 0.20$) (Tablo 4.28).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 20'sinde periodontal defekt (1,2,3 duvarlı) mevcutken, 96 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektleri belirlemede, 60 kVp'de tüm ışınlama sürelerinde ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 12'sini (%60), 70 kVp 0.02sn ışınlama sürelerinde 13'ünü (%65), ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 14'ünü (%70) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 49'unu (%51.04), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 56'sını (%58.33), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 57'sini (%59.38), 70 kVp 0.01 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 48'ini (%50) ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 53'ünü (%55.21) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 11'ini (%55), 60 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 70 kVp 0.01 ve 0.02 sn ışınlama süresinde 12'sini (%60) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde ise 14'ünü (%70) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 43'ünü (%45.74), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 47'sini

(%48.96), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 45'ini (%46.88), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 51'ini (%53.68) ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 56'sını (%58.33) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 52'si (%54.17) yok olarak değerlendirmiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektleri belirlemede, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 8'ini (%40), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45), 60 kVp 0.03 ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 70 kVp 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 12'si (%60) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama sürelerinde 72'sini (%75), 60 kVp 0.02 ve 70 kVp 0.01 ışınlama süresinde 71'ini (%73.96), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 74'ünü (%77.08) ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde ise 73'ünü (%76.04) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerini belirlemede ise, 60 kVp'de 0.01 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 7'sini (%38.89), 60 ve 70 kVp'de 0.02 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 11'ini (%55) ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 6'sını (%33.33) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 71'ini (%78.02), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 68'ini (%70.83), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 72'sini (%75), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 70'ini (%75.27), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 74'ünü (%77.08) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 75'ini (%78.13) yok olarak değerlendirmiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 8'ini (%42.11), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 11'ini (%55), 60 ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45) ve 70

kVp 0.01 sn ışınlama süresine 19 defekt üzerinden 9'unu (%47) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 ve 70 kVp'de 0.01sn ışınlama süresinde 74'ünü (%78.72), 60 kVp ve 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 73'ünü (%76.04), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 70'ini (%72.92) ve 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 76'sını (%79.17) yok olarak saptamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede ise, 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 7'sini (%36.84), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 11'ini (%55), 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 12'sini (%60) ve 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 18 defekt üzerinden 10'unu (%55.56) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 75'ini (%78.13), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 74'ünü (%77.08), 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 78'ini (%81.25), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 77'sini (%80.21), 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 76'sını (%79.17) ve 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 94 defekt üzerinden 75'ini (%79.79) yok olarak tespit etmiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede, 60 kVp'de 0.03 ve 70 kVp'de 0.01 sn ışınlama süresinde 11'ini (%55), 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 70 kVp 0.02 ve 0.03 ışınlama süresinde 12'sini (%60) ve 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 19 defekt üzerinden 11'ini (%57.89) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 ve 70 kVp'de 0.02 sn ışınlama süresinde 71'ini (%73.96), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 68'ini (%70.83), 70 kVp 0.01 ve 0.03 sn ışınlama süresinde 63'ünü (%65.63) ve 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 93 defekt üzerinden 60'ını (%64.52) yok olarak bulmuştur. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan

periodontal defektlerin defektlerini belirlemede ise, 19 defekt üzerinden 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 11'ini (%57.89), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 8'ini (%42.11), 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 11'ini (%57.89), 18 defekt üzerinden 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 9'unu (%50), 20 defekt üzerinden ise 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45), ve 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üstünden, 60 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 67'sini (%69.79), 60 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 64'ünü (%66.67), 70 kVp 0.02 sn ışınlama süresinde 68'ini (%70.83), 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde 63'ünü (%65.63), 93 defekt üzerinden ise 70 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 60'ını (%64.52) ve 88 defekt üzerinden 60 kVp 0.01 sn ışınlama süresinde 54'ünü (%61.36) yok olarak değerlendirmiştir.

Periodontal defektlerin teşhisinde hem mekanik olarak hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektler üzerinde alınan CCD görüntülerinde, 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresinde %70 sensitivite oranı ile 1. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.25. Altın standart ile 1. gözlemci'nin periodontal defektleri teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın standart CCD Mekanik						Kappa			Altın standart CCD Mekanik+Asit						Kappa	
		Yok		Var		Toplam		Kappa	p		Yok		Var		Toplam		Kappa	p
		n	%	n	%	n	%				n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.01 sn 1. Gözlemci	Yok	49	51,04	8	40	57	49,14				43	45,74	9	45	52	45,61		
	Var	47	48,96	12	60	59	50,86	0,062	0,369		51	54,26	11	55	62	54,39	0,004	0,952
	Toplam	96	100	20	100	116	100				94	100	20	100	114	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.02 sn 1. Gözlemci	Yok	56	58,33	8	40	64	55,17				47	48,96	10	50	57	49,14		
	Var	40	41,67	12	60	52	44,83	0,112	0,134		49	51,04	10	50	59	50,86	-0,006	0,932
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.03 sn 1. Gözlemci	Yok	57	59,38	8	40	65	56,03				45	46,88	10	50	55	47,41		
	Var	39	40,63	12	60	51	43,97	0,12	0,112		51	53,13	10	50	61	52,59	-0,017	0,799
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.01 sn 1. Gözlemci	Yok	48	50	8	40	56	48,28				51	53,68	8	40	59	51,3		
	Var	48	50	12	60	60	51,72	0,056	0,416		44	46,32	12	60	56	48,7	0,08	0,266
	Toplam	96	100	20	100	116	100				95	100	20	100	115	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.02 sn 1. Gözlemci	Yok	53	55,21	7	35	60	51,72				56	58,33	8	40	64	55,17		
	Var	43	44,79	13	65	56	48,28	0,118	0,1		40	41,67	12	60	52	44,83	0,112	0,134
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.03 sn 1. Gözlemci	Yok	48	50	6	30	54	46,55				52	54,17	6	30	58	50		
	Var	48	50	14	70	62	53,45	0,109	0,103		44	45,83	14	70	58	50	0,138	0,049*
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.26. Altın standart ile 2. gözlemci'nin periodontal defektleri teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik						Kappa		Altın Standart CCD Mekanik+Asit						Kappa	
		Yok			Var					Yok			Var				
		n	%		n	%				n	%		n	%			
		Toplam	%		Toplam	%		Toplam	%		Toplam	%					
Periodontal Defekt 60 kVp 0.01 sn 2. Gözlemci	Yok	72	75	12	60	84	72,41			71	78,02	11	61,11	82	75,23		
	Var	24	25	8	40	32	27,59	0,121	0,172	20	21,98	7	38,89	27	24,77	0,141	0,129
	Toplam	96	100	20	100	116	100			91	100	18	100	109	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.02 sn 2. Gözlemci	Yok	71	73,96	11	55	82	70,69			68	70,83	9	45	77	66,38		
	Var	25	26,04	9	45	34	29,31	0,148	0,09	28	29,17	11	55	39	33,62	0,188	0,026*
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.03 sn 2. Gözlemci	Yok	74	77,08	10	50	84	72,41			72	75	9	45	81	69,83		
	Var	22	22,92	10	50	32	27,59	0,219	0,014*	24	25	11	55	35	30,17	0,231	0,008*
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.01 sn 2. Gözlemci	Yok	71	76,34	10	50	81	71,68			70	75,27	12	66,67	82	73,87		
	Var	22	23,66	10	50	32	28,32	0,213	0,018*	23	24,73	6	33,33	29	26,13	0,069	0,447
	Toplam	93	100	20	100	113	100			93	100	18	100	111	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.02 sn 2. Gözlemci	Yok	73	76,04	8	40	81	69,83			74	77,08	9	45	83	71,55		
	Var	23	23,96	12	60	35	30,17	0,278	0,001*	22	22,92	11	55	33	28,45	0,255	0,004*
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.03 sn 2. Gözlemci	Yok	72	75	8	40	80	68,97			75	78,13	9	45	84	72,41		
	Var	24	25	12	60	36	31,03	0,266	0,002*	21	21,88	11	55	32	27,59	0,268	0,003*
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.27. Altın standart ile 3. gözlemci'nin periodontal defektleri teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart CCD Mekanik						Kappa		Altın Standart CCD Mekanik+Asit						Kappa		
		Yok			Var					Yok			Var					
		n	%	n	n	%	n			n	%	n	%	n	n	%	n	%
		Toplam			Toplam			Kappa	p	Toplam			Toplam			Kappa	p	
Periodontal Defekt 60 kVp 0.01 sn 3. Gözlemci	Yok	74	78,72	11	57,89	85	75,22		75	79,79	12	63,16	87	76,99			0,145	0,116
	Var	20	21,28	8	42,11	28	24,78	0,055	19	20,21	7	36,84	26	23,01	0,175			
	Toplam	94	100	19	100	113	100		94	100	19	100	113	100				
Periodontal Defekt 60 kVp 0.02 sn 3. Gözlemci	Yok	73	76,04	9	45	82	70,69		75	78,13	11	55	86	74,14			0,193	0,032*
	Var	23	23,96	11	55	34	29,31	0,006*	21	21,88	9	45	30	25,86	0,243			
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	20	100	116	100				
Periodontal Defekt 60 kVp 0.03 sn 3. Gözlemci	Yok	70	72,92	10	50	80	68,97		74	77,08	10	50	84	72,41			0,219	0,014*
	Var	26	27,08	10	50	36	31,03	0,044*	22	22,92	10	50	32	27,59	0,174			
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	20	100	116	100				
Periodontal Defekt 70 kVp 0.01 sn 3. Gözlemci	Yok	74	78,72	10	52,63	84	74,34		78	81,25	8	44,44	86	75,44			0,3	0,001*
	Var	20	21,28	9	47,37	29	25,66	0,018*	18	18,75	10	55,56	28	24,56	0,216			
	Toplam	94	100	19	100	113	100		96	100	18	100	114	100				
Periodontal Defekt 70 kVp 0.02 sn 3. Gözlemci	Yok	73	76,04	11	55	84	72,41		77	80,21	9	45	86	74,14			0,294	0,001*
	Var	23	23,96	9	45	32	27,59	0,055	19	19,79	11	55	30	25,86	0,17			
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	20	100	116	100				
Periodontal Defekt 70 kVp 0.03 sn 3. Gözlemci	Yok	76	79,17	10	50	86	74,14		76	79,17	8	40	84	72,41			0,316	0,001*
	Var	20	20,83	10	50	30	25,86	0,007*	20	20,83	12	60	32	27,59	0,243			
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	20	100	116	100				

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.28. Altın standart ile 4. gözlemci'nin periodontal defektleri teşhis durumları arasındaki uyum

	Altın Standart CCD Mekanik						Kappa		Altın Standart CCD Mekanik+Asit						Kappa	
	Yok			Var			Kappa	p	Yok		Var		Toplam		Kappa	p
	n	%	n	%	n	%			n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.01 sn 4. Gözlemci	Yok	60	64,52	8	42,11	68	60,71		54	61,36	8	42,11	62	57,94		
	Var	33	35,48	11	57,89	44	39,29	0,147	34	38,64	11	57,89	45	42,06	0,125	0,123
	Toplam	93	100	19	100	112	100		88	100	19	100	107	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.02 sn 4. Gözlemci	Yok	71	73,96	10	50	81	69,83		67	69,79	11	55	78	67,24		
	Var	25	26,04	10	50	35	30,17	0,185	29	30,21	9	45	38	32,76	0,109	0,2
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.03 sn 4. Gözlemci	Yok	68	70,83	9	45	77	66,38		64	66,67	10	50	74	63,79		
	Var	28	29,17	11	55	39	33,62	0,188	32	33,33	10	50	42	36,21	0,116	0,158
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.01 sn 4. Gözlemci	Yok	63	65,63	9	45	72	62,07		60	64,52	9	50	69	62,16		
	Var	33	34,38	11	55	44	37,93	0,14	33	35,48	9	50	42	37,84	0,094	0,245
	Toplam	96	100	20	100	116	100		93	100	18	100	111	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.02 sn 4. Gözlemci	Yok	71	73,96	8	40	79	68,1		68	70,83	11	57,89	79	68,7		
	Var	25	26,04	12	60	37	31,9	0,254	28	29,17	8	42,11	36	31,3	0,095	0,266
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	19	100	115	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.03 sn 4. Gözlemci	Yok	63	65,63	8	40	71	61,21		63	65,63	8	42,11	71	61,74		
	Var	33	34,38	12	60	45	38,79	0,171	33	34,38	11	57,89	44	38,26	0,154	0,054
	Toplam	96	100	20	100	116	100		96	100	19	100	115	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

4.8. Periodontal Defektlerin PSP Görüntülerinin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Mekanik olarak ve mekanik+asit kullanılarak açılan periodontal defektlerin PSP görüntüleme yöntemi ile alınan filmlerde yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. gözlemci için **tablo 4.29**'da, 2. gözlemci için **tablo 4.30**'de, 3. gözlemci için **tablo 4.31**'de ve 4. gözlemci için **tablo 4.32**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde 60 kVp'de 0.20 ve 0.25, 70 kVp'de 0.20 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyum sağladığı görülmüştür ($p<0,05$). Mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerde yaptığı teşhislerde hiç bir kVp ve ışınlama süresi için altın standarda göre uyum görülmemiştir ($p>0,05$). Kappa uyum analizine göre hem mekanik olarak hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde tüm kVp ve ışınlama süresi ile alınan görüntülerde altın standarda göre önemsiz düzeyde uyum gözlenmiştir ($k \leq 0,20$)(**Tablo 4.29**).

2. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde 60 kVp'de 0.16 ve 0.20, 70 kVp'de 0.20 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyum sağladığı görülmüştür. Mekanik+asit kullanılarak açılan defektlerde yaptığı teşhislerde sadece 60 kVp'de 0.16 ve 0.25 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde altın standarda göre uyum gözlenmiştir ($p<0,05$) (**Tablo 4.30**).

Kappa analizine göre 2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden yaptığı teşhisler üzerinde 60 kVp'de 0.16 ve 0.20, 70 kVp'de 0.20 sn ışınlama sürelerinde zayıf uyum ($k=0,21-0,40$) yakalamış, 60 kVp'de 0.25 ve 70 kVp'de 0.16 ve 0.25 ışınlama sürelerinde önemsiz düzeyde uyum (k

≤ 0.20) yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde sadece 60 kVp'de 0.25 ışınlama süresi ile alınan görüntüler üzerinde zayıf düzeyde uyum ($k=0.21-0.40$), diğer tüm kVp ve ışınlama sürelerinde önemsiz düzeyde uyum yakalamıştır ($k \leq 0.20$)(Tablo 4.30).

3. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde 60 kVp'de 0.16, 70 kVp'de 0.16 ve 0.20 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyum sağladığı görülmüştür ($p<0,05$). Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde tüm kVp ve ışınlama süresi ile alınan görüntülerde altın standarda göre uyum görülmemiştir ($p>0,05$) (Tablo 4.31).

Kappa analizine göre 3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden yaptığı teşhisler üzerinde 60 kVp'de 0.16, 70 kVp'de 0.16 ve 0.20 ışınlama sürelerinde zayıf uyum ($k=0.21-0.40$) yakalamış, 60 kVp'de 0.20 ve 0.25, 70 kVp'de 0.25 ışınlama sürelerinde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$) yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde tüm kVp ve ışınlama süresi ile alınan görüntülerde altın standarda göre önemsiz düzeyde uyum gözlenmiştir($k \leq 0.20$)(Tablo 4.31).

4. gözlemci'nin mekanik olarak açılan defektlerde 60 kVp'de 0.16 ve 0.25, 70 kVp'de 0.20 ve 0.25 ışınlama süreleri ile alınan görüntülerde yaptığı teşhislerin altın standarda göre uyum sağladığı görülmüştür. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde tüm kVp ve ışınlama süresi ile alınan görüntülerde altın standarda göre uyum sağladığı görülmüştür ($p<0,05$)(Tablo 4.32).

Kappa analizine göre 4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden yaptığı teşhisler üzerinde 60 kVp'de 0.16 ve 0.25, 70 kVp'de 0.20 ve 0.25 ışınlama sürelerinde zayıf uyum ($k=0.21-0.40$) yakalamış, 60 kVp'de

0.20 ve 70 kVp'de 0.16 ışınlama sürelerinde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$) yakalamıştır. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerde ise 60 kVp 0.16 ışınlama süresinde önemsiz düzeyde uyum ($k \leq 0.20$) yakalamışken diğer tüm kVp ve ışınlama süresi ile alınan görüntülerde altın standarda göre zayıf düzeyde uyum gözlenmiştir ($k=0.21-0.40$) (Tablo 4.32).

Çalışmamızda toplamda incelenen 116 bölgenin 20'sinde periodontal defekt (1,2,3 duvarlı) mevcutken, 96 bölgede defekt mevcut değildir. 1. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektleri belirlemede, 60 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45) ve 60 kVp 0.20 ve 0.25 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 13'ünü (%65), 70 kVp 0.16 sn ışınlama sürelerinde 10'unu (%50), 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 12'sini (%60), 16 defekt üzerinden ise 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 11'ini (%68.75) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 48'ini (%50), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 61'ini (%63.54), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 5'ünü (%56.25), 94 defekt üzerinden, 60 kVp 0.25 ve sn ışınlama süresinde 57'sini (%60.64) ve 90 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 62'sini (%68.89), 72 defekt üzerinden ise 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 40'ını (%55.56) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektleri belirlemede ise, 20 defekt üzerinden 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 7'sini (%35), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 8'ini (%40), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 6'sını (%30), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 5'ini (%25), 19 defekt üzerinde 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 5'ini (%26.32), 8 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 2'sini (%25) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üzerinden 60 kVp 0.16 ve 0.25 sn ışınlama süresinde 61'ini (%63.54), 60 kVp 0.20 ve 70 kVp 0.16

sn ışınlama süresinde 65'ini (%67.71), 89 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 65'ini (%73.03), 63 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 42'sini (%66.67) yok olarak değerlendirmiştir.

2. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektleri belirlemede, 20 defekt üzerinden 60 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde, var olan defektlerin 9'unu (%45), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 8'ini (%40), 19 defekt üzerinden 60 kVp 0.25sn ışınlama süresinde 8'ini (%42.11), 70 kVp 0.209'unu (%47.37), 18 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 8'ini (%44.44) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde, 96 defekt üzerinden 60 kVp 0.16 sn ışınlama sürelerinde 81'ini (%84.38), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 80'ini (%83.33), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 74'ünü (%77.08), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde ise 76'sını (%79.17), 94 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 81'ini (%86.17), 71 defet üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 51'ini (%71.83) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektleri belirlemede ise, 20 defekt üzerinden, 60 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde var olan defektlerin 10'unu (%50), 60 kVp'de 0.20 sn ışınlama süresinde 8'ini (%40), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 11'ini (%55), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45), 13 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 5'ini (%38.40) ve 6 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 2'sini (%33.33) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üzerinden, 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 70'ini (%72.92), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 75'ini (%78.13), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 77'sini (%80.21), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 71'ini (%73.96), 88 defekt üzerinden, 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 68'ini

(%77.27), 53 defekt üzerinden ise 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 36'sını (%67.92) yok olarak değerlendirmiştir.

3. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede, 20 defekt üzerinde 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 7'sini (%35), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 6'sını (%30), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 8'ini (%40) ve 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 18 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 8'ini (%44.44) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üzerinde, 60 kVp'de 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 76'sını (%79.17), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 75'ini (%78.13), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 83'ünü (%86.46) ve 94 defekt üzerinden, 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 77'sini (%81.91), 73 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 57'sini (%78.08) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede ise, 20 defekt üzerinde, 60 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 4'ünü (%20), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 6'sını (%30), 19 defekt üzerinden 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 6'sını (%31.58), 16 defekt üzerinde, 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 4'ünü (%25) ve 8 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 2'sini (%25) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üzerinden 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 79'unu (%82.29), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 76'sını (%79.17), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 77'sini (%80.21), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 78'ini (%81.25), 87 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 70'ini (%80.46) ve 60 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 44'ünü (%73.33) yok olarak değerlendirmiştir.

4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede, 20 defekt üzerinde, 60 kVp 0.16, 0.25 sn ışınlama süresinde 12'sini (%60), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 8'sini (%40), 70 kVp 0.16 ve 0.20 sn ışınlama süresinde 9'unu (%45), 19 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 12'sini (%63.16) var olarak tespit edebilmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üzerinde, 60 kVp'de 0.16 sn ışınlama süresinde 67'sini (%69.79), 60 kVp 0.20 ve 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 71'ini (%73.96), 95 defekt üzerinden 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 69'unu (%72.63), 90 defekt üzerinden, 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 71'ini (%78.89), 81 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 59'unu (%72.84) yok olarak değerlendirmiştir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin defektlerini belirlemede ise, 20 defekt üzerinde, 60 kVp 0.16 ve 0.20 sn ve 70 kVp 0.16 ışınlama sürelerinde 9'unu (%45), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 10'unu (%50), 17 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 7'sini (%41.18), ve 12 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 6'sını (%50) var olarak tespit etmiştir. Aynı gözlemci defekt bulunmayan bölgelerin incelenmesinde 96 defekt üzerinden 60 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 75'ini (%78.13), 60 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 80'ini (%83.33), 60 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 74'ünü (%77.08), 70 kVp 0.16 sn ışınlama süresinde 76'sını (%79.17), 88 defekt üzerinden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde 72'sini (%81.82) ve 69 defekt üzerinden 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde 54'ünü (%78.26) yok olarak değerlendirmiştir.

Periodontal defektlerin teşhisinde mekanik olarak açılan defektler üzerinde alınan PSP görüntülerinde, 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresinde %68.75 sensitivite oranı ile 1. gözlemci en iyi teşhis oranına sahiptir.

Tablo. 4.29. Altın standart ile 1. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik							Kappa		Altın Standart PSP Mekanik+Asit						Kappa Uyum Testi	
		Yok			Var						Yok			Var				
		n	%	n	%	n	%	n			%	n	%	n	%			
		Toplam		%		Kappa		p		Toplam		%		Kappa		p		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.16 sn 1. Gözlemci	Yok	48	50	11	55	59	50,86			61	63,54	13	65	74	63,79			
	Var	48	50	9	45	57	49,14	-0,029	0,684	35	36,46	7	35	42	36,21	-0,01	0,902	
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 60 kVp 0.20 sn 1. Gözlemci	Yok	61	63,54	7	35	68	58,62			65	67,71	12	60	77	66,38			
	Var	35	36,46	13	65	48	41,38	0,184	0,018*	31	32,29	8	40	39	33,62	0,056	0,507	
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 60 kVp 0.25 sn 1. Gözlemci	Yok	57	60,64	7	35	64	56,14			61	63,54	14	70	75	64,66			
	Var	37	39,36	13	65	50	43,86	0,161	0,036*	35	36,46	6	30	41	35,34	-0,046	0,583	
	Toplam	94	100	20	100	114	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 70 kVp 0.16 sn 1. Gözlemci	Yok	54	56,25	10	50	64	55,17			65	67,71	15	75	80	68,97			
	Var	42	43,75	10	50	52	44,83	0,038	0,609	31	32,29	5	25	36	31,03	-0,055	0,521	
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 70 kVp 0.20 sn 1. Gözlemci	Yok	62	68,89	8	40	70	63,64			65	73,03	14	73,68	79	73,15			
	Var	28	31,11	12	60	40	36,36	0,208	0,015*	24	26,97	5	26,32	29	26,85	-0,005	0,954	
	Toplam	90	100	20	100	110	100			89	100	19	100	108	100			
Periodontal Defekt 70 kVp 0.25 sn 1. Gözlemci	Yok	40	55,56	5	31,25	45	51,14			42	66,67	6	75	48	67,61			
	Var	32	44,44	11	68,75	43	48,86	0,147	0,079	21	33,33	2	25	23	32,39	-0,046	0,635	
	Toplam	72	100	16	100	88	100			63	100	8	100	71	100			

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.30. Altın standart ile 2. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik							Kappa		Altın Standart PSP Mekanik+Asit						Kappa	
		Yok		Var		Toplam					Yok		Var		Toplam			
		n	%	n	%	n	%	Kappa	p	n	%	n	%	n	%	Kappa	p	
Periodontal Defekt 60 kVp 0.16 sn 2. Gözlemci	Yok	81	84,38	11	55	92	79,31			70	72,92	10	50	80	68,97			
	Var	15	15,63	9	45	24	20,69	0,272	0,003*	26	27,08	10	50	36	31,03	0,174	0,044*	
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 60 kVp 0.20 sn 2. Gözlemci	Yok	80	83,33	11	55	91	78,45			75	78,13	12	60	87	75			
	Var	16	16,67	9	45	25	21,55	0,258	0,005*	21	21,88	8	40	29	25	0,154	0,089	
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 60 kVp 0.25 sn 2. Gözlemci	Yok	74	77,08	11	57,89	85	73,91			77	80,21	9	45	86	74,14			
	Var	22	22,92	8	42,11	30	26,09	0,156	0,082	19	19,79	11	55	30	25,86	0,294	0,001*	
	Toplam	96	100	19	100	115	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 70 kVp 0.16 sn 2. Gözlemci	Yok	76	79,17	12	60	88	75,86			71	73,96	11	55	82	70,69			
	Var	20	20,83	8	40	28	24,14	0,165	0,068	25	26,04	9	45	34	29,31	0,148	0,09	
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100			
Periodontal Defekt 70 kVp 0.20 sn 2. Gözlemci	Yok	81	86,17	10	52,63	91	80,53			68	77,27	8	61,54	76	75,25			
	Var	13	13,83	9	47,37	22	19,47	0,316	0,001*	20	22,73	5	38,46	25	24,75	0,113	0,22	
	Toplam	94	100	19	100	113	100			88	100	13	100	101	100			
Periodontal Defekt 70 kVp 0.25 sn 2. Gözlemci	Yok	51	71,83	10	55,56	61	68,54			36	67,92	4	66,67	40	67,8			
	Var	20	28,17	8	44,44	28	31,46	0,135	0,184	17	32,08	2	33,33	19	32,2	0,006	0,95	
	Toplam	71	100	18	100	89	100			53	100	6	100	59	100			

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.31. Altın standart ile 3. gözlemci'nin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik						Kappa			Altın Standart PSP Mekanik+Asit						Kappa	
		Yok			Var			Kappa	p		Yok		Var		Toplam	%	Kappa	p
		n	%	n	n	%	%				n	%	n	%				
		n	%	n	n	%	%				n	%	n	%				
Periodontal Defekt 60 kVp 0.16 sn 3. Gözlemci	Yok	76	79,17	11	55	87	75				79	82,29	16	80	95	81,9		
	Var	20	20,83	9	45	29	25	0,205	0,023*		17	17,71	4	20	21	18,1	0,022	0,809
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.20 sn 3. Gözlemci	Yok	76	79,17	13	65	89	76,72				76	79,17	16	80	92	79,31		
	Var	20	20,83	7	35	27	23,28	0,124	0,173		20	20,83	4	20	24	20,69	-0,008	0,933
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.25 sn 3. Gözlemci	Yok	75	78,13	14	70	89	76,72				77	80,21	13	68,42	90	78,26		
	Var	21	21,88	6	30	27	23,28	0,071	0,434		19	19,79	6	31,58	25	21,74	0,105	0,255
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	19	100	115	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.16 sn 3. Gözlemci	Yok	83	86,46	12	60	95	81,9				78	81,25	14	70	92	79,31		
	Var	13	13,54	8	40	21	18,1	0,259	0,005*		18	18,75	6	30	24	20,69	0,104	0,259
	Toplam	96	100	20	100	116	100				96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.20 sn 3. Gözlemci	Yok	77	81,91	10	50	87	76,32				70	80,46	12	75	82	79,61		
	Var	17	18,09	10	50	27	23,68	0,281	0,002*		17	19,54	4	25	21	20,39	0,048	0,618
	Toplam	94	100	20	100	114	100				87	100	16	100	103	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.25 sn 3. Gözlemci	Yok	57	78,08	10	55,56	67	73,63				44	73,33	6	75	50	73,53		
	Var	16	21,92	8	44,44	24	26,37	0,2	0,052		16	26,67	2	25	18	26,47	-0,011	0,92
	Toplam	73	100	18	100	91	100				60	100	8	100	68	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Tablo. 4.32. Altın standart ile 4. gözlemcinin periodontal defekt teşhis durumları arasındaki uyum

		Altın Standart PSP Mekanik						Kappa		Altın Standart PSP Mekanik+Asit						Kappa	
		Yok			Var					Yok			Var				
		n	%	n	%	n	%			n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.16 sn 4. Gözlemci	Yok	67	69,79	8	40	75	64,66	0,21	0,011*	75	78,13	11	55	86	74,14	0,193	0,032*
	Var	29	30,21	12	60	41	35,34			21	21,88	9	45	30	25,86		
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.20 sn 4. Gözlemci	Yok	71	73,96	12	60	83	71,55	0,111	0,208	80	83,33	11	55	91	78,45	0,258	0,005*
	Var	25	26,04	8	40	33	28,45			16	16,67	9	45	25	21,55		
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 60 kVp 0.25 sn 4. Gözlemci	Yok	69	72,63	8	40	77	66,96	0,241	0,005*	74	77,08	10	50	84	72,41	0,219	0,014*
	Var	26	27,37	12	60	38	33,04			22	22,92	10	50	32	27,59		
	Toplam	95	100	20	100	115	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.16 sn 4. Gözlemci	Yok	71	73,96	11	55	82	70,69	0,148	0,09	76	79,17	11	55	87	75	0,205	0,023*
	Var	25	26,04	9	45	34	29,31			20	20,83	9	45	29	25		
	Toplam	96	100	20	100	116	100			96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.20 sn 4. Gözlemci	Yok	71	78,89	11	55	82	74,55	0,207	0,027*	72	81,82	10	58,82	82	78,1	0,201	0,036*
	Var	19	21,11	9	45	28	25,45			16	18,18	7	41,18	23	21,9		
	Toplam	90	100	20	100	110	100			88	100	17	100	105	100		
Periodontal Defekt 70 kVp 0.25 sn 4. Gözlemci	Yok	59	72,84	7	36,84	66	66	0,276	0,003*	54	78,26	6	50	60	74,07	0,216	0,039*
	Var	22	27,16	12	63,16	34	34			15	21,74	6	50	21	25,93		
	Toplam	81	100	19	100	100	100			69	100	12	100	81	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.9. Peridontal Defektlerden Dehisensin CCD Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden dehisensin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleritablo 4.33'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografiler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.918-0.984, ≥ 0.80) (Tablo 4.33).

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden dehisensin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 3. ve 4. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif ve negatif prediktif değerleritablo 4.34'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.885-1 , ≥ 0.80) (Tablo 4.34).

Tablo. 4.33. 1. ve 2. gözlemci'nin dehisensin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Dehisens CCD	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	7,30%	93,40%	50,00%	52,80%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	5,50%	96,70%	60,00%	53,20%	10,90%	93,40%	60,00%	53,80%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	5,50%	98,40%	75,00%	53,60%	10,90%	91,80%	54,50%	53,30%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	5,50%	96,70%	60,00%	53,20%	7,30%	91,80%	44,40%	52,30%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	5,50%	98,40%	75,00%	53,60%	10,90%	93,40%	60,00%	53,80%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	5,50%	93,40%	42,90%	52,30%	10,90%	95,10%	66,70%	54,20%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	3,60%	93,40%	33,30%	51,80%	9,10%	96,70%	71,40%	54,10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	3,60%	95,10%	40,00%	52,30%	9,10%	93,40%	55,60%	53,30%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	12,70%	91,80%	58,30%	53,80%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	5,50%	96,70%	60,00%	53,20%	7,30%	91,80%	44,40%	52,30%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	5,50%	96,70%	60,00%	53,20%	5,50%	93,40%	42,90%	52,30%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	5,50%	95,10%	50,00%	52,70%	9,10%	91,80%	50,00%	52,80%

Tablo. 4.34. 3. ve 4. gözlemci'nin dehisensin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Dehisens CCD	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	16,40%	90,20%	60,00%	54,50%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	25,50%	93,40%	77,80%	58,20%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	29,10%	93,40%	80,00%	59,40%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	9,10%	95,10%	62,50%	53,70%	20,00%	91,80%	68,80%	56,00%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	12,70%	95,10%	70,00%	54,70%	29,10%	95,10%	84,20%	59,80%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	10,90%	93,40%	60,00%	53,80%	18,20%	95,10%	76,90%	56,30%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	5,50%	93,40%	42,90%	52,30%	7,30%	100,00%	100,00%	54,50%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	23,60%	91,80%	72,20%	57,10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	9,10%	96,70%	71,40%	54,10%	23,60%	88,50%	65,00%	56,30%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	21,80%	96,70%	85,70%	57,80%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	21,80%	96,70%	85,70%	57,80%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	9,10%	93,40%	55,60%	53,30%	25,50%	88,50%	66,70%	56,80%

4.10. Peridontal Defektlerden Dehisensin PSP Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden dehisensin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleritablo 4.35'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografiler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.869-0.967, ≥ 0.80) (Tablo 4.35).

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden dehisensin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 3. ve 4. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif ve negatif prediktif değerleritablo 4.36'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.852-0.984 , ≥ 0.80) (Tablo 4.36).

Ayrıca tüm gözlemciler arasında iyi sayılmasa da, en yüksek sensitivite değerine (sensitivite= 0.200-0.327, ≤ 0.80) 4. gözlemci sahiptir (Tablo 4.36).

Tablo. 4.35. 1. ve 2. gözlemci'nin dehisensin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Dehisens PSP	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	7,30%	96,70%	66,70%	53,60%	14,50%	91,80%	61,50%	54,40%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	1,80%	96,70%	33,30%	52,20%	10,90%	90,20%	50,00%	52,90%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	1,80%	96,70%	33,30%	52,20%	16,40%	91,80%	64,30%	54,90%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	7,30%	96,70%	66,70%	53,60%	14,50%	86,90%	50,00%	53,00%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	5,50%	95,10%	50,00%	52,70%	20,00%	91,80%	68,80%	56,00%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	5,50%	96,70%	60,00%	53,20%	9,10%	95,10%	62,50%	53,70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	10,90%	93,40%	60,00%	53,80%	16,40%	86,90%	52,90%	53,50%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	10,90%	96,70%	75,00%	54,60%	14,50%	86,90%	50,00%	53,00%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	10,90%	95,10%	66,70%	54,20%	18,20%	88,50%	58,80%	54,50%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	10,90%	96,70%	75,00%	54,60%	27,30%	86,90%	65,20%	57,00%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	9,10%	95,10%	62,50%	53,70%	14,50%	86,90%	50,00%	53,00%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	7,30%	95,10%	57,10%	53,20%	9,10%	90,20%	45,50%	52,40%

Tablo. 4.36. 3. ve 4. gözlemci'nin dehisensin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Dehisens PSP	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	5.50%	91.80%	37.50%	51.90%	23.60%	90.20%	68.40%	56.70%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	3.60%	91.80%	28.60%	51.40%	23.60%	91.80%	72.20%	57.10%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	7.30%	95.10%	57.10%	53.20%	30.90%	95.10%	85.00%	60.40%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	3.60%	95.10%	40.00%	52.30%	27.30%	95.10%	83.30%	59.20%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	3.60%	96.70%	50.00%	52.70%	27.30%	95.10%	83.30%	59.20%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	3.60%	98.40%	66.70%	53.10%	21.80%	96.70%	85.70%	57.80%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	9.10%	88.50%	41.70%	51.90%	21.80%	88.50%	63.20%	55.70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	7.30%	95.10%	57.10%	53.20%	27.30%	88.50%	68.20%	57.40%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	9.10%	91.80%	50.00%	52.80%	32.70%	85.20%	66.70%	58.40%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	7.30%	90.20%	40.00%	51.90%	30.90%	90.20%	73.90%	59.10%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	9.10%	93.40%	55.60%	53.30%	25.50%	90.20%	70.00%	57.30%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	1.80%	96.70%	33.30%	52.20%	20.00%	95.10%	78.60%	56.90%

4.11. Peridontal Defektlerden Fenestrasyon'un CCD Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden fenestrasyon'un CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleritablo 4.37'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografiler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan fenestrasyon defektlerini, dehisens teşhisine oranla daha iyi ancak yine de iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= $0.99-1$, ≥ 0.80). Spesifite sonuçları da dehisens sonuçlarına kıyaslandığında fenestrasyon defektleri için tüm gözlemciler tarafından daha yüksek seviyededir(Tablo 4.37).

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden fenestrasyon'un CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 3. ve 4. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif ve negatif prediktif değerleritablo 4.38'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= $0.98-1$, ≥ 0.80) (Tablo 4.38). Ayrıca spesifite değeri, tüm kVp ve ışınlama sürelerine bakıldığında gözlemcilerin kendi aralarında fenestrasyon defektleri teşhisi kıyaslamasında en iyi gözlemci en deneyimsiz olan gözlemci olarak tespit edilmiştir (Tablo 4.37).

Tablo. 4.37. 1. ve 2. gözlemci'nin fenestrasyon'un CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Fenestrasyon CCD	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	14.30%	100.00%	100.00%	89.50%	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	21.40%	99.00%	75.00%	90.20%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%

Tablo. 4.38. 3. ve 4. gözlemci'nin fenestrasyon'un CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Fenestrasyon CCD	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	21.40%	99.00%	75.00%	90.20%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	21.40%	99.00%	75.00%	90.20%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	21.40%	99.00%	75.00%	90.20%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	21.40%	99.00%	75.00%	90.20%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	21.40%	99.00%	75.00%	90.20%	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	35.70%	98.00%	71.40%	91.70%	42.90%	99.00%	85.70%	92.70%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%	35.70%	99.00%	83.30%	91.80%

4.12. Peridontal Defektlerden Fenestrasyon'un PSP Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden fenestrasyon'un PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin **tablo 4.39**'da, 3. ve 4. gözlemcinin **tablo 4.40**'de, sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografiler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan fenestrasyon defektlerini, dehisens teşhisine oranla daha iyi ancak yine de iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite = $0.99-1$, ≥ 0.80) (**Tablo 4.39**).

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite = $0.971-1$, ≥ 0.80) (**Tablo 4.40**).

Ayrıca spesifite değeri, tüm kVp ve ışınlama sürelerine bakıldığında gözlemcilerin kendi aralarında fenestrasyon defektleri teşhisi kıyaslamasında en iyi gözlemci, 2. gözlemci olarak tespit edilmiştir. Ayrıca yine aynı gözlemci diğer gözlemcilerle karşılaştırıldığında en iyi sensitivite uyumunu yakalamıştır (**Tablo 4.39**).

Tablo. 4.39. 1. ve 2. gözlemci'nin fenestrasyon'un PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Fenestrasyon PSP	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	42.90%	100.00%	100.00%	92.70%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	50.00%	100.00%	100.00%	93.60%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	50.00%	100.00%	100.00%	93.60%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	42.90%	100.00%	100.00%	92.70%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%	21.40%	100.00%	100.00%	90.30%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	42.90%	100.00%	100.00%	92.70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	28.60%	99.00%	80.00%	91.00%	42.90%	100.00%	100.00%	92.70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	42.90%	100.00%	100.00%	92.70%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	35.70%	100.00%	100.00%	91.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	14.30%	100.00%	100.00%	89.50%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	28.60%	100.00%	100.00%	91.10%	14.30%	100.00%	100.00%	89.50%

Tablo. 4.40. 3. ve 4. gözlemci'nin fenestasyon'un PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Fenestasyon PSP	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	35,70%	99,00%	83,30%	91,80%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	28,60%	97,10%	57,10%	90,80%	35,70%	99,00%	83,30%	91,80%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	28,60%	97,10%	57,10%	90,80%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	35,70%	98,00%	71,40%	91,70%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	28,60%	100,00%	100,00%	91,10%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	28,60%	100,00%	100,00%	91,10%	28,60%	100,00%	100,00%	91,10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	35,70%	97,10%	62,50%	91,70%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	35,70%	98,00%	71,40%	91,70%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	35,70%	98,00%	71,40%	91,70%	35,70%	100,00%	100,00%	91,90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	21,40%	99,00%	75,00%	90,20%	28,60%	98,00%	66,70%	90,90%

4.13. Furka Defektleri'nin CCD Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerinin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin **Tablo 4.41**'de, 3. ve 4. gözlemcinin ise **Tablo 4.42**'de, sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografiler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan furka defektlerini, dehisens ve fenestrasyon teşhisine oranla daha iyi ancak yine de iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= $0.989-1$, ≥ 0.80) (**Tablo 4.41**).

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= $0.989-1$, ≥ 0.80) (**Tablo 4.42**).

Ayrıca spesifite değeri, tüm kVp ve ışınlama sürelerine bakıldığında gözlemcilerin kendi aralarında furka defektleri teşhisi kıyaslamasında en iyi gözlemci, 4. gözlemci olarak tespit edilmiştir. Ayrıca 2. ve 3. gözlemci tüm defektler içinde en iyi sensitivite uyumunu furka defektlerinde yakalamıştır (2. gözlemci sensitivite değerleri= $0.609-0.739$, 3. gözlemci sensitivite değerleri= $0.739-0.783$, ≥ 0.70) (**Tablo 4.41 ve Tablo 4.42**).

Tablo. 4.41. 1. ve 2. gözlemci'nin furka defektleri'nin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Furka CCD	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	56.50%	100.00%	100.00%	90.30%	65.20%	98.90%	93.80%	92.00%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	56.50%	100.00%	100.00%	90.30%	73.90%	98.90%	94.40%	93.90%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	60.90%	100.00%	100.00%	91.20%	73.90%	100.00%	100.00%	93.90%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	56.50%	100.00%	100.00%	90.30%	73.90%	100.00%	100.00%	93.90%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	60.90%	100.00%	100.00%	91.20%	73.90%	100.00%	100.00%	93.90%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	60.90%	100.00%	100.00%	91.20%	73.90%	98.90%	94.40%	93.90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	47.80%	100.00%	100.00%	88.60%	69.60%	97.80%	88.90%	92.90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	56.50%	98.90%	92.90%	90.20%	60.90%	96.80%	82.40%	90.90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	56.50%	98.90%	92.90%	90.20%	69.60%	98.90%	94.10%	92.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	65.20%	100.00%	100.00%	92.10%	69.60%	98.90%	94.10%	92.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	60.90%	98.90%	93.30%	91.10%	69.60%	98.90%	94.10%	92.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	60.90%	98.90%	93.30%	91.10%	69.60%	98.90%	94.10%	92.90%

Tablo. 4.42. 3. ve 4. gözlemci'nin furka defektleri'nin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Furka CCD	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	43.50%	100.00%	100.00%	87.70%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	43.50%	100.00%	100.00%	87.70%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	47.80%	100.00%	100.00%	88.60%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	52.20%	100.00%	100.00%	89.40%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	47.80%	100.00%	100.00%	88.60%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	43.50%	100.00%	100.00%	87.70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	78.30%	98.90%	94.70%	94.80%	39.10%	100.00%	100.00%	86.90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	73.90%	100.00%	100.00%	93.90%	43.50%	100.00%	100.00%	87.70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	43.50%	100.00%	100.00%	87.70%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	78.30%	100.00%	100.00%	94.90%	56.50%	100.00%	100.00%	90.30%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	73.90%	100.00%	100.00%	93.90%	47.80%	100.00%	100.00%	88.60%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	73.90%	100.00%	100.00%	93.90%	52.20%	100.00%	100.00%	89.40%

4.14. Furka Defektleri'nin PSP Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerinin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleritablo 4.43'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografiler üzerinde yaptığı incelemede, gerçekte var olan furka defektlerini, dehisens ve fenestrasyon teşhisine oranla daha iyi ancak yine de iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), 2. gözlemci kabul edilebilir şekilde belirlemiştir (sensitivite=0.609-0.783, ≥ 0.70). Ayrıca her 2 gözlemci'de gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite=0.978-1, ≥ 0.80) (Tablo 4.43).

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defektlerinin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 3. ve 4. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif ve negatif prediktif değerleritablo 4.44'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan furka defektlerini dehisens ve fenestrasyona ayrıca diğer gözlemcilere göre daha yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite=1, ≥ 0.80) (Tablo 4.44).

Tablo. 4.43. 1. ve 2. gözlemci'nin furka defektleri'nin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Furka PSP	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	47,80%	100,00%	100,00%	88,60%	65,20%	98,90%	93,80%	92,00%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	47,80%	100,00%	100,00%	88,60%	78,30%	98,90%	94,70%	94,80%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	52,20%	100,00%	100,00%	89,40%	73,90%	98,90%	94,40%	93,90%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	47,80%	100,00%	100,00%	88,60%	73,90%	98,90%	94,40%	93,90%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	39,10%	100,00%	100,00%	86,90%	73,90%	98,90%	94,40%	93,90%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	47,80%	100,00%	100,00%	88,60%	69,60%	97,80%	88,90%	92,90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	47,80%	100,00%	100,00%	88,60%	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	43,50%	100,00%	100,00%	87,70%	69,60%	98,90%	94,10%	92,90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	43,50%	100,00%	100,00%	87,70%	69,60%	98,90%	94,10%	92,90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	47,80%	100,00%	100,00%	88,60%	69,60%	98,90%	94,10%	92,90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%	69,60%	98,90%	94,10%	92,90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	39,10%	100,00%	100,00%	86,90%	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%

Tablo. 4.44. 3. ve 4. gözlemci'nin furka defektleri'nin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Furka PSP	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	56,50%	100,00%	100,00%	90,30%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%	56,50%	100,00%	100,00%	90,30%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	56,50%	100,00%	100,00%	90,30%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	69,60%	100,00%	100,00%	93,00%	65,20%	100,00%	100,00%	92,10%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%	60,90%	100,00%	100,00%	91,20%

4.15. Periodontal Defektlerin (1,2,3 duvarlı) CCD Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleritablo 4.45'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. gözlemci hem mekanik olarak oluşturulan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan görüntüler üzerinde sadece 70 kVp 0.03 sn ışınlama süresi ile alınan radyografler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan defektleri kabul edilebilir bir şekilde değerlendirmişken (sensitivite=0.70, ≥ 0.70), diğer kVp ve ışınlama sürelerinde değerlendirememiştir (sensitivite ≤ 0.70). Aynı gözlemci gerçekte yok olan defektleri ise hiç bir kVp ve ışınlama süresi ile belirleyememiştir (spesifite= 0.457-0.594, ≤ 0.70) (Tablo 4.45).2. gözlemci tüm kVp ve ışınlama süreleri ile alınan radyografler üzerinde yaptıkları incelemede, gerçekte var olan periodontal defektleri, dehisens ve fenestrasyon teşhisine oranla daha iyi ancak yine de iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri kabul edilebilir spesifite oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.708-0.781, ≥ 0.80).

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde 3. ve 4. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif prediktif ve negatif prediktif değerleritablo 4.46'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

3. ve 4. gözlemci ise, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), 3. gözlemci gerçekte yok olan

defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemiş (spesifite= 0.729-0.813, ≥ 0.70) iken 4. gözlemci mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan radyografilerde 60 kVp 0.02 ve 0.03 ile 70 kVp 0.02 sn ışınlama sürelerinde, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan radyografilerde ise yalnızca 70 kVp 0.02 sn ışınlama süreinde kabul edilebilir düzeyde spesifite değerlerine sahiptir (spesifite= 0.708-0.740, ≥ 0.70) (**Tablo 4.46**).

Tablo. 4.45. 1. ve 2. gözlemci'nin periodontal defektlerin (1, 2 ve 3 duvarlı) CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Periodontal defekt CCD	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	60.00%	51.00%	20.30%	86.00%	40.00%	75.00%	25.00%	85.70%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	60.00%	58.30%	23.10%	87.50%	45.00%	74.00%	26.50%	86.60%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	60.00%	59.40%	23.50%	87.70%	50.00%	77.10%	31.30%	88.10%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	60.00%	50.00%	20.00%	85.70%	50.00%	76.30%	31.30%	87.70%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	65.00%	55.20%	23.20%	88.30%	60.00%	76.00%	34.30%	90.10%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	70.00%	50.00%	22.60%	88.90%	60.00%	75.00%	33.30%	90.00%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	55.00%	45.70%	17.70%	82.70%	38.90%	78.00%	25.90%	86.60%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	50.00%	49.00%	16.90%	82.50%	55.00%	70.80%	28.20%	88.30%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	50.00%	46.90%	16.40%	81.80%	55.00%	75.00%	31.40%	88.90%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	60.00%	53.70%	21.40%	86.40%	33.30%	75.30%	20.70%	85.40%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	60.00%	58.30%	23.10%	87.50%	55.00%	77.10%	33.30%	89.20%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	70.00%	54.20%	24.10%	89.70%	55.00%	78.10%	34.40%	89.30%

Tablo. 4.46. 3. ve 4. gözlemci'nin periodontal defektlerin (1, 2 ve 3 duvarlı) CCD görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Periodontal defekt CCD	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.01 sn	42,10%	78,70%	28,60%	87,10%	57,90%	64,50%	25,00%	88,20%
Mekanik 60 kVp 0.02 sn	55,00%	76,00%	32,40%	89,00%	50,00%	74,00%	28,60%	87,70%
Mekanik 60 kVp 0.03 sn	50,00%	72,90%	27,80%	87,50%	55,00%	70,80%	28,20%	88,30%
Mekanik 70 kVp 0.01 sn	47,40%	78,70%	31,00%	88,10%	55,00%	65,60%	25,00%	87,50%
Mekanik 70 kVp 0.02 sn	45,00%	76,00%	28,10%	86,90%	60,00%	74,00%	32,40%	89,90%
Mekanik 70 kVp 0.03 sn	50,00%	79,20%	33,30%	88,40%	60,00%	65,60%	26,70%	88,70%
Mekanik+asit 60 kVp 0.01 sn	36,80%	79,80%	26,90%	86,20%	57,90%	61,40%	24,40%	87,10%
Mekanik+asit 60 kVp 0.02 sn	45,00%	78,10%	30,00%	87,20%	45,00%	69,80%	23,70%	85,90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.03 sn	50,00%	77,10%	31,30%	88,10%	50,00%	66,70%	23,80%	86,50%
Mekanik+asit 70 kVp 0.01 sn	55,60%	81,30%	35,70%	90,70%	50,00%	64,50%	21,40%	87,00%
Mekanik+asit 70 kVp 0.02 sn	55,00%	80,20%	36,70%	89,50%	42,10%	70,80%	22,20%	86,10%
Mekanik+asit 70 kVp 0.03 sn	60,00%	79,20%	37,50%	90,50%	57,90%	65,60%	25,00%	88,70%

4.16. Periodontal Defektlerin (1,2,3 duvarlı) PSP Görüntüleri Üzerindeki Teşhisinde Gözlemcilerin Sensitivite, Spesifite, Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde 1. ve 2. gözlemcinin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleritablo 4.47'de 3. ve 4. gözlemci'nin **tablo 4.48**'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci,gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememiştir (sensitivite ≤ 0.80). 1. gözlemci gerçekte yok olan defektleri sadece mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan radyografilerden 70 kVp 0.20 sn ışınlama süresinde kabul edilebilir spesifite oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.730 , ≥ 0.70) (**Tablo 4.47**).

2. gözlemci ise mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan radyografilerden sadece 70 kVp 0.25 sn ışınlama süresi hariç (spesifite=0.679) gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemiştir (spesifite= 0.718-0.862 , ≥ 0.80). Periodontal defektlerin teşhisinde 2. gözlemci daha yüksek spesifite değerleri ile 1. gözlemciye göre daha üstün olarak belirlenmiştir(**Tablo 4.47**).

3. ve 4. gözlemci, yine gerçekte var olan defektleri iyi bir şekilde değerlendirememişken (sensitivite ≤ 0.80), gerçekte yok olan defektleri yüksek doğruluk oranları ile belirlemişlerdir (spesifite= 0.698-0.865 , ≥ 0.80) (**Tablo 4.48**).

Tablo. 4.47. 1. ve 2. gözlemci'nin periodontal defektlerin (1, 2 ve 3 duvarlı) PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Periodontal Defekt PSP	1. Gözlemci				2. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	45,00%	50,00%	15,80%	81,40%	45,00%	84,40%	37,50%	88,00%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	65,00%	63,50%	27,10%	89,70%	45,00%	83,30%	36,00%	87,90%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	65,00%	60,60%	26,00%	89,10%	42,10%	77,10%	26,70%	87,10%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	50,00%	56,30%	19,20%	84,40%	40,00%	79,20%	28,60%	86,40%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	60,00%	68,90%	30,00%	88,60%	47,40%	86,20%	40,90%	89,00%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	68,80%	55,60%	25,60%	88,90%	44,40%	71,80%	28,60%	83,60%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	35,00%	63,50%	16,70%	82,40%	50,00%	72,90%	27,80%	87,50%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	40,00%	67,70%	20,50%	84,40%	40,00%	78,10%	27,60%	86,20%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	30,00%	63,50%	14,60%	81,30%	55,00%	80,20%	36,70%	89,50%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	25,00%	67,70%	13,90%	81,30%	45,00%	74,00%	26,50%	86,60%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	26,30%	73,00%	17,20%	82,30%	38,50%	77,30%	20,00%	89,50%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	25,00%	66,70%	8,70%	87,50%	33,30%	67,90%	10,50%	90,00%

Tablo. 4.48. 3. ve 4. gözlemci'nin periodontal defektlerin (1, 2 ve 3 duvarlı) PSP görüntüleri üzerindeki teşhisinde sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri

Periodontal Defekt PSP	3. Gözlemci				4. Gözlemci			
	Sensitivite	Spesifite	Pozitif Prediktif	Negatif Prediktif	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
Mekanik 60 kVp 0.16 sn	45,00%	79,20%	31,00%	87,40%	60,00%	69,80%	29,30%	89,30%
Mekanik 60 kVp 0.20 sn	35,00%	79,20%	25,90%	85,40%	40,00%	74,00%	24,20%	85,50%
Mekanik 60 kVp 0.25 sn	30,00%	78,10%	22,20%	84,30%	60,00%	72,60%	31,60%	89,60%
Mekanik 70 kVp 0.16 sn	40,00%	86,50%	38,10%	87,40%	45,00%	74,00%	26,50%	86,60%
Mekanik 70 kVp 0.20 sn	50,00%	81,90%	37,00%	88,50%	45,00%	78,90%	32,10%	86,60%
Mekanik 70 kVp 0.25 sn	44,40%	78,10%	33,30%	85,10%	63,20%	72,80%	35,30%	89,40%
Mekanik+asit 60 kVp 0.16 sn	20,00%	82,30%	19,00%	83,20%	45,00%	78,10%	30,00%	87,20%
Mekanik+asit 60 kVp 0.20 sn	20,00%	79,20%	16,70%	82,60%	45,00%	83,30%	36,00%	87,90%
Mekanik+asit 60 kVp 0.25 sn	31,60%	80,20%	24,00%	85,60%	50,00%	77,10%	31,30%	88,10%
Mekanik+asit 70 kVp 0.16 sn	30,00%	81,30%	25,00%	84,80%	45,00%	79,20%	31,00%	87,40%
Mekanik+asit 70 kVp 0.20 sn	25,00%	80,50%	19,00%	85,40%	41,20%	81,80%	30,40%	87,80%
Mekanik+asit 70 kVp 0.25 sn	25,00%	73,30%	11,10%	88,00%	50,00%	78,30%	28,60%	90,00%

3. gözlemci'nin mekanik olarak açılan periodontal defektlerin teşhisinde sensitivite değeri %30-50, 2. gözlemci'nin %40-63.20 arasında değişmektedir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektler üzerindeki teşhislerde ise 3. gözlemci'nin sensitivite değerleri %20-31.60 arasında, 4. gözlemci'nin %41.20-50 arasında değişmektedir.

Spesifite değerleri mekanik olarak oluşturulan defektler üzerinde 3. gözlemci'nin %78.10-86.50, 4. gözlemci'nin %69.80-78.90 arasında, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektler üzerinde 3. gözlemci'nin %73.30-82.30, 2. gözlemci'nin %77.10-83.30 arasında değişmektedir.

Yine aynı tabloda 3. gözlemci'nin pozitif prediktif değeri mekanik olarak oluşturulan defektler üzerinde %22.20-38.10, 4. gözlemci'nin %24.20-35.30 arasında, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektler üzerinde ise 3. gözlemci'nin %11,10-25, 4. gözlemci'nin %28.60-36 arasında değişmektedir.

Mekanik olarak oluşturulan defektlerin teşhisinde negatif prediktif değerleri 3. gözlemci'nin %84.30-88.50, 4. gözlemci'nin %85.50-89.40 arasında değişmektedir. Mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisinde ise 3. gözlemci'nin %82.60-88, 2. gözlemci'nin %87.20-90 arasında değişmektedir (**Tablo 4.48**).

4.17. Periodontal Defektlerden Dehisens'in Gözlemciler Tarafından Teşhisi

4.17.1. Dehisens'in Tomografik Kesit Görüntüleri ile 3 Boyutlu Rekonstrüksiyonları'nın Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden dehisens teşhisinde tüm gözlemci'lerin, 10x8 ve 8x8 FOV değerleri ile 0.125mm³ voksel değeri kullanılarak çekilen tomografik görüntülerden oluşturulan tomografik kesitlerde yapılan incelemeler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi 1. ve 2. gözlemci için **tablo 4.49'**de, 3. ve 4. gözlemci için **tablo 4.50'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Tablo. 4.49. Altın standart ile 1. ve 2. gözlemci'nin dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Dehisens Altın standart						Dehisens Altın standart						Kappa Uyum Testi		
		Yok			Var			Yok			Var			Kappa Uyum Testi		
		n	%		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	
Dehisens 10*8 1. gözlemci tomo baş	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	Dehisens 10*8 2. gözlemci tomo baş	Yok	43	70,49	21	38,18	64	55,17	0,001*
	Var	23	37,7	33	60	56	48,28		Var	18	29,51	34	61,82	52	44,83	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 8*8 1. gözlemci tomo baş	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	Dehisens 8*8 2. gözlemci tomo baş	Yok	43	70,49	21	38,18	64	55,17	0,001*
	Var	23	37,7	33	60	56	48,28		Var	18	29,51	34	61,82	52	44,83	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 10*8 1. gözlemci tomo asit	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	Dehisens 10*8 2. gözlemci tomo asit	Yok	43	70,49	21	38,18	64	55,17	0,001*
	Var	23	37,7	33	60	56	48,28		Var	18	29,51	34	61,82	52	44,83	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 8*8 1. gözlemci tomo asit	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	Dehisens 8*8 2. gözlemci tomo asit	Yok	43	70,49	21	38,18	64	55,17	0,001*
	Var	23	37,7	33	60	56	48,28		Var	18	29,51	34	61,82	52	44,83	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 10*8 1. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	19	31,15	15	27,27	34	29,31	Dehisens 10*8 2. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	21	34,43	16	29,09	37	31,9	0,538
	Var	42	68,85	40	72,73	82	70,69		Var	40	65,57	39	70,91	79	68,1	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 8*8 1. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	19	31,15	15	27,27	34	29,31	Dehisens 8*8 2. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	21	34,43	16	29,09	37	31,9	0,538
	Var	42	68,85	40	72,73	82	70,69		Var	40	65,57	39	70,91	79	68,1	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 10*8 1. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	19	31,15	15	27,27	34	29,31	Dehisens 10*8 2. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	21	34,43	16	29,09	37	31,9	0,538
	Var	42	68,85	40	72,73	82	70,69		Var	40	65,57	39	70,91	79	68,1	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	
Dehisens 8*8 1. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	19	31,15	15	27,27	34	29,31	Dehisens 8*8 2. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	21	34,43	16	29,09	37	31,9	0,538
	Var	42	68,85	40	72,73	82	70,69		Var	40	65,57	39	70,91	79	68,1	
	Toplam	61	100	55	100	116	100		Toplam	61	100	55	100	116	100	

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo. 4.50. Altın standart ile 3. ve 4. gözlemci'nin dehisens teşhis durumları arasındaki uyum

		Dehisens Altın standart						Kappa Uyum Testi			Dehisens Altın standart						Kappa Uyum Testi		
		Yok			Var			Kappa	p		Yok			Var			Kappa	p	
		n	%	n	%	n	%				n	%	n	%	n	%			
Dehisens 10*8 3. gözlemci tomo baş	Yok	43	70,49	22	40	65	56,03	0,306	0,001*	Dehisens 10*8 4. gözlemci tomo baş	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	0,223	0,016*
	Var	18	29,51	33	60	51	43,97				Var	23	37,7	33	60	56	48,28		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 8*8 3. gözlemci tomo baş	Yok	43	70,49	22	40	65	56,03	0,306	0,001*	Dehisens 8*8 4. gözlemci tomo baş	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	0,223	0,016*
	Var	18	29,51	33	60	51	43,97				Var	23	37,7	33	60	56	48,28		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 10*8 3. gözlemci tomo asit	Yok	43	70,49	22	40	65	56,03	0,306	0,001*	Dehisens 10*8 4. gözlemci tomo asit	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	0,223	0,016*
	Var	18	29,51	33	60	51	43,97				Var	23	37,7	33	60	56	48,28		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 8*8 3. gözlemci tomo asit	Yok	43	70,49	22	40	65	56,03	0,306	0,001*	Dehisens 8*8 4. gözlemci tomo asit	Yok	38	62,3	22	40	60	51,72	0,223	0,016*
	Var	18	29,51	33	60	51	43,97				Var	23	37,7	33	60	56	48,28		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 10*8 3. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	32	52,46	20	36,36	52	44,83	0,16	0,082	Dehisens 10*8 4. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	26	42,62	16	29,09	42	36,21	0,13	0,13
	Var	29	47,54	35	63,64	64	55,17				Var	35	57,38	39	70,91	74	63,79		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 8*8 3. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	32	52,46	20	36,36	52	44,83	0,16	0,082	Dehisens 8*8 4. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	26	42,62	16	29,09	42	36,21	0,13	0,13
	Var	29	47,54	35	63,64	64	55,17				Var	35	57,38	39	70,91	74	63,79		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 10*8 3. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	32	52,46	20	36,36	52	44,83	0,16	0,082	Dehisens 10*8 4. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	26	42,62	16	29,09	42	36,21	0,13	0,13
	Var	29	47,54	35	63,64	64	55,17				Var	35	57,38	39	70,91	74	63,79		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		
Dehisens 8*8 3. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	32	52,46	20	36,36	52	44,83	0,16	0,082	Dehisens 8*8 4. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	26	42,62	16	29,09	42	36,21	0,13	0,13
	Var	29	47,54	35	63,64	64	55,17				Var	35	57,38	39	70,91	74	63,79		
	Toplam	61	100	55	100	116	100				Toplam	61	100	55	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Tüm gözlemciler için mekanik ve mekanik+asit kullanılarak elde edilen dehisens defektleri için 10*8 ve 8*8 FOV değerleri kullanılarak alınan görüntülerde altın standarda göre uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).Ancak 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntülerinde altın standarda göre uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Ayrıca kappa uyum analizine göre tüm gözlemcilerin altın standarda göre uyumu tomografik kesitler üzerinde zayıf düzeyde iken (1. gözlemci için $\kappa=0.223$, 2. gözlemci için $\kappa=0.324$, 3. gözlemci için $\kappa=0.306$ ve 4. gözlemci için $\kappa=0.223$), 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerde önemsiz düzeyde uyum (1. gözlemci için $\kappa=0.038$, 2. gözlemci için $\kappa=0.052$, 3. gözlemci için $\kappa=0.16$ ve 4. gözlemci için $\kappa=0.13$) görülmüştür (**tablo 4.49 ve 4.50**).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 55 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan dehisens defekti mevcutken 61 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) 1., 3. ve 4. gözlemci mevcut 55 defektin 33'ünü (%60), 2. gözlemci ise 34'ünü (%61.82) var olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 61 bölgede 1. ve 4. gözlemci 38'ini (%62.3), 2. ve 3. gözlemci ise 43'ünü (%70.49) yok olarak değerlendirmiştir.

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) ise 1.gözlemci mevcut 55 defektin 40'ını (%72.73), 2. ve 4. gözlemci 39'unu (%70.91) ve 3. gözlemci 35'ini (%63.64) var olarak değerlendirmişlerdir. Defekt olmayan 61 bölgenin, 1. gözlemci 19'unu (%31.15), 2. gözlemci 21'ini (%34.43) ve 3. gözlemci 32'sini (%52.46) ve 4. gözlemci 26'sını (%42.62) yok olarak değerlendirmiştir.

Gözlemciler arasında en deneyimsiz olan 1. gözlemcinin dehisens defektleri için, tomografik kesit görüntülerinin (**Tablo 4.51**)ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntülerinin (**Tablo 4.52**) teşhisi açısından diğer tüm gözlemcilerle arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum bulunmaktadır ($p<0,05$).

Tablo. 4.51. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde dehisens teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik						1. Gözlemci 8*8 Mekanik						1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit						1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit					
		Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Dehisens 2. gözlemci tomo	Yok	54	90	10	17,86	64	55,17	54	90	10	17,86	64	55,17	54	90	10	17,86	64	55,17	54	90	10	17,86	64	55,17
	Var	6	10	46	82,14	52	44,83	6	10	46	82,14	52	44,83	6	10	46	82,14	52	44,83	6	10	46	82,14	52	44,83
	Toplam	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100
Dehisens 3. gözlemci tomo	Yok	55	91,67	10	17,86	65	56,03	55	91,67	10	17,86	65	56,03	55	91,67	10	17,86	65	56,03	55	91,67	10	17,86	65	56,03
	Var	5	8,33	46	82,14	51	43,97	5	8,33	46	82,14	51	43,97	5	8,33	46	82,14	51	43,97	5	8,33	46	82,14	51	43,97
	Toplam	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100
Dehisens 4. gözlemci tomo	Yok	60	100	0	0	60	51,72	60	100	0	0	60	51,72	60	100	0	0	60	51,72	60	100	0	0	60	51,72
	Var	0	0	56	100	56	48,28	0	0	56	100	56	48,28	0	0	56	100	56	48,28	0	0	56	100	56	48,28
	Toplam	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100	60	100	56	100	116	100

Tablo. 4.52. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde dehisens teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik						1. Gözlemci 8*8 Mekanik						1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit						1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit					
		Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Dehisens 2. gözlemci 3 boyutlu	Yok	23	67,65	14	17,07	37	31,9	23	67,65	14	17,07	37	31,9	23	67,65	14	17,07	37	31,9	23	67,65	14	17,07	37	31,9
	Var	11	32,35	68	82,93	79	68,1	11	32,35	68	82,93	79	68,1	11	32,35	68	82,93	79	68,1	11	32,35	68	82,93	79	68,1
	Toplam	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100
Dehisens 3. gözlemci 3 boyutlu	Yok	27	79,41	25	30,49	52	44,83	27	79,41	25	30,49	52	44,83	27	79,41	25	30,49	52	44,83	27	79,41	25	30,49	52	44,83
	Var	7	20,59	57	69,51	64	55,17	7	20,59	57	69,51	64	55,17	7	20,59	57	69,51	64	55,17	7	20,59	57	69,51	64	55,17
	Toplam	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100
Dehisens 4. gözlemci 3 boyutlu	Yok	26	76,47	16	19,51	42	36,21	26	76,47	16	19,51	42	36,21	26	76,47	16	19,51	42	36,21	26	76,47	16	19,51	42	36,21
	Var	8	23,53	66	80,49	74	63,79	8	23,53	66	80,49	74	63,79	8	23,53	66	80,49	74	63,79	8	23,53	66	80,49	74	63,79
	Toplam	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100	34	100	82	100	116	100

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.18. Periodontal Defektlerden Fenestrasyon'un Gözlemciler Tarafından Teşhisi

4.18.1. Fenestrasyon'un Tomografik Kesit Görüntüleri ile 3 Boyutlu Rekonstrüksiyonları'nın Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Periodontal defektlerden fenestrasyon teşhisinde 1. ve 2. gözlemci için tomografik görüntülerden oluşturulan tomografik kesitlerde yapılan incelemeler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda yapılan incelemelerin altın standarda göre değişimi tabloda ayrıntılı olarak gösterilmektedir (**Tablo 4.53 ve 4.54**).

Tüm gözlemcilerin altın standarda göre uyumu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Ayrıca bu tabloda dehisens teşhisinden farklı olarak 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntülerinde de altın standarda göre uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Ayrıca kappa uyum analizine göre 1. ve 3. gözlemci'nin altın standarda göre uyumu tomografik kesitler üzerinde orta düzeyde iken (1. gözlemci için $\kappa=0.568$ ve 3. gözlemci için $\kappa=0.502$), 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhisler arasında zayıf düzeyde uyum (1. gözlemci için $\kappa=0.331$ ve 3. gözlemci için $\kappa=0.33$) görülmüştür. 2. gözlemci hem tomografik kesitler ($\kappa=0.502$) hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde ($\kappa=0.455$) orta düzeyde uyum yakalamıştır. 4. gözlemci ise tomografik kesitler üzerinde iyi uyum ($\kappa=0.629$) yakalamışken 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde ($\kappa=0.494$) zayıf uyum yakalamıştır (**Tablo 4.53 ve 4.54**).

Tablo. 4.53. Altın standart ile 1. ve 2. gözlemci'nin fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum

		Fenestrasyon Altın standart						Fenestrasyon Altın standart						Kappa Uyum Testi		
		Yok			Var			Yok			Var			Kappa Uyum Testi		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	Kappa	p	
Fenestrasyon 10*8 1. gözlemci tomo baş	Yok	100	98,04	7	50	107	92,24	Fenestrasyon 10*8 2. gözlemci tomo baş	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	0,001*
	Var	2	1,96	7	50	9	7,76		Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 8*8 1. gözlemci tomo baş	Yok	100	98,04	7	50	107	92,24	Fenestrasyon 8*8 2. gözlemci tomo baş	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	0,001*
	Var	2	1,96	7	50	9	7,76		Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 10*8 1. gözlemci tomo asit	Yok	100	98,04	7	50	107	92,24	Fenestrasyon 10*8 2. gözlemci tomo asit	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	0,001*
	Var	2	1,96	7	50	9	7,76		Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 8*8 1. gözlemci tomo asit	Yok	100	98,04	7	50	107	92,24	Fenestrasyon 8*8 2. gözlemci tomo asit	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	0,001*
	Var	2	1,96	7	50	9	7,76		Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 10*8 1. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	90	88,24	7	50	97	83,62	Fenestrasyon 10*8 2. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	96	94,12	7	50	103	88,79	0,001*
	Var	12	11,76	7	50	19	16,38		Var	6	5,88	7	50	13	11,21	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 8*8 1. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	90	88,24	7	50	97	83,62	Fenestrasyon 8*8 2. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	96	94,12	7	50	103	88,79	0,001*
	Var	12	11,76	7	50	19	16,38		Var	6	5,88	7	50	13	11,21	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 10*8 1. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	90	88,24	7	50	97	83,62	Fenestrasyon 10*8 2. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	96	94,12	7	50	103	88,79	0,001*
	Var	12	11,76	7	50	19	16,38		Var	6	5,88	7	50	13	11,21	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	
Fenestrasyon 8*8 1. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	90	88,24	7	50	97	83,62	Fenestrasyon 8*8 2. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	96	94,12	7	50	103	88,79	0,001*
	Var	12	11,76	7	50	19	16,38		Var	6	5,88	7	50	13	11,21	
	Toplam	102	100	14	100	116	100		Toplam	102	100	14	100	116	100	

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Tablo. 4.54. Altın standart ile 3. ve 4. gözlemci'nin fenestrasyon teşhis durumları arasındaki uyum

		Fenestrasyon Altın standart						Fenestrasyon Altın standart						Kappa Uyum Testi		
		Yok			Var			Yok			Var			Kappa Uyum Testi		
		n	%		n	%		n	%		n	%		Kappa	p	
		Toplam	%		Toplam	%		Toplam	%		Toplam	%				
Fenestrasyon 10*8 3. gözlemci tomo baş	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	Yok	100	98,04	6	42,86	106	91,38		
	Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	Var	2	1,96	8	57,14	10	8,62	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 8*8 3. gözlemci tomo baş	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	Yok	100	98,04	6	42,86	106	91,38		
	Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	Var	2	1,96	8	57,14	10	8,62	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 10*8 3. gözlemci tomo asit	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	Yok	100	98,04	6	42,86	106	91,38		
	Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	Var	2	1,96	8	57,14	10	8,62	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 8*8 3. gözlemci tomo asit	Yok	100	98,04	8	57,14	108	93,1	Yok	100	98,04	6	42,86	106	91,38		
	Var	2	1,96	6	42,86	8	6,9	Var	2	1,96	8	57,14	10	8,62	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 10*8 3. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	93	91,18	8	57,14	101	87,07	Yok	93	91,18	5	35,71	98	84,48		
	Var	9	8,82	6	42,86	15	12,93	Var	9	8,82	9	64,29	18	15,52	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 8*8 3. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	93	91,18	8	57,14	101	87,07	Yok	93	91,18	5	35,71	98	84,48		
	Var	9	8,82	6	42,86	15	12,93	Var	9	8,82	9	64,29	18	15,52	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 10*8 3. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	93	91,18	8	57,14	101	87,07	Yok	93	91,18	5	35,71	98	84,48		
	Var	9	8,82	6	42,86	15	12,93	Var	9	8,82	9	64,29	18	15,52	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		
Fenestrasyon 8*8 3. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	93	91,18	8	57,14	101	87,07	Yok	93	91,18	5	35,71	98	84,48		
	Var	9	8,82	6	42,86	15	12,93	Var	9	8,82	9	64,29	18	15,52	0,001*	
	Toplam	102	100	14	100	116	100	Toplam	102	100	14	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 14 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan fenestrayon defekti mevcutken 102 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) 1. gözlemci mevcut 14 defektin 7'sini (%50), 2. ve 3. gözlemci 6'sını (%42.86), 4. gözlemci ise 8'ini (%57.14) var olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 102 bölgenin ise 100'ünü (%98.4) tüm gözlemciler yok olarak, 2'sini (%1.96) var olarak belirlemişlerdir.

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) ise 1. ve 2. gözlemci mevcut 14 defektin 7'sini (%50), 3. gözlemci 6'sını (%42.86) ve 4. gözlemci 9'unu (%64.29) var olarak değerlendirmişlerdir. Defekt olmayan 102 bölgenin, 1. gözlemci 90'ını (%88.24), 2. gözlemci 96'sını (%94.12) ve 3. ve 4. gözlemci 93'ünü (%91.18) yok olarak değerlendirmiştir.

Fenestrasyon belirlenmesinde gözlemcilerin tecrübeleri ve uzmanlığı arasında bir fark saptanmamıştır.

Gözlemciler arasında en deneyimsiz olan 1. gözlemcinin fenestrasyon defektleri için, tomografik kesit görüntülerinin (**Tablo 4.55**) ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntülerinin (**Tablo 4.56**) teşhisi açısından kıyaslanmasında diğer tüm gözlemcilerle arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum bulunmaktadır ($p<0,05$).

Tablo. 4.55. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde fenestrasyon teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik						1. Gözlemci 8*8 Mekanik						1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit						1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit					
		Yok			Kappa			Yok			Kappa			Yok			Kappa			Yok			Kappa		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Fenestrasyon 2. gözlemci tomo	Yok	105	98,13	3	33,33	108	93,1	105	98,13	3	33,33	108	93,1	105	98,13	3	33,33	108	93,1	105	98,13	3	33,33	108	93,1
	Var	2	1,87	6	66,67	8	6,9	2	1,87	6	66,67	8	6,9	2	1,87	6	66,67	8	6,9	2	1,87	6	66,67	8	6,9
	Toplam	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100
Fenestrasyon 3. gözlemci tomo	Yok	105	98,13	3	33,33	108	93,1	105	98,13	3	33,33	108	93,1	105	98,13	3	33,33	108	93,1	105	98,13	3	33,33	108	93,1
	Var	2	1,87	6	66,67	8	6,9	2	1,87	6	66,67	8	6,9	2	1,87	6	66,67	8	6,9	2	1,87	6	66,67	8	6,9
	Toplam	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100
Fenestrasyon 4. gözlemci tomo	Yok	106	99,07	0	0	106	91,38	106	99,07	0	0	106	91,38	106	99,07	0	0	106	91,38	106	99,07	0	0	106	91,38
	Var	1	0,93	9	100	10	8,62	1	0,93	9	100	10	8,62	1	0,93	9	100	10	8,62	1	0,93	9	100	10	8,62
	Toplam	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100	107	100	9	100	116	100

Tablo. 4.56. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde fenestrasyon teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik						1. Gözlemci 8*8 Mekanik						1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit						1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit					
		Yok			Kappa			Yok			Kappa			Yok			Kappa			Yok			Kappa		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Fenestrasyon 2. gözlemci 3 boyutlu	Yok	93	95,88	10	52,63	103	88,79	93	95,88	10	52,63	103	88,79	93	95,88	10	52,63	103	88,79	93	95,88	10	52,63	103	88,79
	Var	4	4,12	9	47,37	13	11,21	4	4,12	9	47,37	13	11,21	4	4,12	9	47,37	13	11,21	4	4,12	9	47,37	13	11,21
	Toplam	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100
Fenestrasyon 3. gözlemci 3 boyutlu	Yok	92	94,85	9	47,37	101	87,07	92	94,85	9	47,37	101	87,07	92	94,85	9	47,37	101	87,07	92	94,85	9	47,37	101	87,07
	Var	5	5,15	10	52,63	15	12,93	5	5,15	10	52,63	15	12,93	5	5,15	10	52,63	15	12,93	5	5,15	10	52,63	15	12,93
	Toplam	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100
Fenestrasyon 4. gözlemci 3 boyutlu	Yok	93	95,88	5	26,32	98	84,48	93	95,88	5	26,32	98	84,48	93	95,88	5	26,32	98	84,48	93	95,88	5	26,32	98	84,48
	Var	4	4,12	14	73,68	18	15,52	4	4,12	14	73,68	18	15,52	4	4,12	14	73,68	18	15,52	4	4,12	14	73,68	18	15,52
	Toplam	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100	97	100	19	100	116	100

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.19. Periodontal Defektlerden Furka Defektleri'nin Gözlemciler Tarafından Teşhisi

4.19.1. Furka Defektlerinin Tomografik Kesit Görüntüleri ile 3 Boyutlu Rekonstrüksiyonları'nın Gözlemciler Tarafından Teşhisi

Furka teşhisinde tomografik kesitler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan teşhisler 1. ve 2. gözlemci için **tablo 4.57**'de, 3. ve 4. gözlemci için **Tablo 4.58**'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Furka defekti teşhisinde tüm gözlemciler, hem tomografik kesitlerde hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda yüksek uyumlu olarak belirlenmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Ayrıca kappa uyum analizine göre 1. ve 2. gözlemci'nin altın standarda göre uyumu tomografik kesitler üzerinde çok iyi düzeyde (1. gözlemci için $\kappa=0.807$, 2. gözlemci için $\kappa=0.832$) iken, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhisler arasında iyi düzeyde (1. gözlemci için $\kappa=0.608$, 2. gözlemci için $\kappa=0.79$) uyum görülmüştür. 3. ve 4. gözlemci ise hem tomografik kesitler hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde iyi düzeyde (tomografik kesitler için 3. gözlemci $\kappa=0.8$, 4. gözlemci $\kappa=0.807$, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için 3. gözlemci $\kappa=0.76$, 4. gözlemci $\kappa=0.664$) uyum yakalamıştır (**Tablo 4.57 ve Tablo 4.58**).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 23 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan furka defekti mevcutken 93 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10×8 - 8×8) 1., 2. ve 4. gözlemci mevcut 23 defektin 19'unu (%82.61), 3. gözlemci 18'ini (%78.26) var olarak

değerlendirmiştir. Defekt olmayan 93 bölgenin ise 1. ve 4. gözlemci 90'ını (%96.77), 2. ve 3. gözlemci 91'ini (%97.85) yok olarak belirlemişlerdir (**Tablo 4.57 ve Tablo 4.58**).

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) ise 1. gözlemci mevcut 23 defektin 15'ini (%65.22), 2. gözlemci 20'ssini (%86.96) ve 3. gözlemci 19'unu (%82.61) ve 4. gözlemci 16'sını (%69.57) var olarak değerlendirmişlerdir. Defekt olmayan 93 bölgenin, 1. gözlemci 87'sini (%93.55), 2., 3. ve 4. gözlemci 88'ini (%94.62) yok olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.57 ve Tablo 4.58**).

Tablo. 4.57. Altın standart ile 1. ve 2. gözlemci'nin furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Furka Altın standart						Kappa Uyum Testi						Furka Altın standart						Kappa Uyum Testi					
		Yok			Var			Toplam			Kappa			Yok			Var			Toplam			Kappa		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Furka 10*8 1. gözlemci tomo baş	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03							Yok	91	97,85	4	17,39	95	81,9					
	Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97							Var	2	2,15	19	82,61	21	18,1					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 8*8 1. gözlemci tomo baş	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03							Yok	91	97,85	4	17,39	95	81,9					
	Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97							Var	2	2,15	19	82,61	21	18,1					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 10*8 1. gözlemci tomo asit	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03							Yok	91	97,85	4	17,39	95	81,9					
	Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97							Var	2	2,15	19	82,61	21	18,1					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 8*8 1. gözlemci tomo asit	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03							Yok	91	97,85	4	17,39	95	81,9					
	Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97							Var	2	2,15	19	82,61	21	18,1					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 10*8 1. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	87	93,55	8	34,78	95	81,9							Yok	88	94,62	3	13,04	91	78,45					
	Var	6	6,45	15	65,22	21	18,1							Var	5	5,38	20	86,96	25	21,55					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 8*8 1. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	87	93,55	8	34,78	95	81,9							Yok	88	94,62	3	13,04	91	78,45					
	Var	6	6,45	15	65,22	21	18,1							Var	5	5,38	20	86,96	25	21,55					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 10*8 1. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	87	93,55	8	34,78	95	81,9							Yok	88	94,62	3	13,04	91	78,45					
	Var	6	6,45	15	65,22	21	18,1							Var	5	5,38	20	86,96	25	21,55					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					
Furka 8*8 1. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	87	93,55	8	34,78	95	81,9							Yok	88	94,62	3	13,04	91	78,45					
	Var	6	6,45	15	65,22	21	18,1							Var	5	5,38	20	86,96	25	21,55					
	Toplam	93	100	23	100	116	100							Toplam	93	100	23	100	116	100					

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Tablo 4.58. Altın standart ile 3. ve 4. gözlemci'nin furka teşhis durumları arasındaki uyum

		Furka Altın standart						Kappa Uyum Testi		Furka Altın standart						Kappa Uyum Testi	
		Yok			Var					Yok			Var			Kappa	p
		n	%	n	%	n	%			n	%	n	%				
Furka 10*8 3. gözlemci tomo baş	Yok	91	97,85	5	21,74	96	82,76	Furka 10*8 2. gözlemci tomo baş	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03	0,001*	
	Var	2	2,15	18	78,26	20	17,24		Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 8*8 3. gözlemci tomo baş	Yok	91	97,85	5	21,74	96	82,76	Furka 8*8 4. gözlemci tomo baş	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03	0,001*	
	Var	2	2,15	18	78,26	20	17,24		Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 10*8 3. gözlemci tomo asit	Yok	91	97,85	5	21,74	96	82,76	Furka 10*8 4. gözlemci tomo asit	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03	0,001*	
	Var	2	2,15	18	78,26	20	17,24		Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 8*8 3. gözlemci tomo asit	Yok	91	97,85	5	21,74	96	82,76	Furka 8*8 4. gözlemci tomo asit	Yok	90	96,77	4	17,39	94	81,03	0,001*	
	Var	2	2,15	18	78,26	20	17,24		Var	3	3,23	19	82,61	22	18,97		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 10*8 3. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	88	94,62	4	17,39	92	79,31	Furka 10*8 4. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	88	94,62	7	30,43	95	81,9	0,001*	
	Var	5	5,38	19	82,61	24	20,69		Var	5	5,38	16	69,57	21	18,1		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 8*8 3. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	88	94,62	4	17,39	92	79,31	Furka 8*8 4. gözlemci 3 boyutlu baş	Yok	88	94,62	7	30,43	95	81,9	0,001*	
	Var	5	5,38	19	82,61	24	20,69		Var	5	5,38	16	69,57	21	18,1		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 10*8 3. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	88	94,62	4	17,39	92	79,31	Furka 10*8 4. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	88	94,62	7	30,43	95	81,9	0,001*	
	Var	5	5,38	19	82,61	24	20,69		Var	5	5,38	16	69,57	21	18,1		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		
Furka 8*8 3. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	88	94,62	4	17,39	92	79,31	Furka 8*8 4. gözlemci 3 boyutlu asit	Yok	88	94,62	7	30,43	95	81,9	0,001*	
	Var	5	5,38	19	82,61	24	20,69		Var	5	5,38	16	69,57	21	18,1		
	Toplam	93	100	23	100	116	100		Toplam	93	100	23	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Gözlemciler arasında en deneyimsiz olan 1. gözlemcinin furka defektleri için, tomografik kesit görüntülerinin (**Tablo 4.59**)ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon görüntülerinin (**Tablo 4.60**) teşhisi açısından kıyaslanmasında, diğer tüm gözlemcilerle arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum bulunmaktadır ($p<0,05$).

Tablo 4.59. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde furka teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik						1. Gözlemci 8*8 Mekanik						1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit						1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit												
		Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var			
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%			
	Yok	93	98,94	2	9,09	95	81,9	93	98,94	2	9,09	95	81,9	93	98,94	2	9,09	95	81,9	93	98,94	2	9,09	95	81,9	93	98,94	2	9,09	95	81,9	
	Var	1	1,06	20	90,91	21	18,1	1	1,06	20	90,91	21	18,1	1	1,06	20	90,91	21	18,1	1	1,06	20	90,91	21	18,1	1	1,06	20	90,91	21	18,1	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 2. gözlemci tomo	Yok	94	100	2	9,09	96	82,76	94	100	2	9,09	96	82,76	94	100	2	9,09	96	82,76	94	100	2	9,09	96	82,76	94	100	2	9,09	96	82,76
	Var	0	0	20	90,91	20	17,24	0	0	20	90,91	20	17,24	0	0	20	90,91	20	17,24	0	0	20	90,91	20	17,24	0	0	20	90,91	20	17,24	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 3. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Furka 4. gözlemci tomo	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	
	Toplam	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	94	100	22	100	116	100	
	Yok	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	94	100	0	0	94	81,03	
	Var	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100	22	18,97	0	0	22	100			

Tablo 4.60. En deneyimsiz 1.gözlemci'nin diğer gözlemcilerle 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde furka

teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik						1. Gözlemci 8*8 Mekanik						1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit						1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit					
		Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var			Yok			Var		
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
	Yok	87	91,58	4	19,05	91	78,45	87	91,58	4	19,05	91	78,45	87	91,58	4	19,05	91	78,45	87	91,58	4	19,05	91	78,45
	Var	8	8,42	17	80,95	25	21,55	8	8,42	17	80,95	25	21,55	8	8,42	17	80,95	25	21,55	8	8,42	17	80,95	25	21,55
	Toplam	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100
Furka 2. gözlemci 3 boyutlu	Yok	89	93,68	3	14,29	92	79,31	89	93,68	3	14,29	92	79,31	89	93,68	3	14,29	92	79,31	89	93,68	3	14,29	92	79,31
	Var	6	6,32	18	85,71	24	20,69	6	6,32	18	85,71	24	20,69	6	6,32	18	85,71	24	20,69	6	6,32	18	85,71	24	20,69
	Toplam	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100
Furka 3. gözlemci 3 boyutlu	Yok	92	96,84	3	14,29	95	81,9	92	96,84	3	14,29	95	81,9	92	96,84	3	14,29	95	81,9	92	96,84	3	14,29	95	81,9
	Var	3	3,16	18	85,71	21	18,1	3	3,16	18	85,71	21	18,1	3	3,16	18	85,71	21	18,1	3	3,16	18	85,71	21	18,1
	Toplam	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100
Furka 4. gözlemci 3 boyutlu	Yok	92	96,84	3	14,29	95	81,9	92	96,84	3	14,29	95	81,9	92	96,84	3	14,29	95	81,9	92	96,84	3	14,29	95	81,9
	Var	3	3,16	18	85,71	21	18,1	3	3,16	18	85,71	21	18,1	3	3,16	18	85,71	21	18,1	3	3,16	18	85,71	21	18,1
	Toplam	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100	95	100	21	100	116	100

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

4.20. Altın Standart ile Gözlemcilerin Periodontal Defektleri Teşhisi Arasındaki Uyum

4.20.1. Altın Standart ile 1. Gözlemcinin Periodontal Defektleri Teşhisi Arasındaki Uyumu

Periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı vertikal defektler) teşhisinde tomografik kesitler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde 1. gözlemcinin yaptığı teşhisler **tablo 4.61**'da ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Tablo 4.61.Periodontal defekt teşhisinde 1.gözlemcinin altın standarda göre uyumu

		Altın standart						Kappa Uyum Testi	
		Yok		Var		Toplam		Kappa	p
		n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik	Yok	53	55,21	6	30	59	50,86	0,146	0,04*
	Var	43	44,79	14	70	57	49,14		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 Tomo Mekanik	Yok	53	55,21	6	30	59	50,86	0,146	0,04*
	Var	43	44,79	14	70	57	49,14		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik+Asit	Yok	53	55,21	6	30	59	50,86	0,146	0,04*
	Var	43	44,79	14	70	57	49,14		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8Tomo Mekanik+Asit	Yok	53	55,21	6	30	59	50,86	0,146	0,04*
	Var	43	44,79	14	70	57	49,14		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	36	37,5	4	20	40	34,48	0,083	0,134
	Var	60	62,5	16	80	76	65,52		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	36	37,5	4	20	40	34,48	0,083	0,134
	Var	60	62,5	16	80	76	65,52		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik+Asit	Yok	36	37,5	4	20	40	34,48	0,083	0,134
	Var	60	62,5	16	80	76	65,52		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik+Asit	Yok	36	37,5	4	20	40	34,48	0,083	0,134
	Var	60	62,5	16	80	76	65,52		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Tomografik kesitlerde hem mekanik olarak açılan defektlerde hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisi yüksek uyumlu olarak belirlenmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.04$, $p<0,05$). Ancak 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda hem mekanik olarak açılan hem de mekanik+asit olarak açılan defektlerin teşhisinde altın standarda göre uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.134$, $p>0,05$).

Kappa uyum analizine göre 1. gözlemci'nin altın standarda göre uyumu hem tomografik kesitler için hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için (mekanik, mekanik+asit) önemsiz düzeyde uyum (tomografik kesitler için $kappa=0.146$, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için $kappa=0.083$) şeklinde belirlenmiştir (**tablo 4.61**).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 20 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defekt mevcutken 96 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında ($10*8-8*8$) 1. gözlemci mevcut 20 defektin 14'ünü (%70) var olarak, 6'sını (%30) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 1. gözlemci 53'ünü (%55.21) yok, 43'ünü (%44.79) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.61**).

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında ($10*8-8*8$) ise 1. gözlemci mevcut 20 defektin 16'sını (%80) var, 4'ünü (%20) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 36'sını (%37.5), 60'ını (%62.5) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.61**).

4.20.2. Altın Standart Periodontal Defekt Durumu ile 2. Gözlemcinin Periodontal Defektlerin Teşhisi Arasındaki Uyumu

Periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı vertikal defektler) teşhisinde tomografik kesitler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde 2. gözlemcinin yaptığı teşhisler **tablo 4.62'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Tablo 4.62. Periodontal defekt teşhisinde 2.gözlemcinin altın standarda göre uyumu

		Altın standart						Kappa Uyum Testi	
		Yok		Var		Toplam		Kappa	p
		n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik	Yok	79	82,29	6	30	85	73,28	0,429	0,001*
	Var	17	17,71	14	70	31	26,72		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 Tomo Mekanik	Yok	79	82,29	6	30	85	73,28	0,429	0,001*
	Var	17	17,71	14	70	31	26,72		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik+ Asit	Yok	79	82,29	6	30	85	73,28	0,429	0,001*
	Var	17	17,71	14	70	31	26,72		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 Tomo Mekanik+ Asit	Yok	79	82,29	6	30	85	73,28	0,429	0,001*
	Var	17	17,71	14	70	31	26,72		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	50	52,08	5	25	55	47,41	0,15	0,027*
	Var	46	47,92	15	75	61	52,59		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	50	52,08	5	25	55	47,41	0,15	0,027*
	Var	46	47,92	15	75	61	52,59		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik+Asit	Yok	50	52,08	5	25	55	47,41	0,15	0,027*
	Var	46	47,92	15	75	61	52,59		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik+Asit	Yok	50	52,08	5	25	55	47,41	0,15	0,027*
	Var	46	47,92	15	75	61	52,59		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Hem tomografik kesitlerde hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda mekanik olarak açılan defektlerde ve mekanik+asit kullanılarak oluşturulan (10*8 - 8*8) defektlerin teşhisi yüksek uyumlu olarak belirlenmiş, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (tomografik kesitler üzerinde, $p=0.001$, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda, $p=0.027$, $p<0,05$).

Kappa uyum analizine göre 2. gözlemci'nin altın standarda göre uyumu tomografik kesitler için orta düzeyde ($kappa=0.429$) iken, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için önemsiz düzeyde uyum ($kappa=0.15$) şeklinde (mekanik, mekanik+asit) belirlenmiştir (**tablo 4.62**).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 20 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defekt mevcutken 96 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) 2. gözlemci mevcut 20 defektin 14'ünü (%70) var olarak, 6'sını (%30) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 2. gözlemci 79'unu (%82.29) yok, 17'sini (%17.71) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.62**).

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) ise 2. gözlemci mevcut 20 defektin 15'ini (%75) var, 5'ini (%25) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 50'sini (%52.08) yok, 46'sını (%47.92) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.62**).

4.20.3. Altın Standart Periodontal Defekt Durumu ile 3. Gözlemcinin Periodontal Defektlerin Teşhisi Arasındaki Uyumu

Periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı vertikal defektler) teşhisinde tomografik kesitler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde 3. gözlemcinin yaptığı teşhisler **tablo 4.63'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Tablo 4.63. Periodontal defekt teşhisinde 3.gözlemcinin altın standarda göre uyumu

		Altın standart						Kappa Uyum Testi	
		Yok		Var		Toplam		Kappa	p
		n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik	Yok	80	83,33	7	35	87	75	0,41	0,001*
	Var	16	16,67	13	65	29	25		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 Tomo Mekanik	Yok	80	83,33	7	35	87	75	0,41	0,001*
	Var	16	16,67	13	65	29	25		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik+Asit	Yok	80	83,33	7	35	87	75	0,41	0,001*
	Var	16	16,67	13	65	29	25		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8* Tomo Mekanik+Asit	Yok	80	83,33	7	35	87	75	0,41	0,001*
	Var	16	16,67	13	65	29	25		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	66	68,75	7	35	73	62,93	0,232	0,004*
	Var	30	31,25	13	65	43	37,07		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	66	68,75	7	35	73	62,93	0,232	0,004*
	Var	30	31,25	13	65	43	37,07		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik+Asit	Yok	66	68,75	7	35	73	62,93	0,232	0,004*
	Var	30	31,25	13	65	43	37,07		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik+Asit	Yok	66	68,75	7	35	73	62,93	0,232	0,004*
	Var	30	31,25	13	65	43	37,07		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Hem tomografik kesitlerde hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda mekanik olarak açılan defektlerde ve mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerin teşhisi yüksek uyumlu olarak belirlenmiş, istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Kappa uyum analizine göre 3. gözlemci'nin altın standarda göre uyumu hem tomografik kesitler için hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için (mekanik, mekanik+asit) zayıf düzeyde uyum (tomografik kesitler için $kappa=0.41$, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda için $kappa=0.232$) şeklinde belirlenmiştir (**tablo 4.63**).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 20 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defekt mevcutken 96 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında ($10*8-8*8$) 3. gözlemci mevcut 20 defektin 13'ünü (%65) var olarak, 7'sini (%35) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 3. gözlemci 80'ini (%83.33) yok, 16'sını (%16.67) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.63**).

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında ($10*8-8*8$) ise 3. gözlemci mevcut 20 defektin 13'ünü (%65) var, 7'sini (%35) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 66'sını (%68.75) yok, 30'unu (%31.25) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.63**).

4.20.4. Altın Standart Periodontal Defekt Durumu ile 4. Gözlemcinin Periodontal Defektlerin Teşhisi Arasındaki Uyumu

Periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı vertikal defektler) teşhisinde tomografik kesitler ile 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde 4. gözlemcinin yaptığı teşhisler **tablo 4.64'**de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Tablo. 4.64. Periodontal defekt teşhisinde 4.gözlemcinin altın standarda göre uyumu

		Altın standart						Kappa Uyum Testi	
		Yok		Var		Toplam		Kappa	p
		n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik	Yok	45	46,88	5	25	50	43,1	0,115	0,072
	Var	51	53,13	15	75	66	56,9		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 Tomo Mekanik	Yok	45	46,88	5	25	50	43,1	0,115	0,072
	Var	51	53,13	15	75	66	56,9		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 Tomo Mekanik+asit	Yok	45	46,88	5	25	50	43,1	0,115	0,072
	Var	51	53,13	15	75	66	56,9		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 Tomo Mekanik+asit	Yok	45	46,88	5	25	50	43,1	0,115	0,072
	Var	51	53,13	15	75	66	56,9		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	29	30,21	5	25	34	29,31	0,023	0,642
	Var	67	69,79	15	75	82	70,69		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik	Yok	29	30,21	5	25	34	29,31	0,023	0,642
	Var	67	69,79	15	75	82	70,69		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 10*8 3 Boyutlu Mekanik+asit	Yok	29	30,21	5	25	34	29,31	0,023	0,642
	Var	67	69,79	15	75	82	70,69		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		
Periodontal Defekt 8*8 3 Boyutlu Mekanik+asit	Yok	29	30,21	5	25	34	29,31	0,023	0,642
	Var	67	69,79	15	75	82	70,69		
	Toplam	96	100	20	100	116	100		

Hem tomografik kesitlerde hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda mekanik olarak açılan defektlerde ve mekanik+asit kullanılarak oluşturulan

(10*8 - 8*8) defektlerin teşhisinde 4. gözlemci ile altın standart arasında uyum istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kappa uyum analizine göre 4. gözlemci'nin altın standarda göre uyumu hem tomografik kesitler için hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için (mekanik, mekanik+asit) önemsiz düzeyde uyum (tomografik kesitler için $kappa=0.115$, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlarda için $kappa=0.023$) şeklinde belirlenmiştir (**tablo. 4.64**).

Değerlendirilen 116 bölgede gerçekte 20 adet doğal yada mekanik-mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defekt mevcutken 96 bölgede defekt bulunmamaktadır. Tomografik kesitler üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) 4. gözlemci mevcut 20 defektin 15'ini (%75) var olarak, 5'sini (%25) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 4. gözlemci 45'ini (%46.88) yok, 51'ini (%53.13) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.64**).

3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemelerde her iki görüntüleme alanında (10*8-8*8) ise 4. gözlemci mevcut 20 defektin 15'ini (%75) var, 5'ini (%25) yok olarak değerlendirmiştir. Defekt olmayan 96 bölgenin ise 29'unu (%30.21) yok, 67'sini (%69.79) var olarak değerlendirmiştir (**Tablo 4.64**).

4.21. Periodontal Defektlerin Tomografik Kesitler ve 3 Boyutlu Rekonstrüksiyonlar Üzerindeki Teşhisinin En Deneyimsiz Gözlemci ile Diğer Gözlemciler Arasındaki Uyumu

Mekanik olarak açılan periodontal defektlerin (1, 2 ve 3 duvarlı vertikal defektler) tomografik kesitler üzerinde teşhisi **tablo 4.65'de**, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin tomografik kesitler üzerinde teşhisi **tablo 4.66'de** ayrıntılı olarak gösterilmiştir.

Mekanik olarak açılan periodontal defektlerin (1, 2 ve 3 duvarlı vertikal defektler) 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde (10*8-8*8) teşhisi **tablo 4.67'de**, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde teşhisi **tablo 4.68'da** ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Yine aynı defektler için 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yapılan incelemeler sonucu ise, en deneyimsiz gözlemci ile 2. ve 4. gözlemciler arasında istatistiksel olarak anlamlı uyum gözlenirken ($p<0,05$), 3. gözlemci ile arasında istatistiksel olarak anlam bulunmamıştır ($p>0,05$).

Tablo. 4.65. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde mekanik olarak açılan periodontal defektler'in teşhisi açısından karşılaştırılması

	1. Gözlemci 10*8 Mekanik						Kappa		1. Gözlemci 8*8 Mekanik						Kappa	
	Yok			Var			Kappa	p	Yok			Var			Kappa	p
	n	%	n	%	n	%			n	%	n	%	n	%		
Periodontal Defekt 2.Gözlemci tomo	Yok	56	94,92	29	50,88	85	73,28		56	94,92	29	50,88	85	73,28		
	Var	3	5,08	28	49,12	31	26,72	0,444	3	5,08	28	49,12	31	26,72	0,444	0,001*
	Toplam	59	100	57	100	116	100		59	100	57	100	116	100		
Periodontal Defekt 3.Gözlemci tomo	Yok	56	94,92	31	54,39	87	75		56	94,92	31	54,39	87	75		
	Var	3	5,08	26	45,61	29	25	0,409	3	5,08	26	45,61	29	25	0,409	0,001*
	Toplam	59	100	57	100	116	100		59	100	57	100	116	100		
Periodontal Defekt 4.Gözlemci tomo	Yok	43	72,88	7	12,28	50	43,1		43	72,88	7	12,28	50	43,1		
	Var	16	27,12	50	87,72	66	56,9	0,604	16	27,12	50	87,72	66	56,9	0,604	0,001*
	Toplam	59	100	57	100	116	100		59	100	57	100	116	100		

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05)

Tablo. 4.66. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle tomografik kesitler üzerinde mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektler'in teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit							Kappa		1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit							Kappa	
		Yok			Var				Kappa	p	Yok		Var			Toplam		Kappa	p
		n	%		n	%		n			%		n	%		n	%		
Periodontal Defekt 2.Gözlemci tomo	Yok	56	94,92	29	50,88	85	73,28				56	94,92	29	50,88	85	73,28			
	Var	3	5,08	28	49,12	31	26,72	0,444	0,001*		3	5,08	28	49,12	31	26,72	0,444	0,001*	
	Toplam	59	100	57	100	116	100				59	100	57	100	116	100			
Periodontal Defekt 3.Gözlemci tomo	Yok	56	94,92	31	54,39	87	75				56	94,92	31	54,39	87	75			
	Var	3	5,08	26	45,61	29	25	0,409	0,001*		3	5,08	26	45,61	29	25	0,409	0,001*	
	Toplam	59	100	57	100	116	100				59	100	57	100	116	100			
Periodontal Defekt 4.Gözlemci tomo	Yok	43	72,88	7	12,28	50	43,1				43	72,88	7	12,28	50	43,1			
	Var	16	27,12	50	87,72	66	56,9	0,604	0,001*		16	27,12	50	87,72	66	56,9	0,604	0,001*	
	Toplam	59	100	57	100	116	100				59	100	57	100	116	100			

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05)

Tablo. 4.67. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde mekanik olarak açılan periodontal defektler'in teşhisi açısından karşılaştırılması

	1. Gözlemci 10*8 Mekanik										1. Gözlemci 8*8 Mekanik										Kappa	
	Yok					Var					Yok					Var					Kappa	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	Kappa	p
	Toplam	100	76	100	116	100	40	100	76	100	116	100	40	100	76	100	116	100	40	100	0,352	0,001*
Periodontal Defekt 2.Gözlemci 3 boyutlu	Yok	29	72,5	26	34,21	55	47,41						29	72,5	26	34,21	55	47,41				
	Var	11	27,5	50	65,79	61	52,59	0,352	0,001*				11	27,5	50	65,79	61	52,59			0,352	0,001*
	Toplam	40	100	76	100	116	100						40	100	76	100	116	100				
Periodontal Defekt 3.Gözlemci 3 boyutlu	Yok	30	75	43	56,58	73	62,93						30	75	43	56,58	73	62,93				
	Var	10	25	33	43,42	43	37,07	0,154	0,051				10	25	33	43,42	43	37,07			0,154	0,051
	Toplam	40	100	76	100	116	100						40	100	76	100	116	100				
Periodontal Defekt 4.Gözlemci 3 boyutlu	Yok	27	67,5	7	9,21	34	29,31						27	67,5	7	9,21	34	29,31				
	Var	13	32,5	69	90,79	82	70,69	0,604	0,001*				13	32,5	69	90,79	82	70,69			0,604	0,001*
	Toplam	40	100	76	100	116	100						40	100	76	100	116	100				

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05)

Tablo. 4.68. En deneyimsiz gözlemci'nin diğer gözlemcilerle 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektler'in teşhisi açısından karşılaştırılması

		1. Gözlemci 10*8 Mekanik+Asit							Kappa		1. Gözlemci 8*8 Mekanik+Asit							Kappa									
		Yok			Var			Toplam			Kappa	p	Yok			Var			Toplam			Kappa	p				
		n	%		n	%		n	%				n	%		n	%		n	%				n	%		
Periodontal Defekt 2.Gözlemci 3 boyutlu	Yok	29	72,5	26	34,21	55	47,41					29	72,5	26	34,21	55	47,41										
	Var	11	27,5	50	65,79	61	52,59	0,352	0,001*			11	27,5	50	65,79	61	52,59	0,352	0,001*				0,352	0,001*			
	Toplam	40	100	76	100	116	100					40	100	76	100	116	100										
Periodontal Defekt 3.Gözlemci 3 boyutlu	Yok	30	75	43	56,58	73	62,93					30	75	43	56,58	73	62,93										
	Var	10	25	33	43,42	43	37,07	0,154	0,051			10	25	33	43,42	43	37,07	0,154	0,051						0,154	0,051	
	Toplam	40	100	76	100	116	100					40	100	76	100	116	100										
Periodontal Defekt 4.Gözlemci 3 boyutlu	Yok	27	67,5	7	9,21	34	29,31					27	67,5	7	9,21	34	29,31										
	Var	13	32,5	69	90,79	82	70,69	0,604	0,001*			13	32,5	69	90,79	82	70,69	0,604	0,001*							0,604	0,001*
	Toplam	40	100	76	100	116	100					40	100	76	100	116	100										

* istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

4.22. KIBT'nin Dehisens Teşhisinde Gözlemciler için Sensitivite, Spesifite Değerleri ile Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Gözlemcilerin dehisens defektleri için tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite ve spesifite değerleri **tablo 4.69**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1., 3., ve 4. gözlemcinintomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde sensitivite değerleri %60, 2. gözlemcinin %61.80'dir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptığı teşhislerde 2. ve 4. gözlemci'nin %70.90, 1. gözlemci'nin %72.70 ve 3. gözlemci'nin %63.60 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde gözlemcilerin spesifite değerleri 1. ve 4. gözlemci için %62.30,2. ve 3. gözlemci için %70.50'dir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için tüm gözlemcilerin sırasıyla %31.10, %34.30, %52.50 ve %42.60 şeklindedir.

Aynı tabloda tüm gözlemcilerin pozitif prediktif ve negatif prediktif değerleri yer almaktadır (**Tablo 4.69**). Tüm gözlemcilerin tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde pozitif prediktif değeri sırasıyla %58.90, %65.40, %64.70 ve %58.90'dır. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde %48.80, %49.40, %54.70 ve %52.70 şeklindedir. Tomografik kesitler üzerinde 1. ve 4. gözlemcinin negatif prediktif değeri %63.30, 2. gözlemci'nin %67.20 ve 3. gözlemci'nin %66.20'dir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde tüm gözlemcilerin negatif prediktif değerleri sırası ile %55.90, %56.80, %61.50 ve %61.90'dır.

Tablo. 4.69. Gözlemcilerin dehisens defektleri için tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, negatif ve pozitif prediktif değerleri

Dehisens	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
10*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
8*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
10*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
8*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	72,70%	31,10%	48,80%	55,90%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	72,70%	31,10%	48,80%	55,90%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	72,70%	31,10%	48,80%	55,90%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	72,70%	31,10%	48,80%	55,90%
10*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	61,80%	70,50%	65,40%	67,20%
8*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	61,80%	70,50%	65,40%	67,20%
10*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	61,80%	70,50%	65,40%	67,20%
8*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	61,80%	70,50%	65,40%	67,20%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	70,90%	34,40%	49,40%	56,80%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	70,90%	34,40%	49,40%	56,80%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	70,90%	34,40%	49,40%	56,80%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	70,90%	34,40%	49,40%	56,80%
10*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	60,00%	70,50%	64,70%	66,20%
8*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	60,00%	70,50%	64,70%	66,20%
10*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	60,00%	70,50%	64,70%	66,20%
8*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	60,00%	70,50%	64,70%	66,20%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	63,60%	52,50%	54,70%	61,50%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	63,60%	52,50%	54,70%	61,50%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	63,60%	52,50%	54,70%	61,50%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	63,60%	52,50%	54,70%	61,50%
10*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
8*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
10*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
8*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	60,00%	62,30%	58,90%	63,30%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	70,90%	42,60%	52,70%	61,90%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	70,90%	42,60%	52,70%	61,90%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	70,90%	42,60%	52,70%	61,90%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	70,90%	42,60%	52,70%	61,90%

4.23. KIBT'nin Fenestrasyon Teşhisinde Gözlemciler için Sensitivite, Spesifite Değerleri ile Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Gözlemcilerin fenestrasyon defektleri için tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri **tablo 4.70**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. gözlemci'nin hem tomografik kesitler hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptığı teşhislerde sensitivite değeri %50 iken 3. gözlemcinin %42.90'dır. 2. gözlemci'nin tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde %42.90, 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde %50'dir. 4. gözlemci'nin ise tomografik kesitler üzerinde %57.10 iken 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde %64.30 şeklindedir.

Tüm gözlemcilerin tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde spesifite değeri %98 şeklinde görülmüştür. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde 1. gözlemci'nin %88.20, 2. gözlemcinin %94.10, 3. ve 4. gözlemci'nin %91.20 şeklindedir.

1. gözlemci'nin tomografik kesitler üzerindeki teşhislerinde pozitif prediktif değeri %77.80, 2. ve 3. gözlemci'nin %75 ve 4. gözlemci'nin %80 şeklindedir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonların teşhisinde tüm gözlemcilerin pozitif prediktif değeri sırası ile %36.80, %53.80, %40 ve %50 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde 1. gözlemci'nin negatif prediktif değeri %93.50, 2. ve 3. gözlemci'nin %92.60, 4. gözlemci'nin ise %94.30'dur. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde tüm gözlemcilerin negatif prediktif değeri sırası ile %92.80, %93.20, %92.10 ve %94.90'dır.

Tablo. 4.70. Gözlemcilerin fenestrasyon defektleri için tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, negatif ve pozitif prediktiv değerleri

Fenestrasyon	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
10*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	50,00%	98,00%	77,80%	93,50%
8*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	50,00%	98,00%	77,80%	93,50%
10*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	50,00%	98,00%	77,80%	93,50%
8*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	50,00%	98,00%	77,80%	93,50%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	50,00%	88,20%	36,80%	92,80%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	50,00%	88,20%	36,80%	92,80%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	50,00%	88,20%	36,80%	92,80%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	50,00%	88,20%	36,80%	92,80%
10*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
8*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
10*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
8*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	50,00%	94,10%	53,80%	93,20%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	50,00%	94,10%	53,80%	93,20%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	50,00%	94,10%	53,80%	93,20%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	50,00%	94,10%	53,80%	93,20%
10*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
8*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
10*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
8*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	42,90%	98,00%	75,00%	92,60%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	42,90%	91,20%	40,00%	92,10%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	42,90%	91,20%	40,00%	92,10%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	42,90%	91,20%	40,00%	92,10%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	42,90%	91,20%	40,00%	92,10%
10*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	57,10%	98,00%	80,00%	94,30%
8*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	57,10%	98,00%	80,00%	94,30%
10*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	57,10%	98,00%	80,00%	94,30%
8*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	57,10%	98,00%	80,00%	94,30%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	64,30%	91,20%	50,00%	94,90%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	64,30%	91,20%	50,00%	94,90%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	64,30%	91,20%	50,00%	94,90%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	64,30%	91,20%	50,00%	94,90%

4.24. KIBT'nin Furka Teşhisinde Gözlemciler için Sensitivite, Spesifite Değerleri ile Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Gözlemcilerin furka defektleri için tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri **tablo 4.71**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1., 2. ve 4. gözlemci'nin tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde sensitivite değerleri %82.60 iken, 3. gözlemci'nin %78.30'dur. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde tüm gözlemcilerin sırası ile sensitivite değerleri %65.20, %87, %82.60 ve %69.60 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde 1. ve 4. gözlemci'nin spesifite değerleri %96.80, 2. ve 3. gözlemci'nin %97.80'dir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptığı teşhislerde 1. gözlemci'nin spesifite değeri %93.50 iken, 2., 3. ve 4. gözlemci'nin %94.60'dır.

1. ve 4. gözlemci'nin tomografik kesitler üzerindeki teşhislerinde pozitif prediktif değeri %86.40, 2. gözlemci'nin %90.50 ve 3. gözlemci'nin %90 şeklindedir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonların teşhisinde tüm gözlemcilerin pozitif prediktif değeri sırası ile %71.40, %80, %79.20 ve %76.20 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde 1. ve 4. gözlemci'nin negatif prediktif değeri %95.70, 2. gözlemci'nin %95.80, 3. gözlemci'nin %94.80'dir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde tüm gözlemcilerin negatif prediktif değeri sırası ile %91.60, %96.70, %95.70 ve %92.60'dır.

Tablo. 4.71. Gözlemcilerin furka defektleri için tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, negatif ve pozitif prediktiv değerleri

Furka	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
10*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
10*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
8*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
10*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
8*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
10*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
8*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
10*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
8*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
10*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%

4.25. KIBT'nin Periodontal Defektlerin Teşhisinde Gözlemciler için Sensitivite, Spesifite Değerleri ile Pozitif ve Negatif Prediktif Değerleri

Gözlemcilerin periodontal defektlerin tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, pozitif ve negatif prediktif değerleri **tablo 4.72**'de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

1. ve 2. gözlemci'nin tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde sensitivite değerleri %70 iken, 3. gözlemci'nin %65 ve 4. gözlemci'nin %75'dir. 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptığı teşhislerde 2. ve 4. gözlemci'nin sensitivite değerleri %75, 1. gözlemci'nin %80 ve 3. gözlemci'nin %65 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde tüm gözlemcilerin spesifite değerleri sırası ile %55.20, %82.30, %83.30, %46.90 ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için sırası ile %37.50, %52.10, %68.80 ve %30.20 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde tüm gözlemcilerin pozitif prediktif değerleri sırası ile %24.60, %45.20, %44.80, %22.70 ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için sırası ile %21.10, %24.60, %30.20 ve %18.30 şeklindedir.

Tomografik kesitler üzerinde yaptığı teşhislerde tüm gözlemcilerin negatif prediktif değerleri sırası ile %89.80, %92.90, %92, %90 ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar için 1., 2. ve 3. gözlemci'nin değerleri %90 civarında iken 4. gözlemci'nin %85.30 şeklindedir.

Tablo. 4.72. Gözlemcilerin periodontal defektlerin tomografik kesitler ve 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde yaptıkları teşhislerin sensitivite, spesifite, negatif ve pozitif prediktiv değerleri

PeriodontalDefekt	Sensitivite	Spesifite	Pozitif prediktif	Negatif prediktif
10*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 1.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 1.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
10*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
8*8 1.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	65,20%	93,50%	71,40%	91,60%
10*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
8*8 2.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
10*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
8*8 2.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	97,80%	90,50%	95,80%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
10*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
8*8 2.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	87,00%	94,60%	80,00%	96,70%
10*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
8*8 3.Gözlemci Tomo Mekanik	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
10*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
8*8 3.Gözlemci TomoMekanik+asit	78,30%	97,80%	90,00%	94,80%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
10*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
8*8 3.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	82,60%	94,60%	79,20%	95,70%
10*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 4.Gözlemci Tomo Mekanik	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
8*8 4.Gözlemci TomoMekanik+asit	82,60%	96,80%	86,40%	95,70%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%
10*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%
8*8 4.Gözlemci 3 boyutlu Mekanik+asit	69,60%	94,60%	76,20%	92,60%

4.26. Anterior loop ve mandibular kanalın KIBT ile değerlendirilmesi

Çalışmamıza 7 mandibula, sağ ve sol olmak üzere 14 bölge dahil edilmiştir. İncelen 14 bölgenin 9'unda (5'i sağ, 4'ü sol taraf, %64.28) loop tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda anterior loop'un mental foramenin medial kenarına kadar olan mesafesi sağ tarafta 3.1 mm, sol tarafta ise 3.2 mm, bukkal kenarının bukkal yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi sağda 2.4 mm, solda 2.5 mm, lingual kenarının lingual yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi sağda 4.3 mm, solda 4.6 mm ve inferior kenarının mandibulanın inferior kenarına kadar olan mesafesi sağda 8.8 mm solda 8.6 mm olarak belirlenmiştir (**Tablo 4.73**).

Tablo. 4.73. Anterior loop ölçümlerinin sağa ve sola göre ortalama değerleri (milimetre)

	Sağ	Sol
Anterior loop'un mental foramenin medial kenarına kadar olan mesafesi	3,1	3,2
Anterior loop'un bukkal kenarının bukkal yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi	2,4	2,5
Anterior loop'un lingual kenarının lingual yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi	4,3	4,6
Anterior loop'un inferior kenarının mandibulanın inferior kenarına kadar olan mesafesi	8,8	8,6

Buna ek olarak çalışmada mandibular kanal ve anterior loop hacimleri de ölçülmüştür (**Tablo 4.74**). Çenelerin ortalama mandibular kanal hacim ölçümleri sağ taraf için 985 mm³, sol taraf için 683 mm³ olarak ölçülmüştür. Mevcut 7 çene üzerinde yapılan inceleme sonucu sağ mandibulalarda saptanan 5 anterior loop'un hacimleri 90 mm³, solda tespit edilen 4 anterior loop'un hacimleri ise 75mm³ olarak ölçülmüştür.

Tablo 4.74. Mandibular kanal ile loop hacim ölçümlerinin sağa ve sola göre ortalama değerleri (mm³)

	Sağ	Sol
Mandibuler kanal hacmi	985 mm ³	683 mm ³
Anterior loop hacmi	90 mm ³	75 mm ³

5. TARTIŞMA

Periodontal hastalık tanısında, intraoral ve ekstraoral birçok görüntüleme yöntemi yardımcı olarak kullanılmaktadır (Kolsuz, 2013).İntraoral radyografiler periodontal defektlerin teşhisinde en sık kullanılan görüntüleme yöntemidir. Bunun yanında intraoral radyografiler 3 boyutlu defektlerin yalnızca 2 boyutlu olarak görüntülenmesine sebep olduğundan mevcut kemik kaybının küçümsenmesine ve güvenilir anatomik referans noktalarının belirlenmesinde hatalara sebep olmaktadır (Aljehani, 2014).Periodontal kemik kayıpları, periapikal radyografilerde vertikal ve horizontal kayıplar olmak üzere iki kategoride değerlendirilmektedir. Vertikal defektler 1, 2 ve 3 duvarlı olmak üzere ayrılmakta olup, vertikal, meziodistal ve bukkolingual yönde olmak üzere 3 boyutu da içine alan defektlerdir (Li ve diğerleri, 2015). Periapikal radyografiler süperpozisyonlar ve standardizasyonu sağlamadaki zorluklar gibi dezavantajlardan dolayı vertikal defektler hakkında bilgi sağlayamazlar (Vasconcelos ve diğerleri, 2012).

Çenelerin üç boyutlu görüntülenmesi amacı ile bilgisayarlı tomografi tanıtılmıştır ancak, yüksek maliyeti ve rasyasyon dozu sebebi ile diş hekimliğinde kullanımı sınırlandırılmıştır.KIBT, 1990'lı yılların sonlarında diş hekimliğinde kullanıma giren yeni bir görüntüleme yöntemi olup, yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Periodontal defektlerin her yönden teşhisinde KIBT'nin periapikal radyografilere oranla daha yüksek potansiyele sahip olduğu gösterilmiştir (Aljehani,2014).

Misch ve diğerleri (2006) 2 kuru insan mandibulası üzerinde frez yardımı ile oluşturdukları bukkal, lingual ve interproksimalperiodontal defektlerin derinliklerinin ölçülmesinde periapikal radyografiler ile

KIBT'yive periodontal sondlama ile elektronik kaliperleri karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda periodontal sondlama'nın elektronik kalipere göre daha avantajlı olduğu ancak periapikal radyografiler ile KIBT arasında anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Bunun yanında gözlemcilerin bukkal yada lingual yönde lokalize kemik defektlerini, 2 boyut nedeni ile periapikal radyografilerle teşhis edemedikleri ve KIBT'nin bu açıdan yüksek avantaja sahip olduğu kaydedilmiştir. Benzer çalışmada Langen ve diğerleri (1995) oluşturdukları 55 adet vertikal defektin teşhisi açısından konvansiyonel radyografiler ile BT'yi karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında ışınlamalar, konvansiyonel radyografiler (Siemens, Erlangen, Germany) için 70 kV, 12 mA kullanılarak, BT görüntüleri (Somatom Plus, Siemens, Erlangen) ise 120 kV, 165 mA kullanılarak elde edilmiştir. Konvansiyonel radyografiler ile 55 defektin 38'inin (%69.1), BT görüntülerinde ise %100 defektlerin saptanabildiği bildirilmiştir.

Mengel ve diğerleri (2005) çalışmadaki sonuçlara uyumlu olarak, intraoral radyografilerin bukkolingual doğrultuda yapılan incelemelerde yetersiz olduğunu ve görüntü kalitesinin KIBT'de daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda CCD ve PSP olmak üzere 2 periapikal radyografi ile KIBT kullanılmıştır. CCD ile alınan görüntüler üzerinde (60 ve 70 kVp, 0.01, 0.02 ve 0.03 ışınlama süresi) açılan 20 vertikal defekt tüm gözlemciler arasında en çok 14'ünün (%70, en deneyimsiz 1. gözlemci) teşhis edildiği, PSP ile 13'ünün (%65, en deneyimsiz 1. gözlemci) ve KIBT ile ise 16'sının (%80, en deneyimsiz 1. gözlemci) teşhis edilebildiği ve bu durumda CCD ile PSP'nin birbirine çok yakın sonuçlar gösterdiği ancak KIBT'nin daha üstün olduğu gösterilmiştir.

Periodontal kemik içi defektler, 3 boyuta sahip, en sık görülen periodontal lezyonlardır. Periapikal radyografiler bu 3 boyutlu defektlerin

bukko-lingual ve mesio-distal boyutlarını belirlemede yetersiz kalmaktadır ancak uygun tedavi planlaması ve güvenilir prognoz için bu bilgilere ihtiyaç duyulmaktadır (Langen ve diğerleri, 1995).

Li ve diğerleri (2015) defektlerin mesiodistal ve bukkolingual genişliğinin değerlendirilmesinin, hekimin yapacağı tedavi planı formatı ve güvenilir prognozu açısından önemli bilgi sağladığını bildirmişlerdir. Yaptıkları in vivo çalışmada yaş ortalamaları 39 olan ve agresif periodontitis ile kronik periodontitise sahip 44 hastadan, önce dijital periapikal radyografi ve KIBT ile görüntüleri (Newtom VG, Quantitative Radiology, Verona, İtalya, 12-17 mA, 110 kV, 0.125 mm³ voksel boyutu) elde etmişlerdir. Daha sonra hastaların tedavileri esnasında cerrahi olarak açılan bölgelerden direkt ölçümler yapılmış ve kaydedilmiştir. Sonuçta ise periapikal radyografilerin aksine, KIBT'den yaptıkları defekt ölçümlerinin, in vivo olarak yapılan ölçümler ile çok benzer olduğunu ortaya koymuşlardır. Ancak kemik içi defektlerin vertikal ölçümlerinde ise (mine-sement birleşimi-defektin alt sınırı arası mesafe ve defektin derinliği) KIBT'nin periapikal radyografilere oranla hiç bir avantajı olmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, bu çalışmadan farklı olarak kurukafalar üzerinde çalışıldığı için altın standart olarak açılan defektlerin lokalizasyonları kaydedilerek, çenelerin dijital periapikal radyografi teknikleri (CCD, PSP) ve KIBT ile görüntüleri elde edilmiştir. Defektlerin lokalizasyonları farklı deneyim sürelerine sahip araştırmacılar tarafından teşhis edilmeye çalışılarak hangi tekniğin defekt varlığını daha iyi bir şekilde gösterdiği belirlenmiş ancak defektler ölçüm yapılmadan açıldığından radyografi teknikleri ölçüm değerlendirmesi için karşılaştırılamamıştır. Bu da bizim çalışmamızın limitasyonu arasındadır. Misch ve diğerleri (2006) in vitro olarak yaptıkları çalışmalarında, Li ve diğerleri (2015)'nden farklı olarak

kuru insan mandibulası üzerinde, defektlerin meziodistal genişliğini ölçmüşlerdir. Yapay olarak simüle ettikleri defektler üzerinde yaptıkları meziodistal genişlik ölçümleri'ni KIBT kullanarak yapmışlar ve sonuçları benzer bulmuşlardır. Ayrıca her iki çalışma da da periapikal radyografiler ile meziodistal yönde ölçümlerin yapılabildiği ancak bukkolingual ölçümlerin yapılamadığı kaydedilmiştir.

Maloklüzyona sahip kişilerin, ortodontik tedavileri sırasında uygulanan kuvvetin şiddetine ve buna bağlı dişin hareket yönüne, ayrıca periodontal dokuların hacmi ve anatomik büyüklüğüne bağlı olarak dehisens ve fenestrasyon açısından risk altında olduğunu bilinmektedir. Bu problemlerden kaçınmak için, alveol morfolojisi ve anatomisi ortodontik tedavi öncesi radyografik görüntülerle belirlenmelidir (Wehrbein ve diğerleri, 1996). Yağci ve diğerleri (2012) KIBT (iCAT, Model 17–19, Imaging Sciences International, Hatfield, Pa, 5 mA, 120 kV) kullanarak 142 hasta üzerinde yaptıkları çalışmayı, Sınıf 1, 2, 3 maloklüzyonlar olarak 3 grup altında toplamışlardır. Çalışma sonucunda Sınıf 2 maloklüzyona sahip bireylerde fenestrasyon prevalansının diğer gruplara göre daha yüksek olduğu görülmüş ancak üç grup arasında dehisens insidansında anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Ayrıca mevcut nüfusa göre yapılan araştırmada dehisensin fenestrasyona oranla daha sık görüldüğü ve dehisensin KIBT ile görüntülenmesinin ve doğru teşhisinin fenestrasyona oranla daha kolay olduğunu bildirmişlerdir. Buna benzer olarak bizim çalışmamızda da tüm gözlemciler tarafından, mevcut gerçek defektlerden dehisens teşhisinin (%73), fenestrasyona (%64) göre daha iyi olduğu gösterilmiştir.

Sun ve diğerleri (2015) çalışmalarında sınıf 3 maloklüzyon ve anterior çapraz kapanışa sahip, hızlandırılmış osteojenik ortodontik (AOO) ameliyata hazırlanan 14 ortodonti hastasını dehisens ve fenestrasyonun KIBT ile (12

inch FOV, 0.125 mm³ vokselle) teşhisi açısından değerlendirmişlerdir. Ameliyat öncesi hastalardan KIBT görüntüleri elde edilmiş, ameliyat sırasında ise defektlerden direkt ölçümler yapılmıştır. Yapılan bu çalışma KIBT'nin doğal olarak oluşan dehisens ve fenestrasyon teşhisinde değerli bir tanı aracı olduğunu göstermiştir. Dehisens'de meydana gelen açılmanın 3 mm'nin üstünde olduğu durumlarda KIBT ile yüksek tahmin olasılığı mevcuttur. Ancak durumun bazen KIBT'nin gösterdiği kadar şiddetli olmayacağını da farkında olunmalıdır. KIBT'de fenestrasyonun görüldüğü durumların %20'sinin ise genellikle doğru fenestrasyon varlığının göstergesi olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda gerçekte mevcut dehisens defektlerinin %83'ünün (sensitivite=0.83), defekt olmayan bölgelerin ise %73'ünün (spesifite=0.73) doğru teşhis edildiğini, fenestrasyon için ise gerçekte var olan defektleri %71'i (sensitivite=0.71), defekt olmayan bölgenin ise %77'sinin (spesifite=0.77) doğru teşhis edildiği bildirilmiştir. Buna benzer çalışma yapan Noujeim ve diğerleri, (2009), küçük defektlerin teşhisinde KIBT ile periapikal radyografi'nin arasındaki farkın, büyük defektlerin belirlenmesinden daha büyük olduğunu bildirmişler ve bu nedenle erken lezyonların teşhisinde KIBT önemini vurgulamışlardır.

Bizim çalışmamızda buna benzer olarak KIBT'nin tomografik kesitleri üzerinde fenestrasyonun görüldüğü durumların yaklaşık olarak %64'ünün (sensitivite=0.64) teşhis edildiği, defekt olmayan bölgelerde ise %100 doğru teşhis edildiği (spesifite=1), gerçekte mevcut dehisens defektlerinin %73'ünün (sensitivite=0.73), defekt olmayan bölgelerin ise %70'inin (spesifite=0.70) ve furka defektlerinin ise %82'sinin (sensitivite=0.82), defekt olmayan bölgelerde ise %97.85'inin (spesifite=0.97) gibi yüksek oranlarda teşhis edilebildiği gösterilmiş ayrıca CCD ve PSP radyografi teknikleri ile de karşılaştırma yapılmıştır. CCD ile dehisens defektlerinin %29.09'unun

(sensitivite=0.290), fenestrasyon defektlerinin yaklaşık %42'sinin (sensitivite=0.42), ve furka defektlerinin ise %78.26'sının (0.782) teşhis edilebildiği gösterilmiştir. Ayrıca PSP ile yapılan incelemeler sonucu dehisens defektleri'nin %32.73'ünün (sensitivite=0.327), fenestrasyon defektleri'nin %50'sinin (sensitivite=0.50) ve furka defektlerinin %86.96'sının (sensitivite=0.86) teşhis edilebilmiştir. CCD ile PSP karşılaştırıldığında, furka defektleri'nin teşhisi açısından benzer olduğu, dehisens ve fenestrasyon defektlerinin PSP ile daha iyi oranda teşhis edildiği gösterilmiştir. Bizim çalışmamızda Sun ve diğerleri'nin yaptığı çalışmadan farklı olarak defektler milimetre bazında açılmadığından ötürü bu bizim çalışmamızın limitasyonları arasındaydı (Sun ve diğerleri, 2015).

Vanderberghe ve diğerleri (2008) periodontal kemik kayıplarının, kraterlerin ve furka defektlerinin teşhisi için dijital intraoral radyografileri(HeliodontH DS; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany, CCD, 60 kVp, 7 mA) ve KIBT (i-CAT, 12-bit; Imaging Sciences International, Hatfield, PA, 120 kVp, 23.87 mA, 0.4 mm³ voksel boyutu) görüntülerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda kemik seviyesini belirlemede 2 yöntem arasında anlamlı bir fark bulunmamış olsa da krater ve furka defektlerinin belirlenmesinde periapikal radyografilerin %29-41 arası yanlış olduğunu ortaya koymuşlar ve krater defektlerinin %71'inin, furka defektleri'nin %56'sının CCD ile teşhis edilebildiğini, KIBT görüntüleri'nin ise hem krater hem de furka defektlerini %100 oranında tespit etmeye yardımcı olduğu ortaya koyulmuştur. Bunun yanında ise dijital intraoral radyografi yöntemlerinin yüksek çözünürlüğü sayesinde kemiğin trabeküler yapısının daha iyi görüntülendiği bildirilmiştir.

Bu çalışmalara benzer olarak bizim çalışmamızda dehisens defektleri'nin %29'unun,fenestrasyon defektlerinin yaklaşık %42'sinin ve ve

furka defektlerinin ise %78.26'sının CCD ile teşhis edilebildiği, ayrıca PSP ile dehisens defektleri'nin %32.73'ünün, fenestrasyon defektleri'nin %50'sinin ve furka defektlerinin %78.26'sının PSP ile görüntülenebildiği gösterilmiştir. Ayrıca dehisens defektlerinin gözlemciler tarafından yüksek diagnostik doğruluğa sahip olduğunu (%73), fenestrasyon defektleri'nin %64'ünün (kabul edilebilir sensitivite düzeyi altında) ve furka defektlerinin ise hem tomografik kesitler üzerinde hem de 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar üzerinde teşhisinin neredeyse tümünün (%86) doğru teşhis edildiği gözlenmiş, KIBT'nin dehisens ve furka teşhisinde yüksek diagnostik doğruluğa sahip olduğu gösterilmiştir. Patcas ve diğerleri (2012) 8 kuru insan mandibulası üzerinde yaptıkları çalışmada, çeneleri yumuşak doku simülasyonu sağlaması adına kaplamışlar daha sonra çenelerden yumuşak doku, vertikal kemik ölçümleri ile horizontal kemik ölçümleri yapmak için KIBT'yi kullanarak 0.4 mm^3 voksel boyutu ile 0.125 mm^3 voksel boyutnu karşılaştırmışlar ve ölçümlerde 2 değişik voksel boyutu arasında fark saptamamışlardır. Ancak klinik olarak görülmeyen fenestrasyon ve dehisens gibi defektlerin KIBT ile teşhis ettiklerini bildirmişler ve 0.125 mm^3 voksel boyutunun ince bukkal alveoler kemiğin görüntülenmesini sağlayamadığı bu nedenle dehisens ve fenestrasyon teşhisi için uygun voksel boyutu olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda gerçekte var olan dehisens defektlerinin %40'ı, fenestrasyon defektlerinin %57'sinin teşhisinin gözlemciler tarafından yapılamaması kullandığımız 0.125 mm^3 voksel boyutuna bağlanabilir.

Fleiner ve diğerleri (2013) yaptıkları çalışmada periodontal kemik seviyesinin ayrıca krater ve furka defektlerinin belirlenmesinde KIBT'yi kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda periodontal kemik seviyesinin, krater ve furka tutulumlarının değerlendirilmesinde KIBT'nin çok hassas bir

şekilde değerlendirmeye olanak sağladığını, krater ve furka tutulumlarının %100 saptandığını bildirilmiştir. Buna benzer çalışma yapan Misch ve diğerleri(2006) ayrıca Vanderberghe ve diğerleri(2008) krater ve furka defektlerinin KIBT ile %100 değerlendirilebildiğini, CCD ile de krater defektlerinin %67-71'inin, furka defektlerinin ise %56'sının, değerlendirilebildiğini bildirmişlerdir. Fleiner ve diğerleri(2013) KIBT'nin görüntü kalitesi ve doğruluğunu etkileyebilecek tek sorunun artefaktlar olduğunu bildirmişlerdir. Metal post yada restorasyonlar gibi yüksek yoğunluklu yapıların neden olduğu saçılma gibi artefaktların defektleri belirlemede engel olabileceğini bildirmişlerdir. Bunun yanında hasta hareketinin yaratacağı artefaktlarında görüntü kalitesini etkileyeceğini bildirmişlerdir.

Teşhis zorluğu yaşanan ve literatürde periapikal radyografi ile KIBT kullanılarak teşhis doğruluğu araştırılan bir diğer durum da kök fraktürleridir. Kök fraktürlerinin doğru tanımlanması cerrahlar için büyük önem taşımakta ve erken teşhisi doğru tedavi planmasını etkilemektedir. Bunun için hastadan alınan ayrıntılı anamnez, klinik muayene ve bunun yanında alveoler kemik ile çevre dokuları görüntülememizi sağlayan radyografilerden yararlanılmaktadır (Patel ve Horner, 2009;Tsisis ve diğerleri, 2010). Periapikal radyografi dikey kök fraktürlerinin teşhisinde hala en yaygın kullanılan radyografi tekniğidir. Ancak 2 boyutlu olması nedeni ile anatomik yapıların süperpozisyonu gibi limitasyonları mevcuttur (Tsisis ve diğerleri, 2010). KIBT, maksillofasiyal yapıların 3 boyutlu olarak görüntülenmesini sağladığından diş hekimliğinin çeşitli alanlarında özellikle de endodontide teşhis ve planlamada günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir (Patel ve Horner, 2009).

Junqueira ve diğerleri (2013) çalışmalarında 18 çekilmiş dişin kronlarını mine-sement birleşiminden ayırarak dişlere endodontik tedavi uygulamışlar, daha sonra kanalın üçte ikisini temizleyerek metal post yerleştirmişlerdir. 18 diş içerisinde 9'u seçilerek vertikal kök kırığı oluşturmuşlar ve randomize olarak mandibulalara yerleştirmişlerdir. Mandibulalardan periapikal radyografi ve KIBT ile 2 değişik voksel boyutu kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. Elde edilen görüntüler üzerinde yapılan karşılaştırmada, metal postların olduğu dişler de dahil olmak üzere tüm dişlerde yapılan inceleme sonucu vertikal kök fraktürlerini belirlemede KIBT ile periapikal radyografiler arasında bir fark olmadığı ayrıca değişen voksel boyutunun fraktürleri belirlemede bir katkısı olmadığı bildirilmiştir. Metal postların varlığı hem periapikal radyografilerin hem de KIBT'nin doğruluğunu azaltmıştır. Junqueira ve diğerleri'nin (2013) bulgularına uyumlu olarak, Melo ve diğerleri (2010) ile Costa ve diğerleri (2012) yaptıkları çalışmada benzer sonuçları bulmuşlardır.

Silveira ve diğerleri (2013) buna benzer olarak 60 diş üzerinde bir çalışma yapmışlardır. Dişlerin 20 tanesinin kontrol grubu amacı ile kanal tedavisi yapmadan bırakmışlar, 20 tanesine kanal tedavisi yapmışlar, 20 tanesine de kanal tedavisine ek olarak metal post uygulamışlardır. Daha sonra her gruptan dişler seçilerek toplamda 10 adet vertikal kök fraktürü oluşturulmuş ve periapikal radyografi (D-Speed Film; size 2; 0.4 s, Kodak, Rochester, NY, USA) ve KIBT (120 kVp, 3-8 mA, 0.3 mm³ voksel ve 0.2 mm³ voksel; Imaging Sciences International, Inc, Hatfield, PA, USA) ile görüntüleri alınarak teşhis açısından karşılaştırma yapılmıştır. Çalışma sonucunda görüntüleme yöntemleri arasında vertikal kök fraktürleri teşhisi açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ancak 0.2 mm³ voksel ve 0.3 mm³ voksel boyutları kullanılarak alınan KIBT görüntülerinde yapılan

incelemelerde kanal tedavisi yapılmamış dişlerde oluşturulan vertikal kök fraktürleri daha yüksek sensitivite ve spesifite değerleri ile belirlenmiştir.

Kolsuz et al(2015) 12 kuru kafatası üzerinde yaptıkları çalışmada yapay olarak dehisens, fenestrasyon ve tünel defektleri oluşturmuşlardır. Çalışmada değişik görüntüleme alanları ve voksel boyutları (4x4 FOV- 0.080 mm³, 6X6 FOV-0.125mm³, 8X8 FOV-0.160mm³,5x5.5 FOV- 0.100 mm³, 5X5.5 FOV-0.150mm³ve 10x5.5 FOV-0.200mm³, 4x4 FOV- 0.080 mm³, 6X6 FOV- 0.125mm³) kullanılarak karşılaştırma yapılmış ve defektlerin teşhisi için optimum görüntüleme değerleri belirlenmiştir. Sonuçta ise periodontal defektlerin teşhisi için en iyi voksel boyutu'nun 0.150mm³olduğu belirlenmiştir.

Bizim çalışmamızda, tüm periodontal defektlerin teşhisi açısından sabit voksel (0.125 mm³) boyutu kullanılmış ancak teşhis açısından bir farklılığın olup olmayacağının değerlendirilmesi için değişik görüntüleme alanı (FOV) değerleri (10x8, 8x8) karşılaştırılmıştır. Ancak sabit voksel boyutu kullanımı çalışmamızın limitasyonları arasındaydı. Çalışmamızda FOV değerleri defektin teşhisini etkileyebilecek rezolüsyon değişikliğine neden olmamıştır. Ancak bu konuda farklı FOV değerlerini de araştıran çalışmalara ihtiyaç vardır.

KIBT ve periapikal radyografi görüntüleme yöntemlerinin kullanılarak teşhis doğruluğu açısından karşılaştırıldığı diğer bir durumda çürük değerlendirilmesidir. Sousa Melo ve diğerleri (2017) yaptıkları çalışmada çürüklerin teşhisi açısından periapikal radyografi ile KIBT'yi karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda aynı restoratif materyalin karşılaştırılması durumunda periapikal radyografiler ile KIBT arasında sensitivite ve spesifite değerleri açısından bir fark bulunmadığını

bildirmişlerdir. Buna benzer bir çalışmada Haiter-Neto ve diğerleri (2008) çürük teşhisi için 2 periapikal radyografi (Digora-fmx, Soredex; Kodak Insight) yöntemi ile 2 KIBT (NewTom 3G, Quantitative Radiology ile 3 değişik FOV; 12 inch, 9 inch, 6 inch; 3DX Accuitomo, Morita, pixel FOV 4 cm) cihazını karşılaştırmıştır. Sonuç olarak, NewTom 3G KIBT'nin, çürük lezyonlarının saptanmasında, intraoral modalitelere ve 3DX Accuitomo KIBT'ye göre daha düşük bir tanısal doğruluğunun olduğunu, Accuitomo KIBT'nin, dentin lezyonlarının saptanması için intraoral sistemlere göre daha yüksek bir hassasiyete sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Umetsubo ve diğerleri (2012) erken furka defektlerinin teşhisinde KIBT'nin (0.2 mm^3 voksel değeri, FOV: 6x16) sensitivite ve spesifite değerlerini incelemişlerdir. 15 domuz mandibulası üzerinde yaptıkları çalışmada molar dişler üzerine %70'lik perklorik asit kullanarak furka defektleri oluşturmuşlardır. Daha sonra bu çenelerden KIBT kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. Sonuçta furka defektlerinin teşhisinde %50-75 arası değişen sensitivite değerleri ve %93-100 arasında değişen spesifite değerleri saptanmıştır. Çalışmamızda defektler mekanik olarak açılmış radyografiler elde edilmiş daha sonra defektler üzerine %70 perklorik asit uygulanarak radyografiler tekrarlanmıştır. Furka defektleri için en iyi gözlemci'nin sensitivite değerleri mekanik olarak açılan defektler üzerinde %82.61, spesifite değerleri ise %97.85, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektler için ise sensitivite değeri %86.96, spesifite değeri %94.62 arasında değişmektedir. Umetsubo ve diğerleri (2012)'nin yaptığı çalışmadan farklı olarak çalışmamızda başlangıç lezyonları değerlendirilmemiş ayrıca sonuçların farklı oluşu çalışmamızda kullanılan KIBT (0.125 mm^3 voksel boyutu) cihazının farklı olan voksel değerine bağlı olabilir.

Noujeim ve diğerleri (2009) periodontal kemik kayıplarının lokalizasyonu ve teşhisinde KIBT performansını, paralel teknik kullanılarak alınan periapikal filmlerle karşılaştırmışlardır. 11 insan mandibulası üzerinde simüle edilen furka defektleri, 60 kVp, 8 mA ve 0.16 s kullanılarak elde edilen periapikal görüntüleri ile KIBT (Morita, 3DX Accuitomo, 0.125 mm³ voksel değeri) görüntüleri karşılaştırılmıştır. Sonuçta KIBT'nin daha yüksek diagnostik doğruluğa (periapikal radyografi=0.783, KIBT=0.864) sahip olduğu gösterilmiştir.

Çalışmamızda, 0.125 mm³ sabit voksel ile, değişik görüntüleme alanları kullanılarak KIBT görüntüleri, ayrıca fosfor plak sistemi için 60 ve 70 kVp'de 0.16, 0.20 ve 0.25, CCD için ise 60 ve 70 kVp'de 0.01, 0.02 ve 0.03 değişik ışınlama süreleri kullanılarak periodontal defektlerin teşhisi açısından karşılaştırma yapılmıştır, Noujeim ve diğerlerinin (2009) çalışmasına benzer olarak KIBT'nin teşhis açısından daha yüksek diagnostik doğruluğa (CCD ve PSP=0.782, KIBT=0.82) sahip olduğu saptanmıştır.

Bu çalışmalara benzer olarak Ramesh ve diğerleri (2002) periodontal defektlerin teşhisi açısında periapikal radyografi (60 kVp, 7 mA, 0.25 sn ışınlama süresi, Eastman Kodak, Rochester, NY) ile 4 farklı TACT (TACT-1C, TACT-1R, TACT-2C, TACT-2R) yöntemini karşılaştırmıştır. Sonuçta ise periapikal radyografi'nin 0.640, TACT sonuçlarının ise sırasıyla 0.740, 0.820, 0.640 ve 0.690 olduğunu ve en iyi sonucu TACT-1R'nin verdiğini bildirmişlerdir.

Leung ve diğerleri (2010) 13 adet kuru kafatası üzerinde fenestrasyon ve dehisens defektleri simüle ederek, KIBT (12 in FOV, 0.38 mm³ voksel değeri) ile teşhisi açısından spesifite ve sensitivite parametrelerini kullanmışlar, fenestrasyon teşhisi için sensitivite ve spesifiteyi 0.80 civarı,

dehisens için ise spesifiteyi 0.95'in üzerinde, sensitiviteyi ise daha düşük olarak 0.40'dan düşük teşhis etmişlerdir. Bizim çalışmamızda, her defekt için ayrı olarak en iyi gözlemci değerlerine bakıldığında dehisens teşhisi için sensitivite değeri 0.62, spesifite değeri 0.71 civarında, fenestrasyon için sensitivite değeri 0.57, spesifite değeri 0.98 civarında ve furka defektleri için sensitivite değeri 0.83, spesifite değeri 0.98 civarında gözlenmiştir.

Bir diğer çalışma da, Fuhrmann (1996) konvansiyonel BT ve konvansiyonel periapikal radyografileri dehisens teşhisi açısından karşılaştırmış ve sonuçta oluşturduğu 60 dehisens defektinin hiç birini periapikal radyografiler ile teşhis edemezken, bunların 42 tanesini konvansiyonel BT ile teşhis etmişlerdir.

Bayat ve diğerleri (2016) koyun kuru mandibulaları üzerinde, dehisens, fenestrasyon, 1,2,3 duvarlı vertikal defektler ayrıca 1. derece, 2.derece ve 3.derece furka defektlerini içine alacak şekilde frez yardımı ile 80 periodontal defekt simüle etmişler ve defektlerin teşhisi açısından KIBT ile dijital intraoral radyografilerden fosfor plağı karşılaştırmışlardır. KIBT'nin 1. derece furka defektleri, 3 duvarlı vertikal defektler ve fenestrasyon ile dehisens teşhisinde fosfor plağa göre daha üstün olduğu ancak 2. ve 3. derece furka defektleri ile 1 ve 2 duvarlı vertikal defektler üzerinde 2 görüntüleme yöntemi arasında teşhis açısından bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca erken yapılan doğru teşhisin tedavi planı ve periodontal hastalığın prognozunda kritik rol oynadığını ve KIBT'nin burda önemli. noktada olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda furka, dehisens, fenestrasyon ve vertikal defektlerin tümünün teşhisinde KIBT'nin PSP'den üstün olduğu bulunmuştur.

Braun ve diğerkleri (2014) oluşturdukları periodontal defektlerin teşhisi açısından periapikal radyografileri (85 kV, 7 mA) ve KIBT (Sirona, Bensheim, Germany, 60 kV, 7 mA) cihazını karşılaştırmışlardır. Furka defektleri derecelerine göre sırası ile periapikal radyografilerde %48.9, 11.7 ve 93.3 oranında, Dehisens defektleri %42.2, fenestrasyon %36.7, 1, 2, ve 3 duvarlı vertikal defektler ise sırası ile %45.3, 41.5 ve 44.4 değerleri ile teşhis edilmiş, KIBT'de ise furka defektleri sırası ile %48.9, 71.7, 90 oranında, dehisens %80, fenestrasyon %93.3 ve vertikal defektler sırasıyla %74.7, 81.5 ve 68.9 oranında belirlenmiştir. Sonuç olarak 1. ve 3. derece furka defektleri teşhisinde KIBT'nin, 2 boyutlu radyografilere göre bir üstünlük sağlamadığını, ancak 2. derece furka defektleri ile dehisens ve fenestrasyonun ayrıca vertikal defektlerin tümünde KIBT'nin 2 boyutlu radyografilere göre üstünlüğünü bildirmişlerdir.

Graetz ve diğerkleri(2014)periodontitisi olan hastalarda, furka defekti teşhisi için retrospektif olarak periapikal radyografiler ile panoramik radyografileri karşılaştırmışlardır. Sonuçta isesperpozisyon nedeni ile periapikal radyografi görüntülerinin teşhis açısından komplike olduğunu bildirmişlerdir. Bunun aksine bizim çalışmamızda ise tüm gözlemcilerin her iki dijital radyografi (CCD, Fosfor plak) yöntemi görüntülerinde, furka defektleri için yüksek diagnostik doğruluğa (CCD ve PSP=%78.26) sahip olduğu gözlenmiştir.

Suphanantachat ve diğerkleri (2017) yaptıkları çalışmada 25 periodontitis hastası üzerinde, mevcut kemik içi defektlerin teşhisi ve tedavi planlaması açısından intraoral radyografiler (70 kV, 7 mA) ile KIBT'yi (3D Accuitomo 170 machine,J. Morita, Kyoto, Japan, 80 kV, 5 mA, 0.25 mm³ voksel) karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda intraoral radyografilerin defektlerin şiddetini ve prognozunu belirlemede yetersiz olduğunu ve

KIBT'ye göre defektlerin şiddetini gerçekte var olan dereceye göre daha az gösterdiği ortaya koyulmuştur. Ayrıca KIBT'nin tüm gözlemciler tarafından daha üstün görüldüğü bildirilmiş, ve defektlerin morfolojisinin belirlenmesi ile tedavi planlaması açısından daha üstün olduğu ortaya koyulmuştur.

Almeidave diğerleri (2017) kuru domuz mandibulaları üzerinde yaptıkları çalışmada, periodontal defektleri simüle ederek, defektlerin üzerine kontrol grubu hariç zaman aralıkları ile (2 saat, 4 saat ve 6 saat bekletilerek) perklorik asit yerleştirmişlerdir. Çalışmada defektlerin teşhisi açısından intraoral radyografiler ile KIBT karşılaştırmışlardır. Sonuçta ise KIBT'nin doğruluğu 0.762'den 0.825'e kadar değişirken, periapikal radyografi doğruluğu, 0.700-0.813 arasında değişmekte olduğu gösterilmiş ve KIBT'nin interproksimal kemik bölgesinde mevcut defektlerin teşhisinde intraoral radyografilere göre daha üstün olmadığını bildirilmiştir. Uygulanan perklorik asidin ise defektler ve teşhisler üzerine bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda defektler üzerine uygulanan asidin, bazı periodontal defektlerin teşhisi üzerinde pozitif yönde etkisinin olduğu tespit edilmiştir.

Salineiro ve diğerleri (2017) yaptıkları çalışmada, KIBT (ProMax 3D Max, Planmeca Helsinki, Finland, 5x5.5 FOV, 0.2 mm³ voksel değeri; 5x5.5 FOV, 0.15 mm³ voksel değeri) cihazında sabit FOV değerinde iki değişik voksel boyutu ile periapikal radyografileri (Digora, Soredex, Milwaukee, WI, USA, 70 kVp, 7 mA, 0.4 sn) yeni oluşan furka defektleri teşhisi açısından karşılaştırmışlardır. Sonuçta ise her iki KIBT cihazının periapikal radyografilere göre üstün olduğunu ve başlangıç furkasyon tutulumlarının saptanması için KIBT'nin klinik periodontal muayeneye yardımcı olduğunu bildirmişlerdir (Salineiro ve diğerleri, 2017). Bizim çalışmamızda sabit voksel

kullanımı limitasyon olsa da, diğer parametreleri karşılaştırmak adına özellikle sabit voksel değeri kullanılmıştır.

Zhang ve diğerleri (2017) periodontal dokuların değerlendirilmesi açısından, klinik ataçman kaybı ölçümleri (CAL), periapikal radyografi (70 kVp, 7 mA, Focus Intrumentarium Dental Charlotte) ve KIBT'yi (Kodak, 9500 unit, Rochester, NY, USA, 90 kVP, 10 mA, 0.2 mm³ voksel değeri) karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada KIBT'nin periodontal dokuların morfolojisi ve topografisinin değerlendirilmesinde periapikal radyografilerden üstün olduğu gösterilmiş, ayrıca kemik seviyesinin belirlenmesinde KIBT ile CAL ve periapikal radyografi arasında güçlü korelasyon olduğu gösterilmiştir.

KIBT, implant operasyonlarında cerrahi öncesi mevcut kemik miktarı, kalitesi ve implantın yerleştirileceği bölgenin değerlendirilmesi için tercih edilmektedir. Ancak titanyum implant, amalgam restorasyonlar gibi yüksek densiteli objelerin metal artefaktlara neden olduğu bilinmekte ve görüntü kalitesinin bozulmasına neden olarak implant çevresinde mevcut kök fraktürleri, dehisens ve fenestrasyon gibi defektlerin teşhisini olumsuz yönde etkilemektedir (Meilinger ve diğerleri, 2011).

Azevedo-Vaz ve diğerleri (2016) metal artefakt azaltıcı (MAR), algoritmaları kullanarak implant etrafında mekanik olarak oluşturdukları fenestrasyon ve dehisens defektlerini değişik voksel boyutları ile görüntüleyerek karşılaştırma yapmışlardır. Çalışmada sıgır çenelerinde mekanik olarak açtıkları defektlerin olduğu bölgelerin yakınına implant yerleştirmişlerdir. MAR algoritmasına sahip KIBT (E-WOO Technology, Giheung-gu, Korea, 8*8 FOV, 90 kVp, 8mA) cihazı ile 0.2 mm³ ve 0.3 mm³ voksel boyutu kullanarak görüntüleri elde edilmiştir. İncelemeler MAR aktif

0.2 mm³ voksel boyutu, MAR aktif 0.3 mm³ voksel boyutu, MAR inaktif 0.2 mm³ voksel boyutu ve MAR inaktif 0.3 mm³ voksel boyutu olmak üzere 4 farklı protokol altında yürütülmüştür. Sonuçta MAR algoritmalarının dehisens ve fenestrasyon teşhisi değerlerini artırmadığı ve fenestrasyon defektlerinin, dehisense oranla daha kolay teşhis edildiğini bildirmişlerdir.

Ritter ve diğerleri (2014) yaptıkları çalışmada implant çevresindeki kemiğin incelenmesinde KIBT ve intraoral radyografileri(60 kV, 7 mAs; Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) histoloji kesitleri ile karşılaştırmışlardır. Köpeklerin çenelerine vestibüler defekt oluşturarak yerleştirilen 26 implantın, 2 ve 8 haftalık iyileşme süresinden sonra KIBT ve periapikal radyografi ile görüntüleri alınmıştır. Köpeklerden diseke edilen bloklar %4'lük formaldehitte bekletilip, histomorfometrik analizleri yapılmıştır. İmplantların etrafındaki kemik seviyeleri, kemik kalınlığı, implantların boyu ve çapı da histomorfometrik ölçümlerle karşılaştırılmıştır. Vestibül kemik seviyesi KIBT ile 3.41 mm, histolojik örnekler üzerinde 3.11 mm olarak, kemik kalınlığı KIBT ile 0.61 mm, histolojik örneklerde 1.44 mm olarak ölçülmüştür. İmplant kalınlığı KIBT ile vestibulo-oral yönde 9.88 mm, mezio-distal yönde KIBT ile 9.87 mm, periapikal radyografi ile 9.84 mm ve histolojik kesitler üzerinde 9.87 mm olarak ölçülmüştür. Sonuçta vestibül kemik seviyesi, kemik kalınlığı ve implant uzunluğunun belirlenmesinde KIBT ölçümlerinin histomorfometri ile belirgin bir uyum gösterdiği gözlemlenmiştir. Mezial ve distal kemik seviyesinin belirlenmesinde periapikal radyografi ve KIBT teşhisinin düşük diagnostik doğruluğa sahip olduğu bildirilmiştir. Periapikal radyografi ve histomorfometrik ölçümler karşılaştırıldığında sadece implant uzunluğu ölçümlerinin diagnostik doğruluğa sahip olduğu bildirmişlerdir. Periapikal radyografi ile KIBT'nin mezial ve distal kemik seviyesinin belirlenmesinde benzer sonuçlar verdiği,

ancak KIBT'nin vestibüler kemiği belirlemede daha etkin olduğunu, periapikal radyografi'nin vestibulo-oral yönde bilgi sağlayamadığını ve implant çevresi dokuların incelenmesinde KIBT'nin kullanışlı olduğunu belirtmişlerdir.

Buna benzer çalışma yapan, Corpas ve diğerleri (2011)¹⁰ domuz çenesine 80 mini-implant yerleştirmişlerdir. Çalışma, histoloji ile karşılaştırıldığında, implant çevresindeki kemiğin en iyi değerlendirebileceği radyografik methodları (periapikal radyografi, KIBT) belirlemek için yapılmıştır. İmplantlar yerleştirilip, iyileşme görüldükten 2-3 ay sonrasında radyografik görüntüler elde edilmiştir. Kemik defektlerinin belirlenmesinde periapikal radyografi ve histolojik kesitler arasında ayrıca KIBT ve histolojik kesitler arasında belirgin bir uyum gözlenmiştir. Kemik densitesi değerlendirilmesinde periapikal radyografi ve histolojik kesitler arasında anlamlı fakat zayıf bir korelasyon bulunmuş, ancak KIBT'nin kemik densitesinin belirlenmesinde güvenilir olmadığını, trabeküler kemiğin yapısal analizi için kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

Pinheiro ve diğerleri (2017) yaptıkları çalışmada implant çevresinde kimyasal olarak oluşturdıkları (%70 perklorik asit) defektlerin teşhisinde PSP (Carestream, KODAK, CS7600) ile KIBT'den hangisinin efektif olduğunu değerlendirmişlerdir. KIBT (3D Accuitomo 170) 75 ve 90 olmak üzere 2 değişik kVp kullanılarak elde edilmiştir. Defektler oluşturulduktan sonra sığır çenelerine implantlar yerleştirildi. Çalışmada 2 uzman radyolog ile 2 uzman cerrah defektlerin varlığı yada yokluğunu teşhis etmek için görüntüleri değerlendirmiştir. PSP küçük defektlerin teşhisinde hafif düzeyde uyumlu iken büyük defektlerin teşhisinde çok kötü uyuma sahipti. KIBT'de, radyoloji uzmanları 90 kVp ile alınan görüntüler üzerinde iyi uyum yakalamış ancak 75 kVp'de zayıf ile kötü arası uyum yakalamıştır. Uzman

cerrahlar ise 75 kVp'de kötü uyum, 90 kVp'de zayıf ile iyi arasında uyum yakalamıştır. Küçük defektler PSP'ye oranla KIBT ile daha iyi teşhis edilmiş, büyük defektler ise KIBT'de 90 kVp ile 75 kVp'ye ve PSP'ye oranla daha iyi teşhis edilmiştir. Sonuçta asitle oluşturulan periodontal defektler üzerinde teşhisin küçük ve büyük defektler üzerinde 75 kVp ve PSP'ye göre 90 kVp'de daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda buna benzer olarak mekanik olarak açılan defektlerin üzerine kimyasal ajan (%70 perklorik asit) uygulanarak CCD, PSP ve KIBT ile görüntüleri elde edilmiş ve 1 periodontoloji bölümünde tez aşamasında deneyimsiz araştırma görevlisi, 1 uzman periodontolog, 1 uzman radyolog ve 1 uzman cerrah tarafından değerlendirmeleri yapılmış ve teşhisler açısından gözlemcilerin deneyim ve tecrübeleri karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda hem mekanik olarak hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan periodontal defektlerin (1,2 ve 3 duvarlı) teşhisinde CCD görüntüleri üzerinde en iyi teşhisi periodontoloji bölümünde tezini sürdüren en deneyimsiz 1. gözlemci, PSP görüntülerinde sadece mekanik olarak oluşturulan defektler üzerinde yine en deneyimsiz 1. gözlemci, furka teşhisinde hem mekanik olarak hem de mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan CCD görüntüleri üzerinde uzman cerrah, PSP görüntüleri üzerinde ise mekanik olarak oluşturulan defektler üzerinde uzman radyolog, dehisens teşhisinde mekanik olarak oluşturulan defektlerden alınan CCD görüntülerinde uzman periodontolog, mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektler üzerinden alınan PSP görüntülerinde ise yine uzman periodontolog, fenestrasyon teşhisinde mekanik+asit kullanılarak oluşturulan defektlerden alınan CCD görüntülerinde yine uzman periodontolog, PSP görüntülerinde ise mekanik

olarak oluşturulan defektler üzerinde uzman radyolog en iyi gözlemci olarak bulunmuştur.

Periodontal tedavinin başarısı bir çok faktöre bağlıdır. En önemli faktörlerden biri, tedavi planı için periodontal dokuların ve kemik yıkım morfolojisinin doğru bir şekilde görüntülenmesidir. Periodontal lezyonların derecesinin belirlenmesi için klinik muayene yanında intraoral ve ekstraoral radyografilerden yararlanılmaktadır (Aljehani, 2014). Bu amaçla sıklıkla 2 boyutlu görüntü sağlayan periapikal radyografiler, daha büyük alanların görüntülenmesi amacı ile de panoramik radyografiler tercih edilmektedir. Ancak bu görüntüleme yöntemleri, anatomik dokuların birbirini üzerine süperpoze olması sonucu veri kaybına sebep olarak teşhisi güçlendirmesi, standardizasyonu sağlamadaki zorluğu ve kemik defektlerinin varlığı ile gerçek boyutu hakkında kısıtlı bilgi sağlaması gibi bazı dezavantajları ve limitasyonları mevcuttur (Bayat ve diğerleri, 2016; Bagis ve diğerleri, 2015).

Periodontal defektlerin tam olarak izlenememesi, tedavi planını etkilemektedir. 3 boyutlu defektlerin 2 boyutlu görüntüleme yöntemleri ile teşhis edilmesi tedavi seçeneklerini dramatik olarak değiştirmektedir. Bu nedenle günümüzde 3 boyutlu radyografiler tercih edilmektedir. Ancak 2 boyutlu görüntüleme yöntemlerine kıyasla KIBT yüksek radyasyon dozu uyguladığından ayrıca yüksek maliyeti olduğundan rutin diş hekimliğinde tercih edilmemektedir. Ayrıca KIBT, düşük kontrast çözünürlüğü ve sınırlı yumuşak doku görüntüleme kapasitesine sahiptir. Bu nedenle periodontoloji alanında KIBT kullanımına ilişkin avantajlarını, kısıtlamalarını ve risklerini dikkatle inceledikten sonra karar verilmelidir (Aljehani, 2014).

Çalışmada kullandığımız 7 adet kuru mandibula üzerinde yaptığımız diğer araştırmada KIBT görüntüleri, İnvivo 3D Soft Ware 5.1.2 dental

programına aktarılarak mandibuler kanal seyri ile anterior loop mevcudiyeti ve seyri değerlendirilmiştir ve hacimleri ölçülmüştür.

Mandibular kanal içinde seyreden inferior alveolar sinir, kanalı mental foramen hizasında terkeder ve *n.mentales* ve *n.incisivus* olarak devam eder. Mental sinir alt çene derisi, alt dudak derisinde dağılırken, *n.incisivus* ise premolar dişleride içine alacak şekilde ön dişlerin innervasyonunu sağlamaktadır (Bavitz ve diğerleri, 1993). *Alveolar* sinirin mental foramenden sonraki bu uç dalları ön bölgede yapılacak olan implant cerrahisinde büyük önem taşımaktadır. İmplant yerleştirilmesi sırasında bu sinirlere gelebilecek herhangi bir hasar alt dudak bölgesinde duyu bozukluklarına sebep olmaktadır (Eren ve diğerleri, 2016). Bu nedenle ön bölgede mevcut loop'un pozisyonu *for. mentale* bölgesinde yapılacak olan cerrahi girişimler, ortognatik cerrahi, implantların yerleştirilmesi gibi tedavilerde limitasyonlara sebep olmaktadır (Li ve diğerleri, 2013).

Farklı çalışmalar, insisiv kanal, mandibular kanalın ön bölgede yaptığı loop, mental foramen ve lingual foramenin görüntülenmesi amacıyla KIBT'yi kullanmışlardır.

Li ve diğerleri (2013) 68 hasta üzerinde, anterior loop lokalizasyonu ve uzunluğunu ölçmek için yaptıkları araştırmada spiral BT'yi (Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany, 120 kV, 64-200 mA) kullanmışlardır. Apostolakis ve diğerleri (2012) insisiv kanal çapının 3 mm'den büyük olduğu durumlarda, insisiv kanal değil mandibular kanala bağlı anterior loop'un mevcut olduğunu bildirmişlerdir. Li ve diğerleri (2013) bu çalışmada bu yöntemi benimsemiş ve buna göre anterior loop tanımlanmıştır. Çalışmaya dahil edilen bireylerin %83.1'inde ortalama 2.09 mm uzunluğunda anterior loop tespit edilmiştir. Mandibulanın sağ ve sol taraf loop mevcudiyeti

prevalansında farklı yaş ve cinsiyet grupları arasında bir farklılık gözlenmemiştir. Anterior loop uzunluğu, horizontal yönde mental foramenin medial anterior kenarından loop'a kadar olan mesafe hesaplanarak ölçülmüştür. Çalışmada mental foramenin medial kenarından anterior loop'a kadar olan mesafe 0.89-5.3 mm arasında bulunmuştur. Benzer çalışma yapan Eren ve diğerleri (2003) aynı mesafeyi 2.9-3.3 mm arası bulmuşlardır. Ayrıca çalışmalarında mental foramenin üst sınırı ile alveolar kemiğe olan uzaklığı ve anterior loop'un bulunduğu bölgenin üst sınırından alveolar kemiğe olan mesafeler ölçülmüştür. Mental foramenin üst sınırından alveolar kemiğe olan mesafe 13 mm, anterior loop üst sınırından alveolar kemiğe olan mesafe 17.83 mm olarak bulunmuştur. Anterior loop uzunluğu ortalama 2.09 ± 1.34 mm olarak bulunmuştur. Anterior loop erkeklerde kadınlara oranla daha uzun olarak belirlenmiştir. Çalışmada alveolar kemik ile insisiv kanal arası mesafe ortalama 17.79 mm olarak ölçülmüş ve erkeklerde daha uzun olduğu saptanmıştır.

Eren ve diğerleri (2016) yaptıkları çalışmada KIBT ile (96 kVp, 12 mA, 0.150 mm³ ve 0.400 mm³ voksel boyutu) türk popülasyonunda anterior loop prevalansını değerlendirmişler ayrıca mandibular kanal ile loop hacmini ölçmüşlerdir. 141 hasta, 282 bölge üzerinde yaptıkları çalışmada %86 oranında loop tespit etmişlerdir. Li ve diğerleri (2013) aksine anterior loop prevalansının cinsiyete göre değişkenlik gösterdiği ancak yaşa göre bir değişikliğin olmadığı bildirilmiştir. Kadınlarda %83.7, erkeklerde %72.2 oranında olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmalarında anterior loop'un mental foramenin medial kenarına kadar olan mesafesi, anterior loop'un bukkal kenarının bukkal yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi, anterior loop'un lingual kenarının lingual yüzeydeki alveol duvara kadar olan mesafesi ve anterior loop'un inferior kenarının mandibula'nın inferior

kenarına kadar olan mesafesi'ni ölçmüşlerdir. Mental foramenin medial kenarından anterior loop'a olan mesafe 2.9-3.3 mm arası, anterior loop'un bukkal kenarının bukkal yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi, 1.9-2.54 mm arası, anterior loop'un lingual kenarının lingual yüzeydeki alveol duvara kadar olan mesafesi 3.8-4.9 mm arası ve loop'un inferior kenarının mandibula'nın inferior kenarına kadar olan mesafesi 8.2-9 mm arası ölçülmüştür. Bu değerler cinsiyet ve değişen yaş grupları arasında değişmektedir. Çalışmalarında ayrıca mandibular kanal ve anterior loop hacmi ölçülmüştür. Mandibular kanal hacmi 986-1240 mm³ arasında (ortalama=1140 mm³), anterior loop hacmi ise 81-98 mm³ arasında (ortalama=90 mm³) değişmektedir. Çalışmamızda anterior loop'un mental foramenin medial kenarına kadar olan mesafesi sağ tarafta 3.1 mm, sol tarafta ise 3.2 mm, bukkal kenarının bukkal yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi sağda 2.4 mm, solda 2.5 mm, lingual kenarının lingual yüzeydeki alveolar duvara kadar olan mesafesi sağda 4.3 mm, solda 4.6 mm ve inferior kenarının mandibulanın inferior kenarına kadar olan mesafesi sağda 8.8 mm solda 8.6 mm olarak belirlenmiştir. Ayrıca mandibular kanal hacmi solda 683 mm³, sağda 985 mm³, anterior loop hacmi sağda 90 mm³, solda 75mm³olarak belirlenmiştir.

Uchida ve diğerleri (2009)anterior loop uzunluğu ve insisiv kanal çapının değerlendirilmesi için 4 kadavra üzerinde KIBT'yi (PSR9000N; Asahi Roentgen Industries, Kyoto, Japan, 80 kV, 8 mA) ve 71 kadavra üzerinde direkt ölçüm yaparak değerlendirmişlerdir. Anterior loop prevalansı %71 olarak saptanmıştır. Anterior loop uzunluğu, 0.8-9 mm arasında ölçülmüştür. Kadavra üzerinde yapılan ölçümlerde anterior loop uzunluğu 2.2 ± 0.8 mm, insisiv kanal çapı 2.2 ± 0.4 mm arasında ölçülmüştür. KIBT ölçümleri ile kadavra üzerinde yapılan ölçümler arasında fark anterior loop

uzunluğu ölçümlerinde 0.5 mm, insisiv kanal çapı ölçümlerinde 0.06 mm şeklindeydi. KIBT'nin anterior loop uzunluğu ve insisiv kanal çapı ölçümlerinde doğru teşhis için en iyi görüntüleme yöntemi olduğunu bildirmişlerdir.

Parnia ve diğerleri (2012) anterior loop prevalansını %83.3 olarak belirlemişler, ortalama uzunluğu ise 6 ± 1.5 mm şeklinde hesaplanmıştır. Çalışmada insisiv kanal KIBT (Promax 3D, Planmeca, Finland) ile %70.8 oranında saptanabildiğini ve kanal çapının ortalama 1.47 ± 0.50 olduğunu bildirmişlerdir. Benzer olarak Mardinger ve diğerleri (2000) insisiv kanalı %56 oranında saptayabildiğini, kanal çapının 0.48-2.49 arasında değiştiğini, Jacobs ve diğerleri (2002) %93 oranında saptanabilirliği, Bavitz ve diğerleri (1993) ise kanal çapının 0.5-2 mm arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Kalender ve diğerleri (2011) yaptıkları çalışmada türk popülasyonunda mental foramen lokalizasyonu ve aksesuar mental foramen varlığını, KIBT (NewTom 3G; Quantitative Radiology s.r.l., Verona, Italy, 9 inch FOV) kullanarak incelemişlerdir. Mental foramen vakaların %3'ünde 2. premolar ve 1. molar dişler arasında, %29.5'inde 2. premolar diş hizasında, %61.5 oranında 1. ve 2. premolar diş arasında, %5.5'inde ise 1. premolar diş hizasında görülmüştür. Benzer olarak Li ve diğerleri (2013)'de çalışmalarında mental foramenin lokalizasyonunu değerlendirmiştir. Vakaların %64'ünde 2. premolar dişin altında, %22'sinde 1. premolar ve 2. premolar dişlerin arasında, %12'sinin 2. premolar diş ile 1. molar dişin arasında, %1'inin 1. premolar dişin altında ve %1'inin ise 1. molar dişin mezial kökünün altında lokalize olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda 7 mandibula, 14 taraf üzerinde yapılan incelemede, mental foramen lokalizasyonu %57 oranında 2.

premolar dişin altında, %29 oranında 1. ve 2. premolar dişlerin arasında ve %14 oranında 2. premolar diş ile 1. molar diş arasındadır.

Apostolakis ve Brown (2011) retrospektif olarak yaptığı çalışmada, anterior loop prevalansı ve uzunluğunun belirlenmesi için KIBT'yi (Newtom VG) kullanmışlardır. Çalışmada anterior loop prevalansının %48 oranında olduğunu ve loop uzunluğunun 0-5.7 mm arasında ortalama 0.89 mm olduğunu bildirmişlerdir.

Kuzmanovic ve diğerleri(2003) implant tedavi planlaması için,anterior loop incelemesinde panoramik radyografilerin görsel yorumu ile anatomik diseksiyon bulguları arasındaki korelasyonun belirlenmesi için çalışma yapmışlardır. 22 kafatasının panoramik radyografi ile (Scanora, Soridex, Orinon Corporation Ltd, Helsinki, Finland) görüntüleri elde edilmiş ayrıca tüm örnekler bilateral diseksiyon yapılmıştır. Daha sonra radyoloji uzmanı 2 araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir. Sadece 6 panoramik radyografi üzerinde (%27) anterior loop saptanmıştır. Bilateral diseksiyon yapılan örneklerden ise 8 tanesinde anterior loop saptanmıştır. 8 örnek üzerinde yapılan ölçümlerde anterior loop genişliği 0.11–3.31 mm arasında; ortalama 1.20 ± 0.90 olarak belirlenmiştir. Radyografik incelemede %50 oranında, anatomik olarak belirlenmiş anterior loop'ların ise %62'sinin belirlenmesinde gözlemciler yanılmışlardır. Sonuçta implant tedavi planlaması sırasında klinisyenlerin anterior loop teşhisi için panoramik radyografiye güvenmemeleri gerektiği bildirilmiştir.

Roberts ve diğerleri (2009) diş hekimliğindeki KIBT uygulamalarındaki efektif doz oranlarını araştırdıkları çalışmalarında fantom model ve termoluminisens dozimetre kullanmışlardır. Çalışmalarında efektif doz oranlarını International 175 Commission on

Radiological Protection(ICRP)tarafından 1990 ve 2007’de belirlenen doku ağırlık faktörlerine göre değerlendirmişlerdir. Tüm kafa ışınlamalarında efektif doz oranları (E1990) ve (E2007) için sırasıyla 92.8 μ Svve 182.1 μ Svolarak en yüksek oranda bulurken, bu oranların 6 cm mandibula, 6 cm maksilla ve13 cm mandibula ve maksilla görüntülenmesinde daha düşük olduğu belirlenmiştir. Sonuç olarak KIBT’nin konvansiyonel BT’ye göre doz oranlarının düşük olduğunu ancak halakonvansiyonel dental radyografi tekniklerinden önemli ölçüde yüksek olduğunu bildirmişlerdir (Roberts ve diğerleri, 2009). KIBT görüntüleme alanı boyutları endikasyonununhastanın mevcut durumuna bağlı olarak belirlenmesi hastaya verilecek radyasyon oranlarını düşürmektedir.

Mah ve diğerleri (2003)Newtom 9000 cihazı kullanımı ile maksillofasiyal görüntüleme de absorbe edilen radyasyon dozunu belirlemek için fantom model ve termoluminisens dozimetre kullanmışlardır. Ortalama doku absorbe edilen dozutüm vücut efektif doz hesaplaması için kullanılmıştır. Newtom 9000 cihazı ile maxillomandibularhacmin görüntülenmesi için efektif dozun 50.3 μ Svolduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca bu oranın diğer bilgisayarlı tomografi görüntüleme yöntemlerinde kullanılan dozlardan önemli ölçüde düşük olduğunu ve geleneksel dental görüntüleme yöntemlerinin efektif doz oranıyla aynı aralıkta olduğunu belirtmişlerdir.

Pauwels ve diğerleri (2012) çalışmalarında 14 adet KIBT cihazının (3D Accuitomo 170, Galileos Comfort, i-CAT Next Generation, Iluma Elite, Kodak 9000 3D, Kodak 9500, NewTom VG, NewTom VGi, Pax-Uni3D, Picasso Trio, ProMax 1763D, Scanora 3D, SkyView, Veraviewepocs 3D) efektif doz oranlarını ICRP103(c2007) doku ağırlık faktörünü kullanarak hesaplamışlar ve efektif doz oranlarının 19 ve 368 Ms varlığında değiştiğini

bildirmişlerdir. Sonuç olarak KIBT tarayıcı ve protokollerinin farklı endikasyon gruplarında görüntülenmesi gereken alanların küçük, orta ve büyük olarak belirlenmesi gerektiğini doz oranının görüntülenen alan boyutuyla güçlü pozitif korelasyon gösterdiğini belirtmişlerdir. Yani doz optimizasyonunun teşhis gerekliliğine bağlı olarak uygun ışınlama parametreleri ve görüntüleme alanının belirlenmesiyle yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Carrafiello ve diğerleri (2010) KIBT'nin efektif doz oranlarının çok kesitli BT'ye göre düşük olduğunu, kemik ve dişlerin değerlendirilmesinde görüntü kalitesinin BT'ye eşdeğer olduğunu ancak yumuşak dokunun görüntülenmesinde görüntü kalitesinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Panoramik radyografinin yetersiz kaldığı durumlarda KIBT kullanılarak önemli oranda doz azalımı ile çok kesitli BT'ye özdeş bilgilerin sağlanabileceğini belirtmişlerdir.

Her ne kadar KIBT'nin doz oranları BT'ye göre daha düşük olsa da hastanın aldığı radyasyon dozunu daha da düşürmek için KIBT'nin kVp, mA, rotasyon açısı gibi değerleri değiştirilerek görüntü kalitesinin inceleme için yeterli olduğu en alt değer bulunmaya çalışılmalıdır.

Çalışmanın Limitasyonları

1. Çalışmamızda defektler milimetre bazında açılmadığından dolayı, küçük ya da büyük defektlerin hangi görüntüleme yöntemi tarafından daha iyi tespit edildiği değerlendirilememiştir.
2. Bizim çalışmamızdan farklı olarak birbirinden daha uzak FOV değerlerinin kullanılması sonuçları pozitif yönde değiştirebilir bu amaçla daha ayrıntılı çalışmaların yapılması gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda çıkan sonuçlara göre, KIBT, tüm periodontal defektlerin değerlendirilmesinde CCD ve PSP'ye oranla daha güvenilir bir yöntemdir.
2. Çalışmada kullanılan 0.125 mm³ voksel boyutu, periodontal defektlerin belirlenmesinde uygundur ancak karşılaştırılan FOV değerlerinin teşhis üzerine pozitif yönde etkisi olmadığı bulunmuştur.
3. Çalışmamızda kullanılan ve karşılaştırılan kVp değerleri ve ışınlama süreleri içinde CCD ile alınan görüntüler üzerinde 60 ve 70 kVp'de 0.01 sn ışınlama sürelerinde ve PSP ile alınan radyografilerde 70 kVp'de 0.25 sn ışınlama süresinde kontrastın yüksek olması ve gözlemciler tarafından değerlendirme yapılamaması nedeniyle periodontal defekt incelenmesinde tercih edilmemelidir.
4. Çalışmamızda oluşturulan periodontal defektlerin değerlendirilmesinde, en iyi olarak tek bir gözlemci bulunmayıp, farklı görüntüleme yöntemleri ve farklı defektlerde değişen sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca deneyim yılının defekt teşhisi üzerine pozitif yönde etkisinin bulunmadığı gözlenmiştir.
5. Çalışmada defektler üzerine uygulanan asidin, bazı periodontal defektlerin teşhisi üzerinde pozitif yönde etkisinin olduğu tespit edilmiştir.
6. Klinisyenler implant ya da kemik cerrahisi operasyonlarında, mandibular premolar bölgede meydana gelebilecek sinir hasarını

önlemek amacıyla mevcut loop'un lokalizasyonunu ve mandibular sinirin seyrini belirlemek için operasyon öncesi KIBT ile desteklemelidir.

KAYNAKLAR

- Aksoy, S. (2013). Konik Işınli Komputerize Tomografi Kullanılarak Üç Boyutlu Olarak Paranasal Sinüs ve Varyasyonlarının Üst Havayolu Anatomisi ile Birlikte İncelenmesi. Doktora Tezi. *Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, Kıbrıs, Lefkoşa.
- Aljehani, Y.A. (2014). Diagnostic applications of cone-beam CT for periodontal diseases. *International Journal of Dentistry*, <http://dx.doi.org/10.1155/2014/865079>.
- Almeida, V.C., Pinheiro, L.R., Salineiro, F.C.S., Mendes, F.M., Neto, J.B.C., Cavalcanti, M.G.P. ve Pannuti, C.M. (2017). Performance of cone beam computed tomography and conventional intraoral radiographs in detecting interproximal alveolar bone lesions: a study in pig mandibles. *BMC Oral Health*, DOI 10.1186/s12903-017-0390-5.
- Apostolakis, D. ve Brown, J.E. (2011). The anterior loop of the inferior alveolar nerve: prevalence, measurement of its length and a recommendation for interforaminal implant installation based on cone beam CT imaging. *Clinical Oral Implant Research*, 1–9.
- Araki, K., Maki, K., Seki, K., Sakamaki, K., Harata, Y., Sakaino R Okano, T. ve Seo, K. (2004). Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRay TM):

system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiology*, 33, 51-59.

Arslantunalı, T.D. ve Özyöney, G. (2003). Diş hekimliğinde dijital radyografilerin kullanımı. *Diş Hekimliğinde Klinik*, 92, 23-7.

Ataoglu, T. ve Gürsel, M. (1999). Periodontoloji; 3.Baskı.

Bagis, N., Kolsuz, M.E., Kursun, S. ve Orhan, K. Comparison of intraoral radiography and cone-beam computed tomography for the detection of periodontal defects: anin vitro study. *Biomed Central Oral Health*, DOI 10.1186/s12903-015-0046-2.

Bathla, S. (2011). Periodontics Revisited. 1st Edition. ISBN 978-93-5025-367-0 India:Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd.

Bavitz, J.B., Harn, S.D., Hansen, C.A. ve Lang, M. (1993). An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8, 563-7.

Bayat, S., Talaeipour, A.R. ve Sarlati, F. (2016). Detection of simulated periodontal defects using cone-beam CT and digital intraoral radiography. *Dentomaxillofac Radiology*, 45(6), 20160030.

Bayırlı, G. (1985). Röntgen ışınları ve dişhekimliğinde uygulamalar. İstanbul: *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*, 61-130.

Baysal, A., Uysal, T., Veli, I., Ozer, T., Karadede, I. ve Hekimoğlu, S. (2012). Evaluation of alveolar bone loss following rapid maxillary expansion using cone-beam computed tomography. *The Korean Journal of Orthodontics*, <http://dx.doi.org/10.4041/kjod.2013.43.2.83>.

- Benn, D.K. (1990). Review of the reliability of radiographic measurements in the estimating alveolar bone changes. *Journal of Clinical Periodontology*, 17, 14-21.
- Berberoğlu, A. (2016). Kemik kaybı ve paternleri ders notları. *Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, Periodontoloji Anabilim Dalı.
- Bergstrom, J. (2004). Tobacco smoking and chronic destructive periodontal disease. *Odontology*, 92, 1-8.
- Bilecenoğlu, B. ve Şakul, U. (2009). Baş ve Boynun Klinik ve Bölgesel Anatomisi. Ankara.
- Bilginaylar, K., Orhan, K. ve Uyanık, L.O. (2016). Mandibular incisive canal relation to periapical surgery. *Contemporary Clinical Dentistry*, 7(1), 79-81.
- Borahan, O., Dumlu, A. ve Pekiner, F.N. (2012). Diş hekimliğinde yeni bir çağın başlangıcı: Dental Volumetrik Tomografi. *Bilimsel dergi*, 32-35.
- Braun, X., Ritter, L., Jerveo-Storm, P.M. ve Frentzen, M. (2014). Diagnostic accuracy of CBCT for periodontal lesions. *Clinical Oral Investigation*, 18, 1229-1236.
- Carrafiello, G., Dizonno, M., Colli, V., Strocchi, S., Pozzi Taubert, S., Leonardi, A., Giorgianni, A., Barresi, M., Macchi, A., Bracchi, A., Conte, L. ve Fuqazzola, C. (2010). Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. *La Radiologia Medica*, 115(4), 600-611.

- Cebeci, F. (2011). Sistemik hastalıkların periodontal hastalıklar üzerine etkisi bitirme tezi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji Anabilim Dalı*.
- Christgau, M., Wenzel, A., Hiller, K.A. ve Schmal, G. (1995). Quantitative digital subtraction radiography for assessment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofacial Radiology*, 25(1), 25-33.
- Corpas, L.S., Jacobs, R., Quirynen, M., Huang, Y., Naert, I., ve Duyck, J. (2011). Peri-implant bone tissue assessment by comparing the outcome of intra-oral radiograph and cone beam computed tomography analyses to the histological standard. *Clinical Oral Implant Research*, 22, 492–499.
- Cortellini, P., Pini Prato G. ve Tonetti M. (1996). Periodontal regeneration of human intrabony defects with bioresorbable membranes. *Journal of Periodontology*, 67, 217-223.
- Costa, F.F., Gaia, B.F., Umetsubo, O.S., Pinheiro, L.R., Tortamano, I.P. ve Cavalcanti, M.G. (2012). Use of large cone-beam computed tomography in identification and localization of horizontal root fracture in the presence and absence of intracanal metallic post *Journal of Endodontics*, 38, 856–9.
- Cristgau, M., Hiller, K.A. ve Schmalz, G. (1996). Quantative digital subtraction radiography for assesment of bone density changes following periodontal guided tissue regeneration. *Dentomaxillofacial Radiology*, 25, 25-33.

- Cumhur, M., Yener, N. ve Tuncel, M. (2001). Temel Anatomi. (1. Baskı). Ankara: Semih Ofset Matbaacılık.
- Çağıl, H. (2009). Serbest çalışan diş hekimlerinin kullandıkları radyografik teknik ve ekipmanları bitirme tezi. *Ege üniversitesi diş hekimliği fakültesi*, Oral diagnosis ve radyoloji anabilimdalı.
- Çağlayan, G., Külekçi, G., Görduysus, Ö., Kocadereli, İ., Emingil, G., Haytaç, C. ve Diğerleri. (2010). *Periodontoloji*, Ankara: Hacettepe Üniversitesi.
- Darby, I.B., Lu, J. ve Calache, H. (2005). Radiographic study of the prevalence of periodontal loss in Australian school-aged children attending the Royal Dental Hospital of Melbourne. *Journal of Clinical Periodontology*, 32, 959-965.
- de-Azevedo-Vaz, S., Peyneau, P.D., Ramirez-Sotelo, L.R., Vasconcelos, K.F., Campos, P.S.F. ve Haiter-Neto, F. (2016). Efficacy of cone beam computed tomography metal artifact reduction algorithm for the detection of peri-implant fenestrations and dehiscences. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 121, 550-556.
- Dom, O.C.U., Ludlow, J.B., Tyndall, D.A. ve Webber, R.L. (2001). Detection of simulated periodontal bone gain by digital subtraction radiography with tuned-aperture computed tomography. The effect of angular disparity. *Dentomaxillofacial Radiology*, 30, 92-97.
- Ekestubbe, A., Thilander, A., Gröndahl, K. ve Gröndahl, H.G. (1993). Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 22, 13-17.

- Elnesr, N.M. ve Avery, J.K. (1988). Development and root and supporting structures. Toronto, BC Decker.
- Enhos, S., Uysal, T., Yağcı, A., Veli, İ., Uçar, F.I. ve Ozer, T. (2012). Dehiscence and fenestration in patients with different vertical growth patterns assessed with cone-beam computed tomography. *Angle Orthodontist*, 82(5), 868-874.
- Enwonwu, C.O., Falkler, W.A. ve Idigbe, E.O. (2000). Oro-facial gangrene (noma/cancrum oris): pathogenetic mechanism. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11,159-71
- Erdem, M.S. (2008). Periodontolojide Kullanılan Görüntüle Yöntemleri. Bitirme Tezi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, İzmir.
- Eren, H., Orhan, K.,Bagis, N., Nalcaci, R., Misirli, M. ve Hincal E. (2016). Cone beam computed tomography evaluation of mandibular canal anterior loop morphology and volume in a group of turkish patients. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(2), 346-353.
- Farman, A.G. (2007). Panoramic Radiology. New York: Springer Berlin Heidelberg.
- Fedi, Jr. ve Peter, F. (2001). Ana hatlarıyla periodontoloji. Füsün Ünlü Nurcan Buduneli Çevirisi. Bornova, İzmir Ege Ünieersitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Fleiner, J., Hannig, C., Schulze, D., Stricker,A. ve Jacobs, R. (2013). Digital method for quantification of circumferential periodontal bone level using cone beam CT. *Clinical Oral Investigation*, 17, 389-96.

- Fuhrmann, R. (1996). Three-dimensional interpretation of alveolar bone dehiscences. An anatomical-radiological study- part1. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 57, 62-74.
- Glick, M., Muzyka, B.C., Lurie, D., Salkin, L.M. ve Camden, N.J. (1994). Oral manifestation associated with HIV-related disease as markers for immune suppression and AIDS. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*, 77(4), 344-9.
- Goaz, P.W., White, S.C., Fortier, A.P., Glover ve Jr. J.A. (1994). Oral radiology principles and interpretation 2. Baskı, St. Louis, Mosby.
- Goldman, H.M. ve Cohen, W.D. (1958). The infrabony pocket: classification and treatment. *Journal of Periodontology*, 29:272.
- Göğüş, S. ve Güneri, P. (2007). Dijital diş hekimliği. *Diş Hekimliği Dergisi*, 27, 18-25.
- Graetz, C., Schützhold, S., Plaumann, A., Wiebe, J.F., Springer, C., Salzer, S. ve Dörfer, C.E. (2014). Periodontal Probing Versus Radiographs for the Diagnosis of Furcation Involvement. *Journal of Periodontology*, 85(10), 1371-1379.
- Guilbert, K.S., Leifker, F.R., Sippel, L.M. ve Marshall, A.D. (2015). The differential diagnostic accuracy of the PTSD Checklist among men versus women in a community sample. 220(0), 679–686.
- Haffajee, A.D., Bogren, A., Hasturk, H., Feres, M., Lopez, N.J. ve Sokransky, S.S. (2004). Subgingival microbiota of chronic periodontitis subjects from different geographic locations. *Journal of Clinical Periodontology*, 31, 996–1002.

- Haider-Neto, F., Wenzel, A. ve Gotfredsen, E. (2008). Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37, 18-22.
- Haring, J.F. ve Jansen, L. (2000). Dental radiography principles and techniques. Philadelphia, 2. Baskı, Saunders.
- Harorlı, A. (2014). Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri. ISBN: 978-605-335-080-4.
- Harorlı, A., Akgül, M. ve Dağıstan, S. (2006). Diş Hekimliği Radyolojisi Kitabı. Erzurum.
- Hathcock, J.T. ve Stickle, R.L. (1993). Principles and concepts of computed tomography. *Veterinary Clinics of North America, Small animal practice*, 23, 399-415.
- Hodez, C., Griffaton-Taillandier, C. ve Bensimon, I. (2011). Cone beam imaging: applications in ENT. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 128(2), 65-78.
- Horton, R.A., Ludlow, J.B., Webber, R.L., Gates, W., Nason, R.H.R., ve Reboussin, D. (1996). Detection of peri-implant bone changes with axial tomosynthesis. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 81, 124-129.
- Huang, J.C., Choo, H. ve Mah, J.K. (2008). Three-dimensional cephalometrics in clinical practice: CBCT for you and me. *Pacific Coast Society of Orthodontics*, 25-29.

- İçen, M. (2012). Konik ışınlı kompüterize tomografi kullanarak, fossa pterygopalatina, fissura pterygomaksillaris, nasopalatin (insisiv) kanal ve çevresindeki yapıların anatomik olarak bir grup türk popülasyonunda retrospektif incelenmesi. Doktora tezi. *Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, Kıbrıs, Lefkoşa.
- Jacobs, R., Mraiwa, N., vanSteenberghe, D., Gijbels, F. ve Quirynen, M. (2002). Appearance, location, course, and morphology of the mandibularincisive canal: an assessment on spiral CT scan. *Dentomaxillofacial Radiology*, 31, 322-7.
- Jeffcoat, M.K. ve Reddy, M.S. (1992). Quantative digital subtraction radiography for the assesment of the peri-implant bone change. *Clinics of Oral Implant Research*, 3, 22-27.
- Jeffcoat, M.K., Wang, I.C. ve Reddy, M.S. (1995). Radiographic diagnosis in periodontics. *Periodontology* 2000, 7, 54-68.
- Karacin, G. (2010). Bağ dokusu greftleri ile serbest dişeti greftlerinin postoperatif klinik sonuçlar ve kök örtülemesi açısından karşılaştırılması bitirme tezi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, Periodontoloji Anabilim Dalı.
- Kolsuz, E. (2013). Periodontal kemik defektlerinin varlığı ve bukkal-lingual lokalizasyonlarının belirlenmesinde farklı intraoral görüntüleme yöntemleri ile digital subtraksiyon tekniğinin etkilerinin karşılaştırılması bitirme tezi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı.
- Kolsuz, M.E., Bagis, N., Orhan, K., Avsever, H. ve Demiralp, K.Ö. (2015). Comparison of the influence of FOV sizes and different voxel

- resolutions for the assesment of periodontal defects. *Dentomaxillofacial radiology*, 44, 10250070.
- Kurtiş, B. (2005). AIDS'te periodontal bulgular ve periodontal hastalık patogenezi. *Gazi üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 22(1), 61-67.
- Kuzmanovic, D.V., Payne, A.G.T., Kieser, J.A., ve Dias, G.J. (2003). Anterior loop of the mental nerve: a morphological and radiographic study. *Clinical Oral Implant Research*, 464-471.
- Landis, J.R. ve Koch, G.G. (1977). "The measurement of observer agreement for categorical data" , *Biometrics*, 33, 159-174.
- Lang, N.P. (2000). Focus on intrabony defects-conservative therapy. *Periodontology*, 22: 51-58
- Langen, H.J., Fuhrmann, R., Diedrich, P. ve Günther, R.W. (1995). Diagnosis of infra-alveoler bony lesions in the dentate alveoler process with high-resolution computed tomography. *Investigative Radiology*, 30(7), 421-426.
- Lee, S.H., Kim, T.S., Choi, Y. ve Lorenzo, J. (2008). Osteoimmunology: cytokines and the skeletal system. *BMB Reports*, 41, 495-510.
- Leung, C.C., Palamo, L., Griffith, R. ve Hans, M.G. (2010). Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 137, 109-19.
- Lı, F., Jia, P.Y. ve Ouyang, X.Y. (2015). Comparison of measurements on cone beam computed tomography for periodontal intrabony defect eith

- intra-surgical measurements. *The Chinese Journal of Dental Research*, 18(3), 171-176.
- Li, X., Jin, Z.K., Zhao, H., Duan, J.M. ve Wang, W.J. (2013). The prevalence, length and position of the anterior loop of the inferior alveolar nerve in Chinese, assessed by spiral computed tomography. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 35, 823-830.
- Lindhe, J. (2008). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Blackwell Publishing 5th Edition. ISBN: 978-1-4051-6099-5, Victoria, Australia.
- Lütfioğlu, M. (2012). Beslenme ve periodontal hastalık: diyetle alınan kalsiyum ve fosfor dengesinin önemi. *19 Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 13(2), 27-36.
- Mac-Donald-Jankowski, D.S. ve Orpe, E.C. (2006b). Computed Tomography for Oral and Maxillofacial Surgeons. Part 1: Spiral Computed Tomography. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 18(1), 7-16.
- Mah, J.K., Danforth, R.A., Bumann, A. ve Hatcher, D. (2003). Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 96(4), 508-513.
- Manson-Hing L.R. (1979). *Fundamentals of dental radiography*, Philadelphia: Lea & Febiger; 1-64.
- Mardinger, O., Chaushu, G., Arensburg, B., Taicher, S., ve Kaffe, I. (2000). Anatomic and radiologic course of the mandibular incisive canal. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 22, 157-61.

- Mau, L.P., Kuan, Y.C., Tsai, Y.W.C., Lin, J.J., Huynh-Ba, G., Weng, P.W., Shieh, Y.S., Cheng, W.C. ve Huang, R.Y. (2017). Patients with chronic periodontitis present increased risk for osteoporosis: A population-based cohort study in Taiwan. *Journal of Periodontal Research*, DOI: 10.1111/jre.12464.
- Meilinger, M., Schmindgunst, C., Schutz, O. ve Lang, E.W. (2011). Metal artefact reduction in cone beam computed tomography using forward projected reconstruction information. *Journal of Medical Physics*, 21, 174-182.
- Melo, S.L.S., Bortoluzzi, E.A., Abreu, M. Jr., Correa, L.R. ve Correa, M. (2010). Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *Journal of Endodontics*, 36, 1879–82.
- Mısırlı, M. ve Orhan, K. (2016). Dijital Panoramik ve Temporomandibuler Eklem Grafileri. *Türkiye Klinikleri Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Özel Dergisi*, 2(2), 42-50.
- Misch, K.A., Yi, E.S. ve Sarment, D.P. (2006). Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontal*, 77(7), 1261-1266.
- Mohan, R., Singh, A. ve Gundappa, M. (2011). Three-dimensional imaging in periodontal diagnosis - Utilization of cone beam computed tomography. *Journal of Indian Society Periodontol*, 15, 11-17.
- Mol, A. (2000). Imaging Methods in Periodontology. *Periodontology* 2000, 34, 34-48.

- Newman, M.G., Takei, H.H., Klokkevold, P.R. ve Carranza, F.A. (2012). Carranza's Clinical Periodontology. *Saunders 11th Ed. St.* ISBN: 978-1-4377-0416-7 Louis, Missouri.
- Nimigean, V.R., Nimigean, V., Bencze, M.A., Dimcevici-Poesina, N, Cergan, R. ve Morraru, S. (2009). Alveolar bone dehiscences and fenestrations: an anatomical study and review. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, 50(3), 391-397.
- Noujeim, M., Prihoda, T.J., Langlais, R. ve Nummikoski, P. (2009). Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated interradicular bone lesions. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38, 156-162.
- Orhan, K. (2012). Diş hekimliğinde konik ışınli komputeriize tomografinin (KIKT) yeri ve önemi. *Yedi Tepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 3(3), 6-17.
- Özbek, E., Gedikli, S. ve Demirci, T. (2012). Dişin embriyolojik gelişimini düzenleyen sinyal molekülleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 217-223.
- Page, R.C. ve Kornman, K.S. (1997). The pathogenesis of human periodontitis: an introduction. *Periodontology 2000*, 14, 9-11.
- Page, R.C. ve Schroeder, H.E. (1976). Pathogenesis of inflammatory periodontal diseases. A summary of current work. *Laboratory Investigation*, 34, 235-249.
- Palumbo, A. (2011). The Anatomy and Physiology of the Healthy Periodontium. Stony Brook University, USA. www.intechopen.com

- Papapanou, P. ve Tonetti, M.S. (2000). Diagnosis and epidemiology of periodontal osseous lesions. *Periodontology* 2000, 22, 8-21.
- Parnia, F., Moslehifard, E., Hafezeqoran, A., Mahboub, F., Mojaver-Kahnamoui, H. (2012). Characteristics of anatomical landmarks in the mandibular interforaminal region: a cone-beam computed tomography study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17, 420-425.
- Patel, S. ve Horner, K. (2009). The use of cone beam computed tomography in endodontics. *International Endodontic Journal*, 42, 755-6.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J. ve Walker, A. (2012). Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology*, 81(2), 267-271.
- Pepelassi, E.A. ve Diamanti-Kipioti, A. (1997). Selection of the most accurate method of conventional radiography for the assessment of periodontal osseous destruction. *Journal of Clinical Periodontology*, 24, 557-567
- Pihlstrom, B.L., Michalowicz, B.S. ve Johnson, N.W. (2005). Periodontal diseases. *The Lancet*, 366, 1809-20.
- Pinheiro, L.R., Scarfe, W.C., de Oliveira Sales, M.A., Gaia, B.F., Cortes, A.R.G. ve Cavalcanti, M.G.P. (2017). Effectiveness of Periapical Radiography Versus Cone Beam Computed Tomography with Different Kilovoltage Settings in the Detection of Chemically Created Peri-implant Bone Defects: An In Vitro Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(4), 741-750.

- Ritter, L., Elger, M.C., Rothamel, D., Fienitz, T., Zinser, M., Schwarz, F., ve Zöller, J.E. (2014). Accuracy of peri-implant bone evaluation using cone beam CT, digital intra-oral radiographs and histology. *Dentomaxillofacial Radiology*, 43, 20130088.
- Roberts, J.A., Drage, N.A., Davies, J. ve Thomas, D.W. (2009). Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. *The British Journal of Radiology*, 82(973), 35-40.
- Ruprecht A. Oral and maxillofacial radiology. Then and now. (2008). *The Journal of the American Dental Association*, 139(3), 5-6.
- Salineiro, F.C.S., Gialain, I.O., Kobayashi-Velasco, S., Pannuti, C.M. ve Cavalcanti, M.G.P. (2017). Detection of furcation involvement using periapical radiography and 2 cone-beam computed tomography imaging protocols with and without a metallic post: An animal study. *Imaging Science in Dentistry*, 47, 17-24.
- Sancak, B. ve Cumhuri, M. (2004). Fonksiyonel anatomi. (3. Baskı). Ankara: ODTÜ Yayıncılık.
- Sandallı, P. (1981). Periodontoloji. İstanbul.
- Scarfe, W.C. ve Farman, A.G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707-730.
- Scarfe, W.C., Farman, A.G. ve Sukovic, Predag. (2006). Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice. *Journal Canadian Dental Association*, 72(1), 75-80.

- Schwartz, Z., Goultschin, J., Dead, D.D. ve Boyan, B.D. (1997). Mechanism of alveolar bone destruction in periodontitis. *Periodontology 2000*, 14, 158-172.
- Silveira, P.F., Vizzoto, M.B., Liedke, G.S., da Silveira, H.L., Montagner, F. ve de Silveira, H.E. (2013). Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography: an in vitro analysis. *Dental Traumatology*, 29, 41–6.
- Sokransky, S.S. ve Haffajee, A.D. (1994). Evidence of bacterial etiology: a historical perspective. *Periodontology 2000*, 5, 7–25.
- Sousa-Melo, S.L., Furtado-Belem, M.D., Prieto, L.T., Machado-Tabchoury, C.P. ve Haiter-Neto, F. (2017). Comparison of cone beam CT and digital intraoral radiography performance in the detection of artificially induced recurrent caries-like lesions. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, doi: 10.1016/j.oooo.2017.05.469.
- Sun, L., Zhang, L., Shen, G., Wang, B. ve Fang, B. (2015). Accuracy of cone-beam computed tomography in detecting alveolar bone dehiscences and fenestrations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(3), 313-23.
- Suphanaantachai, S., Tantikul, K., Tamsailom, S., Kosalagood, P., Nisapakultorn, K. ve Tavedhikul, K. (2017). Comparison of clinical values between cone beam computed tomography and conventional intraoral radiography in periodontal and infrabony defect assessment. *Dentomaxillofacial Radiology*, 46(6):20160461.
- Şakul, B. U. (2007). Anatomi. Ankara.

- Şakul, U. (2001). Tus için anatomi. 1. Baskı. Ankara. ISBN: 975-94242-1-5.
- Şener, E. ve Baksı, B.G. (2013). Peridontontal patolojilerin tanısında kullanılan görüntüleme teknikleri bölüm 1: İki ve üç boyutlu görüntüleme sistemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34(2), 79-85.
- Şener, N. (2004). Kronik ve agresif periodontitis hastalarının cerrahisiz periodontal sonrası kısa dönemde iyileşmelerinin klinik değerlendirilmesi bitirme tezi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji Anabilim Dalı*.
- Taghuchi, A., Shiraki, M., Sugimoto, T., Ohta, H. ve Soen, S. (2016). Lack of cooperation between physicians and dentists during osteoporosis treatment may increase fractures and osteonecrosis of the jaw. *Current Medical Research and Opinion*, DOI: 10.1185/03007995.2016.1170005.
- Tarnow, D. ve Fletcher, P. (1984). Classification of the vertikal component of furcation involvement. *Journal of Periodontology*, 55, 283.
- Taylor, G.W. (2001). Bidirectional interrelationships between diabetes and periodontal diseases: an epidemiologic perspective. *Annals Periodontology*, 6, 99-112.
- Thermofisher scientific. Erişim: 06.09.2017, https://www.cis.rit.edu/research/CID/a_cid_is.htm.
- Tsesis, I., Rosen, E., Tamse, A., Taschieri, S. ve Kfir, A. (2010). Diagnosis of vertical root fractures in endodontically treated teeth based on

- clinical and radiographic indices: a systematic review. *Journal of Endodontics*, 36, 1455–8.
- Turgut, E. (1977). Paralel film çekme metodu, *Hacettepe Üniversitesi DişHekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 207-212.
- Uchida, Y., Noguchi, N., Goto, M., Yamashita, Y., Hanihara, T., Takamori, H., Sato, I., Kawai, T., ve Yosue, T. (2009). Measurement of Anterior Loop Length for the Mandibular Canal and Diameter of the Mandibular Incisive Canal to Avoid Nerve Damage When Installing Endosseous Implants in the Interforaminal Region: A Second Attempt Introducing Cone Beam Computed Tomography. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67:744-750.
- Umetsubo, O.S., Gaia, B.F., Costa, F.F. ve Cavalcanti, M.G. (2012). Detection of simulated incipient furcation involvement by CBCT: an in vitro study using pig mandibles. *Brazilian Oral Research*, 26, 341–7.
- Ülgey, M. (2013). Periodontal hastalıkların epidemiyolojisi ve kullanılan indeks sistemleri bitirme tezi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, İzmir.
- Vanderberghe, B., Jacobs, R. ve Yang, J. (2008). Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and conebeam computed tomography images: anin vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37,252-260.
- Vannier MW. (1996). Subtraction radiography. *Journal of Periodontology*, 67, 949-50.

- Vasconcelos, K.F., Evangelista, K.M., Rodrigues, C.D., Estrela, C., Sousa, T.O. ve Silva, .A.G. (2012). Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 41, 64-69.
- Wehrbein H, Bauer W, Diedrich P. (1996). Mandibular incisors, alveolar bone and symphysis after orthodontic treatment: a retrospective study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110, 239-246.
- White, S.C. ve Pharoah, M.J. (2009). Oral Radiology Principles and interpretation, 6th Edition. China: Mosby Elsevier.
- White, S.C. ve Pharoah, M.J. (2014). Oral Radiology Principles and interpretation, 7th Edition. Canada: Mosby Elsevier.
- Yagci, A., Veli, İ., Uysal, T., Ucar, F.I., Ozer, T. ve Enhos, S. (2012). Dehiscence and fenestration in skeletal Class I, II, and III malocclusions assessed with cone-beam computed tomography. *The Angel Orthodontist*, 82, 67-74.
- Yılmaz, T. (2009). Canlıda Organik Yapı. 2. Baskı, Ankara.
- Yoshihara, A., Seida, Y., Hanada, N. ve Miyazaki, H. (2004). A longitudinal study of the relationship between periodontal disease and bone mineral density in community-dwelling older adults. *Journal of Clinical Periodontology*, 31, 680-84.
- Zhang, W., Rajani, S. ve Wang, B.Y. (2017). Comparison of periodontal evaluation by cone-beam computed tomography, and clinical and intraoral radiographic examinations. *Oral radiology*, DOI:10.1007/s11282-017-0298-4.

Zijabeg, N. (2007). Diş gelişim ve anomalileri bitirme tezi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, İzmir.



FM: 336-232

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME ETİK KURULU

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 05.11.2015
Toplantı No : 2015/33
Proje No : 232

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyelerinden Yrd. Doç. Dr. Seçil Aksoy'un sorumlu araştırmacısı olduğu, YDU/2015/33-232 proje numaralı ve "Periodontal Defektlerin Değerlendirilmesinde Digital İntraoral Periapikal ve Konik Işınlı Komputerize Tomografi Görüntüleme Yöntemlerinin Karşılaştırılması" başlıklı proje önerisi kurulumuzca değerlendirilmiş olup, etik olarak uygun bulunmuştur.

- | | | |
|-------------------------------------|----------|-----------|
| 1. Prof. Dr. Rüştü Onur | (BAŞKAN) | |
| 2. Prof. Dr. Tümay Sözen | (ÜYE) | |
| 3. Prof. Dr. Nerin Bahçeciler Önder | (ÜYE) | |
| 4. Prof. Dr. Tamer Yılmaz | (ÜYE) | |
| 5. Prof. Dr. Hasan Besim | (ÜYE) | KATILMADI |
| 6. Prof. Dr. Şahan Saygı | (ÜYE) | |
| 7. Prof. Dr. Şanda Çalı | (ÜYE) | |
| 8. Doç. Dr. Ümran Dal | (ÜYE) | |
| 9. Doç. Dr. Çetin Lütfi Baydar | (ÜYE) | |
| 10. Yrd. Doç. Dr. Emil Mammadov | (ÜYE) | |

YAYINLAR

1.Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI ve SCI-expanded) makaleler

1. Orhan, K., **Misirli, M.**, Aksoy, S., Seki, U., Hincal, E., Ormeci, T. ve Arslan, A.(2016). Morphometric analysis of the infraorbital foramen, canal and groove using cone beam CT: considerations for creating artificial organs.Int J Artif Organs, 25, 39(1), 28-36. [SCI].
2. Celikten, B.F., Uzuntas, C.I., Orhan, A., Tufenkci, P., **Misirli, M.**, O Demiralp, K. ve Orhan, K. (2015). Micro-CT assesments of the sealing ability of three root canal filling techniques.Journal of Oral Sciences, 57(4), 361-6. [SCI].
3. Eren, H., Orhan, K., Bagis, Nalcaci., Nalcaci, R. ve **Misirli M.** (2016). Cone beam CT evaluation of mandibular canal anterior loop morphology and volume in a group of Turkish patients. Biotechnology& Biotechnological Equipment, 30(2), 346-353. [SCI].

2.Ulusal hakemli dergilerdeki makaleler

1. Orhan K, **Misirli M.** Diş hekimliğini ilgilendiren endokrin ve metabolik hastalıklar. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2016.
2. **Misirli M,** Orhan K. (2016). “Dijital panoramik ve Temporomandibular Eklem Grafileri”, Türkiye Klinikleri Maksillofasiyal radyoloji özel sayısı, 2(2).