

**T .C.  
İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI DENTAL MATERYALLERİN DENTAL VOLUMETRİK  
TOMOGRAFİDE NEDEN OLDUĞU ARTEFAKTLARIN  
APROKSİMAL ÇÜRÜK TEŞHİSİNE ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Meral YIRCALI ATICI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. Elif TARIM ERTAŞ**

**İKİNCİ DANIŞMAN  
Prof. Dr. Hasan Hüseyin YILMAZ**

**2015-İZMİR**

**T .C.**  
**İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI DENTAL MATERYALLERİN DENTAL VOLUMETRİK  
TOMOGRAFİDE NEDEN OLDUĞU ARTEFAKTLARIN  
APROKSİMAL ÇÜRÜK TEŞHİSİNE ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Meral YIRCALI ATICI**  
**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Doç. Dr. Elif TARIM ERTAŞ**

**İKİNCİ DANIŞMAN**  
**Prof. Dr. Hasan Hüseyin YILMAZ**

**Bu tez İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim  
Birimi tarafından TDR- DISF-35000 Proje numarası ile desteklenmiştir.**

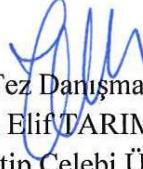
**2015-İZMİR**

## KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu  
çalışma, aşağıdaki jüri tarafından doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 23 / 12 / 2015



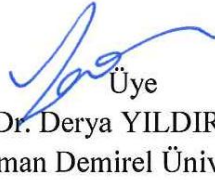
Tez Danışmanı  
Doç. Dr. Elif TARIM ERTAŞ  
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi



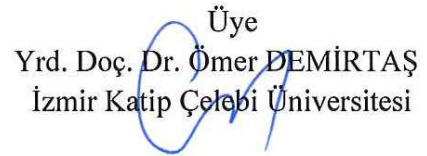
Üye  
Prof. Dr. Hasan Hüseyin YILMAZ  
Şifa Üniversitesi



Üye  
Doç. Dr. Ali Murat AKTAN  
Gaziantep Üniversitesi



Üye  
Doç. Dr. Derya YILDIRIM  
Süleyman Demirel Üniversitesi



Üye  
Yrd. Doç. Dr. Ömer DEMİRTAŞ  
İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

### ONAY:

Bu doktora tezi Enstitü Yönetim Kurulu'na yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun  
görölmüş ve Kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Recep SÜTÇÜ  
Enstitü Müdürü

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim süresince akademik hayata dair bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen saygıdeğer hocam, danışmanım Doç. Dr. Elif TARIM ERTAŞ'a,

Tez çalışmalarım sırasında bana karşı hoşgörülü olan saygıdeğer hocam Prof. Dr. Hasan Hüseyin YILMAZ'a,

Tez çalışmalarımıdaki değerli katkıları sebebiyle Yrd. Doç. Dr. Bilal YAŞA'ya,

Her türlü yardım ve desteklerinden dolayı sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Fahrettin KALABALIK ve Dt. Emre SÖZEN ve diğer kürsü personeline,

İstatistiksel değerlendirmelerdeki yardımlarından dolayı Doç. Dr. Hüseyin ERTAŞ'a ve bioistatistik uzmanı Hüseyin CANDAN'a,

Tez konumu proje olarak değerlendirerek destekleyen ve tez çalışmalarımın maddi giderlerini karşılayan İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne teşekkürü bir borç bilir saygılarımı sunarım.

Yaşamım boyunca her zaman ve her bakımdan bana sonsuz destek veren sevgili annem ve rahmetli babama, doktora çalışmamın en başından beri sabrı ve özverisi ile daima yanımda olan ve desteğini esirgemeyen sevgili eşim Dt. Fatih ATICI'ya ve sevgili kızım İdil ATICI'ya, yürekten teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

<b>1.GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Diş Çürüğü .....</b>	<b>3</b>
<b>2.2 Çürük teşhis yöntemleri.....</b>	<b>4</b>
2.2.1 Görsel ve Dokunsal (Sond ile) Muayene .....	4
2.2.2 Radyolojik muayene.....	5
<b>2.3 Dental Volumetrik Tomografi.....</b>	<b>7</b>
2.3.1 DVT’de Görüntü Oluşması .....	9
2.3.2 DVT Görüntülemenin Avantajları.....	11
2.3.3 DVT Görüntülemenin Limitasyonları .....	12
2.3.4 DVT’nin Kullanım Alanları .....	12
<b>2.4 Artefaktlar.....</b>	<b>12</b>
2.4.1 Gürültü (Noise) .....	13
2.4.2 Saçılma .....	13
2.4.3 Işın Sertleşmesi (Beam Hardening).....	13
2.4.4 Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar/ (Ring) Halka Görünümlü Yanılsamalar.....	15
2.4.5 Hastanın Hareketine Bağlı Artefaktlar .....	16
2.4.6 Konik Işın ile İlgili Artefaktlar.....	16
<b>3- GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>18</b>
<b>3-1 Çalışmaya Dahil Edilecek Dişlerin Seçimi ve Saklanması.....</b>	<b>18</b>
<b>3-2 Restorasyonların Hazırlanması.....</b>	<b>18</b>
<b>3-3 Tomografi Görüntülemesi .....</b>	<b>20</b>
3-3-1 NewTom 5G Cihazı.....	20
3-3-2 Morita 3D Accuitomo 170 Cihazı .....	21
<b>3-4 Görüntülerin Değerlendirilmesi.....</b>	<b>22</b>
<b>3-5 Altın Standart Olarak Tomografi Görüntülemesi .....</b>	<b>23</b>
<b>3-6 İstatistiksel Yöntem.....</b>	<b>25</b>
<b>4- BULGULAR.....</b>	<b>27</b>
<b>4.1 Altın standart olarak alınan tomografik görüntü bulguları.....</b>	<b>27</b>

<b>4-2 Dentin Çürük Tespit Verilerinin Tanı Doğruluğu Açısından Değerlendirilmesi</b>	<b>38</b>
<b>4.3 Gözlemciler Arası Uyumun Değerlendirilmesi</b>	<b>40</b>
<b>4.4 Gözlemci İçi Uyumun Değerlendirilmesi</b>	<b>41</b>
<b>4.5 Çürük Verilerinin Altın Standart ile Karşılaştırılması</b>	<b>45</b>
4.5.1 Birinci gözlemci sonuçları	45
4.5.2 İkinci gözlemci sonuçları	46
<b>4.6 Sensitivite (Duyarlılık), Spesifite (Seçicilik), Doğruluk Oranı (DOR) ve Roc Eğrisi Altında Kalan Alan (AUC) Değerlerine Ait Bulgular</b>	<b>50</b>
4.6.1 Birinci premolar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4-18)	50
4.6.2 Birinci premolar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-19)	54
4.6.3 İkinci premolar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4-20)	58
4.6.4 İkinci premolar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-21)	62
4.6.5 Birinci molar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4- 22)	66
4.6.6 Birinci molar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-23)	70
4.6.7 İkinci molar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4-24)	74
4.6.8 İkinci molar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-25)	78
<b>4.7 Cihazlar ve Cihaz Modlarının Karşılaştırılması</b>	<b>82</b>
<b>5- TARTIŞMA</b>	<b>84</b>
<b>ÖZET</b>	<b>97</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>98</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>99</b>
<b>EK</b>	<b>109</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>111</b>

## KISALTMALAR

- ALARA:** As Low As Reasonably Achievable  
**AUC:** Area under Roc curve (Roc eğrisi altında kalan alan)  
**BT:** Bilgisayarlı tomografi  
**DVT:** Dental volumetrik tomografi  
**DOR:** Doğruluk oranı  
**FOV:** Field of view (Görüntüleme alanı)  
**HiRes:** High resolution  
**HiFi:** High fidelity  
**K:** Cohen'in kappa katsayısı  
**kVp:** Kilovolt pik  
**mA:** Miliamper  
**MPR:** Multiplanar reconstruction  
**ROC:** Receiver operator curve  
**SH:** Standart hata

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 2-1</b> Konik ışın tekniği .....	8
<b>Şekil 2-2</b> Bütün kenarları eşit uzunlukta olan piksel iki boyutludur. Voksel üç boyutludur.....	9
<b>Şekil 2-3</b> Metalik restorasyonların neden olduğu ışın sertleşmesi ve çizgisel artefakt.....	14
<b>Şekil 2- 4</b> Halka artefaktı.....	15
<b>Şekil 2-5</b> Hareket artefaktı .....	16
<b>Şekil 3-1 a-</b> NewTom 5G cihazı <b>b-</b> Morita 3D Accuitomo 170 cihazı MPR modunda dişlerin aksiyal, koronal ve sagittal görünümü.....	23
<b>Şekil 3- 2</b> NewTom 5G cihazı High rezolüsyon modunda elde edilen bir altın standart görüntüsü: 1. premolar mesiali ve 2. molar mesiali skor 3'e, 2. Premolar mesial aproksimal yüzeyi ise skor 1'e örnektir.....	24
<b>Şekil 4-1 a-</b> NewTom High res modda altın standart DVT görüntüsü- 2. Moların distalinde çürük görüntüsü <b>b-</b> NewTom standart modda altın standart DVT görüntüsü <b>c-</b> Morita HiFi modda altın standart DVT görüntüsü <b>d-</b> Morita standart "modda altın standart DVT görüntüsü (b-c ve d'deki görüntülerde çürük tespit edilememiştir.) .....	28
<b>Şekil 4-2</b> Birinci gözlemciye ait birinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	52
<b>Şekil 4-3</b> İkinci gözlemciye ait birinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	52
<b>Şekil 4-4</b> Birinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	56
<b>Şekil 4-5</b> İkinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	56
<b>Şekil 4-6</b> Birinci gözlemciye ait ikinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	60
<b>Şekil 4-7</b> İkinci gözlemciye ait ikinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	60
<b>Şekil 4-8</b> Birinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	64



<b>Şekil 4-9</b> İkinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>64</b>
<b>Şekil 4-10</b> Birinci gözlemciye ait birinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>68</b>
<b>Şekil 4-11</b> İkinci gözlemciye ait birinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>68</b>
<b>Şekil 4-12</b> Birinci gözlemciye ait birinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>72</b>
<b>Şekil 4-13</b> İkinci gözlemciye ait birinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>72</b>
<b>Şekil 4-14</b> Birinci gözlemciye ait ikinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>76</b>
<b>Şekil 4-15</b> İkinci gözlemciye ait ikinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>76</b>
<b>Şekil 4-16</b> Birinci gözlemciye ait ikinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği.....	<b>80</b>
<b>Şekil 4-17</b> İkinci gözlemciye ait ikinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği .....	<b>80</b>
<b>Şekil 5-1 a-</b> Amalgam restorasyon artefaktı nedeni ile yakın yüzeylerde çürük tespit edilememesine örnek b- Altın standart görüntüsü ile karşılaştırıldığında birinci moların mesialinde görülen çürük.....	<b>90</b>
<b>Şekil 5-2</b> NewTom 5G cihazı <b>a-</b> High res modda amalgam <b>b-</b> Standart modda amalgam <b>c-</b> High res modda kompozit <b>d-</b> Standart modda kompozit <b>e-</b> High res modda metal destekli porselen <b>f-</b> Standart modda metal destekli porselen <b>g-</b> High res modda zirkonyum destekli porselen <b>h-</b> Standart modda zirkonyum destekli porselen restorasyon artefaktları.....	<b>93</b>
<b>Şekil 5-3</b> Morita 3D Accuitomo 170 cihazı <b>a-</b> HiFi modda amalgam <b>b-</b> Standart modda amalgam <b>c-</b> HiFi modda zirkonyum destekli porselen <b>d-</b> Standart modda zirkonyum destekli porselen restorasyon artefaktları.....	<b>94</b>

## RESİMLER

<b>Resim 3-1</b> Dörder dişten oluşan 40 grup diş.....	<b>18</b>
<b>Resim 3-2</b> Sırasıyla amalgam, kompozit, metal destekli porselen ve zirkonyum destekli porselen restorasyonlar .....	<b>19</b>
<b>Resim 3-3</b> NewTom 5G cihazı ve örneklerin görüntülenmesi.....	<b>21</b>
<b>Resim 3-4</b> Morita 3D Accuitomo 170 Cihazı ve örneklerin görüntülenmesi.....	<b>22</b>

## TABLULAR

<b>Tablo 3-1</b> Radyolojik değerlendirme kriterleri.....	<b>23</b>
<b>Tablo 3-2</b> Altın standart radyolojik değerlendirme kriterleri.....	<b>24</b>
<b>Tablo 4-1</b> Altın standart tomografi görüntüleme bulguları.....	<b>29</b>
<b>Tablo 4-2</b> İkinci premolar mesial yüzeyi çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırması.....	<b>30</b>
<b>Tablo 4-3</b> Birinci premolar distal yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>31</b>
<b>Tablo 4-4</b> İkinci premolar mesial yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>32</b>
<b>Tablo 4-5</b> İkinci premolar distal yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>33</b>
<b>Tablo 4-6</b> Birinci molar mesial yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>34</b>
<b>Tablo 4-7</b> Birinci molar distal yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>35</b>
<b>Tablo 4-8</b> İkinci molar mesial yüzeyi çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>36</b>
<b>Tablo 4-9</b> İkinci molar distal yüzeyi çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması.....	<b>37</b>
<b>Tablo 4-10</b> Birinci gözlemci dentin çürüğü verilerinin altın standart verileri ile karşılaştırılması.....	<b>38</b>
<b>Tablo 4-11</b> İkinci gözlemci dentin çürüğü verilerinin altın standart verileri ile karşılaştırılması.....	<b>39</b>
<b>Tablo 4-12</b> Kappa istatistiğine göre uyum değerlendirmesi.....	<b>40</b>
<b>Tablo 4-13</b> Gözlemciler arası uyum değerlendirmesi kapa analiz bulguları.....	<b>42</b>
<b>Tablo 4-14</b> Birinci gözlemci birinci ve ikinci ölçümlerinin kapa analizi ile karşılaştırma sonuçları.....	<b>43</b>
<b>Tablo 4-15</b> İkinci gözlemci birinci ve ikinci ölçümlerinin kapa analizi ile karşılaştırma sonuçları.....	<b>44</b>
<b>Tablo 4-16</b> Gözlemci 1 ve altın standart verilerinin kapa analiz bulguları.....	<b>48</b>

<b>Tablo 4-17</b> Gözlemci 2 ve altın standart verilerinin kappa analiz bulguları.....	<b>49</b>
<b>Tablo 4-18</b> Birinci premolar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>53</b>
<b>Tablo 4-19</b> Birinci premolar distal yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>57</b>
<b>Tablo 4-20</b> İkinci premolar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>61</b>
<b>Tablo 4-21</b> İkinci premolar distal yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>65</b>
<b>Tablo 4-22</b> Birinci molar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>69</b>
<b>Tablo 4-23</b> Birinci molar distal yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>73</b>
<b>Tablo 4-24</b> İkinci molar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>77</b>
<b>Tablo 4-25</b> İkinci molar distal yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular.....	<b>81</b>
<b>Tablo 4-26</b> İkinci premolar mesial birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>82</b>
<b>Tablo 4-27</b> İkinci premolar mesial ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>82</b>
<b>Tablo 4-28</b> İkinci premolar distal birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>82</b>
<b>Tablo 4-29</b> İkinci premolar distal ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>83</b>
<b>Tablo 4-30</b> Birinci molar mesial birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>83</b>
<b>Tablo 4-31</b> Birinci molar mesial ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>83</b>
<b>Tablo 4-32</b> Birinci molar distal birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>83</b>

<b>Tablo 4-33</b> Birinci molar distal ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması.....	<b>83</b>
---	-----------

## 1.GİRİŞ

Diş çürüğü, dental plakta bulunan bakteriler tarafından oluşturulan asidin diş yüzeyinde oluşturduğu yıkım ile karakterize diş sert dokusu hastalığıdır. Diş çürüğü dinamik bir süreçtir ve diş dokusunun demineralizasyonu ve remineralizasyonunun sürekli değişimi şeklinde oluşur (1). Çürük kavitesi olmayan demineralize diş sert dokularının remineralizasyonu sağlanabilir. Bu nedenle çürük lezyonlarının erken dönemde teşhis edilmesi önem taşımaktadır. İdeal bir çürük teşhis yöntemi, lezyonun varlığını veya yokluğunu, boyutlarını, derinliğini ve aktivitesini belirleyebilmelidir. Rutin olarak çürük teşhisinde, klinik muayene, konvansiyonel ve dijital radyografiler kullanılmaktadır. Yalnızca klinik muayene çürük teşhisinde yetersiz olabilir. Bu sebeple klinik muayenenin yanında mutlaka radyografik yöntemlerin kullanılması gerekmektedir (2, 3). Radyografi sert dokuları görüntülemeye başarılıdır fakat iki boyutlu intraoral radyografi ideal bir teşhisin şartlarını yerine getirmek için yeterli değildir. Lezyonun üç boyutlu olarak değerlendirilmesi gerekmektedir (4).

Radyolojik yöntemler özellikle son yirmi yılda önemli gelişmeler göstermiştir. Dijital radyografiler konvansiyonel radyografinin yerini almaya başlamıştır (5). Bununla birlikte üç boyutlu görüntülemeye olanak veren dental volumetrik tomografi önemli bir tanı aracı haline gelmiştir (6).

Literatürde, çeşitli yöntemlerle dental volumetrik tomografinin çürük tespitinde karşılaştırma çalışmaları yapılmaktadır (7). Ayrıca dental tomografi raporlarında, hastaların tekrar radyasyon almaması için çürüklerinde değerlendirilerek belirtilmesi gerekliliği düşünülmektedir. Fakat bu görüntüleme yönteminde karşılaşılan en önemli sorunlardan biri; incelenen objeyle ilgili olmayan görüntü kusurları veya distorsiyonları olarak bilinen artefaktlardır (6).

Klinikte hastaların çoğunda önceden yapılmış restorasyonlar bulunmaktadır. Bu restorasyonlar, dental volumetrik tomografi görüntülerinde artefaktlara yol açabilmektedir. Bu da teşhiste zorluklara veya yanlış yorumlara sebep olabilmektedir. Klinik pratikte bir çok hastada ışın sertleşmesi artefaktı oluşturan ve adeta bir çürük görüntüsü veren metal içerikli diş restorasyon materyelleri, implantlar ve kanal dolguları bulunmaktadır. Bazı metal olmayan restorasyonlar da baryum, kurşun ve çinko gibi yine DVT'de artefakt oluşturan materyeller

içerebilmektedir. Bu tip artefaktlar komşu dişler üzerinde ışınsal çizgiler, koyu bantlar ve gürültü (noise) oluştururlar. Özellikle koyu bantların oluşması lezyonların doğru olarak izlenmesini engeller (6, 8). Işın sertleşmesi artefaktı aynı zamanda “cuping effect” olarak adlandırılan kare şeklindeki cisimlerin görüntüsünün distorsiyona uğrayarak konkav hal almasına yol açan bir etki de meydana getirir (9). Hastanın hareketinden kaynaklanan artefaktlar da görüntülerin keskinliğini bozan diğer bir faktördür (6, 8).

Literatürde artefaktın çürük teşhisine etkisi ile ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu bilgiler göz önüne alındığında, komşu dişlerde dört farklı tip dental materyalin sebep olduğu artefaktın, iki dental tomografi cihazı ve cihazların yüksek ve düşük çözünürlük özelliklerinin çürük tespitine etkisinin değerlendirilmesi çalışmamızın konusunu oluşturmaktadır. Bu çalışmada temel olarak; “dental materyallerin oluşturduğu artefaktların DVT’de ara yüz çürüğü tespitinde etkili değildir” sıfır hipotezi test edilecektir. Ayrıca çalışmamız ile artefaktın çürük teşhisindeki doğru tanı üzerindeki etkinliğinin değerlendirilmesi sonucunda, hatalı tanı ve tedavi uygulamaları nedeniyle meydana gelen ve hem hastaya hem de hekime yönelik olan zararların minimuma indirilmiş olacağı umulmaktadır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Diş Çürüğü

Diş çürüğü, biyofilm tabakası (dental plak) ve dişteki mineraller arasındaki fizyolojik dengenin bozulması sebebi ile dişin inorganik kısımlarının lokalize kaybı ile karakterize diş sert doku hastalığıdır. Çürük oluşumunun patolojik süreci, diş dokusunun demineralizasyonu ve remineralizasyonunun sürekli değişimi şeklinde oluşur. Diş yüzeyinde plak içerisinde gerçekleşen bu metabolik aktivite, pH değişimlerine sebep olarak mine ve plak sıvısı arasındaki dengenin bozulmasını sağlar. pH yükseldiğinde remineralizasyon, pH düştüğünde ise demineralizasyon gerçekleşir. Demineralizasyon ve remineralizasyon süreçleri mineral kaybı ile sonuçlanabilir ve diş sert dokularının çözünmesiyle çürük lezyonu gelişebilir. Çürük biyofilmin belirli bir süre üzerinde kaldığı dişin herhangi bir yüzeyinde oluşabilir (1). Biyofilm içindeki bakteriler karbonhidratları metabolize eder ve yan ürün olarak organik asit üretirler. Oluşan asitler dişin kristal yapısının bozulması ile çürük oluşumuna sebep olabilir. Diş yüzeyine asit atakları sürekli olur ve diş kısmi olarak demineralize olmaya başlar. Demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki denge aşılsa, plak ve asit ile demineralize olan diş yüzeyinde kavite başlar (10). Bu denge; düşük pH, yetersiz tükürük, oral bakteriler, karbonhidrat alım sıklığında artış, yetersiz florid kullanımı gibi faktörlerle bozulmakta ve denge demineralizasyon yönünde hızla değişebilmektedir (11).

Diş çürüğü; pit ve fissürlerin girintilerinde, düz mine yüzeylerinde ve kök yüzeylerinde daha kolay başlar ve daha çok bu yüzeylerde çürük görülür (12). Pit ve fissürlerin şekli plak retansiyonuna olanak sağlar. Ayrıca fissürlerin tabanında mine dokusunun kalınlığı daha azdır ve mine dokusunun yapısı normalden farklıdır. Bu sebeplerle diş çürüğünün başlaması kolaylaşabilir. Düz mine yüzeyleri genellikle plak retansiyonu için elverişli değildir. Ancak aproksimal kontakt altındaki ve diş eti yakınındaki düz yüzeyler plak formasyonu için uygun yerlerdir. Aproksimal yüzeyler ve aproksimal kontakt alanları plağın tutunmasını sağlayarak çürüğe daha yatkın yüzeyler haline gelirler (12).



Çürüğün en erken belirtisi beyaz leke (white spot) lezyonudur ve dişlerin bukkal, lingual veya palatinal yüzeylerinde görülür. Diş kurutulduğunda beyaz tebeşirimsi opak alanlar şeklinde görülen bu lezyonlar, başlangıç çürüğü olarak adlandırılır (12). Başlangıç çürükleri aproksimal yüzeylerde de oluşur fakat göz veya sond ile muayene ile teşhisleri zordur. Radyolojik muayenede zayıf bir radyolüseni gösterebilirler (13). Başlangıç çürükleri remineralize olabilir (14-16).

Remineralize olan yüzeylerin yapısı bozulmamıştır ve kahverengi veya siyah renkte görülürler. Remineralize mine alanları asit ataklarına karşı, komşu sağlam mine yüzeylerinden daha dirençlidirler ve restore edilmemelidirler (17).

Günümüzde minimal invaziv yaklaşım ile çürük riski olan kişilerde çürük kavitesi olmayan demineralize diş dokularının remineralizasyonun sağlanması amaçlanmaktadır. Bu amacın gerçekleştirilmesi erken teşhis ile mümkündür (18).

## **2.2 Çürük teşhis yöntemleri**

### **2.2.1 Görsel ve Dokusal (Sond ile) Muayene**

Çürük teşhisinde klinikte geleneksel olarak kullanılan yöntem gözle muayenedir. Gözle muayene öncesi incelenecek alanlar plak ve tükürükten temizlenmeli ve kurutulmalıdır (19). Gözle veya sondla muayene yapılarak, diş yüzeyinde renk değişimi, minenin pürüzlü yapısı, dentine penetrasyonu ve kavite oluşumu belirlenmeye çalışılır (20). Dişteki renklemenin değerlendirilmesi çürük tanısında yetersiz bir yöntemdir. Dentin çürüğünün tanısında dişteki renklemenin belirlenmesi ile sağlam dişlerin en az %55'inin çürük olarak değerlendirildiği tespit edilmiştir (21).

Sağlam diş yüzeyi üzerinde sond gezdirildiğinde yüzey sert olarak hissedilirken, çürük diş dokusu yumuşak ve yapışkan hissedilir ve sondu tutar. Sond ile yapılan muayene de çürük tanısı için yeterli değildir. Aynı zamanda sond ile muayene diş dokularına zarar verebilir, lezyonun ilerleyişini hızlandırabilir, karyojenik bakterilerin lezyonun derinlerine ilerlemesine sebep olabilir ve iatrojenik zararlara yol açabilmektedir. Bazen çürüğü değil bir çatlak tespit edebilir (22-25). Sond kullanılarak yapılan muayenenin remineralize olabilecek bölgelerde hasar oluşturabileceği göz önüne alınarak, sond kullanılmadan yapılan titiz bir gözle muayene tercih edilmelidir (26).

Görsel muayenede ortodontik elastomerik separatörlerin kullanımı ile dişlerde geçici separasyon yapılarak aproksimal çürüklerin teşhisinde daha doğru tanı konulması sağlanabilir. Radyografilerde tespit edilen çürüklerde kaviteasyon varlığı değerlendirilebilir. Ayrıca separasyon sonrası aproksimal yüzeyin ölçüsü alınarak kaviteasyon bölgesi daha hassas değerlendirilebilir ve hasta takibi sağlanabilir (27).

### **2.2.2 Radyolojik muayene**

Diş hekimliğinde radyografi önemli bir teşhis aracıdır. Çürük teşhisi sırasında karşılaşılan güçlüklerin üstesinden gelmek ve çürük teşhisini kolaylaştırmakta konvansiyonel ve dijital radyografiler rutin klinik pratiğinde en kolay yararlanılan tekniklerdir (28). Özellikle aproksimal çürük teşhisinde radyografinin önemi fazladır (29). Aproksimal çürüklerin teşhisinde en sık kullanılan yöntem bitewing radyografi tekniğidir. Klinik olarak görülemeyen, komşu diş tarafından görülmesi engellenen gizli çürüklerin teşhis edilmesini sağlar. Ayrıca lezyonun derinliğinin değerlendirilebilir. Oklüzal yüzeylerdeki dentin çürüklerinin teşhis edilebilir. Sağladığı faydalar yanında lezyonun kaviteasyon oluşturup oluşturmadığının anlaşılabilmesi, iyonize radyasyon kullanılması gibi bazı yetersizlikleri vardır. Bitewing radyografinin hastaya sağladığı yarar ile, iyonize radyasyonun hastaya verdiği zarar arasındaki denge sağlanmalıdır. Radyasyon dozunun daha düşük olduğu dijital görüntüleme de hastaya verilen kar-zarar dikkate alınmalıdır (13).

Oklüzal çürüklerin teşhisinde ise radyografi hassasiyeti artırır fakat erken dönem çürük teşhisinde etkinliği sınırlıdır (30-32). Fakat, gözle muayene gibi başka bir teknik ile birlikte uygulandığında teşhise yardımcıdır (33-35).

Konvansiyonel radyografinin görüntü çözünürlüğü dijital görüntülere göre daha iyi olmasına rağmen, yeni görüntüleme sistemlerindeki gelişmeler, yeni sensör tiplerinin üretimi, gelişmiş yazılım programları dijital radyografiye öne çıkarmaktadır. Ayrıca daha az radyasyon gerektirmesi, banyo işlemlerine gerek duyulmaması, kısa sürede görüntü elde edilmesi, elde edilen görüntünün kontrast ve parlaklığının değiştirilebilmesi, istenilen bölgenin büyütülerek ayrıntılı incelenebilmesini sağlaması, ayrıca dijital görüntülerin kolaylıkla çoğaltılabilir, arşivlenebilir ve klinikler arası gönderilebilir olması dijital radyografinin klinik

avantajlarını arttırmaktadır. Bu nedenle konvansiyonel radyografi yerini dijital radyografiye bırakmaktadır (36-41). Birçok in vitro çalışmada, çürük tespitinde konvansiyonel ve dijital radyografi karşılaştırılmıştır ve aralarında önemli bir farklılık olmadığı gösterilmiştir (42-44). Hintze et al. (30) çalışmalarında konvansiyonel radyografinin aproksimal mine ve okluzal dentin çürüğü teşhisinde dijital radyografiden farklılık göstermediğini belirtmişlerdir. Dijital görüntüleme sistemleri ile çözünürlük değişimi de yapılabilmektedir. Ancak yüksek çözünürlük ve standart çözünürlüğün aproksimal çürüklerin teşhisine etkisi arasında fark bulunmamıştır (45). Bununla birlikte dijital radyografinin kullanımı, sağladığı çeşitli avantajlar nedeniyle gün geçtikçe artmaktadır (46).

### **Panoramik radyografi**

Diş hekimliğinde en sık kullanılan bu teknik ile mandibular ve maksiller bölgeler ve bütün dişler tek bir film üzerinde görüntülenebilir. Panoramik cihazların çalışması tomografi prensibine dayanır. Işın kaynağı, obje ve film kasedinden biri, çoğunlukla hasta sabit kalır ve diğerleri eşit hızda fakat ters yönde hareket ederek görüntü oluşur.

Panoramik radyografinin çeşitli avantajları vardır. Bunlar arasında yüz kemikleri ve dişlerin geniş kapsamlı bir şekilde görüntülenebilmesi, düşük dozda radyasyon gerektirmesi, ağız açma kısıtlılığı olan ve intraoral radyografiyi tolere edemeyen hastalarda kolaylıkla kullanılabilmesi sayılabilir (47) .

Fakat panoramik radyografinin en büyük dezavantajı ise intraoral periapikal radyograflardaki kadar detayın iyi olmamasıdır. Bu nedenle küçük çürük lezyonların tespit edilmesinde intraoral radyograflar kadar başarılı değildir. Özellikle premolar dişlerin ara yüzeylerinin birbiri üzerine superpose olması nedeniyle bu bölgedeki arayüz çürükleri tespit edilemez (48).

### **Bite-wing radyografi**

Bite-wing görüntülemesinde mandibular ve maksiller dişlerin kronları ve alveol krest tek bir filmde görüntülenmektedir. Bite-wing tekniği özellikle yeni başlayan aproksimal çürük teşhisinde ve sekonder çürüklerin tanısında önemlidir. Bite-wing tekniğinde, kullanılan filmlerin ışınlanacak yüzeyinde bulunan kanatçık hasta tarafından ısırılarak veya film tutucular kullanılarak filmin sabitlenmesi ve filmin dişlerin uzun eksenlerine paralel olması sağlanmaktadır. Santral ışın, alt ve üst

dişlerin temas ettiği düzlemden geçecek ve dişlerin ara yüzlerine paralel olacak şekilde yönlendirilmektedir. Dişlerin kontakt noktalarını ve arayüz çürüklerini görüntülemek için en çok tercih edilen yöntemdir (47).

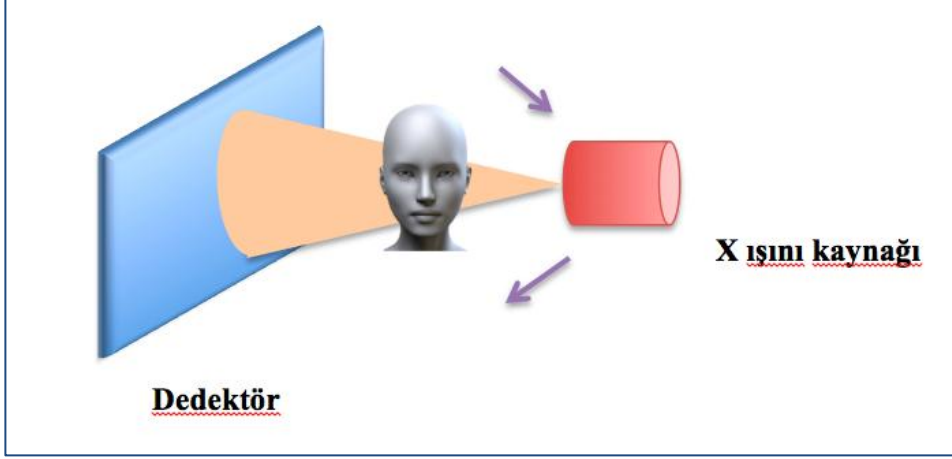
### **2.3 Dental Volumetrik Tomografi**

Diş hekimliğinde kullanılan görüntüleme teknikleri hastaların klinik değerlendirilmesinde önemli bir rol oynayan teşhis araçlarıdır (6). Radyografik görüntüleme teknikleri son yirmi yıl içinde oldukça hızlı bir gelişim göstermiştir. Diş hekimliği radyolojisinde geleneksel olarak kullanılan intraoral ve ekstraoral tekniklerin iki boyutlu olması nedeniyle magnifikasyon, distorsiyon ve süperpozisyon gibi istenilmeyen özellikler mevcuttur (49). Günümüzde geleneksel radyografi teknikleri her ne kadar yaygın olarak kullanılsa da gerçekte üç boyutlu olan kemik ve diş morfolojisinin iki boyuta indirgenerek incelenmesi yetersiz veya yanlış tanıların konulmasına sebep olabilmektedir (50, 51). Geleneksel görüntüleme sistemlerinde karşılaşılan dezavantajlar ve yetersizlikler, üç boyutlu görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmaları arttırmıştır. Dental volumetrik tomografinin (DVT) 1990'lı yıllarda geliştirilmesi ile diş hekimleri iki boyuttan üç boyutlu değerlendirmeye geçme fırsatı bulmuşlardır (6, 49).

Diş hekimliği için geliştirilen ilk cihaz 1998 yılında NewTom (Quantitative Radiology, İtalya) adıyla üretilmeye başlanmıştır (52). Günümüze kadar geçen sürede üretici firmaların ilgisi bu teknolojiye karşı artmıştır ve şu anda dünyada otuzun üzerinde DVT üreticisi firma bulunmaktadır. Türkiye'de diş hekimliği fakültelerinde ilk DVT cihazı 2008 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Tüm dünyada olduğu gibi Türkiye'de de DVT cihazlarına karşı olan ilgi gün geçtikçe artmaktadır (53).

Konik ışın sistemleri, bilgisayarlı tomografiye (BT) göre daha düşük radyasyon dozu ile tek rotasyonda üç boyutlu hacimsel veri elde etme olanağı sağlarlar (54). Aynı zamanda iki boyutlu görüntülerin, koronal, sagittal, oblik ve çeşitli eğimlerdeki düzlemlerde yeniden düzenlenebilmesine izin verirler. DVT anatomik yapıların yüksek çözünürlükte görüntülerini oluşturur ve özellikle kemiğin değerlendirilmesinde bu görüntüler oldukça kullanışlıdır (55, 56).

Bu sistem, basitçe, görüntülenmek istenilen nesne etrafında 360° dönerek veri toplayan bir panoramik röntgen cihazına benzetilebilir. Piramidal veya konik iyonize radyasyon kaynağı ilgilenilen bölgenin ortasına yönlendirilmektedir (Şekil 2-1).



Şekil 2-1 Konik ışın tekniği

Konik iyonize radyasyon kaynağı ve dedektör bu bölgenin merkezinde sabit olan rotasyonel bir dayanak noktası etrafında döner (6). X ışını tüpü ve dedektör, seçilen bölgenin etrafında tek bir rotasyon yapar. Bu rotasyon 180° veya 360° olabilir. Aynı zamanda rotasyon sırasında görüntü alanında (FOV- Field of view) çok sayıda (150-600) ardışık düzlemsel görüntüler elde edilir. Bu rotasyonel seri görüntüler yeniden yapılandırılarak kesitsel bilgilere dönüştürülür. Yeniden yapılandırılmış kesitler kullanıcının belirlediği düzlemlerde görülebilir (47, 49, 54).

DVT cihazları bu görüntü elde etme işlemini üç farklı hasta pozisyonunda yapabilir;

- a- Oturarak,
- b- Ayakta,
- c- Sırtüstü yatarak.

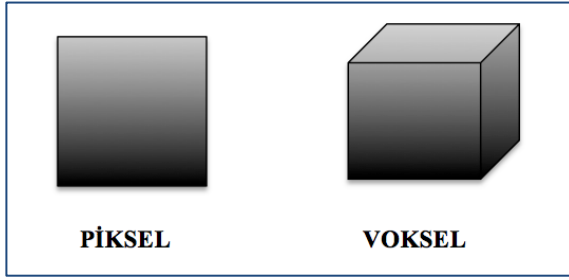
Yatar pozisyonda görüntü elde eden cihazlar fazla yer kapladıkları ve fiziksel engelli hastalar için kullanım zorluğu yarattıkları için oturarak görüntü elde edilen cihazlara göre dezavantajlıdır. Ayakta görüntü elde eden cihazlar ise tekerlekli sandalye kullanan hastalara göre ayarlanamayabilir. Kullanım kolaylığı açısından ise oturarak görüntü elde eden cihazlar en avantajlı olanlardır (6).

### 2.3.1 DVT'de Görüntü Oluşması

DVT'de görüntüler üç aşamalı bir süreç sonucu elde edilir.

1. Data kazanımı
2. Görüntünün elde edilmesi
3. Görüntünün yeniden düzenlenmesi

Resim niteliğindeki bir görüntü milyonlarca pikselin biraraya gelmesi ile oluşur. Piksel iki boyutlu bir kavramdır ve bütün kenarları eşit uzunlukta olan bir kareden meydana gelmektedir. Uzaysal olarak ise X ve Y koordinatları vardır. Piksellerin biraraya gelmesi ile geleneksel radyografik görüntüler oluşur. DVT ile elde edilen görüntü ise voksel adını verdiğimiz, üç boyutlu piksellerden oluşturulur, uzaysal olarak ise X, Y ve Z koordinatlarına sahiptir (Şekil 2-2).



Şekil 2-2 Bütün kenarları eşit uzunlukta olan piksel iki boyutludur. Voksel üç boyutludur.

Voksel boyutları cihaza göre değişmekle birlikte 0,07 mm ile 0,4 mm arasında olabilmektedir (57). Dijital görüntüler gri skaladadır ve 8 bit (256 gri ton), 12 bit (4096 gri ton) veya 16 bit (65536 gri ton) yoğunluk değerlerine sahip olabilirler (58).

#### 2.3.1.1 Data Kazanımı

Cihazın gerçekleştirdiği rotasyonel tarama hareketi, hastanın başında sabit bir dönme merkezi oluşturularak, x-ışını kaynağı ile dedektörün karşılıklı senkronize hareketi ile meydana gelir. Rotasyon sırasında atenüye olmuş x-ışınları dedektör tarafından yakalanır ve ardışık görüntüler silsilesi oluşur. Bu sırada oluşturulan FOV'un boyutları, dedektörün boyut ve şekline, ışın demetinin geometrisine ve

cihazın ışın demetini ayarlayabilme yeteneğine bağlıdır. Silindirik veya küresel şekle sahip hacimsel taramalar yapılabilir. Görüntülenmek istenilen alan her hastaya göre belirlenebilir. Primer x-ışını demetinin kolimasyonu ilgilenilen bölgeyle sınırlandırılır (6). DVT sistemlerinde değişik cihazlara göre mevcut FOV'a veya seçilen tarama hacmine göre çeşitli sınıflamalar bulunmaktadır.

Tarama sırasında ışınlama belirli derece aralıklarıyla yapılarak ham görüntü elde edilir. Bu ham görüntüler, birbirlerinden ayrı iki boyutlu görüntüler halindedirler. Görüntülerin tüm serisi "projeksiyon datası" olarak adlandırılır. Projeksiyon datasını oluşturan görüntülerin sayısı da frame oranı (saniyede oluşturulan görüntü sayısı) tarafından belirlenmektedir. Projeksiyon datası ne kadar fazla olursa, görüntünün oluşturulmasında da daha fazla bilgi elde edilir, daha büyük kontrast çözünürlüğü sağlanır, sinyal-gürültü oranı artırılır ve metalik artefaktlar azaltılır. Ancak bununla birlikte daha fazla projeksiyon datası; daha uzun tarama zamanına, daha fazla radyasyon dozuna ve daha fazla yeniden düzenleme zamanına ihtiyaç duyulması demektir.

### **2.3.1.2 Görüntünün Elde Edilmesi**

DVT cihazları kullanılan dedektör tipine göre iki grupta incelenebilir:

- a- Image intensifier tube/charge-coupled device kombinasyonu (IIT/CCD)
- b- Flat panel görüntüleyici

IIT/CCD kombinasyonu adından da anlaşılacağı gibi, CCD'ye bağlı IIT'den oluşur. Flat panel görüntüleme ise, indirekt dedektörler kullanılırlar. Flat panel dedektörlerin performansı IIT/CCD'lerden daha iyidir (6). Flat panel sistemlerde daha hızlı tarama yapılabilmektedir. Böylece hacimsel data setlerinin yeniden düzenlenmesi için elde edilen temel görüntü sayısı azalır ve hastanın hareket etmesine bağlı gelişen artefaktlarda da azalma sağlanabilir (55). Ayrıca flat panel dedektörler; daha küçük piksel boyutuna sahip olup yüksek geometrik çözünürlük sunar. X ışınlarına daha hassastır ve hasta daha az radyasyona maruz kalır. Metal ve hareket artefaktı daha az oluşur. Bu sebeple DVT'de flat panel tercih edilir (59).

### **2.3.1.3 Görüntünün Yeniden Düzenlenmesi**

Temel projeksiyon elde edildikten sonra kazanılan data hacimsel data setinin oluşturulması için işlenir. Bu işlem görüntünün yeniden düzenlenmesi olarak adlandırılır. Yeniden düzenleme süresi, görüntünün elde edilme parametrelerine (voksel boyutu, FOV), bilgisayara ve yazılıma göre değişebilir (6, 58). Çeşitli çalışmalarda ortalama olarak 5-6 dakika ile 30 dakika zaman aralığı bildirilmiştir (60). Hacimsel data seti mevcut voksellerin derlenmesiyle oluşur ve DVT cihazlarının ekranlarında çeşitli düzlemlerde (aksiyel, koronal ve sagittal) yeniden yapılandırılmış olarak görülebilir (6).

### **2.3.2 DVT Görüntülemenin Avantajları**

DVT ile tüm tarama tek bir rotasyonda yapılabildiği için hasta hareketi sonucu oluşan artefaktlar azaltılmış olur. DVT'nin kolimasyonu sayesinde primer x-ışını sadece ilgilenilen alanla sınırlandırılabilir. Bu nedenle her hasta için görüntülenmesi planlanan bölgeye bağlı olarak uygun FOV alanı seçilebilir. Tüm cihazlarda bu seçenek var olmasa da istenilen bir özelliktir ve hastanın fazla radyasyona maruz kalmasını engeller (6). DVT'nin etkin radyasyon dozu ortalama 36.9-50.3 $\mu$ Sv'dir (61, 62). Geleneksel bir periapikal radyografik incelemede alınan etkin radyasyon dozu yaklaşık 13-100 $\mu$ Sv arasında değişirken, geleneksel bir panoramik radyografıdan alınan etkin radyasyon dozu yaklaşık 26  $\mu$ Sv'dir (63).

DVT'nin en önemli avantajı üç düzlemde de (aksiyel, koronal, sagittal) görüntü oluşturmaktır (6, 58). Bilgisayar ekranında bu üç düzlemdeki kesitler birbirleriyle uyumlu olarak izlenebilir. Buna multiplanar reformasyon (MPR) adı verilir. MPR modları ile oblik ve eğimli düzlemlerde özel anatomik bölgelere ve diagnostik amaçlara göre farklı bölgelerin incelenmesi sağlanabilir (6, 55, 58). Hacim oluşturma (volume rendering) özelliği sayesinde de elde edilen dataların üç boyutlu görüntüler şeklinde incelenmesi mümkündür (6).

Birçok DVT cihazı DICOM (digital imaging and communications in medicine) formatını destekler. Böylece, görüntüler başka BT cihazları tarafından da kullanılabilir (49). Görüntülerin çıktısı alınabildiği gibi kompakt disklere



kaydedilerek bir yazılım yardımı ile kişisel bilgisayarlarda görülebilmesi ve çeşitli ölçümlerin yapılması da mümkündür (64).

### **2.3.3 DVT Görüntülemenin Limitasyonları**

DVT görüntüleri artefaktlardan, gürültüden ve kötü yumuşak doku kontrastından etkilenir. Artefakt, görüntülenmek istenen obje ile ilgili olmayan distorsiyon veya hatalardır. Klinik uygulamada ise bu etkiden kaçınmak için FOV'u küçültmek tavsiye edilir. Son dönemlerde DVT üreticileri artefakt azaltma tekniği algoritmasını geliştirmişlerdir. Bu algoritma sayesinde görüntüye, gürültüye, metale ve harekete bağlı artefaktlar azalmıştır (6).

DVT'nin yumuşak doku kontrastı düşüktür, dolayısıyla yumuşak dokular hakkında bilgi sağlayamaz. Belki de DVT'nin en büyük dezavantajı budur (6).

### **2.3.4 DVT'nin Kullanım Alanları**

DVT maksillofasiyal bölgede dental implant uygulanacak sahanın değerlendirilmesinde, alveolar kemik defektlerinin incelenmesinde ve kemik augmentasyonu prosedürlerinde, gömülü dişlerde, ortodontide ve endodontide, TME teşhislerinde, sinus augmentasyonu prosedürlerinde ve ortognatik cerrahi girişimlerinde kullanılmaktadır (57, 60, 65).

Ayrıca tükürük bezi patolojilerinin incelenmesinde, akademik çalışmalarda ve in vitro mikrotomografik amaçlı kullanımları vardır (66).

Çürük lezyonlarının teşhisi ve tanımlanması amaçlı da kullanılmaktadır (67).

## **2.4 Artefaktlar**

Görüntülenen objeyle ilişkili olmayan, görüntüleme alanı içine giren görüntü hatalarına artefakt adı verilmektedir (68). Kullanılan teknoloji türü ne olursa olsun, artefaktlar tanısal görüntü kalitesini etkilemektedir (6). Görüntüde yapının çevresinde oluşan çizgisel artefaktlara ek olarak, oluşan koyu alanlar da görüntü kalitesini bütünüyle etkiler. DVT görüntülemesinde önemli dezavantajlardan birisi de metalik artefaktlardır ve görüntü kalitesini en olumsuz etkileyen faktördür (69).

### 2.4.1 Gürültü (Noise)

X ışını demeti doğrultusunda bulunan objelerin gerçek atenüasyonları ile her yönden gelen saçılan fotonların neden olduğu atenüasyonlar dedektörler tarafından fazladan kaydedilir. Bu ilave atenüasyonlara gürültü (noise) adı verilir. Ancak gürültü bir artefakt olarak kabul edilmeyebilir, aslında gürültü görüntü bozulmasından ibarettir. İki tip gürültü vardır; a- elektriksel gürültü veya hatalı görüntülerin yazılım tarafından onarılması sırasında oluşan gürültü, b- quantum gürültüsü ise fotonların sayılması sırasında ortaya çıkmaktadır (70). Bazı araştırmacılar ise dedektörden kaynaklanan bulanıklıkları da gürültü olarak adlandırmaktadır (71). Gürültü kendini görüntülerdeki değişken atenuasyon (gri) değerleri olarak gösterir (72).

### 2.4.2 Saçılma

Saçılma DVT görüntülerinde önem taşıyan bir artefakt türü olarak karşımıza çıkmaktadır (73). Saçılma, orjinal doğrultularından çıkan fotonlardan kaynaklanır. Bu fotonlar cihazın ölçtüğü primer enerjiye ek bir yoğunluk oluşturarak görüntüde bozulmalara yol açarlar (58). Işın sertleşmesindekine benzer şekilde saçılma sonucunda da çizgisel artefaktlar oluşur (72). Saçılmanın, yumuşak doku kontrastını bozduğu gibi, diğer tüm doku kontrastlarına olumsuz etkisi gözlenmektedir (74).

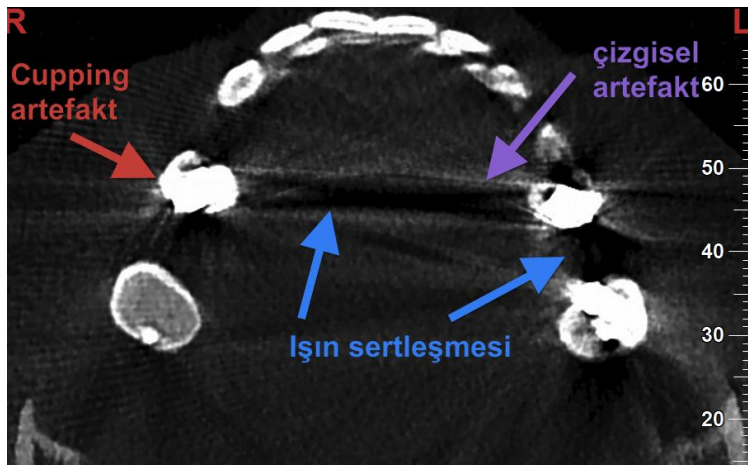
### 2.4.3 Işın Sertleşmesi (Beam Hardening)

X-ışını farklı enerjilere sahip fotonların birleşmesi ile oluşur. Işın bir nesnenin içinden geçerken sertleşir, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlardan daha hızlı absorbe edildikleri için ışının enerjisi artar. Bu durumda özellikle kalın ve yoğun objelerden geçerken yüksek enerjili fotonlar daha az absorbe olacağından, yüksek yoğunluk değerlerine sahip obje ya da dokular arasında kalan düşük yoğunluktaki oluşumların voksel değerleri olduğundan daha düşük hesaplanır. Işın sertleşmesi iki tip artefakta neden olur:

**1-Cupping artefakt:** Diferansiyel absorpsiyona bağlı olarak metalik objelerde oluşan distorsiyonlar olarak kendini göstermektedir (6). İncelenen bölgenin merkezine doğru gidildikçe, yani yoğun objeden uzaklaştıkça atenüasyon değeri daha

azalmış olacak ve “cupping” adı verilen hipodens çukurlaşma şeklinde görüntüler izlenecektir (Şekil 2-3). Bazı araştırmalarda bu artefaktın demonstrasyonu için silindirik metal objeler kullanılmış, ışın sertleşmesi ve saçılmanın objenin merkezinde yoğunlukla olduğu gözlenmiştir (75).

**2- Çizgisel (Streaking) Artefakt (yol yol damarlanma, ışımsal yönde parlama)/ (Exponential edge gradient effect):** Yoğunluğu yüksek iki obje arasında görülen çizgiler ve koyu bantlar şeklinde gözlenir. En önemli artefakt nedenlerinden bir diğeri ise hastaya bağlı olan metal materyallerin varlığıdır. Tarama alanındaki metal objeler ciddi streaking artefaktına neden olur. Metalin yoğunluğu bilgisayar tarafından değerlendirilemeyecek kadar büyüktür ve yetersiz veri iletimi ile sonuçlanır. X-ışını farklı enerjilere sahip fotonların birleşmesi ile oluşur. Düşük enerjili x ışını fotonlarının dokulardan geçerken kademeli absorpsiyonu, kalan ışın demeti enerjisinde kademeli artışla sonuçlanır (72). Işın demetinin sertleşmesi olarak tanımlanan bu olay düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlardan daha hızlı absorbe edildikleri için oluşur. Yani yüksek yoğunluklu cisim nedeniyle sertleşen ışınların transmisyonu ve dedektörlere ulaşması engellenmiş olur. Bu nedenle görüntülerde yoğun cismin etrafında yayılan ışımsal çizgilenmeler gözlenir (Şekil 2-3). Metalik artefaktın boyutu objeye gelen fotonların enerjisine ve objeden geçebilen ışın demetinin dedektör tarafından algılanmasına bağlıdır. Bu artefaktlar altındaki anatomik veya patolojik yapıların görüntülenmesinin engellenerek görüntülerin diagnostik değerini düşürmektedir (76).



Şekil 2-3 Metalik restorasyonların neden olduğu ışın sertleşmesi ve çizgisel artefakt

Tarama sırasında optimum tarama parametrelerinin kullanılması ile pek çok görüntü artefaktının önlenileceği bildirilmiştir (69). Klinik pratikte bu artefaktları engellemek için FOV'un küçültülmesi, hastanın baş pozisyonunun değiştirilmesi ve ağız açık pozisyonda dental arklar birbirinden uzakta ışınlama yapılması tavsiye edilmektedir (47). Işınlama koşulları da bu tip artefaktların oluşmasında etkindir. Bazı çalışmalar cihazın kVp'sinin artırılmasını önermektedir (77). Ancak bir çok çalışmaya göre de metal artefaktları tam olarak ortadan kaldırılamamaktadır (78, 79).

Işın sertleşmesi artefaktının oluşmasında rol oynayan diğer faktörler ise; DVT cihazının rotasyon miktarı, x-ışın demetinin konfigürasyonu ve data oluşturulmasında kullanılan algoritma olarak sayılabilir (80, 81).

#### 2.4.4 Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar/ (Ring) Halka Görünümlü Yanılsamalar

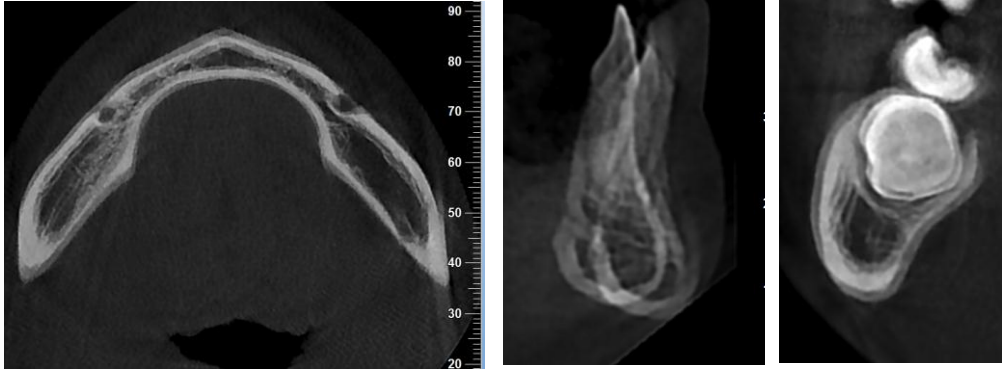
Dedektörün kalibrasyonunda meydana gelen hatalar nesne üzerinde, dairesel zahiri görüntüler meydana getirir. Bunlar tarayıcı algılama kusurları (ortam ısının düşük olması, ısınmamış dedektör gibi) veya kalibrasyon yetersizliğinden kaynaklanan artefaktlardır. Halka artefaktlar, rotasyon eksenini etrafında eş merkezli halkalar şeklinde görülür ve görüntülenen objenin homojen bölgelerinde en belirgin hale gelir (82). Halka artefaktı, dedektörün ve ortamın optimal şartlarda hazır bulundurulması ve cihazın rutin bakımlarının yapılmasıyla azaltılabilir (Şekil 2-4).



Şekil 2- 4 Halka artefaktı

#### 2.4.5 Hastanın Hareketine Bağlı Artefaktlar

Hasta hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar, DVT ve BT teknolojilerinde görülen artefakt çeşitleri arasında en sık görülen artefaktlardır. Çekim sırasında dokular hareket ettiğinde, kaydedilen verinin voksellerinde hatalı kayıtlar olur ve bu da çift kenarlı yapıların görülmesi veya imaj keskinliğinde yetersizlikle sonuçlanır (Şekil 2-5).



Şekil 2-5 Hareket artefaktı

Bununla birlikte, 3D imaj çözünürlüğünü artırmak için daha fazla sayıda 2D görüntü elde edildiği durumlarda, çekim süresi uzar ve bu durum istenmeyen hasta hareketlerin gerçekleşmesi ile sonuçlanabilir (8). Özellikle imajların tanısal doğruluğunu tehlikeye düşürecek hareket artefaktları tespit edilirse, çekim işleminin tekrarlanması tavsiye edilir. BT'den farklı olarak DVT'de üretici firmalar, baş sabitleyici özel aygıtlar sunmaktadır (83, 84).

#### 2.4.6 Konik Işın ile İlgili Artefaktlar

DVT'nin ışın projeksiyon geometrisi ve görüntü rekonstrüksiyon yöntemi, 3 tip konik ışınlı artefakta neden olmaktadır (6).

**1-Parsiyel Volüm Etkisi:** Voksel içerisinde tek bir dokunun bulunması durumunda vokselin piksele yansıttığı x ışını atenüasyon değeri tamamıyla o dokunun atenüasyon değeri ile uyumlu olur. Seçilen voksel çözünürlüğünün görüntülenen objenin uzaysal veya kontrast çözünürlüğünden daha büyük olduğu zaman ortaya çıkar. Yani doku voksel volümünü tamamen dolduramıyor, voksel boyutu

görüntülenecek obje boyutundan daha büyük seçilmiş demektir. Dokunun veya sınırın piksel içinde tam olarak yer almadığı durumda, farklı değerlerde ağırlıklı ortalamalar ortaya çıkmaya başlar ve doku yoğunluğu gerçeğinden farklı ölçülür. Yani parsiyel hacim etkisi, vokselin içerdiği dokularda hatalı dansite ölçümlerine neden olur ki sıklıkla bu durum dansite olarak birbirinden çok farklı değerlere sahip komşu bölgelerde doku düzlemleri arasında homojen bir yoğunluk olarak izlenir. Ortaya çıkan görüntüde sınırlar kademe görünümlü veya piksel yoğunluk seviyelerinin homojenitesi şeklindedir. Parsiyel volüm etkisini tam olarak engellemek mümkün değildir. En küçük voksellerin seçimi ile kesit kalınlığının düşürülmesi bu durumun etkisini azaltabilir (6, 84).

**2-Undersampling (Düşük örnekleme):** İmaj rekonstrüksiyonu için az sayıda temel projeksiyon oluşturulduğunda, undersampling meydana gelir. Azaltılmış veri sayısı; kayıt hatasına, aliasing nedeniyle keskin kenarlı ve daha gürültülü imajların oluşumuna neden olur ve bu gölgelerde ince çizgilenmeler görülür.

Bu durum, görüntü kalitesini önemli derecede etkilemez ancak ince detayların çözünürlüğü önemli olduğunda, temel projeksiyon imaj sayısı korunarak, undersampling artefaktların oluşumunun engellenmesi gerekir (84). Günümüzde kullanılan cihazların çoğunda temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı artırılmadığı için, bu artefakt özellikle düşük doz içeren taramalarda kaçınılmazdır.

**3-Konik Işın Etkisi:** Konik ışın etkisi, özellikle periferik bölgelerde potansiyel artefakt nedenidir. Hasta etrafında, horizontal düzlemde dönen x-ışını hüzmesinde farklılıklar mevcuttur. Bu durum, detektörün pikselleri tarafından toplanan projeksiyon verilerinde farklılığa yol açar. Merkezdeki piksellerde daha fazla veri kaydedilirken, periferdeki piksellerde daha az veri kaydedilmiş olur. Bu durum; imaj distorsiyonu, çizgisel artefaktlar ve daha fazla çevresel gürültü ile sonuçlanır. Konik ışın etkisi, konik ışın hüzmelerinin değişik formlarını birleştiren üretici firmalar tarafından en aza indirilir. Klinik olarak, incelenecek bölgeyi x-ışını hüzmesinin horizontal planına bitişik olarak konumlandırılma ve x-ışını hüzmesinin uygun bir FOV alanı kullanarak kolimasyonu ile bu durum azaltılabilir (6, 84).

### 3- GEREÇ VE YÖNTEM

İn-vitro olarak tasarlanan çalışma İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu tarafından 18.12.2014 tarih ve 284 no'lu yazıyla onaylanmıştır.

#### 3-1 Çalışmaya Dahil Edilen Dişlerin Seçimi ve Saklanması

Çalışmada, çeşitli nedenlerle çekilmiş, çürüksüz veya başlangıç aşamasında aproksimal çürüğü bulunan, (aproksimal yüzeyinde renklenmesi bulunan veya önemsiz düzeyde yapısal yıkım gözlenen) 84 adet daimi molar ve 80 adet premolar diş kullanıldı. Restorasyonlu ve derin çürüklü dişler çalışma dışı bırakıldı. Dişlerin üzerindeki eklentiler ve yumuşak doku artıkları polisaj fırçası ve pomza yardımı ile uzaklaştırıldı. Bu dişler herhangi bir fiske edici ajan ilave edilmemiş serum fizyolojik solüsyonu içerisinde +4 derecede saklandı. Bu dişlerin 160 adeti ile, 2 premolar ve 2 molardan oluşan dörder dişli 40 adet grup oluşturuldu (Resim 3-1).



**Resim 3-1** Dörder dişten oluşan 40 grup diş

#### 3-2 Restorasyonların Hazırlanması

Geriye kalan 4 molar dişten ikisine üç yönlü kavite hazırlandı ve birisine amalgam restorasyon (Cavex Non-Gamma-2, Cavex, Hollanda), diğerine kompozit restorasyon (Clearfil Majesty Posterior, Kuraray, Japonya) (renk: A-2) yapıldı. Diğer iki molar dişte gingival basamaklı kron preperasyonu yapıldı. Ölçüleri alındı ve protez laboratuvarı ile çalışılarak birisine zirkonyum destekli porselen ve diğerine

metal destekli porselen ile restorasyon yapıldı. Sırayla restorasyonlu dişler her bir gruptaki dişler arasına yerleştirilerek 2+1+2' lik 40 set oluşturuldu (Resim 3-2). Her setin üzerine numaraları yazıldı. Ayrıca setlerdeki premolar ve molar test dişlerinin silikonlarına da karışmayı engellemek için set numaraları yazıldı. Restorasyonlu dişlerin vestibül yüzeylerinin değişmemesi içinde vestibül yüzeylerine işaretleme yapıldı.



**Resim 3-2 a-**Sırasıyla amalgam, kompozit, metal destekli porselen ve zirkonyum destekli porselen restorasyonlar **b-** 2 premolar ve 2 molar test dişlerinden oluşan bir set **c-** amalgam restorasyon yerleştirilmiş setin fotoğrafı **d-** kompozit restorasyon yerleştirilmiş setin fotoğrafı **e-** metal destekli porselen restorasyon yerleştirilmiş setin fotoğrafı **f-** zirkonyum destekli porselen restorasyon yerleştirilmiş setin fotoğrafı



### 3-3 Tomografi Görüntülemesi

Tomografi görüntüleri için NewTom 5G (QR, Verona, Italy) (Resim 3-3) ve Morita 3D Accuitomo 170 (Morita, Kyoto, Japan) (Resim 3-4) cihazları kullanıldı. NewTom 5G cihazı ile görüntüleme İKCÜ Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda yapıldı. Morita 3D Accuitomo 170 cihazı görüntüleri ise Boyut Özel Görüntüleme Merkezi'nden hizmet satın alımı yolu ile elde edildi.

#### 3-3-1 NewTom 5G Cihazı

NewTom 5G cihazı amorf silikon düz panel detektöre sahiptir ve standart olarak 110 kVp ve 1-20 mA değerlerinde, konik ışın hüzme tekniği ile çalışmaktadır. Cihazda yere dik ve sabit bir açısı bulunan bir gantri mevcuttur. Cihaz, görüntüleme işleminin başlangıcında rehber imajların elde edilmesi esnasında başın anatomik yoğunluğuna göre otomatik olarak doz ayarlayan bir sisteme (AEC, automatic exposure control system) sahiptir. 360° dönüş açısı ile çalışır. Hastalar cihaza sırt üstü pozisyonda yatırılır ve hastanın başı, sert damak yere dik olacak şekilde ayarlanır. Görüntülenmek istenen bölgeye göre uygun FOV alanı seçilir.

Bu cihaz ile 8×8 FOV alanı, 110 kV ve cihazın otomatik olarak ayarladığı mA ile denture scan modülü, standart (36 saniye çekim süresi, 7.3 saniye ekspozür süresi) ve High rezolüsyon (HiRes) (18 saniye çekim süresi, 3.6 saniye ekspozür süresi) modları kullanılarak görüntüler elde edildi. Böylece içinde amalgam restorasyon, kompozit restorasyon, zirkonyum destekli porselen kron ve metal destekli porselen kron bulunan her bir grup, standart modda 4 kez, yüksek çözünürlük (Hi-Res) modunda dört kez olmak üzere 8 kez tarandı. 320 adet görüntü elde edildi. Standart mod ile elde edilen görüntüler 150 µm, Hi-Res mod ile elde edilen görüntüler ise 75 µm voksel boyutlarında yapılandırıldı. Görüntüler NNT (QR-NNT versiyon 5.5.0, Quantitative Radiology, Verona, İtalya) programı kullanılarak incelendi.



**Resim 3-3** NewTom 5G cihazı ve örneklerin görüntülenmesi

### **3-3-2 Morita 3D Accuitomo 170 Cihazı**

Morita 3D Accuitomo 170 cihazı amorf silikon düz panel detektör ile 1-10 mA ve 60-90 kV değerleri (hekim tarafından seçilebilir) arasında konik ışın hüzme çekim prensibi ile çalışır. 180° ve 360° dönüş açısına sahiptir. Hastalar cihaza oturtulur ve hastanın başı, sert damak yere paralel olacak şekilde ayarlanır. Görüntülenmek istenen bölgeye göre uygun FOV alanı seçilir.

Bu cihaz ile amalgam restorasyon ve zirkonyum destekli porselen kron içeren gruplar tarandı. Bu cihazın ise 8×8 FOV alanı, 90 kV, 5 mA ve 360° ile standart (17.5 saniye çekim süresi) ve Hi-Fidelity (Hi Fi) (30.8 saniye çekim süresi) modlarında 2'şer kez, toplamda 4 kez tarama yapıldı. 160 adet görüntü elde edildi. Standart ve Hi Fi mod ile elde edilen görüntüler 160 µm voksel boyutlarında yapılandırıldı. Görüntüler i-Dixel One Volume Viewer (versiyon 2.0.0, J. Morita, Kyoto, Japonya) programı kullanılarak incelendi.



**Resim 3-4** Morita 3D Accuitomo 170 Cihazı ve örneklerin görüntülenmesi

### **3-4 Görüntülerin Değerlendirilmesi**

Görüntülerin tamamı aynı bilgisayar ekranında, 50 cm mesafeden hafifletilmiş aydınlatma altında değerlendirilerek gözlemciler arası standardizasyon sağlandı.

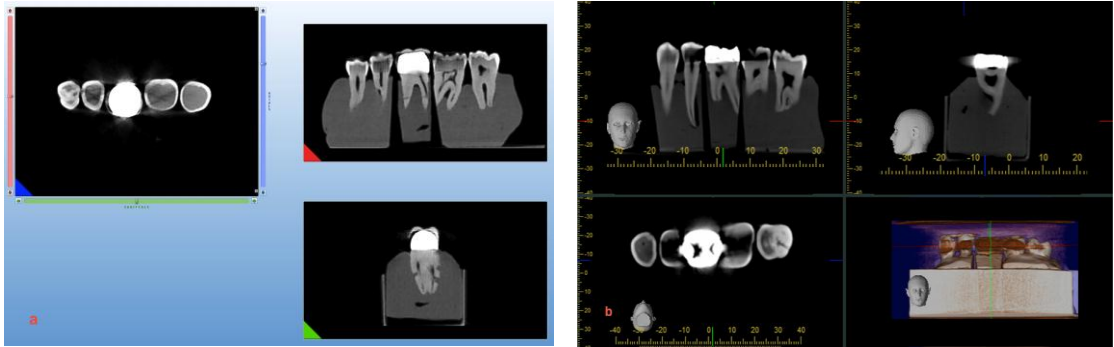
Gözlemciler her seansta numaralandırılmış görüntüleri cihazların kendi programı ile açtılar ve her blokta yer alan 2 premolar ve 2 molar dişin mesial ve distal aproksimal yüzeylerini çürük varlığına ya da yokluğuna ilişkin olarak aşağıda belirtilen 5 noktalı güven skalasına göre değerlendirdiler.

Görüntülerin tamamı aşağıda belirtilen kriterlere göre değerlendirilmiştir (Tablo 3-1) (85).

**Tablo 3-1** Radyolojik değerlendirme kriterleri

Skorlar	Radyolojik değerlendirme kriterleri
1	Çürük kesinlikle yok
2	Çürük muhtemelen yok
3	Çürük olup olmadığından emin değil
4	Çürük muhtemelen var
5	Çürük kesinlikle var

Gözlemciler yukarıdaki skalayı esas alarak yaptıkları değerlendirmeleri hazırlanan excel tablosu üzerine işaretlediler. Değerlendirmeler sırasında gözlemcilere zaman kısıtlaması yapılmadı. Ayrıca değerlendirmeler sırasında her görüntü için aynı kontrast ayarları yapıldı. Gözlemcilerin görüntüleri tek kesit üzerinde değil, programın MPR modunda, istedikleri kesit üzerinden (aksial, koronal ve sagittal) değerlendirme yapabilmeleri sağlandı (Resim 3-5 a-b). Radyografların %25'i iki gözlemci tarafından en az bir hafta sonra tekrar değerlendirilerek gözlemci içi uyum sağlandı.



**Şekil 3-1 a-**NewTom 5G cihazı **b-** Morita 3D Accuitomo 170 cihazı MPR modunda dişlerin aksiyal, koronal ve sagittal görünümü

### 3-5 Altın Standart Olarak Tomografi Görüntülemesi

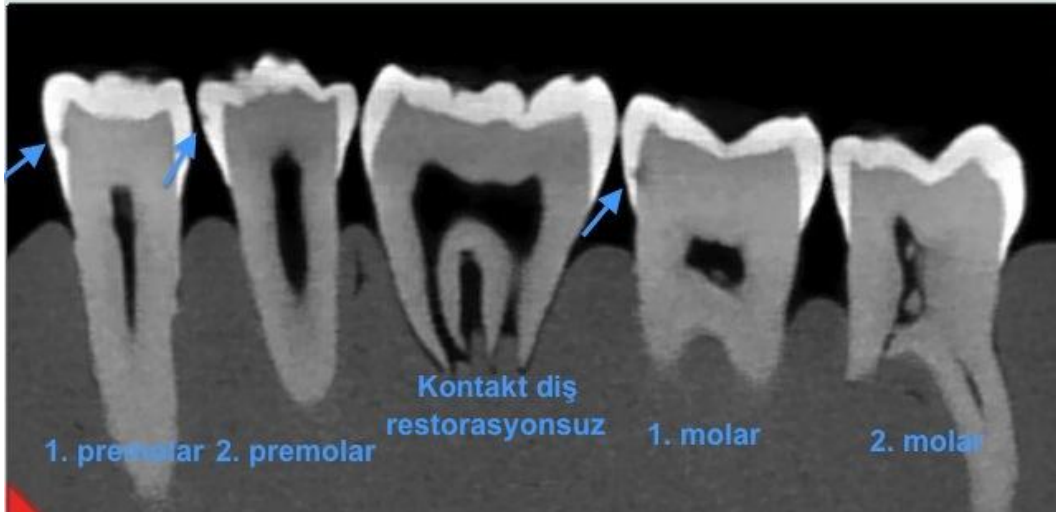
80 premolar ve 80 molar dişten oluşan toplam 40 set diş aralarına restorasyonlu diş yerine restorasyonsuz bir diş kontakt sağlaması için yerleştirildi. 40 set tekrar her iki cihazda, ve cihazların her iki modunda tarandı. Her cihazda 2

tarama, toplam 4 tarama yapıldı. 160 görüntü elde edildi. Bu görüntüler değerlendirilerek çürük varlığı için NewTom 5G High rezülasyon modu, NewTom standart modu, Morita 3D Accuitomo 170 High Fidelity ve Morita 3D Accuitomo 170 standart modu için ayrı, dört standart oluşturuldu.

Elde edilen görüntüler iki gözlemci tarafından ortak görüş birliğine varıncaya kadar aşağıdaki kriterlere göre değerlendirildi (86).

**Tablo 3-2** Altın standart radyolojik değerlendirme kriterleri

Skorlar	Radyolojik değerlendirme kriterleri
0	Çürük yok
1	Başlangıç aşamasında mine çürüğü (Çürük, minenin dış yarısında sınırlanmış)
2	Minenin içine kadar ulaşmış çürük (Çürük, minenin dış yarısını aşmış, mine-dentin birleşim hattına kadar ulaşmış)
3	Yüzeysel dentin çürüğü (Çürük, dentinin 1/3 dış kısmında sınırlanmış)
4	Dentin çürüğü (Çürük, dentinin 2/3 orta kısmına ulaşmış)
5	Derin dentin çürüğü (Çürük, dentinin 1/3 iç kısmına ulaşmış)



**Şekil 3- 2** NewTom 5G cihazı High rezolüsyon modunda elde edilen bir altın standart görüntüsü 1. premolar mesiali ve 2. molar mesiali skor 3'e, 2. Premolar mesial aproksimal yüzeyi ise skor 1'e örnektir.

### 3-6 İstatistiksel Yöntem

Verilerin analizinde SPSS 22.0 (IBM Corporation, Armonk, New York, United States) ve Medcalc 9 (Acaciaaan 22, B-8400 Ostend, Belçika) programları kullanıldı. Gözlemciler arası uyum ve gözlemci içi uyumları Kappa analizi monte Carlo sonuçlarıyla birlikte kullanıldı. Gözlemcilerin cihazlara ve modlarına göre dental materyalin oluşturduğu artefaktın dış çürüğünü tespit etmedeki başarı oranları ile gerçek sınıflama arasındaki ilişki sensitivity (duyarlılık), specificity (özgüllük) ve tanısal doğruluk oranları (diagnostic accuracy likelihood odds) ve ROC (Receiver Operating Curve) eğrisi analizi ile incelenip ifade edilmiştir. Kategorik veriler n(sayı) ve yüzdelerle(%) ifade edilmiştir. Veriler %95 güven düzeyinde incelenmiş olup p değeri 0,05'den küçük anlamlı kabul edilmiştir.

Gözlemcilerin değerlendirme sırasında kullandıkları skala istatistiksel analizlerin yapımı için 2 farklı şekilde modifiye edildi ve skorlar 5'ten 2'ye indirildi ve 1., 2. ve 3. madde "çürük yok", 4. ve 5. madde ise "çürük var" olarak değerlendirmeye alındı (ya da 2. ve 3 madde 1'e, 4. madde ise 5'e dahil edildi / çürük var ya da yok) ve gerçek durum ile uyumlarına bakıldı. Görüntüleme yöntemlerinin her birinin sensitivite ve spesifite değerleri hesaplandı.

**Doğru pozitif (True Positive - TP):** Gerçekte de çürük dişlerin doğru bir şekilde çürük olarak adlandırılmasıdır.

**Hatalı pozitif (False Positive - FP):** Gerçekte çürüksüz dişlerin, yanlış bir şekilde çürük olarak adlandırılmasıdır.

**Doğru negatif (True Negative - TN):** Gerçekte de çürüksüz olan dişlerin doğru bir şekilde çürüksüz olarak adlandırılmasıdır.

**Hatalı negatif (False Negative - FN):** Gerçekte çürük dişlerin yanlış bir şekilde çürüksüz olarak adlandırılmasıdır.

**Sensitivite (Duyarlılık):** Bir diagnostik sistemin sensitivitesi, pozitif test sonucu verecek bir hastalıklı örneğin olabilirlik şansına eşittir. Diğer bir deyişle, çürük olduğu düşünülen örneğin gerçekten çürük olma olasılığıdır. Sensitivite sistemin gerçek pozitif oranıdır.

**Spesifite (Seçicilik):** Bir diagnostik sistemin spesifitesi, negatif test sonucu verecek bir hastaliksız örneğin olabilirlik şansına eşittir. Diğer bir deyişle, çürük olmadığı

düşünülen örneğin gerçekten sağlam olma olasılığıdır. Spesifite sistemin gerçek negatif oranıdır.

**Doğruluk:** Ölçülen değerlerin gerçek değerlere yakınlığı olarak ifade edilen doğruluk değerleri tanı testlerinin başarısının değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer kavramdır. İstatistiksel değerlendirmelerde muayene yönteminin hem çürük hem de sağlam dişler için toplamda isabetli tanı oranına "doğruluk" denir.

## 4- BULGULAR

Dört farklı restorasyon materyalinin oluşturdukları artefaktların çürük tanısı üzerindeki etkilerini iki farklı DVT cihazı ve cihazların iki farklı moduna göre belirlemeyi amaçladığımız çalışmamızda, NewTom 5G High rezülasyon modu, NewTom standart modu, Morita 3D Accuitomo 170 Hi-Fidelity ve Morita 3D Accuitomo 170 standart modu için ayrı ayrı her bir diş grubundan artefaktı oluşturan restorasyon grup içine dahil edilmeden gerçekleştirilen dört görüntülemeye elde edilen çürük tespit verileri altın standart olarak kabul edilmiştir (Resim 4-1).

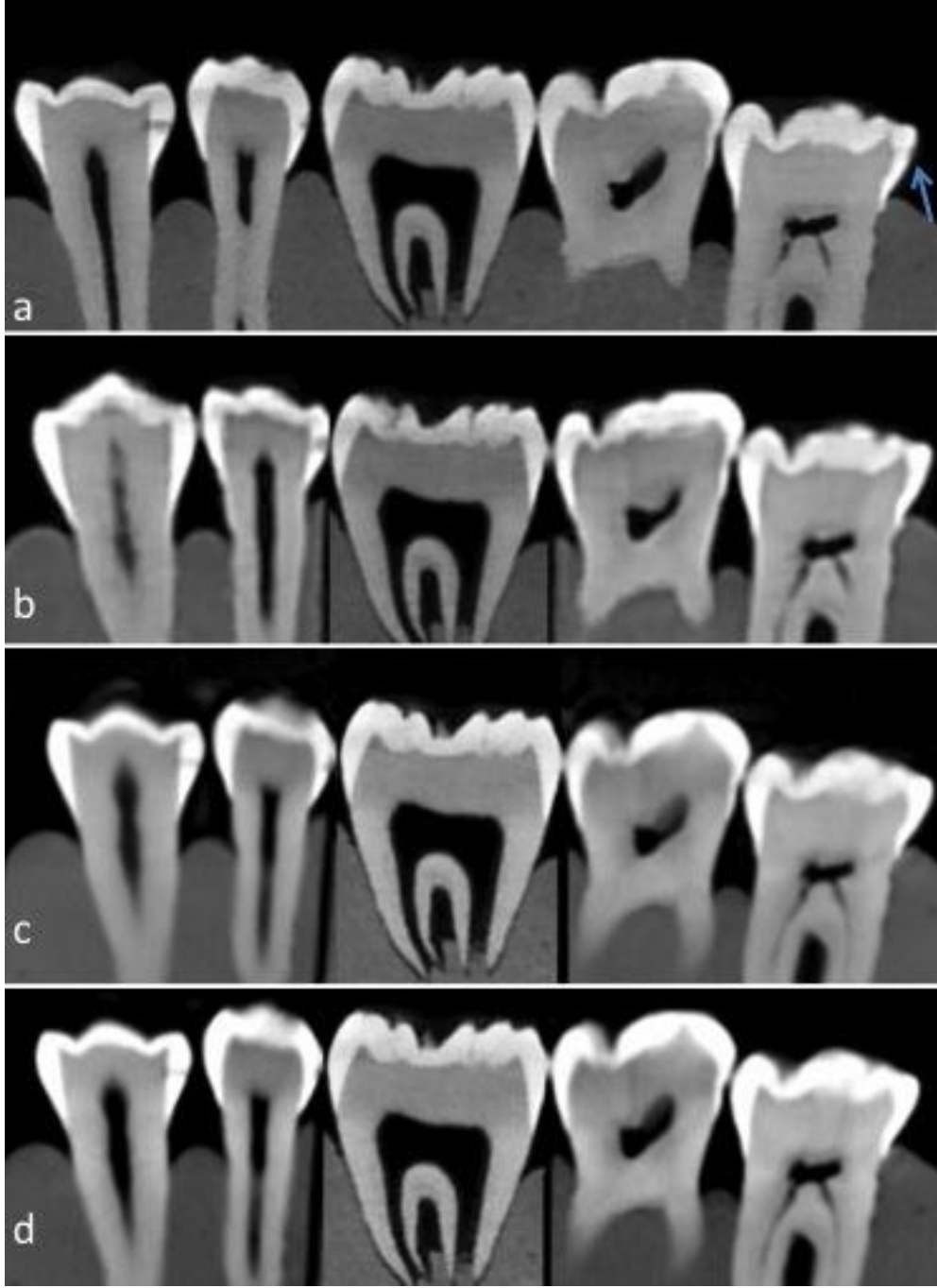
### 4.1 Altın standart olarak alınan tomografik görüntü bulguları

160 dişin, 320 aproksimal yüzeyinin artefakt oluşturacak restorasyon içermeyen setler halinde elde edilen görüntülerinde, NewTom cihazı Hi res mod ile elde edilen görüntülerde 219 çürüksüz yüzey, 101 çürük yüzey tespit edilmiştir. NewTom cihazının standart modunda ise 235 çürüksüz yüzey, 85 çürük yüzey tespit edilmiştir.

Morita cihazının HiFi modunda alınan görüntülerin değerlendirilmesinde; 240 çürüksüz yüzey, 80 çürüklü yüzey tespit edilmiştir, standart modunda ise 247 çürüksüz, 73 çürük yüzey tespit edilmiştir.

Tablo 4-1’de dişlerin yüzeylerine göre tomografi görüntülerinde çürük varlığı veya yokluğu sunulmuştur.





**Şekil 4-1 a-** NewTom High res modda altın standart DVT görüntüsü- 2. Moların distalinde çürük görüntüsü **b-** NewTom standart modda altın standart DVT görüntüsü **c-** Morita HiFi modda altın standart DVT görüntüsü **d-** Morita standart modda altın standart DVT görüntüsü (b-c ve d'deki görüntülerde çürük tespit edilememiştir.)

**Tablo 4-1 - Altın standart tomografi görüntüleme bulguları**

			1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar	
			M	D	M	D	M	D	M	D
<b>NewTom</b>	<b>High</b>	Çürük Yok	22	27	26	26	25	29	33	31
		Çürük Var	18	13	14	14	15	11	7	9
<b>NewTom</b>	<b>Standart</b>	Çürük Yok	24	30	27	27	27	32	34	34
		Çürük Var	16	10	13	13	13	8	6	6
<b>Morita</b>	<b>Hi-Fi</b>	Çürük Yok	24	29	30	29	28	32	35	33
		Çürük Var	16	11	10	11	12	8	5	7
<b>Morita</b>	<b>Standart</b>	Çürük Yok	25	30	30	30	30	31	37	34
		Çürük Var	15	10	10	10	10	9	3	6

#### **4-2 Çürük Tespit Verilerinin Tanı Doğruluğu Açısından Değerlendirilmesi**

İki gözlemci tarafından görüntülerin değerlendirilmesi sonucu elde edilen verilerin tümü altın standart olarak kabul edilen artefaksız görüntüleme verileri ile istatistiksel olarak karşılaştırıldı ve tanı doğruluğu açısından incelendi. Her yöntemle göre saptanan yanlış/doğru tanı oranları hesaplandı. Gözlemcilerin her bir tomografi cihazı ve modunda alınan radyografları değerlendirmeleri sonucu aproksimal çürük tespiti için verdikleri skorlar Tablo 4-2, 4-3, 4-4, 4-5, 4-6, 4-7, 4-8, 4-9'da verilmiştir.

**Tablo 4-2** İkinci premolar mesial yüzeyi çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
1. Premolar Mesial			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	High	Amalgam	Çürük Yok	22(100)	5(27,8)	22(100)	0(0)
			Çürük Var	0(0)	13(72,2)	0(0)	18(100)
		Kompozit	Çürük Yok	22(100)	2(11,1)	22(100)	0(0)
			Çürük Var	0(0)	16(88,9)	0(0)	18(100)
		Porselen	Çürük Yok	22(100)	3(16,7)	22(100)	0(0)
			Çürük Var	0(0)	15(83,3)	0(0)	18(100)
	Zirkonyum	Çürük Yok	22(100)	2(11,1)	22(100)	0(0)	
		Çürük Var	0(0)	16(88,9)	0(0)	18(100)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	24(100)	6(37,5)	24(100)	5(31,3)
			Çürük Var	0(0)	10(62,5)	0(0)	11(68,8)
		Kompozit	Çürük Yok	24(100)	7(43,8)	24(100)	5(31,3)
			Çürük Var	0(0)	9(56,3)	0(0)	11(68,8)
Porselen		Çürük Yok	24(100)	6(37,5)	24(100)	4(25)	
		Çürük Var	0(0)	10(62,5)	0(0)	12(75)	
Zirkonyum	Çürük Yok	24(100)	8(50)	24(100)	1(6,3)		
	Çürük Var	0(0)	8(50)	0(0)	15(93,8)		
Morita	HiFi	Amalgam	Çürük Yok	24(100)	4(25)	24(100)	2(12,5)
			Çürük Var	0(0)	12(75)	0(0)	14(87,5)
		Zirkonyum	Çürük Yok	24(100)	1(6,3)	24(100)	1(6,3)
			Çürük Var	0(0)	15(93,8)	0(0)	15(93,8)
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	25(100)	2(13,3)	25(100)	2(13,3)
			Çürük Var	0(0)	13(86,7)	0(0)	13(86,7)
	Zirkonyum	Çürük Yok	25(100)	1(6,7)	24(96)	2(13,3)	
		Çürük Var	0(0)	14(93,3)	1(4)	13(86,7)	

**Tablo 4-3** Birinci premolar distal yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	High	Amalgam	Çürük Yok	27(100)	4(30,8)	27(100)	4(30,8)
			Çürük Var	0(0)	9(69,2)	0(0)	9(69,2)
		Kompozit	Çürük Yok	27(100)	1(7,7)	27(100)	1(7,7)
			Çürük Var	0(0)	12(92,3)	0(0)	12(92,3)
		Porselen	Çürük Yok	27(100)	4(30,8)	27(100)	3(23,1)
			Çürük Var	0(0)	9(69,2)	0(0)	10(76,9)
		Zirkonyum	Çürük Yok	27(100)	4(30,8)	27(100)	2(15,4)
	Çürük Var		0(0)	9(69,2)	0(0)	11(84,6)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	30(100)	3(30)	30(100)	3(30)
			Çürük Var	0(0)	7(70)	0(0)	7(70)
		Kompozit	Çürük Yok	30(100)	2(20)	30(100)	2(20)
			Çürük Var	0(0)	8(80)	0(0)	8(80)
		Porselen	Çürük Yok	30(100)	2(20)	29(96,7)	2(20)
			Çürük Var	0(0)	8(80)	1(3,3)	8(80)
Zirkonyum		Çürük Yok	29(96,7)	2(20)	29(96,7)	2(20)	
	Çürük Var	1(3,3)	8(80)	1(3,3)	8(80)		
Morita	HiFi	Amalgam	Çürük Yok	28(96,6)	3(27,3)	28(96,6)	3(27,3)
			Çürük Var	1(3,4)	8(72,7)	1(3,4)	8(72,7)
		Zirkonyum	Çürük Yok	29(100)	3(27,3)	28(96,6)	3(27,3)
			Çürük Var	0(0)	8(72,7)	1(3,4)	8(72,7)
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	30(100)	1(10)	30(100)	1(10)
			Çürük Var	0(0)	9(90)	0(0)	9(90)
		Zirkonyum	Çürük Yok	29(96,7)	2(20)	30(100)	2(20)
		Çürük Var	1(3,3)	8(80)	0(0)	8(80)	

**Tablo 4-4** İkinci premolar mesial yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	High	Amalgam	Çürük Yok	26(100)	8(57,1)	26(100)	5(35,7)
			Çürük Var	0(0)	6(42,9)	0(0)	9(64,3)
		Kompozit	Çürük Yok	26(100)	5(35,7)	25(96,2)	3(21,4)
			Çürük Var	0(0)	9(64,3)	1(3,8)	11(78,6)
		Porselen	Çürük Yok	25(96,2)	6(42,9)	26(100)	5(35,7)
			Çürük Var	1(3,8)	8(57,1)	0(0)	9(64,3)
	Zirkonyum	Çürük Yok	26(100)	8(57,1)	25(96,2)	4(28,6)	
		Çürük Var	0(0)	6(42,9)	1(3,8)	10(71,4)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	27(100)	9(69,2)	27(100)	8(61,5)
			Çürük Var	0(0)	4(30,8)	0(0)	5(38,5)
		Kompozit	Çürük Yok	27(100)	7(53,8)	27(100)	6(46,2)
			Çürük Var	0(0)	6(46,2)	0(0)	7(53,8)
Porselen		Çürük Yok	27(100)	7(53,8)	27(100)	6(46,2)	
		Çürük Var	0(0)	6(46,2)	0(0)	7(53,8)	
Zirkonyum	Çürük Yok	27(100)	7(53,8)	27(100)	5(38,5)		
	Çürük Var	0(0)	6(46,2)	0(0)	8(61,5)		
Morita	HiFi	Amalgam	Çürük Yok	29(96,7)	5(50)	30(100)	3(30)
			Çürük Var	1(3,3)	5(50)	0(0)	7(70)
		Zirkonyum	Çürük Yok	30(100)	3(30)	30(100)	3(30)
			Çürük Var	0(0)	7(70)	0(0)	7(70)
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	29(96,7)	3(30)	28(93,3)	5(50)
			Çürük Var	1(3,3)	7(70)	2(6,7)	5(50)
Zirkonyum	Çürük Yok	29(96,7)	3(30)	29(96,7)	3(30)		
	Çürük Var	1(3,3)	7(70)	1(3,3)	7(70)		

**Tablo 4-5** İkinci premolar distal yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
2.Premolar Distal			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	High	Amalgam	Çürük Yok	25(96,2)	14(100)	26(100)	14(100)
			Çürük Var	1(3,8)	0(0)	0(0)	0(0)
		Kompozit	Çürük Yok	26(100)	3(21,4)	26(100)	3(21,4)
			Çürük Var	0(0)	11(78,6)	0(0)	11(78,6)
		Porselen	Çürük Yok	25(96,2)	7(50)	26(100)	5(35,7)
			Çürük Var	1(3,8)	7(50)	0(0)	9(64,3)
	Zirkonyum	Çürük Yok	26(100)	6(42,9)	25(96,2)	4(28,6)	
		Çürük Var	0(0)	8(57,1)	1(3,8)	10(71,4)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	27(100)	13(100)	27(100)	13(100)
			Çürük Var	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)
		Kompozit	Çürük Yok	26(96,3)	7(53,8)	27(100)	4(30,8)
			Çürük Var	1(3,7)	6(46,2)	0(0)	9(69,2)
Porselen		Çürük Yok	26(96,3)	8(61,5)	27(100)	5(38,5)	
		Çürük Var	1(3,7)	5(38,5)	0(0)	8(61,5)	
Zirkonyum	Çürük Yok	27(100)	9(69,2)	27(100)	5(38,5)		
	Çürük Var	0(0)	4(30,8)	0(0)	8(61,5)		
Morita	HiFi	Amalgam	Çürük Yok	29(100)	11(100)	29(100)	11(100)
			Çürük Var	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)
	Zirkonyum	Çürük Yok	29(100)	7(63,6)	28(96,6)	0(0)	
		Çürük Var	0(0)	4(36,4)	1(3,4)	11(100)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	30(100)	10(100)	30(100)	10(100)
			Çürük Var	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)
Zirkonyum	Çürük Yok	30(100)	7(70)	30(100)	1(10)		
	Çürük Var	0(0)	3(30)	0(0)	9(90)		

**Tablo 4-6** Birinci molar mesial yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	<b>High</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	25(100)	15(100)	25(100)	15(100)
			Çürük Var	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)
	<b>Kompozit</b>	Çürük Yok	25(100)	6(40)	25(100)	4(26,7)	
		Çürük Var	0(0)	9(60)	0(0)	11(73,3)	
	<b>Porselen</b>	Çürük Yok	25(100)	8(53,3)	25(100)	4(26,7)	
		Çürük Var	0(0)	7(46,7)	0(0)	11(73,3)	
	<b>Zirkonyum</b>	Çürük Yok	25(100)	9(60)	25(100)	4(26,7)	
		Çürük Var	0(0)	6(40)	0(0)	11(73,3)	
	<b>Standart</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	27(100)	13(100)	27(100)	13(100)
			Çürük Var	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)
		<b>Kompozit</b>	Çürük Yok	27(100)	4(30,8)	27(100)	5(38,5)
			Çürük Var	0(0)	9(69,2)	0(0)	8(61,5)
		<b>Porselen</b>	Çürük Yok	27(100)	10(76,9)	26(96,3)	7(53,8)
			Çürük Var	0(0)	3(23,1)	1(3,7)	6(46,2)
<b>Zirkonyum</b>		Çürük Yok	27(100)	8(61,5)	25(92,6)	6(46,2)	
		Çürük Var	0(0)	5(38,5)	2(7,4)	7(53,8)	
Morita	<b>HiFi</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	28(100)	11(91,7)	28(100)	10(83,3)
			Çürük Var	0(0)	1(8,3)	0(0)	2(16,7)
	<b>Zirkonyum</b>	Çürük Yok	28(100)	9(75)	27(96,4)	5(41,7)	
		Çürük Var	0(0)	3(25)	1(3,6)	7(58,3)	
	<b>Standart</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	29(96,7)	10(100)	29(96,7)	10(100)
			Çürük Var	1(3,3)	0(0)	1(3,3)	0(0)
		<b>Zirkonyum</b>	Çürük Yok	29(96,7)	8(80)	27(90)	4(40)
			Çürük Var	1(3,3)	2(20)	3(10)	6(60)

**Tablo 4-7** Birinci molar distal yüzey çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
1.Molar Distal			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	High	Amalgam	Çürük Yok	29(100)	3(27,3)	29(100)	2(18,2)
			Çürük Var	0(0)	8(72,7)	0(0)	9(81,8)
	Kompozit	Çürük Yok	28(96,6)	2(18,2)	29(100)	1(9,1)	
		Çürük Var	1(3,4)	9(81,8)	0(0)	10(90,9)	
	Porselen	Çürük Yok	28(96,6)	4(36,4)	29(100)	3(27,3)	
		Çürük Var	1(3,4)	7(63,6)	0(0)	8(72,7)	
	Zirkonyum	Çürük Yok	29(100)	4(36,4)	29(100)	3(27,3)	
		Çürük Var	0(0)	7(63,6)	0(0)	8(72,7)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	32(100)	4(50)	32(100)	2(25)
			Çürük Var	0(0)	4(50)	0(0)	6(75)
		Kompozit	Çürük Yok	32(100)	2(25)	32(100)	3(37,5)
			Çürük Var	0(0)	6(75)	0(0)	5(62,5)
Porselen		Çürük Yok	32(100)	2(25)	32(100)	1(12,5)	
		Çürük Var	0(0)	6(75)	0(0)	7(87,5)	
Zirkonyum		Çürük Yok	32(100)	2(25)	32(100)	0(0)	
		Çürük Var	0(0)	6(75)	0(0)	8(100)	
Morita	HiFi	Amalgam	Çürük Yok	32(100)	1(12,5)	31(96,9)	1(12,5)
			Çürük Var	0(0)	7(87,5)	1(3,1)	7(87,5)
	Zirkonyum	Çürük Yok	31(96,9)	1(12,5)	32(100)	1(12,5)	
		Çürük Var	1(3,1)	7(87,5)	0(0)	7(87,5)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	29(93,5)	2(22,2)	31(100)	2(22,2)
			Çürük Var	2(6,5)	7(77,8)	0(0)	7(77,8)
		Zirkonyum	Çürük Yok	30(96,8)	2(22,2)	31(100)	3(33,3)
			Çürük Var	1(3,2)	7(77,8)	0(0)	6(66,7)



**Tablo 4-8** İkinci molar mesial yüzeyi çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	High	Amalgam	Çürük Yok	33(100)	2(28,6)	33(100)	2(28,6)
			Çürük Var	0(0)	5(71,4)	0(0)	5(71,4)
		Kompozit	Çürük Yok	33(100)	2(28,6)	33(100)	1(14,3)
			Çürük Var	0(0)	5(71,4)	0(0)	6(85,7)
		Porselen	Çürük Yok	33(100)	1(14,3)	33(100)	1(14,3)
			Çürük Var	0(0)	6(85,7)	0(0)	6(85,7)
		Zirkonyum	Çürük Yok	33(100)	1(2,9)	33(100)	1(14,3)
	Çürük Var		0(0)	6(97,1)	0(0)	6(85,7)	
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	34(100)	2(33,3)	34(100)	2(33,3)
			Çürük Var	0(0)	4(66,7)	0(0)	4(66,7)
		Kompozit	Çürük Yok	34(100)	2(33,3)	37(100)	1(16,7)
			Çürük Var	0(0)	4(66,7)	0(0)	5(83,3)
		Porselen	Çürük Yok	33(97,1)	1(16,7)	34(100)	1(16,7)
			Çürük Var	1(2,9)	5(83,3)	0(0)	5(83,3)
Zirkonyum		Çürük Yok	34(100)	2(33,3)	34(100)	2(33,3)	
	Çürük Var	0(0)	4(66,7)	0(0)	4(66,7)		
Morita	HiFi	Amalgam	Çürük Yok	34(97,1)	0(0)	35(100)	0(0)
			Çürük Var	1(2,9)	5(100)	0(0)	5(100)
		Zirkonyum	Çürük Yok	35(100)	0(0)	35(100)	0(0)
			Çürük Var	0(20)	5(100)	0(0)	5(100)
	Standart	Amalgam	Çürük Yok	36(97,3)	0(0)	37(100)	0(0)
			Çürük Var	1(2,7)	3(100)	0(0)	3(100)
		Zirkonyum	Çürük Yok	35(94,6)	0(100)	36(97,3)	0(100)
Çürük Var	2(5,4)		3(0)	1(2,7)	3(0)		

**Tablo 4-9** İkinci molar distal yüzeyi çürük tespit verilerinin altın standart ile karşılaştırılması

			1. Gözlemci		2. Gözlemci		
			Altın Standart		Altın Standart		
			Çürük Yok	Çürük Var	Çürük Yok	Çürük Var	
			n(%)	n(%)	n(%)	n(%)	
NewTom	<b>High</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	31(100)	2(22,5)	31(100)	2(22,2)
			Çürük Var	0(0)	7(77,5)	0(0)	7(77,8)
	<b>Kompozit</b>	Çürük Yok	31(100)	1(77,8)	31(100)	0(0)	
		Çürük Var	0(0)	8(22,2)	0(0)	9(100)	
	<b>Porselen</b>	Çürük Yok	31(100)	1(11,1)	31(100)	1(11,1)	
		Çürük Var	0(0)	8(88,9)	0(0)	8(88,9)	
	<b>Zirkonyum</b>	Çürük Yok	31(100)	0(0)	31(100)	0(0)	
		Çürük Var	0(0)	9(100)	0(0)	9(100)	
	<b>Standart</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	34(100)	1(77,8)	33(97,1)	1(16,7)
			Çürük Var	0(0)	5(22,2)	1(2,9)	5(83,3)
		<b>Kompozit</b>	Çürük Yok	34(100)	1(16,7)	34(100)	0(0)
			Çürük Var	0(0)	5(83,3)	0(0)	6(100)
		<b>Porselen</b>	Çürük Yok	34(100)	1(16,7)	34(100)	1(16,7)
			Çürük Var	0(0)	5(83,3)	0(0)	5(83,3)
<b>Zirkonyum</b>		Çürük Yok	33(97,1)	2(33,3)	34(100)	1(16,7)	
		Çürük Var	1(2,9)	4(66,7)	0(0)	5(83,3)	
Morita	<b>HiFi</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	32(97)	0(0)	33(100)	1(14,3)
			Çürük Var	1(3)	7(100)	0(0)	6(85,7)
	<b>Zirkonyum</b>	Çürük Yok	32(97)	0(0)	32(97)	1(14,3)	
		Çürük Var	1(3)	7(100)	1(3)	6(85,7)	
	<b>Standart</b>	<b>Amalgam</b>	Çürük Yok	33(97,1)	0(0)	34(100)	1(16,7)
			Çürük Var	1(2,9)	6(100)	0(0)	5(83,3)
		<b>Zirkonyum</b>	Çürük Yok	33(97,1)	0(0)	34(100)	1(16,7)
			Çürük Var	1(2,9)	6(100)	0(0)	5(83,3)

## 4-2 Dentin Çürük Tespit Verilerinin Tanı Doğruluğu Açısından Değerlendirilmesi

İki gözlemci tarafından görüntülerin değerlendirilmesi sonucu elde edilen dentin çürük verilerin tümü altın standart olarak kabul edilen artefaktsız görüntüleme verileri ile karşılaştırıldı ve gözlemcilerin her bir tomografi cihazı ve modunda alınan radyografları değerlendirmeleri sonucu aproksimal dentin çürük tespiti için verdikleri skorlar Tablo 4-10, 4-11’de verilmiştir.

**Tablo 4-10** Birinci gözlemci dentin çürüğü verilerinin altın standart verileri ile karşılaştırılması

				Altın standart									
				1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar			
				M	D	M	D	M	D	M	D		
1. Gözlemci	Amalgam	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	0	0	5	1	3	
			Çürük yok	0	0	0	3	5	0	1	0		
		Standart	Çürük var	4	3	0	0	0	4	1	3		
			Çürük yok	0	0	0	3	5	1	1	0		
		Morita	HiFi	Çürük var	7	5	0	0	1	5	2	4	
				Çürük yok	0	0	5	5	4	0	1	0	
			Standart	Çürük var	5	3	1	0	0	6	2	4	
				Çürük yok	0	0	2	5	4	0	0	0	
		Kompozit	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	3	5	5	2	3
				Çürük yok	0	0	0	0	0	0	0	0	
			Standart	Çürük var	4	3	0	2	5	5	2	3	
				Çürük yok	0	0	0	1	0	0	0	0	
	Porselen	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	3	5	5	2	3	
			Çürük yok	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Standart	Çürük var	4	3	0	3	3	5	1	3		
			Çürük yok	0	0	0	0	2	0	1	0		
	Zirkonyum	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	1	5	5	2	3	
			Çürük yok	0	0	0	0	0	0	0	0		
			Standart	Çürük var	3	3	0	2	4	5	2	3	
				Çürük yok	1	0	0	1	1	0	0	0	
		Morita	HiFi	Çürük var	7	5	2	2	1	5	2	4	
				Çürük yok	0	0	3	3	4	0	1	0	
			Standart	Çürük var	5	3	1	2	1	6	2	4	
				Çürük yok	0	0	2	3	3	0	0	0	

**Tablo 4-11** İkinci gözlemci dentin çürüğü verilerinin altın standart verileri ile karşılaştırılması

				Altın standart									
				1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar			
				M	D	M	D	M	D	M	D		
2. Gözlemci	Amalgam	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	0	0	5	1	3	
			Çürük yok	0	0	0	3	5	0	1	0		
		Standart	Çürük var	4	3	0	0	0	5	1	3		
			Çürük yok	0	0	0	3	5	0	1	0		
		Morita	HiFi	Çürük var	7	5	2	0	2	5	3	4	
			Çürük yok	0	0	1	5	3	0	0	0		
	Kompozit	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	3	5	5	2	3	
			Çürük yok	0	0	0	0	0	0	0	0		
		Standart	Çürük var	4	3	0	3	5	4	1	3		
			Çürük yok	0	0	0	0	0	1	1	0		
		Porselen	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	3	5	5	2	3
				Çürük yok	0	0	0	0	0	0	0	0	
Zirkonyum	New Tom	High Rest	Çürük var	4	3	1	3	4	5	2	3		
		Çürük yok	0	0	0	0	1	0	0	0			
	Standart	Çürük var	4	3	0	3	4	5	2	3			
		Çürük yok	0	0	0	0	1	0	0	0			
	Morita	HiFi	Çürük var	7	5	2	5	4	5	3	4		
		Çürük yok	0	0	1	0	1	0	0	0			
Standart	Çürük var	5	3	1	4	3	6	2	4				
	Çürük yok	0	0	2	1	1	0	0	0				

Birinci ve ikinci gözlemcinin birinci premolar ve ikinci molar mesial ve distal aproksimal yüzeylerde tüm dentin çürüklerini doğru tespit ettikleri görülmektedir. Fakat amalgam restorasyonu ile alınan görüntülerde ikinci premolar ve birinci molar mesial ve aproksimal yüzeylerde genellikle çürük tespit edilemediği görülmektedir. Diğer bölgelerde ise iki gözlemcide dentin çürüklerinin tamamına yakınıni tespit etmişlerdir.

### 4.3 Gözlemciler Arası Uyumun Değerlendirilmesi

Her bir farklı cihaz ve mod için gözlemciler arası uyum kappa analizi ile test edilmiştir. Test sonuçları tablo 4-13’de verilmiştir.

Kappa katsayılarının yorumu Landis ve Koch (87)’un kriterleri esas alınarak yapılmıştır (Tablo 4-12).

**Tablo 4-12** Kappa istatistiğine göre uyum değerlendirilmesi.

Kappa Katsayısı	Yorum
< 0.00	Uyum yok
0.0 - 0.20	Önemsiz derecede uyum
0.21 - 0.40	Orta derecede uyum
0.41 - 0.60	Genellikle uyum
0.61 - 0.80	Önemli derecede uyum
0.81 - 1.00	Neredeyse mükemmel uyum

Amalgam restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda, Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda elde edilen verilerin gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde kappa katsayısının 0.741 ile 1 arasında değiştiği tespit edildi. Gözlemciler arası uyumun mükemmel olduğu görüldü. İkinci premolar distalinde uyum mükemmel ve birebir çıkmıştır.

Kompozit restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda elde edilen verilerin gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi için yapılan Kappa analiz sonuçlarına bakıldığında NewTom standart modda ikinci premoların distalinde en düşük uyum görülmüştür (K: 0.689,  $p < 0.001$ ). Kappa katsayısının 1 olduğu mükemmel uyumun gözlemlendiği yüzeyler ise NewTom HiRes ve standart modunda birinci premoların distali ve HiRes modunda ikinci premoların distalinde elde edilmiştir.

Porselen kron restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda elde edilen verilerin gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi için yapılan Kappa analiz sonuçlarına bakıldığında kappa katsayısının çoğunlukla 0.80’den büyük olduğu ve gözlemciler arası uyumun mükemmel olduğu görüldü.

Zirkonyum restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda, Morita cihazının HiFi ve standart modunda elde edilen verilerin gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde ise kappa katsayısının çoğunlukla 0.80'den büyük olduğu ve gözlemciler arası uyumun mükemmel olduğu görüldü. En düşük uyum ise Morita cihazının HiFi ve standart modunda, ikinci premolar distali ve birinci molar mesialinde elde edilmiştir. Bu yüzeylerde kappa katsayıları “genellikle uyum” aralığına girmektedir.

#### **4.4 Gözlemci İçi Uyumun Değerlendirilmesi**

Her iki cihaz ve iki mod için gözlemci içi uyum Kappa analizi ile test edilmiştir. Gözlemci 1 test sonuçları tablo 4-14'de, gözlemci 2 test sonuçları tablo 4-15'de verilmiştir.

Birinci gözlemci için kappa katsayısı değerleri genelde 1 olarak bulunmuştur. En düşük değerler NewTom cihazı standart modda kompozit görüntülerinde ikinci premolar distalinde ve birinci molar mesialinde, zirkonyum restorasyonunda ikinci premolar distalinde, porselen restorasyonunda birinci molar mesialinde, Morita cihazı standart modda zirkonyum restorasyonu görüntülerinde ikinci premolar mesial ve distal yüzeylerde, Morita cihazı HiFi modda zirkonyum restorasyonu görüntülerinde birinci molar mesial yüzeyde elde edilmiştir.

İkinci gözlemci için kappa katsayısı değerleri genelde 1 olarak bulunmuştur. En düşük değerler olarak kompozit restorasyonu için NewTom cihazı standart modunda birinci molar mesial yüzeyde görülmüştür. Porselen restorasyonu için NewTom cihazı standart modda birinci molar mesial ve ikinci molar distalinde görülmüştür. NewTom cihazının high modunda ise ikinci moların mesialinde bulunmuştur. Zirkonyum restorasyonu için NewTom cihazının high modunda ikinci premoların distalinde, Morita cihazında ise standart modda birinci moların mesiali, HiFi modda ikinci premoların distali ve birinci moların mesialinde elde edilmiştir.

**Tablo 4-13** Gözlemciler arası uyum değerlendirmesi kapp'a analiz bulguları

Gözlemci 1- Gözlemci 2			1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar			
Cihaz	Cihaz Modu		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal		
Amalgam	New Tom	High Rest	K	0,741	1,000	0,756	0,000	.	0,925	0,771	0,827	
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	.	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
	Standart	K	0,935	0,827	0,875	.	.	0,773	1,000	0,895		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
	Morita	HiFi	K	0,886	0,857	0,725	.	0,655	0,918	0,895	0,828	
				P Değeri	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	0,048	<0,001	<0,001	<0,001
Standart	K	1,000	1,000	0,754	.	1,000	0,844	0,844	0,805			
		P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,022	<0,001	<0,001	<0,001		
Kompozit	New Tom	High Rest	K	0,898	1,000	0,808	1,000	0,867	0,867	0,895	0,925	
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
	Standart	K	0,867	1,000	0,908	0,689	0,776	0,895	0,875	0,895		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
	Porselen	New Tom	High Rest	K	0,846	0,931	0,713	0,776	0,717	0,844	0,804	1,000
				P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Standart	K	0,750	0,925	0,908	0,655	0,553	0,908	0,773	1,000			
		P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,004	<0,001	<0,001	<0,001		
Zirkonyum	New Tom	High Rest	K	0,898	0,867	0,635	0,795	0,489	0,918	1,000	1,000	
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,004	<0,001	<0,001	<0,001	
	Standart	K	0,588	0,857	0,828	0,615	0,660	0,828	1,000	0,771		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
	Morita	HiFi	K	0,893	0,925	1,000	0,412	0,490	0,918	1,000	0,754	
				P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	0,004	0,006	<0,001	<0,001	<0,001
Standart	K	0,890	0,925	1,000	0,437	0,437	0,828	0,875	0,805			
		P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	0,007	0,008	<0,001	<0,001	<0,001		

*Chen's Cappa Test* K: Cohen'in kapp'a katsayısı

**Tablo 4-14** Birinci gözlemci birinci ve ikinci ölçümlerinin kappa analizi ile karşılaştırma sonuçları

Gözlemci 1- 1. Ölçüm-2. Ölçüm				1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar		
	Cihaz	Cihaz Modu		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	
Amalgam	NewTom	High Rest	K	0,613	1,000	0,818	1,000	1,000	0,636	1,000	1,000	
			P Değeri	0,013	0,025	0,001	0,025	0,025	0,006	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	0,818	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,001	
	Morita	HiFi	K	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,000	0,025	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	0,636	1,000	1,000	1,000	0,818	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,006	0,025	0,025	0,025	0,025	
Kompozit	NewTom	High Rest	K	1,000	1,000	0,636	1,000	0,818	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,006	0,025	0,001	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	0,842	1,000	1,000	0,545	0,545	1,000	0,842	0,842	
			P Değeri	0,001	0,025	0,025	0,171	0,171	0,025	0,001	0,001	
	Porselen	NewTom	High Rest	K	1,000	1,000	0,615	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
				P Değeri	0,025	0,025	0,136	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025
			Standart	K	1,000	1,000	1,000	0,818	0,545	1,000	1,000	1,000
				P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,001	0,171	0,025	0,025	0,025
Zirkonyum	NewTom	High Rest	K	1,000	0,615	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,136	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,025	0,025	0,025	
	Morita	HiFi	K	1,000	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	0,545	0,545	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,171	0,171	0,025	0,025	0,025	0,025	

*Chen's Cappa Test K: Cohen'in kappa katsayısı*



**Tablo 4-15** İkinci gözlemci birinci ve ikinci ölçümlerinin kappa analizi ile karşılaştırma sonuçları

Gözlemci 2 - 1. Ölçüm-2. Ölçüm				1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar		
	Cihaz	Cihaz Modu		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	
Amalgam	NewTom	High Rest	K	0,857	0,634	0,842	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,001	0,008	0,001	0,025	0,025	0,000	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	
	Morita	HiFi	K	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	1,000	0,025	0,025	0,025	0,025	
Kompozit	NewTom	High Rest	K	1,000	1,000	1,000	1,000	0,842	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,001	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	1,000	1,000	
	P Değeri		0,025	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,025	0,025		
	Porselen	NewTom	High Rest	K	1,000	1,000	0,615	1,000	0,842	0,000	0,545	1,000
				P Değeri	0,025	0,025	0,136	0,025	0,001	1,000	0,171	0,025
Standart			K	1,000	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	1,000	0,545	
	P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,025	0,171			
Zirkonyum	NewTom	High Rest	K	1,000	1,000	1,000	0,545	0,615	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,171	0,136	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,025	0,025	
	Morita	HiFi	K	1,000	1,000	1,000	0,545	0,545	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,171	0,171	0,025	0,025	0,025	
		Standart	K	1,000	1,000	1,000	1,000	0,545	1,000	1,000	1,000	
			P Değeri	0,025	0,025	0,025	0,025	0,171	0,025	0,025	0,025	

Chen's Cappa Test K: Cohen'in kappa katsayısı

## 4.5 Çürük Verilerinin Altın Standart ile Karşılaştırılması

Her iki gözlemcinin değerlendirmeleri sonucu elde edilen veriler ile altın standart verilerinin karşılaştırmaları Kappa analizi ile yapılmıştır. Gözlemci 1 analiz sonuçları tablo 16’da, gözlemci 2 sonuçları tablo 17’de verilmiştir.

### 4.5.1 Birinci gözlemci sonuçları

Amalgam restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda, Morita cihazının HiFi ve standart modunda birinci gözlemci tarafından sağlanan verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde kappa katsayısının çoğu aproksimal yüzeyde 0.60’dan büyük olduğu ve kappa analiz skor tablosuna göre “önemli derecede uyuşma” gözlenmiştir. Morita cihazının standart modunda, birinci premoların mesiali ve distali, ikinci moların mesiali ve distali, ayrıca aynı cihazın HiFi modunda birinci moların distali, ikinci moların mesiali ve distalinde mükemmel uyuşma görülmüştür.

İkinci premolar distal ve birinci molar mesialinde cihazın iki modunda da uyuşma gözlenmemiştir.

Kompozit restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda elde edilen verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde kappa katsayısının 0.41 ile 0.60 arasında olduğu aproksimal yüzeyler, NewTom cihazı standart modda ikinci premolar mesiali ve distalidir. Önemli derecede uyum olduğunu gösteren kappa katsayısının 0.61 ile 0.80 olduğu aproksimal yüzeyler ise NewTom cihazı standart modda birinci premoların mesiali, birinci moların mesiali ve ikinci moların mesialidir. HiRes modda ise ikinci premoların mesiali ve birinci moların mesialidir. Katsayının 0.80’den büyük olduğu ve mükemmel uyumun görüldüğü aproksimal yüzeyler ise NewTom cihazı standart modda birinci premoların, birinci moların ve ikinci moların distalleridir. HiRes modda ise birinci premoların mesiali ve distali, ikinci premoların distali, birinci moların distali ve ikinci moların mesial ve distalidir.

Porselen kron restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda elde edilen verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan

Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde, kappa katsayısının 0.41 ile 0.60 arasında olduğu aproksimal yüzeyler, NewTom HiRes modda birinci premolar mesial ve distal, birinci molar mesial yüzeylerdir. Standart modda birinci moların mesialinde ise 0.288 olup orta derecede uyuşma görülmüştür. Mükemmel uyuşma ise standart modda birinci premoların ve birinci moların distal, ikinci moların mesial ve distal yüzeylerinde, HiRes modda ise birinci premolar mesial ve ikinci molar mesial ve distal yüzeylerinde sağlanmıştır.

Zirkonyum restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda, Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda elde edilen verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde ise kappa katsayısının çoğunlukla 0.61 ile 0.80 aralığında olduğu ve önemli derece uyuşma olduğu görüldü. Kappa katsayısının 0.80 den büyük olduğu, mükemmel uyumun gözleendiği aproksimal yüzeyler ise, NewTom cihazı standart modda birinci moların distali, HiRes modda birinci premoların mesiali ve ikinci moların mesiali ve distalidir. Morita cihazında ise standart modda birinci premoların mesiali ve ikinci moların distali, HiRes modda birinci premolar mesiali, birinci molar distal ikinci molar mesiali ve distalidir. En düşük uyum ise NewTom standart modda ikinci premolar distal yüzey, Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda, birinci molar mesialinde elde edilmiştir. Bu yüzeylerde kappa katsayıları “çoğunlukla uyum” aralığına girmektedir.

#### **4.5.2 İkinci gözlemci sonuçları**

Amalgam restorasyonu için NewTom cihazının HiRes modu ve standart modunda, Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda ikinci gözlemci tarafından sağlanan verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde kappa katsayısının genellikle mükemmel ve önemli derecede uyuşma olduğu görülmektedir. Fakat ikinci premolar distali ile birinci molar mesialinde istatistiksel olarak anlamlı uyum gözlenmemiştir.

Kompozit restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda elde edilen verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde kappa katsayısının bütün aproksimal yüzeylerde 0.60'den büyük olduğu ve verilerin altın standart ile önemli derecede uyuşma gösterdiği gözlenmiştir. Mükemmel derecede uyum, NewTom cihazının

HiRes modunda birinci premoların mesial ve birinci premoların, ikinci premoların, birinci ve ikinci moların distal ve ikinci moların mesial aproksimal yüzeylerinde tespit edilmiştir. Standart modda ise birinci premoların distal ve ikinci moların mesial ve distal aproksimal yüzeyinde görülmüştür.

Porselen kron restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda elde edilen verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde, kappa katsayısının bir aproksimal yüzey hariç 0.60'den büyük olduğu görülmüştür. Uyumun düşük olduğu yüzey, birinci molar mesial aproksimal yüzeydir ve istatistiksel olarak genellikle uyuma sergilemektedir. Mükemmel uyum ise standart modda birinci molar distal ve ikinci molar distal, HiRes modda birinci premolar mesial ve distal, ikinci molar mesial ve distal aproksimal yüzeylerde elde edilmiştir.

Zirkonyum restorasyonu için NewTom cihazının HiRes mod ve standart modunda, Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda elde edilen verilerin altın standart ile karşılaştırılması için yapılan Kappa analiz sonuçları değerlendirildiğinde ise kappa katsayısının çoğunlukla 0.61 ile 0.80 aralığında olduğu ve önemli derece uyuma olduğu görüldü. Kappa katsayısının 0.80'den büyük olduğu, mükemmel uyumun gözlemlendiği aproksimal yüzeyler ise NewTom cihazının HiRes modunda, birinci premolar ve ikinci moların tüm yüzeyleri, standart modunda ise birinci premolar mesial, birinci molar distal ve ikinci molar distal aproksimal yüzeylerdir. Morita cihazının HiFi modunda ise birinci premolar mesial, ikinci premolar distal, birinci molar distal ve ikinci molar mesial ve distaldir. Morita cihazının standart modunda ise birinci premolar mesial ve distal, ikinci premoların distal ve ikinci moların mesial ve distaldir.

**Tablo 4-16** Gözlemci 1 ve altın standart verilerinin kapa analiz bulguları

Gözlemci 1-Altın Standart				1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar		
	Cihaz	Cihaz Modu		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	
Amalgam	New Tom	High Rest	K	0,741	0,752	0,494	-0,049	0,000	0,795	0,805	0,844	
			P Değeri	<0,001	<0,001	0,001	1,000	.	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
		Standart	K	0,667	0,778	0,375	0,000	0,000	0,615	0,773	0,895	
		Morita	HiFi	K	0,783	0,734	0,538	0,000	0,113	0,918	0,895	0,918
	P Değeri			<0,001	<0,001	0,009	.	.	0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	Standart		K	0,890	0,931	0,714	0,000	-0,048	0,713	0,844	0,908	
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	.	1,000	<0,001	<0,001	<0,001	
Kompozit	New Tom	High Rest	K	0,898	0,942	0,701	0,827	0,652	0,806	0,805	0,925	
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
		Standart	K	0,607	0,857	0,536	0,482	0,752	0,828	0,773	0,895	
				P Değeri	<0,001	<0,001	0,001	0,003	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	Porselen	New Tom	High Rest	K	0,846	0,752	0,581	0,512	0,522	0,658	0,908	0,925
				P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Standart			K	0,667	0,857	0,536	0,404	0,288	0,828	0,804	0,895	
			P Değeri	<0,001	<0,001	0,001	0,009	0,027	<0,001	<0,001	<0,001	
Zirkonyum	New Tom	High Rest	K	0,898	0,752	0,494	0,634	0,455	0,717	0,908	1,000	
			P Değeri	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
		Standart	K	0,545	0,793	0,536	0,375	0,458	0,828	0,773	0,684	
				P Değeri	<0,001	<0,001	0,001	0,007	0,001	<0,001	<0,001	0,008
	Morita	HiFi	K	0,947	0,795	0,778	0,453	0,318	0,844	1,000	0,918	
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	0,004	0,019	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Standart		K	0,946	0,793	0,714	0,391	0,217	0,776	0,724	0,908		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	0,011	0,142	<0,001	<0,001	<0,001	

Chen's Cappa Test K: Cohen'in kapa katsayısı

**Tablo 4-17** Gözlemci 2 ve altın standart verilerinin kappa analiz bulguları

Gözlemci 2-Altın Standart				1. Premolar		2. Premolar		1.Molar		2.Molar			
	Cihaz	Cihaz Modu		Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal	Mesial	Distal		
Amalgam	New Tom	High Rest	K	1,000	0,752	0,701	0,000	0,000	0,867	0,805	0,844		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	.	.	<0,001	<0,001	<0,001		
		Standart	K	0,725	0,778	0,458	0,000	0,000	0,828	0,773	0,804		
			P Değeri	<0,001	<0,001	0,003	.	.	<0,001	<0,001	0,019		
	Morita	HiFi	K	0,894	0,734	0,778	0,000	0,219	0,844	1,000	0,908		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	.	0,083	<0,001	<0,001	<0,001		
		Standart	K	0,890	0,931	0,481	0,000	-0,048	0,844	1,000	0,895		
			P Değeri	<0,001	<0,001	0,007	.	1,000	<0,001	0,001	<0,001		
Kompozit	New Tom	High Rest	K	1,000	0,942	0,773	0,827	0,775	0,935	0,908	1,000		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
		Standart	K	0,725	0,857	0,612	0,752	0,684	0,727	0,895	1,000		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	
		Porselen	New Tom	High Rest	K	1,000	0,818	0,701	0,701	0,775	0,795	0,908	0,925
					P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Standart	K			0,783	0,793	0,612	0,684	0,482	0,918	0,773	0,895		
	P Değeri			<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,008	
Zirkonyum	New Tom	High Rest	K	1,000	0,881	0,711	0,711	0,775	0,795	0,908	1,000		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
		Standart	K	0,947	0,793	0,684	0,684	0,505	1,000	0,773	0,895		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
	Morita	HiFi	K	0,947	0,734	0,778	0,939	0,605	0,918	1,000	0,827		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	
		Standart	K	0,838	0,857	0,714	0,931	0,517	0,756	0,844	0,895		
			P Değeri	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,002	<0,001	0,001	<0,001		

Chen's Cappa Test K: Cohen'in kappa katsayısı

## **4.6 Sensitivite (Duyarlılık), Spesifite (Seçicilik), Doğruluk Oranı (DOR) ve Roc Eğrisi Altında Kalan Alan (AUC) Değerlerine Ait Bulgular**

### **4.6.1 Birinci premolar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4-18)**

#### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri Morita cihazının standart modunda %86.7 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %88.9 bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %83.3 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri Morita cihazının Hi Fi modunda %93.8 olarak belirlendi.

#### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri %100 bulunurken, sadece ikinci gözlemci için Morita standart modda zirkonyum restorasyonunda %96 olarak bulundu.

#### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı Morita cihazının standart modunda %95 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı HiRes modunda %95 bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda doğruluk oranı %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı HiRes modunda %92.5 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda %97.5 olarak belirlendi.

#### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-1)**

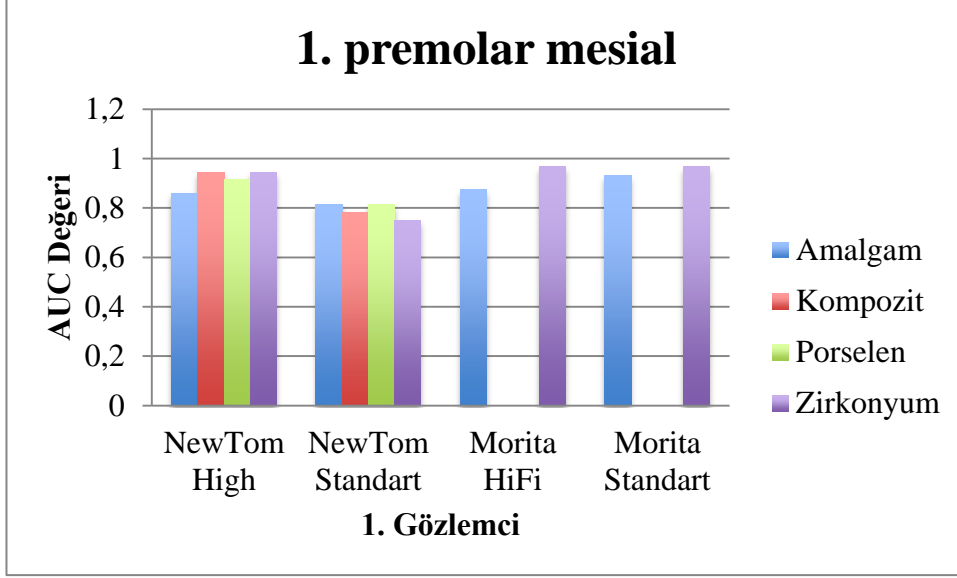
Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 1 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri Morita cihazının standart modunda 0.933 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 1 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı HiRes modunda 0.944 olarak bulundu.

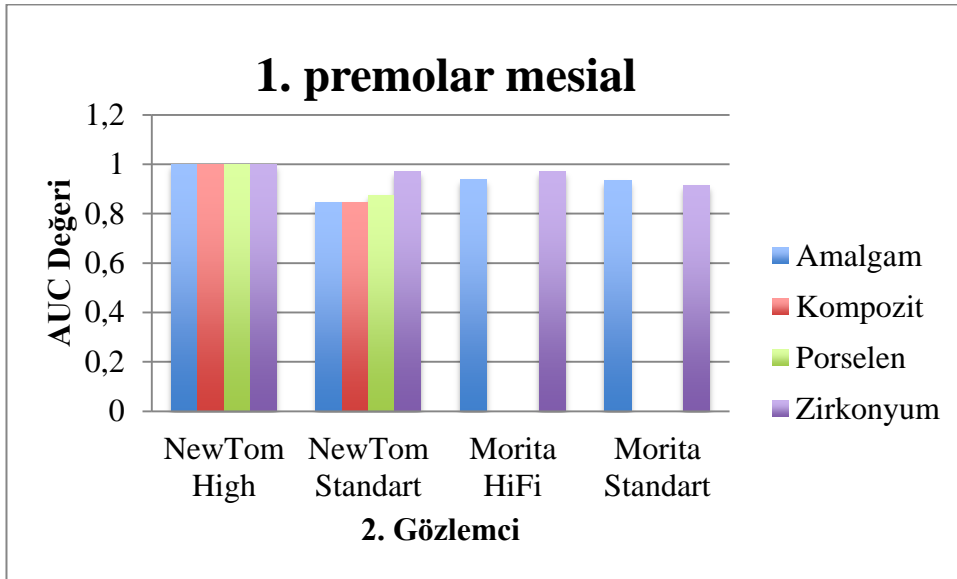
Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda doğruluk oranı 1 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı HiRes modunda 0.917 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 1 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri Morita cihazının Hi Fi modunda 0.969 olarak belirlendi.





**Şekil 4-1** Birinci gözlemciye ait birinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-2** İkinci gözlemciye ait birinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-18** Birinci premolar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

1. Premolar Mesial			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	72,2%	100,0%	87,5%	0,861±0,067	<0,001	100,0%	100,0%	100%	1,000±0,000	<0,001
		Kompozit	88,9%	100,0%	95,0%	0,944±0,044	<0,001	100,0%	100,0%	100%	1,000±0,000	<0,001
		Porselen	83,3%	100,0%	92,5%	0,917±0,054	<0,001	100,0%	100,0%	100%	1,000±0,000	<0,001
		Zirkonyum	88,9%	100,0%	95,0%	0,944±0,044	<0,001	100,0%	100,0%	100%	1,000±0,000	<0,001
	Standart	Amalgam	62,5%	100,0%	85,0%	0,813±0,079	0,001	68,8%	100,0%	87,5%	0,844±0,074	<0,001
		Kompozit	56,3%	100,0%	82,5%	0,781±0,083	0,003	68,8%	100,0%	87,5%	0,844±0,074	<0,001
		Porselen	62,5%	100,0%	85,0%	0,813±0,079	0,001	75,0%	100,0%	90,0%	0,875±0,067	<0,001
		Zirkonyum	50,0%	100,0%	80,0%	0,750±0,087	0,008	93,8%	100,0%	97,5%	0,969±0,036	<0,001
Morita	HiFi	Amalgam	75,0%	100,0%	90,0%	0,875±0,067	<0,001	87,5%	100,0%	95,0%	0,938±0,050	<0,001
		Zirkonyum	93,8%	100,0%	97,5%	0,969±0,036	<0,001	93,8%	100,0%	97,5%	0,969±0,036	<0,001
	Standart	Amalgam	86,7%	100,0%	95,0%	0,933±0,053	<0,001	86,7%	100,0%	95,0%	0,933±0,053	<0,001
		Zirkonyum	93,3%	100,0%	97,5%	0,967±0,038	<0,001	86,7%	96,0%	92,5%	0,913±0,057	<0,001

Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı

#### **4.6.2 Birinci premolar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-19)**

##### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde Morita cihazı standart modda %90 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda %92.3 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde NewTom standart modda %80 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %84.6 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı standart modda ve Morita cihazı standart modda %80 olarak bulundu.

##### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için zirkonyum restorasyonunda NewTom cihazı standart modda ve Morita cihazı standart modda %96.7, amalgam için Morita Hi Fi modda % 96.6 saptandı. İkinci gözlemci için NewTom cihazı standart modda porselen ve zirkonyum restorasyonda %96.7 ve Morita cihazı Hi Fi modda amalgam ve zirkonyum restorasyonunda %96.6 olarak bulundu.

##### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci içinde Morita cihazı standart modda %97.5 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda birinci gözlemci %97.5, ikinci gözlemci tarafından %98 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci gözlemci tarafından NewTom standart modda %95, ikinci gözlemci tarafından NewTom HiRes modda modda %93 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda ve Morita standart modunda %95 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı

standart modunda ve Morita cihazı Hi Fi ve standart modunda %92.5 olarak bulundu.

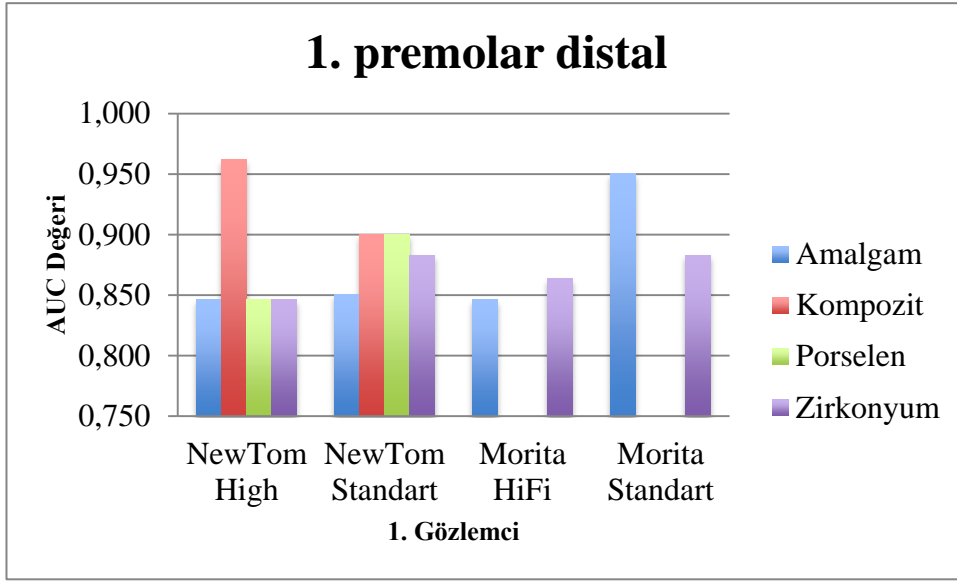
#### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-2)**

Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri iki gözlemci içinde Morita cihazı standart modunda 0.950 olarak bulundu.

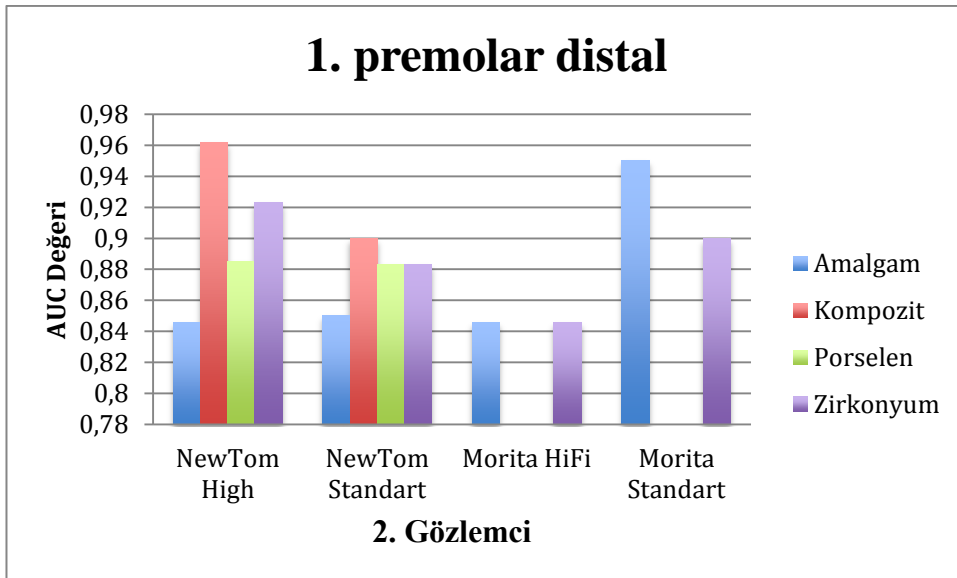
Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri iki gözlemci içinde NewTom cihazı HiRes modunda 0.962 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci tarafından NewTom standart modda 0.900, ikinci gözlemci tarafından NewTom HiRes modda modda 0.885 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 0.923 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı standart modunda ve Morita cihazı standart modunda 0.883 olarak bulundu.



**Şekil 4-3** Birinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-4** İkinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-19** Birinci premolar distal yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

1. Premolar Distal			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	69,2%	100,0%	90,0%	0,846±0,081	<0,001	69,2%	100,0%	90%	0,846±0,081	<0,001
		Kompozit	92,3%	100,0%	97,5%	0,962±0,044	<0,001	92,3%	100,0%	98%	0,962±0,044	<0,001
		Porselen	69,2%	100,0%	90,0%	0,846±0,081	<0,001	76,9%	100,0%	93%	0,885±0,072	<0,001
		Zirkonyum	69,2%	100,0%	90,0%	0,846±0,081	<0,001	84,6%	100,0%	95%	0,923±0,060	<0,001
	Standart	Amalgam	70,0%	100,0%	92,5%	0,850±0,090	0,001	70,0%	100,0%	92,5%	0,850±0,090	0,001
		Kompozit	80,0%	100,0%	95,0%	0,900±0,077	<0,001	80,0%	100,0%	95,0%	0,900±0,077	<0,001
		Porselen	80,0%	100,0%	95,0%	0,900±0,077	<0,001	80,0%	96,7%	92,5%	0,883±0,078	<0,001
		Zirkonyum	80,0%	96,7%	92,5%	0,883±0,078	<0,001	80,0%	96,7%	92,5%	0,883±0,078	<0,001
Morita	HiFi	Amalgam	72,7%	96,6%	90,0%	0,846±0,084	0,001	72,7%	96,6%	90,0%	0,846±0,084	0,001
		Zirkonyum	72,7%	100,0%	92,5%	0,864±0,083	<0,001	72,7%	96,6%	90,0%	0,846±0,084	0,001
	Standart	Amalgam	90,0%	100,0%	97,5%	0,950±0,056	<0,001	90,0%	100,0%	97,5%	0,950±0,056	<0,001
		Zirkonyum	80,0%	96,7%	92,5%	0,883±0,078	<0,001	80,0%	100,0%	95,0%	0,900±0,077	<0,001

*Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı*

### 4.6.3 İkinci premolar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4-20)

#### Sensitivite Değerine Ait Bulgular

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde %70 olarak bulundu. Değer birinci gözlemci tarafından Morita cihazı standart modda, ikinci gözlemci için ise Morita cihazı Hi Fi modda elde edildi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %78.6 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %64.3 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %64.3 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %57.1 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %71.4 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri Morita cihazı Hi Fi ve standart modda %70 olarak bulundu.

#### Spesifite Değerine Ait Bulgular

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri iki gözlemci içinde genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için en düşük değer porselen restorasyonunda NewTom cihazı HiRes modda %96.2 bulunurken, ikinci gözlemci için en düşük değer amalgam restorasyonda Morita cihazı standart modda %93.3 olarak bulundu.

#### Doğruluk Oranına Ait Bulgular

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci için Morita Hi Fi modunda %92.5 olarak bulundu. Birinci gözlemci tarafından Morita cihazı standart modunda %90 olarak elde edildi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %90 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı HiRes modunda %87.5 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %88 bulunurken, birinci gözlemci

için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı HiRes ve standart modunda %82.5 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci tarafından Morita cihazı Hi Fi modunda %92.5 olarak bulundu.

#### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-3)**

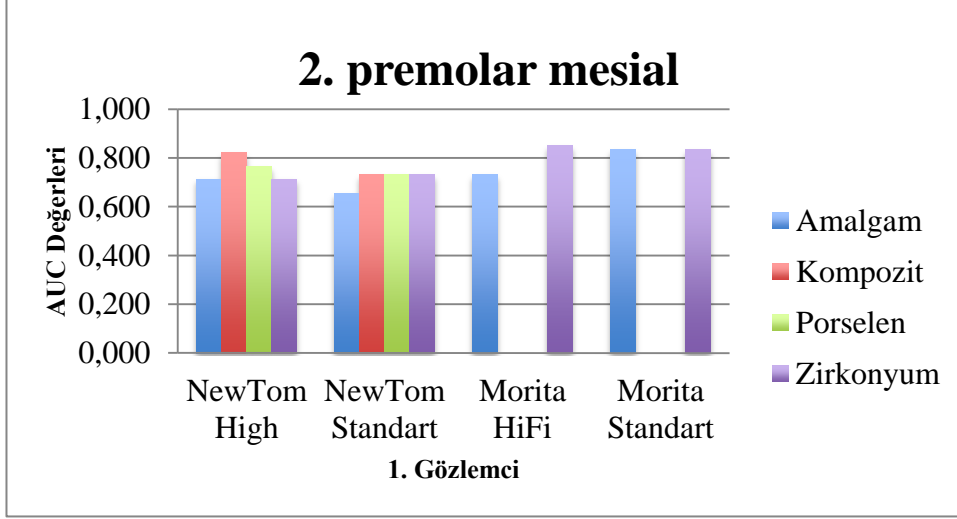
Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci için Morita Hi Fi modunda 0.850 olarak bulundu. Birinci gözlemci tarafından Morita cihazı standart modunda 0.833 olarak elde edildi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 0.874 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı HiRes modunda 0.821 olarak belirlendi.

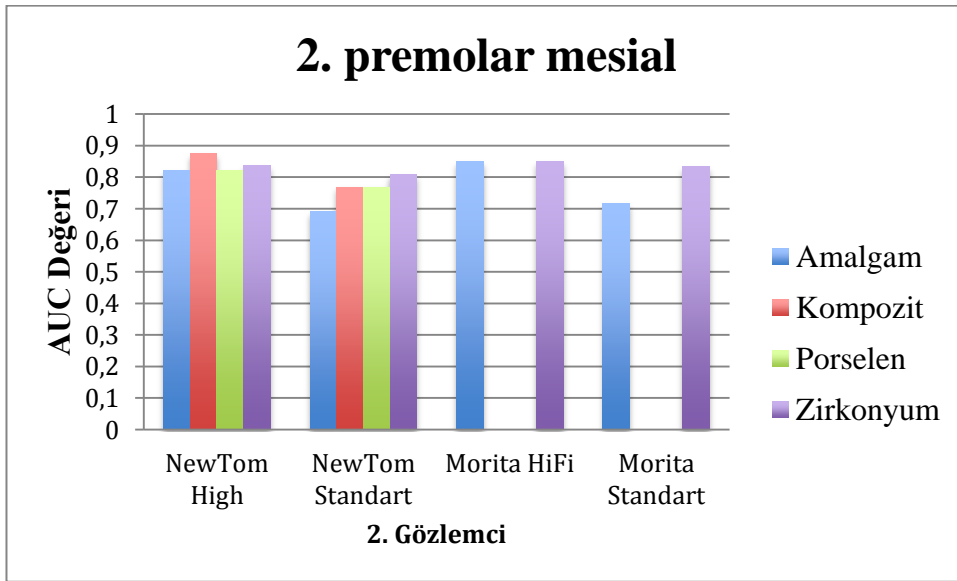
Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 0.821 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı standart modunda 0.731 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri iki gözlemci tarafından Morita cihazı HiFi modunda 0.850 olarak bulundu.





Şekil 4-5 Birinci gözlemciye ait ikinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



Şekil 4-6 İkinci gözlemciye ait ikinci premolar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-20** İkinci premolar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

2. Premolar Mesial			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	42,9%	100,0%	80,0%	0,714±0,095	0,027	64,3%	100,0%	88%	0,821±0,082	0,001
		Kompozit	64,3%	100,0%	87,5%	0,821±0,082	0,001	78,6%	96,2%	90%	0,874±0,070	<0,001
		Porselen	57,1%	96,2%	82,5%	0,766±0,089	0,006	64,3%	100,0%	88%	0,821±0,082	0,001
		Zirkonyum	42,9%	100,0%	80,0%	0,714±0,095	0,027	71,4%	96,2%	88%	0,838±0,078	<0,001
	Standart	Amalgam	30,8%	100,0%	77,5%	0,654±0,101	0,119	38,5%	100,0%	80,0%	0,692±0,099	0,051
		Kompozit	46,2%	100,0%	82,5%	0,731±0,097	0,019	53,8%	100,0%	85,0%	0,769±0,093	0,006
		Porselen	46,2%	100,0%	82,5%	0,731±0,097	0,019	53,8%	100,0%	85,0%	0,769±0,093	0,006
		Zirkonyum	46,2%	100,0%	82,5%	0,731±0,097	0,019	61,5%	100,0%	87,5%	0,808±0,087	0,002
Morita	HiFi	Amalgam	50,0%	96,7%	85,0%	0,733±0,106	0,029	70,0%	100,0%	92,5%	0,850±0,090	0,001
		Zirkonyum	70,0%	100,0%	92,5%	0,850±0,090	0,001	70,0%	100,0%	92,5%	0,850±0,090	0,001
	Standart	Amalgam	70,0%	96,7%	90,0%	0,833±0,091	0,002	50,0%	93,3%	82,5%	0,717±0,106	0,042
		Zirkonyum	70,0%	96,7%	90,0%	0,833±0,091	0,002	70,0%	96,7%	90,0%	0,833±0,091	0,002

*Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı*

#### **4.6.4 İkinci premolar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-21)**

##### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için sensitivite değeri tüm cihaz ve modlarda iki gözlemci için de %0 bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda %78.6 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %64.3 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %50 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından Morita Hi Fi modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %57.1 olarak bulundu.

##### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri iki gözlemci içinde genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için en düşük değer amalgam restorasyonunda NewTom cihazı HiRes modda %96.2 bulunurken, ikinci gözlemci için en düşük değer zirkonyum restorasyonda NewTom cihazı HiRes modda %96.2 olarak bulundu.

##### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci için de Morita cihazı standart modunda %75 bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda, birinci gözlemci tarafından %93, ikinci gözlemci tarafından %92.5 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda, birinci gözlemci tarafından %88, ikinci gözlemci tarafından %80 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından Morita Hi Fi ve standart modunda %97.5 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı HiRes modunda %85 olarak bulundu.

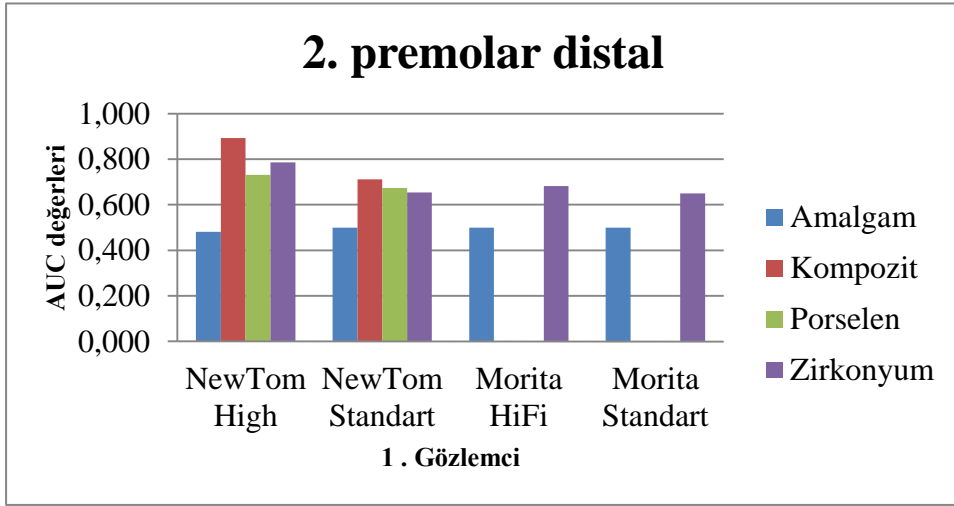
#### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-4)**

Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından iki cihazın, iki modunda da 0.500, birinci gözlemci ise NewTom cihazının HiRes modu hariç her iki cihaz ve modda 0.500 olarak bulundu.

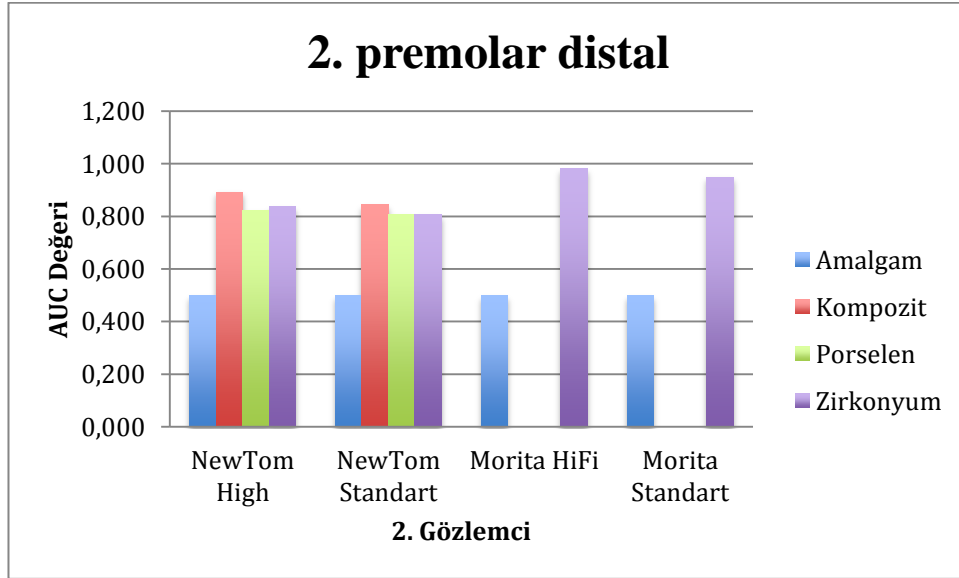
Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda 0.893 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri iki gözlemci içinde NewTom HiRes modda, birinci gözlemci tarafından 0.731, ikinci gözlemci tarafından 0.821 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından Morita Hi Fi 0.983 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı HiRes modunda 0.786 olarak bulundu.



**Şekil 4-7** Birinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-8** İkinci gözlemciye ait ikinci premolar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-21** İkinci premolar distal yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

2.Premolar Distal			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	0,0%	96,2%	62,5%	0,481±0,096	0,843	0,0%	100,0%	65%	0,500±0,097	1,000
		Kompozit	78,6%	100,0%	92,5%	0,893±0,067	<0,001	78,6%	100,0%	93%	0,893±0,067	<0,001
		Porselen	50,0%	96,2%	80,0%	0,731±0,093	0,017	64,3%	100,0%	88%	0,821±0,082	0,001
		Zirkonyum	57,1%	100,0%	85,0%	0,786±0,088	0,003	71,4%	96,2%	88%	0,838±0,078	<0,001
	Standart	Amalgam	0,0%	100,0%	67,5%	0,500±0,099	1,000	0,0%	100,0%	67,5%	0,500±0,099	1,000
		Kompozit	46,2%	96,3%	80,0%	0,712±0,097	0,031	69,2%	100,0%	90,0%	0,846±0,081	<0,001
		Porselen	38,5%	96,3%	77,5%	0,674±0,099	0,078	61,5%	100,0%	87,5%	0,808±0,087	0,002
		Zirkonyum	30,8%	100,0%	77,5%	0,654±0,101	0,119	61,5%	100,0%	87,5%	0,808±0,087	0,002
Morita	HiFi	Amalgam	0,0%	100,0%	72,5%	0,500±0,103	1,000	0,0%	100,0%	72,5%	0,500±0,103	1,000
		Zirkonyum	36,4%	100,0%	82,5%	0,682±0,107	0,079	100,0%	96,6%	97,5%	0,983±0,020	<0,001
	Standart	Amalgam	0,0%	100,0%	75,0%	0,500±0,107	1,000	0,0%	100,0%	75,0%	0,500±0,107	1,000
		Zirkonyum	30,0%	100,0%	82,5%	0,650±0,113	0,160	90,0%	100,0%	97,5%	0,950±0,056	<0,001

Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı

#### **4.6.5 Birinci molar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4- 22)**

##### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından Morita cihazının Hi Fi modunda %16.7 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri Morita cihazının Hi Fi modunda %8.3 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %73.3 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı standart modunda %69.2 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %73.3 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %46.7 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %73.3 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %40 olarak bulundu.

##### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri iki gözlemci içinde genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için en düşük değer amalgam restorasyonunda Morita cihazı standart modda %96.7 bulunurken, ikinci gözlemci için en düşük değer zirkonyum restorasyonda Morita cihazı standart modda %90 olarak bulundu.

##### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından Morita cihazının Hi Fi modunda %75 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı Morita cihazının Hi Fi ve standart modunda %72.5 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %90 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı standart modunda %90 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %90 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı HiRes modunda %80 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %90 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı standart modunda %80 olarak bulundu.

#### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-5)**

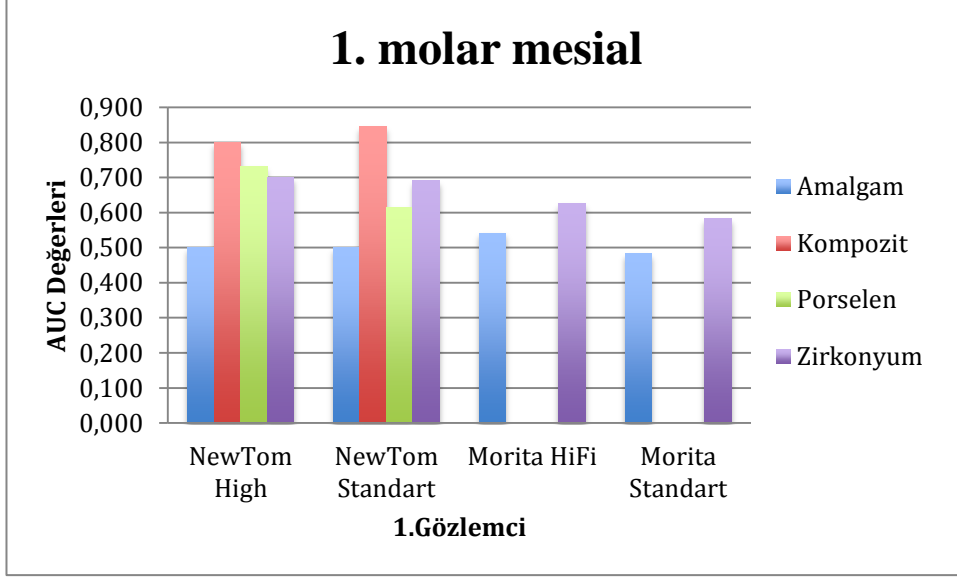
Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından Morita cihazının Hi Fi modunda 0.583 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı Morita cihazının Hi Fi 0.542 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 0.867 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı standart modunda 0.846 olarak belirlendi.

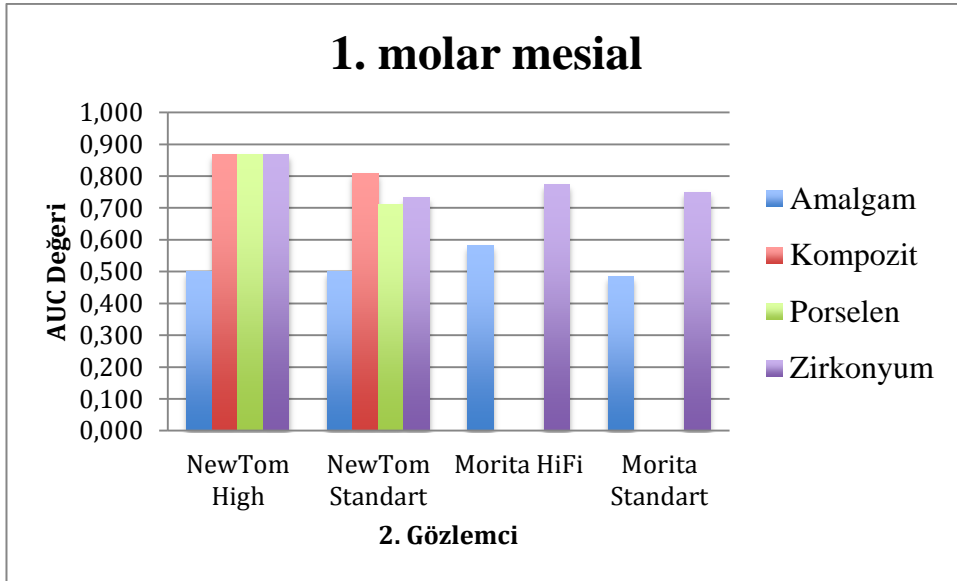
Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 0.867 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı HiRes modunda 0.733 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom HiRes modunda 0.867 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı standart modunda 0.700 olarak bulundu.





**Şekil 4-9** Birinci gözlemciye ait birinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-10** İkinci gözlemciye ait birinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-22** Birinci molar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

1. Molar Mesial			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	0,0%	100,0%	62,5%	0,500±0,095	1,000	0,0%	100,0%	63%	0,500±0,095	1,000
		Kompozit	60,0%	100,0%	85,0%	0,800±0,083	0,002	73,3%	100,0%	90%	0,867±0,071	<0,001
		Porselen	46,7%	100,0%	80,0%	0,733±0,091	0,015	73,3%	100,0%	90%	0,867±0,071	<0,001
		Zirkonyum	40,0%	100,0%	77,5%	0,700±0,093	0,036	73,3%	100,0%	90%	0,867±0,071	<0,001
	Standart	Amalgam	0,0%	100,0%	67,5%	0,500±0,099	1,000	0,0%	100,0%	67,5%	0,500±0,099	1,000
		Kompozit	69,2%	100,0%	90,0%	0,846±0,081	<0,001	61,5%	100,0%	87,5%	0,808±0,087	0,002
		Porselen	23,1%	100,0%	75,0%	0,615±0,102	0,242	46,2%	96,3%	80,0%	0,712±0,097	0,031
		Zirkonyum	38,5%	100,0%	80,0%	0,692±0,099	0,051	53,8%	92,6%	80,0%	0,732±0,094	0,019
Morita	HiFi	Amalgam	8,3%	100,0%	72,5%	0,542±0,103	0,679	16,7%	100,0%	75,0%	0,583±0,105	0,409
		Zirkonyum	25,0%	100,0%	77,5%	0,625±0,105	0,215	58,3%	96,4%	85,0%	0,774±0,094	0,007
	Standart	Amalgam	0,0%	96,7%	72,5%	0,483±0,105	0,876	0,0%	96,7%	72,5%	0,483±0,105	0,876
		Zirkonyum	20,0%	96,7%	77,5%	0,583±0,112	0,435	60,0%	90,0%	82,5%	0,750±0,101	0,019

Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı

#### **4.6.6 Birinci molar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-23)**

##### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde Morita cihazı Hi Fi modda %87.5 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %90.9 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %81.8 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı standart modunda %87.5 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı standart modunda %75 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri her iki gözlemci tarafından Morita Hi Fi modunda %87.5 olarak bulundu.

##### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri iki gözlemci içinde genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için en düşük değer amalgam restorasyonunda Morita cihazı standart modda %93.5 bulunurken, ikinci gözlemci için en düşük değer amalgam restorasyonda Morita cihazı Hi Fi modda %96.9 olarak bulundu.

##### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci gözlemci için Morita cihazı Hi Fi modunda %97.5, ikinci gözlemci için iki cihaz ve tüm modlarda %95 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %98 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı standart modunda %95 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı standart modunda %97.5 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı standart modunda %95 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı standart modunda %100 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek doğruluk oranı NewTom cihazı standart modunda ve Morita cihazı Hi Fi modunda %95 olarak bulundu.

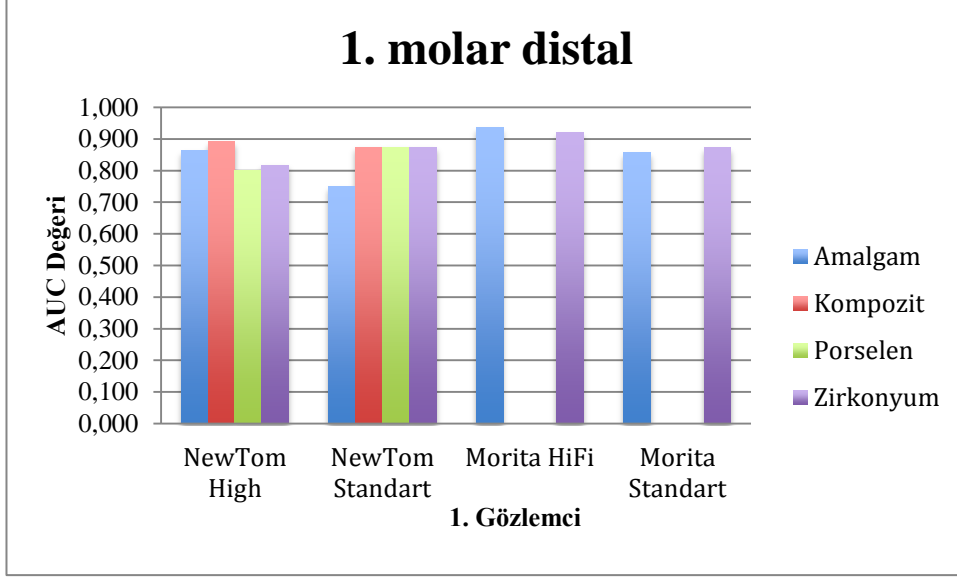
#### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-6)**

Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci için Morita cihazı Hi Fi modunda 0.938, ikinci gözlemci için Morita cihazı Hi Fi modunda 0.922 olarak bulundu.

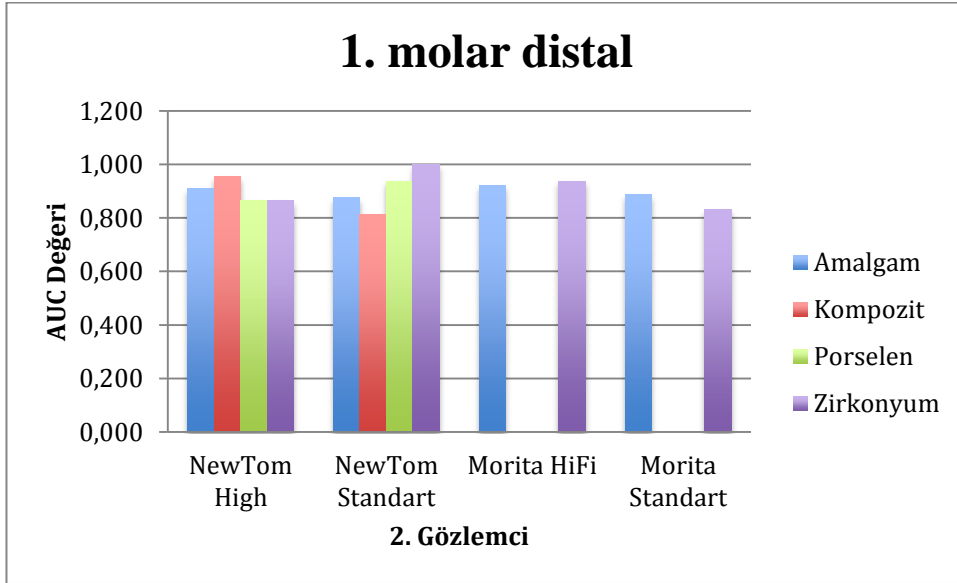
Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda 0.955 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı HiRes modunda 0.892 olarak belirlendi.

Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı standart modunda 0.938 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri NewTom cihazı standart modunda 0.875 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri ikinci gözlemci tarafından NewTom cihazı standart modunda 1 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek AUC değeri Morita cihazı Hi Fi modunda 0.922 olarak bulundu.



**Şekil 4-11** Birinci gözlemciye ait birinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-12** İkinci gözlemciye ait birinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-23** Birinci molar distal yüzeye ait sensitivite, spesivite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

1. Molar Distal			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	72,7%	100,0%	92,5%	0,864±0,083	<0,001	81,8%	100,0%	95%	0,909±0,070	<0,001
		Kompozit	81,8%	96,6%	92,5%	0,892±0,072	<0,001	90,9%	100,0%	98%	0,955±0,051	<0,001
		Porselen	63,6%	96,6%	87,5%	0,801±0,093	0,004	72,7%	100,0%	93%	0,864±0,083	<0,001
		Zirkonyum	63,6%	100,0%	90,0%	0,818±0,092	0,002	72,7%	100,0%	93%	0,864±0,083	<0,001
	Standart	Amalgam	50,0%	100,0%	90,0%	0,750±0,118	0,030	75,0%	100,0%	95,0%	0,875±0,094	0,001
		Kompozit	75,0%	100,0%	95,0%	0,875±0,094	0,001	62,5%	100,0%	92,5%	0,813±0,109	0,007
		Porselen	75,0%	100,0%	95,0%	0,875±0,094	0,001	87,5%	100,0%	97,5%	0,938±0,070	<0,001
		Zirkonyum	75,0%	100,0%	95,0%	0,875±0,094	0,001	100,0%	100,0%	100,0%	1,000±0,000	<0,001
Morita	HiFi	Amalgam	87,5%	100,0%	97,5%	0,938±0,070	<0,001	87,5%	96,9%	95,0%	0,922±0,071	<0,001
		Zirkonyum	87,5%	96,9%	95,0%	0,922±0,071	<0,001	87,5%	100,0%	97,5%	0,938±0,070	<0,001
	Standart	Amalgam	77,8%	93,5%	90,0%	0,857±0,087	0,001	77,8%	100,0%	95,0%	0,889±0,084	<0,001
		Zirkonyum	77,8%	96,8%	92,5%	0,873±0,085	0,001	66,7%	100,0%	92,5%	0,833±0,099	0,003

Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı

#### **4.6.7 İkinci molar mesial aproksimal yüzey (Tablo 4-24)**

##### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde Morita cihazı Hi Fi ve standart modda %100 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı Hi res modda ikinci gözlemci için %85.7, birinci gözlemci için ise %71.4 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci içinde NewTom cihazı high res modunda %85.7 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri her iki gözlemci tarafından Morita Hi Fi ve standart modlarında %100 olarak bulundu.

##### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri iki gözlemci içinde genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için en düşük değer zirkonyum restorasyonunda Morita cihazı standart modda %94.6 bulunurken, ikinci gözlemci için en düşük değer amalgam ve zirkonyum restorasyonu için Morita cihazı standart modunda sırasıyla %81.1, %97.3 olarak bulundu.

##### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci için Morita cihazı HiFi modunda %100 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci gözlemci için New Tom cihazı standart modunda %97.5, ikinci gözlemci için NewTom cihazı standart ve high res modunda %97.5 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci için New Tom cihazı High res modunda %97.5 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci ve ikinci gözlemci için Morita cihazı Hi Fi modunda %100 olarak bulundu.

### **Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-7)**

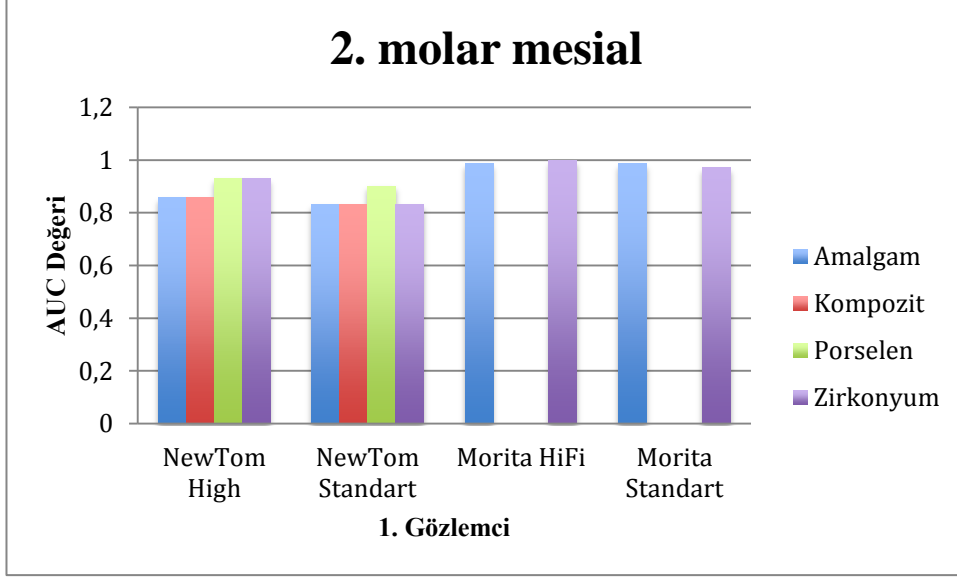
Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci için Morita cihazı HiFi ve standart modunda 0.986, ikinci gözlemci için Morita cihazı HiFi ve standart modda 1 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci için New Tom cihazı High res modunda 0.857, ikinci gözlemci için New Tom cihazı High res modunda 0.929 olarak bulundu.

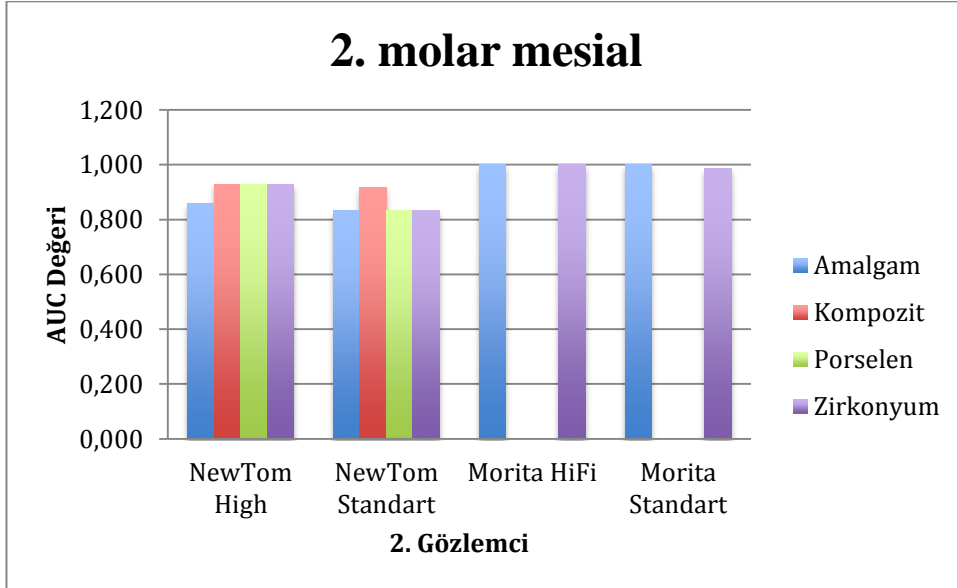
Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri iki gözlemci için New Tom cihazı High res modda 0.929 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci için Morita cihazı HiFi modunda 1, ikinci gözlemci için Morita cihazı HiFi ve standart modunda 1 olarak bulundu.





**Şekil 4-13** Birinci gözlemciye ait ikinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-14** İkinci gözlemciye ait ikinci molar mesial aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-24** İkinci molar mesial yüzeye ait sensitivite, spesifite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

2. Molar Mesial			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	71,4%	100,0%	95,0%	0,857±0,105	0,003	71,4%	100,0%	95,0%	0,857±0,105	0,003
		Kompozit	71,4%	100,0%	95,0%	0,857±0,105	0,003	85,7%	100,0%	97,5%	0,929±0,079	<0,000
		Porselen	85,7%	100,0%	97,5%	0,929±0,929	0,079	85,7%	100,0%	97,5%	0,929±0,079	<0,000
		Zirkonyum	85,7%	100,0%	97,5%	0,929±0,079	0,000	85,7%	100,0%	97,5%	0,929±0,079	<0,000
	Standart	Amalgam	66,7%	100,0%	95,0%	0,833±0,120	0,001	66,7%	100,0%	95,0%	0,833±0,120	0,010
		Kompozit	100,0%	97,3%	97,5%	0,833±0,120	0,010	83,3%	100,0%	97,5%	0,917±0,091	0,001
		Porselen	83,3%	97,1%	95,0%	0,902±0,092	0,002	66,7%	100,0%	95,0%	0,833±0,120	0,010
		Zirkonyum	66,7%	100,0%	95,0%	0,833±0,120	0,010	66,7%	100,0%	95,0%	0,833±0,120	0,010
Morita	HiFi	Amalgam	100,0%	97,1%	97,5%	0,986±0,018	0,001	100,0%	100,0%	100,0%	1,000±0,00	<0,000
		Zirkonyum	100,0%	100,0%	100,0%	1,000±0,00	<0,001	100,0%	100,0%	100,0%	1,000±0,00	<0,001
	Standart	Amalgam	100,0%	97,3%	97,5%	0,986±0,017	0,006	100,0%	81,1%	75,0%	1,000±0,00	0,004
		Zirkonyum	100,0%	94,6%	95,0%	0,973±0,025	0,007	100,0%	97,3%	97,5%	0,986±0,017	0,006

Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı

#### **4.6.8 İkinci molar distal aproksimal yüzey (Tablo 4-25)**

##### **Sensitivite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri birinci gözlemci tarafından Morita cihazının HiFi ve standart modunda %100 bulunurken, ikinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri Morita cihazının Hi Fi modunda %85.7 olarak belirlendi.

Kompozit restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci için NewTom cihazı HiRes modunda %100, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda % 88.9 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri iki gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes modunda %88.9 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek sensitivite değeri birinci gözlemci tarafından NewTom cihazı HiRes, morita cihazı HiFi ve standart modunda %100 bulunurken, ikinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri NewTom cihazı HiRes modunda %100 olarak bulundu.

##### **Spesifite Değerine Ait Bulgular**

Amalgam, kompozit, porselen ve zirkonyum için iki cihaz ve modlarında spesifite değeri iki gözlemci içinde genellikle %100 bulunurken, birinci gözlemci için en düşük değer amalgam restorasyonunda Morita cihazı HiFi modda %97 olarak bulunurken, ikinci gözlemci için en düşük değer zirkonyum restorasyonu için Morita cihazı HiFi modunda %97 olarak bulundu.

##### **Doğruluk Oranına Ait Bulgular**

Amalgam restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı iki gözlemci için NewTom cihazı standart ve Morita cihazı HiFi ve standart modunda %97.5 olarak bulundu.

Kompozit restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci gözlemci için NewTom cihazı Hi res ve standart modunda %97.5, ikinci gözlemci için NewTom cihazı Hi res ve standart modunda %100 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci gözlemci için NewTom cihazı Hi res ve standart modunda %97.5, ikinci gözlemci için NewTom cihazı Hi res modunda %98 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek doğruluk oranı birinci ve ikinci gözlemci için NewTom cihazı Hi res modunda %100 olarak bulundu.

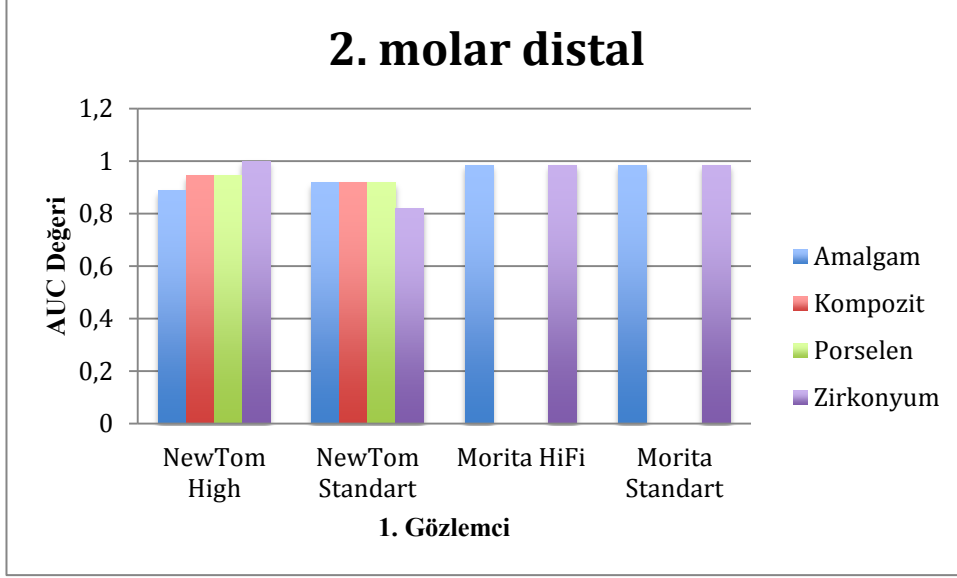
**Roc Eğrisi Altında Kalan Alan Değerlerine Ait Bulgular (Şekil 4-8)**

Amalgam restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci için Morita cihazı Hi Fi ve standart modunda 0.985, ikinci gözlemci için Morita cihazı HiFi modunda 0.929 olarak bulundu.

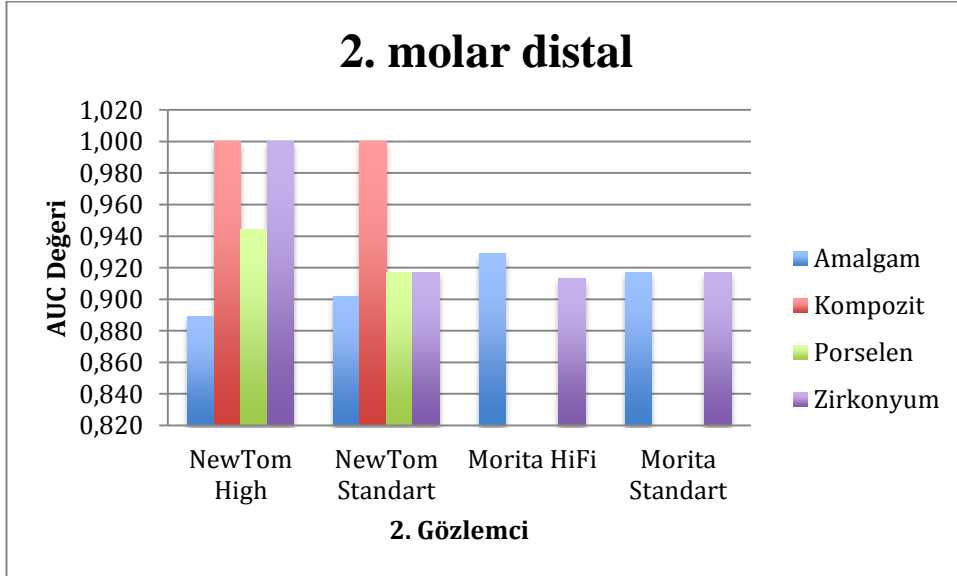
Kompozit restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci gözlemci için NewTom cihazı HiRes modunda 0.944, ikinci gözlemci için NewTom cihazı HiRes ve standart modunda 1 olarak bulundu.

Porselen restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci ve ikinci gözlemci için NewTom cihazı HiRes modunda 0.944 olarak bulundu.

Zirkonyum restorasyonu için en yüksek AUC değeri birinci ve ikinci gözlemci için NewTom cihazı HiRes modunda 1 olarak bulundu.



**Şekil 4-15** Birinci gözlemciye ait ikinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği



**Şekil 4-16** İkinci gözlemciye ait ikinci molar distal aproksimal yüzey AUC değerlerinin cihaz ve restorasyonlara göre karşılaştırma grafiği

**Tablo 4-25** İkinci molar distal yüzeye ait sensitivite, spesivite, doğruluk oranı ve Roc eğrisi altında kalan alan değerlerine ait 1. ve 2. gözlemciye ait bulgular

2. Molar Distal			Gözlemci 1					Gözlemci 2				
			Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri	Sensivite	Spesivite	DOR	AUC±Sh.	P Değeri
New Tom	High	Amalgam	77,8%	100,0%	95,0%	0.889±0,084	<0.001	77,8%	100,0%	95%	0.889±0.084	<0.001
		Kompozit	88,9%	100,0%	97,5%	0,944±0,061	<0.001	100,0%	100,0%	100%	1,000±0,00	<0.001
		Porselen	88,9%	100,0%	97,5%	0,944±0,062	<0.001	88,9%	100,0%	98%	0,944±0,062	<0.001
		Zirkonyum	100,0%	100,0%	100,0%	1,000±0,00	<0.001	100,0%	100,0%	100%	1,000±0,00	<0.001
	Standart	Amalgam	83,3%	100,0%	97,5%	0.917±0.091	0.001	83,3%	97,1%	97,5%	0.902±0.092	0.002
		Kompozit	83,3%	100,0%	97,5%	0.917±0.091	0.001	100,0%	100,0%	100,0%	1,000±0,00	<0.001
		Porselen	83,3%	100,0%	97,5%	0.917±0.091	0.001	83,3%	100,0%	97,5%	0,917±0,091	0,001
		Zirkonyum	66,7%	97,1%	92,50%	0,819±0,120	0,014	83,3%	100,0%	97,5%	0,917±0,091	0,001
Morita	HiFi	Amalgam	100,0%	97,0%	97,5%	0,985±0,018	<0,001	85,7%	100,0%	97,5%	0,929±0,079	<0,001
		Zirkonyum	100,0%	97,0%	97,5%	0,985±0,018	<0,001	85,7%	97,0%	95,0%	0,913±0,080	0,001
	Standart	Amalgam	100,0%	97,1%	97,5%	0,985±0,018	<0,001	83,3%	100,0%	97,5%	0,917±0,091	0,001
		Zirkonyum	100,0%	97,1%	97,5%	0,985±0,018	<0,001	83,3%	100,0%	97,5%	0,917±0,091	0,001

Roc(Receiver Operating Curve) Analysis AUC: Area under the ROC curve Sh: Standart Hata DOR: Doğruluk oranı

#### 4.7 Cihazlar ve Cihaz Modlarının Karşılaştırılması

Restorasyona yakın yüzeyler olan ikinci premolar mesial ve distal, birinci molar mesial ve distal yüzeylerinin birinci ve ikinci gözlemci çürük veri değerlerinden elde edilen AUC değerleri baz alınarak Medcalc 9 programı kullanılarak NewTom cihazının standart ve HiRes modları, Morita cihazının standart ve HiFi modları, NewTom cihazının HiRes modu ile Morita cihazının HiFi modları ve NewTom cihazı ile Morita cihazının standart modları karşılaştırılmıştır. Tablo 4-26, 4-27, 4-28 ve 4-29, 4-30, 4-31, 4-32, 4-33'de p değerleri verilmiştir.

Veriler değerlendirildiğinde cihazlar ve modların artefakt varlığında çürük teşhisinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılıkları yoktur ( $p>0,005$ ).

**Tablo 4-26** İkinci premolar mesial birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P Değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High - Standart	0,88	0,47	0,79	0,66
Morita	HiFi Standart	0,47			0,47
NewTom-Morita	High- HiFi	0,81			0,91
	Standart -Standart	0,89			0,44

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-27** İkinci premolar mesial ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P Değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High - Standart	0,31	0,390	0,67	0,79
Morita	HiFi Standart	0,33			0,89
NewTom-Morita	High- HiFi	0,81			0,91
	Standart -Standart	0,86			0,84

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-28** İkinci premolar distal birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High - Standart	1,00	0,120	0,67	0,32
Morita	HiFi Standart	1,00			0,83
NewTom-Morita	High- HiFi	1,00			0,45
	Standart -Standart	1,00			0,97

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-29** İkinci premolar distal ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High - Standart	1,00	0,655	0,91	0,70
Morita	HiFi- Standart	1,00			0,58
Newtom-Morita	High- HiFi	1,00			0,07
	Standart -Standart	1,00			0,17

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-30** Birinci molar mesial birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High - Standart	1,00	0,690	0,38	0,25
Morita	HiFi- Standart	0,77			0,78
Newtom-Morita	High- HiFi	0,68			0,46
	Standart -Standart	0,78			0,46

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-31** Birinci molar mesial ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High - Standart	1,00	0,599	0,20	0,25
Morita	HiFi- Standart	0,58			0,86
NewTom-Morita	High- HiFi	0,56			0,43
	Standart -Standart	1,00			0,90

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-32** Birinci molar distal birinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P Değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
New Tom	High - Standart	0,64	0,880	0,57	0,66
Morita	High - Standart	0,46			0,46
New Tom-Morita	High-HiFi	0,10			0,37
	Standart-Standart	0,46			0,98

*Comprarison of independent Roc Curve*

**Tablo 4-33** Birinci molar distal ikinci gözlemci AUC verileri baz alınarak cihaz karşılaştırması

P değerleri		Amalgam	Kompozit	Porselen	Zirkonyum
NewTom	High- Standart	0,77	0,230	0,49	0,10
Morita	Hi Fi- Standart	0,76			0,38
NewTom-Morita	High- Hi Fi	0,89			0,49
	Standart - Standart	0,91			0,09

*Comprarison of independent Roc Curve*



## 5- TARTIŞMA

Diş hekimliği pratiğinin büyük bir bölümünü oluşturan çürük tedavisindeki başarıyı belirleyen ilk ve belki de en önemli basamak, başlangıç aşamasındaki çürüklerin erken ve doğru olarak tespit edilmesidir. Diş hekimliğinde radyografi ile desteklenmiş klinik muayenenin birçok patolojiyi belirlemedeki üstünlüğü göz önüne alındığında, doğru ve eksiksiz tanı için kapsamlı ve etkin bir radyografik değerlendirmenin gerekliliği ortaya çıkmaktadır. (88, 89).

Çürük lezyonlarının radyografik olarak görülebilmesi için en az %40 oranında sert doku demineralizasyonu gerekmesi ve bu nedenle gerçek çürük boyutunun film üzerinde belirlenen çürük boyutundan daha büyük olması diş hekimlerinin tedavi yaklaşımları konusunda sıkıntı yaşamalarına neden olmaktadır (90).

Bununla birlikte, radyografik değerlendirmenin de yapıldığı birçok araştırma ile, gerek yöntemlerin kendisindeki, gerekse hekimlerin radyografik yorumlarındaki farklılıklar ve dental materyallerin etkisi nedeniyle çürüğün erken ve doğru olarak teşhisinde radyografinin yetersizlikleri ortaya konmuştur (91). Örneğin, posterior dişlerin aproksimal yüzeylerinin radyografik olarak incelendiği bir çalışmada araştırmacıların çürük yüzeylerin ancak %50'sini, sağlıklı yüzeylerin ise %93'ünü doğru olarak tespit ettikleri ve gözlemci içi ve gözlemci arası uyumların da düşük oldukları gözlenmiştir (91). Bu nedenle de araştırmacılar doğru, eksiksiz ve etkin tanıya yönelik yeni yöntemlerin arayışı içine girmişlerdir.

Çürük kavramına modern diş hekimliğinin yaklaşımı; mevcut lezyonların ilerleyişini durdurmak, remineralizasyon süreci için gerekli şartların sağlanmasıyla doğal tamir mekanizmasının devamlılığını sağlamak ve yeni lezyonların oluşumunun önlenmesini hedeflemektir. Yeni lezyonların oluşumunun önlenmesi, mükemmel bir dental muayenenin sağlayacağı erken teşhisle mümkün olabilir. Bu sebeple, araştırmalar, geleneksel çürük teşhis yöntemlerine yenilerini eklemeyi hedeflemiştir.

Bununla birlikte 90'lı yılların sonlarında teknolojik açıdan ilerleme, diş hekimliğinde dental volumetrik tomografi ile üç boyutlu görüntüleme uygulamalarını başlatmıştır. Dento-maksillofasiyal radyoloji ve dolayısıyla diş

hekimliğinde yeni bir anlayışın başlangıcı olan volumetrik tomografi sistemlerinde medikal tomografi sistemlerinde kullanılmakta olan aksiyel (horizontal düzlem), koronal (frontal düzlem) ve sagittal (lateral düzlem) kesitlerin incelenbilmesinin yanı sıra çapraz kesitler de almak mümkündür (6).

Son yıllarda artan dental tomografi kullanımı, çürük teşhisinde tomografinin de yer alabileceğini göstermektedir. Değişik kalınlık ve düzlemlerdeki volümetrik kesitlerin elde edilmesi ve iki boyutlu görüntüleme oluşan radyasyon geometrisi ile ilgili problemlerin ortadan kalkması ile teorik olarak DVT'nin daha etkin olması beklenmektedir (4). Bütün bu sebeplerle değişik nedenlerle alınmış DVT görüntülerinin raporlarında çürüklerinde bildirilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır (92).

DVT sistemleri cerrahi, endodonti, ortodonti gibi hemen hemen tüm branşlarda kullanılmaktadır, çürük teşhisinde de özellikle başlangıç arayüz çürüklerinin taranması ve incelenmesinde başarılıdır (55).

Çürük lezyonlarında son yaklaşım sadece kavite oluşmuş çürük lezyonlarının restore edilmesi değil, aynı zamanda çürük demineralizasyonunun kavite oluşumu öncesi tespiti ve koruyucu tedavilerin yapılmasıdır (93). Erken çürük lezyonlarının teşhisi yüksek maliyetli sağlık hizmetlerinde değişiklik oluşturabilecek çok önemli bir basamaktır. Buna ek olarak klinikte çürük lezyonunda kavite oluşup olmadığı, restorasyon yapma kararında önemlidir fakat rutinde kullanılan bitewing radyografi tekniği yüzey kavite oluşunun var olup olmadığını göstermede yetersizdir (94). Bu bilgilerden yola çıkarak DVT sistemlerinin çürük teşhisinde, fosfor plak ve CCD sensor dijital görüntüleme yöntemleri ile karşılaştırma çalışmaları yapılmıştır. DVT'nin küçük arayüz çürük lezyonlarında ve çürüksüz yüzeylerin altında gizli kalmış çürük lezyonların tespitinde etkili olduğu gösterilmiştir. Akdeniz ve ark.(4) yaptıkları in vitro çalışmada 3DX Accuitomo (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japonya) cihazının aproksimal lezyon derinliği tespitinde daha etkin olduğunu göstermişlerdir.

Tarım Ertaş ve ark.(95) ise yaptıkları in vitro çalışmada oklüzal çürük tespitinde konvansiyonel periapikal radyografi, direkt dijital radyografi, indirekt dijital radyografi ve DVT sistemlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucuna göre oklüzal mine çürük teşhisinde dört sistemin aralarında fark

olmadığı görülmüştür. Oklüzal dentin çürüklerinde ise DVT'nin diğer üç sisteme göre daha üstün olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Young et al.(96) kavitsiyonsuz aproksimal çürük lezyonlarda 3DX Accuitomo (J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japonya) cihazının 4X4 FOV alanı ile çürük tespitindeki doğruluğunu ölçen çalışmalarında mine ve dentin lezyonlarındaki sensitiviteyi sırasıyla %24 ve %61 olarak tespit etmişlerdir. Spesifiteyi ise sırasıyla %94 ve %95 olarak karşımıza çıkarmaktadır. Dentine uzanan çürüklerde DVT sistemlerinin duyarlılığının daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir.

Haiter-Neto et al.(97)'un çürük tespitinde intraoral radyografi ve dental tomografi sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kavitsiyonsuz 160 aproksimal yüzeyi değerlendirmişlerdir. NewTom 3G cihazı (Quantitative Radiology, Verona, Italy) ile 3 farklı FOV (20 cm, 15 cm ve 10 cm çaplı) ve 3DX Accuitomo cihazının (Morita Co. Ltd, Tokyo, Japonya) 4 cm çaplı FOV'da çürük tespitindeki performansını karşılaştırmışlardır. Ortalama sensitivite değerleri NewTom 3G cihazı FOV'ları için sırasıyla %13, %14 ve %18 dir. 3DX Accuitomo cihazı için ise %21'dir. Spesifiteyi ise NewTom 3G cihazı FOV'ları için sırasıyla, %88, %85 ve %84'dür. 3DX Accuitomo cihazı için ise %89'dur. NewTom 3G cihazının spatial rezolüsyonu 3DX Accuitomo cihazına göre daha düşük olduğu için 3DX Accuitomo cihazı aproksimal yüzeylerdeki çürüklerin teşhisinde NewTom cihazının tüm FOV'larından daha başarılı doğru pozitif değerlere sahip olduğu gösterilmiştir.

Wenzel et al.(7)'un yaptıkları çalışmada ise 257 aproksimal yüzey 3D Accuitomo FPD80 cihazı (4X4 FOV) ve intraoral bitewing radyografi tekniği ile görüntülenmiştir. Aproksimal çürük teşhisi açısından karşılaştırıldığında DVT cihazı için ortalama sensitivite değeri %40, spesifite değeri ise %99 olarak tespit edilmiştir. İntraoral bitewing radyografi tekniğine göre DVT'nin çok daha geçerli bir yöntem olduğu bildirilmiştir.

Kayıpmaz ve ark.(40) Kodak 9500 cihazı (Kodak Dental Sistemleri, Carestream Health, Rochester, New York), konvansiyonel radyografi ve dijital radyografi teknikleri ile yaptıkları çürük tespiti çalışmasında DVT'yi oklüzal çürük teşhisinde konvansiyonel ve dijital radyografiye göre üstün bulmuşlar fakat

aprosimal çürük teşhisinde cihazlar arasında önemli bir fark tespit edememişlerdir.

Fakat yapılan bu çalışmalarda, amalgam dolgular, implantlar, metal restorasyonlar gibi DVT görüntüleme sırasında artefakta sebep olan etkenler kullanılmamıştır (4, 7, 40, 96, 97). Klinik pratiğinde ise, hastaların çoğunda bu restorasyonlar bulunmaktadır. Taranan objede metal olması, çizgiler ve koyu bantlar şeklindeki artefaktlara neden olarak genel görüntü kalitesini önemli ölçüde bozabilir ve teşhisi etkileyebilir. Çizgisel artefaktlar metalik objeden yayılan lineer hiperdansiteler şeklindedir ve karşı taraftaki görüntü kalitesini etkileyecek şekilde yayılım gösterebilir (98). DVT sisteminin başlıca dezavantajlarından biri olan görüntü artefaktları nedeniyle demineralizasyon oluşup oluşmadığı net olarak tespit edilemeyebilir (85). Çürük olmayan bir yüzeyde demineralizasyon teşhisi konularak hata yapılabilir. Kullanılan teknoloji türü ne olursa olsun, artefaktlar tanısal görüntü kalitesini etkilemektedir (6). Klinik pratiğinde, hastaların çoğunda bulunan implant, endodontik materyaller ve restorasyon materyalleri çürük lezyonlarını andıran ışın sertleşmesi artefaktlarına sebep olabilmektedir. Aynı zamanda gürültü (noise) ve hasta hareketinden kaynaklanan artefaktlar görüntü keskinliğini ve netliğini bozabilmektedir (6, 8).

Literatürde değişik restorasyonlardan kaynaklanan artefaktların oluşturduğu komplikasyonlara dair bilgi eksikliği göze çarpmaktadır. Bu konudaki mevcut bilgilere katkıda bulunacağı umulan çalışmamızın amacı DVT görüntülenmesinde restorasyonlu dişlerin komşu bölgelerdeki çürüklerin tespitine etkisini araştırmaktır. Aynı zamanda iki dental tomografi cihazı ve cihazların farklı çekim modlarının çürük tespitine etkisinin incelenmesi de amaçlanmaktadır. Bu çalışmada ağız ortamında sık karşılaşılan bu tablo çeşitli restorasyon materyalleri ile simüle edilmeye çalışılmıştır.

Bu konuda az sayıdaki çalışmalardan biri olan Kulczyk et al.'un (85) amalgam restorasyon kullanarak yaptıkları in vitro çalışma ile çalışmamız arasında ortak nokta amalgam dolgu gibi yüksek yoğunluklu metalik nesnelerin varlığı nedeniyle ortaya çıkan scatter ve beam hardening artefaktlarının çürük teşhisine etkisinin değerlendirilmesidir. Fakat Kulczyk ve arkadaşlarının çalışmasında sadece amalgamın oluşturabileceği artefakt etkileri incelenmiştir. Bu çalışma sonuçlarında minedeki çürük lezyonlarının restorasyona komşu

aproksimal yüzeyler için sensitivite değerleri %27 ile %28 arasında, spesifite değerleri %48 ile %64 arasında, doğruluk oranı ise %43 ile %44 arasında tespit edilmiştir. Amalgam restorasyonun oluşturduğu yoğun artefakt nedeni ile restorasyona komşu yüzeylerdeki çürüklerin tespiti güçleşmiş, bu nedenle sensitivite ve spesifite değerleri oldukça düşük bulunmuştur. Restorasyondan uzak aproksimal mine çürüklü yüzeyler için sensitivite değerleri %30 ile %34 arasında, spesifite değerleri %53 ile %60 arasında, doğruluk oranını ise %43 ile %49 arasındadır. Restorasyondan, dolayısıyla artefaktın yoğun olduğu bölgeden uzaklaştıkça tüm istatistiksel değerlerde bir artış gözlenmiştir.

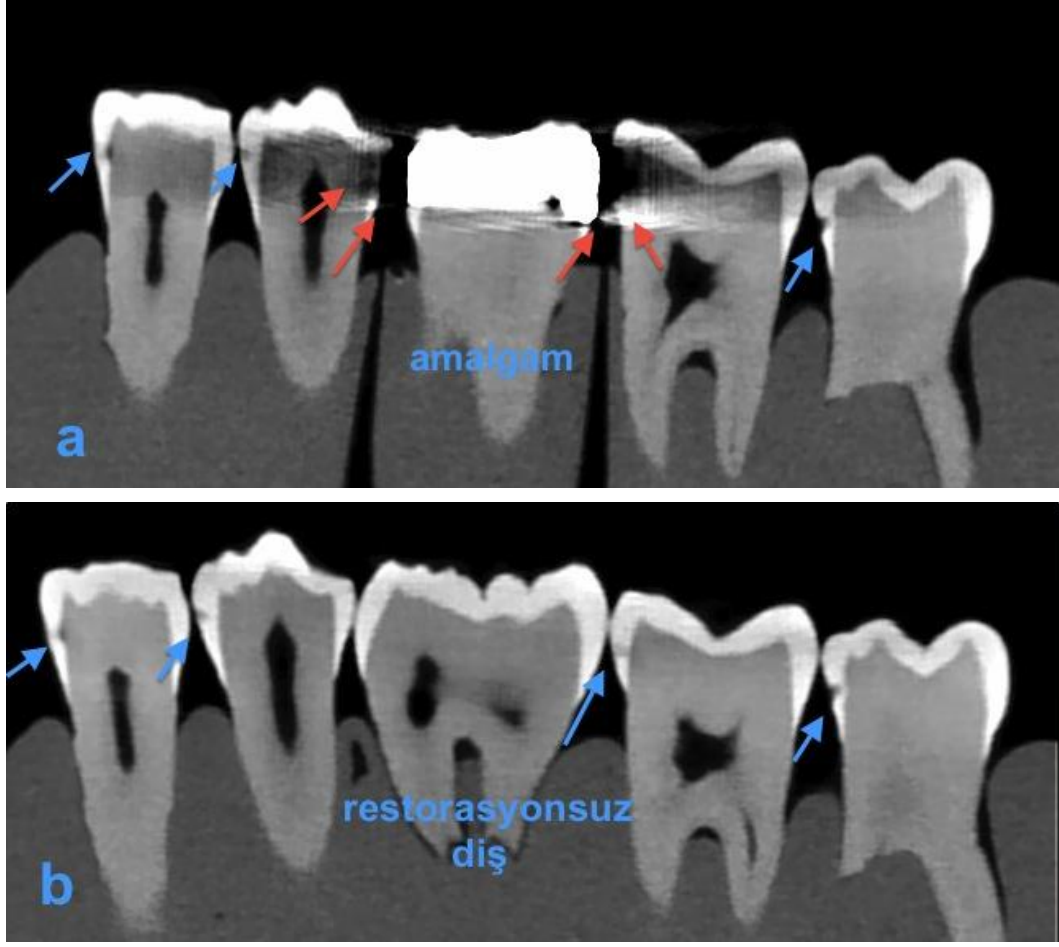
Aynı araştırmacıların çalışmasında dentin lezyonları için ise restorasyona komşu aproksimal yüzeylerin sensitivite değerleri %47 ile %56 arasında, spesifite değerleri %33 ile %58 arasında, doğruluk oranı ise %49 ile %52 arasında tespit edilmiştir. Çürük derinliği arttıkça artefaktın yoğun olduğu yakın bölgelerde bile çürüğün teşhis edilebilme oranları artış göstermektedir. Restorasyondan uzak aproksimal dentin çürüklü yüzeyler için sensitivite değerleri %56 ile %74 arasında, spesifite değerleri %38 ile %61 arasında, doğruluk oranı ise %57 ile %67 arasındadır. Mine lezyonlarında olduğu gibi dentin lezyonlarında da artefakt oluşturan etkenden uzaklaşmak istatistiksel değerlerde artışla sonuçlanmıştır.

Bizim çalışmamızda ise, amalgam restorasyonu ile elde edilen görüntülerin restorasyona yakın aproksimal yüzeyleri (2.premolar distal ve 1.molar mesial) ve dolgudan uzak dış aproksimal yüzeyleri (2.premolar mesial ve 1.molar distal) çürük tespiti açısından değerlendirilmesi sonucu yakın yüzeylerden ikinci premoların distalinde sensitivite değeri tüm cihaz ve modlarda iki gözlemci için de %0 bulunmuştur. Bu sonucun altında yatan temel faktör amalgam restorasyonun oluşturduğu yoğun artefakt nedeniyle gözlemcilerin yakın yüzeylerdeki çürükle ilgili herhangi bir kaniya varamamasıdır. Birinci moların mesialinde ise en yüksek sensitivite değeri ikinci gözlemci tarafından Morita cihazının HiFi modunda %16.7 bulunurken, birinci gözlemci için en yüksek sensitivite değeri Morita cihazının HiFi modunda %8.3 olarak belirlendi. 2. premoların distal yüzeyinde olduğu gibi restorasyona komşu iki yüzeyden biri olan bu bölgede de çürük tespiti çok kısıtlı şekilde yapılabilmektedir. Bu bilgiden yola çıkarak, amalgam artefaktının çok yoğun olduğu ve çürük tespitini tamamen engellediğini söyleyebiliriz.

Spesifite değerlerine bakıldığında ise hem yakın hem uzak yzeyeiler için çoğunlukla %100 olarak hesaplanmıştır. Bunun sebebi de bu yzeyeilerde gözlemcilerin rk tespiti sırasında “emin değil” skorunu vermesi ve bu bölgelerin istatistiksel değerlendirme aşamasında rksz yzeyeiler olarak değerlendirilmesidir (Tablo 3-1). Literatürde yapılan çalışmalarda da aynı şekilde skorlar iki kategoriye indirgenerek, aynı skor rksz yzeyeiler olarak değerlendirilmiştir (85).

Restorasyondan uzak dış aproksimal yzeyeiler olan ikinci premolar mesial ve birinci molar distal yzeyeilerde ise sensitivite, spesifikite ve doğruluk oranları tüm cihaz ve modlarda Kulzyck et al.(85)’un çalışmasından yüksek olarak tespit edilmiştir. Sensitivite, spesifikite ve doğruluk oranlarının yüksek çıkma sebeplerinden birinin de iki çalışmanın altın standartlarının farklılığı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda sadece artefaktın etkisini görebilmek amacı ile altın standart olarak restorasyonları dahil etmeden test dişlerinin DVT görüntüleri kullanılmıştır. Her cihaz ve mod için ayrı altın standart oluşturularak cihazların rk tespitindeki etkinlikleri elimine edilmiştir. Böylece cihazların rk tespit etme farklılıkları çalışmamızın ana hedefini etkilememektedir. Kulzyck et al.(85)’un çalışmasında ise altın standart olarak histolojik kesit kullanılarak cihazın histolojik kesit ile aynı doğruluk oranına sahip olduğunun kabul edilmesi çalışmanın başlıca kısıtlılıklarından biridir.

Kulzyck et al.(85)’un çalışmasında gözlemciler incelendiğinde gözlemci içi olarak değerlendirmelerin tekrarlanabilirliğinin yüksek olmasına rağmen gözlemciler arası korrelasyonun orta derecede uyumlu olduğu görülmektedir. Çalışmamızda ise bu çalışma ile paralel olarak gözlemci içi uyumu yüksek, gözlemciler arası uyum ise bu çalışmadan farklı olarak daha yüksek bulunmuştur. Restorasyona komşu aproksimal yzeyeilerde gözlemci içi uyumun daha yüksek çıkmasının sebebi görüntülerde artefaktın etkisiyle rklerin tespit edilememesi ve neredeyse bütün yzeyeilere “emin değil” skoru verilip, rksz olarak istatistiksel analize dahil edilmesidir (şekil 5-1 a-b).



Şekil 5-1 a- Amalgam restorasyon artefaktı nedeni ile yakın yüzeylerde çürük tespit edilememesine örnek b- Altın standart görüntüsü ile karşılaştırıldığında birinci moların mesialinde görülen çürük

Kulzyck ve arkadaşlarının da özellikle belirttiği nokta restorasyona yakın bölgelerdeki görüntülerin artefakt mı yoksa demineralizasyon mu olduğunun tam olarak ayırtedilememesidir. Bu da sensitivite ve spesifite değerlerini oldukça düşürmüştür.

Çalışmanın sonucunda ise DVT'nin komşu dişlerde amalgam restorasyon varlığında çürük tespiti için kullanılmasının uygun olmadığı bildirilmiştir.

In vivo olarak tasarlanan ve DVT ile bitewing radyografinin karşılaştırmasını içeren Sansare et al.(92)'un çalışmasında ise; bitewing radyografinin kavite oluşmuş aproksimal lezyonları tespit etmede düşük sensitiviteye ve yüksek spesifiteye sahip olduğu gözlenirken, DVT'nin ise sensitivite ve spesifite değerlerinin yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışma direkt olarak artefaktın etkisini değerlendirme amaçlı olmasa da, ağız ortamında

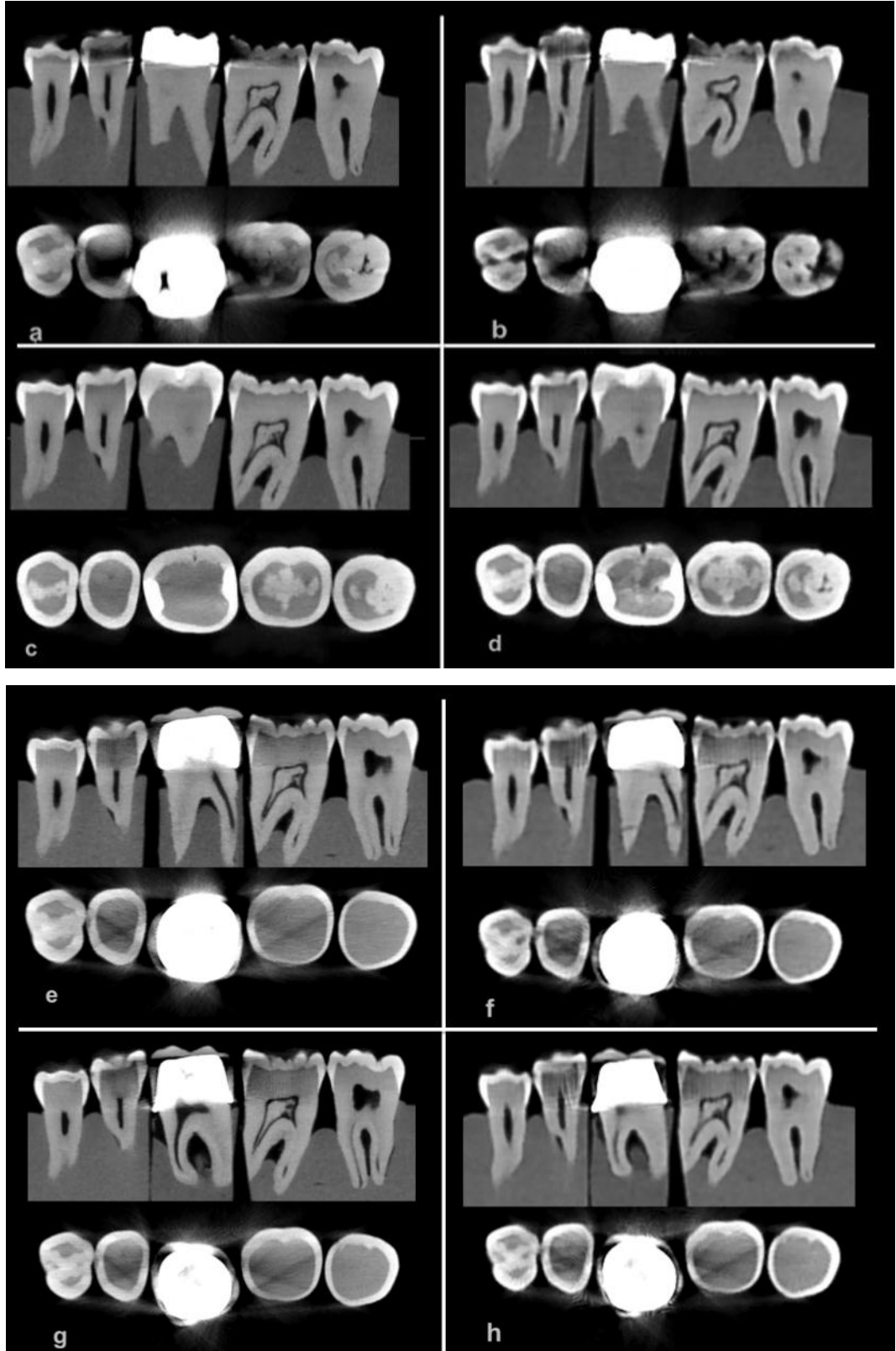
yapıldığı için test edilen aproksimal yüzeylere komşu amalgam restorasyonlu dişler çalışma dışı bırakılmamıştır. Ancak hem restorasyona komşu, hem de sağlam dişlere komşu aproksimal yüzeyler değerlendirildiği için artefakt tek başına bir değerlendirme kriteri olarak ele alınmamıştır (92). Bu nedenle çürük tespitinde artefaktın etkisini izole olarak değerlendiren bir çalışma niteliği taşınmasada yakın yüzeylerdeki amalgam restorasyonların varlığı istatistiksel olarak hatalı pozitif değerlerin artmasına sebep olmuştur. Yani yakın yüzeylerdeki restorasyon varlığı gözlemcinin skor vermesini engellemese de, çürük teşhisinin doğruluğunu etkilemektedir.

DVT görüntüleme sistemlerinin sekonder çürük teşhisine etkisini değerlendiren Charuakkra et. al. (99) ise 120 premolar ve molar dişte hazırladıkları klas II kaviteye 60 adet amalgam restorasyon ve 60 adet kompozit restorasyon yapmışlar ve 1.4 mm çaplı rond frez ile restorasyonun gingival kenarına yapay çürük kavitesi açmışlardır. Daha sonra dişler bitewing radyografi, Pax-500ECT ve Promax 3D DVT sistemleri ile görüntülenmiştir. Çalışmanın sonucunda DVT sistemlerinin AUC değerleri (0.995 ve 0.978) bitewing radyografiye (0.882) göre önemli derecede yüksek çıkmıştır. Kompozit ve amalgam için AUC değerleri birbirine yakın olarak tespit edilmiştir. Bu sonuç, daha önceki kompozit ve amalgam restorasyonların sekonder çürük teşhisine etkisini araştıran konvansiyonel bitewing çalışmalarına göre farklı bulunmuştur. Böyle bir sonuca varılmasının nedeni büyük çaplı frez ile oluşturulan yapay çürük kavitelerinin teşhisi kolaylaştırıp, artefaktın teşhisi etkilememesini sağlamış olabilir. Kulzyick et al.(85) ve bizim çalışmamızda da dentin lezyonlarının teşhisinde, büyük çaplı çürüklerde olduğu gibi teşhis edilebilme oranı artmış olarak karşımıza çıkmaktadır.

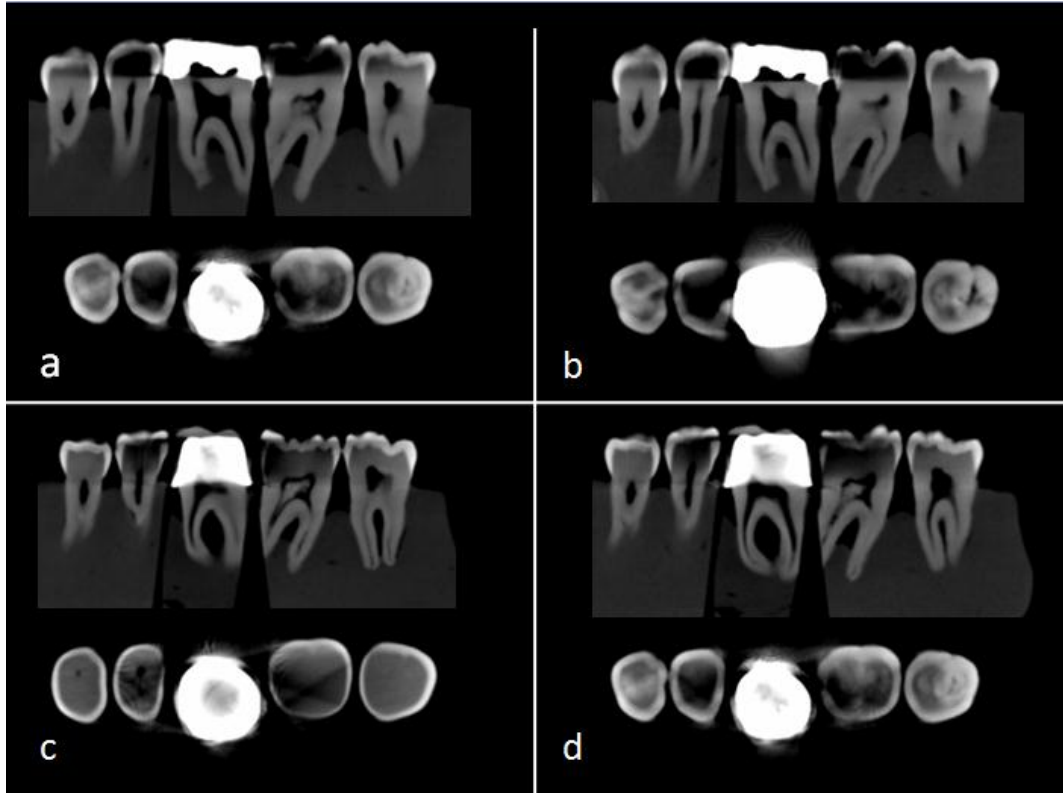
Çalışmamızda restorasyona yakın yüzeylerde (ikinci premolar distal, birinci molar mesial) genel olarak en yüksek AUC değeri kompozit restorasyonda sonra sırasıyla porselen, zirkonyum ve amalgam restorasyonda tespit edilmiştir. Porselen ve zirkonyum restorasyonun değerleri birbirine yakınken, amalgam restorasyonu istatistiksel olarak önemli derece farklılık göstermektedir. Kompozit restorasyon çürük tespitini en az etkilerken, zirkonyum destekli porselenin etkisi metal destekli porselen gibi fazla olmuştur. Amalgam ise çürük teşhisini en fazla etkileyen materyaldir (Şekil 5-3). Morita cihazında hem standart modda, hem Hi



Res modda AUC değeri tüm materyaller için genellikle NewTom cihazına göre daha düşük bulunmuştur (şekil 5-4). AUC değerlerini karşılaştırdığımızda materyallerin oluşturduğu artefaktın çürük tespitine olumsuz etkisi Morita cihazında daha fazla görülmektedir. Ancak aynı yüzeylerin birinci ve ikinci gözlemci çürük veri değerlerinden elde edilen AUC değerleri baz alınarak veriler istatistiksel olarak değerlendirildiğinde ise cihazlar ve modların artefakt varlığında çürük teşhisinde istatistiksel olarak anlamlı bir farkları olmadığı sonucuna ulaşmaktayız.



**Şekil 5-2** NewTom 5G cihazı **a-** High res modda amalgam **b-** Standart modda amalgam **c-** High res modda kompozit **d-** Standart modda kompozit **e-** High res modda metal destekli porselen **f-** Standart modda metal destekli porselen **g-** High res modda zirkonyum destekli porselen **h-** Standart modda zirkonyum destekli porselen restorasyon artefaktları



**Şekil 5-3** Morita 3D Accuitomo 170 cihazı **a-** Hi Fi modda amalgam **b-** Standart modda amalgam **c-** Hi Fi modda zirkonyum desteli porselen **d-** Standart modda zirkonyum destelikli porselen restorasyon artefaktları

Çalışmamızda üreticilerin artefaktın azaltılması için önerdiği Morita cihazının Hi Fi modu ve New Tom cihazının Hi Res modları ile iki cihazın standart modları değerlendirilmiştir. Çalışmamıza cihazların modlarının artefakt oluşumunda etkili oldukları ve çürük teşhisine etki edebilecekleri düşünülerek yola çıktık. Fakat çalışmamızın sonucunda cihazlar ve modlar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadı. Bunun sebebinin altın standart olarak histolojik kesit yerine cihazların aynı modlarındaki artefaktsız görüntülerinin kullanılmış olması ve cihazların çözünürlüğünün elimine edilmiş olması olduğu düşüncesindeyiz. Farklı cihazlar, farklı FOV alanları ve cihaz modlarının daha ileri in vitro çalışmalar ile çürük teşhisine etkisi araştırılması önerilmektedir.

Restorasyondan uzak yüzeylerde (birinci premolar mesial, birinci premolar distal, ikinci premolar mesial, birinci molar distal, ikinci molar mesial, ikinci molar distal) ise AUC değerleri genel olarak cihaz, mod ya da materyale göre özel bir korelasyon göstermemektedir. Bu sonuçtan yola çıkarak artefaktın çürük tespitine etkinliğini değerlendirdiğimiz bu çalışmamızda, artefaktın sadece restorasyona komşu yüzeylere etki ettiğini çıkartabiliriz.

Artefaktların sebep olduğu olumsuz etkiyi azaltmak için bazı araştırmacılar tüp gücünün yükseltilmesini tavsiye etmektedirler (72). Hunter and McDavid (75) ise prefiltrasyon ile x-ray spektrumunu daraltarak düşük enerjili fotonları elimine ederek “cupping effect” in azaltılabileceğini belirtmişlerdir.

Aynı zamanda voksel boyutunun küçük tutulması da görüntü kalitesini arttırmada etkili olan bir faktördür. Çünkü voksel boyutu spatial radyasyon ile bağıntılıdır (85). Rezolüsyonun artması ve voksel boyutlarının küçülmesi çalışmamızda genel olarak AUC değerlerinin daha yüksek tespit edilmesini sağlamıştır. Fakat istatistiksel olarak karşılaştırdığımızda anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Klinik açıdan ise görüntülerin değerlendirilmesi sırasında yüksek rezolüsyon ve küçük voksel boyutlarının görüntü kalitesini arttırdığı ve çürük tespitinin daha kolay yapıldığı gözlenmiştir. Ağlarıcı ve ark.(100) da yaptıkları çalışmada FOV’u düşürmenin metal artefaktlarını azaltmada pozitif etkisinin olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda iki cihaz ile dar FOV alanı olan 8X8 FOV kullanılmıştır. Cihazların flat panel dedektöre sahip olması da metal artefaktını azaltmada etkilidir (59). Çalışmamızda kullanılan iki cihazda flat panel dedektöre sahiptir. Bu nedenle FOV ve dedektör çalışmamızda değerlendirilememiştir.

Ayrıca metallerin neden olduğu çizgisel artefaktları azaltmak için geliştirilmiş olan algoritma ve yazılımlarda kullanılmaktadır (101).

Çalışmamızın sonucuna göre restorasyona yakın yüzeylerde en çok amalgam restorasyon çürük tespitini olumsuz yönde etkilemiştir. Kompozit restorasyonun etkisi ise en azdır. Metal destekli porselen ve zirkonyum destekli porselen ise teşhisi etkilemiş ancak amalgam kadar olumsuz etki oluşturmamıştır.

Cihazlar ve çekim modu farkları ise artefakt varlığında çürük tespitine istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır.

Tüm bu verilerden yola çıkarak amalgam, metal destekli porselen ve zirkonyum destekli porselene yakın yüzeylerde çürük değerlendirmesi yaparken hatalı pozitif sonuçlardan kaçınmak için dikkatli olunmalı, mümkünse sadece bu görüntülerden tedavi planlanmamalıdır.

Klinik olarak artefaksız görüntülerde diş sert dokuda cihaz ve çekim modu teşhiste fark etse de artefakt varlığında sonucu istatistiksel olarak değiştirmemektedir. Biz bu sebeple sadece artefakt etkisini değerlendirebilmek için ayrı ayrı altın standart oluşturarak cihazları ve çekim modlarını kıyasladık. Çekim protokolüne karar verilirken bu sonuç göz önüne alınmalı, radyasyon dozunun artması ile kar zarar oranına önem verilmelidir.

Sonuç olarak, DVT göreceli olarak yüksek radyasyon dozu, maliyetleri ve artefaktlar göz önüne alındığında primer olarak çürük teşhisinde kullanılmamalıdır. ALARA prensipleri temel alınmalı ve uygun vakalarda DVT görüntüleme yapılmalıdır. Çürük patolojik bir bulgudur ve tedavi edilmelidir. Bu sebeple implant planlaması, yirmi yaş dişlerinin değerlendirilmesi, endodontik sebepler ve lezyonlar gibi başka dental sebeplerle alınmış DVT görüntülerinde restorasyona uzak yüzeylerde DVT çürük tespitinde kullanılabilir. Görüntülerin değerlendirilmesi oral radyolog veya görüntüyü değerlendiren klinisyenin sorumluluğundadır. Üç boyutlu incelemenin sağladığı yarar ile çürük tespitinde diğer sistemlere göre DVT'nin daha başarılı olduğu düşünülmektedir (92).

Literatürde çalışmamızla benzer tek bir çalışma bulunmaktadır (85) fakat bu çalışmada sadece amalgam restorasyon değerlendirilmiş ve altın standart olarak histolojik kesit kullanılmıştır. Bu nedenle ilk olma özelliği taşıyan çalışmamızın ileri çalışmalara değerli bir rehber olacağını düşünmekteyiz.

## ÖZET

### Farklı Dental Materyallerin Dental Volumetrik Tomografide Neden Olduğu Artefaktların Aproksimal Çürük Teşhisine Etkisinin Değerlendirilmesi

İn vitro olarak tasarlanan bu çalışmanın amacı, farklı dental materyallerin oluşturduğu artefaktların çürük tespitindeki etkilerinin değerlendirilmesidir. Ayrıca farklı cihazların farklı çekim modları ile elde edilen görüntülerin bu sürece etkisi de araştırılmıştır.

Çürük lezyonlarının erken dönemde teşhis edilmesi, takip edilmesi ve doğru tedavi planlarının yapılabilmesi için güvenilir yöntemlerin kullanılması önem taşımaktadır. Posterior dişlerdeki aproksimal çürüklerin teşhisi için kullanılan yöntemler arasında klinik muayene, konvansiyonel periapikal radyografi, konvansiyonel bite-wing radyografi, dijital görüntüleme sistemleri ve çeşitli lazer fluorescence sistemleri bulunmaktadır. Rutin olarak çürük tespitinde, klinik muayene ile birlikte konvansiyonel ve dijital radyografiler kullanılsada, son yıllarda artan dental tomografi kullanımı, çürük teşhisinde tomografinin de yer alabileceğini göstermektedir. Literatürde, çeşitli diğer yöntemlerle dental volumetrik tomografinin çürük tespitinde karşılaştırmaları yapılmıştır. Ayrıca dental tomografi raporlarında, hastaların tekrar radyasyon almaması için çürüklerin de belirtilmesi gerekliliği düşünülmektedir. Fakat hastaların çoğunda restorasyonlar bulunmaktadır. Bu restorasyonlar, dental volumetrik tomografi görüntülerinde artefaktlara yol açabilir. Bu da teşhiste zorluklara veya yanlış yorumlara sebep olabilir. Literatürde bu konu ile ilgili az sayıda çalışma vardır.

Araştırma kapsamında 4 farklı tip dental materyal, iki dental tomografi cihazı iki farklı çekim modunda değerlendirilmiştir. Çalışmaya çeşitli nedenlerle çekilmiş, çürüksüz veya başlangıç aşamasında aproksimal çürüğü bulunan 164 adet daimi molar ve premolar diş dahil edilmiştir. 4 dişten her birine amalgam, kompozit, zirkonyum destekli porselen ve metal destekli porselen ile restorasyon yapılmıştır. Geriye kalan 160 diş, 4'er dişten oluşan 40 gruba ayrılmıştır. Sırasıyla restorasyonlu dişler birer birer her bir gruptaki dişler arasına yerleştirilmiştir. Her grup iki dental tomografi cihazı ve cihazların iki farklı modu ile taranmıştır. Daha sonra bütün örneklerden tekrar restorasyonlu diş yerine restorasyonsuz bir molar diş konularak tekrar iki dental tomografi cihazı ve farklı iki mod ile görüntüleri alınmıştır. Elde edilen görüntüler altın standart olarak kabul edilmiştir. Elde edilen bulgular istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Sonuçta oluşturduğu artefakt ile restorasyona yakın yüzeylerde çürük teşhisini en fazla etkileyen materyal amalgam olmuştur. Diğer materyallerden metal destekli porselen ve zirkonyum destekli porselen ise teşhisi etkilemiş ancak amalgam kadar olumsuz etki oluşturmamıştır. Kompozit ise en az etkilemiştir. Cihazlar ve çekim modları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

DVT çürük teşhisinde primer method olarak kullanılmamalıdır. Başka dental sebeplerle alınmış DVT görüntülerinde restorasyona uzak yüzeylerde DVT çürük tespitinde kullanılabilir.

**Anahtar kelimeler:** aproksimal, çürük, artefakt, dental volumetrik tomografi

## ABSTRACT

### **Evaluation of Effects of Dental Volumetric Tomography Artifacts on Approximal Caries Diagnosis Caused by Different Dental Materials**

The purpose of this in vitro designed study is to evaluate the effects of artifacts caused by different dental materials on caries detection. Also it was investigated the effects of images of different devices and different image modes to this process.

For diagnosing carious lesions at an early stage, following the lesions and receiving the appropriate treatment decisions, using reliable methods is important. Diagnosis methods of approximal caries in posterior teeth are clinical examination, conventional periapical radiography, conventional bitewing radiography, digital imaging systems and various laser fluorescence systems. However, clinical examination and conventional and digital radiography are used in routine, increasing usage of dental tomography in recent years show that tomography can take part in caries diagnosis. In the literature, comparisons of volumetric tomography with other various methods in detection of dental caries, has been made. In addition, in the dental tomography report, is conceived to be stated the caries for patients not to receive radiation again. Nevertheless, most of the patients have restorations. These restorations can lead to artifacts in the dental volumetric tomography images. This can cause difficulty in diagnosis or misinterpretation. In the literature, there are few studies on this subject.

In the scope of this project, four different type of dental materials, two dental tomography devices and modes of devices were assessed. 164 permanent molar and premolar teeth which are extracted for various reasons, non-carious or in the initial phase of approximal caries, was included to study. Each of the four teeth were restored with amalgam, composite, porcelain fused zirconia, and metallic porcelain. The remaining 160 teeth will be divided into 40 groups consisting of four teeth. Sequentially teeth with restorations were placed one by one in each group of teeth. Each group were scanned with two modes of two dental tomography devices. Then again all samples were scanned with a molar tooth without restoration instead of restored molar by again two dental scanner and with two different modes. The resulting images were analyzed for gold standart. Findings were evaluated statistically.

Consequently, in the adjacent surfaces amalgam has been the greatest impact on dental caries diagnosis. Metallic porcelain and porcelain fused zirconia affected the diagnosis but did not cause adverse effects as amalgam. The composite affected at least. There was no statistically significance between the devices and the scanning modes.

CBCT should not be used as a primary caries diagnosis method. CBCT images, performed for other diagnostic tasks can be used in caries diagnosis at distant surfaces from restorations.

**Key words:** aproximal, caries, artifact, dental volumetric tomography.

## KAYNAKLAR

1. Fejerskov O, Kidd EAM, Nyvad B, Baelum V. Defining the disease: an introduction. In: Fejerskov O, Kidd E, editors. *Dental Caries The Disease and its Clinical Management*. 2 ed. Oxford: Blackwell Munksgaard; 2008. p. 3-6.
2. Chu CH, Chung BT, Lo EC. Caries assessment by clinical examination with or without radiographs of young Chinese adults. *International dental journal*. 2008;58(5):265-268. Epub 2008/11/18.
3. Tantradi P, Sreenivasan V, Kadaganche H. Role of bitewing in enhancing the assessment of DMFS index in a group of Indian adolescents. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2010;21(2):266-269. Epub 2010/07/27.
4. Akdeniz BG, Grondahl HG, Magnusson B. Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries research*. 2006;40(3):202-207. Epub 2006/05/19.
5. Ludlow JB, Mol A. Digital imaging. In: White SC, Pharoah MJ, editors. *Oral radiology : principles and interpretation*. 7th ed. St. Louis: Mosby; 2014. p. 41-62.
6. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental clinics of North America*. 2008;52(4):707-730, v. Epub 2008/09/23.
7. Wenzel A, Hirsch E, Christensen J, Matzen LH, Scaf G, Frydenberg M. Detection of cavitated approximal surfaces using cone beam CT and intraoral receptors. *Dento maxillo facial radiology*. 2013;42(1):39458105. Epub 2012/07/31.
8. Spin-Neto R, Mudrak J, Matzen LH, Christensen J, Gotfredsen E, Wenzel A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dento maxillo facial radiology*. 2013;42(2):32310645. Epub 2012/07/31.
9. Wenzel A. Radiographic display of carious lesions and cavitation in approximal surfaces: Advantages and drawbacks of conventional and advanced modalities. *Acta odontologica Scandinavica*. 2014;72(4):251-264. Epub 2014/02/12.



10. Ten Cate JM. Remineralization of deep enamel dentine caries lesions. *Australian dental journal*. 2008;53(3):281-285. Epub 2008/09/11.
11. Ten Cate JM. In vitro studies on the effects of fluoride on de- and remineralization. *Journal of dental research*. 1990;69 Spec No:614-9; discussion 34-36. Epub 1990/02/01.
12. Kidd E. *Essentials of dental caries: The disease and its management*. 3 ed. London: Oxford University Press; 2005.
13. Mejare I, Kidd E. Radiography for caries diagnosis. In: Fejerskov O, Kidd E, editors. *Dental Caries The Disease and its Clinical Management*. 2 ed. Oxford: Blackwell; 2008. p. 69-88.
14. Lynch RJ, Ten Cate JM. The effect of lesion characteristics at baseline on subsequent de- and remineralisation behaviour. *Caries research*. 2006;40(6):530-535. Epub 2006/10/26.
15. Lynch RJ, Mony U, Ten Cate JM. The effect of fluoride at plaque fluid concentrations on enamel de- and remineralisation at low pH. *Caries research*. 2006;40(6):522-529. Epub 2006/10/26.
16. Mensinkai PK, Ccahuana-Vasquez RA, Chedjieu I, Amaechi BT, Mackey AC, Walker TJ, et al. In situ remineralization of white-spot enamel lesions by 500 and 1,100 ppm F dentifrices. *Clinical oral investigations*. 2012;16(4):1007-1014. Epub 2011/07/14.
17. Iijima Y, Koulourides T. Mineral density and fluoride content of in vitro remineralized lesions. *Journal of dental research*. 1988;67(3):577-581. Epub 1988/03/01.
18. Lussi A, Hibst R, Paulus R. DIAGNOdent: an optical method for caries detection. *Journal of dental research*. 2004;83 Spec No C:C80-3. Epub 2004/08/03.
19. Thompson VP, Kaim JM. Nonsurgical treatment of incipient and hidden caries. *Dental clinics of North America*. 2005;49(4):905-921, viii. Epub 2005/09/10.
20. Koray F. *Diş Çürükleri*. İstanbul: Altın matbaacılık; 1981.
21. Kidd EA, Beighton D. Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *Journal of dental research*. 1996;75(12):1942-1946. Epub 1996/12/01.

22. Ekstrand K, Qvist V, Thylstrup A. Light microscope study of the effect of probing in occlusal surfaces. *Caries research*. 1987;21(4):368-374. Epub 1987/01/01.
23. Kidd EM. Caries diagnosis within restored teeth. *Operative dentistry*. 1989;14(3):149-158. Epub 1989/01/01.
24. Kidd EA, Toffenetti F, Mjor IA. Secondary caries. *International dental journal*. 1992;42(3):127-138. Epub 1992/06/01.
25. Yassin OM. In vitro studies of the effect of a dental explorer on the formation of an artificial carious lesion. *ASDC journal of dentistry for children*. 1995;62(2):111-117. Epub 1995/03/01.
26. Lussi A. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler. Çürük teşhis yöntemleri: Quintessence; 2006.
27. Axelsson P. Diagnosis and risk prediction of dental caries. Illinois: Quintessence; 2000.
28. Kamburoglu K, Murat S, Yuksel SP, Cebeci AR, Paksoy CS. Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2010;109(5):e63-69. Epub 2010/04/27.
29. Kidd EA, Pitts NB. A reappraisal of the value of the bitewing radiograph in the diagnosis of posterior approximal caries. *British dental journal*. 1990;169(7):195-200. Epub 1990/10/06.
30. Hintze H, Wenzel A, Jones C. In vitro comparison of D- and E-speed film radiography, RVG, and visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. *Caries research*. 1994;28(5):363-367. Epub 1994/01/01.
31. Pitts NB. The diagnosis of dental caries: 1. Diagnostic methods for assessing buccal, lingual and occlusal surfaces. *Dental update*. 1991;18(9):393-396. Epub 1991/11/01.
32. Pitts NB. The use of bitewing radiographs in the management of dental caries: scientific and practical considerations. *Dento maxillo facial radiology*. 1996;25(1):5-16. Epub 1996/01/01.

33. Wenzel A, Larsen MJ, Fejerskov O. Detection of occlusal caries without cavitation by visual inspection, film radiographs, xeroradiographs, and digitized radiographs. *Caries research*. 1991;25(5):365-371. Epub 1991/01/01.
34. Ekstrand KR, Ricketts DN, Kidd EA, Qvist V, Schou S. Detection, diagnosing, monitoring and logical treatment of occlusal caries in relation to lesion activity and severity: an in vivo examination with histological validation. *Caries research*. 1998;32(4):247-254. Epub 1998/06/27.
35. Fracaro MS, Seow WK, McAllan LH, Purdie DM. The sensitivity and specificity of clinical assessment compared with bitewing radiography for detection of occlusal dentin caries. *Pediatric dentistry*. 2001;23(3):204-210. Epub 2001/07/13.
36. Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2000;89(3):356-362. Epub 2000/03/10.
37. Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: an overview. *The journal of contemporary dental practice*. 2002;3(4):23-39. Epub 2002/11/22.
38. Cederberg RA, Tidwell E, Frederiksen NL, Benson BW. Endodontic working length assessment. Comparison of storage phosphor digital imaging and radiographic film. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 1998;85(3):325-328. Epub 1998/04/16.
39. Kitagawa H, Scheetz JP, Farman AG. Comparison of complementary metal oxide semiconductor and charge-coupled device intraoral X-ray detectors using subjective image quality. *Dento maxillo facial radiology*. 2003;32(6):408-411. Epub 2004/04/09.
40. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Can G. An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *European journal of radiology*. 2011;80(2):478-482. Epub 2010/10/12.
41. Naoum HJ, Chandler NP, Love RM. Conventional versus storage phosphor-plate digital images to visualize the root canal system contrasted with a

- radiopaque medium. *Journal of endodontics*. 2003;29(5):349-352. Epub 2003/05/31.
42. Wenzel A. Bitewing and digital bitewing radiography for detection of caries lesions. *Journal of dental research*. 2004;83 Spec No C:C72-5. Epub 2004/08/03.
43. Wenzel A. Digital radiography and caries diagnosis. *Dento maxillo facial radiology*. 1998;27(1):3-11. Epub 1998/03/03.
44. Wenzel A. Digital imaging for dental caries. *Dental clinics of North America*. 2000;44(2):319-38, vi. Epub 2000/03/31.
45. Berkhout WE, Verheij JG, Syriopoulos K, Li G, Sanderink GC, van der Stelt PF. Detection of proximal caries with high-resolution and standard resolution digital radiographic systems. *Dento maxillo facial radiology*. 2007;36(4):204-210. Epub 2007/05/31.
46. Brian JN, Williamson GF. Digital radiography in dentistry: a survey of Indiana dentists. *Dento maxillo facial radiology*. 2007;36(1):18-23. Epub 2007/03/03.
47. White C, Pharoah M. *Oral radiology : principles and interpretation*. 6 ed. St. Louis: Mosby; 2009.
48. Rushton VE, Horner K. The use of panoramic radiology in dental practice. *Journal of dentistry*. 1996;24(3):185-201. Epub 1996/05/01.
49. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region--an update. *The international journal of medical robotics + computer assisted surgery : MRCAS*. 2009;5(4):366-380. Epub 2009/09/25.
50. Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*. 2007;23(2):105-13. Epub 2007/03/21.
51. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *Journal of endodontics*. 2007;33(9):1121-1132. Epub 2007/10/13.

52. Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dento maxillo facial radiology*. 2005;34(1):28-31. Epub 2005/02/15.
53. Özer SGY. Konik ışınli Bilgisayarli Tomografi'nin endodontide uygulama alanları. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2010;27(3):207-217.
54. White SC. Cone-beam imaging in dentistry. *Health physics*. 2008;95(5):628-637. Epub 2008/10/14.
55. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc*. 2006;72(1):75-80. Epub 2006/02/17.
56. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & craniofacial research*. 2003;6 Suppl 1:31-6; discussion 179-82. Epub 2003/11/11.
57. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc*. 2010;141 Suppl 3:3S-6S. Epub 2010/10/15.
58. Farman AG, Scarfe WC. The Basics of Maxillo-facial Cone Beam Tomography. *Seminars in Orthodontics*. 2009;15:2-13.
59. Abubekir H. *Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi*. 1 ed: Nobel Tıp Kitabevi; 2014. 594 p.
60. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International endodontic journal*. 2007;40(10):818-830. Epub 2007/08/19.
61. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dento maxillo facial radiology*. 2004;33(2):83-86. Epub 2004/08/18.
62. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dento maxillo facial radiology*. 2003;32(4):229-234. Epub 2003/09/19.
63. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative

planning of implant placement. *Clinical oral investigations*. 2006;10(1):1-7. Epub 2006/02/17.

64. White SC, Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dental clinics of North America*. 2008;52(4):689-705, v. Epub 2008/09/23.

65. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. 2003;96(4):508-513. Epub 2003/10/17.

66. Orhan K, Aksoy U, Kalender A. Cone-beam computed tomographic evaluation of spontaneously healed root fracture. *Journal of endodontics*. 2010;36(9):1584-1587.

67. Tyndall DA, Rathore S. Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dental clinics of North America*. 2008;52(4):825-841, vii. Epub 2008/09/23.

68. Esmaili F, Johari M, Haddadi P, Vatankhah M. Beam Hardening Artifacts: Comparison between Two Cone Beam Computed Tomography Scanners. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*. 2012;6(2):49-53. Epub 2012/09/20.

69. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics : a review publication of the Radiological Society of North America, Inc*. 2004;24(6):1679-1691. Epub 2004/11/13.

70. Strid KG. Significance of quantum fluctuations in roentgen imaging. *Acta radiologica Oncology*. 1980;19(2):129-38. Epub 1980/01/01.

71. Tu SJ, Shaw CC, Chen L. Noise simulation in cone beam CT imaging with parallel computing. *Physics in medicine and biology*. 2006;51(5):1283-1297. Epub 2006/02/17.

72. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dento maxillo facial radiology*. 2011;40(5):265-273. Epub 2011/06/24.

73. Altunbas MC, Shaw CC, Chen L, Lai C, Liu X, Han T, et al. A post-reconstruction method to correct cupping artifacts in cone beam breast computed tomography. *Medical physics*. 2007;34(7):3109-3118. Epub 2007/09/08.

74. Tofts PS, Gore JC. Some sources of artefact in computed tomography. *Physics in medicine and biology*. 1980;25(1):117-127. Epub 1980/01/01.
75. Hunter AK, McDavid WD. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dento maxillo facial radiology*. 2012;41(3):217-223. Epub 2012/03/02.
76. Naranjo V, Llorens R, Alcaniz M, Lopez-Mir F. Metal artifact reduction in dental CT images using polar mathematical morphology. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2011;102(1):64-74. Epub 2011/01/14.
77. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone-beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clinical oral implants research*. 2010;21(1):100-7. Epub 2009/10/23.
78. Robertson DD, Weiss PJ, Fishman EK, Magid D, Walker PS. Evaluation of CT techniques for reducing artifacts in the presence of metallic orthopedic implants. *Journal of computer assisted tomography*. 1988;12(2):236-241. Epub 1988/03/01.
79. Moon SG, Hong SH, Choi JY, Jun WS, Kang HG, Kim HS, et al. Metal artifact reduction by the alteration of technical factors in multidetector computed tomography: a 3-dimensional quantitative assessment. *Journal of computer assisted tomography*. 2008;32(4):630-633. Epub 2008/07/31.
80. Draenert FG, Copenrath E, Herzog P, Muller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dento maxillo facial radiology*. 2007;36(4):198-203. Epub 2007/05/31.
81. Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of quality of reformatted images from two cone-beam computed tomographic systems. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. 2005;33(1):19-23. Epub 2005/02/08.
82. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *International journal of radiation oncology, biology, physics*. 2007;67(3):924-932. Epub 2006/12/13.

83. Hanzelka T, Foltan R, Horka E, Sedy J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Medical hypotheses*. 2010;75(6):610-612. Epub 2010/08/31.
84. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2012;20(1):1-17. Epub 2012/03/01.
85. Kulczyk T, Dyszkiewicz Konwinska M, Owecka M, Krzyzostaniak J, Surdacka A. The influence of amalgam fillings on the detection of approximal caries by cone beam CT: in vitro study. *Dento maxillo facial radiology*. 2014;43(7):20130342. Epub 2014/07/06.
86. Espelid I, Tveit AB. Radiographic diagnosis of mineral loss in approximal enamel. *Caries research*. 1984;18(2):141-8. Epub 1984/01/01.
87. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33(1):159-174. Epub 1977/03/01.
88. Lundeen RC, McDavid WD, Barnwell GM. Proximal surface caries detection with direct-exposure and rare earth screen/film imaging. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1988;66(6):734-745. Epub 1988/12/01.
89. Nair MK, Tyndall DA, Ludlow JB, May K. Tuned aperture computed tomography and detection of recurrent caries. *Caries research*. 1998;32(1):23-30. Epub 1998/01/23.
90. Cederberg RA, Frederiksen NL, Benson BW, Shulman JD. Effect of different background lighting conditions on diagnostic performance of digital and film images. *Dento maxillo facial radiology*. 1998;27(5):293-297. Epub 1999/01/08.
91. White SC, Yoon DC. Comparative performance of digital and conventional images for detecting proximal surface caries. *Dento maxillo facial radiology*. 1997;26(1):32-38. Epub 1997/01/01.
92. Sansare K, Singh D, Sontakke S, Karjodkar F, Saxena V, Frydenberg M, et al. Should cavitation in proximal surfaces be reported in cone beam computed tomography examination? *Caries research*. 2014;48(3):208-213. Epub 2014/02/01.



93. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *Journal of dental research*. 2004;83 Spec No C:C35-8. Epub 2004/08/03.
94. Ratledge DK, Kidd EA, Beighton D. A clinical and microbiological study of approximal carious lesions. Part 1: the relationship between cavitation, radiographic lesion depth, the site-specific gingival index and the level of infection of the dentine. *Caries research*. 2001;35(1):3-7. Epub 2000/12/23.
95. Tarim Ertas E, Kucukyilmaz E, Ertas H, Savas S, Yircali Atici M. A comparative study of different radiographic methods for detecting occlusal caries lesions. *Caries research*. 2014;48(6):566-574. Epub 2014/07/31.
96. Young SM, Lee JT, Hodges RJ, Chang TL, Elashoff DA, White SC. A comparative study of high-resolution cone beam computed tomography and charge-coupled device sensors for detecting caries. *Dento maxillo facial radiology*. 2009;38(7):445-451. Epub 2009/09/22.
97. Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dento maxillo facial radiology*. 2008;37(1):18-22. Epub 2008/01/16.
98. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC, Christensen EE. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4th ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990. xi, 522 p.
99. Charuakkra A, Prapayasatok S, Janhom A, Pongsiriwet S, Verochana K, Mahasantipiya P. Diagnostic performance of cone-beam computed tomography on detection of mechanically-created artificial secondary caries. *Imaging science in dentistry*. 2011;41(4):143-150. Epub 2012/01/11.
100. Aglarci OS, Bilgin MS, Erdem A, Ertas ET. Is it possible to diagnose caries under fixed partial dentures with cone beam computed tomography? *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2015;119(5):579-583. Epub 2015/04/14.
101. Kataoka ML, Hochman MG, Rodriguez EK, Lin PJ, Kubo S, Raptopoulos VD. A review of factors that affect artifact from metallic hardware on multi-row detector computed tomography. *Current problems in diagnostic radiology*. 2010;39(4):125-136. Epub 2010/06/01.



İZMİR KÂTİP ÇELEBİ  
ÜNİVERSİTESİ

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU  
(İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi 35360 Karabağlar / İZMİR  
Tel:0 232 245 04 38 --- 0 232 244 44 44 / 1234 Fax: 0 232 245 04 38 E-posta [ikcetik2@gmail.com](mailto:ikcetik2@gmail.com))

**Yrd. Doç. Dr. Elif Tarım ERTAŞ**  
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

Karar No: **284**  
Tarih : **18.12.2014**

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Hekimlerinden **Yrd. Doç. Dr. Elif Tarım ERTAŞ** sorumluluğunda yapılması planlanan "**Farklı Dental Materyallerin DVT'de Neden Olduğu Artefaktların Aproximal Çürük Teşhisine Etkisinin Değerlendirilmesi**" adlı araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca **bulunmadığına** toplantıya katılan Etik Kurul üyelerinin **oy birliği** ile karar verilmiştir.

Prof. Dr. Recep SÜTÇÜ  
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı



İZMİR KÂTİP ÇELEBİ  
ÜNİVERSİTESİ

(İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi 35360 Karabağlar / İZMİR / TÜRKİYE  
Tel:0 232 245 04 38 - 0 232 244 44 44 / 1234 Fax: 0 232 245 04 38 E-posta [ikcetik2@gmail.com](mailto:ikcetik2@gmail.com))

**İZMİR KÂTİP ÇELEBİ UNIVERSITY  
NON-INTERVENTIONAL CLINICAL STUDIES  
INSTITUTIONEL REVIEW BOARD**

**To** \_\_\_\_\_ : Elif TARIM ERTAŞ, MD

**From** \_\_\_\_\_ : Prof. Recep SÜTÇÜ, MD, Chair

**Date** \_\_\_\_\_ : 18.12.2014

**IRB #** \_\_\_\_\_ : 284

**Study Title:** Evaluation of Effects of CBCT Artifacts on Approximal Caries Diagnosis Caused by Different Dental Materials

At its board meeting on **18.12.2014** your submission for the above referenced research study has received review and approval from İzmir Kâtip Celebi Non-Interventional Clinical Studies Institutional Review Board.



Prof. Recep SÜTÇÜ, MD,  
Chair

## ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Balıkesir'de doğdu. İlkokulu Altı Eylül İlköğretim Okulu'nda, ortaokul ve liseyi Balıkesir Sırrı Yırcalı Anadolu Lisesi'nde okudu. Lisans eğitimini ise Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde 2002 yılında tamamladı. İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında 2011 ocak ayından itibaren araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır. Dt. Fatih ATICI ile evli ve İdil adında bir kızı vardır.