



**T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KONVANSİYONEL, DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ VE CBCT
VERİLERİ KULLANILARAK ÜRETİLEN CAD-CAM ONLEY
RESTORASYONLARIN MARJİNAL ADAPTASYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Arş. Gör. Dt. Barış KANDEHİR
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

UZMANLIK TEZİ

**DANIŞMAN
Doç. Dr. Ahmet Kürşad Çulhaoğlu**

KIRIKKALE-2024



T.C.

**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KONVANSİYONEL, DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ VE CBCT
VERİLERİ KULLANILARAK ÜRETİLEN CAD-CAM ONLEY
RESTORASYONLARIN MARJİNAL ADAPTASYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Arş. Gör. Dt. Barış KANDEHİR
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ahmet Kürşad Çulhaoğlu

KIRIKKALE-2024

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 07/02/2024

İmza

Prof. Dr. Mehmet Ali Kılıçarslan
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. Volkan Şahin
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Üye

İmza

Doç. Dr. Ahmet Kürşad Çulhaoğlu
Sağlık Bilimleri Üniversitesi
Gölhane Diş Hekimliği Faköltesi
Danışman

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Nihal Özcan
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Berkan Altay
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Üye

ETİK BEYANI

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

Bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim

Arş. Gör. Dt. Barış KANDEHİR

07/02/2024

ÖZET

KONVANSİYONEL, DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ VE CBCT VERİLERİ KULLANILARAK ÜRETİLEN CAD-CAM ONLEY RESTORASYONLARIN MARJİNAL ADAPTASYONLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet Kürsad Çulhaoğlu

Ocak 2024, 144 Sayfa

CAD-CAM teknolojisi diş hekimliğine hız ve üretim konusunda büyük avantaj sağlamaktadır. Dental restorasyonların üretim yöntemlerine dair literatürde birçok çalışma bulunmasına rağmen, CBCT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) ile elde edilen verilerin kullanıldığı dijital üretimlerin başarısına yönelik çalışmalar sınırlıdır. Bu in vitro çalışmada CBCT kullanılarak elde edilen dijital verilerle üretilen CAD-CAM (Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing: Bilgisayar Destekli Tasarım, Bilgisayar Destekli Üretim) onley restorasyonların; konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri ile elde edilen veriler yardımı ile üretilen CAD-CAM restorasyonlarla karşılaştırmalı olarak marjinal uyumu değerlendirilmiştir. Ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş, 12 adet intakt molar diş üzerinde standartlara uygun onley preparasyonu yapıldı. Prepare edilmiş örnekler 3 gruba ayrıldı. İlk gruptan A-tipi silikon Elite HD+ Putty Soft Fast Set (Zhermack, Badia Polesine, İtalya) ve Elite HD+ Light Body Fast Set (Zhermack, Badia Polesine, İtalya) ile 2. gruptan ağız içi tarayıcı ile ölçü alındı. 3Shape (TRIOS 3, Copenhagen, Denmark). Son grupta 0.125 mm voksel çözünürlük ayarlarında CBCT ile elde edilen DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) verileri yazılım vasıtasıyla STL (Standard Tessellation Language: Standart Mozaikleme Dili) formatına çevrildi. Tarayıcı ve CBCT taramalarından elde edilen 3D görüntüler CAD yazılımına ExoCAD (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) gönderildi ve onley restorasyon tasarımı tamamlandı. Lityum disilikat IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Almanya) bloklarından onley restorasyonları frezelemek için CAM yazılımına bilgi gönderildi. Her 3 ölçü yöntemi ile hazırlanan restorasyonlar modellere yerleştirildi ve Mikro-BT ölçüm yöntemi ile analiz edilerek değerlendirildi. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, konvansiyonel, ağız içi tarayıcı ve CBCT verileri kullanılarak üretilen onley restorasyonlarının marjinal uyumları değerlendirilmiş olup; her 3 ölçü yöntemi ile üretilen onley restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir değerlerde olduğu, en uyumlu restorasyonların intraoral tarayıcı ölçü yöntemi ile üretilen grupta olduğu en düşük uyum değerlerinin CBCT ölçü yöntemi ile üretilen restorasyonlarda olduğu sonucuna varıldı. Bu çalışmadan elde edilen bulguların desteklenmesi için gelecekte daha fazla in vitro ve in vivo çalışma yapılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi, CAD-CAM, Ağız İçi Tarayıcı, Onley, Marjinal Uyum, Cam seramik, Micro-BT

ABSTRACT

COMPARISON OF MARGINAL ADAPTATIONS OF CAD-CAM ONLAY RESTORATIONS MANUFACTURED USING CONVENTIONAL, DIGITAL IMPRESSION METHODS AND CBCT DATA

Kırıkkale University Faculty of Dentistry

Department of Prosthetic Dentistry

Advisor: Ass. Prof. Dr. Ahmet Kürsad Çulhaoğlu

January 2024, 144 Pages

CAD-CAM technology provides significant advantages to dentistry in terms of speed and production. While there are numerous studies in the literature on the production methods of dental restorations, research on the success of digital productions data obtained by CBCT (Cone Beam Computed Tomography) remains limited. In this in vitro study, the marginal fit of CAD-CAM (Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing) fabricated restorations using CBCT data were comparatively evaluated with the marginal fit of restorations produced with conventional and digital impression techniques. 12 intact molar teeth without any caries extracted for orthodontic or periodontal reasons were obtained onlay preparation were made. The prepared samples were divided into 3 groups. Impressions were made with A-type silicone Elite HD+ Putty Soft Fast Set (Zhermack, Badia Polesine, Italy) and Elite HD+ Light Body Fast Set (Zhermack, Badia Polesine, Italy) for the first group and with an intraoral scanner 3Shape (TRIOS 3, Copenhagen, Denmark) for the second group. In the last group, DICOM data obtained using CBCT with voxel resolution setting of 0.125 mm was converted to STL (Standard Tessellation Language) using software. 3D images obtained from scanner and CBCT scans were sent to the CAD software ExoCAD (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany) and the onlay restoration design was completed. In order to mill onlay restorations from lithium disilicate (IPS e.max CAD) blocks data were sent to CAM software. Restorations prepared in all 3 groups were placed in models and were analyzed using Micro-CT measurement method. Within the limits of this study, the marginal fit of onlay restorations produced using conventional, intraoral scanner and CBCT data were evaluated. It was concluded that onlay restorations produced with all 3 methods were clinically acceptable, the most compatible restorations were in the method produced with an intraoral scanner method, and the lowest compliance values were in the restorations produced with CBCT method. Further in vitro and in vivo studies are needed in the future to support the findings of this study.

Keywords: Cone-Beam Computed Tomography, CAD-CAM, Intraoral scanner, Onlays, Marginal Fit, Glass ceramic, Micro-CT

TEŞEKKÜR

Uzmanlık sürecim ve tez çalışma sürecimde bilgilerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen ve ben de büyük emeği olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU' na,

Uzmanlık öğrenimim sırasında emekleri geçen, bilgi ve desteklerini esirgemeyen Kırıkkale Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Volkan ŞAHİN başta olmak üzere tüm öğretim üyelerine ve diğer bölüm hocalarıma,

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesindeki öğrencilik yıllarımdan örnek aldığım ve tez çalışmamda desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN' a,

Birlikte gülüp eğlendiğimiz birlikte üzüldüğümüz tüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Üniversite yıllarımın bana kazandırdığı dostlarımdan olan ve her koşulda beni destekleyen Sadık TAKİ' ye,

Laboratuvar işlemlerinde yardımcı olan tüm teknisyen arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca bana inanan, sevgilerini hep hissettiğim ve her konuda destekçilerim olan hakkını hiç ödemeyeceğim annem , kardeşlerim ve beni bugünlere getirmekte büyük payı olan, bugünlerimi görmesini çok istediğim fakat göremeden aramızdan ayrılan rahmetli babama,

İyi ki hayatıma katılmış dediğim; iyi ve kötü günlerimde desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, tez sürecimde bana en büyük desteği veren Burcu İrem YILDIZ' a

Adını bu sayfaya sığdıramadığım ve bende emeği olan herkese sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Seramik İntrakoronal Restorasyonlar (İnley, Onley, Overlay)	7
2.1.1. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Endikasyonları, Kontrendikasyonları, Avantajları, Dezavantajları	8
2.1.1.1. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Endikasyonları	8
2.1.1.2. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Kontrendikasyonları ..	8
2.1.1.3. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Avantajları	9
2.1.1.4. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Dezavantajları	9
2.1.2. Seramik İntrakoronal Restorasyonlar İçin Temel Diş Preparasyon Kuralları	10
2.2. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Üretiminde Kullanılan Ölçü ve Üretim Yöntemleri	14
2.2.1. Konvansiyonel Ölçü	14
2.2.1.1. Elastomerik Ölçü Maddeleri	16
2.2.2. Dijital Ölçü ve Dijital Diş Hekimliği	19
2.2.2.1. İntraoral (ağız içi) Tarayıcılar	19
2.2.2.2. Extraoral (Ağız Dışı) Tarayıcılar	20
2.3. CAD-CAM Sistemleri	22

2.3.1. CAD-CAM Sistemini Oluşturan Bölümler	27
2.3.1.1. Tarayıcı.....	27
2.3.1.2 Yazılım (CAD)	29
2.3.1.3 Üretim (CAM)	30
2.3.2. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller.....	32
2.3.2.1 Cam Seramikler	33
2.3.2.2. Alümina veya Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler:	37
2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	40
2.4.1. CBCT'nin Avantaj ve Dezavantajları	43
2.4.4.1. Diş Hekimliğinde CBCT Uygulamaları.....	45
2.4.4.2. Hızlı Modelleme (Prototiplendirme).....	47
2.5. Dental Restorasyonlarda Kenar Uyumu	48
2.5.1. Klinik Olarak Kabul Edilebilir Marjinal Boşluk Miktarı.....	51
2.5.2. Marjinal Adaptasyon Değerlerini Etkileyen Faktörler.....	51
2.5.3. Marjinal Adaptasyon İnceleme Yöntemleri	52
2.5.3.1. Direk Ölçüm Yöntemi.....	52
2.5.3.2. Kesit Alma Yöntemi (Cross-Sectioning Method)	53
2.5.3.3. Profil Projeksiyonu	53
2.5.3.4. Dijital Mikrometre	53
2.5.3.5. Dijital Görüntü Analizi Dizisi (DIAS).....	53
2.5.3.6. Üçlü Tarama Protokolü (Superimposition Method).....	53
2.5.3.7. Silikon Replika Metodu	53
2.5.3.8. X Ray Bilgisayarlı Mikro Tomografi Yöntemi (Mikro-BT)...	54
2.5. Amaç	57
2.6. Hipotez	57
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	59
3.1. Onley Preparasyonu Yapılmış Molar Diş Modellerin Hazırlanması	60

3.2. Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Alçı Modellerin Hazırlanması	63
3.3. Dijital Ölçü Yöntemi ile (Ağız içi Tarayıcı) Dijital Modellerin Hazırlanması.....	65
3.4. CBCT Verileri Kullanılarak Dijital Modellerin Hazırlanması.....	66
3.5. Restorasyon Tasarımlarının Yapılması ve Üretimi	68
3.6. Mikro-BT Taramalarının Yapılması ve Kenar Uyumun Değerlendirilmesi ..	71
3.7. İstatistiksel Analiz.....	76
4. BULGULAR	77
5. TARTIŞMA	97
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	115
KAYNAKÇA	117
EKLER.....	143
EK-1. Etik Kurul Onayı.....	144
ÖZGEÇMİŞ.....	146

TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Posterior Estetik Restorasyon Sınıflaması	7
Tablo 2.2. Ölçü Maddelerinin Sınıflandırılması	15
Tablo 2.3. Piyasadaki bazı CAD-CAM Sistemleri.....	24
Tablo 2.4. Cam Seramikler Ve Kullanım Alanları	35
Tablo 2.5. IPS e.max CAD kimyasal içeriği	35
Tablo 2.6. Alumina ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler ve Kullanım Alanları	39
Tablo 2.7. Tam Seramik Restorasyonlarda Kullanılan CAD-CAM Blokları.....	40
Tablo 4.1. Konvansiyonel ölçü yöntemi üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarda yapılan ölçümler.....	77
Tablo 4.2. Ağız içi tarayıcısı kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarda yapılan ölçümler.....	78
Tablo 4.3. CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarda yapılan ölçümler.....	79
Tablo 4.4. Mesial Kesit Ölçüm Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması	80
Tablo 4.5. Distal Kesit Ölçüm Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması	84
Tablo 4.6. Transvers Kesit Ölçüm Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması	88
Tablo 4.7. Genel Ortalama Değerlerin Gruplar Arası Karşılaştırması	89
Tablo 4.8. Mesial Kesit Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırmaları.....	90
Tablo 4.9. Distal Kesit Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırmaları	91
Tablo 4.10. P Değeri ve Diğer Noktaların Grup İçi Karşılaştırmaları	92
Tablo 4.11. Ortalama Değerlerin Gruplar Arası ve Grup İçi Karşılaştırmaları.....	93

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Kavite Preparasyonunda Yapılan Block-out İşlemi	13
Şekil 2.2. İdeal Seramik İnley Preparasyonu	14
Şekil 2.3. Ağız içi Tarayıcısı	28
Şekil 2.4. Laboratuvar Tarayıcısı	28
Şekil 2.5. CAD-Tasarım Programı	29
Şekil 2.6. STL dosya formatı	30
Şekil 2.7. CAM-Kazıma Cihazı	31
Şekil 2.8. Geleneksel Restorasyon Yapım Teknikleri ile CAD-CAM Sisteminin Karşılaştırılması.....	32
Şekil 2.9. IPS e.max CAD Blok Görünümü	36
Şekil 2.10. CBCT'de Görüntüyü Oluşturan Piksel ve Voksellerin Şematik Görüntüsü	42
Şekil 2.11. CBCT Prensibinin Şematik Görüntüsü	43
Şekil 2.12. Kenar Uyum Parametreleri	50
Şekil 2.13. Marjinal Adaptasyon İnceleme Yöntemleri	52
Şekil 2.14. Mikro-BT Cihazının Ana Parçaları	55
Şekil 2.15. Üç Boyutlu Objenin İki Boyutlu Gölgesi	56
Şekil 3.1. Onley Preparasyonu Yapılmış Dişlerin Ark Şeklindeki Modeli	61
Şekil 3.2. Preparasyonda Kullanılan Frezler (Meisinger CAD-CAM Prep Kit Posterior)	61
Şekil 3.3. Onley Preparasyonu Yapılmış Dişin Mesial Oklüzal ve Distal Görüntüsü	62
Şekil 3.4. Onley Preparasyonu	62
Şekil 3.5. A.İnley Preparasyonu B.Onley Preparasyonu	62
Şekil 3.6. Araştırmanın iş akış şeması	63
Şekil 3.7. Ölçü Malzemeleri ve Preparasyonu Yapılmış Dişlerin Ölçüsü.....	64
Şekil 3.8. Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Oluşturulan Model	64

Şekil 3.9. 3Shape D900 3B Laboratuvar Tarayıcısı	65
Şekil 3.10. Ağız İçi Tarayıcısı ile Oluşturulan Dijital Model	65
Şekil 3.11. 3shape Trios 3 Ağız içi Tarayıcı ile Taraması Yapılan Model.....	66
Şekil 3.12. CBCT Cihazına Yerleştirilmiş Model	67
Şekil 3.13. CBCT Taraması Yapılan Örneğin 3 Boyutlu ve Kesitsel Görüntüleri	67
Şekil 3.14. CBCT Verileri Kullanılarak Oluşturulan 3 Boyutlu Dijital Model.....	68
Şekil 3.15. Tasarımı Yapılan Onley Restorasyon ve Tasarlanmış Hali	68
Şekil 3.16. IPS e.max CAD Bloklar.....	69
Şekil 3.17. CORiTEC 550i CAM Cihazı	69
Şekil 3.18. Bloğun Kazıma Ünitesindeki Görüntüsü	69
Şekil 3.19. Üretilmiş Onley Restorasyonların Kristalizasyon Yapılmadan Önceki Modeldeki Görünümü	70
Şekil 3.20. Vita Vacumat 600M Porselen Fırını, Kristalizasyon İşlemi Öncesi Pin ve Pasta Uygulanmış Restorasyon, Restorasyonların Son Hali.....	70
Şekil 3.21. Mikro- BT Cihazındaki Onley Restorasyonlar	71
Şekil 3.22. Data Viewer Programında Pozisyonlandırma İşlemi	72
Şekil 3.23. Mikro-BT Görüntüsü Alınmış Diş-Restorasyon Kompleksinin Görüntüsü	72
Şekil 3.24. Sagittal ve Transvers Kesitte Alınan Kesitlerin Konumları.....	73
Şekil 3.25. Sagittal Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar	74
Şekil 3.26. Transvers Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar.....	74
Şekil 3.27. Sagittal Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar Şeması	75
Şekil 3.28. Transvers Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar Şeması	75
Şekil 4.1. Mesial kesit ölçüm değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren saplı kutu grafikleri.....	83
Şekil 4.2. Distal kesit ölçüm değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren saplı kutu grafikleri.....	87
Şekil 4.3. Transvers kesit ölçüm değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren saplı kutu grafikleri	89

Şekil 4.4. Genel ortalama değerlerin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren sütun grafiği.....	90
Şekil 4.5. Mesial kesit değerlerin grup içi karşılaştırılmalarını gösteren saplı kutu grafiği	91
Şekil 4.6. Distal kesit değerlerin grup içi karşılaştırılmalarını gösteren saplı kutu grafiği	92
Şekil 4.7. P Değeri ve diğer noktaların grup içi karşılaştırılmalarını gösteren saplı kutu grafiği.....	93



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	Alüminyum oksit
BT	Bilgisayarlı tomografi
CCD	Charge Coupled Device
CAD-CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
dk	Dakika
GPa	GigaPaskal
Hz	Hertz
HT	High Translucency
CaO	Kalsiyum oksit
kV	KiloVolt
LED	Light Emitting Diode
LT	Low Translucency
MPa	MegaPaskal
Mikro-BT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
ms	Milisaniye
nm	Nanometre
PVS	Polivinil Siloksan
PSD	Position
sn	Saniye
.stl	Stereolithography
ZrO₂	Zirkonyum dioksit
p	Anlamlılık düzeyi
>	Büyüktür
°	Derece
<	Küçüktür
%	Yüzdelik

1. GİRİŞ

Konvansiyonel ölçü yöntemi gerek hastalar gerek klinisyenler açısından zor ve hassas olan bir işlemdir. Sebep olarak hastalarda meydana gelen bulantı refleksi, yumuşak dokularda meydana gelebilecek hasarlar gösterilebilir. Alınan ölçüler model elde etme sürecinde ve sterilizasyon işlemlerinde veya taşıma saklama sırasında deformasyonlara maruz kalabilir. Laboratuvar aşamasında ise üretim sürecinde day işlemlerinin hassasiyeti, kullanılan modelaj mumlarının deformasyonu ve döküm işlemlerine bağlı olarak da zorluklar yaşanabilir. [1]

CAD-CAM sistemleri kullanılan materyal ve üretimde standardizasyonu sağlaması açısından önemli bir gelişme olmuştur. Günümüzde CAD-CAM teknolojileri ile birlikte üretim sürecinde yaşanan birçok sıkıntının önüne geçilmiştir. Bununla beraber ağız içinden alınan ölçü işlemlerinde de konvansiyonel ölçü yöntemleri yerine ağız içi tarayıcıların ve laboratuvar tarayıcılarının kullanılması dijital restorasyon üretimini daha hassas ve yaygın hale getirmiştir. [2] Ağız içi tarayıcılarının özellikle tam ark restorasyonlardaki veri hassasiyeti, undercut alanlarının taranamaması ve tarayıcı başlıklarının bazı bölgelerde boyutsal açıdan kullanımda zorluklar oluşturması gibi negatif özellikleri bulunmaktadır. [3]

Son yıllarda diş hekimliğinde, CBCT kraniomaksillofasiyal görüntüleme yöntemi ; çene ve dişlerin üç boyutlu değerlendirilmesi, anatomik sınırlamalar veya geometrik kusurlardan etkilenmemesi dijital radyografiden daha üstün olmasıyla geniş bir kullanım alanı elde etmiştir. [4] CBCT tarafından elde edilen görüntülerin kalitesi, tüp gerilimi (kVp), tüp akımı (mA), FOV ve voksel boyutu gibi birçok parametreye bağlıdır. [5] Voksel boyutu tarama ve yeniden yapılanma süreleri ve CBCT görüntülerinin kalitesi açısından son derece önemlidir. [6] Literatürde voksel boyutlarının CBCT görüntüleri üzerindeki etkileri ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. [7] 0.125 mm voksel değeri kullanılarak üretilen restorasyonların marjinal açıklığı yüksek voksel değerlerine göre daha fazla bulunmuştur. [8] Çalışmamızda da bu sebepten dolayı onley gibi geometrisi kompleks bir kavite preparasyon detayının net elde edilmesi için düşük voksel değeri olan 0.125 mm

voksel değerinde CBCT çekimleri yapılmıştır. Görüntüleme ve analizde altın standart olarak kullanılarak yüksek çözünürlüklü CBCT görüntülerinin düşük çözünürlüklü görüntülerden ve PSP(fosfor plak) görüntülerine göre daha yüksek hassasiyete sahip olduğu sonucuna varılmıştır. [9] Konik ışınlı bilgisayarlı tomografiler ALARA(“As Low As Reasonably Achievable”,makul olarak gerçekleştirilebilecek ölçüde düşük) prensibine bağlı olarak üç boyutlu yüksek çözünürlüklü görüntüleme imkanı sunmaktadır. [10]

CBCT verilerinin STL verilere çevrilmesi ile geleneksel modelleme ve üretim süreçlerine ihtiyaç kalmadan, hastaya zaman ve konfor avantajı sağlayan cerrahi rehberlerin yapımı mümkündür. [11], [12] CBCT verilerinin STL verilere dönüşümünün gerçekleştirilmesi ile restorasyonların üretilmesi mümkündür. [8], [13]–[15] Yapılan çalışmalarda CBCT destekli veriler kullanılarak yapılan üretim ile geleneksel yöntemler ile elde edilen monolitik zirkonyum restorasyonlar üretilebilirliği gösterilmiştir. CBCT bazlı üretimde vertikal marjın aralığı 120 mikrondan küçük değerlerle üretilebilmektedir. [13] Yapılan bir çalışmada; laboratuvar tarayıcısı kullanılarak üretilen kronların marjinal aralıkları CBCT verileri kullanılarak üretilen kronların marjinal aralıkları belirgin derecede küçük bulunmuş ve her iki yöntemle de üretilen kronlar klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir. [8]

Marjinal uyum restorasyonların uzun dönem başarısında en önemli kriterlerden biridir. [16] Birçok çalışmada CAD-CAM ile üretilen onley restorasyonların marjinal ve internal uyumları klinik açıdan kabul edilebilir bulunmuştur. [17], [18] Bazı çalışmalarda ağız içi tarayıcılar ve laboratuvar tarayıcıları kullanılarak üretilen onley restorasyonların marjinal uyumu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. [19] Birçok çalışmada dijital ölçü teknikleri kullanılarak üretilen restorasyonların marjinal uyumlarının daha iyi olduğundan bahsedilirken diğer çalışmalarda da anlamlı derece de fark bulunamamıştır. [20] Fakat CBCT ile üretim kıyaslamaları konusunda literatürde açıklık vardır.

Restorasyonların marjinal ve internal uyumları klinik başarısının belirlenmesinde önemli bir parametredir. [21] Marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde iki ve üç boyutlu teknikler mevcuttur. Literatürde de sıklıkla bahsedilen silikon replika ve bilgisayarlı mikrotomografi (Mikro-BT) teknikleri güncelliğini korumaktadır. Son yıllarda adeziv restorasyonların marjinal uyumunun değerlendirilmesinde Mikro-BT

önerilmektedir. Geleneksel yöntemlerin aksine örneklere zarar vermez ve üç boyutlu görüntüyü, diş restorasyon arayüzünün görüntüsünü elde etmeyi ayrıntılı bir şekilde gerçekleştirebilir. [22]

Çalışmamızda onley kavite preparasyonu yapılmış dişlerin; konvansiyonel yöntemler ve intraoral tarayıcı kullanarak elde edilmiş verileri ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi cihazlarından elde edilmiş verileri kullanarak oluşturulan dijital modelleri üzerinde üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumları Mikro-BT ile karşılaştırılmıştır.





2. GENEL BİLGİLER

Kron restorasyonları iki şekilde sınıflandırılır. [23], [24]

A) Tam Kronlar

B) Parsiyel Kronlar

A) Tam Kronlar: Dişin kron kısmının tamamını içeren kron türleridir. Bu kron tipleri hazırlanırken dişte madde kaybı oldukça fazla olmaktadır ve bu durum dişin korunması prensibine terstir.

B) Parsiyel Kronlar: Dişin kron kısmının bir bölümünü kapsayan kron türleridir. Bu kron türlerinde minimum diş dokusu kaldırılmaktadır ve dişin pulpasını tehlikeye sokmayacak şekilde hazırlanmaktadır ve yüksek tutuculuk elde edilmektedir. Yeni gelişen siman sistemleri sayesinde dayanıklılık ve tutuculuk açısından tam kronlara yakın değerler gösterir.

Gerekli durumlarda ön ve arka grup dişlerde uygulanabildiği gibi avantajları;

1-Bölgesel diş preparasyonu sayesinde madde kaybı fazla olmaz.

2-Kronların sınırları hastanın temizleyebileceği ve hekimin rahat çalışabildiği dişeti seviyesinde veya üzerinde olur.

3-Kron kenarı dişin tüm yüzeyini kaplamadığı için dişeti ile temasta olan yüzey sayısı daha azdır. Bu nedenle periodontal dokulardaki yaralanma olasılığı da düşmüştür.

4-Tam kronların simantasyon prosedürü sırasında hidrostatik basınçla karşılaşıldığından simantasyonda hatalar meydana gelirken parsiyel kronlarda siman kaçıışı daha kolay olduğu için kolay ve doğru olarak simante edilirler.

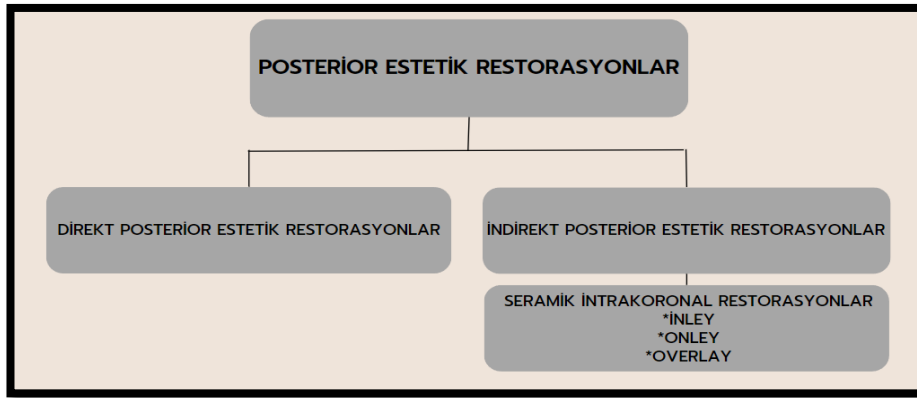
5-Dişin tüm yüzeyini kapatmadığı için vitalite testleri yapılabilir.

Parsiyel kronlar yapılan bir sıralamada aşağıdaki şekilde gruplandırılmıştır. [23], [24]

- a) *Inley*: Diş dokusu içerisinde hazırlanan kavitelere uygulanan ve kullanılan materyale bağlı isimlendirilen parsiyel kron türüdür. (metal inley, porselen inley, kompozit inley)
- b) *Onley*: Yan ve arka grup dişlerde dişlerin oklüzal yüzlerini kapsayan kron türüdür.
- c) *Pinley*: Pinler yardımı ile tutuculuk sağlayan parsiyel kron türüdür. (pinlerin yönüne göre; vertikal pinli pinleyler, horizontal pinli pinleyler, paralel pinli pinleyler, paralel olmayan pinli pinleyler, pinlerin türüne göre; vidalı pinli ve döküm pinli pinleyler olarak tanımlanırlar)
- d) *Pinledge*: Dişler üzerine açılan basamaklara yerleştirilen pin tutucular yardımı ile bağlantı sağlayan parsiyel kron türüdür.
- e) *3/4 Kron*: Alt ve üst grup ön dişlerde labial yüz ile mesial ve distal yüzlerin bir kısmı dışında kalan diğer yüzleri kapsayan parsiyel kron türüdür.
- f) *4/5 Kron*: Yan ve arka grup dişlerde bukkal, lingual, mesial, distal ve oklüzal yüzlerden bukkal yüz dışındaki diğer dört yüzü kapsayan kron türüdür.
- g) *7/8 Kron*: Yan ve arka grup dişlerde mesio-bukkal, disto-bukkal, mesial, distal, mesio-lingual, disto-lingual, bukkal-oklüzal ve lingual-oklüzal yüzlerden, mesio-bukkal yüz hariç diğer yüzleri kapsayan kron türüdür.

Uzun yıllardır arka grup dişlerde de estetik restorasyon ihtiyacı artmaktadır. Artık amalgam ya da döküm altın restorasyonları hastalar tercih etmemektedir. [25] Amalgam ve altına alternatif olarak **posterior estetik restorasyonlar** olarak sınıflandırılan kompozit ve seramikler bulunmaktadır. [26] **Direkt posterior estetik restorasyonlar**; rezin esaslı kompozitlerle yapılabilmektedir fakat polimerizasyon büzülmeleri sebebiyle başarısızlıklar ile karşılaşılabilir. [27] **İndirekt posterior estetik restorasyonlar**; direkt kompozit rezin restorasyonlarda karşılaşılan polimerizasyon büzülmesi ve ideal anatomik form elde etmedeki zorluklar sebebiyle kompozit ve seramiklerden yapılmaktadır. (Tablo 2.1) [28]

Tablo 2.1. Posterior Estetik Restorasyon Sınıflaması



2.1. Seramik İntrakoronal Restorasyonlar (İnley, Onley, Overlay)

İntrakoronal (kron içi) restorasyonlar olarak adlandırılan inley, onley veya overlay kavite şekillerine göre sınıflandırılmaktadırlar. İnleyler; okluzal, gingival ve proksimal restorasyonlarda kullanılan en basit restorasyonlardır. [29] Dişi kuvvetlendirmemektedir, ancak eksik diş dokusunun yerini almaktadır. Çürük miktarının az olduğu veya restorasyonu olan premolar ve molarlarda endikedir. Onleyler ise, okluzal yüzeyin geriye kalan kısmını da kaplayarak stres birikimini önleyen, stresi geniş bir alana dağıtan uygulamalardır. Overlay uygulamalarında ise, bukkal veya lingual yüzeyler de restorasyona dahil edilmektedir. Kullanılan materyaller; metal, rezin kompozit, tam seramik ve polietereeterketon (PEEK)'dur. [30]

Son 25 yıldır estetik restorasyonlara giderek artan bir talep olmaktadır. [31] Günümüzde, estetik intrakoronal restorasyon yapımında çeşitli tekniklerden yararlanılmaktadır. [32] Bunlardan en ucuz olanı ve en yaygın olarak kullanılanı direkt kompozit dolgulardır. Ancak posterior bölgede uygulanan direkt kompozit restorasyonların bazı dezavantajları vardır; Kavite bir direkt restoratif tekniği kontrendike kılacak kadar büyükse ve estetik bir restorasyon düşünülmekeyse seramik veya laboratuvar işleminden geçirilmiş indirekt kompozit inleyler endike olur. [33] İndirekt kompozit restorasyonlar ve seramik restorasyonlar ağız dışında hazırlandıklarından polimerizasyon büzülmesi sorun olmaktan çıkar, çok daha iyi okluzal anatomi ve proksimal temas sağlanabilir. Ayrıca daha ideal koşullarda hazırlandıkları için direk kompozit restorasyonlardan daha iyi fiziksel özelliklere sahiptirler. [34]

2.1.1. Seramik İnttrakoronal Restorasyonların Endikasyonları, Kontrendikasyonları, Avantajları, Dezavantajları

2.1.1.1. Seramik İnttrakoronal Restorasyonların Endikasyonları

- Hasta tarafından estetik olarak restore edilmesi istenen çürük veya diğer sebeplerle madde kaybına uğramış dişler [32]
- Kavite büyüklüğünün kompozit dolgu uygulaması için önerilen sınırları aştığı dişler. Örneğin kavite genişliğinin, tüberkül tepeleri arası mesafenin yarısı veya daha fazlası olduğu MOD preparasyonlu dişler [35]
- Oklüzyonun düzeltilmesi gereken vakalar [35]
- Retantif bir form oluşturmanın güç olduğu dişler, kron boyu uzatma, post retansiyonu sağlama amacıyla endodontik tedavi yapma gibi daha agresif yöntemlere bir alternatif olarak düşünülebilir [36]
- Antagonist dişte seramik bir restorasyonun olduğu durumlar: Seramik restorasyonlar doğal dişlerde ve diğer restorasyonlarda aşınmaya neden olduğu için seramik kullanılabilir. [36]
- Metal allerjisi olan hastalar [37]

2.1.1.2. Seramik İnttrakoronal Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Bruksizm ve diş sıkma gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan ve dişleri aşırı aşınma gösteren hastalar [36]
- Ağız hijyeninin kötü olduğu hastalar. Böyle hastalarda tam kron yapmak endikedir. [37]
- Kavite derinliğinin 1.5 mm'den az olduğu dişler [32] Böyle dişlerde seramik yeterli dayanıklılıkta olmayacağı için direkt kompozit restorasyon yapmak daha doğru olur.
- Karşıt arkta altın veya kompozit restorasyon olan dişler. Bu dişlerde seramik inley/onley restorasyonlar karşısında aşırı aşınma meydana gelebilir [37]
- Restorasyonun tutunabileceği yeterli diş dokusunun olmadığı dişler [32]
- Aşırı andırkatlı hazırlanmış kaviteler [32]
- Nem kontrolünün sağlanamadığı durumlar [32]

2.1.1.3. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Avantajları

- Daha estetikler. Diş renginde oluşları ve komşu dişlerdeki renk karışımını aynen sağlayabilmeleri mükemmel bir estetik elde edilmesine imkan tanır. Ayrıca renk stabilitesi vardır, boyayıcı gıda ve içecekler karşısında boyanmaya dirençlidir. [36], [38]
- Uygulandıkları diş sağlamlık kazandırır. Bunu sağlamak için adeziv bonding sistemlerinden biri kullanılarak simante edilmelidirler. [35]
- Eğer rezin simanlarla birlikte kullanılırlarsa mükemmel bir kenar uyumu elde edilir ve mikrosızıntı minimuma iner. [35]
- Periodontal sağlığa olumlu katkıda bulunurlar. Diğer intrakoronal restorasyon (amalgam, kompozit gibi) tiplerine göre seramikte daha az plak birikimi olur. [35], [36] Ayrıca tam kron protezlerine oranla dişlerin doğal anatomilerini korumaları periodontal sağlığın sürdürülmesini sağlar.
- Doku dostudurlar. Dişe, pulpaya ve çevre dokulara karşı zararlı değildirler. [35]
- Aşınmaya dirençlidirler . [36] ,[35]
- Su emilimi olmaz, yani boyutsal stabilite vardır . [38]
- Isı iletkenlikleri kötüdür. [38]

2.1.1.4. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Dezavantajları

- Seramik inley/onley uygulamalarının en büyük dezavantajı seramiğin kırılgan yapısı nedeniyle restorasyonlarda meydana gelebilen erken veya geç kırılmalar [31], [39]
- Zamana bağlı olarak kenarlarda renkleşmeler [39]
- Teknik hassasiyet gerektirdiği için bu restorasyonların yapılmasından uygulanmasına kadar harcanan zaman ve dikkat, diğer alternatiflere göre daha fazladır. Özellikle yapıştırılırken nem kontrolü ve yapıştırma işlemleri oldukça problemlidir. [36]
- Yukarıdaki nedenler ve laboratuvar ücretinin fazla oluşu bu restorasyonları diğerlerinden daha pahalı hale getirir. [36]
- Simante edilmemiş restorasyonun sağlamlığı simante edilenler kadar fazla

olmadığı için prova edilirken kırılabilir. [36]

•Karşıt dişte aşınmaya neden olabilir. Bu yüzden parafonksiyonel alışkanlıkları olan kişilerde kontrendikedir. [36]

Seramik inley ve onleylerin dezavantajları arasında en önemlisi bir süre sonra restorasyonun kırılma riskinin oluşudur. Seramikler laboratuvarından geldiklerinde, modelde veya ağızda denenirken ciddi bir kırılma riski taşırlar. Ama dişte adeziv bağlanma sağlandıktan sonra, çiğneme kuvvetlerine ve ağız içersinde oluşabilecek diğer streslere karşı yeterli dayanıklılığa erişirler. Porselen ve altındaki diş dokusu arasındaki reçine bonding tabakası bir yandan mikroporoziteleri doldururken, diğer yandan da stresleri absorbe eder. [36]

2.1.2. Seramik İntrakoronal Restorasyonlar İçin Temel Diş Preparasyon Kuralları

Seramik materyallerin gösterdikleri kırılma eğilimi nedeniyle, bu tip seramik restorasyonlar için 3 temel preparasyon faktörü göz önünde bulundurulmalıdır.

Bunlar;

- (1) internal stres oluşturacak alanlarından kaçınma,
- (2) seramiğin yeterli kalınlığının sağlanması ve
- (3) pasif bir giriş yolu oluşturulmasıdır.

Seramik intrakoronal restorasyonlar için diş preparasyonu yapılırken, paralel duvarlara, derin kutu preparasyonuna metal inleylerde duyulduğu kadar gereksinim yoktur. Metal inley ve onley restorasyonların kavite duvarlarına sürtünerek oturması istenir, oysa seramik intrakoronal restorasyonlarda buna gerek yoktur. Çünkü çok sıkı bir adaptasyon (özellikle bukkal ve lingual duvarlarda) restorasyonun denenmesi esnasında kırılmalara neden olabilir. Çepeçevre bir mine bandının olması adeziv bağlanma yüzeyini arttıracığından seramik restorasyonun tutuculuğu için çok daha faydalıdır [32], [40]

Seramik özellikleri ve laboratuvar gereksinimleri nedeniyle metal döküm restorasyonlar için yapılan preparasyonlarda bazı modifikasyonların yapılması gerekir:

1. Hangi seramik restorasyon yapılırsa yapılsın, Black'in keskin kavite kenarı isteyen prensibi kontrendikedir. Tüm köşe ve kenarların yuvarlatılması gerekir. [36], [38]

2. Metal inley/onley uygulanacak dişlerde mine kenarında yapılan bizotaj, seramik inley/onley uygulamalarında kontrendikedir. Çünkü seramik restorasyonun kenarlarının ince olmasına ve sonuç olarak kırılma riskinin artmasına neden olur. [36], [40]

3. Seramik preparasyonunda kalan diş dokularının korunması ana prensiptir. Bunun için kavitenin gereksiz yere genişletilmesinden veya derinleştirilmesinden kaçınılmalıdır. İnleyler, çiğneme kuvvetleri altında tüberküleri birbirinden ayrılmaya zorlayan bir kama etkisi gösterirler. [41] Bunun yanı sıra tüberkülün tepesinden tabanına kadar uzanan tüberkül yüksekliğinin, kavite tabanına kadar uzaması nedeniyle kırılma direnci önemli ölçüde azalır .Bu durum özellikle II. sınıf kavite için geçerlidir. [42], [43]

4. Seramik restorasyonlarda diş hazırlanırken kaviteyi gereksiz yere büyütmenin bir anlamı yoktur. Çünkü bu restorasyonlar dişin kırılmaya karşı direnç kazanmasını sağlayan adeziv bonding sistemle simante edilirler; mekanik ve sürtünmeyle sağlanan tutunma gereksinimi yoktur. [41], [44]

5. Preparasyonda yalnızca çürük kısımlar temizlenir, varsa eski restorasyonlar kaldırılır. Estetiğin önemli olduğu durumlarda amalgam veya çürük nedeniyle renkleşmiş dentin dokusunun da kaldırılması gerekebilir. Desteksiz mine varsa önceden cam iyonomer siman ile desteklenmeli veya laboratuvarda block-out yapılmalıdır. Block-out yapıldıysa simantasyon esnasında bu boşlukların yapıştırıcı kompozit reçine ile dolması sağlanmalıdır. [36], [38]

Kavite tabanı: Preparasyon derinliğine göre değişim gösterir. Altın döküm inleylerde istenilen düz ve dişin uzun eksenine dik kavite tabanı, seramik inley/onleylerde gerekli değildir. Kavite derinliğinin az olduğu durumlarda santral fossa hizasında zayıf bir bölge meydana gelir. Böyle durumlarda kavite tabanı santral fossa bölgesinde tüberkül eğimlerine paralel şekilde hazırlanmalıdır. Bu şekilde seramik restorasyonun santral fossa bölgesinde de diğer bölgelerdekine eşit kalınlıkta olması sağlanmış olur . [36]

Gerek metal, gerekse kompozit restorasyonlarda materyalin kalınlığı ile dayanıklılığı ve deformasyona direnci arasında pozitif bir ilişki vardır. Yani metal veya kompozit inley ve onleyler ne kadar kalın olurlarsa fiziksel özellikleri o kadar iyi olur. Oysa seramikte, dayanıklılığın kalınlığa orantılı olarak artışı bir noktaya kadar geçerlidir.[35], [45] Seramik inley/onley restorasyonlar için okluzal kalınlık 1.5-2.5 mm arasında olmalıdır. [37] Materyalin kalınlığının her bölgede aynı olması başarıyı arttırır. Kavitenin okluzal genişliği (bukkolingual boyutu) ise en az 2 mm olmalıdır. [32], [37]

Aksiyal duvarlar: Metal döküm inleylerde olduğu gibi kavite tabanından okluzale doğru genişleyecek şekilde koniklik göstermelidir. Bu koniklik, metal döküm inley/onleyler için uygun kabul edilen 3-5°'den biraz daha fazla olmalıdır. [38] Çeşitli yazarlar [36], [35] restorasyonun denenmesi esnasında kolay yerleştirilip çıkartılabilmesi için bu konikliğin 6-10° olması gerektiğini bildirmektedirler. Mevcut tüm seramik sistemler için, restorasyonun aksiyal duvarları 1.5 mm kalınlıkta olacak şekilde preparasyon yapılmalıdır. [38]

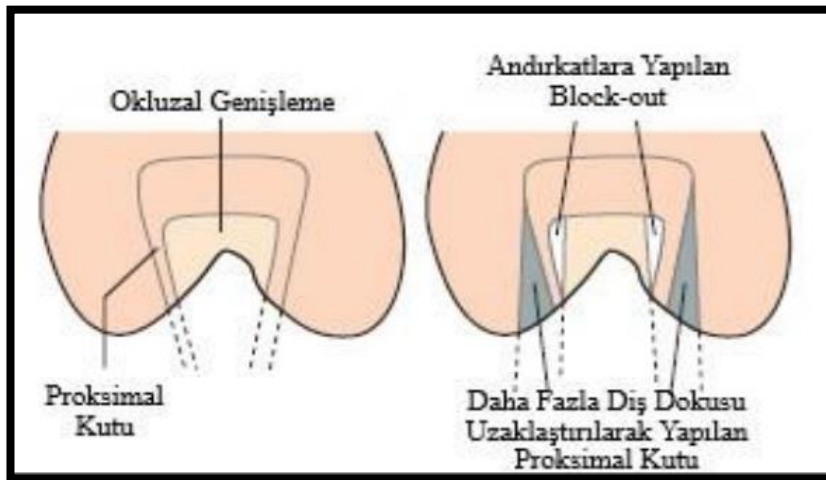
Bitim hattı: Eğer seramik restorasyonun kenarları bıçak-kenarı gibi ince olursa kolaylıkla kırılabilir. Bu nedenle bitim hattı bizote edilmemelidir. Kenar bitim dizaynı, derin chamfer (hollow ground) veya butt-joint olmalıdır . Böylece hem yeterli seramik kalınlığı hem de teknisyene çalışma kolaylığı sağlanabilir. Sınıf II kavitelerde gingival basamağın minede olması istenir. Mine-sement sınırının altına uzanan kavitelerde, seramik yerine elastiklik modülü dentine daha yakın olan kompozit inleyler tercih edilebilir. [36], [35]

Seramik inley restorasyonlarda olduğu gibi onley ve overlay restorasyonlarda da simantasyonda adeziv teknik kullanılacağından, restorasyonun retansiyon ve direncini arttırmak amacıyla gereksiz preparasyondan kaçınılmalıdır. Böylece desteksiz olan tüberküllerin kırılmasının önüne geçilmiş olacaktır. Ayrıca preparasyonun mümkün olduğu kadar konservatif olmasına, iç ve dış kenar ve köşelerin yuvarlatılmasına ve kenarlarda bizotaj yapılmamasına özellikle dikkat edilmelidir. Seramiğin yeterli dayanıklılıkta olabilmesi için aksiyal yüzlerde her tarafta 1.5 mm olacak şekilde kesim yapılmalıdır. Preparasyon yapılırken sentrik okluzyonda karşıt dişle en az 1.5-2 mm aralık kalacak şekilde tüberkül yüksekliği azaltılmalıdır. Restorasyonun okluzal yüzeyinde, lateral hareketler esnasında karşıt diş ile hiç temas olmayacak, ya da minimal temas sağlanacak şekilde ayarlamalar

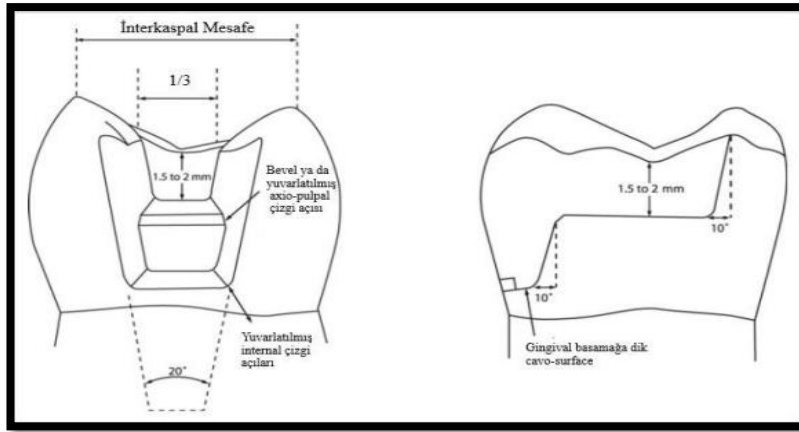
yapılmalıdır . [36], [35], [37]

İnternal stres alanları, hazırlanan kavitede andırkatları ortadan kaldırarak ve iç çizgi açılarını yuvarlayarak önlenabilir. Seramik mukavemeti, belirli bir noktaya kadar materyal kalınlığı ile doğru orantılıdır. Standart bir 2.0 mm oklüzal kalınlık, seramik inley/onley için ve fonksiyonel tüberkülleri içeren onleyler için ideal kabul edilir. Oklüzal preparasyon zemini, o yüzeyin anatomisini takip edecek şekilde sıg bir “V” şekli göstermelidir. Restorasyon için 1.5 mm'lik bir kalınlığa izin veren aksiyal redüksiyon, günümüzde kullanılan seramik sistemleri için yeterlidir. Pasif giriş yolu, kavite duvarlarının eğimi ile belirlenir. Seramik restorasyonlar kaviteye yerleştirilmesi sırasında eğilme ve esneme göstermediği için giriş yolunun sağlanabilmesi ve sağlam diş dokusuna gereksiz yere zarar verilmemesi için karşılıklı duvarlar arasında yaklaşık 6-10° derecelik bir açı gereklidir. Ayrıca servikal marjinal bitim derin chamfer veya butt joint olmalı ve kavo-surface yüzey açıları 90 derece olmalıdır. Oklüzal bizotajlardan restorasyonun kuvvetli oklüzal strese maruz kaldığı bölgelerde seramik kalınlığını azalttığı için kaçınılmalıdır. Tüberküllerin zayıflamış olduğu durumlarda, postoperatif seramik veya tüberkül kırığı riskini azaltmak için preparasyona bu tüberküller de dahil edilmelidir. [35]

İnley ve onley restorasyonlarının en önemli avantajı ana yapıyı kaybetmemek için diş dokularının korunmasıdır. Mevcut kavite andırkatlı bölgeler içeriyorsa, gerekli kavite şeklini sağlamak için kompozit veya cam iyonomer simanlarla doldurulabilir. (Şekil 2.1) Açılı frezler, inley/onley kaviteleri hazırlamak için en uygun şekli sağlar ve andırkat ihtimalini azaltırlar. [46]



Şekil 2.1. Kavite Preparasyonunda Yapılan Block-out İşlemi [46]



Şekil 2.2. İdeal Seramik İnley Preparasyonu [47]

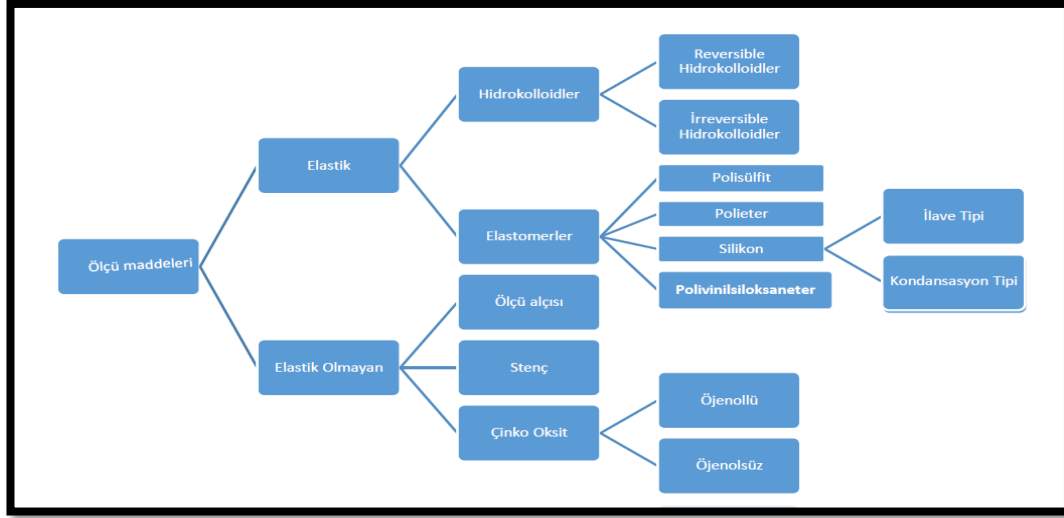
2.2. Seramik İntrakoronal Restorasyonların Üretiminde Kullanılan Ölçü ve Üretim Yöntemleri

2.2.1. Konvansiyonel Ölçü

Geleneksel ölçü malzemeleri dental sert ve yumuşak dokuların negatif replikasını oluşturmak için kullanılmaktadır. Klinik olarak herhangi bir restorasyonun başarısı final restorasyonun uyumu ve netliği ile değerlendirilir. Ölçü malzemelerinin boyutsal stabiliteyi yüksek olmalı ve ağızdan çıkarıldıktan sonra değişim göstermemelidir. Günümüzdeki farklı boyutsal stabilitesine sahip ölçü materyalleri mevcuttur. [48]

Ölçü materyalleri yapısal özelliklerine göre 2 ana gruba ayrılırlar. İlk grupta çinko oksit öjenol, ölçü alçısı ve stenç gibi elastik olmayan ölçü materyalleri yer almaktadır. İkinci grupta yer alan ölçü materyalleri hidrokolloidler ve elastomerler olmak üzere iki ana grup altında toplanabilir. Hidrokolloidler irreversible (aljinat) ve reversible (agar agar) olmak üzere 2 gruba ayrılırlar. Elastomer grubunda polisülfid, polieter, kondansasyon tipi silikon, ilave tipi silikon ve vinil siloksan eter ölçü materyalleri yer almaktadır. (Tablo 2.2) Kliniklerde polieter, kondansasyon ve ilave tipi silikon sıklıkla tercih edilir iken polisülfid ve vinil siloksan eter nadiren kullanılmaktadır.

Tablo 2.2. Ölçü Materyallerinin Sınıflandırılması [49]



American Dental Association (ADA)'ya göre elastomerik ölçü materyali 25 μm veya daha fazla olacak şekilde detay verebilmelidir. Günümüzde kullanılan ölçü materyalleri, irreversible hidrokolloid ölçü materyali aljinat dahil bu netlikte ölçü alınabilmesine imkan sağlamaktadır. PVS(Polivinil siloksan) ölçü materyalleri en fazla detayı verebilirken aljinat ise en az miktarda detayı vermektedir. Ölçüdeki detayı modele yansıtabilmek için kullanılacak model alçısının da bu detayı tekrarlayabilmesi gerekmektedir. ADA'ya göre ideal bir model alçısı 50 μm ve daha az olacak şekilde detay gösterebilmelidir. Dolayısı ile oluşturulacak modeldeki detay, ölçüdeki detaydan daha ziyade kullanılacak alçının detayı yansıtabilme miktarına bağlıdır. [50]

Ölçü materyalinin vizkozitesi de detayların gösterilmesinde önem taşımaktadır. Genel olarak düşük vizkoziteli ölçü materyalleri ince detayları kaydetmekte daha başarılıdır. Putty şeklindeki ölçü materyalleri genellikle yaklaşık 75 μm boyutunda detay verebilmektedir. Dolayısıyla diş preparasyonlarının ölçüsünde genellikle putty/wash tekniği tercih edilmektedir. [51]

Putty/wash tekniğinin en önemli dezavantajı preparasyon bölgesindeki kritik sahaların genellikle puttyde kaydedilmesi ve ince detayların yakalanmasının zorlaşmasıdır. Diş yüzeyinin kuru ve preparasyon sınırlarının görünür olması da detayların kaydedilebilmesi için önemlidir. Bu teknikte başarılı bir şekilde ölçü alınabilmesi için öncelikle putty kullanılarak bireysel kaşık oluşturulmalı ve fazlalıkların düşük vizkoziteli ölçü materyalinin kaçışına izin verecek şekilde temizlenmesi gerekmektedir. [52]

2.2.1.1. Elastomerik Ölçü Materyalleri

Sentetik elastomerler sanayide kullanılmak için geliştirilmiştir. Günümüzde tıp ve diş hekimliği alanlarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Sentetik elastomerler kimyasal ya da fiziksel olarak çapraz bağlar içeren bir grup lastiksi polimerden oluşmaktadır. Bu tip ölçü materyalleri, American Dental Association (ADA) sınıflaması No.19'da yapısal olarak su içermeyen elastomerik ölçü materyalleri olarak adlandırılmaktadır. Elastomerler belirli bir kuvvet altında kolaylıkla sıkışır, fakat kuvvet ortadan kaldırıldığında hızla eski boyutlarına döner. [53]

- Silikon Ölçü Materyalleri

Polivinil siloksan (a tipi veya ilave tipi) ve kondansasyon tipi silikon (c tipi) farklı polimer reaksiyonu gösteren ve klinik olarak en çok kullanılan geleneksel ölçü materyalleridir. [48] 4823 nolu ISO “Dental Elastomerik Ölçü Maddeleri” standardına göre elastomerik ölçü materyalleri yüksek vizkoziteden düşük vizkoziteye doğru putty (tip 0), heavy body (tip 1), regular body (tip 2) ve light body (tip 3) şeklinde 4 farklı kıvamda olabilmektedir.

Kondansasyon tipi silikon ölçü materyalleri

Yapısında, genellikle baz patın içinde hidrosil grubuyla sonlanan polidimetilsiloksan polimeri ve silika gibi doldurucular bulunur. Polidimetilsiloksan çapraz bağların oluşumunu sağlarken, içeriğindeki doldurucu (silika) kıvam verir, viskoziteyi kontrol eder ve fiziksel özellikleri modifiye eder. Katalizörler ise tetraetilsilikat gibi çapraz bağlayıcı ajan ve dibütil kalay dilaurat gibi bir reaksiyon katalizörü ihtiva ederler. [54]

Sertleşme reaksiyonun temeli, hidrosil sonlu polidimetilsiloksan zincirlerinin, kalay bileşiği bir katalizör yardımıyla ve çapraz bağlayıcı tetraetilsilikat ile birleşmesine dayanır. Çapraz bağlantı oluşumu materyalin elastik özelliklerinin gelişmesini sağlar. Reaksiyon sonucunda yan ürün olarak etil alkol ortaya çıkar. Bu yan ürün sertleşme reaksiyonu sonrasında ortamdan buharlaşarak uzaklaşır ve ölçü materyalinin boyutsal stabilitesini korumasını önler. Ayrıca reaksiyon yaklaşık 1 derecelik bir ısı artışına sebep olur. Ortamın ısısının yüksek oluşu ve nem sertleşme süresini kısaltır. [55]

Kondansasyon silikonlar, iki ayrı renkteki baz ve katalizör patlarının homojen bir renk elde edilinceye kadar karıştırılmasıyla hazırlanır. Bu ölçü materyalleri

kullanılırken bireysel kaşık hazırlamaya gerek yoktur. Fabrikasyon kaşıklar bir adeziv kullanılarak yeterli sonuç verirler. Ölçü ağızdan tek bir hareketle ve kısa süreli bir yük uygulaması ile çıkartılmalıdır. Böylece oluşacak deformasyon geri dönüşümlü olacaktır. Ölçü ağızdan çıkarıldıktan en geç 1 saat içinde dökülmelidir. Çünkü materyal süratle boyutsal değişikliğe uğrar. Bunun sebebi yan ürün olarak ortaya çıkan etil alkolün ortamdan uzaklaşması ve devam eden polimerizasyonun büzülmeye sebep olmasıdır. [53]

İlave tipi silikon ölçü materyalleri

İlave silikonlar, kondensasyon silikonların özelliklerinin modifiye edilmesi ile ortaya çıkmıştır. Yapılan modifikasyon ile yan ürünlerin oluşmadığı bir reaksiyon sağlanmış ve böylece ölçü materyalinin sertleşmesinden sonrasındaki boyutsal değişikliği elimine edilmiştir. İlave silikonların kondensasyon silikonlarında olduğu gibi düşük, orta, yüksek ve çok yüksek viskoziteli tipleri bulunmaktadır. Kullanım alanı açısından kondansasyon silikonlarıyla aralarında fark olmadığı görülmüştür. [54]

Ölçü materyali iki pattan oluşur ve her iki patta da likit bir silikon prepolimeri ve doldurucu bulunur iken sadece birinde katalizör bulunmaktadır. Patlardan birinin bazında, metil grupları hidrojenle değiştirilmiş polidimetilsiloksan prepolimeri içerirken diğerinde ise metil grupları vinil gruplarıyla değiştirilmiş aynı prepolimeri içerir. İlave silikonların her iki patı da benzer içerikte olduğundan genellikle aynı form ve kıvamdadır. Bu da baz ve katalizörün daha kolay karıştırılabilmelerini sağlamaktadır. Patlardan birinde genellikle platin içeren bir katalizör (kloroplatinik asit) de bulunabilmektedir. Belirgin hidrofobik özellikleri dolayısıyla ortaya çıkan problemleri azaltmak daha az hidrofobik olmalarını sağlamak ve temas açısını azaltmak için bazı firmalar surfaktanlar ilave etmektedirler. İlave tipi silikonların yapısına ilave edilebilen bir başka madde de paladyumdur. Paladyum, reaksiyon yan ürünü olmayan ama karıştırılan patlardaki prepolimerlerin eşit oranda olmamasıyla ortaya çıkan hidrojeni bağlaması için ilave edilmektedir. Paladyumun olmadığı formülasyonlarda ölçüler döküldüklerinde model üzerinde hidrojen gazının çıkışına bağlı olarak küçük delikçikler oluşabilir. Bir saatlik bekleme ilave silikonların boyutlarında herhangi bir değişikliğe sebep olmaz. [48]

Ölçü materyali hazırlanırken lateks eldivenlerle temas edilmemesi hatta ölçünün alınacağı bölgeye bile lateks eldivenlerle dokunulmaması gereklidir. Çünkü lateks eldivenlerin içinde bulunan sülfür polimerizasyonu inhibe eder. Bazı vinil eldivenler de sülfür ihtiva ettikleri için bu tip eldivenlerle de ölçü materyaline dokunulmamalıdır. [56]

İlave silikonların kullanımlarında genellikle fabrikasyon kaşıklar tercih edilmektedir. Fabrikasyon kaşıklara çeşitli adezivler sürülerek ölçünün kaşığa daha iyi tutunması sağlanabilir. Ancak yüksek viskoziteli ölçü materyalleri için mekanik retansiyon şarttır. İlave tipi silikonlar polimerizasyon sonrası daha rijit bir hal alır. Bu durum andırkatlı sahalardan ölçünün çıkarılmasını zorlaştırır. İlave silikonların yırtılma dirençleri oldukça yüksek olsa da polisülfid ölçü materyalleri kadar yüksek değildir. [57]

- Polieter Ölçü Materyali

Polieter diş hekimliğinde ölçü materyali olarak kullanılmak için geliştirilmiş ilk elastomerdir. Genellikle iki tüp içerisinde bulunur. Bazı patın içerisinde prepolymer ve doldurucular vardır. Katalizör patında ise reaksiyon başlatıcılar, yağ ve doldurucular bulunur. Bu ölçü materyali genellikle orta viskoziteli bir pat halinde bulunurken, günümüzde farklı viskozitelerde polieter ölçü materyalleri de mevcuttur. Polieter ölçü materyali pseudoplastik özelliği dolayısıyla hem şırınga edilerek hem de direkt kaşığa yerleştirilerek kullanılabilir. [48]

Polieter ölçü materyalleri çok iyi elastik özelliklere ve ortalama yırtılma direncine sahiptirler. Sertleştikten sonra ölçüyü ağızdan ve modelden çıkarabilmek için fazla uygulamak gerekebilmektedir. Bu durum da çok andırkatlı alanlarda kullanılmasını kısıtlamaktadır. [58], [57]

- Polivinilsiloksaneter Ölçü Materyali

Polivinilsiloksan ölçü materyali kimyasal yapısında polisiloksan ve divinilpolieter ihtiva etmektedir. Polivinilsiloksaneter ölçü materyali polietera iyi bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu materyalin ıslanabilirliğinin, doğruluğunun ve diğer klinik özelliklerinin iyi olduğu belirtilmiştir. Üreticiler surfaktan eklemeye gerek olmadan hidrofilik özellik gösterdiğini ve polieter ölçü materyaline göre kullanımının daha rahat olduğu belirtmişlerdir. Yüksek yırtılma direnci sayesinde andırkatlı sahalardan bile yırtılmadan çıkabileceği iddia edilmektedir. Akıcılığı

sayesinde ölçü yüzeyinde kabarcık oluşma riskinin minimum olduğu ve tadının hastayı rahatsız etmediği bildirilmiştir. [59]

2.2.2. Dijital Ölçü ve Dijital Diş Hekimliği

Teknolojideki gelişmelerle birlikte diş hekimliğinde de dijitalleşme hız kazanmaktadır. Ağız içi tarayıcılar yardımıyla elde edilen verilerin dijital modellere dönüştürülmesi ve ardından farklı üretim metotları kullanılarak modelleme yapılması son dönemlerin dikkat çeken konuları arasındadır. Dijital diş hekimliğinde temeli oluşturan intraoral tarayıcılar, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) sistemler ve üç boyutlu (3B) yazıcılardır.

CAD-CAM sistemlerde bilgisayar destekli tasarımın yapılabilmesi için gerekli olan dijital ölçü ağız içi tarayıcılarla veya ekstraoral model tarayıcıları ile elde edilir. Ağız içi tarayıcılar 2 ana farklı çalışma prensibi ile görüntü kaydı yapmaktadır. Bazı tarayıcılar tek kamera ile dişlerin görüntüsünü kaydederken diğer tip tarayıcılar ise video kameralar ve bilgisayar yazılımları aracılığı ile görüntü kaydı yapmaktadırlar. Laboratuvar tipi ağız dışı tarayıcılar da optik (non-kontak) ve mekanik (kontak) tarayıcılar olmak üzere 2 gruba ayrılmaktadır. Laboratuvarlarda sıklıkla optik okuyuculu tarayıcılar kullanılmaktadır. [60]

2.2.2.1. İntraoral (ağız içi) Tarayıcılar

Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılmak üzere çok sayıda intraoral tarama cihazı mevcuttur. [61] Bugüne kadar kullanılan intraoral tarayıcılar; paralel konfokal lazer tarama yöntemi, triangular tarama , optik koherans tomografi , aktif dalga cephesi (wavefront) , akordiyon saçak interferometri , yakın kızılötesi görüntüleme teknolojisi ve yapısal ışık görüntüleme tekniği gibi görüntüleme teknolojilerini kullanarak veri elde etmek üzere tasarlanmışlardır. [62]

Tarayıcıların yaptıkları ölçümlerde “hassasiyet, gerçeklik ve doğruluk” kavramları elde edilen dijital ölçümün kalitesiyle doğrudan ilişkilidir. Bir tarayıcının hassasiyeti (precision) ölçüm değerlerine yakınlığını açıklarken, tarayıcılarda doğruluk (trueness) yapılan ölçümün başarı seviyesini veya ölçümün gerçek değere ne kadar yakın olduğunu anlatır. Bir tarayıcının doğruluğu (accuracy) bir fiziksel özelliğin ölçümünde gerçek değer ile modelin gösterdiği değer arasındaki farktır. Standarda

göre doğruluk ve hassasiyetin birbirine yakınlık değeri ölçümün kalitesini etkiler. [62]

Dijital tarama sonrası elde edilen verilerin kopyası renksiz olarak “.stl” (Standart Üçgen Dili), “.obj” (Wavefront Obje Dosyası) yada renkli “.ply” (Stanford Üçgen Biçimi) formatında bilgisayara aktarılabilir. Taranan modeller “.stl ve .ply” uzantıları kullanılarak bir CAD sisteminde dizayn edilebilir. [63] Evrensel olarak üç boyutlu tarayıcıların kayıt formatı “.stl ve .ply” olarak geçmektedir, bu uzantıları kullanan sistemler “açık sistemler”, kullanmayanlar “kapalı sistemler” olarak tanımlanmaktadır. [60]

2.2.2.2. Extraoral (Ağız Dışı) Tarayıcılar

Ağız dışı tarayıcılar, geleneksel yöntemle alınan ölçüleri veya modelleri tarayıp bilgisayar ortamına aktarmaya yarayan cihazlardır. Ağız içi tarama ünitelerinin de bağlanabildiği tasarım programlarının ve/veya üretim ünitelerinin kullanılması için geleneksel modellerin veya ölçülerin dijitalize edilmesi şarttır. Bu sayede özellikle tam seramik ve zirkonyum restorasyonlar CAD-CAM programlarında tasarlanıp sistemin bağlı olduğu kazıma cihazlarında blokların freze edilmesi ile tamamlanabilmektedir.

Estetik beklentilerin artması, restorasyon malzemesi olarak zirkonyum dioksitin kullanılmaya başlanması, tedavi sürelerinin kısaltılmak istenmesi ile dijital diş hekimliği daha da önemli hale gelmiştir. [2] Fakat protetik alandaki bütün bu gelişmelere rağmen dijital sistemlerin çalışması yine hastalardan geleneksel yöntemlerle ölçü alınması ve çalışma modeli elde edilmesine bağlıdır. Elde edilen bu modellerin taranıp dijital ortama aktarılması sistemin ilk aşamasını oluşturmaktadır. [64]

• 3 Shape Sistemi

3 Shape, laboratuvar tarayıcılarını “D serisi” üzerinden adlandırarak piyasaya sürmüştür. Cihazlar sırasıyla D500, D700/710, D800/810, D900/900L olarak günümüze kadar ulaşmaktadır.

- i. D500 Serisi: Bu serideki tarayıcılarda 1,3 mega piksellik 2 adet kamera bulunmaktadır. Işık teknolojisi olarak kırmızı lazer kullanılmaktadır. Cihazın kron ve köprülerde hassasiyeti 10 mikron kadarken, implant barlarındaki

hassasiyeti bilinmemektedir. Cihaz hem alçı model hem de direk ölçü taraması yapabilmektedir. Alçı modeldeki tek bir güdüğün taranması ortalama 55 saniye alırken, 3 üyeli bir köprünün taranması 185 saniye civarındadır. [65]

- ii. D700 Serisi: Bu seride D700 ve D710 olarak isimlendirilen 2 ayrı model bulunmaktadır. Her iki modelde de 1,3 mega pikseli 2 kamera bulunmaktadır. Kırmızı ışık teknolojisini kullanan bu cihazların kron köprülerdeki hassasiyeti 10 mikronken implant barlarında bu sayı 12 mikron olmaktadır. D500 gibi bu cihaz da hem alçı model hem de direk ölçü taraması yapabilmektedir. Tek güdük ve 3 üyeli köprü tarama süresi bu cihazlarda sırasıyla 30 saniye ve 100 saniye civarındadır. D710 serisi D700'den farklı olarak çoklu güdük taraması yapabilmektedir. Serideki her 2 model de tek renkli ve standart doku taraması (model üzerindeki yazılar) yapabilmektedirler. [65]
- iii. D800 Serisi: Firmanın orta ve daha büyük laboratuvarlar için ürettiği tarayıcıları D800 ve D810 oluşturmaktadır. Önceki modellere kıyasla bu cihazda bulunan 2 kamera 5,0 mega pikseldir. Kırmızı lazer kullanan bu cihazda kron- köprü ve implant bar hassasiyeti sırasıyla 7 ve 8 mikron şeklindedir. Tarama süreleri D700 serisi ile aynı olan bu cihazlar önceki modeller gibi hem alçı model hem de direk ölçü taraması yapabilmektedir. D810 modeli bunlara ilave olarak çoklu güdük taraması yapabilmektedir. Serideki her 2 model de renkli doku taraması (model üzerindeki yazılar) yapabilmektedirler. [65]
- iv. D900 Serisi: Üst modellerini D900 ve D900L 'nin oluşturduğu bu seri 3Shape firmasının en üst düzey model laboratuvar tarayıcısını temsil etmektedir. Kamera sayısı önceki modellere kıyasla 4'e çıkartılmış fakat 5,0 mega piksellik çözünürlük değeri değişmemiştir. Önceki seriden farklı olarak mavi LED ışık teknolojisini kullanan bu cihazda hassasiyet değerleri D800 serisindeki gibi yine 7 ve 8 mikron olarak belirlenmiştir. Alçı model, ölçü, renkli doku taraması yapabilen bu cihazlar için tek güdük tarama süresi 19 saniye iken 3 üyeli bir köprü 70 saniyede taranmaktadır. Cihaz görüntüleri renkli olarak oluşturmaktadır. [65]

Tasarım işlemleri için “Dental System™” programı kullanılmaktadır. Bu programa “Model Builder™”, “Denture Design™”, “Splint Designer™”, “RealView Engine™” veya “Abutment Designer™” gibi eklentiler de yüklenebilmektedir. Programın tam versiyonunda kuron, köprü, inlay, onlay, veneer haricinde implant dayanak tasarımı, üst yapıları, bar, cerrahi rehber, post & core, geçici restorasyonlar, splint, kişiye özel ölçü kaşığı ve hareketli bölümlü protez dizaynı da yapılabilmektedir. D800 ve D900 serilerindeki “doku tarama” özelliği ile alçı model üzerine hekimin çizdiği parsiyel protez sınırları ve tasarımı tarama sonrasında sanal model üzerinde de görülmektedir. Ayrıca aynı yazılımda alt - üst çene modelleri sanal bir artikülatöre bağlanabilmektedir. “RealView Engine™” eklentisi ile hastanın iki boyutlu yüz görüntüleri ile tasarlanan restorasyon karşılaştırılarak üretim öncesi diş eti, orta hat, renk, boyut, gülme hattı gibi estetik faktörler değerlendirilebilmektedir. [65]

2.3. CAD-CAM Sistemleri

CAD-CAM teknolojisinde bilgisayar aracılığıyla işlenen bilgiler doğrultusunda çok çeşitli ürünler imal edilebilir. (Tablo 2.3) 1950’ li yıllardan beri endüstride kullanılsa da diş hekimliğinde ilk olarak 1977 yılında Bruce Altschuler tarafından kullanılmaya başlanılmıştır. Kullanılabilirlik ve maliyet bakımından uygun ilk CAD-CAM sistemi 1988 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından “Cerec” ismiyle piyasaya sunulmuştur. [66]–[68]

CAD-CAM sistemlerinin üretimindeki amaç konvansiyonel ölçüyü ortadan kaldırmak, üretilecek olan restorasyonun doğal anatomisine ve fonksiyonuna göre bilgisayar ile tasarım yapmak, restorasyonları daha dirençli uyumlu ve kaliteli hale getirmektir. [69] CAD-CAM sistemleri ile yapılan bir sınıflamada restorasyon klinikte aynı seans üretilirse ‘chair-side concept’ ; laboratuvar aracılığı ile üretilirse ‘lab-side concept’ olarak isimlendirilmiştir. [70]

CAD -CAM sistemleri üretim metoduna göre 3 gruba ayrılır. [66] Bunlar;

1. Laboratuvarda kullanılan sistemler

Cerec inLab(Sirona, Bensheim, Almanya)

Cicero (Elephant Dental BV, Hoorn, Hollanda)

Cercon™ (Degudent, Frankfurt am Main, Almanya)

Everest™ (Kavo, Leutkirch, Almanya)

Precident™ (DCS AG, Allschwil, İsviçre)

Katana Sistemi (Noritake Dental, Aichi, Japonya)

2.Üretim merkezli sistemler

Procera™ (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç)

Lava™ (3M ESPE, Seefeld, Almanya)

3.Klinikte kullanılan sistemler

Cerec™ (Sirona, Bensheim, Almanya)

E4D (Planmeca/E4D Technologies, ABD)

Diğer sistemler ise şunlardır;, , Wol-Ceram™ (Wol-dent, Ludwigshafen, Almanya), DCS, DigiDent DentalCAD™ (Hint-ELs, Griesheim, Almanya), DC-Zirkon™ (Smartfit Austenal, Chicago, ABD) [67], [71]

Tablo 2.3. Piyasadaki bazı CAD-CAM Sistemleri [69]

Sistem	Piyasaya Çıkış	İşlem Merkezi	Tarama Mekanizması	CAD Programı	CAD İşlemi
Cerec 3	2000	Hasta başı	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Cerec inLab	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
DCS Precident	1989	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Procera	1993	New Jersey, İsveç	Manuel	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Lava	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Everest	2002	Dental Lab.	Optik	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik
Cercon	2001	Dental Lab.	Lazer	Var, kişisel tasarım ve veri tabanı	Tam otomatik

CEREC Sistemi

CEREC 1 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) 1987 yılında dijital ölçü ve CAD-CAM cihazı olarak Duret sistemiyle birlikte piyasaya sürülmüştür. [72] Bu sistem, üç doğrusal ışık demetinin kesişme noktasının üç boyutlu uzayda belirli bir noktaya odaklandığı "ışığın triangulasyonu" konseptiyle tasarlanmıştır. [73]

CEREC AC Bluecam sistemi, bir LED ışık kaynağından yayılan bir tür görünür mavi ışığı kullanarak, ağzın bir kadranının dijital ölçüsünü 1 dakika içinde almakta ve kapanışta olan antagonist dişleri birkaç saniye içinde yakalayabilmektedir. [74]

CEREC AC Omnicam sistemi, 2012 yılında piyasaya sürülmüştür. [75] Omnicam görüntüleme tekniği, video tarama tekniği kullanır ve devamlı fotoğraflanan resimler üç boyutlu modeli oluşturur. [74] Omnicam tek bir diş, kadran veya tam ark için kullanılabilir. Pudrasız tarama ve renkli üç boyutlu görüntülerin elde edilmesi Omnicam'in en önemli özellikleridir. [76] Tarayıcı ucun boyutunun küçük olması, posterior bölgede taramayı kolaylaştırır. Tüm indirekt restorasyonlar ve ortodontik planlama için kullanılabilir. [63]

CEREC sisteminin en yeni tarayıcısı olan Primescan AC ile daha iyi görüntü kalitesi hedeflenmiştir. Bu sistemde pudra kullanılmamakta ve renkli görüntü elde edilmektedir. [62]

Lava C.O.S. Sistemi

Lava C.O.S. 2008 yılında piyasaya sürülen ağız içi dijital tarayıcıdır. Aktif wavefront prensibi altında çalışır. [77] Üç sensör aynı anda farklı açılardan klinik görüntüleri yakalayabilir ve tescilli görüntü işleme algoritmaları ile odak ve odak dışı verilerle yüzey görüntüleri oluşturabilir. [78] Lava C.O.S. en küçük tarayıcı ucuna sahiptir. Tarayıcı, ışık kaynağı olarak atımlı görünür mavi ışık gönderir ve mobil bir ana bilgisayar ve bir dokunmatik ekran ile çalışır. [79]

Lava C.O.S. ayrıca taramadan önce diş yüzeyini pudra ile kaplama gerektirir. Lava C.O.S. ağızda yakalanan görüntüleri aynı anda dokunmatik ekranda görüntüleyebilir. Gerçek zamanlı görünürlük sayesinde, diş hekimleri preparasyondan yeterli veri alıp almadıklarını anında görebilirler. Preparasyondan gerekli tüm ayrıntıların yakalandığı onaylandıktan sonra, arkın geri kalanının hızlı bir şekilde taranması gerekir. Ekran, taramada kritik bir eksik veya bulanık alan gösteriyorsa, diş hekiminin bu belirli alanı yeniden taraması yeterlidir ve yazılım otomatik olarak değiştirecektir. [76] Karşıt arkın taranmasını takiben, hastanın çeneleri oklüzyondayken bukkal taraftan bir tarama alınır ve sistem, bir ısırma kaydı oluşturmak için maksiller ve mandibular dişleri otomatik olarak kapanışa getirir. [80]

iTero Sistemi

iTero Sistemi, Cadent Şirketi (Carstadt, NJ) tarafından 2007'de piyasaya sunulmuştur. Bu sistem, paralel konfokal görüntüleme ilkesine dayalı lazer ve optik tarama ile ağız içi yüzeyleri ve konturları yakalar. [81] Dişlerin pudra ile kaplanmasına gerek olmayan bu sistem, bir ana bilgisayar, bir fare, bir klavye, bir ekran ve bir tarayıcıdan oluşur. [80] Prepare edilen dişler üzerinden yapılan taramalarda kontakt dişlerin oklüzal, lingual, bukkal ve interproksimal teması mutlaka tarama kaydına alınmalıdır. Tarama tamamlandıktan sonra arkta kalan dişlerin bukkal ve lingual yönlerden 45° açı görünümü ve karşıt ark elde edilir. Son olarak, hastanın sentrik oklüzyonda bukkal taraması yapılır ve sistem sanal bir ısırma kaydı oluşturur. [82]

E4D Sistemi

E4D sistemi, optik koherens tomografi ve konfokal mikroskopi ilkesi altında D4D Technologies, LLC (Richardson, TX) tarafından geliştirilmiştir. Işık kaynağı olarak kırmızı lazer kullanır. E4D'nin yüksek hızlı lazeri, interaktif üç boyutlu görüntü oluşturmak için prepare edilmiş diş ve proksimal dişlerin dijital bir ölçüsünü formüle eder. [61] Lazer teknolojisi, görüntüleri her açıdan yakalar. Yazılım bir görüntü kitaplığı oluşturur. Bu sistem aynı zamanda pudra uygulamasına ihtiyaç duymayan ağız içi tarama cihazı olarak da işlev görür. [75] Bu sistem kısmen CEREC teknolojisini içerse de daha sonra Planmeca bu sistemleri Planscan olarak piyasaya sürmüştür. [83]

TRIOS Sistemi

3Shape (Kopenhag, Danimarka) firması, 2011 yılında yeni bir intraoral tarayıcı sistemi olan TRIOS'u piyasaya sürmüştür. Bu sistem, ultra hızlı optik kesitleme ve konfokal mikroskopi prensibi altında çalışır. Sistem, tarayıcının ve taranan nesnenin sabit bir uzamsal ilişkisini korurken, odaklanan düzlemdeki görüntünün, düzlem üzerindeki değişikliklerini saptar. [84] Trios 3 2015 yılında piyasaya sürülmüştür. Kalem tutacağı şeklinde ya da tabanca şeklinde başlıkları mevcuttur. Firma 2017 yılında kablosuz tarayıcı modellerini de piyasaya sürmüştür. [63] Fotoğraf kalitesi ve gerçek dişlere yakın renk göstergesi en önemli özellikleri arasındadır. [85] Marjinlerin belirlenmesinde başarılıdır. Trios 3, başlığı sayesinde istenmeyen dokuları ekarte ederek taranmasını önleyebilir. Tarayıcı ucun boyutu ise 320x56x16 mm'dir. [62] Kendine ait freze makinesi olmadığı için evrensel formatta dışa aktarım yapabilir. Bu yüzden sistem internet ağı ile çalışır. İnley, onley, veneer, kron, köprüler, barlar, implant modülleri ve ortodontik planlama için kullanılabilir. [63]

Trios 4'te ise yeni akıllı tip transillüminasyon görüntüleme özelliğine sahiptir. Bu sistem kızılötesi ışınları içerir. Bu sayede gözle görülemeyen proksimal çürüklerin belirlenmesine yardımcı olur. [62]

Güncel olarak CAD-CAM sistemleri inley, onley, veneer lamina, krun ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları ve implant cerrahisinde kullanılmak üzere stentlerin tasarlanıp üretilmesi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır. [71], [86] Bu sistemler maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında ve hareketli tam protezlerin yapımında da kullanılmaktadır.[87], [88]

Üretim maliyetlerinin yüksek olması CAD-CAM sistemlerinin en büyük dezavantajıdır. Sistemler ne kadar gelişse de maliyet sorunu günümüzde hala aşılamamıştır. Yüksek bilgi ve beceri gerektiren dijital restorasyonlarla çalışabilecek teknisyen gereksinimi de devam etmektedir. Bu nedenle kullanımı her türlü endikasyonda rutin hal alamamıştır. [69]

2.3.1. CAD-CAM Sistemini Oluşturan Bölümler

3 ana bölümden oluşmaktadır. [89]

*İlgili bölgeden ve karşıt bölgeden verileri toplayan ağız içi tarayıcı ya da konvansiyonel yöntemle üretilmiş alçının taramasını yapabilen laboratuvar tarayıcısı

*Restorasyonun tasarımlarının yapıldığı yazılım

*Yapılan tasarıma göre restorasyonu üreten cihaz

2.3.1.1. Tarayıcı

Çenelerin, dişlerin ve ağız dokularının 3B görüntüsünü dijital ortama aktaran araçlardır. İki çeşit tarayıcı vardır. Bunlar;

*Optik tarayıcılar

*Mekanik tarayıcılar

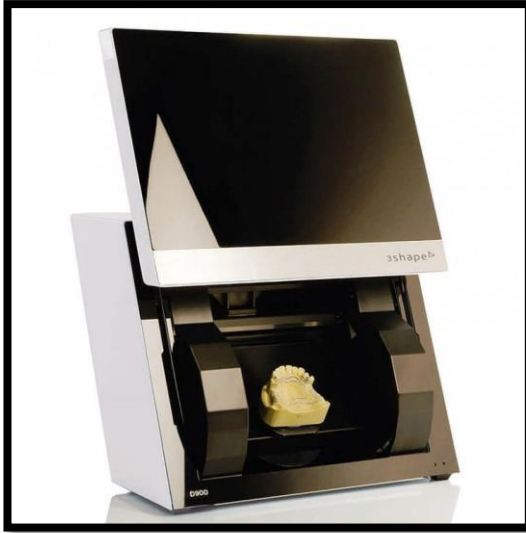
Optik tarayıcılar: Bir ışık kaynağı ve reseptörden oluşmaktadır. Işık kaynağından çıkan beyaz ışık, renkli ışık veya lazer projeksiyonlar obje yüzeyinden belli düzeyde yansyarak reseptöre gelirler. Gelen görüntüler bilgisayarda hesaplanır ve 3B görüntüye dönüştürülür. Optik tarayıcılar ikiye ayrılır;

Ağız içi tarayıcılar: Direkt olarak hastanın ağız içinin taranmasıyla 3B görüntü elde edilmesine olanak sağlayan tarayıcılardır. (Şekil 2.3) Ölçü işleminin elimine edilmesiyle zamandan tasarruf sağlarken, ölçüye bağlı hataların da önüne geçmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte günümüzde kullanılan tarayıcılar çok net görüntü vermektedir. Buna rağmen pek çok optik tarayıcı harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken hastanın ufak bir hareketi, hazırlanan restorasyonun yerine oturmasını engelleyebilmektedir.



Şekil 2.3. Ağız içi Tarayıcısı

Ağız dışı tarayıcılar: Hastadan ölçü alınmasını takiben ya direkt ölçünün taranması ya da ölçüden elde edilen modelin taranmasıyla 3B görüntü oluşturan sistemlerdir (Şekil 2.4 Laboratuvar Tarayıcısı). Hızlı ve yüksek çözünürlüğe sahip veriler elde edilmesine olanak tanırken, gölgelenme ekstraoral optik tarayıcının dezavantajlarındanır. [90], [91]



Şekil 2.4. Laboratuvar Tarayıcısı

Mekanik tarayıcılar: Bu tarama şeklinde tarayıcı kısmın ucunda bulunan pin, küre veya iğne ana modelin her ayrıntısını, yüzeyinde gezinerek tarar ve 3B olarak aktarır. Mekanik tarayıcı diş ile arasındaki pozisyonunu göreceli olarak koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur. Bu tip tarayıcılar dişin silikon ölçüsü gibi negatif dublikasyon yüzeylerden veri elde etmek için de kullanılırlar.

Ancak marjinal bölgelerde deformasyon görülebileceğinden, ağız dışında model elde edilerek mekanik tarayıcıların kullanımı önerilmektedir. Küçük boyuttaki yapıların üretimi, tarayıcı ucun çapı ve tasarımıyla sınırlı hassasiyette kalabilmektedir. [90], [91]

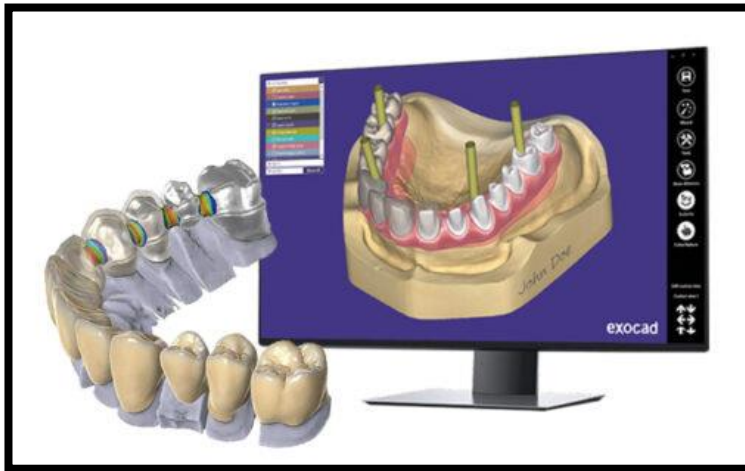
Tarama sistemleri, teknisyen tarafından kullanılan indirekt teknik ve hekim tarafından kullanılan direkt teknik olmak üzere iki sınıfa ayrılırlar. [92]

a.İndirekt teknik; Geleneksel şekilde alınan ölçünün ardından elde edilen çalışma modeli optik ya da mekanik tarayıcılar tarafından taranmaktadır. Bazı sistemlerde ise sadece ölçü yüzeyi taranarak işlem yapılabilmektedir. [93]

b.Direkt teknik; Ağız içi tarayıcısıyla yapılan tarama işlemidir. Bu teknikte geleneksel ölçü almaya gerek yoktur. Görüntü direkt CAD sistemine yönlendirilir. Ölçü aşaması olmaması bu yöntemin avantajıdır. Ölçü almada meydana gelebilecek distorsiyonlar, kaşıktan ayrılma ve uyumsuzluk gibi sorunlar ortadan kalkmıştır. [93]

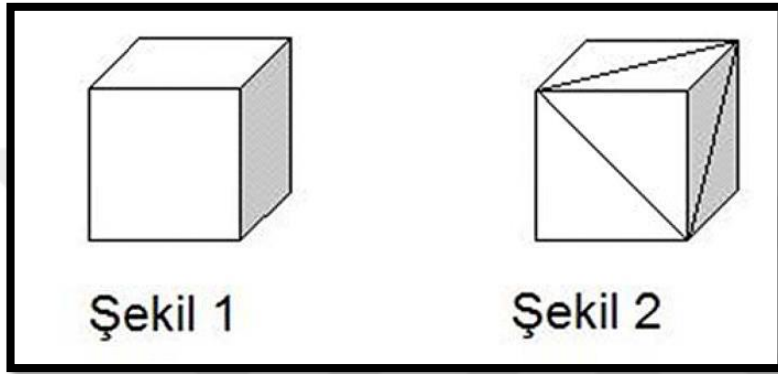
2.3.1.2 Yazılım (CAD)

Taranan obje üzerine yapılacak dental restorasyonların farklı şekillerde 3B olarak tasarlanmasını sağlar. (Şekil 2.5 CAD-Tasarım Programı) Bu yazılımla kronlar, bölümlü ve tam protezler, inley ve onleyler, altyapılar ve çeşitli tasarıma sahip adeziv restorasyonlar tasarlanabilir. Yazılımlar geliştirilmeye devam etmektedir. Bu nedenle kullanılmakta olan yazılımlar, yeni gelişmelerin olmasıyla güncellenebilmektedir. Son yıllarda, hata oranını en aza indirecek kullanıcı dostu program arayüzleri de piyasaya sunulmuştur. [91], [94]



Şekil 2.5. CAD-Tasarım Programı

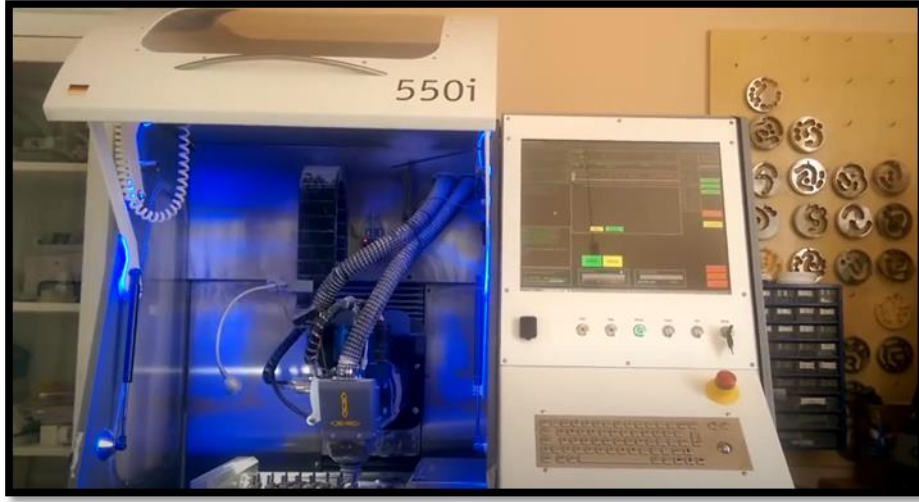
CAD sistemi ile tasarım yaparken belirli bir dosya formatı kullanılmalıdır. Stereolitografi (STL) bilgisayar üzerindeki sanal görüntüden bir katı nesne oluşturan üç boyutlu yazdırma işlemi olarak adlandırılan bu format; bilgisayar üzerindeki sanal görüntüden 3B obje oluşturabilen yazdırma işlemidir. Bu işlem hızlı prototipleme (rapid prototyping) olarak da isimlendirilir. Burada çok yönlü bir ağ gösterimi kullanılır ve STL formatında kesitler oluşturulur. Bu dosya formatı ile taranan gerçek model üzerinden sanal üçgenler oluşturularak modelin dublikatı elde edilir. (Şekil 2.6) [95], [96]



Şekil 2.6. STL dosya formatı Şekil 1 STL formatında 12 üçgenden oluşacak biçimde Şekil 2 gibi algılanır. [96]

2.3.1.3 Üretim (CAM)

CAD yazılımı, restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra oluşturulan sanal modeli CAM ünitesini kontrol eden komutlar dizisine çevirmektedir. Önceleri CAD-CAM sistemleri, restorasyonların prefabrik bloklardan elmas frezler ve diskler kullanılarak sadece frezelenmesi sayesinde üretilmesine olanak tanımaktaydı. “Eksiltme yöntemi” olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalinden eksiltme yapılmaktadır. Bu yöntem etkin olsa da, tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90’ı uzaklaştırılmakta ve dolayısıyla malzeme tasarrufu yapılamamaktadır (Şekil 2.7 CAM-Kazıma Cihazı). [97], [90]

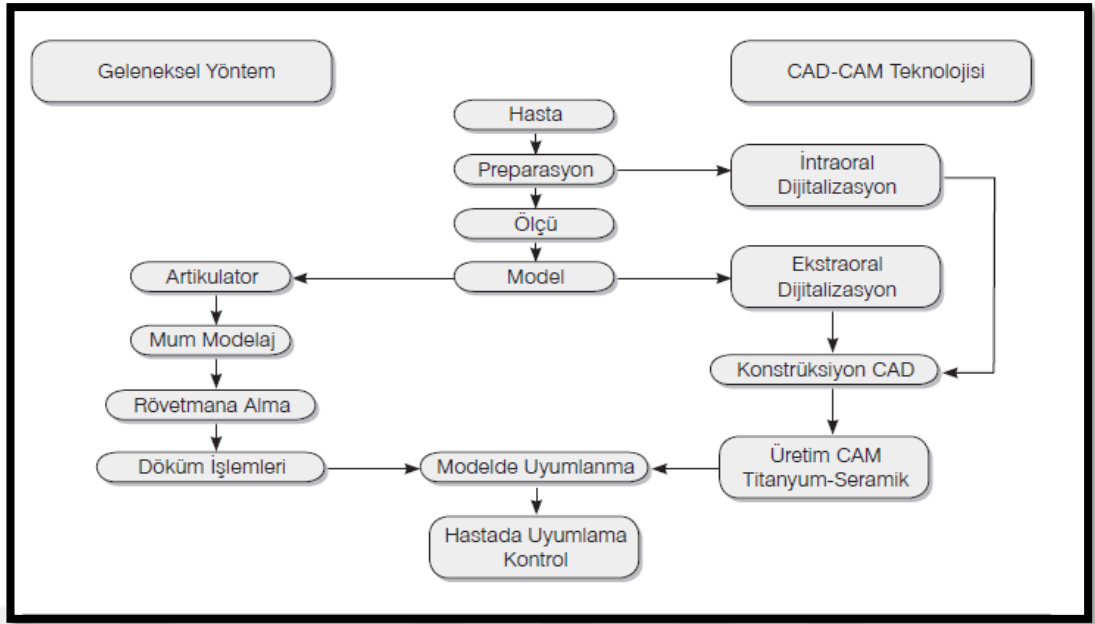


Şekil 2.7. CAM-Kazıma Cihazı

Eksiltme yöntemine alternatif olarak günümüzde hızlı prototip üretimi gibi ekleme yoluyla üretim yapan sistemler de bulunmaktadır. Seçici lazer sinterizasyonu, metal restorasyonların üretimi için günümüzde sıklıkla kullanılan “ekleme yöntemi” üretim şekline başka bir örnektir. Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımından sonra mevcut CAD-CAM sistemlerindeki kesme işlemine benzer bir işlem dizisi kullanılmaktadır. Ancak kesme işlemi yerine işlem dizisi sırasında, seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylelikle materyal tasarrufu yapılmaktadır. [66], [97]

Eksiltme yöntemiyle çalışan CAD-CAM sistemlerinde kullanılan seramikler hazır bloklar halinde bulunmaktadır. Bu bloklar sinterlenmiş ya da yarı sinterlenmiş halde bulunurlar. Bloklar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi tutulur. Yarı sinterlenmiş seramiklerde bloklar poröz olup, bu durum hızlı bir frezeleme işlemine imkan tanımaktadır. Poröz yapının elimine edilebilmesi için frezeleme işleminden sonra ürünün sinterizasyon işlemine tabi tutulması gerekir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise poröz olmayan yapı mevcut olup frezeleme işlemi çok zor yapılır. Buna karşın tekrar sinterizasyon işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur. Kullanılacak bloğun seçiminde renk, boyut ve estetik özellikler dikkate alınmalıdır. Üye sayısının az olduğu durumlarda küçük bloklar kullanılırken, çok olduğu durumlarda ise daha büyük bloklar kullanılır. [94], [96]

CAM üretiminden sonra manuel düzeltme, sinterizasyon, veneerleme, renklendirme, final cilalama ve glazür gibi işlemler ayrıca diş teknisyeni tarafından yapılır. [96]



Şekil 2.8. Geleneksel Restorasyon Yapım Teknikleri ile CAD-CAM Sisteminin Karşılaştırılması

2.3.2. CAD-CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

Estetik için artan ihtiyaç, günümüz CAD-CAM sistemlerinin gelişiminin ayrılmaz bir parçasıdır. CAD-CAM teknolojisinin gelişmesiyle materyallere olan artan talep nedeniyle, farklı materyallerin araştırılması da artmaktadır. Günümüzde CAD-CAM sistemleri ile birlikte kullanılabilecek farklı fonksiyonlara sahip birçok malzeme vardır. CAD-CAM sistemlerinde kullanılan tüm bloklar makineler tarafından üretilmektedir. [98]

Kullanılan blok materyalleri aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir; [99]

1. Feldspatik Seramik Bloklar
2. Lösite Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar
3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramik Bloklar
4. Oksit Seramik Bloklar
- Cam İnfiltrat Oksit Seramik Bloklar
- Sinterlenen Oksit Seramik Bloklar
5. Nanoseramik Bloklar
6. Hibrit Seramik Bloklar

7. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramik Bloklar

8. Kompozit Bloklar

9. Polimer Bloklar

10. Metal Bloklar

2.3.2.1 Cam Seramikler

- Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler; monokromatik, dikromatik, polikromatik olarak üç çeşidi bulunan diş hekimliğinde kullanılan ilk bloklardır. Cam matrixleri %30 oranda, 3-4µm cam esaslı silika ve alumina ve madeni mineral olan feldspat içermektedir. Bu materyaller biyouyumludur. Seramikler yapılarında üç ana kristal olan, kuartz, kaolin ve feldspat bulundurmaktadır. Kırılma direnci yaklaşık 150 MPa ve elastisite modülü 45-63 GPa olarak rapor edilmiştir. [100] VITABLOCKS Mark I, Mark II, Triluxe ve RealLife (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) seramik türlerini içermektedir. [101] VITABLOCKS Mark I, ilk olarak 1985 yılında üretilmiş ve inley ile onley restorasyonların yapımında kullanılmıştır. [102] VITABLOCKS Mark II, inley, onley, veneer, anterior, lateral parsiyel ve full kronların yapımında; Triluxe, onley, veneer, anterior, lateral parsiyel ve full kronların yapımında, RealLife ise ön bölge ve veneer kronların yapımında kullanılmaktadır. Materyallerin bükülme dayanımı ortalama 154 MPa, frezeleme sonrası ağza tatbik edilebilir, üstün translusent ve kolay cilalanabilme özelliklerine sahiptir. [103]

- Lössit ile Güçlendirilmiş Seramikler:

Lössitle güçlendirilmiş cam seramikler alüminyum oksit, potasyum oksit ve silisyum oksit içeren bloklardır. [104] Lössitle güçlendirilmiş cam seramikler iki farklı mekanizmaya sahiptirler. Feldspatik seramik üzerine gelen kuvvetler, seramiğin yüzeyindeki mikroçatlakların derine doğru ilerlemesine neden olur. Lössit kristalleri ise çatlağın yönünü değiştirerek çatlağın ilerlemesini ve büyümesini engeller. Bu sebeple feldspatlara göre daha dayanıklıdır. Feldspatik seramiğe lössit ilavesi olası çatlak oluşumlarına ve marjinlerdeki chippinglere karşı direnç sağlar. İkinci mekanizması ise seramik soğurken cam matriks içerisinde baskı gerilimi oluşturmaktadır. Seramik ısınıp soğurken lössit kristalleri büzülerek cam matriksi kendine doğru çeker ve böylece mikroçatlakların ilerlemesi durdurulur. [105] Lössitle

güçlendirilmiş cam seramiklerin translusenslikleri çok yüksektir. Translusensliklerinin yanında renk, aşınma direnci, opelasanslık, flosesanslık ve abrazyon gibi birçok özelliği ile doğal diş benzemektedirler. Yüksek translusenslik özelliği yüzünden çevre dokuların renklerini yansıtabilmektedirler, bu sebeple metal post uygulanmış veya renklenmiş dişlerde kullanılmazlar. En çok kullanıldıkları yerler anterior tek kron ve laminate veneerlerdir. İnley, onley, laminate veneer, anterior-posterior bölge tek kron ve 2. premolara kadar köprü endikasyonu için kullanılabilirler. [106] 1988 yılında ProCAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) CEREC (Sirona Dental Systems; Bensheim, Almanya) ile kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Özellikleri Empress (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) sistemine benzemektedir ve lösit ile güçlendirilmiş cam seramiktir. [107] 2006 yılında Empress CAD sistemi ProCAD'in devamı olarak geliştirilmiş olup esas farklılık üretim aşamasında 1-5 µm paritkül boyutundaki % 45 oranında lösit içeriğidir. [108] Materyalin bükülme dayanımı 160 MPa'dır. Klinik olarak tek diş restorasyonları için yüksek, düşük translusensi ve polikromatik bloklar şeklindedir. Bu gruptaki diğer bir materyal grubu ise Paradigm C (3M ESPE; Seefeld, Almanya)'dir

- Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler:

Bu yapılar çatlak oluşumuna karşı geleneksel seramiklerden iki kat fazla dayanıklıdır. IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu yapıya sahip olan blokların örneğidir. Bu materyalin frezelenmesinin zor olması ve kırılabilirliğinin fazla olmasından dolayı bu bloklar parsiyel olarak kristalize edilmektedir. 850 °C' de uygulanan kristalizasyonla lityum metasilikat dirençli hale geçer ve diş rengine uyumlu bir hal kazanmaktadır. [109] Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler yaklaşık 350-450 MPa bükülme dayanımı değerleri ile lösit ile güçlendirilmiş seramiklerden daha dayanıklıdır. [107] 2006 yılında üretilmiş olan e.max CAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) chair-side monolitik bir restoratif materyaldir. IPS e.max CAD bloklar, kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden oluşmaktadır. Doğal parlaklık, translusenslik ve geniş renk aralığına sahiptir. Teleskop kron, full kron, inley, onley, ön ve arka bölge kronlar, implant destekli kronların yapımında kullanılmaktadır (Tablo 2.4 Cam Seramikler ve Kullanım Alanları). [110]

Tablo 2.4. Cam Seramikler ve Kullanım Alanları[110]

	Materyal	Üretici Firma	Kullanım Alanı
Feldspatik Seramikler	Vitablocks Mark I	Vita	Inley ve onley restorasyonlar
	Vitablocks Mark II	Vita	Inley, onley, veneer, anterior, lateral parsiyel ve full kuronlar
	RealLife	Vita	Ön bölge ve veneer kuronlar
Lösit ile Güçlendirilmiş Seramikler	ProCAD	Ivoclar	Tek diş restorasyonlar
	Empress CAD	Ivoclar	Tek diş restorasyonlar
Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler	e.max CAD	Ivoclar	Teleskop kuron, full kuron, inley, onley, ön ve arka bölge kuronlar, implant üstü kuronları

•IPS e.max CAD

IPS e.max sisteminin güncel olarak uygulanan versiyonu 1999 senesinde Schweiger tarafından üretilmiştir. Kimyasal yapısı (Tablo 2.5)'de belirtildiği şekildedir. İlgili materyalin kimyasal yapısını meydana getiren lityum disilikat kristalleri, hacimsel kristalizasyon adı verilen bir sistemle meydana gelmektedir. Bu sistem cam matriks içinde çekirdek oluşumunu tetikleyen maddeler ekleyerek, homojen bir dağılım gösteren kristalizasyon odaklarının oluşmasını hedefler. IPS e.max CAD sisteminde bu teknik cam yapıya fosfor pentaoksit P₂O₅ eklenerek, lityum disilikat (Li₂Si₂O₅) ve lityum ortofosfat (Li₃PO₄) kristalleri oluşturularak elde edilmektedir. [111]

Tablo 2.5. IPS e.max CAD kimyasal içeriği [111]

İçerik	% Oranı
SiO ₂	57-80
Li ₂ O	11-19
K ₂ O	0-13
P ₂ O ₅	0-11
ZrO ₂	0-8
ZnO	0-8
Al ₂ O ₃	0-5
MgO	0-5
Renlendirici oksitler	0-8

IPS e.max CAD bloklar materyalin kazıma ünitesinde kolay ve hızlı bir halde şekillendirilmesine olanak vermek amacıyla bölümlü olarak kristalizasyonu

tamamlanmış şekilde imal edilmektedir. Bölümlü kristalizasyon halindeki materyaller %40 oranında, 0,2-1 µm boyutunda lityum metasilikat kristalleri bulundurur ve 130 MPa dayanıma sahip, rengi mavi tonda olan materyallerdir. Lityum metasilikat içerikli bloğa, frezeleme işlemi sonrasında 850°C’de 30 dakika süren kristalizasyon fırınlaması uygulanmalıdır. Kristalizasyon sonrasında lityum metasilikat kristalleri, lityum disilikat kristallerine dönüşür, bu işlem sonrası materyalin kırılma direncinde 360 MPa seviyesine yükselme görülür. Kristalizasyon sonrası mavi renkteki restorasyon, doğal diş rengine döner. Kristalizasyon sonrasında, restorasyonun boyutlarında bir değişme meydana gelmez. [103]

Materyaldeki ışık geçirgenliği ve şeffaflığını belirleyen kontrast miktarı, yayınlanmış olan araştırmalarda, 0,54-0,75 seviyelerinde bildirilmiştir. Bloкта gözlenen translüsensi, estetik beklentinin öne çıktığı, gülme hattını içine alan ön bölge çalışmalarında, doğal dişlerdeki ışık geçirgenliğini yakalamak adına avantajlar sağlamaktadır. Bu bloklar, HT, LT ve MO kısaltmalarıyla, farklı 3 şeffaflık seviyesine sahip olarak imal edilmektedir. İnley, onley, laminate veneer, tek üye ve üç üyeye kadar köprü uygulamalarında kullanımları endikedir. Materyalin köprü yapımı için endikasyonu; 2. premolar dişi de içine alabilecek şekilde anterior alandaki protetik yaklaşımları içine almaktadır. [112]



Şekil 2.9. IPS e.max CAD Blok Görünümü [112]

IPS e.max CAD bloklar ile cut-back tekniği, alt yapı seramiği veya boyama tekniği olmak üzere üç değişik uygulama gerçekleştirilebilmektedir. IPS e.max CAD blokları alt yapı seramiği şeklinde uygulandığında, üst yapıda kullanılacak seramik seçiminde florapatit ($\text{SiO}_2\text{-LiO}_2\text{-Na}_2\text{O-K}_2\text{O-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO-P}_2\text{O}_5\text{-F}$) seramikler

kullanılmalıdır. Florapatit seramikleri, camsı yapının içinde 310 nm uzunluğunda ve 110 nm çapında, florapatit kristallerden meydana gelmektedir. [111]

2.3.2.2. Alümina veya Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler:

- Cam infiltre CAD-CAM Seramikler:

Alümina ve zirkonya esaslı seramikler 1993 yılından beri CAD-CAM ile üretilmektedir. InCeram porselen grubu (InCeram Alumina, Spinell and Zirconia; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) slip cast ve cam infiltrasyonu yöntemi ile üretilen sistemlerdir. [107] Bloklar seramik tozunun açık gözenekli mikro yapıya ulaşana kadar sıkıştırılması yöntemi olan kuru presleme (dry pressing) ile üretilmekte ve daha sonra sinterize edilip cam yapıya infiltre olmaktadır. [113]

InCeram Alumina, Spinell ve Zirconia'nın bükülme dayanımları sırasıyla 450-600 MPa, 350 MPa, 700 MPa'dır. [103] CAD-CAM InCeram Spinell bu grup içinde özellikle ön bölge kronları için en translusens materyal olup, 5 yıllık bir takip sonucu başarı oranının % 91.7 olduğu bildirilmiştir. [114], [115] CAD-CAM InCeram Alumina tek diş ön ve arka bölge kronlarının yapımı için endikedir, premolar ve molar kronlara CEREC (Sirona, Beinsheim, Almanya) sistemi ile yapılan bir çalışmanın 5 yıllık takibi sonucunda başarı oranının % 92 olduğu belirtilmiştir. [115] CAD-CAM InCeram Zirconia, cam infiltre edilmiş zirkonyanın alümina ile güçlendirilmiş şekli olup bu grubun en dayanıklı materyaldir. [116] Ancak zirkonyanın opak karakteri bu sistemin sadece kron alt yapısı ve arka bölgedeki köprülerde kullanım alanı bulmasına sebep olmuştur. [112]

- Polikristalin CAD-CAM Seramikler:

Polikristalin yapıda olan alümina ve zirkonya seramikleri ise cam matrikse herhangi bir işlem yapılmadan yoğun normal diziler halinde paketlenir ve daha sonra sinterlenir. [108],[117] Ortaya çıkan yoğun kristal fazla birlikte çatlak ilerlemesi azalmış ve üstün mekanik özelliklere sahip olunmuştur. Ancak bu dayanıklılık artışına bağlı olarak bu tür protezler CAD-CAM sistemi olmadan üretilemezler. [117] Bu tür materyaller sıcak izostatik presleme (hot isostatic pressing) yöntemi ile sinterize edilmektedir. [118] Bu yöntemde seramik tozu içine alınmış bir kapsül sistemine yüksek izostatik basınç uygulanmakta, sinterleme sırasında yüksek kuvvet korunmakta ve seramik blok gerçek boyutlarına ulaşmaktadır. Bu blokların frezeleme işlemi katı işleme (hard machining) olarak da isimlendirilmektedir. [119]

Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), 1993 yılında üretilen ilk tam yoğun polikristalin seramik olup % 99 oranında Alümina içerir ve bükülme dayanımı 600 MPa'dır. Procera AllCeram polikristalin bir seramik olduğu için opaktır ve translusenslik bakımından aynı kalınlıktaki tam seramik materyalleri ile karşılaştırıldığında Empress ve Empress II sistemlerinin arasında yer almaktadır. Bu nedenle ön dişlerinde renklenme olmayan hastalarda laminate yapımı için kullanımı önerilmektedir. [120], [121] Ön ve arka bölgedeki tek kronlarda ise 5 yıllık başarı oranının % 97, 10 yıllık başarı oranının ise % 93.5 olduğu bildirilmiştir. [122], [123] Procera AllCeram sabit bölümlü protezlerde de kullanılabilir. [124]

- Zirkonya CAD-CAM Seramikler

Zirkonya polimorfik bir malzeme olup, mono- klinik, tetragonal ve kübik fazlardan oluşmaktadır. [119], [125] Zirkonyuma ilave edilen yttrium oksit (Y_2O_3) yapıyı oda sıcaklığında stabilize etmektedir.[126] Zirkonyumun bükülme dayanımı 900-1200 MPa arasında olup alüminanın yaklaşık iki katıdır. [127], [128] Zirkonyum, diş hekimliğinde pek çok alanda kullanılmaktadır; ortodontik braketler, endodontik postlar, kuronlar, sabit bölümlü protezler, implantlar ve implant dayanakları gibi. [129], [130] Günümüzde zirkonyum için birçok CAD-CAM sistemi bulunmakta ve bloklardan freze edilerek kullanılmaktadır: Lava (3M Espe Dental AG, Seefeld,Almanya), Cercon (DeguDent, Hanau, Almanya), Procera Zirconia (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç), e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) (Tablo 2.6). [107]

Tablo 2.6. Alumina ve Zirkonya ile Güçlendirilmiş Seramikler ve Kullanım Alanları
[107]

	Materyal	Üretici Firma	Kullanım Alanı
Cam İnfiltre Seramikler	InCeram Spinell	Vita	Ön bölge kuronlar
	InCeram Alumina	Vita	Tek diş ön ve arka bölge kuronlar
	InCeram Zirconia	Vita	Kuron alt yapısı ve arka bölge köprüler
Polikristalin Seramikler	Procera AllCeram	Nobel Biocare	Laminate yapımı, ön ve arka bölge tek kuronlar
Zirkonya Seramikler	Lava	3M Espe	Ön ve arka bölge kuron köprüler, implant, implant abutment, endodontik post, ortodontik braket.
	Procera Zirconia	Nobel Biocare	
	e.max ZIRCAD	Ivoclar	
	Cercon	Degudent	

CAD-CAM sistemlerinde metal alaşımları, titanyum ve titanyum alaşımları ile geçici kompozit materyallerinin yanı sıra farklı tam seramik türleri de üretilebilmektedir. CAD-CAM cihazları ile kullanılabilen birçok restorasyon materyali mevcuttur. Bu materyaller Tablo 2.7 'de gösterilmiştir. [66]

Tablo 2.7. Tam Seramik Restorasyonlarda Kullanılan CAD-CAM Blokları [66]

Feldspatik seramikler	VITABLOCS Mark II VITABLOCS TriLuxe/TriLuxe Forte/RealLife CEREC Blocs CEREC Blocs C
Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler	IPS Empress CAD Multi/HT/LT Paradigm™ C (3M ESPE) Initial LRF BLOCK (GC) Rosetta BM
Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler	IPS e.max CAD Rosetta SM
Oksit seramikler	Cam infiltre oksit seramikler (In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia) Sinterlenen oksit seramikler (IPS e.max ZirCAD, VITA In-Ceram YZ, CEREC InCoris, VITA In-Ceram AL, Lava™ Frame Zirkonya , Nobel Procera)
Nanoseramikler	LAVA Ultimate
Hibrit seramikler	VITA Enamic GC CERASMART Ceramill® COMP
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler	VITA Suprinity PC/ Suprinity FC Celtra DUO (Sirona)
Kompozitler	Paradigm™ MZ100 block (3M) Gradia Block (GC)
Polimerler	VITA CAD-Temp Telio-CAD

2.4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

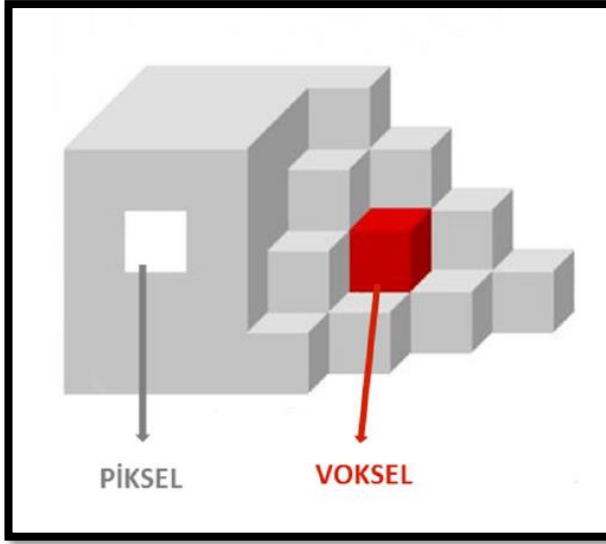
CBCT yeni bir teknoloji olup ilk olarak 1982’de anjiyografi için geliştirilmiş daha sonraki dönemlerde maksillofasiyal görüntülemeye kullanılmaya başlanmıştır. Birbirinden uzaklaşan ya da konik yapıda iyonize radyasyon gönderen ışın kaynağı ile iki boyutlu yüzey algılayıcılarının görüntülenmek istenen cisim etrafında dönen bir sistemde konumlandırılması ile elde edilir. Sistemin görüntülenmek istenen bölge etrafındaki bir tam dönüşü ile cismin ardışık izdüşümleri elde edilir. [131], [132], [133]

CBCT sisteminde görüntülenen bölgenin hacmine field of view (FOV) denir. FOV'un şekli silindirik ya da küresel olabilir. FOV hacmi; dedektörün boyutu ve şekline, ışın hüzmesinin geometrisine ve cihazın kolimasyon yeteneğine göre değişir. Bu nedenle farklı cihazlarda farklı FOV seçenekleri mevcuttur. FOV hacminin büyük olabilmesi için büyük detektör gereklidir. Bu da cihaz maliyetini artırır. Büyük FOV hacmi kullanılarak elde edilen görüntülerde ise hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu da artar. Bu nedenle her hastada görüntülenmek istenilen bölgeye göre uygun FOV seçilmelidir. [131]

CBCT cihazları görüntü alanına (FOV) veya tarama sırasındaki hasta pozisyonuna göre sınıflandırılmaktadır. FOV sınıflamasına göre;

- ☐ Geniş FOV (>15 cm),
- ☐ Orta FOV (10-15 cm),
- ☐ Küçük FOV (<5 cm) olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır. [134]

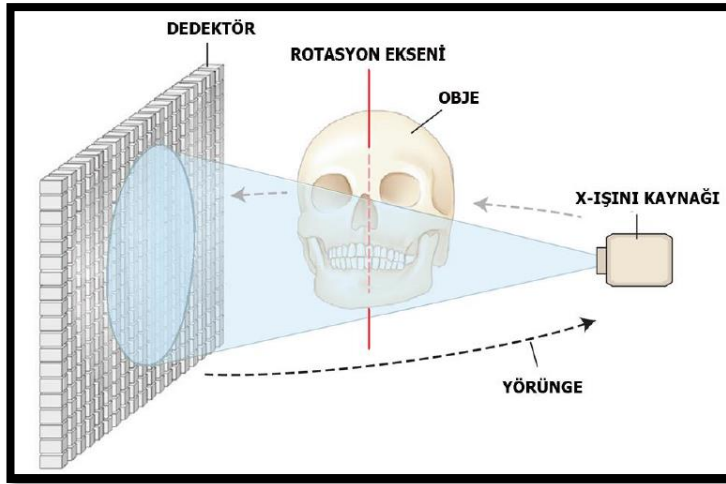
Kenarları eşit uzunlukta kareden meydana gelen, X ve Y ekseninde bulunan 2 boyutlu (2B) en küçük görüntü parçasına piksel denir. Geleneksel radyografiler milyonlarca pikselin bir araya gelmesiyle oluşur. Uzaysal olarak X, Y ve Z koordinatlarında bulunan, 3B kübik piksellere voksel adı verilir. (Şekil 2.10) Voksel sayısı ne kadar fazla ve voksel boyutu ne kadar küçükse anatomik yapılar da o kadar net görüntülenir. CBCT voksel boyutu cihazlara göre farklılık göstermekle birlikte 0,076 mm ile 0,4 mm arasında değişir. [131], [133], [135] Bu da dental uygulamalar için yüksek çözünürlük sağlar. Geleneksel CT'lerde Z ekseninin uzunluğu değişken iken, CBCT'lerde küpün her kenarı eşit uzunluktadır. Z kenarının uzunluğu farklı olduğunda çoklu düzlemlerin ölçümleri sağlanamaz. Buna bağlı olarak geleneksel CT'lerin diş hekimliğinde kullanımı fayda sağlamaz. Ayrıca radyasyon derecelerinin çok yüksek olması, bu CT'lerin diş hekimliğinde kullanımını kısıtlayan bir diğer faktördür. [136]



Şekil 2.10. CBCT'de Görüntüyü Oluşturan Pikel ve Voksellerin Şematik Görüntüsü [131]

Cone beam tarayıcı özellikteki cihazlar, çizgisel algılayıcılara sahip standart BT cihazlarından farklı olarak iki boyutlu dijital algılayıcılara sahiptir. Bu iki boyutlu dijital algılayıcılar, dairesel bir düzende üç boyutlu konik şekilli X-ışınları ile birleştirilmektedir. Işınlama ilgili bölgenin tamamını kapsadığından sistemin hasta etrafında sadece bir kez dönüşü ile üç boyutlu görüntü düzenlenmesinde kullanılacak veri tabanı elde edilebilmektedir. [137], [138]

Cone beam tekniğinde hastanın başı çevresinde karşılıklı konumda eş zamanlı olarak dönen X-ışını kaynağı ve yüzey algılayıcısı bulunmaktadır. Dönüş esnasında belirli aralıklarda ışınlamalar yapılarak temel görüntüler elde edilir. Her biri diğerinden hafif ölçüde farklı olan bu görüntüler lateral sefalometrik radyografi görüntüleri ile benzerlik taşır. Oluşan temel görüntülerin tamamı izdüşüm verileri olarak isimlendirilir. [139] (Şekil 2.11)



Şekil 2.11. CBCT Prensibinin Şematik Görüntüsü [139]

Gelişmiş algoritmaya sahip yazılım programları tarafından bu veriler aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde yapılandırma ve şekillendirme işlemlerinin yapılacağı üç boyutlu veri tabanı haline getirilir. [133]

Günümüzde CBCT en çok maksillofasiyal bölgedeki

-- patolojik durumların tanısında [140]

--implant yerleşimi öncesi anatomik yapıların değerlendirilmesinde [141]

--ortodontide preoperatif değerlendirme amacıyla [142], [143] kullanılmaktadır.

Ayrıca;

--mandibular kanal, mental foramen ve maksiller sinus gibi anatomik oluşumların cerrahi öncesi konumlarının belirlenmesinde [141], [144]

-- maksillofasiyal bölgeyi içeren ateşli silah yaralanmalarında ve travmalarda [145], [146]

--yerleştirilen greft materyallerinin başarılarının değerlendirilmesinde [147]

--temporomandibular eklem düzensizliklerinin değerlendirilmesinde [148]

--periodontal kemiğin değerlendirilmesinde ve endodontik uygulamalarda [149]

--obstrüktif uyku apnesi vakalarında da [150] kullanılabilmektedir.

2.4.1. CBCT'nin Avantaj ve Dezavantajları

Cone beam görüntüleme tekniği birçok diş hekimliği uygulamasında elverişli olan nitelikleri yanında, kullanımını kısıtlayan bazı özelliklere de sahiptir.

Avantajlar

CBCT cihazları teknolojik gelişmelerle birlikte oldukça küçülmüş, kapladığı alan azalmıştır. Medikal BT'lerle karşılaştırıldığında maliyeti oldukça düşüktür. CBCT'ler yüksek oranda kontrastlığa sahip yapıların görüntülenmesini sağladığından kemik ve dişlerin bulunduğu kraniyofasiyal bölgedeki kemiksel yapıların değerlendirilmesinde etkin olmaktadır. [131]

Medikal BT ile karşılaştırıldığında CBCT için gereken ışınlama süresi oldukça azaltılmış olup, çoğu cihazda 30 saniyeden az sürmektedir. Bunun nedeni, CBCT'de cismin görüntüsünün elde edilebilmesi için ışın kaynağının bir kez dönüşünün yeterli olabilmesidir. Günümüzde CBCT cihazları sahip oldukları teknoloji sayesinde görüntülenen cisimlerin piksel çözünürlüğünü submilimetrik düzeylerde gerçekleştirebilmektedir. Modern CBCT cihazları ile 0.125–0.4mm arasında izotropik yapıda submilimetrik voksel çözünürlüğü elde edilebilmektedir. CBCT cihazları için etkin doz 52–1025 microsievert değeri arasında olup, cihazın modeline ve uygulanan görüntüleme tekniğine göre değişiklik göstermektedir. Bu değerler yaklaşık olarak bir panoramik film dozunun 4 ila 77 katına karşılık gelse de, medikal BT'lerle elde edilen kafa görüntülenmesine kıyasla %51-%96 oranında düşük doz değerine sahiptir. Hastaya verilen radyasyon dozunun ışın hizalamasının doğru olarak yapılması, koruyucu bariyerlerin kullanımı ve çenenin uygun pozisyonda konumlandırılmasıyla % 40'a yakın azaltılabileceği bilinmektedir [133], [131]

CBCT'nin en önemli avantajı uygulayıcıya üç boyutlu görüntülerin sagittal, aksiyal ve koronal düzlemlerde kişisel bilgisayar ortamında düzenlenmesini ve izlenmesini sağlamasıdır. CBCT'de verilerin düzenlenmesi ve görüntülenmesi kişisel bilgisayarlarda gerçekleştirilebilmektedir. [132]

Bazı üreticiler implant yerleşimi gibi özel amaçlara yönelik kapsamlı yazılım programları sunmaktadır. Bu sayede boyutsal değerlendirmelerin ve ölçümlerin yapılması, görüntülerin büyütülerek izlenebilmesi, görüntüler üzerinde not alınabilmesi mümkün olmaktadır. Cismin farklı düzlemlerdeki görüntüleri özel formatlarda izlenebilmektedir.

Dezavantajlar

CBCT'ye büyük ölçüde ilgi olmasına rağmen, cone beam ışın geometrisi, algılayıcı hassasiyeti ve kontrast çözünürlüğüne bağlı bazı kısıtlılıklar tekniğin dezavantajlarının oluşmasına yol açmaktadır. CBCT'nin görüntü kalitesini zayıflatan temel faktör görüntü artefaktlarıdır. Artefakt, görüntülenmek istenen cisim ile ilgili olmayan distorsiyon veya bozuklukları ifade eder. Artefaktlar görüntü kazanımı esnasındaki fiziksel işlemlerdeki kısıtlılıklara bağlı oluşabilirler. X-ışını bir cisimden geçtiğinde düşük enerjili fotonlar yüksek olanlara göre daha fazla absorbe edilir. Bu fiziksel duruma 'beam hardening' denilmekte ve sonucunda metalik cisimlerde şekil bozukluğu ve distorsiyon, iki yoğun cisim arasında çizgiler ve koyu bantların oluşumu gibi artefaktlar meydana gelmektedir. [133]

CBCT cihazlarının yüksek maliyeti, birçok diş hekimliği muayenehanesinde kullanımını kısıtlamaktadır. CBCT cihazlarının maliyeti medikal BT'lere kıyasla düşük olsa da 150,000-300,000\$ arasında değişmektedir. [132]

CBCT'nin kontrast çözünürlüğünün düşük olmasına bağlı yumuşak doku görüntüsü zayıf olmaktadır. Medikal BT cihazlarındaysa kontrast çözünürlüğünün yüksekliği yumuşak doku görüntüsünün daha kaliteli olmasını sağlamaktadır. [137], [151]

CBCT cihazlarının kullanımı; cihazın fiziksel özelliklerinin bilinmesi, doğru endikasyonda kullanılması, kişiye ve görüntülenecek bölgeye göre doz ve ışın geometrisinin ayarlanması ilkelerine ek olarak, oluşan görüntülerin düzenlenmesi, yorumlanması için gerekli bilgisayar bilgisi yanında anatomi ve radyoloji bilgisi gerektirmektedir. [152]

2.4.4.1. Diş Hekimliğinde CBCT Uygulamaları

CBCT görüntülenmesi tüm diş hekimliği alanlarında diagnoza yardımcı olarak kullanım alanı bulmuş olup, tedavi uygulamalarında da kullanımı yaygınlaşmaktadır. CBCT'nin panoramik veya geleneksel radyolojik uygulamaların yerini alması söz konusu olmamakla birlikte, özel durumlarda tamamlayıcı yöntem olarak düşünülmesi gerekmektedir.

CBCT'nin günümüzde en sık kullanıldığı alan dental implantların yerleşimi öncesi kemik değerlendirilmesidir. CBCT sağladığı cross sectional kesitler sayesinde alveolar kemiğin yüksekliği, genişliği, angulasyonu hakkında bilgi verirken,

mandibulada inferior alveolar sinir kanalı, mental foramenler ve maksillada sinus gibi anatomik yapıların yerleşimi hakkında güvenilir değerlendirme yapılabilmesini sağlar. CBCT'nin implant değerlendirilmesinde en çok kullanılan kesitleri; aksiyal, panoramik ve cross sectional görüntüleri kapsar.

CBCT'nin görüntü verilerinin yazılım programlarına aktararak implant tedavisinin cerrahi ve protetik aşamalarının değerlendirilebilmesi mümkündür. Ayrıca CBCT veri kümesinin implantların belirlenen lokalizasyonlara kesin olarak yerleştirilmesini sağlayacak cerrahi implant rehber stenti oluşturulmasında kullanılabileceği de bilinmektedir. Bu cerrahi stentlerin kullanımı ile implantlar belirlenen lokalizasyonlara kesin olarak yerleştirilebilmekte, cerrahi prosedür minimal invaziv şekilde (flep kaldırılmadan, operasyon süresi kısaltılarak) gerçekleştirilmekte, postoperatif ağrı ve şişlik azalmakta, protezler kısa sürede hasta ağızına yerleştirilebilmektedir. [153]

İmplant öncesi kemik değerlendirilmesinde; normal anatomik yapılar, planlanan bölge komşuluğunda var olabilecek patolojik durumlar, kemik miktarı ve kalitesi göz önüne alınmaktadır. Posterior mandibula implant alanı olarak düşünüldüğünde mandibular kanalın lokalizasyonu ciddi bir faktör olarak karşımıza çıkmaktadır. Dişsiz alandaki kemik miktarı kanalın üst sınırından kret tepesine kadar olan mesafe olarak hesaplanırken, uygun implant yerleşiminin yapılabilmesi için hastanın radyografik olarak değerlendirilmesi zorunlu olmaktadır. 2008 yılında yayınlanmış bir çalışmada, implant cerrahisi öncesi kemik değerlendirilmesinde kritik bir nokta olan mandibular kanalın görüntülenmesinde dijital ve geleneksel panoramik filmlerle, CBCT ile elde edilen panoramik görüntüler karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, CBCT görüntüleri mandibular kanalın belirlenmesinde üstün bulunmuş; bunun yanı sıra uygulanan teknikten bağımsız olarak mandibular kanalın posterior 1/3 bölümü daha net izlenmiştir. [152]

CBCT maksillofasiyal bölgedeki ortodontik ve ortopedik bozuklukların diaagnozunda, değerlendirilmesinde ve analizinde kullanılan bir teknik olup, gömülü ve süpernümerer dişlerin konumları ve çevrelerindeki komşu diş kökleri ya da diğer anatomik yapılarla ilişkileri hakkında bilgi sağlar. Bu özellik ilgili dişlere yönelik cerrahi açılım veya planlanan hareket hakkında değerlendirme yapılabilmesine olanak tanır. [142]

CBCT'nin ortodontideki en önemli kullanım avantajı iki ve üç boyutlu sefalometrik görüntüleri içermesidir. CBCT verileri panoramik, lateral, submentoverteks ve posteroanterior sefalometrik yönlerde yumuşak doku ilişkisi ile izlenebilir. Ortodontide üç boyutlu sefalometrinin kullanılmasının ölçümlerdeki doğruluk, dentoiskeletsel ilişkilerin görsel olarak canlandırılması ve fasiyal estetik, büyüme ve gelişim potansiyelinin değerlendirilmesi gibi birçok yararı bulunmaktadır. [133]

Mandibular üçüncü molar dişlerin kökleriyle inferior alveolar kanalın ilişkisinin belirlenmesi dudağın bir tarafında his kaybına neden olabilecek sinir hasarının önlenmesinde büyük önem taşımaktadır. Bu ilişkinin doğru olarak değerlendirilmesi sinir hasarının oluşma ihtimalini azaltabilir. Panoramik radyografiler mandibular üçüncü molar diş köklerinin kanalın dışında olduğu durumlarda yeterliyken, radyografik süperimpozisyonların oluşması halinde üç boyutlu görüntüleme yaklaşımı tavsiye edilmektedir. [133], [154]

CBCT'de kondil ve çevreleyen yapıları içeren multiplanar ve üç boyutlu görüntüler sayesinde kemiğin morfolojik özellikleri ve eklem boşluğu izlenebilmekte, temporomandibular eklem şikâyetleri olan hastalarda tedavi sonucunu olumlu yönde etkileyebilecek kritik ipuçları elde edilebilmektedir. CBCT özellikle kemiksel yapıyı içeren eklem patolojilerinde, dejeneratif eklem hastalıklarında, kondilin gelişimsel bozukluklarında, travma sonrası oluşan kondil fraktürlerinin değerlendirilmesinde, ankiloz ve romatoid eklem hastalıklarında bulguların izlenmesini sağlayabilmektedir. [133], [148]

2.4.4.2. Hızlı Modelleme (Prototiplendirme)

Hızlı modelleme (rapid prototyping) terimi üç boyutlu bilgisayar destekli verilerden somut modellerin elde edilmesi olup, BT ve CBCT bu teknolojiyi sağlayabilmektedir. Hızlı modellemenin maksillofasiyal görüntülemeadaki amacı anatomik yapıların doğal boyutlarda oluşturulmasını sağlamaktır. Bu modeller ayrıca biyomodel olarak da isimlendirilmektedir. Oluşturulan biyomodeler travma kaynaklı deformitelerin kraniyofasiyal rekonstrüksiyonla tedavisi, tümör rezeksiyonu, distraksiyon osteogenesizi ve dental implantların planlanması gibi kompleks maksillofasiyal cerrahi vakalarında cerrahi öncesi planlamanın yapılabilmesi için üretilirler. Bu modeller uygulayıcıya cerrahi işlem öncesi rehberlik yaptığından

cerrahın güvenliğini artırmakta, anestezi ve cerrahi aşamasının kısalmasını sağlamaktadır. [133], [155], [156]

Mevcut tarama sistemlerinin optik olması sebebi ile ışığın ulaşmadığı yerlerde etkisiz olduğu durumlarda CBCT den faydalanılarak CBCT nin de protetik amaçla kullanılabilirliğini incelenip sonuçların anlamlılığı tezimizde değerlendirilmiştir.

2.5. Dental Restorasyonlarda Kenar Uyumu

Marjinal uyum, yapılan restorasyonların ağız içerisindeki klinik ömürlerini etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesidir. [157] Restorasyonun uyumu direkt olarak dişin preparasyonu ve restorasyon yapımı için kullanılan yöntemin hassasiyeti ile ilişkilidir. [29]

Kron bitim sınırı ile restorasyonun kenarı arasında uyumsuzluk olması, marjinal uyum yetersizliğine neden olur. Yetersizlik sonucunda çürük oluşumu, dişeti iltihabı ve periodontal hastalıklar görülebilir. Marjinal uyumun yetersiz olmasından dolayı oluşan bakteriyel plak, indirekt olarak mikro sızıntıyı arttıran bir faktördür. [158]

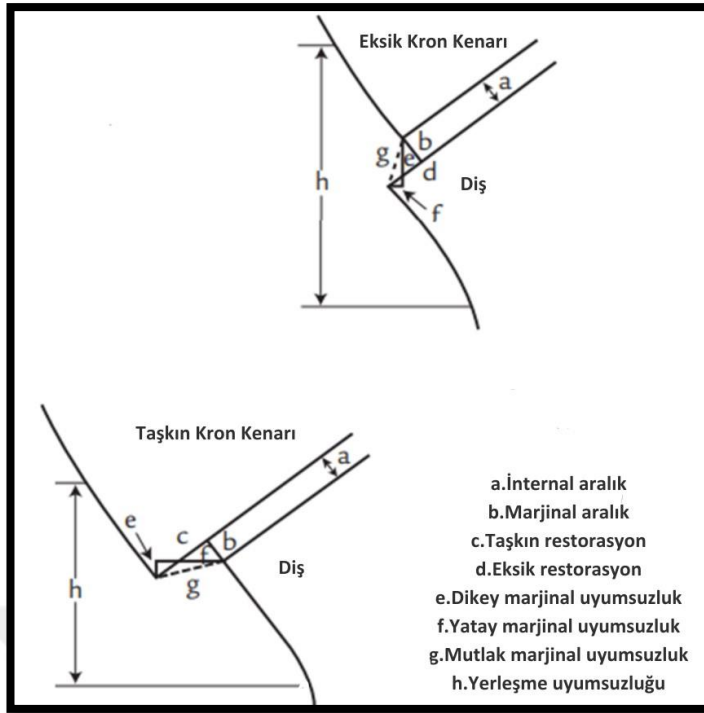
Yapılan restorasyon sınırı ile prepare edilmiş diş arasındaki mesafe ne kadar az ise restorasyonun uyumu o kadar iyi olarak kabul edilir. Kron ile diş arasında daima mikron düzeyinde bir aralık olur. Bu aralık kronun simantasyonunda kullanılan siman ile dolar.

Optimum marjinal uyumu ve siman aralığını sağlayan faktörler;

- ☐ Preparasyon dizaynı,
- ☐ İnternal uyumlama metodu,
- ☐ Restorasyon materyali,
- ☐ Restorasyonun üretim tekniği,
- ☐ Simantasyon aşamaları,
- ☐ Hekim ve teknisyenin becerisidir. [159], [160], [161]

Holmes ve arkadaşları terminolojik olarak kullanılan terimleri açıklamışlardır. Restorasyonun marjinal uyumu hem horizontal hem de vertikal açıklıklara bağlıdır. Horizontal yöndeki taşkın restorasyon klinik uyumlamalarla düzenlenebilirken; vertikal kenar açıklıklarının uyumlanması zordur ve bitmiş restorasyonun vertikal

yöndeki açıklıkları sadece yapıştırma simanları ile kapatılabilir. Bu durum geçici bir süre için çözüm sunabilmektedir. Zamanla ağız içi sıvıları ile temas sonucu simanın çözülmesi kaçınılmazdır. [162] Simanın erimesiyle marjinal açıklık sonucu ortaya çıkan problemler; dişte renklenme, dişeti irritasyonu, çürükler ve periodontal hastalıklardır. Araştırmacılar bu olumsuz durumları ortadan kaldırmak için marjinal açıklığı en aza indirme yönünde çalışmalar yapmaktadır. [163] Preparasyon yüzeyinden kron iç yüzeyine yapılan dik ölçüm “iç uyum” olarak tanımlanır. Aynı ölçüm kenarda yapılırsa “kenar aralığı” olarak adlandırılır. Vertikal kenar uyumsuzluğu kron kenarından preparasyon sınırının izdüşümüne çizilen paralelin ölçülmesiyle belirlenir ve “vertikal kenar aralığı” olarak isimlendirilir. Horizontal kenar uyumsuzluğu preparasyon kenarından kron kenarının izdüşümüne çizilen dikin ölçülmesiyle belirlenir ve “horizontal kenar aralığı” olarak tanımlanır. Ayrıca kron kenarı taşkın ya da yetersiz olabilir. “Taşkın kenar”, marjinal aralıktan kron kenarına çizilen dik mesafedir. “Yetersiz kenar” ise, marjinal aralıktan dişin cavo-surface açısına çizilen dik mesafedir. Kenar aralığı, taşkınlık veya yetersizlik miktarının açısız kombinasyonu “mutlak kenar aralığı”dır. Başka bir deyişle kenar aralığı ile taşkın/yetersiz kenarın hipotenüsüdür. Vertikal kenar aralığı ile horizontal kenar aralığının açısız kombinasyonu da aynı şekilde “mutlak kenar aralığı”nı vermektedir. Bu iki kenar da aynı hipotenüse aittir. Mutlak kenar aralığı kron kenarı ile preparasyonun cavo-surface açısı arasından ölçülür. Kron kenarında hiçbir taşkınlık ya da yetersizlik olmadığında kenar aralığıyla mutlak kenar aralığı aynıdır. Eğer hiç kenar aralığı gözlenmezse, mutlak kenar aralığı kronun taşkınlık ya da yetersizlik miktarına eşit olur. (Şekil 2.12). Kronun oturmaması durumunda kronun dış yüzeyi ve diş üzerinde aynı doğrultuda belirlenen iki nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak adlandırılır. [164]



Şekil 2.12. Kenar Uyum Parametreleri[164]

- a. İnternal aralık; restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçüm olarak belirtilmektedir.
- b. Marjinal aralık; restorasyonun iç yüzeyi ile preparasyonun aksiyal duvarı arasındaki dikey yöndeki ölçümün marjinalde uygulanmasıdır.
- c. Taşkın Restorasyon
- d. Eksik Restorasyon
- e. Vertikal marjinal uyumsuzluk; giriş yoluna paralel olarak ölçülen mesafedir. Bu değerlendirme için ölçüm kronun uç köşesinden başlamakta, giriş yoluna paralel çizilen dikmenin horizontal marjinal uyumsuzlukla kesişmesi ile oluşan iki nokta arasındaki mesafe olarak belirtilmektedir.
- f. Horizontal marjinal uyumsuzluk; giriş yoluna dik çizilen çizginin, dişin uç köşesinden çıkan ve vertikal marjinal uyumsuzluk ile kesiştiği nokta arası mesafe olarak tanımlanmıştır
- g. Mutlak marjinal uyumsuzluk; marjinal aralık ile taşkın ya da eksik kron kenarının hipotenüsünü oluşturan mesafe olarak belirtilmektedir. Eğer kron taşkın veya eksik değilse bu mesafe marjinal aralığa eşit olmaktadır.

h. Yerleşme uyumsuzluğu; kron dış yüzeyi ve diş marjiniinden uzakta olan, giriş yoluna dik olarak ölçülen ve kronun oturtulamaması ile elde edilen yola verilen isimdir.

2.5.1. Klinik Olarak Kabul Edilebilir Marjinal Boşluk Miktarı

Sabit restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk miktarını kesin olarak belirlemek zordur. Bu konu yoğun bir şekilde araştırılmıştır ve bildirilen değerler geniş bir skalada yayılım göstermektedir. Örneğin 7,5 µm ile 206 µm arasındadır. [165]

Bu tür bir varyasyon, esas olarak "uyum" tanımıyla ilgili tutarlılık eksikliğine, uyumu belirlemek için kullanılan yöntemlerde, izlenen test parametrelerinde ve incelenen seramik sistemlerde farklılıklara bağlanabilir. [165]

American Dental Association (ADA)'nın 8 nolu standartnamesine göre bir dental kronun yapıştırılması için uygun olan siman kalınlığı tip I yapıştırma ajanları için 25 µm geçmemesi gerekirken tip II yapıştırma ajanları için ise 40 µm'yi geçmemelidir (American Dental Association (ADA), 1971). Fakat klinikte geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlarda bu siman aralığına nadiren ulaşılabilir. [166]

McLean ve Von Fraunhauser'ın 1000'den fazla sabit restorasyon üzerinde yaptıkları 5 yıllık bir çalışmanın sonuçlara göre, 80 µm'den az bir marjinal boşluğun klinik koşullar altında tespit edilmesinin zor olduğunu ve 120 µm'nin ise maksimum tolere edilebilir marjinal açıklık olduğunu belirtirler. [167] Bununla birlikte, varılan fikir birliğine göre 100 µm'den az bir marjinal bağlantı klinik olarak kabul edilebilir denilmiştir.(ADA, 1971)

2.5.2. Marjinal Adaptasyon Değerlerini Etkileyen Faktörler

Çeşitli faktörler marjinal adaptasyon değerlerini etkileyebilir. Bunlar:

- Ölçümlerin “in vivo” veya “in vitro” şartlarda yapılması

- Örnek ve ölçüm sayısı ([168], [169], [165])

- Projeksiyon hatası: Mikroskop altında marjinal uyumu değerlendirilecek her bir örneğin marjin preparasyonu, mikroskobun fokal odak noktasına denk gelmelidir. Yoksa projeksiyon hataları baş gösterebilir. [170]

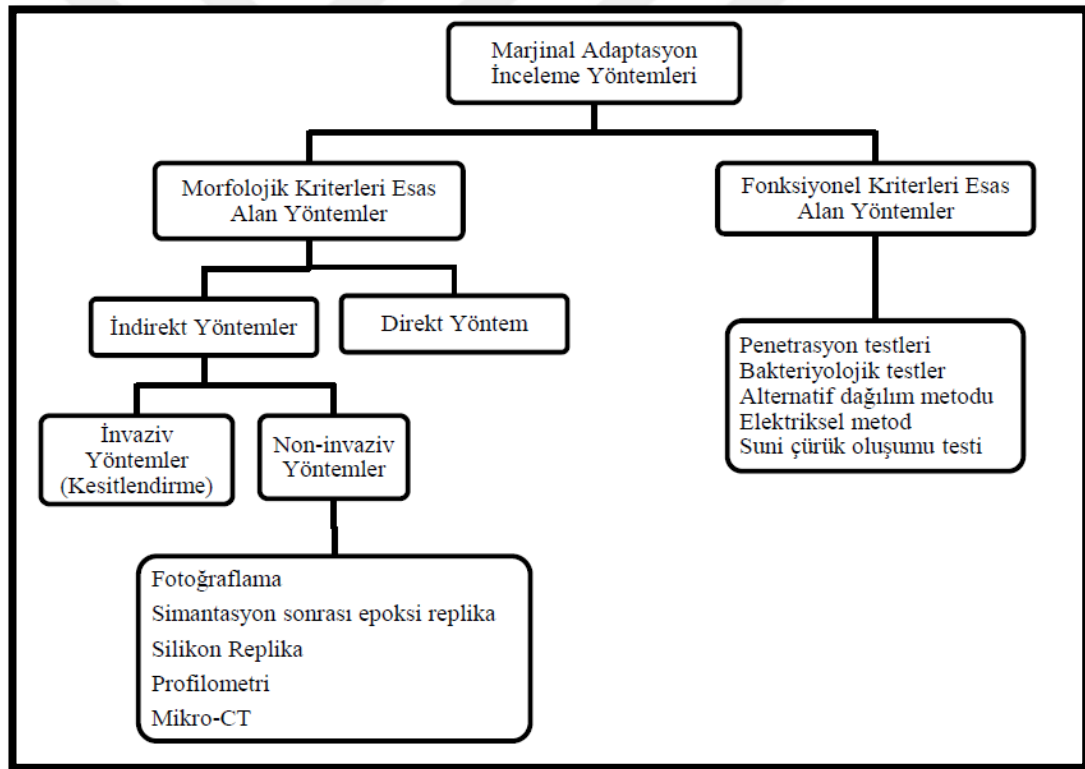
•Protez iç yüzeyi uygulamaları, diş tipi, ölçüm yapılan diş bölgesi, bitim çizgisi konfigürasyonu, siman aralığı, aksiyal yüz angulasyonu vb. [168]

•*Seramik veneerleme ve fırınlama sayısı*: İskelet tasarımı, alaşım tipi, pişirme sırasında seramikte meydana gelen büzülme, seramik ve alaşım için farklı ısı genleşme katsayıları sebebiyle marjinal uyum bozulabilir. [171]

•*Simantasyon*: ince grenli simanlar daha iyi adaptasyon sağlarken; simantasyonun genel olarak marjinal boşluğu arttırdığı çalışmalarla bulunmuştur. [169]

2.5.3. Marjinal Adaptasyon İnceleme Yöntemleri

Marjinal uyumun ölçülmesi için birçok teknik kullanılmıştır. Morfolojik ve fonksiyonel kriterleri esas alan sınıflamaya göre yapılan gruplandırmada (Şekil 2.13) [25]



Şekil 2.13. Marjinal Adaptasyon İnceleme Yöntemleri [25]

2.5.3.1. Direk Ölçüm Yöntemi

Bu yöntemde siman aralığı veya siman miktarı, dental protez dayanak üzerine simante edilip uygun doğrultularda kesildikten sonra mikroskop altında ölçülür. Protezin kesilmesini gerektirdiği için yapılan protez tekrar kullanılamaz. [172]

2.5.3.2. Kesit Alma Yöntemi (Cross-Sectioning Method)

Bir day üzerine simante edilen kron akrilik rezin içerisine gömülerek BL veya MD olarak parçalara ayrılır daha sonra mikroskop altında ölçümler yapılarak marjinal uyum değerlendirilir. [173]

2.5.3.3. Profil Projeksiyonu

Örneklerin ölçümleri, görüntüyü büyütürken x,y,z akslarında ölçüm yapmaya yarayan profil projektör aygıtı ile simante edilmeden, metal day üzerinde yapılır. [174]

2.5.3.4. Dijital Mikrometre

Marjinal uyum, simantasyon öncesi ve simantasyon sonrası kron oklüzal yüksekliğindeki fark ile değerlendirilir. [165]

2.5.3.5. Dijital Görüntü Analizi Dizisi (DIAS)

Marjinal uyumu analiz etmek için yakın zamanda geliştirilmiş, kullanışlı bir yöntemdir. Silikon replika metoduna benzer. Fakat silikon replika metodundan farklı olarak; simante edilmiş örneklerin negatif replikaları, mikroskop altında fotoğraflanır ve kron ile dayanağın orijinal görüntüleriyle bu fotoğraflar karşılaştırılarak değerler elde edilir. [175]

2.5.3.6. Üçlü Tarama Protokolü (Superimposition Method)

Son dönemde bilgisayar destekli dijital sistemlerin gelişmesiyle beraber yeni bir ölçüm metodu ortaya çıkmıştır. Bu yöntem ile nesneler dijital olarak taranır ve elde edilen görüntüler üst üste bindirilerek özel bir yazılım sayesinde tutarsızlık ölçümleri yapılır. [176]

2.5.3.7. Silikon Replika Metodu

Bu yöntemle restorasyonun iç uyumu ve kenar uyumu gözlemlenir. Öncelikle kronun içerisine akışkan bir silikon enjekte edilir ve model veya diş üzerine belirli bir kuvvetle yerleştirilir. Sertleştikten sonra kron dıştan ayrılır. Kronun içine yine akışkan fakat öncekinden daha kıvamlı silikon doldurulur. Silikonlar krondan çıkarıldıktan sonra üst taraftaki daha akışkan silikon iç uyumu ve siman aralığını gösterirken; daha kıvamlı olan silikon prepare edilmiş diş temsil eder. Bu silikonlardan kesitler alınıp mikroskop altında incelenir. [164], [177]

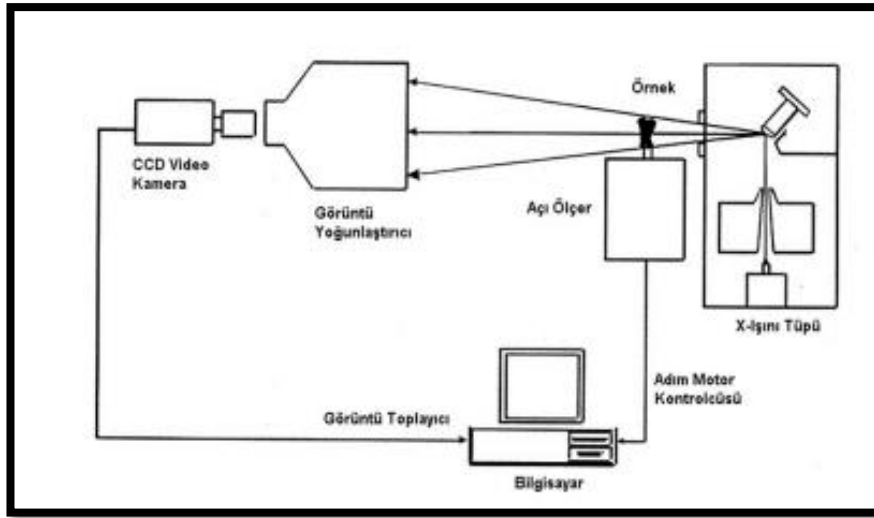
2.5.3.8. X Ray Bilgisayarlı Mikro Tomografi Yöntemi (Mikro-BT)

Mikro bilgisayarlı tomografi (Mikro-BT) cihazı ilk kez 1982 yılında Elliot ve Dover tarafından kullanılmıştır. [178] Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları ile genellikle 1 mm³ hacimde voksellere sahip görüntüler elde edilirken, mikro bilgisayarlı tomografi ile 5-50 µm boyutlarda, BT' den yaklaşık 1.000.000 kat daha küçük hacimde vokseller üretilmektedir. [179] Mikro-BT ile iki boyutlu mikroskopi tekniğinden daha yüksek, üç boyutlu ultrasonografi tekniğinden daha düşük çözünürlükte, 1 µm boyutundan daha küçük yapıların görüntüsü elde edilebilmektedir. Mikrotomografiden elde edilen verilerden çeşitli bilgisayar programları aracılığıyla ilgilenilen yapıları daha iyi gösteren üç boyutlu görüntüler oluşturulabilir. Bu işlem yeniden yapılandırma anlamına gelen '3D rekonstrüksiyon' olarak adlandırılır. [180]

Mikro-BT ile örnek üzerinde herhangi bir deformasyon oluşmaması ve görüntünün tekrar tekrar incelenebilmesi önemli bir avantajdır. Bu yöntem ile dişler, kemikler, dental implantlar ve dental restorasyonlar gibi küçük ve kompleks yapıların iç yüzeylerinin, taranan cisimde herhangi bir zarara yol açmadan, dijital görüntüleri alınır. Bu görüntülerin daha sonra üç boyutlu model analizi ile üç boyutlu görüntüsü elde edilerek tam ve kesin veriler sağlanır. Dişlerin tüm yapıları yoğunluk derecelerine göre farklı gri tonlarında ve farklı piksel değerlerinde görülmesi mümkündür. Sistemden elde edilen görüntüler ve veriler daha sonra yapılabilen biyolojik, histolojik ve mekanik testler ile karşılaştırılabilir. [181], [182]

- Mikro-BT'nin Temel Prensipleri

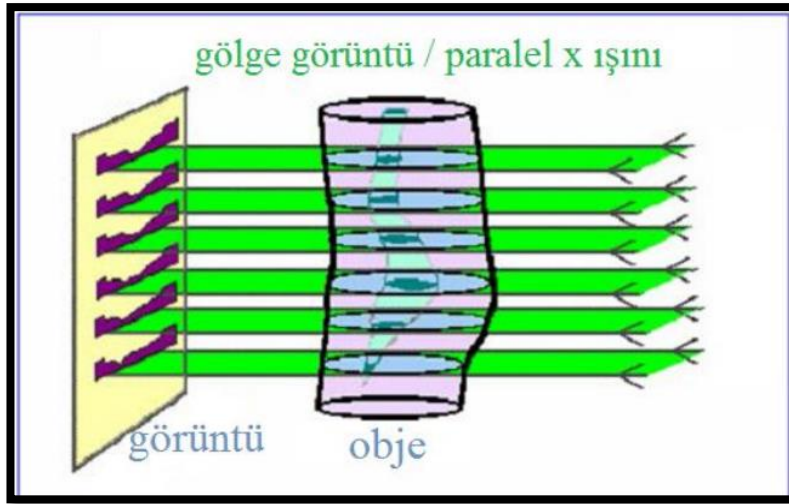
Mikro-BT ve bilgisayarlı X ışınli tomografide temel prensipler aynıdır. X ışınli tomografi sistemi, numune preparasyonu ya da kimyasal fiksasyon gerektirmeden üç boyutlu görüntüleme ve ölçüme izin verir. [183]



Şekil 2.14. Mikro-BT Cihazının Ana Parçaları[184]

Mikro-BT cihazının ana parçaları X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneği belli aralıklar ile çeviren bilgisayar kontrollü bir adım motoru, ortamdaki X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntü verisine çeviren bir CCD kamera, görüntü toplayıcısı ve tüm bunları kontrol eden bir bilgisayardan oluşmaktadır.(Şekil 2.14) [184]

Bir röntgen gölge görüntüsü, üç boyutlu bir nesnenin iki boyutlu bir projeksiyonunu temsil eder. Yani röntgen ışıması bu gölge görüntüye paralel olarak tanımlanabilir. Oluşan gölge görüntünün üzerindeki her nokta ilgili kısmi röntgen ışınının yolu boyunca nesne tarafından radyasyonun emilme bilgisinin birleşimini içerir. Mikro BT'nin temel çalışma prensibi de tek boyutlu gölge çizgilerden iki boyutlu nesne dilimlerinin seri halde yeniden üretiminden iki boyutlu projeksiyonların üretilmesi ve iki boyutlu projeksiyonlardan da üç boyutlu projeksiyonların üretilmesine dayanır. (Şekil 2.15) [180]



Şekil 2.15. Üç Boyutlu Objenin İki Boyutlu Gölgesi [185]

X ışını görüntülemesi için, X ışınları nesnenin içinden geçirildiğinde ışınlar saçılır ya da absorbe edilir. Bir BT kesitindeki grilik derecesi X ışını atenuasyonuna (zayıflama katsayısı) karşılık gelir ve her bir vokselde geçen ve saçılan veya soğurulan X ışını oranını yansıtır. Birçok yönden kesit düzleminde gönderilen X ışınının yoğunluğundaki azalma ölçülerek BT görüntüsü oluşturulur. Bu kesit düzeninde X ışını dağılımının düzenlenmesi için özel bir algoritma kullanılmaktadır. Ardışık BT görüntüleri kullanılarak bütün hacmi tanımlayan bir bilgi elde edilir. Mikro-BT taraması esnasında nesne sabit bir dönme hareketi ile 180° veya 360° döner. Her açısal konumda bir gölge görüntüsü veya iletim görüntüsü elde edilir. Bilgi edinme programı bütün bu projeksiyon görüntülerini diske kaydeder. Taramadan sonra veri seti bir set normal transmisyon röntgen görüntüsü içerir. Elde etme sona erdiğinde, yeniden yapılandırma başlayacaktır. Elde edilen gölgesel açı projeksiyonları nesnenin içinden sanal dilimlerin yeniden yapılandırılması için kullanılacaktır. Yeniden yapılandırmanın tamamlanmasıyla 3 boyutlu modeller oluşturulmuş olur. Görüntüler üzerinden analiz yapılabilmesi için dosyalar oldukça büyük olduğundan terabyte büyüklükte harici belleklerin kullanılarak verilerin transfer edilmesi önerilmektedir. Görüntü analiz yazılımları kopyalanarak yüksek hafıza kapasiteli bilgisayarlara yüklenerek çalışılabilir. [180], [185]

2.5. Amaç

Bu çalışmanın amacı onley kavite preparasyonu yapılmış dişlerin; konvansiyonel yöntemler ve intraoral tarayıcı kullanarak elde edilmiş verileri ve konik ışınlı dental tomografi cihazlarından elde edilmiş verileri kullanarak oluşturulan dijital modelleri üzerinde üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumunu karşılaştırmaktır.

2.6. Hipotez

Bu tez çalışmasının test edilen hipotezleri aşağıda sunulmaktadır.

- 1.CBCT verileri kullanarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumları klinik olarak kabul edilebilirdir.
- 2.Konvansiyonel ölçü, dijital ölçü yöntemi ve CBCT verileri kullanarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumları arasında fark yoktur.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için gerekli etik onayı Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu'ndan 21.01.2021 tarihli 2021.01.03 numaralı karar ile alınmıştır. Bu çalışma, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı Mikro-BT Laboratuvarı'nda ve Özel Selen Diş Protez Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Bu araştırmada konvansiyonel, dijital ölçü yöntemleri ve CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumu Mikro-BT ile değerlendirilmiştir. Çalışma yönteminde gerekli olan örnek sayısının 12 olduğu % 80 güç analizi ile bilgisayar yazılımı kullanılarak hesaplandı. Çalışmamızda konvansiyonel ölçü yöntemi ile 12 adet, ağız içi tarayıcı ile 12 adet, CBCT verileri ile 12 adet olmak üzere 3 grupta toplam 36 adet IPS e.max CAD bloklarından onley restorasyon CAD-CAM ile üretilmiş ve üretilen onley restorasyonlar prepare edilmiş doğal diş üzerine yerleştirilerek Micro-Bt yöntemi ile kesitsel görüntüleri elde edilmiştir. Sagittal kesitte mesial marjin kenarından 6 nokta, distal marjin kenarından 6 nokta ve transvers kesitte oklüzal bölgeden 2 nokta seçilerek 14 nokta üzerinde ölçümler yapıldı ve veriler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Onley Preparasyonu Yapılmış Molar Diş Modellerinin Hazırlanmasında Kullanılan Gereçler

- * Serum fizyolojik (Eczacıbaşı Baxter, Türkiye)
- * Kavitron [Cavitron 300 (Dentsply, ABD)]
- * FX 23 anguldurva (NSK, Japonya)
- * Polisaj fırçası (Acurata, Almanya)
- * Polisaj patı (Chemists Sultan, ABD)
- * Alegra TE-97 LQ aeratör başlığı (W&H, Avusturya)
- * DB02 CAD-CAM Prep Kit (Meisinger, Almanya)

- * Elite HD+ Putty Soft Fast Set ilave tipi silikon (Zhermack, Badia Polesine, İtalya)
- *Elite HD+ Light Body Fast Set ilave tipi silikon (Zhermack, Badia Polesine, İtalya)
- * Pentamix™ 2 Karıştırma Cihazı (3M ESPE,Seefeld, Germany)
- * Tip IV alçı (Elite Master, Zhermack, Rovigo İtalya)
- * 3Shape İntraoral Tarayıcı (TRIOS 3, Copenhagen, Denmark)
- * CAD-CAM tarama spreyi (Dr.mat Dental White Scan Spray, Türkiye)
- * D900 3B laboratuvar tarayıcı (3Shape, Danimarka)
- * i-CAT CBCT 3B görüntüleme cihazı (Imaging Sciences, ABD)
- * CATVision 1.9 CBCT yazılımı (Imaging Sciences, ABD)

Onley Restorasyonların Üretilmesinde Kullanılan Gereçler

- * ExoCAD Yazılımı(Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany)
- * CORiTEC 550i CAM cihazı (iMES-iCORE, Almanya)
- * IPS e.max CAD HT A3 C14 Blok (İvoclar Vivadent, Almanya)
- * VITA VACUMAT 6000M (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- * ZR6856 Komet elmas tesviye frezi (Gerb. Brasseler, ABD)
- * Sabitleme Pastası ve Pini (IPS Object Fix Putty ve IPS e.max CAD crystallization pin)
- * Glaze [IPS e.max CAD Crystall./Shades/Stains and Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)]
- * Diapol Twist (Eve, Naples, ABD)

3.1. Onley Preparasyonu Yapılmış Molar Diş Modellerin Hazırlanması

Çalışmamızda, sert doku bütünlüğü bozulmamış, çürüksüz, periodontal rahatsızlıklar nedeniyle çekilmiş 12 adet alt daimi molar diş kullanılmıştır. Diş çekilir çekilmez serum fizyolojik (Eczacıbaşı Baxter, Türkiye) içinde saklanmıştır. Kavitrone [Cavitron 300 (Dentsply, ABD)] ile yüzeyinde bulunan eklentiler uzaklaştırılmıştır. Anguldruva FX 2 (NSK, Japonya) ile düşük devirde, fırça polisaj

fırçası (Acurata, Almanya) ve pat (Chemists Sultan, ABD) kullanılarak polisaj işlemi yapılmıştır. Dişler ağızdaki kavsi taklit etmesi açısından ark şeklinde alçı ile doldurulmuş kalıba gömülmüştür.(Şekil 3.1) [186]



Şekil 3.1. Onley Preparasyonu Yapılmış Dişlerin Ark Şeklindeki Modeli

Alçı model donduktan sonra, su soğutmalı, 300000 rpm devirli aerator [Alegra TE-97 LQ aeratör başlığı (W&H, Avusturya)] ve CAD-CAM inley onley ve kronların praparasyonu için özel üretilmiş elmas frezler (DB02 CAD-CAM Prep Kit Posterior Meisinger , Almanya) kullanılarak tam seramik onley preparasyon kurallarına uygun şekilde prepare edilmiştir. (Şekil 3.2)

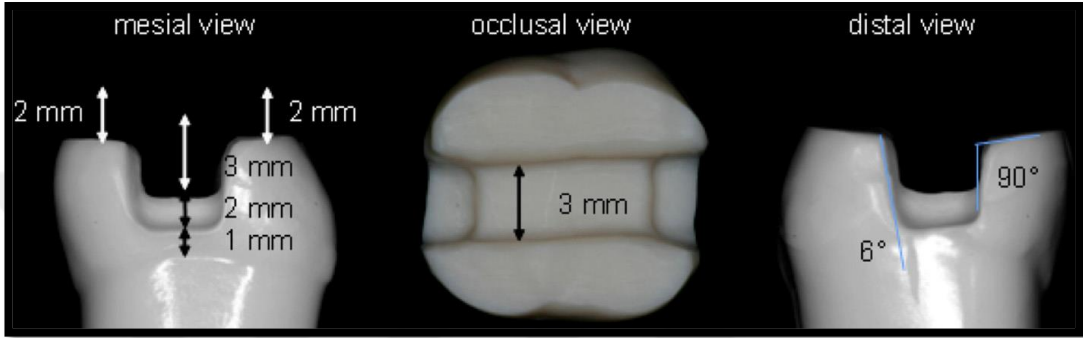


	849G	FG (314)	012
	849F	FG (314)	012
	849G	FG (314)	016
	849F	FG (314)	016
	849G	FG (314)	018
	849F	FG (314)	018
	845RH	FG (314)	025
	845RF	FG (314)	025
	833G	FG (314)	023
	839	FG (314)	012
	828TG	FG (314)	017
	828TY	FG (314)	017

Şekil 3.2. Preparasyonda Kullanılan Frezler (Meisinger CAD-CAM Prep Kit Posterior)

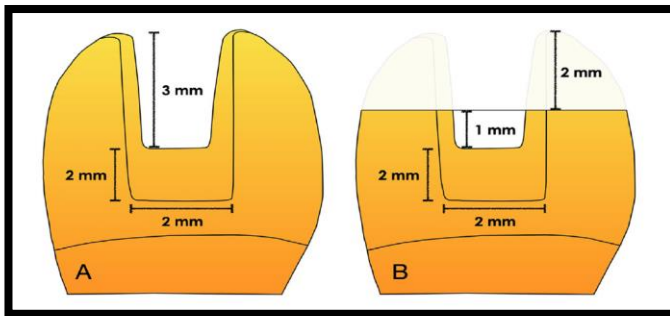


Şekil 3.3. Onley Preparasyonu Yapılmış Dişin Mesial Oklüzal ve Distal Görüntüsü



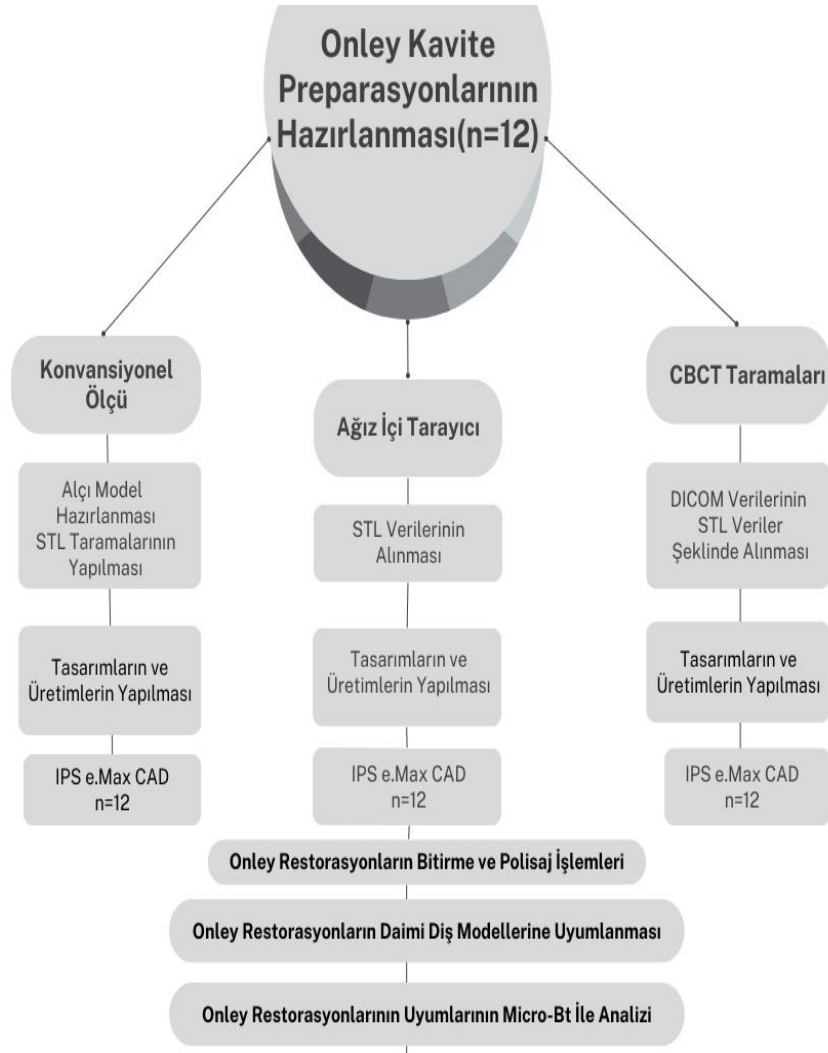
Şekil 3.4. Onley Preparasyonu[187]

Dişlerin preparasyonlarına ilk olarak inley preparasyon geometrisine uygun olarak mesio-oklüzal-distal kutu kavite preparasyonu yapılmıştır. (Şekil 3.5) Mesial ve distal bitiş kutu kavite preparasyonlarının sınırı mine sement sınırından 1 mm yukarıda olacak şekilde hazırlanmıştır. Desteksiz doku bırakmayarak restorasyonun kalınlığı her yerde 2 mm'den az olmayacak şekilde fonksiyonel ve non fonksiyonel tüberküllerden 2mm aşındırılacak şekilde onley preparasyonunun son hali tasarlanmıştır. (Şekil 3.4) Restorasyon sınırları içerisinde 2 mm'den ince herhangi bir duvar kalmaması için gerekli kontroller yapılmıştır. Kavite sınırları içerisindeki duvarlar yuvarlatılmış, kavite sınırlarının dış duvarları ise dik açılı olacak şekilde preparasyonlar tamamlanmıştır. [187], [188] (Şekil 3.3)



Şekil 3.5. A.İnley Preparasyonu B.Onley Preparasyonu[188]

Aksiyal duvar eğimleri preparasyon kurallarına uygun olacak şekilde (6° - 10°) optimal düzeye getirilmiştir. Pulpal tabanın düz olmasına dikkat edilmiştir. Preparasyon sırasında frezler, dişin uzun aksına paralel şekilde tutuldu. Tüm iç kavite duvarları ince grenli, alev uçlu frezler kullanılarak keskin kenarları yumuşatıldı, andırkatlı alan kalmayacak şekilde düzenlenmiştir. [189] Butt joint kenar tasarımı tercih edilmiştir. [190]



Şekil 3.6. Araştırmanın iş akış şeması

3.2. Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Alçı Modellerin Hazırlanması

Belirtilen şekilde preparasyonları tamamlandıktan sonra alçı kalıba gömülen dişlerden orta boyda delikli standart metal kaşık ile ölçü alınmıştır. Modellerin ölçü işlemleri ilave tipi silikon ile karıştırma cihazında Pentamix™ 2 (3M ESPE, Seefeld, Germany) çift fazlı tek aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. Elite HD+ Putty Soft Fast

Set ilave tipi silikon (Zhermack, Badia Polesine, İtalya) ve Elite HD+ Light Body Fast Set ilave tipi silikon (Zhermack, Badia Polesine, İtalya) (Şekil 3.7)



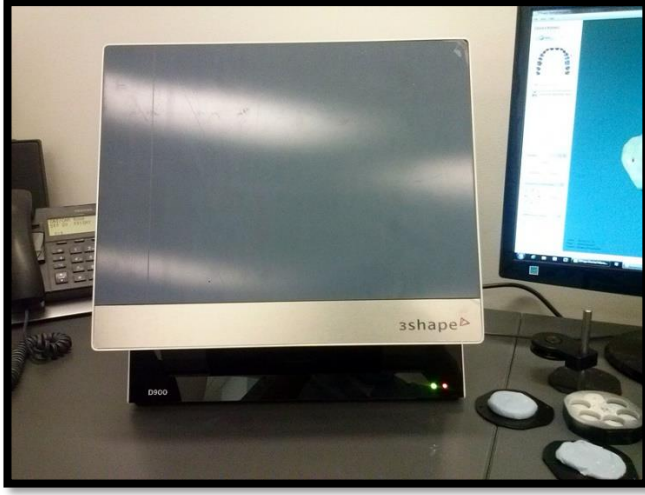
Şekil 3.7. Ölçü Malzemeleri ve Preparasyonu Yapılmış Dişlerin Ölçüsü

Üretici firmanın talimatlarına uyularak polimerizasyonun tamamlanması beklendikten sonra ölçüde herhangi bir defekt görülmediği tespit edilip ölçü modelden çıkarılmıştır. Bu yöntem ile toplam 2 adet ölçü elde edilmiştir. Ölçüler tip IV alçı (Elite Master, Zhermack, Rovigo İtalya) kullanılarak titreşim altında dökülmüş ve modeller elde edilmiştir. Alçı model üzerindeki fazlalıklar alçı motoruyla düzeltilmiştir. (Şekil 3.8)



Şekil 3.8. Konvansiyonel Ölçü Yöntemi ile Oluşturulan Model

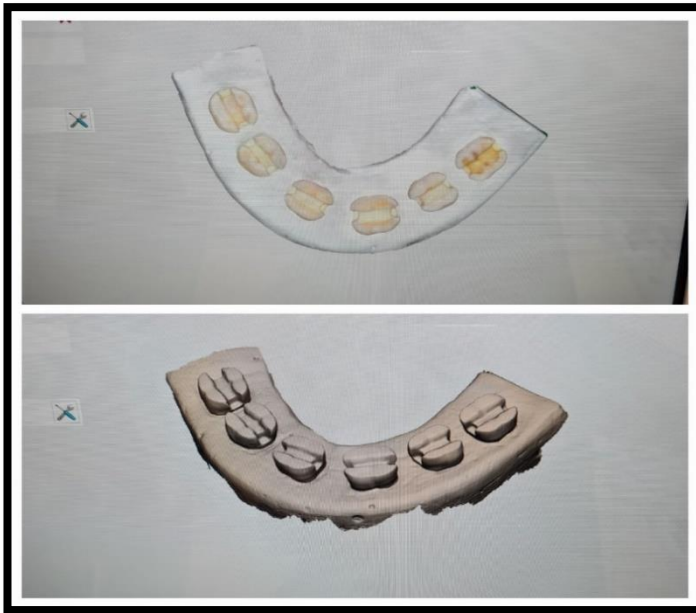
Modeller laboratuvar tarayıcısında [D900 3B laboratuvar tarayıcısı (3Shape, Danimarka)] taranarak veriler .stl dosya formatında tasarım programına ExoCAD yazılımı (3Shape, Danimarka) aktarılmıştır. (Şekil 3.9)



Şekil 3.9. 3Shape D900 3B Laboratuvar Tarayıcısı

3.3. Dijital Ölçü Yöntemi ile (Ağız içi Tarayıcı) Dijital Modellerin Hazırlanması

Preparare edilmiş diş modelleri 3Shape ağız içi tarayıcısı (TRIOS 3 Basic, Copenhagen, Denmark) ile bukkal yüzeyinden başlanarak lingual ve oklüzal yüzeylerden devam edilerek taranmıştır. 2 alçı modelin bu şekilde taraması yapılarak toplamda 2 adet dijital ölçü verisi elde edilmiştir. Elde edilen tarama verileri .stl uzantılı dosya formatında tasarım yapılmak için laboratuvara gönderilmiştir. (Şekil 3.10), (Şekil 3.11)



Şekil 3.10. Ağız İçi Tarayıcısı ile Oluşturulan Dijital Model



Şekil 3.11. 3shape Trios 3 Ağız içi Tarayıcı ile Taraması Yapılan Model

3.4. CBCT Verileri Kullanılarak Dijital Modellerin Hazırlanması

Prepare edilmiş dişlerin bulunduğu çalışma modeli CBCT cihazına uygun pozisyonda yerleştirilmiştir.

CBCT cihazına yerleştirilen model 4,7 mA'da FOV değeri 80×50, görüntü kalitesi yüksek voksel büyüklüğü ise 0,125 mm olacak şekilde ayarlanarak tasarım için yeterli netlikte görüntü alınması sağlanmıştır. (Şekil 3.12)

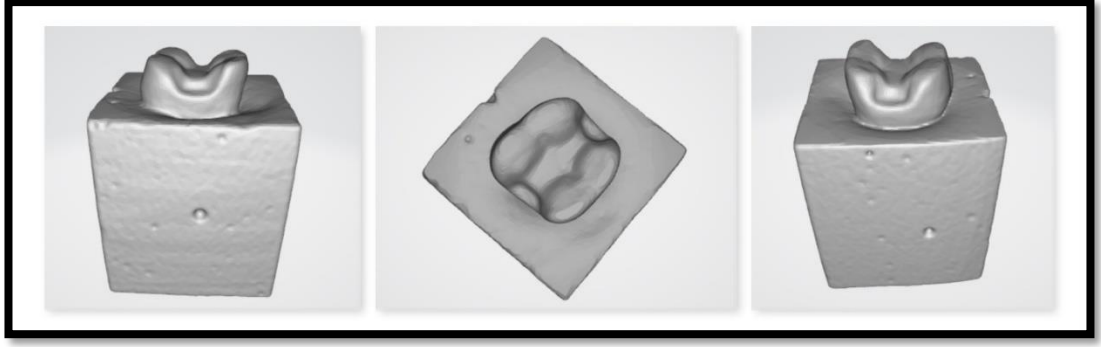


Şekil 3.12. CBCT Cihazına Yerleştirilmiş Model

Oluşan CBCT görüntüleri gerekli alanların seçimi yapılarak stl formatına çevrilmiştir. CATVision 1.9 CBCT yazılımı (Imaging Sciences, ABD) ve elde edilen 12 adet .stl uzantılı dosya halinde tasarım yapılmak için laboratuvara gönderilmiştir. (Şekil 3.13), (Şekil 3.14)



Şekil 3.13. CBCT Taraması Yapılan Örneğin 3 Boyutlu ve Kesitsel Görüntüleri

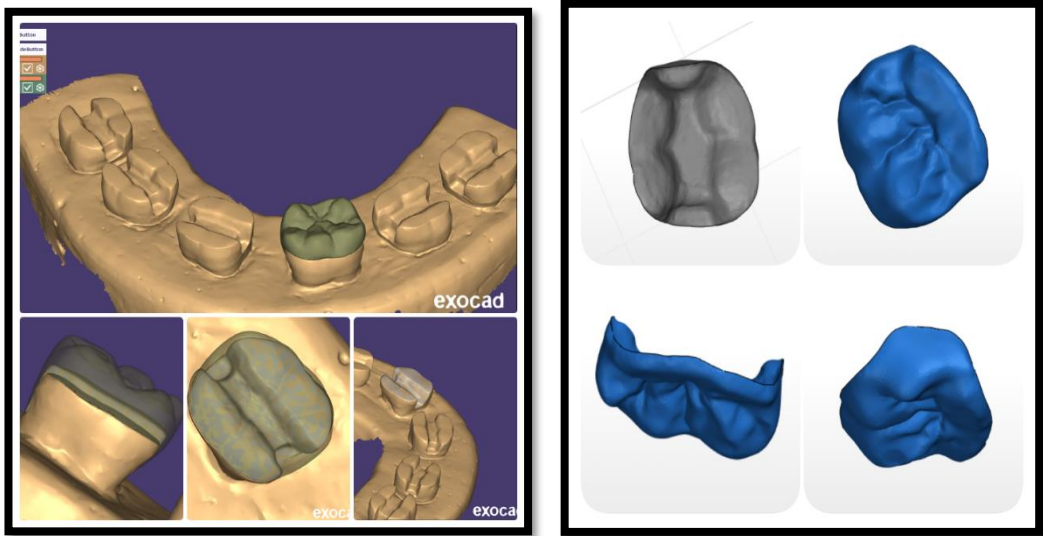


Şekil 3.14. CBCT Verileri Kullanılarak Oluşturulan 3 Boyutlu Dijital Model

3.5. Restorasyon Tasarımlarının Yapılması ve Üretimi

Konvansiyonel ölçü yöntemi ile elde edilen 2 adet, dijital ağız içi tarayıcısı ile elde edilen 2 adet (6 diş içeren 2 alçı model oluşturulduğu için) ve CBCT verileri kullanılarak elde edilen 2 adet olmak üzere toplamda 6 adet .stl uzantılı dosya halinde CAD programına [ExoCAD (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Germany)] aktarılmıştır.

Tasarım programında siman aralıkları; marjın sınırında 40 µm marjın sınırının 1mm yukarısında diğer bölgelerde ise 60 µm planlanmıştır. Trimleme ve marjinlerin çizimi sanal olarak tamamlandıktan sonra restorasyonun kalınlığı preparasyon bölümünde aktarılan boyutlara göre dişin eksik tüberkül kısımlarını mesial ve distal kutu kavite bölümlerini tamamlayacak şekilde tüm yöntemler için 12 adet olmak üzere toplamda 36 adet aynı parametrelerde onley restorasyon tasarımı yapılmıştır. (Şekil 3.15)



Şekil 3.15. Tasarımı Yapılan Onley Restorasyon ve Tasarlanmış Hali

Kontrol ve gerekli düzeltmeler tek bir teknisyen tarafından yapılmış ve oluşturulan tasarım restorasyonun son hali olacak şekilde CAM yazılımına [CORiTEC iCAM V5 (iMES-iCORE, Almanya)] aktarılmıştır.

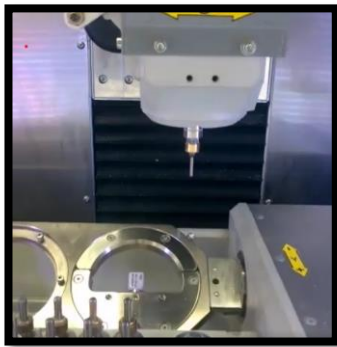
CAM yazılımında gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra CORiTEC 550i CAM cihazı (iMES-iCORE, Almanya) ile IPS e.max CAD LT A3 C14 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tam seramik bloklar kullanılarak restorasyonların kazıma işlemi tamamlanmıştır. (Şekil 3.16), (Şekil 3.17), (Şekil 3.18)



Şekil 3.16. IPS e.max CAD Bloklar

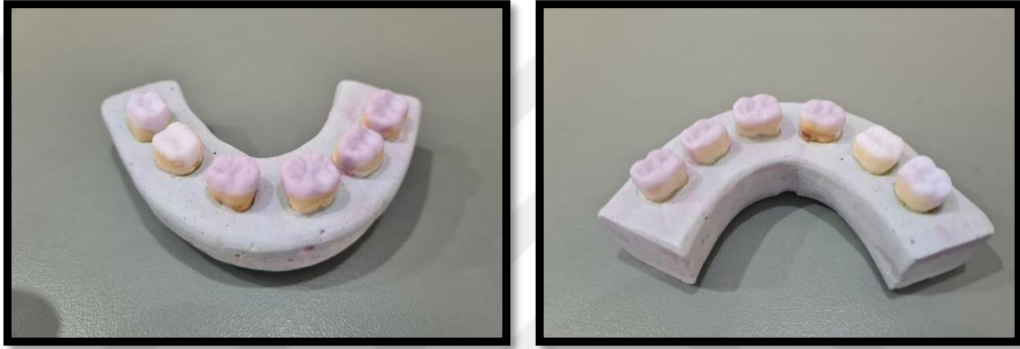


Şekil 3.17. CORiTEC 550i CAM Cihazı



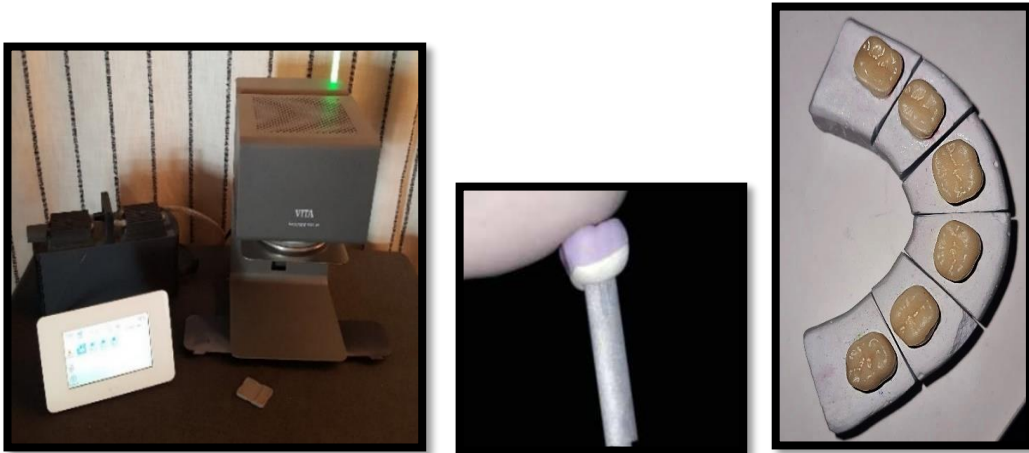
Şekil 3.18. Bloğun Kazıma Ünitesindeki Görüntüsü

Kazıma işlemi tamamlanan restorasyonlar bloktan uzaklaştırılmış, bağlantı noktaları ve çapaklar tesviye edilerek son mekanik düzenlemeleri yapılmıştır. Bu işlemler, özel elmas frezler ile yüksek hızlı mikromotor yardımıyla tecrübeli bir teknisyen tarafından yapılmıştır. (Şekil 3.19) Modelde kontrolü yapılan restorasyonlar kristalizasyon için porselen fırınına [VITA VACUMAT 6000M (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)] yerleştirilmiştir. Fırına yerleştirme aşamasında firmanın önerdiği doğrultuda pin ve pastalar kullanılmıştır. (IPS Object Fix Putty ve IPS e.max CAD crystallization pin) Kristalizasyon sonrası gerekli düzenlemeler için porselen cila frezi [Komet elmas tesviye frezi (Gerb. Brasseler, ABD) ve lastiği Diapol Twist (Eve, Naples, ABD) kullanılmıştır.



Şekil 3.19. Üretilmiş Onley Restorasyonların Kristalizasyon Yapılmadan Önceki Modeldeki Görünümü

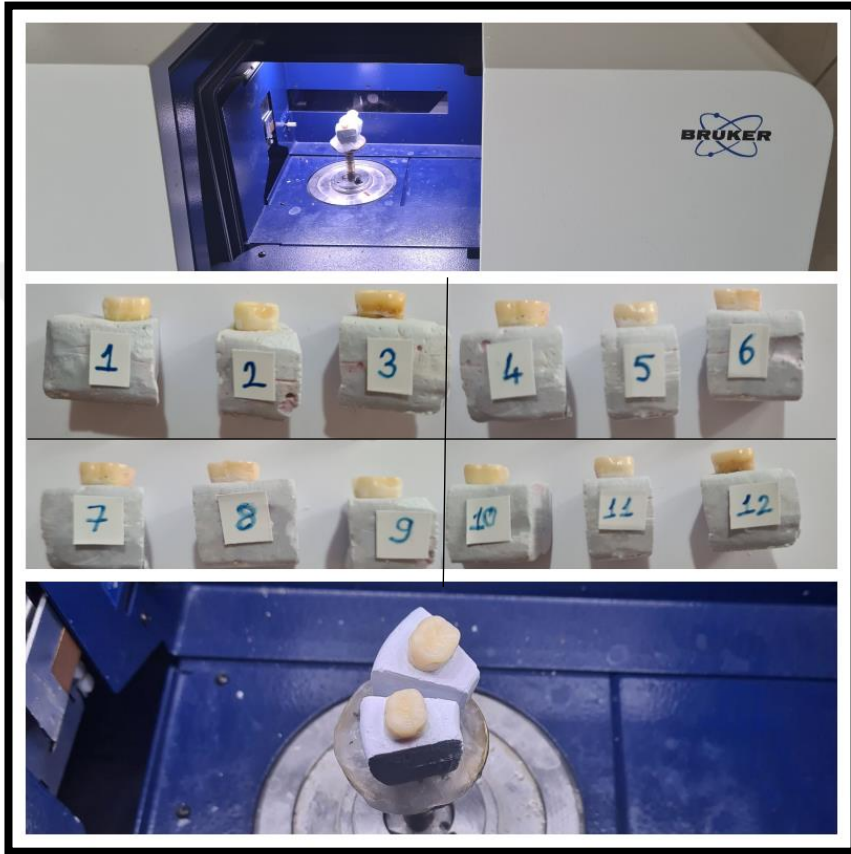
Boyama, makyaj ve cila seti kullanılarak [IPS e.max CAD Crystall./Shades/Stains and Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)] porselen fırınında glaze ve makyaj işlemi tamamlanmıştır. (Şekil 3.20)



Şekil 3.20. Vita Vacumat 600M Porselen Fırını, Kristalizasyon İşlemi Öncesi Pin ve Pasta Uygulanmış Restorasyon, Restorasyonların Son Hali

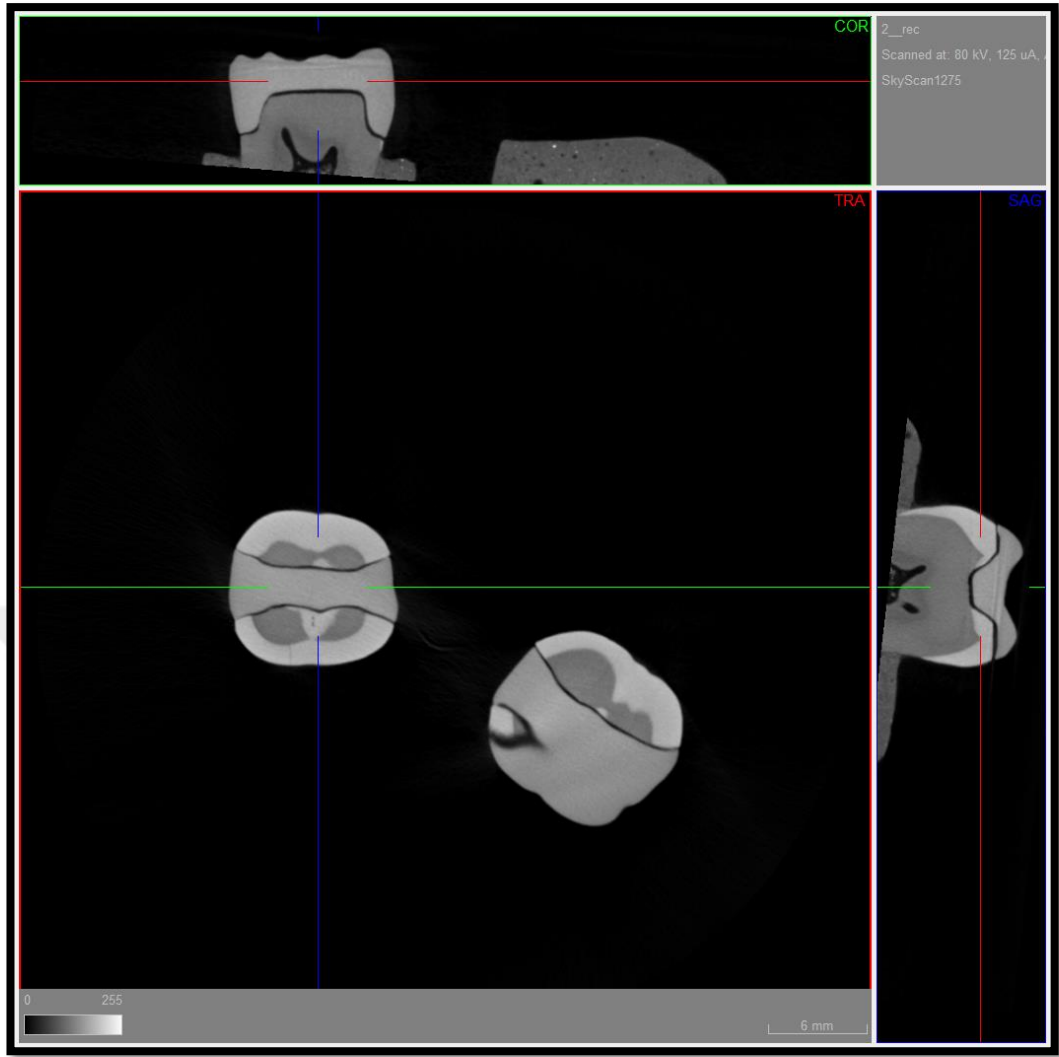
3.6. Mikro-BT Taramalarının Yapılması ve Kenar Uyumun Değerlendirilmesi

Üretilen onley restorasyonların bulunduğu alçı model kesitlerine ayrılıp numaralandırılmıştır. Ortodontik mum yardımıyla cihaz içerisindeki tablaya hassas şekilde sabitlenerek gruplar halinde yerleştirilmiştir. (Şekil 3.21)

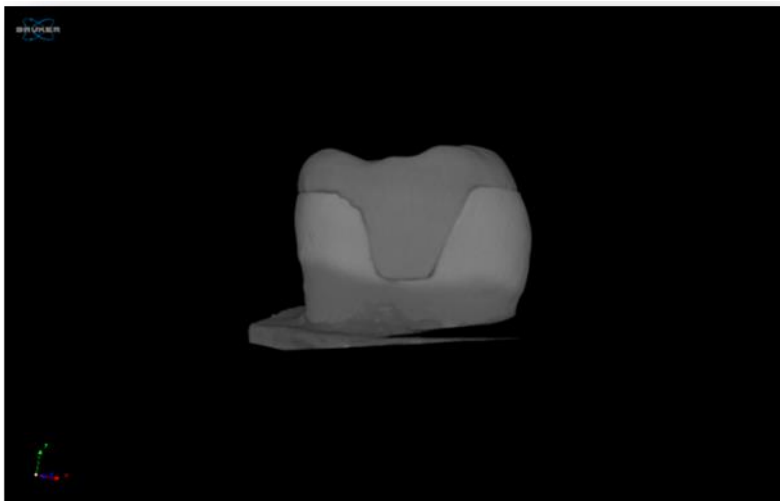


Şekil 3.21. Mikro- BT Cihazındaki Onley Restorasyonlar

Restorasyonların uyumlarını değerlendirmek için Mikro-BT ile taranmıştır. (Skyscan 1275, Bruker mikro-CT, Kontich, Belçika) Tarama parametreleri 80 kVp enerji, 125 μ A , 8 μ m voxel boyutu, 49 ms maruziyet zamanı, 360° çekim ve 0.2° rotasyon basamağı olarak belirlenmiştir. Filtre olarak 0.1 mm Al kullanıldı. Her bir restorasyonun taraması 1 saatte tamamlanmıştır. Taraması tamamlanan örneklerden elde edilen görüntüler, NRecon (v.1.7.4,2 Bruker-microCT) yazılımında %70 hardening düzeltmesi, 2 smoothing katsayısı ve gerekli ring ve artefakt düzeltmeleri ile yeniden yapılandırılmıştır. Rekonstrüksiyonu yapılan dişler, DataViewer (v.1.5.1, Bruker- microCT) yazılımında pozisyonlandırılmıştır. (Şekil 3.22)

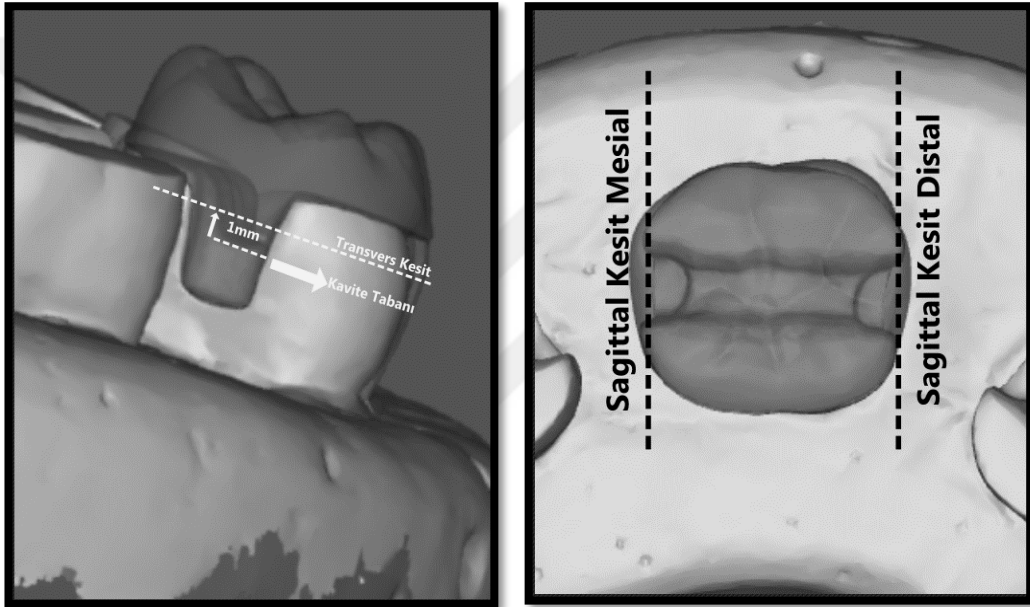


Şekil 3.22. Data Viewer Programında Pozisyonlandırma İşlemi



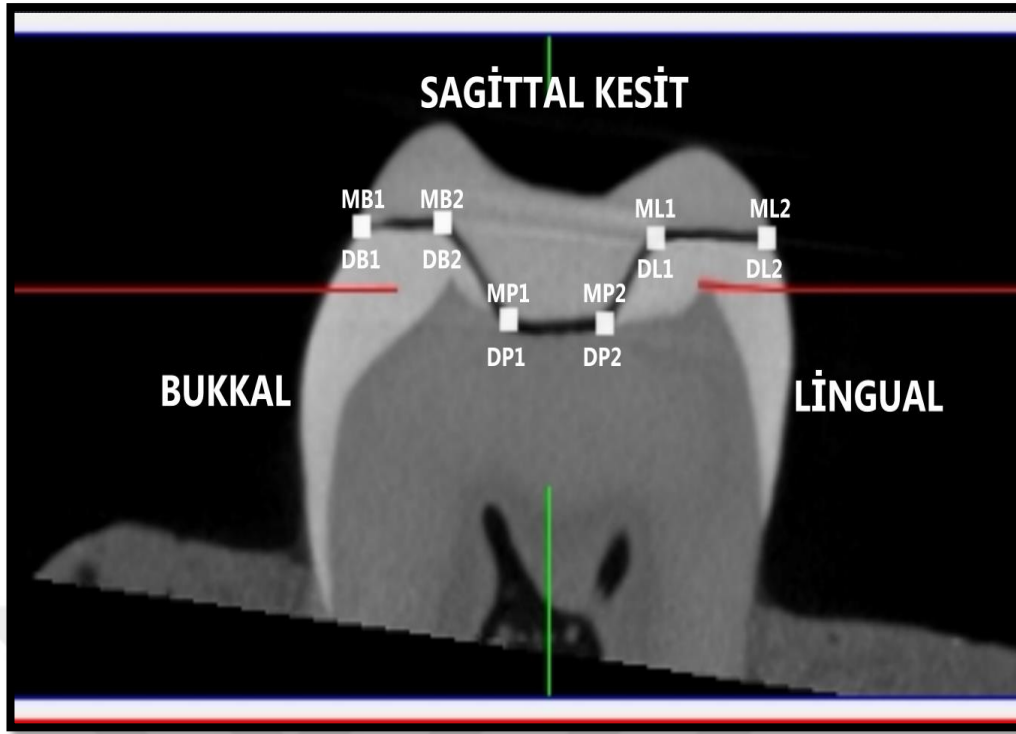
Şekil 3.23. Mikro-BT Görüntüsü Alınmış Diş-Restorasyon Kompleksinin Görüntüsü

Her bir diş için üç farklı teknikle hazırlanan restorasyonlar sagittal, koronal ve transvers düzlemde çakıştırılmıştır. Örneklerin sagittal ve transvers veri kümeleri (dataset) ayrı ayrı sınıflandırılmıştır. Her bir restorasyon için 2 sagittal, 1 transvers olmak üzere 3 kesit alınmıştır. Sagittal kesitler mesial kenar ve distal kenar olacak şekilde alınmıştır. Transvers kesit ise koronal ve sagittal eksenin keşiştiği dişin merkez noktasında preparasyonun pulpal kavite tabanının 1mm yukarısından geçecek şekilde alınmıştır. (şekil 3.24) Toplamda 108 kesit ölçüm yapmak üzere alınmıştır. Restorasyon uyumlarının değerlendirilmesi için sagittal kesitte belirlenen 6 ölçüm noktası için 144 ölçüm ve transvers kesitte belirlenen 2 nokta için 24 ölçüm olmak üzere toplamda 168 ölçüm yapılmıştır. (şekil 3.24)

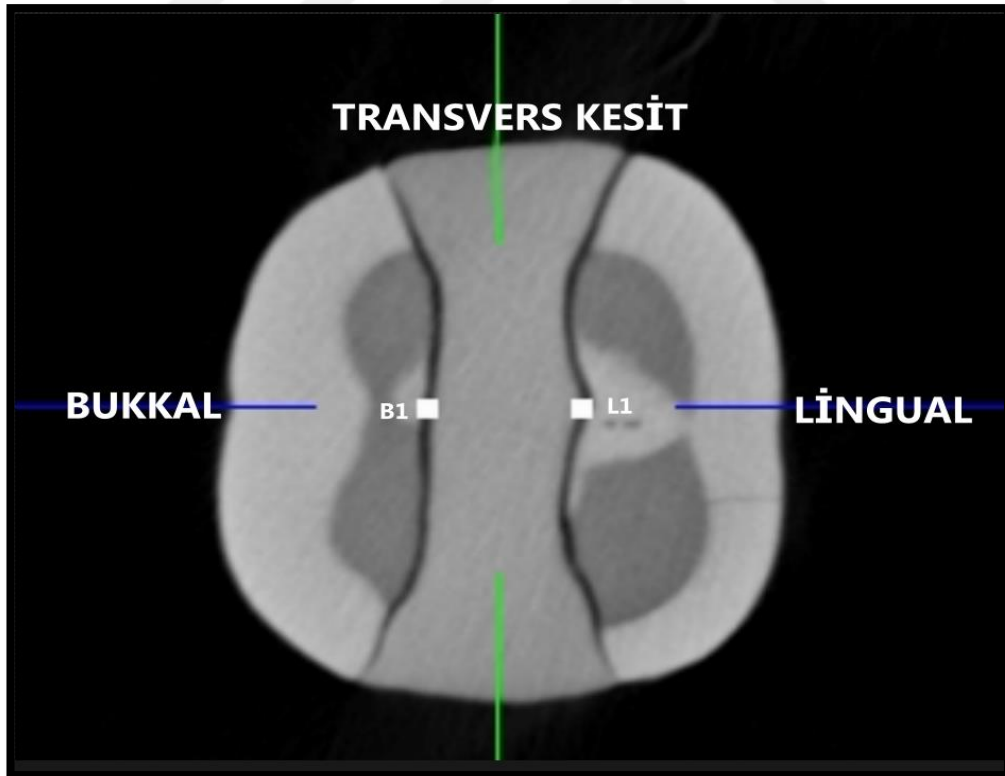


şekil 3.24. Sagittal ve Transvers Kesitte Alınan Kesitlerin Konumları

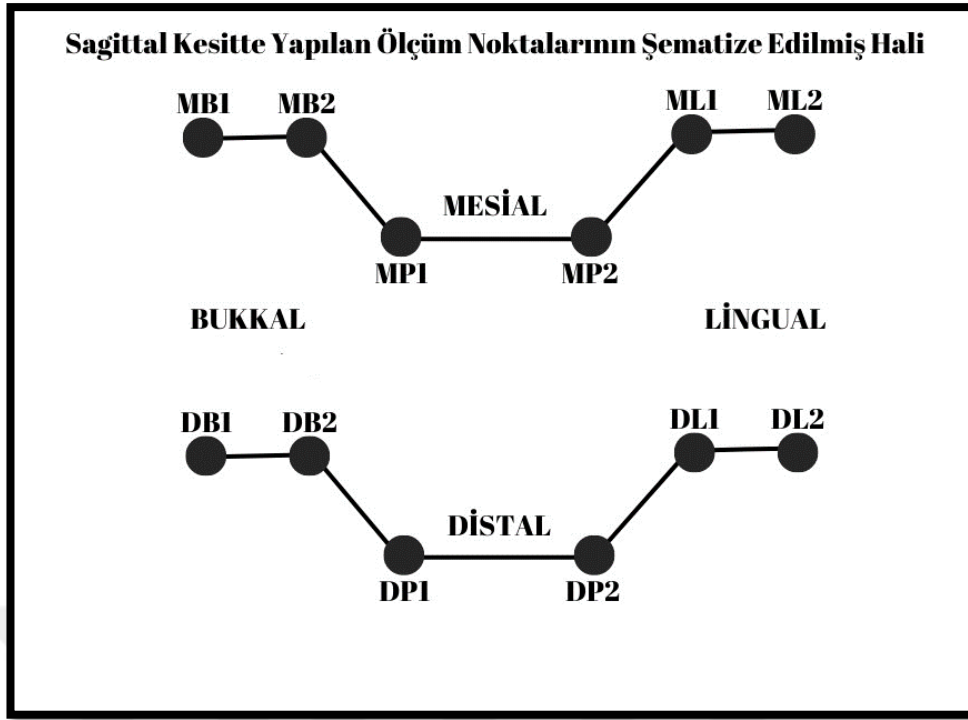
CTAn (v 1.18.4) yazılımı kullanılarak belirlenen noktalarda diş ve restorasyon arasındaki mesafe ölçölmüştür. Yapılan ölçömlerden sonra sagittal kesitteki mesial kenar noktaları MB1, MB2, MP1, MP2, ML1, ML2; distal kenar noktaları DB1, DB2, DP1, DP2, DL1, DL2 olarak isimlendirilmiştir. Transvers kesitteki noktalar ise B1, L1 olarak isimlendirilmiştir. Sagittal kesitteki noktalar marjinal uyum değerlerini; transvers noktalar ise internal uyum değerlerini vermiştir. (şekil 3.25), (şekil 3.26), (şekil 3.27), (şekil 3.28)



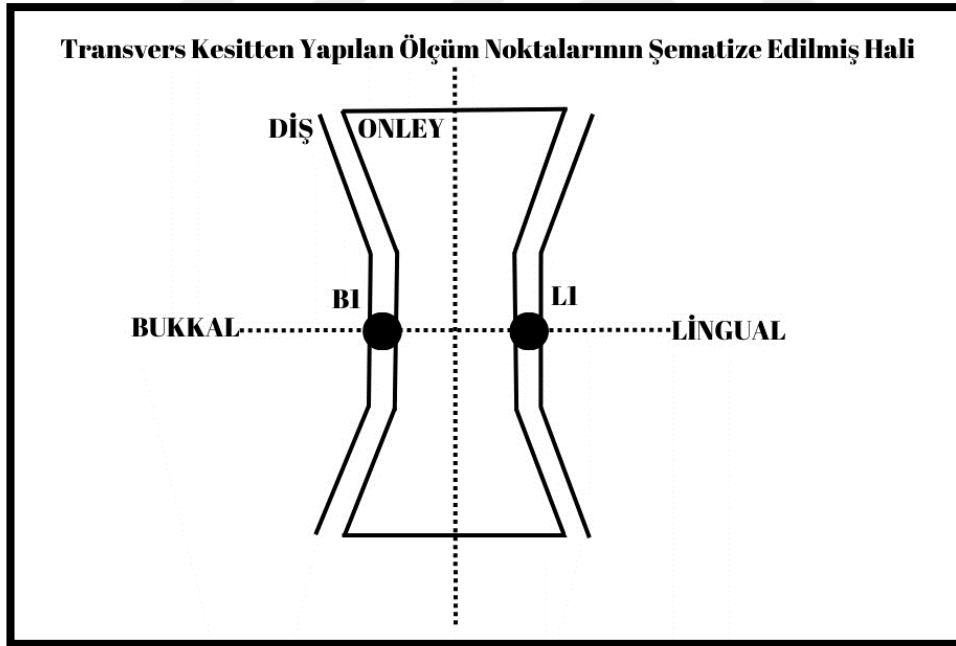
Şekil 3.25. Sagittal Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar



Şekil 3.26. Transvers Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar



Şekil 3.27. Sagittal Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar Şeması



Şekil 3.28. Transvers Kesitte Ölçüm Yapılan Noktalar Şeması

3.7. İstatistiksel Analiz

Tez çalışmasında gerekli minimum örnek sayısı, G*Power v.3.1 yazılımı (Heinrich Heine, Dusseldorf Üniversitesi, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak hesaplandı. 0,05 alfa (tip I hata), etki boyutu 0,25 ve beta power 0,85" (1 tip II hata) belirlendi ve her grup için minimum tahmini örnek sayısı 12 olarak bulundu.

Veriler IBM SPSS V23 (IBM Statistics, Chicago, ABD) ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren bağımlı verilerin karşılaştırılmasında Eşli İki Örnek t Testi kullanıldı. Üç ve üzeri gruplarda normal dağılım gösteren verilerde karşılaştırmalar Tek Yönlü Varyans Analizi testi yapıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey testi ile incelendi. Üç ve üzeri gruplarda normal dağılım göstermeyen verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis H testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn testi ile incelendi. Normal dağılım gösteren verilerde grup içi karşılaştırmalar Tekrarlı Ölçüm Varyans Analizi testi ile incelendi ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni Düzeltmesi ile yapıldı. Normal dağılım göstermeyen verilerde grup içi karşılaştırmalar Friedman testi ile incelendi ve çoklu karşılaştırmalar Dunn Testi ile yapıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ s. sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p<0,050$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Mikro-BT ile yapılan incelemeler doğrultusunda yapılan ölçümlerin sonuçları tüm ölçüm yöntemleri (3 grup) ve kullanılan örnekleri(12 grup) içerecek şekilde aşağıda aktarılmıştır.Sonuçlar ortalama değerinde ölçülmüştür.

Konvansiyonel ölçü yöntemi üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarının yapılan ölçümlerde bulunan sonuçlar Tablo 2.8 de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Konvansiyonel ölçü yöntemi üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarda yapılan ölçümler

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MB1	94,1	87,62	102,88	90,18	100	131,72	107,55	98,38	95	134,94	90,9	94,73
MB2	95,95	84,57	103,03	91,75	104,68	108,51	108	102,1	96,5	106,12	83,32	95,35
MP1	102,71	91,64	112,45	101,6	120,03	110,62	117,61	118,57	103,86	113,72	94	108,2
MP2	108,34	101	124,26	106,97	110,62	113,11	129,03	108,42	109,36	116,42	105,97	107
ML1	97,77	91,11	96,13	87,52	108,38	132,28	101,36	106,62	98,03	130,95	89,01	89,19
ML2	96,57	91,92	118,27	101,04	110,84	105,17	123,18	108,69	97,45	103,35	94,92	103,12
DB1	101,21	92,55	118,55	97,138	107,88	104,26	123,74	105,59	102,28	102,48	97,4	99,1
DB2	92,14	86,87	97,68	87,55	98,18	91,42	102,39	96,97	93,71	89,53	88,2	88,62
DP1	104,03	99,93	108,89	93,18	123,65	115,2	113,61	121,87	105,61	118,3	104,41	98,65
DP2	105,78	104,41	121,88	103,75	126,9	108,03	126,42	124,36	106,53	111,63	108,4	108,68
DL1	87,44	88,61	110,62	98,99	98,75	96,114	115,3	96,98	88,52	98,51	89,75	102,9
DL2	100,95	105,6	117,02	105,83	102,51	108,28	122,61	100,44	101,54	106,62	104,43	106,38
B1	97	99	96,1	113,69	127,97	105,4	101,35	125,32	98,1	106,29	105	118,69
L1	90,1	96,45	110,12	98	98,23	101,76	115,21	96,32	91,1	100,62	102,45	94,31

Sonuçların incelemesi yapıldığında;

Tüm noktalar içerisinde en düşük değer 2.örneğin MB2 noktasında 84,57 µm ;en yüksek değer 7.örneğin ile DP2 noktasında 126,42 µm ölçülmüştür.Sagittal kesitin mesial grubunda yapılan ölçümlerde en düşük değer 2.örneğin MB2 noktasında 84,57 µm ; en yüksek değer 6.örneğin ile ML1 noktasında 132,28 µm ölçülmüştür.Sagittal kesitin distal grubunda yapılan ölçümlerde en düşük değer ile 2.örneğin DB2 noktasında 86,87 µm ; en yüksek değer 7.örneğin ile DP2 noktasında 126,42 µm ölçülmüştür.Transvers kesitte yapılan ölçümlerde en düşük değer 1.örneğin L1 noktasında 90,1 µm ; en yüksek değer 5.örneğin B1 noktasında 127,97 µm ölçülmüştür.

Ağız içi tarayıcısı kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarının yapılan ölçümlerde bulunan sonuçlar Tablo 2.9 da gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Ağız içi tarayıcısı kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarda yapılan ölçümler

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MB1	60,85	57,41	72,45	65,17	72,34	81,26	74,84	74,44	59,18	80,42	58,88	64,92
MB2	61,22	54,83	73,58	66,89	76,41	78,54	74,1	75,65	62,35	79,67	53,1	67,71
MP1	68,31	66,11	82,4	76,68	88,55	80,01	84,2	76,42	70,3	78	68,12	74,33
MP2	72,2	76,22	94,5	81,26	84,1	83,47	96,54	85	73,94	82,9	75,73	80,53
ML1	63,45	57,98	66,4	62,63	78,46	78,88	68,26	77,42	61,2	77,28	55,17	60,76
ML2	62,28	63,75	88,21	76,77	79	84,5	85,78	77,5	61	82,5	61,45	78
DB1	68,53	65,38	78,1	62,1	75,99	83,88	76,31	72,72	67,33	85,53	66,26	64,77
DB2	59,85	58,09	69,17	59,36	68,44	76,6	70,78	66,97	61,02	78,4	59,43	57,2
DP1	71,42	69,23	88,63	74,92	91,75	85,61	84,28	90,41	81,84	84,19	72,38	76,95
DP2	73,83	74,97	91,35	84,14	94,42	78,92	89,29	92,83	71,37	77,76	73,35	85,33
DL1	57,01	59,75	71,19	67,03	82,35	82,11	70,61	83,76	56,17	83,28	60,11	68,7
DL2	70,11	72,97	87,55	80,2	77,19	87,57	88,74	76,28	71,4	88,35	73,32	79,29
B1	74	65,1	74,82	68,5	76,2	79	75,65	75,54	73,62	80,2	66,28	67,45
L1	68	58,24	69,95	59,9	77	78,24	68,86	75,78	68,03	79,37	54,25	58,89

Sonuçların incelenmesi yapıldığında;

Tüm noktalarda içerisinde en düşük değer 11. örneğin MB2 noktasında 53,1 µm ; en yüksek değer 7.örneğin MP2 noktasında 96,54 µm ölçülmüştür. Sagittal kesitin mesial grubunda yapılan ölçümlerde en düşük değer 11. örneğin MB2 noktasında 53,1 µm ; en yüksek değer 7.örneğin MP2 noktasında 96,54 µm ölçülmüştür. Sagittal kesitin distal grubunda yapılan ölçümlerde en düşük değer 1. örneğin DL1 noktasında 57,01 µm ; en yüksek değer 5.örneğin DP 2 noktasında 94,42 µm ölçülmüştür. Transvers kesitte yapılan ölçümlerde en düşük değer 11.örneğin L1 noktasında 54,25 µm ; en yüksek değer 10.örneğin B1 noktasında 80,2 µm ölçülmüştür.

CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarının yapılan ölçümlerde bulunan sonuçlar Tablo 3.0 da gösterilmiştir.

Tablo 4.3. CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonlarda yapılan ölçümler

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
MB1	115,45	104,1	125,09	113,61	107,2	129,8	128,43	109,35	114,89	123	105,11	118,16
MB2	141,35	121,4	168,4	99,7	130,8	98,69	170,63	131	141,75	115,92	124,39	105,87
MP1	153,4	122,4	126,6	135,44	145,63	147,8	128,4	150	152,12	148,86	120,75	140,1
MP2	120,12	130,8	142,89	160,1	153,2	169,21	144,85	155,42	118,75	170,55	131,26	160,98
ML1	97,1	118,6	105,18	125,36	108,6	104,65	107,83	110	95,52	110,42	116,97	120,18
ML2	117,1	135,7	132,5	108,46	134,85	105,4	130,11	135,97	118,18	104,89	137,11	125,57
DB1	123,42	128,58	118,02	124,68	121,73	150,91	120,52	125,88	121,89	151,65	129,23	126,75
DB2	148,82	134,43	146,37	108,1	145,52	107,7	144,13	150,61	147,4	106,1	132,35	142,38
DP1	145,12	142,35	133,9	156,75	158,76	160,62	135,31	160,72	146,91	161,7	147,43	189,2
DP2	150,51	138,2	148,97	168,34	149,11	178,19	144,73	150,62	152,75	179,56	140,55	171,92
DL1	103,1	112,88	105,03	138,57	119,44	121,76	106,77	121,85	110,22	125,09	115,23	135,2
DL2	109,39	129,92	137,1	127,55	140,95	99,38	136,31	142,33	111,26	108,4	132,61	130,55
B1	158,58	180,4	162,8	205,46	152,45	174,24	160,43	153,54	160,76	171,33	181,62	210
L1	140	195,41	153,79	194	148,75	152,7	157,58	147	145,37	155	196,26	195,27

Sonuçların incelenmesi yapıldığında;

Tüm Noktalar içerisinde en düşük değer 1.örneğin *ML1* noktasında 97,1 µm ; en yüksek değer 12.örneğin *B1* noktasında 210 µm ölçülmüştür.Sagittal kesitin mesial grubunda yapılan ölçümlerde en düşük değer 1.örneğin *ML1* noktasında 97,1 µm ; en yüksek değer 7.örneğin *MB2* noktasında 170,63 µm ölçülmüştür.Sagittal kesitin distal grubunda yapılan ölçümlerde en düşük değer 6.örneğin *DL2* noktasında 99,38 µm ;en yüksek değer 10.örneğin *DP2* noktasında 179,56 µm ölçülmüştür.Transvers kesitte yapılan ölçümlerde en düşük değer 1.örneğin *L1* noktasında 140 µm ;En yüksek değer 12.örneğin *B1* noktasında 210 µm ölçülmüştür.

Yapılan ölçümlerde intraoral tarayıcı ile üretilen restorasyon grubu tüm değerlerde 100 µm altında kalırken, konvansiyonel yöntem ile üretilen onley restorasyon grubu 12 nokta hariç olmak üzere 120 µm altında ,CBCT verileri ile üretilen onley restorasyon grubu 12.örneğin *B1* noktasından alınan ölçüm dışında 200 µm altında değerler göstermiştir.

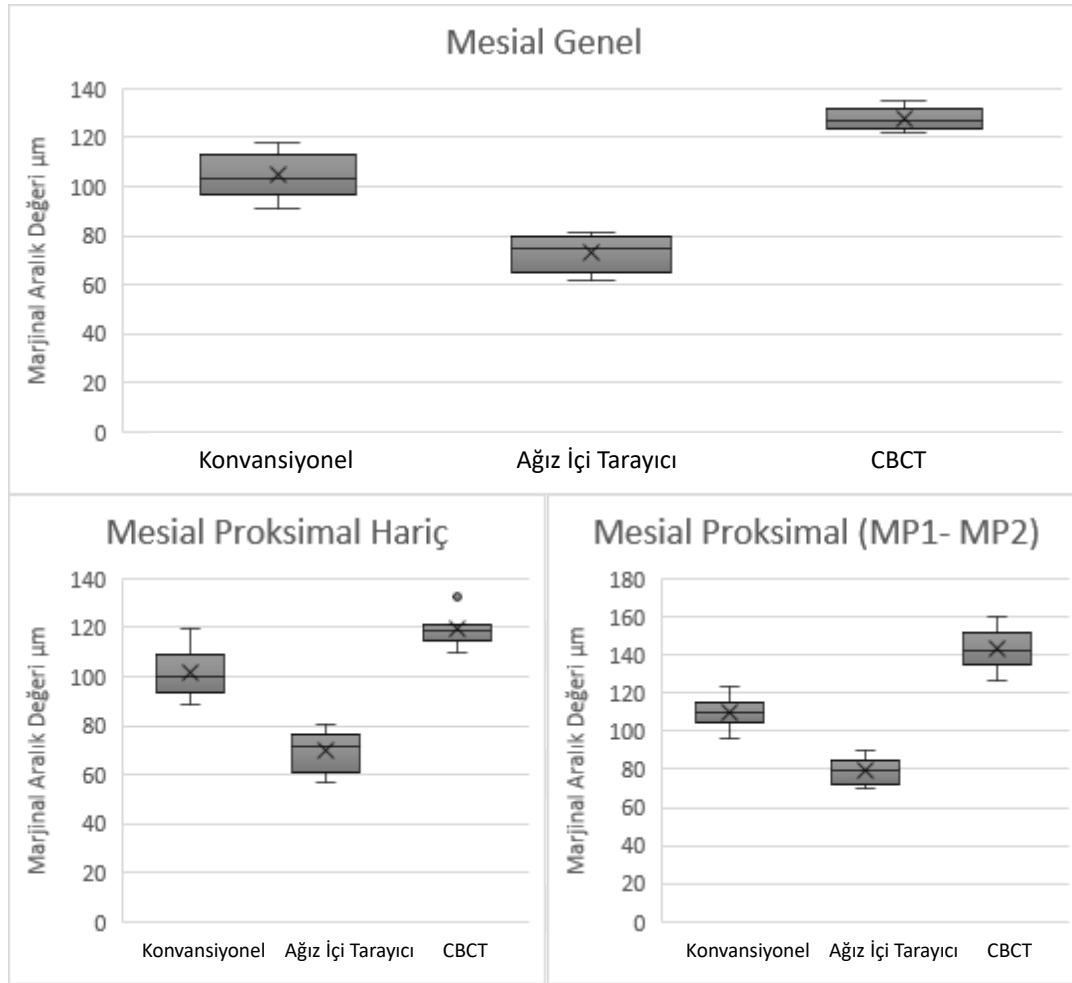
Tablo 4.4. Mesial Kesit Ölçüm Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

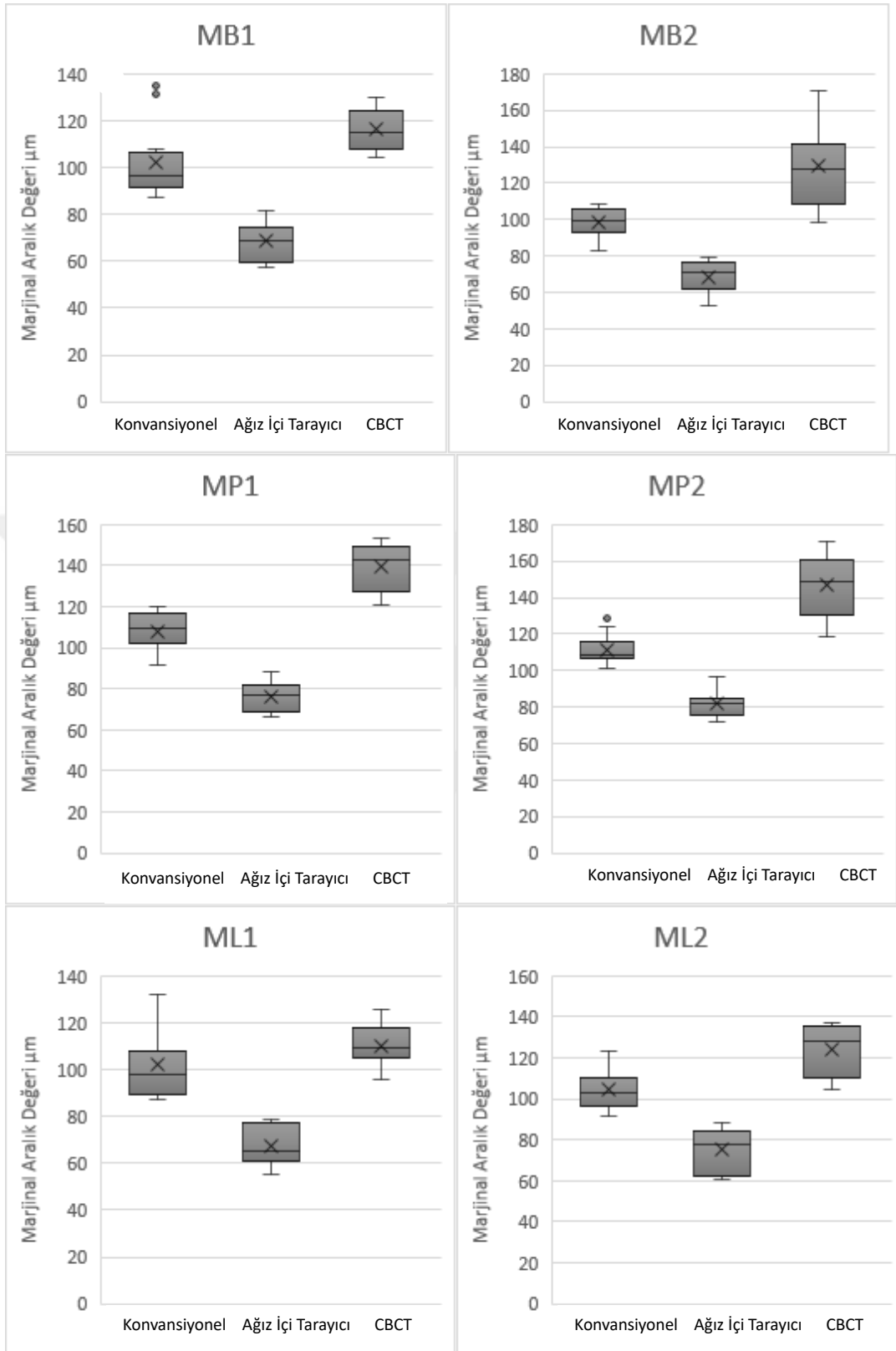
	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT		Test İst.	p
	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
MB1	102,33 ± 15,51	96,7 (87,6 - 134,9) ^a	68,52 ± 8,5	68,75 (57,4 - 81,3) ^b	116,19 ± 8,89	115,2 (104,1 - 129,8) ^a	26, 392	<0,0 01**
MB2	98,33 ± 8,57 ^c	99,3 (83,3 - 108,5)	68,68 ± 9,12 ^b	70,65 (53,1 - 79,7)	129,17 ± 23,68 ^a	127,6 (98,7 - 170,6)	52, 004	<0,0 01*
MP1	107,92 ± 9,34 ^c	109,4 (91,6 - 120)	76,12 ± 7,02 ^b	76,55 (66,1 - 88,6)	139,29 ± 12,08 ^a	142,85 (120,8 - 153,4)	130 ,64 9	<0,0 01*
MP2	111,71 ± 7,99 ^c	108,9 (101 - 129)	82,19 ± 7,51 ^b	82,1 (72,2 - 96,5)	146,53 ± 18,02 ^a	149,05 (118,8 - 170,6)	83, 876	<0,0 01*
ML1	102,37 ± 15,23	97,9 (87,5 - 132,3) ^a	67,34 ± 8,6	64,95 (55,2 - 78,9) ^b	110,04 ± 9,04	109,3 (95,5 - 125,4) ^a	24, 889	<0,0 01**
ML2	104,55 ± 9,42 ^c	103,25 (91,9 - 123,2)	75,08 ± 10,17 ^b	77,75 (61 - 88,2)	123,83 ± 12,49 ^a	127,85 (104,9 - 137,1)	62, 384	<0,0 01*
Mesial Proksimal Hariç	101,88 ± 10,45 ^c	100,3 (88,8 - 119,4)	69,91 ± 8,59 ^b	71,55 (57,2 - 80,8)	119,82 ± 7,42 ^a	118,9 (109,6 - 134,3)	96, 694	<0,0 01*
Mesial Proksimal (MP1-MP2)	109,82 ± 7,83 ^c	109,75 (96,3 - 123,3)	79,17 ± 6,89 ^b	79,75 (70,3 - 90,4)	142,89 ± 11,67 ^a	142,3 (126 - 159,7)	140 ,71 9	<0,0 01*
Mesial Genel	104,53 ± 9,15	103,55 (91,3 - 117,6) ^c	72,98 ± 7,71	74,65 (62,1 - 81,1) ^b	127,49 ± 4,44	127,2 (122,2 - 135) ^a	31, 139	<0,0 01**

*Tek yönlü varyans analizi testi; **Kruskal Wallis H testi; ^{a-c}:Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Gruplara göre MB1 ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 96,7, Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 68,75 iken CBCT grubu ortancası 115,2 olarak elde edilmiştir. Konvansiyonel grup ve CBCT grubu benzerlik gösterirken Ağız İçi Tarayıcı grubu diğerlerinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre MB2 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 98,33 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 68,68 iken CBCT grubu ortalaması 129,17 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre MP1 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 107,92 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 76,12 iken CBCT grubu ortalaması 139,29 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre MP2 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 111,71 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 82,19 iken CBCT grubu ortalaması 146,53 olarak elde edilmiştir. Tüm

gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. ML1'de Konvansiyonel grup , Ağız İçi Tarayıcı grubu ve CBCT grubu ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 97,9 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 64,95 iken CBCT grubu ortancası 109,3 olarak elde edilmiştir. Konvansiyonel grup ve CBCT grubu benzerlik gösterirken Ağız İçi Tarayıcı grubu diğerlerinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre ML2 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 104,55 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 75,08 iken CBCT grubu ortalaması 123,83 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre mesial proksimal hariç kısımlarda ortalama değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 101,88 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 69,91 iken CBCT grubu ortalaması 119,82 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre mesial proksimal kısımda ortalama değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 109,82 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 79,17 iken CBCT grubu ortalaması 142,89 olarak elde edilmiştir. Gruplara göre mesial genelde ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 103,55 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 74,65 iken CBCT grubu ortancası 127,2 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir.





Şekil 4.1. Mesial kesit ölçüm değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren saplı kutu grafikleri

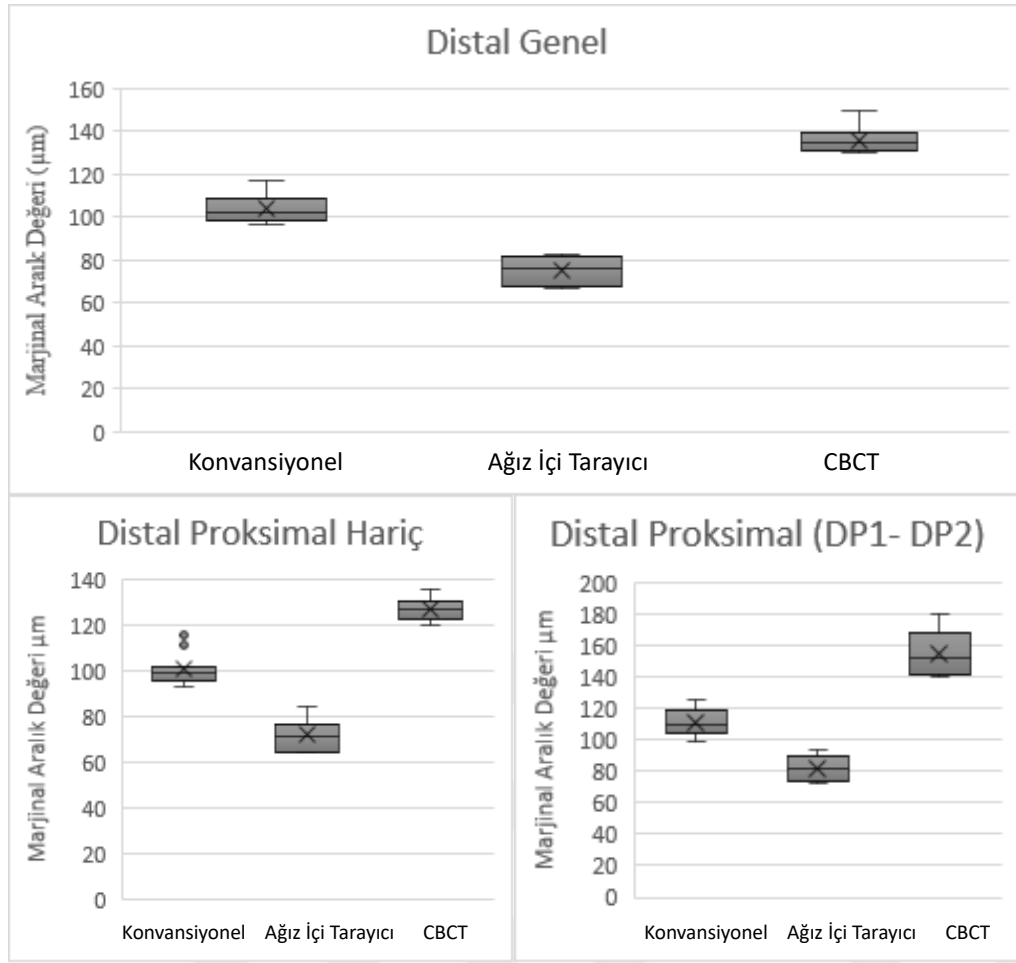
Tablo 4.5. Distal Kesit Ölçüm Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

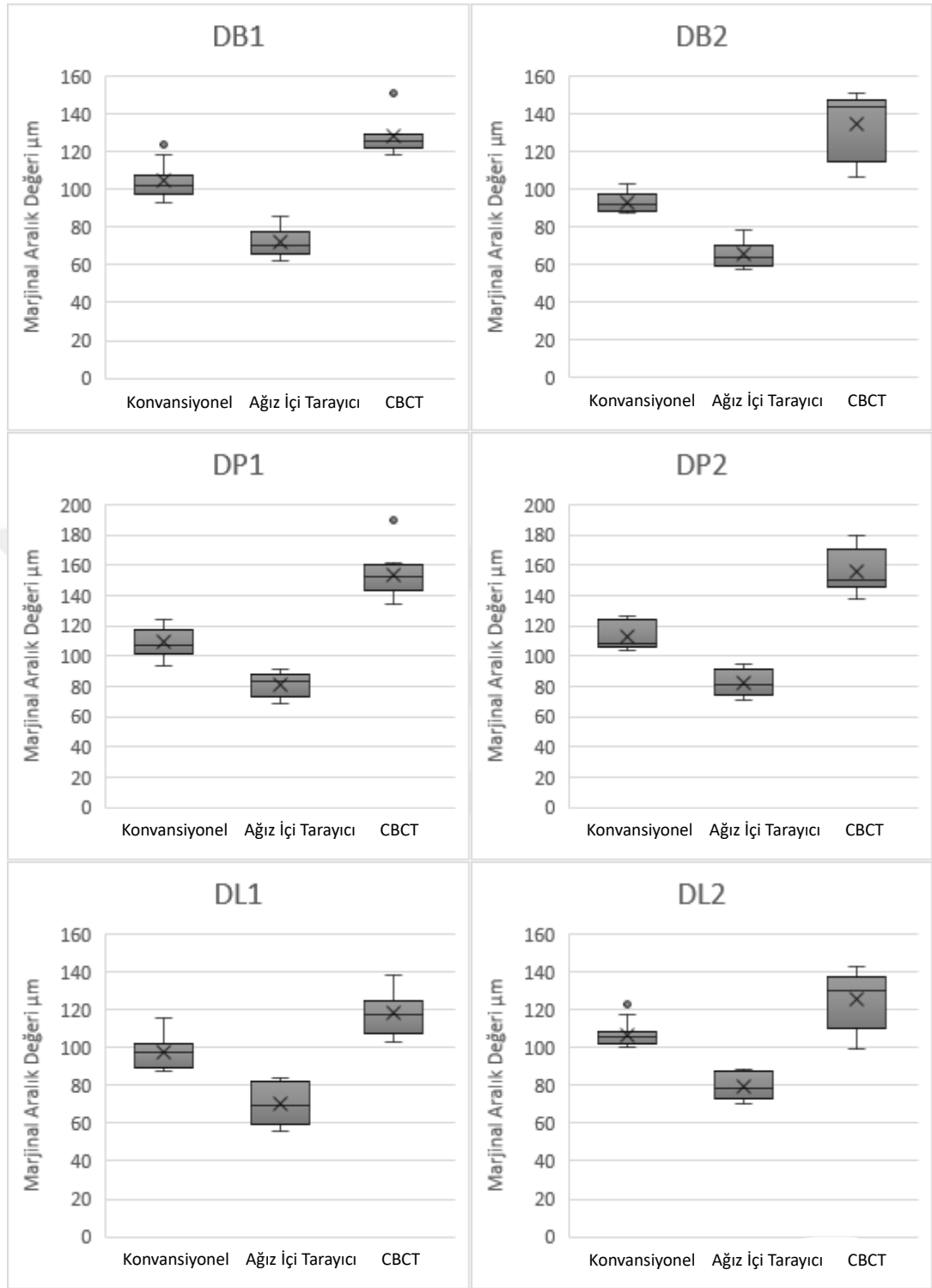
	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT		Test İst.	p
	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
DB1	104,36 ± 8,92	102,4 (92,6 - 123,7) ^c	72,24 ± 7,72	70,6 (62,1 - 85,5) ^b	128,61 ± 11,1	125,3 (118 - 151,7) ^a	29, 892	<0,0 01* *
DB2	92,78 ± 5,03	91,75 (86,9 - 102,4) ^c	65,45 ± 7,33	64 (57,2 - 78,4) ^b	134,49 ± 17,25	143,25 (106,1 - 150,6) ^a	31, 139	<0,0 01* *
DP1	108,95 ± 9,65 ^c	107,25 (93,2 - 123,7)	80,97 ± 7,77 ^b	83 (69,2 - 91,8)	153,23 ± 14,99 ^a	152,1 (133,9 - 189,2)	126 ,35 8	<0,0 01* *
DP2	113,07 ± 9,05	108,55 (103,8 - 126,9) ^c	82,3 ± 8,29	81,5 (71,4 - 94,4) ^b	156,13 ± 14,47	150,55 (138,2 - 179,6) ^a	31, 135	<0,0 01* *
DL1	97,71 ± 8,77 ^c	97,75 (87,4 - 115,3)	70,18 ± 10,62 ^b	69,65 (56,2 - 83,8)	117,93 ± 11,34 ^a	117,3 (103,1 - 138,6)	64, 993	<0,0 01* *
DL2	106,84 ± 6,64	105,7 (100,4 - 122,6) ^a	79,43 ± 7,04	78,25 (70,1 - 88,7) ^b	125,49 ± 14,49	130,25 (99,4 - 142,3) ^a	27, 733	<0,0 01* *
Distal Proksimal Hariç	100,42 ± 6,67	99,3 (93,4 - 116) ^c	71,82 ± 7,42	71,2 (63,9 - 83,9) ^b	126,63 ± 4,87	126,55 (119,9 - 135,2) ^a	31, 147	<0,0 01* *
Distal Proksimal (DP1- DP2)	111,02 ± 8,72 ^c	109 (98,5 - 125,3)	81,63 ± 7,43 ^b	81,05 (72,1 - 93,1)	154,67 ± 13,45 ^a	151,85 (140 - 180,6)	155 ,77 8	<0,0 01* *
Distal Genel	103,93 ± 6,59	102,3 (96,3 - 117,3) ^c	75,08 ± 6,84	76 (66,7 - 82,9) ^b	135,98 ± 5,74	134,65 (130,1 - 149,3) ^a	31, 135	<0,0 01* *

*Tek yönlü varyans analizi testi; **Kruskal Wallis H testi; ^{a-c}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Gruplara göre DB1 ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 102,4, Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 70,6 iken CBCT grubu ortancası 125,3 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre DB2 ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 91,75 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 64 iken CBCT grubu ortancası 143,25 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre DP1 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 108,95 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 80,97 iken CBCT grubu ortalaması 153,23 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre DP2 ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 108,55 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 81,5 iken CBCT grubu ortancası 150,55 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre DL1 ortalama değerleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 97,71 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 70,18 iken CBCT grubu ortalaması 117,93 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre DL2 ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 105,7 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 78,25 iken CBCT grubu ortancası 130,25 olarak elde edilmiştir. Konvansiyonel grup ve CBCT grubu benzerlik gösterirken Ağız İçi Tarayıcı grubu diğerlerinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre distal proksimal hariç kısımlarda ortanca değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 99,3 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 71,2 iken CBCT grubu ortancası 126,55 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre distal proksimal Kısımda ortalama değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 111,02 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 81,63 iken CBCT grubu ortalaması 154,67 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre Distal Genelde ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 102,3 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 76 iken CBCT grubu ortancası 134,65 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir.





Şekil 4.2. Distal kesit ölçüm değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren saplı kutu grafikleri

Tablo 4.6. Transvers Kesit Ölçüm Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT		Test İst.	p
	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
<i>B1</i>	107,83 $\pm$ 11,08 ^c	105,2 (96,1 - 128)	73,03 $\pm$ 4,99 ^b	74,4 (65,1 - 80,2)	172,63 $\pm$ 19,01 ^a	167,05 (152,5 - 210)	180, 391	<0,001*
<i>L1</i>	99,56 $\pm$ 7,28 ^c	98,1 (90,1 - 115,2)	68,05 $\pm$ 8,6 ^b	68,45 (54,3 - 79,4)	165,11 $\pm$ 22,74 ^a	154,4 (140 - 196,3)	111, 068	<0,001*
<i>Transvers Genel</i>	103,69 $\pm$ 5,98	103,65 (93,6 - 113,1) ^c	70,55 $\pm$ 6,73	71,65 (60,3 - 79,8) ^b	168,87 $\pm$ 20,07	161,1 (149,3 - 202,6) ^a	31,1 35	<0,001**

*Tek yönlü varyans analizi testi; **Kruskal Wallis H testi; ^{a-c}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Gruplara göre B1 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 107,83, Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 73,03 iken CBCT grubu ortalaması 172,63 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre L1 ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 99,56 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 68,05 iken CBCT grubu ortalaması 165,11 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre transvers genel ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 103,65 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 71,65 iken CBCT grubu ortancası 161,1 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir.



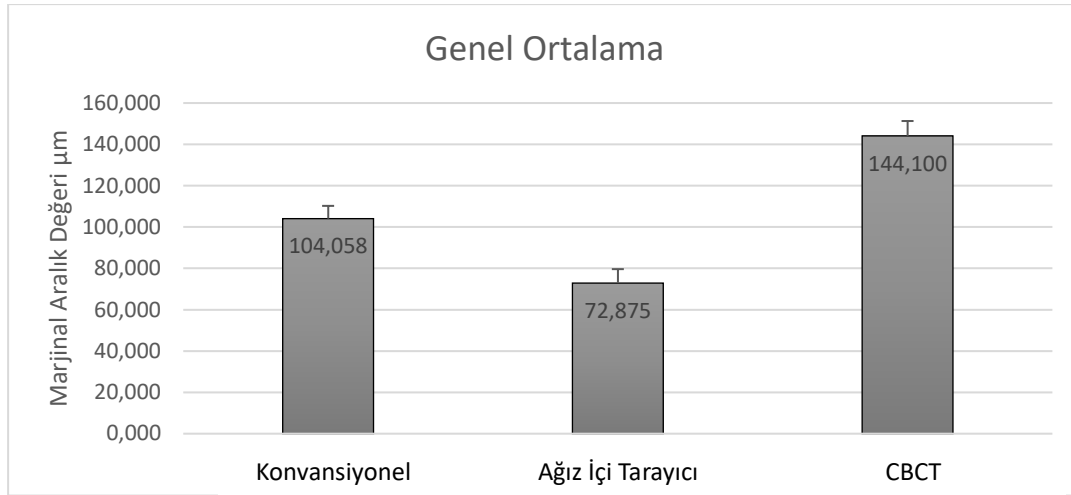
Şekil 4.3. Transvers kesit ölçüm değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren saplı kutu grafikleri

Tablo 4.7. Genel Ortalama Değerlerin Gruplar Arası Karşılaştırması

	Genel Ortalama		Test İst.	p*
	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
<i>Konvansiyonel</i>	104,06 ± 6,18 ^c	105,2 (95,1 - 113,4)	338,41	<0,001
<i>Ağız İçi Tarayıcı</i>	72,88 ± 6,75 ^b	73,3 (63,3 - 80,9)		
<i>CBCT</i>	144,1 ± 7,2 ^a	141,85 (134,5 - 160,1)		

*Tek yönlü varyans analizi testi; ^{a-c}: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Gruplara göre genel ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 104,06, Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 72,88 iken CBCT grubu ortalaması 144,1 olarak elde edilmiştir. Grupların hepsi birbirinden farklılık göstermiştir.



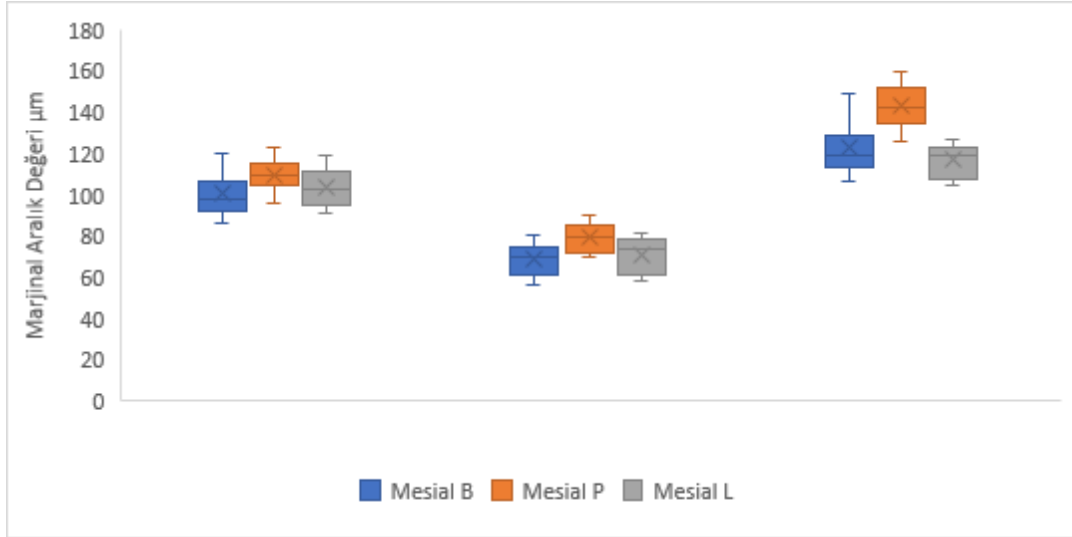
Şekil 4.4. Genel ortalama değerlerin gruplar arası karşılaştırılmasını gösteren sütun grafiği

Tablo 4.8. Mesial Kesit Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırmaları

	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT	
	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)
Mesial B	100,33 ± 11,31 ^c	98 (86,1 - 120,5)	68,58 ± 8,7 ^c	69,65 (56 - 80)	122,68 ± 13,46	119,25 (106,7 - 149,5) ^a
Mesial P	109,82 ± 7,83 ^b	109,75 (96,3 - 123,3)	79,17 ± 6,89 ^b	79,75 (70,3 - 90,4)	142,89 ± 11,67	142,3 (126 - 159,7) ^b
Mesial L	103,47 ± 9,78 ^a	102,45 (91,5 - 118,7)	71,2 ± 8,54 ^a	73,35 (58,3 - 81,7)	116,93 ± 8,17	118,9 (105 - 127,2) ^a
Test İst.	16,361		42,317		8,000	
p	<0,001*		0,001*		0,018**	

*Tekrarlı ölçüm analizi testi; **Friedman testi; ^{a-c}: Her bir grupta aynı harfe sahip değerler arasında fark yoktur.

Konvansiyonel grup 'da Mesial B , Mesial P ve Mesial L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Mesial B ortalaması 100,33 , Mesial P ortalaması 109,82 iken Mesial L ortalaması 103,47 olarak elde edilmiştir. Mesial B, Mesial P ve Mesial L birbirinden farklılık göstermiştir. Ağız İçi Tarayıcı grubunda Mesial B , Mesial P ve Mesial L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p = 0,001$). Mesial B ortalaması 68,58 , Mesial P ortalaması 79,17 iken Mesial L ortalaması 71,2 olarak elde edilmiştir. Mesial B, Mesial P ve Mesial L birbirinden farklılık göstermiştir. CBCT grubunda Mesial B , Mesial P ve Mesial L ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p = 0,018$). Mesial B ortancası 119,25 , Mesial P ortancası 142,3 iken Mesial L ortancası 118,9 olarak elde edilmiştir. Mesial B ve Mesial L benzerlik gösterirken Mesial P diğerlerinden farklılık göstermiştir.



Şekil 4.5. Mesial kesit değerlerin grup içi karşılaştırmalarını gösteren saplı kutu grafiği

Tablo 4.9. Distal Kesit Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırmaları

	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT	
	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)
Distal B	98,56 ± 6,83 ^a	97,25 (89,7 - 113,1)	68,83 ± 7,49 ^c	67 (60,7 - 82)	131,54 ± 5,48	132,25 (116,4 - 138,2) ^a
Distal P	111,02 ± 8,72 ^b	109 (98,5 - 125,3)	81,63 ± 7,43 ^b	81,05 (72,1 - 93,1)	154,67 ± 13,45	151,85 (140 - 180,6) ^b
Distal L	102,28 ± 7,42 ^a	101,4 (94,2 - 119)	74,8 ± 7,99 ^a	76,7 (63,6 - 85,8)	121,7 ± 9,3	121,45 (106,2 - 133,1) ^a
Test İst.	20,859		28,41		22,167	
p	<0,001*		<0,001*		<0,001**	

*Tekrarlı ölçüm analizi testi; **Friedman testi; ^{a-c}: Her bir grupta aynı harfe sahip değerler arasında fark yoktur.

Konvansiyonel grupta Distal B , Distal P ve Distal L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Distal B ortalaması 98,56 , Distal P ortalaması 111,02 iken Distal L ortalaması 102,28 olarak elde edilmiştir. Distal B ve Distal L birbirine benzerlik gösterirken Distal P diğerlerinden farklılık göstermiştir. Ağız İçi Tarayıcı grubunda Distal B , Distal P ve Distal L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Distal B ortalaması 68,83, Distal P ortalaması 81,63 iken Distal L ortalaması 72,8 olarak elde edilmiştir. Distal B, Distal P ve Distal L birbirinden farklılık göstermiştir. CBCT grubunda Distal B , Distal P ve Distal L ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Distal B ortancası 132,25, Distal P ortancası 151,85 iken Distal L ortancası 121,45 olarak elde edilmiştir. Distal B ve Distal L benzerlik gösterirken Distal P diğerlerinden farklılık göstermiştir.



Şekil 4.6. Distal kesit değerlerin grup içi karşılaştırmalarını gösteren saplı kutu grafiği

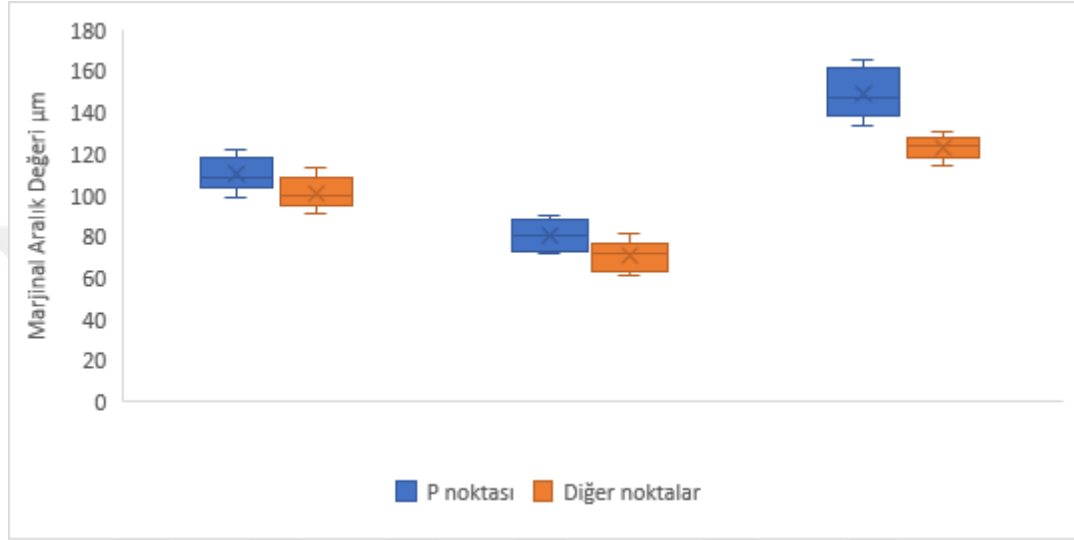
Tablo 4.10. P Değeri ve Diğer Noktaların Grup İçi Karşılaştırmaları

	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT		Test İst.	p
	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama ± S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
<i>P Değeri</i>	110,4 ± 7,85 ^c	109 (99,2 - 121,7)	80,4 ± 6,93 ^b	80 (71,4 - 89,7)	148,8 ± 12,04 ^a	147,15 (133,4 - 165,6)	151,079	<0,001*
<i>Diğer Noktalar</i>	101,15 ± 7,47 ^c	99,7 (91,1 - 113)	70,87 ± 7,91 ^b	71,65 (61 - 81,9)	123,22 ± 5,06 ^a	123,65 (114,8 - 130,6)	172,727	<0,001*
<i>Test İst.</i>	7,946		6,794		5,954			
<i>p</i>	<0,001**		<0,001**		<0,001**			

*Tek Yönlü Varyans Analizi; **Eşli İki Örnek t testi; a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur.

Konvansiyonel grup'da P değeri ile diğer noktalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). P değerinin ortalama değeri 110,4 ve diğer noktalar ortalama değeri 101,15 olarak elde edilmiştir. Ağız İçi Tarayıcı grubunda P değeri ile diğer noktalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). P değerinin ortalama değeri 80,4 ve diğer noktalar ortalama değeri 70,87 olarak elde edilmiştir. CBCT grubunda P değeri ile diğer noktalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). P değerinin ortalama değeri 148,8 ve diğer noktalar ortalama değeri 123,22 olarak elde edilmiştir. Gruplara göre P değeri ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Konvansiyonel grup ortalama değeri 110,4, Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalama değeri 80,4 ve CBCT grubu ortalama değeri 148,8 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. Gruplara göre diğer

noktalarda ortalama değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalama değeri 101,15, Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalama değeri 70,87 ve CBCT grubu ortalama değeri 123,22 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermektedir. (P değeri MP1, MP2, DP1, DP2 noktalarını; diğer noktalar MB1, MB2, ML1, ML2, DB1, DB2, DL1, DL2 noktalarını içermektedir.)



Şekil 4.7. P değeri ve diğer noktaların grup içi karşılaştırılmalarını gösteren saplı kutu grafiği

Tablo 4.11. Ortalama Değerlerin Gruplar Arası ve Grup İçi Karşılaştırmaları

	Konvansiyonel		Ağız İçi Tarayıcı		CBCT		Test İst.	p
	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama $\pm$ S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
Mesia I B	100,33 $\pm$ 11,31 ^B	98 (86,1 - 120,5) ^a	68,58 $\pm$ 8,7 ^D	69,65 (56 - 80) ^b	122,68 $\pm$ 13,46	119,25 (106,7 - 149,5) ^{aAC}	28,0 64	<0,0 01**
Mesia I P	109,82 $\pm$ 7,83 ^{cC}	109,75 (96,3 - 123,3)	79,17 $\pm$ 6,89 ^{bAB}	79,75 (70,3 - 90,4)	142,89 $\pm$ 11,67 ^a	142,3 (126 - 159,7) ^{BC}	140, 719	<0,0 01*
Mesia I L	103,47 $\pm$ 9,78 ^{cB}	102,45 (91,5 - 118,7)	71,2 $\pm$ 8,54 ^{bC}	73,35 (58,3 - 81,7)	116,93 $\pm$ 8,17 ^a	118,9 (105 - 127,2) ^A	84,5	<0,0 01*
Distal B	98,56 $\pm$ 6,83 ^B	97,25 (89,7 - 113,1) ^c	68,83 $\pm$ 7,49 ^{CD}	67 (60,7 - 82) ^b	131,54 $\pm$ 5,48	132,25 (116,4 - 138,2) ^{aAB}	31,1 43	<0,0 01**
Distal P	111,02 $\pm$ 8,72 ^{cAC}	109 (98,5 - 125,3)	81,63 $\pm$ 7,43 ^{bB}	81,05 (72,1 - 93,1)	154,67 $\pm$ 13,45 ^a	151,85 (140 - 180,6) ^B	155, 778	<0,0 01*
Distal L	102,28 $\pm$ 7,42 ^{cAB}	101,4 (94,2 - 119)	74,8 $\pm$ 7,99 ^{bA}	76,7 (63,6 - 85,8)	121,7 $\pm$ 9,3 ^a	121,45 (106,2 - 133,1) ^{AC}	97,3 5	<0,0 01*
Test İst.	11,225		31,801		38,286			
p	<0,001***		<0,001***		<0,001****			

*Tek yönlü varyans analizi testi; **Kruskal Wallis H testi; ***Tekrarlı ölçüm analizi testi; ****Friedman testi; ^{a-} Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur; ^{A-D}: Her bir grupta aynı harfe sahip değerler arasında fark yoktur.

Gruplara göre Mesial B ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 98 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 69,65 iken CBCT grubu ortancası 119,25 olarak elde edilmiştir. Konvansiyonel grup ve CBCT grubu benzerlik gösterirken Ağız İçi Tarayıcı grubu diğerlerinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre Mesial P ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 109,82 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 79,17 iken CBCT grubu ortalaması 142,89 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre Mesial L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 103,47 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 71,2 iken CBCT grubu ortalaması 116,93 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre Distal B ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortancası 97,25 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortancası 67 iken CBCT grubu ortancası 132,25 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre Distal P ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 111,02 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 81,63 iken CBCT grubu ortalaması 154,67 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Gruplara göre Distal L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Konvansiyonel grup ortalaması 102,28 , Ağız İçi Tarayıcı grubu ortalaması 74,8 iken CBCT grubu ortalaması 121,7 olarak elde edilmiştir. Tüm gruplar birbirinden farklılık göstermiştir. Konvansiyonel grup 'da Mesial B , Mesial P, Mesial L, Distal B , Distal P ve Distal L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Mesial B ortalaması 100,33 , Mesial P ortalaması 109,82 , Mesial L ortalaması 103,47 , Distal B ortalaması 98,56 , Distal P ortalaması 111,02 iken Distal L ortalaması 102,28 olarak elde edilmiştir. Distal L ve Distal P benzerlik göstermiştir. Mesial B, Mesial L, Distal B ve Distal L benzerlik göstermiştir. En yüksek ortalamaya sahip olan Distal P iken en düşük ortalamaya sahip olan Distal B'ye aittir. Mesial P ve Distal P benzerlik göstermiştir. Ağız İçi Tarayıcı grubunda Mesial B , Mesial P, Mesial L Distal B , Distal P ve Distal L ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Mesial B ortalaması 68,58 , Mesial P ortalaması 79,17 , Mesial L ortalaması 71,2 , Distal B ortalaması 68,83 , Distal P ortalaması 81,63 iken Distal L

ortalaması 74,8 olarak elde edilmiştir. Mesial P ve Distal Distal L benzerlik göstermektedir. Mesial P ve Distal P benzerlik göstermiştir. Mesial L Distal B benzerlik göstermiştir. Mesial B ve Distal B benzerlik göstermiştir. En yüksek ortalama Distal P'ye aitken en düşük ortalama Mesial B'ye aittir. CBCT grubunda Mesial B , Mesial P, Mesial L Distal B , Distal P ve Distal Lortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,001$). Mesial B ortancası 119,25 , Mesial P ortancası 142,3 , Mesial L ortancası 118,9 , Distal B ortancası 132,25 , Distal P ortancası 151,85 iken Distal L ortancası 121,45 olarak elde edilmiştir. Mesial B, Mesial L, Distal B ve Distal L benzerlik göstermiştir. Mesial P, Distal B ve ve Distal P benzerlik göstermiştir. Mesial B, Mesial P ve Distal L benzerlik göstermiştir. En yüksek ortanca değere sahip olan Distal P ve en düşük ortanca değere sahip olan ise Mesial L'dir.



5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan CAD-CAM restorasyonların klinik başarısı ve marjinal uyumları en çok araştırılan özelliklerdendir. CAD-CAM ile üretim, konvansiyonel tekniklerle yapılan üretime göre daha da kolaylaşmıştır. [68], [191] CAD-CAM üretiminde sıklıkla STL uzantılı veri kullanılsa da son yıllarda özellikle başta cerrahi olmak üzere birçok diş hekimliği branşında CBCT cihazlarından elde edilen DICOM uzantılı verilerde kullanılmaktadır.

Çalışmamızda CBCT verileri de kullanılarak üretilebilecek onley restorasyonların uyumları incelenerek kullanılan bu yöntemin klinik iş akışına uygunluğu değerlendirilip literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında üç farklı yöntem ile üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumu Mikro-BT ölçüm tekniği ile değerlendirildi. Araştırmanın H_0 hipotezlerinden ilki “CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumları klinik olarak kabul edilebilirdir.” şeklindeydi ve elde edilen veriler sonucunda kabul edildi. İkinci hipotez “Konvansiyonel, dijital ve CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM onley restorasyonların uyumları arasında fark yoktur.” şeklindeydi ve reddedildi.

Literatürde in vivo ve in vitro olmak üzere çalışmalar bulunmaktadır. İn vivo yöntem ile yapılan uyum çalışmalarında standardizasyonu sağlamak mümkün değildir. Ayrıca in vivo yöntemler diş preparasyonu, görüş açısı ve erişebilirlik gibi durumlardan dolayı çalışmaları zorlaştırmaktadır. [192] Alınan ölçünün kalitesi, periodontal sağlık, marjin bitim sınırı, ölçü sırasında kanama, tükürük akış hızı ve hasta uyumu gibi çeşitli faktörlerden etkilenebilmektedir. [193] Çevresel faktörlerin etkisini en aza indirmek için, bir çalışmanın optimal koşullarda test edilmesi gerektiğinden planlaması iyi yapılan in vitro çalışmalar gerekmektedir. [170] Deney ortamını kontrol etmek kolay olduğu için in vitro çalışmalarda standardizasyon daha kolaydır. [194] İn vitro yöntemlerle elde edilen en ideal uyum değerleri ile klinik uygulanabilirliğe rehber olacak bilgiler edinilmesi amaçlanması amacıyla çalışmamızda in vitro ortam tercih edilmiştir.

Carla ve ark., kompozit overleylerin marjinal uyumlarını inceledikleri çalışmada daimi molar diş kullanmışlardır. [186] Beschnidt ve ark., polimer veya metalden yapılan güdüklerin doğal dişleri taklit edemeyeceğini bildirmiştir. [195] Felspatik CAD-CAM kronların marjinal uyumlarının incelendiği diğer bir çalışmada üst daimi 1.premolar dişler kullanılmıştır. [196] Kale ve ark., yapmış oldukları çalışmada yapay 1. üst molar diş kullanmışlardır. [197] Tam seramik CAD-CAM onley restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının incelendiği bir çalışmada da alt daimi molar dişler kullanılmıştır. [190] Yine yapılmış olan bir tez çalışmasında çekilmiş dişler ile oluşturulan model üzerinden CBCT verisi ve CAD-CAM ile üretilen zirkonyum alt yapıların marjinal uyumu laboratuvar ortamında ölçülmüştür. [14] Referans aldığımız tüm bu çalışmalara dayanarak in-vitro ortamda doğal daimi alt molar diş kullandık.

CAD-CAM onley restorasyonlarda ideal uyumunun kontrolü için preparasyon ile alakalı literatüre baktığımız zaman genel preparasyon kuralları ile alakalı olarak; karmaşık anatomik yapı ve ölçü almadaki zorluk marjinal adaptasyonu etkileyebilir. [165] Fakat aşırı basitleştirilmiş şekilde ve gerçek diş anatomisiyle hiçbir ilişkisi olmayan düz bir oklüzal yüzeye sahip modellerin kullanımı ise klinik koşulları yansıtmaz. Bunun yerine klinik koşulları yansıtan anatomik preparasyon kurallarına riayet etmek daha doğru olur. [169] Kokubo ve ark. yaptıkları bir çalışmada internal uyumu etkileyen faktörleri, preparasyon tipi, konverjans açısı, restorasyon üretim tekniği ve CAD-CAM sistemlerinin çalışma prensiplerine bağlamıştır. [198] Onley restorasyonların preparasyonlarında gingivo-oklüzal açı 6-10° olmalıdır. [199] Yuvarlatılmış iç çizgi açıları ve düzenli yüzeyler sağlanmalıdır. Literatürde düzensiz alanlara kıyasla düzenli alanların tarayıcılar tarafından daha kolay tarandığını rapor edilmektedir. [200], [201]

Preparasyon tasarımlarında daha basit ve düz preparasyonlar tercih edilmelidir. Literatürde izlenen birkaç çalışma dik yüzeylerin ve keskin alanların gölgelenme oluşturabileceğini, bu durumun tarayıcıda görüntü kaybına neden olabileceğini ve daha büyük uyumsuzluklara sebep olabileceğini bildirmiştir. [200], [201], [202] Preparasyondaki karmaşık geometri tarama doğruluğunun azalmasına sebep olabilmektedir. [200], [203] Tam seramik restorasyonların preparasyon tasarımlarında ince marjinal kenar tasarımları vertikal marjinal boşluk oluşumuna sebebiyet verir. [204] Yapılan bir çalışma tam seramik restorasyonun bitim çizgisinin(chamfer ya da

shoulder) marjinal uyumda net etkisi olmadığını göstermiştir. [205] Ayrıca çalışmamızda onley preparasyonu yapılırken okluzal bitiş sınırı butt-joint tercih edilmiştir. Bu kesim geometrisi için literatürde tam seramik parsiyel restorasyonların preparasyon kuralları dikkate alınmıştır. [206], [199] Oklüzal kısımdaki redüksiyon miktarı ve proksimal kutu kaviteleri diş yıkımını simule etmek için yapılmıştır. [38], [207]

Overlay restorasyonun preparasyonunda marjinal bitim sınırlarının uyuma etkisini değerlendirildiği bir başka çalışmada elde edilen sonuca göre butt-joint bitim kenarının konvansiyonel preparasyon tasarımına göre daha yüksek marjinal uyum değerleri gösterdiği tespit edilmiştir. [18]

Bununla birlikte, konvansiyonel ölçü yönteminde de, aksiyogingival duvar, gingival taban ve ikisi tarafından oluşturulan çok açılı yüzeylerin daha düşük ıslanabilirlik sergilediği ve alçı modelden çıkartılma sırasında distorsiyon nedeniyle uyumsuzluklara daha yatkın olabildiği bildirilmiştir. [208] Bu tez çalışmasında CBCT verileri kullanılarak üretilen restorasyonlarda uyum değerlerinin daha düşük olma sebebi köşe noktaların ve kavitedeki kompleks geçişlerin olduğu bölgelerin net aktarılmamasıyla ilişkilidir. Yine konvansiyonel yöntemdeki ölçü malzemesinin kıvamı, distorsiyonu, alçı modelin dökümü gibi birçok sebebe bağlı olarak kavite tasarımında kompleks bölgelerden dolayı uyum değerleri intraoral tarayıcıya göre daha düşük bulunmuştur. Çalışmamızda da konvansiyonel grup kendi içerisinde değerlendirildiğinde gingival marjin sınırındaki noktalarda (MP1,MP2;DP1,DP2) yapılan ölçümlerde marjinal aralık diğer marjin ölçümlerinin yapıldığı noktalara göre daha fazla bulunmuştur. Konvansiyonel iş akışındaki yukarıda bahsedilen problemlere bağlı olduğu düşünülmektedir.

Restorasyon uyumunun kontrol edildiği çalışmalarda ölçümün nerden ve ne kadar sayıyla yapılacağına dair net bir bulgu yoktur. Çeşitli çalışmalarda çeşitli nokta ve konumlardan ölçümler yapılmıştır. Ancak bir araştırmadan başarılı sonuçlar elde edebilmek için, yeterli veriye sahip olmak gerekmektedir. Örnek sayısı, her örnekten alınan ölçüm sayısı ve istatistiksel testler, istatistiksel analizin gücünü belirlemektedir. Ece ve ark.'ın yaptıkları çalışmada felspatik seramik kronların Mikro-BT ile marjinal ve internal uyumunun incelendiği noktalar sagittal ve koronal kesitlerde 9'ar nokta olarak belirlenmiştir. [196] Foudda ve ark.'ın yaptığı çalışmada da lityum disilikat inley restorasyonların marjinal ve internal uyumunun silikon

replika aracılığıyla incelenmesi için mesiodistal kesitte 9 bukkolingual kesitte 7 nokta referans alınmıştır. [209] Zeynep ve ark.'ın yaptığı üretilen inley restorasyonların marjinal ve internal uyumunun Mikro-BT ile incelendiği çalışmada sagittal ve koronal kesitte 9'ar nokta alınırken inley restorasyonların lineer ölçümleri için 7 nokta referans alınmıştır. [210] Norah ve ark.'ın yaptığı çalışmada inley restorasyonların Mikro-BT ile incelenmesi için sagittal, koronal ve transvers ekseninde her bir ekseninden 5 kesit almak üzere 120 noktadan ölçüm yapılmıştır. [211] Groten ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada, sabit protetik restorasyonların marjinal uyumları incelenirken, çalışmadaki örnek azlığı, her bir örnekten alınan ölçüm sayısının artırılmasıyla çözülebileceğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, geçerli sonuçlar alabilmek için her bir örnek üzerinden 50 ölçüm yapılmasının gerektiğini ancak rastgele belirlenen 10-30 noktada yapılan ölçümlerin de yeterli sonuçlar verdiğini ancak rastgele 4-12 noktanın yetersiz sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. [168] Bu tez çalışmasında her bir restorasyon n 2 sagittal, 1 transvers olmak üzere 3 kesit alındı. Toplamda 108 kesit ölçüm yapmak üzere alındı. Marjinal ve iç uyum değerlendirilmesi için sagittal kesitte belirlenen 6 ölçüm noktası için 144 ölçüm ve transvers kesitte belirlenen 2 nokta için 24 ölçüm olmak üzere toplamda 168 ölçüm yapıldı. Bu sayı Groten ve ark. [168]'nın belirlediği ölçüm noktalarından ve toplam ölçüm sayısı ile uyumludur ve elde edilen sonuçların tutarlılığını için yeterlidir.

Onley ve parsiyel veneer kron restorasyonlarını imal etmek için yaygın olarak üç malzeme kullanılmaktadır: metal alaşımlar, kompozit reçineler ve cam seramikler. Cam seramik malzeme, estetik, termal genleşme katsayısı, sertlik, mineye benzer aşınma direnci ve adeziv simantasyon olasılığı gibi özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir. [212]

CAD-CAM teknolojisi ile kullanılabilmesi için lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar olan IPS e.max CAD bloklar geliştirilmiştir. Lityum disilikat cam seramikler mekanik dayanıklılıkları, estetik özellikleri ve biyouyumlulukları ile yaygın kullanılan cam seramiklerdir. Yapılan çalışmalarda lityum disilikat cam seramiklerin onley restorasyonlarında yeterli fonksiyon ve estetik özellikleri karşıladığı, marjinal uyumunun iyi olduğu ve tedavi edilen dişler için güvenilir bir materyal olduğu bildirilmektedir. [213], [214] Bloklar pre-kristalize edilmiş haliyle kazınırlar ve son kristalizasyon işlemi kazımadan sonra yapılır. Sinterizasyon gerektirmemektedir. [215] Araştırmacılar sinterleme işleminin restorasyon uyumu

üzerindeki olası etkisini vurgulamaktadır. [216], [217] Bir başka çalışmada, freze işlemi sonrası ısıtılma tabii tutulan zirkonya materyalinin vertikal marjinal uyum üzerine olumsuz etkisinin olduğu bildirilmiştir. [218] Sinterleme sonrasında materyal büzülme göstererek daha yoğun ve güçlü bir forma ulaşmaktadır. Bu nedenle materyaldeki büzülmenin; uyumsuzluk oluşturmaması için CAD-CAM sistemi tarafından telafi edilmesi gerekmektedir. Daha büyük altyapı materyalleri daha fazla büzülme uğrayıp ve daha büyük protetik uyumsuzluğa yol açabilmektedir. [216] Tam seramik materyallerin çoğunluğunun sinterleme işlemi gerektirdiği için çalışmamızda restorasyon materyali olarak, üretimi sürecinde stabil bir materyal olan freze edilebilir lityum disilikat ile güçlendirilmiş bloklar IPS e.max CAD C14 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır.

Literatürde onley restorasyonun marjinal uyumunun kontrol edildiği ve materyal olarak IPS e.max CAD blokların kullanıldığı birçok çalışma mevcuttur. Overlay preparasyon tasarımlarının marjinal uyuma etkisinin incelendiği [18], tam seramik onleylerin termomekanik döngü sonrası marjinal uyumunun incelendiği [190] çalışmalar bunlara örnektir. Lityum disilikat overlay restorasyonların klinik ve mekanik dayanımlarının araştırıldığı bir çalışmada üretilen lityum disilikat overleylerin mükemmel bir komplikasyonsuz sağ kalım oranı olduğu ve minimum kalınlıkta konservatif restorasyonlara izin verdiği tespit edilmiştir. [219] Bu çalışmalarda da anlaşıldığı üzere marjinal uyum ve onley restorasyonu için materyal olarak IPS e.max CAD C14 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tercih edilmiştir.

Siman aralığı, kullanılan sistemin hassasiyetine bağlı olarak kron uyumunu doğrudan etkiler. [220], [221] Bilgisayar destekli üretim tekniklerindeki tasarım programlarında, siman boşluğu istenen değerde ayarlanabilir. [169] Kale ve ark., CAD-CAM sistemi ile üretilmiş monolitik zirkonyum kronlarda simantasyonun marjinal uyuma etkisini inceledikleri çalışmalarında, siman aralığını marjinal bölgede 25 µm, marjinal sınırdan 1mm yukarıda ise 50 µm olarak belirlemişlerdir. [197] Bazı araştırmacılar, siman aralığının 30 µm ile 200 µm arasında olduğu tüm değerlerin klinik kabul edilir sonuçlar doğuracağını önermişlerdir. [167], [222], [223] Yapılan çalışmalar, seçilen siman aralığı değerinin marjinal adaptasyonu etkileyebileceğini ortaya koymuştur. Düşük siman aralığının marjinal boşluğu genişletebileceği düşünülmesine de sebep olarak meydana gelen prematür kontakların,

oklüzal yüzdeki fazla simanın çıkışına engel olmasından dolayıdır [169] Bununla birlikte fazla siman boşluğunun, daha iyi marjinal uyumu arttırdığına dair çalışmalar vardır. [224] Fakat 120 μm 'den büyük siman boşluğu, simanın polimerizasyon büzülmesinin ile internal uyumsuzluk sonucu olumlu etki yaratmayacaktır. [221] Literatürde ideal siman aralığının 50 μm olduğu bildirilmiştir. Teorik olarak bildirilen siman kalınlığının 25-40 μm aralığında olması sebebiyle ortalama 30 μm 'lik siman aralığı için gerekli boşluk ve üretimden kaynaklı hataları tolere amacıyla ek 20 μm ' lik boşluğun gerekli olduğu bildirilmiştir. [225], [226], [227]

Farklı basamak tasarımları ile üretilen lityum disilikat overlayların uyumunun incelendiği çalışmada siman boşluğu 80 μm ayarlanırken, [18] CAD-CAM inley restorasyonların uyumunun değerlendirildiği diğer çalışmada 100 μm olarak ayarlanmıştır. [210] CAD-CAM inley/ onley restorasyonlarının marjinal ve internal uyumlarının kontrol edildiği çalışmaları konu alan sistematik incelemede 162 makale kullanılmıştır ve elde edilen sonuçlarda siman boşluğunun 30 μm ile 140 μm aralığında farklı aralıklarda seçildiği gözlemlenmiştir. [17] Bu çalışmalar ışığında ideal siman boşluğu değeri ile alakalı halen tam olarak net bir bilgi bulunmamaktadır ve çalışmadan çalışmaya değiştiği gözlenmiştir. Tüm bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda üretilen onley restorasyonların siman boşluğu marjin sınırında 40 μm marjin sınırının 1 mm yukarısında 60 μm olarak ayarlanmıştır.

Marjinal ve internal uyumun değerlendirildiği bazı çalışmalarda üretilen restorasyonlar simante edilirken bazı çalışmalarda simante edilmeden analizi yapılmaktadır. Örnek olarak Mikro-BT ile uyumun kontrol edildiği çalışmalardan Uzgur ve ark.'nın [228] ile Kim ve ark.'nın [229] yaptığı çalışmalarda simantasyon yapılırken; Alajaji ve ark.'nın [211] ile Seo ve ark.'nın [230] yaptığı çalışmalarda simantasyon yapılmamıştır. Marjinal uyum ölçüm çalışmalarında simantasyonun marjinal uyumu etkilediği birçok çalışma bulunmaktadır. [231], [232], [233] Simantasyon işlemi yapılırken üretilen restorasyon tam olarak yerine oturmayıp marjinal ölçüm değerlerinin artmasına sebebiyet verir. [234] İnley ve onley restorasyonların marjinal uyumlarının araştırıldığı 162 çalışmayı içeren bir sistematik incelemeye göre simantasyon sonrası marjinal uyumsuzluğun arttığı tespit edilmiştir. [17] Simantasyon işlemi ile birlikte üretim tekniklerinin hassasiyetine tam olarak varılamamaktadır. [235] Çalışmamızda farklı yöntemlerle üretilen onley restorasyonların uyumu değerlendirilirken belirtilen sebeplerden simantasyon işlemi

tercih edilmemiştir.

Onley preparasyonlarının ölçüye doğru bir şekilde aktarılması,yapılacak olan restorasyonun uyumu için çok önemlidir. Konvansiyonel yöntemlerle alınan ölçülerde en sık kullanılan materyaller polieter ve polivinilsiloksan ölçü maddeleridir. [236] Çift fazlı tek aşamalı ölçü yönteminde, az yoğun ve çok yoğun olmak üzere iki tip ölçü malzemesi tek aşamalı olarak kullanılır. Hazırlanan iki farklı kıvamdaki ölçü malzemesi ölçü kaşığına yerleştirilir ve ağıza uygulanır. Bu yöntemde iki ayrı yoğunluktaki madde birlikte polimerize olur. [237] Ölçü malzemelerinde maddenin viskozitesi arttıkça, polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır. [238] Çift karıştırma tekniğinde, viskozitesi yüksek olan az yoğunluktaki ölçü malzemesi, kontrol edilemeyen miktarlarda fazlaca kullanıldığı için, bu teknikle alınan ölçülerin polimerizasyon büzülmesi fazla olmaktadır. Literatürde çift fazlı tek ve çift aşamalı teknik arasında marjinal uyum bakımından fark bulunmadığını bildiren çalışmalar [239] olduğu gibi çift fazlı tek aşamalı polivinil siloksan ölçü tekniğinin çift fazlı çift aşamalı polivinil siloksan ölçü tekniğine kıyasla marjinal uyum bakımından daha başarılı sonuçlar gösterdiğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır. [240] Çalışmamızda ark şeklinde alçı modele yerleştirilmiş olan prepare edilmiş diş modelleri üzerinden ölçü alma işlemi tek aşamalı çift fazlı olarak gerçekleştirilmiştir. Preparasyon tasarımında kompleks anatomik yapının olması ve dişin kök kûrvatûrüne doğru eğim gösterdiği yerlerdeki andırıklara bağlı olarak ölçünün distorsiyona uğramasından kaynaklı çift fazlı tek aşamalı ölçü alınması tercih edilmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda konvansiyonel yöntemle üretilen onley restorasyonlardaki uyum değerlerinin intraoral tarayıcı ile üretilen restorasyonlara göre yüksek çıkma sebeplerinden birisinin (ölçü distorsiyonu) olabileceği düşünülmüştür. İleride yapılacak çalışmalar için çift fazlı çift aşamalı ölçü yönteminin de sonuçları etkileyebileceği kanısındayız.

Benli ve ark.'nın bir çalışmasında konvansiyonel ve iki farklı dijital ölçü yöntemi kullanılarak elde edilen kron restorasyonların marjinal ve internal uyumları değerlendirilmiş olup ilk grupta, intraoral tarayıcı kullanılarak ana modelden direkt dijital ölçü alınmış ve kron IPS-e max CAD materyali kullanılarak üretilmiştir. İkinci grupta, konvansiyonel metotla ölçü alınarak, metal destekli seramik kronlar IPS Classic Ceramic materyalinden üretilmiştir. Son grupta ise, alçı model ekstraoral tarayıcı ile taranmış ve kronlar bilgisayarda tasarlanarak, üretim IPS-e max CAD

materyali ile gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre gruplar arasında marjinal ve internal uyum değerleri arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmiş ve direkt dijital yöntem ile üretilen kron restorasyonların en başarılı marjinal ve internal uyum değerleri verdiği bildirilmiştir. [241] Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre direk intraoral tarayıcı ile üretilen onley restorasyonların uyumu gerek konvansiyonel yöntemle gerek CBCT verileriyle üretilen yöntemle göre daha başarılı kabul edilmiştir.

Konvansiyonel ölçü teknikleri birçok çalışmada intraoral tarayıcı sistemlerle karşılaştırılmaktadır. Geleneksel ölçü prosedüründe, materyalin özelliği ve her işlem basamağında tutarsızlığa katkıda bulunacak hatalar iyi bilinmektedir. Bunlar ölçü materyalini yerleştirme sırasında ve çıkarma işlemindeki ölçünün yırtılması, distorsiyonu ya da model elde edilirken alçıyla olan işlemlere bağlı hatalar olabilmektedir. [208], [200] Literatür incelemesine bakıldığında ölçü tekniklerinin marjinal uyumu üzerinde in vivo ve in vitro birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalarda dijital ölçü tekniklerinin polivinil siloksan ölçülere kıyasla daha üstün olduğu gösteren çalışmalar [242], [243], [244] olduğu gibi benzer sonuçlar elde edildiğini de gösteren çalışmalar [245], [246], [247] da mevcuttur. Da Costa ve ark.'nın yaptığı çalışmada da belirgin farklılık gözlemlenmemiştir. [248] Bu tez çalışmasında Mikro-BT ölçümlerinde marjinal uyum değerlerinde istatistiksel olarak intraoral tarayıcı ile üretilen restorasyonların daha uyumlu olduğu ve konvansiyonel yönteminde sonuç olarak benzer değerlerde olduğu gözlenmiş elde edilen sonuç literatürle uyumlu bulunmuştur. Bu durum hekimlerin kliniklerindeki tercihlerini zaman içerisinde gelişen dijital olanaklar sayesinde konvansiyonel teknikler yerine dijital tekniklere doğru yönelteceğini göstermektedir.

İnley ve onleyler kronlara göre daha kompleks geometriye sahiptirler. Bu kompleks geometriden dolayı kazıma cihazının tipi uyumu etkilemektedir. [125], [203], [211], [245], [249] Yapılan bir çalışmada 4 akslı kazıma cihazı ile 5 akslı kazıma cihazı karşılaştırılmış ve 4 akslı cihaz ile üretilen restorasyonların özellikle oklüzal marjinal boşluk kısmında daha düşük uyum gösterdiği gözlenmiştir. [245], [250] 5 akslı kazıma cihazında küçük açılar derin andırkatlar ve detay içeren yerler kazınabilir. Kazıma frezlerinin boyutu ve kazıma tablasının şekli de restorasyon adaptasyonun da önemlidir. [89], [203] Küçük çaplı 0.6 mm frezlerin kullanılması inley onley restorasyonları için uygun görülmüştür. [251] Bu bilgiler doğrultusunda

çalışmamızda da 5 akslı CAM cihazı kullanılmıştır ve frez olarak inley ve onley restorasyonların kompleks anatomisini net kazıyabilen frezler tercih edilmiştir. Nitekim çalışmamızdaki sonuçların sebebinin CAD-CAM sistemindeki frezeleme aşamasından olup olmadığını net analiz edebilmemiz açısından 3B yazıcılar ile üretilen restorasyonlarla karşılaştırılması gerektiği düşünmekteyiz.

Ağız içi tarayıcıların kompleks açı içeren, keskin kenar içeren bölgeleri tarama hassasiyetleri düşüktür. Bu oranın olabildiğince azaltılması içi keskin kenarların yuvarlatılması gerekmektedir. Yine tarama cihazının CAM aşamasında cihaza takılan frezin çapının min. değeri 1mm olsa bile istenmeyen materyal kaldırmasına sebebiyet vermektedir. Flavia ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada CAD-CAM onley restorasyonların marjinal ve internal uyumu incelenmiştir. Mikro-BT ile yapılan analizde sagittal ve koronal kesitler alınmış kesitlerde toplam 25 nokta ölçülmüş ve çalışmanın sonuçlarına göre yapılan ölçümlerde değerlerin en yüksek çıktığı geometrisi kompleks bölgelerden(proksimal kutu kavitesi gibi) alınan ölçümlerde gözlenmiştir. [252] Çalışmamızda da yapılan ölçüm noktalarında proksimal kutu kavitelerinin olduğu marjin kenarlarında gingival kısma yakın bölgelerde MP1, MP2 gibi noktalarda diğer marjinal ölçümün yapıldığı noktalara göre yüksek çıkmıştır. Bu noktalarda yapılan ölçümlerin yüksek çıkma sebebini CAD-CAM sistemindeki frezelenebilir alanın çapının sınırlı olmasından dolayı istenmeyen aşındırmalar yapılmasına bağlıyoruz.

İntraoral tarayıcıların inley onley gibi kompleks anatomiye sahip kavite preparasyonlarını tarama kalitesi de uyumu etkilemektedir. [203], [229], [253] Buna bağlı olarak tarayıcı sistemdeki teknoloji de direk olarak uyumu etkilemektedir. [3], [254]–[257] Çalışmamızda tek bir intraoral tarayıcı kullanıldığı için daha net analizlerin yapılması için diğer tarayıcılarla kombine çalışmalar yapılabilir.

Bir indirekt restorasyonun klinik başarısının değerlendirilmesinde marjinal ve internal uyum önemlidir Marjinal uyumun değerlendirilmesi amacıyla yapılan birçok çalışmada; farklı preparasyon ve basamak tipleri, ölçüm için kullanılan farklı test yöntemleri, her bir örnek için yapılan ölçüm sayıları, örneklerin simantasyonu gibi farklı parametreler araştırılmıştır. [258], [259], [165], [260], [261], [200] Bunun dışında internal uyumdaki başarısızlık, siman kalınlığının artmasına, okluziyondaki değişimlere ve retansiyon kaybına sebep olabildiği gibi kırılma direncini düşürür ve marjinal uyumu zayıflatır. [261], [262] Zayıf internal uyumun materyalin

dayanıklılığını azalttığı bilinmektedir. Literatürde internal uyum değerleri için farklı değerler mevcuttur. [190] Sistematik bir derlemede ise internal uyum değerlerinin 23- 406,5 μm arasında değişen değerler gösterdiği bildirilmektedir. [17] Boteille ve ark., yaptığı sistematik derlemede seramik inley ve onleylerin internal uyumlarını 23-230 μm arasında rapor etmiştir. [21] Bu tez çalışmasında marjinal uyum değerlerinin ölçüldüğü noktalarda ölçümler en az ve en çok olacak şekilde 53,1-179,56 μm arasında değişirken; internal uyuma karşılık gelen noktaları (B1 ve L1) içeren ölçümlerde değerler 58,24-210,06 μm arasında bulunmuştur. Literatürde de rapor edilen bu değerler, restorasyonun yapım tekniğine, restorasyonun yapıldığı materyale, ölçüm noktalarına, marjinal ve internal uyumun ölçüldüğü tekniğe bağlı olarak değişebilmektedir.

Sabit restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir marjinal boşluk miktarını kesin olarak belirlemek zordur. Bu konu yoğun bir şekilde araştırılmıştır ve bildirilen değerler geniş bir skalada yayılım göstermektedir. [172] Bazı yazarlar yaptıkları çalışmalarda 100 μm 'nin [211], [248], [263], [264] altını kabul ederken bazı yazarlar 120 μm 'nin altındaki [167], [172], [197], [265] restorasyonların klinik olarak kabul edilebileceğini tespit etmişlerdir. [165] Yine yapılan çalışmalardan biri olan, McLean ve Von Fraunhauser'ın 1000'den fazla sabit restorasyon üzerinde yaptıkları 5 yıllık bir çalışmanın sonuçlara göre ise, 80 μm 'den az bir marjinal boşluğun klinik koşullar altında tespit edilmesinin zor olduğunu ve 120 μm 'nin ise maksimum tolere edilebilir marjinal açıklık olduğunu belirtmişlerdir. [167] Kale ve ark., CAD-CAM ile üretim aşamalarının ve simantasyonun monolitik zirkonyum kronların marjinal uyumuna etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar rapor etmelerine rağmen, en büyüğü 149 μm olmak üzere 2 noktada 120 μm 'nin üzerinde değerler ölçmüşlerdir. [13] Üzgür ve ark.'nın yaptığı micro-Bt kullanılarak inley restorasyonların uyumlarının incelendiği çalışmada marjinal ve internal aralık miktarlarının 20 ile 200 μm aralığında klinik olarak büyük ölçüde kabul edilebilir olduğu kanısına varmışlardır. [261] Ekici ve ark.'nın yaptığı micro -Bt ile inley restorasyonların uyumlarının incelendiği çalışmada da 3 farklı intraoral tarayıcı ile üretilen inley restorasyonların uyumunun 150 μm 'nin altında ve klinik olarak kabul edilebilir olduğu bulunmuştur. [210] Yaptığımız çalışmada sagittal kesitte alınan MB1, MB2, MP1, MP2, ML1, ML2; DB1, DB2, DP1, DP2, DL1, DL2 ile transvers kesitte alınan B1, L1 noktalarının ölçüm sonuçları

değerlendirilmiştir. CBCT verileri kullanılarak üretilen restorasyonlardan yapılan ölçümlerde 12 nolu örneğin B1 noktasından yapılan ölçümde en yüksek değer olan 210 µm tespit edilmiştir. Tüm ölçüm noktalarında yapılan ölçümlerdeki en düşük değer ise 53,1 µm olarak intraoral tarayıcı grubunda bulunmuştur. Konvansiyonel grupta yapılan ölçümlerde en düşük değer 84,57 µm iken en yüksek değer 126,42 µm olarak; intraoral tarayıcı grubunda en düşük değer 53,1 µm iken en yüksek değer 96,54 µm olarak; CBCT grubunda en düşük değer 97,1 µm iken en yüksek değer 210 µm olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızdaki hipotezlerden birisi olan 3 yöntemle de üretilen onley restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir olduğu bu veriler eşliğinde kabul edilmiştir. Fakat istatistiksel olarak CBCT grubundaki veriler intraoral grubuna göre; intraoral tarayıcı grubundaki veriler konvansiyonel yöntemle göre yüksek değerler gösterdiğinden 2. hipotezimiz reddedilmiştir.

Literatürdeki kenar uyumuyla ilgili çalışmalar değerlendirildiğinde, restorasyonların kenar uyumları değerlendirilirken , sonuçların ortalamaları alınır. Ortalama alınarak yapılan kenar uyum değerlendirmelerinde sonuçların daha iyi veya daha kötü gösterilebileceğini, bazı sonuçların gölgelenebileceğini düşünmekteyiz. Matta ve ark. kron restorasyonların kenar uyumlarını inceledikleri çalışmalarında, ortalama kenar açıklığını klinik kabul edilebilir sınırlar içinde bulmalarına rağmen, ölçülen noktaların % 25'i kadarında kenar açıklığı 100 µm ve üzerinde, % 10'un da ise 150 µm ve üzerinde bulunmuştur. [266] Bunun gibi sebeplerden, klinik kabul edilebilir sınırın üzerindeki ölçüm değerleri ile maksimum ölçüm değerlerinin özellikle vurgulanmasının, çalışma sonuçlarını doğru değerlendirme açısından yararlı olacaktır. [197] Çalışmamızda yaptığımız ölçümlerde intraoral tarayıcı ile üretilen restorasyon grubu tüm değerlerde 100 µm altında kalırken, konvansiyonel yöntemle ile üretilen onley restorasyon grubu 12 nokta hariç olmak üzere 120 µm altında ,CBCT verileri ile üretilen onley restorasyon grubu 12. örneğin B1 noktasından alınan ölçüm dışında 200 µm altında değerler göstermiştir.

Yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçlara göre; B1 ve L1 noktalarından yapılan ölçümlerde ortalamalar mesial ve distaldeki noktaların ortalamalarına göre CBCT grubunda yüksek bulunmuştur. Konvansiyonel ve intraoral tarayıcı grubunda ise diğer noktalarla uyumlu hatta daha düşük değerler göstermiştir. CBCT grubunda bu değerlerin yüksek bulunmasının sebebini tarama sırasında karşılaşılan artefakt ve tarama görüntülerinin stl formata dönüştürülmesi sırasında kaybedilen verilerden

kaynaklandığını düşünmekteyiz. B1 ve L1 noktasında yapılan ölçümler kavite içerisindeki aksiyel düz duvarların olduğu noktalardan yapılmıştır. İntraoral tarayıcı bu noktaları rahatlıkla tarayabilmektedir. Konvansiyonel grubun intraoral tarayıcı ile kıyaslandığında daha yüksek çıkma sebebini de ölçü alma ve model elde etme sırasındaki sapmalardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Ekici ve ark.'nın aynı CAD-CAM sistemleriyle farklı dijital tarayıcılarla üretilen inley ve kron restorasyonlarının marjinal ve internal uyumlarının Mikro-BT ile incelendiği çalışmada varılan sonuca göre preparasyonu yapılmış inley restorasyonların mesio-gingival marjin kısmında ölçülen değerlerin diğer noktalara göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir. [210] İnley restorasyonların marjinal uyumlarının incelendiği sistematik bir incelemede de gingival marjin kısmındaki değerlerin yüksek bulunduğu bildirilmiştir. [19] Bizim çalışmamızda da prepasyon bölgesinde aynı noktalara denk gelen mesial ve distaldeki gingival ölçüm noktalarının (MP1, MP2 ve DP1, DP2) elde edilen sonuçlarına göre tüm üretim yöntemlerinde diğer noktalara göre (MB1, MB2 ve ML1, ML2) yüksek bulunmuştur. Bu sonuçlar Ekici ve ark.'nın yapmış olduğu inley ve kronların uyumlarının incelendiği çalışmaya benzer uyum içerisindedir.

Mikro-BT diş hekimliğinde, implant planlaması, kök kanal preparasyonun değerlendirilmesi, adli incelemeler ve restorasyonların marjinal adaptasyonlarının değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmaları konu alan güncel derlemelerden bazılarında da analiz için Mikro-BT önerilmiştir. [215], [169] Mikro-BT ve SEM analiziyle marjinal açıklığın test edildiği bir çalışmada verilerin kaybına yol açmayan, birçok örnek üzerinde çalışma imkanı veren, örneklerin tekrar kullanımına izin veren destrüktif olmayan bir yöntem olarak Mikro-BT yönteminin avantajları bildirilmiştir. [267] Mikro-BT nin avantajı diş-restorasyon ara yüzünün, tahribatsız bir şekilde, daha fazla kalitatif ve kantitatif yapı analizi ve üç boyutlu rekonstruksiyon olasılığı ile kesintisiz bir şekilde görselleştirilmesini sağlamaktır. [22] Özellikle indirekt restorasyonların marjinal ve internal uyumunun yüksek çözünürlüklü görüntüler aracılığıyla değerlendirilmesine izin vermesi, herhangi bir açıdan veya konumdan iki ve üç boyutlu görselleştirmeye olanak tanıyarak araştırmacılara büyük kolaylık sağlamaktadır. Bu teknik ile marjinal ve internal adaptasyon, x ve y eksenlerinde değerlendirilerek, siman aralığına karşılık gelen boşluk daha gerçekçi olarak

algılanabilmektedir. [253], [268] Silikon replika tekniği simantasyon prosedürünü taklit eden bir tekniktir. Bu teknik, marjinal ve internal adaptasyon değerlendirme çalışmalarında sıklıkla kullanılan, tahribatsız ve güvenilir bir yöntemdir. [269], [165] Silikon replika tekniğin dezavantajı, elastomerik materyalin yapısındaki kusurlar, işlemler sırasında yırtılmaların meydana gelmesi ve kesit alınırken yapılan hatalar olarak sayılabilir. [165], [270] Bu tez çalışmasında uyumun değerlendirilmesinde silikon replika ve SEM analizine kıyasla Mikro-BT yukarıda belirtilen avantajlarından dolayı tercih edilmiştir.

CBCT görüntülemesi dental tedavilerin yürütülmesi aşamalarında teşhis ve tedavide kullanım alanı bulmuştur. Düşük radyasyon dozu ile 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesi kullanım alanını yaygınlaştırmıştır. [152] DICOM [(Digital Imaging and Communication in Medicine : Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)] çeşitli üreticiler tarafından üretilen çeşitli ekipman ve yazılım sistemleri arasında radyolojik görüntülerin ve diğer tıbbi bilgilerin yer aldığı standart bir dildir. Bir DICOM resim dosyası X-ışını görüntüsü ya da CBCT de olduğu gibi çoklu kesitlerdeki görüntüleri içerir. [271] Literatüre bakıldığında CBCT den elde edilen DICOM verileri kullanılarak diş hekimliği alanında birçok çalışma yapılmıştır. Jyme ve ark. yayınladıkları klinik raporda CBCT ile hastaya rehber, geçici hareketli protez ve sabit protez yapmışlardır. [272] Jeff ve ark. yaptıkları çalışmada CBCT verileri ile obtüratör üretmişlerdir. [273] Yapılan diğer bir çalışmada hastaya yapılacak periodontal cerrahi işlemde önce rehber olması amacıyla CAD-CAM ile çıkarılabilir splint yapmışlardır. [15] Maksillektomi yapılan bir hastada yapılan çalışmada ise hastanın ölçüsünün standart kaşıkla alınmasının zor olmasından dolayı CBCT verileri ile model oluşturulup şahsi kaşık imal edilmiştir. Oluşturulan şahsi kaşık ile ağızda öncesinde yapılan implantlarla birlikte defekt bölgesinin ölçüsü alınmıştır. [274] Soina ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada kök kanal morfolojisi CBCT ile gözlemlenmiş ve kök kanallarının giriş yerlerini bulmak için bir endodontik rehber imal edilmiştir. [275] Yapılan çalışmalarla birlikte diş hekimliğinin alt dalları olan cerrahi, protetik diş tedavisi, periodontoloji, endodonti gibi alanların tümünde kullanım alanı bulmuştur. Çalışmamızda da CBCT verileri kullanılarak günümüzde yaygın olarak kullanılan tam seramik onley restorasyonların üretilme ve üretilen restorasyonun uyumu test edilmiştir.

Protetik Diş Tedavisi alanında CBCT verilerini içererek yapılan çalışmalar literatürde çok bulunmamakla birlikte yapılan çalışmalar değerlendirilmiştir.

Kale ve ark. CBCT verileri kullanılarak üretilen CAD-CAM monolitik zirkonyum kronların marjinal uyumlarını incelemişlerdir. Çalışmalarında çekilmiş üst sol 1.molar diş kullanarak farklı yöntemlerle CAD-CAM monolitik zirkonyumlar üretmişlerdir. Laboratuvar tarayıcısı kullanarak, direk CBCT verileriyle ve CBCT den oluşturulan modelin laboratuvar tarayıcısı ile tarandığı teknikleri kullanmışlardır. Çalışma sonucunda elde edilen sonuçlara bakıldığında üretilen monolitik restorasyonların marjinal uyumu $120\ \mu\text{m}$ ' den az bulunurken ; laboratuvar tarayıcısı ile alınan ve direk CBCT verilerinin kullanıldığı üretimdeki marjinal uyum 'CBCT, model ve 3D laboratuvar tarayıcısı' kullanılarak yapılan üretime göre daha iyi bulunmuştur. [13] Çalışmamızda da klinik kabul edilebilir aralık sınırı olarak benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Şeker ve ark. CBCT verileri ve laboratuvar tarayıcısı kullanarak üretilen CAD-CAM restorasyonların marjinal uyumlarını araştırmışlardır. Çekilmiş premolar diş kullandıkları çalışmada diş laboratuvar tarayıcısı ile taranıp; CBCT taramaları 0.125 mm, 0.20 mm, 0.30 mm voksel değerleri kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen sonuca göre laboratuvar tarayıcısı ile üretilen CAD-CAM restorasyonların marjinal uyumlarının CBCT verileriyle üretilen restorasyonlara göre daha iyi olduğu ve değerlerin her iki üretim yöntemi için klinik olarak kabul edilebilir olduğu tespit edilmiştir. 0.125 mm voksel değeri kullanılarak üretilen restorasyonların marjinal açıklığı yüksek voksel değerlerine göre daha fazla bulunmuştur. [8] Çalışmamızda da bu sebepten dolayı onley gibi geometrisi kompleks bir kavite preparasyon detayının net elde edilmesi için düşük voksel değeri olan 0.125 mm voksel değerinde CBCT çekimleri yapılmıştır. Yine bu çalışmada elde edilen sonuçlar da bizim çalışmamızda olduğu gibi laboratuvar tarayıcısı kullanılarak üretilen restorasyon CBCT kullanılarak üretilen restorasyonlara göre daha iyi marjinal uyum değerleri ölçüldüğünden benzerlik göstermektedir.

Belgin ve ark.'nın yaptığı çalışmada da çekilmiş üst sol 2.premolar ve molar dişler kullanarak üretilen CAD-CAM ile üretilen 3 üyeli sabit parsiyel restorasyonların marjinal uyumları incelenmiştir. Örneklerin CBCT taramaları ve 3D Laboratuvar tarayıcısı ile taramaları yapıldıktan sonra üretilen restorasyonların DMA(dikey marjinal aralıklarının ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre

laboratuvar tarayıcısı ile üretilen zirkonyum sabit bölümlü protez altyapılarının 120 µm'nin altında ortalama DMA değerleri vermesi bu yöntemin klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verdiğini bir kez daha kanıtlamıştır. Doğrudan CBCT verisi kullanılarak üretilen zirkonyum sabit bölümlü protez altyapılarının birçok ölçüm noktasında 120 µm'nin ve genelde 200 µm'nin altında ortalama DMA değerleri vermesi bu yöntemin klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verme potansiyelinin yüksek olduğunu göstermiştir. [14] Çalışmamızda yapılan ölçümlerde intraoral tarayıcı ile üretilen onley restorasyon grubu tüm değerlerde 100 µm altında kalırken, konvansiyonel yöntemle ile üretilen onley restorasyon grubu 12 nokta hariç olmak üzere 120 µm altında , CBCT verileri ile üretilen onley restorasyon grubu 12.örneğin B1 noktasından alınan ölçüm dışında 200 µm altında değerler göstermiştir. Özellikle CBCT kullanılarak üretilen onley restorasyonların 150 µm değerini aşan ölçümleri tespit edilmiştir. Ancak öncesinde belirtilen literatür taramalarına göre de klinik kabul edilebilir sınırın net belli olmadığını da göz önünde bulundurursak çalışmamızda elde edilen sonuçların diğer çalışmalarla uyumlu olduğu ve klinik olarak kabul edilebilir limitlerin içerisinde olduğu belirtilebilir.

CAD-CAM lityum disilikat seramik kronların üretiminin CBCT verileri kullanılarak mümkün olup olmadığını inceleyen inceleyen bir çalışmada ; molar diş için chamfer preparasyon yapıldıktan sonra kontaklı olarak 15 ve 17 nolu dişlerle birlikte ana model oluşturulmuştur. Oluşturulan modelin ölçüsü alındıktan sonra dökülen alçı model laboratuvar tarayıcı ile taranarak (EOS), metal master model intraoral tarayıcı ile taranarak (IOS) alt grupları oluşturulmuştur. Alınan ölçülerin 0.200mm voksel değeriyle CBCT taramasıyla CS9300 3D (Carestream, NY, USA) (CBCT1) alınan ölçülerin 0.150 mm voksel değeriyle CBCT taraması CS8100 3D (Carestream, NY, USA) (CBCT 2) alt grupları olmak üzere 4 alt farklı şekilde dijitalizasyonu yapılan restorasyonların üretimleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre üretilen CAD-CAM lityum disilikat kronların marjinal uyumları CBCT 1 ve CBCT 2 verilerinde klinik olarak kabul edilebilir seviyede bulunurken EOS VE IOS alt gruplarına göre daha düşük marjinal uyum gösterdiği tespit edilmiştir. EOS ve IOS gruplarında ise IOS grubunda daha düşük ölçümler gözlenmiştir. [15] Çalışmamızda da çekilmiş diş kullanılması ve CBCT taramalarındaki dijitalizasyon yöntemleri (çalışmamızda ölçü değil direk diş ve restorasyon taraması yapılmıştır) açısından farklılık göstermesine rağmen intraoral tarayıcı ile üretilen restorasyonların marjinal

uyumları diğer yöntemlere göre daha uyumlu bulunurken; bu çalışmada olduğu gibi CBCT ile yapılan üretimler en düşük marjinal uyumu göstermiştir fakat klinik olarak kabul edilebilirdir. Çalışmamızda kullanılan çekilmiş dişler farklı boyut ve anatomide olduğu için alçı model üzerine ark şeklinde yerleştirilmelerine rağmen dişlerin üretimi kontak noktalarını referans almadan standart parametrelerde yapılmıştır. Yine aynı şekilde karşıt diş kapanışı olmadan restorasyon kalınlıkları standart parametreleri içererek yapılmıştır. Belgin ve ark. [14] ile Ana ve ark. [15] yaptığı çalışmada dişler kontaklı modelde tasarlanarak üretilmiştir. Bizim çalışmamızda bu durumun olmaması kısıtlılıktır. CBCT verilerinin direk kullanılması ile üretilebilecek restorasyonlarda karşıt çene arkına göre kapanışın oluşturulup üretilen restorasyonun ideal oklüzyonda ayarlanabilme olasılığının düşük olduğunu düşünmekteyiz. Literatürde bu konu ile alakalı daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir. Bu sebeplerden dolayı direk CBCT taramalarının kullanılıp restorasyon üretimi yerine indirekt digitalizasyon olarak CBCT'nin kullanılması gerektiğini önermekteyiz.

CBCT kullanılarak üretilen restorasyonların ya da modellerin incelemeleri yapıldığında marjinal uyum değerlerinin diğer yöntemlere göre düşük olmasına sebep olarak DICOM verilerinin STL formata çevrilmesi esnasında (tomografi cihazından direk alınan çıktılarda, başka aracı programlar kullanılarak yapılan çevirme işlemlerinde, tasarım programlarında) verilerdeki kayıp olduğunu düşünmekteyiz. Literatüre baktığımızda CAD programlarında restorasyonların tasarımlarının yapılabilmesi için DICOM verilerinin STL formata çevrilerek aktarılması gerekmektedir. Bu çevirme işlemi CBCT cihazının yazılımında otomatik yapıldığı gibi gri skalanın seviyelerine göre manuel olarakta yapılabilir. [276] Bu çevirme sırasındaki doğruluk gerek CBCT cihazının yaptığı tarama kalitesine gerekse de çevirme programının kalitesine bağlıdır. [277] Young ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada alınan ölçüde 1.grupta alçı model elde edilip intraoral tarayıcı yardımıyla taranırken diğer grupta ölçünün CBCT taraması yapılarak CBCT cihazının programı vasıtasıyla model elde edilmiştir. Her iki yöntemle de 3B yazıcılar vasıtasıyla geçici kron üretimi yapılmıştır. Sonuçlara göre üretilen geçici restorasyonların uyumu klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde bulunmuştur. [278] Euro ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada tıbbi kafatası modelleri oluşturulmuştur. Modeller oluşturulurken DICOM verilerinin STL'e çevrilme işlemi sırasındaki

doğruluk incelenmiştir ve çalışma sonucunda çevirme işleminin yazılım ve teknisyen bazlı değişiklik gösterdiği tespit edilirken [276] ; başka bir çalışma olan hızlı prototip modellerin hatalarının analiz edildiği çalışmada da operatör hassasiyetinden bahsedilmiştir. [279] Bizim çalışmamızda da CBCT verileri tomografi cihazından STL formatında alınarak herhangi bir aracı program kullanılmamıştır. Yukarıda belirtilen çalışmalar ışığında CBCT verileri kullanılarak üretilen restorasyonların marjinal uyumlarının daha net analiz edilebilmesi için farklı çevirme programları, farklı tomografi cihazları, farklı voksel değerleri, farklı materyaller ve farklı restorasyonların kombine üretilmesi şeklinde araştırmalar yapılabileceği kanısındayız.

Metal artefaktlardan dolayı elde edilen verilerin üretim aşamasında sıkıntı yaratacağından ve radyasyon dozundan dolayı CBCT' nin kullanımı için sınırlamalar vardır. [8] Bazı çalışmalarda CBCT' deki radyasyon dozunu elimine etmek için çalışmalar yapılmıştır. [280], [281] Yine CBCT ile yapılan bir çalışmada CBCT cihazındaki parametrelerin tam istenildiği gibi değiştirilememesi, taraması yapılmak için alınan ölçü kaşığının, kaşığın konumunun, ölçü malzemesinin tipinin görüntü kalitesini etkilediğini ve standardizasyonunun zorluğundan bahsedilmiştir. [15] CBCT verilerinin CAM yazılımına transfer edilmesi birkaç üretim aşamasını elimine ederek, çalışma süresini kısaltarak başarısızlık olasılığını düşürmek için avantaj sayılabilir. [8] Üretilen restorasyonların uygun oklüzyonda üretilmesine imkan veren CBCT çalışmaları da mevcuttur. [282], [283] Dijital ölçü alınırken kullanılan intraoral tarayıcıların kullandığı teknoloji ve detay verebilme kapasitesi hassasiyet ve gerçekliğin toplamı olan doğruluk şeklinde ifade edilmiştir. [284] İnley, onley gibi karmaşık yapıların taranmasında doğruluk değerleri düşmektedir. [285] Yine tam ark taramalarında intraoral tarayıcının verileri çakıştıramadığı noktalarda kullanımı mümkün olabilir. Literatürde farklı tekniklerle intraoral tarayıcının tam ark kıyaslamaları yapan çalışmalarda [92], [286]–[288] dahil olmak üzere bizim çalışmamızda da CBCT verileri ile alakalı sonuç olarak net homojen doğruluk, hassasiyet ve öngörülebilirlik yoktur. Yukarıda literatürdeki incelemeler doğrultusunda elde edilen bilgiler ile CBCT' nin bir direk ölçü yöntemi olmak yerine indirekt dijitalizasyonda kullanılan bir metot olması gerektiğini düşünmekteyiz.

Kısıtlılıklar

Restorasyonların uyumlarının araştırıldığı birçok çalışma olmasına rağmen, restorasyonların ömrünü uzatacak altın standart teknik ve materyal kombinasyonunda henüz görüş birliğine varılamamıştır. Yeni araştırmalar literatüre eklendikçe hangi materyal-teknik ve cihaz kombinasyonlarının daha iyi sonuçlar verdiği konusunda hekimlerin bilgileri artacak ve daha başarılı restorasyonlar ortaya çıkacaktır.

Çalışmamızdaki temel sınırlama daha önceki çalışmalarla direkt olarak kıyaslanabilme imkanının olmamasıdır. Literatürdeki çalışma tasarımları ve kullanılan materyal-metotlardaki farklılıklar ve buna bağlı olarak elde edilen sonuçlar değişmektedir. Literatürde klinik kabul edilebilir marjinal açıklık kriteri konusunda, örnek başına ölçüm noktası sayısının minimum ne kadar olması gerektiği konusu marjinal açıklık değerlerini tespit ederken 3 boyutlu ortamın hangi boyut veya boyutları tercih edileceği konusunda ve sonuçlardan hangisinin klinik kullanıma yönelik katkısının iyi olduğu konusundaki kurallar netleşmemiştir.

Diğer kısıtlılıklarından biri olarak tek tip intraoral tarayıcıya sahip olmamız sayılabilir. Araştırmamızda kullandığımız yöntem ile oral dokulardaki tüm değişkenleri ve koşulları taklit etmek mümkün değildir. Gerçek zamanlı klinik ortam tam olarak yansıtılamadığı için bu durum da araştırmanın kısıtlılığı olarak değerlendirilebilir. Bu sınırlamalar klinik durumun tamamen yansıtılamamasına neden olmuş olabilir. Tüm bu bilgiler ışığında bu araştırmada elde edilen sonuçların klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın kısıtlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar şunlardır:

1. Her üç yöntem ile üretilen restorasyonlardaki marjinal uyum değerleri 150 mikron aralığında tespit edilmiş olup klinik olarak kabul edilebilir değerdedir.
2. En yüksek marjinal uyumsuzluk CBCT' den elde edilen veriler yardımıyla üretilen restorasyonlarda tespit edilmiştir. Fakat bu modifiye ış-akışı yönteminin klasik ış-akışı yöntemine alternatif olarak klinik açıdan kabul edilebilir sonuçlar verme potansiyelinin yüksek olduğu ortaya konulmuştur.

Ayrıca, CBCT verilerinden restorasyon üretimini klinik rutine entegre edebilmek adına, en düşük dozda, en iyi görüntüyü elde edebilmek için konu üzerinde daha fazla çalışma yapılması gerekliliktir. Bunun için farklı ışınlama süreleri ve FOV değerlerini konu alan çalışmaların yapılmasının yararlı olacağı kanaatindeyiz. Çalışmamızda test edilen, doğrudan CBCT verisi kullanılarak yapılan onley restorasyonların üretim tekniği konusunda restorasyon yapımında kullanılan farklı materyallerden yapılacak üretimlerin, klinik kullanıma uygunluğu, ağız içi faktörlerin (dişeti, metal restorasyonlar, amalgam dolgular) değerlendirilmesi için ileri çalışmalar yapılması ve bu tekniğin kliniğe yönelik daha da geliştirilmesi gerekliliği görülmektedir.

KAYNAKÇA

- [1] M. Corso, A. Abanomy, J. Di Canzio, D. Zurakowski, ve S. M. Morgano, “The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 79, sayı 6, ss. 626–631, Haz. 1998, doi: 10.1016/s0022-3913(98)70068-x.
- [2] A. Ender ve A. Mehl, “Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 109, sayı 2, ss. 121–128, Şub. 2013, doi: 10.1016/S0022-3913(13)60028-1.
- [3] S. H. Cho, O. Schaefer, G. A. Thompson, ve A. Guentsch, “Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 113, sayı 4, ss. 310–315, 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.027.
- [4] E. Anter, M. Zayet, ve S. El-Dessouky, “Accuracy and precision of cone beam computed tomography in periodontal defects measurement (systematic review)”, *J. Indian Soc. Periodontol.*, c. 0, sayı 0, s. 0, May. 2016, doi: 10.4103/0972-124X.176389.
- [5] K. Kamburoğlu, S. Murat, E. Kolsuz, H. Kurt, S. Yüksel, ve C. Paksoy, “Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans.”, *J. Oral Sci.*, c. 53, sayı 4, ss. 501–508, Ara. 2011, doi: 10.2334/josnurd.53.501.
- [6] R. Spin-Neto, E. Gotfredsen, ve A. Wenzel, “Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review.”, *J. Digit. Imaging*, c. 26, sayı 4, ss. 813–820, Ağu. 2013, doi: 10.1007/s10278-012-9562-7.
- [7] A. Wenzel, F. Haiter-Neto, M. Frydenberg, ve L.-L. Kirkevang, “Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model.”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, c. 108, sayı 6, ss. 939–945, Ara. 2009, doi: 10.1016/j.tripleo.2009.07.041.
- [8] E. Şeker, T. B. Ozcelik, N. Rathi, ve B. Yilmaz, “Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 115, sayı 1, ss. 47–51, Oca. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.006.

- [9] S. L. S. Melo, E. A. Bortoluzzi, M. J. Abreu, L. R. Corrêa, ve M. Corrêa, “Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth.”, *J. Endod.*, c. 36, sayı 11, ss. 1879–1882, Kas. 2010, doi: 10.1016/j.joen.2010.08.025.
- [10] D. J. Kaplan, J. N. Patel, F. A. Liporace, ve R. S. Yoon, “Intraoperative radiation safety in orthopaedics: a review of the ALARA (As low as reasonably achievable) principle.”, *Patient Saf. Surg.*, c. 10, s. 27, 2016, doi: 10.1186/s13037-016-0115-8.
- [11] C. Drago, R. del Castillo, ve T. Peterson, “Immediate Occlusal Loading in Edentulous Jaws, CT-Guided Surgery and Fixed Provisional Prosthesis: A Maxillary Arch Clinical Report”, *J. Prosthodont.*, c. 20, sayı 3, ss. 209–217, 2011, doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00661.x.
- [12] C. Coachman, M. A. Calamita, F. G. Coachman, R. G. Coachman, ve N. Sesma, “Facially generated and cephalometric guided 3D digital design for complete mouth implant rehabilitation: A clinical report”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 117, sayı 5, ss. 577–586, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.005>.
- [13] E. Kale, M. Cilli, T. B. Özçelik, ve B. Yilmaz, “Marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns fabricated by using cone beam computed tomography scans.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 123, sayı 5, ss. 731–737, May. 2020, doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.029.
- [14] “Belgin HB. Cbct veya Üç Boyutlu Laboratuvar Tarayıcısından Yararlanılarak Cad/Cam ile Üretilen Üç Üyeli Posterior Zirkonyum Restorasyon Altyapılarının Dikey Marjinal Uyumluları Bakımından Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Mustafa Kemal Üniversitesi, Hatay, 2”.
- [15] A. E. C. Kauling, C. Keul, K. Erdelt, J. Kühnisch, ve J.-F. Güth, “Can lithium disilicate ceramic crowns be fabricated on the basis of CBCT data?”, *Clin. Oral Investig.*, c. 23, sayı 10, ss. 3739–3748, Eki. 2019, doi: 10.1007/s00784-019-02802-6.
- [16] W. Renne, S. T. McGill, K. V. Forshee, M. R. DeFee, ve A. S. Mennito, “Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 108, sayı 5, ss. 310–315, Kas. 2012, doi: 10.1016/S0022-3913(12)60183-8.
- [17] A. Goujat vd., “Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 121, sayı 4, ss. 590-597.e3, Nis. 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.06.006.
- [18] S. Athab Hasan ve Z. Mohammed-Hussain Abdul-Ameer, “Effect of three different preparation designs on the marginal adaptation of indirect overlay restoration fabricated from lithium disilicate ceramic material: An in-vitro comparative study”, *Saudi Dent. J.*, c. 35, sayı 4, ss. 372–377, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2023.03.013>.

- [19] R. Richert, A. Goujat, L. Venet, G. Viguie, S. Viennot, ve P. Robinson, "Review Article Intraoral Scanner Technologies : A Review to Make a Successful Impression", *J. Healthc. Eng.*, c. 2017, s. 9, 2017.
- [20] Y. Memari, M. Mohajerfar, A. Armin, F. Kamalian, V. Rezayani, ve E. Beyabanaki, "Marginal Adaptation of CAD/CAM All-Ceramic Crowns Made by Different Impression Methods: A Literature Review", *J. Prosthodont.*, c. 28, sayı 2, ss. e536–e544, 2019, doi: 10.1111/jopr.12800.
- [21] P. Boitelle, B. Mawussi, L. Tapie, ve O. Fromentin, "A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations.", *J. Oral Rehabil.*, c. 41, sayı 11, ss. 853–874, Kas. 2014, doi: 10.1111/joor.12205.
- [22] M. V. Swain ve J. Xue, "State of the art of Micro-CT applications in dental research.", *Int. J. Oral Sci.*, c. 1, sayı 4, ss. 177–188, 2009, doi: 10.4248/IJOS09031.
- [23] "Yavuzylmaz H.: Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. Gazi Üniversitesi İletişim fakültesi Basımevi. Ankara,1996."
- [24] "Zaimoglu A., Can G.: Sabit Protezler.Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara, 2004."
- [25] K. J. Anusavice, "Quality evaluation of dental restorations : criteria for placement and replacement : proceedings of the International Symposium on Criteria for Placement and Replacement of Dental Restorations, Lake Buena Vista, Florida, October 19-21, 1987", 1989.
- [26] J. Manhart, H. Chen, G. Hamm, ve R. Hickel, "Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition.", *Oper. Dent.*, c. 29, sayı 5, ss. 481–508, 2004.
- [27] L. Giachetti, D. Scaminaci Russo, C. Bambi, ve R. Grandini, "A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations.", *J. Contemp. Dent. Pract.*, c. 7, sayı 4, ss. 79–88, Eyl. 2006.
- [28] S. Gracis, V. P. Thompson, J. L. Ferencz, N. R. F. A. Silva, ve E. A. Bonfante, "A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 28, sayı 3, ss. 227–235, 2015, doi: 10.11607/ijp.4244.
- [29] S. Toksavul, M. Toman, B. Uyulgan, P. Schmage, ve I. Nergiz, "Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems.", *J. Oral Rehabil.*, c. 32, sayı 6, ss. 433–440, Haz. 2005, doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01438.x.
- [30] I. Cekic-Nagas, F. Egilmez, G. Ergun, P. K. Vallittu, ve L. V. J. Lassila, "Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials.", *Dent. Mater. J.*, c. 37, sayı 1, ss. 49–58, Oca. 2018, doi: 10.4012/dmj.2016-367.

- [31] J. W. van Dijken, C. Höglund-Aberg, ve A. L. Olofsson, "Fired ceramic inlays: a 6-year follow up.", *J. Dent.*, c. 26, sayı 3, ss. 219–225, Mar. 1998, doi: 10.1016/s0300-5712(97)00005-5.
- [32] E. J. Burke ve A. J. Qualtrough, "Aesthetic inlays: composite or ceramic?", *Br. Dent. J.*, c. 176, sayı 2, ss. 53–60, Oca. 1994, doi: 10.1038/sj.bdj.4808363.
- [33] A. J. St-Georges, J. R. Sturdevant, E. J. J. Swift, ve J. Y. Thompson, "Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 89, sayı 6, ss. 551–557, Haz. 2003, doi: 10.1016/s0022-3913(03)00173-2.
- [34] J. Y. Thompson, S. C. Bayne, ve H. O. Heymann, "Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 76, sayı 6, ss. 619–623, Ara. 1996, doi: 10.1016/s0022-3913(96)90440-0.
- [35] A. J. Meyer, L. C. Cardoso, E. Araujo, ve L. N. Baratieri, "Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results.", *J. Esthet. Restor. Dent. Off. Publ. Am. Acad. Esthet. Dent. ... [et al.]*, c. 15, sayı 6, ss. 338–51; discussion 352, 2003, doi: 10.1111/j.1708-8240.2003.tb00307.x.
- [36] G. R. Garber DA, *Porcelain and Composite Inlays and Onlays.*, 1st ed. Quintessence Publishing Co., 1994.
- [37] R. D. Trushkowsky ve J. O. Burgess, "Complex single-tooth restorations.", *Dent. Clin. North Am.*, c. 46, sayı 2, ss. 341–365, Nis. 2002, doi: 10.1016/s0011-8532(01)00002-7.
- [38] R. G. Banks, "Conservative posterior ceramic restorations: a literature review.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 63, sayı 6, ss. 619–626, Haz. 1990, doi: 10.1016/0022-3913(90)90316-5.
- [39] M. K. Molin ve S. L. Karlsson, "A randomized 5-year clinical evaluation of 3 ceramic inlay systems.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 13, sayı 3, ss. 194–200, 2000.
- [40] S. P. Broderson, "Complete-crown and partial-coverage tooth preparation designs for bonded cast ceramic restorations.", *Quintessence Int.*, c. 25, sayı 8, ss. 535–539, Ağu. 1994.
- [41] S. HT., *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, 3rd ed. Quintessence Publishing Co., 1997.
- [42] P. K. Blaser, M. R. Lund, M. A. Cochran, ve R. H. Potter, "Effect of designs of Class 2 preparations on resistance of teeth to fracture.", *Oper. Dent.*, c. 8, sayı 1, ss. 6–10, 1983.
- [43] G. J. Re, B. K. Norling, ve R. N. Draheim, "Fracture resistance of lower molars with varying faciocclusolingual amalgam restorations.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 47, sayı 5, ss. 518–521, May. 1982, doi: 10.1016/0022-3913(82)90302-x.

- [44] G. J. Re, B. K. Norling, ve R. N. Draheim, "Fracture strength of molars containing three surface amalgam restorations.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 47, sayı 2, ss. 185–187, Şub. 1982, doi: 10.1016/0022-3913(82)90185-8.
- [45] G. R. Garber DA, *Porcelain and Composite Inlays and Onlays*, 1st ed. Quintessence Publishing Co., 1994.
- [46] "RICKETTS D, BARTLETT DW. (2011) Advanced operative dentistry: A practical approach, Elsevier Health Sciences. p: 151-162."
- [47] M. C. Thompson, K. M. Thompson, ve M. Swain, "The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review.", *Aust. Dent. J.*, c. 55, sayı 2, ss. 120–7; quiz 231, Haz. 2010, doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01214.x.
- [48] T. E. Donovan ve W. W. L. Chee, "A review of contemporary impression materials and techniques.", *Dent. Clin. North Am.*, c. 48, sayı 2, ss. vi–vii, 445–70, Nis. 2004, doi: 10.1016/j.cden.2003.12.014.
- [49] W. J. O'brien, "Dental Materials and Their Selection", 2002.
- [50] J. C. Ragain, M. L. Grosko, M. Raj, T. N. Ryan, ve W. M. Johnston, "Detail reproduction, contact angles, and die hardness of elastomeric impression and gypsum die material combinations.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 13, sayı 3, ss. 214–220, 2000.
- [51] W. W. Chee ve T. E. Donovan, "Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 68, sayı 5, ss. 728–732, Kas. 1992, doi: 10.1016/0022-3913(92)90192-d.
- [52] B. Millar, "How to make a good impression (crown and bridge).", *Br. Dent. J.*, c. 191, sayı 7, ss. 402-403,405, Eki. 2001, doi: 10.1038/sj.bdj.4801192.
- [53] B. S. Rubel, "Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry.", *Dent. Clin. North Am.*, c. 51, sayı 3, ss. 629–42, vi, Tem. 2007, doi: 10.1016/j.cden.2007.03.006.
- [54] R. W. Wassell, D. Barker, ve A. W. G. Walls, "Crowns and other extra-coronal restorations: impression materials and technique.", *Br. Dent. J.*, c. 192, sayı 12, ss. 679-684,687-690, Haz. 2002, doi: 10.1038/sj.bdj.4801456.
- [55] B. Naumovski ve B. Kapushevska, "Dimensional Stability and Acuracy of Silicone - Based Impression Materials Using Different Impression Techniques - A Literature Review.", *Pril. (Makedonska Akad. na Nauk. i Umet. Oddelenie za Med. Nauk.*, c. 38, sayı 2, ss. 131–138, Eyl. 2017, doi: 10.1515/prilozi-2017-0031.
- [56] A. J. Delgado, S. P. Amaya-Pajares, Y. Su, L. Behar-Horenstein, ve T. E. Donovan, "The Influence of Nitrile Gloves on the Setting Behavior of Polyvinyl Siloxane Putty Impression Materials.", *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, c. 26, sayı 1, ss. 40–45, Mar. 2018, doi: 10.1922/EJPRD_01755Delgado06.

- [57] M. Gomez-Polo, A. Celemin, J. del Rio, ve A. Sanchez, “Influence of technique and pouring time on dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impressions.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 25, sayı 4, ss. 353–356, 2012.
- [58] T. Endo ve W. J. Finger, “Dimensional accuracy of a new polyether impression material.”, *Quintessence Int.*, c. 37, sayı 1, ss. 47–51, Oca. 2006.
- [59] N. Enkling, S. Bayer, P. Jöhren, ve R. Mericske-Stern, “Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials.”, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, c. 14, sayı 1, ss. 144–151, Mar. 2012, doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00240.x.
- [60] M. Zimmermann, A. Mehl, W. H. Mörmann, ve S. Reich, “Intraoral scanning systems - a current overview.”, *Int. J. Comput. Dent.*, c. 18, sayı 2, ss. 101–129, 2015.
- [61] S. Logozzo, E. M. Zanetti, G. Franceschini, A. Kilpelä, ve A. J. Mäkynen, “Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry”, *Opt. Lasers Eng.*, c. 54, ss. 203–221, 2014.
- [62] & K. BAKIÇ, H., KOCACIKLI, M., “No Title”, içinde *DIŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR*, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 1-1.
- [63] F. G. Mangano, U. Hauschild, G. Veronesi, M. Imburgia, C. Mangano, ve O. Admakin, “Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study.”, *BMC Oral Health*, c. 19, sayı 1, s. 101, Haz. 2019, doi: 10.1186/s12903-019-0792-7.
- [64] R. G. Luthardt, O. Sandkuhl, V. Herold, ve M. H. Walter, “Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 14, sayı 2, ss. 146–151, 2001.
- [65] 3Shape A/S. (2014b). *Dental System Easy and Productive CAD/CAM Workflow*.
- [66] P.-R. Liu, “A panorama of dental CAD/CAM restorative systems.”, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, c. 26, sayı 7, ss. 507–8, 510, 512 passim; quiz 517, 527, Tem. 2005.
- [67] “Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 2011:86(1);27-38”.
- [68] T. Miyazaki, Y. Hotta, J. Kunii, S. Kuriyama, ve Y. Tamaki, “A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience.”, *Dent. Mater. J.*, c. 28, sayı 1, ss. 44–56, Oca. 2009, doi: 10.4012/dmj.28.44.
- [69] G. J. Christensen, “Computerized restorative dentistry. State of the art.”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 132, sayı 9, ss. 1301–1303, Eyl. 2001, doi: 10.14219/jada.archive.2001.0377.

- [70] A. Mehl ve R. Hickel, "Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations.", *Int. J. Comput. Dent.*, c. 2, sayı 1, ss. 9–35, Oca. 1999.
- [71] P. S. Suh, R. Johnson, ve S. N. White, "Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods.", *Oper. Dent.*, c. 22, sayı 3, ss. 121–127, 1997.
- [72] E. D. Rekow, "Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story.", *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 137 Suppl, ss. 5S-6S, Eyl. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0396.
- [73] W. H. Mörmann, "The evolution of the CEREC system.", *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 137 Suppl, ss. 7S-13S, Eyl. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0398.
- [74] P. Medina-Sotomayor, A. Pascual-Moscardo, ve I. Camps A, "Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 121, sayı 5, ss. 811–820, May. 2019, doi: 10.1016/j.prosdent.2018.08.020.
- [75] S. Ting-Shu ve S. Jian, "Intraoral Digital Impression Technique: A Review.", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 24, sayı 4, ss. 313–321, Haz. 2015, doi: 10.1111/jopr.12218.
- [76] N. Birnbaum, H. Aaronson, C. Stephens, ve B. Cohen, "3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions", *Insid. Dent.*, c. 5, Nis. 2009.
- [77] T. J. Rohaly, J., Hart, D. P., & Brukilacchio, "Three-channel camera systems with non-collinear apertures", 2010.
- [78] L. C. O. S. COS, "3M ESPE Technical Datasheet. In."
- [79] G. Á. P. Galhano, E. P. Pellizzer, ve J. V. Q. Mazaro, "Optical impression systems for CAD-CAM restorations.", *J. Craniofac. Surg.*, c. 23, sayı 6, ss. e575-9, Kas. 2012, doi: 10.1097/SCS.0b013e31826b8043.
- [80] N. S. Birnbaum ve H. B. Aaronson, "Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality.", *Compend. Contin. Educ. Dent.*, c. 29, sayı 8, ss. 494,496,498-505, Eki. 2008.
- [81] A. K. Garg, "Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty?", *Dent. Implantol. Update*, c. 19, sayı 1, ss. 1–4, Oca. 2008.
- [82] S. Glassman, "Digital impressions for the fabrication of aesthetic ceramic restorations: a case report.", *Pract. Proced. Aesthet. Dent.*, c. 21, sayı 1, ss. 60–64, 2009.
- [83] J.-M. Park ve J. Shim, "Optical Impression in Restorative Dentistry", 2019.

- [84] S. Logozzo, G. Franceschini, A. Kilpela, M. Caponi, L. Governi, ve L. Blois, “A Comparative Analysis of Intraoral 3d Digital Scanners for Restorative Dentistry”, *Internet J. Med. Technol.*, c. Volume 5, ss. 1–18, Oca. 2011, doi: 10.5580/1b90.
- [85] R. Nedelcu, P. Olsson, I. Nyström, ve A. Thor, “Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison.”, *BMC Oral Health*, c. 18, sayı 1, s. 27, Şub. 2018, doi: 10.1186/s12903-018-0489-3.
- [86] C. Y. S. Lee, S. D. Ganz, N. Wong, ve J. B. Suzuki, “Use of cone beam computed tomography and a laser intraoral scanner in virtual dental implant surgery: Part 1”, *Implant Dent.*, c. 21, sayı 4, ss. 265–271, 2012, doi: 10.1097/ID.0b013e31825e5739.
- [87] J. R. Strub, E. D. Rekow, ve S. Witkowski, “Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities.”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 137, sayı 9, ss. 1289–1296, Eyl. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389.
- [88] D. J. Fasbinder, J. B. Dennison, D. R. Heys, ve K. Lampe, “The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays.”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 136, sayı 12, ss. 1714–1723, Ara. 2005, doi: 10.14219/jada.archive.2005.0116.
- [89] T. F. Alghazzawi, “Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation”, *J. Prosthodont. Res.*, c. 60, sayı 2, ss. 72–84, 2016, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>.
- [90] B. YÜZÜGÜLLÜ, B. ERSU, ve R. Ş. CANAY, “Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları”, *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg.(. Clin. Dent. Res.*, c. 32, sayı 2, 2008, [Çevrimiçi]. Available at: <http://search/yayin/detay/85164>.
- [91] F. Beuer, J. Schweiger, ve D. Edelhoff, “Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations”, *Br. Dent. J.*, c. 204, sayı 9, ss. 505–511, 2008, doi: 10.1038/sj.bdj.2008.350.
- [92] J. S. Almeida e Silva vd., “Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 18, sayı 2, ss. 515–523, 2014, doi: 10.1007/s00784-013-0987-2.
- [93] “Özdemir H. Lityum Disilikat Seramiklerde Rezin Siman Bağlantısı ve Baskı Dayanımının In Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, 2013.”
- [94] J. Tinschert, G. Natt, S. Hassenpflug, ve H. Spiekermann, “Status of current CAD/CAM technology in dental medicine.”, *Int. J. Comput. Dent.*, c. 7, sayı 1, ss. 25–45, Oca. 2004.

- [95] “Gibson I. Advanced Manufacturing Technology For Medical Applications: Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping: John Wiley & Sons, Hong Kong Ltd, 2006.”
- [96] “Chua CK, Leong KF. Rapid prototyping: principles and applications. 2nd Ed., World Scientific Publishing Company, Singapur, 2003. 7-23”.
- [97] E. Şeker, T. B. Ozcelik, N. Rathi, ve B. Yilmaz, “Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 115, sayı 1, ss. 47–51, 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.006.
- [98] “KIRMALI, Ö. (2014). Dental ceramics used in dentistry. Cumhuriyet Dental Journal, 17(3), 316-324”.
- [99] J. Price ve M. Noujeim, “Clinical Applications of Digital Dental Technology”, ss. 1–258, Haz. 2015, doi: 10.1002/9781119045564.
- [100] W. H. Mörmann, B. Stawarczyk, A. Ender, B. Sener, T. Attin, ve A. Mehl, “Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness.”, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, c. 20, ss. 113–125, Nis. 2013, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.003.
- [101] W. H. Mörmann ve A. Bindl, “All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 46, sayı 2, ss. 405–26, viii, Nis. 2002, doi: 10.1016/s0011-8532(01)00007-6.
- [102] T. Otto ve S. De Nisco, “Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 15, sayı 2, ss. 122–128, 2002.
- [103] R. Giordano, “Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations.”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 137 Suppl, ss. 14S-21S, Eyl. 2006, doi: 10.14219/jada.archive.2006.0397.
- [104] L. Pröbster, J. Geis-Gerstorfer, E. Kirchner, ve P. Kanjantra, “In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material.”, *J. Oral Rehabil.*, c. 24, sayı 9, ss. 636–645, Eyl. 1997, doi: 10.1046/j.1365-2842.1997.00560.x.
- [105] M. Albakry, M. Guazzato, ve M. Swain, “Biaxial Flexural Strength and Microstructure Changes of Two Recycled Pressable Glass Ceramics”, c. 13, ss. 141–149, Eyl. 2004, doi: 10.1111/j.1532-849X.2004.04025.x.
- [106] D. Fasbinder, “Restorative material options for CAD/CAM restorations”, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, c. 23, ss. 911–6, 918, 920 passim; quiz 924, Kas. 2002.
- [107] R. W. K. Li, T. W. Chow, ve J. P. Matinlinna, “Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art.”, *J. Prosthodont. Res.*, c. 58, sayı 4, ss. 208–216, Eki. 2014, doi: 10.1016/j.jpor.2014.07.003.

- [108] R. Giordano ve E. A. McLaren, “Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods.”, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, c. 31, sayı 9, ss. 682–4, 686, 688 passim; quiz 698, 700, 2010.
- [109] C. Ritzberger, E. Apel, W. Höland, A. Peschke, ve V. M. Rheinberger, “Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies”, *Materials (Basel)*, c. 3, sayı 6, ss. 3700–3713, 2010, doi: 10.3390/ma3063700.
- [110] G. W. Tysowsky, “The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative.”, *Dent. Today*, c. 28, sayı 3, ss. 112–113, Mar. 2009.
- [111] “Höland, W., Rheinberger, V., & Schweiger, M. 2003. Control of nucleation in glass ceramics. Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 3611804, 575-589.”
- [112] M. J. Heffernan, S. A. Aquilino, A. M. Diaz-Arnold, D. R. Haselton, C. M. Stanford, ve M. A. Vargas, “Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 88, sayı 1, ss. 10–15, Tem. 2002.
- [113] W. Apholt, A. Bindl, H. Lüthy, ve W. H. Mörmann, “Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars.”, *Dent. Mater.*, c. 17, sayı 3, ss. 260–267, May. 2001, doi: 10.1016/s0109-5641(00)00080-4.
- [114] A. Bindl ve W. H. Mörmann, “Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years.”, *Eur. J. Oral Sci.*, c. 112, sayı 2, ss. 197–204, Nis. 2004, doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00119.x.
- [115] A. Bindl ve W. H. Mörmann, “An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 15, sayı 5, ss. 451–456, 2002.
- [116] K.-H. Chong, J. Chai, Y. Takahashi, ve W. Wozniak, “Flexural strength of In-Ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 15, sayı 2, ss. 183–188, 2002.
- [117] J. R. Kelly ve P. Benetti, “Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice.”, *Aust. Dent. J.*, c. 56 Suppl 1, ss. 84–96, Haz. 2011, doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.
- [118] J. Li, H. Liao, ve L. Hermansson, “Sintering of partially-stabilized zirconia and partially-stabilized zirconia-hydroxyapatite composites by hot isostatic pressing and pressureless sintering.”, *Biomaterials*, c. 17, sayı 18, ss. 1787–1790, Eyl. 1996, doi: 10.1016/0142-9612(95)00356-8.
- [119] T. Miyazaki, T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban, ve T. Kobayashi, “Current status of zirconia restoration.”, *J. Prosthodont. Res.*, c. 57, sayı 4, ss. 236–261, Eki. 2013, doi: 10.1016/j.jpor.2013.09.001.

- [120] F. C. Chu, B. Andersson, F. L. Deng, ve T. W. Chow, "Making porcelain veneers with the Procera AllCeram system: case studies.", *Dent. Update*, c. 30, sayı 8, ss. 454-458,460, Eki. 2003, doi: 10.12968/denu.2003.30.8.454.
- [121] B. Hager, A. Odén, B. Andersson, ve L. Andersson, "Procera AllCeram laminates: a clinical report.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 85, sayı 3, ss. 231–232, Mar. 2001, doi: 10.1067/mpr.2001.114269.
- [122] P. Odman ve B. Andersson, "Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 14, sayı 6, ss. 504–509, 2001.
- [123] M. Fradeani, M. D'Amelio, M. Redemagni, ve M. Corrado, "Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns.", *Quintessence Int.*, c. 36, sayı 2, ss. 105–113, Şub. 2005.
- [124] A. J. Raigrodski, "Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review.", *Dent. Clin. North Am.*, c. 48, sayı 2, ss. viii, 531–44, Nis. 2004, doi: 10.1016/j.cden.2003.12.008.
- [125] T. F. Alghazzawi, P.-R. Liu, ve M. E. Essig, "The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology.", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 21, sayı 3, ss. 167–172, Nis. 2012, doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00803.x.
- [126] S. A. Catledge, M. Cook, Y. K. Vohra, E. M. Santos, M. D. McClenny, ve K. David Moore, "Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads.", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, c. 14, sayı 10, ss. 863–867, Eki. 2003, doi: 10.1023/a:1025678525474.
- [127] P. Christel, A. Meunier, M. Heller, J. P. Torre, ve C. N. Peille, "Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia.", *J. Biomed. Mater. Res.*, c. 23, sayı 1, ss. 45–61, Oca. 1989, doi: 10.1002/jbm.820230105.
- [128] J. Chai, F. C. S. Chu, T. W. Chow, ve B. M. H. Liang, "Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 20, sayı 6, ss. 587–595, 2007.
- [129] S. D. Springate ve L. J. Winchester, "An evaluation of zirconium oxide brackets: a preliminary laboratory and clinical report.", *Br. J. Orthod.*, c. 18, sayı 3, ss. 203–209, Ağu. 1991, doi: 10.1179/bjo.18.3.203.
- [130] R.-J. Kohal, G. Klaus, ve J. R. Strub, "Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation.", *Clin. Oral Implants Res.*, c. 17, sayı 5, ss. 565–571, Eki. 2006, doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01252.x.
- [131] W. C. Scarfe ve A. G. Farman, "What is cone-beam CT and how does it work?", *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 707–30, v, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.005.

- [132] W. B. J. Howerton ve M. A. Mora, “Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon?”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 139 Suppl, ss. 20S-24S, Haz. 2008, doi: 10.14219/jada.archive.2008.0354.
- [133] “Scarfe W.C., Farman A.G. Cone-Beam Computed Tomography: White S.C., Pharoah M.J. Oral Radiology: Principles and Interpretation. Mosby, 2009, 225-243.”
- [134] E. Ertas, H. Arslan, I. Çapar, T. Gök, ve H. Ertas, “ENDODONTİDE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFI”, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, c. 24, Şub. 2015, doi: 10.17567/dfd.89235.
- [135] W. De Vos, J. Casselman, ve G. R. J. Swennen, “Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature.”, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, c. 38, sayı 6, ss. 609–625, Haz. 2009, doi: 10.1016/j.ijom.2009.02.028.
- [136] H. Arslan, S. Köseoğlu, I. Çapar, ve E. Ertas, “Management of internal resorptive defects in a case in which cone-beam computed tomography was used”, *Cumhur. Dent. J.*, c. 17, ss. 40–46, Mar. 2014, doi: 10.7126/cdj.58140.1008002214.
- [137] S. C. White ve M. J. Pharoah, “The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 689–705, v, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.006.
- [138] W. C. Scarfe, A. G. Farman, ve P. Sukovic, “Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice.”, *J. Can. Dent. Assoc.*, c. 72, sayı 1, ss. 75–80, Şub. 2006.
- [139] “Scarfe WC, Farman AG. Cone-Beam Computed Tomography: Volume Acquisition. In: White SC, Pharoah MJ, editors. Oral Radiology: Principles and Interpretation. 7 ed: Elsevier Health Sciences; 2014. p. 185-98.”
- [140] J. M. Fullmer, W. C. Scarfe, G. M. Kushner, B. Alpert, ve A. G. Farman, “Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible.”, *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, c. 45, sayı 5, ss. 364–371, Tem. 2007, doi: 10.1016/j.bjoms.2006.10.009.
- [141] M. Naitoh, Y. Hiraiwa, H. Aimiya, K. Gotoh, ve E. Aiji, “Accessory mental foramen assessment using cone-beam computed tomography.”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, c. 107, sayı 2, ss. 289–294, Şub. 2009, doi: 10.1016/j.tripleo.2008.09.010.
- [142] S. L. Hechler, “Cone-beam CT: applications in orthodontics.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 809–23, vii, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.001.
- [143] S. White ve E.-K. Pae, “Patient Image Selection Criteria for Cone Beam Computed Tomography Imaging”, *Semin. Orthod.*, c. 15, ss. 19–28, Mar. 2009, doi: 10.1053/j.sodo.2008.09.003.

- [144] C. Madrigal, R. Ortega, C. Meniz, ve J. López-Quiles, “Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography.”, *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, c. 13, sayı 5, ss. E307-12, May. 2008.
- [145] C. Stuehmer, H. Essig, K.-H. Bormann, O. Majdani, N.-C. Gellrich, ve M. Rücker, “Cone beam CT imaging of airgun injuries to the craniomaxillofacial region.”, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, c. 37, sayı 10, ss. 903–906, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.ijom.2008.07.007.
- [146] N. A. Drage ve V. Sivarajasingam, “The use of cone beam computed tomography in the management of isolated orbital floor fractures.”, *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, c. 47, sayı 1, ss. 65–66, Oca. 2009, doi: 10.1016/j.bjoms.2008.05.005.
- [147] F. G. Draenert, F. Gebhart, C. Neugebauer, E. Coppenrath, ve U. Mueller-Lisse, “Imaging of bone transplants in the maxillofacial area by NewTom 9000 cone-beam computed tomography: a quality assessment.”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, c. 106, sayı 1, ss. e31-5, Tem. 2008, doi: 10.1016/j.tripleo.2008.03.006.
- [148] E. L. Lewis, M. F. Dolwick, S. Abramowicz, ve S. L. Reeder, “Contemporary imaging of the temporomandibular joint.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 875–90, viii, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.06.001.
- [149] D. A. Tyndall ve S. Rathore, “Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 825–41, vii, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.002.
- [150] R. A. Strauss ve C. C. Burgoyne, “Diagnostic imaging and sleep medicine.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 891–915, viii, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.06.002.
- [151] M. Heiland vd., “Cervical soft tissue imaging using a mobile CBCT scanner with a flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI data sets.”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, c. 104, sayı 6, ss. 814–820, Ara. 2007, doi: 10.1016/j.tripleo.2007.04.031.
- [152] L. Carter vd., “American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography.”, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, c. 106, sayı 4, ss. 561–562, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.tripleo.2008.07.007.
- [153] L. Spector, “Computer-aided dental implant planning.”, *Dent. Clin. North Am.*, c. 52, sayı 4, ss. 761–75, vi, Eki. 2008, doi: 10.1016/j.cden.2008.05.004.

- [154] R. Snyder, S. Chandiramani, W. Scarfe, J. Scheetz, ve A. Farman, "CBCT-Simulated Panoramic Images for the Assessment of Mandibular Third Molar Apices to the Inferior Alveolar Canal", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontology - ORAL SURG ORAL MED ORAL PATHO*, c. 105, Nis. 2008, doi: 10.1016/j.tripleo.2007.12.076.
- [155] "Çetiner S.: Bilgisayarlı Tomografinin Oral ve Maksillofasiyal Cerrahideki Kullanımı. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 10(2):73–8, 2000."
- [156] S. R. Matteson, S. T. Deahl, M. E. Alder, ve P. V Nummikoski, "Advanced imaging methods.", *Crit. Rev. oral Biol. Med. an Off. Publ. Am. Assoc. Oral Biol.*, c. 7, sayı 4, ss. 346–395, 1996, doi: 10.1177/10454411960070040401.
- [157] S. E. Sorensen, I. B. Larsen, ve K. D. Jørgensen, "Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins.", *Scand. J. Dent. Res.*, c. 94, sayı 2, ss. 109–114, Nis. 1986, doi: 10.1111/j.1600-0722.1986.tb01373.x.
- [158] D. A. Felton, B. E. Kanoy, S. C. Bayne, ve G. P. Wirthman, "Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 65, sayı 3, ss. 357–364, Mar. 1991, doi: 10.1016/0022-3913(91)90225-l.
- [159] M. R. Baig, K. B.-C. Tan, ve J. I. Nicholls, "Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 104, sayı 4, ss. 216–227, Eki. 2010, doi: 10.1016/S0022-3913(10)60128-X.
- [160] O. Ushiwata ve J. V de Moraes, "Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 83, sayı 3, ss. 362–366, Mar. 2000, doi: 10.1016/s0022-3913(00)70141-7.
- [161] S. H. Hung, K. S. Hung, J. D. Eick, ve R. P. Chappell, "Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 63, sayı 1, ss. 26–31, Oca. 1990, doi: 10.1016/0022-3913(90)90260-j.
- [162] M. S. Jacobs ve A. S. Windeler, "An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 65, sayı 3, ss. 436–442, Mar. 1991, doi: 10.1016/0022-3913(91)90239-s.
- [163] R. Mounajjed, D. M Layton, ve B. Azar, "The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review.", *Dent. Mater. J.*, c. 35, sayı 6, ss. 835–844, Ara. 2016, doi: 10.4012/dmj.2016-008.
- [164] J. R. Holmes, S. C. Bayne, G. A. Holland, ve W. D. Sulik, "Considerations in measurement of marginal fit.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 62, sayı 4, ss. 405–408, Eki. 1989, doi: 10.1016/0022-3913(89)90170-4.

- [165] N. A. Nawafleh, F. Mack, J. Evans, J. Mackay, ve M. M. Hatamleh, "Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review.", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 22, sayı 5, ss. 419–428, Tem. 2013, doi: 10.1111/jopr.12006.
- [166] C. Metiner, Ş. B. Türker, ve M. A. Keleş, "Sabit Protetik Restorasyonlarda Marjinal Adaptasyon", *Marmara Dent. J.*, c. 1, sayı 3, ss. 35–43, 2019, doi: 10.35333/erd.2019.12.
- [167] J. W. McLean ve J. A. von Fraunhofer, "The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.", *Br. Dent. J.*, c. 131, sayı 3, ss. 107–111, Ağu. 1971, doi: 10.1038/sj.bdj.4802708.
- [168] M. Groten, D. Axmann, L. Pröbster, ve H. Weber, "Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 83, sayı 1, ss. 40–49, Oca. 2000, doi: 10.1016/s0022-3913(00)70087-4.
- [169] M. Contrepolis, A. Soenen, M. Bartala, ve O. Laviolle, "Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 110, sayı 6, ss. 447–454.e10, Ara. 2013, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003.
- [170] G. Gassino, S. Barone Monfrin, M. Scanu, G. Spina, ve G. Preti, "Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure.", *The International journal of prosthodontics*, c. 17, sayı 2. United States, ss. 218–223, 2004.
- [171] H. Kocağaoğlu, H. İ. Kılınç, H. Albayrak, ve M. Kara, "In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 116, sayı 3, ss. 368–374, Eyl. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.03.013.
- [172] K.-B. Kim, W.-C. Kim, H.-Y. Kim, ve J.-H. Kim, "An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system.", *Dent. Mater.*, c. 29, sayı 7, ss. e91-6, Tem. 2013, doi: 10.1016/j.dental.2013.04.007.
- [173] R. Hmaidouch, P. Neumann, ve W.-D. Mueller, "Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings.", *Int. J. Comput. Dent.*, c. 14, sayı 3, ss. 219–226, 2011.
- [174] M. C. Balkaya, A. Cinar, ve S. Pamuk, "Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 93, sayı 4, ss. 346–355, Nis. 2005, doi: 10.1016/j.prosdent.2005.02.003.
- [175] A. A. Villias, S. G. Kourtis, H. C. Karkazis, ve G. L. Polyzois, "In vitro validation of Digital Image Analysis Sequence (DIAS) for the assessment of the marginal fit of cement-retained implant-supported experimental crowns.", *Int. J. Implant Dent.*, c. 7, sayı 1, s. 12, Şub. 2021, doi: 10.1186/s40729-021-00290-6.

- [176] H.-W. Woo, S.-A. Cho, C.-H. Lee, K.-B. Lee, J.-H. Cho, ve D.-H. Lee, "Precision of the milled full-arch framework fabricated using pre-sintered soft alloy: A pilot study.", *J. Adv. Prosthodont.*, c. 10, sayı 2, ss. 128–131, Nis. 2018, doi: 10.4047/jap.2018.10.2.128.
- [177] S.-H. Mou, T. Chai, J.-S. Wang, ve Y.-Y. Shiau, "Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 87, sayı 3, ss. 248–255, Mar. 2002, doi: 10.1067/mp.2002.122011.
- [178] J. C. Elliott ve S. D. Dover, "X-ray microtomography.", *J. Microsc.*, c. 126, sayı Pt 2, ss. 211–213, May. 1982, doi: 10.1111/j.1365-2818.1982.tb00376.x.
- [179] "Çivitçi F, Malkoç A.M. (2013) Diş hekimliğinde Mikro bt'nin Kullanım Alanları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 14: 7-12."
- [180] E. N. Landis ve D. T. Keane, "X-ray microtomography", *Mater. Charact.*, c. 61, sayı 12, ss. 1305–1316, 2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2010.09.012>.
- [181] K. Balto, R. Müller, D. C. Carrington, J. Dobeck, ve P. Stashenko, "Quantification of periapical bone destruction in mice by micro-computed tomography.", *J. Dent. Res.*, c. 79, sayı 1, ss. 35–40, Oca. 2000, doi: 10.1177/00220345000790010401.
- [182] N. Verdonchot, W. M. Fennis, R. H. Kuijs, J. Stolk, C. M. Kreulen, ve N. H. Creugers, "Generation of 3-D finite element models of restored human teeth using micro-CT techniques.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 14, sayı 4, ss. 310–315, 2001.
- [183] S. Pelekanos, M. Koumanou, S.-O. Koutayas, S. Zinelis, ve G. Eliades, "Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings.", *Eur. J. Esthet. Dent. Off. J. Eur. Acad. Esthet. Dent.*, c. 4, sayı 3, ss. 278–292, 2009.
- [184] F. Ü. Şahin ve Ö. Topuz, "Diş hekimliği araştırmalarında mikrobilgisayarlı tomografi uygulamaları", *Acta Odontol. Turc.*, c. 31, sayı 2, s. 114, 2014, doi: 10.17214/aot.09641.
- [185] "https://
www.temple.edu/medicine/research/RESOURCES_CORE/documents/skyscan_1172_introduction.pdf, 10 Eylül 2023".
- [186] C. García-Cuesta, V. Faus-Llácer, Á. Zubizarreta-Macho, R. Botello-Torres, ve V. Faus-Matoses, "A comparison of the marginal adaptation of composite overlays fabricated with silicone and an intraoral scanner.", *J. Clin. Exp. Dent.*, c. 13, sayı 5, ss. e473–e478, May. 2021, doi: 10.4317/jced.58140.
- [187] M. Veneziani, "Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique", *Int. J. Esthet. Dent.*, c. 12, Oca. 2017.

- [188] C. Kassis vd., “Effect of Inlays, Onlays and Endocrown Cavity Design Preparation on Fracture Resistance and Fracture Mode of Endodontically Treated Teeth: An In Vitro Study”, *J. Prosthodont.*, c. 30, Kas. 2020, doi: 10.1111/jopr.13294.
- [189] “Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant’s art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences.”
- [190] P. C. Guess, T. Vagkopoulou, Y. Zhang, M. Wolkewitz, ve J. R. Strub, “Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue.”, *J. Dent.*, c. 42, sayı 2, ss. 199–209, Şub. 2014, doi: 10.1016/j.jdent.2013.10.002.
- [191] J. Sindel, A. Petschelt, F. Grellner, C. Dierken, ve P. Greil, “Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics.”, *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, c. 9, sayı 5, ss. 291–295, May. 1998, doi: 10.1023/a:1008812929476.
- [192] K. W. Boening, B. H. Wolf, A. E. Schmidt, K. Kästner, ve M. H. Walter, “Clinical fit of Procera AllCeram crowns.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 84, sayı 4, ss. 419–424, Eki. 2000, doi: 10.1067/mpr.2000.109125.
- [193] A. Syrek, G. Reich, D. Ranftl, C. Klein, B. Cerny, ve J. Brodesser, “Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling.”, *J. Dent.*, c. 38, sayı 7, ss. 553–559, Tem. 2010, doi: 10.1016/j.jdent.2010.03.015.
- [194] R. Sakaguchi, J. Ferracane, ve J. Powers, Ed., “Front Matter”, içinde *Craig’s Restorative Dental Materials (Fourteenth Edition)*, Fourteenth., Philadelphia: Elsevier, 2019, s. i.
- [195] S. M. Beschnidt ve J. R. Strub, “Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth.”, *J. Oral Rehabil.*, c. 26, sayı 7, ss. 582–593, Tem. 1999, doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00449.x.
- [196] E. İ. Oğuz, M. A. Kılıçarslan, M. Ocak, B. Bilecenoğlu, ve Z. Ekici, “Marginal and internal fit of feldspathic ceramic CAD/CAM crowns fabricated via different extraoral digitization methods: a micro-computed tomography analysis.”, *Odontology*, c. 109, sayı 2, ss. 440–447, Nis. 2021, doi: 10.1007/s10266-020-00560-6.
- [197] E. Kale, E. Seker, B. Yilmaz, ve T. B. Özcelik, “Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 116, sayı 6, ss. 890–895, Ara. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.05.006.
- [198] Y. Kokubo, C. Ohkubo, M. Tsumita, A. Miyashita, P. Vult von Steyern, ve S. Fukushima, “Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns.”, *J. Oral Rehabil.*, c. 32, sayı 7, ss. 526–530, Tem. 2005, doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01458.x.

- [199] M. O. Ahlers, G. Mörig, U. Blunck, J. Hajtó, L. Pröbster, ve R. Frankenberger, “Guidelines for the preparation of CAD/CAM ceramic inlays and partial crowns.”, *Int. J. Comput. Dent.*, c. 12, sayı 4, ss. 309–325, 2009.
- [200] A. Ender, M. Zimmermann, T. Attin, ve A. Mehl, “In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 20, sayı 7, ss. 1495–1504, Eyl. 2016, doi: 10.1007/s00784-015-1641-y.
- [201] T. V Flügge, S. Schlager, K. Nelson, S. Nahles, ve M. C. Metzger, “Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner.”, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. Off. Publ. Am. Assoc. Orthod. its Const. Soc. Am. Board Orthod.*, c. 144, sayı 3, ss. 471–478, Eyl. 2013, doi: 10.1016/j.ajodo.2013.04.017.
- [202] H. Rudolph vd., “Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations.”, *J. Appl. Oral Sci.*, c. 24, sayı 1, ss. 85–94, 2016, doi: 10.1590/1678-775720150266.
- [203] C. Kirsch, A. Ender, T. Attin, ve A. Mehl, “Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 21, sayı 2, ss. 551–558, Mar. 2017, doi: 10.1007/s00784-016-1916-y.
- [204] M. Soliman vd., “Impact of Ceramic Material and Preparation Design on Marginal Fit of Endocrown Restorations.”, *Mater. (Basel, Switzerland)*, c. 15, sayı 16, Ağu. 2022, doi: 10.3390/ma15165592.
- [205] G. Subasi, N. Ozturk, O. Inan, ve N. Bozogullari, “Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines.”, *Eur. J. Dent.*, c. 6, sayı 2, ss. 163–168, Nis. 2012.
- [206] M. Federlin, C. Sipos, K.-A. Hiller, B. Thonemann, ve G. Schmalz, “Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity--a scanning electron microscopic study.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 9, sayı 1, ss. 8–17, Mar. 2005, doi: 10.1007/s00784-004-0276-1.
- [207] S. Krifka, T. Anthofer, M. Fritzsche, K.-A. Hiller, G. Schmalz, ve M. Federlin, “Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro.”, *Oper. Dent.*, c. 34, sayı 1, ss. 32–42, 2009, doi: 10.2341/08-34.
- [208] A. Ender ve A. Mehl, “In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions.”, *Quintessence Int.*, c. 46, sayı 1, ss. 9–17, Oca. 2015, doi: 10.3290/j.qi.a32244.
- [209] F. R. Homsy, M. Özcan, M. Khoury, ve Z. A. K. Majzoub, “Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 119, sayı 5, ss. 783–790, May. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.07.025.

- [210] Z. Ekici, M. A. Kılıçarslan, B. Bilecenoğlu, ve M. Ocak, “Micro-CT Evaluation of the Marginal and Internal Fit of Crown and Inlay Restorations Fabricated Via Different Digital Scanners belonging to the Same CAD-CAM System.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 34, sayı 3, ss. 381–389, 2021, doi: 10.11607/ijp.6822.
- [211] N. K. Alajaji, D. Bardwell, M. Finkelman, ve A. Ali, “Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique.”, *J. Esthet. Restor. Dent. Off. Publ. Am. Acad. Esthet. Dent. ... [et al.]*, c. 29, sayı 1, ss. 49–58, Şub. 2017, doi: 10.1111/jerd.12271.
- [212] R. Murgueitio ve G. Bernal, “Three-year clinical follow-up of posterior teeth restored with leucite-reinforced ips empress onlays and partial veneer crowns.”, *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 21, sayı 5, ss. 340–345, Tem. 2012, doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00837.x.
- [213] W. A. El Ghoul, M. Özcan, H. Ounsi, H. Tohme, ve Z. Salameh, “Effect of different CAD-CAM materials on the marginal and internal adaptation of endocrown restorations: An in vitro study”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 123, sayı 1, ss. 128–134, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.10.024>.
- [214] J. P. M. Tribst vd., “Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution.”, *Dent. Mater.*, c. 34, sayı 10, ss. 1466–1473, Eki. 2018, doi: 10.1016/j.dental.2018.06.012.
- [215] N. Nawafleh, M. Hatamleh, S. Elshiyab, ve F. Mack, “Lithium Disilicate Restorations Fatigue Testing Parameters: A Systematic Review.”, *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 25, sayı 2, ss. 116–126, Şub. 2016, doi: 10.1111/jopr.12376.
- [216] J. Kunii vd., “Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks.”, *Dent. Mater. J.*, c. 26, sayı 6, ss. 820–826, Kas. 2007, doi: 10.4012/dmj.26.820.
- [217] P. Kohorst, H. Brinkmann, J. Li, L. Borchers, ve M. Stiesch, “Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems.”, *Eur. J. Oral Sci.*, c. 117, sayı 3, ss. 319–325, Haz. 2009, doi: 10.1111/j.1600-0722.2009.00622.x.
- [218] S. An, S. Kim, H. Choi, J.-H. Lee, ve H.-S. Moon, “Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 112, sayı 5, ss. 1171–1175, Kas. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.024.
- [219] M. Luciano, Z. Francesca, S. Michela, M. Tommaso, ve A. Massimo, “Lithium disilicate posterior overlays: clinical and biomechanical features”, *Clin. Oral Investig.*, c. 24, sayı 2, ss. 841–848, 2020, doi: 10.1007/s00784-019-02972-3.

- [220] R. Prasad ve A. A. Al-Kheraif, “Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 26, sayı 5, ss. 451–457, 2013, doi: 10.11607/ijp.3302.
- [221] T. B. Özçelik, B. Yilmaz, E. Şeker, ve K. Shah, “Marginal Adaptation of Provisional CAD/CAM Restorations Fabricated Using Various Simulated Digital Cement Space Settings.”, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, c. 33, sayı 5, ss. 1064–1069, 2018, doi: 10.11607/jomi.6271.
- [222] H. W. Dedmon, “Disparity in expert opinions on size of acceptable margin openings.”, *Oper. Dent.*, c. 7, sayı 3, ss. 97–101, 1982.
- [223] S. Valderrama, N. Van Roekel, M. Andersson, C. J. Goodacre, ve C. A. Munoz, “A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 8, sayı 1, ss. 29–37, 1995.
- [224] T. Nakamura, N. Dei, T. Kojima, ve K. Wakabayashi, “Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 16, sayı 3, ss. 244–248, 2003.
- [225] R. Euán, O. Figueras-Álvarez, J. Cabratosa-Termes, M. Brufau-de Barberà, ve S. Gomes-Azevedo, “Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines.”, *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 21, sayı 4, ss. 291–295, Haz. 2012, doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00831.x.
- [226] M. R. Baig, M. A. G. Gonzalez, N. H. Abu Kasim, N. L. Abu Kassim, ve M. S. Farook, “Effect of operators’ experience and cement space on the marginal fit of an in-office digitally produced monolithic ceramic crown system.”, *Quintessence Int.*, c. 47, sayı 3, ss. 181–191, Mar. 2016, doi: 10.3290/j.qi.a34722.
- [227] R. Euán, O. Figueras-Álvarez, J. Cabratosa-Termes, ve R. Oliver-Parra, “Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 112, sayı 2, ss. 155–162, Ağu. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.012.
- [228] R. Uzgur, E. Ercan, Z. Uzgur, H. Çolak, M. Yalçın, ve M. Özcan, “Cement Thickness of Inlay Restorations Made of Lithium Disilicate, Polymer-Infiltrated Ceramic and Nano-Ceramic CAD/CAM Materials Evaluated Using 3D X-Ray Micro-Computed Tomography”, *J. Prosthodont.*, c. 27, sayı 5, ss. 456–460, 2018, doi: 10.1111/jopr.12521.
- [229] J.-H. Kim vd., “Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation.”, *Acta Odontol. Scand.*, c. 73, sayı 2, ss. 107–113, Şub. 2015, doi: 10.3109/00016357.2014.956145.

- [230] D. Seo, Y. Yi, ve B. Roh, "The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns.", *J. Dent.*, c. 37, sayı 5, ss. 374–382, May. 2009, doi: 10.1016/j.jdent.2009.01.008.
- [231] M. Okutan, G. Heydecke, F. Butz, ve J. R. Strub, "Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation.", *J. Oral Rehabil.*, c. 33, sayı 11, ss. 827–832, Kas. 2006, doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01637.x.
- [232] C. F. J. Stappert, M. Dai, S. Chitmongkolsuk, T. Gerds, ve J. R. Strub, "Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems.", *Br. Dent. J.*, c. 196, sayı 12, ss. 766–70; discussion 760, quiz 780, Haz. 2004, doi: 10.1038/sj.bdj.4811390.
- [233] M. Jesús Suárez, J. F. L. Lozano, M. Paz Salido, ve F. Martínez, "Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 18, sayı 5, ss. 390–391, 2005.
- [234] S. Wolfart, S. M. Wegner, A. Al-Halabi, ve M. Kern, "Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation.", *Int. J. Prosthodont.*, c. 16, sayı 6, ss. 587–592, 2003.
- [235] A. F. Boeckler, A. Stadler, ve J. M. Setz, "The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns.", *J. Contemp. Dent. Pract.*, c. 6, sayı 4, ss. 26–37, Kas. 2005.
- [236] J. Abduo ve M. Elseyoufi, "Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors.", *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, c. 26, sayı 3, ss. 101–121, Ağu. 2018, doi: 10.1922/EJPRD_01752Abduo21.
- [237] D. R. Cullen ve J. L. Sandrik, "Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 62, sayı 2, ss. 142–145, Ağu. 1989, doi: 10.1016/0022-3913(89)90300-4.
- [238] B. Idris, F. Houston, ve N. Claffey, "Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials.", *J. Prosthet. Dent.*, c. 74, sayı 5, ss. 535–541, Kas. 1995, doi: 10.1016/s0022-3913(05)80358-0.
- [239] R. P. Vitti, M. A. B. da Silva, R. L. X. Consani, ve M. A. C. Sinhoreti, "Dimensional accuracy of stone casts made from silicone-based impression materials and three impression techniques.", *Braz. Dent. J.*, c. 24, sayı 5, ss. 498–502, 2013, doi: 10.1590/0103-6440201302334.
- [240] P. Seelbach, C. Brueckel, ve B. Wöstmann, "Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow.", *Clin. Oral Investig.*, c. 17, sayı 7, ss. 1759–1764, Eyl. 2013, doi: 10.1007/s00784-012-0864-4.
- [241] M. Benli, D. Öngül, B. Karataşlı, ve B. Gökçen Rohlig, "Comparison of fit parameters of crown restorations produced by digital and conventional methods", *EÜ Dişhek Fak Derg.*, c. 40, sayı 2, ss. 89–96, 2019, doi: 10.5505/eudfd.2019.49354.

- [242] P. Bosniac, P. Rehmann, ve B. Wöstmann, “Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 23, sayı 5, ss. 2421–2427, May. 2019, doi: 10.1007/s00784-018-2679-4.
- [243] Y. Haddadi, G. Bahrami, ve F. Isidor, “Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning compared to conventional impression-a split-mouth randomised clinical study.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 23, sayı 11, ss. 4043–4050, Kas. 2019, doi: 10.1007/s00784-019-02840-0.
- [244] L. O. Pedroche vd., “Marginal and internal fit of zirconia copings obtained using different digital scanning methods.”, *Braz. Oral Res.*, c. 30, sayı 1, s. e113, Eki. 2016, doi: 10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0113.
- [245] M. Zeltner, I. Sailer, S. Mühlemann, M. Özcan, C. H. F. Hämmerle, ve G. I. Benic, “Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 117, sayı 3, ss. 354–362, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.028.
- [246] M. Rödiger, A. Heinitz, R. Bürgers, ve S. Rinke, “Fitting accuracy of zirconia single crowns produced via digital and conventional impressions-a clinical comparative study.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 21, sayı 2, ss. 579–587, Mar. 2017, doi: 10.1007/s00784-016-1924-y.
- [247] T. Abdel-Azim, K. Rogers, E. Elathamna, A. Zandinejad, M. Metz, ve D. Morton, “Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 114, sayı 4, ss. 554–559, Eki. 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.001.
- [248] J. B. da Costa, F. Pelogia, B. Hagedorn, ve J. L. Ferracane, “Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D.”, *Oper. Dent.*, c. 35, sayı 3, ss. 324–329, 2010, doi: 10.2341/09-178-L.
- [249] T. A. Hamza, H. A. Ezzat, M. M. K. El-Hossary, H. A. E. M. Katamish, T. E. Shokry, ve S. F. Rosenstiel, “Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 109, sayı 2, ss. 83–87, Şub. 2013, doi: 10.1016/S0022-3913(13)60020-7.
- [250] G. Bosch, A. Ender, ve A. Mehl, “A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 112, sayı 6, ss. 1425–1431, 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.012>.
- [251] C.-M. Kim, S.-R. Kim, J.-H. Kim, H.-Y. Kim, ve W.-C. Kim, “Trueness of milled prostheses according to number of ball-end mill burs”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 115, sayı 5, ss. 624–629, 2016, doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.10.014>.

- [252] F. R. Toma, L. C. Moleriu, ve L. Porojan, “Micro-CT Marginal and Internal Fit Evaluation of CAD/CAM High-Performance Polymer Onlay Restorations”, *Polymers*, c. 15, sayı 7. 2023, doi: 10.3390/polym15071715.
- [253] M. Borba, P. F. Cesar, J. A. Griggs, ve Á. Della Bona, “Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures.”, *Dent. Mater.*, c. 27, sayı 11, ss. 1119–1126, Kas. 2011, doi: 10.1016/j.dental.2011.08.004.
- [254] A. C. de Paula Silveira, S. B. Chaves, L. A. Hilgert, ve A. P. D. Ribeiro, “Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 117, sayı 3, ss. 386–392, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.017>.
- [255] Y.-R. Jung, J.-M. Park, Y.-S. Chun, K.-N. Lee, ve M. Kim, “Accuracy of four different digital intraoral scanners: effects of the presence of orthodontic brackets and wire.”, *Int. J. Comput. Dent.*, c. 19, sayı 3, ss. 203–215, 2016.
- [256] H. Nesse, D. M. Å. Ulstein, M. M. Vaage, ve M. Eilo, “Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 114, sayı 5, ss. 686–692, 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.05.007.
- [257] J.-H. Lim, J.-M. Park, M. Kim, S.-J. Heo, ve J.-Y. Myung, “Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 119, sayı 2, ss. 225–232, Şub. 2018, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.05.002.
- [258] J. C. Fonseca, G. E. P. Henriques, L. C. Sobrinho, ve M. F. de Góes, “Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings.”, *Dent. Mater.*, c. 19, sayı 7, ss. 686–691, Kas. 2003, doi: 10.1016/s0109-5641(03)00014-9.
- [259] J. E. Holden, G. R. Goldstein, E. L. Hittelman, ve E. A. Clark, “Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations.”, *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 18, sayı 8, ss. 645–648, Ara. 2009, doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00497.x.
- [260] B. Wöstmann, T. Blösner, M. Gouentenoudis, M. Balkenhol, ve P. Ferger, “Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients.”, *J. Dent.*, c. 33, sayı 7, ss. 611–618, Ağu. 2005, doi: 10.1016/j.jdent.2005.01.002.
- [261] R. Uzgur, E. Ercan, Z. Uzgur, H. Çolak, M. Yalçın, ve M. Özcan, “Cement Thickness of Inlay Restorations Made of Lithium Disilicate, Polymer-Infiltrated Ceramic and Nano-Ceramic CAD/CAM Materials Evaluated Using 3D X-Ray Micro-Computed Tomography.”, *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, c. 27, sayı 5, ss. 456–460, Haz. 2018, doi: 10.1111/jopr.12521.

- [262] S. Zimmer, O. Göhlich, S. Rüttermann, H. Lang, W. H. M. Raab, ve C. R. Barthel, “Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study.”, *Oper. Dent.*, c. 33, sayı 5, ss. 484–487, 2008, doi: 10.2341/07-142.
- [263] N. Krämer, U. Lohbauer, ve R. Frankenberger, “Adhesive luting of indirect restorations”, *Am. J. Dent.*, c. 13, sayı Spec No, ss. 60D-76D, 2000, [Çevrimiçi]. Available at: <http://europepmc.org/abstract/MED/11763920>.
- [264] R. Roperto, H. Assaf, T. Soares-Porto, L. Lang, ve S. Teich, “Are different generations of CAD/CAM milling machines capable to produce restorations with similar quality?”, *J. Clin. Exp. Dent.*, c. 8, sayı 4, ss. e423–e428, Eki. 2016, doi: 10.4317/jced.52984.
- [265] I. Sailer, A. Fehér, F. Filser, L. J. Gauckler, H. Lüthy, ve C. H. F. Hämmerle, “Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 20, sayı 4, ss. 383–388, 2007.
- [266] R. E. Matta, J. Schmitt, M. Wichmann, ve S. Holst, “Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns--a pilot investigation on a new virtual analytical protocol.”, *Quintessence Int.*, c. 43, sayı 9, ss. 801–809, Eki. 2012.
- [267] C. Rengo vd., “Marginal Leakage of Class V Composite Restorations Assessed Using Microcomputed Tomography and Scanning Electron Microscope.”, *Oper. Dent.*, c. 40, sayı 4, ss. 440–448, 2015, doi: 10.2341/14-022-L.
- [268] H. A. Mously, M. Finkelman, R. Zandparsa, ve H. Hirayama, “Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 112, sayı 2, ss. 249–256, Ağu. 2014, doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.017.
- [269] A. Falk, P. Vult von Steyern, H. Fransson, ve M. M. Thorén, “Reliability of the impression replica technique.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 28, sayı 2, ss. 179–180, 2015, doi: 10.11607/ijp.4132.
- [270] S. Reich, M. Wichmann, E. Nkenke, ve P. Proeschel, “Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems.”, *Eur. J. Oral Sci.*, c. 113, sayı 2, ss. 174–179, Nis. 2005, doi: 10.1111/j.1600-0722.2004.00197.x.
- [271] “<http://www.dicomanalyser.co.uk/html/introduction.htm>. [Erişim: 10/09/23]”
- [272] J. R. Charette, J. Goldberg, B. T. Harris, D. Morton, D. R. Llop, ve W.-S. Lin, “Cone beam computed tomography imaging as a primary diagnostic tool for computer-guided surgery and CAD-CAM interim removable and fixed dental prostheses.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 116, sayı 2, ss. 157–165, Ağu. 2016, doi: 10.1016/j.prosdent.2016.02.004.

- [273] J. Rodney ve I. Chicchon, “Digital Design and Fabrication of Surgical Obturators Based Only on Preoperative Computed Tomography Data.”, *Int. J. Prosthodont.*, c. 30, sayı 2, ss. 111–112, 2017, doi: 10.11607/ijp.5066.
- [274] G. Michelinakis, “The use of cone beam computed tomography and three dimensional printing technology in the restoration of a maxillectomy patient using a dental implant retained obturator.”, *Journal of Indian Prosthodontic Society*, c. 17, sayı 4. India, ss. 406–411, 2017, doi: 10.4103/jips.jips_106_17.
- [275] S. T. de O. Lara-Mendes, C. de F. M. Barbosa, C. C. Santa-Rosa, ve V. C. Machado, “Guided Endodontic Access in Maxillary Molars Using Cone-beam Computed Tomography and Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing System: A Case Report.”, *J. Endod.*, c. 44, sayı 5, ss. 875–879, May. 2018, doi: 10.1016/j.joen.2018.02.009.
- [276] E. Huottilainen vd., “Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process.”, *J. cranio-maxillo-facial Surg. Off. Publ. Eur. Assoc. Cranio-Maxillo-Facial Surg.*, c. 42, sayı 5, ss. e259-65, Tem. 2014, doi: 10.1016/j.jcms.2013.10.001.
- [277] J. Robben vd., “Eignung und Genauigkeit von DVT-Aufnahmen für die Digitalisierung von Gipsmodellen: Eine in-vitro-untersuchung [Suitability and accuracy of CBCT model scan: An in vitro study]”, *Int. J. Comput. Dent.*, c. 20, sayı 4, ss. 363–375, 2017.
- [278] Y. H. Kim, B.-Y. Jung, S.-S. Han, ve C.-W. Woo, “Accuracy evaluation of 3D printed interim prosthesis fabrication using a CBCT scanning based digital model.”, *PLoS One*, c. 15, sayı 10, s. e0240508, 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0240508.
- [279] J. Y. Choi vd., “Analysis of errors in medical rapid prototyping models.”, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, c. 31, sayı 1, ss. 23–32, Şub. 2002, doi: 10.1054/ijom.2000.0135.
- [280] C.-H. Lee, J. H. Ryu, Y.-H. Lee, ve K.-H. Yoon, “Reduction of radiation exposure by lead curtain shielding in dedicated extremity cone beam CT.”, *Br. J. Radiol.*, c. 88, sayı 1050, s. 20140866, Haz. 2015, doi: 10.1259/bjr.20140866.
- [281] S.-R. Kang, W.-J. Lee, S.-Y. Woo, D.-S. Kim, ve W.-J. Yi, “Radiation dose reduction in CBCT imaging using K-edge filtering and energy weighting.”, *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Int. Conf.*, c. 2014, ss. 5137–5140, 2014, doi: 10.1109/EMBC.2014.6944781.
- [282] B. Yilmaz, “Incorporating digital scans of diagnostic casts into computed tomography for virtual implant treatment planning.”, *J. Prosthet. Dent.*, c. 114, sayı 2, ss. 178–181, Ağu. 2015, doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.009.
- [283] P. Worthington, J. Rubenstein, ve D. C. Hatcher, “The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants.”, *J. Am. Dent. Assoc.*, c. 141 Suppl, ss. 19S-24S, Eki. 2010, doi: 10.14219/jada.archive.2010.0358.

- [284] M. Imburgia, S. Logozzo, U. Hauschild, G. Veronesi, C. Mangano, ve F. G. Mangano, “Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: a comparative in vitro study.”, *BMC Oral Health*, c. 17, sayı 1, s. 92, Haz. 2017, doi: 10.1186/s12903-017-0383-4.
- [285] H. BAKIÇ, M. KOCACIKLI, ve T. Korkmaz, “DİŞ HEKİMLİĞİNDE GÜNCEL İNTRAORAL TARAYICILAR”, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.*, s. 1, Oca. 2021, doi: 10.17567/ataunidfd.713422.
- [286] C. Keul, B. Stawarczyk, K.-J. Erdelt, F. Beuer, D. Edelhoff, ve J.-F. Güth, “Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study.”, *Dent. Mater.*, c. 30, sayı 4, ss. 400–407, Nis. 2014, doi: 10.1016/j.dental.2014.01.006.
- [287] J.-F. Güth, C. Runkel, F. Beuer, M. Stimmelmayer, D. Edelhoff, ve C. Keul, “Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization.”, *Clin. Oral Investig.*, c. 21, sayı 5, ss. 1445–1455, Haz. 2017, doi: 10.1007/s00784-016-1902-4.
- [288] J.-F. Güth, A. E. C. Kauling, J. Schweiger, J. Kühnisch, ve M. Stimmelmayer, “Virtual Simulation of Periodontal Surgery Including Presurgical CAD/CAM Fabrication of Tooth-Colored Removable Splints on the Basis of CBCT Data: A Case Report.”, *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, c. 37, sayı 6, ss. e310–e320, 2017, doi: 10.11607/prd.2769.

EKLER



EK-1. Etik Kurul Onayı

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ

GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Toplantı Tarihi: 21/01/2021

Toplantı Sayısı: 2021/02

Karar No: 2021.01.03

Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulu 21/01/2021 tarihinde Perşembe günü saat 10.00'da Prof. Dr. Sema ZERGEROĞLU' nun başkanlığında toplanmıştır.

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU'nun danışmanlığında yürütülecek olan Arş. Gör. Barış KANDEHİR'in uzmanlık tezi "**Konvansiyonel, Dijital Ölçü Yöntemleri ve CBCT Verileri Kullanılarak Üretilen CAD/CAM Onley Restorasyonların Marjinal Adaptasyonlarının Karşılaştırılması**" isimli başvurusu Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkeleri gereğince değerlendirilmiştir.

KARAR: Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşat ÇULHAOĞLU'nun danışmanlığında yürütülecek olan Arş. Gör. Barış KANDEHİR'in uzmanlık tezi "**Konvansiyonel, Dijital Ölçü Yöntemleri ve CBCT Verileri Kullanılarak Üretilen CAD/CAM Onley Restorasyonların Marjinal Adaptasyonlarının Karşılaştırılması**" isimli başvurusu Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkelerine uygun bulunmuştur.

KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ

GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARI

Toplantı Tarihi:	21/01/2021	Toplantı Sayısı:	2021/02	Karar No:	2021.01.03
Proje Adı:	Konvansiyonel, Dijital Ölçü Yöntemleri ve CBCT Verileri Kullanılarak Üretilen CAD/CAM Onley Restorasyonların Marjinal Adaptasyonlarının Karşılaştırılması				
Proje Özeti:	Dental restorasyonların üretim yöntemlerine dair literatürde çalışma bulunmasına rağmen, CBCT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) ile elde edilen veriler kullanılarak üretim yöntemine dair çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu in vitro çalışmada CBCT kullanılarak elde edilen verilerle üretilen CAD/CAM (Computer Aided Design, Computer Aided Manufacturing: Bilgisayar Destekli Tasarım, Bilgisayar Destekli Üretim) restorasyonlarının; konvansiyonel, dijital ölçü yöntemleri ile üretilen CAD/CAM restorasyonlarla karşılaştırmalı olarak uyumu değerlendirilecektir. Ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş, herhangi bir çürük bulunmayan 12 adet intakt molar diş üzerinde literatürde belirlendiği şekilde onley preparasyonu yapılacaktır. Prepare edilmiş örnekler 3 gruba ayrılacaktır. İlk gruptan A-tipi silikon (Zhermack Elite HD+) ile 2. gruptan intraoral tarayıcı (3Shape Trios 4) ile ölçü alınacaktır. Son grupta 0.125 mm vokal çözünürlük ayarlarında CBCT ile elde edilen DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) verileri yazılım vasıtasıyla STL (Standard Tessellation Language: Standart Mozaikleme Dili) formatına çevrilecektir. Tarayıcı ve CBCT taramalarından elde edilen 3D görüntüler CAD yazılımına (Exocad) gönderilecek ve onley restorasyon tasarımı tamamlanacaktır. Lityum disilikat (IPS E-max CAD) bloklarından onley restorasyonları frezelemek için CAM yazılımına bilgi gönderilecektir. Her iki grupta da hazırlanan restorasyonlar modellere yerleştirilecek ve mikro-CT yöntemi ile analiz edilerek değerlendirilecektir.				
Projede Görevli Personel Bilgileri					
Adı Soyadı	Unvan	Kurumu	Projedeki Görevi		
Ahmet K. ÇULHAOĞLU	Dr.Öğr.Üyesi	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Koordinatör		
Barış KANDEHİR	Araştırma Görevlisi	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Yardımcı Araştırmacı		
Etik Kurul Kararı					
Mevcut başvuru Kırıkkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Yönergesinde belirtilmiş olan Etik İlkelerine uygun bulunmuştur.					