



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**AYNI SİSTEME AİT FARKLI BİLGİSAYAR DESTEKLİ
ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNİN KRON UYUMUNA
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Zeynep EKİCİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN**

**ANKARA
2018**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**AYNI SİSTEME AİT FARKLI BİLGİSAYAR DESTEKLİ
ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNİN KRON UYUMUNA
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Zeynep EKİCİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN

**Bu tez çalışması Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından desteklenmiştir.**

Proje No: 18L0234001

ANKARA

2018

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum "Aynı Sisteme Ait Farklı Bilgisayar Destekli Ölçü Yöntemlerinin Kron Uyumuna Etkilerinin Karşılaştırılması" başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan klinik çalışma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Uzmanlık Öğrencisinin Adı Soyadı : Zeynep EKİCİ

Tarih : 27/12/2018

İmza :



ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütülmüş olan “Aynı Sisteme Ait Farklı Bilgisayar Destekli Ölçü Yöntemlerinin Kron Uyumuna Etkilerinin Karşılaştırılması ” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

27.12.2018

İmza

Prof.Dr.S.Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Jüri Başkanı

İmza

Prof.Dr.Mehmet Ali KILIÇARSLAN
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye

İmza

Doç.Dr.Emre MUMCU
Eskişehir Osmangazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	i
Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim; BDT-BDÜ (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing; CAD-CAM) Teknolojisi Nedir?	1
1.1.1. CAD-CAM Teknolojisinin Diş Hekimliğinde Kullanımı ve Tarihçesi	2
1.2. Dental CAD-CAM Cihazlarının Bileşenleri	3
1.2.1. Görüntü Alma	4
1.2.2. Restorasyonun Tasarlanması	4
1.2.3. Restorasyonun Üretilmesi	5
1.3. Bilgisayar Destekli Ölçüler; BDÖ (Computer Aided Impression – CAI)	9
1.3.1. Dijital Tarayıcılar	11
1.3.1.1. Direkt Teknik	12
1.3.1.1.1. Ağız İçi Tarayıcılar	13
1.3.1.1.2. Ağız Dışı Tarayıcılar	22
1.3.1.2. Endirekt Teknik	23
1.3.1.2.1. Laboratuvar Tipi Ölçü-Model Tarayıcılar	23
1.3.1.3. Tarayıcılar için Işık Kaynakları	27
1.3.1.4. Tarayıcılar için Görüntü Kaydetme Yöntemleri	28
1.3.1.4.1. Konfokal Lazer Tarayıcı Mikroskopi	28
1.3.1.4.2. Üçgenleştirme Teknikleri	29
1.3.1.4.3. Optik Koherent Tomografi	30
1.3.1.4.4. Akordeon Saçak İnterferometrisi	30
1.3.1.4.5. Aktif Dalga Boyu Örneklemesi	30
1.3.2. Dijital Ölçünün Avantaj ve Dezavantajları	31
1.3.2.1. Dijital Ölçünün Avantajları	32
1.3.2.2. Dijital Ölçünün Dezavantajları	35
1.4. Diş Hekimliğinde Sabit Restorasyonlar için Uyum Çalışmaları	37
1.5. Mikro Bilgisayarlı Tomografi; Mikro-BT (Micro Computer Tomography; Micro-CT)	42
1.6. Amaç ve Hipotez	43
2. GEREÇ VE YÖNTEM	45
2.1. Diş Preparasyonları	46
2.1.1. Tam Seramik Kron Preparasyonu	46
2.1.2. Seramik İnley Preparasyonu	47
2.2. Bilgisayar Destekli Ölçü Alımı	48
2.3. Tasarım	49
2.4. Üretim	50

2.5. Mikro-BT Analizleri	52
2.5.1. Lineer Ölçümler	53
2.5.2. Hacimsel Ölçümler	55
2.6. İstatistiksel Analiz	56
3. BULGULAR	57
3.1. Lineer Ölçüm Bulguları	57
3.1.1. Tam Seramik Kron Bulguları	57
3.1.2. Seramik İnley Bulguları	61
3.2. Hacimsel Ölçüm Bulguları	63
4. TARTIŞMA	64
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	93
ÖZET	95
SUMMARY	96
KAYNAKLAR	97
EKLER	113
ÖZGEÇMİŞ	119



ÖNSÖZ

Eğitimim süresince ve tez çalışmamın her aşamasında bilgisi ve deneyimini benimle paylaşan, anlayışı ve pozitif duruşuyla güç veren, tecrübeleri ve yaklaşımı ile beni her zaman etkilemiş hocam **Sayın Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN**'a,

Tez jürimin değerli üyeleri Sayın **Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU**'na ve Sayın **Doç. Dr. Emre MUMCU**'ya,

Tez örneklerinin incelenmesi sürecinde Mikro-BT ölçümlerinde desteğini ve yardımlarını esirgemeyen Sayın **Doç. Dr. Burak BİLECENOĞLU** ve **Dr. Mert OCAK**'a,

Çalışmamın İstatistiksel analizine katkıda bulunan **Dr. Dt Armin Mokhtari TAVANA**'ya,

Tez başlangıcından itibaren gerek bilgisi gerek yönlendirmeleriyle ilgi ve desteğini esirgemeyen sevgili ablam **Dr. Dt. Gülbike Demirel**'e

Grafiksel çizimlere emeklerinden dolayı canım arkadaşım **Cem Bahadır Aksoy**'a

Manevi destekleri ile varlıklarını hep yanımda hissettiğim, uzmanlık hayatımın en güzel değerleri **Asilkan GEZ**, **Ümran YILMAZ** ve **Merve ERDOĞ**'a,

Lisans ve uzmanlık eğitimim süresince sevgisini, desteğini esirgemeyen, duruşu ve insanlığıyla hep idolüm olan çok değerli halam **Nurten MÜJDE**'ye,

Ayrıca ve özellikle hayatım boyunca attığım her adımı destekleyen, sevgi ve inançları ile her konuda yanımda olan, bana yaşamda en iyisini istemeyi, en iyisini yapmayı ve en iyisi olmayı aşılamanın ama daha önemlisi tüm bunları herkesle paylaşma erdemini kazandıran iki güzel insana: Annem **Tülay EKİCİ** ve babam **Aydın EKİCİ**'ye

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle teşekkür ederim...

SİMGELER VE KISALTMALAR

2D	: 2-Dimensional (2 Boyutlu)
3D	: 3-Dimensional (3 Boyutlu)
AFI	: Accordion Fringe Interferometry (Akordeon Saçak İnterferometrisi)
AIG	: Axial Internal Gap
ALARA	: As Low As Reasonably Achievable (Mümkün Olan En Düşük Doz Radyasyon)
AMD	: Absolute Marginal Discrepancy (Mutlak Marjinal Uyumsuzluk)
AS	: Axial Space (Aksiyel Boşluk)
AWS	: Active Wavefront Sampling (Aktif Dalga Örnekleme)
BDÖ	: Bilgisayar Destekli Ölçü
BDT-BDÜ	: Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD-CAM	: Computer Aided Design- Computer Aided Manufacturing
CAI	: Computer Aided Impression
CBCT	: Cone Beam Computerized Tomography (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi)
CLSM	: Confocal Laser Scanning Microscope (Konfokal Lazer Tarama Mikroskobu)
CNC	: Computer Numerical Control (Bilgisayarlı Sayısal Kontrol)
CT	: Computer Tomography
GMG	: Gingival Marginal Gap
Li ₂ O	: Lityum Disilikat
LU	: Lava Ultimate
mA	: Miliamper
MD	: Marginal Discrepancy (Marjinal Uyuşmazlık)
MG	: Marginal Gap (Marjinal Boşluk)
Micro-BT	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
Micro-CT	: Micro Computer Tomography

mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
NC	: Numerical Control (Sayısal Kontrol)
nm	: Nanometre
OCT	: Optic Cohorent Tomography (Optik Kohorent Tomografi)
OMG	: Oclusal Marginal Gap
PICN	: Polymer Infiltrated Ceramic Network (Polimer İnfiltre Edilmiş Seramik Ağ)
PMG	: Proximal Marginal Gap
PMMA	: Polimetil Metakrilat
PVS	: Polivinil Siloksan
ROI	: Region of Interest
SA	: Shoulder Area (Omuz bölgesi)
SDP	: Sabit Dental Protez
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
sn	: Saniye
STL	: Standart Tessellation Language / Stereolithography
TDP	: Titanium Dioxide Powder
USPHS	: United States Public Health Service (Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti)
VE	: Vita Enamic
VS	: Vita Suprinity
µm	: Mikrometre
Zr	: Zirkonya

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	Prepare edilmiş dişlerin görüntüleri	45
Şekil 2.2.	Tam kron preparasyonu ve preparasyon sırasında kullanılan frez seti	47
Şekil 2.3.	İnley preparasyonu ve preparasyon sırasında kullanılan frez seti	47
Şekil 2.4.	Preparasyonların ölçü alım işleminde kullanılan dijital tarayıcılar (A: Bluecam, B: Omnicam, C: inEos X5)	48
Şekil 2.5.	Ölçü alım işlemi (tarama) yapılmış dişlerin elde edilen dijital görüntüleri	49
Şekil 2.6.	Elde edilen dijital ölçülerin tasarımında kron marjinlerinin çizilmesi ve tasarlanan tam seramik kron görüntüsü	49
Şekil 2.7.	Elde edilen dijital ölçülerin tasarımında inley marjinlerinin çizilmesi ve tasarlanan tam seramik inley görüntüsü	50
Şekil 2.8.	A. Restorasyonların üretiminde kullanılan Cerec blok materyali, B. Restorasyonun üretilmesi için kullanılan kazıma cihazı frezleri, C. Cerec in Lab MC XL kazıma cihazı	51
Şekil 2.9.	Üretilen tam seramik kron ve tam seramik inley restorasyonlar	51
Şekil 2.10.	Lineer ve hacimsel ölçümlerin yapıp marjinal ve internal aralıkların değerlendirilmesini sağlayan Mikro – BT cihazı	53
Şekil 2.11.	Tam seramik kron ölçüm noktalarının grafiksel gösterimi ve ölçüm noktalarının açıklaması	54
Şekil 2.12.	Tam seramik inley ölçüm noktalarının grafiksel gösterimi ve ölçüm noktalarının açıklaması	54
Şekil 2.13.	Mikro – BT görüntüleri (Sol-Lineer, sağ -hacimsel görüntüleri içermektedir.)	55

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1.	Freze ünitelerinin eksen sayısına göre sınıflandırılması ve karşılaştırılması	6
Çizelge 2.1.	Kullanılan Malzeme Listesi	52
Çizelge 3.1.	Kron örneklerinin sagittal ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	58
Çizelge 3.2.	Kron örneklerinin bölgesel olarak aralık değerleri (μm)	59
Çizelge 3.3.	Bluecam tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	59
Çizelge 3.4.	Omnicaam tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	60
Çizelge 3.5.	inEos X5 tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	60
Çizelge 3.6.	İnley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	61
Çizelge 3.7.	Bluecam tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	62
Çizelge 3.8.	Omnicaam tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	62
Çizelge 3.9.	inEos X5 tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)	63
Çizelge 3.10.	Kron ve inley örneklerinin siman aralığının her bir tarayıcı için miktarı (mm^3)	63

1. GİRİŞ

1.1. Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim; BDT-BDÜ (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing; CAD-CAM) Teknolojisi Nedir?

'CAD-CAM' kısaltması, aslında sanayii başta olmak üzere tüm alanlardaki bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimi ifade etmek için kullanılır. Örneğin 1950'li yıllarda ilk geliştirilen CAD-CAM teknolojisi endüstriyel süreçlerde nesnelerin modellenmesini, tasarımını ve üretimini mümkün kılmıştır (Dahl ve Ronold, 2014; Duret ve ark., 1988).

Seksenli yıllarda bilgisayarın entegre devre ünitelerinin (Numerical Control; NC) kontrol üniteleri yerine kullanılmaya başlaması ile bilgisayarlı sayısal kontrol (Computer Numerical Control; CNC) sistemleri daha kullanışlı bir hâle gelmiş ve doğru parça üretimini sağlamıştır. Grafik ekranda tasarlanmak istenilen parçanın analitik modeli oluşturulup gerekli manipülasyonlar yapıldıktan sonra, değişik şekillerde üretimi yapılabilmektedir. Bu şekilde ürün tasarımında kısa geliştirme zamanları ve düşük maliyetler elde etmek mümkün olabilmektedir. Bunun yanında bilgisayar ortamında analiz ve simülasyon imkânları kullanılarak daha doğru ve güvenilir tasarımlar yapılabilmektedir.

Bilgisayar sistemlerinin imâlatta primitifler (bilgisayar programlama dilinde tanımlı data tipleri) kullanılarak nesnelere üretme, tanımlama, analiz ve tasarımın optimizasyonu gibi işlerde kullanılması CAD (Computer Aided Design) olarak adlandırılır. Bu sistemler yazılım ve donanım kısımlarından oluşur. Yazılım olarak, parçaların gerilme-uzama analizinin yapılabildiği programlar, mekanizmaların dinamik cevapları, ısı transferi hesapları ve NC parça programlama gibi modüller olabilir. CAM (Computer Aided Manufacturing) ise bilgisayar sistemlerinin planlama,

yönetme ve bir üretim işleminin kontrolünün direkt veya endirekt bilgisayar ara yüzeyi kullanılarak yapılması gibi işlemler için imâlatta kullanılmaktadır. CAD-CAM sistemleri üretimde, tasarım, analiz, işlem planlama, parça programlama, program doğrulama, parça işleme ve muayene gibi fonksiyonları etkin ve doğru bir şekilde yerine getirebilmektedir.

1.1.1. CAD-CAM Teknolojisinin Diş Hekimliğinde Kullanımı ve Tarihçesi

Protetik ve restoratif diş hekimliğinde, diş hekimi ve teknisyen arasındaki iletişimin önemi kadar, restorasyonların üretimi konusunda teknisyen hassasiyeti ve tecrübesi de ön planda yer almaktadır. Yeni nesil sistemlerin geleneksel yöntemlerden üstün yönleri bilimsel olarak kanıtlandıkça güncel gelişmeler olarak diş hekimliğine dahil edilmektedir. CAD-CAM sistemleri, lazer tarayıcılar, üç boyutlu yazıcılar ve seramik başta olmak üzere restoratif malzemelerdeki gelişmelerle birlikte geleneksel diş hekimliği yerini dijital diş hekimliğine bırakmaktadır. CAD-CAM teknolojisi restorasyonların üretim hızını arttırmak ve laboratuvar işlemlerindeki hataları en aza indirmek için geliştirilmiştir (Yin ve ark., 2006; Miyazaki ve ark., 2009).

Dental laboratuvarlarda üretilen işlerin niteliği, tedavi planında ağırlıklı rol oynamaktadır. Kusursuza yakın özelliklere sahip prefabrike materyallerin kullanımıyla kalitede artış sağlamanın yanında veri kaydedebilme özelliği ile üretim aşamalarını hassas bir şekilde planlayıp standardize eden CAD-CAM sistemleri yoğun olarak anlaşılır ve kullanılır hâle gelmişlerdir. Bilgisayar yazılım ve donanım sistemlerindeki gelişmelerin bir sonucu olarak, daha düşük maliyetlerde üretim yöntemleri ve yeni tedavi konseptleri ortaya konulabilecektir (Seker ve Ersoy, 2010).

CAD-CAM sistemleri bilgisayar yardımıyla veri kaydı, model tasarımı ve malzeme üretimi yaparlar. Bu sistemler uzun yıllardır endüstrinin değişik alanlarında kullanılırken, diş hekimliğine girişleri 1980'li yılların başlarında olmuştur. CAD-CAM teknolojisini diş hekimliğinde ilk kullanım girişimi yetmişli yıllarda Bruce Altschuler (Birleşik Devletler); Francois Durnt (Fransa); Werner Mormann ve Marco

Brandestini (İsviçre) ile gerçekleşmiştir (Perng-Ru Liu, 2005). Young ve Altschuler ilk kez 1977 yılında optik bir enstrüman kullanarak ağız içi yapıların bir haritasını çıkarabilecek bir sistem fikrini ortaya atmışlardır (Young ve Altschuler, 1977).

1984 yılında Duret, daha sonra dental sektörde Sopa Bioconcept Sistem olarak sektöre girecek olan Duret sistemini geliştirmiştir. Bu sistem CAD-CAM teknolojileri ile üretilen restorasyonları tanımlamaktadır. 1983 yılında da ilk CAD-CAM diş restorasyonunu yapmıştır. Böylelikle CAD-CAM teknolojisi; diş hekimliğinde 1980'lerden itibaren inley, onley, kron, laminate, sabit köprü protezleri ve implant dayanaklarını üretmek için giderek artan bir taleple kullanılmaktadır (Dahl ve Ronold, 2014; Duret ve ark.,1988). Ancak, Duret Sistemi, kompleks bir yapı olması ve üretim maliyetleri nedeniyle çok tercih edilmemiştir. Kurumsal olarak üretilen ilk CAD-CAM sistemi Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen Cerec (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) sistemidir ve 1987 yılında piyasaya sürülmüştür (Perng-Ru Liu, 2005). Başlangıçta estetik seramik restorasyonların tasarımı için tasarlanmıştır. Sistem; yıllar geçtikçe donanımın dördüncü sürümüne yükselerek mükemmel seviyede restorasyonları ve hatta implantları üretmeyi mümkün kılmıştır.

Rekow ve arkadaşları, 1980'lerde verilerin fotoğraflar ve yüksek çözünürlüklü tarayıcı yoluyla elde edildiği 5 akslı frezeleme kabiliyetine sahip yeni bir dental CAD-CAM sistemi tasarlamışlardır (DENTICAD SYSTEM) (Rekow, 1987). Dr. Andersson ise; 1983 yılında kron üretimini yüksek hassasiyetle gerçekleştiren Procera sistemini geliştirmişlerdir ('History of Nobel Biocare').

1.2. Dental CAD-CAM Cihazlarının Bileşenleri

Dijital diş hekimliği uygulamalarında, hasta başı sistemler, tek bir randevu seansında, sabit protetik restorasyon uygulamalarının bitirilmesini sağlar. Hasta başı sistemler, 30 yılı aşkın süredir diş hekimliğinin hizmetindedir. Hasta başı sistem, dijital ölçüyü takiben CAD-CAM tekniği ile restorasyonların bitirilmesidir. İntraoral tarayıcı teknolojisindeki hızlı gelişmeler ve ilerlemelere rağmen, diş hekimlerinin

yalnızca %5 ile 15'i dijital ölçü tekniğini kullanmaktadır. Güncel dental CAD-CAM iş akışı; görüntü alma, restorasyonun tasarlanması ve tasarlanan restorasyonun üretilmesi olmak üzere üç ana kısımdan oluşur.

1.2.1. Görüntü Alma

Görüntünün elde edilmesi; prepare edilmiş dişlerin ve komşu yapıların datalarını toplayan ve daha sonra bunları sanal ölçüye dönüştüren bir veri toplama birimi (şu anda doğrudan veya dolaylı olarak oluşturulmuş optik bir ölçü alma yöntemidir) ile dijital ölçünün alınması işlemidir.

Sisteme bağlı olarak, klinisyen son restorasyonu geliştirmek için intraoral olarak iki tarama seçeneğine sahiptir:

- 1- Mevcut anatomik konturu ve oklüzal düzlemleri final restorasyona dahil etmeyi sağlayan preoperatif tarama,
- 2- Preparasyonun postoperatif taranması, sadece elde edilen görüntüdeki seçilmiş veri noktalarından tahmin edilen(oluşturulan) ve bilgisayar veri tabanında yer alan diş anatomik tasarımlarının bir iç kütüphanesi ile birleştirilebilen CAD tasarımı ile gerçekleştirilir (Alghazzawi, 2016).

1.2.2. Restorasyonun Tasarlanması

Konvansiyonel laboratuvar işlemlerindeki modelasyona karşılık sayılabilecek bu işlem; sanal ölçülere göre bir bilgisayar yazılımı marifeti ile sanal restorasyonların tasarlanması ve tüm freze parametrelerinin ayarlanması aşamasıdır.

Çeşitli türdeki dental restorasyonların tasarımı için üreticiler tarafından özel yazılım sağlanmaktadır. Farklı üreticilerin farklı yazılımları ile; koping ve sabit dental protez uygulamaları, ful anatomik kron ve sabit dental protezler (Denissen ve ark.,

1999; Raigrodski, 2004; Sjögren ve ark., 2004; ve Strub ve ark., 2006;), maksillofasiyal protezler (Bibb ve ark., 2002; Chen ve ark., 1997 ve Williams ve ark., 2006;), inley, onley, veneerler, teşhis için wax-up, gövde, geçici sabit protez, post kor, kişisel abutment, teleskop, hareketli parsiyel protezler, implant planlaması için cerrahi rehber plaklar, splintler, ölçü kaşıkları, modeller, ortodontik apareyler, hibrit protezlerin alt yapı tasarımı (Drago ve ark., 2007; Kupeyan ve ark., 2006) gibi çeşitli tasarımlar tasarlanabilir. Kalıcı anterior restorasyonlar, anterior rehber tablayı ve silikon ölçüleri karşılamak için geçici restorasyon modellerinin bir kopya taraması ile üretilebilir (Torabi ve ark., 2015; Van Noort, 2012).

1.2.3. Restorasyonun Üretilmesi

Tasarımı kabul edilen restorasyonun, seçilen restoratif materyalin üretim tekniğine bağlı olarak aşındırılarak veya ekleme yapılarak final restorasyona dönüştürülmesi aşamasıdır. Bu diş CAD-CAM sürecinin son aşamasıdır ancak CAD modelinden üretilen fiziksel parçanın hastanın ağızına yerleştirilmeden önce bir parlatma/cilalama işlemine tabi tutularak restorasyonun geliştirilmesini de içerir. (Van Noort, 2012).

Bu restorasyonları üretmek için kullanılan iki temel yöntem, eksiltme (milling, frezeleme) veya ekleme (Hızlı Prototip; RP veya 3 Boyutlu; 3B-3 Dimensional; 3D baskı) yöntemleridir. Frezeleme/üretim teknolojisi, büyük katı bloklardan eksiltme üretim teknolojisini kullanan bir restorasyon üretim tipidir. Teknoloji ile ilgili diş hekimleri ve teknisyenler, tüm adımları bir bilgisayar programı tarafından kontrol edilen, istenilen geometriyi elde etmek için malzemeyi mekanik olarak kesmek için güçle çalışan üretim makinalarının keskin bir kesme aleti ile kullanıldığı işlemlere dayanan, bilgisayarla sayısal olarak kontrol edilen (Computer Numerical Control; CNC) sistemlere aşınadır.

Milleme üniteleri, iki sınıfa ayrılır: (A) kuru / yaş / milleme ve öğütme, bazı milleme malzemelerinin kuru milleme işlemine ve bazılarının ıslak milleme işlemine

ihtiyaç duyması sonucu veya (B) aks sayılarına göre (3 aks veya 4 aks veya 5 aks), 4 akslı ve 5 akslı ünitelerin her ikisi de farklı eksenler boyunca (X, Y, Z) doğrusal olarak yukarı ve aşağı hareket eder. Ana fark, rotasyonların sayısıdır, blok/disk sadece X eksenleri etrafında dönebilir (A rotasyon), fakat 5 akslı sistemlerde, blok/disk X eksenleri etrafında dönmenin (A rotasyon) yanı sıra ve mil Y eksenlerinin etrafında dönmektedir (B rotasyonu).

Dört ve beş eksenli milleden üniteleri arasındaki ana fark Tablo 6'da gösterilmiştir. Ayrıca, 5 eksenli bir frezeleme ünitesi ile frezelenmiş restorasyonlar, 4 eksenli frezeleme ünitesi ile frezelenmiş olanlardan daha büyük bir hassasiyete sahiptir, çünkü 5 eksenli frezeleme ünitesi tüm yönlerde andırkatlarda milleden yapabilir (Abduo ve ark, 2014). 5 eksenli freze ünitelerinin hepsi, A ve B rotasyonlarının miktarındaki farklılıklardan dolayı aynı değildir (Bosch ve ark., 2014).

Çizelge 1.1. Freze ünitelerinin eksen sayısına göre sınıflandırılması ve karşılaştırılması

Özellik	4 Eksenli freze üniteler	5 Eksenli freze üniteleri
Kuru/ıslak	Islak (hasta başı)- kuru (laboratuvar)	Genellikle ıslak/kuru
Bakım	Kolay	Zor
Ağırlık	Hafif	Ağır
Uygulamalar	Genel diş hekimliğinde: veneer, inley, onley, koping/altyapı, kron, sabit dental protez	Ek olarak: implant destekleri, teleskop kron, splint, model, bar, vida tutuculu implantın kronu, cerrahi rehber
Doğrusal hareket ve Rotasyonlar	Üç uzaysal yön X, Y, Z ve gerilim köprüsü A (X eksen etrafında dönme)	Ek olarak B (Y eksen etrafında dönme)
Maliyet	Ucuz	Pahalı
Keskin açılar ve andırkatları milleden	Evet (daha az olan bir yön)	Evet (daha doğru olan farklı yön)
Kesici alet sayısı	Az	Çok
Milleden süresi	Kısa	Uzun
Milleden hassasiyeti	Düşük	Yüksek
Hasta başı milleden ünitesi	Evet	Hayır
Laboratuvar ünitesi	Evet	Evet
İmalat materyali: blok	Evet (hasta başı ve laboratuvar)	Evet
İmalat materyali: disk	Evet (yalnız laboratuvar)	Evet

Sistemin ilk iki bölümü CAD aşamasında rol oynarken, üçüncü kısım CAM fazından sorumludur (Galhano ve ark., 2012). CAD-CAM sistemleri, laboratuvar sistemleri ve hasta başı sistemleri olarak sınıflandırılmıştır. Laboratuvar sistemleri, şirketin kendi tarayıcı ve frezeleme ünitelerine sahip olduğu CAD-CAM (Amann Girschbach, 3M ESPE, Sirona Dental Systems, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen and U-Best Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics), sadece tarayıcının mevcut olduğu CAM (D2000, 3 Shape; Dental Wings 7 series, Dental Wings; IScan D104, Imetric 3D SA; Ceramill Map, AmannGirschbach; Activity 850 3D, Smart Optics) ve sadece freze ünitelerinin mevcut olduğu CAD (DWX-50, Roland DGA Corporation; inLab MC X5, Sirona; M5, Zirkonzahn; Tizian Cut 5 Smart, Schütz Dental; S2 Model, vhf camfacture AG; Ceramill Motion 2, Amann Girschbach) sistemleridir.

Hasta başı CAD-CAM sistemi, şirketin kendi tarayıcı ve freze ünitelerine (Sirona ve Planmeca) sahip olduğu CAD-CAM sisteminin yanı sıra; firmanın tasarlama özelliği olmaksızın bir tarayıcıya sahip olduğu görüntü yakalama sistemi (örneğin, True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC) olarak da bulunabilmektedir. Bunlar, restorasyonun tasarlanması için açık erişimli bir laboratuvar tarayıcısına bağlanmalıdır.

CAD-CAM, veri paylaşımına göre açık ve kapalı sistemlere ayrılabilir. Kapalı sistemler, aynı şirket tarafından veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimi dahil tüm CAD-CAM prosedürlerini sunmaktadır. Ayrıca, tüm adımlar tek bir sisteme entegre edilmiştir ve diğer şirketlerden farklı sistemler arasında herhangi bir değiştirilebilirlik yoktur. Açık sistemler, orijinal dijital verilerin CAD şirketlerine ve farklı firmalardan CAM cihazlarına uyarlanmasını sağlar (Tapie ve ark., 2015).

Laboratuvar CAD sistemleri her zaman açık bir sistem olmalıdır, çünkü verileri aldıktan ve restorasyonu tasarladıktan sonra, veriler bir STL dosyasında (Stereolithography veya Standard Tessellation Language) saklanmalıdır. Bununla birlikte, birçok üretici kendi özel veri formatlarını kullanır, sonuç olarak yapı

programlarına ilişkin veriler birbirleriyle uyumlu olmayacaktır ve bu yüzden daha sonra restorasyonun üretileceği o laboratuvar CAD sisteminden STL dosyasını kabul eden açık bir laboratuvar CAM sistemine gönderilir. Ek olarak, görüntü edinme birimi her zaman açık bir sistemdir ve belirli bir restorasyonun STL dosyası, restorasyonun tasarlanması için açık bir laboratuvar CAD sistemi tarafından kabul edilebilir ve daha sonra üretilecek restorasyon veya model için açık bir CAM sistemine gönderilir.

İmplant bar veya tutucuları karmaşık restorasyonların üretilmesi planlandığında, model, açık laboratuvar CAD-CAM veya laboratuvar CAD sistemleri tarafından taranabilir ve STL dosyası restorasyon tasarımı ve fabrikasyonu için bir dış kaynak üretim merkezine gönderilir. Ayrıca, dijital modelin dişlerin intraoral olarak taranması ile üretilmesi amaçlandığında, görüntü alma ünitesinin STL dosyası veya açık hasta başı CAD-CAM sistemi, frezeleme veya ilâve teknolojisi ile üretilecek dijital model için bir dış kaynak üretim merkezine gönderilebilir (Zimmermann ve ark., 2015).

Önceleri CAD-CAM sistemleri restorasyonun yalnızca prefabrik bloklardan frez, elmas veya elmas diskler kullanılarak frezelenmesi sayesinde üretilmesine olanak tanımaktaydı. 'Eksiltme yöntemi' olarak adlandırılan bu teknikte istenilen şekle ulaşmak için blok materyalden eksiltme yapılmaktadır. Bu yöntem etkin olsa da tipik bir dental restorasyon elde edebilmek için prefabrik blokların %90'ı uzaklaştırılmakta ve dolayısıyla boşa gitmektedir. Eksiltme yöntemine alternatif olarak günümüzde hızlı prototip üretimi gibi (üç boyutlu serbest-şekilli üretim/solid free-form fabrication) 'ekleme' yoluyla üretim sistemleri de bulunmaktadır. Seçici lazer sinterizasyonu, seramik veya metal restorasyonların üretimi için kullanılan yöntemlerden birisidir (Medifactoring, Bego Medical AG, Bremen, Almanya; Hint Els, Griesheim, Almanya). Bu yöntemde, restorasyonun bilgisayar tasarımı, 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 ilâvelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece boşa harcanan, artık materyal kalmamaktadır. Bazı CAD-CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadırlar. Bu yöntemlerden birinde (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) prepare edilen dişin 3-boyutlu büyütülmüş metal dayı

eksiltme yöntemiyle frezelenmektedir. Büyütülmüş day, final restorasyonun sinterizasyonundan sonra oluşacak büzülme için kullanılmaktadır. Kullanılacak materyal metal day üzerine, toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemiyle, büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra oluşturulan blok restorasyonun dış şeklini vermek üzere frezelenmektedir. Normalden büyük olarak hazırlanan restorasyon day üzerinden uzaklaştırmakta ve normal boyutlarına gelmesi için yoğun olarak sinterize edilmektedir.

Diğer bir kombine sistemde (Wol-Ceram, Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya) çamur şeklindeki alümina tozlarının direkt olarak ana modelde bulunan day üzerine ekleme yöntemiyle elektroforetik dispersiyon ile uygulanmaktadır. Marjinlerden taşan materyal teknisyen tarafından uzaklaştırıldıktan sonra, restorasyonun dış yüzeyi eksiltme yöntemiyle bilgisayar yardımıyla oluşturulmaktadır. Sonunda, teknisyen kopingi day üzerinden uzaklaştırmakta ve cam infiltrasyon aşamasına geçilmektedir. 100 nanometreden küçük seramik partikülleri içeren saf alümina veya zirkonyum esaslı seramiklerden elde edilen koping ve köprü altyapılarını hazırlamak içinde ekleme yöntemi kullanılabilir (ce. inovation, Inocermic, Hermsdorf, Almanya). Bu sistem üretim merkezinde bulunmaktadır ve üretim prensipleri henüz açıklanmamıştır (Strub ve ark., 2006).

1.3. Bilgisayar Destekli Ölçüler; BDÖ (Computer Aided Impression – CAI)

Doğru bir diş ölçüsü almak, diş hekimliği uygulamasında en önemli ve zaman alıcı işlemlerden biridir. Bu işlem sırasında, hatalar nihai restorasyonun kalitesine çok büyük etki edeceğinden, ağız içi durumun mümkün olduğunca doğru kopyalanmasının sağlanması son derece önemlidir. Materyal özelliklerinde iyileşmelere rağmen (örneğin, daha iyi tat, kısaltılmış uygulama süresi), ölçü almak hâlâ hasta için rahatsızlık verici ve hekim açısından da zaman alıcı olarak kabul edilir (Balkenhol ve ark., 2007).

Prepare edilmiş veya edilmemiş dişlerden, dental implantlardan, dişsiz ağızlardan veya ağız içi defektlerden doğru ve eksiksiz ölçü elde etme işlemi, sabit veya hareketli protezlerin yapım aşamalarındaki önemli basamaklardan birini oluşturmaktadır. Ölçü işlemi; çeşitli maddeler ve uygulamalarla preparasyon sahasının veya ağız içinin ya da herhangi bir bölgenin tam negatifinin elde edilmesi anlamına gelmektedir (Birnbaum ve ark., 2008; Zaimoğlu ve ark., 2004). Restorasyonların başarısı uygulanan ölçü tekniğine ve kullanılan ölçü maddelerine de bağlıdır (Hamalian ve ark., 2011). Uygun olmayan materyal veya koşullarda alınan ölçüler, biyolojik ve mekanik komplikasyonlar oluşturabilecek uyumsuz protetik restorasyonların hazırlanmasına sebep olmaktadır (Lee ve ark., 2008).

Ölçü maddelerindeki değişim ve gelişmeler daha uyumlu restorasyonların elde edilebilmesi için yapılmaktadır. Klinisyenin beceri ve bilgisinin etkili olduğu konvansiyonel ölçü sistemlerinde birçok başarısızlık oluşabileceği gibi, klinisyenden bağımsız olarak ölçü maddelerinin distorsiyonu, kaşıktan ayrılması veya kopması, saklanma koşulları, ölçü alınan yüzeydeki kan ve tükürük gibi birçok olasılık, hazırlanan restorasyonlarda başarısızlığa sebep olabilmektedir (Beuer ve ark., 2008; Christensen ve ark., 2008). Ölçü işleminin kalitesinin en iyi düzeye getirilmesinin yapılacak restorasyonun uyumunu arttırdığı unutulmamalıdır. Yeni geliştirilen bilgisayar destekli sistemlerle hastalar ve hekimler için ölçü alma işleminin daha basit hâle getirilmesi ve ölçü alma sırasında oluşabilecek hataların minimuma indirgenmesi hedeflenmektedir.

CAD-CAM sistemlerinde dijital ölçüler; aynı sıradan fotoğraf makinalarında olduğu gibi nesne üzerinden yansıyan ışık sayesinde elde edilen verilerin intraoral kameralarla toplanması sayesinde elde edilir. Daha sonra bu kopyalanmış dokular doğal görünümdeki haliyle bilgisayar ekranında gösterilir. Protezin ana yapısal unsurları; sayısal değer yerine prepare edilmiş dişlerin, komşu dişlerin ve kapanış oklüzyonunun ekranda izlenen 3 boyutlu görüntüsü üzerinde tasarlanır. CAD-CAM sisteminde dijital ölçüler sıradan bir kamera gibi intraoral tarayıcıyla alınır, ışığı verme hakkında bilgi toplar. Tekrarlanabilir dokular, doğal görünümlü olarak donanım ekranında gösterilir. Veriler açısından protetik tasarımın ana yapıları; prepare edilmiş

dişler, komşu dişler ve karşı kapanışlı oklüzyondur. İntraoral tarayıcı söz konusu yüzeyin ışık yansıtma miktarlarını ölçer (Dahl ve Ronold, 2014). Diş hekimi dijital ekrandan hasta başında ilgili alanın bir kopyasının ölçümünü yapmaktan ve kritik bölgelerin doğruluğunu sağlamaktan sorumludur. İntraoral kameralar tarama için video tekniği veya fotoğraf tekniğini kullanırlar (Dahl ve Ronold, 2014; Bolding, 2016).

1.3.1. Dijital Tarayıcılar

Verilerin toplanma işlemi her sisteme göre farklılıklar göstermektedir. Bazı sistemlerin kendine ait intraoral kameraları mevcut iken, genellikle veriler mekanik ve optik sayısallaştırıcılar kullanılarak model üzerinden elde edilmektedir (Christensen, 2006; Ersu ve ark., 2008). Dijital ölçüler 2 yöntemle elde edilebilirler; doğrudan intraoral tarayıcı kullanılarak; bu, klinisyenin, konvansiyonel ölçüye gerek duymaksızın ve alçı modeller hazırlanmaksızın, prepare edilmiş dayanak diştten gelen verileri doğrudan elde etmesine izin verir ve 3D sanal modelle sonuçlanır, diğeri ise bir 3 boyutlu model oluşturmak için dental ölçü veya alçı kalıplarının taranmasını içeren ekstraoral bir laboratuvar tarayıcısı ve daha sonra restorasyon özel tasarım yazılımı kullanılarak 3 boyutlu olarak bilgisayarda tasarlanır (Patzelt ve ark., 2013).

Dijital ölçü söz konusu olduğunda, tozsuz veya toz-bazlı tarama, gerçek-renkli ekran, tarama modu ve tarama prensibi gibi özellikler, her intraoral tarayıcı sistemi için farklılık gösterir. Tarama verilerinin dışa aktarımı için kullanılan dosya formatları ve hasta başı iş akışı için kullanılan CAD-CAM yazılım türleri de farklılık gösterebilir. Tasarlanan restorasyonun üretilmesi için, tüm hasta başı sistemler bir freze makinesine veya CAM ünitesine ihtiyaç duyar. Her aşındırma/milleme makinesi için; boyut, ağırlık, eksen ve mil sayısı ve bunların dönüş hızı belirtilmiştir. Bunlara ek olarak; frezelenen malzeme türleri (genellikle bloklar halinde tedarik edilir), azami uzunlukları ve ıslak ya da kuru milleme işleminin gerçekleştirilip gerçekleştirilmediği belirtilir.

Kron restorasyonu için üretici tarafından belirlenen bir milledme süresi verilmele birlikte, bu süre malzemenin türüne, restorasyonun boyutuna ve aletin aşınma derecesine bağılı olarak büyük oranda değişiklik gösterebilir. CAM ünitesi için su ve basınçlı hava beslemesi de dahil olmak üzere, muayenehane içi entegrasyon için önemli olan lojistik faktörlerin de dikkate alınması gerekir (Zaruba ve Mehl, 2017).

Dijital sistemlerle görüntüleme; hekimin aktif olduğu direkt teknik ve teknisyenin aktif olduğu endirekt teknik olmak üzere iki grupta değerlendirilebilir (Almeida ve ark., 2013).

1.3.1.1. Direkt Teknik

Bu teknikte konvansiyonel ölçü yöntemleri tamamen ortadan kalkmıştır. Buna göre; istenilen restorasyon için hazırlanan dişler ağız içi görüntüleme sistemleri yardımı veya ağız dışı görüntüleme sistemleri (tomografiler) ile taranır ve bilgisayar ortamına aktarılır (Güth ve ark., 2013). Hasta başı ağız tarayıcılarının geliştirilmesi, ağızda klinik durumun doğrudan dijital olarak edinilmesini sağlar. Bu, konvansiyonel ölçülere olan ihtiyacı da ortadan kaldırabilir (Farah ve Brown, 2009; Stein, 2011).

İntraoral kameralar optik tarayıcılardır ve iki tipe ayrılabilirler: İlki dişlerin tek tek görüntülerini kaydeden tek görüntülü kameralardır. iTero (Align Technology), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC), and Trios (3 shape) gibi bu kameralar, tek bir görüntüde üç dişi kaydeden tek görüntülü kameralardır. Dentisyonun daha geniş alanlarını kaydetmek için, birbiriyle örtüşen bir dizi görüntüyü yazılım programının bunları daha büyük bir üç boyutlu sanal model haline getirebileceği şekilde kaydetme imkânı sağlar. Kamera, sadece oklüzal bir görüntü elde edildiğinde, kameradan gizlenecek olan konturun yüksekliğinin altındaki verilerin doğru bir şekilde kaydedilmesini sağlamak için farklı açılarda konumlandırılmıştır. Örtüşen görüntülerde kamera tarafından görüntülenmeyen bu alanlar, sanal moddaki eksik veri alanlarını doldurmak için yazılım programı tarafından tahmin edilecektir.

True Definition Scanner (newest version of the Lava Chairside Oral Scanner, COS), Apollo DI (Sirona) and Omnicam (Sirona) sistemleri tarafından kullanılan video kameralar ise diğer intraoral kameralardır (Abdel-Azim ve ark., 2015; Ting-Shu ve ark., 2015 ve Zimmermann ve ark., 2015).

1.3.1.1.1. Ağız İçi Tarayıcılar

İntraoral dijital ölçü, tek diş preparasyonlarının ötesine geçerek tam ark kaydetme yeteneğini de içerecek şekilde sekstant taramaya dönüşmüştür. İntraoral dijital tarayıcılar, diş hekiminin dişlerin, implantların ve yumuşak dokuların yüzeyini 3 boyutta yakalamasına imkân tanır, dijital modelin anında değerlendirilmesini sağlar ve laboratuvarla anlık iletişim sağlar. Benzer şekilde, CAD-CAM diş hekimliği pratiğinde devrim yaratmış ve hasta tedavisiyle bütünleşmiştir (Kapos ve Evans, 2014; Strub ve ark., 2006). Dijital teknolojinin kabulünü arttıran iki olay, daha yeni ve daha kullanıcı dostu intraoral dijital tarayıcıların ortaya çıkması ve diş hekimliği eğitim müfredatında dijital teknolojinin uygulanmasıdır (Marti ve ark., 2016).

Günümüzde dental piyasada çok sayıda intraoral ve ekstraoral dijital ölçü sistemleri mevcuttur. Bu sistemler çalışma prensibi, ışık kaynağı, pudra püskürtme gerekliliği, işlem süreci ve çıkış dosyası biçimi gibi temel özellikler açısından birbirlerinden farklılık gösterirler (Ting-shu ve Jian, 2015). Bu sisteme ait belli başlı tarayıcılar aşağıdaki gibi yer almaktadır (Logozzo ve ark., 2011):

CEREC Sistemi

CEREC 1 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) 1987'de Duret sistemi ile birlikte ilk intraoral dijital ölçü ve CAD-CAM cihazı olarak piyasaya sunulmuştur. Bu sistem, üç doğrusal ışık kirişinin kesişiminin 3 boyutlu uzayda belirli bir noktaya odaklandığı "ışığın üçgenlenmesi" kavramıyla tasarlanmıştır (Mormann, 2006). (3/1) Pürüzlü ışık dağılımına sahip yüzeyler taramaların doğruluğunu olumsuz bir şekilde

azaltır. Bu nedenle, üniform ışık dağılımı üretmek ve tarama hassaslığını arttırmak için, opak toz titanyum dioksit kaplamanın kullanılması gereklidir (Sirona, 2004).

Günümüzde en yaygın CEREC sistemi, CEREC AC Bluecam olarak bilinen dördüncü nesil CEREC ürünüdür. Bu sistemde ışık kaynağı olarak bir LED mavi diyottan gelen bir çeşit görünür mavi ışık kullanılarak görüntü yakalanır. CEREC AC Bluecam, 1 dakika içinde dijital ölçünün bir çeyreğini ve birkaç saniye içinde de antagonist ölçüyü alır. En yeni CEREC sistemi olan CEREC AC Omnicam, 2012'de piyasaya sürülmüştür. Omnicam görüntüleme tekniği, ardışık veri toplamanın 3 boyutlu model oluşturduğu kesintisiz görüntüleme stili iken, Bluecam ise tek bir görüntü elde etme yöntemidir. Omnicam tek bir diş, çeyrek veya tam ark için kullanılabilir, ancak Bluecam yalnızca tek bir diş veya çeyrek ark için uygulanabilir. Omnicam'ın en belirgin özellikleri pudrasız tarama ve doğal renkli hassas 3 boyutlu görüntü elde edilmesidir. Tozsuz özellik, daha büyük bir tarama alanı için belirli avantajlar sağlar (Birnbäum ve ark., 2009).

Düzensiz ışık dağılımına sahip diş yüzeyleri taramaların doğruluğunu olumsuz bir şekilde azaltır. Buna göre, üniform ışık dağılımını uyandırmak ve tarama etkinliğini arttırmak için taramadan önce titanyum dioksitin opak bir toz kaplaması uygulamak akıllıca olur (Poticny ve Klim, 2010). Dijital olarak tarama yaparken, diş hekimi tarayıcıyı tutar ve kamerayı taranmış bölgeye doğru yönlendirir. Kamera ucu diş yüzeyinden birkaç milimetre uzakta olmalı veya sadece yüzeye biraz dokunmalıdır. Diş hekimlerinden, ardışık verileri bir 3 boyutlu modelde üretmek için kamera başını dişlere tek bir yönde hafifçe kaydırmaları istenir. Bu kesintisiz tarama işlemi, alanın belirgin bir derinliğini ifade edebilir. Buna ek olarak, tarama istenildiği zaman kesintiye uğratılabilir ve devam ettirilebilir. Yeni bir titreşim algılama sistemi teknolojisi, fotoğraf makinesinin yalnızca kararlı ve hareketsiz olduğu zamanda 3 boyutlu görüntülerin yakalanmasını sağlayarak operatörün elinin titremesi durumunda olası hatalı verileri önleyebilmektedir (Galhano ve ark., 2012).

Lava C.O.S. Sistemi

Lava TM C.O.S. (Lava Chairside Oral Scanner, 3M ESPE, Seefeld, Almanya), 2006 yılında icat edilen ve 2008'de piyasaya sunulan ağız içi dijital bir ölçü cihazıdır. Aktif dalga örneği alma prensibi altında çalışır (Rohaly, 2006). Bu prensip, tek lensli görüntüleme sisteminden 3 boyutlu veri elde etmeyi ifade eder. Üç sensor, farklı açılardan aynı anda klinik görüntüler yakalayabilir ve özel görüntü işleme algoritmaları ile odağa odaklanmış ve odaklama dışı veriler içeren yüzey yamaları oluşturabilir. (3M ESPE, 2009) Saniyede yirmi 3 boyutlu veri kümesi yakalanabilir ve her taramada 10.000'den fazla veri noktası vardır. Bu sistemin 2400'den daha fazla veri kümesine (veya 24 milyon veri noktasına) hassas bir tarama yapmasını sağlar (Syrek ve ark., 2010).

Lava C.O.S. en küçük tarayıcı ucuna sahiptir, sadece 13.2 mm genişliğindedir. Tarayıcı ışık kaynağı olarak görünen mavi ışığı titreşerek gönderir ve mobil ana bilgisayar ve bir dokunmatik ekran ile çalışır (Galhano ve ark., 2012). CEREC AC Bluecam'a benzer şekilde, Lava C.O.S. taramadan önce diş yüzeyinde bir pudra spreyi gerektirir (Birnbaum, 2009). Lava C.O.S. ağızda çekilen görüntüleri dokunmatik ekranda aynı anda gösterebilir (Birnbaum ve Aaronson, 2008).

iTero Sistemi

Cadent şirketi (Carlstadt, NJ), iTero'yu 2007 yılında piyasaya sürmüştür. iTero sistemi paralel konfokal görüntüleme ilkesine dayanarak ağız içi yüzeyleri lazerle ve optik tarama ile yakalar (Garg, 2008). Tarama sırasında diş yapısının 3 boyutlu görüntüsü 300 odak derinliğinde toplam 100,000 lazer ışığı ile elde edilebilir. Bu odak derinlik görüntüleri, kameranın diş yüzeylerinin kesin verilerini elde etmesine olanak tanıyarak yaklaşık 50 µm seviyesinde ayrılır (Kachalia ve Geissberger, 2010). iTero sistemi ile paralel konfokal tarama, ağızdaki tüm yapıları ve malzemeleri tarama pudrası ile kaplamadan dişleri kaydedebilir (Galhano ve ark., 2012). Bu sistem kırmızı lazeri bir ışık kaynağı olarak kullanır ve ana bilgisayar, fare, klavye, ekran ve tarayıcıdan oluşur (Birnbaum ve Aaronson, 2008).

iTero ile intraoral taramanın iTero ile diř modelinin taramasından (ortalama sapma = 0.025 mm) daha az doęruluk göstermesi (ortalama sapma = 0.05 mm), intraoral kořulların tarama doęruluęunu etkileyebileceęini dūřündürmektedir (Flügge ve ark., 2013; Patel, 2010).

E4D sistemi

E4D sistemi, 2008 yılının başında D4D Technologies LLC (Richardson, TX) tarafından tanıtılmıştır. E4D sistemi D4D Technologies, LLC (Richardson, TX) tarafından optik koherens tomografi ve konfokal mikroskopi prensibi altında geliştirilmiştir. Kırmızı lazeri bir ışık kaynağı olarak kullanır ve mikro aynalar saniyede 20.000 devir titreşir. E4D'nin yüksek hızlı lazeri, etkileşimli bir 3D görüntü oluşturmak için hazırlanmıştır ve dişlerin dijital bir ölçüsünü formüle eder. Lazer teknolojisi, görüntüleri her açıdan yakalar. Bu sistem aynı zamanda tozsuz bir intraoral tarama cihazı olarak da işlev görür. Tasarım merkezi olan bir bilgisayar ve monitör, lazer tarayıcı kafası ve ayrı bir freze ünitesi içerir.

Yukarıda açıklanan sistemlerin aksine, kapalı ağızın bukkal yönden taranmasıyla oklüzal ilişki elde edilemez. Bunun yerine, kapanış işlemi ağız içerisine uygulanan kayıt maddesi ile oluşturulur. Tarayıcının kayıt materyallerini taramasıyla da kapanış dijital ortama aktarılır. Bu veriler CAD prosedürünü takiben restorasyonların oklüzal yüksekliklerinin çizilmesi için geçerlidir. 3 Boyutlu dijital ölçü verileri özel bir formatta veya bir STL formatında dışa aktarılabilir. Özel (tescilli) kapalı formatı için, veriler CAD çalışması için özel DentaLogic yazılımına gönderilir (Birnbaum ve ark., 2009).

E4D sistem dosyası D4D teknolojisine ücret ödeyerek bir STL dosyasına dönüştürülebilir. Böylece dijital ölçü verileri diğer CAD-CAM sistemleri tarafından kullanılabilir ve E4D sistemi yarı açık bir cihaz olarak kabul edilebilir. CEREC AC Bluecam ve Omnicam sistemleri gibi, E4D sistemi de bir hasta başı freze cihazı ile çalışabilir (Tsitrou ve ark., 2010).

TRIOS sistemi

3Shape (Kopenhag, Danimarka) 2011 yılında yeni bir intraoral dijital ölçü sistemi olan TRIOS'u piyasaya sürdü. Bu sistem çok hızlı optik kesit alma ve konfokal mikroskopi prensibi altında çalışır. Sistem, tarayıcı ile taranan nesne arasında sabit bir uzaysal ilişki sürdürürken ve nesne taranırken, sistem odak düzlemi konumlarının bir aralığı boyunca odak düzlemindeki değişimleri tanır. Ayrıca saniyede 3000 imaja kadar hızlı tarama hızı, tarayıcı uç ile dişler arasındaki göreceli hareketin etkisini azaltır. Elde edilen çok sayıda resmi analiz ederek, sistem dişlerin ve dişetin rengini yansıtacak şekilde hemen nihai bir dijital 3D model oluşturabilir. iTero ve E4D sistemlerine benzer şekilde, TRIOS intraoral tarayıcı, tarama işleminde toz içermeyen bir cihazdır (iTero digital impression system, 2007).

TRIOS'un çalışması nispeten basittir. Diş hekimi, tarayıcıyı dişe çeşitli mesafelerde tutabilir. Dişlerin yakından geçmek veya 2 - 3 cm uzakta kalacak şekilde geçmek görüntülerin çekilmesini etkilemeyecektir. Ayrıca, TRIOS profesyonel bir dijital ölçü edinimi ve CAD sistemi olup bir CAM frezeleme aygıtı içermez (Logozzo ve ark., 2011).

3D Progress by MHT S.p.A. (IT) & MHT optic research AG (CH)

MHT Optic Research AG (CH) tarafından yaratılan MHT (Medical High Technologies) SpA (IT) tarafından üretilen ve USB 2.0 kablosuyla bir PC'ye bağlanabilen hafif, taşınabilir, dijital ölçü sistemi olan 3D Progress. MHT Optic Research AG ve MHT S.p.A, İsviçreli bir mühendis olan Markus Berner ve İtalyan bir iş adamı ve girişimci olan Carlo Gobbetti tarafından 1995 yılında kurulmuştur. Satın alma imkânının yanı sıra, Kuzey Amerika'da düşük bir aylık kira bedeli karşılığında sunulacak ve Clön 3D Employee tarafından 'Progress IODIS (Intra Oral Digital Impression System)' olarak ticarileştirilecek. Bir başka yetkili distribütör, Hollanda'dan Oratio BV şirketi olup, bu cihazı CYRTINA® Intraoral Scanner olarak ticarileştirecektir. 3D Progress, ortalama bir tarama hızı 14 tarama/saniyeye eşit olan (PC'ye bağlı olarak), tek bir tarama için saniyenin 1/10'undan azını alan dijital ölçüyü

gerçekleştirir. Bu nedenle, 3 dakikadan daha kısa bir sürede tam arkı tarayabilir. Tarayıcı genellikle yarı saydam yüzeylerin püskürtülmesini gerektirmez; örneğin, implant tarama abutmentleri ve işaretleyicileri gibi yansıtıcı yüzeyler haricinde (Babayoff, 2010).

Planmeca Planscan (PS)

PS, video taraması sırasında 450 nm dalga boylarına sahip mavi lazer teknolojisini kullanır. Tarayıcı çubuk, ucun dış yüzeyinde hareket etmesine izin verirken düzgün hareket gerektirir. Bu sistem açıktır; bu, ücretsiz STL'nin içe ve dışa aktarmasına izin verdiği anlamına gelir (Hack ve ark., 2015).

Carestream 3500 (CS)

CS, kameranın doğru odak derinliğinde tutulduğunda otomatik olarak bir görüntü oluşturduğu tek bir görüntü sistemi olarak tasarlanmıştır. Tek dişli taramalar için iyi hassasiyet ($4.5 \pm 0.8\text{mm}$) ve doğruluk ($9.8 \pm 0.8\text{mm}$) için imkân sağlar (Hack ve ark., 2015).

IOS FastScan™ by IOS Technologies Inc.

IOS Technologies, Inc. tescilli intraoral tarama ve dijital ölçü teknolojisini ticarileştirmek amacıyla 2007 yılı başında kurulmuştur. IOS Technologies şu anda IOS FastScan™ Dijital Ölçü ve Modelleme sisteminin son geliştirme aşamasındadır ve Temmuz 2010'da IOS FastScan intraoral dijital tarayıcının prototipten üretim sürümüne geçildiği duyurulmuştur ve bu sistem klinik beta testinde pozitif sonuçlar vermiştir. Sistemin rakiplerine kıyasla sağladığı en büyük avantaj, probudur. IOS FastScan™, fotoğraf makinesinin (kamera) prob içinde hareket edebildiği tek sistemdir. Dış hekimi, tam arkı taramak için yalnızca probu üç konumda (bukkal, lingual ve oklüzal) tutmalıdır; çünkü IOS FastScan lazeri prob içindeki bir pist üzerinde otomatik olarak hareket eder (Harrison, 2013). IOS FastScan, bağımsız bir

tarayıcı olarak kullanılabilir veya ofis içi freze ünitesi ile birlikte kullanılabilir (Trissel, 2007).

MIA3d™ by Densys3D LTD (IL)

MIA3d™, Densys3D LTD (Migdal Ha'Emeq, İsrail) tarafından hazırlanan bir bilgisayar, düz ekran ve küçük elle kullanılan ağız içi kamera da dahil olmak üzere hasta başı bağımsız bir ünedir. Densys3D, Şubat 2007'de ortodonti ve restoratif uygulamalar için yeni bir intraoral kamera ve sistem sunacağını duyurdu; çok hızlı tarama sistemi ile, bir fotoğrafın alınmasının sadece milisaniye alınacağı ve diş hekiminin hastanın ağzını eşleyebileceği belirtildi (90 saniye içinde).

Haziran 2007'de, Densys3D, o zamanlar sadece laboratuvar testlerine tabi tutulmuş yeni ağız içi kamera ve sistem üzerinde klinik çalışmalar başlatılmış; 30µm'ye eşit ortalama bir doğruluk elde edilmiştir. Densys3D, Şubat 2012'de Midwinter Chicago Dental Show'da Amerikan pazarında MIA3d sistemini başlatmıştır (Ernst ve ark., 2008).

DirectScan by HINT – ELS GMBH (DE)

Hint-ELs® GmbH, 2000 yılında kurulmuştur. Hint-ELs® DentaCad Sisteminin ilk seri ürünü 1998'de piyasaya sürülmüştür. Hint-ELs® dijitalize sistemler (HiScan ve HiScanµ), Fraunhofer Enstitüsü ile iş birliği içinde geliştirilmiştir. Hint-ELs® DirectScan, 12-15 µm aralığında bir ölçüm doğruluğu sunar, dolayısıyla 'popüler' masaüstü taramasının çoğuna göre daha hassas sonuçlar verir. Optik tarayıcı, her 200 ms'de çeşitli açılardan hızlı bir resim dizisi alır ve her diş veya boşluğun yüzeyini ve şeklini kaydeder. Diş hekimi, daha sonra görüntüleri hastanın ağzını eşleştirmek için pikselle kesin bir karşılaştırma gerçekleştiren bir 3D yazılıma girer. Ağız içi tarayıcının çıktı verileri standart STL dosya formatı olabilir ve Hint-EL'lerin CAD-CAM bileşenleri veya diğer açık sistemler tarafından işlenebilir (Logozzo ve ark., 2011).

Bluescan®-I – A. TRON3D® GMBH (AT)

Bluescan-I, en büyük, bağımsız Avusturya Araştırma Enstitüsü (AIT) ile iş birliği içinde geliştirilmiştir ve saniyede 8-15 stereo görüntü çeken oldukça karmaşık bir optik ölçüm sistemidir. Bu sistemde, dişlerin ölçüsünü almak, entegre optiklerle kolay ve serbest dolaşan bir el parçasıyla video çekmek gibidir. Sarsıntı (titreşim) önleyici bir koruma sayesinde, kameranın hâlâ sabit kalması ve kalibre edilmesi gerekmez. Kamera kafası, sislenmeyi önlemek için vücut ısısı ve dahili elektriklerle ısıtılır. Bluescan ile sadece milisaniyeler içinde çok yüksek çözünürlüklü gerçek zamanlı görüntüler üretilir. Probu gerçekten küçük ve hafiftir. Bluescan-I ile sprey veya toz gerektirmez (A-tron3d, 2013).

DPI – 3D by dimensional photonics international, Inc. (US)

Dimensional Photonics International, Inc. (DPI) gelişmiş üç boyutlu (3D) ölçüm ve şekil yakalama teknolojisinin lider bir geliştiricisidir. Başlangıçta Massachusetts Teknoloji **Enstitüsü** (MIT) Lincoln Laboratuvarı'nda 1990'ların sonunda tasarlanan tescilli teknoloji bugün en doğru ve çok yönlü 3D tarama teknolojileri arasında yer alıyor. Şirketin son geliştirme çabaları, dijital ölçüler için küçük, elle yapılmış, gerçek zamanlı, ağız içi bir tarayıcı olan DPI / O'ya odaklanmıştır. DPI'nin tescilli teknolojisi, tek dişlerin topografyasını veya tam bir arkı doğru bir şekilde yakalamak için toz kullanılmasını gerektirmez. Cihaz prototip test aşamasından geçmektedir ve hâlen piyasada mevcut değildir (Dillon ve ark., 2009).

Yukarıda bahsedilen intraoral dijital ölçü sistemlerinin düzenli kullanımının yanı sıra diğer işlevlerden de bahsedilmelidir. E4D Dentist™ gibi intraoral tarayıcıların bazı türleri elastik malzemelerden yapılmış geleneksel ölçüyü tarayabilir ve sanal bir model oluşturmak için görüntüyü ters çevirebilir. Bu prosedür, diş yüzeyine kıyasla daha az yansıtıcı özellik kazandıran geleneksel ölçü materyalinin üstünlüğüne dayanır. Bu nedenle, geleneksel malzemeler dijital taramanın doğruluğunu iyileştirmeye yardımcı olabilir.

İntraoral dijital sistemler bazı türleri ayrıca öğretim ve eğitim amaçlı olarak kullanılmaktadır. E4D Compass™, klinik operatörlerin tedaviyi başlatmadan önce olası terapi seçenekleri üzerinde kendilerine rehber olmasına izin verir. TRIOSR ve iTero, diş hekimliği öğrencilerini doğru diş preparasyonu için eğitmek, diş preparasyonlarında yönlendirmek ve diş hekimliği okullarında diş preparasyonunu derecelendirmek için teşhis araçları içerir.

Güncel olarak mevcut olan piyasadaki intraoral tarayıcı sistemler birbirleri ile kıyaslandığında millemeler özellikleri ve millemeler süreleri farklılıklar gösterirken, özellikle kullanılan malzemeler ve aks sayıları da farklılık göstermektedir. CS 3500 (Carestream Dental, Rochester NY, USA) fotoğraf çekerken, CS 3600 video görüntüleri yakalayabilmektedir. Tarayıcıların her ikisi de tozsuz tarama ve gerçekrenkli ekran teknolojilerini barındırmaktadır.

Dental Wings ağız içi tarayıcısı (Dental Wings IntraOral-DWIO) (Dental Wings, Montreal, Canada), çoklu-tarama görüntüleme teknolojisini kullanarak çalışmaktadır. 10 adet kameranın kademeli olarak hizalanması sayesinde, sistem beş projektör tarafından birçok açıdan diş yüzeylerinin üzerine yansıtılan siyah noktaları kaydedebilmektedir. Tarayıcı başlık dental wings sisteminde en küçük boyutta olup bunu Omnicam ve Cerastream takip etmektedir. Cs3000 ve Cerec 4 akslı millemeler özelliğine sahipken dental wings diğer sistemlerden farklı olarak 6 akslı lazer ablasyon sistemi ile çalışmaktadır.

Tarayıcı sistemlerden myCrown Scan (Fona Dental, Bratislava, Slovakia) görüntü almak için toz kullanırken diğer sistemlerde buna gerek duyulmamaktadır. Mycrown sistemin tarayıcı başlığı Planscan zfx'e göre oldukça küçüktür. Zfx intrascanin 600 gramlık boyutu dikkat çekmektedir.

Fona mycrown ve Planmeca planmill sistemleri 4 akslı millemeler özelliğine sahipken Zfx inhouse 5 akslı millemeler özelliğine sahiptir. Üretim yapılırken kullanılan malzeme çeşitliliği açısından Zfx inhouse sistemi diğer sistemlere göre daha fazla

seçenek sunmaktadır. CAD-CAM sistemlerinden farklı olarak 3 Shape trios sistemi en geniş veri aktarımı seçeneğine sahip olan en açık sistemdir.

Üreticiye göre, PrograMill One dünyanın en küçük 5-akslı freze makinesidir: sadece 36,5 kg ağırlığındadır. Malzeme çeşitliliği açısından da görüldüğü gibi daha fazla çeşitliliğe sahiptir. Trios 3, Ivoclar ve Strauman kablosuz ağız içi tarayıcıya sahip sistemlerdir. (Zaruba ve Mehl, 2017).

1.3.1.1.2. Ağız Dışı Tarayıcılar

Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) kullanılmasından sonra, klinisyenler bu araçları tanı amaçlı ve protetik cerrahi planlamayla ilgili yeni yaklaşımlar ve üretim için kullanabildiler. Konik ışın CT (CBCT) teknolojisi, diagnostik tedavi planlamasında yardımcı olan makul ölçüde ulaşılabilen (ALARA) ilke kadar düşük dozda radyasyon kullanarak 3D yüksek çözünürlüklü görüntülemeyi mümkün kılar (Gang, 2011). Bu gelişmiş görüntüleme sistemlerinin kullanılmasıyla, dijital veri farklı dilimlerde gözlemlenebilir ve RP (Rapid Prototyping) teknolojisiyle 3D görüntüleri yeniden oluşturmak veya 5 eksenli frezeleme ile senkronizasyon işlemlerini koordine etmek için kullanılır (Chang ve ark., 2003; Ganz, 2011). Hastaya özgü kişisel abutmentler, intraoral ölçüler veya alçı modeller olmaksızın interaktif bir yazılım uygulamasından ihraç edilen CAD implantının STL dosyasından da millenebilir (Ganz, 2008).

CBCT ve CAD-CAM teknolojisindeki gelişmelerle, dişlerin, arkların ve kemik anatomisinin doğru bir şekilde kaydedilmesiyle sadece tek kronlar değil, aynı zamanda parsiyel diş protezleri de üretilebilir (Ender ve Mehl, 2013). CBCT verilerinin doğrudan CAM yazılımına aktarılması, birkaç üretim adımını ortadan kaldırabilir. Diş preparasyonundan sonra, teşhis ve / veya tedavi planlaması için gerekli olan bir 0.125-Voksel CBCT, restorasyonların üretiminin, kesin intraoral ölçülere ihtiyaç duymadan, doğrudan prepare edilen doğal dişler üzerinde kronlanmasını mümkün kılabilir. CBCT görüntülerini dijital intraoral taramalara / tanısal model taramalara dahil etmek,

restorasyonların uygun oklüzzyonda üretilmesini sağlayabilir (Worthington ve ark., 2010; Yılmaz, 2015). Tekniğin dezavantajları, metal restorasyonlu hastaların CBCT görüntülerinde artifaktlara sahip olabilmeleridir ki bu da CBCT verilerini kron üretimi için kullanılamaz hâle getirebilir. Ayrıca, prosedür maliyeti restorasyonların üretimi için kullanımını sınırlayabilir (Gaito ve ark., 2011).

1.3.1.2. Endirekt Teknik

Bu sistemde ağız içi tarayıcı kullanılmadan konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınır. Alınan ölçü ile elde edilen model CAD-CAM sistemine ait optik veya mekanik sistemler ile tarama işlemine tabi tutulur. Bazı sistemlerde ise; alçı model kullanılmadan alınan ölçü yüzeyinin taranması ile sanal model elde edilebilir. Sanal model üzerinde istenilen restorasyon uygulanabilir (Güth ve ark., 2013).

1.3.1.2.1. Laboratuvar Tipi Ölçü-Model Tarayıcılar

Ekstraoral tarayıcılar 3 ana teknolojiyi kullanırlar: Lazer, yapılandırılmış ışık ve bağlantı. Fiziksel temasa ihtiyaç duymadıklarından optik tarayıcılar (lazer ve yapılandırılmış ışık) taranan nesnenin yoğunluğundan (kalınlığından) etkilenmezler (Persson ve ark., 2006). Ayrıca kontak tarayıcılardan daha hızlı olma eğilimindedirler (Chan ve ark., 2011). Bununla birlikte, temaslı (kontak) tarayıcılar, taranan nesnenin yüzey parlaklığı veya diğer optik özelliklerinden etkilenmezler (Rudolph ve ark., 2007). Diş hekimliği için günümüzde belli başlı kullanılan endirekt model tarama cihazları aşağıda listelenmiştir (Villaumbrosia ve ark., 2016).

SmartOptics

ScanBox, akıllı optikten tamamen otomatikleştirilmiş açık 3D ekstraoral dijital tarayıcıdır. ScanBox, CAD yazılımı olmadan tedarik edilebilir ve her açık CAD yazılımıyla birlikte kullanılabilir. Alternatif olarak, scanBox, CAD'de bir başlangıç

için ideal olan exocad CAD yazılımıyla birlikte bir pakette mevcuttur. Kolay, hızlı ve uygun maliyetli üretim yapar ve yeni başlayanlar ve profesyonel kullanıcılar için uygundur. ScanBox, tarayıcı için lisans ücreti yoktur. 6 µm'ye kadar hassasiyet gösterir. Tek kron üretiminde 39 saniyede, 3 üniteli köprü için ise 63 saniyede taramayı tamamlayabilir.

ZENOScan

ZenoScan, yenilikçi çok kalıp tarama fonksiyonuna sahip ilk tarayıcı olup, bu tarama ile kalıpları değiştirmeden tek bir tarama işlemi ile 16 elemente kadar işlenebilir. Zeno CAD'deki yapılandırma işlemi, tarama işlemleri sırasında başlatılabilir. Bu, bekleme süresini ortadan kaldırır ve böylece laboratuvarın verimliliğini artırır. Beş eksen kullanımı, hedef nesnenin kameraların odasına her zaman ideal bir biçimde beslenmesini sağlayarak sürekli mükemmel tarama kalitesi sağlar. Eksen sayısı ile birlikte geniş iç hacim, daha sonraki uygulama için teknik gereksinimleri zaten karşılamaktadır. STL verileri dışa aktarma özelliği bulundurulur. Tek day taramasında 20 µm, tam ark taramalarında 50 µm' ye kadar doğruluk sağlar ve her bir day taraması yaklaşık 1 dakika zaman alır. ZENO Scan, daha çok hareketli protezlerin yapımında ölçü aşamasında kullanılır.

3Shape

Azalan açılı 2 kamerasıyla, etkili bir şekilde, derin kavitelemler ve tüm andırkatların ölçülerinin alınmasını mümkün kılmaktadır. 3 eksenli hareket sistemi, dental nesnenin eğilebilir, döndürülmüş ve çevrilebilir ve 350 dereceden daha fazla taramayı mümkün kılan herhangi bir bakış açısından taramayı kolaylaştırır. Tarama parametreleri doğru renk yakalaması için nesnenin malzemesine otomatik olarak ayarlanır. Tek day taramasını 25sn., 3 üniteli köprü taramasını 100 sn.' de gerçekleştirir ve 20 µm' den daha düşük değerlerde kesinlik sağlar.

Incise (Renishaw/ DS10 – DS30 – Hybrid)

DS10 kontak tarayıcısı, Renishaw'ın sabit problama teknolojisini kullanarak hassasiyet sağlar. Bu kontak problemleri, çoklu ünite implant çalışması için özellikle önem taşıyan ve optik sistemlerin ustalaşması zor olan angüstasyonların yanı sıra pozisyon verilerini doğru bir şekilde yakalayabilir. DS30 optik tarayıcı, yumuşak dokular ve komşu ve karşıt dentisyon gibi geniş yüzey verileri elde etmek için gereken hızı sağlar. Hibrit tarayıcı da ise; DS10 ve DS30, esneklik, hız ve doğruluk sağlayan hibrid bir tarama çözümü oluşturmak için gelişmiş CAD paketi ile sorunsuz bir şekilde birlikte çalışır.

Zfx Evolution plus

Yenilikçi "açık tarama teknolojisi", yeni tasarımın temelini oluşturmaktadır. Tarayıcı, açık ve kompakt mimari ile yeterlilik sağlayan bir kapı olmadan çalışır. Alan gereksinimi küçüktür ve günlük iş akışları basitleştirilmiştir. "Zfx Evolution plus", predatörü gibi kanıtlanmış şerit ışık teknolojisini kullanır. Yakalanacak nesnenin yüzeyinde bir LED ışık kaynağı ile toplam 128 satır çifti projelendirilir. Hareketleri döndürme ve döndürme için 2 eksenli sistem, tarayıcıdaki ikiz kameraların (CCD sensörleri) tüm yüzey noktalarını güvenilir bir şekilde kaydetmesini sağlar. Görüntü işleme algoritmalarının optimizasyonu nedeniyle, tarayıcının hesaplama süresi yüzde 30'a düşürülmüştür.

İleri görünümlü bir özellik "3D Yazdırmaya Hazır" aracıdır. Tarayıcı, katkı üretimi ile uyumlu standart bir stl dosyası oluşturur. Ayrıca, temel modele dahil edilen 12'si bir arada "Çoklu-Day-Tarama" modülü ile aynı anda ayrı ayrı kalıplar çekilebilir ve işlenebilir. Ayrıca onaylanmış doğruluk (9 µm'den az) sensör ayarı ile 140 x 80 mm hacmine kadar genişletilmiştir.

LavaScan

İlk Lava™ Tarayıcı freze merkezleri için sayısal bir tasarım yardımı olarak geliştirilmiştir. Bugün, ikinci nesil tarayıcısı çok daha geliştirilmiş ve zirkonya ve metal restorasyon üretimini tamamlamak konusunda kabiliyetlidir. Aynı zamanda, İmplant abutmentleri ve tam kontur tasarımları oluşturabilir. Ve diğer sistemlerle, gerektiğinde, seçici olarak iletişim kurulabilir.

Lava™ Scan ST Tasarım Sistemi şimdi Lava™ Zirkonya restorasyonları oluşturmaktan fazlasını da yapabiliyor. Metal restorasyonlar ve mum / reçine kalıpları için tasarımları seçici üçüncü parti ekipmanlara aktarmak için isteğe bağlı bir yazılım modülü de kullanılabilir. Bu ekipman kendi laboratuvarınızda veya başka bir 3M ESPE yetkili laboratuvarında veya hızlı üretim merkezinde bulunabilir.

EGS DScan3

Mavi LED teknolojisi ile tarama daha hızlı ve güvenilirdir. Maksimum seviyede doğruluk ve hassasiyet sunar. (15 µm). Multi-day özelliği ile pek çok dişin aynı anda taranmasına olanak sağlar. Veriler herhangi bir CAD-CAM sistemi tarafından okunacak şekilde aktarılabilir.

Ineos X5

InEos X5, gösterimin ve modellerin tümünün veya bir kısmının manuel veya otomatik olarak taranması için kullanılabilir. Yeni işletim konsepti, diş teknisyeni için esnekliği artırır, böylece tarama işlemi laboratuvarın iş akışına optimal bir şekilde entegre edilebilir. Manuel tarama modu basit işlemler için zamandan tasarruf sağlarken, tam otomatik tarama modunun özellikle kapsamlı operasyonlar açısından avantajları vardır: Çalışma süresini kısaltır ve kullanıcı tarafından gerekli adımları azaltır. Buna ek olarak, veri hacmi optimize edilir ve sonraki hesaplama modeli hızlandırılır. Tek bir kronu on saniyeden kısa sürede, üç üniteli bir köprü yapımını

yalnızca 30 saniyede dijitalize eder ve bir çeneyi bir dakikadan daha kısa bir sürede dijitalize eder.

Dijital desen projeksiyonuna dayanan tarama için tamamıyla yeni bir optik sistem kullanılır: 12 µm'den az doğrulukla geliştirilmiş doğruluk ve kameranın otomatik odaklaması, en zorlu implant işlemleri gibi yüksek derecede hassasiyet gerektiren işler için de uygun olan yüksek kaliteli tarama verilerini garanti eder. Kameranın tanımlama derinliği nedeniyle, inEos X5 damak dahil tüm çeneyi de yakalayabilir ve bu da model döküm işleri için dijital bir yapı oluşturmayı mümkün kılar. CEREC inEos X5, dönme kolu ve akıllı tarama planlaması dahil olmak üzere yenilikçi bir beş eksenli teknoloji ile otomatik olarak tüm göstergelerle modelleri konumlandırır ve yakalar. Bu, resimleri standartlaştırır, kullanıcı hatalarını ortadan kaldırır ve görüntüleme sürecini hızlandırır. Beş eksenli teknoloji ve otomatik odaklamayla zamandan tasarruf ve iş akışı geliştirilmiştir. Cerec inEos X5, Cerec Imetric gibi hem ölçü hem model tarayabilir.

1.3.1.3. Tarayıcılar için Işık Kaynakları

Dijital ölçü alanındaki son gelişmeler büyük ilerleme sağlamaktadır. Geçmiş yirmi yılda pek çok ağız içi ve ağız dışı tarama sistemleri üretilmiştir. Bu sistemler çalışma prensibi, ışık kaynağı, pudra püskürtme gerekliliği, işlem süreci ve çıkış dosyası biçimi gibi temel özellikler açısından birbirlerinden farklılıklar gösterirler. Dijital tarayıcıların ışık kaynakları genel olarak yedi grup altında toplanır. Bunlar; polarize mavi ışık (CEREC AC Bluecam), polarize olmayan beyaz led ışık (CEREC AC Omnicam), pulsatif (titreşen) görünür mavi ışık (Lava TM C.O.S.), kırmızı lazer (iTero, 3 Shape D180), lazer (E4D, IOS FastScan), mavi lazer (Planmeca Planscan (ağız içi ve ağız dışı), 3Shape D900), titreşen UV LED ışık (Bluescans – I), olarak sıralanabilir (Logozzo ve ark., 2014).

1.3.1.4. Tarayıcılar için Görüntü Kaydetme Yöntemleri

Ana hatları ile görüntü elde etme yöntemleri çoklu imaj kaydı (CEREC Omnicam), optik bölümlenme video/çoklu imaj kaydı (TRIOS), tekli imaj kaydı (CEREC AC Bluecam), ikili imaj kaydı (MIA3d, Bluescans–I), üçlü imaj kaydı (3D Progress, IOS FastScan), video (Lava™ C.O.S) yöntemleri olarak sıralanabilir (Logozzo ve ark., 2014).

Günümüzde, restoratif diş hekimliği için çok sayıda ağız içi tarama cihazı tüm dünyada mevcuttur. Mevcut cihazlar, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografi, aktif ve pasif stereovizyon ve üçgenleme, interferometri ve faz kaydırma prensipleri gibi farklı temassız optik teknolojileri temel almaktadır. Temel olarak, tüm bu cihazlar, örneğin, hedef yüzeylerin optik özellikleriyle (yarı saydamlık ve hedef materyallerin (dişler, diş etleri, preparasyonlar, reçineler vb.) farklı yansıtma özellikleri gibi ilgili ağız boşluğunu tararken ortaya çıkan paraziti en aza indirmek için belirtilen görüntüleme tekniklerinden birden fazlasını birleştirmektedir. Ayrıca yapılandırılmış ışık kaynakları ve optik bileşenlerin çeşitli tipolojileri kullanılır.

1.3.1.4.1. Konfokal Lazer Tarayıcı Mikroskopi

Konfokal lazer tarama mikroskobu (Confocal Laser Scanner Microscopy and Devices; CLSM), odaklama görüntülerini seçilen derinliklerden, optik kesitlendirme (derinlik seçiciliğine sahip yüksek çözünürlüklü optik görüntüler) olarak bilinen bir süreçten elde etmek için kullanılan bir tekniktir (Pawley, 2006). Görüntüler noktadan noktaya alınır ve bir bilgisayar tarafından yeniden oluşturulur. Bu tekniği kullanarak opak örneklerin yüzey profili yeniden oluşturulabilir ve opak olmayan örneklerin iç görüntüsü elde edilebilir. Konvansiyonel bir mikroskop, ışığın geçebileceği kadar bir numuneyi bulurken, konfokal bir mikroskop sadece bir defada bir derinlik seviyesi görüntüler. CLSM kontrollü ve son derece sınırlı bir odak derinliği elde eder. Konfokal mikroskopi ilkesi, Marvin Minsky tarafından 1961'de patentlendi (Minsky, 1961).

Ancak 30 yıl daha geçti ve CLSM için lazerlerin geliştirilmesi, 1980'lerin sonlarına doğru standart bir teknik haline geldi.

Bu teknikte daha yavaş taramalar, daha iyi bir kontrast ve daha yüksek çözünürlük sağlayan daha iyi bir sinyal-gürültü oranı sağlar. Bilgiler, farklı odak düzlemlerinden, mikroskop kademesini veya objektif lensi yükseltilecek veya düşürülerek toplanabilir. Bilgisayar, birbirini izleyen odak düzlemlerinden bu iki boyutlu görüntülerden oluşan bir yığını bir araya getirerek bir numunenin üç boyutlu bir resmini oluşturabilir.

Bu optik teknolojileri kullanan tarama cihazları: iTero, 3D Progress, TRIOS™ (Pavley, 2006).

1.3.1.4.2. Üçgenleştirme Teknikleri

Üçgenleme, çok çeşitli uygulamalar için, bir 3 boyutlu nesnenin şekil verilerini dijital olarak toplamak ve dijital 3D modeller oluşturmak için temassız bir tekniktir. Hem pasif hem de aktif üçgenleştirme teknikleri kullanılabilir. Pasif üçgenleştirme yöntemlerinde tarayıcı cihazın kendisi tarafından hiçbir tür radyasyon yayılmaz ve sistem yansıyan ortam radyasyonunun tespitine dayanır. Pasif üçgenleme, bu tür optik sistemleri arasında en yüksek doğruluğu sağlar. Bununla birlikte, sadece yüksek kontrastlı hedefler ve iyi tanımlanmış kenarlar yüksek doğrulukla ölçülebilir. Üç kamera kullanarak belirsizlik azaltılabilir.

Aktif üçgenleştirme işleminde, bir lazer tarafından üretilen bir ışık demeti bir ayna tarafından saptırılır ve hedef nesne üzerinde taranır. Objektiften ve konuma duyarlı bir foto-dedektörden oluşan bir kamera, nesnenin üzerindeki aydınlatılmış noktanın görüntüsünün yerini ölçer. Bu teknik üçgenleme olarak adlandırılır çünkü lazer noktası, kamera ve lazer vericisi bir üçgen oluşturur (El-Hakim ve ark., 1995).

Üçgenleştirme optik teknolojisini kullanan cihazlar: CEREC, IOS FastScan, MIA3d™, DirectScan, BlueScan.

1.3.1.4.3. Optik Koherent Tomografi

Optik Koherent Tomografi (Optic Cohorent Tomography; OCT), biyolojik dokular gibi hedef nesnelerin alt yüzey mikro yapısının enine kesitsel görünümünü sağlayan interferometrik görüntüleme tekniğidir (Schmitt, 1999). Örnek alan tarama optiği ve objektif mercek aracılığıyla doku yüzeyinin bir noktasına odaklanmaktadır. E4D bu optik teknolojiyi kullanan bir tarama cihazıdır.

1.3.1.4.4. Akordeon Saçak İnterferometrisi

Akordeon Saçak İnterferometrisi (Accordion Fringe Interferometry; AFI), geleneksel doğrusal lazer interferometrisini üç boyuta kadar genişleten bir teknolojidir. AFI üzerine orijinal çalışma, Massachusetts Teknoloji Enstitüsü (Massachusetts Institute of Technology; MIT) Lincoln Laboratuvarı'nda yapılmıştır. Akordeon saçak interferometride iki nokta kaynağı nesneyi aydınlatır ve parazit saçma deseni oluşturur. Merceklerin eğriliğini, projektörden uzaklaşan bir bakış açısı ile kaydetmek için yüksek hassaslıkta bir dijital fotoğraf makinesi kullanılır. Kamera ve lazer kaynağı arasındaki bilinen geometrilerle birleşen, belirgin saçak eğriliği derecesi, AFI algoritmalarının, görüntülenecek nesnenin yüzeyini dijital hâle getirmesini sağlar. AFI tabanlı görüntüleyiciler kameradaki her piksel için bir X, Y, Z yüzey noktası konumunu kaydederler. DPI – 3D bu optik teknoloji prensibiyle çalışan tarama sistemidir (Faro, 2013).

1.3.1.4.5. Aktif Dalga Boyu Örnekleme

Aktif Dalga Boyu Örnekleme (Active Wavefront Sampling; AWS), yalnızca tek bir kamera ve bir AWS modülü kullanan bir 3 boyutlu yüzey görüntüleme tekniğidir.

En basit biçiminde, bir AWS modülü, optik eksen etrafında dairesel bir yoldan hareket eden bir eksen dışı açıklıktır. Bu hareket, hedef noktaların görüntü düzlemindeki bir daire üzerindeki dönüşünü üretir. Hedef noktaları derinlik bilgisi, her noktanın ürettiği dairesel nokta deseninin yarıçapından (dönen AWS modülü tarafından üretilen bulanıklık-daire-yarıçapı) türetilir.

İlke olarak, AWS görüntüleme, dijital bir kameraya sahip herhangi bir sistemin 3D olarak işlev görmesini sağlar. Böylece 3D geometrileri elde etmek için birden fazla kameraya ihtiyaç duyulmaz. Açıkçası, bir AWS sisteminin en önemli özelliği, derinlik bilgisi toplamak için yalnızca bir optik yol gerektirmesidir. Potansiyel uygulamalar 3D endoskopi ve mikroskopidir. Lava™ C.O.S bu optik teknolojiyi kullanan bir tarama cihazıdır (Hart ve ark., 2004).

1.3.2. Dijital Ölçünün Avantaj ve Dezavantajları

Dijital ölçü teknolojilerinin konvansiyonel ölçü yöntemlerinin yerini alması sadece bir zaman meselesi. Diş hekimlerinin bugün kendilerine sorması gereken asıl soru şudur: "Diş hekimliği teknolojisini kullanmaya başlamak için en iyi zaman nedir ve bu benim, ekibim ve uygulama yönetim stratejim için ne derece anlamlı olur?" Tüm bu sistemlerin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Dental ölçü algısını tamamen değiştiren dijital ölçü tekniklerinin doğruluğu ve güvenilirliği, kolaylığından daha önemli bir parametredir. Bu sistemleri kendi aralarında ya da konvansiyonel ölçü teknikleriyle karşılaştıran birçok çalışma bulunmaktadır (Ender ve Mehl, 2011).

Ölçüsüz modeller, geleneksel alçı modellerine göre bazı avantajlara sahip olabilecek farklı tekniklerden üretilmiştir. İntraoral tarayıcılar dental ölçüye gerek kalmadan doğrudan dijital diş modelleri elde etme avantajını sağlamak için geliştirildi, böylece hasta muayene ve tam teşhis arasındaki süreyi azaltma olanağı sağladı. Dijital ölçü ile ağız durumunun laboratuvara aktarılması, model oluşturulması ve detaylandırılması ortadan kaldırılabilir (Akyalcin ve ark., 2013; Nedelcu ve Persson, 2014). Bununla birlikte, intraoral tarama için gereken zaman hâlâ geleneksel ölçü

yöntemlerinden daha uzundur (Patzelt ve ark., 2014). Dahil edilen laboratuvar zamanı eklendikten sonra, farkın gerçekten doğrudan intraoral tarama lehinde olabileceği tartışılabilir. Buna ek olarak, tarama süreleri ve ayrıntı kalitesi, intraoral tarayıcıların yeni sürümleri ile sürekli olarak geliştirildi (de Luca Canto ve ark., 2015).

Dijital ölçü teknikleri kron ve kısa sabit dental protezlerin yapımında konvansiyonel ölçü tekniklerine klinik olarak kabul edilebilir bir alternatiftir (Ahlholm ve ark., 2016). Ancak ağız içi dijital ölçüde hâlâ bazı engeller ve eksiklikler vardır. Bazı sistemler, diş yüzeyinde püskürtme bir pudra tabakasına ihtiyaç duyar ve homojen olmayan pudra kalınlığı diş hattının dışına hafifçe geçebilir. Bir diğer büyük sorun tarama işlemi sırasında tarayıcının yer değiştirmesidir ve tarama doğruluğunu etkileyebilir (Naidu ve Freer, 2013).

İntraoral tarama ile üretilen dijital modeller, ölçü materyali ihtiyacını ortadan kaldırır. Ancak şu an dijital görüntüleri çekmek için daha uzun süre gerekmektedir. Buna ek olarak, intraoral taramaların ucunun boyutu, bazı intraoral bölgelere erişmeyi zorlaştırmakta ve potansiyel olarak görüntü kalitesini bozmaktadır. In-vivo veya intraoral olarak gerçekleştirilen çalışmaların nispeten az olması başka bir sınırlamadır. Ağız içi ya da alçı modelde intraoral taramayı yapmak, günlük uygulamada intraoral olarak bulunanlara kıyasla herhangi bir zorluk içermemektedir. Klinik olarak, hastaların bireysel hoşgörüsü, ağızda dar çalışma alanı, dil hareketi veya ortodontik cihazlar ile müdahaleler gibi bazı kısıtlamalar vardır. Flügge ve ark., intraoral koşulların bir taramanın doğruluğunu etkileyebileceğini bile öne sürmektedir (Flügge ve ark., 2013).

1.3.2.1. Dijital Ölçünün Avantajları

Ölçülerin gerçek zamanlı olarak taranması ve görselleştirilmesi: Diş preparasyonlarının doğruluğu ve kalitesi intraoral taramadan hemen sonra analiz edilebilir.

Kolay ve seçici tekrarlanabilirlik: Elde edilen dijital model üzerinde hatalar varsa, kusurlu bölüm kesilebilir veya tüm intraoral tarama işlemi kolayca tekrarlanabilir.

Ön tarama seçeneği: Protetik tedavi planlama aşamasında ön tam ark taramaları elde edilebilir. Preparasyon yapılacak dişler ön taramadan kesilebilir ve preparasyondan sonra yeniden taranabilir.

Preparasyon ve restorasyon analiz seçenekleri: Giriş yolu, andırkat veya karşıt arka olan mesafe gibi önemli preparasyon ve restorasyon parametreleri doğrudan dijital modelde kontrol edilebilir.

Temizlemek ve dezenfekte etmek için ölçü kaşığının olmaması: İntraoral tarayıcıların dezenfeksiyonu kolaydır. Bazıları tek kullanımlık uçlara sahipken, diğerleri otoklavlanabilir tarama uçları veya tek kullanımlık kılıflara sahiptir.

Modelde aşınma ve yıpranma olmaması: Dijital modeller aşınma ve yıpranmaya maruz kalmazlar ve değişmeyen kalitede tekrarlanabilen işlem için sürekli olarak kullanılabilirler.

Hızlı iletişim ve kullanılabilirlik: Dijital modeller, bir laboratuvar veya milleden merkezine sanjeler içinde internet üzerinden gönderilebilir.

Arşivlenebilirlik: Dijital ölçü verileri, kolay bir şekilde arşivlenebilir. Hasta dosyaları arama fonksiyonu kullanılarak hızlı ve kolay bir şekilde belirlenebilir ve açılabilir.

Malzeme tasarrufu: Dijital ölçü için ölçü malzemesi gerekmez. Bu kaynak koruma ve depolama açısından avantajlar sunar.

Hasta başı tedavi: Hasta başında geçirilen zamandan tasarruf etmenin yanı sıra, tek seansta hasta başı tedavi tamamlanır.

Hasta memnuniyeti: CAD-CAM tekniği ile birçok hasta tedaviyi ve bitmiş restorasyonu aynı gün aldıkları için memnun kalmaktadır. Bu durum hasta ve hekim için zaman, seans ve bekleme süresinden tasarruf sağlar.

Geçici restorasyona ihtiyaç olmaması: Geçici restorasyonun üretilmesi, tedavide gerekli değildir. Bu nedenle geçici bir restorasyonun kaybolması, tüberkül kırılmalarının önlenmesi ve komşu dişlerin veya antagonist dişlerin eğilmesi, uzaması gibi olasılıklar ortadan kalkar.

Dijital takip ve analiz: Dijital modeller geleneksel modellerin aksine, diş hareketi, devrilme, rotasyon, abrazyon ve dişeti çekilmesi gibi değişikliklerin tanımlanması için çok sayıda intraoral analiz gerçekleştirmeyi mümkün kılar.

Gerçek renkli ekran: Bazı intraoral tarama sistemleri, diş yapısının ve dişeti dokusunun özelliklerinin daha iyi görselleştirilmesine olanak tanıyan gerçek renk modelleri kullanır. Sistem, alçı model üzerinde mümkün olmayan şekilde, diş ve diş etlerini, renk farklılıklarını analiz edebilir.

İmplant tedavi planlama kapasitesi: Dijital veriler, yüz tarama veya 3 boyutlu radyografi gibi diğer verileri birleştirilebilirler. Bu sayede kullanıcı, cerrahi rehber ile ameliyat veya gülüş tasarımı için gereken ek teşhis ve tedavi planlama çalışmalarını gerçekleştirebilir.

Maliyet etkinliği: Restorasyonlar dental klinikte veya şirket içi dental laboratuvarında üretildiğinden, ilâve ücret ödenmesine gerek kalmaz.

1.3.2.2. Dijital Ölçünün Dezavantajları

Hasta başı sistemlerinin kullanımı, özellikle dijital ölçü söz konusu olduğunda, çok sayıda avantaj sunsa da dental restorasyonların üretiminde intraoral tarama ile ilgili bazı kısıtlılıklar vardır:

Öğrenme eğrisi: Kullanıcının, tarama yollarını öğrenene kadar, iyi optik ölçü elde etmesi zordur.

Kuru çalışma alanı gereksinimi: İyi bir optik ölçü için preparasyon marjinleri kolayca görülebilir ve tükürük, sulkus sıvısı ve kandan arınmış olmalıdır, çünkü bu sıvıların varlığı, sıvı bir ortamda ışık kırılmalarındaki farklılıklardan dolayı hatalara yol açar.

İmplant ölçüleri: İmplant pozisyonunun kesin olarak belirlenmesi için implanta özgü bir tarama gövdesine ihtiyaç vardır. Tarama gövdesi, özel implant sistemi ve kullanılan CAD-CAM yazılımı ile uyumlu olmalıdır.

Statik ve dinamik oklüzyon: Bazı intraoral tarama sistemleri final ısırma pozisyonunun ayarlanmasına izin vermez. Birçok sistem dinamik oklüzyonu simüle etme yeteneğine sahip değildir. Bununla birlikte, giderek daha fazla tasarım yazılım paketi, entegre bir dijital ortalama değere veya tamamen ayarlanabilir artikülatöre sahiptir.

Tarama ücretleri ve kapalı sistemler: Yazılım güncellemeleri veya yazılım kullanımını için yıllık ücretler için ek maliyetlerin karşılanabileceği akılda tutulmalıdır. Ayrıca, bazı üreticiler tamamen intraoral tarayıcılarda yakalanan her dijital tarama için tarama ücreti talep etmektedir.

Çoğu durumda, tarama verileri önce şifreli bir biçimde, kapalı bir sistem oluşturan bulut depolama şirketi tarafından sahip olunan bir bulut depolama sistemine

gönderilir. Bu nedenle, istenen CAD yazılımı ile daha fazla işlem için STL verilerinin açık veri aktarımı, sadece mümkün olan hallerde dosyayı bu platformdan dışa aktardıktan sonra mümkündür. Bununla birlikte, üreticiler giderek açık sistemler, yani doğrudan STL veri aktarımına izin veren intraoral tarayıcılar sunmaya başlamıştır.

Maliyet: Hasta başı sistemleri önemli bir finansal yatırım gerektirir ve bu sistemlerin fiyatları sistem konfigürasyonuna ve ülkeye göre farklılık göstermektedir.

Tarama stratejisi: Çalışmalar, tarama stratejisinin, intraoral tarama sonuçlarının kalitesini ve intraoral veri ediniminin doğruluğunu etkilediğini göstermiştir.

Tarama yolu, mümkün olan en yüksek doğruluğa sahip bir dijital model üretmek için bir intraoral tarayıcının yönlendirilmesi gereken belirli hareket şekli olarak tanımlanır. Bu, çeyrek veya tam bir ark gibi geniş bir alanı tararken özellikle önemlidir. Mandibular anterior bölge gibi yapılandırılmamış veya dik eğimli bölgeler, genellikle düzgün bir şekilde taranması zor ve özel bir tarama stratejisinin kullanılmasını gerektirir. Bu nedenle, kullanıcıların söz konusu tarayıcıyı daima şahsen test etmesi ve teknik özellikleri okuması önemlidir.

CAM-materyal işleme sanatı: Frezin çapı, gren boyutu ve geometrisi restorasyonların üretiminde önemli faktörlerdir. Restorasyon marjinleri ve ince detaylar işlenirken hassas aletlerin kullanımı doğruluğu artırır.

Tüm bu avantaj ve dezavantajlar dikkate alındığında diş hekiminin, hasta başı dijital diş hekimliği alanına girmeden önce dikkate alması gereken önemli faktörler mevcuttur:

- ✓ Ağız içi ölçüler hazırlamanız ve bu verileri laboratuvara göndermeniz gerekecektir
- ✓ Satın alma maliyetlerinizi dikkatlice değerlendirmeniz önem taşımaktadır.

- ✓ Hasta başı tedavi bir takım yaklaşımıdır ve bu yaklaşım uygulama ekibi ile iletişim halinde yönetilmesi gereklidir.
- ✓ İmplant uygulamalarında, implant sistemlerinin belirli bir ağız içi tarama sistemi veya CAD-CAM yazılımı ile uyumlu olduğunun bilinmesi önem taşımaktadır.
- ✓ Veri kümeleri CBCT (Cone Beam Computerized Tomography) gibi diğer dijital sistemlerle uyumlu olmalıdır.
- ✓ Satın alınacak sistem için verilen teknik destek ne kadar iyidir?
- ✓ Belirli sistem üreticileri veya uzman topluluklar tarafından düzenlenen eğitim faaliyetlerine katılmak da büyük önem taşımaktadır (Zaruba ve Mehl, 2017).

1.4. Diş Hekimliğinde Sabit Restorasyonlar için Uyum Çalışmaları

Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemlerinin kullanımı, diş laboratuvarlarında ve dental kliniklerde seramik restorasyonunun daha kısa sürede ve kabul edilebilir uyum hassasiyetiyle üretilmesine izin vermiştir (Boitelle ve ark., 2014; Noort, 2012; Miyazaki ve ark., 2009). Bu teknoloji dental ofisler için geliştirilmiştir ve geleneksel tekniklere alternatif olmuştur (Beuer ve ark., 2008; van der Meer ve ark., 2012).

Tarihsel olarak, optik ölçüden mekanik işleme kadar CAD-CAM sistemindeki her adım ve yenilik (güncelleme) restorasyonların marjinal uyumsuzluğunu etkilemiştir (Beuer ve ark., 2008). 1984'te hasta başı CEREC (Dentsply Sirona) CAD-CAM'ın ürettiği ilk feldspatik seramik inleyler 140 ila 256 µm. aralığında marjinal uyumsuzluk gösterdi (da Costa ve ark., 2010; Mormann ve Curilović, 1991; Mörmann ve Krejci, 1992 ve Mormann, 2006). 1988'de, onley ve veneerler için yazılım güncellemeleri eklendi (Mormann, 2006). 1994 yılında CEREC 2 sistemi, parsiyel ve tam kronların 50 ila 150 µm'lik bir marjinal uyum ile oturmasını sağlayan bir silindir elmas kabiliyeti ekledi (Martin ve Jedynekiewicz, 1999). 2000 yılında, CEREC 3, görüntüleri daha ayrıntılı ve ölçeklendirilmiş derinlikle çoğaltan geliştirilmiş bir intraoral optik kamera geliştirdi ve bir 2-bur sistemi getirildi (da Costa ve ark., 2010).

CEREC 1, 2 ve 3 tarafından oluşturulan 2 boyutlu (2D) görüntülerin kullanıldığı tüm veriler edinilir durumdadır bu sistemde (Mormann, 2006).

2003 yılında, CEREC 3, 3D görüntüleri yapabilen bir şarj kuplajlı cihaz kamerası ile güncellendi (Nakamura ve ark., 2003; Mormann, 2006) Son zamanlardaki çalışmalara göre CEREC Bluecam sistemi, taramadan önce bir titanyum tozu uygulaması yapılarak 3D görüntü yakalama özelliğine sahip 39,2 mikronluk marjinal uyuma sahip bir kron elde etti. Toz uygulaması görüntü kalitesini iyileştirdi ve farklı malzemelerde mat bir yüzey yarattı, bu da kron uyumunu geliştirdi (Neves ve ark., 2014; Neves ve ark., 2015).

Son zamanlarda CEREC, gerçek renkli ve gerçek zamanlı olarak bir video kamera kullanarak ve taramayı uygulamadan önce bir toz uygulaması olmaksızın 3 boyutlu bir model oluşturan Omnicam adlı yeni bir kamera tanıttı (Boeddinghaus ve ark, 2015). Omnicam tarama işlemi kuru koşullarda yapılmalı ve kamera doğru bir dijital intraoral tarama elde etmek için mümkün olduğunca dişe yakın tutulmalıdır (Kurz ve ark., 2015). Sistem için yazılım güncellemeleri, tarama hatalarını en aza indirdi (Shim ve ark., 2015), ve CAD-CAM sisteminin gelişimi genel olarak marjinal uyumsuzluğu azalttı (Mormann, 2006). Yeni teknolojilere sahip kameralar cazip, ancak mevcut teknolojilere benzer ya da daha iyi sonuçlar vermelidirler (Mehl ve ark., 2009). CAD-CAM teknolojisinin tarama, tasarlama ve frezeleme adımlarının doğruluğunu test etme amacı, dokuların sağlığını sağlamaktır (Sorensen, 1989).

İyi bir marjinal uyum, sabit dental restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktördür (Anadioti ve ark, 2014; Baig ve ark., 2010; Hamza ve ark., 2010; Pak ve ark., 2013 ve Sorensen,1989), çünkü plak birikimini en aza indirir ve tekrarlayan çürük ve periodontal hastalık olasılığını azaltır (Almeida e Silva ve ark., 2014; Anadioti ve ark 2014; Kim ve ark., 2013; McLean ve von Fraunhofer, 1971; Nesse ve ark., 2015; Seker ve ark., 2016; Quintas ve ark., 2004; Quante ve ark., 2008; Örtorp ve ark., 2011 ve Raju ve ark., 2014;). Alçı model üzerindeki prepare dişi yansıtıcı dayın boyanması yöntemi ile elde edilen siman boşluğu, uygun kenar ve iç boşlukları temin etmek için geleneksel kayıp mum ve ısı-pres teknikleri için başarıyla

kullanılmıştır, böylece kron restorasyonlarının tam oturmasını kolaylaştırmaktadır (Campagni ve ark., 1982; Donovan ve ark., 1984; Eames ve ark., 1978 ve Fusayama ve ark., 1964).

Bilgisayar CAD-CAM teknolojisi ile üretilen kron restorasyonlarının siman kalınlıkları genellikle yazılımın tasarım aşamasında belirlenir. Bununla birlikte, uygun kron adaptasyonuna en elverişli siman aralık miktarı ayarı bilinmemektedir. CAD-CAM teknolojisi, son birkaç yılda önemli ölçüde gelişmesine rağmen, bu sistemlerle üretilen diş restorasyonlarının doğruluğu tartışmalıdır. Bu restorasyonların doğruluğunu, diş restorasyonunun türü, malzeme özellikleri (Alghazzawi ve ark., 2012), preparasyon tasarımı, (Renne ve ark., 2012; Souza ve ark., 2012) tarama cihazı hassasiyeti, yazılım tasarımı, siman aralığı ayarları ve freze makinesinin doğruluğu dahil olmak üzere birçok faktör etkileyebilir (Beuer ve ark., 2008). Bununla birlikte, az sayıda çalışma, bu faktörleri ve bunların farklı dental restorasyonlarının marjinal ve iç boşlukları üzerindeki etkilerini incelemiştir. (Alghazzawi ve ark., 2012; Beuer ve ark., 2008; Renne ve ark., 2012 ve Souza ve ark., 2012;). Bu çalışmaların çoğunda, kron restorasyonlarının marjinal ve iç boşluklarını değerlendirmek için görsel inceleme (Bindl ve Mormann, 2003) ve radyografik tekniklerin kullanımı da dahil olmak üzere gibi subjektif veya yanlış yöntemler kullanmıştır (Weyns ve De Boever, 1984).

CAD-CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonların doğruluğu, döküm gibi önceki dental üretim işlemlerinde olduğu kadar tutarlı olmayabilir. Bununla birlikte, bu yeni üretim teknikleriyle üretilen alaşımların marjinal uyumsuzluğu hakkında sınırlı bilgi mevcuttur. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum konusunda henüz bir konsensüs yoktur. Bazı çalışmalar marjinal uygunluğun $\leq 120 \mu\text{m}$ 'nin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermektedir (McLean ve von Fraunhofer, 1971); fakat diğer araştırmacılar (Holmes ve ark., 1992; Keshvad ve ark., 2011; Reich, 2008; Reich ve ark., 2008 ve Schaefer ve ark., 2013) marjinal uygunluğun $\leq 100 \mu\text{m}$ 'nin daha uygun olduğu sonucuna varmışlardır. Buna rağmen bir grup araştırmacı (Hung ve ark., 1990) klinik olarak kabul edilebilir bir uyumun $75 \mu\text{m}$ olması gerektiğini savunmaktadır. Simante edilmiş restorasyonlar için 25 ila $40 \mu\text{m}$ arasında bir marjinal uyum klinik bir

hedef olarak önerilmiştir, ancak bu düzeylere nadiren ulaşılmaktadır (May ve ark., 1998).

Restorasyonun uzun ömürlü olması için, bir kronun klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyumsuzluğu, McLean ve von Fraunhofer'a (McLean ve ark., 1971) göre 120µm'den az, Baig ve arkadaşlarına göre (Baig ve ark., 2010) 150 µm veya Björn ve arkadaşlarına göre (Björn ve ark., 1970) 200 µm olmalıdır.

Her birinin avantajları ve dezavantajları olan marjinal uyumu ölçmek için çeşitli yöntemler önerilmiştir. Bunlar arasında, bir silikon ölçü materyali ile yapılan kronun ve diş dış yüzeyinin arasındaki uyumsuzluğun kopyalarını kullanan silikon replika tekniği, sıklıkla marjinal uyumu değerlendirmek için kullanılmıştır (Huang ve ark., 2015; Kane ve ark., 2014; Kim ve ark., 2013; Nesse ve ark., 2015; Xu ve ark., 2014 ve Quante ve ark., 2008). Bu kullanılan bir in vitro yöntemdir (Colpani ve ark., 2013). Bu tekniğin eksiklikleri, bir mikroskopla film kalınlığının değerlendirilmesinde oluşan hatalar ve ölçü alanında silikon malzeme kusurlarıdır.

Stereomikroskopi, taramalı elektron mikroskobu (SEM), optik mikroskopi, optik karşılaştırmacı ekran ve mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) (Ng ve ark., 2014; An ve ark., 2014; Xu ve ark., 2014 ve Shembesh ve ark., 2016) dahil in vivo olarak marjinal mesafeyi ölçmek için farklı yöntemler de mevcuttur. Restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu, noninvaziv ve yıkıcı olmayan µ-BT, (Neves ve ark., 2014; Mously ve ark., 2014; Krasanaki ve ark., 2012 ve Pelekanos ve ark., 2009) ile de değerlendirilebilir (Kim ve ark., 2016). Mikro bilgisayarlı tomografi (µCT), nesnenin çoklu projeksiyonlarını yaparak ve projeksiyonları özel yazılımlarla yeniden yapılandırarak, nesnenin iç yapısının eksiksiz bir şekilde görselleştirilmesine ve ölçülmesine izin verir (Pimenta ve ark., 2015; Pelekanos ve ark., 2009). Ayrıca, µ-CT, her açıdan ve konumdan 2 boyutlu (2D) veya 3D yüksek kaliteli görüntüler sağlar ve çok ince bölümlerin yakın mesafeden güvenle görüntülenebilir (Contrepolis ve ark., 2013; Demir ve ark., 2014).

Bu yöntemin başlıca dezavantajı, siman boşluğu hacminin değerlendirilmesi sırasında farklı malzemeler arasındaki radyasyon absorpsiyon katsayılarının farklılıklarından kaynaklanan radyasyon artefaktlarının oluşmasıdır (Borba ve ark., 2011; Mously ve ark., 2014). CAD-CAM teknolojisinin kullanımı verimliliği en üst düzeye çıkarır ve geçici fazı ortadan kaldırarak marjinal mine kırık ve çatlak riskini azaltır (Frankenberger ve ark., 2014). Genellikle, kötü bir şekilde üretilmiş restorasyonun riski, prepare edilen diş marjinal ve internal adaptasyonda yatmaktadır, bu da daha sonraki restoratif başarısızlığa yol açabilmektedir (Ruiz, 2012; Tidehag ve ark., 2014). Çalışmalar, tek diş CAD-CAM seramik restorasyonlarının, geleneksel olarak üretilenlere benzer klinik hayatta kalma oranlarına sahip olduğunu göstermiştir. (21-7,10) (Guess ve ark., 1996; Heymann ve ark., 2009).

Büyük marjinal uyumsuzluklar, aşırı aşınmayla ve kimyasal erozyon ve fiziksel yorgunluk, bakterilerin ve bunların yan ürünlerinin mikrosızıntısının artması ile yapıştırıcı ajanın çözünmesiyle sonuçlanır (Estafan ve ark., 2003; Schaefer ve ark., 2013). Buna karşın, iyi adapte edilmiş olan marjinler, proksimal periodontal dokuyu sağlıklı tutan, polimerizasyondan önce artan fazla yapıştırıcı ajanın uzaklaştırılmasını kolaylaştırır (Schaefer ve ark., 2013).

Çoğu klinisyen marjinal boşluğun 100 mikrondan fazla olmaması gerektiğini öne sürmektedir (Reich ve ark., 2008; Schaefer ve ark., 2013). Zayıf adapte edilmiş restorasyonların esas olarak diş yapısından ziyade daha zayıf olan siman tarafından desteklenmesi ve bu şekilde restorasyonun dayanıklılığının etkilenmesi nedeniyle, seramik inleylerin internal adaptasyonu muntazam olmalıdır. Bununla birlikte, seramik inleylerin iç adaptasyonu ile ilgili çok az bilgi bulunmaktadır (Addi ve ark., 2002; Tidehag ve ark., 2014 ve Wu ve Wilson, 1994). Bu gereksinimler, CAD-CAM sistemlerinin çok doğru veri toplama, yeterli işleme, karmaşık restorasyonları tasarlama becerisi ve çok hassas bir freze sistemine sahip olmasını gerektirir (Andersson ve ark., 1996; Miyazaki ve ark., 2009 ve Uzun, 2008).

1.5. Mikro Bilgisayarlı Tomografi; Mikro-BT (Micro Computer Tomography; Micro-CT)

Biyomedikal cihaz ve ilaç ürün üretimi, küresel rekabetin karşı karşıya olduğu uzun süreçlerdir. Teknoloji zamanla geliştikçe, kalite, güvenlik ve güvenilirlik seviyesi eş zamanlı olarak artmaktadır. Mikro-BT, ürünlerin derinlemesine incelenmesini sağlayan bir araçtır ve kalitenin iyileştirmesine katkıda bulunabilir. Son 25 yılda ve 1969 yılında Hounsfield tarafından yapılan ilk BT-tarayıcı prototipinin icat edilmesinden beri [bil micro1,2] (Ambrose, 2006; Richmond, 2006), bilgisayar teknolojisi büyük ölçüde gelişti, böylece nanometre (nm) aralığındaki piksel boyutları ile yeniden oluşturulmuş görüntülerde ayrıntılara izin verildi [3]. (Stock, 2012). Mikro-BT günümüzde biyoloji (Alba-Tercedor ve Sanchez Almazo, 2014; Schambach ve ark., 2010), taksonomi (Faulwetter ve ark., 2014), paleontoloji (Görög ve ark., 2012), jeoloji (Baker ve ark., 2012; Dzar Eljabbar Latief ve ark., 2014 ve Naik ve ark., 2006), materyal bilimi (Salvo ve ark., 2003), tıp ve otomotiv endüstrisi (De Chiffre ve ark., 2014) gibi birçok alan için geçerlidir.

Mikro-BT, mikrometre (μm) aralığında piksel boyutuna sahip nesnelerin sanal olarak yeniden yapılandırılmasına izin veren bir 3D görüntüleme tekniğidir. Bir numunenin bir statik X-ışını kaynağına ve bir dedektöre ya da X-ışını kaynağına ve dedektörün numune etrafında hareket edip etmediğine göre değişir. Kaynak tarafından oluşturulan X-ışınları, numuneye doğru yayılır. Numuneyi geçerken, X-ışınları emici malzemede (absorbe eden materyalde) kat edilen uzunluğa (kalınlık), malzeme bileşimine ve yoğunluğuna göre zayıflatılır. Numunenin karşı tarafındaki dedektör, iletilen X-ışınlarının yoğunluğunu ölçer. Değişen sinyal yoğunluğu seviyeleri, örneği ve özelliklerini temsil eden bir gri skala sağlar: X-ışını gölge görüntüsü. Bu yüksek çözünürlüklü X-ray gölge görüntüsü, mikro-BT cihazının monitöründe canlı olarak görülebilir. X-ışını transmisyon görüntüleri, numunenin göreceli atomik yoğunluğunun bir haritası gibi çoklu açışal adımlarda toplanır.

Dilim planları olarak adlandırılan 2 boyutlu gri görüntü projeksiyonları, matematiksel (ör. Filtreli Geri Projeksiyon FBP) (Dubois, 1998) ve yinelemeli

algoritmalar (örneğin, çözümlerin ardışık tahminlerine dayanan Cebirsel Yeniden Yapılandırma Tekniği ART) kullanılarak yeniden yapılandırılır (Gordon ve ark., 1970). Numune dönüşü sırasında projeksiyon düzleminin modifikasyonunu sağlayan bir konik ışın kaynağı durumunda, yeniden yapılandırma Feldkamp algoritmasına dayanır (Feldkamp ve ark., 1984). Son olarak, yeniden oluşturulmuş 2 boyutlu radyografiler toplanır ve birlikte istiflenir. Sonuç olarak, numunenin tam 3 boyutlu haritası hesaplanır ve daha fazla işlem için kullanılabilir. Görüntü analizi yazılımı, 3 boyutlu nesne görünümünü ve üç 2 boyutlu kesitleri eş zamanlı olarak gözlemlemek için tasarlanmıştır. 3D görselleştirme çoğu çalışmada ilk adım olarak gerçekleştirilmiştir (Thibault ve ark., 2002; Bloch, 2001). Yarı saydam temsiller iş parçası kenarlarının hızlı bir üç boyutlu genel görünümünü ve bileşenlerde kusurları sağlayabilir.

Diş hekimliğinde marjinal uyumu değerlendirmek için farklı yöntemler kullanılmıştır (Contrepolis ve ark., 2013). CT-BT onlardan biridir. CT-BT sistemi nispeten pahalı bir yöntemdir ancak marjinal uyum araştırması için tahribatsız bir yöntemdir (Borba ve ark., 2010; Krasanaki ve ark., 2009; Pelekanos ve ark., 2012 ve Rungruanunt ve ark., 2011). Bu 3 boyutlu, yüksek çözünürlüklü görüntüleme sistemi, numuneye zarar vermeden, kron day arasındaki uyum ile ilgili ayrıntılı kesitsel bilgiler sağlar (Contrepolis ve ark., 2013; Lu ve ark., 2011 ve Seo ve ark., 2009).

1.6. Amaç ve Hipotez

Bu tez çalışmasının amacı; ideal kurallara uyularak hazırlanmış porselen tam kron (tam restorasyon) ve porselen inley (parsiyel restorasyon) preparasyonlarının aynı sisteme ait farklı özelliklerdeki dijital tarayıcılarla alınan ölçülerinden elde edilen restorasyonların, kenar ve iç uyumlarının Mikro-BT ile alınan görüntülerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesidir

Bu çalışmanın hipotezi; gerek ışık kaynağı, gerekse görüntü kaydetme yöntemi ne olursa olsun bilgisayar destekli ölçü yönteminde kullanılan tüm dijital

tarayıcılardan elde edilen restorasyonların benzer uyum değerleri sergileyecekleri, ancak görüntü alma sırasında kullanılacak yansıma önleyici tozların preparasyon üzerinde kalınlık yaparak uyum değerlerini etkileyebileceğidir.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında tam (24 numaralı dişe tam seramik kron) ve parsiyel kron (46 numaralı dişe inley) restorasyonların değerlendirildiği 2 ana grup ile bunların her birinin aynı sisteme ait üç farklı tarayıcı (CEREC AC Bluecam, CEREC AC Omnicam, inEos X5, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ile ölçü alınması sayesinde elde edilen 3'er alt grupları mevcuttur. Her grubun örneklem büyüklüğü 12 olarak belirlenmiştir (n = 12). Typodont mine-dentin-pulpa esaslı 12 adet maksiler sol premolar diş ve 12 adet mandibular sağ molar diş (Frasaco, AG-3 ZSDP, Greenville, ABD) üzerinde preparasyonların tamamlanması için kullanılmıştır. Bir dental modelde (Standart Model AG3; Frasaco, ABD) premolar dişler üzerinde hazırlanan standart kron preparasyonları sonucunda dijitalize edilip üretilen restorasyonların kron kenar ve iç uyumları, molar dişler üzerinde hazırlanan preparasyonlar sonucunda dijitalize edilip üretilen inley restorasyonların da yine kenar ve iç uyumları değerlendirilmiştir.



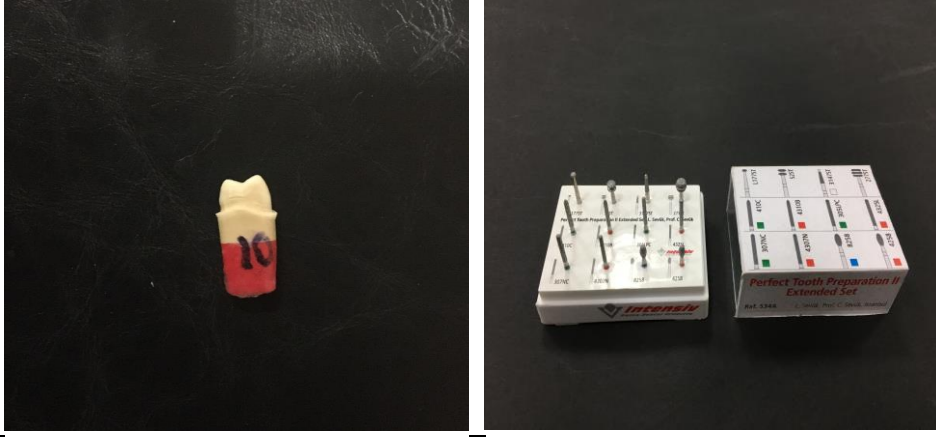
Şekil 2.1. Prepare edilmiş dişlerin görüntüleri

Bu değerlendirmeler sırasında 2 adet intraoral (CEREC AC Bluecam ve CEREC AC Omnicam) ve 1 adet ekstraoral (inEos X5, MARKA) model tarayıcı kullanılarak prepare edilip hazırlanmış dişler dijitalize edilmek üzere taranmıştır. Elastomerik ölçü elde edilmesi veya alçı model transferinden kaynaklanabilecek kayıpların model tarayıcı için bu çalışmada dezavantaj teşkil etmemesi için tüm tarayıcılarda sadece typodont dişlerin kendisi taranmıştır. Elde edilen veriler neticesinde dijital sistemde tasarlanan restorasyonlar 3 sistem için de önerilen ortak bir frezeleme ünitesinde (CEREC inLab MC X5, SW 15.1; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) tek tip feldspatik seramik blokların (CEREC Blocks C, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kazınp frezelenmesinden sonra elde edilmiştir. Her restorasyonun grubunun üretimi sırasında frezeleme ünitesindeki frezler yenisi ile değiştirilmiştir. Oluşturulan tüm restorasyonlar ölçüm yapılmadan önce prepare edilmiş premolar ve molar dişler üzerine simante edilmeden, parafin bant ile sabitlenmiştir. Restorasyon uyumları mikro-BT yöntemi ile elde edilen yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler analiz edilerek değerlendirilmiştir. Bu in-vitro tez çalışmasını deneysel kısımları; Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarı ile Micro-BT Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

2.1. Diş Preparasyonları

2.1.1. Tam Seramik Kron Preparasyonu

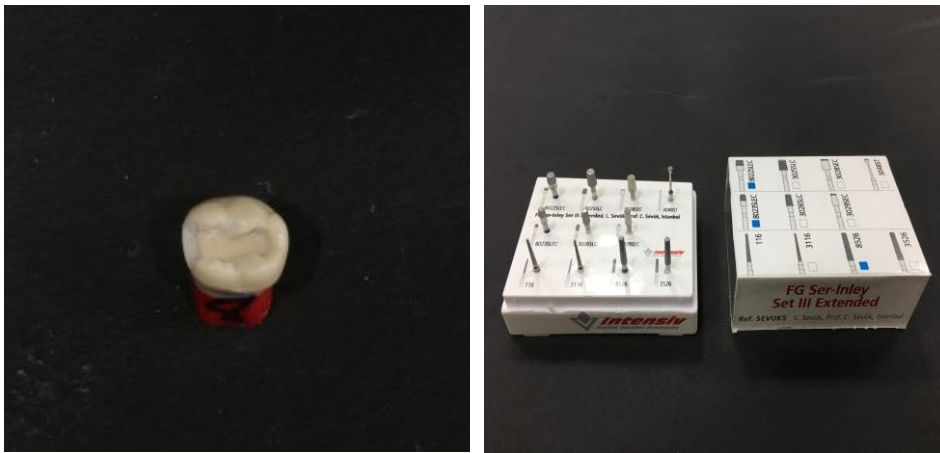
Standart tam kron preparasyonu; 1,5 mm aksiyal redüksiyon, santral fossaya denk gelen alanda 2 mm olacak şekilde dengeli oklüzal redüksiyon, diş eti seviyesinde 1 mm genişliğinde iç açıları yuvarlatılmış shoulder bir basamak ve 12 derece taper (koniklik) açısı olacak şekilde 12 adet sol üst premolar diş ile bir dental model (Standart model AG3; Frasco) üzerinde tek bir klinisyen (Zeynep Ekici; ZE) tarafından gerçekleştirildi. Preparasyonda orta derece elmas grenli frez seti (Perfect Tooth Preparation II Extended Set, Intensiv Swiss Dental Products, Montagnola, İsviçre) kullanıldı.



Şekil 2.2. Tam kron preparasyonu ve preparasyon sırasında kullanılan frez seti

2.1.2. Seramik İnley Preparasyonu

Bu grupta parsiyel kron sayılabilecek bir restorasyon olan inley için standart preparasyonu kavite genişliği; oklüzal bölgede 3 mm, proksimal kısımda 2 mm'ye ilâveten 1.5 mm daha (toplam 3-3.5 mm), kavite genişliği; oklüzal bölgede 3 mm, diş eti bölgesindeki kavite taban genişliği bukkolingual yönde en az 2 mm, mesiodistal yönde 1.5 mm, bukkal ve lingual yüzeylerin ara yüzle açıları 60 derece, kavite duvar kalınlığı; en az 1.5 mm olacak iç kenarlar yuvarlatılmış, kavite bitim çizgileri keskin ve düzgün olacak şekilde 12 adet mandibular molar dişi ile bir dental model üzerinde tek bir klinisyen (ZE) tarafından gerçekleştirildi. Preparasyonda inley frez seti (Intensiv FG Ser-Inlay Set III Extended Set, Intensiv Swiss Dental Products, Montagnola, İsviçre) kullanıldı.



Şekil 2.3. İnley preparasyonu ve preparasyon sırasında kullanılan frez set

2.2. Bilgisayar Destekli Ölçü Alımı

Prepare edilen dişler feldspatik bloklar için tasarlanmak ve bir 3 boyutlu model oluşturmak üzere 2 adet intraoral tarayıcı (CEREC AC Bluecam SW 4.4.4; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya, CEREC Omnicam; SW 4.4.4; Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya), 1 adet ekstraoral model tarayıcı (inEos X5; SW 4.4.4 Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılarak ve tüm tarayıcı gruplarında biyojenerik kopya tasarım seçeneği işaretlenip dijitalleştirildi. CEREC AC Bluecam intraoral tarayıcısı ile tarama gerçekleştirilirken prepare edilmiş dişleri üzerine titanyum dioksitin opak bir toz kaplaması (CEREC Optispray; Sirona Dental Systems GmbH, Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) uygulandı. Böylece elde edilen dijital ölçüde üniform ışık dağılımı ve tarama etkinliğini artırma hedeflendi.



A

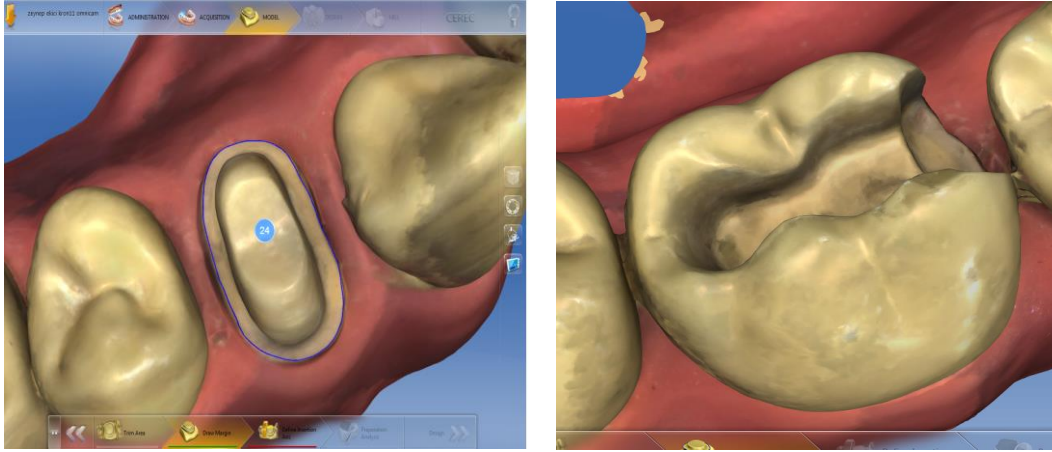


B



C

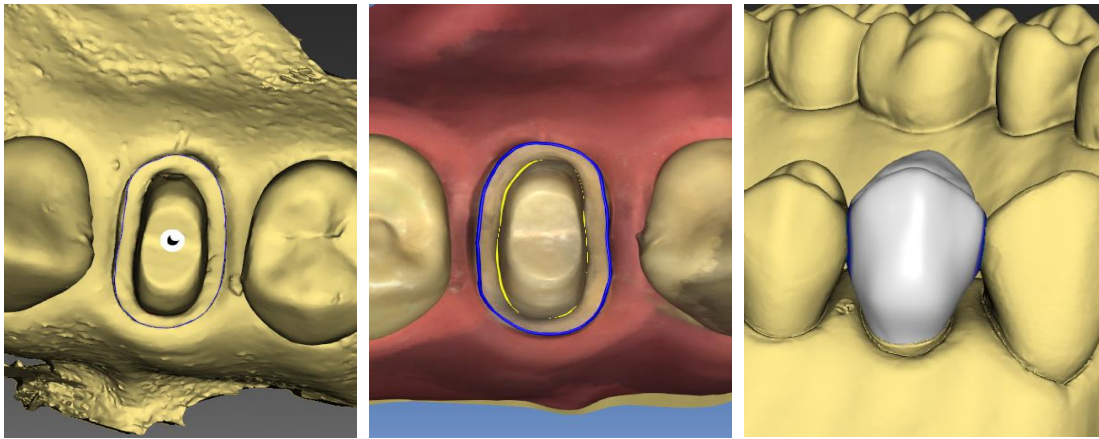
Şekil 2.4. Preparasyonların ölçü alım işleminde kullanılan dijital tarayıcılar (A: Bluecam, B: Omnicam, C: inEos X5)



Şekil 2.5. Ölçü alım işlemi (tarama) yapılmış dişlerin elde edilen dijital görüntüleri

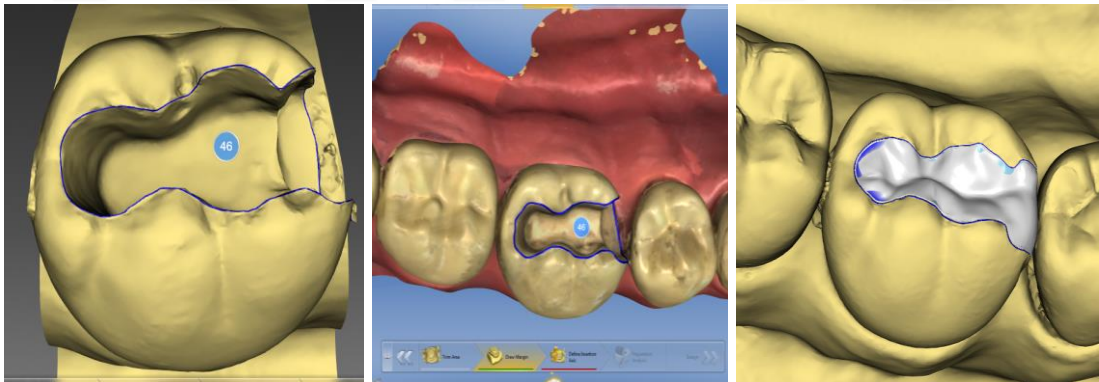
2.3. Tasarım

Taramalar sonucunda elde ettiğimiz 2 ana grup ve 6 alt grupta toplam 72 dijitalleştirilmiş görüntü CEREC 15.1.1 yazılımı kullanılarak 36 kron ve 36 inley restorasyonu olmak üzere biyojenerik kopya tasarım seçeneği ile dizayn edildi. Tam kron tasarımlarında her bir örnek için aynı olmak üzere radyal ve oklüzal siman genişliği 100 μm ve minimal kalınlık 1000 μm ; inley tasarımlarında ise radyal ve oklüzal siman genişliği 120 μm ve minimal kalınlık 1000 μm olacak şekilde preparasyon parametre değerleri belirlendi ve uygulandı.



Şekil 2.6. Elde edilen dijital ölçülerin tasarımında kron marjlerinin çizilmesi ve tasarlanan tam seramik kron görüntüsü

Her 3 dijital ölçü sistemi ile alınmış olan dijital preparasyon ölçüleri; "Edit Model" seçeneği ile kontrol edilip onay verildikten sonra "Set Model Axis" seçeneği ile sanal olarak sistemde yüklü olan alt-üst çene oryantasyonu üzerine oklüzal düzleme de uygun olacak şekilde diş numarasının karşılık geldiği yere yerleşimi sağlandı. Daha sonra görüntünün daha izole hâle getirip sınırlarının daha iyi görülebilmesi için "Trim Area" ile kesme işlemi yapılarak "Draw Margin" ile restorasyon sınırları belirlendi. "Define Insertion Axis" özelliği ile restorasyonun diş üzerine en rahat ve iyi şekilde oturmasını ve giriş yolunu sağlayacak şekilde, sistemin de yönlendirmesiyle sarı renkli alanların çok yeşil ve kırmızı renkli uyarı niteliğindeki alanların az olduğu noktada restorasyon giriş yolu onaylandı. "Preparation Analysis" ile preparasyon analizi yapıp, restorasyon "Design" komutu ile tasarlandı. Restorasyon parametreleri tüm kron ve inleylerde aynı olacak şekilde sisteme girilip "Edit Restoration" ile sistemin bizim için önerip oluşturduğu kron ve inley tasarımı kenar uyumu ve internal yüzeylerine elle müdahale olmaksızın oluşturuldu. Sonrasında "Tools" kısmından "Form", "Shape" ve "Move" özelliklerinden gerekli konum, yüzey yapısı, kontakt ayarlanması gibi özellikleri düzeltilerek üretime hazır bir restorasyon için onay verildi.

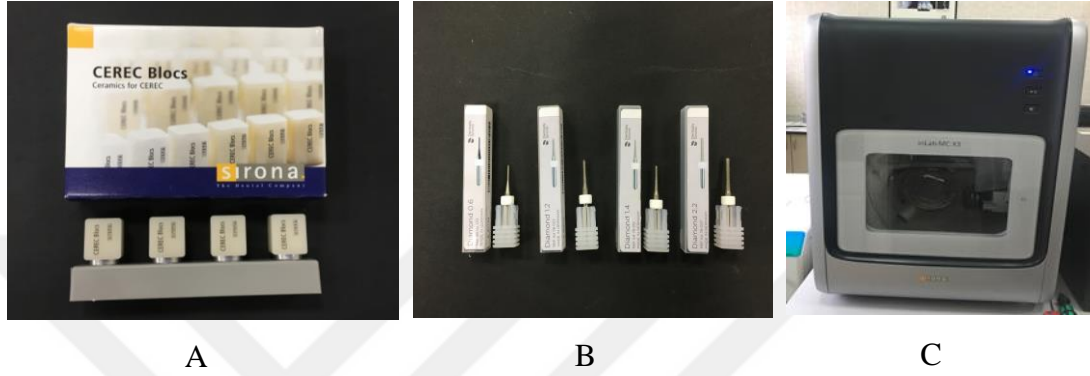


Şekil 2.7. Elde edilen dijital ölçülerin tasarımında inley marjिनlerinin çizilmesi ve tasarlanan tam seramik inley görüntüsü

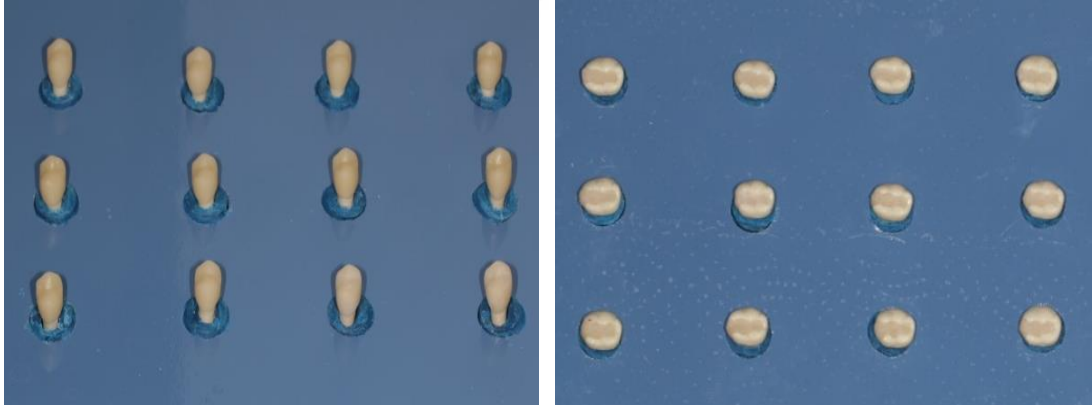
2.4. Üretim

Dijitalize edilmiş veriler neticesinde dijital sistemde tasarlanan restorasyonlar 3 sistem için de aynı sisteme ait olan ortak bir frezeleme ünitesinde (CEREC inLab MC XL; Dentsply Sirona) tek tip feldspatik seramik blokların (CEREC Blocks, VITA

Feldspatic Ceramic, Blocks, VITA Zahnfabric, Bad Säckingen, Almanya) kazıncı frezelenmesinden sonra elde edildi. Üretilen restorasyonlar simante edilmeden her bir prepare edilmiş diş numunesine yerleştirilerek mikro-BT yöntemi ile elde edilecek yüksek çözünürlük görüntüleri analiz edilerek değerlendirildi. Frezeleme ünitesinde işlem sırasında kullanılan frez kalınlıkları 0.6, 1.2, 1.4, 2.2 mm'dir.



Şekil 2.8. A. Restorasyonların üretiminde kullanılan Cerec blok materyali, B. Restorasyonun üretilmesi için kullanılan kazıma cihazı frezleri, C. Cerec in Lab MC XL kazıma cihazı



Şekil 2.9. Üretilen tam seramik kron ve tam seramik inley restorasyonlar

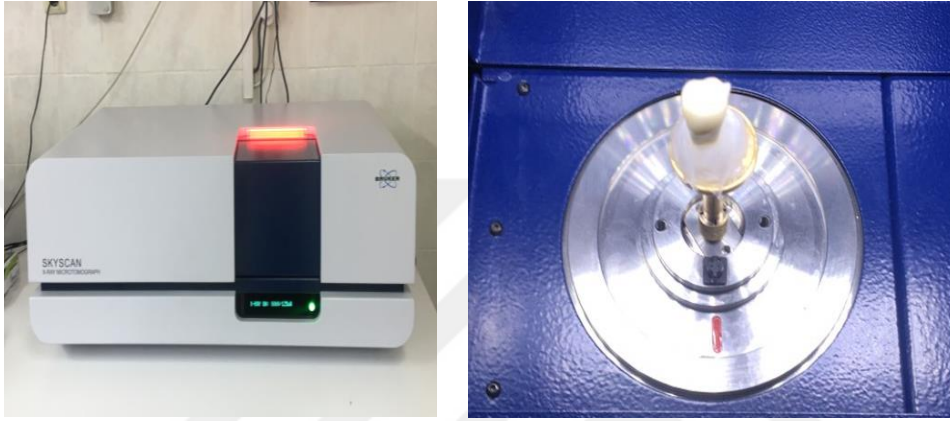
Çizelge 2.1. Kullanılan Malzeme Listesi

Kullanılan Malzemeler	Üretici Firma / Menşei / LOT Numarası
Typodont Mine-Dentin-Pulpa Esaslı Diş Örneği	Frasaco, AG-3 ZSDP, Greenville, ABD
Dental Model	Standart model AG3; Frasaco, Greenville, ABD
Kron Preparasyon Frez Seti	Perfect Tooth Preparation II Extended Set, Intensiv Swiss Dental Products, Montagnola, İsviçre, Lot: 801300
İnley Preparasyon Frez Seti	Intensiv FG Ser-Inlay Set III Extended Set, Intensiv Swiss Dental Products, Montagnola, İsviçre, Lot: 801300
Arkansas Taşı	Hager&Meisinger GmbH, Neuss, Almanya, Lot: Q52127
Titanyum Dioksit Opak Toz Sprey	CEREC Optispray, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya Lot: S50365
Feldspatik Seramik Blok	CEREC Blocks, VITA Feldspatic Ceramic Blocks, VITA Zahnfabric, Bad Säckingen, Almanya, Lot: 6209 (3 kutu), 51880 (3 kutu), 56030, 43290, 42250, 42251 (3 kutu)
MC X5 Kazıma Frezleri	Diamond 0.6, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany, Lot: E 40104 Diamond 1.2, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany, Lot: E 90048 Diamond 1.4, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany, Lot: E 92542 Diamond 2.2, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany, Lot: E 95197
Parafin Bant	Parafilm PM992, Bemis, ABD

2.5. Mikro-BT Analizleri

Mikro-BT taramaları için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Mikro-BT laboratuvarında yüksek çözünürlükte tarama kapasitesine sahip Skyscan 1275 (Skyscan, Kontich, Belgium) cihazı kullanıldı. Her bir alt yapı için özel olarak tasarlan kron ve inley numuneler radyolusent parafin bant ile alt yapılarına oturtuldu ve sabitlendi. Tarama parametreleri için 125 kVp, 80 mA ve 24 um/piksel boyutta rotasyon basamağı 0,2 olarak belirlenmiştir. Çekimler sırasında oluşabilecek radyolojik artefaktları engellemek için 1mm kalınlığında alüminyum filtre kullanıldı.

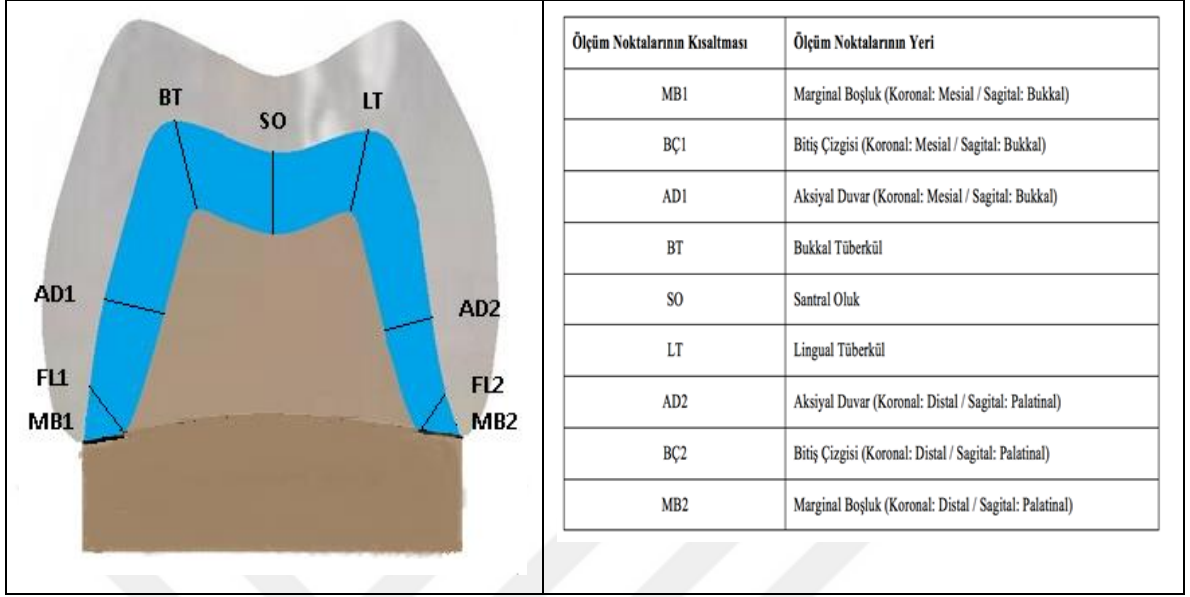
Daha sonra NRecon (versiyon 1.6.4.8 Skycan, Kontich, Belgium) yazılımı kullanılarak taranmış her bir numune ayrı ayrı rekonstrüksiyonu yapıldı. Bu esnada çekim sırasında ortaya çıkabilecek başka radyolojik artefaktlar bu yazılım sayesinde giderildi. Rekonstrüksiyon numunelerin boyutlu aksiyel projeksiyon elde edildi. Daha sonra bu iki boyutlu aksiyel projeksiyonlar CTan (versiyon 1,14,4,1 Skycan, Kontich, Belçika) yazılımına matematiksel analizleri yapabilmek için aktarıldı.



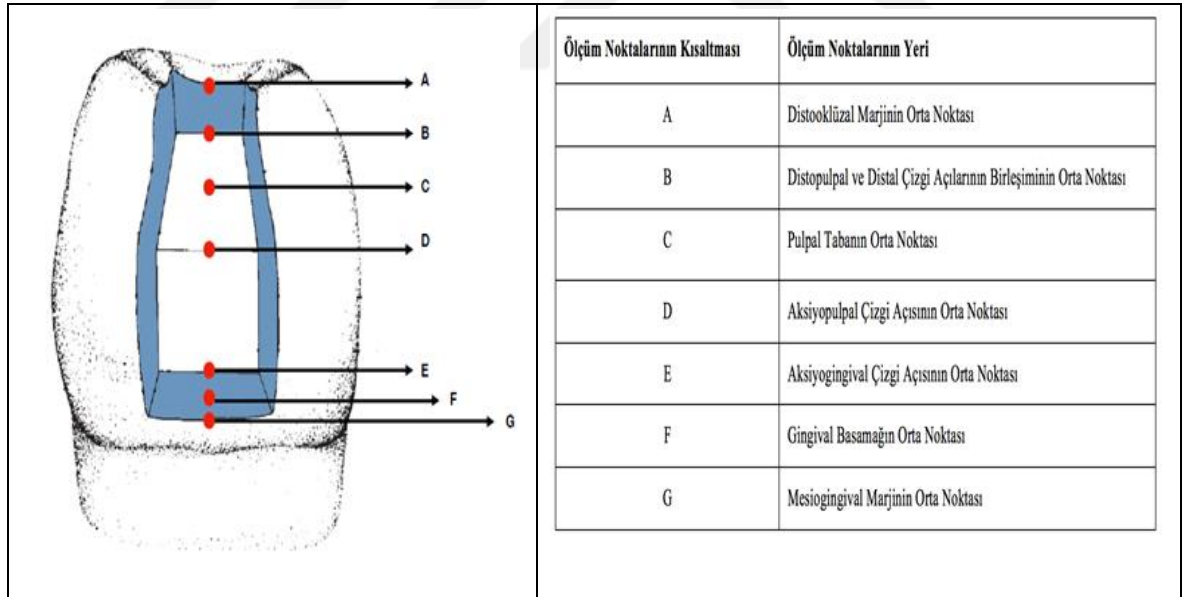
Şekil 2.10. Lineer ve hacimsel ölçümlerin yapılabildiği marjinal ve internal aralıkların değerlendirilmesini sağlayan Mikro – BT cihazı

2.5.1. Lineer Ölçümler

İki boyutlu ölçümler için Dataviewer (versiyon 1,5,6.2 Skycan, Kontich, Belgium) yazılımı kullanıldı. Aksiyel olarak rekonstrükte edilen görüntüler bu yazılım sayesinde 2 boyutlu koronal ve sagittal yönlerde incelenebildi. Kron kullanılan numuneler için midkoronal ve midsagittal kesitlerin görüntüsü, inley numuneler için midkoronal kesitlerin görüntüsü bu yazılım aracılığıyla alındı. Alınan bu görüntüler tekrar CTan programına yüklendi ve 2 boyutlu lineer ölçümler gerçekleştirildi. Tam kron preparasyonlarında, tüm preparasyon boyunca siman kalınlığıyla birlikte kronların hem marjinal uyumunu hem de internal uyumunu μm cinsinden değerlendirmek için on sekiz ölçüm noktası (koronal kesitte 9 ve sagittal kesitte 9) kullanıldı. İnley restorasyonların marjinal ve iç uyum değerlendirilmesi için ise A-G konumlarındaki yedi ölçüm noktası kullanılmıştır.



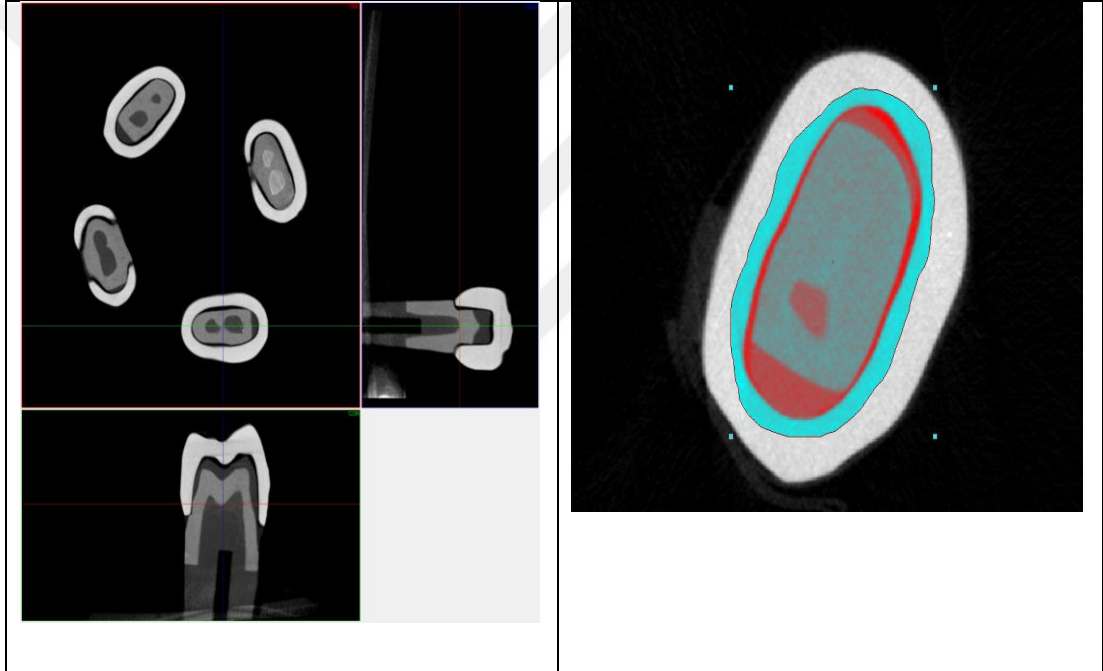
Şekil 2.11. Tam seramik kron ölçüm noktalarının grafiksel gösterimi ve ölçüm noktalarının açıklaması



Şekil 2.12. Tam seramik inley ölçüm noktalarının grafiksel gösterimi ve ölçüm noktalarının açıklaması

2.5.2. Hacimsel Ölçümler

Her bir numunenin kron/inley restorasyonları ile temas ettiği alt yapı kısımları adaptif interpolizasyon (interpolated) uygulanarak Region of Interest (ROI) (ilgilenilen alan) içerisine alınacak gri renk değerleri ile madde hacimleri belirlendi. ROI'ler içerisindeki madde miktarı numunenin katı hacmini yine ROI içerisindeki boşluk miktarı arasındaki boşluğu ortaya koydu. Daha sonra ROI'lerin boşluk değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldı. Örneklerden CTvox ve CTvol programları kullanılarak renkli ve üç boyutlu görseller elde edildi.



Şekil 2.13. Mikro – BT görüntüleri (Sol-Lineer, sağ -hacimsel görüntüleri içermektedir.)

Çizelge 2.2. Kullanılan Cihaz Listesi

Kullanılan Cihazlar	Teknik Özellikleri	Üretici Firma / Menşei / Model-Seri Numarası
CEREC AC Bluecam İntraoral Tarayıcı	Kamera Işık Kaynağı: Polarize Mavi ışık Kamera Görüntü Alma Yöntemi: Tekli imaj kaydı	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya, M:6212166-S:14769
CEREC AC Omnicam İntraoral Tarayıcı	Kamera Işık Kaynağı: Polarize olmayan beyaz led ışık Kamera Görüntü Alma Yöntemi: Video/çoklu imaj kaydı	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya, M:6371830-S:138537
CEREC AC inEos X5 Model Tarayıcı	Kamera Işık Kaynağı: Mavi ultraviyole ışık Kamera Görüntü Alma Yöntemi: Tekli imaj kaydı	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya, M:D3586-S:4277
CEREC AC inLab MC X5 Frezeleme Ünitesi	Aks Sayısı: 5 Akslı	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya, M:6370386-S:201921

2.6. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri IBM SPSS Statistic V25 (SPSS Inc, Chicago, ABD) paket programı kullanılarak yapıldı. Hipotez kontrolleri $\alpha=0.05$ önem seviyesinde gerçekleştirildi. Verilerin istatistiksel hesaplanmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA), değerlerin homojenite karşılaştırmasında Kolmogorov Smirnov testi, ortalamaların çoklu karşılaştırılmasında ise Tukey-Kramer karşılaştırma testleri kullanıldı.

3. BULGULAR

3.1. Lineer Ölçüm Bulguları

3.1.1. Tam Seramik Kron Bulguları

Her bir tarayıcının tüm kron örnekleri (n=12) için hem sagittal yönde hem de koronal kesitte birbirine göre izdüşümünde belirlenen her bir noktadaki kron iç yüzeyi ile preparasyon dış yüzeyi arasındaki lineer aralık miktarı tespit edilmiştir. Ortalamaları alınıp tanımlayıcı istatistikleri yapıldığında her bir noktanın farklı tarayıcı için istatistiksel farkı olup olmadığına bakıldığında ölçülen toplam 18 noktanın sadece 5 tanesinde gruplar arasında istatistiksel farklılık tespit edilmiş, diğerleri arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir. Farklılığın da genellikle inEos X5'ten kaynaklandığı gözlenmiştir. Bluecam için en düşük ve en yüksek aralık değerleri 46.26 μ ile 180.48 μ m iken bu değerler sırasıyla Omnicam için 41.84 μ m - 199.56 μ m ve inEos X5 51.23 μ m - 237.40 μ 'dur (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Kron örneklerinin sagittal ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	Bluecam			Omnica			inEos X5		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
MB1 S	63.60 ^a	31.74	43.43-83.77	61.99 ^a	15.99	51.82-72.15	89.22 ^b	22.11	75.17-103.28
MB1 K	53.68 ^a	12.38	45.81-61.55	83.52 ^a	51.58	50.75-116.30	81.43 ^a	31.39	61.49-101.39
BÇ1 S	129.49 ^a	95.04	69.10-189.88	90.72 ^a	26.79	73.70-107.75	107.26 ^a	31.18	87.43-127.07
BÇ1 K	91.29 ^a	61.02	52.51-130.06	76.30 ^a	32.36	55.73-96.86	92.00 ^a	25.57	75.75-108.26
AD1 S	48.88 ^a	17.34	37.85-59.90	46.41 ^a	11.49	39.11-53.71	56.47 ^a	19.36	44.17-68.78
AD1 K	49.63 ^a	16.10	39.40-59.86	45.16 ^a	11.67	37.74-52.58	51.23 ^a	19.65	38.75-63.72
BT S	65.42 ^a	43.57	37.73-93.11	77.83 ^a	34.07	56.19-99.48	65.02 ^a	8.62	59.54-70.50
BT K	66.67 ^{ab}	35.54	44.08-89.25	55.10 ^a	28.06	37.27-72.93	95.25 ^b	27.80	77.58-112.92
SO S	109.08 ^a	46.137	79.77-138.4	199.56 ^{ab}	138.23	111.74-287.39	237.40 ^b	66.33	195.25-279.54
SO K	180.48 ^a	47.36	150.39-210.58	130.82 ^a	56.03	95.21-166.43	149.89	39.50	124.79-174.99
LT S	51.50 ^a	14.61	42.21-60.79	65.35 ^{ab}	17.12	54.47-76.23	67.79 ^b	13.16	59.43-76.16
LT K	63.80 ^a	34.99	41.57-86.04	53.29 ^a	29.14	34.77-71.81	87.50 ^b	35.37	65.02-109.98
AD2 S	46.26 ^a	18.99	34.19-58.33	52.82 ^a	18.92	40.80-64.84	54.52 ^a	16.88	43.8-65.25
AD2 K	54.72 ^a	28.44	36.65-72.79	41.84 ^a	4.15	39.20-44.48	52.77 ^a	17.76	41.48-64.06
BÇ2 S	127.62 ^a	86.22	72.84-182.41	100.62 ^a	67.92	57.46-143.78	129.32 ^a	51.10	96.84-161.79
BÇ2 K	79.60 ^a	37.30	55.89-103.31	72.22 ^a	46.13	42.91-101.54	83.44 ^a	23.95	68.22-98.66
MB2 S	82.69 ^a	70.25	38.05-127.33	113.12 ^a	36.23	90.09-136.14	100.97 ^a	34.66	78.94-122.99
MB2 K	55.02 ^a	17.99	43.59-66.45	94.33 ^a	86.51	39.36-149.30	91.92 ^a	41.70	65.43-118.42

* p değeri için Ek 3.1'e bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir satır için kendi içerisinde (tarayıcılar arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Farklı tarayıcılardan elde edilen kron örneklerinin iç ve kenar uyumları bölgesel olarak değerlendirildiğinde ise sadece kenar boşluğunda ve tüberkül tepesinde yani restorasyonun en marjinal ve en koronal kısmında istatistiksel farklılıklar gözlenmiş, aksiyal duvarlar, bitim çizgileri ve santral oluk bölgelerinde anlamlı farklılıklara rastlanmamıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Kron örneklerinin bölgesel olarak aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	Bluecam			Omnicaam			inEos X5		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
Kenar Boşluğu	63.75 ^a	40.49	51.98-75.52	88.24 ^b	55.59	72.08-104.4	90.89 ^b	32.91	81.32-100.46
Aksiyal Duvarlar	49.87 ^a	20.36	43.95-55.79	46.56 ^a	12.91	42.8-50.31	53.75 ^a	17.96	48.53-58.97
Tüberkül Tepesi	61.85 ^a	33.38	52.15-71.55	62.89 ^a	28.65	54.56-71.22	78.89 ^b	26.45	71.20-86.58
Bitim Çizgisi	107.00 ^a	74.45	85.36-128.64	84.97 ^a	46.07	71.57-98.36	103.01 ^a	37.89	91.99-114.02
Santral Oluk	144.78 ^a	58.48	120.08-169.48	165.19 ^a	108.96	119.18-211.21	129.49 ^a	46.89	109.69-149.29

* p değeri için Ek 3.2'ye bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir satır için kendi içerisinde (tarayıcılar arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Bluecam, Omnicam ve inEos X5 tarayıcının her birinde ölçüm noktaları ayrı ayrı değerlendirildiğinde de; tüm kron örnekleri (n=12) için hem sagittal yönde, hem de koronal kesitte kron iç yüzeyi ile preparasyon dış yüzeyi arasındaki lineer aralık miktarı tespit edilmiştir. Ortalamaları alınıp tanımlayıcı istatistikleri yapıldığında her bir farklı tarayıcı için noktaların kendi arasındaki istatistiksel farklılıkları tanımlanmıştır (Çizelge 3.3 - 3.5).

Çizelge 3.3. Bluecam tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	SAGİTAL			KORONAL		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
MB1	63.60 ^{a,b}	31.74	43.43-83.87	53.68 ^a	12.38	45.81-61.55
BÇ1	129.49 ^b	95.04	69.10-189.88	91.29 ^a	61.02	52.51-130.06
AD1	48.88 ^a	17.34	37.85-59.90	49.63 ^a	16.1	39.4-59.86
BT	65.42 ^{a,b}	43.57	37.73-93.11	66.67 ^a	35.54	44.08-89.25
SO	109.08 ^{a,b}	46.13	79.77-138.4	180.48 ^a	47.54	150.39-210.58
LT	51.50 ^a	14.61	42.21-60.79	63.80 ^a	47.36	41.57-86.04
AD2	46.26 ^a	18.99	34.19-58.33	54.72 ^a	34.99	36.65-72.79
BÇ2	127.62 ^b	86.22	72.84-182.41	79.60 ^a	28.44	55.89-103.31
MB2	82.69 ^{a,b}	70.25	38.05-66.45	55.02 ^a	17.99	43.59-66.45

* p değeri için Ek 3.3'e bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (ölçüm noktaları arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Çizelge 3.4. Omnicam tarayıcı için kron örneklerinin sagital ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	SAGİTAL			KORONAL		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
MB1	61.99 ^a	15.99	51.82-72.15	83.52	51.58 ^{a,b}	50.75-116.3
BÇ1	90.72 ^a	26.79	73.70-107.75	76.30	32.36 ^{a,b}	55.73-96.86
AD1	46.4 ^a	11.49	39.11-53.71	45.16	11.67 ^a	37.74-52.58
BT	77.83 ^a	34.07	56.19-99.48	55.10	28.06 ^a	37.27-72.93
SO	199.56 ^b	138.23	111.74-287.39	130.82	56.03 ^b	95.21-166.43
LT	65.35 ^a	17.12	54.4776.23	53.29	29.14 ^a	34.77-71.81
AD2	52.82 ^a	18.92	40.8-64.84	41.84	4.15 ^a	39.2-44.48
BÇ2	100.62 ^a	67.92	57.46-143.78	72.22	46.13 ^a	42.91-101.54
MB2	113.12 ^a	36.23	90.09-736.14	94.33	86.51 ^{a,b}	39.36-149.3

* p değeri için Ek 3.4'e bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (ölçüm noktaları arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Çizelge 3.5. inEos X5 tarayıcı için kron örneklerinin sagital ve koronal kesit için her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	SAGİTAL			KORONAL		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
MB1	89.22 ^{a,c,d,e,f}	22.11	75.17-10328	81.43 ^{a,c,d}	31.39	61.49-101.39
BÇ1	107.26 ^{c,e}	31.18	87.43-127.07	92.00 ^{a,d}	25.57	75.75-108.26
AD1	56.47 ^{d,e,f}	19.36	44.17-68.78	51.23 ^c	19.65	38.75-63.72
BT	65.02 ^{e,f}	8.62	59.54-70.50	95.25 ^a	27.8	77.58-112.92
SO	237.40 ^b	66.33	195.25-279.54	149.89 ^b	39.5	124.79-174.99
LT	67.79 ^{e,f}	13.16	59.43-76.16	87.50 ^{a,c,d}	35.37	65.02-109.98
AD2	54.52 ^f	16.88	43.8-65.25	52.77 ^{c,d}	17.76	4.48-64.06
BÇ2	129.32 ^{a,c}	51.10	96.84-161.79	83.44 ^{a,c,d}	23.95	68.22-98.66
MB2	100.97 ^{a,c,d,e,f}	34.66	73.94-122.99	91.92 ^{a,d}	41.7	65.43-118.42

* p değeri için Ek 3.5'e bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (ölçüm noktaları arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

3.1.2. Seramik İnceleme Bulguları

İnceleme restorasyonlar için (n=12) belirlenen kenar ve iç uyum ölçüm noktaları ayrı ayrı her bir tarayıcı için ortalamaları alınarak hesaplanmıştır. Tanımlayıcı istatistikler, tarayıcılar arasındaki farklılıkları ortaya koyacak şekilde tamamlanmıştır. Buna göre sadece akisyopulpal çizgi açısının orta noktası ile mesiogingival marjinin orta noktasında gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık gözlemlenmemiş, diğer tüm ölçüm noktalarında istatistiksel farklılık bulunmuştur. Bluecam tarayıcı için en düşük aralık distooklüzal marjinin orta noktasında 16.05 µm olarak tespit edilirken en fazla aralık ise akisyopulpal çizgi açısının orta noktasında 138.57 µm olarak bulunmuştur. Bu değerler Omnicam ve inEox X5 içinse sırasıyla gingival basamağın orta noktasında 91.45 µm - pulpal tabanın orta noktasında 161.62 µm ve distopulpal ve distal çizgi açılarının birleşiminin orta noktasında 33.37 µm - akisyopulpal çizgi açısının orta noktasında 179.71 µm olarak tespit edilmiştir (Çizelge 3.6).

Çizelge 3.6. İnceleme örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (µm)

Ölçüm Yeri	Bluecam			Omnicam			inEox X5		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
A	16.05 ^a	33.27	-5.08-37.19	120.37 ^b	84.82	66.47-174.26	73.93 ^{a,b}	112.20	2.65-145.22
B	23.36 ^a	43.54	-4.30-51.03	114.01 ^b	82.95	61.29-166.72	33.37 ^a	53.21	-0.43-67.18
C	72.94 ^a	36.61	50.94-94.93	161.62 ^b	110.51	91.40-231.84	145.44 ^{a,b}	66.75	103.03-187.85
D	138.57 ^a	52.29	105.35-171.80	184.33 ^a	74.23	137.17-231.50	179.71 ^a	87.75	123.96-235.47
E	42.40 ^a	42.6	15.33-69.47	91.45 ^b	44.93	62.90-120.00	40.10 ^a	43.78	12.28-67.92
F	52.38 ^a	25.76	36.01-68.75	107.93 ^b	42.80	80.73-135.12	44.84 ^a	27.17	27.57-62.11
G	121.51 ^a	61.10	82.68-160.34	121.51 ^a	61.10	82.68-160.34	83.77 ^a	16.49	73.29-94.25

* p değeri için Ek 3.6'ya bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir satır için kendi içerisinde (tarayıcılar arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Bluecam, Omnicam ve inEos X5 tarayıcının her birinde ölçüm noktaları ayrı ayrı değerlendirildiğinde de; tüm inley örnekleri (n=12) için restorasyon iç yüzeyi ile preparasyon dış yüzeyi arasındaki lineer aralık miktarı tespit edilmiştir. Ortalamaları alınıp tanımlayıcı istatistikleri yapıldığında her bir farklı tarayıcı için noktaların kendi arasındaki istatistiksel farklılıkları tanımlanmıştır. Omnicam için tüm noktalar arasında hiçbir istatistiksel farklılık görülmezken, inEos X5 tarayıcı için noktalar arasında karmaşık istatistiksel farklılıklar bulunmuştur (Çizelge 3.7 - 3.9).

Çizelge 3.7. Bluecam tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
A	16.05 ^a	33.27	-5.81-37.19
B	23.36 ^a	43.54	-4.3-51.03
C	72.94 ^b	34.61	50.94-94.93
D	138.57 ^c	52.29	105.35-171.8
E	42.40 ^{a,b}	42.6	15.33-69.47
F	52.38 ^{a,b}	25.76	36.01-68.75
G	85.47 ^b	30.04	66.39-37.199

* p değeri için Ek 3.7'ye bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (ölçüm noktaları arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Çizelge 3.8. Omnicam tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
A	120.37 ^a	84.82	66.47-174.26
B	124.37 ^a	78.43	71.68-177.06
C	161.62 ^a	110.51	91.4-231.84
D	184.33 ^a	74.23	137.17-231.84
E	91.45 ^a	44.93	62.9-120
F	107.93 ^a	42.8	80.73-135.12
G	121.51 ^a	61.1	82.68-160.34

* p değeri için Ek 3.8'e bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (ölçüm noktaları arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

Çizelge 3.9. inEos X5 tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktasındaki aralık değerleri (μm)

Ölçüm Yeri	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
A	73.93 ^{a,c,d}	112.2	2.65-145.22
B	33.37 ^c	53.21	-0.43-67.18
C	145.44 ^{a,b,e}	66.75	103.03-187.85
D	179.71 ^e	87.75	123.96-235.47
E	40.10 ^{c,d}	43.78	12.28-67.92
F	44.84 ^{c,d}	27.17	27.57-62.11
G	83.77 ^{a,b,c}	16.49	73.29-94.25

* p değeri için Ek 3.9'a bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (ölçüm noktaları arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

3.2. Hacimsel Ölçüm Bulguları

Her bir tarayıcının tüm kron örnekleri (n=12) ve tüm inley örnekler için (n=12) için siman aralıkları mikro-BT cihazında restorasyon iç yüzeyi ile preparasyon dış yüzeyi arasındaki boşluğun hacmi olarak ölçülmüştür. Ortalamaları alınıp tanımlayıcı istatistikleri yapıldığında her bir kron restorasyonlar için Bluecam ile Omnicam arasında istatistiksel farklılık bulunmazken inEos X5, her iki ağız içi tarayıcıdan istatistiksel olarak daha az siman aralığı değeri ortaya koymuştur. İnley restorasyonlar içinse bu durum; Bluecam ile inEOS X5 arasında istatistiksel farklılığın olmaması, Omnicam'in ise bu ikisinden istatistiksel olarak daha fazla siman aralığı oluşturduğu yönünde sonuçlanmıştır (Çizelge 3.10).

Çizelge 3.10. Kron ve inley örneklerinin siman aralığının her bir tarayıcı için miktarı (mm^3)

Tarama Cihazı	KRON			İNLEY		
	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı	Ortalama	Standart Sapma	% 95 Güven Aralığı
Bluecam	16.39 ^a	4.01	13.84-18.94	5.90 ^a	0.94	5.30-6.50
Omnicam	16.90 ^a	3.73	14.53-19.28	7.59 ^b	1.45	6.67-8.52
inEos X5	11.47 ^b	2.48	9.90-13.05	5.65 ^a	1.80	4.42-6.71

* p değeri için Ek 3.10'a bakınız.

** İstatistiksel farklılık ilişkisi her bir ortalama sütunu için kendi içerisinde (tarayıcılar arası farklılık olarak) değerlendirilecektir.

4. TARTIŞMA

Dental seramikler; gerek biyolojik, gerekse de optik ve estetik üstünlükleri nedeniyle uzun zamandır restoratif ve protetik diş hekimliğinde kullanılan popüler materyallerin başında yer almaktadır. Seramikler toprakta bulunan ametalik minerallerin yüksek ısıda fırınlanmasıyla elde edilmektedirler. Genellikle oksijen gibi ametalik bir elementle bir veya daha fazla metalin birleşiminden meydana gelmektedirler ("The Glossary of Prosthodontic Terms" 2005). Dental seramikler 1879 ve 1911 yılları arasında seramik tozlarının sinterlenmesi ile gelişme kaydetmiştir. 20. yüzyılda seramiklerin kimyası, kristal yapısı ve bu konuyla ilgili bilimsel verilerin artışıyla dental seramiklerin sahip olduğu potansiyel gözler önüne serilmiştir. Kırılma sertliği ve dayanıklılık gibi özelliklerde önemli gelişmeler elde edilmiş ve böylece metallerle seramikler arasındaki mekanik ve fiziksel farklılıklar azalmıştır (Shen ve Kosmac, 2014).

Tam seramik restorasyonlar ise, metal seramik restorasyonlardan estetik olarak daha üstün özellikler sergilemekte ve buna bağlı olarak kullanımları giderek artmaktadır. Seramik malzemelerde kaydedilen gelişmeler, modern seramiklerin fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesini sağlamış ve bu sayede klinik alandaki kullanımlarında önemli artış meydana gelmiştir (Fasbinder ve ark., 2010). Bununla birlikte üretim aşamalarında kullanılan geleneksel yöntemler daha fazla zaman almakta, teknik hassasiyet gerektirmekte ve pek çok değişkenden etkilenmektedir. Endüstriyel olarak üretilen bloklar ise minimum kusur oranına sahiptir ve daha homojen bir yapı sergilemektedir. Bütün bu koşullar göz önüne alındığında CAD-CAM sistemleri hem diş hekimleri hem de laboratuvarlar için iyi bir alternatif oluşturmaktadır (Beuer ve ark., 2008a; Miyazaki ve ark., 2013; Tinschert ve ark., 2000). Klinikte kullanılmak üzere çeşitli seramik sistemleri geliştirilmiştir (Kelly ve Benetti, 2011).

CAD-CAM teknolojisi de artık diş hekimliğinin birçok alanında önemli rol oynamaktadır (Tariq, 2016). CAD-CAM sistemlerinde seramikler, metal alaşımlar ve çeşitli kompozitler geniş bir materyal yelpazesi oluşturmaktadır. Teknolojilerdeki ve materyallerde yapılan iyileştirmeler, yüksek kırılma dayanımı olan seramik restorasyonların üretilmesini mümkün kılmıştır ve bu seramik restorasyonlar zamanla metal-seramik restorasyonların yerini almıştır (Freire ve ark., 2017; Potiket ve ark., 2004). Genellikle bu amaçla kullanılan seramikler, alümina (daha sonra cam infiltrasyonuna izin veren dahil), zirkonya ve porselen esaslı seramiklerdir (Fasbinder ve ark., 2005; Raigrodski, 2004; Strub, ve ark., 2006). CAD-CAM sistemi ile kullanılan cam seramikler; feldspatik seramikler, mika esaslı seramikler, lösitle güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler, cam infiltre edilmiş alümina ve zirkonya esaslı seramikler olarak, CAD-CAM sistemi ile kullanılan kristalin esaslı seramikler; Alümina esaslı polikristalin seramikler, Zirkonya esaslı polikristalin seramikler olarak gruplandırılırlar.

Feldspatik porselen esaslı bloklar, diş hekimliğinde CAD-CAM sistemleriyle birlikte kullanılan ilk bloklar olma özelliğini taşımaktadırlar. Tam sinterlenmiş feldspatik seramik blok olan Vita Mark I kullanılarak, ilk kez 1985 yılında CAD-CAM uygulamasıyla inley üretilmiştir (Mormann ve Bindl, 2002; Mormann, 2006). 1985 yılından günümüze kadar oldukça yaygın kullanılan bu bloklar ile yapılan inley restorasyonlar üzerine yapılan çalışmalarda %90,4 gibi oldukça yüksek bir başarı elde edilmiştir (Otto ve De Nisco, 2002). Feldspatik bloklar (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Almanya) potasyum feldspar, albit gibi doğal feldspar materyallerinden oluşur. 1991 yılında tanıtılan Vita Mark II, Vita Mark I' e kıyasla daha küçük tanecik boyutuna sahip olup dayanıklılığı daha yüksektir (Pallasen ve van Dijken, 2000).

Metal seramik kronlar için kullanılan metal alt yapıların değiştirilmesi amacıyla diş hekimliğinde yüksek kristal içerikli seramik sistemler geliştirilmiş ve tanıtılmıştır. Cerec inLab feldspatik seramik sistemleri (Vitablocs Mark II), endüstriyel olarak üretilmiş, ince yapılı, anterior kron üretmek için Cerec Sirona MC XL ve Cerec Sirona MC X5 CAD-CAM sistemleri (Sirona Dental Systems GmbH) ile kullanılan feldspatik seramik bloklardır. Cerec inLab alüminyum oksit seramik sistemleri (In-

Ceram 2000 AL), saf alüminyum oksitlerden oluşan önceden sinterlenmiş bloklardır. Kolay üretilmeyi kolaylaştıran bu formda, inLab sisteminde genişletilmiş köprü ve kron alt yapılarını frezelemek (millemek) için kullanılırlar. Lityum disilikat pres seramik sistemi (IPS e.max Press), lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) içeren yüksek stabiliteli bir alt yapı materyalini kapsamaktadır.

Doğal feldspar malzemelerin avantajı; diğer seramikler ile karşılaştırıldığında saflık derecesinin ve erime sıcaklığının yüksek olmasıdır. Cam matriks içerisinde %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış, 3-4 mikrometre boyutlarında ince grenli feldspar partikülleri bulunmaktadır. İnce grenli homojen yapısı ve endüstriyel sinterlenmiş olması sayesinde parlatılabilirliği çok iyidir. Polisajı yapıldığında bu materyalin dayanımı 130 MPa kadardır. Ancak glaze yapıldığında bu 160 MPa'a kadar çıkabilir. Konvansiyonel feldspatik porselenlerden daha fazla dayanıma sahiptir (Seghi ve Sorensen, 1995). Bunlar İnce, onley, veneer, kronlar için önerilirler (Sannino ve ark., 2014).

Monokromatik, dikromatik, polikromatik olmak üzere farklı renk seçenekleri sunan feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Monokromatik blokların tek renk olması estetik açıdan bir dezavantajdır. Bu nedenle dikromatik ve polikromatik bloklar (TriLuxe, TriLuxe Forte) geliştirilmiştir (Fasbinder, 2010). Dikromatik bloklar dentin tabakası ve etrafında translüsent mine tabakasından oluşur (Reich ve Hornberger, 2002). Polikromatik bloklar farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle doğal diş dokusunu taklit edilebilmektedir (Vitablocs RealLife). Böylece doğal dişin optik özelliklerini kopyalayarak mevcut doğal dentisyon ile restorasyonun bir bütün oluşturması sağlanmaktadır. Kroma derecesi insizalden koleye doğru artmaktadır. Doğal diş katman yapısını yansıtmaktadır (Reich ve Hornberger, 2002). Aynı özellikleri sergileyen diğer bir materyal de Cerec bloklarıdır (Sirona, Erlangen, Almanya). Klinikte hekim tarafından polisajlanabilme, mineye yakın aşınma direnci gösterme gibi avantajlı özellikler taşımaktadır. Cam yapının translüsent özelliğinden dolayı doğal dişe en yakın ışık geçirgenliğine sahip materyallerdendir. Kolay freze edilebilen yapısı üretim kolaylığı sağlamakla birlikte, düzgün yüzey yapısına sahip feldspatik seramik karşıt arkta fazla abrazyona sebep

olmamaktadır. Özel üretim tekniği materyalin üç ayrı renk doygunluğunda (chroma) ve 3 ayrı translusensi seviyesinde çalışılmasına imkân vermektedir. Bu materyalin avantajı boyama, bölgesel renklendirme gibi kişisel ihtiyaçları minimuma indirmesidir. CEREC blokları temel olarak inley, onley, parsiyel kron, tam kron ve endokron gibi monolitik restorasyonlar için geliştirilmiş olmakla birlikte istenildiğinde multilayer (tabakalı) sistemlerde alt yapı materyali olarak da kullanılabilir (Sirona internal data). Tüm bu özellikleri göz önünde bulundurarak, ayrıca çalışmamızın felsefesine uygun olarak boyutsal değişimi etkileyebilecek ilâve ısıl işlemlere (lityum disilikat malzemenin kristalizasyonu gibi) gerek olmadığından çalışmamızda feldspatik seramik bloklar kullanmayı tercih ettik. Frezeleme sonrası, klinik uygulama gerektirmediği için yine boyutsal değişiklik yapma riskini ortadan kaldırmak amacıyla örnekler üzerinde herhangi bir tesviye ve glaze işlemi de yapılmamıştır.

Restorasyonun başarısını etkileyen faktörleri hastaya bağlı ve doğrudan restorasyona bağlı faktörler olarak iki ana gruba ayırabiliriz. Çiğneme kuvvetlerinin şiddeti, ağız hijyeni ve kötü alışkanlıklar hastaya bağlı faktörler arasında yer alabilecekken restorasyonun estetik özellikleri, direnci ile marjinal ve internal uyumu ise doğrudan restorasyonu ilgilendiren faktörlerdir. İyi bir marjinal uyum, sabit dental restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktördür (Anadioti ve ark., 2014; Baig ve ark., 2010; Hamza ve ark., 2010; Pak ve ark., 2013 ve Sorensen, 1989), çünkü plak birikimini en aza indirir ve tekrarlayan çürük ve periodontal hastalık olasılığını azaltır (Almeida ve ark., 2014; Anadioti ve ark., 2014; Kim ve ark., 2013; McLean ve von Fraunhofer, 1971; Nesse ve ark., 2015; Şeker ve ark., 2016; Quintas ve ark., 2004; Quante ve ark., 2008; Örtorp ve ark., 2011 ve Raju ve ark., 2014;). Seramik kronların kötü marjinal adaptasyonu dişe, periodontal dokulara ve restorasyona zarar verebilir (Della Bona ve Kelly, 2008). Büyük marjinal uyumsuzluklar, yapıştırıcı simanın çözünmesine neden olur ve bakterilerin ve onların yan ürünlerinin mikrosızıntısını destekler (Jacobs ve Windeler, 1991). Sonuç olarak, diş vital pulpa enflamasyonuna (postoperatif hassasiyet) (Bergenholtz ev ark. 1982), ikincil çürük ve marjinal renk değişikliğine daha duyarlı hâle gelir (Valderhaug ve Heloe, 1977). Tarihsel olarak,

optik ölçüden mekanik işleme kadar CAD-CAM sistemindeki her adım ve yenilik (güncelleme) restorasyonların marjinal uyumunu etkilemiştir (Beuer ve ark., 2008).

Tüm seramik kron restorasyonlarının klinik başarısı için gerekli şartlar arasında iyi estetik, yüksek kırılma direnci ve mükemmel marjinal uyum bulunmaktadır (Boening ve ark., 2000). Genellikle kötü bir şekilde üretilmiş restorasyonun kullanım riski, restorasyonun prepare edilen diş kenar ve iç adaptasyonda yatmaktadır ki; bu risk de daha sonraki restoratif başarısızlıklara zemin hazırlar (Ruiz, 2012; Tidehag ve ark., 2014). Çalışmalar, tek diş CAD-CAM seramik restorasyonlarının, geleneksel olarak üretilenlere benzer klinik hayatta kalma oranlarına sahip olduğunu göstermiştir (Guess ve ark., 1996; Heymann ve ark., 2009). Büyük marjinal uyumsuzluklar; aşırı aşınmayla, kimyasal erozyonla ve fiziksel yorgunlukla, bakterilerin ve bunların yan ürünlerinin mikrosızıntısının artması ile yapıştırıcı ajanın çözünmesiyle sonuçlanır (Estafan ve ark., 2003; Schaefer ve ark., 2013). Buna karşın, proksimal periodontal dokuyu sağlıklı tutan iyi adapte edilmiş olan marjinler, polimerizasyondan önce artan fazla yapıştırıcı ajanın uzaklaştırılmasını kolaylaştırır (Schaefer ve ark., 2013).

CAD-CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonların doğruluğu, döküm gibi önceki dental üretim işlemlerinde olduğu kadar tutarlı olmayabilir. Bununla birlikte, bu yeni üretim teknikleriyle üretilen alaşımların marjinal uyumsuzluğu hakkında sınırlı bilgi mevcuttur. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum konusunda henüz bir konsensüs yoktur. Bazı çalışmalar marjinal uygunluğun $\leq 120 \mu\text{m}$ 'nin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu göstermektedir (McLean ve ark 1971). Fakat diğer araştırmacılar marjinal uygunluğun $\leq 100 \mu\text{m}$ 'nin daha uygun olduğu sonucuna varmışlardır (Keshvad ve ark., 2011; Holmes ve ark., 1992; Reich, 2008; Schaefer ve ark., 2013 ve Reich S ve ark., 2008) Buna rağmen bir grup araştırmacı klinik olarak kabul edilebilir bir uyumun $75 \mu\text{m}$ olması gerektiğini savunmaktadır (Hung ve ark., 1990). Simante edilmiş restorasyonlar için 25 ila $40 \mu\text{m}$ arasında bir marjinal uyum klinik bir hedef olarak önerilmiştir, ancak bu düzeylere nadiren ulaşılmaktadır (May ve ark., 1998).

Seramik kronların internal ve marjinal uyumu restorasyonların doğruluğu ve fonksiyonu ile yakından ilişkilidir. Seramik bir kronun iç uyumu seramik kronların kırılma direncini etkiler (Tuntiprawon ve Wilson, 1995; May ve ark., 2012). Marjinal uyum, sabit bir protezin başarısı için de önemlidir (kritiktir). Kötü marjinal uyum, plak tutulumu ve marjinal sızıntı ile sonuçlanır, bu da periodontal hastalığa, kemik kaybına ve sekonder diş çürümesine yol açar (Sorensen, 1989; Kashani ve ark.,1981). Bu nedenle, farklı CAD-CAM sistemlerinin doğruluğu karşılaştırıldığında, internal ve marjinal uyumsuzluklar ölçülmelidir. Diş hekimleri, proksimal yüzeyin marjinal uyumsuzluklarını çıplak göz, bir araştırmacı veya radyografik görüntülerle değerlendirdiğinde, 34 ila 119 µm aralığında tutarsızlıklar klinik olarak kabul edilir (Christensen, 1963). Klinik olarak, 120 µm'den daha az marjinal bir tutarsızlık kabul edilebilir (McLean ve von Fraunhofer, 1971) Restorasyonun uzun ömürlü olması için, bir kronun klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyumsuzluğu, McLean ve von Fraunhofer'a göre ise 120 µm 'den az (McLean ve ark., 1971), Baig ve arkadaşlarına göre de 150 µm veya Björn ve arkadaşlarına göre 200 µm olmalıdır (Baig ve ark 2010; Björn ve ark., 1970).

Prepare edilen dişin aksiyel duvarı ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki en yakın dik uzunluğun ölçülmesiyle internal uyumsuzluk elde edilir ve marjinal uyumsuzluk aynı marjinal ölçüm ile elde edilebilir (Holms ve ark., 1989). Seramik sistemin marjinal adaptasyonunu incelemek için doğrudan görüntüleme tekniği, cross-section (enine kesit) tekniği ve çoğaltma (kopya) tekniği en yaygın kullanılan yöntemlerdir (Nawafleh ve ark., 2013). Doğrudan görüntüleme yöntemi, daha az zaman alıcı olma avantajına sahiptir, ancak yüksek güçlü mikroskopi kullanarak ölçümlerin doğruluğunu etkileyebilir. Ek olarak, yöntem restorasyonların ve abutmentlerin iç adaptasyonunu ölçemez. Enine kesit ve çoğaltma teknikleri, hem marjinal tutarsızlığı hem de internal tutarsızlığı ölçmek için kullanılabilir. Çoğaltma (replika) tekniği, numuneyi feda etmeden çok sayıda kesit elde etme avantajına sahiptir, ancak teknik, marjin çizgisini bitiş çizgisinden ayırt etmeyi zorlaştırır ve silikonun ince filmi yırtılabilir (Nawafleh ve ark., 2013; Schönberger ve ark., 2017). Kesit tekniği sadece bir kesit sağlar, ancak kenar çizgisini bitiş çizgisinden ayırabilir ve doğrudan siman kalınlığını ölçebilir (Tapie ve ark., 2018).

Her birinin avantajları ve dezavantajları olan marjinal uyumu ölçmek için çeşitli yöntemler önerilmiştir. Bunlar arasında, bir silikon ölçü materyali ile yapılan kronun ve diş dış yüzeyinin arasındaki uyumsuzluğun kopyalarını kullanan silikon replika tekniği, sıklıkla marjinal uyumu değerlendirmek için kullanılmıştır (Huang ve ark., 2015; Kane ve ark., 2014; Kim ve ark., 2013; Nesse ve ark., 2015; Quante ve ark., 2008; Xu ve ark., 2014;). Bu kullanılan bir in vitro yöntemdir. Bu tekniğin eksiklikleri, bir mikroskopla film kalınlığının değerlendirilmesinde oluşan hatalar ve ölçü alanında silikon malzeme kusurlarıdır (Colpani ve ark., 2013).

Stereomikroskopi, taramalı elektron mikroskobu (SEM), optik mikroskopi, optik karşılaştırmacı ekran ve mikro-bilgisayarlı tomografi (μ -BT) dahil in-vivo olarak marjinal mesafeyi ölçmek için farklı yöntemler de mevcuttur (An ve ark., 2014; Ng ve ark., 2014; Shembesh ve ark., 2016; Xu ve ark., 2014). Restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonu, noninvaziv ve yıkıcı olmayan μ -BT, ile de değerlendirilebilir (Krasanaki ve ark., 2012; Kim ve ark., 2016; Mously ve ark., 2014; Neves ve ark., 2014; Pelekanos ve ark., 2009). Mikro bilgisayarlı tomografi (μ -BT), nesnenin çoklu projeksiyonlarını yaparak ve projeksiyonları özel yazılımlarla yeniden yapılandırarak, nesnenin iç yapısının eksiksiz bir şekilde görselleştirilmesine ve ölçülmesine izin verir (Pimenta ve ark., 2015; Pelekanos ve ark., 2009). Ayrıca, μ -BT, her açıdan ve konumdan 2D veya 3D yüksek kaliteli görüntüler sağlar ve çok ince bölümlerin yakın mesafeden güvenle görüntülenebilmesini sağlar (Contrepolis ve ark., 2013; Demir ve ark., 2014). CT-BT sistemi nispeten pahalı bir yöntemdir ancak marjinal uyum araştırması için tahribatsız bir yöntemdir (Borba ve ark., 2010; Krasanaki ve ark., 2009; Pelekanos ve ark., 2012; Rungruangant ve ark., 2011). Bu 3 boyutlu, yüksek çözünürlüklü görüntüleme sistemi, numuneye zarar vermeden, kron day arasındaki uyum ile ilgili ayrıntılı kesitsel bilgiler sağlar (Contrepolis ve ark., 2013; Lu ve ark., 2011; Seo ve ark., 2009). Bu yöntemin başlıca dezavantajı, siman boşluğu hacminin değerlendirilmesi sırasında farklı malzemeler arasındaki radyasyon absorpsiyon katsayılarının farklılıklarından kaynaklanan radyasyon artefaktlarının oluşmasıdır (Borba ve ark., 2011; Mously ve ark., 2014).

Tüm bu nedenlerden ötürü, bu tez çalışmasında multifaktöriyel etkiye sahip olan, uyum parametresi en güncel yöntem olan mikro-BT cihazı kullanılarak ölçüm ve değerlendirmeler yapılmıştır.

Castillo ve ark. (2010) tarafından yapılan bir çalışmada tarama yönteminin, dişlerin bitiş çizgisi ve oklüzal yakınsama açısının zirkonya kron kopinglerinin vertikal uyumuna etkisi incelenmiştir. Yirmi standart paslanmaz çelik ana day, tam kron preparasyonlarını simüle edecek şekilde freze edilip oluşturulmuştur. Yakınsama açıları 15 veya 20 dereceye bitiş çizgileri chamfer (CH) veya shoulder (SH) olacak şekilde ayarlanmıştır. Bu daylar üzerinde 20 yapı CAD-CAM (Cercon, Dentsply) tarafından yapılmıştır. Optik bir lazer, 10 tek üyeli kopingin (WS) mum modellerini dijitalize etmiş ve kopinglerin bilgisayarla (DS) tasarlanması için 10 abutment doğrudan taranmıştır. Dikey tutarsızlık SEM ile değerlendirilmiştir. WS kopinglerinin dikey boşluk ölçümleri DS alt yapılarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. ($P<0.0001$). SH, tarama yöntemine bakılmaksızın 15 derecelik oklüzal yakınsama açısı ile kombine edildiğinde, CH'den istatistiksel olarak daha yüksek farklılıklar sergilemiştir ($P<0.05$). Preparasyonun eğim açısı (15 derece ve 20 derece) chamfer bitim şekline sahip numunelerin marjinal adaptasyonu üzerinde hiçbir etki yapmamıştır.

Demir ve ark. (2014) tarafından yapılan bir çalışmada tam seramik kronların marjinal boşluğu (MG) ve mutlak marjinal uyumsuzluğunu (MD) iki bitiş çizgisi tasarımı, shoulder ve chamfer, simantasyon öncesi ve sonrası mikro bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) kullanılarak değerlendirilmiştir. 60 adet çekilmiş insan maksiller premolar diş, bitiş çizgisine göre iki gruba ayrılmıştır: Grup I: 90° shoulder ve Grup II: 135° chamfer. Örnekler daha sonra alınan tam seramik kron tipine göre gruplandırılmıştır: Grup A: Feldspatik Cerec inLab seramik sistemi, Grup B: Cerec inLab alüminyum oksit seramik sistemi ve Grup C: Lityum disilikat pres seramik sistemi. Simantasyondan önce, her gruptan beş kron, kronun dört bölgesi (sagittal bukkal, sagittal lingual, koronal mezial ve koronal distal) için MG ve MD değerlerini belirlemek üzere sagittal ve koronal olmak üzere iki kısımda mikro-BT kullanılarak taranmıştır. Simantasyon ve termal döngüden sonra, tarama tekrar edilmiştir. MG ve

MD değerlerini değerlendirmek için her bölge için 10 noktadan toplam 80 noktadan ölçümler alınmıştır. Tüm seramik sistemler klinik olarak kabul edilebilir marjinal adaptasyon değerlerini göstermiştir. Feldspatik Cerec inLab seramik sistemi genellikle koronal mezial bölgenin MG değerleri dışında en düşük varyansı sunmuştur. Tüm seramiklerin MG ve MD değerleri, MD için shoulder preparasyon (bitiş çizgisi) tasarımı (sagittal bukkal bölge) ve MD değerleri için chamfer bitiş çizgisi tasarımı (sagittal lingual bölge) hariç, simantasyondan sonra önemli ölçüde artmıştır.

Kron adaptasyonunu içeren araştırma çalışmaları genellikle preparasyon açıları (Beuer, 2009), üretim süreci (Moldovan ve ark., 2011), simantasyon için kullanılan yapıştırma ajanı (Gonzalo E ve ark., 2009), preparasyon derinliği farkı (Azar MS, 2011) ve preparasyon hatalarının etkilerinin araştırılmasına odaklanmıştır. Akbar ve ark. (2006) tarafından yapılan bir çalışmada, prepare edilmiş insan dişleri üzerine üretilen Cerec 3 CAD-CAM kompozit kronların iki farklı bitiş çizgisi tasarımı, chamfer ve shoulder, ile marjinal uyumsuzluklarını karşılaştırmak amaçlanmıştır. Tam kron preparasyonu için onaltı insan molar dişi kullanılmıştır. Sekiz diş, 1 mm genişliğinde bir chamfer bitiş çizgisi ve diğer sekiz diş 1.2 ila 1.5 mm çevresel shoulder bitiş çizgisi ile prepare edilmiştir. Cerec3 kronları, Paradigm MZ100 kompozit polimer kullanılarak optik ölçülerden üretilmiştir. Marjinal adaptasyon iki şekilde değerlendirilmiştir: (1) her bir kron marjın sınırında sekiz önceden seçilmiş bölgeyi değerlendirmek için Birleşik Devletler Halk Sağlığı Hizmeti (USPHS) kriterleri kullanılarak ve (2) marjinal boşlukları ölçmek için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak her 4 aksiyel duvarda belirlenmiş 15 ölçüm (toplam 60 ölçüm her kron için) yapılarak sağlanmıştır. Hem chamfer hem de shoulder gruplarında, USPHS kriterlerine göre sekiz ölçüm alanının tümü için klinik olarak kabul edilebilir derecelendirmelere sahip sadece iki kron (sekizde) mevcut bulunmuştur. Fisher'in ki-kare analizi, bitiş çizgisi tasarımının bir fonksiyonu olarak marjinal adaptasyonda istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir ($p > 0.05$). SEM görüntüleme ile chamfer grubunun ortalama marjinal boşlukları 65.9 ± 38.7 mikron (aralık 35.0-130.0) ve shoulder grubu için 46.0 ± 9.2 mikron (dağılım 26.3-55.6 mikrom); bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Ortalama marjinal uyumsuzluk ölçümlerine dayanan kron değerlendirilmesi hem chamfer hem

de shoulder gruplarının klinik olarak kabul edilirken (<100 mikron); 100 mikrondan daha az olan tüm ölçüm alanlarına dayanan kron kabul edilebilirliği, chamfer ve shoulder gruplarında sırasıyla dört ve üç kabul edilebilir kron olduğunu göstermiştir. Fisher ki-kare testi gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir ($p > 0.05$). İki değerlendirme yöntemi, modifiye USPHS kriterleri ve SEM ölçümleri arasında %81.2'lik bir anlaşma oranı hesaplanmıştır. Ortalama marjinal uyumsuzluk ölçümlerine dayanarak, tipik marjinal değerlendirme tekniği, Cerec3 Paradigm MZ100 kron restorasyonlarının kabul edilebilir marjinal adaptasyona sahip olduğu görülmüştür (ortalama tutarsızlıklar <100 mikron). Bu nedenle, bu araştırmadan elde edilen kanıtlar, bitiş çizgisi preparasyon tasarımının, Cerec 3 kompozit kronlar için marjinal adaptasyon üzerinde hiçbir etkisi olmadığını göstermiştir.

Yapılmış çalışmalar, CAD-CAM ile tasarlanıp üretilen restorasyonların iki farklı bitiş çizgisi tasarımı, chamfer ve shoulder, ile marjinal uyumsuzluklarını karşılaştırılmış ve bitiş çizgisi preparasyon tasarımının restorasyonlar için marjinal adaptasyon üzerinde hiçbir etkisi olmadığını göstermiştir. Seramik sistemlerde her iki bitim çizgisi için de klinik olarak kabul edilebilir marjinal adaptasyon değerleri görülmüştür. Bu nedenlerle biz bu tez çalışmasında tam seramik sistemler için en uygun bitiş çizgisi tasarımı olan shoulder bitiş çizgisi tasarımını tercih ettik.

Neves ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada hasta başı CAD-CAM (Cerec ve E4D) sistemleri veya ısı-presleme tekniği kullanılarak üretilen lityum disilikat kronların marjinal uyumunu mikro-bilgisayarlı tomografi ile değerlendirmişlerdir. Bir insan mandibular sol birinci premolar, komşu dişler ile birlikte bir tyodont modele bağlanmış ve bir operatör tarafından bir seramik kron için prepare edilmiştir. Lityum disilikat kronları, tek bir insan premolarının bir in vitro dökümüne uyacak şekilde imâl edilmiştir. 3 deney grubu (her biri için $n = 5$) lityum disilikat kronlarını elde etmek için farklı yöntemlere dayandırılarak oluşturulmuştur. Tüm gruplar IPS e.max materyallerini (Ivoclar Vivadent AG) kullanmış ve IPS e.max Press'in (HP grubu) ısı presleme, Cerec için IPS e.max CAD (CR grubu) ve E4D için IPS e.max CAD'in (ED grubu) olarak adlandırılmıştır. Her bir kron, kalıba sabitlenmiş ve dikey ve yatay

uyumu ölçmek için 52 görüntü elde etmek üzere mikro-bilgisayarlı tomografi ile taranmıştır. Dikey uyumsuzluk değer ortalamaları ısı-presleme grubu için 36.8 ± 13.9 μm , Cerec grubu için 39.2 ± 8.7 μm ve bu değerler E4D grubundan 66.9 ± 31.9 μm 'de ($P = .046$) anlamlı derecede küçük bulunmuştur. Dikey uyumsuzluğu <75 mikron olan kronların yüzdesi, Cerec için ve ısı-presleme için % 83.8 iken, bu değer E4D için % 65 bulunmuştur. Her iki tipte yatay uyumsuzluk, ısı presleme için % 49.2, Cerec için % 50.8 ve E4D için % 58.8'dir. Cerec 3D Bluecam tarayıcı CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen lityum disilikat kronlar veya ısı-presleme tekniği, E4D Lazer tarayıcı CAD-CAM sistemi kullanılarak üretilen kronlardan çok daha küçük dikey bir uyumsuzluk sergilemişlerdir.

İntraoral dental ark ölçüleri diş anatomisi, alveol kemiği, dişeti şekli ve diğer oral yapılar gibi kayıt edilmesi gereken farklı alanlarda tanı ve / veya araştırma amacıyla kullanılır. Dental uygulamada önemsiz ve köklü bir prosedür olarak kabul edilmesine rağmen, bir diş modelinin edinilmesi kritik bir prosedürdür ve dezenfeksiyon için biyogüvenlik normlarını takip etmenin yanı sıra, ayrıntıları dikkatle uygulayarak oral yapıları doğru ve güvenilir bir şekilde üretmelidir (Jagger ve ark., 2007; Ivanovski, 1995). Alçı modellerinin, alçı parçalanmasını veya kırılmasını önlemek için hasta verilerinde önemli miktarda kayba neden olabilecek alana ve uygun uzun süreli saklama koşullarına gereksinim duyduğu dikkat çekicidir (Abizadeh ve ark., 2012).

Dijital ölçü teknikleri kron ve kısa sabit dental protezlerin (SDP) yapımında konvansiyonel ölçü tekniklerine klinik olarak kabul edilebilir bir alternatiftir (Ahlholm ve ark., 2016). Marjinal ve internal uyumluluk seramik restorasyonlar gibi SDP'lerin başarısı için önemli ölçütlerdir. Yüksek düzeyde bir ölçü doğruluğu, hassas restorasyonun üretilmesine yardımcı olmak için önemlidir. Ölçü teknikleri, ölçünün boyutsal doğruluğunu ve endirekt restorasyonların uyumunu etkilemektedir (Nissan ve ark., 2013). Bu nedenle, malzemenin kendisinin özellikleri, klinik teknikler ve klinik ortam dikkate alınmalıdır (Caputi ve ark., 2008). Dolayısıyla hangi cihazla daha iyi ölçü alınabileceğinin tespiti ilerideki klinik uygulamalarda belirleyici rol oynayacaktır.

Liang ve ark. (2018), yaptıkları in vitro çalışmada, mutlak marjinal uyumsuzluğun nicel değerlendirmesi için geleneksel ve dijital yöntemler kullanılarak üretilen seramik kronların mutlak marjinal uyumsuzluğunu değerlendirmişlerdir. Yeni bir yöntem olan 3 boyutlu tarama, yinelemeli en yakın nokta kayıt teknikleri ve tersine mühendislik teorisine dayandırmışlardır. Sağ maksiller santral kesici, sağ maksiller ikinci premolar, sağ maksiller ikinci molar, sol mandibular lateral kesici, sol mandibular birinci premolar ve sol mandibular birinci molar için altı standart diş preparasyonu seçilmiştir. Her diş preparasyonu için on konvansiyonel seramik kron ve on CEREC kron üretilmiştir. Preparasyonların ve seramik kronların 3 boyutlu verilerini elde etmek için bir dental model tarayıcı kullanılmış ve veriler “sanal yerine oturtma” tekrarlamalı en yakın nokta tekniği ile karşılaştırılmıştır. Tersine mühendislik yazılımı, preparasyonları ve kronların kenar boşluklarını çıkarmak için kenar keskinleştirme ve diğer fonksiyonel modülleri kullanmıştır. Son olarak, seramik kronların mutlak marjinal uyumsuzluğunun kantitatif değerlendirmesi, seramik kronların kenarlarındaki noktalar ile uzun eksen boyunca standart preparasyonlar arasındaki 2 boyutlu kesitsel düz çizgi mesafeden elde edilmiştir. Konvansiyonel yöntemlerle üretilen seramik kronların mutlak marjinal uyumsuzluğu $115 \pm 15.2 \mu\text{m}$, dijital teknik kullanılarak imâl edilenler için ve $110 \pm 14.3 \mu\text{m}$ bulunmuş ve buna göre hem iki farklı yöntem arasında hem de farklı dişlerdeki preparasyonlarda seramik kronlar arasında istatistiksel bir farklılık görülmemiştir. ANOVA, 2 farklı yöntem arasında veya farklı dişler için seramik kronlar arasında istatistiksel bir farklılık göstermemiştir ($P > .05$). Seramik kronların mutlak marjinal uyumsuzluğu için sayısal kantitatif değerlendirme yöntemi oluşturulmuştur. Değerlendirmeler, mutlak marjinal uyumsuzlukların klinik olarak kabul edilebilir bir aralıkta olduğunu saptamıştır. Bu yöntemin, tam kronların doğruluğu dijital değerlendirme için kabul edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır. Sunulan bu tez çalışmasındaki bitim kenarının hem sagittal, hem koronal kesitteki sonuçları da üç tarayıcı açısından da Liang ve arkadaşlarının sonuçları ile uyumludur.

Syrek ve ark. (2010), tarafından yapılan bir çalışmada intraoral bir dijital ölçüden üretilen zirkonya tek kronların uyumu konvansiyonel silikon ölçü ile üretilen kronların uyumu ile karşılaştırılmıştır. Kronlardan biri Lava Chairside Oral Scanner (Lava

C.O.S.) kullanılarak intraoral taramalardan ve diğer kron iki adımlı silikon ölçü kullanılarak üretilmiştir. Her diş için dört yüzey (mezial, distal, bukkal ve lingual) üzerinde $66 \times$ büyütmede steromikroskop (Stemi SVII, Zeiss, Almanya) kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Dijital ölçü grubundaki ortalama marjinal boşluklar mezial için $50 \mu\text{m}$, distal için $55 \mu\text{m}$, bukkal için $53 \mu\text{m}$ ve lingual için $51 \mu\text{m}$ iken geleneksel ölçü grubundaki boşluklar mezial için $69 \mu\text{m}$, distal için $70 \mu\text{m}$, bukkal için $74 \mu\text{m}$ ve dilden $67 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Dijital ve geleneksel ölçü gruplarının toplam marjinal boşlukları sırasıyla $49 \mu\text{m}$ ve $71 \mu\text{m}$ değerleri göstermiştir. Çalışma, dijital bir ölçü ile üretilen seramik kronların geleneksel ölçülerden daha iyi bir uyum sergilediği sonucuna varmıştır. Aynı zamanda, dijital grup için geleneksel gruptan daha iyi interproksimal temas ortaya çıkmıştır. Dijital ölçüden üretilen tam-seramik kronlar, geleneksel ölçülerden daha küçük değerlerde kenar marjinleri sergilemiştir. Bu sonuç esas olarak çalışma prosedürü farkıyla açıklanmıştır: konvansiyonel grupta silikon ölçüler ve alçı modelleri yapılırken, dijital grupta ise kronlar doğrudan doğruya bir ara basamağa ihtiyaç duyulmaksızın tasarlanır ve üretilir. Buna ek olarak, silikon ölçüler ve alçı modelleri elde etmek deformasyonla oluşan kaçınılmaz hataları doğurabilir. Bu nedenle, dijital ölçüden üretilen kronlar, daha yüksek bir doğruluk seviyesine ulaşabilir.

Zarauz ve ark. (2016) konvansiyonel silikon ölçü ve dijital iTero (IDI group; Cadent-iTero) ölçülere dayalı kronların marjinal uygunluğunu değerlendirmek için bir in vivo çalışma gerçekleştirmişlerdir. Konvansiyonel ve dijital ölçü sistemleri kullanılarak üretilen kronların hassasiyetini değerlendirmek için, her bir teknikte 26 kron yapılmış ve restorasyonlar klinik preparasyonlar üzerine yapıştırılmıştır. Marjinal ve internal uyumsuzluğu, bukkolingual yöndeki 2 mm kalınlığındaki kesitlerle steromikroskop kullanarak ölçmüşlerdir. Ortalama iç uyumsuzluk ve ortalama marjinal uyumsuzluk, IDI grubunun kronları için $111,40 \mu\text{m}$ (SD = 54,04) / $80,29 \mu\text{m}$ (SD = 26,24) ve CI grubu için $173,00 \mu\text{m}$ (SD = 92,65) / $133,51 \mu\text{m}$ (SD = 48,78) değerlerinde bulunmuştur. Sonuçlar, dijital sistem için daha doğru bulunmuştur. Buna dayanarak bilgisayar destekli bir ölçü sistemi ve CAD-CAM teknolojisi, tüm seramik tek kronların marjinal adaptasyonunu artırabilir sonucuna varılmıştır.

Almeida e Silva ve ark. (2014), dijital ve konvansiyonel ölçü tekniklerine dayanılarak dört üniteli sabit zirkonya sabit dental protezlerin marjinal ve internal uyumunu değerlendirmek için in vitro bir çalışma gerçekleştirmiştir. Titanyum bir ana model üzerinde çalışılmıştır. Geleneksel ölçü grubu için polieter ölçü maddesi ile ve dijital ölçü grubu için Lava (TM) C.O.S. dijital ölçü sistemi ile ölçüler alınıp replika yöntemiyle üretim yapılmıştır. Restorasyon ile dayanak arasındaki uyum değerleri light-body silikon materyalinin mikroskopik olarak ölçülmesiyle saptanmıştır. CAD-CAM sistemi ile yapılan ölçülerde premolar mezial ve molar distal yüzeyinde daha iyi marjinal ve internal uyum ile sonuçlanmasına rağmen Lava COS dijital ölçü grubu ile Impregum (3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanılarak yapılan geleneksel ölçü grubu arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Her iki grupta da sonuçlar klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir.

Abdel-Azim ve ark. (2015) yaptıkları bir çalışmada CAD-CAM teknolojisi ile üretilen lityum disilikat tek kronların marjinal boşluk uyumsuzluğunu konvansiyonel ve 2 dijital ölçü tekniğini kullanarak karşılaştırmak amacıyla; bir seramik kron için bir typodont maksiller sağ orta kesici diş prepare etmişlerdir. Konvansiyonel polivinil siloksan ölçü maddesi, Lava COS (3M ESPE) ve iTero (Cadent) intraoral tarama cihazlarıyla her bir yöntem kullanılarak on ölçü alınmıştır. Lityum disilikat (e.max CAD) kronları CAD-CAM teknolojisi ile üretilmiş ve marjinal boşluk, her örnek için büyütme altındaki 4 noktada bir stereomikroskop ile ölçülmüştür. Her konum için ortalama ölçüm ve grup bazında toplam ortalama boşluk boyutu hesaplanmıştır. Geleneksel ölçü grubu için ortalama (\pm SD) boşluk 112.3 (\pm 35.3) μ m değerinde bulunmuştur. Dijital ölçü gruplarının ortalama boşluk boyutları benzerdir; Lava grubu 89.8 (\pm 25.4) μ m idi ve iTero grubu 89.6 (\pm 30.1) μ m değerinde bulunmuştur. Ölçü teknikleri arasındaki etkiler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P= 0.185$). Bu çalışmanın sınırlamaları içerisinde, dijital ve konvansiyonel ölçülerin benzer marjinal doğruluklara sahip kronlar ürettiği bildirilmiştir.

Vennerstrom ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada, dört farklı dijital ölçü sistemi kullanılarak üretilen kronların geleneksel ölçü tekniği kullanılarak üretilen kronlarla marjinal ve içsel uyumunu kontrol grubu olarak karşılaştırmışlardır. Elli tam seramik

kron, her grup bir ölçü sistemini temsil eden, beş gruba ayrılan 50 standartlaştırılmış day kullanılarak üretilmiştir Her kron kendi modeline yapılandırılmış ve dört bölüme ayrılmıştır. Marjinal ve internal uyum 8 önceden tanımlanmış noktadan ölçülmüştür. Toplam 1567 ölçüm yapılmış, istatistiksel olarak analiz edilmiş ve beş sistem kullanılarak üretilen kronlarla karşılaştırılmıştır. Kontrol grubunun herhangi bir dijital sistemle karşılaştırılmasında marjinal boşluk açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Lava™, CEREC® ve iTero®'dan daha küçük marjinal boşluklara sahip, CEREC ve Lava, iTero ve kontrole kıyasla chamfer içinde daha küçük boşluklara sahip, E4D®, 4-8 noktalarındaki ölçümlerde CEREC'den daha küçük boşluklar gösterirken, CEREC 2 numaralı noktada daha küçük bir boşluk göstermiştir. Lava, 1,3 ve 5-8 ölçüm noktalarında CEREC'den daha küçük boşluklar gösterdi. Lava, 1-4,7 ve 8 noktalarında iTero'dan daha küçük boşluklara sahip bulunmuştur. Sunulan tüm farklılıklar anlamlı bulunmuştur. Sonuç olarak, dijital ölçüler kullanılarak üretilen kronlar, geleneksel bir ölçü yöntemi kullanılarak yapılan kronlara eşit veya ondan daha iyi bir marjinal ve internal uyum sergilemiştir.

Abdel-Azim ve ark.'ın (2014) yaptıkları bir çalışmada tek üyeli ve tam arkli implant alt yapıları için geleneksel diş ölçüleri ve üretim tekniklerine karşı dijitalin doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini karşılaştırmışlardır. Konvansiyonel ve dijital implant ölçü/üretim teknikleri kullanılarak dört gruba ayrılan toplam 24 örnek oluşturulmuştur: grup 1 (geleneksel tek implant), grup 2 (dijital tek implant), grup 3 (konvansiyonel tam ark) ve grup 4 (dijital tam ark) şeklindedir. Tüm ölçüler, abutment seviyesinde yapılmıştır. Marjinal uyum ölçümleri, her numune için iki noktada (bukkal ve lingual) optik mikroskop kullanılarak yapılmıştır. Geleneksel ölçülerin, tekli implant kronları için dijital yöntemlerden daha küçük bir marjinal uyumsuzluk ile sonuçlanırken tam ark implantlarda sonuç tam tersine bulunmuştur. Tek implantlar için ortalama marjinal boşluk, dijital ölçümler için 61,4 µm ile karşılaştırılınca konvansiyonel ölçümler için 24.1 µm'dir. Tam ark ölçülerde, geleneksel ölçüler için 135.1µm ortalama marjinal boşluk, dijital ölçüler için 63.1 µm olarak ölçülmüştür.

Ender ve Mehl de (2015) tam ark dental ölçülerde kullanılan konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemlerinin doğruluğuna ilişkin bir in vitro çalışma yapmışlardır. Bu

çalışmada dört dijital ölçü sistemi (CEREC Bluecam, CEREC AC Omnicam, iTero, Lava C.O.S.) ve dört adet geleneksel ölçü malzemesi (polyether, vinylsiloxanether, direct scannable vinylsiloxanether, alginate) kullanılmıştır. Aynı dental morfolojide hem tam ark konvansiyonel hem de dijital ölçülerin doğruluğunu değerlendirmek için bir referans tarayıcı kullanılmıştır. Sonuçlar; vinylsiloxanether ($13.0 \pm 2.9\mu\text{m}$ doğruluk ve $12.3 \pm 2.5\mu\text{m}$ hassasiyet), doğrudan taranabilir vinylsiloxanether ($11.5 \pm 1.3\mu\text{m}$ doğruluk ve $14.6 \pm 2.6\mu\text{m}$ hassasiyet) ve CEREC Bluecam ($29.4 \pm 8.2\mu\text{m}$ doğruluk ve $19.5 \pm 3.9\mu\text{m}$ hassasiyet) için aralarında istatistiksel fark olmadığını ve en yüksek doğruluk ve hassasiyetin ölçüldüğünü göstermiştir. Genel olarak, tam ark ölçülerinin lokal sapmaları geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla dijital ölçü yöntemleri için daha yüksek bulunmuştur.

Kim ve ark. (2016), tarafından yapılan çalışmada dijital ve geleneksel ölçülerden üretilen lityum disilikat kronlarının marjinal ve iç uyumsuzluklarını karşılaştırılmıştır. Bir lityum disilikat kronu için bir tyodont mandibular birinci molar prepare edilmiş ve 20 adet dublike day, polimetil metakrilat rezin bloklarının laboratuvar taramalarından millenmesiyle üretilmiştir. Her biri, bir CS3500 (Carestream Dental) intraoral dijital ölçü; Trios (3shape) intraoral dijital ölçü; Ceramill Map400 (Amann Girrbach) ekstraoral dijital ölçü ve kontrol grubu olarak ısı-press tekniği kullanılarak dört grup 5 lityum disilikat kron oluşturulmuştur. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG) kronlarının tamamı 5 eksenli bir freze motoru (Ceramill Motion2) kullanılarak üretilmiştir. Lityum disilikat kronları parmak basıncı altında çinko fosfat siman ile simante edilmiştir. Marjinal ve internal uyumsuzluklar mikro-bilgisayarlı tomografi (SkyScan1172) kullanılarak ölçülmüştür. CS3500 lityum disilikat kronlarının ortalama marjinal uyumsuzlukları Ceramill Map400 için $129.6\mu\text{m}$, $200.9\mu\text{m}$ ve ısı-presleme tekniği için $207.8\mu\text{m}$ $176.1\mu\text{m}$ idi; CS3500 için iç tutarsızlık hacimleri 25.3mm^3 , Trios için 40.7mm^3 , Ceramill Map400 için 29.1mm^3 ve ısı-pres tekniği için 29.1 ve 31.4mm^3 idi. CS3500 grubu, diğer 3 gruptan belirgin olarak daha yüksek değerlerde marjinal bir uyumsuzluk ve Trios grubundan daha küçük bir iç uyumsuzluk hacmi göstermiştir ($P < .05$). İki intraoral dijital ölçü kullanılarak üretilen IPS e.max CAD kronları arasında anlamlı farklılık bulunurken, ekstraoral dijital ölçü ve IPS

e.max Pres kronları ile ısı-pres tekniği kullanılarak üretilen IPS e.max CAD kronları arasında fark bulunmamıştır.

Homsy ve ark. (2018), yaptıkları bir çalışmada geleneksel ve CAD-CAM teknolojileri ile mum veya rezin patern ile imâl edilmiş preslenmiş lityum disilikat inleylerin marjinal ve internal uyumlarının doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Onbeş inleyden oluşan 6 grup elde edilmiştir. Geleneksel ölçü ve manuel mum patern (grup CICW) veya rezin patern (grup CICR); geleneksel ölçü, laboratuvar model tarayıcı ile alçı modellerin taraması, CAD-CAM ile millenmiş mum patern (grup CIDW) veya polimetilmetakrilat (PMMA) blokları (grup CIDR); ve ana modelin bir intraoral tarayıcı ile taranması, CAD-CAM ile millenmiş mum patern (grup DSDW) veya PMMA blokları (DSDR) ile taranması. Aynı tasarım son 4 gruptaki mum ve PMMA modellerini üretmek için uygulanmıştır. Replika tekniği stereomikroskopide marjinal ve internal uyumu ölçmek için kullanılmıştır. Teknikler, materyaller ve uyumsuzluk yerine göre farklılıkların değerlendirilmesinde karışık model ANOVA uygulanmıştır ($\alpha = .05$). Sonuçlar, uygun ölçümlerde tekniğin ($P < .001$), malzemenin ($P = .009$) ve uyumsuzluğun ($P < .001$) önemli etkilerini göstermiştir. Marjinal uyumsuzluk sadece teknikten etkilenmiştir ($P < .001$), en küçük marjinal uyumsuzluğu ($23.5 \pm 3.6 \mu\text{m}$) veren dijital yaklaşımlar, ardından geleneksel dijital teknikler ($31.1 \pm 5.6 \mu\text{m}$) ve son olarak geleneksel ($42.8 \pm 7.2 \mu\text{m}$) teknikler bulunmuştur. İnternal uyum, yalnızca, rezin paterne (84.7 ± 15.1 mikron) göre mumdaki ($75.2 \pm 9.0 \mu\text{m}$) daha düşük farklılık gösteren malzeme tarafından önemli ölçüde etkilenmiştir. İnternal uyumsuzluk tüm gruplarda marjinal uyumsuzluktan anlamlı derecede daha fazla bulunmuştur ($p < .001$). Geleneksel mum ve paternlerden üretilen inleyler, geleneksel dijital ve tam dijital modellerden daha yüksek marjinal tutarsızlıklar gösterme eğilimindedir. Mum ve rezin patern materyalleri, ölçü / üretim tekniği ne olursa olsun benzer marjinal uyum doğrulukları verir Tekniğe bakılmaksızın, mum paternler, rezin patern modellerine göre daha iyi internal uyum göstermiştir.

Tüm bu literatür taramaları değerlendirildiğinde özellikle konvansiyonel ölçü yöntemleri ile bilgisayar destekli ölçü yöntemlerinin sıklıkla karşılaştırıldığı tespit

edilmiştir. Böylece bu tez çalışmasının deneysel kısmında bilgisayar destekli ölçü yöntemlerinin kendi arasında karşılaştırma yapılmasına karar verilmiştir.

Bir CAD-CAM protezinin iç ve marjinal adaptasyonu, 3 boyutlu (3D) görüntünün kalitesine bağlı olacaktır. Böylece, prepare edilen dişin doğru bir sanal modelinin elde edilmesi restorasyon tasarımında önemli bir rol oynar (Flügge ve ark., 2013). Bununla birlikte, diş gibi karmaşık bir geometrik formun yüzeyinin taranması zorlu bir prosedürdür (Persson ve ark., 2006). Bu nedenle, CAD-CAM sistemleri tarafından sunulan sınırlı çözünürlük nedeniyle yuvarlatılmış kenarlar meydana gelebilir ve bu da final restorasyonda internal uyumsuzluklara yol açabilir. Klinik olarak, bu başarısızlıklar yetersiz oklüzal temaslardan ve restorasyon uyumsuzluğundan sorumlu olabilir (Vojdani, 2013).

CAD-CAM tarafından üretilen kopinglerin marjinal uyumu üzerine yapılan araştırmalar, 10 mikron kadar küçük ve $110.3 \pm 7.2 \mu\text{m}$ kadar büyük, çoğu $80 \mu\text{m}$ 'den az olan marjinal uyumsuzlukları rapor etmiştir. İnternal uyumsuzluklar, oklüzal alanlarda aksiyal alanlara göre daha büyüktür (Boitelle ve ark., 2014; Rungruangant ve ark., 2010; Hmaidouch ve ark., 2011; Matta ve ark., 2012; Syrek ve ark., 2010; Kokubo ve ark., 2005; Beuer ve ark., 2008; Komine ve ark., 2007; Souza ve ark., 2012; Bindl ve Mormann, 2005; Souza ve ark., 2012, Colpani ve ark., 2013; Son ve ark., 2012; Yıldız ve ark., 2013 ve Ortega ve ark., 2015).

Ölçüsüz modeller, geleneksel alçı modellerine göre bazı avantajlara sahip olabilecek farklı tekniklerden üretilmiştir. İntraoral tarayıcılar dental ölçüye gerek kalmadan doğrudan dijital diş modelleri elde etme avantajını sağlamak için geliştirildi, böylece hasta muayene ve tam teşhis arasındaki süreyi azaltma olanağı sağladı. Dijital ölçü ile ağız durumunun laboratuvara aktarılması, model oluşturulması ve detaylandırılması ortadan kaldırılabilir (Akyalcin ve ark., 2013; Nedelcu ve Persson, 2014). Bununla birlikte, intraoral tarama için gereken zaman hâlâ geleneksel ölçü yöntemlerinden daha uzundur (Patzelt ve ark., 2014). Dahil edilen laboratuvar zamanı eklendikten sonra, farkın gerçekten doğrudan intraoral tarama lehinde olabileceği

tartışılabilir. Buna ek olarak, tarama süreleri ve ayrıntı kalitesi, intraoral tarayıcıların yeni sürümleri ile sürekli olarak geliştirildi (de Luca Canto ve ark., 2015).

Dijital ölçü teknikleri kron ve kısa sabit dental protezlerin yapımında konvansiyonel ölçü tekniklerine klinik olarak kabul edilebilir bir alternatiftir (Ahlholm ve ark., 2016). Ancak intraoral dijital ölçüde hâlâ bazı engeller ve eksiklikler vardır. Bazı sistemler, diş yüzeyinde püskürtme bir pudra tabakasına ihtiyaç duyar ve homojen olmayan pudra kalınlığı diş hattının dışına hafifçe geçebilir. Bir diğer büyük sorun tarama işlemi sırasında tarayıcı yer değiştirmesidir ve tarama doğruluğunu etkileyebilir (Naidu ve Freer, 2013).

İntraoral tarama ile üretilen dijital modeller, ölçü materyali ihtiyacını ortadan kaldırır. Ancak şu an dijital görüntüleri çekmek için daha uzun süre gerekmektedir. Buna ek olarak, intraoral tarayıcının ucunun boyutu, bazı intraoral bölgelere erişmeyi zorlaştırmakta ve potansiyel olarak görüntü kalitesini bozmaktadır. İn-vivo veya intraoral olarak gerçekleştirilen çalışmaların nispeten az olması başka bir sınırlamadır. İntraoral olarak ya da alçı modelde intraoral taramayı yapmak, günlük uygulamada intraoral olarak bulunanlara kıyasla herhangi bir zorluk içermemektedir. Klinik olarak, hastaların bireysel hoşgörüsü, ağızda dar çalışma alanı, dil hareketi veya ortodontik cihazlar ile müdahaleler gibi bazı kısıtlamalar vardır. Flügge ve ark., intraoral koşulların bir taramanın doğruluğunu etkileyebileceğini bile öne sürmektedir (Flügge ve ark., 2013). Dijital ölçüler daha yaygın hâle geldikçe ve daha fazla dijital ölçü sistemi piyasaya sürüldükçe, sistematik ve objektif olarak onların doğruluğunu değerlendirmek önemlidir.

Renne ve ark. (2017) tarafından yapılan bir çalışmada 6 intraoral tarayıcı ve 1 laboratuvar tarayıcının doğruluğu ve hassasiyeti, hem sekstant hem de tam-arklarda değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Ayrıca, tarama zamanı değerlendirilmiş ve doğruluk ve hassasiyetle korele edilmiştir. Özel (custom) bir tam ark model, diş yapısına benzer bir kırılma indeksi ile üretilmiştir. Yedi adet dijital ölçü sistemi, hem posterior sekstant hem de tam ark özel modeli taramak için kullanılmıştır. Analiz, ana model ve alçı modeller arasındaki tutarsızlıkları ölçmek için 3 boyutlu metroloji

yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İntraoral tarayıcıların, Planscan en iyi doğruluk ve hassasiyete sahip olduğu düşünülürken, 3Shape Trios'un sekstant taraması için en kötü olduğu bulunmuştur ($P < .001$). İntraoral tarayıcıların sekstant taramasında, Planscan en iyi doğruluk ($48.4\mu\text{m}$) ve 3Shape D800 de en iyi hassasiyete ($79.0\mu\text{m}$) sahip olduğu görülürken, 3Shape TRIOS 3'ün sekstant taraması için hem doğrulukta ($68.8\mu\text{m}$), hem de hassasiyette ($98.0\mu\text{m}$) en kötü olduğu bulunmuştur. Tam ark taraması için doğruluk değerlendirmesinde ise en iyi sonucu 3Shape D800 ($43.6\mu\text{m}$), en kötü sonucu CEREC Bluecam ($140.5\mu\text{m}$) sergilemiştir. Tam ark taraması için hassasiyet sırası ise en iyi 3Shape D800 ($48.4\mu\text{m}$) ve en kötü CEREC Bluecam ($194.2\mu\text{m}$) şeklinde tespit edilmiştir. Tam ark taraması için doğruluk değerlendirme sırası şöyle bulunmuştur: 3Shape D800> iTero> 3Shape TRIOS 3> Carestream 3500> Planscan> CEREC Omnicam> CEREC Bluecam. Tam ark taraması için hassasiyet sırası şöyledir: CS3500> iTero> 3Shape D800> 3Shape TRIOS 3> CEREC Omnicam> Planscan> CEREC Bluecam. Etki zamanını değerlendiren ikincil sonuç için doğruluk ve hassasiyet, tam-ark tarama zamanı hem doğruluk ($r = 0.771$) hem de kesinlik ($r = 0.771$) ile yüksek oranda korelasyon göstermiştir.

Silveira ve ark. (2017) tarafından yapılan çalışmada 2 farklı intraoral kamera ve 2 restoratif materyalden üretilmiş kompozit rezin ve seramik tam kronların marjinal ve internal adaptasyonu mikro-bilgisayarlı tomografi (μCT) ile değerlendirilmiştir. On adet çekilmiş insan üçüncü büyük azı dişlerine kron preparasyonu yapılmıştır. Prepare edilen her bir molar için, CEREC sisteminin, Bluecam ve Omnicam'ın farklı intraoral kameraları ile 2 dijital ölçü elde edilmiştir. Dört grup oluşturulmuştur: LB (Lava Ultimate + Bluecam), EB (Emax + Bluecam), LO (Lava Ultimate + Omnicam) ve EO (Emax + Omnicam). 20 tam kron lityum disilikat seramik bloklar (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG) ile imâl edilmiş ve 20 tam kron kompozit reçine blokları (LAVA Ultimate; 3M ESPE) ile imâl edilmiştir. Seramik bloklar, üreticinin tavsiyelerine göre ısıl işlem (Programat P300; Ivoclar Vivadent AG) altında bir kristalizasyon işlemine tabi tutulmuştur. 2 boyutlu analiz için; her bir kronun marjinal adaptasyonu için 120 ölçüm yapılmıştır, 20MD, 20 AMD; internal uyum için ise 40 AB ve 40 OB (aksiyal boşluk ve oklüzal boşluk). Marjinal adaptasyon açısından gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. 2D değerlendirmesinde ölçülen iç uyum için, AB

değişkenine göre LO ve EO arasında anlamlı bir fark bulunmuştur (Mann-Whitney testi; $P < .008$). AIS'nin 3D rekonstrüksiyonu ile değerlendirilmesinde LB, diğer gruplardan anlamlı derecede daha düşük değerler sağlamıştır (Tukey post hoc testi; $P < .05$). Bluecam, Omnicam'dan daha düşük AIS değerleri göstermiş ve kompozit rezin kronları seramik kronlardan daha az farklılık göstermiştir.

Nedelcu ve Persson (2014) yaptıkları bir çalışmada, 4 intraoral tarayıcıda tarama doğruluğunu ve kesinliğini ve farklı test materyallerinin ve taramalardan önce uygulanan optik toz sprej kalınlıklarının etkisini değerlendirmişlerdir. Modeller 3 malzemeden üretilmiştir (polimetil metakrilat [Telio CAD], titanyum ve zirkonya) ve endüstriyel optik tarayıcı ile referanslar taranmıştır. Modeller intraoral tarayıcılarla taranmıştır (3M Lava COS, Cerec AC / Bluecam, E4D ve iTero). Kalın bir optik sprej tabakası uygulanmış ve taranmıştır (3M Lava COS). E4D sistemi için bir alçı model üzerinde daha fazla değerlendirme yapılmıştır. Veriler, sonraki istatistiksel analizler ile standart, ortalama ve maksimum sapmalarla ilgili "3D karşılaştırmalı" yazılım komutları (3B karşılaştırma analizi) ile 3 boyutlu analiz kullanılarak değerlendirilmiştir. 3M Lava COS, Cerec AC/Bluecam ve iTero genellikle sapmalarla ilgili benzer sonuçlar vermiştir. Bununla birlikte, maksimum sapmalar, optik sprej ihtiyacı olmayan tarayıcılar (iTero ve E4D) için çeşitli faktörler tarafından artırılmıştır. Optik sprej ihtiyacı olmayan tarayıcılar için materyal özellikleri ile ilgili istatistiksel anlamlılık bulunmuştur ($P < .05$). iTero, daimi materyale özgü, yarı şeffaf materyal (Telio CAD) üzerinde lokalize hatalar, göstermiştir. E4D en büyük sapmaları göstermiştir. Alçı model taramaları, daha büyük sapmalarla belirli lokalize alanlar göstermiştir. Aşırı optik sprej uygulanması önemsiz bulunmuştur. Optik sprej kaplama ve kaplama olmayan tarayıcılar arasında önemli farklılıklar bulunmuş ve belirli model materyaller için paralel konfokal mikroskopi ile sistem için spesifik tarama hataları bulunmuştur. Lazer üçgenleme teknolojisine sahip sistem için belirli büyüklükteki sapma alanları tarayıcı tasarımı ve optik sprej kaplama teknolojisi ile açıklanabilir. Aşırı optik sprej kaplama olumsuz bir etki yapmamıştır. Bizim çalışmamızda da optik sprej kaplama gerektiren Bluecam ağız içi tarayıcı için sonuçların bazılarında farklılık bulunurken bazılarında anlamlı farklılığa rastlanmamıştır ancak; inEos x5 model tarayıcı sonuçlarına bakıldığında çoğunda

farklılık bu tarayıcıdan kaynaklı olarak bulunmuştur. Bu tez çalışması ise toz kullanımının her durumda farklılık ortaya koymadığını göstermiştir.

Prudente ve ark. (2018) tarafından yapılan bir çalışmada tarayıcının, toz uygulamasının ve ayarlamaların CAD-CAM kron uyumsuzluğu üzerindeki etkisi incelenmiştir. Çekilmiş bir insan premolar dişi bir tyodont model üzerinde sabitlenmiş ve CEREC CAD-CAM sistemi tarafından taranıp üretilmek üzere prepare edilmiştir. Üç üretim tekniği kullanılmıştır: titanyum dioksit tozu (TDP) ile CEREC Bluecam tarayıcı, TDP'siz CEREC Omnicam tarayıcı kullanılarak dijital taramalar ve TDP ile Omnicam tarayıcı kullanılarak dijital taramalar gerçekleştirilmiştir. Beş deney grubu (n = 10) belirlenmiştir: Bluecam (grup B), ayarlamalarla Bluecam (grup BA), Omnicam (grup O), ayarlamalarla Omnicam (grup OA) ve TDP'li Omnicam (grup OP). Örnekler, her bir siman boşluğunun dikey ve yatay iç uyum ile hacimsel (volumetrik) 3 boyutlu (3D) iç uyum değerlerini ölçmek için mikro bilgisayarlı tomografi kullanılarak taranmıştır. Aynı grup içindeki düzeltmelerden (ayarlamalardan) sonra ortalama marjinal uyum değişikliğini değerlendirmek için eşleştirilmiş t testi kullanılmıştır. Tek yönlü varyans analizi ve post hoc testleri, B, O ve OP gruplarını ($\alpha = .05$) karşılaştırmak için kullanılmıştır. Ortalama dikey uyum değerleri \pm standart sapmaları B = $29.5 \pm 13.2 \mu\text{m}$; BA = $26.9 \pm 7.7 \mu\text{m}$; O = 149.4 ± 64.4 mikron; OA = 49.4 ± 12.7 mikron; ve OP = $33.0 \pm 8.3 \mu\text{m}$. Yüzeysel ve TDP uygulamalarındaki düzeltmeler, grup O'nun dikey uyumunu istatistiksel olarak etkilemiştir ($P < .001$). Dikey uyum değerlerinin yüzdesi $< 75 \mu\text{m}$, B grubunda % 89.3, BA =% 92.7, O =% 31.0, OA =% 73.5 ve OP =% 92.0'dır. B grubu için ortalama yatay(horizontal) uyum değerleri = $56.2 \pm 21.5 \mu\text{m}$; BA grubu için 85.8 ± 44.4 mikron; Grup O için $77.5 \pm 11.8 \mu\text{m}$; OA grubu için $102.5 \pm 16.2 \mu\text{m}$; ve OP grubu için 91.4 ± 19.4 mikron. B grubundan elde edilen sonuçlar diğer test gruplarından anlamlı olarak farklı bulunmuştur ($P < .05$). Yatay uyumsuzluk yüzdeleri B grubunda % 61.2; BA grubunda % 73,5; O grubunda % 88.1; OA grubunda % 92.4; ve OP grubunda% 85.0. Grup B'deki volumetrik 3D iç uyum değerleri $9.4 \pm 1.3 \text{ mm}^3$; BA grubunda $10.7 \pm 1.0 \text{ mm}^3$; O grubunda $11.8 \pm 2.1 \text{ mm}^3$; OA grubunda $11.0 \pm 1.3 \text{ mm}^3$; OP grubunda $9.6 \pm 0.9 \text{ mm}^3$. B ve OP gruplarından elde edilen genel sonuçlar, dikey uyum ve hacimsel 3D iç uyum açısından grup O'ninkinden daha iyi olduğu sonucuna varılmıştır.

Yüzeysel yüzeyin ayarlanması, Omnicam tarayıcı kullanılarak yapılan kronların dikey uyumunu iyileştirmiş; bununla birlikte, Omnicam taramasından önceki TDP uygulaması, dikey uyumun yanı sıra, kronların siman aralığının hacimsel 3D internal uyum değerini geliştirmiştir. Farklı intraoral optik tarayıcılar, pudra uygulaması ve gravür ayarlamaları, kronların marjinal uyumsuzluk değerlerini etkilemiştir. Omnicam tarayıcı sistemi ile üretilen kronlar, Bluecam tarayıcı sistemi ile üretilenlerden çok daha yüksek dikey tutarsızlık değerlerine sahip bulunmuştur. Omnicam sistemi ile yapılan kronlar için, sadece dikey uyum, gravür yüzeyinin ayarlanmasıyla geliştirilmiştir. Omnicam taramasından önceki bir toz uygulaması, kronların dikey uyumunu geliştirdi ve hacimsel 3D iç uyumunu azaltmıştır. Bu çalışmadaki volumetrik değerler, bizim çalışmamızdaki değerlere göre daha az tespit edilmiştir.

Şu anda CAD-CAM sistemleri farklı üretim prosedürlerini gerektirmekte, diş hekimliği kliniğindeki tüm dijital sürecin (dijitalleştirme, restorasyon tasarımı ve frezeleme) gerçekleştirilmesine olanak tanımakta veya bir laboratuvara yaptırılmaktadır (Tapie ve ark., 2015). Ayrıca, dijital görüntüler ekstraoral bir tarayıcı ile dental alçı modellerden dolayı olarak veya ağız çevresi bir intraoral tarayıcı ile dijitalize edilerek elde edilebilir. Bu gibi durumlarda, bireysel diş görüntüleri artımlı olarak elde edilir ve tüm arkın bir sanal modelini oluşturmak için birleştirilir (Flügge ve ark., 2013). İntraoral sistemlerin başlıca avantajı, hazırlanan dişlerden elde edilen verilerin doğrudan elde edilmesine izin vermesidir, bu da geleneksel bir ölçüye duyulan ihtiyacı ortadan kaldırır (González ve ark., 2016; Li ve ark., 2017; Patzelt ve ark., 2014; Zimmermann ve ark., 2015;).

İntraoral bir tarayıcıdan elde edilen dijital ölçüler yüksek hassasiyet ve kesinlik göstermesine rağmen, intraoral dijital ölçüler klinik şartlar altında kısıtlanabilir, bu da bir ekstraoral tarayıcıdan elde edilenlere göre tam arklı dijital ölçüler için daha az doğrulukla sonuçlanır (Flügge ve ark., 2013; Patzelt ve ark., 2014; Cuperus ve ark., 2012; Su ve Sun, 2016; Ting-Shu ve Jian 2015; Logozzo, 2014; Nedelcu ve Persson, 2014). Bununla birlikte, şu anki araştırma, dijital yöntemlerin kesinliği ile ilgili doğrudan sonuçlar vermemektedir (Brawek ve ark., 2013; Fasbinder ve ark., 2005; Gimenez-Gonzales ve ark., 2016; Güth ve ark., Kurbad ve Reiche, 2005; Kochve ark.,

2016; 2013; Luthard ve ark., 2005; Mehl ve ark., 2009; Persson ve ark., 2009; Schaefer ve ark., 2014).

İntraoral, ekstraoral ve konvansiyonel ölçü yöntemlerini karşılaştıran bir çalışmada; intraoral dijital tarayıcılardan (Lava True Definition, Cadent iTero) elde edilen 3 üniteli zirkonya sabit dental protezlerin (SDP) marjinal adaptasyonunu, klasik bir silikon ölçü taramasını ve elde edilen ana modelin ekstraoral bir tarayıcı (3Shape laboratuvar tarayıcısı) ile karşılaştırması yapılmıştır. Referans modelinin ölçüleri, dört ölçü sistemi (n = 10), grup 1 (PVS ölçü taraması), grup 2 (alçı model tarama), grup 3 (Cadent iTero) ve grup 4 (Lava True Definition) kullanılarak elde edilmiştir. Ardından üç birim zirkonya SDP'leri millenmiştir. Zirkonya SDP'lerinin marjinal adaptasyonu, her abutmentin dört noktasında bir optik karşılaştırıcı kullanılarak değerlendirilmiştir. Her grup için ortalama rapor edilmiştir. En yüksekten en düşük seviyeye kadar kaydedilen veriler için ortalama boşluklar (SD) 81.4 µm (6.8), Cadent iTero taraması 62.4 µm (5.0), ana döküm tarama 50.2 µm (6.1) ve Lava True definition taraması 26.6 µm (4.7) bulunmuştur. Tek yönlü ANOVA, gruplar arasındaki ortalama marjinal boşlukta anlamlı farklılık (p <0.001) ortaya koymuştur. Tukey'in HSD testleri, tüm gruplar arasındaki farklılıkların (silikon ölçü taraması, ana model tarama, Lava True Definition taraması, iTero Cadent taraması) istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ortaya koymuştur (tüm p <0.001). Klinik kabulün sınırı olan 120 µm kriterine dayanarak, tüm grupların tüm marjinal uyumsuzluk değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucu çıkmıştır (Shembesh ve ark., 2015).

Bohner ve ark. (2017) tarafından yapılan bir çalışmada; prepare edilen dişlerde intraoral ve ekstraoral tarayıcıların doğruluğu değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Referans veri seti olarak kullanılacak on akrilik reçine dişi, standart kılavuzlara göre prepare edilmiş ve endüstriyel bilgisayarlı tomografi sistemi ile taranmıştır. Veriler, 4 tarayıcı cihaz (n = 10) ile elde edilmiştir: Trios intraoral tarayıcı (TIS), D250 ekstraoral tarayıcı (DES), Cerec Bluecam intraoral tarayıcı (CBIS) ve Cerec InEosX5 ekstraoral tarayıcı (CIES). İntraoral tarayıcılar için, her diş ayrı ayrı dijitalleştirilmiştir. Prepare edilen her dişin alçı modellerinden ekstraoral tarama elde edilmiştir. Her tarama ile ilgili referans modeli arasındaki fark, sapma analizi (µm) ve hacim / alan farkı (µm)

ile elde edilmiştir. Tarayıcılarda sapma değerlerinde anlamlı fark bulunmamıştır. CBIS ve CIES için, sapma, oklüzal ve servikal yüzeyler için anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur ($P < .05$). Hacim farkları açısından da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (TIS = $340 \pm 230 \mu\text{m}$; DES = $380 \pm 360 \mu\text{m}$; CBIS = $780 \pm 770 \mu\text{m}$; CIES = $340 \pm 300 \mu\text{m}$). İntraoral ve ekstraoral tarayıcılar, prepare edilmiş dişlerin taranmasında benzer doğruluk göstermiştir. Bu çalışmanın deviasyon analiz verileri servikal bölge, aksiyal yüzey ve oklüzal yüzey sırasıyla verilmek kaydıyla Cerec Bluecam için $34.4 \pm 16.7\mu\text{m}$, $25.6 \pm 17.4\mu\text{m}$, $40.6 \pm 22.4\mu\text{m}$ ve Cerec InEos X5 için de $32.2 \pm 16.4\mu\text{m}$, $16.7 \pm 12.2\mu\text{m}$, $77.8 \pm 88.6\mu\text{m}$ 'dır. Bu tez çalışmasında sonuçlar değerlendirildiğinde genel olarak bu çalışmada da görüldüğü gibi en az aralığın aksiyal yüzeylerde, en fazla aralığın ise oklüzal yüzeylerde görülmesi dikkat edilmesi gereken bir sonuçtur.

Lee ve ark. (2017) tarafından yapılan bir çalışmada; farklı ölçü teknikleri kullanarak, model tarayıcıların doğruluğu intraoral tarayıcılarla karşılaştırılmıştır. Maksiller birinci molar tek-dayanak diş modelini çoğaltmak için bir polimetil metakrilat ana model imâl edilmiştir. Ana model, gerçek bir değer ($n = 1$) elde etmek için doğru bir mühendislik (endüstriyel) (SmartScan r5; Aicon 3D Systems) tarayıcısıyla ve 2 intraoral tarayıcı (CEREC Bluecam ve CEREC Omnicam; $n = 6$) ile taranmıştır. Model tarayıcı ana modeli ve ana modelden dublike edilen alçı modelleri ($n = 6$) taramıştır. Verilerin doğruluğu ve kesinliği 3 boyutlu analiz programı kullanılarak ölçülmüştür. Doğruluk değeri (kök ortalama karesi: ortalama \pm standart sapma) Bluecam için $17.5 \pm 1.8 \mu\text{m}$, Omnicam için $13.8 \pm 1.4 \mu\text{m}$, model tarayıcı 1 için $17.4 \pm 1.7 \mu\text{m}$ ve model tarayıcı 2 için $12.3 \pm 0.1 \mu\text{m}$ değerlerini göstermiştir. Bluecam ve model tarayıcı 1 ile Omnicam ve model tarayıcı 2 arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($P > .0083$), ancak diğer tüm çiftler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P < .0083$). Tarayıcıların hassasiyeti Bluecam için $12.7 \pm 2.6 \mu\text{m}$, Omnicam için $12.5 \pm 3.7 \mu\text{m}$, model tarayıcı 1 için $9.2 \pm 1.2 \mu\text{m}$ ve model tarayıcı 2 için $6.9 \pm 2.6 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Bluecam ve Omnicam ile Omnicam ve model tarayıcı 1 arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı görülmemiş ($P > .0083$), fakat diğer tüm çiftler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P < .0083$). Video görüntüsü ile ölçü alımı sağlayan Omnicam, bir

model tarayıcısından daha iyi bir doğruluğa ancak benzer bir hassaslık düzeyine sahip bulunmuştur.

Uzgun ve ark. (2018) tarafından yapılan bir çalışmada; lityum disilikat, polimer infiltre edilmiş seramik ve nano-seramik CAD-CAM materyallerinden yapılmış inley restorasyonların siman kalınlıklarının, 3 boyutlu X-Ray mikro-BT ile değerlendirilmiştir. Benzer boyuttaki çürük içermeyen çekilmiş mandibular molar dişler (N = 30) rastgele üç gruba ayrılmıştır (grup başına N = 10). Mesio-oklüzal-distal (MOD) kaviteler hazırlanmış ve CAD-CAM materyalleri, (a) IPS: monolitik lityum disilikat (kontrol), (b) VE: polimer-infiltre seramik, ve (c) CS: nanoseramik. CAD-CAM materyalleri ile CAM ünitesi kullanılarak üretilmiş ve marjinal ve internal siman kalınlıkları 3D mikro-BT kullanılarak ölçülmüştür. Tüm inley materyallerinde ortalama marjinal ve internal siman kalınlığı anlamlı bulunmamıştır ($p > 0.05$). Ortalama marjinal siman kalınlığı (μm) IPS grubu için en düşük (67.54 ± 10.16), ardından VE (84.09 ± 3.94) ve CS (95.18 ± 10.58) ($p > 0.05$) şeklinde bulunmuştur. İnternal siman kalınlığı (μm) CS grubunda en düşük bulunmuştur (54.85 ± 6.94), ardından IPS (60.58 ± 9.22) ve VE (77.53 ± 12.13) ($p > 0.05$).

Alajajı ve ark. (2017) tarafından yapılan çalışmada MOD kavite hazırlığı ile on beş premolar diş üretilmiştir. Lityum-disilikat restorasyonları, üç farklı üretim tekniği ile elde edilmiş ve dayları ($n = 15 / \text{gp}$) takılmıştır: Grup-1, üç eksenli freze sistemi, Grup-2, beş eksenli freze sistemi, Grup-3, geleneksel ısı-pres tekniği. Marjinal boşluk (MG), oklüzal-marjinal boşluk (OMG), proksimal-marjinal boşluk (PMG), gingival-marjinal boşluk (GMG), mutlak marjinal uyumsuzluk (AMD), eksenel-iç boşluk (AIG) ve oklüzal-iç boşluk (OIG) inley başına 120 farklı noktada değerlendirilmiştir. Boşluklar X-ışını mikro-BT ile değerlendirilmiştir. Isı-pres grubu, tüm sonuçlar arasında, ANOVA'da gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunmadığı GMG hariç, CAD-CAM gruplarına kıyasla anlamlı ölçüde daha küçük ortalama değerler göstermiştir ($p = 0.042$). CAD-CAM gruplarında, beş eksenli grup, üç eksenli grup $p < 0.001$ ve düşük AIG ortalama değeri ile karşılaştırıldığında, üç eksen grubu $p < 0.001$ ile karşılaştırıldığında anlamlı şekilde daha düşük OMG ortalama değeri göstermiştir. Beş eksen ve üç eksenli gruplar arasında AMD, MG,

PMG ve OIG konumları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu tez çalışmasında elde edilen aralık değerleri, preparasyonun farklı bölgelerinden alındığı ve Alajaji ve arkadaşlarının çalışması hariç ölçüm metodu olarak diğerlerinden farklı olduğu için birebir karşılaştırmaya olanak vermemiştir.

Cerec 3D sistemi ile oluşturulan onleylerin çeşitli yüzeylerinde marjinal boşlukların bir intraoral ve iki ekstraoral optik ölçü metodu kullanarak değerlendirildiği bir çalışma yapılmıştır. Bir insan molar (# 19) bitişik dişleri bir typodont (Frasaco) üzerine monte edildi ve MOD onley için hazırlandı. Typodont, klinik koşulları taklit edebilmek için modelin başında monte edildi. Aynı operatör bir CEREC 3D kamera kullanarak 36 ayrı optik görüntü aldı. Grup 1 (IP) için, ölçü için preparasyonun yüzeyine (n = 12) doğrudan ince bir tabaka titanyum dioksit tozu (CEREC powder-VITA) uygulandı. Grup 2 (EP) için polivinilsiloksan KwikkModel Scan (R-diş Dentalerzeugnisse GmbH) ile yapılmış ve görüntüleme için titanyum dioksit (n = 12) ile toz haline getirilmiş bir kalıp olan Hidrokolloid Identific Syringable (Dux Dental) ile kesitsel bir ölçü alındı. Grup 3 (ES) için PVS ve kesitli mevcut kaşık, alçı day modelden (Diamond die-HI-TEC Dental Products) ve kalıp tozsuz görüntüsü alınmış (n = 12) kesitsel bir ölçü alındı. Bir operatör CEREC 3D kullanarak Cerec için VitaBlocks Mark II'de (VITA) onleyleri tasarladı ve işledi. Marjinal boşluklar (μm), MODL'nin her bir yüzeyi üzerinde olmak üzere 12 noktada bir optik mikroskop (50 x) ile ölçüldü. Sonuçlar iki yönlü ANOVA / Tukey's ($p = 0.05$) ile analiz edildi. Üç yöntem için ortalama marjinal boşluklar (μm): IP = 111.6 (± 34.0); EP = 161.4 (± 37.6) ve ES = 116.8 (± 42.3). IP ve ES eşitti, ancak her ikisi de EP'den önemli ölçüde daha düşüktü. Oklüzal = 110.5 (± 39) ve lingual = 111.5 (± 30.5) yüzeyler için toplanmış ortalama marjinal boşluklar (μm), distal = 136.5 (± 42.5) ve mezial = 161.1 (± 43.3) ile eşdeğer ve anlamlı derecede düşüktü. Sonuç olarak CEREC 3D onley restorasyonların marjinal boşluğu, optik ölçü intraoral olarak ve toz uygulamayı gerektirmeyen bir alçı model kullanılarak ekstraoral olarak alındığında farklı değildi. Lingual ve oklüzal yüzeyler en düşük boşlukları göstermiştir (Costa ve Hagedorn, 2010).

Guess ve ark. (2014), tarafından yapılan bir çalışmada; ısıyla preslenmiş ve CAD-CAM ile üretilmiş tam seramik onleylerin, simantasyon ve termo-mekanik yorgunluktan önce ve sonra marjinal ve iç uyumunu değerlendirmek amaçlanmıştır. Yetmiş iki çürüksüz, çekilmiş insan mandibular molar dişleri rastgele üç gruba ayrılmıştır (n = 24 / grup). Tüm dişlere, bir mezio-oklüzal-distal inley kavitesi açılmış ve tüm oklüzal tüberkül tepelerinde redüksiyon yapılarak onley restorasyonuna uygun hâle getirilmiştir. Dişler ısı ile sıkıştırılmış IPS-e.max-Press (IP, Ivoclar-Vivadent) ve Vita-PM9 (VP, Vita-Zahnfabrik) ve CAD-CAM ile üretilmiş IPS-e.max-CAD ile restore edilmiştir. Çift polimerize rezin siman (VariolinkII) ile simantasyondan sonra tüm restorasyonlar ağız-hareket yorgunluğuna maruz bırakılmıştır (98 N, 1.2 milyon döngü; 5° C / 55° C). Marjinal uyumsuzluklar, epoksi replikalarında, yorgunluk öncesi ve sonrasında ve ayrıca 200 × büyütmede incelenmiştir. İç uyum çoklu kesit tekniği ile değerlendirilmiştir. İstatistiksel analiz için, tekrarlanan ölçümler için lineer bir model hesaplanmıştır. Onleylerin adeziv simantasyonu tüm gruplarda marjinal aralık değerlerini belirgin derecede arttırırken (IP: 45.51 µm - 62.86 µm, VP: 35.30 µm - 48.55 µm, IC: 50.09 µm - 54.05 µm), termo-mekanik yorgunluğun bu aralığın simantasyon sonrasındaki artışına önemli bir etkisi olmamıştır (IP: 58.59 µm, VP: 50.98 µm, IC: 50.54 µm). Tüm test gruplarının marjinal boşluk değerleri, yorgunluğa maruz kaldıktan sonra eşit bulunmuştur.

Vanlıoğlu ve ark. (2012), tarafından yapılan bir çalışmada; IPS e.max Press ve IPS e.max CAD sistemleri kullanılarak üretilen lityum disilikat parsiyel kuronların iç ve marjinal adaptasyonunu değerlendirmek amaçlanmıştır. Kırk maksiller 1.molar dişler iki gruba ayrılmıştır. Yirmi onley restorasyonu preslenebilir lityum disilikat cam seramik ingotlarla üretici firma tavsiyesiyle üretilirken, 20 onley restorasyonu ise CAD-CAM teknolojisi kullanılarak lityum disilikat seramik bloklardan üretilmiştir. Marjinler mine-sement birleşiminin mezial olarak üzerinde, distal olarak ise altındadır. Restorasyonun uyumu silikon replika tekniği ile değerlendirilmiştir. En düşük marjinal tutarsızlık, mine üzerindeki preparasyon marjini ile restorasyon arasında IPS e.max Press örneklerinde ölçüldü; en yüksek marjinal tutarsızlık ise IPS e.max CAD örneklerinin oklüzal yüzeyinde izlenmiştir. Test edilen her iki sistem de kabul edilebilir marjinal tutarsızlıkları göstermiştir.

Ender ve ark. (2015), CAD-CAM polimerik inleylerin marjinal adaptasyon, kırılma yükü ve başarısızlık tiplerinin değerlendirmek olan bir çalışma yapmışlardır. Standardize edilmek üzere aynı şekilde prepare edilmiş insan molarları (48) dört gruba ayrılmıştır (n = 12): (A) PCG (pozitif kontrol grubu); adezivle yapıştırılmış cam seramik inleyler, self adeziv rezin siman kullanılarak yapıştırılmış polimerik inleyler, (C) TAC kullanılarak geleneksel rezin simanla yapıştırılmış CAD-CAM polimerik inleyler, (NCG) negatif kontrol grubu direkt dolduruculu rezin bazlı kompozit restorasyonlar. Tüm örnekler çiğneme simülatörüne tabi tutuldu. Çiğneme yorgunluğundan önce ve sonra, marjinal adaptasyon iki ara yüzde değerlendirilmiştir: (1) diş sert dokuları ile yapıştırıcı ajan ve (2) yapıştırıcı ajan ile restorasyon arasında. Daha sonra, örnekler yüklenmiştir ve kırılma yüklerinin yanı sıra kırılma tipleri de belirlenmiştir. Değerlendirmeler SEM ile yapılmıştır. Veriler post hoc Scheffé testi ile üç ve tek yönlü ANOVA, iki örnek Student t-testi kullanılarak analiz edildi ($p < 0.05$). Çiğneme yorgunluğundan önce ve sonra, ara yüz 1 için marjinal adaptasyon TRX ve PCG için TAC ($p = 0.001-0.02$) ve NCG'den ($p = 0.001-0.047$) anlamlı olarak daha iyi sonuçlar vermiştir. Ara yüz 2 için, TAC için marjinal adaptasyon TRX'e ($p < 0.001$) ve PCG'ye ($p < 0.001$) göre belirgin olarak düşük bulunmuştur. Çiğneme yorgunluğunun TAC ve NCG'nin marjinal adaptasyonu üzerinde olumsuz bir etkisi saptanmıştır. Test edilen tüm gruplar arasında kırık yükünde anlamlı farklılık bulunmamıştır.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu in-vitro tez çalışmasının sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar tespit edilmiştir:

1. Kron preparasyonundan, aynı tasarım yazılımını kullanan sisteme ait farklı ışık kaynağı ve görüntü alma yöntemine sahip tarayıcılarla bilgisayar destekli ölçü alındığında üzerine aynı parametrelerle tek kron restorasyonları üretildiğinde noktasal ölçümler sonucunda tarayıcılar açısından önemli ölçüde farklılıklar olmadığı ve bu değerlerin hepsinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer aldığı,

2. Kron restorasyonları bölgesel olarak değerlendirildiğinde en fazla aralığın tüm gruplar için santral oluk bölgesinde, en az aralığın ise aksiyal duvarlarda olduğu,

3. Bütünsel olarak bakıldığında ise kron restorasyonları için ağız içi tarayıcılardan alınan ölçülerden elde edilen restorasyonlarda daha fazla siman aralığı oluştuğu,

4. İnley restorasyonlar için en büyük aralığın tüm tarayıcı grupları için aksiyopulpal çizgi açısının orta noktasında yer aldığı,

5. İnley restorasyonları için siman aralığının birbirine çok yakın olduğu ancak beyaz ışık altında video kaydı yapan tarayıcının diğerlerine oranla biraz daha fazla boşluk oluşturduğu tespit edilmiştir.

Tüm bu sonuçların ve daha önceki yayınlardan elde edilen sonuçlarla yapılan tartışmanın ışığı altında tüm bilgisayar destekli ölçü yöntemlerinin klinik

uygulamalarda sıklıkla kullanılabileceği, ancak bu in-vitro çalışmaların kontrollü klinik çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.



ÖZET

Aynı Sisteme Ait Farklı Bilgisayar Destekli Ölçü Yöntemlerinin Farklı Restorasyonların Uyumuna Etkilerinin Karşılaştırılması

Hasta başı sistem, dijital ölçüyü takiben CAD-CAM tekniği ile restorasyonların bitirilmesidir. Yeni nesil sistemlerin geleneksel yöntemlerden üstün yönleri bilimsel olarak kanıtlandıkça güncel gelişmeler olarak diş hekimliğine dahil edilmektedir.

Doğru bir preparasyon ölçüsü almak, diş hekimliği uygulamasında en önemli ve zaman alıcı işlemlerden biridir. Bu işlem sırasında, hatalar nihai restorasyonun kalitesine çok büyük etki edeceğinden, ağız içi durumun mümkün olduğunca doğru kopyalanmasının sağlanması son derece önemlidir. Materyal özelliklerinde iyileşmelere rağmen ölçü almak hâlâ hasta için rahatsızlık verici ve hekim açısından da zaman alıcı olarak kabul edilir.

Tarihsel olarak, optik ölçüden mekanik işleme kadar CAD-CAM sistemindeki her adım ve yenilik restorasyonların marjinal uyumsuzluğunu etkilemiştir. İyi bir marjinal uyum, sabit dental restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktördür, çünkü plak birikimini en aza indirir ve tekrarlayan çürük ve periodontal hastalık olasılığını azaltır. CAD-CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonların doğruluğu, döküm gibi önceki dental üretim işlemlerinde olduğu kadar tutarlı olmayabilir. Bununla birlikte, bu yeni üretim teknikleriyle üretilen alaşımların marjinal uyumsuzluğu hakkında sınırlı bilgi mevcuttur. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyum konusunda henüz bir konsensüs yoktur. Geçmiş çalışmalar değerlendirildiğinde özellikle konvansiyonel ölçü yöntemleri ile bilgisayar destekli ölçü yöntemlerinin sıklıkla karşılaştırıldığı tespit edilmiştir. Böylece bu tez çalışmasının deneysel kısmında bilgisayar destekli ölçü yöntemlerinin kendi arasında karşılaştırma yapılmasına karar verilmiştir.

Bu tez çalışmasında tam (24 numaralı diş) ve parsiyel (46 numaralı diş) restorasyonların değerlendirildiği 2 ana grup ile bunların her birinin aynı sisteme ait üç farklı tarayıcı (CEREC AC Bluecam, CEREC AC Omnicam, inEos X5, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ile ölçü alınması sayesinde elde edilen 3'er alt grupları mevcuttur. Her grubun örneklem büyüklüğü 12 olarak belirlenmiştir (n = 12). Typodont mine-dentin-pulpa esaslı 12 adet maksiler sol premolar diş ve 12 adet mandibular sağ molar diş (Frasaco, AG-3 ZSDP, Greenville. ABD), üzerinde preparasyonların tamamlanması için kullanılmıştır. Bir dental modelde (Standart Model AG3; Frasaco, ABD) premolar dişler üzerinde hazırlanan standart kron preparasyonları ve molar dişler üzerinde hazırlanan inley preparasyonlar, dijitalize edildikten sonra üretilen restorasyonların kron kenar ve iç uyumları mikro-BT ile değerlendirilmiştir.

Kron preparasyonundan tek kron restorasyonları üretildiğinde noktasal ölçümler sonucunda tarayıcılar açısından önemli ölçüde farklılıklar olmadığı ve bu değerlerin hepsinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer aldığı görülmüştür. Kron restorasyonları bölgesel olarak değerlendirildiğinde en fazla aralığın tüm gruplar için santral oluk bölgesinde, en az aralığın ise aksiyal duvarlarda olduğu, bütünsel olarak bakıldığında ise kron restorasyonları için ağız içi tarayıcılardan alınan ölçülerden elde edilen restorasyonlarda daha fazla siman aralığı olduğu, İnley restorasyonlar için en büyük aralığın tüm tarayıcı grupları için aksiyopulpal çizgi açısının orta noktasında yer aldığı görülmüştür.

Anahtar Sözcükler: Bluecam, dental CAD-CAM, inEos X5, mikro-BT, omnicam, restorasyon iç uyumu, restorasyon kenar uyumu, seramik inley, seramik tek kron.

SUMMARY

Comparison of the Effects of Different Computer Aided Impressions Belong the Same System on Different Restorations' Adaptation

Chairside systems are the completion of restorations with the CAD-CAM technique following the digital impression. The superior aspects of new generation systems from traditional methods are included in dentistry as current developments as they are scientifically proven.

Perfect tooth impression is one of the most important and time-consuming procedures in dentistry practice. During this process, it is extremely important to ensure that the intra-oral condition is accurately reproduced, as errors will have a huge impact on the quality of the final restoration. Despite improvements in material properties, the impression is still considered uncomfortable for the patient and time consuming for the physician

Historically, every step in the CAD-CAM system, from optical to mechanical processing, has affected the marginal discrepancy of restorations. Good marginal adaptation is an important factor in the long-term success of fixed dental restorations because it minimizes plaque and reduces the possibility of recurrent caries and periodontal disease

The accuracy of restorations produced by CAD-CAM technology may not be as consistent as in previous dental manufacturing processes. However, there is limited information on the marginal discrepancy of alloys produced by these new production techniques. There is no consensus on clinically acceptable marginal adaptation. When previous studies are evaluated, it has been determined that conventional measurement methods and computer-aided measurement methods are frequently compared. For this reason, it was decided to make a comparison between the computer-aided measurement methods in the experimental part of this thesis study.

In this thesis, two main groups (tooth number 24) and partial (tooth number 46) restorations were evaluated with three different scanners (CEREC AC Bluecam, CEREC AC Omnicam, InEos X5, Sirona Dental Systems GmbH). There are three sub-groups obtained by taking the impression. The sample size of each group was 12 ($n = 12$). Typodont mine-dentin-pulp based 12 maxillary left premolar teeth and 12 mandibular right molar teeth (Frasaco, AG-3 ZSDP, Greenville, USA) were used to complete the preparations. Standard crown preparations prepared on premolar teeth and inlay preparations prepared on molar teeth in a dental model (Standard Model AG3; Frasco, USA) were evaluated by micro-CT marginal and internal adaptations of the restorations produced after digitization.

When single crown restorations were produced from crown preparation, it was seen that there was no significant difference in scanners as a result of point measurements and all of these values were within clinically acceptable limits. When the crown restorations are evaluated regionally, it is seen that the maximum range is in the occlusal central fossa region for all groups and the least range is in the axial walls. In general, it is seen that the restoration of the crowns in the intraoral scanners is more than the cement volume of the restorations. The largest range for inlay restorations was found at the midpoint of the axiopulpal line angle for all scanner groups,

Keywords: Bluecam, ceramic inlay, ceramic single crown, dental CAD-CAM, inEos X5, micro-CT, omnicam, restoration internal fit, restoration marginal fit.

KAYNAKLAR

- ABDEL-AZIM T, ROGERS K, ELATHAMNA E, ZANDINEJAD A, METZ M, MORTON D (2015). 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*, **114**:554-559
- ABDEL-AZIM T, ZANDINEJAD A, ELATHAMNA E, et al (2014). The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29**: 1281-1288.
- ABDEL-AZIM T, ZANDINEJAD A, METZ M, MORTON D (2015). Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAD/CAM-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. *Oper Dent*, **40**(4):350-6.
- ABDUO J, LYONS KBENNAMOUN M (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*, 783948.
- ABIZADEH N, MOLES DR, O'NEILL J, NOAR JH (2012). Digital versus plaster study models: how accurate and reproducible are they? *Journal of Orthodontics*, **39**(3): 151-9
- ADDI S, HEDAYATI-KHAMS A, POYA A, SJOGREN G (2002). Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent 2002*, **30**(1):53-8.
- AHLHOLM P, SIPILÄ K, VALLITTU P, JAKONEN M, KOTIRANTA U (2018). Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A review. *J Prosthodont*, **27** (1): 35-41.
- AHLHOLM P, SIPILA K, VALLITTU P, JAKONEN M, KOTIRANTA U (2016). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. *Journal of Prosthodontics*, **27**(1):35-41
- AKBAR JH, PETRIE CS, WALKER MP, WILLIAMS K, EICK JD (2006). Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont*, **15**(3):155-63.
- AKYALCIN S, COZAD BE, ENGLISH JD, COLVILLE CD; LAMAN S (2013). Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144**: 916-922.
- AKYALCIN S, COZAD BE, ENGLISH JD, COLVILLE CD; LAMAN S (2013). Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144**: 916-922.
- ALAJAJI NK, BARDWELL D, FINKELMAN M, ALI A (2017). 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*, **1**(1):49-58.
- ALBA-TERCEDOR J, SANCHEZ ALMAZO I (2014). The use of micro-CT for the study of eggs and development of two microtomographs. *Microsc. Anal.*, **11**: 7-10.
- ALGHAZZAWI T, ALSAMADANI K, LEMONS J, LIU PR, ESSIG M, BARTOLUCCI A, et al. (2015). Effect of imaging powder and CAD/CAM stone types on the marginal gap of zirconia crowns. *J Am Dent Assoc*, **146**(2):111-20.

- ALGHAZZAWI TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*, **60**(2): 72-84.
- ALGHAZZAWI TF, LIU PR, ESSIG ME (2012). 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*, **21** (3): 167-172.
- ALMEIDA e SILVA JS, ERDELT K, EDELHOFF D, ARAÚJO É, STIMMELMAYR M, VIEIRA LC, GÜTH JF (2014). Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, **18**(2):515–523.
- ALMEIDA E SILVA JS, ERDELT K, EDELHOFF D, ARAUJO E; STIMMELMAYR M, VIEIRA LC, GUTH JF (2013). Marginal and Internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses baed on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*; (Epub ahead of print).
- ALMEIDA E SILVA JS, ERDELT K, EDELHOFF D, et al (2014): Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, **18**(2): 515-523.
- AMBROSE J (2006). Radiologists who co-developed computer tomography and performed the first scan. *Br. Med. J.*, **332**: p. 9774.
- AN S, KIMS, CHOI H, LEEH J, MOON HS (2014). Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*, **112**: 1171-1175.
- AN S, KİM S, CHOI H, LEE J, MOON H (2014). Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*, **112** (5): 1171-1175.
- ANADIOTIE, AQUILINO SA, GRATTON DG, HOLLOWAY JA, DENRY I, THOMAS GW, QIAN F (2014). 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont*, **23**(8): 610–61.
- ANDERSSON M, CARLSSON L, PERSSON M, et al (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*, **76**(2):187–93.
- ATRON3D, 3D INTRAORAL SCANNER-ATRON3D SGMBH–PRESERVE YOUR SMILE, A-TRON3D, 2013, (<http://www.a-tron3d.com>), Last access: April 2013.
- AZAR MS, LEHMANN KM, DIETRICH H, WEIBRICH G, SCHMIDTMANN I, SCHELLER H (2011). Effect of preparation depth differences on the marginal fit of zirconia crown copings: an in vitro study. *Int J Prosthodont*, (24):264–266.
- BABAYOFF N (2010). Method and apparatus for colour imaging a three-dimensional structure, US Patent 2010/0208275 A1.
- BAIG MR, TAN KB, NICHOLLS JI (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent*, **104** (4): 216-227.
- BAKER DR, MANCINI L, POLACCI M, HIGGINS MD, GUALDA GAR, HILL RJ, RIVERS ML (2012). An introduction to the application of X-ray microtomography to the three-dimensional study of igneous rocks. *Lithos*, **148**: 262-276.
- BALKENHOL M, KANEHIRA M, FINGER WJ, WOSTMANN B (2007). Working time of elastomeric impression materials: relevance of rheological tests. *Am J Dent*, **20**(6): 347-352.
- BERGENHOLTZ G, COX CF, LOESCHE WJ, SYED SA (1982). Bacterial leakage around dental restorations: Its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol*, **11**:439–50.

- BEUER F, AGGSTALLER H, RICHTER J, EDELHOFF D, GERNET W (2009). Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int*, **(40)**:243–250.
- BEUER F, EDELHOFF D, GEMET W, NAUMANN M (2008). Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J*, **27 (6)**: 814-820.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, **204 (9)**: 505-511.
- BIBB R, BOCCA A, EVANS P (2002). An appropriate approach to computer aided design and manufacture of cranioplasty plates. *J Maxillofac Prosthet Technol*, **5**: 28-31.
- BINDL A, MORMANN WH (2003). Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci*, **111 (2)**: 163-169.
- BINDL A, MORMANN WH (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, **32 (6)**: 441-447.
- BIRNBAUM NS, AARONSON HB (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent*, **29**: 494, 496, 498-505.
- BIRNBAUM NS, AARONSON HB, STEVENS C (2009). 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dent*; **5**:70-74.
- BJORN AL, BJORN H, GRCOVIC B (1970). Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontol Revy*, **21 (3)**: 337-346.
- BOEDDINGHAUS M, BRELOER ES, REHMANN P, WOSTMANN B (2015). Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*, **19**: 2027-2034
- BOENING KW, WOLF BH, SCHMIDT AE, KÄSTNER K, WALTER MH (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, **(84)**:419–24.
- BOHNER LOL, De LUCA Canto G, MARCÍÓ BS, LAGANÁ DC, SESMA N, TORTAMANO NETO P (2017) Computer-aided analysis of digital impressions obtained from intraoral and extraoralscanners. *J Prosthet Dent*, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28385434> **118(5)**:617-623.
- BOITELLE P, MAWUSSI B, TAPIE L, FROMENTIN O (2014). A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil*, **41 (11)**: 853-874.
- BOLDING SL (2016). ADVANCED DIGITAL IMPLANT DENTISTR. <http://tinyurl.com/c7yb-nop>. Accessed June 19
- BORBA M, CESAR PF, GRIGGS JA, Á. DELLA BONA A (2011). Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*, **27**: 1119-1126.
- BOSCH G, ENDER A, MEHL A (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*, **112 (6)**: 1425-1431.
- BRAWEK P, WOLFART S, ENDRES L, KIRSTEN A, REICH S (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*, **(17)**:2119-2125.
- CAMPAGNI WV, PRESTON JD, REISBICK MH (1982). Measurement of paint-on die spacers used for casting relief. *J Prosthet Dent*, **47 (6)**: 606-61.

- CAPUTI S, VARVARA G. (2008). Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **(99)**:274-81.
- CASTILLO OYAGUE R, SANCHEZ-JORGE MI, SANCHEZ TURRION A (2010). Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. *Am J Dent*, **(23)**:341-6.
- CHAN DC, CHUNG AK, HAINES J, YAU EH, KUO CC (2011). The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Oper Dent*, **36**: 486-91.
- CHANG PSH, PARKER TH, PATRICK Jr CW, MILLER MJ (2003). The accuracy of stereolithography in planning craniofacial bone replacement. *J Craniofac Surg*, **(14)**: 164-170
- CHEN LH, TSUTSUMI S, LIZUKA T. A (1997). CAD/CAM technique for fabricating facial prosthesis: A preliminary report. *Int J Prosthodont*, **10**: 467-472.
- CHRISTENSEN GJ (2006). Is now the time to purchase an in-office CAD/CAM device. *J Am Dent Assoc*; **137**: 235-8.
- CHRISTENSEN GJ (2008). The challenge to conventional impressions. *J Am Dent Assoc*, **139**:347-9.
- CHRISTENSEN GJ (1966). Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, **16 (2)**: 297-305.
- COLPANI JT, M. BORBA M, A. DELLA BONA A (2013). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*, **29 (2)**: 174-180.
- CONTREPOIS M, SOENEN A, BARTALA M, LAVIOLE O (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **110**: 447-454.
- CUPERUS AMR, HARMS MC, RANGEL FA, BRONKHORST EM, SCHOLS JGJH, BREUNING KH (2012). Dental models made with an intraoral scanner: A validation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, **142**: 308-313.
- da COSTA JB, PELOGIA F, HAGEDORN FB, FERRACANE JL (2010). Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent*, **35 (3)**: 324-329.
- DAHL BE, RONØLD HJ (2014). Digital impressions. *Finnish Dent J*, **4**: 32-38.
- das NEVES FD, de ALMEIDA PRADO NAVES CARNEIRO T, do PRADO CJ, PRUDENTE MS, ZANCOPE K, DAVI LR, *et al.* Micrometric precision of prosthetic dental crowns obtained by optical scanning and computer-aided designing/computer-aided manufacturing system. *J Biomed Opt*, **19 (8)**: p. 088003.
- das NEVES FD, do PRADO CJ, PRUDENTE MS, CARNEIRO TA, ZANCOPE K, DAVI LR, *et al.* Microcomputed tomography marginal fit evaluation of computer-aided design/computer-aided manufacturing crowns with different methods of virtual model acquisition. *Gen Dent*, **63 (3)**: 39-42
- De CHIFFRE L, CARMIGNATO S, KRUTH JP, SCHMITT R, WECKENMANN A (2014). Industrial applications of computed tomography. *CIRP Ann. – Manuf. Technol.*, **63 (2)**: 655-677
- de LUCA CANTO G, PACHÊCO-PEREIRA C, LAGRAVERE MO, FLORES-MIR C, MAJOR PW (2015). Intra-arch dimensional measurement validity of laser-scanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research*, **18**: 65–76.

- DE PAULA SILVEIRA AC, CHAVES SB, HILGERT LA, RIBEIRO AP (2016). Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent*, **117(3)**:386-392.
- DELLA BONA A, KELLY JR (2008). The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.*; **139(Suppl)**:8–13S.
- DEMİR N, OZTURK AN, MALKOC MA (2014). Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent*, **8**: 437-444.
- DENISSEN HW, van Der ZEL JM, van WAAS MAJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparations for CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, **12**: 395-400.
- DILLON RF, ZHAO B, JUDELL NH (2009). Intra-oral three-dimensional imaging system, International Publication WO Patent 2009/058656 A1.
- DONOVAN T, WRIGHT W, CAMPAGNI WV (1984). Use of paint-on die spacers in preparations with grooves. *J Prosthet Dent*, **52 (3)**: 384-388.
- DRAGO CJ, PETERSON T (2007). Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: A clinical report. *J Prosthodont*, **16**: 200-208.
- DUBOIS F (1998). Reconstruction des images tomographiques par retro-projection filtrée. *Revue de l'ACOMEN*, **4 (2)**: 8.
- DURET F, BLOUIN JL, DURET B (1988). CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, **117**: 715–720.
- DZAR ELJABBAR LATIEF F, FAUZI U, FERANIE S (2014). Digital isolation technique for reconstruction and visualization of cracks in micro-CT images of geothermal reservoir rock. *Microsc. Anal.*, **11**: 13-17
- EAMES WB, O'NEAL SJ, MONTEIRO J, MÍLLER C, ROAN JD JR, COHEN KS (1978). Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc*, **96 (3)**: 432-437.
- ENDER A, BİENZ S, MORMANN W, MEHL A, ATTIN T, STAWARCZYK B (2015). Marginal adaptation, fracture load and macroscopic failure mode of adhesively luted PMMA-based CAD/CAM inlays. *Dent Mat.*, **32(2)**: 22-29
- ENDER A, MEHL A (2011). Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent.*, **14(1)**: 11-21.
- ENDER A, MEHL A (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, **46**: 9-17
- ENDER A, MEHL A (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, **109**: 121-128
- ERNST MM, NETA U, COHEN C, GEFFEN M (2008). Three-dimensional modeling of the oral cavity, US Patent 2008/0273773 A1.
- ERSU B, YUZUGULLU B, CANAY S (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettee Diş. Hek. Derg.*, **32**: 58-72.
- ESTAFAN D, DUSSETSCHLEGER F, AGOSTA C, et al (2003). Scanning electron microscope evaluation of CEREC II and CEREC III inlays. *Gen Dent*, **51(5)**:450–4.
- FARAH J, BROWN L (2009). Integrating the 3M ESPE chairside oral scanner C.O.S. into daily clinical

- FARO – Brochures– Accordion Fringe Interferometry, (<http://www.faro.com/site/resources/details/912>), Last access: April 2013.
- FASBINDER DJ (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc*, **137**: 225-315.
- FASBINDER DJ (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **31(9)**: 702-704.
- FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D, NEIVA G (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report, *The Journal of American Dental Association*, **141(2)**:10-14.
- FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS DR, LAMPE K (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, (**136**): 1714-1723.
- FAULWETTER S, DAILIANIS T, VASILEIADOU K, KOURATORAS M, ARVANITIDIS C (2014). Can micro-CT become an essential tool for the 21st century taxonomist? An evaluation using marine polychaetes. *Microsc. Anal.*, **11**: S9-S12 (tomography and 3D reconstruction supplement).
- FELDKAMP LA, DAVIS LC, KRESS JW (1984). Practical cone-beam algorithm *J. Opt. Soc. Am.*, **1 (6)**: 612-619.
- FLUGGE TV, SCHLAGER S, NELSON K, NAHLES S, METZGER M (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Ortop*, **144 (3)**: 471-478.
- FRANKENBERGER R, KRAMER N, APPELT A, et al (2014). Chairside vs. labside ceramic inlays: effect of temporary restoration and adhesive luting on enamel cracks and marginal integrity. *Dent Mater*, **27(9)**: 892-8.
- FREIRE Y, GONZALO E, LOPEZ-SUAREZ C, SUAREZ MJ, The marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crown. *J Prosthodont*, [10.1111/jopr.12590](https://doi.org/10.1111/jopr.12590) [Epub ahead of print].
- FUSAYAMA, T. IDE K, H. HOSODA H (1964). Relief of resistance of cement of full cast crowns *J Prosthet Dent*, **14(1)**: 95-106.
- GALHANO GA, PELLIZZER EP, MAZARO JV (2012). Optical impression ´ systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*, **23**: e575-e579.
- GANZ SD (2008). Defining new paradigms for assessment of implant receptor sites the use of CT/CBCT and interactive virtual treatment planning for congenitally missing lateral incisors. *Compend Contin Educ Dent*, **29(5)**: 256-258, 260-262, 264-267; quiz 268, 278
- GANZ SD (2011). Cone beam computed tomography-assisted treatment planning concepts. *Dent Clin N Am*, (**55**): 515-536
- GARG AK (2008). Cadent iTero’s digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dent Implantol Update*, **19**: 1-4.
- GIMENEZ-GONZALES B, HASSAN B, OZCAN M, PRADIES G (2016). An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla. *J Prosthodont*, (**8**):650-655.
- GOIATO MC, SANTOS MR, PESQUEIRA AA, MORENO A, dos SANTOS DM, HADDAD MF (2011). Prototyping for surgical and prosthetic treatment. *J Craniofac Surg*, **22**: 914-917

- GONZÁLEZ de VILLAUMBROSÍA, MARTINEZ-RUS F, GARCIA-OREJAS A, SALIDO MP, PRADIES G (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning Technologies. *J Prosthet Dent*, **116**: 543-550.
- GONZALO E, SUÁREZ MJ, SERRANO B, LOZANO JF (2009) A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*, (102):378–384.
- GORDON R, BENDER R, HERMAN GT (1970). Algebraic Reconstruction Techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. *J. Theor. Biol.*, **29** (3): 471-476.
- GOROG A, SZINGER B, TÓTH E, VISZKOK J (2012). Methodology of the micro-computer tomography on foraminifera. *Palaeontol. Electron.*, **15** (1): p. 3T
- GUESS PC, STRUB JR, STEINHART N, et al (2009). All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent*, **37**(8): 627–37.
- GUTH J, KEUL C, STIMMELMAYR M, BEUER F, EDELHOFF D (2012). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*, **17** (4): 1201-1208.
- GUTH JF, KEUL C, STIMMELMAYR M, BEUER F, EDELHOFF D (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*. (4): 1201-8
- HABİB SR, ASIRI W, HEFNE MJ (2014), Effect of anatomic, semi-anatomic and non-anatomic occlusal surface tooth preparations on the adaptation of zirconia copings. *J Adv Prosthodont*, **6**:444-50
- HACK GD, SEBASTIAN B, PATZELT M (2015). Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: An in-vitro investigation. *ADA Professional Product Review*; **10** :1-5.
- HAMALIAN TA, NASR E, CHIDIAC JJ (2011). Impresion materials in fixed prosthodontics: Influnce of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*, **20**:153-60.
- HAMZA TA, EZZAT HA, EL-HOSSARY MM, KATAMISH HA, SHOKRY TE, ROSENSTIEL SF (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, **109**: 83-87
- HARRISON L (2013). Digital impressions competition booming. (< <http://www.drbcuspids.com/index.aspx?sec=sup&sub=rst&pag=dis&ItemID=301650>), Last access: April 2013.
- HART DP, J. LAMMERDİNG J, ROHALY J (2004) , 3-D imaging system, US Patent / 0155975 A1.
- HEYMANN HO, BAYNE SC, STURDEVANT JR, et al (1996). The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*, **127**(8):1171–81.
- HISTORY of NOBEL BIOCARE. Erişi: [<http://Corporate.Nobelbiocare.Com/En/Our-Company/History-And-Innovations/Default.aspx?V51>], Erişim tarihi: 2016.
- HMAIDOUCH R, NEUMANN P, MUELLER WD (2011). 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*, **14** (3): 219-226.
- HOLMES JR, SULİK WD, HOLLAND GA, BAYNE SC (1992). Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, **67**: 594-599.
- HOLMS JR, BAYNE SC, HOLLAND GA, SULIK WD (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, **62** (4): 405-408.

- HOMSY FR, OZCAN M, KHOURY M, MAJZOUB ZAK. (2018). Comparison of fit accuracy of pressed lithium disilicate inlays fabricated from wax or resin patterns with conventional and CAD-CAM technologies. *J Prosthet Dent*, 120(4):530-536.
- HUANG Z, ZHANG L, ZHU J, ZHANG X (2015). Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*, **113**: 623-627.
- HUNG SH, HUNG KS, EICK JD, CHAPPELL RP (1990). Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*, **63**: 26-31.
- JACOBS MS, WINDELER AS (1991). An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent*, (65):436-42.
- KACHALIA PR, GEISSBERGER MJ (2008). Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc*, **38**: 323-330.
- KANE LM, CHRONAIOS D, SIERRAALTA M, GEORGE FM (2015). Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *J Prosthet Dent*, **114**: 680-685.
- KAPOS T, EVANS C (2014). CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* **29**(Suppl): 117-36.
- KASHANI HG, KHERA SC, GULKER IA (1981). The effects of bevel angulation on marginal integrity. *J Am Dent Assoc*, **103** (6): 882-885.
- KELLY JR, BENETTI P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, **56**(1): 84-96.
- KESHVAD A, HOOSHMAND T, ASEFZADEH F, KHALILINEJAD F, ALIHEMMATI M, VAN NOORT R (2011). Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*, **20**: 535-540.
- KIM JH, JEONG JH, LEE JH, CHO HW (2016). Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*, **116**(4):551-557
- KIM JH, JEONG JH, LEE JH, CHO HW (2016). Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent*, **116**: 551-557.
- KIM KB, KIM WC, KIM HY, KIM JH (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*, **29**: e91-e96.
- KOCH GK, GALLUCCI GO, LEE SJ (2016). Accuracy in the digital workflow: from data acquisition to the digitally milled cast. *J Prosthet Dent*, (115):749-754.
- KOKUBO Y, NAGAYAMA Y, TSUMITA M, OHKUBO C, FUKUSHIMA S, VULT VON STEYEMP. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil*, **32** (10): 753-758.
- KOMINE F, IWAI T, KOBAYASHI K, MATSUMURA H (2007). Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J*, **26** (5): 659-664.
- KRASANAKI ME, PELEKANOS S, ANDREIOTELLI M, KOUTAYAS SO, ELIADES G (2012). X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *Int J Prosthodont*, **25**: 170-172.

- KUPEYAN HK, SHAFFNER M, ARMSTRONG J (2006). Definitive CAD/ CAM-guided prosthesis for immediate loading of bonegrafted maxilla: A case report. *Clin Implant Dent Relat Res*, **8(3)**: 161-167.
- KURBAD A, REICHEI K. InEOs: new system component in Creek 3D. *Int J Comput Dent*, **(8)**: 77-84.
- KURZ M, ATTIN T, MEHL A (2015). Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig*, **19 (8)**: 2035-2043.
- LEE H, SO JS, HOCHSTEDLER JL, ERCOLI C (2008). The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **100**:285-91.
- LEE JJ, JEONG ID, PARK JY, JEON JH, KIM JH, KIM WC (2017). Accuracy of single abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. *J Prosthet Dent*, **117(2)**:253-259.
- LI H, LYU P, WANG Y, SUN Y (2017). Influence of object translucency on the scanning accuracy of a powder-free intraoral scanner: a laboratory study. *J Prosthet Dent*, **117**: 93-101.
- LIANG S, YUAN F, LUO X, YU Z, TANG Z. (2008). Digital evaluation of absolute marginal discrepancy: A comparison of ceramic crowns fabricated with conventional and digital techniques. *J Prosthet Dent*, **120(4)**:525-529.
- LOGOZZO S, FRANCESCHINI G, KILPELA A (2011). A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Int J Med Tech*; **5**. <http://ispub.com/IJMT/5/1/10082#>
- LOGOZZO S, ZNETTI EM, FRANCESCHINI G, KILPELÄ A, MÄKYNEN A (2014). Recent advances in dental optics. Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng*, **(54)**: 203-212.
- LU L, LIU S, SHI S, YANG J (2011). An open CAM system for dentistry on the basis of China-made 5-axis simultaneous contouring CNC machine tool and industrial CAM software. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci*, **31**: 696-700
- LUTHARD, RG. LOOS, R. QUAAS S (2005). Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent*, **(4)**: 283-294.
- MARTI A, HARRIS B, METZ M, MORTON D, SCARFE W, METZ C, LIN W (2016). Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology. *Eur J Dent Educ*, **21(3)**:200-205
- MARTIN N, JEDYNAKIEWICZ NM (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater*, **15 (1)**: 54-6.
- MATTA RE, SCHMITT J, WICHMANN M, HOLST S (2012). Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns—a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. *Quintessence Int*, **43 (9)**: 801-809.
- MAY KB, RUSSELL MM, RAZZOOG ME, LANG BR (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, **80**: 394-404.
- MAY LG, KELLY JR, BOTTINO MA, HILL T (2012). Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*, **28 (8)**: e99-e109.
- MCLEAN JW, VON FRAUNHOFER JA (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, **131 (3)**: 107-111.
- MEHL A, ENDER A, MORMANN W, ATTIN T (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*, **(12)**: 11-28.

- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, **28** (1): 44-56
- MOLDOVAN O, LUTHARDT RG, CORCODEL N, RUDOLPH H. (2011). Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater*, (27):1273–1278.
- MORMANN WH (2006). The evolution of the CEREC syste. *J Am Dent Assoc*, **137** (suppl): 7S-13S.
- MORMANN WH, BINDL A (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, **46**(2):405-426.
- MORMANN WH, CURILOVIĆ Z (1991). CEREC CAD-CAM ceramic restorations. A case report after 5 years in place. *Acta Stomatol Croat*, **25** (1): 3-10.
- MOUSLY HA, FINKELMAN M, ZANDPARSA R, HIRAYAMA H (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD-CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*, **112**: 249-256.
- MÖRMANN W, KREJČI I (1992). Computer-designed inlays after 5 years in situ: clinical performance and scanning electron microscopic evaluation. *Quintessence Int*, **23** (2): 109-115
- MYAZAKI T, NAKAMURA T, MATSAMURA H, BAN S and KOBAYASHI T (2013). Current status of zirconia restorastion. *J Prosthodont Res*, **57**: 236-261
- NAIDU D, FREER TJ (2013). The evidence supporting methods of tooth width measurement: Part II. Digital models and intra-oral scanners. *Aust Orthod J*, 29(2):164-9.
- NAIK NN, JUPE AC, STOCK SR, WILKINSON AP, LEE PL, KURTIS KE (2006). Sulfate attack monitored by microCT and EDXRD: influence of cement type, water-to-cement ratio, and aggregate. *Cem. Concr. Res.*, **36**: 144-159.
- NAKAMURA T, DEI N, KOJIMA T, WAKABAYASHI K (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, **16** (3): 244-248.
- NAWAFLEH NA, MACK F, EVANS J, MACKAY J, HATAMLEH MM (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *J Prosthodont*, **22** (5): 419-428.
- NEDELUCU R, PERSSON A (2014). Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: An in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent*, **112** (6): 1461-1471.
- NESSE H, ULSTEIN DM, VAAGE MM, ØILO M (2015). Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*, **114**: 686-692 .
- NEVES FD, PRADO CJ, PRUDENTE MS, CARNEIRO TA, ZANCOPÉ K, DAVI LR (2014). Microcomputed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*, **112** (5): 1134-1140
- NG J, RUSE D, WYATT C (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*, **112**:555-560.
- NISSAN J, ROSNER O, BUKHARI M, GHELFAN O, PILO R (2013). Effect of various puttywash impression techniques on marginal fit of cast crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*, (33): 37-42.
- ORTEGA R, GONZALO E, GOMEZ-POLO M, SUAREZ MJ (2015). Marginal and internal discrepancies of posterior zirconia-based crowns fabricated with three different CAD/CAM systems versus metal-ceramic. *Int J Prosthodont*, **28** (5): 509-511.

- OTTO T, DE NISCO S (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, **15(2)**: 122-128.
- ÖRTORP A, JONSSON D, MOUHSEN A, VULT von STEYERN P (2011). The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*, **27**: 356-363.
- PAK HS, HAN JS, LEE JB, KIM SH, YANG JH (2010). Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*, **2**: 33-38.
- PALLASEN U, VAN DIJKEN JW. (2000). An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *Eur J Oral Sci*, **108**: 239-246
- PATEL N (2010). Technologies for comprehensive implant integrating three-dimensional digital. *J Am Dent Assoc*, **141**: 20S-24S.
- PATZELT SB, BISHTI S, STAMPF S, ATT W (2014). Accuracy of computer-aided design-computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc*, **145(11)**: 1133-40.
- PATZELT SB, VONAU S, STAMPF S, ATT W (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc*, **144**:914-20.
- PATZELT SBM, LAMPRINOS C, STAMPF S, ATT W (2014). The time efficiency of intraoral scanners An in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc*, **145(6)**: 542-551.
- PAWLEY JB (2006). HANDBOOK of BIOLOGICAL CONFOCAL MICROSCOPY. 3 ed. New York: Springer.
- PELEKANOS S, KOUMANOU M, KOUTAYAS SO, ZINELIS S, ELIADES G (2009). Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent*, **4**: 278-292.
- PERNG-RU LIU (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Edu DENT*. **26(7)**:507-8, 510, 512 passim; quiz 517,527.
- PERSOON A, ANDERSSON M, ODEN A, SANDBORGH-ENGLUND GA (2006). Three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent*, **95(3)**: 194-200.
- PERSOON ASK., ODÉN A, ANDERSSON M, SANDBORGH-ENGLUND G (2009). Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*, **25**: 929-936.
- PIMENTA MA, FRASCA LC, LOPES R, RIVALDO E (2015). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent*, **114**: 223-228.
- POTICNY DJ, KLIM J (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*, **141**: 5S-9S
- POTIKET N, CHICHE G, RINGER IM (2004). In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic system. *J Prosthet Dent*, **92 (5)**: 491-495.pp. 256-267
- PRUDENTE MS, DAVI LR, NABBOUT KO, PRADO CJ, PEREIRA LM, ZANCOPÉ K, NEVES FD (2018). Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. *J Prosthet Dent*, **119(3)**:377-383.
- QUAAS S, RUDOLPH H, LUTHARDT R (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*, **35 (12)**: 903-908.

- QUANTE K, LUDWIG K, KERN M (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, **24**: 1311-1315.
- QUÍNTAS AF, OLÍVEIRA F, BOTTINO MA (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, **92**: 250-257.
- RAIGRODSKI AJ (2004). Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, **92(6)**:557-62.
- RAJU SR (2013). Comparison of marginal fit of zirconium oxide copings generated using four different CAD-CAM systems: an in vitro study. *J Res Adv Dent*, **(3)**:163–171.
- REICH S, GOZDOWSKI S, TRENTZSCH L, et al (2008). Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent*, **33(6)**:644–50.
- REICH S, HORNBERGER H (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(1)**:44-49.
- REKOW D. (1987) Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent*, **58**:512-516
- RENNE W, LUDLOW M, FRYML J, SCHURCH Z, MENNITO A, KESSLER R, LAUER A (2017). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent*, **118(1)**:36-42.
- RENNE W, MCGILL ST, FORSHEE KV, DEEFEE MR, MENNITO AS (2012). Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent*, **108 (5)**: 310-31.
- RICHMOND C (2006). Jamie Ambrose modest radiologist who helped to pioneer the CT scanner.
- ROHALY J (2006). Three-channel camera systems with non-collinear apertures. *United States Patent 7*: 372-642.
- RUDOLPH H, LUTHARDT RG, WALTER MH (2007). Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. *Comput Biol Med*, **37**: 579-87.
- RUIZ JL (2012). Anterior and posterior partial-coverage indirect restorations using supragingival dentistry techniques. *J Mass Dent Soc*, **61(2)**: 16–9.
- RUNGRUANGANUNT P, KELLY JR, ADAMS DJ (2010). Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *J Dent*, **38 (12)**: 995-1000.
- SAKORNWIMON N, LEEVAILOJ C (2017). Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent*, **118 (3)**: 386-391.
- SALVO L, CLOETENS P, MAÏRE E, ZABLER S, BLANDIN JJ, BUFFIERE JY, LUDWIG W, BOLLER E, BELLET D, JOSSEROND C (2003). X-ray micro-tomography an attractive characterization technique in materials science. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B*, **200**: 273-286.
- SANNINO G, GERMANO F, ARCURI L, BIGELLI E, ARCURI C, BARLATTANI A (2014). Cerec CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantology (Rome)*, **7(3)**: 57-70.
- SCHAEFER O, DECKER M, WITTSTOCK F, KUEPPER H, GUENTSCH A (2014). Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J. Dent*, **42(6)**: 677–683

- SCHAEFER O, KUEPPER H, SIGUSCH BW, et al (2013). Three- dimensional fit of lithium disilicate partial crowns in vitro. *J Dent*, **41(3)**:271–7.
- SCHAMBACH J, BAG S, SCHILLING L, GRODEN C, BROCKMANN MA (2010). Application of micro-CT in small animal imaging. *Methods*, **50 (1)**: pp. 2-13
- SCHEPKE U, MEIJER H, KERDIJK W, CUNE M (2015). Digital versus analog complete-arch impressions for single-unit premolar implant crowns: Operating time and patient preference. *J Prosthet Dent*, **114 (3)**: 403-406.
- SCHMITT JM (1999). Optical Coherence Tomography (OCT): A Review. *IEEE J. Selected Topics Quantum Electron*, **5**: 1205
- SCHONBERGER J, ERDELT KJ, BÄUMER D, BEUER F (2017). Evaluation of two protocols to measure the accuracy of fixed dental prosthesis: An in vitro study. *J Prosthodont*, [Epub ahead of print.]
- SEELBACH P, BRUECKEL C, WÖSTMANN B (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*, **17 (7)**: 1759-1764.
- SEGHI RR, SORENSEN JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *International Journal of Prosthodontics*, **8(3)**: 239-246.
- SEKER E, ERSOY EA (2010). Diş Hekimliğinde Restoratif CAD/CAM Sistemleri. *ADO Klinik Bilimler Dergisi (ADO Journal of Clinical Science)*, **3(2)**: 25-35.
- SEKER E, OZCELIK TB, RATH Nİ N, YILMAZ B (2016). Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *J Prosthet Dent*, **115**: 47-51.
- SEO D, YI Y, ROH B (2009). The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent*, **37**: 374-382.
- SHEMBESH M, ALI A, FINKELMAN M, WEBER HP, ZANDPARSA R (2015). An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont*, **26(7)**:581-586.
- SHEN JZ, KOSMAC T (2014a). Advanced Ceramics for Dentistry. **1**: 106,107.
- SHIM JS, LEE JS, LEE JY, CHOİ YJ, SHIN SW, RYU JJ (2015). Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci*, **23**: 515-522.
- SIRONA CEREC BLOCS INTERNAL data:<http://www..sirona.com/en/products/digital-dentistry/cad-cam-materials>.
- SJOGREN G, MOLIN M, van DIJKEN JWV (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont*, **17**: 241-246.
- SON YH, HAN CH, KİMS (2012). Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent*, **40 (10)**: 866-872.
- SORENSEN JA (1989). A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent*, **62 (3)**: 264-269.

- SOUZA RO, OZCAN M, PAVANELLI CA, BUSO L, LOMBARDO GH, MICHIDA SM (2012). Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont*, **21 (2)**: 94-100.
- STEIN JM (2011). Stand-alone scanning systems simplify intraoral digital impressioning. *Compend Contin Educ Dent*; **32**: 58-9
- STEIN JM (2011). Stand-alone scanning systems simplify intraoral digital impressioning. *Compend Contin Educ Dent*, **32**: 58-9.
- STOCK SR (2012). Trends in the micro- and nanoComputed Tomography 2010–2012. Proc. SPIE 8506, Developments in X-ray Tomography VIII, 850602.
- STRUB JR, REKOW ED, WITKOWSKI S (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, **137(9)**: 1289- 1296.
- SU TS, SUN J (2016). Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *J Prosthet Dent*, **116**: 362-367.
- SYREK A, REICH G, RANFTL D et al (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*, **38(7)**: 553-559.
- TAKEUCHI Y, KOIZUMI H, FURUCHI M, SATO Y, OHKUBO C, MATSUMURA H (2018). Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *Journal of Oral Science*, Vol. **60 (1)**: 1-7
- TAPIE L, LEBON N, MAWUSSI B, CHABOUÏS F, DURET F, ATTAL JP (2015). Understanding dental CAD/CAM for restorations – the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint *Int J Comput Dent*, **18 (4)**: 21-44.
- THIBAUT X, BLOCH JF, BOLLER E (2002). Felt structure characterized by synchrotron micro-tomography. *Appita J.*, **55 (2)**: 145-148.
- TIDEHAG P, OTTOSSON K, SJOGREN G. (2014). Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study. *Oper Dent*, **39(3)**: 308–16.
- TING-SHU S, JIAN S (2015). Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *Journal of Prosthodontics*, **24**: 313–321 C by the American College of Prosthodontists.
- TINSCHERT J, ZWEZ D, MARKS R, and ANUSAVICE KJ (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, **28**:529-535.
- TING-SHU S, JIAN S (2015) Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont*, **24 (4)**: 313-321.
- TORABI K, FARJOOD E, HAMEDANI S (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics: a review of Literature. *J Dent (Shiraz)*, **16(1)**:1–9.
- TRISSEL RG (2007). Polarizing multiplexer and methods for intra-oral scanning, US Patent /0047079 A1.
- TRIFKOVIĆ B, BUDAK I, TODOROVIĆ A, VUKELIĆ D, LAZIĆ V, PUSKAR T (2014). Comparative analysis on measuring performances of dental intraoral and extraoral optical 3D digitization systems. *Measurement*, **47**, pp. 45-53.
- TSITROU EA, HELVATJOGLU-ANTONIADES M, VAN NOORT R (2010). A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*, **38**: 16-22.

- TUNTIPRAWON M, WILSON P (1995). The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J*, **40** (1): 17-21.
- UZGUR R, ERCAN E, UZGUR Z, ÇOLAK H, YALÇIN M, OZCAN M(2018). Cement Thickness of Inlay Restorations Made of Lithium Disilicate, Polymer-infiltrated Ceramic and Nano-Ceramic GUARDIAN (2006). CAD/CAM Materials Evaluated Using 3D X-Ray Micro-Computed Tomography. *J Prosthodont Dent* (5):456-460.
- UZUN G (2008). An overview of dental CAD/CAM Systems. *Biotechnol Biotechnol Equip*, 22(1):530.
- VANLIOGLU BA, EVREN B, Yıldız C, ULUDAMAR A, ÖZKAN YK (2012). Internal and Marginal Adaptation of Pressable and Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacture Onlay Restorations. *Int J Prosthodont*, **25**: 262-264
- VALDERHAUG J, HELOE LA (1977). Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. *J Periodontol*, **48**:221-4.
- van der MEER WJ, ANDRIESEN FS, WISMEIJER D, REN Y(2012). Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*, **7** (8): e43312.
- van NOORT R (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater J*, **28** (1): 3-12.
- VENNERSTROM M, FAKHARY M, VON STEYERN PV (2014). The fit of crowns produced using digital impression systems. *Swed Dent J*, **38**: 101-110.
- VILLAUMBROSIA PG, MARTINEZ-RUS F, GARCIA-OREJAS A, SALIDO MP, PRADIES G (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning Technologies. *Prosthet Dent*, **116**: 543-550.
- VOGEL AB, KİLİC F, SCHMIDT F, RUBEL S, LAPATKI BG (2015). Optical 3D scans for orthodontic diagnostics performed on full-arch impressions. Completeness of surface structure representation. *J Orofac Orthop*, **76** (6): 493-507.,
- VOJDANI M, TORABI K, FARJOOD E, KHALEDI AAR (2013). Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *J Dent (Shiraz)*, **14** (3): 118-129.
- WEYNS W, DE BOEVER J (1984). Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. *J Prosthet Dent*, **51** (4): 485-489.
- WILLIAMS RJ, BIBB R, EGGBEER D, COLLIS J (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*, **96**: 96-99.
- WISMEIJER D, MANS R, Van GENUCHTEN M, REIJERS H (2013). Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res*, **25** (10): 1113-1118.
- WORTHINGTON P, RUBENSTEIN J, HATCHER DC (2010). The role of cone beam computed tomography in the planning and placement of implants. *J Am Dent Assoc*, 141 (3): 19-24
- WU JC, WILSON PR (1994). Optimal cement space for resin luting cements. *Int J Prosthodont*, **7**(3):209-15.
- XU D, XIANG N, WEI B (2014). The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **112**: 1437-1440.
- YILDIZ C, VANLIOGLU BA, EVREN B, ULUDAMAR A, OZKAN YK (2013). Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dent Mater J*, **32** (1): 42-47.

- YILMAZ B (2015). Incorporating digital scans of diagnostic casts into computed tomography for virtual implant treatment planning. *J Prosthet Dent*, 114: 178-181
- YIN L, SONG XF, SONG YL, HUANG T AND LI J (2006). An overview of in vitro abrasive finishing &CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *International Journal of machine Tools and Manufacture*,**46**: 1013-1026.
- YOUNG JM, ALTSCHULER BR (1977). Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* **38**: 216-225.
- ZAIMOĞLU A, CAN G (2011). *SABİT PROTEZLER*, 3. Baskı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- ZAIMOĞLU A, CAN G. *SABİT PROTEZLER*. 1st ed. Ankara: 2004. p. 83-85.
- ZARAUZ C, VALVERDE A, MARTINEZ-RUS F, et al (2016). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig*, **20(4)**: 799-806.
- ZARUBA M, MEHL A (2017). Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent*, 20(2):123-149.
- ZIMMERMANN M, MEHL A, MORMANN WH, REICH S (2015). Intraoral scanners—a current overview. *Int J Comput Dent*, **(18)**:121-12.

EKLER

Ek 3.1: Kron örneklerinin sagittal ve koronal kesitleri için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	Bluecam-Omnicaam			Bluecam-inEos X5			Omnicaam-inEos X5		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
MB1 S	1.618	0.2319	P>0.05	25.619	3.672	P<0.05	-27.237	3.672	P<0.05
MB1 K	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BÇ1 S	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BÇ1 K	*	*	*	*	*	*	*	*	*
AD1 S	*	*	*	*	*	*	*	*	*
AD1 K	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BT S	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BT K	11.567	1.306	p>0.05	-28.581	3.227	p>0.05	-40.148	4.533	P<0.01
SO S	-90.479	-128.31	P<0.05	-128.31	4.808	P<0.01	-37.833	1.418	P>0.05
SO K	*	*	*	*	*	*	*	*	*
LT S	-13.849	3.186	p>0.05	-16.294	3.748	P<0.05	-2.445	0.5625	p>0.05
LT K	10.518	1.094	p>0.05	-23.693	2.465	p>0.05	-34.211	3.559	P<0.05
AD2 S	*	*	*	*	*	*	*	*	*
AD2 K	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BÇ2 S	*	*	*	*	*	*	*	*	*
BÇ2 K	*	*	*	*	*	*	*	*	*
MB2 S	*	*	*	*	*	*	*	*	*
MB2 K	*	*	*	*	*	*	*	*	*

* Tüm gruplar için P değeri 0.05'ten büyük olduğundan dolayı çoklu karşılaştırma testleri hesaplanmadı.

Ek 3.2: Kron örneklerinin bölgesel kesitleri için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	Bluecam-Omnicaam			Bluecam-inEos X5			Omnicaam-inEos X5		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
Kenar Boşluğu	24.490	3.854	P<0.05	-27.138	4.271	P<0.01	-2.648	3.854	P<0.05
Aksiyal Duvarlar	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Tüberkül Tepesi	1.044	0.2441	p>0.05	-17.042	3.984	P<0.05	-15.998	3.740	P<0.05
Bitim Çizgisi	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Santral Oluk	*	*	*	*	*	*	*	*	*

* Tüm gruplar için P değeri 0.05'ten büyük olduğundan dolayı çoklu karşılaştırma testleri hesaplanmadı.

Ek 3.3: Bluecam tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesitleri için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	SAGİTAL			KORONAL		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
MB1-BÇ1	-65.884	4.143	nP>0.05	*	*	*
MB1-AD1	14.726	0.9260	P>0.05	*	*	*
MB1-BT	-1.818	0.1143	P>0.05	*	*	*
MB1-SO	-45.477	2.860	nP>0.05	*	*	*
MB1-LT	12.104	0.7611	P>0.05	*	*	*
MB1-AD2	17.341	1.090	P>0.05	*	*	*
MB1-BÇ2	-64.017	4.025	nP>0.05	*	*	*
MB1-BB2	-19.087	1.200	P>0.05	*	*	*
BÇ1-AD1	80.610	5.069	P<0.05	*	*	*
BÇ1-BT	64.065	4.028	P>0.05	*	*	*
BÇ1-SO	20.406	1.283	P>0.05	*	*	*
BÇ1-LT	77.987	4.904	P<0.05	*	*	*
BÇ1-AD2	83.225	5.233	P<0.05	*	*	*
BÇ1-BÇ2	1.867	0.1174	P>0.05	*	*	*
BÇ1-BB2	46.797	2.943	P>0.05	*	*	*
AD1-BT	-16.544	1.040	P>0.05	*	*	*
AD1-SO	-60.203	3.786	P>0.05	*	*	*
AD1-LT	-2.622	0.1649	P>0.05	*	*	*
AD1-AD2	2.615	0.1645	P>0.05	*	*	*
AD1-BÇ2	-78.743	4.951	P<0.05	*	*	*
AD1-MB2	-33.813	2.126	P>0.05	*	*	*
BT-SO	-43.659	2.745	P>0.05	*	*	*
BT-LT	13.922	0.8754	P>0.05	*	*	*
BT-AD2	19.160	1.205	P>0.05	*	*	*
BT-BÇ2	-62.199	3.911	P>0.05	*	*	*
BT-MB2	-17.268	1.086	P>0.05	*	*	*
SO-LT	57.581	3.621	P>0.05	*	*	*
SO-AD2	62.819	3.950	P>0.05	*	*	*
SO-BÇ2	-18.540	1.166	P>0.05	*	*	*
SO-MB2	26.391	1.659	P>0.05	*	*	*
LT-AD2	5.238	0.3294	P>0.05	*	*	*
LT-BÇ2	-76.121	4.786	P<0.05	*	*	*
LT-MB2	-31.190	1.961	P>0.05	*	*	*
AD2-BÇ2	-81.358	5.116	P<0.05	*	*	*
AD2-MB2	-36.428	2.291	P>0.05	*	*	*
BÇ2-MB2	44.930	2.825	P>0.05	*	*	*

* Tüm gruplar için P değeri 0.05'ten büyük olduğundan dolayı çoklu karşılaştırma testleri hesaplanmadı.

Ek 3.4: Omnicam tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesitleri için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	SAGİTAL			KORONAL		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
MB1-BÇ1	-28.738	1.786	P>0.05	7.227	0.5559	P>0.05
MB1-AD1	15.573	0.9680	P>0.05	38.362	2.951	P>0.05
MB1-BT	-15.848	0.9851	P>0.05	28.422	2.186	P>0.05
MB1-SO	-137.57	8.552	P<0.001	-47.295	3.638	P>0.05
MB1-LT	-3.363	0.2090	P>0.05	30.235	2.326	P>0.05
MB1-AD2	9.166	0.5697	P>0.05	41.682	3.206	P>0.05
MB1-BÇ2	-38.632	2.401	P>0.05	11.297	0.8690	P>0.05
MB1-BB2	-51.130	3.178	P>0.05	-10.807	0.8313	P>0.05
BÇ1-AD1	44.311	2.754	P>0.05	31.136	2.395	P>0.05
BÇ1-BT	12.890	0.8012	P>0.05	21.195	1.630	P>0.05
BÇ1-SO	-108.84	6.765	p<0.01	-54.522	4.194	P>0.05
BÇ1-LT	25.375	1.577	P>0.05	23.008	1.770	P>0.05
BÇ1-AD2	37.904	2.356	P>0.05	34.455	2.650	P>0.05
BÇ1-BÇ2	-9.894	0.6150	P>0.05	4.070	0.3131	P>0.05
BÇ1-MB2	-22.392	1.392	P>0.05	-18.034	1.387	P>0.05
AD1-BT	-31.421	1.953	P>0.05	-9.940	0.7646	P>0.05
AD1-SO	-153.15	9.520	P<0.001	-85.658	6.589	P<0.001
AD1-LT	-18.935	1.177	P>0.05	-8.128	0.6252	P>0.05
AD1-AD2	-6.407	0.3982	P>0.05	3.319	0.2553	P>0.05
AD1-BÇ2	-54.204	3.369	P>0.05	-27.065	2.082	P>0.05
AD1-MB2	-66.703	4.146	P>0.05	-49.169	3.782	P>0.05
BT-SO	-121.73	7.566	P<0.001	-75.718	5.824	P<0.01
BT-LT	12.485	0.7761	P>0.05	1.813	0.1394	P>0.05
BT-AD2	25.014	1.555	P>0.05	13.259	1.020	P>0.05
BT-BÇ2	-22.783	1.416	P>0.05	-17.125	1.317	P>0.05
BT-MB2	-35.282	2.193	P>0.05	-39.229	3.018	P>0.05
SO-LT	134.21	8.343	P<0.001	77.530	5.964	P<0.01
SO-AD2	146.74	9.121	P<0.001	88.977	6.844	P<0.001
SO-BÇ2	98.942	6.150	P<0.01	58.593	4.507	P<0.05
SO-MB2	86.443	5.373	P<0.01	36.488	2.807	P>0.05
LT-AD2	12.529	0.7788	P>0.05	11.447	0.8805	P>0.05
LT-BÇ2	-35.269	2.192	P>0.05	-18.938	1.457	P>0.05
LT-MB2	-47.767	2.969	P>0.05	-41.042	3.157	P>0.05
AD2-BÇ2	-47.797	2.971	P>0.05	-30.384	2.337	P>0.05
AD2-MB2	-60.296	3.748	P>0.05	-52.488	4.038	P>0.05
BÇ2-MB2	-12.499	0.7769	P>0.05	-22.104	1.700	P>0.05

Ek 3.5: inEos X5 tarayıcı için kron örneklerinin sagittal ve koronal kesitleri için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	SAGİTAL			KORONAL		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
MB1-BÇ1	-18.028	1.821	P>0.05	-10.570	1.210	P>0.05
MB1-AD1	32.749	3.308	P>0.05	30.200	3.458	P>0.05
MB1-BT	24.202	2.445	P>0.05	-13.814	1.582	P>0.05
MB1-SO	-148.17	14.968	P<0.001	-68.454	7.834	P<0.001
MB1-LT	21.429	2.165	P>0.05	-6.064	0.6942	P>0.05
MB1-AD2	34.700	3.505	P>0.05	28.662	3.281	P>0.05
MB1-BÇ2	-40.091	4.050	P>0.05	-2.005	0.2296	P>0.05
MB1-BB2	-11.744	1.186	P>0.05	-10.488	1.201	P>0.05
BÇ1-AD1	50.778	5.130	P<0.05	40.770	4.668	P<0.05
BÇ1-BT	42.230	4.266	P>0.05	-3.244	0.3714	P>0.05
BÇ1-SO	-130.14	13.147	P<0.001	-57.884	6.627	P<0.001
BÇ1-LT	39.457	3.986	P>0.05	4.506	0.5158	P>0.05
BÇ1-AD2	52.728	5.327	P<0.01	39.232	4.491	P>0.05
BÇ1-BÇ2	-22.063	2.229	P>0.05	8.564	0.9805	P>0.05
BÇ1-BB2	6.285	0.6349	P>0.05	0.08149	0.009330	P>0.05
AD1-BT	-8.548	0.8635	P>0.05	-44.014	5.039	P<0.05
AD1-SO	-180.92	18.277	P<0.001	-98.654	11.295	P<0.001
AD1-LT	-11.320	1.144	P>0.05	-36.264	4.152	P>0.05
AD1-AD2	1.950	0.1970	P>0.05	-1.538	0.171	P>0.05
AD1-BÇ2	-72.840	7.358	P<0.001	-32.205	3.687	P>0.05
AD1-MB2	-44.493	4.495	P>0.05	-40.688	4.658	P<0.05
BT-SO	-172.37	17.413	P<0.001	-54.640	6.256	P<0.001
BT-LT	-2.773	0.2801	P>0.05	7.750	0.8873	P>0.05
BT-AD2	10.498	1.060	P>0.05	42.476	4.863	P<0.05
BT-BÇ2	-64.293	6.495	P<0.001	11.809	1.352	P>0.05
BT-MB2	-35.946	3.631	P>0.05	3.326	0.3808	P>0.05
SO-LT	169.60	17.133	P<0.001	62.309	7.143	P<0.001
SO-AD2	182.87	18.474	P<0.001	97.116	11.118	P<0.001
SO-BÇ2	108.08	10.918	P<0.001	66.449	7.607	P<0.001
SO-MB2	136.43	13.782	P<0.001	57.966	6.636	P<0.001
LT-AD2	13.271	1.341	P>0.05	34.726	3.976	P>0.05
LT-BÇ2	-61.520	6.215	P<0.001	4.059	0.4647	P>0.05
LT-MB2	-33.173 P	3.351	>0.05	-4.424	0.5065	P>0.05
AD2-BÇ2	-74.791	7.555	P<0.001	-30.667	3.511	P>0.05
AD2-MB2	-46.444	4.692	P<0.05	-39.150	4.482	P>0.05
BÇ2-MB2	28.347	2.864	P>0.05	-8.483	0.9712	P>0.05

Ek 3.6: İnceleme örneklerinin her ölçüm noktası için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	Bluecam-Omnicaam			Bluecam-inEos X5			Omnicaam-inEos X5		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
A	-104.31	4.330	P<0.05	-57.879	2.403	p>0.05	46.430	1.927	P>0.05
B	-90.643	5.048	P<0.01	-10.009	0.5574	p>0.05	80.634	4.490	P<0.01
C	-88.681	3.981	P<0.05	-72.498	3.254	p>0.05	16.184	0.7264	p>0.05
D	*	*	*	*	*	*	*	*	*
E	-49.051	3.881	P<0.05	2.300	0.1820	P<0.05	51.351	4.063	P<0.05
F	-55.541	5.860	P<0.001	7.539	0.7954	p>0.05	63.080	6.655	P<0.001
G	*	*	*	*	*	*	*	*	*

* Tüm gruplar için P değeri 0.05'ten büyük olduğundan dolayı çoklu karşılaştırma testleri hesaplanmadı.

Ek 3.7: Bluecam tarayıcı için inley örneklerin herbir ölçüm noktası için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
A-B	7.306	0.6592	p>0.05
A-C	56.883	5.133	P<0.01
A-D	122.51	11.055	P<0.001
A-E	26.344	2.377	P>0.05
A-F	36.325	3.278	p>0.05
A-G	69.419	6.264	P<0.001
B-C	-49.578	4.473	P<0.05
B-D	-115.21	10.395	P<0.001
B-E	-19.038	1.718	p>0.05
B-F	-29.020	2.618	p>0.05
B-G	62.113	5.604	P<0.01
C-D	-65.631	5.922	P<0.01
C-E	30.569	2.756	P>0.05
C-F	20.558	1.855	p>0.05
C-G	-12.535	1.131	p>0.05
D-E	96.170	8.677	P<0.001
D-F	86.189	7.777	P<0.001
D-G	53.096	4.791	P<0.05
E-F	-9.982	0.9006	p>0.05
E-G	-43.075	3.887	p>0.05
F-G	-33.093	2.986	p>0.05

Ek 3.8: Omnicam tarayıcı için inley örneklerin herbir ölçüm noktası için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
A-B	*	*	*
A-C	*	*	*
A-D	*	*	*
A-E	*	*	*
A-F	*	*	*
A-G	*	*	*
B-C	*	*	*
B-D	*	*	*
B-E	*	*	*
B-F	*	*	*
B-G	*	*	*
C-D	*	*	*
C-E	*	*	*
C-F	*	*	*
C-G	*	*	*
D-E	*	*	*
D-F	*	*	*
D-G	*	*	*
E-F	*	*	*
E-G	*	*	*
F-G	*	*	*

* Tüm gruplar için P değeri 0.05'ten büyük olduğundan dolayı çoklu karşılaştırma testleri hesaplanmadı.

Ek 3.9: inEos X5 tarayıcı için inley örneklerin her bir ölçüm noktası için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Ölçüm Yeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
A-B	-40.564	2.129	P>0.05
A-C	71.502	3.752	P>0.05
A-D	105.78	5.551	P<0.01
A-E	-33.835	1.775	P>0.05
A-F	-29.092	1.527	P<0.05
A-G	9.837	0.5162	P>0.05
B-C	-112.07	5.881	P<0.01
B-D	-146.34	7.679	P<0.001
B-E	-6.729	0.3531	P>0.05
B-F	-11.472	0.6020	P>0.05
B-G	-50.401	2.645	P>0.05
C-D	-34.273	1.798	P>0.05
C-E	105.34	5.528	P<0.01
C-F	100.59	5.279	P<0.01
C-G	61.665	3.236	P>0.05
D-E	139.61	7.326	P<0.001
D-F	134.87	7.077	P<0.001
D-G	95.938	5.034	P<0.05
E-F	-4.473	0.2489	P>0.05
E-G	-43.672	2.292	P>0.05
F-G	-38.929	2.043	P>0.05

Ek 3.10: Kron ve inley örneklerinin siman aralığı için tanımlayıcı istatistikler ve farklar

Restorasyon Tipi	Bluecam-Omnica			Bluecam-inEos X5			Omnica-inEos X5		
	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri	Ortalama Fark	q Değeri	p Değeri
Kron	0.5118	0.510	p>0.05	4.917	4.899	P<0.01	5.428	5.409	P<0.01
Inley	-1.691	4.050	P<0.05	0.3415	0.8180	p>0.05	2.032	4.868	P<0.01

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Zeynep Ekici
Doğum Yeri ve Yılı : Elazığ, 21/02/1990
Medeni Durumu : Bekar
T.C. Kimlik Numarası : 36589300262
Mesleği : Diş Hekimi
Ünvanı : Uzmanlık Öğrencisi- Araştırma Görevlisi
Alanı : Protetik Diş Tedavisi

İletişim Bilgileri:

İş Adresi : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Beşevler,
Yenimahalle, Ankara
Telefon Numarası : 05346626355
e-posta : zeynepekici_21@hotmail.com

Eğitim Durumu Mezuniyet Yılı

Uzmanlık	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı	2016-2019
Üniversite	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Elazığ Anadolu Lisesi	2008

Yabancı Dili: İngilizce (B1) (85)

T.C. Yüksek Öğrenim Kurulu, Yabancı Dil Bilgisi Seviye Tesbit Sınavı (Eylül-2015)

Tez Konusu ve Danışmanı: Aynı sisteme ait farklı bilgisayar destekli ölçü yöntemlerinin kron uyumuna etkilerinin karşılaştırılması

Danışman öğretim üyesi: Prof.Dr. Mehmet Ali Kılıçarslan

İlgi Alanları:

- Estetik diş hekimliği (laminare veneer, tam seramik restorasyonlar, inlay, onley)
- İmplant üstü sabit ve hareketli (hibrit, all on four, overdenture) protetik restorasyonlar
- Dental CAD/CAM

Kongre Katılımları:

PİEG (Planmed İmplantoloji Eğitim Grubu) (19-22 Mayıs 2016) (kongre tebliği)

CADA 2016 sempozyumu-dinleyici

22nd Bass Congress (Thessaloniki) (kongre tebliği/ SINGLE IMPLANT SUPPORT FOR BILATERAL DISTAL EXTENSION REMOVABLE PARTIAL DENTURE)

PİEG (Planmed İmplantoloji Eğitim Grubu) (19-22 Mayıs 2018) (kongre tebliği/ THE ADVANTAGES OF SCREW- AND CEMENT- RETAINED PROSTHESIS: TWO CASE REPORT

Katıldığı Kurs ve Çalıştaylar: Hipnoz Tanıtım Semineri (11-12-13 ve 18-19-20 Mart 2016)

Üye Olduğu Mesleki Kuruluşlar: CADA (Cad Academy)

Yayınlar:

Kilicarslan M., Yücel O., Bayrak A., Ekici Z.

An Alternative Implant Impression Technique with Limited Interocclusal Space: Closed-Tray Impression Posts for Open-Tray Impression Technique. EC Dental Science, 2016

Referanslar:

Prof.Dr. Mehmet Ali Kılıçarslan