

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

**TAM SERAMİK SİSTEMLERİN KENAR  
VE İÇ UYUMLARININ MİKRO  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE  
İNCELENMESİ**

**Güler YILDIRIM**

**Danışman Öğretim Üyesi: Ydr.Doç.Dr. İsmail Hakkı UZUN**

**Bu araştırma Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Birimi  
tarafından 2014/38 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**MALATYA-2015**

## UZMANLIK TEZİ TUTANAĞI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalımız uzmanlık öğrencisi araştırma görevlisi Güler YILDIRIM'ın " Seramik Sistemlerin Kenar ve İç Uyumlarının Mikro Bilgisayarlı Tomografi İle İncelenmesi" isimli tezi 15.06.2015 tarihinde aşağıda isimleri yer alan jürimiz tarafından incelenerek başarılı bulunmuş ve kendisinin sınava alınmasına karar verilmiştir.

  
Jüri Başkanı

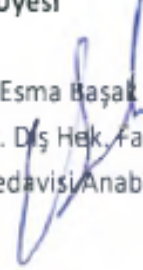
Doç.Dr.Ali KELEŞ

Ondokuz Mayıs Üniv. Diş Hek. Fak.  
Endodonti Anabilim Dalı

  
Jüri Üyesi

Yrd.Doç.Dr.İsmail Hakkı UZUN  
İnönü Üniv. Diş Hek. Fak.  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri Üyesi

  
Yrd.Doç.Dr.Esma Başak GÜL  
İnönü Üniv. Diş Hek. Fak.  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Bu. tez Fakülte Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

  
Prof.Dr.Serkan POLAT

İnönü Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	vii
ABSTRACT .....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	xi
TABLOLAR DİZİNİ .....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI.....	3
2.1.1. Feldspar ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) .....	3
2.1.2. Kuartz (Silika- $SiO_2$ ) .....	4
2.1.3. Kaolin ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ).....	4
2.2. SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	4
2.3. TAM SERAMİK RESTORASYONLAR .....	5
2.3.1. Tam Sreamik Restorasyonların Avantajları .....	6
2.3.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları .....	6
2.3.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları .....	6

2.3.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontrandikasyonları .....	7
2.3.5. Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri .....	7
2.4. CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	8
2.4.1. CAD/CAM KOMPONENTLERİ.....	9
2.4.2. GÜNCEL CAD/CAM SİSTEMLERİ .....	12
2.4.3. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları .....	15
2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları .....	16
2.4.5. CAD/CAM Materyalleri .....	16
2.5. KENAR VE İÇ UYUM .....	21
2.5.1. Lokasyon.....	22
2.5.2. Konfigürasyon .....	22
2.5.3. Uyum.....	22
2.6. MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ .....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1. Ana Modelin Hazırlanması.....	26
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması.....	27
3.2.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması.....	27
3.2.2. Kronların Üretimi .....	34
3.3. Test Örneklerinin Mikro-BT ile Taranması.....	40

3.4. Kenar Uyumunun ve İç Uyumun Değerlendirilmesi.....	41
3.5. İstatistiksel İncelemeler .....	45
4. BULGULAR.....	46
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇLAR.....	75
KAYNAKLAR .....	76
ÖZGEÇMİŞ.....	88

## TEŐEKKÜR

Bu çalışmada bana rehberlik eden ve uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman yol gösteren, her türlü desteğini, bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. İsmail Hakkı UZUN'a;

Tez jürimde yer alarak katkı ve desteklerinden dolayı değerli hocalarım Sayın Yrd. Doç. Dr. Esmā Başak GL ve Doç. Dr. Ali KELEŞ'e;

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecbelerini benimle paylaőan ve öğrenimime katkıları bulunan İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ğretim yeleri Sayın Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT, Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ'a;

Her zaman yanımda olan ve desteğini esirgemeyen çok değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma;

Tam seramik kron örneklerin titizlikle hazırlanmasını sağlayan SİRONA DENTAL ve iğdem GÜLEK'e;

Materyallerin hazırlanması aşamasında sabırla bana yardımcı olan Uzman Canan YALÇIN' a;

İstatistiksel değerlendirmelerindeki katkılarından dolayı Prof. Dr. Saim Yoloğlu ve Ebru OSMANOğLU' na;

Bu çalışmanın gerçekleőmesinde gerekli maddi desteği sağlayan 'İnönü Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine'ne;

Hayatımın her döneminde yanımda olup beni destekleyen, maddi ve manevi yardımlarını benden hiçbir zaman esirgemeyen çok değerli aileme;

Sonsuz teőekkür ediyorum.

## ÖZET

### Tam seramik sistemlerin kenar ve iç uyumlarının mikro bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, sabit protetik tedavide kullanıma yeni sunulan tam seramiklerin simantasyon öncesi kenar ve iç uyum özelliklerinin halen yaygın olarak kullanılan ve güvenilirliği kanıtlanmış materyallerle karşılaştırılmasıdır.

**Gereç ve Yöntemler:** Bu çalışmada; posterior endikasyonu olan 3 yeni tam seramik sistemin kenar ve iç uyumları lityum disilikat seramik materyali ile karşılaştırıldı. Gruplar %14 kompozit içeren hidrit seramik CAD/CAM bloğu (Vita Enamic), %20 kompozit içeren rezin nano seramik CAD/CAM bloğu (Lava Ultimate), %10 zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli CAD/CAM bloğu (Vita Suprinity) ve lityum disilikat içerikli CAD/CAM bloğundan (IPS e.max) oluşturuldu. Her grup için CAD/CAM yöntemiyle, prepare edilmiş alt 1. molar diş formunda 12 adet seramik diş örneği elde edildi. Elde edilen diş örnekleri üzerine CAD/CAM yöntemi ile yine kendi cinsindeki materyalden 12 adet kron (toplam 48) yapıldı. Restorasyonlar, simantasyon öncesinde mikro-BT (Sky Scan 1172) ile tarandı. 2 boyutlu analiz için her bir krontan DataViewer (V.1.5.1.2; SkyScan) yazılım programıyla 160 ölçüm yapıldı. Ayrıca 3 boyutlu analiz için CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) yazılım programı ile siman aralığının hacimleri belirlendi. Elde edilen sonuçlar, uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilerek, kenar ve iç uyumları kıyaslandı.

**Sonuçlar:** Grupların kenar ve iç uyum değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur ancak bu değerlerin hepsi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir. MKA, MA, basamak uyumu, aksiyel uyum ve okluzal uyum değerlendirmelerinde IPS e.max CAD blokların uyum seviyesi en düşük olarak bulunmuştur. Vita Suprinity blokların uyum seviyesi IPS e.max CAD'den daha yüksek bulunmuştur. Lava Ultimate ve Vita Enamic blokların uyum seviyesi daha yüksektir. Ancak, Lava Ultimate ve Vita Enamic arasında anlamlı farklar bulunmamaktadır. 3 boyutlu analizi sonucu hesaplanan hacim değerleri; IPS e.max CAD > Vita Suprinity > Lava Ultimate > Vita Enamic olarak bulunmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Tam seramik, hibrit seramik, kenar uyumu, iç uyum, mikro-BT.

## ABSTRACT

### **Evaluation of marginal and internal adaptation of all ceramic systems with micro-computed tomography**

**Objective:** The aim of this study is the comparison of marginal integrity and internal adaptation before cementation of all ceramics that have been introduced recently in the fixed prosthetic treatment with materials having well-established and proven safety.

**Materials and Methods:** In this study, marginal integrity and internal adaptation of 3 current hybrid ceramic systems with posterior indications were compared with lithium disilicate material. Groups were created as; hybrid ceramic CAD / CAM block (Vita Enamic) containing 14% composite resin, 20% composite nano-ceramic containing CAD / CAM block (Lava Ultimate), 10% zirconium lithium silicate reinforced CAD / CAM blocks (Vita Suprinity) and lithium disilicate CAD / CAM block (IPS e.max). For each group, 12 die specimens from each ceramic system in the form of mandibular first molar tooth prepared by CAD/CAM method were obtained in order to be used in adaptation studies. 12 crowns were made from the material of its own kind via CAD/CAM method for these obtained dies (a total of 48). Restorations were scanned before cementation with micro-CT (Sky Scan 1172). 160 measurements has been made with DataView (V.1.5.1.2; skyscan) software program from each crown for two-dimensional analysis. In addition, the space of cement volumes were determined by CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) software program for three-dimensional analysis. Obtained results were analyzed with appropriate statistical methods and marginal integrity and internal adaptation were compared.

**Results:** Significant differences were found between the groups of marginal integrity and internal adaptation values, but these values are all considered as clinically accepted. Evaluation of IPS e.max CAD blocks' MG, AMD, finish line adaptation, axial adaptation and occlusal adaptation were found to be the lowest. Vita Suprinity values of adaptation was higher than the IPS e.max CAD blocks. Lava Ultimate and Vita Enamic blocks' adaptation values are higher than others. However, there are no significant differences between Lava Ultimate and Vita Enamic. Volume values calculated from the results of the three-dimensional analysis were found as; IPS e.max CAD > Vita Suprinity > Lava Ultimate > Vita Enamic.

**Key words:** All-ceramic, hybrid ceramic, marginal adaptation, internal adaptation, micro-CT.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<b>AU</b>	: Aksiyel uyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>BL</b>	: Bukkolingual
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>BU</b>	: Basamak uyumu
<b>CAD</b>	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
<b>CAM</b>	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
<b>Dk</b>	: Dakika
<b>°C</b>	: Derece Santigrat
<b>GPa</b>	: Gigapascal
<b>MD</b>	: Meziodistal
<b>MPa</b>	: Megapascal
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>mm<sup>3</sup></b>	: Milimetre küp
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>KA</b>	: Kenar Aralık
<b>K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>2</sub>.6SiO<sub>2</sub></b>	: Potasyum alüminyum silikat

**Kg / mm<sup>2</sup>** : Kilogram / milimetre kare

**LED** : Light-emitting diodes

**MKA** : Mutlak Kenar Aralık

**Na<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.6SiO<sub>2</sub>** : Albit

**O** : Oksijen

**OU** : Oklüzal uyum

**Si** : Silisyum

**SiO<sub>4</sub>** : Silisyum tetrahedra

**SiO<sub>2</sub>** : Silika

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil No</b>	<b>Sayfa No</b>
Şekil 2.1. Holmes ve ark.na göre uyumsuzluk terminolojisi. a: iç aralık, b: kenar aralığı, c: taşkın kenar, d: yetersiz kenar, e: vertikal kenar açıklığı, f: horizontal kenar açıklığı, g: mutlak kenar açıklığı, h: oturma uyumsuzluğu .....	23
Şekil 3.1. Doğal dişleri taklit eden akrilik esaslı plastik çene .....	26
Şekil 3.3. CEREC Omnicam ve klinik tipi CEREC MC XL .....	28
Şekil 3.4. Restorasyon dizaynı için başlangıç ekranı .....	29
Şekil 3.5. Diş örneklerinin üretimi için ‘biogeneric copy’ seçeneği .....	30
Şekil 3.6. Milleme yapılacak bloğun belirlenmesi .....	30
Şekil 3.7. Sol alt 1. molar dişin socketinin taraması .....	31
Şekil 3.8. Soket taraması ve diş taramasının karşılaştırılması.....	31
Şekil 3.9. Marjinlerin belirlenmesi .....	32
Şekil 3.10. Üretilecek diş örneklerinin sanal görünütüsü.....	32
Şekil 3.11. Kronların üretimi için ‘biogeneric individual’ seçeneği .....	34
Şekil 3.12. A) Tarama başlangıç sayfası B) Alt çene, üst çene ve kapanışta taramanın yapılması .....	35
Şekil 3.13. Marjinal kenarın belirlenmesi .....	35
Şekil 3.14. Alt ve üst çenenin kapanış modeli.....	36
Şekil 3.15. A) Alt dişlerin aksının belirlenmesi B) Kronun siman aralığı, proksimal kontak, oklüzal kontak ve dinamik kontak alanının, minimal kalınlığın (radyal ve oklüzal), marjin kalınlığının belirlenmesi.....	36
Şekil 3.16. Oklüzal temas alanlarının belirlenmesi .....	37
Şekil 3.17. Kronun blok içindeki konumu.....	37
Şekil 3.18. IPS e.max CAD diş örnekleri ve kristelize edilmemiş kronlar .....	38

<b>Şekil 3.19.</b> A) IPS e.max kronların fiksator ile sabitlenmesi B) IPS e.max CAD diş örnekleri ve kron test örnekleri.....	38
<b>Şekil 3.20.</b> A) Vita Suprinity kronların fiksator ile sabitlenmesi B) Vita suprinity diş örnekleri ve kron test örnekleri.....	39
<b>Şekil 3.21.</b> A) Vita Enamic diş örnekleri ve kron test örnekleri B) Lava Ultimate diş örnekleri ve kron test örnekleri.....	39
<b>Şekil 3.22.</b> Hazırlanan test örnekleri .....	40
<b>Şekil 3.23.</b> SkyScan mikro-BT tarayıcı.....	40
<b>Şekil 3.24.</b> 5 meziodistal kesit ve 5 de bukkolingual kesit olmak üzere toplam 10 adet kesit alınması .....	41
<b>Şekil 3.25.</b> Meziodistal kesitte ölçülen noktalar, basamak uyumu (BU), aksiyel uyum (AU), oklüzal uyum (OU).....	42
<b>Şekil 3. 26.</b> Bukkolingual kesitte ölçülen noktalar; BU, AU, OU.....	42
<b>Şekil 3.27.</b> Kenar uyumu, kenar aralığı (KA) ve mutlak kenar aralığı (MKA) olmak üzere iki yönden değerlendirildi. BU ise yuvarlatılmış shoulder basamağın en derin noktasından kron basmağına çizilen dikme olarak hesaplandı.....	43
<b>Şekil 3. 28.</b> Siman aralığının 3 boyutlu görüntüleri .....	44
<b>Şekil 4.1.</b> Test edilen materyallerin MKA değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama MKA değerleri.....	47
<b>Şekil 4.2.</b> Farklı basamak lokasyonlarında seramik gruplarına ait MKA değerleri. En düşük değerler genelde bukkal basamakta elde edilirken en yüksek değerler distal basamakta ortaya çıkmıştır. Lava Ultimate en düşük ortalama değere sahiptir. IPS e Max CAD ise en yüksek ortalama MKA değerine sahiptir. ....	48
<b>Şekil 4.3.</b> Farklı seramik materyallerin mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklarındaki KA değerleri. En yüksek uyumsuzluk değerleri IPS e Max CAD materyalinde elde edildi.....	50
<b>Şekil 4.3.</b> Tam seramik gruplarına ait KA değerlerinin farklı basamak bölgelerine göre dağılımı. Tüm materyaller içinde IPS e.Max CAD en yüksek KA değerlerine sahiptir. ....	51
<b>Şekil 4.6.</b> Tam seramik kronların mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinin basamak uyumu değerleri ( $\mu\text{m}$ ). En yüksek uyumsuzluk IPS e.Max CAD	

- materyalinde görüldü. Diğer materyaller için mezial ve bukkal kenardaki uyumsuzluk miktarı distal ve linguale göre daha yüksek bulundu..... 54
- Şekil 4.7.** Tam seramik gruplarına ait ortalama basamak uyumu değerleri ( $\mu\text{m}$ ). Basamak uyumları materyal tipine göre küçük farklılıklar göstermesine rağmen en yüksek uyumsuzluk mezial basamak bölgesinde ve IPS e.Max CAD materyalinde görülmektedir..... 55
- Şekil 4. 8.** Tam seramik kronların aksiyel uyum değerleri ( $\mu\text{m}$ ). En yüksek uyumsuzluk bukkal duvarlarda görülürken, lingual duvar en iyi aksiyel uyuma sahiptir. .... 57
- Şekil 4.9.** Tam seramik gruplarına ait ortalama aksiyel uyum değerlerinin şematik görünümü ( $\mu\text{m}$ ) ..... 57
- Şekil 4.10.** Tam seramik gruplarına ait oklüzal uyum değerlerinin grafiksel görünümü ( $\mu\text{m}$ ). Lava Ultimate tüm materyaller içinde en iyi oklüzal uyuma sahiptir..... 59
- Şekil 4.11.** Tam seramik kronların MD ve BL oklüzal uyum değerleri ( $\mu\text{m}$ ). Tüm materyaller, diş örneklerine MD yönde daha iyi adapte olmaktadır. IPS e.max CAD en yüksek uyumsuzluk değerlerine sahiptir. .... 59

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo No</b>	<b>Sayfa No</b>
<b>Tablo 2. 1.</b>	Tam sermik restorasyonlarda kullanılan bazı CAD/CAM blokları ..... 17
<b>Tablo 3.1.</b>	Çalışmada kullanılan materyaller ..... 27
<b>Tablo 3.2.</b>	IPS e.max CAD blokların fırınlama parametreleri kristalizasyon/glaze .. 33
<b>Tablo 3.3.</b>	Vita Suprinity blokların fırınlama parametreleri kristalizasyon/glaze ..... 33
<b>Tablo 4.1.</b>	Farklı materyallerde ve basamak lokasyonlarındaki MKA <sup>1</sup> değerleri.... 46
<b>Tablo 4.2.</b>	KA <sup>1</sup> için kenar uyumu değerlendirilmesi ..... 49
<b>Tablo 4.3.</b>	Basamak uyumunun değerlendirilmesi (µm)..... 53
<b>Tablo 4.4.</b>	Aksiyel uyum değerlendirilmesi (µm)..... 56
<b>Tablo 4.5.</b>	MD ve BL yöndeki oklüzal uyumun değerlendirilmesi (µm) ..... 58
<b>Tablo 4.6.</b>	Hacim değerlendirilmesi (mm <sup>3</sup> )..... 60

## 1. GİRİŞ

Günümüzde, bilgisayar destekli sistemlerin katkısıyla dijital diş hekimliğinde ciddi gelişmeler kaydedilmektedir. Bu sistemler sayesinde tedavi süresi ve randevu sayıları azaltılmakta ve restorasyonlar tek seansta tamamlanabilmektedir.

Protetik diş hekimliğinde kaybedilmiş olan fonksiyon, fonasyon ve estetiği iade etmek amacıyla birçok restoratif materyal ve teknik geliştirilmiştir. Porselenler, bu amaçla kullanılan tüm materyaller içinde doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyaller olmuştur. Dental porselenler, estetik avantajlarının yanısıra, su absorbe etmemesi, ısı iletmemesi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilmesi gibi önemli özelliklere sahiptir (1).

Klasik porselen restorasyonların önemli dezavantajlarından bazıları, kırılma olmaları ve karşıt doğal diş yapısında aşınmaya neden olmalarıdır. Diğer taraftan alt yapı ve üst yapı şeklinde ikili sistemler halinde yapılan restorasyonlar, diş yapısından fazla miktarda redüksiyonu gerektirmektedir. Tek aşamalı porselen sistemlerinde de yeterli dayanıklılığın sağlanabilmesi için daha fazla preparasyon gereklidir. Son zamanlarda kullanıma sunulan yeni seramik materyaller, seramik ve polimer kombinasyonundan oluşmaktadır. Geleneksel porselen materyallerin elastisite modülü, mine ve dentine göre daha yüksektir. Kompozit materyallerinki ise mine ve dentinden daha düşüktür. Mine ile dentin arası bir sertliğe sahip olan hibrit seramiklerin elastisite modülü dentininkine yakındır. Hibrit seramikler kullanılarak daha az preparasyonla restorasyon tamamlanmakta böylece diş yapısı da korunmaktadır (2). Bunun sonucu olarak daha ince materyallerle daha dayanıklı ve uzun ömürlü restorasyonlar tek seansta yapılabilir. Bu yeni tam seramiklerin diğer bir kullanım alanı implant üstü sabit protetik restorasyonlardır. Materyalin sahip olduğu esneklik sayesinde tamamen rijit bir bağlantı ara yüzüne sahip olan implantlarda, fonksiyonel yüklerin bir kısmının absorbe edilmesi ile kemik ve implant üzerinde koruyucu bir etki oluşturduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmada kullanılan materyaller CAD/CAM sistemi ile üretilen, tek seansta hastanın tedavisinin bitmesini sağlayan seramiklerdir. Gruplar 2 farklı oranda kompozit içeren hibrit seramik ve rezin nano seramikten, zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik ve kontrol grubu olarak lityum disilikat içeren seramikten oluşturuldu. Bu materyallerin kenar ve i uyumları mikro-BT yöntemi ile simantasyon öncesinde karşılaştırıldı.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Birçok dental seramik kristal faz ve silikat cam matriks fazından oluşur. Dental seramiğin yapısı dört oksijen ( $O^{2-}$ ) atomunun, merkezde yer alan bir silisyum ( $Si^{4+}$ ) ile kimyasal bağlar yaparak oluşturduğu silisyum tetrahedradan ( $SiO_4$ ) oluşmaktadır. Bu yapı kapalı bir yapı değildir, kovalent ve iyonik bağlar oluşturulabilir.

Dental seramikler cam silikat, porselen ve cam seramik içeriklidir. Silikat camlarını non-silikat camlarından ayıran, silikonun yapısındaki merkezi çift değerlikli katyona, 4 oksijen anyonunun göreceli olarak bağlanmasıdır. Bu bağ polimetrik tipteki  $(SiO_2)_n$  zincirler içindeki diğer tetrahedra yapılarla rastgele düzen içindedir. Silika bazlı seramiklerde herbir oksijen atomu sadece köşelerde 2 tetrahedra yapısıyla bağlıdır. Bu yüzden tetrahedral yapı paylaşılmış gibi görünür (3).

Dental seramikler; non-metalik, inorganik yapıda ve esas olarak bir ya da daha fazla oksijen içeren metalik ya da semi-metalik elementleri (alüminyum, bor, kalsiyum, seryum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) içerirler.

Seramiklerin temel yapısını feldspar, kuartz (Silika) ve kaolin oluşturur (4).

#### 2.1.1. Feldspar ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ )

Potasyum alüminyum silikat ( $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) ile albit'in ( $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) karışımıdır (5). Dental seramiklerin saydamlığını veren ve ana yapıyı oluşturan maddedir. Dental seramiklerin yapısında en az %60 oranında bulunmaktadır. Birleştirici özelliği ile fırınlama esnasında eriyerek kaolin ve kuartzı sarıp kitlenin bütünlüğünü sağlamaktadır (6).

### 2.1.2. Kuartz (Silika-SiO<sub>2</sub>)

Seramik yapısındaki diğer maddelere göre yüksek erime derecesine (yaklaşık 1700°C) sahip olan kuartz, doldurucu görevi yapmaktadır. %10-30 arasında bulunur (6). Fırınlama sonucunda oluşan büzölmeleri önlemektedir. Yüksek sıcaklıklarda kitleyi stabilize ederek, diş formunun ve detayların kaybolmasını engellemektedir (7).

### 2.1.3. Kaolin (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.2SiO<sub>2</sub>.2H<sub>2</sub>O)

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Çin kili olarak da bilinen kaolin, kitleyi bir arada tutarak seramiğin modelajına yardımcı olmaktadır. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir kıvam elde edilmektedir. Kaolin opak yapıda olduğu için seramik hamuru içine %1-5 oranında ilave edilmektedir (6).

Seramikler genel olarak kimyasal etkilere karşı oldukça dirençlidir ve uzun zaman içerisinde bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Yapılarında serbest elektronlar bulunmaması nedeni ile seramiklerin ısı iletkenlikleri düşüktür. Isı iletkenliği ve ısıl genişleme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (8).

Dental porselenlerin baskı dayanıklılığı 350-550 MPa arasında yüksek değerlerde olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı 20-60 MPa arasında oldukça düşüktür. Porselenlerin shear dayanıklılığı 110 MPa, elastik modülü 69 GPa ve Knoop sertliği 460 kg\mm<sup>2</sup> dir. Porselenin termal özellikleri 0.0030 cal\sec\cm<sup>2</sup> (°C\cm), linear ısıl genişleme katsayısı 12.0×10<sup>-6</sup>\°C'dir (9).

## 2.2. SERAMİKLERİN SINIFLANDIRILMASI

Dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından çeşitli özellikleri dikkate alınarak sınıflandırılmaktadır:

### **A. Fırınlama Isılarına Göre Sınıflandırma (10)**

1. Yüksek ısı seramikleri (1300- 1400 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1100-1300 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (850- 1100°C)
4. Ultra düşük ısı seramikleri (<850 °C)

### **B. Kullanım Yerlerine Göre Sınıflandırma (3)**

1. Hareketli protez dişlerin yapımında kullanılan seramikler
2. Jaket kronlar ve inley-onleylerde kullanılan seramikler
3. Kaplama seramikleri
4. Anterior ve posterior köprülerde kullanılan seramikler

### **C. İçeriklerine Göre Sınıflandırma (11)**

1. Metal Destekli Seramikler
  - a. Döküm metal üzerine bitirilen seramikler
  - b. Metal yaprak üzerine bitirilen seramikler
2. Metal Desteksiz Seramikler
  - a. Feldspar
  - b. Dökülebilir Cam Seramik
  - c. Güçlendirilmiş Alt Yapı

## **2.3. TAM SERAMİK RESTORASYONLAR**

Dental seramikler arasında yeralan tam seramikler, üstün estetik özelliklerinin yanı sıra, çiğneme kuvvetlerine ve aşınmaya karşı dirençlerinin ve klinik başarı

oranlarının yüksek olduğunu bildirilen ve günümüz diş hekimliğinde klinisyenler ve hastalar açısından daha önemli hale gelmiş olan materyallerdir (11).

### **2.3.1. Tam Sreamik Restorasyonların Avantajları (12-14)**

1. Metal-seramik restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme, korozyon, toksik ve alerjik etkiler, translusensi eksikliği tam seramik restorasyonlarda görülmemektedir.
2. Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
3. Isısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliği diş dokusuna yakındır.
4. Alt yapı ile kaplama seramiği arasında, metal-seramik arasında söz konusu olan bağlantı sorunu yoktur.
5. X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için, mevcut dolgu ve kron altındaki dişin kök kanalı rahatlıkla görülebilir.

### **2.3.2. Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları (12)**

1. Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı zayıftır.
2. Üretimleri özel ekipman gerektirir, uzun zaman alır ve maliyetleri yüksektir.
3. Başarı oranı metal seramik restorasyonlar kadar yüksek değildir.
4. Basamaklı kesim gerektiren seramik sisteminde üst çene arka bölgede uygulaması zordur.

### **2.3.3. Tam Seramik Restorasyonların Endikasyonları (15-17)**

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrazyon, atrisyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastema vakalarında,
5. Doğumsal veya kazanılmış diş eksikliklerinde,

6. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
7. Metallere karşı lokal doku reaksiyonu ve allerjisi olan kişilerde, tam seramik restorasyonlar endikedir.

#### **2.3.4. Tam Seramik Restorasyonların Kontrindikasyonları (5, 12, 17)**

1. Diş kesimi sonrası kapanış mesafesinin 1'mm den az olduğu durumlarda,
2. Kısa kron boyuna sahip dişlerde,
3. Periodontal desteği yetersiz olan dişlerde,
4. Bruksizm veya düzeltilemeyecek düzeyde maloklüzyonu olan vakalarda,
5. Daha önce basamaksız kesimin yapılmış olduğu dişlerde,
6. Derin kapanış ve ileri itimin artmış olduğu vakalarda,
7. Kuvvetli ve aktif kas sistemine sahip olan pipo kullanımı veya bazı meslek alışkanlıklarına sahip olan bireylerde,
8. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda, tam seramik kronların uygulanması tercih edilmemelidir.

#### **2.3.5. Yapım Tekniğine Göre Tam Seramik Sistemleri (12)**

Tam seramik sistemlerde değişik sınıflandırmalar mevcuttur. Tam seramik sistemler, yapım tekniği yönünden dört gruba ayrılmaktadır. Bu sınıflandırma aşağıdaki gibidir:

1. Isıya dayanıklı daylar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri
  - Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., ABD)
  - Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD)
  - Hi-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
  - In-Ceram (Vita- Zahnfabrik, Almanya)
2. Dökülebilir cam seramik sistemleri

- Dicor (Dentsply, ABD)
  - Cerapearl (Kyocera, ABD)
3. Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri )
- IPS-Empress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
  - IPS-Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
  - Finesse (Ceramco, Almanya)
4. CAD/CAM sistemleri
- Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)
  - Celay (Mikrona, Almanya)
  - Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)
  - Cercon (DeguDent, Almanya)
  - Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)
  - Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
  - Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)
  - Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

#### **2.4. CAD/CAM SİSTEMLERİ**

CAD/CAM sisteminin diş hekimliğinde ilk kullanımını, Fransız Dr. Francois Durent 1973 yılında “Optical impression” isimli teziyle sağlamıştır (13). Dr. Durent, 1984 yılında CAD/CAM cihazını geliştirmiş ve bir hastada kullanmıştır. Katılımcıların da izlediği çalışmada 4 saatte 1 üye kron yapmıştır. İsviçreli diş hekimi Dr. Werner Mörmann ve elektrik mühendisi Marco Brandestini, 1987 yılında Sirona firması tarafından tanıtılan ilk CAD/CAM sistemini üretmişlerdir (14, 15).

## 2.4.1. CAD/CAM KOMPONENTLERİ

CAD/CAM sistemlerinde tarama/veri elde etme, restorasyon dizaynı ve restorasyonların üretimi gibi aşamalar mevcuttur.

### 2.4.1.1. Tarama / Veri Elde Etme

Bütün dijital sistemlerin ortak komponenti ağız içi şartlarda görüntü kaydedebilen intraoral kamera veya tarayıcıların olmasıdır. Cerec Bluecam, E4D intraoral tarayıcı ve İTero tarayıcı “single image” kamera içermektedir. CEREC AC sisteminde, bluecam (LED kamera) ile elde edilen tek kesitler yazılım programında birleştirilerek 3 boyutlu sanal model haline getirilir. Kısa dalga boylu LED mavi ışık ile kırmızı lazer ışığı karşılaştırıldığında LED yüksek çözünmeye sahiptir (16). Bluecam, manuel ve otomatik modda kullanılabilir. Otomatik mod, kameranın hareket ettirilmesi, titremesi durumunda görüntü elde etmeyi sınırlar; bulanık görüntü oluşumuna neden olur.

E4D intraoral ölçü sistemlerinde kullanılan single-image kamera intraoral görüntü kaydında kırmızı lazer ışığı kullanır (17). Bu şekilde yumuşak ve sert dokuların görüntüsü kaydedilir. Bu sistemde ince ve şeffaf bölgelerin kaydı yapıldığında E4D Accent likiti kullanılır. Bu kamera rapid scan ile manuel ve otomatik görüntü yakalama modunda kullanılabilir. Okluzalden, lingualden, fasialden kesitsel görüntüler kaydedilir (18). Yazılım programı tarama görüntülerine geçici olarak geri dönmeyi sağlar, bütün yapıların tarandığına emin olunur. Ayrıca E4D sistemi “NEVO tarayıcı” isimli yeni bir tarayıcı sistemi geliştirmiştir. Bu sistemde, dünyada ilk kez mavi lazer ışığı bir intraoral tarayıcıda kullanılmıştır. Kullanılan ışık 450 nm dalga boyuna sahiptir, ve detayları daha iyi kaydedebilmekte böylece daha uyumlu restorasyonlar yapılmasına imkan sağlamaktadır. Henüz yeni kullanıma sunulan bu sistemle ilgili basılı herhangi bir data mevcut değildir.

İTero intraoral tarayıcılar, paralel aynı odaklı beyaz ışık ve kırmızı lazer ışığı kullanarak seri halindeki tek tek görüntülerin 3 boyutlu görüntüsünü oluşturur (17, 19-

21). Tarayıcı, 100.000 lazer ışığını, 300 fokal derinlikte ve 50 µm uzaklıkta yakalayabilir (18, 22). Kaydedilen veriler diş yüzeyinden yansıyan ışıklardan oluşmasına rağmen yansıtıcı ajan kullanılmaz. Kamera dişle temas halinde konumlandırılabilir. Operatör kayıt şeklini, okluzal, fasial, lingual, mezioproksimal ve distoproksimal açılar olarak yönlendirmektedir. Ek olarak komşu dişlerin ve karşıt dişlerin de taraması yapılmalıdır. Tarama işlemi bittikten sonra ek bir tarama yapılması istendiğinde, taramaya devam edilemez; bu yüzden yeterli veri elde edilene kadar tarama tekrarlanır. Toplamda 15 ile 30 arasında taranmış görüntüye ihtiyaç vardır. En sonunda yazılım programı, bu tarama görüntülerini veri halinde birleştirir.

Birçok tarayıcı seri şeklindeki görüntüyü yazılım programıyla sanal ortamda 3 boyutlu model haline getirir. Lava COS kamerası ise bir video kameradır ve 3D sanal model bilgisayarda video görüntülerinden elde edilir (23). Sistem saniyede yirmi adet 3D verisini kaydedebilen “aktif dalga boyu örnekleme” modelini kullanır. Üç sensör, klinik tabloyu, değişik açılardan kaydeder ve özel görüntü oluşturma algoritmasıyla model elde edilir. Sanal model 2 ve 3 boyutlu oluşturulur. Tam model oluşturmak için geçiş kayıtlara ihtiyaç yoktur. Dental ark, şerit ya da kesit olarak kaydedilebilir, bilgisayar bu kesitleri 3D model olarak birleştirebilir (20). Operatörün çalışma alanı, 10x13.5mm’dir ve yüzey kaydı alınırken kamera 5-15mm uzaklıkta kalmalıdır. Tarayıcı, geri sarma özelliği sayesinde tüm tarama verilerinin silinmesi yerine belirli bir bölümü seçerek silme imkânı sunmaktadır. Smart scan fonksiyonu ile de konu dışı veriler otomatik olarak silinebilmektedir.

#### **2.4.1.2. Restorasyon Dizaynı**

Bütün bilgisayarlı sistemler, dijital ölçü verilerini üreticinin yazılım programına göre kaydeder. Başlangıçta bu özel veri dosyaları “kapalı yapı” olarak dizayn edilir ve de sadece aynı üreticiye ait programlar tarafından kullanılabilir. CEREC AC ve E4D sistemlerinde halen bu kapalı yapı kullanılmaktadır. Bu dijital dosyalar, farklı firmalara ait programlarda işlenememektedir.

Dijital ölçü sistemlerinin çeşitliliğinden ötürü dental laboratuvarlar her üretici firmanın tasarım ve üretim yazılımını bulundurmaları gerektiği için problem yaşamaktadır. Günümüzde üreticiler, bilgisayar sistemlerini “açık yapı” olarak değiştirmektedir (24). Çoklu birleşmiş ortaklıklar oluşmakta ve farklı sistemler arasında ortak veri dosyası kullanılabilir. İTero 4.05 sistemi açık yapı yazılım platformunu kullanmaktadır (25). Bazı laboratuvarlar, laboratuvar tabanlı CAD/CAM sistemlerini örneğin, Dental Wings ya da 3 Shape sistemini, kullanmaktadır. Öncül dizayn aşamasında, sistem tarafından otomatik olarak tasarlanan restorasyonun, manuel olarak modifiye edilmesi mümkündür.

### **2.4.1.3. Restorasyonların Üretimi**

Restorasyonun dizaynı tamamlandığında, CAD yazılımı ile oluşturulan veriler, frezeleme işlemi için CAM işlemcisine yüklenir ve frezeleme cihazına ulaşır. Cihazlar, frezeleme eksen sayısına göre sınıflandırılır (26):

1. Üç eksenli cihazlar: inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (DeguDent)
2. Dört eksenli cihazlar: Zeno (Wieland-Imes)
3. Beş eksenli cihazlar: Everest Engine (KaVo), HSC Milling Device (etkon).

İlk sistemler, prefabrike bir bloktan frezler, elmaslar veya elmas diskler yardımıyla kesme işlemini uygulamaktaydı. Bu yaklaşım “eksiltici yöntem” olarak isimlendirilen, bir bloktan materyal eksilterek sonunda istenilen şeklin bırakılması yöntemidir. Eksiltme yöntemiyle, hemen hemen tüm şekiller elde edilebilir ancak, pahalı olan bu materyallerin büyük bölümü ziyan edilmiş olur. Tipik bir dental restorasyon elde etmek için bloğun yaklaşık %90’ı eksiltilir. Bir alternatif olarak “ilave edici” CAM yaklaşımı olarak hızlı prototiplendirmede kullanılan gibi (solid free form fabrication) bir teknoloji dental CAD/CAM sistemlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Selektif lazer sinterleme hem metal hem de seramik restorasyonlar üretmek için

kullanılabilen bu tip teknolojilerden birisidir (Medifactoring, Bego Medical AG, Bremen, Germany; Hint ELs, Hint-ELs, Griesheim, Germany) (27).

## **2.4.2. GÜNCEL CAD/CAM SİSTEMLERİ**

### **2.4.2.1. CEREC**

CEREC 3, “Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics” ifadesinin kısaltması olarak tanımlanmaktadır. Bu sistem üç boyutlu (3D) dijital tarayıcı ile frezeleme ünitesini barındırmaktadır. Bu şekilde hastanın tedavisi tek randevuda bitirilirken, geçici restorasyon ihtiyacı da ortadan kalkmaktadır.

CEREC sistemi, 3D dijitalleştirme, verileri dijital model olarak saklama ve özel CEREC 3D yazılımı ile restorasyonu şekillendirmeyi amaçlamıştır. Karşıt ve komşu dişe göre restorasyon tasarımı yapılmaktadır. Tasarıma ait dijital veriler frezeleme makinasına aktarıldıktan sonra hazır seramik / kompozit bloklardan 4 dk. içinde kron elde edilebilmektedir. Bu cihazın son sürümü, CEREC in Lab MC XL’dir. Bu cihaz 25 µm hassasiyetle çalışmakta ve 10 üyeye kadar köprü üretebilmektedir. Günlük 40-60 üye restorasyon üretebilmektedir (28). Son zamanlarda CEREC 3 diş ünitlerine de entegre edilmiştir.

Bu sistemde ölçü alırken preparasyon sınırlarının tam olarak görüntülenebilmesi için dişeti ayrımı ve kanama kontrolünün iyi yapılması gerekmektedir. Görüntüleme işlemlerinde yansıtıcı titanyum dioksit tozları kullanılır (29). Oklüzal ilişkilerin sağlanması için karşıt ve komşu dişlerden de farklı açılardan görüntüler alınır. Otomatik modda çeyrek arkın dijital ölçüsünün alınması 1 dk’dan daha az sürerken karşıt arkın ölçüsü ise birkaç saniyede tamamlanmaktadır (30). Sonra preparasyon dokunmatik ekranda gösterilir. Prepare edilen dişin tüm açıları incelenebilir, preparasyon alanı büyütülebilir. Sanal model üzerinde “die”li çalışma yapılır ve diş hekimi monitörde die üzerinde bitim sınırlarını belirler. CAD’in önerisine göre ilk restorasyon oluşturulur ve diş hekimi bu morfoloji üzerinde vakaya özel gerekli düzeltmeleri yaparak tasarıma son şeklini verir. Restorasyonun son şekli onaylandıktan sonra, prefabrike seramik yada

kompozit bloktan frezeleme ünitesinde tasarlanmış olan restorasyon elde edilir. Restorasyonun rengi, tasarım aşamasında belirlenir. Simantasyon öncesi hafif aproksimal temas uyumlaması gerekebilir.

#### **2.4.2.2. E4D Dentist**

2008 yılının başlarında tanıtılmıştır. Bilgisayar, monitör, lazer tarayıcı, frezeleme ünitesi, sunucu ve iletişim için yönlendiriciden oluşmaktadır. Ağız içi tarayıcısı CEREC 3 sistemdekinden daha kısa vertikal boya sahiptir. Bu nedenle arka bölge taramalarında hastanın ağzını daha az açmasına olanak sağlar. Bu sistemin diğer bir avantajı da görüntüleme için titanyum dioksit gibi yansıtıcı tozlara ihtiyaç duymamasıdır (21). Diğer CAD/CAM sistemlerinde olduğu gibi restorasyonun yapılacağı dijital modeller oluşturulur. Bu modeller, elastomerik ölçü maddesi ile oluşturulan alçı modellerden daha gerçekçi ve bilgilendirici olmaktadır.

Ayrıca E4D sisteminde kullanılan ICEverything (ICE) dentologic yazılım sistemi ile dişlerin ve dişetinin preparasyondan önceki görüntüsü ile preparasyondan sonraki görüntülerini alır. 3D ICE görüntüleri çakıştırılarak marjinler kolayca ve başarılı bir şekilde belirlenir (18). Sistemin dokunmatik ekranı preparasyonun çeşitli açılardan incelenmesine olanak sağlar. E4D dentist sistem, otomatik algılama özelliğine sahiptir. Bu sayede preparasyonun bitim sınırlarını belirleyebilmektedir. Diş hekimi yazılım tarafından otomatik olarak belirlenen özellikleri onayladıktan sonra; Autogenesis yazılım programıyla sistem, belleğindeki anatomik özellikleri kullanarak restorasyonu oluşturur (28). Lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, lityum disilikat bloklar, nanoseramik ve geçici amaçla kullanılan bloklar E4D Dentist sistemi ile uyumludur (28).

#### **2.4.2.3. İTero**

İTero dijital ölçü sistemi 2007 yılında geliştirilmiştir. “Paralel confocal” temeline dayanan sistemin, küçük bir alandan ışın yayan bir tarayıcısı bulunmaktadır (19, 24). Bu ışınlar belirli bir mesafedeki yüzeye çarptıktan sonra tarayıcı çubuğa geri

yansır. İTero cihazı 100.000 kırmızı ışın yansıtır (30). Görüntüleme için titanyum dioksit gibi yansıtıcı tozlara ihtiyaç duyulmaz (19).

İTero sistemi; bilgisayar, monitör, mouse, klavye, ayak pedalı ve tarayıcı çubuktan oluşan hareketli bir cihazdır. Tarayıcısı nispeten büyüktür ve hastanın ağzını genişçe açabilmesi gerekmektedir. Sesli uyarılar rehberliğinde diş hekimi hastanın dişleri ve okluzal kapanışı ile ilgili birçok tarama yapar. Bu tarama devamlı bir tarama değildir; gerekli durumlarda tarayıcı ağızdan uzaklaştırılıp, ağız ortamında yıkama kurutma yapıldıktan sonra taramaya devam edilebilir (31). Eğer preparasyonun değiştirilmesi gerekiyorsa düzeltmeler yapıldıktan sonra ilgili bölge tekrar taranabilir (32). Tüm tarama tamamlandıktan sonra diş hekimi ayak pedalına birkaç dakika basılı tutar, böylece dijital model ekranda gösterilir. Kablosuz mouse kullanarak, diş hekimi dijital modeli ekranda döndürür ve değişik açılardan inceler. Preparasyonun uygunluğu onaylandıktan sonra, tarama verileri laboratuvara gönderilir. Bu tarama işleminde sesli uyarılar son derece yardımcı olur. Hastanın bütün verileri ve laboratuvar yönergesi, tarama prosedüründen önce bilgisayara girilmektedir. Dijital veri, Cadent'e gönderilir ve burada dijital ölçü sert plastik modele dönüştürülür. Cadent'den gelen model üzerinde, bölgedeki diş laboratuvarında final restorasyon tamamlanır (33).

#### **2.4.2.4. LAVA COS**

Lava Chairside Oral Scanner (COS), Prof. Doug Hartand, Dr. Janos Rohaly tarafından geliştirilmiş ve 2006 yılında 3M ESPE firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Bu sistem, active wave front sampling (AWS) içeren 3D Motion tekniğini kullanır (34). Bu teknik revolutionary optik dizayn ve görüntü üretim algoritması içermektedir. Diğer dijital ölçü tarayıcıları ise triangulasyon ve lazer yaklaşımını kullanmaktadır. Tarayıcılar bunları yaparken oldukça yavaştır. Distorsiyon ve optik illüzyon gibi dezavantajlara sahiptir. Lava COS ise AWS ile görüntüyü video modunda hızlı bir şekilde tarayarak kısa sürede sanal model oluşturmaktadır (35).

Lava COS hareketli bir ünitedir. Bilgisayar, dokunmatik ekran ve tarayıcı çubuk içerir. Tarayıcı çubuğun (13,2 mm genişliğinde ve 14 gr ağırlığında) ucundaki kamera

192 light-emitting diodes (LEDs) ve 22 lenstir. Klavye ve mouse kullanmaya gerek yoktur.

Cadent İTero sisteminde yansıtıcı toz kullanmaya gerek yoktur, CEREC ise ağır tozların kullanımını gerektirir. Lava COS ise yalnızca referans noktaların belirlenmesi için bir miktar yansıtıcı toza ihtiyaç duyar.

Diş preparasyonu ve dişeti ayrımından sonra, dişler kurutulur ve hafifçe toz dökülür. Diş hekimi tarama işlemini başlatır, dişler siyah beyaz olarak monitörde izlenir. Tarama oklüzal yüzeyden başlar, sırasıyla bukkal ve lingual yüzeyler taranır. Herhangi bir ani hareket olursa, tarama otomatik olarak duraklar, ancak diş hekimi herhangi bir yüzeyden taramaya devam edebilir. Yazılım, ek olarak yüzeyleri ve diğer yapıları (diş ve dişeti, dil, dudak, yanak) ayırt edebilir. Dişler tarandığında monitörde parlak beyaz olarak izlenir. Yüzeyde herhangi bir kırmızı alan varsa, bu bölgenin daha detaylı taranması gerekir. Ekranda diş hekiminin hangi uzaklıktan tarama yapacağını belirleyen rehberler de mevcuttur. Prepare edilen dişler ve komşu dişlerin taranmasından sonra tarama durdurulur ve monitördeki sonuç değerlendirilir. Hekim ekranda görüntüyü büyütme ve döndürme şansına sahiptir. Ayrıca 3D görüntü, 2D görüntüye dönüştürülebilir. Diş hekimi fonksiyonel alanda gerekli detayları taradıktan sonra, yaklaşık 2 dakika süresinde tüm arkı tarar. Yazılım, referans noktalarını kullanarak önceki görüntüleri entegre eder. Karşıt ark da tarandıktan sonra, hastadan maksimum kapanışta ağızını kapatması istenir, bukkal yüzeylere toz serpilir ve 15 saniye taranır. Böylece maksilla ve mandibula dijital olarak artikülatöre alınmış olur (18). Son veriler teknisyene gönderilir, stereolitografik model elde edilir ve final restorasyon oluşturulur.

### **2.4.3. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları**

CAD/CAM uygulamalarının birçok avantajı mevcuttur (36, 37).

1. Daha iyi restorasyonların daha kısa süre içinde elde edilmesi,
2. Çapraz kontaminasyonun en aza indirilmesi,

3. Tek seansta uygulanabildiği için hem hekim hem de hasta açısından zaman kaybının engellenmesi,
4. Geçici kron hazırlama, dişlerde hassasiyet oluşması gibi faktörlerin eliminasyonu,
5. Üretimin geleneksel yöntemlerden daha kolay ve hızlı olması nedeniyle teknisyenlerin iş yükünün azalması.

#### **2.4.4. CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları**

Avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da mevcuttur (36).

1. CAD/CAM sistemlerinin pahalı sistemler olması,
2. Sublingual bölgede dijital ölçü alınırken zorluklar yaşanması,
3. Monokromatik blokların kullanılması halinde yeterli estetiğın sağlanamaması.

#### **2.4.5. CAD/CAM Materyalleri**

Tek seans CAD/CAM restorasyonlarında kullanılan bazı bloklar Tablo 2.1 de gösterilmiştir (2, 38-40).

**Tablo 2. 1.** Tam sermik restorasyonlarda kullanılan bazı CAD/CAM blokları

<b>Sınıflama</b>	<b>Marka Adı (Üretici Firma )</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Estetik seramikler (Feldspatik)</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Vitablocs Mark II (Vident)</li><li>▪ CEREC Blokları (Sirona Dental)</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Estetik seramikler (Lösit)</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ IPS Empress CAD (Ivoclar)</li><li>▪ Paradigm C (3M ESPE)</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Yüksek dayanıma sahip seramikler</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ IPS e.max CAD (Ivoclar)</li><li>▪ Rosetta SM (Hass)</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Kompozit rezin içerikli seramikler</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Paradigm MZ100 (3M ESPE)</li><li>▪ Lava Ultimate (3M ESPE) (Resin Nano Ceramics)</li><li>▪ Vita Enamic (Vident) (Hybrid Ceramics)</li><li>▪ CERASMART( GC) (Flexible Nano Ceramics)</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Zirkonyum içerikli seramikler</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Vita suprinity (Vident)</li></ul>
<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Geçici bloklar</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Vita CAD-Temp (Vident)</li><li>▪ Telio-CAD (Ivoclar)</li></ul>

#### **2.4.5.1. Estetik Seramikler (Feldspatik)**

##### *Vitablocs Mark II (Vident)*

Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) 1991 yılında CEREC 1 sistemi (Siemens AG, Bensheim, Germany) tarafından piyasaya sürülen makinelebilen feldspatik porselendir. Temel olarak % 60-64 oranında SiO<sub>2</sub> ve %20-23 oranında Al<sub>2</sub> O<sub>3</sub> içerir. Kompozit rezin simanlarla adeziv simantasyon için hidroflorik

asit ile asitlenerek mikromekanik bağlantı artırılabilir (41). Materyalin baskı dayanıklılığı polisaj yapıldığında 130 MPa, glaze yapıldığında 160 MPa'dır (42).

#### *CEREC Blokları (Sirona Dental)*

CEREC Blokları, biyouyumluluk, renk, dayanıklılık ve aşınma direnci açısından doğal diş minesini andıran, düzgün yapılandırılmış feldspatik seramikten oluşur. Kromatik dentin ve görünür anterior diş bölgesindeki translüsens bölge arasındaki etkileşim daha öncesinde CAD/CAM sistemlerinin kullanımı için sınırlayıcı bir faktör olmaktadır. Ancak CEREC Blocs C In ve bu bloklar için ayarlanmış yazılım algoritması bunu değiştirmiştir. Bloklar, translüsens bir mine katmanı ile kaplı yüksek derecede kromatik dentin iç çekirdeğinden oluşmaktadır (43).

#### **2.4.5.2. Estetik Seramikler (Lösitle güçlendirilmiş)**

##### *IPS Empress CAD (Ivoclar)*

IPS Empress CAD; lamina, inley, onley, anterior ve posterior restorasyonlar gibi çok estetik, monokromatik uygulamalar için uygundur. Homojenlik ve ışık dağılım özellikleri sayesinde IPS Empress, dengeli bukalemun efekti sağlar. Optik özelliklerinin yanısıra IPS Empress CAD restorasyonları, doğal translüsensi özelliklere sahip estetik ve 160 Mpa sağlamlık değeri ile karakterizedir (44).

##### *Paradigm C (3M ESPE)*

%30 oranında iki fazlı lösit seramik içeren cam seramik CAD/CAM bloğudur. Parlak translüsensi ve floransı sayesinde bukalemun etkisi gösterir. Kristalizasyon aşaması gerektirmez. İnley, onley, lamina ve kron endikasyonları mevcuttur (45).

### 2.4.5.3. Yüksek dayanıma sahip seramikler (Lityum disilikat)

#### *IPS e.max CAD (Ivoclar)*

IPS e.max CAD “ mavi blok” iki basamaklı kristalizasyon işlemi kullanır. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta lityum meta-silikat kristalleri çökeler. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir ve içeriğindeki ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. İkinci ısıl işlem aşındırma tamamlandıktan sonra yapılır ve meta-silikat faz tamamen çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Bu ısıl işlem porselen fırınında 840-850°C’de gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli cam seramik restorasyonlar elde edilir (46). Basma dayanımı 360-400 MPa arasındadır (42, 47).

#### *Rosetta SM (Hass, Gangneung, Korea)*

Rosetta SM piyasaya yeni sürülen lityum disilikat içerikli CAD/CAM bloğudur. Estetik cam seramik blokları 130 MPa basma dayanımına, yüksek dayanımlı cam seramik blokları 350 MPa basma dayanımına sahiptir. İnley, onley laminat veneer, anterior ve posterior tek kron endikasyonları mevcuttur. Kang ve ark.(39) IPS e.max CAD ile Rosettanın basma dayanıklılığını arasında önemli bir fark bulamamışlardır.

### 2.4.5.4. Kompozit rezin içerikli seramikler

#### *Paradigm MZ100 (3M ESPE)*

Mikrometre ve sub-mikrometre zirkonya-silika doldurucuları içermektedir. Direk kompozit rezinlerden ve MZ100’den daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. Partikül boyutları mikro seviye olduğu için frezelenme esnasında zarar görme oranı düşüktür ve polisajı kolaydır. Bu blokların dezavantajı monokromatik olmasıdır (42).

#### *Lava Ultimate (3M ESPE) (Rezin Nano Seramik)*

%20 rezin %80 nano seramik içerikli rezin nano seramik CAD/CAM bloğudur. Basma dayanımı 200 MPa dır. İnley, onley laminat veneer, implant üstü kron, anterior ve posterior tek kron endikasyonları mevcuttur. Glaze işlemine gerek kalmadan polisaj yapılarak restorasyonlar bitirilebilmektedir. Metal ve zirkonyum destekli seramik restorasyonlarla karşılaştırıldığında elastik modülü dentine yakındır (40, 48).

#### *Vita Enamic (Vident) (Hibrit Seramik)*

%14 organik polimer, % 86 inorganik seramik içeren hibrit seramik CAD/CAM bloğudur. Baskı dayanımı 150 MPa dır. Bu materyalin üretimi 2 basamaktan oluşur. Birinci basamakta pre-sinterize pörözlü yapıda seramik üretilir, ikinci basamakta bu yapıya polimerler infiltre edilir (49). İnley, onley ve tek kron endikasyonları vardır. Bu materyal yüksek baskı dayanımı, dentine benzer elastik modülüsü ve aşınmaya sahiptir. Minimal preparasyonla mekanik olarak dayanıklı restorasyonlar yapılabilir (2).

#### *Cerasmart (GC) (Flexible Nano Seramik)*

Cerasmart (GC, Tokyo, Japan) Monomer olarak Bis-MEPP, UDMA, DMA; doldurucu olarak 20 nm silika, 300 nm baryum camdan oluşur. Basma dayanımı 242 MPa'dır (50). İnley, onley, anterior ve posterior kron, implant üstü kron endikasyonları mevcuttur.

### **2.4.5.5. Zirkonyum içerikli seramikler**

#### *Vita Suprinity (Vident)*

%10 zirkonyum ile güçlendirilmiş cam seramik CAD/CAM bloğudur. Anterior ve posterior kronlarda, implantüstü kronlarda, inley, onleylerde ve laminate veneerlerde kullanım endikasyonu mevcuttur. Bu bloklar kristalizasyon öncesinde translusenttir. Kristalizasyon sonrasında ipeksi-mat bir görünüme ulaşır (51).

#### 2.4.5.6. Geçici blokları

##### *Vita CAD-Temp (Vident)*

Çok üyeli ya da tek üyeli uzun dönemde kullanılabilen geçici restorasyonların yapımında kullanılan kompozit içerikli CAD/CAM bloğudur. CEREC MC ve inLab MC XL ile freze edilir (52).

##### *Telio-CAD (Ivoclar)*

Telio-CAD blokları uzun süre kullanılan (12 aya kadar) geçici restorasyonların CAD/CAM tekniği ile üretilmesi için uygulanır. Telio-CAD-restorasyonları ya direkt klinikte (örn. CEREC®/Sirona) veya diş laboratuvarında (örn. inLab®/Sirona) frezelenir. Ayrıca seçenek olarak; Telio-CAD dışarıda bir freze merkezinde de (örn. Nobel Procera™/Nobel Biocare) üretilebilir. Geçici anterior ve posterior kronlar, 2 ara üyeli geçici anterior ve posterior köprüler, implant için geçiciler, çene eklem problemlerinde ve çiğneme düzlemindeki düzeltmelere bağlı restorasyonlarda endikedir.

### 2.5. KENAR VE İÇ UYUM

Kenar uyumu sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Restorasyonların oturacağı, kron protezi için hazırlanmış diş yüzeyinin geometrik formu, yan yüzlerin eğimlerinin derecesi, simantasyonda kullanılan malzemenin yapıştırma esnasındaki akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç, kenar bitim şekli, restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler olarak adlandırılmaktadır (53, 54). Bunun önemini vurgulayan Shillinburg ve ark. (55) ‘Oral kavitenin biyolojik ortamında restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi, sadece sabit protez kenarının diş kesiminin bitiş çizgisine sıkıca adapte olması ile sağlanır’ demektedirler.

Kron kenarları hakkındaki literatürler 3 kategoriye ayrılmaktadır: Lokasyon, konfigürasyon ve uyum.

### **2.5.1. Lokasyon**

- Subgingival
- Gingival
- Supragingival

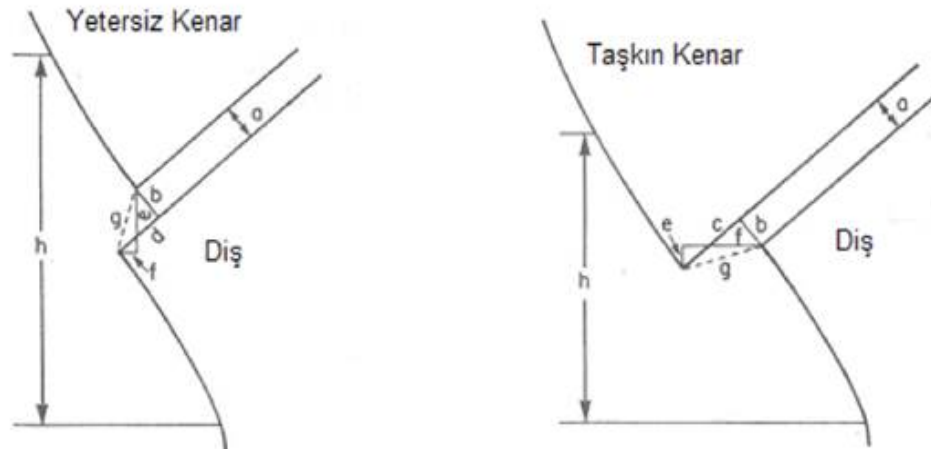
### **2.5.2. Konfigürasyon**

Tam seramik restorasyonlar için diş kesimi yaparken seramik krona kole bölgesinde yeterince destek sağlamaya önem verilmelidir. Bunun için kenar bitim şekli olarak iç açıları yuvarlatılmış çepeçevre shoulder veya uygun genişlikteki chamfer hazırlanmalıdır. Kullanılan çepeçevre shoulderın genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tamamı seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağlamaktadır (56).

El- Ebrashi ve ark. (46) farklı kenar geometrilerde fotoelastik modeller üzerinde deneysel stres analizlerini incelemişlerdir. İç açısı yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamağın en az stres birikimine sahip olduğunu ve bevel ile feather edge basamağın ise en yüksek stres birikimi gösterdiğini bulmuşlardır. Renne ve ark. (57) ideal kron preparasyonunu belirlemek için yaptıkları bir araştırmada modifiye shoulder (yuvarlatılmış shoulder) basamak tarzının kenar uyum ve kırılma dayanımı açısından en uygun basamak tarzı olduğunu belirlemişlerdir.

### **2.5.3. Uyum**

Sabit restorasyonların değerlendirilmesinde, kırılma dayanıklılığı ve estetikten ayrı olarak klinik kalite ve başarı için, kenar ve iç uyumun yeterli olması da en önemli kriterlerdendir. Bir kronun kenar açıklılığının artması, siman çözünme hızını ve mikrosızıntıyı artırır. Oral kaviteden mikrosızıntı vital pulpanın enflamasyonuna neden olabilir (58).



**Şekil 2.1.** Holmes ve ark.na göre uyumsuzluk terminolojisi. a: iç aralık, b: kenar aralığı, c: taşkın kenar, d: yetersiz kenar, e: dikey kenar açıklığı, f: horizontal kenar açıklığı, g: mutlak kenar açıklığı, h: oturma uyumsuzluğu

Literatürde kenar uyumunun değerlendirilmesiyle ilgili birçok teknikten söz edilmiştir. Bu teknikler 5 ana grupta toplanır: direkt inceleme, kesit alma, ölçü tekniği, sond ile muayene ve X ışınları ile görüntüleme teknikleridir (59). Gözle ve sondla muayene gibi nitel teknikler kesin sonuç vermez ve genellikle subjektiftir. Araştırmacının tecrübe ve hassasiyetine bağlıdır. Subgingival marjinlerde bu yöntemlerin güvenilirliği azalır (58, 60). Yıkıcı olmayan diğer popüler bir teknik de akıcı kıvamlı ölçü materyelleri ile uyumun değerlendirilmesidir. Ancak bunda da materyalin distorsiyona uğraması ya da zarar görmesi sonuçları etkilemektedir (61, 62).

Örneklerden kesit alınarak yapılan kenar ve iç uyum değerlendirmesinde ise sadece kesit alınan bölge incelenir. Restorasyonun bütünü değerlendirilemez. Mikro-BT restorasyona zarar vermeden uyumun değerlendirilebildiği yeni bir yöntemdir. Bu teknik, kenar ve iç bölgelerdeki açıklıkları çok ince kesitler alınarak iki ve üç boyutlu olarak inceleme imkanı sağlar (63).

Geniş iç uyumsuzluklar restorasyonun dişe tam bağlanmasına engel olarak restorasyonun bütünlüğünü tehlikeye atabilir. Kenar uyumunun tam olması uzun dönem klinik başarının ön koşuludur (64). Prepare edilen dişe restorasyon arasındaki siman

aralığı yaklaşık 25-100 µm kadardır (9, 65, 66). Bu durum örneklerden kesit alınarak yapılacak mikroskop değerlendirmesini çok zor kılmaktadır. Bu noktada kesit almayı gerektirmeyen ve çok küçük alanlarda bile ayrıntılı bilgi verebilen Mikro-BT kullanımı çeşitli avantajlar sunmaktadır.

## 2.6. MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Mikrotomografi sistemi ilk kez 1980'lerin başında Jim Elliott tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak 50 µm çözünürlükle küçük tropik bir yılan incelenmiştir. Mikrotomografi tarayıcılar 5-50 µm kalınlıkta kesit alarak yüksek çözünürlüklü taramaları olanaklı kılmaktadır (67). Mikrotomografi genel yapı olarak bilgisayarlı tomografiye benzemektedir. Mikrotomografi cihazının ana parçaları X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneği belli aralıklar ile çeviren bilgisayar kontrollü bir adım motoru, ortamdaki X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntü verisine çeviren bir CCD (charge coupled device) kamera, görüntü toplayıcısı ve tüm bunları kontrol eden bir bilgisayardan oluşmaktadır.

Mikro-BT'nin en önemli avantajı farklı yoğunluk olması şartı ile diş sert dokularını, restorasyonları ve bağlayıcı ajanları ayrıntılı bir şekilde göstermesidir. Mikro-BT ile elde edilen veriler bilgisayarda analiz edilip üç boyutlu modeller oluşturularak önemli bilgiler elde edilebilir (68). Diğer önemli avantajı ise örneklere zarar vermeden analiz yapılabilmesidir.

Mikro BT ile kemik ve diş gibi mineralize dokular, biyomateryaller, polimerler ve seramikler gibi çok çeşitli materyaller incelenebilir (69). Çevre dokulardan daha yoğun bir kontrast madde serpilerek yumuşak dokular da incelenebilir. Bu sistemin gelişmesiyle yeni nesil cihazlarla canlı küçük hayvanlarda in-vivo görüntüleme yapılabilir. Diş hekimliğinde diş dokuları ile ilgili ölçümlerde, kök kanal morfolojisinin incelenmesi (70) ve preperasyonun değerlendirilmesinde, kemik gelişimi ve tamirinin değerlendirilmesinde, doku mühendisliğinde, mineral konsantrasyonunun ölçülmesinde, implantolojide ve implant çevresindeki kemiğin değerlendirilmesinde kullanılır (71-75).

Mikro-BT farklı retreatment tekniklerinin etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılan no- invaziv ve non-destrüktif bir metoddur. Bu yöntem, diş dokusunun yanı sıra kanal dolgu materyallerinin de rekonstrüktif ve hacimsel değerlendirmesine olanak sağlar (76). Diş hekimliğinde restorasyonların kenar ve i uyumlarının değerlendirilmesinde de mikro-BT kullanılmaktadır (63, 77-79).

Bu çalışmada; sabit protetik tedavide kullanıma yeni sunulan tam seramik materyallerin simantasyon öncesi kenar ve iç uyum özelliklerinin halen yaygın olarak kullanılan ve güvenilirliği kanıtlanmış materyallerle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Test edilen hipotez, IPS e. max CAD bloğu ile kullanıma yeni sunulan Vita Enamic, Lava Ultimate ve Vita Suprinity CAD/CAM bloklarının kenar ve i uyumları arasında fark yoktur.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, kullanıma yeni sunulan bazı tam seramik sistemlerin (IPS e.max CAD, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Lava Ultimate) kenar ve iç uyumlarının mikro bilgisayarlı tomografi yöntemi ile incelenmiştir.

#### 3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Ana modelin hazırlanmasında, doğal dişleri taklit eden akrilik esaslı plastik çene (ANA 4, Frasaco, Tettang, Almanya) kullanıldı. Sol alt 1. molar diş, diş örneklerinin üretimi esnasında ana model olarak kullanılmak üzere prepare edildi (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1.** Doğal dişleri taklit eden akrilik esaslı plastik çene

Diş kesimi, su soğutması altında elmas frezler kullanılarak yapıldı. Kenar bitimi olarak 1.2 mm genişliğinde iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak hazırlandı. Kesim derinliğinin standardizasyonunu sağlamak için rehber frezler kullanıldı. Oklüzalden ve diğer yüzeylerden ortalama 1.5-2 mm madde kaldırıldı. Diş preparasyonu esnasında uygun açılara sahip elmas frezler kullanılarak koniklik açısının 6-10° olması sağlandı.

Diş preparasyonu, ince grenli elmas frezler kullanılarak keskin kenarların yuvarlatılmasıyla tamamlandı.

### 3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada, kenar ve iç uyum değerlendirilmesi için 4 grup oluşturuldu. Power analizine göre;  $\alpha=0.05$ ,  $1-\beta=0.80$  alındığında kenar uyumdaki ortalama 5  $\mu\text{m}$ 'lik değişim için her bir gruptan en az 11 örnek hazırlanması gerektiği hesaplandı. Bu çalışmada her bir grup için 12 örnek hazırlandı.

#### 3.2.1. Diş Örneklerinin Hazırlanması

Uyum çalışmalarında kullanılmak üzere daha önce prepare edilen diş taranarak her grup için CAD/CAM (klinik tipi CEREC MC XL) yöntemiyle prepare edilmiş alt 1. molar diş formunda 12 adet diş örneği elde edildi. Böylece IPS e.max CAD, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Lava Ultimate bloklarından meydana gelen 48 adet diş örneği üretildi. Elde edilen diş örnekleri üzerine CAD/CAM yöntemi ile yine kendi cinsindeki materyalden 12 adet kron (toplam 48) yapıldı. Çalışmada kullanılan bloklar ile bunlara ait içerik ve üretici bilgileri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

**Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

CAD/CAM BLOĞU	MATERYALİN İÇERİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
IPS e.max CAD	%70 Lityum disilikat içerikli cam seramik (SiO <sub>2</sub> , LiO <sub>2</sub> , KO <sub>2</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , ZrO <sub>2</sub> , ZnO ve renklendiriciler)	Ivoclar Vivadent, Amherst, NY
Vita Enamic	%14 kompozit içeren hibrit seramik (SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , CaO, TiO <sub>2</sub> )	VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany
Vita Suprinity	%10 zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZrO <sub>2</sub> , SiO <sub>2</sub> , Li <sub>2</sub> O ve renklendiriciler)	VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany
Lava Ultimate	%20 kompozit içeren nano seramik	3M ESPE AG, Seefeld, Germany



**Şekil 3.2.** CEREC Omnicam ve klinik tipi CEREC MC XL

Diş örneklerinin ve kronların üretimi için ana modelin taraması CEREC Omnicam cihazı ile yapıldı (Şekil 3.3). CEREC SW 4.3.1 programıyla test örnekleri dizayn edildi (Şekil 3.4).



**Şekil 3.4.** Restorasyon dizaynı için başlangıç ekranı

CEREC yazılım programında biogeneric individual, biogeneric copy ve biogeneric reference olmak üzere 3 farklı dizayn seçeneği mevcuttur. ‘Biogeneric individual’ dizayn tekniğinde, komşu diş referans alınarak oklüzal/insizal tasarım yapılır. Premolar ve molar dişlerde distal komşu diş, anterior dişlerde mezial komşu diş referans alınarak restorasyon dizayn edilir. ‘Biogeneric copy’ dizayn tekniği, restorasyon için mevcut oklüzal yüzeyi aktarır. İnley, onley ve endokron gibi restorasyonun dizaynında kullanılır. ‘Biogeneric reference’ dizayn tekniğinde ise, morfolojisi referans alınacak diş restore edilecek dişin simetriği, antagonisti veya bizim belirlediğimiz standart modelden taranan bir diş olabilir.

Diş örneklerinin üretimi için dizayn tekniklerinden ‘biogeneric copy’ seçilerek dizayn yapıldı (Şekil 3.5). Klinik tipi CEREC MC XL milledme cihazına takılacak çalışmada kullanılan materyaller belirlendi (Şekil 3.6).



**Şekil 3.5.** Diş örneklerinin üretimi için 'biogenic copy' seçeneği



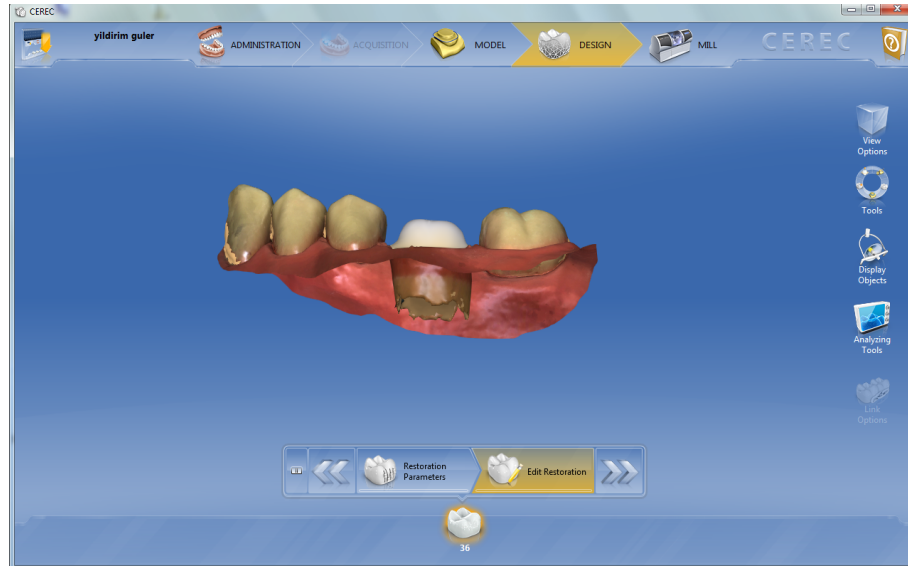
**Şekil 3.6.** Milleme yapılacak bloğun belirlenmesi

Akrilik çeneden sol alt 1. molar diş çıkarıldı ve diş örneğinin kök formunun şekillendirilebilmesi için socketin taraması yapıldı. (Şekil 3.7)



**Şekil 3.7.** Sol alt 1. molar dişin socketinin taraması

Daha sonra sol alt 1. molar diş akrilik çeneye yerleştirildi ve taraması çene üzerinde gerçekleştirildi. Yazılım programı ile socket görüntüsü ve dişin tarama görüntüsü çakıştırıldı (Şekil 3.8).

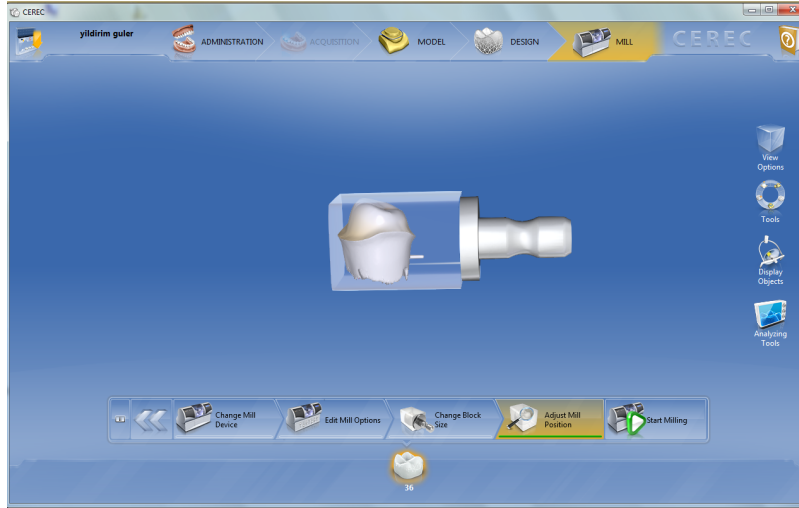


**Şekil 3.8.** Soket taraması ve diş taramasının çakıştırılması



**Şekil 3.3.** Marjinlerin belirlenmesi

Marjinler manual modda belirlendi (Şekil 3.9) ve milleme cihazına gönderilmek üzere diş örneğinin sanal görüntüsü oluşturuldu (Şekil 3.10).



**Şekil 3.4.** Üretilecek diş örneklerinin sanal görünütüsü

Çalışmada kullanılan Vita Enamic ve Lava Ultimate frezeleme sonrası fırınlama gerektirmeyen materyallerdir. Ancak IPS e.max CAD ve Vita Suprinity blokları, milleme sonrası kristalizasyonlarını tamamlamaları için fırınlama gerektiren

materyallerdir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity bloklarından elde edilen diş örneklerinin kristalizasyonları Tablo 3.2 ve Tablo 3.3 de gösterilen değerlerde ayarlanan programat Ivoclar Vivadent porselen fırınında geręekleřtirildi.

**Tablo 3.1.** IPS e.max CAD blokların fırınlama parametreleri kristalizasyon/glaze

<b>Fırın/ Programat (Ivoclar Vivadent)</b>	<b>P300 P500 P700</b>
Bekleme sıcaklığı B - °C	403
Kapanma süresi S – dk.	06:00
Isınma hızı T1 - °C	90
Pişme sıcaklığı T1- °C	820
Bekleme süresi H1 – dk.	00:10
Isınma hızı T2 - °C/dk.	30
Pişme sıcaklığı T2 - °C	840
Bekleme süresi H2 – dk.	07:00
Vakum 1 11- °C / 12- °C	550 / 1022
Vakum 2 21- °C / 22 - °C	820 / 1508
Uzun dönem soğuma L- °C	700
Soğuma hızı T- °C/dk.	0

**Tablo 3.2.** Vita Suprinity blokların fırınlama parametreleri kristalizasyon/glaze

<b>Fırın/ Programat (Ivoclar Vivadent)</b>	<b>P300 P500 P700</b>
Bekleme Sıcaklığı B - °C	400
Kapanma süresi S - dk.	04:00
Isınma Hızı T - °C/dk.	55
Pişme sıcaklığı - °C	840
Bekleme süresi - dk.	08:00
Vakum 1 - °C	410
Vakum 2 - °C	840
Uzun dönem soğuma L - °C	680
Soğuma hızı t L - °C/dk.	0

### 3.2.2. Kronların Üretimi

Kronların üretimi için dizayn tekniklerinden ‘biogeneric individual’ seçilerek dizayn yapıldı (Şekil 3.11).

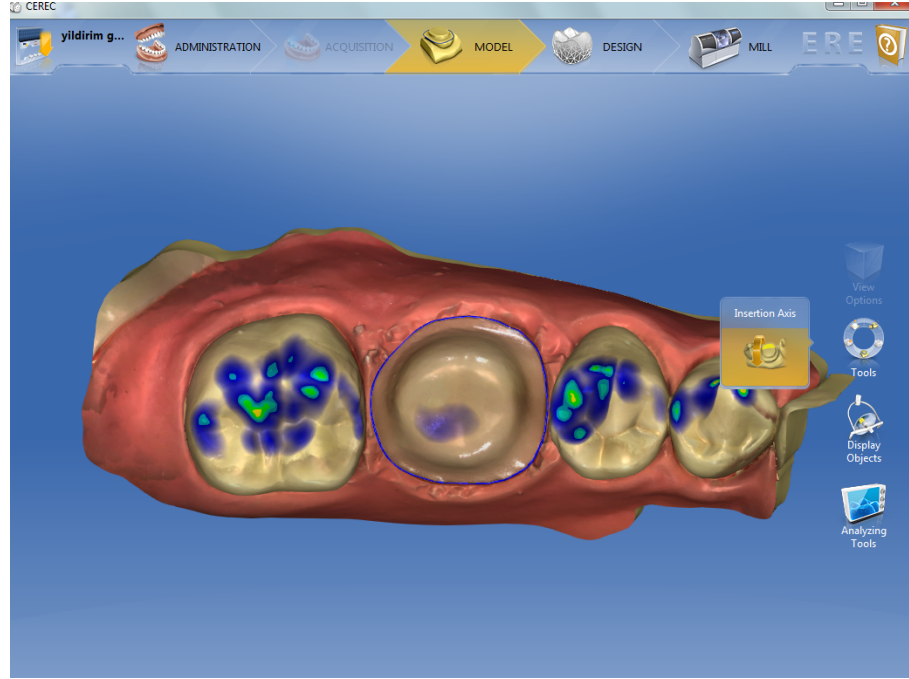


Şekil 3.11. Kronların üretimi için ‘biogeneric individual’ seçeneği

Taramanın başlanacağı sayfaya geçildi (Şekil 3.12A). Taramaya sol alt 2. molar dişin bukkalinden başlandı, tarayıcı uç uzaklaştırılmadan oklüzali ve lingualı tarandı. Bir dişin tam olarak taranması bittikten sonra 1. molar dişe geçildi. 1. molar diş ve 1. molar dişin basamakları da net olarak tarandıktan sonra 1. ve 2. premolar tarandı. Daha sonra kapanış oluşturulabilmesi için üst çene sol bölge de tarandı ve çeneler kapanışta iken bukkalden tarama yapıldı (Şekil 3.12B).

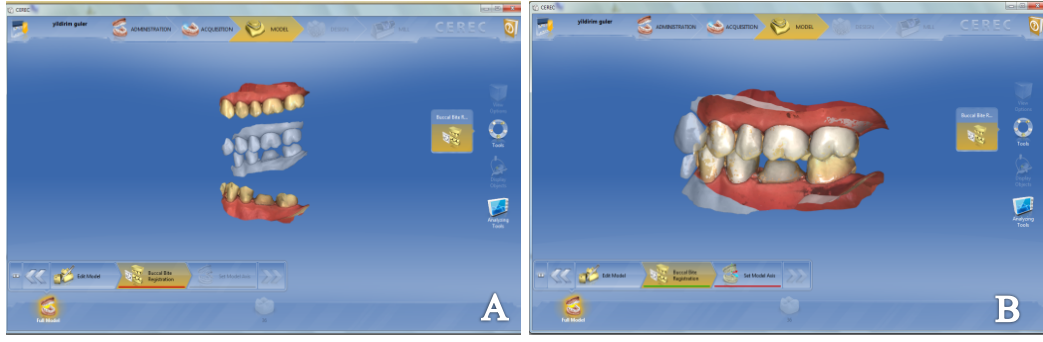


**Şekil 3. 5.** A) Tarama başlangıç sayfası B) Alt çene, üst çene ve kapanışta taramanın yapılması



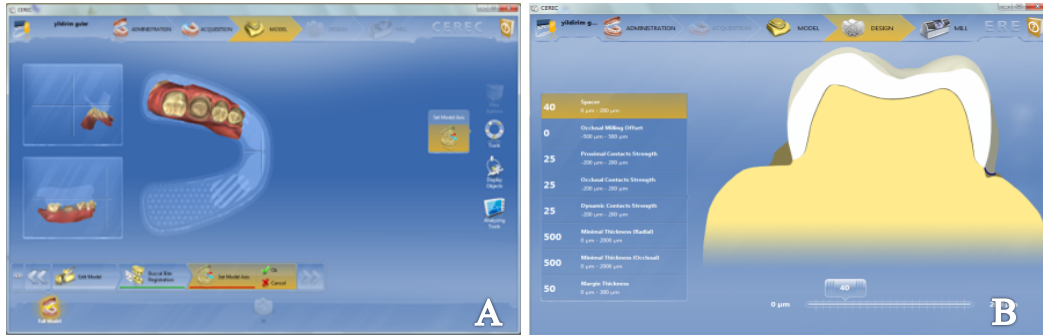
**Şekil 3.13.** Marjinal kenarın belirlenmesi

Marjinal kenar manual modda belirlendi (Şekil 3.13). Alt ve üst çenenin sanal ortamda kapanış modeli elde edildi (Şekil3.14).



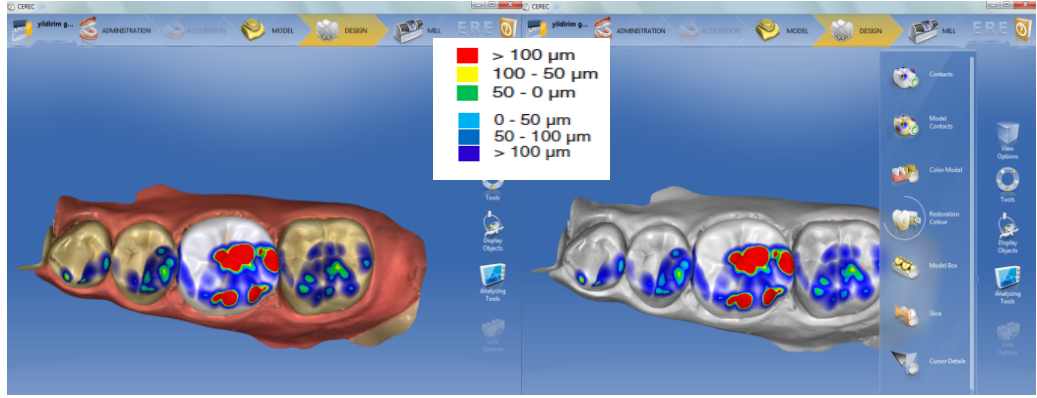
**Şekil 3.14.** Alt ve üst çenenin kapanış modeli

Alt çenenin aksı rehber düzlem ile tam olarak belirlendi (Şekil 3.15A) ve yazılım programının yandaki dişler ve kapanış modelini rehber almasıyla anatomik yapıya uygun kron oluşturuldu. Kronun siman aralığı, proksimal kontak, oklüzal kontak ve dinamik kontak alanı, minimal kalınlığı (radyal ve oklüzal), marjin kalınlığı belirlendi. Siman aralığı 40 µm olarak belirlendi (Şekil 3.15B).



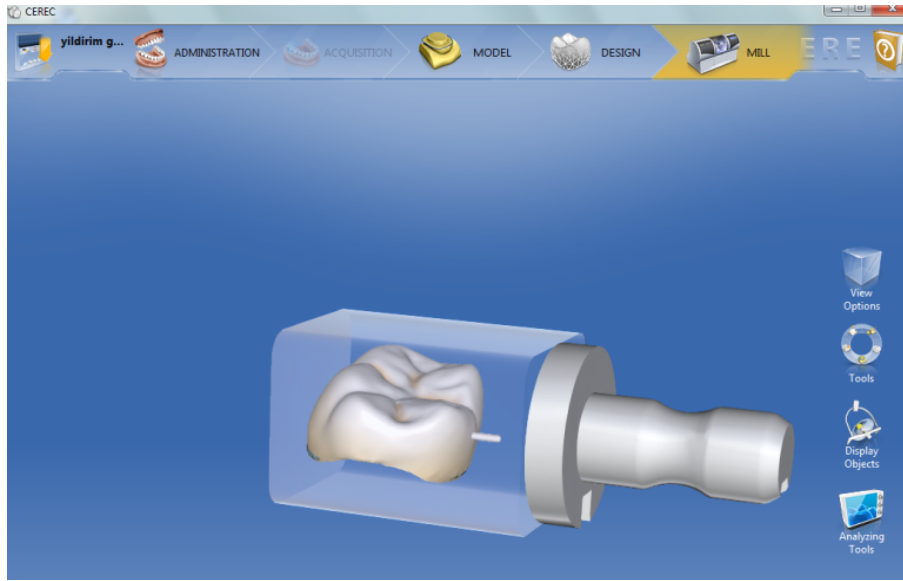
**Şekil 3.6.** A) Alt dişlerin aksının belirlenmesi B) Kronun siman aralığı, proksimal kontak, oklüzal kontak ve dinamik kontak alanının, minimal kalınlığın (radyal ve oklüzal), marjin kalınlığının belirlenmesi

Yazılım programında oluşturulan kromdaki oklüzal temas alanlarından kırmızı, sarı ve yeşil renkler ile gösterilen yüzeyler basıncı, mavi ve tonları ile gösterilen yüzeyler uzaklığı temsil etmektedir (Şekil 3.16).



**Şekil 3.16.** Okluzal temas alanlarının belirlenmesi

Sanal olarak tasarımı tamamlanan kronun milleden yapılacak blok içindeki sanal konumu (Şekil 3.17) ve tijn lokalizasyonu kontrol edildi. Milleden cihazına komut verildi, yaklaşık 12 dk.'da bloğun frezeleme işlemi gerçekleştirilerek kron tamamlandı.



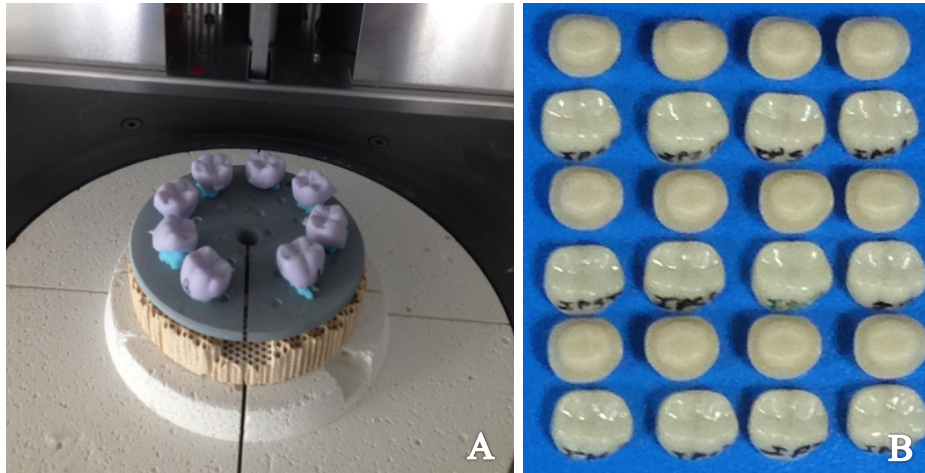
**Şekil 3.7.** Kronun blok içindeki konumu

Çalışmadaki kullandığımız IPS e.max CAD ve Vita Suprinity blokları kristalizasyonunu tamamlamamış materyallerdir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity diş örnekleri üretildikten sonra porselen fırınında (Programat, Ivoclar) kristalizasyonları gerçekleştirildi ve kristalizasyonu tamamlanan diş örnekleri taranarak kronların üretimi yapıldı (Şekil 3.18).

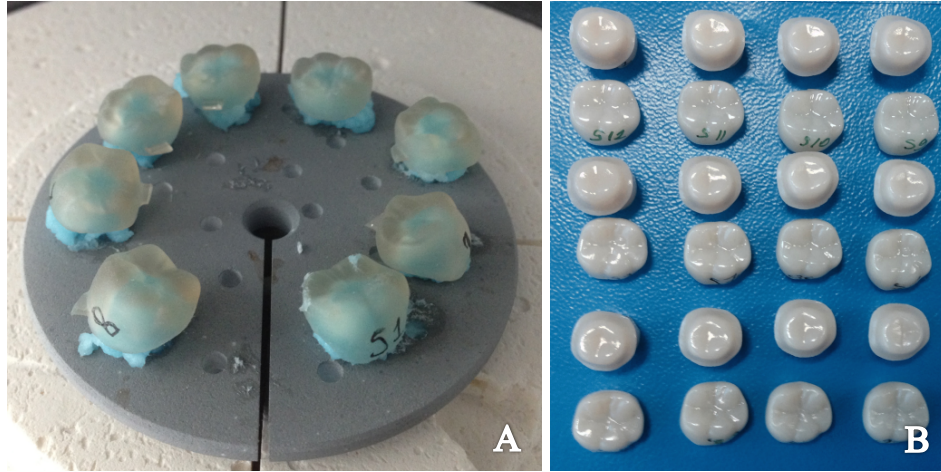


**Şekil 3.18.** IPS e.max CAD diş örnekleri ve kristelize edilmemiş kronlar

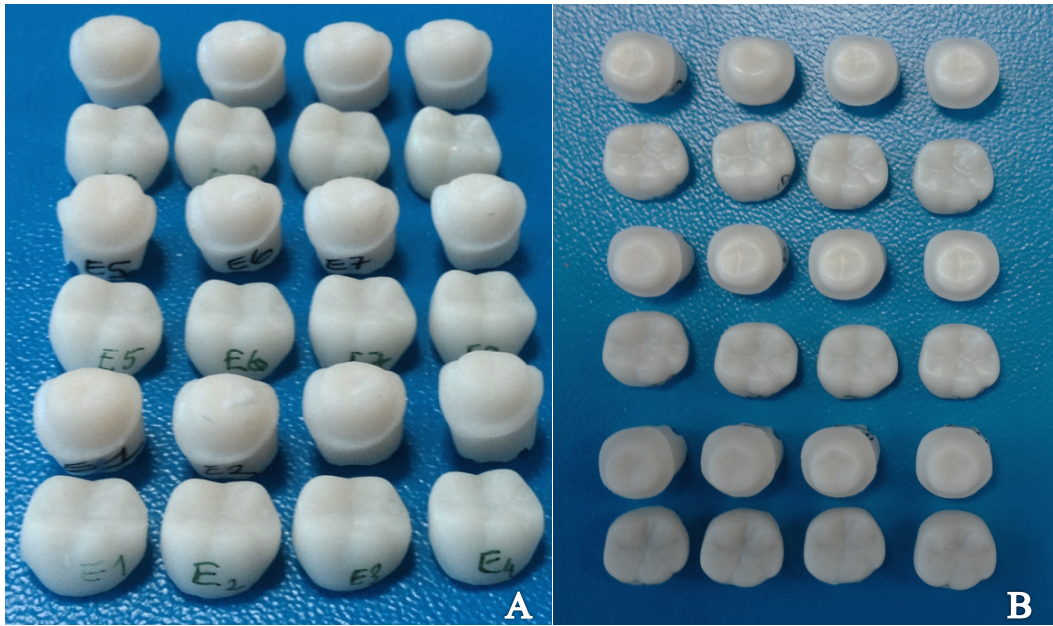
IPS e.max CAD ve Vita Suprinity kronların kristalizasyonları fiksator (Firing pasta, Vita Zahn-fabrik) ile sabitlenerek (Şekil 3.19A ve 20A) porselen fırınında (Programat, Ivoclar) tamamlandı (Şekil 3.19B ve 20B). Vita Enamic ve Lava Ultimate blokların polisaj işlemi ise mekanik yöntemle yapıldı (Şekil 21).



**Şekil 3.19.** A) IPS e.max kronların fiksator ile sabitlenmesi B) IPS e.max CAD diş örnekleri ve kron test örnekleri

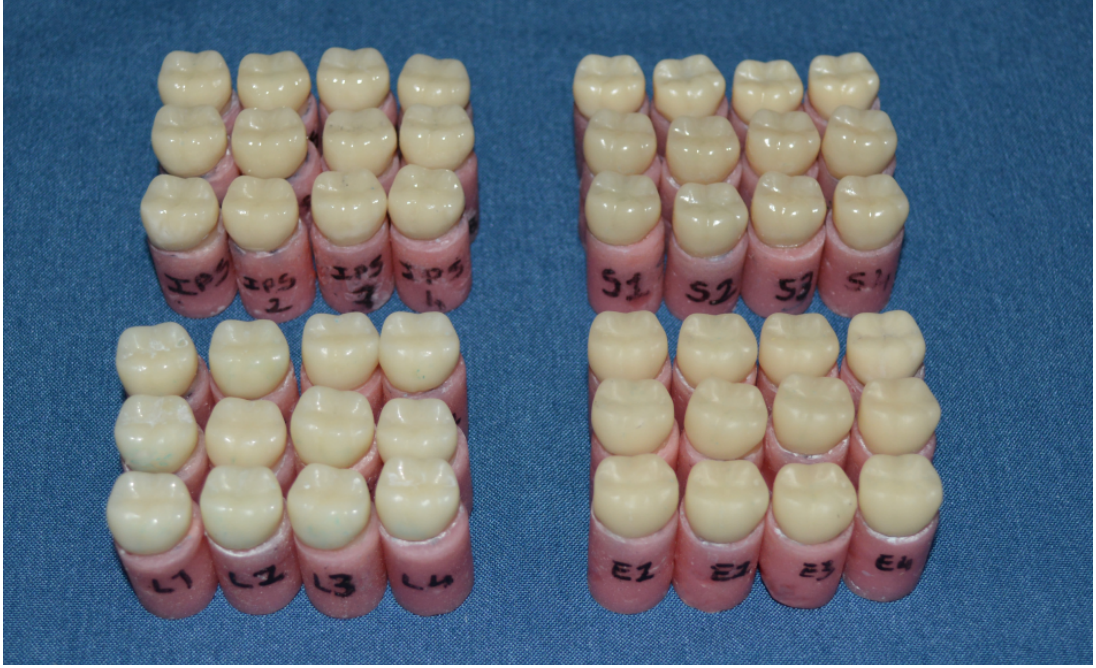


**Şekil 3.20.** A) Vita Suprinity kronların fiksator ile sabitlenmesi B) Vita suprinity diş örnekleri ve kron test örnekleri



**Şekil 3.21.** A) Vita Enamic diş örnekleri ve kron test örnekleri B) Lava Ultimate diş örnekleri ve kron test örnekleri

IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Vita Enamic ve Lava Ultimate CAD/CAM bloklarından oluşan örnekler kenar uyumlarının değerlendirilmesi için hazır hale getirildi (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Hazırlanan test örnekleri

### 3.3. Test Örneklerinin Mikro-BT ile Taranması

Örneklerin kenar ve iç uyumlarının belirlenebilmesi için SkyScan mikro-BT tarayıcı (Bruker SkyScan 1172 X-ray mikrotomografi, Antwerp, Belgium) ile kamera piksel boyutu 9  $\mu\text{m}$ , voltaj 100 kV, 100 mili amper, rekonstrüktör dönme açısı 360 derece, dönme açısı 2 derece olarak ayarlanarak her bir örnek 1 saat süresince tarandı (Şekil 3. 23).

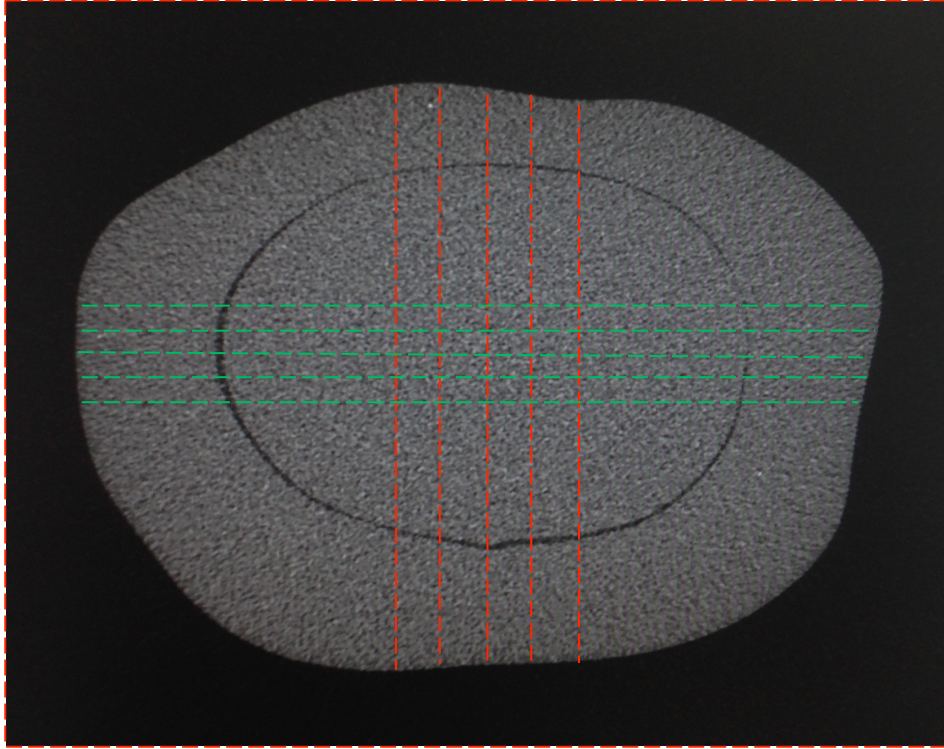


Şekil 3.23. SkyScan mikro-BT tarayıcı

Mikro-BT taramaları yapılmadan önce, tarama esnasında kronların diş örnekleri üzerinde sabit kalabilmesi ve erken temas noktalarının elimine edilmesi amacıyla kronlar, diş örneklerine light body silikon (Zetaflow, Zhermack, Italy) ile 2 kg'lık sabit kuvvet altında tutturuldu. Yapılan taramalardan elde edilen görüntüler üzerinden 2 ve 3 boyutlu analizler yapıldı.

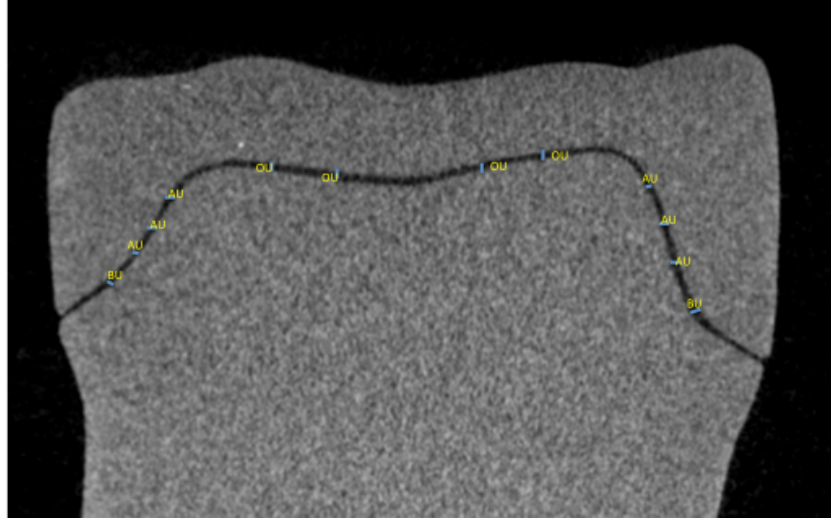
### 3.4. Kenar Uyumunun ve İç Uyumun Değerlendirilmesi

2 boyutlu analizler için her örnekten DataViewer (V.1.5.1.2; SkyScan) yazılım programı kullanılarak kronların orta üçlüsünden, 5 meziodistal kesit ve 5 de bukkolingual kesit olmak üzere toplam 10 adet kesit alındı (Şekil 3.24). Meziodistal yönde kesitler arası mesafe 30 µm olacak şekilde belirlendi. Kronun bukkolingual boyutu meziodistal boyuttan daha uzun olduğu için, bukkolingual yöndeki kesitler arası mesafe 50 µm olarak belirlendi.

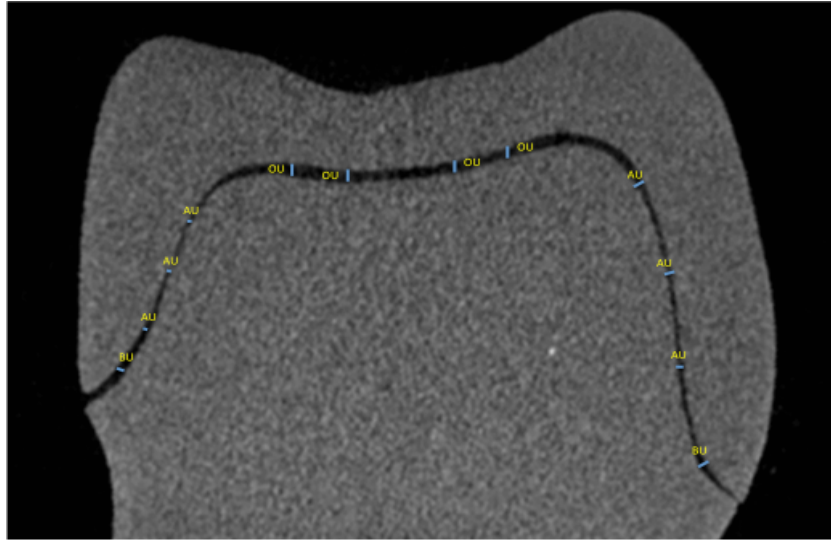


**Şekil 3.24.** 5 meziodistal kesit ve 5 de bukkolingual kesit olmak üzere toplam 10 adet kesit alınması

Her bir materyal için mezial, distal, bukkal ve lingual kenar uyumu, basamak uyumu (BU), aksiyel uyum (AU) ve oklüzal uyum (OU) karşılaştırıldı. Benzer kriterler, farklı materyal grupları arasında da karşılaştırıldı. Kenar, basamak, aksiyel ve oklüzal uyumu belirlemek üzere toplam 16 nokta üzerinde ölçümler yapıldı (Şekil 3.24, Şekil 3.25 ve Şekil 3.26). Böylece her bir diş için, seçilen 10 adet kesit üzerinde toplam 160 adet ölçüm yapıldı.

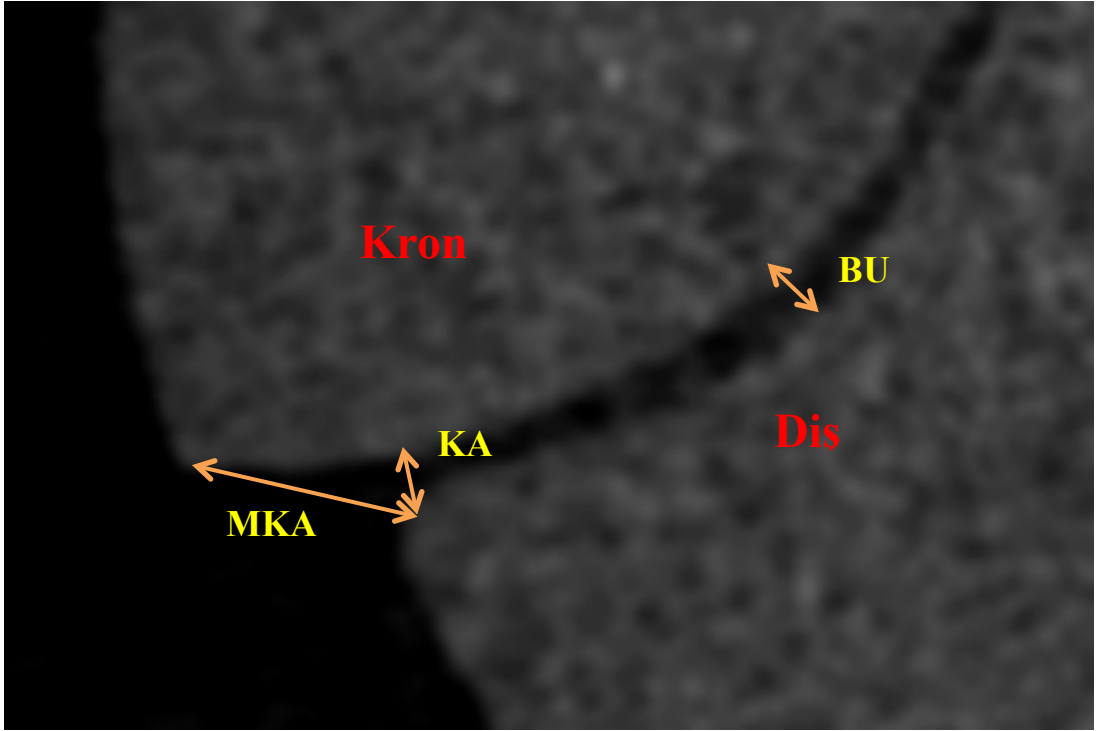


Şekil 3. 25. Meziodistal kesitte ölçülen noktalar, basamak uyumu (BU), aksiyel uyum (AU), oklüzal uyum (OU).



Şekil 3. 26. Bukkolingual kesitte ölçülen noktalar; BU, AU, OU.

Kenar uyumu, kenar aralığı (KA) ve mutlak kenar aralığı (MKA) olmak üzere iki farklı yöntemle değerlendirildi (Şekil 3.26). KA, basamağın en dış sınırı ile restorasyon marjini arasındaki dik mesafeyi, MKA ise basamağın en dış sınırı ile restorasyonun yatay yöndeki en dış sınırı arasındaki mesafeyi ifade eder. KA ve MKA değerlendirmesi için her kesitten CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) programı kullanılarak ayrı ayrı ölçüm yapıldı. Her ölçüm 3 kez tekrarlanarak elde edilen değerlerin ortalaması alındı. Bu şekilde, MD ve BL yöndeki kesitlerden toplam 20 adet değer aritmetik ortalaması alınarak herbir grup için KA ve MKA değerleri elde edildi.



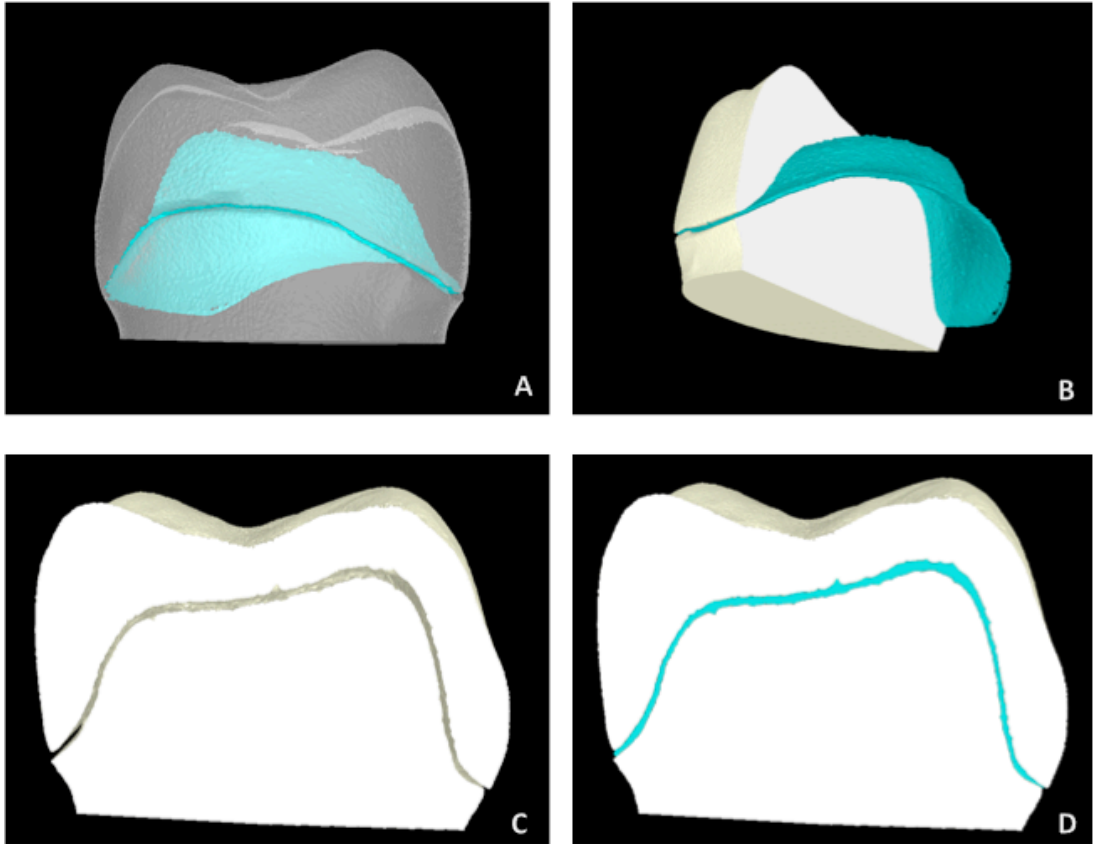
**Şekil 3.27.** Kenar uyumu, kenar aralığı (KA) ve mutlak kenar aralığı (MKA) olmak üzere iki yönden değerlendirildi. BU ise yuvarlatılmış shoulder basamağın en derin noktasından kron basamağına çizilen dikme olarak hesaplandı.

Basamak uyumunun değerlendirilmesinde, yuvarlatılmış shoulder basamağın iç bükey kısmından krona çizilen dikey mesafe ölçüldü. CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan)

programını kullanarak herbir test örneği için MD ve BL yöndeki kesitlerden toplam 20 adet ölçüm yapıldı.

Aksiyel uyum değerlendirilmesinde; aksiyel duvarda, diş örneğinin basamak eğimine ve oklüzoaksiyel birleşim açısına eşit uzaklıkta belirlenen 2 noktadan, diş örneğinden krona çizilen dikey mesafe ölçüldü. Böylece herbir test örneğinden CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) programını kullanarak MD ve BL yöndeki kesitlerden toplam 40 adet ölçüm yapıldı.

Oklüzal uyum değerlendirilmesinde, MD ve BL kesitlerin oklüzal yüzeyinden eşit aralıklarla belirlenen 4 noktadan ölçümler yapıldı. CTAn (V.1.14.4.1; SkyScan) programını kullanarak, diş örneğinin oklüzalından krona çizilen dikey mesafeler ölçüldü. Böylece herbir test örneği için toplam 40 adet oklüzal aralık değeri belirlendi.



Şekil 3. 28. Siman aralığının 3 boyutlu görüntüleri

Ayrıca örneklerin 3 boyutlu değerlendirmesinde, basamak uyumu değerlendirmesinde referans alınan en dış sınırlar kullanılarak dış örneği ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki boşluklar CTAn yazılım programı kullanılarak hesaplandı. CTVol yazılımı ile yapılan 3 boyutlu analiz sonucu, siman boşluğunun hacmi belirlendi. CTAn yazılımı ile oluşturulmuş 3 boyutlu modellerin görsel incelenmesi CTVol yazılımı ile yapıldı.

### **3.5. İstatistiksel İncelemeler**

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (Version 22.0. Armonk, NY: IBM Corp) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi. Normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde grupların varyansları homojen ise Tukey HDS testi, homojen değil ise Tamhane's T2 testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi ve ikili karşılaştırmalarında Bonferroni testi ve Paired Sample t testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında Friedman Testi ve ikili karşılaştırmalarında Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Anlamlılık  $\alpha=0.05$  değerinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Kenar uyumu

Kenar uyumu değerlendirmelerinde, her materyal için dişin bukkal, lingual, mezial ve distal basamak bölgesindeki uyum miktarları ile farklı materyaller arasındaki uyum miktarı, MKA ve KA verileri kullanılarak incelendi.

#### 4.1.1. Mutlak kenar aralığı - MKA

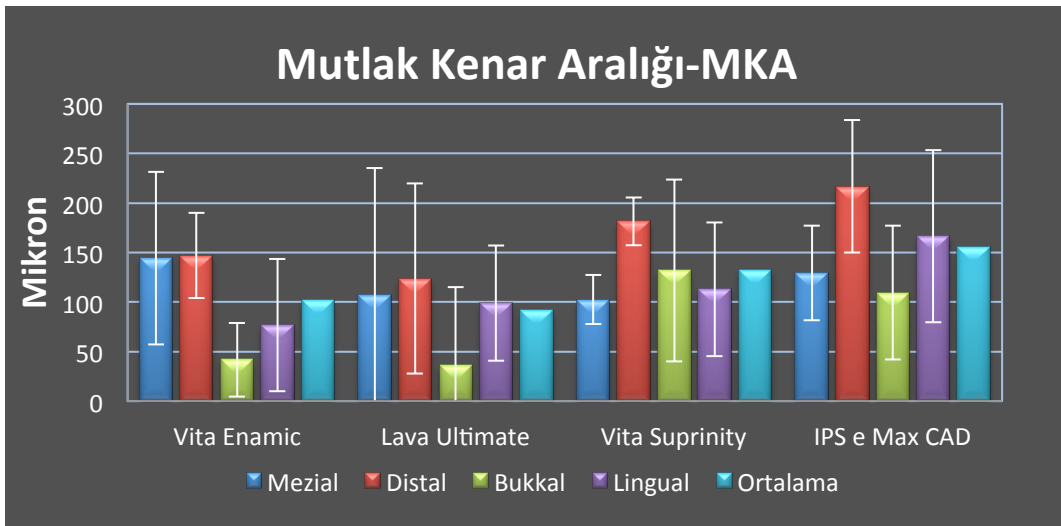
MKA değerleri, dişlerin farklı basamak lokasyonlarında farklılık göstermektedir. Tüm materyaller için en yüksek MKA değerleri, dişlerin distal basamak bölgesinde görülürken, en düşük değerler Vita Suprinity dışında bukkal marjinal bölgede elde edildi (Tablo 4.1, Şekil 4.1).

**Tablo 4.1.** Farklı materyallerde ve basamak lokasyonlarındaki MKA<sup>1</sup> değerleri

	Vita Enamic	Lava Ultimate	Vita Suprinity	IPS e.max CAD	
MKA	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	<sup>2</sup> p
Mezial	144,22 ± 86,99	107,16 ± 42,95	102,42 ± 37,3	129,43 ± 66,78	0,32
Distal	146,81 ± 128,3	123,65 ± 96,01	181,54 ± 78,52	216,67 ± 58,27	0,095
Bukkal	41,86 ± 24,59	36,49 ± 24,22	131,67 ± 91,64	109,5 ± 67,55	0,001**
Lingual	76,79 ± 47,8	99,06 ± 66,96	112,97 ± 67,49	166,48 ± 86,89	0,019*
Ortalama	102,42 ± 50,99	91,59 ± 35,8	132,15 ± 39,45	155,52 ± 33,09	0,001**
<sup>3</sup> p	0,008**	0,001**	0,074	0,003**	

<sup>1</sup>MKA: Mutlak Kenar Aralığı (µm), <sup>2</sup>Oneway ANOVA Test, <sup>3</sup>Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi, \* p < 0.05 \*\* p < 0.01

**Vita Enamic grubunda** mezial, distal, bukkal ve lingualdeki MKA değerleri istatistiksel olarak birbirinden farklı bulundu ( $p: 0.008$ ;  $p < 0.01$ ). En yüksek değer, 146,81  $\mu\text{m}$  ile distal bölgede iken en düşük değer, 41,86  $\mu\text{m}$  ile bukkal bölgede elde edildi. Bukkal bölgedeki MKA (41,86  $\mu\text{m}$ ), mezial (144,22  $\mu\text{m}$ ) ( $p: 0.008$ ) ve distal (146,81 $\mu\text{m}$ ) ( $p: 0.014$ ) bölgelerden anlamlı şekilde düşük bulundu. Diğer bölgelerdeki MKA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ( $p>0.05$ ). **Lava Ultimate grubunda** en düşük MKA değeri 36,49  $\mu\text{m}$  ile bukkal marjin bölgesinde ölçülürken en büyük uyumsuzluk 123,65  $\mu\text{m}$  ile distal marjinde kaydedildi. Bukkal bölgedeki MKA (36,49  $\mu\text{m}$ ), mezial (107,16  $\mu\text{m}$ ) ( $p: 0.001$ ) ve distal (123,65  $\mu\text{m}$ ) ( $p: 0.040$ ) MKA değerlerinden düşük bulundu. Diğer bölgelerin MKA değerleri ise arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).

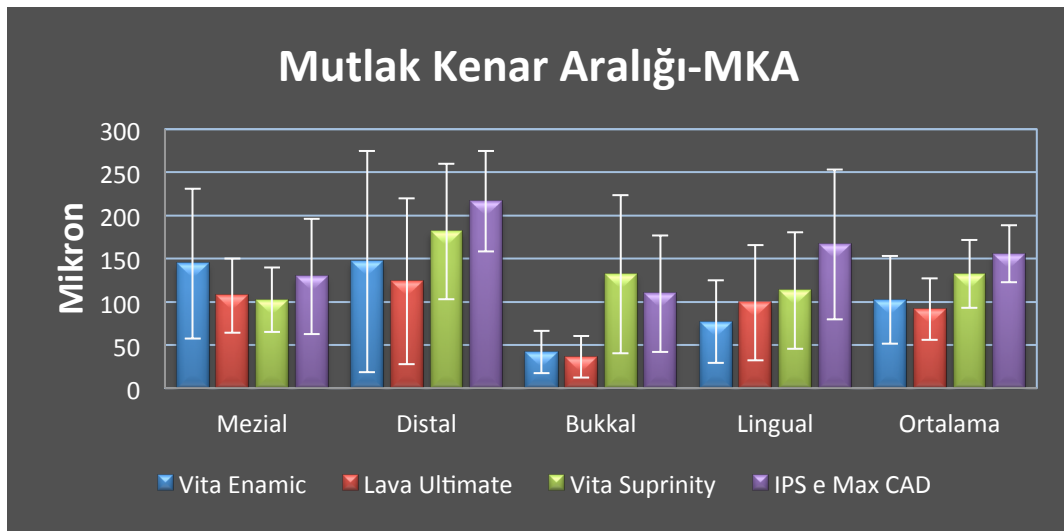


**Şekil 4.1.** Test edilen materyallerin MKA değerlerinin basmağın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerine göre dağılımları ve ortalama MKA değerleri.

**Vita Suprinity grubunda** ölçülen MKA değerleri 102,42  $\mu\text{m}$  (mezial) ile 181,54  $\mu\text{m}$  (distal) arasında değişmektedir ve diğer gruplarla karşılaştırıldığında daha homojen bir dağılım göstermektedir. Ancak, mezial, distal, bukkal ve lingual MKA arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ( $p: 0.074$ ;  $p > 0.05$ ). **IPS e.max CAD grubunda**, en yüksek MKA 216,67  $\mu\text{m}$  ile distal basamakta ölçüldü. Farklı basamak lokasyonlarındaki MKA değerleri de anlamlı farklılık göstermektedir ( $p: 0.003$ ;  $p < 0.01$ ). Distal bölgedeki MKA (216,67  $\mu\text{m}$ ), mezial (129,43  $\mu\text{m}$ ) ( $p: 0.003$ ) ve

bukkal (109,50  $\mu\text{m}$ ) (p: 0.016) bölgelerden yüksek bulundu. Diğer bölgelerin MKA değerleri arasında farklılık bulunmamaktadır (p > 0.05).

Aynı basamak lokasyonlarında, test edilen materyallerin MKA değerleri de birbirine göre farklılık göstermektedir. Tüm gruplar için mezial ve distal MKA değerleri bukkal ve linguale göre daha yüksek bulundu (Şekil 4.2) ancak test edilen dört materyalin de mezial MKA (p: 0.320; p > 0.05) ve distal MKA (p: 0.095; p > 0.05) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.



**Şekil 4.2.** Farklı basamak lokasyonlarında seramik gruplarına ait MKA değerleri. En düşük değerler genelde bukkal basamakta elde edilirken en yüksek değerler distal basamakta ortaya çıkmıştır. Lava Ultimate en düşük ortalama değere sahiptir. IPS e Max CAD ise en yüksek ortalama MKA değerine sahiptir.

Materyallerin bukkal MKA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p: 0.001; p < 0.01). Vita Suprinity (131,67  $\mu\text{m}$ ) ve IPS e.max CAD (109,50  $\mu\text{m}$ ) gruplarının bukkal MKA değerleri, Vita Enamic (41,86  $\mu\text{m}$ ) ve Lava Ultimate (36,49  $\mu\text{m}$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu (p < 0.05). Vita Enamic ile Lava Ultimate ve Vita Suprinity ile IPS e.max CAD kendi aralarında benzer bukkal MKA değerlerine sahiptir (p > 0.05) (Tablo 4.1). Grupların lingual MKA değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p: 0.019; p <

0.05). Vita Enamic (76,79  $\mu\text{m}$ ) materyaller arasında en düşük, IPS e.max CAD (166,48  $\mu\text{m}$ ) ise en yüksek lingual MKA değerine sahiptir. Yapılan ikili karşılaştırmalarda IPS e.max CAD grubunun lingual MKA değerinin, Vita Enamic grubundan anlamlı şekilde yüksek olduğu görüldü (p: 0.013; p < 0.05). Diğer grupların lingual MKA değerleri arasında farklılık yoktur (p > 0.05).

Grupların ortalama MKA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p: 0.001; p < 0.01). Yapılan ikili karşılaştırmalarda IPS e.max CAD grubunun MKA değeri (155,52  $\mu\text{m}$ ), Vita Enamic (102,42  $\mu\text{m}$ ) (p: 0.012) ve Lava Ultimate (91,59  $\mu\text{m}$ ) (p: 0.002) gruplarından yüksek bulundu. Diğer grupların MKA değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p > 0.05).

#### 4.1.2. Kenar aralığı-KA

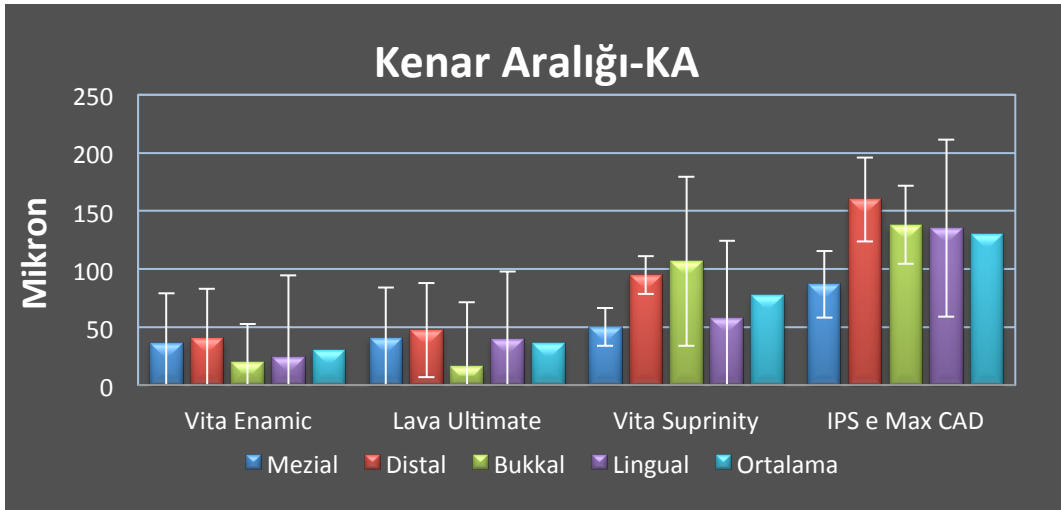
Elde edilen KA değerleri basamağın farklı bölgelerine ve test edilen materyalin türüne göre farklılık göstermektedir (Tablo 4.2, Şekil 4.3).

**Tablo 4.2.** KA<sup>1</sup> için kenar uyumu değerlendirilmesi

Kenar Aralığı	Vita Enamic	Lava Ultimate	Vita Suprinity	IPS e.max CAD	<sup>2</sup> p
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
Mezial	35,89 $\pm$ 43,29	40,17 $\pm$ 42,28	50,08 $\pm$ 32,56	86,82 $\pm$ 70,50	0,151
Distal	40,58 $\pm$ 43,92	47,38 $\pm$ 40,63	94,58 $\pm$ 55,23	159,84 $\pm$ 58,44	0,001**
Bukkal	19,77 $\pm$ 16,39	15,90 $\pm$ 16,32	106,55 $\pm$ 72,75	138,04 $\pm$ 66,18	0,001**
Lingual	23,90 $\pm$ 28,79	39,48 $\pm$ 36,24	58,07 $\pm$ 33,59	135,21 $\pm$ 76,30	0,001**
Ortalama	30,04 $\pm$ 20,45	35,73 $\pm$ 19,36	77,32 $\pm$ 25,76	129,98 $\pm$ 52,25	0,001**
<sup>3</sup> p	0,843	0,048*	0,043*	0,033*	

<sup>1</sup>Kenar aralığı ( $\mu\text{m}$ ) <sup>2</sup>Kruskal Wallis Test, Friedman Test, \* p < 0.05, \*\* p < 0.01

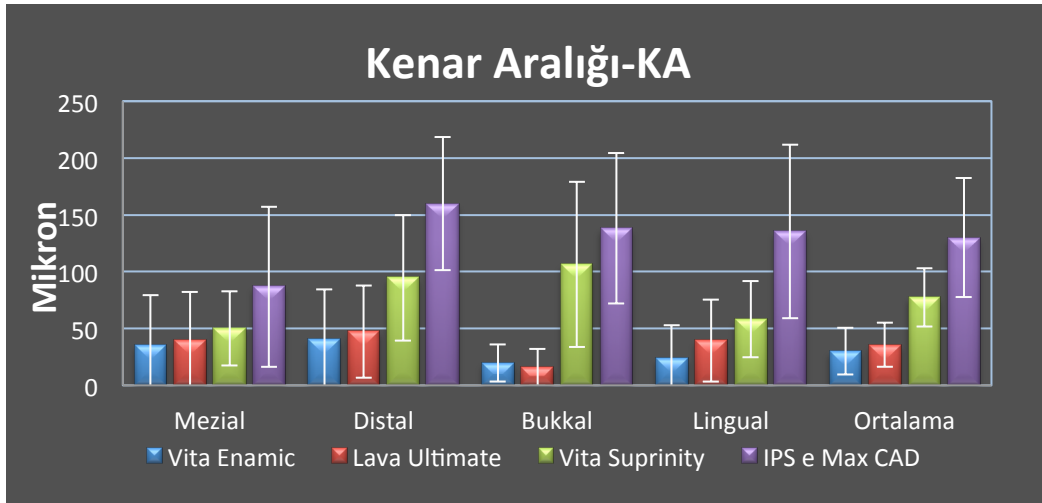
**Vita Enamic grubunda**, mezial, distal, bukkal ve lingual KA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.843$   $p > 0.05$ ). **Lava Ultimate grubunda**, farklı basamak lokasyonlarındaki KA değerleri birbirinden farklıdır ( $p: 0.048$ ;  $p < 0.05$ ). En düşük KA değeri  $15,9 \mu\text{m}$  ile bukkal basamakta ölçüldü ve bu değer mezial ( $40,17 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.041$ ), distal ( $47,38 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.023$ ) ve lingual ( $39,48 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.049$ ) KA değerlerinden anlamlı şekilde düşük bulundu ( $p < 0.05$ ). Mezial, distal ve lingual KA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ). **Vita Suprinity grubunda**; mezial, distal, bukkal ve lingual KA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p: 0.043$ ;  $p < 0.05$ ). Anlamlılığın hangi bölgeden kaynaklandığının tespiti için Wilcoxon testi uygulandı. En yüksek uyumsuzluk  $106,55 \mu\text{m}$  ile bukkal basamakta ölçüldü. Yapılan ikili karşılaştırmalarda bukkal KA ( $106,55 \mu\text{m}$ ), mezial ( $50,08 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.041$ ), distal ( $94,58 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.023$ ) ve lingual ( $58,07 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.049$ ) KA'dan yüksek bulundu ( $p < 0.05$ ). Mezial, distal ve lingual KA değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).



**Şekil 4.3.** Farklı seramik materyallerin mezial, distal, bukkal ve lingual basamaklarındaki KA değerleri. En yüksek uyumsuzluk değerleri IPS e Max CAD materyalinde elde edildi.

**IPS e.max CAD grubunda**; mezial, distal, bukkal ve lingual KA değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.033$ ;  $p < 0.05$ ). Mezial KA ( $86,82 \mu\text{m}$ ), distal ( $159,84 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.004$ ) ve bukkal ( $138,04 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.041$ )

bölgelerden düşük bulundu. Diğer bölgelerin KA değerleri arasında istatistiksel farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ). Test edilen materyallerin, dişlerin aynı marjin lokasyonlarındaki KA değerleri de farklılık göstermektedir (Tablo 4.2, Şekil 4.4). Grupların **mezial KA** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p: 0.151$ ;  $p > 0.05$ ). Grupların **distal KA** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için post hoc Mann Whitney U test uygulandı. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda IPS e Max CAD grubunun distal KA değeri (159,84  $\mu\text{m}$ ), diğer tüm gruplardan daha yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ;  $p < 0.05$ ). Vita Suprinity grubunun distal KA değeri (94,58  $\mu\text{m}$ ) ise Vita Enamic (40,58  $\mu\text{m}$ ) ( $p :0.009$ ) ve Lava Ultimate (47,38  $\mu\text{m}$ ) ( $p: 0.019$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu. Vita Enamic ve Lava Ultimate gruplarının distal kenar aralık değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).



**Şekil 4.2.** Tam seramik gruplarına ait KA değerlerinin farklı basamak bölgelerine göre dağılımı. Tüm materyaller içinde IPS e.Max CAD en yüksek KA değerlerine sahiptir.

Grupların **bukkal KA** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için post hoc Mann Whitney U test uygulandı. Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda Vita Suprinity (58,07  $\mu\text{m}$ ) ve IPS e.max CAD (138,04  $\mu\text{m}$ ) gruplarının bukkal KA değerleri, Vita Enamic (19,77  $\mu\text{m}$ ) ve Lava Ultimate (15,90  $\mu\text{m}$ )

gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Vita Enamic ile Lava Ultimate ve Vita Suprinity ile IPS e.max CAD gruplarının bukkal KA değerleri arasında anlamlı bir farklılık yoktur ( $p > 0.05$ ). Grupların **lingual KA** değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p: 0.001$ ;  $p < 0.01$ ). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için post hoc Mann Whitney U test uygulandı. Yapılan ikili karşılaştırmalara göre IPS e.max CAD grubunun lingual KA değeri ( $135,21 \mu\text{m}$ ), Vita Enamic ( $23,90 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.001$ ), Lava Ultimate ( $39,48 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.001$ ) ve Vita Suprinity ( $58,07 \mu\text{m}$ ) ( $p: 0.009$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Vita Suprinity, Vita Enamic'ten anlamlı şekilde yüksek KA değerine sahiptir ( $p: 0.011$ ;  $p < 0.05$ ). Vita Enamic ve Lava Ultimate, benzer lingual KA değerlerine sahiptir ( $p > 0.05$ ). Vita Suprinity ve Lava Ultimate gruplarının lingual kenar aralık değerleri de farklı değildir ( $p > 0.05$ ).

Mezial, distal, bukkal ve lingual KA değerlerinin aritmetik ortalaması ile elde edilen ortalama KA değerleri arasında farklılık bulunmaktadır ( $p: 0.001$ ;  $p < 0.01$ ). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için post hoc Mann Whitney U test uygulanmıştır. IPS e.max CAD grubunun ortalama KA değeri ( $129,98 \mu\text{m}$ ), diğer gruplardan daha yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Vita Suprinity grubunun KA değeri ( $77,32 \mu\text{m}$ ), Vita Enamic ( $30,04 \mu\text{m}$ ) ve Lava Ultimate ( $35,73 \mu\text{m}$ ) gruplarına göre daha yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Vita Enamic ve Lava Ultimate gruplarının KA değerleri benzerdir ( $p > 0.05$ ).

#### **4.2. Basamak uyumu**

Restoratif materyallerin dişin farklı bölgelerindeki basamak uyum değerleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.6'da verilmiştir.

**Vita Enamic için**, mezialdeki basamak uyumu değeri ( $118,21 \mu\text{m}$ ), lingualdeki basamak uyumu değerinden ( $61,16 \mu\text{m}$ ) anlamlı şekilde yüksek bulundu ( $p: 0.009$ ;  $p < 0.01$ ). Diğer bölgelerin basamak uyumu değerleri arasında ise herhangi bir farklılık yoktur ( $p > 0.05$ ).

**Lava Ultimate grubunda**, mezial basamak uyumu (131,15  $\mu\text{m}$ ), distal (70,65  $\mu\text{m}$ ) (p: 0.001) ve lingual (54,07  $\mu\text{m}$ ) (p: 0.001) basamak uyumu değerlerinden yüksek bulundu (p < 0.01). Diğer bölgelerin basamak uyumu değerleri arasında ise herhangi bir fark bulunmamaktadır (p > 0.05).

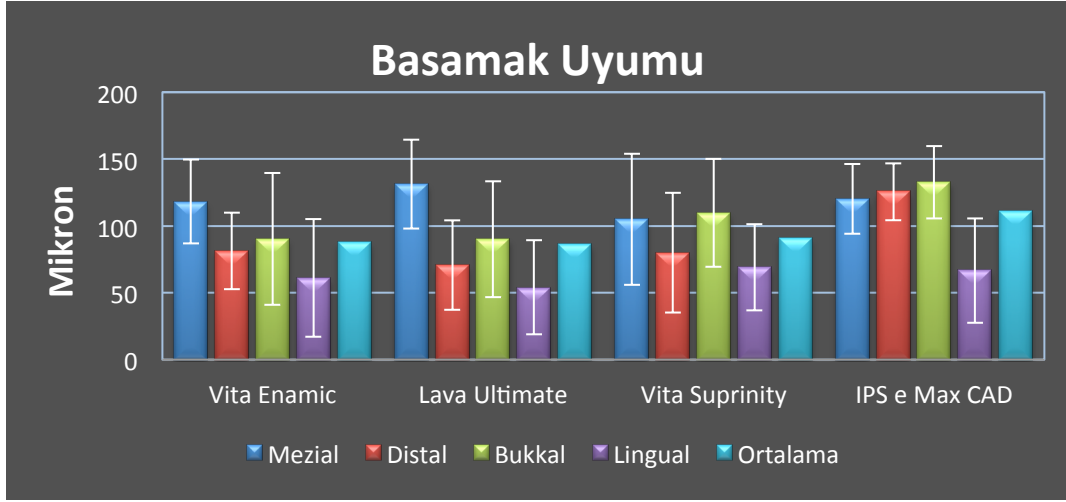
**Tablo 4.3.** Basamak uyumunun değerlendirilmesi ( $\mu\text{m}$ )

Basamak Uyumu	Vita Enamic	Lava Ultimate	Vita Suprinity	IPS e.max CAD	<sup>1</sup> p
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
<b>Mezial</b>	118,21 $\pm$ 31,45	131,15 $\pm$ 28,69	104,96 $\pm$ 49,34	120,17 $\pm$ 44,03	0,451
<b>Distal</b>	81,38 $\pm$ 33,14	70,65 $\pm$ 33,37	79,89 $\pm$ 43,20	125,42 $\pm$ 35,22	0,003**
<b>Bukkal</b>	90,35 $\pm$ 49,02	89,93 $\pm$ 44,87	109,78 $\pm$ 40,34	132,61 $\pm$ 32,14	0,063
<b>Lingual</b>	61,16 $\pm$ 26,04	54,07 $\pm$ 21,19	68,99 $\pm$ 27,18	66,65 $\pm$ 39,14	0,605
<b>Ortalama</b>	87,77 $\pm$ 19,99	86,45 $\pm$ 20,04	90,91 $\pm$ 18,78	111,21 $\pm$ 22,18	0,015*
<sup>2</sup> p	0,020*	0,001**	0,105	0,001**	

<sup>1</sup>Oneway ANOVA Test, <sup>2</sup>Tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi, \* p<0.05, \*\* p<0.01

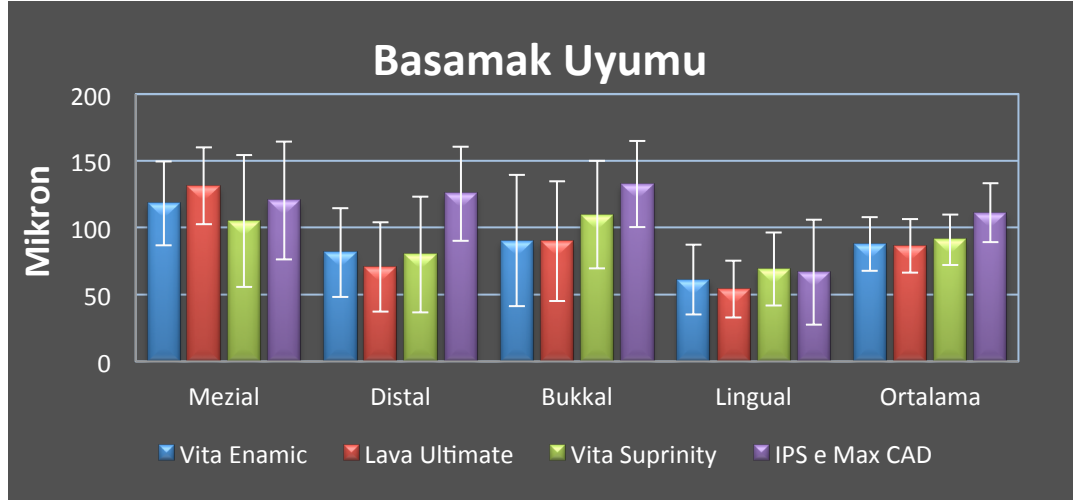
**Vita Suprinity grubunda**, mezial, distal, bukkal ve lingual basamak uyumu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:0.105; p>0.05).

**IPS e.max CAD grubunda**, lingual bölgedeki basamak uyumu değeri (66,65  $\mu\text{m}$ ), diğer bölgelerden anlamlı şekilde düşük bulundu (p < 0.05). Diğer bölgelerin basamak uyumu değerleri arasında ise istatistiksel fark bulunmamaktadır (p > 0.05).



**Şekil 4. 3.** Tam seramik kronların mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinin basamak uyumu değerleri ( $\mu\text{m}$ ). En yüksek uyumsuzluk IPS e.Max CAD materyalinde görüldü. Diğer materyaller için mezial ve bukkal kenardaki uyumsuzluk miktarı distal ve linguale göre daha yüksek bulundu.

**Mezialdeki** basamak uyumu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.451$ ;  $p>0.05$ ). **Distaldeki** basamakta, IPS e.max CAD grubunun uyum değerinin ( $125,42 \mu\text{m}$ ) diğer gruplardan yüksek olduğu görüldü ( $p < 0.05$ ;  $p < 0.01$ ). Vita Enamic ( $81,38 \mu\text{m}$ ), Lava Ultimate ( $70,65 \mu\text{m}$ ) ve Vita Suprinity ( $79,89 \mu\text{m}$ ) gruplarının distal basamak uyumları ise farklı değildir ( $p > 0.05$ ). Benzer şekilde, tüm materyaller için bukkal ve lingual basamak uyumu değerleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).



**Şekil 4.7.** Tam seramik gruplarına ait ortalama basamak uyumu değerleri (µm). Basamak uyumları materyal tipine göre küçük farklılıklar göstermesine rağmen en yüksek uyumsuzluk mezial basamak bölgesinde ve IPS e.Max CAD materyalinde görülmektedir.

Grupların ortalama basamak uyumları değerlendirildiğinde, IPS e.max CAD grubunun (111,21 µm) basamak uyumsuzluğu, Vita Enamic (87,77 µm) (p: 0.034) ve Lava Ultimate (86,45 µm) (p: 0.023) gruplarına göre daha yüksek bulundu (p < 0.05). Diğer gruplar arasında ise anlamlı farklılık yoktur (p > 0.05) (Şekil 4.5).

### 4.3. Aksiyel uyum

Test edilen materyallere ait aksiyel uyum değerlendirmesi Tablo 4.4 ile Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'da gösterilmiştir. Tüm materyaller için en iyi aksiyel uyum miktarı lingual duvarda elde edildi. En yüksek uyumsuzluk ise bukkal duvarlarda görüldü.

**Vita Enamic grubunda,** lingual aksiyel uyum (12,05 µm) diğer duvarlardaki uyuma göre daha iyi bulundu (p < 0.05). Bukkal duvardaki aksiyel uyumsuzluk (80,29 µm) ise diğer bölgelerdeki aksiyel uyum değerlerinden anlamlı şekilde yüksek bulundu (p < 0.05). Distal (31,33 µm) ve mezial (42,42 µm) bölgelerin aksiyel uyum değerleri arasında ise istatistiksel farklılık bulunmamaktadır (p > 0.05).

**Tablo 4.3.** Aksiyel uyum değerlendirilmesi ( $\mu\text{m}$ )

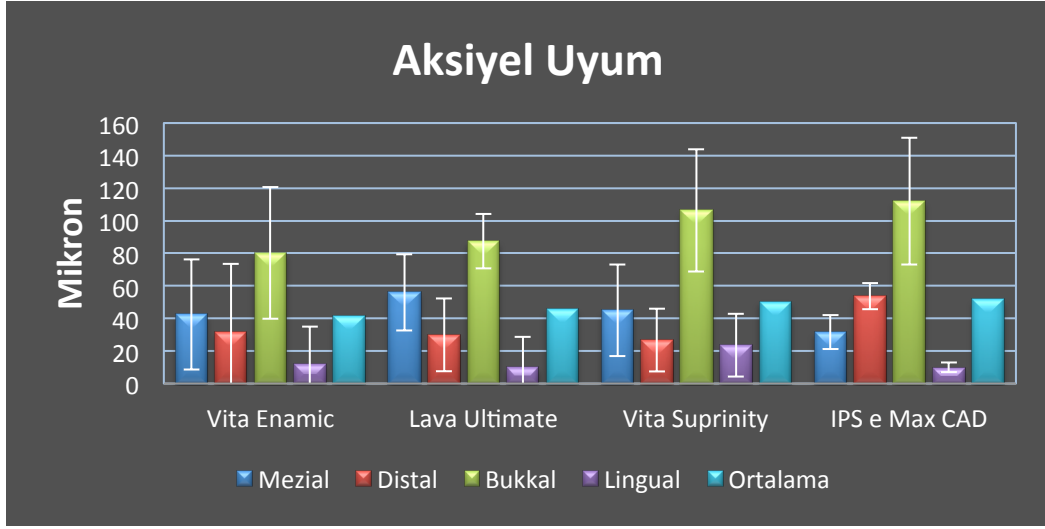
Aksiyel uyum	Vita Enamic	Lava Ultimate	Vita Suprinity	IPS e.max CAD	<sup>1</sup> p
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
Mezial	42,42 $\pm$ 33,98	56,01 $\pm$ 42,18	45,01 $\pm$ 40,47	31,6 $\pm$ 23,09	0,619
Distal	31,33 $\pm$ 23,40	29,87 $\pm$ 22,29	26,6 $\pm$ 16,78	53,63 $\pm$ 18,50	0,012*
Bukkal	80,29 $\pm$ 28,17	87,4 $\pm$ 19,34	106,36 $\pm$ 37,54	111,95 $\pm$ 19,19	0,004**
Lingual	12,05 $\pm$ 10,41	9,99 $\pm$ 7,96	23,47 $\pm$ 38,99	9,9 $\pm$ 2,96	0,486
Ortalama	41,52 $\pm$ 10,15	45,82 $\pm$ 13,36	50,36 $\pm$ 14,08	51,77 $\pm$ 8,70	0,067
<sup>2</sup> p	0,001**	0,001**	0,001**	0,001**	

<sup>1</sup>Kruskal Wallis Test, <sup>2</sup>Friedman Test, \* p<0.05, \*\* p<0.01

**Lava Ultimate grubu** için bukkal bölgedeki aksiyel uyumsuzluk (87,40  $\mu\text{m}$ ), diğer duvarlara göre daha yüksek bulundu ( $p < 0.05$ ). Lingual aksiyel uyum (9,99  $\mu\text{m}$ ) ise diğer duvarlara göre daha iyi bir adaptasyon sergiledi ( $p < 0.05$ ). Distal (29,87  $\mu\text{m}$ ) ve mezial (56,01  $\mu\text{m}$ ) bölgelerin aksiyel uyum değerleri arasında ise bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).

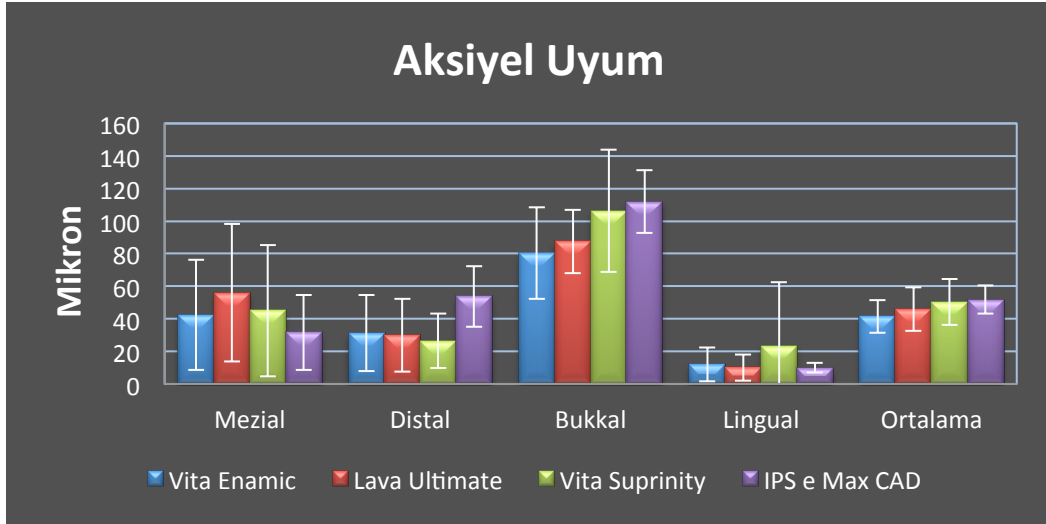
**Vita Suprinity grubunda** da bukkal bölgedeki aksiyel uyumsuzluk miktarı (106,36  $\mu\text{m}$ ), diğer bölgelerden daha yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Lingual bölgenin aksiyel uyumu (23,47  $\mu\text{m}$ ) mezial duvara (45,01  $\mu\text{m}$ ) göre daha iyi bulundu. ( $p < 0.05$ ). Diğer bölgelerdeki aksiyel uyum değerleri arasında bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).

**IPS e.max CAD grubunda**, bukkal aksiyel uyum (111,95  $\mu\text{m}$ ), diğer duvarlara göre daha zayıf bulundu ( $p < 0.01$ ). Lingual aksiyel duvardaki uyum (9,90  $\mu\text{m}$ ) diğer tüm bölgelerden daha iyi bulundu ( $p < 0.01$ ). Distal (53,63  $\mu\text{m}$ ) ve mezial (31,60  $\mu\text{m}$ ) bölgelerin aksiyel uyum değerleri arasında ise fark bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ) (Şekil 4.8).



**Şekil 4. 4.** Tam seramik kronların aksiyel uyum değerleri (µm). En yüksek uyumsuzluk bukkal duvarlarda görülürken, lingual duvar en iyi aksiyel uyuma sahiptir.

Test edilen materyallerin mezial, lingual ve ortalama aksiyel uyum değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ) (Şekil 4.9). Tüm materyaller için en iyi aksiyel uyum lingual duvarda elde edilirken, bukkal duvar en yüksek uyumsuzluğa sahiptir.



**Şekil 4.9.** Tam seramik gruplarına ait ortalama aksiyel uyum değerlerinin şematik görünümü (µm)

IPS e.max CAD grubunun distal aksiyel uyum değeri (53,63  $\mu\text{m}$ ), diğer materyallere göre daha yüksek bulundu ( $p < 0.05$ ). Diğer materyallerin distal aksiyel uyumları ise benzerdir ( $p > 0.05$ ). IPS e.max CAD grubunun bukkal aksiyel uyum değeri (111,95  $\mu\text{m}$ ), Vita Enamic (80,29  $\mu\text{m}$ ) ( $p:0.001$ ) ve Lava Ultimate (87,40  $\mu\text{m}$ ) ( $p:0.001$ ) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ).

#### 4.4. Oklüzal uyum

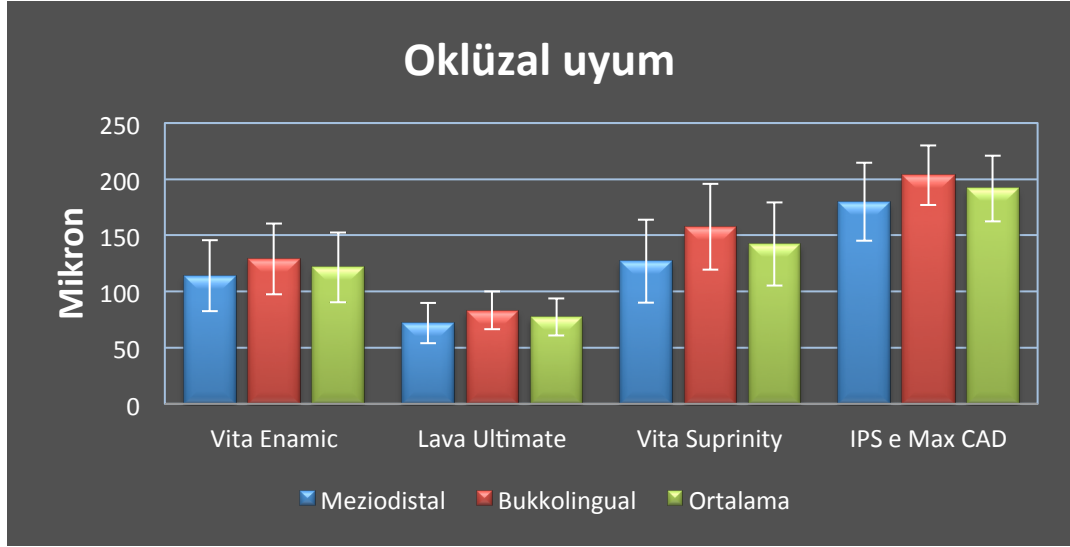
Restorasyonların oklüzal uyumları, meziodistal (MD) ve bukkolingual (BL) yönde incelendi ve sonuçlar Tablo 4.5 ile Şekil 4.10 ve Şekil 4.11’de gösterildi.

**Tablo 4.5.** MD ve BL yöndeki oklüzal uyumun değerlendirilmesi ( $\mu\text{m}$ )

Oklüzal Uyum	Vita Enamic	Lava Ultimate	Vita Suprinity	IPS e.max CAD	<sup>1</sup> p
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
MD	114,00 $\pm$ 31,46	71,88 $\pm$ 17,88	127,08 $\pm$ 37,00	179,82 $\pm$ 34,58	0,001**
BL	128,95 $\pm$ 31,42	83,03 $\pm$ 16,82	157,43 $\pm$ 38,20	203,35 $\pm$ 26,52	0,001**
Ortalama	121,48 $\pm$ 31,04	77,45 $\pm$ 16,58	142,25 $\pm$ 36,94	191,58 $\pm$ 29,13	0,001**
<sup>2</sup> p	0,001**	0,003**	0,001**	0,002**	

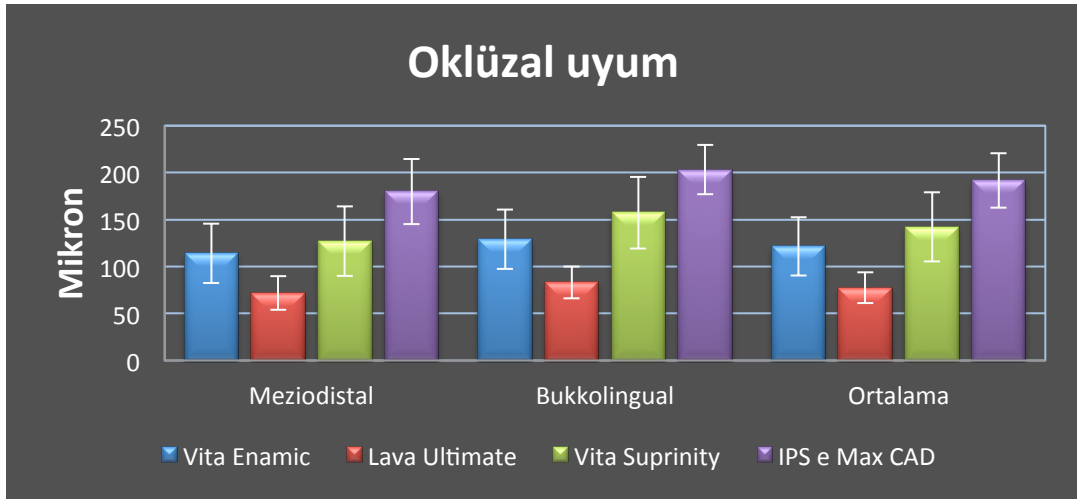
<sup>1</sup>Oneway ANOVA Test, <sup>2</sup>Paired Sample t test, \*\*  $p < 0.01$ , MD: Meziodistal, BL: Bukkolingual

IPS e.max CAD grubunun MD (179,82  $\mu\text{m}$ ) ve BL (203,35  $\mu\text{m}$ ) ve ortalama (191,58  $\mu\text{m}$ ) oklüzal uyum değerleri, diğer gruplardan anlamlı şekilde yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Benzer şekilde Lava Ultimate, MD (71,88  $\mu\text{m}$ ), BL (83,03  $\mu\text{m}$ ) ve ortalama (77,45  $\mu\text{m}$ ) olarak en iyi oklüzal uyuma sahiptir ( $p < 0.01$ ). Vita Enamic ve Vita Suprinity benzer MD, BL ve ortalama oklüzal uyum değerlerine sahiptir ( $p > 0.05$ ) (Şekil 4.10).



**Şekil 4.10.** Tam seramik gruplarına ait oklüzal uyum değerlerinin grafiksel görünümü (µm). Lava Ultimate tüm materyaller içinde en iyi oklüzal uyuma sahiptir.

Test edilen tüm materyaller için, BL yöndeki oklüzal uyum değerleri, MD uyum değerlerinden anlamlı şekilde yüksek bulundu ( $p < 0.01$ ). Buna göre tüm restorasyonların diş örneklerine MD yönde daha iyi uyum sağladığı görüldü (Şekil 4.11).



**Şekil 4. 11.** Tam seramik kronların MD ve BL oklüzal uyum değerleri (µm). Tüm materyaller, diş örneklerine MD yönde daha iyi adapte olmaktadır. IPS e.max CAD en yüksek uyumsuzluk değerlerine sahiptir.

#### 4.5. Hacimsel değerlendirmeler

Tüm restorasyonlar için basamak uyumu değerlendirmesinde referans alınan en dış sınırlar kullanılarak diş örneği ile restorasyonun iç yüzeyi arasındaki boşluklar hesaplandı. IPS e.max CAD (18,26 mm<sup>3</sup>), Vita Enamic (12,66 mm<sup>3</sup>) (p: 0.001) ve Lava Ultimate (15,18 mm<sup>3</sup>) (p: 0.014) gruplarından daha yüksek boşluk hacmine sahiptir. Vita Suprinity (17,34 mm<sup>3</sup>), Vita Enamic (12,66 mm<sup>3</sup>) grubundan daha yüksek boşluk içermektedir (p: 0.001; p < 0.01). Diğer grupların hacimleri arasında istatistiksel farklılık bulunmamaktadır (p > 0.05) (Tablo 4.6)

**Tablo 4.4.** Hacim değerlendirilmesi (mm<sup>3</sup>)

<b>Materyal</b>	<b>Hacim</b>
	<b>Ort ± SS</b>
<b>Vita Enamic</b>	12,66 ± 1,67
<b>Lava Ultimate</b>	15,18 ± 2,83
<b>Vita Suprinity</b>	17,34 ± 2,73
<b>IPS e.max CAD</b>	18,26 ± 2,06
<sup>2</sup> p	0,001**
<sup>1</sup> Oneway ANOVA Test, ** p<0.01	

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, Vita Enamic, Lava Ultimate, Vita Suprinity ve IPS e.max CAD blokların, kenar uyumu (MKA VE KA), basamak uyumu, aksiyel uyum, oklüzal uyum ve siman boşluğu hacimleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre; IPS e.max CAD ile kullanıma yeni sunulan Vita Enamic, Lava Ultimate ve Vita Suprinity CAD/CAM bloklarının kenar ve iç uyumları arasında fark olmadığını desteklediği hipotez reddedilmiştir. Bu blokların değerlendirilen uyum değerleri arasında anlamlı farklılıklar görülmüştür.

Diş hekimliğinde estetik günümüzde daha da önem kazanmaya devam etmektedir. Buna bağlı olarak sabit restorasyonların üretiminde tam seramiklerin kullanımı ve tam seramik sistemlere ilgi oldukça artmıştır. Tam seramik sistemlerin klinik başarısı ise kullanılan materyalin fizikokimyasal özelliklerine, restorasyonun kenar uyumuna, simantasyon başarısına, rengine ve estetik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir.

Sabit restorasyonların prognozunu belirleyen en önemli özelliklerden birisi restorasyonun kenar ve iç uyum özellikleridir (27). Kenar uyumsuzlukları; plak birikimi, periodontal problemler, sekonder çürük oluşumu ve yapıştırıcı simanın çözünmesi ve/veya renk değiştirmesi gibi olumsuz faktörlere neden olmaktadır (80).

Preparasyonun kenar uyumuna etkisi birçok çalışmada araştırılmış ve günümüzde hala araştırılmaktadır (81-83). Daralım açısının (84), basamak tipinin (85, 86) ve servikal çizgi derinliğinin (87) kenar uyumuna etkisi, en dikkat çeken konulardır. Seramik restorasyonun dayanıklılığı için, yeterli diş dokusunun kaldırılması gerekmektedir. Keskin kenar ve köşe bırakılması restorasyonlarda kırık oluşumuna sebep olabilir. Bundan dolayı, bu durumlardan kaçınılmalıdır. Metal destekli seramik restorasyonlarda tercih edilebilen knife edge basamak tipi ve basamakta bizotaj yapılması önerilmemektedir (3). Çünkü, seramik o bölgelerde çok ince kalır ve kırık oluşumuna neden olabilir. Tam seramik restorasyonların basamak preparasyonu için, chamfer veya shoulder basamak tipi önerilir (88).

Quintas ve ark. (89) çalışmalarında Procera, IPS Empress 2 ve In-Ceram Alumina kronların kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Chamfer ve iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak tipleri arasında, simantasyon sonrası dikey kenar aralığı açısından anlamlı bir fark gözlenmediğini belirtmişlerdir. Cho ve ark. (90) basamak tipinin kenar uyumuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, yuvarlatılmış shoulder basamak tipi ile üretilen restorasyonların simantasyon öncesi ve sonrası kenar uyumlarının daha iyi olduğu sonucuna varmışlardır. Rinke ve ark. (91) copy milling ile üretilen In-ceram Alumina seramiklerin iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak türü ile hazırlandığında, chamfer basamak türüne göre daha iyi uyuma sahip olduğunu savunmaktadır. Contrepolis ve ark. (81)'na göre restorasyonlarda yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı, diğer basamak türlerine göre daha iyi kenar uyumu elde edilmesine imkan sağlamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynını tercih ettik.

Prepare edilen dişin aksiyel duvarlarının oluşturduğu açı, restorasyonların tutuculuk ve direncini etkiler. Literatürde aksiyel açının kenar uyumuna etkisini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur (81, 84, 92, 93). Bu çalışmalardan bazıları simantasyon öncesi kenar uyumu değerlendirmiş olup ve aksiyel açının kenar uyumuna etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Ancak simantasyon sonrası kenar uyum değerlendirmesi yapan çalışmalar, düşük aksiyel açının simanda hidrolik basınca neden olarak uyumsuzluğu arttırdığını belirtmişlerdir (81). Shilingburg ve ark. (88) toplam oklüzal daralım açısının yeterli retansiyon sağlanabilmesi için 10 ile 22 derece arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda yaklaşık 12-20 derece total oklüzal daralım açısı olacak şekilde preparasyon yapmayı tercih ettik.

Restorasyonların basamak uyumlarını etkileyen bir başka faktör de dişlerin farklı bölgelerindeki servikal çizgi kurtatürünün farklı içbükey ve dışbükey derinliğe sahip olmasıdır. Literatürde, çalışmalar için farklı şekillerde hazırlanmış diş örnek modellerinin kullanılmış olduğu görülmektedir. Birçok çalışmada (94-96), kullanılan diş örneklerinde aksiyel daralım açısı oluşturulmuş ancak basamak bölgesinde doğal dişlerdeki servikal çizgi kurtatürü oluşturulmamıştır. Servikal çizgi kurtatürünün kenar uyumuna etkisi, yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (87, 97).

Tao ve ark. (98) servikal çizgi kurvatürünün, metal destekli porselen ve CAD/CAM ile üretilen tam seramik restorasyonların kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucuna göre servikal çizgi kurvatürü tam seramik restorasyonlarda önemli bir etkiye sahip olmamakta ancak, metal seramik restorasyonların kenar uyumlarını etkilemektedir.

Asavapanumas ve ark. (87) bukkalde 5 mm sabit kurvatüre, distalde ise 1 mm, 3 mm ve 5 mm olmak üzere 3 farklı servikal çizgi kurvatürüne sahip seramik kopinglerdeki kenar aralık genişliğini stereomikroskop ile incelemişlerdir. 5 mm distal kurvatüre sahip olan modelde, kenar aralık genişliği en fazla görülürken, sırasıyla 3 mm ve 1 mm'lik kurvatürlerde daha düşük kenar aralığı oluşmuştur. Bu sebeple çalışmamızda, kliniğe daha yakın sonuçlar elde edebilmek amacı ile doğal diş preparasyonu taklit edilmeye çalışıldı. Preparasyon esnasında, doğal dişlerde olduğu gibi servikal çizgi kurvatürleri takip edilerek basamak preparasyonu yapıldı

Estetik, biyolojik ve fonksiyonel açıdan klinik başarı sağlayan tam seramik restorasyonların üretilmesinde tabakalama, slip-casting, ısı-press ve CAD/CAM yöntemi gibi pek çok yöntem kullanılmaktadır (99, 100). Bu sistemler içerisinde, CAD/CAM yönteminin klinik ve laboratuvar kullanımı her geçen gün artmaktadır. Bu yöntem sayesinde, üretim maliyetleri ve süreleri düşürülmektedir. Ayrıca, sisteme entegre edilebilen ağız içi tarayıcıların yani dijital ölçü sistemlerinin kullanılmasıyla, konvansiyonel ölçü ve model materyallerinden kaynaklanan boyutsal değişiklikler elimine edilmekte, restorasyonun basamakları daha doğru belirlenmektedir. Böylece, daha ideal restorasyonlar üretilmektedir (101).

Ng ve ark. (101) dijital ve konvansiyonel yöntemlerle üretilen kronların kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Dijital ölçü sistemi ve CAD/CAM yöntemi kullanılarak üretilen restorasyonların kenar uyumlarının ( $48 \pm 25 \mu\text{m}$ ) geleneksel yöntem ile üretilen restorasyonların kenar uyumlarından ( $74 \pm 47 \mu\text{m}$ ) daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.

Alfora ve ark. (102) 3 farklı yöntemle ürettikleri lityum disilikat kronların iç uyumlarını mikro-BT yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Gruplar, dijital ölçü sistemi ile

ölçüsü alınarak CAD/CAM ile üretilen, dijital ölçü sistemi ile ölçüsü alınıp ısı-press tekniği ile üretilen ve polivinilsiloksan ölçü maddesi ile ölçüsü alınıp ısı-press tekniği ile üretilen kronlardan oluşmaktadır. Bu çalışmanın sonucuna göre, dijital sistemle alınan ölçülerden ısı-press ( $15.40 \pm 2.59 \text{ mm}^3$ ) veya CAD/CAM yöntemi ( $12.49 \pm 1.50 \text{ mm}^3$ ) ile üretilen kronların iç uyumları, polivinilsiloksan ölçü maddesi ( $18 \pm 2.44 \text{ mm}^3$ ) ile ölçüsü alınıp ısı-press tekniği ile üretilenlerden daha iyi bulunmuştur. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda kullandığımız ana model ve diş örneklerinin dijital ölçü yöntemi ile taranmasına karar verildi. Dijital tarama işlemlerinde CEREC omnicaam ağız içi tarayıcısı kullanıldı. Diş örneklerinin ve kronların üretimi, klinik tipi Cerec MC XL cihazı ile yapıldı.

Tam seramik restorasyonların yapımında kullanılacak birçok materyal mevcuttur. Günümüzde, eksik diş sayısı ve endikasyon bölgesine göre zirkonyum destekli seramikler, monolitik zirkonyum ve çeşitli kimyasal yapılardaki CAD/CAM blokları ön plana çıkmaktadır. Literatürde, zirkonyum altyapılar ile ilgili uyum çalışmaları bulunmaktadır (65, 66, 103-105). Literatürde yeni nesil bazı CAD/CAM bloklarının mekanik özellikleri ile ilgili çalışmalar da mevcuttur (39, 50, 106). Lauvahutanon ve ark. (50) dental restorasyonlarda kullanılan CAD/CAM bloklarını, lityum disilikat cam seramikler, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, feldspatik cam seramikler, alüminyumoksit ve yitrium tetragonal zirkonyum polikristalleri, kompozit rezin, kompozit seramik (hibrit seramik) ve titanyum bloklar olarak sınıflandırmıştır. Çalışmalarında 4 kompozit rezin bloğun (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, Lava Ultimate), kompozit seramiğin (Vita Enamic) ve konvansiyonel feldspatik seramiğin (Vitablocks Mark II) mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Ancak yeni nesil CAD/CAM blokları ile ilgili uyum çalışmaları sınırlı sayıdadır. Bazı bloklarla ilgili çalışmalar henüz mevcut değildir. Bu nedenle bu çalışmada yeni nesil CAD/CAM bloklarının kenar ve iç uyumlarının incelenmesi tercih edildi.

CAD/CAM restorasyonların kenar ve iç uyumları, konvansiyonel yöntemle yapılanlarla karşılaştırıldığında bilgisayar destekli sistemlerin önemli ölçüde farklı üretim süreçleri içerdiği görülmektedir. Genel kanaate göre, kabul edilebilir kenar aralığı, en fazla  $100-150 \mu\text{m}$ 'dir (34, 107, 108). Kenar ve iç uyum çalışmalarında,

simantasyon öncesi ve/veya simantasyon sonrası uyum değerlendirilmektedir. Çalışmaların bazılarında sadece simantasyon öncesi uyum araştırılırken, bazılarında simantaston öncesi ve sonrası uyum karşılaştırılmıştır (77, 78, 82, 95, 109). Çalışmamızda blokların simantasyon öncesi kenar ve iç uyumları karşılaştırıldı, ancak tarama yapılmadan önce temas noktalarını elimine etmek ve stabilizasyonu sağlamak için test örneklerinin siman boşluğuna silikon light body (Zetaflow, Zhermack, Italy) uygulandı (77).

Literatürde birçok çalışmada kenar aralığı için farklı ölçüm yöntemlerinin kullanıldığı gözlenmektedir. Ancak kesin bir ölçüm yöntemi mevcut değildir. Doğrudan day üzerinden ölçüm silikon replika tekniği, rezin replika tekniği, kesit olarak ölçüm tekniği veya üç boyutlu tarama tekniği kullanılarak kenar aralığı ölçümleri yapılabilmektedir. Ancak her yöntemin kendine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur. Silikon replika tekniği, çok hassas bir çalışma gerektirir. Silikonda oluşabilecek düzensizlikler veya büzülmeler, doğru olmayan sonuçlara yol açabilir. Literatürde bu teknik kullanılarak yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar, 13.4 µm ile 179 µm arasında kenar açıklığını işaret etmektedir. Bunlardan CAD/CAM bloklarıyla ilgili olanlarda ise bu değer 100 µm ile 179 µm arasında değişmektedir (81, 110, 111). Silikon replika tekniği, in vivo çalışmalarda sıklıkla kullanılsa da derin subgingival basamakların kaydını tam olarak almak mümkün değildir (110). Resin replika tekniğinde ise kullanılan rezinde meydana gelen boyutsal değişimler sonucu ölçümlerde hata oluşmaktadır. Ayrıca, bu yöntem kullanılarak çok üyeli köprü restorasyonlarda, destek dişlerin kenar uyumunu ölçmek zordur (112). Literatürde bu yöntem ile belirlenen kenar uyumu değerleri 32.7-117 µm arasında değişmektedir (81). Kesit olarak ölçüm yapma tekniği de bir başka seçenektir. Ancak bu yöntemde örneklerin kesitlerinin alınması gerekir. Literatürde bu yöntemle belirlenen kenar uyumu değerleri de 43 µm ile 114 µm arasındadır. Kenar aralığı ölçümlerinde ışık mikroskop (66), stereomikroskop (96, 113) veya dijital mikroskop (101, 114) kullanılabilir. Ancak bu cihazların kullanıldığı durumlarda restorasyonların kenar bitim çizgilerinin açık ve net olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları, kolayca belirlenebilmelidir. Yansıma, hatalara neden olabilir. TEM cihazı ile odaklama, klasik

mikroskobik değerlendirmeden daha iyidir. Ayrıca, ölçümler mikroskobun ekranından yapılabildiği gibi fotoğraf görüntüleri üzerinden de yapılabilir (100, 115).

Bu çalışmada kenar ve iç uyum değerlendirilmesi için daha önceki bazı çalışmalarda olduğu gibi (77-79, 109) mikro-BT yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem, kenar ve iç uyum değerlendirilmesinde diğer yöntemlerden daha rasyonel ve doğru sonuçlar elde edilmesini sağlar (109). Test örneklerine zarar vermeden herhangi bir açı ve pozisyondan 2 ve/veya 3 boyutlu görüntü elde edilmesine ve çok yakın mesafelerden çok ince kesitler alınabilmesine olanak sağlar (81). En başlıca dezavantajı farklı materyaller arasındaki siman boşluğu değerlendirmelerinde, radyasyon emilim katsayısı farklılıklarından kaynaklanan radyasyon artefaktlarının oluşmasıdır (109, 116). Bundan dolayı, kenar ve iç uyum değerlendirmelerinde diğ örnekleri ve restorasyon materyali seçimine ve simantasyon sonrası değerlendirmelerde ise kullanılacak simanın radyoopsitesine dikkat edilmelidir.

Literatürde kenar ve iç uyum çalışmalarında diğ örneklerinin yapımı için doğal diğ (77, 117), akrilik rezin blok (109), abutment (118), epoksi rezin (65) ve metal döküm (113, 119) kullanılmıştır. Ancak bu çalışmaların bazılarında silikon replika tekniği, rezin replika tekniği, kesit olarak ölçüm tekniği, optik mikroskop, stereomikroskop ve dijital mikroskop gibi inceleme yöntemleri kullanılmıştır. Çalışmamızda kenar ve iç uyum değerlendirilmesi için mikro-BT yöntemi kullanılmıştır. Pelekanos ve ark. (79) mikro-BT ile en doğru ölçümlerin yapılabilmesi için diğ örnekleri ve kronun aynı materyalden yapılmasını önermişlerdir. Böylece, diğ örnekleri ile kron arasındaki boşluk net olarak görülebilmektedir. Bu nedenle, biz de çalışmamızda diğ örneklerinin yapılacağı materyal ile kron materyalini CAD/CAM yöntemi ile aynı materyalden üretmeyi tercih ettik.

Literatürde kenar uyum değerlendirmelerinde, diğin hangi bölgelerinden ve kaç ölçüm yapılması gerektiği konusunda bir standardizasyon bulunmamaktadır. Groten ve ark. (120) kenar uyum değerlendirilmeleri için 50 ölçüm yapılmasını önermektedir. Güncel çalışmalarda ise her numune için eşit mesafelerde belirlenen noktalardan yapılan 20 ölçümün yeterli olduğu belirtilmiştir (79, 109). Pelekanos ve ark. (79) ve

Krasanaki ve ark. (121) farklı In-ceram alumina kopinglerin kenar uyumlarını mikro-BT ile incelemişlerdir. Her iki çalışmada da mikro-BT analizleri yapılırken her kesiti arasında 18°'lik açı olan dikey kesitler kullanılmıştır. Neves ve ark. (77) mikro-BT ile lityum disilikat kronların horizontal ve vertikal uyumlarını, test örneklerinin transaksiyel görüntüsü üzerinden, sagittal ve koronal duvarlardan 13'er, toplamda da 26 kesit olarak değerlendirmişlerdir. Mously ve ark. (109) ise CAD/CAM ve ısı-press seramik kronların kenar ve iç uyumlarını, 5 bukkolingual ve 5 meziodistal olmak üzere 10 µm kalınlığında 10 kesit olarak mikro-BT ile incelemiştir. Bukkolingual kesitler arasında 50 kesit, meziodistal kesitler arasında 25 kesit bulunmaktadır. Bu şekildeki kesit alma yöntemiyle, merkezi açı kullanılarak alınan kesitler üzerinde yapılan ölçümlerdeki olası ölçüm hataları en aza indirilmiş olmaktadır. Bu bilgiler ışığında biz de çalışmamızda, kesitleri dış yüzeyine dik olacak şekilde aldık.

Literatürde kenar uyumu değerlendirilirken 2 farklı ölçümle değerlendirilmeler yapılmıştır. Bunlar diş örnekleri ile restorasyon arasındaki dik mesafeyi temsil eden '*kenar aralığı*' ve diş örnekleri bitim kenarı ile restorasyon bitim kenarı arasındaki mesafeyi temsil eden '*mutlak kenar aralığı*'dir. Mutlak kenar aralığının ölçülmesiyle yatay yöndeki taşkın ve eksik kenarlar belirlenebilmektedir. Literatürdeki bazı çalışmalarda sadece kenar uyumu (57), bazılarında sadece iç uyum (62, 102), bazı çalışmalarda da hem kenar uyumu hem iç uyum (103, 122, 123) birlikte değerlendirilmiştir. İç uyum, ya 2 boyutlu ölçümlerle basamak uyumu, aksiyal uyum ve okluzal uyum olarak ya da 3 boyutlu ölçümlerle hacimsel olarak belirlenebilmektedir (124).

Tam seramik restorasyonların kenar uyumları birçok araştırmacı tarafından incelenmiş ve 28-160 µm aralığında değişen farklı sonuçlara ulaşılmıştır (8, 74, 80-83). Güncel çalışmalarda, klinik olarak kabul edilebilir kenar açıklığının 100-150 µm olduğu belirtilmektedir (109, 125, 126). Teorik olarak ideal siman aralığı 25 µm'dir. Ayrıca, rezin simanın fonksiyonel yüklerle karşı yeterli dayanımı gösterebilmesi için gerekli minimum iç aralığın 50 µm olması tavsiye edilmektedir (109). İn-vivo şartlarda ise kabul edilebilir iç aralığın 200-300 µm olduğu belirtilmektedir.

Demir ve ark. (82) mikro-BT kullanarak, tam seramik molar restorasyonların simantasyon öncesi kenar aralık değerinin 50-160 µm, mutlak kenar aralık değerinin ise 20-250 µm olduğunu bulmuştur. Bu sonuçlar, çalışmamızdan elde edilen sonuçlar ile benzerdir.

Reich ve ark.(127), CEREC 3D CAD/CAM cihazı ile üretilen IPS e.max CAD kronların, silikon replika yöntemi ve mikroskop kullanarak, kenar aralığını 100 µm, aksiyel aralığını 148 µm ve oklüzal aralığını 284 µm olarak tespit etmiştir. Ölçülen kenar aralığı ile çalışmamızdaki MKA parametresi, birbirine benzerdir. Çalışmamızda IPS e.max CAD için bu değer,  $155,52 \pm 33,09$  µm olarak ölçülmüştür. Aynı materyale ait KA değeri ise  $129,98 \pm 52,25$  µm olarak ölçülmüştür. Aksiyel aralık çalışmamızda  $51,77 \pm 8,7$  µm, oklüzal aralık da  $191,58 \pm 29,13$  µm olarak ölçülmüştür. Görülen farklılıkların nedeni, Reich ve ark.'nın çalışmasının klinik bir çalışması olması bu nedenle örneklerin çalışmamızdaki kadar standardize edilememiş olması, marjinalde oluşturulan servikal eğim kurvatürü miktarlarının farklı olması ve çalışmamızda kullandığımız cihazın teknik (CEREC omnicam) olarak geliştirilmiş olması olabilir.

Ng ve ark.(101), stereomikroskop kullanarak CAD/CAM yöntemi ile üretilen IPS e.max CAD kronlardaki kenar aralık değerini  $48 \pm 25$  µm, ısı-press yöntemi ile üretilen IPS e.max press kronlardakini ise  $74 \pm 47$  µm olarak bulmuştur. Ayrıca IPS e.max CAD kronların kenar aralık değerlerini mezialde  $62 \pm 25$  µm, distalde  $63 \pm 24$  µm, bukkalde  $60 \pm 16$  µm ve lingualde  $27 \pm 24$  µm olarak tespit etmişlerdir. Çalışmamızda bu değerler mezialde  $129,43 \pm 66,78$  µm, distalde  $216,67 \pm 58,27$  µm, bukkalde  $109,5 \pm 67,55$  µm, lingulade  $166,48 \pm 86,89$  µm olarak bulunmuştur. Bu çalışmada diş örneği olarak premolar diş, Lava C.O.S dijital tarayıcı ve DMG-20 5-eksenli frezeleme cihazı (DMG/Mori Seiki) kullanılmıştır ve ölçümler stereomikroskop ile yapılmıştır. Sonuçlardaki farklılıklar bu nedenlerden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Tam seramik restorasyonların uyum kapasiteleri üzerinde etkili olan faktörlerden birisi de kullanılan CAD/CAM cihazının üretim hassasiyetidir. Neves ve ark. (77) 3 farklı sistem kullanarak üretilen IPS e.max CAD ve IPS e.max press kronların kenar

uyumlarını mikro-BT ile incelemiştir. E4D laser tarayıcı kullanılarak E4D CAD/CAM sistemiyle üretilen kronların vertikal kenar aralık değerleri  $66,9 \pm 31,9 \mu\text{m}$ , CEREC 3D bluecam tarayıcı kullanılarak CEREC CAD/CAM sistemiyle üretilen kronların vertikal kenar aralık değerleri  $39,2 \pm 8,7 \mu\text{m}$  ve CEREC 3D bluecam tarayıcı kullanılarak ısı-press tekniği ile üretilen kronlarda ise bu değer  $36,8 \pm 13,9 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur. Çalışmamızda, CEREC 3D bluecam dijital tarayıcının bir sonraki versiyonu olan CEREC omnicam dijital tarayıcı ve klinik tipi CEREC MC XL ile üretimler yapıldı ve vertikal kenar aralık değeri  $129,98 \pm 52,25 \mu\text{m}$  olarak ölçüldü. Bahsedilen çalışmalarla bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar arasında belirgin farklılıklar göze çarpmaktadır. Ng ve ark.(101) ile Neves ve ark.(77) çalışmalarında IPS e.max CAD kronların kenar uyumlarını benzer bulmuşlardır ancak, 2 çalışmada da premolar diş kullanılırken, çalışmamızda molar diş kullanılmıştır.

Huang ve ark. (103) lazer ile şekillendirme (SLM: Selective Laser Melting) yöntemi kullanılarak üretilen metal destekli seramik, CAD/CAM ile üretilen zirkonyum destekli seramik ve lityum disilikat içerikli seramik kronların kenar ve iç uyumlarını silikon replika yöntemi ile belirleyip stereomikroskop ile incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda metal destekli seramik kronların kenar uyumu  $69,89 \pm 28,14 \mu\text{m}$ , aksiyel uyumu  $125,59 \pm 44,05 \mu\text{m}$ , oklüzal uyumu  $314,43 \pm 111,41 \mu\text{m}$  olarak; zirkonyum destekli seramik kronların kenar uyumu  $87,41 \pm 32,84 \mu\text{m}$ , aksiyel uyumu  $147,35 \pm 48,43 \mu\text{m}$  ve oklüzal uyumu  $266,87 \pm 109,83 \mu\text{m}$  olarak; lityum disilikat kronların kenar uyumu ortalama  $89,93 \pm 40,34 \mu\text{m}$ , aksiyel uyumu  $150,29 \pm 55,30 \mu\text{m}$ , oklüzal uyumu  $276,74 \pm 101,71 \mu\text{m}$  olarak bulunmuştur. Ancak üretim esnasında metal destekli seramik restorasyonlar için siman aralığı  $70 \mu\text{m}$ , zirkonyum destekli seramik restorasyonlar için  $50 \mu\text{m}$  ve lityum disilikat kronlar için  $30 \mu\text{m}$  olarak belirlenmiştir. Bu çalışma ile çalışmamızdaki kenar uyumu ve oklüzal uyum değerleri benzerdir ancak çalışmamızda ölçülen aksiyel uyum değerleri oldukça düşük ( $51,77 \pm 8,7 \mu\text{m}$ ) bulunmuştur. Bu durumun muhtemel sebebi, çalışmada kullanılan dişlerin farklı aksiyel eğim açısına sahip olması olabilir. Bu çalışma, klinik bir çalışmadır ve uyum değerleri, kesici, premolar ve molar dişler olarak ortalaması alınmış değerlerdir. Bu nedenle, farklı dayanak dişlerdeki aksiyel eğim açısı tam olarak standardize edilememiş olabilir. Bizim

çalışmamızda ise diş örneklerinin tümü prepare edilen tek bir diştten elde edilerek her açıdan standardize edilmiştir.

Anadioti ve ark. (128) çalışmalarında konvansiyonel ve dijital yöntemle ölçüsü alınıp ısı-press tekniği ve CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat (IPS e.max) kronların 2 ve 3 boyutlu kenar uyumlarını lazer tarayıcı kullanarak karşılaştırmışlardır. 2 boyutlu kenar aralık değerleri, konvansiyonel yöntemle ölçüsü alınıp ısı-press tekniği ile üretilen IPS e.max press kronların  $40 \pm 9 \mu\text{m}$ , konvansiyonel yöntemle ölçüsü alınıp CAD/CAM yöntemi ile üretilen IPS e.max CAD kronların  $76 \pm 23 \mu\text{m}$ , dijital ölçü yöntemiyle ölçüsü alınıp ısı-press tekniği ile üretilen kronların  $75 \pm 15 \mu\text{m}$  ve dijital ölçü yöntemiyle ölçüsü alınıp CAD/CAM yöntemi ile üretilen kronların  $74 \pm 26 \mu\text{m}$  olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmada E4D dijital ölçü sistemi ve frezeleme ünitesi kullanılmıştır. Bu çalışma ile çalışmamızda kullanılan üretim cihazı ve ölçüm yöntemi farklılıkları mevcuttur ancak, kenar uyumu değerleri yakındır.

CAD/CAM restorasyonlar dijital ortamda tasarlandığı için siman aralığı, hekim ya da teknisyen tarafından bilgisayarda tasarım esnasında belirlenebilmektedir. Geleneksel yöntemde kullanılan *die spacer* materyelinin kalınlığı her yerde homojen ve istenilen kalınlıkta elde edilememektedir. Ancak bu konuda merak edilen soru, CAD/CAM cihazlarının bilgisayarda belirlenen siman aralığı miktarını aynı hassasiyetle frezeleme ünitesinden restorasyona aktarıp aktaramadığıdır. Bu durumu, frezeleme ünitesi (frezin kullanım miktarı, freze edilen materyalin cinsi, frez çapı) ve diş preparasyonu (preparasyon şekli, anatomik koşullara uygun oklüzal preparasyon, servikal çizgi kurvatürü, aksiyel açı, andırkat varlığı) ile ilgili faktörler etkilemektedir. CEREC MC XL frezeleme ünitesinde kullanılan frezlerin 25 restorasyonda bir değiştirilmesi gerekmektedir. Çalışmamızda bu nedenle her 25 test örneğinde bir frez değiştirilerek üretimin daha hassas yapılması sağlandı.

CAD/CAM ile üretilecek restorasyonların tasarım esnasında siman aralığının kaç mikrometre olacağı konusunda da fikir birliği bulunmamaktadır. Birçok yazar (92, 103,129) çalışmalarında siman aralığını  $30 \mu\text{m}$  olarak belirlemişlerdir. Nakamura ve ark.(92) CEREC 3 ile üretilen siman aralığı  $10 \mu\text{m}$ ,  $30 \mu\text{m}$  ve  $50 \mu\text{m}$  olarak belirlenen

tam seramik restorasyonların kenar ve iç uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında siman aralığı 30 µm olarak belirlenen grubun en iyi kenar uyumuna sahip olduğunu tespit etmiştir. Mously ve ark. (109) E4D sistemi ve ısı-press tekniği ile üretilen lityum disilikat (IPS e.max) kronların kenar ve iç uyumlarını karşılaştırmışlardır. Ortalama kenar aralığı değerleri, siman aralığı 30 µm olan grupta 55,18 µm, 60 µm olan grupta 49,35 µm, 100 µm olan grupta 46,65 µm ve ısı ile preslenerek üretilen kronlarda 30,8 µm olarak ölçülmüştür. Mutlak kenar aralığı değerleri sırasıyla; 100,35 µm, 96,65 µm, 105,75 µm ve 41,05 µm olarak bulunmuştur. Aksiyel aralık değerleri sırasıyla ortalama; 90,04 µm, 127,68 µm, 147,71 µm, 74,03 µm olarak tespit edilmiştir. Oklüzal aralık değerleri sırasıyla ortalama; 160,49 µm, 152,3 µm, 227,3 µm ve 128,11 µm olarak belirlenmiştir. Çalışmamızdaki örnekler için siman aralığı tasarım aşamasında 40 µm olarak belirlenmiştir. Mously ve ark.(109)'nın 30 µm siman aralığına sahip grupta elde ettiği değerler ile bizim çalışmamızdaki kenar uyumu ve oklüzal uyum değerleri benzerdir. Aksiyel uyum değerleri de birbirine yakındır.

Borba ve ark. (116) mikro-BT ile tam seramik köprülerin adaptasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında aksiyel aralık değerinin 68-78 µm aralığında değiştiğini bulmuşlardır. Ayrıca, 122 µm'den fazla olan aksiyel aralık değerlerinin restorasyonların kırılma dayanımlarını azalttığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda aksiyel uyum değerleri Vita Enamic için  $41,52 \pm 10,15$  µm, Lava Ulitmate için  $45,82 \pm 13,36$  µm, Vita Suprinity için  $50,36 \pm 14,08$  µm ve IPS e.max CAD için  $51,77 \pm 8,7$  µm olarak bulunmuştur. Bu değerler, Borba ve ark.'nın klinik dayanıklılık ve uyum için öngördüğü sınırlar içerisinde yer almaktadır.

Colpani ve ark. (126) CAD/CAM ile üretilen farklı alt yapı materyalinin kenar ve iç uyumlarını replika yöntemi ile incelemiştir. 3-YTZP ve alümina içerikli zirkonyumla güçlendirilmiş cam seramik altyapıların kenar aralık değerleri sırasıyla, 25,8 µm, 35,2 µm, basamak aralığı değerleri; 29,2 µm, 31,1 µm, aksiyel aralık değerleri; 27,5 µm, 23,5 µm, oklüzal aralık değerleri; 45,2 µm, 55,2 µm olarak bulunmuştur. Çalışmamızda incelenen materyaller ile bu materyaller karşılaştırıldığında ciddi uyum farkı görülmektedir. Ancak, çalışmada kullanılan diş örnekleri diş anatomisine uygun servikal çizgi kurvatürü içermemekte, basamaklar düz bir hat şeklinde ve oklüzal yüzey

de anatomik tüberkül yapısı içermeyen düz bir yüzey şeklinde hazırlanmıştır. Test örnekleri premolar dişi temsil eden ebatlardadır.

CAD/CAM sisteminin kurvatürlü ve/veya düz bölgeleri şekillendirmesi arasında önemli farklılıklar oluşmaktadır. Bu tespit çalışmamızda aksiyel uyum ile kenar ve oklüzal uyum karşılaştırmasıyla destelenmektedir. Çalışmamızda restorasyonlarda anatomik koşullara uygun preparasyon yapıldığından dolayı 4 bölgede de farklı derinliklerde servikal çizgi kurvatürü bulunmaktadır ve oklüzalde tüberkül yapısı preparasyon yapılırken korunmuştur. Ancak, aksiyel bölge düz bir bölge olduğu için en düşük değerler aksiyel uyum değerlerinde görülmüştür. Ayrıca, mandibular molar dişlerde fonksiyonel bukkal tüberküller daha yassı ve kısadır, non-fonksiyonel olan lingual tüberkül daha dik ve uzundur. Çalışmamızda preparasyon, tüberkül anatomisi takip edilerek yapıldığında oklüzal uyum bukkal tüberküllerde, lingual tüberküllere göre anlamlı derece farklı bulunmuştur. Bukkal oklüzal aralık değerlerinin, lingual oklüzal aralık değerlerinden oldukça düşük olduğu görülmüştür. Bu sonuç, kronların kırılma dayanımını da etkileyecek bir sonuçtur. Çünkü, kurvatürlü bölgelerdeki geniş oklüzal aralıklar, restorasyonun daha ince olmasına neden olmaktadır. Ayrıca, bu durum laminate restorasyonlar gibi ince ve daha hassas restorasyonların insizal bölge gibi kritik basamak bölgelerindeki uyum açısından daha da önemli bir faktördür. CAD/CAM cihazlarında üretilen restorasyonların ayrıntı işleyebilme özellikleri, kullanılan frezlerin çapları ile ters orantılıdır. Küçük çaplı frezler, daha küçük detayların restorasyona aktarılmasına imkan verirken, frez dayanıklılığını önemli derecede azaltmakta ve üretim maliyetlerini yükseltmektedir. Çalışmamızda kullanılan CEREC klinik tipi MC XL frezeleme ünitesinde kullanılan frezlerin çapları 1.2 mm'dir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlardan daha hassas sonuçların elde edilmesi ve kurvatürlü bölgelerde daha ince detayların üretilebilmesi, daha küçük çaplı frezlerin kullanılmasıyla mümkün olabilir. Bunun yanı sıra, restorasyonların kenar uyumları, görüntü yakalama 'image capturing' için kullanılan dijital sisteme, sanal görüntüyü oluşturmak için kullanılan yazılım programına, frezlerin drill büyüklüğüne, frez ünitesinin hassasiyeti ve cihazın kalibrasyonuna da bağlıdır. CAD/CAM blokları klinikte uyumlama yapılabilen

materyaller olmasına rağmen, çalışmalarda standardizasyon sağlanması için test örneklerine herhangi bir müdahalede bulunulmamıştır (77).

Dikey ve yatay kenar uyumsuzluğu, farklı klinik etkilere neden olmaktadır. Dikey kenar uyumsuzluğu durumunda mikrosızıntı, periodontal problemler ve tekrarlayan çürük riski oluşmaktadır. Yatay kenar uyumsuzluğu halinde ise ‘taşkın kenar’ ve ‘eksik kenar’ kavramları ortaya çıkmaktadır. Taşkın kenar, plak birikimi ve buna bağlı periodontal problemlere, eksik kenar da mikrosızıntı ve tekrarlayan çürük oluşumuna neden olmaktadır.

Çalışmamızdaki Vita Enamic kronların, %59,3’ünde taşkın kenar, %6,6’sında eksik kenar mevcut olup, %34,1’inde horizontal uyumsuzluk mevcut değildir. Lava Ultimate kronların, %45,8’inde taşkın kenar, %13,4’ünde eksik kenar mevcut olup, %40,8’inde horizontal uyumsuzluk mevcut değildir. Vita Suprinity kronların, %26,6’sında taşkın kenar, %35’inde eksik kenar mevcut olup, %38,4’ünde horizontal uyumsuzluk mevcut değildir. IPS e.max kronların; %25’inde taşkın kenar, %22,5’inde eksik kenar mevcut olup, %52,5’inde horizontal uyumsuzluk mevcut değildir. Çalışmamızda standardizasyonun etkilenmemesi için kronlarda herhangi bir uyumlama yapılmamıştır. Bu sonuçlara göre, her dört materyal için de taşkın restorasyonlar için klinik uyumlama ihtiyacı söz konusudur. Ancak, hepsi tek aşamalı restorasyon olan bu tarz materyallerdeki belli oranlardaki eksik kenarın tolere edilmesi klinik olarak mümkün değildir ve bu tarz restorasyonların yenilenme ihtiyacı ortaya çıkmaktadır. Neves ve ark. (77) yukarıda bahsedilen çalışmalarında, kronları taşkın ve eksik kenar yönünden de değerlendirmiştir. Horizontal yöndeki uyumsuzluk, E4D grubunda %58.8, CEREC grubunda %50.8 ve press grubunda %49.2 oranında görülmüştür. Bu sonuç çalışmamızda bulduğumuz sonuçları desteklemektedir.

Bu çalışmalar doğrultusunda, çalışmamızda araştırılan tüm CAD/CAM bloklarının 2 boyutlu analiz yöntemi ile tespit edilen, ortalama kenar ve iç uyum değerleri, klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir (Tablo 5.2).

**Tablo 5.1.** Çalışmada incelenen MKA, KA, BU, AU, OU ve hacim değerleri

<b>Materyal Adı</b>	<b>Kenar Uyumu* (MKA / KA)</b>	<b>Basamak Uyumu*</b>	<b>Aksiyel Uyum*</b>	<b>Oklüzal Uyum*</b>	<b>Hacim**</b>
<b>Vita Enamic</b>	102,42 / 35,89	87,77	41,52	121,48	12,66
<b>Lava Ultimate</b>	91,59 / 35,73	86,45	45,82	77,45	15,18
<b>Vita Suprinity</b>	132,15 / 77,32	90,91	50,36	142,25	17,34
<b>IPS e.max CAD</b>	155,52 / 129,98	111,21	51,77	191,58	18,26
<b>Ortalama</b>	120,42 / 69,73	94,08	47,36	133,19	15,86

**MKA: Mutlak kenar aralığı, KA: Kenar aralığı, \*:  $\mu\text{m}$ , \*\*:  $(\text{mm}^3)$**

Çalışmamızda elde edilen hacim değerleri; Vita Enamic için  $12,66 \pm 1,67 \text{ mm}^3$ , Lava Ultimate için  $15,18 \pm 2,83 \text{ mm}^3$ , Vita Suprinity için  $17,34 \pm 2,73 \text{ mm}^3$ , IPS e.max CAD için  $18,26 \pm 2,06 \text{ mm}^3$  'dür.

Özellikle hacim değerleri karşılaştırmalarında restorasyonların standartize edilmesi doğru sonuçlar elde edilebilmesi açısından çok önemli bir konudur. Kullanılan ana modelin ebatı büyüdükçe elde edilen hacim değeri artacaktır. Bu yüzden standart ana model üzerinden örneklerin çoğaltılması gerekmektedir. Bu da sadece aynı çalışmadaki materyallerin karşılaştırılmasına olanak sağlar.

Bilgisayarlı dental sistemler; restoratif diş hekimliğine yenilikçi materyaller ve teknikler sunmaktadır. Dijital ölçüden beklenen başarı hala en uygun yumuşak doku retraksiyonu, nem kontrolü ve izolasyon gibi geleneksel becerilere bağlıdır. Gerek geleneksel yöntemle gerekse de dijital ölçü teknikleriyle elde edilsin, doğru ve net ölçüler, iyi kenar uyumuna sahip, daha uzun ömürlü dental restorasyonların yapılmasına imkân tanımaktadır.

## 6. SONUÇLAR

Bu in-vitro çalışmanın deneysel koşulları dahilinde elde edilen sonuçlar şunlardır:

- IPS e.max CAD, Vita Suprinity, Lava Ultimate ve Vita Enamic CAD/CAM bloklarının kenar ve iç uyum değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur, ancak bu değerlerin hepsi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir.
- MKA, KA, basamak uyumu, aksiyel uyum ve okluzal uyum değerlendirmelerinde IPS e.max CAD blokların uyum seviyesi en düşük olarak bulunmuştur. Sonrasında Vita Suprinity gelmektedir, Lava Ultimate ve Vita Enamic arasında anlamlı farklar bulunmamaktadır.
- Çalışmada incelenen CAD/CAM bloklarının horizontal yöndeki uyumu ise IPS e.max CAD > Lava Ultimate > Vita Suprinity > Vita Enamic olarak bulunmuştur.
- Çalışmada incelenen CAD/CAM bloklarının 3 boyutlu analizi sonucu hesaplanan hacim değerleri şu şekildedir:

IPS e.max CAD > Vita Suprinity > Lava Ultimate > Vita Enamic

- Dört farklı ölçüm bölgesinden elde edilen kenar aralığı miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmıştır. Bukkal ve/veya lingual bölgelerin kenar uyum değerlerinin, mezial ve/veya distal bölgelere göre anlamlı derecede düşük olduğu gözlenmiştir.

## KAYNAKLAR

1. Taşveren S, Özdemir AK. Yüksek miktarda alumina ile güçlendirilmiş metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg* 2005, 8: 128-132.
2. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dent J* 2013, 7: 118-122.
3. Anusavice KJ, Phillips RW. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. Saunders, St. Louis, Mo, 2003.
4. Yavuzılmaz H. *Metal Destekli Estetik Kronlar*. Ankara, GÜ Yayınları, 1996.
5. Özkan P, Öztaç DD. Dental porselenlerde tekrarlanan fırınlamaların lösit kristalleri üzerinde etkisi. *T Klin Dis Hek Bil Derg* 2000, 6: 101-107.
6. Yavuzılmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri I. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005, 22: 41-48.
7. Zaimoglu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 1993.
8. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg* 2002, 5: 97-102.
9. Bozoğulları NH. *İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi*. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Konya: Selçuk Üniversitesi, 2007.
10. Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Chicago, Quintessence Publishing Co, 1997.
11. O'Brien WJ. *Dental materials, properties and selection*. Chicago, Quintessence Publishing Co, 1989.
12. Yalım BB, Türker ŞB. Klinikte tam seramik sistemler. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2012, 5: 76-90.
13. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* 1991, 1: 150-154.

14. Mormann WH, Brandestini M. Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers. *Zahnärztliche Mitteilungen* 1987, 77: 2400-2405.
15. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chair side computeraided direct ceramic inlays. *Quintessence Int* 1989, 20: 329-339.
16. Mehl A, Ender A, Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 2009, 12: 11-28.
17. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 2010, 38: 323-330.
18. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent* 2008, 29: 494, 496, 498-505.
19. Garg AK. Cadent iTero's digital system for dental impressions: the end of trays and putty? *Dent Implantol* 2008, 19: 1-4.
20. Fasbinder DJ. Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent* 2010, 31 Spec No 4: 2-11; quiz 12.
21. Culp L, Lida Swann. The Expanding Role of CAD/CAM in today's Restorative Dentistry. *Canadian Journal of Restorative Dentistry and Prosthodontics* 2009, 2-2: 51-56.
22. Henkel GL. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compend Contin Educ Dent* 2007, 28: 422-424, 426-428, 430-421.
23. HcMaster D, Cohen B, Spitz SD. Digital workflow. *Dental Economics [serial online]* 2008, 98: 30-36.
24. Brochu M. Focus on Dental Digital Scanners: The Science Behind. *Canadian Journal of Restorative Dentistry and Prosthodontics* 2009, 2-2.
25. Jones P. The iTero optical scanner for use with invisalign: A descriptive review. *ADA CERP* 2012.
26. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008, 204: 505-511.

27. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Dent J* 2008, 32: 58-72.
28. Çelik G, Üşümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J* 2013, 16: 11-21.
29. Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc* 2010, 141 Suppl 2: 5S-9S.
30. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012, 23: e575-579.
31. Garvey P. The dental assistant's role in integrating digital impression technology in the dental practice. *Dent Assist* 2007, 76: 12, 14.
32. Jacobson B. Taking the headache out of impressions. *Dent Today* 2007, 26: 74, 76.
33. Carlstant NJ. Cadent debuts "next generation" iTero digital impression system. *Ortho tribun US edition* 2007, 1(12):14.
34. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010, 38: 553-559.
35. Dalin J. The future of impressions. *Dental Economics [serial online]* 2008, Available 296261.
36. Karaalioğlu OF, Duymu ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Ü Diş Hek Fak Derg* 2008, 18: 25-32.
37. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008, 204: 505-511.
38. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010, 31: 702-704, 706, 708-709.
39. Kang SH, Chang J, Son HH. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod* 2013, 38: 134-140.

40. Mihali S, Bortun C, Bratu E. Nano-ceramic Particle Reinforced Coposite - Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Rev Chim-Bucharest* 2013, 64: 435-437.
41. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J of Prosthet Dent* 2007, 98: 389-404.
42. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006, 137: 14S.
43. Sirona Dental. CAD/CAM materials. <http://www.sirona.com.tr/tr/ueruenler/dijital-dis-hekimligi/cad-cam-materials/?tab=3146>. 23 Mayıs 2015.
44. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence int (Berlin, Germany: 1985)* 2007, 39: 573-579.
45. 3M ESPE. Paradigm C technical product profile. [http://media.dentalcompare.com/m/25/Downloads/Paradigm%20C%20Ceramic%20Block\\_Technical%20Product%20Profile.pdf](http://media.dentalcompare.com/m/25/Downloads/Paradigm%20C%20Ceramic%20Block_Technical%20Product%20Profile.pdf). 24 Mayıs 2015
46. Akın A. *CAD/CAM ve preslenebilir tüm seramik sistemleri ile yapılan kronların marjinal ve internal uyumlarının in vivo ve in vitro karşılaştırılması olarak araştırılması*. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, İzmir: Ege üniversitesi, 2009.
47. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent* 2010, 31: 716-720.
48. Rosenblatt R. A complete ceramic for chairside Cad/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2012, 33 Spec No 6: 7-9.
49. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014, 30: 564-569.
50. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014, 33: 705-710.

51. VITA Zahnfabrik. Vita suprinity the new zirconia reinforced, high-performance glass ceramic. <https://www.vita-zahnfabrik.com/en-US/VITA-SUPRINITY-27586,27568,85238.html> 25 Mayıs 2015.
52. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. VITA CAD-Temp for inLab and Cerec 3D. *Int J of Comput Dent* 2007, 10: 99-103.
53. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989, 62: 405-408.
54. Suarez MJ, de Villaumbrosia PG, Pradies G, Lozano JFL. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003, 16: 229-232.
55. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. AÜ Basımevi, Ankara, 2004.
56. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Third Edition ed, 1997: 129.
57. Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent* 2012, 108: 310-315.
58. Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005, 32: 441-447.
59. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990, 64: 18-24.
60. Bindl A, Mormann WH. Clinical and SEM evaluation of all-ceramic chair-side CAD/CAM-generated partial crowns. *Eur J Oral Sci* 2003, 111: 163-169.
61. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998, 80: 394-404.
62. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 2004, 17: 680-685.
63. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent* 2009, 37: 374-382.

64. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent* 2008, 33: 644-650.
65. Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* 2013, 5: 219-225.
66. An S, Kim S, Choi H, Lee JH, Moon HS. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent* 2014, 112: 1171-1175.
67. Şahin FÜ, Topuz Ö. Diş hekimliği araştırmalarında mikrobilgisayarlı tomografi uygulamaları. *Acta Odontol Turc* 2014, 31: 114-120.
68. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials*, 2005, 25: 257-270.
69. Sinescu C, Negrutiu M, Topala F, Ionita C, Negru R, Fabriky M, Marcauteanu C, Bradu A, Dobre G, Marsavina L, Rominu M, Podoleanu A. Ceramic and Polymeric Dental Onlays Evaluated by Photo elasticity, Optical Coherence Tomography and Micro Computed Tomography. *Proc Spie* 2011, 8172.
70. Al Jabbari YS, Tsakiridis P, Eliades G, Al-Hadlaq SM, Zinelis S. Assessment of geometrical characteristics of dental endodontic micro-instruments utilizing X-ray micro computed tomography. *J Appl Oral Sci : revista FOB* 2012, 20: 655-660.
71. Çivitci F, Malkoç MA. Diş Hekimliğinde Mikro-BT' nin Kullanım Alanları. *Dicle Diş Hek Derg* 2013, 14: 279-284.
72. Sasai H, Iwai H, Fujita D, Seto E, Izumi Y. The use of micro-computed tomography in the diagnosis of dental and oral disease in rabbits. *Bmc Vet Res* 2014, 10.
73. Schicho K, Kastner J, Klingsberger R, Seemann R, Enislidis G, Undt G, Wanschitz F, Figl M, Wagner A, Ewers R. Surface area analysis of dental

- implants using micro-computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2007, 18: 459-464.
74. Kopke S, Angrisani N, Staszyc C. The dental cavities of equine cheek teeth: three-dimensional reconstructions based on high resolution micro-computed tomography. *BMC Vet Res* 2012, 8: 173.
  75. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009, 1: 177-188.
  76. Simsek N, Ahmetoglu F, Keles A, Bulut ET, Er K. 3D Analysis of D-RaCe and Self-Adjusting File in Removing Filling Materials from Curved Root Canals Instrumented and Filled with Different Techniques. *Sci World J* 2014.
  77. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe K, Davi LR, Mendonca G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent* 2014.
  78. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. 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* 2012, 25: 170-172.
  79. Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *The Eur J Esthet Dent: official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry* 2009, 4: 278-292.
  80. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: A review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990, 64: 636-642.
  81. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013, 110: 447-454 e410.

82. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent* 2014, 8: 437.
83. Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D. Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J esthet Dent* 2014, 9: 426-435.
84. Castillo OR, Sanchez-Jorge MI, Sanchez TA. Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. *Am J Dent* 2010, 23: 341-346.
85. Souza RO, Ozcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J prosthodont: official journal of the American College of Prosthodontists* 2012, 21: 94-100.
86. Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent* 2012, 107: 17-23.
87. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2013, 109: 227-233.
88. Toman M, Toksavul S, Schmage P, Nergiz İ. Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *SÜ Diş Hek Fak Derg*, 2009, 18:7-12.
89. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J prosthet Dent* 2004, 92: 250-257.
90. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent* 2004, 91: 554-560.

91. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995, 8: 303-310.
92. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003, 16: 244-248.
93. Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, Yatani H. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 2005, 24: 456-459.
94. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of Ceramic Restorations Made with Two Cad/Cam Systems. *J Prosthet Dent* 2013, 109: 83-87.
95. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BAS. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent* 2012, 37: 641-649.
96. Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014.
97. Tao J, Yoda M, Kimura K, Okuno O. Fit of metal ceramic crowns cast in Au-1.6 wt% Ti alloy for different abutment finish line curvature. *Dent Mater* 2006, 22: 397-404.
98. Tao J, Han D. The effect of finish line curvature on marginal fit of all-ceramic CAD/CAM crowns and metal-ceramic crowns. *Quintessence int* 2009, 40: 745-752.
99. Tural Z, Yamaner I, Tuncer E. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2015, spp:10: 157-166.
100. Halıcı ES. *Ön ve arka dişlerde tam seramik kronların kenar uyumlarının simantasyon öncesi ve sonrası değerlendirilmesi*. Sağlık Bilimler Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.Doktora tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2013.

101. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014, 112: 555-560.
102. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT. *J Prosthodont* 2015, 1-6.
103. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont: Official journal of the American College of Prosthodontists* 2014, 1-5.
104. Buchi DL, Ebler S, Hammerle CH, Sailer I. Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: An in-vitro study. *Quintessence Int* 2014, 45: 837-846.
105. Almeida ESJS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, Guth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2013, 18: 515-523.
106. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014, 93: 1232-1234.
107. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater: official publication of the Academy of Dental Materials* 1985, 1: 197-199.
108. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Inter J Prosthodont* 1997, 10: 478-484.
109. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 2014, 112: 249-256.
110. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2002, 16: 587-592.

111. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all ceramic three unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005, 113: 174-179.
112. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 2004, 196: 766-770.
113. Varol S, Kulak OY. In Vitro Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (PoM) Restorations with Zirconium-Supported and Conventional Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and After Veneering. *J Prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2014, 1-7.
114. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater* 2013, 29: e91-96.
115. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dentist* 1990, 64: 18-24.
116. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011, 27: 1119-1126.
117. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BA. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent* 2012, 37: 641-649.
118. Prasad R, Al-Kheraif AA. Three-dimensional accuracy of CAD/CAM titanium and ceramic superstructures for implant abutments using spiral scan microtomography. *Int J Prosthodont* 2013, 26: 451-457.
119. Ural C, Burgaz Y, Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int* 2010, 41: 585-590.
120. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000, 83: 40-49.

121. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. 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* 2012, 25: 170-172.
122. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A. Marginal and internal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses generated from digital and conventional impressions. *Int J Dent* 2014, 2014: 534382.
123. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 2012, 28: 320-326.
124. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014, 112: 1425-1431.
125. Koçak A, Türker Ş. Diş hekimliğinde zirkonyum. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2006, 16: 41-45.
126. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013, 29: 174-180.
127. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 2011, 15: 521-526.
128. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, Qian F. 3D and 2D Marginal Fit of Pressed and CAD/CAM Lithium Disilicate Crowns Made from Digital and Conventional Impressions. *J prosthodont: official journal of the American College of Prosthodontists* 2014, 610-617.
129. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental prostheses produced by stereolithography. *Dent Mater J* 2014, 33: 504-509.

## ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Elazığ'da doğdum. İlköğretim öğrenimimi Gaziantep Org. Kenan Evren İlköğretim Okulunda ve lise öğrenimimi ise Mutafoğlu Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2006 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni kazandım. 2011 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2012 yılında İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladım ve halen aynı Anabilim Dalı'nda Araştırma Görevlisi olarak devam etmekteyim.