



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**CAD/CAM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN FARKLI TAM SERAMİK  
KRON RESTORASYONLARIN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMLARI  
İLE KLİNİK BAŞARILARININ İN VİVO OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

SİNEM OK  
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Yasemin Özkan

2017-İSTANBUL



## TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Doktora

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Sahibi : Sinem Ok

Tez Başlığı : CAD/CAM teknolojisi ile üretilen farklı tam seramik kron restorasyonların internal ve marjinal uyumları ile klinik başarılarının in vivo olarak değerlendirilmesi

Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Sınav Tarihi : 20/11/2017

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

### Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Yasemin Özkan

### Kurumu

Marmara Üniversitesi

### İmza

### Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Olcay Şakar

İstanbul Üniversitesi

Doç. Dr. Coşkun Yıldız

Marmara Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Umut Aslan

Marmara Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Ceren Küçük

Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 23./11./2017 tarih ve 17. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Göksel ŞENER

## I.BEYAN FORMU

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

SİNEM OK

İmza

## II. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini tüm sıcaklığıyla paylaşan ve tezimin hazırlanmasında bana yol gösteren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Yasemin Özkan'a,

Doktora eğitimim süresince değerli bilgilerini samimiyetle paylaşan ve eğitimime katkıda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri Doç. Dr. Buket Evren Akalın'a, Doç. Dr. Begüm Türker'e, Doç. Dr. Coşkun Yıldız'a, Doç. Dr. Rifat Gözneli'ye, Yrd. Doç. Dr. Ceren Küçük'e, Yrd. Doç. Dr. Erkut Kahramanoğlu'na, Yrd. Doç. Dr. Umut Aslan'a,

2211-A Yurt İçi Doktora Burs programı kapsamında sağladığı destekten ötürü TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı birimine,

Her türlü destekleri, yardımları ve dostlukları için tüm asistan arkadaşlarıma,

Tezimin hazırlanmasında katkılarından dolayı SEMDENT Cerec Laboratuvarı ve Teknik Servis Hizmetleri'ne,

Eğitim hayatım boyunca sabırla beni her konuda destekleyen ve hiç bir fedakarlıktan kaçınmayan annem, babam, kardeşim ve eşim Halil Can Tokaç'a

Sonsuz teşekkürler....

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DRP-131216-0533 numaralı proje ile desteklenmiştir.

### III. İÇİNDEKİLER

<b>I. BEYAN FORMU</b> .....	i
<b>II. TEŞEKKÜR</b> .....	ii
<b>III. İÇİNDEKİLER</b> .....	iii
<b>IV. KISALTMALAR ve SİMGELER</b> .....	viii
<b>V. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ</b> .....	ix
<b>1. ÖZET</b> .....	1
<b>2. SUMMARY</b> .....	2
<b>3. GİRİŞ ve AMAÇ</b> .....	3
<b>4. GENEL BİLGİLER</b> .....	4
4.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi	
4.2. Kullanılan Restoratif Materyallere Göre Sabit Protetik Restorasyonlar	
4.2.1. Metal seramik restorasyonlar	
4.2.2. Tam seramik restorasyonlar	
4.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması	
4.3.1. Cam-matriks sistemler	
4.3.1.1. Feldspatik seramikler	
4.3.1.2. Sentetik seramikler	
4.3.1.3. Cam-infiltrasyon seramikler	
4.3.2. Polikristalin seramikler	
4.3.2.1. Alümina	
4.3.2.2. Stabilize zirkonya	

- 4.3.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya
- 4.3.3. Rezin-matriks seramikler
  - 4.3.3.1. Rezin nanoseramik
  - 4.3.3.2. Cam seramik içeren rezin ağısı matriksi
  - 4.3.3.3. Zirkonya-silika seramik içeren rezin ağısı matriksi
- 4.4. Yapıştırma Simanları
  - 4.4.1. Rezin simanlar
    - 4.4.1.1. Asidi yıkanan “etch and rinse” rezin simanlar
    - 4.4.1.2. Kendinden asitli “self-etch” rezin simanlar
    - 4.4.1.3. Kendinden adezivli “self-adeziv” rezin simanlar
- 4.5. CAD/CAM Sistemler
  - 4.5.1. Dental CAD/CAM'in avantajları
  - 4.5.2. Dental CAD/CAM'in dezavantajları
  - 4.5.3. Dental CAD/CAM'e genel bakış
    - 4.5.3.1. Veri elde etme (bilgisayar destekli ölçü-CAI)
    - 4.5.3.2. Restorasyon dizaynı (bilgisayar destekli dizayn-CAD)
    - 4.5.3.3. Restorasyon üretimi (bilgisayar destekli üretim-CAM)
  - 4.5.4. CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller
  - 4.5.5. Dişhekimliğinde kullanılan bazı CAD/CAM sistemler
- 4.6. CEREC Sistemi (CEramicREConstruction – CEREC- system )
  - 4.6.1. Diş preparasyonu
  - 4.6.2. Optik ölçülerin alınması ve oklüzyon kaydı
  - 4.6.3. Restorasyonun tasarlanması ve üretilmesi
  - 4.6.4. CEREC sisteminde kullanılan materyaller

- 4.6.4.1. Lityum disilikat
  - 4.6.4.2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
  - 4.6.4.3. Feldspatik porselenler
  - 4.6.4.4. Hibrit seramikler
  - 4.6.4.5. Rezinler
  - 4.6.4.6. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat
  - 4.7. Marjinal ve İnternal Uyum
    - 4.7.1. Marjinal adaptasyonu etkileyen faktörler
      - 4.7.1.1. Kullanılan materyal
      - 4.7.1.2. Preparasyon şekli
      - 4.7.1.3.  lç 
      - 4.7.1.4. Laboratuvar işlemleri
      - 4.7.1.5. Yapıştırıcı siman
    - 4.7.2. Marjinal adaptasyon ölçüm teknikleri
      - 4.7.2.1. Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler
      - 4.7.2.2. Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler
  - 4.8. Mevcut Literatür Sonuçları
    - 4.8.2. Klinik değerlendirme çalışmalarının literature sonuçları
    - 4.8.2. Marjinal ve internal adaptasyon değerlendirme çalışmalarının literatür sonuçları
- 5. GEREÇ ve YÖNTEM**
- 5.1. Gereç
    - 5.1.1. Klinik değerlendirme
      - 5.1.1.1. Diş preparasyonu



5.1.1.2. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen tam seramik restorasyonların üretim aşaması

5.1.1.3. Restorasyonların simantasyonu

5.1.2. Marjinal ve internal adaptasyon ölçümleri

5.2. Yöntem

5.2.1. Klinik değerlendirme

5.2.1.1. Hasta seçimi

5.2.1.2. Klinik işlemler

5.2.1.3. Tam seramik restorasyonların tasarımı ve üretilmesi

5.2.1.4. Simantasyon aşaması

5.2.1.5. Modifiye USPHS kriterleri ile değerlendirme

5.2.1.6. Plak indeksi ve gingival indeks değerlendirmesi

5.2.1.7. Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi

5.2.1.8. İstatistik

5.2.2. Marjinal ve internal adaptasyon değerlendirmesi

5.2.2.1. Tam seramik restorasyonların internal uyum replikalarının hazırlanması ve incelenmesi

5.2.2.2. İstatistik

## **6. BULGULAR**

6.1. Klinik Değerlendirme

6.1.1. Modifiye USPHS kriterleri ile değerlendirme

6.1.1.1. Klinik bulguların zamana bağlı değişimi

6.1.2. Gingival ve plak indeks değerlerinin karşılaştırılması

6.1.3. Hasta değerlendirme skorlarının incelenmesi

6.2. Marjinal ve internal adaptasyon

6.2.1.Bukkolingual kesit karşılaştırılması

6.2.2.Mesiodistal kesit karşılaştırılması

## **7. TARTIŞMA**

7.1.Klinik Değerlendirme

7.2. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümleri

## **8. SONUÇLAR**

## **9. KAYNAKLAR**

## **10. EKLER**

## **11. ÖZGEÇMİŞ**



#### IV. KISALTMALAR ve SİMGELER

**ANOVA** : Analysis of Variance Test

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>** : Alüminyum Oksit

**BisGMA** : Bisfenil glisidil dimetakrilat

**CAD** : Computer Aided Design

**CAI** : Computer Aided Impression

**CAM** : Computer Aided Manufacturing

**CDA** : California Dental Association

**GPa** : Giga Pascal

**CEREC** : CERamicREConstruction

**DCS** : Digitizing Computer System

**K<sub>2</sub>O** : Potasyum Oksit

**Li<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>** : Lityum Disilikat

**LAS** : Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Lityum Alüminosilikat Restorasyon

**LDS** : Lityum Disilikat Restorasyon

**MPa** : Mega Pascal

**µm** : Mikron

**Na<sub>2</sub>O** : Sodyum Oksit

**SiO<sub>4</sub>** : Silikat

**SEM** : Scanning Electron Microskobe

**SLA** : Stereolithografi

**SPSS** : Statistical Package for Social Sciences

**USPHS** : United States Public Health Service

## V. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

### i. Őekillerin Listesi

Şekil 4.1. Seramiğin birleşimi

Şekil 4.2. Marjinal bŖlge

Şekil 4.3. Holmes ve ark.'nın uyumsuzluk terminolojisi

Şekil 4.4. Marjinal uyumu inceleme yŖntemleri

Şekil 5.1. Silikon replikada Ŗlçüm yapılacak noktalar



## **ii. Resimlerin Listesi**

**Resim 4.1.** Procera tarayıcısı

**Resim 4.2.** Procera yazılımı

**Resim 4.3.** PreciScan ile tarama işlemi

**Resim 4.4.** DCS Dentform yazılımı ve PreciMill frezeleme cihazı

**Resim 4.5.** Cicera sisteminin tasarım programı

**Resim 4.6.** Cercon sistemi

**Resim 4.7.** %3 mol yitriyumla kısmi stabilize Lava Ultimate prefabrike bloklar

**Resim 4.8.** Lava Form

**Resim 4.9.** Lava Scan

**Resim 4.10.** Cerec 2'deki aşındırıcı disk ve ilave silindirik elmas frez

**Resim 4.11.** Cerec prototip, Cerec 1, Cerec 2, Cerec 3

**Resim 4.12.** Preparasyonun ve restorasyonun bilgisayar ortamında görüntülenmesi

**Resim 4.13.** Cerec freze ünitesi

**Resim 5.1.**Preparasyon öncesi

**Resim 5.2.** Preparasyon sonrası

**Resim 5.3.** Dijital ölçü aşaması

**Resim 5.4.** Bilgisayar destekli tasarım

**Resim 5.5.** Bilgisayar destekli üretim

**Resim 5.6.** IPS e.max "Blue Block" (ikinci kristalizasyon öncesi)

**Resim 5.7.** ikinci kristalizasyon sonrası restorasyonun görünümü

**Resim 5.8.** Restorasyonun tamamlanmış hali

**Resim 5.9.** Restorasyonun hasta ağızında kontrolü

**Resim 5.10.** . %5'lik porselen asidi

**Resim 5.11.** Porselen asidinin yıkanması

**Resim 5.12.** Restorasyonun iç yüzeyinin asitleme sonrası görünümü

**Resim 5.13.** Monobond S uygulaması

**Resim 5.14.** Mine ve dentinin asitlenmesi

**Resim 5.15.** Diş yüzeylerine adeziv uygulaması

**Resim 5.16.** Yapıştırma simanı (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) otomatik şırıngası yardımıyla restorasyonun içine uygulanması

**Resim 5.17.** Restorasyonun dış yüzeyine yerleştirilmesi

**Resim 5.18.** Siman artıklarının temizlenmesi

**Resim 5.19.a.** Sentik oklüzyon, lateral ve protrüziv hareketlerin kontrol edilmesi

**Resim 5.19.b.** Sentik oklüzyon, lateral ve protrüziv hareketlerin kontrol edilmesi

**Resim 5.20.** Restorasyonun simantasyon sonrası görünümü

**Resim 5.21.** Başlangıç

**Resim 5.22.** Preparasyon

**Resim 5.23.** Bitim

**Resim 5.24.** Başlangıç

**Resim 5.25.** Preparasyon

**Resim 5.26.** Bitim

**Resim 5.27.** Başlangıç

**Resim 5.28.** Preparasyon

**Resim 5.29.** Preparasyon

**Resim 5.30.** Bitim

**Resim 5.31.** Bitim

**Resim 5.32.** İnce kıvamlı silikon materyali uygulaması

**Resim 5.33.** İnce kıvamlı silikon uygulanmış restorasyon iç yüzeyi

**Resim 5.34.** Orta kıvamlı silikon materyali uygulanması

**Resim 5.35.a.** Replikanın elde edilmesi

**Resim 5.35.b.** Replikanın elde edilmesi

**Resim 5.36.** Silikon replikanın mikroskop altında görüntülenmesi

**Resim 5.37.** Leica Optik mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)

**Resim 6.1.** Silikon replikanın ışık mikroskobu görüntüsü (marjinal, X 40)

**Resim 6.2.** Silikon replikanın ışık mikroskobu görüntüsü (aksiyal, X 40)

**Resim 6.3.** Silikon replikanın ışık mikroskobu görüntüsü (oklüzal, X 40)

### **iii. Tabloların Listesi**

**Tablo 4.1.** Tam-seramik ve seramik benzeri restorative materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları

**Tablo 4.2.** Dental simanlar

**Tablo 4.3.** Kompozit rezin simanların sınıflandırılması

**Tablo 4.4.** Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

**Tablo 4.5.** Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri

**Tablo 4.6.** CAD/CAM sistemler için rezin materyal seçimi

**Tablo 4.7.** Bazı CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller

**Tablo 4.8.** Hasta başı CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller

**Tablo 4.9.** Tarama yöntemine ve üretim şekline göre bazı CAD/CAM sistemleri

**Tablo 4.10.** Hasta başında üretilen CAD/CAM restorasyonların yapımında kullanılan materyallerin katagorizasyonu

**Tablo 4.11.** CEREC ile kullanılan materyaller

**Tablo 4.12.** Kron restorasyonlar için bildirilen yaşam ömürleri ve başarısızlık nedenleri

**Tablo 4.13.** Cam seramik restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonları ile ilgili literatür çalışmaları

**Tablo 5.1 :** Araştırmada kullanılan ürün ve içerikleri

**Tablo 5.2.** Çalışmada restore edilen dişler ve çenelere göre dağılımı

**Tablo 5.3.** Araştırmada bulunan vaka grubu

**Tablo 5.4.** Modifiye USPHS kriterleri

**Tablo 5.5.** Sinless ve Loe plak indeksleri

**Tablo 5.6.** Sinless ve Loe gingival indeksleri

**Tablo 5.7.** Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi



**Tablo 6.1.** Hastalara ait genel bilgiler

**Tablo 6.2.** LDS grubu için başlangıç ve 6. ay Modifiye USPHS bulguları ve bulgularının yüzdelik olarak hesaplanması (%)

**Tablo 6.3.** LDS grubunun klinik değerlendirme sonuçlarının istatistiksel analizi

**Tablo 6.4.** LAS grubu için başlangıç ve 6. ay Modifiye USPHS bulguları ve bulgularının yüzdelik olarak hesaplanması (%)

**Tablo 6.5.** LAS grubunun klinik değerlendirme sonuçlarının istatistiksel analizi

**Tablo 6.6.a.** LDS ve LAS gruplarının başlangıç Modifiye USPHS kriterleri bulgularının yüzdelik olarak hesaplanması (%)

**Tablo 6.6. b.** LDS ve LAS gruplarının 6. ay Modifiye USPHS kriterleri bulgularının yüzdelik olarak hesaplanması (%)

**Tablo 6.7.** LDS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay gingival indeks değerleri (%)

**Tablo 6.8.** LDS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin gingival indekslerinin zamana bağlı değişimi

**Tablo 6.9.** LAS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay gingival indeks değerleri (%)

**Tablo 6.10.** LAS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin gingival indekslerinin zamana bağlı değişimi

**Tablo 6.11.** LDS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay plak indeks değerleri (%)

**Tablo 6.12.** LDS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin plak indekslerinin zamana bağlı değişimi

**Tablo 6.13.** LAS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay plak indeks değerleri (%)

**Tablo 6.14.** LAS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin plak indekslerinin zamana bağlı değişimi

**Tablo 6.15.** Hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorların yüzde değerleri (LDS)

**Tablo 6.16.** Hasta değerlendirme kriterlerinin zamana bağlı karşılaştırılması (LDS)

**Tablo 6.17.** Hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorların yüzde değerleri (LAS)

**Tablo 6.18.** Hasta değerlendirme kriterlerinin zamana bağlı karşılaştırılması (LAS)

**Tablo 6.19.** Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri (%)

**Tablo 6.20.** Hasta notlamalarının zamana göre değişimi

**Tablo 6.21.** Silikon replikaların bukkolingual kesitlerinin ölçüm değerleri

**Tablo 6.22.** Silikon replikaların mesiodistal kesitlerinin ölçüm değerleri

## 1.ÖZET

### CAD/CAM Teknolojisi ile Üretilen Farklı Tam Seramik Kron Restorasyonların İnternal ve Marjinal Uyumları ile Klinik Başarılarının İn Vivo Olarak Değerlendirilmesi

Sinem Ok, Yasemin Kulak Özkan, Protetik Diş Tedavisi ABD

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, CAD/CAM teknolojisiyle üretilen farklı yapıdaki tam seramik kron restorasyonların simantasyon öncesi marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılması ve tedavinin başlangıcı ile simantasyondan 6 ay sonraki klinik sonuçların karşılaştırılmasıdır. **Gereç ve yöntem:** 15 adet lityum disilikat seramik kron (LDS, IPS e.max CAD Blocks, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve 30 adet lityum disilikat ile güçlendirilmiş lityum alüminosilikat cam-seramik kron (LAS, n!ce® CAD Blocks, Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) olmak üzere 45 adet tam seramik kron 38 hastaya uygulanmıştır. Kronların marjinal ve internal aralık değerlerini ölçmek için silikon replika tekniği kullanılmıştır. Silikon replikalar bukko-lingual ve mesio-distal olmak üzere kesitlendirilip ışık mikroskobu ile (40 magnifikasyon) değerlendirilmiştir. Her diş için 20 referans noktası belirlenerek ölçümlenmiş ve ortalama marjinal ve internal aralıklar kaydedilmiştir. Restorasyonlar, tedavinin başlangıcında ve simantasyondan 6 ay sonra USPHS kriteri, kanama ve plak indeksi ve hasta memnuniyeti kriterlerine göre değerlendirilmiştir. İlgili veriler “Mann-Whitney U” ve “Wilcoxon Signed Rank” testleri kullanılarak analiz edilmiştir (P<0.05). **Bulgular:** 6 aylık gözlem sürecinden sonra LDS ve LAS gruplarının toplam başarı oranı %100 olarak belirlenmiştir. Ortalama marjinal aralıklar, LDS grubu için 53.30 (± 11.27) µm, LAS grubu için 51.67 (± 11.24) µm olarak hesaplanmıştır. En büyük aralık değeri oklüzal alanda (LDS= 152,24 ± 20,27 µm, LAS= 154,66 ± 23,46 µm), en düşük aralık değeri ise aksiyal (LDS=58,08 ±14,59µm, LAS= 46,73 ± 10,72 µm) alanda gözlemlenmiştir (P<0.05). **Sonuç:** Ortalama 6 aylık değerlendirme süresinde LDS ve LAS tam seramik kronlardan elde edilen veriler literatür kriterlerine göre kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, tam-seramik, marjinal uyum, internal uyum

## 2.SUMMARY

### **In vivo evaluation of the internal and marginal adaptation and clinical success of different full ceramic crowns generated with CAD/CAM technology**

**Sinem Ok, Yasemin Özkan, Department of Prosthodontics**

**Purpose:** The aims of this clinical study were to compare the marginal and internal adaptation of all-ceramic crowns generated with CAD/CAM before cementation and examine the clinical outcomes at baseline and 6<sup>th</sup> month after luting. **Materials and methods:** All crowns were placed in 38 patients, including 15 lithium disilicate ceramic crowns (LDS, IPS e.max CAD Blocks, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 30 lithium disilicate strengthened lithium aluminosilicate glass-ceramic crowns (LAS, n!ce<sup>®</sup> CAD Blocks, Institut Straumann AG, Basel, Switzerland). The marginal and internal gaps of crowns were recorded by using a replica technique. The replica specimens were sectioned bucco-lingually and mesio-distally and the thickness of silicone layers was examined by computerized light microscope at  $\times 40$  magnification.. Restorations were clinically assessed at baseline and 6<sup>th</sup> after cementation by using modified USPHS criteria, plaque and gingival indexes and patients satisfaction criteria. Data was analysed by using “Mann-Whitney U” and “Wilcoxon Signed Rank” tests ( $P<0.05$ ). **Results:** After 6 month-observation period, total survival rates of LDS and LAS groups were 100%. The mean marginal gaps were  $53.30 (\pm 11.27) \mu\text{m}$  for LDS group and  $51.67 (\pm 11.24) \mu\text{m}$  for LAS group. The highest gap value was observed at the occlusal area (LDS= $152.24 \pm 20.27 \mu\text{m}$ , LAS= $154.66 \pm 23.46 \mu\text{m}$ ), and lowest one at the axial area (LDS= $58.08 \pm 14.59 \mu\text{m}$ , LAS= $46.73 \pm 10.72 \mu\text{m}$ ) ( $P<0,05$ ). **Conclusions:** Regarding all of the clinical evaluation criteria all LDS and LAS crowns exhibited clinically acceptable scores within an average evaluation time of 6 months.

**Key words:** CAD/CAM, all-ceramic, marginal fit, internal fit

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental seramikler diş hekimliği tarihi boyunca kullanılan en eski materyallerdendir. Bundan dolayı uzun yıllardır dental seramikler hakkında kırılganlıklarının azaltılması, bağlanma kalitesinin ve estetik özelliklerinin artırılması amacıyla çalışmalar yapılmaktadır. Seramik restorasyonların kırılganlık özelliklerinin fazla olması metal bir altyapı ile desteklenmelerine neden olmuştur. Ancak; metal altyapı ve metal altyapı üzerinde yer alan opak seramiğin ışık geçirgenliğini engellemesi, dişeti kenarından metal yansımaya yol açması ve korozyona neden olması gibi dezavantajları yüzünden tam seramik restorasyonların zaman içerisinde gelişmesine neden olmuştur (Contrepolis ve ark., 2013).

Tam seramik restorasyonların büyük çoğunluğu günümüzde doğal diş dokusuna benzer ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler. Işığı geçirme ve yansıtma özelliklerinden ötürü metal alt yapıli restorasyonlara estetik açıdan üstünlük sağlarlar. Biyouyumlu olmaları ve ağızda tat değişikliğine yol açmamaları nedeniyle günümüzde tercih sebebidir. Kron, köprü, inlay, onley ve laminate veneer gibi çok sayıda endikasyonları bulunmaktadır. Tüm bu üstün özelliklerinden dolayı tam seramik sistemler günümüzde CAD/CAM teknolojisinin de gelişmesiyle sabit protetik restorasyon uygulamalarında vazgeçilmez bir alternatif haline gelmişlerdir (Christensen, 1999; Blatz ve ark., 2002).

CAD/CAM sisteminin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kronlar, inley, onley, lamina, geçici restorasyon veya köprü protezleri yapımı esasına dayanır. Bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır (Goswami ve ark., 2014). Dişhekimliği ve dental teknolojide uzun yıllardır kullanılan alçı model, mum uçurma tekniği gibi tekniklerin yerini almaya başlamışlardır (Svanborg ve ark., 2014).

Tam seramik sistemlerin klinik ömrü; kullanılan materyalin özelliklerine, preparasyonun doğruluğuna, kenar uyumuna, simantasyon işleminin teknik hassasiyetine ve en önemlisi de doğru endikasyona bağlı olarak değişir. Hasta ağızına uygulanabilecek ideal bir restorasyon; estetik açıdan doğal dişe en çok benzeyen anatomik ve optik özelliklere sahip olmasının yanı sıra, restorasyon ve diş arasında

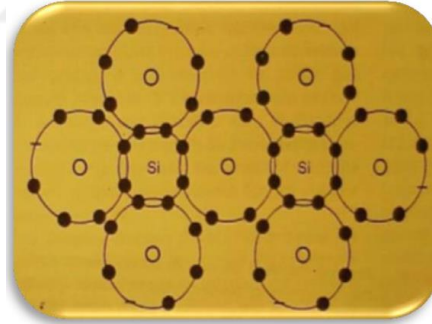
kalan marjinal adaptasyon olarak tanımlanan boşluğun en başarılı şekilde ayarlanması ile elde edilmektedir. Kenar uyumunun yetersiz olduğu durumlarda, mevcut kenar açıklığı simanın ağız ortamına açılmasına sebep olur ve buna bağlı olarak ağız sıvıları ve diğer faktörlerin etkisiyle (kimyasal ve mekanik) yapıştırıcı ajanın çözünmesiyle karşılaşılır. Tüm bunların sonucunda mikrosızıntıya bağlı olarak, sekonder çürük hatta diş vital ise pulpitise varan durumlar ortaya çıkabilir (Huang ve ark., 2015).

Bu faktörler göz önünde bulundurularak yaptığımız bu çalışmada; CAD/CAM sistemi ile üretilmiş lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli (LAS) tam seramik bloklar ile lityum disilikat içerikli (LDS) tam seramik bloklardan elde edilen kron retorasyonların marjinal ve internal uyumları ile klinik başarılarının in vivo olarak araştırılması amaçlanmıştır.

## 4.GENEL BİLGİLER

### 4.1.Dental Seramiklerin Tarihçesi ve Gelişimi

Kelime anlamı olarak seramik; Yunanca'da yanmış madde yada topraktan yapılmış anlamına gelen "keramikos" kelimesinden elde edilmiştir. Kimyasal içerik olarak değerlendirildiğinde; bir yada daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle (genellikle oksijen atomu) ile yaptığı bir bileşimdir.  $SiO_4$  tetrahedra yapısı hacim olarak daha büyük olan oksijen atomlarının daha küçük boyutlardaki metal atomlarıyla iyonik ve kovalent bağlar yapmasıyla meydana gelir (Şekil 4.1.). Böylece bu çok güçlü bağlar dental seramiğin yapısına stabilite, direnç bağlamında olumlu özellikler katarken, bununla birlikte elektrik geçirgenliği, kırılgenlik gibi olumsuz özellikleri de ilave etmektedir (Conrad ve ark., 2007). Dental seramikler oluşma mekanizması açısından değerlendirilecek olursa; sinterizasyon yöntemi ile yani; seramik içerisindeki tüm taneciklerin yüksek sıcaklıklarda birbirleri içerisinde eriyerek kaynaşması sonucu oluşurlar (Mc Lean, 2001).



Şekil 4.1. Seramiğin birleşimi

Dişhekimliği tarihi boyunca seramiğin gelişimi değerlendirildiğinde; oldukça eski bir tarihe sahiptirler. Dental anlamda ilk seramik Fransız eczacı Alexis Duchateau tarafından total protezlerin yapımında kullanılmıştır. 1806 yılında ise; ilk tek üyeli seramik restorasyon İtalyan dişhekimisi Fonzi tarafından elde edilmiş olmakla birlikte; opaklık ve kırılgenlik problemlerinin devam etmesi sebebiyle başarılı olunamamıştır (Pilathadka ve ark.,2007). 1903 yılında Dr. Charles Land porslen jaket kron olarak isimlendirdiği ilk tam seramik restorasyonu kullanma

sunmuş; yalnız yine kırılma eğilimine tam anlamıyla bir çözüm sunamadığı için uzun dönem kullanılamamıştır (Datla ve ark., 2015). Seramiğin yapısındaki bu en önemli sorunların giderilmesi amacıyla; 1965 yılında Mc Lean ve Hughes porselen güçlendirme çalışmaları ile gündeme gelmişlerdir. Restorasyonların “core” diye bilinen kısmını %40-50 oranında alümina ( $Al_2O_3$ ) ile güçlendirmeyi amaçlamışlardır (Mc Lean, 2001; Wildgoose ve ark., 2004). Yapısına katılan alümina ile camı matrikse sahip yeni dental seramik, feldspatlara oranla gerileme dirençleri 2 katına çıkarılıp, 131 MPa’ a çıkarılmış; ancak yapısında meydana gelen çatlakların durdurulamaması ve aynı zamanda aşınmaya karşı düşük dirence sahip olmaları ve kenar uyumsuzluğu nedeniyle uzun süre başarılı olarak kullanılamamışlardır (Shillingburg, 1997). Zaman içerisinde; Mc Lean ve Sced platin folyo (çift folyo tekniği) tekniğini geliştirerek, daha başarılı restorasyonlar üretmek istemişler, yalnız iç bölgede bulunan platin yaprağın ışığın geçişine izin vermemesi bu sefer de estetik anlamda başarısızlığı beraberinde getirmiştir (Mc Lean, 2001). Sonraki dönemlerde 1972 yılında Southan ve Jorgensen seramiğin yapısındaki alümina oranını %75’e çıkararak Hi-Ceram sistemini (refraktör die) elde etmişlerdir. Hi-Ceram’da restorasyonların bükülme dirençleri 140-180 MPa’lara kadar yükseltilmiştir (Hondrum ve ark., 1992). Zaman geçtikçe amaç; seramiğin yapısına farklı kristal partiküller ekleyerek cam fazın giderek daha da güçlü ve dayanıklı hale getirilmesi olmuştur. Cam matriks yapısına eklenen kristaller seramiğin içerisinde seramiğin yapısında meydana gelen çatlakların ilerlemesini durdurmaya yöneliktir. Bu amaç dikkate alınarak en sık kullanılan kristal yapılar; alüminyum oksit, magnezyum oksit, lösit, lityum disilikat, lityum fosfat, zirkonyum oksit, mika ve fluorapatit olarak bildirilmiştir. İlave edilen kristaller dental seramiğin direncini artırırken, aynı zamanda ışık geçirgenliğine engel oldukları için estetik anlamda başarısızlığa yol açmaktadırlar (Yavuzylmaz ve ark., 2003). Tüm bu gelişmeler göz önünde bulundurulduğunda günümüzde; seramik yapısına yapılan eklemeler ve düzenlemeler ile estetik ve direnç anlamında beklentileri büyük oranda karşılamaktadırlar.



## 4.2. Kullanılan Restoratif Materyallere Göre Sabit Protetik Restorasyonlar

### 4.2.1. Metal seramik restorasyonlar

Metal-seramik restorasyonlar geçmişte olduğu kadar, günümüzde de birçok tedavi ile kıyaslandığında çoğunlukla tercih edilen bir uygulama yöntemidir. Ancak mekanik, kimyasal, ısısasal olmak üzere birçok alanda farklı özelliklere sahip olan metal ve seramik uygulamalarında, bu iki materyalin birbirleriyle uyumlu olmaları gerekmektedir. Farklı bir deyişle; kullanılan metal alaşımı ile seramik materyali arasında mekanik, kimyasal, ısısasal ve estetik özellikler bakımından belli oranda denge kurulabilmelidir (Anusavice, 2012). İki materyal arasındaki ısısasal genleşme ve büzülme katsayılarının uyumu, doğal dişlerin şekil, renk, translusenslik ve floresanslık özelliklerinin en uyumlu şekilde taklit edilebilmesi ve ağızda fonksiyon esnasında oluşan streslere karşı direnç gösterebilecek kuvvette bir bağlanma kuvvetinin mevcut olması metal-seramik restorasyonlarda başarılı olmak için gereklidir (Kelly, 2011). Bu iki farklı materyal arasında özelliklerin yüksek oranda benzerlik gösterdiği durumlarda bile, metal-seramik restorasyonların en büyük olumsuz özellikleri estetik açıdan yetersiz olmalarıdır. Metal alt yapının ışık geçirmemesi ve özellikle kole bölgesinde metal renginin yansması istenmeyen özelliklerdir. Metal alt yapının seramikten yansmasını önlemek için metal alt yapı üzerine uygulanan opak tabakası da çoğu kez kronun estetiğini olumsuz etkilemektedir. Bu durum özellikle ön bölgedeki diş eksikliklerinde yapılan metal-seramik restorasyonlarda daha da önemli hale gelmektedir. (Akın, 2011).

Metal- seramik restorasyonların;

- Alerjik reaksiyon ve korozyon oluşturma potansiyeli,
- Metal alaşımının içerisinde yer alan gümüş sebebiyle seramikde renk değişimine neden olabilmesi,
- Metal ve seramik arasındaki varolan ısısasal genleşme katsayı farkı sebebiyle birbirlerine bağlanma dayanımlarının az olması,
- Fırınlama işlemi sonrası metal tabakada oluşan oksit tabakasının metal ile

seramik tabakalarının birleşimini azaltması,

- Metal ve seramik tabakalara yer oluşturabilmek adına daha fazla preparasyon yapılması,
- Metal tabakanın ışık geçirgenliğinin yetersiz olması nedeniyle estetik restorasyonların elde edilememesi gibi dezavantajları vardır (Wildgoose ve ark., 2004)

Metal-seramik uygulamalar, metalin yapının direnci ile porselenin estetiğinin birleştirilmesiyle meydana gelirler. Prepare edilmiş dişin üzerine oturan bir metal alt yapı ve onun üzerine pişirilerek elde edilen en az iki tabakalı porselenden oluşur. Metal alt yapıya uygulanan ilk tabaka opak tabakasıdır; bu tabaka ile metalin maskelenerek porselen yapıdan renk yansımalarının önüne geçilmeye çalışılır. Opak tabakası uygulamasından sonra dentin porselinene geçilir ve restorasyona olmasını istediğimiz asıl rengi verir. Bir sonraki aşama olan mine porseleni ile de translusensi ve estetik görünümü elde ederiz. En son olarak uygulanan glaze işlemi ile restorasyonda doğal parlaklık oluşturulur (Al-Wahadni ve ark.,1998). Çok uzun yıllardır kullanılıyor olmaları, kırılmaya karşı dirençli olmalarına ve estetik olarak kabul edilebilir durumda olmalarına bağlıdır (Shillingburg ve ark., 2010). Ancak ışık geçirgenliği özelliklerinin olmayışı ve metallere karşı toksik alerjik reaksiyonlar hakkında kaygıların artmasına bağlı olarak hasta ve hekimler, metalsiz diş rengine uygun restorasyonları tercih etmeye başlamışlardır.

#### **4.2.2. Tam seramik restorasyonlar**

Metal-seramik restorasyonların sahip olduğu dezavantajlar ve bu nedenle oluşan estetik gereksinim metal tabakanın elimine edilmesine yönelik arayışları doğurmuştur. Önceleri basamak seramiği kullanılmış, sonrasında platin folyo tekniği sayesinde metal kalınlığı azaltılmaya çalışılmış, zamanla da metal destek içermeyen restorasyonlar geliştirilmiştir. Tam seramik restorasyonların, metal-seramik restorasyonlara karşı üstünlükleri:

- Işık geçirgenliklerinin fazla olması nedeniyle daha estetiklerdir. [11]
- Seramik yüzeyinde metal yüzeyi ile kıyaslandığında daha az plak birikimi meydana gelir.

- Servikal bölgede, estetik açıdan metal tabakayı maskeleyemeye gerek kalmayacağı için taşkın sınırlı restorasyon yapma riski azalır.
- Metal alaşımlar ile kıyaslandığında, ağız içerisindeki mevcut diğer metallerle kimyasal reaksiyona girme ihtimalleri olmadığı için biyolojik olarak daha üstündürler.
- Isısal genleşme katsayısı ve ısıyı iletme açısından doğal diş dokusu ile daha yakın değerlere sahiptirler (Hondrum, 1992; Luthardt ve ark., 2004; Kelly, 2004; Shillingburg ve ark., 2010).

Tüm bu avantajlarının yanısıra;

- Ekonomik anlamda daha pahalı olmaları,
- Yapım aşaması için farklı ekipmanlar gerektirmeleri,
- Kırılma dayanıklılıklarının günümüzde hala metal seramiklere kıyasla düşük olması,

gibi dezavantajları bulunmaktadır (Akın, 2011).

### 4.3. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Dişhekimliğinde meydana gelen gelişmeler sayesinde materyaller ile ilgili güncellemeleri takip edebilmek için tam seramik sistemlerin doğru bir şekilde sınıflandırılması önem taşır. Yapılacak ideal sınıflandırma, materyalin kullanım yeri (anterior-posterior), restorasyonun türü (kron, köprü, onley vb) ve simantasyonu (geleneksel veya adeziv) hakkında klinik kullanım açısından bilgilendirici olmalıdır (Gracis ve ark., 2015).

Literatüre bakıldığında zaman zaman tam seramik sistemler için yapılmış, yapım tekniklerine göre, ışık geçirgenliklerine göre, alt yapı materyaline göre olmak üzere çok sayıda sınıflandırma bulunmaktadır (Helvey ve ark., 2014). Amerikan Dental Birliği'ne göre seramik benzeri özelliklere sahip materyallerin de yeni sınıflamada yer alması gerektiği bildirilmiştir. Tam seramik ve seramik benzeri materyaller 2015 yılında Gracis ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada 3 grup altında incelenmiştir (Gracis ve ark., 2015). Gracis ve arkadaşlarının yaptıkları sınıflamaya göre tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliği ve klinik endikasyonları Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

### 4.3.1. Cam-matriks seramikler

#### 4.3.1.1. Feldspatik seramikler

Kil/kaolen, kuartz ve doğal feldspat (sodyum ve potasyum) gibi 3 ayrı materyalden oluşan geleneksel tip seramiktir. Kristalin fazdaki lösit kristallerini potasyum feldspar ( $K_2Al_2Si_8O_{16}$ ) oluşturmaktadır. Bu yapı restorasyonun dayanıklılığını artırır. Bu materyal, metal altyapı üzerine porselen veneerleme aşamasında kullanılmaktadır. (IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, Vident, ABD) (Gracis ve ark., 2015).

#### 4.3.1.2. Sentetik seramikler

Sentetik seramikler, lösit içerikli, lityum disilikat ve türevleri veya fluorapatit içerikli olup, doğal kaynaklar, ham materyaller ve bunların türevlerine daha az bağlı kalmak amacıyla seramik endüstrisinde kullanılan materyallerdir. Sentetik seramiklerin içeriğinde temel anlamda, silikon dioksit ( $SiO_2$ ), potasyum oksit ( $K_2O$ ), sodyum oksit ( $Na_2O$ ) ve alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) bulunmaktadır ancak, firmalara bağlı olarak değişkenlik gösterebilirler (Gracis ve ark., 2015).

- a. Lösit içerikli (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident, ABD; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake, ABD)
- b. Lityum disilikat ve türevleri (3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD; IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply, ABD)
- c. Fluorapatit içerikli (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

#### 4.3.1.3. Cam- infiltre seramikler

In- Ceram Alumina 1989 yılında slip-casting yöntemi ile üretilen ilk cam- infiltre seramiktir (Heffernan ve ark., 2002). Yapısında yüksek oranda alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) barındıran bu karışım, refraktör day üzerinde 1120 derecede 10 saat süre ile sinterlenir (Xiao-ping ve ark., 2002).

- a. Alümina (In-Ceram Alumina, Vita, Almanya)
- b. Alumina ve Magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita, Almanya)
- c. Alumina ve Zirkonya (In-Ceram Zirkonya, Vita, Almanya)

#### **4.3.2. Polikristalin seramikler**

Polikristalin seramikler grenleri ince olan kristalin yapıdan meydana gelmektedirler. Bu yapıları sayesinde kırılmaya karşı dayanımları artar yalnız estetik açıdan daha az translusese sahiptirler. İçerisinde cam faz olmadığı için polikristalin seramikler hidroflorik aistle daha zor asitlenirler. Bu sebeple, bu gruptaki seramikler daha yüksek sıcaklıklardaki asitler ile daha uzun süre asitlenmelidirler (Gracis ve ark., 2015).

##### **4.3.2.1. Alümina**

Alümina, yüksek oranda aliminyum oksit içerir ve 1990'ların ortasında Nobel Biocare firması tarafından CAD/CAM ile üretilen restorasyonlarda kor materyali olarak kullanım amacıyla piyasaya sunulmuştur. Sertlik derecesi 17-20 GPa kadar yüksek olmakla beraber, elastik modülüsü ( $E=300$  GPa) diğer tam seramikler arasında en yüksek olanıdır. Sertlik derecesi bu kadar yüksek olunca materyalde kırıkların görülmesiyle zamanla kullanımı azalmış, stabilize zirkonyaya yönelim artmıştır (Sriamporn ve ark., 2014).

##### **4.3.2.2. Stabilize zirkonya**

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahip olan bir materyaldir. Saf zirkonya oda sıcaklığında normalde monoklinik fazdadır ve  $1170^{\circ}\text{C}$  ye stabildir.  $1170^{\circ}\text{C}$ 'den  $2370^{\circ}\text{C}$  arasında tetragonal fazda,  $2370^{\circ}\text{C}$ 'nin üzerinde de kübik fazda seyreder. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişe, makaslama gerilimi ile aynı anda %4 kadar hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı, çatlakları yaklaştırarak materyalin kırılma dayanıklılığını yükseltir. Dental uygulamalarda tercih edilen 4 farklı zirkonya tipi; yttriyum oksit ile stabilize zirkonya (3Y-TZP), Magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya

ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)'dir (Guess ve ark., 2010).

#### **4.3.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya**

Zirkonya ile güçlendirilmiş alüminada (ZTA); zirkonyanın stres uyarıcı transformasyon kapasitesi alümina matrisi içerisinde kullanılır. Yüksek dayanıklılığı, sertliği ve abrazyon direnci dolayısıyla günümüzde çoğunlukla kalça protezi gibi biyomedikal implantlarda tercih edilen önemli bir yapı materyalidir. In-Ceram Zirkonya, bir ZTA örneğidir, In Ceram Alümina'ya eklenmiş 1/3 oranında (%12 mol) ceria ile stabilize zirkonya içerir, 700 MPa gerilim direncine sahiptir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ); son zamanlarda oral implantların üretiminde kullanılmaktadır (Silva ve ark., 2011; Uludamar ve ark., 2012).

#### **4.3.3. Resin-matriks seramikler**

Resin matris seramikler yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrisli seramiklerdir. Üretici firmalar bu gruptaki seramik benzeri materyallerin endikasyon sınırlarını oldukça geniş olarak tanımlamışlardır. Geleneksel seramikler ile kıyaslandıklarında, dentine daha yakın elastik modülüse sahip olmaları, frezelenmelerini veya gerekli olduğu takdirde kompozit resin ile tamirini kolaylaştırdığı için bu materyalleri daha avantajlı kılar (Gracis ve ark., 2015).

##### **4.3.3.1. Resin nanoseramik**

Ağırlık olarak %80'i nanoseramik partiküllerden oluşan resin matris yapıdan oluşur. Aralıklı silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopartikülleri (4-11 nm çapında) ve nanopartiküllere yapışan zirkonya-silika nano tanecikleri, doldurucu partiküller arası boşluğu azaltarak, materyali daha yüksek nanoseramik içeriğe ulaşmasını sağlar (Gracis ve ark., 2015).

##### **4.3.3.2. Cam seramik içeren resin ağısı matrisi**

Dual ağsı yapısı ile kompozit ve seramiğin avantajlarını bir arada tutmak amacıyla üretilen ilk hibrit materyaldir, double network hybrid (DNH) olarak da isimlendirilir. Materyal ağırlıkça %86 seramik, %14 polimerden (hacimsel olarak %75 seramik, %25 polimer) meydana gelir. Dentine benzer abrazyon, esneme sertliği ve elastik özellikler gösterir. Vickers sertliği dentin ve mine arasında bir değer olarak bildirilmiştir. Seramiklere nazaran karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olduğu bildirilmiştir (Gracis ve ark., 2015).

#### 4.3.3.3. Zirkonya-silika seramik içeren rezin ağsı matrisi

Seramiğin farklı yüzde oranlarıyla birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, pigmentlerinin çeşitli varyasyonlarıyla birlikte farklı organik matris yapıları olan materyallerdir. Bu materyale bir diğer örnek de, %85 ultraince zirkonya-silika seramik partiküllerinin (0.6 µm'lik sferik şekilde) bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA), TEGDMA polimer matrisi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olan kompozit materyallerdir (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, ABD) (Gracis ve ark., 2015).

**Tablo 4.1.** Tam-seramik ve seramik benzeri restorative materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları (Gracis ve ark, 2015):

	Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitle nebilme	Veneer	Klinik endikasyonlar			İmp. Day.
					Pars. kron	Kron Ant.(A) Post.(P)	Köprü	
<b>1. Cam-matr.ser.</b>								
1.Feld. ser.	Refr. die,Platin folyo, Press	M/V	Evet	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>			

**Tablo 4.1.** Tam-seramik ve seramik benzeri restorative materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları (devamı)

	Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitle nebilme	Veneer	Klinik endikasyonlar			İmp. Day.
					Pars. kron	Kron Ant.(A) Post.(P)	Köprü	

		M) Veneer(V)	me		Post.(P)			
2. Sent. Ser.								
a. Lösit içerikli	Press veya CAD/CAM	A/M	Evet	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	✓ (A)	
b. Lit. dis. ve türevleri	Press veya CAD/CAM	A/M	Evet	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	(A/P)	5lere kadar 3-üye
c. Fluora apatit içerikli	Press veya tabakalama	V	Evet	-	-	-	-	-
3. Cam inft.								
a. Alumina	CAD/CAM/ Slip-casting	A	Evet				✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	3-üye anterior
b. Alum.ve magnezyum	CAD/CAM/ Slip-casting	A	Evet				✓ <input type="checkbox"/> (A)	
c. Alu. Ve zirkonya	CAD/CAM / Slip-casting	A	Evet				✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	3-üye posterior
<b>2. Polikrist. Seram.</b>								
1. Alum.	CAD/CAM	A	Hayır	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	<input checked="" type="checkbox"/>
2. Stabil. zirkonya	CAD/CAM	A/M	Hayır		<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	<input type="checkbox"/>
3. Zirk. ile güç. Alum. ve alum. ile güç. Zirk.	CAD/CAM	A/M	Hayır		<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	<input type="checkbox"/>
<b>3. Rezin-matriks seramikler</b>								
1. Rezin nanoser.	CAD/CAM	M	Hayır	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	✓ (A/P)	
2. Cam-seram. içeren rezin ağısı matriksi	CAD/CAM	M	Evet	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	
3. Zirk.-silika içeren rezin ağısı matriksi	CAD/CAM	M	Hayır	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	✓ <input type="checkbox"/> (A/P)	

#### 4.4. Yapıştırma Simanları

Dental simanlar prepare edilmiş diş ile yapılan restorasyon arasındaki aralığı doldurarak bu iki farklı materyal arasında mekanik ve kimyasal bağlantıyı sağlarlar (Diaz-Arnold ve ark., 1999). İdeal bir dental simanda olması gereken özellikler;



- Hem restorasyon ve diş arasında mümkün olduğunca ince formda olup, aynı zamanda kesme, gerilme, kırılma ve sıkışma kuvvetlerine karşı dirençli olmalıdır,
- Prepare edilmiş diş ve restorasyon yüzeylerini yeteri kadar ıslatabilmeli yani uygun vizkoziteye sahip olmalı,
- Zamanla ağız içerisinde çözünme hızı yavaş olmalı,
- Doku irritasyonu olmamalı,
- Çalışma süresi ve sertleşme süresi açısından uygun yeterli zamana sahip olmalıdırlar (Sümer ve ark., 2011).

Dental anlamda dişhekimliğinde kullanılan, kimyasal yapıları, kullanım alanları ve sertleşme mekanizması gibi özellikleri birbirinden farklı olan birçok siman çeşidi mevcuttur. Bağlanma mekanizmalarına göre temel olarak 3 ana grup altında incelenebilirler. Bu gruplar; adeziv bağlanma özelliği göstermeyen simanlar (örn: çinko fosfat simanı), kimyasal olarak bağlanabilen simanlar (örn: polikarboksilat simanı) ve mikromekanik bağlanma simanlardır (örn: rezin simanlar) (Köroğlu ve ark.i 2012). Bağlanma mekanizmaları açısından gruplandırılan dental simanlar Tablo 4.2.'de gösterilmektedir.

#### **4.4.1. Rezin simanlar**

Günümüzde, inley, onley, tam seramik restorasyonlar ve lamina restorasyonların hem hasta hem hekim tarafından daha çok tercih edilir olması adeziv simanların kullanımını arttırmıştır (Uludamar ve ark., 2011; Köroğlu ve ark., 2012). Geleneksel simanlar mekanik anlamda retansiyon sağlarken rezin simanlar kimyasal ve fizyo-kimyasal bağlantı oluştururlar ve buna bağlı olarak yüksek bağlanma, sıkışma, gerilme dayanımı, düşük çözünürlük ve yüksek elastik modülüne sahiptirler, ayrıca diş renginde veya transparan seçeneklere sahip oldukları için geleneksel simanlardan bu anlamda da üstündürler. Ancak; uygulama esnasında teknik hassasiyet gerektirmeleri, pulpal hassasiyete neden olmaları, polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı olması, artık simanların temizlenme zorluğu ve yüksek maliyetli olmaları bu sistemlerin en önemli dezavantajları arasında sayılabilir (Sümer ve ark.,2011; Kiremitçi ve ark., 2008; Stamatacos ve ark., 2013; Diaz ve ark.,

1999).

**Tablo 4.2.** Dental simanlar

Bağlantı türü	Siman	Siman kal.	Baskı Day. (MPa)	Estetik Mod. (GPa)	Gerilme Day. (MPa)	Bük. Day. (MPa)	Çözünürlük	Ürün
<b>Adeziv Olmayan Bağ.</b>	Çin. Fosf.	25-35	%133	13	3.1-4.5	15-98	%0.2	HY-Bond Çinko Fosfat (Shofu, San Marcos, CA, ABD)
<b>Kim. Bağ.</b>	Poli-karbonat	19-25	57-99	5-6	3.6-12	14.7-16.5	%0.06	Durelon (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)
	Cam İyon.	11-35	93-226	7-8	42-53	7.8-24.8	%1	Ketac-Cem (3M ESPE, St. Paul, MIN, ABD)
	Rez. Mod. Cam İyon.	11-21	85-160	2.5-7.8	13-25	27-100	79 /mm <sup>3</sup>	RelyX Luting (3M ESPE, St. Paul, MIN, ABD)
	Self Adez.	13-50	212-291	4.5-6.6	34	42-99	3-33..m <sup>3</sup>	G-Cem Automix (GC, Tokyo, Japonya)
<b>Mikro-Mekan. Bağ.</b>	Kim. Pol. Komp.	24.3-50	292	6.5	62	100	%0.89	Panavia 21 (Kuraray, Okayama, Japonya)
	Işıklı Pol. Komp.	5-10	345-400	4.5	77.4	107-123	0-12 .. /mm <sup>3</sup>	Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent Ag, Shaan Liechtenstein)
	Dual Pol. Komp.	16.4	279-352	6-9.6	40-56	110-131	0-128.. /m <sup>3</sup>	Variolink II (Ivoclar Vivadent Ag, Shaan Liechtenstein)

Rezin simanların kullanım alanları;

- Tam seramik veya kompozit ile yapılmış; inley, onley, laminate veneer, kron, endo-kron ve köprülerin simantasyonunda
- Postların simantasyonunda

- Ortodontik braketlerin simantasyonunda kullanılabilirler (Chang ve ark., 2002; Rueggeberg ve ark., 2002).

Rezin yapıştırıcı simanlar 2 grupta incelenir;

1. Akrilik rezin simanlar: Akrilik rezin simanların toz kısmı, reaksiyonu başlatan benzoil peoksit içerikli metil metakrilat veya kopolimerlerdir. Bunlara ilave olarak doldurucular ve pigmentler de bulunur. Likit kısmında ise reaksiyonu hızlandıran amin içerikli metil metakrilat monomerleri bulunur. Güçlü bir siman olmalarına rağmen çalışma süreleri kısadır. Aynı zamanda viskoelastik özellikleri de zayıftır (Rueggeberg ve ark., 2002; Munck ve ark., 2005).

2. Kompozit rezin simanlar: Kompozit rezin simanlar, Bis-GMA veya üretan dimetilakrilat rezin materyaller ile silika yada cam dolduruculardan hazırlanmış küçük boyutlardaki taneciklerden oluşan hibrit materyallerdir. Doldurucu içerdikleri için marjinal bölgede aşınmaya karşı cam iyonomer ve hibrid rezinlere göre daha dirençlidirler. Yapısal anlamda kompozit dolgu maddelerine benzerler. Resin tipine, içine katılan doldurucu materyallerde ve sertleşme mekanizmalarına göre farklılıklar gösterirler (Uludamar ve ark., 2011; Blatz ve ark., 2003).

#### *Sertleşme reaksiyonlarına göre rezin simanlar:*

1. Kimyasal sertleşen (Otopolimerizan, Self-Cure) rezin simanlar: iki ayrı tüp içerisinde bulunan materyalin karıştırılmasıyla sertleşme reaksiyonu başlamış olur. Tüplerden ilkinde reaksiyonu başlatıcı görevini üstlenen benzoil peroksit, diğerinde reaksiyon hızlandırıcı (akseleratör) tersiyer amin bulunmaktadır. İki tüp içerisindeki materyaller karıştırıldığında benzolik peroksit ile tersiyer amin kimyasal reaksiyona girerek serbest radikallerin açığa çıkmasıyla polimerizasyon başlamış olur (Manso ve ark., 2011). Kimyasal sertleşen kompozit esaslı rezin simanların belli bir sertleşme süresine gereksinimleri vardır. Zirkonya, metal alaşım ve metal-seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar (Carville ve ark., 2008).

2. Işıkla sertleşen (light-cure) rezin simanlar: bu tip rezin simanlarda, ışık kaynakları ile (halojen, LED, plazma ark veya lazer) siman içerisindeki monomerler

aktive edilir ve polimerizasyon başlar. Polimerizasyonun başlasına sebep olan 460-480 nm dalga boyutundaki görünür mavi ışıktır. Bu tür rezinlerde ışığa hassas başlatıcı görevinde komforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin gibi aktivatörler bulunup; bu moleküller ışıkla temasa geçmedikleri zaman reaksiyon başlamaz. Bu açıdan bakıldığında, ışıkla sertleşen rezin simanların uzun çalışma süreleri diğer sistemlere göre uzun yalnız ışık uygulaması yapıldıktan sonra maddenin sertleşmesi oldukça hızlıdır. Işıklı sertleşen sistemlerin dezavantajı restorasyon kalınlığının 1,5 mm'den fazla olduğu durumlarda ışığın tam olarak geçememesine bağlı olarak polimerizasyonun yetersiz kalabilmesidir. Aynı zamanda, bu materyallerde renk seçenekleri de fazladır bu yüzden lamina restorasyonlarda tercih sebebidir (Uludamar ve ark., 2011; Davidson, 2006; Manso ve ark., 2011).

3. Hem ışık hem kimyasal olarak sertleşen (dual-cure) rezin simanlar: rezin simanların bu türünde yine baz ve katalizör görevinde iki ayrı materyal bulunmaktadır. Baz yapının içerisinde ışıkla sertleşme reaksiyonunu başlatan komforokinon, katalizör yapıda ise amin/peroksit bulunmaktadır. Üretici firmalar dual-cure simanlarda kimyasal polimerizasyon oranını arttırmak ve çalışma süresini uzatmak amacıyla başlatıcı/aktivatör oranını düşürmektedirler (Pegoraro ve ark., 2007). Restorasyon kalınlığının ışığın geçmesine tam olarak olanak sağlamayacağıının düşünöldüğü durumlarda dual-cure rezin simanlar tercih edilmelidir (Braga ve ark., 1999).

**Tablo 4.3. :** Kompozit rezin simanların sınıflandırılması (Stamatacos ve ark., 2013)

Rezin Simanlar	Sertleşme Mekanizması	Özellikleri	Endikasyonları
<b>Kimyasal</b>	İki ayrı materyalin kimyasal reaksiyonu	Artmış çalışma zamanı Azalmış sertleşme süresi	Metal restorasyonlar Endodontik post Seramik restorasyon

**Tablo 4.3. :** Kompozit rezin simanların sınıflandırılması (devamı)

Rezin Simanlar	Sertleşme Mekanizması	Özellikleri	Endikasyonları
<b>Işıklı</b>	Işık ile monomerlerin aktive edilmesi	Estetik Kullanım kolaylığı	Estetik restorasyonlar Tam seramik restorasyonlar İnce, translusent seramikler
<b>Dual-cure</b>	Kimyasal reaksiyon+ ışıkla reaksiyon	Işık ile polimeriz. sağlanamadığı durumlarda artmış başarı	Kalın, opak seramikler Tam seramik restorasyonlar

İndirekt restoratif materyallerin diş dokusuna simantasyonunda asiti yıkanan (etch-rinse, total etch), kendinden asitli (self-etch) ve diş dokusunda simantasyon aşamasında herhangi bir aşama gerektirmeyen kendinden adezivli (self-adeziv) sistemlerden birisi kullanılmaktadır (Pegoraro ve ark., 2007).

#### 4.4.1.1. Asidi yıkanan (etch-rinse) rezin simanlar

Diş dokusunda bulunan mine ve dentinin aynı anda ve değişik sürelerde asit ile (%30-40 fosforik asit) pürüzlendirildiği sistemlerdir. Mineye 30 sn ve dentine 15 sn asit uygulandıktan sonra yıkama işlemi yapılır bunun sonucunda smear tabakası kaldırılmış olur. Uygulama şekillerine göre 2 gruba ayrılır (Munck ve ark., 2005):

**a-Üç basamaklı etch-rinse sistemler:** Asit uygulanması ve yıkanması, sonrasında primer uygulanması ve son olarak da adeziv rezinin uygulanmasını içeren 3 aşamalı bir sistemdir. Asit uygulanması ve yıkanmasıyla birlikte diş sert dokularına mekanik bağlanma sağlanır. Bu ilk aşama ile smear tabakası 5-10 µm derinliğinde demineralize edilerek peritübüler dentinde tübül ağzları huni şeklinde açılmış olur (Sailer ve ark., 2012). Kanal ağzlarının açılmasından sonra diş yüzeyi dikkatli kurutularak bir miktar nemli bırakılır. İkinci aşama olarak bağlanmayı arttırıcı primer uygulaması vardır. En önemli aşama olan primer içerisinde su, aseton, etanol gibi organik çözücülerde çözülmüş hidrofilik monomerler bulunur. Bu sistemde uygulanan primerin en önemli görevi, asitlenmiş dentinde çökmüş kollajenleri

restore ederek sonraki aşama olan rezinin deha iyi penetre olmasını sağlayan hidrofobik bir tabaka meydana getirmektir. Böylece oluşturulan hibrit tabakasının bağlanma kalitesi artar (Van Meerbeck ve ark., 1998; Peumans ve ark., 2005). Son olarak adeziv rezin aşaması kompozit ile hibrit oluşturulmuş hibrit tabakası arasında köprü görevi üstlenir. Eğer dentin asitleme ve yıkaması sonrasında aşırı kurutulmadan hafif nemli bırakılırsa kollajen fibriller çökmezler ve adezivin dentine penetrasyonu artmış olur (Tay ve ark., 1997).

***b-İki basamaklı etch-rinse sistemler:*** İlk aşamada diş sert dokularına aist uygulanması yapılır; ikinci aşamada tek şişede birleştirilmiş primer ve bonding bulunmaktadır. Bu sistemde de bir öncekinde olduğu üzere asit uygulandıktan yıkanır ve dentin nemli bırakılarak kurutulur. İki aşamalı sistemlerde bağlanma miktarının 3 aşamalıya oranla daha az olduğu bildirilmiştir (Munck ve ark., 2005; Carville ve ark., 2008).

#### **4.4.1.2. Kendinden asitli (self-etch) rezin simanlar**

Asitin uygulandıktan sonra yıkanıp uzaklaştırıldığı sistemlerden farklı olarak asit uygulaması ve nem kontrolünün yapılmadığı daha basit sistemlerdir. Böylece klinik kullanımdan kaynaklanabilecek hatalar elimine edilebilir. Smear tabakasını bir önceki sistemde olduğu gibi tamamen uzaklaştırmadan çözen veya modifiye eden sistemlerdir (Stangel ve ark., 2007).

***a- İki basamaklı kendinden asitli adezivler:*** İlk basamakta mine ve dentini aynı anda demineralize eden ve asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu bulunmaktadır ve pH'ları 1-2 arasında bulunmaktadır. İkinci basamakta ise hidrofobik bonding uygulaması bulunmaktadır (King ve ark., 2005).

***b- Tek basamaklı kendinden asitli adezivler (all-in-one):*** Hidrofobik ve hidrofilik monomerlerin birarada bulunduğu, asidik monomer ilave edilmiş primer ve bondingin aynı anda uygulandığı sistemdir. Bu sistemlerde (tek aşamada uygulanan) bulunan asidik monomerler fazla oranda su molekülü ihtiva ettikleri için adezyon anında sıvı geçişine izin verdikleri için, polimerizyonu olumsuz ettikleri gösterilmiştir. Bu nedenle rezin simanlarla birlikte kullanılmamaları önerilmektedir (Tay ve ark., 2002; Carville ve ark., 2008).

#### 4.4.1.3. Kendinden adezivli (self-adeziv) rezin simanlar

Kendinden adezivli sistemlerin adezyon mekanizmasında cam iyonomer simanlardaki gibi asidik ve hidrofilik monomerleri birarada bulunmaktadır. Bu sistemlerde mine ve dentin eş zamanlı olarak demineralize edilerek monomer infiltrasyonu gerçekleştirilir. Simantasyon basamakları azaltılarak, asit, primer ve bonding tek aşamada uygulandığı için simantasyon tek aşamaya indirgenmiştir; böylece hekime bağlı gelişebilecek simantasyon hataları azaltılmaya çalışılmıştır. Ancak kendinden adezivli simanların mineye bağlanması diğer sistemlerdeki kadar başarılı olmamaktadır. Bu yüzden fiber postlar ve dentine bağlanan restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. Ayrıca renk seçenekleri bakımından diğer sistemler kadar başarılı değildir (Munck ve ark., 2005; Manso ve ark., 2011).

**Tablo 4.4.:** Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Etch-rinse adeziv sistemler	Self-etch adeziv sistemler		Self-adeziv sistemler
<b>3 aşamalı</b>	<b>2 aşamalı</b>	<b>2 aşamalı</b>	<b>1 aşamalı</b>
1.Asit / 2.Primer / 3.Bonding	1.Asit / 2.Primer+bonding	1.Asidikmonomer+primer / 2.Bonding	1.Asidikmonomer + primer+Bonding
<i>RelyX ARC (3M ESPE)</i> <i>RelyX Veneer (3M ESPE)</i> <i>NX3 Nexus (Kerr)</i> <i>VariolinkVeneer (Ivoclar)</i> <i>Varionlink N (Ivoclar)</i> <i>G-CEM LinkForce (GC)</i> <i>Calibra Esthetic Resin Cement (Dentsply)</i> <i>Choice 2 (BISCO)</i>	<i>Panavia F2.0 (Kuraray)</i> <i>Panavia 21 (Kuraray)</i> <i>Clearfil Esthetic Cement Ex (Kuraray)</i> <i>RelyX Ultimate (3M ESPE)</i>	<i>Panavia SA Cement Plus (Kuraray)</i>  <i>G-CEM (GC)</i> <i>RelyX Unicem/2 (3M ESPE)</i> <i>iCem (Heraeus Kulzer)</i> <i>Maxcem Elite (Kerr)</i> <i>SmartCem 2 (Dentsply)</i> <i>BisCem (Bisco)</i> <i>Bifix SE (Voco)</i> <i>MonoCem (Shofu)</i> <i>Speed Cem (Ivoclar)</i>	

#### **4.5.CAD/CAM Sistemler**

Günümüzde otomobil, uzay, iletişim, elektronik gibi birçok alanda bilgisayar destekli tasarım ve üretim (computer aided design-computer aided manufacturing) kullanılmasına rağmen, ağız içi dokuların kameralar ile görüntülenebilmesi ve dental seramik üretilmesi 1977 yılında ABD’de Bruce Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir (Willer ve ark., 1998; Baroudi ve ark., 2015; Irfan ve ark., 2015). Ancak; CAD/CAM’in restoratif dişhekimliği alanına girişi 1980’lerde meydana gelmiştir. İlk olarak 1984 yılında Francosis Duret Fransa’da Duret sistemini oluşturarak ilk tek üyeli restorasyonları elde etmiştir fakat bu sistem yaygın olarak kullanılamamıştır. Sonraki yıllarda, İsviçre’de Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından CEREC sisteminin üretilmesiyle CAD/CAM teknolojisi popüler hale gelmiştir. CEREC ile ilk defa restorasyonlar hasta başında aynı seansta başlanıp bitirilir hale gelmiştir. CEREC ile önceleri sadece inlay ve onlay restorasyonların yapımı ile sınırlı iken günümüzde hassas frezeleme makinesi ile gelişmiş bilgisayar yazılımları sayesinde seramik veya kompozit bloklardan kronlar, köprüler, lamine restorasyonları yapılabilmektedir (Miyazaki ve ark., 2011; Goswami ve ark., 2014). Ayrıca implant dişhekimliğinde ve çene-yüz protezleri yapımında da bu yeni teknoloji oldukça popüler hale gelmiştir (Irfan ve ark., 2015). CAD/CAM sistemlerinin ilk dental anlamda ortaya çıkıp günümüze kadar gelen tarihsel gelişimine bakacak olursak, Duret, Cerec, Celay, Procera, Lava gibi birçok sistem geliştirilmiştir (Aeran ve ark., 2014; Jain ve ark., 2016).

##### **4.5.1.Dental CAD/CAM'in avantajları**

Dental anlamda CAD/CAM sisteminin kullanılmaya başlanması birçok avantajı da beraberinde getirmiştir. Öncelikle hasta başında preparasyon tamamlandıktan bir sonraki aşama olan klasik ölçü alma işlemi ortadan kalkmıştır (Aeran ve ark., 2014). Böylece bu sistemler daha yüksek kalitede olan materyallerden daha kısa sürede restorasyonlar elde edilmesini sağlamıştır. İşlemlerin aynı seans içerisinde hasta başında tamamlanabilmesi ve geçici restorasyona ihtiyaç duyulmaması hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybını ortadan kaldırmıştır (Goswami ve ark., 2014; Baroudi ve ark., 2015).



CAD/CAM sistemleri sayesinde laboratuvar teknisyenlerinde alt yapı üretim işlemleri CAD yazılımları sayesinde kolaylaşmıştır. Ayrıca üreticisi tarafından kalitesi zaten daha önceden yapılmış olan prefabrike bloklarda frezeleme öncesinde istenmeyen internal defektler bulunmaz. Restorasyon üretilirken porselenin fırınlanma ve cilalama aşamalarında tekrarlanan fırınlama işlemlerinden kaynaklanan problemler elimine edilmiş olunur. Restorasyon için lede edilen veriler ve dizayn kaydedilip arşivlenebilir ve gerekli olduğundan tekrar kullanılabilir (Miyazaki ve ark. 2009; Goswami ve ark., 2014).

#### **4.5.2. Dental CAD/CAM'in dezavantajları**

CAD/CAM sistemlerinin gittikçe popüler hale gelmesine rağmen yaygın olarak kullanımlarını kısıtlayan en önemli faktör ekipmanın ve üretim maliyetlerinin yüksek olmasıdır. Günümüze kadar gelen süreçte birçok yeni sistem geliştirilse de bu teknolojiye faydalanmak henüz ekonomik değildir (Goswami ve ark., 2014). Kullanılan prefabrike bloklar renk açısından değerlendirildiğinde geleneksel porselen kadar estetik beklentileri karşılayamamaktadır. Preparasyon bitim sınırı eğer dişeti sınırının altındaysa, sınırların görüntülenebilmesi ve bilgisayara aktarılması problem olabilmektedir (Karaalioglu ve ark., 2008; Santos ve ark., 2012).

#### **4.5.3. Dental CAD/CAM'e genel bakış**

Restore edilecek dişin preparasyonu tamamlandıktan sonra geleneksel yöntemlerde, konvansiyonel ölçü alınır, model elde edilir, mum modelaj sonrası döküm yapılır. CAD/CAM sistemlerinde ise; konvansiyonel ölçü yerine, prepare edilen dayanak dişin ağız içerisinde optik ölçüsü alınır, mum modelaj aşaması yerine restorasyon uygun bilgisayar programı ile bilgisayarda dizayn edilir ve üretim aşaması bilgisayar destekli frezeleme cihazında gerçekleştirilir (Miyazaki ve ark. 2009; Aeran ve ark., 2014).

Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri 3 ayrı başlık altında toplanabilir (Beuer ve ark., 2008; Baroudi ve ark., 2015):

In-office sistem (hasta başında üretim): hekimin tek seansta prepare edilen dişi taradığı, dizaynını tamamladığı ve üretimini gerçekleştirilerek simante ettiği yöntemidir. CAD/CAM sistemine ait tüm komponentler aynı yerde bulunur.

In-lab sistemi (laboratuvar esaslı üretim): hekimin aldığı konvansiyonel ölçünün laboratuvarında tarandığı ve üretildiği sistemdir ve üretim aşaması geleneksel yöntemle benzerlik gösterir. Hekim aldığı ölçüyü laboratuvara yollar ve CAD/CAM'in tüm aşamaları laboratuvarında tamamlanmış olur.

Merkezi üretim: hekimin hasta başında dijital ölçüyü aldığı ve sonrasında bu verilerin internet ortamında üretim yapan genel merkeze yollandığı sistem. Bu sistemde üretimi yapan merkezi laboratuvar elde ettiği restorasyonu tekrar geri yollar.

CAD/CAM sistemleri 3 ana komponentten meydana gelir (Williams ve ark., 2004; Mantri ve ark., 2010; Kalpana ve ark., 2015):

- Veri elde etme (diş preparasyonu sonrasında dayanak dişin, komşu ve karşı dişlerin görüntülerinin kaydedilmesi),
- CAD (preparasyona uygun dizaynın bilgisayar ortamında yapılması),
- CAM (restorasyonun üretimi).

**Tablo 4.5. :** Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri (Mantri ve ark., 2010): (I- İnlay; O- Onlay; C- kron; V- Veneer; \*sadece Cerec 2 ve 3)

Üretim Şekli	Sistem	Tarama Şekli	Üretilen Restorasyonlar
<b>Direkt In-office</b>	CEREC 1/2/3	Lazer	Seramik I/O/C*/V*
	Sopha	Lazer&holografi	Seramik I/O/C/V
	Denticad	Kontakt Prob	Seramik I/O/C/V
<b>İndirekt In-office</b>	Celay	Kontakt Prob	Seramik I/O/C/V
<b>In- lab</b>	Dux (Titan)	Kontakt Prob	Titanyum materyalleri
	Denti CAD	Kontakt Prob	Seramik I/O/C/V
	Cerec in-Lab	Kontakt Prob	Seramik I/O/C/V
	Decim	Lazer	Seramik altyapı
	Cicero	Lazer	Seramik kron

**Tablo 4.5. :** Üretim şekillerine göre CAD/CAM sistemleri (Mantri ve ark., 2010):

(I- İnlay; O- Onlay; C- kron; V- Veneer; \*sadece Cerec 2 ve 3) (devamı)

Üretim Şekli	Sistem	Tarama Şekli	Üretilen Restorasyonlar
	LAVA	Lazer	Seramik altyapı
	Everest	Optik tarayıcı	Seramik altyapı
<b>Merkezi Üretim</b>	Procera	Kontakt Prob	Seramik altyapı

#### 4.5.3.1. Veri elde etme (bilgisayar destekli ölçü-CAD)

Dişhekimliği alanında ‘tarama’ prepare edilen dişin, karşıt arkın ve komşu dokuların 3 boyutlu olarak ölçülerek dijital verilere dönüştürülmesi demektir (Irfan ve ark., 2015). Restore edilecek preparasyonu tamamlanmış dişten verilerin elde edilip toplanması farklı CAD/CAM sistemlerinde değişik yöntemler ile yapılmaktadır. Temel olarak optik ve mekanik olmak üzere iki tarama sistemi mevcuttur. Örneğin CEREC sisteminde (CEREC 3D, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), ağız içi dijital ölçü prepare edilen dişin optik okuyucu ile taranmasıyla elde edilir. CEREC sistemi hasta başında dizaynın ve üretimin yapıldığı ilk sistemdir. Diğer sistemlerde mekanik veya optik tarayıcılar kullanılarak (sayısallaştırıcılar) model üzerinden veriler elde edilir (Beuer ve ark., 2008; Potincy ve Swift, 2014; Kalpana ve ark., 2015).

**a. Optik tarayıcı:** Temeli, dokulardan 3 boyutlu verilerin toplanması demek olan ‘triangulasyon’ prosedürüne dayanmaktadır. Işık kaynağı (örneğin lazer) ve taranacak alan birbirleri ile belli bir açı yapacak şekilde konumlanırlar. Bu açı boyunca bilgisayar, görüntüsü taranacak olan bölgenin 3 boyutlu bilgilerini elde eder. Optik tarayıcıların birçoğu harekete karşı hassastır, bu nedenle tarama esnasında hastanın hareket etmesi restorasyonun oturması ile ilgili problem teşkil edebilir. Bu yöntemle hızlı ve aynı zamanda yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler elde edilebilir. Optik taramalar direkt ve indirekt olarak yapılabilir. Direkt tarama, hastanın ağız içinden elde edilirken, indirekt taramada tarama alçısı model üzerinden yapılır (Beuer ve ark., 2008; Goswami ve ark., 2014; Kalpana ve ark., 2015).

**b. Mekanik tarayıcı:** Ana model lastik top ile mekanik olarak adım adım taranarak 3 boyutlu ölçüm tamamlanır. Model üzerindeki küçük ayrıntıların görülebilmesi tarayıcı lastik topun çapı ve tasarımıyla sınırlı kalabilir. Dişhekimliği alanında mekanik tarayıcıya sadece Procera (Nobel BioCare, Göteborg) örnek olarak verilebilir (Beuer ve ark., 2008; Goswami ve ark., 2014; Kalpana ve ark., 2015).

#### **4.5.3.2.Restorasyon dizaynı (bilgisayar destekli dizayn-CAD)**

Prepare edilen dişin veya ölçünün taranmasıyla elde edilen verilerden sanal ortamda üç boyutlu restorasyonlar dizayn etmek için piyasada çok sayıda CAD yazılımları bulunmaktadır. Sistemlerin birçoğunda dizaynı otomatik olarak yapılmış olan restorasyonun hekim tarafından değişiklik yapılma imkanı vardır. Mekanik yada optik veri elde etme yöntemlerinde olduğu gibi, tasarlamanın yapıldığı yazılım programları da kendi CAD/CAM sistemlerine özeldir ve sistemler arasında değiş tokuş yapılamaz. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı elde edilen sanal modeli özel komutlar vasıtasıyla restorasyonu üretecek olan CAM ünitesine aktarırlar (Willer ve ark., 1998; Goswami ve ark., 2014; Kalpana ve ark., 2015).

#### **4.5.3.3.Restorasyon üretimi (bilgisayar destekli üretim-CAM)**

CAM, dizaynı tamamlanan restorasyonun eksiltici, ilave edici veya bu iki sistemin kombine olarak kullanıldığı bilgisayar kontrolünde olan şekillendirme yani üretim aşamasıdır. Piyasaya tanıtılan ilk sistemlerde, prefabrike olarak hazırlanan bloklar frezler, elmaslar veya elmas diskler tarafından kesilmekteydi. İlerleyen yıllarda “ilave edici” yöntemler olarak adlandırılan teknoloji yeni CAM yaklaşımı olarak kullanılmaya başlandı (Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark., 2015; Jain ve ark., 2016; Samra ve ark., 2016).

*Eksiltici yöntemde;* restorasyonun, CAM ünitesine yerleştirilen bloktan materyal aşındırarak istenilen formun oluşturulduğu tekniktir. Restorasyonun dizaynının tamamlanmasından sonra üretim için elde edilen veriler otomatik olarak hesaplanır. Eksiltme yöntemiyle neredeyse birçok restorasyon üretilebilir yalnız materyalin büyük bir kısmı aşındırılarak neredeyse %90'ı yok edilir.

*İlave edici (hızlı prototiplendirme) CAM yaklaşımında, prefabrike bloğu keserek restorasyonu oluşturmak yerine, sistem restorasyonu seramik veya metal tozlarının olduğu bir küvetten sinterleyerek birleştirir ve bunu restorasyon tamamlanıncaya kadar sürdürür, böylece artık materyal kalmaz. Bu sistemde de restorasyon dizaynı eksiltici yöntemle çalışan CAM cihazlarındaki gibidir (Samra ve ark., 2016).*

- Stereolithografi (SLA); üç boyutlu akrilikten yapılan apareylerin üretildiği ilave edici bir sistemdir. Oklüzal splintler ve buna benzer dental apareyler (cerrahi rehber plaklar, çalışma modelleri) bir likit içerisinde akrilik monomerlerin ışınla sertleştirildiği tabakalar şeklinde üretilirler.
- Selektif lazer sinterleme (SLS); hem metal hem de seramik restorasyonların üretilebildiği bir ilave edici sistemdir. (Medifactory, Bego Medical AG, Bremen, Germany; Hint ELs, Hint-ELs, Griesheim, Germany) (Goswami ve ark. 2014; Kalpana ve ark., 2015; Jain ve ark., 2016).
- Üç boyutlu basım (3D-Printing); tasarım sonrasında restorasyonun mum modelinin basılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (WaxPro, printer of the Pro50 system, Cynovad, Saint-Laurent, Quebec, Canada). Bildiğimiz yazıcılar gibi, kronların veya altyapıların mum paternleri bu sistemler tarafından üretilir, mum yapı daha sonrasında ya dökülür yada elle hazırlananlar gibi basınçla preslenirler.

Eksiltici ve ilave edici CAM sistemlerine ek olarak, bu iki sistemin kombinasyonunun kullanıldığı CAD/CAM sistemleri de bulunmaktadır (Abduo ve ark., 2014; Torabi ve ark., 2015). Bu sistemlere örnek olarak Procera (Nobel Biocare, Goteburg, Sweeden) verilebilir. Procera’da olması gerekenden büyük boyutlarda metal güdük (final sinterizasyonda meydana gelecek büzülmeyle karşılaşmak amacıyla), tarama sonrası elde edilen verilere göre frezelenir. Frezelenmiş metal güdüğe, ilave edici sisteme uygun olacak şekilde porselen tozu yüksek basınçla gönderilir. Olması gerekenden büyük boyutlarda elde edilen restorasyon metal güdük üzerinden alınır ve gerçek boyutlarına dönebilmesi ve yoğunlaşması için sinterlenir (Miyazaki ve ark., 2009; Jain ve ark., 2016).

## Milleme Türevlerine Göre CAD/CAM Sistemleri

1. Kuru Frezeleme İşlemi: Bu üretim genel olarak düşük ısı pre-sinterize zirkonyum oksit bloklarda kullanılan bir yöntemdir. Milleme cihazına daha az yatırımın yapıldığı, nem absorpsiyonu olmadığı için sinterleme öncesinde kurutma işlemine gerek kalmaması avantajları olarak sayılabilir. Bazı üreticiler rezin materyalini de kuru frezeleme işlemi ile üretmeyi tercih ederler (Zeno 4030 (Wieland-Imes) Lava Form ve Cercon Brain).
2. Islak Frezeleme İşlemi: Bu sistemlerde, frezelemesi yapılan materyalin, elmas veya karbid frezin dönmesinden kaynaklanan yüksek ısıdan spreyci şeklinde soğuk sıvı ile korunması sağlanır. Tüm metallerde, cam seramiklerde ve yüksek ısı pre-sinterize zirkonyum oksitlerde ıslak frezeleme önerilir (Everest (Kavo), Zeno 8060 (Wieland-Imes), inLab (Sirona)) (Beuer ve ark., 2008).

### **4.5.4.CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller**

Günümüzde restorasyonların CAD/CAM ile üretilmesinde kompozitler (Paradigm MZ100, 3M ESPE, St. Paul, Minn), metal alaşımlar ve seramik (Vitablocs Mark II, Vitazahn Fabric, Bad Sackingen, Germany) gibi çok farklı materyal kullanılabilir. Seramikler ise çoğunlukla alumina, zirkonya veya porselen içeriklidir ve prefabrike bloklar halinde bulunurlar. Porselen esaslı seramiklerle kabul edilebilir dirençte ve yüksek estetik kriterlere sahip inley, onley, kron ve laminalar üretilirken, alumina ve zirkonya esaslı seramikler dayanıklılık oranları yüksek olmalarına rağmen estetik değillerdir ve daha sonra elde porselen ile kaplanmaları gerekmektedir (Giordano, 2006). Üretim aşamasında tam sinterize zirkonya blokların frezelenmesi çok zor olduğu için bir çok CAD/CAM sisteminde eğer eksiltme yöntemi ile çalışıyorsa, kısmi sinterize olan formu kullanılmaktadır. Restorasyon daha sonra tekrar sinterize edilerek orjinal boyutlarına döner. Yapılan çalışmalarda, üretimin yapıldığı cihazın ilk etken olmasının yanında, kullanılan materyalinde restorasyonun uzun dönem başarısında etkili olduğu bildirilmektedir (Freedman ve ark., 2007; Baroudi ve ark., 2015). Araştırmacılar 2014 yılında yayınladıkları çalışmalarında, posterior bölgede rezin nano-seramik ve CAD seramiklerinden

yapılan restorasyonları kırılma dayanıklılıkları açısından karşılaştırmışlar ve klinik kullanım açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır (Batson ve ark., 2014).

1-Metaller: Günümüzde, titanyum, titanyum alaşımları ve krom-kobalt alaşımları dental CAM ünitelerinde frezelenebilirler. Değerli metal alaşımların kullanımı, materyalin maliyetinden ve meydana gelebilecek hatalardan dolayı ekonomik değildir (Beuer ve ark., 2008).

2-Rezin Materyaller: Rezin materyaller kaybolan mum tekniği ile üretilen yapıların üretiminde olduğu gibi diğer yandan direk olarak tam anatomik uzun dönem kullanılan geçici restorasyonların üretiminde de kullanılırlar. Tablo 4.6.'da CAD/CAM ile kullanılan rezin materyalleri görülmektedir.

**Tablo 4.6.** CAD/CAM sistemler için rezin materyal seçimi

İsim	Üretici	CAD/CAM sistem	Kullanım alanı
CAD-Waxx	Vita	inLab	Kaybolan mum tekniğinde kullanılan doldurucusuz akrilik rezin
Cercon base cast	DeguDent	Cercon	Kaybolan mum tekniğinde kullanılan kalıntısız elle tutulabilir akrilik rezin
Everest C-cast	KaVo	Everest	Kaybolan mum tekniğinde kullanılan kalıntısız elle tutulabilir akrilik rezin
CAD-Temp Block	Vita	Cerec 3, inLab	Mikro dolduruculu uzun dönem kron yada 2 pontikli köprü restorasyonları
Everest C-tEMP	KaVo	Everest	Fiberle güçlendirilmiş, geçici kron yada sabit köprü alt yapısı (ilave olarak veneer işlemi gerekir)
Artegral imCrown	Merz	Cerec 3, inLab	Anterior bölge için uzun dönem geçici restorasyon

3-Cam Seramikler: Cam seramik bloklar birçok CAD/CAM sisteminde, inley, onley, veneer ve kron restorasyonu yapımında önerilirler. Monokromatik bloklara ilave

olarak, üreticiler günümüzde polikromatik blokları tavsiye etmektedirler (Vitablocs Triluxe (Vita), IPS Empress CAD Multi (Ivoclar Vivadent). Bu grupta bulunan lityum disilikat bloklar yüksek dayanılılık değerlerinden (360 MPa) ötürü özellikle önem taşırlar ve anterior ve posterior bölgede kronlarda ve 3 üyeli sabit restorasyonlarda kullanılırlar. Ayrıca cam seramikler yüksek translüsent özellikleri sayesinde doğal dişlere benzedikleri için hasırta başında tasarım ve üretimin yapıldığı sistemlerde başarılı sonuçlar verirler. Sonuçta yüksek oranda cam içerdikleri için oksit infiltre seramiklerin aksine hidroflorik asitle asitlenebilirler ve bu özellikleri sayesinde adeziv simanlarla başarılı bir şekilde simante edilebilirler.

4- İnfiltrasyon Seramikler: İnfiltrasyon seramik bloklar, yapısında bulunan porözlere lantanyum cam partiküllerinin infiltre edilmesiyle elde edilirler. Vita In-Ceram sisteminde 3 farklı cam infiltre seramik blok bulunmaktadır:

- Vita In-Ceram Alumina ( $Al_2O_3$ ): anterior ve posterior bölgede kron yapımı ile anteriorda 3 üyeli sabit köprü restorasyonu yapımı için uygundur.
- Vita In-Ceram Zirkonya (%70  $Al_2O_3$ , %30  $ZrO_2$ ): anterior ve posteriorda hem kron hem de 3 üyeli sabit köprü restorasyonu yapımı için uygundur. Renklenmiş dişlerin maskelenmesinde oldukça başarılıdır.
- Vita In-Ceram Spinel ( $MgAl_2O_4$ ): yüksek oranda translüsent oldukları için diğer 2 gruba kıyasla estetik gereksinimlerin arttığı anterior kron yapımında, özellikle genç hastalarda bulunan vital dişlerin restorasyonlarında önerilir.

5- Yüksek Performanslı Oksit Seramikler: Günümüzde, alüminyum ve zirkonyum oksit seramiklerin kullanımı birçok CAD/CAM sisteminde tavsiye edilmektedir.

- Alüminyum Oksit ( $Al_2O_3$ ): bu bloklar pre-sinterize halde bulunurlar ve sonrasında  $1520\text{ }^{\circ}C$ 'de tekrar fırınlanırlar. Anterior ve posteriorda kron restorasyonlarında ve anterior 3 üyeli restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılırlar. Yüzeye sonrasında Vita In-Ceram AL Coloring Liquid ile farklı renkler ile makyaj yapılabilir.
- Yitriyum Stabilize Zirkonyum Oksit ( $ZrO_2$ , Y-TZP): yüksek mekanik özelliklere sahip materyallerdir. Diğer seramikler ile kıyaslandıklarında, kron ve köprü restorasyonlarının tamamında esneme dayanımlarının yüksek



olması gözönünde bulundurularak altyapı olarak aynı zamanda bireysel dayanak yapımında kullanılmaktadırlar (McLaren ve Terry, 2002).

**Tablo 4.7.** Bazı CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller (Ersu ve ark., 2008):

CAD/CAM sistemler	Polimer esash materyal	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	ZrO <sub>3</sub>	Titanyum	Soy olmayan metaller	Soy metaller	Silikat seramik	ZrO <sub>2</sub> -Poröz	ZrO <sub>2</sub> -Yarı sinterize	ZrO <sub>2</sub> -yoğun sinterize	ZrO <sub>2</sub> -blok
3Shape Dental Desinger											
Bego ceram		+	+								
Cercon			+					+			
Cerec		+	+				+		+	+	+
DCS Precedent	+	+	+	+			+		+	+	+
Everest	+		+	+			+		+	+	+
Lava			+						+		
Procera		+	+	+						+	

CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller cihaz tarafından kolayca frezelenbilme özelliğine sahip olmalı, frezeleme işlemi sonrasında oluşabilecek hasarlara karşı dayanıklılığı yüksek olmalı ve simantasyon öncesi cila, makyaj gibi işlemleri kolaylıkla yapılabilmelidir. Hasta başı olmayan laboratuvar temelli

sistemlerde, seramiğin yanında yüksek dayanımlı alt yapı materyalleri frezelenbilmektedir (Tablo 4.7.). Bazı sistemlerde ise; titanyum gibi soy/baz metaller kullanılabilir. Elde edilen alt yapılar daha sonra elde porselen ilave edilmesiyle veya prefabrike ingotların preslenmesi yöntemiyle porselen ile

kaplanırlar (Giordano, 2006).

**Tablo 4.8.** Hasta başı CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller (Baroudi ve ark.,2015)

Araştırmacı	Kullanılan Materyal	Kullanılan Test	Sonuç
Magne ve ark., 2010	CAD/CAM kompozit rezin ve seramik	Kırılma dayanımı	Kompozitin kırılma dayanımı (Paradigm MZ100), seramiğe (IPS Empress ve IPS e.max CAD) göre daha yüksek bulunmuş
Schlichting ve ark., 2010	Ultra-ince CAD/CAM kompozit rezin ve seramik	Kırılma dayanımı	Çok ince oklüzal veneer restorasyonlarda kompozitin kırılma dayanımı seramikten daha yüksek bulunmuş
Vichi ve ark., 2013	CAD/CAM seramik blok	Kırılma dayanımı	Piyasada CEREC için bulunan CAD/CAM blokların esneme kuvveti 100 MPa 'dan yüksek bulunmuş
Chen ve ark., 2014	CAD/CAM RNC ve CAD seramik	Farklı kalınlıklarda kırılma dayanımı	0.5 mm'den kalın restorasyonların normal ısırma kuvvetine dayanabildiği saptanmış
Batson ve ark., 2014	CAD/CAM ile üretilen farklı materyalden posterior restorasyonlar	Restorasyon kalitesi ve dişeti cevabı	Posterior bölge için CAD/CAM sistemlerle farklı materyallerden üretilen restorasyonlarda kabul edilebilir klinik sonuçlar elde edilmiş

#### 4.5.5. Dişhekimliğinde kullanılan bazı CAD/CAM sistemler

##### *Procera*

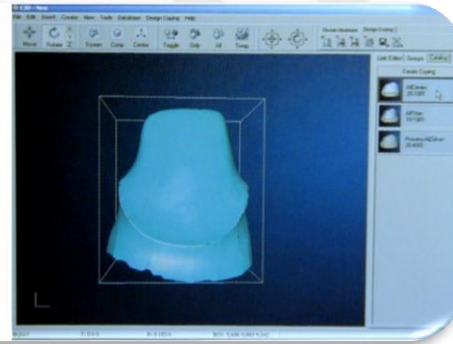
Procera sistemi 1993 yılında Andersson ve Oden tarafından (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sandvik Hard Materials AB, Stockholm, Sweden) yoğun sinterize

alüminyum oksit (%99,5) bloklarının frezelenmesi için geliştirilmiş bir CAD/CAM sistemidir (Oden ve ark., 1998). İlk üretildiği zamanlarda bu sistem yalnızca titanyum alt yapı ile düşük ısı porseleninin birlikte kullanıldığı restorasyonların üretiminde kullanılmaktaydı. Günümüzde Procera sistemi ile alüminyum oksit (Procera AllCeram), titanyum (Procera AllTitan) ve zirkonyum (Procera AllZirkon) materyalleri kullanılarak alt yapılar üretilebilir (Giordano ve ark., 2006).

Bu sistemde, 3-5 dakika süren tarama işlemi ile bilgisayar destekli özel dizayn edilmiş safir uç kullanılarak (Procera Scanner) her bir diş için ortalama 50.000 ölçüm elde edilir (Resim 4.1.). Procera sisteminde bilgisayar destekli tasarım ünitesi laboratuvarlarda bulunurken, bilgisayar destekli üretim cihazları yalnızca İsveç ve Amerika 'da olmak üzere 2 ana merkezde bulunmaktadır. Bu nedenle elde edilen veriler e-mail yoluyla bu iki merkeze aktarılırlar ve özel geliştirilmiş CAD yazılımı (Resim 4.2.) kullanılarak üç boyutlu tasarlama yapılır (Karaalioglu ve ark., 2008).



**Resim 4.1.** Procera tarayıcısı



**Resim 4.2.** Procera yazılımı

Üretim aşamasında final sinterizasyon ile oluşacak %15-20 oranındaki büzülme karşılayabilmek adına büyütülmüş güdük hazırlanır. Bu özel güdükler üzerine %99,5 'luk alüminyum oksit tozunun basınçla sıkıştırılmasıyla ortalama 0,5 mm kalınlığında elde edilen alt yapılar frezelenir. Şekillendirilmesi tamamlanan alt yapı çok yüksek sıcaklıklarda ( $> 1550^{\circ}\text{C}$ ) 1 saat süre ile yoğun olarak sinterize edilirler böylece büzülen alt yapı olması gereken boyutlara ulaşır (May ve ark., 1998; McLaren ve ark., 2002). Elde edilen alt yapının üzerine ısıl genleşmesi uyumlu olan

seramik işlenerek restorasyonun son hali üretilir. Procera sisteminde sinterizasyon amaçlı fırınlama işlemi yapılmadan önce frezeleme işlemi gerçekleştiği için seramik içerisindeki çatlak oluşumunu en aza indirilir (Mantri ve ark., 2010; Jain ve ark., 2016). Bu sistem kullanılarak günümüzde kron restorasyonları, inley, onley ve laminalar üretilebilmektedir. Aşınmaya karşı mineye yakın düzeyde dirençli olması, simantasyon sonrası dişin direncini artırması, üstün cilalanabilirlik özelliği ve marjinal boşluğun 50 µm'den az olması önemli teknik avantajlarıdır (McLaren ve ark., 2002; Jain ve ark., 2016).

### ***DCS Precident Sistem (Digitizing Computer System -DCS- Precident)***

Diğer CAD/CAM sistemlerinde olduğu gibi DCS Precident sistemi de hem bilgisayar destekli tasarımdan hem bilgisayar destekli üretimden meydana gelmektedir. Sistem ilk olarak 1990 yılında, tam sinterize Y-TZP blokların şekillendirilmesi amacıyla piyasaya çıkmıştır. Sistemde taramayı PreciScan olarak adlandırılan tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör yapar. PreciScan ile modeldeki taranacak dişe temas etmeden, destek dişin, komşu dişlerin ve çevre yumuşak ve sert dokuların verileri elde edilir. Bu ölçümlerde aynı anda 14 prepare edilmiş diş taranabilir. Sisteme ait DCS Dentform yazılımı ile tasarım yapıldıktan sonra PreciMill frezeleme cihazında alt yapılar simültane olarak aynı anda 30 üye olabilecek şekilde üretilebilir (Mantri ve ark., 2010; Jain ve ark., 2016).



**Resim 4.3.** PreciScan ile tarama işlemi



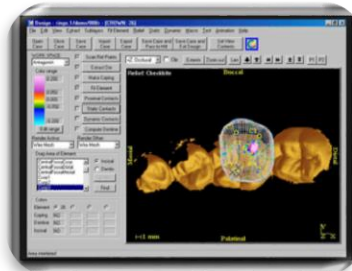
**Resim 4.4.** DCS Dentform yazılımı ve PreciMill frezeleme cihazı

DCS Dentform yazılımı ile bağlantı bölgelerinin büyüklüğü ve gövde

formları dizayn edilebilmektedir. Posterior bölgede molar dişler arasında bağlantı bölgelerinin kesitleri minimum 4mm, premolarlar arasında ise minimum 3mm olmalıdır. Bu sistemde kullanılan materyaller ise; diğerlerinde olduğu gibi porselen, cam seramik, zirkonyum, metal ve güçlendirilmiş kompozitler olabilir. Üst yapı olarak, alt yapıyla uygun termal genişlemeye sahip veneer porseleni (Vita D Ceramics) kullanılır (Karaalioğlu ve ark., 2008).

### ***Cicero***

“Computer Integrated Ceramic Reconstruction” kelimelerinin kısaltması olan CICERO (Cicero Dental Systems B.V. Hoorn, The Netherlands) optik tarama, seramik sinterizasyonu ve restorasyonun CAM esaslarına bağlı olarak üretilmesi esasına dayanır. Procera’da olduğu gibi bu sistemde de üretim merkezi laboratuvarında yapılır (Yöndem ve ark., 2008). İlk olarak Denissen ve arkadaşları tarafından bu sistem kullanılmıştır. Bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması anlamına gelen Cicero sisteminde, monolitik seramik blokların estetik anlamda beklentileri karşılayamaması durumunda ortaya çıkmıştır. Yüksek dayanımlı alt yapıların üzerine dentin porseleni ve kesici kenar porseleni ayrı ayrı eklenerek estetik beklentiler karşılanmaya çalışılmıştır (Van Der Zel ve ark., 2001). Sistemin çalışma prensibine göre; taraması yapılacak dişlerden modeller elde edilir ve bitim sınırlarının daha kolay belirlenebilmesi için dişli kısımlar beyaza, diğer dokular siyaha boyanır. Sistemin hızlı tarayıcısı ile model taranır ve tüm dokuların 3 boyutlu verileri elde edilir. Sistemin tasarım programında bulunan en uygun restorasyon seçilir ve mesial, distal, bukkal ve lingual sınırlar düzenlenir. Sentrikte oklüzyon ayarları da yapıldıktan sonra tabakaların elde edilmesine geçilir (Olthoff ve ark., 2000).



**Resim 4.5.** Cicero sisteminin tasarım programı

### ***Cercon Sistem***

Cercon, diğer CAD/CAM sistemlerinde olduğu gibi hem tasarım hem üretim cihazı değil, yalnızca CAM ünitesine sahip bir teknolojidir. Preparasyonu yapılmış dişe ait model üzerinde altyapının mum modelajı hazırlanarak, Cercon Brain adı verilen ana üniteye yerleştirilir. Dişe ait mum modelaj, cihazın lazer sistemi ile taranarak elde edilen bilgiler cihazın frezeleme ünitesine aktarılır ve cihazın diğer tarafına konulan yarı sinterize bloklardan alt yapılar elde edilir. Yarı sinterize blokların daha sonra final sinterizasyon işlemindeki %20 oranındaki büzülmesi hesaba katılarak alt yapılar olması gerekenden büyük hazırlanır. Tek bir kronun frezelenmesi yaklaşık 35 dk, 4 üyeli sabit restorasyon frezelenmesi yaklaşık 80 dk sürer. Final sinterizasyon işlemi Cercon fırınında 1350<sup>0</sup> C’de yaklaşık olarak 6 saat sürer, sonrasında elde edilen alt yapının üzerine veneer seramiği (Cercon Ceram S) ile estetik olan son şekli verilir (Popa ve ark., 2015; Jain ve ark., 2016).



**Resim 4.6.** Cercon sistemi

### ***Lava Sistem***

Lava sistemi ilk olarak 2002 yılında yüksek kırılma dayanımına sahip zirkonyum alt yapıları üretmek için %3 mol yitriumla kısmi stabilize edilen zirkonyum polikristalleri içeren alt yapıların üretilmesi için piyasaya sunulmuştur (Jain ve ark., 2016). Sistem optik tarayıcı (Lava Scan), dizaynın yapıldığı bilgisayar yazılımı (Lava CAD), bilgisayar destekli freze ünitesi (Lava Form) ve

sinterizasyonun tamamlandığı bir fırından (Lava Therm) oluşmaktadır (Piwowarczyk ve ark., 2005).



**Resim 4.7.** %3 mol yitriumla kısmi stabilize Lava Ultimate prefabrike bloklar

Preparasyonu tamamlanmış diş veya dişlerden elde edilen model, optik tarayıcı ile yüzeye temas etmeden taranır. Tarama işlemi tek kronlar için ortalama 5 dakika, 3 üyeli bir köprü preparasyonu için ortalama 12 dakika kadar sürmektedir. Elde edilen tarama verileri bilgisayar ortamına aktarılır tasarım aşamasına geçilir. Lava sisteminin tamamen CAD destekli olması ve mum modelaj aşamasını

içermemesi diğer sistemlere göre avantaj olarak sayılabilir. Lava sisteminde de final sinterizasyon sırasında meydana gelen büzülme göz önünde bulundurularak, büyütülmüş alt yapılar (%20-25) elde edilir. Frezeleme işlemini 8 saat süren final sinterizasyon aşaması takip eder. Son olarak da alt yapılara yine veneer seramiği (Lava Ceram) ilave edilmektedir (Piwowarczyk ve ark., 2005; Mantri ve ark., 2010).



**Resim 4.8.** Lava Form



**Resim 4.9.** Lava Scan

**Tablo 4.9.** Tarama yöntemine ve üretim şekline göre bazı CAD/CAM sistemleri (Aeran ve ark., 2014):

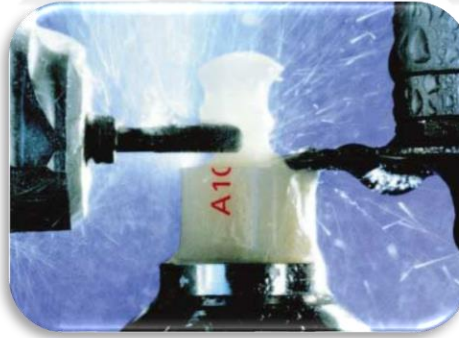
CAD/CAM sistemi	Üretim şekli	Tarama yöntemi
CEREC 1/2/3	Direkt in-ofis	Lazer
Denticad	Direkt in-ofis	Kontakt prob
Sopha	Direkt in-ofis	Holografi ve lazer
Celay	İndirekt in-ofis	Kontakt prob
Procera	Merkezi üretim	Kontakt prob
Cerec in-Lab	Dental laboratuvar	Kontakt prob
CICERO	Dental laboratuvar	Lazer
Dux	Dental laboratuvar	Kontakt prob
Lava	Dental laboratuvar	Lazer
Denti CAD	Dental laboratuvar	Kontakt prob
Everest	Dental laboratuvar	Optik tarayıcı

#### 4.6. CEREC Sistemi (CEramicREConstruction – CEREC- system )

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim geçtiğimiz son 10 yılda teknolojiye meydana gelen gelişmelerle inanılmaz büyük bir hızla yenilenmiştir. CAD/CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlar konvansiyonel restorasyonlar ile kıyaslandıklarında, konvansiyonel yöntemin subjektif olmasından kaynaklanan hataları elimine ederek, daha hassas, daha verimli ve daha az hatanın yapıldığı restorasyonların üretilmesine olanak tanımıştır (Miyazaki ve ark., 2009). Günümüzde, CAD/CAM sistemleri hasta başında üretim, laboratuvarında üretim ve merkezi bir lokasyonda üretim olmak üzere katagorize edilmektedir. CEREC sistemi, tarama, bilgisayarında dizayn etme ve frezeleme ünitelerini tek ve taşınabilir tek cihazda toplayan ilk sistemdir. Bu sistem ilk olarak 1985 yılında Mormann ve Brandestini tarafından ilk olarak sadece inley ve onley yapımı için tasarlanmış olup zaman içerisinde bilgisayar yazılımında meydana gelen sayısız güncellemeler ile günümüzdeki haline ulaşmıştır (Mormann ve ark., 2006; Miyazaki ve ark., 2011; Sannino ve ark., 2014).



1980'lerde posterior dişlerin diş renginde materyaller ile restore edilmesi tartışılırken, ileri derecede polimerizasyon büzülmesi gösteren direk kompozit restorasyonlara alternatif olarak, endüstrinin diğer dallarında kullanılmaya başlanan CAD/CAM sistemlerinin dişhekimliği alanında da kullanılması gündeme gelmiştir. Mormann ve Brandestini tarafından ilk olarak 1983 yılında feldspatik bloklardan (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) aşındırıcı bir disk yardımıyla ilk inley prototipini üretmeyi başarmışlardır. 1985 yılında ise aynı prensiple çalışan CEREC 1 (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ünitesini piyasaya sunmuşlardır (Akın, 2011). Üretilen CEREC 1, sadece 2 boyutlu görüntü alınmasına izin veren (2-D), inley-onley restorasyonların meydana getirebilen bir sistemdi. Sonrasında, 1994 yılında, sisteme ilave bir elmas silindir dahil ederek, parsiyel ve full kronlarında üretilmesini sağlayan CEREC 2'yi piyasaya sunmuşlardır. Böylelikle, bu yeni geliştirilmiş aşındırma tekniği sayesinde, daha iyi adapte olmuş ve oklüzal yüzeyin anatomik ve fonksiyonel anlamda daha başarılı düzenlenmesine imkan sağlayan inley-onley restorasyonlara ilaveten kron restorasyonları da üretilmeye başlanmıştır (Sannino ve ark., 2014).



**Resim 4.10.** Cerec 2'deki aşındırıcı disk ve ilave silindirik elmas frez

Görüntü çözünürlüğü CEREC 1'de 65.000 iken, CEREC 2'de 340. 000'e çıkarılmıştır. Piksel boyutları da nerdeyse ¼ oranında küçültülmüştür. Ancak tüm iyileştirmeler yine de bilgisayarın gelişmişliği ile sınırlı kalmıştır. CEREC 2 tarama, yazılım ve frezeleme olan 3 aşmasında da geliştirilerek, herbiri oldukça basitleştirilmiş ve günümüzde tek ünit içerisine entegre edilmiş kişisel bilgisayar ile

çalıştırılabilmektedir. CEREC 3 ile görüntülerin alınması ve tasarlanması süresi oldukça kısalmıştır. Aynı zamanda tasarım ve üretimde meydana gelen iyileştirmeler sayesinde, tek seansta inley, onley, kron, veneer, 3 veya 4 üyeli köprüler ve implant dayanaklarının yapımı mümkün olmuştur (Mörmann ve ark., 2006).



**Resim 4.11.** Cerec prototip, Cerec 1, Cerec 2, Cerec 3

#### **4.6.1. Diş preparasyonu**

Minimal invaziv (ultra konservatif) dişhekimliği sayesinde, diş preparasyonu aşamasında diş dokularının korunmasının önemi anlaşılmıştır. Fiziksel ve mekanik özellikleri oldukça üstün olan yeni materyallerin piyasaya sunulmasıyla preparasyon yapılırken diş dokusundan en az miktarda doku uzaklaştırılması sağlanabilmektedir. Diş preparasyonunda yapılacak indirgemenin miktarı, seçilen protetik materyalin olması gereken kalınlığına bağlı olarak düzenlenir (Sannino ve ark., 2014; Sinhori ve ark., 2017). Hekim preparasyon yaparken, metal-porselen restorasyonlarda en büyük problemlerden biri olan renk yansımaları gizlemek amacıyla dişeti altında bitim yapmak zorunda değildir. Hatta, dişeti seviyesinde veya üzerinde bitim yapılması optik ölçü aşamasında izolasyon yapımını zorlaştırmaması bakımından tavsiye edilir. Adeziv sistemlerin kullanılması, prepare edilen dişin gereksiz yere zayıflatılması ve retansiyonun azalmasının önüne geçmiştir. Prepare edilmiş dişte sivri köşelerin ve undercut alanlarının kalmaması hem optik ölçünün daha net alınmasına hem de restorative materyalde stress birikiminin engellenmesini sağlar (Ohlmann ve ark., 2008). Yukarıda yazılan bilgiler ışığında tam seramik restorasyon yapılırken diş preparasyonunda, su soğutması altında anatomik yapıya uygun olacak şekilde,

oklüzal yüzeyden 1,2-1,5 mm'lik doku kaldırılır. Aksiyal yüzeylerden ise, 1,0-1,5 mm'lik doku uzaklaştırılması ve 6 0'lik aksiyal eğim verilir. Marjinal bitim sınırı "chamfer" tarzda olacak şekilde 0,8-1,0 mm olacak şekilde düzenlenir (Sannino ve ark., 2014).

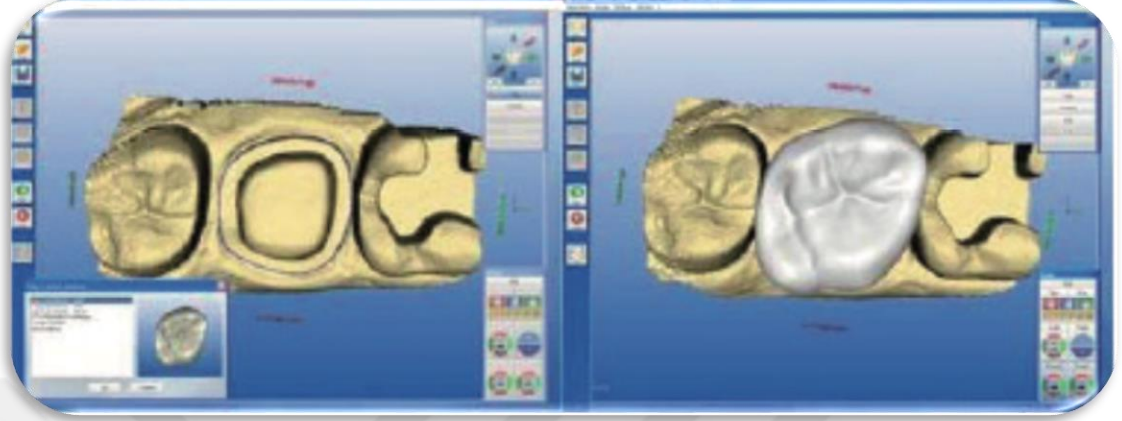
#### **4.6.2. Optik ölçülerin alınması ve oklüzyon kaydı**

Restore edilecek dişin preparasyonu uygun şartlara göre tamamlandıktan sonra, restorasyonun dizayn edilemesi ve üretilmesi için yapılan preparasyonun 3 boyutlu olacak şekilde dijitalize edilmesi gerekmektedir. Bu dijitalizasyon işlemi klinik anlamda optik ölçü aşaması olarak adlandırılır. CEREC sistemide optik ölçü aşaması ağız içi tarayıcı ile yapılmaktadır. Amaç; preparasyonun belirlenen giriş yoluna paralel olacak şekilde, oklüzalden servikale ve komşu dişlerle karşıt dişlerin eksiksiz olacak şekilde taranmasıdır (Mörmann, 2006). Ağız içi tarayıcı diş üzerine tutulduğunda tarayıcının lensinden infrared ışınlar yayılır. Paralel ışın demetlerinden oluşan bu ışık paterni, prepare edilmiş diş yüzeyine düşerler ve tekrar tarayıcıya ve üzerindeki fotoreseptöre geri yansır. Yansıyan bu ışınların yoğunluğu voltaj biriminde kaydedilir ve sonrasında bilgisayar ortamında dijital verilere dönüştürülürler. Eşzamanlı olacak şekilde görüntünün canlı olarak izlenmesiyle, kendisinin ve çevre dokuların doğru yerleşimine karar verildiğinde optik ölçü işlemi tamamlanmış olur (Şahin ve ark., 2009; Akın, 2011).

#### **4.6.3. Restorasyon tasarlanması ve üretilmesi**

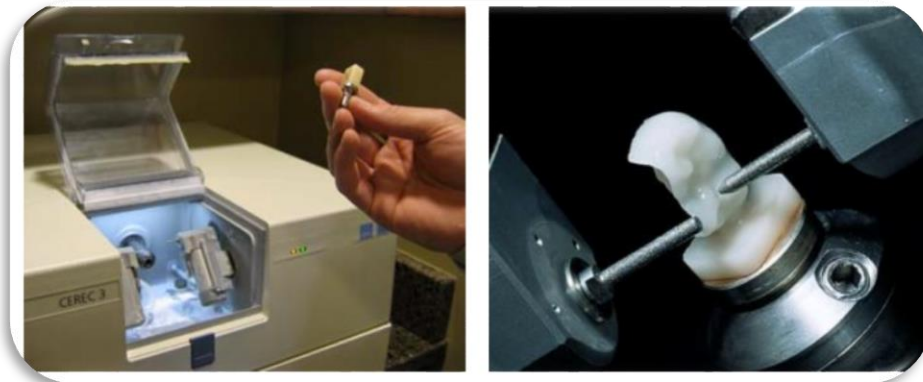
Preparasyon sonrası optik ölçü işlemini takiben sırasıyla, restorasyon tipinin belirlenmesi ve preparasyonun 3 boyutlu olarak bilgisayar yazılımına taşınması işlemleri gerçekleştirilir. Sanal model üzerinde trimleme yapıldıktan sonra restore edilecek dişin anatomisine uygun olan form sistemin data havuzundan seçilir ve istenilen eklemeler ve çıkarmalar yapıldıktan sonra tasarım işlemi sanal ortamda 3 boyutlu olarak tamamlanır. Dizayn işleminin tamamlanmasında, preparasyon sınırları, dental arkın bütünlüğü ve karşıt ark ile olan ilişkinin doğru olarak algılanması önem taşır. Bu şekilde tüm restorasyon sınırları sistem tarafından oluşturulur ve gerekli olduğu durumda tasarım üzerinde istenilen değiştirmeyi yapma imkanı tanır. Tecrübeli bir hekim tüm bu işlemleri ortalama 2 dakikada tamamlar ve

üretim aşamasına geçilir (Spath ve ark., 2006; Mörmnn ve ark., 2006; Sannino ve ark., 2014).



**Resim 4.12.** Preparasyonun ve restorasyonun bilgisayar ortamında görüntülenmesi

Elde edilmek istenilen restorasyona uygun boyutlarda ve renkte olan blok seçilerek freze ünitesindeki metal çubuk üzerine yerleştirilir, aşındırma ünitesinin kapağı kapatılır ve frezeleme işlemi başlatılır. CEREC 1 ve 2’de sistem ile bütünleşmiş olarak tasarlanan aşındırma ünitesi 2000 yılında CEREC 3’ün tanıtımında inLab MC XL (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ismiyle ayrı bir unite olarak kullanıma geçmiştir. Aşındırma aşamasında, yüksek hızlı su spreyi altındaki elmas frezler kullanılır. Frezelenme işlemi tamamlanan restorasyon aşındırma odasının tabanına düşer.



**Resim 4.13.** Cerec freze ünitesi

#### 4.6.4. CEREC sisteminde kullanılan materyaller

Hasta başında bilgisayar destekli tasarım ve üretimin 1985 yılından itibaren dişhekimliği alanına girmesiyle birlikte tek seansta seramik restorasyonların elde edilmesi mümkün olmuştur. Günümüzde iki adet hasta başında kullanılabilen CAD/CAM sistemi bulunmaktadır. Bunlar; CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) ve Planmeca E4D (D4D Technologies, Texas, ABD) sistemleridir (Baroudi ve ark., 2015).

Hasta başında tek seansta dizayn ve üretimin yapıldığı CAD/CAM sistemleri için benzersiz özellikler taşıyan restorative materyaller geliştirilmiştir. Üreticiler, materyali prefabrike bir blok halinde direk frezelenmeye hazır bir şekilde üretmektedirler. Adı geçen her iki sistem de ıslak frezeleme prosedürünü kullanarak blokları kazıma işlemini yaparlar. Prefabrike bir bloğun frezelenme süresi verimli bir çalışma için ortalama 20 dakikadan az olmalıdır. İdeal olarak, frezleme sonrası süreç klinikte tek seansta restorasyonun bitirilebilmesi adına minimal süre gerektirmelidir. Frezeleme sonrası işlemin uzun olduğu zirkonya bloklar, CAD/CAM ile kazınabilmelerine rağmen hasta başında üretim için önerilmemektedir (Baroudi ve ark., 2015) .

**Tablo 4.10.** Hasta başında üretilen CAD/CAM restorasyonların yapımında kullanılan materyallerin katagorizasyonu

Katagori	Üretici Firma İsmi	CEREC AC	E4D
<b>Estetik seramik(feldspatik)</b>	Vitabloc Mark II (Vident)	x	
	CEREC blocs (Sirona dental)	x	
<b>Estetik seramik (lösite güçlendirilmiş)</b>	IPS Empress CAD (Ivoclar)	x	x
	Paradigm C (3M ESPE)	x	x
<b>Yüksek mukavemetli seramik(lityum disilikat)</b>	IPS e.max CAD (Ivoclar)	x	x
<b>Kompozit rezin(daimi restorasyon )</b>	Paradigm MZ100 (3M ESPE)	x	x

<b>Kompozit rezin(geçici restorasyon)</b>	Vita CAD-Temp (Vident)	<i>x</i>	
	Telio CAD (Ivoclar)	<i>x</i>	<i>x</i>

Tablo 4.10.'da görüldüğü üzere hasta başı CAD/CAM sistemlerinde kullanılabilir birçok materyal mevcuttur. Estetik seramiklerin cam faz içermeleri ve üretilen restorasyonların asitlenebilir olması sebebiyle, diş ile restorasyon arasında kuvvetli bir retansiyon meydana gelir. Mukavemeti yüksek seramikler ise; estetik seramikler ile kıyaslandıklarında oldukça yüksek esneme dayanımına sahip olmalarına rağmen polikristalin grubundaki seramiklerden (zirkonya) daha düşük esneme kevvetine sahiptirler. CAD/CAM sistemler ile kullanılabilen iki ayrı kompozit rezin blok mevcuttur. Bir gruptakilerle daimi restorasyonlar, diğeriyle uzun dönem kullanılabilen geçici restorasyonlar üretilebilir. Klinik kullanım açısından kompozit bloklardan elde edilen daimi restorasyonlar her ne kadar beklentileri karşılarsalar da, CAD/CAM restorasyon üretimi için seramik bloklar ilk tercihimiz olmalıdır.

Günümüzde metal alt yapı olmaksızın üretilen tam seramik restorasyonlar, estetik beklentileri çok iyi karşıyabilmelerinin yanısıra; biyomekanik özellikler bakımından metal-seramik restorasyonlar kadar uzun ömürlü olmalıdırlar. Restorasyonda metal bir alt yapının olmamasının; estetik açıdan istenilen görünümü sağlayabilme ve konservatif bir preparasyon yaklaşımı ile az miktarda diş dokusu uzaklaştırmasının yeterli olması gibi iki ana yararı bulunmaktadır. CEREC için geçmişten günümüze kullanılan bir çok materyal mevcuttur (Tablo 4.11.) :

**Tablo 4.11.** CEREC ile kullanılan materyaller

Materyal	Üretici	İçerik	Veneer	Kron	Inlay	Onlay	Köprü	Yıl
<b>Mark II</b>	Vita Zahnfabrik	Feldspatik Porselen	<i>x</i>	<i>x</i>	<i>x</i>	<i>x</i>		1991
<b>ProCad</b>	Ivoclar Vivadent	Feldspatik Porselen	<i>x</i>	<i>x</i>	<i>x</i>	<i>x</i>		1998
<b>Paradigm MZ100</b>	3M ESPE	Kompozit Rezin	<i>x</i>	<i>x</i>	<i>x</i>	<i>x</i>		2000

**Tablo 4.11.** CEREC ile kullanılan materyaller (devam )

Materyal	Üretici	İçerik	Veneer	Kron	Inlay	Onlay	Köprü	Yıl
<b>Empress CAD</b>	Ivoclar Vivadent	Lösitle Güçlendirilmiş Seramik	x	x	x	x		2006
<b>E.max</b>	Ivoclar Vivadent	Lityum Disilikat	x	x	x	x		2006
<b>Paradigm C</b>	3M ESPE	Lösitle Güçlendirilmiş Seramik	x	x	x	x		2006
<b>CEREC blok</b>	Vita Zahnfabrik	Feldspatik Porselen	x	x	x	x		2007
<b>CAD-Temp</b>	Vita Zahnfabrik	Geçici Kompozit Rezin		x			x	2007
<b>Telio CAD</b>	Ivoclar Vivadent	Geçici Kompozit Rezin		x			x	2009
<b>Lava Ultimate</b>	3M ESPE	Nano Seramik/ Rezin	x	x	x	x		2012
<b>Enamic</b>	Vita Zahnfabrik	Hibrit Rezin Seramik	x	x	x	x		2013
<b>Celtra Duo</b>	Dentsplay	Zirkonya ile güç. Lityum Disilikat	x	x	x	x		2013
<b>Suprinity</b>	Vita Zahnfabrik	Zirkonya ile güç. Lityum Disilikat	x	x	x	x		2013

#### 4.6.4.1.Lityum disilikat

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), CAD/CAM uygulamaları için üretilmiş lityum disilikat cam-seramik bloktur. Tek parça, transparan blokların üretim aşamasında, yapısında olabilecek porözitelerin ve renk pigmentlerinin birikmesini önleyici yüksek cam teknolojisinden yararlanır. Kısmi kristalizasyon süreci, materyalin optimal stabilitesine ve yüksek direncine katkıda bulunan lityum metasilikat ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) oluşumuna neden olmaktadır. Bloğun frezelenmesi sonrasında, arzu edilen yüksek dirence sahip lityum disilikat kristalleri oluşur (Sannino ve rak., 2014). Guess ve arkadaşlarının 2010 yılında monolitik CAD/CAM lityum disilikat ve zirkonya alt yapıli tam seramik restorasyonları

inceledikleri çalışmalarında, IPS e.max CAD restorasyonların yorgunluk dirençlerinin daha yüksek olduğu, zirkonya alt yapıli restorasyonlarda erken veneer problemleri ile karşılaşıldığı bildirilmiştir (Guess ve ark., 2010).

#### **4.6.4.2. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler**

Pro CAD lösitle güçlendirilmiş ilk CAD/CAM bloktur. Günümüzde Pro CAD bloklar yerini blok boyutları 5 ile 10 µ arasında değişen lösit cam-seramik IPS Empress CAD ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{-O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ) sistemine bırakmıştır. Lösit kristalleri materyalin direncini arttırırken aynı zamanda kristalin fazı kırılma anında oluşan enerjiyi absorbe ettiği için oluşan çatlakları çevreleyerek yayılmasının engellenmesine neden olurlar. Blokların üretimi esnasında, porselen tozları otomatik olarak homojen bir yapı elde etmek amacıyla preslenirler. Restorasyonun direncini ve esneme kuvvetini arttıran faz ve kristalin faz arasındaki termal genişleme katsayısı farkı, sinterizasyonu takip eden soğuma aşamasında da bulunmaktadır. Materyal 160 MPa esneme direncine sahiptir. Ayrıca 9 farklı renk tonunda, yüksek translusent (HT, *high translucency*) ve düşük translusent (LT, *low translucency*) olmak üzere 5 farklı renk seçeneğine sahiptir. Bloklar, servikalden insizale renk ve translusens geçişini yansıtabildiğinden doğal dentisyon ile uyumlu bir estetik sağlar. (Fasbinder,2010; Sannino ve ark,2014).

Paradigm C (3M ESPE AG, Seefeld, Germany), 5 farklı blok büyüklüğüne sahip, 6 farklı renkte olabilen (A1, A2, A3, A3,5, B3, Bleach) iki fazlı, lösitle güçlendirilmiş cam-seramik bloktur. Lösit kristalleri, (yaklaşık olarak %30+/- %5) özel bir ısıtma işlemi sonrasında elde edilirler, böylece tekrar bir kristalizasyon işlemine gerek kalmaz (Fasbinder,2010; Sannino ve ark,2014).

#### **4.6.4.3.Feldspatik porselenler**

VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany) monokromatik feldspatik porselenlere örnek olup, aşınma katsayısı diş minesininkine yakındır. Inley, onley, lamina veneer, ön ve arka bölge kron restorasyonu yapımı için kullanımı tavsiye edilmektedir. Günümüzde bu feldspatik bloklar, TriLuxe ve TriLuxe Forte ismiyle 3 ve 4 farklı gölge katmanlarının ayrı ayrı



geçiş yaptığı formlarda bulunurlar. Bu çok katmanlı bloklar sayesinde daha doğal görünüme sahip restorasyonlar üretilebilmektedir. En son geliştirilmiş materyal olan VITABLOCS RealLife ise dentin ve mineyi (insizal kenar) taktit edebilme özelliği açısından estetik beklentinin yüksek olduğu ön bölge restorasyonlarda önerilmektedir. Piyasada aynı özellikleri sağlayan Cerec Block (Sirona, Bensheim, Germany) adıyla bilinen farklı materyal de bulunmaktadır (Santos ve ark., 2012; Sannino ve ark., 2014).

#### **4.6.4.4.Hibrit seramikler**

ENAMIC (VITA Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany), seramik ve kompozit materyallerinin kanıtlanmış pozitif özelliklerinin kombine halde kullanılarak üretilen yeni bir hibrid materyaldir. Sinterlenmiş seramik matris yapının içindeki porlar polimer materyali ile doldurulurlar. Yapının %86'lık kısmı inorganik seramikten oluşurken, %14'lük kısmı organik polimerden meydana gelmektedir. Bu kombine materyalin kullanımı geleneksel seramiklerle kıyaslandıklarında kırılma dayanımını arttırmaktadır (Sannino ve ark., 2014).

Lava Ultimate (3M ESPE AG, Seefeld, Germany) yaklaşık olarak %80 nanoseramik yapısının polimer matris içine gömülmesiyle oluşan bir rezin nanoseramiktir. Bu yenilikçi materyal metakrilat merkezli hem ağız içi hem ağız dışı ışıkla sertleme sağlanarak onarılır (Fasbinder ve ark., 2010).

#### **4.6.4.5.Rezinler**

Paradigm MZ 100 (3M/ESPE AG, Seefeld, Germany) estetik, radyoopak bir materyel olmasının yanısıra, uygun üretim koşulları altında, yüksek oranda çapraz bağlantılar içermesi materyalin fiziksel özelliklerine ve klinik performansına katkıda bulunur. Materyalin 6 farklı renkte blokları bulunmaktadır.

Telio CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), çapraz bağlantılardan oluşmuş PMMA (polimetilmetakrilat) bloğudur ve uzun dönem (12 ay) geçici restorasyonların üretilmesinde kullanılır. Ayrıca, final estetiği arttırmak adına, renklendirme yapılabilen materyaller de geliştirilmiştir.

CAD Temp (VITA Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany) fiber içermeyen ve MRP (microfiller reinforced poly-poliacrylic) adı verilen mikropartiküller ile doldurulmuş çapraz bağlantılı akrilat polimerden oluşur. İnorganik mikro-doldurucular tamamıyla homojendirler ve materyalin kalitesini arttırmak ve ayrıca uzun dönem geçici restorasyon olarak kullanabilmek adına metil-metakrilat içermemektedirler (Fasbinder ve ark., 2010; Sannino ve ark., 2014).

#### **4.6.4.6.Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat**

Suprinty (VITA Zahnfabric, Bad Sackingen, Germany) yaklaşık %10 oranda zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiktir (ZLS). Bu yeni materyalin küçük grenli olması ve homojen yapıda olması daha yüksek yük kapasitesine sahip olmasına ve materyalin kalitesinin artmasını sağlamaktadır. Mükemmel translusent, florasant ve opalasant özellikleri sayesinde restorasyonların estetik özelliklerini oldukça arttırmaktadır.

Celtra Duo (Dentsplay, PA, U.S.) bir diğer zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramiktir. Bu materyal ile üretilen restorasyonlar yüksek esneme kuvvetine sahiptirler ve lityum disilikat ile kıyaslandıklarında en az onlar kadar estetiklerdir. Üretim sonrası ilave kristalizasyona ihtiyaçları yoktur (Sannino ve ark., 2014).

#### **4.7. Marjinal ve İnternal Uyum**

Sabit restorasyonları değerlendirirken; estetik başarının yanısıra restorasyonun klinik açıdan başarılı olabilmesi için marjinal ve internal uyumu da önemli kriterlerdir. Marjinal adaptasyon, restorasyon kenarı ile preparasyon kenarı arasındaki morfolojik uyum olarak tanımlanabilir. Yapılmış bir restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklığın bulunması siman çözülme hızını ve buna bağlı olarak mikrosızıntıyı arttırmaktadır. Marjinal bölgeden kaynaklanan mikrosızıntı vital pulpanın enflamasyonuna sebep olabilmektedir. Pulpal enflamasyon ise çürük ve pulpitis ile sonuçlanabilmektedir. Marjinal adaptasyonun uyumlu olmadığı durumlarda plak retansiyonu artar ve periodontal hastalıkların oluşmasına zemin hazırlanır (Huang ve ark., 2015).

#### Şekil 4.2.Marjinal bölge

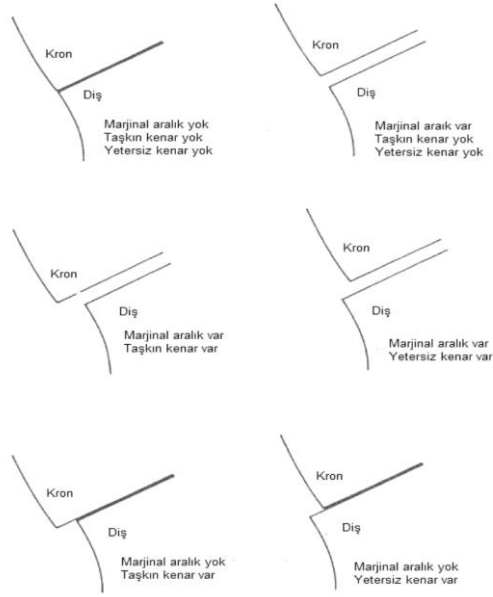
Restorasyon ile diş arasındaki bu aralığın miktarı siman tabakasının miktarına bağlıdır. Siman aralığını ise; preparasyonun basamak dizaynı, die spacerın kalınlığı, restorasyonun yerleştirilmesi sırasındaki uygulanan kuvvet ve yüzey özellikleri gibi bir çok faktör etkilemektedir. Leinfelder ve ark., inley restorasyonlarda, 100 µm'den fazla olan kenar açıklıklarında yapıştırma simanının daha hızlı çözündüğünü ifade etmişlerdir (Leinfelder ve ark., 1989). McLean ve Von Fraunhofer'in yapmış oldukları çalışmaya göre ise klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık 120 µm'yi geçmemesi gerektiğini bildirmişlerdir (McLean ve ark., 1971). Literatür taraması sonucu araştırmacıların marjinal aralığın 50-100 µm'den daha fazla olmaması gerektiği konusunda hemfikir oldukları görülmektedir. Son yıllarda yapılan birçok çalışmada CAD/CAM sistemleri ile yapılan yapılan restorasyonların 100 µm'den daha az marjinal aralığa sahip oldukları bildirilmiştir. CEREC sistemi dental CAD/CAM sistemlerden sadece birtanesidir ve hem klinik hem de laboratuvar kullanımına uygundur. CEREC sistemi kullanılarak pek çok çalışma yapılarak marjinal uyum değerlendirilmiştir. Zaman içerisinde CEREC cihazlarında ve yazılımında meydana gelen gelişmeler, daha hassas restorasyonların üretilmesine olanak sağlamış böylece marjinal ve internal uyumu daha kabuledilebilir restorasyonlar üretilmiştir (Huang ve ark., 2015).

Restorasyonun marjinalde diş ile uyumunun yeterli olmasının yanısıra, tüm iç uyumunda retansiyon ve rezistansı arttırmak amacıyla uniform bir kalınlıkta olması gerekmektedir. Tam seramik restorasyonlar, metal-seramik restorasyonlara

kıyasla daha kırılğan oldukları için marjinal ve iç uyum daha da önem kazanmaktadır. Tuntiprawon ve ark.'ı yapmış oldukları çalışmalarında internal aralığın ortalama 73 µm olduğu durumlarda restorasyonun kompresif kuvvetlere karşı daha dayanıklı olduklarını bildirmişlerdir. Ancak; internal aralığın 122 µm'ye çıktığı durumlarda adaptasyon açısından önemli bir fark gözlenmezken; dayanıklılıkta düşüş olduğunu tespit etmişlerdir (Tuntiprawon, 1995). Bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda, hassas bir uyumla üretilen tam seramik restorasyonların klinik prognozlarının daha iyi olduğu bilinmektedir.

Yapılan çalışmalarda 50-100 µm'lik siman aralığı klinik açıdan kabul edilebilir olarak bulunmuştur. Bilimsel olarak kabul edilmese de daha yüksek aralıklar adeziv simantasyonla desteklendiği durumlarda kabul edilebilir. Ancak, tam seramik bir restorasyonun adeziv simantasyonunda, restorasyonun kalın bir siman tabakası ile desteklenmesi seramiğin kırılma riskini arttırmaktadır. Aksi durumda yani siman tabakasının olması gerekenden ince olduğu durumlarda, polimerizasyon sırasında oluşan kontraksiyon stresleri adeziv bağlantıda kopmalara sebep olabilmektedir (Contrepolis ve ark., 2013).

Marjinal uyumu sabit bir terim ile tanımlamak mümkün değildir. Genel anlamda preparasyonun bitiş çizgisinden restorasyonun servikal marjinine kadar olan dikey boyut olarak düşünülebilir ancak; pratikte preparasyonlardaki değişimler, morfolojik farklılıklardan dolayı marjinal uyumu tek bir tanıma sığdırmak nerdeyse imkansızdır. Marjinal uyumun değerlendirilmesinde elde edilen noktaların yerlerinin ve sayılarının belirlenmesi ve aynı zamanda “uyum” olarak bahsedilen terim araştırmadan araştırmaya geçebilmektedir. “Uyum” en basit olarak diş ile restorasyon arasındaki yüzeyde ölçümü yapılan noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanabilir. Bu noktalar, iç yüzeyde, kenarda yada restorasyonun dış yüzeyi boyunca birçok noktadan elde edilebilmektedir. Bu karışıklığı azaltmak maksadıyla Holmes ve ark., kullanılan terimleri aşağıdaki gibi açıklamışlardır:



**Şekil 4.3.** Holmes ve ark.'nın uyumsuzluk terminolojisi

- a. internal aralık
- b. marjinal aralık
- c. taşkın kenar
- d. yetersiz kenar
- e. vertikal marjinal açıklık
- f. horizontal marjinal açıklık
- g. mutlak marjinal açıklık
- h. oturma uyumsuzluğu

Prepare edilmiş dişin yüzeyinden, restorasyonun iç yüzeyine kadar elde edilen dik ölçümler “internal aralık” olarak tanımlanır. Benzer ölçüm eğer kenar kısımda yapılırsa “marjinal aralık” olarak adlandırılır. Restorasyonun kenar kısmıyla preparasyon kenarı arasında çizilen paralel çizgi ile elde edilen bölge “vertikal marjinal açıklık” olarak adlandırılır. “Horizontal marjinal açıklık” ise, preparasyon kenarından restorasyon kenarına çizilen dik çizginin hesaplanmasıyla oluşur. Restorasyon kenarının preparasyon ile olan ilişkisi taşkın yada yetersiz olabilir. “Taşkın kenar” marjinal bölgeden restorasyon kenarına çizilen dik çizgi iken, “yetersiz kenar” marjinalden dişin preparasyon kenarına çizilen dik çizginin ölçülmesidir. Vertikal marjinal açıklık ile horizontal marjinal açıklığın açılal kombinasyonu “mutlak marjinal açıklık” olarak tanımlanır. Restorasyon ile prepare edilen diş arasında herhangi bir taşkınlık yada yetersizlik olmadığı durumlarda,

marjinal aralık ile mutlak marjinal açıklık aynıdır. Restorasyonun prepare edilen diş oturumaması durumunda, kronun dış yüzeyi ve diş üzerinde aynı doğrultuda belirlenen 2 nokta arasındaki uzaklığın, noktaların kron kenarına olan uzaklıkları toplamından farkı “oturma uyumsuzluğu” olarak tanımlanır. Bu durumun en önemli nedeni restorasyonun simantasyonunda kullanılan simanın film kalınlığıdır (Holmes ve ark., 1989).

Kenar uyumunun ölçülmesi için in vivo veya in vitro tekniklerden faydalanılır. In vivo yöntemlerde marjinal adaptasyon ölçümleri direkt diş ile simante edilecek restorasyon arasında belirlenirken, in vitro yöntemlerde deneysel amaçlı üretilen prepare edilmiş veya gerçek çekilmiş dişler kullanılmaktadır. In vitro yöntemlerde restorasyon ve diş arasındaki aralık, klinikte in vivo olarak yapılan çalışmaların aksine daha küçük rakamlara sahip olmaktadır.

#### **4.7.1. Marjinal adaptasyonu etkileyen faktörler**

##### **4.7.1.1. Kullanılan materyal**

Restoratif olarak kullanılan materyalin ısı genleşme katsayıları ve aynı zamanda aşınma oranları elde edilen restorasyonun ağız içindeki başarısında önemli bir rol oynarlar. Materyalin yapım aşamaları esnasında geçirdiği boyutsal değişim özellikle elde edilen restorasyonun prepare edilen dişe uyumunda önemli rol oynar (Gemalmaz ve ark., 1995).

##### **4.7.1.2. Preparasyon şekli**

Prepare edilen dişin bitiş çizgisi restorasyonun marjinal kenarında materyalin şeklini ve kalınlığını etkilediği gibi restorasyonun kenar uyumunu ve oturma açısını da etkilemektedir. Marjinalde oturma açısının küçülmesi restorasyon ile preparasyon arası mesafeyi azaltır. Yapılan çalışmalarda uyumun en iyi şekilde olabilmesi için preparasyonun tasarımı ile ilgili model denenmiştir. Protherra ve ark., 1923 yılında yayınladıkları çalışmalarında  $2^0-5^0$  açı ile yapılan preparasyonların kenar uyumu açısından uygun olduğunu belirtmişlerdir. Shillingburg ve ark. ise yaklaşım açısının en az  $2^0-6^0$  olması gerektiğini bildirmişlerdir. Yüksek tutuculuk elde etmek amacıyla Wilson ve Chan yaklaşım açısının  $6^0-12^0$  olması gerektiğini savunmuşlardır.

“shoulder” veya “chamfer” tarzında hazırlanan basamak dizaynlarının tam seramik restorasyonlarda kenar uyumu açısından uygun olacağı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Bona ve ark., 2008; Uludamar ve ark., 2011).

#### **4.7.1.3. Ölçü**

Restorasyon yapımı sırasında ölçü aşamasının marjinal adaptasyona etkisi, kullanılan ölçü materyalinin türüne ve ölçü anındaki hassasiyete bağlı olarak değişebilmektedir. Boyutsal stabilitesi düşük ölçü materyallerinin kullanıldığı durumlar prepare edilen diş ile restorasyon arasında kenar ve iç uyumsuzluklara neden olmaktadır (Wöstmann ve ark., 2008).

#### **4.7.1.4. Laboratuvar işlemleri**

Elde edilen restorasyonların marjinal ve iç uyumlarının hassasiyeti laboratuvar aşamalarından etkilenmektedirler. Laboratuvar aşamalarından olan, alçı model elde etme, modelaj ve seramiğin işlenip fırınlanması marjinal uyumu etkileyen faktörlerdendir. Günümüzde CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla bilgisayar destekli tasarım ve üretim yapılabildiği için daha uyumlu restorasyonlar elde edilmesi amaçlanmıştır.

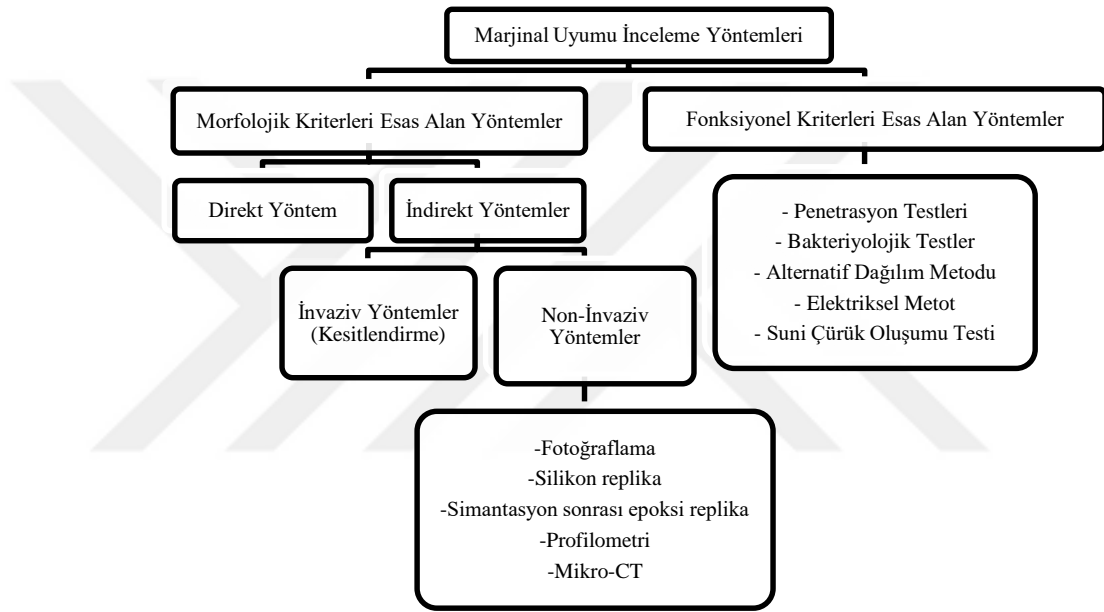
#### **4.7.1.5. Yapıştırıcı siman**

Restorasyonun simantasyonunda kullanılan ajanın vizkositesi, doldurucu partiküllerin boyutu ve oranı, çözülme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve bağlantı kuvveti marjinal uyumda büyük önem taşır. Yapıştırma simanın film kalınlığının artması restorasyonun tam olarak oturmasını engelleyebilir buna bağlı olarak kenar uyumunda bozulma ve oklüzyonda hataya yol açabilmektedir. Dişin preparasyonu esnasında verilen koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli simanın akıcılığını etkileyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olabilmektedir (Diaz-Arnold ve ark., 1999).

#### **4.7.2. Marjinal adaptasyon ölçüm teknikleri**

Restorasyonla prepare edilmiş diş arasındaki marjinal uyumun değerlendirilmesinde niceliksel ve niteliksel birçok olmak üzere birçok yöntem

kullanılabilir. Niceliksel değerlendirmelerin sonucunda sayısal veriler elde edilir. Niteliksel metodlarda ise, değerler gözle inceleme, sonla kontrol ve radyolojik muayeneler sonucu elde edilirler ve herhangi bir sayısal veri ortaya koymazlar. Yapılmış olan çalışmalar gözönünde bulundurulduğunda, kron restorasyonlarının klinik açıdan kabul edilebilir marjinal uyumlarının ölçülmesinde kullanılan yöntemler morfolojik veya fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler olarak ayrılırlar (Nawafleh ve ark., 2013).



Şekil 4.4. Marjinal uyumu inceleme yöntemleri

#### 4.7.2.1. Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler

##### i. Direkt yöntemler

Direkt yöntem bilinen, uygulaması kolay ve sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Bu yöntemde restorasyon uygulanan dişin kendisinin incelenmesi söz konusudur. Bu yöntem kullanılarak yapılan klinik çalışmalarda restorasyonun başarısını ölçmek amacıyla sıklıkla USPHS kriterleri veya modifikasyonları kullanılır. Bu metotta hastaya ihtiyaç duyulması dezavantaj olarak değerlendirilebilir. Direkt olarak hasta üzerinde inceleme yapıldığı için herhangi bir



kayıt bulundurulmaz bu nedenle tekrar ölçüm yapmak imkansızdır (Anusavice, 2012). Bu metodla sadece marjinal aralık ölçümü yapılabilir. Çünkü iç uyum için kesit almak gerekmektedir. Direkt yöntemin kullanıldığı kompozit rezin değerlendirme çalışmalarında, diş ile restorasyon yeterince contrast yaratmadıkları için, marjinal uyum yeterince ayırt edilemeyebilir. İndirekt ölçme yöntemleri, direkt yöntemlere kıyasla daha sık kullanılmaktadırlar (Contrepolis ve ark., 2013; Nawafleh ve ark., 2013).

## ii. İndirekt yöntemler

İndirekt yöntemlerde, direkt yöntemin aksine mevcut klinik durumun tekrar edilebilmesi için verilerin depolanması esasına dayanır. Bu yöntemde ölçümler optik (standardize edilen fotoğraflar, halogramlar ve fotogrometri gibi dijital enformasyonlar) veya mekanik (replikalar veya tarama işlemleri) biçimlerde yapılabileceği gibi her iki yöntemin kombinasyonu (replikalar ve fotoğraflar) şeklinde de kullanılabilirler. *Non-invaziv yöntemler* diş dokularının bütünlüğünü koruyan yöntemlerdir ve mevcut durumun tekrar yaratılabilmesi için verilerin saklanması kriter olarak alır (Nawafleh ve ark, 2013).

**1. Fotoğraflama:** Marjinal uyumdaki ufak ayrıntıların ayırt edilebilmesi, marjinal uyumun karışık olduğu durumlarda mantıklı bir ortalama alınabilme olanağının olması, uzun dönemde meydana gelebilecek değişikliklerin tek seferde gözlemlenebilmesi ve verilerin birçok araştırmacı tarafından değerlendirilebilmesi bu yöntemin avantajları arasındadır. Ancak diş dokusu ile restorasyon materyalinin kontrast oluşturmadığı durumlarda fotoğraflama yöntemi ile doğru ölçüm yapılamayabilir (Emiroğlu Doktora Tezi, 2015).

**2. Simantasyon sonrası epoksi replika elde edilmesi:** Marjinal uyumun *in-vivo* olarak değerlendirilebilmesi için replika teknikleri tercih edilir. Bu doğrultuda klinik ortamda restorasyon yapılmış diştten silikon esaslı ölçü materyali ile alınan ölçülere alçı yada epoksi dökülerek replikalar elde edilir. In- vitro olarak ise çekilmiş dişlere hazırlanan restorasyonların silikon esaslı ölçü maddesiyle alınan ölçüsüne aynı işlemler uygulanır. Marjinal uyum değerlendirmelerinde gerek *in-vivo* replika örnekler, gerekse *in-vitro* restorasyon örneklerde SEM, ışık mikroskobu veya

metalurjik mikroskop kullanılabilir. Morfolojik ölçümler böylelikle, mikroskop altında sayısal analiz programları ile en iyi şekilde ölçülebilir. Bu sistemin dezavantajı ise, restorasyonun epoksi rezinden replikasının elde edilmesi sırasında rezinde meydana gelecek büzülmenin ölçümlerde hata payı oluşturmaktadır (Başbuğ Doktora Tezi, 2012).

**3. Silikon replika tekniği:** Bu teknik, marjinal uyumun in-vivo olarak değerlendirilmesi amacıyla, simantasyon öncesi, farklı vizkozitede silikon esaslı ölçü materyalleri kullanılarak iç uyum replikalarının elde edilmesi ve bu replikalarının kesitlendirilerek ışık mikroskobu altında değerlendirilmesi esasına dayanır. Silikon replika tekniği ilk olarak McLean ve Fraunhofer tarafından tanımlanmıştır (McLean ve von Fraunhofer, 1971). Silikon replika tekniğinde, restorasyonun içine en ince kıvamlı silikon ölçü malzemesi konur ve kron dış yada day üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Silikon firma talimatlarına uygun olarak sertleşmesini tamamladıktan sonra dikkatlice çıkarılır ve bu ölçü malzemesi siman aralığını yani iç uyumu ifade eder. Restorasyonun içerisine daha yüksek vizkoziteli silikon enjekte edilir ve stabilize olması sağlanır. Bu aşamadan sonra elde edilen silikon replika kesitlendirilerek farklı bölgelerden ölçüm yapılabilir. Bu yöntemin dezavantajı, silikon materyalinde meydana gelen boyutsal değişikliğin ölçümde sapmalara neden olabilmesidir (Başbuğ Doktora Tezi, 2012). Bu tekniğin kullanımında örneklerde herhangi bir hasar meydana gelmez, ayrıca invaziv olmayan ve güvenilir bir tekniktir (Laurent ve ark., 2008).

**4. Profilometri:** Hem örneğin hem de dayın monitörde aynı odak düzlemi içerisinde görüntüsünün elde edildiği non-invaziv bir yöntemdir. Profilometri ile marjinal bölgedeki siman kalınlığı indirekt olarak hesaplanır yalnız takip eden analizlerde örneklerin konumlandırılmasında oldukça hassas davranılmalıdır aksi halde ölçümlerde tutarsızlıklar meydana gelir (Nawafleh ve ark., 2013; Emiroğlu Doktora Tezi, 2015).

**5. Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler:** Bu yöntemde marjinal uyumun ölçüleceği dişin preparasyon yüzeyi ile, restorasyonun iç yüzeyi üç boyutlu olarak taranır ve elde edilen dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılır. Tarama tekniği teknik zorluklarından dolayı çok tercih edilen

yöntemlerden değildir (Emiroğlu Doktora Tezi, 2015).

*İnvaziv yöntemlerde* ise kesitlendirme işlemi esas alınır. Marjinal uyumun in-vitro olarak değerlendirilebilmesi amacıyla çekilmiş dişler üzerinde standart uygulama koşulları altında yerleştirilen restorasyonlardan elde edilen kesitler mikroskop altında incelenir. Ancak bu yöntem uzun dönem analizlere ve aynı örnekleri kullanarak üretimin farklı aşamalarından önce ve sonraki sonuçlar arasında karşılaştırma yapmaya izin vermez, hatta yapılan ölçümlerin sayısı kesitlendirilmiş düzlem sayısı ile sınırlıdır bu da tüm kronun uyumunu sonuçlara yansıtmayabilir.

#### **4.7.2.2.Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler**

Fonksiyonel kriterleri esas alarak marjinal uyumun değerlendirilmesini sağlayan testler;

- 1-Penetrasyon testleri
- 2-Bakteriyolojik testler
- 3-Alternatif dağılım
- 4- Suni çürük oluşum testi
- 5-Elektiriksel metod

**1. Boya penetrasyon testi,** marjinal uyumu değerlendirmede kullanılan en eski ve yaygın methoddur. Restorasyon haricindeki alanlar mum veya cila ile kaplanır, dişler kimyasal boya içeren solüsyona (metilen mavisi, bazik fuksin... vb) batırılır ve sonrasında akriliğe gömülerek kesitler alınır. Penetrasyon metodunda marjinal sızıntı, boya ile restorasyon materyali arasındaki yüzey etkileşimine, boyanın moleküler hacmine, zamana ve geçirgenliğe bağlıdır.

**2. Bakteriyolojik testler;** kliniği en yakından takip eden testlerdir. Bu yöntemde restorasyonlar steril çekilmiş dişlere uygulanır ve pigment boyayan mikroorganizmaların bulunduğu bir solüsyona batırılır. Restorasyon çıkarıldıktan sonra alınan örneklere kültür uygulanır ve mikroorganizmalar tespit edilir.

**3. Alternatif dağılım metodu;** restorasyonun iç kısmına polietilenglikol yerleştirilerek restorasyonların yapay tükrük içerisinde bekletildiği ve sonrasında

meydana gelen sızıntı miktarının monitörde incelendiği yöntemdir.

**4. Suni çürük oluşumu testi;** ısıl işlem uygulanan restorasyonlar laktat jelle batırılarak başlangıç çürük lezyonuna benzer demineralize alanlar oluşturulur ve tespit edilir.

**5. Elektriksel metod;** elektriği iletmeyen restorasyon materyalinin marjinal uyumunun dişe zarar vermeden sızıntı bölgelerini seri olarak görüntülenmesini sağlayan bir yöntemdir (Nawafleh ve ark., 2013; Emiroğlu Doktora Tezi, 2015).



## 4.8. Mevcut Literatür Sonuçları

### 4.8.1. Klinik değerlendirme çalışmalarının literatür sonuçları

Cam seramikler kullanılarak elde edilen kron çalışmalarının neticesinde hesaplanan yaşam ömürleri ve başarısızlık nedenleri Tablo 4.12.'de görülmektedir.

**Tablo 4.12.** Kron restorasyonlar için bildirilen yaşam ömürleri ve başarısızlık nedenleri

Araştırmacı	Materyal ve sayı	Kullanılan siman	Takip süresi Yöntem	Yaşam ömrü Başarısızlık nedeni
Simeone ve ark., 2017	240 e.max press 35 IPS empress II	Rely X Speed-cem Variolink veneer	11 yıl, cvar-ryge	%92.7, 5 materyal kırığı 15 desimanasyon
Miura ve ark., 2017	137 Y-TZP	Panavia F	12 yıl, -	%89.1, 16 chipping 1 desimantas. 1 kök kırığı 1 abutment kırığı
Seydler ve ark., 2015	30 zirkonya+lityum disilikat 30 monolitik lityum disilikat	Multilink	2 yıl, USPHS	%93.4, 2 endodontik tedavi %93.4, 2 endodontik tedavi
Sulaiman ve ark., 2015	11.603 monolitik IPS e.max 4162 tabakalı IPS e.max	-	4 yıl, -	%99.9 - %98.17 -
Toman ve ark., 2015	121 lityum disilikat	Variolink II	9 yıl, CDA	%91.8, 5 endodontik tedavi 4 kırık 1 çekim
Batson ve ark., 2014	12 metal seramik 10 lityum disilikat 10 zirkonya	Ketac Cem	6 ay USPHS	%78 6 tanesinin yeniden yapılmasına karar verilmiş
Fabrizi ve ark., 2014	197 lityum disilikat	Rely X Variolink II	3 yıl, CDA	%96.92, 8 chipping 4 kırık 2 desiman. 1 endodontik tedavi

**Tablo 4.12.** Kron restorasyonlar için bildirilen yaşam ömürleri ve başarısızlık nedenleri (devamı)

Araştırmacı	Materyal ve sayı	Kullanılan siman	Takip süresi Yöntem	Yaşam ömrü Başarısızlık nedeni
Reich ve ark., 2013	41 IPS e.max CAD	Multilink Sprint	4 yıl, Modifiye USPHS	%95.4 1 endodontik tedavi 1 desimtas.
Etman ve ark., 2010	30 e.max press 30 Procera AllCeram 30 metal porselen	Panavia F	3 yıl, Modifiye USPHS	%96.6, 1 kırık %96.6, 1 desimantas. %100, 1chipping
Çehrelı ve ark., 2008	15 m-ceram zirconia 15 cercon zirconia	Rely X	2 yıl, CDA	%93.4 1 kırık 1 kırık
Akbar ve ark., 2006	8 chamfer basamak 8 shoulder basamak	-	-	%25, 2 adet klinik kabul edilebilir %25, 2 adet klinik kabul edilebilir
Kokubo ve ark., 2006	101 procera allceram	Panavia F Clapearl DC Panavia 21	2-3 yıl, CDA	%94.6- 1. Yıl %96.4 – 2. Yıl %93.2 – 3. Yıl

#### 4.8.2. Marjinal ve internal adaptasyon değerlendirilme çalışmalarının literatür sonuçları

Elde edilen restorasyonun prepare edilmiş diş ile arasındaki hassas uyum, restorasyonun ömrünü belirleyen en önemli faktörlerden biridir. Yapıştırıcı simanda meydana gelen aşınma, plak birikimine ve neticesinde marjinal renklemeye, postoperatif hassasiyete, çürüklere ve sonuçta restorasyonun kaybına neden olur. Tablo 4.13.'de cam seramikler kullanılarak elde edilen restorasyonların marjinal ve internal aralık inceleme çalışmaları gözlenmektedir.

**Tablo 4.13.** Cam seramik restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonları ile ilgili literatür çalışmaları

Araştırmacı	Materyal ve sayı	Marjinal aralık	Aksiyal aralık	Oklüzal aralık	İnceleme metodu
Ortega ve ark., 2017	10 metal seramik	100.50 $\mu$	99.45 $\mu$	-	In vitro, SEM
	10 procera zirkonya	62.28 $\mu$	48.43 $\mu$	-	
	10 lava zirkonya	33.35 $\mu$	43.71 $\mu$	-	
	10 vita in-ceram	61.61 $\mu$	68.98 $\mu$ (internal)	-	
Silvera ve ark., 2016	10 Lava+bluecam	52 $\pm$ 23 $\mu$	-	-	In vitro, Mikrotomografi
	10 e.max+bluecam	62 $\pm$ 33 $\mu$	-	-	
	10 Lava+omnicam	61 $\pm$ 25 $\mu$	-	-	
	10 e.max+omnicam	60 $\pm$ 24 $\mu$	-	-	
Zarauz ve ark., 2016	13 iTero	80.29 $\mu$	81.62 $\mu$	178.04 $\mu$	In vivo, Silikon replika
	13 konvansiy. ölçü	133.51 $\mu$	120.93 $\mu$	301.01 $\mu$	
Berrendero ve ark., 2016	30 dijital ölçü	106.6 $\mu$	82.8 $\mu$	275.1 $\mu$	In vivo Silikon replika
	30 konvans. ölçü	119.9 $\mu$	105.2 $\mu$	279.5 $\mu$	
Anadioti ve ark., 2015	15 PVS/press	110 $\mu$	-	-	In vitro, 3D lazer koordinasyon ölçümü
	15 PVS/CAD	116 $\mu$	-	-	
	15 Lava/ press	211 $\mu$	-	-	
	15 Lava/ CAD	145 $\mu$	-	-	
Abdel-Azim ve ark., 2015	10 silikon ölçü	115.3 $\mu$	-	-	In vitro, Stereomikroskop
	10 iTero	90.2 $\mu$	-	-	
	10 Lava COS (hepsi e.maxCAD)	100.1 $\mu$	-	-	
	IPS	-	-	-	
Rajan ve ark., 2015	10 Ceramill	83 $\mu$	61.5 $\mu$	-	In vitro, Stereomikroskop
	10 Cerec In-Lab	68 $\mu$	56.9 $\mu$ (internal)	-	
Ortega ve ark., 2015	10 metal seramik	101.5 $\mu$	44.13 $\mu$	130.9 $\mu$	In vitro, SEM
	10 procera	41.09 $\mu$	55.12 $\mu$	74.13 $\mu$	
	10 lava zirkonya	49.48 $\mu$	55.08 $\mu$	147.7 $\mu$	
	10 vita in-ceram	65.63 $\mu$	68.68 $\mu$	136.8 $\mu$	
Ahrberg ve ark., 2015	17 direkt dijital ölçü	61.08 $\mu$	88.27 $\mu$	155.57 $\mu$	In vivo, Silikon replika
	17 indirekt dij. ölçü	70.40 $\mu$	92.13 $\mu$	171.51 $\mu$	
Renne ve ark., 2012	25 e.max CAD	38.5 $\mu$	-	-	In vitro, Silikon replika
	34 e.max CAD	58.2 $\mu$	-	-	
	15 e.max CAD (farklı prep.)	90.1 $\mu$	-	-	
Borges ve ark., 2012	15 e.max press	101.5 $\mu$	138.1 $\mu$	-	In vitro, Stereomikroskop
	15 in-ceram	85.83 $\mu$	123.2 $\mu$	-	
	15 ceragold	76.82 $\mu$ (sim. öncesi)	99.26 $\mu$ (sim. sonrası)	-	

**Tablo 4.13.** Cam seramik restorasyonların marjinal ve internal adaptasyonları ile ilgili literatür çalışmaları (devamı)

Araştırmacı	Materyal ve sayı	Marjinal aralık	Aksiyal aralık	Oklüzal aralık	İnceleme metodu
Yüksel ve ark., 2011	12 CAD/CAM ZrO <sub>2</sub> 12 heat press lit. dis. 12 Cr-Co	82.7 µ 92.6 µ 96.5 µ	-	-	In vitro, Streomikroskop
Martins ve ark., 2010	20 metal seramik 20 In ceram alümina 20 ZirCAD	89.76 µ 158.27 µ 132,54 µ	83.12 µ 83.14 µ 83.93 µ	95.42 µ 229.42 µ 180.90 µ	In vitro, Simantasyon öncesi silikon replika
Lee ve ark., 2007	10 Cerec kron 10 Procera kron 10 Procera koping	94.4 µ 89.6 µ 72.2 µ	109.5 µ 68.3 µ 71.4 µ (internal)	-	In vitro, Stereomikroskop

Bu çalışmada; CAD/CAM sistemi ile üretilmiş lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli (LAS) tam seramik bloklar ile lityum disilikat içerikli (LDS) tam seramik bloklardan elde edilen kron restorasyonların marjinal ve internal uyumları ile klinik başarılarının in vivo olarak araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızın hipotezleri:

- 1- LAS restorasyonların klinik değerlendirme kriterleri (USPHS, plak ve gingival indeksler ve hasta memnuniyet skoru) açısından LDS restorasyonlar ile benzer değerler vermesi,
- 2- LAS restorasyonların hem marjinal hem internal uyumlarının LDS restorasyonlara yakın değerlerde olmasıdır.



## 5. GEREÇ ve YÖNTEM

### 5.1. Gereç

#### 5.1.1. Klinik değerlendirme

##### 5.1.1.1. Diş preparasyonu

- Acurata 199 018, 198 016, 198 014 sarı, 546 016 kırmızı (Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Almanya) elmas kesim frezleri
- Sure-Cord (Sure-endo, Gyeonggi-do, Kore) retraksiyon ipi
- Frenna AC (Dharma Research Inc, FL, ABD) retraksiyon solüsyonu
- Hanel (Roeko, Langenau, Almanya) artikülasyon kağıtları<sup>[1]</sup>
- Williams PA-Probe CP 10 (Leibinger, Mühlheim, Almanya) periodontal sond

##### 5.1.1.2. CAD/CAM teknolojisi ile elde edilen tam seramik restorasyonların üretim aşaması

- CEREC Omnicam intraoral kamera (Sirona, Bensheim, Almanya)
- CEREC SW 4.4.4 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Sirona Connect SW 4.4.4. yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- CEREC InLab SW 15.1 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Cerasmart 14 tam seramik bloklar (GC, Leuven, Belçika)
- IPS e.max CAD C14 tam seramik bloklar (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Step Bur 12S, Cylinder Point Bur 12S (1.2mm) Milling Frezleri (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Sirona Inlab MC XL Freze Cihazı (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Sirona Infire HTC Speed Sinterleme Fırını (Sirona, Bensheim, Almanya)
- IPS Object Fix Putty (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max CAD Kristalizasyon/Stain makyaj likidi (Ivoclar<sup>[1]</sup>Vivadent, Schaan, Liechtenstein)<sup>[2]</sup>
- IPS e.max CAD Kristalizasyon/ Glaze pastası (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)<sup>[3]</sup>
- Optiglaze Color Renk Likitleri (GC, Leuven, Belçika)
- Diapol Twist (Eve, Naples FL, ABD) porselen cila seti

### 5.1.1.3. Restorasyonların simantasyonu

- %5 hidroflorik porselen asiti (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Monobond Plus silan ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Sure-Cord (Sure-endo, Gyeonggi-do, Kore) retraksiyon ipi
- Frenna AC (Dharma Research Inc, FL, ABD) retraksiyon solüsyonu
- Prophy Paste (Sultan Chemistc Inc, NJ, ABD) polisaj patı
- Adhese Universal adeziv şişe (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Adeziv siman (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Total Etch ortofosforik asit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Led Rainbow Curing Light ışık cihazı (Liang Ya, Guangdong, China) [1]
- Oral-B Essential Floss diş ipi (Procter&Gamble, ABD)
- Diapol Kit RA305 porselen cila seti (Eve, Naples FL, ABD)

### 5.1.2. Marginal ve internal adaptasyon ölçümleri

- Elite HD Super Light Body (Zhermack, Badia Polesine, Italy)
- Elite HD Light Body (Zhermack, Badia Polesine, Italy)
- Elite HD Regular Body (Zhermack, Badia Polesine, Italy)
- Elite HD Putty (Zhermack, Badia Polesine, Italy)
- %5'lik NaOH solüsyonu [1]
- Morasin epoksi yapıştırıcı (Moravia, İstanbul, Türkiye)
- Isomet 1000 hassas kesim cihazı (Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) [1]
- Binoküler stereomikroskop (Leica Optik, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)

**Tablo 5.1 : Araştırmada kullanılan ürün ve içerikleri**

Ürün	Ürün adı (Üretici Firma)	İçerik	Seri No
<b>Restoratif materyal</b>	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	SiO <sub>2</sub> (%57-80), Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , ZrO <sub>2</sub> , ZnO, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , MgO, renklendirici oksitler	U37618
<b>Restoratif materyal</b>	N!ce® CAD Blocks (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)	66 SiO <sub>2</sub> -10.5 Li <sub>2</sub> O- 10.5 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -2.45 CaO-0.5 K <sub>2</sub> O-3 Na <sub>2</sub> O-4.5 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> -0.5 ZrO <sub>2</sub> -1.5 CeO <sub>2</sub> -0.55 V <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	Lot:KN855
<b>Restorasyon bağlantı ajanı</b>	Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Etanol (%96) ve adeziv monomerleri (%4)	W05075
<b>Diş asidi</b>	Total Etch (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Fosforik asit (%37) jel	W01051
<b>Çürük indikatörü</b>	Red Detector (PPK Cerkamed, Stalowa, Wola, Polonya)	Rhodamine B %1 likiti	0710161
<b>Porselen asidi</b>	IPS ceramic etching gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Hidroflorik asit (%1- 7)	V31521
<b>Bağlantı ajanı</b>	Adhese Universal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Metakrilat (%67), Su- Etanol(%25),Silikon dioksit (%4), Başlatıcı-Stabilizör (%4)	W08418
<b>Yapıştırma ajanı</b>	Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Üretan dimetakrilat(UDMA), metakrilat monomer matriksi ile: yterbiyum trifluorid ve sferoid karışımı oksit inorganik doldurucular, başlatıcı, stabilizör ve pigmentler	W10009
<b>Ölçü materyali</b>	Elite HD+ (Zhermack, Badia Polesine, İtalya)	Polivinil siloksan	247221

## 5.2. Yöntem

Araştırmada, CAD/CAM ile posterior bölge için üretilen farklı tam seramik kron restorasyonlar, hem klinik açıdan hem de marjinal ve internal uyum açısından kıyaslanmıştır. Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvurmuş olan 38 hastaya toplamda 45 adet tam seramik kron restorasyonu uygulandı.

Üretilen ve simante edilen kron restorasyonların 6 aylık klinik takibi, Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde 2 hekim tarafından skorda uzlaşma metodu ile değerlendirildi. Araştırmada restorasyonlar, anatomik form, marjinal adaptasyon gibi maddeleri içeren USPHS değerlendirme kriterleri ve hasta memnuniyet formları göz önünde bulundurularak, simantasyon sonrası ve 6. ay kontrollerinde 2 ayrı grup olarak değerlendirildi.

Simantasyon öncesi iç uyumlarını değerlendirmek için alınan ölçüler ile elde edilen silikon replikalar ışık mikroskobu ile Marmara Üniversitesi AR-GE bölümünde incelendi. Marjinal adaptasyon değerlendirilmesi amacıyla, simantasyon sonrası ilk haftada ve 6. ayda alınan ölçüler kullanılarak silikon replikalar elde edildi. Silikon replikaların marjinal uyumları ışık mikroskobu ile Marmara Üniversitesi AR-GE bölümünde incelendi.

### 5.2.1. Klinik değerlendirme

#### 5.2.1.1. Hasta seçimi

Bu çalışmada, Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran molar dişlerinde kron restorasyon gereksinimi olan bireyler çalışmaya dahil edildi. Bu çalışmadaki vaka grubu aşağıdaki kriterler dikkate alınarak ve randomize olarak belirlendi:

- Hastalar 16-65 yaş aralığında olmalıdır.
- Karşıt arkta doğal diş bulunmalıdır.

- Restore edilecek dişlerin aktif bir periodontal ya da pulpal hastalığı olmamalıdır.
- Restorasyon yapılacak diş vital yada kanal tedavili olabilir.
- Okluzyonda olmalıdır.
- Hastaların oral hijyen seviyeleri yüksek olmalıdır (plak indeksi ve gingival indeks değerleri skor 2'den yüksek olmamalıdır).
- Herhangi bir parafonksiyonel alışkanlığı olmamalıdır.

**Tablo 5.2.** Çalışmada restore edilen dişler ve çenelere göre dağılımı

	6 numaralı dişler	7 numaralı dişler
Maksilla	18	1
Mandibula	23	3
Toplam	41	4

Çalışma için etik kurul izni (Ek 5.1.) alındıktan sonra 38 hastaya 45 adet kron restorasyon Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde, tek bir hekim tarafından uygulandı. Restorasyonların laboratuvar aşaması Semdent Cerec Laboratuvarında bu konuda deneyimli tek bir teknisyen tarafından hazırlandı. Restorasyonlar, 15 kadın, 23 erkek hastaya uygulanmıştır. Dişlerin 10 tanesi vital, 35 tanesi kanal tedavilidir. Çalışmada restore edilen dişlerin çenelere göre dağılımı Tablo 5.2.' de belirtilmiştir.

Hastaların tedavilerine başlamadan önce bilgilendirme ve onam formları okutuldu ve imzaları alındı (Ek 5.2). Hastaların başlangıç panoramik röntgenleri ve restorasyon uygulanan dişlerin 6.ay kontrollerinde paralel kon tekniği ile periapikal röntgen ve fotoğraf kayıtları (oklüzal, vestibül, oklüzyon) alındı.

Restorasyonlar amalgam dolgu değişimi, mevcut restorasyon altında sekonder çürük oluşumu, primer çürük mevcudiyeti, kompozit dolgu değişimi, kanal tedavisi sonrası restore edilme ihtiyacı gibi pek çok nedene bağlı olarak planlandı. Tam seramik kron restorasyonların uygulandığı dişlere ve kullanılan materyale göre dağılımı Tablo 5.3.'de belirtildiği gibidir.

**Tablo 5.3.** Araştırmada bulunan vaka grubu

Vaka	Lokalizasyon	Cinsiyet	Yaş	Kullanılan Materyal	Takip Süresi
1	26	K	36	E max CAD	6 ay
2	36	K	22	E max CAD	6 ay
3	36	K	45	E max CAD	6 ay
4	46	E	55	E max CAD	6 ay
5	26	E	25	E max CAD	6 ay
6	36	E	28	E max CAD	6 ay
7	26	E	26	E max CAD	6 ay
8	36	K	28	E max CAD	6 ay
9	36	K	28	E max CAD	6 ay
10	26	E	38	E max CAD	6 ay
11	36	E	38	E max CAD	6 ay
12	26	E	28	E max CAD	6 ay
13	27	E	50	E max CAD	6 ay
14	37	E	28	E max CAD	6 ay
15	46	E	18	E max CAD	6 ay
16	26	E	20	n!ce CAD	6 ay
17	46	K	45	n!ce CAD	6 ay
18	36	K	41	n!ce CAD	6 ay
19	16	E	18	n!ce CAD	6 ay
20	36	E	33	n!ce CAD	6 ay
21	36	B	18	n!ce CAD	6 ay
22	36	E	18	n!ce CAD	6 ay
23	36	E	22	n!ce CAD	6 ay
24	26	K	22	n!ce CAD	6 ay
25	46	K	22	n!ce CAD	6 ay
26	47	K	22	n!ce CAD	6 ay
27	36	K	24	n!ce CAD	6 ay
28	16	K	26	n!ce CAD	6 ay
29	16	E	25	n!ce CAD	6 ay
30	16	E	25	n!ce CAD	6 ay
31	16	E	25	n!ce CAD	6 ay
32	36	K	45	n!ce CAD	6 ay

**Tablo 5.3.** Araştırmada bulunan vaka grubu (devamı)

Vaka	Lokalizasyon	Cinsiyet	Yaş	Kullanılan Materyal	Takip Süresi
33	36	E	25	n!ce CAD	6 ay
34	16	K	22	n!ce CAD	6 ay
35	26	K	22	n!ce CAD	6 ay
36	36	E	26	n!ce CAD	6 ay
37	36	K	23	n!ce CAD	6 ay
38	47	K	25	n!ce CAD	6 ay
39	46	K	25	n!ce CAD	6 ay
40	26	K	26	n!ce CAD	6 ay
41	26	E	25	n!ce CAD	6 ay
42	37	E	33	n!ce CAD	6 ay
43	16	E	26	n!ce CAD	6 ay
44	26	E	26	n!ce CAD	6 ay
45	46	E	38	n!ce CAD	6 ay

### 5.2.1.2 Klinik işlemler

Preparasyonu yapılacak dişlere, öncesinde yapılmış bir kanal tedavisi bulunmuyorsa lokal anestezi altında (kanal tedavisi mevcutsa lokal anestezi kullanmadan) oklüzal yüzden 1,5 – 2 mm’lik indirgeme uygulandı. Sonrasında dişin bukkal yüzeyin  $\frac{1}{2}$  ‘sine  $3^0$  aksiyal eğime sahip olacak şekilde 1,5 mm derinliğinde “chamfer” frez kullanılarak (Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Almanya) ile oluklar hazırlandı. Restore edilecek dişlerin yarısı prepare edildikten sonra kesim miktarı kontrol edilerek, kalan yüzeyler mevcut kesim derinliğine uygun olacak şekilde prepare edildi. Preparasyonun bitim sınırı “chamfer” tarzında olacak şekilde dişeti sınırında tamamlandı. Preparasyon tamamlandıktan sonra retraksiyon (Reoco Stay retraksiyon ipi, Reoco Retraksiyon likiti, Lengenaul, Germany) işlemini takiben dijital ölçü aşamasına geçildi.



**Resim 5.1.**Preparasyon öncesi



**Resim 5.2.** Preparasyon sonrası

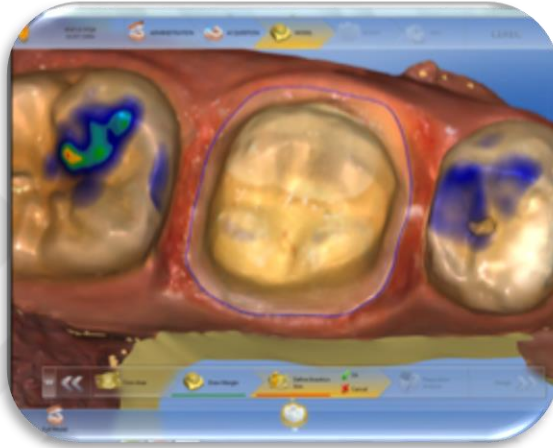
### **5.2.1.3. Tam seramik restorasyonların tasarımı ve üretilmesi**

Restorasyonu yapılacak dişteki hazırlıklar tamamlandıktan sonra, dijital ölçü aşamasına geçildi. Her iki tam seramik sistemde de dijital ölçü alımı için CEREC Omnicam ağız içi kamerası ve kronların üretimi işleminde CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) CAD/CAM cihazı kullanıldı. Dizayn öncesinde, hastaların isim, soyisim ve doğum tarihi gibi kısa bilgileri kaydedilip, hangi numaralı dişe restorasyon yapılacağı ve hangi marka blok kullanılacağı belirlendi.

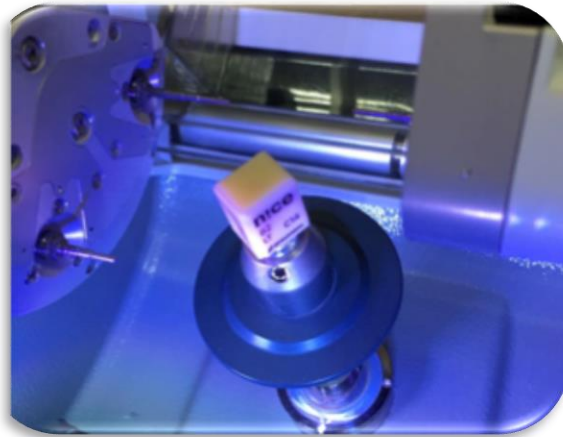




**Resim 5.3.** Dijital ölçü aşaması



**Resim 5.4.** Bilgisayar destekli tasarım



**Resim 5.5.** Bilgisayar destekli üretim

Ağız içi tarama aşamasında, ekartör yardımıyla, restorasyonu yapılacak dişi hava spreyi ile kurutuldu ve ilgili dişin kantağında bulunan dişleri ve yumuşak dokuları da içeren tarama işlemi tamamlandı (Resim 5.3.). Sonrasında, yine restore edilecek dişin antogonistinde bulunan dişlerin de dijital ölçüsü alındı. En son olarak dişler kapanış durumundayken birbirleri ile olan ilişkileri de kaydedildikten sonra, farklı açılardan alınan görüntüler bilgisayar ortamında birleştirilerek sanal bir model elde edildi ve tasarım aşamasına geçildi (Resim 5.4.). Elde edilen sanal model üzerinde, gerektiğinde hastanın fikri alınarak yapılan düzenlemeler sonucunda Biogeneric Individual programında oluşturulan dizayn milling ünitesine (CEREC inLab MC XL) aktarıldı. Yapılacak restorasyona uygun renk ve boyutlardaki tam seramik blok milling ünitesine yerleştirildi ve kısa bir süre içerisinde restorasyon hazır hale geldi (Resim 5.5.). Kristalizasyon öncesi IPS e.max Kristalizasyon/Stain ile istenilen boyamalar yapıldıktan sonra IPS e.max Kristalizasyon/Glaze pastası restorasyon üzerine uygulanarak Sirona Infire HTC Speed sinterleme fırınının (Sirona, Bensheim, Almanya) merkezine yerleştirildi ve 850<sup>0</sup>C’de 10 dakika süre ile kristalizasyon işlemi tamamlandı (Resim 5.6., 5.7.). Makyaj gereken vakalarda firma talimatlarına uygun olacak şekilde Optiglaze color renk likitleri ile (GC, Leuven, Belçika) istenen renk düzenlemeleri yapıldı (Resim 5.6.). N!ce<sup>®</sup> CAD bloklarda (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) ise kazıma işlemi sonrası ilave kristalasyon işlemine gerek kalmadığı için eğer restorasyona karakter kazandırmak



gerekiyorsa staining işlemi ile düşük ısılarda gerekli boyamalar yapılabilir (490 ± 20<sup>0</sup>C).

**Resim 5.6.** IPS e.max "Blue Block"  
(ikinci kristalizasyon öncesi )



**Resim 5.7.** İkinci kristalizasyon  
sonrası restorasyonun  
görünümü



E  
lde  
edile  
n  
tam  
sera

mik kronların ağız içerisinde, kontak noktaları, marjinal adaptasyonları, renk uyumları, formu ve sentrik, lateral, protruziv ilişkileri kontrol edildi (Resim 5.7.). Kontroller tamamlandıktan sonra hastaların da onayı alınarak simantasyon aşamasına geçildi.

**Resim 5.8.** Restorasyonun  
tamamlanmış hali

**Resim 5.9.** Restorasyonun  
hasta ağızında kontrolü

#### 5.2.1.4. Simantasyon aşaması

Tam seramik restorasyonlar renk uyumu, kontak alanları, marjinal ve iç uyumları bakımından kontrol edildi. Kontroller tamamlandıktan sonra simantasyon işlemlerine geçildi. Simantasyon öncesinde diş yüzeyleri polisaj fırçası ve pomza (Prophy Paste, Sultan Chemistc Inc, NJ, ABD) ile artıklardan temizlendi. Simantasyona hazır restorasyonlardan internal uyumu değerlendirmek amacıyla silikon replika tekniği için ölçü alındı.

- Tam seramik restorasyonun iç yüzeyi üretici firmanın talimatları doğrultusunda %5'lik porselen aside ile (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 20 sn süreyle pürüzlendirildi (Resim 5.10., 5.11., 5.12.) ve hava su spreyi yardımıyla bolca yıkanarak kurutuldu. Ardından mikrofırça yardımı ile seramik iç yüzeyine restorasyon bağlantı ajanı olan silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı, 60 sn bekletildi (Resim 5.13.).
- Mine yüzeyleri 30 sn, dentin yüzeyleri 15 sn süreyle ortofosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile pürüzlendirildi (Resim 5.14.). Ardından diş dokusu 30 sn boyunca su ile yıkanıp dentinin aşırı kuruması önlenecek şekilde hafifçe hava ile kurutuldu.
- Asitlenen diş yüzeylerine mineden başlayarak adeziv (Adhese Universal, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) olarak 20 sn boyunca yedirildikten sonra hava ile dağıtıldı, 10 sn polimerize edildi (Resim 5.15.).
- Yapıştırma simanı (Variolink Esthetic DC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) otomatik şırıngası yardımıyla restorasyonun içine istenen miktarca doğrudan uygulandı (Resim 5.16, 5.17.).
- Restorasyon çepeçevre 2'şer saniye polimerize edildikten sonra sond yardımıyla diş yüzeyindeki, diş ipi yardımıyla da (Oral B Essential Floss, P&G, ABD) ara yüzlerdeki siman fazlalıkları uzaklaştırıldı (Resim 5.18.).
- Restorasyon, tüm marjin bölgelerinden 40 sn süreyle ışık uygulaması ile polimerizasyon işlemi tamamlandı (Resim 5.19.a, 5.19.b.).
- Sentik oklüzyon, lateral ve protrüziv hareketler kontrol edilerek gerekli görülen vakalarda sarı bantlı frezler yardımı ile (198 014 Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Almanya) aşındırma yapılarak, uygun

seti  
Kit



porcelain cila  
ile (Diapol  
RA305,  
Eve, Naples  
FL, ABD)  
bitim yapıldı  
(Resim  
5.20.).



**Resim 5.10.** %5'lik porselen asidi (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)



**Resim 5.11.** Porselen

asidinin yıkanması

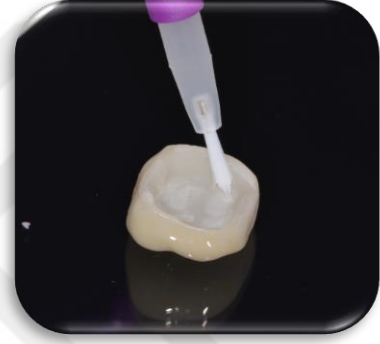


**Resim**

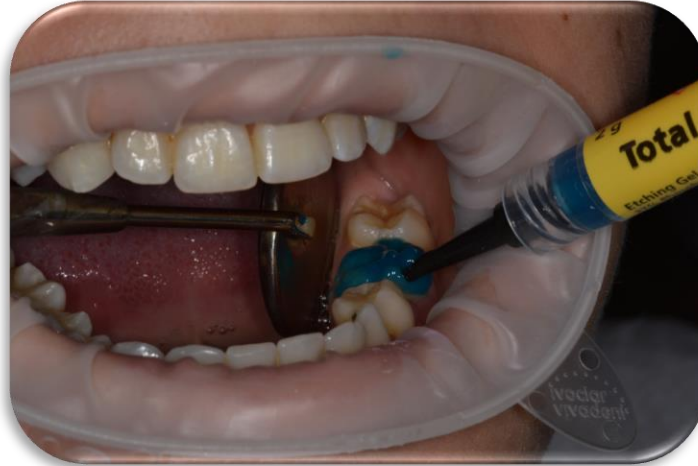
**5.12.**

Restorasyonun iç yüzeyinin asitleme sonrası görünümü

**Resim 5.13.** Monobond S uygulaması



**5.14.** Mine ve asitlenmesi



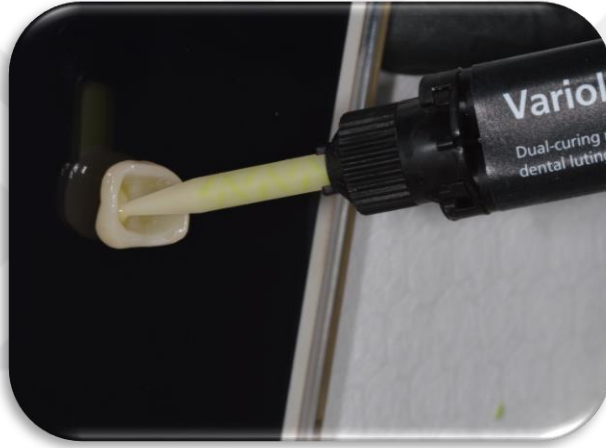
**Resim**  
dentinin

**5.15.** Diş  
adeziv



**Resim**  
yüzeylerine  
uygulaması

**Resim**  
simanı  
Esthetic DC,  
Schaan,  
otomatik  
yardımıyla  
içine



**5.16.** Yapıştırma  
(Variolink  
Ivoclar Vivadent,  
Liechtenstein)  
şırıngası  
restorasyonun  
uygulanması

**Resim 5.17.**  
diş yüzeyine



Restorasyonun  
yerleştirilmesi

**Resim 5.18.** Siman artıklarının temizlenmesi



**Resim  
5.19.a ve**

**5.19.b.** Sentik oklüzyon, lateral ve protrüviz hareketlerin kontrol edilmesi



**Resim 5.20.**

Restorasyonun

simantasyon sonrası görünümü

IPS e.max CAD ve n!ce CAD restorasyonların bir kısmının başlangıç, preparasyon ve simantasyon sonrası Resim 5.21-5.31. 'de gösterilmektedir.





**Resim 5.21.** Başlangıç



**Resim 5.22.** Preparasyon



**Resim 5.23.** Bitim



**Resim 5.24.** Başlangıç



**Resim 5.25.** Preparasyon



**Resim 5.26.** Bitim



**Resim 5.27.** Başlangıç



**Resim 5.28.** Preparasyon



**Resim 5.29.** Preparasyon



**Resim 5.30.** Bitim



**Resim 5.31.** Bitim

### 5.2.1.5. Modifiye USPHS kriterleri ile değerlendirme

Restorasyonların simante edildikten 1. hafta ve 6. ayda klinik olarak değerlendirilmeleri yapıldı. Klinik incelemeler yapılırken modifiye USPHS (United States Personal Health Service) kriterleri kullanılarak iki farklı gözlemci tarafından skorda uzlaşma metodu ile yapıldı. Farklı skorlar elde edildiğinde, tekrar değerlendirme yapılarak fikir birliğinde uzlaşıldı. Kullanılan modifiye USPHS kriterleri Tablo 5.4.'de gösterilmiştir (Ryge, 1980). Çalışmada modifiye USPHS kriterleri ile anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, marjinlerde renklenme, diş bütünlüğü, restorasyon bütünlüğü, çürük ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmiştir.

### 5.2.1.6. Plak indeksi ve gingival indeks değerlendirmesi

Klinik kontrollerde Loe ve Silness plak ve gingival indeksler kullanılarak restore edilen dişlerin dişeti cevabı skorları kaydedildi. Restore edilen dişler için kullanılan plak indeksi Tablo 5.6.'da, gingival indeks Tablo 5.7.'de gösterilmiştir.

**Tablo 5.4.** Modifiye USPHS Kriterleri

Skor	Kriterler
<b>Anatomik Form</b>	
0	Restorasyon formu anatomiye takip ediyor
1	Hafifce az/fazla konturlu restorasyon; kontak hafif açık; okluzal yükseklik lokal olarak az
2	Restorasyonda underkontur var, dentin açıkta, kontak hatalı, okluzal yükseklik azalmış
3	Restorasyonda eksik, travmatik okluzyon, dişte ağrı
<b>Marjinal Adaptasyon</b>	
0	Restorasyon marjinleri takip ediyor, sond takılmıyor
1	Sond takılıyor ama çatlak yok
2	Marjinde çatlak var mine açıkta
3	Ciddi çatlak var dentin açıkta

4	. . . . .
---	-----------

### Renk Uyumu

0	. İyi renk uyumu, restorasyon fark edilemiyor
1	. İyi renk uyumu
2	. Hafif uyumsuzluk (renkteki translusenslikte)
3	. Belirgin uyumsuzluk var
4	. Çok fazla uyumsuzluk var

### Marjinal Renklenme

0	. Renklenme yok
1	. Hafif renklenme, cilalama ile uzaklaşabilir
2	. Belirgin renklenme, cilalama ile uzaklaşmıyor
3	. Çok fazla renklenme var

### Çürük

0	. Çürük belirtisi yok
1	. Çürük belirtisi var

### Yüzey Pürüzlülüğü

0	. Pürüzsüz yüzey
1	. Hafif pürüzlü, oyuklu yüzey
2	. Pürüzlü yüzey, düzeltilemiyor [1]
3	. Derin oyuklu yüzey

### Diş Bütünlüğü

0	. 0 Dişte kırılma yok
1	. 0 Dişte kırılma var

### Restorasyon Bütünlüğü

0	. Restorasyonda kırılma yok
---	-----------------------------

1	. Restorasyonda kırılma var
---	-----------------------------

**Tablo 5.5.** Loe ve Sinless plak indeksleri

Plak İndeksi	
<b>Skor 0</b>	Dişeti bölgesinde plak yok
<b>Skor 1</b>	Serbest dişeti kenarında veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde sadece sondalama ile gözlenen plak birikimi var
<b>Skor 2</b>	Dişeti cebinde, dişeti kenarında ve/veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde çıplak göz ile görülebilir plak birikimi var
<b>Skor 3</b>	Dişeti cebinde ve/veya dişeti kenarında ve aynı bölgedeki diş yüzeyinde yumuşak madde birikimi var

**Tablo 5.6.** Sinless ve Loe gingival indeksleri

Gingival İndeksi	
<b>Skor 0</b>	Sağlıklı doku
<b>Skor 1</b>	Hafif iltihap, hafif renk değişimi, hafif ödem, sond ile kanama yok
<b>Skor 2</b>	Orta derecede iltihap, kızarıklık, ödem ve parlaklık, sond ile kanama var
<b>Skor 3</b>	İleri derece iltihap, belirgin kızarıklık ve ödem, ülserasyon, spontan kanama

#### 5.2.1.7. Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi

Farklı tam seramik kronlardan elde edilen restorasyonlar simante edildikten 1 hafta ve 6 ay sonra yapılan klinik kontrollerde, hastalara restorasyonları ile ilgili memnuniyetlerini ölçmek amacıyla bazı sorular yönlendirildi. Değerlendirme kriterleri olarak; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği açısından Tablo 5.8.'de görülen 4 kademeli sorular doğrultusunda, 1= çok iyi; 2= iyi; 3= yeterli; 4=kötü skorları direk sorgulama yöntemi ile değerlendirildi. Hastalardan restorasyonlarını genel anlamda 10'u en yüksek not kabul edecek şekilde 1'den 10'a kadar not vermeleri istendi.

**Tablo 5.7.** Hasta memnuniyetinin değerlendirmesi

	<b>Skor</b>	<b>Değerlendirme</b>
<b>RENK</b>	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
<b>YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ</b>	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü
<b>ÇİĞNEME ETKİNLİĞİ</b>	1	Çok iyi
	2	İyi
	3	Yeterli
	4	Kötü

#### **5.2.1.8. İstatistik**

Klinikte elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 21.0 programı (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotlar Frekans, Yüzde, Ortalama, Standart kullanıldı. Çalışma toplam 45 restorasyon değerlendirildi. Sonuçlar % 95 güven aralığında anlamlılık  $p < 0,05$  düzeyinde elde edilmiştir. Tam seramik kron restorasyonların başlangıç ve 6.ay kontrollerinde USPHS klinik değerlendirme kriterlerine bağlı elde edilen klinik değerlendirme sonuçları “Wilcoxon signed ranks” testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ( $P < 0.05$ ).

Tam seramik kron restorasyonların başlangıç ve 6. ay kontrollerinde elde edilen plak indeksi, gingival indeks değerlerinin istatistiksel olarak

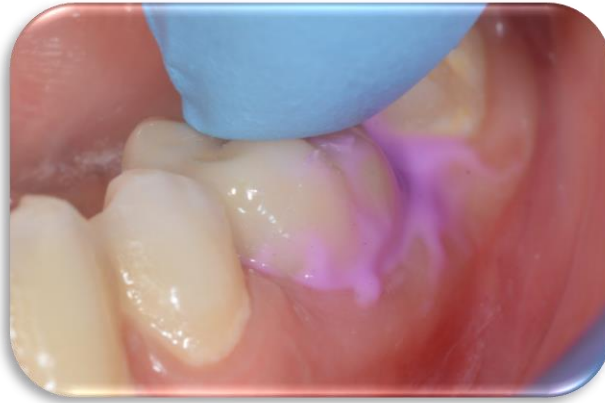
karşılaştırılmasında “Wilcoxon Signed Ranks” testi ve “Ki-kare” testi kullanıldı (P <0.05).

Tam seramik kron restorasyonların başlangıç ve 6. ay kontrollerinde hasta memnuniyeti “Wilcoxon Signed Ranks” istatistik analiz yöntemi ile değerlendirildi (P <0.05).

## **5.2.2. Marjinal ve internal adaptasyon değerlendirmesi**

### **5.2.2.1. Tam seramik restorasyonların internal uyum replikalarının hazırlanması ve incelenmesi**

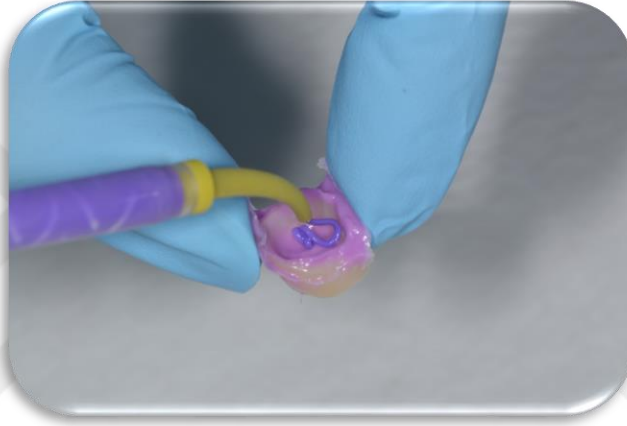
Restorasyonların iç uyumlarını kontrol etmek amacıyla simantasyon aşamasından önce iç uyum replikaları elde edildi. CAD/CAM ile üretilen kronların içine ince kıvamlı ilave silikon materyali (Elite HD Super Light Body, Zhermack, Badia Polesine, Italy) yerleştirildi (Resim 5.32 ve Resim 5.33.) ve ağız içerisinde sertleşmesi beklendikten sonra, orta kıvamlı (5.34.) ilave silikon (Elite HD Light Body, Zhermack, Badia Polesine, Italy) ile ince kıvamlı silikon maddesini desteklenmesi sağlandı. Elde edilen replikalar kalın kıvamlı (Elite HD, Putty, Zhermack, Badia Polesine, Italy) silikon içerisine yerleştirilerek restorasyonlar sertleşme sonrasında çıkarıldı (Resim 5.35.a ve Resim 5.35.b.).



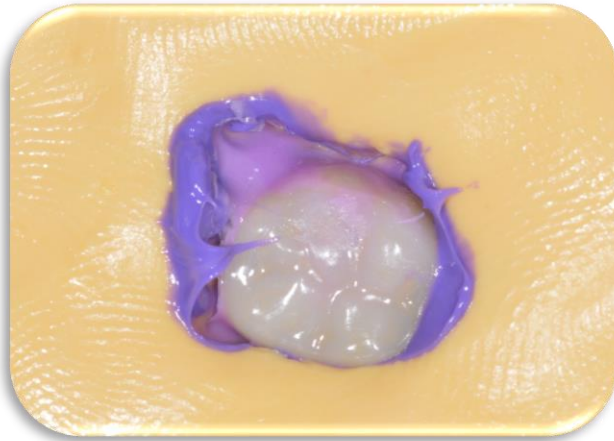
**Resim 5.32.** İnce kıvamlı silikon materyali uygulaması



**Resim 5.33.** İnce kıvamlı silikon uygulanmış restorasyon iç yüzeyi



**Resim 5.34.** Orta kıvamlı silikon materyali uygulanması

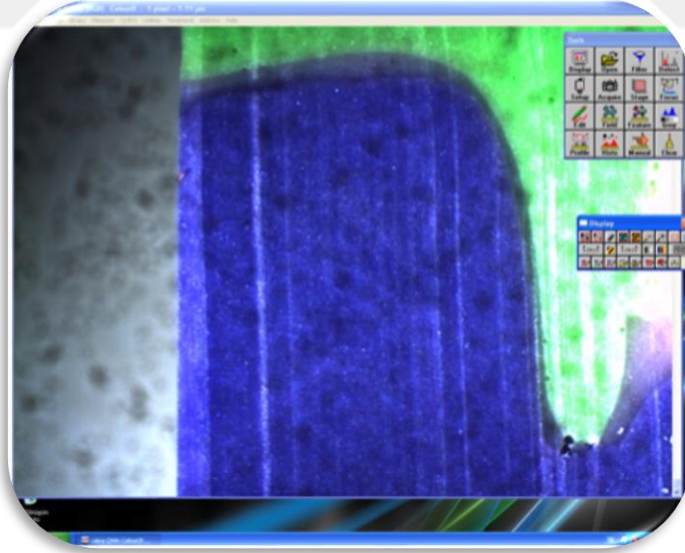


**Resim 5.35.a.** Replikanın elde edilmesi



**Resim 5.35.b.** Replikanın elde edilmesi

Elde edilen silikon replikalar bistüri yardımıyla mesiodistal ve bukkolingual yönlerde kesilerek 4 ayrı parça oluşturulmuştur. Işık mikroskobu altında (Resim 5.37) (Leica Optik, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere), marjinalden 4, rounded shoulder bölgesinden 4, aksiyal bölgeden 8 ve oklüzal bölgeden 4 ayrı bölgeden (Şekil 5.1.) olmak üzere bir replikadan 20, tüm silikonlardan toplamda 900 ayrı noktanın değerleri elde edilmiştir (Resim 5.36.).

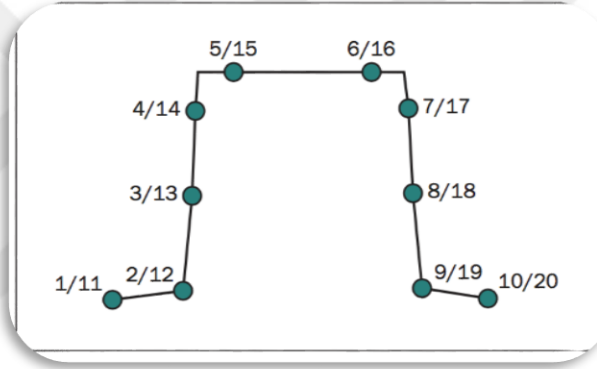


**Resim 5.36.** Silikon replikanın mikroskop altında görüntülenmesi





**Resim 5.37.** Leica Optik mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, İngiltere)



**Şekil 5.1.** Silikon replikada ölçüm yapılan noktalar

#### 5.2.2.2. İstatistik

Silikon iç uyum replikaları kesitlendirilerek tek restorasyonda toplamda 20 ayrı noktanın ölçümleri kaydedildi ve marjinal, rounded shoulder, aksiyal ve oklüzal bölgelerin adaptasyon değerleri elde edildi. Ölçüm sonuçlarından elde edilen değişim değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi amacıyla SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 21.0 programı kullanıldı. Kesitlerin parametrelerinin gruplara göre karşılaştırılmasında Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

## 6. BULGULAR

### 6.1. Klinik Değerlendirme

#### 6.1.1. Modifiye USPHS kriterleri ile değerlendirme

Yetişkin 38 hastaya uygulanan, toplamda 45 adet kron restorasyonun klinik değerlendirmeleri modifiye USPHS kriterleri kullanılarak yapılmıştır. Hastalara ait genel bilgiler Tablo 6.1.'de gösterilmiştir. Restorasyonların bu kriterlere göre simantasyon sonrası ilk hafta ve 6. ay gözlem periyodu değerlendirme skorları Tablo 6.2., 6.3., 6.4.a ve 6.4.b.'de gösterilmiştir. Anatomik form, marjinal bütünlük, renk ve yüzey gibi klinik değerlendirme kriterleri göz önünde bulundurulduğunda klinik açıdan kabul edilebilir skorlar elde edilmiştir.

**Tablo 6.1.** Hastalara ait genel bilgiler

ÖZELLİKLER		HASTA (n:45)
Cinsiyet	Erkek	26(57,8)
	Kadın	19(42,2)
Yaş ortalaması		28,02±8,27
Vital/Devital	Vital	10(22,2)
	Devital	35(77,8)
Materyal	Emax	15(33,3)
	Nice	30(66,7)
Uygulama Nedeni	Aşırı Madde Kaybı	37(82,2)
	Kron Değişimi	8(17,8)
Ağız Hijeni	çok iyi	7(15,6)
	İyi	23(51,1)
	Orta	10(22,2)
	Kötü	5(11,1)

### 6.1.1.1. Klinik bulguların zamana bağlı değişimi

LDS ve LAS gruplarındaki restorasyonların başlangıç aşamasında ve 6. Ayda kaydedilen klinik değerlendirme sonuçlarının istatistiksel analizi amacıyla yapılan “Wilcoxon Signed Ranks” testinin sonuçları Tablo 6.5. ve Tablo 6.6.’da gösterilmiştir.

**Tablo 6.2.** LDS grubu için başlangıç ve 6. ay Modifiye USPHS bulguları ve bulgularının yüzdelik olarak hesaplanması (%)

LDS	Başlangıç (n=15)			6. Ay (n=15)		
	0	1	2	0	1	2
Anatomik form	9 (%60)	6 (%40)	-	11 (%73,3)	4 (%26,7)	-
Marjinal adaptasyon	13 (%86,7)	2 (%13,3)	-	13 (%86,7)	2 (%13,3)	-
Renk uyumu	3 (%20)	5 (%33,3)	7 (%46,7)	3 (%20)	5 (%33,3)	7 (%46,7)
Marjinal renklenme	15 (%100)	-	-	14 (%93,3)	1 (%6,7)	-
Çürük	15 (%100)	-	-	15 (%100)	-	-
Yüzey pürürlülüğü	15 (%100)	-	-	15 (%100)	-	-
Diş bütünlüğü	15 (%100)	-	-	15 (%100)	-	-
Restorasyon bütünlüğü	15 (%100)	-	-	15 (%100)	-	-

**Tablo 6.3.** LDS grubunun klinik değerlendirme sonuçlarının istatistiksel analizi

	Anatomik Form	Marjin. Adapta.	Renk Uyumu	Marjinal Renklenme	Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Diş Bütün.	Restoras. Bütün.
<b>LDS</b>								
<b>B*6. ay</b>	0,157	1,000	1,000	0,317	1,000	1,000	1,000	1,000

LDS restorasyonların anatomik formlarını başlangıç ve 6. ay açısından kıyasladığımızda, "restorasyon formu anatomiye takip ediyor" (0 skoru) %60'tan 73,3'e yükselmiştir. Bu değişime oranla "hafifçe/fazla kontürlü restorasyon" (1 skoru) %40'tan %26,7'e gerilemiştir. LDS grubu için simantasyonu takiben %86,7 oranında kaydedilen "çok iyi marjinal adaptasyon" (skor 0) 6. ayda da yine sabit kalarak %86,7 olarak gözlenmiştir. LDS grubu için marjinal adaptasyon bulgularının zamana bağlı değişimi anlamlı değildir ( $p>0,05$ ). LDS grubu için simantasyonu takiben "çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor" değeri (skor 0) %20 iken 6. Ayda yine %20 oranında elde edilmiştir. Grupta simantasyondan 1 hafta sonra "iyi renk uyumu" (skor 1) %33, 3 olarak bulunurken, 6.ayda yine oran sabit kalmıştır. Renk uyumu açısından "hafif uyumsuzluk (renkteki translusenslikte)" (skor 2) simantasyon sonrasında ve 6. ayda %46,70 olarak bulunmuştur. Marjinal renklenme açısından "renklenme yok" (skor 0) simantasyon sonrası %100 olarak tespit edilirken, 6 ay sonrasında 1 adet restorasyonda "hafif renklenme, cila ile uzaklaştırılabilir" (skor 1) belirlenmiştir. USPHS kriterlerinden olan diğer çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş bütünlüğü ve restorasyon bütünlüğü açısından 6 aylık değerlendirmede "skor 0" %100 olarak kaydedilmiştir. Başlangıç ve 6. ay arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Tablo 6.4.** LAS grubu için başlangıç ve 6. ay Modifiye USPHS bulguları

LAS	Başlangıç (n=30)			6. Ay (n=30)		
	0	1	2	0	1	2
Anatomik form	25 (%83,3)	5 (%16,7)	-	25 (%83,3)	5 (%16,7)	-
Marjinal adaptasyon	30 (%100)	-	-	30 (%100)	-	-
Renk uyumu	15 (%50)	11 (%36,7)	4 (%13,3)	14 (%46,7)	10 (%33,3)	6 (%20)
Marjinal renklenme	30 (%100)	-	-	27 (%90)	3 (%10)	-
Çürük	30 (%100)	-	-	30 (%100)	-	-

**Tablo 6.4.** LAS grubu için başlangıç ve 6. ay Modifiye USPHS bulguları (devamı)

LAS	Başlangıç (n=30)			6. Ay (n=30)		
	0	1	2	0	1	2
Yüzey pürüzlülüğü	30 (%100)	-	-	30 (%100)	-	-
Diş bütünlüğü	30 (%100)	-	-	30 (%100)	-	-
Restorasyon bütünlüğü	30 (%100)	-	-	30 (%100)	-	-

**Tablo 6.5.** LAS grubunun klinik değerlendirme sonuçlarının istatistiksel analizi

	Anatomik Form	Marj. Adapta.	Renk Uyumu	Marjinal Renklenme	Çürük	Yüzey Pürüzlülüğü	Diş Bütün.	Restoras. Bütün.
<b>LAS</b>								
<b>B*6. ay</b>	1,000	1,000	0,257	0,083	1,000	1,000	1,000	1,000

LAS restorasyonların USPHS kriterleri tek tek incelendiğinde, anatomik form için "restorasyon formu anatomiyi takip ediyor" (0 skoru) simantasyon sonrasında 6. aya değişim göstermemiş %83,3 olarak tespit edilmiştir. LAS grubu için “çok iyi marjinal adaptasyon” (skor 0) değeri hem simantasyon sonrası hemde 6. ay kontrollerinde %100 olarak kaydedilmiştir. Renk uyumu açısından zamana bağlı değişime bakıldığında, simantasyon sonrası “çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor” (skor 0) %50 oranından 6. Ay kontrolünde %46,7 oranına gerilemiştir. Renkteki “hafif uumsuzluk (renkteki translusenslikte)” (skor 2) değeri ise simantasyondan sonra %13,3 iken, 6. ayda %20 oranına gelmiştir. Grup için simantasyon sonrasında marjinalde “renklenme yok” (skor 0) %100 değerindeyken, 6. ayda aynı skor %90’a gerilemiştir. Geriye kalan çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş bütünlüğü ve restorasyon bütünlüğü kriterlerinde "skor 0" %100 olarak kaydedilip süreç içerisinde değişim göstermemiştir. Başlangıç ve 6. ay arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

**Tablo 6.6.a.** LDS ve LAS gruplarının başlangıç Modifiye USPHS kriterleri bulgularının yüzdelik olarak hesaplanması (%)

	Başlangıç	LDS		LAS		p
		Grup	Grup	Grup	Grup	
<b>Anatomik Form</b>	0	N	9	25	0,086	
		%	%60	%83,3		
	1	N	6	5		
		%	%40	%16,7		
<b>Marjinal Adaptasyon</b>	0	N	13	30	<b>0,041*</b>	
		%	%86,7	%100		
	1	N	2	-		
		%	%13,3	-		
<b>Renk Uyumu</b>	0	N	3	15	<b>0,033*</b>	
		%	%20	%50		
	1	N	5	11		
		%	%33,3	%36,7		
2	N	7	4			
	%	%46,7	%13,3			
<b>Marjinal Renklenme</b>	0	N	15	30	-	
		%	%100	%100		
<b>Çürük</b>	0	N	15	30	-	
		%	%100	%100		

<b>Yüzey Pürüzlülüğü</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	
<b>Diş Bütünlüğü</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	
<b>Restorasyon Bütünlüğü</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	

LDS ve LAS restorasyonlarının simantasyon sonrası USPHS kriterleri açısından kendi aralarında karşılaştırılması ki-kare analizi ile yapılmıştır. Anatomik form gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Marjinal adaptasyon gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). LAS grubunda “çok iyi marjinal adaptasyon” (skor 0) değeri %100 olarak görülürken, LDS grubunda aynı kriter %86,7 olarak kaydedilmiştir. Renk uyumu gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). LDS grubunda “çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor” (skor 0) kriteri %20 iken, LAS grubunda aynı oran %50 olarak belirlenmiştir. Renkteki “hafif uyuşmazlık (renkteki translusenslikte)” (skor 2) LDS grubunda %46,7 olarak anlamlı derecede yüksek olarak kaydedilmiştir. Simantasyon sonrası marjinal renklenme, çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü açısından iki grup arasında hiç bir fark gözlenmemiştir.

**Tablo 6.6.b.** LDS ve LAS gruplarının 6. ay Modifiye USPHS kriterleri bulgularının yüzdeler olarak hesaplanması (%)

	6. ay	LDS		LAS	p
		Grup	Grup	Grup	
<b>Anatomik Form</b>	0	N	11	25	0,429
		%	%73,3	%83,3	
	1	N	4	5	
		%	%26,7	%16,7	
<b>Marjinal Adaptasyon</b>	0	N	13	30	<b>0,041*</b>
		%	%86,7	%100	
	1	N	2	-	
		%	%13,3	-	
	0	N	3	14	0,114
	%	%20	%46,7		

<b>Renk Uyumumu</b>	1	N	5	10	
		%	%33,3	%33,3	
	2	N	7	46	
		%	%46,7	%20	
<b>Marjinal Renklenme</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	
<b>Çürük</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	
<b>Yüzey Pürüzlülüğü</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	
<b>Diş Bütünlüğü</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	
<b>Restorasyon Bütünlüğü</b>	0	N	15	30	-
		%	%100	%100	

LDS ve LAS restorasyonlarının 6. ay USPHS kriterleri açısından kendi aralarında karşılaştırılması ki-kare analizi ile yapılmıştır. Anatomik form gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Marjinal adaptasyon gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ). LAS grubunda "çok iyi marjinal adaptasyon" (skor 0) değeri 6 ayın sonunda %100 iken LDS grubunda %86,7 olarak tespit edilmiştir. Renk uyumu kriterinde LDS grubunda 6 ay sonunda %20 olan "çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor" (skor 0), LAS grubunda %46,7, "iyi renk uyumu" (skor 1) her iki grupta da eşit değerde, "hafif uyumsuzluk" (skor 2) LDS grubunda %46,7, LAS grubunda %20 olarak belirlenmiştir. Renk gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Kalan diğer kriterler marjinal renklenme, çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü her iki grupta da 6 ay sonunda %100 "skor 0" olarak kaydedilmiştir. Marjinal adaptasyon dışında LDS ve LAS restorasyonlar arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.

### 6.1.2. Gingival ve plak indeks değerlerinin karşılaştırılması

Gingival ve plak indeks incelemesinde klinik takibi yapılan LDS ve LAS kron restorasyonlar simantasyondan 1 hafta sonra ve 6. ay sonunda değerlendirilmişlerdir. Restorasyonların gingival indeksi değerleri yüzde olarak



Tablo 6.7. ve 6.9.' de gösterilmiştir. Restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. Ay gingival indeks değerleri ise Tablo 6.11. ve Tablo 6.13.'de bildirilmiştir.

**Tablo 6.7.** LDS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay gingival indeks değerleri (%)

Gingival İndeks			Mesial	Bukkal	Distal	Lingual
Başlangıç	0	N	15	15	15	15
		%	%100	%100	%100	%100
	1	N	-	-	-	-
		%	-	-	-	-
6.Ay	0	N	13	14	12	13
		%	%86,7	%93,3	%80	%86,7
	1	N	2	1	3	2
		%	%13,3	%6,7	%20	%13,3

**Tablo 6.8.** LDS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin gingival indekslerinin zamana bağlı karşılaştırılm

	Başlangıç*6.Ay (p değeri)
<b>Mesial</b>	0,157
<b>Bukkal</b>	0,317
<b>Distal</b>	0,083
<b>Lingual</b>	0,157

LDS grubunda gingival indeks parametrelerinin zamana göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Wilcoxon signed ranks testi ile bakılmıştır. Süre geçmesine bağlı olarak mesial, bukkal, distal ve lingualde olmak üzere tüm bölgelerde "hafif iltihap, hafif renk değişimi, sondalamada kanama yok" (skor 1) değerinde artış gözlenmiş ancak başlangıç ve

6.ay karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır( $p>0,05$ ).

**Tablo 6.9.** LAS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay gingival indeks değerleri (%)

Gingival İndeks		Mesial	Bukkal	Distal	Lingual
Başlangıç	0	N 30	29	28	29
	%	%100	%96,7	%93,3	%96,7
	1	N -	1	2	1
	%	-	%3,3	%6,7	%3,3
6.Ay	0	N 27	19	18	24
	%	%90	%63,3	%60	%80
	1	N 3	11	12	6
	%	%10	%36,7	%40	%20

**Tablo 6.10.** LAS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin gingival indekslerinin zamana bağlı değişimi

	Başlangıç*6.Ay (p değeri)
Mesial	0,083
Bukkal	<b>0,002*</b>
Distal	<b>0,004*</b>
Lingual	<b>0,025*</b>

LAS restorasyonların mesial yüzeylerinde simantasyon sonrası ve 6. ay arasında anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ). Bukkal yüzeylerinin simantasyon sonrası ve 6. ay kontrolleri kıyaslandığında anlamlı değişim izlenmiştir ( $p<0,05$ ). Simantasyon sonrası "sağlıklı doku" (skor 0) %96,7 iken 6 ay sonrasında %63,3'e gerilemiştir. Başlangıçta "hafif iltihap, hafif ödem" (skor 1) değeri %3,3 iken, 6. ayda % 36,7 olarak artış göstermiştir.

Distal yüzeyler karşılaştırıldığında simantasyon sonrası "sağlıklı doku" (skor 0), %93,3'ten %60'a düşüş göstermiştir. "Hafif iltihap, hafif ödem" (skor 1) % 6,7 iken, 6. ayda %40 olarak artış göstermiştir. Restorasyonların lingual yüzeylerinde de yine aynı şekilde "hafif iltihap, hafif ödem" (skor 1) %3,3 olan değer 6 ay sonraki değerlendirmede %20 olarak belirlenmiş ve istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmuştur ( $p<0,05$ ).

**Tablo 6.11.** LDS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay plak indeks değerleri (%)

	Plak İndeks		Mesial	Bukkal	Distal	Lingual
Başlangıç	0	N	15	15	15	15
		%	%100	%100	%100	%100
	1	N	-	-	-	-
		%	-	-	-	-
6.Ay	0	N	15	14	13	13
		%	%100	%93,3	%86,7	%86,7
	1	N	-	-	-	-
		%	-	-	-	-

**Tablo 6.12.** LDS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin plak indekslerinin zamana bağlı değişimi

	Başlangıç*6.Ay (p değeri)
<b>Mesial</b>	1,000
<b>Bukkal</b>	0,317
<b>Distal</b>	0,157
<b>Lingual</b>	0,157

LDS grubunda plak indeks parametrelerinin zamana göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Wilcoxon signed ranks testi ile

bakılmıştır. Başlangıç ve 6.ay karşılaştırılmasında mesial, distal, bukkal yada lingual hiçbir yüzeyde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır( $p>0,05$ ).

**Tablo 6.13.** LAS restorasyonların simantasyon sonrası ve 6. ay plak indeks değerleri (%)

	Plak İndeks		Mesial	Bukkal	Distal	Lingual
Başlangıç	0	N	28	29	28	28
		%	%93,3	%96,7	%93,3	%93,3
	1	N	2	1	2	2
		%	%6,7	%3,3	%6,7	%6,7
	2	N	-	-	-	-
		%	-	-	-	-
6.Ay	0	N	24	23	21	25
		%	%80	%76,7	%70	%83,3
	1	N	6	6	7	4
		%	%20	%20	%23,3	%13,3
	2	N	-	1	2	1
		%	-	%3,3	%6,7	%3,3

**Tablo 6.14.** LAS restorasyonların mesial, distal, bukkal ve lingual yüzeylerinin plak indekslerinin zamana bağlı değişimi

	Başlangıç*6.Ay (p değeri)
Mesial	0,046*
Bukkal	0,008*
Distal	0,007*
Lingual	0,102

LAS grubunda simantasyon sonrası ve 6. ay plak indeks parametreleri karşılaştırıldığında, mesial bölgede istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlemlenmiştir. Başlangıçta “sondalama ile gözlenen plak birikimi” (skor 1) az

iken, 6. ayda anlamlı artış görülmüştür ( $p<0,05$ ). Bukkal alanda da simantasyon sonrasında “sondalama ile gözlenen plak birikimi” (skor 1) az iken, 6. ayda anlamlı artış görülmüştür ( $p<0,05$ ). Distal bölgede de başlangıçta “sondalama ile gözlenen plak birikimi” (skor 1) az iken, 6. ayda anlamlı artış görülmüştür ( $p<0,05$ ). Lingual bölgenin simantasyon sonrası ve 6. ay karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

### 6.1.3. Hasta değerlendirme skorlarının incelenmesi

LDS restorasyonu uygulanan 14 hastadan, restorasyonlarını renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği bakımından değerlendirmeleri istenmiş ve bu skorların yüzde değerleri Tablo 6.15.’te verilmiştir. Ayrıca hastalardan 1-10 arasında notlama yapmaları istenmiştir. Bu skorların yüzde değerleri ise Tablo 6.19.’da yer almaktadır.

**Tablo 6.15.** Hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorların yüzde değerleri (LDS)

Hasta memnuniyeti	Skor	Başlangıç (n=15) %	6. ay (n=15)%
Renk	1	53,3	60
	2	33,3	26,7
	3	13,3	13,3
Yüzey pürüzlülüğü	1	73,3	66,7
	2	26,7	33,3
	3	-	-
Çiğneme etkinliği	1	60	73,3
	2	26,7	20
	3	13,3	6,7

Hasta değerlendirme kriterlerinin zamana bağlı karşılaştırılmasında (Tablo 6.16) istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına "Wilcoxon Signed Rank" testi

ile bakılmıştır. Hastalar 3 adet değerlendirme kriterlerini "çok iyi, iyi, yeterli, kötü" olacak şekilde skorlamışlardır.

**Tablo 6.16.** Hasta değerlendirme kriterlerinin zamana bağlı karşılaştırılması (LDS)

	Başlangıç*6.Ay (p değeri)
<b>Renk</b>	0,317
<b>Yüzey Pürüzlülüğü</b>	0,317
<b>Çiğneme Etkinliği</b>	0,180

Hasta değerlendirme kriterlerinden renk kriteri için 6 ay sonrasında "1-çok iyi" skoru %53,3'ten %60'a çıkmıştır. Yüzey pürüzlülüğü kriterinin "1-çok iyi" skoru % 73,3'den %66,7'ye gerilemiştir. Çiğneme etkinliği kriterindeki "1-çok iyi" skoru ise %60'dan % 73,3'e yükselmiştir. Ancak başlangıç ve 6. ay arasında tüm değerlerde anlamlı fark gözlenmemiştir ( $p>0,05$ ).

LAS restorasyonların uygulandığı hastaların simantasyon sonrası ve 6. ay renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği açısından restorasyonlara verdikleri skorlar Tablo 6.17.'de belirtilmiştir.

**Tablo 6.17.** Hasta memnuniyeti değerlendirmesi sonucunda elde edilen skorların yüzde değerleri (LAS)

Hasta memnuniyeti	Skor	Başlangıç (n=30) %	6. ay (n=30)%
<b>Renk</b>	1	73,3	76,7
	2	26,7	23,3
	3	-	-
<b>Yüzey pürüzlülüğü</b>	1	86,7	86,7
	2	13,3	13,3
	3	-	-
<b>Çiğneme etkinliği</b>	1	80	83,3
	2	6,7	10
	3	13,3	6,7

LAS grubunda renk, yüzey pürüzlülüğü, çiğneme etkinliği parametrelerinin zamana göre karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığına Wilcoxon signed ranks testi ile bakılmıştır. LAS bloklarda başlangıçta renk için "1-çok iyi" skoru %73,3'ten 6. Ayda %76,6'ya yükselmiştir. Yüzey pürüzlülüğünde "1-çok iyi" skoru %86,7 olarak değişmeden kalmıştır. Çiğneme etkinliğinde "1-çok iyi" skoru %80'den %83,3'e yükselmiştir. Başlangıç ve 6.ay karşılaştırılmasında her 3 kriter için de istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır(p>0,05).

LDS ve LAS tam seramik restorasyonlarda yapılan hasta memnuniyet değerlendirmesinde renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliğinde "kötü" olarak değerlendirilen "4" skoruna rastlanmamıştır.

**Tablo 6.18.** Hasta değerlendirme kriterlerinin zamana bağlı karşılaştırılması (LAS)

	Başlangıç*6.Ay (p değeri)
<b>Renk</b>	0,317
<b>Yüzey Pürüzlülüğü</b>	1,000
<b>Çiğneme Etkinliği</b>	0,083

**Tablo 6.19.** Hasta notlaması ile elde edilen skorların yüzde değerleri (%)

Hasta Değerlendirmesi	LDS		LAS	
	Başlangıç (n=15)	6. ay (n=15)	Başlangıç (n=30)	6.ay (n=30)
10	33,3	53,3	43,3	66,7
9	20	6,7	26,7	16,6
8	26,7	20	16,7	13,3
7	13,3	13,3	3,3	-
6	6,7	6,7	6,7	3,3
5	-	-	3,3	-
4	-	-	-	-
3	-	-	-	-
2	-	-	-	-
1	-	-	-	-

**Tablo 6.20.** Hasta notlamalarının zamana göre değişimi

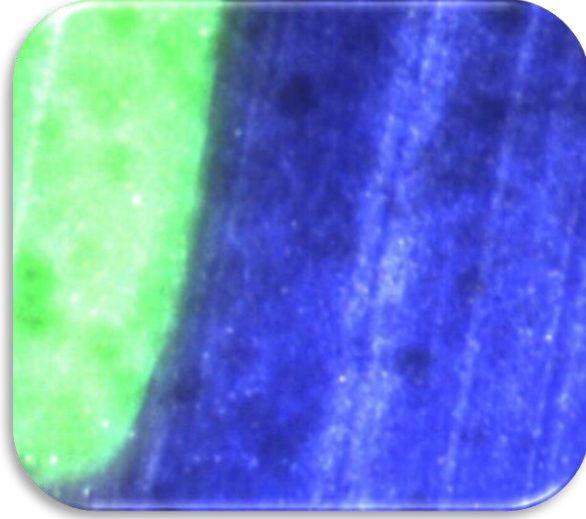
	LDS	LAS
	Hasta memnuniyeti (p değeri)	Hasta memnuniyeti (p değeri)
<b>B*6.Ay</b>	0,482	<b>0,002*</b>

Hasta değerlendirmesi skorlarında “1” değeri “en ktu”, “10” değeri “en iyi” olarak belirlenmiştir. Hastalar tarafından 1-4 aralığında verilmiş skor gözlenmemiştir. LDS restorasyonlarda “10” değeri başlangığta % 33,3 iken, 6. ayda % 53,3'e, LAS restorasyonlarda "10" değeri başlangığta %43,3 iken 6. ayda %66,7'ye yükselmiştir. LDS ve LAS grupları için hasta notlamalarının başlangıç ve 6. ay değerleri karşılaştırıldığında grupların kendi ilerinde anlamlı fark gözlenmezken, LAS grubunda 6. ayda hasta memnuniyetinin istatistiksel olarak farklılık tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Kullanım süresinin artmasıyla hasta memnuniyetinin de attığı gözlenmiştir.

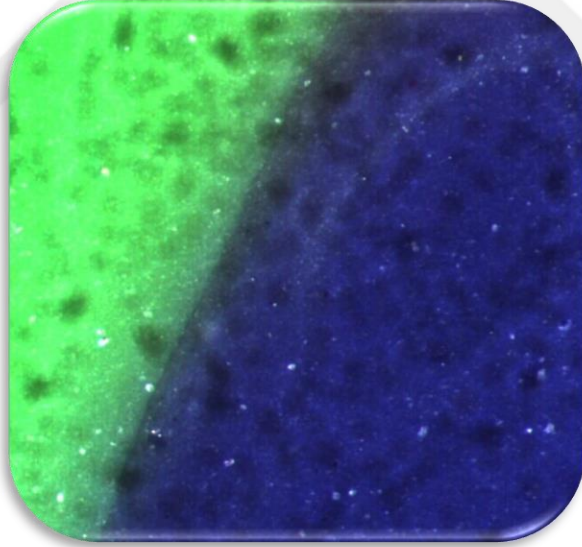
## **6.2. Marjinal ve İnternal Aralık Verilerinin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi**

Tam seramik restorasyonlardan simantasyon öncesi elde edilen iç uyum replikalarından yapılan ölçümler ile adaptasyon değerleri elde edilmiştir. Silikon replikaların marjinal, rounded shoulder, aksiyal ve oklüzal yüzeylerinden ölçümler yapılmıştır (Resim 6.1., Resim 6.2., Resim 6.3.). Sonuçlar % 95 güven aralığında, anlamlılık  $P<0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

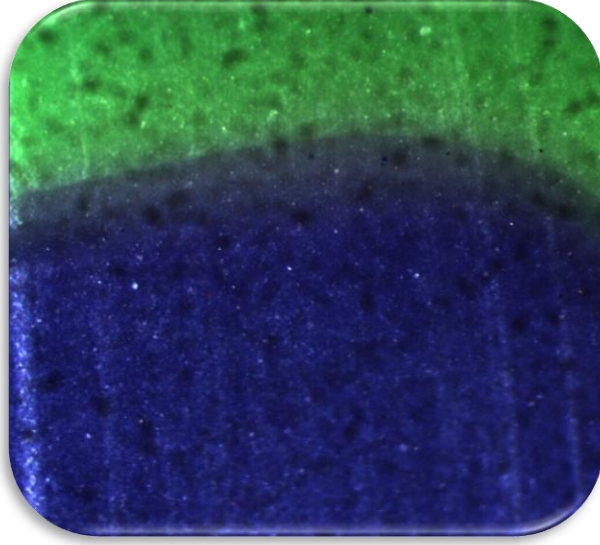




**Resim 6.1.** Silikon replikanın ışık mikroskobu görüntüsü (marjinal, X 40)



**Resim 6.2.** Silikon replikanın ışık mikroskobu görüntüsü (aksiyal, X 40)



**Resim 6.3.** Silikon replikanın ışık mikroskobu görüntüsü (oklüzal, X 40)

Restorasyonlar kullanılan materyale göre iki diş grubuna ayrılmışlardır. Restorasyonlarda farklı ölçüm kenarlarından (marjinal, rounded shoulder, aksiyal, oklüzal) elde edilen adaptasyon değerlerinin ortalaması ve standart sapma değerleri Tablo 6.21. ve 6.22' de gösterilmiştir. İki farklı tam seramik materyali kullanarak elde ettiğimiz restorasyonlarda toplamda 900 adet ölçüm yapılmıştır. Marjinal uyum LDS restorasyonlarda 38,38  $\mu\text{m}$  ile 71,09  $\mu\text{m}$  arasında, LAS restorasyonlarda 34,67  $\mu\text{m}$  ile 67,91  $\mu\text{m}$  arasında, rounded shoulder bölgesinde LDS restorasyonlarda 53,135  $\mu\text{m}$  ile 126,2775  $\mu\text{m}$  arasında, LAS restorasyonlarda 51,10  $\mu\text{m}$  ile 111,83  $\mu\text{m}$  arasında, aksiyal bölgede 41,22  $\mu\text{m}$  ile 87,89  $\mu\text{m}$  arasında ve oklüzal bölgede LDS restorasyonlarda 116,88  $\mu\text{m}$  ile 175,98  $\mu\text{m}$ , LAS restorasyonlarda 119,97  $\mu\text{m}$  ile 192,47  $\mu\text{m}$  arasında değişim göstermektedir.

### 6.2.1. Bukkolingual kesit karşılaştırılması

**Tablo 6.21.** Silikon replikaların bukkolingual kesitlerinin ölçüm değerleri

BUKKO LİNGUAL		N	Ort.	Ss.	p
Marjinal	LDS	15	53,27	11,16	0,531
	LAS	30	51,40	11,41	
Rounded shoulder	LDS	15	84,05	16,82	0,547
	LAS	30	85,14	17,36	
Aksiyal	LDS	15	58,07	14,59	<b>0,012*</b>
	LAS	30	46,73	10,73	
Oklüzal	LDS	15	152,24	20,27	0,773
	LAS	30	154,66	23,47	

\* $p < 0,05$

Ort: Ortalama, Ss:Standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ )

Bukko lingual kesit parametreleri gruplara göre karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

- Marjinal değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).
- Rounded shoulder değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).
- Aksiyal değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p < 0,05$ ). LDS grubunun aksiyal değeri (ort=58,07) LAS grubunun aksiyal değerinden (ort=46,7337) daha yüksek bulunmuştur.
- Oklüzal değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

## 6.2.2.Mesiodistal kesit karşılaştırılması

**Tablo 6.22.** Silikon replikaların mesiodistal kesitlerinin ölçüm değerleri

MESİO DİSTAL		N	Ort.	Ss.	p
Marjinal	LDS	15	53,33	11,51	0,700
	LAS	30	51,94	11,27	
Rounded Shoulder	LDS	15	81,17	16,76	0,324
	LAS	30	84,01	17,53	
Aksiyal	LDS	15	57,27	14,27	0,020*
	LAS	30	47,22	10,71	
Oklüzal	LDS	15	153,50	19,60	0,791
	LAS	30	155,60	25,46	

\* $p < 0,05$

Ort: Ortalama, Ss:Standart sapma değerleri ( $\mu\text{m}$ )

Mesiodistal kesit parametreleri gruplara göre karşılaştırılması Mann-Whitney U testi ile bakılmıştır.

- Marjinal değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).
- Rounded shoulder değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).
- Aksiyal değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p < 0,05$ ). LDS grubunun aksiyal değeri (ort=57,27) LAS grubunun aksiyal değerinden (ort=47,22) yüksek bulunmuştur.
- Oklüzal değerleri gruplara göre karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı fark bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).

## 7- TARTIŞMA

### 7.1. Klinik Değerlendirme

Günümüzde dental materyallerde meydana gelen gelişmeler ve ilerleyen teknoloji sayesinde hastaların ve hekimlerin estetik taleplerinin artması, posterior bölgede tam seramik restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Seramiğin indirekt bir restoratif materyal olmasının yanısıra, biyouyumluluğunun ve renk stabilitesinin yüksek olması, aşınmaya karşı dirençli olması, yüksek sıkışma direnci ve yüksek ergime derecesine sahip olması gibi avantajları bulunmaktadır. Son yıllarda anterior bölge kadar posterior bölgede de optik özellikleri ve doğal translusenslikleri nedeniyle lityum disilikat cam seramikler sıklıkla kullanılmaktadır (Silva ve ark., 2011). Lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli materyaller yeni üretilmiş bloklar olduğu için bu materyallerle yapılmış uzun dönem çalışma bulunmamaktadır. Buna karşılık IPS e.max CAD bloklardan elde edilen restorasyonlarla ilgili birçok çalışma mevcuttur. Bu sebeple çalışmamızda klinikte sıklıkla kullanılan hem estetik hem de fonksiyonel açıdan iyi sonuçlar veren ve kırılma dayanımları yüksek olan lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD ve lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli n!ce® CAD restorasyonların kısa dönemli marjinal uyumları, sağ kalım süreleri ve klinik başarıları kıyaslanarak değerlendirilmiştir.

İn- vivo çalışmaların sonucunda, hastaya ait faktörlerin kontrolünün zor olması nedeniyle, in-vitro çalışmaların sonuçlarına kıyasla daha yüksek değerler elde edilebilmektedir. İn- vivo çalışmalarda dayanak dişin klinik kron boyu, ark içindeki pozisyonu, çevre periodontal dokularının sağlığı, aksiyal açısı gibi faktörleri standardize etmek pek mümkün olamamaktadır. Çalışmamızda bu tür değişkenleri azaltmak amacıyla sadece molar dişleri çalışmaya dahil edilmiştir.

Destek diş preparasyonunun prensiplere uygun olarak yapılması, restorasyonun retansiyonu, destek dişlerin çevre dokularının sağlığı ve dinamik kuvvetler altındaki stres birikimi açısından önem teşkil etmektedir. Yapılan araştırmalarda, diş kesim açıları ile ilgili analizler bulunmaktadır. Shillingburg ve arkadaşları prepare edilen dişte 2-6 derecelik açılar yaparak toplamda 12 dereceye

kadar açı yapılması ile ideal retansiyon elde edilebileceğini bildirmişlerdir (Shillingburg, 2010). Bu da sonrasında genel diş kesim prensibi olarak kabul edilmiştir. CAD/CAM sistemlerin ve cam seramiklerin kullanılmaya başlanması ile yaklaşım açısı minimum 5 derece olarak belirlenmiştir (Bona ve ark., 2008). Basamak preparasyonu açısından ise, tam seramik restorasyonlarda iç açıları yuvarlatılmış “shulder“ veya “chamfer“ tarzı basamak tarzı önerilmektedir (Lee ve ar., 2008). Kron restorasyonlarının retansiyonu dişin preparasyonu yapılırken oluşturulan aksiyal açıdan etkilenir. Yapılan çalışmalarda klinisyenlerin preparasyonda 10-25<sup>0</sup> aksiyal açı oluşturma eğiliminde oldukları saptanmıştır (Mack, 1980). Kron restorasyonlarının adeziv simanla yapıştırıldığı bir çalışmada prepare edilen dişin aksiyal açısı arttıkça retansiyonun azaldığı görülmüş; ancak 0-10<sup>0</sup> açıyla hazırlanan yada 15-20<sup>0</sup> açı ile hazırlanan dişlerin retansiyonları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Sarafianou ve ark., 1997). Tam seramik restorasyonların hazırlanmasında 2 farklı basamak preparasyonu yapılabilmektedir. Hangi tip basamak preparasyonun yapılacağı kullanılacak olan sisteme bağlıdır. Örneğin Procera sisteminde kullanılan metal tarayıcı ucun küre şeklinde olması basamak preparasyonunun chamfer olarak hazırlanmasını gerektirirken, Cerec sistemi için hem chamfer hem de iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı uygulanabilir (Ödman ve ark., 2001).

Re ve arkadaşları 2014 yılında yayınladıkları in-vitro çalışmalarında, “chamfer“ ve “rounded shoulder“ tarzı basamak dizaynlarının marjinal uyumu nasıl etkilediğini incelemişlerdir. Ölçümleri simante etmeden kaydetmişlerdir. Her iki basamak dizaynından 10’ar adet model elde edip, restorasyonları üretmişler. Restorasyon ile prepare edilen model model arasındaki marjinal aralığı optik mikroskop altında değerlendirmişler. “Chamfer“ basamak grubunda ortalama marjinal uyum değerini  $30.2 \pm 3 \mu\text{m}$  olarak, “rounded shoulder“ basamak grubunda ise  $28.4 \pm 4 \mu\text{m}$  olarak belirlemişlerdir. Her iki grubu da klinik olarak 120  $\mu\text{m}$ ’nun altında oldukları için kabul edilebilir olarak belirtmişlerdir (Re ve ark., 2014).

Akbar ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında, 16 adet çekilmiş molar dişleri basamak dizaynı (chamfer ve shoulder) açısından 2 gruba ayırmışlar. Tüm prepare edilen dişlere Cerec 3 ile Paradigm MZ100 bloklardan geçici amaçla

kullanılacak restorasyonlar üretmişler. Restorasyonların marginal uyumlarını hem USPHS kriterleri ile hem de SEM kullanarak 60 ayrı noktadan değerlendirmişlerdir. SEM analizleri sonucunda, “ chamfer” grubunun marjinal uyumunu 65.9 µm, “shoulder” grubunun marginal uyumunu 46.0 µm olarak kaydetmişlerdir (Akbar ve ark., 2006).

Ji ve arkadaşları 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında, CAD/CAM sistemi kullanarak lityum disilikat ve zirkonya materyallerinden elde ettikleri kron restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını incelemişlerdir. Grupların yarısında “chamfer“ basamak tarzı, diğer yarısında “shoulder“ basamak tarzı uygulanmış. Üretilen restorasyonların tamamı rezin siman kullanılarak simante edilmiş. Işık mikroskobu ile yapılan incelemeler sonucunda lityum disilikat cam seramik kullanılarak elde edilen restorasyonların marjinal aralıkları diğer gruba göre anlamlı derecede düşük olarak bulunmuş (Ji ve ark., 2015).

Çalışmamızda üretici firmaların önerileri doğrultusunda ve yapılan çalışmaları dikkate alarak, restorasyonların üretiminde CEREC 3D (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) kullanacağımız için, destek dişlerin preparasyonunda uygun frezler kullanılarak, aksiyal açısı yaklaşık 6 derece olacak şekilde, shoulder basamak tarzında preparasyonlar hazırlandı.

Hassas bir marjinal uyum elde etmek için, hastanın prepare edilen dişinin geometrisinin ölçü işlemi ile çalışma veya sanal modele tam olarak transferinin sağlanması gereklidir. Bu durumda kullanılan ölçü yöntemi ve materyali aynı zamanda periodontal faktörler büyük önem taşır. İster dijital olsun, ister konvansiyonel olsun ölçünün kalitesi preparasyonun bitiş çizgisinin lokalizasyonuna, periodontal sağlığa, ölçü esnasında sulkusta kanama olup olup olmaması gibi klinik parametreler ile yakından ilgilir. Özellikle preparasyonun bitiş çizgisinin subgingival hazırlanmasının gerekli olduğu durumlarda, ölçüyü daha net alabilmek adına dişeti retraksiyonu yapılması gerekmektedir. Retraksiyon tekniği olarak cerrahi, mekanik ve kimyasal yöntemler veya bunların kombinasyonları kullanılmaktadır (Wöstmann ve ark., 2008). Klinik şartlarında kullanımı yaygın ve pratik olduğu için çalışmamızda retraksiyon ipi kullanıldı. Preparasyonun bitiş çizgisinin gingival oluk içerisinde kalması gibi durumlar, ölçünün kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir.

Çalışmaya dahil edilen hastaların bir kısmında daha önceden mevcut restorasyonların

kenar sonlanmasına göre preparasyon yapılması zorunluluğu ve daha önemlisi birçok hastanın aşırı madde kaybından dolayı kron bitiş çizgisi subgingival olarak hazırlanmak zorunda kalındı.

Restorasyonların marjinal uyumları, kullanılan CAD/CAM sisteminin veri alıcısı, kamera, freze ünitesi, yazılım programı gibi donanım özelliklerine ve sistemi kullanan hekimin veya teknisyenin tecrübesine bağlıdır (Bohner ve ark., 2016). Cerec restorasyonların klinik başarısını değerlendirmek adına birçok çalışma yapılmış ve birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiştir. Otto ve arkadaşları yaptıkları klinik çalışmada CEREC 3 ile ürettikleri Vita Mark II feldspatik seramik kron ve endokronları 12 yıla kadar takip etmişler, sağ kalım ömürlerini kronlarda %95, endokronlarda %90.5 olarak bildirmişlerdir (Otto ve ark., 2015). Bindl ve Mörmann CEREC 1 ve CEREC 2 sistemlerinde üretilen Vitablocks Mark II kron restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirmişlerdir. Yapılan restorasyonlar içerisinden rastgele 12 tanesini seçip SEM ile ölçüm yapmışlardır. Birinci grupta CEREC 1 ile üretilen restorasyonlar, 2. grupta CEREC 2 ile üretilen restorasyonlar, 3. grupta ise CEREC 2 ile yalnız farklı bir software programı kullanılarak üretilen restorasyonlar bulunmaktadır. Birinci grubun ( $308 \pm 95 \mu\text{m}$ ), grup 2 ( $243 \pm 48 \mu\text{m}$ ) ve grup 3'ten ( $207 \pm 63 \mu\text{m}$ ) oldukça büyük değerlere sahip olduğunu belirtmişlerdir (Bindl ve ark., 2003). CEREC AC kullanılarak endodontik tedavi görmüş 101 posterior restorasyonun (grup 1: Vita Enamic, grup 2: Vitablocks Mark II) klinik açıdan 3 yıl değerlendirildiği çalışmada, grup 1'in sağ kalım ömrü %97.0 olarak belirtilirken, grup 2'nin sağ kalım ömrü %90.7 olarak bildirilmiştir (Lu ve ark., 2017).

Literatürde CEREC sistemi ile üretilen restorasyonların klinik açıdan performansını inceleyen birçok çalışma bulunmaktadır ve birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiştir. Cerec ile üretilen 1010 adet restorasyonun (299 hasta) 12 yıl süreyle takip edildiği bir çalışmada 9-12 yıllık veriler Kaplan-Meier analizi ile incelenmiştir. Restorasyonların klinik ömrü 10 yıl sonunda %90 ve 11.8 yıl sonunda %84.9 olarak bildirilmiştir. Başlangıçta lokalizasyon ve boyutun önemli olmadığı düşünülmüşse de

premolarlar molarlardan, vital dişler devitallerden daha yüksek başarı oranı vermişlerdir (Reiss B.,2001).



Fasbinder 2006 yılında yayınladığı çalışmasında, CEREC ile üretilen restorasyonların postoperatif hassasiyetlerini, marjinal adaptasyonlarını, renk uyumlarını, restorasyon komplikasyonlarını ve yaşam ömürlerini değerlendirmiştir. İncelediği çalışmalarda, postoperatif hassasiyetin simantasyon sonrasında gözlemlendiğini ve genellikle oklüzyon probleminden kaynaklanabileceğini, birkaç hafta içinde kaybolduğunu belirtmiştir. Restorasyonlarda teknik komplikasyonu değerlendirdiğinde, seramik veya dişte meydana gelen kırılmaların diğer seramik sistemlerinde olduğu gibi ilk sırada olduğunu belirtmiştir. Renk uyumu açısından başlangıç renk uyumunun genellikle yüksek oranda başarılı olduğunu zaman geçtikçe restorasyon değil de diş kaynaklı renk uyumsuzluğunun varlığından bahsetmiştir. CEREC ile üretilen restorasyonların marjinal uyumlarının da başarı oranlarının yüksek olduğunu, restorasyonların sağ kalım oranlarını 5 yıl için %97, 10 yıl için %90 olarak saptamıştır (Fasbinder, 2006).

Zeltner ve arkadaşları, 4 dijital yöntemle ve konvansiyonel yöntemle, lityum disilikat cam seramikten üretilen posterior kron restorasyonların internal ve marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Marjinal ve shoulder bölgesinde 5 ayrı yöntem arasında anlamlı fark gözlenmez iken; tüberkül tepesinde ve oklüzalde konvansiyonel yöntemle üretilen restorasyonların değerleri anlamlı derecede düşük olarak kaydedilmiş (Zeltner ve ar., 2016).

Posterior bölge için konvansiyonel ve dijital ölçü sistemleri ile üretilen 30 adet lityum disilikat cam seramik restorasyonun marjinal ve internal uyumlarının kıyaslandığı bir başka çalışmada, internal uyumun ölçü yönteminden oldukça etkilendiği sonucuna varılmıştır. Pradies ve arkadaşları, dijital ölçü tekniği ürettikleri restorasyonların ortalama marjinal uyumlarını  $76.33 \pm (65.32) \mu\text{m}$  olarak, konvansiyonel yöntemle ölçü aldıkları restorasyonların ortalama marjinal uyumlarını  $91.46 \pm (72.17) \mu\text{m}$  olarak kaydetmişlerdir (Pradies ve ark., 2104).

Nam ve arkadaşlarının 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında, CAD/CAM ile üretilen lityum disilikat restorasyonların ve konvansiyonel yöntemle

üretilen metal-seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumları karşılaştırılmıştır. Her bir silikon replika örneğinde 10 adet referans noktanın

değerleri ölçülerek yapılan çalışmada iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Nam ve ark., 2015).

Çalışmamızda hem lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD (n=15) hem lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli bloklar (n=30) CEREC inLab MC XL frezeleme ünitesinde üretildi. n!ce® CAD (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) blokların üretim sonrasında ilave olarak fırınlamaya gerek duyulmaması istatistiksel olarak olmasa da, IPS e.max CAD bloklardan elde edilen restorasyonların internal ve marjinal aralık değerlerinden daha düşük değerler elde edilmesine neden olduğunu düşünmekteyiz.

Tam seramik restorasyonların klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi için iyi bir majinal uyuma ve güçlü adeziv bağlantıya sahip olması gereklidir (Audenino ve ark., 1999). Restorasyon ile diş arasındaki marjinal aralık her ne kadar siman ile dolsa da yeterli uyumun olmadığı durumlarda zamanla siman çözülmesi gerçekleşir. Buna bağlı olarak da dişte sekonder çürük meydana gelirken, subgingival dokularda floranın bozulmasıyla periodontal hastalıkların oluşumuna yol açar. Ayrıca restorasyon ile diş arasındaki uyum bozuklukları restorasyonun uzun dönem başarısını ve dayanıklılığını azaltan stres birikimleri oluşturabilir. Kullanılan simanın akışkanlığı restorasyonun prepare edilen dişe adaptasyonunda önem taşımaktadır (Nawafleh ve ark., 2013).

Borges ve arkadaşları 2012 yılında yayınladıkları in-vitro çalışmalarında 3 ayrı tam seramik sistemini simantasyon öncesi ve sonrasında marjinal uyumlarını karşılaştırmışlardır. Her bir tam seramik grubunda (n=30) 15 tane restorasyonu rezin siman ile (Variolink II) ile diğer 15 adet restorasyonu rezin-modifiye cam iyonomer siman ile (Rely X) simante etmişler ve mikroskop altında incelemişler. Tüm gruplarda simantasyon sonrası uyum, simantasyon öncesi uyuma kıyasla daha düşük değerlerde elde etmişler. Ayrıca rezin modifiye cam iyonomer ile simante edilen restorasyonların hem simantasyon öncesi hem simantasyon sonrası marjinal uyum değerlerini rezin simanlasimante edilenlerden düşük bulmuşlar (Borges ve ark., 2012).

Bir çok araştırmacı Cerec sistemi ile üretilen restorasyonların marjinal uyumunu değerlendirmişlerdir. Preparasyonu yapılan dişin üç boyutlu taranması ile kronun internal geometrisinin elde edilmesi; internal uyumu da bizim için önemli bir

konu haline getirmiştir. Siman aralığı hakkında, kabul edilebilir bir bağlanma dayanımı elde edebilmek adına literatürde tartışma fikirler mevcuttur. Günümüzde oldukça gelişmiş fiziksel ve mekanik özellikleri dikkate alındığında rezin simanlar kullanımını için 50-100 µm'luk bir internal aralığın optimal rezin performansı sağladığı bildirilmektedir (Mou ve ark., 2002). Tuntiprawon ve arkadaşları tam seramik restorasyonların kırılmaya karşı kompresif dayanımları için en uygun aralığı 73 µm olarak bildirmişlerdir. İnternal aralık 122 µm'a çıktığında kronun uyumunda bir bozulmama olmamasının yanında dayanıklılığının da düştüğünü tespit etmişlerdir (Tuntiprawon ve ark., 1995). Bindl ve arkadaşı Cerec 2 ile üretilen kron restorasyonları için ortalama internal aralığı  $141 \pm 21 \mu\text{m}$  olarak saptamışlardır (Bindl ve ark., 2005).

Yüksel ve arkadaşları tam seramik sistemlerde materyal ve siman farkının marginal uyuma olan etkisini araştırmışlardır. Otuz altı adet çekilmiş dişi önce 3 ayrı gruba ayırmışlar; grup 1: CAD/CAM ile üretilen ZrO<sub>2</sub>, grup 2: ısı ile preslenen lityum disilikat, grup 3: Cr-Co koping (kontrol grubu). Her bir grubu kendi içerisinde self adeziv rezin siman (A) ve cam iyonomer siman (B) ile simante etmişler. Termal siklus sonrası bazik fuksin solüsyonuna daldırıp, mesiodistal ve bukkolingual olarak kesitler elde etmişler. Kesitlerin yüzeylerini stereomikroskop altında dijital olarak fotoğraflamışlar. Grup 1'in marjinal uyumu  $82.7 \pm 7 \mu\text{m}$ , grup 2'nin marjinal uyumu  $92.6 \pm 4 \mu\text{m}$ , grup 3'ün ki ise  $96.5 \pm 7 \mu\text{m}$  olarak kaydedilmiş. Tüm gruplarda self adeziv siman ile simante edilen restorasyonların mikrosızıntısı cam iyonomer kullanılanlardan daha düşük çıkmış. Mikrosızıntı skoru "0" grup 1A'da %83, grup 1B'de %50, grup 2A'da %50, grup 2B'de %16, grup 3A'da %33 ve grup 3B'de sıfır olarak belirtilmiş. Bu nedenle kullanılan siman türünün mikrosızıntı üzerinde büyük etkisi olduğu söylenebilir. En düşük mikrosızıntı değeri self-adeziv simanla yapıştırılan CAD/CAM ZrO<sub>2</sub> restorasyonlarda kaydedilmiş (Yuksel ve ark., 2011).

Restorasyonlar simante edildikten sonra marjinal aralığın teorikte 25-40 µm olması amaçlanır, ancak klinikte bu şartları sağlamak hiç de kolay değildir (May ve ark., 1998). Levine ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre de teorikte restorasyon diş arası siman film kalınlığı 20-40 µm olmalıdır (Levine, 1989). McLean'e göre ise uzun dönem iyi bir prognoz sağlayabilmek adına klinik olarak

kabul edilebilir marjinal aralık değeri 120 µm olmalıdır (McLean ve ark., 1971). Nakamura ve arkadaşları 2003 yılında yayınladıkları çalışmalarında, hem preparasyonda aksiyal duvar açısını değiştirerek hem de siman film kalınlığını değiştirerek Cerec 3 ile üretilen tam seramik kronların internal ve marjinal uyumlarını incelemişler. Marjinal aralık değerini 53-67 µm arasında kaydetmişler ve preparasyon açısından etkilenmediğini bildirmişler. İnternal aralık değerini 116-162 µm arasında saptamışlar ve oklüzaldeki preparasyon açısının artışına bağlamışlar (Nakamura ve ark., 2003).

Çalışmamızda tüm restorasyonların simantasyonunda Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır. Literatürde Variolink Esthetic DC'ye ait uzun dönem çalışmalar bulunmamaktadır. Çalışmamızda lityum disilikat cam seramik (LDS) grubun marjinal aralık değeri 53. 2963 (± 11. 2691) µm, lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik (LAS) grubunun marjinal aralık değeri 51. 6703 (± 11. 2381) µm olarak tespit edildi. İki grup arasında materyal farkından kaynaklanabilecek istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Tek çeşit siman kullanıldığı için siman farkının marjinal uyuma olan etkisi değerlendirilememiştir.

Restorasyonların klinik açıdan değerlendirmeleri adına ilk kez 1971 yılında Cvar ve Ryge United States Public Health Service (USPHS) kriterlerini geliştirmişlerdir. Bu değerlendirme sistemi temel anlamda günümüzde de pek çok restorasyonun değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. USPHS sisteminin restorasyonların kalitesine bakarken esas değerlendirdiği, başarının derecesinden çok restorasyonun kabul edilebilirliğidir. Ancak bu yöntem ileri dönem için klinik önem taşıyacak olan anatomik form, marjinal adaptasyon, marjinal renklenme ve çiğneme etkinliği gibi kriterlerde meydana gelen küçük değişiklikleri tespit etmede yeterli olmadığı için, sistem araştırmacılar tarafından modifiye edilmiş ve “Modifiye USPHS ya da Ryge Kriterleri” olarak adlandırılmıştır (Ryge, 1980).

Çalışmalarda mikroskop altında restorasyonların marjinal uyumlarının değerlendirilmesinde yapıştırıcı siman aralığı yalnızca horizontal olarak gözlenebilmektedir. Bu yüzden rezin siman kaybının klinik anlamlılığının belirlenmesinde klinik değerlendirmeye de ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca

restorasyonlarda zamanla meydana gelecek değişikliklerin ve yenilenme ihtiyaçlarının olup olmadığını tespit etmek için de klinik değerlendirme gereklidir (Gladys ve ark., 1995).

Çalışmamızda klinik olarak takibini yaptığımız kron restorasyonların değerlendirilmesi modifiye USPHS kriterleri ile gerçekleştirilmiştir. Anatomik form, renk uyumu, marjinal adaptasyon, marjinal renklenme, sekonder çürük oluşumu, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü gibi klinik değerlendirme kriterlerine göre simantasyondan 1 hafta sonra ve 6. ayın sonunda tüm kron restorasyonlar için klinik açıdan kabul edilebilir değerler bulunmuştur. IPS e.max CAD (LDS grubu) restorasyonların başlangıçtaki "restorasyon formu iyi, anatomiye takip ediyor" (skor 0), %60'tan %73.3'e yükselmiştir. Marjinal adaptasyon açısından bakıldığında "marjinal adaptasyon iyi, sond takılmıyor" (skor 0), %86.7 olarak sabit kalmıştır. Renk uyumu değerlendirildiğinde "iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor (skor 0), yine %20 olarak değişmeden kalmıştır. Marjinaldeki renklenmeyi incelediğimizde "renklenme yok" (skor 0), %100'den %93.3'e azalmış olup, 1 adet restorasyonda marjinalde renklenme tespit edilmiştir. Çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü açısından restorasyonların hepsi %100 olarak "skor 0" olarak kaydedilmiştir.

LAS restorasyonların USPHS kriterleri tek tek incelendiğinde, anatomik form için "restorasyon formu anatomiye takip ediyor" (0 skoru) simantasyon sonrasında 6. aya değişim göstermemiş %83,3 olarak tespit edilmiştir. LAS grubu için "çok iyi marjinal adaptasyon" (skor 0) değeri hem simantasyon sonrası hemde 6. ay kontrollerinde %100 olarak kaydedilmiştir. Renk uyumu açısından zamana bağlı değişime bakıldığında, simantasyon sonrası "çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor" (skor 0) %50 oranından 6. Ay kontrolünde %46,7 oranına gerilemiştir. Renkteki "hafif uymuzluk (renkteki translusenslikte)" (skor 2) değeri ise simantasyondan sonra %13,3 iken, 6. ayda %20 oranına gelmiştir. Grup için simantasyon sonrasında marjinalde "renklenme yok" (skor 0) %100 değerindeyken, 6. ayda aynı skor %90'a gerilemiştir. Geriye kalan çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş bütünlüğü ve restorasyon bütünlüğü kriterlerinde "skor 0" %100 olarak kaydedilip

süreç içerisinde değişim göstermemiştir. Başlangıç ve 6. ay arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

LDS ve LAS restorasyonlarının simantasyon sonrası USPHS kriterleri açısından kendi aralarında karşılaştırıldığında anatomik form açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Marjinal adaptasyon gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. LAS grubunda “çok iyi marjinal adaptasyon” (skor 0) değeri %100 olarak görülürken, LDS grubunda aynı kriter %86,7 olarak kaydedilmiştir. Renk uyumu gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. LDS grubunda “çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor” (skor 0) kriteri %20 iken, LAS grubunda aynı oran %50 olarak belirlenmiştir. Renkteki “hafif uyumsuzluk (renkteki translusenslikte)” (skor 2) LDS grubunda %46,7 olarak anlamlı derecede yüksek olarak kaydedilmiştir. Simantasyon sonrası marjinal renklenme, çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü açısından iki grup arasında hiç bir fark gözlenmemiştir.

LDS ve LAS restorasyonlarının 6. ay USPHS kriterleri açısından kendi aralarında karşılaştırılmasında anatomik form açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Marjinal adaptasyon gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. LAS grubunda “çok iyi marjinal adaptasyon” (skor 0) değeri 6 ayın sonunda %100 iken LDS grubunda %86,7 olarak tespit edilmiştir. Renk uyumu kriterinde LDS grubunda 6 ay sonunda %20 olan “çok iyi renk uyumu, restorasyon farkedilmiyor” (skor 0), LAS grubunda %46,7, "iyi renk uyumu" (skor 1) her iki grupta da eşit değerinde, "hafif uyumsuzluk" (skor 2) LDS grubunda %46,7, LAS grubunda %20 olarak belirlenmiştir. Renk gruplara göre karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Kalan diğer kriterler marjinal renklenme, çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü her iki grupta da 6 ay sonunda %100 "skor 0" olarak kaydedilmiştir. Marjinal adaptasyon dışında LDS ve LAS restorasyonları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.

Çalışmamızda tüm restorasyonların klinik takibinde kullandığımız USPHS kriterlerine göre anatomik form, marjinal uyum, renk, marjinal renklenme, çürük,

yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü açısından elde ettiğimiz sonuçlar literatür ile paraleldir.

Reich ve arkadaşları, 2012 yılındaki çalışmalarında, 41 adet posterior lityum disilikat kron restorasyonunun 4 yıllık (48-51 ay) modifiye USPHS kriterleri ile takiplerini inelemişlerdir. Dört adet restorasyonun 2 tanesinde hassasiyet geçmemiş, diğer iki tanesinde sekonder çürük gelişmiş. Kaplan-Meier analizine göre 4 yıllık başarı oranı %96.3 olarak belirlenmiş. Değerlendirme kriterlerinden "yüzey" kriterini başlangıçta %75.8, 6. ayda %71.0, 12. ayda %75.0, 24. ayda % 68.8, 36. ayda %55.2 ve 48. ayda %51.7 alfa skoru olarak bildirmişlerdir. "Renk" kriterini başlangıçta %51.5, 6. ayda %35.5, 12. ayda %53.1, 24. ayda %68.8, 36. ayda %55.2 ve 48. ayda %51.7 alfa skoru olarak bildirmişlerdir (Reich ve ark., 2013).

Zirkon altyapı üzerine lityum disilikat (VZ) ile monolitik lityum disilikat (MLD) restorasyonları 2 yıl süreyle modifiye USPHS kriterleri ile değerlendiren Sydler ve arkadaşları, 2 hasta endodontik (VZ), 3 hastada periodontal problemler (VZ) olduğunu kaydetmişler. Her iki grupta da biyolojik komplikasyon olarak çürük veya marjinal renklenme veya herhangi bir teknik komplikasyon görülmemiş. Uzun dönem takip sonucunda iki grup arasında teknik ve biyolojik komplikasyonlar açısından istatistiksel bir fark gözlenmemiş (Sydler ve ark., 2015).

Batson ve arkadaşları 2014 yılında yayınladıkları çalışmalarında 3 ayrı CAD/CAM sistemiyle üretilen, metal-seramik (MC, n=12), lityum disilikat (LD, n=10) ve monolitik zirkonya (Zr, n=10) kron restorasyonların 6 aylık klinik değerlendirmelerini modifiye USPHS kriterlerini kullanarak yapmışlardır. Marjinal adaptasyonu değerlendirirken, 6 adet (%18.8) restorasyonu (3 MC, 2 LD, 1 Zr) "kabul edilemez marjinal adaptasyon" olarak belirleyip, yenilemişler. Restorasyonların çoğunluğu USPHS kriterlerine göre "kabul edilebilir" olarak değerlendirilmiş. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiş (Batson ve ark., 2014).

Yapılan restorasyonların başarısını değerlendirmede modifiye USPHS kriterlerinin yanında restorasyonların yaşam ömürlerinin de bildirilmesi önemli bir kriterdir. Literatürde yaşam ömrü değerlendirilmesi için kullanılmakta olan başarı kriterleri çalışmalara göre farklılık gösterir. Bazı çalışmalarda sadece restorasyonda

kırık olması başarısızlık olarak kabul edilirken (Sjörger ve ark., 1999), bazılarında herhangi bir sebeple yenilenen restorasyon (Fradeani ve ark., 2005), diğer bazı çalışmalarda ise hem yenilenen hem de tamir görerek fonksiyona devam eden (herhangi bir işlem görmüş) tüm restorasyonlar başarısız olarak kabul edilir (Lindunburg ve Smedberg, 2005).

Etman ve arkadaşlarının çalışmasında 30 e.max press, 30 procera ve 30 metal-seramik restorasyonun 3 yıllık takibinde, e.max pres grubunun yaşam ömrünü %96.6 (1 kırık), procera grubunu %96.6 ( 1 desimantasyon) ve metal-seramik grubunu %100 (1 chipping) olarak bildirilmiştir (Etman ve Woolford, 2010).

Miura ve arkadaşlarının 2017’de yayınladıkları 137 tam seramik restorasyonu 12 yıl takip ettikleri çalışmalarında, yaşam ömrünü %89.1 olarak belirtmişler. Toplamda 16 restorasyonda chipping, 1 desimantasyon, 1 kök kırığı, 1 dayanak dişte kırık meydana geldiğini rapor etmişler (Miura ve ark., 2017).

Fasbinder 2006 yılında yayınladığı çalışmasında, CEREC ile üretilen restorasyonların postoperatif hassasiyetlerini, marjinal adaptasyonlarını, renk uyumlarını, restorasyon komplikasyonlarını ve yaşam ömürlerini değerlendirmiştir. CEREC ile üretilen restorasyonların marjinal uyumlarının da başarı oranlarının yüksek olduğunu, restorasyonların sağ kalım oranlarını 5 yıl için %97, 10 yıl için %90 olarak saptamıştır (Fasbinder, 2006).

Valenti ve arkadaşları 261 adet lityum disilikat restorasyonun 10 yıllık klinik takibini yapmışlardır. Retrospektif çalışmalarında 120 ay sonunda 4 adet restorasyonda chipping, 2 adet restorasyonda kırık gözlenmiş, böylece lityum disilikat içerikli restorasyonların toplam sağ kalım ömrünü %95,5 olarak yayınlamışlar (Valenti ve Valenti, 2009).

Tam seramik porselenlerle üretilen sabit protetik restorasyonların endikasyonu kullanılan materyalin yük taşıma kapasitesine ve restorasyonun

yapılacağı bölgeye göre değişkenlik gösterir. Toman ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 121 adet lityum disilikattan elde edilen kron restorasyonların 9 yıl (12-156 ay) klinik takibini yapmışlardır. Restorasyonların sağ kalım ömrünü %91.8 olarak belirtmişlerdir (Toman ve ark., 2015).



Fabbri ve arkadaşları 197 adet lityum disilikat kron restorasyonu in-vivo olarak değerlendirdikleri çalışmalarında, CDA kriterleri ile 3 yıl süreyle takip etmişlerdir. Çalışma sonunda restorasyonların sağ kalım oranını %96.92 olarak belirtmişler (Fabbri ve ark., 2014).

Lityum disilikat içerikli restorasyonların 4 yıllık takibini yapan Sulaiman ve arkadaşları 11.603 adet kron restorasyonunda yalnızca 106 tanesinde başarısızlık saptamışlar böylece restorasyonların sağ kalım ömürlerini %99,1 olarak belirtmişlerdir (Sulaiman ve ark., 2015).

Simeone ve arkadaşları 2015 yılında yayınladıkları çalışmalarında, lityum disilikat içerikli kron restorasyonları 11 yıl süreyle takip etmişlerdir. Çalışmalarında takip amacıyla Cvar-Ryge kriterlerini kullanmışlardır. On bir yıl sonunda 15 adet restorasyonda desimantasyon olduğunu, 5 adet restorasyonda kırık olduğunu bildirmişlerdir. Anterior kron restorasyonların sağ kalım ömrü %100 iken; posterior kronların sağ kalım ömrünün %97.1 olarak keydetmişler (Simeone ve ark., 2015).

Posteriorda restorasyonların yüksek oklüzal kuvvetlere maruz kalması materyal seçiminde diş hekimlerinin dikkatli olmalarını gerektirir. Çalışmamızda bu durumu göz önünde bulundurarak posterior kron restorasyonlarının üretiminde biaksiyal kırılma dayanımı 400 MPa olan IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar ile kırılma dayanımı >350 MPa olan n!ce® CAD (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) blokları kullanmayı uygun gördük. IPS e.max CAD ve n!ce® CAD blokları kullanarak elde ettiğimiz restorasyonların 6 aylık sağ kalım ömürleri %100 olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda 6 aylık klinik kontroller sonucunda, 45 adet restorasyonun hiç birisinde kırık veya çatlağa rastlanmadı. Kırılma dayanımı yükseltilmiş monolitik formda lityum disilikat cam seramik ve lityum aluminasilikat ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli materyal kullanımı erken dönemde meydana gelen kütleli kırık riskini elimine etmek açısından önemli olabilir. Diğer çalışmalarla kıyasladığımızda chipping görülmemiş olması monolitik restorasyonlar elde edilmesi, oklüzyonun uyumlu bir şekilde ayarlanması ve çalışma süresinin 6 olması ile ilişkilendirilebilir. Tüm restorasyonlar 6 ay sonunda %100 sağkalım ömrü sergilemişlerdir. Elde ettiğimiz sonuçlar literatür ile paraleldir.

Restoratif materyaller arasında yüzey farklılığından dolayı plak birikimi açısından da fark vardır. Kaguler ve Weiss'in köpekler üzerinde altın, siman, amalgam, kompozit gibi restoratif materyalleri kullandıkları çalışmalarında en az plak birikimi porselen yüzeyinde gözlenmiş (Kaqueler ve Weiss, 1970). Ancak, Clayton ve Greene'in köprü gövdeleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında polisajlanmış altın, polisajlanmış akrilik rezin ve glazürlenmiş porselen arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamış (Clayton ve Green, 1970). Bu konudaki en net gözlem, diş, aparey veya restorasyon hangisi olursa olsun pürüzlü yüzey plak birikimine açıktır. Ancak, kabul edilebilir yüzey düzgünlüğü için herhangi bir standart yoktur. Önemli olan pürüzlü yüzeyin lokalizasyonudur. Eğer restorasyon subgingival sonlanmak durumundaysa dişetinde daha fazla enflamatuvar durum gözlenir. Bu yüzden duruma göre restorasyon bitim lokalizasyonu materyalin pürüzlü olmasından daha büyük önem taşır (Wunderlich ve Caffesse, 1985).

Çalışmamızda restorasyonların dişeti cevabını değerlendirmek için Silness ve Loe plak ve gingival indekslerini kullanılarak skorlandırıldı. Yapılan çalışmalarda yapılan restorasyonlarda doğal dişlere oranla daha az plak birikimi gözlenmiştir Bindl ve Mörmann, 2004; Gemalmaz ve Ergin, 2002). Çalışmamızda restorasyonlu dişlerde 6 aylık takip süresince az miktarda plak birikimi gözlendi. Bu durum hastaların restore edilen dişlerinin hijyenine kendi dişlerinden daha fazla özen göstermeleri ile açıklanabilir. Ayrıca restorasyon yüzeylerinin cilalı olması nedeniyle plak retansiyonuna izin vermemesi ile açıklanabilir. Restore edilen dişlerin plak ve gingival indeks değerlendirmelerinde 6 aylık klinik kullanım süreleri sonunda 1 skorunda artış gerçekleşmesinin zamanla genel ağız hijyenindeki bozukluklara bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülmektedir. Plak ve gingival indeks sonuçlarına göre elde ettiğimiz veriler 6 aylık takip için klinik açıdan kabul edilebilirdirler.

Yapılan çalışmalarda üst yapı porseleninin ve/veya seramik kopingin kırılması en sık karşılaşılan komplikasyondur. Bunun dışında en sık görülen diğer komplikasyonlar çürük, endodontik tedavi gereksinimi, kök yada dişte kırılma şeklinde sıralanabilir. Çalışmamızda takip süresi boyunca herhangi bir kırık yada endodontik tedavi gereksinimi olmamıştır, ancak bir hastanın ilgili dişteki hassasiyeti geçmemiştir. Literatürde yapılan klinik çalışmalarda tam seramik sistemler için rezin simanlar kullanılmaktadır. Çalışmamızda rezin siman olarak kullandığımız

Variolink Esthetic DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 6 aylık takip süresi içerisinde “desimantasyon” a rastlanılmamıştır.

Literatürde yapılan çalışmalarda restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir olmaları için sadece hekimler tarafından belirlenen kriterler ile değerlendirilmeleri yeterli değildir. Restorasyonların hastalar tarafından kullanılması, estetik ve fonksiyonel anlamda hastaların beklentilerini karşılaması önemli bir kriterdir. Çalışmalarda hastalara ait subjektif kriterleri içeren metodların kullanıldığı görülmektedir. Bu tip anketlerden elde edilen verilere dayanarak restorasyonların uzun dönem başarısı için objektif sonuçlar elde etmek zor olsa da , anket sonuçları hasta beklentilerini belirlemek için önemli ipuçları verebilir (Berthelsen ve Stille, 2000; Gürdal ve ark., 2000). Çalışmamızda IPS e.max CAD ve n!ce CAD kron restorasyonların hastalar tarafından renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme etkinliği kriterleri göz önünde bulundurulurarak notlanmaları istenmiştir. Altı aylık anket sonuçlarına göre hastaların restorasyonlardan memnun kaldıkları görülmektedir. IPS e.max CAD restorasyonlarda renk bakımından “çok iyi” kriteri %53.3’ten %60’a çıkmıştır. Yüzey pürüzlülüğünde “çok iyi” kriteri %73.3’ten %66.7’ye gerilemiştir. Çiğneme etkinliğinde “çok iyi “ kriteri %60’tan %73.3’e yükselmiştir. Diğer grupta renkte “çok iyi” kriteri %73.3’ten %76.7’ye çıkmıştır. Yüzey pürüzlülüğünde “çok iyi” kriteri % 86.7 olarak sabit kalmıştır. Çiğneme etkinliğinde “çok iyi “ kriteri %80’den %83.3’e yükselmiştir.

Çalışmamızda hastalardan yapılan restorasyonlarını “1=en kötü” ve “10=en iyi” olacak şekilde 1-10 arasında skorlamaları istenmiştir. Altıncı ay kontrolünde IPS e.max CAD grubunda hastaların %53.3’ü “10” puan verirken, n!ce CAD grubunda hastaların %63.3’ü “10” tam puan vermişlerdir. Tüm hasta memnuniyeti değerlendirme verilerinden elde ettiğimiz sonuçlara göre; hastaların zamanla restorasyonlarını kullandıkça başlangıca göre daha memnun olduklarını söylemek mümkündür.

Restorasyonların başarılarını belirlemede kullanılan klinik takip sonuçlarını farklı çalışmalarda, farklı materyaller ve sistemler kullanıldığından ve takip süreleri ile çalışma koşulları aynı olmadığı için literatürler arası kıyaslama yapmak oldukça güçtür.

## 7.2. Marjinal ve İnternal Aralık Ölçümleri

Bir restorasyonun uzun dönem klinik başarısı bir çok faktöre bağlıdır. Bu faktörlerden en önemlisi de iyi bir marjinal uyum elde edilmesidir. Marjinal uyumun yeterli olmadığı durumlarda, siman çözülmesi ve plak retansiyonu oluşabileceği için hem diş hem periodontal dokular için istenmeyen durumlar meydana gelebilir. Marjinal uyumun tanımı araştırmacılara göre değişkenlik gösterir. Örneğin farklı ölçüm noktaları için aynı terimler yada aynı ölçümler için farklı terimler kullanılabilir. Kokubo ve arkadaşları 2011 yılında yayınladıkları çalışmalarında Holmes ve arkadaşları tarafından açıklanan marjinal aralık terminolojisini kullanmışlardır (Kokubo ve ark., 2011). Biz de çalışmamızın metodolojisini oluştururken silikon replikalar üzerinde Kokubo ve arkadaşlarının kullanıdığı lokalizasyonları ölçüm noktaları olarak kullandık. Holmes ve arkadaşları kronların marjinal uyumlarını ölçerken internal aralık, marjinal aralık, vertikal marjinal aralık, horizontal marjinal aralık, taşkın kenar, yetersiz kenar, kesin marjinal aralık ve oturma uyumsuzluğu gibi farklı terimleri açıklamışlardır. Bunların içerisinde en doğru ölçümün "mutlak marjinal aralık" olduğunu bildirmişlerdir. Çünkü bu aralık, kronun vertikal ve horizontal açılma kombinasyonu olduğu için o noktadaki tüm uyumsuzluğu yansıtacağını söylemişlerdir (Holmes ve ark., 1989). Ancak çalışmamızda kullandığımız silikon replika tekniği "mutlak marjinal aralık" ı hassas bir şekilde ölçme imkanı tanımadığı için marjinal aralık ölçümleri dikkate alınmıştır.

McLaren ve Fraunhoffer ilk defa, silikon replika tekniğini kron restorasyonların diş dokusuna adaptasyonunu belirlemek amacıyla, invaziv olmayan bir yöntem olarak tanımlamışlardır. Bu yöntem diğer araştırmacılar tarafından siman film kalınlığını belirlemek amacıyla kullanılmıştır. Marjinal uyumu ölçmek

için yapılan bir çalışmada silikon yada rezin siman kullanılması arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ancak rezin siman kullanılarak yapılan ölçümlerin değerleri daha düşük çıkmıştır (Tsitrou ve ark., 2007). Bu durum replikanın elde edilmesinde kullanılan silikon materyali ile adeziv simanın farklı akışkanlık değerlerine sahip olmasıyla açıklanabilir. Silikon replikaların elde edilmesinde ortaya çıkan standart bir basınç sağlanamaması ve silikonda meydana gelebilecek yırtılmalara bağlı hatalı

ölçümler çalışmalarla gösterilmiş ve tekniğin geçerliliği kabul edilmiştir (McLean ve Fraunhofer, 1971; Boening ve ark., 2000). Çalışmamızda marjinal uyumun değerlendirilmesinde USPHS kriterlerinin yanısıra silikon replika tekniği kullanılarak marjinal ve internal aralık ölçümleri ışık mikroskobu kullanılarak yapılmıştır.

Yaptığımız çalışmada restorasyonlar kullanılan materyale göre iki dış grubuna ayrılmışlardır. İki farklı tam seramik materyali kullanarak elde ettiğimiz restorasyonlarda toplamda 900 adet ölçüm yapılmıştır. Marjinal uyum LDS restorasyonlarda 38,38 µm ile 71,09 µm arasında, LAS restorasyonlarda 34,67 µm ile 67,91 µm arasında, rounded shoulder bölgesinde LDS restorasyonlarda 53,135 µm ile 126,2775 µm arasında, LAS restorasyonlarda 51,10 µm ile 111,83 µm arasında, aksiyal bölgede 41,22 µm ile 87,89 µm arasında ve oklüzal bölgede LDS restorasyonlarda 116,88 µm ile 175,98 µm, LAS restorasyonlarda 119,975 µm ile 192,47 µm arasında değişim göstermektedir.

Restorasyonlardan elde edilen silikon replikaların bukkal-lingual kesitleri değerlendirildiğinde, marjinal uyum LDS restorasyonlarda 53,27 ( $\pm 11,15$ ) µm, LAS restorasyonlarda 51,40 ( $\pm 11,41$ ) µm, rounded shoulder uyum LDS restorasyonlarda 84,05 ( $\pm 16,81$ ) µm, LAS restorasyonlarda 85,14 ( $\pm 17,35$ ) µm, aksiyal uyum LDS restorasyonlarda 58,07 ( $\pm 14,59$ ) µm, LAS restorasyonlarda 46,73 ( $\pm 10,72$ ) µm, oklüzal uyum LDS restorasyonlarda 152,24 ( $\pm 20,27$ ) µm, LAS restorasyonlarda 154,66 ( $\pm 23,46$ ) µm olarak elde edilmiştir. Mesio-distal kesit açısından değerlendirildiğinde marjinal uyum LDS restorasyonlarda 53,32 ( $\pm 11,50$ ) µm, LAS restorasyonlarda 51,93 ( $\pm 11,26$ ) µm, rounded shoulder uyum LDS restorasyonlarda 81,16 ( $\pm 16,75$ ) µm, LAS restorasyonlarda 84,01 ( $\pm 17,52$ ) µm, aksiyal uyum LDS restorasyonlarda 57,26 ( $\pm 14,26$ ) µm, LAS restorasyonlarda 47,21 ( $\pm 10,70$ ) µm,

oklüzal uyum LDS restorasyonlarda 153,49 ( $\pm 19,59$ ) µm, LAS restorasyonlarda 155,59 ( $\pm 25,45$ ) µm olarak elde edilmiştir.

Kokubo ve arkadaşları in-vivo çalışmalarında, 90 adet tam seramik kron restorasyondan simantasyon öncesinde silikon replikalar elde etmişlerdir. Replikaları bukkal-lingual ve mesio-distal yönlerde ikiye ayırarak her bir örnekten 16 ayrı noktanın mikroskop altında değeri kaydedilmiştir. Restorasyonların 28 tanesi

anterior bölgede, 43 tanesi premolar bölgesinde ve 19 tanesi molar bölgede olacak şekilde simante ediliyor. Anterior grubun marjinal uyumu 134.75  $\mu\text{m}$ , premolar grubun uyumu 128.25  $\mu\text{m}$ , molar grubun ise 101.25  $\mu\text{m}$  olarak belirlenmiştir (Kokubo ve ark., 2005).

Kokubo ve arkadaşları, yapmış oldukları bir diğer marjinal uyum değerlendirme çalışmasında, ürettikleri 91 adet tam seramik kron restorasyondan silikon replikalar elde etmişler. Replikaları marjinal, rounded shoulder, aksiyal ve oklüzal olmak üzere 4 ayrı bölgeden ve hem bukkal-lingual hem de mesio-distal kesitlerden ayrı ayrı olmak üzere toplam 16 noktadan incelemişlerdir. Restorasyonları yine anterior, premolar ve molar bölgede olmak üzere 3 ayrı grupta değerlendirmişlerdir. Marginalde; anterior grubun değeri 42.5  $\mu\text{m}$ , premolarlarda 41.9  $\mu\text{m}$  ve molarlarda 57.4  $\mu\text{m}$  olarak saptanmış. Rounded shoulder bölgesinde anterior grup 215.2  $\mu\text{m}$ , premolarlarda 193.4  $\mu\text{m}$  ve molarlarda 188.0  $\mu\text{m}$  değeri elde edilmiş. Aksiyal bölgede anterior grubun değeri 84.0  $\mu\text{m}$ , premolar grupta 79.9  $\mu\text{m}$  ve molar grupta 95.9  $\mu\text{m}$  olarak belirlenmiş. Son olarak en büyük değerlerin elde edildiği oklüzal bölgede anterior grupta 178.8  $\mu\text{m}$ , premolar grubunda 156.0  $\mu\text{m}$  ve molar grubunda 159.4  $\mu\text{m}$  olarak kaydedilmiştir (Kokubo ve ark., 2011).

Araştırmacıların farklı marjinal uyum çalışmalarında buldukları değişik marjinal aralık değerleri dikkate alındığında sonuçların birbiri ile kıyaslanması çok anlamlı olmayacaktır. Çünkü uyumun bakıldığı dişin değişmesi (anterior-posterior), restorasyon dizaynında ve üretilmesinde kullanılan sistemlerin farklılığı, preparasyon prosedürleri, kullanılan aralık ölçme yöntemi ve hatta ölçüm noktalarının lokalizasyonunun değişmesi sonuçları etkileyen faktörlerdir.

Restorasyonların üretim yönteminin marjinal uyumu etkilediği düşünülmektedir. Metal-seramik restorasyonlar konvansiyonel döküm yöntemi ile,

tam seramik sistemlerin büyük çoğunluğu CAD/CAM sistemlerle üretilmektedir. Weaver ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada metal-seramik restorasyonların marjinal aralık değeri 21.6  $\mu\text{m}$ , tam seramik restorasyonların ki 30.5  $\mu\text{m}$  olarak belirtilmiş (Weaver ve ark., 1991). Aynı tam seramik materyalleri (lityum disilikat) ile yapılan çalışmaların birinde marjinal aralık değeri 87,41  $\mu\text{m}$  (Huang ve ark., 2015) iken, farklı bir çalışmada aynı değer 30,80  $\mu\text{m}$  olarak bulunmuştur (Mously ve

ark., 2014). Marjinal aralığın farklı çalışmalarda farklı değerlerde elde edilmesi; kronun ölçüm yapılırken simante olup olmamasına, simantasyondan sonra örneklerin yaşlandırma vb işlemlerden geçip geçmemesi, çalışmada kullanılan dayanak tipi, ölçümde kullanılan mikroskop ve büyütme oranı, ölçüm yapılan noktaların lokalizasyonu ve kantitesi gibi bir çok faktörden etkilendiği bildirilmiştir (Beschmidt ve Strub, 1999).

Boening ve arkadaşları 2000 yılında yayınladıkları çalışmalarında 80 adet antetior ve posterior bölgede yapılan tam seramik kron restorasyonun marjinal uyumlarını klinik olarak replika tekniği ile incelemişlerdir. Elde edilen replikalardan bukkolingual ve mesiodistal olarak kesit almışlardır. Anterior kronlarda marjinalden 6, oklüzalden 2 noktadan, molarlardan marjinalde 8, oklüzalda 4 noktadan ölçüm yapmışlardır. Anterior dişlerde marjinal aralık değerini 80-95 µm, posteriorda 90-145 µm arasında tespit etmişlerdir (Boening ve ark., 2000).

Roperto ve arkadaşları iki farklı CAD/CAM sistemi ile üretilen tam seramik restorasyonların marjinal aralık değerlerini silikon replika yöntemi ile değerlendirmişlerdir. On altı adet premolar dişi iki gruba ayırmışlar. Birinci grubun üretim işlemlerini Cerec 3 ile ikinci grubunkileri Cerec MC XL frezeleme ünitesinde yapmışlardır. Restorasyon ile diş arasındaki marjinal aralığı mesial ve distal yüzeylerden incelemişler. Cerec 3 ile üretilen restorasyonların mesial yüzeydeki marjinal aralık değeri 85.65 (±29.89) µm, distal yüzeydeki değer 95.28 (±28.13) µm, Cerec MC XL ile üretilen restorasyonların mesial yüzeydeki ortalama marjinal aralık değeri 94.90 (±38.52) µm, distal yüzeydeki değer 88.53 (±44.87) µm olarak belirtilmiş. Böylece farklı jenerasyondan olan Cerec frezeleme üniteleri ile klinik olarak kabul edilebilir, benzer restorasyonlar üretildiğini bildirmişler (Roperto ve ark., 2016).

Lityum disilikat cam seramikten iki farklı yöntemle elde edilen restorasyonların internal ve marjinal uyumlarını kıyaslayan Akın ve ark., 30 adet restorasyonu silikon replika yöntemiyle değerlendirmişlerdir. CAD/CAM ile üretilen restorasyonların marjinal uyumunu 132.2 µm, konvansiyonel yöntemle üretilen restorasyonların marjinal uyumunu 130.2 µm olarak belirlemişlerdir. İki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir (Akın ve ark., 2015).

Çalışmaların *in vivo* veya *in vitro* olması elde edilen sonuçları değiştirebilmektedir. Gemalmaz ve Kükrer'in de belirttikleri gibi, laboratuvar şartlarında gerçekleştirilen çalışmalarda preparasyon standardizasyonu sağlanabilirken, *in vivo* çalışmalarda tükürük, periodontal dokular, dil, ve manüplasyon gücü gibi faktörler nedeniyle ağız ortamında standardizasyonu sağlamak zorlaşmaktadır (Gemalmaz ve Kükrer, 2006). Çalışmamızda restorasyonların simantasyonu öncesinde elde ettiğimiz silikon replikaların bukkal-lingual ve mesio-distal kesitlerinden elde ettiğimiz veriler yapılan diğer çalışmalarla kıyaslandığında klinik açıdan oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir.





## 8. SONUÇLAR

Posterior bölgede CAD/CAM ile iki farklı tam seramik materyali kullanarak yaptığımız çalışma hakkında beklediğimiz LAS restorasyonların değerlendirme kriterleri (USPHS, plak ve gingival indeksler ve hasta memnuniyet skoru) açısından LDS restorasyonlar ile benzer değerler vermesi ve LAS restorasyonların hem marjinal hem internal uyumlarının LDS restorasyonlara yakın değerlerde olması hipotezimiz doğrulanmıştır. Çalışmadan elde ettiğimiz sonuçlar aşağıdaki gibidir:

- 1- İki farklı materyalden üretilen restorasyonlar (IPS e.max CAD, n!ce CAD) için ortalama 6 aylık kullanım süresi sonunda modifiye USPHS klinik değerlendirme kriterlerine göre; anatomik form, renk uyumu, marjinal renklenme, çürük, yüzey pürüzlülüğü, diş ve restorasyon bütünlüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. USPHS kriterlerinden sadece marjinal adaptasyon kriteri LAS restorasyonlarda daha iyi uyumlu olacak şekilde bulunmuştur.
- 2- Gingival indeks skorları açısından iki materyal arasında mesial, distal ve lingual yüzeylerde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Sadece bukkal yüzeyde LDS restorasyonlar daha başarılı olarak değerlendirilmiştir. İki grupta da kullanımla beraber plak birikiminde artış gözlenmiştir ve anlamlı fark gözlenmemiştir.
- 3- Hasta memnuniyeti açısından incelendiğinde hastalarda memnuniyetsizlik gözlenmemiş, her iki grupta da başlangıç değerlerine kıyasla 6. ay değerleri daha yüksek çıkmış, LAS bloklardan elde edilen restorasyonların memnuniyet oranı LDS' lerin oranından daha yüksek bulunmuş.
- 4- Silikon replikalar ile elde edilen değerlere kullanılan materyallerin anlamlı fark yaratmadığı görülmüştür. Her iki grupta da en düşük aralık değeri marjinal bölgede, en yüksek aralık değeri oklüzal bölgede kaydedilmiş ( $P<0,05$ ).
- 5- IPS e.max CAD restorasyonlardan elde edilen 53.30  $\mu$ m'lik marjinal adaptasyon değeri ile n!ce CAD restorasyonlardan elde edilen 51.7  $\mu$ m'lik marjinal adaptasyon değeri arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

6- Çalışmanın ortalama 6 aylık erken dönem sonuçlarına göre henüz yeni kullanılmaya başlanan n!ce CAD restorasyonların diğer materyaller gibi başarıları uzun dönem klinik çalışmalarla desteklenmelidir.



## 9. KAYNAKLAR

1. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent* 2015;114:554-559.
2. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *Int J Dent* 2014; 2014:1-15.
3. Aeran H, Kumar V, Seth J, Sharma A. Computer Aided Designing-Computer Aided Milling in Prosthodontics: A Promising Technology for Future. *IJSS Case Report & Reviews* 2014;1(1):23-27.
4. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization : a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Invest* 2016;20:291-300.
5. Akbar JH, Petrie CS, Walker MP, Williams K, Eick JD. Marginal adaptation of cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 2006;15:155-163.
6. Akın A. CAD/CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri ile Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının in vivo ve in vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. E.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011, İzmir (Danışman: Prof. Dr. Suna Toksavul).
7. Akın A, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of maxillary anterior single all-ceramic crowns and 2-year randomized controlled clinical trial. *J Prosthodont* 2015; 24: 345-350
8. Al –Wahadni A. Muir Martin D. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc* 1998; 64:580-583.
9. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry IL, Thomas GW, Qian F. Intrnal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent* 2015;113:304-309.

10. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012; 28: 102-111.
11. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health* 2015;7(4):96-104.
12. Başbuğ S. Gövde Uzunluğunun Zirkonya Alt Yapılı Sabit Parsiyel Protezlerin Klinik Başarısına Etkisi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2012, İstanbul (Prof. Dr. Gemalmaz D.).
13. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/ CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):770-7.
14. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiora A, Pradies G. Influence of conventional and digital impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Invest* 2016;20:2403-2410.
15. Berthelsen CL, Stille KR. Automated personal health inventory for dentistry: A pilot study. *J Am Dent Assoc.* 2000;131: 59-66.
16. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26: 582-93.
17. 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.
18. Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci* 2004;112(2):197-204.
19. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32(6): 441-447.
20. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of literature. *J*

- Prosthet Dent 2003;89:268-274. Bona AD, Kelly R. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008;139 (4):8-13.
21. Boening KW, Burkhard HW, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera Allceram crowns. J Prosthet Dent 2000;84: 419-24.
  22. Bohner L, Tortomano P, Mori M, Sesma N. CEREC chairside system to register and design the occlusion in restorative dentistry: systematic a literature review. J Esthet Restor Dent 2016; 28(4):208-20.
  23. Bona AD, Kelly R. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 2008;139 (4):8-13.
  24. 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.
  25. Braga RR, Ballester RY, Carrilho RO. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. J Prosthet Dent 1999;81:285-289.
  26. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. Journal of the Irish Dental Association 2008;54(5):218- 222.
  27. Cehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM zirconia vs slip-cast glass-infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. J Appl Oral Sci 2009;17(1):49-55.
  28. Chang JC, Hurst TL, Hart DA, Estey AW. 4-Meta use in dentistry: a literature review. J Prosthet Dent 2002;87:216-224.
  29. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. Dent Mater 2014;30(9):954-62.
  30. Clayton JA, Green E. Roughness of pontic materials and dental plaque. J Prosthet Dent 1970;23(4):407-411.

31. Conrad HJ, Seong W, Igor JP. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review J Prosthet Dent 2007;98:389-404.
32. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. J Prosthet Dent 2013;110:447-454.
33. Datla SR, Alla RM, Allurji VR, Jithendra BP, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part II – Recent Advances in Dental Ceramics. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2015;3(2):19-26.
34. Davidson CL. Operatif dişhekimliğinde gelişmeler: geleceğe meydan okumak, Quintessence yayıncılık, 2006; 2: 161-172.
35. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 1999;81(2):135-41.
36. Emiroğlu Ş. İnley-Onley Restorasyonların Simantasyonu Sırasında Önısıtma Uygulamasının Klinik Başarıya Etkisi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2015, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. Evren BA).
37. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems.a preliminary study. J Prosthet Dent 2010;103:80-90.
38. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. J Prosthet Dent 2014;112:155-162.
39. Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, Lorenzi M, Mosca A, Sorrentino R. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up 3 years and a maximum observation period of 6 years. Int J Periodontics Restorative Dent 2014;34:165-77.

40. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):22-31.
41. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc* 2010; 141: 10-14.
42. Freedman M, O'Sullivan M, Quinn F. Single unit CAD/CAM restorations: a literature review. *J Ir Dent Assoc* 2007; 53(1): 38-43.
43. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):49-54.
44. Gemalmaz D, Ergin S. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87(2):189-196.
45. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):14-21.
46. Goswami R, Arora G, Priya A. CAD/CAM in Restorative Dentistry: A Review. *BBB* 2014;2(4):591-597
47. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NS, Bonfante EA. New Classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28:227-235.
48. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*. 2010; 23(5):434-42.
49. Gürdal P, Cankaya H, Onem E, Dinçer S, Yılmaz T. Factors of patient satisfaction/dissatisfaction in a dental faculty outpatient clinic in Turkey. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2000;28: 461-469.
50. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MK, Katamish H, Shokry TB, Rosenstiel

- SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2013;109:83-87.
51. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2014; 35(1): 38-43.
52. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, et al: Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-408 .
53. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):859-865.
54. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated different CAD/CAM technologies. *J Prosthodont* 2015;24(+):291-295.
55. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting techlogy. *J Prosthet Dent* 2015; 113: 623-627.
56. Irfan U, Aslam K, Nadim R. A review on cad cam in dentistry *J Pak Dent Assoc* 2015; 24(3):112- 116.<sup>[1]</sup><sub>[SEP]</sub>
57. Jain R, Takkar R, Jain GC, Takkar RK, Deora N. CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *J Prost Rest Dent* 2016;2(2):33-36.
58. Ji M, Park J, Yun K, Oh G, Lim H. Evaluation of marginal fit of 2 CAD/CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont* 2015;7:271-277.
59. Kalpana D, Harish G, Mahesh PC, Suhasaria S, Madhuri V, Brunda K.<sup>[1]</sup><sub>[SEP]</sub> CAD / CAM in dentistry- a Review. *Int J Research Dent* 2015;5(2):14-21.
60. Kaqueler J, Weiss M. Plaque accumulation on dental restorative materials. *J Dent Res* 1970;49:202-209.
61. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY. Dental computer aided design-computer aided



- manufacturing (CAD/CAM) systems. *J Dent Fac Ataturk Uni* 2008;18(1):25-32.
62. Kelly, J.R. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent. Clin. N. Am* 2004;48: 513-530.
63. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56: 84–96.
64. King NM, Tay FR, Pashley DH, Hashimoto M, Brackett WW, García-godoy F, Sunico M. Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. *Am J Dent* 2005;18(2):126-134..
65. Kiremitçi A, Altıncı P. Self-etch adeziv sistemlerde güncel gelişmeler bölüm I: Farklı özelliklerde diş sert dokularına bağlanma etkinliği. *J Dent Fac Hacettepe Uni* 2008;32(4):33-48.
66. Kokubo Y, Tsubota Y, Fukagawa N, Fukushima S. Clinical evaluation of in-ceram crowns. *Prosthodont Res Pract* 2006;5:86-90.
67. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont* 2011;55:40-43.
68. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu O. conventional and adhesive dental luting agents:a literature review. *J Dent Fac Ataturk Uni* 2012;22(2): 205-216.
69. Laurent M, Scheer P, Dejoux J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008; 35(2):116-122.
70. Lee K, Park C, Kwon T. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J* 2008;27(3): 422-426.
71. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: A CAD-CAM system. *J Am Dent Assoc* 1989;118: 703-707.

72. Levine WA. An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1989;62(2):175-178.
73. Lindunger A, Smedberg JJ. A retrospective study of the prosthodontic management of patients with amelogenesis imperfecta. *Int J Prosthodont.* 2005;18: 189-194
74. Lu Ting, Peng L, Xiong F, Lin X, Zhang P, Lin Z, Wu B. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored two different materials using CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent* 2017;45:356-63.
75. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent. Mater* 2004;20: 655-662.
76. Mack PJ. A theoretical and clinical investigation into the taper achieved on crown and inlay preparations. *J Oral Rehabil* 1980;7:255-65.
77. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010;104:149-157.
78. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am.* 2011;55: 311- 332.
79. Mantri SS, Bhasin AS.<sup>[1]</sup><sub>[5EP]</sub> CAD/CAM in dental restorations: an overview. *A Esses Dent* 2010;2(3):123-128.
80. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2010; 20:235-240.
81. May KB, Russel MM, Razzoog ME. Precision of fit; the procera all ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1998; 80:394-404.

82. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials, and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent* 2002; 23(7):637-644.
83. [McLean JW](#), [von Fraunhofer JA](#). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131(3):107-111.
84. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century *J Prosthet Dent* 2001;85: 61-66.
85. Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Okuyama Y, Izumida A, Aida J, Egusa H. Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic crowns an up to 12-year retrospective cohort study. *Clin Oral Investig* 2017;6:784-94.
86. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience *Dent Mater* 2009; 28(1): 44-56.
87. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56:97-106.
88. Mou S, Chai T, Wang J, Shiao Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of CEREC crowns. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):248-55.
89. Mously HA, Finkelman M, Zanparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptataion of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 2014;112:249-256.
90. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:7-13.
91. Munck JD, Landuyt KV, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 2005;84: 118-132.
92. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. matginal and internal of

Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2003;16(3):244-248.

93. Nam S, Yoon M, Kim W, Ryu G, Bang M, Huh J. Marginal and internal fit of conventional metal-ceramic and lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Prosthodont* 2015;28(5):519-521.
94. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDP's: a literature review. *J Prosthodont* 2013;22:419-428.
95. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe K, Davi LR, Mendonça 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;112(5):1134-1140.
96. 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(3):555-560.
97. Óden A, Andersson M, Magnusson D. Five year clinical evaluation of Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:450-456.
98. Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001;14(6):504-
99. Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *J Prosthet Dent* 2008;100:211-219.
100. Olthoff LW, Van Der Zel JM, De Ruitter WJ, Vlaar ST, Bosman F. Computer modeling of occlusal surfaces of posterior teeth with the CICERO CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 2000;84:154- 62.
101. Ortega R, Gonzalo E, Lopez-Saurez C, Saurez MJ. SEM evaluation of the precision of fit of CAD/CAM zirconia and metal-ceramic posterior crowns. *Dent Mater* 2017; 36(4):387-393.

102. Otto T, Mörmann WH. Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent* 2015;18(2):147-61.
103. Pegoraro TA, Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51: 453-471.
104. Peumans M, Kanumilli P. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21: 864–881
105. Pilathadka S, Vahalová D. Contemporary all-ceramic materials, part- 1. *Acta Medica* 2007;50(2):101-104.
106. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont* 2005;14(1):39-45.
107. Popa D, Constantiniuc M, Negucioiu M, Ciobotea L, Campian RS. Cercon-smart ceramics, from theory to practice. *Int J Med Dent* 2015; 5(1):31-36.
108. Potency DJ, Swift EJ. Digital process and materials 2014- Where are you?. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26(3):151-153.
109. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martinez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 2015; 43(2):201-208.
110. Rajan BN, Kandhasamy B, Rajakumaran I. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD-CAM systems: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2015;15(2):173-178.
111. 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(3):426-35.
112. Reich S, Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Invest* 2013;17:1765-72.

113. Reiss B. Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variable affecting treatment success. *Compend Contin Educ Dent* 2001;22(6):14-8.
114. 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.
115. Roperto R, Assaf H, Soraes-Porto T, Lang L, Teich S. Are different generations of CAD/CAM milling machines capable to produce restorations with similar quality?. *J Clin Exp Dent* 2016;8(4):423-8.
116. Rueggeberg FA. From Vulcanite to Vinyl, a History of Resins in Restorative Dentistry. *J. Prosthet. Dent.* 2002; 87: 364-379.
117. Ryge G. Clinical Criteria. *Int Dent J* 1980;30(4):347-358.
118. Sailer I, Oendra AEH, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. The effects of desensitizing resin, resin sealing, and provisional cement on the bond strength of dentin luted with self-adhesive and conventional resin cements *J Prosthet Dent* 2012;107:252-260.
119. Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN. CAD/CAM in dentistry-a critical review. *Rev Odonto Cienc* 2016; 31(3):140-144.
120. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system . *Oral Implantol* 2014;7(3):57-70
121. Santos GC, Santos MJMC, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent* 2013; 12(4): 36-40.
122. Sarafianou A, Kafandis NM. Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements. *J Prosthet Dent* 1997;77:475-81.
123. Schlichting LH. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet*

Dent 2011;105: 217-226.

124. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM – fabricated ceramic crowns: 2-year results. *J Prosthet Dent* 2015;114:212-16.
125. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* Çeviren: Ünsal MK, Üşümez A. Sabit Protezin Temelleri. 3. basım, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti., İstanbul; 2010, s:431-451.
126. Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW. Comparative reliability analyses of zirconiumoxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc.* 2011;142: 4-9.
127. Silveria P, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro D. Marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent* 2017; 117(3):386-392.
128. Simeone P, Gracis S. Eleven-year retrospective survival study of 275 veneered lithium disilicate single crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015;35:685-694.
129. Sinhori SB, Andrada MAC, Lopes GC, Junior SM, Baratieri LN. Influence of Teeth Preparation Finishing on the Adaptation of Lithium Disilicate Crowns *Int J Biomater.* 2017; 2078526.
130. Späth C, Kordaß B. Optimizaton of the static occlusion by “Occlual Surface Settling” in the Cerec 3D Software. *Int J Comput Dent* 2006;9:121-126.
131. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric asid. *Dent Mater* 2014;33(1):79-85.
132. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent* 2013; 34(1): 42-46.

133. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin N Am* 2007;51: 677-694.
134. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 2015;114:364-366.
135. Sümer E, Değer Y. Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. *Int Dent Res* 2011;1:26-31.
136. Şahin E, Aktaş G, Özcan N, Aydın DH, Akça K. CAD/CAM clinical applications in restorative dentistry: sirona cerc system. *J Dent Fac Hacettepe Unı* 2008; 33(4):34-40.
137. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dent Mater* 1997;13:118-127.
138. Toman M, Toksavul S. Clinical evaluation of 121 lithium disilicate all-ceramic crowns up to 9 years. *Quintessence Int* 2015;46:189-97.
139. Tsiou E.A. Northeast S.E. van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent* 2007; 35(1):68-73 .
140. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent Shiraz Univ Med Sci* 2015; 16(1):1-9.
141. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995; 40(1):17-21.
142. Uludamar A, Aygün Ş, Kulak ÖY. Cementation of full ceramic restorations. *J Dent Fac Ataturk Unı* 2011; 21(2):150-162.
143. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Zirconia full ceramic restorations. *J Dent Fac Ataturk Unı* 2012;5:132-141.



144. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int* 2009;40:573-579.
145. Van Der Zel JM, Vlaar ST, De Ruitter WJ, Davidson C. The Cicero system for cad/cam fabrication of full-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):261-7.
146. Van Meerbeek B, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26: 1-20.
147. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of Cerec CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent* 2013;26(5):255-259.
148. Wildgoose, DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical review. *J Prosthet Dent* 2004;91(2): 136-143. [L]  
[SEP]
149. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system, *J Prosthet Dent* 1998; 80: 346-353.
150. Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent* 2008;36(7):508-512.
151. Wunderlich RC, Caffesse RG. Periodontal aspects of porcelain restorations. *Dent Clin North Am* 1985;29(4):693-703.
152. Xiao-ping L, Jie-mo T, Yun-long Z, Ling Wang. Strength and fracture toughness of MgO-modified glass infiltrated alumina for CAD/CAM. *Dent Mater* 2002;18:219-220.
153. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B. Tam Porselen Sistemleri 1. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2005; 22 (1): 41-48.

154. Yöndem I, Aykent F. Dental ceramics made by using computer technology (CAD/CAM). *J Dent Fac Hacettepe Uni* 2008;32(3):79-86.
155. Yuksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011;25(3):261-6.
156. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Invest* 2016;20:799-806.
157. Zeltner M, Sailer I, Mühlemann S, Özcan M, Hammerle CHF, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent* 2016; 116(5):777-782.

## 10. EKLER

### Ek 10.1. Etik Kurul Onay Formu

#### KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	CAD-CAM Teknolojisi İle Üretilen Farklı Tam Seramik Kron Restorasyonlarının Marjinal ve İnternal Uyumlarının ve Klinik Başarılarının İn Vivo Olarak Değerlendirilmesi
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2017-123

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Başibüyük Sağlık Yerleşkesi, Başibüyük Yolu 9/3, 34854 Maltepe/İST
	TELEFON	0214 421 16 21 (1559)
	FAKS	0216 421 02 91
	E-POSTA	dhf.etikkurul@marmara.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi			
	VARSA İDARİ SORUMLU UNVANI/ADI/SOYADI	Dekan& Ana Bilim Dalı Başkanı, Prof. Dr. Yasemin ÖZKAN			
	DESTEKLEYİCİ	Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Başkanlığı (BAPKO)			
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
FAZ 4		<input type="checkbox"/>			
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
Tıbbi cihaz klinik araştırması		<input checked="" type="checkbox"/>			
İn vitro tıbbi tanı cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma	<input type="checkbox"/>				
Diğer ise belirtiniz					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	12.06.2017	2	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	12.06.2017	2	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	12.06.2017	2	Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama				
	SIGORTA	<input type="checkbox"/>				
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input checked="" type="checkbox"/>				

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Nimet Gençoğlu  
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	CAD-CAM Teknolojisi İle Üretilen Farklı Tam Seramik Kron Restorasyonlarının Marjinal ve İnternal Uyumlarının ve Klinik Başarılarının İn Vivo Olarak Değerlendirilmesi		
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU	2017-123		
KARAR BİLGİLERİ	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>	
	İLAN	<input type="checkbox"/>	
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>	
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>	
	DIĞER:	<input type="checkbox"/>	
	Karar No: 2017-117	Tarih: 24.08.2017	
Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmacı/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmacı/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Nimet GENÇOĞLU

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Nimet Gençoğlu	Endodonti	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. İlknur Tanboğa	Pedodonti	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Ali Recai Menteş	Pedodonti	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Yaşar Özkan	Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Ahu Acar	Ortodonti	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Zühre Hale Cimilli	Endodonti	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr. Buket Evren	Protetik Diş Tedavisi	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Şebnem Erçalık Yalçınkaya	Ağız Diş ve Çene Radyolojisi	M.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Filiz Onat	Farmakoloji	M.Ü. Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Zerrin Kurşun	Halk Sağlığı	Çekmeköy TSM	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Tolga Güven	Deontoloji	M.Ü. Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr. Afife Binnaz Hazar Yoruç	Metalurji ve Malzeme Müh.	Y.T.Ü. Kimya-Metalurji Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Av.Burçak Çopuroğlu	Hukuk	Serbest	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Gürol Pekel	Serbest üye	Emekli	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanının  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof/ Dr. Nimet Gençoğlu  
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

**Ek 10.2. Hasta Bilgilendirme ve Onam Formu**

**MARMARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAD/CAM TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN FARKLI TAM  
SERAMİK KRON RESTORASYONLARIN MARJİNAL ve  
INTERNAL UYUMLARI ile KLİNİK BAŞARILARININ İN VİVO  
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ İÇİN HASTA  
BİLGİLENDİRME VE ONAM FORMU**

Ad-Soyadı: .....

Doğum.....

Adresi: .....

Tel.....

Acil durumlarda onam alınacak yasal temsilcisinin Adı-Soyadı: .....

Adresi:  
.....

Tel.No:  
.....

\*Sayın hastamız lütfen bu belgeyi dikkatlice okuyunuz.

\*Size önerilen işlem/ tedaviler hakkında bilgi sahibi olmak en doğal hakkınızdır.

**I. BİLGİLENDİRME**

Kron restorasyonları aşırı madde kayıplı dişlerin restorasyonunda kullanılan tedavi seçenekleridir. Dişlerin preparasyonu yapıldıktan sonra ölçü alınır ve hazırlanacak restorasyon için renk belirlenir. Daimi restorasyon aynı gün içerisinde üretilip; ağızda renk, form, boyut bakımından kontrol edildikten sonra hasta onayı da alındıktan sonra restorasyon yapıştırılır. Düzeltme gereksinimi mevcudiyetinde tekrar yapılır ve yapıştırma işlemi gerçekleştirilir. Yapıştırılan

restorasyonun 1.hafta ve 6. aylarda kontrolleri yapılacaktır. Bu çalışma, rutin olarak yapılan araştırmalardan biri olup, standardizasyonu sağlama konusunda katkısı olması amacıyla tercih edilmiştir. Karşılaştırılacak materyaller rutin olarak kron tedavilerinde kullanılan tam seramik materyaller olup, makul açıdan beklenen yararlarla ilgili hastalar açısından herhangi bir klinik yararı fark edilemeyebilir. Çalışma sonucunda elde edilecek olan bilgiler bilimsel nitelikli yayınlarda kullanılacaktır. Toplamda 45 adet kron restorasyonunun çalışmaya dahil edilmesi planlanmıştır.

## **ONAM FORMU**

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde seramik kron endikasyonu olan hastaların muayeneleri (görsel ve radyografiler ile) yapılacaktır. Ağızdan dijital ölçü alınarak seramik kron restorasyon hasta başında hazırlanacak ve hazırlanan diş boşluğuna uyumlandırılarak simante edilecektir. Restorasyonlar iki gözlemci tarafından modifiye USPHS kriterlerine göre değerlendirilecektir. Isırtma radyografileri ve kontrol muayeneleri başlangıç, 1. hafta ve 6 aylarda yapılacaktır.

Bu alışma rutin bir klinik takip protokolüdür. LAS bloklarından üretilen kron restorasyonların kenar uyumunun diğer tam seramik bloklarla kıyaslandıklarında fırınlama işlemine gereksinim duymamaları dolayısıyla artacağı hipotezi araştırılacaktır. Kontrollerde restorasyonlarda herhangi bir kırık, ağrı vb. tespit edildiği takdirde sorun giderilecek ya da restorasyon yenilenecektir. Araştırmaya katılma tamamen hastaların ya da velilerin rızaları ile olacak ve adaylara yükümlölük getirmeyecektir. Gönüllünün kendi rızasına bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma harici bırakılabilinecektir. Araştırmanın sonuçlarının yayımlanması halinde dahi hastanın kimlik kayıtları gizli tutulacaktır. Etik kurul, kurum ve diğer sağlık otoriteleri gönüllünün orjinal tıbbi kayıtlarına doğrudan erişebilirler ancak bu bilgiler gizli tutulacaktır. Gönüllü olur formunun imzalanmasıyla gönüllü veya kanuni temsilcisi, söz konusu kayıtlara erişime izin vermiş olacaktır. Araştırma konusuyla ilgili ve gönüllünün araştırmaya katılımını devam etme isteğini etkileyebilecek yeni

bilgiler elde edildiğinde gönüllü veya kanuni temsilcisi zamanında bilgilendirilecektir.

Analjeziklerin ve anesteziğin kızarıklık, dokuda şişme, ağrı, kaşınma, kusma ve/veya anaflaktik şok gibi alerjik reaksiyonlara neden olabileceğini anladım. Mümkün olduğunca doğru ve tam tıbbi ve kişisel anamnez vermenin ve verilen talimatlara uymanın ve tanı ile ilgili işlemlere izin vermenin gerekli olduğunu anlıyorum.

Altıncı aylık kontrollerime düzenli olarak gelmem gerektiğini kabul ediyorum. Dişhekimi Sinem Ok'a benim dişime seramik restorasyon yapması için yetki veriyorum. Bu işlemin niteliği ve alternatifleri, önlemlere rağmen riskleri, yaralanmalar ve komplikasyonlar bana açıklandı.

Sayın Dt. Sinem OK tarafından Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda kullanıma yeni sunulacak olan LAS tam seramik bloklardan elde edilecek kron restorasyonların internal ve marjinal uyumlarını ve aynı zamanda klinik başarılarını değerlendirmek amacıyla bir çalışma yapılacağı belirtilerek bu çalışma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya katılımcı olarak davet edildim.

Bu çalışmada elde edilecek olan verilerin bilimsel amaç ile kullanılacağı konusunda bana bilgi verildi. Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu çalışmada katılımcı olarak katılma kararı aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Bilgilendirilmiş gönüllü olur formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zamana gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabilceğimi biliyorum. 6 aylık kontrolüme düzenli olarak gelmem gerektiğini kabul ediyorum. Dişhekimi Sinem Ok'a benim dişime seramik restorasyon yapması için yetki veriyorum. Bu işlemin niteliği ve alternatifleri, önlemlere rağmen riskleri, yaralanmalar ve komplikasyonlar bana açıklandı. Araştırmaya katılımım isteğim doğrultusundadır ve istediğim zaman, herhangi bir cezaya maruz kalmaksızın, hiçbir hakkımı kaybetmeksizin araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirim.

Tedaviye başlanmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren belgeyi okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

**Gönüllü hastanın imzası**

**Dişhekiminin imzası**

**Şahidin imzası**

**Tarih**



## **FOTOĞRAFLARIN ÇEKİLMESİ VE YAYINLANMASI İÇİN ONAM FORMU**

Dişhekimi tarafından sağlanmakta olan hizmete ilişkili olarak, aşağıdaki durumlarda vücudumun kısımlarından fotoğraf çekilmesine izin veriyorum. Fotoğraflar sadece dişhekiminin izni ile çekilmelidir.

Fotoğraflar dişhekimi tarafından veya onun uygun göreceği bir kişi tarafından çekilebilir. Fotoğraflar diş kayıtları, dişlerle ilgili araştırmalar ve eğitim veya bilimsel nedenlerle kullanılabilir.

**Hastanın imzası**

**Dişhekiminin imzası**

**Şahidin imzası**

**Tarih**

**Ek 10.3.** Araştırmada Yer Alan Vaka Grubu

Vaka	Lokalizasyon	Cinsiyet	Yaş	Kullanılan Materyal	Takip Süresi
1	26	K	36	E max CAD	6 ay
2	36	K	22	E max CAD	6 ay
3	36	K	45	E max CAD	6 ay
4	46	E	55	E max CAD	6 ay
5	26	E	25	E max CAD	6 ay
6	36	E	28	E max CAD	6 ay
7	26	E	26	E max CAD	6 ay
8	36	K	28	E max CAD	6 ay
9	36	K	28	E max CAD	6 ay
10	26	E	38	E max CAD	6 ay
11	36	E	38	E max CAD	6 ay
12	26	E	28	E max CAD	6 ay
13	27	E	50	E max CAD	6 ay
14	37	E	28	E max CAD	6 ay
15	46	E	18	E max CAD	6 ay
16	26	E	20	n!ce CAD	6 ay
17	46	K	45	n!ce CAD	6 ay
18	36	K	41	n!ce CAD	6 ay
19	16	E	18	n!ce CAD	6 ay
20	36	E	33	n!ce CAD	6 ay
21	36	B	18	n!ce CAD	6 ay
22	36	E	18	n!ce CAD	6 ay
23	36	E	22	n!ce CAD	6 ay

**Ek 10.3.** Araştırmada Yer Alan Vaka Grubu (devamı)

Vaka	Lokalizasyon	Cinsiyet	Yaş	Kullanılan Materyal	Takip Süresi
24	26	K	22	n!ce CAD	6 ay
25	46	K	22	n!ce CAD	6 ay
26	47	K	22	n!ce CAD	6 ay
27	36	K	24	n!ce CAD	6 ay
28	16	E	26	n!ce CAD	6 ay
29	16	E	25	n!ce CAD	6 ay
30	26	E	25	n!ce CAD	6 ay
31	46	E	25	n!ce CAD	6 ay
31	36	K	45	n!ce CAD	6 ay
33	36	E	25	n!ce CAD	6 ay
34	16	K	22	n!ce CAD	6 ay
35	26	K	22	n!ce CAD	6 ay
36	36	E	26	n!ce CAD	6 ay
37	36	K	23	n!ce CAD	6 ay
38	47	K	25	n!ce CAD	6 ay
39	46	K	24	n!ce CAD	6 ay
40	26	K	26	n!ce CAD	6 ay
41	26	E	25	n!ce CAD	6 ay
42	37	E	33	n!ce CAD	6 ay
43	16	E	26	n!ce CAD	6 ay
44	26	E	26	n!ce CAD	6 ay
45	46	E	38	n!ce CAD	6 ay

## 11. ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı	SİNEM	Soyadı	OK
Doğum Yeri	ÇANAKKALE	Doğum Tarihi	03.06.1985
Uyruğu	T.C.	Telefon	05327311206
e-mail	sinemdt@gmail.com		

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	İstanbul Üniversitesi	2009
Lise	Çanakkale Fen Lisesi	2003

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
-	-	-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma *	Yazma *
İngilizce	İyi	Orta	Orta

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin.

### Yabancı Dil Sınavı

KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	77,5							

	Sayısal	Eşit ağırlık	Sözel
ALES Puanı	94,00	96,00	98,00

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanım becerisi
Office uygulamaları, Windows	iyi

\* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin.