

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

**YENİ JENERASYON RESTORATİF MATERYALLER KULLANILARAK  
BİLGİSAYAR YARDIMIYLA TASARLANAN VE ÜRETİLEN KRON  
RESTORASYONLARIN, 3 BOYUTLU GÖRÜNTÜ HİZALAMA  
YÖNTEMİYLE KLİNİK AŞINMA MİKTARLARININ İNCELENMESİ**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı**

**Uzmanlık Tezi**

**Diş Hekimi**

**Didem OĞUZ**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Akın ALADAĞ**

**İZMİR**

**2017**

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir zaman tecrübe ve bilgisini benden esirgemeyen, bu çalışmanın oluşturulması ve yürütülmesinde tüm desteğiyle yanımda olan, hekimlik ve etik değerler adına kendisinden çok şey öğrendiğim, idol olarak gördüğüm ve öğrencisi olduğum için kendimi hep şanslı hissettiğim tez danışmanım, saygıdeğer hocam Doç. Dr. Akın ALADAĞ'a,

Tez komitemde bulunan ve tez çalışmam da dahil olmak üzere ihtiyaç duyduğum her konuda yardımına koşan, bilgi ve tecrübelerinden kazanım sağlama fırsatı bulduğum Prof. Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na ve tez izleme komitemde bulunan güleryüzlü çok değerli hocam Doç. Dr. Ender AKAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisiyle yol gösterip bizlere her türlü konuda yardımcı olan, Protetik Diş Tedavisi Bölümü'nü bir aile olarak görmemi sağlayan çok değerli hocam Protetik Diş Tedavisi Bölüm Başkanı Prof. Dr. Suna TOKSAVUL'a,

Öğrenim sürecim boyunca aralarında bulunmaktan hep keyif aldığım ve çok güzel anılar biriktirdiğim, bilgi ve tecrübelerini hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli hocalarım, Prof. Dr. Birgül ÖZPINAR, Prof. Dr. Serdar ÇÖTERT, Prof. Dr. Övül KÜMBÜLOĞLU, Prof. Dr. Ahmet SARAÇOĞLU'na,

Klinikte birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım, uzmanlık eğitimimin ilk gününden bu yana hiçbir sorumu cevapsız bırakmayan ve bilimsel katkılarından dolayı minnet duyduğum, her zaman örnek alacağım Prof. Dr. Bülent GÖKÇE'ye,

Desteğini ve ilgisini her zaman hissettiğim, birçok konuda yardımını gördüğüm değerli hocalarım Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU'na ve Prof. Dr. Gökhan AKSOY'a, çalışmada gerekli istatistiksel analizlerin yapımında ve değerlendirilmesinde tüm anlayışıyla yardımcı olan değerli hocam Prof. Dr. Mehmet N. ORMAN'a,

Her türlü fedakarlıkta bulunarak bugünlere gelmemi sağlayan canım ailem ve sevgili eşime, hep yanımda olan değerli arkadaşlarım Ceren, Merve, Betül, Gözde, Fatmanur, Ongun, İnan, Beril, Burak'a teşekkür ederim.

**İzmir 2015**

**Diş Hekimi Didem OĞUZ**

## ÖZET

### **Yeni Jenerasyon Restoratif Materyaller Kullanılarak Bilgisayar Yardımıyla Tasarlanan Ve Üretilen Kron Restorasyonların, 3 Boyutlu Görüntü Hizalama Yöntemiyle Klinik Aşınma Miktarlarının İncelenmesi**

Son yıllarda geliştirilen rezin matriks seramik materyallerden ve cam matriks seramik materyallerden CAD/CAM yöntemi ile hazırlanan monolitik kron restorasyonlar günümüz diş hekimliğinde güvenle kullanılmaktadır. Bu tip restoratif materyallerin hem kendisinin aşınmaması, hemde doğal dişte aşındırma yapmaması istenir. Dolayısıyla malzemenin yapısal direnci ve sertlik düzeyi, klinik olarak çok önemlidir. Çalışmanın amacı; 4 farklı restoratif materyalden 1. molar dişlere yapılan tek kron restorasyonlarda ve okluzyona geldiği doğal dişlerde 6 ay boyunca oluşan klinik aşınma miktarlarının, 3 boyutlu görüntü hizalama yöntemi kullanılarak, incelenmesidir.

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğine başvuran 18-50 yaş aralığında, sistemik olarak sağlıklı, periodontal destek kaybı olmayan, kron endikasyonu taşıyan ve antagonist komşuluğu doğal diş olan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir. 1. molar dişlere, toplam 24 adet tek kron restorasyonlar yapılmıştır. Çalışmada tek kron materyalleri olarak lityum disilikat esaslı seramik olan IPS E-max CAD, lityum silikat ve bir miktar zirkonya ile güçlendirilmiş seramik olan Vita Suprinity CAD, rezin matriks seramik olarak GC Cerasmart ve Vita Enamic CAD bloklar kullanılmıştır. “Cerec 3D Bluecam” ile tasarlanan ve üretilen tek kronlar, dual-cure rezin siman, Variolink Esthetic DC ile yapıştırılmıştır. Simantasyondan hemen sonra, 3. ayda ve 6. ayda, “Cerec 3D Bluecam” ağız içi tarama probu ile kron restorasyonların ve okluzyona geldiği mine yüzerin dijital ölçüleri alınmıştır. Bu dijital ölçüler, “David-Laserscanner (V3.10.4)” bilgisayar programı ile üst üste konumlandırılmıştır. “Siemens Unigraphics NX 10” bilgisayar programı ile başlangıç - 3 aylık aşınma hacim kayıpları ve 3 - 6 aylık aşınma hacim kayıpları hesaplanmıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi, Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi testi (Repeated Measures for ANOVA) ile yapılmıştır. Tüm verilerin normal dağılım kontrolü, Kolmogorov- Smirnov testi ile sağlanmıştır (p=0.05).

Çalışmadan elde edilen bulgulara göre 6 aylık dönemde, cam matriks grubu materyallerinin ve rezin matriks grubu materyallerinin restorasyon-mine aşınması üzerine etkisinde istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). Grup içi değerlendirmede, Cam matriks grubunda istatistiksel anlamlı bir fark yok iken ( $p>0,05$ ), Rezin matriks grubu materyalleri arasında istatistiksel anlamlı fark vardır ( $p<0,05$ ). GC Cerasmart ve VITA Enamic malzemeleri aynı grup içinde yer almalarına rağmen farklı aşınma göstermektedir.

Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda, rezin matriks materyallerde 6 ayda bir olması gereken polisajlanma süresinin düşürülerek, 3 ayda bir yapılmasının aşınma etkisi açısından daha uygun olacağını öngörmekteyiz. Cam matriks materyaller, rezin matriks materyallere göre hem kendilerinde hemde okluzyona geldikleri minede daha az aşınma göstermişlerdir.

Anahtar kelimeler: in-vivo aşınma, antagonist aşınması, rezin matriks seramik kronlar, cam seramik kronlar, CAD/CAM.

## ABSTRACT

### **Examining clinically surface wear amount of crown restorations produced by CAD&CAM method using new generation restorative material with 3 dimensional image aligning**

Monolithic single crown restorations prepared from resin matrix ceramic material and glass matrix materials through CAD/CAM have been safely used in dentistry during recent years. These restorative materials are required not to produce any wearing off both on the teeth and as well as on itself. Therefore, the hardness level of material and structural resistance is clinically very important.

The aim of the study is to examine the amount of clinical wearing off during 6 months in the single crown restorations made of the first molar teeth from 4 different restorative materials and in the natural teeth that come to the occlusion using 3D image alignment method.

People who reported to Ege university school of dentistry department of prosthodontics, within an age limit of 18-50 years, without any systemic deficiency, no loss of periodontal support tissue, with crown indications and natural teeth that come to the occlusion have been included in this study.

A total of 24 single crown restorations have been completed on first molar of these individuals. We utilised following materials. As single crown materials lithium disilicate based IPS E-max CAD, consisting lithium silicate and hardened with a little bit zirconium Vita Suprinity CAD, as resin matrix ceramic material GC Cerasmart and Vita Enamic CAD blocks have been used in this study. Single crowns designed and manufactured by “Cerec 3D Bluecam” have been cemented by using dual-cure resin cement Variolink Esthetic DC. Immediately after cementation, digital measurement of crown restorations and the enamel surfaces which are facing the occlusion of all patients with “Cerec 3D Bluecam” inner mouth probe have been obtained in third and sixth months.

These digital measurements have been placed on each other with “David-Laserscanner (V3.10.4)” computer program. Volume loss of wearing off during the initial to 3-month period as well as 3 to 6-month period have been calculated with

“Siemens Unigraphics NX 10” computer program. Statistical analysis of values obtained have been accomplished by Repeated Measures for ANOVA.

According to the findings obtained during a 6-month period, there are no significant statistical differences of the glass matrix group materials and resin matrix group materials in terms of affect on restoration / enamel wearing off ( $p > 0,05$ ). When assessed as groups, while there is no significant findings in glass matrix group ( $p > 0.05$ ), it is observed that, there is a significant findings in between resin matrix group materials ( $p < 0,05$ ). Although GC Cerasmart and VITA Enamic materials based in same groups, they appeared to exhibit different wearing characteristic.

In line with the results of our work, for the resin matrix materials we suggest that it will be more proper to decrease the polishing from once every 6 months to once every 3 months in terms of wearing off effect. When compared to resin matrix materials, the glass matrix materials showed less wear on both on their own and on the surface of the enamel they come to the occlusion with.

Keywords: In-vivo wearing off, antagonist wearing off, resin matrix ceramic crowns, glass ceramic crowns, CAD / CAM.

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ .....	i
ÖZET .....	ii
ABSTRACT.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
RESİMLER DİZİNİ .....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xv
GRAFİKLER DİZİNİ .....	xvi
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xvii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Tam seramikler .....	4
2.1.1 Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi.....	4
2.1.2 Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı.....	7
2.1.3 Dental Seramikleri Güçlendirme Teknikleri.....	8
2.1.3.1. İyon Alışverişi (Kimyasal Güçlendirme).....	9
2.1.3.2. Camların Kontrollü Kristalizasyonu .....	9
2.1.3.3. Dağılma (Dispersiyon) ile Güçlendirme (Kristal İlavesi) .....	9
2.1.3.4. Dental Seramiğin Alt Yapı İle Güçlendirilmesi .....	10
2.1.3.5. Basınç Altında Soğutma .....	10
2.1.3.6. Parlatma.....	10
2.1.3.7. Glaze .....	10
2.1.4 Tam Seramik Restorasyonların Avantajları .....	11
2.1.5 Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları.....	12
2.1.6 Tüm Seramik Kronların Kullanım Alanları .....	12
2.1.7 Tüm Seramik Kronların Kontrendikasyonları.....	13
2.1.8 Tam Seramik Kronlarda Preparasyon .....	14

2.1.9 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması .....	15
2.1.9.1 İçeriklerine Göre Tam Seramikler .....	16
2.1.9.1.1 Cam Matriks Seramikler (Silikat seramikler) .....	16
2.1.9.1.1.1 <i>Feldspatik Seramikler : (Feldspar)</i> .....	17
2.1.9.1.1.2 <i>Sentetik Kristalin Doldurucu İçeren Seramikler: (Yüksek Dirençli Feldspar Seramik)</i> .....	17
2.1.9.1.1.3 <i>Cam İnfiltrasyon Seramikler (Kristal Bazlı Seramikler):</i> .....	18
2.1.9.1.2 Polikristalin Seramikler (Cam Fazı İçermeyen-Oksit Seramikler): ....	19
2.1.9.1.3 Rezin Matrik Seramik Bloklar (Yeni Jenerasyon Hibrit Seramikler). 20	
2.1.9.2 Tam Porselen Sistemleri Yapım Tekniği Yönünden 4 Gruba Ayrılır ....	21
2.1.9.2.1 Isıya Dayanıklı Day'lar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri.....	25
2.1.9.2.1.1 Folyo Tekniği:.....	27
2.1.9.2.1.2 Cerestore\Allceram (Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor): ....	27
2.1.9.2.1.3 Mirage 2: .....	28
2.1.9.2.1.4 Optec OPC :.....	28
2.1.9.2.1.5 Hi-ceram: .....	29
2.1.9.2.1.6 In-ceram: .....	29
2.1.9.2.2 Dökülebilir (cam) seramik sistemleri:.....	30
2.1.9.2.2.1 Dicor: .....	32
2.1.9.2.2.2 CeraPearl .....	32
2.1.9.2.3 Sıkıştırılabilir seramik sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen seramik sistemleri): .....	33
2.1.9.2.3.1 IPS Empress: (Lösit İle Güçlendirilmiş Tam Seramik Sistemi) .....	33
2.1.9.2.3.2 IPS Empress 2: (Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Tam Seramik Sistemi) .....	35
2.1.9.2.4 Cad-Cam Sistemleri (Computer Aid Design- Computer Aided Manufacture System):.....	40



2.1.9.2.4.1 <i>CAD/CAM sistemlerinin, yapısını oluşturan tarayıcı, tasarım ve kazıma ünitelerinin konumlarına göre üretim şekilleri:</i> .....	44
2.1.9.2.4.1.1 <i>Hasta başında gerçekleşen klinik üretim:</i> .....	44
2.1.9.2.4.1.2 <i>Laboratuvarda üretim:</i> .....	45
2.1.9.2.4.1.3 <i>Üretim merkezlerinde kullanılan merkezi üretim:</i> .....	45
2.1.9.2.4.1.4 <i>Ağ bağlantılı veya açık konsept (Network or open-concept model):</i> .	45
2.1.9.2.4.2 <i>Dental CAD/CAM Sistemlerin Başarısı İçin Gereken Faktörler:</i> .....	46
2.1.9.2.4.3 <i>Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları:</i> .....	47
2.1.9.2.4.4 <i>Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları:</i> .....	47
2.1.9.2.4.5 <i>Dental CAD/CAM'ler İçin Gelecek Beklentiler:</i> .....	48
2.1.9.2.4.6 <i>CAD-CAM sistemleri:</i> .....	49
2.1.9.2.4.6.1 <i>Celay:</i> .....	49
2.1.9.2.4.6.2 <i>Cercon Sistemi:</i> .....	50
2.1.9.2.4.6.3 <i>Procera Sistemi:</i> .....	51
2.1.9.2.4.6.4 <i>Cicero Sistemi (Computer integrated ceramic reconstruction)- (Synthoceram):</i> .....	52
2.1.9.2.4.6.5 <i>DC-HIP Zirkon Sistemi (Preident DCS Sistem (Digitizing Computer System -DCS- Preident):</i> .....	53
2.1.9.2.4.6.6 <i>Evolution 4D sistemi:</i> .....	54
2.1.9.2.4.6.7 <i>Lava Sistem (3M ESPE, St. Paul, Amerika):</i> .....	54
2.1.9.2.4.6.8 <i>Cadent Itero sistemi (Align Technology B.V., Amsterdam):</i> .....	56
2.1.9.2.4.6.9 <i>Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya):</i> .....	57
2.1.9.2.4.6.10 <i>ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya):</i> .....	58
2.1.9.2.4.6.11 <i>Hint-Els sistemi (Griesheim, Almanya):</i> .....	58
2.1.9.2.4.6.12 <i>CEREC Sistem (CEramicREConstruction – CEREC system):</i> ....	60
2.1.9.2.4.6.12.1 <i>CEREC 3D Sistemi İle Restorasyon Yapım Aşamaları:</i> .....	62
2.1.9.2.4.6.12.1.1 <i>İntraoral Kamera:</i> .....	62

2.1.9.2.4.6.12.1.2 <i>Optik Ölçününün Alınması:</i> .....	64
2.1.9.2.4.6.12.1.3 <i>Okluzyon Kaydı:</i> .....	65
2.1.9.2.4.6.12.1.4 <i>Restorasyonun Tasarımı:</i> .....	66
2.1.9.2.4.6.12.1.5 <i>Restorasyonun Elde Edilmesi:</i> .....	66
2.1.9.2.4.6.12.1.6 <i>Çift Aşındırıcı Uçlar:</i> .....	69
2.1.9.2.4.6.12.2 <i>Cerec Sistem İle Kullanılan Materyaller</i> .....	69
2.1.9.2.4.6.12.2.1 <i>Chair-side materyalleri:</i> .....	69
2.1.9.2.4.6.12.2.2 <i>CEREC InLab alt yapı materyalleri:</i> .....	70
2.1.9.2.4.7 <i>CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller:</i> .....	70
2.1.10. <i>Restoratif Materyallerin Aşınma ve Aşındırma Özellikleri</i> .....	72
2.1.10.1. <i>Fiziksel Faktörler</i> .....	72
2.1.10.2. <i>Yapısal Faktörler</i> .....	74
2.1.10.3 <i>Kimyasal Faktörler</i> .....	75
2.1.10.4 <i>Yüzey Bitirme Yöntemlerinin Etkisi</i> .....	75
2.2 <i>Diş Hekimliğinde Aşınma</i> .....	76
2.2.1 <i>Diş Hekimliğinde Aşınma Tipleri:</i> .....	76
2.2.1.1 <i>Atrisyon</i> .....	77
2.2.1.2 <i>Abfraksiyon:</i> .....	78
2.2.1.3 <i>Abrazyon</i> .....	79
2.2.1.4 <i>Erozyon</i> .....	80
2.2.2 <i>Dental Dokulardaki Aşınmada Ayırıcı Tanı</i> .....	81
2.2.3 <i>Klinik Aşınmanın Etiyolojisi:</i> .....	82
2.2.4 <i>Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler</i> .....	84
2.2.4.1 <i>Laboratuar Çalışmaları:</i> .....	84
2.2.4.2 <i>Klinik Çalışmalar:</i> .....	86
3. <i>GEREÇ VE YÖNTEM</i> .....	89

<b>3.1. Hasta seçimi .....</b>	<b>89</b>
<b>3.2. Dişlerin preparasyonu: .....</b>	<b>89</b>
<b>3.3. Cad\ Cam işlemleri: .....</b>	<b>91</b>
<b>3.4. Tam Kronların Simantasyonu: .....</b>	<b>96</b>
<b>3.4.1.Kronların Hazırlığı: .....</b>	<b>96</b>
<b>3.4.2 Diş Yüzeylerinin Hazırlığı: .....</b>	<b>97</b>
<b>3.5 Klinik Değerlendirme .....</b>	<b>99</b>
<b>3.6. İstatistiksel analiz:.....</b>	<b>106</b>
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>107</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>124</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>140</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>144</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>165</b>

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: IPS E-max sisteminin ürünleri.....	36
Şekil 2: triangulasyon prensibi ile uzaydaki cisimlerin konumlarının belirlenmesi.....	63



## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1: Chamfer basamak ve Diş Preparasyon Kuralları .....</b>	<b>15</b>
<b>Resim 2: LAVA Ultimate Materyalinin CAD Blokları .....</b>	<b>24</b>
<b>Resim 3: GC Cerasmart materyalinin CAD/CAM blokları .....</b>	<b>24</b>
<b>Resim 4: VITA Enamic Materyalinin CAD Bloklar.....</b>	<b>25</b>
<b>Resim5: IPS E-max CAD Kristal Fazları ( Lityum Metasilikat-Lityum Disilikat)38</b>	
<b>Resim 6: Vita Suprinity cam CAD bloklar .....</b>	<b>39</b>
<b>Resim 7: VITA Suprinity CAD Bloklar- Sinterlenmemiş Cam Hali - Sinterlenmiş Ve Glaze Uygulanmış Hali .....</b>	<b>40</b>
<b>Resim 8: Evolution 4D CAD-CAM sistemi, intraoral tarama probu ve kazıma cihazı.....</b>	<b>54</b>
<b>Resim 9: Lava C.O.S. sistemine ait intraoral dijital ölçü ünitesi ve ağız içi tarama ucunun görünümü .....</b>	<b>56</b>
<b>Resim 10: Hint –Els sistemine ait intraoral dijital kameranın dış görünümü ...</b>	<b>59</b>
<b>Resim 11: Cerec prototip, Cerec 1, Cerec 2, Cerec 3.....</b>	<b>61</b>
<b>Resim 12: Ağız içi tarama cihazları - Laboratuvar tipi tarama cihazı .....</b>	<b>62</b>
<b>Resim 13: Cerec optispray ve uygulaması .....</b>	<b>65</b>
<b>Resim 14: CEREC kazıma cihazının kazıma esnasındaki görünümü .....</b>	<b>67</b>
<b>Resim 15: Şiddetli atrisyon görülen bir vaka .....</b>	<b>78</b>
<b>Resim 16: Posterior dişlerin servikalinde görülen abfraksiyon vakası.....</b>	<b>79</b>
<b>Resim 17: Diş Fırçalaması Sonucu Oluşmuş Bir Abrazyon Vakası.....</b>	<b>79</b>
<b>Resim 18: Reflü Sonucu Dişlerde Oluşmuş Erozyon Vakası .....</b>	<b>81</b>
<b>Resim 19: Hastanın kron yapılacak 36 nolu dişine ait radyografik görüntüsü ...</b>	<b>90</b>
<b>Resim 20: Hastanın kron yapılacak 36 nolu dişine ait klinik değerlendirme.....</b>	<b>90</b>
<b>Resim 21: Molar Diş Preparasyonları.....</b>	<b>91</b>

<b>Resim 22: Cerec 3D - Cerec MC XL Premium Kazıma cihazı .....</b>	<b>92</b>
<b>Resim 23 A-B-C-D-E-F: Sırasıyla Uygulanan Cad/Cam Aşamaları.....</b>	<b>93</b>
<b>Resim 24: Kronların dentin ve glaze provaları .....</b>	<b>95</b>
<b>Resim 25: Meisinger GC05 Twist Polisaj Kiti.....</b>	<b>95</b>
<b>Resim 26: Porselenlerin kristalizasyon ve pişirme işlemlerinde kullanılan VITA Vacumat 6000 M porselen fırın .....</b>	<b>95</b>
<b>Resim 27: IPS E.max CAD restorasyonların kristalizasyon prosedürü .....</b>	<b>95</b>
<b>Rresim 28: VITA Suprinity CAD restorasyonlarının VITA Vacumat fırını için kristalizasyon prosedürü .....</b>	<b>96</b>
<b>Resim 29: Variolink Esthetics DC ve Try-in renkleri .....</b>	<b>96</b>
<b>Resim 30: seramiklerin iç yüzeyi %9,5 luk hidroflorik asit.....</b>	<b>97</b>
<b>Resim 31: Molar kronların içine asitlemeden sonra uygulanan silan.....</b>	<b>97</b>
<b>Resim 32: Molar dişlerin mine ve dentin dokusuna uygulanan %37'lik ortofosforik .....</b>	<b>97</b>
<b>Resim 33: diş yüzeylerine uygulanan adeziv (primer + bond).....</b>	<b>98</b>
<b>Resim 34: Hastaların simante edilmiş kronları.....</b>	<b>99</b>
<b>Resim 35: Ölçülerin David Laserscanner programında görünümü .....</b>	<b>100</b>
<b>Resim 36: David Laserscanner programı ile üst üste konumlama.....</b>	<b>101</b>
<b>Resim 37: Siemens Unigraphics NX 10 programı ile elde edilen dijital katı modelin görünümü .....</b>	<b>101</b>
<b>Resim 38: Siemens Unigraphics NX 10 programı ile seçilen alanın hacim hesapları.....</b>	<b>101</b>
<b>Resim 39-40: Vita Suprinity Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri.....</b>	<b>102</b>
<b>Resim 41-42: Vita Suprinity Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri.....</b>	<b>103</b>

**Resim 43-44: Gc Cerasmart Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri..... 104**

**Resim 45-46: Gc Cerasmart Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri..... 105**



## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1. Kullanılan materyaller .....</b>	<b>94</b>
<b>Tablo 2: İlk 3 Aylık Dönemdeki Materyallere Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları.....</b>	<b>107</b>
<b>Tablo 3: İlk 3 Aylık Dönemde Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz.....</b>	<b>108</b>
<b>Tablo 4: İkinci 3 Aylık Dönemdeki Materyallere Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları.....</b>	<b>109</b>
<b>Tablo 5: İkinci 3 Aylık Dönemde Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz.....</b>	<b>110</b>
<b>Tablo 6: Total 6 Aylık Dönemdeki Materyallere Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları.....</b>	<b>111</b>
<b>Tablo 7: Total 6 Aylık Dönemde Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz.....</b>	<b>112</b>
<b>Tablo 8: İlk 3 Aylık ve İkinci 3 Aylık Dönemdeki Cam Grubuna Ve Rezin Matriks Grubuna Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları.....</b>	<b>114</b>
<b>Tablo 9: İlk 3 Aylık Dönemdeki Ve İkinci 3 Aylık Dönemdeki Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz.....</b>	<b>116</b>
<b>Tablo 10: Total 6 Aylık Dönemdeki Cam Grubuna Ve Rezin Matriks Grubuna Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları.....</b>	<b>120</b>
<b>Tablo 11: Total 6 Aylık Dönemdeki Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz .....</b>	<b>121</b>



## GRAFİKLER DİZİNİ

<b>Grafik 1 : Total 6 aylık aşınma hacim kayıpları (mm<sub>3</sub>) .....</b>	<b>113</b>
<b>Grafik 2: İlk 3 Aylık Dönemdeki Materyallerin Hem Mine Hem Restorasyon Aşınma Hacmi Kayıpları.....</b>	<b>118</b>
<b>Grafik 3: İkinci 3 Aylık Dönemdeki Materyallerin Hem Mine Hem Restorasyon Aşınma Hacmi Kayıpları.....</b>	<b>119</b>
<b>Grafik 4: 6 Aylık Dönemde Hem Cam Matriks Grubunda Hem De Okluzyona Geldiği Minede Oluşan Aşınma Hacmi Kayıpları .....</b>	<b>122</b>
<b>Grafik 5: 6 Aylık Dönemde Hem Rezin Matriks Grubunda Hem De Okluzyona Geldiği Minede Oluşan Aşınma Hacmi Kayıpları .....</b>	<b>123</b>

## KISALTMALAR LISTESİ

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

GU: Gloss Unit

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

°C: Santigrat Derece

°F: Fahrenheit Derece

Mpa: Mega Pascal

Gpa: Giga Pascal

Rpm: Revolutions Per Minute

Sn: Saniye

µm: Mikron ( $10^{-6}$  M) Metre

Mm: Milimetre

MDP: Methacryloxydecyl Dihydrogen Phosphate

HT: High Translucency

LT: Low Translucency

MO: Medium Opacity

HO: High Opacity

PICN: Polimer Infiltrated Ceramic Network

CCD: Charged Couple Detector

PSD: Position Sensitive Detector

STL: Stereolithography File

RST: Restructuredtext File

İGES: İnitial Graphics Exchange Specification

Ort: Ortalama

Std: Standart

P: Anlamlılık (Önem)



## 1. GİRİŞ

Tam seramik materyallerinin gösterdiği hızlı gelişmeler ve uzun dönem başarılı klinik sonuçlar ışığında tek diş restorasyonlarda kullanımı, hem estetik hem de biyouyumluluk avantajları nedeniyle öncelikle tercih edilen yaklaşım olmuştur. Son yıllarda geliştirilen yeni rezin matris seramik materyalleri, cam matris seramik materyalleri ve üretim teknikleri sayesinde tam seramik restorasyonlar günümüz diş hekimliğinde güvenle kullanılabilir hale gelmiştir.

Metal destekli seramik kronlar, sabit protezlerde kullanılan en yaygın restorasyonlardır. Bununla birlikte; metal alt yapının ışık geçişini engellemesi, dolayısıyla estetik görünümü olumsuz etkileyebilmesi, metal renginin dişetine yansması, alerji oluşturması ve korozyon özelliği, ayrıca restorasyonda ilave kalınlığa yol açması gibi dezavantajları araştırmacıların metal desteksiz seramik restorasyonlar için arayışa yönelmesine neden olmuştur. Sabit restorasyonlarda bu tür ihtiyaçları gidermek üzere metal desteksiz porselen sistemleri geliştirilmiştir.

Seramikler inert olmaları, renk stabiliteleleri, yüksek aşınma dirençleri, düşük ısı iletkenlikleri, biyouyumluluk ve estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliği açısından etkileyici materyallerdir (1,2). Sabit protezlerde estetik amaçla kullanılan tüm materyaller arasında, doğal dişle renk uyumunun en iyi sağlandığı materyal seramiktir. Sıvı absorbe etmemesi ve ağız dokuları tarafından çok iyi tolere edilmesi önemli özelliklerindedir (3). Baskılara karşı yüksek dirence sahip olan seramiklerin, (300-350 MPa) gerilim tipi kuvvetlere karşı dirençleri düşüktür (20-60 MPa) (4). Seramiklerin esas yapısı camdır ve cam matris içerisinde kristalin minerallerinden oluşur. Günümüzde artık camsı yapıya çeşitli kristaller (Lösit, Lityumdisilikat, Lityumsilikat, zirkonya) eklenerek güçlendirilmiş seramikler elde edilmektedir.

Tam seramik sistemlerin rutin olarak kullanılmasını mümkün kılan en büyük gelişme seramik materyalinin güçlendirilmesi ve yeni seramik materyallerinin üretilmesidir. Tam seramik sistemler renkte derinlik sağlarlar ve ışığı geçirme özelliğine sahiptirler. Estetik üstünlüklerinin dışında, yüksek biyouyumluluk, plak oluşumunun engellenmesi, korozyon oluşmaması ve doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısı gibi birçok avantajları vardır (5).

Günümüzde seramik restorasyon üretim tekniklerinin tamamı diş hekimliği pratiğinde, sabit protetik restorasyonların yapımında güvenilir bir şekilde kullanılmaktadır. Son yıllarda seramik yapıların güçlendirilmesi ve güçlendirilmiş hazır seramik bloklardan bilgisayar destekli aşındırma yöntemleri ile restorasyonların üretilmesi bu konuya ilgiyi daha da arttırmaktadır. Bu sistemlerle elde edilen restorasyonlar, geleneksel kayıp mum- döküm tekniğine bir alternatif oluşturmaktadır. Materyal kalitesi ve yüksek uyumluluğu beklentileri karşılamaktadır. Dolayısıyla, CAD-CAM teknolojisinin kullanımı yaygınlaşmakta ve bu teknoloji, her geçen gün gelişmeye devam etmektedir (6).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tüm seramik kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin üretilmesi ve implantların yerleştirilmesinden hemen sonra restorasyonların anında (immediat olarak) hazırlanabilmesine olanak tanıyan çalınma modellerinin üretilmesi, maksillofasiyal protezlerin hazırlanması, implant destekli protezlerde kron, köprü ve hibrit protez alt yapı tasarımı ve üretimi gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır (7,8). Bu teknoloji ile üstün kalitede ve hatasız restorasyonlar yapmak mümkündür. Aynı zamanda kullanılan diğer tekniklere göre, daha az laboratuvar çalışması ve daha az maliyet gerektirir (9).

Diş hekimliğinde sertlik derecesi bir materyalin değerlendirilmesinde dikkate alınması gereken bir özelliktir. Bir restoratif materyalin sertlik derecesinin, antagonist dişlerde istenmeyen miktarda aşınma yaratmayacak, ancak kendisinin de aşınmasına sebep olmayacak derecede olması istenir (10). Restoratif materyaller üzerinde yapılan yoğun araştırmalar mine ve dentin dokusuna fiziksel ve biyolojik olarak en yakın maddenin elde edilmesi amacını taşımaktadır (11). Kron köprü restorasyonlarında porselenin karşıt dişlerde aşınmaya neden olması ve brüksizm gibi olumsuz faktörlerin olduğu olgulardaki kırıklar yeni jenerasyon CAD/CAM rezin matriks seramikleri gündeme getirmiştir (12,13,14). CAD/CAM rezin matriks seramikler, bir başka deyişle hibrit kompozit rezinler doğal dişe yakın aşınma değerlerine sahiptir (15,16). Bununla birlikte; ağız içinde streslere maruz kaldığında, doğal dişe yakın deformasyon kapasitesi göstererek restorasyon ile diş arasında ortaya çıkan ve kırılmaya yol açan streslerin daha az olmasını sağlamaktadır (17).

Rezin matriks seramikler dentin dokusuna yakın oranda elastisite ve ısısız genleşme katsayısına sahip olduğu belirtilmektedir (15,16). CAD/CAM rezin matriks seramiklerin; ağız içinde tamir olanağı ,milling işlemleri,okluzal ayarlaması ve polisaj işlemlerinin kolaylığı gibi avantajları çoktur (18

Bu noktalardan yola çıkarak çalışmamızda; 4 farklı materyal kullanılarak bilgisayar yardımıyla tasarlanan ve üretilen kron restorasyonların (CAD/CAM) ve ayrıca antogonist doğal dişlerin, 3 boyutlu görüntü hizalama yöntemiyle klinik aşınma miktarlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın  $H_1$  hipotezi; farklı materyaller ile hazırlanan kron restorasyonların okluzal yüzeyinde ve okluzyona geldikleri minenin okluzal yüzeyinde aşınma miktarları arasında fark olacağıdır.

## **2. GENEL BİLGİLER:**

### **2.1 Tam seramikler:**

#### **2.1.1 Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi**

Yunanca “keramikos” sözcüğünden türemiş olan seramik, M.Ö.50’li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, 16.yy’da Portekizli denizciler tarafından Avrupa’ya getirilmiştir. Diş hekimliğinin ‘babası’ sayılan Pierre Fauchard, 1728 yılında yazdığı ‘Le Chirurgien Dentiste’ isimli kitapta porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini bildirmiştir ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür (19). Porselen, protetik tedavide ilk olarak 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau tarafından kullanılmıştır. İlk porselen yapay dişlerin materyal patentini, 1789 yılında, Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, Duchateau ile birlikte almıştır (19,20).

1886’da tam seramiklerin ilk kez sabit protetik restorasyon uygulamaları, Land tarafından jaket kron olarak gerçekleştirilmiştir. Jaket kronlar uzun yıllar protetik ve restoratif diş hekimliğinde en estetik restorasyon olmuştur. Ancak porselen dayanıklılığının düşük olması nedeniyle bu uygulamaların başarısı da düşük olmuştur (21).

1965 yılında Mc Lean ve Hughes günümüzde kullanılan tam porselen sistemlerinin temelini oluşturan alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş jaket krun yapımını geliştirmişlerdir (22). Kor, hacimsel olarak %40-50 oranında aluminyum oksit ve feldspatik porselenden oluşur. Cam yapı içindeki alumina partikülleri elastik modülünü arttırarak çatlakların ilerlemesini durdurur ve yapı %50 oranında güçlenmiş olur (4). Bu yöntemle o güne kadar bilinen porselenden iki kat daha sağlam kronlar elde edilmiştir. Ancak bu uygulamalar tek diş restorasyon yapımından öteye gitmemiştir.

1976 yılında McLean ve Sced çift folyo tekniği kullanarak porselen jaket krunun güçlenmesini sağlamışlardır. ‘Twin Foil’ adını verdikleri bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin yaprak adapte edilir ve üstteki yaprak kalay ile kaplanır.

İç yüzeyde kalan platin yaprak çatlak ilerlemesini durdurarak porselenin güçlenmesini sağlar. Bu sistem ilk olarak Vita-Pt (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ticari ismi ile piyasaya çıkmıştır. Ancak krun iç yüzeyinde gri renklenmeye neden olduğu için estetik olarak avantajlı olmadığı görülmüştür (22). 1980 yılında, büzölmeye uğramayan “shrink free” tüm seramik kron sistemlerinin (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Colo.) ve 1984 yılında dökülebilir cam seramik kron sistemlerinin (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) tanıtılması estetik sonuçlar elde etmede daha fazla seçenek sunulmuş ve yeni üretim metodlarıyla daha gelişmiş seramikler tanıtılmıştır. Ayrıca tam seramik protezler yeniden popüler olmaya başlamıştır (20).

1984 yılında, cam yapının kontrollü olarak kristalleştirilmesi yöntemi geliştirilmiştir. Sıcak ve erimiş halde bulunan cam yapı hızlı bir şekilde soğutulduğunda, yüzeyde baskı stresleri oluşur. Refraktör bir kalıp içerisinde bulunan cam yapının bu şekilde eritilerek dökülmesinin ardından kristalizasyonun sağlandığı, içerisinde tekasilisik flormika kristalleri bulunan cam matriks, Dicor cam seramik sistemleri geliştirilmiştir (Dentsply Caulk, ABD). Sonrasında Dicor MGC (Dentsply Caulk, ABD) ismiyle, makine ile işlenebilen ve içeriğinde %70 oranında tetrasilisik flormika kristalleri bulunan cam seramikler üretilmiştir. 1990'lı yıllardaki CAD/CAM teknolojisindeki gelişmelerle; alümina alt yapı seramiğinin üretildiği Procera AllCeram (Nobel Biocare, İsveç), cam infiltre alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Alumina ve cam infiltre zirkonya-alumina alt yapı seramiği olan In-ceram Zirconia kullanılmaya başlanmıştır. 1990'ların başında ısı altında basınç yöntemiyle dökülen, %34 “lōsit” kristallerinden oluşan, dayanımı ve marjinal adaptasyonu Dicor cam seramiklere benzeyen; ancak cam yapının kontrollü kristalizasyonu aşamasını içermeyen bir cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) kullanıma sunulmuştur. Ancak bu sistemlerin sadece tek kronların yapımında kullanılması nedeniyle 2000'lerin başlarında hacmine %70 oranında “lityum disilikat kristalleri” eklenerek, ikinci küçük azı dişine kadar uzanan yüksek kırılma direncine sahip ve 3 üyeli köprülerin üretimine izin veren IPS Empress 2'nin (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve ardından IPS E-max'in (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) geliştirilmesi sağlanmıştır. Tam seramik sistemindeki teknolojik gelişmeler ile seramik yapısı içine eklenen lityum silikat, zirkonya gibi kristaller ile



IPS Empress 2'ye göre çok daha sert, güçlü ve kırılmaya karşı dirençli dental seramikler kullanıma sunulmuştur (23).

1950, 1960 yıllarında CAD/CAM sistemlerinin değişik tipleri endüstri alanına girmeye başladığında diş hekimliğinde de çarpıcı gelişmeler olacağı beklenmekteydi. Dental kronların yapımı için değişik teknikler denenmeye çalışılıyordu. Ancak bilgisayarların hesaplama gücü sınırlıydı ve bir gigabyte sürücü diye bir şey henüz duyulmamıştı. CAM sistemleri ise çok büyüktü ve masaüstü bir tornalama cihazı oldukça gülünç gelmekteydi. Diş hekimliğinde ilk CAD/CAM tekniğini uygulayan öncüler 1970'li yıllarda Fransa'da Francois Duret, Amerika'da Bruce Altschuler ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestinidir. 1971' de Francois Duret ilk otomatik restorasyon üretimini tanımlamış ve CAD/CAM tekniklerinin temeli atılmıştır. Young ve Altschuler 1977'de intraoral grid yüzey haritalama amacıyla optik bir araç geliştirmişlerdir. Ancak; diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük gelişmeler 80'li yıllarda olmuştur. Dental CAD/CAM sistemlerini geliştiren 3 önemli lider öne çıkmıştır (24).

Dental CAD/CAM alanındaki ilk gelişmeleri Dr. Duret yapmıştır.1971 yılından itibaren Duret, dünyada CAD/CAM sistemleri için büyük bir etki yaratacak sistemini yaptığı çalışmalarla geliştirmiştir. 1990-1991 yıllarında bu sistemi Sopha® Bioconcept sistem olarak piyasaya sunmuştur (24).

İkincisi, CEREC sistemin geliştircisi Dr. Moermann'dır. Bu yeni teknolojiyi hasta başında, klinikte kullanmayı denemiştir. Prepare edilmiş kaviteyi intraoral bir kamera ile görüntülemiş ve hasta başında, kompakt bir cihaz yardımıyla inleylerin tasarımını ve seramik bloklardan kazınarak üretimini başarmıştır. Bu sistem tanıtıldığında diş hekimleri arasında CAD/CAM terimi yaygınlaşmaya başlamıştır (24).

Üçüncüsü, Procera sistemin geliştircisi Dr. Andersson'dur. 1980'lerin başında altın fiyatlarındaki artış nedeniyle altın alaşımların yerine nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle Kuzey Avrupa'da metal alerjisi problemi ortaya çıkmıştır ve alerjik olmayan titanyumun kullanımı gündeme gelmiştir. O zamanlarda titanyumun hassas bir şekilde dökümünün zor olması nedeniyle Dr.

Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilmesini gündeme getirdiği CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır. Bu sistem daha sonra tüm seramik alt yapıların üretimi için tüm dünyada ağ bağlantılı bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (24). Daha sonra kısmen veya tam sinterize edilmiş zirkonya ingotların tanıtılmasının ardından CAD/CAM cihazları ile işlenmesi sonucu üretim yapan Lava (3M ESPE, Almanya), ve Cercon (Degudent, Almanya) gibi cihazlar geliştirilmiştir (23).

### **2.1.2 Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı**

Protez terimleri sözlüğüne göre seramik, birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimdir. Bu birleşimde büyük oksijen atomları bir matris görevi görür ve küçük metal atomları arasına sıkışır (23). Diş hekimliğinde kullanılan seramik; tam olarak füzyona uğramamış sinterizasyon ile oluşturulan cam türevidir. Sinterizasyon; porselen içindeki partiküllerin eriyerek birleşmesi olayıdır. Diş hekimliğinde kullanılan porselen ise sinterleme ile elde edilen, içinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümü ile cam faza geçmemiş seramik türüdür (26). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler metal oksitleri ile karıştırılarak kullanıldığından okside seramikler olarak adlandırılırlar. Bunlar; cam matriks içinde kristalize partiküllerin oluşturduğu kitlelerdir. Çoğunlukla silikat yapıları olan seramik, bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle oksijenle yaptığı bir kombinasyondur. Büyük olan oksijen atomları bir matris gibi görev yaparak daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını arasına sıkıştırılmıştır. Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar, seramiklere; stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlar. Aynı yapı seramikte kırılma eğilimine de sebep olmaktadır(25).

Diş hekimliğinde kullanılan seramik %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolin (kil), %75- 85 feldspar'dan meydana gelir (27). Ayrıca seramiğe renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri katılır. Diş hekimliği seramiklerinde kil çok az oranda bulunur. Bu yüzden kullanılan seramiğe 'cam' demek yanlış olmaz (28). Kaolin ( $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ) hidrat alumina silikat'tır. Seramiğe opaklık verir ve seramik hamurunun şekil almasını sağlar. Feldspar, potasyum alumina silikat

( $K_2O \cdot 5Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) ve sodyum alumina silikat ( $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$ ) karışımıdır. Seramiğe şeffaflık kazandıran bir eriticidir. Seramikte en düşük erime derecesine sahip olan feldspar, pişirme esnasında eriyerek diğer kısımları birleştirir. Silika ( $SiO_2$ ), seramik kitlesine stabilite kazandırır. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar. Kaolin ise yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer maddeleri bir arada tutar. Dolayısıyla porselenin modelajında yardımcı olur. Seramik tozlarına katılan metal ve metal oksit pigmentleri ise, doğal diş görüntüsü elde edebilmek için gerekli renklenmeyi sağlar (27). Bu maddelerin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, opaklaştırıcı veya luminisans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir. Seramikte temel yapı olan  $SiO_4$ 'e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, seramiğin yumuşama noktasını düşürmekte ve aynı zamanda viskozitesini de azaltmaktadır (29).

### **2.1.3 Dental Seramikleri Güçlendirme Teknikleri**

Seramikler sıkışma kuvvetlerine karşı çok dirençli olmalarına rağmen kesme ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür. Yapım aşamalarına ya da ağız ortamındaki nem ve kuvvete bağlı olarak mikroçatlakların oluşumu kaçınılmazdır. Bunun nedeni, ısıl genişleme katsayıları farklı olan tabakalardır. Seramiklerin üzerine gelen kuvvet ile çatlakla en yakın yerde stres birikimi oluşur ve elastik enerji ortaya çıkar. Bu enerji, yüksek stresler oluşturur ve çatlak gelişimini yönlendirir. Sonuçta çok küçük bir kuvvet bile seramikte kırılmalara yol açabilir (3).

Çatlak gelişimi açısından dayanıklılığı etkileyen birçok etken vardır. Bunlar; çatlak boyutu, sayısı, dağılımı ve maddenin kırılma sertliği katsayısıdır. Alt yapı destekli seramik restorasyonlarda üst yapı seramiği ile birleşim yüzeyinde ısıl genişleme katsayısı farkı nedeni ile biriken streslerden kaynaklanan mikroçatlaklar oluşabilir (3,26).

Preparasyon miktarı ve şekli, destek diş dokusunun durumu, kullanılan maddenin mekanik özellikleri ve yapım tekniği, alt yapının kalınlığı ve şekli, restorasyonun destek dişe uyumu, kullanılan siman maddesi, restorasyonun bulunduğu bölge ve okluzal temaslar, hastanın çiğneme kuvveti, beslenme

alışkanlıkları ve parafonksiyonel kuvvetlerin varlığı dental seramiklerin dayanıklılığını etkileyen diğer etkenlerdir. Seramiklerin tüm bu etkenlerden etkilendiği düşünülerek, dayanıklılıklarının artırılması için pek çok yöntem geliştirilmiştir. Dental seramiklerin dış yüzeylerine ya da iç yapılarına uygulanan bu teknikler ile dayanıklılıklarının artırılması amaçlanır (3,26).

### **2.1.3.1. İyon Alışverişi (Kimyasal Güçlendirme)**

Bu işlem, temelde daha büyük olan alkali iyonların (Örneğin; dış ortamdaki K+) daha küçük iyonlarla (Örneğin; seramik yüzeyindeki Na+) yer değiştirmesi esasına dayanır. Bu işlem genellikle ergimiş tuz banyolarında oluşturulur (26).

Büyük iyonlar, cam veya seramiğin yapısına yüksek ısıda difüzyon yoluyla girerler. Soğuma sırasında büyük iyonlar seramik yüzeyinde kalırlar ve yüksek molariteleri nedeniyle daha çok yer kaplarlar. Yüzey tabakasının büzülme potansiyelini azaltır ve belli bir basınç altında kalmasını sağlarlar. Böylece derin tabakaların büzülmesi de engellenmiş olur (26,30).

İyon değişimi işlemi maddenin çok ince bir yüzey tabakasını etkiler. Seramiğin yüzeyinde yapılan aşındırmalar ve asitleme işlemi, iyon değişimi ile elde edilmiş kimyasal güçlendirmenin etkisini yok edebilir (30).

### **2.1.3.2. Camların Kontrollü Kristalizasyonu**

Camların kontrollü kristalizasyonu ile cam seramikler ortaya çıkar. Cam seramikler, camlara göre daha dirençlidir ve ısıl genleşme katsayıları daha düşüktür. Kristalizasyon işlemi, cam içerisinde kristal fazların çekirdeklenme ve büyümelerini sağlayan uygun ve dikkatli bir ısıl işlem programı ile oluşur. Eriyik cama çok az miktarda titanyum dioksit gibi çekirdekleştirici maddeler ilave edilir. Camın yavaş yavaş en yüksek dereceye kadar ısıtılması sonucu küçük metal çekirdek üzerinde kristaller oluşur ve cam seramiklerin dayanıklılıkları artırılır (30).

### **2.1.3.3. Dağılma (Dispersiyon) ile Güçlendirme (Kristal İlavesi)**

Mikroçatlakları engellemek amacıyla seramik yapıya lōsit, lityum disilikat, alūmina, magnezyum oksit, magnezyum alūminyum oksit, mika kristalleri ve zirkonyum oksit gibi kristaller eklenir (23,30).

Çatlaklar, kristal yapının merkezinden geçemezler ancak etrafından dolaşarak zayıf cam yapının içinde ilerleyebilirler. Kristal yapı, çatlağın ilerlemek için gereksinimi olan enerji miktarını arttırarak çatlağın ilerlemesini engeller. Küçük boyutlarda eklenen bu dirençli kristaller seramiklerin yapısını güçlendirir ve restorasyonunun direncini arttırır (20).

### **2.1.3.4. Dental Seramiğın Alt Yapı İle Güçlendirilmesi**

Kırılma direnci düşük olan feldspatik seramiğın bir alt yapı hazırlanarak güçlendirilmesi yöntemidir. Metal yaprak (platin veya altın folyo ) destekler, metal alt yapı ya da tam seramik alt yapılar hazırlanabilir (24,30).

### **2.1.3.5. Basınç Altında Soğutma**

Bu işlemdе, seramik fırından çıkarılır çıkarılmaz, basınçlı hava altında (yaklaşık 0,34 MPa) soğutulur. Seramik yüzeyinde oluşan baskı gerilimleri mikro çatlakların ilerlemesini engelleyerek, seramiğın bükülme dayanıklılığın arttırır (23,26).

### **2.1.3.6. Parlatma**

İnce tanecikli elmas ve taş frezlerle aşındırılarak seramik yüzeyin son şekli verilir. Lastik frezlerle yüzey pürüzlülüğü yok edilir. Sonra, 10-15 µm çapında aşındırıcı tanecikler bulunan bir parlatma patı keçe yardımı ile yüzeye uygulanır ve istenen parlaklığa ulaşılır (20).

### 2.1.3.7. Glaze

Glaze seramiği, yüksek sıcaklıklarda akışkan hale gelen renksiz düşük ısı seramiğidir. Glaze işlemleri ise seramiği düzgün ve parlak bir yüzey haline getirir. Yüzey mikro çatlaklarının ve porözitelerinin boyutlarının küçülmesini sağlar (26). İki çeşit glaze işlemi vardır:

#### a) *Otoglaze:*

Otoglaze veya doğal glaze denilen yöntemde, seramik restorasyon son fırınlama sıcaklığında, 1-2 dk. vakumsuz yani atmosfer basıncı altında fırında tutulur. Böylece, seramik yüzeyinden çok ince bir tabaka erir. Yüzey parlak hale gelir ve yüzey düzensizlikleri giderilir. Basamak (marjin) seramiği kullanıldığında tercih edilmez (20).

#### b) *Overglaze:*

Pişirilmiş seramik yüzeyine, renklendirilmemiş cam tozlarının tabaka halinde sürülmesi ve uygulandığı seramik kitlenin olgunlaşma sıcaklığından 20-60 °C daha düşük derecedeki sıcaklıkta atmosfer basıncı altında fırınlanması ile yapılan parlatma işlemidir (20).

Dişhekimliğinde yapılan tedavi seçeneklerinin hepsinde estetik, gerek hastanın gerekse hekimin en çok üzerinde durduğu konulardan birisidir. Dişin doğal rengi, ışığın direkt olarak diş yüzeyinden ve içeri giren ışığın dentin ve mine tabakasından geçerek yansması şeklinde oluşur. Renk yüzey yapısından, restorasyonu çevreleyen dişeti dokusundan ve ortamın ışığından etkilenir. Yapılan restorasyonlar renk derinliği, ışık geçirgenliği ve doğal dişte bulunan anatomik yapısal özellikleri taklit edebilmelidir. Doğal diş, ışığın iletilmesine izin verirken, metal destekli seramik kuron sadece ışığın yansmasına izin verir. Tam seramik restorasyonlar ışık iletimine izin verdiklerinden, komşu dişlerle uyumlu bir estetiğe ulaşılabilişmesinde başarıyla kullanılabilen materyallerdir(31,32)

#### **2.1.4 Tam Seramik Restorasyonların Avantajları**

- Metal-seramik restorasyonlarda görülen, alaşıma bağlı dişetindeki gri renklenme, korozyon, toksik ve alerjik etkiler, translusensi eksikliği tam seramik restorasyonlarda görülmemektedir

- Seramiğin iç yüzeyindeki opak tabakasından doğan, doğal olmayan yansımalar ve metal bantlı bir görünüme sahip olmadıklarından mükemmel bir estetiğe sahiptir

- X-ışınlarına karşı geçirgen oldukları için, mevcut dolgu ve kuron altındaki dişin kök kanalı rahatlıkla görülebilir

- Seramik restorasyon ve alt yapısı kusursuz bir birleşme yaptığı için, metalle olan birleşmedeki gibi kabarcık, çatlak, ayrılma görülmez

- Metal destekli seramik restorasyonlardaki gibi gelen ışığın yansıması ve saçılması gibi optik olaylar olmadığından, gelen ışık büyük oranda kuron içinden geçebilir, böylece doğal dişe yakın görünüm sağlar

- Dişte hem metal hem seramiğe yer sağlamak için yapılacak preparasyon miktarı fazladır

- Doğal diş yapısına yakın ısıl genişleme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptir. Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdırlar

- Yapım aşamasında metal destekli seramik restorasyonlarda karşılaşılan zararlı metal tozlarının ortaya çıkma olasılığı olmadığından teknisyen açısından da sağlıklıdırlar (33).

#### **2.1.5 Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları**

- Basamaklı kesim gerektiren seramik sisteminde üst çene arka bölge uygulaması zordur

- Diş kesimi metal destekli seramik krunlara göre daha çok ayrıntı gerektirir
- Laboratuar çalışmaları daha çok dikkat ve titiz bir çalışma gerektirir. Ek laboratuvar ekipmanı gerektirir
- Maliyeti yüksektir ve kırılındırlar(26,33).

### **2.1.6 Tüm Seramik Kronların Kullanım Alanları**

- Estetiğın önem kazandığı tüm anterior dişlerde,
- Özellikle alt keser dişlerde metal destekli seramik kronların çok kaba olacağı ve ışığı fazla yansıtacakları durumlarda,
- Travmaya uğramış dişlerde,
- Çürük, abraze, kırık dişlerde,
- Endodontik tedavi görmüş veya renklenmiş dişlerde,
- Malpoze dişleri düzeltmek amacıyla, Peg shape dişlerde, Mine displazilerinde, Anterior diastemaları kapatmak için,
- Tek diş implant ve üç üyeli anterior implant köprülerde (galvanik akım olmayacağından),
- Metal alerjisi olan hastalarda ve dişeti sağlığının devamını sağlamada tam seramik kronlar güvenle kullanılabilir.

### **2.1.7 Tüm Seramik Kronların Kontrendikasyonları**

- Yetersiz mezyo-distal boyutu nedeniyle basamaklı preparasyona izin vermeyen servikale doğru aşırı daralma gösteren kronlarda,
- Klinik kron boyları uygun preparasyon yapımı için çok uzun olan periodontal



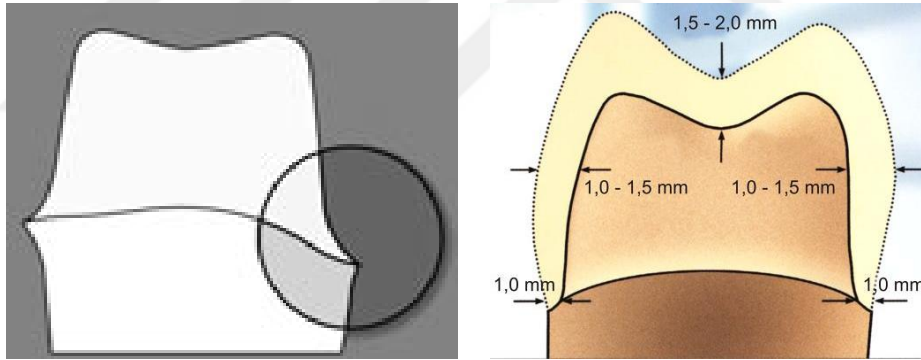
hastalıklı dişlerde,

- Over-bite ve over-jet'in önemli derecede artmış olduğu olgularda,
- Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda,
- Diş preparasyonu sonrasında interokluzal aralığın 1 mm'den az olacağı dişlerde,
- Dişin lingual yüzeyinde yeterli interokluzal mesafe yeterli değilse veya lingual yüzey çok konkavsa, yeterli singulum yoksa,
- Önceden basamaksız kesim yapılmış veya basamaklı kesimin mümkün olmadığı olgularda,
- Düzensiz, aşırı çapraşık dişlerde tam seramik kronlar tercih edilmemelidir(33,34).

Ayrıca tam seramik kronların düzeltilemeyecek derecedeki malokluzyona sahip bireylere uygulanması; bireylerin bruksizm, diş sıkma gibi aşırı basınç yaratan, parafonksiyonel alışkanlıklarının olması; üst çenede aşırı ileri itim ve derin kapanış görülen bireylere uygulanması; ağız hijyenine dikkat etmeyen bireylere uygulanması yanlış olgu seçimine bağlı başarısızlık nedenleridir. Diş kesimine bağlı başarısızlık nedenleri ise çok fazla miktarda ve aşırı konik diş kesimi yapılması sonucu diş desteğinin seramik restorasyon için yetersiz olması; tüm diş yüzeylerinden eşit miktarda diş dokusu kaldırılmaması sonucu hatalı yüzeyler oluşturma, seramik kalınlığındaki ani değişimler; kole bölgesinde yeterli genişlikte basamak oluşturulmaması sonucu tüm seramik kronun yeterli kalınlıkta yapılamaması; undercut'lı basamak kenarlarının hazırlanmasıdır. Simantasyona bağlı başarısızlık nedenleri, yüksek vizkoziteye sahip rezin siman kullanılması ve simantasyon sırasında dişin yeterli izolasyonunun sağlanamamasıdır (34).

### 2.1.8 Tam Seramik Kronlarda Preparasyon

Materyalin ne olduğu düşünülmezsizin klinik ve laboratuvar çalışmaları, diş preparasyonunda mümkün olduğunca çok dentin dokusu korunması gerektiğini ve böylece yapılan restorasyonun dayanıklılığının da arttığını göstermektedir(35).Diş kesiminden ve ölçü almadan önce mutlaka gingival retraksiyon uygulanmalıdır. Mekanik ve kimyasal etki gösteren ipliklerle retraksiyon sağlandıktan sonra dişin preparasyonuna başlanmalıdır (33). Diş preparasyonlarında chamfer basamak tercih edilir (Resim 1) (36). Bütün preparasyonlarda internal çizgi açılı yuvarlatılarak stres konsantrasyonu minimize edilmelidir(35). Aproximal basamaklar servikal çizgi ile uyumlu hazırlanmalı fakat labiolingual olarak pürüzsüz bir yuvarlanma oluşturulmalıdır. Preparasyonda longitudinal kırığın oluşmasına neden olan ve sık görülen hatalar; preparasyonun labiolingual olarak çok inceltilmesi ve aksiyal duvarların çok konikleştirilerek, preparasyonun genişliğinin azaltılmasıdır.



Resim 1: Chamfer basamak ve Diş Preparasyon Kuralları

Optimum konverjans açıları  $2,5-6,5^{\circ}$  arasında bulunmuştur. Stres birikim faktörü  $0^{\circ}$ 'den  $15^{\circ}$ 'ye doğru hafifçe artarken  $20^{\circ}$ 'de keskin bir şekilde artmaktadır. Bu nedenle bir jacket kron preparasyonunun mezyal ve distal duvarları hemen hemen paralel olmalıdır.  $5^{\circ}$  ile  $10^{\circ}$  arasında bir açı aproksimalde minimum stres birikimine neden olacaktır (37). Okluzalde nonfonksiyonel tüberküllerden 1,5 mm, fonksiyonel tüberküllerden 2 mm kalınlığında, aksiyal yüzde ise 1-1,5 mm kalınlığında madde kaldırılması tavsiye edilmektedir (33,35). Basamak genişliğinin ise 1-1,5 mm olması önerilir (Resim 1). Vestibül yüz kesimi gingival ve insizal olmak üzere iki

düzlemde hazırlanmalıdır. Palatinal yüzde ise labut frez yardımı ile singulum ve insizal kenar arasındaki konkavite oluşturulmalıdır (33,38,39).

Dişler şu kurallara göre prepare edilmelidirler (Resim 2);

- 1- 135° 'lik chamfer basamak yapılmalı,
- 2- 1 mm basamak genişliği (okluzal redüksiyon 1,5-2 mm kadardır) olmalı,
- 3- Gingival kontura uygun preparasyon sınırı olmalı,
- 4- Supragingivalde yer alan servikal marjin yapılmalı,
- 5- Keskin kenar ve düzensizlikler yuvarlatılmalı,
- 6- Her taraftan eşit kalınlıkta diş dokusu kaldırılmalıdır (40).

### **2.1.9 Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması**

Tam seramik sistemler aşağıda içeriklerine ve yapım tekniklerine göre güncel ve kapsamlı şekilde sınıflandırılmışlardır:

#### **2.1.9.1 İçeriklerine Göre Tam Seramikler (11,37,41)**

##### **Cam Fazı İçeren Seramikler, Silikat seramikler:**

- Feldspatik Seramikler (Feldspar Cam)
- Sentetik Kristalin Doldurucu İçeren Seramikler (Yüksek Dirençli Feldspar Seramik)
  - a. Lösit esaslı
  - b. Lityum disilikat ve türevleri

c. Floroapatit

- Cam İnfiltre Seramikler (Kristal Bazlı Seramikler)

**Polikristalin Seramikler** (Cam Fazı İçermeyen Seramikler, Oksit seramikler):

- Alüminyum Oksit Seramikler (Alümina)
- Zirkonyum Oksit Seramikler (Zirkonya)

**Rezin Matriks Seramikler** (Hibrit Seramikler)

### **2.1.9.1.1 Cam Matriks Seramikler (Silikat seramikler)**

#### **2.1.9.1.1.1 Feldspatik Seramikler : (Feldspar)**

Ana yapısını silika (silisyum dioksit) ve feldspar oluşturur. Yüksek cam içeriği sebebiyle üstün estetik özelliklere sahiptir. Işık geçirgenliği çok iyidir ve doğal diş benzer görüntü verirler (42).

İçeriklerinde çeşitli renk pigmentleri ve opaklaştırıcı maddeler mevcuttur. Bu sayede doğal diş görünümünde restorasyonlar elde edilebilir (42). Yüksek biyouyumluluğa sahiptirler. Sıkışma kuvvetlerine dirençlidirler fakat çekme dayanıklılıklarının az olması nedeni ile kesme kuvvetlerine dayanıksızdırlar. Kesme kuvvetlerine karşı dirençleri 60-90 MPa'dır (26). Metal veya seramik alt yapıların üst yapı seramiği olarak kullanılabilmelerinin yanında, refraktör day tekniği ile veneer restorasyonların üretiminde de kullanılabilirler (42).

Kontrollü kristalizasyon yöntemi ile bir veya daha fazla kristal faz ilave edilebilir. İlave edilen kristal fazın içeriğine göre dayanıklılıkları artırılabilir. Çeşitli sistemlerde; dökülebilen, preslenebilen ya da infiltrasyon yöntemiyle üretilen seçeneklerinin yanında, CAD/CAM sistemleri için geliştirilmiş özel blokları da mevcuttur (42,43). Feldspatik seramiklere adeziv siman uygulanmalıdır, kesinlikle geleneksel siman kullanılmaz (44). Cam içerikleri sayesinde resin simanla simantasyon öncesinde asitlenebilirler (42). Geleneksel feldspatik seramikler;

Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocks Mark 2 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) , Vita Triluxe Bloc (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), Vitablocks Esthetic Line (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) (41).

#### ***2.1.9.1.1.2 Sentetik Kristalin Doldurucu İçeren Seramikler: (Yüksek Dirençli Feldspar Seramik)***

Esas yapısı cam faz olan cam seramiklerin geliştirilmiş hali olup; diğerlerinden farkı, çoğunlukla sentetik kristal yapıda doldurucu içermesidir. Yüksek biyouyumluluk gösterirler ve estetiklerdir. Adeziv simantasyon tercih edilir. Ancak bölgede izolasyon ve tükürük kontrolü yapılamıyorsa geleneksel simantasyon tercih edilebilir (44). Cam içerikleri sayesinde rezin simanla simantasyon öncesinde asitlenebilirler (42,43).

Sentetik kristal doldurucular sayesinde aşınma, ısıl şok ve kırılma dirençleri gibi fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilir. Kristallerin boyutu ve cam faz içindeki dağılım miktarı bu açıdan önemlidir. Lösit ve lityum disilikat kristalleri bu dolduruculara örnektir. Düşük lösit içeren, yüksek lösit içeren ve lityum disilikat içeren cam bazlı seramikler olmak üzere doldurucu içeriğine göre üç alt grupta incelenebilirler (42).

Düşük lösit içeriğe sahip seramikler genellikle metal destekli seramik restorasyonlarda üst yapı seramiği olarak kullanılırlar. Yüksek lösit içeren seramiklerin lösit katkısı hacimce yaklaşık %50 iken; lityum disilikat içeren seramiklerin lityum disilikat katkısı hacimce yaklaşık %70'dir. Lityum disilikat içeren seramiklerin bükülme kuvvetlerine karşı dirençleri, yüksek lösit içeren seramiklerin yaklaşık üç katı (350-450 MPa) kadardır (42).

Lityum disilikat içeriğe sahip restorasyonlar, lösit içeriğe sahip seramiklerin aksine, özel üst yapı seramiği olarak kullanılmaz onun yerine floroapatit içerikli cam seramikler üst yapıda kullanılır. Çünkü ısıl genleşme katsayıları, lösit içerikli seramiklerden ve üst yapıda kullanılan feldspatik üst yapı seramiklerinden de

yüksektir (42). Floroapatit cam matriks seramikler; IPS E-max Ceram), IPS E-max ZirPress (Ivoclar- Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (41).

Yüksek lösit içeren ve lityum disilikat içeren seramiklerin, preslenebilen ya da makine ile üretilebilen çeşitleri mevcuttur (45). Preslenebilir seramik olan IPS Empress sistemi, IPS d.design, IPS ProCAD (Ivoclar- Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Optec OPC/Optimal Pressable Ceramic (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.), Vita VM7, VM9, VM13 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), Noritake EX3, Cerabien, Cerabien ZR (Kuraray Noritake, Japonya) yüksek lösit içeren; IPS Empress 2, IPS E-max Press, IPS E-max CAD (Ivoclar- Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemleri ise lityum disilikat içeren seramiklere örnektir. Lityum silikat ve güçlendirilmiş partiküller içeren sistemler ise Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Obsidian (Glidewell Laboratories) (41).

#### **2.1.9.1.1.3 Cam İnfiltre Seramikler (Kristal Bazlı Seramikler):**

Bu seramiklerin cam içeriği diğerlerine göre çok daha azdır. Esas olarak kristal bazlıdır. Kristal içerikleri hacimce yaklaşık %85 kadardır. Cam esaslı seramiklerin aksine, kristaller temas halindedir. Bu seramiklerin fiziksel ve mekanik özellikleri cam esaslı seramiklere göre çok daha üstündür (42). Cam infiltre seramik kronların iç yüzeyleri; ya 2,5 barı geçmeyen basınç altında 30-50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanır ya da tribokimyasal silika kaplı tanecikler ile kumlanır. Bağlantı kuvvetini arttırmak için MDP içeren adeziv iç yüzeye uygulanabilir (44).

Synthoceram (CICERO Dental System, Hoom, Netherlands), Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) ve In-Ceram (Vita Zahnfabrik ,Bad Sackingen, Almanya) sistemi bu seramiklere örnek olarak verilebilir. In-Ceram sistemindeki seramiklerin, içerdikleri kristal katkılara göre ışık geçirgenlikleri ve kırılma dirençleri farklılık gösterir. İçeriklerine göre üçe ayrılırlar: In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonya. Cam infiltrasyonu ile elde edilen bu seramiklerin alt yapı dayanıklılıkları sırasıyla 350 MPa, 500 MPa ve 700 MPa'dır (23).

### 2.1.9.1.2 Polikristalin Seramikler (Cam Fazı İçermeyen-Oksit Seramikler):

İçeriğinde cam bulunmayan polikristalin seramiklerde sadece kristal faz vardır. İçeriklerindeki kristallerin düzenli yapısı sayesinde cam içeren seramiklere göre kırılmalara karşı çok daha dayanıklıdırlar (46). Yüksek mekanik dayanıklılığa sahiptirler. CAD/CAM sistemlerde kullanılan alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramik bloklar, polikristalin seramiklere örnektir (47). Polikristalin seramiklere genellikle geleneksel siman uygulanır. Yetersiz kron boyu, tutucu olmayan preparasyon geometrisi gibi tutuculuğun artırılması istendiği durumlarda adeziv simantasyon tercih edilir (44). Kronların iç yüzeyleri; ya 2,5 barı geçmeyen basınç altında 30-50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlanır ya da tribokimyasal silika kaplı tanecikler ile kumlanır. Bağlantı kuvvetini arttırmak için MDP içeren adeziv iç yüzeye uygulanabilir (44).

Zirkonyum oksit yüksek dirençli bir porselendir. Zirkonyum oksit seramikler, oksit seramiklerin en yüksek eğilme dayanıklılık değerleri ile karşılaştırılabilecek özelliklere sahiptir. Feldspatik porselene oranla yaklaşık 6 kat daha güçlüdür (48). Bu seramiklerin içerisinde yüksek oranda  $\text{ZrO}_2$  partikülleri bulunmaktadır. Zirkonyum oksitin biyouyumluluğu kalça çıkığı vakalarında femur başı olarak kullanılmaya başlanması ile kesinlik kazanmış, sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dâhilinde diş hekimliği pratiğine girmiştir (49). Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (48). Sinterizasyon sonucunda oda sıcaklığında kısmen stabil olan tetragonal bir yapı oluştururlar. Oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasının korunabilmesi amacıyla zirkonyum oksit ( $\text{ZrO}_2$ ) içerisine, %3'lük yitrium oksit ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) ilave edilmiş; ayrıca magnezyum oksit ( $\text{MgO}$ ), kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ ) ve seryum oksit ( $\text{CeO}_2$ ) gibi farklı oksitlerin de ilave edilmesiyle zirkonyumun hacim genişmesinin de kontrolü sağlanmıştır (50). Alüminyum oksit seramiklere (300- 630 MPa) göre, dayanıklılıklarının daha yüksek olması (750-1000 MPa) sebebiyle ile kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede köprü yapımına da olanak sağlamaktadırlar (51). Materyalin bir dezavantajı opak görüntüsüdür, bu nedenle anterior bölgede kullanımı endike olmayabilir (48).

Alüminyum oksit seramikler; ön ve arka diş kron restorasyonlarda ve ön dişlerde köprü yapımında kullanılabilirler. In-Ceram AL Block (Vita Zahnfabrik

,Bad Säckingen, Germany) , Procera AllCeram (Nobel Biocare) alüminyum oksit bloklara örnektir (51).

Ayrıca bazı CAD/CAM sistemler ile kişiye özel implant abutment üretiminde de kullanılabilirler (52). Lava Frame/ Lava Plus (3M ESPE, Seefeld, Germany), InCoris Zr/TZI (Sirona, Salzburg, Austria) ve Vita In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik ,Bad Säckingen, Germany), Cerec In Lab System (Sirona Dental Siemens, Almanya), IPS Emax ZirCAD System (Ivoclar- Vivadent, Liechtenstein),Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare), Zenostar (Wieland), Cercon HT (Dentsply), Prettau Zirconia ( Zirkon Zahn) zirkonyum oksit bloklara örnek olarak verilebilir (51). CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesi sayesinde, polikristalin seramik restorasyonların uyumlarının artırılması sağlanmıştır (47).

Polikristalin seramikler sinterleme işlemi gerektirir. Bu işlem sonrasında, içerisinde hava ve gaz barındırmayan, oldukça sert ve yoğun özellikteki polikristalin yapı elde edilir. Sinterleme işlemi biten alt yapıya, üst yapı seramiği uygulanır ve uygun şeklin verilmesi ile restorasyon bitirilir (43,47). Ancak bazı sistemlerde zirkonyum oksit bloklar yarı sinterize ve tam sinterize halinde bulunur . Tam stabilize edilmiş zirkonyum oksit seramiklerde daha fazla oksit katkısı bulunmasına rağmen, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kısmen stabilize edilen zirkonyum oksitin mekanik özellikleri tam stabilize edilmiş zirkonyum oksitten üstündür. Bu üstünlük Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> katkısından kaynaklanmaktadır (53). Örneğin; IPS e.max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) restorasyonlar; yitrium ile stabilize edilmiş zirkonya blokların frezelenmesiyle elde edilir. Freze işleminin daha kolay yapılabilmesi için bloklar yarı sinterize yapıdadır. Alt yapılar, sinterizasyon büzülmesini ortadan kaldırmak için %20-30 oranında büyük tasarlanır. Freze işlemi sonrası son sinterleme işlemi yaklaşık 1500°C'de gerçekleştirilir (45).Tam sinterize bloklar ise sadece frezeleme işlemine tabi tutulur (47).

### **2.1.9.1.3 Rezin Matrik Seramik Bloklar (Yeni Jenerasyon Hibrit Seramikler):**

Son yıllarda gelişen teknolojilerden başka biri olan nanoteknoloji; diş hekimliğinde doku mühendisliğinde, implantolojide, protetik diş tedavisinde ve



restoratif diş tedavisinde kullanılmaktadır. Restoratif diş tedavisinde çığır açan gelişmelerden biri rezin bazlı kompozit teknolojisidir. Kompozit rezinlerde nanoteknolojinin kullanılmasıyla; parlatılabilme özelliği yüksek, aşırı stres yüklemelerine karşı iyi mekanik özellik gösteren, tüm dişlerde kullanılabilen nanodoldurucular içeren hibrit materyaller piyasaya sürülmüştür (54).

1990'lı yılların ortalarında kullanıma sunulan hibrit yapıdaki materyaller, rezin kimyasındaki son gelişmeler sayesinde protetik diş hekimliğinde kullanımı artış göstermiştir. Seramiklere göre daha rezilient, dentin dokusuna yakın elastikliğe sahip ve kompozitlere göre daha dayanıklı olmaları ve seramiğe yakın estetik özellikleri nedeniyle (55) hibrit materyaller restoratif diş hekimliğinde inley ve onley restorasyonlarda; protetik diş hekimliğinde sabit, hareketli implant-destekli protezlerde ve restorasyonların diş eti modelajında kullanılabilir (56,57,58,59).

Yeni jenerasyon rezin matriks seramikler anterior ve posterior tek tam kronlarda, inley, onley, lamina veneerlerde ve implant destekli sabit restorasyonlarda abutment ve kron olarak kullanılabilir (60).

Dental seramikler biyolojik uyumluluğa, yüksek aşınma direncine ve üstün estetik özelliklere sahip olmalarından dolayı protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılmaktadırlar. Bu materyallerin elastiklik modülünün, sertlik ve aşınma dirençlerinin yüksek olması özellikle restorasyonun antagonistinde yer alan doğal diş veya restorasyonların da aşınmasına neden olabilmektedir. Ayrıca bu durum dental seramiklerin çiğneme kuvvetlerini absorbe edememesine neden olmaktadır ve dolayısıyla restorasyonlarda kırılma riskini arttırmaktadır. Bu sistemlerin diğer bir dezavantajı ise laboratuvar süreçlerinin uzun olmasıdır (56,59). Resin matriks seramikler; dental seramik materyallerinin avantajlarını birleştirmek ve kompozit reçinelerin dezavantajlarını gidermek amacıyla oluşturulmuşlardır. Bu sistemler dental seramikler ile karşılaştırıldığında daha düşük maliyet ve daha kısa laboratuvar süreci gerektirmektedir (12,56). Resin matriks seramiklerden hazırlanmış inley, onley, kron restorasyonlar geleneksel kompozit reçineler ile hazırlanmış restorasyonlara göre daha yüksek aşınma direncine ve daha uyumlu marjinal adaptasyona sahipken, dental seramik restorasyonlar ile karşılaştırıldığında daha

düşük elastiklik modulusuna sahip olduğundan çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe edebilmektedir.

Fiziksel ve patolojik koşullar restorasyonda aşınmaya sebep olabilmektedir. Çiğneme gibi fiziksel durumlar ve bruksizm gibi parafonksiyonel durumlar; hastanın restorasyonlarının , karşıt dişindeki mine dokusunun ve dişlerin anatomik formunun kaybına sebep olabilmektedir. Rezin matriks seramikler yapıldığı bölgedeki antagonist doğal diş ya da restorasyonlarda aşınmaya seramiklere göre daha az neden olacağı düşünülmektedir (12,56,61). Oklüzal aktivitesi yüksek olan hastalarda CAD/CAM rezin matriks seramiklerin daha düşük aşınma direnci, restorasyonun ömrünü azaltabilir ancak seramiklerle karşılaştırıldığında, karşıt dişteki mine aşınmasının daha az olacağı düşünülmektedir (18). Bu nedenle, seramik blokların geliştirilmiş özelliklerine alternatif olarak CAD / CAM rezin matriks seramik blokları geliştirildi. Seramikle karşılaştırıldığında rezin matriks seramiklerin düşük sertliği, materyalin işlenebilirliği açısından avantajdır. Buna ek olarak, CAD / CAM rezin matriks blokları CAD / CAM seramik bloklardan daha kolay üretilir ve tamir edilebilir. Rezin matriks seramik materyalleri üretim aşamasında yüksek ısıda polimerize edilmektedir bu nedenle kazıma işlemi sonrasında herhangi bir fırınlama ve glaze işlemine gereksinim duyulmamaktadır (62). Rezin matriks seramiklerin polisaj işlemleri; öncelikle 5.000-8.000 rpm devirde elmas kaplı pembe renkli disk şeklinde lastikle yapılır. Ardından ikinci olarak da su soğutma altında 7.000-10.000 rpm devir ile elmas kaplı gri disk şeklinde lastikler ile yüksek parlaklık elde edilir (63). Rezin matriks seramikler rezin simanlar ile simante edilmelidir. 2,5 barı geçmeyen basınç altında 30-50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlama tavsiye edilmekle beraber seramiğe uygulanacak yüzey işlemleri konusunda çalışmalar devam etmektedir (44).

CAD/CAM rezin matriks seramik malzemelerinden birincisi; Rezin nano seramik olarak adlandırılan 3M ESPE firmasının ürettiği Lava Ultimatedir (resim 2). Ağırlıkça %80 oranında rezin nano seramik içeren rezin matriksden oluşmaktadır. Üç çeşit doldurucu seramik partikülü ve çok sayıda çapraz bağ yapan polimer matriks içerisinde 20 nanometrelik silika partikülleri ve 4-11 nanometrelik zirkonya partikülleri kümeleşmiştir (64).



Resim 2: LAVA Ultimate Materyalinin CAD Blokları

Bir başka resin nano seramik olarak adlandırılan diğer materyal ise GC Corp. Firmasının ürettiği Cerasmarttır (resim 3). Resin içerikli gelişmiş nanopartiküllü matriks içerisinde ağırlıkça %71 silika ve baryum cam doldurucular mevcuttur. Gelişmiş nano seramik matriksi içerisinde partiküller eşit ve homojen dağılarak fiziksel özellikleri ve dayanıklılığı artırılmıştır. Yüksek esneklik, yüksek kırılma dayanımı ve yüksek dayanıklılığı sahip Cerasmart ayrıca bonding sonrasında iyi bir marjinal bütünlüğe sahiptir. Homojen nano seramik matris içeriği ile doğal dişlerin yapısına benzer olması nedeniyle, Cerasmartın kendiliğinden polisajlı bir görünümü vardır. Parlatılmış olarak uzun süre kalmasa bile polisajlandıktan sonra yüksek parlaklık kazanacağı kanıtlanmıştır. Estetik özellikleri iyi olan Cerasmart bloklar on ayrı renk ve iki ayrı translusensi özelliği olmak üzere farklı optik özelliklerde piyasaya sürülmüştür (60).



Resim 3: GC Cerasmart materyalinin CAD/CAM blokları

Vita Enamic; üreticilerin hem seramiğin hem de kompozit rezinin pozitif özelliklerini birleştiren bir malzeme yaratmak için her ağı birbirine nüfuz ettiği

polimer ağ tarafından gclendirilen baskın seramikten oluşan yeni bir malzemedir (resim 4). Diş yapısına benzer özellikler gösteren Vita Enamic, PICN (polymer-infiltrated-ceramic-network) olarak da adlandırılıp, ağrılıka %86 feldispar seramik matrisi içine diffüze olmuş %14 polimer ağdan oluşmaktadır. Üstelik malzeme düşük rijitlik, düşük kırılmalık ve düşük sertlik, yüksek elastikiyet katsayısı ve yüksek kırılma dayanımına sahiptir. Vita Enamic, doğal diş yüzeyi ile simantasyon sonrası tek yzeymiş gibi davranıp çatlak durdurma fonksiyonu sağlayarak, dayanıklılığı artmaktadır. Bruksizm gibi parafonksiyonlu hastalarda kullanımı uygun değildir. Vita Enamic bloklar on ayrı renk ve iki ayrı translusensi özelliği olmak üzere farklı optik özelliklerde piyasaya sürülmüştür (63).



Resim 4: VITA Enamic Materyalinin CAD Bloklar

### 2.1.9.2 Tam Porselen Sistemleri Yapım Tekniği Yönünden 4 Gruba Ayrılır

#### 1- Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan seramik sistemleri:

Aluminus porselenler,

Magnessia kor,

Cerestore\Alceram (Innotek Dental Corp., A.B.D.),

Optec (Jeneric, Pentron Inc., A.B.D.),

Hi-Ceram(Vita-Zahnfabric, Almanya),

In-Ceram(Vita-Zahnfabric, Almanya).

**2- Dökülebilir (cam) seramik sistemleri:**

Dicor (Dentsply, A.B.D.),

Cerapearl (Kyocera, A.B.D.).

**3- Sıkıştırılabilir seramik sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen seramik sistemleri):**

IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein),

IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein).

**4- Cad-Cam sistemi (Computer Aid Design- Computer Aided Manufacture System):**

Celay (Mikrona, Almanya) (Copy Milling Tekniği)

Cerec (Sirona Dental Siemens, Almanya)

Cercon (DeguDent, Almanya)

Procera (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)

Precident (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)

Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD)

Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya)

Zeno Tech (Wieland, Pforzheim, Almanya)

## 2.1.9.2.1 Isıya Dayanıklı Day'lar Üzerinde Fırınlanan Seramik Sistemleri

### 2.1.9.2.1.1 Folyo Tekniği:

% 50 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren Aluminus porselenler ve MgO içeren Magnesia kor bu gruba dahildir. Platin folyo tekniği kullanılarak alumina takviyeli porselen kor, kron oluşturma amacı ile son 25 yıldır kullanılmaktadır. Porselen, 0.5-1 mm'lik bir kalınlıktaki bir platin folyo üzerinde yapılabilen porselen kor içine alumina partiküllerinin dağıtılması ile güçlendirilmiştir. Alumina, porselen yapısına eklenen en sert ve en güçlü oksittir. Ayrıca gerilim streslerine karşıda dayanıklıdır. Alumina kor yeterli ışık iletimine ve estetiğe de izin verir. Kor planlaması metal alt yapı planlaması gibidir ve restorasyonun başarısında önemli bir faktördür. Geleneksel feldspatik porselen bu kor yapı üzerine uygulanabilir.(65,66)

Magnesia içeren yüksek genleşmeli magnesia kor materyali  $13.5 \times 10^{-6}$  °C'lik termal genleşme katsayısına sahip olup, metal destekli porselen restorasyonlarda sıklıkla kaplama porseleni ile uyumludur. Magnesia kor materyali platin folyo tekniğinin bir modifikasyonu ile 2050 °F (1121.1 °C) da fırınlanır ve işlem sonunda platin foil çıkartılarak iç yüzeyin glaze işlemi yapılır. Esneme dayanıklılığı glaze uygulamasıyla iki katı olabilir. Glaze, daha fazla kristalizasyon için kor materyali ile reaksiyona girerek yüzey pörözitelerini tamamıyla doldurmaya çalışır. Kor yapının dayanıklılığı, vitröz matristeki magnesia kristallerinin dağılımı ve matris içindeki kristalizasyonu ile sağlanmaktadır(67).

Orijinal folyo tekniğinin modifikasyonu olan yeni folyo sistemleri; Renaissance ve Sunrise gibi sistemleri içerir. Geleneksel jaket kronların içinde bulunan platin folyonun grimsi bir renk oluşturması nedeniyle bu tekniklerde altın folyo kullanılmıştır. Bu sistemler yeterli estetik, iyi bir marjinal adaptasyon ve kullanım kolaylığı sağlamalarına rağmen, kırılma direnci geleneksel kronlardan daha düşüktür ve çok üyeli restorasyonlarda başarısız olması kullanım alanlarını sınırlamaktadır(32,37,67)

### **2.1.9.2.1.2 Cerestore\Allceram (Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen kor):**

1982 yılında Soziu ve Rilley All-ceram (Innotek, Lakewood, Co.) adıyla sistemi tanıtmışlardır. 1983 yılında ise yeniden Soziu ve Rilley tarafından Coors Biyomedikal firması ile cerestore sistemi piyasaya sunulmuştur. Enjeksiyon yöntemi ile şekillendirilen bu teknikte, kristalize magnezyum alüminyum oksit kullanılır (47). Kor materyalinin esas kristalin kısmı, % 65-70 oranında  $AL_2O_3$  ve % 8-10 oranında MgO içerir. Sistemde, ısıya dayanıklı epoksi day kullanılır. Seramik korun mum modelajı yapılır, revetmana alınır. Mum elimine edildikten sonra porselen akıcı kıvama gelene kadar ısıtılır ve kalıp içine enjekte edilir. Soğutulan porselen epoksi daydan uzaklaştırılıp şekil verilir ve 14 saat süreyle fırınlanır. Kor materyalinin içeriğindeki alumina ve magnezyum oksitin reaksiyona girerek fırınlama sırasında meydana gelen magnezyum oksitin kristal formu ( $MgAL_2O_4$ ) hacim artışı oluşturarak porselende büzülmeyle kompanze eder. Ortaya çıkan bu ürün alüminyum oksit ve magnezyum oksit kombinasyonundan daha büyük bir hacim oluşturur. Böylece fırınlama büzülmesi tolere edilerek seramiğin dişe uyumunun çok daha iyi olmasını sağlar. Bu sistemde marjinal adaptasyonun mükemmel olması, kalıba porselenin enjeksiyonla uygulanması, uzun ve yavaş fırınlama zamanına bağlanmaktadır. Sonuç ürün olan magnezyum alüminat ( $MgAL_2O_3$ ) mekanik olarak en güçlü oksit seramik materyalidir. Kor materyalinin %70 kadar alumina kristali içermesi, direncini arttırmıştır. Bu kor üzerinde geleneksel porselenler pişirilir. Cerestore materyali estetiğin artırılması amacıyla üretilmiş, ancak bükülme direnci 90-130 MPa arasında olduğundan sinterlenmiş alumina alt yapılar kadar dayanıklı olamamıştır (32,54,67,68,69). Cerestore, alümin porselenden direnç yönünden farksız olduğu için, posterior dişlerde ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmamalıdır.

### **2.1.9.2.1.3 Mirage 2:**

Mirage 2 sisteminde (Myron International, Kansas City) feldspatik porselene zirkonya fiberler eklenmiştir. Bu ilaveler ile çatlak oluşumu azaltılmış, makaslama transformasyonu inhibe edilerek sertlik artırılmış ve translusenslik azaltılmıştır. Bu durum, renklenmiş diş yapısı maskelenmek isteniyorsa avantaj olarak sayılabilir (35).

#### **2.1.9.2.1.4 Optec OPC :**

Kristalin l s t içeren ve kor kullanılmaksızın tam porselen kron yapımında kullanılan bir sistem de Optec OPC'dir. Optec OPC'deki l s t konsantrasyonu % 50.6'dır ve IPS Empress porseleninden ve klasik metal destekli porseleninden daha fazladır. Folyo veya ısıya dayanıklı day üzerinde yapılabilen bu sistemin feldspatik porselenden daha dirençli olmasına rağmen kor yapılı sistemlerden umulduğu kadar güçlü bulunamamıştır (32,67,70) En önemli avantajı   üyeli köprü yapılabilmesidir ancak yarı Őeffaf bir yapı sergilediği için estetik sağlamak zordur.

#### **2.1.9.2.1.5 Hi-ceram:**

Southan ve Jorgensen, tam porselen kronun yapımı sırasında, porselenin platin yaprağı ıslatmasında zorluklar oluşturduğunu ifade etmiŐler; porselenin ısıya dayanıklı day modelini daha iyi ıslattığını ve daha iyi bir marjinal adaptasyon elde edilebileceğini belirtmişlerdir. Hi-ceram ilk kez 1972'de fosfat bağlı revetman platin yaprak kullanılmaksızın alumina porseleni fırınlanarak elde edilmiştir. Kimyasal yapısı geleneksel alumina kor yapısına benzer, ancak daha fazla alumina içerir. %70 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Alumina) içeren bir kor materyalidir. Teknikte kor porseleni direk olarak ısıya dayanıklı day üzerinde fırınlanmakta, dentin ve mine ise daha sonra bilinen yöntemlerle kor üzerinde Őekillendirilmektedir(32).

Hi-ceram kor materyali, geleneksel porselenden %25 daha serttir. Teknikte kullanılan day materyali, kor porseleni ve bunun üzerinde piŐirilen porselen ile eşit ısısız genleşme katsayısına sahip olduğundan, hi-ceram kor porseleninin fırınlanmasına olanak verir. Böylece porselenin direk olarak day üzerinde oluşturulması sağlanır.

Hi-ceram sistemi, üstün estetik sağlar, kenar uyumu ve boyutsal stabilitesi iyidir. Teknik diğer metal desteksiz porselen sistemlerine göre daha ucuzdur ve mevcut porselen fırınlarında yapılabilir, ilave alet ve ekipman gerektirmez. Kullanım alanı tüm dişlerde tek kron restorasyonudur. Röntgende transl sens görüntü vererek radyografik teŐhisi kolaylaştırır. Doğal dişle aynı ışık geirgenliğindedir. Bunun yanında, diğer tam porselen sistemlerine göre daha fazla çalışma aşaması vardır. Son



fırınlamadan sonra aşındırıcılarla day materyali krongon uzaklaştırılırken kenar uyumu bozulabilir. Kenar uyumu bozulduğu takdirde porselen mum tekniği ile basamak porseleni kullanılarak kenar uyumunun düzeltilmesi gerekir. Partiküller arasında homojenite sağlanamadığı için pörözite olabilir (32,70)

#### **2.1.9.2.1.6 In-ceram:**

1989 yılında Dr. Sadoun tarafından geliştirilen In- ceram tam porselen sistemi, yüksek kırılma direnci sayesinde ön ve arka bölgedeki krongonların ve ön bölgedeki köprü protezlerin yapımında kullanılabilir. In-ceram ince grenli  $Al_2O_3$ 'ün ince cam tabakasıyla birbirine kaynaşmış, homojen ve pörözsüz yapısı nedeniyle, bu güne kadar diş hekimliğinde kullanılan porselen materyallerinin hepsinden daha yüksek eğilme dayanıklılığına sahiptir. % 90  $Al_2O_3$  içeren bir kor materyalidir (32,67).

In-ceram porselen sistemi alumina ve infiltre cam denilen iki fazdan oluşup , üç boyutlu olarak birbirleriyle penetrasyon göstermektedir. Bu sistemde kor materyaline yüksek direnç sağlayan 1-5 mikron gren boyuna sahip alüminyum oksit kristalleri kullanılır. Ağırlıkça % 70-80 alüminyum oksit içeren alumina kristallerinin su içindeki süspansiyonuna slip adı verilir ve bu slip özel ısıya dayanıklı refractory day üzerine sürülür ve 1120 °C'de 10 saat süre ile fırınlanır. Su kapiller basınçla refractory daya geçer ve day üzerinde alumina partikülleri birikir. Bu tekniğe slip casting denir. Alüminyum oksit kor materyalinin likidi, day da bulunan mikroskobik düzeydeki kapiller tüpler ve gözenekler yoluyla oluşan kapiller çekim ile emildiğinden çok yoğun bir alumina tabakası oluşur. Alumina kor materyali aşırı kompakt olması nedeniyle yalnızca % 3'lük büzülme gösterir. Bu büzülme miktarı da day alçısının sertleşme genişmesi ile kompanze edilir. Birbirine yalnızca küçük bağlarla tutunan kompakt alumina partikülleri oldukça pöröz bir yapı oluşturur. Bu pöröz yapının düşük vizköziteye sahip cam ile infiltre edilip fırınlanmasıyla yüksek dirence sahip alumina kor meydana gelir. Ortaya çıkan kor materyalinin üzeri yüzey porseleni ile kaplanarak restorasyonun son şekli elde edilir (32).

In-Ceram porseleninin direnci infiltre edilmiş cam ve alüminanın birbiri içine sindiği ağ şekline bağlıdır. Cam infiltrasyonu ile direncin artmasının sebebi

aluminanın pörözitesinin azalmasına, dağılım güçlendirilmesi ile cam ve alumina partikülleri arasında oluşan sıkışma kuvvetlerine dayanmaktadır.

In-ceram restorasyonlar mükemmel bir marjinal adaptasyon ve dayanıklılığa sahiptir ve araştırmalarda iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir. Ancak pahalı olması yapımının zaman alması ve özel alet ve ekipman gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (32,37,67,70,71) .

In-Ceram altyapılar aynı zamanda yarı sinterize hazır seramik bloklardan freze yöntemi ile de elde edilebilmektedir . Hazır bloklar,elde edilen tarama verilerine göre freze işlemi ile şekillendirilir ve daha sonra ısıtılarak sertleştirilir (7).

In-Ceram aluminanın kor yapısındaki alumina oranının % 96.56 olduğu ve infiltre edilen camın, lanthanium alumina silikat ve az miktarda sodyum ve kalsiyum içerdiği bildirilmiştir. Lanthanium, camın vizközitesini düşürerek infiltrasyonu kolaylaştırır, ayrıca porselenin kırılma indeksini artırarak şeffaflığını geliştirir. Ancak in-ceram alumina yarı opak yapısından dolayı ışığın tam geçişine izin vermez ve estetik olanakları sınırlıdır(72). In-Ceram alümina kopingler üzerine feldspatik porselenler işlenebilir. In-Ceram alümina seramik materyalinin bükülme direnci 236-600 MPa, kırık direnci ise 3.1-4.61 MPa arasındadır (73). In-Ceram alümina seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgede üç üye köprü ve tek kron restorasyonlar yapılabilmektedir.

In-ceram tekniği için alumina yerine "Spinel" ( $MgAl_2O_4$ ) ve "Zirkonya" ( $ZrO_2$ ) kullanılmıştır. In-Ceram-Spinell, kristal olarak magnezyum spinel içerir ve dentinin translusensi özelliklerini sergilediği için alüminaya göre daha estetik olması sağlanmıştır. Ancak alüminyum oksit yerine magnezyum alüminat spinell kullanıldığı için de dayanıklılığı daha düşüktür (350 MPa) (74,75). Estetik gereksinimin yüksek olduğu anterior bölgede kron restorasyonu olarak kullanılabilir. In-ceram zirkonya; orijinal in-ceram alümina sisteminin % 35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alüminaya içeren bir modifikasyonudur (76). In-Ceram zirkonya seramik materyalinin bükülme direnci 421-800 MPa, kırık direnci ise 6-8 MPa arasındadır (77). In-Ceram zirkonya, "slip cast" tekniği ile veya hazır bloklarla CAD-CAM teknolojisi ile de uygulanabilir (47).

In-Ceram zirkonyanın aşırı opak özelliği nedeni ile anterior bölgede kullanılması endike değildir, ancak posterior bölgede köprü ve kron restorasyonlarının yapımında endikedir. Altyapı seramikleri fırınlamalar neticesinde büzülme gösterirler, ancak zirkonya altyapıdaki büzülme yok denecek kadar az seviyededir. Bundan dolayı iyi bir kenar uyumu elde edilir (47,72).

### **2.1.9.2.2 Dökülebilir (cam) seramik sistemleri:**

#### **2.1.9.2.2.1 Dicor:**

1983 yılında Grossman'ın, 1984 yılında da Adair'in ortaya koyduğu dökülebilir seramik sistemidir. Dicor camsı yapıda çekirdekler halinde kullanıma sunulmuştur ve mum atımı tekniği ile kullanılmaktadır. Döküm cam porselenleri  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{MgO}$ , florür ( $\text{MgF}_2$ ), az miktarda  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_3$  ve floresans ajanı içerirler. Teknik olarak tetrasilik flouromica cam seramikler ( $\text{K}_2\text{Mg}_5\text{Si}_2\text{OF}_4$ ) olarak tarif edilirler. %45 bölümünü cam oluşturur. Mica kristaller yaklaşık  $1\mu\text{m}$  kalınlıkta ve 5-6 mm boyutlarındadır. Bu kristaller materyalin flexibilitelerini ve yüzey işlenebilirliğini sağlarken kırık oluşumuna karşı direnç ve dayanıklılık da kazandırır. Yapım tekniğinde, özel Dicor döküm cihazı kullanılarak kor elde edilir. Dicor cam porselen  $1370\text{ }^\circ\text{C}$  'de fosfat bağlı revetman içerisinde santrifuj tekniği ile dökülür. Dayanıklılığı artırmak üzere kristalizasyon fırınlanması uygulanır. Daha sonra kristalizasyon işlemi için ısı uygulamasına tabi tutulur. Kristalizasyon işlemi olarak adlandırılan ve  $650-1.075\text{ }^\circ\text{C}$  arasında uygulanan ısı işlem esnasında cam matriks içerisinde tetrasiklik flor mika kristalleri büyüme göstererek dayanıklılığı artırmada rol oynar. Porselenin renklendirilmesi yüzey cilası veya ince veneer porselen uygulaması ile yapılır. Dicor kronların dış boyama ve translüsent yapısından kaynaklanan estetik sınırlamaların üstesinden gelmek amacıyla, döküm seramik kopingin üzerine feldspatik porselen pişirilmektedir. Dicor normal porselenin iki katı esneme dayanıklılığına sahiptir. Dicor'un yüksek baskı kuvvetlerine karşı dayanıklılığı, sertliği, yoğunluğu, aşınmaya karşı direnci, ısıl genleşme katsayısı ve yarı şeffaflık özelliği doğal diş dokusuna benzer. Avantajları; iyi estetik, iyi boyutsal stabilite, radyolüsent olması, düşük ısı iletkenliği, aşınmaya karşı dirençli olması, detaylı oklüzal anatomi oluşturulabilmesi ve 3-5 kez boyanabilmesidir. Dezavantajları arasında ise; estetik amaçlı ilave ısıl işlemlerin büzülme neden

olması, yapımı için uzun zaman ve ilave ekipman gerektiğini sayabiliriz (6,32,54,78,79).

#### **2.1.9.2.2.2 CeraPearl**

Dökümü yapılabilen apatit seramik olarak bilinen CeraPearl, Hobo ve Iwata tarafından doğal diş yapısını taklit etmek için sentetik hidroksiapatitin en ideal restoratif materyaller olacağı düşüncesiyle 1985 yılında indirekt bir teknik olarak geliştirilmiştir. Doğal diş minesi gibi hidroksi apatit kristalleri içerir. Yapım tekniğinde kron özel bir düzenekte döküm yöntemi ile elde edilir. CeraPearl sisteminin tekniği Dicor cam porselene benzemektedir. Bu sistemde kalsiyum fosfat esaslı cam kontrollü ısı uygulamasıyla kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Bu ilk kristalin faz oksiapatid yapısındadır ve stabil değildir. Suyun varlığında hemen hidroksiapatite çevrilir. Daha sonra kron üzerine Cerastain glaze maddesi ve boyama uygulanarak fırınlama işlemi yapılır). Işık kırma indeksi, densitesi ve termal iletkenliği gibi fiziksel özellikleri doğal mineye benzer bulunmuştur. Yüksek biyolojik uyuma sahiptir, ısı iletkenliği düşük ve aşınmaya karşı dirençlidir. Baskı kuvvetlerine karşı olan direnci 590 MPa'dır (6,32,54,78,79).

Dökülebilir seramikler hakkında kimyasal yapılarının ağız ortamında stabil olmaması ihtimalinden dolayı çok az gelişme sağlanabilmiştir (4).

#### **2.1.9.2.3 Sıkıştırılabilir seramik sistemleri (ısı ile basınçlı olarak üretilen seramik sistemleri):**

##### **2.1.9.2.3.1 IPS Empress: (Lösit İle Güçlendirilmiş Tam Seramik Sistemi)**

Cam seramik yapının lösit kristalleri ile güçlendirildiği seramikler 1983 yılında Wohlwend tarafından Zürich üniversitesi Sabit-Hareketli Bölümlü Protezler Bölümünde geliştirilmiş bir sistemdir. 1986'dan itibaren de Ivoclar Firması ile bağlantılı olarak üretime geçmiştir. Isı ve basınç altında şekillendirilen, temelde yüksek lösit içerikli feldspatik porselendir. Bu materyal kimyasal olarak  $\text{SiO}_2$ -  $\text{AlO}_3$ -  $\text{K}_2\text{O}$ 'den oluşur. Yaklaşık 1-5  $\mu\text{m}$  büyüklüğünde olan lösit kristalleri silikat cam matris hacminin % 40'ını oluşturur. Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve

aşındırma etkisi doğal dişe benzer, bükülmeye karşı direnci 160 MPa'dır. Kırılma dayanıklılığı değerleri ise 1.5 - 1.7 Mpa/m arasındadır. Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 adı verilen özel fırında 1075 °C veya 1180 °C de viskoz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır. İki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyona son şekli verilir ve estetik ve istenilen renge göre glaze işlemi uygulanır. Tabakalama tekniği dediğimiz ikinci teknikte ise, presleme sonrasında seramik alt yapı elde edildikten sonra üzerine renkli veneer seramik materyali uygulanarak restorasyonun son şekli verilir ve pişirilir. IPS Empress sistemi ile üretilen restorasyonlar yüksek translusenslikleri nedeniyle oldukça estetik restorasyonlardır. Ancak renklenmiş dişlerde, metal post-kor uygulanmış dişlerde ve metal abutment kullanılan implant üstü restorasyonlarda uygulanmaları endike değildir(72). IPS Empress laminate veneer, inley, onley ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Mekanik özellikleri üç ve daha fazla üyeli köprü yapımına izin vermez (67,79,80)

IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) ise daha küçük partikül boyutuna sahip olması ve partiküllerinin daha uniform biçimde dağılması dışında IPS Empress'e benzer bir lösitle güçlendirilmiş seramiktir. 1998 yılında CEREC inLab sistemi (Sirona Dental Sistemleri, Almanya) ile kullanılmak üzere dizayn edilmiştir.

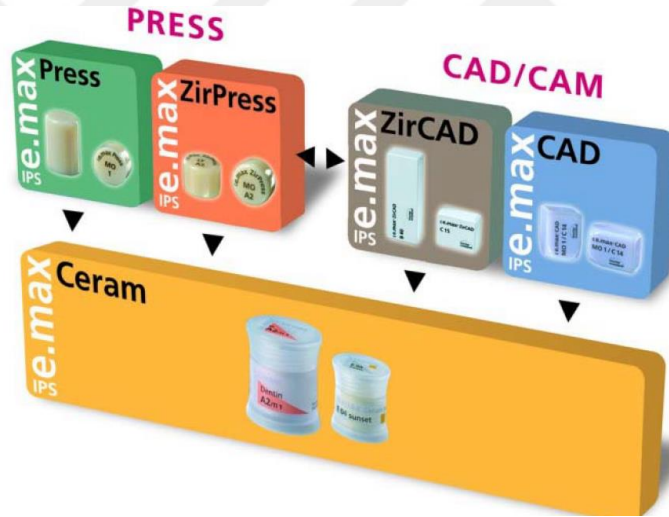
2004 yılında Ivoclar Vivadent, Empress Esthetic adlı yeni bir sistemi piyasaya sunmuştur. Bu sistem, Empress sistemi gibi lösitle kuvvetlendirilmiş preslenebilir cam seramik materyalidir. Empress sistemine göre daha homojen bir yapıya sahiptir. İçeriğindeki kristallerin partikül boyutlarının daha küçük olması estetiği arttırmıştır(81).

Farklı firmalar da IPS Empress'e benzeyen yapıda lösit içerikli tam seramik sistemlerini piyasaya çıkarmışlardır. Bu sistemlere örnek olarak, Finesse(Ceramco), Matchpress (Matchmaker), Cergo (Degussa) ve Evopress (Wegold) verilebilir. Finesse materyalinin bükülme direnci yaklaşık 120 Mpa iken, Matchpress'in yaklaşık 115 Mpa, Cergo'nun 100-120 MPa ve Evopress' in yaklaşık 100 MPa'dır (82,83,84).

### 2.1.9.2.3.2 IPS Empress 2: (Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Tam Seramik Sistemi)

IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ilk defa Kasım 1998'de piyasaya sunulmuş lityum disilikat cam seramiktir(85). IPS Empress 2'nin geliştirilmesindeki esas amaç üç ve daha fazla üyeli köprülerin yapılabileceği bir materyal üretmektir. Metal desteksiz cam porselen restorasyon yapım tekniklerinin en yenisidir. Restorasyonun kor kısmı kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor kısmının esas kristalin fazı lityum disilikattır. Lityum disilikat cam porselen ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir. Ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike ve zaman alıcı olması gibi dezavantajları nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1998 yılında lityum disilikat cam porselen kullanımı ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin, lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir. Materyal kimyasal olarak  $\text{SiO}_2$ - $\text{Li}_2\text{O}$  dan oluşur. Lityum disilikat kristali  $\text{SiO}_3$  ve tetragonal yapı arasında güçlü çapraz bağlar gösteren silikat yapıdır. Lityum disilikatın güçlendirme mekanizması partiküllerin soğuma esnasında çevreleyen cam matriksten daha fazla hacimsel büzülme göstermesiyle gerçekleşir. Kristallerin daha fazla hacimsel büzülme göstermeleri termal genleşme katsayılarının cam matriksten daha fazla olmasına ve faz değişimi göstermelerine bağlıdır. Lityum disilikat cam porselen tabletleri EP500 adı verilen özel fırında 920 °C de visköz akma özelliğine ulaşır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollar(88). Empress II sisteminde restorasyonun bitimi, Empress' ten farklı olarak yalnızca tabakalama tekniği ile gerçekleştirilir. Alt yapı, fluoroapatit bazlı bir veneerleme porseleni(IPS Eris, Ivoclar Vivadent) ile kaplanarak ışık geçirgenliğine olanak veren yarı translusent bir restorasyon elde edilir. Bu veneer porseleni 800° C'de sinterlenebilir. Sinterleme sırasında cam matrikstekki apatit kristallerinin bir kısmı cam-seramik yapının dışında çöker. Bu çöken kristaller biyouyumluluğu artırırlar ve veneer materyalinin translusensi, parlaklık ve ışık geçirgenliği gibi optik özelliklerine katkıda bulunurlar(87). IPS Empress II lityum disilikat kristalleri dışında düşük oranlarda 0.1 - 0.3 µm

partikül boyutlarındaki lityum ortofosfat kristalleri (LiPO4) de içerir (86).Lityum disilikat cam seramikler (SiO2-Li2O) ısı ile presleme ve mum uçurma tekniklerinin kombinasyonu ya da prefabrike blokların frezlenmesi işlemi ile üretilebilirler. IPS Empress 2 sistemi ön ve arka grup dişlerde tek kronlarda, ön ve arka grup dişlerde üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Arka grup dişlerde üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde (yaklaşık 4-5 mm) olmalıdır. IPS Empress ve IPS Empress 2' nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu farklılık, IPS Empress 2' nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2' de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski en azdır. IPS Empress II' nin bükülme direnci (350±50 Mpa) ve kırılma dayanıklılığı 2.8 - 3.5 MPa/m'dir(85). Simantasyonda tercihen adeziv simantasyon tekniği kullanılır.



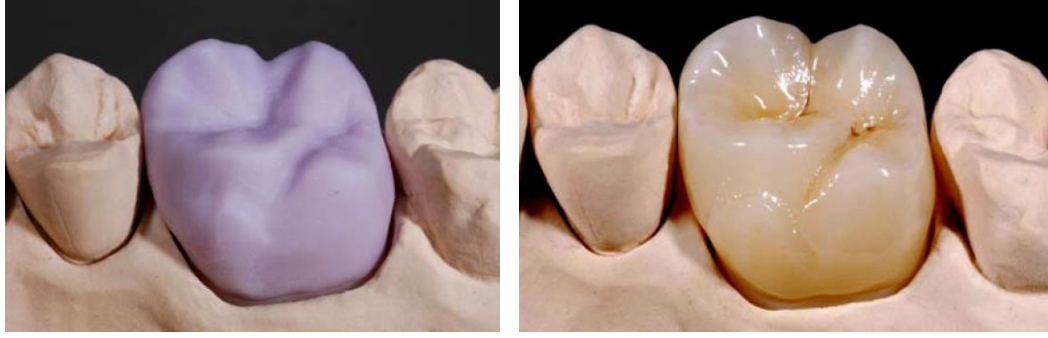
Şekil 1: IPS E-max sisteminin ürünleri

2005 yılının sonunda Ivoclar Vivadent (Liechtenstein) firması IPS Empress II'nin bir sonraki jenerasyonu olan IPS e.max sistemini üretmiştir. IPS E-max hem press, hem de CAD/CAM teknolojisi için estetik ve dayanıklı ürünler sunmaktadır. IPS e.max sistemi 5 komponenti içeren bir tüm seramik sistemidir (şekil 1). Bu özellikleriyle estetik sonuçlar elde etmeyi sağlayan pres teknolojisi alanında, estetik lityum disilikat cam seramik ingotlar olan IPS e.max Press, ve

zirkonyum dioksit üstünde çabuk ve etkin bir florapatit cam seramik olarak kullanılan IPS e.max ZirPress ürünleri mevcuttur. CAD/CAM tekniğiyle yapılan ürünler ise lityum disilikat cam seramik blok olan IPS e.max CAD ve zirkonyum oksit blok olan IPS e.max ZirCAD'dir. IPS e.max Ceram; nano-fluorapatit yapıda olan düşük ısı seramiğidir. Presleme ya da CAD/CAM yöntemi ile üretilen lityum disilikat veya zirkonyum oksit alt yapıların üzerine yığılarak, üst yapı seramiği olarak kullanılmaktadırlar (81).

IPS e.max Press, IPS Empress II gibi preslenebilir lityum disilikat cam yapısındadır. IPS e.max Press materyali daha farklı fırınlama kurallarına tabi tutulmuş, ingotların içerisinde yüzey defekti oluşma riski önlenerek fiziksel özellikleri arttırılmış ve materyalin translusensliği geliştirilmiştir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3 ila 6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Cam matrisine gömülmüş bu lityum disilikat kristalleri, materyalin % 70 'ini oluşturmaktadır. Bu materyalde, renk pigmentleri erime ısısına ulaştığında eriyeceği için eklenmemiştir. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar istenilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilesidir. Bunun aksine renk pigmentleri kullanılmış olsaydı, mikroyapıda kusurlara neden olurdu. IPS Emax ingotlar şeklinde bulunur ve farklı endikasyonlara yönelik MO (Medium opacity), LT (Low translucency) ve HO (High opacity) olmak üzere farklı opazitelerde ingot seçenekleri vardır(81). Materyalin yapısındaki değişikliklerle farklı derecelerde opasitede ingotlar üretilmiş ve dayanıklılığı arttırılmıştır. IPS E-max Press, Empress II' den daha küçük partiküller içerir ve 400 MPa bükülme direnci, 3.0 MPa/m kırılma dayanımı gösterir. Empress II' den yaklaşık % 10 daha yüksek değerler göstermektedir(89). Bu sayede IPS E-max Press anterior ve posterior bölgede hem tek kron hem de tek diş eksikliği durumunda 3 üyeli köprülerin yapımında kullanılabilir(81).





Resim5: IPS E-max CAD Kristal Fazları ( Lityum Metasilikat-Lityum Disilikat)

Lityum disilikat cam seramik olan IPS E-max CAD bloklar, kristalin fazda mükemmel homojenlik gösterir ve CAD-CAM ünitede kolaylıkla üretilmektedir. Lityum disilikat bloğu frezeleme işleminden sonra 2 aşamalı kristalizasyon işlemine maruz bırakılmaktadır. İlk aşamada lityum metasilikat kristalleri çökelmiş frezelenmiş haldeki blokta, cam seramik matris içerisinde kalınlıkları 0.2 ile 1.0  $\mu\text{m}$ . arasında değişen kristaller ve hacmen %40'lık lityum metasilikat kristalleri bulunmaktadır. Mavi renkteki bu pre-kristalize aşamada, CAD/CAM blokları 130-150 MPa bükülme dayanımı göstermektedir. Kristalin ara fazındaki mavi renk farkı sayesinde freze işlemleri ve manuel adaptasyon daha hızlı ve verimli yürütülmektedir (90). Son kristalizasyon işlemi restorasyon 850°C ısı altında vakumlanarak gerçekleşir. Metasilikat kristal fazı tam olarak çözünür ve lityum disilikat kristalize olur. Fırınlama işlemi toplam yarım saat sürmektedir. Pek çok CAD-CAM seramiğinin aksine bu materyal 30 dakikalık kristalizasyon süresi boyunca büzülmeye maruz kalmaz (91,92,93). Bu işlem mavi tonlu presinterize bloğu, seçilen dişin tonuna çevirir (resim 5). Kristalizasyon sonucunda cam matris yapı içerisindeki kristallerin kalınlığı 1.5  $\mu\text{m}$  olur ve cam matris yapının hacmen %70 kadarı kristal yapı tarafından oluşturulur. Kristalizasyon sonrasında, IPS E-max CAD cam seramiği 360 MPa'lık bükülme dayanımı gösterir. Kırılma sertliği 2.25 MPa, elastiklik modülü 95 GPa, Vickers sertliği 5800 MPa'dır. Blokların orta derecede opasiteye sahip MO ve düşük derecede translüsensiye sahip LT olmak üzere iki farklı opasite formu bulunmaktadır. LT bloklar tam anatomik kronlar için daha uygundur. MO bloklar ise tabakalama tekniği için daha uygundur. LT blokların renk seçeneği daha fazladır; A-B-C-D renklerine ek olarak BL1'den BL4'e kadar 4 farklı

renk seçeneği mevcuttur. Yüksek oranda translüsent özelliği ve renk tonu çeşitliliğinin fazla olması nedeniyle materyal tam anatomik (monolitik) restorasyonlarda veya veneer seramiği ile beraber alt yapı kor materyali olarak kullanılabilir. Materyalin kullanım alanı; anterior ve posterior kronlar, implant üstü kronlar, 3 üyeli anterior köprü alt yapısı, inleyler, onleyler ve laminalardır (94).



Resim 6: Vita Suprinity cam CAD bloklar

Mayıs 2014'dan itibaren VITA Zahnfabrik firması tarafından piyasaya yeni bir cam seramik materyali sunulmuştur (Resim 6). Vita Suprinity olarak adlandırılan yeni cam seramiğin yapısı %70 oranında Lityum silikat içerip ağırlıkça %10 miktarında da zirkonya eklenerek güçlendirilmiştir. Cam seramiğin optik özellikleri ve zirkonyanın olumlu mekanik özellikleri birleştirilerek elde edilen bir materyaldir. Yapısındaki zirkonya partikülleri (%8-10) sayesinde oldukça dayanıklıdır. İnce kristalin yapı yaklaşık 0,5 µm boyutlarında ve homojen olarak dağılmıştır. Küçük ve homojen taneleri sayesinde üretilme aşaması (milling) kolaydır. Frezelemeden sonra kırılma direnci 210 MPa iken kristalleşme sonrası kırılma direnci 420 MPa'ya ulaşır. Ayrıca sürekli yük testleri ve Weibull modülü, Vita Suprinity'nin dayanıklı restorasyonlar ve güvenilirlik seviyesinin yüksek olduğunu göstermektedir. Lityum disilikat seramiklerle karşılaştırıldığında, Vita Suprinity; CAD/CAM sistemleri ile üretildikten sonra gelişmiş bir kenar uyumu stabilitesi göstermektedir. Vita Suprinity ile yüksek translüseni, floresans ve opalasan, estetik sonuçlar elde edilebilir. Ayrıca, doğal renk uyumu Vita VM 11 kaplama malzemesiyle sağlanabilmektedir. Yardımcı pişirme macunu kullanılmaksızın kristalleştirilir ve yüksek fırınlama kararlılığına sahiptir.



Resim 7: VITA Suprinity CAD Bloklar- Sinterlenmemiş Cam Hali - Sinterlenmiş Ve Glaze Uygulanmış Hali

Resim 7'de sinterlenmeden önceki cam faz hali ve sinterlemeden sonraki glaze uygulanmış hali birlikte. Sonuç olarak, kristalleştirme işlemi sırasında standart sıcaklığın biraz altında ya da üstünde olsa bile; sıcaklık boyutsal stabilite ve mekanik özellikleri üzerinde değişime neden olmaz. Vita Suprinity bloklar 0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2 and D2 gibi on iki ayrı renk seçeneğinden oluşmaktadır. Translusens (T) ve High Translusens (HT) olmak üzere iki ayrı translusensi özelliği ile farklı optik özelliklerde piyasaya sürülmüştür. Vita suprinity; Anterior ve posterior kronlar, implant üstü kronlar ve laminalarda kullanılmaktadır (95). Cam seramikler ile oldukça translusent ve estetik restorasyonlar oluşturulurken; bu tip restorasyonlar hidroflorik asitle asitlenip ardından adeziv olarak simante edildiklerinde, klinik ömürleri ve dayanım süreleri uzun olur.

#### **2.1.9.2.4 Cad-Cam Sistemleri (Computer Aid Design- Computer Aided Manufacture System):**

CAD/CAM; bilgisayar kontrolü ile çalışan makine ile üretilecek malzemenin bilgisayar ekranında üç boyutlu tasarımı anlamında kullanılan makine teknolojisinde kullanılan bir kelimedir. CAD teriminin açılımı: Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Dizayn demektir. CAM terimi ise, Computer Aided Manufacturing - Bilgisayar Destekli Üretim anlamındadır (96). 1971 yılında Francois Duret, endüstride kullanılan teknolojinin diş hekimliğine transfer edilebileceği fikrinden yola çıkarak CAD/CAM teknolojisini dişhekimliğine tanıtmıştır. 1979 yılında Heitlinger ve Rodder adlı araştırmacıların ardından 1980 yılında Moermann ve

Brandestini CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında ilk dental CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır. 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içersine yerleştirilen ilk kuron elde edilmiştir (97). 20. yüzyıla gelindiğinde hem dental materyaller hem de dental teknolojilerde dikkati çekecek gelişmeler olmuştur. Kayıp mum tekniği ile metal alaşımların dökümü, akrilik rezinlerin hamur halinde modelasyonu ve polimerizasyonu, dental porselenin fırınlanması gibi sistemler geliştirilmiştir ancak bu sistemler artık konvansiyonel dental laboratuvar yöntemleri olarak bilinmektedirler. Zamanla dental materyallerin estetik ve güvenilirliği ile ilgili beklentilerin artması nedeniyle; dental restorasyonların yapımı için yeni, yüksek dayanıklılığa sahip seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyallerin konvansiyonel yöntemlerle tam uyumlu olmamaları nedeniyle de yeni, sofistike üretim teknolojileri ve sistemleri geliştirilmiştir. Bunun için geliştirilen teknolojilerden birisi de bilgisayar destekli tasarım ve üretimdir (CAD/CAM) (24). Günümüzde CAD/CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak ağızdan direkt olarak ya da alınan konvansiyonel ölçüden taranan model üzerinden elde edilen dijital ölçüler üzerinde bilgisayar ortamında modelasyon yapıldıktan sonra bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır porselen bloklardan kazınarak üretilmektedir. 1984 den günümüze Cerec, DC-Zirkon , Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemler gibi birçok CAD/CAM sistemi gelitirilmiştir. Dental CAD/CAM sistemlerin son 20 yılda kullanımları gittikçe artmış, günümüzde CAD/CAM sistemleri oldukça popüler hale gelmiş, bu sistemlerle birlikte alümina ve zirkonyum polikristallerinin kullanımına başlanmıştır. Bilgisayar teknolojisi, estetik restorasyonların ve seramik alt yapıların hazırlanmasında diş hekimliğine önemli bir zenginlik katmıştır (98).

Tüm CAD/CAM sistemleri 3 aşama ile uygulanır (51):

- Veri elde etme (diş preparasyonu, komşu ve karşı dişlerin geometrisinin taranması),
- CAD (preparasyona uygun tasarımın yapılması),
- CAM (restorasyonun üretimi).

### • *Veri Elde Etme/Tarama (Data Capture)*

Ticari olarak mevcut CAD/CAM sistemlerinde veri elde etme işlemi birbirinden oldukça farklı yöntemlerle sağlanır. Veri elde etme işlemi iki şekilde olabilir; birincisi klinikte doğrudan hasta ağzından optik tarayıcı ile ölçü alınmasıdır. İkinci yöntem ise hastadan alınan konvansiyonel ölçü ile elde edilen model üzerinde tarama yapılmasıdır. Bir intraoral dijital üç boyutlu tarayıcı, Cerec 3D sistem, Evolution 4D sistemi, Hint-Els sistemi, Cadent İtero sistemi ve Lava C.O.S. için gerekli olan komponenttir. Genellikle diğer CAD/CAM sistemlerde veriler model üzerinden mekanik veya optik sayısallaştırıcılar (tarayıcı) kullanılarak elde edilir. Mekanik sayısallaştırıcı, tarayıcının dış ile göreceli olarak pozisyonunu koruyarak, prepare edilen diş yüzeyinin tamamının haritasını oluşturur. Bu sayısallaştırma işlemi genellikle elde edilen alçı model üzerinde olur. Optik tarayıcılarda ise ortamdan elde edilen veriler sistemin intraoral veya ekstraoral olarak optik kamerası ile sağlanır. Bazı görüşlere göre, bu görüntüleyicilerin yüksek hassasiyete sahip teknoloji kullanmaları intraoral olarak kullanılmalarmı önlemektedir. Mekanik dijitalleştiriciler cihazın dişe göre göreceli pozisyonunu koruyarak prepare dişin tüm yüzeylerinin haritasını çıkarırlar. Optik dijitalleştiriciler de herhangi bir harekete karşı son derece hassastırlar. Veri alımı sırasında hastanın çok az bir hareketi bile bu tip tarayıcılarla verinin kalitesini bozar (8). Bu yüzden mevcut CAD/CAM sistemlerini çoğu başlangıç noktası olarak alçı model kullanmaktadır. Bu amaçla kullanılan ekstraoral tarayıcılar; temas uçlu, lazer uzaklık ölçer, CCD kameralı çizgisel lazer ışını şeklinde olabilir. Temas uçlu ince bir prob kullanıldığında, ne kadar hassas olsa da tüm modelin taranması oldukça zaman alıcıdır. Lazer uzaklık ölçer göreceli olarak daha ekonomik ve daha kısa sürelidir. Ancak; gönderilen lazer ışınından yansıyan ışığın PSD sensör tarafından tekrar algılanması nedeniyle, difüzyon etkisi sonucu hassasiyet düşmektedir. Köşelerin hassasiyetini elde etmek oldukça güçtür. Çizgisel lazer kullanıldığında tarama zamanı oldukça kısalmı ama CCD kamerasının çözünürlüğü hassasiyeti etkiler (99). Bu yöntemlerden hiçbirisinin dişin undercutlarında ölçüm yapamaması nedeniyle alçı model tablasının çok eksenli kontrolü ve projeksiyon ışını gerekmektedir (24). Restorasyonu yapılacak diş modelleri bilgisayara 3 boyutlu olarak aktarılır. Tarama

işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen veriler bilgisayar ortamında yine sistemin yazılımı sayesinde sanal modele dönüştürülmektedir (8).

### • *Restorasyon Dizaynı*

Bilgisayar ekranında sanal üç boyutlu dental restorasyonlar tasarlamak için çok çeşitli CAD yazılımları mevcuttur. Pek çok otomatik sistemde, kullanıcı genellikle tercihlerine göre, otomatik olarak tasarlanan restorasyonu modifiye etme imkanına sahiptir. Veri elde etme sistemleri gibi yazılım programları da kendi CAD/CAM sistemine özgüdür ve birbirleri arasında değiştirilemezler. CAD yazılımı ile sanal model üzerinde restorasyonun sınırları ve tasarımı tamamlanır. Restorasyonun temas noktalarına yada ekvator bölgelerine istenilen şekilde elde edilen verilere göre ek yapılabilir yada silikleştirilebilir (8).

### • *Restorasyonun Üretimi*

CAM, bilgisayarın kontrollü şekillendirme aşamasıdır. Dental restorasyonların üretimi için çeşitli teknolojiler kullanılmıştır. İlk sistemler prefabrike bir bloktan frezler, elmaslar veya elmas diskler yardımıyla kesme işlemini uygulamaktaydı. Bu yaklaşım "eksiltici yöntem" olarak isimlendirilebilen, bir bloktan materyal eksilterek sonunda istenilen şeklin bırakılması yöntemidir. Eksiltme ile üretim yöntemiyle tüm şekiller elde edilebilir ancak pahalı olan bu materyallerin büyük bölümü ziyan edilmiş olur. Tipik bir dental restorasyon elde etmek için bloğun yaklaşık %90'ı eksiltilir. Bu yöntem alternatif olarak günümüzde üç boyutlu serbest-şekilli üretim (solid free-form fabrication) olarak adlandırılan hızlı prototip üretimi gibi "ekleme (ilave edici)" yöntemini kullanan CAM üretim sistemleri de geliştirilmiş ve geliştirilmektedir. Selektif lazer sinterleme hem metal hem de seramik restorasyonlar üretmek için kullanılabilen bu tip teknolojilerden birisidir (Medifactoring, Bego Medical AG, Bremen, Germany - Hint ELs, HintBELs, Griesheim, Germany). Bu yöntemde parçanın bilgisayarlı tasarımı diğer CAD/CAM sistemlerindeki gibidir. Ancak kesmek yerine, sistem materyali seramik veya metal tozlarının yer aldığı bir küvetten sinterler ve tüm parça tamamlanana kadar bunu sürdürür. Hiçbir artık materyal kalmaz. Bazı ticari CAD-CAM sistemleri ekleme ve eksiltme yöntemlerini birlikte kullanmaktadır. Bu

yöntemlerden biri olan Procera önce prepare edilen dişin 3 boyutlu olarak büyütülmüş hali metal üzerinde eksiltme işlemi ile oluşturulur (Büyütülmüş day, final restorasyonun sinterizasyonundan sonra oluşacak büzülme için kompanse etmek için kullanılmaktadır). Kullanılacak materyal metal day üzerine, toz halinde ve basınç ile ekleme yöntemiyle, büyük bir blok oluşturacak şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra oluşturulan blok restorasyonun dış şeklini vermek üzere frezelenmektedir (8). CAD/CAM restorasyonlar, model üzerinde hazırlanan mum modelajın tarayıcı ile taranması sonrasında porselen bloktan kazındığı copy milling (kopyalama freze) tekniğiyle (örn:Celay, Mikrona) veya preparasyonun ya da konvansiyonel ölçülerin taranarak, bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların kazındığı CAD/CAM tekniğiyle şekillendirilebilir (örn: Procera, Nobel Biocare) (100,101). Bir diğer kombine CAM yaklaşımı (Wol-Ceram, Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany) sulu alümina tozunun direkt olarak master güdük üzerine elektroforetik dispersiyon yöntemiyle ilave edilmesini kullanır. Teknisyen kenarlardaki fazla materyali manuel olarak düzeltir. Restorasyonun dış konturları eksiltici CAM yöntemi ile şekillendirilir. Daha sonra teknisyen kopingi güdük üzerinden alır ve ilave edici yaklaşımla cam infiltrasyonu yapılır. Bunun gibi sistemler seramik partiküllerinden köprü alt yapılarının yapımı için kullanılabilir (ce.inovation, Inocermic, Hermsdorf, Germany)(8). Günümüzde pek çok CAD-CAM sistemi değişik çalışma teknikleri ile diş hekimliği pratiğindeki kullanım yerlerini almıştır.

CAM yazılım komutu sonucu aşındırma işlemi kontrol edilir ve restorasyon elde edilir. Bu veriler ışığında seçilen bloklar freze sisteminde şekillendirilir. Tek parça restorasyonlar bu şekilde elde edildikten sonra glaze işleminin de yapılması ile hastaya simante etmeye hazır hale gelir. Alt yapı şeklinde hazırlanan restorasyonlar ise; uygun üst yapı seramiğinin uygulanması ve sonrasındaki glaze işlemi ile hasta ağızına uygulanmasına hazır hale gelir (8).

#### **2.1.9.2.4.1 CAD/CAM sistemlerinin, yapısını oluşturan tarayıcı, tasarım ve kazıma ünitelerinin konumlarına göre üretim şekilleri:**

**2.1.9.2.4.1.1 Hasta başında gerçekleşen klinik üretim:** CAD/CAM sisteminin tüm öğeleri klinikte yer alır. Ağız içi kamera şeklinde olan dijital 3 boyutlu tarayıcı ile intraoral olarak elde edilen dijital ölçü üzerinde tasarım gerçekleştirilir ve kazıma

ünitesinde restorasyon hazırlanır. Bu üretim şeklinin en büyük avantajı, restorasyonun tek seansta hasta ağzına uygulanabilmesidir. Günümüzde intraoral dijital ölçü yöntemi ile ölçü kaydı almaya imkan veren çeşitli cihazlara sahip sistemler mevcuttur. Cerec 3D sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya), Evolution 4D sistemi(4D Technologies, Richardson, Texas), Hint-Els sistemi (Griesheim, Almanya), Cadent İtero sistemi (Align Technology B.V., Amsterdam), Lava C.O.S. (3M ESPE, St. Paul, Amerika) sistemi hasta başında tasarım ve üretim yapabilen sistemlerdir (102,103).

**2.1.9.2.4.1.2 Laboratuvarda üretim:** Hekim, preparasyon alanını içeren geleneksel ölçüyü laboratuvara gönderir. Geleneksel ölçüyü veya bundan elde edilen alçı modeli laboratuvar tipi CAD/CAM tarayıcısı olan mekanik veya optik sayısallaştırıcılar (digitizer) tarayarak dijital ölçü oluşturulur ve üzerinde restorasyon tasarlanır. Son şekli verilmiş tasarım kazıma ünitesinde üretilir. Eğer üretim alt yapı şeklinde ise, tabakalama ya da ısı basınç ile şekillendirme yöntemleri kullanılarak teknisyen tarafından üst yapılar hazırlanır (102). CEREC inLab (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) ve Everest (KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemleri bu gruba örnektir (104).

**2.1.9.2.4.1.3 Üretim merkezlerinde kullanılan merkezi üretim:** Tarama ve tasarım aşamaları, üretim merkezlerine internet ağı ile bağlı olan dental laboratuvarlarda gerçekleştirilir. Üretim merkezlerine gönderilen dijital veriler doğrultusunda restorasyonlar üretilir ve elde edilen restorasyonlar laboratuvara gönderilir. Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) bu gruba örnektir (102).

**2.1.9.2.4.1.4 Ağ bağlantılı veya açık konsept (Network or open-concept model):** Bir öncesine benzer ama bu modelde çok sayıda ticari laboratuvar ve/veya üretim merkezi işbirliği yapar. Dental laboratuvarlar verileri elde eder ve tasarımı yapar. Üretim merkezi ve/veya diğer bir laboratuvar CAM aşamasını yapar. Genellikle bir CAM sistemi ile sadece sınırlı tipte materyal kullanılabilir. Bu model ile materyal alternatifleri artar. Açık konseptte standart bir dosya formatı farklı CAM sistemlerinde transfer ve dizaynı sağlayabilmektedir. Ancak; sadece birkaç dijitalleştirici ve yazılım programı üreticisi bu konseptin kullanılmasına izin vermektedir. Pek çoğu kapalı veri sistemi kullanmaktadır. Buna izin verenlerden



bazıları ZENO Tec (Wieland Dental Technik GmbH, Pforzheim, Almanya) ve Hint ELs sistemleridir (8).

#### **2.1.9.2.4.2 Dental CAD/CAM Sistemlerin Başarısı için Gereken Faktörler:**

CAD/CAM sistemlerle elde edilen restorasyonların başarısında hekim ve laboratuvar çalışanlarının beceri ve tecrübesi kadar CAD/CAM sistemleri de önemli bir faktördür. İntraoral kameranın ve milling ünitesinin netliği, yazılım programının ve dizayn algoritmalarının sınırlamaları CAD/CAM sistemleri ile elde edilen restorasyonların klinik başarısında önemli rol oynar (105). Kullanılan CAD/CAM sisteminin yazılımı, yeniden yapılan final sinterlemesi sırasında oluşacak büzülme miktarını hesaplayabilmeli ve iyi bir marjinal oturumu sağlayabilmelidir (106). Teknolojik gelişmelerle beraber herhangi bir boyutta ya da herhangi bir şekilde restorasyonlar elde etmek mümkün olmaktadır. Ancak bu teknolojik gelişmeler hekime bağlı başarısızlık nedenlerini azaltmış olsa da tam olarak elimine etmemiştir. Bu nedenle nihai restorasyonun klinik başarısı için simantasyon ve diğer bitirme işlemleri dikkatli bir şekilde uygulanmalıdır (105). CAD/CAM sistemlerde kullanılan materyaller hızlı bir şekilde frezelenmeli, frezeleme ünitesinin hasarına karşı koyabilmeli ve hızlı bir şekilde bitirilebilmelidir (cilalanması, renklendirilmesi ve glazelenmesi). Laboratuvar temelli sistemler alt yapı materyali olarak seramikler kadar titanyum, soy metaller ve hatta soy olmayan metalleri de işleyebilmelidir. Daha sonra bu altyapılar geleneksel yöntemler ile (el ile porselen tozları kullanarak) kaplanabilmelidir (43). Mekanik veya optik sayısallaştırıcılar ile dişin silikon ölçüsü gibi kavite ve negatif yüzeylerden veri elde edilirken; tarama sırasında marjinal bölgelerde deformasyon görülebilir. Bu nedenle silikon ölçüden elde edilen alçı modelin ekstraoral olarak mekanik veya optik sayısallaştırıcılar tarafından taranması önerilmektedir. Küçük boyuttaki yapıların üretimi, tarayıcı ucun çapı ve tasarımıyla sınırlı kalabilmektedir. Dikkat edilmesi gereken diğer konu pek çok optik sayısallaştırıcı harekete duyarlıdır. Bu nedenle optik tarayıcılar ile veri toplanırken, hastanın ufak bir hareketi hazırlanan restorasyonun yerine oturmasını engelleyebilmektedir (99).

#### **2.1.9.2.4.3 Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları:**

CAD/CAM uygulamaları beraberinde birçok avantajı da getirmiştir. Dijital ölçülerle klinisyen için zaman alıcı, hasta için rahatsızlık verici ve kimi zaman travmatik sayılabilen, ölçü kaşığı ve ölçü maddelerini kullanarak gerçekleştirilen geleneksel ölçü safhası elimine edilmiş ve bekleme süresini kısaltmıştır (106). CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından birisi de tek seansta uygulamalar yapılabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybının olmamasıdır. Bu sayede çeşitli klinik problemlere yol açabilecek ölçü almanın yanı sıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkar, ayrıca bu faktörlerin elimine edilmesi küçük de olsa ekonomik kazançla sebep olur. Daha iyi restoratif materyallerin daha kısa süre içinde elde edilmeleri sağlanmıştır. İndirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonlarında önüne geçilmiştir (107). Bir diğer avantaj ise dijital ölçü sistemleri ile antagonist dişlerin ya da kapanış kaydının görüntüsü alınarak, mükemmel oklüzal ilişkiler elde edilmektedir. Dijital ölçü sistemleri ile arşivleme kolaylaşmaktadır. Sistemin kendi içinde depolanan bilgilere uzun yıllar sonra bile, kolayca ulaşılmaktadır. Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır (72). CAD yazılımları sayesinde CAD/CAM sistemlerden hastalar kadar kazançlı çıkan başka bir grup ise laboratuvar teknisyenleridir. Alt yapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları ile dizayn edildikleri için teknisyenlerin işleri kolaylaşmaktadır (108). CAD/CAM teknolojisinin kullanılması, materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılabilmesini sağlamaktadır. Bir prefabrike seramik bloğun kalite kontrolü üretici tarafından önceden yapılmıştır; bu yüzden de genellikle frezelenen üründe internal defektler bulunmaz. Hata potansiyelini oldukça azaltmıştır. Ancak konvansiyonel porselen yükleme ve fırınlama aşamaları sırasında çoğu kez internal pöröziteler oluşur (24).

#### **2.1.9.2.4.4 Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları:**

CAD/CAM restorasyonların kullanımını kısıtlayan faktörlerin başında ise üretim maliyeti gelmektedir. Birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM sistemlerden yararlanmak hala ekonomik değildir. Kırılgan seramik materyali ile

kron ve köprülerin keskin köşelerinin ve ince kenarların mekanik freze ile oluşturulması oldukça güçtür. Bu yüzden, üretimi kontrol edecek gelişmiş bir yazılım ve güçlü bir freze ünitesi gerekmektedir. Ayrıca cihazın boyutları normal bir dental laboratuvar için de uygun olmalıdır (24). Monolitik blokların kullanılması ise ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Ancak farklı renklerde blokların yavaş yavaş geliştirilmesi ile bu sorunda aşılacak üzeredir. Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılmasının da iyi bir şekilde dişeti retraksiyonu yapılsa bile sorun olabilmektedir (109). Hastanın herhangi bir hareketi ile bilgiler bilgisayar ortamına yanlış aktarılabilir ve yapılacak restorasyon dişe oturmayabilir (8).

#### ***2.1.9.2.4.5 Dental CAD/CAM'ler İçin Gelecek Beklentiler:***

Şüphesiz son 50 yıldır diş hekimliğinde özellikle de restoratif diş hekimliği ve prostodontide tedavi teknolojileri ve materyallerinde oldukça önemli gelişmeler olmuştur. Bazı araştırmacılar bu alandaki gelişmelerin zirveye ulaştığını ve gelecekte daha ileri teknolojilerin geliştirilmesine gerek olmadığını söylemektedirler. Ancak; hastaların yaşam kalitelerini arttırmada dental hizmetler giderek daha da önem kazanmaktadır. Bu yüzden gelecekte yeni materyallerin uygulanması ve alışılmadık dışında teknolojiler mutlaka gerekli olacaktır ve CAD/CAM teknolojisi hastaların sağlıklı yaşlanmalarına oldukça katkıda bulunacaktır. Hastalar artık daha kısa tedavi süreleri ve çabuk fonksiyonel çözümler istemektedirler. Diş hekimleri de tek seansta diş renginde estetik restorasyonları makul fiyatlara yapabilmeyi beklemektedirler. Hasta başında uygulanabilen CAD/CAM sistemleri bu beklentileri karşılayabilme potansiyeline sahiptir. Kompakt, yüksek hassasiyete sahip intraoral ölçüm sistemlerinin mutlaka daha da geliştirilmesi gerekmektedir. Ayrıca diş rengiyle uyumlu materyallerin popüler hale gelebilmesi için yeterli estetiği sağlamanın yanında mükemmel frezelenbilirlik ve mekanik özellikler göstermeleri gerekmektedir. Estetik restorasyonların talep edilmesinin yanında ilerleyen yaşla birlikte yüksek kaliteli köprüler ve hareketli protezler de istenmektedir. Bu protezler geleneksel olarak dental laboratuvarlarda yapılmaktadır. Henüz hasta başında klinikte üretilmemektedirler. Bunların yapımı için hala dental teknisyenlerle işbirliği yapılmak zorundadır. Bu araçların vücudun bir parçası olarak fonksiyon göreceği süre göz önüne alındığında sıkı güvenlik ve kalite

standartlarını karşılayacak şekilde köprü yapımı için materyaller ve teknolojilerdeki yeniliklere ihtiyaç vardır. Prostodontide hastaların oral fonksiyonlarının yerine konulmasında mandibula hareketlerinin çok eksenli analizleri oldukça yaygın olarak yapılmaktadır. Oysa ki CAD yazılımları geçmişte kron ve köprülerin sadece statik morfolojik üretimlerini yapabilmekteydi. Artık CAD yazılımları ile dinamik okluzal morfolojinin üretilmesi pratikte mümkün olmaktadır. Restorasyonların çene hareketleriyle ilişkili, fonksiyonel olarak daha gelişmiş halde üretilmesi amaçlanmıştır. CAD/CAM sistemleri cerrahi rehber plakların (SurgiGuide, Materialise, Leuven, Belgium) ve implant yerleştirildikten hemen sonra restorasyon yapımına izin veren çalışma modellerinin yapımı (Nobel Guide software, Nobel Biocare) için de geliştirilmiştir. Her iki sistem de bilgisayarlı tomografi taramalarından elde edilen verileri kullanır, CAD yazılımı en ideal restorasyon yerleşimini belirler ve CAM teknolojisi plak ve modelleri üretir (8). CAD/CAM teknolojisi ile kron ve köprülerin başarılı bir şekilde üretilmelerinin yanı sıra bu teknolojinin iskelet protezlerin alt yapılarının, ortodontik araçların üretilmesinde de kullanılması düşünülmektedir. Ayrıca dental CAD/CAM'ler günlük çalışmalarda eğitim amacıyla hastalara materyallerin ve cerrahi prosedürlerin simulasyonunu açıklayıcı, diagnostik bir araç olarak kullanılmasıyla oldukça yararlı olacağı düşünülmektedir (24).

#### **2.1.9.2.4.6 CAD-CAM sistemleri:**

**2.1.9.2.4.6.1 Celay: Copy milling (kopyalama-frezleme) sisteminde;** cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. İlk önce restorasyonun mum veya rezin kompozit replikası üretilir. Cihazın sağ taraftaki bölmesine restorasyon için seçilen blok yerleştirilir. Kopyalama odasındaki aşındırma özelliği olmayan tarayıcı uçlar, modelasyonun yüzeyinde dolaştırıldığında tarama işlemi gerçekleşir. Freze odasındaki özel frezler seramik bloğu şekillendirmeye başlar. Tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem cihazın orta kısmında bulunur. Özel soğutma sistemi ile seramik bloğun ve aşındırıcı elmas frezlerin soğutulma işlemi gerçekleştirilir. Frezleme işlemi tamamlandıktan sonra alt yapı sinterlenir ve alt yapıya uygun üst yapı seramiği kullanılarak restorasyonun son şekli verilir. 1992 yılında piyasaya sürülen Celay (Mikrona Technologie AG, Spreitenbach, Switzerland) sistemi bu sisteme örnek olarak verilebilir. Celay sistemi

ilk kez Zürih  niversitesinde doktora tezi olarak ortaya atılan ve kopya/freze tekniğine dayanan bir sistemdir. Diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahip mekanik bir cihazdır. Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı oklüzal yüzey karakteristiği elde edilebilmektedir (110). Cerec sistemde kullanılan Vita Mark II Celay sistemde de kullanılabilir. Alternatif olarak InCeram Alumina veya InCeram Spinell de Celay sistemde kullanılabilir. Celay sistemle elde edilen In-ceram restorasyonlar geleneksel In-ceram restorasyonlara göre %10 daha fazla bükülme direncine sahiptir (110).

**2.1.9.2.4.6.2 Cercon Sistemi:** Zürih  niversitesi ve İsviçre Federal Teknoloji Enstitüsünün iç birliği ile geliştirilen Cercon Smart ceramics, DeguDent, Dentsply firmasının zirkonya tam seramik sistemidir. Cercon sistemi dental pazara 2002 yılında sürülmüş olmasına rağmen, Nisan 1998 den beri Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinde uygulanmaktadır. Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Germany) aslında bir CAD/CAM sistem olmayıp sadece CAM  nitesine sahiptir (111). Sadece CAM  nitesine sahip olduğu için de copy milling tekniği gibidir. Sistemde kullanılan zirkonya tam olarak Y-TZP' dir. Cercon sisteminde sinterlenmemiş zirkonyum oksit kullanılmaktadır. Sistemin Y-TZP kristalinden oluşan 12 mm, 30 mm, 38 mm ve 47 mm'lik prefabrike blokları (Cercon Base), beyaz ve renkli olmak üzere iki çeşitlidir. Cercon sistemde prepare edilen dişe ait day üzerinde altyapının mum  rneği hazırlanarak Cercon brain adı verilen cercon cihazının ana parçası olan aşındırma ünitesine yerleştirilir. Bu  rnek, cihazın lazer sistemi ile taranır ve elde edilen verilerin frezeleme ünitesine aktarılmasıyla cihazın sağ tarafına konulan yarı sinterize zirkonyum bloklardan altyapı elde edilir. Cercon Brain de yarı sinterlenmiş zirkonyum blok üzerinde önce kaba, daha sonra hassas aşındırma işlemi yapılır. Aşındırılan zirkonyum oksit blok, olması gerektiğinden hacimce %30 oranında daha büyüktür. Cercon base 12lik blok, ~ 30 dakikada, Cercon base 30luk blok, ~ 60 dakikada, Cercon base 38lik blok ~ 75 dakikada ve Cercon base 47lik blok üzerine kazınan en uzun boydaki modelaja ait tarama ve şekillendirme işlemi yaklaşık olarak 140 dakikada gerçekleştirilebilmektedir. Sonrasında Cercon Heat adı verilen sistemin sinterleme fırınında 1350  C de yaklaşık 6 saat final sinterleme işlemine tabi tutularak hacimce küçülme sağlanır; bu sayede zirkonyum altyapıya gerçek boyutu kazandırılır ve aynı zamanda yapı gerçek

sertliğine ulaştırılır. Elde edilen sinterlenmiş altyapı üzerine, sistemin özel Cercon Ceram-S porselen tozu ile tabakalama tekniği ile üst yapı hazırlanır (111).

**2.1.9.2.4.6.3 Procera Sistemi:** İlk olarak krun ve köprü restorasyonları için titanyum alt yapılar üretmek amacıyla 1986'da geliştirilen Procera CAD/CAM sisteminin (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) temeli titanyumun dökümünün çok zor olması nedeniyle, titanyum alt yapı üretimi için döküm dışında bir yöntemin araştırılmasıyla atılmıştır(112). Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials işbirliği ile 1993'te Procera AllCeram sistemi geliştirilmiştir. Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin çalıştığı ortamda bulunmalıdır. Sistemin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığı ile sağlanmaktadır. Procera sistemin kullanılabilmesi için özel bir tarayıcı, taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir program (Procera software), bilgisayar ve verilerin transferi için bir modem ve internet bağlantısı bulunmalıdır (113). Sistemin Procera Scanner adı verilen tarayıcı probu ile modeller taranır. Taranan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik'e yollanır. 3–5 dakika süren tarama işlemi sırasında her bir preparasyon için yaklaşık 50.000 veri noktası belirlenir. Elde edilen veriler doğrultusunda bilgisayar ekranında özel geliştirilmiş CAD yazılım programı kullanılarak koping 3 boyutlu olarak tasarlanır. Bu işlem sonrasında veriler elektronik olarak biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunan CAM ünitelerine aktarılır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuardan birinde üretilir (114,115).

Procera AllCeram sistemi ile CAD/CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (%99,5) alt yapılar üretilmektedir(47,116). Bu sistem ile alüminyum oksit alt yapı restorasyonlar (Procera AllCeram), zirkonyum oksit alt yapı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum alt yapı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant-üstü full-seramik kronlar ve implant-üstü titanyum köprü alt yapılarının üretimi mümkündür. Final sinterizasyon sırasında oluşacak %15–20'lik büzülme karşılamak amacıyla büyütülmüş güdük hazırlanarak, buna uygun alüminyum oksit veya zirkonyum oksit altyapı elde edilmektedir(114,117). Şekillendirilen alt yapı çok yüksek sıcaklıklarda (>1550° C) sinterlenmekte (114,115), daha sonra uygun bir termal genleşmeye sahip alüminus seramik ile kaplanmaktadır (118). Procera all-ceram sisteminde alümina kullanılarak 0.25 mm

kalınlığında alt yapılar elde etmek mümkündür. Alt yapılar opak oldukları için doğal dişin renginin yansımaya izin vermezler. Alüminadan elde edilen alt yapılar rezin simanlar için iyi retansiyon alanları sunduğu için içlerini ayrıca asitlemeye gerek yoktur (115).

**2.1.9.2.4.6.4 Cicero Sistemi (Computer integrated ceramic reconstruction)- (Synthoceram):** Bilgisayarda tamamlanan seramik yapılandırılması anlamına gelen Cicero sistem ilk olarak Denissen ve arkadaşları tarafından tarif edilmiştir (119). DCS ve CEREC gibi sistemlerde kullanılan tek renkli monolitik seramik blokların yeterli dayanıklılığı sağlayabilmesine karşın, yeterli estetik beklentileri sağlayamayabileceği endişesi Cicero sistemin doğumuna neden olmuştur. Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) sistemi, optik tarama, seramik sintering ve CAM esaslarına dayanmaktadır. Cicero sistemin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterlenme işlemi, sentrik oklüzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması olarak özetlenebilir. Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir, lazer tarayıcı ile önce güdük model tek başına sonra modelin tümü olmak üzere tarama işlemi yapılır, kapanış modeli üzerine yerleştirilerek model daha hassas olarak bir kez daha taranır, data bankasında bulunan hazır kuronlar arasından en uygun kuron belirlenir. Maksimum proksimal kontak ve karşıt dişle sentik oklüzyon oluşturulur (120). Cicero sistem okluzal yüzeylerin 3 boyutlu modellenmesi ile ideal oklüzyon için uygun kron tasarımını gerçekleştirebilir. Bilgisayar ortamında dijital modelleme ile kuronlar önce statik oklüzyonda daha sonra ise dinamik oklüzyonda oluşturulurlar. Cicero sistemin CAD yazılımı sayesinde ideal artikülasyon diğer sistemlere göre daha uygun bir şekilde elde edilir (121). Bilgisayarda tasarımı yapılan alt yapı, alüminyum oksit ile güçlendirilen seramik bloklardan frezelenir ve sonrasında sinterlenerek alt yapı üretilir.71 Final restorasyon alt yapının lösit içermeyen bir cam seramik olan Syntagon (CICERO, Hoorn, Hollanda) ile veneerlenmesi sonucunda elde edilir (122). Bu sistemde yüksek dayanıklı kor yapılar oluşturulurken aynı zamanda dentin porseleni ve kesici kenar porseleni gibi tabakalar tek tek eklenerek doğal estetik beklentilerin karşılanması amaçlanmıştır. Cicero CAD/CAM sistemi ile kron ve inleyler farklı seramik tabakaları ile (yüksek dirençli alümina kor, dentin porseleni, insizal porselen) üretilir (120).

**2.1.9.2.4.6.5 DC-HIP Zirkon Sistemi (Preident DCS Sistem (Digitizing Computer System -DCS- Preident):** Dental protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere DCS Preident (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) tarafından 1993 yılında üretilen DC- Zirkon, hiped, polikristalin, tetragonal zirkonyum dioksittir. DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) sisteminde tam sinterlenmiş (%5  $Y_2O_3$  ile % 95  $ZrO_2$  ) Y-TZP seramik blokları kullanılmaktadır(7,47,100,123). Zirkonyum dioksit materyali biyouyumludur. DCS sisteminde, DC-Zirkon altyapılar, yoğun sinterlenmiş (HIP-Hot Isostatic Press, HIPed) bloklardan final boyutunda işlenir.6 HIP-Hot Isostatic Press adı verilen teknikle hazırlandığı için dayanıklı ve uzun ömürlüdür. DCS sisteminin patentli tarayıcısı “PRECISCAN” 14 adet ayrı ayrı tek kronun veya 14 üyeye kadar köprü restorasyonunun hassas optik taramasını ve elde edilen verilerin bilgisayar ortamına aktarılmasını sağlar (124). DCS CAD/CAM sisteminde, DCS Dentform 4.26, CAD yazılım programı kullanılmaktadır. Windows işletim sistemi ile uyumlu, güncellenebilir ve her bir hasta ve operatör için kişiye özel kayıt tutulabilme özelliğine sahiptir. Bu yazılım programı kullanılarak pontik dizaynı, bağlantı noktaları ve okluzal yüzeylerin dizaynı ve kron tasarımlarının modifikasyonu vakaya göre şekillendirilebilmektedir. Telefon veya modem kullanılarak da veriler aktarılabilir (125). Yüklenen veriler, PRECIMILL tarafından otomatik olarak blokların üzerine kazıma yoluyla aktarılır (124). Sistemde kazınma işlemi sonrasında herhangi bir ısıl işlem uygulanmadığı için restorasyonların kole uyumları ve adaptasyonu son derece iyidir (100)

**2.1.9.2.4.6.6 Evolution 4D sistemi:** Evolution 4D CAD-CAM sistemi, 2008 yılının başlarında D4D firması tarafından tanıtılan hasta başında veri alınmasını sağlayan, intraoral tarama probu olan bir sistemdir. E4D sisteminde intraoral dijital kamera dışında, sisteme ait bir aşındırma ünitesi de mevcuttur (Resim 8). İntraoral dijital kamera lazer ışığı ile çalışmaktadır. Görüntüsü alınmak istenen cismin üzerine konik lazer ışınları gönderilmektedir (Christensen 2008). Sistemin lazer ışığı ile çalışması sayesinde görüntü alınması sırasında cismin üzerine toz uygulaması yapılmasına gerek kalmaz. Diverjan lazer ışınları ile net bir görüntü elde edilebilmesi için, prepare edilmiş dişin en az 3 adet taramasının yapılıp, görüntülerin sistemin özel yazılımında birbirleri ile birleştirilmeleri gerekmektedir (126).



Görüntüsü elde edilmek istenen cisme ve karşıt dişlere ait taramalar tamamlandığında, görüntü kaydedilir ve sistemin “Autogenesis” isimli yazılımında restorasyonun tasarımı yapılabilir. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra, aşındırma işlemi, seramik ya da kompozit bloklar kullanılarak sistemin kendi aşındırma ünitesinde gerçekleştirilir. Sistemin olumlu özellikleri arasında, lazer ışını ile tarama yapması ve yansıtmayı engelleyici bir toz kullanımını gerektirmemesi sayılabilirken, göze çarpan en belirgin olumsuz özelliği, diğer dijital kameralı CAD-CAM sistemlerinin aksine, köprü protezlerinin tasarlanmasına imkan vermemesidir (126).



Resim 8: Evolution 4D CAD-CAM sistemi, intraoral tarama probu ve kazıma cihazı

**2.1.9.2.4.6.7 Lava Sistem (3M ESPE, St. Paul, Amerika):** 2002 yılında piyasaya sunulan Lava tam seramik sisteminde (3M ESPE Dental Products, St. Paul MN) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Sistem, özel tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar destekli kazıma ünitesi (CAM) (Lava Form) ve sinterleme fırınından (Lava Therm) oluşmaktadır. Lava sistemde dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler Lava Scan ile taranır, Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımını yapar (127). Dizayn işlemi sonrasında yarı sinterlenmiş ZrO<sub>2</sub> seramik blok Lava Form ile kazınır. Lava sistemde yüksek dayanıklı zirkonyum alt yapıları elde etmek için %3 mol yitriyumla kısmi olarak stabilize edilen zirkonyum polikristal içerik kullanılır. İşlem, ölçüden elde edilen model yüzeyinin optik tarayıcı

ile yüzeye temas etmeden taranması ile başlamaktadır. Bu tarama işlemi kron preparasyonları için yaklaşık 5 dakika, 3 üyeli bir köprü içinse yaklaşık 12 dakikadır. Milling işlemi ise kron için 35 dakika, 3 üyeli köprü için 75 dakika sürmektedir. CAM ünitesi 21 üye altyapıya kadar müdahale gerektirmeden çalışabilir. Okluzal ilişkiler ve güdükler, tarayıcı ile üç boyutlu olarak bilgisayara aktarılır ve altyapı, sistem parametrelerine göre elde edilir. Diğer sistemlerde teknisyenin mum modelasyon yapmasını gerekli kılan aşamalar olabilmektedir; ancak bu sistemin tamamen CAD destekli olması avantajıdır (106). Son sinterizasyon sırasında büzülme göstereceği için, milling işlemi ile büyütülmüş altyapı hazırlanmaktadır. Bu büzülme miktarı %20 ile 25 arasında değişmektedir. Bu işlemi sinterizasyon ve kaplama aşamaları takip etmekte, 8 saat süren ısıtma ve soğutma işleminden sonra sinterlenmiş alt yapılar zirkonyanın termal ekspansiyon katsayısı ile uyumlu olan veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanıp bitirilmektedir (127).

2007 yılında 3M Espe firması tarafından tanıtılan Lava C.O.S sistemi optik kamerası ile ağız içinden direk görüntü alma esasına dayanır (resim 8). Optik kameranın içinde bulunan üç farklı sensörle görüntüsü elde edilmek istenen diş ve dokular farklı açılardan üç boyutlu noktalar olarak kaydedilir. Art arda alınan bu üç boyutlu üç görüntü, sistemin içinde kameranın odağı içinde olan ve olmayan olarak görüntüler sınıflandırılır, odak dışı görüntüler elimine edilir. Kamera her saniye 20 adet 3 boyutlu görüntü alabilme özelliğindedir. Her bir görüntünün içinde 100.00 nokta bulunmaktadır. Tarama tamamlandığında yaklaşık 2400 görüntü ve 24 milyon nokta birbiri üzerine getirilerek, tek bir görüntü elde edilir. Lava C.O.S sistemi üreticileri sistemin hassasiyetinin üstün nitelikte olmasının bu çalışma prensibine dayandığını belirtmektedirler. Görüntüleme esnasında optik prensipler kullanıldığı için, sistemle alınan dijital ölçülerde, ölçüsü alınan yüzeylerin düzgün ışık yansıtması amacıyla toz uygulaması yapılmaktadır (128,129). Bu sistem piyasaya yeni sunulduğu için hakkında az sayıda bilimsel çalışma mevcuttur.



Resim 9: Lava C.O.S. sistemine ait intraoral dijital ölçü ünitesi ve ağız içi tarama ucunun görünümü

#### **2.1.9.2.4.6.8 Cadent Itero sistemi (Align Technology B.V., Amsterdam):**

Itero sisteminin intraoral optik kamerası 2004 yılının sonbaharında bugünkü haline benzer bir prototip olarak geliştirilmiş ve test edilmiştir. İntraoral tarama ucunun boyutu ve ağırlığı, prototip boyutunun ve ağırlığının 1/3'üne kadar indirilmiştir. Itero optik kamerasının çalışma prensibi, mikroskopide kullanılan “paralel konfokal” teoremine dayanır. Konfokal terimi kabaca aynı odak noktasına sahip olmak olarak açıklanabilir. Paralel konfokal prensibi ile, diş sert dokuları ve komşu yumuşak dokuların yüzey ve konturları, optik ve lazer görüntüleme tekniklerinin avantajlarını birleştirilerek dijital olarak kaydedilir. Sistemin içinde bulunan iğne deliği şeklindeki filtreden geçen ışık demetlerinin hepsi, aynı odak noktasına sahip olacak şekilde filtrelenir. Bu ışık demetleri sistemin optik düzeneğinden geçerek, görüntüsü alınacak cisme ulaştıklarında, cisim tarafından yansıtılırlar. Cisimden yansıyan aynı odak noktasına sahip ışık demetleri sistemin filtresinden geri dönerek cismin üç boyutlu görüntüsünü oluştururken, farklı odak noktalarına sahip, düzensiz ışık demetleri filtreden geçemez ve sistem içinde hapsolülür. Düzeneğin bu prensibe dayanarak çalışması, düzensiz ışık demetlerini ve yüzey bilgisini reddetmesi sisteme büyük faydalar

sağlamaktadır. Bu prensiple görüntüsü alınan alanın derinliği ve netliği daha iyi algılanmaktadır. Paralel konfokal tekniğinin cihaza ve sistemin bütününe sağladığı en önemli fayda, titanyum dioksit tozu uygulamasını elimine etmesidir. Dentin, mine gibi diş dokuları, amalgam, altın, seramikler, kompozit rezinler gibi dental materyaller ve yumuşak dokular aynı hassasiyette toz püskürtülmeksizin görüntülenebilir. İntraoral tarama cihazının ucu değiştirilebilir ve tek kullanımlıdır (130).

İtero intraoral kamera ile tek bir dişin görüntüsü dişin tüm yüzeylerinden yapılan taramalarla elde edilir. Özellikle ön bölge dişlerinde, bir kaç ek tarama daha tavsiye edilmektedir. Tarama süresi tek diş için 15-20 sn. olarak belirtilmektedir. Bu sistemle ölçü alınırken de, diğer tüm ağız içi görüntüleme sistemlerinde olduğu gibi, preparasyonun bitim sınırının net olarak görüntülenebilmesi gerekmektedir (130).

Sistemle prepare edilen dişin, antagonist dişin ve çevre dokuların görüntüleri kaydedilmelidir. Görüntüleme işlemi sonlandırıldıktan sonra, görüntüler cihazın kendi özel yazılımı içine kaydedilir, kaydedilen görüntüler kablosuz internet ağı ile Cadent merkezine gönderilir. Burada bulunan 5 eksenli bir aşındırma ünitesinde, prepare edilmiş diş, dişin bulunduğu ark ve antagonist ark, 3 farklı poliüretan bloktan aşındırılarak üretilir. Kullanılan 5 eksenli aşındırma ünitesinin hassasiyetinin 2 mikron olduğu belirtilmektedir. Üretilen modeller, hekimin çalışmakta olduğu laboratuara yollanır. Bu noktadan sonra teknisyen ister konvansiyonel yöntemlerle ister dental CAD-CAM sistemlerini kullanarak restorasyonları üretebilir (130).

**2.1.9.2.4.6.9 Everest Sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya):** Everest sistemi 3 ünitelerden oluşan bir CAD/CAM sistemidir. Tarayıcı ve tasarım programı (Everest Scan), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırınından (Everest Therm) oluşmaktadır. Aşındırma ünitesi çoğu sistemden farklı olarak 5 aks teknolojisi ile aşındırma yapmaktadır. Model, tarama ünitesinde taranarak alt yapının tasarımı aşamasına geçilir. Aynı tarama ünitesinde alt yapı bilgisayar ortamında tasarlanır. Sistemin hem sinterlenmemiş zirkonya blokları (Kavo Everest Z -Blank), hem de tam sinterlenmiş zirkonya blokları (Kavo Everest ZH-Blank) bulunmaktadır. ZS bloklarından üretilmiş alt yapılar 1500°C'de sinterlenir. Alt yapı,

sinterlenmemiş zirkonya bloklarından üretilmiş ise, Vita renklendirme likitiyle beş farklı tonda renklendirilebilir. Tam sinterlenmiş bloklardan hazırlanmış alt yapılar ise sinterlenmez ve renklendirilemezler. Zirkonyadan başka lösitle güçlendirilmiş cam seramik (Kavo Everest G-Blank) ve titanyum blokları (Kavo Everest T-Blank) da işlenebilmektedir (131).

**2.1.9.2.4.6.10 ZENO Tec sistemi (Wieland, Pforzheim, Almanya):** Bu sistemde tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (ZENO CAD), frezeleme ünitesi (ZENO 4030) ve sinterleme fırını (ZENO Fire) bulunur. Ölçü sonrası elde edilen modeller lazer kesit alma tekniği ile taranır. Taranan obje 3 boyutta hareket ettirilerek ZENO CAD’de tasarımı yapılır. Frezeleme ünitesinde sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanan alt yapılar ortalama %20 oranında daha hacimlidir. 12 saatlik sinterleme işleminden sonra alt yapı gerçek boyut ve sertliğe ulaşır. Firmanın zirkonya bloklarından başka alumina ve plastik blokları da vardır (131).

**2.1.9.2.4.6.11 Hint-Els sistemi (Griesheim, Almanya):** 1999 yılında kullanıma sunulan Hint-Els CAD-CAM sisteminin, ağız içi optik kamerası ve alçı modelleri taramak için üretilen optik tarama üniteleri bulunmaktadır. Hem ağız içi taramalara, hem alçı modellerin taranmasına imkan veren bu sistem, bu çift yönlü özelliği ile Cerec sistemi’ne benzemektedir. Ağız içi tarama yapabilen optik kameraya “direct scan” adı verilmiştir (resim 10). Bu tarayıcı ile bir görüntü almak için geçen zaman 200 milisaniyeden düşüktür. Direct scan ile, restore edilecek dişin her yüzeyinden birer görüntü alınır. Özel yazılım sayesinde birleştirilen görüntülerde eksik çıkan bölgelerde ek taramalar yapılmalıdır. Alçı modelleri taramak amacıyla üretilen “Hiscan” tarama modülü, üç farklı kameradan görüntü alarak taramayı iki farklı açıdan kesitler halinde yapmaktadır. Tarama işlemi gerçekleşirken, modellerin yerleştirildiği tabla, kendi ekseninde dönerek, modellerin her yönden defalarca taranmasını sağlar. Modellerden elde edilen görüntüler, yazılımda birleştirilerek restorasyonların tasarımı yapılmaktadır. Hiscan tarama ünitesinde tek diş preparasyonlarından, çoklu preparasyonlara kadar, farklı sayıda preparasyonun taraması yapılabilmektedir. Hiscan’e alternatif olarak geliştirilen yeni tarama modülüne “Hiscan µ” adı verilmiştir. Yeni tarama ünitesi ile tarama süresi azaltılmış, taramaların hassasiyeti arttırılmıştır (132).

Hint-Els CAD-CAM sisteminde, restorasyon tasarımı yapmak için Fraunhofer enstitüsü tarafından geliştirilen “Virus” yazılımı kullanılmaktadır. Bu yazılım ile; inley, onley, tam ve parsiyel kuronlar, kuron alt yapıları ve köprü protezi alt yapıları tasarlanabilmektedir. Yazılım tasarladığı restorasyonun üç boyutlu bilgilerini, ASCII, STL ve IGES formatlarında dışarıya verebilmektedir. Sistemin bu özelliği Hint-Els sisteminin yazılımı ile tasarlanan restorasyonların, başka CAD-CAM sistemlerinin aşındırıcı üniteleri ile üretilmelerine olanak vermektedir (132).

Sistemde tarama yapıldıktan sonra tasarlanan restorasyonu üretebilmek için tasarlanmış farklı üniteler mevcuttur. Bunlardan ilki “HiCut” olarak isimlendirilmektedir. Bu aşındırma ünitesi ile 4 veya 5 eksenli sulu aşındırma yapılabilir. Rapid Pro olarak adlandırılan diğer bir üretim ünitesinde ise, Cr-Co alaşımı tozları lazer ile sinterlenerek, kuron ve köprü protezleri alt yapıları üretilmektedir. Hint-Els sistemi zirkonyum, titanyum, kompozit bloklar ve alüminyum oksit esaslı seramiklerden restorasyonlar üretebilmektedir. (132).



Resim 10: Hint –Els sistemine ait intraoral dijital kameranın dış görünümü

#### **2.1.9.2.4.6.12 CEREC Sistem (CEramicREConstruction – CEREC system):**

CEREC sistemi(Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) 1985 yılında Moerman ve Brandestini tarafından hasta başında tek seansta inley yapmak amacıyla geliştirilen ve 1988 yılında piyasaya sürülen, klinikte kullanımı uygun olan ilk CAD/CAM sistemidir. İsmi “Ceramic Reconstruction” ifadesinden alan CEREC sisteminin tasarımı BRAINS AG tarafından yapılmış ve üretimi Siemens tarafından gerçekleştirilmiştir (103,133). Piyasaya sürülen ilk sistem CEREC 1 sistemidir ve bu sistemle ancak inley ve onleyle üretilmekteydi ve restorasyonun oklüzal yüzey morfolojisi de hekim tarafından ağız içerisinde oluşturulmaktaydı (103).

Hem yazılım hem de cihaz konusunda sürekli gelişme sağlanarak 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında da CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Son jenerasyon CEREC sistemleriyle artık her tür restorasyon kazanabilmekte olup değişik materyallerden de üretim gerçekleştirilebilmektedir (134,135). Elektrik mühendisi Dr. Brandestini ile birlikte Dr. Moermann 1983 yılında feldspatik seramik bloklardan (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) aşındırıcı bir disk ile hasarlamadan, inleyleri mesiodistal aksları boyunca aşındıran ilk prototipi yapmayı başarmışlardır. Aynı yıl bu prensiple çalışan Cerec 1 ünitesi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) piyasaya çıkarılmıştır. Daha sonra 1994 yılında Siemens’teki bir CEREC ekibi ilave bir elmas silindir ile parsiyel ve ful kronların üretimini de sağlayan Cerec 2’yi geliştirmişlerdir (103) Cerec 2 her üç aşamada da (kamera, yazılım, aşındırma işlemi) gelişme göstermiştir ve posterior tüm seramik kronların yapımı mümkün olmuştur. CCD-chip’in çözünürlüğü Cerec 1’de 65.000 iken Cerec 2’de 340.000 piksele çıkarılmıştır. Piksel büyüklüğü ise yaklaşık dörtte bir oranında küçültülmüştür. Cerec 1 kamerasının vertikal çözünürlüğü 50 µm kadardır. Cerec 2 kamerasının vertikal çözünürlüğü ise önceki modele göre daha geliştirilmiştir (136). Ancak; tüm bu fonksiyonlar yine de bilgisayarın verimliliğiyle sınırlı kalmıştır . Cerec 3, yapım ve kontrol yazılımları Windows NT platformu (Microsoft) için hazırlanmış ve günümüzde ünit içerisine entegre edilmiş bir kişisel bilgisayar (PC) ile çalıştırılabilmektedir. Böylelikle Cerec 3 bilgisayar teknolojilerindeki hızlı ilerlemelere de hemen ayak uydurabilir hale gelmiştir. Bu da görüntülerin ayarlanması, verilerin saklanması ve özellikle oklüzal yüzeyin tasarımında görüntülerin superpoze edilmesi için beklenen uzun sürelerin eliminasyonunu

sağlamıştır. Böylelikle tek seansta parsiyel ya da tam kronların yapımı sağlanmıştır. Tüm üretim aşamaları oldukça basitleştirilmiş ve otomasyon artırılmıştır (resim 11) (137).



Resim 11: Cerec prototip, Cerec 1, Cerec 2, Cerec 3

Cerec 3 sisteminde; hasta ağzından intraoral bir optik bir tarayıcı (CEREC Omnicam, CEREC Bluecam) (Resim 12) yardımıyla doğrudan ölçü alınabildiği gibi, laboratuvarda elde edilmiş bir güdüklü model üzerinden yada konvansiyonel ölçüden Cerec inEos Scanner (Resim 12) adı verilen ekstraoral tarayıcı ile de ölçü elde edilebilmektedir. İki yöntemle de alınan optik ölçünün aktarıldığı ve restorasyonun şeklinin düzenlendiği görüntü-ölçü algılama ünitesine Cerec Image Unit adı verilir. Aşındırma işleminin yapıldığı freze(kazıma) ünitesine de Cerec MC XL denilmektedir. Cerec İnLab adıyla tanıtılan sistem de ise esas olarak geleneksel yöntemlerle elde edilen çalışma modelinin, Cerec in EOS Scanner (extraoral scanner) adı verilen ağız dışı tarayıcıyla bilgisayar ortamına aktarılması, inLab yazılımıyla restorasyon tasarımı, inLab tornalama cihazıyla uygun materyalden kazınması ve inFire fırınıyla altyapının yüksek ısıda sinterizasyon aşamalarını içerir. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı radyo dalgaları ile sağlanır. Bu sayede üniteler birbirinden bağımsız çalışabilmektedir. Bu özellik sayesinde bir ünite de bir restorasyon dizayn edilirken, diğer ünite de diğer bir restorasyon kazınabilir, ayrıca bluecam yada omnicamle alınan optik ölçüler e-mail yoluyla transfer edilebilir.



Restorasyonun son hali Cerec İmage Unit de oluşturulup gelişmiş kazıma cihazı olan Cerec MC XL'a gönderilir ve yazılım doğrultusunda seçilmiş değişik nitelikteki bloklardan restorasyon kazınır (137).



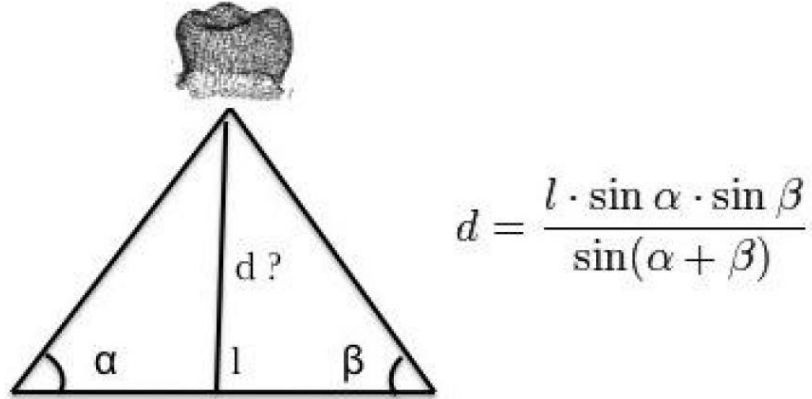
Resim 12: Ağız içi tarama cihazları - Laboratuvar tipi tarama cihazı

#### **2.1.9.2.4.6.12.1 CEREC 3D Sistemi İle Restorasyon Yapım Aşamaları:**

**2.1.9.2.4.6.12.1.1 İntraoral Kamera:** Cerec 3 intraoral kamera ile protetik restorasyonlar için ölçüm yapımının bazı karakteristik özellikleri vardır: Tek bir görülebilir açıdan preparasyonun tüm noktaları izlenebilmelidir. Mörmann ve Brandestini tarafından tasarlanan teknik gereksinimler halen Cerec 3 için de uygulanmalıdır. Ölçüm işleminde:

1. Tek bir kamera görüş açısından tek bir görüntü alınır.
2. Preparasyona temas edilmez.
3. Kamera dental ark üzerinde iki elle birden desteklenir.
4. Diş üzerinde referans noktalar işaretlenmez.
5. Bir saniyeden daha az bir zamanda görüntü alınır.

6. İstenilen sıklıkta tekrar edilebilir.



Şekil 2: triangulasyon prensibi ile uzaydaki cisimlerin konumlarının belirlenmesi

Bu işleme, fiziksel ölçü alma işleminin yerini tuttuğu için “optik ölçü” veya "dijital ölçü" adı verilmiştir. Ölçüm işlemi tamamlandıktan sonra, veriler pozitif dijital xyz data modeli olarak kaydedilirler ve anlık video görüntüsü şeklinde görüntülenir. Tasarım çizgileri bu görüntü üzerinde çizilir. Cerec 3 boyutlu ölçüm yöntemi aktif triangulasyon (üçgenlere bölme) prensibini kullanmaktadır (şekil 2). Triangulasyon teoremi, bir noktanın, bilinen iki noktadan uzaklığını ve uzaydaki konumunu, bu noktalarla yaptığı açılara ve iki nokta arasında bilinen uzaklığa dayanarak hesaplamaktır. Bu üç nokta uzayda bir üçgen oluşturacağı için iki bilinen açı ve bir bilinen uzaklıkla üçgenin diğer tüm bileşenleri hesaplanabilir.

Cerec sisteminde, optik kameranın içinde bir ışık kaynağı bulunmaktadır. Bu ışık kaynağı görüntüsü alınmak istenen dış üzerine birbirine paralel ışık demetleri göndermektedir, cisim tarafından yansıtılan ışık demetleri bir CCD (charged coupled device) video sensörü tarafından algılanmaktadır. Sensörün ve ışık kaynağının birbirine uzaklığı bilinmektedir. Her iki elemanın ışık demetleri ile yaptıkları açılardan yola çıkılarak, böylelikle görüntüsü alınan dışın uzaydaki koordinatları belirlenebilmektedir. Bu işlem şu şekildedir: Kamera dış üzerinde triangulasyon açısı altında bir çizgisel patern oluşturur ve oluşturulan görüntü kaydedilmektedir. Dış üzerinde oluşturulan çizgiler görüldüğünde çizgilerin düz olmadığı, daha doğrusu lokal olarak bir miktar kayma gösterdikleri izlenir.

Kameradaki video sensörü çizgilerdeki bu kaymayı kaydeder ve bilgisayar çizgilerdeki bu kayma miktarına ilişkin derinliği hesaplamaktadır. Kayma miktarı diş preparasyon derinliğine bağlı olarak değişmektedir. Bu işlemdeki derinlik ölçümü triangulasyon açısına da bağlıdır. Cerec 2 kamerada, derinlik ölçümü 6.4 mm ile sınırlıydı. “Düzeltilme (adjust)” modunda ve yazılımın zaman alıcı bir ayarlaması sonucunda derinlik ölçümü kameranın optik derinlik limitlerinin üzerinde 14 mm’ye kadar çıkarılabilmekteydi. Cerec 3’te “düzeltilme modu” elimine edilmiş, bu problem “çift triangulasyon” ile çözümlenmiştir. Bu işlemde, tek bir optik ölçümün triangulasyon izdüşümü, 2 ayrı triangulasyon açısına göre kaydedilir. Bu sayede 20 mm’ye kadar net bir derinlik ölçümü yapılabilir. Bu çift veri seti hızlıca özel bir “ikiz alıcı çevrim kartı (twin grab board)” üzerinde işlenir. Yapılan ilk çalışmalar Cerec 3’ün Cerec 2’ye oranla oldukça avantajlı olduğunu göstermiştir. Örneğin; üç tüberkülü kapsayan bir onley yapımı için Cerec 3, 24 dakika gerektirirken; aynı koşullarda Cerec 2, 33 dakika gerektirmektedir (137).

**2.1.9.2.4.6.12.1.2 Optik Ölçünün Alınması:** CEREC Bluecam kameralı sistemde, kavite preparasyonu tamamlandıktan sonra; küçük bir video kameranın 1 cm genişliğinde lensi okluzal yüzey üzerine konumlandırılarak alınan görüntü bilgisayar ekranına aktarılır. Diş yüzeyleri görüntünün elde edilmesi için gereken yansıtıcılığa sahip olmadığı için Cerec Bluecam sisteminde ilgili dişlerin ve çevre dokuların ışık yansıtıcı bir madde olan titanyum dioksit (pudra) ile kaplamak gerekmektedir (resim 13). Işık yansıtıcı pudra preparasyonu eşit olarak ve sadece birkaç µm kalınlıkta kapladığı için restorasyonun uyumunu etkilememektedir. Tarayıcı prepare diş üzerine tutulduğunda lensten infrared ışın yayar. Bu ışık ışınları paralel çizgilerden oluşan bir grid içerisinden geçer. Bu ışık paterni ve koyu çizgiler prepare diş yüzeyine düşerler ve tekrar tarayıcıya ve üzerindeki fotoreseptöre yansır. Yansıyan ışığın yoğunluğu voltaj olarak kaydedilir ve sonrasında dijital forma dönüştürülür. Bu bilgi daha sonra bilgisayara aktarılır (137).



Resim 13: Cerec optispray ve uygulaması

Ancak son olarak piyasaya sürülen Cerec Omnicam sisteminin ince, küçük kamera ucu ağız içinde kolay erişim imkanı sağlar. Diş üzerinde hareket eden kamera keskin, berrak ve ayrıntılı; gerçek fotoğraf görünümünde renkli görüntüler alır. Cerec Omnicam tarayıcı uç ile yüksek görüntü hassasiyeti sayesinde pudra kullanmaya gerek kalmadan hızlı ve kolay görüntü alma imkanı sağlar (138). Kamera ağız içerisinde tarif edildiği gibi diş üzerinde pozisyonlandırılır ve görüntü netleşinceye ve kavitenin her yeri tam olarak odaklanıncaya kadar ayarlanır. Kamera okluzal açıdan tüm kavite duvarları görünecek şekilde açlandırılır. Ağız içerisinden görüntü alınırken prepare diş monitörün tam ortasında yer almalı, keskin hatlı ve net olmalıdır. Ayrıca eğer varsa önceden alınan dijital ölçüme yakın bir açıdan alınmalıdır (137). Tarayıcı yardımıyla yapılan optik okumanın ardından preparasyon, donmuş görüntüler olarak ekranda gözlenir (139).

**2.1.9.2.4.6.12.1.3 Okluzyon Kaydı:** Okluzal bütünlüğün bozulmadan dişin internal olarak çürüdüğü durumlarda veya mevcut eski restorasyonun okluzal yüzeyinden çok kısa bir sürede okluzal kayıt alınabilir. Tüberküleri de içine alan geniş çürüklerin olduğu lezyonlarda ve okluzal yüzeyin yetersiz olduğu durumlarda fonksiyon tasarım modunda kayıt alınabilir. Kalan sağlam tüberküller ve eksik bölgeler okluzal ölçüm ile kaydedilir ve preparasyondan sonra preparasyon ölçümü ile eşleştirilir. Eşleştirilen görüntülere uygun tasarım morfolojik veri bankasından uygun okluzyona göre dizayn edilir. Alternatif olarak; fonksiyonel olarak oluşturulmuş yollar (functional generated path (FGP)) veya sentrik mum kaydı alınarak preparasyon kaydıyla eşleştirilebilir (137).

**2.1.9.2.4.6.12.1.4 Restorasyonun Tasarımı:** Görüntü bilgisayar ekranında oluştuktan sonra preparasyon sınırları belirlenir ve çizilir. Çizim esnasında sistem restorasyon marjini kendi belirleyerek çizime kolaylık sağlar. İstendiği takdirde sistemin oluşturduğu çizimlerde değişiklik yapılabilir. Seramik restorasyonun sınırları kursör yardımıyla manuel olarak da belirlenir. Kursörün hareketi ünitenin üzerindeki ters “mouse” ile sağlanır. Kursörün ilk pozisyonu bukkal veya lingual duvara karşı gingival marjin kenarında sabitlenir. Sonra kursör internal çizgi açısı boyunca hareket ettirilir. Bu şekilde bilgisayar bu noktaları bir çizgi şeklinde birleştirir ve marjin çizilmiş olur. Bilgisayar gingival tabanın, aksiyal duvarların lokalizasyonunu belirler. Bu şekilde tüm restorasyonun sınırları belirlendikten sonra restorasyon şekli otomatik olarak sistem tarafından dijital olarak oluşturulmuş olur. Kontakt noktaları, aproksimal değişim alanları ve diş yüzeyindeki karakteristik oluşumlar otomatik olarak belirlenirken eksiltme, arttırma ya da pozisyonel değişiklikler bu saatten sonra hekim ya da teknisyenin elindedir. Deneyimli bir kullanıcı tüm bu tasarım aşamasını yaklaşık 2 dakikada tamamlayabilir. Yapılan düzeltmelerin ardından restorasyon sistem tarafından kaydedilir ve seramik bloktan aşındırmaya hazır hale getirilir. Daha sonra, gerekirse sistem tasarım üzerinde istenilen değiştirmeyi yapma imkanı da verir (139).

**2.1.9.2.4.6.12.1.5 Restorasyonun Elde Edilmesi:** Farklı boyut ve renklerdeki seramik bloklardan uygun olan seçilir. Porselen blok, freze ünitesine bağlamayı sağlayan metal bir çubuk üzerine tutturulmuştur. Bu seramik bloğun freze ünitesine takılmasından sonra kapağı kapatılır ve aşındırma işlemi başlatılır. Seramik restorasyonun aşındırılmasında yüksek hızlı su spreyi altındaki elmas frezler kullanılır. Kazıma sırasında iki uç birbirine simetrik olarak hareket eder ve oklüzal yüz morfolojisi gibi hassasiyet gerektiren yüzeyler bile başarılı bir şekilde oluşturularak morfolojik uyum sağlanır (Resim 14) (119). Adım adım seramik blok aşındırılarak tamamlanan restorasyon aşındırma odacığının tabanına düşer ve prepare dişe uygulanmak üzere hazır hale gelir. Su eksternal bir su girişi ve drenajına gerek olmayacak şekilde internal olarak döndürülür. Pompa sistemi ve su rezervi mobil bir ünite, cihazın alt gövdesinde yer alır. Ayrıca su rezervi kaçan elmas partiküllerini yakalayıp, ayırmak amacıyla mikropöröz bir filtreye sahiptir (139)

**2.1.9.2.4.6.12.1.6 Çift Aşındırıcı Uçlar:** Bilgisayar kontrollü çift aşındırıcı ünite de aşındırıcı diskten vazgeçilmiş ve 2 adet 64 µm çapında elmas taneciklerle kaplı kesici uç kullanılmaktadır. Bu frezler tabanı ve duvarları oluşturan 1.2 ve 1.6 mm çapında silindirik elmaslardır. Ayrıca restorasyonların okluzal yüzeylerini şekillendirmek amacıyla konik silindirik elmas da kullanılmaktadır. Koniklik açısı 45 derecedir. Şekillendirme işleminde iki uç birbirine simetrik olarak hareket eder. Önceden belirlenen ileri hareketlerin kontrolü ve gerçek zamanlı yük algılama Cerec 2'ye kıyasla okluzal yüzeyin daha esnek ve daha hassas bir şekilde şekillendirilmesini sağlar. Ayrıca okluzal dizaynın daha iyi görünmesinin yanında daha iyi morfolojik uyum da sağlanmış olur (137).



Resim 14: CEREC kazıma cihazının kazıma esnasındaki görünümü

Özetliyecek olursak Cerec sistemlerin restorasyon üretim işlemleri:

1-Diş preparasyonu klasik olarak tam seramik restorasyonların hazırlandığı gibi hazırlanır.

2-Opak bir toz(pudra) ile prepare edilen diş kaplanır.

3-Optik tarayıcı(bluecam yada omnicam) ile taranan prepare dişin bilgisayar monitörüne görüntüsü yansıtılır ve görüntü yakalanınca bilgisayara kaydedilir.

4-Bilgisayar ekranında marjinler ve konturlar belirlenir. Ardından kron, köprü ya da alt yapı tasarımı yapıp restorasyonun son şekli verilir.

5-Uygun boyutta seçilen seramik blok kazıma ünitesine yerleştirilir. Bir kronun kazıma süresi yaklaşık 16 dakikadır.

6-Elde edilen restorasyonun ağızda okluzyon kontrolü yapılır ve kompozit esaslı rezin siman ile simante edilir (67).

Geleneksel yöntemler ile 2-3 seansta yapılabilecek restorasyonlar CEREC sistemi sayesinde 1 saate yakın bir zamanda yada daha kısa zaman diliminde tamamlanabilmektedir. Diş preparasyonundan simantasyona kadar bütün işlemlerin tek bir seansta hazırlanabilmesi ve laboratuvar aşamalarına gereksinim olmaması, hekimin tercih etmesindeki etkenlerdir(141). Ayrıca Cercon, Lava, Procera gibi sistemlerde laboratuvar ortamında restorasyonlar elde edilirken, hasta başı uygulamaları için kullanılan en gelişmiş CAD/CAM sistemlerinden biri CEREC 3D'dir (142). Diş yüzeyi iyi bir şekilde cilalanmış ve glazelenmiş CEREC ürünleri karşı diş minesinde doğal dişin yapacağı aşınmaya eşdeğer bir aşınma oranı gerçekleştirir (43). Adeziv materyaller ve yapıştırma simanlarındaki gelişmeler ile de ilk CEREC 3D sistemlerinde görülen postoperatif hassasiyet önlenmiştir(134).

Cerec 3D sistemi ile inley,onley, lamina veneer restorasyonlar, kron, 3 üyeli köprü restorasyonları hazırlanabilmektedir (136). Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemini inceleyecek olursak; hem mum modelajı hem de modeli tarayabilir. Taranan model üzerinde bilgisayar ortamında alt yapılar tasarlanır. Tasarlanan alt yapılar, CAM ünitesine yerleştirilmiş her çeşit bloktan aşındırılarak elde edilebilmektedir. Zyrcomat'ta yapılan sinterleme sonucunda alt yapılar yaklaşık %20 oranında bir büzölmeye uğrar ve istenilen boyuta ulaşılır. Diğer sistemlerle kıyaslandığında daha düşük maliyetli olması, zirkonyadan başka blokları da işleyebilmesi ve zirkonya alt yapıyı 6 farklı renkle renklendirebilmesi bu sistemin avantajlarından. Ancak Cerec hasta başı üretim ile 3 üyeden uzun bir köprü yapılamaz ve okluzal yüzey şekillendirmesi yetersizdir (143). Yeni geliştirilmiş en güçlü Cerec 3D sistemi olan Cerec Omnicam ile tek kromdan, tam arka kadar çok üyeli yapılabilir.

## 2.1.9.2.4.6.12.2 Cerec Sistem İle Kullanılan Materyaller

**2.1.9.2.4.6.12.2.1 Chair-side materyalleri:** CEREC 3D çeşitli bloklardan inley, onley, kron, lamina gibi restorasyonlar işleyebilen bir sistemdir. Bloklar mikroyapısı yoğun, yüksek kaliteli materyaller olarak aynı tarzda üretilirler. Materyallerin güvenilirliği üretim sürecinin tekrarlanabilirliğinden dolayı artmaktadır. Preslenmiş ve toz-likit ile konvansiyonel yöntemlerle yapılmış restorasyonların yapısında çok sayıda boşluk izlenirken blok materyallerinde hiç boşluk gözlenmez (29). Bu materyallerin mikroyapılarının ince partiküllerden oluşması tornalama hasarından korumaya, mekanik özelliklerini geliştirmeye, polisaj süresini kısaltmaya ve aşındırma özelliklerini iyileştirmeye yardımcıdır (29).

Blok materyalleriyle ilgili bir endişede monolitik olmalarıdır. Ancak pek çok preslenebilir restorasyonlar da şekillendirildikten sonra preslenip, daha sonra boyama ve glazür uygulanmaktadır.

CEREC 3D de kullanılan çeşitli materyaller: feldspatik porselen esaslı seramik olan Vitablocs TriLuxe, Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany); lösit veya lityum disilikat esaslı seramik olan IPS ProCAD, IPS Empress , IPS Empress 2, IPS E-max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ve ZirCAD bloklardır. IPS E-max CAD kron, inley, onleylerde kullanılmalarının yanında birinci premolara kadar olan üç üyeli anterior köprülerde de kullanılmaktadır. Vitablocs TriLuxe (Vita Zahnfabrik) derecelendirilmiş renk saturasyonuna sahip bloklardandır. Yeni jenerasyon rezin matris seramik blok olan Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn), Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, Minn), GC Cerasmart (GC Corp.,Tokyo, Japonya) ve VITA Enamic gibi rezin matris bloklarda kullanılmaktadır.

**2.1.9.2.4.6.12.2.2 CEREC InLab alt yapı materyalleri:** CEREC InLab sisteminde Vita In-Ceram Alumina küpleri, IPS E-max CAD, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) cam seramik ve kısmi stabilize zirkonya materyalleri gibi pek çok materyal kullanılabilir. Kısmi Ytria ile stabilize zirkonya materyallerinden olan Vita InVision sistem (Vita In-Ceram Zirkonia) ve IPS E-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent) bu sistemde mevcuttur . Bu ikisi frezelenmesi kolay tebeşirimsi bloklar



elde etmek amacıyla kısmen sinterlenmişlerdir. Vitablocks Mark I, Vitablocks Mark II, Dicor MGC, IPS ProCAD, Vita In Ceram-Alumina ve Vita In Ceram-Zirkonya gibi materyallerde kullanılmaktadır. Yeni jenerasyon rezin matris seramik blok olan Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn), Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, Minn), GC Cerasmart (GC Corp.,Tokyo, Japonya) ve VITA Enamic gibi bloklar bu sistemde de kullanılmaktadır. Bu sistemde daha çok üye sayılı köprü resorasyonları veya full-mouth restorasyonların alt yapıları üretilmektedir. Her blok bir barkoda sahiptir ve bu bilgisayara alt yapıyı frezelemek için uygun yoğunluğu bildirmektedir (29) .

#### **2.1.9.2.4.7 CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller:**

CAD/CAM sistemlerinde cam seramikler, zirkonya, metal alaşımlar ve çeşitli kompozit içerikli rezin matris seramikler kullanılmaktadır. Genellikle kullanılan seramikler, alumina (daha sonra cam infiltrasyonuna izin verenler dahil), zirkonya ve porselen esaslı seramiklerdir (7,8,142).

Isı altında sıkıştırılabilir seramikler gibi, CAD/ CAM seramikleri de prefabrike ingotlar halinde hazır bulunmaktadır. Bu ingotlar frezeleme işlemi veya bilgisayar kontrolünde çalışan cihazlar ile kesime tabi tutulurlar. Presinterize seramiklerde ingotlar poröz olup, hızlı bir frezeleme işlemine imkan tanımaktadırlar. Poröz yapının elimine edilebilmesi için tekrar bir sinterleme işlemine tabi tutulmaları gerekir. Tam olarak sinterlenmiş seramiklerde ise non-poröz ingotlar mevcut olup frezeleme işlemi zor yapılır, buna karşın tekrar sinterleme işlemine tabi tutulmalarına gerek yoktur. Cam infiltre CAD/CAM ingotları ise slip-cast seramikleri ile benzer kompozisyondadır ve frezeleme işlemi sonrasında poröz yapının giderilmesi amacıyla yeniden cam infiltrasyonu yapılması gereklidir (144). Kitlenin ana yapısı olan alümina veya alümina/zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara cam infiltre edilerek yapının devamlılığı sağlanmaktadır. CEREC inLab sistemde kullanılırlar (7).

Yoğun zirkonyumdan oluşan materyallerin tornalanması oldukça zordur. Bu nedenle eksiltme veya frezeleme yöntemini kullanan pek çok CAD/CAM sisteminde bu materyalin kısmen sinterize edilmiş hali kullanılmaktadır. Daha sonra

restorasyonun dayanıklılığını artırmak için, restorasyon sinterizasyonun tamamlanmasına yönelik ısıl işleme tabi tutulmaktadır. Sinterizasyon işlemi, son sinterizasyon aşamasından önce rengin kişiye özel olarak uygulanmasına da olanak tanımaktadır. CAM sistemi, restorasyonun yoğunluğunu artırma sırasında oluşan % 25 - 30 büzülme için kompanze etmek amacıyla, presinterize restorasyonun daha büyük hazırlanmasını sağlar (8,145,146). Lava (3M ESPE), Cercon Zirconia (Dentsply) ve Everest (Kavo Dental) gibi sistemler de kısmen sinterize edilmiş zirkonyum oksit kullanılırken, DCS sisteminde yoğun olarak tam sinterize edilen, yitrium ile stabilize edilmiş zirkonya (DC Zircon, Metoxit) seramikler de kullanılabilir ve ilave bir fırınlama yapılmaz (145). Sinterlenen altyapı üzerine de firmaların ürettiği uygun fiziksel özellikli tabakalama porseleni uygulanmaktadır.

Metalik malzemeler içerisinde özellikle titanyum üstün biyouyumluluk, korozyona direnç ve ince işlenebilirliği sayesinde en çok tercih edilen metal grubudur. Soy metallerle oranla maliyetleri daha düşüktür. Döküm teknikleri ile yapılan geleneksel yöntemle karşılaştırıldığında, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tüm metal blok materyaller endüstriyel olarak üretildiği için malzemelerde porözite boşlukları bulunmadığından dayanıklılıkları daha yüksektir ve malzemeler homojendir (147).

CAD/CAM sistemlerinde feldspatik porselen olan Vitablocks Mark II (Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya), ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), IPS Empress, IPS Empress 2, IPS E-Max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ve In-Ceram Zirconia, Alumina bloklar (Vita Zahnfabrik) gibi hazır bloklar kullanılmaktadır (43,148). Vitablocks Mark II konvansiyonel feldspatik porselenlere göre daha dayanıklıdır. ProCAD lösit kristalleri içermektedir ve özellikleri IPS Empress'e (Ivoclar Vivadent) benzemektedir. Monolitik olan bloklarda diş rengini birebir sağlamak zor olduğu için alternatif olarak üretilen Vitablocks TriLuxe (Vita Zahn-fabrik) içinde değişen renk yoğunlukları olan (3 renk) mevcuttur (43,142). Ayrıca CAD/CAM sistemlerde yeni jenerasyon resin matriks seramik olan Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn), Lava Ultimate (3M ESPE, St Paul, Minn), Gc Cerasmart (GC Corp., Tokyo, Japonya), Vita Enamic (Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi hazır bloklar da kullanılmaktadır.

## 2.1.10. Restoratif Materyallerin Aşınma ve Aşındırma Özellikleri

Restoratif materyallerin aşınma dirençlerini ve dental dokularda oluşturdukları aşınmayı etkileyen faktörler dört ana başlık altında toplanabilir (149);

### 2.1.10.1. Fiziksel Faktörler

Aşınma direnci de materyalin fiziksel bir özelliğidir ve belli oranda diğer fiziksel özelliklerle etkileşim içindedir. Klinik aşınmada rol oynadığı düşünülen fiziksel faktörler şunlardır (150,151);

- Sertlik (Hardness)
- Kırılma Sertliği (Fracture Toughness)
- Gerilme dayanıklılığı (Tensile Strength)
- Yorgunluk (Fatigue)
- Reziliens modülü (Modulus of Resilience)
- Bükülme dayanıklılığı (Flexural Strength)

#### *Sertlik:*

Dental materyallerin sertliğini saptamada en sık Brinell, Knoop, Rockwell, Vickers testleri kullanılır (152). Ancak hepsinin ortak özelliği, test edilen materyalin yüzeyini küçük bir uçla çentikleyerek sertlik değerlerini ölçmeleridir. Özellikle restoratif materyalin sertliğinin karşıt mine dokusunun aşınmasına tek başına neden olamayacağı yapılan çalışmalarda ileri sürülmüştür. Seramikde, mine yada başka bir seramik yüzey üzerinde hareket ederken oluşan aşınma, kırılma ile meydana gelir (149).

### ***Kırılma Sertliği:***

Materyalin kırılmaya dayanıklı olma özelliğidir. Bir materyalin kırılması için gerekli olan enerji miktarı olarak tanımlanabilir (152). Seramiklerin ve diğer restoratif materyallerin abraziv nitelikleri açısından da kırılma sertliği önemlidir. Eğer materyalin kırılma sertliği yetersiz ise, aşınma sırasında yüzeyden sürekli ufak parçacıklar kalkacak ve yüzeyde yeni keskin kenarlar oluşacaktır. Bu durumda, hem materyal yüzeyinde oluşan yeni düzensizlikler, hem de ortamda üçüncü yapı haline gelen sert parçacıklar nedeniyle karşıt dental dokularda oluşan aşınma hızlanacaktır (149).

### ***Gerilme Dayanıklılığı:***

Seramik ve benzeri birçok kırılğan materyalin gerilme dayanıklılığı, sıkışma dayanıklılığına göre çok daha zayıftır. Bu durum, materyalin hizmet süresi içinde başarısızlığa uğramasına neden olabileceğinden, kırılğan materyallerin daha çok sıkışma kuvvetlerinin etkin olduğu bölgelerde kullanılmaları daha doğru olacaktır (27,152).

### ***Yorgunluk:***

Normal çiğneme hareketi, restoratif materyaller üzerinde her gün binlerce defa gerçekleşen yük döngülerine neden olmaktadır. Genelde bir materyalde gelişen yorgunluk, o materyalin homojen olup olmaması ile ilgilidir. Bu tür kusur ve eksiklikler ilk olarak mikro-çatlakların gelişmesine neden olmakta, bu mikro-çatlakların birbirleriyle birleşmesi sonucunda makroskopik çatlaklar ortaya çıkmakta ve maddeden ayrılmalar gözlenmektedir. Yüzey defektleri veya çentikler gibi gerilimin yoğunlaştığı alanlar, özellikle tehlikeli olan ve iç kırılmaların oluşabileceği bölgelerdir (27,152).

### ***Reziliens Modülü:***

Reziliens modülü, materyale deforme olma sınırına kadar yük uygulandığında, yapıda depolanan enerji miktarını tanımlar (27,152).

### ***Bükülme Dayanıklılığı:***

“Transvers dayanıklılık” veya “kopma modülü” bu özellik için kullanılan çeşitli farklı tanımlamalardır. Üç nokta testi ile materyalin bükülmeye olan dayanıklılığı ile beraber kuvvet altında meydana gelen bükülmenin miktarı da belirlenebilir. Bükülme dayanıklılığı, test edilen materyalin uzunluğu ve kalınlığı ile direk olarak ilgilidir (27,152).

Materyallerin “*yüzey pürüzlülüğü*” ve “*kimyasal maddelere direnç*”leri hem aşınmalarını, hem de antagonistlerinde meydana getirecekleri aşındırmayı etkileyen faktörlerdir (153,154).

### **2.1.10.2. Yapısal Faktörler**

Bunlar, seramiklerin kendi bileşenlerinden veya laboratuarda hazırlanması sırasında ortaya çıkabilecek faktörlerdir;

Porözite; Yığılma ve tabakalama teknikleri ile hazırlanan seramikler toz halindedirler ve bir likit ile karıştırılarak metal veya güçlendirilmiş seramik alt yapı üzerine uygulanırlar. Bu laboratuvar aşamaları veya vakum altında pişirme sırasında, yapılan bazı hatalar nedeniyle seramiğin yapısında hava kabarcıkları kalabilir. Poröz yapı hacmin %10’u seviyesine ulaştığında seramiğin dayanıklılığı yarı yarıya azalır. Aynı zamanda seramiğin yüzeyinde meydana gelen aşınma sonucu yüzeyin hemen altında bulunan bu hava kabarcıkları ortaya çıkar ve karşıt dental dokulardaki aşınmayı hızlandıracak keskin kenarlar oluşturur (149,155).

Kristaller; Camsı matriksin içinde gömülü halde bulunan kristaller çok sert yapılar olmalarından dolayı, karşıt mine dokusunda oluşan aşınmayla yakından ilgilidirler. Kristallerin abraziv etkileri, tiplerine, toplam hacimdeki oranlarına, içeriklerine, morfolojilerine ve kristalin parçacıkların dağılımına göre farklılık gösterir. Yüksek ısı seramiklerindeki keskin kenarlı kuartz kristalleri ve tetragonal lösit tanecikleri dental dokular için oldukça abraziv denebilecek nitelikte yapılardır.

Seram Tabakası (Ceram Layer); Dökülebilir cam seramiklerin yapımı sırasında ısı uygulaması ile kontrollü kristalizasyon sağlanması aşamasında, seramiğin yüzeyinde oluşan bir tabakadır. Seramiğin yüzeyine dik, kristalin çıkıntılar içerir ve mine dokusu için çok aşındırıcı bir niteliğe sahip olduğu bildirilmektedir.

Makyaj; Makyaj amacıyla kullanılan maddeler sert metal oksit pigmentleri içerir. Bu pigmentler seramik yüzeyindeki pürüzlerin arasına ve varsa porözlerin içine yerleşir. Aşınma direnci çok fazla olmayan glazür tabakasının aşınması ile bu pigmentler mine yüzeyindeki aşınmayı hızlandırmaya başlar. Bazı araştırmacılar bu etkinin tahmin edilenden çok daha fazla olduğunu, bu nedenle makyaj uygulamasının sadece okluzal temasın olmadığı bölgelerde yapılması gerektiğini ifade etmektedir (149).

### **2.1.10.3 Kimyasal Faktörler**

Güçlü asidik etkenler, sert dental dokularla beraber, seramikler gibi camsı yapıdaki restoratif materyallerin de yüzeylerinde demineralizasyon gerçekleştirebilmektedir. Mide özsuyu çok güçlü bir asittir ve ph değeri 1'in altına inebilmektedir. Dolayısıyla, mide sıvılarının çeşitli nedenlerle ağız içine sık gelmesi, dental dokular ve restorasyon malzemeleri için ciddi asidik ataklar oluşturur. Bu ve benzeri kimyasal etkenler, seramiklerin yüzeyindeki glazür tabakasını bozarak alttaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkmasına neden olacağından, seramiklerin aşındırıcı özelliklerini artırmaktadır. Ayrıca korozyonun etkisiyle seramiğin kendisi de zayıflamakta ve aşınma direnci azalmaktadır. Dolayısıyla, her iki yapının aşınma dirençlerinin azalması ve seramiğin abraziv niteliğinin artması nedeniyle, bazı olgularda okluzyon dikey boyutu büyük bir hızla azalmaktadır (149). Laboratuvar ortamında yapılan bir araştırmada, asidik ortamda mine dokusu ve seramiğin aşınmasının çok daha hızlı gerçekleştiği gösterilmiştir (156).

### **2.1.10.4 Yüzey Bitirme Yöntemlerinin Etkisi**

Seramik yüzeyinin glazürlenmesi camsı nitelikte bir yüzey tabakası oluşturur. Böylece seramik sistemini dayanıklılığı artmakta, aynı zamanda aşındırıcı nitelikteki pürüzlü yüzeyinde düzelmesi sağlanmaktadır. Zorunluluk durumlarında kullanılan

bitirme ve polisaj yöntemlerinin ne kadar etkin olduğunun değerlendirilebilmesi amacıyla çok sayıda çalışma yapılmıştır (155,156,157). Bazı araştırmacılar, glazürlenmiş veya cilalanmış yüzeylerin düzgünlükleri arasında belirgin bir fark olmadığına inanmaktadırlar (155,156,157,158). Son olarak bazı araştırmacılar, yüzeylerin cilalanması sonucunda, glazürleme işleminden daha düzgün yüzey özelliklerinin elde edilebileceğini ileri sürmektedirler (149). Ancak, genelde yapılan araştırmaların hemen hepsinde, mine dokusunun glazürlenmemiş veya polisajlanmamış seramik ile temas ettiği zaman daha fazla aşındığı belirlenmiştir (149,156,159).

## **2.2 Diş Hekimliğinde Aşınma**

Dişlerin karşılıklı birbirlerine temas halindeyken hareket etmeleri sonucunda belli düzeyde aşınmaları fizyolojik bir süreç olarak karşımıza çıkmaktadır (150,160). Bazı bireylerde dişlerdeki aşınma, tüm yaşam süresi boyunca fizyolojik bir süreç olarak gerçekleşir, bu normal bir durumdur. Bazı bireylerde ise bu aşınmanın hızı dişin ağızda kalma süresini kısaltabilecek kadar hızlıdır (161).

Aşınmanın miktarını belirleyen önemli bir faktör yüzeylerin hareket halinde geçirdiği zamandır. İnsanlar artık daha uzun yaşadıkları ve doğal dişlerini ağızlarında uzun yıllar koruyabildikleri için, dişlerin aşınma potansiyeli daha da artmıştır ve gün geçtikçe artan bir klinik sorun haline gelmektedir (162,163). Çünkü, çürük ve travma dışında dişlerin okluzal yüzeylerinde oluşan mine ve dentin aşınmaları, bireyde dikey boyut kaybına neden olmaktadır (164). Aşınmanın çok fazla olduğu dikey boyut kaybı olgularında, dişlerde hassasiyet, fonksiyon ve estetik kaybının yanı sıra, TME problemleri oluşmaktadır (147,152,158,162,165). Aşınma, çiğneme veya parafonksiyonel hareketler sırasında dişlerin herhangi bir aşındırıcı partikül veya materyal ile direk temasları sonucunda gerçekleşir. Bu fiziksel mekanizmaya birde gıdalardan veya mideden gelen kimyasal etkenler eklendiği zaman aşınma hızlanmaktadır.

### 2.2.1 Diş Hekimliğinde Aşınma Tipleri:

Dişler ve dental materyallerin aşınması ile ilgili geleneksel olarak şu terimler kullanılmaktadır (166);

- Atrisyon,
- Abfraksiyon,
- Abrazyon,
- Erozyon.

#### 2.2.1.1 Atrisyon

Atrisyon, dişlerin antagonistleri ile temasta oldukları yüzeylerde meydana gelen aşınmadır (166,167). Çiğneme aktivitesi sonucu diş sert dokularındaki dereceli kayıp olarak da tanımlanabilir (168). Dişlerin atrisyonu, tüberkül tepelerinde ve insizal kenarlarda düzleşme ve okluzal yüzlerde aşınma fasetlerinin oluşumu ile kendini gösterir. Ara yüz bölgelerindeki temasların yassılaşması da atrisyonun bir belirtisidir (166). Klinik olarak fizyolojik atrisyon, şiddetli atrisyon ve patolojik atrisyon gibi çeşitli dereceleri mevcuttur (resim 15). Fizyolojik Atrisyon ise çiğneme sırasında birbirleriyle temas halinde olan antagonist dişlerin okluzal yüzeylerinde aşınma görülmesiyle arka grup dişler düzleşirken, ön grup dişlerin boyları kısalır. Bu tip aşınma her ağızda meydana gelir, ve normal yaşlanma sürecinin bir parçasıdır; buna 'denir. Patolojik atrisyon; bir veya birden fazla dişteki prematür kontakt; aşırı örtülü kapanış, alt çene prognatisi gibi malfonksiyon veya dişlerin malpozisyonu ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar kaynaklı aşırı aşınmayı tanımlar (168).





Resim 15: Şiddetli atrisyon görülen bir vaka

#### 2.2.1.2 Abfraksiyon:

Abfraksiyon lezyonları, dişlerin biyomekanik kuvvetlerden etkilenmeleri sonucu tüberküller arası esneme hareketine bağlı olarak özellikle servikal bölgelerde meydana gelen aşınmalardır. Okluzal kuvvetlere bağlı deformasyonlar, servikal bölgelerde çekme ve sıkıştırma kuvvetleri oluştururlar. Dişlerde meydana gelen bu çekme ve sıkıştırma kuvvetleri, servikal bölgelerde mine ve onu destekleyen dentin dokusunda çatlakların oluşmasına ve doku kaybıyla sonuçlanan hidroksiapatit kristalleri arasındaki bağların yıkılmasına neden olur. Parafonksiyonel kuvvetler de, bir veya birkaç dişi güçlü çekme, sıkıştırma ve kesme tipi kuvvetlere maruz bırakmaktadır.

Çürüksüz servikal lezyonlarla birlikte mine-sement birleşimindeki sert dokunun kaybı ile karakterizedir. Abfraksiyon lezyonları, genellikle keskin kenarlı, pürüzsüz ve kama şeklinde yüzeyler olarak görülürler. Bu lezyonlar tek bir dişte oluşabildiği gibi bazen birkaç dişte de gözlenebilir (Resim 16).



Resim 16: Posterior dişlerin servikalinde görülen abfraksiyon vakası

### 2.2.1.3 Abrazyon

Dişler arasındaki okluzyondan bağımsız, yabancı bir cismin sürtünmesi ile oluşan patolojik diş aşınması olarak tanımlanır (168). Abrazyon; kalem ısırma gibi anormal alışkanlıklar ve dişler arasında iğne tutma gibi mesleki alışkanlıklar nedeniyle dişlerde meydana gelen aşınmalar için veya herhangi bir yabancı cismin dişlerde oluşturduğu aşındırmayı ifade etmek için kullanılmaktadır. Sert diş fırçaları kullanılması sonucu oluşan aşınmalar (resim 17), pipo içme veya ağızda toka tutma gibi alışkanlıkların neden olduğu aşınmalar, bunlara örnek olarak gösterilebilir (166,167).



Resim 17: Diş Fırçalaması Sonucu Oluşmuş Bir Abrazyon Vakası

#### 2.2.1.4 Erozyon

Diş dokusu için erozyon; bakteriyel orijinli olmayan bir asit solüsyonunun neden olduğu sert doku kaybı olarak tanımlanır (166,168). Erozyon terimi, sıvı akışı sonucunda cismin yüzeyinde oluşan madde kaybını ifade eder. Bununla beraber yüzeyi etkileyen sıvının ph'sının da erozyonda çok büyük önemi vardır. Aşınan yüzeydeki madde kaybı, yumuşak doku hareketleri veya alınan gıdalar nedeniyle olmakla birlikte, madde kaybının temel nedeni çoğunlukla kimyasal etkenlerdir (166). Mine tabakasındaki, pit ve fissür bölgeleri gibi, yüzeyden daha sığ retantif alanlarda kimyasal etkenlerin oluşturduğu eroziv aşınmaya daha fazla rastlanmaktadır (169). Erozyon, ağız ortamına gelen asidin kaynağına göre; beslenme erozyonu, kuma erozyonu, endüstriyel erozyon olarak gruplandırılmaktadır.

Beslenme erozyonu; özellikle kalsiyum iyonlarının çözünmesine neden olan sitrik asit içeren yiyecek ve içeceklerin aşırı alınması sonucu meydana gelmektedir (162,166). Kuma erozyonu; sindirim yollarındaki bir patolojiden dolayı istemli veya istemsiz olarak mide asitlerinin ağza gelmesi sonucu oluşur. Ph'ları bir hayli düşük olduğunda (yaklaşık ph 2) dişlerde çok hızlı bir yıkım oluştururlar (162). Anoreksiya nevroza, bulimia, reflü, gastrit gibi rahatsızlıklar sonucunda dişlerde ciddi erozyon görülmektedir. Endüstriyel erozyon ise pil üretimi yapılan fabrikalarda çalışanlar gibi, mesleki nedenlerden dolayı direk asit buharına maruz kalan bireylerde rastlanan aşınmadır (166). Dişlerde oluşan ileri düzeydeki madde kaybı restore edilmeden önce aşınmaya neden olan faktörler bulunup ortadan kaldırılmalıdır. Aksi takdirde yapılan restoratif tedaviler de çok uzun ömürlü olmayacaktır (162).



Resim 18: Reflü Sonucu Dişlerde Oluşmuş Erozyon Vakası

### 2.2.2 Dental Dokulardaki Aşınmada Ayırıcı Tanı

Dental literatürde *erozyon*, kimyasal etkenlerle kaybedilen yüzeyi ifade eder. *Atrisyon*, okluzal kontaklarla oluşan madde kaybını, *abrazyon* ise bazı hallerde, erozyon, abfraksiyon veya atrisyon olarak tanımlanamayan, birbirine temas etmeyen yüzeyler arasındaki madde kaybını anlatır. Bununla beraber her olguyu bir kategoriye sokmak pek mümkün değildir. Bu üç terim bazı karışıklıklara yol açmıştır. Çünkü dayandıkları temel, aşınmanın asıl mekanizması değil klinik belirtileridir. Örneğin; aşınmış insizal kenarlardaki dentinde oluşan oluklar, atrisyonun belirtisi olarak düşünülür. Yani diş-dişe temasın sonucudur. Oysa, okluzyon incelenirse olukların tabanının karşı dişe hiç temas etmediği görülür. Bu oluklar aşındırıcı gıdaların çiğnenmesi esnasında ve alınan kimyasal gıdaların dişlere temasıyla oluşmaktadır (150). Sonuç olarak, oluşan diş dokusu kayıplarının ne kadarının abrazyon, ne kadarının atrisyon, ne kadarının abfraksiyon veya erozyon nedeniyle oluştuğunu ayırt etmek çoğu kez zordur. Çünkü eş zamanlı veya üst üste çeşitli süreçlerin kombinasyonu vardır (168). Dolayısıyla vakaları terimlere göre değil etiyojilerine göre değerlendirmek, daha doğru ve düşünülerek atılmış bir adım olacaktır (150).

### 2.2.3 Klinik Aşınmanın Etiyolojisi:

Aşırı aşınmış dişler restore edileceği zaman, aşınmaya neden olan etyolojik faktörler mutlaka teşhis edilip, hemen elimine edilmelidir. Diş yüzeyindeki mekanik etki, aşınmanın temel faktörüdür, fakat tükürüğün ph'sı ve tamponlama kapasitesi gibi faktörler de aşınmanın seyrini fazlasıyla etkilemektedir. Mekanik etkiler, dişler arasındaki temaslar, dişlerin teması sırasındaki kuvvetler, dişlerin temas süreleri ve ağız boşluğundaki abrazyon faktörler gibi çeşitli etkilerden oluşur. İnsanda diş aşınmasına neden olan faktörler çok fazladır (168). Bu faktörlerin bazıları;

**Yaş:** Çeşitli çalışmalarda, dişteki aşınma derecesinin ve yaygınlığının yaş ile orantılı olarak arttığı gösterilmiştir.

**Cinsiyet:** Dişlerdeki aşınma miktarının oranının erkeklerde mi bayanlarda mı fazla olduğu sonucu yapılan çalışmalarda kesinleştirilememiştir.

**Okluzal Durum:** Kapanışa gelen diş sayısındaki azalma kalan dişlerin daha hızlı aşınmasına neden olur. Diş ve yüz morfolojisinin dişlerdeki aşınma derecesine etkileri tartışılmıştır.

**Hiperfonksiyon:** Bruksizm ve dişlerin aşınmaları arasında karşılıklı bir ilişki olduğu çoğu kez doğrulanmıştır. Bruksizmin yaygınlığı normal toplumda %5 ile %10 arasında rapor edilmiştir. Bruksizmi olan bireylerde, dişlerdeki aşınmadan dolayı oluşan dikey boyut kaybının normal bireylere göre 3-4 kat daha fazla olduğu belirlenmiştir. Mental retarde insanlarda diş aşınmalarına daha sık rastlanır. Bu da çoğunlukla bruksizme bağlanır. Yabancı cisimlerin çiğnenmesi gibi diğer parafonksiyonel çene hareketleri de anormal diş aşınmalarına neden olabilir (168).

**Zaman faktörü:** Karşılıklı diş yüzeyleri arasındaki toplam temas süresi, dişlerdeki aşınmanın oluşumunda en önemli faktörlerden biridir. Graf, normal bir bireyde çiğneme ve yutkunma gibi fonksiyonlar sırasındaki diş temaslarının günde ortalama 17.5 dakika olduğunu bildirmiştir (168). Bu süre bruksizmi olan bireylerde kuşkusuz çok daha fazladır.

**Isırma Kuvveti:** Dişlerde oluşan aşınma ile ısırma kuvveti arasındaki ilişkinin önemi tam olarak belirlenememiştir (168).

**Gastrointestinal Rahatsızlıklar:** Dişlerdeki erozyonların bir nedeni de, dil hiperaktivitesi ve ağız boşluğuna mide özusunun gelmesi anlamına gelen “*perimyolisis*” nedenli olabilir. Gastritli ve gastrik ülserli hastalarda sıkça rastlanan bir durumdur. “*Anoreksia ve bulimia*” olgularında da bireyin kendini kusmaya zorlaması sonucunda mide özusu ağız boşluğuna taşınır (162,168). *Anoreksia*, dişlerde erozyon, tükürükte azalma ve bazen çürük insidansında artış gibi ağız bulgularıyla seyreden psikosomatik bir hastalıktır (168).

Kronik alkoliklerde de dişlerdeki aşınma insidansının arttığı yapılan çalışmalarla bulunmuştur (170).

**Beslenme:** Asitli meyvelerin ve kola gibi düşük ph'lı gazlı meşrubatların aşırı tüketiminin dişlerde sert doku kaybına neden olduğu pek çok vaka da bildirilmiştir (168).

**Çevresel Faktörler:** Endüstriyel çevrenin dişlerde meydana gelen aşınma üzerine etkileri çok fazladır. Tozlu çevrenin dişlerin hızlı aşınmasına katkısı olduğu gösterilmiştir. Örneğin, demir işçileri, madenciler ve taş ocaklarında çalışan kişilerde normal bireylere göre daha hızlı aşınmaya rastlanır ve asit buharına maruz kalan çalışanların dişlerinde de sıklıkla eroziv lezyonlar görülür (168).

**Tükürük:** Tükürük bezlerinin bir veya daha fazlasının cerrahi olarak alınmasında, anti-depresanlar, trankilizanlar, sedatifler gibi bazı ilaçların alınmasında veya baş boyun bölgesine uygulanan radyoterapi sonrasında, ağızdaki tükürük akışında azalma meydana gelir. Bu durum ağızda çürük oluşumunun ve dişlerdeki aşınmanın hızlanmasına neden olur (167). Tükürükteki komponentler, tükürüğün tamponlama kapasitesi ve içeriğinde bulunan, remineralizasyonu sağlayan bazı iyonlar aşınmayı etkileyen en önemli faktörlerdir (167,168).

Bunlara ek olarak, ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri ve diş dokusuna temas eden restoratif materyallerin fiziksel (mekanik) özellikleride, materyal ve diş dokularının aşınmasını etkileyen faktörlerdir (168).

#### **2.2.4 Diş Hekimliğinde Aşınmayı Belirlemede Kullanılan Yöntemler**

Araştırmacılar ve diş hekimleri kullandıkları restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini önceden bilmek isterler. Bu amaçla değişik yöntemler kullanılarak çok farklı araştırmalar yapılır. Ağızda kullanılan restoratif materyallerin seçiminde en önemli kriterlerden biri, materyalin aşınmaya olan direncidir. Dişlerin okluzal yüzeylerinin restore edilmesi amacıyla kullanılan materyaller, ağız ortamının ve karşıt dişlerin yaratabileceği deformasyona ve aşınmaya karşı mutlaka dayanıklı olmak zorundadırlar. Minedeki ve restoratif materyallerdeki aşınma miktarlarının değerlendirilmesi amacıyla da pek çok çalışma yapılmıştır ve halen yapılmaktadır. Bu çalışmalar genel olarak iki başlık altında toplanır (150,154,168);

- Laboratuvar Çalışmaları
- Klinik Çalışmaları

##### **2.2.4.1 Laboratuvar Çalışmaları:**

Araştırmacılar, klinik çalışmaların çok zaman alıcı ve pahalı olması nedeniyle, sürekli olarak yeni geliştirilen restoratif materyaller ile beraber bu materyallerin klinik aşınmalarını belirleyebilecek basit ve ucuz bir yöntem bulmayı amaçlamışlardır (150,171). Bazı araştırmalarda, laboratuvar çalışmalarından elde edilen sonuçlar ile klinik olarak elde edilen sonuçlar tamamen birbirini desteklemeyebilir. Ancak laboratuvar çalışmaları, materyallerin aşınma mekanizmalarının anlaşılabilmesini ve restoratif materyallerin geliştirilmesi sırasında, klinik deneme öncesi materyalin fiziksel özelliklerinin öğrenilebilmesini sağladıkları için önemlidirler (151). Bu amaçla klinik çiğneme sürecinde oluşan aşınmanın mekanizmasının anlaşılmasını sağlamak için, ağız içindeki koşulları da taklit eden simülatörler geliştirilmeye çalışılmıştır (172).

Çiğneme periyodunu tamamıyla taklit etmeden, abrazyonu etkileyen ana faktörleri irdeleyen test prosedürlerinin en basit örneği, yıllardır mühendislik alanında da kullanılmakta olan “pin on disk” şeklindeki cihazlardır. Bu mekanizmalarda, test edilecek restoratif materyal pin şeklinde de disk şeklinde de hazırlanabilir. Pin olarak hazırlanan örnek, dönen disk şeklindeki diğer yüzeye belli bir kuvvet altında temas ettirilir. Bazılarında ortama ara madde olarak farklı çözeltiler konarak üç yapılı aşınmayı taklit etmek de olasıdır. Daha sonra geliştirilen makinelerle dişlerin birbirleri üzerinde kaymaları da taklit edilebilmiştir. Bu cihazlar çoğunlukla iki yapılı aşınmayı taklit edebilirler. Oysa ağızda hem iki yapılı hem üç yapılı aşınma gerçekleşir. Bunu gerçekleştirmek için ara madde görevi yapabilecek bir çözeltiyi aşınan yüzeylere verebilecek daha geliştirilmiş cihazlar tasarlanmıştır (150). 1983 senesinde De Long ve Douglas fizyolojik çiğnemeyi taklit etmek için “yapay ağız” konseptini ortaya koymuşlar ve doğal dişlerin var olduğu, fizyolojik hareketlerin yapıldığı bir simülatörü denemişlerdir. Kapalı bir ortamda, servo-hidrolik bir sistemle dikey ve yatay hareketlerle, uygulanan yük, temas süresi ve örnekleri sürtünme mesafesi bakımından ağız ortamının tamamen taklit edilmesini amaçlamışlardır. Bu ünite, yapay ağız koşullarını en iyi taklit eden cihazdır. Günümüzde, “Bionix Test Sistemi” (MTS Systems Corporation, Edon, Parairie, Minnesota, USA) olarak tanımlanan bu cihaz seri olarak da üretilmekte ve satılmaktadır (154,173).

Sonraki yıllarda Bionix Sistemi kadar komplike olmasa da, pek çok araştırmacı tarafından daha pratik ve daha az maliyetli aşınma testi cihazları hazırlanmıştır. De Gee 1994 yılında yaptıkları bir çalışmada, iki ayrı motorla döndürülen, üzerlerinde test örneklerini taşıyan farklı çaplarda iki silindirin birbirleri üzerinde dönerek çalıştıkları “ACTA Okluzal Aşınma Simülatörünü” tanıttılar. Simülatörde test edilen örneklerin olduğu yere pirinç, darı gibi farklı doğal gıda maddeleri konuldu ve böylece üç yapılı aşınma da yaptırılabilirler. Daha sonraki in vitro çalışmalarda test edilen örneklerdeki aşınma miktarları profilometre ve optik streomikroskop gibi cihazlarla belirlenmiştir (174).

1997 yılında Yap ve ark., kendi hazırladıkları “BIOMAT Aşınma Simülatörü”nü yaptıkları çalışmalarında kullanmışlardır. Simülatörün tasarımını basitleştirmek için, alt çenenin çiğneme sırasında yaptığı üç boyutlu hareketin nispeten daha ufak



olan antero-posterior boyutu kaldırılmıştır ve cihazda ara madde kullanılmadığı iki boyutlu olarak çigneme hareketi taklit edilmiştir. Aşınma miktarları profilometre kullanılarak belirlenmiştir (154).

Pek çok klinik ve laboratuvar çalışması olmasına rağmen çoğu zaman bulgular birbirini desteklememektedir. Bunun nedenlerinden biri restorasyonların aşınmasını saptamak için kullanılan hassas ölçüm tekniklerinin, çok yaygın olarak kullanılamamasından kaynaklanmaktadır. Sağlıklı sonuçlar elde edebilmek için restorasyonların ve dişlerin kütle ve şeklindeki çok küçük değişiklikleri dahi doğru ölçmek gereklidir. Bu problemin çözümü için, hassas teraziler, stereomikroskoplar, profil projeksiyon cihazları, bilgisayar destekli üç boyutlu ölçüm mikroskopları, üç boyutlu lazer tarayıcıları, konvansiyonel ve lazer profilometreler gibi sistemler yapılan araştırmalarda kullanılmaktadır (175,176).

Laboratuvarda yapılan aşınma çalışmalarında, birçok farklı aşınma testi cihazı ve ölçüm sistemleri kullanılmış olduğundan, çeşitli araştırmaların sonuçlarını direkt olarak birbirleri ile karşılaştırabilmek pek mümkün değildir. Her çalışmanın sonucunu kendi içinde değerlendirmek veya farklı araştırmaları karşılaştırırken, her çalışma içerisinde test edilmiş materyallerin aşınma oranlarının dizilimini dikkate almak gereklidir. Bundan dolayı gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için laboratuvar deneylerindeki test ortamlarının, klinik koşulları mümkün olduğunca iyi taklit etmesi gerekir (160). Restoratif materyallerin klinik davranışlarını laboratuvar verilerine dayanarak tahmin etmek oldukça zordur. Bu yüzden en gerçekçi ve sağlıklı sonuçlar elde etmek için klinik çalışmalar, laboratuvar çalışmalarıyla mutlaka desteklenmelidir.

#### **2.2.4.2 Klinik Çalışmalar:**

Yeni üretilen materyallerin aşınma oranlarını klinik olarak incelemek çok zaman alıcı olduğu gibi, pahalı ve maalesef çok fazla değişken olması nedeniyle çok değişken sonuçlar veren bir yöntemdir. Materyalin üretimi ile aşınmaya olan fiziksel dayanıklılığının onaylanması arasındaki süre çok fazladır. Ölçülebilir bir aşınma oluşabilmesi için araştırmacılar, kullanılan restoratif materyalin tipine göre 6 ay ila 2 senelik bir süreye ihtiyaç olduğunu belirtmektedirler (171,172). Aynı zamanda, eğer klinik olarak geçerli sayılabilecek sonuçlar elde edilmek istenirse, çok sayıda hasta

denek olarak kullanılmalıdır. Bu da pek pratik olmadığı gibi, ciddi etik problemleri ve takip problemlerini de beraberinde getirir. Az sayıda denek kullanıldığında, sadece bir malzemenin aşınmaya karşı dayanıklılık derecesi incelenebilir (168).

Klinik çalışmalar genel olarak iki şekilde yürütülebilir; Birinci yöntem, klinik skorlama sistemleridir. Bu yöntemde, dişlerde oluşan aşınma veya belirli bir kullanım süresi sonrasında restoratif materyalin durumu eğitilmiş araştırmacıların görsel objektif bir değerlendirmesi ile puanlanır (150,160). Bu kişilerin gözlemleri önceden kabul edilmiş kriterlere göre skorlama yapılır. Dişlerde oluşan aşınmayı değerlendirmek için en sık kullanılan skorlama Smith ve Knight tarafından tarif edilmiştir. Bu sistemde, okluzal/insizal, bukkal, lingual ve servikal yüzeylerde oluşan aşınma için, açığa çıkmış dentin miktarına göre ayrı ayrı değerler verilir (177). "Birleşik Devletler Halk Sağlığı Servisi (USPHS)" restorasyonların kavite marjiniinde aşınma ile açığa çıkan mine miktarını şu sınıflandırma ile skorlamışlardır;" alpha: aşınma yok, bravo: kavite marjiniinde belirlenebilir bir aşınma var, charlie: amelodontinal birleşime kadar aşınma var" şeklindedir.(168,178,179). Hasta ağızında skorlama yöntemiyle bu şekilde yapılan aşınma incelemelerinin duyarlılığı ve doğruluğu tartışılmaktadır. (150).

Klinik çalışmalarda ikinci yöntem ise, replikasyon laboratuvar modelleri kullanılarak yapılan indirek incelemelerdir. Hemen restorasyon materyallerinin uygulanmasını takiben ve daha sonra belirli zaman aralıklarıyla çok hassas silikon ölçü maddeleri kullanılarak dişlerin ölçüleri alınır. Alınan ölçüler, epoksi-rezin veya model alçısı kullanılarak dökülür ve modeller elde edilir. Bu modeller tarama elektron mikroskobu yardımı ile incelenebilir. Aşınmanın mekanizmasını anlayabilmek ve meydana gelen yüzey değişikliklerini inceleyebilmek için tarama elektron mikroskobu çok faydalı olabilir. Replika modelin okluzal yüzeyinin mikroskobik çizimini yapabilen bir yüzey pürüzlüğü testi cihazı kullanılarak aşınmaya ait ölçümler alınabilir veya profilometre cihazı kullanarak aşınmanın profili ölçülebilir. Bu iki tekniğin en büyük dezavantajı, her restorasyon için sadece iki nokta arasında ölçüm yapılması ve noktalar arasındaki bu kısa ölçüm hattının aşınma öncesi belirlenmesidir. Bu nedenle okluzal temaslar arasındaki maksimum aşınma alanı belirlenemeyebilir. Ayrıca bu modellerden, stereomikroskop veya son zamanlarda geliştirilen lazer holografi teknikleri kullanılarak direk ölçümler de

yapılabilir (160). Aşınma öncesi ve aşınma sonrası elde edilen replikasyon modellerden yapılan taramalar daha sonra üst üste konumlandırılarak oluşan aşınmanın miktarı belirlenmeye çalışılır. Ağız içindeki aşınma sırasında elde edilen verileri üst üste konumlandırmada kullanılan tüberkül eğimleri gibi referans noktalarından madde kaybını ölçme sırasında, bazı durumlarda sağlıklı üst üste konumlandırma yapılamayacağından verilerin değerlendirilmesi sırasında problem olabilmektedir (150).

Replika modellerin üst üste konumlandırılmasıyla yapılan in vivo çalışmalardaki materyallerin aşınma miktarları hiçbir zaman yüzde yüz doğru belirlenmemektedir. Ancak  $\pm 1\mu\text{m}$  düzeyinde bir hata payının, sonuçların doğruluğu açısından tatmin edici olduğu konusunda tüm araştırmacılar hemfikirdir. Doğru ve sağlıklı sonuçlar ancak bilgisayar destekli yüzey taraması yapabilen üniteler ile sağlanabilir. Bu bilgisayar destekli sistemler çok karmaşık ve pahalı olmasına rağmen, ağız içi gibi aşırı komplike bir test ortamında sağlıklı denebilecek sonuçlar ancak bu yolla elde edilebilir (150).

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1. Hasta seçimi**

Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Araştırma Etik Kurul Onayı (Karar No:15-3/13) alındıktan sonra Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Polikliniği'ne başvuran 18-50 yaş aralığında sistemik olarak sağlıklı, periodontal destek kaybı olmayan, kron endikasyonu taşıyan ve antagonist komşuluğu doğal diş olan, 1.(birinci) molar dişler dahil edilmiştir. Bu çalışmada hasta seçiminde ana kriter, antagonistinde doğal diş bulunmasıdır. Klinik olarak değerlendirildiğinde brüksizm'e bağlı ciddi aşınma görülen vakalar, parafonksiyonel alışkanlığı olan vakalar, başarılı bir kanal tedavisi olmadığı düşünülen ve periodontal destek kaybı fazla olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. 11 bayan, 13 erkek olmak üzere toplam 24 hastaya bilgilendirilmiş gönüllü olur formları imzalatıldıktan sonra toplam 28 adet molar kron restorasyonu uygulanmıştır. Uygulanan 2 adet krona sahip hastalar ikametgah değişikliği nedeniyle 3 ve 6 aylık kontrollerine gelmemiştir. Vita Suprinity materyalinden yapılmış bir kron ilk ayında kırılmıştır ve diğer kırılan Gc Cerasmart materyalinden yapılmış kronunda bir yıl sonra destek dişte kırılma ile sonuçlanmıştır. 24 adet krona ait ölçümler dikkate alınmıştır.

#### **3.2. Dişlerin preparasyonu:**

Çalışmaya dahil edilen hastaların klinik ve radyografik değerlendirmesi yapıldıktan sonra ağız içi fotoğrafları çekilmiştir (Resim 19-20). Molar dişlerin okluzal yüzeylerinden 1,5-2 mm derinliğinde, aksial yüzde ise 1-1,5 mm derinliğinde elmas chamfer frezler (Acurata, G+K Mahnhardt Dental e.K, Thurmansbang, Germany) kullanılarak madde kaldırılmıştır. Basamak genişliği ise 1 mm olup, chamfer basamak tercih edildi. Bütün preparasyonlarda keskin köşe ve kenarlardan kaçınıldı. Preparasyon işlemi bittikten sonra basamak dişeti seviyesinde olduğu için retraksiyon işlemine gerek duyulmadı (resim 21).



Resim 19: Hastanın kron yapılacak 36 nolu dişine ait radyografik görüntüsü



Resim 20: Hastanın kron yapılacak 36 nolu dişine ait klinik değerlendirme



Resim 21: Molar Diş Preparasyonları

### 3.3. Cad\ Cam işlemleri:

Preparasyon işlemleri tamamlandıktan sonra hastalarımıza ait Cerec 3D Bluecamde (CEREC 3D, Version 4.2, Sirona Dental Systems) kayıt açıldı (resim 22) ve hangi preparasyonun yapılacağı ağız şekli çıkan şekil üzerinde işaretlendi (resim 23A). Dudak yanak ekartörü takılıp, tükrük izolasyonunu sağlamak için sakşın kullanıldı. Dişler tamamen kurutulup Cerec Optispreyi dijital tarama probu ile ölçü alınca dişlere sıkıldı. Prepare edilmiş 1. molar diş, distalindeki 2. molar diş ve mezyalindeki 2. premolar diş dahil olacak şekilde Cerec intraoral tarama probuyla (bluecam) dijital ölçü alındı. Aynı prosedürler izlenerek tam bu bölgeye denk gelen karşıt arktaki doğal dişler olan 1. molar diş, distalindeki 2. molar diş ve mezyalindeki 2. premolar diş dahil olacak şekilde Cerec intraoral tarama probuyla dijital ölçü alındı. Son olarak çeneler kapanışa getirilerek bukkal yüzden dijital ölçü alındı (Resim 23B).



Resim 22: Cerec 3D - Cerec MC XL Premium Kazıma cihazı

Ölçüler sonucu ortaya çıkan dijital üst ve alt çene modeli alınan digital kapanış ölçüsüne göre konumlandırıldı. Ağız ortamını yansıtabilmek için, kron restorasyonun yapılacağı dijital modelin okluzal düzlem ve wilson düzlemlerine göre konumu ayarlandı (Resim 23C). Ardından dijital model üzerinde marjinal sınırlar çizilip kron tasarımları yapıldı (resim 23D). Dijital modeller üzerinde kronların mezyal ve distal kontakt noktaları, ekvator ve basamak kenar bölgeleri, formları ve tüberkül yükseklikleri seçenekler kısmından uygun şekilde özenle ayarlandı (Resim 23E). Kronların tasarım işlemleri bittikten sonra üretim(milling) aşamasına geçildi (Resim 23F).





Resim 23 A-B-C-D-E-F: Sırasıyla Uygulanan Cad/Cam Aşamaları

Üretim aşamasında (milling) kazıma ünitesine (Cerec MC XL Premium Kazıma cihazı) (resim 14) hastanın kendi diş rengine uygun bloklar takılıp kronlar elde edildi. Kron üretimi her bir kron için yaklaşık 10 dakika sürdü. Çalışmamızda; restorasyon malzemesi olarak 4 farklı prefabrike blok materyal Enamic (Vita), Suprinity (Vita), Cerasmart (GC), IPS E.max CAD (Ivoclar Vivadent) kullanıldı



(tablo 1). Hastalara seçilcek materyal kura yöntemi ile belirlendi. Elde edilen prekrystalize seramik kronlar ve rezin matriks seramik kronların internal uyumlarına ince kıvamlı silikon ölçü materyali ile bakıldı. Gerekli prova işlemleri olan oklüzal yükseklik, aproksimal kontakt ve kole uyumu değerlendirmesi yapıldı. Restorasyonun tam olarak oturmasına engel olacak bölgeler mevcutsa minimal düzeyde aşındırmalar yapıldı (resim 16). Provalar tamamlandıktan sonra; rezin matriks materyaller olan Enamic ve Cerasmart içerisinde hem rezin kompozit hem seramik olduğu için kronlarda mekanik polisaj ile parlaklık sağlandı. Resin matriks kronların polisajı; GC05 Twist Polisher Kit (Meisinger) polisaj kiti ile yapıldı (resim 17). Farklı olarak prekrystalize haldeki VITA Suprinity ve IPS E-max kronların dentin provalardan sonra üretici firmanın önerdiği doğrultuda, kronlar porselen fırınında (Vita Vacumat 6000 M, Bad Säckingen, Almanya) kristalize edildi. Resim 18’de tüm pişirme işlemlerinde kullanılan porselen fırını, Resim 19 ve resim 20’de IPS E-max ve Vita Suprinity için uygulanan kristalizasyon parametreleri görülmektedir. Fırınlamadan sonra tekrar 2. Dentin provası aşamaları yapıldı. Ardından hastaların seramik kronları laboratuvar da hastanın diş rengine göre makyaj ve glaze işlemleri yapıldı. Kron restorasyonların prova ve glazür işlemleri tamamlandıktan sonra Variolink Esthetic DC sistemi (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) ile simante edildi.

Tam Seramik Sistemi	Üretici Firma	İçerik	Yapım Yöntemi
IPS e.max CAD	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein	Lityum Disilikat	CAD/CAM
Cerasmart	Gc Corp. , Japonya	Rezin Matriks Seramik	CAD/CAM
Suprinity	Vita-Zahnfabric, Almanya	Zirkonya İle Güçlendirilmiş Lityum Silikat	CAD/CAM
Enamic	Vita-Zahnfabric, Almanya	Rezin Matriks Seramik	CAD/CAM

Tablo 1. Kullanılan materyaller



Resim 24: Kronların dentin ve glaze provaları



Resim 25: Meisinger GC05  
Twist Polisaj Kiti



Resim 26: Porselenlerin kristalizasyon  
ve pişirme işlemlerinde kullanılan  
VITA Vacumat 6000 M porselen fırın

	B °C/°F	S min	t <sub>1</sub> °C/°F/min	T <sub>1</sub> °C/°F	H <sub>1</sub> min	t <sub>2</sub> °C/°F/min	T <sub>2</sub> °C/°F	H <sub>2</sub> min	V1 <sub>1</sub> /V1 <sub>2</sub> °C/°F	V2 <sub>1</sub> /V2 <sub>2</sub> °C/°F	L °C/°F
IPS e.max CAD HT	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1544	700/1292
IPS e.max CAD Impulse	403/757	6:00	60/108	770/1418	0:10	30/54	850/1562	10:00	550/770 1022/1418	770/850 1418/1562	700/1292

Resim 27: IPS E.max CAD restorasyonların kristalizasyon prosedürü

Predry. °C	→ min.	↗ min.	↗ °C/min.	T °C	→ min.	VAC min.	↘ °C*
400	4.00	8.00	55	840	8.00	8.00	680

Rresim 28: VITA Suprinity CAD restorasyonlarının VITA Vacumat firmı için kristalizasyon prosedürü

### 3.4. Tam Kronların Simantasyonu:

#### 3.4.1.Kronların Hazırlığı:

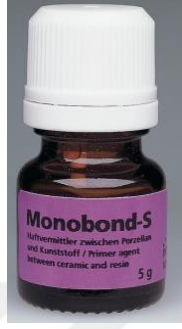
Uygun siman rengini belirlemek için Variolink Esthetics DC (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) try-in renkleri kullanıldı (resim 29). Simanın rengi belirlendikten sonra yapıştırma işlemine geçildi. IPS E-max ve VITA Suprinity CAD bloklar kullanıldığı için kron restorasyonların simantasyon işlemi için seramiklerin iç yüzeyi %9,5 luk hidroflorik asit (Porcelain Etch, Ultradent, Utah, ABD) ile 20 sn süre ile asitlendi (Resim 30). Daha sonra 1 dakika boyunca basınçlı su yardımıyla yıkayıp kurutuldu. Gc Cerasmart ve Vita Enamic hibrit yapıları nedeniyle herhangi bir asitleme işlemine tabi tutulmadı. Kurutulan iç yüzeylere silan (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent) uygulanarak 60 sn bekletildi ve hava su spreyi ile kurutuldu (resim 31).



Resim 29: Variolink Esthetics DC ve Try-in renkleri



Resim 30: seramiklerin iç yüzeyi %9,5 luk hidroflorik asit



Resim 31: Molar kronların içine asitlemeden sonra uygulanan silan

### 3.4.2 Diş Yüzeylerinin Hazırlığı:

Diş yüzeyinin hazırlığı amacıyla öncelikle non-aromatik pomza (Pomza tozu, Dux, Utrecht, The Netherlands) ve polisaj fırçası (Coltene Whaledent, Altstatten, Switzerland) ile kole bölgesinde dişetini travmatize etmeden, diş yüzeyindeki eklentiler ve artıklar uzaklaştırıldı. Bütün dişlerde preparasyon sınırı mine ve dentin seviyesinde olduğu için %37' lik ortofosforik asit ile mine 30 sn , dentin 15 sn asitlendi. 30 sn hava su spreyi yardımıyla yıkandıktan sonra kurutuldu (resim 24). % 37'lik ortofosforik asit basınçlı hava ve su ile iyice yıkanıp kurulandıktan sonra diş yüzeylerine adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar-Vivadent) uygulandı, hafif hava ile adeziv inceltildi (resim 25). Ardından Variolink Esthetic DC sisteminin kullanma prosedürüne göre adeziv için 5 saniye ışık uygulandı.



Resim 32: Molar dişlerin mine ve dentin dokusuna uygulanan %37'lik ortofosforik asit



Resim 33: diş yüzeylerine uygulanan adeziv (primer + bond)

Seçtiğimiz renge göre yapıştırıcı ajan restorasyonun iç yüzeyine hava kabarcığı kalmayacak şekilde yayılıp hasta ağızına uygulandı. Yerine oturduğuna emin olduktan sonra parmak basıncı ile sabitleyip taşan siman aplikatörler ve restorasyonun interproksimal aralıklarında kalan fazla siman superfloss diş ipi yardımıyla uzaklaştırıldı. Daha sonra bütün yüzeylere önce dişin okluzal yüzeyinden daha sonra restorasyonun her bölgesinden olmak üzere 40'ar saniye süreyle ışık uygulanıp polimerizasyonun tamamen gerçekleşmesi sağlandı. 24 saat sonra tekrar çağrılan hastada gerekli okluzal kontroller ve düzenlemeler yapıldı (resim 34). Ardından simante edilmiş tam seramik kronun olduğu çenedeki simante edilmiş kron, distalindeki 2. molar diş ve mezyalindeki 2. premolar diş dahil olacak şekilde ekartör takılıp sakşın yardımıyla ağız kurutulduktan sonra Cerec Optispray sıkılarak Cerec ağız içi tarama probuyla (Bluecam) dijital ölçü alındı. Aynı prosedürler izlenerek karşıt çenede bu bölge ile okluzyona gelen doğal diş olan 1. molar diş, mezyalindeki 2. premolar diş ve distalindeki 2. molar diş dahil olacak şekilde Cerec ağız içi tarama probuyla dijital ölçü alındı. Son olarak çeneler kapanışa getirilerek bukkal yüzden dijital ölçü alındı ve oluşan dijital üst ve alt çene modeli alınan dijital kapanış ölçüsüne göre konumlandırıldı. Ağız ortamı gibi kapanışa getirilmesi için üst ve alt çene dijital modelleri okluzal düzlem ve wilson düzlemlerine göre konumları ayarlandı. Ardından Cerec yazılımı bu veriler doğrultusunda, kron üzerinde kapanış sırasında temas eden noktaları ortaya çıkardı ve bu veriler karşılaştırılmak üzere kayıt edildi.



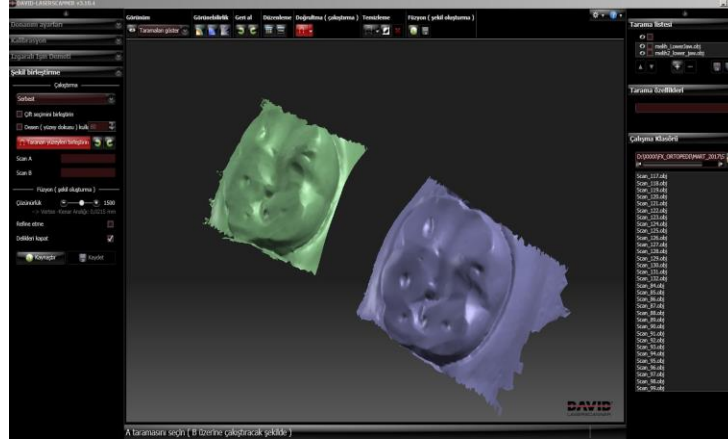
Resim 34: Hastaların simante edilmiş kronları

### 3.5 Klinik Değerlendirme

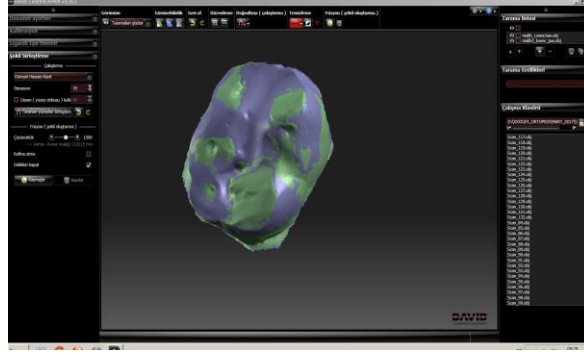
Molar kronlar yapıştırıldıktan sonra 6 aylık süre boyunca hastaların klinik takipleri yapıldı. Hastalar simantasyondan sonraki gün, 3. ve 6. aylarda kontrollere çağırıldı. Bu 3. ve 6. aydaki kontrollerde de; aynı prosedürler izlenerek hem kronların olduğu çene bölgesinden hem de karşıt çenedeki o bölgeye denk gelen antagonist doğal dişlerden Cerec Optispray sıkılarak dijital ölçüleri alındı. Kapanış ölçüleri de dijital olarak alınıp, elde edilen çenelerin dijital modelleri cerec bilgisayar programı ile birbirine göre konumları bir kez daha ayarlanıp son kapanış haline getirildi. Molar bölgelerinde ortaya çıkan temas noktaları cerec de kayıtları alındı. Cerec 4.2 formatını kullanan Cerec bilgisayarında kayıtlar RST uzantısı ile kayıtlanıyordu. Tarafımdan hastaların RST uzantılı bu dijital kayıtları Sirona İstanbul firmasında Inlab programı ile STL formatına dönüştürüldü. Daha sonra bu STL formatındaki



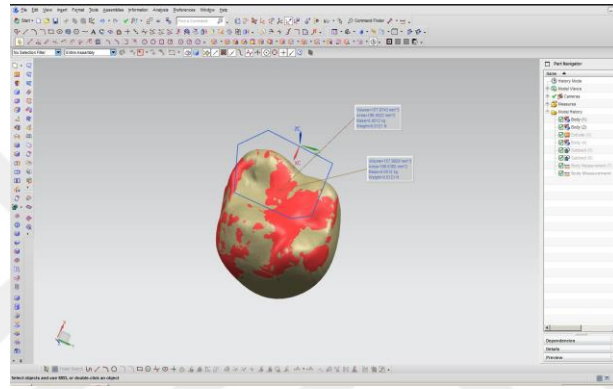
hastaların başlangıç (simantasyondan sonraki gün), 3 aylık ve 6 aylık dijital ölçülerin sadece 1. molar dişlerin okluzal tablaları kalcak şekilde dijital ölçülerin diğer kısımları kesilip ölçülerden atıldı. Bu ortaya çıkan yeni ölçüler David-Laserscanner (Berlin, Almanya, V3.10.4) bilgisayar programı ile dijital ortamda üst üste konumlandırıldı (Resim 35-36). David-Laserscanner programı; ekranda bulunan görüntüleri küçük üçgenlere (meshlere) bölerek en yakın formdaki üçgenlerden oluşan yüzeyi birbirine temas ettirir. Bu temas ettirme işlemini 0,06 mm tolerans değerinde yapmaktadır. Bu üst üste konumlandırılan kesilip gereksiz alanlar ayrılmış ölçüler Siemens Unigraphics NX 10 (Siemens PLM Software, Texas, ABD) programı kullanılarak dijital katı modellere dönüştürüldü (Resim 37). Bu dijital katı modeller üst üste eksenlenip okluzal yüzde belirli bir alan seçildi (Resim 38). Bu işlemde tolerans değeri 0,005 mm'dir. Siemens Unigraphics NX 10 programı ile üst üste konumlandırılan dijital katı modellerin okluzal yüzlerinde seçilen belirli alanların başlangıç - 3 aylık aşınma hacim kayıpları ve 3 - 6 aylık aşınma hacim kayıpları hesaplandı ( Resim 39-40-41-42-43-44-45-46).



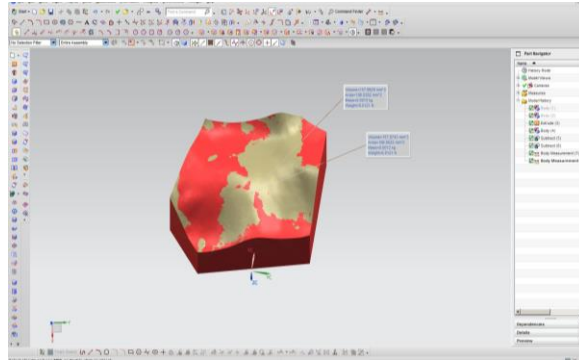
Resim 35: Ölçülerin David Laserscanner programında görünümü



Resim 36: David Laserscanner programı ile üst üste konumlama

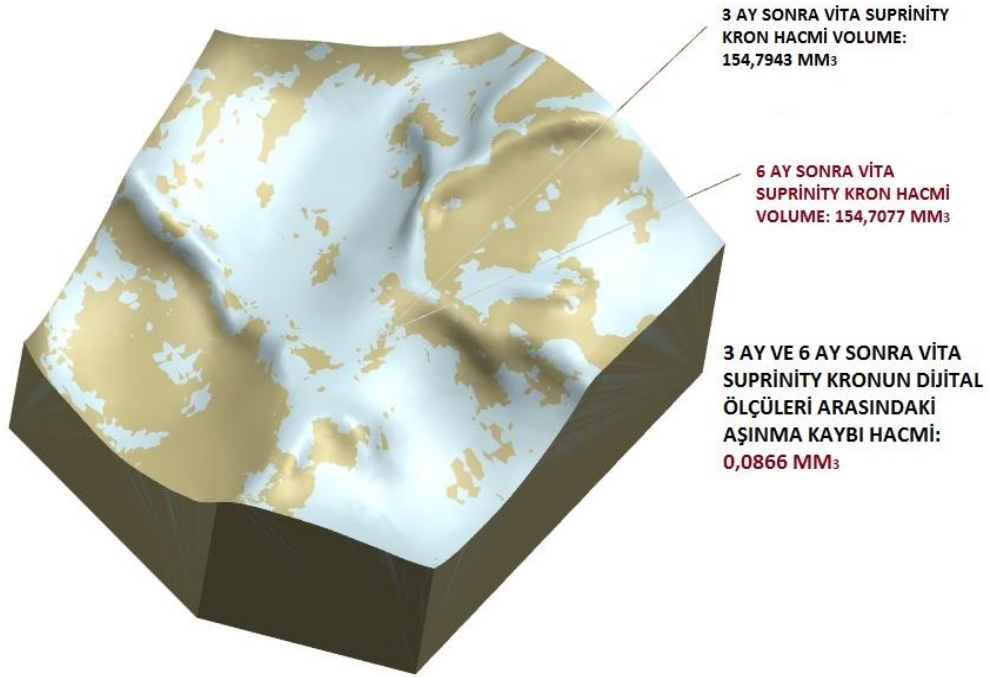
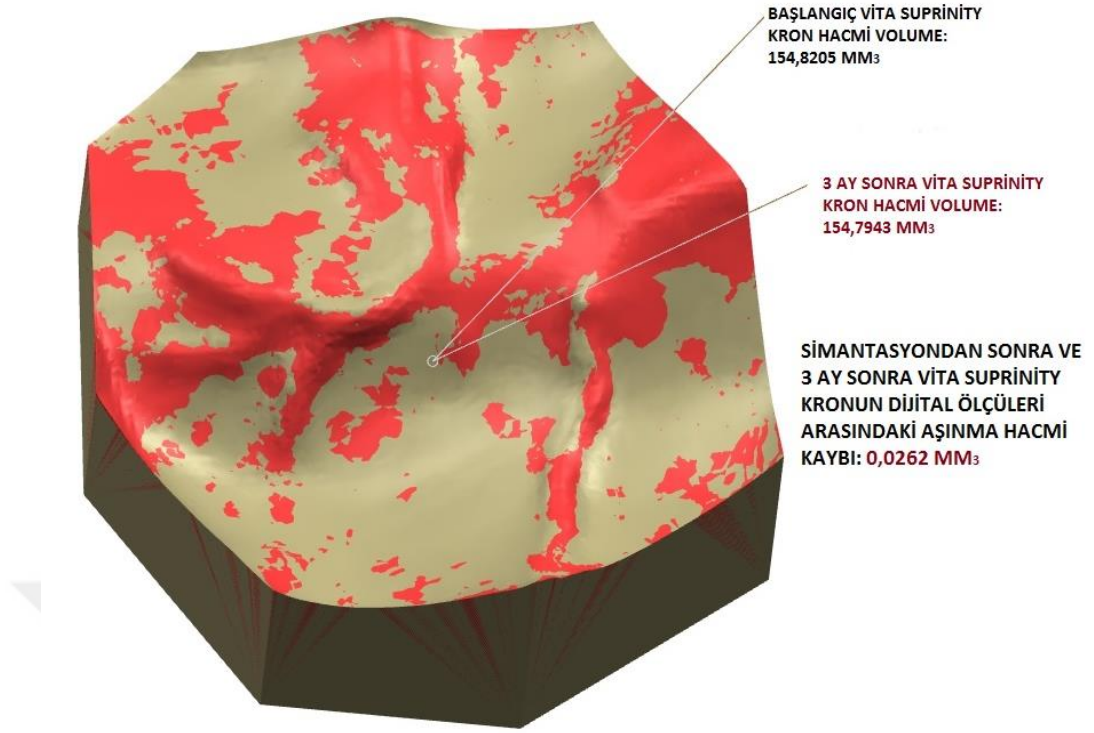


Resim 37: Siemens Unigraphics NX 10 programı ile elde edilen dijital katı modelin görünümü

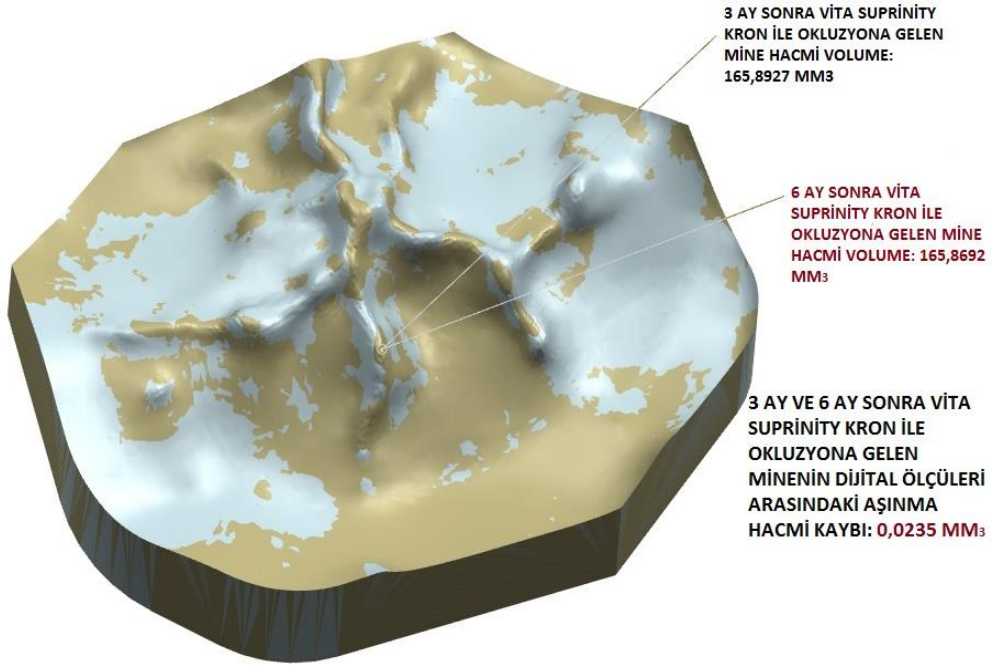
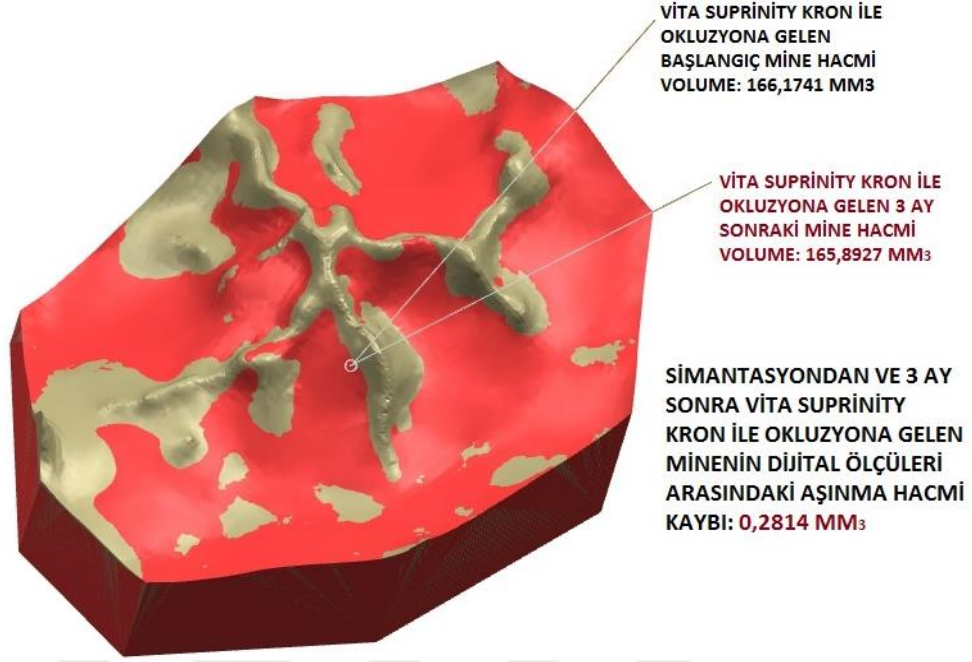


Resim 38: Siemens Unigraphics NX 10 programı ile seçilen alanın hacim hesapları

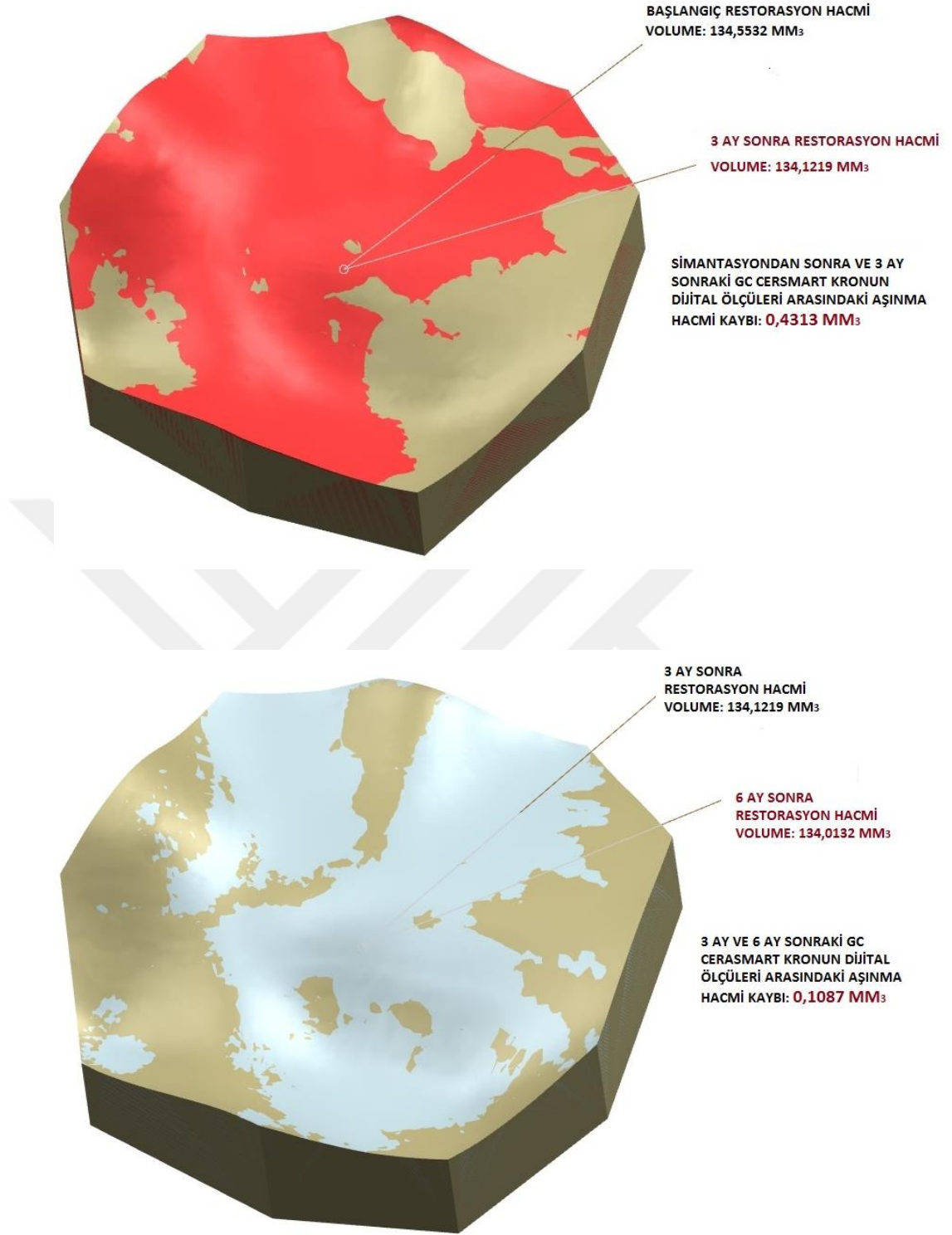




Resim 39-40: Vita Suprinity Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri

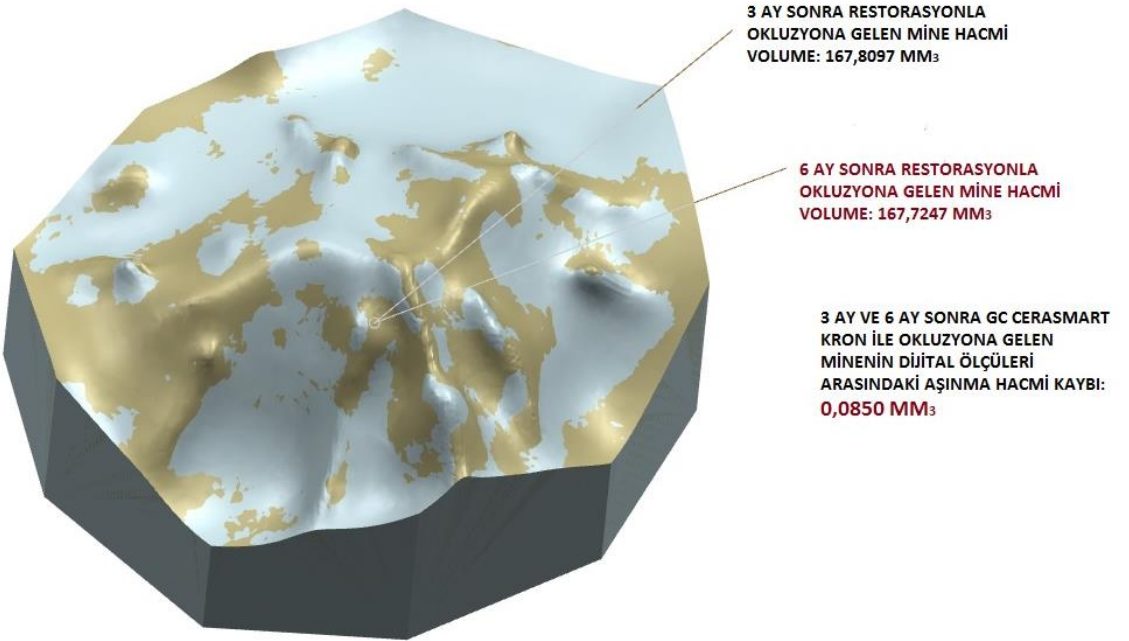
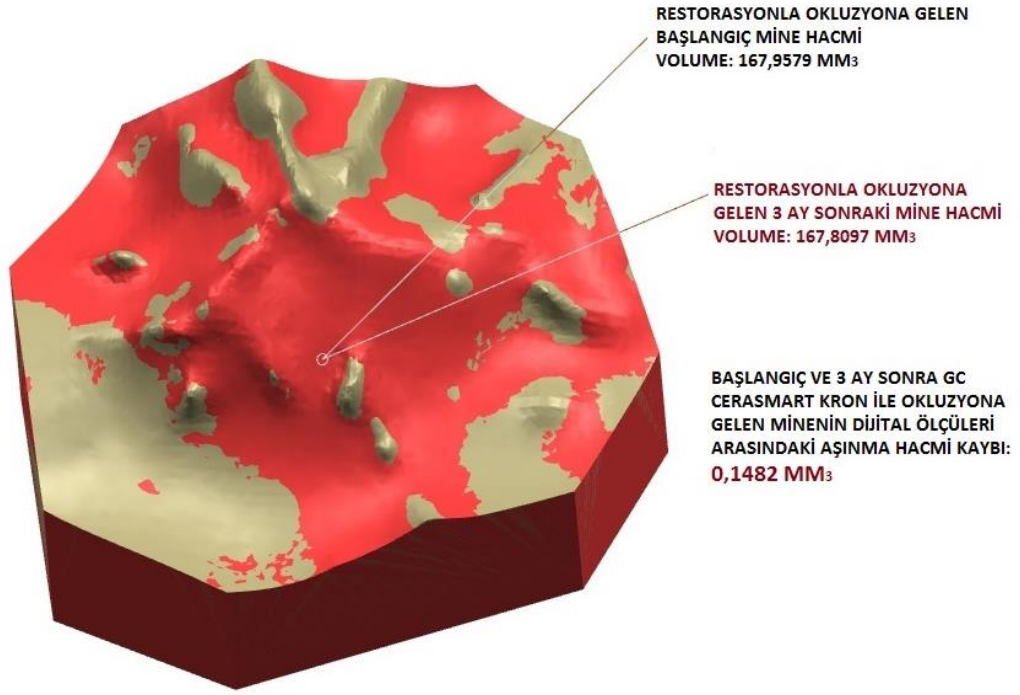


Resim 41-42: Vita Suprinity Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri



Resim 43-44: Gc Cerasmart Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri





Resim 45-46: Gc Cerasmart Krona Ve Okluzyona Geldiği Mineye Ait Üst Üste Konumlandırılmış Dijital Ölçülerin İlk 3 Aylık Ve İkinci 3 Aylık Aşınma Ölçüleri

### 3.6. İstatistiksel analiz:

Tüm kron restorasyonlarına ve antagonist mine yüzeyine ait başlangıç-3 aylık ve 3-6 aylık hem mine hem restorasyon aşınma hacim kayıpları hesaplandıktan sonra Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Ana Bilim dalında SPSS 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) istatistik programı kullanılarak istatistiksel değerlendirilmesi yapıldı. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı  $p < 0,05$  olarak kabul edildi. Hem restorasyon hemde restorasyon ile okluzyon halinde olan mine yüzeyindeki aşınma miktarlarına bakıldığı için dolayısıyla aynı bireylerden 2 den fazla ölçüm alındığı için Tekrarlı Ölçümlerde Varyans Analizi testi (Repeated Measures for ANOVA) yapıldı. Tüm verilerin normal dağılım kontrolü, Kolmogorov- Smirnov testi ile sağlandı ( $p=0.05$ )

#### 4. BULGULAR

Materyaller	Ortalama Aşınma (mean)	Std. Deviasyon	Sayı
Resto.1	EM	,093743	7
	GC	,317533	7
	VE	,249120	5
	VS	,051050	5
			Toplam: 24
Mine.1	EM	,158886	7
	GC	,127683	7
	VE	,235240	5
	VS	,199800	5
			Toplam: 24

Tablo 2: İlk 3 Aylık Dönemdeki Materyallere Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları

Resto.1 değeri, yapıştırılmasından 3. Aya kadar geçen dönemde oluşan, yani ilk 3 aylık dönemdeki restorasyonun okluzal yüzündeki aşınma hacim kaybı; Mine.1 ise karşıt çenede kapanışa gelen minenin okluzal yüzündeki ilk 3 aylık aşınma hacim kaybıdır (Tablo 2). 7 adet IPS E-Max materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,093743'tür. 7 adet IPS E-Max kronun karşısında kapanışa gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,158886 'dir. 5 adet VITA Suprinity materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,051050 'dir. 5 adet VITA Suprinity kronun karşısında okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,199800 'dür. 5 adet VITA Enamic materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,249120 'dir. 5 adet VITA Enamic kron ile okluzyonda olan minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,235240 'tır. 7 adet GC Cerasmart materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı

0,317533 'tür. 7 adet GC Cerasmart kron ile okluzyondaki minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,127683'tür (Tablo 2).

Tablonun özeti (tablo 2); yapıştırıldıktan sonra ilk 3 ay boyunca GC Cerasmart dan yapılmış kronların okluzal yüzeyindeki aşınma hacmi kaybı en yüksektir. İlk 3 ay boyunca en düşük hacimde aşınan materyal ise VITA Suprinity' dir. Mine yüzeyinde ilk 3 ay boyunca oluşan aşınma hacmi kaybı incelendiğinde ise en yüksek aşınmalar VITA Enamic k ile okluzyona gelen minede meydana gelmiştir. GC Cerasmart kron ile okluzyona gelen minedeki aşınma hacim kaybı da en düşüktür.

<b>Kaynaklar</b>	<b>P</b>
Resto.1 - Mine.1 aşınmaları arası fark	,944 p > 0,05
Resto.1,Mine.1 - materyaller arası fark	,020 p < 0,05
Materyaller arası etkileşim	,107 p > 0,05

Tablo 3: İlk 3 Aylık Dönemde Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz

İlk 3 aylık dönemde Tablo 3'e göre; restorasyon ve mine okluzal yüzeyindeki aşınmalar arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Materyallerin, restorasyon-mine aşınmaları üzerine etkisinde istatistiksel anlamlı bir fark vardır ( $p < 0,05$ ). Yani kullandığımız materyallerin özellikleri farklı olduğu için mine ve restorasyon yüzeyindeki aşınma hacim kaybıda materyallerin farklılığıyla aynı doğrultuda değişiklik göstermiştir. Materyaller arasında istatistiksel anlamlı bir etki yoktur ( $p > 0,05$ ).

Materyaller		Ort. Aşınma	Std. Deviasyon	Sayı
Resto.2	EM	,178314	,1402965	7
	GC	,133683	,0445196	7
	VE	,140460	,0913779	5
	VS	,091275	,0743683	5
				Toplam: 24
Mine.2	EM	,101757	,1030381	7
	GC	,211467	,2058678	7
	VE	,160840	,0856470	5
	VS	,076300	,0535767	5
				Toplam: 24

Tablo 4: İkinci 3 Aylık Dönemdeki Materyallere Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları

Resto.2 değeri, yapıştırıldıktan sonraki 3. Ay ve 6. Ay arasındaki zaman diliminde oluşan yani ikinci 3 aylık dönemdeki restorasyonun okluzal yüzündeki aşınma hacim kaybı; Mine.2 ise karşıt çenede kapanışa gelen minenin okluzal yüzündeki ikinci 3 aylık dönemde oluşan aşınma hacim kaybıdır (tablo 4). 7 adet IPS E-Max materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,178314 'tür. 7 adet IPS E-Max kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,101757'dir. 7 adet VITA Suprinity materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,091275'dir. 7 adet VITA Suprinity kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,076300 'dür. 5 adet VITA Enamic materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,140460 'tır. 5 adet VITA Enamic kron ile kapanışa gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,160840 'tır. 6 adet GC Cerasmart materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,133683 'tür. 6 adet GC Cerasmart kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,211467'dir.



İkinci 3 aylık dönemde oluşan aşınma hacim kayıplarını inceleyecek olursak; IPS E-Max 'den yapılmış kronların okluzal yüzeyindeki ortalama aşınma hacmi kaybı en yüksektir ancak diğer materyallerdeki aşınmalarda bu değere çok yakındır. Mine yüzeyinde ikinci 3 aylık dönemde oluşan aşınma hacmi kaybı incelendiğinde ise en yüksek aşınmalar GC Cerasmart ile okluzyona gelen minede meydana gelmiştir. İkinci 3 aylık dönemde, birinci 3 aylık dönemde de olduğu gibi ortalama en düşük hacimde aşınan materyal 'VITA Suprinity' dir. Ayrıca minede ortalama en düşük aşınma hacim kaybı da Suprinity kron ile okluzyona gelen mine yüzeyinde olmuştur (Tablo 4).

<b>Kaynaklar</b>	<b>P</b>
Resto.2 - Mine.2 aşınmaları arası etkileşim	,964 p > 0,05
Resto.2,Mine.2 - materyaller arası etkileşim	,422 p > 0,05
Materyaller arası etkileşim	,438 p > 0,05

Tablo 5: İkinci 3 Aylık Dönemde Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz

İkinci 3 aylık zaman dilimi incelendiğinde restorasyon ve mine okluzal yüzeyindeki aşınma hacmi kayıpları arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). Materyallerin, restorasyon-mine aşınma hacmi kayıpları üzerine etkisinde ikinci 3 aylık dönemde istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). Materyallerin oluşturduğu aşınmalar ilk 3 aylık dönemde belirgin karakterde farklılık oluşturmuş ancak ikinci 3 aylık dönemde materyallere ait ortalama aşınma hacmi kayıpları benzer değerlerde olup belirgin bir fark olmadığı için anlamsız çıkmıştır. Materyaller kendi aralarında değerlendirildiğinde sayısal anlamlı bir etki yoktur ( $p>0,05$ ) (Tablo 5).

Materyaller		Ortalama Aşınma (mean)	Std. Deviasyon	Sayı
Resto.total	EM	,272057	,1589849	7
	GC	,451217	,1894061	7
	VE	,389580	,1653977	5
	VS	,142325	,1412636	5
				Toplam: 24
Mine.total	EM	,260643	,1657518	7
	GC	,339150	,1876026	7
	VE	,396080	,1728979	5
	VS	,276100	,1366608	5
				Toplam: 24

Tablo 6: Total 6 Aylık Dönemdeki Materyallere Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları

Resto.total değeri, yapıştırıldıktan 6 ay sonraki zaman diliminde oluşan yani total 6 aylık dönemdeki restorasyonun okluzal yüzündeki aşınma hacim kaybı; Mine.total ise karşıt çenede kapanışta olan minenin okluzal yüzündeki 6 aylık dönemde oluşan aşınma hacim kaybıdır (Tablo 6). 7 adet IPS E-Max materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,272057 'dir. 7 adet IPS E-Max kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,260643'tür. 5 adet VITA Suprinity materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,142325 'tir. 5 adet VITA Suprinity kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,276100 'dür. 5 adet VITA Enamic materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı 0,389580 'dir. 5 adet VITA Enamic kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,396080'dir. 7 adet GC Cerasmart materyalinden üretilmiş kronun okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi

kaybı 0,451217 'dir. 7 adet GC Cerasmart kron ile okluzyona gelen minede oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama 0,339150'dir.

6 ay sonunda oluşan aşınma hacim kayıplarını incelediğimiz de ortaya çıkan Tablo 6'yı özetlersek eğer en çok aşınan restorasyon GC Cerasmart'tır. En az aşınma gösteren materyal ise yukarıdaki 2 farklı zamanlama değerlendirmemizde de aynı sonucu veren VITA Suprinity'dir. Minede ise en çok aşınmaya neden olan materyal VITA Enamic'dir. Minede en az aşınmaya neden olan materyal ise IPS E-Max'dir.

6 ay sonunda restorasyonlarda oluşan aşınma hacmi kaybı değerlerini en düşükten en yükseğe kadar sıralayacak olursak;

VITA Suprinity < IPS E-max < VITA Enamic < GC Cerasmart ' tır.

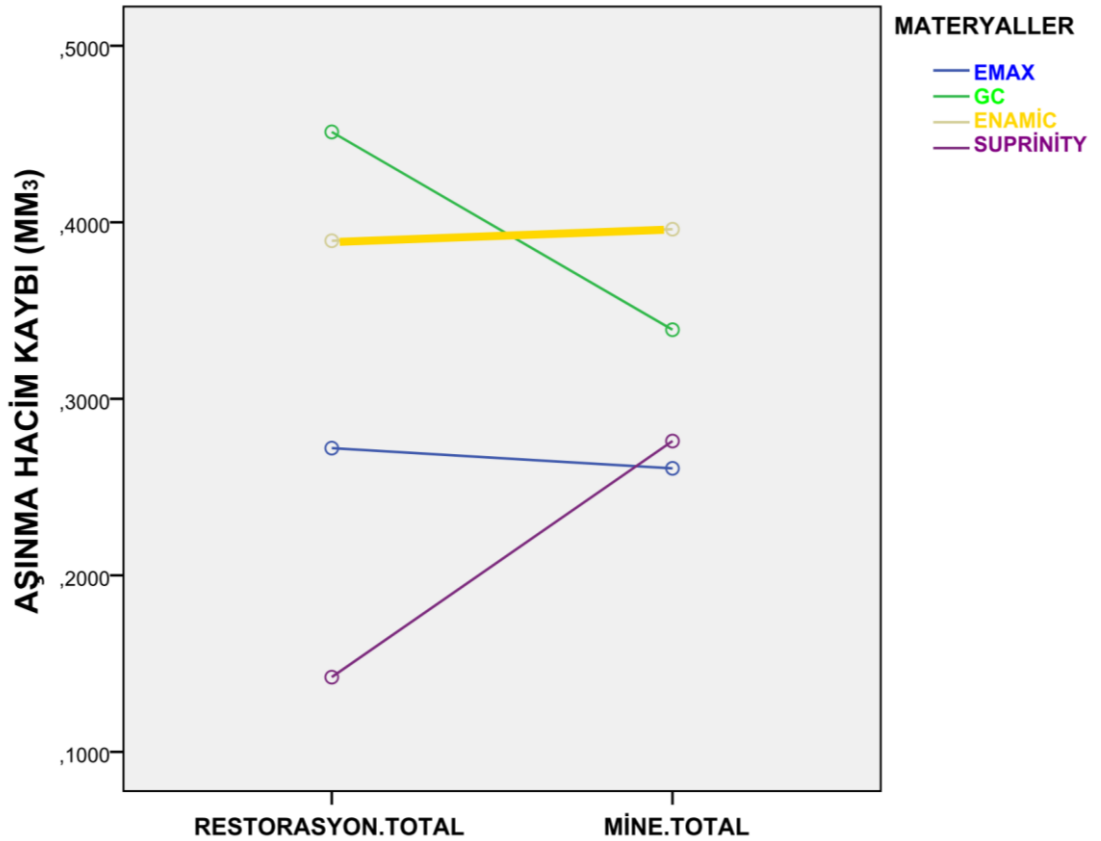
Restorasyonların minede oluşturduğu aşınma hacmi kaybı değerlerini en düşükten en yükseğe kadar sıralayacak olursak;

IPS E-max < VITA Suprinity < GC Cerasmart < VITA Enamic 'tir.

<b>Kaynaklar</b>	<b>P</b>
Resto.total - Mine.total aşınmaları arası etkileşim	,935 p > 0,05
Resto,Mine.total - materyaller arası etkileşim	,457 p > 0,05
Materyaller arası etkileşim	,062 p > 0,05

Tablo 7: Total 6 Aylık Dönemde Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz

Total 6 aylık dönemde oluşan restorasyon ve mine okluzal yüzeyindeki aşınmalar arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). Restorasyon ve mine okluzal yüzeyindeki ortalama aşınma hacim kaybı değerleri birbirine üstün bir farklılık sergilememiştir. Materyallerin, restorasyon - mine aşınmaları üzerine etkisinde istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p>0,05$ ). Yani kullandığımız materyallerin mine ve restorasyon yüzeyinde neden olduğu aşınma değerleri belirgin aynı doğrultuda sayısal üstünlük göstermediği için anlamsız çıkmıştır. Materyaller kendi arasında değerlendirildiğinde istatistiksel anlamlı bir etki yoktur ( $p=0,062$   $p>0,05$ ). Ancak materyaller kendi içlerinde kıyaslandığında farklı tip aşınma davranışları sınırdan da olsa gözlenebildiği için bu p değeri anlamlılığa yakın çıkmıştır (Tablo 7). Bu durum sonucunda materyaller cam ve rezin matriks olarak iki gruba ayrılarak aynı test kullanılarak ikinci bir istatistik analizi yapılmıştır. Aşağıdaki Grafik 1'de bu durumun özeti açık bir şekilde ortaya çıkmaktadır:



Grafik 1 : Total 6 aylık aşınma hacim kayıpları (mm<sub>3</sub>)

Yukardaki grafik 1 sonucuna göre; Vita Suprinity ve IPS E-max dişten ve kendi restorasyonlarından GC Cerasmart ve Vita Enamice'e göre daha az aşınma göstermişlerdir. Bu durum benzer materyallerin yapısal özelliklerinin kısmende olsa aynı tip davranış sergileyebileceğini ortaya koymuştur. Bu nedenle materyaller cam matriks ve rezin matriks olarak iki gruba ayrıldı ve kendi içlerinde nasıl bir davranış sergilediğini anlamak için tekrarlı ölçümlerde anova testi bir kez daha uygulanarak ikinci bir istatistik analizi yapıldı. Bu analize göre aşağıdaki tabloda (Tablo 8) ilk 3 aylık ve ikinci 3 aylık dönemdeki aşınmalar tekrar gruplara ayrılarak değerlendirilmiştir;

TİP	MATERYAL	İLK 3 AYLIK ORT. AŞINMA	İKİNCİ 3 AYLIK ORT. AŞINMA	SAYI
CAM MATRİKS	RESTO EMAX	,093743	,178314	7
	SUPRİNTY	,051050	,091275	5
	MİNE EMAX	,158886	,101757	7
	SUPRİNTY	,199800	,076300	5
				TOPLAM: 12
				TOPLAM: 12
REZİN MATRİKS	RESTO GC	,317533	,133683	7
	ENAMİC	,249120	,140460	5
	MİNE GC	,127683	,211467	7
	ENAMİC	,235240	,160840	5
				TOPLAM: 12
				TOPLAM: 12
TOPLAM				24

Tablo 8: İlk 3 Aylık ve İkinci 3 Aylık Dönemdeki Cam Grubuna Ve Rezin Matriks Grubuna Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları

Yukarda Tablo 8'de, yapıştırılmasından 3. Aya kadar olan zamanı ilk 3 aylık ve 3. Aydan 6. Aya kadar olan zamanı ikinci 3 aylık dönem olarak tanımladık. Materyalleride cam matriks ve rezin matriks olarak her grupta iki materyalimiz olacak şekilde iki gruba ayırıp, ortalama aşınma hacim kayıplarını tekrardan özetledik. Bu tabloyu detaylı incelediğimizde; ilk 3 aylık dönemde cam matriks grubu materyallerinin rezin matriks grubu materyallere göre daha az aşınma gösterdiklerini anlıyoruz. Minede oluşturdukları aşınmalara baktığımızda kısmende olsa cam matriks grubu az aşınmaya neden olsada rezin matriks grubuyla aynı miktarda aşınmalar sergilemektedir.

İkinci 3 aylık dönemi incelediğimizde ise değişik bir tablo karşımıza çıkmaktadır. Cam matriks grubu materyalleri kendi içlerinde incelendiğinde ilk 3 aylık döneme göre nerdeyse iki kat restorasyondan daha fazla aşınma göstermelerine rağmen, karşıda okluzyona gelen minede oluşturdukları aşınma miktarları ise ilk 3 aylık döneme göre daha az olmuştur. Rezin matriks grubu materyalleride aynı şekilde ilk 3 aylık döneme göre restorasyonlarda daha az aşınma göstermektedir. Rezin matriks grubu materyallerinin minede oluşturduğu aşınma miktarları ise kendi içinde değişiklik göstermektedir. Örneğin; GC Cerasmart ilk 3 aylık dönemde kendi materyalinden fazla aşınma gösterirken karşısındaki mineden az aşınma oluşturmuştur. İkinci 3 aylık dönemde ise tam tersi GC Ceramart restorasyonda az aşınma meydana gelirken kronla okluzyonda olan minede daha fazla aşınmaya neden olmuştur. VITA Enamic ise ilk 3 aylık ve ikinci 3 aylık dönemde de hem restorasyonda hem de karşısında aşındırdığı minede benzer miktarlarda aşınmaya neden olmuştur. Bu duruma göre iki malzeme aynı grup içinde bulunsada farklı tip davranışlar ortaya koyabilmektedir.

TİP	KAYNAKLAR	İLK 3 AYLIK DÖNEM P	İKİNCİ 3 AYLIK DÖNEM P
<b>CAM MATRİKS</b>	Resto - Mine aşınmaları arası etkileşim	,131 p >0,05	,243 p >0,05
	Resto,Mine - materyaller arası etkileşim	,532 p >0,05	,423 p >0,05
	Materyaller arası etkileşim	,001 p <0,05	,997 p >0,05
<b>REZİN MATRİKS</b>	Resto - Mine aşınmaları arası etkileşim	,010 p <0,05	,442 p >0,05
	Resto,Mine - materyaller arası etkileşim	,021 p <0,05	,649 p >0,05
	Materyaller arası etkileşim	,076 p >0,05	,232 p >0,05

Tablo 9: İlk 3 Aylık Dönemdeki Ve İkinci 3 Aylık Dönemdeki Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz

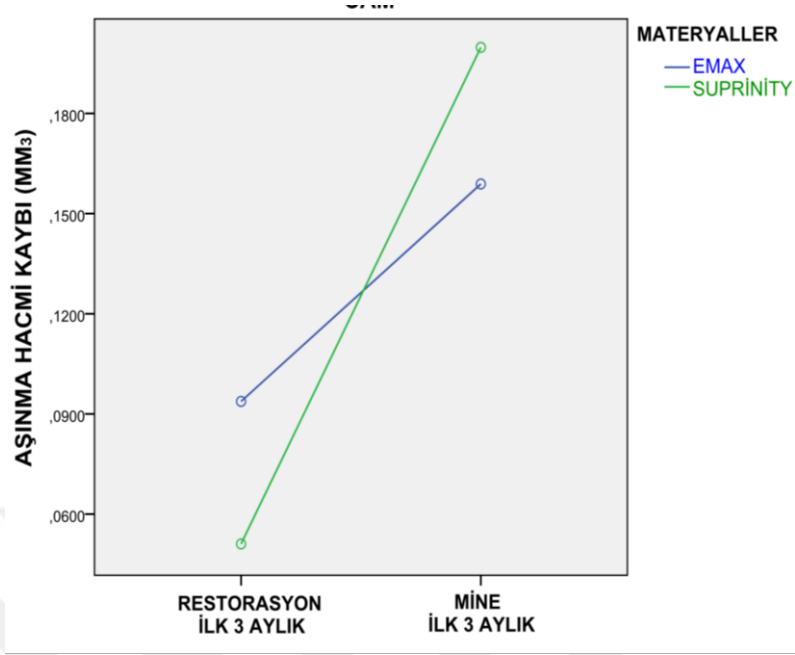
İlk 3 aylık dönemde Tablo 9'a göre cam matriks grubu materyallerinde olan restorasyon ve mine aşınmaları arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p >0,05$ ). Rezin matriks grubu materyallerinde olan restorasyon ve mine aşınmaları arasında ise istatistiksel anlamlı bir fark vardır ( $p <0,05$ ). Çünkü restorasyon ve mine aşınmaları arasında belirgin sayısal farklılık vardır. İkinci 3 aylık dönemi incelediğimizde; hem cam matriks grubu hem rezin matriks grubunda restorasyon ve mine aşınmaları arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p >0,05$ ). Her iki gruba bakıldığında hem restorasyon hem mine aşınma değerleri birbiriyle yakın değerlerde oldukları için sayısal belirgin bir farklılık yoktur.

İlk 3 aylık dönemde cam matriks grubu materyallerinin restorasyon-mine aşınması üzerine etkisinde istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Rezin matris grubu materyallerinin restorasyon-mine aşınması üzerine etkisinde ise istatistiksel anlamlı bir fark vardır ( $p < 0,05$ ). Çünkü rezin matris grubuna ait iki materyalde ve okluzyona geldiği minede oluşan aşınma değerleri birbirinden farklıdır. Örneğin; GC Cerasmartdan yapılmış restorasyonlarda daha fazla aşınma oluşurken, okluzyon halindeki minede tam tersi daha az aşınma oluşmaktadır. VITA Enamic de ise hem restorasyonda hem de karşısında okluzyona gelen minede oluşan aşınma aynı oranda olmaktadır. İkinci 3 aylık döneminde ise hem cam matriks grubu hem rezin matriks grubu materyallerinin restorasyon-mine aşınmaları üzerine etkisinde istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Her iki gruba ait materyallerin restorasyon ve mine aşınma değerleri arasında birbiriyle bağlantılı sayısal belirgin bir farklılık yoktur. Bu bulgulara göre, rezin matriks materyallerde 3 ayda bir polisaj yenileme yapılması aşınmayı azaltıcı bir etki oluşturacaktır (Tablo 9).

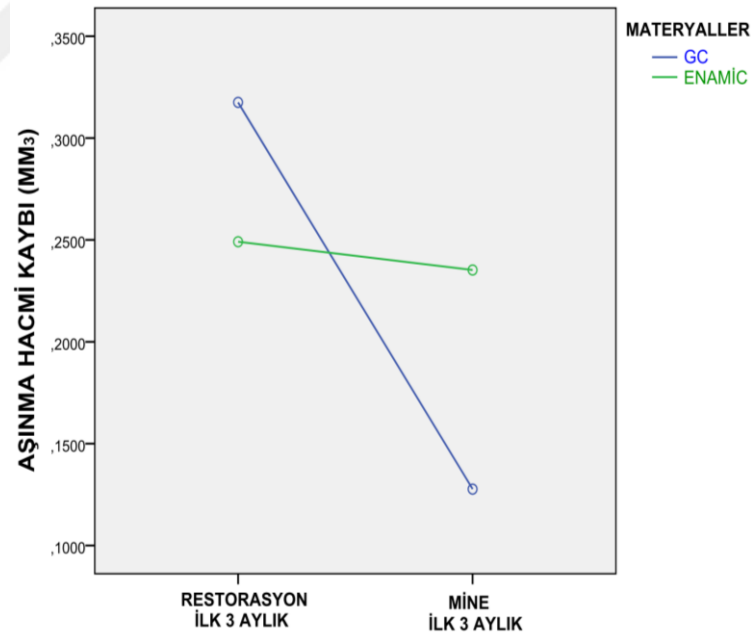
İlk 3 aylık dönemde cam matriks grubu materyalleri arasında istatistiksel anlamlı bir etkileşim vardır ( $p < 0,05$ ). IPS E-max ve VITA Suprinity malzemelerinin ilk 3 ay boyunca aşınma eğilimleri farklı tipte davranış göstermişlerdir. Rezin matriks grubu materyalleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur. ( $p=0,076$   $p > 0,05$ ). Anlamlılık değerinin sınırda olması; rezin matriks grubu materyallerinin ilk 3 aylık dönem boyunca ara ara farklı tipte aşınma eğilimi göstermelerindedir. İkinci 3 aylık dönemde hem cam matriks grubu hem rezin matriks grubu materyalleri arasında gruplar arası istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Aşağıdaki grafiklerde açıklanan bu durumların özeti detaylı bir biçimde görülmektedir (Grafik 2-3).



## CAM MATRİKS

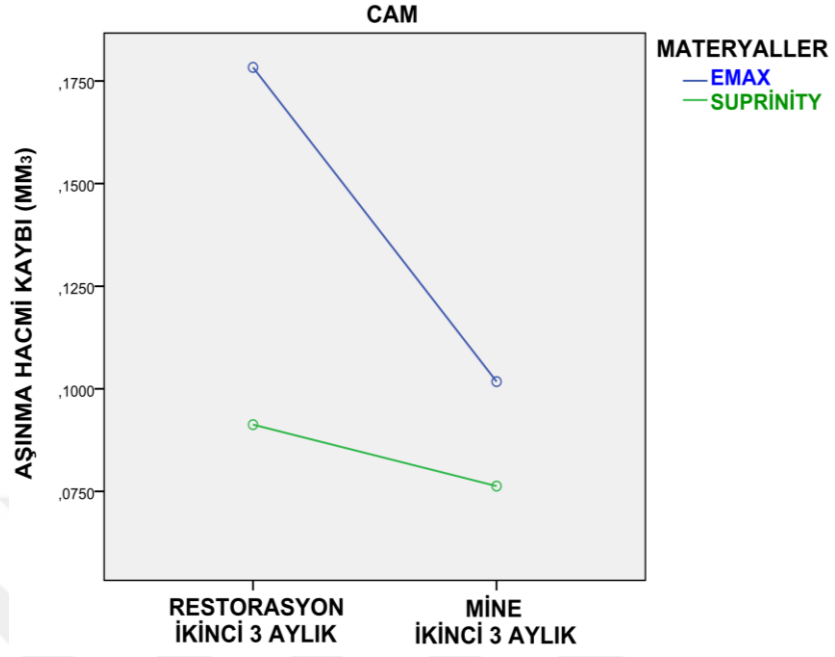


## REZİN



Grafik 2: İlk 3 Aylık Dönemdeki Materyallerin Hem Mine Hem Restorasyon Aşınma Hacmi Kayıpları

## CAM MATRİKS



## REZİN



Grafik 3: İkinci 3 Aylık Dönemdeki Materyallerin Hem Mine Hem Restorasyon Aşınma Hacmi Kayıpları

TİP	MATERYAL	TOTAL 6 AYLIK ORT. AŞINMA	STANDART DEVIASYON	SAYI
CAM MATRİKS	RESTO EMAX SUPRİNİTY	,272057 ,142325	,1589849 ,1412636	7 5 TOPLAM:12
	MİNE EMAX SUPRİNİTY	,260643 ,276100	,1657518 ,1366608	7 5 TOPLAM:12
REZİN MATRİKS	RESTO GC ENAMİC	,451217 ,389580	,1894061 ,1653977	7 5 TOPLAM:12
	MİNE GC ENAMİC	,339150 ,396080	,1876026 ,1728979	7 5 TOPLAM:12
<b>TOPLAM</b>				<b>24</b>

Tablo 10: Total 6 Aylık Dönemdeki Cam Grubuna Ve Rezin Matriks Grubuna Ait Restorasyon Ve Okluzyona Geldikleri Mine Aşınma Hacim Kayıpları

Total olarak 6 aylık dönemi inceleyecek olursak; cam matriks grubu materyalleri, rezin matriks grubu materyallerine göre hem restorasyonda hemde karşılarında kapanışta olan minede daha az aşınma oluşturmuşlardır (Tablo 10). Cam matriks grubu materyallerinden olan Vita Suprinity kendinden az miktarda aşındırırken karşısında okluzyonda olan mineden daha fazla miktarda aşınmaya sebep olmaktadır. Cam matriks grubunun diğer materyali olan IPS E-max ise hem kendinden hem karşısında okluzyona gelen mineden aynı miktarlarda aşınmaya neden olmaktadır. Bütün bu sonuçlara göre genelleme yapacak olursak eğer cam matriks grubunu kendi içinde incelediğimizde, VITA Suprinity'den yapılmış restorasyon, IPS E-max'den yapılmış restorasyona göre daha az aşınmaya uğramaktadır. Ancak her iki materyalde karşısındaki minede hemen hemen aynı miktarlarda aşınmaya neden olmaktadır.

Tablo 10'a göre; rezin matriks grubu materyallerinden olan GC Cerasmart kendinden çok miktarda aşındırırken karşısında okluzyonda olan mineden daha az miktarda aşınmaya sebep olmaktadır. Rezin matriks grubunun diğer materyali olan Vita Enamic ise kendinden çok miktarda aşındırırken karşısında okluzyonda olan mineden daha az miktarda aşınmaya sebep olmaktadır. Bütün bu sonuçlara göre genelleme yapıcak olursak eğer rezin matriks grubunu kendi içinde incelediğimizde, GC Cerasmart'dan yapılmış restorasyon, VITA Enamic'den yapılmış restorasyona göre daha fazla aşınmaya uğramaktadır. Ancak VITA Enamic'den yapılmış restorasyon karşısında okluzyondaki minede oluşan aşınma, GC Cerasmart'dan yapılmış restorasyon karşısında okluzyondaki minede oluşan aşınmadan daha fazladır.

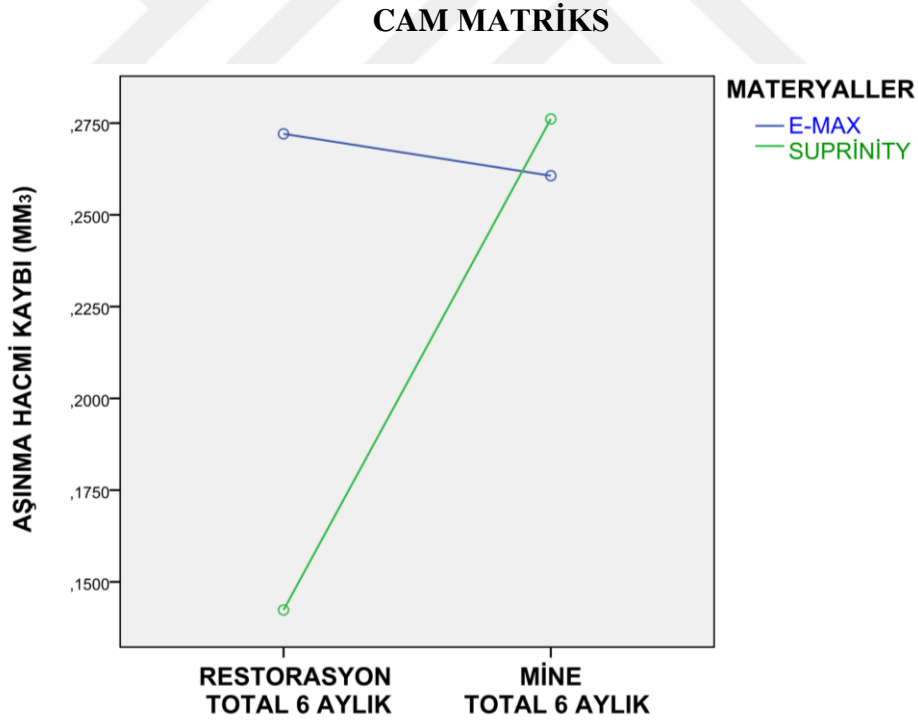
<b>TİP</b>	<b>KAYNAKLAR</b>	<b>TOTAL 6 AYLIK DÖNEM P</b>
<b>CAM MATRİKS</b>	Resto - Mine aşınmaları arası etkileşim	,396 p >0,05
	Resto,Mine - materyaller arası etkileşim	,318 p >0,05
	Materyaller arası etkileşim	,690 p >0,05
<b>REZİN MATRİKS</b>	Resto - Mine aşınmaları arası etkileşim	,494 p >0,05
	Resto,Mine - materyaller arası etkileşim	,444 p >0,05
	Materyaller arası etkileşim	,001 p <0,05

Tablo 11: Total 6 Aylık Dönemdeki Restorasyon, Mine Aşınmaları Ve Materyaller Arası İstatistiksel Analiz

Total 6 aylık dönem boyunca cam matriks grubu materyallerinde oluşan restorasyon ve mine aşınmaları arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p >0,05$ ). Rezin matriks grubu materyallerinde oluşan restorasyon ve mine aşınmaları

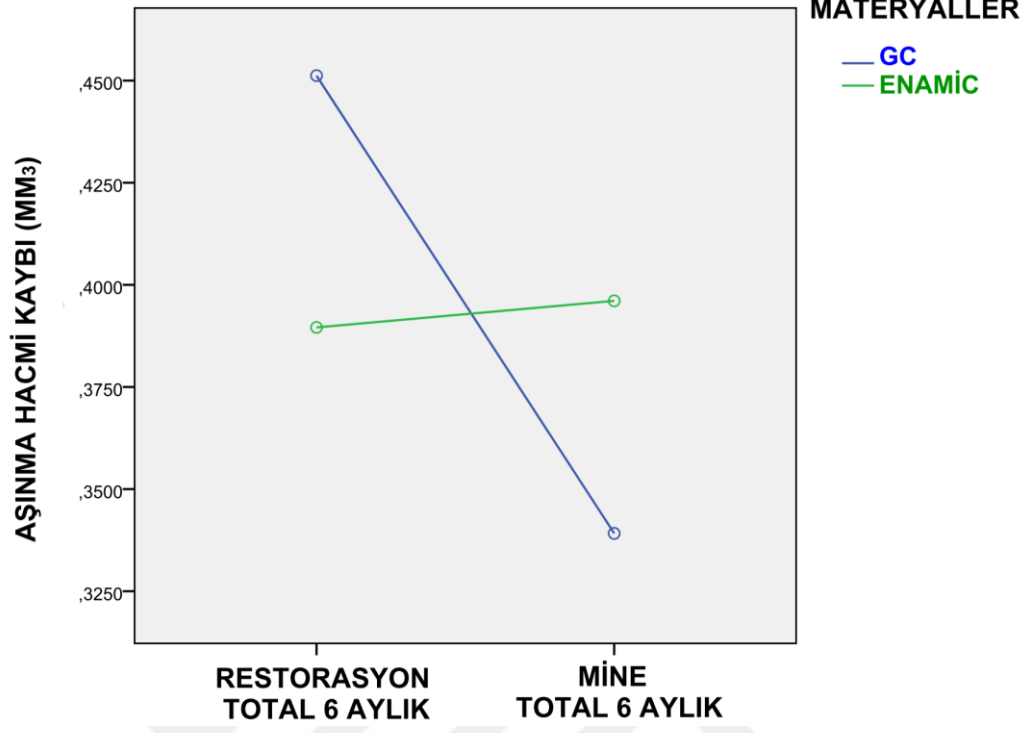
arasında ise istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Hem cam matriks grubu materyallerinin restorasyon-mine aşınması üzerine etkisinde hem de rezin matriks grubu materyallerinin restorasyon-mine aşınması üzerine etkisinde istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Çünkü hem cam matriks grubu hem rezin matriks grubundaki materyallerin oluşturduğu gerek mine de gerek restorasyondaki aşınmalar bazılarında artmış bazılarında azalmıştır. İstikrarlı bir artış-azalış olmadığı için sonuç anlamsız çıkmıştır (Tablo 11).

Total 6 aylık dönemde cam matriks grubu materyalleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur ( $p > 0,05$ ). Rezin matriks grubu materyalleri arasında istatistiksel anlamlı bir fark vardır ( $p < 0,05$ ). Sonuç olarak GC Cerasmart ve VITA Enamic malzemeleri aynı grup içinde yer almalarına rağmen farklı tipte davranmaktadırlar (Tablo 11). Aşağıda cam matriks ve rezin matriks materyallerin aşınma eğilimleri grafiklerde gösterilmiştir (Grafik 4-5).



Grafik 4: 6 Aylık Dönemde Hem Cam Matriks Grubunda Hem De Okluzyona Geldiği Minede Oluşan Aşınma Hacmi Kayıpları

## REZİN MATRİKS



Grafik 5: 6 Aylık Dönemde Hem Rezın Matriks Grubunda Hem De Okluzyona Geldiği Minede Oluşan Aşınma Hacmi Kayıpları

## 5. TARTIŞMA

Günümüzde estetiğin önem kazandığı diş hekimliğinde sabit protez yapımında tüm seramik materyallerin kullanımı yaygınlaşmıştır. Porselen restorasyonların üretiminde fırınlama, ısı ile presleme, tabakalama, CAD/CAM gibi pek çok tekniğe başvurulmaktadır. Restorasyonun uyumu uygulanan yöntem ve kullanılan materyale göre değişmektedir. Bu yüzden yapım teknikleri açısından farklı tüm seramik sistemlere ait sonuçları kıyaslamak zor olmaktadır.

Geleneksel yöntemler ile üretilen restorasyonlar, yüksek kalitede olmalarına rağmen, seramistin elinde işleyerek şekillendirmesi (konvansiyonel) nedeniyle mekanik ve estetik açıdan etkilenirler. Dolayısıyla üretim esnasında oluşabilecek hatalar, seramik restorasyonun dayanıklılığını ve kenar uyumunu kötü yönde etkileyebilmektedir. Üretim tekniklerinin kıyaslandığı bir çalışmada; konvansiyonel yolla hazırlanmış toz-likid karışımı, ısı ile presleme ve CAD/CAM yöntemi ile elde edilmiş seramik restorasyonlar elektron mikroskopuyla incelenmiş, konvansiyonel yolla üretilmiş toz-likid karışımı ve ısı ile preslenmiş restorasyonlarda porözite gözlenirken, CAD/CAM yöntemi ile üretilen restorasyonlarda herhangi bir poröziteye rastlanmamıştır (43). Bu sonuç; CAD/CAM için fabrikasyon üretilmiş blokların homojen olmasına ve üretim aşamasında kalite kontrolü yapılmasına bağlanabilir. Dolayısıyla frezelenen ürünlerde iç yapı kusurları genellikle gözlenmez. Porözitenin olmaması restorasyonun dayanıklılığı ve uyumu açısından önemli bir etkidir (43).

Tam seramik restorasyonların uzun süreli başarısı, veneer (üstyapı) seramiğinin alt yapıya olan adezyonuna ve mekanik bütünlüğe bağlıdır. Veneer materyalinin ısıl genleşme katsayı değeri, alt yapı materyalinden yüksek olduğunda ve altyapı-üstyapı arasında bağlanma kuvveti düşük olduğunda üstyapı seramiğinde delaminasyon (tabaka olarak ayrılma) ve mikro çatlaklar gözlenebilmektedir (180). Bağlanma kuvvetini azaltan faktörler; üstyapı seramiğinin altyapıyı yetersiz ıslatması, fırınlama sırasında büzülme, ısıl genleşme katsayıları arasındaki uyumsuzluk, yüzey pürüzlülüğünün yetersizliği ve ara yüzdeki yapısal defektlerdir. (181,182).

Kapsamlı ve sistematik derlemelerde bildirilen tüm seramik restorasyonlar için en yaygın başarısızlık tipi, üstyapı porseleni veya her iki katmanda da olan materyalin tamamen kırığıdır. Bu durum tabakalı tüm seramik kronun yeniden yapılmasını gerektirir. En yaygın küçük sorun ise üst yapı porseleninin sınırlı çatlağı veya chippingdir. Zayıf bir yüzey porseleniyle kaplanmış güçlü bir seramik alt yapıdan oluşan iki katmanlı seramik kronların ilk beş yılı boyunca yüzde 3-5'inde üst yapı porseleninde atma, kırık ve chipping görülmektedir (47,183).

Bindl ve Mörmann (137), Vitablocs Mark II'den yapılmış monolitik seramik kronları, Vita In-Ceram Spinellden yapılmış tabakalanmış seramik kronlar ile karşılaştırmışlardır. Monolitik seramik kronlar CEREC 2 (Sirona Dental Systems) ünitesi ile üretilirken, tabakalanmış seramik kronların altyapıları da CEREC 2 ünitesi ile üretilmiş ve daha sonra yüzey porseleni ile kaplanmıştır. USPHS skorlarından herhangi biri için iki kron türü arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. 11 aylık süre sonunda sağ kalım oranı, tabakalanmış seramik kronlar için yüzde 91.7 ve monolitik seramik kronlar için yüzde 94.4 olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda bu tip olumsuzlukları ve farklılıklar en aza indirmek amacıyla CAD/CAM tekniği ile üretime imkan veren Monolitik CAD bloklar kullanılmıştır. Böylece teknisyen ve laboratuvar işlemleri elimine edilip hata oranı azaltılmış, üretim aşamasında harcanan süre kısaltılmıştır. Monolitik bir kron dizaynı, klinisyenlerin iki tabakalı sistemlerde oluşabilecek potansiyel problemlerden kaçmasına yardımcı olmasına rağmen, bu bulguyu daha ayrıntılı olarak belgelemek için ek uzun süreli klinik çalışma gerekmektedir (94).

Beschmidt ve ark.'nın (184) yaptıkları in-vitro çalışmada, çekilmiş insan dişleri kullanılmış olmalarına rağmen bu dişler; yaş, boyut, anatomi, çekim sonrası saklama şekilleri ve saklama sürelerine göre farklılıklar gösterdiğinden, örneklerin standardizasyonunun tam olarak sağlanamadığı bildirilmiştir. İn vitro çalışmalarda ağız ortamı ve çiğneme siklusunun taklidi de tam olarak yapılmadığı için in-vivo çalışmalar daha gerçeğe yakın sonuçlar vermektedir. İn-vivo çalışmalarda hastaya özgü bir çok kontrolü zor faktör olmasına rağmen in-vitro çalışmaların sonuçlarına kıyasla daha geçerli sonuçlar elde edilebilmektedir. İn-vivo çalışmalardaki bu kontrolü güçleştiren faktörler; dayanak dişin yüksekliği (klinik kron boyu), aksial



açısı, kenar sonlanmasının lokalizasyonu, hastanın ağız hijyeni, ağız açıklığının miktarı, beslenme alışkanlığı ve kontrollere düzenli gelmesi gibi durumlardır. Çalışmamızda; bütün bu faktörler dikkate alınarak, çiğneme merkezinde yer alan dişlerin aşınmasını incelemek amacıyla 6 numaralı molar dişler tercih edilmiştir.

Tüm seramik kronların diş preparasyonunda 2 farklı basamak preparasyonu yapılabilmektedir. Basamak preparasyon tipi genelde tüm seramik kron yapımı için kullanılan sisteme bağlıdır. Örneğin Procera sisteminde kullanılan metal tarayıcı ucun küre şeklinde olması nedeniyle mutlaka chamfer basamak preparasyonu yapılmalıdır (185). Ancak Cerec sistemi için hem chamfer hem de iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak preparasyonu tercih edilebilir. Quintas ve ark.nın Empress 2, Procera ve In-Ceram kronları karşılaştırdıkları çalışmalarında, chamfer ve iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak arasında simantasyon sonrası vertikal marjinal açıklık açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (36). Çalışmamızda molar dişlere chamfer basamak tipi uygulanmıştır.

Cerec ünitesi ile üretilmiş restorasyonların tüm uyumunu etkileyen faktörlerden birisi de tarayıcı için preparasyon yüzeyini görünür hale getiren TiO<sub>2</sub> optik pudranın kalınlığıdır. Titanyum dioksit pudra (TiO<sub>2</sub>) diş preparasyonunu eşit olarak ve sadece bir kaç µm kapladığı için restorasyonun uyumunu etkilememektedir (186). Çalışmamızda; prepare edilmiş ve antagonist diş yüzeylerine uygulanan optik pudra kalınlığı, aynı kişi tarafından uygulanarak, standart tutulmaya çalışılmıştır.

Yapılan in-vivo çalışmalarda, klinikte alınan ölçülerin netliği ve ölçü hataları araştırılmaktadır. Bu araştırmalarda incelenen ölçülerin %89'unda bir ya da daha fazla hataya rastlanmaktadır. Alınan ölçülerin netliğini etkileyen faktörlerin; Hung ve ark., Nissan ve ark., Chen ve ark.; ölçü yöntemlerine (187,188,189), Chen ve ark., Chee ve Donovan; ölçü maddelerine (189,190), Chee ve Donovan, Nissan ve ark. ise ölçü maddelerinin hacmine (191,192) bağlı olduğunu belirtmektedirler. İdris ve ark., ölçü maddelerinde maddenin viskozitesi arttıkça, polimerizasyon büzülmesinin de arttığını bir kural olarak belirtmişlerdir (193). Araştırmacıların çoğu, ölçü aşamasında yapılan hataların fazlalığı konusunda hem fikirdir. Christensen (194) yaptığı araştırmada konvansiyonel yöntemler ile alınmış ölçülerin %50'sinin net bir bitim sınırı kaydı belirleyemediğini vurgulamıştır. Net olmayan ölçü kayıtlarına

dayanılarak üretilen protezlerin, diş preparasyonu ile uyumlu olmaları beklenemez (193). Bu problemden yola çıkan araştırmacılar, ölçü işleminde ölçü maddelerini elimine etmenin ve daha net kayıtlar elde etmenin yollarını aramışlardır. Günümüzde halen geliştirilmekte olan tekniklerden biri olan, ölçü maddelerini kullanmadan, dişlerin görüntülerini optik kameralar aracılığı ile kaydetme esasına dayanan, intraoral dijital ölçü yöntemi ortaya çıkmıştır (194).

Syrek ve ark. (195), Lava CAD-CAM sisteminin intraoral dijital ölçü ünitesi (Lava C.O.S.) ve geleneksel ölçü yönteminin etkinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, geleneksel ölçü grubu için marjinal aralık değerini ortalama olarak 71 µm olarak belirlerken, dijital ölçü grubunda bu değeri 49 µm olarak belirlemişlerdir. Marjinal aralık değeri dijital ölçü grubunda geleneksel ölçü grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede azdır. Araştırmacılar ayrıca, intraoral dijital ölçü ile elde edilen kuronların, geleneksel ölçü ile elde edilen kuronlara göre daha kaliteli interproksimal kontak noktaları oluşturduğunu belirtmişlerdir (195).

Cerec (Cerec 3D, 3.00 V, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ve Hint-Els (Hint-Els GmbH, Griesheim, Germany) CAD-CAM sistemlerinin kullanıldığı bir doktora çalışmasında (196), intraoral ve ekstraoral yöntemler genel olarak incelenmiş ve görüntüdeki sapma değerlerinin matematiksel olarak tüm gruplar için, ekstraoral yöntemde, intraoral yöntemde olduğundan fazla olduğu bulunmuştur. Sistemlerin intraoral ve ekstraoral ölçü yöntemlerinin görüntü sapma miktarları genel olarak hesaplandığında, intraoral yöntemde görüntü sapma miktarı  $21,91 \pm 9,65$  µm iken, ekstraoral yöntemde bu miktar  $43,15 \pm 23,10$  µm'dir. Bu sonuçlara göre intraoral yöntemle alınan ölçülerin netliği ekstraoral yöntemle alınan ölçülerin netliğinden, istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Ekstraoral ölçü yöntemi kullanıldığında, görüntülerdeki sapma miktarının intraoral yöntemden fazla olmasını, çalışmalarında alçı modellerin hazırlanmasında kullanılan Tıp IV alçı (Everest Rock, Kavo Dental GmbH, Biberach, Germany) materyalinin, ekspansiyon katsayısının %0.08 olmasının payı olduğu düşünülmektedir. Sonuç olarak; her iki CAD-CAM sisteminin intraoral ve ekstraoral dijital ölçü yöntemleri genel olarak değerlendirildiğinde, intraoral ölçü yönteminin etkinliği tüm çalışma grupları için ekstraoral ölçü yönteminden istatistiksel açıdan ileri düzeyde üstün bulunmuştur (196).

Dolayısıyla çalışmamızda; hastaların gerek kron preparasyonlarının ölçüsü, gerekse hasta ağzına simante edilmiş kron restorasyonların ve antagonist dişlerin 3. ve 6. ay görüntüleri, Cerec Bluecam (Cerec 3D, 4.2 V, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ağız içi tarama probu aracılığıyla intraoral dijital ölçü yöntemi ile alınmıştır.

Triangulasyon prensibi ile alınan optik ölçülerde karşılaşılan en büyük problem “*distal gölge fenomeni*” dir. Distal gölge fenomeni, kameranın cisme yansıttığı ışının, cismin distalinde bir gölge oluşturarak görüntünün netliğini etkilemesi olarak açıklanır. Oluşan bu gölge yalnız distal yüzeyde gözlenmektedir. Mou ve ark. yapmış olduğu bir çalışmada geometrik prensiplere göre, distal gölgenin görüntü üzerindeki etkisinin, cismin yüksekliği arttıkça ve koniklik açısı azaldıkça arttığını belirtmişlerdir (197). Ayrıca Cerec sistemi intraoral ölçü yöntemi kullanılarak yapılan bir doktora tezinde, 22 derece koniklik açısına sahip preparasyonlar için, dijital görüntülerde oluşan distal gölge fenomeninden, 6 derece ve 12 derece koniklik açısına sahip preparasyonlarki görüntülerde oluşan distal gölge fenomenine kıyasla daha az etkilendiği ve sistemin bu kısıtlamasının preparasyonun koniklik açısı arttıkça, azaldığı sonucuna varılmıştır (196).

Nakamura ve ark (198), Cerec 3 CAD-CAM sistemi ile hazırlanan tam seramik kuronlarda, preparasyonun koniklik açısının marjinal ve iç uyuma etkisini araştırdıkları çalışmalarında; 4, 8 ve 12 derecelik koniklik açısına sahip kuron preparasyonlarını içeren çalışma grupları oluşturmuşlardır. 4 derecelik koniklik açısına sahip kuron preparasyonlarının iç uyumlarının diğer iki gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede az olduğunu (116 µm), 8 derecelik (132 µm) ve 12 derecelik (141 µm) koniklik açısına sahip preparasyonlar arasında ise iç uyum açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Buna göre yapılan bu çalışmada Cerec 3 CAD/CAM kronların internal aralıkları ortalama değerleri 116-162 µm arasındadır (198). Uzun dönemli prognozun iyi olması için klinik olarak kabul edilebilir siman aralığı ise McLean’e göre 120 µm ve Bjorn ve ark.ına göre ise en fazla 200 µm olmalıdır (199,200).

Çalışmamızdaki bütün diş preparayonları 12 derecelik koniklik açısına sahip şekilde hazırlanmış ve böylece dijital görüntülerdeki distal gölge fenomeni etkisi

azaltılmaya çalışılmıştır. Kronların siman aralığı ise Cerec 3 (Cerec 3D, 4.2 V, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sisteminde, yazılım programının ayarlar bölümünden 120 µm olarak sabitlenerek üretilmiştir.

Kapsamlı ve sistematik derlemelerin sonuçları, tüm seramik kronların beş yıllık sağ kalım oranının yüzde 93'ün üzerinde olduğunu göstermektedir (93). Conrad ve ark. (47)'nin derlemesine göre tam seramik restorasyonların klinik başarı oranları 2,5 yıl sonunda %88-100, 5-14 yıl sonunda ise %84-97 oranındadır.

Fasbinder ve ark. (94) yaptığı bir çalışmada CEREC 3 (Sirona Dental Systems, Charlotte, Almanya) CAD/CAM sistemleriyle üretilen 62 adet IPS E.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Lihtenştayn) kronların iki yıllık takip sonucu başarı oranlarının değerlendirildiği bir çalışmada, rezin siman ile simante edilen hiçbir kronunda kırılma veya yüzeyinde chipping'e rastlanmamıştır. IPS Empress 2 sisteminde üretilen lityum disilikat cam seramiklerinin, IPS E.max Press ve IPS E.max CAD sistemlerinde üretilen seramikler ile aynı olmadığı, yeni geliştirilen sistemlerde lityum disilikat kristallerinin mikroyapısında ve materyalin temel yapısında önemli değişiklikler olduğu ve böylece IPS E.max lityum disilikat cam seramiğinin fiziksel özelliklerinin ve translüsensi miktarının arttırıldığı belirtilmiştir.

Dolayısıyla çalışmamızda, lityum disilikat cam seramiği olan IPS E-max CAD ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramiği (ZLS) olan VITA Suprinity CAD monolitik kronlar kullanılmıştır.

Coldea ve ark. (201) yaptıkları çalışmada polimer infiltre edilmiş seramik materyallerinin mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, poröz yapıdaki feldspatik seramiğin içerisine polimer infiltre edildiği takdirde materyalin mekanik özelliklerin geliştirilebileceği belirtilmiştir. Ayrıca materyaldeki polimer oranı ve seramik oranı da bükülme dayanımı, elastiklik modülü ve sertlik değerlerini etkilemektedir. Resin matriks seramik malzemeler, kompozitlerin olumlu özellikleri ile seramiğin olumlu özelliklerini birarada tutarken, doğal diş yapısını da koruması amacıyla üretilmiş materyallerdir. Polimer dolgulu rezin matriks seramik materyalleri, restoratif dişhekimliğinde yeni bir yaklaşım olan doğal dişleri taklit eden mekanik özelliklere sahiptir. Youngs modülü dentine yakındır, Vickers sertliği

mine ile dentin arasındadır. Bu malzemeler ince tabaka halinde üretilebilirler, ayrıca ağ içindeki iç içe geçen polimerler çatlakları önleyerek malzemeye güç sağlarlar. (201,202,203).

Awada ve ark. (204) rezin ve seramik yapısındaki değişik CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Lava™ Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II ve Paradigm MZ100 bloklar kullanmışlardır. Cerasmart ve Lava™ Ultimate materyallerinin bükülme dayanımları diğer materyallere göre daha yüksek bulunmuştur. Cerasmart ve Enamic gibi polimer bazlı materyallerin kenar bitim pürüzlülüğü de en düşük değerde gözlenmiştir.

Dirxen ve ark. (203) yapmış olduğu bir in-vivo çalışmada anorexia nevrozalı bir hastanın birinci ve ikinci premolar-molar dişleri Vita Enamic'den yapılmış kronlar ile restore edilip 6 ay ve 1 yıl süreyle izlenmiştir. Bu süre zarfında hiç bir renk değişimi, şekil değişimi, kırılma, çatlama ve yumuşak dokularda değişimin olmadığı bildirilmiştir. Servikal alanların veya renk değişimlerinin sonraki durumları ile ilgili bir bilgi yoktur. Bu malzemeler piyasada yeni olduklarından, uzun vadeli in-vivo çalışmalar devam etmektedir. Bununla birlikte, yeni polimer dolgulu rezin matriks seramik materyalleri (PICN) umut vericidir ve daha çok klinik araştırma yapılmalıdır (203).

Klinik duruma bağlı olarak, minimal invaziv yada invaziv olmayan restorasyonlar yapılabilir. Bu nedenle, PICN materyalleri, genç hastaları (205), Amelogenesis imperfecta gibi kalıtsal hastalıkları olan (206) ayrıca brüksizmi veya diş erozyonu olan hastaları tedavi etmek için kullanılabilir (207).

Seramikle güçlendirilmiş kompozit içerikli rezin nano-seramik malzeme olan GC Cerasmart ve seramik matriks içine polimer infiltre edilmiş rezin matriks seramik olan Vita Enamic CAD/CAM monolitik bloklar çalışmamızda kullanılan diğer materyaller arasındadır.

Cerec sistemi hakkında yıllar boyunca yapılmış birçok bilimsel araştırma bulunmaktadır. Martin ve Jedynekiewicz (208), Cerec sistemi ile üretilmiş adeziv

simantasyon tekniği ile simante edilmiş intrakoronel restorasyonlar hakkında yapılan 15 ayrı bilimsel çalışmayı derlemişlerdir. alışmalar sonucu 4,2 yıl sonunda restorasyonların ağızda kalma oranını % 97,4 olarak belirlemişlerdir. Cerec sistemi ile üretilen restorasyonların başarısız olmasındaki başlıca nedenleri; destek dişte kırılma ve postoperatif hassasiyet olarak belirtmişlerdir (208).

Çalışmamızda; Cerec Bluecam (Cerec 3D, 4.2 V, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) kullanılarak ve intraoral taramayla elde edilen dijital modeller üzerinde, 1. Molar dişlere kronlar tasarlanmıştır. Dosya formatı .rst olan bu dijital kronlar, e-mail yolu ile İstanbul Dentsply-Sirona şirketine gönderilmiş ve Cerec MC XL Premium kazıma cihazında cam matriks ve rezin matriks seramik olan cad bloklardan monolitik kronlar üretilmiştir. Glaze ve polisaj işlemlerinden sonra simante edilen 28 kron restorasyonundan sadece 2 tanesinde kırık gözlenmiştir. Vita Suprinity materyalden üretilmiş kron birinci ayın sonunda kırılmış, GC Cerasmarttan üretilen diğer kron ise bir yılın sonunda destek dişin de kırılmasıyla sonuçlanmıştır. Bunun haricinde 1 yılın sonunda adres değişikliği nedeniyle kontrollerine gelemeyen iki hastanın kron restorasyonlarında herhangi bir kırık veya negatif durum olmadığı bilgisine telefonla aldığımız bilgiler doğrultusunda ulaşılmıştır.

Adeziv bağlanma tam seramik restorasyonların klinik başarısında çok önemlidir. Restorasyonların kırılmaya karşı dayanıklılığını arttırmaktadır. Dşuk dayanıklılıktaki maddelerin, adeziv bağlanmanın güçlendirici etkisi sayesinde uzun dönem klinik performansları artar. Rezin simanlar estetik özellikleri, dşuk znrlk oranı, yüksek bağlanma dayanıklılığı ve seramik restorasyonu güçlendiren üstün mekanik özellikleri nedeni ile tam seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler. Bağlanma kuvvetinin derecesi direk olarak rezin simanın yeterli polimerizasyonu ile bağlantılıdır. Polimerizasyon kimyasal ve ışıkla sertleşme reaksiyonu ile başlayan ardışık reaksiyonlardan oluşur. Seramik restorasyonlarla kullanılan simanın yetersiz polimerizasyonu, ışığın aktif monomerlere yeterince ulaşamamasından kaynaklanır. Simana ulaşan ışığın şiddeti, restorasyonun kalınlığıyla bağlantılıdır. ışıkla sertleşen rezin simanlar ince ve translusent restorasyonların altında kullanılabilir. Fakat 1.5-2 mm'den kalın restorasyonlarda veya ışık geçirgenliğini inhibe edebilecek opasiteye sahip restorasyonların altında dual-cure rezin simanların kullanılması tavsiye edilmektedir

(209,210). Buradan yola çıkarak çalışmamızda, 1.5-2 mm kalınlıktaki 4 farklı seramik materyalden üretilen restorasyonların simantasyonu için dual-cure rezin siman tercih edilmiştir. Ayrıca simantasyon aşamasının standardize edilmesi için tek tip rezin siman kullanılmıştır.

Mine/dentin ve rezin siman arasındaki bağlanma seramik restorasyonların başarısında etkilidir. Restoratif uygulamalarda dentinin yüzeyinin poröz, ıslak ve düşük yüzey enerjili olması siman seçiminde rol oynamaktadır. Bu yapısal özelliklerden dolayı, mikrosızıntıyı minimuma indirmek, bağlanmayı da maksimum şekilde sağlamak için adeziv sistemler geliştirilmiştir (211,212). Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre; etch&rinse, self-etch ve self-adeziv rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar (213,214). Etch&rinse ve self-etch adeziv rezinler simantasyon öncesinde birçok hazırlık gerektirirken, self-adeziv simanlar ayrı asitleme, priming ve bonding işlemleri gerektirmezler (214,215). Self-etch rezin siman sistemlerinde, kendinden asitli primer ve bonding ajanının ayrı ayrı uygulanması şeklinde iki aşama olabilirken; 3 aşamanın aynı şişede olduğu şekilde, tek aşamalı da olabilmektedir. Asidik primer, mine ve dentini asitleme ve priming işleminde görev alır. Asidik primerlerin pH'ları 1-2 arasında değişmektedir. Primer uygulandıktan sonra yıkanarak uzaklaştırılmaz. Görevi intertüber dentin ile hibrit tabakası oluşturmaktır (216,217,218,219). Bond veya adeziv rezin; hibrit tabaka ile rezin bazlı siman arasında bağlantı görevi görür. Kendinden asitli sistemlerde, teknik hassasiyetin ve uygulayıcı hatalarının azaltılması hedeflenmiştir. Ayrıca, tek aşamada uygulanmaları, hekime zaman kazandırmaları ve simantasyon sonrası hassasiyetin nadir gözlenmesi nedeniyle tercih edilmektedir (220). Bu nedenle, çalışmamızda self-etch rezin siman olan Variolink Esthetic DC simanı kullanılarak kronlar yapıştırılmıştır. Cam seramiklerin içerisine %9.5'lük hidroflorik asit ve dişlerin basamak bölgesinde kalan minesine de %37'lik ortofosforik asit uygulanmıştır.

Çalışmamızdaki kronların simantasyonu parmak basıncı ile gerçekleştirilmiştir. Ancak başka çalışmalarda, farklı yöntemler uygulanabildiği görülmektedir. Bu konuda standart bir yöntem bulunmamaktadır. Etman ve Woolford (221) simantasyonu, rezin siman ile ve 10 N kuvvet altında yapmışlardır. Ural ve ark. (222) simantasyon esnasında örnekleri 8 kg kuvvet altında 10 dk. boyunca bekletmişlerdir. Weaver ve ark. (223) ise simantasyon esnasında uygulanan kuvvetin arttırılmasının

kenar aralığı miktarını etkilemediğini bildirmişlerdir.

Protetik uygulamalarda kullanılması düşünülen materyalin dirençli olmasının yanında doğala yakın özellikler göstermesi, fonksiyon altında direnç ve dayanıklılık gösterirken karşıt çenedeki doğal yapılarada zarar vermemesi gerekir. Bugün için minenin yerini alabilecek bir materyal geliştirilememiştir. Bu nedenlerle kullanılan materyallerin yapısal özelliklerinin ve aşınma direncinin bilinmesi önemlidir.

Dental restorasyon materyalleri ve minenin aşınma direncini saptamanın en ideal yolu ağız ortamında sürdürülen çalışmalar olmasına karşın klinik incelemelerin zaman alması, etkileri birbirinden ayıramayan bir çok faktörün etkili olması gibi sebepler nedeni ile aşınma direncinin ölçüldüğü çalışmalarda daha çok in-vitro yöntemler kullanılmaktadır. Bugüne kadar dental materyallerin sürtünme katsayısı ve aşınma direncini ortaya koyan triboloji testleri için bir çok farklı yöntem ve araç kullanılmıştır. Bu yöntemlerden en çok tercih edileni; örnek ve aşındırıcı yüzey arasındaki göreceli harekete bağlı aşınma sağlayan iki boyutlu aşınma testleridir.

Aşınma sağlayan bir çok geometrik tasarım içinde POD (Pin on disk) aşınma testleri en çok kullanılanlardır. “*Pin on disk*” aşınma testi kullanılan cihazlardaki örnek aşınmaları, örneklerin birbiri üzerinde belli bir hareket yolu mesafesi boyunca kaydırılması prensibi ile oluşmaktadır. Bu in-vitro yöntem, basit ve çabuk sonuçlar vermesi yönünden tercih edilmektedir (224). İdeal olarak aşınma testlerinde test edilecek materyal karşısına aşındırıcı materyal olarak diş minesinin yerleştirilmesi gerekmektedir. Bununla beraber insan dişi kullanımının boyut kısıtlılığı, morfolojik ve fiziksel özelliklerin varyasyonları gibi dezavantajları bulunmaktadır. POD testlerde aşındırıcı materyal olarak belli bir materyal üzerinde karar kılınmamıştır. Bazı araştırmacılar aşındırıcı olarak mine, bazıları ise çalışmalardaki başarısı tam olarak araştırılmamış olsa da üretiminin ve bulunmasının kolay olması sebebi ile paslanmaz çelik materyali kullanmışlardır (225,226,227,228). Bunların yanında çeşitli seramik sistemleride aşındırıcı olarak kullanılmıştır (225,229,230). Araştırmacılar, test yapılan cihazların çalışma mekanizmasına ve test ortamına bağlı olarak sonuçların değiştiğini belirtmektedirler (231,232,233). Tüm bu in-vitro aşınma testi cihazları genelde iki gövdeli aşınma için geliştirilmiştir. Ancak, ağızda meydana gelen aşınma, hem karşıt yüzeylerin birbirine temasını, hem de alınan



gıdaların yapısındaki abraziv parçacıkları içeren komplike bir süreçtir. Bu nedenle yüzeylerin karşılıklı temasına ek olarak, aşınan yüzeylerin arasına abraziv parçacıklarında ilave edilebildiği aşınma testi cihazları yapılmıştır. Üç gövdeli aşınmayı sağlamak için, karşılıklı aşınan yüzeylerin arasına gıda parçacıkları veya alüminyum oksit gibi abraziv parçacıklar eklenmiş ve bu parçacıkların yüzeylerin aşınmasına olan etkisi belirlenmeye çalışılmıştır (234,235). Yapılan bir çalışma da, üç gövdeli POD yöntemi ile ortalama bir sürtünme katsayısının tespit edilmesinin yanıltıcı olabileceğini belirtmişlerdir. Bunun sebebi olarak elde edilen değerlerin uygulanan yüke, kayma hızına, lubrikant varlığına ve aşınan partiküllerin birikimine bağlı olarak değişimini göstermişlerdir. Tillitson ve ark. yaptıkları çalışmada uygulanan kuvvet arttıkça sürtünmenin arttığını belirtmişlerdir. Test edilen materyallerin düşük yük altında yumuşak bir materyal gibi davranırken, yüksek yük altında kırılğan bir materyal gibi davrandığı belirtilmiştir. Bu kırılğan davranışın yüksek yük altında aşınmanın daha hızlı olmasına sebep olabileceği bildirilmiştir (228).

Pek çok araştırmacı kısmen ağız içi ortamı taklit etmeyi amaçladıkları çeşitli aşınma testi cihazları geliştirdikleri halde, bireylerin diyet farklılıkları, dişlerin tüberkül yükseklikleri ve eğimleri, kas kuvvetinden kaynaklanan kuvvet farklılıkları, ağız ortamındaki ısı değişiklikleri ve tükürüklerinin etkisi gibi nedenlerden dolayı bu tip aşınma sistemlerinde tam olarak standart sonuçlar elde etmek çok zordur (224).

Bu nedenle çalışmamızda, kullanılan materyallerin aşınma miktarları ve yapısal özellikleri yanında doğal diş dokusunda oluşturdukları aşınma miktarlarının da belirlenmesi için, simantasyon sonrası ilk günde, 3.ayda ve 6. ayda intraoral alınan dijital ölçüler üzerinde in-vivo şartlar altında gerçekleştirilmiştir. sadece 1. molar dişlerin okluzal yüzleri kalacak şekilde, diğer kısımlar kesilerek uzaklaştırılmış, kalan kısımlar “*David Laserscanner*” bilgisayar programı yardımıyla üst üste konumlandırılmıştır. “*Siemens Unigraphics NX10*” programı kullanılarak dijital katı modeller haline dönüştürülmüş, ardından yine “*Siemens Unigraphics NX10*” programı ile bu üst üste konumlandırılmış bu katı modellerin okluzal yüzleri üzerinde belirli bir alan belirlenmiş, aradaki fark hesaplanıp aşınma hacim kayıpları elde edilmiştir.

Lambrechts ve ark. yapmış olduğu bir in-vivo çalışmada, mine-mine temasındaki aşınma doğal molar dişler için yılda 29-38 µm, doğal premolar dişler için 15-18 µm olduğu hesaplanmıştır (236). Pintado ve ark. yapmış olduğu başka bir in-vivo çalışmaya göre; 2 yıl sonra molar ve premolar dişlerin oklüzal yüzeylerinin ortalama aşınması yaklaşık 15-16 µm'dur (237).

Çulhaoğlu ve ark. (11) yaptığı çalışmada IPS Empress2, BellaGlass NG, SR Adoro örneklerinin Knoop sertlik değerleri (KHN) 500 g yük altında 15 sn'de bıraktığı girintinin 400 kez büyütülmesi ile tespit edilmiştir. Tam seramik materyali IPS Empress 2 ile en yüksek sertlik değerleri elde edilirken bunu BelleGlass NG ve SR Adoro takip etmiştir. Her materyal grubundan 10'ar tane 15 mm çapında, 3 mm kalınlığın da örneklerin aşınma davranışı in-vitro pin-on-disk tribometre ile karşılaştırılmış ve değerlendirilmiştir. İn-vitro tribolojik test sonuçlarına göre tam seramik sistemi IPS Empress2, indirekt kompozit sistemlerinden olan SR Adoro ve BelleGlass NG indirekt kompozit rezin materyallerinden daha fazla aşınma göstermektedir. İndirekt kompozitlerde doldurucu oranının artması ve seramik doldurucular kullanılması aşınma miktarı ve yüzey sertliğini arttırmaktadır. Bu çalışmada indirekt kompozitlerin, IPS Empress 2 seramik materyalinden daha az aşınmalarının nedenlerinden birinin, çalışmada porselen aşındırıcı uç kullanılmış olmasının olduğu düşünülmektedir. Çünkü paslanmaz çelik materyalinden yapılmış aşındırıcı uç pürüzlü bir yüzey oluşturmakta ve kompozit matriksi daha çok aşındırabilmektedir (11).

Zhi ve ark. (18) yapmış olduğu in-vitro çalışmada Vita Mark II, test edilen malzemeler arasında mine karşısında en az aşınma göstererek en iyi aşınma direnci sergilemiş, bunu 3M Lava Ultimate, Vita Enamic ve 3M Paradigma MZ100 izlemiştir. Kerr deney malzemesi en düşük aşınma direnci göstermiş, ancak sonuçları diğer üç kompozit reçine bloğundan önemli ölçüde farklı bulunmamıştır ( $P > 0,05$ ). Aşınma testinden sonra temsili numunelerin taramalı elektron mikroskobuna (SEM, XL20; Philips) göre nanokompozit rezin seramik olan Lava Ultimate ve Kerr deneysel kompozit rezin materyalinin yıpranmış yüzeyleri pürüzsüzdür. 3M Paradigma MZ100 ve Vita Enamic'in aşınmış yüzeyleri diğerlerine kıyasla oldukça kabadır. Vita Mark II seramik malzemesinin aşınmış yüzeyinde bir miktar

gözeneklilik olmasına rağmen genel olarak taramalı elektron mikroskobu görüntüsüne bakıldığında pürüzsüz bir yüzeyi vardı (18).

Esquivel-Upshaw ve ark. (238) yaptığı bir in-vivo çalışmada 30 tane tam seramik köprünün seramik alt yapısı, ısı presleme tekniği ile lityum disilikat kristalleri içeren E.max Press (Ivoclar Vivadent) materyalinden üretilmiştir. 3 üyeli köprüler, ön dayanak olarak görev yapan kaninlerden ve en arka dayanak olarak ikinci molarlara kadar olan posterior alana yerleştirilmiştir. Bütün köprüler doğal dentisyonla okluzyona gelmiştir. Tüm hastalar 5 yıllık süre boyunca her yıl kontrole çağrılmıştır. Her bir denek için sıkma kuvveti, kalibre edilmiş bir gnatodynamometre kullanılarak ölçülmüştür. Hastaların sabit köprü ile okluzyonda olan doğal dentisyonlarından başlangıçtan itibaren her yıl olan kontrol zamanları dahil polivinil siloksan ile ölçüleri alınmıştır. Niceliksel aşınma değerleri, polivinilsiloksan ölçülerin içine dökülen beyaz, tip 4 alçı materyali (GC FujiRock) üzerinde artikülasyon şeridi ile işaretlenmiş intraoral oklüzal kontaklardan 3D lazer tarayıcı (Laserscan 3D,Willytec) ile ölçümler yapılarak bulunmuştur. Tarayıcı yazılımı tarafından sağlanan verilerden, her yıl ve başlangıçtaki yüzeyler arasındaki z ekseni boyunca mesafe farkı saptanmış ve ortalama aşınma değerleri elde edilmiştir. Çalışmada seramiğin karşısındaki minenin ortalama bir yıllık oklüzal aşınması, premolar için 88.4 µm ve molarlar için 88.3 µm olarak bulunmuştur. Aşınma miktarları 29 ile 255 µm aralığında değişkenlik göstermiştir. Ayrıca bu çalışmada, oklüzal kuvvet ile aşınma oranı arasında anlamlı bir ilişki olmadığı da gösterilmiştir.

Ekfeldt ve ark.'nın, replikasyon modellerin indirek olarak değerlendirildiği yöntemle yaptıkları çalışmada, ağırlık ölçümü yöntemini karşılaştırmışlardır. Restorasyonların, hem direkt ağırlık kayıplarını ölçmüşler, hem de ölçülerini alıp epoksi-rezin modellerini çoğaltmışlardır. Elde edilen replikasyon modellerini profil ölçüm mikroskobunda inceleyerek, epoksi modeller ile elde edilen sonuçlarda 10 µm'ye kadar yanılmalar olabileceğini göstermişlerdir (239). Materyallerin aşınma miktarlarının hiçbir zaman yüzde yüz doğru belirlenemeyeceği,  $\pm 1\mu\text{m}$  düzeyinde bir hata payının sonuçların doğruluğu açısından tatmin edici olduğu konusunda tüm araştırmacılar hemfikirdir. In-vivo aşınma ölçme yöntemlerinin çoğunda, diş yüzeylerini taramak için profilometre kullanılır ve referans düzleminin seçildiği restorasyon kopyaları üzerinde kayıp yapı miktarı hesaplanır. Güvenilir bir referans

düzlemi yoksa, 3 referans nokta ile düzlem oluşturulmalıdır (238). Standart bir yöntem olmaması nedeniyle çalışma sonuçları doğrudan karşılaştırılabilir değildir.

Örneğin, Esquivel-Upshaw ve ark. (238) çalışmasında kullanılan tüm okluzal yüzey veya Etman ve ark. (240) çalışmasında kullanılan oklüzal kontaklar aşınmayı değerlendirmek için kullanılmıştır. Aşınma öncesi ve aşınma sonrası elde edilen replikasyon modellerden yapılan taramaların üst üste getirilerek oluşan aşınmanın miktarının belirlenmeye çalışıldığı bunun gibi in-vivo çalışmalarda; kullanılan alçı modellerdeki tüberkül eğimleri gibi referans noktalarından da madde kaybı olur. Bu nedenle bazı durumlarda sağlıklı üst üste konumlandırma yapılamayacağından verilerin değerlendirilmesi aşamasında problem olabilir (149).

Ancak, bilgisayar destekli yüzey taraması yapabilen üniteler ile gerçek sonuçlar elde edilebilmektedir. Bilgisayar destekli sistemler, her ne kadar çok karmaşık ve pahalı olsada, ağız içi gibi aşırı komplike bir test ortamında bile sağlıklı sonuçlar elde edilebilir (149). Bu nedenle çalışmamızda, kronların ve mine yüzeyinin dijital ölçüleri üzerindeki ölçümleme işleminde, bilgisayar destekli “*Siemens Unigraphics NX10*” programı kullanılmıştır. Bu bilgisayar programı yardımıyla dijital olarak katı (solid) kron ve mine yüzeyi modelleri elde edilmiş ve her kron ve kontakta olduğu okluzal mine yüzleri üzerinde belirli bir alan belirlenip hacim kaybı değerleri dijital olarak hesaplanmıştır. Ayrıca çalışmamızda aşınma hacim kaybını ölçmek için kullandığımız yöntemi ve programı karşılaştırabileceğimiz bir in-vivo çalışma örneği araştırmalarımız sonucu bulunamamıştır.

Restoratif materyallerde oluşan hacim kayıpları incelendiği bir in-vitro doktora tez çalışmasında ise; Vita VMK 95 örneklerde  $0,458 \pm 0,088 \text{ mm}^3$ , IPS Empress II örneklerde  $0,516 \pm 0,086 \text{ mm}^3$ , Finesse All-Ceramic örneklerde  $0,416 \pm 0,057 \text{ mm}^3$ , Targis örneklerde  $0,125 \pm 0,035 \text{ mm}^3$ , Tetric Ceram HB örneklerde  $0,133 \pm 0,039 \text{ mm}^3$ , tip IV altın alaşım örneklerde  $0,020 \pm 0,005 \text{ mm}^3$ ’lük hacim kayıplarının olduğu görülmüştür. Sonuçlardan da izlendiği gibi en fazla hacim kaybının IPS Empress II örneklerde meydana geldiği, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve Finesse All-Ceramic örneklerde oluşan hacim kayıplarının takip ettiği belirlenmiştir. Kompozit örneklerdeki hacim kaybı seramik örneklerdekine oranla daha azdır. Kompozitler için elde edilen değerler birbirine yakın olmakla beraber Tetric Ceram HB örnekler,

Targis örneklere oranla biraz daha fazla hacim kaybına uğramıştır. En az hacim kaybı ise, tip IV altın alaşım örneklerde olmuştur. Restoratif materyaller karşısında mine yüzeyinde oluşan hacim kaybı ise; Vita VMK 95 grubuna ait mine örneklerde ortalama  $1,983 \pm 0,135 \text{ mm}^3$ , IPS Empress II grubuna ait örneklerde  $1,783 \pm 0,104 \text{ mm}^3$ , Finesse All-Ceramic grubunda ise  $2,433 \pm 0,255 \text{ mm}^3$ , Targis grubunda  $0,533 \pm 0,086 \text{ mm}^3$ , Tetric Ceram HB grubunda  $0,433 \pm 0,074 \text{ mm}^3$ , tip IV altın alaşım grubunda  $0,156 \pm 0,041 \text{ mm}^3$  olarak belirtilmiştir. Restoratif materyaller karşısında aşınan mine örneklerden elde edilen sonuçlar incelendiğinde, sonuçlardan da anlaşıldığı gibi minede en fazla hacim kaybına Finesse All-Ceramic örneklerin neden olduğu, bunu sırasıyla Vita VMK 95 ve IPS Empress II örneklerin karışında oluşan hacim kayıplarının izlediği görülmüştür. Kompozit restorasyon materyallerinin oluşturduğu hacim kayıpları kendi içinde incelendiğinde, bir indirek kompozit materyali olan Targis'in, Tetric Ceram HB posterior kompozite göre minede daha fazla aşınma meydana getirdiği, tüm gruplar arasında en az hacim kaybının, yine tip IV altın alaşım karşısında aşınan mine örneklerde olduğu görülmektedir (241).

Çalışmamızda 6 aylık aşınma hacim kayıpları değerlendirildiğinde; IPS E-Max materyalinden üretilmiş kronların okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı  $0,272057 \text{ mm}^3$ 'dir. Okluzyona geldiği mine yüzeyinde oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama  $0,260643 \text{ mm}^3$ 'tür. VITA Suprinity materyalinden üretilmiş kronların okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı  $0,142325 \text{ mm}^3$  'tir. Okluzyona geldiği mine yüzeyinde oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama  $0,276100 \text{ mm}^3$ 'dür. VITA Enamic materyalinden üretilmiş kronların okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı  $0,389580 \text{ mm}^3$ 'dir. Okluzyona geldiği mine yüzeyinde oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama  $0,396080 \text{ mm}^3$ 'dir. GC Cerasmart materyalinden üretilmiş kronların okluzal yüzündeki ortalama aşınma hacmi kaybı  $0,451217 \text{ mm}^3$ 'dir. Okluzyona geldiği mine yüzeyinde oluşan aşınma hacmi kaybı ise ortalama  $0,339150 \text{ mm}^3$ 'dir. Gc Cerasmart ve Vita Enamic materyalinden yapılmış rezin matriks seramik kronlarda meydana gelen aşınma hacim kaybı, Vita Suprinity ve IPS E-max materyalinden yapılmış cam matriks kronlarda oluşan aşınma hacim kayıplarından daha fazladır. En az aşınma, Vita Suprinity' den yapılmış kronlarda görülmüştür. En fazla aşınma gösteren kronlar ise Gc Cerasmart'tan yapılmış kronlardır. Mine'de oluşan en fazla aşınma ise Vita Enamic'den yapılmış kron

karşında okluzyona gelen mine yüzeyinde meydana gelmiştir. En az oluşan aşınma ise IPS E-max'den yapılmış kron karşısında okluzyona gelen mine yüzeyinde meydana gelmiştir. En az aşınan ve aşındıran materyaller cam matriks seramik grubunda olan Vita Suprinity ve IPS E-max kronlardır.

Laboratuar ortamlarında yapılan in-vitro simülasyon çalışmalarının (aşınma ve diğer materyal özellikleri gibi) klinik koşullarla uyuşmadığı ve çoğunun klinik aşınmayı yansıtmadığı için sonuçlar in-vivo çalışmalar ile farklılık gösterebilmektedir (242).

Dental seramiğin dış tabakası ve son yüzey kaplaması aşınma modelini etkilemektedir. Etman ve ark. (240) yapmış olduğu in-vivo çalışmada, IPS Classic, Procera-AllCeram ve deneysel cam seramik(lityum disilikat kristaller içeren) ile üst yapısı tabakalanmış kronların yüzeyleri en iyi parçacık boyutuna kadar cilalanmış ve sonra glazelenmiştir. Klinik performansın ilk 6 ayında, oklüzal temas alanındaki yüzey cam tabakası kaybolmuş ve özellikle Procera All Ceram kronlarının bazı aşınma yüzleri makroskopik olarak görünür hale gelmiştir. Kron karşısındaki mine yüzeyinde oklüzal temas bölgeleri aşındırılıncaya kadar bu tabaka mine üzerindeki ilk aşınmayı azaltmaya yardımcı olmuştur. Bu çalışma; camsı bir matriste bulunan kristallerin % 70 oranından fazla olmasının mine aşınması üzerinde olumsuz bir etkiye neden olmadığını göstermiştir.

Heintze ve ark. (243) yaptığı bir çalışmada, Enamic, Lava Ultimate ve E.max'in parlaklığı ve parlaklık muhafazası incelenmiştir. Bu çalışma ile tüm malzemelerin 56-57 GU(Gloss Unit) değerinde parlaklık değerlerine sahip olduğu bulunmuştur. Bu numuneler, sadece 1.200 grit silisyum karbid eşdeğeri gibi az miktarda parlatılmıştır. Çalışmada ayrıca, diş fırçalamasının ardından parlaklığın önemli ölçüde azaldığı tespit edilmiştir. Enamic ve Lava Ultimate'in polisajlı yüzeyinde aşınma meydana gelirken, E-max'in polisajlı yüzeyinde aşınma olmamıştır. Sonuç olarak E.max'in, Enamic ve Lava Ultimate'den beş kat daha sert olduğu ve rezin matriks seramiklerinde yüzeylerinin kolayca aşındırılacağı tespit edilmiştir.

Fasbinder ve Neiva'nın (244) yapmış olduğu bir çalışmada; Rezin nano-seramik olan Lava Ultimate ve rezin matriks seramik olan Enamic materyalleri üzerinde çeşitli polisaj teknikleri kullanılmıştır. Lsitle güçlendirilmiş cam seramik olan IPS Empress CAD materyallerinin bir kısmında da çeşitli polisaj teknikleri kullanılmış; diğer bir kısımda fırında glazelenmiştir. Bütün bu malzemelerin yüzey pürüzlülük değerleri, üç boyutlu bir lazer mikroskobu (OLS4000 LEXT, Olympus) kullanılarak ölçülmüştür. Bütün bu materyallerin milling sonrası yüzey pürüzlülük değerleri başlangıç değerleri olarak kabul edilmiştir. Lava Ultimate başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri, Vita Enamic başlangıç yüzeyinden daha przsz bulunmuştur. Her iki materyalin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri, IPS Empress CAD 'in başlangıç yüzey pürüzlülük değerine göre daha pürüzsüzdür. Birkaç cila ve polisaj tekniği kullanılarak parlatılan cam seramik ile rezin matriks seramikler karşılaştırıldığında eşit derecede przsz bir yüzey oluşturulmuştur. Çalışmanın sonucunda, polisajlanmış seramik yüzeyleri glazeli seramik yüzeylere göre daha przsz bulunmuştur.

Çalışmamızda; rezin matriks seramiklerin cam grubu materyallere göre aşınma miktarlarının fazla olması sebebiyle polisajlarının hızla bozulduğunu düşünmekteyiz. İlk 3 aylık dönemde GC Cerasmart kronun kendisinden fazla miktarda aşınma olmuştur. Okluzyonda olduğu minede ise diğer materyallere göre en az miktarda aşınma oluşturmuştur. İkinci 3 aylık dönemde rezin matriks seramiklerin okluzyonda oldukları minede de oluşturdukları aşınma cam grubu seramiklere göre oldukça yüksektir. Bu yüksek aşındırma kapasitelerinin nedeni, yüzeylerinin polisajlarının bozulup aşındırıcı partiküllerin yüzeyel tabakada etkin rol oynayıp minede yüksek aşınma hacim kaybına neden olmasıdır. Özellikle bu rezin matriks seramiklerin broşrllerinde 6 ayda bir ağız içi elmas lastik ve disklerle polisajlanması gerektiği söylenmektedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre de rezin matriks seramiklerin simantasyondan sonra polisajlanma süresinin 3 ayda bir olmasının, karşısında okluzyonda olan minede ve restorasyonun kendinde oluşan aşınmayı azaltabileceğini öngörmekteyiz.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, günümüz diş hekimliği pratiğinde yaygın olarak kullanılan dört farklı protetik restorasyon materyalinin mine üzerinde oluşturduğu aşınma hacim kayıplarını ve bu restorasyon materyallerinin de mine karşısındaki aşınma hacim kayıplarının belirlenmesini amaçladık. Elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda protetik restorasyonlarda hangi materyallerin kullanılmasının daha sağlıklı sonuçlar doğurabileceğini çalışmamızda şu sonuçlar ile özetlemekteyiz;

- İlk 3 aylık dönemde en az aşınan materyalimiz Vita Suprinity'dir. Ancak Suprinity karşısında okluzyona gelen minede oluşan aşınma ise diğer materyaller arasında daha fazladır. En çok aşınan materyalimiz ise GC Cerasmart'tır. Buna rağmen okluzyona geldikleri minede oluşturdukları aşınma ise en az oluşan aşınmadır. Yani Gc Cerasmartdan yapılmış bir restorasyon ilk 3 ayda kendinden aşındırırken, okluzyona geldikleri mineden daha az aşındırmaya neden olmaktadır. Bunun nedenini Gc Cerasmartın youngs modülünün dentine yakınlığına ve vickers sertliğinin de mine ile dentin arasında olmasına bağlamaktayız. Minenin vickers sertliği daha fazla olduğu için dişten az aşınırken, restorasyondan daha fazla aşınmıştır.

- İlk 3 aylık zaman diliminde, cam matriks grubu ve rezin matriks grubu materyallerinin; restorasyon ve mine yüzeyinde meydana gelen aşınma hacim kayıplarına istatistiksel anlamlı bir etkileri vardır. Yani iki gruba ait 4 farklı materyalin okluzal yüzeyinde oluşan aşınma hacim kayıpları ve okluzyona geldikleri minenin okluzal yüzeyinde oluşturdukları aşınma hacmi kayıpları arasında anlamlı bir fark vardır.

- İkinci 3 aylık dönemde, gerek materyaller arasında gerekse restorasyon ve okluzyona geldikleri mine aşınma hacim kayıpları arasında istatistiksel anlamlı bir fark yoktur. İkinci 3 aylık dönemde en az aşınan materyal yine Vita Suprinity'dir. Ayrıca okluzyona geldiği mine okluzal yüzeyinde oluşturduğu aşınma da en azdır. Tüm materyallerin aşınma hacim kayıpları ilk 3 aylık döneme göre daha düşük değerlerde ölçülmüştür. En çok aşınan materyal ise IPS E-max'dir. Ancak aşınma hacim kayıpları rezin matriks materyallerle birbirine çok yakındır. Gc Cerasmartın



karşısında okluzyona geldiği minede oluşturduğu aşınma en fazladır.

- Bu sonuca göre rezin matriks seramiklerin 6 ayda bir polisajlanması gereken süresini düşürerek, 3 ayda bir yapılmasının aşınma etkisi açısından daha uygun olacağını öngörmekteyiz.

- Total 6 aylık dönemde; en az aşınma gösteren materyal, stabilitesini koruyan Vita Suprinity'dir. Mine yüzeyinde oluşturduğu aşınma ise IPS E-max kronlardan sonra en az ikinci aşınma miktarı göstermiştir. IPS E-max kronlar ile okluzyona gelen mine yüzeyinde en az aşınma gözlenmiştir. Restoratif materyaller içerisinde en çok aşınma gösteren materyal GC Cerasmart'tır. Mine yüzeyinde oluşan en yüksek aşınma miktarı Vita Enamic grubunda gözlenmiştir. Bu durum materyaller arasında istatistiksel anlamlı bir farkın oluşmasına neden olmuştur. Buna göre;

Restoratif materyallerde gözlenen aşınma miktarları kıyaslandığında,

Vita Suprinity < IPS E-max < Vita Enamic < GC Cerasmart

Oklüzyona geldikleri mine yüzeyinde oluşturdukları aşınma miktarları kıyaslandığında,

IPS E-max < Vita Suprinity < Gc Cerasmart < Vita Enamic

- Total 6 aylık dönemde, yapılan literatür çalışmalarının aksine rezin matriks seramikler, cam matriks seramiklere göre hem okluzyona geldikleri minenin okluzal yüzeyinde hem de restorasyonun okluzal yüzeyinde daha fazla miktarlarda aşınmaya neden olmuşlardır. Cam matriks seramiklerin restorasyonlarında oluşan aşınma, okluzyona geldikleri minede oluşan aşınmadan daha azdır. Resin matriks seramikler kendi içlerinde istatistiksel anlamlı bir fark oluşturmaktadırlar. GC Cerasmart kronu, karşısında okluzyona geldiği mineden daha fazla miktarda aşınmıştır. Materyal kendi içinde stabilize gösteremezken mineyi koruyucu etkisi ile de dikkat çekmiştir. Buradan 6 ay olan polisaj süresini 3 aya çektiğimizde restorasyonunda aşınmasının az miktarlara düşebileceğini tahmin etmekteyiz. Vita Enamic materyali, GC Cerasmarttan daha az miktarda aşınma hacmi kaybına uğramıştır. Hem Vita Enamic

krona, hemde okluziyona geldiği mine yzeyinde oluşan aşınma hacim kaybı değerleri nerdeyse aynı miktarlardadır.

• Yaptığımız bu *in vivo* alışma sonuçlarının, ileride yapılacak diğer *in vivo* ve *in vitro* alışmalara ışık tutacağını dışunmekteyiz.



## 7. KAYNAKLAR

1. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Deni Res* 2002;81(6):433-8.
2. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC Zirkon Technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32(3):180-7.
3. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsetl LD, Jacobi R, Brackett SE. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rded. London : Quintessence Publishing Co. Inc; 1997.
4. Qualtrough A.J.E., Piddock V. Ceramics update. *J. Dent* 1997; 25: 91-5.
5. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, El Moneim Zaki A. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001;86(6):624- 31
6. Ural Ç. Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi* 2011; 86 ,27-38
7. Raigrodoski Aj. Contemporary Materials And Technologies For All-Ceramic Fixed Partial Dentures: A Review Of The Literature. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec; 92(6):557-62.
8. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9): 1289- 1296.
9. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/ CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 96-99.
10. Gladwin M, Bagby M. Instruments as Dental Materials- Care and Maintenance. *Clinical Aspects of Dental Materials*. 1st ed. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins; 2000: 231-9.

11. Çulhaoğlu A.K, Zaimoğlu A, Özkır S.E. Yeni Jenerasyon İndirekt Kompozit Materyallerinin Aşınma Direnci ve Sertliklerinin, Lityum Disilikat İçerikli Tam Seramik Sistemi ile Karşılaştırılması. Türkiye Klinikleri Diş hekimliği Bilimleri Dergisi Feb 2013; 19 (1): 36-44.
12. Pallesen U, Qvist V, Composite resin fillings and inlays. Clin Oral Investig. 2003;7(2): 71-9.
13. Krejci I, Boretti R, Giezendannen P, Lutz P. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer/FRC :Clinical and laboratory procedures. Pract Periodont Aesthet Dent. 1998;10(4): 487-98.
14. Xing W, Jiang T, Ma X, Liang S, Wang Z, Sa Y, Wang Y. Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. J Dent. 2010; 38(2): 87-94.
15. Trinker TF, Roberts M. Aesthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a ceromer/ fiber-reinforced composite framework. Pract Periodont Aesthet Dent. 1998;10(5): 547-54.
16. Armstrong DJ, Kimball D. Fiber-reinforced polymer ceramic fixed partial dentures in the esthetic zone: a clinical and laboratory case perspective. Quintessence Dent Technol. 2000;25(1):104-13.
17. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. Compend Contin Educ Dent. 2005;26(7): 495-503.
18. Zhi Li, Tisiana Bortolotto, and Ivo Krejci. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. The Journal of prosthetic dentistry, 2016; 115(2): 199-202.
19. Jones, D.W. Development of dental ceramics: An historical perspective, Dent. Clinics North Am., 1985; 29(4): 621-643.
20. Kelly J.R., Nishimura I., Campbell S.D. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, J. Prosthet. Dent, 1996; 75(1): 18-32.
21. Blank J.T. Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. J Esthet Dent. 2000; 12(4):195-208

22. Wildgoose, D.G. Johnson, A. Winstanley, R.B. Glass/ ceramic/ refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical review, *J. Prosthet. Dent.*, 2004; 91(2): 136-143.
23. Anusavice, K.J. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* 2003 Dec; 17:43-8.
24. 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. J.* 2009; 28(1): 44-56
25. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İ.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, İstanbul, 1999;35-42.
26. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II Gazi Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005;22:49-60.
27. Craig R.G. Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston, 1996.
28. Akkayan B., Canıklıoğlu M.B. Tam seramik sistemleri ve olgu sunumları. Dişhekimliğinde Klinik Dergisi, 2001; 14: 22-28.
29. Coşkun A. Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu ve Mikrosızıntıya Etkisi ile Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. 2002, Sivas.
30. McLean, J.W. The Science and Art of Dental Ceramics. Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use. Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago, 1979
31. Lehner CR, Scharer P. All ceramic crowns. *Current Opinion in Dentistry* 1992;2:42-45.
32. Wall GJ, Cipra DL. Alternative crown systems. *Dental Clinics of North America* 1992; 36:765-79.
33. Toksavul, S. Artunç, C. Ulusoy, M. Toman, M. Tüm seramik kronlar, Ege Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD, 2002, İzmir.
34. Toksavul S. Toman M. Tüm seramik kronlar. *TDB Diş hekimisi Dergisi Bilimsel Eki.* Aralık 2004: 15-18

35. Qualtrough, A.J.E., Piddock, V., Dental ceramics: What's new?, *Dental Update* 2002;29: 25-33
36. Quintas A.F., Oliveira F., Bottino M.A. Vertical marginal discrepancy of ceramic coping with different ceramic materials, finish lines and luting agents: An in vitro evaluation, *J. Prost. Dent* 2004; 92/3: 250-257
37. Chiche G.J. , Pinavit A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics, Quintessence Publishing 1994; 97-113
38. Crispin B.J. , Seghi R. R. Esthetic mouth preparation for ceramic restoration, *Dental Clinics of North America* 1985;29/4: 673-691
39. Oilo G. , Tornquist A. , Durling D. , Andersson M. All-ceramic Crowns and Preparation Characteristics: A mathematic Approach,, *Int. J. Prosthodont.* 2003; 16/3: 301-306
40. Toksavul, S., Ulusoy, M., Toman, M., Clinical application of all-ceramic fixed partial dentures and crowns,, *Quintessence Int.* 2004; 35:185-188
41. Gracis S., Thompson V.P., Ferencz J.L., Silva N.R., Bonfante E.A. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics* 2015; 28(3).
42. Raghavan R.N. *Ceramics in Dentistry, Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques* Ed. Dr. Arunachalam Lakshmanan, 2012; 203-224.
43. Giordano, R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of American Dental Association*, 2006; 137: 14-21.
44. Vargas M.A., Bergeron C., Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association* 2011; 142: 20-24.
45. Kelly, J.R.,Benetti, P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 2011; 56/1: 84- 96.
46. Kelly, J.R. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *Journal of American Dental Association*, 2008; 139 : 4- 7.
47. Conrad H.J., Seong W.J., Pesun I.J. Current ceramic materials and systems

- with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2007; 98 (5), 389- 404.
48. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
49. Riser F, Kocher R, Weibel F, Lüthy H, Schärer R, Cauckler LJ. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comp Dent* 2001;4(2):89-106.
50. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18(8): 590-5.
51. Beuer, F., Schweiger, J., Edelhoff, D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 2008; 204 (9), 505- 511.
52. Özkan Y, Bayramoğlu E. Cam seramik restorasyonlar ve zirkonya alt yapılı seramik restorasyonların karşılaştırılması. *Atatürk Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012; 6, 110-123.
53. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 599-604.
54. Craig BD, Mitra SB, Kobussen GA, Doruff MC, Lechuga HL, Atkinson MR. Polish Retention Comparison of Experimental and Commercial Restorative Composite Materials. *J Dent Res* 2009;88:1506.
55. Aydın C, Yılmaz H, Korkmaz T, Atlı Y, Zan T. Değişik kron-köprü veneer materyallerinin sertliklerinin incelenmesi. *Cumhuriyet Üniv Diş hek Fak Derg.* 1998; 1(2): 93-6.
56. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.* 2002; 88(2): 170-5.
57. Jain V, Platt JA, Moore BK, Borges GA. In vitro wear of new indirect composites. *Operative Dentistry.* 2009,34(4): 423-6.

58. Jain VV. Evaluation of second generation indirect resins. Doctoral Theses. Indiana University, 2008.
59. Kobayashi K, Komine F, Blatz MB, Saito A, Koizumi H, Matsumura H. Influence of priming agents on the short-term bond strength of an indirect composite veneering material to zirconium dioxide ceramic. *Quintessence Int.* 2009; 40(7):545-51.
60. GC Cerasmart Force Absorbing Flexible Nano Ceramic CAD/CAM Block Product Brochure
61. Freitas CRB, Miranda MIS, Andrade MF, Flore VHO, Vaz LG, Guimaraes NC. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class 2 preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int.* 2002;33(8): 589-94.
62. Cekic-Nagas I., Ergun G., Egilmez F., Vallittu P. K., Lassila L. V. J. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *Journal of prosthodontic research* 2016; 60(4), 265-273.
63. VITA Enamic Concept Brochure. Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/CAD/CAM/Single-tooth-restoration/VITA-ENAMIC>
64. 3M ESPE Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile.
65. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *Atatürk üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2000; 10: 79-89
66. Mc Lean JW, Kedge MI. High strength ceramics. *Quintessence Int* 1987; 18: 97-106
67. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics.* The C. V. Mosby Company, 2001
68. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; 67 (6): 859-865.
69. Messer PP, Piddock W, Lloyd CH. The strength of dental ceramics. *J Dent Res* 1991; 19(1): 51-5.



70. Erçoban E. İki Farklı Kor Yapım Tekniğine Sahip İn Ceram ve IPS Empress Tam Porselen Sistemlerinin Farklı Dentin Kalınlıkları ve Farklı Fırınlama Sayılarında Gösterdikleri Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 1998.
71. Sulaiman F, Chai J, et.al. A comparison of the marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int. J Phrosthodont* 1997, 10: 478-484.
72. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems, part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1): 1010-5.
73. Giordano RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995;73 (5):411-8.
74. Deany IL. Recent advances in ceramics For dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7(2): 134-43.
75. Ironside J. Light transmission or a ceramic core material used in fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 1993;16:103-6.
76. Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil.* 2004;31(7):682-8.
77. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater.* 2005 ; 21 (5): 454-63.
78. Lang SA, Star CB. Castable glass ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67:590-94
79. Tinschert J. et. al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-, and zirconia -based Ceramics. *J. Dent* 2000; 28: 529-535
80. Cattell MJ, Chadwick JC, et.al. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramics. *Dental Materials*, 2001; 17: 21-33
81. Ivoclar Scientific Document: Research and Development. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein, 2005.

82. Ceramco document: Finesse All-Ceramic Quick Start Instructions. Ceramco Headquarters Inc, NJ, 1998.
83. Degussa dental document: Cergo, Description and Instructions for use. DegussaDental GmbH, Hanau, 2000.
84. Wegold document: Presskeramik Evopress. Wegold Edelmetalle, Wendelstein, 1999.
85. Oh S, Dong J, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont* 2000;13(6):468-72.
86. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009;19(1):61-7.
87. Sorensen JA. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. *Quintessence Dent Technol* 1999;22:153-63.
88. Oyar P. Farklı Diş Preparasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile incelenmesi. Ankara üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara, 2002.
89. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different: partial coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc* 2006; 137 (4): 514-22.
90. Höland W., Chweiger M., Watzke R., Pe Chke A., Kappert, H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. Nov 2008; 5(6):729-45.
91. Chaiyabutr Y., Koıs J.C., Lebeau D., Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent*. Feb 2011; 105(2):83-90.
92. Lin W.S., Ercoli C., Feng C., Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. Jul

- 2012 ; 21(5):353-62.
93. Schmitter M., Mueller D., Rues S. Chipping behaviour of allceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* Feb 2012 ; 40(2):154-62.
94. Fasbinder D.J., Dennison J.B., Heys D., Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc.* Jun 2010; 141 (2):10-4.
95. VITA Suprinity Concept Brochure. Available at: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/CAD/CAM/Single-tooth-restoration/VITA-SUPRINITY-PC>
96. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; 7:2545.
97. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988; 117:115-20.
98. Karaalioğlu O.F., Yeşil Duymuş Z. Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008; 18(1): 25-32.
99. Quaas S, Rudolph H, Luthardt R. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007; 35(12): 903-8.
100. Sim C, Ibbetson RJ. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont* 1993; 6:36-42.
101. Suh PS, Johnson R., White SN. Fit of veneers made by CAD/CAM and platinum foil methods. *Oper Dent* 1997; 22:121-27.
102. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. CAD/CAM in dentistry: New Materials and Technologies. *Dentistry* 2010;2
103. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7-13
104. CAD/CAM solutions for the dental laboratory. *inLab. The art of innovative*

dental technology. <http://www.sirona.com/en/epaper-inlab/>

105. Martin N, Jedynakiewicz NM. Clinical Performance Of Cerec ceramic inlays: A Systematic Review. *Dent Mat* 1999;15(1): 54–61.
106. Palin W, Burke FJ. Trends In Indirect Dentistry:8.Cad/Cam Technology. *Dent Update* 2005; 32 (10): 566–72.
107. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;26(7):507-12
108. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc* 2004;135;116.
109. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001 ;132(91:1301 -3
110. Şener, D., Türker, B. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009; 19(1): 61-67
111. Lothar V. Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence*, 2001; 52: 811-4
112. Russel M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME, Lang BR. A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1995; 126:757-63
113. Becker CM, Kaldahl WB. (2005). Current theories of crown contour, margin placement and pontic design. *J Prosthet Dent* 2005; 93:107-115.
114. Boening W, Wolf H. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;13:221-6.
115. Hager B, Odeon A, Andersson B, Andersson L. Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2001;85:231-2.
116. Burke FJT, Fleming GJP, Nathanson D, Marquis PM. Are adhesive technologies needed to support ceramics? An assessment of the current evidence. *J Adhes Dent* 2002; 4:7-22.
117. May K, Russell M, Razzoog E. Precision of fit: Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.

118. Anderson M, Razzoog ME, Oden A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an allceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29(5):285-96.
119. Denissen HW, Van Der Zel JM, Van Waas MA. Measurement Of Margins Of Partial-Coverage Tooth Preparations For CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999; 12(5): 395-400.
120. Van Der Zel JM, Vlaar ST, De Ruiter WJ, Davidson C. The Cicero System For Cad/Cam Fabrication Of Full-Ceramic Crowns. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 261-7.
121. Olthoff L.W., Van Der Zel J.M., De Ruiter W.J., Vlaar S.T., Bosman F. Computer Modeling Of Occlusal Surfaces Of Posterior Teeth With The Cicero Cad/Cam System. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 154-62.
122. Denissen HW, Dozic A, Van Der Zel JM, Van Waas MA. Marginal Fit And Short Term Clinical Performance Of Porcelain- Veneered Cicero, Cerec And Procera Onlays. *J Prosthet Dent* 2000; 84 (5): 506-13.
123. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The Firing Procedure Influences Properties Of A Zirconia Core Ceramic. *Dent Mater* 2008; 24: 471-5
124. Steyern PV, Carlson P, Nilner K. All Ceramic Fixed Partial Dentures Designed According To The Dc zirkon Technique. A 2 Year Clinical Study. *J Oral Reh* 2005; 32; 180-7.
125. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal Accuracy Of Titanium Copings Fabricated By Casting And CAD/CAM Techniques. *J Prosthet Dent* 2006;96:47-52.
126. Christensen GJ. In office CAD-CAM milling of restorations-the future? *Journal of American Dental Association* 2008; 139: 83-85.
127. 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: 39-45.
128. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., Brodesser J. Clinical evaluation of all ceramic crowns fabricated from intraoral digital

- impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry* 2010; 38: 553-559.
129. Reich S. IDS-News:Digital impression systems, *International Journal of Computerized Dentistry* 2007; 10: 195-197.
130. Henkel G. A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions,2007; [www.compendiumlive.com/issues/articles/2007-08\\_05.asp](http://www.compendiumlive.com/issues/articles/2007-08_05.asp)
131. Ersöz A. E. Farklı Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Veneerlenmesinde Kullanılan Üst Yapı Seramiğinin Makaslama Kuvvet Dayanımına Karşı Direncinin Karşılaştırılması Ve Liner Uygulamasının Bağlantıya Etkisi. Başkent üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, Ankara, 2013.
132. Hint-Els DentaCad Systems Brochure. Erişim: <http://www.hintel.de>.
133. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International journal of prosthodontics*. 2002 Mar-Apr;15(2):122-8.
134. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association* , 2006 Sep;137: 22-31.
135. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*. 1999 Jan;2(1):9-35.
136. Hickel R., Dasch W., Mehl A., Kremers L. CAD/CAM-Fillings of the future? *Int. Dent. J.* 1997; 47: 247-258
137. Mörmann W, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):405-26.
138. Sirona The Dental Company Web site [Internet]Available from: <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/>
139. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *Journal of the American Dental*

Association, 1989 Jun;118(6):703-7.

140. Akın A. CAD/CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri ile Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının in vivo ve İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. Doktora tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2011, İzmir.
141. Polansky R, Arnetzl G, Smetan M, Haas M, Lorenzoni M. The production of Cerec restorations from a plaster cast. *International journal of computerized dentistry*. 1999 Jan;2(1):37-44.
142. Fasbinder DJ, Dennison J, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 2005;136:1714-23.
143. Heymann H.O., Bayne S.C., Sturdevant J.R., Wilder A.D., Roberson T.M. The Clinical Performance Of Cad/Cam Generated Ceramic İnlays. A Four Year Study. *J Am Dent Assoc*; 1996; 127: 1171-1181.
144. Griggs JA. Recent advances in materials for allceramic restorations. *Dent Clin North Am*.2007;51(3):713-27.
145. Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007; 27: 567-575.
146. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy, H., Schärer, P., Gauckler L. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent* 2001; 4: 89-106.
147. ADA Council on Scientific Affairs. Titanium applications in dentistry. *J Amer Dent Assoc* 2003; 134: 347-349
148. 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.
149. Oh W.S., DeLong R., Anusavice K.J. Factors Affecting Enamel and Ceramic Wear: A Literature Review, *J Prosthet Dent*, 2002; 87: 451-459
150. Mair L.H., Stolarski A.T., Vowles W.R., Lloyd C.H. Wear: Mechanism,

- Manifestations and Measurement. Report of A Workshop, *J Dent* 1996; 24: 141-148.
151. Yap A.U.J., Teoh S.H., Hastings W.G., Lu C.S. Comparative Wear Ranking of Dental Restorative Materials Utilizing Different Wear Simulation Modes, *J Oral Rehabil* 1997; 24: 574-580
152. Philips, R.W. *Science of Dental Materials*, W.B. Saunders Company, London, Philadelphia, Toronto, 1982.
153. Gee A.J., Pallav P. Occlusal Wear Simulation with the Acta Wear Machine, *J Dent Suppl* 1994; 22: 21-27.
154. Yap A.U.J., Ong L.F.K.L., Teoh S.T., Hasting G.W. Comparative Wear Ranking of Dental Restoratives with the Biomat Wear Simulator, *J Oral Rehabil* 1999; 26: 228-235.
155. Magne P., Oh W.S., Pintado M.R., DeLong R. Wear of Enamel and Veneering Ceramics After Laboratory and Chair side Finishing Procedures, *J Prosthet Dent* 1999; 82; 669-679
156. Al-Hiyasat A.S., Saunders W.P., Sharkey S.W., Smith G.McR. The Abrasive Effect of Glazed, Unglazed, and Polished Porcelain on the Wear of Human Enamel, and the Influence of Carbonated Soft Drinks on the Rate of Wear, *Int J Prosthodont* 1997; 10: 269-282.
157. Al-Wahadni A.M., Martin D.M. An in-vitro Investigation into the Wear Effects of Glazed and Refinished Dental Porcelain on an Opposing Material, *J Oral Rehabil* 1999, 26: 538-546.
158. Hudson J.D., Goldstein G.R., Georgescu M. Enamel Wear Caused by Three Different Restorative Materials, *J Prosthet Dent* 1995; 74: 647-654.
159. Monasky G.E., Taylor D.F. Studies on the Wear of Porcelain, Enamel, and Gold, *J Prosthet Dent* 1971; 25: 299-306.
160. Mohd Z.A., Sulong N.Sc., Aziz R.A. Wear of Materials Used in Dentistry: A Review of The Literature, *J Prosthet Dent* 1990; 63: 342-349.
161. Barlett D., Phillips K., Smith B. A Difference in Perspective the North American and European Interpretations of Tooth Wear, *Int J Prosthodont*



- 1999; 12: 401-408.
162. Bishop K., Kelleher M., Briggs P., Joshi R. Wear Now? An Update on the Etiology of Tooth Wear, *Quintessence Int* 1997; 28: 305-313.
163. Lindquist T.J., Stanford C.M. Development and Application of a New Abrasion Testing Device, *J Prosthet Dent* 2000; 84: 635-641.
164. Jagger D.C., Harisso A. An in-vitro Investigation into the Wear Effects of Selected Restorative Materials on Enamel, *J Oral Rehabil* 1995; 22: 275-281.
165. Ogle R.E., Davis E.L. Clinical Wear Study of Three Commercially Available Artificial Tooth Materials: Thirty-six Month Results, *J Prosthet Dent* 1998; 79: 145-151.
166. Mair L.H. Wear in Dentistry-Current Terminology, *J Dent* 1992; 20: 140-144.
167. Chu F.C.S., Yip H.K., Newsome P.R.H., Chow T.W., Smales R.J. Restorative Management of the Worn Dentition: I. Aetiology and Diagnosis, *Dent Update* 2002; 29: 162-168.
168. Dahl B.L., Carlsson G.E., Ekfeldt A. Occlusal Wear of Teeth and Restorative Materials, *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 299-311
169. Whitehead S.A., Watts D.C., Wilson N.H.F. Changes of Surface Texture of Enamel in-vivo, *J Oral Rehabil* 1997; 24: 449-453.
170. Robb N.D., Smith B.G.N. Prevalence of Pathological Tooth Wear in Patients with Chronic Alcoholism. *Br Dent J* 1990; 169: 367-369.
171. Roulet L.P. A Materials Scientist's View: Assessment of Wear and Marginal Integrity, *Quintessence Int* 1987; 18: 543-552.
172. Ratledge D.K., Smith B.G.N., Wilson R.F. The Effect of Restorative Materials on the Wear of Human Enamel, *J Prosthet Dent* 1994; 72: 194-202.
173. DeLong R., Douglas W.H. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control, *J Dent Res* 1983; 62: 32-36

174. Gee A.J., Pallav P. Occlusal Wear Simulation with the Acta Wear Machine, *J Dent Suppl* 1994; 22: 21-27
175. Dastane A., Vaidyanathan T.K., Vaidyanathan J., Mehra R., Hesby R. Development and Evaluation of a New 3-D Digitization and Computer Graphic System to Study the Anatomic Tissue and Restoration Surfaces, *J Oral Rehabil* 1996; 23: 25-34
176. Perry R., Kugel G., Kunzelmann K.H., Flessa H.P., Estafan D. Composite Restoration Wear Analysis: Conventional Methods vs. Three-Dimensional Laser Digitizer, *JADA* 2000; 131: 1472-1477
177. Smith B.G.N., Knight J.K. An Index for Measuring the Wear of Teeth, *Br Dent J* 1984;156: 435-438.
178. Cvar J.F. Criteria for the Clinical Evaluation of Dental Restorative Materials, San Francisco, United States Public Health Service 1971, 1-6
179. Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Saller A. In-Vivo Evaluation of a Feldspathic Ceramic System: 2-Year Results, *J Dent* 1996; 24: 25-31
180. De Jager N., De Kler M., Van Der Zel J.M. The Influence Of Different Core Material On The FEA-Determined Stress Distribution In Dental Crowns. *Dent Mater.* 2006; 22(3):234-42.
181. Isgro G., Pallav P., Van Der Zel J.M., Feilzer A.J. The Influence Of The Veneering Porcelain And Different Surface Treatments On The Biaxial Flexural Strength Of A Heat-Pressed Ceramic. *J. Prosthet. Dent.* 2003; 90: 465-473.
182. Al-Shehri S.A., Mohammed H., Wilson C.A. Influence Of Lamination On The Flexure Strength Of Dental Castable Glass Ceramic. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 23-28.
183. Pjetursson B, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle C. A Systematic Review Of The Survival And Complication Rates Of All-Ceramic And Metalceramic Reconstructions After An Observation Period Of At Least Three Years, Part I: Single Crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(3): 326-328.
184. Beschnidt 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
185. Ödman P., Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2001; 14(6): 504-509
186. John H., Hembree Jr. Comparisons of the fit of CAD/CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence Int.* 1995; 26: 145-147.
187. Hung SH., Purk JH., Tira DE., Eick. JD.(1992) Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992; 67: 583-589.
188. Nissan J., Laufer BZ., Brosh T., Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2000; 83: 161-165.
189. Chen SY., Liang WM., Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *Journal of Dentistry* 2004; 32: 603-609.
190. Chee WW., Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly (vinyl siloxane) impression materials. *International Journal of Prosthodontics* 1989; 2: 368-370.
191. Chee WW., Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992; 68: 728-32.
192. Nissan J., Gross M., Shifman A., Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002; 29: 357-361.
193. Idris B., Houston F., Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1995; 74: 535-541.
194. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontics impressions: room for improvement. *Journal of American Dental Association* 2005; 136: 343-

346.

195. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., Brodesser J. Clinical evaluation of all ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling, *Journal of Dentistry* 2010; 38: 553-559.
196. Baca Akata A. Diş Hekimliği Cad-Cam Sistemlerinde Kullanılan İntraoral Ve Ekstraoral Ölçümleme İşlemlerinin Netliğinin Karşılaştırılması. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2012, İstanbul.
197. Mou S., Chai T., Wang J., Shiau Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; 87: 248-255.
198. Nakamura T., Dei N., Kojima T., Wakabayashi K. Marginal and Internal Fit of Cerec 3 CAD/CAM All-Ceramic Crowns, *Int. J. Prosthodont.* 2003; 16(3): 244-247.
199. Bjorn A.L., Bjorn H., Grcovic B. Marginal fit of restorations and its relation to periodontal bone level. II. Crowns. *Odontologisk Revy.* 1970; 21: 337-346.
200. McLean J. W., Von Fraunhofer J. A. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal* 1971; 131(3): 107-111.
201. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2013 Apr;29(4):419-26.
202. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental materials journal.* 2015 Apr 1;34(2):161-7.
203. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *The Open Dentistry Journal.* 2013;7:118-22.
204. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic

- CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. The journal of prosthetic dentistry 2015 Oct ; 114(4): 587-593
205. Alonso V, Caserio M. A clinical study of direct composite fullcoverage crowns: long-term results. *Oper Dent* 2012; 37: 432-41.
206. Preissner S, Kostka E, Blunck U. A noninvasive treatment of amelogenesis imperfecta. *Quintessence Int* 2013; 44: 303-5.
207. Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent* 2012; 24: 310-8.
208. Martin N., Jedynakiewicz N.M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dental Materials Journal* 1999; 15: 54-61.
209. Rosenstiel, S.F., Land, M.F.,Crispin, B.J. Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 1998; 80 (3): 280-301.
210. Tanoue, N., Koishi, Y., Atsuta, M.,Matsumura, H. (2003) Properties of dualcurable luting composites polymerized with single and dual curing modes. *J Oral Rehabil* 2003; 30 (10): 1015-1021.
211. Kılıçarslan MA., Zaimoğlu A. Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneers Which Bonded Resin Cements on Enamel and Dentine. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci* 1999;5(2):99-105.
212. Önal B. Dentin adezivler. *İzmir Dişhek Odası Dergisi* 1997; 8(4): 24-25.
213. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33(1):28-36.
214. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 2010;22(6):412-419.
215. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association* 2008; Oct-Nov;54(5):218-222.
216. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 2003; (28): 747-755.

217. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified- step adhesives and chemically cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 2003;(5):267–282.
218. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002;(30):371–382.
219. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegarora LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise selfetching primers to dentin. *J Dent* 2004;(32):55–65.
220. Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation? *J Am Dent Assoc* 2007;138(6):817-819.
221. Etman M.K., Woolford M.J. Three- year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2010; 103 (2): 80- 90.
222. Ural C., Burgaz Y., Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence* 2010; 41 (7): 585- 590.
223. Weaver J.D., Johnson G.H., Bales D.J. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1991; 66 (6): 747- 753.
224. Sajewicz E. On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear* 2006; 260(11):1256-1261.
225. Shortall A.C., Hu XQ., Marquis P.M. Potential counter sample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent. Mater.* 2002;18(3):246-54.
226. Douglas W.H., Sakaguchi R.L., De Long R. Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent. Mater.* 1985;1(3):115-9.
227. Krejci I., Albert P., Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear. *J. Dent Res.* 1999;78(2):713-9.
228. Tillitson E.W., Craig R.G., Peyton F.A. Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res.* 1971;50(1):149-54.
229. Hu X., Marquis P.M., Shortall A.C. Influence of filler loading on the two-

- body wear of a dental composite. *J. Oral Rehabil.* 2003; 30(7): 729-37.
230. Chen M.H. Update on dental nano composites. *J.Dent Res.*2010;89(6):549-60.
231. Wassell R.W., McCabe J.F., Walls A.W. A two-body frictional wear test. *J. Dent Res.* 1994; 73(9):1546-53.
232. Reeh E.S., Douglas W.H., Levine M.J. Lubrication of saliva substitutes at enamel-to-enamel contacts in an artificial mouth. *J. Prosthet. Dent.* 1996;75(6):649-56.
233. Cesar P.F., Mira da W.G. Jr., Braga R.R. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 86(3): 289-96.
234. Koczorowski R., Wloch S. Evaluation of Wear of Selected Prosthetic Materials in Contact with Enamel and Dentin, *J Prosthet. Dent.* 1999; 81: 453-459.
235. Al-Hiyasat A.S., Saunder W.P., Smith G.M. Three-body Wear Associated with Three Ceramics and Enamel, *J Prosthet Dent* 1999; 82: 476-481.
236. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res.* 1989;68:1752–1754.
237. Pintado MR, Anderson GC, DeLong R, Douglas WH. Variation in tooth wear in young adults over a two-year period. *J Prosthet Dent.* 1997;77:313–320.
238. Esquivel-Upshaw, J. F., Young, H., Jones, J., Yang, M., & Anusavice, K. J. In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results. *International Journal of Prosthodontics* 2006; 19(4): 391-396.
239. Ekfeldt A., Fransson B., Soderlund B., Qilo G., (1993). Wear Resistance of Some Prosthodontic Materials in Vivo, *Acta Odontol Scand*, 51: 99-107
240. Etman M. K., Woolford M., Dunne S. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *International Journal of Prosthodontics* 2008; 21(3):245.

241. İnal B.Y. Farklı Restoratif Materyallerle Karşı Minede veya Restoratif Materyallerde Oluşan Aşınmanın Değerlendirilmesi. Doktora tezi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2002, İzmir.
242. Stober T., Bermejo J. L., Rammelsberg P., Schmitter M. Enamel Wear Caused By Monolithic Zirconia Crowns After 6 Months Of Clinical Use. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2014; 41(4): 314-322.
243. Heintze SD, Forjanic M, Ohmiti K, et al. Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent. Mater.* 2010; 26: 306–19.
244. Fasbinder Dennis J., Neiva Gisele F. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2016, 28.1: 56-66.



## 8. ÖZGEÇMİŞ

29.06.1988 tarihinde Mersin'in Anamur ilçesinde doğdum. Ortaokul eğitimimi Özel Anamur Kolejinde ve lise öğrenimimi Anamur Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2007 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başladım ve 2012 yılında mezun oldum. 2013 yılında Dişte Uzmanlık Sınavını (DUS) kazanarak Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım. Yabancı dilim İngilizcedir.

Elektronik posta adresi: didemonur88@gmail.com

