



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SERAMİK VE REZİN İÇERİKLİ FARKLI CAD/CAM LAMİNATE  
VENEER RESTORASYONLARDA BAĞLANMA DİRENCİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Metin BAKIR

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

I. DANIŞMAN - Dr. Öğretim Üyesi Şeyhmus BAKIR

II. DANIŞMAN - Doç. Dr. Emrullah BAŞI

DİYARBAKIR-2018





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SERAMİK VE REZİN İÇERİKLİ FARKLI CAD/CAM LAMİNATE  
VENEER RESTORASYONLARDA BAĞLANMA DİRENCİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Metin BAKIR

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

I. DANIŞMAN - Dr. Öğretim Üyesi Şeyhmus BAKIR

II. DANIŞMAN - Doç. Dr. Emrullah BAŞI

DİYARBAKIR-2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



ONAY

Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Metin BAKIR'ın hazırladığı "Seramik ve Rezin İçerikli Farklı Cad/Cam Lamine Veneer Restorasyonlarda Bağlanma Direncinin Değerlendirilmesi" başlıklı tez Dicle Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarih: 29/11/2018

Danışman Dr. Öğr.Üyesi Şeyhmus BAKIR

**Jüri Üyeleri**

Jüri Başkanı	Doç.Dr.	Sadullah KAYA
Üye	Doç. Dr .	Emrullah BAHŞI
Üye	Dr. Öğr.Üyesi	Osman TEKİN
Üye	Dr. Öğr.Üyesi	Burak DAYI
Üye	Dr. Öğr.Üyesi	Şeyhmus BAKIR

İmza

Bu tez Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ....../.../20.. tarih ve .... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

...../...../.....

Prof. Dr. Hakkı Murat BİLGİN  
Dicle Üniversitesi  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



## BEYAN



Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

13/12/2018

Dt. Metin BAKIR

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübesiyle yoluma ışık tutan, doktora tezimin hazırlanmasında katkılarını esirgemeyen tez danışman hocalarım Sayın Dr. Öğretim Üyesi Şeymus Bakır'a ve Sayın Doç. Dr. Emrullah Bahşi' ye

Doktora eğitimim boyunca mesleki katkılarından dolayı Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma; CAD/CAM aşamasında emeği geçen, bilgi ve tecrübesini esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Ömer Sağsöz'e, çalışmalarım sırasında desteğini esirgemeyen sevgili asistan arkadaşlarıma, eğitim hayatım boyunca her türlü fedakârlıktan kaçınmayarak bu günlere gelmemize vesile olan aileme, beni her koşulda destekleyen, sevgisini her zaman yanımda hissettiğim eşim Çimen'e ve kızım Deniz Meltem'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 17032 numaralı proje ile desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

<b>BEYAN</b> .....	<b>i</b>
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>KISALTMA ve SİMGELER LİSTESİ</b> .....	<b>v</b>
<b>ŞEKİLLER LİSTESİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>RESİMLER LİSTESİ</b> .....	<b>viii</b>
<b>TABLOLAR LİSTESİ</b> .....	<b>ix</b>
<b>1. ÖZET</b> .....	<b>1</b>
1.1. Türkçe Özet.....	1
1.2. Abstract .....	3
<b>2. GİRİŞ ve AMAÇ</b> .....	<b>5</b>
<b>3. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>7</b>
3.1. Laminate Veneerler .....	7
3.1.1. Laminate veneerlerin endikasyonları .....	8
3.1.2. Laminate veneerlerin kontraendikasyonları .....	9
3.2. Laminate Veneerlerin Sınıflandırılması.....	9
3.2.1. Direkt Laminate Veneerler .....	9
3.2.2. İndirekt Laminate Veneerler .....	10
3.2.3. Prefabrike laminate veneerler .....	16
3.3. İndirekt laminate veneerlerin sınıflandırılması .....	17
3.3.1. Seramik laminate veneerler .....	17
3.4. Geliştirilmiş kompozit laminate veneerler .....	19

3.5. CAD/CAM Sistemleri.....	19
3.5.1. Dental CAD/CAM Sistemleri .....	20
3.6. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Lamine Veneer Materyalleri .....	24
3.6.1. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler .....	25
3.6.2. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler .....	25
3.6.3. Feldspatik porselenler .....	26
3.6.4. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler .....	27
3.6.5. Zirkonya esaslı seramikler.....	27
3.6.6. Hibrit seramikler .....	28
3.6.7. Resin-nano seramikler .....	29
3.7. Lamine Veneer Simantasyon Tekniği ve Resin Simanlar .....	30
3.7.1. Simantasyon .....	30
3.8. Seramik Lamine Veneerlerde Başarısızlık.....	35
3.9. Adezyon (Bağlanma), Adezyon Mekanizması ve Çeşitleri .....	35
3.10. Bağlanma ve kırılma testleri .....	36
3.10.1 Makaslama bağlanma dayanımı test metodu .....	36
<b>4. GEREÇ ve YÖNTEM.....</b>	<b>39</b>
<b>5. BULGULAR.....</b>	<b>54</b>
<b>6. TARTIŞMA .....</b>	<b>59</b>
<b>7. SONUÇ.....</b>	<b>72</b>
<b>8. KAYNAKLAR.....</b>	<b>73</b>
<b>9. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>96</b>
<b>10. ORJİNALLİK RAPORU .....</b>	<b>97</b>
.....	97



## KISALTMA ve SİMGELER LİSTESİ

<b>%</b>	Yüzde
<b>°C</b>	Santigrat derece
<b>10-MDP</b>	10-Metakriloksesil Dihidrojen Fosfat
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Alüminyum Oksit (Alumina)
<b>B<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Boron Trioksit (Diboron Trioksit)
<b>BIS-GMA</b>	Bisfenol-A glisidil metakrilat
<b>CaO</b>	Kalsiyum Oksit
<b>CO<sub>2</sub></b>	Karbon Dioksit
<b>TEGDMA</b>	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>BIS-EMA</b>	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter dimetakrilat
<b>CAD</b>	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
<b>CAM</b>	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture)
<b>UDMA</b>	Uretan dimetakrilat
<b>HF</b>	Hidroflorik
<b>H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub></b>	10-Fosforik Asit
<b>kg</b>	Kilogram
<b>K<sub>2</sub>O</b>	Potasyum Oksit
<b>MgO</b>	Magnezyum Oksit
<b>mm</b>	Milimetre
<b>mm/dk</b>	Milimetre / Dakika
<b>MPa</b>	Megapaskal
<b>MPa/m<sup>2</sup></b>	Megapaskal / metrekare
<b>Nm</b>	Nanometre (metrenin milyarda biri)

<b>Na<sub>2</sub>O</b>	Sodyum Oksit
<b>N</b>	Newton
<b>P</b>	İstatistiksel anlamlılık
<b>Ph</b>	Ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonları
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Silikon Dioksit
<b>TiO<sub>2</sub></b>	Titanyum Dioksit
<b>Y-TZP</b>	Yitriyumla Stabilize Tetragonal Zirkonyum Polikristalin
<b>Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	Yttria
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonyum Dioksit

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Elmas frezle prepare edilen dişin karbit frez ile yüzeyinin düzeltilmesi .....	13
Şekil 2: Doğal bir görünüm için kesici kenarın preparasyona dahil edilmesi.....	14
Şekil 3: İnsizal kenar preparasyonunda kullanılan üç farklı preparasyon yöntemi. (a-window, b-overlap, c-feather).....	15
Şekil 4: İnsizal bevel Butt-joint İnsizal Overlap .....	15
Şekil 5: CAD/CAM sistemlerinin işleyişi.....	20
Şekil 6: CCD kamera ile verilerin alınması .....	21
Şekil 7: Kontakt prop(uç) ile verilerin elde edilmesi .....	22
Şekil 8: Gerilim Tipleri a: çekme, b: basma, c: kayma .....	38

## RESİMLER LİSTESİ

Resim 1: Porselen veneerlerin diş preparasyonu için hazırlanmış özel frez seti .....	13
Resim 2: Prefabrike laminate veneerler .....	17
Resim 3: Derinlik belirleyici frez ile işaretleme ve preparasyon işleminin tamamlanması ...	40
Resim 4: Lava™ Ultimate rezin nano seramik blok .....	41
Resim 5: Shofu Block HC rezin nano seramik blok.....	41
Resim 6: GC Cerasmart hibrit seramik blok .....	42
Resim 7: Vita Enamic hibrit seramik blok .....	42
Resim 8: Vita Mark II Feldspatik seramik blok .....	43
Resim 9: GC Initial LRF Block lösitle güçlendirilmiş cam seramik blok.....	43
Resim 10: Cerec Blocks feldspatik seramik blok.....	44
Resim 11: IPS e-max lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok .....	44
Resim 12: Kullanılan CAD/CAM blokları.....	45
Resim 13 : Cerec 4 programında veneerlerin tasarlanması .....	47
Resim 14: Kullanılan dual-cure siman materyali .....	49
Resim 15: Laminatelerin HF ile asitlenmesi .....	50
Resim 16: Akrilik bloklara gömülmüş örnekler .....	51
Resim 17: Örneklerin termal siklusa tabi tutulması .....	51
Resim 18: İnstron test cihazı düzeneği.....	52
Resim 19: Ayırıcı ucun ve örneklerin konumlandırılması .....	52
Resim 20: İnstron Cihazında uygulanan kuvvetin grafiği ve elde edilen sonuçlar .....	53
Resim 21: Kırılan örnek (miks kopma).....	53

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri .....	46
Tablo 2: Vitablocs Mark II ve Cerec blocs seramiklerin dentin pişim fırınlama sıcaklıkları	48
Tablo 3GC LRF Initial blocks seramiklerin dentin pişim fırınlama sıcaklıkları .....	48
Tablo 4: Tüm örneklerin bağlanma dayanımlarının Newton cinsinden değerleri .....	54
Tablo 5: Materyallerin makaslama bağlanma dayanımlarının Newton cinsinden ortalama değerleri .....	55
Tablo 6: %95 Güven aralığı ile grupların kırılma dirençlerinin karşılaştırması .....	57





# 1. ÖZET

**Seramik ve rezin içerikli farklı CAD/CAM laminate veneer restorasyonlarda bağlanma direncinin değerlendirilmesi**

**Öğrencinin Adı ve Soyadı:** Metin BAKIR

**Danışmanı:** 1.Danışman Şeyhmus BAKIR

2.Danışman Emrullah BAHŞİ

**Anabilim Dalı:** Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.B.D., Dişhekimliği Fakültesi, Dicle Üniversitesi, Diyarbakır

## 1.1. Türkçe Özet

**Amaç:** Son yıllarda, bilgisayarlı freze tekniği ile üretilen CAD/CAM restorasyonlar popüler hale gelmiştir. Estetik vakalarda sıklıkla kullanılmakta olan CAD/CAM zirkonyanın kırılabilirliği nedeniyle, hibrit seramik ve rezin nano-seramik gibi yeni materyaller geliştirilmiştir. Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM freze tekniği ile indirekt laminate veneer yapımında kullanılan sekiz farklı restorasyon materyalinin bağlanma direncinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve değerlendirilmesidir.

**Gereç ve yöntem:** Çalışmada, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan temin edilen çürüksüz, restorasyonsuz, hipoplastik defekt ve çatlak bulunmayan, periodontal veya ortodontik nedenlerle çekilmiş 80 adet üst santral diş kullanılmış ve dişler rastgele 8 gruba ayrılmıştır (n=10). Üzerindeki eklemler temizlenen, dişlerde servikal üçlüde 0,3mm, orta ve insizal üçlüde ise 0,5mm'lik laminate veneer preparasyonu yapılmıştır. Laminaların üretiminde Cerec 4 CAD/CAM sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kullanılmıştır. Cerec veritabanı kullanılarak tasarlanan laminalardan elde edilen veriler, Cerec inLab MC XL freze cihazına (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) aktarılmıştır. Laminalar Cerec sistemine uyumlu olan bloklardan freze edilerek üretilmiştir. Dual-cure rezin siman kullanılarak, simantasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Simante edilen tüm örnekler, termal siklus cihazında 5±5°C'de bir dakika, 55±5°C'de bir dakika olmak üzere 1000 termal döngüye tabi tutulmuştur. Makaslama bağlanma dayanım testi, universal test makinesinde 0,5mm/dk piston

başlığı hızı ile kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Kopma direnci değerleri Newton cinsinden belirlenmiştir.

Bulgular ve Sonuç: İstatistiksel olarak ANOVA Tek Yönlü Varyans Analizi ve TUKEY HSD testleri kullanılarak değerlendirilen materyaller arasında, kırılma direnci bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ( $P < 0,05$ ). En yüksek bağlanma dayanımı ortalama değerine sahip olan materyal Lava Ultimate olarak belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, laminate veneer, seramik blok, rezin blok, bağlanma direnci





## **Evaluation of bond strength in different CAD/CAM laminate veneer restorations with ceramic and resin content**

**Student's Surname and Name:** BAKIR Metin

**Adviser of Thesis:** 1. Adviser BAKIR Seyhmus

2. Adviser BAHSI Emrullah

**Department:** Dicle University Faculty of Dentistry, Department of Restorative Dentistry, Diyarbakir

### **1.2. Abstract**

**Aim:** In recent years, computerized milling-based CAD/CAM restorations have become popular. Zirconia has been used in esthetic cases often. Because of its brittleness new materials are developed like hybrid ceramic and resin nano ceramic. The aim of this study examine and evaluate bond strenght of eight different CAD/CAM restoration materials was restored with the help of an optical reader by milling the blocks in an advanced lathing machine by means of information recorded in the computer memory by measurements taken directly from the preparation teeth (Cerec in Dental Office).

**Material and Method:** In this study, 80 freshly extracted, non-decayed, non-restorated and no cracks maxillar central teeth has been used. Teeth before use, stored in 10% neutral formalin and distilled water solutions until cavity preparation is made, polishing was made to clean soft tissue on all teeth and to remove the storage solution using micromotor mounted tires with pumice brush. Chamfer style standard cavities was prepared 0,5mm on labial surfaces of all teeth, 0,2mm on mesial and distal contact points, 0,3mm in gingival step. 80 anterior teeth which are prepared cavities, has been divided into nine groups that a different CAD/CAM blocks to be used in each group and each group was restored in accordance recommended procedures by the manufacturer. After cementation of restorations, all samples has been subjected to 1000 cycles in the thermal cycle device which remained open the crowns of the teeth has been embedded vertically into acrylic blocks and subjected to shear forces in the Instron tester, tearing resistance value was determined in Newton. Results were evaluated at statistical significance level of  $p < 0,05$ .

Results and Conclusion: A statistically significant difference was observed between the ANOVA One-Way Variance Analysis and TUKEY HSD tests in terms of fracture resistance ( $P < 0,05$ ). The material with the highest bond strength average was determined as Lava Ultimate.

**Keywords:** CAD/CAM, laminate veneer, ceramic block, resin block, bond strength



## 2. GİRİŞ ve AMAÇ

Tarih boyunca insan hayatında önemli yer tutan kavramlardan biri estetikdir. Estetik kavramı; gerek kişiler arası ilişkilerde, gerekse insanların psikolojisinde ve sosyal statüleri üzerinde çok önemli bir yere sahiptir. Estetik olgusu, aynı zamanda sanatın ve güzellik anlayışının temel ilkelerini belirleyen felsefi bir kavramdır.

Gülüş estetiğinde yapılacak en küçük bir değişikliğin dahi bireyin sosyal hayatında kendisini daha ön planda hissetmesine yardımcı olduğu ve kişinin özgüveni üzerinde olumlu etkiler gösterdiği bilinmektedir.

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin alerjik ve toksik yan etkileri ve duyulan estetik kaygılar sebebiyle diş hekimleri ve hastalar metal alaşımı içermeyen restorasyon materyallerine yönelmiştir. Teknolojik gelişmeler estetik restorasyonlar üretmek amacıyla kullanılabilen materyallerin sayısında artışa sebep olmuştur.

Söz konusu materyallerin çeşitliliği diş hekimlerini laminate veneer gibi minimal invaziv uygulamalara yönlendirmiştir. Kullanılan materyaller, uygulama tekniği ve simantasyon işlemleri laminate veneerlerin başarısında önemli rol oynar.

Simantasyon işlemi seramik ve rezin esaslı restorasyonlarda uzun dönemde başarılı sonuçlar elde edilmesi için çok dikkatli yapılmalıdır. Simantasyon işleminin doğru teknik ve uygun materyal ile yapılması restorasyonun başarı oranını ve ağızda kalma süresini arttırmaktadır. Günümüzde, Adeziv sistemlerin gelişimi ve alternatif yöntemlerin kullanılması, estetik açıdan tatmin edici sonuçların elde edilmesine katkıda bulunmuştur.

Bununla birlikte, laminate veneerlerde en sık rastlanan başarısızlık nedenlerinden biri, debondingdir. Debonding restorasyonun diş yüzeyinden ayrılması anlamına gelir. Laminate veneer restorasyonlarda başarı; seramik, diş yüzeyi ve rezin simandan oluşan adezyon kompleksinin kalıcılık ve dayanıklılığına bağlıdır. CAD/CAM sistemler için üretilmiş farklı yapı ve içerikteki materyaller, diş yüzeyine rezin siman kullanılarak simante edilmektedir.

Literatürde uzun yıllardır kullanımda olmaları sebebiyle tam seramiklerle yapılan çalışmalarla daha sık karşılaşılmaktadır. Nispeten yeni olan materyaller rezin nano-seramik ve hibrit seramiklerle yapılmış çok fazla çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM freze tekniği ile indirekt laminate veneer yapımında kullanılan sekiz farklı restorasyon materyalinin bağlanma direncinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve değeriendirilmesidir.



### 3. GENEL BİLGİLER

Estetik kavramı; sanatsal yaratıcılığın, sanatta ve yaşamda güzel ve güzellik denen kavramın bilimi, güzeli araştıran bilim dalıdır. Günümüzde, insanlar modanın ve dönemlerinin estetik anlayışının yönlendirmesiyle beraber dişlerinin görünümünü değiştirmek istemişlerdir. 1920'li yılların sonlarına doğru, sinema sektöründeki gelişmelerin doğrultusunda insanların gülüşlerini ve dişlerinin görünüşünü değiştirme istekleri artmış, aktör ve aktrisler için mükemmel gülüşe sahip olmak fazlasıyla önemli bir konu haline gelmiştir (1).

Günümüz diş hekimliği, estetik anlayışa paralel bir gelişim göstermektedir. Tedavi amacıyla diş hekimine başvuran bir kimsenin aslında estetik yönden de tatmin olmak arzusunda olduğu düşünülmektedir. Estetik amaçla başvuran hastaların tamamına kapsamlı protetik tedaviler uygulanması şart değildir. Ağız diş sağlığına önem veren gelişmiş toplumlarda, kişilerin amaçladığı sonucu elde edebilmek için minimal invaziv işlemler yeterli olabilmektedir. Rutinde sıkça uygulanan beyazlatma tedavileri, laminate veneerler ve kompozit restorasyonlar bu uygulamalara örnek olarak verilebilir (1).

#### 3.1. Laminate Veneerler

Laminate veneer restorasyonlar, estetik beklentileri karşılamak amacıyla uygulanan konservatif tedavi seçeneklerinden biridir. Laminate veneerler; dişlerin pozisyon bozukluklarında, travmaya uğramış, renklenmiş, kırılmış veya aşınmış anterior dişlerin tedavisinde uzun yıllardır kullanılmaktadır (1).

Laminate veneer üretiminde ilk olarak (1862 yılında) translusent seramikler kullanılmıştır. 1920-1940 yılları arasında, bu kullanım daha yaygın hale gelmiştir (2,3). 1938 yılına gelindiğinde, Pincus laminate veneer ve diş dokusu arasındaki bağlanmayı sağlamak amacıyla adeziv sistem kullanmayı denemiş (4), fakat kullanmış olduğu laminate veneer materyalinin kırılma oluşu ve adezivin dayanıksızlığı başarısızlığa neden olmuştur (5). Adeziv sistemler ve tam seramik sistemlerdeki gelişmeler, güncel tedavi yaklaşımlarının geliştirilmesine olanak sağlamıştır (6).

Laminate veneer endikasyonlarının her geçen gün artması ile birlikte çeşitli materyal ve uygulama teknikleri geliştirilmiş ve hala geliştirilmeye devam etmektedir.

Araştırmalarda temel amaç; estetik, fonksiyon, dayanıklılık ve uzun ömürlülük yönünden daha başarılı restorasyonların yapımını gerçekleştirmektir.

Lokelize ya da yaygın defektlerin ve internal renklenmelerin restorasyonu amacıyla diş dokularıyla aynı renkte ve ince bir tabaka halinde uygulanan restorasyonlara veneer adı verilir. Direkt veya indirekt olarak uygulanabilen laminate veneerler, dişin labial ve bukkal yüzeylerini örten, ince tabaka seramik veya kompozit rezin şeklinde hazırlanabilmektedir. Veneerler, genel olarak renklenmiş, fasial yüzeyleri aşınmiş veya şekilleri bozulmuş dişlerde endikedir (7). Lamina materyaline uygun renk ve formun verilebilmesi, 0,3-0,8mm derinliğindeki preparasyon ile sağlanabilmektedir (13, 14).

### **3.1.1. Laminate veneerlerin endikasyonları**

- Hafif apraşıklığın olduğu, ortodontik tedavi gerektirmeyen durumların düzeltilmesinde,
- Diastema kapamasında,
- Mine defektlerinin maskelenmesinde,
- Renk, form veya şekil bozukluğu olan n dişlerin düzeltilmesinde,
- Beyazlatma tedavisinin kontrendike veya başarısız olduğu durumlarda,
- Aşınma paterninin farklı olması sonucu estetik problem oluşturan n grup dişlerde,
  - Konjenital lateral diş eksikliğinde, kanin dişlere lateral formu kazandırılması amacıyla,
  - Konjenital ya da sonradan edinilmiş malformasyonlarda
  - Klinik kron boyu yeterince uzun olmayan dişlerde,
  - Erozyon veya abfraksiyon nedeniyle dişlerin vestibül yüzeyinde meydana gelen defektlerde, mine çatlakları sonucunda oluşan renklenmelerde, atrizyon ve abrazyona bağlı olarak meydana gelen kole defektlerinin tedavisinde,
  - Hipokalsifiye dişlerde,
  - Kama laterallerde,
  - Linguale eğimli dişlerde, uygulanabilir (15, 16).

### 3.1.2.Laminate veneerlerin kontraendikasyonları

- Parafonksiyonel alışkanlıklar; Bruksizim gibi,
- Yüksek çürük insidansı ve yüksek plak indeksi olan bireylerde,
- Kötü oral hijyeni olan kişilerde,
- Yeterli mine desteği olmayan veya preparasyon sonrası dentinin açığa çıktığı dişlerde,
- Class III malokluzyon ve teta-tet kapanış varlığında,
- Çapaşıklığın ve rotasyonun kompanse edilemeyeceği durumlarda,
- Boks ve güreş gibi yakın dövüş sporları ile uğraşan bireylerde,
- Tam olarak sürmemiş daimi dişlerde,
- Kanal tedavili dişlerde,
- Süt dişlerinde kontraendikedir (16, 17).

### 3.2. Laminate Veneerlerin Sınıflandırılması

Laminate veneerler yapım şekillerine göre direkt yöntem ve indirekt yöntem olarak iki sınıfa ayrılmaktadırlar.

#### 3.2.1. Direkt Laminate Veneerler

Direkt laminate veneer restorasyonlar, laboratuvar aşamasına ihtiyaç olmaksızın, minimal invaziv yaklaşım ile diş preparasyonu ya da vakanın durumuna göre preparasyonsuz olarak, tek seansta uygulanabilmektedirler. Bu yöntemde mine ve dentinde pürüzlendirme işlemlerini takiben adeziv ajan uygulanır ve tabakalama tekniği ile kompozit rezin materyal diş dokusuna direkt bağlanır (18, 19).

Günümüzde kullanılan kompozit rezin materyallerin birçok avantajı vardır. Bu materyaller, polimerik matriks içine dağılmış farklı tiplerdeki doldurucu partiküllerden oluşmaktadırlar. Teknolojik gelişmelerle birlikte, partikül boyutları makro düzeylerden nano boyutlara kadar indirgenmiştir (18, 19). Kompozit rezin materyallerden beklenen özellikler temelde; yüksek mekanik dayanıklılık, ideal akışkanlık, estetik görünüm, mine ve dentine yüksek adezyon, düşük ısı iletimi, çeşitli renk seçenekleri, sertleşme zamanının kontrol edilebilmesi, uygulama kolaylığı, ağız ortamında düşük çözünürlük, cilalanabilirlik ve diş yapıları ile kurduğu iyi bağlantı olarak sayılabilir. Kompozit rezinlerin olumsuz özellikleri ise; renklenmeye sebep

olması, su emilimi varlığı, polimerizasyon büzülmesi sonucunda gerçekleşen mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet, çekme-gerilme kuvvetlerine ve abrazyona gösterdiği düşük direnç, mukoza temasında oluşabilen kontak dermatit şeklinde sayılabilir (13).

Direkt kompozit laminate veneer restorasyonların uzun dönemdeki klinik performanslarıyla ilgili olarak yeterli bilgi ve veri bulunmamaktadır. Mevcut olan çalışmalarda 3 yıllık takibin sonucunda bildirilen %78-94 oranındaki bir başarıdan söz edilebilir (20, 21). Direkt yöntemin yetersiz olduğu tetrasiklin renklenmesi benzeri durumlarda, dentinde oluşmuş derin renklenmeyi maskeleyebilmek için indirekt yöntemin kullanılması tercih edilmelidir.

### **3.2.2. İndirekt Laminate Veneerler**

İndirekt laminate veneerler prepare edilen dişler üzerinden alınan ölçüler kullanılarak, teknisyenler tarafından laboratuvar ortamında üretilen laminate veneer restorasyonlardır. Bu teknikte hekim en az iki randevuya ihtiyaç duymaktadır. İndirekt laminate veneerler, modern adeziv sistemlerin kullanılmasıyla dişlere simante edilirler (17).

İndirekt laminate veneerler; kalıtsal şekil bozukluklarında, beyazlatma tedavileri ile yeteri kadar sonuç alınamamış dişlerde, mine hipoplazilerinde, kırık veya aşınmış dişlerin restorasyonlarında, dişeti çekilmelerinde, kama şekilli laterallerin restorasyonunda, renk ve yapı olarak bozulmuş restorasyonların varlığında, açık kapanış vakalarında, diastemaların kapatılmasında ve ortodontik tedavinin kontrendike olduğu malpoze dişlerin tedavisinde kullanılabilir. Bununla birlikte; süt dişleri ya da erüpsiyonu tamamlanmamış olan daimi dişlerde, yeterli mine kalınlığı olmayan dişlerde, aşırı madde hasarı olan dişlerde, parafonksiyonel alışkanlıklar ve çürük eğilimi fazla olan kişilerde bu yöntemi uygulamak kontrendikedir (18).

Geniş kullanım alanı bulunan indirekt laminate veneer restorasyonların; minimal invaziv bir işlem olması, genellikle lokal anestezi gereksiniminin olmaması, aşınmalara karşı dirençli olması, tamir edilebilir olması ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar vermesi gibi birçok avantajı vardır. Direkt tekniklerle kıyaslandığında ise estetik açıdan daha iyi sonuçlar alınabilen indirekt laminate veneerlerin; laboratuvar



çalışması gerektirmesi, pahalı bir tedavi seçeneği olması, yapım aşamasının uzun olması, klinik uygulamasının zor olması, endikasyon alanının geniş olmaması ve renklenme sorunu gibi dezavantajları söz konusudur (18).

İndirekt laminate veneerlerin yapımı sırasında mine düzeyinde bir preparasyon yapılması tavsiye edilmektedir. Bunun nedenleri arasında; fazladan kontur oluşturulma riskini minimize etmek, dışteki renklenmelerin maskelenebilmesi amacıyla kullanılacak opak porselene yeterli kalınlığı sağlayabilmek, minenin, asit pürüzlendirmesini azaltan florür açısından en zengin olan dış tabakasını uzaklaştırabilmek, yüzeyin pürüzlülüğünü arttırmak suretiyle, bağlantının ve adezyonun kuvvetlendirilmesine yardımcı olmak, restorasyonun doğru bir pozisyonda yerleştirilebilmesi amacıyla belirgin bir bitiş çizgisi meydana getirmek sayılabilir (19).

İndirekt laminate veneerlerde en az iki randevu seansına ihtiyaç duyulması, daha fazla zaman ve emek gerektiren bir teknik olarak düşünülmesine neden olmaktadır (24). Bununla birlikte direkt laminate veneer restorasyonlara göre sayılabilecek bazı üstünlükleri vardır (19). Laboratuvar aşamasında daha fazla zaman ayrılabilmesi sayesinde, restorasyonun başarısı artırılabilen ve hastanın diş hekimi koltuğunda geçirdiği süre azaltılabilmektedir. Özellikle restore edilecek dişlerin sayıları arttığında, estetik açıdan daha kabul edilebilir sonuçlar alınabilmektedir. Ayrıca materyal olarak kullanılabilen alternatifler daha fazladır. Örneğin kron boyunun uzatılabilmesine olanak veren seramik seçeneği bulunmaktadır (19).

### **İndirekt laminate veneer tekniğinin klinik aşamaları**

İndirekt laminate veneer restorasyonların yapılması sırasında uygulanan klinik aşamalar; laminate veneer preparasyonu, ölçü alınması, simantasyon, bitirme ve polisaj işlemleri olarak sıralanabilir.

### **Laminate veneer preparasyonu**

İndirekt laminate veneer restorasyon yapımında ilk aşama dişin preparasyonudur. Mine tabakasında diş kesimi yapılmasının birkaç nedeni vardır. Bu nedenler; restorasyon materyali için yer elde etmek, dış bükeyliği ortadan kaldırmak, giriş yolunu insizal ve interproksimal kenarlara uygun şekilde oluşturmaktır. Böylece, hastanın estetik beklentileri karşılanmış olup, mine düzeyinde minimal preparasyon yardımıyla en iyi mekanik tutuculuk sağlanmış olacaktır (20).

Laminate veneerlerde preparasyonlu veya preparasyonsuz tedavi seçenekleri arasında hangisinin yapılması gerektiği konusundaki tartışmalar sürmektedir. Minimal düzeyde de olsa preparasyonun yapılması gerektiğini öneren araştırmacıların sayısı arttıkça artmaktadır. Minenin preparasyonu konusunda karar verilirken; estetiğe, dişlerin pozisyonlarına, diastemanın miktarına, diş rengine, marjinal sonlanmalara ve hastanın yaşı gibi kriterlere göre değerlendirme yapılmalıdır. Preparasyonsuz tedavi yapılması durumunda ise; renk uyumunun olumsuz şekilde etkilenmesi, marjinlerde net olmayan görüntüye bağlı olarak marjinal uyum başarısızlığı, preparasyonsuz mine yüzeyine adezyonun yeteriz olması, mikrobiyal dental plak akümüasyonu ve estetiğin gingival konturun artmasıyla estetiğin bozulması gibi problemlerle karşılaşılabilir.

Minede herhangi bir preparasyon yapılmadığı takdirde restorasyon labial yüze doğru taşkın olabilmektedir. Bu durum, estetik bakımdan kötü sonuçlar doğurmaktadır. Malpozisyon varlığında, linguale konumlanmış ya da rotasyona uğramış dişlerde düzgün bir arkın sağlanması için preparasyon yapılması şarttır. Abrazyon veya erozyona uğramış ve mine dokusunun yetersiz olduğu dişlerde ise, çok az miktarda preparasyon yapılabilir veya hiç preparasyon yapılmaz. Koyu renklenmeleri olan dişlerin rengini maskelemek için daha fazla preparasyon yapılması gerekebilir. Diastema kapatılması olgularında, çok az preparasyon yaparak ya da hiç preparasyon yapmaksızın diğer aşamaların uygulanmasına geçilebilir. Hastanın yaşı ve pulpanın labial yüze olan mesafesi de preparasyonun miktarını belirleyen faktörlerdir. Ek olarak hastada mikrobiyal dental plak birikiminden kaynaklanan gingival problemlere yol açabilecek aşırı konturlu dişlerde de preparasyon yapılması tavsiye edilmektedir (20).

Konturlamanın normal seviyede tutulabilmesi için kesin preparasyon sınırları oluşturulması gerekmektedir. Retantif bir yüzey alanı oluşturulması, laminate veneerlerin preparasyonu sırasında renk uyumu, tutuculuk ve marjinal bütünlük oluşturulması açısından önemlidir. Mine dokusunun varlığı yeterli düzeyde bağlanma olabilmesi için gereklidir. Restorasyon ve diş arasında kuvvetli bir adezyon sağlamak için, diş üzerinde tamamı mine ile örtülü bir yüzey olacak şekilde preparasyon yapmak ve dentin yüzeyini açığa çıkarmamak tavsiye edilmektedir (20).

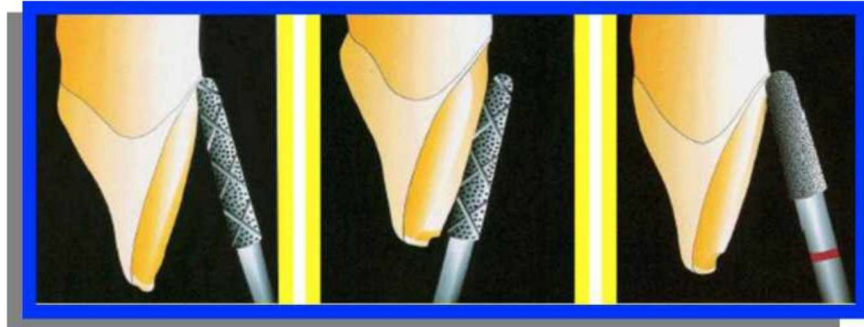
Preparasyon aşamaları; labial yüzde kesim, interproksimal yüzde genişletme, lingual yüzde sonlanma, insizal ve marjinal sonlanma şeklinde sınıflandırılmaktadır. Preparasyon mine kalınlığının yarı derinliğini sağlayacak uygun bir rehber frez ile kesici kenardan gingival yüze doğru azalacak şekilde yapılır. Lekelenme ve renklenme miktarı fazla olan dişlerde preparasyon derinliğinde artış yapılabilir. Bunun yanında mikromekanik tutuculuk açısından preparasyonun mine sınırları içerisinde yapılması gerekir (20).

Endikasyona uygun olması durumunda, dişin labial yüzeyi üzerinde, 0,3mm ve 0,5mm'lik oluklar meydana getiren özel üretim elmas frezler ile preparasyona başlanması gerekmektedir. Laminate veneer restorasyonlarda diş preparasyonu için özel olarak hazırlanmış frez setleri bulunmaktadır (Resim 1).



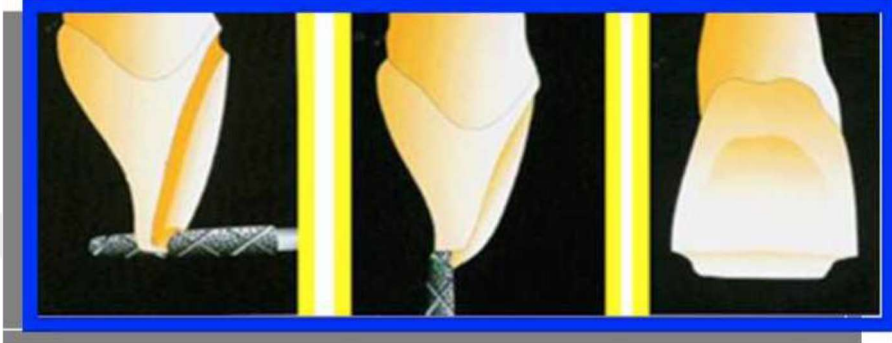
Resim 1: Porselen veneerlerin diş preparasyonu için hazırlanmış özel frez seti

Aynı formda tasarlanmış karbit frezler ile, preparasyon yüzeylerinde düzeltme yapılır (Şekil 1).



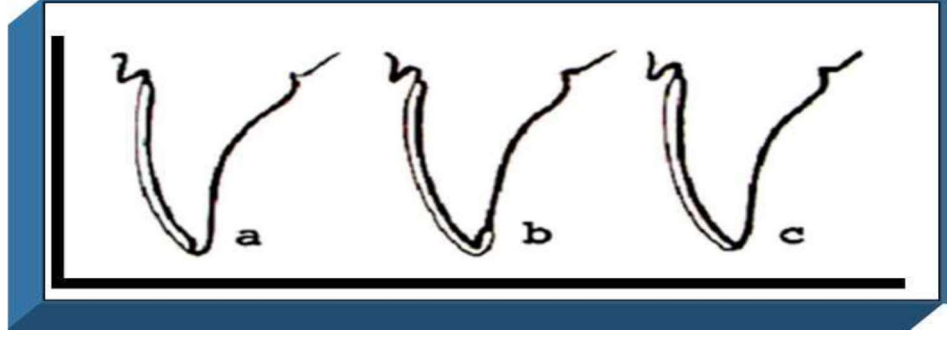
Şekil 1: Elmas frezle prepare edilen dişin karbit frez ile yüzeyinin düzeltilmesi

Estetik açıdan herhangi bir zorunluluk durumu yoksa, restorasyonu fonksiyonel kuvvetlerden korumak için preparasyon insizal kenardan palatinal yüze geçmeyecek şekilde labial yüzle sınırlandırılmalıdır. Fakat, kron boyunun uzatılması gereken durumlarda ya da kesici kenarda şeffaf ve doğal bir görüntü elde etmek amacıyla, insizal kenarın preparasyon alanına dahil edilmesi gerekmektedir (Şekil 2).



Şekil 2: Doğal bir görünüm için kesici kenarın preparasyona dahil edilmesi

Marjinal kenarlar, interproksimal kenar açılarının ötesine uzatılmamalıdır. Gingival marjinlerin temizlenebilmesine olanak sağlayacak uygun preparasyon yapılmalıdır. Preparasyonda keskin açılar bırakılmamalıdır. Undercut'sız bir giriş yolu olmalı ve preparasyon sonrasında overkontur oluşturmayacak 0,5mm'lik bir mesafe sağlanmalıdır. Marjinlerin subgingivalde sonlanmamasına özen gösterilmelidir. Laminate veneer restorasyonlarda gingival yüzde tercih edilen kesim türü chamfer iken insizal tarafta feather, insizal bevel, insizal overlap, intraenamel ve butt-joint şeklinde kesimler tercih edilmektedir (Şekil 3). Dişte kron boyunu uzatmak için insizal kenarın da preparasyona dahil edilmesi gerekiyor ise, indirekt laminate veneer yapılması önerilmemektedir (24, 25).



Şekil 3: İnsizal kenar preparasyonunda kullanılan üç farklı preparasyon yöntemi. (a-window, b-overlap, c-feather)

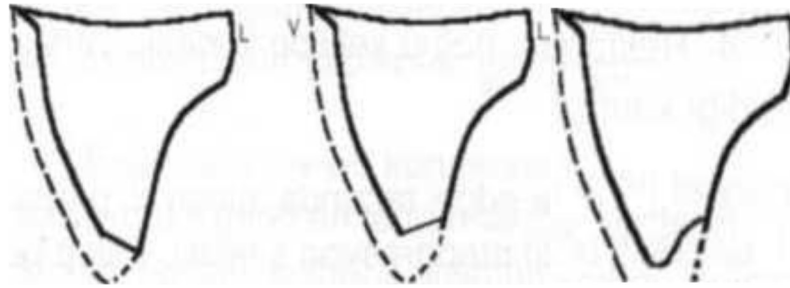
Kesimin mine sınırları içerisinde kalması için hazırlanan veneerlerde en sık tercih edilen kesim yöntemleri aşağıdaki gibi sıralanabilmektedir:

- **Mine içi pencere (window):** İnsizal kenarın dahil edilmediği, dişin tüm kenarlarında 1mm'lik sağlam mine dokusu bırakarak hazırlanan pencere formundaki (window) adı verilen preparasyon tekniğidir.

- **Açısız insizal preparasyon (Feather):** Kesici kenar kısaltılmadan fasiyal yüzde yapılan preparasyon ile tamamlanan tekniğe denir.

- **30°-40° açılı insizal preparasyon (Bevel):** Fasiyal yüzde yapılan aşındırmaya ek olarak dişin kesici kenarında 1,5mm'lik bir preparasyon yapılmasını içeren tekniktir.

- **Palatinalde sonlanan preparasyon (İnsizal overlap):** Kesici kenarda 2mm'lik preparasyon yaparak kesici kenarın tamamen içine alındığı tekniktir (Şekil 4) (12, 26).



Şekil 4: İnsizal bevel

Butt-joint İnsizal

Overlap

### 3.2.3. Prefabrike laminate veneerler

Yeni teknikler ve estetik materyallerin kolayca kullanılabilir hale gelmesi ile beraber estetik kaygılardan ötürü dişlerin restore edilmesi yaygın bir şekilde kabul görmeye başlamıştır. Piyasaya, 1970'li yıllarda kozmetik diş hekimliğinde prefabrike laminalar sunulmuştur (Mastique, Caulk-Dentsply, Milford, Delaware) (27, 28). Bu teknik ile birlikte estetik olarak yeterli görülmeyen dişler kronlanmadan uzun ömürlü olabilmekte ve uygulama yönünden de basit bir tedavi seçeneği sunmaktadır (1).

Prefabrike laminate tekniğinde, diş ile prefabrike veneerler karşılaştırılarak, boy tespiti yapılır ve uygun görülen prefabrike lamina seçilir. Möl ve möletlerin yardımıyla dişlere adaptasyonları sağlanır daha sonra, pürüzlendirilmiş olan dişin yüzeyine çeşitli renklerdeki rezin materyaller ile yapıştırılır. Bu sırada meydana gelebilecek kenar uyumsuzlukları için ise aynı rezin materyali kullanılır (1).

Prefabrike laminate veneerlerin adaptasyonu sırasında karşılaşılan güçlükler laboratuvarlarda prefabrike laminatelerin ısı ve döküm tekniği kullanarak yapılmaya başlanmasıyla giderilebilmektedir. Bu teknik ile prefabrike laminalar bir süre daha kullanılmaya devam etmiş, fakat sorunların ortaya çıkmasına engel olunamamıştır. En önemli sorun, rezin bağlanma ajanı ile prefabrike laminanın yeterli ve uygun olmayan adezyonudur (25). Bu problem ise; laminalarda çapak tarzı kırılmalara, marjinal kenar renklenmelerine ve atmalara sebep olmaktadır. Ayrıca, prefabrike laminatelerde aşınma problemleri nedeni ile estetik yönden yetersiz son derece başarısız sonuçlarla karşılaşmıştır (25).

Son dönemlerde nanohibrit kompozitlerden üretilen prefabrike laminate veneer restorasyon materyalleri klinik kullanımda yer bulmaktadır. Önceden şekillendirilmiş nanohibrit laminate restorasyonlar farklı ölçülerde mevcuttur ve tek bir dişin rekonstrüksiyonu için kolayca kullanılabilirdiği gibi ön bölgenin tamamının rekonstrüksiyonu için de kullanılabilir. Uygun ölçülerde olan restorasyonlar dişlere uyumlandırılarak kullanılabilirler (Resim 2).



Resim 2: Prefabrike laminate veneerler

### 3.3. İndirekt laminate veneerlerin sınıflandırılması

İndirekt laminate veneerler üretildikleri materyallere göre:

1. Seramik laminate veneerler
2. Geliştirilmiş rezin içerikli kompozit laminate veneerler olarak sınıflandırılabilirler (7).

#### 3.3.1. Seramik laminate veneerler

Seramik laminate veneerler, ilk olarak 1937 yılında kozmetik sebeplerle üretilmiştir (4). O tarihlerde seramik laminate veneerlerin, diş dokularına kalıcı olarak bağlanması mümkün olmadığından, geçici bağlantı yöntemleri uygulanmıştır. Adeziv diş hekimliğindeki uygulamaların geliştirilmesiyle mine fosforik asit ile pürüzlendirilmiştir. Ayrıca, restorasyon yüzeyinin de hidroflorik (HF) asit ile pürüzlendirilmesi ve silanizasyon işlemleri, diş ve restorasyon arasında kuvvetli bir bağlantı elde edilmesini mümkün kılmıştır (14, 31, 32).

Seramik indirekt laminate veneerler; konservatif bir tedavi yaklaşımı oluşu, biyouyumluluğu, üstün estetik özellikleri ve diş dokuları ile güvenli bir adezyon oluşturması gibi avantajlarından ötürü estetik diş hekimliği uygulamalarında geniş kullanım alanı bulmuştur. Süregelen çalışmalara paralel olarak, adeziv simanların özelliklerindeki gelişmelerin yanında seramik laminate veneer yapımı için de yeni teknikler geliştirilmiştir (14, 31, 32)

Seramik veneerler, yüksek kırılma dayanımı ve daha uzun süreli renk stabilitesi özellikleriyle öne çıkan materyallerdir (28,29). Tüm avantajlarına karşın, klinik olarak yapılan çalışmalarda çapak, debonding, kırılma, marjin defektleri (19) ya da mikrosızıntı başarısızlıkları bildirilmiştir (9).

### 3.3.1.1. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramiklerin sınıflandırılması bazı kriterlere göre yapılır (30). Bunlar:

1. Endikasyonları ya da kullanım alanlarına göre; anterior, posterior, post ve kor, kron, köprü, veneer, boya ve glaze,
2. İçeriklerine göre; saf alümina ( $Al_2O_3$ ), saf zirkonla, silika cam, lösit ile güçlendirilmiş,
3. Üretim Tekniğine göre; sinterleme, kısmi sinterleme, cam infiltrasyon yöntemi, CAD/CAM ve copy-milling,
4. Translusensitesine göre; opak, translusent, transparan
5. Mikro yapılarına göre; cam, kristal, kristal içeren cam,
6. Fırınlama derecelerine göre; düşük, orta, yüksek,
7. Kırılma dayanımına göre ve
8. Aşındırıcılıklarına göre sınıflandırılabilir.

Seramikten üretilmiş bir restorasyonun kalitesi yapım sürecinin her aşamasından etkilenmektedir. Bu durum üretim tekniklerinin önemini arttırmıştır. CAD/CAM tekniğinin avantajları oldukça fazladır. Ölçüye ihtiyaç duyulmaması, koltukta geçen sürenin kısılması, tek seansta tedavinin tamamlanması gibi avantajları vardır. CAD/CAM seramikler; dayanıklılıkları, kırılma dayanımları, düşük aşındırıcılıkları, farklı translusensiteye sahip olmaları yönünden seçeneklerinin geniş olması ve düşük porözite gibi özellikleriyle daha fazla ön plana çıkmaktadır (30).

Porselen laminate veneer üretmek amacıyla kullanılan tüm seramik sistemler şunlardır;

- 1) Platin folyo tekniği:  
Renaissance, Sunrise, Optec HSP
- 2) Isıya dayanıklı refrakter modeller üzerinde:



Cerestore, Hi-Ceram, In-Ceram (alümina, zirkonia, magnesia)

3) Dökülebilir cam seramikler:

Dicor, Cerapearl

4) Isı ve basınç ile şekillendirilen seramikler:

IPS-Empress, Empress 2,e-max Press, Finesse, Evopress, Optec 3G, Carrara press

5) Bilgisayarlı freze tekniğine dayalı seramik sistemleri:

CAD/CAM restorasyonlar (Cerec)

### **3.4. Geliştirilmiş kompozit laminate veneerler**

Direkt yöntem ile yapılan kompozit laminatelere göre pahalı bir alternatif olsalar da, seramik laminatelerle karşılaştırıldıklarında daha ekonomik bir tedavi seçeneğidir. Yeni nesil indirekt kompozit materyaller, içeriğindeki farklı boyutlardaki doldurucular ile (ağırlık olarak %92), geleneksel kompozit rezin materyallerden daha üstün aşınma direncine ve fiziksel özelliklere sahiptirler (5, 14). Bu restorasyonların polimerizasyon işlemleri ısı ve ışık etkisi içeren cihazlarla yapılmaktadır.

### **3.5. CAD/CAM Sistemleri**

Seramik materyallerde görülen istenmeyen ortak özellik, mikroporozitenin varlığı ve homojenizasyon eksikliğidir. Bu durum, yüksek sıcaklıklarda pişirilen bütün seramik malzemelerde gözlenmektedir. Bu nedenlerden dolayı seramik materyallerin pişirilmeden bloklar üzerinde yontularak yapılması işlemi gündeme gelmiş ve bunun üzerine farklı freze sistemleri üretilmiştir. Bu sistemler CAD (Computer Assisted Design) CAM (Computer Assisted Machining) sistemleri (Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim sistemleri) olarak bilinirler. Bu sistemlerde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bu sistemler; üç boyutlu yüzey tarayıcı (scanner), tarayıcı verilerinin bilgisayar ortamına aktarımı sonrasında restorasyon modellemesi yapan bilgisayar ünitesi ve restorasyon üretimi yapılan freze cihazından meydana gelmektedir (32).

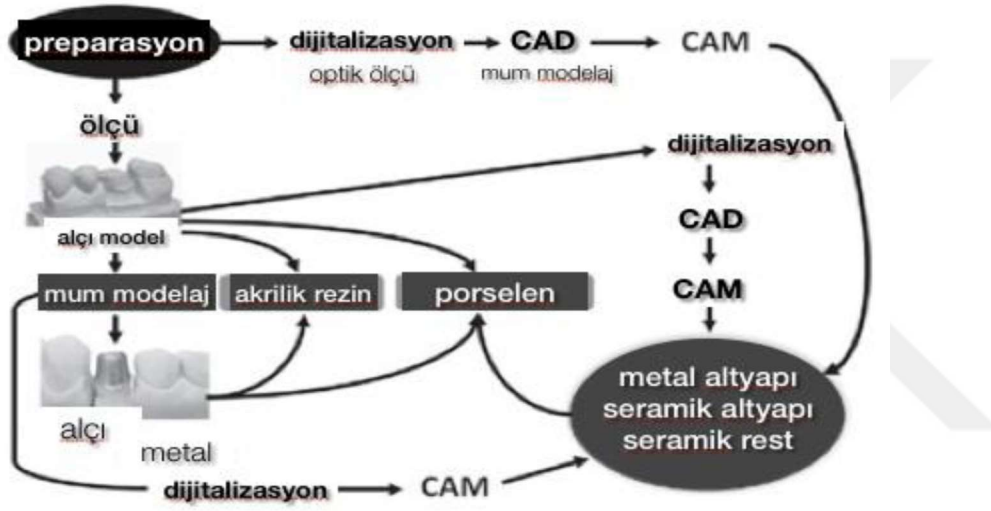
Diş hekimliğindeki ilk CAD/CAM sistemini, 1971 yılında Duret geliştirmiş ve optik ölçü alarak kron üretimi yapmıştır (32).

1980'lerin başında Mörmann ve Brandestini, bir optik tarayıcı yardımıyla preperasyonu tarayarak freze ünitesiyle de restorasyonun elde edilmesi fikrini ortaya koymuşlardır. 1983 yılına geldiğimizde, Cerec 1 sistemi tanıtılmıştır. Geçen yıllar

sonrasında gelişen teknolojiyle birlikte, Cerec üzerinde de değişimin etkisi görülmüştür. 1994 yılında Cerec 2, 2000 yılında da Cerec 3 diş hekimlerinin kliniklerinde yer almaya başlamıştır (37, 38).

### 3.5.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

Restorasyonların fabrikasyonu amacıyla kullanılan, çeşitli dental sistemler vardır. Laminatelerin fabrikasyonu amacıyla kullanılan günümüzdeki CAD/CAM sistemlerinin genel görünüm şeması Şekil 5’de gösterilmiştir.



Şekil 5: CAD/CAM sistemlerinin işleyişi

Bilgisayar destekli teknolojinin geliştirilmesiyle birlikte ölçü almak yerine, prepare edilmiş diş doğrudan intra-oral olarak dijitalize edilebilmektedir. Bu sayede, geleneksel yöntemin ölçü aşaması ve bu aşamaların zorlukları elemine edilmektedir. Elde edilen optik ölçüye göre, restorasyonlar bilgisayarda CAD/CAM sisteminin yazılımı ile tasarlanmaktadır. Restorasyonların tasarımı yapıldıktan sonra seçilen bloklar, bilgisayar destekli frezeleme ünitesinin üzerinde üç boyutlu kazıyıcılar vasıtası ile freze edilir. Ağız ortamında diş eti, komşu dişler ve tükürük varlığı gibi destek dişte marjinin taranmasını zorlaştıran kısıtlayıcı faktörler bulunmaktadır. Bu nedenle, dişin direkt olarak ağızdan optik ölçüsünün alınması teknik olarak zordur (35).

Günümüzde yaygın olarak geleneksel teknikte olduğu gibi, alınan ölçüden bir alçı model elde edilmektedir. Elde edilen bu modelin tarayıcılar vasıtası ile optik ölçüsünün alınması amacıyla, CAD/CAM sürecine servis edilmektedir. Alçı modelin optik ölçüsünün alınmasını takiben, restorasyon bilgisayarın ekranında tasarlanır. Çeşitli aşamaların ardından cihazlar tarafından fabrike edilir (35).

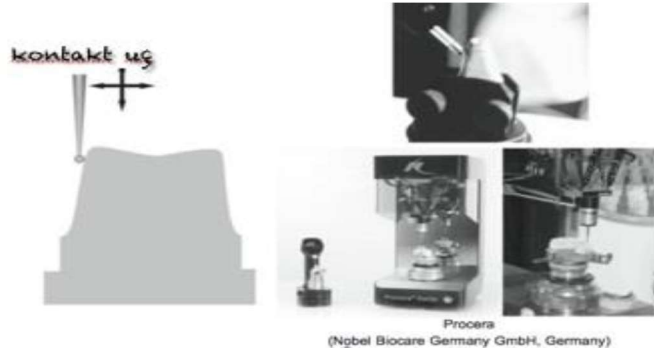
Son zamanlarda, Procera sistemi yüksek dayanıklılıkta seramik alt yapı fabrikasyonu için kullanılan, ağ bağlantılı CAD/CAM sistemleri içerisinde ön plana çıkmaktadır. Procera sisteminde alçı modelin optik ölçüsünün alınması ve modelin CAD/CAM süreci birbirinden ayrılmaktadır. Dışten elde edilen veri dijitalize edilerek internet aracılığı ile istenilen herhangi bir işleme merkezine transfer edilebilmektedir (35).

### **Verilerin elde edilmesi ve bilgisayar ortamına aktarılması**

Günümüzde kullanılan çoğu CAD/CAM sistemi; sabit protezlerin ve veneerlerin fabrike edilmesi amacıyla, başlangıç noktası olarak alçı modelden faydalanırlar. Alçı modelin yüzeyi, prepare dişin morfolojisini tam olarak yansıtmak için çeşitli tarama cihazlarıyla ölçülmektedir. Bu cihazlara “dijitalleştirici” veya “tarayıcı” adı verilmektedir. Çeşitli dijitalleştirici yöntemler bulunmuş ve geliştirilmiştir. Günlük klinik pratiğinde sık kullanılan CCD (Coupled Charged Device) kamera ile beraber çizgi lazer ışını (Şekil 6), kontakt uç (prop) (Şekil 7), lazer yer değiştirme ölçümü gibi yöntemler mevcuttur (35).



Şekil 6: CCD kamera ile verilerin alınması



Şekil 7: Kontakt prop(uç) ile verilerin elde edilmesi

3D (üç boyutlu) tarama, ağız içinden (direkt) ve model üzerinden (indirekt) olmak üzere iki farklı yöntemle uygulanabilir. Bu iki yöntemde de, yapılan preparasyon tüm ayrıntılarıyla kayıt altına alınarak tasarım yapılacak olan bilgisayara aktarımı yapılmaktadır.

Piyasada yaygın kullanılan sistemlerin başında, Cerec sistemi gelmektedir. Seramik inley ve onley restorasyon alanlarında yıllar içinde çok sayıda gelişmeye öncülük eden sistem, restorasyon başarısı konusunda rakiplerinin bir adım önünde yer almaktadır (36).

Bu noktada tasarım yapıldığı zaman, tarayıcıdan elde edilen veriler (preparasyon, proksimal kontaklar, oklüzyon) bilgisayar ortamında birleştirilerek intra-oral sisteme aktarılmaktadır. Elde edilen bu kayıtlar ile sistemdeki morfolojik veriler bir araya getirilerek restorasyon tasarımı gerçekleştirilir.

Bilgisayar üzerinde tasarımı yapılan restorasyonun, freze ünitesine aktarımı gerçekleştirilir. Çeşitli materyallerden üretilmiş ve freze ünitesi ile uyumlu, hazır bloklar vardır. Cihaza özel üretilmiş frezleri kullanarak bu hazır bloklar aşındırılarak restorasyon meydana getirilmektedir (39, 41-43).

CAD/CAM yöntemi kullanılarak, çeşitli protetik restorasyonların elde edilmesi mümkündür. CAD/CAM sistemlerinde; inley ve onleyler, laminate veneer restorasyonlar, kron, sabit bölümlü protezler, hareketli bölümlü protez altyapıları, implant üstü restorasyonlar ve abutmentler üretilmektedir (41, 44, 45).

CAD/CAM sistemlerinde 3 farklı şekilde restorasyon üretimi gerçekleştirilebilmektedir. Kullanılan ilk yöntem “chairside” yani hasta başında

yapılan yöntemdir. Diş hekimi, optik tarayıcı yardımı ile preparasyonu yapılan dişin dijital olarak ölçüsünü alır ve bilgisayarda restorasyonun tasarımını yaparak sisteme bağlı olan freze cihazı ile restorasyonu üretir. İkinci yöntemde; diş hekimi geleneksel yöntem ile prepare edilmiş dişin ölçüsünü alarak laboratuvara gönderir. Restorasyon tasarımını ve restorasyon üretim aşamasını CAD/CAM ile, laboratuvarında teknisyenler tarafından yapılır. Son yöntemde ise; diştten elde edilen dijital veriler internet aracılığıyla farklı bir merkeze yönlendirilir ve restorasyonun üretimi bu merkezde gerçekleştirilir(46, 47). Bu yöntemlerin tümü diş hekiminin işini kolaylaştırması yönünden avantajlar teşkil etmektedir. Genel olarak ise CAD/CAM sisteminin avantajları şöyle sıralanabilir:

- Laboratuvar aşamaları ortadan kalktığı için işlem tek seansta tamamlanabilir.
- İşlemden ilave bir randevu gerekmediği için hastanın tekrarlayan anesteziye maruz kalmasının önüne geçilir.
- Laboratuvar masrafı azalır.
- Geçici restorasyon gereksinimi ortadan kalkar.
- Ölçü alma işlemi ve restorasyonun üretimindeki hassasiyet, yapılan restorasyonun uyumu ve kalitesini artırır (44).
- Alçık model elde etme gereksinimi çoğu zaman yoktur.
- Alınan tüm kayıtların bilgisayar ortamında arşivlenebilmesi, bu yöntemi geleneksel yöntemlere göre daha avantajlı hale getirir, veriler ise daha az yer kaplar (45,46).

Bu sistemin avantajlarının yanında bazı dezavantajları da vardır:

- Sistemin kendisi ve ekipmanları çok pahalıdır.
- Özellikle anterior bölge restorasyonlarında monokromatik blok kullanımı arzu edilen renk estetiğini sağlayamamaktadır.
- Sistemin kullanımı için iyi bir eğitim ve etkin tecrübe gerekmektedir.
- Subgingival bölgelerde optik taramanın yapılması zordur.
- Restorasyonun uyumlandırılması ve polisajı gibi aşamalarda geleneksel yöntemlere göre daha fazla zaman harcanır (45,46).

### 3.6. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Lamine Veneer Materyalleri

Teknolojinin gelişmesi ve eğitim seviyesinin artması, buna bağlı olarak hasta beklentilerinde meydana gelen artış ile, estetik ve fonksiyon açısından kusursuz restorasyonların hızlı bir şekilde hastaya sunulmasının önemi artmıştır. Bu nedenler; CAD/CAM sistemleri ve bu sistemlerde kullanılmak için üretilmiş bloklar popülerlik kazanmıştır.

Blokların üretimindeki en önemli noktalardan biri, tekrarlanabilen bir yöntemle hazırlanabilir olmalarıdır. Aynı firma tarafından bir materyalden üretilen her bloğun birbirleriyle aynı özelliklere sahip olması çok önemlidir. Geleneksel yöntemler ile elde edilen restorasyonlar el yapımı olduklarından mekanik ve estetik özellikleri açısından güvenilirlikleri tartışmalıdır. Bloklardan üretilen restorasyonlar, geleneksel yöntemler ile elde edilenlerin aksine yoğun ve porözsüz bir yapıda olduklarından daha dayanıklıdır (47).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller; kolay bir şekilde freze edilebilmelidir. İşlem esnasında oluşabilecek herhangi bir hasara karşı dayanıklı olmalıdır. Polisaj, glaze işlemleri kolay ve hızlı bir şekilde yapılabilmelidir. Hekim ve hasta beklentilerini estetik açıdan karşılayabilmelidir (45, 51).

Piyasada CAD/CAM sistemlerinde kullanılacak blok çeşitleri mevcuttur. Bu ürünler şöyle sınıflandırılabilir (47,48):

- Lösitle güçlendirilmiş seramik
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik
- Feldspatik porselen
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
- Zirkonya esaslı seramikler
- Hibrit seramik
- Rezin-nano seramik

### 3.6.1. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler

Cam matriksin içine lösit eklendiğinde materyalin dayanıklılık ve esneme kabiliyetleri gelişir. Lösit 10-20 $\mu$ m boyutlarında ve kristal yapıdadır. Seramiğin yapısına eklendiği zaman, mikro-çatlaklara sebebiyet veren gerilme kuvvetlerine artışa ve dolayısıyla materyalin yapısında oluşan çatlaklara ve bunların ilerlemesine engel olur. Bunun yanında, bükülme dayanıklılığında ve kırılma direncinde seramiğe lösit kristalleri eklenmesiyle bir artış sağlanmıştır (39).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan lösitle güçlendirilmiş cam seramiklere örnek olarak; Paradigm C, ProCAD, IPS Empress CAD ve GC Initial LRF block gösterilebilir. ProCAD, 1998 yılında kullanıma sunulmuştur. CAD/CAM ile uyumlu olan ilk lösitle güçlendirilmiş cam seramik blok, ProCAD'dir. Daha sonralarda ise, IPS Empress CAD geliştirilmiş ve piyasada kendine yaygın bir kullanım alanı bulmuştur. IPS Empress CAD içerisinde, IPS Empress'te var olduğu gibi hacim olarak %35-45 oranında lösit kristalleri bulunur fakat kristal boyutları daha küçüktür (1-5 $\mu$ m). Paradigm C ise; 2006 yılında üretilmiştir. İçerisinde %30 oranında lösit bulunan bir seramik bloktur(51-54).

Farklı translüsensitedeki bloklar kullanılarak yapılan restorasyonlarda, oldukça estetik sonuçlar elde edilebilir. Bunun yanında, yüksek translüsensite özelliklerinden ötürü fazla renklenmiş dişlerde, post core var olan dişlerde ve metal abutment ile desteklenen implant üstü restorasyonlarda kullanılması uygun değildir. IPS Empress ile yapılmış restorasyonların uzun dönemde başarılı olduğunu gösteren çalışmalar vardır. Klinik pratikte tatmin edici sonuçlar ortaya koyan bu materyal, inley ve onley gibi bölümlü restorasyonların üretiminde de sıklıkla kullanılır (55-59).

### 3.6.2. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

Cam seramiğin hacim olarak yaklaşık olarak %70'ini oluşturan lityum disilikat, birinci kristal fazı oluşturur. Lityum disilikat, plaka şeklinde olan çok sayıdaki kristallerden oluşur. Bu kristaller bir araya gelerek bir ağ yapısı oluşturur ve bu yapı materyalin dayanıklılığını artırır. Lityum ortofosfat kristallerinden oluşan ikinci faz ise hacim olarak daha az yer tutar (56).

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin bükülme direnci, 360-400MPa seviyelerindedir. Bu seramikler bükülme dayanıklılığı açısından cam seramiklerin yaklaşık olarak üç katı kadar daha iyi sonuçlar vermektedirler (53, 60).

IPS e-max CAD bu seramik tipine örnek olarak gösterilebilir. Dayanıklılık (320MPa) ve estetik özellikleri bir arada bulunduran bu materyal, 2006 yılında piyasaya sunulmuştur. Materyal orta derece yumuşak halindeyken frezelenir. Daha sonra ısıtılarak lityum disilikat kristalizasyonunun tamamlanması sağlanır. Bu şekilde materyalin, yüksek dayanıklılık seviyelerine ulaşması sağlanmış olur. İnley, onley, veneer ve kron restorasyonların üretiminde kullanılır (52, 56).

IPS e-max CAD ile yapılan çalışmalarda; kırılma direncinin yüksek olduğu bulunmuştur. Doğru endikasyon konulduğu durumlarda, restorasyonların başarılı olduğu belirtilmiştir (57–64).

### **3.6.3. Feldspatik porselenler**

Küçük partiküllü kristaller içeren cam fazından meydana gelmektedir. Cam içeriğinden dolayı çok iyi polisajlanabilmektedirler. Bunun yanında, cam fazının bulunması, asit ile pürüzlendirilebilmeye ve adeziv simantasyona olanak vermektedir. Bu durum, restorasyonda uzun dönem başarıyı olumlu yönde etkiler. Materyalin dayanıklılığının polisaj sonrasında 130MPa, glaze sonrasında ise 160 MPa olduğu tespit edilmiştir. Ölçülen bu değerler geleneksel porselenlerin iki katı kadardır (47).

Vitablocs Mark II ve Cerec Blocs bu porselen türüne örnek olarak gösterilebilir. Vitablocs Mark II, 4µm boyutunda kristallerden meydana gelen ve 1991 yılında dental marketlere giren feldspatik bloklardır. Diş minesine yakın bir abrazyon katsayısı vardır. İnley ve onleylerde, veneer restorasyonlarda ve kron yapımında kullanılabilir (47, 52, 69). Cerec blocs, piyasaya 2007 yılında sunulmuştur. Homojen bloklar şeklindedir ve içerik olarak diğer sistem ile aynıdır. Anterior estetik bölgede kullanılması için iki sistemde de farklı renkte bloklar üretilmiştir. Anterior dişlerde ve estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda tercih edilirler (49).

Vitablocs Mark II, hasta başı kullanımına uygun olan piyasadaki en eski CAD/CAM materyalidir. Bu nedenle de çok fazla çalışmada kullanılmıştır. Yıllardır kullanımda olmasından dolayı, materyalin uzun dönemde başarılı olduğunu gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (62, 70–75).



#### **3.6.4. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler**

Yeni bir materyal olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, ağırlık olarak %10 oranında zirkonya eklenmiş seramiklerdir. Bu seramik türlerine örnek olarak; Suprinity ve Celtra Duo gösterilebilir. İnce partiküllerden oluşur ve homojen bir yapıdadır. Bu nedenle baskı dayanımı oldukça iyidir. Buna ek olarak, içeriğinde yoğun bir şekilde cam kristallerinin bulunması estetik açıdan oldukça tatmin edici sonuçlar vermektedir (48).

Piyasaya 2013 yılında sürülmüştür ve bu seramiklerin kullanıldığı çok fazla çalışma yoktur. Literatürdeki mevcut çalışmalar gelecek vaat eden bir materyal olduğunu belirtmektedir (69, 76–80).

#### **3.6.5. Zirkonya esaslı seramikler**

Zirkonyum elementinin oksidine zirkonya denmektedir. Yaklaşık olarak 0,4µm boyutlu taneciklerin düzenli bir şekilde dizilmesiyle meydana gelir ve oldukça sert bir materyaldir. Zirkonyanın sadece kristal fazı vardır ve cam fazı yoktur. Yapısındaki kristaller üç ayrı fazda bulunabilmektedir. Oda sıcaklığı ve 1170°C arasında monoklinik fazda, 1170°C ve 2370°C arasında tetragonal fazda, 2370°C ve kaynama noktası (2680°C) arasında ise kübik fazda bulunmaktadır. Bu fazlar, arasındaki geçişlerin sebep olduğu hacimsel değişimler nedeniyle oldukça önemlidir. Zirkonyada, tetragonal faz ile monoklinik fazı arasındaki geçişte %3-5'lik bir hacim artışı görülmektedir (77,78).

Stabil bir faz olmayan monoklinik fazın oda sıcaklığında stabilitesini koruyabilmesi için, içeriğine çeşitli metal oksitler ilave edilmektedir. Bu oksitler içersinde en sık olarak kullanılanı yttrium'dur. Yttrium oksit, zirkonyanın yapısına katılmaktadır. Daha sonra, oda sıcaklığında tetragonal fazda bulunan yttrium ile stabilize edilmiş haldeki polikristalin zirkonya (Y-TZP) elde edilmektedir. Y-TZP mekanik özellikleri yönünden geleneksel zirkonyaya kıyasla daha iyidir. Kırılma sertliği 5-10 MPa/m<sup>2</sup> olan materyalin, bükülme dayanıklılığı ise 900-1400Mpa 'dır (39, 60, 67, 83–85).

Zirkonya, basınç altındayken tetragonal fazdan monoklinik faza geçmekte ve hacim olarak artış göstermektedir. Bu şekilde çatlak olan bölgede birikmiş aşırı stres ortadan kalkmakta ve çatlağın ilerlemesi engellenmektedir (35,82).

Zirkonya bloklarda CAD/CAM sistemlerde restorasyon üretimi yapılırken iki farklı yöntem uygulanabilmektedir. Birinci yöntemde, tam olarak sinterlenmiş şekildeki bloklar ile restorasyonun final boyutlarında üretim yapılmaktadır. Bu yöntemde büzülme meydana gelmediği için restorasyonun diş ile uyumu çok başarılıdır. Fakat materyalin çok sert olması freze sırasında kullanılan cihazlarda aşınmaya ve bozulmalara sebebiyet vermektedir. Bunun yanında freze işlemi de uzun sürmektedir. İkinci yöntem ise kısmen sinterlenmiş blokların kullanılması ile final restorasyondan yaklaşık %25 daha büyük bir restorasyon üretilmesidir. Bu yöntem cihazların aşınmasına ve çapak gibi problemlere daha az sebebiyet vermektedir. Sinterleme sırasındaki büzülme sebebiyle oluşan uyum problemleri gibi dezavantajları mevcuttur. Güncel kullanımda ikinci yöntem daha sık başvurulmaktadır (39, 86).

Çiğneme kuvvetlerinin fazla olduğu posterior bölgede materyalin mekanik olarak kırılma direncinin ve bükülme dayanıklılığının yüksek olması sayesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (42). Çok geniş bir endikasyon alanı mevcuttur. İnley, onley, kron, köprü, post-core, abutment ve hatta implant materyali olarak kullanılabilir (82, 87, 88).

Zirkonya esaslı seramiklerin avantajları şu şekildedir; metal-seramik restorasyonlara göre daha estetikler, yüksek kırılma dirençleri mevcuttur, bükülme dayanıklılığı yüksektir, biyouyumlulukları iyidir ve ısı iletkenlikleri düşüktür. Bunun yanı sıra bazı dezavantajları vardır. Veneer porselenlerde çapak tarzı kırılmalar mevcuttur ve cam seramikler kadar estetik değillerdir (78,85).

Literatürdeki çalışmalarda restorasyonlarda marjinal uyum, üretim yöntemlerine göre değişiklik göstermekle beraber hepsi de klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir (86). Zirkonya esaslı seramik restorasyonların uzun dönem klinik kullanımlarında gayet başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (91, 92).

### **3.6.6. Hibrit seramikler**

Türkçe’de hibrit şeklinde kullanılan ve kökeni Latince ‘Hybrida’ kelimesinden gelen hibrit kelimesi “melez” anlamına gelir. İki farklı materyalin bir araya gelmesiyle meydana gelen yeni bir tür olarak tanımlanmaktadır.

Hibrit seramikler, kompozit ve seramik materyallerin başarılı özelliklerini içerisinde toplayan yeni materyallerdir. 2013 yılında piyasaya sunulan Vita Enamic, bu seramik türüne örnek olarak gösterilebilmektedir. İçeriğini ağırlık olarak, %86

oranında seramik ve %14 oranında polimer oluşturmaktadır (48). Seramik yapısının büyük bir kısmını lösit esaslı feldspar oluşturmaktadır. Geriye kalan kısmını ise zirkonya oluşturmaktadır. Polimer yapısını ise, üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) oluşturmaktadır (93, 93).

Hibrit seramikler iki adımda, üretilmektedirler. Birinci adımda, poröz yapıda olan feldspatik seramik üretilmektedir. Daha sonra poröz yapıdaki seramik rezin materyal ile doldurulmaktadır. Son olarak ise infiltre edilen rezinin polimerizasyonu tamamlanarak materyalin son hali elde edilmektedir (90).

Materyalin aşınma özellikleri ve elastikiyet modülü dentine benzerdir. Aşınmaya karşı direnci diğer seramikler ile benzer olmakla beraber, karşıt dişlerde meydana getirdiği aşınma miktarı daha azdır. Materyalin Vickers sertlik değeri, mine ile dentin arasında bulunmaktadır. Yapısındaki polimerler herhangi bir çatlak oluşması durumunda çatlağın daha fazla ilerlemesinin önüne geçmektedir (91). Bükülme dayanıklılığı 150-210MPa arasındadır ve bu değerler çok yüksek değildirler. Fakat 13-30GPa civarındaki elastisite modülü ile beraber ele alındığında kırılma direncinin yeterli olduğu düşünülmektedir (94, 96). Bu avantajı sayesinde diş yapısının korunması gerektiği veya okluzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda düşük kalınlıkta restorasyonlar (0,2mm) üretilebilmektedir. Bunun yanında restorasyonda meydana gelen çapak tarzı kırıklarda azalmaya olanak tanımaktadır (93). Restorasyonların marjinal ve internal uyumları gayet başarılıdır (94). Genel olarak değerlendirildiklerinde mekanik özelliklerinin seramik ve kompozit rezinlerin arasında yer aldığı gözlenmektedir (95).

Hibrit seramiklerin endikasyonları arasında, inleyler, onleyler, veneerler gibi bölümlü restorasyonlar vardır. Bunun yanı sıra tek kron endikasyonu da mevcuttur (92). Yeni bir materyal olmasından dolayı hakkında yapılmış çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Sınırlı sayıdaki yapılan çalışmalarda ise, diğer seramiklerle karşılaştırılmış ve klinikte rahatlıkla kullanılabileceği gösterilmiştir (76,96).

### **3.6.7. Rezin-nano seramikler**

Kompozit rezin ve seramiğin üstün özelliklerini birleştiren bir diğer materyal de rezin-nano seramiklerdir. Yorulma dirençleri açısından seramik ve kompozit restorasyonlar karşılaştırıldığı zaman kompozit rezinlerin anlamlı derecede daha fazla

dirençli olduğu tespit edilmiştir (52). Bu noktadan yola çıkılarak yeni bir materyal arayışına girilmiştir. Rezin-nano seramik olarak üretilen Lava Ultimate, 2012 yılında piyasaya sürülmüştür (48).

Rezin-nano seramiği oluşturan matriks içine gömülmüş olan nanoseramik parçacıklardan oluşmaktadır (97). Ağırlık olarak %80 oranında nanoseramik parçacıklardan oluşmaktadır. Polimer yapıyı güçlendiren bu nanoseramik parçacıklar, üç farklı seramik doldurucu içermektedir. Doldurucular, 20 nm boyutundaki silika partikülleri, 4-11nm boyutundaki zirconia partikülleri ve bu iki doldurucu partiküllerinin kümelenmiş kombinasyonu şeklindedir (97).

Freze edilmeleri kolaydır ve fırınlanmalarına gerek yoktur. İçeriğinde bulunan rezin sayesinde elastik özellikleri artmıştır. Dolayısıyla kırılma değildir ve iyi polisajlanabilir. Bükülme dayanıklılığının yüksek olması sayesinde posterior bölgelerde kullanım için uygun bir materyaldir (98). Aşınma direnci oldukça yüksektir, buna rağmen karşıt dişte seramik materyallere oranla daha az aşınmalara neden olmaktadır (103, 104). Kırılma direnci cam seramiklere kıyasla daha fazladır (101). Kenar uyumları kompozit rezinler ile kıyaslandığında, daha iyi sonuçlar vermektedir (102).

Üretici firma tarafından inley, onley, veneer restorasyonlarda kullanılması tavsiye edilen materyalin, desimantasyon sorunu nedeniyle tek kronlarda kullanımı tavsiye edilmemiştir (103).

### **3.7. Laminate Veneer Simantasyon Tekniği ve Rezin Simanlar**

#### **3.7.1. Simantasyon**

Diş ile restorasyon arasında bulunan aralığı kapatmak ve restorasyonun diş ile bağlantısını oluşturarak ağızda kalmasını sağlamak amacıyla yapılan işleme, simantasyon denmektedir (104). Kron ve köprü restorasyonlarda simantasyon işleminin başarısız olması, restorasyonun desimantasyonuna neden olur. Yapıştırma simanının çözünmesi gibi kısmi ayrılma durumlarında ise, sekonder çürük oluşması ihtimali söz konusudur. Tüm bu durumlar restorasyonun, dolaylı olarak da uygulanan tedavinin başarısını olumsuz yönde etkiler (105).

İdeal bir simanda bulunması gereken özellikler şöyle sıralanabilmektedir:

- En fazla 25µm kalınlığında bir film kalınlığı olmalıdır.
- Yeterli çalışma zamanı sağlamalıdır.
- Mümkün olduğunca kısa süreli bir sertleşme süresi olmalıdır.
- Simanın kırılmalara karşı direnci önemlidir ve en az 30-70MPa kadar bir baskı direnci olmalıdır.

• Çekme direnci, restorasyonun çekme kuvvetlerine karşı yerinde kalmasını sağlar ve geleneksel simanlarda bu değer 2Mpa, adeziv simanlarda ise 40MPa olmalıdır.

- Pulpal irritasyona sebep olmamalıdır.
- Biyoyumlu olmalıdır.
- Ağız likitlerinde çözünürlüğü az olmalıdır.
- Yapıştırma sonrasında siman artıkları kolay temizlenebilmelidir.
- Dentine göre daha radyopak olmalıdır.
- Dentine iyi bağlanabilmelidir (105–107).

Simantasyon işlemlerinin sınıflandırılması ile ilgili, literatürde birbirinden farklı görüşler mevcuttur. Donovan ve arkadaşları, simantasyon işlemini basit olarak iki başlık altında toplamışlardır:

#### I. Geleneksel simantasyonda

- Çinko fosfat siman
- Polikarboksilat siman
- Cam iyonomer siman

#### II. Adeziv simantasyonda

- Rezin siman
- Rezin-modifiye cam iyonomer siman kullanılmaktadır (108).

### I. Geleneksel simantasyon

Adeziv olmayan simanlarla gerçekleştirilen simantasyon işlemine denmektedir. Çinko fosfat siman, polikarboksilat siman ve cam iyonomer siman gibi geleneksel kullanılan simanlar ile uygulanmaktadır. Restorasyonun stabil olarak kalması, mekanik veya kimyasal tutuculuk ile gerçekleşmektedir (110, 111).

Çinko fosfat simanın diş yüzeyine adezyonu sadece mikromekanik bağlantı şeklindedir. Bu siman materyalinde karıştırma tekniği çok önemlidir. Ağız içi sıvılarda çözünürlüğü düşüktür. Asidik yapısından ötürü pulpal hassasiyete sebebiyet verebilmektedir. Hidroflorik asit kullanılarak yüzey işlemi uygulanmamış porselen restorasyonların simantasyonunda kullanımı endikedir (109).

Polikarboksilat siman, mekanik ve kimyasal bağlantı sağlamasından dolayı daha dayanıklıdır. Ancak gerilme direnci düşüktür ve film kalınlığı fazladır. Bu nedenlerle daimi restorasyonda kullanım açısından zorlukları vardır (113, 114).

Cam iyonomer siman diş yapısında bulunan kalsiyum tuzları ile reaksiyona girerek dişe bağlanır. Bu durum cam iyonomer siman için büyük avantajdır. Ayrıca flor salınımı yapabilmektedir ve bunun sayesinde restorasyonda sekonder çürük oluşma riski azalmaktadır. En önemli dezavantajı ise ağız içi sıvılarda çözünebilir olması gösterilmektedir (110).

## **II. Adeziv simantasyon**

Rezin simanların kullanılmasıyla diş ile restorasyonun adezyonunu sağlayan simantasyon çeşididir. Tam seramik veneer restorasyonlar, post, inley, onley, kron ve sabit bölümlü restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (107).

Rezin simanlar, metil metakrilat, Bis-GMA veya UDMA esaslıdır. Ağırlıkça %20-80 oranında kolloidal silika veya baryum cam doldurucu partikül içermektedir (147). Aslında bir çeşit kompozit materyal olan bu simanlar içeriğindeki doldurucu miktarının az olması ve düşük viskoziteleri nedeni ile kompozitten ayrılmaktadır (109).

Geleneksel simanlara göre marjinal sızdırmazlıkları daha iyidir. Yüksek sıkışma ve gerilme dayanıklılığı vardır. Diş dokularına adezyonu iyidir. Düşük çözünürlükleri ve estetik üstünlükleri avantaj olarak sayılabilmektedir. Retansiyon kabiliyetlerinin gayet başarılı olması sayesinde retantif preperasyona gereksinim kalmamaktadır (110).

Avantajlarının yanında bazı dezavantajları da mevcuttur. Flor salınımı yoktur ve film kalınlığı fazladır. Özellikle derin preparasyon sonrasında pulpa hassasiyetine sebep olabilmektedir. Artık simanın temizlenmesi ve restorasyonun çıkarılması

zordur. Uygulama esnasında teknik hassasiyet gerektirir ve pahalı bir materyaldir (110, 111, 115–117).

Rezin simanlar, polimerizasyon mekanizmalarına göre 3 grupta incelenebilmektedir:

### **Işık ile Polimerize Olan Rezin Simanlar**

Bu tür simanlar ışık ile aktive olan başlatıcılar içermektedir. Diğer tür rezin simanlarla karşılaştırıldıklarında çalışma sürelerinin uzun olması önemli bir avantajdır. Siman artıklarının temizlenmesi kolaydır. Elle karıştırma gereksinimi olmadığı için homojen bir yapı mevcuttur. Tersiyer amin içermedikleri için renk stabiliteyi iyidir. Bu simanlarda ışık geçirgenliği çok önemlidir. Bu sebeple de restorasyonun kalınlığı ve rengi simanın polimerizasyonunu doğrudan etkiler.

### **Kimyasal yolla polimerize olan rezin simanlar**

Kimyasal reaksiyonlarla polimerize olmakta ve self-curing olarak adlandırılmaktadırlar. Metal restorasyonlarda, kanal içi post uygulaması gibi ışık ile polimerizasyonun mümkün olmadığı durumlarda kullanılmaktadırlar. Çok fazla renk seçenekleri ve translusent formu mevcut değildir. Sertleşme zamanları daha uzundur. Çalışma sürelerinin tam olarak kontrol edilmesi zordur.

### **Işık ve Kimyasal Yolla Polimerize Olan (Dualcure) Simanlar**

Dual-cure simanlarda polimerizasyon kimyasal olarak gerçekleşirken ışıkla aktive olan başlatıcılar da polimerizasyona katkıda bulunur. Işığın ulaşması zor olan, seramiğin çok kalın veya opak olduğu derin bölgelerde kullanılır. Karıştırılırken yetersiz basınç uygulanması durumunda film kalınlığında artış gibi bir dezavantaja sahiptir. (108, 109, 113, 118–122).

Restorasyon kalınlığı rezin simanlar ile yapılan simantasyonlarda önem arz eden faktörlerden bir diğeridir. Restorasyon kalınlığının artması ışık geçirgenliğini azaltacağı için, simantasyon işlemini olumsuz yönde etkileyecektir. Bu konuda yapılmış çalışmalardan çıkan sonuca göre oluşan genel kanı restorasyon kalınlığının 2mm'yi geçmesi durumunda ışık ile polimerizasyon yetersiz olacaktır. Bu tür durumlarda dual-cure rezin siman kullanımı daha uygun olacaktır (123, 124).

Adeziv işleme göre rezin simanlar 3 grupta incelenebilir:

## **I. Geleneksel Aşamalı Rezin Simanlar (Total Etch)**

Dentin ve minede pürüzlendirme işlemi %30-40'lık fosforik asit ile gerçekleştirilir. Sonrasında bağlanma sağlayan primer kullanılır ve siman uygulanır. Bağlanma dayanıklılıkları yüksektir. Fakat aşama sayısı fazla olduğu için uygulaması nispeten daha zordur (108).

## **II. Self Etch Rezin Simanlar**

Asidik yapıda primer kullanıldığı için ayrı bir asit uygulanmasına gerek yoktur. Primer ve ardından bond uygulanır. Total etch simanlara göre oluşan bağlantının daha düşük olduğu belirtilmiştir (108).

## **III. Self-Adeziv Rezin Simanlar**

Diş yüzeyine self-adeziv primer uygulanır ve simantasyon işlemi yapılır. Kullanım kolaylığı açısından tercih edilen bir sistemdir. Fakat bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür (108, 125–128).

Geleneksel aşamalı rezin simanlarla simantasyon yapılırken %30-40 ortofosforik asit ile mine ve dentin yüzeyi pürüzlendirilmektedir. Asit artığı kalmayacak şekilde yüzeyin yıkanmalıdır. Aşırı olmamak koşulu ile diş yüzeyi kurutulmalıdır. Üretici firma önerileri doğrultusunda primer ve bond uygulanmalıdır. Restorasyon yüzeyinde ise; kumlama ile (zirkonya seramiklerde) ya da hidroflorik asit uygulanarak restorasyon iç yüzeyi pürüzlendirilmelidir. Siman ve restorasyon arasında kimyasal bağlantının sağlanabilmesi için, silan uygulanması gerekmektedir (144, 165).

Hidroflorik asidin uygulanmasıyla, silika içerikli seramiklerde yüzey pürüzlülüğü elde edilmektedir. Hidroflorik asit, seramiğin yapısındaki camsı fazın aşınmasını sağlayarak pürüzlü bir yüzey oluşturmaktadır. Bu şekilde yüzey alanı artmakta ve mikro mekanik bağlantı elde edilmektedir.

Silan, organik ve inorganik yapı arasında kimyasal bağlantı sağlamaktadır. Ayrıca, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırarak simantasyonun başarısını artırmaktadır.

Self-adeziv ve geleneksel aşamalı simantasyon yöntemlerini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. İndirekt kompozit rezin inleylerin mikro gerilim bağlanma dayanımını araştıran bir çalışmada self- adeziv ve geleneksel simantasyon yöntemleri



karşılaştırılmış, ayrıca örneklerin yarısına tribokimyasal işlem uygulanırken diğerlerine uygulanmamıştır. Çalışma sonucunda; geleneksel (geleneksel aşamalı) yöntem ve tribokimyasal yüzey işlemlerinin daha yüksek değerlerde bağlanma dayanımı ortaya çıkardığı belirtilmiştir (125). Özellikle zirkonya restorasyonların yapıştırılması ile ilgili çalışmalarda yüzey işlemlerinin ve siman seçiminin önemi vurgulanmıştır (130, 131).

### **3.8. Seramik Laminate Veneerlerde Başarısızlık**

Estetik sonuçların iyi olması, yüksek hasta memnuniyeti, periodontal dokularda olumsuz etki oluşturmaması gibi özellikleriyle seramik veneerlerin klinik performansları başarılıdır (19,128–130). Araştırmacılar seramik laminalarda %0-7 oranında başarısızlık rapor etmişlerdir (17). %14-33 gibi oranlarda başarısızlık bildirilen klinik çalışmalarda başarısızlığın, aşırı diş dokusu kaybı, prepare edilmemiş dişler ve dentin yüzeylerindeki kısmi adezyon, uygun olmayan siman seçimi, hatalı oklüzyon ve artikülasyon gibi sebeplere bağlı olduğu düşünülmektedir (44). Tüm bunlara rağmen, seramik veneerlerde uygun vaka seçimi, klinik prosedürlere azami dikkat ve hassasiyet ile uygulanması şartıyla, direkt kompozit veneerlere göre daha dayanıklı olarak kabul edilmektedirler (4, 20).

### **3.9. Adezyon (Bağlanma), Adezyon Mekanizması ve Çeşitleri**

Adezyon; farklı materyaller arasında bağlanma olarak tanımlanmaktadır. Adezyonu sağlayan materyale "adeziv" adı verilmektedir. Adezivin uygulandığı yüzeylere ise, "adherent" denilmektedir. Adezivler uygulandıkları yüzeylerde, materyalleri bir arada tutmak, ayrılmalarına direnç göstermek ve uygulanan yükleri bağlantı hattı boyunca iletmek gibi özellikler kazandırır (131).

Birbirine sıkı bir şekilde temas eden iki maddede, maddeler arası moleküller Van der Waals çekim kuvvetleriyle birbirlerine tutunmaktadır. Bunlara mekanik ve mikromekanik bağlanma eklendiğinde adezyon oluşmaktadır (30).

Bir maddenin içindeki atomlar, inter-atomik mesafelerin eşit ve enerjinin en az seviyede olması nedenleriyle birbirlerine eşit çekim kuvveti uygularlar. Yüzey altı atomların yüzeydeki atomları çekmesi ile gerilim oluşur. Yüzey gerilimi arttıkça, yüzey enerjisi artar, yüzey enerjisi arttıkça da adezyon kuvveti artmaktadır (30).

Yüzeyin ıslanabilirliği, diş yüzeyinde hibrit tabakanın oluşumu, mikromekanik kilitleme ve kimyasal bağlanma adezyonu etkileyen faktörlerdir (30).

Adeziv materyal yüzey ile tam olarak temas etmez, yayılmaz, mikroskopik ve daha küçük boyuttaki düzensizlikleri dolduramaz ise; mikromekanik kilitleme, kimyasal bağlanma ve hibrit tabaka oluşumu gerçekleşmemektedir. Ancak adezivin yüzeyleri ıslatabilmesi ile bu koşullar sağlanabilmektedir (30).

### **3.10. Bağlanma ve kırılma testleri**

Klinik koşulların taklit edilmesi ile, restorasyonların veya materyallerin özelliklerini ve başarısını değerlendirmek amacıyla laboratuvar kırma testleri kullanılmaktadır. Kırma testleri, seramik restorasyonları test etmek amacıyla sık olarak kullanılan in-vitro bir yöntemdir. Bu yöntemde, bir uç yardımıyla materyalde başarısızlık meydana gelene kadar kuvvet uygulanır (132,133).

Restoratif materyaller biyouyumluluk sağlamanın yanında devamlılığını da koruyabilmelidir. Bu amaçla kullanılacak olan materyalin mekanik, kimyasal, fiziksel ve biyolojik özelliklerinin tümünün kabul edilebilir düzeyde olması gerekmektedir. Dental materyallerin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri diş dokularına yeterli bir bağlanma sağlayabilmeleridir. Bağlanma dayanımının belirlenmesi, maliyeti yüksek olan ve uzun süreler alan in-vitro testler ile olmaktadır (134).

Bir bağlanma dayanımı değeri, materyalin bir özelliği değildir. Kaydedilen veriler; çoğunlukla kullanılan test yöntemine, kompozitin tipi, stres oranı, örneğin boyutu ve geometrisine bağlı olarak değişir. Bağlanma dayanımı testleri kontrollü bir şekilde yapıldığında, kliniğe yönelik doğru bilgiler vermektedir (68).

Bu testlerin amacı, diş ve biyomateryal arasındaki bağlanma kuvvetini arttırmak ve buna bağlı olarak rezinin ağız fonksiyonu stresleri karşısında daha kuvvetli olmasını sağlamaktır. Restoratif materyalin mine ve dentine bağlanma dayanımını ölçmek için microtensile (mikrogerilme), in-vitro tensile (gerilme) ve shear bond (makaslama) testleri kullanılabilir (139, 140).

#### **3.10.1 Makaslama bağlanma dayanımı test metodu**

Dental materyallerin klinik uygulamaya sunulmalarından önce, yapılan in-vivo çalışmalar uzun zaman almaktadır. Bunun yerine daha kısa süren in-vitro çalışmalarla

değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir. İn-vitro çalışmalar materyallerin mekanik özellikleri, uzun dönem performansları ve doğru endikasyon dahilinde kullanılmasını sağlayan çalışmalardır. Bu in-vitro çalışmalardan biri olarak makaslama bağlanma dayanımı testi; çeşitli test figürasyonları bulunan, ISO standardı tarafından tanımlanan ve sık kullanılan test metotlarından (137,138).

Makaslama dayanımı testleri, birçok parametreye göre hassasiyet göstermektedir. Bunlar dentin tipi (insan-hayvan), dentin derinliği, termal siklus varlığı, substratın tipi (mine-dentin), dişlerin saklandığı solüsyon, yüzey preparasyon özellikleri, preparasyon hızı, kalınlığı ve şekli, hekiminin el hassasiyeti gibi birçok değişkendir (139–141).

Makaslama dayanımı testinde, bir adeziv ile bağlanan iki yüzeye fraktür oluşturulana kadar sabit bir hızla kuvvet uygulanır. Bağlanma dayanımı değeri ise, maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır. Bu test yöntemi restoratif materyallerin mine ve dentine bağlanma dayanımlarını; loop (ilmik), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanarak değerlendirmektedir. Diş ve restorasyonu birbirlerinden ayıracak şekilde bıçak sırtı formunda bir aparat yardımı ile uygulanmaktadır (142–144).

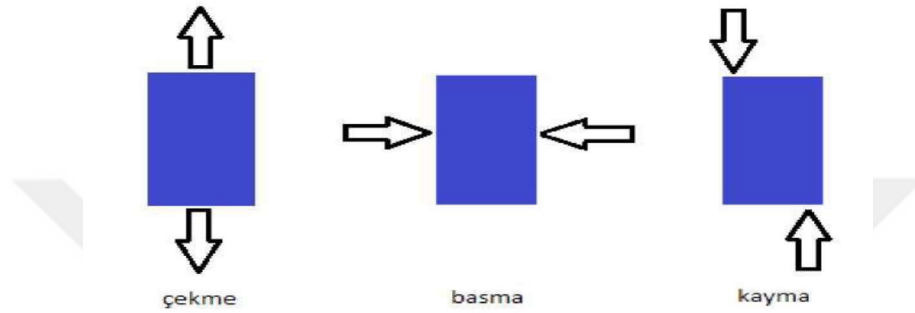
Aparatın kesici ucunun hızı, 0,45 ve 1,05mm/dk arasında olmalıdır. Ayrıca kesici ucun bağlanma yüzeyine olabildiği kadar yakın şekilde konumlandırılması gerektiği bildirilmiştir. Makaslama dayanım testinde, kesici ucun bağlanma yüzeyine yakın olarak konumlandırılması zordur. Bunun yanında, testteki bazı standardizasyon sorunlarından dolayı, diğer çalışmalar ile karşılaştırılması güçtür. Tüm bu sınırlamalara rağmen; güvenilir olması, örneklerin preparasyonunun kolaylığı, test protokolünün basit ve uygulanabilirliği gibi avantajlar vardır (149, 150).

Bağlanma testlerinden sonra yapılan kırılma analizleri, bu testlerin güvenilirliğinin değerlendirilmesi açısından önemlidir. Bu analizlerin sonucunda, Başarısızlık tiplerinin ortaya konulması için kopma yüzeylerinin görsel olarak ya da ışık mikroskobu altında incelenmesi gerekmektedir (145).

Kırık tiplerinin değerlendirilmesinde; test sonrası ortaya çıkan kopma türleri değerlendirilmektedir. Bu kopma türleri için adeziv (kopma substrat-adeziv ara

yüzünde), koheziv (materyal-substrat içinde) veya miks (kopma hem ara yüzde hem de materyal-substrat içinde) olmak üzere farklı sınıflandırmalar geliştirilmiştir (147).

Veneerlerde genellikle restorasyon veya restorasyon-diş ara yüzünde kırılmalar meydana gelmektedir. Diş ve restorasyon arasında oluşan gerilimler yönlerine göre; uzama/çekme, sıkıştırma/basma ve makaslama/kayma olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (Şekil 8).



Şekil 8: Gerilim Tipleri a: çekme, b: basma, c: kayma

#### 1.Uzama/çekme gerilimi (Tensile Stress):

Diş yüzeyine 90 derecelik açı ile gelen kuvvetler sonucunda, kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir (148).

#### 2.Sıkıştırma/basma gerilimi (Compressive Stress):

Kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir yükü karşı karşıya geldiğinde, yüke karşı ortaya çıkan iç kuvvetlere denir (148).

#### 3.Makaslama/kayma gerilimi (Shear Stress):

Bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya ya da çevirme hareketine karşı çıkan gerilime verilen isimdir. Kayma gerilimleri, veneer restorasyonların klinik başarısızlığında en etkili faktördür. Bağlantının bozulması için, kuvvetin diş yüzeyine paralel olması gerekir (148).

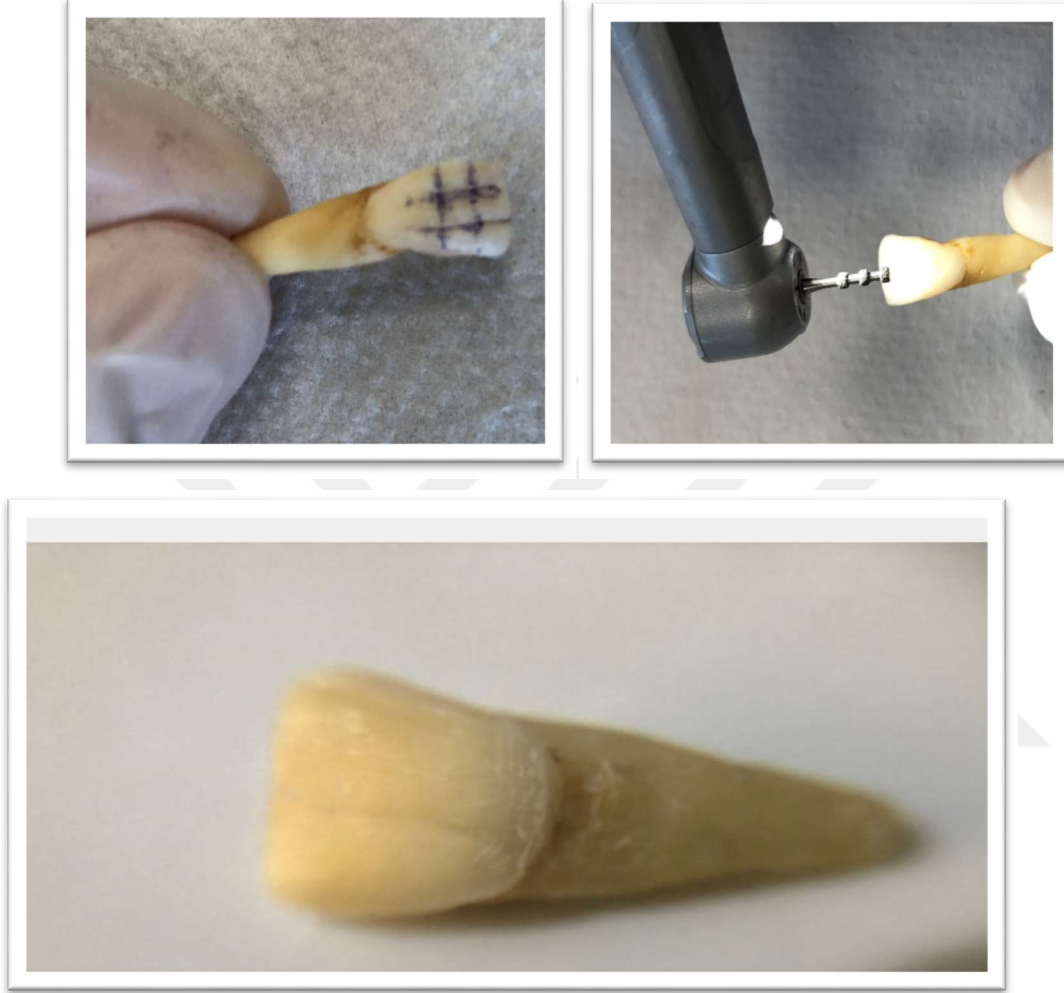
#### 4. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Çalışma için Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yerel Etik Kurulu'ndan 2017/12 protokol numarası ile 5/2 karar nolu etik kurul onayı alınmıştır. Çalışmada Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan temin edilen çürüksüz, restorasyonsuz, hipoplastik defekt ve çatlak bulunmayan ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş 80 adet üst santral diş kullanıldı.

Dişler kavite preparasyonları yapıncaya kadar kısa bir süreliğine %10'luk nötral formalin solüsyonu içerisinde bekletildi. Daha sonra distile suya konularak çalışma zamanına kadar muhafaza edildi. Saklama solüsyonu haftada bir değiştirildi. Dişlerin yüzeyindeki sert ve yumuşak doku artıklarını temizlemek ve saklama solüsyonunu uzaklaştırmak amacıyla, mikromotora takılan fırça ve lastikler yardımıyla ponza kullanılarak polisaj işlemi yapıldı.

Temizlenen ve üzerinde hiçbir eklenti olmadığından emin olunan dişlerde lamina preparasyonu aşamasına geçildi. Dişlerin preparasyonunda servikal üçlüde 0,3mm, orta ve insizal üçlüde ise 0,5mm 'lik rehber oluklar açmak için derinlik belirleyici elmas frezler (NTI-Kahla GmbH Rotary Dental instruments, Diamond instruments, Almanya) kullanıldı. Oluşturulan rehber oluklar 0,5mm ve eşit derinlikte labial preparasyon sağlamak için, ucu chamfer şeklinde sonlanan bir frez yardımıyla (805/016 nolu, North Bel, İtalya) birleştirildi. İnsizal kenarda feather tipi preparasyon tercih edildi.

Bu preparasyonlar, dişin proksimal yzlerinde ise 0,2mm'ye kadar azaltılarak bitirildi. Servikal bitiş çizgisi ise, mine sement sınırının yaklaşık 1mm üzerinde konumlandırıldı (Resim 3).



Resim 3: Derinlik belirleyici frez ile işaretleme ve preparasyon işleminin tamamlanması

Kaviteleri hazırlanan 80 adet üst santral diş hava su spreyi ile yıkayıp kurutulduktan sonra laminate hazırlanması amacıyla 10'arlı olacak şekilde rastgele 8 ayrı gruba ayrılmıştır.

Birinci grup için; rezin nano seramik bloklardan Lava Ultimate (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılarak laminate veneerler üretildi (Resim 4).



Resim 4: Lava™ Ultimate rezin nano seramik blok

İkinci grup için; rezin nanokompozit bloklardan Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) kullanılarak laminte veneerler üretildi (Resim 5).



Resim 5: Shofu Block HC rezin nano seramik blok

Üçüncü grup için; hibrit seramik bloklardan GC Cerasmart (GC Corp. , Tokyo, Japonya), laminate veneerler üretildi (Resim 6).



Resim 6: GC Cerasmart hibrit seramik blok

Dördüncü grup için; hibrit seramik bloklardan Vita ENAMIC (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) veneerler üretildi (Resim 7).



Resim 7: Vita Enamic hibrit seramik blok



Beşinci grup için; feldspatik seramik bloklardan Vitablocs Mark II (Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH, Bad Säckingen, Almanya) laminate veneerler üretildi (Resim 8).



Resim 8: Vita Mark II Feldspatik seramik blok

Altıncı grup için; lösit ile güçlendirilmiş cam seramik materyali olan GC Initial Lrf Blocks (GC Corp. , Tokyo, Japonya) kullanıldı (Resim 9).



Resim 9: GC Initial LRF Block lösitle güçlendirilmiş cam seramik blok

Yedinci grup için; feldspatik seramik bloklardan Cerec Blocs (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) materyali kullanıldı (Resim 10).



Resim 10: Cerec Blocs feldspatik seramik blok

Sekizinci grup için ise; lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik materyali olan Ips e-max CAD (İvoclar vivadent) bloklardan laminate veneerler üretildi (Resim 11).



Resim 11: IPS e-max lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok

Çalışmada kullanılan materyaller Resim 12’de ve içerikleri Tablo 1’de ayrıntılı olarak gösterilmektedir.



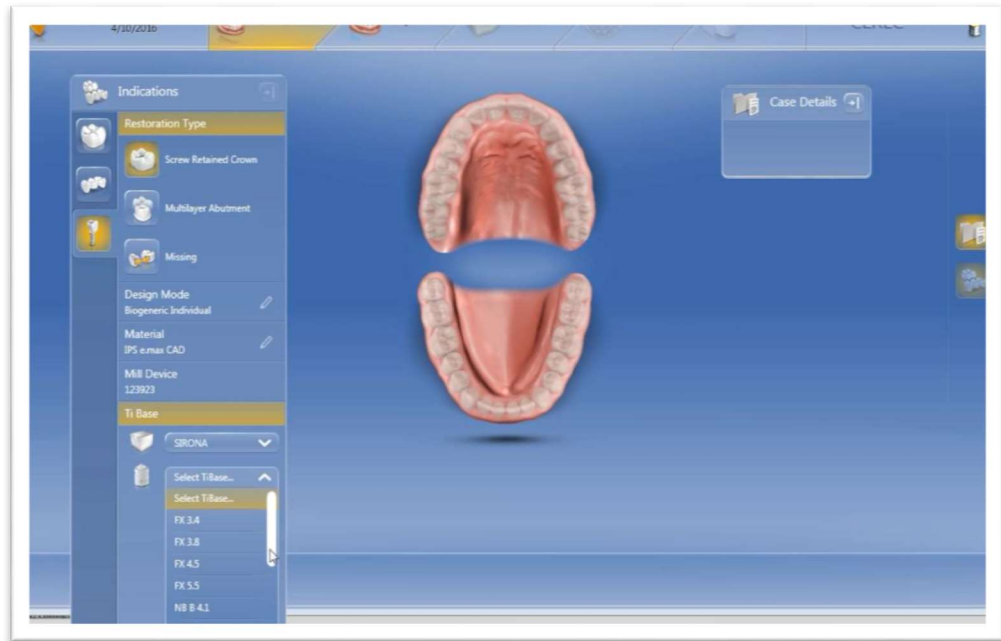
Resim 12: Kullanılan CAD/CAM blokları

Tablo 1: Çalışmada kullanılan materyaller ve içerikleri

Materyal (Üretici firma)	Tipi	Bileşim içerik	Seri no
Lava Ultimate (LU) (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD)	Nanokompozit	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, yaklaşık %79 zirkonya/silika nanoseramik partikülleri içeren Rezin Nano Seramik	N652686 A2/LT
Shoufu Block HC (BLO)	Nanokompozit	UDMA, TEGDMA, yaklaşık %61 zirkonya/silika nanoseramik partikülleri içeren Rezin Nano Seramik	PN 2154C / A2-HT
Cerec Blocs (SC) (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya)	Feldspatik Seramik	Cam matris içine dağılmış feldspat kristalleri SiO <sub>2</sub> %56 - 64 /Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %20 - 23 /Na <sub>2</sub> O %6 - 9 /K <sub>2</sub> O %6 - 8 /CaO %0,3 - 0,6 /TiO <sub>2</sub> %0,0 - 0,1	A2-C / 63780
VITA Enamic (VE) (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen, Almanya)	Hibrit Seramik	Seramik: SiO <sub>2</sub> 58 – 63% /Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 20 – 23% /Na <sub>2</sub> O 9 – 11% /K <sub>2</sub> O 4 – 6% /B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0,5 – 2% /ZrO <sub>2</sub> < 1% /CaO < 1% Rezin: UDMA, TEGDMA, Dibenzoilperoksit.	2 M2-HT EM- 14 / 67300
Cerasmart (GC Corp. , Tokyo, Japonya)	Hibrit Seramik	Silica (20 nm), barium glass (300 nm)	A2 LT / 1612141
GC Initial LRF BLOCK (GC Corp. , Tokyo, Japonya)	Lösit İle Güçlendirilmiş Cam Seramikler	Güçlendirilmiş Cam Seramik	A2 LT /1702221
Vitablocs Mark II ) (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Säckingen, Almanya)	Feldspatik Seramik	Cam matris içine dağılmış feldspat kristalleri SiO <sub>2</sub> %56 - 64 /Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> %20 - 23 /Na <sub>2</sub> O %6 - 9 /K <sub>2</sub> O %6 - 8 /CaO %0,3 - 0,6 /TiO <sub>2</sub> %0,0 - 0,1	1M1 L14 / 54760
Ips e-max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	Lityum Disilikat İle Güçlendirilmiş Seramik	Lithium disilicate (LS2) glass ceramic	LT A2 / C 14 / W86605
RelyX Ultimate Clicker (3M ESPE, Neuss, Almanya)	Adeziv Rezin Siman	<i>Base:</i> metakrilat monomerleri, radyopak silanlanmış doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, reolojik katkı maddeleri <i>Katalist:</i> metakrilat monomerleri, radyopak alkanin doldurucular, başlatıcılar, stabilize ediciler, pigmentler, reolojik katkı maddeleri, floresan boya, aktivatör	514268 Renk: A2
Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE, Neuss, Almanya)	Silan İçeren Tek Aşamalı <i>Self-etch</i> Adeziv	10-MDP, dimetakrilat rezinleri, HEMA, Vitrebond kopolimeri, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar, silan	515299
Scotchbond Universal Etchant (3M ESPE, Neuss, Almanya)	Diş Yüzeyi Pürüzlendiricisi	H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> %37	510968
Porcelain Etchant (9,5% HF) (ultrdent inc)	Porselen Pürüzlendirici	HF %9,5	1300006783

## Laminatelerin Üretilmesi

Laminaların üretimi, Cerec 4 CAD/CAM sistemi (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) kullanılarak yapıldı. Örneklere teker teker Cerec Optispray püskürtülüp, dişler Cerec tarayıcı ile tek tek tarandı. Bu şekilde elde edilen 3 boyutlu görüntüler, bilgisayar ekranına aktarıldı. Daha sonra elde edilen bu modeller üzerinde Cerec veritabanı kullanılarak laminalar tasarlandı (Resim 13).



Resim 13 : Cerec 4 programında veneerlerin tasarlanması

Aynı işlem, diğer gruplardaki tüm dişler için ayrı ayrı tekrarlandı. Her bir diş için preparasyon yüzeyi optik tarayıcı ile tarandı ve Cerec veri tabanından uygun laminate veneer seçimi yapılarak tasarım tamamlandı. Laminate kalınlığı preparasyonun standart olması ve perforasyonu önlemek amacıyla minimum 0,5 mm olarak belirlendi.

Laminaların tasarımı tamamlandıktan sonra elde edilen veriler, Cerec inLab MC XL freze cihazına (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) aktarıldı (Resim 14).



Resim 14: Cerec inLab MC XL freze cihazı

Cerec sistemine uyumlu bloklardan freze edilerek laminalar üretildi. Laminaların bloklardan ayrılması için dikkatli bir şekilde tijleri kesildi ve lastikler yardımıyla polisaj işlemi uygulandı. Daha sonra uygun blokların üretici talimatlarına uygun bir şekilde fırınlanması gerçekleştirildi (Tablo 2-3).

E-max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bloklardan üretilen laminalar; üretici talimatlarına göre (820°C – 840°C, 13 dk) kristalize edildi.

Vitablocs Mark II ve Cerec blocs;

Tablo 2: Vitablocs Mark II ve Cerec blocs seramiklerin dentin pişim fırınlama sıcaklıkları

Başlangıç Isısı	Bekleme Süresi	Dakikadaki ısı artışı	En yüksek ısı	Bekleme süresi	Kapak açılma ısı	Bekleme süresi
500°C	6dk	45°C	910°C	1 dk	800°C	1dk

GC LRF Initial blocks;

Tablo 3GC LRF Initial blocks seramiklerin dentin pişim fırınlama sıcaklıkları

Başlangıç Isısı	Bekleme Süresi	Dakikadaki ısı artışı	En yüksek ısı	Bekleme süresi	Kapak açılma ısı	Bekleme süresi
450°C	4dk	45 °C	910 °C	1 dk	840-860 °C	1 dk

Üretici talimatlarına uygun olacak şekillerde fırınlama işlemlerine tabi tutuldular. Daha sonra ise laminaların simantasyon işlemine geçildi.

### **Simantasyon Süreci**

Laminaların simantasyon işlemi için Relyx ultimate dual-cure resin siman (3M ESPE, Neuss, Almanya) kullanıldı (Resim 14).

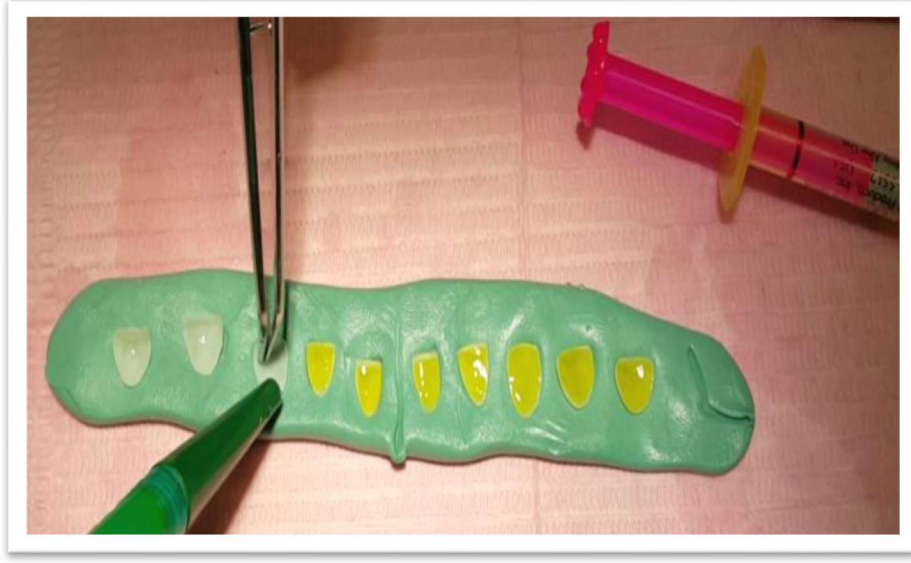


Resim 14: Kullanılan dual-cure siman materyali

Dişlerin, mine sınırlarında kalan simantasyon yüzeylerine 15sn süreyle %37 fosforik asit jel (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, Neuss, Almanya) uygulandı. Ardından yüzey, akan su altında 15 sn süreyle yıkandı ve 5sn süreyle hava ile kurutuldu.

Örneklerin yüzeyi, üretici firma talimatlarına uygun şekilde %9,5 HF asit jel (Porcelain Etchant 9% HF, Ultradent Product Inc, Cologne, Almanya ) ile 60sn süreyle pürüzlendirildi (Resim 15), akan su altında 20sn süreyle yıkandı, 5sn süreyle yağsız havayla kurutuldu. Her bir materyalden on (n=10) adet olmak üzere, 80 örnek hazırlandı.





Resim 15: Laminatelerin HF ile asitlenmesi

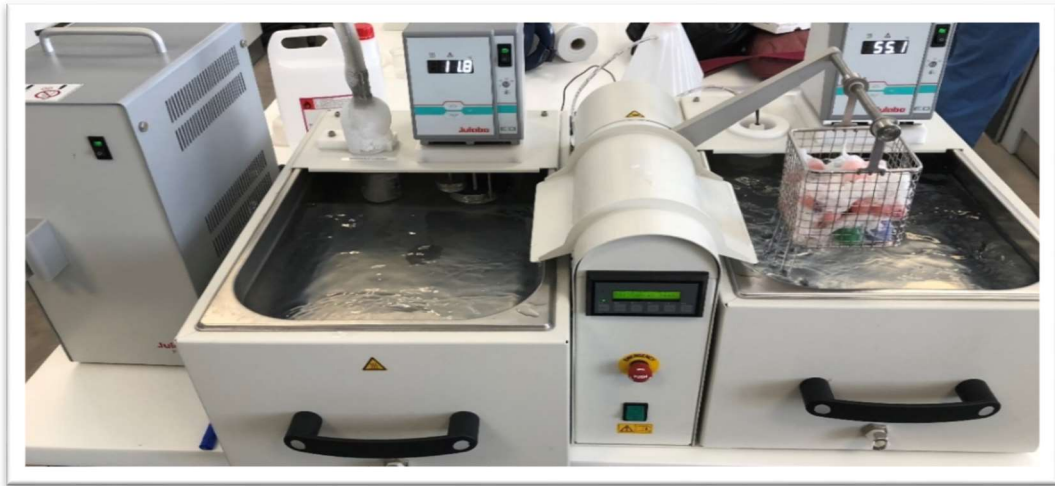
Asitle pürüzlendirilen diş yüzeylerine fırça ile bonding ajan (Single Bond Universal Adhesive, 3M ESPE, Neuss, Almanya) tek kat halinde 20sn süreyle uygulandı ve 5 sn süreyle yağsız hava sıkılarak, bonding ajanın yüzeye yayılması sağlandı. Aynı zamanda tüm örneklerin de simantasyon yüzeylerine, fırça ile ve 5sn süreyle bonding ajanı uygulandı ve 5sn süreyle yağsız hava sıkıldı. Daha sonra temiz bir karıştırma kâğıdı üzerinde, eşit miktarlarda sıkılan yapıştırıcı rezin simanın katalist ve base bileşenleri (RelyX Ultimate Clicker, 3M ESPE, Neuss, Almanya) homojen hale gelinceye kadar siman spatülü ile karıştırıldı ve seramiğin simantasyon yüzeyine uygulandı. Lamina, hazırlanan diş yüzeyine presel ile hafif basınçla sabitlendikten ve 1sn süreyle LED ışık cihazı (Translux Wave, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) kullanılarak başlangıç polimerizasyonu sağlandıktan sonra, fazla siman bistüri yardımıyla uzaklaştırıldı. Polimerizasyonun tamamlanması için aynı LED ışık, laminaların tam üzerinden ve kesiti ortalayacak şekilde 20sn süreyle uygulandı. Restorasyonları tamamlanan dişler kron kısımları açıkta kalacak şekilde mine-sement birleşimlerinin 1mm aşağısından küp şeklindeki akrilik bloklar içerisine dik olarak gömüldü (Resim 16).





Resim 16: Akrilik bloklara gömülmüş örnekler

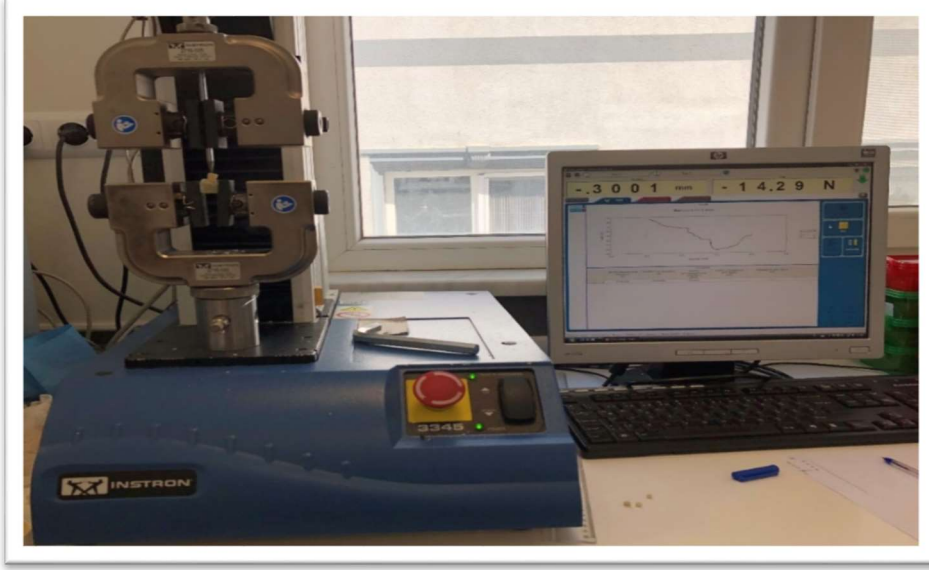
Hazırlanan gruplar makaslama bağlanma dayanım testinden önce termal siklus cihazında  $5\pm 5^{\circ}\text{C}$ 'de bir dakika,  $55\pm 5^{\circ}\text{C}$ 'de bir dakika olmak üzere 1000 termal döngüye tabi tutuldu (Resim 17).



Resim 17: Örneklerin termal siklusa tabi tutulması

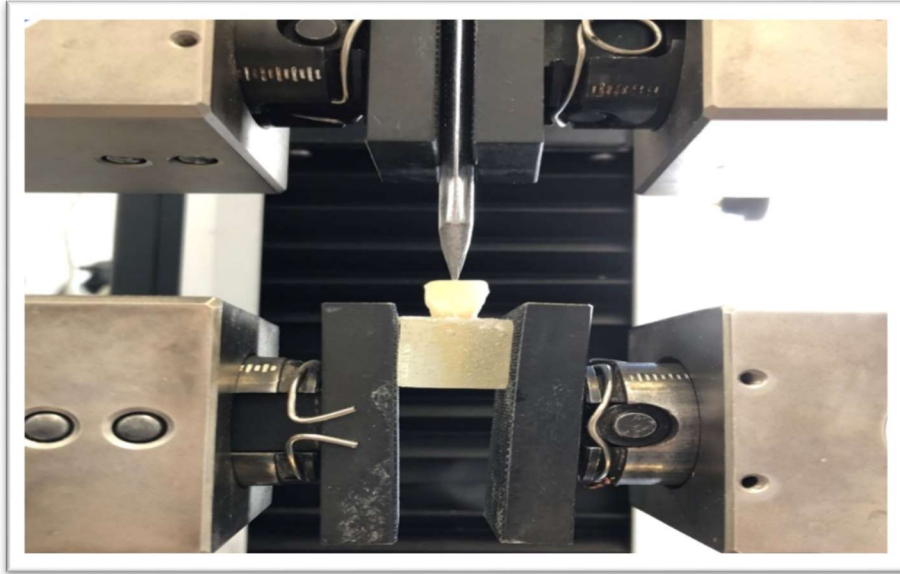
### **Makaslama Testinin Uygulanması:**

Instron test cihazında (Instron 3345, ABD), makaslama testinin uygulanabilmesi için uygun bir deney düzeneği hazırlandı. Örnekler test cihazının alt kısmına sabitlendi (Resim 18).



Resim 18: İnstron test cihazı düzeneği

Bıçak sırtına benzer ayırıcı uç, lamina ile diş yüzeyinin birleşim yerine dik gelecek şekilde konumlandırıldı (Resim 19).



Resim 19: Ayırıcı ucun ve örneklerin konumlandırılması

Düzenek klinik koşulları olabildiğince taklit edebilmek amacıyla insizal yönde 0,5mm/dk hızla kırılma oluşana kadar kuvvet uygulandı ve örneklerin kırılma anındaki değerleri Newton (N) cinsinden kaydedildi (Resim 20).



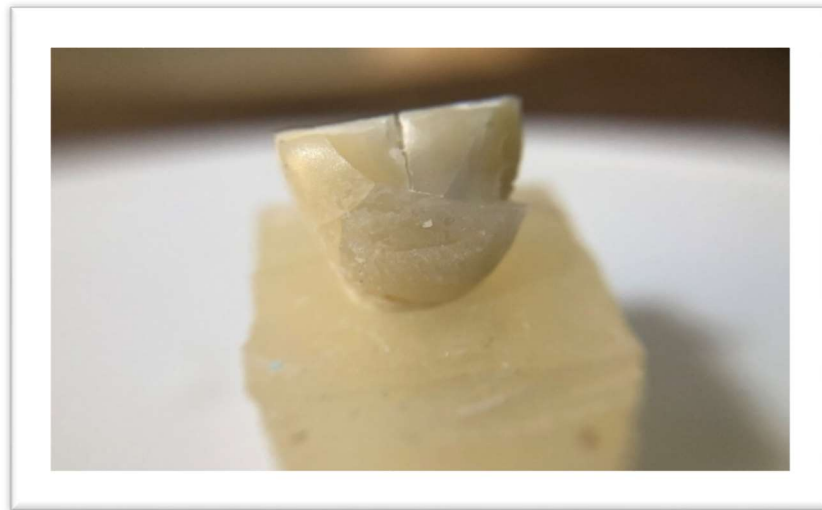
	Basma yüküdeKırılma (Standart) (N)	YükdeKırılma (Standart) (N)	Basma gerilmesideKırılma (Standart) (MPa)
1	91,72364	-91,72364	1,16786

	Basma yüküdeAkma (Sıfır Eğim) (kgf)	YükdeAkma (Sıfır Eğim) (N)
1	32,27409	-316,50070

Resim 20: İnstron Cihazında uygulanan kuvvetin grafiği ve elde edilen sonuçlar

Kırılan örnekler görsel olarak iki bağımsız gözlemci tarafından değerlendirildi (Resim 21). Örneklerde %52.5 oranında koheziv kopma, %30 oranında adeziv kopma, %17.5 oranında ise adeziv-koheziv (miks) kopma meydana geldiği gözlemlendi. Dolayısıyla, laminate veneer restorasyonların koheziv kopma eğilimli olduğu saptandı.



Resim 21: Kırılan örnek (miks kopma)

## 5. BULGULAR

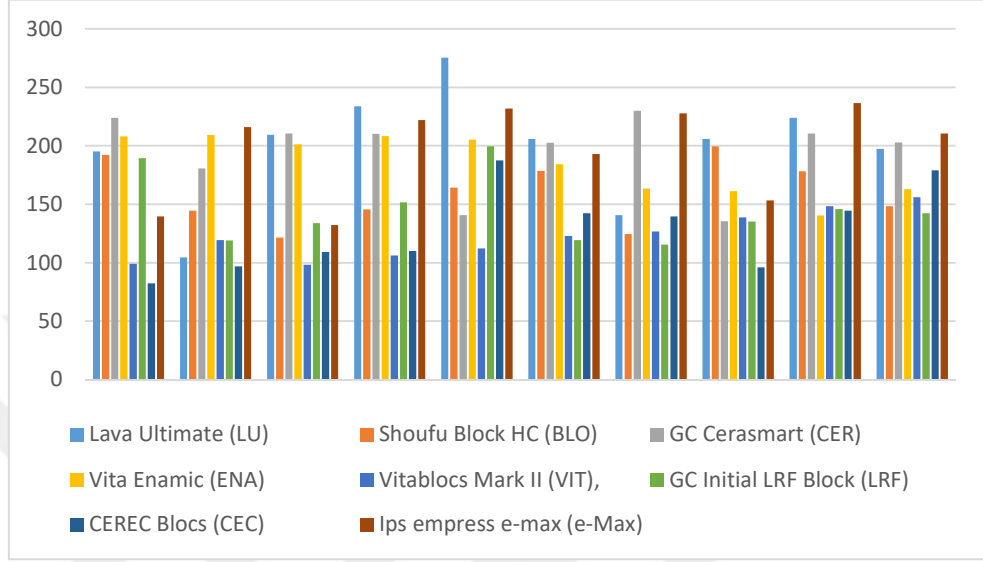
Çalışmamızda kullandığımız Lava Ultimate (LU), Shoufu Block HC (BLO), GC Cerasmart (CER), Vita Enamic (ENA), Vitablocs Mark II (VIT), GC Initial LRF Block (LRF), Cerec Blocs (CEC) ve Ips e-Max (e-Max) materyalleriyle laminate veneer restorasyonları yapılmış olan dişlerin Instron test cihazına tabi tutularak makaslama bağlanma kuvvetleri ölçüldü.

Makaslama bağlanma dayanımı testi uygulanan toplam 80 adet örneğin kırılmaya uğradıkları kuvvet değerleri için Newton (N) cinsinden sonuçlar Tablo 4'te gösterilmektedir.

Tablo 4: Tüm örneklerin bağlanma dayanımlarının Newton cinsinden değerleri

Örnek	Lava Ultimate (LU)	Shoufu Block HC (BLO)	GC Cerasmart (CER)	Vita Enamic (ENA)	Vitablocs Mark II (VIT),	GC Initial LRF Block (LRF)	Cerec Blocs (CEC)	Ips e-Max (e-Max)
1.	195,07	192,08	224,01	208,17	99,2	189,56	82,26	139,57
2.	104,58	144,42	180,56	209,26	119,28	119,03	96,89	216,06
3.	209,52	121,42	210,56	201,29	98,38	133,915	109,25	132,19
4.	233,88	145,72	210,26	208,35	106,32	151,65	110,1	221,98
5.	275,56	164,2	140,64	205,43	112,36	199,60	187,45	232,03
6.	205,89	178,4	202,68	184,2	122,98	119,32	142,23	193,05
7.	140,8	124,6	230,08	163,38	126,69	115,46	139,56	227,7
8.	205,92	199,68	135,42	161,25	138,86	135,36	95,98	153,27
9.	224,01	178,32	210,67	140,52	148,48	145,97	144,44	236,46
10.	197,48	148,38	202,77	162,9	155,91	142,48	178,98	210,56

Makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında en yüksek Lava Ultimate grubunda 275,56N olarak elde edilmiştir. En düşük kırılma direnci değeri ise 82,26N ile Cerec Blocs materyalinde görülmüştür (Grafik 1).



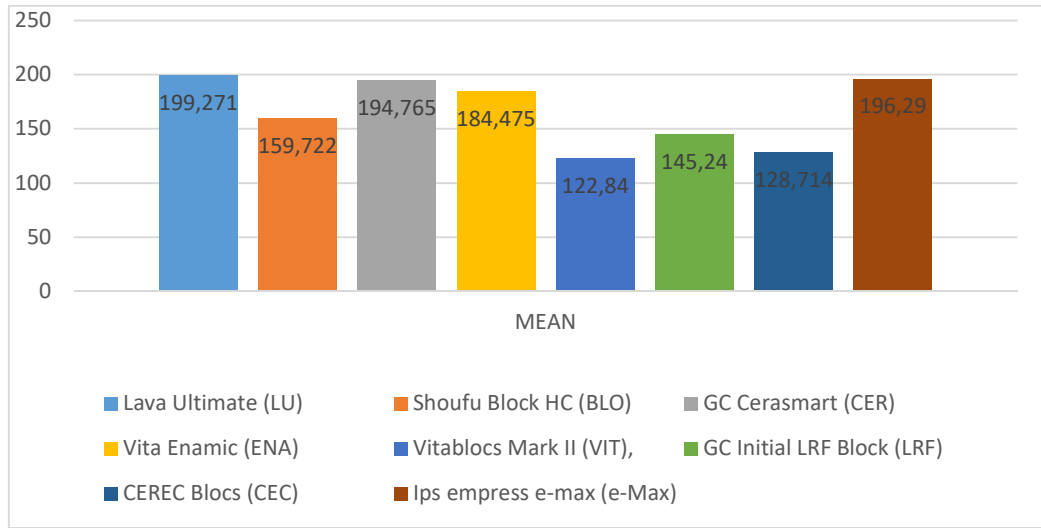
Grafik 1: Materyallerin kırılma dirençlerinin Newton cinsinden grafiksel gösterimi.

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS (Statistical Package for Social Sciences) statistics 21.0 for windows paket programı kullanıldı. İstatistiksel olarak aritmetik ortalama, standart sapma ve standart hata değerleri hesaplandı (Tablo 5).

Tablo 5: Materyallerin makaslama bağlanma dayanımlarının Newton cinsinden ortalama değerleri

	Lava Ultimate (LU)	Shoufu Block HC (BLO)	GC Cerasmart (CER)	Vita Enamic (ENA)	Vitablocs Mark II (VIT)	GC Initial LRF Block (LRF)	Cerec Blocs (CEC)	Ips e-max (e-Max)
N (n)	10	10	10	10	10	10	10	10
Ortalama	199,27	159,72	194,76	184,47	122,84	145,24	128,71	196,29
Standart sapma	47,40	27,11	32,70	25,49	19,93	28,75	35,73	39,88

Grupların ortalama kırılma direnci değerleri en yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Lava Ultimate grubu (199.27N), Ips e-max grubu (196.29N), GC Cerasmart grubunda (194.76N), Vita Enamic grubunda (184,75N), Shoufu Block HC grubunda (159.72), GC Initial LRF Block grubunda 145.24, Cerec Blocks grubunda (128.71), Vita blocks Mark II grubunda ise (122.84) olarak bulunmuştur (Grafik 2). Ortalama kırılma direnci değerleri; Lava Ultimate > Ips e-max > GC Cerasmart > Vita Enamic > Shoufu Block HC grubunda > GC Initial LRF Block > Cerec Blocks (128.71), Vita blocks Mark II şeklindedir.



Grafik 2: Makaslama bağlanma dayanımlarının ortalama değerlerinin grafiksel gösterimi

Tek yönlü varyans analizi testi olarak kullanılan ANOVA testini uygulamadan önce, varyansların homojenliği testi uygulandı. Değerlerin normal dağılımda olduğu saptandı. Bulunan değerlerin One Way ANOVA varyans analizi ile yapılan sekizli grup makaslama bağlanma dayanımı karşılaştırmalarında;  $p < 0.05$  olarak saptanmıştır ve gruplar arasındaki farkın anlamlı olduğu sonucu çıkmaktadır. Makaslama kuvveti her grupta benzer düzeyde değildir. Hangi gruplar arasında farklılık olduğunun saptanması için TUKEY HSD testi kullanıldı.

İkili grup karşılaştırmalarında çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD testi, tüm grup karşılaştırmalarında ise Tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) testi kullanıldı. Anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  olarak alındı.

TUKEY HSD testi ile yapılan değerlendirmeler sonucunda, grupların makaslama bağlanma dayanımı için %95 güven aralığında uygulanan ikili grup karşılaştırmaları Tablo 6’da verilmiştir.

Tablo 6: %95 Güven aralığı ile grupların kırılma dirençlerinin karşılaştırması

CAD/CAM Blokları		P değeri	Grupların ortalama değerleri
<i>Lava Ultimate</i>	<i>Shoufu Block HC</i>	0,150	199,27/159,72
<i>Lava Ultimate</i>	<i>GC Cerasmart</i>	1,000	199,27/194,76
<i>Lava Ultimate</i>	<i>Vita Enamic</i>	0,973	199,27/184,47
<i>Lava Ultimate</i>	<i>Vitablocs Mark II</i>	0,000*	199,27/125,31
<i>Lava Ultimate</i>	<i>GC Initial LRF Block</i>	0,011*	199,27/145,24
<i>Lava Ultimate</i>	<i>Cerec Blocs</i>	0,000*	199,27/128,71
<i>Lava Ultimate</i>	<i>Ips e-max</i>	1,000	199,27/196,29
<i>Shoufu Block HC</i>	<i>GC Cerasmart</i>	0,275	159,72/194,76
<i>Shoufu Block HC</i>	<i>Vita Enamic</i>	0,706	159,72/184,47
<i>Shoufu Block HC</i>	<i>Vitablocs Mark II</i>	0,218	159,72/125,31
<i>Shoufu Block HC</i>	<i>GC Initial LRF Block</i>	0,976	159,72/145,24
<i>Shoufu Block HC</i>	<i>Cerec Blocs</i>	0,430	159,72/128,71
<i>Shoufu Block HC</i>	<i>Ips e-max</i>	0,227	159,72/196,29
<i>GC Cerasmart</i>	<i>Vita Enamic</i>	0,997	194,76/184,47
<i>GC Cerasmart</i>	<i>Vitablocs Mark II</i>	0,000*	194,76/125,31
<i>GC Cerasmart</i>	<i>GC Initial LRF Block</i>	0,028*	194,76/145,24
<i>GC Cerasmart</i>	<i>Cerec Blocs</i>	0,001*	194,76/128,71
<i>GC Cerasmart</i>	<i>Ips e-max</i>	1,000	194,76/196,29
<i>Vita Enamic</i>	<i>Vitablocs Mark II</i>	0,002*	184,47/125,31
<i>Vita Enamic</i>	<i>GC Initial LRF Block</i>	0,157	184,47/145,24
<i>Vita Enamic</i>	<i>Cerec Blocs</i>	0,008*	184,47/128,71
<i>Vita Enamic</i>	<i>Ips e-max</i>	0,993	184,47/196,29
<i>Vitablocs Mark II</i>	<i>GC Initial LRF Block</i>	0,800	125,31/145,24
<i>Vitablocs Mark II</i>	<i>Cerec Blocs</i>	1,000	125,31/128,71
<i>Vitablocs Mark II</i>	<i>Ips e-max</i>	0,000*	125,31/196,29
<i>GC Initial LRF Block</i>	<i>Cerec Blocs</i>	0,952	145,24/128,71
<i>GC Initial LRF Block</i>	<i>Ips e-max</i>	0,020*	145,24/196,29
<i>Cerec Blocs</i>	<i>Ips e-max</i>	0,001*	128,71/196,29

\* p<0.05

Lava Ultimate ile Vitablocs Mark II materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,000).

Lava Ultimate ile GC Initial LRF Block materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,011).

Lava Ultimate ile Cerec Blocs materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,000).

GC Cerasmart ile Vitablocs Mark II materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,000).

GC Cerasmart ile GC Initial LRF Block materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,028).

GC Cerasmart ile Cerec Blocs materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,001).

Vita Enamic ile Vitablocs Mark II materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,002).

Vita Enamic ile Cerec Blocs materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,008).

Ips e-max ile Vitablocs Mark II materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,000).

Ips e-max ile GC Initial LRF Block materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,002).

Ips e-max ile Cerec Blocs materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur (P=0,001).

Bu bloklar dışındaki tüm gruplarda ikili karşılaştırmalar sonucunda  $P > 0,05$  olduğu için bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 6).



## 6. TARTIŞMA

Fonksiyon geçmişten bu güne kadar, insanoğlunun tüm alanlarda en çok önem verdiği konulardan biridir. Bunun yanında son dönemlerde estetik ve güzellik kavramı, fonksiyon kavramına eşlik etmeye başlamıştır. Estetik ve güzellik kavramının gelişimi ile birlikte popülerliği artan dento-fasiyal çekicilik kişinin psiko-sosyal hayatı açısından oldukça önem kazanmıştır. Dolayısıyla bireyin psiko-sosyal yaşantısında olumlu sonuçlar doğuracak estetik görünüm, diş hekimi açısından elde edilmesi gereken bir sonuç durumundadır.

Kaybolan estetiğin yeniden sağlanması, restoratif diş hekimliğinin en önemli çalışma alanlarından biridir. Doğal görünüşü, yapısal bütünlüğü ve fonksiyonu sağlayan restorasyonların yapılması estetik diş hekimliğinin ilk hedefidir. Günümüz dünyasında estetik kaygılar giderek önemli bir yer kazanmıştır. Ek olarak biyouyumlu, dayanıklı, uzun ömürlü ve sağlam restorasyonlar hastaların diğer beklentileri arasındadır.

Ön bölge dişlerinde görülen renk, şekil, yapı ve pozisyon anomalileri estetik olarak ciddi sorunlara yol açabilmektedir. Geçmiş dönemlerde bu türden sorunların çözümünde sıklıkla porselen kronlara başvurulmaktaydı. Fakat diş dokularının aşırı preparasyonu ve kronların periodontal dokularda oluşturduğu sorunlar nedeniyle, bu yöntemlere alternatif yeni teknikler ve materyallerin kullanılmasının önü açılmıştır (149).

Bulunan yeni materyaller ve minimal invaziv yöntemler diş tedavilerinin estetik başarısını arttırmıştır. Estetik bilinç ve estetik restoratif materyallere olan talep son dönemlerde fazlasıyla artmıştır. Dolayısıyla ön bölge restorasyonlarında minimal invaziv preparasyonlar ile tedavi edilmesi amacıyla laminate veneer restorasyonlar geliştirilmiştir. Modern diş hekimliğinde kullanılan materyallerdeki gelişmeler ile birlikte, hastalara doğal görünümü ve estetik seçenekleri bir arada sunan laminate veneerler; renk, şekil, yapı ve konum bozukluklarında başarı ile uygulanan bir tedavi seçeneğidir (154, 155)

Laminate veneerlerin üretiminde; akrilik, silikat, porselen ve rezin içerikli materyaller kullanılmıştır. Hazır akrilik veneer restorasyonlar ile periodontal doku

uyumu ve estetik açıdan başarılı sonuçlar elde edildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Bunun yanı sıra, materyalin hazırlanmasının uzun süre alması, dişetiyle uyumsuz olması ve kolayca dişten ayrılması gibi birçok problemle karşılaşıldığını bildiren araştırma sonuçları da bulunmaktadır. Ayrıca akriliğin ara yapıştırıcı rezin ile aynı yapıda olmaması, su emiliminin ve polimerizasyon büzülmesinin fiziksel dezavantaj oluşturması, dental porselenler ve kompozit rezinlerin tercih edilmelerine neden olmuştur (151).

Porselen ve kompozit laminate veneerlerin akrilik veneerlere oranla kırık, malforme ve renklenmiş dişlerde kullanımı; yüzey yapısı, renk uyumu, kolay şekillendirilmeleri ve estetik olması gibi avantajları nedeniyle kullanımları daha güvenilirdir. Fakat porselen laminate veneerlerin en büyük dezavantajları hazırlanışı ve tamirlerinin zor olmasıdır. Hazırlanışlarının zor olması bilgisayarlı freze modellemesi gibi farklı tekniklerin geliştirilmesine sebep olmuştur. Geleneksel kronlara alternatif bir tedavi seçeneği sunan indirekt porselen ve kompozit laminate veneer restorasyonlar; özellikle üst çene ön bölgedeki estetik düzenlemelerde kullanılırlar. Veneer yapımı için tam bir diş preparasyonu gerekmez ve diş dokuları büyük miktarda korunur (152,153).

Albanesi ve arkadaşları; insizali kapsayan veya insizali içine almadan prepare edilmiş dişler için üretilen seramik laminate veneerlerin yüksek sağ kalım oranlarına sahip olduğunu (sırasıyla %88 ve %91) ve her iki preparasyon tasarımının da anterior dişlerin konservatif tedavisine uygun olduğunu göstermiştir (154).

Laminate veneer restorasyonun bağlanma gücünü doğru şekilde yapılan preparasyonlar arttırmaktadır. Laminate veneer preparasyonunda uygulanan feather ve knife-edge şeklindeki gingival preparasyonlar daha konservatif olmakla beraber, ince olmalarından dolayı over kontur oluşturmaktadırlar. Hem bu sebepten dolayı hem de gingival sınırın daha kolay kontrol edilebilmesi açısından, gingival bölgede daha fazla chamfer tarzında 0,25mm genişliğinde basamak tercih edilir. İnsizal bölgede ise; sıklıkla insizal bevel, knife edge, overlap, intraenamel ve butt-joint tarzında preparasyonlar yapılır (155). Restorasyonun bitim sınırının, materyalin uzun dönemde aşınmasına bağlı laminate veneerin labiale yönde hareketini engellemeye yönelik olarak labialden yaklaşık 75° açı ile oluşturulması gerekmektedir (155). Dolayısıyla

yaptığımız bu çalışmada mine düzeyinde ve lamina için yeterli yeri sağlayacak ölçüde preparasyon yapmaya dikkat edilmiştir. Preparasyonda ve sonrasındaki testlerde standardı sağlamak amacıyla insizal de sonlanan preparasyon tipi tercih edilmiştir.

Farahnaz ve arkadaşlarının yaptığı retrospektif bir çalışmada e-max CAD blok materyali ve Empress CAD blok materyalinin 1 ve 5 yıllık klinik değerlendirmeleri yapılmıştır. E-max CAD blok materyali kullanılarak yapılmış olan vakalarda birinci ve beşinci yılda 105 laminate vakasından hiç birinde debonding ve fraktür görünmezken, Empress CAD blok materyali kullanılmış 92 laminate vakasından sadece 3 vakada debonding görüldüğü rapor edilmiştir (156).

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, in-vivo ve in-vitro çalışmalar ile karşılaştırılabilmektedirler. Bu çalışmaların klinik uygulamalarda materyal seçimine yardımcı olmaktadır (157). İn-vitro çalışmalarda test koşulları ve parametreler kontrol edilebilmekte ve tek bir değişkenin etkisi değerlendirilebilmektedir. Bu durum; da sonuçların daha kolay ve hızlı bir şekilde elde edilebilmesini sağlamaktadır. Dolayısıyla in-vitro çalışmalar, çoğunlukla yeni geliştirilen bir materyalin güncelliğini kaybetmeden test edilmesinde tercih edilmektedir (27).

Dental restorasyonların başarılarının değerlendirilmesinde klinik çalışmalarda etkin bir rol oynamaktadır. Ancak, in-vivo çalışmaların uzun zaman alması ve sonrasında hasta takibi gerektirmesi gibi güçlükleri vardır. Bu nedenle de materyallerin klinik kullanım öncesi, mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde in-vitro çalışmaların rolü oldukça önemlidir (114).

Kullanılan materyallerin özelliklerinin değerlendirildiği çalışmaların çoğunda bu materyallerden elde edilmiş diskler kullanılmıştır (77, 93, 94). Chen ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada Lava Ultimate ve IPS e-max CAD bloklardan elde edilen disk şeklindeki örnekler üzerinde testler yapılmıştır. Bazı in-vitro çalışmalarda sığır ve koyun dişleri de kullanılmıştır, bunun yanı sıra elde edilmesi daha zor olmasına rağmen bu çalışmalarda genellikle insan dişleri kullanıldığı görülmüştür (158–160). Fakat bu materyallerin doğrudan diş dokusuna bağlanması klinik kullanım açısından önemlidir. Bu nedenle in-vitro koşullarda yapılan çalışmalarda doğal dişlerin kullanılması veya materyaller ile ilgili klinik çalışma yapılması daha doğru olacaktır

(31). Dolayısıyla bizim çalışmamızda in-vitro şartlarda ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş çürüksüz ve restorasyonsuz insan üst santral dişler kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda, çalışmanın başlamasından önce tüm dişlerin aynı şartlar altında saklanması gerektiği bildirilmiştir. Diş çekimini takip eden sürede örneklerin dehidratasyona uğramaması amacıyla kullanılan bekletme solüsyonlarının bağlanma dayanımı değerleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (167, 168).

Tosun ve arkadaşları, çekim sonrası bekletme solüsyonu olarak %0,1'lik timol, %10'luk formol ve distile su kullandıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımını distile suda bekletilen örneklerden elde etmişlerdir. Timol grubunda bekletilen örneklerin bağlanma dayanım değerlerinin ortalaması, formol grubunda bekletilen örneklerden daha düşükken iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Timol solüsyonu içinde saklanan örneklerin bağlanma dayanım değer ortalamalarının diğer gruplara göre düşük çıkmasına sebep olarak, timol solüsyonunun metakrilat polimerizasyonu üzerindeki olumsuz etkisi gösterilmiştir (163).

Titley ve arkadaşları ise, bekletme solüsyonu olarak formalin, sodyum hipoklorit, kloramin, homofiks, distile su, timol, metanol ve glutaraldehit gibi birçok solüsyonu kullandıkları çalışmalarda, bekletme solüsyonları arasında bağlanma dayanımı değerleri üzerine etkisi yönüyle önemli bir farklılık bulamamışlardır (164).

Retief ve arkadaşlarının beş farklı saklama solüsyonu (kloroamin, etanol, salin, formol ve timol) içerisinde iki günlük saklama süresince bekletilen dişlere uygulanan dolgu maddelerinin makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımlarını test etmişlerdir. Sonuç olarak ise timol ve etanol solüsyonları içerisinde bekletilen dişlerin bağlanma dayanımı ortalamalarının kloroamin, salin ve formol gruplarına göre daha düşük olduğunu gözlemlemişlerdir (163).

Çalışmamızda başlangıçta kısa bir süre formalin solüsyonu içerisinde beklettiğimiz dişleri kullanılacakları zamana kadar distile suda beklettik.

Bu alanda çalışan bilim insanlarının temel hedeflerinden biri de, doğal insan diş dokularına benzer mekanik özelliklerde materyaller geliştirmektir. CAD/CAM materyal teknolojilerinde yaşanan gelişmeler ve üretilen yeni materyaller ile doğala daha yakın sonuçlar elde edilmektedir (90). Bunun yanında CAD/CAM

materyallerinin yapısal dayanıklılıklarının, klasik yapıdaki seramiklerin güvenilirliklerine göre daha üstün olduğu bilinmektedir (100). Bu nedenlerle çalışmamızda yakın zamanda geliştirilmiş ve yaygın olarak kullanılan CAD/CAM materyalleri incelenmiştir.

Laminate veneer uygulaması, mine dokusunun korunduğu, konservatif ve aynı zamanda estetik bir tedavi yaklaşımıdır (12). Laminate veneerlerin uygulanarak 10 yıllık takiplerin yapıldığı klinik çalışmalar sonucunda, restorasyonların %90'ın üzerinde başarı gösterdikleri bildirilmiştir. Tedavi sonuçlarının ve başarı oranlarının artırılması için teknik ve materyal geliştirme çalışmaları ise devam etmektedir (4, 14, 17).

Buradan yola çıkarak sabit bölümlü restorasyonların üretiminde kullanılan yeni materyalleri restoratif açıdan değerlendirmek amacıyla, yapılan çalışmamızda, restorasyon tipi olarak laminate veneer tercih edilmiştir. Çalışmamızda, test edilen CAD/CAM materyalleri, laminate veneer yapımında kullanılabilen materyallerdir.

Beier ve arkadaşlarının tam seramik inley, onley, veneer ve kron tipi restorasyonların uzun dönemde klinik başarılarını değerlendirmiş ve başarısızlık sebeplerini araştırmışlardır. Yaklaşık 10 yıllık takip sonrası, restorasyon tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Başarısızlığın temel nedeni olarak, seramik kırıkları gösterilmiştir (165). Bu sebeple seçilen restoratif materyalin kırılmaya karşı dayanıklılığı başarı açısından oldukça önem arz etmektedir. Özellikle yeni üretilen materyallerin ağız içi kuvvetler karşısında başarılı olup olamayacağını in-vitro koşullarda test etmek gerekmektedir. Sonrasında ise klinik çalışmalar ile de desteklenmeleri gerekmektedir.

Yapmış olduğumuz çalışma, piyasada yeni olan rezin ve seramik içerikli materyallerden üretilen rezin nano-seramik, hibrit seramik, feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramiklerin in-vitro değerlendirmesini yapan sayılı çalışmalardan biri olması nedeniyle özgün bir çalışmadır.

Bir protetik restoratif sistem; 5 yıl sonra %95 ve 10 yıl sonra %85'lik bir sağ kalım oranı gösterirse başarılı kabul edilebilmektedir (166). Farklı seramik türleri kullanılarak yapılan veneerlerin klinik sonuçları üzerine yapılan sistematik bir

derlemede, veneerlerde karşılaşılan en ciddi komplikasyonların, debonding (%2), kırık (%4), ikincil çürükler (%1), marjinal renk değişimi (%2) ve endodontik problemler (%2) içerdiği bulunmuştur (167). Dolayısıyla laminalarda en sık karşılaşılan komplikasyonlardan olan debonding ve fraktür durumlarının in-vitro olarak değerlendirilmesi amacıyla bu çalışma yapılmıştır.

Cerec sistemi ile üretilen veneerler hakkındaki klinik raporlar azdır ve ilk nesil hasta başı CAD/CAM sistemleri tarafından yapılan restorasyonlar üzerinde gerçekleştirilmiştir (168). Wiedhahn ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 5 yıl takip sonrasında CAD/CAM laminate veneerleri için %96,9'luk başarı oranı bildirilmiştir ve bu sonuç mevcut çalışmalara benzerlik göstermektedir (168). Dijital optik ölçüler, sanal tasarım yazılımları ve hassas freze makineleri alanındaki yeniliklerle CAD/CAM teknolojisi, diş hekimliğinde yeni bir döneme girmiştir.

Della Bona ve Kelly, tam seramik restorasyonların karşılaştırıldığı bir klinik çalışma yapmıştır. Bu çalışmada, 5 yıl sonunda %5 oranında retansiyon kaybı ve kırılma gibi başarısızlıkların görüldüğü rapor edilmiş ve veneer yapımında, seramiklerin uygun bir materyal seçimi olduğu bildirilmiştir (15,89). Diğer bazı araştırmacılar da, feldspatik seramik için 5 yıl sonunda %96, 10 yıl sonunda %93, 12 yıl sonunda %91-94 gibi benzer uzun dönem başarı oranlarına ulaşmışlardır (30). Başarısızlık nedenleri, %31 estetik, %31 mekanik, %12.5 periodontal destek kaybı, %12.5 retansiyon kaybı, %6 çürük ve %6 diş fraktürü ile ilişkilendirilmektedir (169). Laminate veneer uygulamalarında olduğu gibi konservatif tedavinin amaçlandığı durumlarda, hem feldspatik seramik, hem de cam infiltre seramikler, 5 yıl sonunda %96-98 oranında uzun dönem başarı göstermişlerdir (14, 93)

Bunun yanında, bazı klinik çalışmalarda seramik laminate veneerler için yüksek başarısızlık oranları bulunmuştur. Bir retrospektif çalışmada, Birmingham Diş Hastanesi öğrencileri ve personeli tarafından yapılan laminalar değerlendirilmiştir (170). Araştırma sonucunda %42 'lik bir başarısızlık oranı tespit edilmiştir. Bunun nedeni olarak ise veneerlerin %90'ından fazlasının prepare edilmemiş mine üzerine yerleştirildiğini bildirmişler ve preparasyon eksikliğinin %42 gibi yüksek başarısızlık oranı için ana faktörler olabileceği sonucuna varmışlardır. (170)

Walls ve arkadaşlarının yapmış olduğu bir çalışmada ise yıpranmış ve kırılmış ön dişleri restore etmek için kullanılan seramik veneerlerde, beş yıl sonra kırılma ve / veya veneer kaybından kaynaklanan% 14'lük başarısızlık oranı tespit edilmiştir. Bu yüksek başarısızlık oranına sebep olan faktör ise olumsuz oklüzyon ve geniş dentin yüzeyleri olarak gösterilmiştir (171).

Preparasyonun dentin yüzeyine uzatılması, dentinin elastikiyet katsayısı seramikten daha fazla olduğu için restorasyona esnek bir temel oluşturabilir ve bu durumda mine tarafından desteklenen laminate veneerlerden daha yüksek kırılma oranıyla sonuçlanır (132, 161)

Hui ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, "pencere tipi" preparasyon tekniğinin, "overlap" tipi preparasyon tekniğine göre insizal kuvvetlere karşı daha dirençli olduğunu rapor etmişlerdir (173).

Bazı araştırmacılar; laminate veneer preparasyonu yaparken diş boyunun kısaltılmaması gerektiğini vurgularken, Calamia ise, insizal kenarın kısaltılması ile "overlap" tipi preparasyon yapılmasını önermiştir (3).

Bunun yanında, Gerlach & NuBbaum tarafından yapılan bir çalışmada, keser dişlere aksiyel yönde uygulanan ısırma kuvvetleri ile overlap tip preparasyonların kırılma dirençleri kıyaslanmış ve overlap preparasyonların kırılma direncinin üç kattan daha fazla olduğu gösterilmiştir (174).

Dolayısıyla yaptığımız bu çalışmada mine düzeyinde ve lamina için yeterli yeri sağlayacak ölçüde preparasyon yapmaya dikkat edilmiştir. Çalışmamızda labialde 0,5mm. mesial ve distal kontakt noktalarında 0,2mm. ve gingival basamakta 0,3 mm. derinliğinde olacak şekilde mine düzeyinde chamfer tarzı preparasyon tercih edilmiştir.

Nanokompozit CAD/CAM materyali Lava Ultimate, Shoufu Block HC (BLO), ve hibrit seramik CAD/CAM materyali olan GC Cerasmart (CER), Vita Enamic (ENA) "yeni seramik/polimer materyaller" olarak tarif edilmektedirler. Yeni geliştirilen bu materyallerde, seramik ve kompozitin pozitif özelliklerinin kombine edilmesi amaçlanmıştır. Bir seramik ve bir polimer arasında oluşturulan çift ağ yapısının, kırılma direnci azaltacağı, freze edilebilirliği kolaylaştıracağı ve kenar uyumunu arttıracığı iddia edilmektedir. Literatürde, yeni seramik/polimer

materyallerinin rezin ile olan bağlantısı üzerine yapılmış in-vitro çalışmalara rastlanmadığı bildirilmiştir. Son dönemde geliştirilmiş olan bu materyallerin mineye rezinle olan bağlantı dayanımının etkisinin araştırıldığı bağımsız in-vitro çalışmalara ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir (175).

Feldspatik CAD/CAM seramikler; potasyum feldispar ve sodyum feldispar gibi doğal materyalleri içerir. Düzensiz şekilli ve yaklaşık 4-5µm boyutundaki kristal partiküller, cam matriksin %30 hacmini oluştururlar ve bu partiküller matriks içinde homojen dağılım gösterir. Böylelikle, geleneksel seramiklerden daha üstün mekanik ve fiziksel özellikler gösterirler (39). Ancak frezeleme süresinin uzun olması, diş aşınmalarını azaltma ihtiyacı, şok absorpsiyonu, tamir ve polisaj gibi gereksinimler, araştırmacıları farklı materyal arayışlarına yönlendirmiştir. Bu amaçla, farklı yapı, oran ve boyutlarda seramik ve rezin içeren, CAD/CAM blokları geliştirilmiştir. Bu bloklar: Rezin matriks içerisine seramik partiküllerinin gömülmesi (Nanokompozit/Rezin Nano Seramik) ve poröz seramik bloklara rezin infiltre edilmesi (Hibrit seramik), gibi farklı yöntemlerle elde edilebilmektedir (35, 40).

Yapılan çalışmalar, fırınlama işlemlerinin, seramikte yapısal, mekanik ve mikro yapıya bağlı mekanik özelliklerdeki değişimler ile ilgili olduğunu göstermiştir (177, 178). Farklı sıcaklık ve sürelerde ısı işlemlerinden sonra seramiklerin kristal yapısında değişiklikler meydana geldiği bildirilmiştir. Bununla birlikte, sinterleme süresi kristal fazın bileşimi üzerinde önemli bir etkiye sahip olmadığı fakat kristal büyüklüğü ve eğilme mukavemetini etkilediği bildirilmiştir (178, 179). Bu nedenlerle, çalışmamızda Vita Mark II, Ips e-Max, GC LRF Initial Blocs ve Cerec Blocs materyallerinden elde edilen laminalar üretici talimatlarına uygun bir şekilde fırınlanmış ve kristalize edilmiştir.

Rezin ve seramik arasındaki etkin bağlantı, kimyasal ve mekanik bağlanma ile doğrudan ilişkilidir (179). Mekanik bağlanma, yüzey pürüzlendirmesi sonucu elde edilen mekanik kilitlenme yoluyla; kimyasal bağlanma ise rezin ve seramik arasındaki kimyasal reaksiyon ile sağlanır. Mekanik bağlanma ve kilitlenme adezivin mikroretantif materyal yüzeyine infiltre olması ile oluşur. Mikroretantif seramik yüzeyleri oluşturmak amacıyla başvuru yüzey pürüzlendirme yöntemleri; zımparalama, kumlama, asitle pürüzlendirme, silika kaplama ve bu yöntemlerin



kombinasyonları şeklidir (89). Seramik yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde, cam ve silika içeriğine bağlı olarak %4-9,5 konsantrasyon aralığındaki HF asit uygulaması kullanılmaktadır (5, 73, 131). Çalışmamızda üretici talimatlarına uygun olarak %9,5 HF asit uygulaması tüm bloklara eşit sürelerde uygulanmıştır.

Literatürdeki dayanıklılık araştırmalarının genelinde, mine ile olan bağlantının dentine göre daha dayanıklı ve stabil olduğu kabul edilmektedir. Minenin, fosforik asitle pürüzlendirilmesi sonucunda oluşan bağlantının iyi sonuçlar verdiği çalışmalarla kanıtlanmıştır (181, 182). Çalışmamızda da güvenilir bir bağlantı dayanımına sahip olduğu bilinen mine dokusu tercih edilmiştir.

İçeriğinde cam matris bulunan seramik yüzeylere silan uygulanmasının, seramik ve rezin arasındaki kimyasal bağlantı açısından çok önemli olduğu bildirilmiştir (180–184). Silanlar, seramik yüzeyindeki silika partiküllerinin hidroksil gruplarıyla bağlanarak, adezyon kuvvetini artırır (100, 162). Polimerizasyon esnasında, rezin simanın yapısında bulunan metakrilat grupları silanla birlikte kopolimerler oluştururlar. Bu sayede seramik ve rezin siman arasında bağlanma gerçekleşir (185). Bu bilgilerin ışığında, seramiklerin simantasyonu öncesinde rutin olarak uygulanan silanizasyon işlemi için çalışmamızdaki tüm örnek yüzeylerine silan içeren bond uygulanmıştır.

Restoratif materyallerde in-vivo adeziv başarısızlıklara en temel nedenlerden biri olarak, makaslama stresleri gösterilmiştir (184, 187, 188). Seramik materyalleriyle, kompozit rezin arasındaki bağlantının araştırıldığı çalışmalarda en sık tercih edilen yöntemin makaslama bağlanma dayanımı testlerinin olduğu bilinmektedir (184, 185, 189–194)

Diş dokularına adezyon testinin standardı olan ISO/TS 11405'in kısıtlamaları ile birlikte, piston başlığı hızının bağlantı dayanımını etkilemediği bildirilmiştir (139, 195). Bağlantı dayanımı üzerine yapılan çalışmaların değerlendirildiği bir incelemede, 100 çalışmanın 46'sında piston başlığı hızı 0,5mm/dk iken, bu hızın 41 çalışmada 1mm/dk olduğu bildirilmiştir (139, 196). 5mm çapında bağlantı yüzeyleri kullanılan bir makaslama bağlantı dayanımı çalışmasında ise 0,5mm/dk ile 10mm/dk piston başlığı hızları arasında fark bulunmamıştır (139, 197). Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanım testleri için piston başlığı hızı 0,5mm/dk olarak belirlenmiştir.

Makaslama bağlanma dayanımı test yöntemleri karşılaştırıldığında, chisel, flat rod ve wire-loop gibi piston başlığı ucu şekilleri karşımıza çıkmaktadır. Chisel gibi keskin kenarlı bir piston başlığı ucu kullanımı, kuvvet uygulanan bölgede yüksek stres birikimine sebep olmaktadır.. Piston başlığı ucunun flat rod ve wire-loop olduğu çalışmalara kıyaslandığında, chisel ile elde edilen değerlerin istatistiksel olarak daha düşük olduğu görülmüştür (135,195). Bu nedenle, çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, flat rod piston başlığı ucu, kullanılmıştır.

İn-vitro çalışmalar; seramiğin kristal yapısı, kalınlığı, opasitesi ve renginin rezin siman polimerizasyonunu belirgin oranda azalttığını göstermiştir (198, 199). Seramik materyal kalınlığı arttıkça, opasite de artmaktadır. Restorasyon kalınlığının artmasıyla orantılı olarak polimerizasyon azalmakta ve restorasyon kalınlığı 2,5mm'den fazla olduğunda rezin simanın polimerizasyonu tamamlanamamaktadır (200, 201). Restorasyon kalınlığı 2mm'den fazla olduğu durumlarda, siman sertliğinin azaldığı belirlenmiştir. Farklı renklerdeki feldspatik seramiklerin, 1 ve 2mm kalınlığındaki örnekleri arasında siman sertliği ve ışık geçirgenliği bakımından fark bulunamamıştır (199). Örnek kalınlığının, renginin ve opasitesinin, rezin siman polimerizasyonuna olumsuz etkisini ortadan kaldırmak amacıyla, çalışmamızda örnek kalınlıkları 2mm olarak belirlenmiş ve CAD/CAM materyalleri A2 renge veya eşdeğer renkte seçilmiştir.

Lauvahutanon ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptığı bir çalışmada Shofu block HC, Cerasmart, Gradia Block, Lava Ultimate, Vita Enamic, bloklarından hazırlanmış üç grubun sertlik derecelerini kıyaslamışlardır. Kuru haldeki grupların, 7 gün boyunca oda sıcaklığındaki ( $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ ) su içerisinde bekletilmiş olan grupların ve termal siklus uygulanan grupların sertlik dereceleri kıyaslanmıştır. Kuru durumda tutulan örneklerin sertliği 64.1 ila 454.8MPa arasında bulunmuştur. Bu değerlerin 7 günlük suda bekletme ve termal siklus sonrasında azaldığı tespit edilmiştir. Vitablocs Mark II 'in sertliği, test edilen diğer materyallerden önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Sertlik rakamlarının sıralaması şöyledir: Vitablocs Mark II > Vita Enamic > Lava Ultimate  $\geq$  Gradia Block > Shofu block HC  $\geq$  Cerasmart şeklinde bulunmuştur. Üç depolama koşulundan sonra sertlik değerleri sıralaması kuru durum > 7 günlük suda bekletme > termoplast şeklinde olduğu tespit edilmiştir (201).

Zhi ve arkadaşları 3M Lava Ultimate, Kerr experimental material, Vita Enamic, 3M Paradigm, Vita Mark II blokları arasında yüzey aşınma dirençlerini kıyasladıkları bir çalışmada; test edilen malzemeler arasında aşınma değerlerinde önemli farklılıklar bulmuşlardır. Vita Mark II seramik materyali en düşük aşınma değerini gösterirken, Kerr malzemesi en yüksek aşınma değerini göstermiştir. Test edilen 4 kompozit rezin materyali arasında önemli bir fark tespit edilememiştir (202). Çalışmamızda yapıştırıcı rezin siman tipi, blokların internal-marjinal uyuma ve bağlanma dayanımına olan etkisini simandan bağımsız olarak değerlendirebilmek için tek çeşit olarak seçilmiştir (182, 204).

Ağız ortamındaki ısı ve pH değişimlerine restoratif materyaller sürekli olarak maruz kalmaktadırlar (205, 206). Ağız ortamındaki değişkenleri, tükürüğün varlığını ve rutin yeme, içme, nefes alma gibi işlevler sırasında oral kavitede meydana gelen sıcaklık değişimini göz önünde bulundurmamak gerektirmektedir (207, 208). İn vitro çalışmalarda ağız ortamını doğru bir şekilde taklit edebilmek amacıyla termal siklus işlemine tabi tutulmaları önerilmiştir. Termal siklusun örnekler üzerinde uzun dönem marjinal uyumda önemli etkisi olduğu ve yapılan çalışmalarda simanın adeziv ve mekanik özelliklerinin termal siklus işleminden önemli ölçüde etkilendiği bildirilmiştir (207, 209).

Helvatjoglou ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada ısıl değişikliklerin adeziv bağlantıda stresler oluşturarak büzülmeye ve genişlemeye sebep olduğunu ve bunun sonucunda da restorasyonda marjinal açıklığın arttığını bildirmişlerdir (51).

Yapılmış olan bazı çalışmalarda; termal siklus uygulaması sonrası bağlanma dayanımı değerlerinde azalma gözlenirken (128, 210, 211), bazılarında ise bağlanma dayanımının değişmediği bildirilmiştir (210, 212, 213). Bu farkın, in-vitro çalışmalardaki deney düzeneklerinin farklılıklardan kaynaklanabildiği bildirilmiştir (127). İnternal ve marjinal açıklıkların değerlendirildiği çalışmamızda örnekler termal siklusa tabi tutulmuştur.

Pfeilschifter ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada sekiz farklı CAD/CAM materyali ve iki farklı kompozit materyalinin kırılma dirençlerini farklı kalınlıklarına göre karşılaştırmışlardır. Çalışmada GC cerasmart, Vita enamic, Lava

ultimate, Katana avencia, KZR-CAD jamakin, Shofu block HC, Voco grandio blocks, E-max CAD blokları ve coltene AG, Estelite tokuyama rezin kompozitleri kullanılmıştır. Farklı kalınlıktaki (1mm ve 2mm ) malzemeler arasında yapılan ölçümlerde, kırılma dayanımı 1-mm plakalar için 65N ve 180N arasında ve 2mm plakalar için 130N ve 230N arasında değişmiştir. Çalışmada, CAD/CAM blokları arasında en yüksek kırılma direnci ortalaması cerasmart (230,4±67,5N) en düşük ise vita enamic (128,2±14,7N) bloğunda bulunmuştur. Çalışmada materyallerin eğilme dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (213).

Stawarczyk ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada farklı CAD/CAM bloklarının eğilme dayanımları kıyaslanmıştır. Çalışmada, e-Max CAD blok en yüksek eğilme dayanımı ortalamasına sahip olan materyal (356N) olarak bulunurken, en az eğilme dayanımı ortalaması Vita Enamic materyalinde (146N) bulunmuştur. Cerasmart (184N), Shofu Block (180N) ve Lava Ultimate (205N) materyalleri arasında ise yakın sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmada, CAD / CAM kompozitleri, lityum disilikat seramiğe göre daha düşük bükülme mukavemeti değerleri gösterirken, hibrid seramik materyali olan VITA Enamic'den daha yüksek değerler sağlamıştır (214).

Genel olarak seramik materyallerin bağlanma dayanımının daha düşük olması, seramiklerin doğal kırılma dayanımına bağlı olarak hala başarısızlığın ana nedenidir (167). Çalışmamızın sonuçlarına göre seramik içerikli materyal olan Vita Mark II ve Cerec Blocs materyallerinin bağlanma dayanımı daha düşüktür.

Geleneksel yöntemler ile sağlanabilen restorasyon esnekliği ve materyal çeşitliliği diğer sistemlerde sağlanamamaktadır. Gelecekte, ölçü ve alçı modeller yerine verilerin intraoral olarak elde edilmesi önem kazanacaktır. Ayrıca, intraoral tarama tükürük ve yumuşak dokudan etkilenmeden, direkt olarak CAD/CAM sistemine aktarılabilmesi, teknisyen veya hekim değerlendirmesine gerek kalmadan ideal restorasyon hazırlanabilecektir. Özellikle CAM bölümünde sağlanacak gelişmeler; daha hızlı, daha ekonomik ve daha uyumlu restorasyonların üretimine olanak sağlayabilir. Hata oranının azaltılması ise, mum örnekleri elimine edecek yeni sistemlerin geliştirilmesiyle mümkün olacaktır. Günümüz CAD/CAM sistemlerinde, estetik veneerlerin dayanıklı kor ve alt yapılarla birleştirilememesi önemli sınırlamalardan

birisidir. Dayanıklı korların üzerine CAM işlemiyle tek aşamada estetik bir yüzey eklenebilmesi, restorasyonların estetiği ve dayanıklılığını aynı anda artırılabilir.

Çalışmamızda, dual-cure adeziv rezin polimerizasyonunun tamamlanması ve bu zaman diliminin ağız içi koşullara en yakın olacak şekilde geçirilebilmesi için, ışıkla polimerizasyon sonrasında tüm örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletilmiştir. Ayrıca ağız içi koşulların taklit edilebilmesi için örnekler termal siklus cihazında 5±5°C'de bir dakika, 55±5°C'de bir dakika olmak üzere 1000 termal döngüye tabi tutulmuştur. Termal siklus işlemi sonrasında seramik içerikli bloklardan olan Vita Mark II, Cerec Blocs ve Gc Initial Lrf blok materyallerinden üretilmiş laminate örneklerinde mikro çatlaklar oluştuğu gözlenmiştir. Bu durumun bağlanma dayanımı üzerinde negatif etkisi olduğu düşünülmektedir.

Addison ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada farklı termal siklus işlemine tabi tutulmuş laminate veneer restorasyonların kırılma dayanımları arasındaki farkı değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda; termal siklus işlemiyle örneklerin yüzeylerindeki çatlakların genişleyebileceğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, farklı termal siklus derecelerine tabi tutulan örneklerin kırılma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmemişlerdir (215). Çalışmamızda bu duruma paralel sonuçlar elde edilmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda; kısa, orta veya uzun dönem klinik performans hakkında bilgi verebilecek yaşlandırma ve dinamik yükleme işlemlerinin uygulandığı in-vitro çalışmaların da yapılabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca çalışma sonuçlarının in-vivo çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

## 7. SONUÇ

Sekiz farklı CAD/CAM blok laminate veneer restorasyon materyalinin, bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılarak değerlendirildiği bu çalışmamızda, materyaller arasında farklı kırılma direnci değerleri tespit edildi. Elde edilen sonuçları şu şekilde özetleyebiliriz:

1- Araştırmamızda kullanılan sekiz farklı CAD/CAM blok laminate veneer restorasyon materyalinin makaslama kuvvetleri arasındaki farklılıklar, ANOVA Tek Yönlü Varyans Analizine göre istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $P < 0,05$ ).

2- Materyallerin ikili grup karşılaştırmalarında makaslama bağlanma dayanım değerleri arasındaki farklılıklar, çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD testine göre istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $P < 0,05$ ).

3- Araştırmamızda kullanılan nanohibrid yapılı kompozit rezin materyali olan Lava Ultimate, gruplar arası değerlendirmede en yüksek kırılma direnci ortalamasına sahip CAD/CAM blok materyali olarak belirlendi.

4- Çalışmada kullanılan feldspatik seramik yapılı CAD/CAM blok laminate veneer restorasyon materyali Vitablocs Mark II ise, kırılma direnci en düşük materyal olarak belirlendi.

5- Seramik içerikli materyallerden Vitablocs Mark II ve Cerec Blocs, seramiklerin doğal kırılma direncilerinden dolayı bağlanma dayanımlarının daha düşük olduğu belirlendi. Bununla birlikte, kullanılan restoratif materyalin ağız ortamının sıcaklık değişiminden etkilenebileceği ve kırılma direncinin artabileceği görülmüştür.

Literatür taramasında elde edilen bilgiler ışığında, endikasyon, tedavi planlaması, materyal seçimi ve klinik uygulamanın doğru olmasıyla CAD/CAM laminate veneer restorasyonların, sonuçları tahmin edilebilen, güvenilir ve fonksiyonel kuvvetlere karşı direnci yüksek, estetik ve konservatif bir tedavi seçeneği olduğu söylenebilir. Bununla birlikte, çalışmamızda kullanılan materyaller makaslama bağlanma dayanım değerleri açısından karşılaştırıldığında, seramik ve rezin içerikli CAD/CAM blok laminate veneer restorasyon materyalleri klinik olarak laminate veneer uygulamaları için tercih edilebilir olduğunu söyleyebiliriz.

## 8. KAYNAKLAR

1. Freedman G, McLaughlin G. Color Atlas of Porcelain Laminated Veneers. Ishiyaku EuroAmerica, Inc. 1990.
2. Strassler HE, Nathanson D. Clinical Evaluation of Etched Porcelain Veneers Over a Period of 18 to 42 Months. J Esthet Restor Dent. 1989;1(1):21–8.
3. Calamia JR. The etched porcelain veneer technique. N Y State Dent J. 1988;54(7):48–50.
4. Pincus C. Building mouth personality. South Calif Dent Assoc. 1938;14(3):125–9.
5. Qualtrough AJ, Wilson NH, Smith GA. Porcelain inlay: a historical view. Oper Dent. 15(2):61–70.
6. Studer S, Zellweger U, Schärer P. The aesthetic guidelines of the mucogingival complex for fixed prosthodontics. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1996;8(4):333–41; quiz 342.
7. Bayne, SC, Thompson, J.Y., Roberson, T., Heymann, H., Ritter A. Sturdevant's art and science of operative dentistry. Sturdevant's art Sci Oper Dent. 2006;Chapter(7):307–44.
8. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. J Prosthet Dent. 2002;87(5):503–9.
9. Gresnigt M. University of Groningen Clinical and laboratory evaluation of laminate veneers. 2011; p:77-97
10. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2004; p:347–66.

11. Mathew C, Ks S. A review on ceramic laminate veneers. *J Indian Acad Dent Spec.* 2010;1(4):33–7.
12. Shetty N, Dandekeri S “Porcelain Veneers, a Smile Make Over”: A short review. *Orofac Res.* 2013;3(3):186–90.
13. Özcan M, Alander P, Vallittu PK, Huysmans MC, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16(1):21–7.
14. Santerre JP, Shajii L, Tsang H. Biodegradation of Commercial Dental Composites by Cholesterol Esterase. *J Dent Res.* 1999;78(8):1459–68.
15. Peumans M, De Munck J, Fiehuws S, Lambrechts P, Vanherle G VMB. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent.* 2004;6(1):65–76.
16. Meijering A, Creugers NH, Roeters FJ., Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2-5year interim evaluation. *J Dent.* 1998;26(7):563–8.
17. Wakiaga JM, Brunton P, Silikas N, Glennly AM, Gopakumar A, Boyle L. WITHDRAWN: Direct versus indirect veneer restorations for intrinsic dental stains. *The Cochrane database of systematic reviews.* 2015;p:CD004347.
18. Kalender A. Kompozit ve Porselen Laminate Veneer Restorasyonların Uzun Dönem Klinik İncelenmesi, Doktora Tezi, 2006, İzmir (Danışman: Prof. Dr. Murat TÜRKÜN)
19. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000;28(3):163–77.
20. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2011; Yayın No:31.



21. Castelnuovo J, Tjan AHL, Philips K, et al. Fracture Load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent* 2000;83:171-180.
22. Gür E, Kesim B. Porselen Laminate Veneerler. *C. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 2004;7(1):72-79.
23. Faunce FR. Tooth restoration with preformed laminated veneers. *Dent Survey.* 1977; 53(1):30. 24. Faunce FR. Laminate veneer restoration of permanent incisors. *JADA.* 1976; 93(4):790.
25. Boyer DB, Chalkley Y. Bonding Between Acrylic Laminates and Composite Resin. *J Dent Res.* 1982;61(3):489-92.
26. Calamia J, Simonsen R. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain [Bildiri]. *J Dent Res.* 1984.
27. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34 (6): 849-853.
28. Oh WS, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2002;87 (4): 451-459.
29. Dunne S, Millar B. A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *Br Dent J.* 1993;175 (9): 317-321.
30. Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences (2012).
31. Chen L, Suh BI. Bonding of resin materials to all-ceramics: a review. *Curr Res Dent.* 2012;3(1):7-17.
32. Coluzzi DJ Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(4): 751-770.

33. Wood D, Bubb N, Millar B, Dunne S. Preliminary investigation of a novel retentive system for hydrofluoric acid etch-resistant dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1997; 78 (3): 275–80.
34. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater.* 1991; 7 (2): 118-123.
35. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamakia Y. Review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental Materials Journal.* 2009; 28(1):44-56.
36. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent.* 1991; 1 (2):150-154.
37. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM fillings of the future. *Int Dent J.* 1997; 47 (5): 247-258. 38. Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3 a quantum leap for computer aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int.* 2000; 31 (10): 699-712.
39. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007; 51 (3), 713–27.
40. Martin N, Jedyakiewicz NM. Clinical performance of Cerec ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater.* 1999; 15 (1):54-61.
41. 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): 1289–96.
42. Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig.* 2011; 15 (4): 527–36.

43. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204 (9): 505–11.
44. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.* 2014; 41 (11): 853-74.
45. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc.* 2001;132 (9); 1301–3.
46. Davidowitz, G.,Kotick, P.G. (2011) The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55 (3), 559–70.
47. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006; 137 Suppl: 14-21.
48. Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol (Rome).* 2014; 7 (3): 57-70.
49. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31 (9): 702–4, 706, 708–9.
50. Holand W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C, Holand M, Dommann A ve diğ erleri. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *J Mater Sci Mater Med.* 2006;17 (11): 1037–42.
51. Tsitrou E, Helvatjoglou-Antoniades M, Pahinis K, van Noort R. Fracture strength of minimally prepared resin bonded Cerec inlays. *Oper Dent.* 2009; 34 (5): 537–43.
52. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104 (3): 149–57.

53. Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005; 21 (3): 262–71.
54. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of Ips-Empress ceramic restorations a literature review. *J Can Dent Assoc.* 2002; 68 (4): 233–7.
55. Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent.* 2000; 25 (6): 459–65.
56. R. Narasimha Raghavan. *Ceramics in Dentistry, S.o.C.-N.E.T.* Dr. Arunachalam Lakshmanan (Ed.), ISBN: 978-953-51-0017-1, InTech, DOI: 10.5772/39090. (2012)
57. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent.* 2013; 110 (4): 264–73.
58. Magne P, Paranhos MP, Schlichting LH. Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dent Mater.* 2011; 27 (2):109–13.
59. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2014; 112 (3): 555–60.
60. Vanlioglu BA, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan YK. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *Int J Prosthodont.* 2012; 25 (3): 262–4.
61. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations. *J Dent Res.* 2016; 95 (1): 67-73.

62. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater.* 2013; 29 (7): 742–51.
63. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 59: 304–13.
64. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010; 23 (5): 434–42.
65. Hu M, Weiger R, Fischer J. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dent Mater.* 2016; 32 (2): 223–32.
66. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int.* 2008; 39 (7): 573–9.
67. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont.* 2008; 21 (1): 53–9.
68. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (2): 122–8.
69. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2007; 98 (5): 389-404.
70. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent.* 2007; 32 (3): 251–60.

71. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent.* 2003; 89 (6): 551–7.

72. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater.* 2015; 31 (11): 1363–9.

73. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent.* 2016; 115 (3): 350–5.

74. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015; 113 (6): 534–40.

75. Sato TP, Anami LC, Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent.* 2016;41(3): 284–92.

76. Frankenberger, R., Zeilinger, I., Krech, M., Morig, G., Naumann, M., Braun, A. ve diğeri. Stability of endodontically treated teeth with differently invasive restorations: Adhesive vs. non-adhesive cusp stabilization. *Dent Mater.* 2015; 31 (11): 1312–1.

77. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J of Prosthodontic Research.* 2014; 58 (4): 208–16.

78. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007; 35 (11): 819–26.

79. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989; 23 (1): 45-61.

80. Tsalouchou, E., Cattell, M.J., Knowles, J.C, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater.* 2008; 24 (3): 308–18.

81. Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH ve diğ erleri. () Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5 (2): 92–7.

82. Piwowarczyk A, Otzl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont.* 2005; 14 (1): 39–45.

83. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD/CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 61: 328–33.

84. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012; 14 (5): 633–45.

85. Sola-Ruiz MF, Agustin-Panadero R, Fons-Font A, Labaig-Rueda C. A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent.* 2015; 113 (6): 578–84.

86. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The J Prosthet Dent.* 2009; 101 (4): 239–47.

87. Le M, Papia E, Larsson C. The clinical success of tooth- and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2015; 42 (6): 467–80.

88. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont.* 2010; 19 (1): 64–8.

89. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 2014; 30 (5): 564–9.
90. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials.* 2013; 29 (4): 419–26.
91. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Oper Dent J.* 2013; 7: 118–22.
92. Arnetzl G, Arnetzl GV. Hybrid materials offer new perspectives. *Int J Comput Dent.* 2015; 18 (2): 177–86.
93. Swain MV, Coldea A, Bilkhair A, Guess PC. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016; 32 (1): 34-42.
94. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent.* 2015; 40 (3): 83-91.
95. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015; 114 (4): 587–93.
96. Aboushelib MN, Elsaifi MH. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016; 32 (4): 529–34.
97. Koller M, Arnetzl GV, Holly L, Arnetzl G. Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/ CAM: customization case study. *Int J Comput Dent.* 2012; 15 (2): 159–64.
98. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ ve diğerleri. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater.* 2016; 32 (4): 499-509.
99. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2016; 115 (2): 199-202.



100. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *Journal of the Mechanical Behavi.* 2013; 20: 113–25
101. Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* (2016); 31 (2): 304–9.
102. Park SH, Yoo YJ., Shin, YJ, Cho BH, Baek SH. Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restor Dent Endod.* 2016; 41 (1):37-43.
103. ESPE, M. Lava Ultimate CAD/CAM restorative technical product profile. 2011
104. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013; 34 (1): 42–4, 46.
105. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999; 81 (2): 135–41.
106. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007; 51 (3): 643–58.
107. Şen D. Cementation: Quintessence Publishing. 2011
108. Donovan TE, Cho GC. Contemporary evaluation of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.* 1999; 20 (3): 197–9, 202–10 passim; quiz 220.
109. Haddad MF, Rocha EP, Assuncao WG. Cementation of prosthetic restorations: from conventional cementation to dental bonding concept. *J Craniofac Surg.* 2011; 22 (3): 952–8.
110. Pameijer CH, Nilner K. Long term clinical evaluation of three luting materials. *Swed Dent J.* 1994; 18 (1-2): 59-67.

111. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004; 92 (3): 265–73.
112. Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Evaluation of load at fracture of procera allCeram copings using different luting cements. *Journal of Prosthodontics.* 2008; 17 (2): 120–4.
113. Fraga RC, Luca-Fraga LR, Pimenta LA. Physical properties of resinous cements: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 2000; 27 (12): 1064–7.
114. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Davidson CL, De Gee AJ, Lambrechts P, Braem M. ve diğerleri. Dual cure luting composites, Part II: Clinically related properties. *J Oral Rehabil.* 1994; 21 (1): 57-66.
115. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 2011; 36 (6): 661–9.
116. Smith DS, Vandewalle, KS, Whisler G. Color stability of composite resin cements. *Gen Dent.* 2011; 59 (5): 390–4.
117. Shetty M, Rajalakshmi S, Krishna Prasad D. Comparison of marginal gap and microleakage in copy-milled and cad-milled zirconia copings bonded using light cure and chemical cure resin bonding systems. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014; 14 (Suppl 1): 37-45.
118. Lee SY, Cho CB, Koak JY, Yang SE. The effect of zirconia thickness and curing time on shear bond strength of dualcure resin cement. *Dent Mater J.* 2016; 35 (1): 132–7.
119. Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater.* 2008; 24 (8): 1141–7.

120. El-Badrawy WA, el-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995; 73 (6): 515–24.
121. Scaminaci Russo D, Pierleoni F, Buti J, Ferrari M, Giachetti L. In vitro comparison of bonding effectiveness of different adhesive strategies. *Am J Dent.* 2014; 27 (6): 323–9.
122. Tian FC, Wang XY, Gao XJ. Clinical evaluation of a two-step etch-and-rinse adhesive and a one-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesion. *Beijing Da Xue Xue Bao.* 2014; 46 (1): 58-61.
123. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009; 102 (5): 306–12.
124. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dental Materials.* 2008; 24 (2), 185–91.
125. Prochnow EP, Amaral M, Bergoli CD, Silva TB, Saavedra G, Valandro LF. Microtensile bond strength between indirect composite resin inlays and dentin: effect of cementation strategy and mechanical aging. *J Adhes Dent.* 2014; 16 (4): 357–63.
126. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998; 14 (1): 64-71.
127. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* 2003; 19 (8); 725–31.
128. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am.* 2007; 51 (2): 399-417.
129. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen Dent.* 2007; 55 (7), 686–94: 712.

130. Belser UC, Macne P, Macne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1997; 9 (4): 197-207.
131. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dent Clin North Am*. 2007; 51 (3):677-694.
132. Harvey CK, Kelly JR. Contact damage as a failure mode during in vitro testing. *J Prosthodont*. 1996; 5 (2): 95-100.
133. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999; 81 (6): 652-61.
134. Shih W, Lai Y, Liu J, et al. Effects of saliva contamination on the shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement to primary teeth dentin. *J Dent Sci*. 2006;1(3):101-6.
135. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):38-49.
136. Tagami J, Nikaido T, Nakajima M YS. Relationship between bond strength tests and other in vitro phenomena. *Dent Mater* 2010;26(2):94-9.
137. McDonough WG, Antonucci JM, He J, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomater* 2002;23:3603-08.
138. Bek G, Eligüzeloğlu E, Arisu HD, et al. AkıŸkan Kompozit Rezinlerin Dentine Mikrogerilim Baēlanma Dayanımı Üzerine Etkileri. *GÜ Diē Hek. Fak. Derg*. 2008;25:1-6.
139. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL. Jr. Influence of cross-head speed on resin- dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001;17(2):165-9.
140. Lassila LV, Tezvergil A, Dyer SR, et al. The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *J Prosthodont* 2007;16(1):10-7.

141. Adeboya OA, Burrow MF, Tays MJ. Bond strength test: Role of operator skill. *Aust Dent J* 2008;53(2):145–50.

142. Cekic-Nagas I, Ergun G, Tezvergil A, et al. Effect of fiberreinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dent Mater J* 2008;27(5):736–43.

143. Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, et al. The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17(7):659–65.

144. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J* 2008;53(2):145–50.

145. İlday Özakar. N. Farklı fiberlerle güçlendirilmiş kompozit rezinin mine ve dentine bağlanma dayanımının makaslama testi metoduyla değerlendirilmesi ve kırılma yüzey alanlarının taramalı elektron mikroskopuyla incelenmesi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010, Erzurum (Danışman Prof.Dr. Nilgün SEVEN).

146. Aydoğan Bölükbaşı, İ. Farklı Preparasyon Teknikleri Uygulanmış Kompozit Laminate Veneer Restorasyonların İncelenmesi, Doktora Tezi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, İzmir, 2011 (Danışman: Prof. Dr. Banu Önal).

147. Lührs AK, Guhr S, Günay H, et al. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Invest* 2010;14:193–99.

148. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a lightcured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci* 2003;111:277–279.

149. Hickel R, Heidemann D, Staehle HJ, et al. Direct composite restorations extended use in anterior and posterior situations. *Clin Oral Invest*. 2004;8:43–4.

150. Col DSJ D Souza, Lt Col M Kumar. Esthetics and Biocompatibility of Composite Dental Laminates. MJAFI 2010;66:239–43.

151. Alaçam T, Gür G. Ön grup dişlerin labial yüzeylerine haricen uygulanan ince tabaka restorasyonlar (Laminate veneers). GÜ Dişhek Fak Der. 1986;2(3): 127–33.

152. Li Z, Yang Z, Zuo L, et al. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. J Prosthet Dent 2014;112:325–33.

153. Murray JJ, Bennett TG. A colour atlas of acid etch technique. Wolfe Med Pub Ltd. 1989;24-30.

154. Albanesi RB, Pigozzo MN, Sesma N, Laganá DC, Morimoto S. Incisal coverage or not in ceramic laminate veneers: a systematic review and meta-analysis. J Dent 2016;52:1–7.

155. Toman M, Nizam N. Güldüğünde Dişetileri Görünen Ve Üst Çene Ön Bölge Dişlerinde Çapraşıklık Olan Dişlerin Tedavisinde Minimal İnvaziv Yaklaşım. EÜ Dişhek Fak Derg 2014;35:31–6.

156. Nejatidanesh F, Savabi G, Amjadi M, Abbasi M. Five year clinical outcomes and survival of chairside CA /CAM ceramic laminate veneers — a retrospective study. J Prosthodont Res. 2018; 62(4): 462–6

157. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. J Am Dent Assoc. 2007; 138 (12): 1599–603.

158. Bouillagued S, Gysi P, Wataha JC, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. J Dent 2001;29:55-61.

159. Scribante A, Cacciafesta V, Sfondrini MF. Effect of various adhesive systems on the shear bond strength of fiber-reinforced composite. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006;130(2):224–7.
160. Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(8):727–32.
161. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, et al. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 1995;11:117–25.
162. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215–35.
163. Tosun G, Şener Y, Şengül A. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Haccettepe Diş Hek. Fak Derg.* 2005;29(3):2-6.
164. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, et al. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arc Oral Biol* 1998;43:305–11.
165. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. *Int J Prosthodont*. 2012; 25 (1): 70–8.
166. Pröbster L, Engel E, Masula B. Clinical long-term evaluation of adhesive IPS-Empress ceramic veneer restorations. *Dent Labor*. 1999:1263–8.
167. Morimoto S, Albanesi RB, Sesma N, Agra CM, Braga MM. Main clinical outcomes of feldspathic porcelain and glass-ceramic laminate veneers: a systematic review and meta-analysis of survival and complication rates. *Int J Prosthodont* 2016;29:38–49.

168. Wiedhahn K, Kerschbaum T, Fasbinder DF. Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: a nine-year report. *Int J Comput Dent* 2005;8:233–46.

169. Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry: *Artes Médicas. Journal of Stomatology*. 2014; 4(5)

170. Shaini FJ, Shortall AC, Marquis PM. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J Oral Rehabil* 1997;24:553–9.

171. Walls AW. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *Br Dent J* 1995;178:337–40.

172. Gurel G, Morimoto S, Calamita MA, Coachman C, Sesma N. Clinical performance of porcelain laminate veneers: outcomes of the aesthetic preevaluative temporary (APT) technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2012;32:625–35.

173. Gilde H, Lenz P, Furst U. Untersuchungen zur belastbarkeit von Keramikfacetten. *Deutsche Zahna'rtzliche Zeitschrift* 1989;44:869–71.

174. Gerlach KL, NuBbaum P. An electric method for determination of lower jaw loadability in patients. *Deutsche Zahna'rtzliche Zeitung* 1984;39:146.

175. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent*. 2014; 26(6): 382–93.

176. Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2018; 82: 355–70.

177. Yuan K, Wang F, Gao J, Sun X, Deng Z, Wang H, Chen J. Effect of sintering time on the microstructure, flexural strength and translucency of lithium disilicate glass-ceramics. *J Non-Cryst Solids*. 2013; 362, 7–13.



178. Aurélio Iana L, Dorneles Lucio S, May Liliana G. Extended glazing firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dent Mater.* 2017; 33: 226–40.
179. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthodont.* 2003; 89 (3): 268–74.
180. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010; 26 (2): 50-62.
181. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve diğerleri. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005; 84 (2): 118–32.
182. Dundar B, Guzel KG. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: acid and Er, Cr:YSGG laser separately and combined. *Lasers Med Sci.* 2011; 26 (6): 777–82.
183. Erdemir U, Sancakli HS, Sancakli E, Eren MM, Ozel S, Yucel T ve diğerleri. Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6 (6): 434–4.
184. Saracoglu A, Cura C, Cotert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil.* 2004;31 (8): 790–7.
185. Della Bona A, Shen C, Anusavice KJ. Work of adhesion of resin on treated lithium disilicate-based ceramic. *Dental Materials.* 2004; 20 (4), 338–44.
186. Swift EJ, Jr, Perdiggao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int.* 1995; 26 (2): 95-110.

187. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent.* 2009; 37 (11): 848–56.
188. Frankenberger R, Kramer N, Sindel J. Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent.* 2000; 25 (3): 209–15.
189. Kursoglu P, Motro PF, Yurdaguvan H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5 (2): 98-103.
190. Ruttermann S, Fries L, Raab WH, Janda R. The effect of different bonding techniques on ceramic/ resin shear bond strength. *J Adhes Dent.* 2008; 10 (3): 197-203.
191. Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci.* 2013; 28 (5): 1233–9.
192. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Erkocak A. Effect of various surface treatments on the bond strength of porcelain repair. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013; 33 (4): 120–6.
193. Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont.* 2008; 17 (4): 294–9.
194. ISO-standards. ISO/TS 11405 Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure.
195. Watanabe, L., Marshall, G., Marshall, S. (1999). Variables influence on shear bond strength testing to dentin [Bildiri]. *Advanced Adhesive Dentistry*, 3rd International Kuraray Symposium, Vol. Granada International Symposium. Kuraray Co. Ltd.

196. Burke F, Hussain A, Nolan L, Fleming G. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2008; 16 (4): 158–65.
197. Jung H, Friedl K-H, Hiller K-A, Furch H, Bernhart S, Schmalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent*. 2006; 31 (1): 68-77.
198. Tanoue N, Koishi Y, Matsumura H, Atsuta M. Curing depth of different shades of a photo-activated prosthetic composite material. *J Oral Rehabil*. 2001; 28 (7): 618–23.
199. Soares C, Silva N, Fonseca R. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. *Oper Dent*. 2006; 31 (3): 384–9.
200. Price R, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international* 2000; 31 (9): 659-667.
201. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. 2014;33(5):705–10.
202. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I, Cam CAD. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 115(2):199-202.
203. Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin N Am*. 2011;55:311–32.
204. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent*. 1994;22:247–51.

205. Sengun A, Unlü N, Ozturk B, Ozer F. Microtensile bond strength of two resin composite materials placed with direct and indirect techniques under simulated pulpal pressure. *J Adhes Dent.* 2005;7(3):197-202.
206. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
207. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: A critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19:340–54.
208. Watanabe EK, Yatani H, Yamashita A, Ishikawa K, Suzuki K. Effects of thermocycling on the tensile bond strength between resin cement and dentin surfaces after temporary cement application. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):230–5.
209. Roulet JF, Söderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res.* 1995;74:381–7.
210. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability, *J Prosthet Dent.* 1995;73:240–9.
211. Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater.* 2002;18(2):179–88.
212. Lu YC, Tseng H, Shih YH, Lee SY. Effects of surface treatments on bond strength of glassinfiltrated ceramic. *J Oral Rehabil.* 2001;28(9):805–13.
213. Pfeilschifter M, Preis V, Behr M, Rosentritt M, Cam CAD. Edge strength of CAD / CAM materials. *J Dent.* 2018;74(May):95-100.
214. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Gu J, Cam CAD. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;55:1-11.

215. Addison O, Fleming GJ. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent Mater* 2004; 20: 286–92.



## 9. ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	Metin	<b>Soyadı</b>	Bakır
<b>Doğum Yeri</b>	Elazığ	<b>Doğum Tarihi</b>	01/02/1988
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>Tel</b>	
<b>E-posta</b>	metinbakir88@gmail.com		

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora/Uzmanlık</b>		
<b>Tezli Yüksek Lisans</b>	Ege Üniversitesi	2013
<b>Lise</b>	Elazığ Anadolu Lisesi	2006

### İş Deneyimi

	<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre (Yıl - Yıl)</b>
<b>1</b>	Diş Hekimi	Elazığ Maden İlçe Devlet Hastanesi	2013
<b>2</b>	Diş Hekimi	Elazığ Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi	2015
<b>3</b>	Diş Hekimi	Elazığ Fethi Sekin Şehir Hastanesi	2018

<b>Yabancı Dil Sınav Notu</b>								
KPDS/ÜDS/YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
73,75								

	<b>Sayısal</b>	<b>Eşit Ağırlık</b>	<b>Sözel</b>
<b>ALES Puanı</b>	82,53	85,68	77,42
<b>(Diğer) Puanı</b>			

## 10. ORJİNALLİK RAPORU

### Metin Bakır Doktora Tezi

#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>14</b>	% <b>6</b>	% <b>4</b>	% <b>10</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>Submitted to TechKnowledge Turkey</b> Öğrenci Ödevi	% <b>7</b>
<b>2</b>	<b>Submitted to The Scientific &amp; Technological Research Council of Turkey (TUBITAK)</b> Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>
<b>3</b>	<b>issuu.com</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	<b>library.neu.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>5</b>	<b>Submitted to Istanbul University</b> Öğrenci Ödevi	<% <b>1</b>
<b>6</b>	<b>www.dicle.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>7</b>	<b>www.dent.ege.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>8</b>	<b>acikerisim.dicle.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>

9	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<% 1
10	YAŞA, Elif, YILDIZELİ, Duygu, SAYINER, Zübeyir and ERDEM, Ali. "İki farklı teknikle uygulanan üniversal bağlayıcı ajanların dentine olan makaslama bağlanma dayanımlarının incelenmesi", Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2017. Yayın	<% 1
11	dishekdergi.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
12	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
13	www.dishekdergi.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
14	acikerisim.deu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
15	Submitted to Selçuk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
16	raschke-heider.de İnternet Kaynağı	<% 1
17	www.amangirrbach.us İnternet Kaynağı	<% 1
18	www.slideshare.net İnternet Kaynağı	<% 1



19	Submitted to Radboud Universiteit Nijmegen Öğrenci Ödevi	<% 1
20	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
21	www.journalagent.com İnternet Kaynağı	<% 1
22	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
23	www.7tepedis.com İnternet Kaynağı	<% 1
24	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	<% 1
25	Submitted to Altinbas University Öğrenci Ödevi	<% 1
26	www.tmmob.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
27	Zhi, Li, Tissiana Bortolotto, and Ivo Krejci. "Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials", Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. Yayın	<% 1
28	sbk2017.org İnternet Kaynağı	<% 1

29	<a href="http://dfd.atauni.edu.tr">dfd.atauni.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
30	<a href="http://perweb.firat.edu.tr">perweb.firat.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
31	<a href="http://www.tod.org.tr">www.tod.org.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
32	<a href="http://www.fizyoterapirehabilitasyon.org">www.fizyoterapirehabilitasyon.org</a> İnternet Kaynağı	<%1
33	Submitted to Yüzüncü Yıl Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
34	<a href="http://dis.erdogan.edu.tr">dis.erdogan.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
35	Submitted to Mugla University Öğrenci Ödevi	<%1
36	<a href="http://eprints.ucm.es">eprints.ucm.es</a> İnternet Kaynağı	<%1
37	<a href="http://istanbulsaglik.gov.tr">istanbulsaglik.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	<%1
38	KOIZUMI, Hiroyasu, Osamu SAIKI, Hiroshi NOGAWA, Haruto HIRABA, Tomoyo OKAZAKI, and Hideo MATSUMURA. "Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion", Dental Materials Journal, 2015. Yayın	<%1

39	<a href="http://www.tpd2016.org">www.tpd2016.org</a> İnternet Kaynağı	<% 1
40	Hamiyet Kilinc, Sedanur Turgut. "Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study", The Journal of Prosthetic Dentistry, 2018 Yayın	<% 1
41	Selen BOZKAYA, Neslihan TEKÇE, Emre ÖZEL. "Effects of Characterization Material and Bleaching Agent Application on Surface Properties and Color Change of Composite Materials", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2018 Yayın	<% 1
42	<a href="http://cde.dentalaegis.com">cde.dentalaegis.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1
43	NAGAŞ, Işıl Çekiç, EGİLMEZ, Ferhan, ERGÜN, Gülfem, VALİTTU, Pekka K. and LASSILA, Lippo V.. "Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltrer seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi", Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2017. Yayın	<% 1
44	<a href="http://www.restoratif.org.tr">www.restoratif.org.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1

45 [www.nocrop.us](http://www.nocrop.us) <%1  
İnternet Kaynağı

---

46 [uludagbalkansporbilimleri.org](http://uludagbalkansporbilimleri.org) <%1  
İnternet Kaynağı

---

47 [dent.ege.edu.tr](http://dent.ege.edu.tr) <%1  
İnternet Kaynağı

---

48 [acikarsiv.ankara.edu.tr](http://acikarsiv.ankara.edu.tr) <%1  
İnternet Kaynağı

---

49 ERSU, Bahadır, YÜZÜGÜLLÜ, Bulem and  
CANAY, Şenay. "Sabit restorasyonlarda  
CAD/CAM uygulamaları", Hacettepe  
Üniversitesi, 2008.  
Yayın

---

Ayrıntıları Çkart

Kapat

Eşleştirmeleri Çkart

< 5 words

Bibliyografyayı Çkart

Üzerinde