



**FARKLI İÇERİKLİ CAD/CAM FREZE LAMİNE  
VENERLERİN İKİ SİMAN ARALIĞINDA KIRILMA  
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Orhan Rıdvan VURGEÇ**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı**

**Prof. Dr. Nilgün SEVEN**

**Uzmanlık Tezi -2016**

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI İÇERİKLİ CAD/CAM FREZE LAMİNE  
VENERLERİN İKİ SİMAN ARALIĞINDA KIRILMA  
DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Orhan Rıdvan VURGEÇ**

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Nilgün SEVEN**

**ERZURUM  
2016**

T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI İÇERİKLİ CAD/CAM FREZE LAMİNATE VENERLERİN  
İKİ SİMAN ARALIĞINDA KIRILMA DAYANIMLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Orhan Rıdvan VURGEÇ**

**Tez Savunma Tarihi** : 03.10.2016

**Tez Danışmanı** : Prof. Dr. Nilgün SEVEN (Atatürk Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Doç. Dr. Çağatay BARUTCİGİL (Akdeniz Üniversitesi)

**Jüri Üyesi** : Yrd. Doç. Dr. Nilgün AKGÜL (Atatürk Üniversitesi)

**Onay**

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.



**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**  
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM

**Uzmanlık Tezi**  
**ERZURUM – 2016**

# İÇİNDEKİLER

<b>TEŞEKKÜR</b> .....	<b>V</b>
<b>ÖZET</b> .....	<b>VI</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>VII</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	<b>VIII</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	<b>IX</b>
<b>TABLolar DİZİNİ</b> .....	<b>X</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>4</b>
2.1. Estetik .....	4
2.1.1. Daimi Dişlerde Görülen Estetik Bozukluklar .....	4
2.1.2. Kullanılan Restoratif Materyallere İlişkin Faktörler .....	5
2.1.3. Hastaya İlişkin Faktörler .....	5
2.1.4. Anterior bölgede Yapılan Estetik Restoratif Uygulamalar .....	6
2.1.5. Lamine Venerlerin Endikasyonları .....	9
2.1.6. Lamine Venerlerin Kontrendikasyonları .....	9
2.1.7. Lamine venerlerin preparasyonu .....	11
2.1.8. Diş Yüzlerinin Kesimi .....	14
2.1.9. Preparasyon İşlemleri Sırasında Dikkat Edilecek Hususlar .....	16
2.2. Yapım Şekillerine Göre Lamine Venerler .....	17
2.2.1. İndirekt Yöntem .....	17
2.2.2. Direkt Yöntem .....	19
2.2.3. Seçilen Restorasyonun Tipine Göre Lamine Venerler .....	19
2.2.4. Porselenin Geçmişi .....	21
2.2.5. Dental Seramiğin Dayanıklılığı ve Güçlendirilmesi.....	24

2.2.5.1. Kimyasal Güçlendirme (İyon Değişimi).....	25
2.2.5.2. Termal Güçlendirme (Isıl İşlem Uygulanması) .....	26
2.2.5.3. Camların Kristalizasyonu .....	26
2.2.5.4. Dağılma (Dispersion) Güçlendirme .....	27
2.3. Porselen Lamine Venerler .....	27
2.4. Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması .....	29
2.5. CAD/CAM sistemleri .....	30
2.6. Laboratuvarında Kullanılan Sistemler .....	32
2.6.1. Cercon .....	32
2.6.2. Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction) .....	32
2.6.3. Everest .....	32
2.6.4. Precident DCS.....	33
2.7. Üretim Merkezli Sistemler.....	33
2.7.1. Procera .....	33
2.7.2. Lava .....	34
2.8. Klinikte Kullanılan Sistemler .....	34
2.8.1. E4D .....	34
2.8.2. CEREC (CEramic REConstruction).....	34
2.8.2.1. CEREC I .....	35
2.8.2.2. CEREC II.....	35
2.8.2.3. CEREC III.....	36
2.8.3. CEREC Sisteminin Klinik Uygulaması .....	37
2.8.4. CEREC sistemin avantajları .....	38
2.8.5. CEREC Sisteminin Dezavantajları .....	39
2.9. CEREC Sisteminde Kullanılan Seramikler .....	39

2.9.1. Feldspatik Porselen Esaslı Seramikler .....	39
2.9.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	40
2.9.3. Lityum Silikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler .....	40
2.9.4. Silikat Cam Seramikler .....	41
2.9.5. Hibrit Seramikler .....	41
2.9.6. Rezin Nano Seramikler .....	42
2.10. Dental CAD/CAM Sistemleri Oluşturan Elemanlar.....	43
2.10.1. Tarayıcı Sistem Elemanları.....	43
2.10.2. Restorasyon Tasarım Yazılımları .....	44
2.10.3. Restorasyon Materyali Freze Üniteleri .....	45
2.11. ADEZYON ve Diş Hekimliğindeki Yeri.....	46
2.12. Bağlantı Dayanıklılığı Test Yöntemleri.....	46
2.13. Kırılma Dayanıklılığı .....	47
2.14. Kırılma Direnci (Fracture Resistance) Test Yöntemi .....	49
2.15. Siman Aralığı .....	50
2.16. Rezin Simanlar.....	51
2.17. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları	52
<b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>	<b>53</b>
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	55
3.1.1. Dişlerin Preparasyonu.....	55
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>64</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>68</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>89</b>
<b>KAYNAKÇA.....</b>	<b>91</b>
<b>EKLER .....</b>	<b>118</b>

<b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>118</b>
<b>EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU .....</b>	<b>119</b>



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin başlangıcından bu yana bütün tecrübe ve bilgisi ile yanımda olan, tez hazırlama süreci boyunca yardımlarını benden esirgemeyen değerli danışman hocam Prof. Dr. Nilgün SEVEN' e,

Her zaman yanımda olan bölümün değerli hocaları, Prof. Dr. Mehmet YILDIZ' a, Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR'a, Yrd. Doç. Dr. Nilgün AKGÜL'e, Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY'a, Yrd. Doç. Dr. Pınar GÜL'e, Yrd. Doç. Dr. Neslihan URVASIZOĞLU ÇELİK'e, Yrd. Doç. Dr. Ömer SAĞSÖZ'e, Yrd. Doç. Dr. Merve İŞÇAN YAPAR'a,

Tez sunum komitesinde yer alan Doç. Dr. Çağatay BARUTCİGİL'e,

Desteklerini ve yardımlarını benden esirgemeyen sevgili asistan arkadaşlarıma,

Hiçbir zaman benden desteklerini esirgemeyen buralara gelmeme asıl neden olan sevgili annem, babam ve kardeşime teşekkür ederim.

**Orhan Rıdvan VURGEÇ**



## ÖZET

### Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin İki Siman Aralığında Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı CAD/CAM’de hazırlanan farklı içeriğe sahip ve farklı siman aralıklarında elde edilen lamine venerlerin kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada 90 adet doğal insan üst santral dişi rastgele 6 gruba ayrıldı.(Test Grupları n=15, kontrol grubu n=15) Gruplara geleneksel lamine kesim tekniği uygulandı. Lamineler 3 farklı CAD/CAM bloktan (IPS-e max CAD, Vita-Suprinity, Lava Ultimate; 3M ESPE) CEREC 4 CAD/CAM sistemi kullanılarak elde edildi (n=15). Örnekler preparasyon uygulanan dişlere 50 µm ve 200 µm siman aralığında bir rezin simanla (RelyX Arc, 3M ESPE) simante edildi. Siman aralıklarını kontrol etmek için 18 adet örnek ISOMET cihazında vertikal olarak ayrılarak SEM cihazında tekrar ölçüldü. Simante edilen dişlere yaşlandırma işlemi uygulandı. Üniversal test cihazı kullanılarak laminelerin kırılma testi gerçekleştirildi. Veriler SPSS 20.0 paket programı kullanılarak analiz edildi.

**Bulgular:** Aynı içeriğe sahip lamine venerlerde 50 µm siman kalınlığında hazırlanan Grupların kırılma dayanım değerleri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek bulunmuştur(p<0.05). 50 µm siman aralığında hazırlanan Grupların kırılma dayanımlarının büyükten küçüğe doğru sıralaması şu şekildedir: Vita Suprinity> IPS-e max CAD> Lava Ultimate. Bununla birlikte Gruplar arasındaki bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür(p>0.05). 200 µm siman aralığında Vita Suprinity (Grup 3) en yüksek, Lava Ultimate (Grup 6) en düşük kırılma değerleri göstermiştir. Lava Ultimate ve Vita Suprinity Grupları arasındaki kırılma direnci istatistiksel olarak anlamlı iken (p<0.05) diğer Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(p>0.05).

**Sonuç:** Siman aralığı azaldıkça kırılma dayanımı artmıştır. Zirkon içerikli bloklar daha yüksek kırılma dayanımları göstermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, kırılma direnci, lamine vener, seramikler

## ABSTRACT

### Comparison of Fracture Resistance of CAD/CAM Laminee Veners had Different Contents in two Cement Thicknesses

**Aim:** The aim of this study was to evaluate the fracture resistance of lamine veneers had different content which were prepared by CAD / CAM in different cement thickness.

**Material and Methot:** 90 same sized natural human maxillary central insicor teeth were grouped 6 different groups randomly. (testing groups n=15, control group n=15). Tradionatal lamine preparation techniques used for teeth preparation. Lamines were obtained from 3 different CAD / CAM the block (IPS e - max CAD, Vita-Suprinity , Lava Ultimate ; 3M ESPE ) using Cerec 4 CAD / CAM system. Samples were adhesively cemented to teeth with a rezin cement (RelyX Arc, 3M ESPE) in the 50µm and 200µm cement thickness. 18 samples were divied vertically using ISOMET to check cement thickness values. aging process was applied into Cemented teeth. The fracture tests were carried out with universal testing machine. Data were analyzed with statistics software SPSS 20.

**Results:** Lamine veneers have the same content value of the group prepared in cement thickness of 50 µm were statistically significantly higher( $p < 0.05$ ). Groups which prepared with 50 µm cement thickness fracture resistance from large to small were as follows: Vita Suprinity > IPS e - max CAD > Lava Ultimate. However, tests have shown that between groups fracture resistance were not significant ( $p > 0.05$ ) in 200 µm cement thickness the Vita Suprinity ( group 3 ) showed highest and Lava Ultimate ( Group 6 ) showed the lowest value break. When the differences between Lava Ultimate and Vita Suprinity groups were statistically significant( $p < 0.05$ ), the differences between other groups were not statistically significant( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** When cement thickness decreased ,the fracture resistance was increased. Inforced zirkon blocks had showned higher fracture resistance.

**Keywords:** CAD/CAM, Fracture Resistance, Lamine Veners, Ceramics

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	: derece
°C	: Santigrat derece
<b>CAD/CAM</b>	: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing- Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
<b>Co-Cr</b>	: Kobalt-Krom
<b>Dk</b>	: Dakika
<b>Kg</b>	: kilogram
<b>LED</b>	: Light Emmitting Diode
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>Mμ</b>	: μm Metre
<b>N</b>	: Newton
<b>Y-TZP</b>	: Yttria- Tetragonal Zirconia Polycrystal

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Lamine venerlerin insizal preparasyon çeşitleri.....	11
Şekil 2.2. Açılı İnsizal kesim.....	12
Şekil 2.3. a)Mine içi b)Açısız c)Açılı d)Overlap.....	13
Şekil 2.4. Cam-seramiklerin ısııl işlemleri .....	27
Şekil 2.5. CEREC CAD/CAM Sistemi .....	37
Şekil 2.6. CEREC Sisteminin Gelişim Süreci .....	38
Şekil 2.7. CEREC BlueCam ve CEREC OmniCam.....	44
Şekil 2.8. CEREC MC XL Freze Ünitesi .....	45
Şekil 3.1. Kullanılan Materyaller .....	54
Şekil 3.2. Preparasyon işlemleri tamamlanan Gruplar .....	56
Şekil 3.3. Preparasyon işlemleri tamamlanan Gruplar .....	57
Şekil 3.4. Venerlerin fırınlanma işlemleri .....	58
Şekil 3.5. Simantasyon İşlemleri .....	59
Şekil 3.6. Siman aralıklarının belirlenmesi .....	60
Şekil 3.7. Örneklerin SEM Cihazında Siman Aralıklarının Hesaplanması .....	61
Şekil 3.8. Örneklerin kırılma değerlerinin saptanması .....	62
Şekil 4.1. Grupların Ortalama Kırılma Değerleri .....	65
Şekil 4.2. Siman Aralığının Artmasının Materyallerin Kırılma Dayanımına Üzerine Etkisi .....	65
Şekil 4.3. Materyallerin İki Siman Aralığında Kırılma Değerleri .....	66
Şekil 4.4. Grupların Kırılma Çeşitleri .....	67

## TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 3.1.</b> Çalışmada Kullanılan Materyaller .....	54
<b>Tablo 3.2.</b> Grup numaralarına göre siman aralıkları ve materyaller .....	55
<b>Tablo 3.3.</b> SEM’de ölçülen ortalama siman aralıkları .....	60
<b>Tablo 4.1.</b> Kırılma dirençlerinin Newton cinsinden ortalama değerleri ve standart sapma değerlerini belirten tanımlayıcı istatistiksel veriler. ....	64



# 1. GİRİŞ

Geçmişten bu yana, güzellik insanoğlunun oldukça önemseddiği kavramlardan biridir. Göze hoş görünen anlamındaki güzellik, sanat ve estetiğin temel kavramıdır. Eflatun'a göre güzellik, kendini en iyi gösteren ve en çok sevimli olan durumu tanımlar. İnsanda güzeli ve iyiyi kavramaya yarayan bir duygu vardır. Estetik ise güzelliğin algılanması için gereken bütün verileri içeren felsefi bir akımdır. Yunanca 'aisthesis' kelimesinden gelen estetik kavramı, güzellik anlayışını ifade eder. Sözlük anlamı ise, güzelliğin doğasıyla ilgili ve güzel olanı algılamayı sağlayan verileri içeren bir yaklaşımdır. Günümüzde diş hekimliğinde estetik kavramı, güzel olanı simgeleyen bir kelimedir. Son yıllarda doğal görünüm ve estetiğe verilen önem arttıkça, estetik diş hekimliğine duyulan gereksinim de oldukça artmıştır. İnsanların dış görünüşünün değerlendirilmesinde kullanılan estetik, hayatın her alanında büyük bir önem kazanmaktadır. Mühendislik, sağlık ve diğer bilim alanları da bu akımdan etkilenmekte, bu şekilde kendi içlerinden estetik kaygıların üstesinden gelebilecek yeni alanlarda çalışmaktadırlar.

Estetik veya kozmetik diş hekimliği denen yeni bilim dalı, karşımızdaki insanı değerlendirmemizde öncelikli rol alan dişlerin; maloklüzyonsuz, altın oran kuralına uygun ve malformasyonsuz olarak ağız içinde yer almasını sağlamaya çalışmaktadır.<sup>1</sup> Dişler estetik amaçla restore edilirken, madde kaybı en az olan ve klinik olarak başarı düzeyi yüksek yöntemler önem kazanmıştır. Diş hekimliğinde adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte; dişlerdeki konjenital ve sonradan oluşan form bozuklukları, kırılmalar, renklenmeler, aşınmalar, diastemalar ve çapraşıklıklar, konservatif tedavi yaklaşımları ile tedavi edilebilir duruma gelmiştir.<sup>1</sup>

Estetik diş hekimliği, yetişkin diş hekimliğinin bütün alanlarını kapsayan multidisipliner bir bilim dalıdır. Lamine venerler, diş beyazlatmaları (bleaching),

minimal abrazyon teknikleri ve kozmetik konturlama restoratif diş tedavisi anabilim dalının yaptığı estetik diş tedavilerinden bazılarıdır.<sup>1</sup>

Lamine venerler; porselen, kompozit rezin ve akrilik gibi dental restoratif materyallerle, ve direkt ve indirekt yapım teknikleri kullanılarak yapılabilmektedirler. Akrilik içerikli lamineler günümüzde çok kullanılmamaktadır. Dental porselenler ve kompozit rezinler lamine yapımında en çok kullanılan materyallerdir. Estetiğinin, biyolojik uyumunun, polisajının, renginin ve parlaklığının kusursuz oluşu, yüksek aşınma direncine sahip olması porselen venerlerin avantajlarıdır. Kırık ve çatlakların tamir edilmesindeki zorluk, simantasyona kadar geçen sürede kırılma olasılıklarının olması, karşıt dişlerde aşınmaya neden olması, hassas bir yapım tekniği gerektirmesi, ekonomik olmaması ve laboratuvar aşaması gerektirmesi ise porselen venerlerin dezavantajlarıdır.<sup>2</sup> Kompozit venerlerin uygulanmasının rahat oluşu, anında estetik sonuç alınabilmesi, karşıt dişte aşınma yaratmayışı, ekonomikliği, kırılma durumunda tamir edilebilmesi ve tek seansta bitirilebilmesi en önemli avantajlarıdır.<sup>3, 4</sup> Kompozit venerlerin dezavantajları ise; mikrosızıntı, marjinal kırılmalar, renklenme, düşük aşınma direnci ve plak tutulumudur.<sup>5</sup>

İndirekt olarak yapılan restorasyonlarda, polimerizasyon fırını veya CAD/CAM ünitesi gibi cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla birlikte, lamine venerlerin başarısı için en önemli unsurlar doğru endikasyon ve yeterli tecrübeye sahip olmaktır.<sup>6</sup>

Lamine venerlerin popülaritesinin artması ve estetik beklentiler sonucu hastalara klinisyenler tarafından bu tedavi prosedürünün gittikçe daha fazla uygulanması sonucunda, farklı siman aralıklarının, yapım tekniklerinin ve kullanılan materyallerin birbirlerine olan üstünlüklerini inceleyen çalışmalara olan ihtiyaç da artmaktadır.<sup>6</sup>

Bu çalışmanın amacı 2 farklı siman aralığında, CAD/CAM ile hazırlanan farklı içerikli lamine vener materyallerin kırılma direncini incelemektir.

Bu çalışmada sıfır hipotezimiz; farklı siman aralıklarının ve blokların içerik farklılıklarının lamine venerlerin kırılma dayanımı üzerinde etkili olmayacağı yönünde oluşturulmuştur.





## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Estetik

Estetik; güzeli ve güzel sanatların doğasını inceleyen, sanat ve güzelliğin genel ilkelerini belirlemeyi amaçlayan bir felsefe dalıdır. Toplumların gelişmişlik seviyeleri arttıkça estetik kavramına yüklenen anlamlar da artmaktadır. Kişisel dış görünüş insanlar tarafından ilk algılanan estetik unsur olduğu için toplumda estetik ve kozmetik ihtiyaç gittikçe artmaktadır. Günümüzde ön bölge dişlerindeki görünümünden memnun olmadığı için diş hekimine gelen hasta sayısındaki artış dikkat çekmektedir. Bu talebe sahip hastalar günümüzde ortodontik, periodontal, protetik ve restoratif işlemlerin birlikte veya tek tek uygulanmasıyla tedavi edilebilmektedir.<sup>6</sup>

#### 2.1.1. Daimi Dişlerde Görülen Estetik Bozukluklar

İki sınıfta değerlendirilir;<sup>7,8</sup>

- Morfolojik bozukluklar
- Renk değişiklikleri

##### a. Morfolojik bozukluklar:

- ✓ Genetik bozukluklar
- ✓ Dişlerdeki şekil ve boyut anomalileri
- ✓ Çeşitli nedenlerle deformasyona uğramış dişler
- ✓ Dişlerin arkadaşlarıtaki pozisyon bozuklukları

Genetik orjinli mine defektleri ya ilk olarak mineyi etkileyen bir olgu olarak meydana gelir ve diğer dental dokularda ve kraniofasiyal yapılarda ikincil defektler mevcuttur. Ya da daha karmaşık bir sendromun parçası olarak meydana gelir ki böyle durumlarda defektli mine daha generalize anomalilerden sadece bir tanesidir. Birkaç klinik olarak kararlı sendromda ve genetik hastalıkta mine gelişiminin durumla ilişkili olduğu belirtilmiştir. Bu hastalıklar ve kompleks sendromlar; amelogenesis imperfekta,

epidermolysis bullosa, tüberoz skleroz, pseudohipoparatriodizm, vitamin D ye bağlı raşitizm ve bazı mukopolisakkaridozis çeşitleridir.<sup>9</sup>

Dişlerdeki şekil anomalileri; füzyon (kaynaşma), geminasyon (çift kron oluşumu), konkrosens (kök kaynaşması), dileserasyon, globodonti, hutchinson dişleri, aksesuar tüberküller, invaginasyonlu diş, evaginasyonlu dişlerdir.

Dişlerdeki boyut anomalileri; makrodonti ve mikrodontidir.<sup>9</sup>

### **b.Renk değişiklikleri:<sup>8,10</sup>**

- ✓ Florozis
- ✓ İlaç kullanımına bağlı renklenmeler
- ✓ Hipokalsifikasyona bağlı renklenmeler
- ✓ Travma
- ✓ Dental aşınmalar
- ✓ İatrojenik nedenler

### **2.1.2. Kullanılan Restoratif Materyallere İlişkin Faktörler**

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyaller; metal veya metal alaşımları, kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve seramiktir. Materyal seçimi yapılırken materyalin biyouyumluluğu, fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özellikleri dikkate alınmalıdır. Hekimin doğru materyali seçebilmesinin yanı sıra, el becerisi ve pratiğinin de yapılacak olan restorasyonun başarısında önemli etkisi vardır.<sup>10,11</sup>

### **2.1.3. Hastaya İlişkin Faktörler**

- Hastanın yaşı
- Genel sağlığı
- Sentrik ve dinamik oklüzyon durumu
- Beslenme alışkanlıkları

- Parafonksiyonlar

Başarılı bir estetik restorasyon için iyi bir anamnez, doğru teşhis, materyal seçimi ve tedavi planlaması yapmak önemlidir.<sup>12, 13</sup>

#### **2.1.4. Anterior bölgede Yapılan Estetik Restoratif Uygulamalar**

Diş hekimliğinde geçmiş dönemde, ön grup dişlerde sorun yaratan bozuklukların tedavisinde metal destekli seramik kuron restorasyonlar tercih edilmiştir. Artık günümüzde daha konservatif yaklaşımlar giderek önem kazanmıştır.

Estetik restoratif uygulamalar şu şekilde sıralanabilir;<sup>10, 14</sup>

1. Tüm kaplama restorasyonlar (kuronlar)
2. Beyazlatma (vital ve devital)
3. Kozmetik konturlama
4. Mikroabrazyon
5. Lamine venerler
  - Kompozit rezin venerler (direkt veya indirekt yöntem ile)
  - Porselen lamine venerler

Hastanın tedavi planlanması yapılırken periodontal sağlık, çürük sıklığı, oklüzyon, yüz estetiği, ortodontik tedavi gereksinimi , hastanın beklentisi, hastanın ekonomik durumu iyi değerlendirilmelidir. Hastanın radyografileri, tanı modelleri, fotoğrafları bilgisayar görüntüleme programlarıyla tedavi ve teşhis kesinleştirilmelidir. Hastaya tedavinin içeriği anlatılarak hasta için en uygun ve en az invaziv olan tedavi seçilmelidir.<sup>7, 13</sup>

##### **a) Tüm Kaplama Restorasyonlar**

Diş kuronlarının tüm yüzeylerinin belli prensipler ile şekillendirilip uygun materyal ile eksik kısımlarının tamamlanması işlemidir. Ön bölge tedavi yöntemleri

içerisinde en invaziv olanıdır. Ön bölge tedavi seçeneği olarak kullanılmasının ana nedeni ekonomik kaygılardır.<sup>15</sup>

### **b) Beyazlatma**

Beyazlatma tedavisi, renklenmiş vital veya devital dişlerin rengini açmak için basit, minimal invaziv ve ekonomik bir tedavi seçeneğidir. Beyazlatma tedavisi dikkatli bir teşhis, doğru olgu seçimi, tedavi planlaması ve teknikle uygulanmalıdır.<sup>16</sup>

Dişlerde görülen renklenmelerin birçok sebebi vardır. Bu renklenmeler, içsel ve dışsal olarak ikiye ayrılmaktadır.<sup>17</sup> İçsel renklenmeler florozis, ilaç kullanımı gibi nedenlerden kaynaklanırken, dışsal renklenmeler ise sigara, kahve, gargara gibi dış etkenden kaynaklanan renklenmelerdir.<sup>13, 17, 18</sup> İçsel renklenmeler uterusu geçen 2. trimesterden 10 yaşına kadar olan süreçte oluşmaktadır. Bunun nedeni sistemik yolla alınan tetrasiklin ve minosiklin içeren ilaçların dentin dokusuna bağlanarak renklenme oluşturmasıdır.<sup>19</sup>

Düzgün yüzeyli florozis vakaları da dahil sarı-kahverengi renklenmelerde beyazlatma tedavisi başarıyla kullanılır. Ancak ağartma tedavisi; metal renklenmelerin mevcut olduğu, geniş pulpalı, kırık, çatlak veya erozyona uğramış dişlerde kontrendikedir.<sup>11</sup> Beyazlatma tedavisi ileri derecede tetrasiklin renklenmelerinde de endike değildir. Bu tür vakalarda ilk önce beyazlatma işlemi yapıp sonrasında diş porselen veya indirekt kompozit lamine viner uygulanması önerilir.<sup>20</sup>

### **c) Kozmetik konturlama**

Dişlerde keskin köşelerin yuvarlanması, kesici kenarların mine yüzeyinde düzeltilmesi, non-oklüze dişlerde oklüzal bölgenin düzeltilmesi, dişlere minimum aşındırma işlemiyle yeniden form verilmesidir.<sup>8,21</sup>

### **d) Mikroabrozyon**

Mine yüzeyinin az miktarda kaldırılması işlemidir. Mikroabrozyon işlemi

renklenmiş ve hipoplastik dişlerde kullanılması endikedir. Renklenmiş dişler dikkatli bir şekilde izole edildikten sonra hidroklorik asit/pomza veya fosforik asit/pomza uygulanarak mine yüzeyinden az miktarda madde kaldırılır. Renklenmenin derecesine göre ağartma tedavisi ile birlikte kullanılabilir.<sup>22</sup>

#### **e) Lamine venerler**

İlk olarak 1930 yılında Dr. Charles Pincus tarafından dişlerinin kesilmesini istemeyen Hollywood yıldızlarının geçici estetik restorasyon olarak kullanabilmeleri için tüm kron restorasyonlara alternatif bir seçenek olarak kullanılmıştır.<sup>23</sup>

Dr. Frank Faunce, tek parça prefabrik akrilik rezin lamine venerleri 1970'lerde tanımlamış, 1975'de ise Rochette anterior dişlerde rezin bağlantılı seramik restorasyonların kullanımını ilk olarak teklif etmiştir.<sup>24</sup>

Daha sonra 1983'te Horn, platin folyo yöntemini porselen lamine venerlerle ilgili çalışmalarında uygulamıştır. 1985 yılında ise Hobo Velwata dökülebilir apatitten lamine vener yapım yöntemini tanımlamıştır. Günümüzde pürüzlendirilmiş porselene uygulanan silanın porselen ile rezin arasında bağlantıyı güçlendirmesi ile bu çalışmalar hız kazanmış ve günümüze kadar gelmiştir.<sup>6, 25-27</sup>

Lamine venerler yapım şekline göre; direkt lamine venerler ve indirekt lamine venerler olarak iki şekilde sınıflandırılabilirler. Direkt lamine venerler, labaratuvar çalışmasına ihtiyaç duyulmaksızın direkt olarak klinikte diş üzerine rezin kompozit materyalin yerleştirilmesi şeklinde yapılırlar. İndirekt lamine venerler ise, laboratuvarda hastadan elde edilen çalışma modelleri üzerinde rezin kompozit veya porselen kullanılarak hazırlanan lamine venerlerin dişe uyumlandırılarak, klinikte bir ara bağlayıcı ajan ile simante edilmesi şeklinde hazırlanırlar.<sup>28-30</sup>

Dişsel problemin miktarı, teknik hassasiyet ve maliyet göz önüne alınarak diş direkt ya da indirekt lamineden hangisinin uygulanacağına karar verilmelidir. Ayrıca

varolan estetik problemin mine veya dentinle sınırlı kalıp kalmadığına göre restorasyon materyali seçimi yapılmalıdır.<sup>31</sup>

### **2.1.5. Lamine Venerlerin Endikasyonları**

- a. Renklenmiş dişler
- b. Diastemalar
- c. Mine hipoplazisi
- d. Rotasyonlu dişler
- e. Koronal kısımda oluşan fraktürler
- f. Konjenital veya sonradan edinilmiş malformasyonlar
- g. Renklenmiş restorasyonlar
- h. Lingualize dişler
- i. Lateral kesici diş eksiklikleri
- j. Erozyon ve aşınma nedeniyle ileri derecede mine kaybı gözlenen dişler
- k. Çatlak mine sonucu oluşan renklenmeler ve diş fırçası aşınmasına bağlı kama defektleri <sup>28, 32-34</sup>

### **2.1.6. Lamine Venerlerin Kontrendikasyonları**

- a. Yeterli mine desteği olmayan dişler
- b. Parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireyler
- c. Yüksek çürük insidansı olan bireyler
- d. Sınıf III malokluzyon ve başa baş kapanışı olan bireyler
- e. Aşırı çapraşıklık ve rotasyonu olan dişler
- f. Darbelere açık spor yapanlar
- g. Tam sürmemiş dişlerde
- h. Süt dişlerinde
- i. Aşırı florozisli dişler olarak sıralanabilir.<sup>28, 35-37</sup>

Her bireyin kendine özgü bir yüz ve çene anatomisi olduğu için, estetik tedavi planlarken kişiyeye özgü bir tedavi planlaması yapılmalıdır. Lamine veneder yapılırken bazı estetik ve başarı kriterleri mevcuttur;

- Hastanın beklentileri
- Yüz şekli ve profili
- Orta hat
- Dudaların kalınlığı
- Yüzün oranları
- Mevcut dişlerin oranları ve konturları
- Uyum
- Simetri
- Aksiyal eğim
- Gülme hattı
- Referans noktaları
- Aproksimal kontaklar
- Baskınlık ve altın oran
- Embraşürler<sup>38, 39</sup>

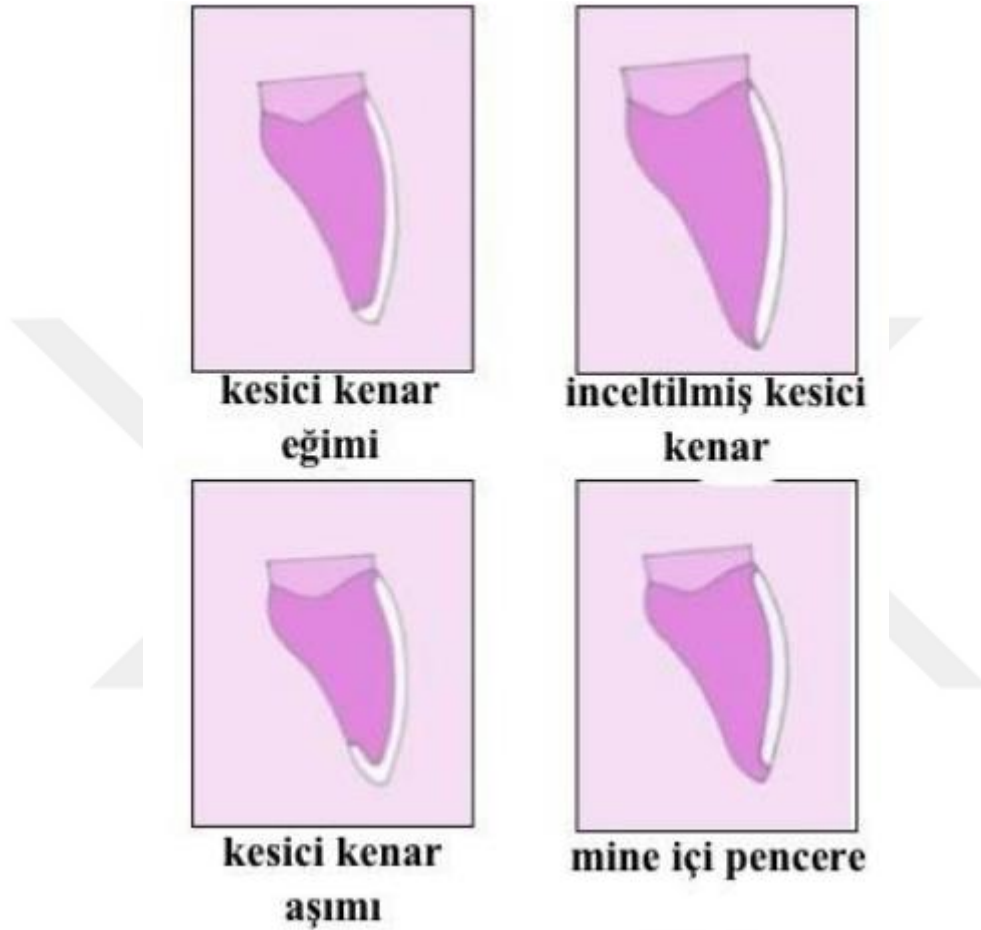
Lamine veneder aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır;<sup>40</sup>

Seçilen restorasyonun tipine göre:

- Akriik veneder
- Kompozit veneder
- Direkt kompozit veneder
- İndirekt kompozit veneder
- Porselen lamine veneder

### 2.1.7. Lamine venerlerin preparasyonu

Lamine venerlerin preparasyonu mine sınırları içerisinde özel kesim frezleriyle yapılmalıdır. Bu şekilde yapılabilecek ve olgunun durumuna göre seçilebilecek dört farklı kesim tekniği vardır.<sup>41</sup>



Şekil 2.1. Lamine venerlerin insizal preparasyon çeşitleri<sup>42</sup>

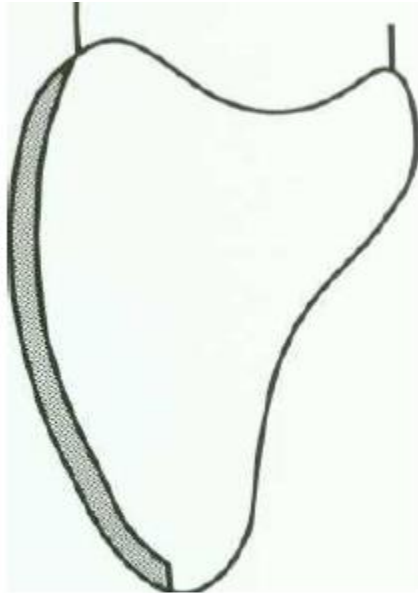
**a) Mine içi pencere tekniği (window):** Kesici kenar dahil edilmeden dişin bütün kenarlarında 1'er mm kalınlığında mine bırakılarak yapılan ve sağlam mine içinde kalan pencere formundaki preparasyon tekniğidir. İnsizal kenarı zarar görmemiş keser dişlerde anterior rehberliği korumak için uygulanabilir. Tamamen mine içerisindeki pencere preparasyonu aksiyel gerilimlere dayanıklıdır, bu nedenle direncin önemli olduğu vakalarda tercih edilebilir. Bu teknikte insizal kenar zayıflar, aşınma olması



durumunda restorasyonun marjinleri hassaslaşır ve simanın saklanması zorlaşır. Endikasyon alanı akrilik rezin lamine venter uygulanacak dişlerdir.<sup>41, 43</sup>

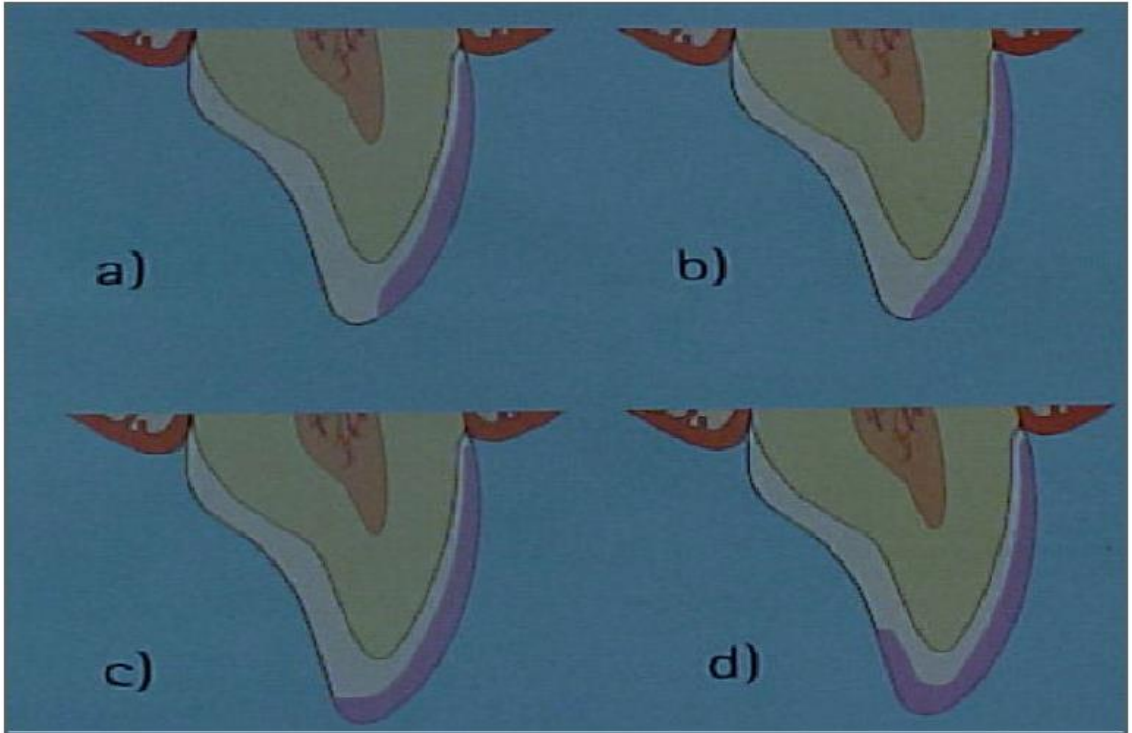
**b) Açısız insizal kesim (feather-edge) tekniği:** Bu preparasyon tekniğinde dişin kesici kenarı kısaltılmadan fasiyal yüzde aşındırma yaparak preparasyon dişin kesici kenarında sonlandırılır. Bu tür preparasyonda restorasyon protruziv harekette kırığa yatkındır.<sup>44</sup>

**c) 30-40° açılı insizal preparasyon (bevel):** Özellikle kron boyu kısa dişlerde tercih edilir fakat anterior rehberliğin korunması açısından önemlidir. Fasiyal yüzde yapılan aşındırmaya ek olarak dişin kesici kenarının 1,5 mm kısaltılarak preparasyona dahil edildiği kesim tekniğidir.<sup>35, 42</sup> İnsizal kenarda labiolingual olarak 30°-40° açılı preparasyon ve bir miktar kısaltma işlemi yapılır. Avantajları insizal kenar estetiğinin sağlanabilmesi, deneme ve simantasyon sırasında restorasyonun rahat oturmasıdır. Dezavantajı ise konservatif olmamasıdır. Bu preparasyonda marjinler protruzyon haricinde direkt makaslama kuvvetlerine maruz kalmamaktadır.<sup>42</sup>



**Şekil 2.2.** Açılı İnsizal kesim<sup>41</sup>

**d) İnsizal kenarın tamamını içine alan ve dişin palatinalinde sonlanan preparasyon (insizal overlap):** İnsizal kenarda ortalama 1 mm indirgeme yapılır ve dişin palatinal yüzeyine doğru preparasyon devam eder. İki çeşidi vardır: labio-lingual yönde düz bir kesim ile ‘butt joint’ (düz) bitiş sınırı veya lingualde chamfer bitim sınırına sahip basamak olmasıdır. Avantajları restorasyonun rahat oturması ve insizal kenarın estetik olarak modifiye edilmesidir. Dezavantajı ise porselenin fırınlama işlemi ile büzülmesinden dolayı pencere preparasyonuna göre mikrosızıntının daha fazla görülmesi ve koheziv kırık riskinin artmasıdır. Fakat chamfer basamak palatinal konkaviteyi kapsayacak şekilde uzandıktan sonra bu kırığa yol açabilecek kuvvetler klinik olarak oluşmamaktadır. İnsizal kenar kaplandığında okluzal yük daha geniş bir yüzey üzerinde dağıtıldığı için venedeki stres birikimi azalır ve porselen daha dayanıklı hale gelir. <sup>35, 45, 46</sup>



**Şekil 2.3.** a)Mine içi b)Açısız c)Açılı d)Overlap<sup>41</sup>

### **2.1.8. Diş Yüzlerinin Kesimi**

#### **a) Labial Yüz Preparasyonu**

İdealde yerleştirilecek restorasyon materyalinin kalınlığı kadar doku kaldırılmalıdır. Dişin konumu, labiale ya da palatine konumlanmış olması preparasyon miktarını etkiler. Preparasyonda marjinal alanlar mümkün olduğunca mine sınırları içerisinde kalmalıdır. Bazen preparasyona bağlı olarak bir miktar dentin ortaya çıkabilir. Bu durum sadece ufak bir alanla sınırlı kalmışsa ve marjinler minedeyse sorun teşkil etmez. Preparasyonun %50'den fazlasının mine sınırında kalması adezyon ve mikrosızıntı açısından önemlidir.<sup>41</sup>

Labial yüzün preparasyonunda diş üzerinde horizontal oluk hazırlayan frezler rehber olarak kullanılmalıdır. Derinlik elmas kesici frezle, olukların oluşturulmasından sonra, labial preparasyon, bu işlem için özel olarak tasarlanan elmas frezler yapılır. Elmas frez mesialden distale doğru gingiva konturunu mesial interproksimal papilla tepesinden serbest gingival marjinin en apikal uzantısına ve distal interproksimal papillanın ucuna doğru izleyerek hareket ettirilir.<sup>47</sup> Labiyal preparasyon iki süreci kapsamalıdır: ek bir retansiyon kolaylaştırması ve lamineden geçen ışığı daha iyi yansıtması için kalan minenin daha kalın grenli bir frez ile uzaklaştırılması ve marjinal bölgede, net ve düzgün bitiş çizgisi elde edecek şekilde ince grenli bir frezin kullanılması arzu edilendir.<sup>48</sup>

#### **b) Gingival Preparasyon**

Restorasyon sınırları hasta tarafından temizlenebilecek ve hekim tarafından ideal basamak hazırlanabilecek şekilde bitirilmelidir. Restorasyon sınırları, mezyal ve distal proksimal bölgelere doğru diş eti konturunu takip edecek şekilde hazırlanmalıdır. Preparasyon sınırının supragingival hazırlanması tercih edilmelidir. Çünkü bu şekilde

diş etine zarar verme riski azalır, servikal bölgede dentin açığa çıkması engellenir, net biçimde ölçü alınabilir ve simantasyon kolaylaşır.<sup>41</sup>

Lamine venerlerde marjinal kenar için bıçak sırtı preparasyonu en konservatif olan basamak şeklidir ancak bazı dezavantajları vardır. Bunlar:

1. Gereken incelikte porselenin doğru bir şekilde fabrikasyonu oldukça zordur, güvenli olmayan zayıf bir marjinal uyum ortaya çıkar.
2. Subgingival olarak kalınlık artacak ve gingival problemler için potansiyel yaratacaktır.
3. Preparasyon sınırının tam olarak bitiminin belirlenmesinde laboratuvar problemleri ortaya çıkacaktır.<sup>41,42</sup>

Preparasyon sınırının tüm dişeti kenarında 0.3 mm lik bir chamfer ile bitirilmesine özen gösterilmelidir. Bu şekilde servikal kısımda mine seviyesinde en uygun preparasyon yapılmış olur. Gingivalde chamfer tarzı kesim tercih edilmesinin sebepleri şunlardır;

1. Lamine venerin bu bölgede aşırı kontur oluşturmadan arttırılması ve buna bağlı olarak direncin arttırılması sağlanır.
2. Doğru bir preparasyon ile mine prizmaları doğru sıralanmış şekilde açığa çıkarılır ve böylece bağlanma gücü arttırılır.
3. Restorasyonun doğru bir şekilde yerleştirilip yerleştirilmediği daha kolay kontrol edilir.
4. Uygun marjinal adaptasyon sağlanır.
5. Laboratuvar aşamasında, büzülme ve uyuşmazlıklar daha açık şekilde gözlenir.<sup>41,49</sup>

### **c) İnterproksimal Preparasyon**

Lamine marjini genellikle embraşür alanında konumlanır. Eğer dişle lamine vener arasında renk farkadaşları yok ise temas alanının 0.2 mm labialinde yer alır. Bu şekilde kenar uyumu kolayca gözlenebilir ve ileriki kontroller daha sağlıklı olur. Dişle lamine vener arasındaki renk farkadaşları belirgin ise aproksimal bitim sınırı kontakt alanının yarısına kadar uzatılır. Embraşür alanına yapılacak daha fazla preparasyon restorasyonun kalınlığı ve bu bölgedeki dayanıklılığı açısından olumlu özellikler gösterir. Genişletilmiş diş yüzeyi hem tutuculuğu olumlu etkileyecek, hem de restorasyona yandan ve önden bakıldığında marjinler görülmeyecektir. Proksimaldeki ince mine yapısı nedeniyle aşırı ve dikkatsiz preparasyondan kaçınılmalıdır.<sup>29, 43</sup>

Proksimal subkontakt alanı komşu dişle olan temasın hemen gingivalindeki interproksimal diş yapısını kapsar. Bu alan genellikle dişin ön kısmından görülmez ve sıklıkla prepare edilmeden bırakılır. Ancak restorasyon bariz olarak prepare edilmemiş ve diş yapısından renk olarak farklıysa proksimal subkontakt alanına preparasyon uygulanmalıdır.<sup>41</sup>

### **d) İnsizal Preparasyon**

Lamine vener preparasyonunda dişin insizal kenarının dahil edilip edilmemesi hala tartışma konusudur. Lamine vener daha güçlü hale geldiği ve simantasyon sırasında uygun bir zemin oluşturduğundan dolayı preparasyona insizal kenar da dahil edilmelidir. Buna karşılık preparasyonu palatine uzatmanın neden olduğu venerlerin üzerinde biriken maksimum gerilme kuvveti, koheziv kırılma riskini artırmaktadır.<sup>50</sup>

#### **2.1.9. Preparasyon İşlemleri Sırasında Dikkat Edilecek Hususlar<sup>29, 42, 45</sup>**

- Diş yüzeyinde maksimum bağlanma imkanına izin verecek miktarda mine bırakılmalıdır.

- Preparasyon sınırları aşırı uzatma olmaması ve konturlamaya kolaylık sağlasın diye kesin olmalıdır.
- Tedavinin başarıya ulaşılabilmesi için preparasyon derinliği yeterli olmalıdır. Renklenmesi fazla olan bir dişin rengini bloke etmek için daha fazla preparasyon yapılması gereklidir. Buna karşın, erozyon vb durumlardan dolayı aşınmaya uğramış yetersiz mine dokusu olan bir dişe az miktarda ya da hiç preparasyon yapılmayabilir.
- Preparasyon işleminde hastanın yaşı dikkate alınarak dişin pulpasının labial yüze olan yakınlığı dikkate alınarak preparasyon yapılmalıdır.
- Linguale konumlanmış dişlerde preparasyon işlemine gerek duyulmadan estetik bir diş pozisyonu sağlanabilir.

Preparasyon uygulanarak kompozit lamine venerler hazırlandığında; tutuculuk için daha iyi bir retantif bir yüzey alanı oluşturulmuş olur, hem de marjinal bütünlük ve renk uyumu daha iyi sağlanır.<sup>41</sup>

## **2.2. Yapım Şekillerine Göre Lamine Venerler**

### **2.2.1. İndirekt Yöntem**

Bu yöntemde ilk olarak ölçü materyalleri kullanılarak hastadan bir çalışma modeli elde edilmelidir. Hastadan elde edilen çalışma modelleri üzerinde fabrikasyon olarak ya da laboratuvar tarafından hazırlanmış lamine venerlerin dişe uyumlandırılarak, bir ara bağlayıcı ajan ile simante edilmesi şeklinde hazırlanırlar.<sup>6, 26, 28, 43</sup>

Akrilik rezin lamine venerler 1975 yılında tanımlanmaya başlayınca 1979 yılında ilk defa ticari prefabrika lamineler üretilmeye başlamıştır. Ancak akrilik lamina ile kompozit rezin arasındaki zayıf bağlantıdan dolayı başarı elde edilememiştir.<sup>28</sup>

1980 yılında konservatif diş hekimliğinde yeni bir dönem başlamıştır. İndirekt lamine vener tekniği giderek önem kazanmıştır.<sup>51</sup> Bu yöntemde, materyal olarak mikro doldurucu veya hibrit rezinler ve porselenler kullanılmaktadır.<sup>52</sup>

Yoğun ve derin tetrasiklin renklenmelerinde, yaygın kontur değişimi gerektiren olgularda ve direkt yöntemin sorunları ve renklenmeyi maskeleyemeye yeterli olmadığı olgularda indirekt yöntem uygulanabilmektedir.<sup>40</sup>

İndirekt kompozit lamine venerler, kavite preparasyonu sonrasında ölçü alınıp, model hazırlandıktan sonra laboratuvarında model üzerinde yapılırlar. Laboratuvarında basınç-ısı-ışık ve ısı-ışık şeklinde ikincil ve yüksek polimerizasyon fırınlarında polimerize edilirler. Bu tip fırınlarda polimerize olan kompozit homojen mikro ve hibrit doldurucu kompozit rezindir. Bu kompozitler ışıkla polimerize olan nanofil kompozit rezine göre daha az porözite içerirler ve daha iyi renk stabilizasyonu sağlarlar. Ayrıca yüksek polimerizasyon değerlerine ulaşması nedeniyle, büzülme ve artık monomer miktarları yok denecek kadar azdır. Bu yöntemle hazırlanan lamine venerler, dual-cure rezin simanla yapıştırılır.<sup>53,54</sup>

İndirekt kompozit rezinlerin uygulamasındaki amaç, kompozit rezin venerin polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır. İndirekt çalışma tekniği polimerizasyon büzülmesini azaltmanın yanında reaksiyona girmemiş artık monomerlerin miktarını da azaltır.<sup>55</sup> Bu sayede kompozit venerin mekanik özellikleri gelişir. Özellikle mikro poröziteler, renklenmeler azalır çiğneme kuvvetlerine karşı direnç kazanılır ve marjinal adaptasyon iyileştirilmiş olur.<sup>56</sup> İndirekt kompozit rezinler aşınmaya dirençli olmalarının yanında porselen venerler kadar karşıt dişte aşınmaya sebep olmazlar. İndirekt kompozit rezinler, direkt kompozit rezinlere göre estetik açıdan daha üstündürler.<sup>57</sup> İndirekt kompozit rezinler laboratuvar kompozit fırınında ısıya ve hatta

yüksek basınca tabi tutulmalarından dolayı aşınmaya karşı dirençleri fazla, fiziksel ve mekanik özellikleri iyidir.<sup>58, 59</sup>

### **2.2.2. Direkt Yöntem**

Direkt kompozit lamine vener; rezin kompozitlerin diestema kapatma, dişlerin form ve pozisyonlarını düzeltmek, kama laterallerin restorasyonu amacıyla herhangi bir laboratuvar aşamasına gerek duymadan dişlere direkt olarak uygulandığı tedavi yöntemidir.<sup>47, 60</sup>

Direkt yöntemde kullanılan kompozit venerler, diş yüzeyine preparasyon uygulanarak veya uygulanmadan direkt asitleme ve bonding işlemlerini takiben ağız içinde yapılan restorasyonlardır. Adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte, direkt kompozit vener restorasyonların kullanım alanları da genişlemiştir. Ön bölgedeki dişlerin renklendiği olgularda, ufak mine defektlerinin düzeltilmesinde, kama lateral restorasyonunda ve diş eti çekilmesine bağlı dişler arasında karanlık alanların oluştuğu olgular direkt kompozit vener uygulamasının başlıca endikasyonlarıdır.<sup>44, 47</sup>

Renklenmelerin veya form bozukluğunun fazla olması durumunda dişlerde kompozit lamine vener uygulamasından önce preparasyon yapılması önerilmektedir. Lamine endikasyonu konulan dişte preparasyon standardizasyonunu sağlamak amacıyla dişin fasiyal yüzeyinde 0,3 mm ve 0,5 mm'lik rehber oluklar oluşturulmalıdır. Bunu sağlamak amacıyla özel elmas frezler kullanılmalıdır. Böylece orta ve insizal üçlüde 0,5 mm, servikal üçlüde ise 0,3 mm'lik derinlik sağlanarak mine sınırları içerisinde kesim tamamlanmış olur.<sup>61</sup>

### **2.2.3. Seçilen Restorasyonun Tipine Göre Lamine Venerler**

#### **a) Akrilik Rezin Lamine Venerler**

1930 yılında ortaya çıkan ilk dönem akrilik rezinler yüksek termal genişleme katsayısı, düşük bağlanma direnci, yüksek polimerizasyon büzülmesi, kötü kenar



uyumu ve bunlardan kaynaklı meydana gelen mikrosızıntı gibi pek çok soruna sahiptirler. Bu problemlerin büyük çoğunluğu aşılamayıp halen devam ettiği için silikat restorasyonlar gibi kaybolmaya yüz tutmuşlardır.<sup>46</sup>

Akrilik rezinler daha çok; ısı değişikliği, aşınma ve stres gibi fiziksel etkenlerin az olduğu bölgelerde başarıyla kullanılmaktadırlar. Akrilik rezinlerin en ideal iki endikasyonu tüm metal kaplama restorasyonların vestibülünde faset olarak kullanılmaları ve geçici restorasyon olarak sabit protezlerin seans aralarında uygulanmalarıdır.<sup>42,47</sup>

Akrilik rezinler düşük dayanma dirençlerine sahip oldukları için abrazyon ve atrizyona uğramaya meyillidirler. Bundan dolayı kuvvet gelen bölgelerde kenar uyumunun kaybolmasına neden olurlar. Mikro sızıntı ile ilişkili olarak renklenme, ikincil çürükler ve pulpal enflamasyon görülmektedir.<sup>46,62</sup>

### **b) Kompozit Rezin Lamine Venerler**

Adeziv sistemlerin gelişmesiyle gittikçe önem kazanan kompozit lamine venerler hem direkt hem indirekt kullanılabilirler. Nakamura ve Matsuma<sup>63</sup> uzun süreli klinik çalışmalarının sonunda lamine venerlerde en başarılı materyalin porselen lamine venerler olduğunu belirtmişlerdir. Ancak günümüzde tamirinin ağız içinde yapılabilmesi ve laboratuvar gibi ekstra bir işlem gerektirmemesi nedeniyle kompozit lamine venerlerinde kullanım alanı gittikçe artmaktadır. Lamine vener uygulaması aşamasında direk ve indirekt restorasyon yapım endikasyonları benzerlik gösterir. Yeterli tecrübe ve bilgiye sahip hekimler genellikle direkt yöntemi tercih ederler.<sup>51</sup>

Kompozit Lamine Venerlerin avantajları;<sup>2, 3, 42, 64-68</sup>

- Ağız içi tamirine olanak sağlar.
- Karşıt çenedeki dişlerde aşınmaya sebep olmaz.
- Ekonomiktir.

- Tedavi tek seansta gerekleŒir.
- Kabul edilebilir estetiğe sahiptir.
- Bazı direkt uygulamalarda sağlam diŒ dokusu korunur.

Kompozit venerlerin dezavantajları,<sup>2, 43, 48</sup>

- Mikrosızıntı
- RenkleŒme
- Polimerizasyon büzülmesi (direkt yöntem)
- DiŒ plağı için retansiyon alanı
- AŒınma direnci porselene göre daha azdır.

#### **2.2.4. Porselinin GemiŒi**

Dental materyal olarak porselinin gemiŒi 200 yıl öncesine dayanmaktadır. Modern diŒ hekimliğinin öncülerinden Fransız Fauchard 1728 yılında piŒirilmiş porselinin doğal diŒlerin renk ve gölgesine uyum sağlamak için kullanılabilceğini tarif etmiŒtir. Fauchard ‘Le Chirurgien Dentiste’ de metal protez kaidesine porselen yüklemesini tarif etmiŒtir ve porselen yardımıyla diŒ ve diŒ eti dokularını taklit edebilmek için alıŒmalar yapmıŒtır.<sup>69</sup> 1774 yılında Fransız bir eczacı olan Alexis Duchateau kullandığı kimyasallar yüzünden fildiŒinden oyulmuŒ protezlerinde oluŒan lekelenmelerden memnun değildi. Fransız eczacı kullandığı kimyasalları karıŒtırdıĐı, öğüttüğü, cilalanmıŒ seramik kapların lekelenmeye ve absorbsiyona karŒı daha dirençli olduğunu farkadaŒları etmiŒti. Bu seramik kaplar daha az pöröz bir yüzeye sahiptiler. Bu durum porseleni dental restorasyon materyali olarak kullanma fikrini doĐurmuŒtu. Duchateau, Saint-Germain-en Laye’ deki Guerhard Factory’ deki Fransız imalatçıların yardımını alarak ilk mineral protezi yapmayı baŒarmıŒtı.<sup>70</sup>

Porselen fırınlanma esnasında fazla miktarda büzülme göstermekteydi. Bunu önlemek için normalden büyük hazırlanan modeller ve eŒitli minerallerin

karıştırılmasıyla ve partikül büyüklerinin kontrolüyle, fırınlanmış protezin sonunda doğru boyuta az veya çok kontrakte olması sağlanıyordu. Duchateau, fabrikasyon methodlarında epeyce gelişme sağlamış bir diş hekimi olan Nicholas Dubois de Chemant' le işbirliği yaptıysa da protezlerin kopya edilmeye çalışılmasında büzülmeyi önleyemediler. De Chemant ve Duchateau' nun çalışması porselenden ilk total protez yapımı olmuştur.<sup>69</sup>

1880' de ilk dental porselen fırınlarının dizaynı Ambless Tess tarafından yapılmıştır. Daha sonra gazlı, benzinli ve elektrikli olarak geliştirilmiştir.<sup>69</sup>

1844' te porselen tek kron ilk olarak yapılmıştır.1860 yılında porselen kronlar 'tubetooth' un üretilmesiyle popüler hale gelmiştir. Bu tüp dişler metal kaideli tam protezlere perçinlenmelerini sağlayacak bir deliğe sahiptiler. Ayrıca bu delik sayesinde bir çeşit post-kor olarak da kullanılmışlardır.<sup>71</sup>

Porselen jaket kron yapımı 1873' te altın kaplama kronlara dayanmaktadır. Porselen kron yapımında çok daha estetik sonuçlar elde edilmiştir. Porselen kronların preparasyon ve üretim aşamaları inleyle göre çok daha karmaşıktı. Bu sebeplerden dolayı ilk dental porselen frit kullanımı 1900-1920'lerde inley yapımı için olmuştur.<sup>70</sup>

1900' da Brewster porselenin diş hekimliğinde kullanımını hızlandıracak orta ısı porselenini yapmayı başarmıştır. 1923' te Wain porselen restorasyonların erimiş porselenin refraktör bir kalıp içine dökülerek yapımını tanımlamıştır. Bu yöntem 'kayıp mum tekniği' ne benzerdir.<sup>70</sup>

Tüm seramik kron sistemi alüminanın güçlendirici faz olarak kullanılmasına kadar yaygın bir popülarite kazanamamıştır. 1950 yılında porselen yapısına lösit eklenmesi olmuştur. Böylece porselenin termal genişleme katsayısının yükselmesi sağlanmıştır.<sup>69</sup>

1980 yılında büzölmeye uğramayan ‘shrink free’ tüm seramik kron sistemlerinin (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Colo.) tanıtılması estetik adına daha etkili sonuçlar doğurmuştur. 1984 yılında ise dökülebilir cam seramik kron sistemlerinin (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) tanıtılmasıyla etkili estetik sonuçlar elde etmede daha gelişmiş seramikler tanıtılmıştır.<sup>69</sup>

Yüksek düzeyde translusens restorasyonlar elde edebilmek için dental porselenler yüksek oranda cam faz içermek zorundaydı. Geleneksel dental porselenlerin çoğu seramik materyalinden çok cama benzemektedir. Dental porselenler 1930-1940’ larda pişme ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılmıştır.<sup>49</sup>

Yüksek ısı 1200/1450 °C

Orta ısı 1050/1200 °C

Düşük ısı 850/1050 °C

Düşük, orta, yüksek ısı sinterize edilmiş dental fritlerin asitlenmiş yüzeylerinin mikroskopik görüntüleri karşılaştırıldığında yüksek ısı porseleninin cam matrisindeki kuartz partikülleri belirli bir şekilde izlenmiştir. Daha güncel olan orta ve düşük ısı porselenleri iki fazlı cam yapıya sahiptirler ve kristalize kuartz faz içermemekteydiler. 1950’ lerde orta ve düşük ısı porselenlerler popüler hale gelmiştir. Modern dental porselenler de orta ve düşük ısı porselenlerinin bir çeşitidirler. Homojenize toz kullanımı modern dental porselenlerde sinterizasyon döngüsünün daha düşük ısıda ve kısa sürede olmasını sağlamıştır.<sup>70</sup>

Dental porselen, doğal dişlerin yerini alabilecek birçok özelliğe sahip olmasına rağmen cam ve seramik materyaller gibi kırılabilir yapıya sahiptir. 1956’ da porselenin altın alaşımları ile birleştirilerek kullanılması önemli bir gelişme olmuştur. Porselen-altın kombinasyonu, porselenin estetiği ile altının dayanıklılık, kolay işlenebilirlik ve sertliğini bir araya getirmiştir. 1962’ de altın alaşımlarıyla beraber kullanılmak üzere

üretilen bir porselen Weinstein tarafından üretildi sonra O'Brien ve Ryge tarafından 'lösit porselen' olarak tanımlandı.<sup>49, 50</sup>

1965 yılında McLean ve Hughes kron yapımında porselenin yapısını güçlendirmek için alümina kullanımını önermişlerdir. Alümina, endüstride elektrik yalıtkanlarının üretiminde kullanılan; yüksek kil, düşük feldspar içeren, porselenlerin yapısını güçlendirmek için kullanılıyordu. Alüminyum oksit ilavesiyle seramiğin dayanıklılığı 1214-1430kg/cm<sup>2</sup>' ye kadar yükseltilmiştir.<sup>71</sup> 1972 yılında alüminöz core materyali Jones tarafından elastiklik modülünü; konvansiyonel porseleninkine oranla %50 arttırmak amacıyla kullanılmıştır. 1983 yılında Zurich Üniversitesi'nde ısı ve basınç tekniği ile IPS-Empress tüm seramik sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemin esası lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kontrollü kristalizasyonudur. Bu gelişmelerin ardından yüksek ısılarda ortaya çıkan mikropöröziteleri ve büzölmeleri ortadan kaldırmak için bilgisayar destekli freze sistemleri geliştirilmiştir. 2000' de Degusa firmasınınca; çok üyeli köprü yapımına imkan sağlayan zirkonyum oksit esaslı Cercon sistemi piyasaya sunulmuştur.<sup>72</sup> Tamamlanan restorasyonun başarılı kabul edilmesi için dişe benzer renk derinliğine ve şeffaflığa sahip olması gerekir. Seramikler kullanılan restoratif materyaller arasında en yüksek biyolojik uyumu göstermektedirler.<sup>73</sup>

### **2.2.5. Dental Seramiğin Dayanıklılığı ve Güçlendirilmesi**

Seramik restorasyonların en büyük dezavantajı kırılma dayanımlarının düşük olmasıdır. Seramikler sıkışma kuvvetlerine karşı dirençli olmalarına rağmen çiğneme kuvvetleri esnasında; makaslama ve çarpma kuvvetleri de oluşur. Bu durum seramik restorasyonlarda kırılmalara neden olur. Metal desteksiz seramikler sadece %0.1'lik elastik deformasyon gösterebilirler. Bu nedenle üzerlerine gelen kuvvetlere karşı metallere oranla daha kırılıgandırlar.<sup>51</sup>

Seramikler, yapım aşamalarında (toz karıştırma ve sıkıştırma, şekillendirme, kurutma, fırınlama, son şekillendirme) ve ağız ortamında kuvvetlere ve neme maruz kalırlar. Yapılarındaki farklı ısıl genleşme katsayılarına sahip tabakalar nedeniyle seramiklerde mikro çatlaklar oluşur. Bu mikro çatlaklar nedeniyle seramikler devamlı streslere maruz kalırlar. Her materyalin kendine özgü kritik çatlak boyutu (kırılma sertliği katsayısı) vardır. Çatlak gelişimi açısından dayanıklılığı etkileyen faktörler; çatlak boyutu, çatlak sayısı ve dağılımı, materyalin kırılma sertliği katsayısı'dır.<sup>69, 72</sup>

Dental seramiklerde dayanıklılığı etkileyen faktörler; preparasyon şekli, destek diş dokusunun durumu, restorasyonun formu uyumu, materyalin mekaniksel özellikleri, siman özellikleri, okluzal temaslar nedeniyle oluşan stres dağılımı, materyalin kalınlığı, yapım tekniği, ısıl hareketler nedeniyle biriken streslerdir.<sup>74</sup>

Dental porselenlerin dayanıklılık artırılmasına yönelik pek çok yöntem geliştirilmiştir.<sup>74</sup>

#### **2.2.5.1. Kimyasal Güçlendirme (İyon Değişimi)**

İyon değişimi; yüzeyde ince bir kompresif-stres tabakası oluşturur. Bu da küçük modifiye cam iyonları ile daha büyük iyonların yer değiştirmesiyle meydana gelir. Dayanıklılıkta %45-140 arasında artma olduğu belirtilmiştir. İyon değişimi, erimiş tuzlar kullanılarak bir pasta (Ceramiccoat/Tuffcoat) yardımıyla gerçekleştirilir. Porselenlerin çoğu bu tür bir işlem ile güçlendirmeye olumlu yanıt vermektedir. Büyük iyonlar cam veya porselenin yapısına yüksek ısıda difüzyon yoluyla girerler. Bu büyük iyonlar soğuma sırasında porselen yüzeyince yakalanırlar ve yüksek molariteleri nedeniyle daha çok yer işgal ederler. Böylece yüzey tabakasının büzülme potansiyelini azaltır ve belli bir basınç altında kalmasını sağlarlar.<sup>74</sup>

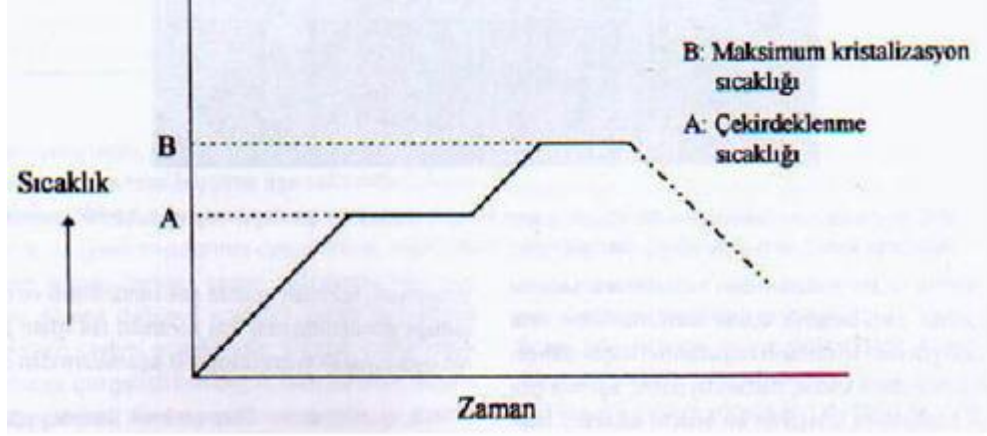
Dental (feldspatik) seramiklerin kimyasal yapısı iyon değişimi ile yüzeydeki tabakada yüksek kompresif stresi arttırmak için uygundur.<sup>74</sup>

### **2.2.5.2. Termal Güçlendirme (Isıl İşlem Uygulanması)**

Dental porselenin ısıyla yumuşatılması (tempering) güçlendirilmesini sağlar. Termal işlemlerin avantajı; stres profilini materyalin daha derin tabakalarına kadar genişletmesi ve air- abrazyondan etkilenmemesidir. Dental porselenlerin bu şekilde güçlendirilmesi çatlak başlangıcını inhibe eder. Yalnızca ısıl sertleştirme (forced-air tempering); sadece iyon değişiminden ya da iyon değişimi ve ısıl sertleştirme kombinasyonundan daha iyidir. Isıl sertleştirme yapılan bir çalışmada porselende 150 µm derinliğe kadar etkili olmuştur ve termal olarak desteklenmiş en derin kompresif stres profilidir. Kimyasal güçlendirme ile karşılaştırıldığında, bu metodun dezavantajı, soğuma oranının kontrolünün güç olmasıdır.<sup>69</sup>

### **2.2.5.3. Camların Kristalizasyonu**

Cam-seramikler; özel bileşimlere sahip camların kontrollü kristalizasyonu ile üretilen, camlardan çok daha yüksek mekanik mukavemete ve darbe direncine, daha yüksek refrakterlik özelliğine ve daha düşük ısıl genleşme katsayısına sahip olabilen çok kristalli malzemelerdir. Camdan cam-seramik malzemeye dönüşümü sağlayan kristalizasyon, cam içerisinde kristal fazların çekirdeklenme ve büyümelerini sağlayan uygun ve dikkatli bir ısıl işlem programı ile elde edilir. Ana cam içinde çökelen kristallerin boyutlarının küçük olması bu tür malzemelerin tokluk, darbe dayanımı, aşınma gibi mekanik özelliklerini iyileştiren en önemli etkidir. İstenilen büyüklüklerde ve düzenlerde kristal oluşumunu sağlamak için 1 cm<sup>3</sup> hacimde yaklaşık 10<sup>12</sup>-10<sup>15</sup> çekirdek oluşumu gerekmektedir. Bu şartları sağlamak için camın ergitilmesi ve şekillendirilmesi süreci sırasında çeşitli katkıları ( çekirdeklendiriciler) kullanılır.<sup>75-77</sup>



Şekil 2.4. Cam-seramiklerin ısıtılması süreci<sup>75</sup>

#### 2.2.5.4. Dağılımla (Dispersion) Güçlendirme

McLean dental seramiklerdeki alüminyum içeriğinin ağırlığın %50'sine kadar artırıldığında dayanıklılıklarının da artacağını bulmuştur. Bu tarihten itibaren dental seramiklerdeki alüminyum içeriğinin daha da artırılmasına doğru yönelinmiştir. (Hi-Ceram %70, In-Ceram %90, Procera AllCeram %100). Sonuçta alümina ile güçlendirilmiş seramiklerde %40 olan  $Al_2O_3$  kristalleri oranı %85 seviyelerine çıkmıştır. Küçük boyutlarda eklenen bu dirençli cam kristaller seramiklerin yapısını güçlendirmekte ve restorasyonun direncini arttırmaktadır.<sup>74</sup>

Mikro çatlakları önlemek ya da en aza indirmek için seramik yapısına alümina ( $Al_2O_3$ ) (Vitadur-N, Hi-Ceram, Procera AllCeram), magnezyum oksit (Cerestore), mika kristalleri (Dicor), zirkonyum oksit (Mirage), lösit (Optec, Cosmotec 2, IPS-Empress) kristalleri eklenir. Alüminyum oksit bilinen en dayanıklı ve en sert oksittir. Ayrıca yüksek elastiklik modülüne sahip olduğu için kristal bileşiğin sertliğini ve esnekliğini yükseltir.<sup>72</sup>

### 2.3. Porselen Lamine Venerler

İlk dönemlerde yapım kolaylığı ve ekonomik olması nedeniyle önceleri akrilik ve kompozit venerler kullanılmıştır. Ancak akrilik ve kompozit rezinlerin uzun ömürlü,



olmamaları, renklenme, aşınma, marjinal fraktürlerin görülmesi ve uzun dönemde estetiğinin azalması nedeniyle günümüzde artık porselen materyali tercih edilmektedir.<sup>41, 78</sup>

Genellikle üst kesici dişlerin restorasyonunda kullanıldığı gibi sınırlı olarak alt keser ve premolarlarda da kullanılabilir.<sup>41</sup>

Porselen lamineler, az miktarda preparasyon gerektirmeleri, renklerinin stabil kalması, abrazyona karşı kompozitlere göre dirençlerinin yüksek olması, asitle pürüzlendirildiklerinde mineye bağlantılarının oldukça güçlü olması, yapıştırıldıklarında gerilme ve makaslama kuvvetlerine dirençli olmaları, mükemmel estetik sağlamaları, sıvı absorpsiyonuna karşı dirençli olmaları ve preparasyon sürelerinin kısa olması gibi avantajlara sahiptirler.<sup>41, 66, 78</sup>

Tamir zorluğu, yapıştırıldıktan sonra renginin değiştirilmesinin zor olması, yapımının zaman alıcı olması, yapıştırılmadan önce oldukça kırılgan olmaları, maliyetinin yüksek olması, provalar esnasında diş üzerinde uygun konumda tutulma zorluğu, glaze'i bozulduğunda kompozite göre tekrar cilalanmasının daha zor olması gibi dezavantajlara da sahiptirler.<sup>41, 82</sup>

Hastalara ilk 48 saat boyunca ve gelecekte yapılması ve yapılmaması gerekenler açıklanmalıdır.

Yapılması gerekenler;

1. Doğal dişlerdeki gibi kıl uçları yuvarlatılmış diş fırçası ve diş ipi kullanılması
2. Daha az aşındırıcı özelliğe sahip ve yüksek oranda florür içermeyen bir macun kullanılması önerilir.

Yapılmaması gerekenler;

1. Renklenmeye yol açabilecek gıda ve içeceklerin kullanılmaması

2. Erken dönemde rezin simanı etkileyebilme potansiyeline sahip özelliği nedeniyle alkol kullanılmaması
3. Sert gıdalardan(buz,şeker,kemikli et) uzak durulması
4. Aşırı sıcak ve soğuk gıda ve içeceklerden uzak durulması tavsiye edilir.<sup>41</sup>

#### **2.4. Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması**

Tüm seramik sistemler içeriklerine ve yapım tekniklerine göre Gruplandırılır.

Seramik alt yapıların içeriklerine göre sınıflandırılması<sup>49, 52</sup>

##### **a) Alümina porselenler**

- Alümina alt yapılı: Vitadur-N
- Alümina-magnezya alt yapılı: Cerestore
- Alümina alt yapı üzerine cam infiltrasyonu: In-Ceram
- Alümina alt yapının CAD/CAM sistemi ile oluşturulması: Procera

##### **b) Güçlendirilmiş konvansiyonel feldspatik porselenler**

- Ekstra lösit ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Optec
- Fiber ile güçlendirilmiş feldspatik porselen: Mirage 2

##### **c) Cam seramikler**

- Tetrasilik mika kristalleri içeren cam seramikler: Dicor
- Hidroksiapatit kristali içeren cam seramikler: Cerapearl
- Lösit kristali içeren cam seramikler: IPS-Empress, Finesse
- Lityum disilikat içeren cam seramikler: IPS-Empress 2, IPS e.max

##### **d) Zirkonyum oksit içeren seramikler: Cercon, ZirkonZahn<sup>69, 72, 74</sup>**

Yapım tekniklerine göre seramik sistemlerin sınıflandırılması;

##### **a) Folyo tekniği: Renaissance, Sunrise, Optec HSP, Flexobond**

##### **b) Isıya dayanıklı refrakter model üzerinde hazırlanan seramik**

**restorasyonlar:** Vitadur-N, Cerestore, Hi-Ceram, Duceram, Optec, Mirage

**c) Dökülebilir cam seramikler:** Dicor, Cerapearl

**d) Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler:** IPS-Empress, Empress 2, Finesse, Evopress, Optec 3G, Carrara Press

**e) Kopya freze tekniğine dayalı sistemler:** Celay, Cercon, Zirkozahn

**f) Bilgisayar destekli freze tekniğine dayalı sistemler (CAD/CAM):** Cerec, Procera, Lava, Cicero<sup>74, 83</sup>

## **2.5. CAD/CAM sistemleri**

Yüksek sıcaklıklarda pişirilen seramik malzemelerde gözlenen istenmeyen ortak özellik, seramik yapısındaki mikroporozite ve homojenizasyon eksikliğidir. Bu nedenle restorasyonların, seramik malzemeler pişirilmeden bir blok üzerinde yontulmasıyla oluşturulması işlemi gündeme gelmiş ve çeşitli freze sistemleri geliştirilmiştir. CAD (computer assisted design), CAM (computer assisted machining) sistemleri olarak da bilinen bu sistemlerde, çok çeşitli teknikler kullanılmaktadır.<sup>53</sup>

1977 yılında Bruce Altschuler'in intraoral dokuların bilgisayar ortamında görülmesi için optik tarayıcıları kullanmasıyla ilk kez CAD/CAM sistemler kullanılmaya başlanmıştır.<sup>105</sup>

Dr. Duret, Dr. Anderson ve Dr. Mormann gibi öncü bilim insanlarından sonra dental CAD/CAM sistemleri hızlı bir atılımın içine girmiş ve her geçen gün endikasyon alanlarını daha fazla genişletmişlerdir. Dr. Durent dental CAD-CAM teknolojisini geliştiren ilk kişidir.<sup>105</sup> 1971 yılında ağızda destek dişin ölçüsünü optik olarak almış, fonksiyonel hareketleri dikkate alarak bir kron tasarlamış ve kronu, frezeleme cihazı kullanarak üretmiştir. Daha sonra da dünyada dental CAD-CAM sistemlerinin gelişimleri üzerinde çok büyük bir etkiye sahip olan Sopa Sistemini geliştirmiştir.<sup>106</sup>

Dental CAD-CAM teknolojisinde çağır açan ikinci kişi ise Dr. Moermann' dır. CEREC sistemini geliştirmiştir. Hasta başında kullanılan yeni bir teknolojiyi denemiştir.

İntraoral kamera ile prepare kavitenin ölçümünü yaptıktan sonra restorasyonun şekli tasarlanmış ve hasta başında kompakt bir cihaz ile birlikte seramik bloktan restorasyon yontularak elde edilmiştir. Bu sistemin ortaya çıkışı ile birlikte aynı gün içerisinde restorasyonun hazırlanmasına izin vermesi bu sistem ile birlikte diş hekimliğinde CAD-CAM terimi yaygınlık kazanmıştır.<sup>106,107</sup>

Üçüncü kişi olan Dr. Andersson Procera sistemini geliştirmiştir. Tüm uygulama, sisteminin bir parçası olan prosedürdeki CAD-CAM uygulamasıdır. Daha sonra bu sistem uydular aracılığıyla tüm dünyada işleme merkezine bağlanılıp tüm seramik alt yapıların fabrikasyonu için geliştirilmiştir. Bu şekildeki iletişim ağları halen bulunmaktadır.<sup>107</sup>

Günümüzde bu sistemlerle; lamine vener, inley, onley, köprüler, bölümlü protezlerin iskeletleri, implant destekli protezlerin kişiye özel dayanakları ve kuronlar yapılabilmektedir. Bu sistemde prefabrike bloklar freze edilmek için kullanılmaktadır. Bu bloklar; seramik, metal alaşım, zirkonyum oksit ve rezin içerikli olarak üretilmektedir.<sup>106, 107</sup> CAD/CAM teriminin açılımı; “Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing” olarak bilinir. CAD/CAM sistemlerinin 3 temel bileşeni vardır.<sup>108</sup>

1. Ağız içindeki geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilecek veriye dönüştüren tarayıcı
2. Üretilecek restorasyonun verilerini oluşturacak yazılım
3. Verileri istenilen restorasyona dönüştürecek olan üretim teknolojisi

CAD/CAM sisteminde farklı yazılımlar kullanılmaktadır. Bunlar; Laboratuvarda kullanılan sistemler, üretim merkezli sistemler ve klinikte kullanılan sistemlerdir.<sup>109</sup>

## **2.6. Laboratuvarında Kullanılan Sistemler**

### **2.6.1. Cercon**

Cercon (Degudent, Hanau, Germany) aslında bir CAD/CAM sistem olmayıp, sadece CAM ünitesine sahiptir. Kronun ya da köprünün mum modelajı hazırlanır ve lazerle taranır. Tarama ve aşındırma işlemi Cercon beyin ünitesinde yapılır. Aşındırma işlemi iki basamakta gerçekleştirilir. Birinci basamakta kaba form hazırlanır, ikinci basamakta ise ayrıntılar oluşturulur. Prefabrike seramik blok son restorasyondan hacimsel olarak %30 daha büyüktür. Bu farkadaşları Cercon beyin ünitesinde bilgisayar yardımıyla hesaplamayla, taramadan sonra da belirlenebilir.<sup>100</sup>

### **2.6.2. Cicero (Computer Integrated Ceramic Reconstruction)**

Cicero sistemi (Cicero Dental Systems B:V: Hoorn, The Netherlands), optik tarama, seramik sinterleme ve CAM esaslarına dayanmaktadır. Restorasyonlar maksimum statik ve dinamik okluzal bağlantılara göre üretilmektedir. Cicero sisteminin çalışma aşamaları; model hazırlığı, optik tarama, dizayn, sinterizasyon, sentrik okluzyon ayarı, artikülasyon ayarları, tabakaların oluşturulması ve bilgisayar destekli yapım aşaması şeklinde özetlenebilir. Sistemde prepare edilen dişin bulunduğu çenenin tüm ölçüsü elde edilir, lazer tarayıcı ile önce güdük model yalnız başına, daha sonra modelin tümü taranır. Kapanış modeli üzerine yerleştirilen model sonrasında tekrar taranır. Veri bankasındaki hazır kronlardan en uygun olanı sistem tarafından belirlenir. Güdük üzerine zirkonyum oksit ve alüminyum oksitten oluşan alt yapı yüksek basınç altında uygulanır ve vakum altında sinterlenir.<sup>110, 111</sup>

### **2.6.3. Everest**

Bu sistem bir bilgisayara bağlı; tarayıcı, aşındırma ünitesi ve sinterleme fırınından oluşmaktadır. Restorasyon dizaynı bilgisayar yazılımı ile yapılabildiği gibi mum modelajın taranmasıyla da yapılabilir. Ayrıca titanyum ve zirkonyum gibi blokları

da freze edebilmektedir. Tarayıcının çektiği fotoğraflar özel bir yazılımla üç boyutlu hale getirilir ve bu görüntü üzerinde istenen ayarlamalar yapılabilir. Tarayıcı alçı modele temas etmeden işlem gördüğü için modeli bozmaz. Bu sistemde 14 üyeli köprüler, inley, onley ve anterior kuronlar yapılabilir. <sup>112</sup>

#### **2.6.4. Precident DCS**

DCS-Precident Sistem (Digitizing Computer System) (DCS Dental AG, Allschwil Switzerland), hem bilgisayar destekli tasarım, hem de bilgisayar destekli üretimden faydalanır. İlk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Restorasyon alt yapıları tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-zirkon) şekillendirilmektedir. Ölçümler PreciScan adı verilen tam otomatik lazer tarayıcı bir optik sensör ile yapılmaktadır. 900 Mpa'lık bükülme dayanımına sahip zirkonyum esaslı alt yapılar üretilir. Bu özellik materyalin molar bölgede kullanılmasına olanak sağlar. DCS-Precident sisteminde kullanılan materyaller cam seramik, In-Ceram, fiberle güçlendirilmiş kompozitler ve metaller olabilir. Üst yapılar alt yapıya benzer termal genişlemeye sahip venter porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır. <sup>113</sup> Sistem pahalı ve uzun laboratuvar işlemler gerektirdiği için tercih edilmemektedir. <sup>114, 115</sup>

#### **2.7. Üretim Merkezli Sistemler**

##### **2.7.1. Procera**

Procera All-Ceram (Nobel Biocare, Gotebprg, Sweden) sisteminde hastadan elde edilen model küresel bir optik okuyucu ile taranır. Tarama işlemi 50.000 noktadan oluşan bir yüzeysel taramadır. Hafızaya alınan bu veriler doğrultusunda yüksek alümina içerikli çekirdek malzemelerinden, freze yöntemiyle başlıklar hazırlanır. CAM işlemi için veriler Amerika ve İsveç' teki merkeze gönderilir. Bu sistemin avantajı; titanyum altyapı işleyebilmesi, yüksek kenar uyumu göstermesidir. Bu avantajlara rağmen

laboratuvar aşamalarının karmaşık oluşu ve ekonomik olmaması nedeniyle yaygın kullanıma ulaşamamıştır.<sup>116,111, 117</sup>

### **2.7.2. Lava**

2002 yılında piyasaya sunulan Lava seramik sisteminde (3M ESPE, Seefeld, Germany) yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılmaktadır. Optik tarayıcı (Lava Scan), frezleme ünitesi (CAM) (Lava Form) ve sintirleme fırınından (Lava Therm) oluşan sistemdir. Bu sistemde prepare edilen dişler ve dişsiz kısımlar Lava Scan ile taranır, kenar dizaynı ve gövde tasarımı otomatik olarak Lava CAD yazılımı ile yapılır. Dizayn işlemini takiben yarı sinterlenmiş ZrO<sub>2</sub> seramik blok Lava Form ile kazınır<sup>100</sup>. Bütün sinterleme işlemlerinde görülen %20-30 oranındaki büzölmeye karşı, restorasyon taslakları normalden daha büyük oranda hazırlanır. Lava Ceram denen vener seramiğiyle restorasyon son haline getirilir.<sup>109, 118</sup>

### **2.8. Klinikte Kullanılan Sistemler**

Klinikte CAD/CAM sisteminin bütün bileşenleri vardır. İntra-oral kamera geleneksel ölçünün yerini almıştır. Bu sayede indirekt restorasyonlar tek seansta yapılabilir. E4D ve CEREC bu gruba dahildir.<sup>109</sup>

#### **2.8.1. E4D**

Yansıtıcı sprey gerekmeden kırmızı lazer tarayıcı ile diş preparasyonu tarayabilen bu sistem 2005 yılında piyasaya süröldü. Doğru morfoloji elde etmek için birçok noktadan görüntü alınmalıdır. Üreticinin ücretsiz yazılım güncellemesi yapması CEREC sistemine göre avantaj iken bu sistemde kullanılabilen prefabrike blokların sınırlı olması dezavantajdır.<sup>109</sup>

#### **2.8.2. CEREC (CEramic REConstruction)**

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (günümüzde Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen CEREC ya da 'CEramic REConstruction'

sistemi klinikte kullanılan ilk CAD-CAM sistemidir.<sup>119</sup> CEREC (Sirona, Bernsheim, Germany), optik bir okuyucu yardımıyla, hasta ağzından doğrudan alınan (CEREC in Dental Office) ya da laboratuvarında elde edilmiş güdüklü modelden alınan (CEREC inLab) ölçümlerle bilgisayar hafızasına kaydedilen veriler aracılığıyla, torna makinesinde, blok seramiklerin frezlenmesiyle restorasyonların oluşturulması esasına dayanır.<sup>120</sup> Moermann ve Brandestini tarafından 1980'lerde geliştirilmiş olup, yazılım mühendisi Dr. Alain Ferru tarafından CEREC yazılımı oluşturulmuştur.<sup>119</sup>

### **2.8.2.1. CEREC I**

3 ekseninde aşındırma yapabilen ilk cihaz olan Cerec 1 sistemi 1985 yılında Moermann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilmiş ve 1988 yılında piyasaya sunulmuştur. Ancak ilk modelin sadece birkaç inley ve onleyde başarılı olduğu ileri sürülmüş, buna ilaveten fiyatının yüksek, kullanımının zorluğu ve okuyucunun yetersizliği nedeniyle de diş hekimliğinde fazla ilgi görmemiştir.<sup>107</sup>

### **2.8.2.2. CEREC II**

Cerec I sistemine gelen eleştiriler üzerine 1994 yılında 6 ekseninde freze işlemi yapabilen CEREC 2 sistemi geliştirilmiştir. CEREC 2 sistemi ile inley, onley ve kuron restorasyonları üretilmiştir. 1997 yılında geliştirilen kuron yazılımı, CEREC 2 sistemiyle posterior kuron altyapılarının tasarımına olanak sağlamıştır<sup>121</sup>. Sınırlı şekilde de olsa okluzal anatominin dizayn edilmesi geliştirilmiştir.<sup>107</sup>

CEREC 2 kullanılarak yapılan restorasyonlarda kenar uyumu 27–56 µm olarak tespit edilmiştir.<sup>122</sup> Gelişmiş şekillendirme yazılımıyla kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi uyum sağlayan CEREC 2 sistemi, okluzal yüzeyin anatomik tasarımına olanak sağlamasına rağmen, zamanla sistem yetersiz kalmış ve Şubat 2000'de CEREC 3 sistemi geliştirilerek piyasaya sürülmüştür.<sup>107</sup>



### 2.8.2.3. CEREC III

CEREC III sisteminde aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmış, aşındırma işlemleri bir frez yerine 2 frez ve bir elmas disk ile hızlandırılmıştır. CEREC 3 yazılımının windows tabanlı olması uyum ve uygulama kolaylığı sağlamaktadır. Bu sistemde daha iyi okluzal anatomi sağlandığı için okluzal uyumlamaya gerek kalmadığı bildirilmektedir.<sup>123</sup>

CEREC 3 sisteminde kullanım, uygulama ve teknik açıdan bazı yenilikler getirilmiştir. Bu yenilikler,<sup>107,123</sup>

- Üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesinin sisteme eklenmesi
- Kaydedilen görüntüler sayesinde restore edilecek dişin ve restorasyonun tüm noktalarının ayrıntılı olarak kaydedilebilmesi
- CEREC 3'ün freze ünitesine ikinci elmas silindirin eklenmesiyle okluzal detayların CEREC 2'ye göre daha iyi verilebilmesi
- CEREC 3 sistemi ile bir restorasyonun tamamlanabilmesi için gereken süre CEREC 2'ye göre %27 oranında kısalması
- Bir sonraki restorasyonun, önceki şekillendirilirken tasarlanabilmesidir.<sup>107</sup>

CEREC 3 sistemi porselen lamina, inley, onley, parsiyel ve tam kuron üretiminin yanı sıra üç üyeli köprü restorasyonlarının altyapısı için InCeram Zirkonia bloklarını da kullanabilmektedir.<sup>107</sup>



**Şekil 2.5. CEREC CAD/CAM Sistemi**<sup>124</sup>

### **2.8.3. CEREC Sisteminin Klinik Uygulaması**

Preparasyon geleneksel restorasyonlarda yapılanlara benzemektedir.

Preparasyonda dikkat edilecek hususlar;

- Basamaklı kesim yapılmalıdır.
- Koniklik açısı 10 dereceden az olmamalıdır.
- Kavite kenarları net görülebilmelidir.
- Marjinler belirgin olmalıdır.
- Andırkatlar olmamalı, yüzeyler pürüzsüz hazırlanmalıdır.
- İnley kavitelerde kavite tabanı düz hazırlanmalıdır.<sup>125</sup>

Preparasyon tamamlandıktan sonra restorasyonun tasarlanması için dijitalize edilmesi gerekmektedir.<sup>126</sup> CEREC sisteminde ölçü işlemi BlueCam veya OmniCam isimli intra-oral kameralarla gerçekleştirilir. OmniCam' de yüzeylere yansıtıcı sprey sıkılmadan görüntü alınabildiği için BlueCam' e göre daha avantajlıdır. OmniCam' in diğer bir avantajı da ağız içi dokuları kendi renkleriyle göstererek marjinlerin belirlenmesinde rahatlık sağlamasıdır.<sup>127</sup>



**Şekil 2.6.** CEREC Sisteminin Gelişim Süreci

Görüntü restorasyon giriş yoluna paralel olarak şekilde tüm preparasyon yüzeylerinin eksiksiz olarak elde edilmesine dayanır. Okluzal kontakların tespiti için karşıt dişlerin ve kapanışta iken her iki çenenin bukkal görüntüleri elde edilmelidir.<sup>107</sup>

Ölçü işleminden sonra CEREC 4 yazılımı ile dijital modeller oluşturulur. Alt- üst çene modelleri kapanışa getirilir. Kesim marjini çizilerek tanımlanır. Yazılımın uygun restorasyon oluşturması için iyi bir restorasyon giriş açısı tespit edilerek onay verilmelidir. Hastanın diğer dişlerine bakılarak uygun renkteki blok seçiminden sonra veriler milling cihazına aktarılır. Restorasyon elmas frezlerle kazınarak elde edilir.<sup>127</sup>

#### **2.8.4. CEREC sistemin avantajları**

- Tek seansta istenilen işlem bitirilebilir.
- Bilgisayar kullanımı hataları ortadan kaldırır ve ölçüye uygun mikrometre düzeyinde restorasyonlar sağlar.<sup>127</sup>
- CEREC ile yapılan restorasyonlar uzun ömürlüdür ve klinik başarısı yüksektir.<sup>128</sup>
- Ölçü maddesi, geçici restorasyon gibi ek maliyet gerektiren işlemler ekarte edilmektedir.<sup>127</sup>

- CAD/CAM blokları mükemmeler yakın şartlarda üretildikleri için restorasyonların ömrü uzundur.<sup>107</sup>

### **2.8.5. CEREC Sisteminin Dezavantajları**

- Sistemin fiyatı pahalıdır.
- Preparasyon işlemi diş eti altında sonlanmışsa ölçü almak zordur.
- Monokromatik bloklar kullanıldığında renkte tam uyum sağlanamayabilir.
- Geleneksel laboratuvarlarda yapılanlara göre restorasyonun uyumlandırılması daha zordur.<sup>121</sup>

### **2.9. CEREC Sisteminde Kullanılan Seramikler**

CEREC sisteminde kullanılacak materyaller;<sup>129</sup>

- Klinik olarak kabul edilebilir restorasyonlar oluşturabilmeli
- Hızlı bir şekilde işlenebilmeli
- Bitim işlemleri (cila, glazür, renklendirme) kolaylıkla yapılabilmesi
- Okluzyonda karşıt dişlerde aşınmaya neden olmamalı
- Milling işlemine karşı dayanıklı olmalı

#### **2.9.1. Feldspatik Porselen Esaslı Seramikler**

##### **a) CEREC Blocs ve CEREC Blocs PC**

Estetik özellikleri yüksek, iyi cilalanabilir ve karşıt dişlerde herhangi bir aşınma meydana getirmeyen bu bloklar inley, onley, vener ve tam kuron yapımında kullanılabilirler. Kırılma dirençleri 120 MPa olduğu için köprü yapımında kullanılamazlar ancak zirkonyum alt yapılarına üst yapı şeklinde eklenerek köprülerde kullanılabilirler. CEREC Blocs PC' nin en önemli avantajı: Farklı tabakalarda farklı renk tonlarındaki yapısından dolayı milling işleminden sonra herhangi bir karakterizasyona ihtiyaç duymaz.<sup>129</sup>

## **b) VITA Markadaşları II**

Partikül büyüklüğü 4 µm olduğu için mineye benzer abrazyon özellikleri gösterir. 150 MPa'lık kırılma direncine sahiptir. Hidroflorik asitle yüzey pürüzlendirme işlemi yapıldığında dişe bağlanması klinik olarak kabul edilebilir seviyeye ulaşır. Tek diş restorasyonlar ve köprü üst yapılarında kullanılır.<sup>129</sup>

## **c) VITA Triluxe, Triluxe Forte, Reallife**

Markadaşları II ile aynı yapıya sahiptir. Ancak bu bloklar derecelendirilmiş renk saturasyonuna sahiptir. Orta tabaka standart chroma, üst tabaka (mine) düşük, az yoğun chroma, yüksek translüsensi, alt tabaka yüksek chroma, düşük translüsensiden oluşmuştur<sup>130</sup>. TriLuxe ve TriLuxe forte' un inley dışındaki tüm tek diş restorasyonlarda kullanımı önerilir. Reallife' in ise yüksek estetik özelliklerinden dolayı vener ve anterior bölge kuronlarında kullanımı önerilmektedir.<sup>130</sup>

## **2.9.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

### **IPS Empress CAD**

Preslenebilir lityum disilikat materyalin mikroyapısı hacimce yaklaşık %70 oranında cam matriks içerisinde kristalize iğne uçlu lityum disilikat kristalleri içerir. Kristallerin uzunluğu yaklaşık 3-6 µm kadardır. IPS e.max Press ve IPS e.max CAD aynı kristal kompozisyona sahiptir. Her ikisi de %70 lityum disilikat yapısına sahiptir. Kristallerin büyüklük ve uzunlukları farklıdır. Bu sebeple iki bloğun elastiklik modülü, kimyasal çözünürlüğü aynı iken; kırılma sertliği ve bükülme dayanımı IPS e.max' da biraz daha fazladır.<sup>131</sup>

## **2.9.3. Lityum Silikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

### **a) IPS e.max CAD**

IPS e.max CAD 'mavi blok' iki basamaklı kristalizasyon işlemi kullanır. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta

lityum meta-silikat kristalleri çökeler. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir. İçeriğindeki ilave renklendiriciler sebebiyle mavi renklidir. İkinci ısıtım işlem aşındırma tamalandıktan sonra yapılır. Meta-silikat faz tamamen çözünür ve lityum disilikat kristalize olur. Bundan sonra 850<sup>0</sup>C' de ısıtım işlem gerçekleştirilir. Bu işlem sonunda cam matris içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli cam seramik restorasyonlar elde edilir.<sup>131</sup> Her blok bir barkoda sahiptir. Bu barkod bilgisayara alt yapıyı frezlemek için uygun yoğunluğu bildirmektedir.<sup>130</sup>

#### **b) Vita Suprinity**

Lityum disilikatla güçlendirilmiş olan Vita Suprinity %10 zirkon içermektedir. Bu durum mekaniksel özelliklerini geliştirmiştir. Özellikle ince taneli homojen yapısı materyalin kalitesini arttırmıştır ve uzun dönem klinik başarı sağlamaktadır. Ayrıca bu ince kristal yapı ve homojenlik milling işleminde hassas bir sonuç vermektedir. Vener, ön Grup ve arka Grup dişlerde tam kron yapımında ve implant destekli kronlarda kullanılabilir.<sup>132</sup>

### **2.9.4. Silikat Cam Seramikler**

#### **a) CEREC Blocs C In**

Translüsens özellikteki mine ve yüksek kromatik yapılı dentin aynı blok içerisinde bulunur. Milleme işleminden önce restorasyon blok içinde istenilen yere yerleştirilir. Bu da iyi bir estetik özellik sağlar. Ön bölge kuronlarda ve vener yapımında endikedir.<sup>107</sup>

### **2.9.5. Hibrit Seramikler**

#### **a) Shofu Block HC**

Hibrit seramik bir yapıya sahiptir. Doğal ışık geçirgenliği, yüksek dayanıklılık ve iyi bir bükülme direncine sahiptir. İnley, onley, lamine vener, anterior posterior tam kron yapımında ve implant destekli protezlerde kullanılabilir. Kuvvet absorbe edici

özelliği vardır. Yüksek aşınma direncine sahiptir. İdeal bir estetiğe sahiptir. Uygun ve etkili cilalama özelliğine sahiptir.<sup>133</sup>

#### **b) VITA Enamic**

Vita Enamic dünya üzerinde dualnetwork yapısı ile üretilen ilk dental hibrit seramiktir. Bu dental mateyalde, baskın seramik ađ tamamıyla entegre olabilen polimer ađ ile güçlendirilmiştir..Yüksek elastikiyet seviyesine ek olarak bu yenilikçi hibrit seramik adeziv yapıştırma sonrasında kısmi olarak yüksek yük kapasitesini garanti etmektedir. Yüksek dayanıklılık göstermesinin yanı sıra ideal bir elastikiyet özelliğine sahiptir. %86 seramik, %14 polimer ağından oluşur. Estetik restorasyonları mümkün kılabilmek için duvar kalınlığı azaltılmıştır. Son derece hassas ve doğru sonuçların elde edilmesini sağlar. Hızlı ve etkili CAM imalatına olanak sağlar.<sup>129,132,133</sup>

### **2.9.6. Rezin Nano Seramikler**

#### **a) 3M ESPE Lava Ultimate**

Rezin nano seramik denilen yeni sınıflandırılmış bir malzemedir. 3M nano teknolojisi ile kompozit ve seramik karışımı bu materyali üretmiştir. Ağırlıkça %80 seramik, %20 rezinden oluşur. Materyal, kompozit gibi kırılğan olmayıp, yüksek kırılma direncine sahip olup, seramik özellikleri dolayısıyla da cilalanabilirlik ve uzun süre kalıcı estetik olanağı sunar. Çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu gerilmeyi azaltmak amacıyla yapıya rezin eklenmiştir. Bu materyal kolaylıkla hasta başında frezlenebilir, freze sonrası tekrar fırınlama gerektirmez. Hızlı ve %100 chairside uygulama olanağı sağlar. Cam seramiklere göre karşıt dişlerde daha az abrazyona neden olur. İçeriğindeki rezin nedeniyle fırınlanamaz ve glazür işlemleri yapılamaz.<sup>131,132,133</sup>

## **2.10. Dental CAD/CAM Sistemleri Oluşturan Elemanlar**

### **2.10.1. Tarayıcı Sistem Elemanları**

Dental CAD/CAM sistemlerin tarayıcı sistemleri, optik ve mekanik tarayıcılar olarak ikiye ayrılmaktadırlar. Tek bir görülebilir açıdan preparasyonun tüm noktaları izlenebilmelidir.<sup>105</sup> Ölçüm işleminde:

1. Tek bir kamera görüş açısından tek bir görüntü alınır.
2. Preparasyona temas edilmez.
3. Diş üzerinde referans noktalar işaretlenmez.
4. Bir saniyeden daha az bir zamanda görüntü alınır.
5. İstenilen sıklıkta tekrar edilebilir.

Sistemin bulucuları bu işleme ‘optik ölçü’ adını vermişlerdir. Ölçüm işlemi sona erdikten sonra, veriler pozitif xyz data modeli olarak kaydedilirler. Veriler anlık video görüntüsü şeklinde görüntülenirler. CEREC 3 boyutlu ölçüm yöntemi aktif triangulasyon (üçgenlere bölme) prensibini kullanır. Burada, kamera preparasyon üzerinde triangulasyon açısı altında bir çizgisel patern oluşturur ve görüntü bu şekilde kaydedilir.<sup>105</sup>

Cerec 3’te oklüzyon kaydı yapılırken derinlik ölçümünü artırmak için gerekli ‘düzeltme modu’ elimine edildiği için okluzal bütünlüğün bozulmadan dişin internal olarak çürüdüğü durumlarda mevcut eski restorasyonun okluzal yüzeyinden çok kısa bir sürede okluzal kayıt alınabilir.<sup>129</sup>

#### **Optik ölçünün alınması**

Preparasyon tamamlandıktan sonra, küçük bir video kameranın 1 cm genişliğinde lensi yüzey üzerine konumlandırılarak alınan görüntü bilgisayar ekranına aktarılır. Tarayıcı prepare diş üzerine tutulduğunda lensten infrared ışık yayar. Işık paterni ve koyu çizgiler prepare diş yüzeyine düşerler ve yeniden tarayıcıya ve



üzerindeki fotoresptörlere yansır. Yansıyan ışığın yoğunluğu voltaj olarak kaydedilir. Bu ışık dijital forma dönüştürülür ve bilgisayara aktarılır. İdeal görüntü için preparasyonun ve çevre diş dokularının uygun bir ışık yansıtıcı ajanla kaplanması gerekir.<sup>129</sup>



**Şekil 2.7.** CEREC BlueCam ve CEREC OmniCam<sup>124</sup>

Işık yansıtıcı ajan preparasyonu eşit olarak ve birkaç  $\mu\text{m}$  kalınlıkta kapladığı için restorasyonun uyumunu etkilememektedir. Kamera insizal açıdan tüm preparasyonu görecekte şekilde açılır. Görüntü alınırken prepare diş monitörün tam ortasında yer almalı, keskin hatlı ve net olmalıdır.<sup>129</sup> Gerekli optik ayarlamalar yapıldıktan sonra preparasyonun ekranda dondurulmuş görüntüsü elde edilir.<sup>135</sup>

### **2.10.2. Restorasyon Tasarım Yazılımları**

Seramik restorasyonun sınırları kursör yardımıyla belirlenir. Kursörün hareketi üniten üzerindeki ters 'mouse' ile sağlanır. Kursörün ilk pozisyonu labial veya lingual duvara karşı lingual duvara karşı sabitlenir, kursör internal çizgi boyunca hareket ettirilir. Bilgisayar bu noktaları bir çizgi şeklinde birleştirir. Bilgisayar gingival tabanın, aksiyal duvarların lokalizasyonunu belirler. Böylece restorasyonun sınırları ve şekli sistem tarafından belirlenir.<sup>135</sup> Tarayıcı sistemlerden gelen bilgi, özel yazılımlar yüklenmiş bilgisayara aktarıldıktan sonra bu yazılımlar onu bir modele dönüştürmektedir. Bu sistemlere CAD (computer aided design) denmektedir. İlk çıkan CAD sistemlerde kullanıcının model veya restorasyon üzerinde değişiklik yapma

imkanı yokken, günümüzde hemen hemen her türlü değişiklik kullanıcının inisiyatifine bırakılmıştır. Bu şekilde her hastaya özğü ve morfolojik olarak daha uyumlu restorasyonlar elde edilmeye başlanmıştır.<sup>106</sup>

### **2.10.3. Restorasyon Materyali Freze Üniteleri**

CAD biriminde tasarım hazırlandıktan sonra, CAM (computer aided milling) sistemine freze işlemi için sanal restorasyon modeli aktarılır. Uygun blok seçimi yapılır. Porselen blok, freze ünitesine bağlamayı sağlayan metal bir çubuk üzerine tutturulmuştur. Bu bloğun freze ünitesine takılmasından sonra kapağı kapatılır ve aşındırma işlemi başlatılır. Restorasyonun aşındırılmasında yüksek hızlı su spreyi altındaki elmas frezler kullanılır. Seramik blok aşındırılarak tamamlanan restorasyon aşındırma odacığının tabanına düşer ve kaviteye simante edilmek üzere hazır hale gelir. Pompa sistemi ve su rezervi cihazın gövdesinde yer alır.<sup>135</sup>



**Şekil 2.8.** CEREC MC XL Freze Ünitesi<sup>124</sup>

### **Çift Aşındırıcı Uçlar**

Bilgisayar kontrollü çift aşındırıcı üniteye 2 adet 64 µm çapında elmas taneciklerle kaplı kesici uç kullanılmaktadır. Bu frezler 1.2 ve 1.6 mm çapında silindirik elmaslardır. Şekillendirme işleminde iki uç birbirine simetrik hareket eder. Restorasyonların okluzal yüzeylerini şekillendirmek için konik silindirik elmas frezler kullanılmaktadır. Koniklik açısı 45 derecedir.<sup>126</sup>

## 2.11. ADEZYON ve Diş Hekimliğindeki Yeri

Tek bir ara yüzde katı veya sıvı bir materyalin bir başka materyalle etkileşimi adezyon olarak adlandırılır. Materyalin yüzey enerjisiyle alakalı olarak, yakın temastaki iki materyalden birinin molekülleri diğerine doğru çekilmekte ve bağlanmaktadır. Bu çekilme kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında olduğunda adezyon, benzer moleküller arasında gerçekleştiğindeyse kohezyon olarak adlandırılır. Adezyonu sağlamak için kullanılan materyal adeziv, adezivin uygulandığı yüzey ise aderent olarak tanımlanır.<sup>11, 135, 136</sup>

Adezyon mekanizması fiziksel, kimyasal veya mekanik olabilir. Kimyasal adezyonun temeli adeziv ve aderent yüzeyinde atom alışverişine dayalıdır. Genellikle materyaller birbirinden farklı olduğundan zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyonda ise girintili çıkıntılı yüzeylerin mikroskobik biçimleri ve geometrik faktörlerin mevcut olmasından dolayı, daha iyi bir bağlanma sağlanır. Dental adezyon öncelikle mekanik, buna ek olarak az da olsa kimyasal adezyon esasına dayanmaktadır.<sup>137</sup>

Güçlü bir adezyon elde etmek için adezivin yüzey gerilimi, aderentin serbest yüzey enerjisine eşit veya daha az olmalı, adezivin ıslatabilirliği yüksek olmalı, adezivin yüzeye temas açısı küçük olmalı ve yüzey temiz olmalıdır.<sup>137, 138</sup>

İlk kez 1955 yılında Buonocore tarafından mine yüzeyinin fosforik asit ile pürüzlendirilerek mikromekanik retansiyon elde edilebileceğini ortaya atmasıyla birlikte adeziv dişhekimliği kavramı ortaya çıkmıştır.<sup>139</sup>

Mineye bağlanmayı arttırmak için %37'lik fosforik asidin 20 sn uygulanması ve düşük viskoziteli rezin uygulaması yapılmaktadır. İlk adeziv sistemlerde 37 bağlantı gücü 13-21 MPa olmasına rağmen günümüzde 30-32 MPa kadar çıkmıştır.<sup>138, 139, 140</sup>

## 2.12. Bağlantı Dayanıklılığı Test Yöntemleri

Günümüzde diş hekimliğinde, gelişen adeziv sistemler ile birlikte farklı restoratif

materyallerin mine ve dentin ile olan bağlanma özelliklerinin değerlendirilmesi önem kazanmıştır. Restorasyonların klinik başarısı değerlendirilirken restoratif materyalin fiziki, mekanik ve kimyasal özelliklerine bakılmamalıdır. Bu materyallerin diş dokuları ile oluşturdukları bağlantı direnci de bu hususta önemli bir rol oynar.<sup>142</sup>

### **2.13. Kırılma Dayanıklılığı**

Ağız içinde kullanılacak olan materyalin yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olması gerekmektedir. Dental materyaller çiğneme kuvvetleriyle oluşan gerilim, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerine maruz kalmaktadırlar. Dental materyallerin karşılaşacağı kuvvetlere olan dayanıklılığının tespiti çubuk, disk ve benzeri örneklerin veya ağız içinde kullanılacakları gerçek formda hazırlanmış örneklerin test edilmesi ile tespit edilir.<sup>142</sup>

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanımı, basma dayanımı, makaslama dayanımı olarak isimlendirilir. Bu gerilimler birbirinden ayrı olarak incelenemezler. Bir materyalin dayanıklılığının sınırını belirlemek için onu daha az dayanıklı olduğu gerilimlere maruz bırakmak gerekir.<sup>142, 143</sup>

Ağızda kullanılacak materyallerin mekanik özelliklerinin tespitinde gerçek örneklerin kullanılması, materyallerde oluşan gerilimlere karşı gösterecekleri dayanıklılığın tespitinde gerçekçi sonuçlar verecektir. Gerçek örneklerin standardizasyonunu sağlamak imkansız olduğu için ortamın ağız içi özellikleri yansıtabilmesi önem taşımaktadır. Bu koşulların sağlanabilmesi için klinik başarısızlıklar detaylı olarak incelenmelidir.<sup>144</sup>

Kırılma sertliği bir materyalin çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği dirençtir. Var olan çatlağın büyüklüğünden, örneğin şeklinden ve yüzeydeki stres konsantrasyonundan bağımsızdır.<sup>144</sup>

Tüm restoratif materyaller uygulandığı ortama uyum sağlamalı ve bu özelliklerini uzun süre korumalıdır. Restoratif materyallerin mekanik özelliklerinden en önemli olanları kırılma direnci ve bağlanma dayanımıdır.<sup>144</sup>

Kırılma testlerinde örneklerin hazırlanmasında materyallerin gerilimlere karşı gösterecekleri direnci ölçmek için materyalin ağız içinde kullanılacakları formda hazırlanması daha gerçekçi sonuçları vermektedir.<sup>144</sup>

Rosentritt ve arkadaşları<sup>145</sup> seramik kronların kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında doğal diş, metal destek diş ve kristalden hazırlanmış dişleri kullanmışlardır. Doğal dişlerin kullanıldığı örneklerde kırılma direncinde azalma gözlenmiştir. Bu sebeple doğal diş kullanımının daha gerçekçi sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir.

Hui ve arkadaşları<sup>146</sup> farklı preparasyon çeşitlerinin porselen laminelerin dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri araştırmalarında akrilik replika diş ve doğal dişleri kullanmışlardır. Doğal dişlere uygulanan laminelerde daha yüksek kırılma dirençleri bildirmişlerdir.

Ağızda meydana gelen ani ısı değişiklikleri, materyale gelen yüklerin sürekli tekrarlar tarzda olması ve ağız içinin sürekli ıslak olması restorasyonlarda yıkıcı etkiler oluştururlar. Bu yüzden kırılma dayanımı uygulayacağımız materyallere yaşlandırma işlemi uygulamalıyız. Gale ve arkadaşları<sup>148</sup> çalışmalarında gün içerisinde maksimum 10 adet aşırı ısıl değişim olduğunu ve 3500 adet siklus uygulamanın yaklaşık 1 senelik klinik kullanıma eşit olacağını bildirmişlerdir.<sup>54</sup>

Basma testinde kırılma direnci incelenmektedir. Makaslama bağlanma dayanımı cihazlarına yerleştirilen bıçak sırtı kesici uç yerine, topuz başlı künt uç yerleştirilmekte ve kırılma-çatlama gibi yüzey deformasyonları meydana geldiğindeki değerin belirlenmesi esasına dayanmaktadır.<sup>147</sup>

#### 2.14. Kırılma Direnci (Fracture Resistance) Test Yöntemi

Kelly ve arkadaşları<sup>144</sup> in vitro çalışmalarında tam seramik restorasyonların kırılma değerleri ve başarısızlıklarını klinik verilerle karşılaştırmıştır. Sonuç olarak in vitro testlerde elde edilen kırılma değerleri klinikteki verilere göre belirgin derecede yüksek bulunmuştur. Çiğneme kuvvetlerine rağmen restorasyonlarda başarısızlık olması ve gözlenen kırık modellerinin in vitro deneylerle farklı olması testlerin güvenilirliğini sorgulatmıştır. Araştırmacı klinik şartları en iyi şekilde yansıtmak için kırık oluşumunu gözlemleyebilmek için test düzeneğinde yükleyici ucun 40 mm veya daha büyük çaplı kürelerin temas eden yüzeyleri şeklinde yapılması gerektiğini bildirmiştir. Kelly ve arkadaşları<sup>144</sup> klinikte gözlenen kırık modellerinin simantasyon yüzeyinde bulunan çatlaklardan yada streslerden kaynaklandığını, ancak in vitro testlerde ise kırığın okluzal yada insizal yüzeydeki değme noktasından başladığını bildirmişlerdir. Klinikte genel olarak iki parçalı kırıklar gözlemlenirken in vitro deneylerde çok parçalı kırıklar gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Kelly ve arkadaşları<sup>144</sup> restorasyon üzerine yük dağılımını homojen olarak sağlamak için polietilen yaprakların kullanılmasını önermiştir. Homojen yük dağılımı sağlamak için yükleyici uç ve örnek arasına kalay yaprak konulmasını bildiren çalışmalar mevcuttur<sup>149</sup>. Hui ve arkadaşları<sup>146</sup> laminelerde kırılma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, klinik durumu in vitro olarak yansıtmak için dişin insizal kenarı ile kırıcı uç arasına 0.29 mm kalınlığında polivinil yaprak yerleştirmişlerdir.

Bağlantı dayanımını ölçen testlerde farklılık yaratan etkenlere rağmen standardizasyon sağlamak gerekmektedir. ISO bu testlerin gerçekleştirilmesinden önce örneklerin kısa ve uzun dönem saklama protokollerini belirlemiştir. Kısa dönem protokolü 37°C'de 24 saat beklemek gerekirken uzun dönem protokolü 37°C'de 180 gün beklemeyi önermektedir. Örnek boyutlarındaki farkadaşlıklardan dolayı elde edilen

Newton cinsinden kuvvet değerlerinin analiz edilebilmesi için stres değerleri (birim alana düşen kuvvet) olan MPa'a çevrilmeleri gerekmektedir.<sup>150</sup>

Kırılma direnci testi ISO 11405 standardı tarafından tanımlanmıştır. Restoratif materyallerin belli yükler altındaki dayanımlarında en çok kullanılan yöntemdir. Topuz ucun 4 mm çapında hızının 1 mm/dk olması gerektiği bildirilmiştir.<sup>151, 152</sup>

Kelly<sup>144</sup> tekrarlayan yüklemelerin ıslak ortamda yapılmasının kırılma direncini azalttığını ama kuru ortamda değişmediğini belirtmişlerdir.

Uygulayıcı ucun uygulanan yüzeye en yakın noktaya temas etmesi ve bu süreden sonra yerini değiştirmemesi gerekmektedir. Bu testte en büyük sorun yaşanan standardizasyon problemleridir.<sup>153</sup> Bu dezavantajına rağmen, örnek hazırlanmasının kolaylığı, güvenilir olması, test protokolünün basit bir şekilde uygulanması nedeniyle restorasyon materyallerinin uygulanan kuvvetler altında gösterdikleri dayanımın saptanmasında sıklıkla başvurulan bir yöntemdir.<sup>140</sup> Bu testte adeziv, koheziv ve adeziv-koheziv kombine kırıklar şeklinde üç tip kırılma karşımıza çıkmaktadır.<sup>154</sup>

Lamine venerlerin en çok karşılaşılan başarısızlık nedeni insizale gelen kaydırıcı lateral kuvvetlere karşı dayanıksız olmalarıdır. Bu yüzden lamine venerlerde kırılma direnci testini yaparkadaşların 125° açıyla yerleştirilmiş örneğe insizal kenardan uygulanması önerilmiştir.<sup>147</sup>

## **2.15. Siman Aralığı**

Siman film kalınlığı, restorasyonun retansiyonunu belirleyen önemli faktörlerden biridir. Siman film kalınlığındaki değişimler simanın kuvvetler karşısındaki direncini etkilemekte ve kırılmalara sebebiyet vermektedir. Siman film kalınlığı; diş kesimi yaklaşım açısı, dişin boyutları, basamak türü, restorasyon iç yüzeyinin dişle uyumu, simanın cinsi, viskozitesi, oranı, karıştırma ısı, simantasyon basıncı, yerleştirme tekniği gibi faktörlere bağlıdır.<sup>155, 156</sup> Siman film kalınlığının arttığı durumlarda

restorasyonda retansiyon kaybı, kenar sızıntısı, çürük oluşumu, plak birikimi, estetiğin bozulması gibi problemler ortaya çıkabilir. Siman film kalınlığı ölçülerek restorasyon-preparasyon uyumu belirlenebilir.<sup>156</sup>

Bir çok çalışmada siman film kalınlığının simanın davranış şekilleri açısından ölçümü amacıyla invitro deneyler yapılmış, kullanılan simanın akışkanlığı, inceliği ile ilgili bir çok veri elde edilmiştir. Klinik uygulamada diş-restorasyon uyumu laboratuvarında yapılan örneklerdeki kadar ideal olmamaktadır.<sup>155</sup>

## **2.16. Rezin Simanlar**

Yapıştırma simanlarının tarihsel gelişim sürecinde, fosfat simanlardan karboksilat simanlara sonrasında cam iyonomer simanlar ve en son kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarından bahsedilebilir. Geleneksel simanlar mekanik retansiyon ile tutuculuk sağlarlar. Diş preparasyonunun yaklaşım açıları mekanik retansiyona izin vermelidir ve yapıştırma yüzeyi mekanik tutuculuk bakımından pürüzlü olmalıdır. Rezin esaslı yapıştırma simanları ise kimyasal ve fizyo-kimyasal bağlantı oluştururlar. Bir yapıştırıcı simanın başarısı; mikromekanik retansiyonuna ve yapıştırıcı ajanının çekme, kesme benzeri kuvvetler altında enerji absorbe etme kapasitesine bağlıdır.<sup>154,155</sup>

### **a) Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma Simanları**

Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları bağlanma ajanı sistemlerinin başarısı ve gelişmesi sonucu ortaya çıkmışlardır. Kullanım alanlarına göre kimyasal, dual cure (kimyasal ve ışıkla) ve sadece ışıkla polimerize olan farklı renk ve viskozite alternatifleri sunan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları piyasada mevcuttur. Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları, diş dokuları olan mine, dentin ve porselen yüzeyi gibi farklı yapıdaki maddelere kuvvetle bağlanabilmektedirler. Bu simanlar yüksek dayanım, ağız ortamında düşük çözünürlük, renk uyumundaki üstünlük gibi özelliklerinden dolayı, lamine, inley, onley, ve kron-köprü uygulamaları gibi tam



seramik sabit protetik restorasyonlar ile indirekt rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler.<sup>154, 157</sup>

## 2.17. Sertleşme Mekanizmalarına Göre Kompozit Rezin Esaslı Yapıştırma

### Simanları

- Kimyasal sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları
- Işıkla sertleşen kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları
- Hem ışık hem kimyasal sertleşen (dual cure) kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları<sup>158</sup>

**a) Kimyasal aktivasyonla sertleşenler (Otopolimerizan):** Polimerizasyonun başlama hızı aktivatör ve akseleratör oranına bağlıdır. Bu simanların yapısındaki amin grubu zaman içerisinde renklenmeye sebep olabilmektedir.<sup>159</sup>

**b) Işıkla sertleşenler:** Diğer yapıştırma simanlarından farklı kıvam ve renk seçenekleri sunması, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi dolayısıyla özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır. Bu materyallerin dezavantajı aradaki restorasyonun kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olmasıdır.<sup>158</sup>

**c) Dual sertleşenler:** Işıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında tam polimerizasyon sağlanamama olasılığı nedeniyle geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Işık derinliğinin yada geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanmasına sağlar ve bunun için geçen süre yaklaşık 24 saattir. Hem kimyasal hemde ışıkla polimerize olan kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının çoğu sertleşme reaksiyonu için hala büyük ölçüde ışığa bağımlıdır ve ışık kullanılmadığı durumlarda mekanik özelliklerinde düşme gözlenir.<sup>158, 159</sup>

### 3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda farklı siman aralıklarında CAD\CAM kullanılarak hazırlanan farklı yapıdaki lamine venerlerin kırılma direncine olan etkisi in vitro olarak incelenmiştir. Bu çalışma T.C. Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kurulu'nca (Proje no: 2015/310) desteklenmiştir. 10 mm kron boyuna ve 8 mm mezyo-distal genişliğe sahip 105 adet yeni çekilmiş, çürüksüz, hipoplastik defekt ve çatlak bulunmayan insan üst santral keser dişi çalışma için seçilerek dişlerin yüzeylerindeki sert ve yumuşak artıklar el aletleriyle temizlendi. (Karar No: 23/2015, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Etik Kurulu, Erzurum, Türkiye) 90 adet diş her biri 15 adet olan( 6 Grup) deney Gruplarını, 15 adet diş ise kontrol grubunu oluşturmak üzere rastgele ayrıldı.

Çalışma anına kadar ve çalışma süresince dişler distile su içerisinde oda sıcaklığında bekletildi ve saklama çözeltisi haftada bir kez değiştirildi.

Feather preparasyon tekniği uygulanarak hazırlanan örneklerin 30 adetine IPS emax Cad bloklardan, 30 adetine 3M ESPE Lava Ultimate bloklardan kalan son 30 adetine ise Vita Suprinity bloklardan lamine venerler hazırlandı. Bu Gruplarda kendi aralarında iki gruba ayrılarak bir Grup 50 µm diğer Grupta 200 µm siman kalınlığı CAD/CAM CEREC(CEREC SW 4.3, Sirona Dental, New York, ABD) programında belirlenerek elde edilen lamine venerler prepare edilen dişlere uygulandı. Bütün örneklere uygulama farklılığı olmaması için aynı tip adeziv rezin siman (RelyX Arc, 3M ESPE, St. Paul, ABD) uygulandı. Herhangi bir preparasyon ve restorasyon uygulanmayan sağlam dişler kontrol grubu olarak çalışmaya dahil edildi. Hazırlanan örneklerde kırılma direnci değerlendirilmeleri yapıldı. (Instron 3350, Instron Endüstriyel Ürünler, Grove City, ABD)

Çalışmada lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS-e max CAD,

Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), zirkon içerikli lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik blok (Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik) ve rezin nano seramik blok (Lava Ultimate; 3M ESPE; shade A2 LT) kullanıldı.



**Şekil 3.1.** Kullanılan Materyaller

**Tablo 3.1.** Çalışmada Kullanılan Materyaller

Ticari isim	Üretici firma	Yapı	İçerik(%wt)	Kullanım alanı
IPS e.max CAD	IVOCAR	Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik	SiO <sub>2</sub> 57-80 Li <sub>2</sub> O 11-19 K <sub>2</sub> O 0-13 P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> 0-11 ZrO <sub>2</sub> 0-8 ZnO 0-8 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0-5 MgO 0-5	-Tek diş restorasyonlar
Vita-Suprinity	VITA	Zirkon içerikli lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik	ZrO <sub>2</sub> 8-12 SiO <sub>2</sub> 56-64 Li <sub>2</sub> O 15-21 Pigments <10 Various >10	-Vener -Ön ve arkadaşlarına Grup dişlerde tam kron -implant destekli kronlarda
Lava ultimate	3M ESPE	Rezin nano seramik	Seramik 80 Rezin 20	-Tek diş restorasyonlar

**Tablo 3.2.** Grup numaralarına göre siman aralıkları ve materyaller

	Siman aralığı	Kullanılan materyal
Grup 1	50 $\mu$	IPS-e max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Grup 2	200 $\mu$	IPS-e max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Grup 3	50 $\mu$	Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik
Grup 4	200 $\mu$	Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik
Grup 5	50 $\mu$	Lava Ultimate; 3M ESPE; shade A2 LT
Grup 6	200 $\mu$	Lava Ultimate; 3M ESPE; shade A2 LT
Grup 7	-	Herhangi bir kesim işlemi uygulanmamış

### 3.1. Örneklerin Hazırlanması

#### 3.1.1. Dişlerin Preparasyonu

Standardizasyon için lamine venter preparasyonuna özel frez seti (Lamine Venter Set, Axis, Kerr, Teksas, ABD) kullanıldı. Dişlerin fasiyal yüzeylerinde servikal 1/3'te 0,3 mm, orta ve insizal 1/3'te ise 0,5 mm'lik rehber oluklar M834-016 ve M834-021 numaralı derinlik belirleyici frezlerle (Axis, Teksas, ABD) açıldı. Preparasyon yüzeyini hazırlamak için H284K-016 numaralı elmas frez (Axis, Teksas, ABD) kullanıldı. Preparasyonların orta üçlüsü SF134-014, servikal ve insizal üçlüleri SF132-008 ve SF379-023 numaralı düzeltme frezleriyle (Axis, Teksas, ABD) düzeltildi. Servikal bitiş çizgisi mine-sement birleşiminde sonlandırılarak, restorasyon sonrası dişin anatomik kron boyu olan 10 mm'lik kron boyu uzunluğunun sağlanması amaçlandı.



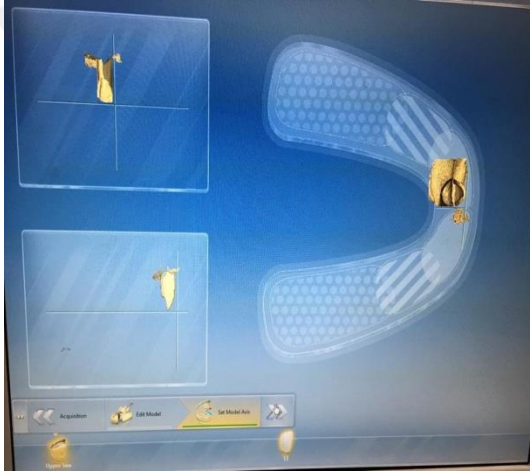
**Şekil 3.2.** Preparasyon işlemi tamamlanan Gruplar

Bütün feather edge kesim yapılan Gruplara %35'lik fosforik asit (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, St. Paul, ABD) uygulanıp 15 saniye beklendikten sonra su spreyi ile 15 saniye yıkanıp, hava spreyi ile 30 saniye hafif hava ile kurutuldular.

Kontrol grubu hariç tüm Gruplardaki dişler yapay bir üst çenenin içine sabitlendi. Bu işlem ile CAD/CAM cihazının optik ölçü başlığıyla daha kolay ve daha güvenilir bir görüntünün elde edilmesini sağlamak amaçlanmıştır. Bu işlemin ardından özel bir toz (CEREC Optispray, Sirona Dental, New York, ABD) dişlerin üzerine püskürtüldü. Üzerine toz uygulanan dişler özel bir optik ölçü başlığıyla (CEREC



Bluecam, Sirona Dental, New York, ABD) tarandı ve model bilgisayar ortamında özel bir yazılımla (CEREC SW 4.3, Sirona Dental, New York, ABD) elde edildi. Bu modeller üzerinde Grup 1 için 50 $\mu$  siman aralığı Grup 2 için ise 200 $\mu$  siman aralığı ayarlanıp lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blok) , Grup 3 için 50 $\mu$  siman aralığı Grup 4 için ise 200 $\mu$  siman aralığı ayarlanıp zirkon içerikli lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik blok, Grup5 için 50 $\mu$  siman aralığı Grup 6 için ise 200 $\mu$  siman aralığı ayarlanıp rezin nano seramik blok milleme cihazına (CEREC MC XL, Sirona Dental, New York, ABD) yerleştirildi ve venerler elde edildi.



**Şekil 3.3.** Preparasyon işlemi tamamlanan Gruplar

Grup 1,2,3,4 no'lu venerler seramik yapısına sahip oldukları için üretici firma tarafından belirlenen fırınlanma ısı ve sürelerinde fırında (Golden Moon, İzmir, Turkey) kristalizasyon işlemi uygulanmıştır. Porselen bloklar fırınlanma sonrası kendi rengine ve sertlik derecesine kavuşmuştur.



**Şekil 3.4.** Venerlerin fırınlanma işlemi

Restorasyonlar bittikten sonra tüm Gruptaki venerlere silan (RelyX Ceramic Primer, 3M ESPE, St. Paul, ABD) uygulaması yapıldı. Bütün indirekt venerler için hazırlanan dişlere asitle (Scotchbond Universal Etchant, 3M ESPE, St. Paul, ABD) etching işlemi uygulandı. Bu işlemlerden sonra venerler için geliştirilmiş bir adeziv rezin simanla

(RelyX Arc, 3M ESPE, St. Paul, ABD) restorasyonlar dişe uygulandı ve plazma modunda 1800 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğuna ve 430-480 nm dalga boyuna sahip bir LED ışık cihazıyla (Valo LED, Ultradent, South Jordan, ABD) 40 saniye sürezince polimerize edilerek simantasyon işlemi bitirildi. Simantasyon işlemleri bittikten sonra bütün Gruplara alüminyum oksit kaplı diskler (OptiDisc Seti, Kerr, Bioggio, İsviçre) ve lastikler (Identoflex Kompozit Polisaj Seti, Kerr, Bioggio, İsviçre) ile Gruplardaki tüm dişlere bitirme ve polisaj işlemi uygulandı.



**Şekil 3.5.** Simantasyon İşlemi

Son dönemde yayınlarda belirtilen, CAD/CAM CEREC programında yapılan restorasyonlarda belirlenen siman aralıklarının tam olarak doğruyu yansıtmadığına yönelik eleştiriler bulunmaktadır. Bu eleştiriler göz önünde bulundurularak simantasyon işlemi yapılan Grup 1,2,3,4,5,6 den 3' er adet örnek alınmıştır. 18 adet örnek dişin uzun aksına paralel olacak şekilde isomet (Isomet 1000, Buehler) cihazına yerleştirilip orta hattan ikiye ayrılmıştır. Taramalı elektron mikroskobu (Quanta 3D FEG, FEI) cihazında her bir örneğin insizal, orta ve kole bölgesinden siman aralıkları ölçümleri yapılmıştır. Ölçülen siman aralıklarının ortalaması belirlenerek tabloda gösterilmiştir.

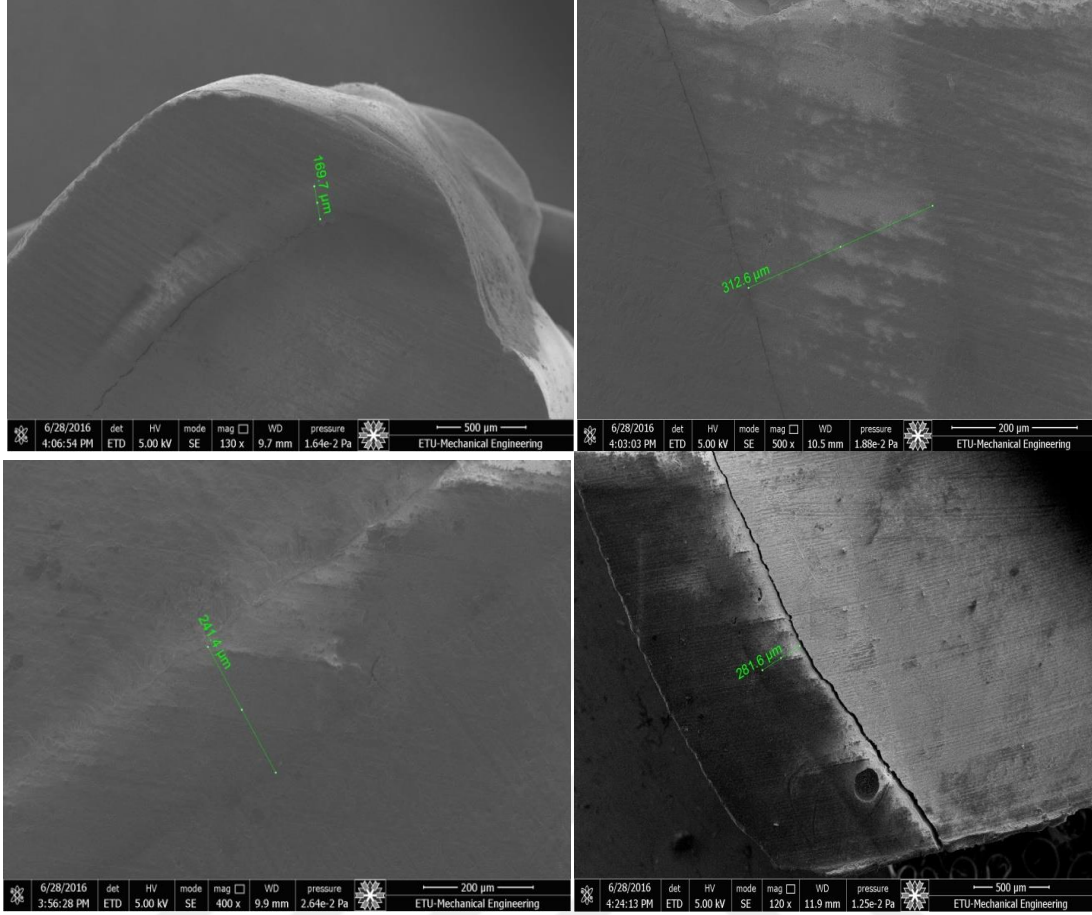


**Tablo 3.3.** SEM’de ölçülen ortalama siman aralıkları

	Siman aralığı	Kullanılan materyal	SEM’ de ölçülen ortalama siman aralığı değeri ( $\mu\text{m}$ )
Grup 1	50 $\mu$	IPS-e max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	105.51
Grup 2	200 $\mu$	IPS-e max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	208.17
Grup 3	50 $\mu$	Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik	88.22
Grup 4	200 $\mu$	Vita Suprinity, Vita Zahnfabrik	201.5
Grup 5	50 $\mu$	Lava Ultimate; 3M ESPE; shade A2 LT	127.46
Grup 6	200 $\mu$	Lava Ultimate; 3M ESPE; shade A2 LT	230,47



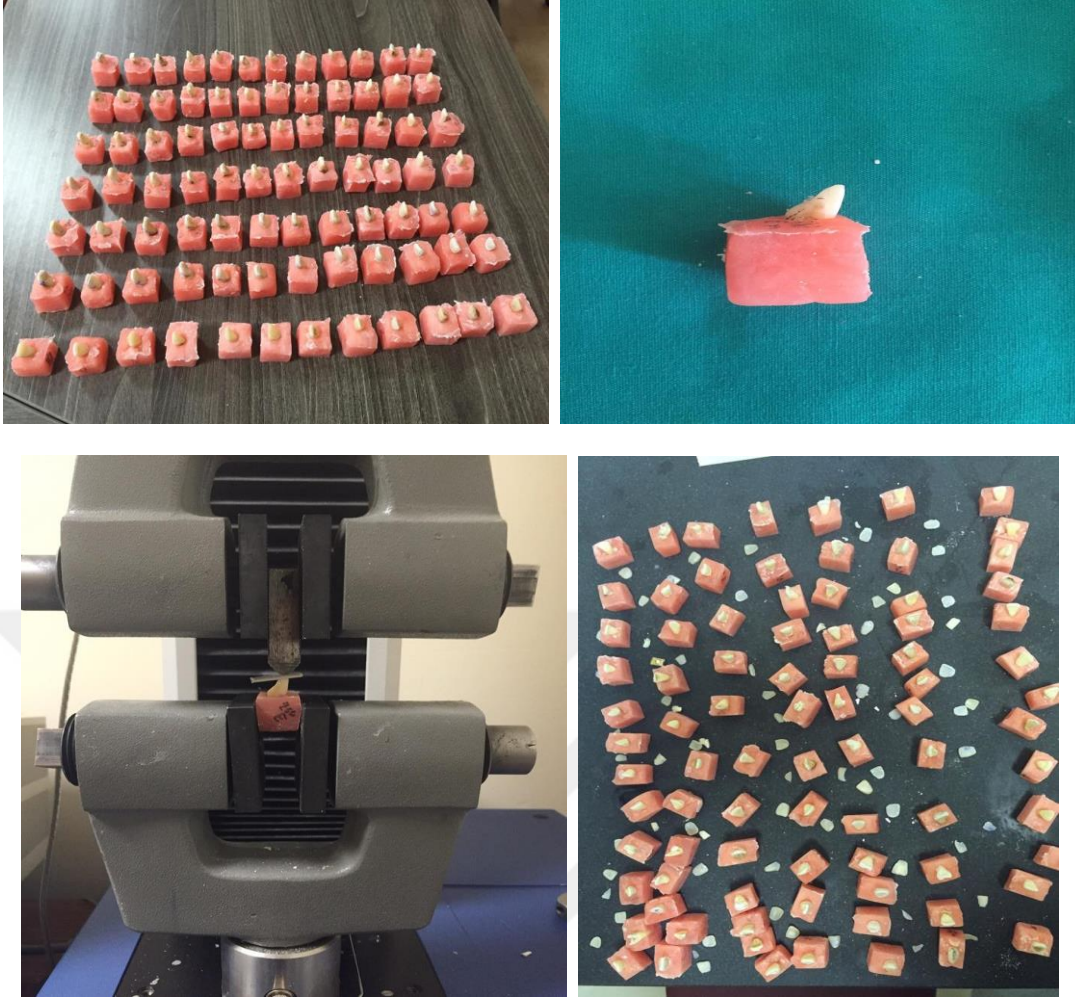
**Şekil 3.6.** Siman aralıklarının belirlenmesi



**Şekil 3.7.** Örneklerin SEM Cihazında Siman Aralıklarının Hesaplanması

Deney ve kontrol Gruplarındaki örnekler 37°C'lik distile suda 24 saat bekletildikten sonra termal siklus cihazında (Mod Dental, Türkiye) 1200 kez, 5°C-55°C dereceleri arasında, herbir su banyosunda 20 saniye bekleyecek şekilde termal siklus uygulandı.

Termal siklus işleminden sonra dişler 37°C'lik distile suda 24 saat bekletildi. Örnekler akriliğe gömülmeden önce silikon kullanılarak küp şeklindeki cisimden modeller oluşturuldu. Küpler yerle 90° açı oluşturacak şekilde sabitlendi. Oluşan boşluğa otopolimerizan tamir akriliği (SC Soğuk Akrilik, Imicryl, Konya, Türkiye) konulduktan sonra dişler 125° açı yapacak şekilde bu boşluğa yerleştirildi. Akrilik sertleştikten sonra örnekler 37°C'lik distile suda 24 saat bekletildi.



**Şekil 3.8.** Örneklerin kırılma değerlerinin saptanması

Üniversal test cihazına (Instron 3350, Instron Endüstriyel Ürünler, Grove City, ABD) düzenekler yerleştirildi, polietilen cam (0.04 gauge, Discus, Dental, Culver City, CA) insizal yönde 0,75 mm/dk hızla kuvvet uygulandı. İlk kırılma anında cihaz tarafından elde edilen veriler Newton cinsinden kaydedildi.

Kırılan örnekler ışık mikroskobu (SOIF Bioküler Işık Mikroskobu, Shanghai Optical Instruments, Şangay, Çin) kullanılarak 10x büyütme altında incelendi ve kırılma tipleri tespit edildi.

Veriler SPSS 20.0 paket programı kullanılarak analiz edildi. Verilerin dağılımının değerlendirilmesinde Kolmogorov-Smirnov testi kullanıldı. Farklı materyallerin farklı kalınlıklarının etkileşimlerinin değerlendirilmesinde çift yönlü

varyans analizi ve LSD post-hoc testi kullanıldı. Bütün analizlerde  $p < 0.05$  istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.



## 4. BULGULAR

Bu çalışmada farklı yapıda farklı siman aralığında restore elde edilen lamine venerlerin kırılma dayanımları incelenmiştir. En son kırılma değerini açıklayan, maksimum kuvvet dayanımı verileri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir. Elde edilen veriler Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1.** Kırılma dirençlerinin Newton cinsinden ortalama değerleri ve standart sapma değerlerini belirten tanımlayıcı istatistiksel veriler.

	IPS-e max CAD (ortalama- standart sapma)	Vita Suprinity (ortalama- standart sapma)	Lava Ultimate (ortalama- standart sapma)	Kontrol (ortalama- standart sapma)	p değeri
50 µm	383,68±123,89 <sup>a</sup>	435,64±141,24 <sup>a</sup>	345,94±86,60 <sup>a</sup>	436,32±94,22 <sup>a</sup>	,146
200 µm	284,89±129,09 <sup>ab</sup>	311,00±93,95 <sup>a</sup>	216,85±86,60 <sup>b</sup>	436,32±94,22 <sup>c</sup>	,000
P değeri	,034	,008	,006	1,000	

\*Satır içerisindeki farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlı farklılığı gösterir(p<0.05).

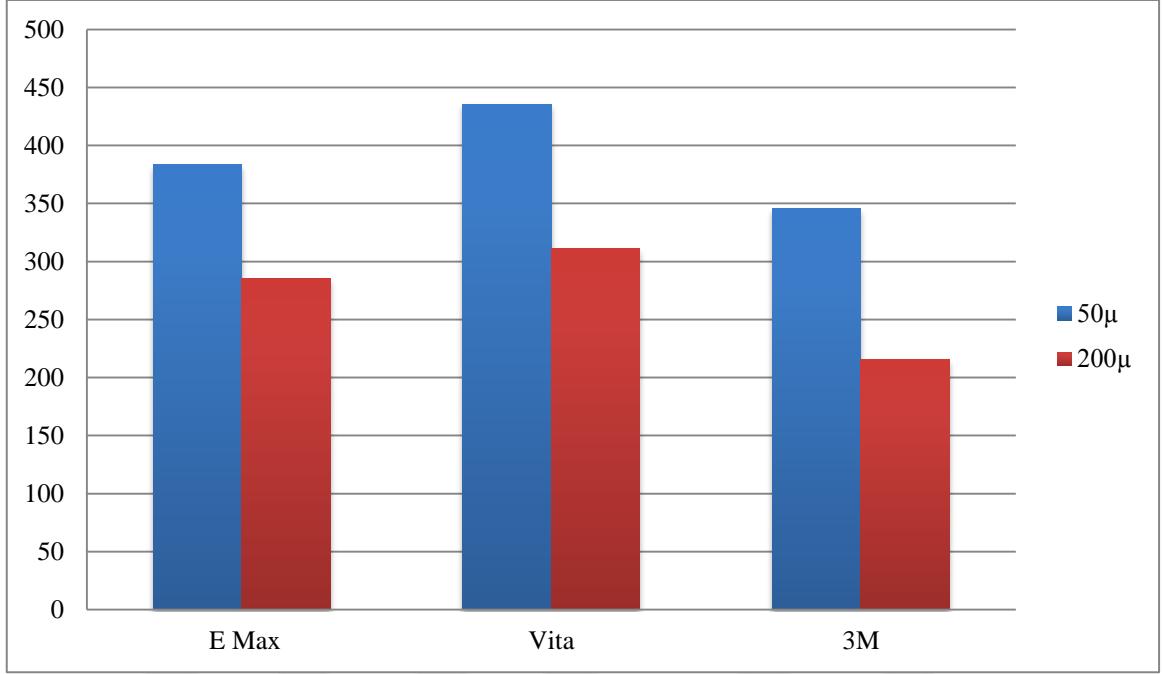
Verilerin dağılımların normalitesinin kontrolünde Kolmogrov-Smirnow testi kullanıldı. Bütün Gruplarda verilerin normal dağıldığı görüldü. (p>0.05). Aynı yapıya sahip Grupların farklı siman aralıklarında kırılma dirençleri karşılaştırıldığında bütün Gruplarda; 50 µm siman kalınlığında hazırlanan Grupların değerleri istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha yüksek bulunmuştur. (p<0,05)

Aynı siman aralığı kalınlığına sahip Grupların kırılma dirençleri değerlendirildiğinde; 50 µm siman aralığında hazırlanan Grupların büyükten küçüğe doğru sıralaması şu şekildedir: Vita Suprinity> IPS-e max CAD> Lava Ultimate. Bununla birlikte Gruplar arasındaki bu farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür.(p>0,05)

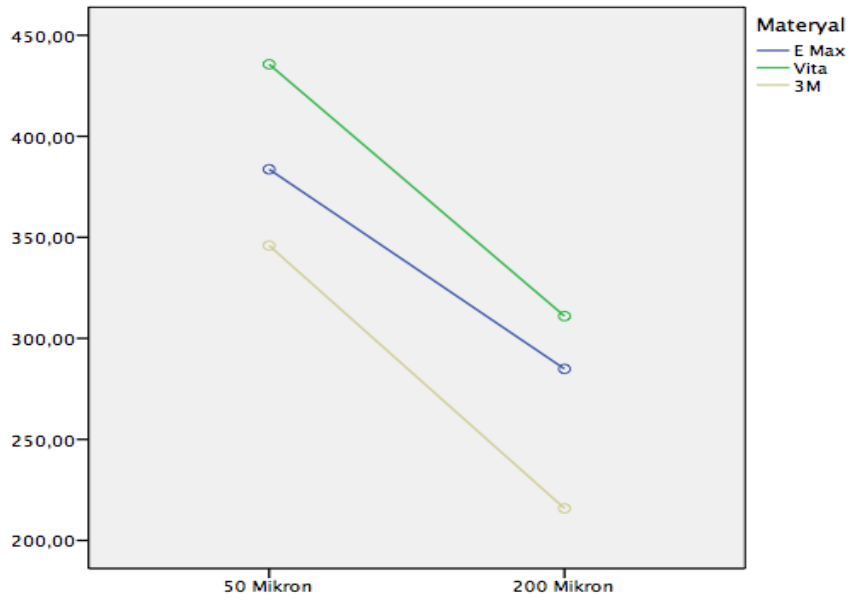
200 µm siman aralığında hazırlanan Gruplarda da 50 µm siman aralığında hazırlanan Gruplara benzer şekilde Vita Suprinity (Grup 3) en yüksek, Lava Ultimate



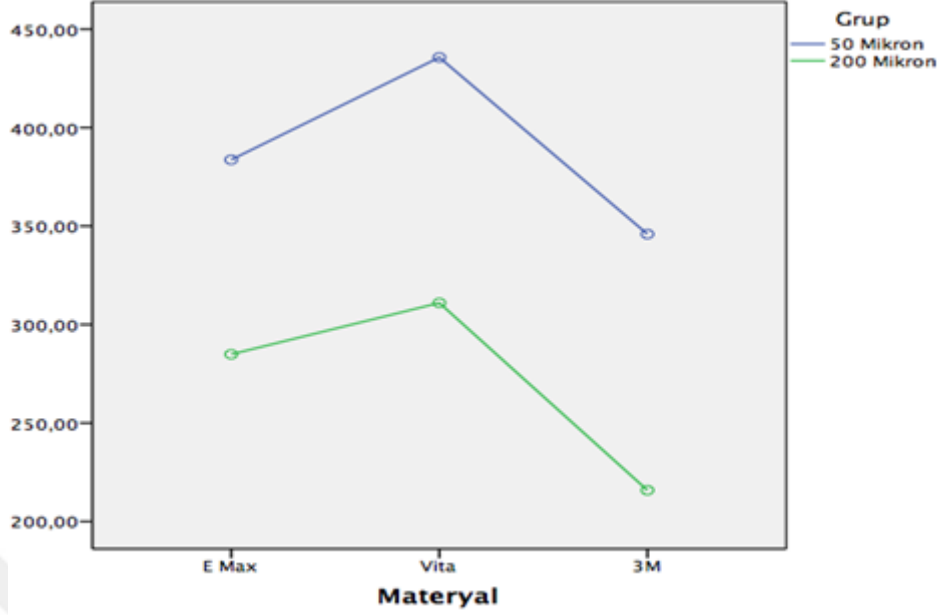
(Grup 6) en düşük kırılma değerleri göstermiştir. Lava Ultimate ve Vita Suprinity Grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı iken ( $p < 0.05$ ) diğer Gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. ( $p > 0.05$ )



Şekil 4.1. Grupların Ortalama Kırılma Değerleri

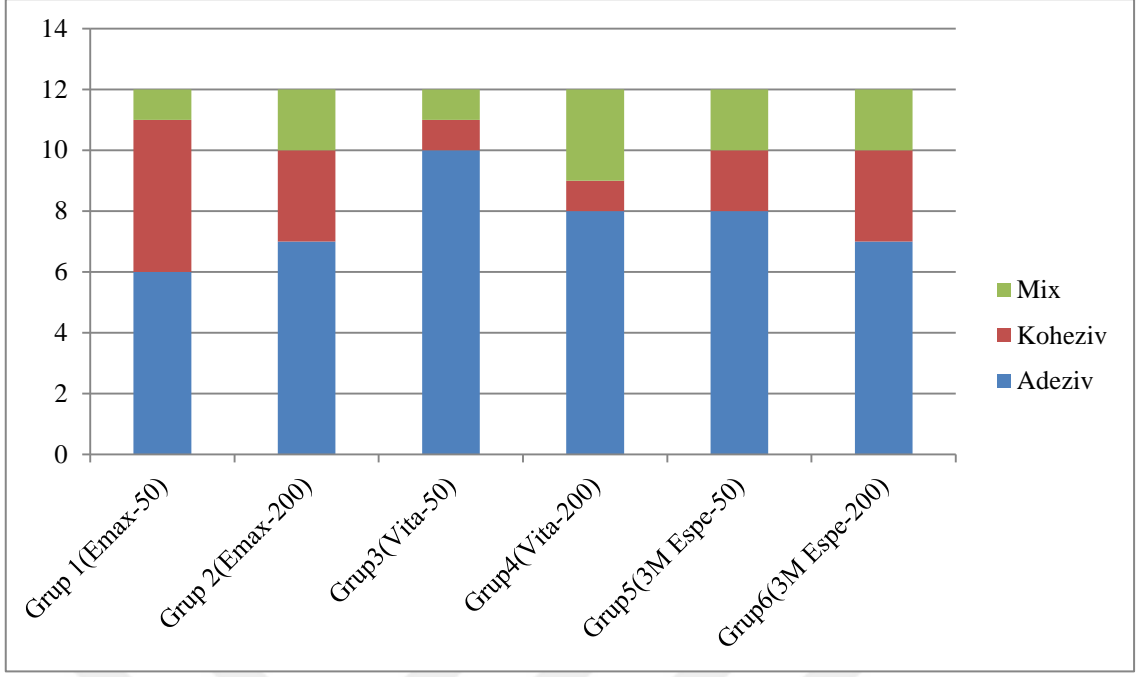


Şekil 4.2. Siman Aralığının Artmasının Materyallerin Kırılma Dayanımına Üzerine Etkisi



**Şekil 4.3.** Materyallerin İki Siman Aralığında Kırılma Değerleri

Kırılan örnekler ışık mikroskobu altında kırılma tiplerine göre adeziv, koheziv ve miks olarak değerlendirildiler. E max CAD blok uygulanan gruplar (Grup 1 ve Grup 2) kırılma tiplerine göre değerlendirildiğinde 200 µm siman aralığında daha yüksek oranda adeziv kırılma görülmüştür. Vita-Suprinity uygulanan Gruplar (Grup 3 ve Grup 4) ile 3M Espe uygulanan gruplar (Grup 5 ve Grup 6) kırılma tiplerine göre karşılaştırıldığında ise 50 µm siman aralığında daha yüksek oranda adeziv kırılma görülmüştür. E max bloklar 50 µm da yüzde 50, 200 µm da yüzde 58 oranında adeziv tipte kırılma göstermiştir. Vita-suprinity bloklar 50 µm da yüzde 84, 200 µm da ise yüzde 75 oranında adeziv tipte kırılma göstermiştir. 3M Espe bloklar 50 µm da yüzde 75, 200 µm da yüzde 58 oranında adeziv tipte kırılma göstermiştir.



**Şekil 4.4.** Grupların Kırılma Çeşitleri



## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada 3 farklı içeriğe sahip bloklardan, iki farklı siman aralığında CAD/CAM'de hazırlanan lamine venerlerin kırılma değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Günümüzde estetik bilincin ve estetik restoratif materyallere olan talebin artmasıyla birlikte, minimum preparasyon ile tedavinin sağlanması amacıyla yapılan çalışmalar sonucu lamine vener restorasyonlar geliştirilmiştir. Lamine venerler, ön bölge restorasyonları için minimal invaziv, konservatif bir tedavi şeklidir ve modern restoratif diş hekimliğinde standart tedavi yöntemleri arasında bulunmaktadır.

Estetik diş hekimliğinin ilk hedefi dişin yapısal bütünlüğünü ve fonksiyonunu sağlayan doğal görünümlü restorasyonlar elde etmek ve istenilen şekil, form ve renk uyumu sağlayabilmektir.<sup>12</sup> Bu yüzden dayanıklı, biyouyumlu ve uzun ömürlü materyaller tercih edilmektedir. Biyouyumluluk açısından ve diş hekimliğinin farklı uygulamalarında kullanılabilme özelliğinden dolayı seramik materyallerin kullanıldığı restorasyonlar daha iyi bir performans sergilemektedir. Seramiklerin inert olmaları, doğal görünüme sahip olmaları ve aşınmaya karşı kompozit rezinlerden daha dirençli oldukları bilinmektedir.<sup>160</sup> Ancak seramiğin yapısındaki kovalent bağlar; stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi faydalı özellikler sağlarlar. Ancak bu bağlar seramiklere kırılma özelliği kazandırdığından dolayı olumsuz bir tablo ortaya çıkmaktadır.<sup>161</sup>

Son 40 yıllık dönem incelendiğinde dental seramiklerde gözlenen teknolojik gelişim, feldspatik porselenlerden zirkonya esaslı seramiklere geçiş sürecinde mükemmel bir ilerleme kaydetmiştir. Tam seramik materyeller git gide yükselen bir performans kazanmıştır. Yapılan çalışmalar ile seramiklerin kırılma dirençlerinin artırılması diş hekimliğinde ideal kabul edilmesini ve bu alanda rahatlıkla

kullanılabilmesini sağlamıştır.<sup>162</sup> Bizim çalışmamızda da bu nedenden dolayı seramik yapıya sahip olan IPS e.max CAD, Vita-Suprinity ve Lava Ultimate bloklar tercih edilmiştir.

Restoratif diş hekimliğinde doğal diş translüsensine en yakın restoratif uygulamanın porselen lamine venerler ile sağlandığı uzun süreli klinik gözlemlerle doğrulanmış olsa da, kompozit rezinlerle yapılan lamine venerlere oranla porselen lamine venerlerin 3 ile 5 kat daha uzun bir tedavi süresi gerektirdiği bilinmektedir.<sup>60, 163</sup>

Seramik restorasyonların indirekt şekilde uygulama gerekliliği, çalışma süresinin uzun olması bir dezavantaj olarak algılanabilir. Robbins ve arkadaşları' ları yaptığı çalışmada, tedavi süresinin uzunluğunun bir dezavantaj olduğunu bildirmiştir.<sup>164</sup> Son yıllardaki gelişmeler sonucunda üretici firmalar ışıkla polimerize olan nano dolduruculu, mikro dolduruculu veya hibrit özellikte ve çok çeşitlilikte renklere sahip kompozit rezinleri piyasaya sürmüştür. Böylece daha uzun ömürlü, daha düzgün anatomik forma ve yüzey yapısına sahip restorasyonlar yapılabileceğini ve pek çok açıdan porselen vener ile karşılaştırılabilecek mükemmel sonuçlar alınabileceğini iddia etmektedirler. Bazı çalışmalarda direkt kompozit lamine venerler ile iyi renk uyumu ve doğal diş yapısı sağlanabileceği öne sürülmektedir.<sup>165, 166</sup> Porselen laminelerin bu dezavantajı, geliştirilen CAD/CAM sistemleri ile çözülmüştür. Popülaritesi git gide artan CAD/CAM sistemleri, geleneksel ölçü alma işlemlerini ortadan kaldırmış ve bekleme süresini oldukça azaltmıştır. Kapsamlı bir literatür araştırmasında amalgam, cam iyonmer, direkt ve indirekt kompozit restorasyonların başarısızlık oranı CAD/CAM sistemleri ile yapılmış seramik restorasyonlara göre daha fazla olduğu bildirilmiştir.<sup>167</sup> Bizim çalışmamızda da bu bilgiler doğrultusunda CAD/CAM sistemi ile hazırlanan lamine venerler kullanılmıştır

Üç boyutlu görüntü alma tekniklerindeki gelişmeler daha kısa sürede ve daha iyi

ölçü alabilme imkanı sunmuştur.<sup>168</sup> CEREC Blucam, tekli birkaç görüntüyü birleştirerek üç boyutlu modeli elde eden, pudra kullanılan ve tek renkte (sarı) görüntü elde edebilen bir kameradır. CEREC Omnicam ise devamlı görüntü çekerek bu görüntülerden üç boyutlu modeli elde edip pudrasız, renkli görüntü alabilen bir sistemdir.<sup>168</sup> Kliniğimizde bulunan mevcut CAD/CAM cihazı CEREC Blucam olduğu için çalışmamızda bu sistem kullanılmıştır.

Cerec restorasyonlarda üretilen materyallerin uyumunu etkileyen faktörlerden birisi preparasyonun net görüntüsünü elde etmek için kullanılan optik pudranın kalınlığıdır.<sup>169</sup> Preparasyon yüzeylerinde aynı renk ve opasiteyi sağlamak, ayrıca yansımaları engellemek için pudra kullanılmaktaydı. Pudra kullanımının ortadan kalkmasının pek çok avantajı bulunmaktadır. Ölçü alma da pudra uygulaması hastaları rahatsız etmektedir ve hekim için bir uygulama zorluğu oluşturmaktadır. Ayrıca ölçü alınacak bölgelerde tükürük izolasyonunu sağlamak için ekstra dikkat gerekmektedir. Çünkü tükürük pudrayı bölgeden kaldırmaktadır. Pudranın tekrar tekrar uygulanması ölçümü etkileyebilmektedir. Pudrasız sistemler hasta ve hekim açısından daha konforludur.<sup>170</sup> Bu nedenden dolayı yapılan çalışmada pudra kalınlığını standardize etmek için ölçü alım işlemi aynı kişi tarafından yapılarak standardizasyon sağlanmıştır.

CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonun uyumu; sistemi kullanan hekimin tecrübesine, kamera, sistemin veri alıcısı, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlıdır.<sup>171</sup> Çalışmamızda CEREC 4 sistemi ve Software Version 4.2.0.57192 yazılım programı kullanılmıştır. Çalışmamıza başlamadan önce CEREC 4 sistemi etkin bir şekilde kullanılarak, uygulamaya bağlı hatalar elimine edilmeye çalışılmıştır.

CEREC restorasyonların klinik performansını inceleyen birçok çalışma mevcuttur.

Qualtrough ve Piddock<sup>83</sup> 299 hastayı kapsayan 12 yıllık bir çalışmada 1010 CEREC restorasyon yapmış ve gözlem altında tutmuşlardır. Başarı oranı; 10 yıl sonunda %90, 11 yıl sonunda %84,9 olarak belirlenmiştir. Vital dişler devital dişlerden, premolar dişler molar dişlerden daha yüksek başarı göstermişlerdir. Restorasyonun ve dişin kırılması sebebiyle 81 adet başarısız vaka kaydedilmiştir. CEREC restorasyonlarda başarısızlık nedeni büyük ölçüde mekanik sebeplere dayandığını belirtmişlerdir. Mekanik olarak dayanıklı materyal seçimi, ideal siman aralığı belirlenmesi ve uygun kesim tekniğinin restorasyonlarda başarıyı arttıracaklarını savunmuşlardır.

Özgüneş<sup>172</sup>'in yaptığı farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi adlı tezde CEREC sistemi ile yapılan restorasyonlarda en sık görülen başarısızlık nedeninin kırık olduğu belirtilmiştir. Seramik kırıklarının birçok nedeni vardır. Yeterli cila yapılmaması ve oklüzal ilişkinin düzenlenememesi CAD/CAM feldspatik restorasyonların kırılma riskini arttırmaktadır. Yetersiz materyal kalınlığının olması bir diğer kırık sebebidir. Seramik restorasyonlardaki kırıkların yüzey deformitelerinden kaynaklandığı ve mikro çatlaklar boyunca yayıldığı düşünülmektedir. Seramiklerin yapısında ve yüzeylerinde bulunan mikro çatlaklar stres odakları gibi davranarak kırılmaların başlamasında rol oynamaktadır. Camın kristalize şekle dönüştüğü cam seramiklerde mikro çatlaklar, cam kristaller arasında sıkışır bu sayede çatlakların yayılması engellenerek seramiğin dayanıklılığı artırılmış olur.<sup>172</sup> Bu nedenle çalışmamızda cam seramik yapıya sahip olan IPS e.max CAD ve Vita-Suprinity bloklar tercih edilmiştir.

Dental restorasyonların başarıları en iyi şekilde klinik çalışmalarla gözlenmektedir. Başarı ya da başarısızlığın doğru değerlendirilmesi ancak uzun dönemli klinik çalışmalarla mümkündür. Ayrıca birçok değişkenin bir arada bulunduğu ağız

ortamında oluşan herhangi bir başarısızlığın sebebini tam olarak belirlemek de güç olmaktadır.<sup>173</sup> Bu yüzden in vitro çalışmalar, materyallerin klinik kullanım öncesi mekanik ve fiziksel özelliklerinin belirlenmesinde büyük rol oynar. Bu testler sayesinde başarıyı etkileyebileceği düşünülen faktörlerin standart şartlarda ve detaylı olarak incelenme fırsatı bulunmaktadır.<sup>174</sup>

In vitro çalışmalarda, in vivo ortam taklit edilmeye çalışılır. Bütün standardizasyon kurallarına uyulmasına rağmen, tam bir klinik değerlendirmenin yapılması sınırlıdır. Buna rağmen, günümüzde klinik başarının değerlendirilmesi, ayrıca üretici firmalara ve klinisyenlere rehber olması açısından in vitro çalışmalar en ideal yöntem olarak görülmektedir<sup>174</sup>. Powers ve arkadaşları<sup>175</sup>,ları dental restoratif materyallerin kullanım alanlarının, fiziksel ve mekanik özelliklerinin belirlenmesinde in vitro deneylerden yararlanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bütün bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmamız in vitro şartlarda oluşturulan deneylerle gerçekleştirilmiştir.

Estetik diş hekimliğinde önemli bir yere sahip olan lamine venerlerin uzun dönem klinik başarısını ve kırılma direncini arttırmak için blokların içeriğine lityum disilikat ve zirkon gibi materyaller eklenmektedir.<sup>60, 176</sup> Lamine venerlerdeki ideal siman aralığı hala belirlenememiştir. Farklı siman aralıklarında üretilen lamine venerlerin kırılma dayanımı açısından değerlendirildiği çalışma yok denecek kadar azdır. Bu nedenle çalışmamızda; yapısına lityum disilikat, zirkon ve rezin eklenmiş seramik CAD/CAM blokları CEREC programında prepare edilerek farklı siman aralığında elde edilen lamine venerlerin kırılma direnci incelenmiştir.

Literatürde pek çok araştırmacı doğal dişler yerine metal veya rezin güdüklerin kullanılmasını önermişlerdir. Bu güdüklerin kullanımıyla standardizasyon elde edilebileceği ve beklenmeyen kırılmaların oluşmasının önlenebileceğini belirtmişlerdir.

<sup>177, 178</sup> Yapılan bazı in vitro çalışmalarda insan dişlerinin elde edilmesi zor olduğu için koyun ve sığır dişleri kullanılmıştır.<sup>179-181</sup> Materyallerin maruz kalacakları kompleks gerilimlere karşı gösterecekleri direnci ölçmek için materyalin ağız içinde kullanılacakları formda hazırlanarak denemeleri daha gerçekçi sonuçlar vermektedir.<sup>145</sup> Rosentritt ve arkadaşları doğal dişlerin kullanıldığı durumda marjinal adaptasyon ve kırılma direncinde düşme gözlendiğini, bu nedenle doğal diş kullanımının daha gerçekçi sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir.<sup>146</sup> Çalışmamızda da bu ve diğer araştırmacılarla paralellik gösterecek şekilde çekilmiş insan dişlerini kullandık. Standardizasyonu sağlanmak amacıyla, morfolojik olarak daha az çeşitlilik gösteren üst santral keser dişlerin kullanımını tercih ettik.<sup>184</sup> Gruplardaki örnek miktarları, Keul ve arkadaşları<sup>185</sup>, larının bildirdiği gibi 10 ve üzeri örnek olarak hazırlanmıştır.

İn vitro deneyler restorasyonların başarısızlıklarını analiz etmek için kullanılan ve restoratif işlemlerin gelişmesine yardımcı olan önemli yöntemlerdir.<sup>186, 187</sup> Restoratif materyallerin kırılma dirençlerini sayısal verilere dökmek için mekanik kırma testleri kullanılmaktadır.<sup>187, 188</sup> Bu testler genellikle ağız içindeki çiğneme kuvvetlerini aşan kırılma kuvvetlerinde gerçekleştirilmektedir.<sup>189</sup> Bu yüksek kuvvetler, kişinin sert bir cisimi çiğneyebilmesi için tek bir dişte yoğunlaştırdığı kuvvete benzetilebilir.<sup>189</sup>

Test sonuçlarının güvenilirliği için, kullanılması gereken diş materyalinin yeterli sayıda olması gerekmektedir. Fakat bu tedarığın test öncesi, kısa bir zaman aralığında gerçekleştirilmesi mümkün olmadığından saklanma koşulları gündeme gelmektedir. ISO yönergelerinde distile su ya da benzer ortamlarda saklanan dişlerin çekim sonrası en geç 6 aylık süre zarfında test işlemlerine tabi tutulmaları gerektiği bildirilmiştir.<sup>190</sup>

Pashley<sup>191</sup> ve Van Meerbeek<sup>192</sup>, kullanılan dişlerin yapısal özellikleri, test metodu, test öncesi bekletme koşulları, materyalin kalitesi ve uygulama şeklinin bağlanma dayanımını sonuçlarını etkileyen önemli faktörlerden olduğunu bildirmişlerdir. Diş

çekimini takiben örneklerin dehidratasyondan korunması amacıyla kullanılan bekletme solüsyonlarının da bağlanma dayanımı değerleri üzerinde farklı etkiler oluşturduğunu belirtilmişlerdir. Tosun ve arkadaşları<sup>193</sup> bekletme solüsyonu olarak % 0.1' lik timol, %10' luk formol ve distile su kullandıkları çalışmalarında en yüksek bağlanma dayanımını distile suda bekletilen örneklerde elde etmişlerdir. Birçok çalışmada dişler distile su içerisinde bekletilmiştir.<sup>194-196</sup> Bu araştırmada da dişler kırılma testine tabi tutulacakları zamana kadar haftada 1 kez değiştirilmek suretiyle distile su içerisinde bekletildi.

Kırılma direnci, makaslama bağ dayanımı, germe ve mikrosızıntı testleri in vitro testlerin en çok kullanılanlarıdır. Van Meerbeek ve arkadaşları<sup>173</sup>' nın yaptıkları çalışmaya göre, lamine venerler test edilirken, makaslama bağ dayanımı ile restorasyon-diş arası bağlanma kuvveti ölçülürken, materyalin dayanıklılığı kırılma direnci kuvvet dayanımı testiyle ölçülmektedir. Bu çalışmamızda, materyallerin dayanımı kırılma direnci testiyle ölçülmüştür. Quinn ve arkadaşları<sup>197</sup> nın yaptıkları çalışmada, ağız içerisindeki restorasyonun oklüzyon ve çiğneme kuvvetlerinden dolayı oluşabilecek streslere maruz kaldığını, bunun sonucunda materyallerde kırılmalar meydana gelebildiğini bildirmişlerdir. Kırılma dayanımı testleri, restorasyonların uzun dönem başarısının değerlendirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır.<sup>197</sup> Kırılma dayanımı testi, ISO tarafından önerilen baskı testlerinden biridir. Basit, hassas ve güvenilir bir yöntem olarak önerilmektedir.<sup>198</sup> Kırılma direnci testinde küre, çubuk ya da bar şeklinde kırıcı uçlar kullanılabilir.<sup>199</sup>

Kırma testlerinde Kelly<sup>144</sup> restorasyon üzerine yük dağılımını homojen olarak sağlamak için polietilen yaprakların kullanılmasını önermiştir. Homojen yük dağılımı sağlamak için yükleyici uç ve örnek arasına kalay yaprak konulmasını bildiren çalışmalar mevcuttur.<sup>149</sup> Hui ve arkadaşları<sup>146</sup> laminalarda kırılma dayanımını

inceledikleri çalışmalarında, klinik durumu in vitro olarak yansıtmak için dişin insizal kenarı ile kırıcı uç arasına 0.29 mm kalınlığında polivinil yaprak yerleştirmişlerdir. Bu çalışmada Hui ve arkadaşları<sup>146</sup>'larının belirttiği şekilde homojen yük dağılımını sağlamak için örnekler ve kırıcı uç arasında polietilen cam konmuştur.

Kırılma testlerinin uygulaması sırasında test cihazının yükleme hızı arttıkça çatlağın büyümesi için gerekli zaman olmamasından dolayı, dayanıklılık artar ve hatalı veriler elde edilebilir. Bu nedenle düşük bir yükleme hızı idealdir.<sup>200</sup> Araştırmacılar 0.5-1 mm/dk yükleme hızının sonuçları etkilemediğini, 1 mm/dk'dan yüksek olan yükleme hızının hatalı sonuçlara sebebiyet verebileceği bildirmişlerdir.<sup>201, 202</sup>

Ayrıca Hara ve arkadaşları<sup>203</sup>'ları farklı uygulama hızlarının kırılma üzerindeki etkisini araştırdıkları bir çalışmada, % 91 adheziv kırılma oranını 0,75 mm/dk hızla gerçekleşen testlerde elde etmişlerdir. Çalışmamızda, kırıcı uç olarak 1 mm çaplı küre uç kullanılmış ve literatürdeki çalışmalara uygun olarak uygulama hızı 0,75 mm/dk olarak ayarlanarak test gerçekleştirilmiştir.

Lin ve arkadaşları<sup>147</sup>'lerinin yaptığı bir çalışmada, kırıcı ucun 125° açıyla kesici kenardan uygulanmasının, ağız içinde lamine venederlerin maruz kaldığı kuvvetin yönünü daha iyi taklit ettiği gösterilmiştir. Bizde çalışmamızda literatür araştırması sonucu elde ettiğimiz veriler ışığında kırıcı ucu 125° açıyla kesici kenardan uyguladık.

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin klinik olarak ağız içinde farklı sıcaklıktaki gıda ve içecekler yoluyla termal streslere maruz kaldıkları bilinmektedir. Bu materyallerin klinik kullanımına uygunluklarını laboratuvarında test etmeden önce suda saklama ve termal siklus işlemlerinin uygulanmasına sıklıkla başvurulmuştur.<sup>148</sup> Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termal siklus uygulanmasının amacı, ağızda meydana gelebilecek ısı değişimlerini in-vitro olarak taklit etmek ve diş sert dokusu ile



restorasyon arasında olabilecek ısısal genleşme farklılıklarını yansıtmaktır.<sup>204</sup> Materyallerin farklı ısısal genleşme katsayılarına sahip olması, maruz kaldıkları termal stresler karşısındaki davranışlarının farklı olmasına neden olur. Klinik ortamda uzun süreye ihtiyaç duyulan bu yaşlanma olgusunu in vitro test sürecine dahil etmek için termal siklus işlemi uygulanmalıdır.<sup>205</sup> Örneklerin ağız içindeki nemli ortamı taklit etmesi için 24 saat suda bekletmek yeterlidir fakat materyallerin yapay yaşlandırması için 5°C ile 55°C arasında termal siklusa maruz bırakılmaları gereklidir. Literatüre baktığımızda siklus sayısı ve sürelerinde farklılıklar olmasına rağmen gelinen ortak nokta, termal siklusun bağlanma değerleri üzerinde olumsuz bir etkisi olduğudur.<sup>206</sup> Aynı materyallerin bağlanma dayanımları incelendiğinde termal siklusa maruz kalanların kalmayanlardan daha düşük değerler gösterdiği saptanmıştır.<sup>208</sup>

Türkün ve Ergücü 1997 ve 2002 yılları arasında yayınlanmış 84 tane in vitro sızıntı çalışmasını değerlendirdikleri araştırmalarında termal siklus için kullanılan maksimum ve minimum ısıların %98,7 oranda 5-55°C ve en sık tercih edilen siklus sayısının 250 ile 500 arasında olduğunu belirtmişlerdir.<sup>196</sup> %21,3 oranında ise 1000-1500 siklus sayısı tercih edilmiştir. Crim ve Garcia-Godoy, örneklerin termal siklus banyolarında bekletilme sürelerinin ve farklı siklus sayısının kompozit içerikli laminalerin mikrosızıntıları üzerindeki etkilerini istatistiksel olarak etkilemediğini bildirmişlerdir.<sup>208</sup> Brantley ve arkadaşları<sup>209</sup>,ları da doğal ortama uygun olabilmesi için, termal siklusun aşırı fazla devirlerde yapılmaması ve su banyolarındaki bekleme sürelerinin mümkün olduğunca kısa olması gerektiğini vurgulamışlardır. Yapılan pek çok çalışmaya uygun olarak bu çalışmada 1200 kez 5°C-55°C dereceleri arasında, her bir su banyosunda 20 saniye bekleyecek şekilde termal siklus uygulandı ve termal siklustan sonra örnekler 37°C'lik distile suda 24 saat bekletildi.<sup>210-212</sup>

Klinik değerlendirmede preparasyon sırasında bizotajın yapılması, inceleme

sırasında restorasyonun kenarlarını belirlemeyi zorlaştırmaktadır. Bu sebeple küçük kenar bozulmalarının saptanması da güçleşmektedir. Bazı araştırmacılara göre bizotaj yaparak sağlıklı mineyi kaldırıp diş dokusundan daha kötü bir materyal ile bu kısmı doldurmak anlamsızdır.<sup>101, 213</sup> Bizotaj uygulandığında restorasyonun kenarlarında ince kalan kısımların çiğneme basıncı ile kopabileceğini ve bu kopan parçaların ana gövdeden ayrılmadığı için ara yüzde renklenmeye yol açtığı çalışmalarda bildirilmiştir.<sup>215</sup> Bu bilgiler ışığında çalışmamızda dişlerin preparasyonu esnasında bizotaj uygulanmamıştır.

McLaughlin<sup>215</sup>, venter restorasyonların preparasyonu için toplam 6 farklı preparasyon dizaynı açıklamışlardır. Birçok araştırmacı, venter restorasyonların preparasyonunda, insizal kenarın da dahil edilerek, palatinal yüzde bitirilen overlapped insizal preparasyonu önermektedir.<sup>216, 217</sup> Bu preparasyon tekniği sayesinde insizal kenarda doğal diş dokularının taklit edilmesi ile daha iyi bir estetik oluşturulması kolaylaşacak ve insizal kenarın oklüzal kuvvetlere karşı direnci artırılabilecektir. Highton ve arkadaşları<sup>218</sup>, iki boyutlu foto elastik stres analizi yaptıkları çalışmalarında, bu tip preparasyonda oklüzal kuvvetlerin daha geniş alana yayılarak venter restorasyondaki stres yoğunlaşmasını azalttığını bildirmişlerdir. Ancak diğer taraftan Hui ve arkadaşları<sup>146</sup> strezin en fazla overlapped porselen restorasyonlarda oluştuğunu ve bunun da koheziv kırıkları neden olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmalarında aksiyel streslere en dayanıklı preparasyonun, tamamı mine içinde oluşturulan, pencere tarzı preparasyon olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bu kesim tekniği estetik açıdan istenilen performansı sağlayamamıştır.

Meijering ve arkadaşları<sup>219</sup>, yaptıkları 2,5 yıllık klinik çalışmalarında insizal preparasyon şekli ile restorasyon başarısı arasında bir ilişki olmadığını rapor etmişlerdir. Başka bir çalışmada venter kalınlıklarında farklılık olsa da, zirkonya venterlerin basma

kuvveti başarısızlığında preparasyon dizaynından kaynaklanan bir etki bulunmamıştır.<sup>220</sup> Lin ve arkadaşlarıadaşları da geleneksel kesim ve insizale overlap kesim arasında kırılma dirençleri arasında belirli bir farklılık bulamamışlardır.<sup>147</sup> Geleneksel kesimde diş yapısında daha fazla mine kaldığından kırılma direncinin artması söz konusudur.<sup>220</sup> Bu sebeple çalışmamızda uygulanan lamine kesiminde geleneksel teknik uygulandı.

Troedson ve arkadaşları<sup>221</sup> porselen vener restorasyonlarda insizal kenar preparasyonu ve farklı açılarda uygulanan kuvvetlere bağlı oluşan stres etkilerini inceledikleri çalışmalarında, restorasyonların üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin, preparasyondan daha önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Restorasyonların başarısının bonding için gerekli minenin miktarına ve aynı zamanda minenin kalitesine bağlı olduğu, preparasyonun %50'sinin minede bulunması ile bonding materyallerinin mineye güvenilir bir şekilde bağlandığı ve böylece klinik başarının arttığı rapor edilmiştir.<sup>42, 176</sup> Bu nedenle çalışmamızda da kesimin özellikle mine sınırları içerisinde kalmasına özen gösterildi. Castelnuovo ve arkadaşları<sup>61</sup>'nin belirttiği şekilde çalışmamızda dişlerin fasiyal yüzeylerindeki preparasyonlar servikal üçlüde 0.3 mm, orta ve insizal üçlüde ise 0.5 mm derinliğinde olacak şekilde hazırlandı.

Türkaslan ve arkadaşları<sup>182</sup>, farklı restorasyon teknikleri ve materyalleri kullanarak hazırladıkları lamine venerler ile yaptıkları çalışmada kırılma dirençlerinin 552-796 N değerlerine ulaştığını bildirmişlerdir. Ön dişler için fizyolojik ısırma kuvveti Helkimo ve arkadaşları tarafından<sup>222, 223</sup>, 108-176 N, Hagberg ve arkadaşları tarafından ise 130-230 N olarak bildirmişlerdir. Daha az kuvvetlerde restorasyonlardaki ilk hasarlanma başladıktan sonra yüksek kuvvetlere ulaşarak maksimum değerlerde örneklerin kırılması, çalışmamızda ilk hasarlanmayı ifade eden "break force" değerlerini de göz önüne almamız gerektiğini düşündürmüştür.

Preparasyon dizaynı ne kadar konservatif olursa, venter uygulanmış dişin de o kadar dayanıklı olacağını savunan araştırmacıların yanı sıra, insizal kenarın dahil edilip edilmemesi arasında herhangi bir farkadaşları olmadığını savunan araştırmacılar da mevcuttur.<sup>146, 219, 224</sup> Hui ve arkadaşları<sup>147</sup> pencere tipi preparasyon tekniğinin, insizal kuvvete karşı overlap preparasyon tekniğinden daha dirençli olduğunu, ancak overlap preparasyonlarda kırılma oranının klinik olarak değerlendirildiğinde çok daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Quinn ve arkadaşları<sup>197</sup>, lamine venter preparasyonu yaparkadaşlarıen diş boyunu kısaltmamayı önerirken, Calamia<sup>225</sup> az miktarda insizal kenarı kısaltarak overlap tipi preparasyon yapılması gerektiğini ileri sürmüştür. Highton ve arkadaşları<sup>218</sup>, porselen lamine venterlerin foto elastisitesi ile ilgili yaptıkları bir çalışmada, insizal overlap tipi preparasyonun daha iyi bir kuvvet dağılımı oluşmasına katkıda bulunduğunu bildirmişlerdir. Nordbo ve arkadaşları<sup>226</sup> bukkal yüzeyde 0,3 mm-0,5 mm aşındırma yapılarak feather tip preparasyonla hazırlanan venterlerde 3 yıl boyunca kırılma olmadığını, sadece %5'inde insizal kenarlardan ufak kopmalar olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, insizal bitiş çizgisini maskelemek çok zor olacağı için pencere tipi preparasyonu önermemektedirler. Birçok araştırmacı, insizal kısmın preparasyona dahil edilmesinin kompozit lamine venter restorasyonları insizal kırığa karşı güçlendirdiğini savunmaktadır.<sup>2, 146</sup>

Düzyol M.<sup>228</sup> farklı preparasyon ve yapım tekniklerini kullanarak elde ettikleri lamine venterlerin kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları tez çalışmasında insizale overlap kesim tekniği, feather edge ve mine içi kesim tekniğine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğunu bildirmiştir.

Pascotto ve Benetti<sup>229</sup>, feather tipi preparasyonla hazırlanan venterlerin 3 yıllık takibinde kırılmanın gözlemlenmediği, ayrıca mine içi preparasyonun insizaldeki mine restorasyon bağlantısının tam olarak kamufle edilmesinin zorluğundan dolayı feather

tipi preparasyonun tercih edilmesini önermişlerdir. Çalışmamızda dişlerin fasiyal yüzeylerinde 0.3 mm- 0.5 mm aşındırma yapılarak kesim tamamlandıktan sonra güncel yayınlara paralel olarak geleneksel lamine vener kesim tekniğine uygun şekilde ve Shillinburg' un belirttiği şekilde insizal yüzden 1.5 mm kesim yapılmıştır.<sup>148, 229</sup>

Hui ve arkadaşları<sup>146</sup>, lamine vener preparasyonlarını inceledikleri çalışmalarında kırılma tiplerinde neredeyse hiç adeziv kırılmaya rastlamazken, kırılma tiplerinin çok çeşitlilikte ve daha ziyade dişin boyun kısmında oluştuğunu ve en sık insizal kırığın fasiyal preparasyon uygulanan Gruplarda meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. Castelnovo ve arkadaşları<sup>61</sup>, lamine venerlerde kırılma tipinin sıklıkla kök kırığı şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Bazı araştırmalarda bağlanma dayanımı düşük olan örneklerde daha çok adeziv, bağlanma dayanımının yüksek olduğu sistemlere doğru gidildikçe miks ve koheziv başarısızlıkların arttığı gösterilmiş. Buna dayanılarak bağlanma dayanımı değerleriyle kopma tipleri arasında ilişki olabileceği belirtilmiştir.<sup>230, 231</sup>.Bizim çalışmamızda ise çoğunlukla adeziv tipte kırılma görülmüştür. Siman aralığı arttıkça adeziv tipte kırılma oranı artmıştır.

Zarone ve arkadaşları<sup>232</sup> porselen lamine vener restorasyonların preparasyon dizaynının stres dağılımına olan etkisini araştırdıkları çalışmada tüm preparasyon tiplerinde oluşan en yüksek stres değerlerinin porselen vener seviyesinde olduğunu ve bu değerlerin en fazla dişin preparasyon esnasında en zayıf kalan kısımları olan insizal ve servikal bölgelerinde gözlendiğini bildirmişlerdir.

Geçmişte siman aralıkları ile yapılan çalışmalarda siman aralıklarının 0-500 µm arasında değişkenlik göstermiştir.<sup>233-235</sup> Belirlediğimiz siman aralıkları parametreleri bu sınırlar içinde yer almaktadır. Bu konuda çalışma yapan araştırmacılar 20 µm'den daha ince olan adeziv siman kalınlığında bağlanma dayanımının düşük olduğunu bildirmişlerdir.<sup>234</sup> Bu durum simantasyon öncesi, simanı karıştırma esnasında rezinin

içinde oluşan hava kabarcıklarının ince film tabakasının mekanik özelliklerini daha çok etkilemesine bağlanmıştır. Bu kalınlıkta polimerizasyonun gerçekleşmediği bildirilmiştir.<sup>234</sup> Bu kriterleri dikkate alarak çalışmada en ince kalınlık olarak 50 µm belirlenmiştir. Literatürde de 50 µm-100µm arası siman tabakası kalınlığının optimal bağlanma dayanımını sağladığını gösteren çalışmalar mevcuttur.<sup>233, 234</sup> Estetik restorasyonların altındaki siman kalınlığı ile ilgili yapılan geçmiş çalışmalar, en geniş siman tabakası kalınlığının 100 ve 200 µm arasında sıralandığını göstermektedir.<sup>201, 234</sup> Mevcut çalışmada siman tabakası kalınlığı açısından bağımsız değişkenler bu görüşlere göre belirlenmiştir.

May ve arkadaşları<sup>236</sup> çalışmalarında seramik kronlarda hem in-vitro hem de sonlu elemanlar stres analizi bulgularına göre siman kalınlığının artmasıyla kırılma direncinin düştüğünü göstermişlerdir. Rekow ve arkadaşları<sup>237</sup> da 80-100 µm siman kalınlıkları aralığında seramik kronların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmalarında siman aralığının azaldıkça kırılma kuvvetinin arttığını bulmuşlardır. Çalışmamızda 50 µm siman aralığında hazırladığımız lamine venederlerin 200 µm siman aralığına göre belirgin bir şekilde yüksek kırılma değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

İn-vitro çalışmalarda hazırlanılması istenilen siman kalınlığı Cerec programında tam olarak ayarlanamaz ve yakın değerler elde edilir.<sup>102, 238</sup> Taramalı elektron mikroskopunda (SEM) renkli görüntü alınmaz, elde edilen görüntüler siyah beyazdır.<sup>239</sup> SEM kullanımında odaklama derinliği mikroskopik değerlendirmeden daha iyi olduğundan aynı düzlem üzerinde olmayan iki noktanın ölçümü mümkün olabilmektedir. Stereomikroskop kullanıldığı durumlarda restorasyonların kenar bitim çizgilerinin açık olması gerekmektedir. Ölçüm noktaları iyice belirlenmeli ve aynı düzlem üzerinde yer almalıdır. Literatürde kenar aralığı ölçümleri için stereomikroskop ve SEM kullanılan araştırmalar mevcuttur.<sup>48, 84</sup> Stereomikroskop gözlemi, SEM

gözlemine göre çok daha az hazırlığa ihtiyaç duyulması açısından pratiktir.<sup>239</sup> Bu çalışmada CEREC sisteminde belirlenen siman aralıklarının doğruluğunu belirlemek için çalışmamızda simantasyon işlemi gerçekleştirilen örnekler vertikal hatta ikiye ayrılmış, SEM’de siman aralıkları ölçülmüş ve ortalama değerleri belirlenmiştir. CEREC sisteminde belirlenen siman aralığı değerlerinden daha büyük veriler elde edilmiştir.

Clausen ve arkadaşları<sup>240</sup> farklı yapıdaki bloklardan üretilmiş tam seramik kuronların kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmasında lityum disilikat (IPS emax Press) ile lösitle güçlendirilmiş seramiği (IPS Empress Esthetic) karşılaştırmışlardır. Lityum disilikat seramik kuronların, lösitle güçlendirilmiş seramik kuronlardan daha dayanıklı olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bunun sebebini lityum disilikat seramik yapısındaki kompleks geometrik yapıya bağlamışlardır.

Carvalho ve arkadaşları<sup>241</sup> feldspatik cam seramik, lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik içerikli bloklardan CAD/CAM kullanarak elde ettikleri kuronların kırılma dirençlerini inceledikleri çalışmalarında feldspatik seramik kuronların direncini istatiksel olarak daha düşük bulmuşlardır, lityum disilikat ve rezin nano seramiklerin kırılma direncini ise benzer bulmuşlardır. Bu benzerliği iki bloğun bükülme ve elastiklik modülü arasındaki orana bağlamışlardır. Resin nano seramiği lityum disilikat ile karşılaştırdıklarında süre, pratiklik, parlatılabilirlik, tamir edilme açısından daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.

Della Bona ve arkadaşları<sup>242</sup>, nın yaptığı cam seramik materyallerin özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada; lityum disilikat esaslı seramiklerin yüksek kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir. Bunun kristal içeriğinin yüksek olmasına ve lityum disilikat kristallerinin cam matrix içinde düzenli dağılım göstermesine bağlı olduğunu belirtmişlerdir.

Sağsöz<sup>243</sup> yaptığı tez çalışmasında in vitro ortamda farklı seramik yapılardaki inleylerin kırılma direncini değerlendirmiştir. Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik inleyn diğer seramiklerden anlamlı derecede daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmiştir.

Bindl ve arkadaşları<sup>244</sup> iki farklı simantasyon tekniği ile feldspatik seramik, lösitle güçlendirilmiş seramik ve lityum disilikat cam seramik blokların kırılma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Feldspatik ve lösit içerikli kuronlara göre lityum disilikat kuronlarının daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini belirtmişlerdir.

Chen ve arkadaşları<sup>245</sup> CAD/CAM' de hazırladıkları lösit içerikli seramik kuronların feldspatik kuronlara göre önemli derecede yüksek kırılma direnci gösterdiğini belirtmişlerdir. Bunun nedenini ise lösit kristallerinin cam matrisine dağılımının mukavemeti artırması olarak ifade etmişlerdir.

Tai-Min Lin ve arkadaşları<sup>147</sup> 2 farklı kesim tekniği ve lösit içerikli 4 farklı seramik (ProCAD, Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) lamine venerin kırılma direncini karşılaştırmışlar ve ProCAD içerikli lamine venerler diğerlerine göre belirgin üstünlük göstermiştir.

Bu çalışmamızda ise 50 µm siman aralığında materyaller (IPS-e max CAD, Vita-Suprinity, Lava Ultimate) arasında anlamlı bir farkadaşları bulunamamıştır. 200 µm siman aralığında ise Vita-Suprinity lamine venerler Lava Ultimate venerlere göre anlamlı derecede yüksek kırılma değerleri göstermiştir. Vita-Suprinity ve IPS-e max CAD arasında anlamlı bir farkadaşları bulunamamıştır. Vita-Suprinity blokların yüksek kırılma değerleri göstermesinin sebebi yapısındaki zirkon içeriği ve lityum disilikat yapısına sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Cam seramiklerin kristal içeriğinin yüksek olması ve lityum disilikat kristallerinin cam matrix içinde düzenli dağılım göstermesi bu sonuçları elde etmemizi sağlamıştır. İnce taneli homojen yapı materyalin



kalitesini arttırmış ve uzun dönem klinik başarı sağlamıştır.

Klinik incelemede seramik restorasyonların başarısızlıklarının temelinde kırılma ve siman ile bağlanma problemlerinin bulunduğu bildirilmiştir.<sup>246</sup> Yüksek dayanımlı seramiklerde başarısızlık nedeni olarak kırılma % 2,3 - 8 oranları arasındadır. Bu sonuçlar simanın seramik yüzeyi ile sıkı bir bağlantı oluşturmasının önemli olduğunu göstermektedir.<sup>157</sup> Tam seramiklerin uzun dönem klinik başarılarını arttırmak için üstün mekanik, fiziksel ve optik özelliklerinden dolayı rezin esaslı simanlar tercih edilmektedirler<sup>247</sup>. Yüksek dayanıklıdaki alumina ve zirkonya esaslı seramik restorasyonlar polikarboksilat, çinko fosfat ve cam iyonmer simanlarla da simante edilebilirler.<sup>248</sup> Fakat rezin simanların fosfat ve cam iyonmer simanlara göre daha translusent olmaları ve daha çok renk seçeneklerine sahip olmaları estetik açıdan daha avantajlıdır.<sup>60, 176</sup> Resin simanlar seramik kor materyalin bağlantı yüzeyindeki mikroçatlaklara ve düzensizliklere infiltre olarak çatlak yayılımını engeller ve restorasyonun kırılma dayanımını arttırlar.<sup>249</sup> Kimyasal polimerize olan rezin simanların ışıkla sertleşen rezin simanlara göre optik ve mekanik özellikleri daha düşük ve çalışma süreleri daha kısadır.<sup>250</sup> Işıkla polimerize olan simanlarda restorasyon kalınlığı ve seramiğin ışık geçirgenliği polimerizasyon derecesini ve süresini belirler. Restorasyon kalınlığı arttıkça ya da şeffaflığı düşük restoratif materyal kullanıldıkça ışık geçirgenliği dolayısıyla polimerizasyon miktarı azalır. Genellikle, kliniğe yönelik olarak tam seramik restorasyon kalınlığı 2 mm'yi geçtiği vakalarda dual polimerize olan rezin simanlar kullanılmalıdır.<sup>251</sup> Tam seramik kor materyallerinden daha yüksek kristal içerik ve daha düşük bir şeffaflığa sahip olan alumina ve zirkonya esaslı seramiklerde 0,5-0,7 mm kalınlıklar da bile ışık geçirgenliği, dolayısıyla polimerizasyonun tamamlanması engellenmektedir.<sup>252</sup> Bu sebepten dolayı simantasyon için adeziv bir sistem kullanılacaksa dual polimerize olan rezin simanlar tercih edilmelidir.<sup>176, 253</sup> Ayrıca

dual polimerize olan simanlarda ışığın yeterince ulaşamadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanmasına imkan vermek için bekleme süresi yaklaşık 24 saattir.<sup>159</sup>

Behr ve arkadaşları<sup>254</sup> rezin simanla yapıştırmanın, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ve tam seramik kuronların kırılma direncini arttırdığını bildirmişlerdir. Geleneksel simanlara göre adeziv rezin simanla yapıştırmanın tam seramiklerin kırılma değerlerini belirgin derecede azalttığı ifade edilmiştir.<sup>255, 256</sup>

Rezin simanlar, seramiklerde pöröz defektleri kapatarak restorasyonun direncini ve stabilitesini arttırmaktadırlar. Günümüzde adeziv teknolojinin gelişmesiyle çeşitli rezin simanlar piyasaya sürülmüştür. Uzun dönem klinik başarı için simanla güçlü bir bağlantı elde edilip, diş yapısı desteklendiğinde restorasyonun dayanıklılığı artmaktadır. İdeal bir rezin-seramik bağlantısının elde edilememesi sonucu zamanla restorasyonun marjinal bütünlüğü, tutuculuğu bozulabilmekte ve bu durum restorasyonun kırılmasına yol açabilmektedir.<sup>159</sup> Bu nedenden dolayı yapıştırıcı siman tipi tam seramik restorasyonların başarısına etki edebilmektedir.<sup>255</sup> Bu çalışmamızda tüm bu veriler göz önüne alınarak kırılma direncini arttırmak ve mikro çatlak oluşumunu engellemek için hazırlanan lamine veneerlerin simantasyonunda dual cure rezin siman kullanılmıştır.

Yapıştırıcı simanın film kalınlığı direkt olarak uzun dönem klinik başarıyı etkilemektedir. Bu kalınlığı belirlerken; hekimin materyalle ilgili deneyimi, karıştırma tekniği, oran ve sıcaklık önemlidir. Ama en önemli faktör simanın viskozitesidir. Resin siman yüksek viskoziteden dolayı eşit olmayan heterojen siman kalınlığı sergiler. Bu sebeble hekimin deneyimi ve kullanılan materyal önemlidir.<sup>257</sup>

Kurtoğlu ve arkadaşları<sup>257</sup> siman kalınlığının maksimum temel stres üzerine etkisini incelediği çalışmada siman kalınlığının etkisinin minimal seviyede olduğunu belirtmişlerdir. 30 µm ve 50 µm arasında önemli farklılığın gözlenmediğini ifade

etmişlerdir. Rekow ve Thompson<sup>258</sup> yaptıkları çalışmada ise siman kalınlığının 20-200 µm arasında değişebileceğini bildirmişlerdir. Ancak zayıf bağlantıdan kaynaklanan dezavantajları elimine etmek için, mümkün olduğu kadar ince siman tabakası oluşturulması gerektiğini bildirmişlerdir.

Salazar Morocho ve arkadaşları<sup>259</sup>, nın siman aralıklarının seramiğin dayanıklılığı üzerine etkisini araştırdığı çalışmada  $\leq 150$  ve  $>150$  µm olarak belirledikleri siman aralıklarının, seramiğin dayanıklılığı üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Geniş siman aralığında hızlı su emiliminin özellikle örneklerin merkezinde bozulmaya uğrayacağı bildirmişlerdir. Buna dayanarak çatlakların da siman aralığından dolayı etkilenmeyeceği belirtilmiştir.

Liu ve arkadaşları<sup>260</sup> siman aralığıyla ilgili yaptıkları çalışmada 90 µm siman kalınlığının optimal siman kalınlığı olabileceğini bildirmişlerdir. Çünkü siman aralığının küçük olduğu durumlarda kurona gelen yüklerin siman tarafından yeterince absorbe edilemediğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar siman aralığının çok dar olduğu durumlarda seramik kuronun sert bir materyal olan dentine çok yakın olacağı ve bu durumda siman yüzeyinin mekanik enerjiyi absorbe edemeyerek deformasyona yol açacağı bunun da kurona gelen yükün artmasına sebep olacağını bildirmişlerdir. Aynı çalışmada siman aralığının 150 µm'a ulaştığı durumda yük miktarının yüzde 10 arttığı bildirilmiştir. Ancak aynı çalışmada yükleme koşullarının etkisi incelendiğinde siman kalınlığının klinik başarıda önemli bir faktör olmadığını belirtmişlerdir.

Gressler ve arkadaşları<sup>261</sup> CAD/CAM ile elde ettikleri feldspatik kronlara 50 µm ve 500 µm oklüzal siman aralığı uygulamışlardır. 50 µm oklüzal siman aralığına sahip seramik kronlar daha sağlam bir görüntü sergilemişlerdir. Bunun nedeninin yüksek siman aralıklarında tensil kuvvetlerinin oluşturduğu sapmanın daha fazla olmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Polat Sağsöz'ün<sup>262</sup> yaptığı farklı siman aralıklarında hazırlanan CAD/CAM monolitik kuruonların kırılma direncinin değerlendirilmesi adlı tez çalışmasında 30, 90 ve 150 µm olarak belirlenen siman aralıklarının kırılma direncine etkisi benzer bulunmuştur.

Tuntiprawon ve arkadaşları<sup>263</sup> porselen jacket kuronlar üzerinde yaptıkları çalışmada siman aralığının arttırılmasının kırılma dayanımı üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Sonuç olarak 70 µm ve üstü siman kalınlığında; siman aralığı arttıka kırılma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Bunun nedenini uygulanan simanların fiziksel özelliklerinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Scherrer ve arkadaşları<sup>201</sup> 'nın makinada işlenebilir cam seramik örnekler üzerinde yaptığı çalışmada çinko fosfat simanla yapıştırılan örneklerin kırılma direncinin siman aralığına bağlı olmadığını belirtmişlerdir. 300 µm ve daha yüksek siman aralığı değerlerinde kompozit rezin simanla yapıştırılan örneklerin kırılma direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma meydana geldiği görülmüştür.

Dong ve arkadaşları<sup>264</sup> ise simantasyon kalınlığının makinada işlenebilir seramiklerin kırılma tokluğunu etkilediğini ve bu nedenle CAD/CAM restorasyonlar için mümkün olduğunca ince film kalınlığı oluşturulması gerektiğini belirtmişlerdir.

Prakki ve arkadaşları<sup>265</sup> farklı siman aralıklarında kırılma direncini gözlemledikleri çalışmada rezin siman yardımıyla dentine simante ettikleri 1 ve 2 mm kalınlığa sahip seramik plakaları kullanmışlardır. Çalışmadaki siman aralıklarını ise 100, 200 ve 300 µm olarak belirlemiş ve kontrol grubu olarak simantasyon uygulanmayan seramik plakaları kullanmışlardır. 1 mm kalınlığındaki seramik plakalarda siman aralığı arttıka, kırılma direncinin de arttığı, 2 mm kalınlığındaki plakalarda ise siman aralığının kırılma direncini etkilemediği belirtilmiştir.

Ai ve Nagai<sup>266</sup> adeziv tabakasının kalınlıklarını 20, 100, 200 µm belirleyerek

kırılma tokluğu üzerine etkisini incelemişlerdir. Kırılma tokluğu 100 ve 200  $\mu\text{m}'$  de benzer çıkmıştır, 20  $\mu\text{m}'$  de ise biraz azaldığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada da 50  $\mu\text{m}$  siman aralığında hazırladığımız lamine venerlerin kırılma değerleri 200  $\mu\text{m}$  siman aralığına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bu durum siman kalınlığı arttıkça restorasyonda retansiyon kaybı, kenar sızıntısı, estetiğin bozulması gibi durumlar oluşmasıyla ilişkilendirilebilir. Yapılan literatür araştırmasında konu hakkında yeterli sayıda çalışma bulunamamıştır. Bu nedenden dolayı lamine venerlerde siman aralığının kırılma dayanımı üzerine etkisi hakkında daha çok araştırma yapılması gerekmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı siman aralıklarında farklı içerikli CAD/CAM' de hazırlanan lamine venerlerin kırılma dirençlerinin değerlendirildiği bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar bulunmuştur:

1. CEREC programında belirlediğimiz siman aralıklarının, SEM cihazında kontrol amaçlı ölçümü yapıldığında belirlenen siman aralıklarından daha fazla değerler ölçülmüştür.
2. 50 µm siman aralığında hazırlanan lamine venerler 200 µm siman aralığında hazırlanan venerlere göre belirgin derecede yüksek kırılma değerleri göstermişlerdir. Siman aralığı azaldıkça kırılma direncinin arttığı görülmüştür.
3. 50 µm siman aralığında hazırlanan Grupların kırılma dirençlerinin büyükten küçüğe doğru sıralaması şu şekildedir: Vita Suprinity> IPS-e max CAD> Lava Ultimate. Bununla birlikte 50 µm siman aralığında materyallerin kırılma dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farkdaşları bulunamamıştır.
4. 200 µm siman aralığında hazırlanan Gruplarda da 50 µm siman aralığında hazırlanan Gruplara benzer şekilde Vita Suprinity (Grup3) en yüksek, Lava Ultimate (Grup6) en düşük kırılma değerleri göstermiştir. Lava Ultimate ve Vita Suprinity Grupları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı iken ( $p<0.05$ ) diğer Gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. ( $p>0.05$ )
5. Cam seramik yapıdaki IPS-e max CAD ve Vita Suprinity, rezin nano seramik yapısındaki Lava Ultimate' e göre daha yüksek kırılma değerleri göstermesi avantaj iken, fırınlanma için laboratuvar aşaması gerektirmesi zaman

açısından dezavantajdır.

6. Sadece yaşlandırma işlemi uygulanan kontrol grubu en yüksek kırılma değerlerini vermiştir.
7. Kontrol grubu dışındaki tüm Gruplarda çoğunluk olarak adeziv kırılma tipi görülmüştür.

Bir lamine vener restorasyonun başarısı; hastaya bağlı faktörler, restorasyonun maruz kaldığı yükler, kullanılan materyalin özellikleri, kesim şekli ve siman aralığı gibi birçok faktöre bağlı olduğundan ayrıca, ağız ortamındaki birçok etkeni deney düzeneğine yansıtabilmek tam olarak mümkün olmadığından elde edilen kırılma direnci değerlerinin değişebileceğini düşünmekteyiz. Bu sebepten dolayı deneysel çalışmaları devam etmesi ve klinik çalışmalarla desteklenmesi tavsiye edilmektedir.

Literatürde lamine venerlerde farklı siman aralıklarını sorgulayan çalışmalar yok denecek kadar azdır farklı siman aralıklarında çalışmaların yapılması önerilmektedir.

## KAYNAKÇA

1. Kelleher MG, Djemal S, Lewis N. Ethical markadaşlarıeting in 'aesthetic' ('esthetic') or 'cosmetic dentistry' part 2. *Dent Update*, 2012, 39: 390-392, 394-396, 398-400 passim.
2. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2003, 23: 543-555.
3. Ku CW, Parkadaşları SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent*, 2002, 88: 170-175.
4. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont*, 2001, 14: 401-405.
5. Fradeani M, Redemagni M, Corrado M. Porcelain lamine veneers: 6- to 12-year clinical evaluation--a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2005, 25: 9-17.
6. Ömeroğlu DN. Farkadaşlarınlı porselen lamine vener yapım yöntemlerinin kenar uyumu aisinden değerlendirilmesi.
7. Covey DA, de Carvalho Oliveira F, Jr., Denehy GE. Selecting an esthetic veneering technique. *Quintessence Int*, 1987, 18: 247-252.
8. Weinstein AR. Esthetic applications of restorative materials and techniques in the anterior dentition. *Dent Clin North Am*, 1993, 37: 391-409.
9. Baume LJ. The biology of pulp and dentine. A historic, terminologic-taxonomic, histologic-biochemical, embryonic and clinical survey. *Monographs in oral science*, 1979, 8: 1-220.



10. Bailey SJ, Swift EJ, Jr. Effects of home bleaching products on composite rezins. *Quintessence Int*, 1992, 23: 489-494.
11. B. Ö. Önal B.(2001) *Restoratif Dishekimliginde Maddeler Bilgisi*. E.Ü. Dishekimligi Fakültesi Yayınları. No:15, Bornova, İzmir. Baskı. 2001.
12. Carter A. Conventional design. İçinde:*Mechanical Reliability and Design*, Springer, 1997: 11-20.
13. Dzierzak J. Factors which cause tooth color changes ... protocol for in-office "power" bleaching. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1991, 3: 15-20.
14. Burke FJ. Provisional restoration of veneer preparations. *Dent Update*, 1993, 20: 433-434.
15. Chu SJ, Devigus A, Mielezsk AJ. *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Baskı. Quintessence Publishing Company, 2004.
16. Goldstein RE. Goldstein advocates bleaching in cosmetic treatment. Interview by Martin Nweeia. *Hawaii Dent J*, 1988, 19: 29-31.
17. Hayes PA, Full C, Pinkham J. The etiology and treatment of intrinsic discolorations. *J Can Dent Assoc*, 1986, 52: 217-220.
18. Nathoo SA. The chemistry and mechanisms of extrinsic and intrinsic discoloration. *J Am Dent Assoc*, 1997, 128 Suppl: 6S-10S.
19. Sulieman M, Addy M, Rees J. Development and evaluation of a method in vitro to study the effectiveness of tooth bleaching. *Journal of dentistry*, 2003, 31: 415-422.
20. Nixon RL. Combining vital and non-vital tooth whitening: a case sequence. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 1991, 3: 41-46.
21. Goldstein RE, Garber DA, Goldstein CE, Schwartz CG, Salama MA, Gribble AR,

- Adar P, Ginsberg LJ. Esthetic update: the changing esthetic dental practice. *J Am Dent Assoc*, 1994, 125: 1447-1456.
22. Wray A, Welbury R, Faculty of Dental Surgery RCoS. UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: Treatment of intrinsic discoloration in permanent anterior teeth in children and adolescents. *Int J Paediatr Dent*, 2001, 11: 309-315.
  23. Garber DA, Nathanson D. Etched porcelain inlays. *Alpha Omegan*, 1988, 81: 52-56.
  24. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. *J Prosthet Dent*, 2002, 87: 516-527.
  25. Hobo S, Iwata T. [Castable apatite ceramics--development and clinical application--1]. *Shikai Tenbo*, 1985, 66: 817-824.
  26. Horn HR. Porcelain lamine veneers bonded to etched enamel. *Dental Clinics of North America*, 1983, 27: 671.
  27. Pamir AD. Pamir, A.D., Hasanreisoglu, U.: lamine vener restorasyonlar. A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 13, 99-107, 1986. 1986.
  28. Garber DA. Direct composite veneers versus etched porcelain lamine veneers. *Dent Clin North Am*, 1989, 33: 301-304.
  29. Mink JR, Timmons JH. Lamine veneers. *Dent Clin North Am*, 1984, 28: 187-203.
  30. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14.
  31. Alqahtani MQ. Tooth-bleaching procedures and their controversial effects: A

- literature review. *Saudi Dent J*, 2014, 26: 33-46.
32. Yüzügüllü B. Yüzügüllü B., Tezcan S. (2005) Renk değişimine ve erozyona uğramış dişlerde lamine vener restorasyon seğeneklerinin endikasyon bakımından karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Cilt:8 Sayı:2. 2005.
  33. Jordan RE, Boksman L. Conservative vital bleaching treatment of discolored dentition. *Compend Contin Educ Dent*, 1984, 5: 803-805, 807.
  34. Burke FJ, Combe EC, Douglas WH. Dentine bonding systems: 1. Mode of action. *Dent Update*, 2000, 27: 85-88, 90, 92-83.
  35. Gür E. Gür E., Kesim B., (2004) Porselen Lamine Venerler Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Cilt:7 Sayı:1. 2004.
  36. JS C. Clyde JS: Porcelain veneers, a preliminary reivew, *Br Dent J*, 164, 9-13, 1998. 1998.
  37. Lim CC. Case selection for porcelain veneers. *Quintessence Int*, 1995, 26: 311-315.
  38. Morley J. Smile design--specific considerations. *J Calif Dent Assoc*, 1997, 25: 633-637.
  39. Ward DH. Proportional smile design using the recurring esthetic dental (red) proportion. *Dent Clin North Am*, 2001, 45: 143-154.
  40. Morley J, Eubank J. Macroesthetic elements of smile design. *J Am Dent Assoc*, 2001, 132: 39-45.
  41. Gür E, Kesim B. Porselen lamine venerler. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2004; 7: 72, 2004, 79.*
  42. Garber D. Porcelain lamine veneers--to prepare or not to prepare? *Compendium (Newtown, Pa.)*, 1991, 12: 178, 180.
  43. Mink J, Timmons J. Lamine veneers. *Dental Clinics of North America*, 1984, 28:

- 187.
44. Çöttert H. İndirekt Seramik Lamina Vener Üzerinde Ufuk Turu. *Diş Hekimliği Dergisi*, 2008: 28-37.
  45. E. Ç. Çelik, E., Kural, O. (1990) Porselen lamine venerler H. Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 16, 1-4, 1-6. 1990.
  46. CM S. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO ve Sturdevant JR: The art and science of operative dentistry, Mosby-Year Book Inc, 1995. 1995.
  47. Demirtola N, Gür G. Lamine vener yapım teknikleri, A. Ü Dışhek. Fak. Der, 1988, 15: 125-131.
  48. Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1989, 61: 527-531.
  49. Lim CC. Case selection for porcelain veneers. *Quintessence international*, 1995, 26.
  50. Kalender A. Kompozit ve Porselen Lamine Vener Restorasyonların Uzun Dönem Klinik İncelenmesi. *Doktora Tezi*, 2006.
  51. Sheets CG, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J Prosthet Dent*, 1990, 64: 406-411.
  52. Jordan RE. *Esthetic composite bonding: techniques and materials*. Baskı. Mosby, 1993.
  53. Soares CJ, Santana FR, Fonseca RB, Martins LRM, Neto FH. In vitro analysis of the radiodensity of indirect composites and ceramic inlay systems and its influence on the detection of cement overhangs. *Clinical oral investigations*, 2007, 11: 331-336.
  54. Soares C, Martins L, Fernandes NA, Giannini M. Marginal adaptation of indirect composites and ceramic inlay systems. *Operative dentistry*, 2002, 28: 689-694.

55. N G. Garg N, Garg A. Textbook of operative dentistry. 1st Bask1. New Delhi, St. Louis : Jaypee Bros. Medical Publishers, 2010. 2010.
56. Dietschi D, Bindi G, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of stratified compomer-composite Class II restorations. *Operative dentistry*, 2002, 27: 500-509.
57. Dalpino P, Francischone C, Ishikiriama A, Franco E. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *American journal of dentistry*, 2002, 15: 389-394.
58. Burgoyne AR, Nicholls JI, Brudvik JS. In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 65: 206-214.
59. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2002, 23: 611-614, 616, 618 passim; quiz 624.
60. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain lamine veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.
61. Castelnuovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC, of Washington U, of Dentistry S. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83: 171-180.
62. Takigawa H, Yamauchi M, Onda S, Choh E, Mutoh F, Kawano J, Nakazato G. [A case report of a 5-year use of preformed lamine acrylic resin veneer restoration in the mouth]. *Gifu Shika Gakkai zasshi= The Journal of Gifu Dental Society*, 1988, 15: 174-183.
63. Nakamura M, Matsumura H. The 24-year clinical performance of porcelain

- lamine veneer restorations bonded with a two-liquid silane primer and a tri-n-butylborane-initiated adhesive resin. *Journal of oral science*, 2014, 56: 227-230.
64. Izgi AD, Ayna E. Direct restorative treatment of peg-shaped maxillary lateral incisors with resin composite: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 93: 526-529.
  65. Berksun S, Kedici PS, Saglam S. Repair of fractured porcelain restorations with composite bonded porcelain lamina contours. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1993, 69: 457-458.
  66. Brunton P, Wilson N. Preparations for porcelain lamina veneers in general dental practice. *British dental journal*, 1998, 184: 553-556.
  67. Heymann HO. Indirect composite resin veneers. *Quintessence international*, 1987, 18: 111-118.
  68. Inokoshi S, Burrow M, Kataumi M, Yamada T, Takatsu T. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. *Operative dentistry*, 1996, 21: 73-80.
  69. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1996, 75: 18-32.
  70. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 621.
  71. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004, 91: 136-143.
  72. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *gülhane tip dergisi (gtd) gülhane medical journal (gmj)*, 2002: 457.
  73. Antunes R, Magalhães F, Matsumoto W, Orsi IA. Anterior esthetic rehabilitation

- of all-ceramic crowns: a case report. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 1998, 29: 38.
74. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 2004, 6: 32-37.
75. Kingery WD. Introduction to ceramics. 1960.
76. Lewis MH. *Glasses and Glass-ceramics*. Baskı. Springer Science & Business Media, 2013.
77. Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1988, 60: 148-151.
78. Aristidis GA. Etched porcelain veneer restoration of a primary tooth: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83: 504-507.
79. Cherukara G, Seymour K, Samarawickrama D, Zou L. A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers—a comparison of three clinical techniques. *British dental journal*, 2002, 192: 401-404.
80. Burke FT. Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2012, 24: 257-265.
81. Christensen GJ. Ceramic veneers: state of the art, 1999. *The Journal of the American Dental Association*, 1999, 130: 1121-1123.
82. McConnell R, Boksman L, Jones G. Esthetic restoration of a primary canine in the adult dentition by means of an etched porcelain veneer. Report of a case. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 1987, 18: 121-124.
83. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *Journal of dentistry*, 1997, 25: 91-95.
84. Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ. Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 66: 747-753.

85. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1996, 7: 134-143.
86. Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. *Int J Prosthodont*, 1989, 2: 13-26.
87. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarkadaşlarie RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 2001, 17: 21-33.
88. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 859-865.
89. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent*, 1993, 21: 117-121.
90. Wall JG, Cipra DL. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am*, 1992, 36: 765-782.
91. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 1994, 7: 329-338.
92. Naylor W, Beatty MW. Materials and techniques in fixed prosthodontics. *Dental Clinics of North America*, 1992, 36: 665-692.
93. Grossman D. Cast glass ceramics. *Dental Clinics of North America*, 1985, 29: 725-739.
94. Soran O, Kennard ED, Kfoury AG, Kelsey SF, Investigators I. Two-year clinical outcomes after enhanced external counterpulsation (EECP) therapy in patients with refractory angina pectoris and left ventricular dysfunction (report from The International EECP Patient Registry). *The American journal of cardiology*, 2006, 97: 17-20.



95. Nahara Y, Sadamori S, Hamada T. Clinical evaluation of castable a tite ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 66: 754-758.
96. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *J Can Dent Assoc*, 2002, 68: 233-237.
97. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 2002, 46: 405-426, viii..
98. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 2003, 89: 374-380.
99. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Nakamura T, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil*, 2002, 29: 951-955.
100. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1992, 68: 322-326.
101. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 2004, 48: 531-544.
102. Duret F, Preston J. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 1991, 1: 150-154.
103. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 2009, 28: 44-56.
104. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137 Suppl: 7S-13S.
105. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent

- developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 2008, 204: 505-511.
106. Çelik G, Sarı T, Üşümez A. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 2013, 16: 74-82.
107. Van Der Zel JM, Vlaar S, de Ruiter WJ, Davidson C. The CICERO system for CAD/CAM fabrication of full-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 85: 261-267.
108. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-venered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 2000, 84: 506-513.
109. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2008, 17: 378-383.
110. Karaalioğlu Agdof, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008, 2008.
111. Von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 180-187.
112. Stumpel 3rd L, Haechler W. The all-ceramic cantilever bridge: a variation on a theme. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2001, 22: 45-50, 52; quiz 54.
113. Seyhan BU. Tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında kullanılan rezin simanların renk değişimlerinin restorasyonların renk değişimleri üzerine etkilerinin incelenmesi. SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2010.
114. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new

- way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence international*, 1998, 29.
115. Bayındır F, İH U. Tam seramik kuron sistemleri. Atatürk Üniv. *Diş Hek. Fak. Derg*, 2007: 33-42.
116. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*, 1996, 127: 1171-1181.
117. Mumford G. The porcelain fused to metal restoration. *Dental Clinics of North America*, 1965, 23: 241.
118. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 2001, 132: 1301-1303.
119. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, 1999, 2: 9-35.
120. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *The Journal of the American Dental Association*, 2005, 136: 1714-1723.
121. Erişim. <http://www.rgkennedydds.com>. Erişim Tarihi: 15/08/2016.
122. Pallesen U, Van Dijken JW. An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European journal of oral sciences*, 2000, 108: 239-246.
123. Şahin E, Aktaş DG, Özcan DN, Aydın DDH, Akça K. Restoratif Diş Hekimliğinde CAD/CAM Klinik Uygulamalar: Sirona Cerec Sistemi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009, 33: 34-40.
124. Trost L, Stines S, Burt L. Making informed decisions about incorporating a CAD/CAM system into dental practice. *The Journal of the American Dental*

- Association*, 2006, 137: 32S-36S.
125. Posselt A, Kerschbaum T. Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent*, 2003, 6: 231-248.
  126. Mörmann WH, Bindl A. The Cerec 3--A quantum leap for computer-aided restorations: Initial clinical results. *Quintessence international*, 2000, 31.
  127. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 14S-21S.
  128. Vivadent I. Scientific documentation IPS e. 2011.
  129. Erişim. <https://www.vita-zahnfabrik.com>. 16/08/2016.
  130. Erişim. [www.sirona.com](http://www.sirona.com). 15/08/2016.
  131. Erişim. [solutions.3m.com.tr](http://solutions.3m.com.tr). 16/08/2016.
  132. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dental materials journal* 2016;35:225-232.
  133. Flury S, Schmidt Sz, Peutzfeldt A, Lussi A. Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. *Dental Materials Journal* 2016;35:728-735.
  134. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *The Journal of the American Dental Association*, 1989, 118: 703-707.
  135. B. D. Dayangaç B. Bonding sistemler —Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi 2000.p.2-6. 2000.
  136. Perdigao J, Swift Jr EJ, Roberson T, Heymann H, Swift Jr E. Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art & Science of Operative*

- Dentistry*, 2002, 4: 237-268.
137. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials*, 2010, 26: e11-e16.
  138. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. Sturdevant's art and science of operative dentistry. *Chaper*, 2006, 7: 307-344.
  139. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 1955, 34: 849-853.
  140. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Strength of adhesive-bonded fiber-reinforced composites to enamel and dentin substrates. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2003, 5.
  141. Latta MA, Barkadaşlarımeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 1998, 42: 567-577.
  142. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2013.
  143. Craig RG, Peyton FA, Asgar K. *Restorative dental materials*. Baskı. Mosby, 1975.
  144. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81: 652-661.
  145. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *International Journal of Prosthodontics*, 2000, 13.
  146. Hui K, Williams B, Davis E, Holt R. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *British dental journal*, 1991, 171: 51-55.
  147. Lin T-M, Liu P-R, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan Y-H. Fracture resistance

- and marginal discrepancy of porcelain lamine veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *Journal of dentistry*, 2012, 40: 202-209.
148. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 1999, 27: 89-99.
149. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2000, 27: 1024-1029.
150. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 1998, 14: 394-398.
151. Passos SP, Valandro LF, Bottino MA, Santos MJMC, Santos Jr GC. Shear bond strength of resin cement bonded to alumina ceramic after treatment by aluminum oxide sandblasting or silica coating. *Journal of Prosthodontics*, 2011, 20: 561-565.
152. Hasegawa T, Retief DH, Russell CM, Denys FR. Shear bond strength and quantitative microleakage of a multipurpose dental adhesive system resin bonded to dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1995, 73: 432-438.
153. Opdam NJ, Roeters JJ, Peters TC, Burgersdijk RC, Teunis M. Cavity wall adaptation and voids in adhesive Class I resin composite restorations. *Dental Materials*, 1996, 12: 230-235.
154. Kumbuloglu O, Lassila L, User A, Toksavul S, Vallittu P. Shear bond strength of composite resin cements to lithium disilicate ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005, 32: 128-133.
155. Akçaboy C. Sabit Protezlerde Başarısızlık Nedenleri. *Türkiye Dişhekimleri Vakfı, Ankara*, 1996: 14-62.

156. Johnston JF, Dykema RW, Phillips RW, Goodacre CJ. *Johnston's modern practice in fixed prosthodontics*. Baskı. WB Saunders Co, 1986.
157. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81: 135-141.
158. Uludamar A, Aygün Ş, Özkan YK. Tam Seramik Restorasyonların Simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011, 2011.
159. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 268-274.
160. Rykke M. Dental materials for posterior restorations. *Dental Traumatology*, 1992, 8: 139-148.
161. Sakaguchi R, Cross M, Douglas W. A simple model of crack propagation in dental restorations. *Dental Materials*, 1992, 8: 131-136.
162. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 2010, 3: 351-368.
163. S. Ü. İndirekt lamine vener uygulamaları. 2001.
164. JW. R. Color characterization of porcelain veneers. 1991.
165. Baratieri LN, Monteiro Jr S, de Andrada MAC, Arcari GM. Composite resin veneers: a new technique. *Quintessence international*, 1992, 23.
166. Felipe LA, Baratieri LN. Direct resin composite veneers: masking the darkadaşları prepared enamel surface. *Quintessence international*, 2000, 31.
167. Goldstein GR. The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 2010, 10: 30-31.
168. Wiedhahn K, Schenk O, Fritzsche G. Cerec Omnicam-Intraoralscan 2.0. *International journal of computerized dentistry*, 2011, 15: 199-205.

169. Hembree Jr JH. Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence international*, 1995, 26.
170. Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clinical oral investigations*, 2015, 19: 2035-2043.
171. Martin N, Jedynakiewicz N. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*, 2000, 16: 68-74.
172. Özgüneş A. Farklı CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan kuron protezlerinde kenar uyumunun incelenmesi. 2008.
173. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*, 1998, 26: 1-20.
174. Oliveira ACC, Oshima HMS, Mota EG, Grossi ML. Influence of chisel width on shear bond strength of composite to enamel. *Revista Odonto Ciência*, 2008, 24: 19-21.
175. Powers JM. In Vitro Testing of Restorative Materials—What's the Value? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2012, 24: 363-364.
176. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 2000, 28: 163-177.
177. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *Journal of prosthodontic research*, 2014, 58: 107-114.
178. AL-Makramani B, Razak AA, Abu-Hassan MI. Comparison of the Load at Fracture of Turkom-Cera to Procera AllCeram and In-Ceram All-Ceramic Restorations. *Journal of Prosthodontics*, 2009, 18: 484-488.
179. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha J, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer J. Bond



- strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of dentistry*, 2001, 29: 55-61.
180. Dos Santos PA, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2005, 16: 727-732.
181. Scribante A, Cacciafesta V, Sfondrini MF. Effect of various adhesive systems on the shear bond strength of fiber-reinforced composite. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 2006, 130: 224-227.
182. Turkaslan S, Tezvergil-Mutluay A, Bagis B, Shinya A, K Vallittu P, V Lassila L. Effect of intermediate fiber layer on the fracture load and failure mode of maxillary incisors restored with lamine veneers. *Dental materials journal*, 2008, 27: 61-68.
183. Xie Q, Lassila LV, Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs. *Journal of dentistry*, 2007, 35: 578-582.
184. G. O. Bond strength testing—What does it mean. *Int Dent J* 1993;43:492-98. 1993.
185. Keul C, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. *Clinical oral investigations*, 2015, 19: 35-43.
186. Bremer B, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American journal of dentistry*, 2001, 14: 216-220.
187. Jose Soares C, Roberto Marcondes Martins L, Maria Guardiero Azevedo Pfeifer J, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and

- ceramic inlay systems. *Quintessence international*, 2004, 35.
188. Çöttert HS, Şen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 2001, 14.
189. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1986, 56: 226-229.
190. ISO T. 11405 Dental materials—Guidance on testing of adhesion to tooth structure. *International Organization for Standardization, Switzerland, Genf*, 1994.
191. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 1995, 11: 117-125.
192. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry-university of washington-*, 2003, 28: 215-235.
193. G T. Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg* 2005;29(3):2-6. 2005.
194. Bowen R, Eick J, Henderson D, Anderson D. Smear layer: removal and bonding considerations. *Operative dentistry. Supplement*, 1984, 3: 30.
195. Konno ANK, Sinhoreti MAC, Consani S, Sobrinho LC, Consani RLX. Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Brazilian dental journal*, 2003, 14: 42-47.
196. Türkün Ş, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 2004, 21: 143.

197. Quinn G, Giuseppetti A, Hoffman K. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part I—Procedures and results. *Dental Materials*, 2014, 30: e99-e111.
198. Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont*, 1996, 9: 434-439.
199. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2009, 101: 166-173.
200. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *International Journal of Prosthodontics*, 1996, 9.
201. Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, Meyer J-M. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dental Materials*, 1994, 10: 172-177.
202. Scherrer S, De Rijk W. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *International Journal of Prosthodontics*, 1993, 6.
203. Hara A, Pimenta LAF, Rodrigues A. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental Materials*, 2001, 17: 165-169.
204. øilo G, Austrheim EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1993, 51: 263-269.
205. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1994, 71: 251-256.
206. Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*, 2006, 22: 195-200.

207. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2004, 31: 911-917.
208. Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1987, 57: 574-576.
209. Brantley CF, Kanoy B, Sturdevant JR. Thermal effects on retention of resin-bonded retainers. *Dental Materials*, 1986, 2: 67-71.
210. Reis A, de Oliveira Carrilho MR, Schroeder M, Tancredo LLF, Loguercio AD. The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2004, 6.
211. Nakajima M, Sano H, Burrow M, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell C, Pashley DH. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *Journal of dental research*, 1995, 74: 1679-1688.
212. Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. *Operative dentistry-university of washington-*, 2004, 29: 196-202.
213. Leidal TI, Solem H, Rykke M. A clinical and scanning electron microscopic study of a new restorative material for use in posterior teeth. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1985, 43: 1-8.
214. Dietschi D, Holz J. A clinical trial of four light-curing posterior composite rezins: two-year report. *Quintessence international*, 1990, 21.
215. McLaughlin G, Morrison J. Porcelain fused to tooth--the state of the art. *Restorative dentistry*, 1988, 4: 90-94.
216. Nixon R. Porcelain veneers: An esthetic therapeutic alternative. *Fundamentals of*

- Esthetics Quintessence, Chicago, 1990: 329-368.*
217. Abu-Hussein M, Watted N, Abdulgani A. Porcelain lamines-current state of the art: a clinical review.
  218. Highton R, Caputo AA. A photoelastic study of stresses on porcelain lamine preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1987, 58: 157-161.
  219. Meijering A, Creugers N, Roeters F, Mulder J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *Journal of dentistry*, 1998, 26: 563-568.
  220. Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic lamine veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2011, 105: 374-382.
  221. Troedson M, Dérand T. Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82: 518-524.
  222. Sarabi N, Ghavamnasiri M, Forooghbaksh A. The influence of adhesive luting systems on bond strength and failure mode of an indirect micro ceramic resin-based composite veneer. *J Contemp Dent Pract*, 2009, 10: 33-40.
  223. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 1977, 35: 297-303.
  224. Pioch T, Staehle HJ. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentinoenamel junction. *Quintessence international*, 1996, 27.
  225. Calamia J. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 1985, 16: 5-12.
  226. Nordbø H, Rygh-Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain lamine veneers without incisal overlapping: 3-year results. *Journal of dentistry*,

- 1994, 22: 342-345.
227. M. D. Farklı Kesim Teknikleri Uygulanarak Direkt, İndirekt ve CAD/CAM Freze Yöntemleriyle Hazırlanmış Lamine Venerlerin Kırılma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi. 2015.
228. Pascotto RC, Benetti AR. The clinical microscope and direct composite veneer. *Operative dentistry*, 2010, 35: 246-249.
229. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 87: 503-509.
230. Hagge MS, Lindemuth JS. Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2001, 86: 620-623.
231. Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, Toledano M. Resistance of ten contemporary adhesives to resin–dentine bond degradation. *Journal of dentistry*, 2008, 36: 163-169.
232. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dental Materials*, 2005, 21: 1178-1188.
233. Diaz-Arnold A, Williams V, Aquilino S. The effect of film thickness on the tensile bond strength of a prosthodontic adhesive. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1991, 66: 614-618.
234. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dental Materials*, 1996, 12: 245-249.

235. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle orthodontist*, 2005, 75: 254-259.
236. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials*, 2012, 28: e99-e109.
237. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*, 2006, 22: 125-132.
238. Büchi DL, Ebler S, Hämmerle CH, Sailer I. Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence international*, 2014, 45.
239. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2000, 83: 362-366.
240. Clausen J-O, Tara MA, Kern M. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*, 2010, 26: 533-538.
241. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2014, 111: 310-317.
242. Della Bona A, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, 2004, 20: 956-962.
243. Sağsöz Ö, CAD/CAM kullanılarak farklı seramik materyallerinden hazırlanan inley restorasyonların kuvvet altındaki davranışlarının mekanik ve sonlu

- elemanlar stres analizi yöntemleriyle incelenmesi. 2014.
244. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 2006, 22: 29-36.
245. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann K-H. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 82: 468-475.
246. Burke F, Watts D. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence international*, 1994, 25.
247. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*, 2002, 15.
248. Braga R, Ballester R, Daronch M. Influence of time and adhesive system on the extrusion shear strength between feldspathic porcelain and bovine dentin. *Dental Materials*, 2000, 16: 303-310.
249. Braga R, Ballester R, Carrilho M. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81: 285-289.
250. Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2005, 93: 551-558.
251. Linden J, Swift EJ, Boyer D, Davis B. Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *Journal of dental research*, 1991, 70: 154-157.
252. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2002, 88: 10-15.



253. Matsumura H, Kato H, Atsuta M. Shear bond strength to feldspathic porcelain of two luting cements in combination with three surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1997, 78: 511-517.
254. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 2003, 16.
255. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1999, 81: 23-32.
256. White SN, Zhao XY, Yu Z, Li ZC, Kipnis V. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *International Journal of Prosthodontics*, 1995, 8.
257. Kurtoglu C, Uysal H, Mamedov A. Influence of layer thickness on stress distribution in ceramic-cement-dentin multilayer systems. *Dental materials journal*, 2008, 27: 626-632.
258. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2007, 18: 47-56.
259. Salazar Marocho SM, de MELO RM, MACEDO LGS, Valandro LF, Bottino MA. Strength of a feldspar ceramic according to the thickness and polymerization mode of the resin cement coating. *Dental materials journal*, 2011, 30: 323-329.
260. Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The Effects of Adhesive Type and Thickness on Stress Distribution in Molars Restored with All-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics*, 2011, 20: 35-44.
261. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Influence of the resin cement thickness

- on the fatigue failure loads of CAD/CAM feldspathic crowns. *Dental Materials*, 2015, 31: 895-900.
262. Nurdan Polat S, Farklı Siman Aralıklarında Hazırlanan CAD/CAM Monolitik Kuronların Kırılma Direncinin Değerlendirilmesi. 2015.
263. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian dental journal*, 1995, 40: 17-21.
264. Dong Y, Wang X, Gao X. Effect of cementation on fracture toughness of chair-side CAD/CAM ceramic. 2012, 44: 299-302.
265. Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, De Paiva Gonçalves SE, Mondelli L, Rafael F, Pereira JC. Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *Journal of Prosthodontics*, 2007, 16: 172-178.
266. Ai H, Nagai M. Effect of the adhesive layer thickness on the fracture toughness of dental adhesive rezins. *Dental materials journal*, 2000, 19: 153-163.

## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
<b>Adı Soyadı:</b>	Orhan Rıdvan Vurgeç
<b>Doğum tarihi:</b>	10.04.1988
<b>Doğum Yeri:</b>	Nevşehir
<b>Medeni Hali:</b>	Bekar
<b>Uyruğu:</b>	T.C.
<b>Adres:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM
<b>Tel:</b>	0442 236 0940
<b>Faks:</b>	0442 236 1375
<b>E-mail:</b>	Orhan_1750@hotmail.com
Eğitim	
<b>Lise:</b>	Fethiye Mehmet Erdoğan Anadolu Lisesi (2002-2006)
<b>Lisans:</b>	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2012)
<b>Uzmanlık:</b>	Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2013- Devam ediyor)
Yabancı Dil Bilgisi	
<b>İngilizce:</b>	52.50 (2012 – ÜDS İlkbahar)
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
İlgi Alanları ve Hobiler	
Fitness,Futbol	

## EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

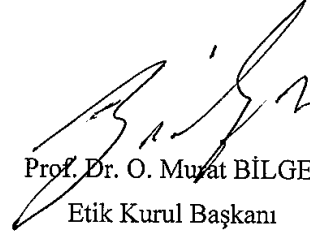
Sayı : 60

11 / 10 / 2016

### RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

10.10.2016 tarih ve 14/27 sayılı yazınız ekinde gönderilen Arş. Gör. Dt. Orhan Rıdvan VURGEÇ'in yürüteceği "Farklı Siman Aralıkları Kullanılarak Hazırlanan Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin Kırılma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi" başlıklı tez başlığının "Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin İki Siman Aralığında Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması" olarak değiştirilmesi ile ilgili etik kurul başvurusu kurumumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

  
Prof. Dr. O. Murat BİLGE  
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

---

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM

Tel : (442) 2360942



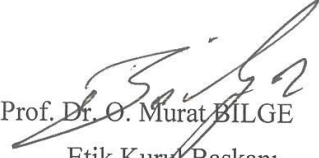
T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 11.10.2016

Oturum Sayısı: 10/2016

KARAR

<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	Arş. Gör. Dt. Orhan Rıdvan VURGEÇ
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	<i>Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin İki Siman Aralığında Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması</i>
<b>Karar No</b>	60.
<b>Alınan Karar</b>	Arş. Gör. Dt. Orhan Rıdvan VURGEÇ'in yürüttüğü "Farklı Siman Aralıkları Kullanılarak Hazırlanan Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Laminate Venerlerin Kırılma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi" başlıklı tez konusunun "Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin İki Siman Aralığında Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması" olarak değiştirilmesinde sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi.

  
Prof. Dr. O. Murat BİLGE  
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

Prof. Dr. Kezban Meltem ÇOLAK TOPÇU

Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ



T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Sayı : 23

07 / 04 / 2015

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA**

07.04.2015 tarih ve 138 sayılı yazınız ekinde gönderilen, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Nilgün SEVEN'in danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Orhan Rıdvan VURGEÇ'in yürüteceği **"Farklı Siman Aralıkları Kullanılarak Hazırlanan Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin Kırılma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi"** konulu uzmanlık tezi çalışması ile ilgili etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abubekir HARORLI  
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

---

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM

Tel : (442) 2360942



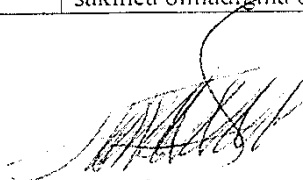
T.C  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 07.04.2015


Oturum Sayısı: 04/2015


KARAR

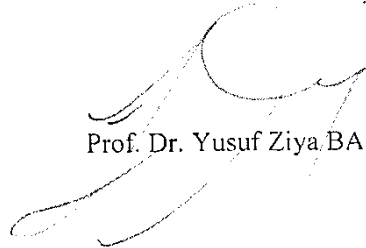
<b>SORUMLU ARAŞTIRMACI</b>	Prof. Dr. Nilgün SEVEN
<b>Araştırmanın Açık Adı</b>	Farklı Siman Aralıkları Kullanılarak Hazırlanan Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin Kırılma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi.
<b>Karar No</b>	23.
<b>Alınan Karar</b>	Sorumlu Araştırmacı Prof. Dr. Nilgün SEVEN'in danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Orhan Rıdvan VURGEÇ'in yürüteceği "Farklı Siman Aralıkları Kullanılarak Hazırlanan Farklı İçerikli CAD/CAM Freze Lamine Venerlerin Kırılma Dayanımı Açısından Değerlendirilmesi" konulu uzmanlık tezi çalışmasının yapılmasında bilimsel ve etik açısından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.


  
Prof. Dr. Abubekir HARORLI

Etik Kurul Başkanı

  
Prof. Dr. İsmail CEYLAN

  
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

  
Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR

  
Yrd. Doç. Dr. Ali KIKI