

**T.C.  
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**PORSELEN, HİBRİT, KOMPOZİT BLOKLAR  
KULLANILARAK YAPILAN SINIF II İNDİREKT  
RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK  
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hazırlayan  
Burhanettin AVCI**

**Danışman  
Doç. Dr. Soley ARSLAN**

**Uzmanlık Tezi**

**Temmuz 2019  
KAYSERİ**



**T.C.  
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**PORSELEN, HİBRİT, KOMPOZİT BLOKLAR  
KULLANILARAK YAPILAN SINIF II İNDİREKT  
RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK  
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**(Uzmanlık Tezi)**

**Hazırlayan  
Burhanettin AVCI**

**Danışman  
Doç. Dr. Soley ARSLAN**

**Temmuz 2019  
KAYSERİ**

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Burhanettin AVCI



## YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Porselen, Hibrit, Kompozit Bloklar Kullanılarak Yapılan Sınıf II İndirekt Restorasyonların 1 Yıllık Klinik Performansının Değerlendirilmesi” adlı Uzmanlık Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

**Tezi Hazırlayan**

Burhanettin AVCI



**Danışman**

Doç. Dr. Soley ARSLAN



**Anabilim Dalı Başkanı**

Doç. Dr. Soley ARSLAN



Doç. Dr. Soley ARSLAN danışmanlığında Burhanettin AVCI tarafından hazırlanan “Porselen, Hibrit, Kompozit Bloklar Kullanılarak Yapılan Sınıf II İndirekt Restorasyonların 1 Yıllık Klinik Performansının Değerlendirilmesi” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

08/07/2019

**JÜRİ**

Danışman : Doç. Dr. Soley ARSLAN

(Erciyes Üniv. Restoratif Diş Ted. A.D.)

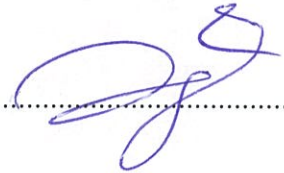
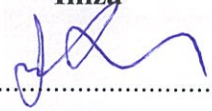
Üye : Doç. Dr. Sezer DEMİRBUĞA

(Erciyes Üniv. Restoratif Diş Ted. A.D.)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK

(Fırat Üniv. Restoratif Diş Ted. A.D.)

İmza

**ONAY**

Bu tezin kabulü Fakülte Anabilim Dalının .....tarih ve.....sayılı kararı ile onaylanmıştır.

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

Doç. Dr. Soley ARSLAN

Anabilim Dalı Başkanı



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında samimiyetini, bilgisini ve desteğini esirgemeyerek bu tezin gerçekleşmesinde büyük katkıya sahip olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Soley Arslan' a,

Uzmanlık eğitimim süresince değerli bilgilerini samimiyetle paylaşan ve eğitimime katkıda bulunan kıymetli hocam Doç. Dr. Sezer Demirbuğa'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisini ve deneyimlerini bizlerle paylaşan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Dr. Kaşad Pala'ya,

Asistanlığım süresince desteklerini esirgemeyen araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı personeline,

Tanıştığımız günden itibaren karşılaştığım bütün zorluklarda bana destek olan, hayatıma anlam katan sevgili eşim ve biricik kızıma,

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen ve hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan çok değerli aileme

Teşekkür ederim...

**PORSELEN, HİBRİT, KOMPOZİT BLOKLAR KULLANILARAK YAPILAN  
SINIF II İNDİREKT RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK  
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Burhanettin AVCI**

**Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi, Temmuz 2019  
Danışman: Doç. Dr. Soley ARSLAN**

**KISA ÖZET**

Günümüzde amalgam dolguların toksik etkileri ve kompozit rezin dolguların yetersiz mekanik özelliklerinden dolayı geniş madde kayıplı dişlerde indirekt tedavi yöntemlerine (inley, onley, overley, full kronlar) başvurulmaktadır. Bu restorasyonlar çoğunlukla laboratuvar koşullarında üretilerek hasta ağızında daha önceden açılmış olan kaviteye bir yapıştırıcı materyal kullanılarak yerleştirilmektedir.

Bu klinik çalışmada; Cerasmart (GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika) kompozit blok, Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) hibrit blok ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) seramik bloklardan yapılmış indirekt sınıf II restorasyonların 1 yıllık klinik performansını değerlendirmek amaçlanmıştır.

41 hastaya üç farklı CAD/CAM blokkullanılarak toplamda 60 adet indirekt sınıf II restorasyon yapıldı. Restorasyonlar, 1. hafta, 6. ay ve 12. ay sonunda modifiye FDI kriterleri kullanılarak 13 farklı kriter açısından değerlendirildi. Veriler Ki-kare, Fischer ve Mc Nemar testleri kullanılarak analiz edildi.

Bir yıl sonunda yapılan 60 restorasyonun, tamamının takibi yapılabildiği görülmüştür. Bir yıl boyunca Cerasmart ve IPS e.max CAD restorasyonlarda değerlendirilen tüm kriterler açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ( $p > 0.05$ ). Vita Enamic restorasyonları ise renk uyumu kriteri açısından tüm takip periyotlarında Cerasmart ve IPS e.max grubundan istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ( $p < 0.05$ ).

Sonuç olarak geniş madde kaybı olan posterior dişlerde Cerasmart kompozit blok, IPS e.max CAD seramik blok ve Vita Enamic hibrit blok başarılı klinik performans sergilemişlerdir. Bu materyallerin uzun dönem klinik performansı için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, Seramik Blok, Hibrit Blok, İndirekt Restorasyon



# EVALUATION OF 1 YEARLY CLINICAL PERFORMANCE OF CLASS II INDIRECT RESTORATIONS USING PORCELAIN, HYBRID, COMPOSITE BLOCKS

**Burhanettin AVCI**

**Erciyes University, Faculty of Dentistry  
Department of Restorative Dentistry,  
Dental Speciality Education Thesis, July 2019  
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Soley ARSLAN**

## **ABSTRACT**

Today, because of the toxic effects of amalgam fillings and the insufficient mechanical properties of composite resin fillings, indirect treatment methods (inlays, onlays, overlays, full crowns) are used in large-loss teeth. These restorations are usually produced under laboratory conditions and placed in the cavity previously opened in the patient's mouth using an adhesive material.

In this clinical study; Cerasmart (GC Dental Products Europe, Leuven, Belgium) composite block, Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) hybrid block and indirect class II restorations made of IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ceramic blocks clinical performance.

A total of 60 indirect class II restorations were performed in 41 patients using three different CAD/CAM blocks. The restorations were evaluated for 13 different criteria using modified FDI criteria at the end of 1 week, 6 months and 12 months. Data were analyzed using Chi-square, Fischer and Mc Nemar tests.

Cerasmart and IPS e.max CAD restorations were not statistically significant ( $p > 0.05$ ). Vita Enamic restorations showed a statistically significant difference in terms of color matching criteria from Cerasmart and IPS e.max groups in all follow-up periods ( $p < 0.05$ ).

In conclusion, Cerasmart composite block, IPS e.max CAD ceramic block and Vita Enamic hybrid block showed successful clinical performance in posterior teeth with large material loss. Further studies are needed for the long-term clinical performance of these materials.

**Keywords:** CAD/CAM, Ceramic Block, Hybrid Block, Indirect Restoration

## İÇİNDEKİLER

### PORSELEN, HİBRİT, KOMPOZİT BLOKLAR KULLANILARAK YAPILAN SINIF II İNDİREKT RESTORASYONLARIN 1 YILLIK KLİNİK PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ

İÇ KAPAK SAYFASI.....	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI.....	iii
KABUL ONAY.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
KISA ÖZET.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
KISALTMALAR ve SİMGELER.....	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiv
RESİMLER LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Posterior Restorasyonlar.....	3
2.1.1. Amalgam.....	3
2.1.2. Kompozit.....	3
2.1.3. Posterior İndirekt Restorasyonlar.....	4
2.2. Posterior İndirekt Restorasyonların Endikasyonları.....	5
2.3. Posterior İndirekt Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	6
2.4. Posterior İndirekt Restorasyonların Avantajları.....	6
2.5. Posterior İndirekt Restorasyonların Dezavantajları.....	7
2.6. Posterior İndirekt Restorasyon Yapımında Kullanılan Materyaller.....	7
2.6.1. Akrilik Resinler.....	8
2.6.2. Metal Alaşımlar.....	8
2.6.3. Kompozit Resinler.....	9

2.6.4. Seromerler.....	10
2.6.5. Seramikler.....	10
2.7. Seramiklerin Sınıflandırılması .....	12
2.7.1. Cam Matriks Seramikler.....	14
2.7.1.1. Feldspatik seramikler .....	14
2.7.1.2. Sentetik seramikler.....	15
2.7.1.2.1. Lösit ile güçlendirilmiş seramikler:.....	15
2.7.1.2.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler .....	15
2.7.1.2.3. Florapatit ile güçlendirilmiş seramikler .....	16
2.7.1.2.4. Cam infiltre seramikler.....	16
2.7.2. Polikristalin Seramikler .....	17
2.7.3. Seramik Benzeri Materyaller.....	18
2.7.3.1. Rezin nanoseramik.....	19
2.7.3.2. Cam Seramik İçeren Ağsı Rezin Matriksi .....	19
2.7.3.3. Zirkonya-Silika Seramik İçeren Ağsı Rezin Matriksi .....	19
2.8. İndirekt Restorasyonların Üretim Teknikleri .....	20
2.8.1. Alçı Model - Esnek Model .....	20
2.8.2. Platin Folyo Tekniği .....	20
2.8.3. Revetman Üzerinde Şekillendirilerek Üretim .....	20
2.8.4. Döküm Yolu ile Elde Edilen Seramikler .....	20
2.8.5. Isı ve Sıkıştırma Yolu ile Elde Edilen Porselen Restorasyonlar.....	21
2.8.6. Bigisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM).....	21
2.9. CAD/CAM Sistemlerin Sınıflandırılması .....	22
2.10. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları .....	22
2.11. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları.....	23
2.12. CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller .....	23
2.13. İnley/Onley Preparasyonu .....	24
2.14. Geçici Restorasyon Yapılması ve Materyaller .....	26
2.14.1. Direkt Yöntem .....	27

2.14.2. İndirekt Yöntem.....	27
2.15. Ölçü Alınması.....	28
2.16. İndirekt Restorasyonların Simantasyonu.....	28
2.17. Adezyon.....	29
2.17.1. Diş Dokusu - Siman Bağlantısı .....	29
2.17.2. Restorasyon- Siman Bağlantısı.....	30
2.18. Yapıştırma Simanları.....	32
2.18.1. Rezin Simanlar.....	33
2.18.1.1. Etch & Rinse Adeziv Rezin Simanlar.....	34
2.18.1.2. Self Etch Adeziv Reçine Simanlar.....	34
2.18.1.3. Self Adeziv Rezin Simanlar.....	34
2.19. Seramik- Kompozit Restorasyon Tercihi .....	35
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>37</b>
3.1. Diş Preparasyonu.....	38
3.2. Geçici Restorasyon Yapılması .....	39
3.3. Laboratuvar İşlemleri .....	40
3.4. İndirekt Restorasyonların Yerleştirilmesi .....	41
3.4.1. Cerasmart.....	41
3.4.2. IPS e.max CAD .....	42
3.4.3. Vita Enamic .....	43
3.5. Restorasyonların Değerlendirilmesi .....	44
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>48</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>60</b>
<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>76</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>77</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>103</b>

## KISALTMALAR ve SİMGELER

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
ADA	: Amerikan Diş Hekimleri Birliği
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	: Aluminyum oksit /alümina
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 2SiO <sub>2</sub> 2H <sub>2</sub> O	: Kaolin
Bis-GMA	: Bis-phenol A diglycidylmethacrylate
CAD/CAM	:Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
CaO	: Kalsiyum oksit
DMA	: Dimethacrylate
DNH	: Double network hybrid
FDI	: World Dental Federation
HEMA	: 2-hydroxyethyl methacrylate
HF	: Hidroflorik asit
K <sub>2</sub> OAl <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 6SiO <sub>2</sub>	: Feldspat
M.Ö	: Milattan Önce
MDP	: Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
mm	: Milimetre
MPa	: Birim alana düşen basınç yoğunluğu
nm	: Nanometre
p	: İstatistik önem düzeyi
pH	: Ortamdaki hidrojen iyonları
PMMA	: Polimetilmekatriolat
SiO <sub>2</sub>	: Kuartz / silika
sn	: Saniye

SrO	: Stronsiyum oksit
TEGDMA	: Triethyleneglycodimethacrylate
UDMA	: Urethane Dimethacrylate
USPHS	: United States Public Health Service
ZnO	: Çinko oksit



## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 1.</b>	CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller .....	23
<b>Tablo 2.</b>	Çalışmada Kullanılan Materyaller .....	39
<b>Tablo 3.</b>	Modifiye FDI Kriterleri-Estetik Özellikler .....	45
<b>Tablo 4.</b>	Modifiye FDI Kriterleri-Fonksiyonel Özellikler .....	46
<b>Tablo 5.</b>	Modifiye FDI Kriterleri-Biyolojik Özellikler .....	47
<b>Tablo 6.</b>	Restorasyonların dişlere göre dağılımı .....	48
<b>Tablo 7.</b>	Restorasyonların yüzey parlaklığı bulguları .....	48
<b>Tablo 8.</b>	Restorasyonların yüzey/kenar renklenmesi bulguları .....	49
<b>Tablo 9.</b>	Restorasyonların renk uyumu bulguları .....	49
<b>Tablo 10.</b>	Restorasyonların anatomik form bulguları .....	50
<b>Tablo 11.</b>	Restorasyonların kırık ve retansiyon kaybı bulguları .....	51
<b>Tablo 12.</b>	Restorasyonların kenar uyumu bulguları .....	52
<b>Tablo 13.</b>	Restorasyonların aşınma bulguları .....	53
<b>Tablo 14.</b>	Restorasyonların kontak noktası bulguları .....	53
<b>Tablo 15.</b>	Restorasyonların hasta memnuniyeti bulguları .....	54
<b>Tablo 16.</b>	Restorasyonların post-op hassasiyet bulguları .....	54
<b>Tablo 17.</b>	Restorasyonların çürük/erozyon/abfraksiyon bulguları .....	55
<b>Tablo 18.</b>	Restorasyonların diş bütünlüğü bulguları .....	56
<b>Tablo 19.</b>	Restorasyonların peridontal yanıt bulguları .....	56

## ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 1.** Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), 2015 seramik materyaller sınıflandırması..... 13
- Şekil 2.** Kavite preparasyonu.....26





## RESİMLER LİSTESİ

<b>Resim 1.</b>	Telio CS Onlay.....	40
<b>Resim 2.</b>	a) dentalwings7 b) dentaswiss DS1300.....	40
<b>Resim 3.</b>	Programat EP 5010.....	41
<b>Resim 4.</b>	Cerasmart .....	41
<b>Resim 5.</b>	Silan.....	42
<b>Resim 6.</b>	Self adeziv yapıştırma simanı RelyX U200 .....	42
<b>Resim 7.</b>	IPS e.max CAD blok.....	43
<b>Resim 8.</b>	Hidroflorik asit .....	43
<b>Resim 9.</b>	Vita Enamic blok.....	44
<b>Resim 10.</b>	26 numaralı dişin başlangıç fotoğrafı ve röntgeni.....	57
<b>Resim 11.</b>	26 numaralı dişin Cerasmart ile restorasyonu 12 aylık takip fotoğrafı ve röntgeni.....	58
<b>Resim 12.</b>	16 ve 46 numaralı dişlerin başlangıç fotoğraf ve röntgenleri.....	58
<b>Resim 13.</b>	16 ve 46 numaralı dişler IPS e.max CAD ile restorasyonu 12 aylık takip fotoğraf ve röntgenleri.....	58
<b>Resim 14.</b>	35 ve 36 numaralı dişlerin başlangıç fotoğraf ve röntgenleri.....	59
<b>Resim 15.</b>	35 ve 36 numaralı dişlerin Vita Enamic ile restorasyonu 12 aylık takip fotoğraf ve röntgenleri.....	59

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde çürük bir dişin restorasyonu için en fazla kullanılan iki materyal amalgam ve kompozit rezinlerdir. Amalgamın estetik olmayan görüntüsü ve hızla artan toksik olduğu inancı nedeniyle kullanımı oldukça azalmıştır. Kompozit rezinler birçok olguda klinik olarak başarılı sonuçlar vermektedir. Bu olgular; genellikle sığ ve dar yapıdaki kaviterler direkt basınç almayan bölgeler ve çay, kahve, sigara gibi renklendiricilere daha az maruz kalan hastalardır. Bunun dışında özellikle derin ve geniş kaviterlerde materyalin boyutu artacağı için kenar ve kitle kırıklarına çok fazla rastlanmaktadır. Ayrıca materyalin su emme ve renklenme özelliğinden dolayı zamanla estetik özellikleri bozulabilmektedir. Diş yapılarına bağlanabilmesi için bir adeziv (bağlayıcı) sisteme ihtiyaç duyması nedeniyle adezivden kaynaklı problemler ile restorasyon başarısızlığa uğrayabilmektedir. Yetersiz polimerizasyon sebebiyle zamanla gerçekleşen monomer salınımı canlı hücrelere zarar verebilmektedir. Materyalin kırılma yapısından dolayı dolgu-diş hattındaki (özellikle bizotaj bölgesi) kısımlar kırılarak marjinal uyumsuzluklara ve sekonder çürüklere neden olabilmektedir.

Dişleri restore ederken geride kalan diş dokusu, yapılacak restorasyonu yerinde tutabilecek durumda ise intrakoronel bir restorasyon yapılır. İtrakoronel restorasyonların yapımında direkt veya indirekt restoratif teknikten yararlanılır (1). Direkt teknikte, prepare edilen kaviteye yumuşak veya plastik haldeyken konulan restorasyon materyali sertleştikten sonra andırkatlar yardımıyla mekanik olarak veya adezyon yardımıyla tutunur. İndirekt teknikte ise laboratuarda metal, seramik veya kompozitten hazırlanan restorasyon ikinci randevuda dişe simante edilir. İndirekt olarak hazırlanan intrakoronel restorasyonlar kavitenin şekline göre inley, onley ve overlay olarak adlandırılırlar. İnleyn sınırları fissürlerin en derin noktasıyla tüberkül tepesi mesafenin üçte birini kapsar, onleyler ise üçte birinden daha fazlasını kapsar. Overlayler de kavite sınırları bukkal veya palatinal/lingual yüzeylerin birine ya da ikisine ulaşır (2).

Son 25 yıldır amalgamın alternatifi olarak estetik restorasyonlara talep artmaktadır (3). Şimdilerde estetik intrakoronel restorasyon yapımında farklı tekniklerden yararlanılır (4). En yaygın olarak kullanılan direkt kompozit restorasyonlardır. Fakat direkt kompozit restorasyonlar posterior bölgede kullanıldığında dezavantajları vardır. Bunlar abrazyon, kırılma, polimerizasyon büzülmesi sebebiyle kenar uyumunun bozulması, bunu takiben mikrosızıntı, seconder çürük ve postoperatif hassasiyet oluşmasıdır (1). Bu problemleri ortadan kaldırmak amacıyla metal, kompozit veya seramik kullanılarak inley/onley teknikleri geliştirilmiştir (4).

Eğer bir kavite direkt restoratif tekniği konrendike olacak kadar büyükse ve estetik restorasyon düşünülmekeyse; kompozit, seramik ve hibrit indirekt restorasyonlar endike olur. Bu restorasyonlar ağız dışında hazırlandıkları için polimerizasyon büzülmesi sorun olmaz. Okluzal anatomi ve proksimal temas daha başarılı bir şekilde oluşturulabilir. Ayrıca daha ideal koşullarda hazırlandıklarından direkt kompozitlere göre daha iyi fiziksel özelliklere sahiptir (3).

Bu çalışmada; Cerasmart (GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika) kompozit blok, Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) hibrit blok ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) seramik bloklardan yapılmış indirekt sınıf II restorasyonların 1 yıllık klinik performansını modifiye FDI kriterleri kullanılarak değerlendirmek amaçlanmıştır.

Test edilecek olan blokların daha önce yapılan in vitro çalışmalardaki bağlanabilme özellikleri ve dayanıklılıklarından yola çıkarak, in vivo olarak da başarılı olabileceğini düşünmekteyiz.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Posterior Restorasyonlar

#### 2.1.1. Amalgam

Dental amalgam 1800'lerin başlarında diş hekimliğinde tanıtılmış ve en çok kullanılan dolgu materyali olmuştur. Bununla birlikte, çevre, sağlık ve estetik kaygılar nedeniyle, amalgam direkt restorasyonlar için tercih edilen malzeme olarak rezin esaslı alternatifler ile değiştirilmeye başlanmıştır. 1990 da ABD de yaklaşık 96 milyon amalgam yapılmışken, 2005 yılında bu sayı 52 milyona kadar düşmüştür (5). Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresine göre, 2023 yılında 30 milyondan fazla amalgam restorasyonu yapılması beklenmektedir (6).

Çoğunlukla amalgam dolguların ömrü rezin esaslı kompozit restorasyonlarından daha yüksek olmasına rağmen, nihai başarısızlıkları diş ömründe ciddi sonuçlar doğurabilir (7-9). Restorasyon başarısızlıklarının yaygın nedenleri sekonder çürük, restorasyon kırığı veya diş kırığıdır (9-11). Sekonder çürük veya kırık dolgular, restorasyon değiştirilerek tedavi edilebilir ancak kırık bir diş maliyetli indirekt restorasyon gerektirebilir, hatta dişin kurtarılması mümkün olmayabilir.

Amalgam restorasyonu, restore edilmiş bir dişe stres getirecek şekilde genişlebilmektedir. Amalgam'ın faz değişimleri ve korozyon nedeniyle genişlediği bilinmektedir (12, 13). Amalgam restorasyondaki bu genişleme diş yapısında tamiri mümkün olmayan kırıklar oluşturup dişlerin kaybedilmesine sebep olabilir.

#### 2.1.2. Kompozit

150 yıldan fazla bir süredir amalgam, dental restorasyonlar için kullanılan birincil malzeme olmuştur (14). Bugün, estetik ve adeziv özelliklerinden ötürü, kompozit rezin malzemeleri amalgamdan daha fazla kullanılmaktadır. Son yıllarda kompozit

malzemelerinin fiziksel özelliklerinde meydana gelen önemli gelişmeler, prevalanslarını arttırmış ve çeşitli klinik uygulamalarda tercih edilen malzeme olmasını sağlamıştır (15). Kompozit rezin restorasyonları ilk önce anterior restorasyonlarda kullanıldı. 1990'lı yılların sonunda direkt kompozit restorasyonların posterior bölgede kullanılabileceği ifade edildi ancak konservatif küçük sınıf I ve sınıf II restorasyonları olan kalıcı dişlerle sınırlandırılması önerildi. Bu öneri, oklüzal fonksiyonu az olan ve yüksek bir ağız hijyeni standardını koruyan hastalarda premolar dişleri de içermiştir (16).

Dişhekimliği eğitiminde de benzer eğilimler gözlenmiştir. Son 30 yılda, posterior diş restorasyonu için kompozit rezin materyallerinin kullanımında istikrarlı bir artış olmuştur. 1980'lerin ortalarında, diş hekimliği okullarının % 90'ı posterior kompozit rezinlerin tutarlı bir şekilde öğretilmesini içermese de, bu oran 1980'lerin sonunda % 4'e, 2000'lerin başında % 0'a düşmüştür. Dahası, bugün çoğu üniversite amalgamı kullanmadan önce kompozit restorasyon öğretmektedir (17, 18).

### **2.1.3. Posterior İndirekt Restorasyonlar**

Posterior dişlerde çürük veya kırık sebebiyle kaybedilen diş dokularının, fonasyon ve fonksiyon açısından korunup, kalan diş dokularını desteklemek ve dişin dayanıklılığını, estetiğini ve ideal anatomik formunu yeniden kazandırmak için ölçü alınıp ağız ortamı dışında yapılan intrakoronal restorasyonlara indirekt restorasyonlar denir.

İndirekt olarak hazırlanan intrakoronal restorasyonlar kavitenin şekline göre inley, onley ve overlay olarak adlandırılırlar. İnleynin sınırları fissürlerin en derin noktasıyla tüberkül tepesi mesafenin üçte birini kapsar, onleyler ise üçte birinden daha fazlasını kapsar. Overlayler de kavite sınırları bukkal veya palatinal/lingual yüzeylerin birine ya da ikisine ulaşır (19)

İnleylerin kullanıldığının ilk bulguları M.Ö 600'lü yıllara kadar uzanmaktadır. Maya İmparatorluğu'nun yaşadığı Peru'da yapılan arkeolojik kazılarda, insanlara kafataslarına ait üst keserler ve daha az sıklıkla üst premolarlarda düzgün kesilmiş taşlardan yapılmış inleylerin bir tür siman ile uyumlandıkları tespit edilmiştir (20, 21).

Seramik inley tekniği ilk kez 1862’de kullanılmıştır. Seramik tozları ve fırınlarındaki gelişmelerle birlikte 1878’de Fletcher isimli araştırmacı silikat simanları bulmuş, 1886’da Land platin folyoyu kullanmış, folyoyu direkt olarak inley kavitesine yerleştirmiş sonrasında seramiği bunun üzerinde fırınlamıştır. Bu sayede büzülmenin dengelenmesi sağlanıp, ikinci kez fırınlamada seramik eklenmesi mümkün olmuştur (22).

1930’lara geldiğimizde pek çok araştırmacı seramik inley yapımında ölçü üzerinde kullanılan platin folyoyu kullanmayıp, seramiği direkt model üzerinde pişirme yöntemlerini geliştirmiştir. Elastomerik ölçü maddelerin geliştirilmesi ve cam iyonomer simanların piyasaya çıkması, seramik inleyle olan ilgiyi arttırmıştır (22).

Metal inleyle, ilk defa altın kullanılarak 1897 yılında Phill Brook tarafından geliştirilmiştir. 1907 yılında ise Taggart ilk defa revetmanı kullanarak döküm sistemiyle metal inleyleleri hazırlamıştır. Metal inley yapımında genellikle sadece altın yada altın-platin alaşımı kullanılmıştır (23).

19. yüzyılın ikinci yarısında kompozit rezin materyalin geliştirilmesi ile metal inleylelere ilgi azalmıştır. 1963 yılında Bowen tarafından tanımlanan kompozit rezinler posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılmış ancak ilk denemelerde başarısız olmuştur, dentin bağlantı sistemlerinin gelişmesi ile kompozit inleylelerin posterior dişlerde direkt ve indirekt metolla kullanımı artmıştır (24). 60’lı yıllarda farklı refraktör revetman daylar üzerinde direkt olarak pişirilen seramik inleyleler, döküm inleylelerin yerini almıştır. Diş hekimliği alanındaki teknolojik gelişmelerin artması, hekimlerin mevcut diş dokusunu koruma yönünde bilinçlenmeleri ve insanların estetik beklentisinin artması indirekt restorasyonların kullanımını yaygınlaştırmıştır (25).

## **2.2. Posterior İndirekt Restorasyonların Endikasyonları**

- ❖ Çürük veya diğer sebeplerle madde kaybına uğramış, restore edilmesi gereken kavitelele,
- ❖ Direkt restoratif materyal uygulaması mümkün olmayacak kadar geniş büyüklükteki kavitelelerde,
- ❖ Oklüzyonun düzeltilmesi gereken durumlar,

- ❖ Ağızda galvanik akımın meydana gelebileceği durumlarda,
- ❖ Kanal tedavisi yapılmış dişlerde diş dokularını desteklemek amacıyla
- ❖ Ağızhijyeni iyi olan hastalarda yapılması endikedir (4, 26-29).

### **2.3. Posterior İndirekt Restorasyonların Kontrendikasyonları**

- ❖ Oral hijyeni iyi olmayan hastalar,
- ❖ Periodontal sağlığı iyi olmayan hastalar
- ❖ Kavite izolasyonun sağlanamadığı durumlarda,
- ❖ Preparasyondan sonra kalan diş dokularında aşırı andırkat olduğu durumlarda,
- ❖ Restorasyonun dişe adezyonu için yeteri kadar diş dokusu bulunmadığı durumlarda,
- ❖ Diş sıkma alışlanlığı olan hastalarda (30-33)

### **2.4. Posterior İndirekt Restorasyonların Avantajları**

- ❖ Fiziksel ve mekanik özellikler: Kırılma dayanımı, aşınma direnci, mikrosızıntı gibi özellikleri direkt kompozit restorasyonlara nazaran daha iyidir ayrıca uzun dönem klinik başarısı da daha yüksektir.
- ❖ Yöntem ve mateyal çeşitliliği: Laboratuvar da hazırlanan seramikler ve kompozit rezin sistemlerin yanı sıra bilgisayar destekli üretilebilen seramikler ve kompozit rezinler; karşıt ve komşu dişlerin oklüzyon ilişkisine, kavite tasarımına göre seçilebilir.
- ❖ Polimerizasyon büzülmesinin elimine edilmesi: İndirekt restorasyonlar direkt kompozit restorasyonların en büyük sorunlarından birisi olan polimerizasyon büzülmesini elimine edip, bunun sonucunda dişte oluşabilecek streleri en aza indirir.
- ❖ Kalan diş yapısının desteklenmesi: Restorasyon yapılacak kavitenin direkt restorasyon yapılamayacak kadar büyük olduğu kavitelere, kuron yerine indirekt restorasyonların yapılması kalan diş dokularını korur ve destekler.
- ❖ Aşınma direnci: İndirekt kompozit materyalleri direkt kompozit rezinlere göre daha yüksek aşınma direnci gösterirler. Seramik materyallerin aşınma dayanımları ise en üst düzeydedir.

- ❖ Kontur ve kontakların uyumu: Ekstra oral hazırlanan indirekt materyaller hem oklüzal ve aproksimal konturlar hem de kontaklar açısından üretim koşulları sayesinde rahat görüş alanı ve kolay ulaşım imkanı sağlar (34-38).

### **2.5. Posterior İndirekt Restorasyonların Dezavantajları**

- ❖ Teknik hassasiyet: Restorasyonların uzun dönem klinik başarısı için preparasyondan simantasyon kadar tüm aşamalarda çok dikkatli olunması gerekir.
- ❖ Artan fiyat ve süre: CAD/CAM teknolojisi ile klinik uygulama süresi tek seansa indirilmiş olmasına rağmen, laboratuvar işlemi için ikinci bir randevuya gerek vardır. Aynı zamanda kullanılan malzemeler ve cihazlardan dolayı indirekt restorasyonlar direkt restorasyonlara göre oldukça maliyetlidir (39, 40).

### **2.6. Posterior İndirekt Restorasyon Yapımında Kullanılan Materyaller**

Posterior indirekt restorasyonlarda uzun dönem başarı sağlamak için restoratif materyal seçimi çok önemlidir. İndirekt restorasyonların yapımında kullanılacak materyallerde bulunması gereken özellikler şunlardır:

- ❖ Fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapılarına benzer olmalı, oklüzal kuvvetler altında dişte stres meydana getirmemeli,
- ❖ Biyolojik olarak uyumlu olmalı,
- ❖ Ağız içi sıvılarından etkilenmemeli,
- ❖ Aşınmaya karşı mukavemet göstermeli,
- ❖ Kaviteye iyi adapte olmalı, dentin ve mineye iyi bağlanabilmeli,
- ❖ Manipulasyonu kolay olmalı,
- ❖ Tamiri kolay olmalı (41, 42).

Posterior indirekt restorasyonların yapımında kullanılan materyaller şu şekilde sınıflandırılır (43):

- ❖ Akriik rezinler
- ❖ Metal alaşımları
- ❖ Kompozit rezinler



- ❖ Seromerler
- ❖ Seramikler
- ❖ Yeni nesil seramik benzeri materyaller

### 2.6.1. Akrilik Rezinler

Akrilik rezinler 1930 yılında bulunmuş ancak II. Dünya Savaşından dolayı 1940'tan sonra kullanılmaya başlanmıştır. Akrilik rezinlerde temel molekül, metil metakrilattır. kimyasal yolla polimerize olarak, polimetilmekatriolat (PMMA) meydana getirirler. Polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı, su emiliminin yüksek olması, sekonder çürük riski, renk stabilitesinin olmaması, ağız sıvılarında zamanla çözünmesi ve oklüzal kuvvetlere karşı dayanıksız olması nedeniyle akrilik rezinleri indirekt restorasyonlarda kullanımını kısıtlamaktadır. Günümüzde sadece geçici restorasyon materyali olarak kullanılmaktadır (44, 45).

### 2.6.2. Metal Alaşımlar

Metal restorasyonlar farklı metallerin alaşımindan yapılabilirler. Alaşımların en önemli avantajları basma ve çekme dayanımlarının yüksek olmasıdır. Basma dayanımının yüksek olması oklüzal yüzün büyük kısmının edilebildiği durumlarda önem kazanır (46).

Günümüzde metal restorasyonların yapımında kullanılan 4 farklı alaşım bulunmaktadır (46):

- 1) Yüksek oranda altın içeren alaşımlar,
- 2) Düşük oranda altın içeren alaşımlar,
- 3) Palladyum-gümüş içeren alaşımlar,
- 4) Kıymetsiz metalden elde edilen alaşımlar,

Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) altın alaşımların, ağırlıkça en az % 75 oranında toplam altın+platin alaşımını içermesinin gerekli olduğunu bildirmiştir (47, 48).

Geleneksel yüksek oranda altın içeren alaşımlar ağız içerisinde biyouyumlu en yüksek materyallerden birisidir. Soy metal olduklarından korozyona uğramazlar. Oligodinamik özelliklerinden dolayı yüzeylerinde bakteri plağı oluşumunu engellerler (49, 50).

Yüksek oranda altın içeren alaşımların yerine farklı materyaller kullanılabilir ve bu alaşımların kullanıldığı restorasyonlar da renk değiştirmeye olan direnç ve cilalanabilirlik yeteri kadar olmamaktadır. Bu alternatif yaklaşımların biyouyumluluğu da yüksek oranda altın içerenlere göre daha düşüktür (50, 51).

Döküm metal alaşımlar, dişin dayanıklılığını kaybettiği durumlarda kromun alternatifi olarak başarılı bir şekilde uygulanabilmektedir. Oklüzal kuvvetlerin dağılmasını sağlayıp böylece dişte oluşabilecek stresleri azaltır ve diş dokularını çok iyi destekler. Aynı zamanda restorasyon ömrü uzundur. Bu restorasyonların marjinal uyumları çok iyidir. Kontaktların kaybolduğu büyük kavitlerde ve oklüzal rehabilitasyon yapılması gereken durumlarda avantaj sağlar (52, 53).

Geleneksel yüksek oranda altın indirekt restorasyonların avantajlarına rağmen, estetik beklentilerden dolayı günümüzde kullanımları sınırlıdır.

### **2.6.3. Kompozit Reziner**

Kompozit indirekt restorasyonların direkt kompozitlere göre pek çok avantajı vardır. En önemlisi ise polimerizasyon büzülmesinin elimine edilmesidir. Polimerizasyon büzülmesinin yol açtığı marjinal uyumsuzluk, mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet gibi problemler indirekt kompozitlerde görülmez. Ağız dışında şekillendirilen indirekt restorasyonlarda proksimal kontur ve kantağın oluşturulması direkt kompozit restorasyonlara göre çok daha kolaydır (54, 55).

İndirekt kompozit restorasyonlar, yeteri kadar basma dayanımına sahip olmadıklarından, oklüzal streslerin fazla olduğu bölgelerde ve diş sıkma alışkanlığı olan hastalarda kullanımı kontrendikedir (56).

Artık monomer miktarını azaltmak için ilave polimerizasyon yöntemleri kullanılabilir ve bu sayede restorasyonun aşınma direnci, bükülme direnci, yüzey sertliği gibi fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilebilir (57).

#### 2.6.4. Seromerler

Seromerler, seramikle güçlendirilmiş kompozit rezinler (ceramic-optimized polymer) olarak bilinirler. Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla geliştirilmiştir. 1998 yılında piyasaya çıkmış 3. Jenerasyon kompozitlerdir.

Geleneksel kompozitler saf bir organik matrikse sahipken, seromerler polikondanzasyonla oluşmuş organik ve inorganik ağ matriksinden oluşur. Çapraz bağlı organik ve inorganik matriks ağı içerisinde bulunan doldurucu partiküller genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar yapabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren silikon dioksit ile baryum alüminyum silikat camlarıdır (58, 59).

Geleneksel kompozit rezinlerdeki matriks olan Bis-GMA bifonksiyonel moleküller içerirken, seromerler yüksek derecede çapraz bağlar ve çift bağ dönüşümü yapan beta kuartz mikrokristal grupları içerir. Mikrokristallerin genleşme katsayıları sıfıra yakındır ve aynı zamanda boyutlarının oldukça küçük olması materyale homojen bir yapı kazandırır. Homojen rezin-seramik bu yapının aşınma direnci doğal mineye yakındır ve karşıt dişte aşınmaya sebep olmaz. Seramik doldurucu kullanımının en önemli amacı inorganik doldurucu oranını arttırmaktır. Günümüzde seromerlerin doldurucu oranları %70-90 arasında değişmektedir. Yüksek oranda mikrokristal yapıya sahip olması seromerlerin polimerizasyon büzülmesini minimuma indirir ve polimerizasyon büzülmesinin sonucu meydana gelen mikrosızıntı, sekonder çürük ve post operatif hassasiyet gibi problemleri en aza indirir (60, 61).

Laboratuvarında gerçekleştirilen polimerizasyon işlemleri sonucu materyalin mekanik özelliklerini artırır. Kompozit rezin matriks ve seramik partikül karışımı olan seromerler seramik restorasyonlara nazaran oklüzal stresleri daha fazla absorbe eder. Streslerden dolayı diş-restorasyon bütünlüğünün bozulması adezyon başarısızlıkları, gibi dezavantajları seramiklere göre daha az görülür. Mikrokristal yapı içerdiklerinden camın ışığı kırma indeksini değiştirip estetik özelliklerinin seramik restorasyonlara yakınlaşması sağlanır (62-64).

#### 2.6.5. Seramikler

Seramik kelimesi, Yunanca 'keramos' sözcüğünden köken alır, cam fazlı kristal yapıda inorganik materyallere verilen genel isimdir. Birbirleri içerisinde çözünmeyen

elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendirdiği dental seramikler aynı zamanda porselen olarak da adlandırılır.

Pierre Fauchard, 1728'de yazdığı *Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents* isimli kitapta porselenin diş hekimliğinde kullanılabilceğini bildirmiş ayrıca porselenin diş dokularının rengini taklit edebileceğini öngörmüştür. 1774'de Paris'li eczacı Alexis Duchateau ve diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ilk porselen dişi üretmişlerdir. Bilinen ilk tam seramik restorasyon 1837'de Murphy'nin tezine dayanmaktadır ve total protezlerde kullanılmıştır. Giuseppangelo Fonzi ise 1806'da total protezler için 'terrometalik' diye adlandırdığı bireysel olarak üretilen porselen dişleri kullanmıştır (65, 66).

Elias Wildman'ın 1838 yılında vakumlu fırınlama tekniğini ilk kez kullanmasının ardından porselenin rengi ve translüensliğini geliştirilmiştir. Dr. Charles Land , 1886 yılında platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işlemeyle porselenin sabit protezlerde kullanımın öncüsü olmuş, inley ve kuronları ilk kez geliştiren kişi olarak bilinmektedir. Porselen inley ve kuronlar 1923 yılına kadar geliştirilmeye devam etse de porselenin kırılma yapısından dolayı 1980'lere kadar yaygın olarak kullanılamamıştır. 1985'de lösitle güçlendirilmiş porselen ve yeni teknolojik sistemlerin piyasaya çıkmasıyla günümüzde posterior dişler için yaygın olarak kullanılan restorasyonlar olmaya başlamışlardır (42, 67, 68). Seramik matrikste birim moleküler yapı, ametal bir element olan oksijenin, küçük atomlu bir veya birkaç metal veya yarı metal atomları kovalent ya da iyonik bağlarla bir matriks gibi sarmasıyla oluşur. Molekül ve kimyasal bileşiklerin oluşumunu sağlayan bağlantı, bir atomdan diğerine elektron transferi yaparak meydana geliyorsa 'iyonik bağlantı' şeklinde ifade edilir. Kovalent bağlantı ise iyon oluşumu olmaksızın elektronların ortak kullanımıyla meydana gelir. Bu şekilde meydana gelen atomik bağlantı seramiğe sertlik, yüksek elastisite modülü, stabilite, ısıya dayanıklılık, kimyasal etkilere direnç sağlarken, gerilme kuvvetlerine karşı direnci azaltır ve kırılma yapısına sebep olur (69, 70).

Oksijen ile silisyum arasındaki bağlar seramiğin çekirdek yapısı olan 'Silisyum tetrahedral'i ( $Si+4O-2$ ) oluşturur. Bu yapı seramiği oluşturan Feldspat ( $K_2OAl_2O_36SiO_2$ ), Kaolin ( $Al_2O_32SiO_22H_2O$ ) ve Kuartz'ın ( $SiO_2$ ) yapısına girip bir kompozisyon oluşturur. Yapı üç boyutludur ve  $AlO_4$  ve  $SiO_4$  grupları tetrahedral

konfigürasyondadır (70, 71). Tüm porselenlerin yapısı feldspar, kaolin ve kuartz olmak üzere üç temel maddeden oluşur: (72, 73).

**a.) Feldspat:** Feldspat, ortoklas, anortit ( $\text{CaOAl}_2\text{O}_32\text{SiO}_2$ ) ve albit ( $\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$ ) şeklinde bulunur. Porselene şeffaflık veren maddedir. Isıya dayanıklı bileşenleri tutan ve bağlayan camlaşmış maddedir ve porselen yapısında bir birleştiricilik görevi yapar. Feldspat hiçbir zaman saf olarak bulunmaz. İçerisinde daima albit ve ortoklas farklı oranlarda bulunur.  $\text{Na}_2\text{O}$  içerikli feldspatın optik kaliteye katkısı yoktur fakat porselenin pişirme ısısını düşürüp pyroplastic akışını arttırır. Diş hekimliğinde daha çok yüksek  $\text{K}_2\text{O}$  içerikli feldspat tercih edilir. Yüksek  $\text{K}_2\text{O}$  içerikli feldspat, dental seramiğin şeffaflık kalitesini arttırırken aynı zamanda pyroplastic akışını engeller (74). Feldspat  $1530\text{ }^\circ\text{C}$ ' de tamamen erir.  $1250\text{ }^\circ\text{C}$ - $1300\text{ }^\circ\text{C}$  ısı aralığında eridiğinde, sodyum ve potasyum oksit alkalileri ( $\text{Na}_2\text{O}$  ve  $\text{K}_2\text{O}$ ), silika ( $\text{SiO}_2$ ) ve alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) ile birleşip sodyum ya da potasyum alumina silikat oluşur. Porselenin yapısında % 70-90 arasında bulunur (75).

**b.) Kuartz (Silika):** Kuartz yeryüzünde yaygın olarak dağılmış olan bazı kayalardan, deniz kumu ve çakıllardan elde edilebilir. Dental seramiklere desteklik görevi yaparak büzülmeyi kontrol eder. Kütleye stabilite sağlayarak dayanıklılığını arttırır. Porselenin yapısında % 11-18 arasında bulunur (75).

**c.) Kaolin:** Dental seramiğe modelaj kolaylığı sağlayan alüminyum silikat kilinin saf şeklidir. Çin kili olarak da bilinir. Çok ince, yumuşak ve kilsi bir maddedir. Kuartz ve feldspat arasında bağlayıcı olarak rol oynar. Porselenin yapısında % 1-10 arasında bulunur. Şekillendiricilik ve bağlayıcılık özelliği vardır (74, 75).

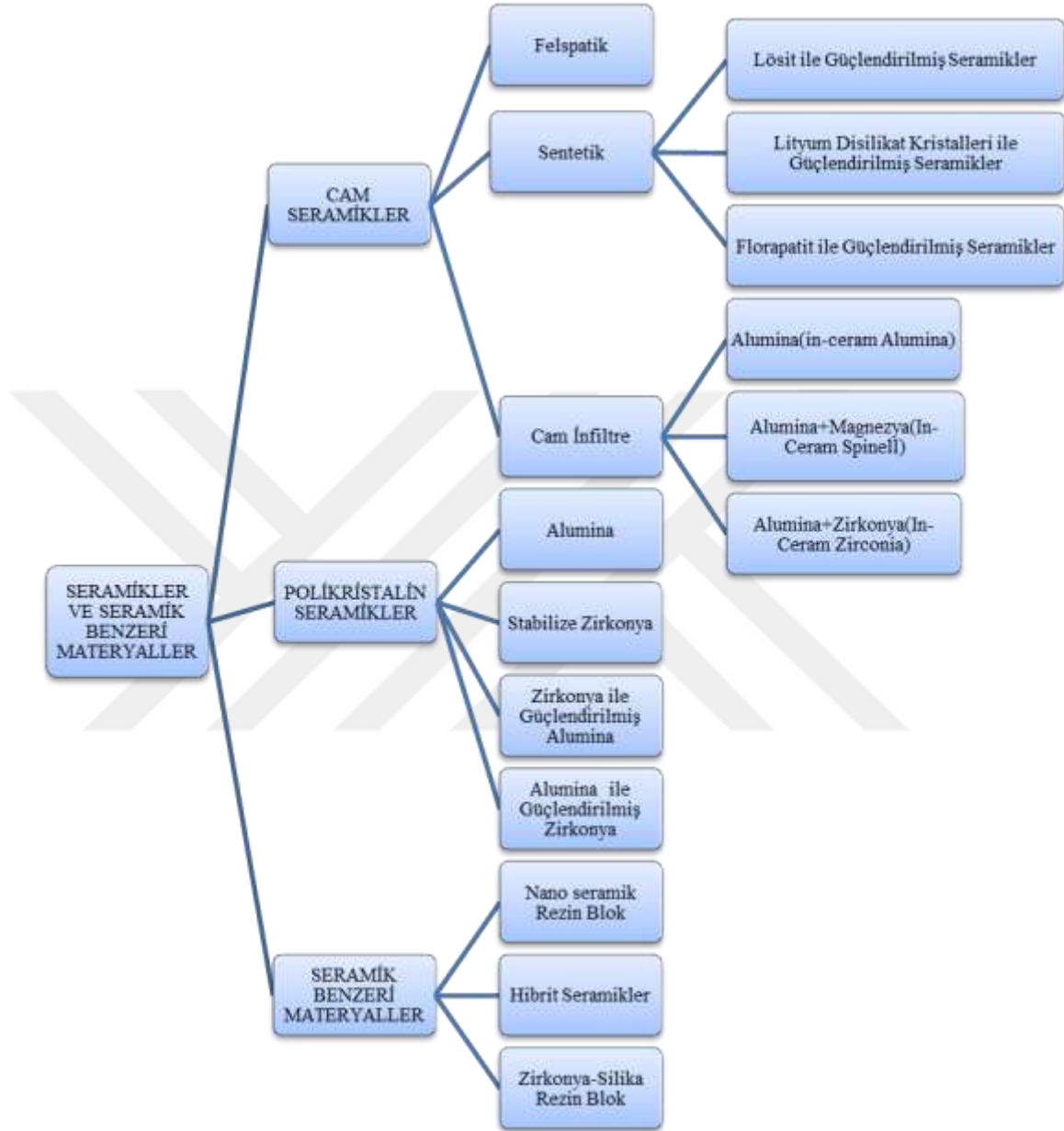
Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, çeşitli renk pigmentleri ara oksitler, opaklaştırıcı veya floresans özelliğini arttıran çeşitli ajanlar da porselenin yapısına eklenebilmektedir (29).

## 2.7.Seramiklerin Sınıflandırılması

Diş hekimliği alanında kullanılan seramikler; yapım tekniğine, ağız içerisinde kullanıldıkları bölgeye, birlikte kullanıldıkları alt yapıya, ışık geçirgenliğine, ve kristal yapısına göre farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır.

ADA'nın bildirdiği son sınıflandırma (Şekil 1) kimyasal yapılarına göre oluşturulmuş olmasına rağmen, günümüz teknolojisiyle üretilen rezin ve seramik materyallerinin

birbirleri içerisinde infiltre edildiği seramik benzeri özellikler gösteren materyalleri de içermektedir (76).



**Şekil 1.**Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), 2015 seramik materyaller sınıflandırması

Literatürde tam seramik sistemler için üretim metotları, klinik endikasyon, kompozisyon, fırınlanma dereceleri, antagonist aşınma miktarları ve asitlenebilme gibi farklı sınıflandırmalar mevcuttur (77). Yüksek oranda seramik içeren rezin-matriks materyalleri olan ‘rezin kompozitler’ 2011 yılında piyasaya çıkmış ve bu sırada diğer Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) kompozitlere de “hibrit seramikler”, “rezin nanoseramikler” veya “güçlendirilmiş kompozitler” gibi seramik ve polimerin çeşitli tanımlamalarıyla birlikte bu materyalleri de içeren yeni

sınıflamalar yapılmıştır (78). ADA' ya göre seramiklere benzer özelliklere sahip olan bu materyallerin de seramikler sınıfında yer aldığı bildirilmiştir (76). Gracis ve arkadaşlarının yaptığı sınıflamaya göre, tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller yapısına göre 3 ana grupta toplanmaktadırlar:

Bu sınıflamaya göre seramik materyaller;

- ❖ Cam matriks seramikler
- ❖ Polikristalin seramikler
- ❖ Seramik benzeri materyaller, şeklinde sınıflandırılmıştır.

### **2.7.1. Cam Matriks Seramikler**

#### **2.7.1.1. Feldspatik seramikler**

İlk kez 1968'de Mac Culloch kuronları ve yapay dişleri cam seramikten yapma fikrini ortaya atmıştır. Sonrasında % 30 cam ve % 70 tetrasiklik flormika kristalleri içeren dökülebilir cam seramik olan "Dicor" (Dentsply International, York, ABD) materyali üretilmiştir. "Dicor" dökülebilir cam seramik sistemi, 1983'de piyasaya çıkmıştır. Flor içeren tetrasiklik mika kristalleri ( $K_2Mg_5SiO_2OF_4$ ) ile güçlendirilmiş dökülebilir cam seramik materyal, kristal ve cam materyalin özelliklerini aynı anda taşımaktadır. Yarı kristal yapı materyale aşınmaya karşı direnç, sıkışma ve gerilmeye karşı dayanıklılık ve yüksek elastisite modülü gibi pozitif özellikler kazandırmıştır. Mc Lean, bu sistemlerin şeffaf dişlere sahip kişilerde kullanılamayacağını belirtmiştir. Dicor sisteminin ışık geçirgenliğinin fazla olmasından dolayı renkleri maskeleyici özelliği düşüktür. Bukalemun benzeri etkisi, yüksek translüsentliğe sahip olmalarından dolayı ince yapılmaları gerekliliği ancak yapıldıklarında da kırılmaya direnç gösterememeleri gibi olumsuz özelliklerinden dolayı kullanımları için özel klinik şartlarının sağlanması gerekir (79, 80).

## 2.7.1.2. Sentetik seramikler

### 2.7.1.2.1. Lösit ile güçlendirilmiş seramikler:

Potasyum alümina silikat yapıdaki bir mineral olan lösit, % 68 kuartz ve % 18 alüminyum oksit içermektedir. Bu seramiklerin üretimindeki presleme işlemleri ile porözitede azalma sağlanmaktadır. Seramiklere doldurucu madde olarak ilk lösit ilave edilmiş ve bunun amacı seramiğin metal altyapı üzerine fırınlanmasını başarılı bir şekilde sağlamaktır. Feldspatik camlarla kıyaslandığında daha yüksek termal genleşme ve büzülme katsayısına sahip olan lösit % 17-25 oranında eklenir ve bu sayede fırınlama sırasında metal alaşımlarla ısı özelliği açısından daha iyi uyumluluk gösteren seramikler elde edilmektedir.

Lösitle güçlendirilmiş seramik restorasyonlar Zürih Üniversitesi'nde 1983'de geliştirilmiştir ve IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) olarak 1990 yılında piyasaya sunulmuştur. Bu sistemin avantajı, materyalin içinde homojen olarak dağılmış halde bulunan lösit kristalleri, mikroçatlakların oluşumuna sebep olan gerilme stresine karşı koyup bir bariyer oluşturur.

Lösit, cam matriks içinde % 30-40 oranında bulunur ve lösit kristalleri 1-5 µm büyüklüğündedir. Materyalin yarı geçirgenlik özelliği ve aşındırma etkisi doğal dişe yakınen, bükülmeye direnci ise 160-300 MPa'dır. Elastisite modülleri ise 65-70 GPa civarındadır. Materyalin dayanıklılığı cam matriks içindeki kontrollü kristalizasyon ile sağlanmaktadır. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik tabletler ısı ile yumuşatılıp yavaşça preslenerek, restorasyonlar elde edilmektedir.

### 2.7.1.2.2. Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş seramikler

Tam seramik restorasyonlarda, materyal yapısını güçlendirmek için kullanılan dolduruculardan bir diğeri ise lityum disilikattır ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ). Lityum disilikatın yapısı, aluminosilikat cam yapı içerisine çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, yapı içerisinde iğne şeklindedir ve cam seramiğin hacimce üçte ikisini meydana getirmektedir. Kristal yapı materyal içinde çatlakların yönünü değiştirip yayılımını engeller ve dayanıklılığı artırır. Materyal presleme tekniği ile üretildiğinden, kristaller presleme yönüne paralel ve



homojen dizilim gösterirler. Bu dizilim aynı zamanda materyalin bükülme dayanımını arttırır. Yapısında % 57-80 kuartz, % 11-19 lityum oksit ve % 0-5 alüminyum oksit bulunur. Bu kristallerin ilave edilmesiyle bükülme dayanıklılığı 320-450 MPa'a çıkmaktadır. Elastisite modülleri ise 90-95 GPa aralığındadır (81).

Feldspatik cam yapıya, hacimce % 70 oranında lityum disilikat ilavesiyle, IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sistemi geliştirilmiştir. IPS Empress II, IPS Empress'e göre daha yüksek bir bükülme dayanıklılığı (360 MPa) gösterir. IPS-Empress II ingotlar, IPS Empress ile aynı fırında preslebilirler fakat presleme ısısı 920 °C'dir ve presleme 5 bar basınç altında 5-15 dakika yapılmaktadır (82).

IPS Empress II'nin fiziksel özellikleri arttırılmış, translusensi geliştirilmiş ve IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) olarak piyasaya çıkmıştır. IPS e.max Press camsı matriks içerisine gömülmüş, 3-6 µm uzunluğunda % 70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir. 400 MPa bükülme dayanıklılığına sahiptir. CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) blokları piyasaya çıkmıştır (83, 84).

#### **2.7.1.2.3. Florapatit ile güçlendirilmiş seramikler**

Aluminosilikat cam temel yapı içerisine floroapatit kristalleri ( $Ca_5(PO_4)F$ ) ilavesiyle elde edilen materyaldeki doldurucular yaklaşık 100 µm çapında, 300 µm uzunluğunda iğne şeklinde yapılardır ve seramiğin ısıl genleşme katsayısını ve optik özelliklerini geliştirirler. Bu seramikler ön bölge restorasyonlarda veneerleme seramiği olarak kullanılırlar (83).

#### **2.7.1.2.4. Cam infiltre seramikler**

##### **a.) İn-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya):**

Alumina alt yapının şekillendirilip fırınlanmasından sonra içerisine cam infiltre edilir. In-Ceram Alumina seramik sistemi ile anterior ve posterior bölgelerde üç üye köprü ve tek kuron restorasyonlarının yapılması mümkündür. İn-Ceram Alumina altyapı olarak kullanılıp üzerine feldspatik porselen işlenir. Alumina bloklar (VITABLOCS İn-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ayrıca CEREC (Sirona, Bensheim, Almanya) kazıma sistemi ile de kullanılabilirler (85).

**b.) In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya):**

In-Ceram Alumina sistemin opak altyapısına alternatif olarak üretilmiştir. In-Ceram Alumina'ya göre bükülme direnci düşüktür fakat translusensliği iki katı kada yüksektir. Estetik gereksinimin yüksek olduğu ön bölgelerde kuron restorasyonu yapımında kullanılabilir. In-Ceram Spinell materyali, In-Ceram Alumina bloklar gibi CEREC kazıma sistemi ile de kullanılabilir (86).

**c.) In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya):**

In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina sisteminin % 35 oranında kısmen stabilize edilmiş zirkonya ile cam infiltre edilmiş alumina içeren bir modifikasyonudur. In-Ceram Zirconia aşırı derecede opaktır ve bu özelliği nedeniyle anterior bölgede kullanımı endike değildir fakat posterior bölgede köprü ve kuron restorasyonların yapımında uygundur. Alt yapı seramiği olarak kullanılan materyalde diğer alt yapı seramiklerine göre bükülme gözardı edilecek kadar az seviyededir ve bundan dolayı iyi marjinal adaptasyon gösterir (87).

**2.7.2. Polikristalin Seramikler**

Polikristalin seramikler düzgün bir sırada yoğun olarak birleşmiş atomlar içeren ve camsı bileşimler içermeyen materyallerdir. Bu materyaller, atomların daha az yoğun olduğu, yapısı düzensiz camlara göre çatlakların ilerlemesini engeller. Bu özellikleri materyali cam seramiklerden daha güçlü ve dayanıklı hale getirir ancak CAD/CAM sistemleri kullanılmadan işlenemezler. Polikristalin seramikler, camsı seramiklere göre daha opaktır ve bu yüzden altyapı materyali olarak kullanılırlar. Estetik, üst yapıda camsı seramiklerin kullanılması ile sağlanır. Polikristalin seramikler asitle pürüzlendirilemez. Bu yüzden rezin simanlarla bağlantılarını sağlamak için farklı yüzey işlemlerine ihtiyaç duyar. Aynı zamanda mekanik tutuculuk sağlanabilmesi için kavite preparasyon tasarımı da önem kazanmaktadır (88).

- ❖ Saf alumina içeren blok
- ❖ Stabilize saf zirkonya içeren blok
- ❖ Zirkonyum ile güçlendirilmiş alumina blok

- ❖ Alumina ile güçlendirilmiş zirkonyum blok polikristalin seramik materyallerdir.

Bu materyaller farklı yapım teknikleri ve üretim safhaları ile bitim restorasyon halini alabilirler:

- a) Final alt yapının sinterlenmiş bloktan kazıma ile elde edilmesi: Procera sistemi ve DC-HIP Zirkon Sisteminde (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre) % 99,9 oranında saf zirkonyum oksitten (Zr/Hf/Y) hazırlanan bloklar kullanılır.
- b) Sinterlenmemiş veya yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blokların final restorasyondan daha büyük hazırlanıp, fırınlanarak sinterlenme işleminden sonra altyapıya bitim halinin kazandırıldığı sistemler: Cercon Sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya)
- c) Prepare edilen diş CAD/CAM de lazer tarayıcı ile önce güdük model sonra modelin tümü olmak üzere taranır. Restorasyon tasarlandıktan sonra modeldeki preparasyonun bulunduğu güdük üzerine zirkonyum oksit ve alüminyum oksitten oluşan alt yapı seramiği yüksek basınçta tepilip vakum altında sinterlendiği sistem: Freze bölmesinde alt yapı işlenir, aynı sistemle önce dentin, daha sonra mine porseleni preslenip pişirilir ve freze bölmesinde işlenir (örneğin, Cicero Sistemi) (89).

### **2.7.3. Seramik Benzeri Materyaller**

Seramik benzeri materyaller, seramik ile kompozit rezin materyallerin birbirlerine göre üstün fiziksel özelliklerinin birleştirilmesi amaçlanarak üretilmiş materyallerdir. Seramik materyallerin elastisite modülü kompozit rezinlere kıyasla yüksek olduğu için daha kırılğan yapıdadırlar. Fakat kompozitlere göre daha iyi kenar uyumu, aşınma direnci yüksek ve estetik özellikler gösterirler. Tek bir materyalde bu özellikleri toplayabilmek için CAD/CAM sistemlerle restorasyon üretimi yapılabilen materyaller geliştirilmiştir.

CAD/CAM sistemlerde kullanılmak üzere ilk tanıtılan rezin kompozit materyali Paradigm MZ100 (3M ESPE, Saint Paul, ABD)dür. Zamanla gelişen mekanik özellikleri ile farklı basınç ve sıcaklık durumlarında daha iyi polimerizasyon gerçekleştiren, Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) Paradigm MZ100'ün yerini almıştır. Vita firması, dolgu partiküllerinin bir monomer karışımına dahil ederek, 2013'lerin başında Vita Enamic'i (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) piyasaya

tanıtmıştır (90). Sinterlenmiş seramik ağına monomer infiltre edilmesiyle Vita Enamic, Lava Ultimate'tan daha üstün mekanik özellikler ortaya koymuştur (91).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiş rezin-matriks seramikleri, inorganik kompozisyonlarına göre 3 alt gruba ayrılır (76).

### **2.7.3.1. Rezin nanoseramik**

Ağırlıkça % 80'i nanoseramik partiküller içeren rezin matriksten meydana gelir. Silika nanopartikülleri (20 nm çapında), zirkonya nanopartikülleri (411 nm çapında) ve nanopartiküllere yapışan zirkonya-silika nano tanecikleri, doldurucu partiküllerin interstisyel boşluğunu azaltarak, materyalin daha yüksek nanoseramik içeriğe sahip olmasını sağlar. Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) rezin nanoseramik materyaldir (92). Bir diğer rezin nanoseramik materyalde % 71 oranında (ağırlıkça) nanopartikül doldurucu rezin içeren silika ve baryum cam doldurucu içeren Cerasmart (GC, Leuven, Belçika) materyalidir. Bu materyalde ağırlıkça % 71 silika (20 nm), baryum cam (300 nm) nano partikülleri içerir.

### **2.7.3.2. Cam Seramik İçeren Ağsı Rezin Matriksi**

Çift ağ yapısı sayesinde kompozit ve seramiğin avantajlarını birleştirmek için üretilen ilk hibrit materyaldir, double network hybrid (DNH) olarak da isimlendirilir. Materyal ağırlıkça % 86 seramik, % 14 polimer (hacimsel olarak % 75 seramik, % 25 polimer) içermektedir. Dentine yakın esneme sertliği, abrazyon ve elastisite gösterir. Vickers sertlik dercesi dentin ve mine arasında bir değere sahiptir. Seramiklere göre karşıt dişte daha az aşınmaya yol açar. Diş yapısını korumak amacıyla materyal 0.2-0.5 mm kalınlığında üretmeye imkan tanır. Polimer yapısı ,trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) oluşur (93). Vita Enamic bu tip materyale örnektir.

### **2.7.3.3. Zirkonya-Silika Seramik İçeren Ağsı Rezin Matriksi**

Farklı seramik yüzdesiyle birlikte zirkonyum silikat, silika tozu, UDMA, TEGDMA, pigmentlerinin farklı varyasyonlarıyla birlikte çeşitli organik matriks yapıları olan materyallerdir. Ağırlıkça % 60'tan fazlasını inorganik yapılar oluşturur. Shofu Block HC (Shofu, Kyoto, Japonya). Bu materyallerin bir diğer örneğini de, % 85 ultraince zirkonya-silika seramik partiküllerinin bisfenol A glisidil metakrilat (bisGMA),

TEGDMA polimer matriksi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olan kompozit materyallerdir Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya) (76).

## **2.8. İndirekt Restorasyonların Üretim Teknikleri**

### **2.8.1. Alçı Model - Esnek Model**

Seromer ve geleneksel kompozit rezinler ile yapılan restorasyonların üretiminde kullanılan yöntemdir. Preparasyonu yapılan dişin ölçüsü alınıp sonrasında ölçü içerisine alçı dökülür ve elde edilen model üzerinde restorasyon yapılır. Bu tekniğe alçı model tekniği denir.

Esnek model tekniğinde ise polivinilsiloksan ile ölçü alındıktan sonra silikon salınımı yapan ajan ölçüye sıkıldıktan sonra heavy body polivinilsiloksan esnek çalışma modelini yapmak için ölçüye yerleştirilir. Restorasyon, elde edilen model üzerinde üretilir (94).

### **2.8.2. Platin Folyo Tekniği**

1972 yılında revetmanın geliştirilmesinden önce tam seramik sistemlerde porselene destek için platin folyo tekniği kullanılmıştır. Kenar uyumu problemi, teknik hassasiyet, manipulasyon zorluğu gibi dezavantajlarından dolayı kullanımını diğer tekniklere bırakmıştır (95).

### **2.8.3. Revetman Üzerinde Şekillendirilerek Üretim**

Platin folyo tekniğinin uzun dönemde başarısız olmasından dolayı Southan ve Jorgensen 1972’de ısıya dayanıklı day materyali olarak revetmanı geliştirmişlerdir. Revetman sayesinde porselenin fırına taşınmasında kullanılan platin folyoya ihtiyaç ortadan kalkmıştır. Revetman üzerinde porselen direk olarak şekillendirilip ve birlikte fırımlanabilir (96).

### **2.8.4. Döküm Yolu ile Elde Edilen Seramikler**

Dökülebilir seramikler apatit ve cam seramikler olarak ikiye ayrılır. 1983 yılında Grossman dökülebilir cam seramik materyali olan “Dicor” u geliştirilmiştir. Dicor (Dentsply, York, ABD), 1370 °C’de revetman içerisinde santrifüj tekniği ile dökülüp, kristalizasyon işlemi için ısı uygulanır. Yüksek stres alanlarında Dicor’un kırılma riski yüksektir (79).

“Cerapearl” (Kyocera, California, ABD) ise döküm apatit seramik olarak tanımlanır, Hobo ve Iwata tarafından 1985’de geliştirilmiştir. Cerapearl sisteminde kalsiyum fosfat esaslı cam, kontrollü ısı uygulaması ile kısmen kristalin bir yapıya dönüştürülür. Termal iletkenliği, dansitesi ve ışık kırma indeksi, ve doğal mineye benzerdir (97).

### **2.8.5. Isı ve Sıkıştırma Yolu ile Elde Edilen Porselen Restorasyonlar**

1983’de Zürih Üniversitesi’nde geliştirilmişlerdir. Elde edilen model üzerinde mum modelajı yapıp, revetmanı ile manşete alınır. Mum uçurma işlemi ile negatif boşluklar oluşturulur ve seramik, yüksek ısı ve vakum altında tepilir (80).

Lösitle güçlendirilmiş seramikler bu sistemle üretilir. IPS Empress ve IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bu sistemle üretilen materyallerdir (98).

1998’de lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik olan IPS Empress II üretilmiştir. IPS Empress II’nin IPS Empress’ten farkı restorasyonun bitimi yalnızca tabakalama tekniği ile gerçekleştirilir. Lösitle güçlendirilmiş porselenlere kıyasla kırılma dirençleri daha yüksektir. Bu özellikleri yoğun oklüzal kuvvetlerin yoğun olduğu posterior bölgede kullanılmalarına imkan tanır. IPS Empress II, IPS e.max Press bu sistemlere örnektir (99).

### **2.8.6. Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)**

Güncel materyallerin geleneksel üretim teknikleriyle restorasyon haline getirilmesi yeterli klinik başarıyı göstermemiştir bu dayeni üretim tekniklerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Günümüzde kullanılan en güncel sistem, ‘bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim’ denilen CAD/CAM sistemlerdir. CAD/CAM terimi, bilgisayarda üç boyutlu tasarımı yapılan restorasyonun makine ile üretilmesi anlamında kullanılmaktadır (100).

1971 yılında Francois Duret, endüstriyel alanda kullanılan bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisinin diş hekimliği alanında da kullanılabileceği düşüncesinden yola çıkarak CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır. Pek çok araştırmacı CAD/CAM sistemleri ile ilgili çalışmalar yapmıştır. 1983’de Fransa’daki Garanciere Konferansı’nda diş hekimliğine uygun ilk CAD/CAM prototipi tanıtılmıştır. 1985 yılındaysa herhangi bir laboravtuar işlemi görmeden şekillendirilip dişe yerleştirilen ilk inley restorasyon üretilmiştir (101).

CAD/CAM sistemleri, ölçü materyallerin olumsuz yönlerini elimine ederek, restorasyonun dişin ağız içerisindeki fonksiyonuna, preparasyonuna ve doğal anatomisine uygun olacak şekilde bilgisayar aracılığıyla tasarımını yaparak restorasyonu üretmeyi amaçlamaktadır (102).

## **2.9. CAD/CAM Sistemlerin Sınıflandırılması**

CAD/CAM sistemleri,restorasyonun klinikte ya da laboratuvarda üretilmesine göre ikiye ayrılır (103).

Restorasyonun klinikte diş hazırlığı ile birlikte tek seansta üretildiği sistemler “chairside concept” olarak adlandırılır. Direkt yöntem de tüm işlem tek seansta tamamlanır ve hasta başında geçirilen süre azaltılarak zamandan tasarruf sağlanabilir.

Restorasyonun üretimi için laboratuvar işlemi gerektiren sistemler “lab-side concept” olarak tanımlanır.

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleriye, alçı modelin laboratuvarda tarandıktan sonra verilerin üretim merkezindeki laboratuvara gönderildiği ve merkez laboratuvarda üretimin yapıldığı sistemlerdir. Bu sistemin amacı restorasyonlar tek merkezde üretildiklerinden optimum kalitededirler (103).

Açık konsept veya ağ bağlantılı sistemlerde modelin hem taraması hem de tasarımı laboratuvarda yapılabilir. Bu sistemlerde standart bir dosya formatı farklı CAD/CAM sistemlerine transfer ve tasarım olanağı sunar (104).

## **2.10. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları**

1. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini devre dışı bırakarak çapraz kontaminasyon riskinin önüne geçilir.
2. Laboratuvar işlemleri ortadan kalktığından üretim süreleri daha kısadır. Bu da hastaya ve hekime zaman kazandırır.
3. Yazılımlarının sürekli geliştirilmesi, restorasyonların mükemmel şekilde üretilebilmesini sağlar.
4. Materyallerin eritme, kondenzasyon ve kaynaştırma işlemleri önceden yapıldığı için üretilecek restorasyonun içerisinde defektler bulunmaz.
5. Restorasyonlar tek seansta yapılabildiğinden geçici restorasyon gereksinimi ortadan kalkar.
6. Altyapılar ve restorasyonlar CAD yazılımları yardımıyla tasarlandıklarından teknisyenlerin işleri kolaylaşır (105, 106).

### 2.11. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

1. En önemli dezavantajı kullanılan cihazların pahalı olmasıdır.
2. Blokların tek renkli (monokromatik) olmasından dolayı, estetik beklentiler her zaman karşılanamayabilir. Bu problemin üstesinden gelebilmek amacıyla dışın farklı bölgelerine göre farklı renkler içeren (polikromatik) bloklar üretilmeye çalışılmaktadır.
3. Derin subgingival marjinleri olan kavitelere tarayıcının görüntü alması güçtür, bu gibi durumlarda iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunludur (107, 108).

### 2.12. CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sisteminde; feldspatik, lityum disilikat cam seramikler, lösitle güçlendirilmiş cam seramikler, hibrit seramikler ve geçici amaçla kullanılan bloklardan restorasyonlar üretilebilir (Tablo 1).

**Tablo 1.** CAD/CAM Sistemlerde Kullanılan Materyaller

Üretici Firma	Feldspatik Seramik	Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramik	Lityum Disilikat Cam Seramik	Hibrit Seramik	Kompozit Rezin (Final Rest.)	Polimer (Geçici Kompozit Rezin)
Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	Mark II Triluxe, Triluxe forte ReaLife		Suprinity Suprinity FC	Enamic		CAD-Temp monoColor, CAD-Temp multicolor, CAD-Waxx
Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn)	ProCAD	IPS Empress CAD, IPSEmpress CAD Multi	IPS e.max CAD			IPS AcrylCAD, TelioCAD
Merz (Lütjenburg, Almanya)						artBloc Temp
3M ESPE (Seefeld, Almanya)		Paradigm C		Lava Ultimate	Paradigm MZ100	
GC (Leuven, Belçika)				Cerasmart		
Dentsply Sirona (Bensheim, Almanya)	CEREC Blocs, CEREC Blocs PC, CEREC Blocs C in		Celtra CAD, Celtra Duo			inCoris Model



### 2.13. İnley/Onley Preparasyonu (Şekil 2)

İnley/onley restorasyonlar için dişte yapılacak preparasyonlar, kullanılacak materyalin türüne ve materyali üreten firmanın önerisine göre değişebilmektedir. Bununla beraber inley, onley, overley ve endokron restorasyonları için genel preparasyon teknikleri vardır (109).

Preparasyonda öncelikle mevcut restorasyon veya çürük tamamen kaldırılır. Gerekli olduğu durumlarda duvarlar ile pulpal taban uygun liner ile kapatılır (110). İnley ve onleylerin preparasyonu, restoratif materyalin yeterli kadar kalın olmasını sağlayacak ve kırık oluşumuna engel olarak stresleri önleyecek şekilde tasarlanmalıdır. Stres oluşumunu engelleyip, restoratif materyalin uyumlu olmasını sağlayabilmek için internal açılar yuvarlatılır ve kenarlar düzeltilir.

Preparasyon kenarlarına bizotaj yapıldığı takdirde bu bölgelere denk gelen kompozit rezin ve seramik restorasyonların marjinleri ince kalacaktır. Bu bölgelere gelen oklüzal yükler sonucu stresler oluşup restorasyonda kırılmalar meydana geleceğinden, indirekt restorasyonlarda bizotaj işlemi yapılmaz. Restorasyonun kenar dayanıklılığının sağlanabilmesi için bütün kenarlar 90° şamfer veya butt-joint şeklinde hazırlanmalıdır (109).

Kavitenin oklüzal duvarları, mekanik tutuculuk sağlamak amacıyla metal inleyler de restorasyonun kavite duvarlarına sürtünerek oturması istendiğinden, birbirine paralel olarak ya da 2-5° gingivoaksiyal açıyla hazırlanır. Seramik indirekt restorasyonlarda duvarların birbirine paralel hazırlanması restorasyonların içerisinde, kuvvetlerin iletimi esnasında dişte stres oluşturacağından, 6-10° gingivoaksiyal yönde açılanma yapılarak hazırlanması gerekir. Semidirekt teknikte restorasyonun kaviteden rahat çıkması için duvarlar 15° açılanma ile hazırlanır (110).

Kavite iç duvarlarının birbirleriyle yaptığı açılar materyalde ve diş duvarlarında strese yol açmayacak şekilde yuvarlatılmalı keskin açılanmalardan kaçınılmalıdır (94, 109).

Seramik restorasyonlar da oklüzal kavite en az 2 mm, kompozit rezin, seromer veya kompozit rezin matriks materyaller için 1,5 mm derinlikte olmalıdır. Kavitenin sığ olduğu durumlarda santral fossa bölgesinde zayıf alan oluşturmamak için kavite tabanı tüberkül eğimlerine paralel şekilde hazırlanmalıdır. Onley restorasyon yapılacağı zaman

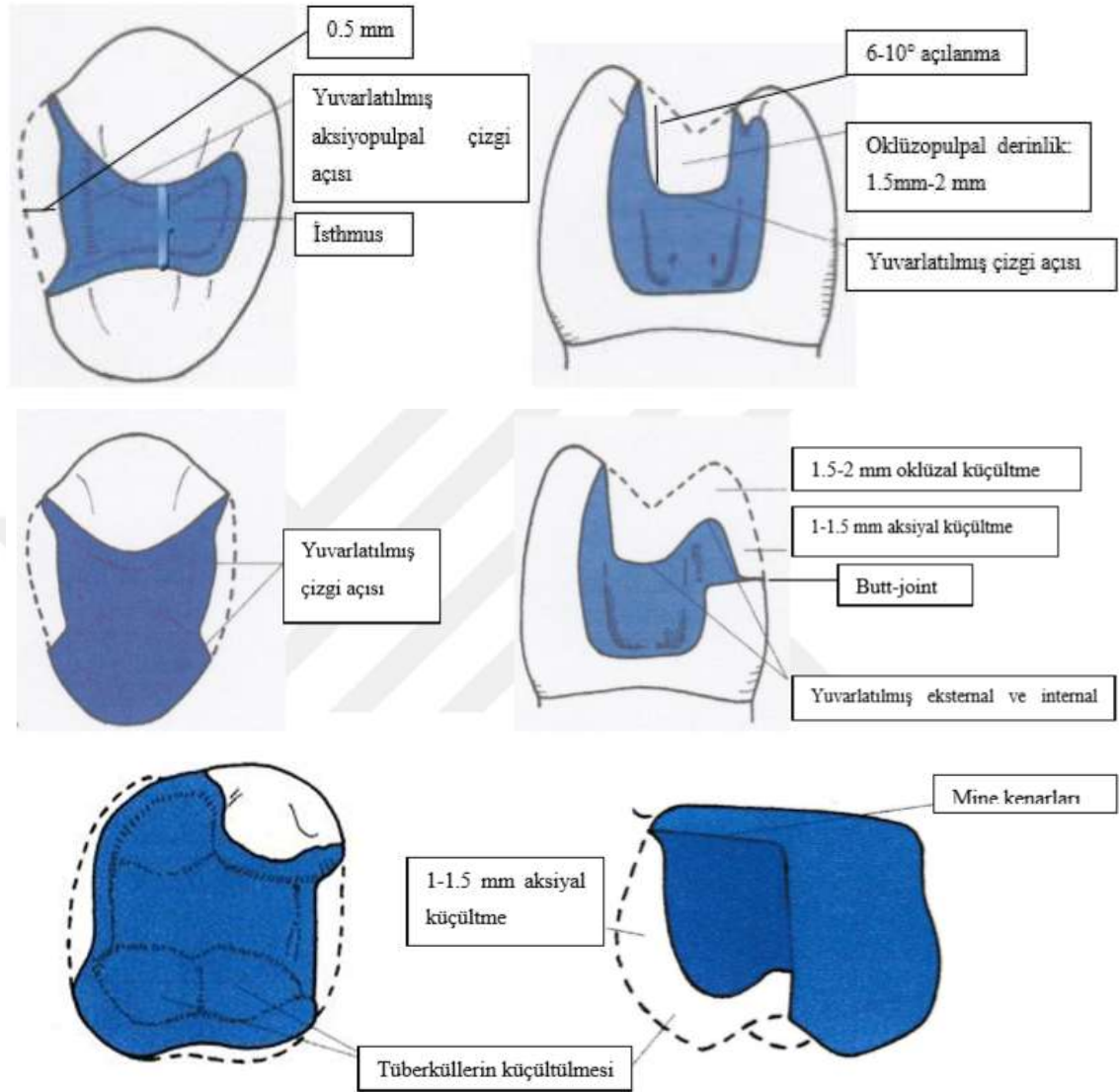
örtülecek olan tüberkül kompozit rezin esaslı restorasyonlarda 1,5 mm, seramik esaslı restorasyonlarda 2 mm olacak şekilde hazırlanmalıdır (2, 111).

İsthmus genişliği seramik ve kompozit restorasyonda kırık oluşumunu engellemek amacıyla minimum 1,5-2 mm olmalıdır. Oklüzal kuvvetler karşısında kırılma direncini yüksek tutmak için isthmuslar arası genişlik hazırlanırken gereksiz preparasyondan uzak durulmalıdır. Bunun sebebi oklüzal lateral hareketler restorasyonu dişten uzaklaştıracak yönde kuvvet uygulayabilir, bu yüzden oklüzal fonksiyonel temas noktalarının restorasyon ile diş yapısının birleştiği noktalarda bulunmamasına dikkat edilmelidir (110).

Kavitenin gingival kenarları sement dokusuna kadar uzatıldığında restorasyonun diş adezyonunu olumsuz etkileyebileceğinden kavitenin gingival sınırları mine dokusunda sonlandırılmalıdır. Eğer gingival derinlik mine-sement sınırının altına inerse bu kavitelere elastisite modülü dentine benzer olan kompozit restorasyonlar tercih edilmelidir. Ara yüzlerdeki gingival basamak genişliği minimum 0,8 mm olacak şekilde ayarlanmalıdır.

Kavite içerisinde andırkatlı alan olmamalıdır. Desteksiz sarkık mine oklüzal kuvvetler altında kırılabilir bu nedenle sarkık mine dokusu tamamen kaldırılmalıdır. Eğer dentin de andırkat alanları varsa uygun bir materyalle doldurularak desteklenmelidir (110).

Kavite tabanının restorasyona gelen yükleri eşit ve düzgün dağıtılması için düz olması sağlanmalıdır. Bunu sağlayabilmek için cam iyonomer siman, kompomer ya da kompozit rezin gibi uygun bir kaide materyali kullanılarak kavite tabanı düzenlenebilir (110).



Şekil 2. Kavite preparasyonu (112)

#### 2.14. Geçici Restorasyon Yapılması ve Materyaller

Restorasyonun preparasyondan hazırlanıp dişe simantasyonuna kadar geçen zaman içinde pulpayı kimyasal ve mekanik etkilerden ve ısı değişimlerinden korumak aynı zamanda dentin kanallarına bakteri girişini engelleyip ve dişte oluşabilecek hassasiyeti engellemek amacıyla kavitenin geçici bir restorasyonla kapatılması gerekmektedir. Geçici restorasyonlar, preparasyonu yapılan dişin komşu dişler ve karşıt çenedeki dişlerde herhangi bir değişiklik oluşturmasını engeller, gıda artıklarının kavite boşluğuna girmesini önleyerek periodonsiyumun sağlığını korur. Direkt ve indirekt tekniklerle geçici restorasyonlar yapılabilir.

### 2.14.1. Direkt Yöntem

Preparasyonu tamamlanmış diş üzerine direkt olarak geçici restorasyon oluşturma işlemidir.

A) Preparasyondan önce ağızdan ölçü alınır, kavite hazırlandıktan sonra ölçünün içine otopolimerizan akrilik rezin materyali akıcı kıvamdayken yerleştirilir. Daha sonra ölçü ağza yerleştirilir. Akriliğin polimerizasyon reaksiyonu tamamlandıktan sonra dışten çıkarılıp gerekli düzeltmeleri yapılır sonra öjenol içermeyen bir geçici siman ile kaviteye simante edilir.

B) Preparasyonu yapılmış kaviteye lak veya vazelin gibi bir yalıtkan madde sürüldükten sonra dişe matriks bandı takılıp kama yerleştirilir. Diş renginden farklı bir kompozit rezin seçilerek direkt kompozit restorasyon yapılır. Restorasyon kaviteden çıkarılıp asitle pürüzlendirme ve bonding işlemi yapılmadan öjenol içermeyen geçici siman yardımıyla dişe simante edilir.

C) Dimetakrilat ve silikon esaslı geçici restorasyon materyali kaviteye direkt olarak uygulanır ve şekillendirilir sonrasında ışıkla polimerize edilir. En pratik yöntem bu olmasına rağmen maliyeti yüksektir. Bu materyallere örnek olarak; Telio CS Inlay / Onlay (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Clip F (VOCO GmbH, Cuxhaven, Almanya) verilebilir.

Direkt teknik ile geçici hazırlamada ölçü alınması ve model yapılması gerekmediğinden zamandan tasarruf sağlanır. Fakat andırkatlı sahalara giren geçici restorasyon materyalin çıkarılması sırasında diş yapısına zarar verebilir. Kenar uyumu da indirekt tekniğe göre daha kötüdür (55, 113-115).

### 2.14.2. İndirekt Yöntem

Direkt teknikle yapılan geçici restorasyonların uyumları kabul edilebilir seviyededir fakat indirekt teknikle yapılan geçici restorasyonların düzgün anatomik form oluşturmaları ve periodonsiyumu koruması gibi yönlerden avantajı vardır. Ayrıca indirekt teknikte geçici restorasyon hazırlama sırasında açığa çıkan ısı ve iritan maddelere diş ve komşu dokular maruz kalmaz. İndirekt teknikte hekimin preparasyondan hemen sonra ölçü alır ve modelde teknisyen akrilik rezinden geçici hazırlar. Teknisyen tarafınan

hazırlanan geçici restorasyon öjenol içermeyen bir siman ile dişe simante edilir (55, 113-115).

### **2.15. Ölçü Alınması**

İndirekt restorasyonlar için hazırlanan preparasyondan ölçü alma işlemi restorasyonun kaviteye uyumunda önemli bir basamaktır. Farklı materyaller ve teknikler kullanılarak inley restorasyonların ölçüleri alınabilir. Tüm detayları verebilen ölçü elde edilmesi gereklidir.

İdeal ölçü materyali, ağıza yerleştirildikten sonra sertleşmeli ve elastik hale gelmelidir. Restorasyonun tüm sınırlarını net vermeli ve boyutsal stabilitesi yeterli olmalıdır. Ağızdan çıkarılırken yırtılma ya da bozulma olmamalı ve uzun zaman saklanabilir olmalıdır (116).

Günümüzde indirekt restorasyon yapımında en sık kullanılan ölçü materyali silikon esaslı polivinilsiloksandır. A tipi ve C tipi olmak üzere silikon esaslı ölçü maddeleri ikiye ayrılırlar. A tipi silikonlarla C tipi olanlara göre çok daha net ölçü alınabilir, ayrıca çok daha uzun süre saklanabilirler. A tipi silikonlar yırtılmaya karşı dayanıklıdır ve ağızdan çıkarılırken andırkatlı bölgelerde bozulmaya uğramazlar (116, 117).

### **2.16. İndirekt Restorasyonların Simantasyonu**

İndirekt restorasyonların uzun dönem klinik başarısında siman seçimi ve simantasyon sırasındaki teknik hassasiyet önemli bir basamaktır. Onleyler mine ve dentin dokularını içeren ve restorasyon kalınlığının az 2 mm olan restorasyonlardır. Bu nedenle ışığın restorasyonun altında kalan bütün bölgelere ulaşması çok zordur. İndirekt restorasyonların simantasyonun da kendiliğinden polimerize olan (self-cure/kimyasal polimerize olan) ya da hem ışıkla hem kendiliğinden (dual-cure) polimerize olan simanların kullanılması gerekir (118-120).

Çiğneme fonksiyonu esnasında dikey ve lateral kuvvetlere maruz kalan indirekt restorasyonlarda adezyon çok önemli role sahiptir.

## 2.17. Adezyon

Adezyon kelimesi iki yüzeyin birleşme veya bağlanma veya her ikisini içeren kuvvetler ile birarada tutulduğu durum anlamına gelmektedir. Adezyon kelimesi bağlanmak anlamına gelen latin kökenli ‘adhaerere’ sözcüğünden gelir. Adezyon oluşabilmesi için iki materyal arasında çekim gücü oluşması gerekmektedir. Çekim kuvvetleri farklı moleküller arasında olursa adezyon, benzer moleküller arasında gerçekleştiğinde kohezyon olarak isimlendirilir. Adeziv ise yüzeyler arasındaki bağlantıyı sağlayan materyale denir (110, 121, 122).

Restorasyonun diş yapıştırılmasındaki bağlantı mekanizması 2 kısımda incelenir:

- 1) Diş dokusu – siman bağlantısı
  - a) Mineye adezyon
  - b) Dentine adezyon
- 2) Restorasyon - siman bağlantısı

### 2.17.1. Diş Dokusu - Siman Bağlantısı

#### a) Mineye adezyon:

Buonocore’ un 1955 yılında mine dokusuna adezyonu mine yüzeyini asitlemesi ve bu pürüzlenme sonucunda yüzey enerjisini arttırmasıyla ortaya çıkmıştır.

Mine yüzeyine asit uygulandığı zaman yüzeyden 10 µm kalınlığında mine dokusu kalkar ve 5-50 µm derinliğinde mikroporoziteler meydana gelir. Yüzey enerjisinin artmasıyla beraber mikroporoz mine yüzeyinin ıslanabilirliği artar ve bonding ajan mine dokusuna daha iyi infiltre olur böylece rezin uzantıları oluşur. Bu rezin uzantıları mikromekanik bağlantıdan sorumludur. Bu işlemten sonra bonding ajanın polimerizasyonu sonucu elde edilen 20-30 MPa kadar bağlantı değeri ve rezin simanın polimerizasyonu ile oluşan büzülme gerilimlerine karşı koyabilecek bir değerdir. Mikrosızıntının önüne geçmek için bu değer elde edilmesi gerekir bu yüzden mümkün mertebe indirekt resorasyonlarda bütün kavite duvarları mine dokusuyla bitmelidir (123, 124).

Mine dokusunda gereken bağlantı değerine ulaşabilmek için % 30-40 konsantrasyonda fosforik asiti yüzeye 30 saniye uygulamak ve 10-20 saniye yıkamak yeterlidir.

### **b) Dentine Adezyon**

Mine dokusunda ideal adezyonun sağlanması kolayken dentinde iyi bir adezyon elde etmek zordur. Dentin dokusuna adezyon pek çok faktörden etkilenir.

Dentin dokusunda mine-dentin sınırından pulpaya uzanan damar ve sinir içermeyen tübül sistemi mevcuttur. Ağırlıkça % 12 su, % 18 organik materyal ve % 70 inorganik materyal içerir. Hacminin % 25'ini su, % 25'ini organik materyal, % 50'sini inorganik materyaldir. Bu bileşenler intertübüler ve peritübüler dentine eşit olmayan bir şekilde dağılmıştır (123, 125).

Dentin; tübüller, odontoblast uzantıları, peritübüler dentin ve tübüller arasını dolduran intertübüler dentin gibi ana yapılardan meydana gelir. Dentin tübülleri geçirgendir ve içerisinde pulpa ile direkt temasta olan odontoblastik uzantıları içerir. Tübüllerin etrafında yüksek derecede mineralize olmuş peritübüler dentin vardır. Tübüllerin arasında ise intertübüler dentin vardır. Adeziv sistemler intertübüler dentine güçlü bağlanır. Derin dentin dokusunda intertübüler dentin daha az bulunduğu için, bu bölgelerde adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığı azalır (125).

Tübüller içinde devamlı 25-30 mm/Hg'lik intrapulpal basınç vardır. Bu basınç intratübüler dentin geçirgenliğini azaltarak bağlanmayı zorlaştırır. Preparasyon sonrasında oluşan smear tabakası da dentin tübül ağzlarını tıkayarak geçirgenliğin azalmasına neden olan başka bir etkidir.

Yaşlanma ya da yavaş ilerleyen çürük gibi hafif uyarılar sonucu, tübüllerin kalsifiye materyalle dolmasıyla sklerotik dentin meydana gelir. Sklerotik dentin az sayıda açık tübül içerdiğinden geçirgenliği azdır. Geçirgenlik az olduğundan sklerotik dentine adezyon zayıftır (125, 126).

### **2.17.2. Restorasyon- Siman Bağlantısı**

Rezin simanların diş yapısına adezyonu kadar restoratif materyale adezyonu da uzun dönem klinik başarı için oldukça önemlidir. Restoratif materyalin türüne göre

kullanılacak adeziv rezin siman ve materyalin yüzey hazırlık işlemleri farklılık gösterebilir (127, 128).

Seramik materyal ile adeziv rezin arasındaki bağlantı, mekanik, mikromekanik ve kimyasal adezyonile sağlanabilir. Mekanik bağlantı oluşturmak için elmas frezle aşındırma gerekir ancak bu işlem seramiğin iç yapısında mikroçatlaklara yol açar ve uzun dönem klinik başarıyı olumsuz etkileyeceğinden uygulanmaz (127, 128).

Seramik materyale mikromekanik bağlantı ise restorasyon yüzeyine hidroflorik asit (HF) uygulanması, kumlama, lazer ya da silika kaplama ile oluşturulabilir. Seramik yüzeye % 5-10'luk hidroflorik asitin 1 dakika uygulanması seramik matriks içerisindeki cam matriks ve kristal yapının çözünerek düzensiz pöröz bir yapı haline gelmesine sebep olur. Bu da yüzey alanını arttırıp rezinin mikromekanik bağlantısını sağlar (127, 129).

Seramik materyalin yapısındaki partiküllerin miktarı, büyüklüğü ve dağılımı, asit ile pürüzlendirmenin etkinliğinde önemli rol onar. Asit kullanımı sadece feldspatik, lösit içerikli cam seramikler ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik adezyonun da uygundur. Alüminyum oksit seramikler, zirkonyum ile güçlendirilmiş seramik sistemler ve kompozit rezin matriks nano seramik materyaller de asitle pürüzlendirme adezyonda etkili değildir. Bu materyallerin kullanıldığı durumlarda alüminyum oksit ile kumlama işlemi yüzeydeki pöröz yapıyı arttıracaktır (127, 128, 130).

Seramik restorasyonlarda asitle pürüzlendirmeden sonra yüzeye silan uygulaması ile materyalin ıslatılabilirliği arttırılır ve bu yolla seramik ile rezin siman arasındaki kimyasal bağlanma sağlanır. Seramik yüzeyi polimer yüzeye benzer bu sayede güçlü polimer-polimer bağlantısı elde edilir. Silanlar, hidrojen ve kovalent bağlar oluşturarak seramik yüzeyi üzerindeki 'silikondioksit'i hidroksil gruplarıyla bağlayan çift fonksiyonlu moleküllerdir (131, 132).

Kompozit rezin ve seromer restorasyonlarda adeziv rezin ile mikromekanik bağlantı kumlama yoluyla, kimyasal bağlantı ise silan ve kompozit rezin içerisinde bulunan doldurucu partiküller arasında oluşur.



## 2.18. Yapıştırma Simanları

Restorasyonların klinik başarısında önemli aşamalardan birisi de simantasyondur. Restorasyonların diş dokularına yapıştırılmasında kullanılan simanlar hem mikrobiyal sızıntıya karşı bir bariyer hem de restorasyon ile diş arasında yüzey bağlantısı oluşturur. Bu bağlantı mekanik, kimyasal ya da ikisinin kombinasyonu şeklinde olabilir (133-135).

***İdeal bir yapıştırma simanının sahip olması gereken özellikler şunlardır:***

1. Diş dokusuyla restorasyon arasında ideal bir adezyon sağlamalı
2. Baskı ve gerilme dayanıklılığı yeterli olmalı
3. Mekanik kuvvetlere karşı dayanıklı olmalı
4. Diş ve restorasyon yüzeyini iyi ıslatabilmeli
5. Yeterli film kalınlığı ve yoğunluğuna sahip olmalı
6. Mine ve dentine bağlanması iyi olmalı
7. Ağız içi sıvılarda çözünmemeli
8. Doku uyumu iyi olmalı ve pulpaya zarar vermemeli
9. Plak birikimine engel olmalı
10. Antibakteriyal özelliği olmalı
11. Radyopak özelliğe sahip olmalı
12. Rengi zamanla stabil kalmalı
13. Çalışma ve sertleşme zamanı yeterli olmalıdır (112, 135).

***Günümüzde daimi simantasyon amaçlı 5 farklı siman kullanılmaktadır. Bunlar:***

- 1) Çinkofosfat simanlar
- 2) Polikarboksilat simanlar
- 3) Cam iyonomer simanlar
- 4) Hibrid cam iyonomer simanlar
  - Reçine modifiye cam iyonomer simanlar
  - Poliasit modifiye reçine simanlar
- 5) Rezin simanlardır (135, 136).

### 2.18.1. Rezin Simanlar

1973 yılında Rochette tarafından kullanımı önerilmiş olan rezin simanlar, BİS-GMA ve diğer metakrilat varyasyonlarından oluşur. Rezin simanlar kompozit rezin materyale ve silan uygulanmış porselene kimyasal olarak bağlanabilir. Ayrıca kumlanmış metal alaşımlarla da kuvvetli bağlantı oluşturabilirler. Farklı yüzeylere bağlanabilen, dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşük rezin simanlar; kompozit rezin, fiberle güçlendirilmiş kompozit, seramik, inley, onley, lamina ile kuron ve köprülerin simantasyonunda başarıyla kullanılırlar (137, 138).

İnley/onley restorasyonlar mine ve dentin dokusu içerirler bu yüzden kullanılacak rezin siman çeşitli yüzeylere bağlanabilmeli ve bu bağlanma devamlılık göstermelidir (mine, dentin, sement, kompozit, porselen ve metal). Klinik olarak uygulaması kolay olmalı uygulandığı diş ve çevre dokularına zarar vermemeli, biyolojik olarak uyumlu olmalıdır (135).

Rezin simanların termal genleşme katsayısı diğer simanlardan iyi olsa da diş dokularıyla eşit değildir ve kenar sızıntısı, polimerizasyon büzülmesi ve postoperatif hassasiyet gibi ciddi problemlere yol açabilirler. Bu sebeple kompozit ve seramik esaslı estetik restorasyonların yapıştırılmasında rezin simanlar bağlantı ajanlarıyla birlikte kullanılmalıdır. Adeziv uygulamalarının tutuculuğu arttırdığı ve mikrosızıntıyı azalttığı bildirilmiştir (139, 140). Seramik inleylerin farklı rezin siman ve adeziv ajan kombinasyonlarıyla birlikte simante edildiği bir çalışmada adeziv uygulanmasının dentin/siman/inley aralığında meydana gelen boşlukları % 46-93 oranları arasında azalttığı görülmüştür. Meydana gelen boşluğun azalma oranı adeziv ajan ve rezin simanın tipine göre değişmektedir (141-143).

Rezin simanlar polimerizasyon şekline göre kimyasal, ışıkla ya da her iki şekilde (dual-cure) polimerize olanlar şeklinde sınıflandırılır (136). Ayrıca adezyon şekillerine göre (etch-and-rinse, self-etch ve self-adeziv) de sınıflandırılabilirler.

Rezin simanlar mekanik özellikleri en yüksek olan simanlardır. Doldurucu içeriği ağırlığının % 50-70'i cam ve silika partiküllerinden oluşur bu sayede baskı ve gerilme dirençleri yüksektir. Aynı zamanda çözünürlüğü en düşük olan yapıştırıcı simandır (59, 144).

### **2.18.1.1. Etch & Rinse Adeziv Rezin Simanlar**

Simanın diş yüzeyine bağlanabilmesi için ilk basamak diş yüzeyinin pürüzlendirilmesidir. Günümüzde bu işlem için % 37' lik ortofosforik asit kullanılır. Daha sonra adezyonu arttırıcı “primer” ajan uygulanır. Primerlerin hidrofobik metakrilat grubu rezine bağlanırken, hidrofilik grubu ise diş dokularına bağlantıyı sağlar. Rezin siman bağlantısı için daha sonra adeziv rezin uygulanmasına geçilir. Adeziv bağlayıcı ajan, primerin metakrilat gruplarına bağlanıp dentin tübülleri içinde rezin uzantıların oluşmasını sağlayarak rezinin dentin kollajen yapısına penetre olduğu hibrid tabakayı oluşturur (112, 144).

### **2.18.1.2. Self Etch Adeziv Reçine Simanlar**

Kendinden asitli rezin siman sistemlerinde diş yüzeyine, kendinden asitli (self-etch) primer (asidik primer) ve bonding ajanın uygulanması şeklinde iki aşama olabileceği gibi 3 aşamanın fonksiyonları tek bir aşamada da uygulanabilir.

Asidik rezin primer, mine ve dentini asitleme işlemini gerçekleştirir. pH'sı 1-2 arasındadır. Yıkılarak uzaklaştırılmaz ve intertübüler dentinle hibrit tabakasını oluştururlar. Kendinden asitli primerle uyumlu rezin simanların kullanılmasıyla, uygulayıcı hatalarının en aza indirilmesi amaçlanmıştır (145, 146).

### **2.18.1.3. Self Adeziv Rezin Simanlar**

Self adeziv rezin simanlarda fosforlanmış metakrilatlar bulunur. Fosforlanmış metakrilatlar asidik yapısı sayesinde diş yüzeyini demineralize ederek simanın diş yapısına penetrasyonunu sağlar. Bu moleküller polimerize olduğunda siman ile diş arasında mikromekanik retansiyon sağlanır. Diş dokusuna ön hazırlık işlemi yapılmadığından uygulama basamakları azaltılarak asit/primer ve adeziv uygulamalarında hekime bağlı oluşabilecek teknik hataların önüne geçilmiş olur.

Hidrofilik özelliğinin yüksek olması sayesinde nem toleransı ile simanın diş dokusuna adaptasyonunu artırır. Neme tolerans, subgingival restorasyonlar ve pulpaya yakın dentin tübüllerine adezyonda önemli bir avantaj sağlar. İyon salan doldurucularla simanın reaksiyonu esnasında ve asidik fonksiyonel gruplarla olan reaksiyonda su tekrar

kullanılır. Bu durum, simana hidrofobik matrikse dönüşüm ve flor iyonu salınımı yapması özelliklerini sağlar (79, 147).

Self adeziv rezin simanlar seramik ve kompozit inley-onleylerin, laminaların, tam seramik kuronların, metal destekli kuron ya da köprülerin, metal postların ve fiber postların simantasyonunda kullanılabilirler. Bu simanlara çok farklı yüzeylere adezyon sağlayabilmelerinden dolayı 'self adeziv universal siman' denilir (147, 148).

Self adeziv rezin simanların kullanımında dentinin fosforik asitle pürüzlendirilmemesi, demineralizasyon bölgesi ile penetrasyon derinliğinin aynı olmasından dolayı nanoleakage olmaması, smear tabakanın kaldırılmaması ve bu sayede dentin tübüllerinin açılmaması, dentin tübüllerinden sızacak düşük moleküler ağırlıkta asitlerin olmaması ve tek aşama olması ile çabuk ve kolay uygulama yapılması avantajlarından dolayı post operatif hassasiyet ihtimalinin düşük olduğu bildirilmiştir (79, 147, 148).

## **2.19. Seramik- Kompozit Restorasyon Tercihi**

Doğru restoratif materyal seçimi restorasyonun klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisidir, bu yüzden restoratif materyal seçerken birçok faktör göz önünde bulundurulmalıdır.

Estetik beklentinin yüksek olduğu durumlarda porselen restorasyonlar, kompozit restorasyonlara göre daha iyi sonuçlar verir. Seramiklerin renk stabiliteeleri kompozit rezinlere göre daha iyidir ve gıda ve içecekler karşısında boyanmaya dirençlidir.

Seramik materyallerde su emilimi görülmez. Bu yüzden seramiklerin boyutsal stabiliteeleri kompozit rezinlere göre daha iyidir.

Tüberküllerin dahil olduğu overley restorasyonlarda seramik materyallerin diş yapısını desteklediği, kuvvet iletimini düzenlediği ve diş yapılarının kırılma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Bu sebeple oklüzyon düzenlenmesi yapılacak kişilerde veya orta ve geniş büyüklükteki kaviterde restoratif materyal olarak seramikler tercih edilir (26).

Retantif bir form oluşturmanın zor olduğu dişlerde kuron boyu uzatma, post retansiyonu sağlamak için endodontik tedavi yapma gibi agresif tedaviler yerine seramik overley veya endokuronlar tercih edilmelidir.

Seramik restorasyonlar doku uyumlu materyallerdir ve kompozit rezinlere göre plak birikimi daha az görülür. Periodontal sağlığı olumsuz etkilemezler.

Restorasyonu yapılacak olan dişin karşıt oklüzyondaki dişlerde seramik restorasyonlar mevcutsa aşınmayı engellemek için seramik materyaller tercih edilmelidir. Ancak karşıt arkta doğal diş bulunduğu durumlarda seramik dişlerde aşınmaya neden olabileceğinden kompozit restorasyonlar tercih edilmelidir.

Nem kontrolünün sağlanamadığı ya da gingival sınırın altına inen restorasyonlarda kompozit restorasyonlar daha iyi sonuçlar verir. Gingival basamağı mine sement sınırı altında sonlanan restorasyonlarda kompozit rezinlerin elastikiyeti seramiğe dentin dokusuna daha yakın olduğundan kompozit restorasyonların tercih edilmesi gerekir.

Kavite derinliğinin sığ olduğu durumlarda seramik materyalin kırılma dayanımı düşük olacağından tercih edilmezler. Aynı zamanda seramik restorasyonlar da deneme ve simantasyon aşamalarında dikkatli olunmazsa kırılmalar oluşabilir.

Kompozit reçine materyallerin tamir edilebilme olanakları vardır. Deneme seansındaki herhangi bir uyumsuzluk restorasyona ekleme çıkarma yoluyla düzeltilebilir (55, 149-152).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya yaşları 18 ile 47 arasında değişen Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran 41 hasta dahil edilmiştir. Çalışma öncesi Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay (Ek-1) alınmıştır. Toplam 60 adet sınıf II (MO ve DO) indirekt restorasyon yapımı planlanmıştır.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri;

1. 18 yaşından büyük olan,
2. Estetik veya fonksiyonel sebeplerle onley restorasyonuna ihtiyacı olan,
3. Aktif bir periodontal ve pulpal rahatsızlığı olmayan,
4. Sistemik bir hastalığı olmayan,
6. Ağız hijyeninedikkat eden, bilgilendirmelere uyabilecek olan,
7. Çalışma kapsamında kullanılacak materyal içeriklerine alerjisi olmayan,
8. Hamile ve emzirme döneminde olmayan,
9. Yapılacak olan kontrol randevularına gelmesinde herhangi bir problem olmayan,
10. Restorasyonu yapılacak dişi vital olan, ve radyografik olarak pulpaya 0,5 mm'den daha fazla mesafe olan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri;

1. Çalışma hakkında bilgi verildikten sonra çalışmaya katılmayı kabul etmeyen,
2. Bruksizm hikayesi olan,
3. 18 yaşından küçük olan,
4. Ortodontik tedavi gören,
5. Ciddi bir sistemik rahatsızlığı bulunan,

6. İlgili dişi periodontal ve endodontik açıdan sağlıklı olmayan,
7. Hamilelik veya emzirme döneminde olan,
8. İlgili dişin kontağındaki ve/veya karşıtındaki dişlerden biri eksik olan bireyler çalışmaya dahil edilmemiştir.

Onley preparasyonu yapılmadan önce dişlerden başlangıç fotoğrafları alındı ve bite-wing radyografileri çekildi.

Çalışmaya dahil edilecek gönüllü katılımcılara araştırma protokolü ve olası komplikasyonlar hakkında ayrıntılı sözlü bilgi verildikten sonra bilgilendirilmiş hasta onam formu okutularak imzalatıldı. Tedaviye başlamadan hastaların DMFT indeksi değerlendirildi.

Tedaviye başlamadan önce gerekli görülen periodontal tedaviler Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Periodontoloji Anabilim Dalı'nda gerçekeştirilmiştir.

### **3.1. Diş Preparasyonu**

Vital dişlerin restore edilmesi planlandığından lokal anestezi altında mevcut eski restoratif materyalin ve/veya çürüğün temizlenmesi ile tedaviye başlandı.

İnlay/onlay preperasyon frezleriyle andırkatlı alan kalmayacak şekilde, kavitenin bütün duvarları dişin uzun aksıyla 6-10° açı yapacak şekilde hazırlandı. Kavite iç duvarlarındaki birleşme noktalarında açılar yuvarlatılarak kavite sınırlarının dışına bakan duvarlarda ise dik açılı (butt joint) bitimler yapıldı (153).

Gingival basamak genişliği 1,5-2 mm arasında olacak şekilde preparasyon yapıldı. Pulpaya yakın dentin bölgeleri noktasal olarak kalsiyum hidroksit patı (Dycal, Dentsply, Milford, ABD) ve andırkat alanları akışkan kompozit rezin (İmicryl, Nova Compo-HF, Konya, Türkiye) ile kapatıldı.

Preparasyondan sonra, gingival sulkusa retraksiyon ipi (AtriaPak, Seul, Güney Kore) yerleştirilip diş etinin kaviteden uzaklaştırılması sağlandı ve çift aşamalı ölçü yöntemi ile kondanse polimerize silikon (c tipi silikon) materyali (Zhermack Zetaplus, Bovazecchino, İtalya) kullanılarak ölçü alındı. Çenelerin kapanış ilişkileri ısıtılmış mum materyali yardımıyla tespit edildi.

**Tablo 2.** Çalışmada Kullanılan Materyaller

Ürün adı	Firma adı	Kimyasal içerik	Seri no
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn)	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> (%0.5-11), ZrO <sub>2</sub> (%0-8), ZnO (%0-8), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%0-5), MgO (%0-5), renklendirici oksitler (%0-6)	W36995
Cerasmart	GC (Leuven, Belçika)	Bis-MEPP, UDMA, DMA, ağırlıkça %71 silika (20 nm), baryum cam (300 nm) nano partikülleri	1411041
Vita Enamic	Vita-Zahnfabrik (Bad Sackingen, Almanya)	Seramik Ağ: SiO <sub>2</sub> (%58-63), Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%20-23), Na <sub>2</sub> O (%6-11), K <sub>2</sub> O (%4-6), B <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (%0.5-2), CaO (<%1), ZrO <sub>2</sub> (<%1), Polimer Ağ: UDMA, TEGDMA	61280
Hidroflorik asit	Ultradent (Cologne, Almanya)	%9 hidroflorik asit	BFLDV
Silan	Ultradent (Cologne, Almanya)	Etanol, 3-trimetoksipropil metakrilat, 10-MDP (MDP), sülfid metakrilat	BG3TD
RelyX U200	3M ESPE (St. Paul, MN, ABD)	Base: Fosforik asit grupları içeren metakrilat monomerleri, metakrilat monomerleri, silanlanmış dolgu maddeleri, başlatıcı bileşenler, stabilizatörler. Katalizör: metakrilat monomerleri, alkali (bazik) dolgu maddeleri, silanlanmış dolgu maddeleri, başlatıcı bileşenler, stabilizatörler, pigmentler	3324998
Telio CS Onlay	Ivoclar Vivadent (Schaan, Lihtenştayn)	Monomer matriksi metakrilatlardan (ağırlıkça %36.3) oluşur. Dağılmış silikon dioksit ve kopolimerler (ağırlıkça %62. Florür (1500 ppm), katalizörler, stabilizatörler ve pigmentler (ağırlıkça %0.6) ilave bileşenlerdir	W98823

### 3.2. Geçici Restorasyon Yapılması

Dişlerin preparasyonu tamamlandıktan sonra hazırlanan restorasyonun diş simantasyonu yapılana kadar pulpayı ve diğer dokuları kimyasal, mekanik ve termal etkilerden korumak için ışıkla sertleşen geçici restoratif materyalle (Telio CS Onlay, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kapatıldı (Tablo 2) (Resim 1).





**Resim 1.** Telio CS Onlay

### 3.3.Laboratuvar İşlemleri

Alınan ölçüler laboratuvara gönderildikten sonra ilk olarak dentalwings7 (DWOS, Montreal,Kanada) (Resim 2.a) cihazında ölçülerin tarama işlemi yapıldı. Taranan ölçüler bilgisayar ortamına aktarılıp exoCAD programında restorasyonların tasarımı gerçekleştirildi. Tasarlanan restorasyonlar dentaswiss DS1300 (Biodenta Swiss, Berneck, İsviçre) (Resim 2.b) cihazına aktarılıp cihaza yerleştirilen bloklardan freze işlemi yapıp restorasyonlar üretildi.



**Resim 2.** a) dentalwings7 b) dentaswiss DS1300

CAD/CAM cihazında sadece IPS e.max CAD blokların frezelenmesi ile elde edilen seramik indirekt restorasyonlar bu aşamada mavi/mor renkteki prekristalize fazda bulunurken laboratuvarda Programat EP 5010 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihteytayn) (Resim 3) fırınında 850°C'de 10 dakika süre ile kristalizasyon işlemi tamamlandı. Son olarak glaze tabakası uygulandı.



**Resim 3.** Programat EP 5010

### 3.4. İndirekt Restorasyonların Yerleştirilmesi

#### 3.4.1. Cerasmart

Laboratuvarda Cerasmart bloklardan (GC, Leuven, Belçika) (Tablo 2) (Resim 4) hazırlanan restorasyonlar hasta ağzında uyumlandıktan sonra restorasyonların polisajları yapıldı. Daha sonra restorasyon iç yüzeyi 50 µm partikül büyüklüğünde alüminyum-oksit kumu kullanılarak pürüzlendirildi. Hava su spreyi yardımıyla bolca yıkanarak kurutuldu.



**Resim 4.** Cerasmart

Mikrofırça yardımı ile restorasyon iç yüzeyine restorasyon bağlantı ajanı olan silan (Ultradent, Cologne, Almanya) (Tablo 2) (Resim 5) uygulandı, 60 sn bekletildi. Mine

yüzeyleri 30 sn, süreyle ortofosforik asit (3M ESPE, Neuss, Almanya) ile selektif olarak pürüzlendirildi. Ardından diş dokusu 30 sn boyunca su ile yıkanıp hafifçe hava ile kurutuldu.



**Resim 5.Silan**

Pamuk peletler ve tükrük emici yardımıyla izolasyon sağlandı. Ayrıca kavite komşu dişten matris bandı ve kama yardımıyla izole edildi. Self adeziv yapıştırma simanı (RelyX U200, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Tablo 2) (Resim 6) otomatik şırıngası yardımıyla restorasyonun içine istenen miktarda doğrudan uygulanıp restorasyon kaviteye uygulandı. Restorasyon, bukkal, palatinal/lingual ve okluzal yüzeylerden 40 sn süreyle ışık uygulaması ile polimerize edildi. Sentrik oklüzyon, lateral ve protrüviz hareketler kontrol edilerek gerekli görülen vakalarda sarı bantlı frezler yardımı ile aşındırmalar yapıldı. Ardından Sof-Lex spiral diskler (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) kullanılarak polisaj işlemi yapıldı.

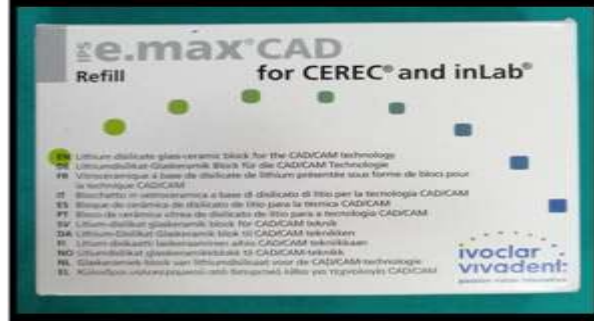


**Resim 6. Self adeziv yapıştırma simanı RelyX U200**

### 3.4.2.IPS e.max CAD

Laboratuvarında IPS e.max CAD bloklardan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Tablo 2) (Resim 7) hazırlanan restorasyonlar hasta ağızında uyumlandıktan sonra

restorasyonların polisajları yapıldı. Seramik iç yüzeyi % 9,5'luk hidroflorik asit (Tablo 2) (Resim 8) ile 60 sn. pürüzlendirildi, yıkandı ve kurutuldu.



**Resim 7.** IPS e.max CAD blok



**Resim 8.** Hidroflorik asit

Mikrofirça yardımı ile restorasyon iç yüzeyine restorasyon bağlantı ajanı olan silan uygulandı, 60 sn bekletildi. Mine yüzeyleri 30 sn, süreyle ortofosforik asit ile selektif olarak pürüzlendirildi. Ardından diş dokusu 30 sn boyunca su ile yıkayıp hafifçe hava ile kurutuldu.

Pamuk peletler ve tükürük emici yardımıyla izolasyon sağlandı. Ayrıca kavite komşu dişten matriks bandı ve kama yardımıyla izole edildi. RelyX U200'ün otomatik şırıngası yardımıyla restorasyonun içine istenen miktarda doğrudan uygulanıp restorasyon kaviteye uygulandı. Restorasyon, bukkal, palatinal/lingual ve okluzal yüzeylerden 40 sn süreyle ışık uygulaması ile polimerize edildi. Sentrik oklüzyon, lateral ve protrüziv hareketler kontrol edilerek gerekli görülen vakalarda sarı bantlı frezler yardımı ile aşındırmalar yapıldı. Ardından Sof-Lex spiral diskler kullanılarak polisaj işlemi yapıldı.

### 3.4.3. Vita Enamic

Laboratuvarda Vita Enamic bloklardan (Vita-Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Tablo 2) (Resim 9) hazırlanan restorasyonlar hasta ağızında uyumlandıktan sonra

restorasyonların polisajları yapıldı. Restorasyon iç yüzeyi % 9,5'luk hidroflorik asit ile 60 sn. pürüzlendirildi, yıkandı ve kurutuldu.



**Resim 9.**Vita Enamic blok

Mikrofırça yardımı ile restorasyon iç yüzeyine restorasyon bağlantı ajanı olan silan uygulandı, 60 sn bekletildi. Mine yüzeyleri 30 sn, süreyle ortofosforik asit ile selektif olarak pürüzlendirildi. Ardından diş dokusu 30 sn boyunca su ile yıkanıp hafifçe hava ile kurutuldu.

Pamuk peletler ve tükrük emici yardımıyla izolasyon sağlandı. Ayrıca kavite komşu dişten matriks bandı ve kama yardımıyla izole edildi. RelyX U200'ün otomatik şırıngası yardımıyla restorasyonun içine istenen miktarda doğrudan uygulanıp restorasyon kaviteye uygulandı. Restorasyon, bukkal, palatinal/lingual ve okluzal yüzeylerden 40 sn süreyle ışık uygulaması ile polimerize edildi. Sentrik oklüzyon, lateral ve protrüziv hareketler kontrol edilerek gerekli görülen vakalarda sarı bantlı frezler yardımı ile aşındırmalar yapıldı. Ardından Sof-Lex spiral diskler kullanılarak polisaj işlemi yapıldı.

### **3.5. Restorasyonların Değerlendirilmesi**

Restorasyonların hangi materyalden yapıldığı ve hangi çalışma grubuna dahil olduğu uygulayıcı tarafından bilinirken, hastalara ve restorasyonların kontrol muayenelerini yapan uzman diş hekimine bu bilgiler söylenmedi.

Yapılan indirekt restorasyonlar 1 hafta, 6 ay ve 12 ay sonra deneyimli bir diş hekimi tarafından değerlendirildi. Her kontrol seansında restorasyon yapılan dişlerden bite-wing radyografisi ve fotoğraf alındı. Restorasyonların değerlendirilmesinde modifiye FDI kriterleri (154) kullanıldı. Her biri beş alt kategoriden oluşan üç değerlendirme kategorisi (estetik, fonksiyon ve biyolojik) vardı. En iyiden en kötüye, alt kategoriler şu şekildeydi:

1. Mükemmel
2. İyi
3. Yeterli
4. Yeterli değil ama tedavi edilebilir
5. Kabul edilemez

Bu çalışmada, kategori 4 ve 5 ile değerlendirme klinik başarısızlık olarak değerlendirildi.

**Tablo 3.** Modifiye FDI Kriterleri-Estetik Özellikler (154)

Estetik Özellikler	Yüzey parlaklığı	Yüzey/kenar renklenmesi	Renk uyumu	Anatomik form
1.Klinik olarak çok iyi	Yüzey cilası mine ile aynı	Yüzey renklenmesi yok. Marjinal renklenme yok.	Renk uyumu iyi renk ve translusensi farkı yok	Form ideal
2.Klinik olarak iyi (ciladan sonra muhtemelen çok iyi).	Hafif mat, konuşma mesafesinden farkedilmiyor.	Küçük yüzey renklenmesi, polisajla kolayca kaldırılabilir. Küçük marjinal renklenme polisajla kolayca kaldırılabilir	Renk ve/veya translusenside küçük değişiklikler	Form küçük bir değişiklikle normale dönebilir.
3.Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, diş zarar vercek boyutta değil).	Mat yüzey, tükrük ile kaplandığında kabul edilebilir	Orta derecede diğer dişler ile birlikte renklenme, estetik olarak kabul edilemez. Orta derecede marjinal renklenme, estetik olarak kabul edilemez.	Belirgin farklılık fakat kabul edilebilir:	Form normalden sapmış ama estetik olarak kabul edilebilir
4.Klinik olarak yetersiz (fakat tamir edilebilir).	Tükrükle maskelenemeyen pürüzlü yüzey, basit polisaj yeterli değil. Daha ileri değişiklikler gerekli	Restorasyonun yüzeyinde kabul edilemez renklenme ve majör değişiklikler yapılmalı. Farkedilir marjinal renklenme ve majör değişiklikler yapılmalı.	Lokalize klinik sapma tamir ile düzeltilebilir	Form etkilenmiştir ve estetik olarak kabul edilemez. Düzeltme/değişim gerekli
5.Klinik olarak çok yetersiz (yenilenmesi gerekli).	Çok pürüzlü, kabul edilemez plak retansiyonu yaratan yüzey	Yaygın veya lokalize birden çok yüzey renklenmesi, düzeltme ile iyileştirilemez. Derin marjinal renklenme, düzeltme ile iyileştirilemez	Kabul edilemez, yenileme gerekli.	Form yetersiz ve kaybedilmiş. Değişim gerekli.

**Tablo 4. Modifiye FDI Kriterleri-Fonksiyonel Özellikler (154)**

<b>Fonksiyonel Özellikler</b>	<b>Kırık ve Retansiyon Kaybı</b>	<b>Kenar Uyumu</b>	<b>Aşınma</b>	<b>Kontak noktası</b>	<b>Hasta Memnuniyeti</b>
1.Klinik olarak çok iyi	Kırık yok	Kenar sınırlar uyumlu, açıklık yok, beyaz veya renklenmiş çizgi yok	Mineyle eşit fizyolojik aşınma. Mineye benzerliği %80-120 olan aşınma.	Normal kontak noktası (diş ipi veya 25 $\mu$ kalınlığındametal bant geçebilir).	Estetik ve fonksiyon tamamiyle iyi
2.Klinik olarak iyi (ciladan sonra muhtemelen çok iyi).	Küçük çizgi şeklinde çatlaklar	Marjinal açıklık (<150 $\mu$ m), beyaz çizgiler. Polisaj ile kaldırılabilen küçük marjinal kırıklar. Küçük girintiler, basamaklar, küçük düzensizlikler.	Mineyle farkı çok az olan normal aşınma. Mineyle benzerliği karşılaştırıldığında %50-80 veya %120150 oranında fark olan aşınma	Dezavantaj yaratmayan sıkı kontak (diş ipi veya 25 $\mu$ kalınlığında metal bant basınçla geçebilir)	Yeterli estetik. Fonksiyonda az miktarda pürüzlülük
3.Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, diş zarar vercek boyutta değil).	İki veya daha fazla geniş çizgi şeklinde çatlak ve/veya marjinal bütünlüğü veya aproksimal kontağı etkilemeyen çatlak şeklinde kırıklar	Yok edilemeyen 250 $\mu$ m den küçük açıklık. Birden fazla küçük marjinal kırık. Büyük düzensizlikler, girintiler veya basamaklar.	Biyolojik sınırlar içerisinde olan fakat; mine oranından farklı olan aşınma. Mineye göre oranı %50'den küçük veya %150-300 oranında olan aşınma.	Diş, diş eti veya periodontal yapılarda hasar yaratmayan eksik kontak; 50 $\mu$ metal bant geçebilir.	Klinik etkisi olmayan küçük eleştiri
4.Klinik olarak yetersiz (fakat tamir edilebilir).	Marjinal bütünlüğü veya aproksimal kontağı etkilemiş küçük kırıklar Bir bölümün kaybına sebep olan bütün kırıklar (restorasyonun yarısından az).	Dentin veya kaide tabanının açıldığı veya 250 $\mu$ 'dan büyük açıklık. Birden çok girinti veya marjinal kırık. Büyük düzensizlikler veya basamaklar (tamiri gerekli)	Normal mine aşınmasını geçen aşınma miktarı; veya okluzal kontak kaybı. Mineye oranla restorasyonda %300 den fazla olan aşınma veya antagonistte %300 den fazla olan aşınma.	Gıda sıkışmasına sebep olabilecek eksik kontak; 100 $\mu$ metal bant geçebilir	Yeniden düzeltilmesi isteği
5.Klinik olarak çok yetersiz (yenilenmesi gerekli).	(Bir kısım ya da bütün) Restorasyon kaybı veya birden fazla kırık	Restorasyonun bütün veya parsiyal kaybı. Generalize major açıklıklar veya düzensizlikler	Aşınmaya bağlı aşırı madde kaybı. Restorasyonda veya antagonistte mineye oranla %500 den fazla aşınma miktarı.	Gıda sıkışması, ağrı ve gingivitise yol açan çok zayıf kontak.	Tamamiyle memnuniyetsizlik veya kötü etkiler mevcut (ağrı vb.).

**Tablo 5.** Modifiye FDI Kriterleri-Biyolojik Özellikler (154)

<b>Biyolojik Özellikler</b>	<b>Post-operatif Hassasiyet</b>	<b>Çürük/erozyon/abfraksiyon</b>	<b>Diş bütünlüğü</b>	<b>Periodontal yanıt</b>
1.Klinik olarak çok iyi	Hassasiyet yok	İkincil veya birincil çürük	Tamamiyle bütünlük mevcut.	Plak, enflamasyon, cep yok
2.Klinik olarak iyi (cıldan sonra muhtemelen çok iyi).	Kısa bir süre az miktarda hassasiyet	Küçük ve lokalize demineralizasyon, erozyon veya abfraksiyon	Küçük marjinal mine kırıkları (<150µm). Minede çizgi şeklinde kırık (<150µm).	Az miktarda plak, enflamasyon yok, cep oluşumu yok.
3.Klinik olarak yeterli (küçük eksiklikler, kabul edilemez etkiler değil).	Orta dereceli hassasiyet	Geniş alanda demineralizasyon, erozyon veya abrazyon/abfraksiyon, dentin açığa çıkmış değil. Sadece Sönlem yeterli.	Marjinal minede defekt <250µm. Kırık <250µm.Minede küçük parça kopması. Birden fazla çatlak.	Başlangıca göre kontrol dişle kıyaslandığında Papiller kanama indeksi'nde (PBI) 1 puan artış Bununla beraber veya değil taşkınlıklar, açıklıklar ve anatomik form yetersizliği.
4.Klinik olarak yetersiz (profilaktik amaçlı değiştirmeli).	Aşırı hassasiyet	Kavitasyon dentinde erozyon abrazyon/abfraksiyon lokalize ve tamir ile düzeltilebilir	Büyük marjinal mine defektleri; açıklık 250 µm'den fazla veya dentin /taban açığa çıkmış.250 µm'den geniş çatlaklar, sond girebilir. Geniş mine kırıkları veya duvar kırığı.	Kontrol dişle kıyasla PBI'da 1 puandan fazla değişiklik veya müdahale gerektiren periodontal cebin 1mm'den fazla artışı Bununla beraber veya değil taşkınlıklar, açıklıklar ve anatomik form yetersizliği.
5. Klinik olarak çok yetersiz (yenilenmesi gerekli).	Şiddetli, akut pulpitis	Derin çürük veya açığa çıkmış dentin. Tamir ile düzeltilemez	Kasp veya diş kırığı	Akut gingivitis veya periodontitis. Bununla beraber veya değil taşkınlıklar, açıklıklar ve anatomik form yetersizliği.

### 3.6. İstatistiksel Yöntem

Verilerin tanımlayıcı istatistiklerinde ortalama, standart sapma, medyan en düşük, en yüksek, frekans ve oran değerleri kullanılmıştır. Değişkenlerin dağılımı Kolmogorov Simirnov test ile ölçüldü. Nitel bağımsız verilerin analizinde Ki-Kare test, Ki-Kare test koşulları sağlanmadığında Fischer test kullanıldı. Bağımlı nitel verilerin McNemartest kullanıldı. Analizlerde SPSS 22.0 programı kullanılmıştır.



## 4. BULGULAR

Bu klinik çalışmada yaş ortalaması  $29,27 \pm (9,14)$  olan 41 (27 kadın, 14 erkek) hastaya toplam 60 (39 molar, 21 premolar) (Tablo 6) indirekt restorasyon yapılmıştır. Çalışmamızda 6. ve 12. ay sonundaki restorasyon takip oranı % 100 idi. Ayrıca hastaların DMFT indeksleri hesaplanmış ve  $9,15 \pm (3,75)$  bulunmuştur.

**Tablo 6.** Restorasyonların dişlere göre dağılımı

	Premolar		Molar		Toplam
	Mandibular	Maksiller	Mandibular	Maksiller	
Cerasmart	4	3	7	6	20
IPS e.max CAD	2	5	8	5	20
Vita Enamic	3	4	7	6	20
Toplam	9	12	22	17	60

Cerasmart, IPSe.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **yüzey parlaklığı** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **yüzey parlaklığı** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 7). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **yüzey parlaklığı** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 7.** Restorasyonların yüzey parlaklığı bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Yüzey Parlaklığı</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>X<sup>2</sup></sup>
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>X<sup>2</sup></sup>
1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>X<sup>2</sup></sup>
1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		

<sup>X<sup>2</sup></sup> Ki-kare test (Fischer test) / <sup>N</sup> Mc Nemar test

Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **yüzey/kenar renklenmesi** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **yüzey/kenar renklenmesi** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 8). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **yüzey/kenar renklenmesi** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 8.** Restorasyonların yüzey/kenar renklenmesi bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Yüzey/Kenar Renklenmesi</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ $\chi^2$
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		

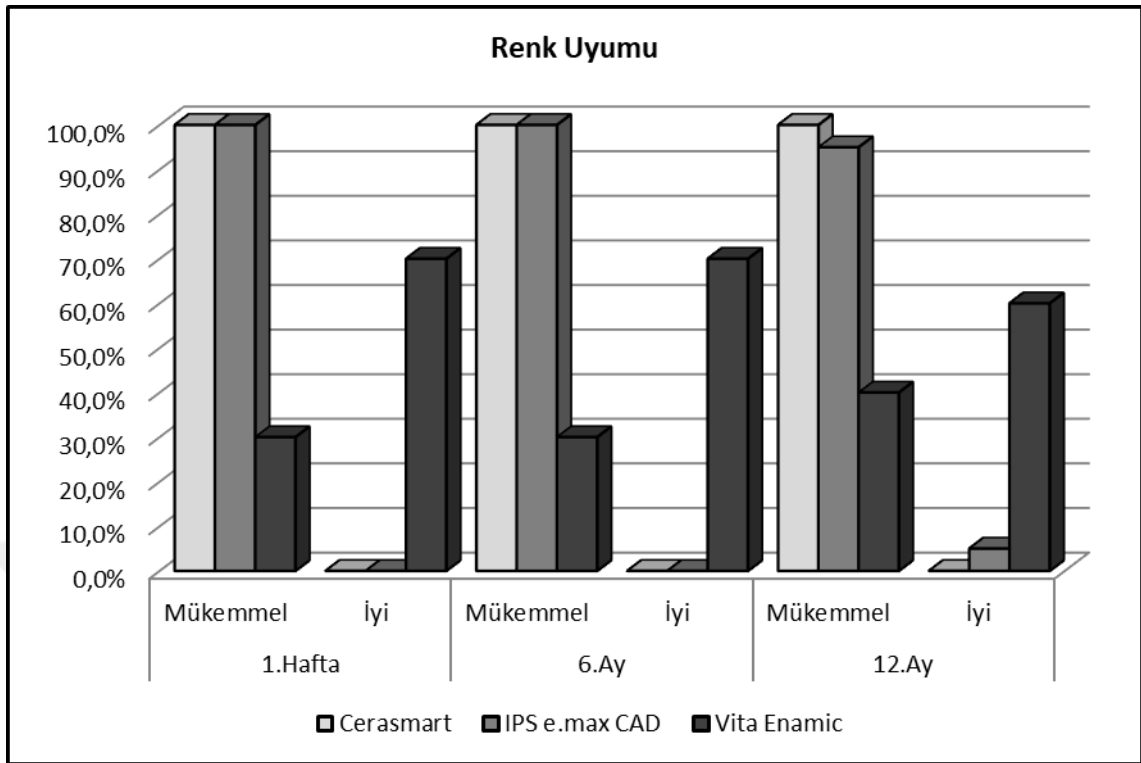
$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test

Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay, 12.ay **renk uyumu** Cerasmart, IPS e.max CAD grubundan anlamlı ( $p < 0.05$ ) olarak farklıydı. Cerasmart, IPS e.max CAD grupları arasında başlangıç, 6.ay, 12.ay **renk uyumu** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunun 6.ay ve 12.ay **renk uyumu** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 9). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **renk uyumu** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 9.** Restorasyonların renk uyumu bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Renk Uyumu</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	6	30,0%	$p<0.05$ $\chi^2$
	İyi	0	0,0%	0	0,0%	14	70,0%	
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	6	30,0%	$p<0.05$ $\chi^2$
	İyi	0	0,0%	0	0,0%	14	70,0%	
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	19	95,0%	8	40,0%	$p<0.05$ $\chi^2$
	İyi	0	0,0%	1	5,0%	12	60,0%	
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		

$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test



Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **anatomik form** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **anatomik form** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 10). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **anatomik form** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 10.** Restorasyonların anatomik form bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Anatomik Form</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>X<sup>2</sup></sup>
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>X<sup>2</sup></sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>X<sup>2</sup></sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		

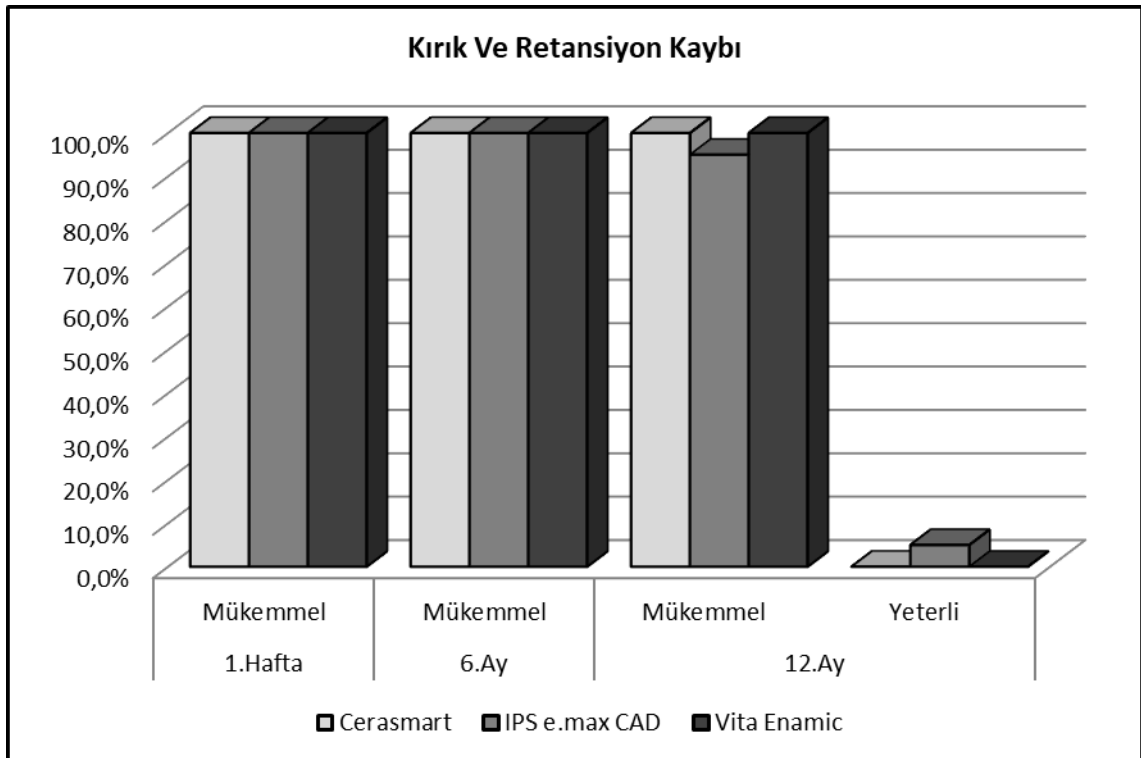
<sup>X<sup>2</sup></sup> Ki-kare test (Fischer test) / <sup>N</sup> Mc Nemar test

Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **kırık ve retansiyon kaybı** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **kırık ve retansiyon kaybı** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir. (Tablo 11). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **kırık ve retansiyon kaybı** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 11.** Restorasyonların kırık ve retansiyon kaybı bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Kırık Ve Retansiyon Kaybı</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ <sup>x2</sup>
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ <sup>x2</sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p>0.05$ <sup>N</sup>		$p>0.05$ <sup>N</sup>		$p>0.05$ <sup>N</sup>		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	19	95,0%	20	100,0%	$p>0.05$ <sup>x2</sup>
	Yeterli	0	0,0%	1	5,0%	0	0,0%	
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p>0.05$ <sup>N</sup>		$p>0.05$ <sup>N</sup>		$p>0.05$ <sup>N</sup>		

<sup>x2</sup> Ki-kare test (Fischer test) / <sup>N</sup> Mc Nemar test

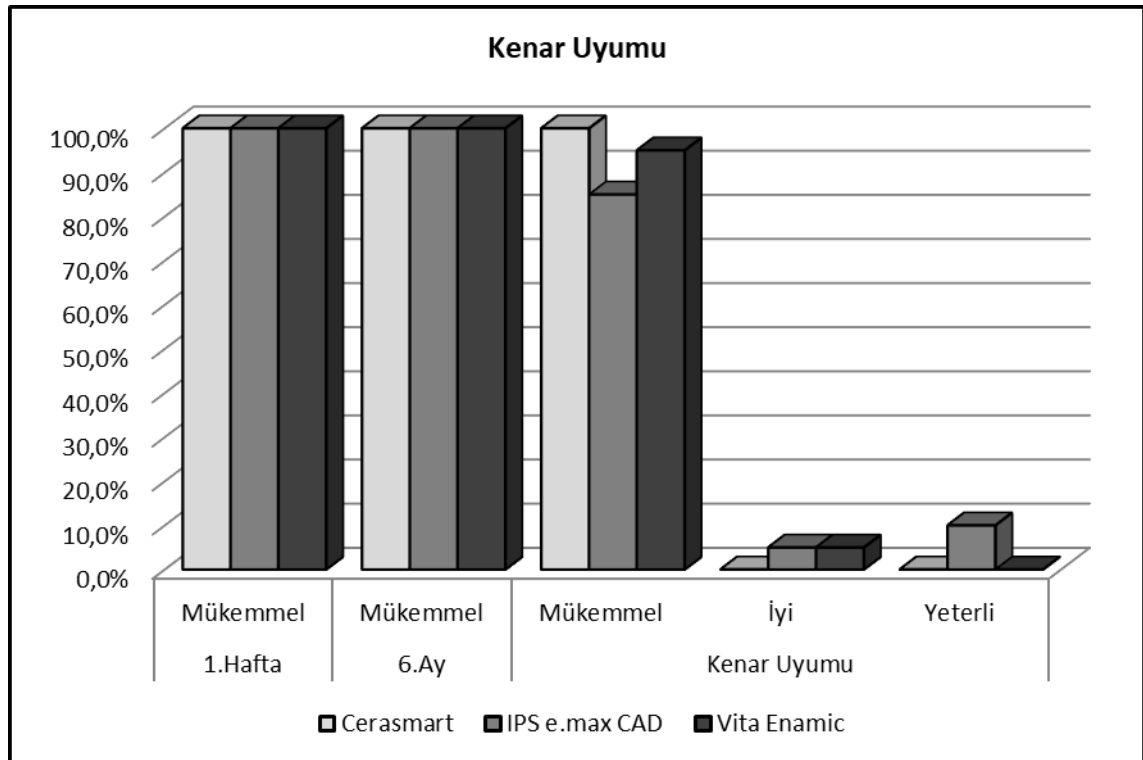


Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay *kenar uyumu* anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay *kenar uyumu* 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 12). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında *kenar uyumu* açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 12.** Restorasyonların kenar uyumu bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Kenar Uyumu</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ $\chi^2$
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p>0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim</i>								
<i>p</i>		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		
Kenar Uyumu	Mükemmel	20	100,0%	17	85,0%	19	95,0%	$p>0.05$ $\chi^2$
	İyi	0	0,0%	1	5,0%	1	5,0%	
	Yeterli	0	0,0%	2	10,0%	0	0,0%	
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim</i>								
<i>p</i>		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		$p> 0.05^N$		

$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test



Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **aşınma** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **aşınma** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 13). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **aşınma** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 13.** Restorasyonların aşınma bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Aşınma</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		

$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test

Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **kontak noktası** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **kontak noktası** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 14). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **kontak noktası** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 14.** Restorasyonların kontak noktası bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Kontak Noktası</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		

$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test

Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **hasta memnuniyeti** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **hasta memnuniyeti** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 15). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **hasta memnuniyeti** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 15.** Restorasyonların hasta memnuniyeti bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Hasta Memnuniyeti</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		

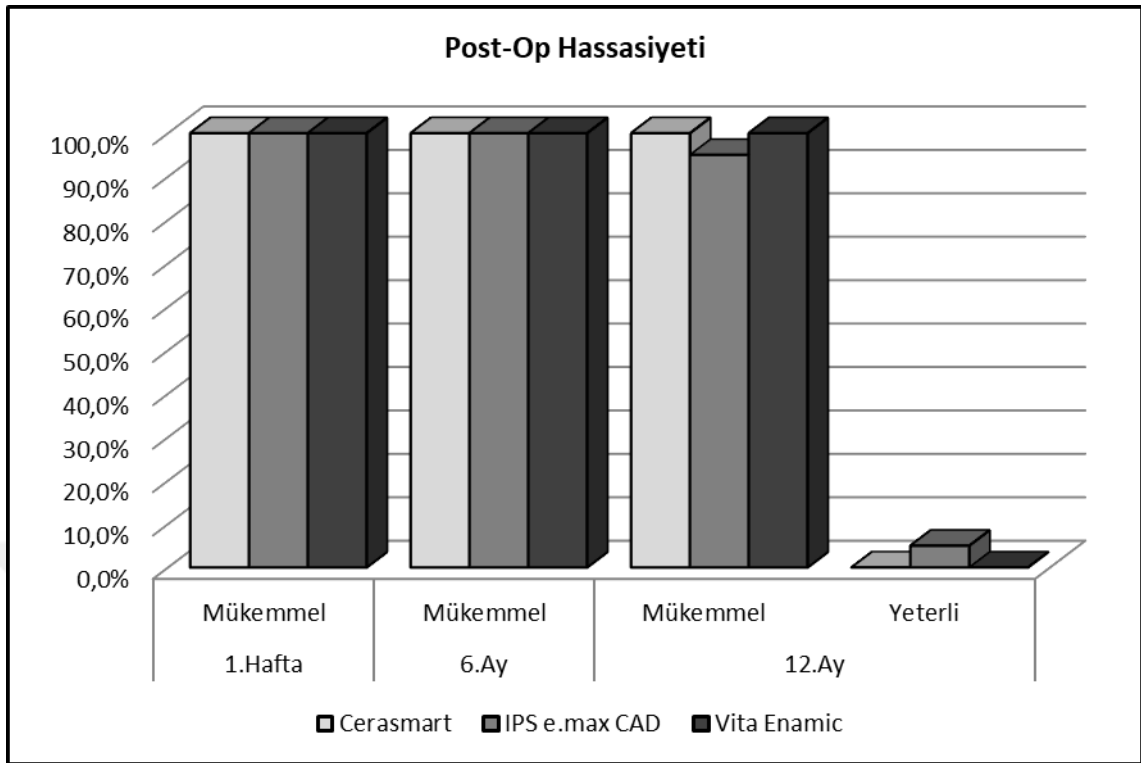
$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test

Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **post-op hassasiyet** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **post-op hassasiyet** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 16). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **post-op hassasiyet** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 16.** Restorasyonların post-op hassasiyet bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Post-Op Hassasiyeti</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		
12.Ay	Yeterli	0	0,0%	1	5,0%	0	0,0%	$p > 0.05$ $\chi^2$
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		$p > 0.05^N$		

$\chi^2$  Ki-kare test (Fischer test) /  $^N$  Mc Nemar test



Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **çürük/erozyon/abfraksiyon** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **çürük/erozyon/abfraksiyon** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 17). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **çürük/erozyon/abfraksiyon** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 17.** Restorasyonların çürük/erozyon/abfraksiyon bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Çürük/Erozyon/Abfraksiyon</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x²</sup>
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x²</sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x²</sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		

<sup>x²</sup> Ki-kare test (Fischer test) / <sup>N</sup> Mc Nemar test



Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **diş bütünlüğü** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **diş bütünlüğü** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 18). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **diş bütünlüğü** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 18.** Restorasyonların diş bütünlüğü bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Diş Bütünlüğü</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x<sup>2</sup></sup>
6.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x<sup>2</sup></sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		
12.Ay	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x<sup>2</sup></sup>
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		

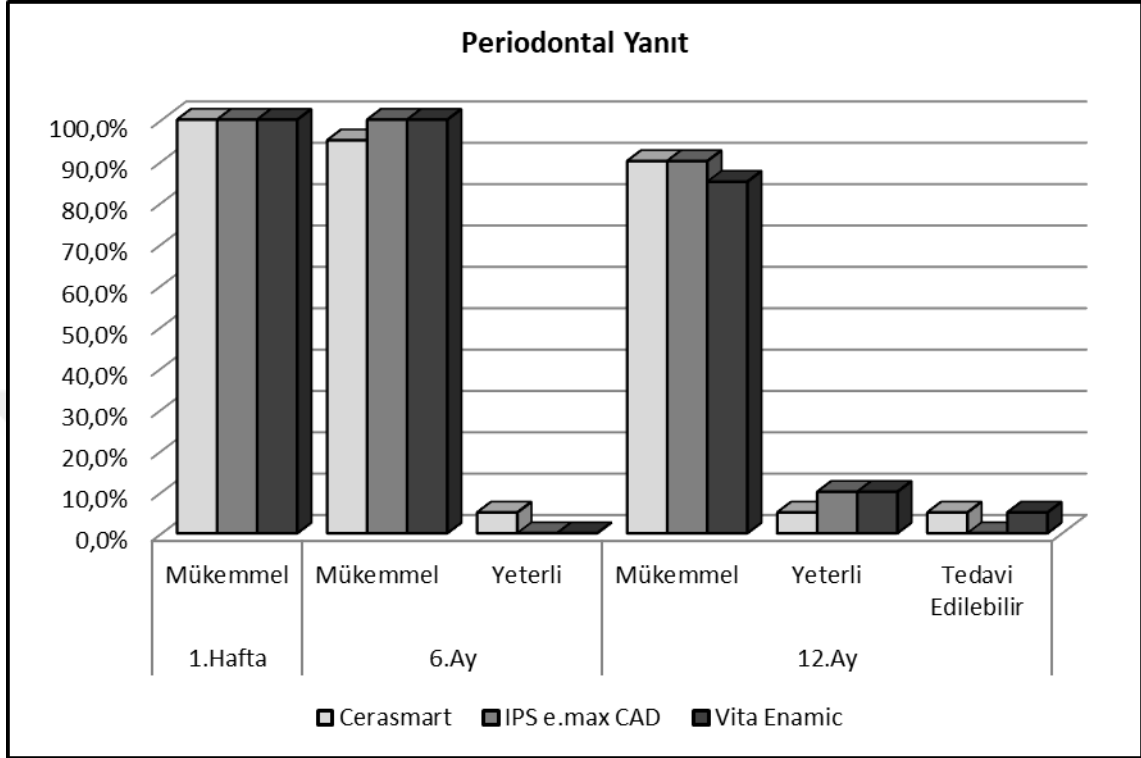
<sup>x<sup>2</sup></sup> Ki-kare test (Fischer test) / <sup>N</sup> Mc Nemar test

Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 1.hafta, 6.ay ve 12.ay **peridontal yanıt** anlamlı ( $p > 0.05$ ) farklılık göstermemiştir. Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6.ay ve 12.ay **peridontal yanıt** 1.haftaya göre anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim göstermemiştir (Tablo 19). Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic grubunda 6. ve 12.ay arasında **peridontal yanıt** açısından anlamlı ( $p > 0.05$ ) değişim görülmemiştir.

**Tablo 19.** Restorasyonların peridontal yanıt bulguları

		Cerasmart		IPS e.max CAD		Vita Enamic		P
		n	%	n	%	n	%	
<b>Periodontal Yanıt</b>								
1.Hafta	Mükemmel	20	100,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x<sup>2</sup></sup>
6.Ay	Mükemmel	19	95,0%	20	100,0%	20	100,0%	$p > 0.05$ <sup>x<sup>2</sup></sup>
	Yeterli	1	5,0%	0	0,0%	0	0,0%	
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		
12.Ay	Mükemmel	18	90,0%	18	90,0%	17	85,0%	$p > 0.05$ <sup>x<sup>2</sup></sup>
	Yeterli	1	5,0%	2	10,0%	2	10,0%	
	Tedavi Edilebilir	1	5,0%	0	0,0%	1	5,0%	
<i>1.Haftaya Göre Grup İçi Değişim p</i>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		$p > 0.05$ <sup>N</sup>		

<sup>X2</sup> Ki-kare test (Fischer test) / <sup>N</sup> Mc Nemar test



**Resim 10.** 26 numaralı dişin başlangıç fotoğrafı ve röntgeni



**Resim 11.** 26 numaralı dişin Cerasmart ile restorasyonu 12 aylık takip fotoğrafı ve röntgeni



**Resim 12.** 16 ve 46 numaralı dişlerin başlangıç fotoğraf ve röntgenleri



**Resim 13.** 16 ve 46 numaralı dişler IPS e.max CAD ile restorasyonu 12 aylık takip fotoğraf ve röntgenleri



**Resim 14.** 35 ve 36 numaralı dişlerin başlangıç fotoğraf ve röntgenleri



**Resim 15.** 35 ve 36 numaralı dişlerin Vita Enamic ile restorasyonu 12 aylık takip fotoğraf ve röntgenleri

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada birbirlerinden farklı içeriklere sahip üç farklı CAD/CAM bloğu (Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic) kullanılarak posterior vital dişlere yapılan indirekt restorasyonların bir yıllık klinik performansları değerlendirilmiş ve aralarında istatistiksel olarak renk uyumları dışında anlamlı fark bulunmamıştır. Dolayısıyla başlangıç hipotezimiz kısmi olarak kabul edilmiştir.

İn vitro çalışmalar, materyallerin performanslarıyla ilgili veriler sağlanabilmesine rağmen, elde edilen bulgular materyalin klinik performansını yeteri kadar yansıtmaz. Ayrıca in vitro çalışmalar restorasyonların klinik ömrü ile ilgili soruları cevaplamakta yetersiz kalmaktadır (155). Çünkü; beslenme alışkanlıkları, ağız sağlığı, çevresel etkenler ve genetik faktörler gibi kriterler kişisel ve toplumsal olarak değişkenlik gösterebileceğinden klinik takip çalışmalarının yapılması önem kazanmaktadır. Buna ilave olarak, klinik takip çalışmaları belirli bir sağlık kuruluşunun veya hekimin kendi uyguladığı tedavilerin takibini sistematik ve istatistiksel olarak yapabilmek ve elde edilen sonuçlara göre stratejiler belirlenmesi bakımından da oldukça önemlidir. Tüm bu sebeplerden dolayı araştırmamızı klinik takip çalışması olarak planladık.

Günümüzde hastaların estetik restorasyonlara olan taleplerinin artması, dental amalgamın olası yan etkileri üzerine pek çok tartışmanın olması ve posterior dişlerdeki büyük restorasyonlar için kompozit rezinlerin kullanımı ile ilgili problemler posterior dişlerin restorasyonun da indirekt restorasyonlara olan ilginin artmasına sebep olmuştur. Stres içeren posterior bölgelerdeki indirekt restorasyonların başarısı üzerine yapılan klinik çalışmalar restorasyonların ömrünün hasta, materyal ve diş hekimi ile ilgili faktörler de dahil olmak üzere pek çok faktöre bağlı olduğunu göstermiştir (156-158).

Posterior dişlerin restorasyonlarının başarısını etkileyen en önemli faktörler dayanıklılık ve uzun ömürlü olmasıdır. Direkt kompozit restorasyonlar klinikte sıklıkla tercih edilmenin yanı sıra geniş kavitelere estetik ve anatomik formun oluşturulamaması,

renk stabilitelelerini koruyamaması, çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnci gösterememesi, polimerizasyon büzülmesine bağlı marjinal uyumsuzluklar, sekonder çürük gibi klinik kullanım ömrünü etkileyen birçok dezavantaja sahiptir (159-161). Güncel teknolojiler ile geliştirilen pek çok materyal ve yapım tekniği sayesinde direkt restorasyonların bu olumsuzlukları giderilmiş ve diş yapısıyla daha uyumlu materyaller kullanılmasına imkan sağlanmıştır (162, 163). Ancak bu materyallerle yapılan çalışmalar sonucunda da, restorasyonun ağız dışında yapıldıktan sonra kaviteye uygulanmasıyla direkt kompozit rezin uygulamalarında oluşan birçok problemin ortadan kaldırıldığı bildirilmiştir (164, 165).

Lange ve ark. (166) yaptığı 57 aylık klinik çalışmada, 250 seramik inley ve 135 direkt kompozit restorasyon değerlendirilmiş. Çalışma sonucunda seramik inleylerin marjinal adaptasyon, renk uyumu, anatomik form ve marjinal renklenme açısından direkt kompozitlere göre daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Özakar-İlday ve ark. (167) 60 adet direkt ve indirekt kompozit restorasyonunun 3 yıllık takibini yapmışlar, çalışmanın sonucunda indirekt restorasyonların, direkt restorasyonlardan daha iyi klinik sonuçlar gösterdiğini bulmuşlardır.

Van Dijken ve ark. (168) direkt kompozit ve indirekt restorasyonların klinik değerlendirmesini yaptıkları çalışmada, direkt kompozit restorasyonlarda kenar renklenmesi % 64 oranında alfa skoru gösterirken bu oran inley ve onley restorasyonlarda % 93.2 olarak bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada, direkt ve indirekt kompozit restorasyonların iki yıllık kenar bütünlüğü açısından klinik değerlendirmesinde, indirekt kompozitler % 60 oranında alfa skoru gösterirken, direkt kompozit restorasyonlarda bu oran % 40 olarak bildirilmiştir (169).

Dalpino ve ark. (152) yaptıkları in vitro çalışmada direkt kompozit restorasyon, indirekt kompozit ve seramik inleylerin kırılma direncini değerlendirmişler ve geniş kaviteye sahip dişlerde, indirekt restorasyon yapımının daha uygun olabileceğini bildirmişlerdir. Yapılan başka çalışmalarda da direkt kompozit restorasyonlarda indirekt restorasyonlardan daha fazla mikrosızıntı olduğunu bildirilmiştir (170, 171). Direkt yöntemle yapılan inleyler ile indirekt yöntemle yapılan inleylerin kıyaslandığı çalışmalarda marjinal aralık ve mikrosızıntı değerleri direk yöntemde daha yüksek saptamışlardır (172-174).

Yapılan klinik çalışmalarda görüldüğü üzere posterior bölgede indirekt restorasyonlar direkt restorasyonlardan daha yüksek başarı göstermiştir. Bundan dolayı biz de çalışmamızda, restorasyon gereksinimi olan mesio-okluzal ya da disto-okluzal sınıf II kaviteye sahip posterior dişlere indirekt restorasyonlar yapmayı tercih ettik.

Geleneksel indirekt restorasyonlar ölçü alma, okluzal kayıt, alçıdan çalışma modeli hazırlama, mum veya restoratif materyallerin şekillendirilmesi, mum atımı ve fırınlama gibi birçok prosedür içerir. Günümüzde, indirekt restorasyonlar için dental CAD/CAM sistemleri hızlı gelişmeler göstererek dünya genelinde kullanılır hale gelmiştir (175). CAD/CAM sistemleri restorasyonların tek seansta yapılabilmesi bakımından avantaj sağlamaktadır (176). Hickel ve Manhart (177), diş hekimliği literatüründeki posterior restorasyonların yıllık başarısızlık oranlarını gözden geçirmişler; kompozit inleyler için bu oran % 0-11.8 iken seramik inleyler de % 0-7.5 ve CAD / CAM seramik inleyler için ise % 0-4.4 olarak bildirmişlerdir.

Literatürde CAD/CAM materyalleri ile ilgili in vitro çalışmalar çok fazla olmasına rağmen, klinik takip çalışmalarının sayısı daha azdır. Buradan yola çıkarak CAD/CAM materyalleri ile ilgili klinik takip çalışması yapmayı amaçladık.

Tam seramik indirekt restorasyonlar yapılırken dikkat edilmesi gereken önemli bir faktör de gerekli olduğu durumlarda kavite içi andırkatların düzenlenmesinde kullanılacak malzemenin seçilmesidir. Restoratif diş hekimliğinde pulpa koruması ve kavite içi andırkatların düzenlenmesi amacıyla base materyalleri kullanılmaktadır (178). Wat ve Cheung (179) açığa çıkmış dentin dokusunu korumak ve postoperatif hassasiyet ihtimalini minimal seviyeye çekmek için vital dişlerde cam iyonomer siman kullanılmasını önermektedir. Bazı yazarlar ise adeziv simanlarla birlikte etkili bir adeziv sistem kullanılmasının bu uygulamayı gereksiz hale getirdiğini düşünmektedirler (180, 181). Ayrıca cam iyonomer simanlar, düşük baskı dayanımına sahip olduklarından tam seramik restorasyonlarda alt-tabaka olarak kullanım için yeterli değildir (182). Alfredo ve ark. (178) daha yüksek elastikiyet modüllerine sahip rezin kompozitlerin restorasyonların altında base materyali olarak kullanılması gerektiğini belirtmişlerdi. Biz de çalışmamızda, restorasyonların altında base materyali kullanılmasının gerekli olduğu durumlarda ve küçük andırkatların düzeltilmesinde akışkan rezin kompozit kullanmayı tercih ettik.

İndirekt restorasyon yaparken materyal seçiminin yanında doğru ölçü yöntemini belirlemede, üretilecek indirekt restorasyonun diş ile uyumlu olmasını etkileyebilmektedir. Doğru endikasyon ile beraber dokuların bir biri ile olan ilişkisini kayıt etmekte başarılı bir tedavi gerçekleştirmede oldukça önemlidir (183). Dokuların doğru kayıt edilmesi ve ölçü netliğinin kesinlik göstermesi model doğruluğu açısından büyük öneme sahiptir (184). Gelişen teknoloji ile birlikte geleneksel ölçü yönteminin yanı sıra dijital ölçü yöntemi de yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır, ancak hangi ölçü yönteminin bitim sınırını daha net kaydettiği konusunda düşünce birliğine yoktur (185). C silikon ölçü materyali temel olarak sabit protez ölçülerinde ve tek üye inley yapımlarında kullanılmaktadır. Baz ve katalizör kısımlarından oluşur. Katalizör oranının miktarına göre çalışma zamanı ayarlanabilmektedir (186). C silikonlar hidrofobik materyallerdir. Bu sayede ölçüsü alınacak bölgenin kuru olmasına gerek yoktur. Olumsuz özelliklerinin yanında yüksek elastikiyete sahip olması ve hasta açısında temiz ve uygulamasının rahatsız edici olmaması sayesinde kullanımı yaygınlaşmıştır (186). Kronların internal uyumlarının değerlendirildiği bir çalışmada dijital ölçü tekniği ile c silikonun kullanıldığı geleneksel ölçü tekniği arasında fark olmadığı bütün örneklerin internal aralık değerlerinin kabul edilebilir sınırlarda olduğu bulunmuştur (187). Tüm bu araştırmaları göz önünde bulundurup biz de çalışmamızda c silikon ölçü materyali kullanmayı tercih ettik.

İndirekt restorasyonların preparasyonundan sonra farklı tipte geçici restorasyonlar uygulanabilir. Kullanılan geçici restorasyon materyali ve simantasyonda kullanılan geçici simanın kimyasal yapısı dişin ve daimi restorasyonun klinik ömrünü olumsuz etkileyebilmektedir. Yapılan çalışmalar sonucunda öjenollü veya öjenolsüz geçici simanların, mekanik yöntemlerle dentin yüzeyinden tamamen temizlenemedikleri ve bunun da daimi simanın bağlanmasını ve sertleşmesini olumsuz etkileyebileceği bildirilmiştir (188, 189). Özellikle çinko oksit ve öjenol içeren geçici simanların, bıraktığı artıklar nedeniyle rezin simanların polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilediği ve bağlanma dayanımını düşürdüğü rapor edilmiştir (190, 191). Tüm bu sebeplerden dolayı biz de tez çalışmamızda ışıkla polimerize olan geçici dolgu maddesi Telio CS Onlay'i kullandık. Bu materyalin kaviteye uygulaması sırasında herhangi bir simantasyon işlemine gerek yoktur ve kaldırılması gerektiğinde bütün olarak kaviteden uzaklaştırmaya imkan tanımaktadır.



Hastaların estetik beklentilerinin yükselmesi, tam seramik restorasyonların yanı sıra CAD/CAM ile kullanılan farklı mekanik ve optik özelliklere sahip metal içermeyen diğer dental materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır. Resin bazlı kompozitler ve seramikler, bu materyallerin iki alt grubunu oluşturmaktadır (192). Tam seramikler üstün estetik özellikler; plak oluşumunun engellenmesi, yüksek biyouyumluluk, ışık geçirgenliği, ısı iletkenliği, doğal diş dokusuna yakın ısısız genişleme katsayısı, ve renkte derinlik sağlama gibi avantajlara sahiptir (193). Tam seramik restorasyonlar geleneksel yapım tekniklerinin yanında CAD/CAM sistemleri ile de üretilebilmektedir (194).

Son yıllarda üretici firmalar “hibrit seramik” adı verilen CAD/CAM materyal grubunu, seramik ve kompozit materyallerin olumlu özelliklerini yansıttığı iddiası ile piyasaya sürmüşlerdir. Araştırmalarda, seramik ve polimer çift ağ yapısına sahip bu materyallerin daha kolay işlenebildiği, daha az kırılabilir olduğu, ve daha iyi kenar uyumu sağladığı vurgulanmıştır (195). Günümüzde resin nano seramik ve polimer infiltre seramik ağ yapılı materyaller olmak üzere farklı yapıda hibrit seramikler piyasada bulunmaktadır (196)

Della Bona ve ark. (197) polimer infiltre seramik ağ yapılı materyal olan Vita Enamic’i kullanarak yaptıkları bir çalışmada, mekanik özelliklerinin seramik ve kompozit materyalleri arasında olduğunu rapor etmişlerdir.

Dirksen ve ark.’nın (198) yaptığı bir çalışmada ise, Vita Enamic materyalinden yapılmış kuronların bir yılın sonunda sağlam olduğu ve yumuşak dokuların sağlıklı görüldüğü rapor edilmiştir. Ayrıca hiçbir renk değişikliği gözlenmediği, ancak servikal kenarlarda plak birikiminin olduğunu bildirmişlerdir.

Awada ve ark. (199) yaptıkları bir çalışmada Vita Enamic, Lava Ultimate, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vita Block Mark II ve Paradigm MZ100 CAD/CAM bloklarının mekanik özellikleri (bükülme modülü, bükülme direnci, ve esneklik modülü) ve kenar uyumlarını karşılaştırmışlardır. Genel olarak polimer bazlı materyallerin bükülme testlerinde seramik materyallerden daha iyi performans sergilediğini belirtmişlerdir. Çalışmada, materyaller arasında elastik özellikler yönünden gözlenen farkın nedeninin resin bileşen olduğu ifade edilmiş ve resin bileşenin materyalin kırılabilirliğini azaltmaya yardımcı olduğu belirtilmiştir.

Biz deçalışmamızda farklı güncel CAD/CAM blokların klinik davranışlarını karşılaştırabilmek için seramik ve hibrit blokları kullanmayı tercih ettik.

CAD/CAM bloklardan elde edilen restorasyonların diş ile bağlanma yüzeyine; asit, kumlama ya da elmas frezle pürüzlendirme işlemi uygulanarak adeziv bağlanma artırılabilir. Adeziv rezin, bu pörözite bölgelerine penetre olur ve meydana gelen kilitlenme mekanizması sayesinde kuvvetli mikromekanik bağlantı sağlanmış olur (200). Dayanıklılığı düşük materyaller bile adeziv bağlanmanın etkisi sayesinde uzun süre başarılı klinik performans sergileyebilirler (201).

Mekanik yüzey işlemlerinden sonra silan uygulaması adezyonu arttıran etkenlerden biridir. Silan; seramik yüzeyle etkileşime giren silanol grubu ve kompozitlerin organik matriksiyle kopolimerize olan metakrilat grubu içeren bifonksiyonel bir monomerdir. Silan uygulaması indirekt restorasyonların yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırarak restorasyonlarla rezin siman arasındaki adezyonu güçlendirmektedir. Silanlar restorasyon yüzeylerine mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri ile birlikte uygulanmalıdır. Hiçbir yüzey işlemi yapılmadan sadece silan uygulanırsa, yeteri kadar mekanik retansiyon sağlanamadığından bağlanma dayanımının düşük değer gösterdiği rapor edilmiştir (202-204).

Yapılan bir labaratuvar çalışmasında IPS e.max CAD ve Cerasmart bloklarına uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımları karşılaştırılmış. IPS e.max CAD grubunda hidroflorik (HF) asit+silan, Cerasmart grubunda ise  $Al_2O_3$  kumlama+silan uygulanan grubunun en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bulunmuştur (205). Vita Enamic'in bağlanma değerlerinin test edildiği başka bir çalışmada ise en yüksek bağlanma değerleri HF asit+silan uygulanan grupta bulunmuştur (206). Daha önceki çalışmaların sonucu ve üretici talimatları referans alınarak çalışmamızda, adeziv rezin siman ile IPS e.max CAD ve Vita Enamic bağlantısını arttırmak için bağlanma yüzeylerine HF asit ve ardından silan uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda da nanoseramik yapılı restorasyonların (GC Cerasmart) yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde üretici firmanın önerileri doğrultusunda  $50 \mu'$ luk  $Al_2O_3$  kumu kullanılmış ardından silan uygulanmıştır.

İndirekt restorasyonlarda klinik başarı sağlayabilmek için doğru adezyon yönteminin kullanılması gerekmektedir (207). İndirekt restorasyonların simantasyonu için

geçmişten günümüze; konvansiyonel cam iyonomer, rezin modifiye cam iyonomer simanlar, kimyasal olarak polimerize olan ve dual-cure rezin simanlar kullanılmıştır. Bununla birlikte rezin esaslı simanlar; farklı birçok yüzeye adezyon gösterebilmeleri, biyouyumlu olmaları, ağız ortamında çözünmezlik, yüksek dayanım ve estetik potansiyelleri gibi özelliklerinden dolayı indirekt restorasyonların simantasyonu için en ideal materyal olarak görülmektedir (136).

Posterior indirekt restorasyonlarda; restorasyonun rengi, kalın ve opak olması gibi faktörler ışık ile polimerizasyonu zorlaştırır ve bunun sonucunda simanın mikro sertliği olumsuz etkilenebilir (208, 209). İndirekt restorasyonların simantasyonunda en sık kullanılan siman tipi dual-cure rezin simanlardır (210). Bunun sebebi, bu simanların ışığın tamamen ulaşmadığı alanlarda dahi polimerize olabilme özelliğine sahip olmasıdır (211). Dual-cure rezin simanlar, kimyasal olarak sertleşen simanlarla karşılaştırıldığında daha uzun çalışma süresine izin verdiğinden, polimerizasyon tamamlanmadan önce siman fazlalıklarını uzaklaştırmayı kolaylaştırır. Buna ilave olarak, simantasyondan hemen sonra daha hızlı adezyon dayanımı gösterirler (212). Buna ilave olarak yapıştırma prosedürlerinde adeziv rezinin önceden ışınlanması indirekt restorasyonların uyumunu zorlaştırmaktadır. Bu durum hekimleri, adezivin ve rezin simanın eş zamanlı serleşebilmesini sağlayan dual-cure rezin simanları seçmeye yönlendirmektedir (151).

Total etch rezin simanlar, rezin esaslı simanların mineye bağlama dayanımlarını oldukça yükseltmekte aynı zamanda mikrosızıntıyı da önemli ölçüde azaltmaktadır (213) Bu simanlar en yüksek siman-diş bağlantısını sağlamanın yanında seramik, kompozit ya da metallerin diş bağlantısını sağlamak için çok fazla basamağa ihtiyaç duymaktadır. Bu çok aşamalı uygulama yöntemi karmaşıktır ve her adım da olası bir kontaminasyon riski vardır (214). Ayrıca dentin dokusunun kuru veya ıslak bırakılmasına bağlı olarak post-operatif hassasiyete sebep olabildikleri belirtilmiştir (207, 215).

Hekimlerin, simantasyondan önce total etch bonding kullanımını gerektiren simanlar da karşılaştıkları post operatif hassasiyet oluşumunu belirtmelerinin ardından üreticiler self etching bonding sistemi içeren rezin simanları geliştirmişlerdir. Bu amaçla iki tür teknik geliştirilmiştir: ilki ayrı bir self-etching bonding ajanına sahip olan self-etching rezin

simanlar, diğeri ise self-etching bonding ajanı içinde olan self-adeziv rezin simanlardır (216).

Krämer ve ark. (217) yaptıkları bir klinik çalışmada 94 adet seramik (IPS Empress) inleyi iki farklı adeziv simanla (total etch/self etch) yapıştırmışlar ve restorasyonların 4 yıllık klinik takibini yapmışlar. Yapılan kontrollerde farklı simanlarla yapıştırılan restorasyonlar arasında hiçbir kritere göre anlamlı bir fark bulunmamıştır. 4 yıl sonunda ise restorasyonların % 4'ü başarısız bulunmuştur.

İndirekt restorasyonların simantasyonunda geleneksel rezin simanlar ve self adeziv rezin simanlar kullanılabilir. Self-adeziv rezin simanlar, self-etch adezivlerin ve geleneksel simanların özelliklerini birleştiren hibrit materyallerdir. Self adeziv rezin simanların en büyük avantajı, asitleme ya da adeziv uygulaması olmaksızın restoratif materyallere ve diş dokularına iyi bir adezyon sağlamasıdır. Self-adeziv simanlarda asidik monomerler diş yapılarını demineralize ve infiltre ederek mikromekanik bağlantı sağlar (218). Bundan dolayı, self-adeziv rezin simanlar tek bir klinik aşamada uygulanabilir ve bu simanların kullanılmasıyla post-operatif hassasiyetin görülmesi azaltılabilir (219, 220).

Bu çalışmada, 60 indirekt restorasyonun simantasyonunda self-adeziv rezin siman olan RelyX U200 kullanıldı ve hiçbir restorasyonda siman kaynaklı başarısızlık görülmedi. Yapılan çalışmalar da self adeziv rezin simanların geleneksel rezin simanlarla karşılaştırılabilir adezyon sağladığı rapor edilmiştir (221). Bizim çalışmamıza benzer olarak Azevedo ve ark. (221) 42 indirekt restorasyonu self adeziv siman ile yapıştırıp 1 yıl takip etmişler ve bir yıl sonunda hiçbir restorasyonda başarısızlık olmadığını bildirmişlerdir. Bunun aksine Kim ve ark. (222) yaptıkları bir çalışmada, kompozit bloklarda iki self-adeziv simanı geleneksel rezin simanla kıyaslamışlar ve geleneksel rezin simanın self-adeziv rezin simanlardan daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği rapor etmişlerdir. Bu farklılığın nedeni self adeziv rezin siman uygulamadan önce mineye asit uygulamamızdan kaynaklanabilir (223-225).

Klinik takipli çalışmalarda restorasyonların nasıl yapıldığı kadar, yapılan restorasyonların hangi kriterlere göre değerlendirildiğide oldukça önemlidir. Restorasyonların klinik olarak değerlendirilmesi amacıyla FDI değerlendirme sistemi, CDA değerlendirme sistemi ve USPHS değerlendirme sistemi gibi farklı yöntemler

kullanılabilmektedir (40). FDI kriterleri, 2007 yılında FDI World Dental Federation'ın bilimsel komitesi tarafından kriterler ve sınıflama olarak onaylanmış ve 2008 yılında klinik araştırma olarak restoratif materyal veya operatif tekniklerin değerlendirilmesinde standart kriterler olarak kabul edilmiştir. Süt dişlerindeki restorasyonların değerlendirildiği bir çalışmada FDI kriterleri ile geleneksel olarak bilinen 'United States Public Health Service' (USPHS) kriterleri (RYGE kriterleri olarak bilinen); karşılaştırılmış ve süt dişlerine yapılmış kompozit rezin restorasyonlarının değerlendirilmesindeki belirleyici farklılıklarda FDI kriterlerinin daha hassas sonuçlar verdiğini görmüşlerdir (154). Başka bir çalışmada Scotchbond Universal adezivinin 36 aylık değerlendirmeleri FDI ve modifiye USPHS kriterlerine göre yapılmış, değerlendirme sonucunda FDI kriterlerinin küçük değişimlerin saptanmasında daha hassas olduğu bulunmuştur (226).

Klinik vakalarda FDI kriterlerinin kullanılması kriter ve skorum bakımından modifiye edilebildiğinden araştırmacıya farklı seçenekler sunabilmektedir (154). Bu sebeple çalışmamızda restorasyonlar açısından daha hassas değerlendirme imkanı veren Modifiye FDI kriterlerini kullanmayı tercih ettik.

Çalışmamızda kullandığımız Modifiye FDI kriterleri; estetik, fonksiyonel ve biyolojik özellikler olmak üzere 3 ana başlık ve bunlarda 13 alt başlık altında 1-5 arasında değerlendirme kriterleri içermektedir.

Restorasyonlar da başarısızlık kriteri her araştırmacı tarafından farklı değerlendirilmiştir. Bazı araştırmacılar sadece dişte veya restorasyonda kırık görülmesini başarısızlık olarak değerlendirilebilirken (227), bazı çalışmalarda sadece yenileme gerektiren restorasyonlar başarısız kabul edilmiştir (228). Hem yenileme hem de tamir gerektirerek ağızda devamlılığını sürdüren restorasyonların başarısız olarak kabul edildiği çalışmalar da mevcuttur (229). Felden ve ark. (230) 287 porselen indirekt restorasyonun 7 yıl sonunda % 94.2 başarı gösterdiğini bildirmişler ve sadece 17 restorasyonu yenilenme gerektiği için başarısız bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da tedavi gerektiren 4 ve 5 skorları başarısız olarak değerlendirilmiştir.

Yüzey Parlaklığı, kriteri değerlendirilirken; restorasyon yüzeyinin çevredeki mine dokusuna ne kadar benzediği değerlendirilir. Tunaç ve ark. (231) 1 yıllık takip çalışmalarında direkt ve indirekt kompozit restorasyonlar karşılaştırılmış ve 6. aydan

sonra direkt kompozit rezin restorasyon grubundaki 4 restorasyonda yüzey parlaklığında azalma görülmüştür. Bunun sebebini kompozit rezin restorasyonların yüzey aşınmalarına daha yatkın olmaları ve sadece ağız içinde parlatılabilmeleri gösterilmiştir. Benzer şekilde Çetin ve Ünlü (163), direkt ve indirekt kompozit rezin restorasyonları karşılaştırdıkları klinik çalışmalarında, yüzey özellikleri açısından indirekt restorasyonlardaki daha başarılı sonucu bu materyallerin aşınma dirençlerinin daha yüksek olmasına bağlamışlardır. Çalışmamız kapsamında yapılan indirekt restorasyonların polisaj işlemleri laboratuvar ortamında üretici talimatlarına göre yapıldığından restorasyonların hiçbirinde 12 aylık takip süresi sonunda yüzey parlaklığında değişim gözlenmemiştir ve tüm gruplar %100 mükemmel olarak sınıflandırılmıştır.

FDI kriterlerinde renklenme kenar ve yüzey renklenmesi olarak ayrı ayrı incelenmiştir. İndirekt restorasyonlarda kenar renklenmesi birçok faktöre bağlı olarak meydana gelebilir. Restorasyonların kenarlarındaki düzensizlikler, boşluklar veya kırıklardır bu faktörlerden en önemli olanlarıdır. Restoratif materyalin fiziksel özelliklerinin yanında hasta ile ilgili faktörler de renklenme üzerinde etkili olabilir. Aw ve ark. (232) restorasyonlarını yaptıkları dişlerden replikalar çıkartıp, restorasyonların kenar uyumunu inceledikleri çalışmalarında, kenar düzensizliği olan bölgelerde kenar renklenmesinin de oluştuğunu bildirmişlerdir. Mjör ve ark. (233) kenar renklenmesinin sekonder çürüğün belirtisi olmadığını bildirmişler ancak Hayashi ve Wilson (234), kenar renklenmesinin uzun klinik dönemde restorasyonda oluşabilecek başarısızlıkların belirtisi olabildiğini belirtmişlerdir. Brunthaler ve ark. (235) yapılan klinik çalışmalarda, restorasyonlarda kenar renklenmesi oluşma yüzdesinin ortalama % 5,5 olduğunu, bu oranın materyalden materyale farklılık gösterebileceğini, hekim ve hasta ile ilgili faktörlerin kenar renklenmesi oluşmasında etkili olabileceğini belirtmişlerdir. Tez çalışmamız kapsamında yapılan restorasyonlar yüzey/marjinal renklenme kriteri bakımından değerlendirildiğinde 12 aylık takip periyodu sonucunda tüm gruplar '1' skoru alıp başarılı bulunmuştur.

Estetik beklentilerin artması indirekt restorasyonların diş renginde materyallerden yapılmasına sebep olmuştur. Restoratif materyallerin translüsentliği içeriğindeki kristal yapı, partikül büyüklüğü, pigmentler ve gözeneklilik gibi faktörlerden etkilenir. Küçük partiküllü ve partikül sayısı az materyallerin ışık geçirgenliği daha iyi olduğundan

translusensi değerleri daha yüksektir. Bu çalışmada renk uyumu değerlendirildiğinde Vita Enamic grubu IPS e.max CAD ve Ceramart uygulanan gruplardan daha düşük bulunmuştur. Bizim çalışmamıza benzer olarak Stawarczyk ve ark. (236) Vita Enamic ve Cerasmart materyallerinin bulunduğu deney gruplarında translusensi değerlerini karşılaştırmışlar Vita Enamic grubunun translüsensi değerlerini daha düşük bulmuşlardır. Bunun sebebini de Vita Enamic'in partiküllerin büyük ve sayısının çok olmasına bağlamışlardır. Bizim çalışmamıza benzer olarak düşük translsenliğe sahip blokların (CELTRA Duo, Vita Enamic, IPS Empress, Lava Ultimate, IPS e.max CAD, Vita Mark II) kullanıldığı diğer bir çalışmada Vita Enamic (VITA Zahnfabrik) en düşük translüsensi değerlerini göstermiştir. Bunun nedenini Vita Enamic'in diğer bloklardan daha yüksek miktarlarda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (yaklaşık % 20-23 ağırlıkça) içermesine bağlamışlardır (199). Bizim alışmamızda da Vita Enamic uygulanan grupta renk uyumu değerlerinin daha düşük çıkmasının nedenleri yukarıdaki çalışmalara benzer olarak içeriğindeki partikül boyutunun büyük ve çok sayıda olması ayrıca Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> yüzdesinin test edilen diğer materyallerden daha yüksek olmasına bağlanabilir.

FDI kriterlerinde anatomik form değerlendirmesi, estetik anatomik form ve aproksimal anatomik form (kontak noktası) olarak ikiye ayrılmaktadır. CAD/CAM sistemiyle üretilen restorasyonların tasarımıının yazılımda bulunan biyojenerik özellik ile yapılması komşu ve antagonist dişler ile uyumunu değerlendirerek en uygun kontak noktasının oluşturulmasını sağlar (154).

Günümüz teknolojisindeki gelişmeler sonucunda bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile (CAD/CAM) elde edilen restorasyonların anatomik form ve kontak noktası açısından, geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara göre daha uyumlu olduğu bildirilmiştir (237). CAD/CAM sistemleriyle üretilen fabrikasyon blokların mikro kristal yapısının daha düzenli olduğu belirtilmiş, CAD/CAM ile üretim laboratuvar ortamında yapılan üretimden kaynaklanan teknik hataları azalttığı, yüksek standartta materyal kullanılmasının restorasyonun uzun dönem klinik başarısını arttırdığı gösterilmiştir (237).

Çalışmamız kapsamında restorasyonlar CAD/CAM kullanılarak yapıldığından estetik anatomik form ve aproksimal anatomik form (kontak noktası) kriteri bakımından

değerlendirildiğinde tüm gruplardaki restorasyonlar takip süreleri boyunca % 100 başarı göstermiştir.

Kısa dönem klinik takip çalışmalarında da, en çok karşılaşılan başarısızlık sebebi, restorasyon kırığı ve retansiyon kaybı olarak rapor edilmiştir (238, 239). Zimmer ve ark. (240) 308 dişe Cerec 1 CAD/CAM sistemi kullanarak Dicor ve Vita Mark II bloklardan sınıf I ve sınıf II restorasyon yapmışlardır. Yapılan restorasyonlardan takip ettikleri 226 tanesinden 10 yılın sonunda 10 tanesinin restorasyondaki restorasyon kaybına bağlı olarak başarısız olduğunu bildirmişlerdir.

Lu ve ark. (241) CEREC CAD/CAM sistemi ile 101 adet kanal tedavili dişe onley restorasyon yaparak iki farklı CAD/CAM bloğun (Vita Enamic ve Vita Mark II) klinik başarılarını karşılaştırdıkları çalışmalarında 3 yılın sonunda bir tanesi Vita Enamic, iki tanesi Vita Mark II olmak üzere toplam üç restorasyonda retansiyon kaybı yaşandığını bildirmişlerdir.

Tagtekin ve ark. (242) kanal tedavili dişlere yaptıkları 35 inley/onley seramik restorasyondan 6 ay sonra 1 tanesinde retansiyon kaybı olduğunu, aynı restorasyonu tekrar simante ettiklerini ve 2 yıl sonunda hiçbir restorasyonda retansiyon kaybı oluşmadığını rapor etmişlerdir.

Retansiyon kaybı, hastaların ani gelişen durumları ile açıklanabileceği gibi, kavite retansiyon formu eksikliğinden, derin dentin dokusuna ya da çürükten etkilenmiş dentine bağlantının daha zayıf olmasından veya simantasyon sırasında teknik hassasiyet gerektiren işlem basamaklarında yapılan hatalardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ancak tedavinin üzerinden geçen süre arttıkça retansiyon kaybı ihtimali de artmaktadır.

Bizim takip çalışmamızda yapılan IPS e.max CAD restorasyonlardan birinde sadece düzeltme gerektiren kırık görülmüştür bu durum restorasyonun o bölgede ince bitirilmesine bağlanmıştır ve tüm gruplar % 100 başarılı bulunmuştur.

İndirekt estetik restorasyonların uzun dönem başarısında iyi bir kenar uyumun elde edilmesi en önemli kriterlerden biridir. İdeal bir kenar uyumu sağlanması daha az gingival irritasyona yol açar ve daha az siman çözülür (243). Dolayısıyla mikrosızıntı



ve plak birikimi olasılığı azalacağından sekonder çürük, periodontal hastalık, postoperatif hassasiyet ve marjinal renklenme gibi istenmeyen durumlarla karşılaşılma ihtimali azalır (244, 245).

Hayashi ve ark. (246), geleneksel fırınlanabilir seramik kullanarak yaptıkları 45 inley restorasyonun klinik takipleri neticesinde; iki yıl sonunda 5, dört yıl sonunda 6 restorasyonun kenar uyumunda klinik olarak kabul edilebilir bozulmalar gözlemlenmiştir. Sekiz yıllık kontrol sonunda ise toplamda 11 restorasyonda (% 24) marjinal adaptasyonun bozulduğunu rapor etmişlerdir.

Michael Taschner ve ark. (247) IPS Empress seramik kullanılarak yaptıkları 83 inley restorasyonun tamamını kenar uyumu bakımından klinik olarak başarılı olarak rapor etmişlerdir.

Çalışmamız kapsamında yapılan restorasyonlar kenar uyumu kriteri bakımından değerlendirildiğinde 1 haftalık ve 6 aylık kontroller sonucunda tüm gruplar % 100 başarı göstermiştir. 12 aylık kontroller sonucunda ise Cerasmart grubu % 100 başarı gösterirken E.max grubunda 3 restorasyonda Vita Enamic grubunda ise 1 restorasyonda kabul edilebilir bozulmalar görülmüştür. Çalışmamızdaki yüksek kenar uyumu değerlerinin 12 ay gibi kısa dönem değerlendirmesi olmasından kaynaklanmış olabilir.

Hastaların memnuniyeti, uzun dönem klinik başarı açısından önemlidir. Yapılan restorasyon hastanın estetik beklentilerini karşılamalı, fonksiyonel hareketlerinde soruna yol açmamalıdır (248). Çalışmamızda hasta memnuniyeti FDI klinik değerlendirme kriterlerine göre 5 ayrı skorda değerlendirilmiştir. Hasta memnuniyeti subjektif bir değer olması sebebiyle klinik başarı değerlendirmesinde net bir sonuç değildir ancak uzun dönem devamlılık için çok önemlidir. Bizim çalışmamızda tüm restorasyon gruplarının 12 aylık klinik takibinde sonuçlar % 100 mükemmel olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, CAD/CAM restorasyonların hasta tarafından daha memnuniyet verici sonuçlandığını göstermektedir. Bu nedenlerden dolayı Vita Enamic restorasyonlardaki renk uyumu problemine karşın hasta memnuniyetinin yüksek olması, hastaların posterior restorasyonlarda estetik beklentilerinin çok yüksek olmadığını düşündürmektedir.

Post-Operatif Hassasiyet, kriteri restorasyon uygulandıktan sonra meydana gelen; soğuk, sıcak ve tatlı uyaranlara karşı ya da çiğnemeyle oluşan hassasiyetle ilgili diş ağrısı olarak tarif edilir. Adeziv restoratif işlem yapılan hastaların postoperatif hassasiyet duyması nadir karşılaşılan bir durum değildir. Sjögren ve ark. (249) Vita Mark I ve Vita Mark II CAD/CAM seramikleri kullandıkları araştırmalarında 72 hastadan 10'unda post-operatif hassasiyet olduğunu bildirmişlerdir. Başka bir araştırmada da Cerec seramik inleyler ile yapılmış 4 yıllık takip süresi içeren klinik çalışmada kontrol seanslarında hastalarda postoperatif hassasiyet şikayeti olmadığını bildirmişlerdir (250). Fasbinder ve ark. (251) ise yaptıkları 92 adet Vita Mark II onleylerden bir hafta sonunda % 13'ünde 2. hafta sonunda ise % 4'ünde hafif şiddette postoperatif hassasiyet olduğunu, ancak 1 ay sonunda hiçbir hastada post operatif hassasiyet olmadığını bildirmişlerdir. Fasbinder ve ark. (252) diğer bir çalışmalarında ise 80 adet inley restorasyonda bir tanesinin bir hafta sonra hafif bir hassasiyet gösterdiğini ve iki haftanın sonunda ise yine benzer şekilde hassasiyetin kaybolduğunu ve 3 yıllık takip periodu boyunca herhangi bir post operatif hassasiyet oluşmadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamız post operatif hassasiyet bakımından literatürdeki çalışmalarla benzerlik göstermiş olup restore ettiğimiz dişler post-operatif hassasiyet kriteri açısından değerlendirildiğinde 1 haftalık kontrollerde IPS e.max CAD grubunda 1 restorasyon hafif şiddette hassasiyet gösterirken, Cerasmart ve Vita Enamic grubunda hiçbir restorasyonda hassasiyet gözlenmemiştir. 6 aylık ve 12 aylık kontrollerde ise hiçbir restorasyonda hassasiyet gözlenmemiş olup tüm gruplar % 100 başarılı kabul edilmiştir. Yüksek başarı oranı kaviteyi hazırlarken çalışma protokollerine dikkat etmemize ve self adeziv rezin sistemlerinin hassasiyet oluşturma potansiyellerinin düşük olması ile ilişkili olabilir.

Sekonder Çürük, kriteri ile restorasyonun yapıldıktan sonra altında yeniden çürük meydana gelip gelmediği değerlendirilir. Dental restorasyonlarının başarısızlığa uğramasında en yüksek paya sahip sebeplerden birisidir (253) ve yetişkinlere yapılan tüm operatif diş hekimliği işlemlerinin yaklaşık yarısında role sahiptir (254).

Zimmer ve ark. (240) 308 dişe Cerec 1 CAD/CAM sistemi kullanarak Dicor ve Vita Mark II bloklardan sınıf I ve sınıf II restorasyonlar yapmışlardır. Bu restorasyonlardan

takip ettikleri 226 tanesinden 5 yıl sonunda hiçbirinde sekonder çürük tespit etmediklerini bildirmişlerdir. Sjögren ve ark. (255) yaptıkları 10 yıllık takip çalışmasında CAD/CAM sistemi kullanılarak yapılan inley restorasyonların hiçbirinde sekonder çürük oluşmadığı bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada da yine CAD/CAM sistemi ile Vita Mark II ve Enamic seramikler kullanarak endodontik tedavi görmüş dişlere yapılan 101 adet onley restorasyonun takip edildiği bir klinik takip çalışmasında da restorasyonların hiç birinde 3 yıl sonunda sekonder çürük gözlenmemiştir (241).

Yapılan çalışmalarda da görüldüğü üzere CAD/CAM restorasyonlarda sekonder çürük oluşma riski çok düşüktür. Bunun sebebini restorasyonların kaviteye tam olarak uyumlu yapılabilmesi ve restorasyonlar da polimerizasyon büzülme riskinin olmaması ile ilişkilendirebiliriz. Çalışmamız kapsamında da restore edilen dişlerin hiçbirinde tüm takip sürelerinde sekonder çürük oluşumu gözlenmemiştir. Tüm gruplar % 100 başarı göstermiştir.

Fonksiyonel kuvvetler altında sağlam dişlerde kırılma sonucu diş bütünlüğünde zayıflama nadiren görülmektedir ancak kavite preparasyonu sonucu dişte oluşturulan madde kaybı dişi zayıflatıp, kırılmaya olan eğilimin artmasına sebep olmaktadır (256, 257). St-Georges ve ark.'nın (149) çalışmasında, premolar dişlerde geniş MOD restorasyon yapıldığında diş yapısının % 59 oranında zayıfladığını bildirmişlerdir. Ayrıca yapılan çalışmalarda, endodontik tedavi yapılmış dişlerin kırılma riskinin arttığı bildirilmiştir (258).

Çalışmamız kapsamında da restore edilen dişlerin hiçbirinde diş bütünlüğünde bozulma görülmemiştir. Bunda diş duvar kalınlığının en az 2 mm olduğu kaviteler hazırlanması ve vital dişleri seçmemizin etkisinin olabileceğini düşünmekteyiz.

Yapılan restorasyonların çevre dokularla uyumunun değerlendirildiği biyolojik parametreler, restorasyonun klinik başarısının uzun süre devam etmesinde önemli rol oynar (248). Biyolojik parametreler değerlendirildiğinde periodontal cevap, komşu mukozanın tepkisi ve oral, genel sağlık bakımından; 6. ayda tüm gruplardaki restorasyonlar % 100 mükemmel olarak sınıflandırılmışken 12. ayda Cerasmart grubunda bir restorasyon '4' bir restorasyonda '3' şeklinde, IPS e.max CAD grubunda iki restorasyon '3' ve Vita Enamic grubunda da iki restorasyon '3' olarak skorlanmıştır.

'4' skoru tedavi gereksinimi gerektirdiği için hasta periodontoloji kliniğine yönlendirilmiştir. Bu hastanın hamile olduğu öğrenilmiş ve hamilelik sürecindeki hormonal değişimlerin ve ağız hijyenine normalden daha az hassasiyet göstermenin böyle bir durum oluşturabileceğini düşünmekteyiz.



## 6. SONUÇLAR

1. Üç farklı materyalden üretilen indirekt restorasyonlar (Cerasmart, IPS e.max CAD, Vita Enamic) için ortalama 1 yıllık takip süresi sonucunda modifiye FDI kriterlerinin estetik özellikleri (yüzey parlaklığı, yüzey/kenar renklenmesi ve anatomik form) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Ancak renk uyumu açısından Vita Enamic ile Cerasmart ve IPS e.max CAD restorasyonları arasında anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).
2. İndirekt restorasyonlar modifiye FDI kriterlerinin fonksiyonel özellikleri (kırık ve ratansiyon kaybı, kenar uyumu, aşınma, kontak noktası ve hasta memnuniyeti) açısından değerlendirildiğinde üç grup arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ).
3. İndirekt restorasyonlar Modifiye FDI kriterlerinin biyolojik özellikleri (post-operatif hassasiyet, sekonder çürük, diş bütünlüğü ve periodontal yanıt) açısından değerlendirildiğinde gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ).

## 7. KAYNAKLAR

1. Ferrari M, Vichi A, Feilzer A. Materials and luting cements for indirect restorations. 2001.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed, 1997. Learning. 1997;10:40.
3. van Dijken JW, Höglund-Åberg C, Olofsson A. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. Journal of dentistry. 1998;26 (3):219-25.
4. Burke E, Qualtrough A. Aesthetic inlays: composite or ceramic? British dental journal. 1994;176 (2):53.
5. Beazoglou T, Eklund S, Heffley D, Meiers J, Brown LJ, Bailit H. Economic impact of regulating the use of amalgam restorations. Public Health Reports. 2007;122 (5):657-63.
6. US Food and Drug Administration (2009) Department of Health and Human Services CPDNF--N-DDCoD-tA, Reclassification of Dental Mercury, Designation of Special Controls for Dental Amalgam, Mercury, and Amalgam Alloy; Final Rule. Federal Register Vol. 74, No. 148 August 2009. Retrieved online April 10, 2018 from: <https://www.gpo.gov/fdsys/pkg/FR-2009-08-04/pdf/E9-18447.pdf>.
7. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Age of restorations at replacement in permanent teeth in general dental practice. Acta odontologica Scandinavica. 2000;58 (3):97-101.
8. Forss H, Widström E. From amalgam to composite: selection of restorative materials and restoration longevity in Finland. Acta odontologica Scandinavica. 2001;59 (2):57-62.
9. Van Nieuwenhuysen J-P, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. Journal of dentistry. 2003;31 (6):395-405.
10. Forss H, Widström E. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. Acta odontologica Scandinavica. 2004;62 (2):82-6.

11. Opdam N, Bronkhorst E, Loomans B, Huysmans M-C. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *Journal of dental research*. 2010;89 (10):1063-7.
12. Jensen SJ, Jørgensen KD. Dimensional and phase changes of dental amalgams. *European journal of oral sciences*. 1985;93 (4):351-6.
13. Okabe T, Mitchell R. Setting reactions in dental amalgam Part 2. The kinetics of amalgamation. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7 (1):23-35.
14. Lynch C, Wilson N. Managing the phase-down of amalgam: Part I. Educational and training issues. *British dental journal*. 2013;215 (3):109.
15. Alexander G, Hopcraft M, Tyas M, Wong R. Dentists' restorative decision-making and implications for an 'amalgamless' profession. Part 1: a review. *Australian dental journal*. 2014;59 (4):408-19.
16. Wilson N, Dunne S, Gainsford I. Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth: Part 2: resin composite systems. *International dental journal*. 1997;47 (4):185-93.
17. Lynch CD, Guillem SE, Nagrani B, Gilmour AS, Ericson D. Attitudes of some European dental undergraduate students to the placement of direct restorative materials in posterior teeth. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37 (12):916-26.
18. Rey R, Nimmo S, Childs GS, Behar-Horenstein LS. Curriculum time compared to clinical procedures in amalgam and composite posterior restorations in US dental schools: a preliminary study. *Journal of dental education*. 2015;79 (3):331-6.
19. H. T. Shillingburg. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 1997;3rd ed: p. s.3rd ed: p. s.:171-79.
20. Ring ME. *Dentistry: an illustrated history*: Abradale Press/Harry N. Abrams; 1985.
21. Piddock V, Qualtrough A. Dental ceramics—an update. *Journal of dentistry*. 1990;18 (5):227-35.
22. Qualtrough AJ, Satterthwaite J, Morrow L, Brunton P. *Principles of operative dentistry*: John Wiley & Sons; 2009.

23. Studer S, Wettstein F, Lehner C, Zullo T, Schärer P. Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27 (6):461-72.
24. Kaytan BR. Porselen inley ve kompozit inleynin klinik olarak karşılaştırılması (Doctoral dissertation, Ege Üniversitesi). 2002.
25. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24 (9):636-45.
26. Halaçoğlu M, Tuncer D, Arhun N. İndirek Posterior Restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.25.
27. Ausiello P, De AG, Rengo S, Davidson C. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *American journal of dentistry*. 1997;10 (5):237-41.
28. Liberman R, Ben-Amar A, Gontar G, Hirsh A. The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal loads. *Journal of oral rehabilitation*. 1990;17 (1):99-105.
29. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30 (9):873-7.
30. Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2013;5:21.
31. Küçükeşmen HC. Porselen İnley-Onleyler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*. 2011;2 (1):22-8.
32. Trushkowsky RD, Burgess JO. Complex single-tooth restorations. *Dental clinics of North America*. 2002;46 (2):341-65.
33. Garber DA, Goldstein RE. *Porcelain & composite inlays & onlays: esthetic posterior restorations*: Quintessence Chicago, IL; 1994.
34. Crispin BJ. Indirect composite restorations: alternative or replacement for ceramic? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2002;23 (7):611-4, 6, 8 passim; quiz 24.



35. Jayasooriya P, Pereira P, Nikaido T, Burrow M, Tagami J. The effect of a "resin coating" on the interfacial adaptation of composite inlays. *Operative dentistry*. 2003;28 (1):28-35.
36. Yilmaz D, Gemalmaz D. Clinical evaluation of class II Targis inlays: preliminary results after 1 year. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30 (8):855-60.
37. Hersek N, Canay S, Akça K, Ciftçi Y. Comparison of microleakage properties of three different filling materials. An autoradiographic study. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29 (12):1212-7.
38. Montes M, De Goes M, Ambrosano G, Duarte R, Sobrinho L. The effect of collagen removal and the use of a low-viscosity resin liner on marginal adaptation of resin composite restorations with margins in dentin. *Operative Dentistry-University of Washington*. 2003;28 (4):378-87.
39. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2005;17 (4):224-35.
40. Chabouis HF, Faugeron VS, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dental materials*. 2013;29 (12):1209-18.
41. Aktepe E. CAD-CAM CEREC 3 sistemiyle hazırlanan inleylerin marjinal adaptasyonlarının in vitro olarak değerlendirilmesi. 2005.
42. Brunton PA, Cattell P, Burke FT, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82 (2):167-71.
43. Durutürk L, Cetiner S, Ersoy A. Conservative applications on treatment of teeth with esthetic problem. *Ankara Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi dergisi= The Journal of the Dental Faculty of Ankara University*. 1989;16 (3):511-7.
44. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. *International dental journal*. 1998;48 (1):3-16.
45. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.

46. Artunç C. Metal porselen sistemleri üzerinde mekanik, kalitatif ve mikromorfolojik araştırmalar Doçentlik Tezi. İzmir; 1980.
47. Tuccillo JJ. Composition and functional characteristics of precious metal alloys for dental restorations. Alternatives to gold alloys in dentistry Bethesda (MD): US Department of Health, Education, and Welfare, Publication No (NIH). 1977:77-1227.
48. Skinner E, Phillips R. The science of dental materials, ed. 6. WB Saunders Company Philadelphia and London; 1967.
49. Hernández-Sierra JF, Ruiz F, Pena DCC, Martínez-Gutiérrez F, Martínez AE, Guillén AdJP, et al. The antimicrobial sensitivity of Streptococcus mutans to nanoparticles of silver, zinc oxide, and gold. Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine. 2008;4 (3):237-40.
50. Dalkız M, Beydemir B, Gökçe HS, Merkezi GDB. Değişik Materyallerden Yapılan Sabit Kuronların Dişeti Sağlığına Etkileri. Gülhane Tıp Dergisi (GTD) Gülhane Medical Journal (GMJ). 2002:378.
51. Siegrist B, Brex M, Gusberty F, Joss A, Lang N. In vivo early human dental plaque formation on different supporting substances. A scanning electron microscopic and bacteriological study. Clinical oral implants research. 1991;2 (1):38-46.
52. Arıkan S. Posterior kompozit restorasyonlar. Cumhuriyet Dent J. 2005;8 (1):1-8.
53. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147. Part IX: a comparison of the mechanical properties of several alternative metal ceramic alloys cast in clinical and research laboratories. The Journal of prosthetic dentistry. 1989;62 (2):146-53.
54. Yavuzyılmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. Gazi Üniversitesi, Ankara. 1996.
55. Zaimoğlu A, Protezler CGS. Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara; 2004.
56. Baum L, Phillips RW, Lund MR. Textbook of operative dentistry: WB Saunders Company; 1985.

57. Gregory WA, Berry S, Duke E, Dennison JB. Physical properties and repair bond strength of direct and indirect composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68 (3):406-11.
58. Duke E. The introduction of a new class of composite resins ceromers. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 1999;20 (3):246-7.
59. Ergün G, Yenisey M. Restoratif Kompozitlerin, Farklı Işık Kaynakları Kullanılarak, Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Materyaline Bağlantı Dirençlerinin İncelenmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.7 (1):29-36.
60. Applequist EA, Meiers JC. Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations. *Quintessence international*. 1996;27 (4).
61. Bott B, Hannig M. Optimizing Class II composite resin esthetic restorations by the use of ceramic inserts. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1995;7 (3):110-7.
62. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence international*. 1994;25 (10).
63. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
64. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber–reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91 (3):241-6.
65. Maloney WJ, Maloney MP. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*. 2009;58 (2):28-9.
66. 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 (2):136-43.

67. Gemalmaz D. Use of heat-pressed, leucite-reinforced ceramic on anterior and posterior onlays: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87 (2):133-5.
68. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128 (3):297-307.
69. Claus H. The structural bases of dental porcelain. *Dental Labor*. 1980;28 (10):1-8.
70. McLean JW. The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use. 1979:79-82.
71. McCormick JT, Rowland W, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. *Quintessence international*. 1993;24 (6).
72. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence international*. 2002;33 (6).
73. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5 (2):97-102.
74. WP. N. *Introduction to Metal Ceramic Technology*,. Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois,. 1992:9-10.
75. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics*, In: Volume 1. *The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*. Quintessence Publishing Co,. 1997:23-8.
76. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28 (3).
77. Helvey G. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2014;35 (1):38-43.
78. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clinical oral investigations*. 2019:1-7.

79. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90 (1):18-23.
80. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85 (1):61-6.
81. Rosentritt M, Lang R, Plein T, Behr M, Handel G. Discoloration of restorative materials after bleaching application. *Quintessence international*. 2005;36 (1).
82. Altıntaş SH. Farklı rezin simanların artık monomer salınımının in vitro şartlarda incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2007.
83. Lin WS, Ercoli C, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2012;21 (5):353-62.
84. Esquivel-Upshaw JF, Young H, Jones J, Yang M, Anusavice KJ. In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate--Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19 (4).
85. Wagner W, Chu T. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76 (2):140-4.
86. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence international*. 2002;33 (7).
87. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15 (4).
88. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics*. 2004;48 (2):513-30.
89. McLaren EA, Whiteman YY. Ceramics: rationale for material selection. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2010;31 (9):666-8.

90. Ruse N, Sadoun M. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*. 2014;93 (12):1232-4.
91. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;26:34-42.
92. Lima FF, Neto CF, Rubo JH, Santos Jr GC, Santos MJMC. Marginal adaptation of CAD-CAM onlays: Influence of preparation design and impression technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;120 (3):396-402.
93. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *dental materials*. 2011;27 (6):527-34.
94. Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth: Quintessence Chicago, Ill, USA; 1997.
95. Plant C, Thomas G. Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. *British dental journal*. 1987;163 (7):231.
96. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67 (6):859-65.
97. Giordano II RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73 (5):411-8.
98. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88 (1):4-9.
99. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*. 2010;141:10S-4S.
100. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*. 2004;7 (1):25-45.
101. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1988;117 (6):715-20.

102. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*. 2001;132 (9):1301-3.
103. Mehl A, Hickel R. A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *International journal of computerized dentistry*. 1999;2 (2):129-36.
104. Liu P-R, Isenberg BP, Felder KFL. Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *The Journal of the American Dental Association*. 1993;124 (4):59-63.
105. Karaalioğlu Agdof, Duymuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;2008 (1):25-32.
106. 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 (1):44-56.
107. Liu P-R, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2008;29 (8):482, 4, 6-8 passim.
108. McLaren E. CAD/CAM Dental technology. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2011;32 (4):73.
109. Robbins JW, & Fasbinder, D. J. . *Esthetic inlays and onlays. Fundamentals of operative dentistry 7th ed Illinois: Quintessence books publishers*. 2001:481-2. .
110. Perdigao J, Swift E, Walter R. Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 2014:114-40.
111. Burke F, Wilson N, Watts D. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Operative dentistry*. 1993;18 (6):230-6.
112. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006*.
113. Burke FT, Murray MC, Shortall AC. Trends in indirect dentistry: 6. Provisional restorations, more than just a temporary. *Dental update*. 2005;32 (8):443-52.

114. Dumfahrt H, Göbel G. Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82 (3):281-5.
115. Boberick KG, Bachstein TK. Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82 (1):90-3.
116. Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94 (2):112-7.
117. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*, Saunders. St Louis, Mo. 2003.
118. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compendium*. 1998;19 (3):307-25.
119. Lia ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81 (5):597-609.
120. 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 (2):128-33.
121. Buonocore M. Retrospections on bonding. *Dental clinics of North America*. 1981;25 (2):241.
122. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *dental materials*. 2010;26 (2):e11-e6.
123. Swift E, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International-English Edition*-. 1995;26:95-.
124. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, Dos Santos Jr J. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*: Quintessence Pub. Chicago; 2006.
125. Nicholson JW. Biologic considerations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. JB Summitt, JW Robbins, TJ Hilton, and RS Schwartz (eds.) 3rd ed. Chicago: . Quintessence Publishing Co Inc, Chicago. 2006:1-36.



126. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dental Materials*. 1997;13 (2):118-27.
127. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89 (3):268-74.
128. Crispin BJ. *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals*: Quintessence Pub Co; 1994.
129. Chen J, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Operative dentistry*. 1998;23:250-7.
130. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27 (2):103-10.
131. Söderholm K-J, Shang S-W. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *Journal of dental research*. 1993;72 (6):1050-4.
132. Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;70 (5):395-402.
133. El-Mowafy O. The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal-Canadian Dental Association*. 2001;67 (2):97-102.
134. van Dijken JW, Örmün A, Olofsson AL. Clinical performance of pressed ceramic inlays luted with resin-modified glass ionomer and autopolymerizing resin composite cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82 (5):529-35.
135. Alaçam T, Alaçam A. *İleri restorasyon teknikleri*: Polat Yayınları; 1998.
136. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81 (2):135-41.
137. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dental Materials*. 2005;21 (3):262-71.

138. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*. 1995;74 (9):1591-6.
139. Audenino G, Bresciano ME, Bassi F, Carossa S. In vitro evaluation of fit of adhesively luted ceramic inlays. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12 (4).
140. El-Mowafy O, Benmergui C. Radiopacity of resin-based inlay luting cements. *Operative dentistry*. 1994;19 (1):11-5.
141. Sorensen JA, Munksgaard EC. Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76 (5):472-6.
142. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95 (4):302-10.
143. Cura C, Saraçoğlu A, Çöttert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89 (4):394-9.
144. Anusavice K. Dental casting alloys. *Phillip's science of dental materials*. 1996:423-59.
145. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;73 (6):515-24.
146. Cheong C, King N, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay F. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: Two-step vs one-step systems. *Operative dentistry*. 2003;28 (6):747-55.
147. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dental Materials*. 2004;20 (5):463-9.
148. Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials*. 2004;20 (2):191-7.

149. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift Jr EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89 (6):551-7.
150. Shor A, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16 (1).
151. Haller B, Hassner K, Moll K. Marginal adaptation of dentin bonded ceramic inlays: effects of bonding systems and luting resin composites. *Operative Dentistry-University of Washington-*. 2003;28 (5):574-84.
152. Dalpino P, Francischone CE, Ishikiriyama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *American journal of dentistry*. 2002;15 (6):389-94.
153. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *The International journal of prosthodontics*. 2008;21 (1):53-9.
154. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clinical oral investigations*. 2010;14 (4):349-66.
155. Efes BG, Dorter C, Gomec Y. Clinical evaluation of an ormocer, a nanofill composite and a hybrid composite at 2 years. *American journal of dentistry*. 2006;19 (4):236.
156. Boushell LW, Ritter AV. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2009;21 (2):77-87.
157. Brochu J-F, El-Mowafy O. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*. 2002;68 (4):233-8.
158. Bergman MA. The clinical performance of ceramic inlays: a review. *Australian dental journal*. 1999;44 (3):157-68.

159. Uluakay M, İnan H, Yamanel K, Arhun N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *Yayın Kuralları*. 2011:895.
160. Leinfelder K, Radz G, Nash R. A report on a new condensable composite resin. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995). 1998;19 (3):230.
161. Mazer R, Leinfelder K, Russell C. Degradation of microfilled posterior composite. *Dental Materials*. 1992;8 (3):185-9.
162. Gianordoli Neto R, Santiago S, Mendonça J, Passos V, Lauris R, Navarro MFdeL. One Year Clinical Evaluation of Two Different Types of Composite Resins in Posterior Teeth. *The journal of contemporary dental practice*. 2008:026-33.
163. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. *Dental materials journal*. 2009;28 (5):620-6.
164. Dietschi D, Bindi G, Krejci I, Davidson C. Marginal and internal adaptation of stratified compomer-composite Class II restorations. *Operative dentistry*. 2002;27 (5):500-9.
165. Yamamoto T, Nakamura Y, Nishide A, Kubota Y, Momoi Y. Contraction stresses in direct and indirect composite restorations compared by crack analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2013;15 (1).
166. Lange R, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. *Operative dentistry*. 2009;34 (3):263-72.
167. Ozakar-Ilda N, Zorba YO, Yildiz M, Erdem V, Seven N, Demirbuga S. Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2013;18 (3):e521.
168. Van Dijken J. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *Journal of dentistry*. 2000;28 (5):299-306.
169. Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Manhart J, Kremers L, Kunzelmann K-H, Hickel R. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82 (4):391-7.

170. Milleding P. Microleakage of indirect composite inlays: an in vitro comparison with the direct technique. *Acta odontologica Scandinavica*. 1992;50 (5):295-301.
171. Sheth PJ, Jensen ME, Sheth JJ. Comparative evaluation of three resin inlay techniques: microleakage studies. *Quintessence international*. 1989;20 (11):831-6.
172. Peutzfeldt A, Asmussen E. A comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. *Tandlaegebladet*. 1991;95 (6):243-6.
173. Thordrup M, Isidor F, HörstedBindslev P. A one-year clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays. *European journal of oral sciences*. 1994;102 (3):186-92.
174. Hasanreîarsoğarlu U, Sönmez H, Üçtaşlı S, Wilson H. Microleakage of direct and indirect inlay/onlay systems. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23 (1):66-71.
175. Ishii N, Maseki T, Nara Y. Bonding state of metal-free CAD/CAM onlay restoration after cyclic loading with and without immediate dentin sealing. *Dental materials journal*. 2017:2016-289.
176. Collares K, Corrêa MB, Laske M, Kramer E, Reiss B, Moraes RR, Huysmans MC, Opdam NJ. A practice-based research network on the survival of ceramic inlay/onlay restorations. *Dental Materials*. 2016;32 (5):687-94.
177. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2001;3 (1).
178. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Baratieri LN. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2003;15 (6):338-52.
179. Wat P, Cheung G. Factors affecting the chance of post-operative sensitivity in indirect porcelain onlays. *Journal of dental research*. 1997.
180. Hilton T. Cavity sealers, liners, and bases: current philosophies and indications for use. *Operative dentistry*. 1996;21 (4):134-46.
181. Heitmann T, Unterbrink G. Direct pulp capping with a dentinal adhesive resin system: A pilot study. *Quintessence international*. 1995;26 (11).

182. Nasedkin JN. Ceramic inlays and onlays: update 1995. *Journal (Canadian Dental Association)*. 1995;61 (8):676-81.
183. Pae A, Lee H, Kim H-S. Effect of temperature on the rheological properties of dental interocclusal recording materials. *Korea-Australia Rheology Journal*. 2008;20 (4):221-6.
184. McCabe J, Carrick T. Rheological properties of elastomers during setting. *Journal of dental research*. 1989;68 (8):1218-22.
185. Mörmann W. The evolution of the CEREC system. *Journal of American Dental Association*. 2006:137,7-13.
186. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection*, Third edition. Quintessence publishing IncCo. 2002.
187. Tartuk BK. Digital ve Geleneksel Ölçü Yöntemleri İle Hazırlanan 3 Farklı Full Molar Kronun İnternal Uyumları ve Basma Dayanımlarının Karşılaştırılması 2016.
188. Watanabe EK, Yamashita A, Yatani H, Ishikawa K, Suzuki K. Improvement in the tensile bond strength between resin cement and dentin surfaces after temporary cement application. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11 (3).
189. Watanabe EK, Yatani H, Ishikawa K, Suzuki K, Yamashita A. Pilot study of conditioner/primer effects on resin-dentin bonding after provisional cement contamination using SEM, energy dispersive x-ray spectroscopy, and bond strength evaluation measures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83 (3):349-55.
190. Grasso CA, Caluori DM, Goldstein GR, Hittelman E. In vivo evaluation of three cleansing techniques for prepared abutment teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88 (4):437-41.
191. Leirskar J, Nordbø H. The effect of zinc oxide-eugenol on the shear bond strength of a commonly used bonding system. *Dental Traumatology*. 2000;16 (6):265-8.
192. Pop-Ciutnila IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R. Shade correspondence, color, and translucency differences between human

- dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28:S46-S55.
193. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD, Zaki AEM. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86 (6):624-31.
  194. Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;32 (2):58-72.
  195. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26 (6):382-93.
  196. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental materials journal*. 2015;34 (6):881-7.
  197. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30 (5):564-9.
  198. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*. 2013;7:118.
  199. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114 (4):587-93.
  200. Schwartz RS, S.J., Robbins, J.W., Santos, J.D. USA: Quintessence Publishing Co. 2001.
  201. Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Monteiro Júnior S. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*. 2004;13 (1):28-35.
  202. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of dentistry*. 2007;35 (4):282-8.

203. Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*. 2005;13 (2):101-9.
204. Fabianelli A, Pollington S, Papacchini F, Goracci C, Cantoro A, Ferrari M, van Noort R. The effect of different surface treatments on bond strength between leucite reinforced feldspathic ceramic and composite resin. *Journal of dentistry*. 2010;38 (1):39-43.
205. Altun B. CAD/CAM Sistemi ile Üretilen Porselen Endokronların Kırılma Dayanıklılığı Açısından Değerlendirilmesi 2016.
206. Çınar Ş. Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanan Tek Seans CAD/CAM Blokların Reçine Simanı İle Bağlantı Dayanımının İncelenmesi 2018.
207. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*. 2000;25 (4):324-30.
208. Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63 (3):295-300.
209. Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A. The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69 (6):620-3.
210. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80 (3):280-301.
211. El-Mowafy O, Rubo M, El-Badrawy W. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Operative dentistry*. 1999;24:38-44.
212. Braga RR, Ballester RY, Carrilho M. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81 (3):285-9.
213. Swift JE, Bayne S. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American journal of dentistry*. 1997;10 (4):184-8.



214. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift Jr EJ. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2010;22 (6):412-9.
215. Salza U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7 (1).
216. Christensen GJ. Should resin cements be used for every cementation? *The Journal of the American Dental Association*. 2007;138 (6):817-9.
217. Krämer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R. Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dental Materials*. 2006;22 (1):13-21.
218. Pisani-Proença J, Erhardt MCG, Amaral R, Valandro LF, Bottino MA, Del Castillo-Salmerón R. Influence of different surface conditioning protocols on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105 (4):227-35.
219. Blatz MB, Phark J-H, Ozer F, Mante FK, Saleh N, Bergler M, Sadan A. In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clinical oral investigations*. 2010;14 (2):187-92.
220. Ferracane JL, Stansbury J, Burke FJT. Self-adhesive resin cements—chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38 (4):295-314.
221. Azevedo CGS, De Goes MF, Ambrosano GMB, Chan DC. 1-Year clinical study of indirect resin composite restorations luted with a self-adhesive resin cement: effect of enamel etching. *Brazilian dental journal*. 2012;23 (2):97-103.
222. Kim J-Y, Cho G-Y, Roh B-D, Shin Y. Effect of curing mode on shear bond strength of self-adhesive cement to composite blocks. *Materials*. 2016;9 (3):210.
223. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials*. 2004;20 (10):963-71.
224. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Bonding of self-adhesive resin cements to enamel using different surface treatments: bond strength and etching pattern evaluations. *Dental materials journal*. 2010:1007220048-.

225. Baader K, Hiller K-A, Buchalla W, Schmalz G, Federlin M. Self-adhesive Luting of Partial Ceramic Crowns: Selective Enamel Etching Leads to Higher Survival after 6.5 Years In Vivo. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2016;18 (1).
226. Loguercio AD, De Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J. A new universal simplified adhesive: 36-month randomized double-blind clinical trial. *Journal of dentistry*. 2015;43 (9):1083-92.
227. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *International Journal of prosthodontics*. 2000;13 (1).
228. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international*. 2005;36 (2).
229. Lindunger A, Smedberg J-I. A retrospective study of the prosthodontic management of patients with amelogenesis imperfecta. *International Journal of Prosthodontics*. 2005;18 (3).
230. Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller K-A. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clinical oral investigations*. 1998;2 (4):161-7.
231. Tunaç UÇ, Yaşa JDFAU. CAD/CAM Sistemiyle Hazırlanan İkiYüzlü Sınıf 2 Nano Seramik Rezin inley Restorasyonların Bir Yıllık Klinik Performansının Değerlendirilmesi. <http://dfd.atauni.edu.tr>.79.
232. Aw T, Lepe X, Johnson G, Mancl L. One-year clinical evaluation of an ethanol-based and a solvent-free dentin adhesive. *American journal of dentistry*. 2004;17 (6):451-6.
233. Mjör IA. Clinical diagnosis of recurrent caries. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136 (10):1426-33.
234. Hayashi M, Wilson N. Failure risk of posterior composites with post-operative sensitivity. *Operative dentistry*. 2003;28 (6):681-8.
235. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth: a review. *Clinical oral investigations*. 2003;7 (2):63-70.

236. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;55:1-11.
237. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137 (9):1289-96.
238. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry-University of Washington-*. 2004;29:481-508.
239. van Dijken JW, Hasselrot L. A prospective 15-year evaluation of extensive dentin–enamel-bonded pressed ceramic coverages. *Dental materials*. 2010;26 (9):929-39.
240. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel C. Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. *Operative dentistry*. 2008;33 (5):484-7.
241. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin X-Y, Zhang P, Lin Z-T, Wu B-L. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119 (3):363-8.
242. Tagtekin D, Özyöneş G, Yanikoglu F. Two-year clinical evaluation of IPS Empress II ceramic onlays/inlays. *Operative dentistry*. 2009;34 (4):369-78.
243. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113 (6):623-7.
244. Lefever D, Gregor L, Bortolotto T, Krejci I. Supragingival relocation of subgingivally located margins for adhesive inlays/onlays with different materials. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2012;14 (6):561.
245. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of crowns fabricated using different CAD/CAM technologies. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24 (4):291-5.

246. Hayashi M, Tsuchitani Y, Kawamura Y, Miura M, Takeshige F, Ebisu S. Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Operative dentistry*. 2000;25 (6):473-81.
247. Taschner M, Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Rosenbusch S, Petschelt A, Kramer N. IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year. *American journal of dentistry*. 2009;22 (1):55.
248. Yıldırım Z. Farklı Yöntemlerle Ve Materyallerle Yapılan Posterior İndirekt Restorasyonların 12 Aylık Klinik Değerlendirilmesi 2016.
249. Sjögren G, Bergman M, Molin M, Bessing C. A clinical examination of ceramic (Cerec®) inlays. *Acta odontologica Scandinavica*. 1992;50 (3):171-8.
250. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder JR AD, Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *The Journal of the American Dental Association*. 1996;127 (8):1171-81.
251. Fasbinder D, Lampe K, Dennison J, Peters M, Nematollahi K. Clinical performance of CAD/CIM generated ceramic onlays (abstract 2711). *Journal of dental research*. 1999;78 (special issue):444.
252. 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 (12):1714-23.
253. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *International dental journal*. 2000;50 (6):361-6.
254. Mjör IA, Toffenti F. Secondary caries: A literature review with case reports. *Quintessence international*. 2000;31 (3).
255. Sjögren G, Molin M, Van Dijken JW. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17 (2).
256. Eakle WS, Maxwell EH, Braly BV. Fractures of posterior teeth in adults. *The Journal of the American Dental Association*. 1986;112 (2):215-8.

257. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68 (1):38-41.
258. Ricketts D, Bartlett DW. *Advanced Operative Dentistry E-Book: A Practical Approach*: Elsevier Health Sciences; 2011.



## KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU (2017 - 2018)

## KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Porselen, hibrit, kompozit bloklar kullanılarak yapılan sınıf II indirekt restorasyonların 1 yıllık klinik performansının değerlendirilmesi					
VARGA ARAŞTIRMANIN PROTOKÖL KODU							
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	BELGE ADI	Tarhi	Versiyon Numarası	Dili			
	ARAŞTIRMA PROTOKÖLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	BELGE ADI	Açıklama					
	SİGORTA						
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ						
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU						
	LAN						
	YILLIK BİLDİRİM						
	SONUÇ RAPORU						
	GÜVENLİK BİLDİRMELERİ						
DİĞER							
KARAR BİLGİLERİ	Karar No : 2017/452	Tarih : 29.09.2017					
	Yukarıda bilgileri verilen beyarı doyasız ile ilgili belgeler araştırmanın gerekliliğini göstermektedir. Araştırmanın gerekliliği, araştırmanın etik kurulun onayına sunulmuş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın yapılmasına beyarı doyasız olarak karar verilmiştir.						

## KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	İlaç ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kurumu
ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI	Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL

Unvanı / Adı Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyeti	Araştırma ile İlgili	Katılım (*)	İmza
Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Sami AYDOĞAN	Fizyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ahmet ÖZTÜRK	Halk Sağlığı	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Kemal DEMİZ	Patoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Musa KARAKÖKÇÜ	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Aydın ÜNAL	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Güven KAHRİMAN	Radyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Kemal ÖZYURT	Dermatoloji	Kıyaslı Eğitim Hast.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Emin Murat ÇANŞER	Ağ. Diş ve Çene Hastalıkları	E.Ü. Diş Hek. Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Çiğdem BİÇER	Anest. ve Rean.	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Yardı. Doç. Dr. Zafer SEZİER	Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Yardı. Doç. Dr. Gökmen ZARARSIZ	Biyoistatistik	E.Ü. Tıp Fak.	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Av. Serhat ÜSTÜNEL	Avukat	Hukuk Müşaviri	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Ecz. Şükran TERZİ	Eczacı	Serbest Eczacı	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	
Sevdet Koçer	Sivil Öye	Serbest	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	

\* Toplamda 20 kişidir.

Etik Kurul Başkanı  
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL  
İmza:

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

## KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU (2011 - KALK-30)

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Porselen, hibrit, kompozit bloklar kullanılarak yapılan sınıf II indirekt restorasyonların 1 yıllık klinik performansının değerlendirilmesi		
VARSA ARAŞTIRMANIN PROTOKOL KODU				
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU		
	AÇIK ADRES	Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Melikgazi/KAYSERİ		
	TELEFON	0 352 437 49 10 - 11		
	FAKS	0 352 437 52 85		
	E-POSTA	byancar@erciyes.edu.tr		
BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR / SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI / ADI / SOYADI	Doç.Dr. Soley Arslan		
	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi		
	KOORDİNATÖR / SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Bölümü Kayseri		
	VARSA İDARI SORUMLU UNVANI/ ADI SOYADI			
	DESTEKLEYİCİ			
	PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI (TÜBİTAK vb. gibi kaynaklardan destek alanlar için)			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ			
	ARAŞTIRMANIN FAZİ VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>	
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>	
FAZ 4		<input type="checkbox"/>		
Gözetimsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>		
Tabii cihaz klinik araştırması		<input type="checkbox"/>		
In vitro tıbbi alet cihazları ile yapılan performans değerlendirme çalışmaları		<input type="checkbox"/>		
İlaç dışı klinik araştırma		<input checked="" type="checkbox"/>		
Dğer ise belirtiniz	Uzmanlık Tezi			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEKMERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOKMERKEZ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/> ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	

Etik Kurul Başkanı  
 Ünvanı/Adı/Soyadı Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL  
 İmza:





Funda B. CIZMECİ  
 Etik Kurul Sekreteri

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

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

Adı soyadı: Burhanettin AVCI

Uyruğu: T.C.

Doğum Tarihi ve yeri: 30.05.1991, Yerköy

Email: dtburhanavci@gmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi  
A.B.D., Kayseri

### EĞİTİM

Derece	Bölüm/Program	Kurum	Yıl
Temel Eğitim	İlkokul	Sekili Osman Pekşen İlköğretim Okulu	1998-2003
		Mehmet Akif Ersoy İlköğretim Okulu	2003-2005
Orta Öğretim	Lise	Erdoğan Akdağ Anadolu Öğretmen Lisesi	2005-2009
Lisans/Y.Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Atatürk Üniversitesi	2009-2014
Uzmanlık	Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Erciyes Üniversitesi	2016-2019